

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации

На правах рукописи

Кирсанова Виктория Викторовна

**ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА АБАТМЕНТА ДЛЯ РАЗБОРНЫХ
ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С КОНИЧЕСКИМ СОЕДИНЕНИЕМ**

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: ВЛИЯНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ИМПЛАНТАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ.....	12
ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	27
2.1 Характеристика образцов экспериментального исследования	27
2.2 Сканирующая электронная микроскопия микрозазора между дентальным имплантатом и абатментом	31
2.3 Энергодисперсионный микроанализ для подтверждения элементного состава сплавов.....	33
2.4 Конечно-элементное моделирование микрозазора в условиях жевательной нагрузки.....	34
2.5 Микротомографическое исследование микрозазора между дентальным имплантатом и абатментом	37
2.6 Анкетирование стоматологов для оценки степени клинической значимости конструктивных особенностей имплантационных систем.....	38
2.7 Клиническая оценка осложнений протезирования на оригинальных и неоригинальных абатментах	39
2.8 Статистическая обработка результатов исследования.....	40
ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	43
3.1 Характер микрозазора между имплантатом и разными видами абатментов....	43
3.2 Соответствие качественного состава сплава компонентов имплантационных систем заявленному производителем.....	49

3.3 Характер изменения параметров микрозазора между имплантатом и абатментом в условиях жевательной нагрузки	50
3.4 Выявление главенствующего фактора, влияющего на показатели микрозазора между имплантатом и абатментом	63
3.5 Уточнение геометрических параметров соединения «имплантат-абатмент» и их сравнение с результатами математического моделирования	66
3.6 Анализ мнения врачей-стоматологов о влиянии конструктивных особенностей имплантационных систем на успех протезирования на дентальных имплантатах	73
3.7 Анализ клинических случаев лечения пациентов с применением оригинальных и неоригинальных абатментов	78
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	89
ВЫВОДЫ	94
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	96
ПЕРСПЕКТИВЫ ДАЛЬНЕЙШЕЙ РАЗРАБОТКИ ТЕМЫ	98
СПИСОК УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ	99
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	100
СПИСОК ИЛЛЮСТРАТИВНОГО МАТЕРИАЛА	124
Приложение А. Приложения клинической части диссертационного исследования	129
Приложение Б. Акты внедрения	131

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Частичная вторичная адентия является одним из самых распространенных диагнозов, устанавливаемых врачами-стоматологами на амбулаторном приеме, что соответствует мнению исследователей о распространенности частичного отсутствия зубов у доли населения взрослого возраста, достигающей 75% [3, 15, 43]. Дентальная имплантация широко применяется в протезировании пациентов с частичной адентией и показывает более благоприятные результаты в сравнении с протезированием мостовидными протезами или частичными съемными протезами согласно мнению пациентов и врачей [1, 14, 39, 54, 55, 144]. Любое соединение имплантата с абатментом неизбежно имеет микрозазор, который во рту подвержен контаминации микробной флорой [50, 61, 70, 75, 141, 154]. Многие исследователи считают, что величина этого микрозазора напрямую влияет на степень микробного обсеменения, а значит, и на вероятность развития таких осложнений, как периимплантит, мукозит [53, 66, 121, 158, 163]. При этом по данным исследований коническое соединение считается более предпочтительным для применения, т.к. демонстрирует более удовлетворительные отдаленные результаты за счет равномерного распределения нагрузки на кортикальную кость и большую герметичность [31, 32, 56, 61, 64, 65, 95, 102, 103, 116, 124, 126, 128, 145, 159, 165]. От величины микрозазора между имплантатом и абатментом также может зависеть и стабильность протетики, а это значит, что его параметры могут влиять на появление таких механических осложнений, как перелом винта абатмента или даже перелом имплантата [9, 42, 169]. Широкое разнообразие дентальных имплантационных систем, а также затруднение импорта оригинальных компонентов естественным образом способствовало активному развитию рынка сторонних производителей, выпускающих аналоги оригинальных компонентов. Отечественные производители предлагают использовать с оригинальными дентальными имплантатами неоригинальные стандартные абатменты, имеющие меньшую закупочную стоимость и соответствующие обязательным требованиям

для сертификации. Однако вопрос рациональности их использования в сравнении с оригинальной протетикой прежде не поднимался и не изучался углублённо в научных кругах исследователей.

Степень разработанности темы исследования

Научные исследования, посвященные изучению микрозазора между имплантатом и абатментом, как правило, были направлены лишь на доказательство факта его существования и его восприимчивость к микробной контаминации [37, 69, 74, 81, 110, 158]. Сравнительные анализы в основном затрагивали типы соединения имплантационной системы (коническое, плоскостное), но не учитывали вариации протетики, используемой для протезирования [48, 108, 115, 118, 119, 123, 124, 142, 144, 155, 159]. Некоторыми авторами проводился сравнительный анализ заводских и индивидуально отфрезерованных абатментов [35]. В большинстве этих исследований не учитывался факт существования жевательной нагрузки, которая может существенно повлиять на результаты исследования, и, хотя некоторые исследователи обращались к имитационному моделированию или натурному механическому эксперименту, они не принимали микрозазор между имплантатом и абатментом за предмет исследовательского интереса, отдавая предпочтение изучению реакции костной ткани вокруг имплантата [7, 31, 56, 62, 64, 116].

Цель исследования: экспериментально-клиническое обоснование выбора неоригинальных абатментов для протезирования на дентальных имплантатах с коническим соединением.

Задачи исследования:

1. Сравнить величину микрозазора конического соединения имплантата с оригинальным и неоригинальным абатментом.
2. Оценить устойчивость оригинальных и неоригинальных абатментов с коническим соединением к нагрузке.

3. Выявить факторы, влияющие на параметры микрозазора конического соединения под нагрузкой, и определить наиболее значимые из них.

4. Провести оценку результатов протезирования пациентов с использованием оригинальных и неоригинальных абатментов и изучить мнение врачей-стоматологов о влиянии конструктивных особенностей имплантационных систем на успех протезирования на дентальных имплантатах с коническим соединением.

Научная новизна исследования

Впервые получены экспериментальные данные о величине и характере зоны микрозазора между имплантатом и оригинальным абатментом, имплантатом и неоригинальным абатментом в коническом соединении методом сканирующей электронной микроскопии, методом конечно-элементного моделирования.

Впервые получены данные об устойчивости оригинального и неоригинального абатмента в условиях цикловой жевательной нагрузки силой от 150 до 450 Н.

Посредством компьютерной микротомографии уточнены геометрические параметры оригинальных и неоригинальных абатментов, в частности, их конических образующих. Впервые определено, что глубина посадки абатмента в шахту имплантата и расстояние между опорными точками прилегания винта к шахте абатмента в наибольшей степени влияют на величину микрозазора в коническом соединении под приложенной нагрузкой.

В ходе проспективного ($n = 47$) и ретроспективного ($n = 56$) клинического наблюдения не выявлено достоверной разницы между исходами протезирования пациентов на оригинальных и неоригинальных абатментах с коническим соединением ($p > 0,05$).

Теоретическая и практическая значимость работы

Полученные результаты исследования позволяют врачам-стоматологам делать научно-обоснованный выбор в пользу неоригинальных абатментов для

изготовления ортопедических конструкций на дентальных имплантатах с коническим соединением.

Полученные результаты исследования положены в основу практических рекомендаций для врачей-стоматологов при выборе протетики, используемой в протезировании на дентальных имплантатах.

Теоретическая и практическая значимость заключается в возможности использования результатов научного исследования как исходных данных для решения различных целей и задач стоматологии.

Методология и методы исследования

За методологическую основу диссертационного исследования был взят комплексный подход, включавший в себя оценку герметичности конического соединения между имплантатом и оригинальным абатментом, имплантатом и неоригинальным абатментом, а также оценку влияния типа абатмента на отдаленные результаты протезирования.

В ходе экспериментального исследования высокотехнологичными методами изучались пары-образцы, состоящие из имплантата и оригинального/неоригинального абатмента. Для получения точных фактических величин микрозазора применялась сканирующая электронная микроскопия, в дополнение к ней прибегали к трехмерному методу исследования – компьютерной микротомографии. Для оценки поведения абатментов под имитированной жевательной нагрузкой использовалось конечно-элементное моделирование. Данные экспериментального исследования были дополнены ретроспективным анализом рентгенограмм пациентов, в лечении которых применялись имплантаты систем, участвовавших в экспериментальной части диссертационного исследования, а также результатами собственных клинических наблюдений. Помимо этого, применялся метод анкетирования врачей-стоматологов, осуществляющих в своей практической деятельности протезирование и наблюдение пациентов с дентальными имплантатами.

Положения, выносимые на защиту

1. Размер микрозазора в коническом соединении имплантата с неоригинальным абатментом находится в диапазоне значений, сопоставимых со значениями микрозазора в соединении имплантата с оригинальным абатментом.
2. Микрозазор конического соединения и осевая устойчивость абатмента определяются особенностями дентальной имплантационной системы, а не выбором в пользу оригинального или неоригинального абатмента.
3. Главным фактором, определяющим различия в механическом поведении абатментов с коническим соединением, являются особенности их геометрической конфигурации.
4. Выбор в пользу оригинального или неоригинального абатмента не оказывает значительного влияния на клинический успех протезирования на дентальных имплантатах.

Степень достоверности результатов

Достоверность полученных результатов диссертационного исследования подтверждается применением современных экспериментальных методов, наличием достаточной выборки клинических случаев со сроком наблюдения до 13 лет, а также собственных клинических наблюдений сроком до 2 лет, что соответствует цели и задачам диссертационного исследования. Полученные результаты обработаны и интерпретированы с использованием подходящих методов статистического анализа.

Апробация материалов диссертации

Промежуточные результаты диссертационного исследования доложены и обсуждены на следующих научных мероприятиях:

- 1) XVIII Всероссийская научно-практическая конференция «Актуальные вопросы стоматологии» в рамках XVIII Сибирского стоматологического форума (Красноярск, 2024 г.);

2) Национальный конгресс «Паринские чтения 2024: Диагностика, лечение, восстановительный период и диспансеризация пациентов с хирургической патологией челюстно-лицевой области» (Минск, 2024 г.);

3) XV Национальный фестиваль имплантологии в рамках 51-й Всероссийской научно-практической конференции СТАР Стоматология XXI века (Москва, 2024 г.);

4) XIX Всероссийская научно-практическая конференция «Актуальные вопросы стоматологии» в рамках XIX Сибирского стоматологического форума (Красноярск, 2025 г.)

Апробация диссертации проведена 26 января 2026 г. 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 (г. Красноярск).

Введение результатов исследования в практику

Результаты диссертационного исследования внедрены в учебный процесс кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии ФГБОУ ВО ЮУГМУ Минздрава России в лекционный курс и практические занятия студентов 4 и 5 курса по дисциплинам «Ортопедическая стоматология», «Эстетическая стоматология», кафедры ортопедической стоматологии ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России в практические занятия студентов 5 курса по дисциплине «Клиническая ортопедическая стоматология».

Результаты диссертационного исследования внедрены в лечебно-диагностический процесс стоматологической поликлиники ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, Красноярской государственной стоматологической поликлиники №2, частной стоматологической клиники ООО «ЛНУПЦ «МедиДент» (Приложение Б).

Публикации результатов исследования

По теме диссертационного исследования опубликовано 9 печатных работ, из них 5 в рецензируемых журналах перечня ВАК Министерства науки и высшего образования Российской Федерации.

Личный вклад автора в исследование

Автор самостоятельно в полном объеме провел анализ литературных источников и информационно-патентный поиск по теме диссертационного исследования, разработала дизайн исследования. При участии научного руководителя автором были сформулированы цель и задачи исследования, выводы и научные положения, выносимые на защиту. Лично автором была разработана анкета, проведен экспертный опрос и анализ мнения врачей-стоматологов о влиянии конструктивных особенностей имплантационных систем на успех протезирования на дентальных имплантатах. Автор осуществил ретроспективное исследование медицинской документации 56 пациентов со сроком диспансерного наблюдения до 13 лет, в частности анализ их рентгенограмм; осуществил протезирование и клиническое наблюдение 47 пациентов; провел сравнительный анализ результатов экспериментальной части исследования, посвященной оценке микрозазора в соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом, с применением сканирующей электронной микроскопии, конечно-элементного моделирования, компьютерной микрофотографии. На основании полученных данных диссертационного исследования автором были подготовлены публикации по теме исследования.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 135 страницах печатного текста, который включает в себя введение, обзор литературы, описание материала и методов исследования, результаты собственных исследований, заключение, выводы, практические рекомендации, перспективы дальнейшей разработки темы, список условных сокращений, библиографический список, список иллюстративного материала и 2

приложения. Список литературы содержит 169 источников, из них 63 отечественных и 106 зарубежных. Диссертация содержит 42 рисунка, 12 таблиц и 2 приложения.

ГЛАВА 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ: ВЛИЯНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ ИМПЛАНТАЦИОННЫХ СИСТЕМ НА ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ ОРТОПЕДИЧЕСКИХ КОНСТРУКЦИЙ НА ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТАХ

Развитие отсроченных осложнений после протезирования на дентальных имплантатах спровоцировало интерес клиницистов и исследователей к обнаружению и изучению причин этих осложнений. Так, одним из наиболее грозных осложнений дентальной имплантации является периимплантит, при отсутствии должного лечения приводящий к прогрессирующей резорбции костной ткани и потере имплантата [8, 52, 79, 83, 146, 147, 149].

Причины развития периимплантита остаются актуальной темой для исследования и создания новых эффективных способов его лечения. Некоторые исследователи отдают предпочтение изучению факторов, связанных с общесоматическим состоянием пациента: наличию патологий сердечно-сосудистой и эндокринной системы, генетической предрасположенности, иммуносупрессии, наличию вредных привычек, в частности, курения. Другие акцентируют внимание на присутствии избыточной микробной плёнки, которая может быть связана с установленным диагнозом пародонтит, отсутствием должных гигиенических навыков пациента, а также неудовлетворительным краевым прилеганием протетической конструкции [2, 11, 17, 18, 27, 47, 51, 60, 117, 148, 150, 153]. Последний фактор стал особенно интересен с точки зрения патогенетического развития периимплантита, когда было обнаружено, что микрозазор между имплантатом и абатментом неизбежно обсеменяется микробной флорой.

Т. Г. Махмудов в своем исследовании проводил оценку микробиологического спектра из разных зон интереса у 61 пациента со 186 установленными имплантатами [37]. Мазки брались из периимплантатной борозды, десневой борозды соседнего здорового зуба и внутреннего соединения «имплантат–абатмент». Качественная оценка бактериальных колоний проводилась с помощью ПЦР-диагностики с определением частоты выявления определенных

штаммов. По результатам эксперимента общая бактериальная масса была сопоставима между образцами, взятыми из разных зон, существенных статистических различий обнаружено не было. *Porphyromonas gingivalis* была выявлена во всех образцах в высокой доле соотношения, при этом в жидкостях периимплантатной борозды и десневой борозды концентрация ее была выше, чем в соединении «имплантат-абатмент». *Tannerella forsythensis* и *Treponema denticola* также обнаруживались во всех зонах, но их концентрация в соединении между имплантатом и абатментом была меньше, чем в других зонах: комбинация *Porphyromonas gingivalis* с *Tannerella forsythensis* и *Treponema denticola* в микрозоре встречалась с частотой 29,5%. В целом рост колоний был обнаружен в 57,5% взятых мазков с соединения, что интерпретировалось авторами как доказательство возможности проникновения микроорганизмов (в силу их меньших размеров в сравнении с микрозором) и формирования внутри соединения бактериального резервуара, который может «подпитывать» периимплантатные ткани и способствовать их хроническому воспалению.

Возможность достижения высокой степени герметичности соединения «имплантат-абатмент» также стала объектом некоторых экспериментальных исследований. А. G. Nayak с командой ученых оценивали эффективность герметизирующих материалов для предотвращения микроподтекания в области соединения «имплантат-абатмент». Исследовались три группы: без герметика, с использованием уплотнительного кольца и с использованием антибактериального герметизирующего геля «GapSeal». Образцы подвергались автоклавированию, после чего часть имплантатов инкубировали в среде, заражённой бактериями *Enterococcus*, чтобы проверить проникновение и рост бактерий через микрозор между имплантатом и абатментом. Результаты показали, что во всех группах наблюдается бактериальный рост, то есть полного герметичного соединения достичь невозможно, но количество колоний бактерий значительно уменьшалось в группах с применением герметиков. Наименьший бактериальный рост был в группе с гелем «GapSeal», значения больше показала группа с уплотнительным

кольцом, и максимальный бактериальный рост наблюдался в группе без герметика [91].

Аналогичное исследование проводилось Хафизовой Ф.А. [38]. Качество герметизации соединения абатмента с имплантатом проверяли в лаборатории, погружая стерильные имплантат с прикрученными абатментами в культуру бактерий *Escherichia coli*. Часть образцов обрабатывали герметиком «ГермАбат» в зоне соединения. Через сутки образцы разбирали, брали мазки с внутренней поверхности имплантатов и сеяли на питательную среду. Результаты показали, что в чистой бактериальной культуре наблюдался интенсивный рост, на контрольных имплантатах – значительно меньший, а герметизированные образцы полностью препятствовали росту микробной флоры.

Для подтверждения эффективности герметика помимо бактериологического метода дополнительно использовали метод колориметрического анализа соединения спектрофотометром [45]. При использовании «ГермАбат» не было обнаружено выхода вещества в окружающую среду, что свидетельствовало о герметичности соединения «имплантат-абатмент».

Качество прецизионности двух поверхностей было изучено В. Н. Олесовой, М. Я. Саламовым, Д. В. Мартыновым с группой других исследователей в коническом соединении имплантата со стандартным и индивидуальным титановым абатментом с использованием компьютерной рентгеновской микротомографии [29, 35, 44, 53]. Исследователи проводили измерение ширины микрозазора в нескольких точках вдоль узла сопряжения. В одном исследовании изучаемые образцы семи распространённых в России имплантационных систем с со стандартными и индивидуальными фрезерованными абатментами предварительно подвергались функциональной нагрузке в 250 Н с 7,6 миллионами циклов под углом 45°. В ходе другого исследования образцы систем ASTRA OsseoSpeed и BEGO Semados Implant изучались после единократовой затяжки винта абатмента на 30 Н · см. Индивидуальные титановые абатменты изготавливались в лабораториях «CAD/CAM GERMAN LAB» и «CAD/CAM OPTOC». Ширина микрозазора соединения «имплантат - стандартный абатмент» по результатам

исследований на отдельных участках варьировала от 1,8 до 9,3 мкм в покое и от 5,0 до 11,7 мкм после приложенной нагрузки, показатели микрозазора в соединении с индивидуальным титановым абатментом не имели значимых размерных различий, однако изучение узла их сопряжения с поверхностью имплантата позволило обнаружить технологические дефекты. В некоторых точках измерений индивидуальные абатменты показывали увеличение микрозазора по отношению к стандартным на величину до 6,3 микрон. Также авторы отметили, что функциональная нагрузка расширяет и деформирует узел сопряжения имплантата с абатментом, особенно в верхней половине зоны их контакта.

Подобные исследования проводились и за рубежом. В 2024 году D. A. Târtea с командой исследователей сравнивал качество соединения имплантатов Bredent Blue Sky с оригинальными заводскими титановыми абатментами и индивидуальными CAD/CAM абатментами, изготовленными с разными параметрами фрезеровки [140]. Параметры микрозазора определяли с помощью микроскопа Nikon SMZ745T с увеличением до 75х. Для анализа каждая поверхность абатмента делилась на 4 грани (вестибулярная, дистальная, небная, медиальная), на каждой грани измерялась ширина микрозазора в 3 точках. Обработка полученных результатов показала, что все измеренные значения микрозазоров находились в пределах клинически допустимых норм, а максимальные выявленные величины микрозазора для заводских и CAD/CAM фрезерованных абатментов не имели статистически значимых отличий. Авторы обратили внимание на важность правильного контроля качества и использования современных технологий фрезеровки.

Похожие результаты были получены К.А. Саркисян при изучении краевого прилегания индивидуальных абатментов к имплантатам Nobel и MIS с помощью автоэмиссионного электронного микроскопа TESCAN [49]. Исследование показало, что даже при разрешении x16000 BEI качество прилегания всех абатментов было удовлетворительным. Чуть позже авторы сравнивали ширину микрозазора в соединениях с оригинальными CAD/CAM абатментами в разных видах соединения (коническое, плоскостное) и пришли к выводу, что коническое

соединение более герметично [48]. Такой же вывод был неоднократно сделан и другими исследователями [95, 109, 136].

В 2025 году О. А. Гнетов расширил эту тему и провел сравнительное исследование стандартных и индивидуальных CAD/CAM абатментов – титановых и циркониевых [10]. Автором была дана оценка не только качеству краевого прилегания абатментов, но и их коррозионной устойчивости, биосовместимости и устойчивости к циклическим нагрузкам. Всего было изучено 30 стандартных и 30 индивидуальных абатментов. Для измерения микрозазора соединения «имплантат-абатмент» применялась сканирующая электронная микроскопия устройством JEOL JSM-IT200, а также трехмерная метрология (программа Geomagic Control X). Усталостная прочность оценивалась на машине ZwickRoell Z020 после циклической жевательной нагрузки с силой 120 Н при частоте 2 Гц до значения в 1,5 млн циклов или до раскручивания винта. Коррозионную устойчивость тестировали в камере соляного тумана (5% NaCl, при температуре 37°C), после 72 часов экспозиции оценивали состояние поверхности абатмента методом атомно-силовой микроскопии (AFM, NT-MDT Solver PRO). Биосовместимость абатментов оценивали с помощью гистологического исследования мягких тканей в зоне их контакта с абатментом после 6 месяцев эксплуатации. В материале определяли степень воспаления, плотность коллагеновых волокон и уровень васкуляризации. Согласно полученным результатам, индивидуальные CAD/CAM абатменты имели явное преимущество в точности краевого прилегания к имплантату в сравнении со стандартными абатментами: последние демонстрировали микрозазор в 22–25 мкм, в то время как индивидуальные абатменты показывали микрозазор в диапазоне 9–11 мкм. В эксперименте на выявление микроподвижности смещение стандартных абатментов регистрировалось после 500 тысяч циклов нагрузки, а для индивидуальных подобных изменений не было выявлено даже после 1,5 млн циклов нагрузки; самопроизвольное ослабление винтового соединения возникало в 27% случаев для титановых и 35% для циркониевых стандартных абатментов, но не было обнаружено ни разу для индивидуальных. Глубина коррозии стандартных титановых абатментов, прошедших заводскую обработку, составила $2,4 \pm 0,6$ мкм;

признаки коррозии индивидуальных титановых абатментов появились уже спустя 48 часов, но дополнительная доработка их поверхности многоступенчатой полировкой с анодированием улучшала показатели глубины коррозии до $1,2 \pm 0,3$ мкм. Цирконий сохранил практически полную химическую инертность. Гистологически наиболее благоприятная адаптация мягких тканей чаще отмечалась в случае применения индивидуальных циркониевых абатментов. При этом корреляционный анализ подтвердил гипотезу «о главной роли точности посадки в формировании стабильного биологического интерфейса». I. Laleman, F. Lambert и др. однако, на основании 5-летнего метаанализа заявили об одинаковой выживаемости имплантатов, запротезированных с использованием титановых и циркониевых абатментов [157].

На наличие микроподвижности абатментов обращали внимание многие авторы [19, 71, 108, 131, 150]. На примере системы MIS А.В. Гуськов, Д.Н. Мишин исследовали осевое смещение супраструктур в области конусного соединения «имплантат–абатмент». Абатменты различались по способу изготовления: оригинальные заводские, фрезерованные, изготовленные методом лазерного спекания и литья. На первом этапе эксперимента измеряли вертикальное смещение абатментов в зависимости от силы затяжки винта (7 и 30 Н · см). На втором этапе определяли осевое смещение абатментов после затяжки винта с усилием в 30 Н · см и имитации жевательной нагрузки 3 раза в день по 10 минут в течение 2 недель. В ходе изучения осевого смещения абатментов относительно аналогов было выявлено, что «от силы затягивания винта изменялась высота супраструктуры. Большое осевое смещение было выявлено у оригинальных и фрезерованных абатментов при затягивании винта с усилием 7 и 30 Н · см, в то время как абатменты, полученные методом литья и лазерным плавлением, показали меньшее осевое смещение». Однако результаты, полученные после второго этапа эксперимента под действием нагрузки, оказались противоположными: «минимальное осевое смещение относительно имплантатов выявлено у оригинального и полученного путем фрезерования абатментов (1–2 микрона); бóльшие значения отклонения высоты прототипа реставрации, возвышающегося

над имплантатом, определены у абатментов, полученных литьем (2–12 микрон) и лазерным спеканием (2–7 микрон)».

В 2023 г. G. Körtvélyessy с группой исследователей провели подобный эксперимент с имитацией статической и динамической нагрузки на имплантат [85]. Учёные использовали 35 образцов имплантатов с соединением разной степени конусности: 24°, 35°, 55°, 75° и 90°. Статическая нагрузка была приложена с силой 500 Н в течение 20 секунд, динамическая нагрузка была симитирована 15 000 циклами с переменной силой (250 ± 150 Н). После каждого этапа измеряли торк откручивания фиксирующего винта (обратный крутящий момент). Механический эксперимент сочетался с моделированием напряжений в образцах методом конечных элементов. В результате исследования было выявлено, что увеличение угла конусности соединения приводит к меньшему ослаблению фиксирующего винта после нагрузки, другими словами большая конусность обеспечивает лучшую герметичность соединения. Наименьшая деформация и наибольшая стабильность наблюдались у соединений с углом 75° и 90°. При малых значениях угла (24°) отмечались значительные механические напряжения. Компьютерное моделирование показало, что в соединениях с малым градусом конусности нагрузка концентрируется в верхней трети шахты имплантата, что может повышать риск резорбции костной ткани.

Надо заметить, что в двух предыдущих исследованиях, как и во многих других, при воссоздании условий жевательной нагрузки учитывался лишь ее вертикальный, или осевой, компонент, но многие исследователи отдавали предпочтение именно латеральной циклической нагрузке [6, 19, 70, 88, 89, 130, 139]. Функционирование супраструктуры во рту неизбежно связано с приложением к ней жевательной силы, которая, по мнению авторов, не только могла влиять на параметры микрозазора соединения «имплантат-абатмент», но и вызывать в материале компонентов внутреннее напряжение и деформацию [76, 133, 143, 164, 166]. Н. Zipprich в исследованиях 2016 и 2018 года аналогичным образом изучал герметичность соединения «имплантат-абатмент» и характер механического поведения абатментов под статической и динамической нагрузкой, однако вектор

приложения был направлен под углом от 0° до 90° [65, 161]. В первом исследовании было изучено 14 имплантационных систем (по 5 образцов на систему), которые разделили на две группы: с коническим соединением и плоскостным. В каждом имплантате перпендикулярно его оси просверливали канал диаметром 0,3 мм, куда клеивали стальные канюли для сбора промывной жидкости без выкручивания абатмента. Имплантаты с прикрученными абатментами стерилизовали и помещали в бактериальную взвесь с пятью представителями биотопа рта (*Streptococcus sanguinis*, *Streptococcus mutans*, *Actinomyces viscosus*, *Fusobacterium nucleatum*, *Veillonella parvula*) на 15 минут. Образцы подвергались сперва статической, а после – динамической нагрузке на жевательном симуляторе (220 циклов с шагом 25 Н до значения 200 Н). После каждого шага промывную жидкость исследовали методом флуоресцентной микроскопии. По результатам эксперимента авторы не обнаружили микроподтекания после статической нагрузки, но выявили таковую после динамической: бактериальная контаминация обнаруживалась преимущественно в системах с плоскостным соединением. Во втором исследовании, где было задействовано 13 имплантационных систем с коническим соединением и 6 систем – с плоскостным, оценивали механическое поведение соединения «имплантат-абатмент». Абатмент прикручивался с усилием, рекомендованным производителем, при этом диаметр коронковой части абатмента был стандартизирован для всех систем с целью получения объективных данных для сравнения. Моделирование жевательной нагрузки проводилось на специальном двухосевом симуляторе, который прикладывал к образцам силу до 200 Н с одновременным изменением её направления (от осевой до латеральной в 30°), что имитировало реальные условия функционирования протеза во рту пациента. Серии нагрузок выполнялись поэтапно с увеличением силы. Для анализа герметичности соединения и микроподвижности использовали высокоскоростную цифровую рентгенографию, что позволило визуализировать микрозазор между имплантатом и абатментом и измерить его параметры. Для дополнительной проверки герметичности проводили тест с введением рентгенконтрастной жидкости в искусственную десну и оценивали ее проникновение в интерфейс соединения.

Результаты снова показали четкое различие между конструктивно разными системами: во всех исследованных имплантационных системах с плоскостным соединением при статических и динамических нагрузках выявлялись визуальные микрозазоры, в которые проникала рентгенконтрастная жидкость. Напротив, у 8 из 13 конических имплантационных систем микрозазор не прослеживался даже после максимальной нагрузки. Авторы заключили, что наибольшей стабильностью и герметичностью обладает коническое соединение, однако и отдельные конструктивные особенности, такие как длина конической образующей, диаметр платформы, качество изготовления и правильное усилие затяжки винта, также могут влиять на качество сопряжения поверхностей.

Проблему соответствия двух поверхностей в соединении «имплантат-абатмент» поднимали и другие исследователи. В 2013 году J. Aguirrebeitia коллективно с другими авторами изучали, как изменения угла конусности абатмента в месте его сопряжения с шахтой имплантата может повлиять на механическое поведение [85]. В работе изучалось влияние разницы углов конуса между имплантатом и абатментом на механическое поведение соединения в системе с коническим интерфейсом (OsseoSpeed TX 4.5 S 9-mm, AstraTech). Для этого создали упрощённую трёхмерную конечно-элементную модель, оставляя постоянными геометрию, нагрузку, материалы и параметры трения. Исследовали несколько значений разницы углов конуса, фиксируя при этом величину микрозазора, уровень напряжения в костной ткани и усилие, необходимое для раскручивания абатмента. Латеральную нагрузку силой 200 Н моделировали в несколько циклов. Согласно результатам эксперимента, при увеличении разницы углов конуса имплантата и абатмента в положительную сторону (т.е. когда конусность абатмента была выше, чем конусность шахты имплантата), микрозазор уменьшался, однако при слишком большой градусности абатмента сопряжение поверхностей становилось локальным и в материале появлялась пластическая деформация, что увеличивало микрозазор. Рост разницы углов в положительную сторону также приводил к увеличению напряжения в костной ткани вокруг имплантата, особенно в области его шейки. Отрицательная разница, когда

конусность абатмента была меньше, чем у посадочной конической платформы имплантата, показывала минимальные напряжения в материале, но демонстрировала максимальные значения микрозазора. Усилие, необходимое для откручивания абатмента, достигало максимальных значений в тех случаях, когда градус поверхности имплантата и абатмента почти полностью соответствовал друг другу ($0,15^\circ$ - $0,25^\circ$).

Продолжая тему напряжения, которое растет в костной периимплантатной ткани под жевательной нагрузкой, приложенной к супраструктуре, необходимо отметить разнообразие исследований в этой области [78, 132, 154]. P.Marcíán, J. Wolff с командой исследователей считали, что потеря маргинальной кости после имплантации может быть связана не только с микробным фактором, но и с возникновением избыточного напряжения в кости в области шейки имплантата, которая является своего рода местом рычага при функционировании ортопедической конструкции [134]. В 2018 году они провели исследование, в котором методом конечных элементов анализировали влияние микроподвижности не до конца интегрированного имплантата на окружающие ткани и пришли к выводу, что для минимизации риска развития периимплантита необходимо ограничить боковые нагрузки, приложенные к ортопедической конструкции, до окончания полноценной остеоинтеграции. Годом ранее, в 2017 году, тем же методом конечных элементов с выявлением распределения и объема эквивалентного напряжения по фон Мизесу J. Macedo, J. Pereira J., J. Faria J. и другие ученые тоже обратили внимание на концентрацию напряжения при латеральных нагрузках именно в области кортикальной костной ткани, окружающей имплантат, а также определили, что коническое соединение (на примере имплантационной системы Neodent) помогает частично снять избыточное напряжение в этой зоне и уменьшить объем вовлечения, в отличие от имплантатов с внешним шестигранным соединением [98].

В 2016 году Мураев А.А., Иванов С.Ю., Леонов С.В. начали активно изучать влияние конструктивных особенностей соединения «имплантат-абатмент» на распределение напряжения в окружающей имплантат костной ткани [31]. На

основании 4 моделей (И1 - узел сопряжения в виде шестигранника, «переключения платформы» нет; И2 - узел сопряжения в виде шестигранника, есть «переключение платформы», И3 - узел сопряжения в виде конуса с шестигранным антиротационным элементом, «переключения платформы» нет, И4 - узел сопряжения в виде конуса с шестигранным антиротационным элементом, есть «переключение платформы») был смоделирован эксперимент методом конечных элементов, в котором к моделям прикладывалась функциональная нагрузка: 114,6 Н сверху вниз; 17,1 Н в язычную сторону и 23,4 Н в передне-мезиальном направлении под углом 75° к окклюзионной плоскости. Анализируя результаты, исследователи акцентировали внимание на том, что «напряжения независимо от конструкции имплантата приходятся на зону контакта шейки имплантата с кортикальным слоем», подтверждая выводы исследований авторов, упомянутых ранее. Точные значения эквивалентного напряжения по Мизесу в компактной, губчатой костной ткани, а также в самом имплантате, абатменте и фиксирующем винте позволили ученым заключить, что эффект «переключения платформ» снижает нагрузку на кортикальную кость, перераспределяя ее на узел сопряжения «имплантат-абатмент», а добавление конического типа соединения, в свою очередь, снижает напряжение в супраконструкции. В исследовании 2019 года тем же методом конечных элементов авторы не просто подтвердили важную роль конического типа соединения в перераспределении напряжения в кортикальной пластинке, но и вычислили наиболее благоприятный градус конуса соединения между имплантатом и абатментом и его протяженность (1.85 мм, 5°) [54].

