

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ ПЕРВЫЙ МОСКОВСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
И. М. СЕЧЕНОВА МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ (СЕЧЕНОВСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи



Шлык Андрей Дмитриевич

**Оценка состояния соединения имплантата и ортопедической конструкции
в дистальных отделах челюстей**

3.1.7. Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:

кандидат медицинских наук, доцент

Гильманова Наталия Сергеевна

Москва – 2026

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	14
1.1 Дентальные имплантаты в стоматологии	14
1.2 Соединение дентального имплантата и абатмента.....	15
1.3 Осложнения, связанные с внутренним соединением дентального имплантата	18
1.4 Применение дентальных имплантатов, расположенных под углом.....	20
1.5 Жевательное давление	23
1.6 Изменения, связанные с височно-нижнечелюстным суставом, окклюзией и жевательным давлением при стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты	26
1.7 Математическое моделирование, метод анализа конечных элементов	31
1.8 Механические характеристики элементов изучаемой системы.....	33
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ	39
2.1 Дизайн исследования	39
2.2 Материалы и методы клинических исследований. Критерии включения/невключения пациентов в исследование	40
2.3 Методики диагностики заболеваний височно-нижнечелюстного сустава	44
2.4 Оценка окклюзионного равновесия	45
2.5 Метод определения силы жевательного давления при помощи гнатодинамометрии.....	49
2.6 Методы статистической обработки данных.....	52
2.7 Математическое моделирование	53
2.8 Математическое моделирование. Метод анализа конечных элементов при стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты, расположенные под углом.....	54
2.9 Описание моделей.....	63
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ	68

3.1 Результаты оценки состояния височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей	68
3.2 Результаты оценки окклюзионного равновесия у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей	71
3.3 Результаты оценки силы жевательного давления у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей	73
3.4 Результаты математического моделирования	77
3.5 Алгоритм выбора типа дентального имплантата и супраструктуры на основе оценки окклюзионной нагрузки и биомеханического моделирования	88
ГЛАВА 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ	94
ВЫВОДЫ	102
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	103
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ	105
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	106

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Стоматологическое ортопедическое лечение с применением дентальных имплантатов становится все более востребованным в связи с омолаживанием возрастной потери зубов и увеличением средней продолжительности жизни населения. На современном этапе развития стоматологии имплантологическое лечение является одной из самых эффективных методик лечения при отсутствии зубов, как полном, так и частичном, в особенности при концевых дефектах зубных рядов и при одиночном отсутствии зуба [24, 93].

Исследования, направленные на изучение осложнений, возникающих в узлах соединения дентального имплантата, абатмента и фиксирующего винта, соединяющего их, вызывают значительный интерес как среди отечественных, так и среди зарубежных учёных в течение многих лет [46, 89, 115, 119, 129].

Использование метода математического моделирования конечных элементов напряженно деформированного состояния даёт возможность многогранного исследования системы «Кость – дентальный имплантат – ортопедическая конструкция». При применении метода анализа конечных элементов появляется возможность построить модель для расчётов и анализа взаимодействия дентального имплантата с ортопедической конструкцией, а также с костной тканью с учётом механических свойств материалов. Данная методика с высокой точностью передаёт механические свойства и позволяет определить допустимые параметры ортопедических конструкций [12, 37, 87].

Установка дентальных имплантатов под углом показана при анатомических ограничениях (пневматизация верхнечелюстных пазух, близость нижнечелюстного нерва), а также при атрофии альвеолярного гребня. Установка дентальных имплантатов под наклоном позволяет отказаться от процедур по добавлению дополнительного объёма тканей, окружающих дентальный имплантат [68, 90].

Однако, установка дентальных имплантатов под наклоном создаёт дополнительные биомеханические риски, связанные с поломками ортопедических конструкций и имплантационных деталей [52].

В настоящее время в стоматологической практике появились и внедряются угловые дентальные имплантаты - имплантаты с расположенной под углом к оси имплантата ортопедической платформой и шахтой фиксирующего винта. Установка таких имплантатов позволяет расположить ортопедическую платформу дентального имплантата в оптимальном положении для равномерного распределения функциональной нагрузки и достижения лучшего эстетического результата [21, 32, 35, 47].

При применении на дентальных имплантатах абатментов с коррекцией угла наклона, расположенных под углом к вектору жевательной нагрузки, пришеечная часть дентальных имплантатов и ортопедической супраструктуры испытывает значительные напряжения. Наибольшие риски перелома фиксирующего винта появляются при значительном несоответствии оси окклюзионной нагрузки и оси дентального имплантата вместе с шахтой фиксирующего винта [106].

Риски возникновения осложнений в системах с коррекцией наклона самой платформой дентального имплантата (угловые имплантаты), изучены не так детально в сравнении с более распространенными прямыми дентальными имплантатами с коррекцией наклона при помощи абатментов.

Наличие концевых дефектов зубных рядов в большинстве случаев приводят к нарушению окклюзии, что является наиболее частой причиной нарушения координированной работы жевательных мышц и функционального расстройства височно-нижнечелюстного сустава. Разнообразие этиопатогенетических механизмов развития патологии окклюзии и височно-нижнечелюстного сустава диктует целесообразность дальнейшего углубленного изучения данного вопроса [33, 51].

Гнатодинамометрия – это объективный метод определения силы, развиваемой зубочелюстной системой. Гнатодинамометрия применяется для измерения усилия, развиваемого челюстно-лицевым мышечным аппаратом на

зубные ряды и окружающие ткани при норме и патологических состояниях. Гнатодинамометрия применяется при анализе функционального состояния зубочелюстной системы в клинике ортопедической стоматологии [26].

Распределение нагрузки при стоматологическом ортопедическом лечении с применением дентальных имплантатов распространяется напрямую в костную ткань, минуя сенсорные зоны пародонта. Неконтролируемая нагрузка, передающаяся на ортопедические конструкции и дентальные имплантаты, является одной из причин поломок реставраций, а иногда и потери дентальных имплантатов [76, 102].

Изучение состояния фиксирующего винта, соединяющего абатмент с дентальным имплантатом в зонах максимальных функциональных нагрузок в полости рта и при различных типах соединения, позволит повысить качество планирования имплантологического лечения по выбору дизайна дентального имплантата не только с точки зрения костного фактора, но и функциональных нагрузок.

Степень разработанности темы исследования

Были проанализированы отечественные и зарубежные источники на электронных ресурсах PubMed, Medline, Cochrane, Elibrary, Cyberleninka, по ключевым словам: соединение имплантата и абатмента, абатмент, фиксирующий винт, винт абатмента, винт имплантата, дентальный имплантат, угловой имплантат, угловой абатмент, implant abutment connection, implant abutment junction, fixation screw, abutment screw, implant screw. Авторы изучают модели ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты с применением различных материалов и в разных условиях, выявляя закономерности возникновения деформаций и распределения нагрузок.

