

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ «КРАСНОЯРСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
ПРОФЕССОРА В.Ф. ВОЙНО-ЯСЕНЕЦКОГО» МИНИСТЕРСТВА
ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи



Соколов Максим Викторович

**Совершенствование лечения периимплантита в зависимости от типа
поверхности имплантата**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук, доцент
Фурцев Тарас Владимирович

Красноярск – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	14
1.1. Периимплантит: этиология, патогенез, современные представления о диагностике и лечении.....	14
1.2. Поверхность дентального имплантата: роль в успешной остеоинтеграции....	20
1.3. Современные подходы к воздействию на поверхность дентального имплантата при лечении периимплантита	24
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	34
2.1. Материалы и методы экспериментального исследования.....	36
2.1.1. Хемилюминесцентный анализ	39
2.1.2. Проточная цитометрия	42
2.1.3. Окрашивание клеток ализариновым красным	50
2.1.4. Сканирующая электронная микроскопия.....	51
2.1.5. Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия	56
2.2. Материалы и методы клинического исследования	59
2.2.1. Общая характеристика групп исследования	59
2.2.2. Разработанный автором способ лечения периимплантита	63
2.2.3. Методы оценки состояния тканей периимплантатной области	65
2.3. Статистические методы обработки полученных данных	71
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	72
3.1. Результаты экспериментального исследования.....	72
3.1.1. Результаты хемилюминесцентного анализа.....	72
3.1.2. Результаты проточной цитометрии.....	84
3.1.3. Результаты окрашивания клеток ализариновым красным	89
3.1.4. Результаты сканирующей электронной микроскопии	92
3.1.5. Результаты энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии	98
3.2. Результаты клинического исследования.....	104

3.2.1. Результаты лечения периимплантита с учетом типа поверхности дентального имплантата	104
3.2.2. Клинический пример лечения периимплантита с учетом типа поверхности дентального имплантата	112
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	119
ВЫВОДЫ	123
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	125
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	126
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	127
ПРИЛОЖЕНИЕ А	155

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В последние десятилетия дентальная имплантация получила широкое распространение в клинической практике и рассматривается как один из ключевых подходов к реабилитации пациентов с дефектами зубных рядов [1, 5, 7, 47, 92, 114, 117, 128, 211, 232]. Увеличение количества установленных имплантатов закономерно сопровождается ростом числа послеоперационных осложнений [12, 18, 20, 21, 48, 144, 153, 232].

Среди них периимплантит занимает особое место, поскольку его развитие связано с воспалением периимплантных тканей и прогрессирующей резорбцией костной ткани, что в ряде случаев приводит к утрате имплантата и необходимости повторного лечения [3, 9, 56, 70, 84, 94, 156, 172, 182, 216].

Одним из ключевых факторов развития периимплантита является формирование микробной биопленки на поверхности имплантата [10, 11, 30, 35, 40, 118, 138, 231]. Сложная структура биопленки и ее высокая устойчивость к внешним воздействиям затрудняют полное удаление микроорганизмов, обуславливая персистирование воспалительного процесса в периимплантных тканях [34, 35, 40, 51, 137, 176, 237]. В связи с этим результат лечения в значительной степени зависит от эффективности деконтаминации поверхности имплантата, при этом выбор конкретного метода обработки поверхности приобретает принципиальное значение.

Несмотря на значительное количество исследований, посвященных лечению периимплантита, проблема выбора оптимального метода деконтаминации поверхности имплантата остается нерешенной. Существующие способы обработки, включая механические, химические и физические воздействия, демонстрируют различную эффективность, что обусловлено сложностью удаления микробной биопленки и особенностями микрорельефа поверхности имплантатов [16, 19, 24, 27, 54, 60, 81, 98, 99, 146, 187, 194]. При этом большинство современных

исследований рассматривают эффективность методов обработки без учета типа поверхности имплантата, что ограничивает возможность их эффективного клинического применения.

Известно, что морфологические и физико-химические характеристики поверхности имплантатов, такие как степень шероховатости, пористость и химический состав, оказывают существенное влияние как на адгезию микроорганизмов, так и на процессы остеоинтеграции [8, 52, 80, 104, 113, 162, 185, 214, 229]. В то же время эти особенности могут определять и эффективность различных методов деконтаминации, что требует их учета при выборе лечебной тактики [15, 112, 126, 158, 161, 175, 203].

Существенное значение имеет оценка влияния методов деконтаминации не только на степень очистки поверхности имплантата, но и на ее биологические свойства, включая способность обеспечивать адгезию и дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток, участвующих в регенерации костной ткани, а также влияние на функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов [14, 20, 26, 33, 37, 38, 39, 69, 102, 127, 155, 188, 206].

Повышение эффективности лечения периимплантита требует разработки обоснованного дифференцированного подхода к выбору методов обработки поверхности имплантатов с учетом ее морфологических и физико-химических характеристик.

Степень разработанности темы исследования

Проблема периимплантита в настоящее время является предметом активного изучения как в отечественной, так и в зарубежной научной литературе. В многочисленных исследованиях освещены вопросы эпидемиологии, этиологии и патогенеза данного заболевания, установлена ключевая роль микробной биопленки в его развитии, а также определены основные факторы риска, влияющие на течение воспалительного процесса в периимплантных тканях. Значительное внимание

уделено разработке методов диагностики и лечения периимплантита, включая различные варианты обработки поверхности имплантатов.

Вместе с тем, несмотря на накопленный объем научных данных, результаты исследований остаются неоднозначными, а единый подход к выбору оптимального метода деконтаминации поверхности имплантата до настоящего времени не сформирован. Большинство работ посвящено оценке эффективности отдельных методов обработки без учета морфологических и физико-химических характеристик поверхности имплантатов. Недостаточно изучены вопросы влияния различных способов деконтаминации на биологические свойства поверхности имплантата, включая взаимодействие с клетками, участвующими в процессах регенерации костной ткани и воспалительного ответа.

Это определяет необходимость дальнейших исследований, направленных на разработку индивидуализированного подхода к лечению периимплантита с учетом типа поверхности имплантата, и формирует цель и задачи настоящего исследования.

Цель и задачи исследования

Цель исследования – совершенствование лечения периимплантита путем индивидуализированного подбора метода деконтаминации поверхности имплантата в зависимости от ее типа.

Задачи исследования:

1. Изучить изменения морфологии и элементного состава трех типов поверхности дентальных имплантатов после применения трех методов деконтаминации поверхности.

2. Изучить влияние трех методов деконтаминации трех типов поверхности дентальных имплантатов на функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов *in vitro*.

3. Оценить влияние трех методов деконтаминации трех типов поверхности дентальных имплантатов на количество и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток.

4. Разработать способ лечения периимплантита на основе индивидуализированного подбора метода деконтаминации поверхности имплантата в зависимости от ее типа.

5. Оценить клиническую эффективность индивидуализированного подхода к лечению периимплантита с учетом типа поверхности имплантата.

Научная новизна

Впервые изучены изменения морфологии и элементного состава поверхности дентальных имплантатов после применения трех методов деконтаминации (Er,Cr:YSGG-лазер, Air Flow с эритритолом, Vector Paro) для трех типов поверхности дентальных имплантатов (TiO₂, SLA, RBM).

Впервые проведена комплексная оценка влияния трех методов деконтаминации поверхности (Er,Cr:YSGG-лазер, Air Flow с эритритолом, Vector Paro) на функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов *in vitro* при обработке дентальных имплантатов с тремя типами поверхности (TiO₂, SLA, RBM).

Впервые установлены особенности влияния трех методов деконтаминации поверхности (Er,Cr:YSGG-лазер, Air Flow с эритритолом, Vector Paro) на количество и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток при обработке дентальных имплантатов с тремя типами поверхности (TiO₂, SLA, RBM).

Впервые разработан способ лечения периимплантита, основанный на индивидуализированном подборе метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа (Патент РФ № 2850619 от 12.11.2025).

Впервые на основании клинических данных обоснована целесообразность индивидуализированного подбора метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа.

Теоретическая и практическая значимость работы

Теоретическая значимость работы заключается в расширении представлений о влиянии различных методов деконтаминации поверхности дентальных имплантатов на клеточные механизмы воспаления и восстановления костной ткани, включая функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток. Установленные закономерности изменений морфологии и элементного состава поверхности имплантатов при различных способах деконтаминации в зависимости от типа поверхности дополняют современные представления о взаимодействии имплантата с биологической средой и механизмах восстановления остеointеграции, а также создают основу для дальнейшего развития данного направления исследований.

Практическая значимость работы определяется разработкой и обоснованием способа лечения периимплантита, основанного на индивидуализированном подборе метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа, что позволяет повысить клиническую эффективность лечения и обеспечить стабильность полученных результатов. Результаты исследования могут быть использованы при выборе тактики лечения периимплантита в клинической практике, а также послужили основой для разработки практических рекомендаций по применению индивидуализированного подхода к выбору метода деконтаминации поверхности имплантата в зависимости от ее типа.

Методология и методы исследования

Методологическую основу исследования составил комплексный подход к изучению влияния методов деkontаминации поверхности дентальных имплантатов на их биологические свойства, морфологические характеристики и клинические результаты лечения с учетом типа поверхности имплантата. Настоящее диссертационное исследование включало экспериментальный и клинический этапы.

Экспериментальный этап выполнен с использованием 132 дентальных имплантатов трех типов поверхности (TiO_2 , SLA, RBM). В работе применялись три метода деkontаминации поверхности: Er,Cr:YSGG-лазер, воздушно-абразивная обработка Air Flow с эритритолом и ультразвуковая обработка системой Vector Pargo. Оценка биологических свойств проводилась с использованием хемилюминесцентного анализа функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов, проточной цитометрии для количественной оценки мезенхимальных стволовых клеток, а также окрашивания ализариновым красным для определения остеогенной дифференцировки клеток. Морфологическая характеристика поверхности имплантатов после обработки проводилась методом сканирующей электронной микроскопии, а анализ элементного состава – методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии.

Клинический этап исследования включал лечение 48 пациентов с периимплантитом, у которых обработано 72 дентальных имплантата, с применением индивидуализированного подхода к выбору метода деkontаминации в зависимости от типа поверхности имплантата. У ряда пациентов выявлялось более одного имплантата с признаками периимплантита, в связи с чем анализ результатов лечения проводился отдельно для каждого имплантата. Оценка эффективности лечения осуществлялась на основании клинических данных на 7-е и 21-е сутки, а также через 6 и 12 месяцев после лечения с использованием специально разработанной балльной системы.

Личный вклад автора

Автором самостоятельно проведен анализ отечественной и зарубежной литературы по теме исследования, сформулированы цель и задачи исследования, разработан дизайн экспериментальной и клинической частей работы.

Экспериментальные исследования проводились при непосредственном участии автора и включали проведение хемилюминесцентного анализа функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов, оценку количества и остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток, а также морфологическую оценку и анализ элементного состава поверхности дентальных имплантатов.

Автором самостоятельно выполнен клинический этап исследования, включая обследование и лечение пациентов с периимплантитом, а также проведение оценки эффективности лечения в установленные сроки наблюдения.

Автором выполнена статистическая обработка полученных данных, проведены анализ и интерпретация результатов исследования, сформулированы выводы, основные положения диссертации и практические рекомендации, подготовлены публикации по теме исследования, а также выполнено написание и оформление диссертации и автореферата.

Автором разработан способ лечения периимплантита, защищенный патентом Российской Федерации, и база данных результатов исследований, на которую получено свидетельство о государственной регистрации.

Положения, выносимые на защиту

1. Морфологические, физико-химические и биологические свойства поверхности дентальных имплантатов после деконтаминации определяются сочетанным влиянием типа поверхности имплантата и применяемого метода обработки.

2. Выбор метода деcontаминации поверхности дентального имплантата при лечении периимплантита определяется типом поверхности: для поверхности типа TiO_2 оптимальны Er,Cr:YSGG-лазер или Vector Paro, для поверхности типа SLA – Er,Cr:YSGG-лазер, для поверхности типа RBM – Er,Cr:YSGG-лазер или Air Flow с эритритолом.

3. Применение индивидуализированного подхода к выбору метода деcontаминации поверхности дентального имплантата с учетом ее типа обеспечивает высокую клиническую эффективность лечения периимплантита.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Диссертационное исследование соответствует паспорту научной специальности 3.1.7. Стоматология, пункту 3 «Изучение проблем хирургической стоматологии с разработкой методов диагностики и лечения заболеваний челюстей и полости рта», пункту 4 «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации», пункту 7 «Изучение проблем профилактики, диагностики и лечения патологических состояний зубочелюстного аппарата с использованием зубных, челюстных, лицевых и имплантационных протезов для восстановления нарушенной функции жевания, а также эстетических норм лица», пункту 8 «Экспериментальные исследования по изучению этиологии, патогенеза, лечения и профилактики основных стоматологических заболеваний» направлений исследований.

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность результатов исследования обеспечена достаточным объемом экспериментального и клинического материала, соответствием дизайна исследования поставленным цели и задачам, а также применением современных и адекватных методов исследования. Обработка полученных данных выполнена с

использованием современных методов медицинской статистики, что обеспечивает объективность и достоверность полученных результатов.

Основные положения диссертационного исследования доложены и обсуждены на заседаниях проблемной комиссии «Стоматология. Оториноларингология. Общественное здоровье, организация и социология здравоохранения, медико-социальная экспертиза» ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России (Красноярск, 2024, 2025, 2026).

Материалы исследования представлены на следующих научно-практических мероприятиях: XIX Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные вопросы стоматологии» в рамках XIX Сибирского стоматологического форума (Красноярск, 2025); XVI Национальном фестивале имплантологии в рамках 53-й Всероссийской научно-практической конференции СтАР «Стоматология XXI века» (Москва, 2025); XX Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные вопросы стоматологии» в рамках XX Сибирского стоматологического форума (Красноярск, 2026); XIII Международном молодежном медицинском научно-образовательном форуме «Медицина будущего – Арктике» (Архангельск, 2026); X Национальном конгрессе с международным участием «Паринские чтения 2026. Перспективные вопросы хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, инновационные технологии и мультидисциплинарные решения» (Минск, 2026).

Апробация диссертации проведена на заседании профильной проблемной комиссии «Стоматология. Оториноларингология. Общественное здоровье, организация и социология здравоохранения, медико-социальная экспертиза» ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России (протокол № 88 от 15 мая 2026 года).

Публикации по теме диссертации

По результатам исследования автором опубликовано 8 работ, в том числе: 1 оригинальная научная статья в журнале, включенном в Перечень рецензируемых

научных изданий Сеченовского Университета / Перечень ВАК при Минобрнауки России, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук; 2 оригинальные научные статьи в изданиях, индексируемых в международной базе Scopus; 2 иные публикации по результатам исследования; 1 патент; 1 свидетельство о государственной регистрации базы данных; 1 публикация в сборнике материалов международной научной конференции.

Внедрение результатов исследования

Результаты диссертационного исследования внедрены в рабочую программу учебной дисциплины «Имплантология и реконструктивная хирургия полости рта» для студентов 5 курса стоматологического факультета ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, а также в рабочую программу учебной дисциплины «Имплантология» для студентов 5 курса стоматологического факультета ФГБОУ ВО Казанский ГМУ Минздрава России.

Результаты диссертационного исследования внедрены в лечебно-диагностический процесс отделения хирургической стоматологии стоматологической поликлиники ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, а также в лечебно-диагностический процесс отделения хирургической стоматологии ООО «ЛНУПЦ Медидент».

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на 155 страницах машинописного текста и состоит из введения, основной части, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений, списка литературы и приложения.

Работа содержит 29 рисунков и 15 таблиц. Список литературы включает 240 источников, из них 120 отечественных и 120 зарубежных.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Периимплантит: этиология, патогенез, современные представления о диагностике и лечении

Периимплантит относится к числу наиболее распространенных осложнений дентальной имплантации и рассматривается как хроническое воспалительное заболевание, при котором происходит поражение слизистой оболочки и формирование прогрессирующей резорбции костной ткани вокруг дентального имплантата [9, 76, 94, 118, 211, 212, 240]. Согласно данным отечественных и зарубежных исследований, периимплантит принципиально отличается от периимплантного мукозита, который характеризуется воспалением слизистой оболочки без признаков костной деструкции [45, 53, 180, 191]. Отмечается, что при периимплантите воспалительные изменения в слизистой оболочке сочетаются с рентгенологически подтвержденной убылью костной ткани, что существенно влияет на выбор лечебной тактики [6, 45]. Ряд авторов придает особое значение тому, что методы лечения, эффективные на стадии мукозита, как правило, оказываются недостаточными при периимплантите [18, 82, 88, 157].

По данным клинических наблюдений и систематических обзоров, распространенность периимплантита остается высокой, несмотря на постоянное совершенствование имплантационных систем и хирургических протоколов [4, 5, 114, 156, 160, 181, 216]. Исследователи указывают, что признаки воспалительных осложнений вокруг имплантатов выявляются у значительной доли пациентов, как в ранние, так и в отдаленные сроки после имплантации [67, 179, 215, 232]. Приведенные данные подчеркивают актуальность проблемы и свидетельствуют о том, что развитие периимплантита обусловлено не только техническими аспектами имплантации, но и комплексом биологических и клинических факторов [92, 106, 172, 198]. При этом большинство авторов сходятся во мнении, что одним из ключевых факторов в развитии воспалительного процесса является бактериальная биопленка, формирующаяся на поверхности имплантата [34, 50, 67, 92, 196].

Микробная биопленка представляет собой организованное сообщество микроорганизмов, обладающее выраженной устойчивостью к механическим и химическим воздействиям [30, 40, 107, 152]. В исследовании Богачевой Н. В. и соавт. (2022) показано, что в составе биопленки присутствуют как представители условно-патогенной микрофлоры полости рта, так и пародонтопатогенные микроорганизмы с высокой вирулентностью [10]. Наблюдается, что формирование биопленки на поверхности имплантата происходит в короткие сроки и сопровождается адгезией микроорганизмов не только к поверхности имплантата, но и к прилежащим супраструктурам [10, 11, 35, 176]. При этом некоторые авторы указывают, что особенности микроструктуры поверхности, такие как пористость и шероховатость, обеспечивающие благоприятные условия для остеоинтеграции, могут одновременно способствовать адгезии микроорганизмов и последующему формированию устойчивой биопленки [10, 11, 35, 38, 138].

Существенное значение в развитии периимплантита придается индивидуальным особенностям пациента и сопутствующим клиническим факторам [58, 65, 71, 93, 95, 153, 221]. Во многих исследованиях пародонтит выделяется как один из ведущих факторов риска. Установлено, что у пациентов с генерализованным пародонтитом существует более высокий риск возникновения воспалительных осложнений в периимплантатных тканях [3, 66, 108]. В работе Орлова А. А. и соавт. (2023) курение также выступает как значимый фактор риска, поскольку оно сопровождается нарушением микроциркуляции, снижением локальной иммунной защиты и замедлением репаративных процессов [61].

Особое внимание в исследовании Лебедевой С. А. и соавт. (2025) уделяется влиянию системных заболеваний в декомпенсированной форме, прежде всего сахарного диабета [46]. Исследователи фиксируют, что при недостаточном контроле уровня гликемии создаются неблагоприятные условия для заживления тканей и поддержания стабильности периимплантатных структур, что способствует развитию воспалительных осложнений [46].

Наряду с общими факторами риска, в исследовании Раджабова Н. Р. и соавт. (2025) подчеркивается значение локальных аспектов имплантации и последующего

ортопедического этапа лечения [17]. К ним авторы относят конструктивные особенности имплантата, его расположение в полости рта, тип используемого абатмента, особенности ортопедической конструкции и ее фиксации. Отмечается, что тип и структура поверхности имплантата, его положение в альвеолярной кости, а также конфигурация ортопедической конструкции могут формировать зоны, затрудненные для адекватной гигиены [17].

Также результаты исследования Garzon Н. и соавт. (2018) показывают, что наличие ортопедических реставраций, фиксированных с использованием цемента, нередко сопровождается сохранением остатков материала в глубоких участках периимплантатной области, что создает условия для микробной колонизации [220]. Кроме того, негерметичность соединения между имплантатом и абатментом, чрезмерная глубина установки имплантата и неблагоприятный профиль ортопедической конструкции характеризуются авторами как дополнительные факторы, способствующие адгезии микробной биопленки и затрудняющие ее удаление [220].

Отдельные авторы акцентируют внимание на значении особенностей хирургического этапа имплантации, указывая, что нарушение протокола имплантации, недостаточная первичная стабильность имплантата и чрезмерный нагрев костной ткани при формировании ложа способствуют развитию воспалительных осложнений за счет нарушения адаптации мягких тканей, снижения герметичности периимплантатной зоны и создания предпосылок для микробной колонизации [93, 108, 109, 213].

Анализ литературных данных свидетельствует о том, что периимплантит является многофакторным заболеванием, развитие которого связано с микробной контаминацией поверхности имплантата на фоне сочетанного влияния местных и системных предрасполагающих условий, которые определяют особенности последующего течения воспалительного процесса и лежат в основе патогенетических механизмов, приводящих к поражению периимплантатных тканей.

В современной научной литературе патогенез периимплантита рассматривается как сложный многоэтапный процесс, обусловленный взаимодействием микробных факторов и ответных реакций организма [33, 55, 56]. Многие исследователи сходятся во мнении, что ключевым пусковым механизмом воспалительного процесса является формирование и персистенция микробной биопленки на поверхности имплантата и прилежащих супраструктурах [10, 11, 35].

Ng E. и соавт. (2024), а также Belibasakis G. N. и соавт. (2021) в экспериментах доказали, что биопленка, формирующаяся при периимплантите, по своему микробному составу и патогенным свойствам во многом сходна с биопленкой, характерной для хронического пародонтита, однако обладает рядом особенностей, обусловленных отсутствием периодонтальной связки [121, 137]. Авторами прослеживается, что отсутствие физиологического барьера в виде периодонтальной связки способствует более быстрому распространению воспалительного процесса в глубже лежащие ткани [121, 137].

Согласно результатам исследований, проведенных Головки А. И. и соавт. (2022), а также Song L. и соавт. (2022) первичная адгезия микроорганизмов к поверхности имплантата сопровождается активацией врожденных механизмов иммунной защиты, прежде всего нейтрофилов и макрофагов [20, 231]. Авторами доказано, что уже на ранних этапах формирования воспаления в периимплантатных тканях наблюдается выраженная инфильтрация нейтрофильными гранулоцитами, которые играют ключевую роль в неспецифической противомикробной защите [20, 231].

Проанализировав данные, представленные в работах различных авторов, можно заключить, что активация нейтрофилов сопровождается усиленной продукцией активных форм кислорода, направленных на элиминацию микроорганизмов [13, 39, 102, 103]. Вместе с тем, при длительном и неконтролируемом воспалительном процессе избыточное образование активных форм кислорода рассматривается как один из факторов повреждения окружающих тканей [32, 103]. В исследовании Wang M. и соавт. (2024) показана связь между дисбалансом прооксидантных и антиоксидантных систем и развитием

оксидативного стресса, усугубляющего воспалительные изменения в периимплантатной зоне [234].

Анализ результатов исследований, посвященных клеточным механизмам воспаления, свидетельствует о том, что макрофаги наряду с нейтрофилами активно участвуют в поддержании хронического воспалительного процесса [55, 79, 102]. Установлено, что макрофаги продуцируют широкий спектр провоспалительных цитокинов, включая интерлейкины и фактор некроза опухоли, что способствует поддержанию воспалительной реакции и активации остеокластогенеза [12, 102].

Указывая на особенности патогенеза периимплантита, Варданян А. Р. и соавт. (2016) в своем исследовании обращают внимание на ключевую роль медиаторов воспаления в развитии и прогрессировании резорбции костной ткани [12]. Повышение уровня провоспалительных цитокинов ассоциировано с активацией остеокластов и нарушением баланса между процессами костеобразования и костной резорбции, следствием чего является прогрессирующая утрата костной ткани вокруг имплантата [12].

Одновременно с этим в литературе подчеркивается, что выраженность воспалительных и деструктивных изменений при периимплантите варьирует у разных пациентов и во многом определяется характером иммунной реактивности организма, а также влиянием системных и локальных предрасполагающих факторов [39, 70, 84]. При сочетании микробной нагрузки с нарушением местных защитных механизмов формируются условия для персистенции воспалительного процесса, вследствие чего периимплантатные ткани становятся более восприимчивыми к развитию хронического воспаления и прогрессирующей костной деструкции [56].

Таким образом, вариабельность выраженности воспалительных и деструктивных изменений при периимплантите, обусловленная индивидуальными особенностями иммунного ответа и наличием сопутствующих факторов риска, определяет необходимость комплексной и объективной оценки состояния периимплантатных тканей. В этой связи в современной литературе особое значение придается диагностике периимплантита, позволяющей установить стадию

заболевания, характер поражения тканей и обосновать выбор рациональной лечебной тактики [87, 116, 197].

В научной литературе отмечается, что эффективность лечения периимплантита во многом определяется своевременностью и точностью диагностики, позволяющей объективно оценить характер и степень поражения периимплантатных тканей [85, 116, 144]. Диагностика данного заболевания основывается на комплексной оценке клинических и рентгенологических данных, при этом ключевое значение придается измерению стабильности имплантата, выявлению признаков воспаления мягких тканей, наличию кровоточивости или гнойного отделяемого, а также рентгенологически подтвержденной прогрессирующей резорбции костной ткани вокруг имплантата [43, 83, 218].

По мнению Маммаева И. Р. и соавт. (2025) на начальных стадиях заболевания консервативное лечение может быть направлено на стабилизацию воспалительного процесса и сохранение имплантата, тогда как при выраженной резорбции костной ткани его возможности существенно ограничены [49].

Анализ научной литературы демонстрирует, что современные подходы к лечению периимплантита базируются на принципах этиотропной и патогенетически обоснованной терапии [21, 89, 97, 182]. Многие исследователи сходятся во мнении, что главной задачей лечения является устранение микробного фактора, поддерживающего воспалительный процесс, прежде всего за счет эффективной деконтаминации поверхности имплантата [44, 78]. При этом сохранение морфологических и физико-химических характеристик поверхности имплантата имеет принципиальное значение для создания условий, благоприятных для повторной остеоинтеграции [44, 128].

В то же время в литературе указывается на сложность достижения полноценной деконтаминации поверхности имплантата, что обусловлено особенностями ее микроструктуры, наличием резьбы и труднодоступных участков [90, 91]. Ozgu I. и соавт. (2025) считают, что агрессивное воздействие на поверхность имплантата может приводить к ее повреждению и ухудшению биосовместимости, тогда как недостаточная очистка способствует сохранению

микробной биопленки и переходу воспалительного процесса в хроническую форму [208]. В этой связи авторы отмечают отсутствие универсального метода лечения периимплантита, одинаково эффективного во всех клинических ситуациях [208].

Особое внимание в своем исследовании Garaicoa-Pazmino С. и соавт. (2021) уделяли необходимости индивидуализированного подхода к лечению периимплантита, учитывающего клиническую картину заболевания, степень костной деструкции, общее состояние пациента, а также характеристики поверхности дентального имплантата [185]. По мнению исследователей именно свойства поверхности имплантата во многом определяют особенности формирования микробной биопленки и чувствительность поверхности к различным методам обработки, что является одним из ключевых факторов при выборе лечебной тактики и определяет актуальность изучения роли поверхности имплантата в процессах остеоинтеграции и лечении периимплантита [185].

1.2. Поверхность дентального имплантата: роль в успешной остеоинтеграции

Остеоинтеграция дентального имплантата рассматривается как сложный биологический процесс, включающий последовательное формирование прямого структурного и функционального контакта между поверхностью имплантата и костной тканью [7, 47, 178, 209, 226].

Дубова Л. В. и соавт. (2017) в своем исследовании относят поверхность дентального имплантата не только к конструктивным элементам, обеспечивающим механическую фиксацию в костной ткани, но и к функционально значимым факторам, определяющим характер взаимодействия имплантата с окружающими тканями [23]. Именно свойства поверхности, по мнению авторов, во многом определяют условия для адгезии клеток, формирования костного матрикса и дальнейшего течения процессов остеоинтеграции [23].

В современной литературе под характеристикой поверхности дентального имплантата подразумевается совокупность морфологических, физико-химических и биологических свойств, формирующихся в результате технологической

обработки материала имплантата на этапе производства и сохраняющихся в процессе клинической эксплуатации [15, 63, 80, 235]. Многие исследователи обращают внимание на то, что поверхность имплантата представляет собой структуру с различными уровнями организации, включающими макро- и микроструктурные элементы, каждый из которых вносит вклад в формирование биологического ответа окружающих тканей [15, 22, 62].

Макроструктура поверхности определяется общей формой имплантата, геометрией резьбы и конфигурацией его тела и оказывает влияние преимущественно на механическую стабильность и распределение функциональной нагрузки в костной ткани [26, 101, 204]. Вместе с тем в литературе большое значение в биологических процессах остеоинтеграции придается микроструктуре поверхности, включающей параметры шероховатости, пористости и пространственной организации микронеровностей [184, 228]. Именно микроструктура поверхности, отражающая особенности ее микротопографии, рассматривается Zhang Y. и соавт. (2018) как один из ключевых факторов, определяющих особенности взаимодействия клеток с поверхностью имплантата [148].

Помимо морфологических характеристик, существенную роль играют физико-химические свойства поверхности имплантата, прежде всего ее элементный состав и состояние поверхностного слоя [2, 126, 140, 223]. Известно, что данные параметры формируются на этапе заводской обработки, однако могут значительно изменяться в процессе функционирования имплантата в полости рта [186, 239]. Наличие технологических примесей, а также микробная контаминация в условиях периимплантита, по мнению Noronha Oliveira M. и соавт. (2018), приводят к изменению состояния поверхностного слоя имплантата и характера его взаимодействия с окружающими тканями, что может негативно отражаться на биосовместимости поверхности и эффективности процессов остеоинтеграции [141].

В контексте клеточных механизмов остеоинтеграции особое внимание в литературе уделяется роли мезенхимальных стволовых клеток (МСК), которые

выступают как основной источник остеогенных клеток в зоне имплантации [37, 127, 155, 206, 210]. Рядом авторов обнаружено, что характеристики поверхности имплантата оказывают влияние на адгезию МСК, их пролиферативную активность и степень остеогенной дифференцировки [14, 166, 205]. Подчеркивается, что особенности микроструктуры и физико-химического состояния поверхности способны опосредованно регулировать поведение МСК, создавая условия для их вовлечения в процессы формирования новой костной ткани [139, 159, 207].

При развитии периимплантита поверхность дентального имплантата оказывается в принципиально иных биологических и физико-химических условиях по сравнению с исходным состоянием в условиях нормального функционирования [52, 113]. Сагсуас О. и соавт. (2014) утверждают, что воспалительный процесс сопровождается формированием микробной биопленки, отложением органических и неорганических компонентов, а также воздействием воспалительного экссудата, что приводит к изменению состояния поверхностного слоя имплантата и нарушению исходных условий его взаимодействия с окружающими тканями [142]. Авторами выявлено, что данные процессы способны ухудшать биосовместимость поверхности и снижать ее потенциал к повторной остеоинтеграции, в том числе за счет неблагоприятного влияния на остеогенную активность клеток [142].

Согласно последним данным, микротопография поверхности, изначально сформированная с целью обеспечения благоприятных условий для остеоинтеграции, одновременно может способствовать адгезии микроорганизмов, а наличие микронеровностей и труднодоступных участков создает условия для длительного присутствия микроорганизмов и затрудняет эффективную деконтаминацию поверхности в процессе лечения [42, 112, 113]. В результате этого поверхность имплантата утрачивает свойства, способствующие адгезии остеогенных клеток и восстановлению остеоинтеграции [96, 188].

Сегодня в экспериментальных исследованиях рассматриваются подходы, направленные на модификацию поверхности дентальных имплантатов с целью улучшения остеоинтеграции и регуляции клеточного ответа в условиях воспаления [1, 8, 31, 99, 224]. Значительное внимание уделяется разработке функциональных

покрытий, обладающих иммуномодулирующими и про-остеогенными свойствами [130, 135, 183]. Показано, что нанесение композитных покрытий, содержащих противовоспалительные препараты в сочетании с биodeградируемыми полимерными носителями, позволяет локально воздействовать на воспалительный процесс и одновременно стимулировать остеогенную активность клеток [135, 163]. В частности, в работе You Y. и соавт. (2022) описано применение покрытий на основе аспирина и полимолочно-гликолевой кислоты, способных модулировать поляризацию макрофагов и повышать активность остеобластов, что способствует усилению процессов остеоинтеграции [135].

Наряду с этим, в ряде исследований описываются подходы, основанные на модификации элементного состава поверхности имплантатов [64, 202]. Например, в результатах эксперимента Yu Y. и соавт. (2017) указывается, что легирование поверхности ионами магния и цинка может оказывать стимулирующее влияние на поведение МСК и процессы остеогенеза [200]. Отдельное направление исследований связано с применением покрытий, содержащих соединения кальция и фосфора, имитирующих минеральный состав костной ткани, которые также способны стимулировать остеогенную дифференцировку МСК [54, 110].

Вместе с тем большинство авторов констатирует, что несмотря на обнадеживающие результаты экспериментов, методы функциональной модификации поверхности имплантатов в настоящее время остаются преимущественно на доклинической стадии изучения [64, 110, 130, 163, 183]. Их широкое клиническое применение ограничено сложностью технологической реализации, отсутствием стандартизированных протоколов и недостаточной доказательной базой [8, 99, 135].

В этой связи сохраняется актуальность поиска клинически применимых и безопасных методов воздействия на поверхность имплантата, позволяющих эффективно сочетать деконтаминацию поверхности с сохранением ее свойств, необходимых для повторной остеоинтеграции.

1.3. Современные подходы к воздействию на поверхность дентального имплантата при лечении периимплантита

Известно, что периимплантит относится к заболеваниям инфекционно-воспалительной природы, что обуславливает необходимость применения антимикробной и противовоспалительной терапии [9, 11, 34, 55, 82, 88, 138, 152]. К основным задачам лечения относят снижение микробной нагрузки, купирование воспалительного процесса, а также создание условий для стимулирования остеогенеза и поддержания остеоинтеграции [6, 21, 40, 56, 82, 89, 144].

В клинической практике при лечении периимплантита широко применяются антибактериальные препараты и противовоспалительные средства, нередко в сочетании с местной антисептической обработкой [44, 122, 157, 182]. Однако анализ данных научной литературы показывает, что использование исключительно медикаментозной терапии во многих случаях оказывается недостаточным для достижения устойчивого клинического эффекта [115, 154, 237]. В этой связи особое значение приобретает изучение эффективности различных методов обработки поверхности имплантатов, направленных на устранение микробного субстрата и повышение результативности лечения периимплантита.

Механические методы обработки поверхности дентальных имплантатов относятся к числу наиболее ранних и широко применяемых подходов в лечении периимплантита [91, 111, 117, 169]. Их использование основано на прямом физическом и механическом воздействии на поверхность имплантата с целью удаления микробной биопленки, минерализованных отложений и грануляционной ткани [165, 169]. К механическим методам обработки относят применение алмазных и твердосплавных боров, никель-титановых и титановых щеток, ручных металлических инструментов, а также пластиковых кюрет [165, 230].

Анализ данных научной литературы свидетельствует о том, что механические методы обработки поверхности имплантатов обладают ограниченной эффективностью при лечении периимплантита [112, 165, 169, 208]. Применение ручных и вращающихся инструментов позволяет лишь частично

удалить микробную биопленку и загрязнения с доступных участков поверхности, при этом сложная геометрия имплантатов, наличие резьбы, микронеровностей и труднодоступных зон препятствуют полноценной деконтаминации [112, 161, 230].

По данным систематического обзора литературы, проведенного Hart I. и соавт. (2024), существенным ограничением механических методов является их агрессивное воздействие на макро- и микроструктуру поверхности имплантата: использование алмазных боров, металлических щеток и других жестких инструментов сопровождается сглаживанием шероховатости, повреждением резьбы и выраженным изменением исходных характеристик поверхностного слоя [161]. Подобные изменения носят необратимый характер и могут приводить к снижению биосовместимости поверхности, ухудшению условий для адгезии клеток и ограничению возможности повторной остеоинтеграции [161].

Кроме того, в литературе имеются данные о том, что выраженность повреждений поверхности имплантата при механической обработке во многом определяется ее исходными характеристиками [15, 214, 229]. De Lauretis A. и соавт. (2025) отмечают, что имплантаты с выраженной шероховатостью и значительной пористостью в наибольшей степени подвержены неблагоприятному воздействию механических инструментов, поскольку именно данные параметры поверхности изначально формируются для усиления взаимодействия имплантата с костной тканью [229]. Авторами установлено, что при механической обработке таких поверхностей происходит более выраженное нарушение структуры поверхностного слоя по сравнению с имплантатами с гладкой поверхностью [229].

Отдельное внимание в научных публикациях уделяется проблеме вторичного загрязнения поверхности имплантата при механической обработке [42, 126, 158, 193]. В результатах эксперимента, проведенного Alabbad M. и соавт. (2025) указывается, что использование абразивных инструментов может сопровождаться внедрением посторонних частиц с поверхности самих инструментов в поверхностный слой имплантата, что дополнительно ухудшает его биологические свойства и может способствовать поддержанию воспалительного процесса [126].

На основании анализа данных литературы можно сделать вывод о том, что механические методы обработки поверхности имплантатов обладают ограниченной эффективностью и сопровождаются выраженным риском повреждения макро- и микроструктуры поверхности. Подобные изменения могут неблагоприятно отражаться на биологических свойствах поверхности и условиях для ее последующего взаимодействия с окружающими тканями. В этой связи в научных публикациях подчеркивается актуальность применения более щадящих методов обработки поверхности имплантатов при лечении периимплантита. Одним из таких подходов, получивших распространение в клинической практике, является использование ультразвуковых методов обработки поверхности имплантатов.

Ультразвуковые методы обработки обладают рядом преимуществ по сравнению с традиционными механическими инструментами [19, 59, 81, 119, 227]. В своем исследовании Комарова Н. Г. (2020) фиксирует меньшую травматичность воздействия на поверхность имплантата, что имеет принципиальное значение при работе с имплантатами, обладающими выраженной микротопографией [41]. Снижение силы прямого контакта между инструментом и поверхностью имплантата относится к числу факторов, уменьшающих риск грубого повреждения микроструктуры и сглаживания рельефа поверхности [41].

Особое место среди ультразвуковых систем занимает аппарат Vector Paro, широко используемый в стоматологической практике для атравматичного лечения пародонтита, гингивита и других воспалительных заболеваний тканей пародонта, а также для проведения профессиональной гигиены полости рта [28, 69, 170, 236]. Согласно данным Sahrman P. и соавт. (2021), при использовании специальных насадок, режимов работы и рабочих суспензий данная система может применяться и для обработки поверхности дентальных имплантатов при лечении периимплантита [136]. При этом выявлено, что при использовании щадящих режимов ультразвуковой обработки удается достичь частичной деконтаминации поверхности без выраженного повреждения ее микроструктуры [136]. В качестве рабочей среды могут применяться антисептические и полирующие суспензии, что,

по мнению Очеретяны С. О. (2021), расширяет возможности воздействия на микробную биопленку при относительной сохранности исходных характеристик поверхности имплантата [68].

В научных публикациях также указывается, что ультразвуковые методы обработки, как правило, применяются в составе комплексных лечебных протоколов и редко рассматриваются как самостоятельный универсальный метод лечения периимплантита [19, 41, 81, 170]. Их эффективность во многом определяется сочетанием с антисептической обработкой, медикаментозной терапией и другими методами воздействия на поверхность имплантата [19, 119, 136].

Вместе с тем данные некоторых исследований свидетельствуют о том, что ультразвуковые методы обработки поверхности имплантатов, обладая рядом преимуществ, все же не во всех клинических ситуациях обеспечивают достаточную эффективность удаления микробной биопленки и минерализованных отложений, особенно в труднодоступных участках поверхности имплантата [36, 68, 225].

В этой связи наряду с ультразвуковыми методами исследователями описываются и другие подходы к обработке поверхности, каждый из которых имеет собственные показания к применению, преимущества и ограничения. Одним из таких методов является воздушно-абразивная обработка поверхности дентальных имплантатов, получившая широкое распространение в клинической практике и экспериментальных исследованиях.

Метод воздушно-абразивной обработки основан на направленной подаче струи воздуха и воды с добавлением абразивного порошка, что позволяет эффективно воздействовать на микробную биопленку и поверхностные отложения, локализованные на резбовых элементах и микронеровностях поверхности [16, 60, 100, 149, 219]. Как следует из работ Мукимова О. А. и соавт. (2018), данный метод обеспечивает возможность обработки труднодоступных участков имплантата при минимальном механическом контакте с поверхностью, что выгодно отличает его от традиционных механических способов обработки [57].

На ранних этапах развития воздушно-абразивных технологий в стоматологической практике применялись порошки на основе бикарбоната натрия, характеризующиеся сравнительно крупным размером частиц [120, 146, 187]. По данным исследования Яруновой В. А. (2017), средний размер частиц бикарбоната натрия составляет порядка 60–70 мкм [120]. Данные порошки изначально использовались преимущественно для профессиональной гигиены полости рта и очистки поверхностей зубов [120]. Одновременно с этим в патенте Перовой М. Д. и соавт. (2000) было предложено использование водно-воздушной струи с добавлением бикарбоната натрия в терапии периимплантита с последующей обработкой костной полости раствором гипохлорита натрия [72].