Исследование Т. Wu, W. Liao и др. в 2010 году затронуло влияние типа абатмента на распределение нагрузки в костной ткани, окружающей имплантат, а также и в самих компонентах имплантационной системы [86]. Вариантами выбора был стандартный угловой абатмент и индивидуальный угловой CAD/CAM абатмент. Программное моделирование методом конечных элементов учитывало анатомический профиль мягких тканей и требуемую эстетику реставрации, угол наклона абатмента подбирался таким образом, чтобы компенсировать осевое смещение имплантата (Straumann, 4.1×10 мм), установленного в области

отсутствующего премоляра верхней челюсти, и при этом поддерживать нормальную функциональную нагрузку коронки. В программе ANSYS Workbench для костной ткани учитывались различные модули упругости для компактной и губчатой кости, все соединения моделировались с учетом коэффициентов трения (использовались литературные данные для титана и костной ткани). Нагрузку величиной 150 Н прикладывали вдоль оси абатмента и вдоль оси имплантата и исследовали все возможные контактные зоны (винт-абатмент, абатмент-имплантат, имплантат-кость). В результате математического моделирования было обнаружено, что максимальные напряжения в индивидуальном CAD/CAM абатменте при нагрузке вдоль его оси были на 30% ниже, чем у стандартного углового абатмента ($86,9 \text{ МПа} < 122,6 \text{ МПа}$). Основная концентрация напряжения была сосредоточена в области соединения с винтом абатмента и в области шейки имплантата. Напряжение в винте и имплантате практически не отличались между двумя типами абатментов при обоих вариантах нагрузки. При нагрузке вдоль оси имплантата напряжения в абатменте выросли, но различия между моделями стали незначительными. Не было выявлено существенных различий между двумя видами абатментов и по распределению напряжения в костной ткани, а возникшие зоны повышенной компрессии и растяжения соответствовали клиническим данным о типичных областях убыли костной ткани после имплантации. Величина обнаруженных напряжений в костной ткани оставалась в пределах физиологического диапазона значений.

В 2016 году J. C. Bernabeu-Mira с группой исследователей предположили, что на убыль костной ткани может влиять геометрия абатментов, но отслеживали достоверность своей гипотезы уже через клиническое наблюдение пациентов [113]. За основу они брали сравнение влияния формы поддесневой части абатмента (узкий или широкий диаметр) высотой 3 мм на состояние краевой кости и мягких тканей вокруг дентальных имплантатов, установленных в жевательном отделе у пациентов с частичной адентией, которым было показано протезирование несъемными мостовидными конструкциями с двумя опорами. Имплантаты Galimplant IPX (3.5-4 мм в диаметре, 8 или 12 мм длиной) с коническим внутренним

соединением и эффектом переключения платформ устанавливали субкрестально (на 1 мм ниже уровня альвеолярного гребня). Все абатменты фиксировались к имплантатам с усилием 30 Н·см и не откручивались до завершения исследования. Для оценки реакции костной ткани использовали прицельные рентгенограммы на разных этапах (при установке абатментов, через 1, 3, 6 и 12 месяцев после функциональной нагрузки имплантатов) и определяли 2 параметра: marginal bone loss (MBL), т.е. уровень резорбции кости по отношению к платформе имплантата и marginal bone remodeling (MBR), т.е. корональное восстановление костного гребня по отношению к платформе имплантата. Также на аналогичных сроках обследования контролировали такие клинические параметры, как глубину зондирования десневого кармана и кровоточивость десны при зондировании. По результатам обработки данных 25 пациентов с 64 установленными имплантатами, из которых 32 имели узкие, а другие 32 - широкие абатменты, все имплантаты были сохранены, а протезирование было признано успешными по критериям Misch. Существенные различия между группами были выявлены по основным показателям:

- 1) Через 12 месяцев средняя MBL составляла $-0,03 \pm 0,22$ мм в группе узких абатментов и $0,42 \pm 0,31$ мм в группе широких абатментов ($p < 0,001$).
- 2) Средняя степень ремоделирования костной ткани через 12 месяцев наблюдения была менее выражена в группе узких абатментов ($\Delta - 0,04 \pm 0,58$ мм и $\Delta - 0,79 \pm 0,93$ мм для широких абатментов, $p < 0,001$), а по процентному распределению клинических случаев значительно превалировала, в отличие от группы широких абатментов, где превалировала потеря костной ткани.

В обеих группах с течением времени наблюдалось увеличение средней глубины десневого кармана, однако статистически значимой разницы по этому показателю обнаружено не было. Кровоточивость при зондировании снизилась за время наблюдения в обеих группах, но через 1 месяц наблюдения была достоверно ниже в группе узких абатментов (23,4% и 43,7%). Таким образом, авторы пришли к выводу, что форма абатмента оказывает статистически значимое влияние на сохранность уровня маргинальной кости вокруг имплантатов: узкие абатменты

высотой 3 мм продемонстрировали лучшую сохранность уровня костной ткани и меньшее ремоделирование в течение первого года после нагрузки в сравнении с широкими абатментами той же высоты.

В своем исследовании М. Е. Elsayed, Е. Shakal, Т. Mostafa тоже обратили внимание на геометрию абатмента, но как фактор влияния на герметичность соединения рассматривали длину внутреннего шестигранника и высоту «юбки» абатмента, возвышающейся над шейкой имплантата [92]. К четырем группам образцов прикладывали эксцентрическую циклическую нагрузку в 500000 циклов, а затем определяли величину микрозазора с помощью сканирующей электронной микроскопии на 700-кратном увеличении. После статистической обработки результатов эксперимента авторы выяснили, что увеличение высоты внутреннего шестигранника и уменьшение высоты «юбки» приводит к улучшению краевого прилегания соединения имплантата с абатментом.

Анализ литературных источников свидетельствует о том, что микрозазор в соединении «имплантат-абатмент» признан в исследовательском стоматологическом обществе важнейшим фактором, способным оказывать влияние на клиническую стабильность имплантата. Многочисленные исследования выявляют связь между размером микрозазора и частотой механических и биологических осложнений. Несмотря на многообразие типов соединения и изобретения дополнительных конструктивных особенностей имплантационных систем, полностью исключить наличие микрозазора не является возможным, что только подчеркивает его клиническую значимость. Современные исследования подтверждают, что такие параметры соединения, как точность прилегания, глубина и градус конуса, материал и форма абатмента влияют на динамику микрозазора и, соответственно, степень его микробной колонизации, а также распределение нагрузки на костную ткань. Недостаточная прецизионность компонентов конического соединения ведет к хроническому воспалению и преждевременной убыли костной ткани. В связи с этим исследования новых типов супраконструкций приобретают особую актуальность, а новые решения и

разработки требуют комплексной оценки на моделях и в долгосрочных клинических исследованиях.

ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1 Характеристика образцов экспериментального исследования

Изучение микрозазора в коническом соединении дентального имплантата с оригинальным и неоригинальным абатментом проводилось на примере трех имплантационных систем, широко распространенных в клинической практике врачей-стоматологов России: Straumann Bone Level (BL) (Straumann, Швейцария, Р/У ФСЗ 2010/06855), BioHorizons Tapered Internal (TI) (BioHorizons, США, Р/У № РЗН 2017/6077) и NobelParallel Conical Connection (CC) (Nobel Biocare, США, Р/У № 2017/6307), также в эксперименте участвовали неоригинальные абатменты производства ADM Dental (Россия, Р/У № РЗН 2018/6828), которые имеют соответствующие сертификаты качества, безопасности и соответствия стандартам Международной организации по стандартизации (ИСО).

К имплантатам одной имплантационной системы фиксировались оригинальный и неоригинальный абатмент с усилием в соответствии с рекомендацией производителя данной линейки, всего десять пар-образцов (пять имплантатов с оригинальным абатментом и пять – с неоригинальным) для каждой дентальной имплантационной системы. Таким образом, в каждом натурном эксперименте участвовало 30 пар-образцов «имплантат-абатмент» (Рисунок 1).

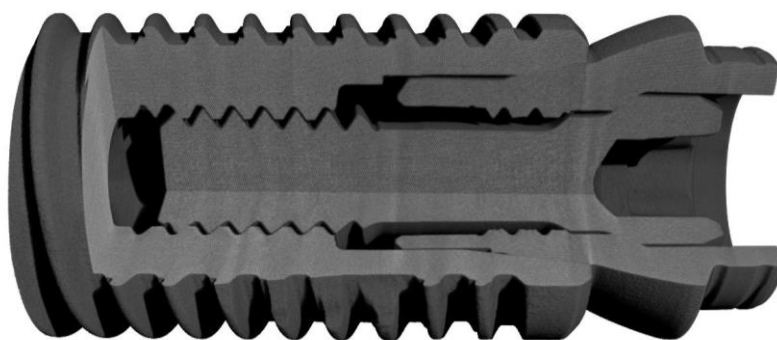


Рисунок 1 – 3D-реконструкция образца «имплантат-абатмент»

Выбор имплантационных систем для участия в исследовании был основан на разнице в материалах, из которых изготовлены их комплектующие, а также на разной степени конусности соединения имплантат-абатмент (Таблица 1, Рисунок 2).

Таблица 1 – Заводские характеристики образцов

Производитель	Компонент	Сплав	Градус конусности	Усилие затяжки
Straumann BL	Имплантат	Roxolid®	15°	35 Н·см
	Абатмент	TAN-сплав		
BioHorizons TI	Имплантат	Grade 5	45°	30 Н·см
	Абатмент	Grade 5		
NobelParallel CC	Имплантат	Grade 4	12°	35 Н·см
	Абатмент	Grade 5		
ADM Dental	Абатмент (неоригинальный)	Grade 5	Согласно инструкции к совместимой системе	Согласно инструкции к совместимой системе

Предварительно производился геометрический замер образцов, участвующих в эксперименте, в процессе которого замеряли диаметр винта абатмента в наиболее узкой части, высоту зоны прилегания абатмента к внутренней шахте имплантата (с учетом и без учета высоты конической образующей «имплантат-абатмент»), удаленность двух наиболее отдаленных точек прилегания винта к шахте абатмента и шахте имплантата (с учетом и без учета конической образующей «винт-абатмент») (Рисунок 3, Таблица 2).

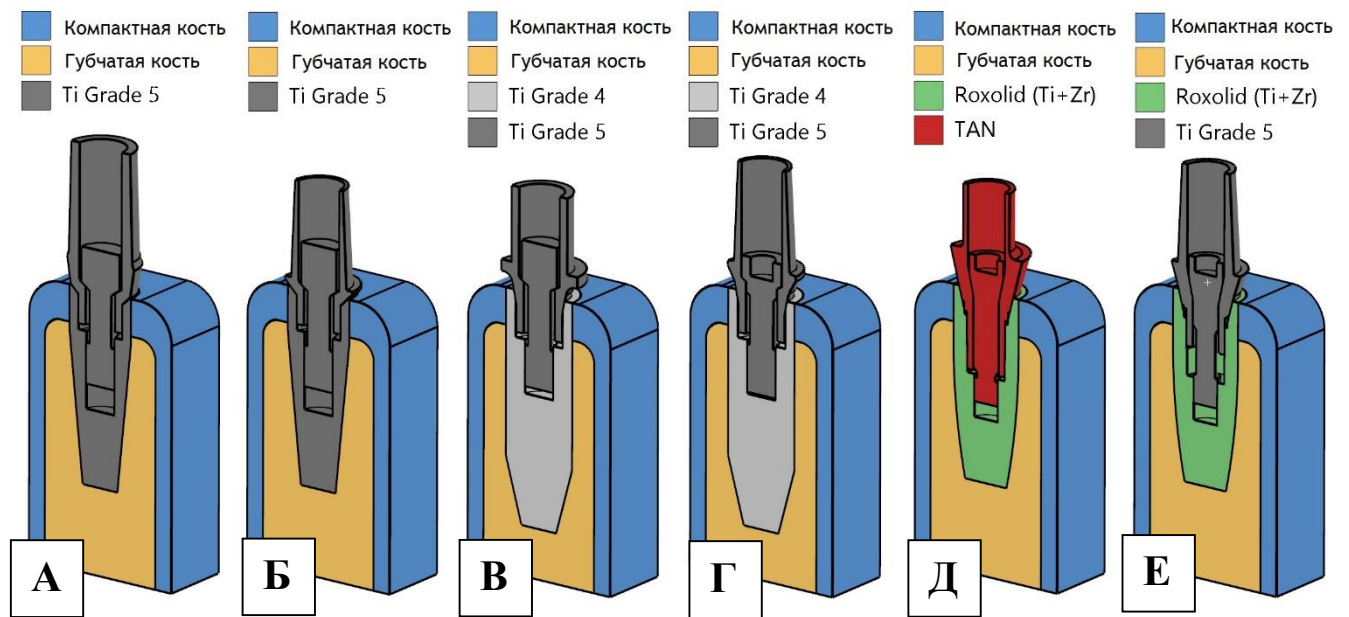


Рисунок 2 – Визуальная реконструкция образцов с указанием материала компонентов: BioHorizons TI (А – оригинальный абатмент, Б – неоригинальный абатмент); NobelParallel CC (В – оригинальный абатмент, Г – неоригинальный абатмент); Straumann BL (Д – оригинальный абатмент, Е – неоригинальный абатмент)

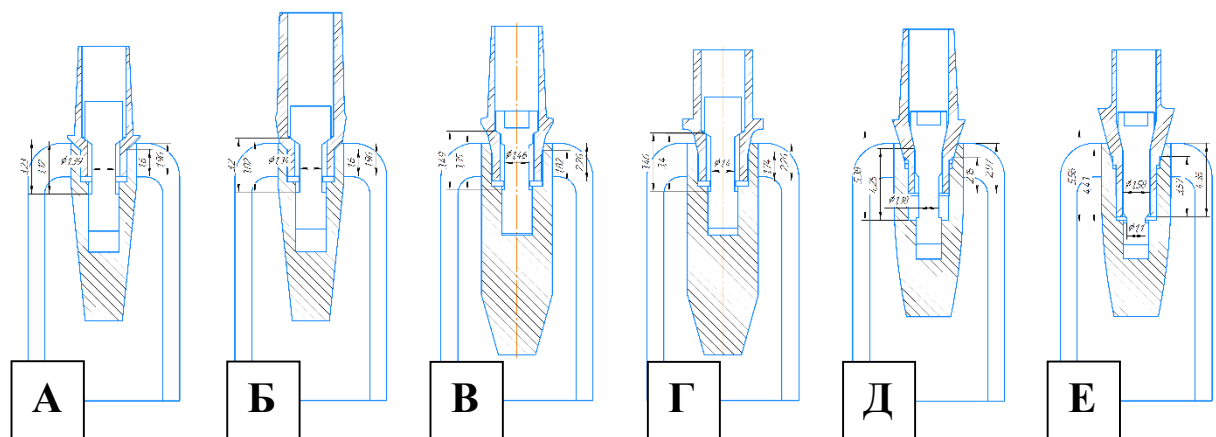


Рисунок 3 – Геометрическая реконструкция пар-образцов: BioHorizons TI (А – неоригинальный абатмент, Б – оригинальный абатмент); NobelParallel CC (В – неоригинальный абатмент, Г – оригинальный абатмент); Straumann BL (Д – неоригинальный абатмент, Е – оригинальный абатмент)

Необходимые вычисления выполнялись с учетом известных физических параметров сплавов, из которых изготовлены исследуемые образцы, и костной

ткани, что приближает условия эксперимента к реальным клиническим (Таблица 3) [63, 67, 77, 99, 100, 120, 125, 129, 151, 167].

Таблица 2 – Геометрические замеры образцов

Параметры	BioHorizons TI		NobelParallel CC		Straumann BL	
	Оригинал	Неоригинал	Оригинал	Неоригинал	Оригинал	Неоригинал
Диаметр винта в самой узкой части, мм	1,34	1,39	1,40	1,46	1,58	1,18
Высота прилегания абатмента с конической «имплантат-абатмент», мм	1,96	1,96	2,26	2,26	4,36	2,97
Высота прилегания абатмента без конической «имплантат-абатмент», мм	1,60	1,60	1,74	1,82	3,57	2,15
Высота прилегания винта с конической «винт-абатмент», мм	3,20	3,23	3,46	3,49	5,56	5,38
Высота прилегания винта без конической «винт-абатмент», мм	3,02	3,12	3,40	3,35	4,43	4,25

Таблица 3 – Технические характеристики материалов

Материалы	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел текучести, МПа
Grade 4 (Ti)	105	0,36	483
Grade 5 (Ti-6Al-4V)	110	0,31	828
Roxolid® (Ti-13Zr)	98	0,37	772
TAN-сплав (Ti-6Al-7Nb)	105	0,35	800
Кортикальная кость	34	0,26	Не учитывался в эксперименте
Губчатая кость	13,40	0,38	

2.2 Сканирующая электронная микроскопия микрозазора между дентальным имплантатом и абатментом

Сканирующая электронная микроскопия (СЭМ) – это получение увеличенного изображения объекта путем его сканирования сфокусированным пучком электронов и регистрации сигнала, возникающего в результате взаимодействия электронов с исследуемым объектом. СЭМ позволяет получить изображения в малых, средних и больших увеличениях, что позволяет детально изучить и произвести замеры образцов предельно маленьких размеров, а также их отдельные зоны исследовательского интереса.

Для изучения прецизионности соединения имплантат-абатмент из пар-образцов изготавливали продольные шлифы, таким образом, в срезе можно было наблюдать абатмент, имплантат и фиксирующий винт (Рисунок 4). Исследуемые шлифы получали с помощью автоматического шлифовально-полировального станка Beta Grinder-Polishes, Vector Power Head, Pri Met 3000 Modular dispensing system (Buehler, Германия), алмазной суспензии и абразивной бумаги с диаметром зерна от 3 до 0,25 мкм (Рисунок 5). Полученные шлифы подвергались очистке в ультразвуковой ванне с этиловым спиртом и сушке сжатым воздухом, после чего

рассматривались на увеличении в сканирующем электронном микроскопе JEOL JSM 7001-F (Япония) (Рисунок 6). Оценку морфологической структуры поверхности и численные замеры производили на увеличениях $\times 30$, $\times 70$, 100 , $\times 1500$, $\times 5000$ и $\times 10000$ во вторичных электронах. При изучении СЭМ изображений на видимых участках неплотного прилегания делалось несколько замеров в местах наиболее узкого и наиболее широкого зазора между имплантатом и абатментом, а затем вычислялось среднее значение микрозазора [57, 58].

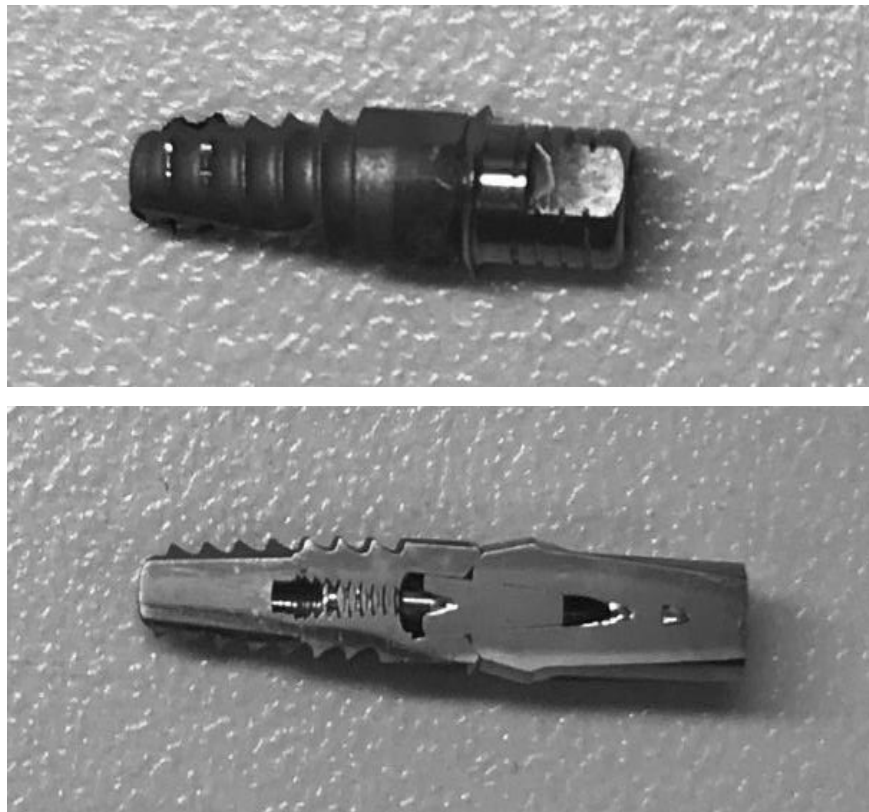


Рисунок 4 – Плоский продольный шлиф образца



Рисунок 5 – Автоматический шлифовально-полировальный станок Beta Grinder-Polishes, Vector Power Head, Pri Met 3000 Modular dispensing system (Buehler, Германия)



Рисунок 6 – Сканирующий электронный микроскоп JEOL JSM 7001-F (Япония)

2.3 Энергодисперсионный микроанализ для подтверждения элементного состава сплавов

Описанные выше шлифы образцов также были изучены с помощью энергодисперсионного спектрометра INCAPentaFETx3, входящего в состав электронного сканирующего микроскопа JEOL JSM 7001-F (Япония). Этот метод

анализа твердых веществ основан на измерении энергии рентгеновского излучения, испускаемого атомами образца при возбуждении их пучком электронов. Так как для каждого химического элемента характерна уникальная энергия рентгеновского излучения, по спектру излучаемых веществом рентгеновских фотонов можно определить качественный и количественный состав материала.

Попавшая в продольный шлиф поверхность имплантатов, оригинальных и неоригинальных абатментов подвергалась энергодисперсионному микроанализу (EDX), позволяющему подтвердить соответствие заявленного производителем элементного состава сплавов тому, что присутствует в изучаемых образцах.

2.4 Конечно-элементное моделирование микрозазора в условиях жевательной нагрузки

Метод конечных элементов (МКЭ), относящийся к численным методам имитационного моделирования, основан на построении математической модели, максимально приближённой по свойствам к реальному объекту исследования. На основании этой модели специализированное программное обеспечение проводит вычислительные эксперименты, направленные на получение количественных характеристик интересующих параметров. Таким образом, МКЭ представляет собой разновидность математического моделирования, позволяющего описывать физические процессы посредством численного анализа. Надёжность применяемого метода подтверждается сертификацией программного обеспечения, включающей решение тестовых (верификационных) задач и сопоставление полученных данных с результатами реальных экспериментальных исследований [69]. МКЭ неоднократно применялся другими учеными для научных исследований в области дентальной имплантации [11, 16, 30, 31, 36, 40, 46, 59, 73, 86, 87, 97, 132, 138, 154, 145].

Исследование пар-образцов проводилось с помощью МКЭ в трехмерной постановке программы ANSYS Workbench 17.0 (модуль Mechanical) с учетом симметрии [22, 24, 25, 26, 72].

В рамках вычислительного моделирования создавались нагрузки величиной 150, 300 и 450 Н с шагом 150 Н. Эти значения отражают усреднённые показатели жевательной силы, характерные для различных функциональных групп зубов – резцов, премоляров и моляров [73, 82, 104]. Реальные значения жевательного давления варьируют у разных людей в зависимости от индивидуальных анатомо-физиологических особенностей, пола и возраста [68, 94, 101, 111]. Имитация нагрузки выполнялась под углом $\alpha = 30^\circ$ относительно осевой линии имплантата и прикладывалась на уровне 11 мм от зоны его опоры (кортикальная кость), что соответствует стандарту ИСО 14801-2012 по тестированию усталостной прочности имплантатов [12, 112]. Такое направление вектора силы воспроизводит реальные условия функционирования имплантата под действием жевательной нагрузки во рту (Рисунок 7) [104, 130, 162]. Для анализа динамических характеристик исследуемых систем проводилось 100 циклов нагружения, начиная с нулевой нагрузки. В процессе математического моделирования регистрировались следующие параметры: микрозазор под нагрузкой и остаточный микрозазор, горизонтальное отклонение абатмента под нагрузкой и остаточное горизонтальное отклонение абатмента. Показатель горизонтального смещения отражает степень микроподвижности, т. е. устойчивости супраструктуры в условиях циклической жевательной нагрузки. Измерения в ходе математического эксперимента для каждой имплантационной системы проводились на 1, 2, 4, 6, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 и 100-ом циклах нагрузки.

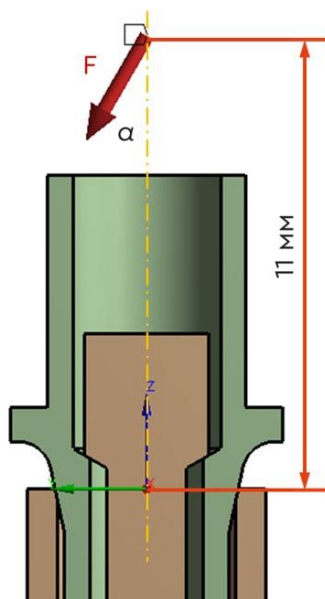


Рисунок 7 – Вектор приложения силы, имитирующей жевательную нагрузку во рту

На втором этапе исследования с использованием метода конечных элементов была выполнена оценка параметров, по которым оригинальные абатменты отличаются от неоригинальных, с целью определения фактора, оказывающего наибольшее влияние на величину микрозазора в коническом соединении при моделировании жевательной нагрузки. В качестве потенциально значимых были выделены четыре параметра: материал фиксирующего винта и материал абатмента (исключительно для имплантатов Straumann BL, поскольку комплектующие данной системы различались по составу сплавов), а также геометрия винта и геометрия абатмента, анализируемые для всех исследуемых имплантационных систем. Следует отметить, что понятие «геометрия» использовалось в обобщённом смысле и включало совокупность всех доступных для измерения геометрических характеристик конструкции. В рамках каждого моделирования один из указанных параметров у оригинальной супраструктуры заменяли на соответствующее значение, характерное для неоригинального абатмента, после чего фиксировали изменения расчетных показателей [21]. Сравнительный анализ выполнялся путем расчёта отношения величины, полученной для оригинального абатмента, к разнице между параметрами оригинального и неоригинального вариантов.

2.5 Микротомографическое исследование микрозазора между дентальным имплантатом и абатментом

С целью более детальной характеристики геометрических параметров исследуемых образцов, а также для дополнительной оценки величины микрозазора в зоне конического соединения, было проведено компьютерное микротомографическое исследование с использованием установки NeoScan N80 («Спектроника», Россия). Сканирование выполняли при силе тока рентгеновского источника 145 мкА, рабочем напряжении 110 кВ, спиральном типе траектории, шаге поворота $0,3^\circ$, пространственном разрешении 1 мкм и усреднении сигнала по 4–5 кадрам.

Обработка полученных теневых проекций осуществлялась с применением программного обеспечения NRecon (Bruker Micro CT, Бельгия), что позволило минимизировать влияние аппаратных артефактов и корректно задать диапазон градаций серого, соответствующий уровню рентгеновского поглощения и плотности исследуемых материалов. Последующий анализ трехмерных реконструкций проводился с использованием программ DataViewer и CTVox (Bruker, США). На данном этапе исследования оценивалась величина микрозазора конического соединения и длины зон сопряжения конических поверхностей в соединениях «имплантат–абатмент» и «винт–абатмент» (Рисунок 8).

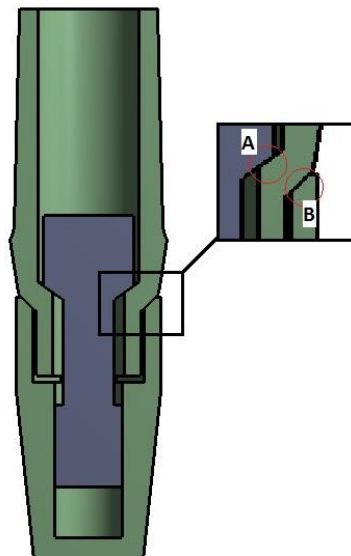


Рисунок 8 – Конические образующие: А – «винт-абатмент»; В – «имплантат-абатмент»

2.6 Анкетирование стоматологов для оценки степени клинической значимости конструктивных особенностей имплантационных систем

Экспертный опрос проводился анонимно с помощью электронных форм анкетирования, сплошным методом, анкета включала в себя по большей части закрытые вопросы. Врачам-стоматологам, применяющим в своей клинической практике дентальную имплантацию, было предложено ответить на вопросы, отражающие предпочтения в выборе имплантационных систем, основанные на личном опыте, а также затрагивающие их мнение о роли различных факторов в благоприятном исходе протезирования на дентальных имплантатах [23]. В анкетировании приняло участие 48 стоматологов по г. Красноярску, 3 анкеты было исключено из статистической обработки по результатам фильтрующего вопроса, таким образом, статистической обработке подверглось 45 анкет. Форма опросника представлена на рисунке А.2 Приложения А.

2.7 Клиническая оценка осложнений протезирования на оригинальных и неоригинальных абатментах

Для оценки успеха протезирования на дентальных имплантатах был выполнен ретроспективный анализ рентгеновских снимков (283 ортопантограммы) 56 пациентов из баз медицинских данных стоматологических клиник ООО «МедиДентЭлит» и ООО «ЛНУПЦ «МедиДент», произведенных с разной периодичностью. Рентгенологический метод является одним из наиболее достоверных способов выявления периимплантита [20, 148]. В процессе обработки баз рентгеновских снимков оценивалось состояние костной ткани вокруг 67 имплантатов с неоригинальными абатментами и 84 имплантатов с оригинальными абатментами, всего 151 имплантат. На основании данных медицинской документации и рентгенологических снимков пациенты были распределены на группы:

- запротезированные с использованием только оригинальных абатментов;
- запротезированные с использованием только неоригинальных абатментов;
- смешанное протезирование с использованием оригинальных и неоригинальных абатментов.

Критериями включения пациентов в ретроспективное исследование служили следующие показатели:

- согласие на участие в исследовании (форма согласия на Рисунке А.1 Приложения А);
- отсутствие соматической патологии (условно здоровые пациенты);
- протезирование одиночными или шинированными искусственными коронками или мостовидными протезами с винтовой фиксацией протяжённостью не более 4 единиц;
- классическая двухэтапная методика имплантации;

- отсутствие одномоментной реконструктивной подготовки (мягкотканые и костные пластики).

Отобранные рентгенограммы и соответствующие им медицинские записи лечащих врачей анализировались, далее пациенты согласно отсроченным результатам лечения делились на две группы:

- пациенты со стабильным уровнем периимплантатной костной ткани с допустимым ремоделированием;
- пациенты с прогрессирующей резорбцией костной ткани (периимплантитом) вплоть до потери имплантата.

Помимо ретроспективного анализа автором в течение 1,5-2 лет было проведено собственное клиническое наблюдение 26 пациентов, запротезированных с использованием 48 неоригинальных абатментов, и 21 пациента, запротезированного с использованием 31 оригинального абатмента. Критериями включения пациентов в исследование служили те же условия, что и для ретроспективного анализа. Для оценки состояния периимплантатных тканей использовалась прицельная радиовизиография с целью измерения уровня костной ткани относительно платформы имплантата в течение периода наблюдения, а также клинический осмотр пациентов с определением индекса кровоточивости по Muhlemann в модификации Cowell в области супраконструкций на имплантатах и упрощенного индекса гигиены рта Green J.C., Vermillion J.R. (Simplified Oral Hygiene Index, OHI-S) [4, 5, 28, 34, 78, 152]. При резорбции уровня костной ткани относительно уровня платформы имплантата более 1 мм в первый год и более 0,2 мм в последующий, а также при установленной средней и высокой степени воспаления десны выставлялся диагноз «периимплантит» [33].

2.8 Статистическая обработка результатов исследования

Статистическая обработка результатов исследования проводилась в среде программирования Visual Studio Code на языке программирования Python 3.10. Все количественные показатели были оценены на подчинение закону нормального

распределения данных с использованием критерия Шапиро-Уилка. Так как все исследуемые параметры подчинялись данному закону ($p > 0,05$), то для описания их центра и отклонения использовались среднее значение и стандартное отклонение ($M \pm \sigma$). Качественные признаки описывались с помощью абсолютных и относительных частот. Для сопоставления параметров оригинальных и неоригинальных абатментов, полученных с использованием МКЭ, применялся модуль DTW (Dynamic Time Warping). Данный алгоритм используется для анализа временных или последовательных данных, когда изменение одного параметра сопровождается изменением другого. Принцип работы DTW заключается в попарном сравнении элементов двух последовательностей с применением динамической оптимизации с целью минимизации расстояния между соответствующими точками. Таким образом определяется степень сходства между исследуемыми наборами данных. В случае отсутствия временных сдвигов DTW вычисляет обычное Евклидово расстояние, без учёта возможных искажений или смещений. Статистическая значимость различий оценивалась методом перестановочного теста при пороговом уровне значимости $\alpha = 0,05$.

Отсутствие статистической обработки на втором этапе эксперимента с помощью МКЭ обусловлено форматом обрабатываемых данных, которые были основаны на результатах предыдущего эксперимента. Метод конечно-элементного моделирования подразумевает решение дифференциального уравнения, которое может быть решено единственным образом, соответственно, для каждого цикла выборка отсутствует и нет таких данных, которые можно было бы сравнить между собой. Сравнение показателей разных циклов при этом бессмысленно, т.к. они являются разными рядами данных. Таким образом, второй этап эксперимента с помощью МКЭ не подлежал статистической обработке ввиду единственности полученных результатов и отсутствия вероятности отклонения.

Оценку различий между качественными признаками исследования проводили с помощью критерия χ^2 -Пирсона, двухвыборочного t-теста Уэлча, за уровень статистической значимости принимали $\alpha = 0,05$. Для углубленной статистической обработки использовался z-тест (proportions z-test), который

применяется для проверки статистической значимости различий между пропорциями двух независимых выборок, особенно когда исследуемая характеристика является бинарной (в частности, в ретроспективном исследовании – наличие или отсутствие периимплантита).

ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1 Характер микрозазора между имплантатом и разными видами абатментов

Применение сканирующей электронной микроскопии позволило идентифицировать зоны неполного контакта имплантата как с оригинальными, так и с неоригинальными абатментами. Так, в системе NobelParallel CC при использовании неоригинального абатмента на увеличении $\times 30$ отмечалось визуальное равномерное прилегание по всей поверхности конического соединения «имплантат–абатмент», тогда как при увеличении $\times 70$ выявлялись участки неплотного сопряжения абатмента с имплантатом (Рисунок 9 А, Б).