Анализ изученных работ свидетельствует о высоком интересе к закономерностям распределения напряжения в различных типах соединений дентального имплантата и абатмента, влиянии типа фиксации ортопедической

конструкции на внутренние узлы сопряжения дентального имплантата с абатментом и винтом. Изучается частота возникновения осложнений, связанных с раскручиванием винта и методы их устранения. Активно проводятся исследования, направленные на изучение изменений, возникающих в узлах сопряжения дентального имплантата, абатмента и винта, а также в костной ткани, окружающей имплантат [57, 73, 75, 79, 80, 81, 95, 106, 121, 123, 126].

Однако в большинстве исследований, использующих метод конечных элементов, параметры моделей дентальных имплантационных систем, включая их геометрию, условия контактного взаимодействия между деталями и заданные механические свойства материалов, подвергаются упрощению по сравнению с их реальным строением и физическими характеристиками. Так же нами не найдено статей, посвящённых анализу и сравнению биомеханических характеристик соединений, включающих угловой дентальный имплантат или угловой абатмент между собой.

На консенсусной конференции ITI [87] в числе всех рассматриваемых вопросов был поставлен акцент на том, что необходимо более обширное изучение ортопедических конструкций из диоксида циркония. В частности, изучение различных соединений, углов наклона, количества и типов фиксации ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты.

Цель и задачи исследования

Цель исследования – повышение эффективности стоматологического лечения при изготовлении несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей при помощи выбора конфигурации имплантата и абатмента на основании математического моделирования и исследования силы жевательного давления при различных антагонистах.

Задачи исследования:

1. Оценить состояние височно-нижнечелюстного сустава и окклюзии у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей для оценки встречаемости патологии и включения пациентов без патологии в исследование силы жевательного давления.

2. Сравнить силу жевательного давления в дистальных отделах челюстей при наличии несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты для различных антагонистов.

3. Изучить распределение напряжений в соединении дентального имплантата с ортопедической конструкцией при различных конфигурациях и дизайнах имплантационных компонентов.

4. Разработать алгоритм по выбору типа дентального имплантата и абатмента в зависимости от окклюзионной нагрузки.

Научная новизна

1. Впервые оценено влияние типа антагонизирующей конструкции на величину жевательного давления у пациентов с дентальными имплантатами в дистальных отделах челюстей. Установлено статистически значимое ступенчатое увеличение силы жевательного давления: минимальное – с естественными зубами, среднее – с шинированными конструкциями, максимальное – со встречными реставрациями на дентальных имплантатах.

2. Впервые методом конечных элементов проведено сравнительное биомеханическое исследование двух принципиально различных конфигураций для коррекции наклона дентального имплантата: Прямой имплантат/Угловой абатмент, Угловой имплантат/Прямой абатмент.

3. Выявлено, что конфигурация «Угловой имплантат/Прямой абатмент» менее предпочтительна в условиях неосевых нагрузок, демонстрируя близкую к критическим концентрацию напряжений.

4. Установлена и оценена взаимосвязь между клиническими параметрами (состояние ВНЧС, окклюзия, жевательное давление) и риском биомеханических осложнений в узле соединения дентального имплантата. Установлено, что наличие встречных конструкций на дентальных имплантатах повышает риск патологии ВНЧС и окклюзионных нарушений.

5. Разработан алгоритм выбора типа дентального имплантата и супраструктуры, основанный на данных математического моделирования и прогнозировании жевательной нагрузки в зависимости от типа антагонистов.

Методология и методы исследования

Физико-механическое исследование с использованием математического моделирования напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов распределения напряжения в системе кость-дентальный имплантат-ортопедическая конструкция.

Исследование состояния ВНЧС при помощи краткого Гамбургского теста у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей.

Исследование состояния окклюзии при помощи получения и оценки восковых окклюзиограмм, а также исследование окклюзионных схем в полости рта при помощи артикуляционной бумаги.

Изучение силы жевательного давления у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей методом гнатодинамометрии.

Рентгенологическое исследование состояния исследуемых участков зубочелюстной системы.

Теоретическая и практическая значимость работы

На основе результатов, включающих клинические исследования и методы математического моделирования, установлена взаимосвязь между типом антагонизирующей ортопедической конструкции, величиной жевательного давления и риском развития биомеханических осложнений в узле соединения дентального имплантата.

Получены новые данные о распределении напряжений в различных конфигурациях для коррекции наклона положения дентального имплантата: «Прямой имплантат/Угловой абатмент» и «Угловой имплантат/Прямой абатмент».

Выявлено, что конфигурация на основе углового дентального имплантата является менее предпочтительной при действии горизонтальных нагрузок.

Разработан алгоритм выбора типа дентального имплантата и супраструктуры, основанный на прогнозировании жевательной нагрузки по типу антагонистов и данных биомеханического моделирования.

Положения, выносимые на защиту

1. Конфигурация «угловой имплантат – прямой абатмент» является биомеханически менее предпочтительной из-за значительной концентрации напряжений в области соединения имплантационных деталей, в фиксирующем винте и в пришеечной зоне дентального имплантата при действии неосевых нагрузок.

2. Конфигурация «прямой имплантат – угловой абатмент» демонстрирует более равномерное распределение напряжений и является предпочтительной в зонах высоких жевательных нагрузок, особенно при встречных реставрациях с опорой на дентальные имплантаты, в то время как применение угловых дентальных имплантатов должно быть ограничено случаями с умеренной нагрузкой и анатомическими препятствиями.

3. Наибольшая частота встречаемости признаков патологии ВНЧС и окклюзионных нарушений ассоциирована с клинической ситуацией антагонирования встречными несъёмными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты.

4. Сила жевательного давления возрастает при переходе от антагонирования собственными нешинированными зубами к шинированным зубам или мостовидным протезам и достигает максимальных значений при встречных несъёмных ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты.

Соответствие диссертации паспорту научной специальности

Научные положения диссертации соответствуют паспорту научной специальности 3.1.7. Стоматология, пункту 4 направлений исследований – «Разработка и совершенствование методов дентальной имплантации».

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность результатов исследования обеспечена объемом клинических выборок, применением взаимодополняющих методов исследования (клинических, инструментальных, математического моделирования), а также использованием современных методов статистической обработки данных.

Основные положения работы доложены и обсуждены на следующих конференциях:

VII Всероссийской научной конференции молодых специалистов, аспирантов, ординаторов "Инновационные технологии в медицине: взгляд молодого специалиста" (Москва 2021г.).

Научно-практическая конференция молодежной секции Российской Пародонтологической Ассоциации «Междисциплинарный подход к решению

стоматологических проблем» в рамках XLV Всероссийской научно-практической конференции «Стоматология XXI века» (Москва 2021г.).

Международная научная конференция молодых ученых, работающих в области стоматологии, приуроченная к году науки и технологий «Стоматологическая весна в Белгороде 2021» (Москва 2021г.).

Конференции молодых ученых Международного научно-практического фестиваля «Площадка безопасности стоматологического пациента» (Москва 2022г.).