В дальнейшем в связи с расширением возможностей воздушно-абразивных систем и их применением в пародонтологии и имплантологии были разработаны порошки с меньшим размером частиц [27, 146, 219]. Так, по данным Земсковой Т. С. и соавт. (2015), глициновые порошки имеют размер частиц около 20–30 мкм, порошки на основе эритритола – порядка 14 мкм [27]. Согласно данным авторов, уменьшение размера частиц позволило расширить возможности применения воздушно-абразивной обработки в области мягких тканей и на поверхности дентальных имплантатов, а также повысить контролируемость воздействия при работе в периимплантатной зоне [27].

В работе Ореховой Л. Ю. и соавт. (2019) выявлено, что применение воздушно-абразивных систем с использованием порошка на основе глицина или эритритола позволяет эффективно удалять микробную биопленку и патологические ткани с поверхности имплантата без выраженного изменения структуры поверхностного слоя [100]. Особое значение при этом имеет способность данных систем обрабатывать участки резьбы и зоны с выраженной микротопографией, где эффективность механических и ультразвуковых методов может быть ограничена [100].

Отдельное внимание уделяется использованию специализированных имплантологических насадок, обеспечивающих направленную подачу абразивной струи вдоль поверхности имплантата [149, 174, 219]. По данным ряда

исследований, применение таких насадок способствует более равномерному распределению абразива и снижает риск неконтролируемого воздействия на окружающие ткани, что повышает безопасность метода при лечении периимплантита [173, 174, 175].

В то же время в литературе подчеркивается, что эффективность воздушно-абразивной обработки во многом определяется выбором абразивного порошка, параметрами давления, расстоянием до поверхности имплантата и временем воздействия [16, 149, 187, 219]. В исследовании Зайнуллиной Л. И. и соавт. (2023) отмечается, что при несоблюдении оптимальных режимов возможно повреждение поверхностного слоя имплантата, особенно при работе с поверхностями, обладающими анодированным оксидным покрытием [16].

На этом фоне в научных публикациях все чаще рассматриваются альтернативные и дополнительные методы деkontаминации поверхности, среди которых особое внимание уделяется применению лазерных технологий, позволяющих воздействовать на микробную биопленку с высокой точностью и минимальным механическим контактом с поверхностью имплантата.

Интерес к лазерным методам связан с их выраженным антисептическим эффектом, обусловленным термическим фактором, а также возможностью контролируемого влияния на поверхность имплантата без прямого механического контакта [51, 98, 105, 124, 203, 238]. Использование лазеров, по мнению Жековой А. А. и соавт. (2022), позволяет воздействовать как на микробную биопленку, так и на патологически измененные ткани периимплантатной зоны, что делает данные методы перспективными в комплексной терапии периимплантита [25]. При этом авторами обращается внимание на то, что выраженность антимикробного эффекта во многом зависит от выбранных параметров излучения лазера, включая мощность, режим работы и длительность воздействия [25]. Неправильная настройка параметров может сопровождаться избыточным тепловым воздействием, что повышает риск повреждения окружающих тканей и изменения характеристик поверхности имплантата [25].

В зависимости от длины волны, физических характеристик лазерного излучения и механизма его взаимодействия с тканями, в стоматологической практике применяются различные типы лазеров, включая неодимовые, диодные, углекислотные и эрбиевые лазерные системы [51, 105, 125, 201].

Особое место среди лазерных систем, применяемых при лечении периимплантита, занимают твердотельные лазеры, легированные ионами эрбия [51, 150, 168]. В ряде экспериментальных и клинических исследований показано, что данные лазерные системы характеризуются высокой эффективностью в удалении микробной биопленки, минерализованных отложений и грануляционной ткани при минимальном термическом воздействии на титановую поверхность имплантата и окружающие ткани [14, 113, 150, 168].

Наряду с эрбиевыми лазерами, в научной литературе описывается применение диодных и неодимовых лазеров при лечении периимплантита [51, 73, 129, 194, 217]. Экспериментальное исследование Тарасенко С. В. и соавт. (2019) и систематический обзор литературы Mattar Н. и соавт. (2021) свидетельствуют о наличии у данных лазерных систем выраженного антимикробного и коагулирующего эффекта, что обусловлено особенностями их взаимодействия с пигментированными тканями и микроорганизмами [51, 194]. Вместе с тем авторы обоих исследований указывают на то, что излучение диодных и неодимовых лазеров обладает низкой избирательностью по отношению к титану, что может сопровождаться интенсивным поглощением энергии и локальным нагревом поверхности имплантата, в связи с чем их использование для непосредственной обработки поверхности является ограниченным [51, 194].

Также в литературе широко обсуждается, что эффект от воздействия лазерного излучения на поверхность дентального имплантата зависит от особенностей ее структуры и состава [104, 131, 162, 164]. Giannelli М. и соавт. (2017) приводят данные о том, что при применении лазерных систем на имплантатах с оксидным покрытием возможно изменение состояния данного поверхностного слоя, включая локальную перестройку его структуры, изменение толщины и степени оксидации, а также вариабельность химического состояния

оксидной пленки в отдельных участках [162]. Подобные изменения могут отражаться на биологических свойствах поверхности и ее взаимодействии с окружающими тканями [162]. Это свидетельствует о том, что лазерные методики обработки поверхности имплантатов демонстрируют различную эффективность в зависимости от типа поверхности.

Отдельного внимания заслуживает вопрос доступности лазерных технологий в клинической практике. В ряде публикаций представлены данные о том, что высокая стоимость лазерных установок, а также расходных материалов и сервисного обслуживания существенно ограничивает их широкое внедрение [124, 189, 190, 238]. В результате применение лазерных методов лечения периимплантита чаще всего сосредоточено в специализированных клиниках и центрах с высоким уровнем технического оснащения, что снижает их доступность для повсеместной стоматологической практики [25, 134, 190].

Таким образом, лазерные методы обработки поверхности дентальных имплантатов характеризуются высокой эффективностью и перспективностью в лечении периимплантита, обладая рядом клинических преимуществ. Вместе с тем анализ литературных данных позволяет заключить, что их применение требует строгого контроля параметров воздействия, учета типа поверхности имплантата и клинической ситуации, а также не лишено ограничений, связанных с технической сложностью и экономической доступностью.

Наряду с физическими методами обработки поверхности имплантатов, в научной литературе описываются и другие подходы, применяемые при лечении периимплантита, которые, как правило, выступают в качестве вспомогательных методов. К таким методам относят фотодинамическую терапию, использование местных антисептических средств, а также различные системы локальной доставки лекарственных препаратов [29, 77, 147, 167, 222]. Отмечается, что данные подходы направлены преимущественно на снижение микробной нагрузки и воспалительного процесса в периимплантатных тканях [48, 167].

Фотодинамическая терапия основана на применении фотосенсибилизаторов в сочетании с источником света определенной длины волны, что приводит к

образованию активных форм кислорода и гибели микроорганизмов [123, 132, 133, 143]. В исследовании Chambrone L. и соавт. (2018) показано, что данный метод способен эффективно снижать количество патогенной микрофлоры в периимплантатной зоне [143]. Однако авторами подчеркивается, что фотодинамическая терапия не обеспечивает полного удаления микробной биопленки с поверхности имплантата, в связи с чем рассматривается преимущественно как дополнительный метод в составе комплексного лечения периимплантита [143].

К вспомогательным методам также относят применение антисептических растворов, гелей, а также локальных систем доставки антибактериальных и противовоспалительных препаратов [74, 192, 195, 199, 233]. Данные средства могут способствовать временному снижению степени микробной контаминации и выраженности воспалительной реакции [171, 233]. Отмечается, что снижение микробной нагрузки и купирование воспалительного процесса создают предпосылки для активации репаративных механизмов, однако не обеспечивают полноценного восстановления утраченной костной ткани [2, 33, 35, 148].

В связи с этим многими исследователями разрабатываются стратегии лечения, направленные на усиление остеогенной активности и стимуляцию процессов остеогенеза [2, 151, 177, 205]. Преимущественно в экспериментальных и доклинических исследованиях обсуждаются возможности расширения потенциала локальных систем доставки веществ за счет включения биологически активных молекул, регулирующих остеогенез и процессы костной регенерации [151, 177]. Например, в работе Che Z. и соавт. (2024) описаны передовые методы локальной доставки факторов роста костной ткани посредством модифицированных титановых покрытий, обеспечивающих контролируемое высвобождение сигнальных белков и повышение регенеративного потенциала костной ткани в области дефекта [177].

Однако большинство авторов сходятся во мнении, что без адекватной обработки поверхности имплантата такие подходы не позволяют полноценно устранить микробный субстрат и тем самым обеспечить условия для регенерации

костной ткани, следовательно, не могут использоваться как самостоятельный метод лечения периимплантита [145, 195, 199, 233]. В этой связи Liu X. и соавт. (2025) считают целесообразным их применение исключительно в сочетании с методами физической деконтаминации поверхности имплантата с учетом ее характеристик [192].

В целом анализ научных данных свидетельствует о том, что ни один из существующих методов воздействия на поверхность дентального имплантата при лечении периимплантита не является универсальным. Несмотря на наличие отдельных исследований, указывающих на различную эффективность методов обработки в зависимости от типа поверхности имплантата, представленные данные носят фрагментарный и несистематизированный характер. Отсутствуют единые подходы к выбору метода обработки с учетом морфологических и физико-химических характеристик поверхности. Это обуславливает необходимость дальнейших исследований, направленных на формирование научно обоснованных принципов и критериев выбора методов обработки поверхности имплантатов при лечении периимплантита.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Настоящее диссертационное исследование включало экспериментальный и клинический этапы. Выбор дизайна исследования, методов оценки и анализируемых показателей основывался на результатах проведенного ранее анализа отечественных и зарубежных научных публикаций за 2000–2025 гг., выполненного с использованием баз данных eLibrary, PubMed, Google Scholar, Scopus и Web of Science. Проведенный обзор литературы подтвердил актуальность поставленной цели и необходимость комплексной оценки влияния различных методов деконтаминации поверхности дентальных имплантатов с учетом типа их поверхности.

Экспериментальная часть исследования была направлена на оценку влияния различных методов деконтаминации поверхности дентальных имплантатов на выраженность воспалительной реакции, функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов, количество и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток, а также на морфологические характеристики и элементный состав поверхности имплантатов при лечении периимплантита.

Исследования проводились на базе нескольких научных организаций г. Красноярска. Хемилюминесцентный анализ выполняли в лаборатории молекулярно-клеточной физиологии и патологии научно-исследовательского института медицинских проблем Севера – обособленного подразделения ФИЦ КНЦ СО РАН. Исследования методом проточной цитометрии и окраска клеток ализариновым красным осуществлялись в лаборатории биомолекулярных и медицинских технологий ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России. Морфологический и элементный анализ методом сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии проводился с использованием оборудования Красноярского регионального центра коллективного пользования ФИЦ КНЦ СО РАН.

Клинический этап исследования выполнен на базе ООО «ЛНУПЦ «Медидент» (г. Красноярск) и предусматривал клиническую оценку

эффективности разработанного автором на основе результатов проведенных экспериментальных и клинических исследований способа лечения периимплантита в зависимости от типа поверхности имплантата.

Материалы данной главы опубликованы в научных работах автора, выполненных в соавторстве [13, 14, 75, 86, 95, 96].

Общая структура и последовательность этапов диссертационного исследования представлены на Рисунке 1.

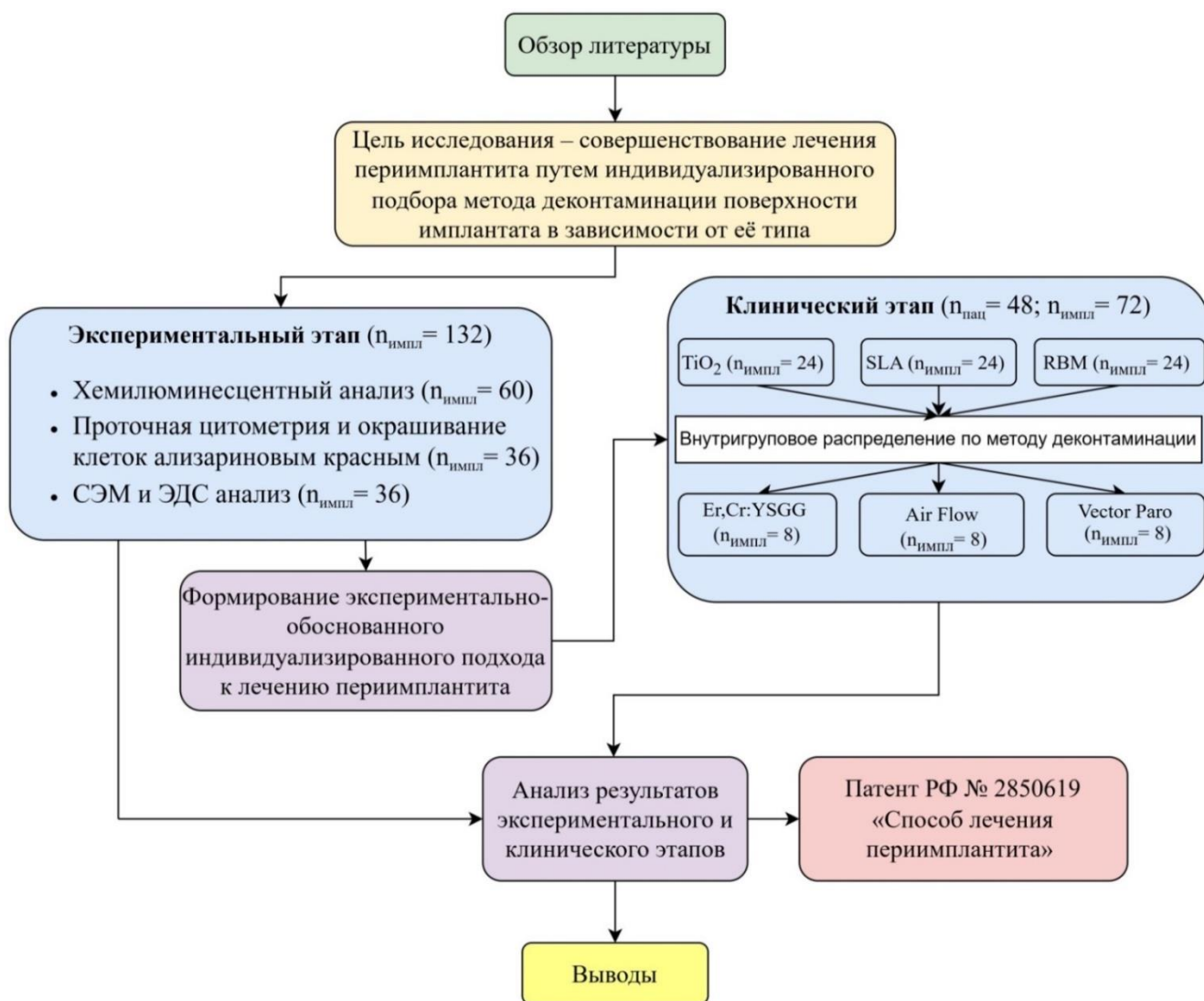


Рисунок 1 – Блок-схема дизайна диссертационного исследования

2.1. Материалы и методы экспериментального исследования

В экспериментальной части исследования использовано 132 дентальных имплантата трех типов поверхности: TiO_2 (анодированный диоксид титана), SLA (Sand-blasted, Large Grit, Acid-etched) и RBM (Resorbable Blast Media). Характеристика данных типов поверхности представлена в Таблице 1.

Таблица 1 – Характеристика типов поверхности дентальных имплантатов

Тип поверхности	Технология формирования поверхности	Производитель
TiO_2	электрохимическое анодирование титана с формированием утолщенного пористого слоя диоксида титана (TiO_2)	Nobel Biocare (Швеция)
SLA	пескоструйная обработка крупнозернистым абразивом (Al_2O_3) с последующим травлением неорганической кислотой ($\text{HCl} / \text{H}_2\text{SO}_4$)	XIVE Dentsply Sirona (Германия)
RBM	обработка поверхности резорбируемым $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ с последующим травлением органической кислотой ($\text{C}_6\text{H}_8\text{O}_7$)	BioHorizons (США)

В качестве контрольных образцов использовали новые имплантаты соответствующего типа поверхности, не подвергавшиеся клиническому использованию.

Имплантаты опытных групп отбирали среди образцов, удаленных у пациентов с клиническими признаками периимплантита. Отбор имплантатов для включения в эксперимент осуществляли в соответствии со следующими критериями.

Критерии включения имплантатов в эксперимент:

- дентальные имплантаты с поверхностью TiO_2 , SLA или RBM;
- имплантаты, удаленные у пациентов с клиническими признаками периимплантита;

- отсутствие механических повреждений тела имплантата (перелом, выраженная деформация поверхности).

Критерии невключения имплантатов в эксперимент:

- имплантаты с неидентифицируемым типом поверхности;
- имплантаты с выраженными повреждениями поверхности (следы воздействия бора, фрез, полировки и т.д.);
- имплантаты с неотделяемыми элементами супраструктуры (абатменты, винты, формирователи десны), препятствующими проведению стандартизированной обработки поверхности.

Критерии исключения имплантатов из эксперимента:

- нарушение целостности поверхности имплантата при удалении;
- несоблюдение условий транспортировки или хранения имплантата до начала эксперимента;
- выявление прочих технических дефектов, препятствующих проведению соответствующего этапа исследования.

Распределение имплантатов по группам и экспериментальным этапам осуществляли методом случайной выборки.

После удаления имплантаты помещали в стерильные герметичные контейнеры и хранили при температуре +4 °С до проведения лабораторного этапа исследования. Перед началом экспериментальной обработки удаляли только свободно лежащие и легко отделяемые мягкотканые фрагменты без инструментального воздействия на поверхность имплантата. Поверхность имплантатов не подвергалась предварительной механической или химической очистке с целью сохранения клинически сформированного загрязнения для последующей оценки эффективности методов деcontаминации.

Имплантаты, предназначенные для экспериментов с исследованием поведения мезенхимальных стволовых клеток на поверхности имплантата, после проведения обработки помещали в стерилизационные пакеты и стерилизовали методом паровой стерилизации (автоклавирование) при температуре 121 °С и избыточном давлении 1,1 атм в течение 30 минут.

Имплантаты, предназначенные для морфологического и элементного анализа методом сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии, автоклавированию не подвергались с целью сохранения исходных характеристик поверхности.

Далее отобранные имплантаты подвергались обработке Er,Cr:YSGG-лазером, воздушно-абразивным методом Air Flow с эритритолом или ультразвуковой системой Vector Paro. Обработка проводилась в стандартизированных режимах, идентичных для всех экспериментальных серий. Параметры применяемых методов обработки представлены в Таблице 2.

Таблица 2 – Параметры обработки поверхности дентальных имплантатов

Метод обработки	Оборудование	Параметры режима обработки	Время обработки, сек
Лазерная обработка	Er,Cr:YSGG-лазер (Biolase, США); наконечник-световод SFT8-18 мм	длина волны 2780 нм; мощность 1,5 Вт; частота 20 Гц; соотношение вода/воздух – 50/50	60
Воздушно-абразивная обработка	Air Flow Handy 3.0 perio (EMS, Швейцария); порошок AIR FLOW PLUS (эритритол, 14 мкм)	давление воздуха 2,2 бар; расход воды 41,5 мл/мин	30
Ультразвуковая обработка	Vector Paro (Dürr Dental, Германия); суспензия Vector Fluid polish (<10 мкм); насадка Supra	частота 25 кГц; расход воды 30 мл/мин	60

Экспериментальная часть включала три самостоятельных этапа исследования: хемилюминесцентный анализ, оценку количества мезенхимальных стволовых клеток и их остеогенную дифференцировку методом проточной цитометрии и окраски ализариновым красным, а также морфологический и элементный анализ методом сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии. Для каждого этапа

использовались отдельные серии имплантатов. Один и тот же имплантат не применялся последовательно в различных методиках исследования.

2.1.1. Хемилюминесцентный анализ

Хемилюминесцентный анализ проводили с целью оценки функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов при их взаимодействии *in vitro* с поверхностью дентальных имплантатов трех типов (TiO₂, SLA и RBM) после применения различных методов деконтаминации, включая обработку Er,Cr:YSGG-лазером, воздушно-абразивную систему Air Flow и ультразвуковую систему Vector Para.

В исследование было включено 60 имплантатов, по 20 образцов каждого типа поверхности. В пределах каждой группы по типу поверхности формировали четыре равные подгруппы по 5 имплантатов: новые, не подвергавшиеся клиническому использованию, а также имплантаты после лазерной, воздушно-абразивной и ультразвуковой обработки. Такое распределение обеспечивало сопоставимость результатов при оценке влияния различных методов деконтаминации на иммунологический ответ.

Теоретические основы хемилюминесцентного анализа

Хемилюминесценция представляет собой разновидность холодного свечения, возникающего при переходе молекул из возбужденного состояния в основное в ходе химической реакции. В биологических системах источником такого излучения служат реакции, связанные с образованием активных форм кислорода (АФК). В процессе активации нейтрофильные гранулоциты генерируют супероксид-радикал, перекись водорода и другие реакционноспособные кислородные метаболиты, которые участвуют в реакциях окисления субстратов с формированием светового сигнала.

Ключевую роль в генерации супероксид-радикала играет ферментативный комплекс NADPH-оксидазы, локализованный в мембранах фагоцитирующих клеток. Активация данного комплекса сопровождается так называемым

«респираторным взрывом», отражающим усиленный синтез АФК. Регистрация хемилюминесцентного сигнала позволяет количественно охарактеризовать интенсивность этих процессов и, следовательно, функциональное состояние нейтрофилов.

Для дифференцированной оценки различных звеньев кислородзависимого метаболизма использовали два индикатора – люцигенин и люминол. Люцигенин взаимодействует преимущественно с супероксид-радикалом и отражает активность мембранной NADPH-оксидазы, тогда как люминол способен проникать через клеточную мембрану и реагировать как с первичными, так и со вторичными формами кислорода, характеризуя совокупность внутриклеточно синтезируемых АФК. Применение двух индикаторов позволило оценить как мембранные, так и внутриклеточные механизмы окислительного ответа.

Выделение клеточного материала и условия эксперимента

Нейтрофильные гранулоциты выделяли из периферической крови одного условно здорового донора с использованием метода центрифугирования по градиенту плотности фиколл-урографина. После разделения клеточных фракций проводили дополнительную очистку от адгезированных клеточных элементов. Количественный подсчет проводили в камере Горяева. Чистота выделенной популяции составляла не менее 97%, жизнеспособность клеток – 98–100%. Рабочая концентрация клеточной взвеси составляла 2×10^6 клеток/мл.

Формировали контрольную группу (клетки без контакта с имплантатами) и опытные группы, включавшие имплантаты без обработки и после обработки Er,Cr:YSGG-лазером, воздушно-абразивным методом Air Flow и ультразвуковой системой Vector Paro. Нейтрофилы инкубировали *in vitro* с имплантатами соответствующих экспериментальных групп в течение 60 минут при температуре 37 °C.

Регистрация хемилюминесценции

Для регистрации хемилюминесцентной реакции в измерительную кювету вносили клеточную суспензию нейтрофилов в концентрации 2×10^6 клеток/мл в объеме 200 мкл, добавляли 20 мкл донорской сыворотки крови группы АВ (IV)

Rh(-) и 50 мкл раствора люминола либо люцигенина (Химпром-М, Россия) с конечной концентрацией 10^{-5} М. Объем реакционной системы довели раствором Хэнкса (ПанЭко, Россия) до требуемого уровня. При регистрации спонтанной хемилюминесценции использовали 240 мкл буферного раствора, тогда как при определении индуцированной реакции объем раствора Хэнкса составлял 200 мкл и дополнительно вводили 40 мкл опсонизированного зимозана в качестве стимулятора активации нейтрофилов.

Регистрацию спонтанной и зимозан-индуцированной хемилюминесценции осуществляли в течение 90 минут. Исследование проводили на 36-канальном хемилюминесцентном анализаторе «БЛМ-3607» (МедБиоТех, Россия) (Рисунок 2).



Рисунок 2 – Общий вид 36-канального хемилюминесцентного анализатора «БЛМ-3607»

Принцип работы хемилюминесцентного анализатора

Анализатор «БЛМ-3607» предназначен для регистрации слабых световых потоков в диапазоне, характерном для биологических хемилюминесцентных реакций. Прибор оснащен высокочувствительной фотоэлектронной системой

детекции, обеспечивающей преобразование светового сигнала в электрический импульс с последующей цифровой обработкой.

Каждый измерительный канал функционирует автономно, что позволяет одновременно регистрировать кинетику хемилюминесценции в нескольких образцах. Встроенная термостатируемая камера поддерживает стабильную температуру инкубации, исключая влияние температурных колебаний на скорость химических реакций.

Программное обеспечение прибора осуществляет непрерывную запись интенсивности свечения во времени с формированием кинетической кривой. Полученные данные автоматически обрабатывались с определением следующих параметров:

- T_{max} – время достижения максимальной интенсивности свечения;
- I_{max} – пиковое значение интенсивности хемилюминесценции;
- S – интегральный показатель, характеризующий площадь под кривой свечения;
- Индекс активации, рассчитываемый как отношение площади индуцированной хемилюминесценции к спонтанной.

Анализ кинетических характеристик хемилюминесцентной реакции позволял комплексно оценить интенсивность и скорость окислительного ответа нейтрофилов при контакте с различными типами поверхности имплантатов.

2.1.2. Проточная цитометрия

Второй этап экспериментального исследования был направлен на оценку адгезии и количественного содержания мезенхимальных стволовых клеток (МСК) после их культивирования на поверхностях дентальных имплантатов трех типов – TiO_2 , SLA и RBM, подвергнутых различным методам деконтаминации: обработке Er,Cr:YSGG-лазером, воздушно-абразивной обработке методом Air Flow и ультразвуковой обработке системой Vector Paro.

Для каждого типа поверхности формировали четыре подгруппы: три опытные (в зависимости от метода обработки) и одну контрольную. В каждую подгруппу включали по три имплантата. На данном этапе исследования было изучено 36 имплантатов – по 12 образцов каждого типа поверхности.

Выделение мезенхимальных стволовых клеток

Мезенхимальные стволовые клетки (МСК) получали из костного мозга диафизов большеберцовых костей аутбредных мышей линии CD-1 в возрасте 3–5 недель. Все манипуляции с клеточным материалом выполняли в условиях стерильности в ламинарном боксе класса II биологической безопасности с использованием стерильных инструментов и одноразовых расходных материалов. Рабочие поверхности предварительно обрабатывали дезинфицирующим раствором.

После извлечения костного мозга клеточный материал суспендировали в фосфатно-солевом буфере Дульбекко (DPBS) без ионов Ca^{2+} и Mg^{2+} (ПанЭко, Россия), содержащим 1 % раствора антибиотиков (пенициллин 100 ЕД/мл и стрептомицин 100 мкг/мл) (ПанЭко, Россия). Полученную клеточную суспензию дважды промывали с последующим центрифугированием при $300 \times g$ в течение 5 минут для удаления клеточного детрита и остаточных компонентов крови.

После удаления надосадочной жидкости клеточный осадок ресуспендировали в ростовой среде DMEM с высоким содержанием глюкозы (4,5 г/л) (ПанЭко, Россия), дополненной 10 % фетальной бычьей сыворотки (FBS) (Cytiva, США), 12 mM L-глутамина и 1 % антибиотика (ПанЭко, Россия). Подготовленную клеточную суспензию переносили в культуральные флаконы для последующего культивирования в стандартных условиях (37 °C, 5 % CO_2).

Инкубация мезенхимальных стволовых клеток на поверхности имплантатов

Обработанные и стерилизованные имплантаты размещали индивидуально в лунках стерильных 24-луночных культуральных планшетов (Рисунок 3). Для стабилизации температурного и газового режима, а также предварительной гидратации поверхности имплантатов в каждую лунку вносили ростовую среду

DMEM с высоким содержанием глюкозы (4,5 г/л), дополненную 10 % фетальной бычьей сывороткой (FBS), 12 мМ L-глутамина и 1 % раствора антибиотиков. Планшеты выдерживали в CO₂-инкубаторе в течение 30 минут.

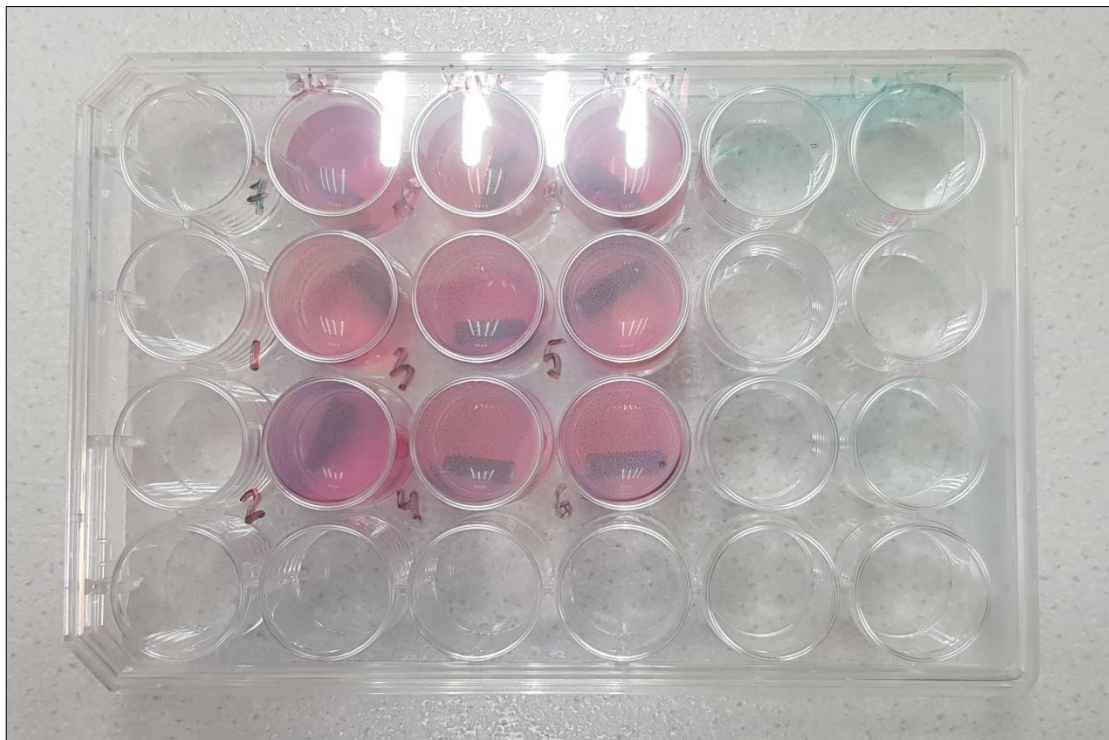


Рисунок 3 – Размещение имплантатов в культуральной планшете перед инкубацией с мезенхимальными стволовыми клетками

После предварительной экспозиции на поверхность каждого имплантата вносили суспензию мезенхимальных стволовых клеток в количестве 2×10^6 клеток. Культивирование проводили в стандартных условиях инкубации клеток (37 °C, 5 % CO₂) на протяжении пяти недель.

В ходе культивирования осуществляли динамическое наблюдение за процессами адгезии и последующей пролиферации клеток на поверхности имплантатов с использованием инвертированного люминесцентного биологического микроскопа Nexcore NIB630FL (Novel Optics, Китай) (Рисунок 4). Обновление ростовой среды проводили каждые 3–4 дня с целью поддержания стабильных условий клеточного роста.



Рисунок 4 – Инвертированный люминесцентный биологический микроскоп Nexcore NIB630FL (Novel Optics, Китай)

Визуальная оценка адгезии и распределения мезенхимальных стволовых клеток по поверхности имплантата

Перед проведением количественного анализа осуществляли оценку наличия клеток и характера их распределения на поверхности имплантатов методом световой микроскопии. Наблюдение выполняли с использованием инвертированного люминесцентного биологического микроскопа Nexcore NIB630FL в режиме отраженного света при увеличении $\times 100$, что обеспечивало визуализацию клеток на различных участках рельефа имплантата.

В ходе микроскопического исследования оценивали равномерность расположения клеток по поверхности, общую плотность их размещения, а также наличие участков поверхности имплантатов, не содержащих адгезированных клеток. Полученные данные использовали в качестве предварительной качественной характеристики адгезии клеток перед последующим количественным анализом методом проточной цитометрии.

Теоретические основы проточной цитометрии

Проточная цитометрия представляет собой высокоточный метод анализа отдельных клеток в составе клеточной суспензии, позволяющий оценивать характеристики клеточных популяций по нескольким параметрам одновременно. Метод основан на регистрации оптических сигналов, возникающих при прохождении клеток через зону облучения лазером в условиях ламинарного потока.

Клеточная суспензия вводится в измерительную систему проточного цитометра, где за счет гидродинамической фокусировки клетки выстраиваются в узкий поток и проходят через измерительную кювету поодиночке, что обеспечивает регистрацию сигналов от каждой клетки как отдельного события. В момент пересечения лазерного луча клетка вызывает рассеяние света. Интенсивность прямого светорассеяния коррелирует с размером клетки, тогда как боковое светорассеяние отражает степень ее внутренней структурной организации и гранулярности.

Одновременно в зависимости от задач исследования могут регистрироваться флуоресцентные сигналы, возникающие при возбуждении флуорохромов, связанных с клеточными антигенами. Регистрация данных сигналов может использоваться для фенотипической идентификации клеток, выделения целевой популяции клеток из общей клеточной суспензии и исключения клеток иного происхождения при последующем количественном анализе.

Далее оптические сигналы, зарегистрированные фотодетекторами, преобразуются в электрические импульсы и подвергаются цифровой обработке. Полученные данные визуализируются в виде одномерных гистограмм распределения интенсивности сигнала и двумерных точечных диаграмм (диаграмм рассеяния), что позволяет проводить последовательное выделение клеточных популяций на основании параметров светорассеяния и уровня экспрессии специфических маркеров, характеризующего наличие и выраженность соответствующих антигенов, типичных для исследуемой клеточной популяции.

Метод проточной цитометрии обеспечивает возможность фенотипической идентификации клеток, оценки их жизнеспособности и количественного анализа заданных субпопуляций, включая возможность абсолютного подсчета клеток при использовании стандартизированных флуоресцентных микрочастиц.

Оценка количества мезенхимальных стволовых клеток

Получение клеточной суспензии.

Для анализа требовалось полное отделение адгезированных клеток от поверхности имплантата при сохранении их жизнеспособности. С этой целью имплантаты извлекали из культуральной среды и инкубировали в растворе трипсин-ЭДТА (0,25% трипсин, 0,02% ЭДТА) (ПанЭко, Россия) в течение 7 минут при 37°C. Выбор данной концентрации и времени экспозиции обеспечивал эффективное разрушение межклеточных и адгезионных связей с поверхностью имплантата без выраженного повреждения поверхностных антигенов.

Ферментативную реакцию прекращали добавлением среды DMEM (ПанЭко, Россия), содержащей 10% FBS, после чего клеточную суспензию центрифугировали при 300×g в течение 5 минут на центрифуге Gyrozen 1312 MINI (Gyrozen, Южная Корея) (Рисунок 5). Осадок ресуспендировали в 400 мкл PBS (ПанЭко, Россия) для последующего иммунофлуоресцентного окрашивания.

Иммунофлуоресцентное окрашивание.

Идентификацию мезенхимальных стволовых клеток проводили на основании их иммунофенотипа с использованием комбинации положительных и отрицательных маркеров, позволяющей выделить популяцию МСК и исключить клетки гемопоэтического происхождения.

В качестве положительных маркеров МСК мышинового происхождения применяли антитела к поверхностным антигенам Sca-1, CD44 и CD29. Данные молекулы характеризуют адгезионные и рецепторные свойства мезенхимальных стволовых клеток и используются для их фенотипической идентификации.

Для исключения клеток гемопоэтической линии использовали антитела к поверхностным антигенам CD45 и TER-119, что позволяло сформировать

популяцию CD45⁺/TER-119⁻ клеток и исключить элементы лейкоцитарного и эритроидного рядов.



Рисунок 5 – Центрифуга Gyrozen 1312 MINI (Gyrozen, Южная Корея)

Окрашивание клеточной суспензии проводили в течение 30 минут при 4°C в темноте с использованием флуорохром-конъюгированных моноклональных антител: Sca-1-FITC, CD44-PE, CD29-APC, CD45-PE-Cy7 и TER-119-PerCP (BioLegend, США). Контроль жизнеспособности клеток осуществляли с использованием фиксируемого витального красителя Zombie NIR (BioLegend, США), позволяющего исключить из дальнейшего анализа некротические и поврежденные клетки.

Последовательность цитометрического анализа.

Измерения выполняли на проточном цитометре Cytomics FC 500 (Beckman Coulter, США) (Рисунок 6).



Рисунок 6 – Проточный цитометр Cytomics FC 500 (Beckman Coulter, США)

Обработка данных включала последовательное выделение целевых популяций клеток:

1. Исклучение дeбриса по параметрам прямого и бокового светорассеяния (FSC/SSC).
2. Исклучение дублетов на диаграмме FSC-H против FSC-A.
3. Выделение жизнеспособных клеток (фракция Zombie NIR⁻).
4. Исклучение клеток гемопоэтического и эритроидного рядов (CD45⁻/TER-119⁻).
5. Идентификация МСК как популяции CD45⁻/TER-119⁻ клеток с одновременной экспрессией маркеров Sca-1, CD29 и CD44.

Ко-экспрессию положительных маркеров подтверждали на двумерных диаграммах рассеяния Sca-1/CD29 и Sca-1/CD44, что позволяло исклучить включение частично позитивных субпопуляций и ограничить анализ клетками с одновременной экспрессией трех маркеров.

Абсолютный подсчет МСК.

Далее в исследовании определяли абсолютное количество МСК адгезировавших на поверхностях имплантатов. Для этого в каждую пробу

добавляли 40 мкл стандартизированных флуоресцентных микрочастиц CountBright (Thermo Fisher Scientific, США) с концентрацией 1×10^6 частиц/мл.

Абсолютное число МСК рассчитывали по соотношению количества зарегистрированных клеточных событий к числу событий микрочастиц с учетом их исходной концентрации по следующей формуле (1):

$$N_{\text{МСК}} = \frac{E_{\text{МСК}}}{E_{\text{част}}} \cdot C_{\text{част}} \cdot V_{\text{част}}, \quad (1)$$

где $N_{\text{МСК}}$ – абсолютное число мезенхимальных стволовых клеток, шт.;

$E_{\text{МСК}}$ – число зарегистрированных событий МСК;

$E_{\text{част}}$ – число зарегистрированных событий флуоресцентных микрочастиц;

$C_{\text{част}}$ – концентрация флуоресцентных микрочастиц, шт./мл;

$V_{\text{част}}$ – объем добавленных флуоресцентных микрочастиц, мл.

Абсолютный подсчет МСК отражал фактическое число жизнеспособных фенотипически подтвержденных МСК, адгезировавших к поверхности имплантата после различных методов деконтаминации.

2.1.3. Окрашивание клеток ализариновым красным

Для оценки степени остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток выявляли наличие кальцийсодержащих отложений. С этой целью применяли гистохимическое окрашивание красителем Alizarin Red S, обладающим способностью специфически связываться с ионами кальция.

Материалом для исследования служила часть клеточной суспензии, не задействованная при проточно-цитометрическом анализе. С целью получения концентрированного клеточного материала суспензию подвергали центрифугированию при $300 \times g$ в течение 5 минут. После удаления супернатанта осадок ресуспендировали в 50 мкл фосфатно-солевого буфера PBS (ПанЭко, Россия), что обеспечивало получение плотной и равномерной клеточной взвеси, оптимальной для нанесения на предметные стекла.

Клеточную суспензию наносили на предметные стекла с формированием мазков. Препараты высушивали при комнатной температуре, после чего фиксировали в охлажденном безводном метиловом спирте (Химмед, Россия) в течение 15 минут. Использование спиртовой фиксации позволяло сохранить морфологическую структуру клеток и предотвратить растворение или перераспределение минерализованного матрикса в процессе последующего окрашивания.

Окрашивание проводили раствором Alizarin Red S в концентрации 40 мМ, pH 4,2 (Sigma-Aldrich, США). Поддержание указанного значения pH являлось необходимым условием селективного взаимодействия красителя с солями кальция, образующимися в процессе минерализации внеклеточного матрикса. Инкубацию осуществляли при комнатной температуре в течение 30 минут. По окончании инкубации препараты многократно промывали деионизированной водой (Milli-Q) до полного удаления несвязавшегося красителя и устранения фонового окрашивания.

Метод основан на формировании хелатных комплексов Alizarin Red S с ионами кальция, что сопровождается появлением окрашивания в диапазоне от оранжевого до интенсивно-красного (алого) в зонах минерализации. Вариации оттенка и интенсивности окрашенных структур интерпретировали как отражение различной степени накопления солей кальция в процессе остеогенной дифференцировки МСК.

Микроскопическую оценку препаратов выполняли с использованием микроскопа Nexcore NIB630FL в режиме проходящего света. Анализировали наличие минерализованных участков, их распределение и интенсивность окрашивания в пределах поля зрения.