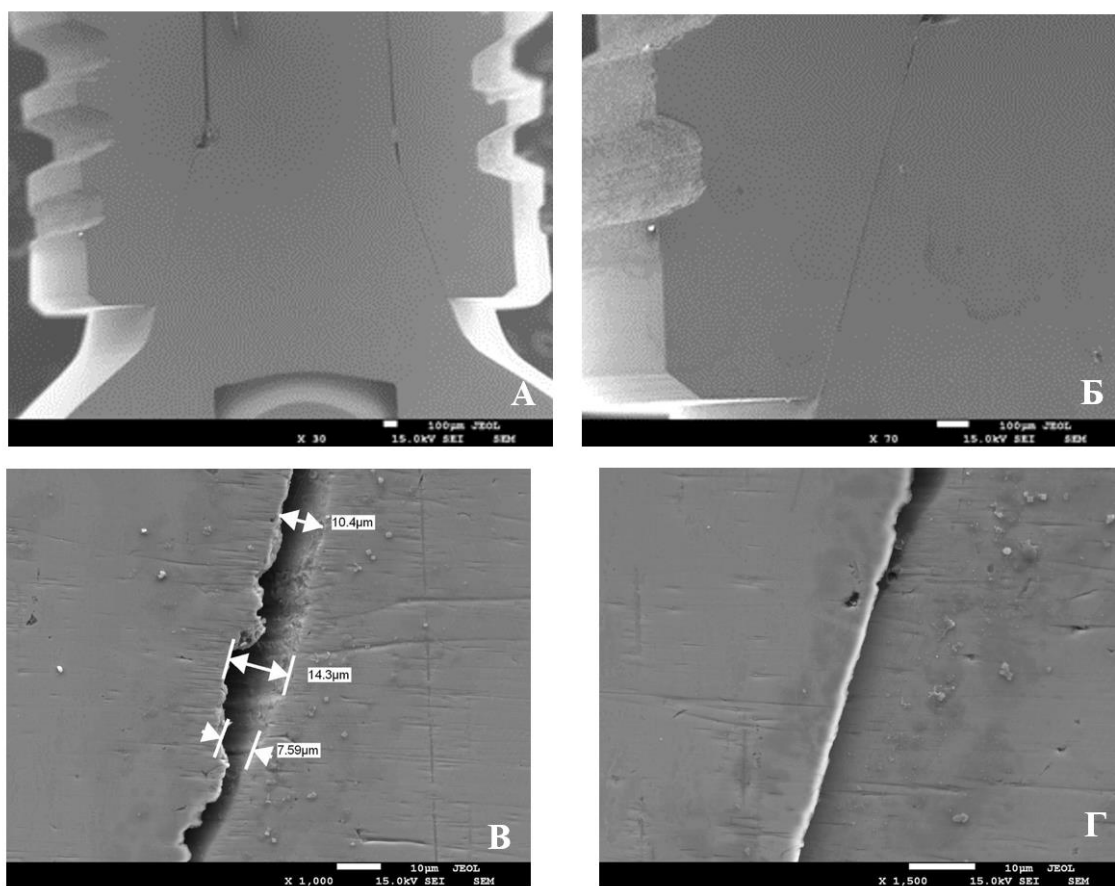


Рисунок 9 – СЭМ-изображение соединения имплантата NobelParallel CC с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – $\times 30$, Б – $\times 70$, В – $\times 1000$, Г – $\times 1500$

При увеличении $\times 1000$ были выявлены участки неплотного прилегания неоригинального абатмента к имплантату, распространявшиеся практически на всю протяжённость конического соединения, при этом величина микрозазора в данных зонах начиналась от 7,59 мкм. В то же время на участках плотного контакта при увеличении $\times 1500$ микрозазор не визуализировался (Рисунок 9 В, Г).

Оценка качества соединения имплантата с оригинальным абатментом системы NobelParallel CC при увеличении $\times 30$ продемонстрировала равномерное прилегание без признаков микрозазора. Аналогичная картина сохранялась и при увеличениях $\times 75$ и $\times 1500$ на всем протяжении соединения. Лишь при максимальном увеличении $\times 5000$ на ограниченном участке было обнаружено минимальное по протяжённости несоответствие с величиной микрозазора $1,26 \pm 0,18$ мкм (Рисунок 10).

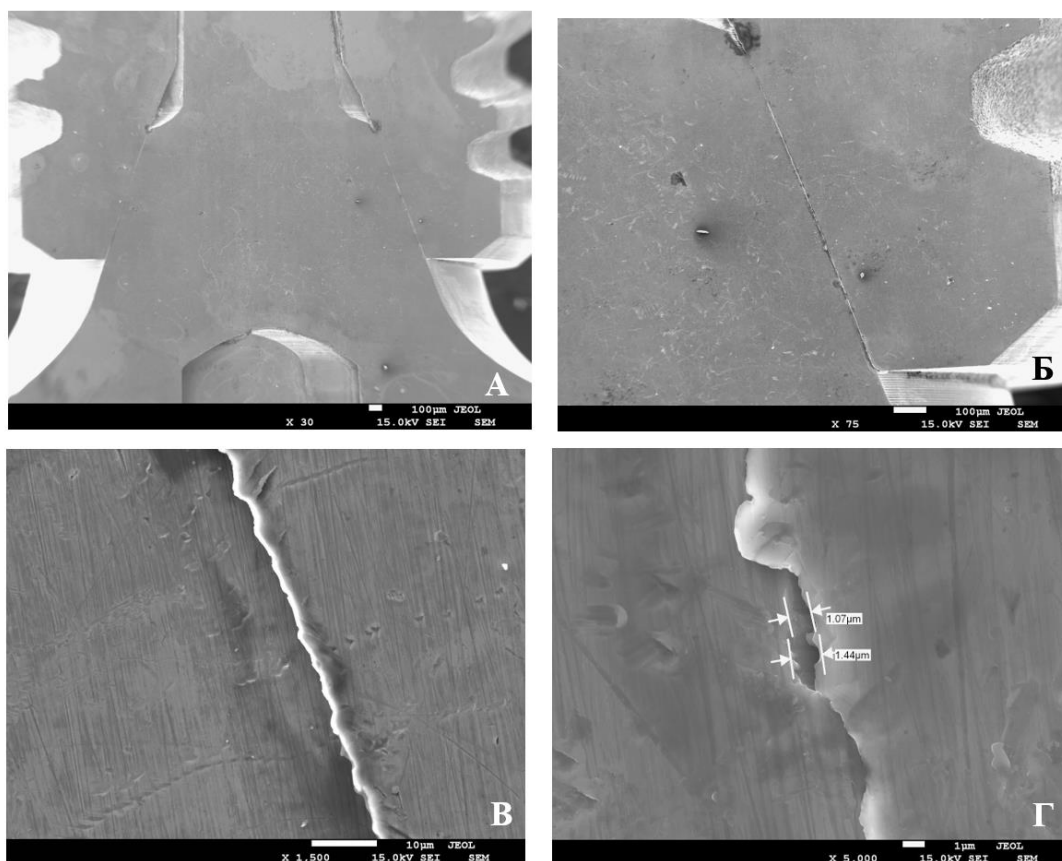


Рисунок 10 – СЭМ-изображение соединения имплантата NobelParallel CC с оригинальным абатментом на увеличениях: А – $\times 30$, Б – $\times 75$, В – $\times 1500$, Г – $\times 5000$

При исследовании имплантата Straumann BL с неоригинальным абатментом на увеличении $\times 30$ в зоне конического соединения отмечалось плотное прилегание абатмента к имплантату без визуализации микрозазора. Однако при увеличении $\times 100$ в отдельных участках соединения выявлялись признаки неплотного контакта. При дальнейшем увеличении до $\times 1500$ и $\times 5000$ были отчетливо зафиксированы зоны неплотного прилегания, в которых величина микрозазора составляла $1,70 \pm 0,10$ мкм (Рисунок 11).

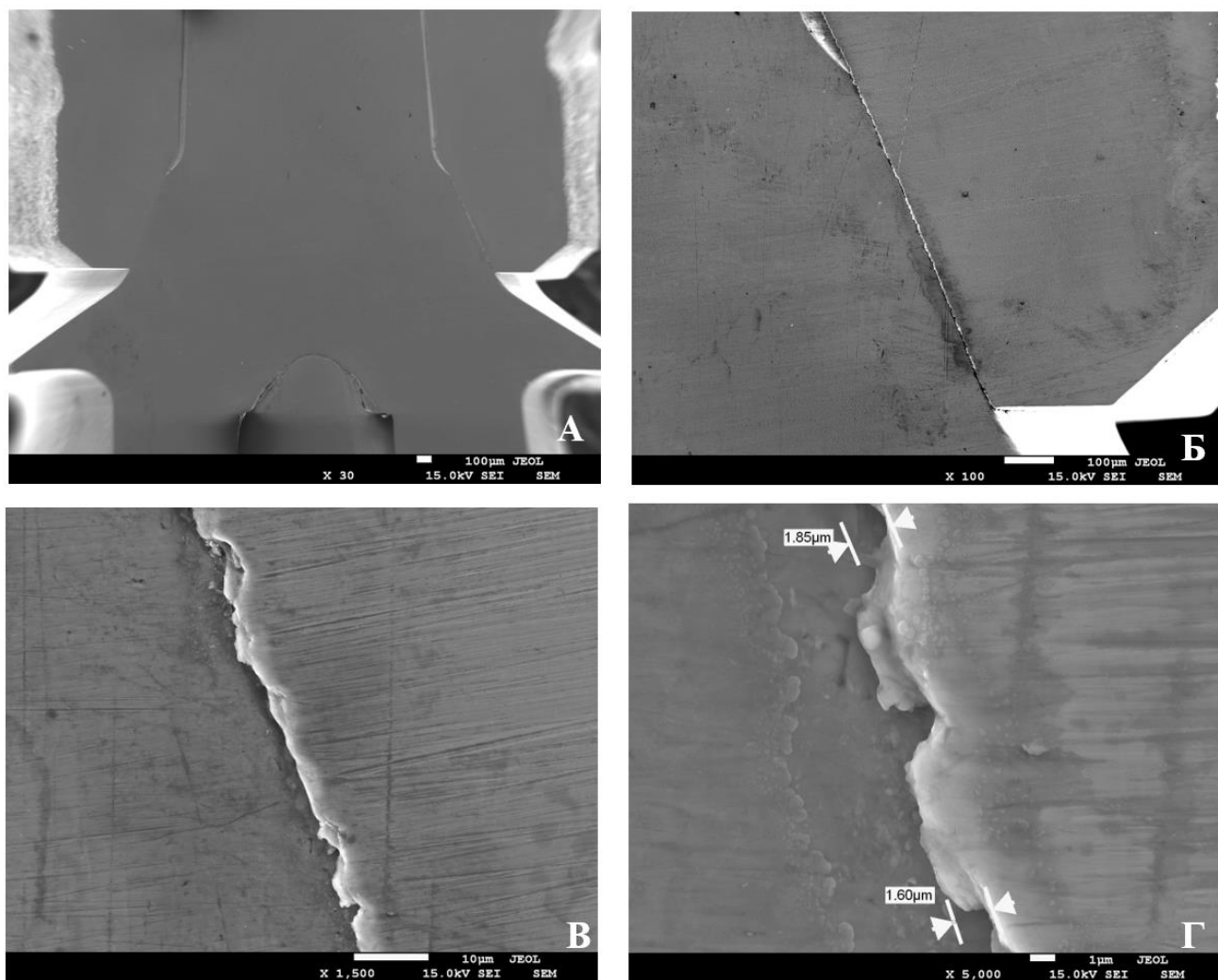


Рисунок 11 – СЭМ-изображение соединения имплантата Straumann BL с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – $\times 30$, Б – $\times 100$, В – $\times 1500$, Г – $\times 5000$

При оценке поверхности соединения имплантата Straumann BL с оригинальным абатментом на увеличении $\times 30$ отмечалось равномерное прилегание по всей длине сопряжения и отсутствие визуализируемого микрозазора, что также подтверждалось при увеличении $\times 100$ (Рисунок 12 А, Б). При увеличении $\times 1500$ выявлялись отдельные зоны неплотного контакта, сопровождающиеся формированием микрозазора небольшой величины (Рисунок 12 В). На максимальном увеличении $\times 10000$ в ограниченном участке соединения был зафиксирован минимальный по протяжённости микрозазор, значения которого начинались от $0,78 \pm 0,17$ мкм (Рисунок 12 Г).

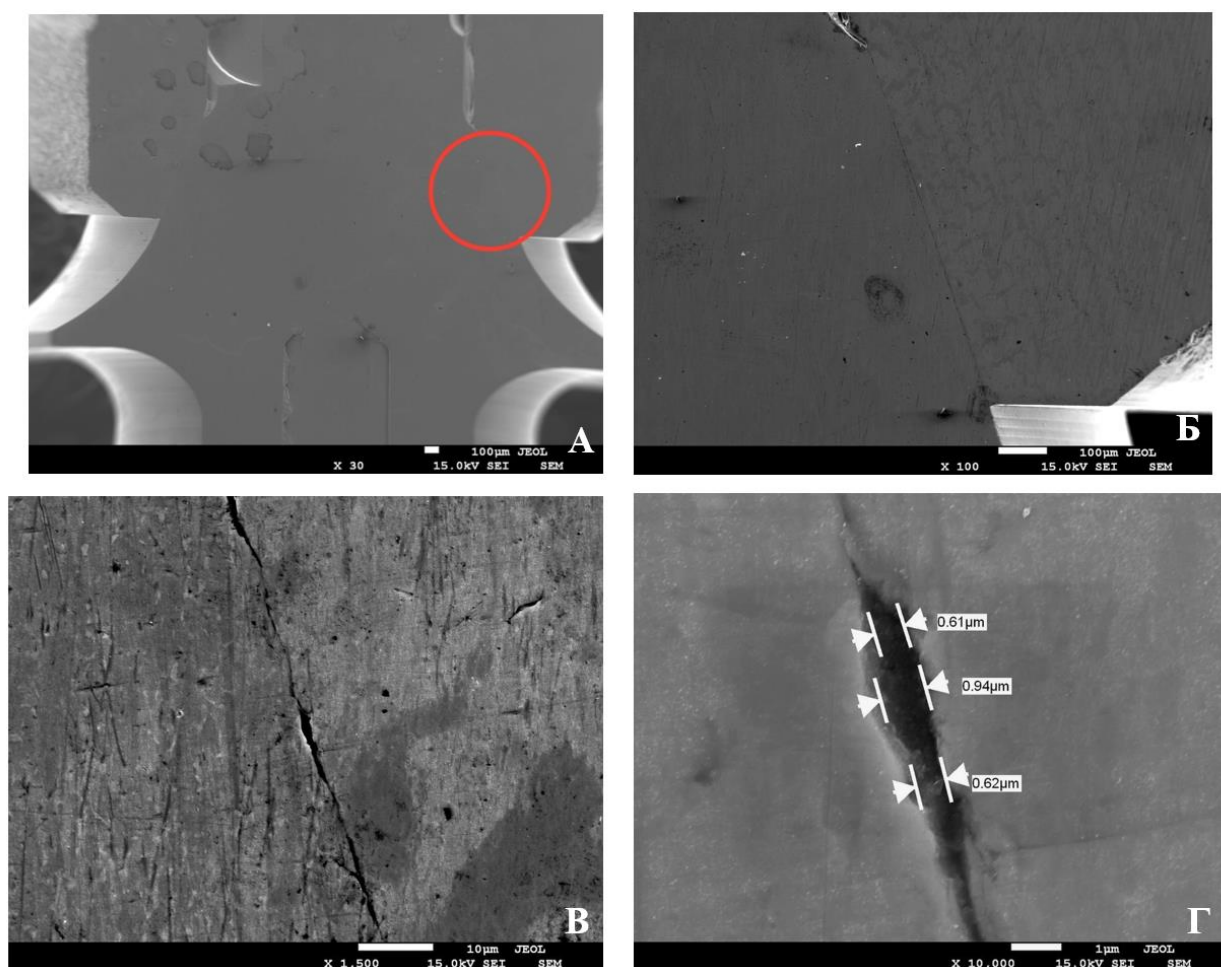


Рисунок 12 – СЭМ-изображение соединения имплантата Straumann BL с оригинальным абатментом на увеличениях: : А – $\times 30$, Б – $\times 100$, В – $\times 1500$, Г – $\times 10000$

Анализ СЭМ-изображений соединения имплантата BioHorizons ТІ с неоригинальным абатментом показал, что при увеличении $\times 30$ отмечалось равномерное прилегание по всей протяжённости конического сопряжения «имплантат–абатмент», однако уже при увеличении $\times 180$ выявлялись отдельные участки неплотного контакта (Рисунок 13 А, Б). При увеличении $\times 1500$ микрозазор визуализировался практически на всём протяжении соединения (Рисунок 13 В), а при увеличении $\times 5000$ была зафиксирована его величина, составившая $2,37 \pm 0,13$ мкм (Рисунок 13 Г).

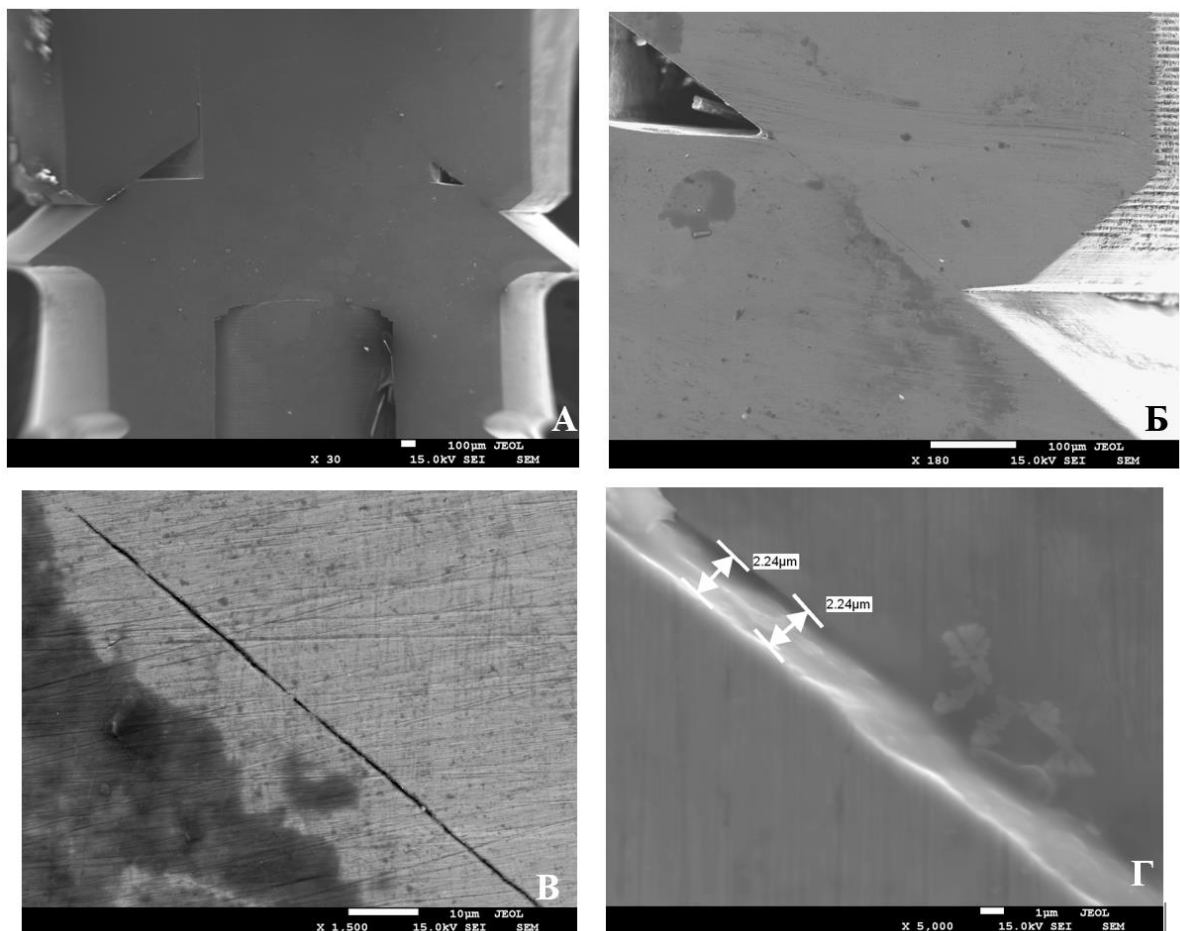


Рисунок 13 – СЭМ-изображение соединения имплантата BioHorizons ТІ с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – $\times 30$, Б – $\times 180$, В – $\times 1500$, Г – $\times 5000$

При исследовании имплантата BioHorizons ТІ с оригинальным абатментом на увеличении $\times 30$ отмечалось равномерное и плотное прилегание по всей длине

шлифа конического соединения. Аналогичная картина герметичного контакта сохранялась и при увеличении $\times 150$. Признаки формирования микрозазора не выявлялись на протяжении всего конического соединения даже при увеличениях $\times 1500$ и $\times 10000$ (Рисунок 14).

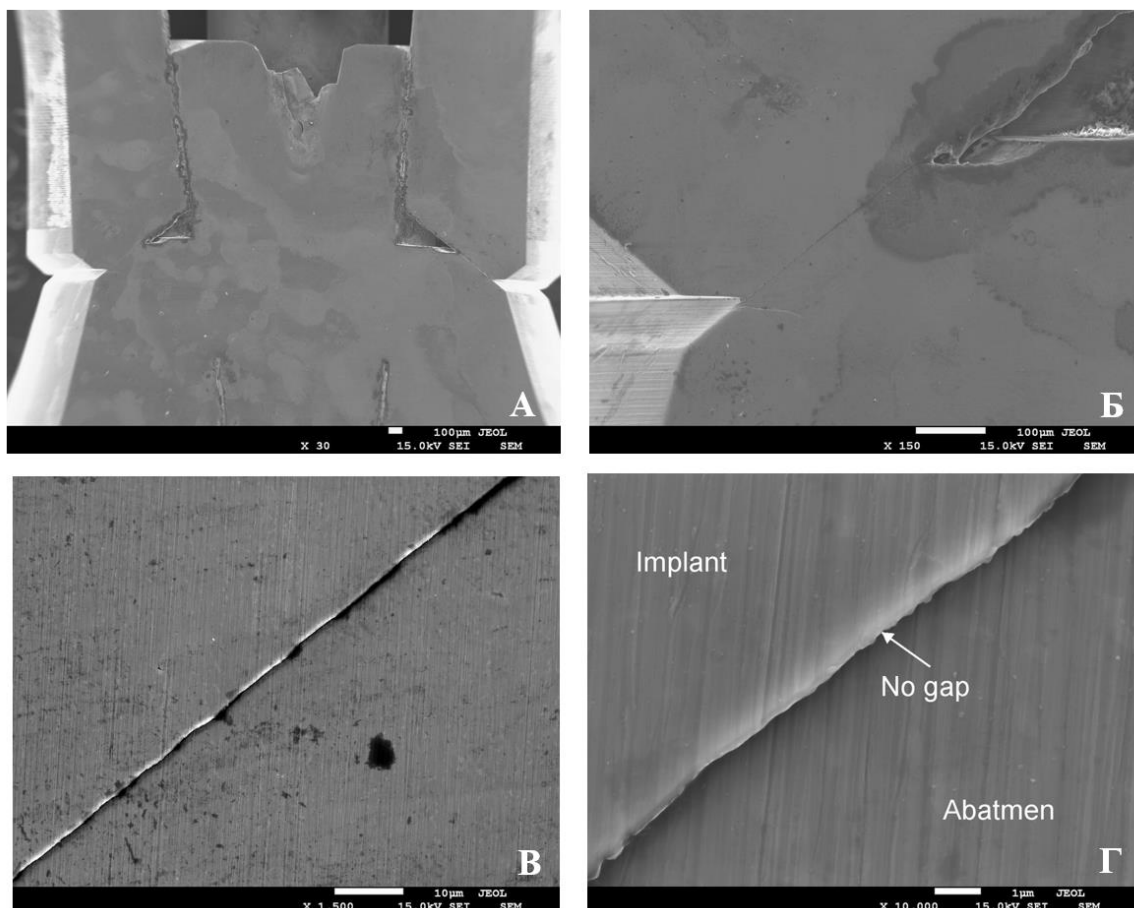


Рисунок 14 – СЭМ-изображение соединения имплантата BioHorizons TI с оригинальным абатментом на увеличениях: А – $\times 30$, Б – $\times 150$, В – $\times 1500$, Г – $\times 10000$

Наглядно полученные методом СЭМ результаты эксперимента представлены в Таблице 4.

Таблица 4 – Величина зазора конического соединения оригинального и неоригинального абатментов в разных имплантационных системах

Параметры	NobelParallel CC		Straumann BL		BioHorizons TI	
	Оригинальный абатмент	Неоригинальный абатмент	Оригинальный абатмент	Неоригинальный абатмент	Оригинальный абатмент	Неоригинальный абатмент
Зазор, мкм	$1,26 \pm 0,18$	$9,00 \pm 1,40$	$0,78 \pm 0,17$	$1,70 \pm 0,10$	Зазор не выявлен	$2,37 \pm 0,13$

Таким образом, во всех случаях соединение имплантата с оригинальным абатментом демонстрировало более точное прилегание в сравнении с комбинацией «имплантат - неоригинальный абатмент». Минимальное значение микрозазора среди соединений с неоригинальными супраструктурами зарегистрировано в отношении имплантационной системы Straumann BL. Имплантаты системы BioHorizons TI характеризовались наименьшими значениями микрозазора в сочетании с оригинальными компонентами.

3.2 Соответствие качественного состава сплава компонентов имплантационных систем заявленному производителем

Химический состав материалов абатментов и имплантатов был определен с использованием метода EDX (Таблица 5).

Опираясь на данные Таблиц 1, 3 и Рисунка 2, можно заключить, что заявленный производителями качественный состав сплавов соответствует полученным в ходе EDX результатам, однако для неоригинальных абатментов к системам BioHorizons TI и Straumann BL, а также собственно имплантатов Straumann BL были обнаружены небольшие количественные расхождения между фактическим процентным соотношением химических элементов и технической формулой сплавов.

Таблица 5 – Химический состав имплантатов и абатментов

Система		Состав, масс. %				
		Al	Ti	V	Zr	Nb
BioHorizons TI	Неоригинальный абатмент	6,66	90,09	2,49	—	—
	Оригинальный абатмент	5,78	90,53	3,69	—	—
	Имплантат	6,15	90,70	3,16	—	—
NobelParallel CC	Неоригинальный абатмент	6,13	90,22	3,65	—	—
	Оригинальный абатмент	6,06	89,19	4,75	—	—
	Имплантат	—	100,00	—	—	—
Straumann BL	Неоригинальный абатмент	5,97	91,04	2,99	—	—
	Оригинальный абатмент	5,59	88,07	—	—	7,33
	Имплантат	—	81,38	—	18,62	—

3.3 Характер изменения параметров микрозазора между имплантатом и абатментом в условиях жевательной нагрузки

Моделирование условий функциональной нагрузки позволило оценить характер изменений положения абатмента и размера микрозазора конического соединения.

Первым этапом исследовалось горизонтальное отклонение абатмента при латеральной нагрузке. График отклонения абатмента от исходной оси под разными силами приложения представлен на Рисунке 15.

При латеральной нагрузке в 150 Н:

- Максимальная величина горизонтального отклонения выявлена в системе NobelParallel CC у оригинального абатмента в первый цикл нагрузки, величина отклонения составила 132,5 мкм.
- У BioHorizons TI максимальное горизонтальное отклонение размером в 87,7 мкм было выявлено у оригинального абатмента.
- В системе Straumann BL горизонтальное отклонение достигло максимального значения у неоригинального абатмента и составило 93,4 мкм.

Стоит отметить, что в ста процентах случаев горизонтальное отклонение абатмента достигало своего максимального значения после первого нагрузочного цикла.

При латеральной нагрузке в 300 Н:

- Аналогично результатам нагрузки в 150 Н максимальную величину горизонтального отклонения в первый цикл эксперимента показал оригинальный абатмент NobelParallel CC, отклонение составило 303,1 мкм.
- В системе Straumann BL горизонтальное отклонение достигало максимального значения у неоригинального абатмента и равнялось 197,8 мкм.
- Максимальное горизонтальное отклонение наблюдалось у оригинального абатмента BioHorizons TI величиной в 219,7 мкм.

При латеральной нагрузке в 450 Н:

- Максимальную величину горизонтального отклонения вновь продемонстрировал оригинальный абатмент системы NobelParallel CC, но в 100-ый цикл нагрузки, а не 1-ый; горизонтальное отклонение составило 794,3 мкм.
- У системы Straumann BL горизонтальное отклонение достигло максимума в случае с неоригинальным абатментом и составило 313,3 мкм.
- Максимальное горизонтальное отклонение у BioHorizons TI, равное 398,1 мкм, выявлено у оригинального абатмента в 100-ый цикл нагрузки.

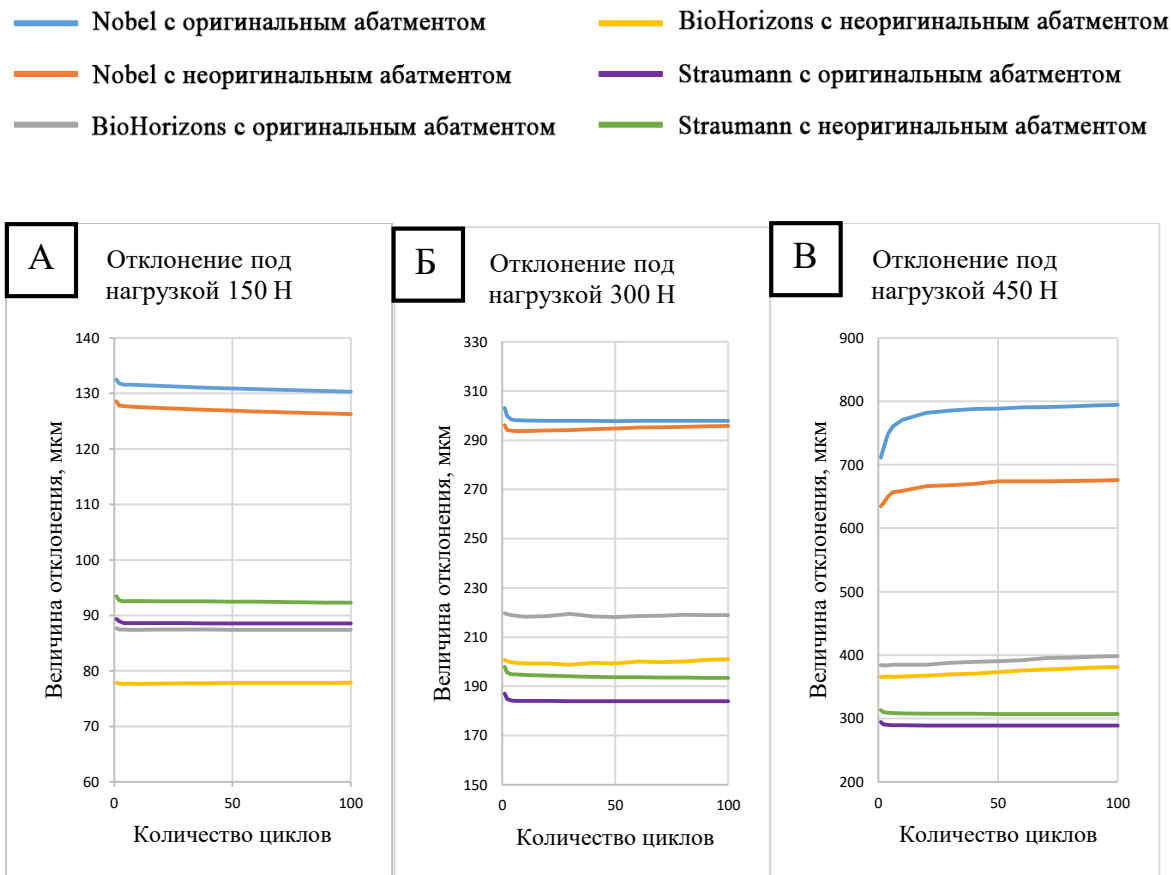


Рисунок 15 – Горизонтальное отклонение абатмента при нагрузке: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н

Средние значения всех полученных горизонтальных отклонений абатментов за 100 циклов нагрузки представлены в Таблице 6.

Таким образом, наибольшие значения среднего горизонтального отклонения наблюдаются у образцов системы NobelParallel CC (как для оригинальных, так и для неоригинальных абатментов). Неоригинальные абатменты, совместимые с BioHorizons TI и NobelParallel CC, демонстрировали меньшее среднее горизонтальное отклонение в сравнении с оригинальными абатментами при любой силе нагрузки. У Straumann BL во всех экспериментах среднее горизонтальное отклонение оригинального абатмента было меньше, чем отклонение неоригинального.

Таблица 6 – Среднее значение и стандартное отклонение горизонтального отклонения абатментов при различных нагрузках

Система	Отклонение при нагрузке, мкм		
	150 Н	300 Н	450 Н
NobelParallel CC (оригинальный абатмент)	131,14 ± 0,61	298,46 ± 1,44	772,73 ± 27,12
NobelParallel CC (неоригинальный абатмент)	127,15 ± 0,66	294,72 ± 0,81	663,45 ± 13,89
BioHorizons TI (оригинальный абатмент)	87,45 ± 0,07	218,82 ± 0,46	389,50 ± 5,41
BioHorizons TI (неоригинальный абатмент)	77,78 ± 0,07	199,86 ± 0,63	371,71 ± 5,87
Straumann BL (оригинальный абатмент)	88,66 ± 0,22	184,27 ± 0,85	289,68 ± 1,50
Straumann BL (неоригинальный абатмент)	92,56 ± 0,28	194,37 ± 1,20	308,29 ± 1,72

Так как сплавы, из которых изготовлены компоненты имплантационной системы, подвержены пластической деформации, которая в условиях адекватной жевательной нагрузки должна оставаться незначительной, замерялось и остаточное горизонтальное отклонение абатментов после разгрузки [122] (Рисунок 16).

После разгрузки силы в 150 Н:

- Максимальная величина остаточного отклонения была выявлена у оригинального абатмента NobelParallel CC, она составила 44,2 мкм.
- У BioHorizons TI максимальное остаточное отклонение наблюдалось у оригинального абатмента, величина его составила 5,7 мкм.
- В системе Straumann BL остаточное горизонтальное отклонение абатмента достигло максимального значения 19,4 мкм в соединении с неоригинальным абатментом.

После разгрузки силы в 300 Н:

- Максимальное значение остаточного отклонения (81,7 мкм) выявлено у неоригинального абатмента NobelParallel CC в сотый цикл нагрузки. При этом графики, демонстрирующие максимальные остаточные отклонения оригинальной и неоригинальной супраструктуры, единожды пересеклись во время 60-го цикла нагрузки.

- Максимальное остаточное отклонение у системы BioHorizons TI установлено у неоригинального абатмента, величина отклонения равнялась 11,7 мкм.

Система Straumann BL показала максимальное остаточное отклонение, равное 37,2 мкм, в соединении с неоригинальным абатментом.