27-й Конгресс Европейской ассоциации черепно-челюстно-лицевых хирургов (EACMF) (Рим 2024г.).

Апробация диссертационной работы проведена на заседании кафедры ортопедической стоматологии Института стоматологии им. Е.В. Боровского (23.12.2025, протокол № 8).

Внедрение результатов исследования в практику

Результаты диссертационного исследования, алгоритм и основные рекомендации внедрены в практическую деятельность и используются в учебном процессе на кафедре ортопедической стоматологии Института стоматологии им. Е.В. Боровского.

Алгоритм выбора типа имплантата и супраструктуры на основе оценки окклюзионной нагрузки внедрен в практику государственного автономного учреждения здравоохранения Калужской области «Калужская областная клиническая стоматологическая поликлиника».

Личный вклад автора

Автор самостоятельно провел анализ литературных данных по теме исследования. Организовал и провел клиническое обследование на 109 пациентах,

включавшее гнатодинамометрию, оценку состояния ВНЧС и анализ окклюзии. Спроектировал дизайн математического исследования, провёл моделировку виртуальных моделей, участвовал в расчётах напряженно-деформированного состояния двух конфигураций имплантационных систем. Провёл статистическую обработку всех полученных данных. На основе результатов исследования разработал алгоритм выбора типа дентальных имплантатов и супраструктур. Автором написаны статьи, диссертация и автореферат.

Публикации по теме диссертации

По результатам исследования автором опубликовано 9 работ, в том числе 3 научных статьи в журналах, включенных в Перечень рецензируемых научных изданий Сеченовского Университета / Перечень ВАК при Минобрнауки России, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, 3 иные публикации по результатам исследования, 1 учебно-методическое пособие, 2 публикации в сборниках материалов всероссийских научных конференций.

Структура и объем диссертации

Работа изложена на 123 листах компьютерного текста и состоит из введения, 3 глав собственных исследований, заключения, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и условных обозначений и списка литературы. Работа иллюстрирована 8 таблицами, 36 рисунками. Список литературы содержит 133 источника, из них 66 отечественных и 67 зарубежных.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Дентальные имплантаты в стоматологии

Стоматологическое ортопедическое лечение с применением дентальных имплантатов становится все более востребованным в связи с омоложением контингента пациентов с возрастной потерей зубов, увеличением средней продолжительности жизни населения, психологическими аспектами, возникающим вследствие потери зубов, сложностью стоматологического ортопедического лечения, связанными с адаптацией к съемным протезам. На современном этапе развития стоматологии имплантологическое лечение является одним из наиболее эффективных методов лечения при частичном и полном отсутствии зубов, особенно при концевых дефектах зубных рядов и при отсутствии одного зуба [16, 24, 93].

Наибольшее распространение в мире получили винтовые дентальные имплантаты из титана. При стоматологическом ортопедическом лечении с использованием титановых винтовых дентальных имплантатов применяются такие структурные элементы как абатмент, фиксирующий винт, собственно ортопедическая конструкция с цементной или винтовой фиксацией, или с использованием различных замковых элементов [20].

Критериями качественного имплантологического лечения являются: неподвижность дентального имплантата, отсутствие болезненных ощущений, дискомфорта или воспаления, интеграция дентального имплантата в стабилизированной костной ткани, способность дентального имплантата выдерживать окклюзионные нагрузки, а также удовлетворительная эстетика после стоматологического ортопедического лечения [6, 58, 132].

Состоятельность имплантологического лечения в значительной степени зависит от двух основных факторов: оптимальной хирургической тактики и рационального подбора стоматологических материалов [66].

Понимание деталей биомеханики ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты дает возможность оптимизировать планирование лечения для индивидуальных случаев с целью уменьшения риска возникновения различных осложнений, связанных с дентальными имплантатами [29, 71].

Знание особенностей соединения дентального имплантата, винта и абатмент является одним из ключевых факторов, влияющих успех стоматологического ортопедического лечения с применением дентальных имплантатов [1, 2, 116].

В процессе развития и разработки инновационных концепций и технологий в изготовлении и использовании дентальных имплантатов, повышаются требования к функциональным, прочностным и эстетическим характеристикам ортопедических конструкций. Улучшение их достигается решением конструкционных, технических, материаловедческих и клинических проблем, поиском и оптимизацией материалов, а также операционных методик и последующего стоматологического ортопедического лечения с учетом особенностей пациента [54].

1.2 Соединение дентального имплантата и абатмента

Различные варианты соединений дентального имплантата и абатмента имеют свои биологические и механические особенности, от знания ограничений, вносимых типом соединения, напрямую зависит успех реабилитации пациента [115].

Долгосрочная эффективность ортопедических конструкций с различными типами супраструктур была актуальной темой для дискуссии с момента появления различных видов абатментов. Большинство исследований не содержит прямых сравнений между различными типами абатментов [87].

Разработанные и применяемые типы внутреннего строения соединений имеют свои преимущества и недостатки. Внешнее плоскостное соединение упрощает позиционирование на дентальном имплантате ортопедической

конструкции, обеспечивает предотвращение прокручивания и позволяет снимать, при необходимости, ортопедическую конструкцию без нарушения ее целостности после извлечения фиксирующих винтов. В то же время данный тип соединения не обеспечивает надежного препятствия образованию микрозоров и микроподтеканий, которые могут вызывать осложнения при воздействии повышенных жевательных нагрузок [1, 2, 96].

Внутренние соединения можно разделить на конусные и плоскостные (многогранники, чаще шестигранные). Внутренние соединения позволяют увеличить площадь контакта между дентальным имплантатом и абатментом, из-за чего без возникновения опасных участков распределяют нагрузку и придают большую стабильность ортопедической супраструктуре относительно дентального имплантата. Соединения с коническим элементом, в отличие от плоскостных, придают большую точность контакту дентального имплантата и абатмента, обеспечивая более герметичную антибактериальную преграду и лучшую стабильность прилегающей к дентальному имплантату костной ткани [117].

Внутреннее соединение дентального имплантата и абатмента, включающее конический компонент более равномерно распределяет нагрузку во внутреннем соединении [1, 2, 97].

Контакт дентального имплантата и абатмента представляет собой прерывание геометрической и механической целостности конструкции. Соединение между дентальным имплантатом и абатментом можно группировать по механическим свойствам: внешнее соединение с антиротационным механизмом (чаще всего шестигранник), внутреннее соединение с антиротационным механизмом или без него.

Для всех соединений дентального имплантата, абатмента и фиксирующего винта, имеющихся на сегодняшний день, характерны микроподтекания и микроподвижность. Сравнение соединений показало, что конические или длинные, большие по площади внутренние соединения, характеризуются меньшими деформациями и микроподвижностью в соединении имплантата и ортопедической конструкции [1, 2, 98].

Проворачиванию абатмента на дентальном имплантате препятствуют антиротационные элементы, представленные либо многогранником – треугольником, квадратом, шестигранником или восьмигранником, либо каналами с направляющими (например, три или четыре канала). Во всех этих системах абатмент обычно фиксируется вертикальным винтом [2, 93].