2.1.4. Сканирующая электронная микроскопия

Морфологическая оценка состояния поверхности имплантатов проводилась на отдельном этапе экспериментального исследования с использованием метода

сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). Анализ охватывал имплантаты трех типов поверхностей – TiO_2 , SLA и RBM после применения различных способов деконтаминации.

Всего было исследовано 36 имплантатов. Девять из них составили контрольную группу – это новые имплантаты, не использовавшиеся в клинической практике. Остальные 27 имплантатов были удалены у пациентов с периимплантитом и разделены на три группы в зависимости от метода последующей обработки, по 9 образцов в каждой группе.

Применение СЭМ позволило провести детальный качественный анализ микротопографии поверхности и выявить морфологические изменения, возникающие после обработки различными методами.

Теоретические основы сканирующей электронной микроскопии

Сканирующая электронная микроскопия (СЭМ) относится к методам электронной микроскопии, основанным на взаимодействии сфокусированного пучка электронов с поверхностью твердого исследуемого образца. В отличие от световой микроскопии, где используется поток фотонов видимого диапазона, в СЭМ источником излучения служит электронный пучок, обладающий значительно меньшей длиной волны. Это обеспечивает высокую разрешающую способность и возможность визуализации объектов микронного и субмикронного масштаба.

Работа сканирующего электронного микроскопа включает несколько последовательных этапов. В электронной пушке генерируется поток электронов, который затем ускоряется в электрическом поле, создаваемом разностью потенциалов между катодом и анодом, формируемой высоковольтной системой питания микроскопа.

Сформированный пучок проходит через систему электромагнитных линз и диафрагм, где происходит его фокусировка и формирование тонкого зонда малого диаметра. После этого пучок отклоняющими катушками последовательно перемещается по поверхности образца по заданной траектории – осуществляется так называемое растровое сканирование (Рисунок 7).

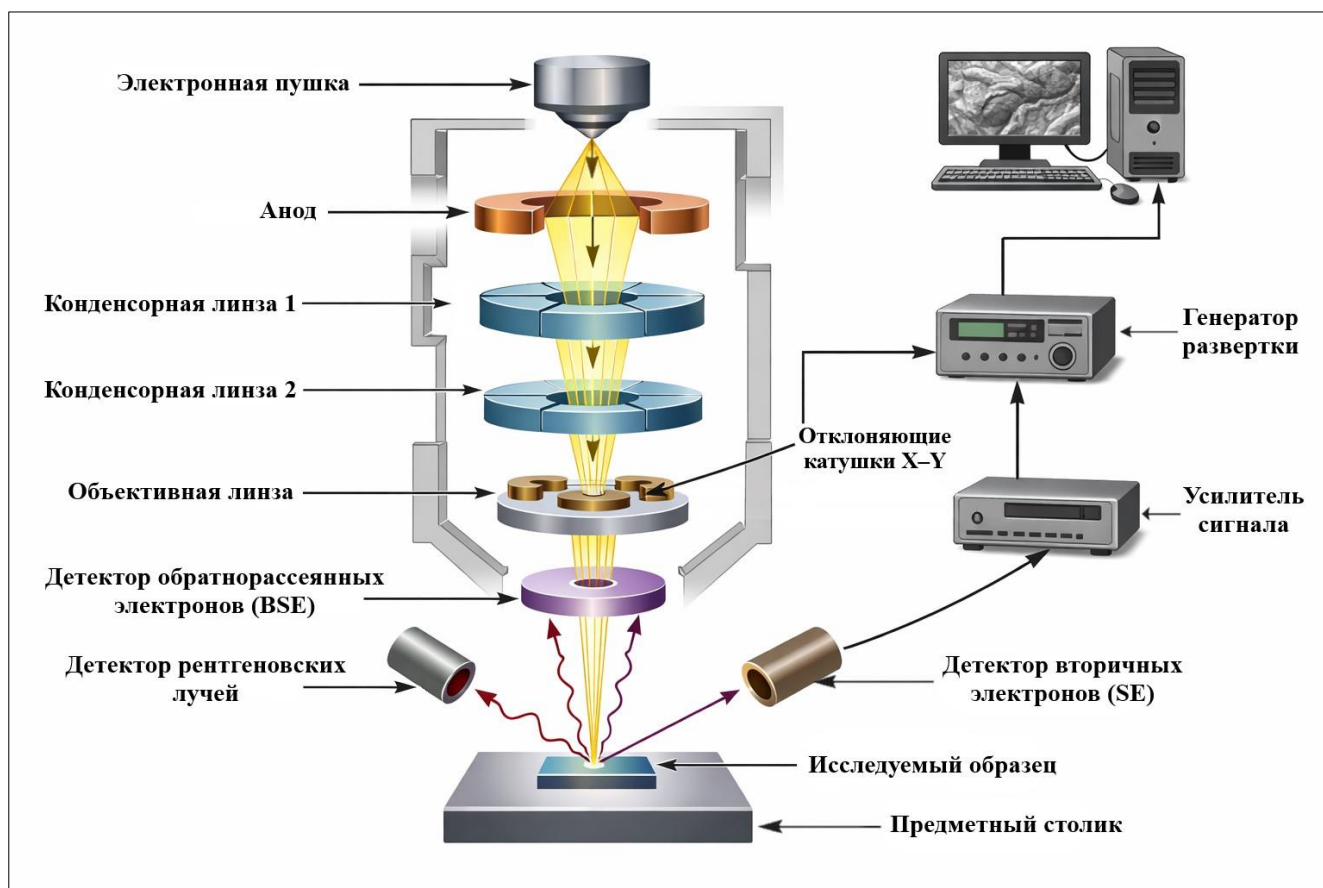


Рисунок 7 – Схема устройства и принципа работы сканирующего электронного микроскопа

При попадании первичных электронов на поверхность материала возникает комплекс взаимодействий: часть электронов отражается, часть проникает вглубь образца, вызывая эмиссию вторичных электронов, характеристического рентгеновского излучения и других сигналов. Каждый из этих сигналов несет различную информацию о свойствах исследуемого объекта. В режиме регистрации вторичных электронов формируется изображение, преимущественно отражающее топографию поверхности, поскольку интенсивность эмиссии зависит от угла наклона и микрорельефа исследуемого участка.

Формирование изображения происходит синхронно с перемещением электронного пучка: детектор фиксирует интенсивность выбранного сигнала в каждой точке сканирования, после чего полученные данные преобразуются в двумерное изображение. Контрастность и детализация зависят от параметров ускоряющего напряжения, тока зонда, рабочей дистанции и характеристик поверхности исследуемого образца.

Поскольку электроны легко рассеиваются молекулами воздуха, исследование проводится в условиях вакуума. Это обеспечивает стабильность электронного пучка и исключает его рассеяние до взаимодействия с образцом. Для анализа проводящих материалов, к которым относится титан и его сплавы, дополнительное напыление проводящего слоя, как правило, не требуется, что позволяет исследовать поверхность без изменения ее структуры.

Сканирующая электронная микроскопия представляет собой метод визуализации с высоким пространственным разрешением, позволяющий получать детальную информацию о микротопографии поверхности имплантатов и выявлять структурные изменения, возникающие после различных видов обработки.

Методика проведения сканирующей электронной микроскопии

Исследование выполняли на сканирующем электронном микроскопе SU3500 SEM (Hitachi, Япония) (Рисунок 8).

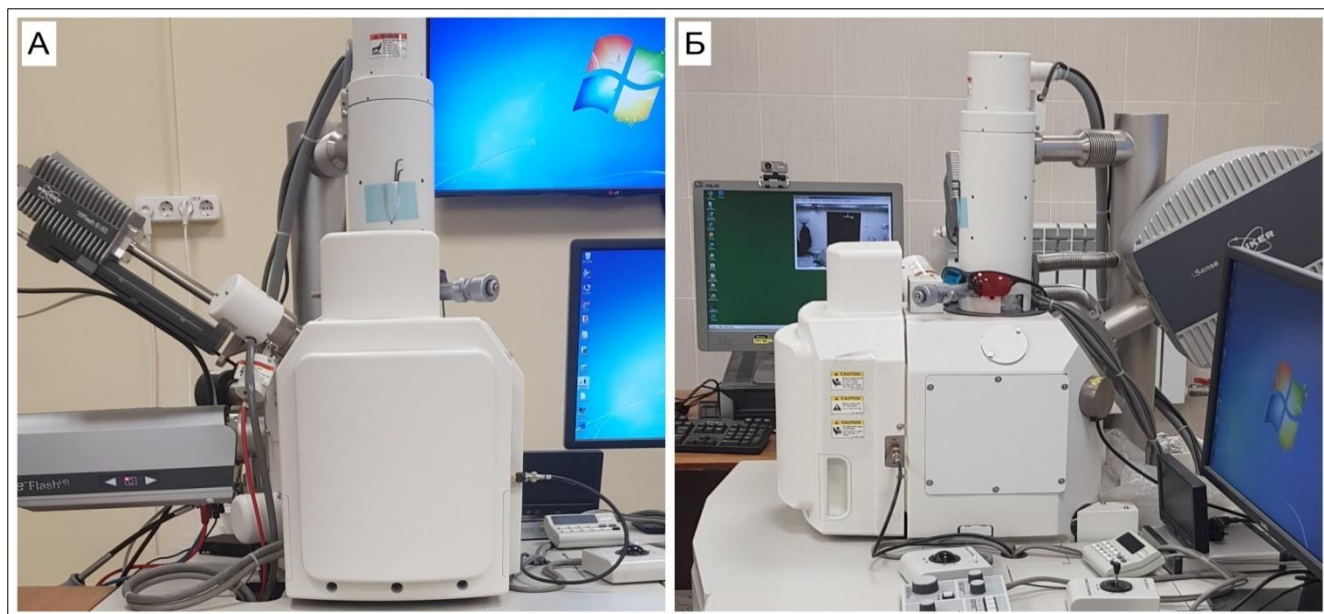


Рисунок 8 – Сканирующий электронный микроскоп SU3500 SEM (Hitachi, Япония) с установленным энергодисперсионным рентгеновским спектрометром XFlash 6160 (Bruker, Германия): А – вид спереди; Б – вид сбоку

Перед проведением анализа имплантаты фиксировали в адаптерах-тисках, устанавливаемых на стандартные алюминиевые предметные столики, с использованием специальной проводящей углеродной пасты High Temperature

Carbon Paste (Ted Pella Inc., США) (Рисунок 9). Такой способ крепления обеспечивал стабильное положение образца и снижал риск возникновения артефактов при сканировании.

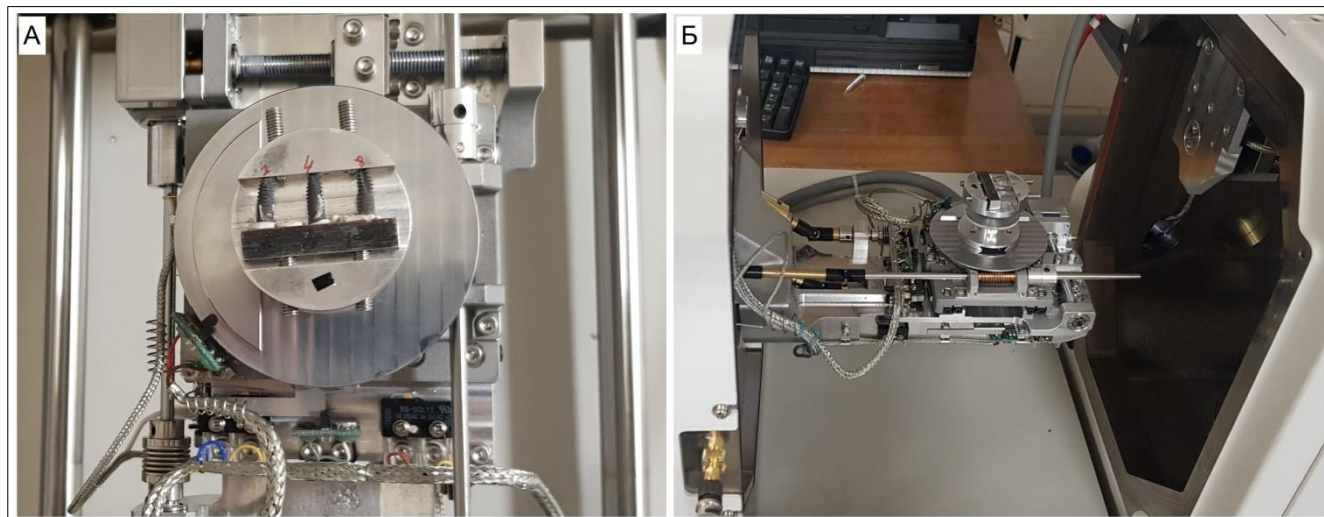


Рисунок 9 – Подготовка имплантатов к СЭМ: А – фиксация имплантатов в адаптерах-тисках; Б – помещение образцов в рабочую камеру

Визуализация поверхности осуществлялась в режиме регистрации вторичных электронов (SE – Secondary Electrons). Выбор данного режима обусловлен его высокой чувствительностью к особенностям рельефа верхнего слоя материала. Формирование изображения в SE-режиме основано на эмиссии низкоэнергетических вторичных электронов, возникающих при взаимодействии первичного электронного пучка с поверхностными атомами образца. Глубина их выхода, как правило, не превышает 1–10 нм, что делает получаемое изображение преимущественно топографическим и позволяет достоверно оценивать микрорельеф поверхности имплантата.

Сканирование проводилось при ускоряющем напряжении 15,0 кВ. Данный параметр определяет кинетическую энергию электронов первичного пучка и, соответственно, глубину их проникновения в материал. Выбранный режим обеспечивал оптимальное соотношение между разрешающей способностью и контрастностью изображения, позволяя четко визуализировать элементы

микроструктуры без избыточного проникновения электронов в глубжележащие слои.

Съемка выполнялась при увеличении $\times 1,50k$, что соответствовало полю зрения $30,0 \mu m$. Такой масштаб позволял одновременно оценивать как общий характер микротопографии (распределение пор, неоднородность шероховатости), так и локальные дефекты поверхности – микротрещины, борозды, участки сглаживания рельефа или признаки механического повреждения.

Для каждого имплантата регистрировали изображения типичных участков резбовой поверхности. Отбор зон визуализации осуществляли с учетом репрезентативности и отсутствия краевых артефактов. В каждой группе фиксировали несколько характерных фрагментов поверхности, что обеспечивало возможность сопоставления морфологических изменений между различными методами обработки.

2.1.5. Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия

Одновременно с проведением сканирующей электронной микроскопии осуществляли анализ элементного состава поверхности имплантатов методом энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС). Совмещение морфологической и спектральной оценки в рамках одного инструментального комплекса позволило сопоставлять изменения микротопографии с вариациями химического состава поверхности после различных методов деконтаминации.

Теоретические основы энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии

Энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия основана на регистрации характеристического рентгеновского излучения, возникающего при взаимодействии электронного пучка с атомами вещества. При облучении образца первичными электронами происходит ионизация внутренних электронных оболочек атомов. Образующаяся вакансия заполняется электроном с более высокого энергетического уровня, что сопровождается испусканием кванта

рентгеновского излучения с энергией, строго определяемой разностью энергетических уровней конкретного элемента.

Поскольку энергия характеристических рентгеновских линий уникальна для каждого химического элемента, анализ зарегистрированного спектра позволяет выполнить их качественную идентификацию. Интенсивность соответствующих пиков пропорциональна концентрации элемента в зоне анализа, что дает возможность проводить полуколичественную оценку состава.

В условиях сканирующей электронной микроскопии ЭДС реализуется как сопутствующий метод, позволяющий получать информацию о химическом составе из той же области взаимодействия электронного пучка с образцом. Совмещение морфологического и спектрального анализа расширяет диагностические возможности исследования, обеспечивая комплексную оценку как структурных, так и химических характеристик поверхности имплантатов.

Методика проведения энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии

Элементный анализ поверхности имплантатов проводили с целью выявления изменений химического состава после различных методов деkontаминации. Исследование осуществлялось в тех же зонах, где предварительно выполнялась сканирующая электронная микроскопия, что позволяло сопоставить микрорельеф и химические характеристики конкретных участков поверхности. Для каждого имплантата выбирали два локальных участка и выполняли точечный спектральный анализ. В исследование включали как обработанные имплантаты, так и контрольные образцы.

Также анализировали необработанные участки инфицированной поверхности, ранее контактировавшие с грануляционной тканью. Эти зоны служили исходной точкой для оценки степени изменения элементного состава после применения методов обработки.

Регистрацию характеристического рентгеновского излучения осуществляли с использованием энергодисперсионного рентгеновского спектрометра XFlash 6160 (Bruker, Германия), встроенного в сканирующий электронный микроскоп

SU3500 SEM (Рисунок 8). Спектры регистрировались непосредственно в процессе электронного облучения исследуемых участков. Обработка полученных данных выполнялась в программном комплексе Quantax 70 (Bruker, Германия), в которой осуществлялось распознавание характеристических линий и расчет относительного содержания выявленных элементов (Рисунок 10).

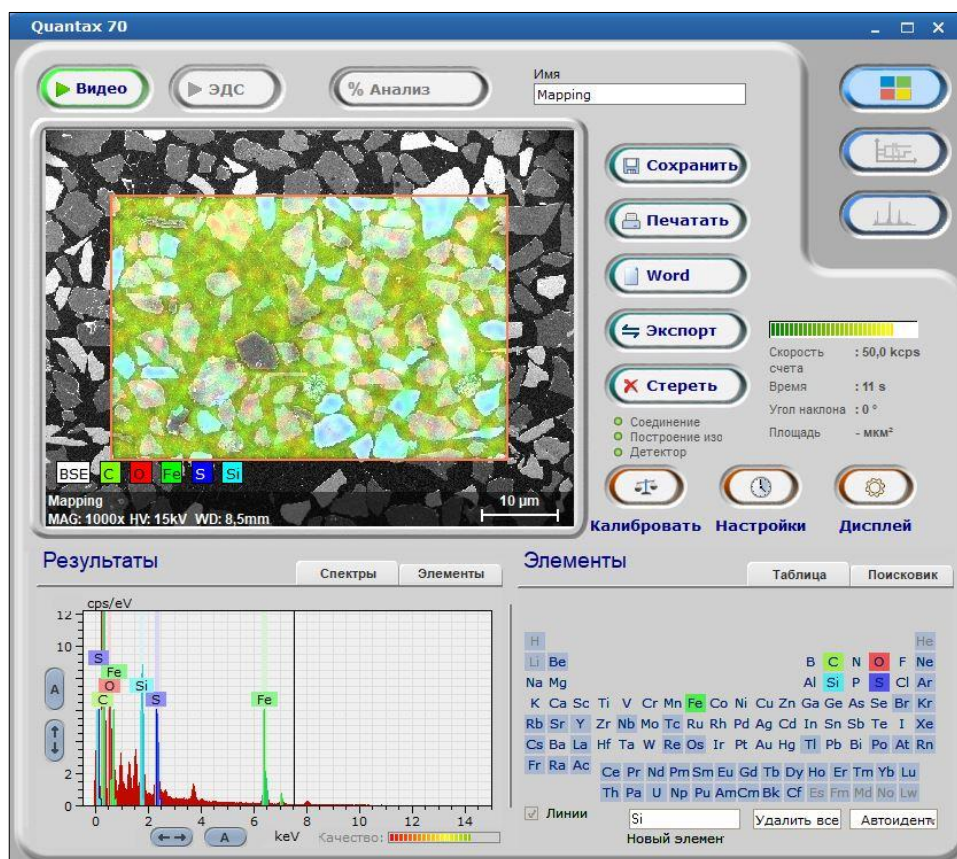


Рисунок 10 – Интерфейс программы Quantax 70 (Bruker, Германия)

Перед выполнением измерений проводили настройку энергетической шкалы прибора. Для этого использовали эталон меди (Cu) при ускоряющем напряжении 15,0 кВ. Процедура калибровки позволяла контролировать корректность положения характеристических пиков и обеспечивала достоверность последующего анализа. Полученные спектры подвергались качественному и полуколичественному анализу с определением присутствующих элементов и их относительной доли в зоне исследования.

2.2. Материалы и методы клинического исследования

Клинический этап диссертационного исследования был направлен на оценку эффективности лечения периимплантита с использованием разработанного автором способа лечения периимплантита, предусматривающего индивидуализированный подбор метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от типа его поверхности.

В ходе клинического этапа проводили анализ динамики состояния тканей периимплантатной области после проведенного лечения. Оценку выполняли как в раннем, так и в отсроченном послеоперационном периоде. В отдаленном периоде дополнительно осуществляли рентгенологическое исследование для определения изменений уровня костной ткани в области имплантата и объективизации полученных клинических данных.

Каждый пациент до включения в исследование был информирован о целях, методах и возможных рисках предстоящего лечения и подписывал информированное добровольное согласие на участие в исследовании. Помимо стандартной медицинской документации, по клиническим данным каждого пациента заполняли специально разработанную индивидуальную регистрационную карту, включающую сведения о клиническом статусе, характеристиках дентального имплантата, проведенном лечении и результатах динамического наблюдения.

Клиническое исследование выполнено в соответствии с принципами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации и одобрено локальным этическим комитетом ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России (выписка из протокола № 124/2024 от 30.01.2024).

2.2.1. Общая характеристика групп исследования

Для оценки клинической эффективности разработанного способа лечения периимплантита было обследовано 57 пациентов с клиническими признаками

периимплантита и установленным диагнозом K10.2 Воспалительные заболевания челюстей по МКБ-10.

Диагноз устанавливали на основании совокупности клинических и рентгенологических данных. Клиническое обследование включало визуальный осмотр слизистой оболочки в области имплантата с оценкой наличия гиперемии и отека, пальпацию для выявления болезненности и наличия патологического отделяемого, а также зондирование периимплантатной области с определением глубины патологического кармана и наличия кровоточивости. Дополнительно оценивали вторичную стабильность имплантата с использованием прибора Periotest S (Medizintechnik Gulden, Германия) с определением показателя РТВ (Periotest Value). Полученные данные сопоставляли с результатами рентгенологического исследования (RVG, ОПТГ, КЛКТ), позволяющего выявить наличие и степень маргинальной костной резорбции в периимплантатной области. Диагноз периимплантита устанавливали при наличии совокупности указанных клинических признаков воспаления и рентгенологических признаков деструкции костной ткани.

У 9 пациентов в связи с выраженной деструкцией костной ткани и отсутствием возможности проведения консервативно-хирургического лечения имплантаты были удалены.

Возможность проведения консервативно-хирургического лечения определялась на основании клинической оценки состояния имплантата и окружающих тканей. При сохраненной вторичной стабильности (значения РТВ в диапазоне от -7 до -1), отсутствии выраженной подвижности имплантата и наличии условий для проведения хирургического лечения осуществляли мероприятия, направленные на его сохранение. При выраженной потере костной ткани, наличии значительной подвижности имплантата и неблагоприятном прогнозе принимали решение об удалении имплантата с исключением данных случаев из дальнейшего анализа.

В исследование было включено 48 пациентов в возрасте от 30 до 60 лет, из них 23 мужчины и 25 женщин. У части пациентов выявлено более одного

имплантата с клиническими признаками периимплантита, в связи с чем анализ результатов лечения проводили применительно к каждому имплантату отдельно.

Формирование групп осуществляли по типу поверхности имплантата и методу деконтаминации. Выделено три основные группы в зависимости от типа поверхности имплантатов: TiO₂, SLA и RBM. Внутри каждой группы сформированы три подгруппы в зависимости от примененного метода очистки поверхности: Er,Cr:YSGG-лазер, воздушно-абразивная обработка Air Flow с эритритолом и ультразвуковая обработка системой Vector Paro. В каждой подгруппе проведено лечение 8 имплантатов. Общее количество обработанных имплантатов составило 72 шт.

Формирование выборки пациентов осуществляли на основании заранее определенных критериев включения, невключения и исключения из исследования.

Критерии включения в исследование пациентов:

- установленный диагноз: периимплантит (K10.2 Воспалительные заболевания челюстей по МКБ-10);
- наличие периимплантатного кармана глубиной более 5 мм;
- величина маргинальной костной резорбции в периимплантатной области более 2 мм;
- значение вторичной стабильности имплантата от -7 до -1 PTV (periotest value);
- значение пародонтального индекса (ПИ) по Russel не превышает 1,0;
- возраст пациентов: 30-60 лет;
- пациенты мужского и женского полов;
- наличие добровольного информированного согласия пациента на лечение и участие в исследовании в письменном виде.

Критерии невключения в исследование пациентов:

- несоответствие критериям включения пациентов в исследование;
- наличие у пациента в анамнезе или на момент включения следующих состояний:

– сахарный диабет в декомпенсированной форме (уровень гликированного гемоглобина $HbA1c > 7,0\%$);

– системный остеопороз, сопровождающийся терапией ингибиторами костной резорбции (бисфосфонаты, деносумаб);

– аутоиммунные заболевания, требующие постоянной иммуносупрессивной терапии (глюкокортикоиды в дозе >10 мг/сут по преднизолону, цитостатики, биологическая терапия);

– заболевания сердечно-сосудистой системы, требующие постоянного приема антикоагулянтов или антиагрегантов (варфарин, ривароксабан, апиксабан, клопидогрел, тикагрелор, кроме ацетилсалициловой кислоты в дозе 100 мг/сут);

– хронические инфекционные заболевания, требующие длительной системной антибиотикотерапии;

– онкологические заболевания в анамнезе (в стадии ремиссии менее 5 лет) и проведение лучевой терапии в области головы и шеи;

– нарушение свертываемости крови.

- наличие реставрации с цементной фиксацией;
- травмы челюстно-лицевой области;
- беременность или период лактации;
- курение (более 10 сигарет в день).

Критерии исключения из исследования пациентов:

- обострение соматической патологии;
- обнаружение у пациента острой соматической патологии в процессе исследования;
- личный отказ пациента от участия в исследовании;
- несоблюдение пациентом сроков динамического наблюдения.

2.2.2. Разработанный автором способ лечения периимплантита

В клиническом этапе исследования применяли способ хирургического лечения периимплантита, предусматривающий индивидуализированное использование методов деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа. Данный подход основан на дифференцированном выборе метода обработки поверхности имплантата с учетом ее морфологических и физико-химических характеристик, определяющих особенности взаимодействия имплантата с окружающими тканями и условия для последующей остеоинтеграции. Данный способ защищен патентом Российской Федерации № 2850619 «Способ лечения периимплантита» [75].

Индивидуализированный подход к выбору метода деконтаминации позволяет учитывать не только тип поверхности имплантата, но и особенности клинической ситуации, включая выраженность воспалительного процесса и степень костной резорбции. Это способствует повышению эффективности лечения за счет более точного воздействия на патологические ткани при одновременном сохранении структурных характеристик поверхности имплантата. В результате создаются более благоприятные условия для репаративных процессов в периимплантатной области и восстановления остеоинтеграции.

Экспериментально установлено, что эффективность удаления биопленки при сохранении микроструктуры и функциональных свойств поверхности имплантата определяется соответствием метода обработки морфологическому типу поверхности. Применение метода деконтаминации без учета типа поверхности имплантата может приводить либо к недостаточной очистке, либо к повреждению поверхности с нарушением ее исходных свойств. В связи с этим выбор метода деконтаминации целесообразно осуществлять с учетом типа поверхности установленного имплантата (Таблица 3).

Таблица 3 – Выбор метода, режимов и техники обработки поверхности имплантата в зависимости от ее типа

Метод обработки	Оборудование	Параметры режима обработки	Техника проведения обработки	Типы поверхности имплантата
Лазерная обработка	Er,Cr:YSGG-лазер (Biolase, США); наконечник-световод SFT8-18 мм	длина волны 2780 нм; мощность 1,5 Вт; частота 20 Гц; соотношение вода/воздух – 50/50	Выполняются плавные поступательные или круговые движения под углом 10–15° к поверхности. Поверхность имплантата обрабатывается до визуального очищения от биопленки и патологических отложений. Время обработки – 60 сек.	TiO ₂ , SLA, RBM
Воздушно-абразивная обработка	Air Flow Handy 3.0 perio (EMS, Швейцария); порошок AIR FLOW PLUS (эритритол, 14 мкм)	давление воздуха 2,2 бар; расход воды 41,5 мл/мин	Наконечник держится под углом 30–60° к поверхности имплантата. Аппарат располагается на расстоянии 2–5 мм от имплантата, чтобы обеспечить эффективное и бережное воздействие. Наконечник перемещать вверх-вниз, не фиксируя его на одном месте до визуального очищения от биопленки и патологических отложений. Время обработки – 30 сек.	RBM
Ультразвуковая обработка	Vector Paro (Dürr Dental, Германия); суспензия Vector Fluid polish (<10 мкм); насадка Supra	частота 25 кГц; расход воды 30 мл/мин	Наконечник держится параллельно поверхности имплантата. Движения наконечника медленные поступательные, постепенно продвигаясь вдоль витков имплантата. Не надавливать, чтобы не повредить и не перегреть поверхность имплантата. Время обработки – 60 сек.	TiO ₂

Технология хирургического вмешательства

При наблюдении клинической картины периимплантита и постановке диагноза (К10.2. Воспалительные заболевания челюстей по МКБ-10), проводились следующие шаги:

1. Проводили анестезию, соответствующую положению имплантата в челюсти;
2. Выполняли Г-образный разрез слизистой оболочки с формированием слизисто-надкостничного лоскута и обеспечением полноценного доступа к пораженной области;
3. Определяли тип поверхности имплантата в соответствии с Таблицей А.1 (приложение А);
4. Выполняли деконтаминацию поверхности имплантата методом, выбранным в зависимости от типа поверхности, с соблюдением параметров и техники обработки, представленных в Таблице 3;
5. При наличии выраженной резорбции костной ткани проводили ее восполнение костнозамещающими ксеноматериалами;
6. Лоскут укладывали на место и выполняли ушивание операционной раны;
7. В послеоперационном периоде назначали антибактериальную и противовоспалительную терапию.

2.2.3. Методы оценки состояния тканей периимплантатной области

Пародонтальный индекс по Russel

Для оценки состояния тканей пародонта и определения степени воспалительных изменений у пациентов использовали пародонтальный индекс по Russel (Periodontal Index, PI), предложенный Russel A. в 1956 году. Он предназначен для оценки выраженности воспалительных и деструктивных изменений в тканях пародонта.

Использование данного индекса в настоящем исследовании было обусловлено необходимостью объективной оценки общего пародонтального

статуса пациентов, что позволяло исключить лиц с выраженным генерализованным воспалительным поражением тканей пародонта, способным оказывать влияние на течение периимплантита и результаты лечения.

Определение индекса проводили на этапе первичного обследования. Значение ПИ не более 1,0 являлось одним из критериев включения в исследование и свидетельствовало об отсутствии клинически значимых генерализованных воспалительных изменений пародонта.

Исследование выполняли при клиническом осмотре с использованием пародонтального зонда. Каждый зуб оценивали по балльной системе:

- 0 – нет явных признаков нарушения строения и функции пародонта;
- 1 – легкий гингивит, ограниченный в области десневого сосочка;
- 2 – гингивит, воспаление десны вокруг зуба, но без видимого нарушения целостности прикрепления эпителия (отсутствует пародонтальный карман);
- 6 – гингивит с образованием пародонтального кармана, но видимых нарушений функции нет, зуб неподвижен;
- 8 – зуб подвижен, может быть смещен, выраженная деструкция всех тканей пародонта, наличие пародонтального кармана.

Пародонтальный индекс (ПИ) рассчитывали по следующей формуле (2):

$$\text{ПИ} = \frac{\sum \text{зб}}{n}, \quad (2)$$

где $\sum \text{зб}$ – сумма баллов каждого зуба;

n – число обследованных зубов.

Полученные значения интерпретировали следующим образом:

- 0,1 – 1,5 балла – начальная и I стадия заболевания (легкая степень);
- 1,6 – 4,0 балла – II стадия заболевания (среднетяжелая степень);
- 4,1 – 8,0 балла – III стадия заболевания (тяжелая степень).

Оценка состояния тканей периимплантатной области

Оценку состояния тканей периимплантатной области проводили в динамике с целью объективного контроля течения воспалительного процесса и определения эффективности проведенного лечения. Клиническое обследование выполняли в ранние сроки послеоперационного периода – через 7 и 21 сутки, а также в отдаленные сроки наблюдения – через 6 и 12 месяцев.

В связи с отсутствием единого общепринятого индекса, позволяющего комплексно оценить эффективность лечения периимплантита, была использована методика оценки, основанная на балльной системе, разработанной на основе подхода, предложенного Жековой А.А. [24], и модифицированной автором настоящего исследования с учетом задач исследования, сроков динамического наблюдения и необходимости количественной стандартизации клинических показателей.

В раннем послеоперационном периоде (7 и 21 сутки) оценивали клинические признаки воспалительной реакции слизистой оболочки в периимплантатной области. Учитывали наличие отека, гиперемии и кровоточивости. Критерии оценки и система начисления баллов представлены в Таблице 4.

Таблица 4 – Критерии оценки состояния тканей периимплантатной области через 7 и 21 сутки после лечения

Клинический признак		Баллы	
		+	-
Отечность	наличие отека слизистой оболочки в периимплантатной области	1	0
Гиперемия	наличие гиперемии слизистой оболочки в периимплантатной области	1	0
Кровоточивость	наличие кровоточивости слизистой оболочки в периимплантатной области	1	0

Через 6 месяцев после лечения проводили комплексную оценку клинических и рентгенологических показателей, отражающих состояние периимплантатных тканей и стабильность имплантата. Критерии оценки и система начисления баллов представлены в Таблице 5.

Таблица 5 – Критерии оценки состояния тканей периимплантатной области через 6 месяцев после лечения

Клинический признак		Баллы	
		+	-
Патологический периимплантатный карман	наличие патологического кармана в периимплантатной области	2	0
Маргинальная костная резорбция	уровень маргинальной костной резорбции в периимплантатной области > 1,5 мм	2	0
Вторичная стабильность имплантата	прирост значения PTV (Periotest value) относительно значения "до лечения"	0	1
Рецессия десны	наличие рецессии десны в периимплантатной области > 1,5 мм	1	0
Кровоточивость	наличие кровоточивости слизистой оболочки в периимплантатной области	1	0

Через 12 месяцев после лечения оценку проводили по аналогичной системе, представленной в Таблице 6. Вторичную стабильность имплантата анализировали относительно значения PTV (Periotest Value), зарегистрированного через 6 месяцев после лечения, что позволяло оценить сохранение достигнутых результатов в динамике.

Оценку вторичной стабильности имплантата выполняли с использованием прибора Periotest S. Принцип работы прибора основан на регистрации параметров демпфирования (амортизации) при кратковременном перкуSSIONном воздействии на имплантат, что позволяет оценить степень его подвижности и устойчивости в костной ткани. Диапазоны значений PTV и их клиническая интерпретация представлены в Таблице 7.

Таблица 6 – Критерии оценки состояния тканей периимплантатной области через 12 месяцев после лечения

Клинический признак		Баллы	
		+	-
Патологический периимплантатный карман	наличие патологического кармана в периимплантатной области	2	0
Маргинальная костная резорбция	уровень маргинальной костной резорбции в периимплантатной области > 1,5 мм	2	0
Вторичная стабильность имплантата	сохранение / прирост значения PTV (Periotest value) относительно значения "6 месяцев после лечения"	0	1
Рецессия десны	наличие рецессии десны в периимплантатной области > 1,5 мм	1	0
Кровоточивость	наличие кровоточивости слизистой оболочки в периимплантатной области	1	0

Таблица 7 – Интерпретация значений показателя PTV (Periotest Value)

Значения PTV (Periotest value)	
Диапазон значений PTV	Расшифровка
от -8 до 0	хорошая остеоинтеграция, имплантат стабилен
от +1 до +9	требуется наблюдение, имплантат имеет определенную подвижность
+10 и более	недостаточная остеоинтеграция, имплантат нестабилен

Интерпретацию результатов проводили следующим образом:

- 0 баллов – отличный результат;
- 1 балл – хороший результат;

- 2 балла – удовлетворительный результат;
- 3 балла и более – неудовлетворительный результат.

Далее подсчитывали количество имплантатов, относящихся к каждой категории оценки в пределах соответствующей группы и подгруппы. Полученные данные представляли в виде абсолютного числа наблюдений и относительных показателей, выраженных в процентах от общего количества имплантатов в каждой подгруппе.

Рентгенологические методы обследования

Рентгенологическое исследование являлось обязательным этапом диагностики и динамического наблюдения пациентов с периимплантитом. Обследование проводили на первичном приеме при постановке диагноза, а также в отдаленные послеоперационные сроки через 6 и 12 месяцев после лечения.

Рентгенологическое обследование включало выполнение прицельной внутриротовой рентгенографии (RVG), ортопантомографии (ОПТГ) и конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ).

Прицельную внутриротовую рентгенографию выполняли с использованием стоматологического рентгеновского аппарата Planmeca ProX (Planmeca, Финляндия). ОПТГ и КЛКТ проводили на конусно-лучевом компьютерном томографе Picasso Trio 3D (Vatech, Южная Корея).

Прицельные снимки использовали для локальной оценки уровня маргинальной костной резорбции и динамики изменений в периимплантатной области. Ортопантомография применялась для общей оценки состояния зубочелюстной системы. КЛКТ выполняли с целью трехмерной визуализации периимплантатной области, уточнения объема костной резорбции и контроля результатов лечения в отдаленные сроки наблюдения.

2.3. Статистические методы обработки полученных данных

Статистический анализ результатов исследования выполняли с использованием программ Statistica 12.0 (StatSoft Inc., США), GraphPad Prism 8.0 (GraphPad Software, США) и Microsoft Excel 2016.

Для каждого метода исследования применяли соответствующие методы описательной и сравнительной статистики. Количественные данные в зависимости от характера распределения представляли в виде среднего арифметического и стандартного отклонения ($M \pm SD$) или медианы и интерквартильного размаха ($Me [Q1; Q3]$). Качественные показатели описывали абсолютными и относительными частотами (%).

Проверку нормальности распределения проводили с использованием критерия Шапиро–Уилка. В зависимости от результатов применяли параметрические или непараметрические методы.

При сравнении независимых групп использовали U-критерий Манна–Уитни (в случае отсутствия нормального распределения). Для параметрических данных применяли однофакторный дисперсионный анализ (ANOVA) с апостериорным тестом Даннета для множественных сравнений с контрольной группой. При множественных сравнениях применяли поправку Бонферрони.

Для анализа связанных выборок использовали критерий Вилкоксона. Выбор данного метода обусловлен малым объемом выборки и невозможностью достоверной оценки нормальности распределения, что делало применение t-критерия Стьюдента некорректным.

Сравнение частот в группах выполняли с помощью критерия Фишера-Фримена-Холтона, поскольку данный критерий позволяет достоверно оценить различия между группами с малым объемом наблюдений.

Различия считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В данной главе представлены результаты экспериментального и клинического этапов проведенного исследования. Результаты экспериментальной части включают данные хемилюминесцентного анализа, проточной цитометрии и окрашивания клеток ализариновым красным, позволяющие оценить функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов, адгезию и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток при их взаимодействии с поверхностью дентальных имплантатов после применения различных методов деконтаминации.

Кроме того, представлены результаты морфологического и элементного анализа поверхности имплантатов, выполненного с использованием сканирующей электронной микроскопии и энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии, что позволило оценить изменения микроструктуры и элементного состава поверхности после различных способов обработки.

В разделе, посвященном клиническому этапу исследования, приведены результаты лечения периимплантита с учетом типа поверхности имплантата, а также представлен клинический пример, иллюстрирующий эффективность предложенного подхода.

Материалы, представленные в данной главе, опубликованы в научных работах автора, выполненных в соавторстве [13, 14, 75, 86, 95, 96, 98].

3.1. Результаты экспериментального исследования

3.1.1. Результаты хемилюминесцентного анализа

Общая характеристика изменений хемилюминесцентной активности нейтрофилов

Для оценки реакции клеток врожденного иммунитета на различные типы поверхностей дентальных имплантатов и методы их деконтаминации проведен

анализ люцигенин- и люминол-зависимой хемилюминесценции нейтрофильных гранулоцитов. Исследование указанных параметров позволяет оценить интенсивность синтеза активных форм кислорода (АФК) и тем самым косвенно охарактеризовать биологическое взаимодействие клеток с поверхностью имплантатов.

Анализ полученных результатов показал, что характер хемилюминесцентной реакции нейтрофилов существенно зависит как от типа поверхности имплантата, так и от применяемого метода ее обработки. Наиболее выраженные изменения параметров хемилюминесценции наблюдались при инкубации клеток с имплантатами, обработанными воздушно-абразивной системой Air Flow с эритритолом (первая опытная группа). В то же время обработка Er,Cr:YSGG-лазером поверхности имплантатов (вторая опытная группа) сопровождалась минимальными изменениями показателей хемилюминесцентной активности клеток, тогда как обработка ультразвуковой системой Vector Pargo (третья опытная группа) занимала промежуточное положение по выраженности клеточного ответа.