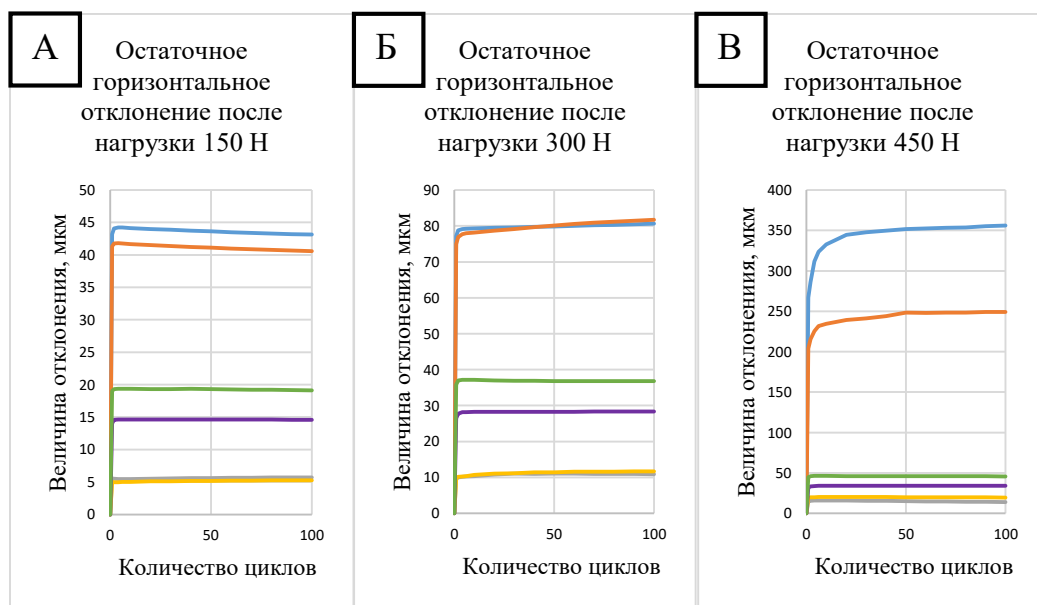


Рисунок 16 – Остаточное горизонтальное отклонение абатмента после разгрузки:

А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н

После разгрузки силы в 450 Н:

- Максимальную величину остаточного отклонения в 356 мкм показал оригинальный абатмент системы NobelParallel CC в сотый нагрузочный цикл.
- Максимальное остаточное отклонение в системе BioHorizons TI выявлено у неоригинального абатмента, отклонение составило 20,4 мкм.
- У системы Straumann BL остаточное отклонение достигает максимального значения в соединении с неоригинальным абатментом (34,1 мкм).

Средние значения всех полученных остаточных горизонтальных отклонений абатментов за 100 циклов нагрузки представлены в Таблице 7.

Таблица 7 – Среднее значение и стандартное отклонение остаточных горизонтальных отклонений образцов при различных нагрузках

Система	Отклонение при разгрузке, мкм		
	150 Н	300 Н	450 Н
NobelParallel CC (оригинальный абатмент)	40,78 ± 11,29	74,27 ± 20,56	312,39 ± 90,56
NobelParallel CC Nobel (неоригинальный абатмент)	38,50 ± 10,66	73,94 ± 20,54	221,77 ± 62,83
BioHorizons TI (оригинальный абатмент)	5,20 ± 1,44	9,94 ± 2,79	14,16 ± 3,97
BioHorizons TI (неоригинальный абатмент)	4,78 ± 1,33	10,30 ± 2,92	18,66 ± 5,17
Straumann BL (оригинальный абатмент)	13,60 ± 3,77	26,23 ± 7,28	31,60 ± 8,76
Straumann BL (неоригинальный абатмент)	17,98 ± 4,98	34,41 ± 9,53	42,92 ± 11,88

Наибольшие значения остаточных отклонений наблюдаются у образцов системы NobelParallel CC, внутри самой системы – с оригинальным абатментом. У имплантационной системы Straumann BL среднее остаточное отклонение с

неоригинальным абатментом меньше, чем с оригинальным. Наименьшее среднее остаточное отклонение характерно для системы BioHorizons TI, но нет однозначной закономерности относительно оригинального и неоригинального абатмента.

После анализа степени отклонения абатмента под нагрузкой и после разгрузки измеряли величину микрозазора конического соединения в тех же условиях смоделированной жевательной нагрузки (Рисунок 17).

При латеральной нагрузке в 150 Н:

- Наибольший микрозазор отмечен у соединения имплантата BioHorizons TI с оригинальным абатментом, его значение в первом цикле нагрузки составило 4,4 мкм.

- В системе Straumann BL наибольший микрозазор выявлен между имплантатом и неоригинальным абатментом в первом цикле нагрузки, он достиг 0,8 мкм.

- У системы NobelParallel CC максимальная величина микрозазора наблюдалась в соединении с оригинальным абатментом – 1,3 мкм.

При латеральной нагрузке в 300 Н:

- Аналогично предыдущему эксперименту, максимальный микрозазор в 20,1 мкм отмечен в соединении имплантата BioHorizons TI с оригинальным абатментом.

- У Straumann BL максимальный микрозазор выявлен между имплантатом и неоригинальным абатментом в первом цикле нагрузки, величина его составила 4,8 мкм.

- В системе NobelParallel CC максимальный зазор между имплантатом и оригинальным абатментом составил 8,8 мкм.

При латеральной нагрузке в 450 Н:

- Максимальный микрозазор, равный 45,3 мкм, выявлен в соединении имплантата BioHorizons TI с неоригинальным абатментом на 100-м цикле нагрузки. При этом графики, отражающие поведение оригинального и неоригинального абатментов, один раз пересекаются в области 30-го цикла нагрузки.

- У системы Straumann BL максимальный микрозазор величиной 10,7 мкм был зафиксирован в первый цикл нагрузки между имплантатом и неоригинальным абатментом.
- При латеральной нагрузке на имплантат системы NobelParallel CC максимальный микрозазор продемонстрировало соединение с оригинальным абатментом, микрозазор равен 33,8 мкм.

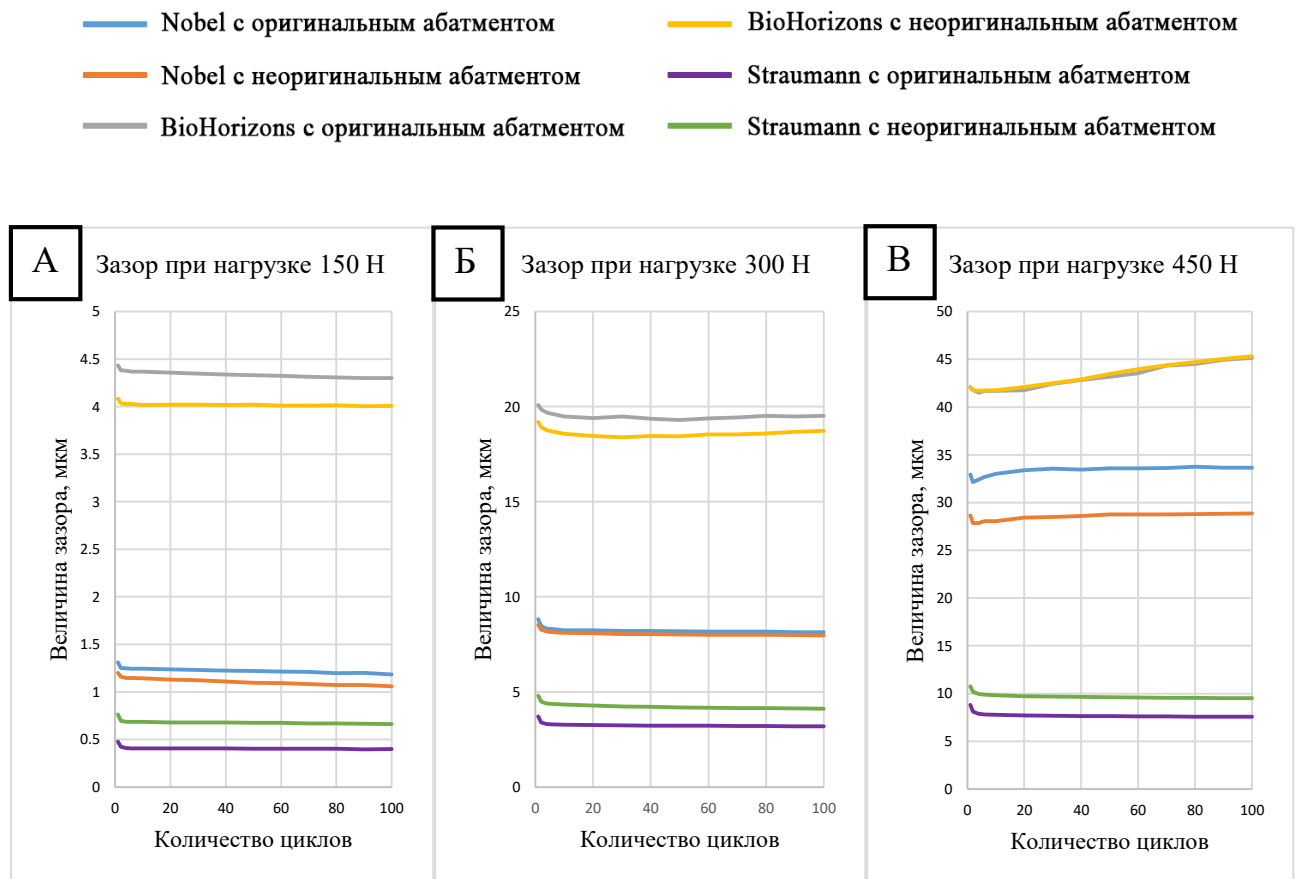


Рисунок 17 – Величина микрозазора между имплантатом и абатментом при нагрузке: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н

Стоит отметить, что после первого цикла нагрузки в зонах контакта возникала значительная пластическая деформация. В дальнейшем изменения этого показателя были несущественны.

Средние величины всех микрозазоров, измеренных в условиях латеральной нагрузки, представлены в Таблице 8.

Таблица 8 – Среднее значение и стандартное отклонение микрозоров при различных нагрузках

Система	Микрозор при нагрузке, мкм		
	150 Н	300 Н	450 Н
NobelParallel CC (оригинальный абатмент)	$1,23 \pm 0,03$	$8,27 \pm 0,18$	$33,25 \pm 0,52$
NobelParallel CC (неоригинальный абатмент)	$1,12 \pm 0,04$	$8,10 \pm 0,15$	$28,48 \pm 0,37$
BioHorizons TI (оригинальный абатмент)	$4,35 \pm 0,04$	$19,55 \pm 0,21$	$42,96 \pm 1,32$
BioHorizons TI (неоригинальный абатмент)	$4,02 \pm 0,02$	$18,64 \pm 0,22$	$43,10 \pm 1,35$
Straumann BL (оригинальный абатмент)	$0,41 \pm 0,02$	$3,28 \pm 0,14$	$7,79 \pm 0,33$
Straumann BL (неоригинальный абатмент)	$0,68 \pm 0,02$	$4,29 \pm 0,19$	$9,78 \pm 0,34$

Наибольшие средние показатели микрозора под нагрузкой были выявлены у образцов системы BioHorizons TI, где в зависимости от силы приложения менялось и соотношение микрозоров оригинального и неоригинального абатмента. Наименьшие значения микрозора – у системы Straumann BL, при этом минимальный микрозор внутри этой системы всегда соответствовал оригинальному абатменту.

Аналогично первой части эксперимента программой измерялся и микрозор после разгрузки, т.е. были смоделированы условия завершения жевательного цикла (Рисунок 18).

После разгрузки силы в 150 Н остаточный микрозор между имплантатом и абатментом не был выявлен ни в одной системе.

После разгрузки силы в 300 Н:

- В системе Straumann BL остаточный микрозазор между имплантатом и абатментом не был выявлен.
- Максимальный остаточный микрозазор у BioHorizons TI наблюдался между имплантатом и неоригинальным абатментом, он был равен 0,01 мкм.
- Система NobelParallel CC продемонстрировала максимальный остаточный микрозазор величиной 0,25 мкм в соединении с оригинальным абатментом.

После разгрузки силы в 450 Н:

- В системе Straumann BL остаточный микрозазор вновь отсутствовал.
- Наибольший остаточный микрозазор у BioHorizons TI составил 0,80 мкм с неоригинальным абатментом.
- У имплантата NobelParallel CC наибольший остаточный микрозазор наблюдался в соединении с оригинальным абатментом (11,60 мкм).

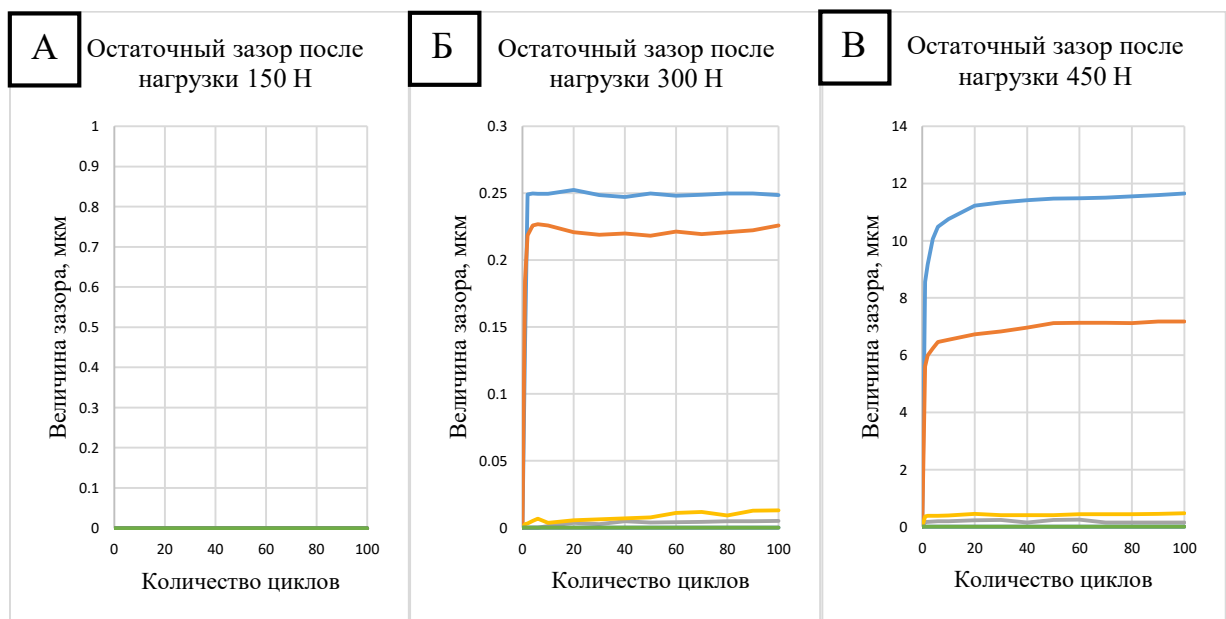


Рисунок 18 – Величина остаточного микрозазора между имплантатом и абатментом при разгрузке: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н

Средние значения всех остаточных микрозазоров, выявленных после разгрузки приложенной силы, представлены в Таблице 9.

Таблица 9 – Среднее значение и стандартное отклонение остаточных микрозазоров при различных нагрузках

Система	Остаточный микрозазор, мкм		
	150 Н	300 Н	450 Н
NobelParallel CC (оригинальный абатмент)	-	$0,23 \pm 0,07$	$10,15 \pm 2,96$
NobelParallel CC (неоригинальный абатмент)	-	$0,20 \pm 0,06$	$6,28 \pm 1,80$
BioHorizons TI (оригинальный абатмент)	-	$0,00 \pm 0,00$	$0,17 \pm 0,06$
BioHorizons TI (неоригинальный абатмент)	-	$0,01 \pm 0,00$	$0,39 \pm 0,11$
Straumann BL (оригинальный абатмент)	-	-	-
Straumann BL (неоригинальный абатмент)	-	-	-

Наибольшие значения остаточного микрозазора наблюдались у системы NobelParallel CC, у системы Straumann BL микрозазор отсутствовал во всех случаях независимо от типа абатмента.

Анализ данных, представленных в таблицах и на графиках, позволил выявить ряд закономерностей, характерных для различных имплантационных систем:

1. После нагрузки 150 Н во всех исследуемых группах остаточный микрозазор отсутствовал. При этом у системы Straumann BL остаточный зазор не фиксировался ни в одном из экспериментов.

2. Максимальное горизонтальное смещение абатмента наблюдалось в системе NobelParallel CC; для нее же характерно наличие выраженного остаточного микрозазора после разгрузки силы величиной 300 и 450 Н.

3. В системе BioHorizons TI зафиксированы наибольшие значения микрозазора в процессе нагружения, однако остаточное смещение абатмента оказалось минимальным.

4. Минимальные показатели микрозазора между имплантатом и абатментом – как во время приложения силы, так и после ее разгрузки – отмечены у системы Straumann BL.

5. При увеличении нагрузки степень отклонения абатмента и величина микрозазора тоже увеличивались независимо друг от друга внутри одной системы.

6. Амплитуда горизонтального смещения абатмента не демонстрирует связи с размерами микрозазора между компонентами соединения. Так, наиболее выраженные значения отклонения абатмента во всех трех режимах нагрузки наблюдались у NobelParallel CC, в то время как максимальные значения микрозазора регистрировались у системы BioHorizons TI.

При анализе различий внутри одной имплантационной системы, с учетом применения оригинальных и неоригинальных супраструктур, выявлены следующие зависимости:

1. Для системы Straumann BL установлено, что во всех исследуемых случаях образцы с оригинальными абатментами демонстрировали меньшие значения горизонтального отклонения и ширины микрозазора, чем образцы с неоригинальными абатментами.

2. При нагрузке, превышающей 300 Н, система BioHorizons TI с оригинальным абатментом характеризовалась меньшим размером микрозазора между имплантатом и абатментом, а также меньшим остаточным горизонтальным отклонением, в сравнении с образцами с неоригинальными абатментами.

3. В других сериях испытаний выявлена обратная тенденция: в парах, где использовались неоригинальные абатменты, значения микрозазора и отклонения

абатмента чаще всего оказывались ниже. При этом разница между измерениями для оригинальных и неоригинальных соединений варьировала от нескольких сотых до десятков микрометров.

Результаты анализа степени различий значений оригинальных и неоригинальных абатментов (DTW-расстояние), полученные с помощью перестановочного теста (критический уровень $\alpha = 0,05$), представлены в Таблице 10.

Таблица 10 – DTW-расстояние между оригинальным и неоригинальным абатментом

Параметры		NobelParallel CC	BioHorizons TI	Straumann BL
Отклонение при нагрузке	150 Н	14,9 ($p < 0,001$)	36,2 ($p < 0,001$)	14,6 ($p < 0,001$)
	300 Н	14,7 ($p = 0,014$)	71,0 ($p < 0,001$)	37,9 ($p < 0,001$)
	450 Н	406,9 ($p < 0,001$)	61,5 ($p < 0,001$)	69,7 ($p < 0,001$)
Остаточное отклонение после разгрузки	150 Н	9,1 ($p = 0,718$)	1,7 ($p = 0,717$)	17,6 ($p = 0,386$)
	300 Н	3,0 ($p = 0,994$)	1,6 ($p = 0,955$)	32,8 ($p = 0,044$)
	450 Н	354,3 ($p = 0,042$)	18,1 ($p = 0,405$)	45,4 ($p = 0,035$)

Продолжение таблицы 10

Параметры		NobelParallel CC	BioHorizons TI	Straumann BL
Микрозazor при нагрузке	150 Н	0,33 (p = 0,013)	1,2 (p < 0,001)	1,0 (p < 0,001)
	300 Н	0,5 (p = 0,736)	3,1 (p < 0,001)	3,7 (p < 0,001)
	450 Н	17,9 (p < 0,001)	0,7 (p = 0,998)	7,4 (p < 0,001)
Остаточный микрозazor после разгрузки	150 Н	0,0 (p = 1,000)	0,0 (p = 1,000)	0,0 (p = 1,000)
	300 Н	0,1 (p = 0,806)	0,015 (p = 0,158)	0,0 (p = 1,000)
	450 Н	15,5 (p = 0,039)	0,9 (p < 0,001)	0,0 (p = 1,000)

В большинстве случаев статистически значимые различия наблюдаются среди результатов, полученных на этапе нагрузки, а не разгрузки абатментов. Уровень значимости p , равный 1, объясняется единственно нулевыми показателями, которые совпадают у оригинальных и неоригинальных абатментов.

3.4 Выявление главенствующего фактора, влияющего на показатели микроззора между имплантатом и абатментом

После конечно-элементного моделирования поведения оригинальных имплантатов в условиях жевательной нагрузки перешли к вычислительному эксперименту тем же методом на основании полученных в разделе 3.3 данных. Один из возможных влияющих факторов заменялся на значения, которые продемонстрировал неоригинальный абатмент. Полученное в результате вычислений положительное значение (по вертикальной оси) означает приближение

показателей применения неоригинального абатмента к исходным результатам. Таким образом, чем выше столбец диаграммы, тем большее влияние имеет данный фактор на полученный ранее результат математического эксперимента. Для образцов с имплантатом Straumann BL производилось вычисление с учетом геометрии и материала абатмента, т.к. оригинальная и неоригинальная протетика на данную имплантационную систему имеет разный качественный состав (Рисунок 19, см. Таблицу 1, см. Рисунок 2). Для других систем вычисления проводились только с учетом геометрических параметров (Рисунок 20, 21).

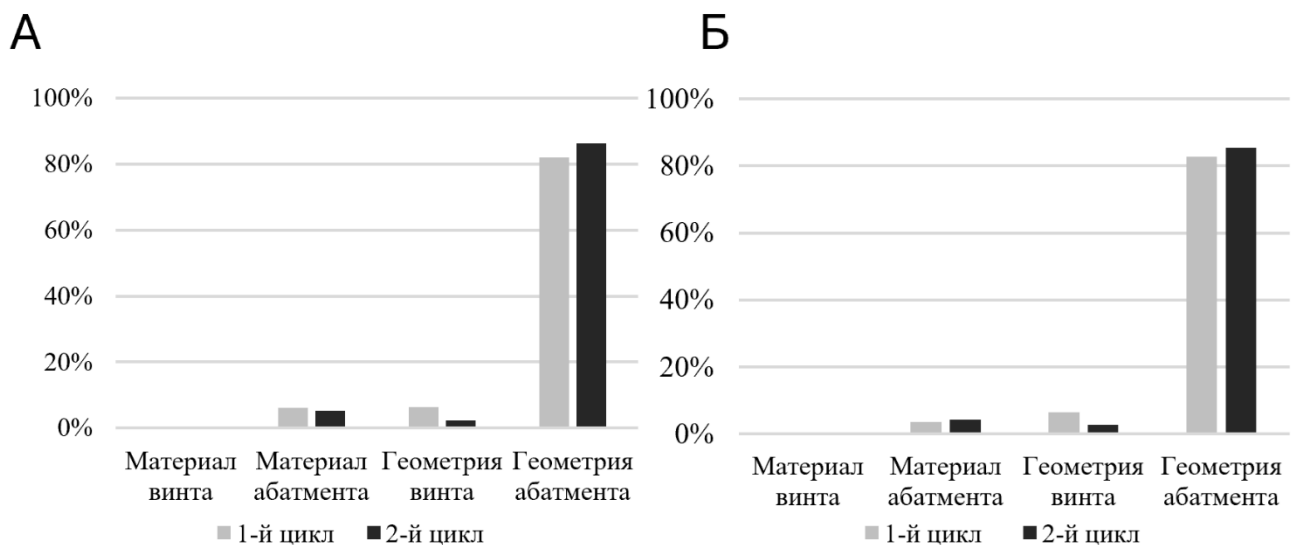


Рисунок 19 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе Straumann BL при нагрузке:

А – 300 Н, Б – 450 Н

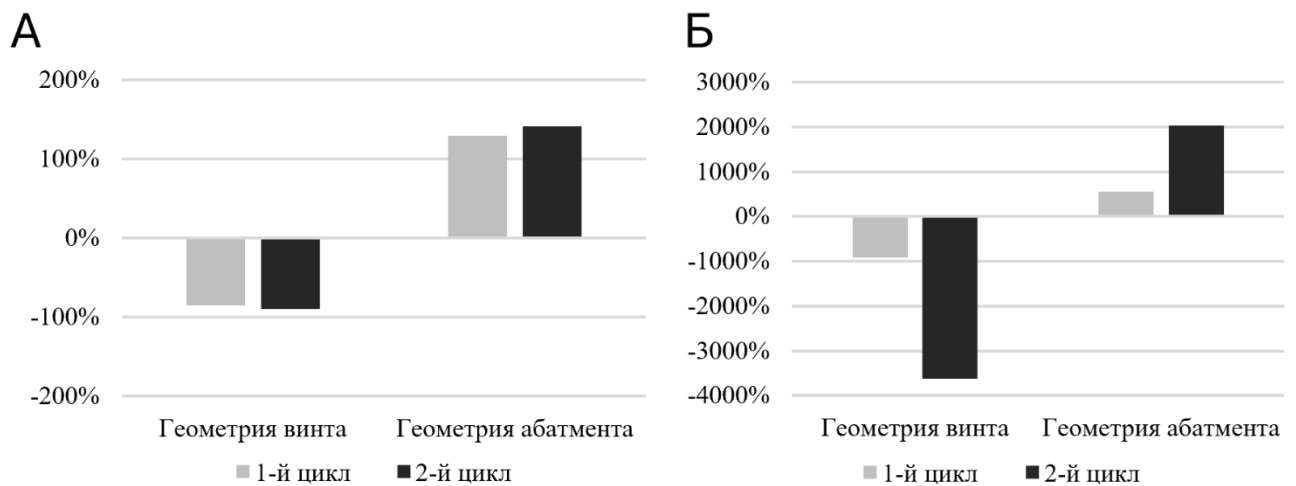


Рисунок 20 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе BioHorizons TI при нагрузке:

А – 300 Н, Б – 450 Н

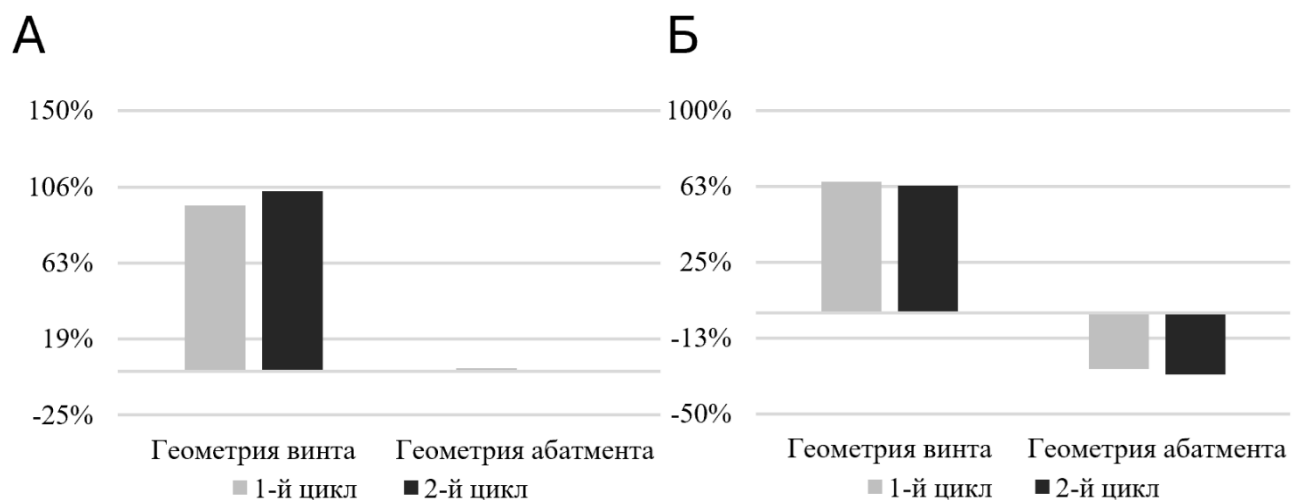


Рисунок 21 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе NobelParallel CC при нагрузке:

А – 300 Н, Б – 450 Н

Для систем Straumann BL и BioHorizons TI определяющим фактором формирования микрозазора конического соединения под нагрузкой является геометрия абатмента, тогда как в системе NobelParallel CC, по данным Рисунка 21, ширина микрозазора в большей степени обусловлена геометрией фиксирующего винта.

В ходе моделирования для имплантационной системы Straumann BL было установлено, что материал абатмента оказывает минимальное влияние на результаты исследования. Его вклад в формирование величины микрозазора конического соединения оказался сопоставимым с влиянием геометрических параметров фиксирующего винта. Положительные значения, полученные при варьировании указанных факторов, указывают на сходную направленность их воздействия на размер микрозазора, хотя выраженность этого влияния остается ограниченной.

В то же время не исключено, что применение абатментов, изготовленных из материалов с существенно различающимися физико-механическими характеристиками, может потенциально привести к усилению их влияния на величину микрозазора. При этом следует подчеркнуть, что изменение материала фиксирующего винта в системе Straumann BL не сопровождалось какими-либо изменениями расчетных показателей: величина микрозазора в соединении «имплантат–абатмент» сохранялась неизменной вне зависимости от используемого сплава.

При повторном обращении к Рисунку 3 и Таблице 2 становится очевидно, что глубина погружения абатмента в шахту имплантата BioHorizons TI является одинаковой как для оригинального, так и для неоригинального вариантов. Вместе с тем анализ диаграмм, представленных на Рисунке 20, свидетельствует о том, что решающую роль в формировании исследуемых показателей играет геометрическая конфигурация абатмента, что позволяет предположить наличие дополнительных конструктивных различий между «оригинальной» и «реплицированной» супраструктурой, не ограничивающихся лишь глубиной их посадки.

3.5 Уточнение геометрических параметров соединения «имплантат-абатмент» и их сравнение с результатами математического моделирования

На Рисунках 22–27 представлены изображения взаимоперпендикулярных осевых срезов имплантатов всех исследуемых систем с фиксированными в них

оригинальными и неоригинальными абатментами, а также их 3D-реконструкции, полученные методом компьютерной микротомографии.

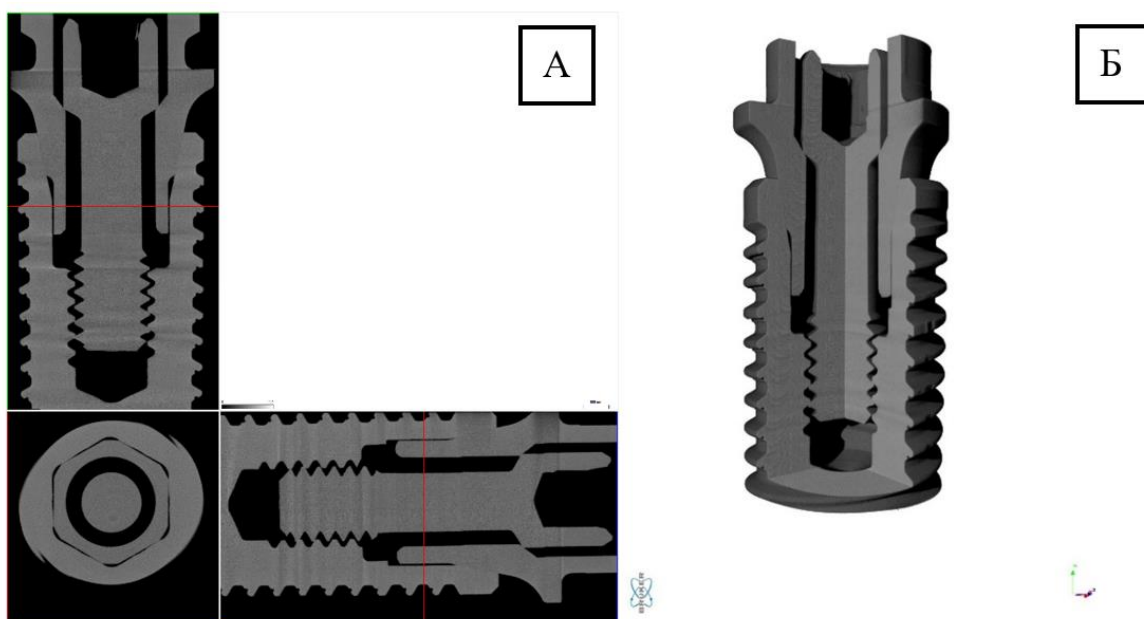


Рисунок 22 – Имплантат NobelParallel CC с оригинальным абатментом:

А – взаимоперпендикулярные микротомографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

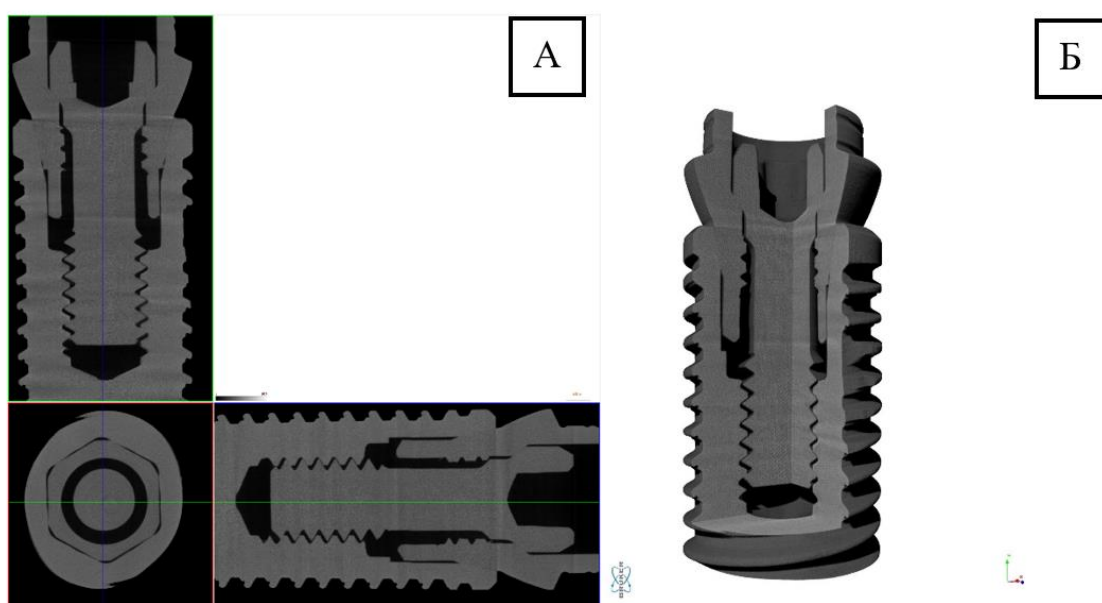


Рисунок 23 – Имплантат NobelParallel CC с неоригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микротомографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

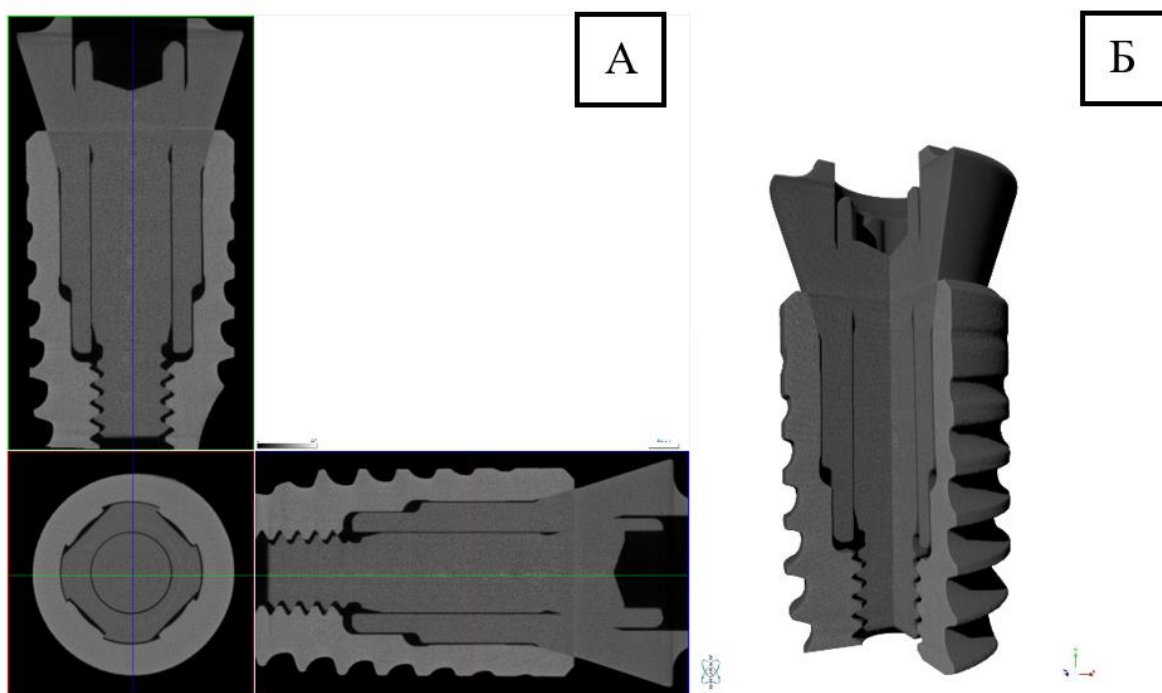


Рисунок 24 – Имплантат Straumann BL с оригинальным абатментом:

А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

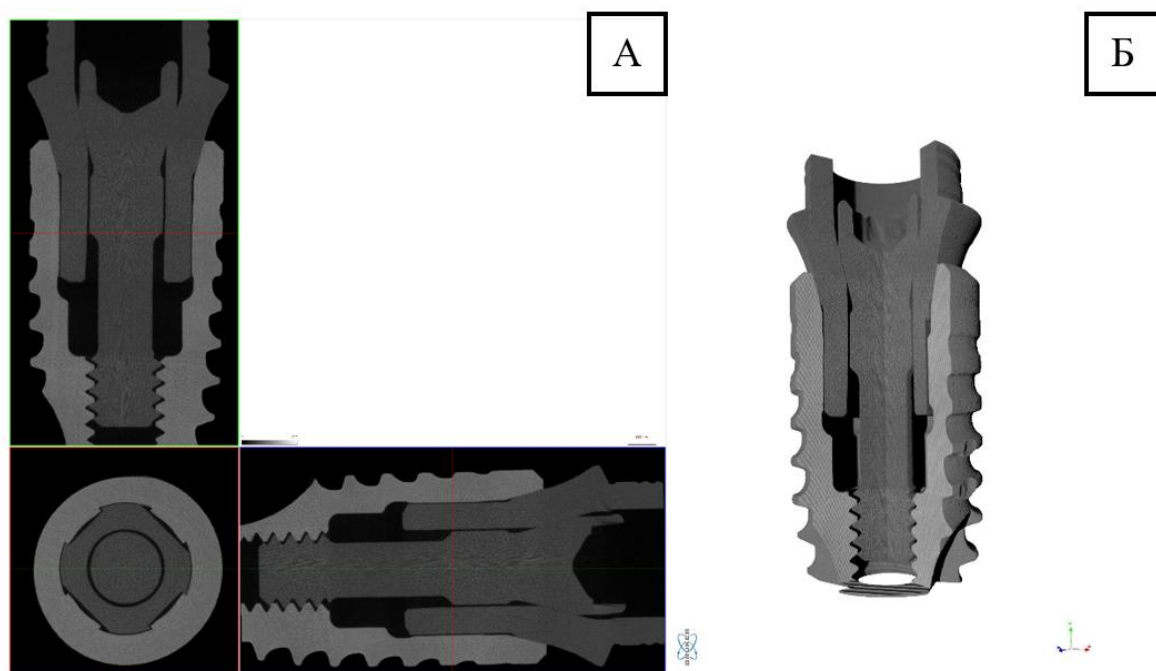


Рисунок 25 – Имплантат Straumann BL с неоригинальным абатментом:

А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

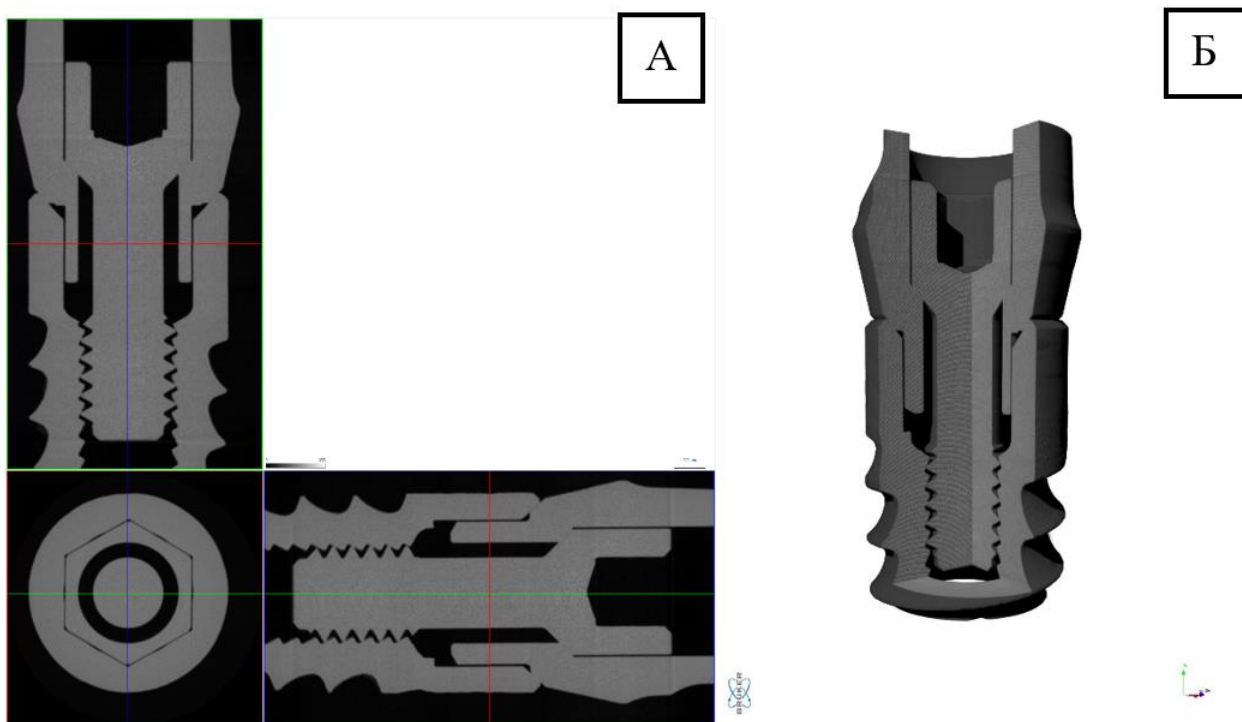


Рисунок 26 – Имплантат BioHorizons TI с оригинальным абатментом:

А – взаимоперпендикулярные микротомографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

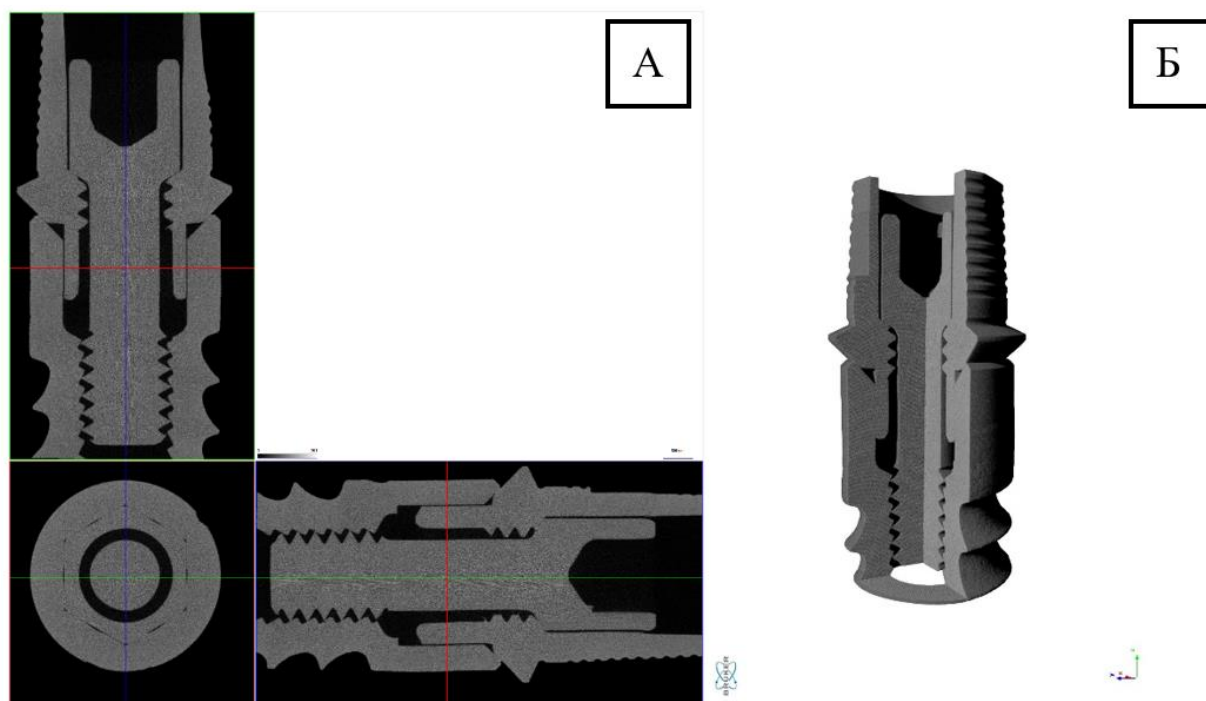


Рисунок 27 – Имплантат BioHorizons TI с неоригинальным абатментом:

А – взаимоперпендикулярные микротомографические срезы;

Б – 3D-реконструкция

Количественные показатели, полученные по результатам микротомографического исследования всех анализируемых имплантационных систем, представлены в Таблице 11. В связи с тем, что измерения проводились при предельно возможном пространственном разрешении микротомографического комплекса, равном 1 мкм, установить точные размеры микрозазора в зоне соединения «имплантат–абатмент» не удалось. Вместе с тем полученные данные позволяют сделать обоснованный вывод о том, что во всех исследованных образцах величина микрозазора не превышает 1 мкм и не демонстрирует зависимости от типа применяемой супраструктуры.

Таблица 11 – Геометрические параметры образцов на основании данных микротомографии

Система		Ширина микрозазора, мкм	Длина конической образующей «имплантат-абатмент», мм	Длина конической образующей «винт-абатмент», мм
Straumann	Оригинальный	< 1 мкм	$0,70 \pm 0,005$	$1,00 \pm 0,012$
	Неоригинальный		$0,60 \pm 0,004$	$0,80 \pm 0,006$
BioHorizons	Оригинальный		$0,25 \pm 0,002$	$0,35 \pm 0,002$
	Неоригинальный		$0,18 \pm 0,001$	$0,15 \pm 0,001$
Nobel	Оригинальный		$1,00 \pm 0,014$	$0,06 \pm 0,004$
	Неоригинальный		$1,00 \pm 0,015$	$0,40 \pm 0,003$

Таким образом, сопоставительный анализ результатов, полученных с использованием метода конечных элементов и микрокомпьютерной томографии, позволяет выделить ряд закономерностей.

Во-первых, данные численного моделирования свидетельствуют о том, что при выборе оригинального или неоригинального абатмента для имплантата NobelParallel CC ключевым фактором, определяющим особенности механического

отклика системы, является геометрия фиксирующего винта. Данный вывод находит подтверждение в результатах микроКТ-исследования, в ходе которого была выявлена выраженная разница в длине конической образующей оригинального и неоригинального винта, составляющая $-0,34$ мм. По абсолютной величине данный показатель превышает аналогичные различия, зарегистрированные для имплантационных систем Straumann BL ($0,20$ мм) и BioHorizons TI ($0,20$ мм). При этом обращает на себя внимание тот факт, что в системе NobelParallel CC длина конической образующей винта у оригинального абатмента оказывается меньшей, чем у неоригинального. Для остальных анализируемых систем выявлена противоположная закономерность – бóльшая протяжённость конической части характерна именно для соединений с оригинальными абатментами.

Во-вторых, результаты второго этапа эксперимента методом МКЭ показали, что в имплантационных системах Straumann BL и BioHorizons TI различия в механическом поведении конструкций с оригинальной и неоригинальной супраструктурой в большей степени обусловлены особенностями конфигурации абатмента, нежели характеристиками фиксирующего винта. Эти выводы согласуются с данными микротомографического анализа, зафиксировавшего различие в длине конических сопрягаемых поверхностей в зоне соединения «имплантат–абатмент», составляющее $0,10$ мм для системы Straumann BL и $0,07$ мм для BioHorizons TI. В отличие от этого, для системы NobelParallel CC подобные различия не выявлены: длина конических образующих в зоне соединения «винт–абатмент» идентична и составляет $1,00$ мм как в оригинальной, так и в неоригинальной конструкции.

Следует подчеркнуть, что в системах Straumann BL и BioHorizons TI различие в длине конических образующих соединения «винт-абатмент» также остается значительным ($0,20$ мм). Таким образом, можно предположить, что именно геометрические особенности винта способны оказывать определяющее влияние на функциональное поведение протетики. Подобная закономерность согласуется с результатами МКЭ, полученными для системы Straumann BL (см. Рисунок 19),

однако расходится с выводами, установленными для BioHorizons TI (см. Рисунок 20), поскольку графики последней показывают отрицательные значения, что математически свидетельствует об отсутствии влияния геометрии винта на результат. Тем не менее, более детальный анализ Рисунка 3 показывает, что коническая образующая «винт-абатмент» формируется не только из геометрии фиксирующего винта, но и из прилегающей внутренней поверхности абатмента, являющейся частью его собственной конфигурации. Таким образом, коническая образующая «винт-абатмент» представляет собой гибридный параметр и не может рассматриваться исключительно как характеристика геометрии фиксирующего винта.

По результатам геометрических замеров образцов (см. Таблицу 2):

1. В системах BioHorizons TI и NobelParallel CC фиксирующий винт оригинального абатмента имеет диаметр меньше относительно неоригинального (на 0,05 мм для системы BioHorizons TI, на 0,06 мм для системы NobelParallel CC), в то время как в системе Straumann BL винт оригинального абатмента толще, чем у неоригинального, на 0,40 мм.

2. В системах BioHorizons TI и NobelParallel CC расстояние между наиболее удаленными опорными точками прилегания винта к шахте оригинального абатмента меньше, чем у неоригинального на 0,03 мм, в то время как в системе Straumann BL этот показатель у оригинального абатмента больше, чем у неоригинального, на 0,18 мм.

3. Средние значения глубины погружения абатмента в шахту имплантата, т.е. высоту прилегания абатмента к имплантату с учетом конической образующей, можно расположить в порядке возрастания: $1,96 \pm 0,00$ мм для системы BioHorizons TI, $2,26 \pm 0,00$ мм для системы NobelParallel CC, $3,67 \pm 0,49$ мм для Straumann BL.

4. Расстояние между опорными точками прилегания винта к абатменту, т.е. высота прилегания винта с учетом конической образующей, можно расположить в порядке возрастания: $3,22 \pm 0,02$ мм для системы BioHorizons TI, $3,48 \pm 0,02$ мм для системы NobelParallel CC, $5,47 \pm 0,13$ мм для Straumann BL.

Если сопоставить эти выводы с величинами микрозазора и горизонтального отклонения абатмента под нагрузкой, полученные с помощью МКЭ (см. Рисунок 15, см. Рисунок 17), то можно заключить, что увеличение расстояния между опорными точками прилегания винта к абатменту, а также увеличение диаметра фиксирующего винта способствует повышению устойчивости абатмента под нагрузкой в рамках одной системы, а увеличение глубины посадки абатмента в шахту имплантата и увеличение расстояния между опорными точками прилегания винта к шахте абатмента способствует уменьшению величины микрозазора под приложенной нагрузкой.

3.6 Анализ мнения врачей-стоматологов о влиянии конструктивных особенностей имплантационных систем на успех протезирования на дентальных имплантатах

Распределение респондентов, принявших участие в экспертном опросе, отражено на Рисунке 28 и демонстрирует распределение специалистов по профилю деятельности и стажу профессиональной практики. Среди врачей-ортопедов преобладают специалисты со стажем 5–15 лет, которые составляют 58,8 % ($n = 10$), тогда как доля врачей с опытом работы до 5 лет составляет 41,2 % ($n = 7$); специалистов со стажем более 15 лет в данной группе не выявлено. Аналогичная тенденция прослеживается и среди хирургов: большинство респондентов имеют стаж 5–15 лет – 62,5 % ($n = 10$), при этом 37,5 % ($n = 6$) представлены врачами с опытом работы до 5 лет. В группе специалистов, совмещающих хирургическую и ортопедическую практику, доминируют врачи с профессиональным стажем более 15 лет – 91,7 % ($n = 11$), тогда как доля респондентов со стажем 5–15 лет минимальна и составляет 8,3 % ($n = 1$); специалистов с опытом работы менее 5 лет в данной группе не отмечено.

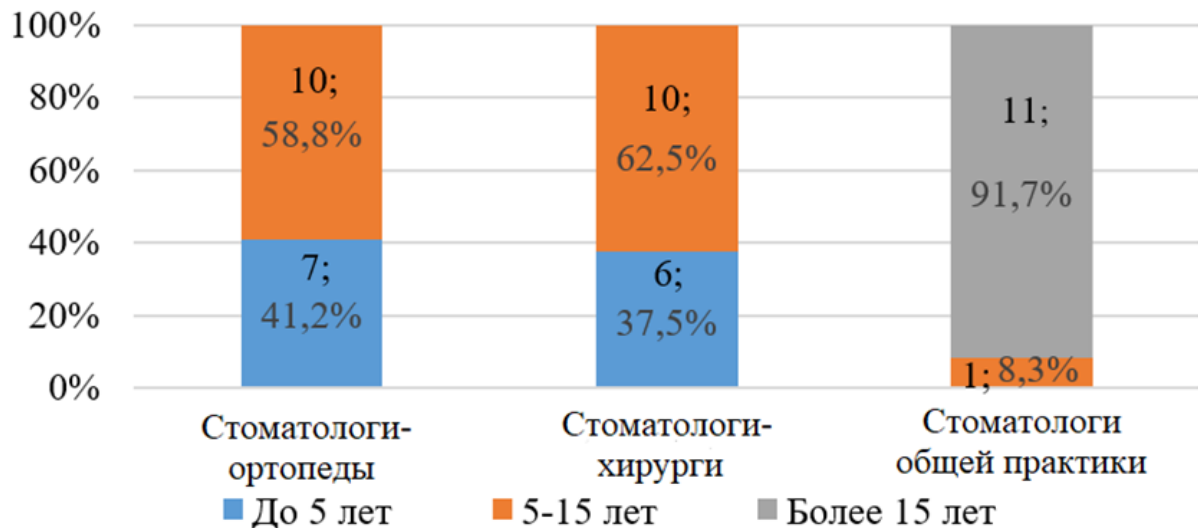


Рисунок 28 – Распределение опрашиваемых врачей в зависимости от стажа работы и специализации

Основной раздел анкеты содержал вопросы, касающиеся предпочтений врачей-стоматологов при выборе типа соединения и способа фиксации протетических конструкций, а также касающиеся применения неоригинальных компонентов. Согласно результатам опроса, 80% врачей отдали предпочтение системам с коническим соединением, тогда как оставшиеся 20% выбрали плоскостной тип соединения. При этом ни один из участников не отметил использование монолитного или внешнего типа соединения. Эти данные отражают общую тенденцию стоматологического рынка имплантационных систем к сокращению производства конструкций с внешним соединением и согласуются с результатами многочисленных исследований, подтверждающих преимущества внутреннего соединения над внешним [69, 80, 106, 119, 137]. 62% опрошенных стоматологов предпочли винтовую фиксацию цементной, отмечая ее удобство в работе, возможность проведения коррекций после фиксации во рту и применения в клинических ситуациях со снижением межальвеолярной высоты. В то же время специалисты, выбравшие цементную фиксацию, подчеркнули ее преимущества в виде большей предсказуемости прилегания контактных пунктов и улучшенных эстетических характеристик (Рисунок 29).

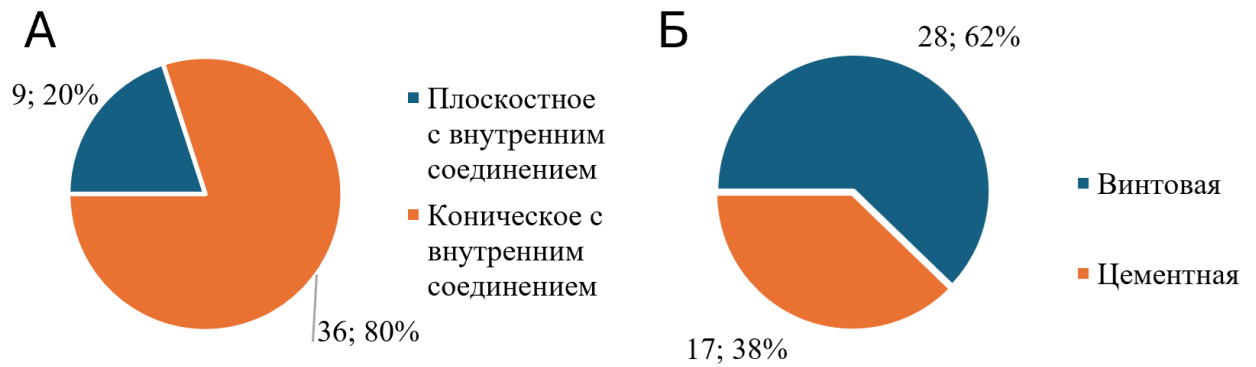


Рисунок 29 – Предпочтение врачей-стоматологов в выборе: А – типа соединения «имплантат-абатмент»; Б – типа фиксации протетической конструкции

На вопрос «Используете ли вы в своей практике неоригинальную протетику?» утвердительно ответили 78% респондентов. Из их числа 43% отметили, что предпочитают использовать неоригинальные компоненты, объясняя свой выбор более доступной стоимостью и отсутствием, по их субъективному мнению, заметной разницы в качестве между оригиналом и «репликой». Среди 35 врачей, применяющих неоригинальные супраструктуры в клинической практике, наиболее часто упоминалась продукция ADM Dental и Lenmiriot (Рисунок 30).

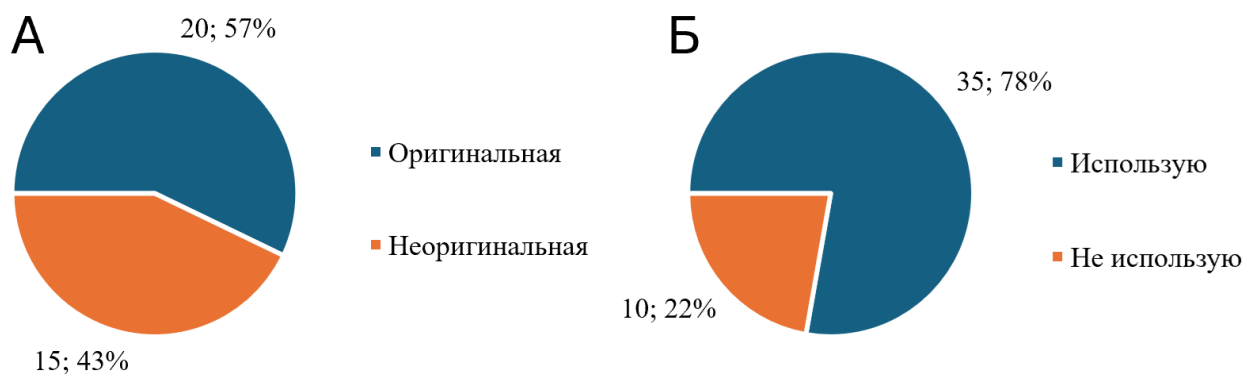


Рисунок 30 – Отношение опрошенных стоматологов к неоригинальным супраструктурам по: А – предпочтению; Б – использованию

При определении фактора, в наибольшей степени влияющего на успех протезирования, 71% опрошенных стоматологов отметили геометрические характеристики имплантационной системы, отдавая им преимущество перед материалом, из которого изготовлены ее компоненты. Кроме того, 62% из 45 респондентов полагают, что характеристики микрозазора между имплантатом и абатментом могут существенно отразиться на конечном результате протезирования (Рисунок 31).

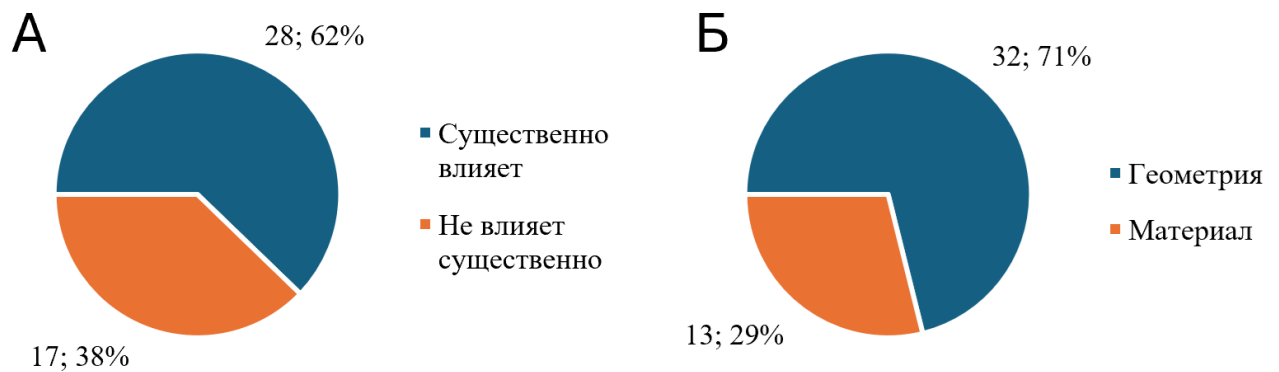


Рисунок 31 – Влияние на прогноз протезирования: А – параметров микрозазора;
Б – заводских характеристик имплантационной системы

Для определения степени влияния микрозазора на прогноз установленного имплантата респондентам было предложено оценить клиническую значимость данного параметра как фактора, определяющего успех протезирования, по десятибалльной шкале. Итоговое распределение оценок представлено на Рисунке 32.

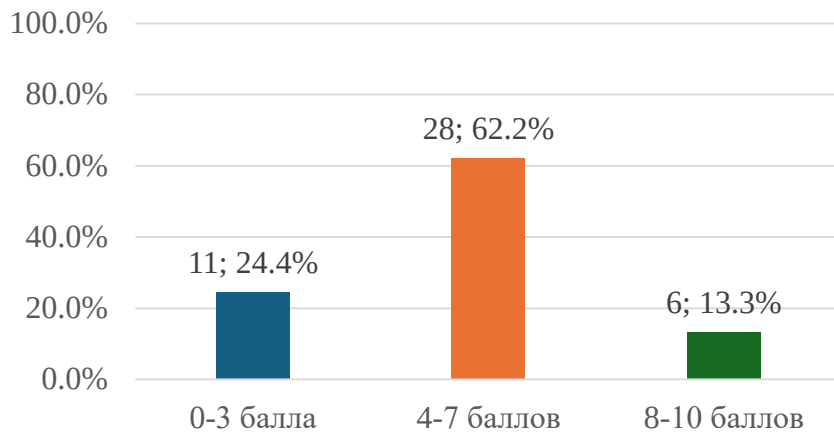


Рисунок 32 – Распределение голосов респондентов в степени клинической значимости микрозазора

Таким образом, по результатам этого вопроса, среднее количество баллов респондентов составило $5,0 \pm 1,9$. Наибольшее количество голосов пришлось на средний диапазон баллов опроса (4–7 баллов) и составило 28 (62,2%) голосов [37].

Третий раздел анкеты был направлен на выявление частоты осложнений в клинической практике стоматологов, принявших участие в анкетировании. По его результатам большинство респондентов (51%) заявили о менее 5% осложнений в своей практике; 40% указали, что не более 10% их пациентов возвращались с осложнениями; оставшиеся 9% врачей допускали до 20% случаев осложнений после проведенного ими лечения. После обработки результатов было установлено следующее распределение спектра осложнений: наибольшее количество голосов (60%) пришлось на периимплантит, далее следовали рецессия десны (16%), мукозит (13%), перелом винта (7%) и перелом имплантата (4%) (Рисунок 33). Другие осложнения врачами не назывались.

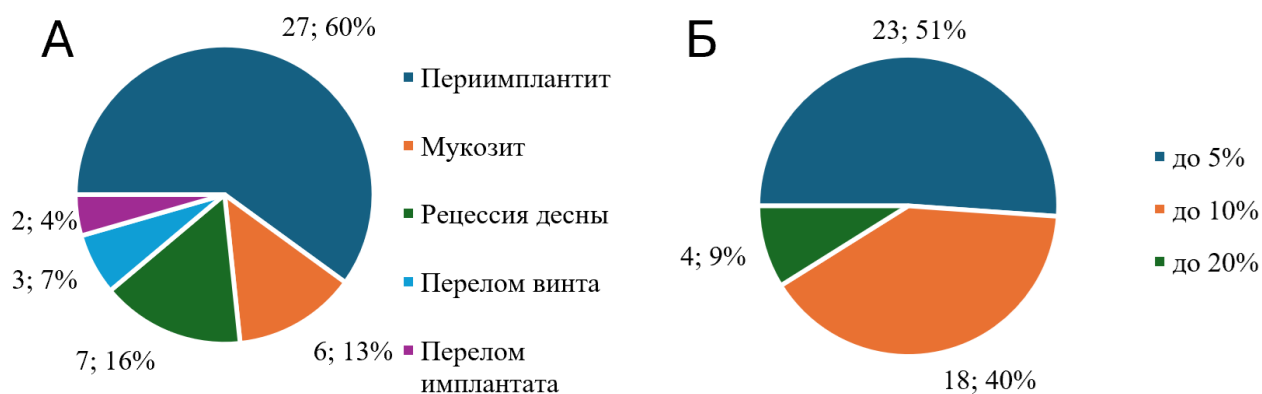


Рисунок 33 – Осложнения в практике стоматологов: А – по виду; Б – по частоте

3.7 Анализ клинических случаев лечения пациентов с применением оригинальных и неоригинальных абатментов

56 клинических случаев, соответствующих критериям включения, были распределены на группы результатов протезирования, на основании которых были сформированы диаграммы (Рисунок 34).

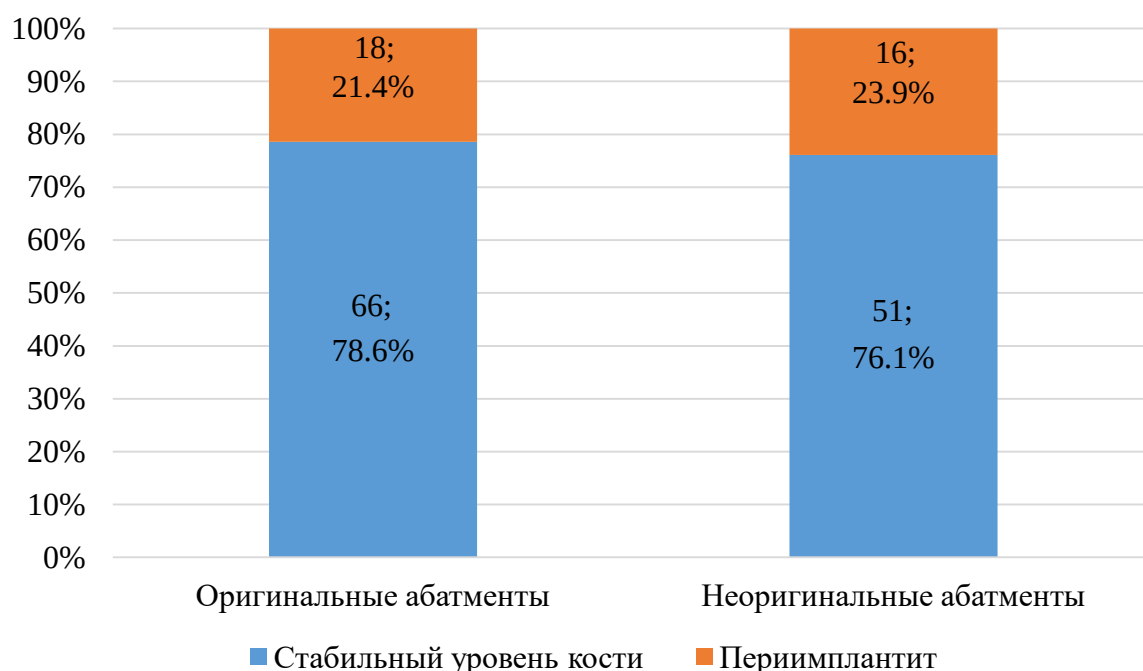


Рисунок 34 – Распределение клинических результатов протезирования пациентов с применением оригинальных и неоригинальных абатментов

Исходя из полученных данных видно, что процент неудач при использовании неоригинальной протетики незначительно выше, чем при использовании оригинальной (23,9 % против 21,4 %), однако статистически значимые различия по частоте периимплантита и сохранности костной ткани между группами оригинальных и неоригинальных абатментов отсутствовали ($\chi^2 = 0,13$; $p = 0,721$). Это означает, что полученные различия в результатах могут быть обусловлены случайными факторами, а не принадлежностью абатмента к оригинальному или неоригинальному. Однако, несмотря на численное преимущество неоригинальных абатментов, участвовавших в ретроспективном исследовании, можно отметить, что:

- Разница в 2 случая для группы периимплантита у оригинального и неоригинального абатмента составляет 1,3% от общего количества клинических случаев;
- Разница в 15 случаев для группы стабильного уровня костной ткани у оригинального и неоригинального абатмента соответствует 9,9% от выборки всех клинических случаев.

Однако эти значения не достигают порога статистической значимости и при углубленном сравнении долей ($z = -0,36$; $p = 0,720$), что ставит под сомнение клиническую релевантность различий.

Таким образом, различие между долями периимплантита у пациентов с оригинальными и неоригинальными абатментами статистически незначимо ($p > 0,05$). При этом доверительные интервалы для обеих групп значительно перекрываются (95%-ДИ для частоты периимплантита в группе оригинальных абатментов: 0,13–0,30 и в группе неоригинальных абатментов: 0,14–0,34), что подтверждает отсутствие достоверной разницы между клиническими случаями с использованием разных типов абатментов. Полученные данные свидетельствуют о сопоставимом уровне риска развития периимплантита независимо от типа используемого абатмента и позволяют считать оба варианта клинически эквивалентными по данному критерию.

После проведения ретроспективного анализа массива медицинской документации были отобраны клинические наблюдения, представляющие наибольший интерес с позиции оценки влияния типа используемого абатмента на отдалённые результаты ортопедического лечения на имплантатах.

Клинический случай № 1. Ортопедическая реабилитация с применением оригинальных абатментов имплантационной системы BioHorizons TI.