Изготовители всех систем дентальных имплантатов стремятся к максимальному снижению неточности в соединении дентального имплантата и ортопедической конструкции, однако полное решение этой задачи становится невозможным из-за допустимого уровня технологической погрешности, которая присутствует на всех этапах производства дентальных имплантатов, и этапах, предшествующих изготовлению ортопедической конструкции. При этом для всех имплантологических систем с плоскостным соединением характерна свобода ротации в пределах 2.9-5 градусов, независимо от того, внешнее оно или внутреннее [103].

Положительные свойства соединения, включающего конусный элемент, активно применяется во многих сферах науки и техники. Такой тип соединения позволяет не пропустить газ и жидкость под высоким давлением, а также способен предотвращать микросмещения, о чем сообщают в своих научных трудах ряд исследователей [112].

По итогам исследований различных типов соединения дентальных имплантатов и ортопедических конструкций в идентичных условиях, при одинаковых ортопедических конструкциях и нагрузках исследователи пришли к выводам, что протяженное внутреннее соединение переносит неосевую нагрузку более благоприятно, чем наружное [91].

При стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты в эстетически значимой зоне лучшие результаты показало внутреннее плоскостное соединение с шестигранником. Однако при наличии конусного элемента в соединении выживаемость ортопедических конструкций была выше, а потеря костной ткани вокруг дентального имплантата меньше [1, 2, 95].

Коническое соединение дентального имплантата и абатмента более равномерно распределяет нагрузку [97].

При применении абатментов с коррекцией угла на дентальных имплантатах, расположенных не соосно предполагаемой жевательной нагрузке, пришеечная часть дентальных имплантатов и ортопедической конструкции подвергается более высоким напряжениям, нежели при расположении дентальных имплантатов и ортопедических конструкций соосно окклюзионной нагрузке [125], то же время авторы [81] пришли в своем исследовании к выводам, что при установке дентальных имплантатов под углом в боковых участках челюстей, применение абатментов с коррекцией наклона снижает интенсивность напряжения на костную ткань, но перераспределяет его на соединение дентального имплантата и ортопедической конструкции.

В процессе жевания, под действием на ортопедическую конструкцию нагрузки, происходит её смещение относительно дентального имплантата, в результате чего зазоры между дентальным имплантатом, абатментом и винтом при любом типе их соединения увеличиваются [2, 94].

1.3 Осложнения, связанные с внутренним соединением дентального имплантата

При повышенной нагрузке на фиксирующий винт могут произойти такие осложнения как раскручивание со снижением силы фиксации, перелом, заклинивание винта или его отломка в шахте дентального имплантата, повреждение резьбы шахты дентального имплантата при попытках извлечения отломков фиксирующего винта, что в дальнейшем может привести к значительным трудностям в случаях необходимости последующего стоматологического ортопедического лечения [2].

Ослабление силы фиксации, раскручивание и перелом фиксирующего винта могут происходить по разным причинам, таким как технические неточности

имплантационных систем, несоблюдение имплантологических протоколов, некорректный выбор дентального имплантата и ортопедических компонентов, не соответствующих условиям в определенных участках челюстей. Эти биомеханические осложнения без своевременного врачебного вмешательства и их устранения могут привести к возникновению необходимости повторного изготовления ортопедических конструкций, перелому дентального имплантата, его заглушению, или к удалению, что связано со значительными затруднениями при последующей реабилитации таких пациентов [2, 46].

Изменение внешних сил, действующих на соединение винта, абатмента и дентального имплантата, обусловленные наличием парафункции, высотой ортопедической конструкции относительно размера дентального имплантата, динамикой жевательного давления, размером консольной части, отклонением дентального имплантата от оси, значительно увеличивают риск ослабления винтового соединения. Из этих факторов главным является парафункция. Пациент, страдающий бруксизмом, при жевании многократно нагружает ортопедическую конструкцию угловой нагрузкой, превышающей нормальные физиологические значения. Условия, которые ведут к чрезмерной окклюзионной нагрузке, значительно увеличивают риск ослабления фиксирующего винта [2, 34].

Основные участки скопления напряжений и, соответственно, самое распространенное место перелома фиксирующего винта — это область между головкой началом резьбы [119, 122].

Переломам фиксирующих винтов, фиксирующих абатменты и ортопедические супраструктуры, чаще всего предшествуют множественные ослабления силы фиксации винта, что, в свою очередь, часто происходит по причине выбора стоматологом не оригинальных деталей ортопедических имплантационных компонентов, и всегда связано с неполноценной припасовкой и неточным прилеганием ортопедической конструкции к дентальному имплантату. При заводском и машинном производстве абатментов и высокой прецизионности основной причиной возникновения осложнений в соединении дентального имплантата и ортопедической конструкции является чрезмерная окклюзионная

нагрузка или слишком большой консольный элемент конструкции. Механический перелом может быть связан с травмой или усталостью металла в следствии окклюзионной перегрузки, а также, как правило, может происходить из-за направленной под наклоном нагрузки на ортопедическую конструкцию [129].

Наибольшие риски ослабления фиксирующего винта появляются при значительном несоответствии оси окклюзионной нагрузки и оси дентального имплантата вместе с шахтой фиксирующего винта [2, 89].

1.4 Применение дентальных имплантатов, расположенных под углом

При всех положительных аспектах и преимуществах дентальной имплантации при лечении пациентов с адентией, часто встречаются особенности, затрудняющие установку дентальных имплантатов в позицию, приблизительно соответствующую позиции корней собственных зубов и их дальнейшую остеоинтеграцию. Такими клиническими особенностями являются низкое дно верхнечелюстных пазух вследствие их высокой пневматизации или атрофии костной ткани после удаления зубов, близкое расположение канала нижнего альвеолярного нерва, или индивидуальные анатомические особенности пациента [1, 2, 124].

У большого числа людей имеются дефекты зубных рядов, и возможность имплантологического лечения ограничена из-за неудовлетворительных анатомических условий и недостаточного объема костной ткани [62, 88].

Лечение адентии с помощью дентальных имплантатов оптимальной длины и оптимального диаметра может быть сопряжено с рядом трудностей, чаще всего связанных с недостаточным объемом костной ткани. У 30–35% пациентов из-за неблагоприятных условий для дентальной имплантации стандартные методы установки дентальных имплантатов выполняются с использованием различных модификаций [49].

Для минимизации риска осложнений необходимо четко прогнозировать ход операции, положение и размер дентальных имплантатов [7].

Дентальная имплантация с установкой дентальных имплантатов под углом позволяет обойти анатомические образования, не прибегая к пластическим операциям [90].

При отсутствии альвеолярного отростка, они могут быть установлены в скуловые или крыловидные кости [65].

Так же дентальные имплантаты, установленные под углом, имеют высокую стабильность даже при минимальном объеме костной ткани: более длинные дентальные имплантаты можно использовать при минимальном объеме кости с за счет увеличения контакта кости с дентальным имплантатом и уменьшения необходимости вертикальной аугментации костной ткани [68].