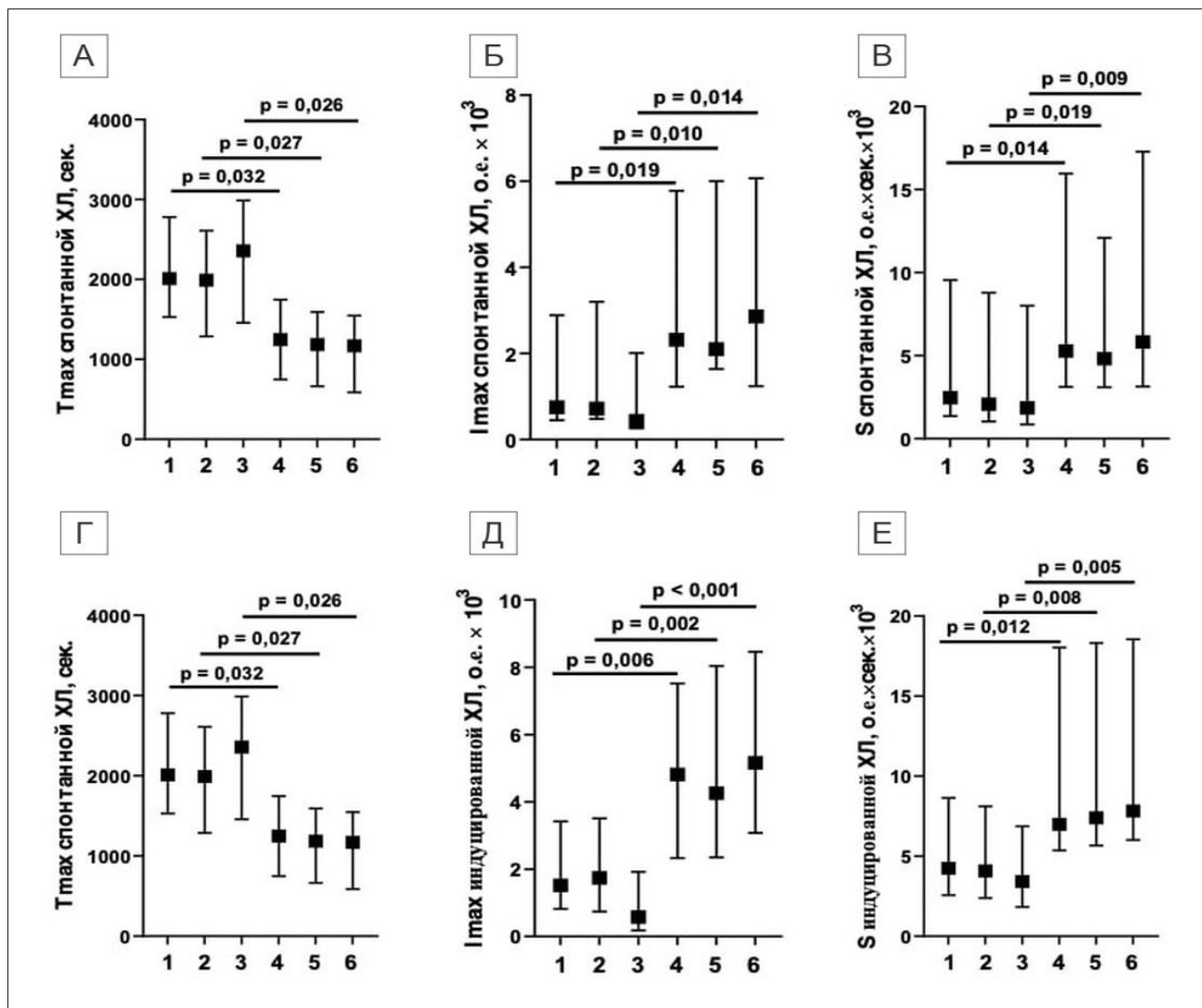
Полученные результаты представлены в виде графиков на Рисунках 11–16. На графиках по оси абсцисс использованы следующие обозначения групп:

1 – контрольный имплантат SLA; 2 – контрольный имплантат RBM; 3 – контрольный имплантат TiO₂; 4 – имплантат SLA после обработки методом, соответствующим опытной группе; 5 – имплантат RBM после обработки методом, соответствующим опытной группе; 6 – имплантат TiO₂ после обработки методом, соответствующим опытной группе.

Хемилюминесцентная активность нейтрофилов при инкубации с имплантатами первой опытной группы

При сравнении показателей люцигенин-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов после их инкубации *in vitro* с контрольными имплантатами SLA, RBM и TiO₂ и имплантатами, обработанными воздушно-абразивным методом Air Flow с эритритолом, установлено, что независимо от типа поверхности происходит значительное изменение основных параметров реакции.

Как показано на Рисунке 11, при взаимодействии нейтрофилов с имплантатами первой опытной группы наблюдается уменьшение времени достижения максимума реакции (T_{max}) ($p = 0,026–0,032$), а также увеличение максимальной интенсивности свечения (I_{max}) ($p = 0,010–0,019$) и площади под кривой хемилюминесценции (S) для спонтанной реакции ($p = 0,009–0,019$) (Рисунок 11, А–В).



Примечание: Указаны p -значения для попарных межгрупповых сравнений.

Рисунок 11 – Параметры люцигенин-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами первой опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

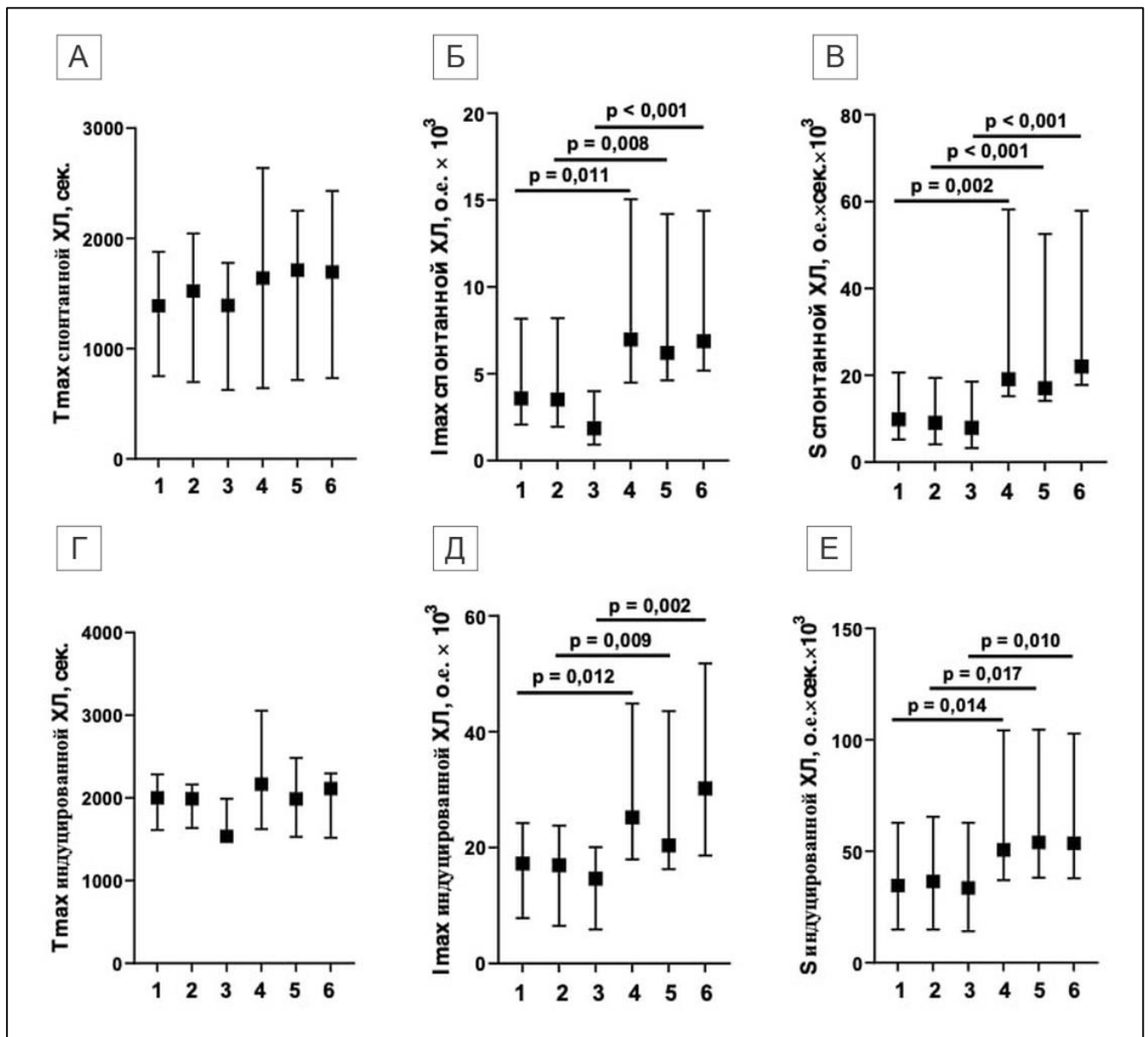
При индукции респираторного взрыва опсонизированным зимозаном выявлялась аналогичная закономерность. Для всех исследуемых типов поверхности имплантатов отмечалось снижение $T_{\max}$ ($p = 0,026\text{--}0,032$) и повышение значений $I_{\max}$ ($p = 0,001\text{--}0,006$) и S индуцированной люцигенин-зависимой хемилюминесценции ($p = 0,005\text{--}0,012$) (Рисунок 11, Г–Е). При этом выраженность изменений показателей индуцированной реакции была более значительной по сравнению со спонтанной, что приводило к увеличению индекса активации (ИА).

Так, для имплантатов SLA контрольные значения индекса активации составляли 1,70 [0,91; 1,87], тогда как в первой опытной группе данный показатель увеличивался до 3,01 [2,32; 6,50] ($p = 0,019$). Для имплантатов RBM индекс активации возрастал с 1,91 [0,93; 2,29] до 2,99 [2,18; 6,54] ($p = 0,022$). При исследовании имплантатов с поверхностью TiO_2 соответствующие значения составляли 1,82 [0,84; 2,11] и 2,84 [1,98; 6,55] соответственно ($p = 0,026$).

Анализ люминол-зависимой хемилюминесценции показал несколько иную динамику изменений. Кинетические характеристики реакции ($T_{\max}$) практически не отличались от контрольных значений (Рисунок 12, А, Г). Однако показатели интенсивности реакции ($I_{\max}$) и площади под кривой хемилюминесценции (S) были увеличены как при спонтанной, так и при индуцированной хемилюминесценции (Рисунок 12, Б–Е).

Это сопровождалось увеличением индекса активации. Для имплантатов SLA его значение возрастало с 3,63 [2,49; 6,57] в контрольной группе до 6,65 [4,87; 15,06] ($p = 0,037$). Для имплантатов RBM соответствующие показатели составляли 4,01 [1,98; 7,42] и 6,14 [5,24; 14,39] ($p = 0,040$). Для имплантатов TiO_2 индекс активации увеличивался с 4,08 [1,90; 8,12] до 6,71 [5,07; 15,22] ($p = 0,034$).

Инкубация нейтрофильных гранулоцитов с имплантатами первой опытной группы сопровождалась выраженной активацией синтеза активных форм кислорода, что проявлялось увеличением интенсивности и интегральных показателей хемилюминесцентной реакции.



Примечание: Указаны p-значения для попарных межгрупповых сравнений.

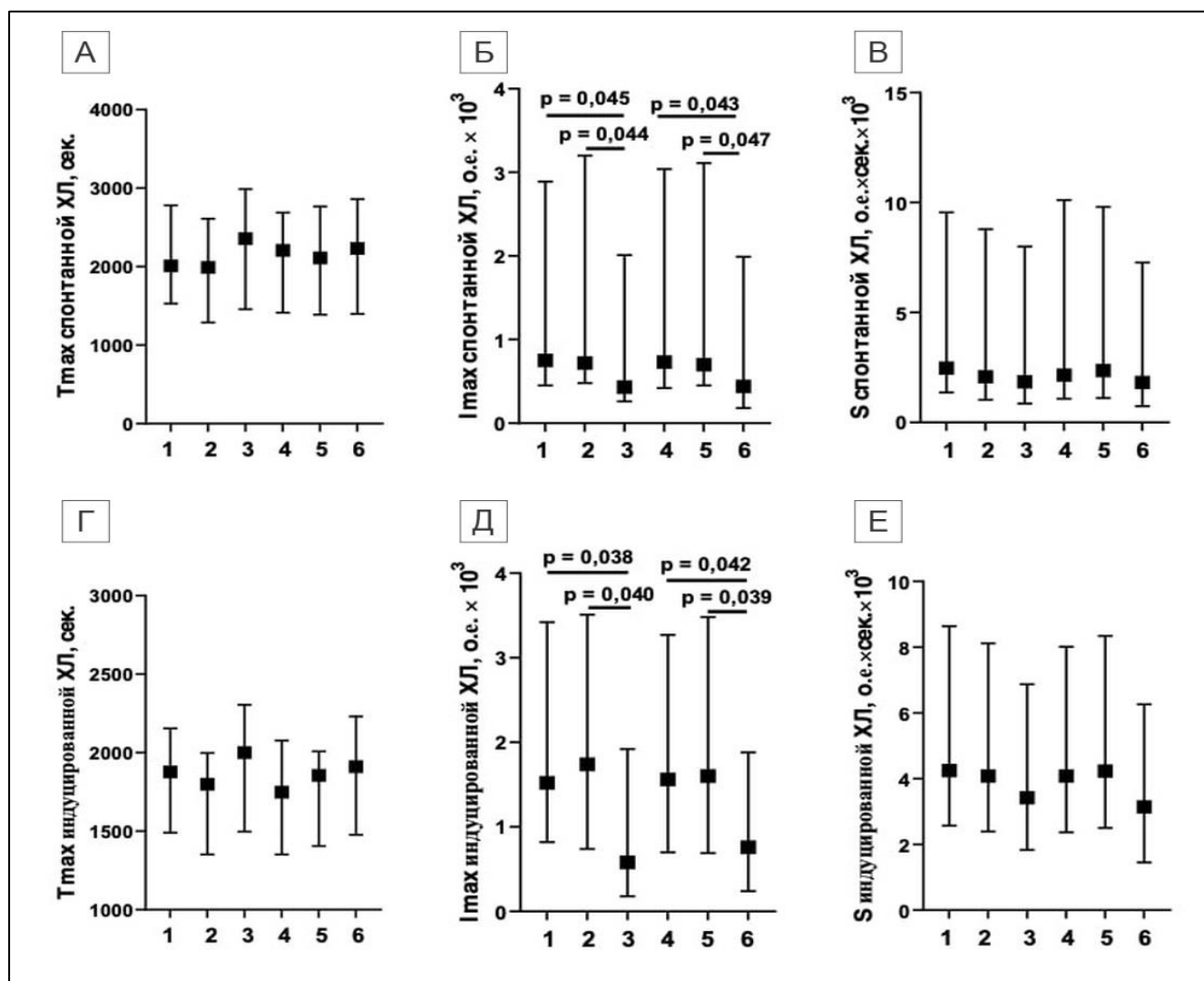
Рисунок 12 – Параметры люминол-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами первой опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

Хемилюминесцентная активность нейтрофилов при инкубации с имплантатами второй опытной группы

При исследовании имплантатов второй опытной группы, подвергнутых обработке Er,Cr:YSGG-лазером, выявлено отсутствие значимых изменений

хемилюминесцентной активности нейтрофилов по сравнению с контрольными значениями.

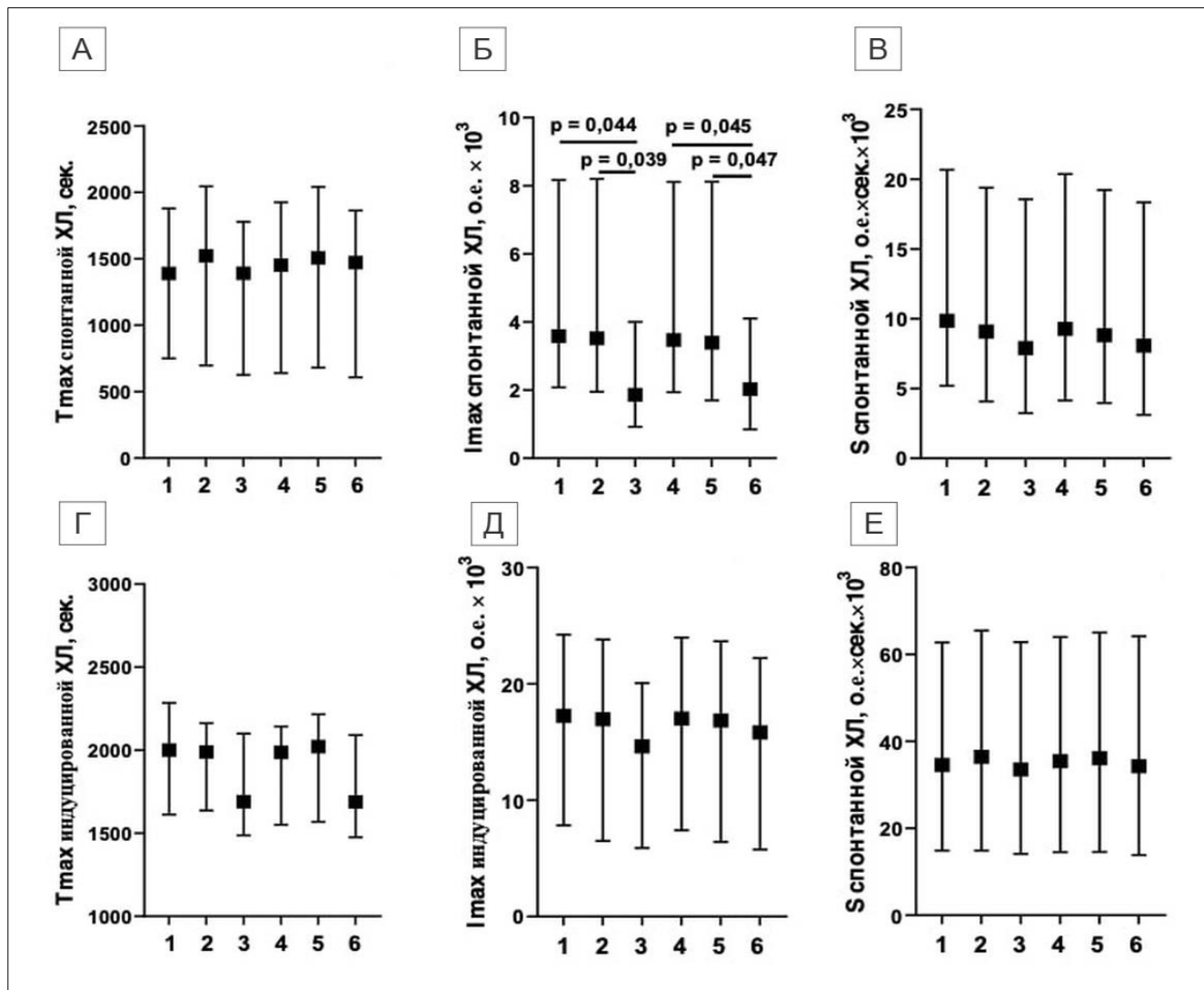
Как показано на Рисунке 13, показатели люцигенин-зависимой хемилюминесценции – $T_{\max}$, $I_{\max}$ и площадь под кривой (S) – как для спонтанной, так и для зимозан-индуцированной реакции соответствовали контрольным значениям. Индекс активации люцигенин-зависимой реакции составлял 1,68 [0,96; 2,88] для имплантатов SLA, 1,70 [1,00; 3,22] для RBM и 1,72 [1,01; 2,96] для TiO_2 .



Примечание: Указаны p -значения для попарных межгрупповых сравнений.

Рисунок 13 – Параметры люцигенин-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами второй опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

Аналогичная закономерность выявлена и при анализе люминол-зависимой хемилюминесценции (Рисунок 14). Индекс активации составлял 3,84 [1,52; 7,68] для имплантатов SLA, 3,45 [1,36; 7,21] для RBM и 3,62 [1,66; 7,04] для TiO_2 .



Примечание: Указаны р-значения для попарных межгрупповых сравнений.

Рисунок 14 – Параметры люминол-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами второй опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

В то же время значения максимальной интенсивности реакции ($I_{\max}$) демонстрировали неоднородность: при инкубации нейтрофилов с имплантатами TiO_2 , обработанными лазером, отмечалось их снижение как для спонтанной (0,46

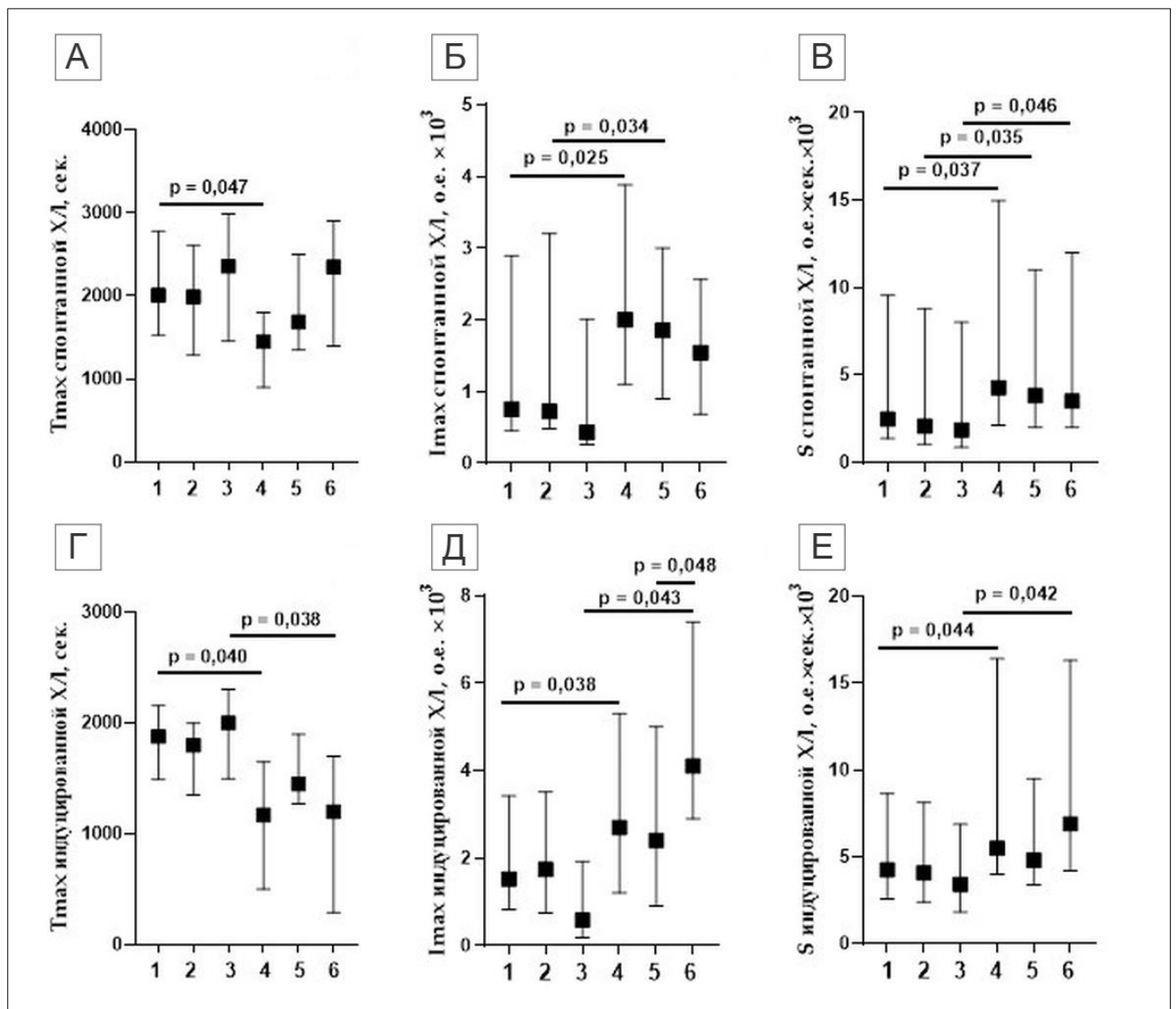
$[0,28; 0,79] \times 10^3$ о.е. против $0,74 [0,52; 3,18] \times 10^3$ о.е.), так и для индуцированной реакции ($0,68 [0,31; 1,82] \times 10^3$ о.е. против $1,58 [0,92; 3,42] \times 10^3$ о.е.) по сравнению с имплантатами SLA и RBM ($p = 0,038-0,047$) (Рисунок 13, Б, Д). Кроме того, показатели $T_{\max}$ и площади под кривой (S) также не различались между группами, тогда как значения максимальной интенсивности спонтанной реакции при взаимодействии нейтрофилов с поверхностью TiO_2 были ниже ($2,03 [1,21; 3,94] \times 10^3$ о.е. против $3,48 [2,02; 8,17] \times 10^3$ о.е.; $p = 0,039-0,047$) по сравнению с другими типами поверхностей дентальных имплантатов (Рисунок 14, Б).

Хемилюминесцентная активность нейтрофилов при инкубации с имплантатами третьей опытной группы

При исследовании имплантатов третьей опытной группы, подвергнутых ультразвуковой обработке системой Vector Para, выявлены изменения параметров хемилюминесцентной реакции.

Анализ люцигенин-зависимой хемилюминесценции показал, что время достижения максимума спонтанной реакции снижалось при инкубации нейтрофилов с имплантатом SLA, обработанным ультразвуком – с $2284,70 [1762,35; 2915,80]$ с до $1426,55 [918,40; 1793,25]$ с ($p = 0,047$) (Рисунок 15, А). В то же время значения максимальной интенсивности реакции ($I_{\max}$) для имплантатов SLA и RBM сохранялись на повышенном уровне, составляя $1,94 [1,18; 3,72] \times 10^3$ о.е. и $1,81 [1,05; 3,48] \times 10^3$ о.е. соответственно против $0,63 [0,34; 1,57] \times 10^3$ о.е. в контрольных условиях ($p = 0,025-0,034$) (Рисунок 15, Б), а площадь под кривой спонтанной реакции оставалась высокой для всех типов поверхностей имплантатов, варьируя от $2,18 [1,27; 8,64]$ о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ до $4,12 [2,36; 13,78]$ о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ ($p = 0,035-0,046$) (Рисунок 15, В).

При анализе зимозан-индуцированной реакции также выявлялись низкие значения $T_{\max}$ ($p = 0,038-0,040$) и повышенные показатели $I_{\max}$ ($p = 0,038-0,048$) и S ($p = 0,042-0,044$) для имплантатов SLA и TiO_2 (Рисунок 15, Г–Е). При этом между имплантатами RBM и TiO_2 выявлялись различия по величине $I_{\max}$ ($p = 0,043-0,048$) (Рисунок 15, Д).

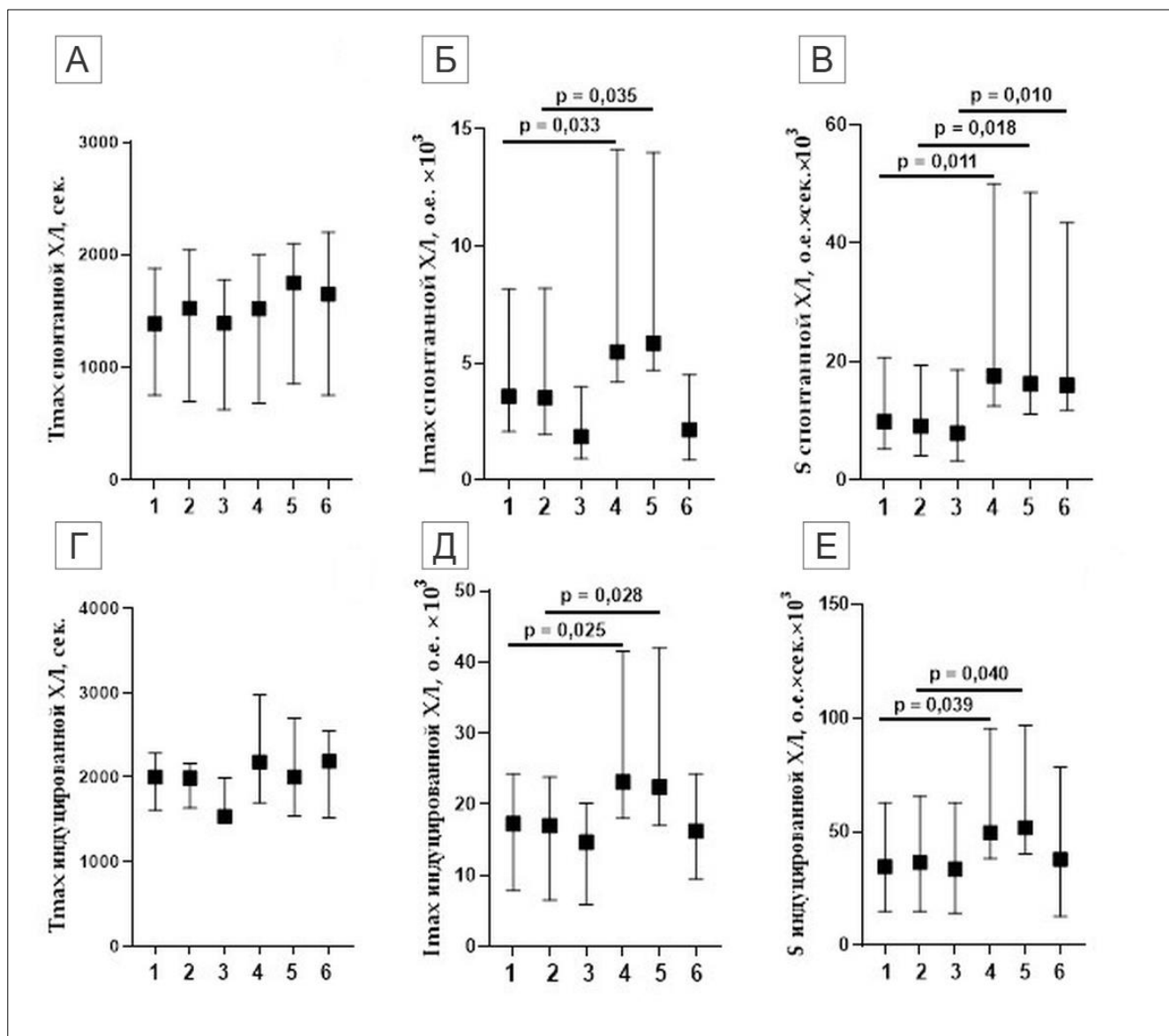


Примечание: Указаны р-значения для попарных межгрупповых сравнений.

Рисунок 15 – Параметры люцигенин-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами третьей опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

Индекс активации люцигенин-зависимой реакции составлял 1,29 [0,56; 1,95] для имплантатов SLA, 1,26 [0,61; 2,01] для RBM и 1,97 [1,03; 2,84] для TiO_2 , что отражает более выраженную активацию нейтрофилов при взаимодействии с поверхностью типа TiO_2 .

При исследовании люминол-зависимой хемилюминесценции установлено, что кинетические параметры реакции ($T_{\max}$) статистически значимо не изменялись между исследуемыми группами, варьируя в пределах сопоставимых интерквартильных диапазонов (Рисунок 16, А, Г).



Примечание: Указаны р-значения для попарных межгрупповых сравнений.

Рисунок 16 – Параметры люминол-зависимой хемилюминесценции нейтрофилов при инкубации с имплантатами третьей опытной группы: А – время выхода на максимум спонтанной ХЛ; Б – максимум интенсивности спонтанной ХЛ; В – площадь под кривой спонтанной ХЛ; Г – время выхода на максимум зимозан-индуцированной ХЛ; Д – максимум интенсивности зимозан-индуцированной ХЛ; Е – площадь под кривой зимозан-индуцированной ХЛ

Вместе с тем для поверхностей имплантатов SLA и RBM сохранялись более высокие значения максимальной интенсивности свечения ($I_{\max}$) как для спонтанной ($3,42 [2,18; 8,04]$ о.е. $\times 10^3$ и $3,35 [1,96; 8,12]$ о.е. $\times 10^3$ соответственно), так и для индуцированной реакции ($16,84 [8,12; 24,36]$ о.е. $\times 10^3$ и $17,02 [7,64; 24,18]$ о.е. $\times 10^3$) по сравнению с имплантатами TiO_2 ($1,86 [0,94; 3,92]$ о.е. $\times 10^3$ и $14,52 [6,18; 20,14]$ о.е. $\times 10^3$ соответственно; $p = 0,025-0,035$) (Рисунок 16, Б, Д). Площадь под кривой (S) спонтанной реакции оставалась высокой для всех типов поверхностей имплантатов (в пределах $9,84-17,62$ о.е. $\cdot \text{с} \times 10^3$) (Рисунок 16, В), тогда как площадь под кривой индуцированной реакции для имплантатов TiO_2 была ниже ($p = 0,039-0,040$), что указывает на тенденцию к нормализации функциональной активности нейтрофилов (Рисунок 16, Е). Индекс активации люминол-зависимой хемилюминесценции составлял $2,82 [1,17; 6,95]$ для имплантатов SLA, $3,19 [1,42; 6,23]$ для RBM и $2,37 [1,15; 6,25]$ для TiO_2 .

Анализ полученных результатов

Сравнительный анализ показал, что лазерная обработка поверхности имплантатов приводит к значительному снижению активности хемилюминесцентной реакции нейтрофилов по сравнению с имплантатами, обработанными Air Flow с эритритолом. Так, при инкубации клеток с имплантатами SLA, обработанными Er,Cr:YSGG-лазером, значения $I_{\max}$ и площади под кривой (S) спонтанной люцигенин-зависимой хемилюминесценции были ниже – $0,74 [0,52; 3,18]$ о.е. $\times 10^3$ против $2,36 [1,42; 5,78]$ о.е. $\times 10^3$ и $2,18 [1,27; 8,64]$ о.е. $\cdot \text{с} \times 10^3$ против $5,42 [3,36; 16,18]$ о.е. $\cdot \text{с} \times 10^3$ соответственно – чем при инкубации с имплантатами первой опытной группы ($p = 0,007$ и $p = 0,032$ соответственно). Аналогичные изменения наблюдались и для индуцированной реакции, где значения $I_{\max}$ снижались с $4,86 [2,94; 8,12]$ о.е. $\times 10^3$ до $1,58 [0,92; 3,42]$ о.е. $\times 10^3$, а S – с $7,68 [5,94; 18,42]$ о.е. $\cdot \text{с} \times 10^3$ до $4,12 [2,36; 8,84]$ о.е. $\cdot \text{с} \times 10^3$ ($p < 0,01$).

Похожие закономерности выявлены и для имплантатов с типами поверхностей RBM и TiO_2 . В частности, для имплантатов RBM отмечалось увеличение $T_{\max}$ спонтанной ($1786,40 [1342,55; 2148,70]$ с против $1524,80$

[1216,35; 1986,20] с; $p = 0,043$) и индуцированной реакции (2214,35 [1684,20; 2765,80] с против 1986,25 [1524,80; 2316,70] с; $p = 0,008$) при одновременном снижении показателей $I_{\max}$ и площади под кривой (S) спонтанной (0,72 [0,41; 2,84] о.е. $\times 10^3$ против 2,18 [1,36; 5,42] о.е. $\times 10^3$ и 2,24 [1,18; 7,96] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ против 5,12 [3,28; 15,86] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$; $p = 0,010$ и $p = 0,039$) и индуцированной хемилюминесценции (1,58 [0,92; 3,42] о.е. $\times 10^3$ против 4,62 [2,74; 7,86] о.е. $\times 10^3$ и 4,12 [2,36; 8,84] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ против 7,42 [5,68; 17,94] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$; $p = 0,004$ и $p = 0,015$).

Для имплантатов с поверхностью типа TiO_2 после лазерной обработки также наблюдалось увеличение $T_{\max}$ (1894,60 [1482,35; 2316,40] с против 1416,25 [1084,70; 1762,35] с; $p = 0,008$ и $p < 0,001$) и снижение значений $I_{\max}$ и S как для спонтанной (0,46 [0,28; 0,79] о.е. $\times 10^3$ и 2,18 [1,27; 8,64] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ против 2,04 [1,18; 3,72] о.е. $\times 10^3$ и 4,12 [2,36; 13,78] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$; $p = 0,007$ и $p = 0,032$), так и для индуцированной реакции (0,68 [0,31; 1,82] о.е. $\times 10^3$ и 3,48 [1,96; 6,82] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$ против 2,74 [1,38; 5,22] о.е. $\times 10^3$ и 5,86 [4,02; 16,14] о.е. $\cdot$ с $\times 10^3$; $p = 0,001$ и $p = 0,008$), а также уменьшение индекса активации ($p = 0,011$).

При сопоставлении результатов ультразвуковой обработки с результатами обработки Air Flow с эритритолом установлено, что в ряде случаев показатели хемилюминесценции при воздействии ультразвука были ниже. Так, значение $I_{\max}$ спонтанной люцигенин-зависимой реакции для имплантата RBM после ультразвуковой обработки составляло 1,81 [1,05; 3,48] о.е. $\times 10^3$ против 2,36 [1,42; 5,78] о.е. $\times 10^3$ при обработке Air Flow с эритритолом ($p = 0,049$). Также отмечалось снижение $I_{\max}$ индуцированной реакции для имплантатов SLA (2,74 [1,38; 5,22] о.е. $\times 10^3$ против 4,86 [2,94; 8,12] о.е. $\times 10^3$; $p = 0,045$) и RBM (2,48 [1,18; 4,96] о.е. $\times 10^3$ против 4,62 [2,74; 7,86] о.е. $\times 10^3$; $p = 0,040$).

Сравнение результатов ультразвуковой и лазерной обработки показало, что ультразвук вызывает более выраженную активацию нейтрофилов. Значения $I_{\max}$ спонтанной люцигенин-зависимой хемилюминесценции после ультразвуковой обработки были выше по сравнению с лазерной обработкой для всех типов поверхностей имплантатов (1,94 [1,18; 3,72] о.е. $\times 10^3$ против 0,74 [0,52; 3,18] о.е. $\times 10^3$; 1,81 [1,05; 3,48] о.е. $\times 10^3$ против 0,72 [0,41; 2,84] о.е. $\times 10^3$; 1,58 [0,92; 2,86] о.е.

$\times 10^3$ против 0,46 [0,28; 0,79] о.е. $\times 10^3$; $p = 0,010$; $p = 0,009$; $p = 0,007$ соответственно). Аналогичная тенденция наблюдалась и для люминол-зависимой реакции, где отмечалось повышение показателей $I_{\max}$ и площади под кривой (S).

Результаты хемилюминесцентного анализа свидетельствуют о том, что степень активации нейтрофильных гранулоцитов существенно зависит как от типа поверхности имплантата, так и от применяемого метода ее деконтаминации. Наиболее выраженная активация синтеза активных форм кислорода наблюдалась при взаимодействии нейтрофилов с имплантатами, обработанными воздушно-абразивной смесью Air Flow с эритритолом. В то же время среди имплантатов, обработанных данным методом, наименьшая выраженность клеточного ответа отмечалась для поверхности RBM, что свидетельствует о ее относительно более высокой биосовместимости по сравнению с поверхностями SLA и TiO_2 .

Лазерная обработка поверхности имплантатов сопровождалась минимальными изменениями хемилюминесцентной активности нейтрофилов, что указывает на более высокий уровень биосовместимости поверхностей, обработанных данным способом. Ультразвуковая обработка обеспечивала промежуточный эффект, демонстрируя более благоприятные показатели для поверхности типа TiO_2 по сравнению с методом Air Flow с эритритолом, однако уступая результатам лазерной деконтаминации.

3.1.2. Результаты проточной цитометрии

Первичным этапом исследования являлась визуальная оценка адгезии клеток на поверхности дентальных имплантатов, выполняемая с использованием световой микроскопии. На данном этапе анализировали характер прикрепления клеток и особенности их распределения на различных типах поверхности после применения исследуемых методов обработки. Иллюстрации, демонстрирующие прикрепление клеток к поверхности имплантатов, представлены на Рисунке 17 (А–Г).