Пациент находился под диспансерным наблюдением в течение 9 лет. Согласно данным рентгенологического исследования, в зоне имплантата, установленного в 2017 году в области отсутствующего зуба 17, определяется медленно прогрессирующая резорбция периимплантатной костной ткани. В то же время костный уровень вокруг имплантата, установленного в области отсутствующего зуба 37, сохраняет стабильность на протяжении всего периода наблюдения, начиная с 2015 года (Рисунок 35).

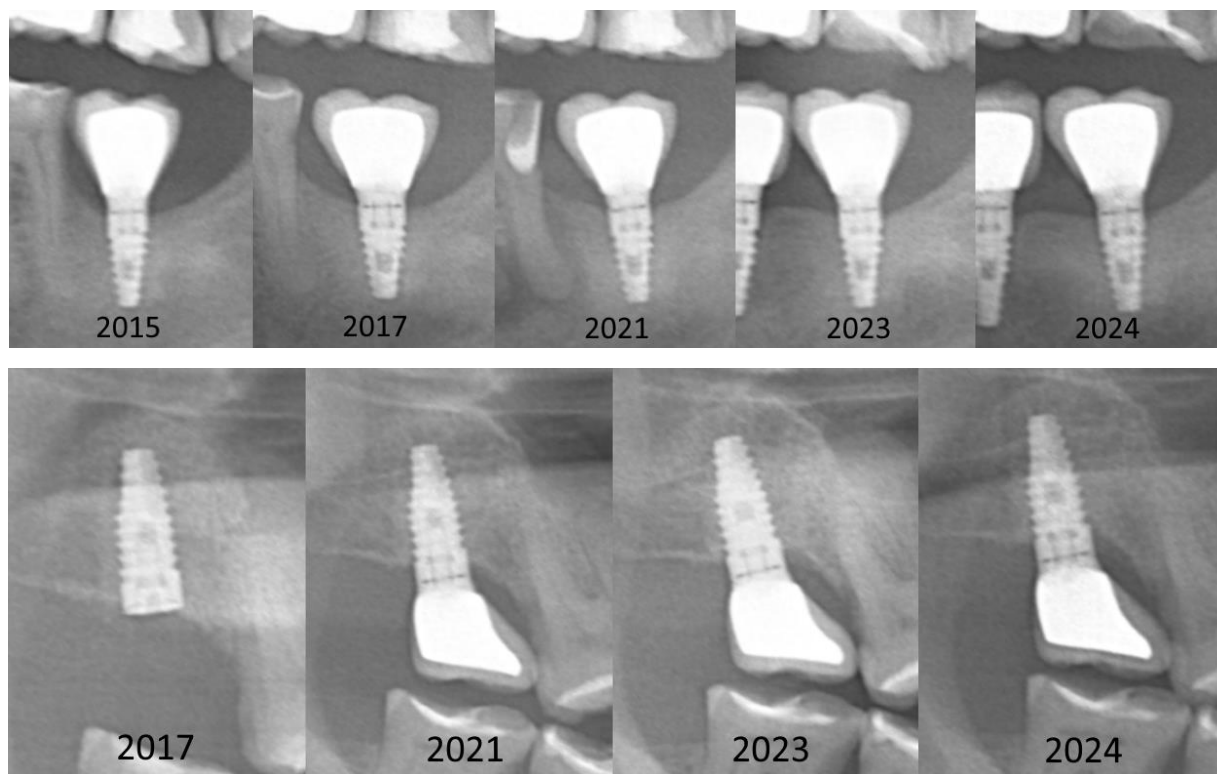


Рисунок 35 – Фрагмент ортопантомограммы пациента, запротезированного с использованием оригинальных абатментов BioHorizons TI в области отсутствующих 37 и 17 зубов, на протяжении всего периода наблюдения

Клинический случай № 2. Ортопедическое лечение с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с имплантационной системой BioHorizons TI.

В 2013 году пациент обратился за стоматологической помощью с жалобами на отсутствие жевательной группы зубов на нижней челюсти. В дальнейшем была выполнена одномоментная установка дентальных имплантатов в областях отсутствующих зубов 36, 37, 46 и 47, после чего проведено ортопедическое лечение с фиксацией коронок на неоригинальных абатментах.

По данным ортопантомографического исследования 2024 года выявляется сохранение стабильного уровня костной ткани вокруг имплантатов в III сегменте нижней челюсти, тогда как в IV сегменте отмечается выраженная резорбция периимплантатной кости. Указанные изменения наблюдаются при полностью сопоставимых условиях хирургического и ортопедического этапов лечения, включая шинированную конструкцию коронок, наличие зубов-антагонистов, одинаковую высоту трансгингивальной части неоригинальных абатментов, а также выполнение вмешательств одним и тем же стоматологом-хирургом и стоматологом-ортопедом.

Таким образом, в пределах одного клинического наблюдения при идентичных условиях имплантации и протезирования через 11 лет после ортопедического этапа отмечена различная реакция периимплантатной костной ткани, не связанная напрямую с фактором «оригинальности» ортопедических компонентов, использованных для протезирования (Рисунок 36).

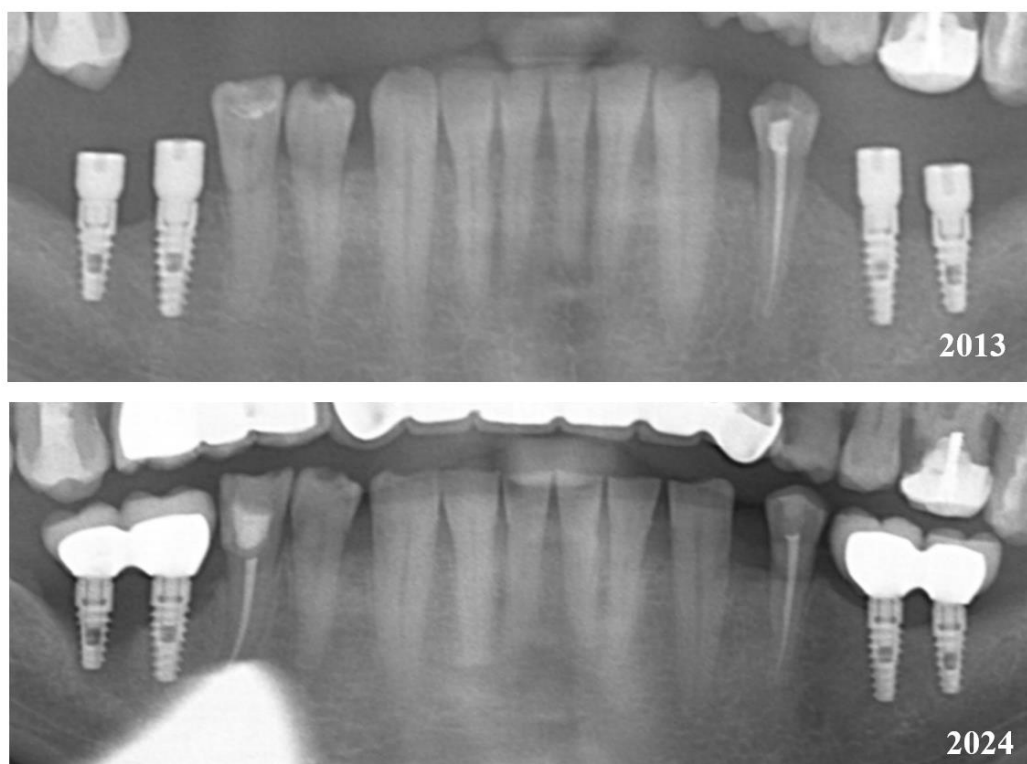


Рисунок 36 – Ортопантомограмма пациента, запротезированного с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с системой BioHorizons TI

Клинический случай № 3. Ортопедическое лечение с применением оригинального и неоригинального абатментов, совместимых с имплантационной системой Straumann BL.

В 2021 году пациенту с небольшим временным интервалом были установлены два дентальных имплантата Straumann BL в зонах отсутствующих зубов 13 и 14. На последующем ортопедическом этапе имплантат в области зуба 14 был восстановлен одиночной коронкой с использованием оригинального абатмента, тогда как в области зуба 13 применялся неоригинальный абатмент. При этом высота трансгингивальной части неоригинального абатмента была выбрана меньшей по сравнению с аналогичным параметром оригинального компонента.

По результатам динамического наблюдения в течение трёх лет уровень периимплантатной костной ткани сохранялся стабильным в области обоих имплантатов и не демонстрировал зависимости от типа использованного абатмента (Рисунок 37).

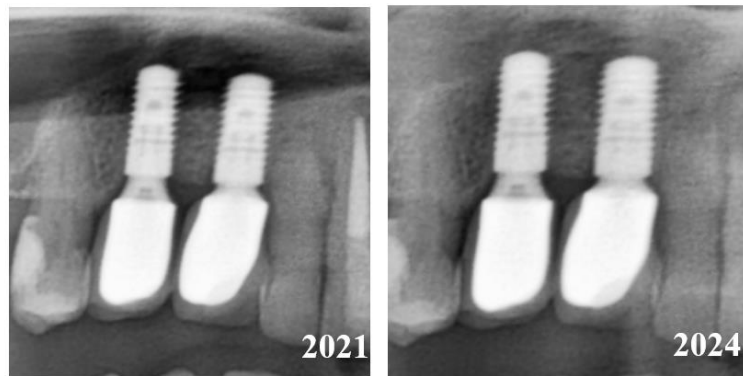


Рисунок 37 – Фрагмент ортопантограммы пациента, запротезированного с применением оригинального и неоригинального абатмента Straumann BL

Клинический случай № 4. Ортопедическое лечение с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с имплантационной системой BioHorizons TI.

В 2014 году пациентке одномоментно были установлены шесть дентальных имплантатов BioHorizons TI в областях отсутствующих зубов 33, 35, 36, 43, 45 и 46. В течение первого года после завершения этапа постоянного протезирования была зафиксирована убыль периимплантатной костной ткани в зонах имплантатов, соответствующих отсутствующим зубам 43 и 45. По мере увеличения срока наблюдения признаки воронкообразной резорбции костной ткани стали выявляться вокруг всех имплантатов, установленных в IV сегменте нижней челюсти; кроме того, отмечалось ремоделирование маргинального костного края в области имплантата зуба 33. В то же время уровень альвеолярного гребня в области жевательной группы зубов III сегмента сохранял стабильность на протяжении девятилетнего периода наблюдения (Рисунок 38).

Клинический случай № 5. Ортопедическая реабилитация с применением оригинальных абатментов имплантационной системы BioHorizons TI.

В 2013 году пациенту были установлены дентальные имплантаты в областях зубов 36 и 46, после чего, согласно данным медицинской документации, выполнено постоянное протезирование одиночными коронками с использованием оригинальных абатментов BioHorizons TI. При анализе ортопантограммы,

выполненной через семь лет после завершения ортопедического этапа лечения, установлено, что имплантат в области зуба 46 был утрачен вследствие выраженной воспалительной резорбции костной ткани (Рисунок 39). В противоположность этому, в зоне имплантата зуба 36 выявлялись лишь явления ремоделирования краевой кости без признаков прогрессирующей деструкции.

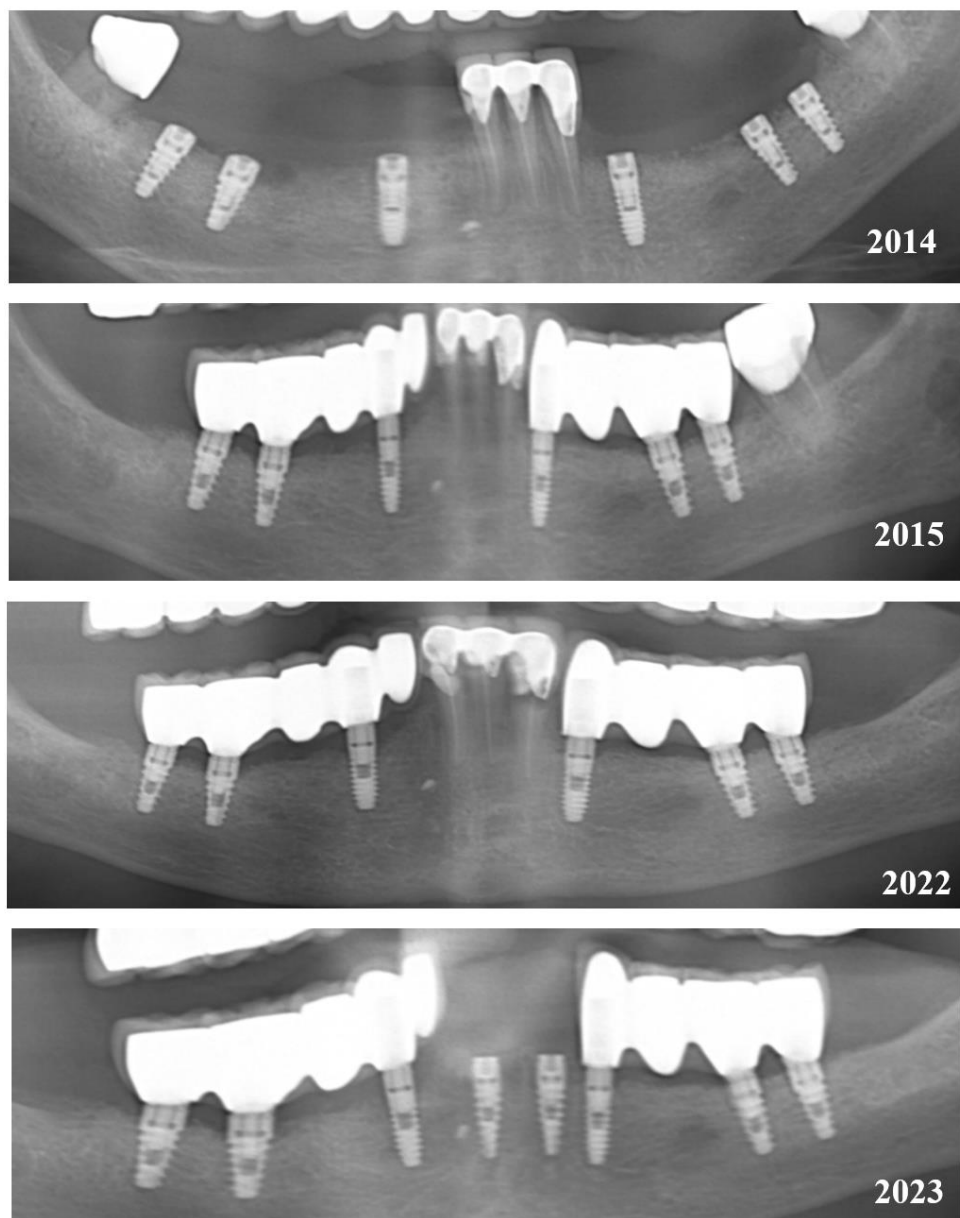


Рисунок 38 – Ортопантомограмма пациентки, запротезированной с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с системой BioHorizons TI, на протяжении всего периода наблюдения (2014–2023 гг.)

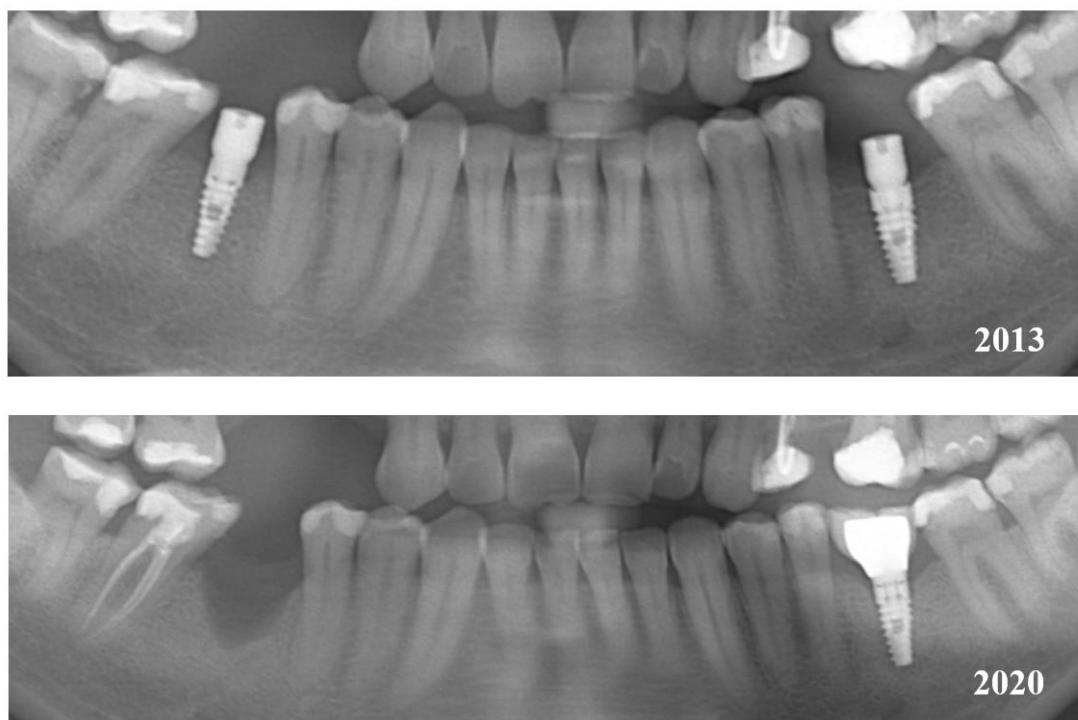


Рисунок 39 – Ортопантомограммы пациента, запротезированного с использованием оригинальных абатментов BioHorizons TI

Клинический случай №6: протезирование оригинальными абатментами имплантационной системы NobelParallel CC

В 2017 году пациентке было установлено 4 имплантата, 3 из которых относились к системе NobelParallel CC (в области 11, 21, 23 зубов). На контрольном снимке от 2021 года можно наблюдать явную резорбцию вокруг имплантата в области 23 зуба, признаки резорбции костной ткани вокруг имплантата в области 21 зуба. По ОПТГ от 2021 и 2023 года можно заключить наличие периимплантита в области этих двух имплантатов, в то время как имплантат в области 11 зуба лишен каких-либо признаков воспалительного процесса на протяжении 7 лет (Рисунок 40).

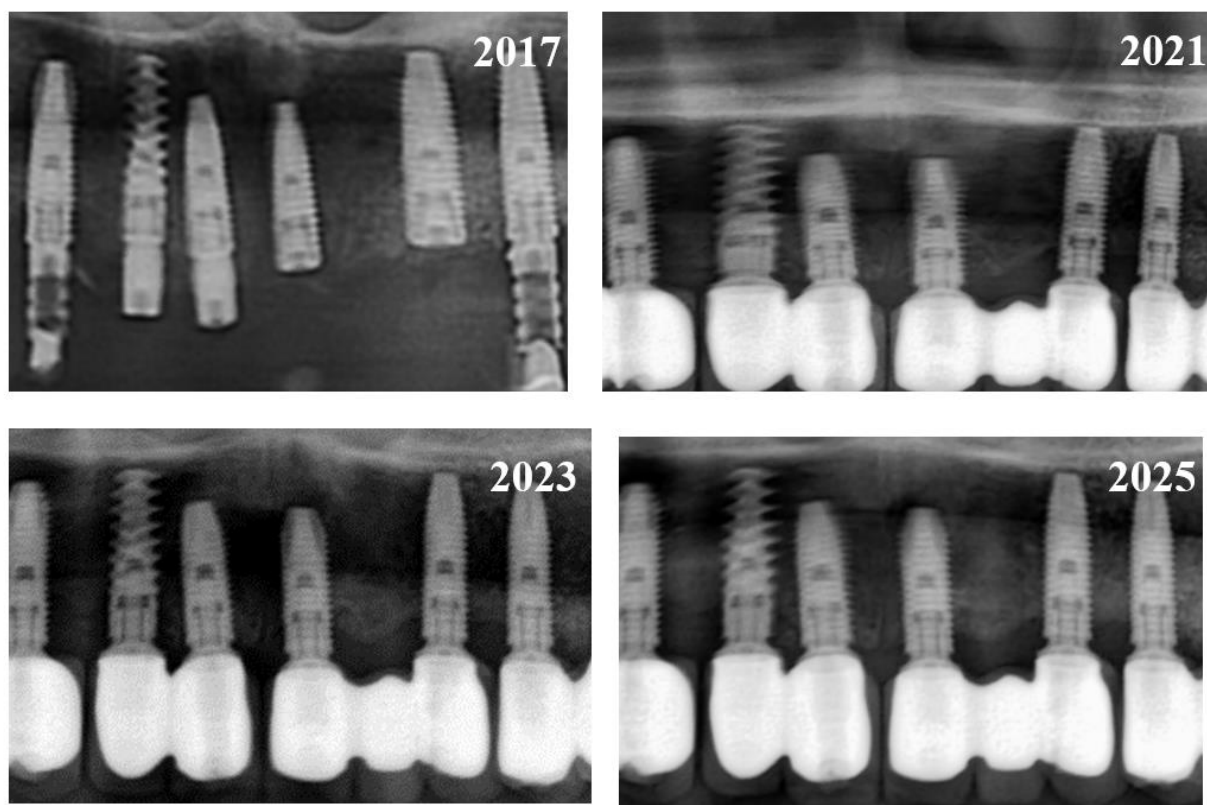


Рисунок 40 – Фрагменты ортопантограммы пациентки, запротезированной с применением оригинальных абатментов NobelParallel CC, на протяжении 8 лет клинического наблюдения

Клинический случай №7: протезирование неоригинальными абатментами, совместимым с имплантационной системой Straumann BL

В 2020 и 2021 году пациентке были установлены имплантаты Straumann BL в области 14, 16 и 45, 46 зубов соответственно, после чего на них были фиксированы постоянные коронки на неоригинальных абатментах. На ОПТГ от 2024 года выражена резорбция вокруг имплантатов на нижней челюсти, на верхней челюсти периимплантатная костная ткань подверглась некоторому ремоделированию, но, тем не менее, ее уровень остается стабильным спустя 3 года функционирования ортопедических конструкций (Рисунок 41).

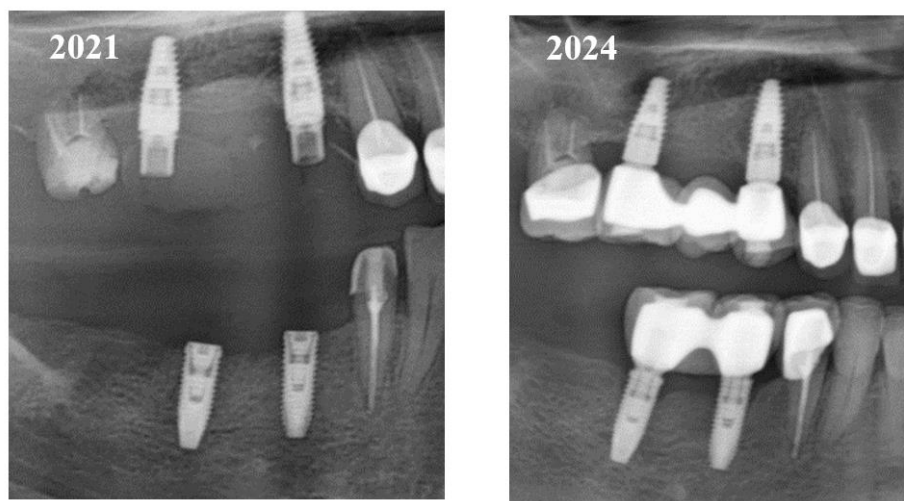


Рисунок 41 – Фрагменты ортопантомограммы пациентки, запротезированной с применением неоригинальных абатментов, совместимых с системой Straumann BL на протяжении 3 лет клинического наблюдения

Клинические результаты протезирования 26 пациентов с использованием 48 неоригинальных абатментов и 21 пациента с использованием 31 оригинального абатмента по итогу клинического наблюдения автором в течение 1,5-2 лет отражены в Таблице 12. Случаи клинической неудачи (периимплантит) всегда соответствовали разным пациентам. Для чистоты расчетов в графе, соответствующей выставленному диагнозу «мукозит», учитывались лишь имплантаты без признаков резорбции костной ткани [32]. По всем исследуемым признакам не было обнаружено статистически значимых различий согласно t-критерию Уэлча ($p > 0,05$), что говорит о схожей клинической стабильности супраконструкций на оригинальных и неоригинальных абатментах в течение срока наблюдения автором. В обеих группах при установленном диагнозе «периимплантит» отмечалось ухудшение показателей по гигиеническому статусу в сравнении со средним значением индекса гигиены по всей выборке. В обеих группах были обнаружены случаи протезирования имплантатов с нулевой утратой костной ткани независимо от типа используемого абатмента (Рисунок 42).

Таблица 12 – Результаты клинических наблюдений пациентов

Объем выборки	Убыль костной ткани, мм	ОHI-S	Индекс кровоточивости Muhlemann-Cowell
Неоригинальные абатменты			
Все имплантаты (n=48)	$0,85 \pm 0,96$	$1,38 \pm 0,95$	$0,62 \pm 0,98$
Периимплантит (n=3, 6,3%)	$3,23 \pm 0,78$	$2,80 \pm 0,40$	$2,33 \pm 0,58$
Мукозит (n=2, 4,2%)	$0,55 \pm 0,21$	$2,85 \pm 1,06$	$2,50 \pm 0,71$
Оригинальные абатменты			
Все имплантаты (n=31)	$0,81 \pm 0,83$	$1,69 \pm 0,77$	$0,67 \pm 0,91$
Периимплантит (n=2, 6,5%)	$3,10 \pm 0,14$	$2,45 \pm 0,35$	$2,00 \pm 0,00$
Мукозит (n=2, 6,5%)	$1,00 \pm 0,14$	$3,05 \pm 0,35$	$2,50 \pm 0,71$

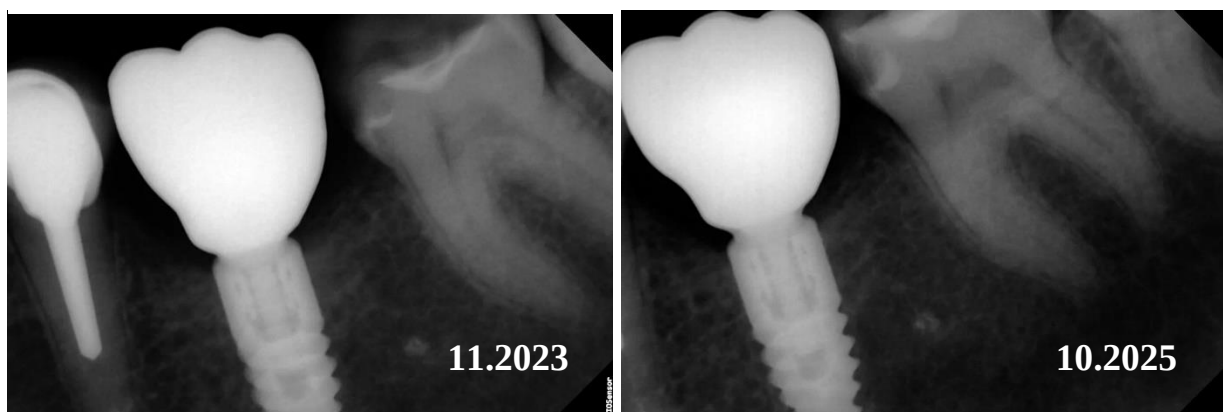


Рисунок 42 – Радиовизиография имплантата, запротезированного с использованием неоригинального абатмента

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящем исследовании к одному объекту изучения применялось несколько экспериментальных методов, комбинируемых с оценкой клинических результатов, что позволило компенсировать возможные неточности результатов, вытекаемых из особенностей самого метода исследования, а также сопоставить их с реальным клиническим опытом врачей-стоматологов.

При оценке точности прилегания между имплантатом и абатментом методом СЭМ анализировались осевые срезы пар-образцов, выполненные единственным образом, что позволило выявить участки неплотного прилегания на разных степенях увеличения и оценить средний размер микрозазора между имплантатом и оригинальным или неоригинальным абатментом. Во всех случаях соединение с оригинальным абатментом показало лучшее качество прилегания, при этом на имплантатах Straumann BL микрозазор в соединении с неоригинальным абатментом, равный $1,70 \pm 0,10$ мкм, являлся минимальным среди всех соединений с неоригинальными супраструктурами. Однако стоит отметить, что исследование дополнительных срезов, выполненных под другими углами или в других плоскостях, могло бы выявить дополнительные участки неточного прилегания. В ряде публикаций подчеркивается, что микропространства в соединении «имплантат-абатмент» зачастую являются локальными и могут быть пропущены при анализе только одного стандартного среза, а их обнаружение возможно лишь при многостороннем исследовании, например, посредством трехмерного сканирования соединения [93, 96, 105, 135].

По этой причине следующим шагом исследования стало проведение эксперимента методом компьютерной микротомографии. Шаг микротомографического комплекса не позволил выявить точные значения величины микрозазора, но благодаря получению множественных осевых срезов был исключен фактор неравномерного прилегания абатмента к шахте имплантата и был получен результат, устанавливающий ширину микрозазора между имплантатом и любым типом абатмента не более 1 мкм в любой точке измерения.

Помимо этого, для уточнения геометрической конфигурации узла сопряжения имплантата и абатмента, были выполнены уточняющие микротомографические замеры длин конических образующих, формирующихся в результате прилегания абатмента к шахте имплантата и прилегания фиксирующего винта к шахте абатмента.

Полученные геометрические замеры подтвердили результаты математического эксперимента методом конечно-элементного моделирования. В имплантационных системах Straumann BL и BioHorizons TI на размер микрозазора конического соединения в большей степени влияла геометрия, отличная у оригинального и неоригинального абатмента. В имплантационной системе NobelParallel CC величина микрозазора зависела в большей степени от геометрии винта абатмента. При этом система Straumann BL из-за различного материала изготовления оригинального и неоригинального абатмента позволила проверить зависимость размера микрозазора от этого фактора, и он оказался абсолютно несущественен по сравнению с влиянием геометрической конфигурации абатмента.

МКЭ, как метод исследования, лишен человеческого фактора, однако очень зависим от достоверности исходных параметров, вводимых в программу для дальнейших вычислений. Чем больше вводных данных поступает в математический эксперимент, тем более приближенным к реальным условиям он будет считаться, однако комплекс таких клинически значимых факторов, как уровень гигиены рта, тип костной ткани по плотности, биотип мягких тканей, соблюдение протоколов хирургического и ортопедического этапов лечения врачом и прочие другие не могут учитываться программой и составляют естественные ограничения для конечно-элементного моделирования.

И все же МКЭ, как метод, в основе которого лежат компьютерные вычисления, позволяет в относительно короткие сроки оценить функционирование образца в условиях повторяющихся циклических нагрузок, чем по своей сути является акт жевания. Таким образом, по результатам математического эксперимента в условиях нагрузок разной силы было установлено, что большее

влияние на величину микрозазора и отклонения абатмента оказывает не выбор оригинального или неоригинального абатмента, а особенности самой нагружаемой имплантационной системы, т.к. графики полученных результатов для каждой пары-образца из одной системы всегда находились рядом и никогда не пересекались с показателями соединений других систем. Если же рассматривать влияние «оригинальности» абатмента на результат эксперимента под смоделированной нагрузкой, то нельзя сделать однозначных выводов, поскольку лишь в системе Straumann BL минимальный микрозазор наблюдался в соединении имплантата с оригинальным абатментом. Во всех остальных системах прослеживалась тенденция к меньшим значениям микрозазора в соединении с неоригинальным абатментом, при этом разница с показателями оригинальной протетики варьировала от сотых долей до нескольких десятков микрон и являлась статистически значимой по большей части на высоких значениях силы приложения.

Следует акцентировать внимание на том, что размер микрозазора в соединении «имплантат-абатмент» может существенно зависеть от усилия затяжки фиксирующего винта [90, 107, 114, 156, 160]. Исследования показали, что увеличение силы затяжки винта приводит к уменьшению величины микрозазора и увеличению стабильности супраконструкции, в том числе за счет пластической деформации поверхностей [168]. Поскольку разные производители используют разные сплавы для изготовления компонентов имплантационных систем, это позволяет им рекомендовать различное усилие затяжки, не приводящее к чрезмерному напряжению в винте и преждевременной усталости материала. Это обстоятельство важно учитывать при интерпретации результатов данного исследования, поскольку рекомендованное усилие затяжки для протетики системы BioHorizons TI меньше, чем в системах Straumann BL и NobelParallel CC. Однако по результатам СЭМ эта система, напротив, показала самое герметичное прилегание оригинального абатмента к имплантату, а при одинаковом усилии затяжки неоригинальных абатментов (35 Н·см), совместимых с Straumann BL и NobelParallel CC, были получены диаметрально противоположные результаты –

наименьший и наибольший микроазор соответственно среди всех исследуемых систем.

Клиническая значимость результатов обусловлена не столько наличием микроазора, сколько его размерами в сравнении с размерами патогенных и условно-патогенных микроорганизмов биотопа рта. В биопленке ротовой полости преобладают бактерии с типичными размерами от 0,5 до 2,0 мкм (*Streptococcus sanguinis*, *Actinomyces viscosus*, *Fusobacterium nucleatum*, *Veillonella parvula* и др.), однако некоторые патогены (*Porphyromonas gingivalis*, *Treponema denticola* и др.) имеют меньшие размеры, что позволяет им проникать в коническое соединение и вызывать периимплантит в долгосрочной перспективе [4, 13, 18, 41, 84, 127].

Для оценки реальной клинической значимости выбора оригинального и неоригинального абатмента прибегли к анкетированию практикующих врачей-стоматологов, ретроспективному исследованию рентгеновских снимков пациентов, запротезированных с помощью оригинальных и неоригинальных абатментов, а также анализу собственных клинических результатов протезирования. Действительно, большинство из опрошенных респондентов (71%) определили особенности геометрической конфигурации имплантационной системы как важный фактор влияния на отсроченный результат протезирования, отмечая существенное влияние размеров и положения микроазора между имплантатом и абатментом. Многие из опрошенных стоматологов (78%) прибегали к использованию неоригинальной протетики и около трети из них положительно отзывались о перспективах её использования.

Ретроспективное исследование ортопантомограмм пациентов и наблюдение пациентов из собственной клинической практики автора показало отсутствие достоверных различий между применением неоригинальных и оригинальных абатментов, оставляя вероятность развития периимплантита сопоставимым между двумя этими группами независимо от типа абатмента. Единичные клинические случаи, которые в силу максимально схожих условий имплантации и протезирования предоставили возможность оценить функционирование ортопедических конструкций на неоригинальных и оригинальных абатментах в

течение долгосрочного периода наблюдения, стали подтверждением этой гипотезы, поскольку демонстрировали отсутствие прямой зависимости между типом абатмента и реакцией периимплантатной костной ткани.