Установка дентальных имплантатов под наклоном является эффективной альтернативой хирургическим операциям по увеличению объема костной ткани. Обычно дентальную имплантацию допустимо проводить у пациентов с сопутствующими общесоматическими патологиями, которые являются строгими противопоказаниями для аугментации костной ткани [1, 2, 72].

Использование расположенных под углом дентальных имплантатов в дистальных отделах челюстей имеет биомеханическое преимущество по сравнению с применением ортопедических конструкций с дистальной консольной частью [130]. В том числе и за счёт ликвидации консольной части ортопедической конструкции, не выполняя костнопластические операции [90].

Согласно исследованию Baggi L 2012г. наклоненные дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей более равномерно распределяли нагрузку на костную ткань [92], что противоречит традиционным взглядам на то, что жевательные силы должны быть направлены вдоль длинной оси зуба или дентального имплантата, тем самым увеличивая долговечность ортопедических конструкций и снижая степень резорбции кости [1, 2, 68].

В краткосрочной и долгосрочной перспективе дентальные имплантаты, расположенные под углом, показали отличный прогноз в лечении [118, 127].

В то же время применение дентальных имплантатов, расположенных под углом, имеет ряд особенностей. Нередко, технически установка дентального имплантата под необходимым углом сопряжена с большими сложностями, по сравнению с установкой дентального имплантата по костному гребню или приблизительно соответственно будущей коронковой части ортопедической конструкции. Для проведения такой операции требуется высококвалифицированный и опытный хирург. Даже небольшое отклонение от задуманной постановки дентального имплантата может создать значительные осложнения как для врача – ортопеда при изготовлении ортопедической конструкции, так и для пациента [68].

Разработаны и успешно применяются рекомендации и ограничения по установке дентальных имплантатов, расположенных под углом и стоматологическому ортопедическому лечению с опорой на них. Сложность операции создаёт крайнюю необходимость для использования навигационного шаблона при проведении операции установки дентальных имплантатов, и тщательного предварительного цифрового и аналогового планирования. Установка дентальных имплантатов под углом должна ограничиваться качеством кости предпочтительно выше D3. Наклон дентальных имплантатов более 30 градусов будет приводить к нежелательному напряжению на поверхности дентального имплантата при контакте с костной тканью, поэтому следует избегать чрезмерных углов наклона. Углы между дентальными имплантатами должны быть ограничены одной трехмерной плоскостью, для избежания сложностей при стоматологическом ортопедическом лечении. Следует избегать реставраций одиночных зубов с опорой на дентальные имплантаты, имеющих наклон, а вопрос о создании консольных ортопедических конструкций рассматривать индивидуально. Наклоненные дентальные имплантаты предпочтительно должны быть объединены в один блок при помощи ортопедических конструкций [106].

В настоящее время в стоматологической практике активно внедряются угловые дентальные имплантаты - имплантаты с расположенной под углом к собственной оси ортопедической платформой и шахтой фиксирующего винта (с

коррекцией угла шахты). Это позволяет вывести ортопедическую платформу дентального имплантата в оптимальное положение для равномерного распределения функциональной нагрузки и достижения лучшего эстетического результата [21, 32, 35, 47].

1.5 Жевательное давление

Жевательная мускулатура, поднимающая нижнюю челюсть, по данным В.Н. Копейкина, способна развивать силу до 380-400 кг. Принимаемая пища имеет различную консистенцию и твердость, так, для дробления корки сухого хлеба или орехов, расположенной между премолярами и первым моляром, необходимо жевательное усилие до 100кг [23].

При использовании такого метода объективного выявления силы, развиваемой жевательной мускулатурой как гнатодинамометрия – было установлено, что при установке датчика гнатодинамометра в области жевательных зубов – абсолютная сила жевательных мышц равна 50- 140 кг, или 490 – 1373Н [40].

Гнатодинамометрия представляет собой инструментальную диагностическую методику, предназначенную для количественной оценки силовых параметров, генерируемых мускулатурой зубочелюстно-лицевого комплекса. Сущность метода заключается в объективном измерении величины усилия (давления), прикладываемого жевательной мускулатурой к зубным рядам и сопряженным структурам пародонта как в условиях физиологической нормы, так и при наличии патологических изменений.

Указанная методика находит основное применение в клинической и научной практике ортопедической стоматологии, где она служит инструментом функциональной диагностики. Ее использование позволяет проводить комплексный анализ функционального состояния зубочелюстной системы, включая оценку мышечного тонуса, эффективности жевания, выявление асимметрий мышечной активности и окклюзионных взаимоотношений. Данные,

полученные посредством гнатодинамометрии, имеют существенное значение для обоснования диагноза, планирования стоматологического ортопедического лечения (включая протезирование), контроля его эффективности и объективизации динамики функциональных нарушений [26].

Функциональная выносливость пародонта в норме для мужчин равна в среднем 1460Н для верхней челюсти и 1410Н для нижней челюсти. Для женщин 1145Н и 1120Н для верхней и нижней челюстей. Для зубов в боковых отделах челюстей односторонняя функциональная выносливость, начиная от первого премоляра, и заканчивая третьими молярами обеих челюстей у мужчин составляет 2310Н, а у женщин 1835Н [26].

Так же установлено, что при отсутствии чувствительности пародонта вследствие анестезии, сила жевательного давления увеличивается почти в два раза [25].

При парафункциональных состояниях на элементы зубочелюстной системы воздействует более сильная, чем в норме, продолжительная и необычная по направлению нагрузка. У пациентов с оптимальным функционально-физиологическим состоянием жевательных мышц показатели гнатодинамометрии в области жевательных зубов с каждой стороны составляют 180-310Н [3].

У пациентов с признаками генерализованной повышенной стираемости и с повышенным тонусом жевательной мускулатуры показатели гнатодинамометрии в области жевательных зубов составили 180-480Н [44].

В то же время в зарубежной литературе имеются расходящиеся между собой и с отечественными исследованиями данные о максимальной физиологической жевательной нагрузке. Например, в статье [70] сообщается, что максимальная жевательная нагрузка при измерении в боковых отделах челюстей, равны 300-600Н у здоровых взрослых испытуемых с интактными зубами.

Однако в большинстве исследований методом математического моделирования конечных элементов, сила, прилагаемая к коронкам, ортопедическим конструкциям, зубам, абатментам и дентальными имплантатам равна 100-300Н, что значительно ниже, или только приближается к нижней границе

нормальных показателей жевательного давления в боковых отделах челюстей: 490-1373Н [40].