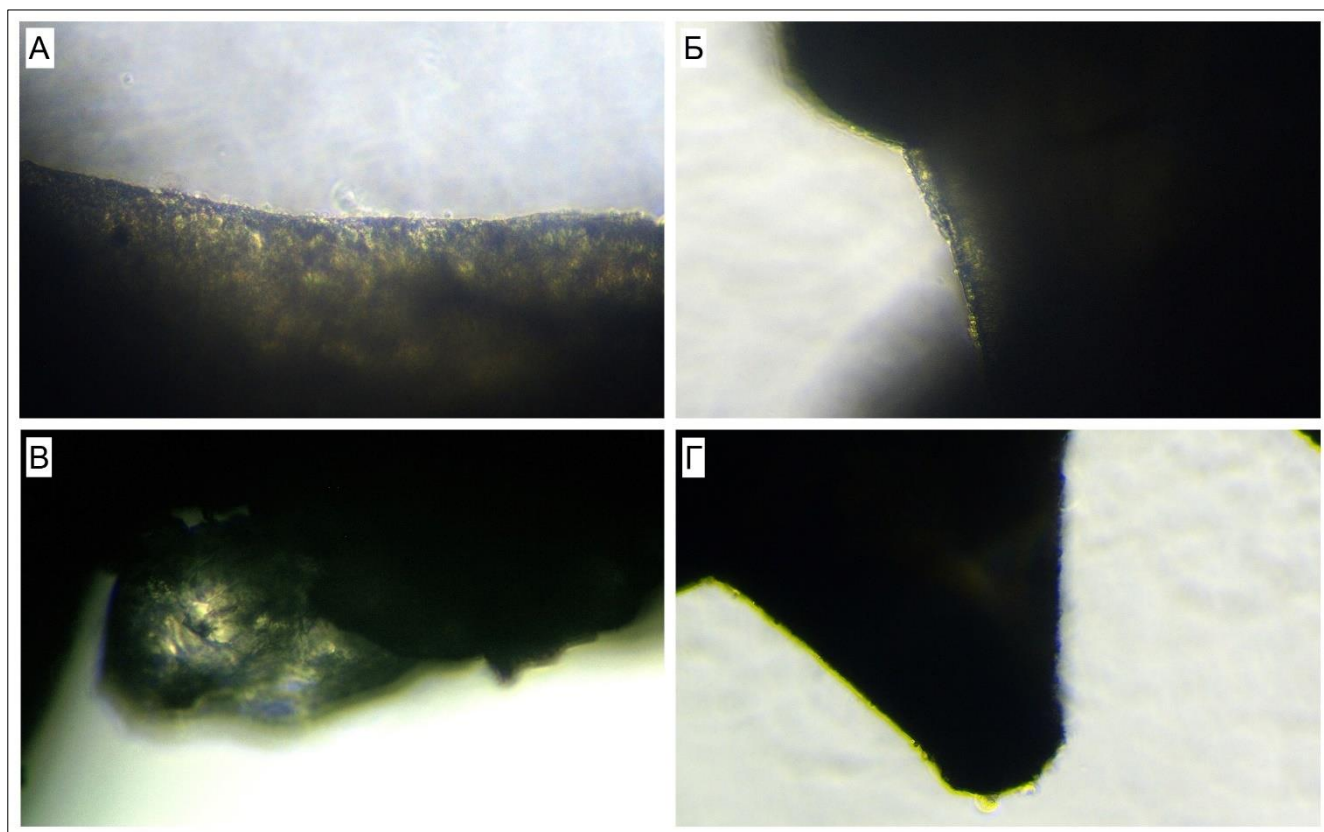


Рисунок 17 – Адгезия и распределение клеток на поверхности дентальных имплантатов по данным световой микроскопии: А, Б – увеличение $\times 100$; В – увеличение $\times 200$; Г – увеличение $\times 50$

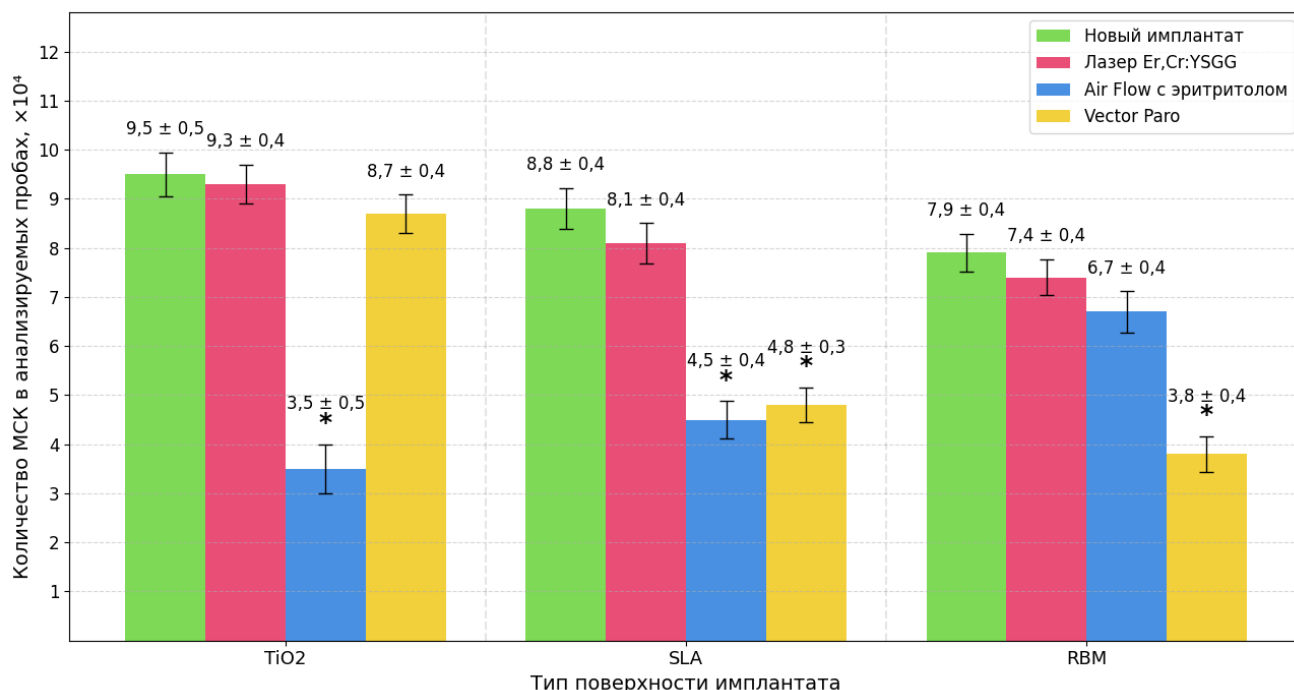
Для последующей количественной оценки числа мезенхимальных стволовых клеток, прикрепившихся к поверхности дентальных имплантатов после их обработки Er,Cr:YSGG-лазером, методом Air Flow с эритритолом или системой Vector Pargo, использовали метод проточной цитометрии. Полученные результаты позволили оценить влияние исследуемых способов очистки на сохранение свойств поверхности имплантатов, обеспечивающих адгезию МСК.

Результаты подсчета количества адгезировавших МСК на имплантатах с различными типами поверхности после применения различных методов обработки представлены в виде гистограммы, на которой приведены средние значения данного показателя (Рисунок 18).

Результаты проточной цитометрии для клеток с поверхности TiO_2

При анализе имплантатов с анодированной поверхностью TiO_2 установлено, что после обработки Er,Cr:YSGG-лазером количество адгезировавших МСК

практически не отличалось от контрольных образцов и составляло $9,3 \pm 0,4 \times 10^4$ против $9,5 \pm 0,5 \times 10^4$ в контроле ($p = 0,284$) (Рисунок 18).



Примечание: * – различия статистически значимы по сравнению с новым имплантатом ($p < 0,001$).

Рисунок 18 – Количество мезенхимальных стволовых клеток на различных типах поверхности имплантатов после их обработки различными методами

Сходная тенденция наблюдалась и после ультразвуковой обработки системой Vector Paro: количество адгезировавшихся МСК сохранялось на уровне $8,7 \pm 0,4 \times 10^4$, что лишь незначительно ниже контрольных значений и не сопровождалось статистически значимыми различиями ($p = 0,164$).

Иная картина наблюдалась после воздушно-абразивной обработки методом Air Flow с использованием порошка эритритола. В данном случае количество адгезировавшихся клеток резко снижалось по сравнению с контрольными образцами, составляя $3,5 \pm 0,5 \times 10^4$ против $9,5 \pm 0,5 \times 10^4$ в контроле ($p < 0,001$).

Для поверхности типа TiO_2 наиболее благоприятные условия для сохранения клеточной адгезии наблюдались после лазерной и ультразвуковой обработки, тогда как применение воздушно-абразивного метода сопровождалось выраженным снижением количества адгезировавшихся клеток.

Результаты проточной цитометрии для клеток с поверхности SLA

При исследовании имплантатов с поверхностью SLA после лазерной обработки также отмечалось сохранение сравнительно высокого уровня адгезии мезенхимальных стволовых клеток. Хотя средние значения были несколько ниже контрольных ($8,1 \pm 0,4 \times 10^4$ против $8,8 \pm 0,4 \times 10^4$), статистически значимых различий выявлено не было ($p = 0,118$) (Рисунок 18).

В то же время применение воздушно-абразивного метода Air Flow с эритритолом приводило к значительному снижению количества МСК, адгезировавшихся на поверхности имплантатов SLA ($4,5 \pm 0,4 \times 10^4$). Статистический анализ подтвердил достоверность данных различий ($p < 0,001$).

Аналогичная тенденция отмечалась и при использовании ультразвуковой системы Vector Paro. После обработки данным методом количество адгезировавшихся МСК также существенно уменьшалось по сравнению с контрольными образцами ($4,8 \pm 0,3 \times 10^4$), что сопровождалось статистически значимыми различиями ($p = 0,001$).

Для поверхности типа SLA только лазерная обработка обеспечивала сохранение условий, близких к контролю, тогда как применение механических методов очистки сопровождалось выраженным снижением адгезии клеток.

Результаты проточной цитометрии для клеток с поверхности RBM

Для имплантатов с поверхностью RBM после обработки Er,Cr:YSGG-лазером также отмечалось отсутствие статистически значимых различий по сравнению с контрольными образцами ($7,4 \pm 0,4 \times 10^4$ против $7,9 \pm 0,4 \times 10^4$; $p = 0,193$) (Рисунок 18). Это указывает на сохранение благоприятных условий для адгезии мезенхимальных стволовых клеток после лазерной обработки.

После воздушно-абразивной обработки методом Air Flow с эритритолом количество адгезировавшихся МСК было несколько ниже контрольных значений ($6,7 \pm 0,4 \times 10^4$ против $7,9 \pm 0,4 \times 10^4$), однако различия не достигали статистической значимости ($p = 0,073$). Для поверхности RBM данный метод очистки не приводил к выраженному ухудшению клеточной адгезии.

В отличие от этого, применение ультразвуковой системы Vector Para сопровождалось значительным снижением количества адгезировавших клеток ($3,8 \pm 0,4 \times 10^4$). Статистический анализ подтвердил достоверность выявленных различий по сравнению с контрольной группой ($p = 0,001$).

Среди исследованных методов обработки поверхности RBM наиболее благоприятные условия для сохранения клеточной адгезии наблюдались после лазерной обработки и, в меньшей степени, после воздушно-абразивной обработки.

Анализ полученных результатов

Сопоставление результатов проточной цитометрии показало, что эффективность методов обработки поверхности имплантатов в отношении сохранения клеточной адгезии существенно зависит от типа поверхности. Лазерная обработка Er,Cr:YSGG демонстрировала наименее выраженное влияние на адгезию МСК для всех исследованных типов поверхности, при этом значения клеточной адгезии оставались близкими к контрольным (TiO_2 : $9,3 \pm 0,4 \times 10^4$ против $9,5 \pm 0,5 \times 10^4$; SLA: $8,1 \pm 0,4 \times 10^4$ против $8,8 \pm 0,4 \times 10^4$; RBM: $7,4 \pm 0,4 \times 10^4$ против $7,9 \pm 0,4 \times 10^4$). Воздушно-абразивная обработка методом Air Flow с эритритолом показала наиболее благоприятные результаты для поверхности RBM ($6,7 \pm 0,4 \times 10^4$), тогда как для поверхностей TiO_2 и SLA она сопровождалась выраженным снижением количества адгезировавших клеток ($3,5 \pm 0,5 \times 10^4$ и $4,5 \pm 0,4 \times 10^4$ соответственно) по сравнению с контролем. Ультразвуковая обработка системой Vector Para, напротив, обеспечивала относительно благоприятные результаты для поверхности TiO_2 ($8,7 \pm 0,4 \times 10^4$), но приводила к существенному уменьшению адгезии клеток на поверхностях SLA и RBM ($4,8 \pm 0,3 \times 10^4$ и $3,8 \pm 0,4 \times 10^4$ соответственно).

Полученные данные подтверждают, что влияние методов деконтаминации на клеточную адгезию определяется не только самим способом обработки, но и морфологическими и физико-химическими особенностями поверхности имплантата.

3.1.3. Результаты окрашивания клеток ализариновым красным

Для оценки степени остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток использовали окрашивание клеток красителем Alizarin Red S, позволяющее выявлять участки кальциевых отложений, формирующихся в процессе минерализации внеклеточного матрикса. Оценку результатов окрашивания проводили качественно с использованием световой микроскопии в режиме проходящего света. При этом учитывали интенсивность окраски, проявлявшуюся в диапазоне от оранжевого до интенсивно-красного (алого), что рассматривали как показатель выраженности остеогенной дифференцировки МСК после их инкубации на поверхности дентальных имплантатов, подвергнутых различным методам обработки.

Результаты окрашивания клеток с поверхности TiO_2

При анализе клеток, полученных с поверхности имплантатов типа TiO_2 , после обработки Er,Cr:YSGG-лазером наблюдалось интенсивное красно-оранжевое окрашивание, свидетельствующее о выраженном образовании кальциевых отложений и высокой степени остеогенной дифференцировки МСК (Рисунок 19, А).

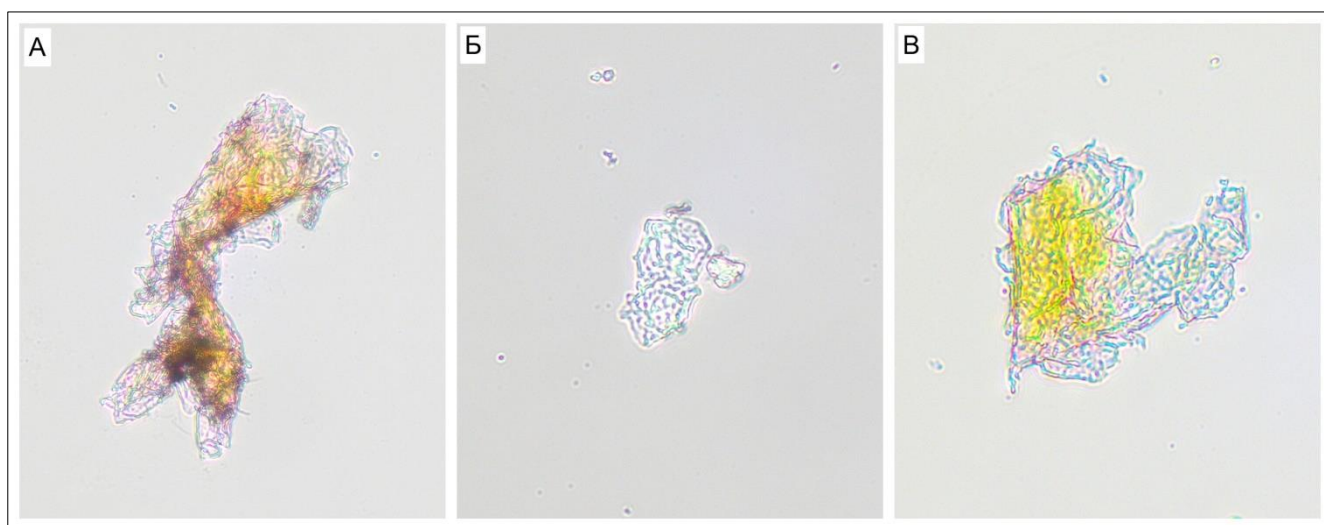


Рисунок 19 – Окрашивание ализариновым красным МСК, полученных с поверхности имплантатов типа TiO_2 после различных методов обработки. Увеличение $\times 400$: А – Er,Cr:YSGG-лазер; Б – Air Flow с эритритолом; В – Vector Paro

Сходная картина отмечалась и после ультразвуковой обработки системой Vector Paro, при которой также наблюдалось достаточно равномерное окрашивание клеточного материала в желтый оттенок (Рисунок 19, В).

В то же время после воздушно-абразивной обработки методом Air Flow с эритритолом интенсивность окрашивания была значительно ниже, что указывает на менее выраженное образование кальциевых отложений и, соответственно, на снижение степени остеогенной дифференцировки МСК (Рисунок 19, Б).

Для анодированной поверхности TiO_2 наибольшую эффективность с точки зрения сохранения условий для остеогенной дифференцировки МСК продемонстрировали лазерная и ультразвуковая обработки.

Результаты окрашивания клеток с поверхности SLA

При исследовании клеток, адгезировавших на поверхности имплантатов SLA, наиболее выраженное окрашивание также наблюдалось после обработки Er,Cr:YSGG-лазером (Рисунок 20, А). В данных препаратах выявлялись множественные участки интенсивного красно-оранжевого окрашивания, соответствующие зонам накопления солей кальция.

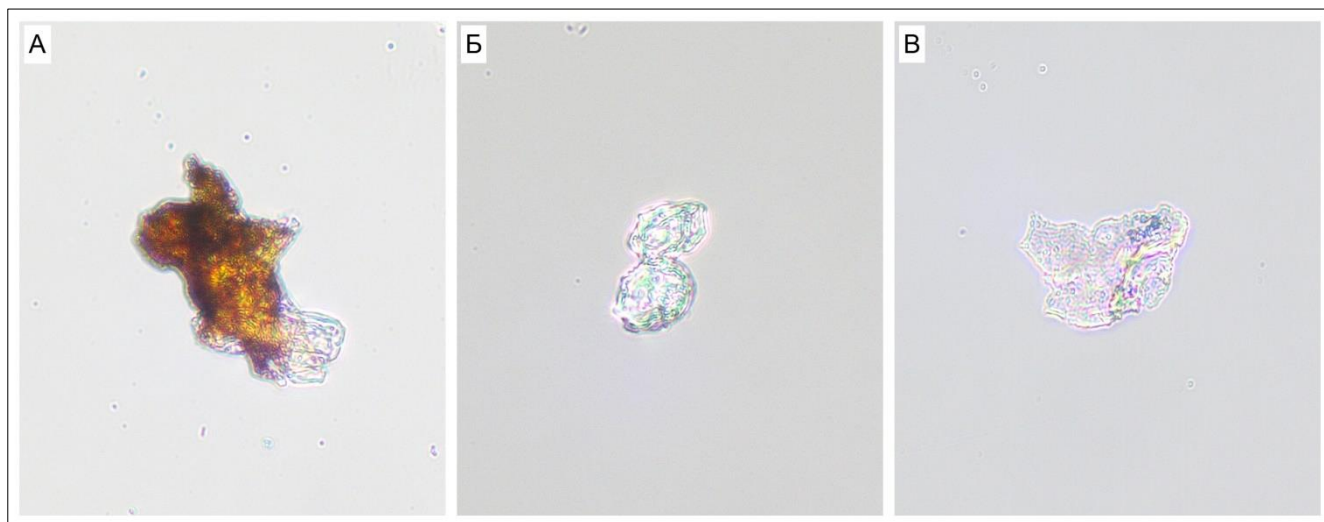


Рисунок 20 – Окрашивание ализариновым красным МСК, полученных с поверхности имплантатов типа SLA после различных методов обработки. Увеличение $\times 400$: А – Er,Cr:YSGG-лазер; Б – Air Flow с эритритолом; В – Vector Paro

После применения системы Air Flow с эритритолом интенсивность окрашивания была значительно менее выраженной (Рисунок 20, Б), что указывает на более низкую степень минерализации внеклеточного матрикса. Аналогичная тенденция наблюдалась и после ультразвуковой обработки системой Vector Paro, при которой интенсивность окраски также была заметно ниже по сравнению с лазерной обработкой (Рисунок 20, В).

Для поверхности SLA благоприятные условия для остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток формируются только после лазерной обработки поверхности имплантата.

Результаты окрашивания клеток с поверхности RBM

При анализе клеток, полученных с поверхности имплантатов RBM, наиболее интенсивное окрашивание красителем Alizarin Red S также наблюдалось после применения Er,Cr:YSGG-лазера (Рисунок 21, А). В данных препаратах выявлялись выраженные участки кальциевых отложений, что свидетельствует о высокой активности процессов минерализации.

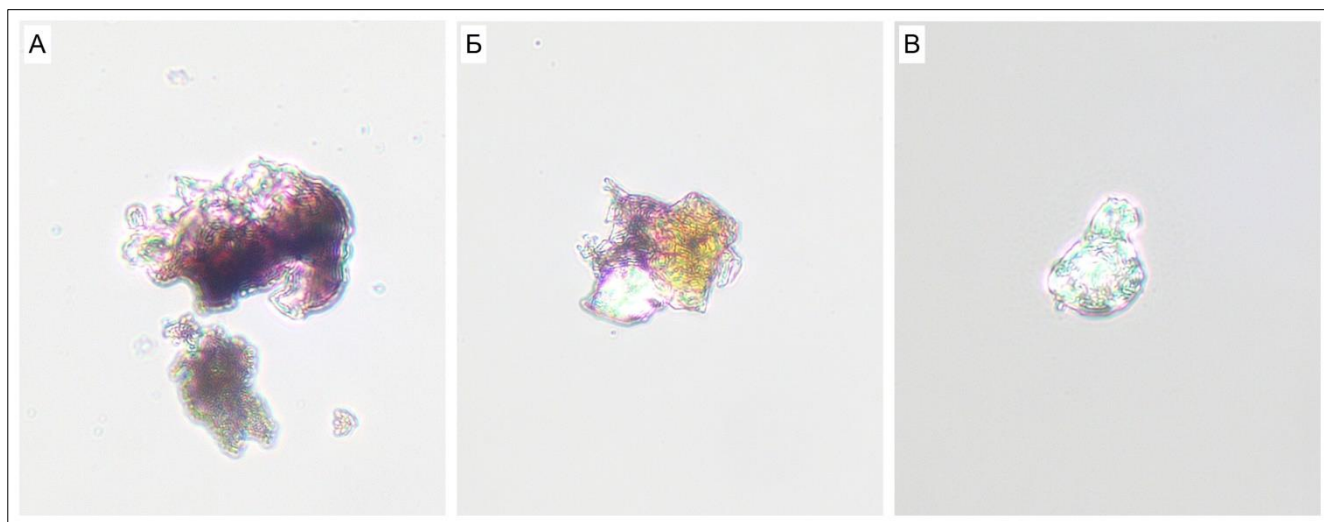


Рисунок 21 – Окрашивание ализариновым красным МСК, полученных с поверхности имплантатов типа RBM после различных методов обработки. Увеличение $\times 400$: А – Er,Cr:YSGG-лазер; Б – Air Flow с эритритолом; В – Vector Paro

После воздушно-абразивной обработки методом Air Flow с эритритолом также отмечалось достаточно интенсивное окрашивание клеток (Рисунок 21, Б), что указывает на сохранение способности МСК к остеогенной дифференцировке.

В то же время после ультразвуковой обработки системой Vector Parao интенсивность окрашивания была значительно ниже (Рисунок 21, В), что свидетельствует о менее выраженном формировании кальциевых отложений и о снижении степени остеогенной дифференцировки клеток.

Анализ полученных результатов

На всех исследованных типах поверхностей после обработки Er,Cr:YSGG-лазером отмечалось интенсивное окрашивание мезенхимальных стволовых клеток, при этом визуализировались множественные кальцийсодержащие отложения, что указывает на сохранение способности МСК к остеогенной дифференцировке. Полученные наблюдения свидетельствуют о формировании условий, благоприятных для минерализации внеклеточного матрикса при использовании данного метода обработки.

При применении воздушно-абразивной системы Air Flow с эритритолом наиболее выраженное окрашивание наблюдалось на препаратах, полученных с поверхности имплантатов типа RBM. В то же время на поверхностях TiO₂ и SLA интенсивность окраски была значительно менее выраженной, что указывает на более низкую степень минерализации клеточного матрикса.

Иная картина отмечалась после ультразвуковой обработки системой Vector Parao. В данном случае наиболее выраженное окрашивание клеток наблюдалось на поверхности имплантатов TiO₂. На поверхностях SLA и RBM интенсивность окраски и выраженность кальцийсодержащих отложений были ниже.

3.1.4. Результаты сканирующей электронной микроскопии

Морфологию поверхности дентальных имплантатов после применения различных методов обработки оценивали качественно с использованием метода сканирующей электронной микроскопии (СЭМ). Применение данного метода

позволило провести детальное исследование микрорельефа поверхности и выявить возможные структурные изменения, возникающие после деконтаминации поверхности дентальных имплантатов. Необходимо учитывать, что морфология поверхности имплантатов может изменяться вследствие длительного нахождения имплантата в условиях периимплантита, а также в процессе его хирургического извлечения. В связи с этим при анализе результатов сканирующей электронной микроскопии сравнивали не абсолютную идентичность микрорельефа поверхностей новых и обработанных имплантатов, а наличие признаков дополнительного повреждения или иных изменений структуры поверхности, которые могли быть обусловлены исключительно применением исследуемых методов обработки.

Следует также отметить, что представленные далее микрофотографии отражают состояние отдельных участков поверхности имплантатов и не позволяют охарактеризовать ее полностью, однако выбранные для съемки области являются наиболее репрезентативными и демонстрируют типичные морфологические особенности исследуемых поверхностей после соответствующих методов обработки.

Результаты морфологического анализа поверхности TiO_2

При исследовании контрольных образцов имплантатов с анодированной поверхностью TiO_2 определялась характерная микропористая структура с выраженной неоднородностью рельефа и наличием многочисленных микронеровностей (Рисунок 22, А).

После обработки поверхности Er,Cr:YSGG-лазером существенных изменений морфологии поверхности не выявлено. Микро- и макроструктура сохраняли исходные характеристики, включая форму и размеры микропор, а также общую архитектуру поверхности (Рисунок 22, Б). Отсутствие признаков оплавления, трещин или разрушения микроструктуры свидетельствует о щадящем характере лазерного воздействия.

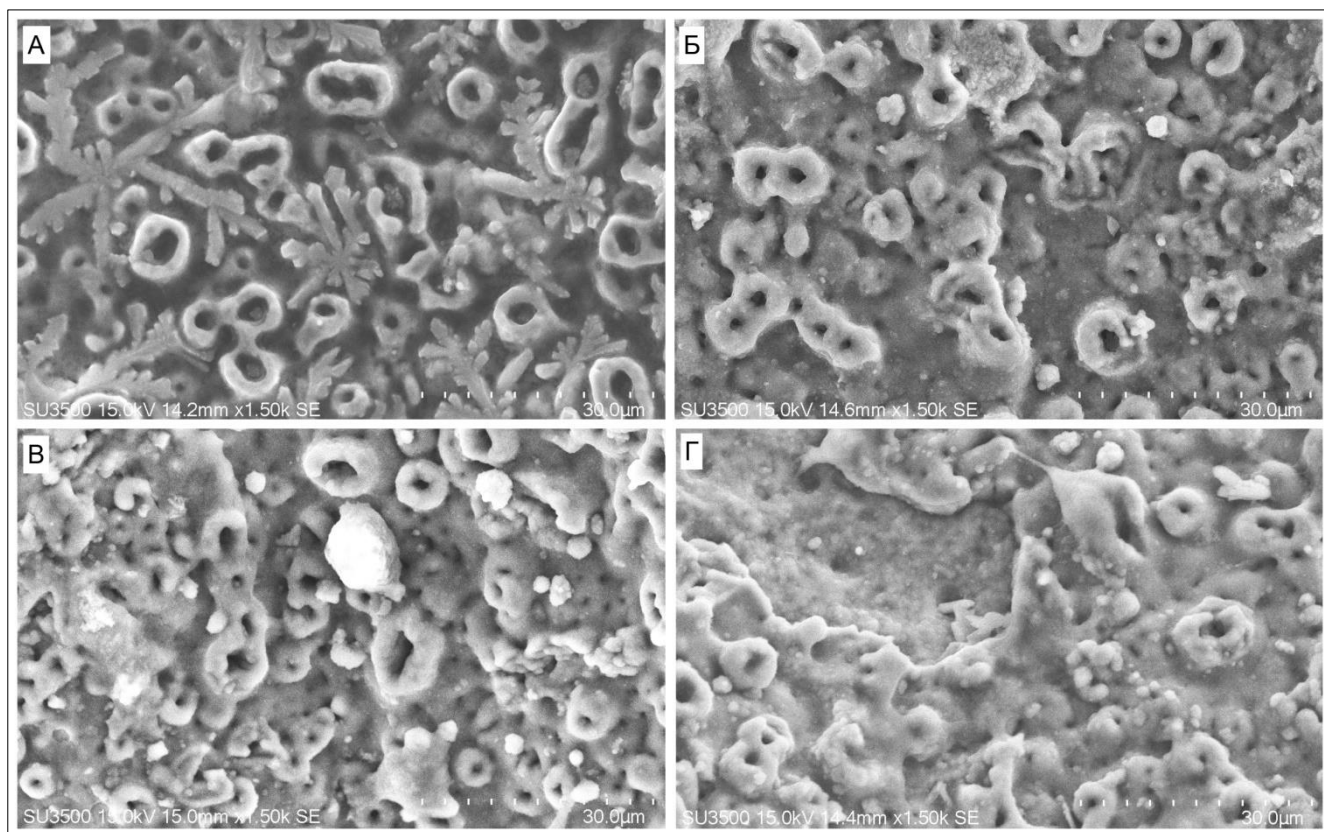


Рисунок 22 – Морфология поверхности имплантатов типа TiO_2 после различных методов обработки. Увеличение $\times 1500$: А – новый имплантат; Б – Er,Cr:YSGG-лазер; В – Air Flow с эритритолом; Г – Vector Paro

При использовании воздушно-абразивной системы Air Flow с эритритолом выраженных морфологических изменений поверхности также не отмечалось. Однако на отдельных участках поверхности определялись единичные остаточные частицы абразивного материала (эритритола), что связано с выраженной шероховатостью поверхности TiO_2 и наличием большого количества микропор, в которых могут задерживаться частицы порошка (Рисунок 22, В).

После ультразвуковой обработки системой Vector Paro микрорельеф поверхности также оставался близким к исходному состоянию. Поверхность в целом сохраняла характерную пористую структуру без признаков выраженного механического повреждения или деформации микроструктуры. Вместе с тем на отдельных участках наблюдались небольшие зоны сглаживания микрошероховатости и уменьшения количества микропор (Рисунок 22, Г).

Результаты морфологического анализа поверхности SLA

Контрольные образцы имплантатов с поверхностью типа SLA характеризовались выраженным микрошероховатым рельефом, сформированным в результате заводской пескоструйной обработки и последующего кислотного травления (Рисунок 23, А).

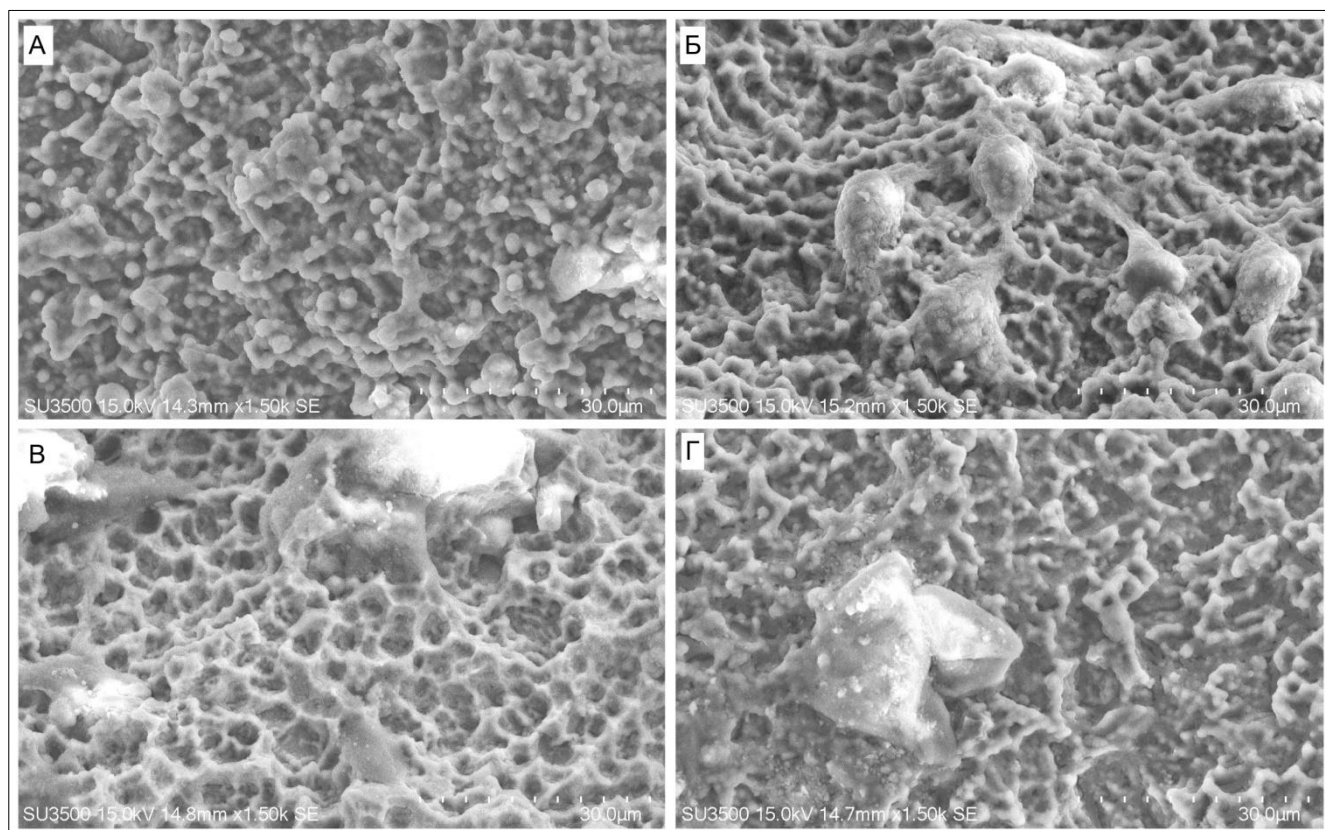


Рисунок 23 – Морфология поверхности имплантатов типа SLA после различных методов обработки. Увеличение $\times 1500$: А – новый имплантат; Б – Er,Cr:YSGG-лазер; В – Air Flow с эритритолом; Г – Vector Paro

После обработки Er,Cr:YSGG-лазером морфологическая структура поверхности в целом сохранялась и существенно не отличалась от исходной. Характерный микрошероховатый рельеф поверхности оставался выраженным, признаки термического воздействия или значимых изменений микротопографии не выявлялись. Вместе с тем на отдельных участках поверхности определялись небольшие фрагменты плотных структур, которые могут быть связаны с остатками биологических тканей или минеральных отложений, сформировавшихся в условиях функционирования имплантата (Рисунок 23, Б).

При применении метода Air Flow с эритритолом выраженных структурных изменений поверхности также не выявлено. Однако на отдельных участках наблюдались мелкие частицы, локализующиеся преимущественно в углублениях микрорельефа. Выраженная шероховатость поверхности SLA способствует задержке частиц эритритола в микропорах и микронеровностях поверхности (Рисунок 23, В).

После ультразвуковой обработки системой Vector Paro существенных изменений микроструктуры поверхности также не отмечалось. Поверхность сохраняла характерную неоднородную структуру без признаков механического разрушения или выраженного сглаживания микрорельефа. На отдельных участках определялись небольшие поверхностные образования, которые могут быть связаны с остаточными фрагментами тканей или иными поверхностными отложениями (Рисунок 23, Г).

Результаты морфологического анализа поверхности RBM

Контрольные имплантаты с поверхностью типа RBM характеризовались относительно равномерным микрошероховатым рельефом с менее выраженной пористостью по сравнению с поверхностями TiO_2 и SLA (Рисунок 24, А).

После обработки Er,Cr:YSGG-лазером общая морфология поверхности в целом сохранялась. Выраженных признаков оплавления или грубого нарушения микроструктуры не наблюдалось. Вместе с тем на отдельных участках отмечалось незначительное сглаживание микрошероховатости поверхности по сравнению с контрольными образцами (Рисунок 24, Б).

При использовании воздушно-абразивной системы Air Flow с эритритолом микрорельеф поверхности также сохранялся без выраженных изменений. В отличие от более шероховатых поверхностей TiO_2 и SLA, на поверхности RBM практически не обнаруживались остаточные частицы абразивного материала, что связано с меньшей глубиной микронеровностей данной поверхности и меньшей способностью к задержке частиц эритритола (Рисунок 24, В).

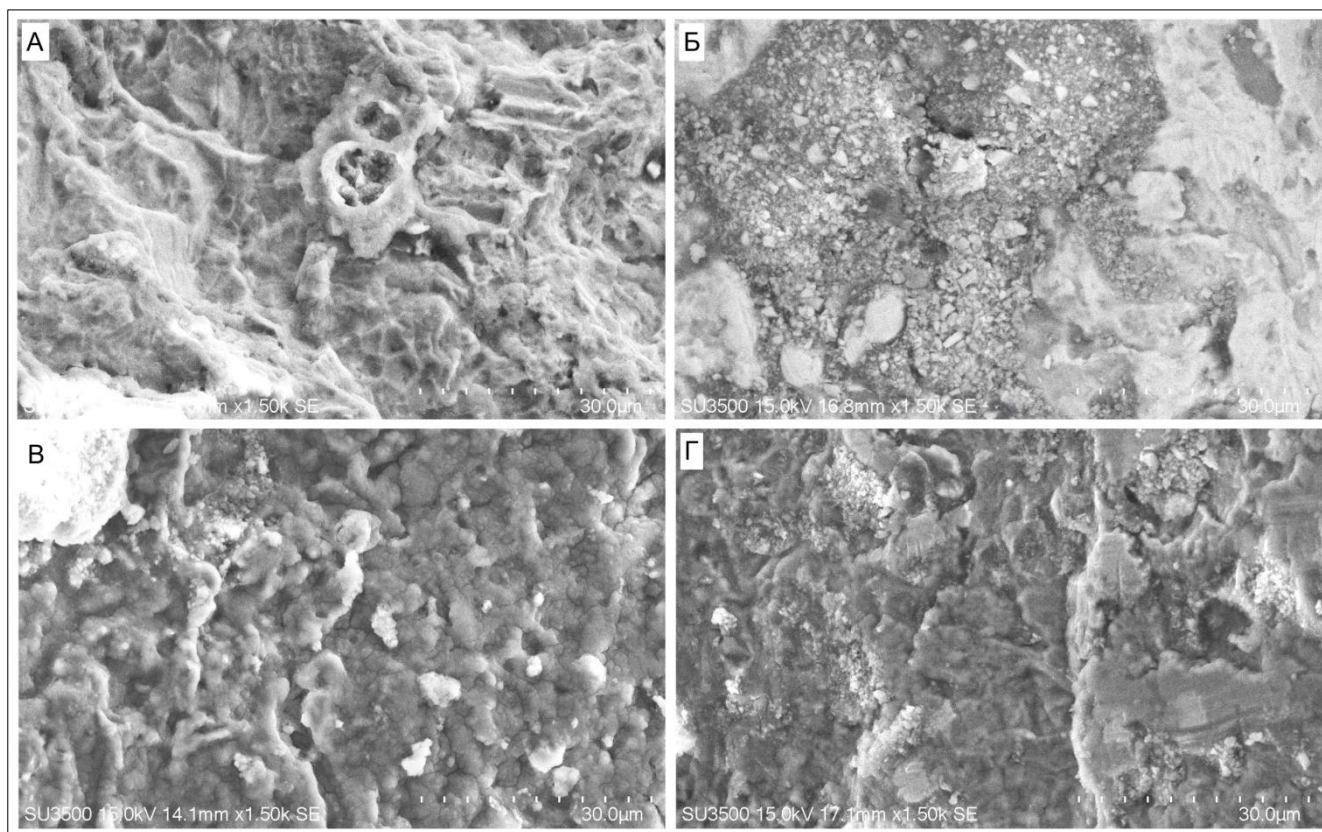


Рисунок 24 – Морфология поверхности имплантатов типа RBM после различных методов обработки. Увеличение $\times 1500$: А – новый имплантат; Б – Er,Cr:YSGG-лазер; В – Air Flow с эритритолом; Г – Vector Paro

После обработки ультразвуковой системой Vector Paro микроструктура поверхности в целом оставалась сохранной. На отдельных участках наблюдались локальные изменения рельефа в виде небольших ступенчатых или слоистых участков поверхности, однако признаков выраженного механического повреждения или разрушения микроструктуры выявлено не было (Рисунок 24, Г).

Анализ полученных результатов

В целом визуальный анализ изображений, полученных методом сканирующей электронной микроскопии, свидетельствовал об отсутствии выраженных повреждений микроструктуры поверхности дентальных имплантатов при применении исследуемых методов обработки. Независимо от типа поверхности – TiO_2 , SLA или RBM сохранялись характерные особенности исходного микрорельефа.

При лазерной обработке Er,Cr:YSGG заметных изменений морфологии поверхности не наблюдалось, при этом сохранялись характерные элементы

микроструктуры. Воздушно-абразивная обработка системой Air Flow также не сопровождалась выраженными изменениями микротопографии поверхности. Вместе с тем на более пористых поверхностях TiO_2 и SLA в отдельных участках визуализировались остаточные частицы эритритола. После ультразвуковой обработки системой Vector Paro в целом сохранялась исходная архитектура поверхности, хотя на отдельных участках могли наблюдаться незначительные локальные изменения микрорельефа.

3.1.5. Результаты энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии

Для оценки химического состава поверхности дентальных имплантатов после применения различных методов деконтаминации использовали метод энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии (ЭДС). Анализ проводили на нескольких участках поверхности с определением относительного содержания основных химических элементов, выраженного в атомных процентах (at.%). Полученные данные позволили оценить степень удаления органических и неорганических отложений, образующихся на поверхности имплантатов в условиях периимплантита.