ВЫВОДЫ

1. Прилегание абатмента к поверхности имплантата в области конического соединения включает в себя участки увеличенного микрозазора, величина которого может быть измерена с помощью высокоточного метода сканирующей электронной микроскопии. Размер микрозазора в соединении с неоригинальным абатментом имеет в большинстве случаев значимые различия с размером микрозазора оригинального абатмента, под нагрузкой эта разница может колебаться как в большую, так и в меньшую сторону: для системы NobelParallel CC – $1,23 \pm 0,03$ мкм, $8,27 \pm 0,18$ мкм, $33,25 \pm 0,52$ мкм (для оригинального абатмента), $1,12 \pm 0,04$ мкм, $8,10 \pm 0,15$ мкм, $28,48 \pm 0,37$ мкм (для неоригинального абатмента); для системы Straumann BL – $0,41 \pm 0,02$ мкм, $3,28 \pm 0,14$ мкм, $7,79 \pm 0,33$ мкм (для оригинального абатмента), $0,68 \pm 0,02$ мкм, $4,29 \pm 0,19$ мкм, $9,78 \pm 0,34$ мкм (для неоригинального абатмента); для системы BioHorizons TI – $4,35 \pm 0,04$ мкм, $19,55 \pm 0,21$ мкм, $42,96 \pm 1,32$ мкм (для оригинального абатмента), $4,02 \pm 0,02$ мкм, $18,64 \pm 0,22$ мкм, $43,10 \pm 1,35$ мкм (для неоригинального абатмента) при силе 150, 300 и 450 Н соответственно. При этом численные показатели для оригинального и неоригинального абатмента одной имплантационной системы находятся в одном диапазоне значений, не пересекающемся с диапазоном других имплантационных систем, что сделало различия между оригинальным и неоригинальным абатментом менее значимыми, чем различия между самими имплантационными системами.

2. Под нагрузкой от 150 Н до 450 Н величина микрозазора конического соединения увеличивается при повышении силы приложения, не изменяется в зависимости от степени отклонения (устойчивости) абатмента и превышает размеры микроорганизмов, являющихся этиологическим фактором развития периимплантита и мукозита. При этом степень горизонтального отклонения абатмента под нагрузкой имеет следующие диапазоны: для системы NobelParallel CC – от $131,14 \pm 0,61$ мкм до $772,73 \pm 27,12$ мкм (для оригинального абатмента), от $127,15 \pm 0,66$ мкм до $663,45 \pm 13,89$ мкм (для неоригинального абатмента); для

системы Straumann BL – от $88,66 \pm 0,22$ мкм до $289,68 \pm 1,50$ мкм (для оригинального абатмента), от $92,56 \pm 0,28$ мкм до $308,29 \pm 1,72$ мкм (для неоригинального абатмента); для системы BioHorizons TI – от $87,45 \pm 0,07$ мкм до $389,50 \pm 5,41$ мкм (для оригинального абатмента), от $77,78 \pm 0,07$ мкм до $371,71 \pm 5,87$ мкм (для неоригинального абатмента).

3. Главным фактором, ответственным за разницу в поведении оригинальных и неоригинальных абатментов, является их геометрическая конфигурация. Увеличение расстояния между опорными точками прилегания винта к абатменту (на 30 мкм для системы BioHorizons TI, на 30 мкм для системы NobelParallel CC, на 180 мкм для системы Straumann), а также увеличение диаметра фиксирующего винта (на 50 мкм для системы BioHorizons TI, на 60 мкм для системы NobelParallel CC, на 400 мкм для системы Straumann BL) способствует повышению устойчивости абатмента под нагрузкой в рамках одной системы. Увеличение глубины посадки абатмента в шахту имплантата и увеличение расстояния между опорными точками прилегания винта к шахте абатмента способствует прецизионности конического соединения между имплантатом и абатментом в дентальной имплантационной системе относительно других систем за счет уменьшения величины микрозазора под приложенной нагрузкой.

4. Ретроспективное и проспективное исследование клинических случаев не выявило достоверной разницы ($p > 0,05$) между результатами протезирования пациентов на дентальных имплантатах в зависимости от принадлежности используемого абатмента к оригинальной или неоригинальной системе, что согласуется с мнением 78% опрошенных врачей-стоматологов, которые используют в своей клинической практике неоригинальные абатменты для протезирования пациентов на дентальных имплантатах с коническим соединением.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для протезирования на дентальных имплантатах в рамках импортозамещения можно использовать неоригинальные абатменты отечественных производителей, подтвердивших качество своей продукции посредством сертификации, однако необходимо учитывать риск аннулирования гарантии от производителя при использовании неоригинальных компонентов.

2. В протезировании на дентальных имплантатах рационально применение неоригинального абатмента ADM Dental, совместимого с системой NobelParallel CC с коническим соединением 12° , поскольку он обеспечивает высокую устойчивость и уменьшение микрозазора конического соединения под нагрузкой, а также является более экономически целесообразным компонентом протезирования.

3. При протезировании имплантатов BioHorizons TI с 45° -градусным коническим соединением возможно применение совместимых неоригинальных абатментов ADM Dental, которые обладают меньшей микроподвижностью и высокой герметичностью конического соединения, а также несут финансовую выгоду протезирования без ухудшения качества лечения пациентов.

4. Для имплантатов системы Straumann BL с конусом соединения 15° могут быть использованы неоригинальные абатменты ADM Dental, которые являются клинически безопасными и демонстрируют степень микроподвижности и величину микрозазора хоть и большую, но очень близкую к показателям оригинальных абатментов, при этом экономическая выгода применения таких абатментов значительна.

5. Для оценки качества протезирования на имплантатах врачу-стоматологу необходимо производить рентгенологический контроль пациента (ортопантомография, прицельная радиовизиография) с целью отслеживания клинической картины в области установленного имплантата на предмет убыли костной ткани, а также осуществлять клинический контроль посредством внутриротового осмотра с определением индекса кровоточивости по Muhlemann в

модификации Cowell в области супраконструкций на имплантатах и индекса гигиены рта Green J.C., Vermillion J.R. (OHI-S).

6. Метод конечно-элементного моделирования, компьютерной микротомографии и сканирующей электронной микроскопии может использоваться производителями для оценки качества изготовления компонентов имплантационных систем.

7. При проектировании новых моделей неоригинальных абатментов отечественным производителям необходимо акцентировать внимание на изменении его геометрических параметров, в особенности, на протяженность зоны сопряжения конических поверхностей имплантата, абатмента и фиксирующего винта.

ПЕРСПЕКТИВЫ ДАЛЬНЕЙШЕЙ РАЗРАБОТКИ ТЕМЫ

Перспективным направлением выступает оценка угловых неоригинальных абатментов, которые могут быть востребованы в протезировании имплантатов, установленных в ограниченных костных условиях.

Полученные результаты сравнения оригинальной и неоригинальной протетики с разной геометрической конфигурацией закладывают основу для разработки собственных протетических компонентов с оптимизированной геометрией винта и конического интерфейса, обеспечивающих микрозазор менее 10 мкм под нагрузкой до 450 Н. Патентование таких изобретений перспективно для отечественного производства. В основу тестирования новых ортопедических компонентов могут быть положены методы, применявшиеся в рамках проведенного диссертационного исследования, которые дополняют утвержденные испытания усталостной прочности данными о поведении протетических компонентов в условиях, приближенных к клиническим.

СПИСОК УСЛОВНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

ИСО – Международная организация по стандартизации

МикроКТ – компьютерная микротомография

МКЭ – метод конечных элементов

ОПТГ – ортопантограмма

СЭМ – сканирующая электронная микроскопия

BL – Bone Level

CC – Conical Connection

DTW – Dynamic Time Warping

EDX – Energy-dispersive X-ray spectroscopy, энергодисперсионный анализ

ISO – International Organization for Standardization

MBL – marginal bone loss, резорбция маргинальной кости

MBR – marginal bone remodeling, ремоделирование маргинальной кости

OHI-S – Simplified Oral Hygiene Index, упрощенный индекс гигиены рта

TI – Tapered Internal

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алиев, А. М. Обоснование применения дентальной имплантации в комплексе лечения пациентов с дефектами зубных рядов (обзор литературы) / А. М. Алиев // Молодой ученый. – 2016. – № 26(130). – С. 193–196.
2. Анализ осложнений стоматологического лечения с применением ортопедических конструкций с разным типом фиксации на дентальные имплантаты / М. Ебрахим, В. Н. Стрельников, Д. А. Моисеев [и др.]. – DOI 10.17116/rosstomat20251801123 // Российская стоматология. – 2025. – Т. 18, № 1. – С. 23–29.
3. Анализ протоколов ведения пациентов с частичной вторичной адентией в стоматологических медицинских организациях / Ю. М. Глухова, А. Б. Сарафанова, Е. С. Гладыш, Д. О. Запасных // Актуальные вопросы стоматологии : сборник научных трудов, посвященный основателю кафедры ортопедической стоматологии КГМУ профессору Исааку Михайловичу Оксману. – Казань : Казанский государственный медицинский университет, 2021. – С. 49–56.
4. Бадрак, Е. Ю. Обоснование методов профилактики вторичных воспалительных осложнений дентальной имплантации : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Бадрак Евгений Юрьевич. – Волгоград, 2017. – 129 с.
5. Бессонова, Е. А. Классический и цифровой подходы к индексной оценке гигиенического состояния рта / Е. А. Бессонова, Н. С. Нуриева. – DOI 10.17116/stomat202210106114 // Стоматология. – 2022. – Т. 101, № 6. – С. 14–17.
6. Влияние клинических биомеханических условий на напряженно-деформированное состояние дентальных имплантатов и окружающей костной ткани. Часть I. Одиночный имплантат, вертикальная нагрузка / Р. С. Заславский, В. Н. Олесова, И. В. Кобзев [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2022. – № 1-2(55-56). – С. 37–44.

7. Влияние резорбции периимплантатной костной ткани на её напряженное состояние при функционировании имплантата / А. С. Иванов, В. Н. Олесова, М. Н. Перельмутер [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 1-2(51-52). – С. 10–15.

8. Влияние технологии протезирования зубов на динамику ранних предикторов воспалительно-деструктивного процесса в периимплантатной зоне / В. П. Тлустенко, И. М. Байриков, Д. А. Трунин [и др.]. – DOI 10.24075/vrgmu.2019.025 // Вестник Российского государственного медицинского университета. – 2019. – № 2. – С. 44–47.

9. Влияние физико-химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии / С. Г. Никитин, Ю. Ю. Первов, Р. А. Салеев, М. А. Амхадова. – DOI 10.33667/2078-5631-2019-4-34(409)-35-39 // Медицинский алфавит. – 2019. – Т. 4, № 34(409). – С. 35–39.

10. Гнетов, О. А. Цифровые рабочие процессы при изготовлении индивидуальных абатментов. Сравнение точности и долговечности индивидуализированных CAD/CAM абатментов с серийными компонентами / О. А. Гнетов. – DOI 10.18481/2077-7566-2025-21-2-165-175 // Проблемы стоматологии. – 2025. – Т. 21, № 2. – С. 165–175.

11. Головки, А. И. Изучение супраструктуры стоматологических имплантатов на основе метода конечно-элементного анализа / А. И. Головки // Современная стоматология. – 2019. – № 4(77). – С. 32–36.

12. ГОСТ Р ИСО 14801-2012. Стоматология. Имплантаты. Усталостные испытания для внутрикостных стоматологических имплантатов. ISO 14801:2007 Dentistry — Implants — Dynamic fatigue test for endosseous dental implants (IDT) : национальный стандарт Российской Федерации : издание официальное : утвержден и введен в действие Приказом Федерального агентства по техническому регулированию и метрологии от 11 июля 2012 г. № 173-ст : введен впервые : дата введения 2013-06-01 / подготовлен Обществом с ограниченной ответственностью «ЦИТОпроект» (ООО «ЦИТОпроект») на основе собственного аутентичного

перевода на русский язык международного стандарта, указанного в пункте 4. – Москва : Стандартиформ, 2013. – 16 с.

13. Гударьян, А. А. Роль аэробной и анаэробной микрофлоры в развитии дентального мукозита и дентального периимплантита / А. А. Гударьян // Вестник проблем биологии и медицины. – 2014. – Т. 1, № 2(107). – С. 132–136.

14. Динамика качества жизни пациентов при оптимизации имплантационного протезирования и отношение их к результатам стоматологического ортопедического лечения (социологическое исследование) / В. Н. Трезубов, О. А. Волковой, Е. А. Булычева [и др.]. – DOI 10.24884/1607-4181-2017-24-3-56-64 // Ученые записки СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова. – 2017. – Т. 24, № 3. – С. 56–64.

15. Доступность основных видов стоматологической помощи лицам пожилого и старческого возраста / А. В. Юркевич, И. Д. Ушницкий, В. А. Кравченко [и др.] // Стоматология - наука и практика, перспективы развития : Материалы юбилейной научно-практической конференции с международным участием, посвященной 40-летию кафедры стоматологии детского возраста ВолгГМУ, Волгоград, 18 октября 2018 года. – Волгоград : Волгоградский государственный медицинский университет, 2018. – С. 358–359.

16. Дьяченко, Д. Ю. Применение метода конечных элементов в компьютерной симуляции для улучшения качества лечения пациентов в стоматологии: систематический обзор / Д. Ю. Дьяченко, С. В. Дьяченко. – DOI 10.25207/1608-6228-2021-28-5-98-116 // Кубанский научный медицинский вестник. – 2021. – Т. 28, № 5. – С. 98–116.

17. Исследование герметичности конструкции имплантат-абатмент-винт крепления систем имплантатов ЛИКО, ЛИКО-М И НАНО-ЛИКО / С. Ю. Иванов, Д. В. Солодкая, В. С. Козловский [и др.] // Современные проблемы науки и образования. – 2012. – № 6. – С. 222.

18. Исследование микрофлоры в области соединения дентального имплантата с абатментом / А. Т. Яковлев, Е. Ю. Бадрак, Д. В. Михальченко [и др.] // Волгоградский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 1(45). – С. 46–49.

19. Исследование осевого смещения супраструктур при коническом интерфейсе «имплантат - абатмент» / А. В. Гуськов, Д. Н. Мишин, С. И. Калиновский, В. В. Илясов. – DOI 10.17816/1728-2802-2022-26-4-299-308 // Российский стоматологический журнал. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 299–308.

20. Кирсанова, В. В. Влияние выбора абатмента на успех протезирования пациентов на дентальных имплантатах / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев. – DOI 10.17816/dent676792 // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 4. – С. 327–333.

21. Кирсанова, В. В. Влияние геометрии абатмента на величину микрозазора в конусном соединении / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Р. С. Лукин. – DOI 10.17816/dent632210 // Российский стоматологический журнал. – 2024. – Т. 28, № 5. – С. 443–451.

22. Кирсанова, В. В. Имплантационное моделирование жевательной нагрузки для определения микрозазора между имплантатом и абатментом / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Р. С. Лукин // Паринские чтения 2024. Диагностика, лечение, восстановительный период и диспансеризация пациентов с хирургической патологией черепно-челюстно-лицевой области : Сборник трудов Национального конгресса с международным участием, Минск, 03 мая 2024 года. – Минск : Изд. центр БГУ, 2024. – С. 36–41.

23. Кирсанова, В. В. Клиническая значимость конструктивных особенностей имплантационных систем по мнению врачей-стоматологов / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Е. А. Липецкая // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2024. – № 90. – С. 52–55.

24. Кирсанова, В. В. Микрозазор в коническом соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом: сравнение результатов конечно-элементного моделирования / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Р. С. Лукин. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_4_92 // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 4. – С. 92–100.

25. Кирсанова, В. В. Оригинальные и неоригинальные компоненты дентальной имплантационной системы и их различия в условиях имитации

жевательной нагрузки / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Р. С. Лукин. – DOI 10.32993/dentist.2025.1(56).6 // Стоматолог. Минск. – 2025. – № 1(56). – С. 18–23.

26. Кирсанова, В. В. Особенности поведения оригинальной и неоригинальной протетики в условиях смоделированной жевательной нагрузки / В. В. Кирсанова, Т. В. Фурцев, Р. С. Лукин // Актуальные вопросы профилактики и лечения заболеваний полости рта : Сборник статей научно-практической конференции стоматологов ФМБА России, Москва, 18–19 апреля 2024 года. – Москва : Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна, 2024. – С. 87–92.

27. Клинико-лабораторная и микробиологическая оценка качества интерфейса «имплантат-абатмент» / Р. Г. Хафизов, Р. М. Миргазизов, Ф. А. Хафизова [и др.] // Маэстро стоматологии. – 2016. – № 2(62). – С. 26–30.

28. Клинико-рентгенологическая диагностика периимплантатного мукозита и дентального периимплантита хронического течения / Е. С. Головина, Е. А. Кузнецова, В. П. Тлустенко [и др.] // Известия Самарского научного центра РАН. – 2014. – Т. 16, № 6-1. – С. 123–130.

29. Компьютерная рентгенмикротомография узла соединения дентальных имплантатов со стандартными и индивидуальными абатментами / В. Н. Олесова, Ф. Ф. Лосев, Д. В. Мартынов [и др.]. – DOI 10.17116/stomat202210103112 // Стоматология. – 2022. – Т. 101, № 3. – С. 12–17.

30. Конечно-элементный анализ влияния угла приложения силы и смещения при операциях дентальной имплантации / П. О. Гришин, Г. Т. Салеева, Р. А. Салеев [и др.]. – DOI 10.37988/1811-153X_2023_1_106 // Клиническая стоматология. – 2023. – Т. 26, № 1. – С. 106–113.

31. Конечно-элементный математический анализ распределения нагрузки в системе «абатмент-имплантат-кость» / А. А. Мураев, С. Ю. Иванов, С. В. Леонов [и др.]. – DOI 10.17116/stomat201695118-20 // Стоматология. – 2016. – Т. 95, № 1. – С. 18–20.

32. 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.
33. Линкявичус, Т. Нулевая утрата кости / Т. Линкявичус. – Москва : Дентал-Азбука, 2020. – 287 с. – ISBN 978-5-6042951-3-7.
34. Лиор, Ш. Уровень маргинальной костной ткани вокруг имплантата C1 с коническим соединением и переключением платформ / Ш. Лиор, Э. Коби, Т. Мошик // Dental Magazine. – 2016. – № 9(153). – С. 78–79.
35. Мартынов, Д. В. Экспериментально-клиническое исследование прецизионности компонентов разборных дентальных имплантатов : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация на соискание ученой степени кандидата медицинских наук / Мартынов Дмитрий Викторович. – Москва, 2021. – 157 с.
36. Математическое моделирование биомеханических особенностей имплантатов, расположенных под наклоном, с различными конфигурациями имплантат - абатмент - фиксирующий винт / Л. В. Дубова, А. Д. Шлык, Г. В. Максимов, Е. Р. Маджидова. – DOI 10.18481/2077-7566-2022-18-3-144-148 // Проблемы стоматологии. – 2022. – Т. 18, № 3. – С. 144–148.
37. Махмудов, Т. Г. Спектр микроорганизмов в области соединения «имплантат - абатмент» / Т. Г. Махмудов // Cathedra-Кафедра. Стоматологическое образование. – 2019. – № 70. – С. 22–25.
38. Микробиологическая оценка эффективности герметизации соединительного узла внутрикостного имплантата с абатментом / Ф. А. Хафизова, М. З. Миргазизов, Р. Г. Хафизов, И. Р. Хафизов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 1-2(47-48). – С. 4–10.
39. Муллоджанов, Г. Э. Клинико-рентгенологические результаты протетического лечения соматических больных с использованием дентальной имплантации / Г. Э. Муллоджанов, С. М. Каримов, У. Т. Таиров // Вестник последипломного образования в сфере здравоохранения. – 2016. – № 2. – С. 29–36.

40. Напряженно-деформированное состояние внутрикостного дентального имплантата при нагрузке в неблагоприятных биомеханических условиях / М. Р. Берсанова, Е. Е. Олесов, Р. У. Берсанов [и др.]. – DOI 10.35556/idr-2024-3(108)32-38 // Стоматология для всех. – 2024. – № 3(108). – С. 32–38.
41. Наркевич, А. Н. Выбор метода для статистического анализа медицинских данных и способа графического представления результатов / А. Н. Наркевич, К. А. Виноградов // Социальные аспекты здоровья населения. – 2019. – Т. 65, № 4. – С. 9.
42. Никитин, С. Г. Влияние физико-химических факторов, возникающих в элементах имплантационных систем, на центральные винты головок при реабилитации пациентов в клинике ортопедической стоматологии / С. Г. Никитин, Ю. Ю. Первов // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2019. – № 3-4(45-46). – С. 66–74.
43. Нуржанова, С. С. Частичная вторичная адентия у мужчин и женщин зрелого и пожилого возраста г. Астрахани / С. С. Нуржанова, Л. А. Удочкина // Астраханский медицинский журнал. – 2010. – Т. 5, № 1. – С. 74–80.
44. Прецизионность контакта с имплантатом индивидуальных керамических абатментов / М. Я. Саламов, В. Н. Олесова, Р. С. Заславский [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3-4(53-54). – С. 12–17.
45. Применение колориметрического метода оценки интерфейса «имплантат-абатмент» как профилактика периимплантитов / Ф. А. Хафизова, Р. М. Миргазизов, И. Р. Хафизов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 1-2(47-48). – С. 11–15.
46. Применение метода конечных элементов в стоматологии (обзор литературных источников) / В. М. Семенюк, И. Н. Путалова, А. В. Артюхов [и др.] // Математические структуры и моделирование. – 2002. – № 9. – С. 113–123.
47. 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.

48. Саркисян, К. А. Исследование краевого прилегания индивидуального абатмента к различным платформам имплантатов на сагиттальном срезе / К. А. Саркисян, М. В. Стрижакова, В. А. Стрижаков. – DOI 10.18481/2077-7566-2019-15-2-106-109 // Проблемы стоматологии. – 2019. – Т. 15, № 2. – С. 106–109.

49. Саркисян, К. А. Исследование краевого прилегания индивидуального абатмента к различным платформам имплантатов / К. А. Саркисян, М. В. Стрижакова, В. А. Стрижаков // Актуальные вопросы современной медицинской науки и здравоохранения : Материалы I Международной (71 Всероссийской) научно-практической конференции молодых ученых и студентов, Екатеринбург, 13–15 апреля 2016 года. – Екатеринбург : Уральский государственный медицинский университет, 2016. – С. 2468–2471.

50. 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.

51. Соколов, М. В. Эффективность применения эрбиевого лазера при лечении периимплантита: результаты клинического наблюдения / М. В. Соколов, Т. В. Фурцев. – DOI 10.17816/dent678045 // Российский стоматологический журнал. – 2025. – Т. 29, № 3. – С. 290–296.

52. Соловьева, А. М. Периимплантит: этапы достижения консенсуса в диагностике и лечении / А. М. Соловьева // Клиническая стоматология. – 2011. – № 1(57). – С. 50–52.

53. Сравнение прецизионности стандартных и индивидуальных титановых абатментов / Д. В. Мартынов, М. Я. Саламов, В. Н. Олесова [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2020. – № 3-4(49-50). – С. 4–11.

54. Сравнительная клинико-рентгенологическая характеристика различных конструкций непосредственных несъемных имплантационных протезов / В. Н. Трезубов, О. А. Волковой, Р. А. Розов [и др.] // Вестник Смоленской государственной медицинской академии. – 2018. – Т. 17, № 3. – С. 162–168.

55. Сравнительная оценка эффективности различных методик лечения пациентов с частичными и полным дефектами зубных рядов по стоматологическим показателям качества жизни («Профиль влияния стоматологического здоровья», ONIP-49-RU) / Е. Д. Назукин, А. Ю. Яков, Е. А. Городилова [и др.] // Стоматология для всех. – 2015. – № 2. – С. 14–18.

56. Сравнительный анализ биомеханики при различных узлах сопряжения имплантата и абатмента на основании данных трехмерного конечно-элементного моделирования / А. А. Мураев, С. Ю. Иванов, С. В. Леонов [и др.]. – DOI 10.17116/stomat20199801111 // Стоматология. – 2019. – Т. 98, № 1. – С. 11–16.

57. Сравнительный анализ микрозазора имплантат/абатмент в конических соединениях / Т. В. Фурцев, Г. М. Зеер, Е. Г. Зеленкова, В. В. Кирсанова // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2021. – № 3-4(53-54). – С. 25–33.

58. Сравнительный анализ микрозазора между имплантатом и оригинальным/неоригинальным абатментом в системах с коническим соединением / Т. В. Фурцев, В. В. Кирсанова, Г. М. Зеер, Е. Г. Зеленкова // Сибирский стоматологический форум. Инновационные подходы к образованию, науке и практике в стоматологии : Труды XVII Всероссийской научно-практической конференции «Актуальные вопросы стоматологии» в рамках XVII Сибирского стоматологического форума, Красноярск, 01–02 марта 2023 года. – Красноярск : Общество с ограниченной ответственностью «Версо», 2023. – С. 117–120.

59. Трехмерный конечно-элементный анализ влияния утраты дентального имплантата на распределение напряжения в имплантационном протезе нижней челюсти / Р. А. Розов, К. У. Хигучи, Д. Брунски [и др.]. – DOI 10.15593/RZhBiomech/2023.3.02 // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 24–35.

60. 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.

61. Шаранда, В. А. Определение выбора типа соединения в супраструктуре дентального имплантата в ортопедических конструкциях: современные концепции

/ В. А. Шаранда, А. И. Головки // Современная стоматология. – 2021. – № 1(82). – С. 19–23.

62. Экспериментально-клиническое изучение влияния биомеханических условий на эффективность протезирования с опорой на имплантаты / В. Н. Олесова, С. И. Абакаров, Р. С. Заславский [и др.]. – DOI 10.17116/stomat202610501110 // Стоматология. – 2026. – Т. 105, № 1. – С. 10–15.

63. Эксплуатационная документация на медицинское изделие «Элементы ортопедические стерильные для дентальной имплантации и зубного протезирования», в вариантах исполнения / Institut Straumann AG. – 02.12.2020. – URL: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/ru-ru/documents/instructions/IFU%20RZN%202021_14871%2023.07.2021%20Elementy%20ortoped%20sterile%20STRAUMANN.pdf (дата обращения: 17.05.2024).

64. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone / S. E. Quaresma, P. R. Cury, W. R. Sendyk, C. Sendyk. – DOI 10.1563/1548-1336(2008)34[1:AFEAOT]2.0.CO;2 // The Journal of Oral Implantology. – 2008. – Vol. 34, № 1. – P. 1–6.

65. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study / H. Zipprich, S. Miatke, R. Hmaidouch, H. C. Lauer. – DOI 10.11607/jomi.3713 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2016. – Vol. 31, № 1. – P. 37–44.

66. A new system of implant abutment connection: how to improve a two piece implant system sealing / F. Grecchi, M. DI Girolamo, F. Cura [et al.]. – DOI 10.11138/orl/2017.10.3.234 // ORAL & Implantology. – 2017. – Vol. 10, № 3. – P. 234–240.

67. Additive manufacturing of pure Ti with superior mechanical performance, low cost, and biocompatibility for potential replacement of Ti-6Al-4V / Y. P. Dong, J. C. Tang, D. W. Wang [et al.]. – DOI 10.1016/j.matdes.2020.109142 // Materials and Design. – 2020. – Vol. 196. – Article number: 109142.

68. Al-Gunaid, T. Bite force - What we should know: A literature review / T. Al-Gunaid. – DOI 10.4103/ijor.ijor_33_19 // International Journal of Orthodontic Rehabilitation. – 2019. – Vol. 10, № 4. – Article number: 168.

69. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections / D. Tripodi, G. Vantaggiato, A. Scarano [et al.]. – DOI 10.1097/ID.0b013e31825cd472 // Implant Dentistry. – 2012. – Vol. 21, № 4. – P. 335–339.

70. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography / T. Rack, S. Zabler, A. Rack [et al.]. – DOI 10.11607/jomi.2748 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2013. – Vol. 28, № 1. – P. 44–50.

71. Analytical and experimental position stability of the abutment in different dental implant systems with a conical implant-abutment connection / W. Semper-Hogg, S. Kraft, S. Stiller [et al.]. – DOI 10.1007/s00784-012-0786-1 // Clinical Oral Investigations. – 2013. – Vol. 17, № 3. – P. 1017–1023.

72. ANSYS Mechanical APDL Verification Manual. – Canonsburg : ANSYS, 2013. – 2986 p.

73. Anterior Teeth Splinting After Orthodontic Treatment: 3D Analysis Using Finite Element Method / A. Geramy, J. M. Retrouvey, F. Sobuti, H. Salehi // Journal of Dentistry (Tehran, Iran). – 2012. – Vol. 9, № 2. – P. 90–98.

74. Bacterial colonization of the implant-abutment interface of conical connection with an internal octagon: an in vitro study using real-time PCR / A. Baj, G. A. Beltramini, A. Bolzoni [et al.] // Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents. – 2017. – Vol. 31, № 2 (Suppl. 1). – P. 163–168.

75. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study / B. Assenza, D. Tripodi, A. Scarano [et al.]. – DOI 10.1902/jop.2011.110320 // Journal of Periodontology. – 2012. – Vol. 83, № 4. – P. 491–497.

76. Balik, A. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis / A.

Balik, M. O. Karatas, H. Keskin. – DOI 10.1563/AAID-JOI-D-10-00127 // The Journal of Oral Implantology. – 2012. – Vol. 38 (Spec №). – P. 491–496.

77. Brunski, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design / J B Brunski // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 1988. – Vol. 3, № 2. – P. 85–97.

78. Cecchinato, D. A cross-sectional study on the prevalence of marginal bone loss among implant patients / D. Cecchinato, A. Parpaiola, J. Lindhe. – DOI 10.1111/j.1600-0501.2012.02457.x // Clinical Oral Implants Research. – 2013. – Vol. 24, № 1. – P. 87–90.

79. Cha, J. K. Surgical Therapy of Peri-Implantitis with Local Minocycline: A 6-Month Randomized Controlled Clinical Trial / J. K. Cha, J. S. Lee, C. S. Kim. – DOI 10.1177/0022034518818479 // Journal of Dental Research. – 2019. – Vol. 98, № 3. – P. 288–295.

80. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis / C. A. A. Lemos, F. R. Verri, E. A. Bonfante [et al.]. – DOI 10.1016/j.jdent.2017.12.001 // Journal of Dentistry. – 2018. – Vol. 70. – P. 14–22.

81. Cone-morse implant connection system significantly reduces bacterial leakage between implant and abutment: an in vitro study / A. Baj, A. Bolzoni, A. Russillo [et al.] // Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents. – 2017. – Vol. 31, № 2 (Suppl. 1). – P. 203–208.

82. Craig's restorative dental materials / eds. R. L. Sakaguchi, J. M. Powers. – 13th ed. – Philadelphia, PA : Elsevier, 2012. – 408 p. – ISBN: 978-0-3230-8108-5.

83. Darby, I. Risk factors for periodontitis & peri-implantitis / I. Darby. – DOI 10.1111/prd.12447 // Periodontology 2000. – 2022. – Vol. 90, № 1. – P. 9–12.

84. Daubert, D. M. Biofilm as a risk factor in implant treatment / D. M. Daubert, B. F. Weinstein. – DOI 10.1111/prd.12280 // Periodontology 2000. – 2019. – Vol. 81, № 1. – P. 29–40.

85. Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant / J. Aguirrebeitia, M.

Abasolo, J. Vallejo, R. Ansola. – DOI 10.11607/jomi.2775 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2013. – Vol. 28, № 2. – P. e72–e82.

86. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis / T. Wu, W. Liao, N. Dai, C. Tang. – DOI 10.1016/j.jbiomech.2010.03.017 // Journal of Biomechanics. – 2010. – Vol. 43, № 10. – P. 1941–1946.

87. Different Conical Angle Connection of Implant and Abutment Behavior: A Static and Dynamic Load Test and Finite Element Analysis Study / G. Körtvélyessy, Á. L. Szabó, I. Pelsőczy-Kovács [et al.]. – DOI 10.3390/ma16051988 // Materials. – 2023. – Vol. 16, № 5. – Article number: 1988.

88. Dynamic and static load performance of dental biomaterial systems with conical implant-abutment connections / M. C. Basgil, C. Kurtoglu, K. Soygun [et al.]. – DOI 10.3233/bme-206008 // Bio-Medical Materials and Engineering. – 2020. – Vol. 31, № 5. – P. 319–328.

89. Effects of the implant design on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis of original computer-aided design models / Y. Yamanishi, S. Yamaguchi, S. Imazato [et al.]. – DOI 10.1902/jop.2014.140107 // Journal of Periodontology. – 2014. – Vol. 85, № 9. – P. e333–e338.

90. Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: A finite element analysis / B. S. Honório Tonin, Y. He, N. Ye [et al.]. – DOI 10.1016/j.prosdent.2020.11.026 // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2022. – Vol. 127, № 6. – P. 882–889.

91. Efficacy of antibacterial sealing gel and O-ring to prevent microleakage at the implant abutment interface: an in vitro study / A. G. Nayak, A. Fernandes, R. Kulkarni [et al.]. – DOI 10.1563/AAID-JOI-D-10-00167 // The Journal of Oral Implantology. – 2014. – Vol. 40, № 1. – P. 11–14.

92. Elsayed, M. E. Effect of Internal Hex Height and Collar Height on Marginal Fit of Implant Abutment Connection after Dynamic Cyclic Loading: (In Vitro Study) /

M. E. Elsayed, E. Shakal, T. Mostafa // Journal of International Dental and Medical Research. – 2021. – Vol. 14, № 1. – P. 79–86.

93. Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse / A. Scarano, C. Mortellaro, L. Mavriqi [et al.]. – DOI 10.1097/SCS.0000000000002563 // The Journal of Craniofacial Surgery. – 2016. – Vol. 27, № 3. – P. 682–685.

94. Evaluation of molar and incisor bite force in indigenous compared with white population in Brazil / S. C. Regalo, C. M. Santos, M. Vitti [et al.]. – DOI 10.1016/j.archoralbio.2007.10.003 // Archives of Oral Biology. – 2008. – Vol. 53, № 3. – P. 282–286.

95. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: an in vitro study / E. F. Gherlone, P. Capparé, R. Pasciuta [et al.] // The New Microbiologica. – 2016. – Vol. 39, № 1. – P. 49–56.

96. Experimental research on the relationship between fit accuracy and fracture resistance of zirconia abutments / X. Sui, H. Wei, D. Wang [et al.]. – DOI 10.1016/j.jdent.2014.02.008 // Journal of Dentistry. – 2014. – Vol. 42, № 10. – P. 1353–1359.

97. Finite Element Analysis and Fatigue Test of INTEGRA Dental Implant System / R. Zieliński, S. Lipa, M. Piechaczek [et al.]. – DOI 10.3390/ma17051213 // Materials. – 2024. – Vol. 17, № 5. – Article number: 1213.

98. Finite element analysis of stress extent at peri-implant bone surrounding external hexagon or Morse taper implants / J. P. Macedo, J. Pereira, J. Faria [et al.]. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2017.03.011 // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2017. – Vol. 71. – P. 441–447.