В практике математического моделирования биомеханических систем, подверженных циклическим воздействиям, общепризнанной является методологическая стратегия применения нагрузок, заведомо сниженных относительно стандартного уровня физиологического нагружения (порядка 100 Н). Данный подход, широко освещенный в научной литературе, базируется на двух взаимосвязанных принципах. Во-первых, субфизиологическая нагрузка способствует усилению контрастности при анализе карт распределения напряжений, что обеспечивает более четкую детекцию зон локальной концентрации механического напряжения. Во-вторых, и это является ключевым преимуществом метода, результаты моделирования, полученные в условиях редуцированного нагружения, обладают значительной прогностической силой: они позволяют экстраполировать данные и с высокой достоверностью идентифицировать потенциально критические области конструкции. Эти области, как демонстрируют исследования, проявляют склонность к деформации или повреждению не только при воздействии нормативных эксплуатационных (физиологических) нагрузок, но и в сценариях с нагрузками, превышающими физиологический максимум. Таким образом, моделирование на субфизиологическом уровне утвердилось как стандартный инструмент для предиктивного анализа структурной целостности в условиях циклического нагружения [120].

Увеличение вертикального расстояния между зубными рядами отрицательно влияет на силу жевательного давления. Наиболее благоприятное межрезцовое расстояние для измерения максимальной жевательной силы равно 2.8 мм [114].

Максимальное жевательное давление, развиваемое мужчинами и женщинами равно 512-1019 Н и 383-678 Н, соответственно [100].

1.6 Изменения, связанные с височно-нижнечелюстным суставом, окклюзией и жевательным давлением при стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты

Нарушения окклюзии представляют собой одну из ключевых проблем в современной стоматологии, оказывающую значительное влияние на функциональное состояние зубочелюстной системы. Окклюзионные нарушения могут приводить к дисфункции жевательного аппарата, изменению распределения жевательного давления и развитию заболеваний височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) [10].

В настоящее время врачи-стоматологи всё чаще встречаются с парафункциональными проявлениями в зубочелюстной системе [55].

Заболевания височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС) представляют собой сложную и многофакторную группу патологий, которые могут возникать вследствие анатомических, функциональных и биомеханических нарушений [113].

В современной стоматологии ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты стали одним из наиболее эффективных методов восстановления утраченных зубов [76].

Однако их влияние на состояние ВНЧС остается недостаточно изученным [75].

Изменения окклюзионных взаимоотношений могут приводить к нефизиологичным движениям нижней челюсти и нарушать активность мышц челюстно-лицевой области [19].

Заболевания ВНЧС встречаются у 5–12% взрослого населения, причем женщины в возрасте от 20 до 40 лет страдают чаще, чем мужчины [133].

Основными симптомами являются боль в области сустава, щелчки, крепитация, ограничение открывания рта и жевательные нарушения [107].

Этиология заболеваний ВНЧС включает окклюзионные нарушения, травмы, стресс, а также анатомические и функциональные особенности жевательного аппарата [105].

Патологии ВНЧС у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на имплантаты могут быть связаны с изменением биомеханики жевания, неправильным распределением нагрузки и возможными окклюзионными нарушениями после протезирования [131].

Конструкции, расположенные в боковых отделах челюстей, оказывают значительное влияние на ВНЧС из-за повышенной жевательной нагрузки в этих зонах [109].

Это связано с тем, что боковые отделы челюстей играют ключевую роль в распределении жевательного давления, и любое нарушение окклюзии может привести к перегрузке сустава [75].

Влияние характера смыкания зубов на возникновение патологии ВНЧС представляется неоспоримым [27].

Диагностика функционального состояния ВНЧС основывается на комплексном применении клинических, инструментальных и лучевых методов исследования. Наряду с расширенными аппаратными методиками (аксиография, электромиография, МРТ, КЛКТ и др.) существуют скрининговые протоколы, позволяющие в условиях первичного приема с высокой степенью достоверности выявить наличие патологии по клиническим признакам [18, 31, 33, 38, 63].

Одним из стандартизированных экспресс-методов диагностики ВНЧС является краткое Гамбургское тестирование. Исследование включает пальпацию суставных головок и жевательных мышц, определение суставных шумов, измерение амплитуды движений нижней челюсти с оценкой боковых отклонений, а также анализ окклюзионных соотношений. Эффективность и воспроизводимость краткого Гамбургского тестирования подтверждены многими исследованиями. Тестирование является стандартным инструментом для первичного распределения пациентов по группам, позволяя разделить выборку на лиц без патологии ВНЧС и пациентов, требующих углубленного инструментального обследования [11, 18, 31, 33, 38, 40, 43, 60, 63, 64].

В контексте стоматологического ортопедического лечения с использованием дентальных имплантатов, окклюзионные нарушения становятся особенно актуальными, так как неправильное распределение нагрузки может привести к перегрузке дентальных имплантатов и окружающих тканей [76].

Для несъёмных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты рекомендуется избегать контактов при эксцентричных движениях. Однако у пациентов с парафункциональными окклюзионными явлениями не всегда удаётся этого достичь без полного выведения коронки из окклюзии [102].

На данный момент применяются различные методы определения чрезмерных и преждевременных контактов. Наиболее часто применяется визуальный контроль при помощи артикуляционной бумаги и восковых или силиконовых окклюзиограмм. Окклюзионные контакты, отпечатанные на восковой окклюзиограмме могут быть использован для первичной диагностики чрезмерных контактов при всех видах окклюзии [28, 53].

Ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты могут как улучшить, так и усугубить окклюзионные нарушения, в зависимости от качества планирования и выполнения стоматологического ортопедического лечения [109].

Нарушения окклюзии встречаются у 15–30% взрослого населения, причем их распространенность увеличивается с возрастом [86].

Основными симптомами являются повышенная стираемость зубов, гиперчувствительность, боль в жевательных мышцах и дисфункция ВНЧС [107].

Этиология окклюзионных нарушений включает аномалии прикуса, потерю зубов, неправильное протезирование и парафункции [105].

Согласно исследованиям, распространенность заболеваний окклюзии и ВНЧС у пациентов с естественными зубами составляет около 60-70%. Основными факторами риска развития патологии ВНЧС являются аномалии прикуса, потеря зубов и парафункции [113].

Это может быть связано с изменением биомеханики жевания, неправильным распределением нагрузки и возможными окклюзионными нарушениями после протезирования. Риск развития окклюзионных нарушений выше у пациентов с

полными протезами на дентальных имплантатах по сравнению с частичными конструкциями [121].

Исследований, изучающих встречаемость и распространённость патологии ВНЧС и окклюзии у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей найдено не было.

Дистальные отделы челюстей подвергаются наибольшей жевательной нагрузке, что увеличивает риск перегрузки дентальных имплантатов и развития окклюзионных нарушений [67].

Периодонт, окружающий естественные зубы, действует в качестве эластического амортизатора, уменьшающего величину напряжений в костной ткани, и снижает риски окклюзионной перегрузки [110].

Микроподвижность пародонта распределяет нагрузку и перенаправляет высокоинтенсивное силовое воздействие на прилегающую костную ткань. Латеральная сила, действующая на зуб, распределяется по направлению от пришеечной кости к верхушке корня. Подобная сила, направленная на дентальный имплантат, концентрирует стресс в пришеечной зоне дентального имплантата и в соединении имплантата, абатмента и винта, не распределяя напряжение на весь периметр окружающих тканей [111].