Результаты анализа элементного состава поверхности TiO_2

Имплантаты с анодированной поверхностью TiO_2 , извлеченные вследствие периимплантита и не подвергавшиеся обработке, характеризовались повышенным содержанием углерода (C) (около 18–20 at.%). Кроме того, в спектрах определялись дополнительные элементы, включая натрий (Na), фосфор (P), серу (S), хлор (Cl) и кальций (Ca), что свидетельствует о значительном загрязнении поверхности органическими и неорганическими отложениями (Таблица 8). Следует отметить, что присутствие фосфора (P) связано в том числе с технологией формирования анодированной поверхности, поскольку процесс анодирования титана осуществляется в фосфатном электролите на основе ортофосфорной кислоты (H_3PO_4).

После обработки Er,Cr:YSGG-лазером содержание углерода (C) снижалось до значений менее 1 at.% (0,35–0,71 at.%). При этом в спектрах не выявлялись посторонние элементы, ранее определявшиеся на необработанной поверхности имплантатов, а элементный состав приближался к показателям новых имплантатов (Таблица 8).

Таблица 8 – Химический состав поверхности имплантатов типа TiO₂

Поверхность TiO ₂										
Спектр (область)	Химические элементы, at. %									
	C	O	Na	Al	Si	P	S	Cl	Ca	Ti
Новый имплантат (контрольный образец)										
1	7,56	57,46	-	-	-	6,14	-	-	-	28,83
2	6,58	59,66	-	-	-	5,30	-	-	-	28,45
Периимплантит без обработки поверхности										
1	20,23	30,94	0,45	-	-	11,53	0,22	-	14,35	22,27
2	18,25	29,84	0,41	-	-	9,55	0,38	0,21	15,73	25,62
Периимплантит + обработка поверхности лазером Er,Cr:YSGG										
1	0,35	70,39	-	-	-	1,86	-	-	-	27,39
2	0,71	65,69	-	-	-	2,56	-	-	-	31,03
Периимплантит + обработка поверхности методом Air Flow с эритритолом										
1	10,96	49,92	-	-	4,80	0,36	-	0,45	7,60	25,90
2	9,39	45,59	-	-	5,63	0,64	0,69	0,81	9,57	27,67
Периимплантит + обработка поверхности аппаратом Vector Paro										
1	6,49	57,59	-	-	-	5,78	-	-	8,61	21,52
2	5,97	53,20	-	-	-	4,60	-	-	10,39	25,83
Примечание: Приведены результаты энергодисперсионного анализа (EDS), полученные в отдельных областях поверхности имплантатов. Данные носят описательный характер и отражают локальный элементный состав.										

При использовании воздушно-абразивной системы Air Flow с эритритолом содержание углерода (C) уменьшалось по сравнению с необработанными имплантатами, однако сохранялось на уровне около 9–11 at.%. В спектрах также

Результаты анализа элементного состава поверхности SLA

На имплантатах с поверхностью SLA, удаленных в связи с периимплантитом, отмечалось повышенное содержание углерода (C) (около 20 at.%) и присутствие ряда примесных элементов (Na, Al, Si, P, S, Cl, Ca), что указывает на значительное загрязнение поверхности (Таблица 9).

Таблица 9 – Химический состав поверхности имплантатов типа SLA

Поверхность SLA										
Спектр (область)	Химические элементы, at. %									
	C	O	Na	Al	Si	P	S	Cl	Ca	Ti
Новый имплантат (контрольный образец)										
1	8,91	58,71	-	0,97	0,23	-	0,32	-	-	30,85
2	6,34	61,84	-	0,74	0,14	-	0,51	-	-	30,42
Периимплантит без обработки поверхности										
1	21,20	36,28	0,69	0,36	0,13	9,51	0,29	0,17	10,87	20,49
2	19,68	38,36	0,78	0,59	0,18	10,70	0,49	0,28	7,26	21,67
Периимплантит + обработка поверхности лазером Er,Cr:YSGG										
1	0,55	69,37	-	0,11	-	-	-	-	-	29,96
2	0,32	65,93	-	0,14	-	-	-	-	-	33,60
Периимплантит + обработка поверхности методом Air Flow с эритритолом										
1	9,53	47,17	-	0,63	6,88	-	-	0,31	9,52	25,95
2	10,20	52,47	0,44	0,51	7,93	-	-	0,16	6,40	21,88
Периимплантит + обработка поверхности аппаратом Vector Paro										
1	3,47	62,86	-	0,34	-	6,30	-	-	8,55	18,47
2	2,78	57,81	-	0,15	-	5,26	-	-	11,86	22,13
Примечание: Приведены результаты энергодисперсионного анализа (EDS), полученные в отдельных областях поверхности имплантатов. Данные носят описательный характер и отражают локальный элементный состав.										

Следует отметить, что выявление алюминия (Al) связано с производственной технологией формирования поверхности SLA, включающей воздушно-абразивную обработку оксидом алюминия (Al_2O_3), тогда как присутствие серы (S) обусловлено применением кислотного травления, в том числе с использованием серной кислоты (H_2SO_4).

После обработки Er,Cr:YSGG-лазером содержание углерода (C) снижалось до 0,32–0,55 at.%. В спектрах при этом практически отсутствовали посторонние химические элементы, что свидетельствует о высокой эффективности очистки поверхности данным методом.

При применении метода Air Flow с эритритолом содержание углерода (C) составляло около 9–10 at.%, что указывает на частичное сохранение органических отложений. В спектрах также определялись натрий (Na), алюминий (Al), кремний (Si), хлор (Cl) и кальций (Ca).

После ультразвуковой обработки системой Vector Para содержание углерода (C) снижалось до примерно 3 at.%. При этом в спектрах отмечалось повышение содержания фосфора (P) и кальция (Ca). В небольших количествах также определялся алюминий (Al).

Результаты анализа элементного состава поверхности RBM

Имплантаты с поверхностью RBM, извлеченные вследствие периимплантита, характеризовались повышенным содержанием углерода (C) (около 20 at.%) и присутствием ряда примесных элементов, включая натрий (Na), фосфор (P), серу (S), хлор (Cl) и кальций (Ca), что указывает на наличие выраженного поверхностного загрязнения, сформировавшегося в процессе функционирования имплантата (Таблица 10). При этом относительно высокое содержание кальция (Ca) и фосфора (P) обусловлено особенностями обработки поверхности имплантатов данного типа, при которой используется бета-трикальцийфосфат ($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$).

После обработки Er,Cr:YSGG-лазером содержание углерода (C) снижалось до минимальных значений (0,41–0,57 at.%). При этом в элементном составе поверхности практически не определялись примесные элементы, что

свидетельствует о высокой эффективности лазерной очистки имплантатов с поверхностью типа RBM.

При применении системы Air Flow с эритритолом содержание углерода (C) составляло около 9 at.%, однако количество посторонних элементов было меньше по сравнению с поверхностями TiO₂ и SLA. В спектрах определялись кремний (Si), фосфор (P) и кальций (Ca) (Таблица 10).

Таблица 10 – Химический состав поверхности имплантатов типа RBM

Поверхность RBM										
Спектр (область)	Химические элементы, at. %									
	C	O	Na	Al	Si	P	S	Cl	Ca	Ti
Новый имплантат (контрольный образец)										
1	8,70	53,32	-	-	-	8,56	-	-	4,89	24,52
2	8,63	56,90	-	-	-	9,20	-	-	3,58	21,68
Периимплантит без обработки поверхности										
1	20,58	33,40	0,72	-	-	12,31	0,30	0,12	11,32	21,24
2	19,72	34,21	0,68	-	-	10,09	0,28	0,32	12,50	22,19
Периимплантит + обработка поверхности лазером Er,Cr:YSGG										
1	0,41	69,43	-	-	-	0,22	-	-	-	29,93
2	0,57	67,56	-	-	-	0,17	-	-	-	31,69
Периимплантит + обработка поверхности методом Air Flow с эритритолом										
1	9,10	54,36	-	-	0,12	2,57	-	-	5,90	27,94
2	9,23	52,14	-	-	0,16	4,89	-	-	4,67	28,90
Периимплантит + обработка поверхности аппаратом Vector Paro										
1	4,64	53,34	0,23	-	-	7,71	0,29	-	9,65	24,13
2	5,43	51,20	0,36	-	-	8,91	-	-	8,24	25,85
Примечание: Приведены результаты энергодисперсионного анализа (EDS), полученные в отдельных областях поверхности имплантатов. Данные носят описательный характер и отражают локальный элементный состав.										

После ультразвуковой обработки системой Vector Paro содержание углерода (C) составляло около 4–5 at.%. В спектрах также выявлялись натрий (Na), фосфор (P), сера (S) и кальций (Ca).

Анализ полученных результатов

Наиболее выраженный эффект для всех исследованных типов поверхности продемонстрировала обработка Er,Cr:YSGG-лазером. После лазерного воздействия содержание углерода (C) снижалось до минимальных значений (для TiO₂ – 0,35–0,71 at.%, для SLA – 0,32–0,55 at.%, для RBM – 0,41–0,57 at.%). Поскольку присутствие углерода (C) отражает наличие органических компонентов микробной биопленки и других поверхностных отложений, его снижение свидетельствует об эффективной очистке поверхности. Одновременно с этим в спектрах практически не определялись примесные элементы, выявлявшиеся на поверхности имплантатов после их функционирования в условиях периимплантита.

При использовании воздушно-абразивной системы Air Flow с эритритолом также отмечалось уменьшение содержания углерода (C) по сравнению с необработанными имплантатами, однако степень очистки поверхности была менее выраженной (для TiO₂ – около 9–11 at.%, для SLA – около 9–10 at.%, для RBM – 9,10–9,23 at.%). В спектрах сохранялось повышенное содержание углерода (C), что связано с использованием порошка на основе эритритола (C₄H₁₀O₄). Кроме того, выявление кремния (Si) (для TiO₂ – 4,80–5,63 at.%, для SLA – 6,88–7,93 at.%, для RBM – 0,12–0,16 at.%) обусловлено присутствием аморфного диоксида кремния (SiO₂), входящего в состав порошка EMS AIR FLOW PLUS. Наиболее эффективным данный метод оказался для поверхности типа RBM. Это связано с менее выраженной микрошероховатостью данного типа поверхности, вследствие чего частицы эритритола и кремнезема после обработки задерживаются на ней в значительно меньшем количестве, чем на более пористых поверхностях TiO₂ и SLA.

При применении ультразвуковой системы Vector Paro также наблюдалось снижение содержания углерода (C) (для TiO₂ – 5,97–6,49 at.%, для SLA – 2,78–3,47 at.%, для RBM – 4,64–5,43 at.%), однако в спектрах отмечалось повышение содержания кальция (Ca) и фосфора (P) (для TiO₂ – Ca 8,61–10,39 at.% и P 4,60–5,78 at.%; для SLA – Ca 8,55–11,86 at.% и P 5,26–6,30 at.%; для RBM – Ca 8,24–9,65 at.% и P 7,71–8,91 at.%). Это связано с использованием суспензии Vector Fluid polish,

содержащей гидроксиапатит ($\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$), компоненты которого могут оставаться на поверхности имплантатов после обработки. При этом наиболее благоприятные результаты применения данного метода отмечались для имплантатов с поверхностью TiO_2 , на которой после обработки определялось наименьшее количество посторонних химических элементов по сравнению с поверхностями SLA и RBM. Это обусловлено особенностями структуры анодированной поверхности, обеспечивающей меньшее удержание частиц используемой суспензии.

3.2. Результаты клинического исследования

3.2.1. Результаты лечения периимплантита с учетом типа поверхности дентального имплантата

Оценка клинической эффективности лечения периимплантита проводилась в динамике через 7 и 21 день, а также через 6 и 12 месяцев после проведенного хирургического вмешательства с использованием различных методов деkontаминации поверхности имплантатов. Результаты анализировали с учетом типа поверхности имплантата и примененного метода обработки. Оценку клинических результатов проводили с использованием балльной системы с последующей градацией исходов лечения на «отлично», «хорошо», «удовлетворительно» и «неудовлетворительно». При этом в качестве единицы наблюдения рассматривали отдельный имплантат, поскольку у одного пациента могло присутствовать несколько имплантатов с различными типами поверхности и, соответственно, различным эффектом после проведенного лечения.

Результаты лечения периимплантита через 7 дней наблюдения

В ранние сроки наблюдения (через 7 суток) отмечались выраженные различия в клинической эффективности применяемых методов в зависимости от типа поверхности имплантата.

Для имплантатов с поверхностью TiO_2 наилучшие результаты наблюдались при использовании Er,Cr:YSGG-лазера, при котором доля результатов «отлично» и «хорошо» составила 5 случаев (62,5%) и 3 случая (37,5%) соответственно, при этом неудовлетворительные исходы лечения отсутствовали. Применение ультразвуковой системы Vector Paro также сопровождалось достаточно высокой эффективностью – 4 случая (50,0%) с результатом «отлично» и 3 случая (37,5%) с результатом «хорошо», тогда как при использовании метода Air Flow с эритритолом преобладали удовлетворительные и неудовлетворительные исходы лечения. При этом выявлены статистически значимые различия между лазерной обработкой и методом Air Flow ($p = 0,027$), а также между методами Vector Paro и Air Flow ($p = 0,035$), в то время как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,882$) (Таблица 11).

Таблица 11 – Результаты лечения периимплантита через 7 дней

Тип поверх ности	Результат лечения	Метод обработки			p-value
		Er,Cr:YSGG- лазер, n = 8	Air Flow, n = 8	Vector Paro, n = 8	
TiO ₂	Отлично	5 (62,5%)	1 (12,5%)	4 (50,0%)	p ₁₋₂ = 0,027*
	Хорошо	3 (37,5%)	1 (12,5%)	3 (37,5%)	p ₁₋₃ = 0,882
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	4 (50,0%)	1 (12,5%)	p ₂₋₃ = 0,035*
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	2 (25,0%)	0 (0,0%)	
SLA	Отлично	5 (62,5%)	1 (12,5%)	2 (25,0%)	p ₁₋₂ = 0,031*
	Хорошо	2 (25,0%)	3 (37,5%)	2 (25,0%)	p ₁₋₃ = 0,038*
	Удовлетворительно	1 (12,5%)	2 (25,0%)	3 (37,5%)	p ₂₋₃ = 0,904
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	2 (25,0%)	1 (12,5%)	
RBM	Отлично	4 (50,0%)	3 (37,5%)	1 (12,5%)	p ₁₋₂ = 0,840
	Хорошо	3 (37,5%)	3 (37,5%)	2 (25,0%)	p ₁₋₃ = 0,028*
	Удовлетворительно	1 (12,5%)	2 (25,0%)	3 (37,5%)	p ₂₋₃ = 0,039*
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	2 (25,0%)	
Примечание: * – статистически значимые различия между группами (p<0,05, критерий Фишера-Фримена-Холтона).					

У имплантатов с поверхностью типа SLA аналогичная тенденция сохранялась: лазерная обработка обеспечивала наибольшую долю результатов «отлично» и «хорошо» – 5 случаев (62,5%) и 2 случая (25,0%) соответственно, тогда как при использовании метода Air Flow с эритритолом и системы Vector Paro

наблюдалось более равномерное распределение результатов с увеличением доли удовлетворительных и неудовлетворительных исходов лечения. При этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,031$), а также между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,038$), в то время как различия между методами Air Flow и Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,904$).

Для имплантатов с поверхностью типа RBM наиболее благоприятные результаты также отмечались при применении лазерной обработки и метода Air Flow с эритритолом – 4 случая (50,0%) и 3 случая (37,5%) с результатом «отлично» соответственно. В то же время при использовании Vector Paro преобладали удовлетворительные и неудовлетворительные результаты, что свидетельствует о меньшей эффективности данного метода в ранние послеоперационные сроки. При этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,028$), а также между методом Air Flow с эритритолом и системой Vector Paro ($p = 0,039$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow не достигали статистической значимости ($p = 0,840$).

Результаты лечения периимплантита через 21 день наблюдения

Через 21 день после лечения во всех группах отмечалась положительная динамика клинических показателей. Следует отметить, что на данном сроке наблюдения во всех группах, независимо от типа поверхности имплантата и примененного метода обработки, отсутствовали результаты лечения периимплантита с оценкой «неудовлетворительно».

Для имплантатов с поверхностью TiO_2 сохранялось преимущество лазерной обработки, при которой доля результатов «отлично» увеличилась до 6 случаев (75,0%). Применение системы Vector Paro также продемонстрировало высокую эффективность, при этом доля результатов «отлично» составила 5 случаев (62,5%), тогда как в группе имплантатов, обработанных воздушно-абразивной системой Air Flow с эритритолом, сохранялась значительная доля удовлетворительных исходов лечения. При этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,024$), а также между методами

Vector Paro и Air Flow ($p = 0,036$), в то время как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,927$) (Таблица 12).

Таблица 12 – Результаты лечения периимплантита через 21 день

Тип поверхности	Результат лечения	Метод обработки			p-value
		Er,Cr:YSGG-лазер, n = 8	Air Flow, n = 8	Vector Paro, n = 8	
TiO ₂	Отлично	6 (75,0%)	2 (25,0%)	5 (62,5%)	p ₁₋₂ = 0,024* p ₁₋₃ = 0,927 p ₂₋₃ = 0,036*
	Хорошо	2 (25,0%)	3 (37,5%)	3 (37,5%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	3 (37,5%)	0 (0,0%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
SLA	Отлично	5 (62,5%)	1 (12,5%)	2 (25,0%)	p ₁₋₂ = 0,026* p ₁₋₃ = 0,032* p ₂₋₃ = 0,758
	Хорошо	3 (37,5%)	3 (37,5%)	3 (37,5%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	4 (50,0%)	3 (37,5%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
RBM	Отлично	5 (62,5%)	4 (50,0%)	1 (12,5%)	p ₁₋₂ = 0,910 p ₁₋₃ = 0,028* p ₂₋₃ = 0,041*
	Хорошо	3 (37,5%)	4 (50,0%)	3 (37,5%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	4 (50,0%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	

Примечание: * – статистически значимые различия между группами ($p < 0,05$, критерий Фишера-Фримена-Холтона).

У имплантатов с поверхностью типа SLA лазерная обработка обеспечивала стабильные показатели – 5 случаев (62,5%) с результатом «отлично», тогда как при использовании метода Air Flow с эритритолом сохранялась высокая доля удовлетворительных исходов лечения – 4 случая (50,0%). В группе имплантатов, обработанных системой Vector Paro, результаты распределялись преимущественно между хорошими и удовлетворительными исходами лечения. Также выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,026$), а также между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,032$), тогда как различия между методами Air Flow и Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,758$).

Для имплантатов с поверхностью типа RBM наиболее выраженное улучшение показателей наблюдалось при использовании Er,Cr:YSGG-лазера и метода Air Flow с эритритолом, при этом доля результатов «отлично» составляла 5

случаев (62,5%) и 4 случая (50,0%) соответственно. В группе системы Vector Para сохранялась значительная доля удовлетворительных исходов – 4 случая (50,0%). При этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Para ($p = 0,028$), а также между методом Air Flow с эритритолом и системой Vector Para ($p = 0,041$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow не достигали статистической значимости ($p = 0,910$).

Результаты лечения периимплантита через 6 месяцев наблюдения

В отдаленные сроки наблюдения (6 месяцев) разница между методами становилась более выраженной (Таблица 13).

Таблица 13 – Результаты лечения периимплантита через 6 месяцев

Тип поверх ности	Результат лечения	Метод обработки			p-value
		Er,Cr:YSGG- лазер, n = 8	Air Flow, n = 8	Vector Paro, n = 8	
TiO ₂	Отлично	7 (87,5%)	2 (25,0%)	5 (62,5%)	p ₁₋₂ = 0,022* p ₁₋₃ = 0,815 p ₂₋₃ = 0,031*
	Хорошо	1 (12,5%)	4 (50,0%)	2 (25,0%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	2 (25,0%)	1 (12,5%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
SLA	Отлично	6 (75,0%)	2 (25,0%)	3 (37,5%)	p ₁₋₂ = 0,029* p ₁₋₃ = 0,037* p ₂₋₃ = 0,780
	Хорошо	2 (25,0%)	5 (62,5%)	4 (50,0%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	1 (12,5%)	1 (12,5%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
RBM	Отлично	5 (62,5%)	3 (37,5%)	1 (12,5%)	p ₁₋₂ = 0,797 p ₁₋₃ = 0,028* p ₂₋₃ = 0,041*
	Хорошо	3 (37,5%)	5 (62,5%)	5 (62,5%)	
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	2 (25,0%)	
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
Примечание: * – статистически значимые различия между группами (p<0,05, критерий Фишера-Фримена-Холтона).					

Для имплантатов с поверхностью TiO₂ максимальная эффективность отмечалась при использовании лазерной обработки – 7 случаев (87,5%) с результатом «отлично», при этом применение системы Vector Para также обеспечивало высокую долю благоприятных исходов – 5 случаев (62,5%) с результатом «отлично». В группе метода Air Flow с эритритолом преобладали результаты «хорошо» – 4 случая (50,0%) при меньшей доле отличных – 2 случая (25,0%) и удовлетворительных – 2 случая (25,0%). При этом выявлены

статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,022$), а также между методами Vector Paro и Air Flow ($p = 0,031$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,815$).

У имплантатов с поверхностью SLA обработка Er,Cr:YSGG-лазером также демонстрировала наилучшие показатели – 6 случаев (75,0%) с результатом «отлично». В группах имплантатов, обработанных системами Air Flow с эритритолом и Vector Paro, преобладали результаты «хорошо» – 5 случаев (62,5%) и 4 случая (50,0%) соответственно, при этом в обеих группах сохранялась незначительная доля удовлетворительных исходов лечения – по 1 случаю (12,5%). При этом были выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,029$), а также между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,037$), тогда как различия между методами Air Flow и Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,780$).

Для имплантатов с поверхностью RBM применение Er,Cr:YSGG-лазера и метода Air Flow с эритритолом обеспечивало сопоставимые результаты с преобладанием хороших и отличных исходов лечения. В группе Vector Paro сохранялась доля удовлетворительных результатов – в 2-х случаях (25,0%). Также были выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,028$), а также между методом Air Flow с эритритолом и системой Vector Paro ($p = 0,041$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow не достигали статистической значимости ($p = 0,797$).

Результаты лечения периимплантита через 12 месяцев наблюдения

Через 12 месяцев после лечения сохранялась ранее сформировавшаяся положительная тенденция клинических результатов.

Для имплантатов с поверхностью TiO_2 наилучшие показатели отмечались при использовании Er,Cr:YSGG-лазера и системы Vector Paro – 6 случаев (75,0%) и 5 случаев (62,5%) с результатом «отлично» соответственно, тогда как в группе метода Air Flow с эритритолом преобладали результаты «хорошо» – 5 случаев (62,5%), при наличии также удовлетворительных исходов – 1 случай (12,5%). При

этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,033$), а также между методами Vector Paro и Air Flow ($p = 0,041$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,842$) (Таблица 14).

Таблица 14 – Результаты лечения периимплантита через 12 месяцев

Тип поверх ности	Результат лечения	Метод обработки			p-value
		Er,Cr:YSGG- лазер, n = 8	Air Flow, n = 8	Vector Paro, n = 8	
TiO ₂	Отлично	6 (75,0%)	2 (25,0%)	5 (62,5%)	p ₁₋₂ = 0,033*
	Хорошо	2 (25,0%)	5 (62,5%)	3 (37,5%)	p ₁₋₃ = 0,842
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	1 (12,5%)	0 (0,0%)	p ₂₋₃ = 0,041*
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
SLA	Отлично	7 (87,5%)	3 (37,5%)	3 (37,5%)	p ₁₋₂ = 0,028*
	Хорошо	1 (12,5%)	4 (50,0%)	5 (62,5%)	p ₁₋₃ = 0,035*
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	1 (12,5%)	0 (0,0%)	p ₂₋₃ = 0,910
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
RBM	Отлично	6 (75,0%)	4 (50,0%)	2 (25,0%)	p ₁₋₂ = 0,669
	Хорошо	2 (25,0%)	4 (50,0%)	5 (62,5%)	p ₁₋₃ = 0,026*
	Удовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	1 (12,5%)	p ₂₋₃ = 0,043*
	Неудовлетворительно	0 (0,0%)	0 (0,0%)	0 (0,0%)	
Примечание: * – статистически значимые различия между группами (p<0,05, критерий Фишера-Фримена-Холтона).					

У имплантатов с поверхностью типа SLA лазерная обработка обеспечивала максимальную эффективность – 7 случаев (87,5%) с результатом «отлично», тогда как при использовании метода Air Flow с эритритолом и системы Vector Paro преобладали результаты «хорошо» – 4 случая (50,0%) и 5 случаев (62,5%) соответственно, при этом в группе Air Flow с эритритолом также отмечались удовлетворительные исходы – 1 случай (12,5%). При этом выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow ($p = 0,028$), а также между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,035$), тогда как различия между методом Air Flow с эритритолом и системой Vector Paro не достигали статистической значимости ($p = 0,910$).

Для имплантатов с поверхностью RBM наиболее благоприятные результаты отмечались при использовании Er,Cr:YSGG-лазера и воздушно-абразивного

метода Air Flow с эритритолом – 6 случаев (75,0%) и 4 случая (50,0%) с результатом «отлично» соответственно, тогда как при применении ультразвуковой системы Vector Paro преобладали результаты «хорошо» – 5 случаев (62,5%), при меньшей доле результатов «отлично» – 2 случая (25,0%), а также наличии удовлетворительных исходов – 1 случай (12,5%). Также были выявлены статистически значимые различия между Er,Cr:YSGG-лазером и системой Vector Paro ($p = 0,026$), а также между методом Air Flow с эритритолом и системой Vector Paro ($p = 0,043$), тогда как различия между Er,Cr:YSGG-лазером и методом Air Flow не достигали статистической значимости ($p = 0,669$).

Анализ полученных результатов

Результаты проведенного клинического исследования показали, что эффективность лечения периимплантита зависит как от типа поверхности имплантата, так и от применяемого метода ее деконтаминации.

Во всех сроках наблюдения наиболее стабильные и высокие клинические результаты демонстрировала обработка Er,Cr:YSGG-лазером, что выражалось в наибольшей доле исходов с результатом «отлично» и отсутствии неудовлетворительных результатов уже на ранних этапах послеоперационного периода.

Применение ультразвуковой системы Vector Paro характеризовалось достаточно высокой эффективностью для имплантатов с поверхностью TiO_2 , однако все же уступало лазерной обработке, особенно в ранние сроки наблюдения, что проявлялось в большем количестве удовлетворительных исходов лечения.

Использование воздушно-абразивного метода Air Flow с эритритолом показало избирательную эффективность в зависимости от типа поверхности имплантата. Наиболее благоприятные результаты отмечались для имплантатов с поверхностью типа RBM, тогда как для имплантатов с поверхностями типа TiO_2 и SLA данный метод был ограничен в своей эффективности и сопровождался большей долей удовлетворительных и неудовлетворительных исходов лечения.

В динамике наблюдения (от 7 дней до 12 месяцев) во всех группах исследования отмечалось улучшение клинических результатов, при этом к 21 дню

полностью отсутствовали неудовлетворительные исходы лечения, что свидетельствует об общей эффективности применяемых методов. Вместе с тем выявленные различия в распределении клинических исходов в зависимости от типа поверхности имплантата и способа ее обработки, получившие статистическое подтверждение, указывают на преимущество индивидуализированного подхода к выбору метода деконтаминации, при этом характер и выраженность данных различий зависели как от типа поверхности имплантата, так и от срока наблюдения.

3.2.2. Клинический пример лечения периимплантита с учетом типа поверхности дентального имплантата

Клинический пример представлен наблюдением пациента с клиническими признаками периимплантита, лечение которого проводилось с использованием индивидуализированного подхода к выбору метода деконтаминации поверхности имплантата с учетом ее морфологических и физико-химических характеристик.

Пациент А., 54 года, обратился с жалобами на дискомфорт в области установленного ранее дентального имплантата, периодическую кровоточивость десны и на наличие уплотнения на слизистой оболочке в проекции дентального имплантата, установленного в области зуба 4.2 (Рисунок 25).



Рисунок 25 – Уплотнение на слизистой оболочке в проекции дентального имплантата в позиции 4.2

Из анамнеза установлено, что имплантат был установлен 3 года назад, после чего длительное время функционировал без признаков осложнений. В последние месяцы пациент отмечал постепенное нарастание дискомфорта и болезненных ощущений в периимплантатных тканях.

При клиническом обследовании выявлялись отечность слизистой оболочки и свищевой ход в области имплантата в позиции 4.2., кровоточивость при зондировании, а также наличие патологического периимплантатного кармана глубиной 5 мм. Вторичная стабильность имплантата составила -3 PTV (periotest value). Оценка состояния тканей пародонта по пародонтальному индексу по Russel составила 0,8, что соответствовало критериям включения пациента в исследование.

При рентгенологическом исследовании, включавшем прицельную внутриротовую рентгенографию (RVG), ортопантомографию (ОПТГ) и конусно-лучевую компьютерную томографию (КЛКТ), определялась выраженная убыль костной ткани по периферии с формированием костного дефекта в апикальной части имплантата (Рисунок 26, А, Б).

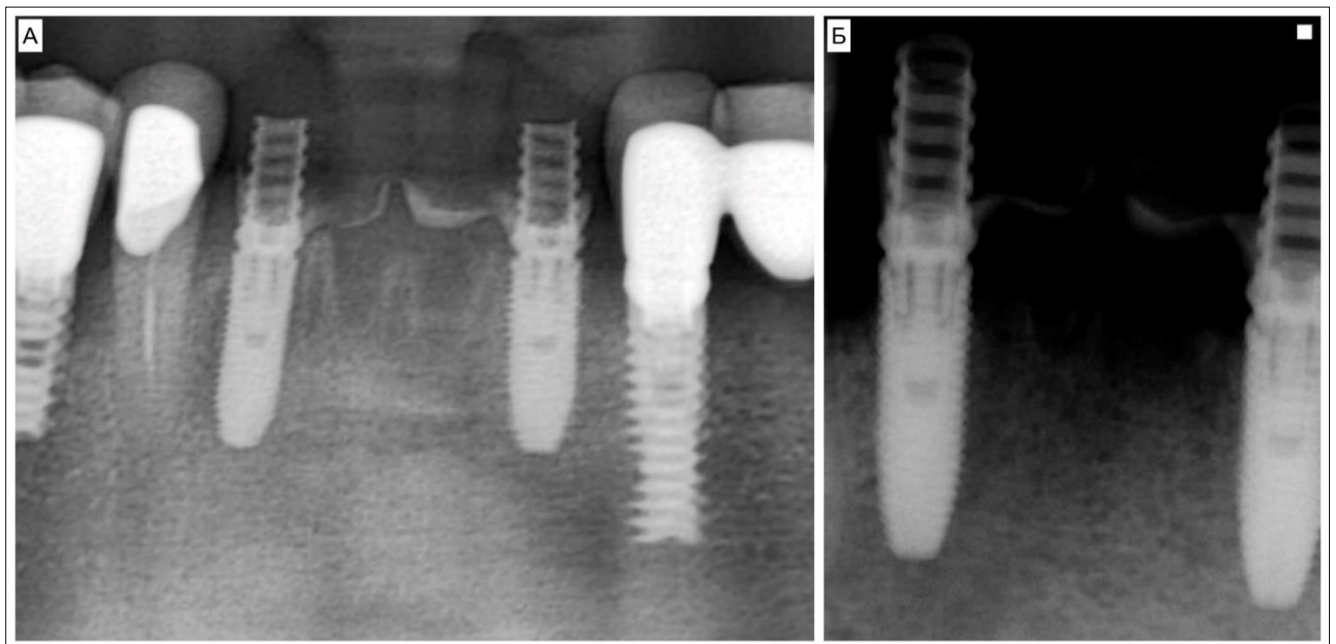


Рисунок 26 – Рентгенологическая картина при первичном обследовании: А – ОПТГ; Б – RVG

С учетом данных клинического и рентгенологического обследования был поставлен диагноз периимплантит (K10.2 Воспалительные заболевания челюстей по МКБ-10). При планировании лечения особое внимание уделялось типу поверхности имплантата. У пациента был установлен имплантат производителя Nobel Biocare, в связи с чем на основании данных Таблицы А.1 был определен тип его поверхности – анодированный диоксид титана (TiO_2). В соответствии с данными Таблицы 3 был выбран метод обработки поверхности имплантата с использованием Er,Cr:YSGG-лазера с соответствующими параметрами и техникой проведения обработки.

Лечебная тактика включала профессиональную гигиену полости рта, удаление старой и изготовление новой ортопедической конструкции и хирургическое лечение с обязательной деконтаминацией поверхности имплантата. После проведения местной анестезии выполняли разрез слизистой оболочки с формированием слизисто-надкостничного лоскута и обеспечением доступа к пораженной области (Рисунок 27, А). В области имплантата в позиции 4.2 определялись грануляционная ткань и патологически измененные мягкие ткани, которые подлежали тщательному удалению.

Ключевым этапом вмешательства являлась обработка поверхности имплантата. С учетом типа поверхности TiO_2 для деконтаминации был выбран эрбиевый лазер Er,Cr:YSGG. Лазерное воздействие обеспечивало щадящую очистку пористой и микрошероховатой структуры анодированной поверхности TiO_2 с сохранением ее остеоинтеграционного потенциала (Рисунок 27, Б, В).

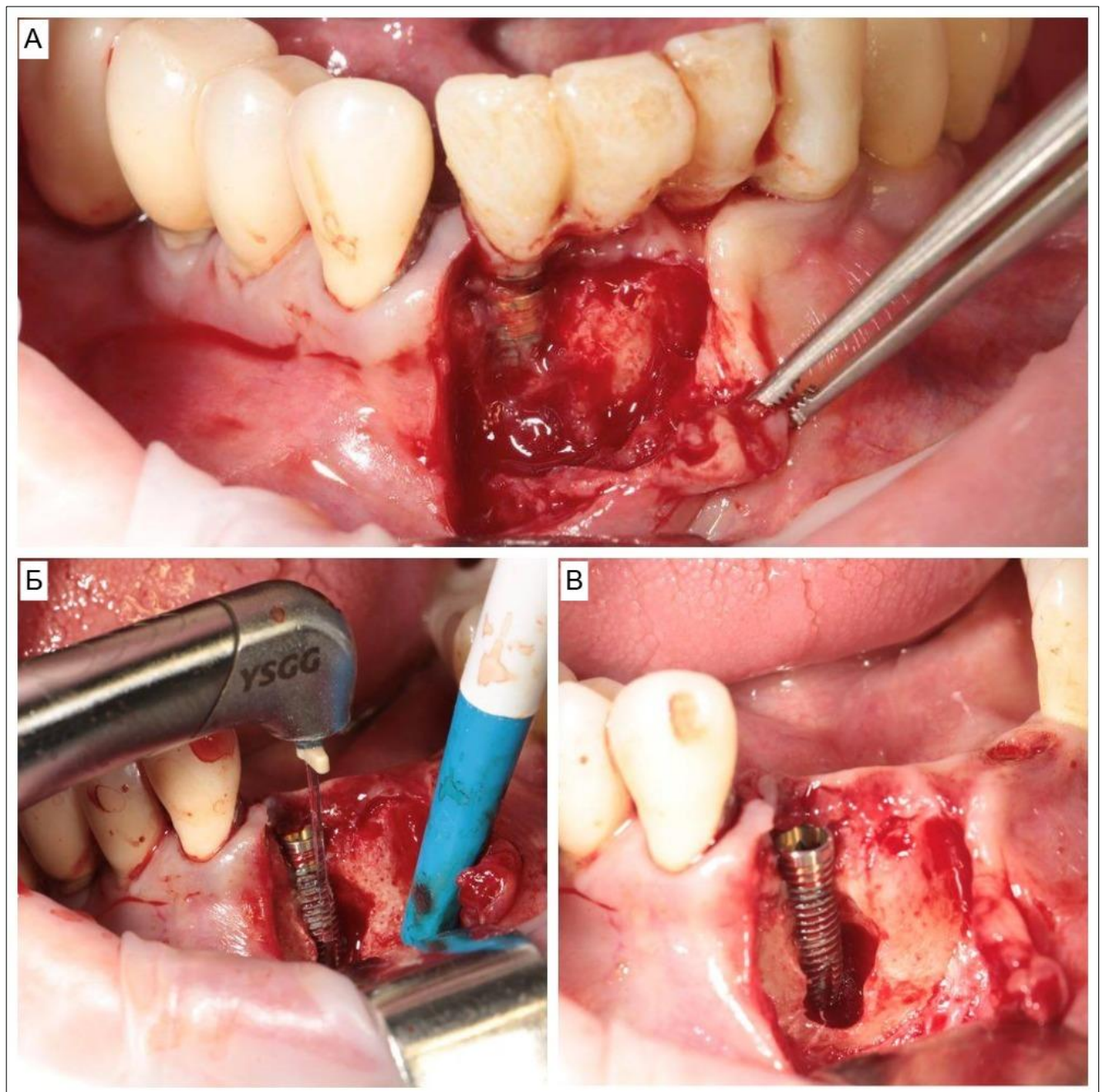


Рисунок 27 – Этапы хирургического лечения периимплантита с учетом типа поверхности имплантата: А – формирование слизисто-надкостничного лоскута; Б – обработка поверхности имплантата с использованием Er,Cr:YSGG-лазера; В – общий вид операционного поля после лазерной обработки

После проведения деконтаминации выполняли ревизию костного дефекта. Учитывая значительный объем резорбции, дефект заполняли костнозамещающим материалом ксеногенного происхождения с последующим покрытием коллагеновой мембраной, что обеспечивало условия для направленной костной

регенерации (Рисунок 28, А, Б). Далее проводили репозицию и ушивание слизисто-надкостничного лоскута (Рисунок 28, В).

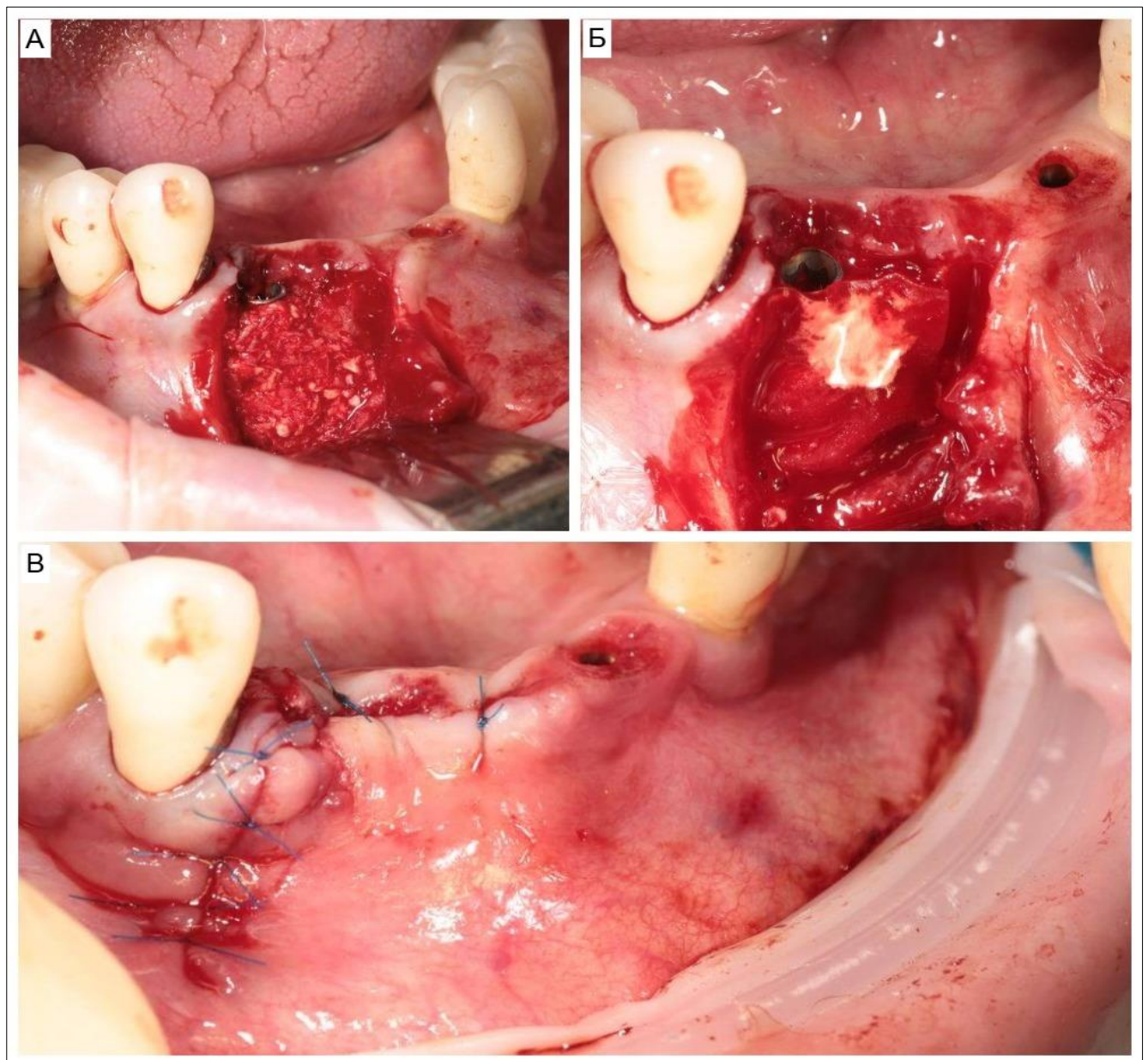


Рисунок 28 – Этапы хирургического лечения периимплантита с учетом типа поверхности имплантата: А – использование костнозамещающего материала; Б – покрытие коллагеновой мембраной; В – ушивание слизисто-надкостничного лоскута

Послеоперационное ведение включало стандартные рекомендации по гигиене полости рта, противовоспалительную и антимикробную терапию и динамическое наблюдение.