99. González-Carrasco, J. L. Metals as bone repair materials / J. L. González-Carrasco. – DOI 10.1533/9781845696610.2.154 // Bone repair biomaterial / eds. J. Planell, S. Best, D. Lacroix, A. Merolli. – Woodhealing Publishing Limited, 2009. – P. 154–193.

100. Grandin, H. M. A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants / H. M. Grandin, S. Berner, M. Dard. – DOI 10.3390/ma5081348 // *Materials*. – 2012. – Vol. 5, № 8. – P. 1348–1360.

101. Helkimo, E. Bite force and state of dentition / E. Helkimo, G. E. Carlsson, M. Helkimo. – DOI 10.3109/00016357709064128 // *Acta Odontologica Scandinavica*. – 1977. – Vol. 35, № 6. – P. 297–303.

102. Hurson, S. Implant/Abutment Biomechanics and Material Selection for Predictable Results / S. Hurson // *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, N.J. : 1995). – 2018. – Vol. 39, № 6. – P. 440–446.

103. Implant-abutment connections on single crowns: a systematic review / F. M. Ceruso, P. Barnaba, S. Mazzoleni [et al.]. – DOI 10.11138/orl/2017.10.4.349 // *Oral Implantology* (Rome). – 2017. – Vol. 10, № 4. – P. 349–353.

104. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants / F. J. Gil, M. Herrero-Climent, P. Lázaro, J. V. Rios. – DOI 10.1007/s10856-014-5211-7 // *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. – 2014. – Vol. 25, № 7. – P. 1825–1830.

105. Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography / A. Scarano, L. Valbonetti, M. Degidi [et al.]. – DOI 10.1097/ID.0000000000000465 // *Implant Dentistry*. – 2016. – Vol. 25, № 5. – P. 656–662.

106. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants / L. Steinebrunner, S. Wolfart, K. Ludwig, M. Kern. – DOI 10.1111/j.1600-0501.2008.01581.x // *Clinical Oral Implants Research*. – 2008. – Vol. 19, № 12. – P. 1276–1284.

107. In situ microradioscopy and microtomography of fatigue-loaded dental two-piece implants / W. Wiest, S. Zabler, C. Fella [et al.]. – DOI 10.1107/S1600577515015763 // *Journal of Synchrotron Radiation*. – 2015. – Vol. 22, № 2. – P. 1492–1497.

108. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections / M. D. Kofron, M. Carstens, C. Fu, H. B. Wen. –

DOI 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.007 // Clinical Biomechanics. – 2019. – Vol. 65. – P. 92–99.

109. In Vitro Bacterial Leakage at the Implant-Abutment Connection of Two Dental Implant Systems with Internal Connection / A. Khajavi, Sh. Mohseni, A. Peymani, M. Amjadi. – DOI 10.18502/fid.v17i32.5196 // Frontiers in Dentistry. – 2021. – URL: <https://elibrary.ru/item.asp?id=71607097> (date accessed: 12.10.2025).

110. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants / A. Rack, T. Rack, K. Nelson [et al.]. – DOI 10.1107/S0909049510001834 // Journal of Synchrotron Radiation. – 2010. – Vol. 17, № 2. – P. 289–294.

111. In vivo 3-dimensional measurement of the force exerted on a tooth during clenching / T. Kawaguchi, T. Kawata, T. Kuriyagawa, K. Sasaki. – DOI 10.1016/j.jbiomech.2006.01.004 // Journal of Biomechanics. – 2007. – Vol. 40, № 2. – P. 244–251.

112. Influence of abutment materials on the implant-abutment joint stability in internal conical connection type implant systems / J. Y. Jo, D. S. Yang, J. B. Huh [et al.]. – DOI 10.4047/jap.2014.6.6.491 // The Journal of Advanced Prosthodontics. – 2014. – Vol. 6, № 6. – P. 491–497.

113. Influence of abutment shape on peri-implant tissue conditions: A randomized clinical trial / Ju. C. Bernabeu-Mira, M. Peñarrocha-Diago, J. Viña-Almunia [et al.]. – DOI 10.1111/clr.14130 // Clinical Oral Implants Research. – 2023. – Vol. 34, № 10. – P. 1015–1024.

114. Influence of Implant Connection, Abutment Design and Screw Insertion Torque on Implant-Abutment Misfit / J. Vélez, J. Peláez, C. López-Suárez [et al.]. – DOI 10.3390/jcm9082365 // Journal of Clinical Medicine. – 2020. – Vol. 9, № 8. – Article number: 2365.

115. Influence of implant neck design and implant-abutment connection type on peri-implant health. Radiological study / M. A. Peñarrocha-Diago, A. J. Flichy-Fernández, R. Alonso-González [et al.]. – DOI 10.1111/j.1600-0501.2012.02562.x // Clinical Oral Implants Research. – 2013. – Vol. 24, № 11. – P. 1192–1200.

116. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis / Y. Yamanishi, S. Yamaguchi, S. Imazato [et al.]. – DOI 10.1016/j.dental.2012.07.160 // Dental Materials. – 2012. – Vol. 28, № 11. – P. 1126–1133.

117. Invitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections / M. D. Kofron, M. Carstens, C. Fu, H. B. Wen. – DOI 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.007 // Clinical biomechanics (Bristol, Avon). – 2019. – Vol. 65. – P. 92–99.

118. Is the clinical performance of internal conical connection better than internal non-conical connection for implant-supported restorations? A systematic review with meta-analysis of randomized controlled trials / V. V. M. Rodrigues, D. S. Faé, C. D. D. R. D. Rosa [et al.]. – DOI 10.1111/jopr.13655 // Journal of Prosthodontics. – 2023. – Vol. 32, № 5. – P. 382–391.

119. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review / M. C. Goiato, E. P. Pellizzer, E. V. F. Da Silva [et al.]. – DOI 10.1007/s10006-015-0494-5 // Oral and Maxillofacial Surgery. – 2015. – Vol. 19, № 3. – P. 229–242.

120. Is titanium–zirconium alloy a better alternative to pure titanium for oral implant? Composition, mechanical properties, and microstructure analysis / A. Sharma, J. N. Waddell, K. C. Li [et al.]. – DOI 10.1016/j.sdentj.2020.08.009 // Saudi Dental Journal. – 2021. – Vol. 33, № 7. – P. 546–553.

121. Koutouzis, T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases / T. Koutouzis. – DOI 10.1111/prd.12289 // Periodontol 2000. – 2019. – Vol. 81, № 1. – P. 152–166.

122. Kurtzman, G. M. Mechanical Properties of Titanium Used in Dental Implants / G. M. Kurtzman // CDE World Lifelong Learning : [site]. – 2021. – URL: <https://cdeworld.com/courses/5297-mechanical-properties-of-titanium-used-in-dental-implants> (date accessed: 12.10.2025).

123. Laleman, I. Implant connection and abutment selection as a predisposing and/or precipitating factor for peri-implant diseases: A review / I. Laleman, F. Lambert. – DOI 10.1111/cid.13185 // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2023. – Vol. 25, № 4. – P. 723–733.

124. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions / C. do Nascimento, P. K. Miani, V. Pedrazzi [et al.] // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. – 2012. – Vol. 27, № 3. – P. 551–560.

125. Lee, T. Variation in Mechanical Properties of Ti-13Nb-13Zr Depending on Annealing Temperature / T. Lee. – DOI 10.3390/app10217896 // *Applied Sciences*. – 2020. – Vol. 10, №21. – Article number: 7896.

126. Liu, Y. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck / Y. Liu, J. Wang. – DOI 10.1016/j.archoralbio.2017.07.022 // *Archives of Oral Biology*. – 2017. – Vol. 83. – P. 153–160.

127. Local Oral Delivery Agents with Anti-Biofilm Properties for the Treatment of Periodontitis and Peri-Implantitis. A Narrative Review / Sh. Elnagdy, M. Raptopoulos, I. Kormas [et al.]. – DOI 10.3390/molecules26185661 // *Molecules*. – 2021. – Vol. 26, № 18. – Article number: 5661.

128. Marginal Bone Level and Biomechanical Behavior of Titanium-Indexed Abutment Base of Conical Connection Used for Single Ceramic Crowns on Morse-Taper Implant: A Clinical Retrospective Study / S. A. Gehrke, A. Scarano, G. C. Cortellari [et al.]. – DOI 10.3390/jfb14030128 // *Journal of Functional Biomaterials*. – 2023. – Vol. 14, № 3. – Article number: 128.

129. Material information. Technical handling information / Institut Straumann AG. – 2024. – URL: https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/en/documents/brochure/technical-information/490.019-en_low.pdf (date accessed: 13.09.2025).

130. Mechanical behavior of dental implants in different positions in the rehabilitation of the anterior maxilla / C. B. Corrêa, R. Margonar, P. Y. Noritomi, L. G.

Vaz. – DOI 10.1016/j.prosdent.2013.06.019 // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2014. – Vol. 111, № 4. – P. 301–309.

131. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions / K. T. Yao, H. C. Kao, C. K. Cheng [et al.]. – DOI 10.1016/j.jmbbm.2018.10.039 // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2019. – Vol. 90. – P. 426–432.

132. Menacho-Mendoza, E. Stress analysis and factor of safety in three dental implant systems by finite element analysis / E. Menacho-Mendoza, R. Cedamano-Cuenca, A. Díaz-Suyo. – DOI 10.1016/j.sdentj.2022.08.006 // Saudi Dental Journal. – 2022. – Vol. 34, № 7. – P. 579–584.

133. Micarelli, C. Implant-abutment connection deformation after prosthetic procedures: An in vitro study / C. Micarelli, L. Canullo, G. Iannello. – DOI 10.11607/ijp.4147 // International Journal of Prosthodontics. – 2015. – Vol. 28, № 3. – P. 282–286.

134. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions / P. Marcián, L. Borák, J. Wolff [et al.]. – DOI 10.1016/j.compbimed.2018.03.012 // Computers in Biology and Medicine. – 2018. – Vol. 96. – P. 157–165.

135. Micro-CT Evaluation of Microgaps at Implant-Abutment Connection / Ja. Kowalski, A. K. Puszkarcz, M. Radwanski [et al.]. – DOI 10.3390/ma16124491 // Materials. – 2023. – Vol. 16, № 12. – Article number: 4491.

136. Microleakage and mechanical behavior of conical vs. internal hexagon implant-abutment connection under a cyclic load fatigue test / F. Lorusso, A. Greco Lucchina, F. Romanoet [et al.]. – DOI 10.26355/eurrev_202304_31329 // European Review for Medical and Pharmacological Sciences. – 2023. – Vol. 27, № 3 (Suppl). – P. 122–127.

137. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study / C. Larrucea Verdugo, G. Jaramillo Núñez, A. Acevedo Avila, C. Larrucea San Martín. – DOI 10.1111/clr.12217 // Clinical Oral Implants Research. – 2014. – Vol. 25, № 9. – P. 1078–1083.

138. Micromotion of implant-abutment interfaces (IAI) after loading: correlation of finite element analysis with in vitro performances / Z. Li, S. Gao, H. Chen [et al.]. – DOI 10.1007/s11517-018-1937-6 // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2019. – Vol. 57, № 5. – P. 1133–1144.

139. Micromovement Evaluation of Original and Compatible Abutments at the Implant-abutment Interface / A. Berberi, D. Maroun, W. Kanj [et al.]. – DOI 10.5005/jp-journals-10024-1952 // The Journal of Contemporary Dental Practice. – 2016. – Vol. 17, № 11. – P. 907–913.

140. Microscope evaluation of micro-gaps at Implant-Abutment connection / D. A. Târtea, S. M. Popescu, H. O. Manolea [et al.]. – DOI 10.62610/rjor.2024.2.16.36 // Romanian Journal of Oral Rehabilitation. – 2024. – Vol. 16, № 2. – P. 411–423.

141. Mishra, S. K. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review / S. K. Mishra, R. Chowdhary, S. Kumari. – DOI 10.7860/JCDR/2017/28951.10054 // Journal of Clinical and Diagnostic Research. – 2017. – Vol. 11, № 6. – P. ZE10–ZE15.

142. Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections / P. Streckbein, R. G. Streckbein, J. F. Wilbrand [et al.]. – DOI 10.1177/0022034512463396 // Journal of Dental Research. – 2012. – Vol. 91, № 12. – P. 1184–1189.

143. Optimization of the Conical Angle Design in Conical Implant-Abutment Connections: A Pilot Study Based on the Finite Element Method / K. T. Yao, C. S. Chen, C. K. Cheng [et al.]. – DOI 10.1563/aaid-joi-D-17-00149 // The Journal of Oral Implantology. – 2018. – Vol. 44, № 1. – P. 26–35.

144. Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis / Z. Ali, S. R. Baker, S. Shahrabaf [et al.]. – DOI 10.1016/j.prosdent.2018.03.003 // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2019. – Vol. 121, № 1. – P. 59.e3–68.e3.

145. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review / C. M. Schmitt, G. Nogueira-Filho, H. C. Tenenbaum [et al.]. –

DOI 10.1002/jbm.a.34709 // Journal of Biomedical Materials Research. Part A. – 2014. – Vol. 102, № 2. – P. 552–574.

146. 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.]. – DOI 10.1111/jcpe.12957 // Journal of Clinical Periodontology. – 2018. – Vol. 45, Suppl. 20. – P. S286–S291.

147. 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.]. – DOI 10.1002/JPER.17-0739 // Journal of Periodontology. – 2018. – Vol. 89, Suppl. 1. – P. S313–S318.

148. Peri-implantitis / F. Schwarz, J. Derks, A. Monje, H. L. Wang. – DOI 10.1002/JPER.16-0350 // Journal of Periodontology. – 2018. – Vol. 89, Suppl. 1. – P. S267–S290.

149. Prevalence and risk/protective indicators of peri-implant diseases: A university-representative cross-sectional study / M. Romandini, C. Lima, I. Pedrinaci [et al.]. – DOI 10.1111/clr.13684 // Clinical Oral Implants Research. – 2021. – Vol. 32, № 1. – P. 112–122.

150. Pull-off resistance of a screwless implant-abutment connection and surface evaluation after cyclic loading / V. Alevizakos, R. Mosch, G. Mitov [et al.]. – DOI 10.4047/jap.2021.13.3.152 // Journal of Advanced Prosthodontics. – 2021. – Vol. 13, № 3. – P. 152–159.

151. Rajaraman, V. Dental implant biomaterials - Newer metals and their alloys / V. Rajaraman, M. Dhanraj, A. R. Jain // Drug Invention Today. – 2018. – Vol. 10, № 6. – P. 986–989.

152. Relationship Between Long-Term Marginal Bone Loss and Bone Quality, Implant Width, and Surface / C. Ibañez, A. Catena, P. Galindo-Moreno [et al.]. – DOI 10.11607/jomi.8034 // The International journal of oral & maxillofacial implants. – 2020. – Vol. 35, № 4. – P. 745–752.

153. Sasada, Y. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications / Y. Sasada, D. L. Cochran. – DOI 10.11607/jomi.5732 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2017. – Vol. 32, № 6. – P. 1296–1307.

154. Savignano, R. Computational Biomechanical Analysis of Engaging and Nonengaging Abutments for Implant Screw-Retained Fixed Dental Prostheses / R. Savignano, P. Soltanzadeh, M. S. Suprono. – DOI 10.1111/jopr.13282 // Journal of Prosthodontics. – 2021. – Vol. 30, № 7. – P. 604–609.

155. Sealing effectiveness against *Staphylococcus aureus* of five different implant-abutment connections / N. Discepoli, E. Ferrari Cagidiaco, G. Landini [et al.] // American Journal of Dentistry. – 2018. – Vol. 31, № 3. – P. 141–143.

156. Smith, N. A. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values / N. A. Smith, I. Turkeyilmaz. – DOI 10.1016/j.prosdent.2013.11.010 // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2014. – Vol. 112, № 3. – P. 561–567.

157. The effect of different abutment materials on peri-implant tissues—A systematic review and meta-analysis / I. Laleman, F. Lambert, M. Gahlert [et al.]. – DOI 10.1111/clr.14159 // Clinical Oral Implants Research. – 2023. – Vol. 34, № S26. – P. 125–142.

158. The Impact of Implant–Abutment Connection on Clinical Outcomes and Microbial Colonization: A Narrative Review / D., G. Moreo, A. Lucchese [et al.]. – DOI 10.3390/ma13051131 // Materials. – 2020. – Vol. 13, № 5. – Article number: 1131.

159. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis / R. Caricasulo, L. Malchiodi, P. Ghensi [et al.]. – DOI 10.1111/cid.12620 // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2018. – Vol. 20, № 4. – P. 653–664.

160. The Influence of Torque Tightening on the Position Stability of the Abutment in Conical Implant-Abutment Connections / W. S. Hogg, K. Zulauf, J.

Mehrhof, K. Nelson. – DOI 10.11607/ijp.3853 // The International Journal of Prosthodontics. – 2015. – Vol. 28, № 5. – P. 538–541.

161. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol / H. Zipprich, P. Weigl, C. Ratka [et al.]. – DOI 10.1111/cid.12651 // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2018. – Vol. 20, № 5. – P. 814–823.

162. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling / J. R. Jorge, V. A. Barao, J. A. Delben, W. G. Assuncao. – DOI 10.11607/jomi.2727 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2013. – Vol. 28, № 2. – P. 415–422.

163. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review / V. Candotto, F. Gabrione, L. Oberti [et al.] // Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents. – 2019. – Vol. 33, № 3 (Suppl. 1). – P. 129–134.

164. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Stress Distribution at the Internal Implant-Abutment Connection / S. Y. Cho, Y. H. Huh, C. J. Park, L. R. Cho. – DOI 10.11607/prd.2351 // The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry. – 2016. – Vol. 36, № 3. – P. e49–e58.

165. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio / S. L. D. Moraes, F. R. Verri, J. F. Santiago Júnior [et al.]. – DOI 10.1590/0103-6440201801746 // Brazilian Dental Journal. – 2018. – Vol. 29, № 1. – P. 36–42.

166. Three-Dimensional Finite Element Analysis on Stress Distribution of Internal Implant-Abutment Engagement Features / S. Y. Cho, Y. H. Huh, C. J. Park, L. R. Cho. – DOI 10.11607/jomi.5789 // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 2018. – Vol. 33, № 2. – P. 319–327.

167. TITAN Grade 4. 3.7065 - EN Ti 4 / ASTM B348 and F 67 - CP Titan Grade 4. – URL: <https://kleinmetals.ch/wp-content/uploads/wpallimport/files/datenblatt/E/704.pdf> (date accessed: 13.09.2025).

168. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device / J. Lee, Y. S. Kim, C. W. Kim, J. S. Han. –

DOI 10.1067/mpr.2002.128099 // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 2002. – Vol. 88, № 4. – P. 402–408.

169. York, R. Characterization of micro-machining of dental screws and abutments : A thesis submitted to the Faculty of Graduate and Postdoctoral Studies in partial fulfillment of the requirements for the degree of master of applied science In Biomedical Engineering / R. York. – Ottawa : University of Ottawa, 2017. – 92 p.

СПИСОК ИЛЛЮСТРАТИВНОГО МАТЕРИАЛА

Рисунок 1 – 3D-реконструкция образца «имплантат-абатмент»	27
Таблица 1 – Заводские характеристики образцов	28
Рисунок 2 – Визуальная реконструкция образцов с указанием материала компонентов: BioHorizons TI (А – оригинальный абатмент, Б – неоригинальный абатмент); NobelParallel CC (В – оригинальный абатмент, Г – неоригинальный абатмент); Straumann BL (Д – оригинальный абатмент, Е – неоригинальный абатмент).....	29
Рисунок 3 – Геометрическая реконструкция пар-образцов: BioHorizons TI (А – неоригинальный абатмент, Б – оригинальный абатмент); NobelParallel CC (В – неоригинальный абатмент, Г – оригинальный абатмент); Straumann BL (Д – неоригинальный абатмент, Е – оригинальный абатмент).....	29
Таблица 2 – Геометрические замеры образцов	30
Таблица 3 – Технические характеристики материалов	31
Рисунок 4 – Плоские продольные шлифы образцов	32
Рисунок 5 – Автоматический шлифовально-полировальный станок Beta Grinder-Polishes, Vector Power Head, Pri Met 3000 Modular dispensing system (Buehler, Германия)	33
Рисунок 6 – Сканирующий электронный микроскоп JEOL JSM 7001-F (Япония)...	33
Рисунок 7 – Вектор приложения силы, имитирующей жевательную нагрузку во рту.....	36
Рисунок 8 – Конические образующие: А – «винт-абатмент»; В – «имплантат-абатмент»	38

Рисунок 9 – СЭМ-изображение соединения имплантата NobelParallel CC с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x70, В – x1000, Г – x1500.....	43
Рисунок 10 – СЭМ-изображение соединения имплантата NobelParallel CC с оригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x75, В – x1500, Г – x5000.....	44
Рисунок 11 – СЭМ-изображение соединения имплантата Straumann BL с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x100, В – x1500, Г – x5000.....	45
Рисунок 12 – СЭМ-изображение соединения имплантата Straumann BL с оригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x100, В – x1500, Г – x10000.....	46
Рисунок 13 – СЭМ-изображение соединения имплантата BioHorizons TI с неоригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x180, В – x1500, Г – x5000	47
Рисунок 14 – СЭМ-изображение соединения имплантата BioHorizons TI с оригинальным абатментом на увеличениях: А – x30, Б – x150, В – x1500, Г – x10000.....	48
Таблица 4 – Величина зазора конического соединения оригинального и неоригинального абатментов в разных имплантационных системах при различных увеличениях	49
Таблица 5 – Химический состав имплантатов и абатментов	50
Рисунок 15 – Горизонтальное отклонение абатмента при нагрузке: А –150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н	52
Таблица 6 – Среднее значение и стандартное отклонение горизонтального отклонения абатментов при различных нагрузках	53

Рисунок 16 – Остаточное горизонтальное отклонение абатмента после разгрузки: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н	54
Таблица 7 – Среднее значение и стандартное отклонение остаточных горизонтальных отклонений образцов при различных нагрузках	55
Рисунок 17 – Величина микрозазора между имплантатом и абатментом при нагрузке: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н	57
Таблица 8 – Среднее значение и стандартное отклонение микрозазоров при различных нагрузках	58
Рисунок 18 – Величина остаточного микрозазора между имплантатом и абатментом при разгрузке: А – 150 Н; Б – 300 Н; В – 450 Н	59
Таблица 9 – Среднее значение и стандартное отклонение остаточных микрозазоров при различных нагрузках	60
Таблица 10 – DTW-расстояние между оригинальным и неоригинальным абатментом	62
Рисунок 19 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе Straumann BL при нагрузке: А – 300 Н, Б – 450 Н.....	64
Рисунок 20 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе BioHorizons TI при нагрузке: А – 300 Н, Б – 450 Н	65
Рисунок 21 – Разница микрозазора оригинального абатмента в сравнении с неоригинальным в имплантационной системе NobelParallel CC при нагрузке: А – 300 Н, Б – 450 Н	65
Рисунок 22 – Имплантат NobelParallel CC с оригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микротомографические срезы; Б – 3D реконструкция.....	67

Рисунок 23 – Имплантат NobelParallel CC с неоригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;	
Б – 3D-реконструкция	67
Рисунок 24 – Имплантат Straumann BL с оригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;	
Б – 3D-реконструкция	68
Рисунок 25 – Имплантат Straumann BL с неоригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;	
Б – 3D-реконструкция	68
Рисунок 26 – Имплантат BioHorizons TI с оригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;	
Б – 3D-реконструкция	69
Рисунок 27 – Имплантат BioHorizons TI с неоригинальным абатментом: А – взаимоперпендикулярные микрофотографические срезы;	
Б – 3D-реконструкция	69
Таблица 11 – Геометрические параметры образцов на основании данных микрофотографии	70
Рисунок 28 – Распределение опрашиваемых врачей в зависимости от стажа работы и специализации	74
Рисунок 29 – Предпочтение врачей-стоматологов в выборе: А – типа соединения «имплантат-абатмент»; Б – типа фиксации протетической конструкции	75
Рисунок 30 – Отношение опрошенных стоматологов к неоригинальным супраструктурам по: А – предпочтению; Б – использованию	75
Рисунок 31 – Влияние на прогноз протезирования: А – параметров микрозазора; Б – заводских характеристик имплантационной системы	76
Рисунок 32 – Распределение голосов респондентов в степени клинической значимости микрозазора	77

Рисунок 33 – Осложнения в практике стоматологов: А – по виду; Б – по частоте	78
Рисунок 34 – Распределение клинических результатов протезирования пациентов с применением оригинальных и неоригинальных абатментов	78
Рисунок 35 – Фрагмент ортопантограммы пациента, запротезированного с использованием оригинальных абатментов BioHorizons TI в области отсутствующих 37 и 17 зубов, на протяжении всего периода наблюдения	80
Рисунок 36 – Ортопантограмма пациента, запротезированного с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с системой BioHorizons TI	82
Рисунок 37 – Фрагмент ортопантограммы пациента, запротезированного с применением оригинального и неоригинального абатмента Straumann BL	83
Рисунок 38 – Ортопантограмма пациентки, запротезированной с использованием неоригинальных абатментов, совместимых с системой BioHorizons TI, на протяжении всего периода наблюдения (2014–2023 гг.)	84
Рисунок 39 – Ортопантограммы пациента, запротезированного с использованием оригинальных абатментов BioHorizons TI	85
Рисунок 40 – Фрагменты ортопантограммы пациентки, запротезированной с применением оригинальных абатментов NobelParallel CC, на протяжении 8 лет клинического наблюдения	86
Рисунок 41 – Фрагменты ортопантограммы пациентки, запротезированной с применением неоригинальных абатментов, совместимых с системой Straumann BL на протяжении 3 лет клинического наблюдения	87
Таблица 12 – Результаты клинических наблюдений пациентов	88
Рисунок 42 – Радиовизиография имплантата, запротезированного с использованием неоригинального абатмента	88

Приложение А

(справочное)

Приложения клинической части диссертационного исследования

ФОРМА ДОБРОВОЛЬНОГО ИНФОРМИРОВАННОГО СОГЛАСИЯ Я, _____ (Ф.И.О.) даю согласие на участие в диссертационном исследовании «Обоснование выбора абатментов для разборных дентальных имплантатов с коническим соединением» для совершенствования подходов к диагностике, лечению и профилактике патологий органов зубочелюстной системы. Медицинское учреждение: ООО «ЛНУПЦ «МедиДент» Я был (а) осведомлен (а) о целях и значении данного исследования. Мною была получена информация о методах исследования и ответы на все мои вопросы. Я даю согласие на проведение исследования лицами, задействованными в исследовании, при условии сохранения ими профессиональной конфиденциальности. Мною были получены гарантии того, что я имею право прекратить участие в испытании и получать при этом соответствующее лечение. Я добровольно соглашаюсь, чтобы мои данные, полученные в ходе исследования, использовались в научных целях и были опубликованы с условием соблюдения правил конфиденциальности. Подпись пациента _____ Ф.И.О. исследователя: Кирсанова Виктория Викторовна Подпись исследователя _____ «__» _____ 20__ г.

Рисунок А.1 – Форма добровольного информированного согласия

Просим вас ответить на предложенные вопросы для участия в диссертационном исследовании, посвященном изучению оригинальных и неоригинальных абатментов в протезировании пациентов.

1. Укажите вашу специализацию: *

Отметьте только один овал.

- ☐ Хирург
☐ Ортопед
☐ Совмещенная практика
☐ Другое

2. Ваш клинический стаж: *

Отметьте только один овал.

- ☐ Менее 5 лет
☐ 5-15 лет
☐ Более 15 лет

3. Какой тип соединения имплантата с абатментом предпочитаете в работе?*

Отметьте только один овал.

- ☐ Конический с внутренним позиционером
☐ Плоскостной с внутренним позиционером
☐ Монолитное соединение
☐ Внешнее соединение

4. Какой тип фиксации супраструктуры предпочитаете в работе? *

Отметьте только один овал.

- ☐ Цементный

☐ Винтовой

5. Почему вы выбрали такой тип фиксации в предыдущем вопросе?

6. Используете ли вы в своей практике неоригинальную протетику? *

Отметьте только один овал.

- ☐ Да
☐ Нет

7. Если в предыдущем вопросе вы ответили "да", скажите, что для вас предпочтительнее для использования в практике?

Отметьте только один овал.

- ☐ Оригинальные абатменты
☐ Неоригинальные абатменты

8. Почему для вас предпочтительнее такой вид абатмента?

9. Если вы используете в своей практике неоригинальную протетику, к каким производителям обращаетесь чаще всего?

10. Что больше влияет на успех протезирования: геометрия системы или материал, из которого изготовлены ее компоненты?*

Отметьте только один овал.

- ☐ Геометрия

☐ Материал

11. Как вы думаете, влияют ли параметры микрозазора между имплантатом и абатментом на результат протезирования?*

Отметьте только один овал.

- ☐ Существенно влияет
☐ Не влияет существенно

12. Определите от 1 до 10 значимость микрозазора между имплантатом и абатментом на успех протезирования.*

13. Оцените процент осложнений, возникающих в вашей практике после протезирования пациентов на имплантатах:

Отметьте только один овал.

- ☐ До 5%
☐ До 10%
☐ До 20 %
☐ Более 20%

14. Назовите самое частое осложнение, с которым вы сталкиваетесь после протезирования пациентов на имплантатах.

Рисунок А.2 – Анкета для стоматологов

Приложение Б

(справочное)

Акты внедрения



УТВЕРЖДАЮ
Главный врач ООО «ЛНУПЦ «МедиДент»
Канищев Денис Александрович

«25» 11 2024 г.

АКТ О ВНЕДРЕНИИ

Настоящим актом подтверждается, что предложение ассистента кафедры ортопедической стоматологии **Кирсановой Виктории Викторовны** и заведующего кафедрой ортопедической стоматологии, декана стоматологического факультета ФГБОУ ВО «КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» МЗ РФ, д.м.н., доцента **Фурцева Тараса Владимировича**, было внедрено в лечебный процесс ООО «ЛНУПЦ «МедиДент».

Описание объекта внедрения	Формы внедрения
Результаты диссертационного исследования «Обоснование выбора абатментов для разборных дентальных имплантатов с коническим соединением» и клинические рекомендации, сформированные на основе этих результатов	Протокол протезирования пациентов ортопедическими конструкциями на дентальных имплантатах для стоматологов-ортопедов

Эффективность внедрения:

Применение предложенного протокола протезирования увеличило спектр выбора стоматологов-ортопедов при изготовлении одиночных и мостовидных ортопедических конструкций на дентальных имплантатах, увеличило экономическую эффективность, усилило клинический контроль результатов протезирования врачами и заострило их внимание на проверке качества посадки супраструктур на платформу имплантата.

Ответственный за внедрение

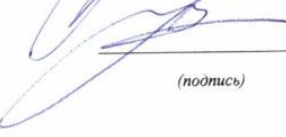
Авторы / разработчики внедрения


 (подпись)

Попыхов А.В.
 (ФИО)


 (подпись)

Кирсанова В.В.
 (ФИО)


 (подпись)

Фурцев Т.В.
 (ФИО)

Рисунок Б.1 – Акт о внедрении в лечебный процесс ООО «ЛНУПЦ «МедиДент»



УТВЕРЖДАЮ

Проректор по стратегическому
развитию, науке и инновациям
ФГБОУ ВО ЮУГМУ МЗ РФ
Нурисва Наталья Сергеевна

2025 г.

АКТ О ВНЕДРЕНИИ

Настоящим актом подтверждается, что предложение ассистента кафедры ортопедической стоматологии **Кирсановой Виктории Викторовны** и заведующего кафедрой ортопедической стоматологии, декана стоматологического факультета ФГБОУ ВО «КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» МЗ РФ, д.м.н., доцента **Фурцева Тараса Владимировича**, было внедрено в учебный процесс кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии ФГБОУ ВО ЮУГМУ МЗ РФ.

Описание объекта внедрения	Формы внедрения
Результаты диссертационного исследования «Обоснование выбора абатментов для разборных дентальных имплантатов с коническим соединением»	Внедрение в лекционный курс и практические занятия студентов 4 и 5 курса по дисциплинам «Ортопедическая стоматология», «Эстетическая стоматология»

Эффективность внедрения:

Применение полученных результатов диссертационного исследования позволило разнообразить и повысить уровень знаний студентов стоматологического факультета о протезировании пациентов на дентальных имплантатах, расширило интерес к научному обоснованию клинических протоколов лечения и научным исследованиям в области имплантологии.

Заведующая кафедрой ортопедической
стоматологии и ортодонтии

(подпись)

проф., д.м.н.

Филимонова О.И.

(ФИО)

Авторы / разработчики внедрения

(подпись)

Кирсанова В.В.

(ФИО)

(подпись)

Фурцев Т.В.

(ФИО)

Рисунок Б.2 – Акт о внедрении в учебный процесс ФГБОУ ВО ЮУГМУ

УТВЕРЖДАЮ
Главный врач КГБУЗ «КГСП №2»
Кан Всеволод Владимирович

«15» 09 2024 г.

АКТ О ВНЕДРЕНИИ

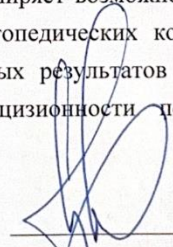
Настоящим актом подтверждается, что предложение ассистента кафедры ортопедической стоматологии **Кирсановой Виктории Викторовны** и заведующего кафедрой ортопедической стоматологии, декана стоматологического факультета ФГБОУ ВО «КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого» МЗ РФ, д.м.н., доцента **Фурцева Тараса Владимировича**, было внедрено в лечебный процесс КГБУЗ «КГСП №2».

Описание объекта внедрения	Формы внедрения
Результаты диссертационного исследования «Обоснование выбора абатментов для разборных дентальных имплантатов с коническим соединением» и клинические рекомендации, сформированные на основе этих результатов	Протокол протезирования пациентов ортопедическими конструкциями на дентальных имплантатах для стоматологов-ортопедов

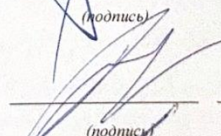
Эффективность внедрения:

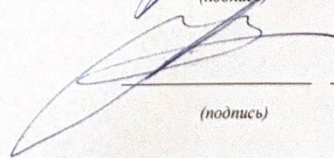
Применение предложенного протокола расширяет возможности стоматологов-ортопедов при выборе типа супраструктуры для ортопедических конструкций на имплантатах, улучшает клинический контроль отдаленных результатов протезирования, усиливают внимание стоматологов-ортопедов к прецизионности посадки супраструктуры на платформу имплантата.

Ответственный за внедрение


(подпись) Кан В.В.
(ФИО)

Авторы / разработчики внедрения


(подпись) Кирсанова В.В.
(ФИО)


(подпись) Фурцев Т.В.
(ФИО)

«15» 09 2024 г.

Рисунок Б.4 – Акт о внедрении в лечебный процесс КГБУЗ «КГСП №2»

Рисунок Б.5 – Акт о внедрении в учебный процесс ФГБОУ ВО КрасГМУ им.
проф. В. Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России