Естественные зубы и их пародонт обеспечивают проприорецепцию и раннее выявление окклюзионных нагрузок и повышенных контактов. Как результат, окклюзионные нагрузки при жевании или парафункции могут иметь меньшие значения. У пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты отсутствие проприорецепции может привести к повышенной окклюзионной нагрузке [22, 102].

Степень тактильной чувствительности в зубочелюстной системе зависит от типа антагонистов. Если между собой антагонизируют естественные зубы, то объекты размером в 20мкм уже воспринимаются пациентом. Ортопедические конструкции, опирающиеся на дентальные имплантаты с антагонизирующими им естественными зубами, воспринимают объекты, расположенные между зубными рядами, размером в 48мкм. Ортопедические конструкции с опорой на дентальные

имплантаты антагонизирующие друг другу начинают воспринимать объекты размером от 64 до 108 мкм. В результате наличия периодонтальной тактильной чувствительности, преждевременные окклюзионные контакты на зубах часто сопровождаются изменением траектории открывания и закрывания нижней челюсти со снижением силы сжатия челюстей в положении центральной окклюзии. Кроме того, нижняя челюсть может закрываться в отличном от изначальной привычной окклюзии положении для избегания преждевременного контакта, и привести к возникновению нового адаптационного вида окклюзии, отличающегося от изначальной центральной окклюзии и не соответствующего центральному соотношению челюстей [101].

Вследствие снижения окклюзионной тактильной чувствительности у пациентов, имеющих ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты, преждевременные контакты не стимулируют адаптацию. Помимо этого, чрезмерные контакты часто имеют точечный характер, что приводит к окклюзионной перегрузке и развитию большего напряжения. Контакты чаще находятся на скатах бугров задних зубов, что так же создаёт нагрузку, направленную под углом [126].

При стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты жевательная нагрузка передается в костную ткань, минуя сенсорные зоны пародонта. Нейрофизиологические данные подтверждают частичную адаптацию жевательной системы к изменениям в окклюзии, связанным с ортопедическими конструкциями с опорой на имплантаты [78, 102].

Неконтролируемая нагрузка на ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты является одной из причин поломок реставраций, а иногда – и потери дентальных имплантатов [84].

При чрезмерной или направленной под большим углом к оси дентального имплантата окклюзионной нагрузке, наибольшее напряжение и деформации несёт на себе фиксирующий винт дентального имплантата, конструкционный элемент, жёстко соединяющий между собой внутрикостную часть дентального имплантата с абатментом и всей ортопедической супраструктурой [57].

Отклонение нагрузки от вертикали вызывает пластические деформации в пришеечной зоне дентального имплантата и в области винта абатмента [36].

Наибольшие напряжения испытывают дентальные имплантаты, расположенные в дистальных сегментах боковых отделов челюстей, и расположенные под углом к окклюзионной нагрузке [73].

Накопление напряжения и деформаций тем выше, чем больше угол отклонения абатмента от оси дентального имплантата, как на костную ткань, так и в соединении абатмента с дентальным имплантатом [97].

1.7 Математическое моделирование, метод анализа конечных элементов

Выбор абатментов и супраструктур должен рассматриваться на этапах планирования имплантологического и стоматологического ортопедического лечения до установки дентальных имплантатов. Цифровое планирование и математическое моделирование позволяет получить трёхмерную визуализацию окончательной конструкции, и оценить зоны, подверженные наибольшему воздействию нагрузки [87].

Применение метода математического моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) конечных элементов даёт возможность выбора оптимальной модели конструкции для стоматологического ортопедического лечения с использованием дентальных имплантатов. При помощи данной методики появляется возможность оценить биомеханические характеристики ортопедических конструкций до её изготовления и фиксации в полости рта, а также её модификации в соответствии с предъявленными требованиями [12].

Метод математического моделирования НДС конечных элементов даёт возможность выбора оптимальной конструкции для стоматологического ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты до их изготовления.

Данная методика с высокой точностью передаёт механические свойства реальной ортопедической конструкции [61].

Применение метода математического моделирования НДС актуально, так как для реальных физических лабораторных испытаний требуется большое количество дорогостоящих материалов имплантационных систем [13].

При использовании метода конечных элементов НДС имеется возможность создать модель для расчётов взаимодействия дентального имплантата с костной тканью и с ортопедическими элементами с учётом упруго-эластических свойств материалов. Метод математического моделирования является оптимальным способом изучения напряженно-деформированного состояния в дентальном имплантате, ортопедической конструкции и окружающей костной ткани при различных нагрузках. Этот метод упрощает и делает более доступным и эффективным решение проблем в стоматологической науке [16, 61].

Современные возможности метода конечных элементов позволяют рассчитать напряженно-деформированное состояние в ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты с учётом упругих, прочностных свойств и контактного взаимодействия между их конструктивными элементами. В качестве исходной информации для построения математической модели используются геометрические трёхмерные модели конструкции, механические свойства материалов, учитываются условия закрепления и нагружения элементов конструкций [16].

Ключевое биомеханическое отличие ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты от конструкций, опирающихся на естественные зубы, обусловлено отсутствием физиологической подвижности имплантата вследствие его остеоинтеграции с костной тканью. При наличии дефектов зубных рядов и моделировке ортопедических конструкций с опорой на собственные зубы или на дентальные имплантаты, необходимо учитывать разницу, обусловленную наличием пародонта у естественных зубов [4].

Нами рассмотрены работы с применением метода математического моделирования конечных элементов. Авторы изучают модели ортопедических

конструкций с опорой на дентальные имплантаты с применением различных материалов и в разных условиях, выявляя закономерности возникновения деформаций и распределения нагрузок.

Анализ изученных нами работ свидетельствует о высоком интересе к закономерностям распределения напряжения в различных типах соединений дентального имплантата и абатмента, влиянии типа фиксации ортопедической конструкции на внутренние узлы сопряжения дентального имплантата с абатментом и винтом. Изучается частота возникновения осложнений, связанных с раскручиванием винта и методы их устранения. Активно проводятся исследования, направленные на изучение изменений, возникающих в узлах сопряжения дентального имплантата, абатмента и винта, а также в костной ткани, окружающей дентальный имплантат [57, 73, 77, 81, 80, 81, 97, 108, 123, 125, 128].

Однако в большинстве исследований методом математического моделирования конечных элементов, отсутствует прямое сравнение различных типов абатментов.

На консенсусной конференции ITI [87], были составлены рекомендации для будущих исследований. Необходимо изучение различных типов фиксации ортопедических конструкций из диоксида циркония с опорой на несколько дентальных имплантатов, объединенных в блок. Сравнение различных типов абатментов, различного количества опорных дентальных имплантатов и различного угла наклона дентальных имплантатов.