Контрольные осмотры проводились на 7 и 21 сутки, а также через 6 и 12 месяцев после лечения с оценкой клинических показателей состояния периимплантатных тканей. Полученные клинические данные фиксировались в специально разработанной индивидуальной регистрационной карте.

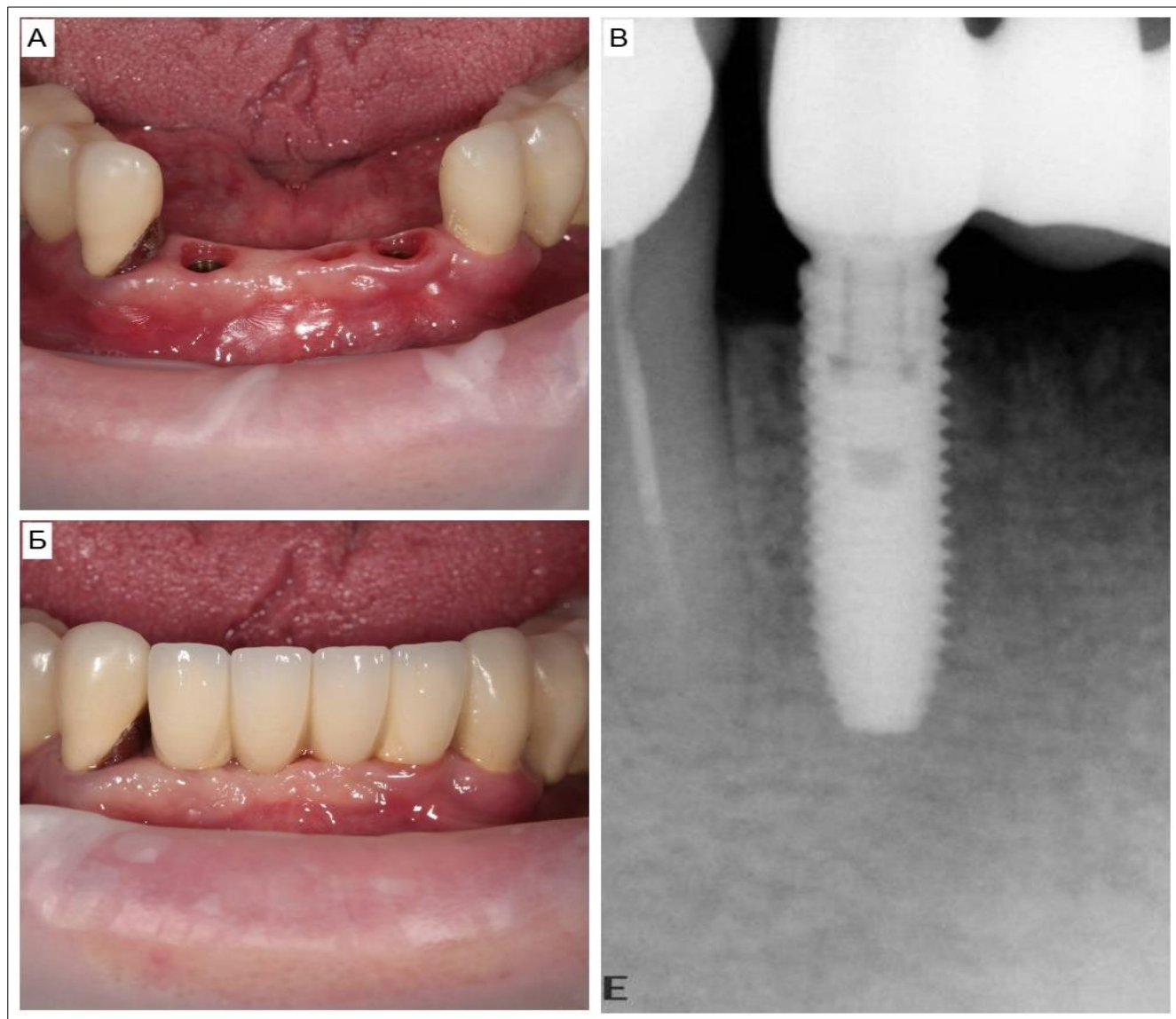


Рисунок 29 – Результаты лечения периимплантита через 6 месяцев: А – состояние слизистой оболочки; Б – новая ортопедическая конструкция; В – рентгенологическая картина

В раннем послеоперационном периоде (7 и 21 сутки) отмечалось снижение выраженности воспалительных проявлений, уменьшение кровоточивости и отежности мягких тканей. В отдаленные сроки наблюдения (через 6 и 12 месяцев) при клиническом обследовании отсутствовали признаки воспаления,

патологические периимплантатные карманы не определялись, слизистая оболочка имела физиологическую окраску и плотную консистенцию (Рисунок 29, А, Б).

При контрольном обследовании также проводили оценку вторичной стабильности имплантата, которая составила -4 PTV (periotest value), что свидетельствовало о положительной динамике и указывало на стабилизацию имплантата и сохранение его функциональной устойчивости.

Рентгенологический контроль подтвердил стабилизацию уровня костной ткани в области имплантата, а также признаки восстановления костного дефекта (Рисунок 29, В). Полученные результаты свидетельствуют о достижении стойкого клинического эффекта и купировании воспалительного процесса.

Представленный клинический случай демонстрирует эффективность применения индивидуализированного подхода к лечению периимплантита, основанного на учете типа поверхности имплантата. Использование Er,Cr:YSGG-лазера при обработке поверхности TiO_2 в данном клиническом случае обеспечило эффективную деkontаминацию с сохранением структуры поверхности и создало благоприятные условия для регенерации костной ткани, что подтверждается как клиническими, так и рентгенологическими данными.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенный анализ литературы и результаты настоящего исследования показали, что эффективность деkontаминации поверхности имплантата при лечении периимплантита определяется не только выбранным методом обработки, но и типом поверхности имплантата, ее морфологическими и физико-химическими характеристиками.

Целью настоящего диссертационного исследования являлось совершенствование лечения периимплантита путем индивидуализированного подбора метода деkontаминации поверхности имплантата в зависимости от ее типа.

Для достижения поставленной цели было проведено комплексное экспериментально-клиническое исследование, направленное на изучение влияния трех методов деkontаминации поверхности дентальных имплантатов (Er,Cr:YSGG-лазера, воздушно-абразивной обработки Air Flow с эритритолом и ультразвуковой системы Vector Paro) на биологические свойства, морфологию и элементный состав имплантатов с различными типами поверхности (TiO_2 , SLA и RBM), а также на оценку их клинической эффективности при лечении периимплантита.

На экспериментальном этапе установлено, что методы деkontаминации поверхности по-разному влияют на функциональную активность нейтрофильных гранулоцитов, количество и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток, а также на состояние самой поверхности имплантата. Полученные данные свидетельствуют о том, что выбор метода обработки без учета типа поверхности имплантата может сопровождаться изменениями функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов, снижением адгезии и нарушением остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток, а также структурными и физико-химическими изменениями поверхности имплантата, что в дальнейшем приводит к снижению ее биосовместимости и ухудшению условий для повторной остеоинтеграции.

Установлено, что Er,Cr:YSGG-лазер с длиной волны 2780 нм обладает наибольшей универсальностью и демонстрирует наиболее стабильные результаты при обработке имплантатов с поверхностями TiO₂, SLA и RBM. Лазерная обработка обеспечивала эффективное удаление патологических загрязнений при сохранении микрорельефа поверхности, не вызывала выраженного повышения функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов по сравнению с контрольными значениями и создавала наиболее благоприятные условия для сохранения адгезии и остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток.

Воздушно-абразивная обработка Air Flow с эритритолом показала избирательную эффективность. Наиболее благоприятные результаты данный метод продемонстрировал для имплантатов с поверхностью RBM, для которых были отмечены более выраженные признаки сохранения биологических свойств поверхности по сравнению с имплантатами с поверхностями TiO₂ и SLA. В то же время при обработке поверхностей TiO₂ и SLA эффективность данного метода была менее выраженной, что проявлялось как в экспериментальных, так и в клинических результатах.

Эффективность ультразвуковой обработки системой Vector Paro также продемонстрировала зависимость от типа поверхности имплантата. Наиболее благоприятные результаты были получены для имплантатов с поверхностью TiO₂. При этом установлено, что использование Vector Paro может сопровождаться изменениями элементного состава поверхности, связанными с остаточными компонентами используемой суспензии, однако для поверхности TiO₂ такие изменения были менее выражены, чем для SLA и RBM.

Результаты морфологического и элементного анализа подтвердили, что характер изменений поверхности имплантата после обработки определяется как применяемым методом деkontаминации, так и исходным типом поверхности. Это имеет принципиальное значение для практики лечения периимплантита, поскольку именно сохранение морфологических и физико-химических свойств поверхности

во многом определяет возможность повторной остеоинтеграции после устранения воспалительного процесса.

На основании полученных экспериментальных данных был разработан способ лечения периимплантита, основанный на индивидуализированном выборе метода деконтаминации поверхности имплантата в зависимости от ее типа (Патент РФ № 2850619 от 12.11.2025). Данный способ предусматривает индивидуализированное применение методов обработки – использование Er,Cr:YSGG-лазера для имплантатов с поверхностями TiO₂, SLA и RBM. При отсутствии возможности проведения лазерной обработки для имплантатов с поверхностью TiO₂ может применяться система Vector Paro, а для имплантатов с поверхностью RBM – воздушно-абразивная обработка Air Flow с эритритолом.

Клинический этап исследования подтвердил целесообразность предложенного индивидуализированного подхода. При лечении 48 пациентов с периимплантитом, у которых было обработано 72 имплантата, установлено, что клиническая эффективность лечения возрастает при соответствии метода деконтаминации типу поверхности имплантата. Наилучшие результаты для имплантатов с поверхностью TiO₂ были получены при использовании Er,Cr:YSGG-лазера, высокую эффективность для данной поверхности также показала система Vector Paro. Для имплантатов с поверхностью SLA наиболее предпочтительным методом обработки оказался только Er,Cr:YSGG-лазер. Для имплантатов с поверхностью RBM наиболее благоприятные результаты были получены при применении Er,Cr:YSGG-лазера и Air Flow с эритритолом. В динамике наблюдения отмечалось снижение доли удовлетворительных и неудовлетворительных исходов лечения, а к 21 суткам неудовлетворительные результаты отсутствовали, что подтверждает эффективность проведенного лечения.

Результаты диссертационного исследования позволяют заключить, что лечение периимплантита должно основываться на дифференцированном подборе метода деконтаминации поверхности дентального имплантата с обязательным учетом ее типа. Предложенный индивидуализированный подход обеспечивает более эффективную обработку поверхности, способствует сохранению ее

биологических свойств, создает более благоприятные условия для репаративных процессов и повторной остеоинтеграции, а также повышает клиническую эффективность лечения и стабильность полученных результатов.

Проведенное исследование расширяет современные представления о механизмах взаимодействия различных методов деконтаминации с поверхностью дентальных имплантатов и обосновывает необходимость учета морфологических и физико-химических характеристик поверхности при выборе лечебной тактики у пациентов с периимплантитом.

Полученные результаты имеют теоретическое и практическое значение и могут быть использованы в клинической практике, а также при проведении дальнейших научных исследований, посвященных проблеме лечения периимплантита.

ВЫВОДЫ

1. Выявлено, что влияние методов деkontаминации на микроструктуру поверхности дентальных имплантатов зависит от применяемого метода обработки. Наиболее щадящее воздействие оказывает Er,Cr:YSGG-лазер, сохраняющий исходные характеристики микроструктуры без признаков оплавления, трещин и разрушения. При использовании Air Flow с эритритолом выраженных морфологических изменений не выявлено, однако на более пористых поверхностях TiO₂ и SLA могут сохраняться остаточные частицы порошка. Обработка системой Vector Para в целом сохраняет исходную архитектуру поверхности, при этом на отдельных участках поверхности типа RBM возможны локальные изменения микрорельефа ступенчатого характера.

2. Выявлено, что изменения элементного состава поверхности дентальных имплантатов зависят от применяемого метода обработки и типа поверхности имплантата. Обработка Er,Cr:YSGG-лазером обеспечивает наиболее полное удаление органических и неорганических загрязнений без появления посторонних химических элементов для всех типов поверхности. Применение Air Flow с эритритолом сопровождается увеличением содержания углерода (C) и кремния (Si), наиболее выраженным на пористых поверхностях TiO₂ и SLA. Обработка системой Vector Para приводит к увеличению содержания кальция (Ca) и фосфора (P), наиболее выраженному на поверхностях SLA и RBM. Установлено, что элементный состав новых имплантатов определяется технологией формирования поверхности и характеризуется наличием специфических химических элементов, различающихся в зависимости от типа поверхности.

3. Установлено, что применение Er,Cr:YSGG-лазера сопровождается минимальными изменениями функциональной активности нейтрофильных гранулоцитов независимо от типа поверхности имплантата (TiO₂, SLA или RBM). Воздушно-абразивная обработка Air Flow с эритритолом вызывает наименее выраженную реакцию нейтрофильных гранулоцитов для поверхности типа RBM. Ультразвуковая обработка системой Vector Para демонстрирует более

благоприятные показатели для поверхности типа TiO_2 , что свидетельствует о формировании адекватного локального иммунного ответа.

4. Показано, что количество и степень остеогенной дифференцировки мезенхимальных стволовых клеток зависят от сочетания метода деконтаминации и типа поверхности имплантата. Наиболее высокие показатели клеточной активности для всех типов поверхности (TiO_2 , SLA и RBM) обеспечивает обработка Er,Cr:YSGG-лазером. Применение Air Flow с эритритолом сопровождается снижением количества и степени остеогенной дифференцировки МСК, за исключением поверхности типа RBM, где сохраняются относительно благоприятные показатели. Ультразвуковая обработка системой Vector Paro демонстрирует избирательный эффект, обеспечивая более высокую клеточную активность на поверхности типа TiO_2 при одновременном снижении количества и степени остеогенной дифференцировки клеток на типах SLA и RBM.

5. Разработан способ лечения периимплантита, основанный на индивидуализированном подборе метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа: для имплантатов с поверхностью TiO_2 наиболее целесообразно применение Er,Cr:YSGG-лазера или системы Vector Paro, для имплантатов с поверхностью SLA – Er,Cr:YSGG-лазера, для имплантатов с поверхностью RBM – Er,Cr:YSGG-лазера или воздушно-абразивной обработки Air Flow с эритритолом. Применение методов обработки с учетом типа поверхности имплантата приводит к снижению выраженности воспалительных изменений в периимплантатной области, что проявляется уменьшением отека, гиперемии и кровоточивости слизистой оболочки в ранние сроки наблюдения, а также снижением частоты формирования патологического периимплантатного кармана и прогрессирования маргинальной костной резорбции, повышением вторичной стабильности имплантата и уменьшением выраженности рецессии десны в отдаленные сроки наблюдения.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для повышения эффективности лечения пациентов с клиническими признаками периимплантита рекомендуется применение разработанного способа, основанного на индивидуализированном подборе метода деконтаминации поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа.

2. Для деконтаминации поверхности дентальных имплантатов с типами поверхности TiO₂, SLA и RBM рекомендуется применение Er,Cr:YSGG-лазера. При отсутствии возможности использования Er,Cr:YSGG-лазера для обработки имплантатов с поверхностью TiO₂ целесообразно применение ультразвуковой системы Vector Paro. Для деконтаминации имплантатов с поверхностью RBM при невозможности применения лазерной обработки рекомендуется использование воздушно-абразивного метода Air Flow с эритритолом.

3. При обработке поверхности имплантата указанными методами (Er,Cr:YSGG-лазер, Air Flow с эритритолом, Vector Paro) рекомендуется использование следующих параметров: для Er,Cr:YSGG-лазера – длина волны 2780 нм, мощность 1,5 Вт, частота 20 Гц, соотношение вода/воздух 50/50, наконечник-световод SFT8-18 мм; для Air Flow с эритритолом – давление воздуха 2,2 бар, расход воды 41,5 мл/мин, порошок AIR FLOW PLUS (эритритол, 14 мкм); для Vector Paro – частота 25 кГц, расход воды 30 мл/мин, суспензия Vector Fluid polish (<10 мкм), насадка Supra.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

АФК – активные формы кислорода

ИА – индекс активации

КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография

КТ – компьютерная томография

МКБ – Международная классификация болезней

МСК – мезенхимальные стволовые клетки

ОПТГ – ортопантомография

СЭМ – сканирующая электронная микроскопия

ХЛ – хемилюминесценция

ЭДС – энергодисперсионная рентгеновская спектроскопия

Er,Cr:YSGG – итрий-скандий-галлиевый гранат легированный эрбием и хромом

PTV – Periotest Value

RBM – Resorbable Blast Media

RVG – радиовизиография

SLA – Sandblasted, Large-grit, Acid-etched

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абазова, М. З. Применение современных методов остеointegrации в дентальной имплантации / М. З. Абазова, И. А. Ховхаева, Д. А. Диланян // Вестник науки. – 2025. – Т. 3. – № 1(82). – С. 1232-1236.
2. Азарова, Н. С. Лабораторная оценка морфологических параметров остеointegrации отечественных дентальных имплантатов / Н. С. Азарова, И. Д. Харитонов // Прикладные информационные аспекты медицины. – 2025. – Т. 28. – № 1. – С. 4-9.
3. Анализ медицинских и социальных факторов развития периимплантита / С. А. Луцюк, Е. В. Шабалдина, М. В. Козлова [и др.] // Проблемы стоматологии. – 2025. – Т. 21. – № 2. – С. 106-112.
4. Анализ результатов дентальной имплантации по данным анкетирования врачей-стоматологов на примере отдельного субъекта Российской Федерации / Е. Ю. Дьячкова, С. В. Тарасенко, В. В. Фадеев [и др.] // Head and Neck / Голова и шея. Российское издание. Журнал Общероссийской общественной организации «Федерация специалистов по лечению заболеваний головы и шеи». – 2022. – Т. 10. – № S2S2. – С. 46-49.
5. Андриасян, Л. Г. Эпидемиология периимплантитов (обзор литературных данных последних лет) / Л. Г. Андриасян, П. А. Дадурян // Вестник стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – 2015. – Т. 12. – № 3-4. – С. 4-7.
6. Апикальный периимплантит: этиология, клиническая картина и лечение / М. Л. Касперович, В. А. Васильева, В. В. Чуев, А. А. Чуева // Клиническая стоматология. – 2025. – Т. 28. – № 1. – С. 84-90.
7. Ашымов, Ж. Д. Основные факторы успешной остеointegrации дентальных имплантатов / Ж. Д. Ашымов, А. Д. Мурзалиев, А. К. Кайдуев // Наука, новые технологии и инновации Кыргызстана. – 2024. – № 7. – С. 66-69.
8. Биомеханическая и микротомографическая оценка эффективности остеointegrации титановых резбовых имплантов с одно- и бислойными

биокерамическими покрытиями / А. С. Скрыбин, А. В. Шакуров, Р. И. Челмодеев [и др.] // Медицинская техника. – 2022. – № 2(332). – С. 48-50.

9. Блинова, А. В. Периимплантит – основное осложнение дентальной имплантации (обзор литературы) / А. В. Блинова, Р. А. Рюмшин, В. А. Румянцев // Верхневолжский медицинский журнал. – 2018. – Т. 17. – № 1. – С. 13-18.

10. Богачева, Н. В. Особенности микробиоты при периимплантитах / Н. В. Богачева, Н. А. Тунева // Бактериология. – 2022. – Т. 7. – № 3. – С. 20-21.

11. Быкова, Н. И. Роль микробной флоры в патогенезе периимплантита и воспалительных заболеваний тканей пародонта / Н. И. Быкова, Н. Э. Будзинский, Е. М. Максимова // Научный альманах. – 2017. – № 2-3(28). – С. 319-325.

12. Варданян, А. Р. Цитокиновая система в патогенезе периимплантных биологических осложнений / А. Р. Варданян, Л. Г. Андриасян // Вестник стоматологии и челюстно-лицевой хирургии. – 2016. – Т. 13. – № 1-2. – С. 15-23.

13. Влияние методов лечения периимплантита на хемилюминесцентную активность нейтрофильных гранулоцитов *in vitro* / Т. В. Фурцев, А. А. Савченко, М. В. Соколов, И. И. Гвоздев // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28. – № 6. – С. 543-554.

14. Влияние методов обработки различных типов поверхности дентальных имплантатов на количество и остеогенную дифференцировку мезенхимальных стволовых клеток при лечении периимплантита / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев, А. А. Кошманова, А. С. Кичкайло // Российская стоматология. – 2025. – Т. 18. – № 4. – С. 32-38.

15. Влияние микро- и макрорельефа поверхности имплантатов на остеоинтеграцию и долговечность имплантатов / М. З. Эртувханов, С. С. Иванов, С. Д. Даньшина [и др.] // Медицинский алфавит. – 2025. – № 20. – С. 51-57.

16. Влияние пескоструйной обработки и плазменно-электролитического оксидирования на качество поверхности дентальных имплантатов / Л. И. Зайнуллина, Р. Г. Фаррахов, И. А. Рамазанов [и др.] // Современные технологии в медицине. – 2023. – Т. 15. – № 6. – С. 40-48.

17. Влияние технических факторов имплантационной системы на развитие мукозита / Н. Р. Раджабов, Г. К. Гезуев, Г. М. Омаров [и др.] // Медицинский алфавит. – 2025. – № 1. – С. 105-107.
18. Воспалительные осложнения в состоянии периимплантных тканей и их причины по результатам анкетирования врачей стоматологов / Р. С. Заславский, А. С. Иванов, М. Я. Саламов [и др.] // Стоматология для всех. – 2021. – № 3(96). – С. 12-15.
19. Гайфуллин, Т. Р. Роль ультразвука в стоматологии / Т. Р. Гайфуллин, А. В. Орлов // Наука через призму времени. – 2024. – № 1(82). – С. 42-43.
20. Головки, А. И. Иммунологические аспекты осложнений при протезировании пациентов с опорой на дентальные имплантаты / А. И. Головки, С. А. Костюк // Современная стоматология. – 2022. – № 4(89). – С. 2-7.
21. Гударьян, А. А. Современные подходы в комплексном лечении воспалительно-деструктивных осложнений дентальной имплантации / А. А. Гударьян, С. В. Ширинкин // Sciences of Europe. – 2019. – № 36-2(36). – С. 55-63.
22. Драгункина, О. В. Факторы, влияющие на остеоинтеграцию дентальных имплантатов / О. В. Драгункина, И. М. Байриков // Стоматология для всех. – 2024. – № 3(108). – С. 40-44.
23. Дубова, Л. В. Оценка физико-механических свойств структурных элементов дентального комплекса кость–имплантат / Л. В. Дубова, Ю. С. Серикова, М. В. Малик // Российская стоматология. – 2017. – Т. 10. – № 1. – С. 72-73.
24. Жекова, А. А. Клинико-лабораторное обоснование малоинвазивных методов хирургического лечения периимплантитов с использованием лазерных технологий беспигментной фотоабляции : специальность 3.1.7. «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Жекова Анастасия Ангеловна ; Российский университет медицины. – Москва, 2025. – 147 с.
25. Жекова, А. А. Применение новых лазерных технологий при лечении периимплантитов (методологический анализ) / А. А. Жекова, А. А. Чунихин, Э. А. Базилян // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15. – № 1. – С. 50-51.

26. Железный, С. П. Особенности костной регенерации при пересадке трансплантатов с имплантатами в эксперименте / С. П. Железный, Ю. К. Железная // Медицина и образование в Сибири. – 2015. – № 1. – С. 29.
27. Земскова, Т. С. Сравнение клинической эффективности абразивных препаратов системы Air-Flow / Т. С. Земскова, Т. А. Тихонова, Н. А. Цыплухина // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2015. – Т. 5. – № 11. – С. 1282-1283.
28. Зубкова, А. А. Использование аппарата «Vector» в комплексном лечении хронического генерализованного пародонтита / А. А. Зубкова // Региональный вестник. – 2019. – № 21(36). – С. 15-16.
29. Ибрагимов, Д. Д. Профилактика периимплантита с использованием антисептического раствора в дентальной имплантации / Д. Д. Ибрагимов, Н. Б. Кудратова, Ш. А. Норбутаев // VI Международная конференция молодых ученых-стоматологов : Сборник тезисов, Москва, 30 апреля 2025 года. – Москва: Общество с ограниченной ответственностью "Медицинское Маркетинговое Агентство", 2025. – С. 18-19.
30. Изучение микробиологического пейзажа при периимплантите у стоматологических больных / И. В. Бугорков, И. В. Чайковская, Е. О. Кальней, А. С. Ванина // Медико-социальные проблемы семьи. – 2022. – Т. 27. – № 2. – С. 102-107.
31. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния систем «кость – имплантат» при применении имплантатов из циркониевых сплавов / О. Н. Мищенко, А. В. Копчак, Н. Г. Крищук [и др.] // Современная стоматология. – 2017. – № 2(67). – С. 62-68.
32. Иммуногистохимические и биохимические показатели остеогенеза при лечении экспериментального периимплантита / С. П. Рубникович, С. В. Сирак, Л. А. Григорьянц [и др.] // Стоматолог. Минск. – 2021. – № 4(43). – С. 8-15.
33. Исмоилов, А. А. Особенности местного иммунитета полости рта при воспалительных заболеваниях периимплантатной зоны у больных с несъемными ортопедическими конструкциями / А. А. Исмоилов, М. Ш. Султанов, С. К. Сабуров

- // Вестник Таджикского национального университета. Серия естественных наук. – 2015. – № 1-5-2(188). – С. 30-35.
34. Исследование распространенности инфекционных агентов у пациентов с периимплантатами / Е. Н. Николаева, В. Н. Царев, А. М. Панин [и др.] // Стоматология для всех. – 2012. – № 2. – С. 16-19.
35. Кассар, Р. Р. С. Анализ микробиологических профилей пациентов с периимплантитом и пародонтитом / Р. Р. С. Кассар, А. А. Шорохова, Д. Р. Шмарова // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. – 2025. – Т. 24. – № 3. – С. 71-76.
36. Кипарисова, Д. Г. Влияние инструментов для скалинга на поверхность дентальных мини-имплантатов / Д. Г. Кипарисова, Ю. С. Кипарисов, Н. С. Нуриева // Dental Magazine. – 2016. – № 12(156). – С. 34-37.
37. Клеточные механизмы и этапы остеоинтеграции дентальных имплантатов в костную ткань / В. В. Трубин, Ю. В. Нестерова, А. А. Рыжиков, М. П. Шишкина // Проблемы научной мысли. – 2025. – Т. 1. – № 4. – С. 52-55.
38. Клинико-микробиологические маркеры прогнозирования рисков развития периимплантита у пациентов с хроническим пародонтитом / И. В. Бажутова, А. В. Лямин, Д. А. Трунин [и др.] // Пародонтология. – 2025. – Т. 30. – № 2. – С. 171-181.
39. Клинико-морфологическое и иммуногистохимическое исследование тканей при периимплантите и пародонтите / А. А. Кулаков, Е. А. Коган, В. Н. Николенко [и др.] // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2019. – Т. 14. – № 4. – С. 653-659.
40. Клинические и микробиологические результаты комплексного лечения дентального периимплантита / Л. А. Бурлакова, О. А. Гизингер, А. А. Мураев [и др.] // Проблемы стоматологии. – 2024. – Т. 20. – № 3. – С. 91-97.
41. Комарова, Н. Г. Применение ультразвука в стоматологии / Н. Г. Комарова // Наука через призму времени. – 2020. – № 5(38). – С. 15-17.
42. Комплексный анализ элементного состава и поверхностной морфологии титановых абатментов современных производителей / Р. А. Садиков, Ю. В.

- Плоткина, Е. М. Черновол [и др.] // Пародонтология. – 2024. – Т. 29. – № 1. – С. 58-66.
43. Компьютерная томография в диагностике осложнений хирургического стоматологического лечения: клинические примеры / А. Б. Казумова, А. А. Бабкова, Н. С. Серова [и др.] // Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2025. – Т. 15. – № 3. – С. 22-36.
44. Копецкий, И. С. Современные аспекты методов лечения периимплантитов / И. С. Копецкий, Е. Б. Страндстрем, А. И. Копецкая // Российский медицинский журнал. – 2019. – Т. 25. – № 5-6. – С. 324-327.
45. Костина, И. Н. Периимплантатный мукозит и периимплантит: эпидемиология, современное понимание клиники и диагностики / И. Н. Костина, А. Ю. Яков, А. О. Костин // Дентальная имплантология и хирургия. – 2020. – № 3/4(40/41). – С. 50-57.
46. Лебедева, С. А. Исследование особенностей периимплантита у пациентов с диабетом / С. А. Лебедева, В. В. Кечева // Вестник науки. – 2025. – Т. 1. – № 5(86). – С. 1040-1044.
47. Лобанов, Е. В. Эволюция понятия «остеоинтеграция» и обзор особенностей современных зубных имплантов, влияющих на остеоинтеграцию / Е. В. Лобанов // Патогенез. – 2023. – Т. 21. – № 1. – С. 16-21.
48. Малышев, М. Е. Воспалительные осложнения дентальной имплантации и их лечение с применением фотодинамической терапии / М. Е. Малышев, М. М. Швецов, А. К. Иорданишвили // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1-2(55-56). – С. 92-97.
49. Маммаев, И. Р. Современные подходы к профилактике периимплантита у пациентов с имплантатами / И. Р. Маммаев, А. Е. Вевер, А. Эгамбердиев // Вестник науки. – 2025. – Т. 4. – № 4(85). – С. 1001-1005.
50. Микробиологический мониторинг пациентов с периимплантитом (предварительное исследование) / Г. С. Пашкова, В. В. Никитин, К. Е. Исаджанян [и др.] // Стоматология. – 2014. – Т. 93. – № 4. – С. 45-47.

51. Микробиологическое обоснование и эффективность применения эрбиевого и неодимового лазеров у пациентов с воспалительными заболеваниями пародонта и периимплантационных тканей / С. В. Тарасенко, В. Н. Царев, Р. Д. Гарипов [и др.] // Клиническая стоматология. – 2019. – № 4(92). – С. 41-45.
52. Микроструктурный анализ поверхности имплантатов, удаленных в связи с периимплантитом / А. С. Иванов, С. Ю. Максюков, В. Н. Олесова [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2021. – Т. 25. – № 1. – С. 5-11.
53. Мкртчян, Е. Периимплантит и мукозит, обзор литературы / Е. Мкртчян, Р. Ш. Кизи Мухиддинова // Волгамед : Сборник тезисов XI Всероссийской научно-практической конференции молодых ученых и студентов с международным участием, Нижний Новгород, 19–21 марта 2025 года. – Нижний Новгород: Приволжский исследовательский медицинский университет, 2025. – С. 479.
54. Морфологическая оценка остеоинтеграции титановых имплантатов с Ag- и Zn-содержащими кальций-фосфатными покрытиями / И. В. Майбородин, В. И. Майбородина, Б. В. Шеплев [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2025. – Т. 31. – № 1. – С. 85-97.
55. Морфологические и молекулярно-биологические особенности воспалительных и регенераторных процессов в тканях пародонта при периимплантите и пародонтите / А. А. Кулаков, Е. А. Коган, Т. В. Брайловская [и др.] // Доклады Российской академии наук. Науки о жизни. – 2020. – Т. 492. – № 1. – С. 300-304.
56. Музычина, А. В. Анализ развития воспалительных процессов в области остеоинтегрированных имплантатов / А. В. Музычина // Медико-социальные проблемы семьи. – 2019. – Т. 24. – № 2. – С. 56-59.
57. Мукимов, О. А. Применение метода Perio-Flow® для лечения периимплантита / О. А. Мукимов, А. Б. Олимов // Stomatologiya. – 2018. – № 2. – С. 29-32.
58. Муллоджанов, Г. Э. Результаты изучения клинического состояния периимплантатных мягких тканей у соматических больных / Г. Э. Муллоджанов,

- Г. Г. Ашуров // Вестник Таджикского национального университета. Серия естественных наук. – 2014. – № 1-2(130). – С. 228-231.
59. Назарян, С. П. Ультразвук в ортопедической стоматологии / С. П. Назарян, А. Н. Поспелов // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2017. – Т. 7. – № 1. – С. 391-392.
60. Обоснование применения AIR-FLOW с эритритолом у пациентов с несъемной ортодонтической аппаратурой / С. М. Горобец, С. А. Бобкова, О. В. Каблова, И. В. Горобец // Вестник физиотерапии и курортологии. – 2020. – Т. 26. – № 1. – С. 70.
61. Орлов, А. А. Цитоморфометрическое исследование остеоинтеграции дентальных имплантатов у курящих пациентов / А. А. Орлов, А. С. Рыбалко // Вестник МЕДСИ. – 2023. – Т. 10. – № 1(33). – С. 31-35.
62. Основные факторы, влияющие на остеоинтеграцию дентальных имплантатов / Н. Л. Хабилов, Ф. К. Усмонов, Т. О. Мун, У. А. Куватова // Вестник Медицинского колледжа имени Меграбяна. – 2022. – Т. 13. – № 2. – С. 158-167.
63. Остеоинтеграция дентальных имплантатов с различным профилем поверхности / С. В. Сирак, М. Г. Перикова, Л. А. Григорьянц [и др.] // Стоматолог. Минск. – 2019. – № 2(33). – С. 56-59.
64. Остеоинтеграция имплантатов с алмазоподобным углеродным покрытием в условиях эксперимента / В. Б. Макаров, Н. В. Дедух, О. А. Никольченко [и др.] // Новости хирургии. – 2020. – Т. 28. – № 6. – С. 617-624.
65. Оценка факторов риска и причин возникновения воспалительных изменений слизистой оболочки рта и костной ткани челюстей, окружающих дентальные имплантаты / М. Ебрахим, Д. А. Моисеев, В. Н. Стрельников [и др.] // Оперативная хирургия и клиническая анатомия (Пироговский научный журнал). – 2024. – Т. 8. – № 3. – С. 48-57.
66. Оценка факторов риска развития периимплантита / Н. С. Кузнецова, М. И. Ишмурастов, Л. А. Осинская, А. Ф. Хусаенова // Современная наука: актуальные проблемы теории и практики. Серия: Естественные и технические науки. – 2024. – № 1. – С. 186-188.

67. Оценка частоты возникновения, клинической симптоматики и методов профилактики раннего периимплантита / Л. С. Латышина, А. В. Пиотрович, Л. Ю. Малышева, А. П. Финадеев // Уральский медицинский журнал. – 2020. – № 7(190). – С. 109-114.
68. Очеретяна, С. О. Краткий обзор влияния ультразвука на инактивацию микроорганизмов, участвующих в биовыщелачивании металлов (влияние ультразвука на удаление биопленки) / С. О. Очеретяна // Горный информационно-аналитический бюллетень (научно-технический журнал). – 2021. – № S19. – С. 230-236.
69. Ошноков, А. К. Цитокиновый профиль у пациентов с хроническим пародонтитом на фоне лечения с использованием vector-методики / А. К. Ошноков, Е. А. Брагин, Л. Ю. Барычева // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 5. – С. 311.
70. Панахов, Н. А. Иммунологические маркеры остеоинтеграции дентальных имплантатов / Н. А. Панахов, Т. Г. Махмудов, Р. А. Гусейнли // Пародонтология. – 2017. – Т. 22. – № 4(85). – С. 56-59.
71. Панахов, Н. А. Лечение осложнений дентальной имплантации у лиц с неблагоприятным соматическим фоном / Н. А. Панахов, М. А. Сафаров // Стоматология. Эстетика. Инновации. – 2025. – Т. 9. – № 1. – С. 34-43.
72. Патент № RU 2 144 329 C1 Российская Федерация, МПК A61B 17/24 (2006.01). Способ лечения периимплантита : № 98101164/14 : заявл. 06.01.1998 : опубл. 20.01.2000 / Перова М. Д., Банченко Г. В. // Patents.Google : официальный сайт. – URL: <https://patents.google.com/patent/RU2144329C1/ru>.
73. Патент № RU 2 809 568 C1 Российская Федерация, МПК A61B 17/00 (2006.01); A61K 35/16 (2015.01); A61P 1/02 (2006.01); A61N 5/06 (2006.01). Способ лечения периимплантитов с применением лазерной беспигментной фотоабляции : № 2023101182 : заявл. 20.01.2023 : опубл. 13.12.2023 / Жекова А. А., Базикян Э. А., Чунихин А. А. // Patents.Google : официальный сайт. – URL: <https://patents.google.com/patent/RU2809568C1/ru>.

74. Патент № RU 2 830 655 C1 Российская Федерация, МПК A61K 31/02 (2006.01); A61K 31/728 (2006.01); A61K 33/06 (2006.01); A61K 33/38 (2006.01); A61K 33/42 (2006.01); A61K 47/04 (2006.01); A61P 1/02 (2006.01). Способ лечения пародонтита и периимплантита : № 2023131236 : заявл. 27.11.2023 : опубл. 25.11.2024 / Сирак С. В., Перикова М. Г., Сирак Е. С., Сирак А. С. [и др.] // Patents.Google : официальный сайт. – URL: <https://patents.google.com/patent/RU2830655C1/ru>.
75. Патент № RU 2 850 619 C1 Российская Федерация, МПК A61C 8/00 (2006.01); A61B 17/00 (2006.01). Способ лечения периимплантита : № 2025111371 : заявл. 30.04.2025 : опубл. 12.11.2025 / Соколов М. В., Фурцев Т. В. // Patents.Google : официальный сайт. – URL: <https://patents.google.com/patent/RU2850619C1/ru>.
76. Периимплантит: основные аспекты и риски адаптации имплантата (обзор литературы) / О. А. Фарниева, Ф. С. Датиева, А. А. Абаев [и др.] // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2025. – Т. 19. – № 3. – С. 46-55.
77. Периоперационное и послеоперационное применение фотоактивируемой дезинфекции для профилактики периимплантита при внутрикостной дентальной имплантации / В. О. Самусенков, С. Т. Ильясова, Е. В. Ипполитов [и др.] // Институт стоматологии. – 2019. – № 3(84). – С. 60-61.
78. Персонализированные стратегии лечения периимплантита у пожилых пациентов с нарушением остеогенеза / Г. М. А. Будайчиев, Т. А. Абакаров, К. М. Алиева-Хархарова, С. М. Маккаева // Российский журнал гериатрической медицины. – 2025. – № 2(22). – С. 196-198.
79. Полякова, А. А. Обоснование панели биомаркеров для прогнозирования и оценки результативности дентальной имплантации на основе современных взглядов на патофизиологические молекулярно-клеточные механизмы периимплантита / А. А. Полякова, Н. А. Соколович, А. Г. Васильев // Педиатр. – 2024. – Т. 15. – № 6. – С. 73-82.
80. Потапчук, А. М. Влияние структуры поверхности имплантатов на процессы остеоинтеграции (обзор литературы) / А. М. Потапчук, В. М. Криванич // Innovations in Stomatology. – 2015. – № 1. – С. 82-88.

81. Применение ультразвука в стоматологии / А. А. Захарян, О. В. Мещерякова, В. Д. Шепеленко [и др.] // Научное обозрение. Медицинские науки. – 2020. – № 6. – С. 50-54.
82. Проблема воспаления в периимплантатных тканях и факторы, влияющие на его течение (обзор литературы) / Д. В. Михальченко, А. Т. Яковлев, Е. Ю. Бадрак, А. В. Михальченко // Волгоградский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 4(48). – С. 15-17.
83. Рентгенологический контроль на этапах лечения как инструмент снижения рисков имплантации / М. А. Чибисова, А. М. Соловьева, Е. М. Черновол [и др.] // Университетская стоматология и челюстно-лицевая хирургия. – 2024. – Т. 2. – № 1. – С. 27-34.
84. Роль провоспалительных цитокинов в патофизиологии периимплантита: современные данные и перспективные направления для диагностики и терапии / А. С. Бугаков, П. М. Трошкова, А. А. Богданова [и др.] // Международный научно-исследовательский журнал. – 2025. – № 8(158).
85. Саливарная диагностика полости рта при пародонтитах и периимплантитах с использованием иммунологических методов. Обзор литературы / Т. И. Джандарова, А. А. Долгалева, У. Б. Эдишерашвили [и др.] // Медицинский алфавит. – 2023. – № 30. – С. 19-29.
86. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2025622913 Российская Федерация. База данных результатов исследований по оценке эффективности индивидуализированных методов очистки поверхности дентального имплантата в зависимости от ее типа : № 2025622523 : заявл. 11.06.2025 : опубл. 09.07.2025 / Соколов М. В., Фурцев Т. В. // Федеральная служба по интеллектуальной собственности. – Бюллетень № 7.
87. Сединина, А. С. Методы диагностики периимплантита / А. С. Сединина // Аллея науки. – 2021. – Т. 1. – № 1(52). – С. 304-307.
88. Седых, П. Н. Периимплантит: причины возникновения и методы хирургического лечения / П. Н. Седых, Т. З. Маммаев, М. А. Александрова // Бюллетень медицинских интернет-конференций. – 2018. – Т. 8. – № 7. – С. 292-293.

89. Современное представление о профилактике и лечении периимплантита: обзор литературы / А. Потривайло, В. Ф. Прикулс, М. А. Амхадова [и др.] // Медицинский алфавит. – 2020. – № 12. – С. 8-11.
90. Современные аспекты лечения периимплантита / Е. Д. Кашуба, А. Н. Нестерова, А. А. Жарова [и др.] // Приднепровский научный вестник. – 2025. – Т. 2. – № 4. – С. 66-69.
91. Современные методы лечения периимплантита / И. Джафарли Анар Оглы, С. О. Чикунев, Д. М. Мухамадиев [и др.] // Институт стоматологии. – 2024. – № 4(105). – С. 66-70.
92. Современные подходы к патогенетическим аспектам имплантологии / А. Н. Кизим, А. В. Шумский, О. Н. Гуленко, О. Н. Павлова // Вестник медицинского института «РЕАВИЗ»: реабилитация, врач и здоровье. – 2020. – № 2(44). – С. 32-39.
93. Современные представления о факторах риска развития и прогрессирования заболеваний тканей пародонта / А. И. Сабирова, И. А. Акрамов, З. Д. Рамазанова [и др.] // The Scientific Heritage. – 2021. – № 73-2(73). – С. 23-31.
94. Современный обзор механизмов развития и профилактики периимплантита как осложнения дентальной имплантации / Е. Н. Светлакова, П. М. Нерсисян, А. Ю. Клевакин [и др.] // Проблемы стоматологии. – 2025. – Т. 21. – № 3. – С. 22-30.
95. Соколов, М. В. Влияние различных методов обработки трех типов поверхности дентальных имплантатов на их элементный состав при лечении периимплантита / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев // Материалы III международной научно-практической конференции по стоматологии и челюстнолицевой хирургии, посвященной 60-летию основания стоматологического факультета дагестанского государственного медицинского университета, Махачкала, 28 ноября 2025 года. – Махачкала: АЛЕФ, 2025. – С. 202-206.
96. Соколов, М. В. Оценка влияния различных методов обработки трех типов поверхности дентальных имплантатов на их морфологию и элементный состав при лечении периимплантита / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев, А. В. Шабанов // Российская стоматология. – 2025. – Т. 18. – № 3. – С. 26-33.

97. Соколов, М. В. Современные взгляды на лечение периимплантита (обзор литературы) / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2024. – № 87. – С. 12-16.
98. Соколов, М. В. Эффективность применения эрбиевого лазера при лечении периимплантита: результаты клинического наблюдения / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29. – № 3. – С. 290-296.
99. Способ повышения остеоинтеграции изделий медицинской техники на основе лазерного вспенивания металлических поверхностей / А. Н. Митрошин, С. А. Нестеров, С. М. Геращенко, М. А. Ксенофонтов // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2023. – № 3(47). – С. 155-166.
100. Сравнительная оценка изменений ультраструктуры поверхности эмали зубов и дентальных имплантатов при использовании воздушно-абразивных методик деконтаминации поверхности различными типами абразивов в процессе проведения профессиональной гигиены / Л. Ю. Орехова, Е. С. Лобода, Д. М. Нейзберг [и др.] // Пародонтология. – 2019. – Т. 24. – № 2. – С. 133-139.
101. Стабильность дентальных имплантатов в процессе их остеоинтеграции по данным голографической интерферометрии / А. А. Остапович, С. В. Ивашенко, Ф. Г. Дрик, И. И. Шпак // Современная стоматология. – 2021. – № 2(83). – С. 68-72.
102. Стимуляция фагоцитарной активности лейкоцитов как метод профилактики оральных мукозитов / Д. А. Притыко, Е. Ю. Сергеенко, К. Ф. Савлаев [и др.] // Quantum Satis. – 2019. – Т. 2. – № 1. – С. 81-86.
103. Сывороточный и локальный цитокиновый и свободнорадикальный профиль пациентов с периимплантитом разной степени тяжести / Э. М. Тарчокова, З. Ф. Хараева, М. Ш. Мустафаев [и др.] // Лабораторная диагностика. Восточная Европа. – 2025. – Т. 14. – № 2. – С. 237-245.
104. Тарасенко, С. В. Анализ поверхности дентальных имплантатов после воздействия на них излучения лазерных стоматологических систем / С. В. Тарасенко, Е. А. Морозова, Р. Д. Гарипов // Фотоника. – 2018. – Т. 12. – № 1(69). – С. 106-117.

105. Трунин, Д. А. Опыт применения лазеров для вестибулопластики в периимплантатной зоне / Д. А. Трунин, С. И. Вырмаскин, В. В. Афанасьев // Медико-фармацевтический журнал Пульс. – 2021. – Т. 23. – № 6. – С. 87-92.
106. Тунева, Н. А. Проблемы дентальной имплантации / Н. А. Тунева, Н. В. Богачева, Ю. О. Тунева // Вятский медицинский вестник. – 2019. – № 2(62). – С. 86-93.
107. Тунева, Н. А. Сравнительная оценка микробной контаминации при пародонтите и периимплантите. Обзор / Н. А. Тунева, Н. В. Богачева // Вестник Пермского университета. Серия: Биология. – 2021. – № 2. – С. 101-109.
108. Факторы развития и современные методы профилактики и лечения ранних и отсроченных воспалительных осложнений дентальной имплантации (обзор) / И. С. Машенко, А. А. Гударьян, С. В. Ширинкин, Д. А. Чередник // Евразийское Научное Объединение. – 2019. – № 10-3(56). – С. 234-250.
109. Факторы риска развития воспалительных осложнений дентальной имплантации / С. М. Горобец, И. Г. Романенко, А. А. Джерелей [и др.] // Таврический медико-биологический вестник. – 2017. – Т. 20. – № 2-1. – С. 208-214.
110. Физико-химические свойства и остеоинтеграция титановых имплантов с биоактивными кальций-фосфатными покрытиями, полученными детонационным напылением / А. С. Скрябин, П. А. Цыганков, В. Р. Веснин [и др.] // Неорганические материалы. – 2022. – Т. 58. – № 1. – С. 76-82.
111. Фокина, А. А. Анализ способов механической модификации поверхностей дентальных имплантатов / А. А. Фокина // Международный студенческий научный вестник. – 2019. – № 5-2. – С. 46.
112. Фурцев, Т. В. Особенности морфо-элементного состава поверхности имплантатов в зависимости от методов очистки / Т. В. Фурцев, Г. М. Зеер, А. А. Дерновой // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2019. – № 3-4(45-46). – С. 59-65.
113. Фурцев, Т. В. Сравнительное исследование поверхностей трех типов имплантатов (TiUnite, SLA, RBM) с контрольным образцом, периимплантитом,

обработанных лазером Er;Cr;YSGG длиной волны 2780 нм / Т. В. Фурцев, Г. М. Зеер // Стоматология. – 2019. – Т. 98. – № 3. – С. 52-55.

114. Частота развития воспалительных осложнений в периимплантатных тканях по данным отдаленного клинического анализа / В. Н. Олесова, Д. А. Бронштейн, А. Ф. Степанов [и др.] // Стоматолог. Минск. – 2017. – № 1(24). – С. 35-37.

115. Шевела, Т. Л. Научное обоснование дифференцированного лечения пациентов с периимплантитом на основании клинико-лабораторных показателей / Т. Л. Шевела // Стоматолог. Минск. – 2021. – № 1(40). – С. 34-38.

116. Шевела, Т. Л. Ранняя диагностика периимплантита / Т. Л. Шевела, И. О. Походенько-Чудакова, Т. П. Павлович // Стоматолог. Минск. – 2018. – № 1(28). – С. 54-57.

117. Щербакова, Д. И. Особенности дентальных имплантатов при различных подходах к лечению периимплантита и потери костной массы: сравнительное исследование / Д. И. Щербакова, Л. В. Лисицкий // Medicus. – 2024. – № 7(61). – С. 108-112.

118. Этиологические аспекты периимплантитов / С. А. Хусточкин, А. В. Осипова, И. Л. Толстов, Б. Р. Хакимов // Проблемы научной мысли. – 2025. – Т. 1. – № 4. – С. 30-32.

119. Язальев, Б. Методы применения ультразвука в ортопедической стоматологии / Б. Язальев // Инновационная наука. – 2024. – № 7-1. – С. 133-135.

120. Ярунова, В. А. Сравнение струйных абразивов, используемых в работе Air-flow систем / В. А. Ярунова // Наука и образование сегодня. – 2017. – № 7(18). – С. 84-86.

121. A Mapping Review of the Pathogenesis of Peri-Implantitis: The Biofilm-Mediated Inflammation and Bone Dysregulation (BIND) Hypothesis / E. Ng, J. R. H. Tay, N. Mattheos [et al.] // Cells. – 2024. – Vol. 13. – № 4. – P. 315.

122. A Systematic Review and Meta-Analysis of Systemic Antibiotic Therapy in the Treatment of Peri-Implantitis / M. Toledano-Osorio, C. Vallecillo, R. Toledano [et al.] // International Journal of Environmental Research and Public Health. – 2022. – Vol. 19. – № 11. – P. 6502.

123. Adjunctive antimicrobial photodynamic therapy for treating periodontal and peri-implant diseases / P. M. Jervøe-Storm, J. Bunke, H. V. Worthington [et al.] // The Cochrane Database of Systematic Reviews. – 2024. – Vol. 7. – № 7. – P. CD011778.
124. Adjunctive Use of Lasers in Peri-Implant Mucositis and Peri-Implantitis Treatment: A Systematic Review / M. Chala, E. Anagnostaki, V. Mylona [et al.] // Dentistry Journal. – 2020. – Vol. 8. – № 3. – P. 68.
125. Advanced Lasers and Their Applications in Dentistry / O. L. Zhang, I. X. Yin, O. Y. Yu [et al.] // Dentistry Journal. – 2025. – Vol. 13. – № 1. – P. 37.
126. Alabbad, M. Effect of mechanical instrumentation on titanium implant surface properties / M. Alabbad, N. Silikas, A. Thomas // Dental Materials. – 2025. – Vol. 41. – № 4. – P. 383-390.
127. Al-Qadhi, G. The Therapeutic Potential of Inflamed Gingiva-Derived Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Scoping Review of a Unique Biomedical Waste / G. Al-Qadhi, S. Al-Rai, L. Hafed // Stem Cells International. – 2021. – Vol. 2021. – P. 6619170.
128. Al-Sabbagh, M. Is Peri-Implantitis Curable? / M. Al-Sabbagh, L. M. Shaddox // Dental Clinics of North America. – 2019. – Vol. 63. – № 3. – P. 547-566.
129. Altindal, D. Evaluation of the effectiveness of diode laser therapy in conjunction with nonsurgical treatment of peri-implantitis / D. Altindal, E. A. Alkan, M. Calisir // Journal of Periodontal & Implant Science. – 2023. – Vol. 53. – № 5. – P. 376-387.
130. Annunziata, M. The Effect of Titanium Surface Modifications on Dental Implant Osseointegration / M. Annunziata, L. Guida // Frontiers of Oral Biology. – 2015. – Vol. 17. – P. 62-77.
131. Antimicrobial Efficacy of Different Decontamination Methods as Tested on Dental Implants with Various Types of Surfaces / P. Kubasiewicz-Ross, J. Hadzik, T. Gedrange [et al.] // Medical Science Monitor. – 2020. – Vol. 26. – P. e920513.
132. Antimicrobial photodynamic therapy for managing the peri-implant mucositis and peri-implantitis: A systematic review of randomized clinical trials / R. Bahrami, N. Nikparto, F. Gharibpour [et al.] // Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. – 2024. – Vol. 45. – P. 103990.

133. Antimicrobial Photodynamic Therapy for the Treatment of Peri-implantitis: A Literature Review / C. Juarez, L. Langa, R. Mendoza [et al.] // Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry. – 2022. – Vol. 13. – № 2. – P. 83-88.
134. Application of lasers in dentistry: a bibliometric study of the top 100 most-cited papers / M. A. B. Paschoal, F. V. Belém, L. C. Clementino, P. A. Martins-Júnior // Brazilian Oral Research. – 2022. – Vol. 36. – P. e104.
135. Aspirin/PLGA coated 3D-printed Ti-6Al-4V alloy modulate macrophage polarization to enhance osteoblast differentiation and osseointegration / Y. You, W. Wang, Y. Li [et al.] // Journal of Materials Science. Materials in Medicine. – 2022. – Vol. 33. – № 10. – P. 73.
136. Assessment of implant surface and instrument insert changes due to instrumentation with different tips for ultrasonic-driven debridement / P. Sahrman, S. Winkler, A. Gubler, T. Attin // BMC Oral Health. – 2021. – Vol. 21. – № 1. – P. 25.
137. Belibasakis, G. N. Microbial Community-Driven Etiopathogenesis of Peri-Implantitis / G. N. Belibasakis, D. Manoil // Journal of Dental Research. – 2021. – Vol. 100. – № 1. – P. 21-28.
138. Belibasakis, G. N. Microbiological and immuno-pathological aspects of peri-implant diseases / G. N. Belibasakis // Archives of Oral Biology. – 2014. – Vol. 59. – № 1. – P. 66-72.
139. Biological responses of human bone mesenchymal stem cells to Ti and TiZr implant materials / L. Yin, Y. Chang, Y. You [et al.] // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2019. – Vol. 21. – № 4. – P. 550-564.
140. Biological responses to physicochemical properties of biomaterial surface / M. Rahmati, E. A. Silva, J. E. Reseland [et al.] // Chemical Society Reviews. – 2020. – Vol. 49. – № 15. – P. 5178-5224.
141. Can degradation products released from dental implants affect peri-implant tissues? / M. Noronha Oliveira, W. V. H. Schunemann, M. T. Mathew [et al.] // Journal of Periodontal Research. – 2018. – Vol. 53. – № 1. – P. 1-11.

142. Carcuac, O. Composition of human peri-implantitis and periodontitis lesions / O. Carcuac, T. Berglundh // *Journal of Dental Research*. – 2014. – Vol. 93. – № 11. – P. 1083-1088.
143. Chambrone, L. Antimicrobial photodynamic therapy for the treatment of periodontitis and peri-implantitis: An American Academy of Periodontology best evidence review / L. Chambrone, H. L. Wang, G. E. Romanos // *Journal of Periodontology*. – 2018. – Vol. 89. – № 7. – P. 783-803.
144. Chan, M. H. Diagnosis and Treatment of Periimplant Mucositis and Periimplantitis: An Overview and Related Controversial Issues / M. H. Chan, J. Kang // *Dental Clinics of North America*. – 2024. – Vol. 68. – № 1. – P. 167-202.
145. Characteristics of Local Delivery Agents for Treating Peri-Implantitis on Dental Implant Surfaces: A Preclinical Study / J. B. Lee, H. H. Kweon, H. J. Cho [et al.] // *The Journal of Oral Implantology*. – 2019. – Vol. 45. – № 2. – P. 116-126.
146. Cleaning potential of different air abrasive powders and their impact on implant surface roughness / V. H. Matsubara, B. W. Leong, M. J. L. Leong [et al.] // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2020. – Vol. 22. – № 1. – P. 96-104.
147. Clinical efficacy of adjunctive methods for the non-surgical treatment of peri-implantitis: a systematic review and meta-analysis / L. Barbato, R. Cavalcanti, C. Rupe [et al.] // *BMC Oral Health*. – 2023. – Vol. 23. – № 1. – P. 375.
148. Combinatorial Surface Roughness Effects on Osteoclastogenesis and Osteogenesis / Y. Zhang, S. E. Chen, J. Shao, J. J. J. P. van den Beucken // *ACS Applied Materials & Interfaces*. – 2018. – Vol. 10. – № 43. – P. 36652-36663.
149. Comparison of decontamination efficacy of two electrolyte cleaning methods to diode laser, plasma, and air-abrasive devices / H. Zipprich, P. Weigl, R. Di Gianfilippo [et al.] // *Clinical Oral Investigations*. – 2022. – Vol. 26. – № 6. – P. 4549-4558.
150. Comparison of the efficacy of Er,Cr:YSGG laser on oral biofilm removal from implant surfaces with various application times for the treatment of peri-implantitis defects: ex vivo study / A. Hashim, N. H. Kheir El Din, N. El-Khazragy, H. G. Almalahy // *BMC Oral Health*. – 2024. – Vol. 24. – № 1. – P. 980.

151. Construction of functional surfaces for dental implants to enhance osseointegration / Z. Wang, J. Wang, R. Wu, J. Wei // *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. – 2023. – Vol. 11. – P. 1320307.
152. Dabdoub, S. M. Patient-specific analysis of periodontal and peri-implant microbiomes / S. M. Dabdoub, A. A. Tsigarida, P. S. Kumar // *Journal of Dental Research*. – 2013. – Vol. 92. – № 12. – P. 168S-175S.
153. Darby, I. Risk factors for periodontitis & peri-implantitis / I. Darby // *Periodontology 2000*. – 2022. – Vol. 90. – № 1. – P. 9-12.
154. De Waal, Y. C. M. Systemic antibiotic therapy as an adjunct to non-surgical peri-implantitis treatment: A single-blind RCT / Y. C. M. De Waal, T. E. Vangsted, A. J. Van Winkelhoff // *Journal of Clinical Periodontology*. – 2021. – Vol. 48. – № 7. – P. 996-1006.
155. Dental stem cell dynamics in periodontal ligament regeneration: from mechanism to application / S. Wen, X. Zheng, W. Yin [et al.] // *Stem Cell Research & Therapy*. – 2024. – Vol. 15. – № 1. – P. 389.
156. Derks, J. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology / J. Derks, C. Tomasi // *Journal of Clinical Periodontology*. – 2015. – Vol. 42. – № 16. – P. S158-S171.
157. Diagnosis and non-surgical treatment of peri-implant diseases and maintenance care of patients with dental implants – Consensus report of working group 3 / S. Renvert, H. Hirooka, I. Polyzois [et al.] // *International Dental Journal*. – 2019. – Vol. 69. – № 2. – P. 12-17.
158. Effect of implant cleaning on titanium particle dissolution and cytocompatibility / G. A. Kotsakis, R. Black, J. Kum [et al.] // *Journal of Periodontology*. – 2021. – Vol. 92. – № 4. – P. 580-591.
159. Effectiveness and Mechanisms of Low-Intensity Pulsed Ultrasound on Osseointegration of Dental Implants and Biological Functions of Bone Marrow Mesenchymal Stem Cells / C. Liang, X. Liu, Y. Yan [et al.] // *Stem Cells International*. – 2022. – Vol. 2022. – P. 7397335.

160. Effectiveness of implant therapy analyzed in a Swedish population: prevalence of peri-implantitis / J. Derks, D. Schaller, J. Håkansson [et al.] // *Journal of Dental Research*. – 2015. – Vol. 95. – № 1. – P. 43-49.
161. Effectiveness of mechanical and chemical decontamination methods for the treatment of dental implant surfaces affected by peri-implantitis: A systematic review and meta-analysis / I. Hart, C. Wells, A. Tsigarida, B. Bezerra // *Clinical and Experimental Dental Research*. – 2024. – Vol. 10. – № 1. – P. e839.
162. Effects of an Erbium:Yttrium-Aluminum-Garnet Laser and Ultrasonic Scaler on Titanium Dioxide-Coated Titanium Surfaces Contaminated With Subgingival Plaque: An In Vitro Study to Assess Post-Treatment Biocompatibility With Osteogenic Cells / M. Giannelli, D. Bani, A. Tani [et al.] // *Journal of Periodontology*. – 2017. – Vol. 88. – № 11. – P. 1211-1220.
163. Effects of aspirin-loaded graphene oxide coating of a titanium surface on proliferation and osteogenic differentiation of MC3T3-E1 cells / L. Ren, S. Pan, H. Li [et al.] // *Scientific Reports*. – 2018. – Vol. 8. – № 1. – P. 15143.
164. Effects of diode laser parameters on thermal response of RBM, SLA, and additively manufactured titanium surfaces / O. Sarac Atagun, Ü. T. Kalyoncuoğlu, B. Yilmaz Erdemli, S. Ayyildiz // *Lasers in Medical Science*. – 2025. – Vol. 40. – № 1. – P. 511.
165. Effects of implant surface mechanical instrumentation methods on peri-implantitis: An in vitro study using a circumferential bone defect model / M. Munakata, A. Suzuki, K. Yamaguchi [et al.] // *Journal of Dental Sciences*. – 2022. – Vol. 17. – № 2. – P. 891-896.
166. Effects of Titanium Implant Surface Topology on Bone Cell Attachment and Proliferation in vitro / M. Levin, R. C. Spiro, H. Jain, M. M. Falk // *Medical Devices*. – 2022. – Vol. 15. – P. 103-119.
167. Efficacy of adjunctive measures in the non-surgical treatment of peri-implantitis: A systematic review / A. Liñares, I. Sanz-Sánchez, J. Dopico [et al.] // *Journal of Clinical Periodontology*. – 2023. – Vol. 50. – № 26. – P. 224-243.
168. Efficacy of Er,Cr:YSGG Laser Application in Nonsurgical Treatment of Peri-implantitis: A Human Randomized Controlled Trial / P. Kang, E. Sanz-Miralles, J. Li [et

- al.] // The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. – 2023. – Vol. 43. – № 1. – P. e1-e9.
169. Efficacy of mechanical/physical approaches for implant surface decontamination in non-surgical submarginal instrumentation of peri-implantitis. A systematic review / R. Cosgarea, A. Roccuzzo, K. Jepsen [et al.] // Journal of Clinical Periodontology. – 2023. – Vol. 50. – № 26. – P. 188-211.
170. Efficacy of Non-surgical Treatment of Periodontal Diseases Using the Vector® Paro Pro Ultrasonic Device / M. G. Vukelic, S. Hadzic, E. Pasic [et al.] // Materia Socio-Medica. – 2024. – Vol. 36. – № 4. – P. 305-309.
171. Emerging Applications of Drug Delivery Systems in Oral Infectious Diseases Prevention and Treatment / J. Liang, X. Peng, X. Zhou [et al.] // Molecules. – 2020. – Vol. 25. – № 3. – P. 516.
172. Epidemiology and risk factors of peri-implantitis: a systematic review / H. Dreyer, J. Grischke, C. Tiede [et al.] // Journal of Periodontal Research. – 2018. – Vol. 53. – № 5. – P. 657-681.
173. Erythritol powder airflow for the treatment of peri-implant mucositis: A randomized controlled clinical trial / S. Corbella, K. Radaelli, A. Alberti [et al.] // International Journal of Dental Hygiene. – 2024. – Vol. 22. – № 4. – P. 982-990.
174. Evaluation of an air-abrasive device with amino acid glycine-powder during surgical treatment of peri-implantitis / S. Toma, J. F. Lasserre, J. Taïeb, M. C. Brex // Quintessence International. – 2014. – Vol. 45. – № 3. – P. 209-219.
175. Evaluation of the Effect of Air Polishing With Different Abrasive Powders on the Roughness of Implant Abutment Surface: An In Vitro Study / B. R. Biazussi, V. Perrotti, C. D'Arcangelo [et al.] // The Journal of Oral Implantology. – 2019. – Vol. 45. – № 3. – P. 202-206.
176. Exploring the microbiome of healthy and diseased peri-implant sites using Illumina sequencing / I. Sanz-Martin, J. Doolittle-Hall, R. P. Teles [et al.] // Journal of Clinical Periodontology. – 2017. – Vol. 44. – № 12. – P. 1274-1284.

177. Growth factor-functionalized titanium implants for enhanced bone regeneration: A review / Z. Che, Q. Sun, Z. Zhao [et al.] // International Journal of Biological Macromolecules. – 2024. – Vol. 274. – P. 133153.
178. Guglielmotti, M. B. Research on implants and osseointegration / M. B. Guglielmotti, D. G. Olmedo, R. L. Cabrini // Periodontology 2000. – 2019. – Vol. 79. – № 1. – P. 178-189.
179. Heitz-Mayfield, L. J. A. Implant disease risk assessment IDRA-a tool for preventing peri-implant disease / L. J. A. Heitz-Mayfield, F. Heitz, N. P. Lang // Clinical Oral Implants Research. – 2020. – Vol. 31. – № 4. – P. 397-403.
180. Heitz-Mayfield, L. J. A. Peri-implant mucositis / L. J. A. Heitz-Mayfield, G. E. Salvi // Journal of Periodontology. – 2018. – Vol. 89. – № 1. – P. S257-S266.
181. How frequent does peri-implantitis occur? A systematic review and meta-analysis / M. Rakic, P. Galindo-Moreno, A. Monje [et al.] // Clinical Oral Investigations. – 2018. – Vol. 22. – № 4. – P. 1805-1816.
182. Hussain, R. A. An Update on the Treatment of Periimplantitis / R. A. Hussain, M. Miloro, J. B. Cohen // Dental Clinics of North America. – 2021. – Vol. 65. – № 1. – P. 43-56.
183. Immunomodulation of surface biofunctionalized 3D printed porous titanium implants / F. Razzi, L. E. Fratila-Apachitei, N. Fahy [et al.] // Biomedical Materials. – 2020. – Vol. 15. – № 3. – P. 035017.
184. In Vitro Analysis of Bone Response to Different Implant Surface Roughness / S. S. Lagdive, A. Vasani, V. Madhad [et al.] // Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences. – 2025. – Vol. 17. – № 2. – P. S1104-S1106.
185. Influence of implant surface characteristics on the initiation, progression and treatment outcomes of peri-implantitis: A systematic review and meta-analysis based on animal model studies / C. Garaicoa-Pazmino, G. H. Lin, A. Alkandery [et al.] // International Journal of Oral Implantology. – 2021. – Vol. 14. – № 4. – P. 367-382.
186. Influence of pH on the tribocorrosion behavior of CpTi in the oral environment: synergistic interactions of wear and corrosion / M. T. Mathew, S. Abbey, N. J. Hallab [et

- al.] // Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials. – 2012. – Vol. 100. – № 6. – P. 1662-1671.
187. Influence of various air-abrasive powders on the viability and density of periodontal cells: An in vitro study / E. Sygkounas, A. Louropoulou, T. Schoenmaker [et al.] // Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials. – 2018. – Vol. 106. – № 5. – P. 1955-1963.
188. Initial attachment, subsequent cell proliferation/viability and gene expression of epithelial cells related to attachment and wound healing in response to different titanium surfaces / N. An, X. Rausch-Fan, M. Wieland [et al.] // Dental Materials. – 2012. – Vol. 28. – № 12. – P. 1207-1214.
189. Laser Treatment of Peri-Implantitis: A Systematic Review of Radiographic Outcomes / M. Ting, L. S. C. Alluri, J. G. Sulewski [et al.] // Dentistry Journal. – 2022. – Vol. 10. – № 2. – P. 20.
190. Lin, G. H. Laser therapy for treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: An American Academy of Periodontology best evidence review / G. H. Lin, F. Suárez López Del Amo, H. L. Wang // Journal of Periodontology. – 2018. – Vol. 89. – № 7. – P. 766-782.
191. Lindhe, J. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology / J. Lindhe, J. Meyle // Journal of Clinical Periodontology. – 2008. – Vol. 35. – № 8. – P. 282-285.
192. Liu, X. Effectiveness of a Local Drug Delivery System Based on Antimicrobial Peptides in Early Treatment of Peri-implantitis / X. Liu, L. Liu, Z. Zeng // International Dental Journal. – 2025. – Vol. 75. – № 2. – P. 1400-1408.
193. Louropoulou, A. Influence of mechanical instruments on the biocompatibility of titanium dental implants surfaces: a systematic review / A. Louropoulou, D. E. Slot, F. Van der Weijden // Clinical Oral Implants Research. – 2015. – Vol. 26. – № 7. – P. 841-850.
194. Management of peri-implantitis using a diode laser (810 nm) vs conventional treatment: a systematic review / H. Mattar, M. Bahgat, A. Ezzat [et al.] // Lasers in Medical Science. – 2021. – Vol. 36. – № 1. – P. 13-23.

195. Management of peri-implantitis using local drug delivery among Indian patients / S. Khare, H. P. Doda, V. Dubey [et al.] // *Bioinformation*. – 2023. – Vol. 19. – № 13. – P. 1301-1306.
196. Mombelli, A. The epidemiology of peri-implantitis / A. Mombelli, N. Müller, N. Cionca // *Clinical Oral Implants Research*. – 2012. – Vol. 23. – № 6. – P. 67-76.
197. Monje, A. Diagnostic methods/parameters to monitor peri-implant conditions / A. Monje, G. E. Salvi // *Periodontology 2000*. – 2024. – Vol. 95. – № 1. – P. 20-39.
198. Monje, A. Understanding peri-Implantitis as a plaque-associated and site-specific entity: on the local predisposing factors / A. Monje, A. Insua, H.-L. Wang // *Journal of Clinical Medicine*. – 2019. – Vol. 8. – № 2. – P. 279.
199. Mucoadhesive silver nanoparticle-based local drug delivery system for peri-implantitis management in COVID-19 era. Part 1: antimicrobial and safety in-vitro analysis / K. Dhingra, A. K. Dinda, S. K. Kottarath [et al.] // *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. – 2022. – Vol. 12. – № 1. – P. 177-181.
200. Multifunctions of dual Zn/Mg ion co-implanted titanium on osteogenesis, angiogenesis and bacteria inhibition for dental implants / Y. Yu, G. Jin, Y. Xue [et al.] // *Acta Biomaterialia*. – 2017. – Vol. 49. – P. 590-603.
201. Nazemisalman, B. Types of Lasers and Their Applications in Pediatric Dentistry / B. Nazemisalman, M. Farsadeghi, M. Sokhansanj // *Journal of Lasers in Medical Sciences*. – 2015. – Vol. 6. – № 3. – P. 96-101.
202. Neto, J. V. C. Hydroxyapatite coatings versus osseointegration in dental implants: A systematic review / J. V. C. Neto, A. B. V. Teixeira, A. Cândido Dos Reis // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2025. – Vol. 134. – № 1. – P. 92-99.
203. Network meta-analysis of the treatment efficacy of different lasers for peri-implantitis / M. L. Hu, G. Zheng, H. Lin [et al.] // *Lasers in Medical Science*. – 2021. – Vol. 36. – № 3. – P. 619-629.
204. Ogle, O. E. Implant surface material, design, and osseointegration / O. E. Ogle // *Dental Clinics of North America*. – 2015. – Vol. 59. – № 2. – P. 505-520.
205. Osteogenic Potential of Dental Mesenchymal Stem Cells in Preclinical Studies: A Systematic Review Using Modified ARRIVE and CONSORT Guidelines / M.

- Ramamoorthi, M. Bakkar, J. Jordan, S. D. Tran // Stem Cells International. – 2015. – Vol. 2015. – P. 378368.
206. Osteogenic Potential of Gingival Mesenchymal Stem Cells Over Titanium Machined Surfaces / J. A. Carrion, J. Rajani, M. Al Bahrawy [et al.] // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2017. – Vol. 32. – № 5. – P. e249-e254.
207. Oxygen plasma immersion ion implantation treatment enhances the human bone marrow mesenchymal stem cells responses to titanium surface for dental implant application / C. H. Yang, Y. C. Li, W. F. Tsai [et al.] // Clinical Oral Implants Research. – 2015. – Vol. 26. – № 2. – P. 166-175.
208. Ozgu, I. Effects of Mechanical Methods Used in Peri-implantitis Treatment on Implant Surface Decontamination and Roughness / I. Ozgu, K. Ustun // Journal of Visualized Experiments. – 2025. – № 217. – P. 67778.
209. Pandey, C. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review / C. Pandey, D. Rokaya, B. P. Bhattarai // BioMed Research International. – 2022. – Vol. 2022. – P. 6170452.
210. Parnia, F. Applications of Mesenchymal Stem Cells in Sinus Lift Augmentation as a Dental Implant Technology / F. Parnia, J. Yazdani, S. Maleki Dizaj // Stem Cells International. – 2018. – Vol. 2018. – P. 3080139.
211. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions / T. Berglundh, G. Armitage, M. G. Araujo [et al.] // Journal of Clinical Periodontology. – 2018. – Vol. 45. – № 20. – P. S286-S291.
212. Peri-implantitis / F. Schwarz, J. Derks, A. Monje, H.-L. Wang // Journal of Clinical Periodontology. – 2018. – Vol. 45. – № 20. – P. S246-S266.
213. Peri-implantitis Update: Risk Indicators, Diagnosis, and Treatment / D. Rokaya, V. Srimaneepong, W. Wisitrasameewon [et al.] // European Journal of Dentistry. – 2020. – Vol. 14. – № 4. – P. 672-682.
214. Pilot In Vitro Study to Assess Cleaning Ability and Effects of Different Decontamination Methods on Implant Surfaces / G. Ince Kuka, S. Gungormek, C. A. Keles [et al.] // Journal of Visualized Experiments. – 2025. – № 225. – P. 69521.

215. Prevalence and risk/protective indicators of peri-implant diseases: a university-representative cross-sectional study / M. Romandini, C. Lima, I. Pedrinaci [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. – 2021. – Vol. 32. – № 1. – P. 112-122.
216. Prevalences of peri-implantitis and peri-implant mucositis: systematic review and meta-analysis / C.-T. Lee, Y.-W. Huang, L. Zhu, R. Weltman // *Journal of Dentistry*. – 2017. – Vol. 62. – P. 1-12.
217. Q-Switch Nd:YAG Laser-Assisted Decontamination of Implant Surface / M. Namour, M. El Mobadder, D. Magnin [et al.] // *Dentistry Journal*. – 2019. – Vol. 7. – № 4. – P. 99.
218. Radiographic assessment of the peri-implant site / P. Sahrman, S. Kühl, D. Dagassan-Berndt [et al.] // *Periodontology 2000*. – 2024. – Vol. 95. – № 1. – P. 70-86.
219. Re-establishment of Biocompatibility of the In Vitro Contaminated Titanium Surface Using Osteoconductive Powders With Air-Abrasive Treatment / C. S. Tastepe, X. Lin, M. Donnet [et al.] // *The Journal of Oral Implantology*. – 2018. – Vol. 44. – № 2. – P. 94-101.
220. Relationship Between Dental Cement Materials of Implant-Supported Crowns with Peri-Implantitis Development in Humans: A Systematic Review of Literature / H. Garzon, A. Camilo, T. Camilo [et al.] // *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*. – 2018. – Vol. 28. – № 3. – P. 223-232.
221. Renvert, S. Risk indicators for peri-implantitis. A narrative review / S. Renvert, M. Quirynen // *Clinical Oral Implants Research*. – 2015. – Vol. 26. – № 11. – P. 15-44.
222. Repeated delivery of chlorhexidine chips for the treatment of peri-implantitis: A multicenter, randomized, comparative clinical trial / E. E. Machtei, G. Romanos, P. Kang [et al.] // *Journal of Periodontology*. – 2021. – Vol. 92. – № 1. – P. 11-20.
223. Rethinking Biomedical Titanium Alloy Design: A Review of Challenges from Biological and Manufacturing Perspectives / D. Rabbitt, V. M. Villapún, L. N. Carter [et al.] // *Advanced Healthcare Materials*. – 2025. – Vol. 14. – № 4. – P. e2403129.
224. Role of implants surface modification in osseointegration: A systematic review / Y. Liu, B. Rath, M. Tingart, J. Eschweiler // *Journal of Biomedical Materials Research*. – 2020. – Vol. 108. – № 3. – P. 470-484.

225. Schwarz, F. Efficacy of alternative or adjunctive measures to conventional treatment of peri-implant mucositis and peri-implantitis: a systematic review and meta-analysis / F. Schwarz, A. Schmucker, J. Becker // *International Journal of Implant Dentistry*. – 2015. – Vol. 1. – № 1. – P. 22.
226. Stacchi, C. Biomechanical Basis for Bone Healing and Osseointegration of Implants in Sinus Grafts / C. Stacchi, B. R. Coyac, J. A. Helms // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2025. – Vol. 27. – № 1. – P. e13424.
227. Stimulation of dental implant osseointegration by low-Intensity pulsed ultrasound: An in vivo preliminary study in a porcine model / J. Chauvel-Picard, R. Gourmet, P. Vercherin [et al.] // *Journal of Prosthodontic Research*. – 2022. – Vol. 66. – № 4. – P. 639-645.
228. Surface Topography Steer Soft Tissue Response and Antibacterial Function at the Transmucosal Region of Titanium Implant / M. Safaei, H. Mohammadi, S. Beddu [et al.] // *International Journal of Nanomedicine*. – 2024. – Vol. 19. – P. 4835-4856.
229. Surface-specific outcomes of mechanical debridement with titanium, chitosan and nitinol brushes on titanium dental implant surfaces / A. De Lauretis, M. Santacroce, J. E. Ellingsen [et al.] // *Journal of Dentistry*. – 2025. – Vol. 162. – P. 106010.
230. Surgical treatment of experimental peri-implantitis using mechanical and chemical decontamination procedures: A pre-clinical in vivo study / A. Almohandes, I. Abrahamsson, C. Dionigi, T. Berglundh // *Journal of Clinical Periodontology*. – 2022. – Vol. 49. – № 5. – P. 518-525.
231. The Characteristics of Microbiome and Cytokines in Healthy Implants and Peri-Implantitis of the Same Individuals / L. Song, J. Jiang, J. Li [et al.] // *Journal of Clinical Medicine*. – 2022. – Vol. 11. – № 19. – P. 5817.
232. The frequency of peri-implant diseases: a systematic review and meta-analysis / M. A. Atieh, N. H. M. Alsabeeha, C. M. Faggion Jr., W. J. Duncan // *Journal of Periodontology*. – 2013. – Vol. 84. – № 11. – P. 1586-1598.
233. The Integration of Advanced Drug Delivery Systems into Conventional Adjuvant Therapies for Peri-Implantitis Treatment / I. Seoane-Viaño, M. Seoane-Gigirey, C. Bendicho-Lavilla [et al.] // *Pharmaceutics*. – 2024. – Vol. 16. – № 6. – P. 769.

234. The role of oxidative stress biomarkers in the development of peri-implant disease: A systematic review and meta-analysis / M. Wang, C. Hu, X. Ma [et al.] // Journal of Dentistry. – 2024. – Vol. 146. – P. 105026.
235. The Role of Surface Chemistry in the Osseointegration of PEEK Implants / E. Buck, S. Lee, Q. Gao [et al.] // ACS Biomaterials Science & Engineering. – 2022. – Vol. 8. – № 4. – P. 1506-1521.
236. Treating periodontitis-a systematic review and meta-analysis comparing ultrasonic and manual subgingival scaling at different probing pocket depths / X. Zhang, Z. Hu, X. Zhu [et al.] // BMC Oral Health. – 2020. – Vol. 20. – № 1. – P. 176.
237. Unraveling the effectiveness of antibiotics for peri-implantitis treatment: A scoping review / M. Feres, R. Martins, J. G. S. Souza [et al.] // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2023. – Vol. 25. – № 4. – P. 767-781.
238. Use of Lasers in the Nonsurgical Treatment of Peri-Implantitis: A Systematic Review of the Literature / C. Dominique, G. Rethoré, C. Verner [et al.] // The Journal of Oral Implantology. – 2024. – Vol. 50. – № 5. – P. 552-560.
239. Wear and Corrosion Interactions at the Titanium/Zirconia Interface: Dental Implant Application / C. L. Sikora, M. F. Alfaro, J. C. Yuan [et al.] // Journal of Prosthodontics. – 2018. – Vol. 27. – № 9. – P. 842-852.
240. Zitzmann, N. U. Definition and prevalence of peri-implant diseases / N. U. Zitzmann, T. Berglundh // Journal of Clinical Periodontology. – 2008. – Vol. 35. – № 8. – P. 286-291.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

(справочное)

Характеристика поверхностей дентальных имплантатов различных
производителей

Таблица А.1 – Типы поверхностей дентальных имплантатов различных производителей

Производитель	Страна	Материал	Тип поверхности
AB Dental	Израиль	Титан Grade 4	RBM
ACE Surgical Supply	США	Титан Grade 4	RBM
Adin Implants	Израиль	Титан Grade 4	RBM
Alpha Bio	Израиль	Титан Grade 4	SLA
Alpha Dent	Германия	Титан Grade 4	RBM
APOLONIA	Южная Корея	Титан Grade 4	RBM
BioHorizons	США	Титан Grade 4	RBM
Conexao Sistemas de Protese	Бразилия	Титан Grade 4	TiO ₂
Dentis	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
Dentium	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
GP Implant Ltd	Израиль	Титан Grade 4	SLA
ICX	Германия	Титан Grade 4	SLA
Implant Direct	США	Титан Grade 4	RBM
INNO Implants	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
MegaGen	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
Medigma Biomedical GmbH	Германия	Титан Grade 4	RBM
MIS	Израиль	Титан Grade 4	SLA
Nobel Biocare	Швеция	Титан Grade 4	TiO ₂
Noris Medical	Израиль	Титан Grade 4	RBM
Osstem Implant	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
R-Line Implants	Израиль	Титан Grade 4	RBM
Sewonmedix	Южная Корея	Титан Grade 4	SLA
Straumann	Швейцария	Титан Grade 4	SLA
TOV Implant	Израиль	Титан Grade 4	SLA
XIVE	Германия	Титан Grade 4	SLA
Zimmer	США	Тантал (Trabecular Metal)	SLA
ZL Microdent	Германия	Титан Grade 4	TiO ₂