1.8 Механические характеристики элементов изучаемой системы

Остеоинтегрированные дентальные имплантаты в условиях полости рта постоянно подвергаются механическим нагрузкам статического и циклического характера. Особенности перераспределения нагрузок зависят от биомеханических и конструкционных свойств материалов, из которых изготовлены имплантационные системы и ортопедические нагрузки. К этим свойствам

относятся: упругость, пластичность, жесткость, прочность, твердость, износостойкость [50].

На распределение напряжений внутри соединения имплантата с ортопедической конструкцией могут влиять многие факторы, такие как количество, размер, положение, наклон, дизайн имплантатов и ортопедических компонентов, а также особенности окклюзионной нагрузки [102].

При имплантологическом лечении для надежного и долгосрочного функционирования ортопедической конструкции окклюзионная нагрузка должна распространяться таким образом, чтобы не создавать повреждений во внутреннем соединении дентального имплантата с абатментом и фиксирующим винтом, а также в соединении дентального имплантата с костной тканью [77].

Рассмотрим данные об основных механических константах, характеризующих свойства структур зубочелюстной системы, с интегрированными в нее дентальными имплантатами (Таблица 1).

Физико-механические свойства биологических тканей и имплантационных материалов, в частности, характеризуются набором упругих констант и показателей прочности. Ключевыми параметрами являются модуль Юнга (E , характеризующий сопротивление материала растяжению/сжатию) и коэффициент Пуассона (ν , отражающий поперечную деформацию).

Для губчатой (трабекулярной) костной ткани данные литературы демонстрируют значительный разброс значений, обусловленный естественной вариабельностью структуры в зависимости от анатомической локализации, возраста, пола и состояния здоровья индивида [8]. Модуль Юнга варьирует в диапазоне 490–7500 МПа, при этом в большинстве биомеханических и расчетных моделей применяется значение 7500 МПа [16]. Коэффициент Пуассона находится в интервале 0,30-0,45, с наиболее употребимым значением 0,45. Предел прочности при сжатии составляет 26-160 МПа (наиболее часто цитируемое значение – 82 МПа), а при растяжении – 10-20 МПа (стандартно принимается равным 15 МПа) [16].

Кортикальная (компактная) костная ткань обладает более высокими механическими характеристиками. Модуль Юнга для нее составляет 10000–20000 МПа, с часто используемым в моделировании значением 18100 МПа. Коэффициент Пуассона в литературе представлен двумя основными вариантами: 0,25 и 0,30. Предел прочности на сжатие лежит в пределах 50-400 МПа, наиболее распространенная величина – 148 МПа. Предел прочности на растяжение равен 40-50 МПа, при этом в исследовательской практике чаще применяется значение 45 МПа [16].

В контексте дентальной имплантологии в качестве эталона для сравнения выступает титан (материал имплантатов). Его модуль Юнга составляет порядка 115 000 МПа. Коэффициент Пуассона находится в узком диапазоне 0,32-0,34, с общепринятым для расчетов значением 0,34. Предел прочности на сжатие титана достигает 840 МПа, а на растяжение – 600 МПа [16].

Таким образом, представленные данные подчеркивают существенную разницу в упругоэластических и прочностных свойствах между костными тканями и титаном, а также значительную вариабельность характеристик самой костной ткани, что необходимо учитывать при разработке и верификации математических моделей в биомеханике и имплантологии.

Таблица 1 – Механические характеристики костной ткани и титана, принятые в модели

	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на сжатие, МПа	Предел прочности на растяжение, МПа
Губчатая кость	3500	0,34	90	15
Кортикальная кость	20000	0,30	200	45

Продолжение Таблицы 1

	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности на сжатие, МПа	Предел прочности на растяжение, МПа
Титан	115000	0,32	840	600
Титан-алюминий-ниобиевый сплав	150000	0,32	550	1100

Публикации с характеристиками отдельных материалов чаще всего подготовлены сотрудниками фирм производителей и носят рекламный характер. При этом в них не содержится обоснования примененных технических решений [56].

Как правило, руководствуясь данными из каталогов фирм производителей имплантационных систем, можно сделать вывод, что центральные винты производятся из более прочного сплава, чем сами дентальные имплантаты [20].

Yokoуата с соавт. удалось сравнить извлеченные после перелома ЦВ с использованием микроструктурного обследования и исследований с помощью сканирующего электронного микроскопа. Были обнаружены линии и полосы усталости, плоскостной перелом, что и привело к предположению о разрушениях, произошедших из-за растрескивания под воздействием угловой нагрузки [85].

Усталостное поведение металлов, таких как титановые сплавы, может сильно различаться в зависимости от многих факторов. Вот ряд величин, оказывающих наибольшее влияние на свойства сплавов: твердость, пластичность, чистота материала, остаточные напряжения, состояние поверхности и степень агрессивности среды. В материалах с приблизительными характеристиками титана при повторяющихся циклических перегрузках с миллионами повторений циклов начинает доминировать распространение трещин [69].

Поверхностные условия играют важную роль в усталостной долговечности материалов, в особенности с элементами, которые могут взаимодействовать с другими компонентами и материалами. Неудовлетворительная обработка поверхности может привести к истиранию, которое проявляется в виде износа материала, возникающего между сопрягающимися поверхностями. Фреттинг (механический износ тел, пребывающих в контакте, в условиях малых колебательных перемещений) вызовет вибрации и микроподвижность между частями, обычно приводящими к окислению, которое может быть опасным, в особенности если материал дентального имплантата, контактирующий с другими деталями, не имеет какой-либо формы защитного слоя. Фреттинг обычно происходит между двумя плотно прилегающими компонентами, которые испытывают циклическое относительное движение чрезвычайно малой амплитуды. При трении компонентов имплантационной системы возникновение трещин происходит при низких нагрузках, которые значительно меньше предела усталости аналогичных компонентов, не испытывающих истирания. Это важно отметить, учитывая метод крепления супраструктур к дентальным имплантатам при помощи фиксирующих винтов. При фиксации абатмента с помощью винта образуется небольшой зазор. Поскольку процесс жевания может происходить с относительно небольшой циклической силой, этот зазор обеспечивает явление фреттинга [69, 129].

Таким образом, с развитием имплантологического лечения, открываются новые данные о биомеханических свойствах имплантационных систем, о важности особенностей структурных производимых компонентов. Развитие имплантационных систем во многом следует по пути модификации материалов, строения и оптимизации самих дентальных имплантатов с ортопедическими компонентами.

У большого количества пациентов наблюдается недостаток объема костной ткани для расположения и установки дентальных имплантатов соответственно оси утраченных зубов и будущих коронковых частей ортопедических конструкций, в сочетании с отсутствием возможности или нежеланием пациента проведения

хирургических манипуляций по увеличению объема костной ткани. Альтернативой классической установке денальных имплантатов с применением аугментации костной ткани становится установка денальных имплантатов под углом, для установки денальных имплантатов таким образом приемлемо наличие минимального объема опорной костной ткани. Отклонение от оси будущей ортопедической конструкции можно корректировать при помощи угловых абатментов, или при изначальном применении угловых денальных имплантатов с коррекцией угла ортопедической платформы и шахты фиксирующего винта [21, 32, 47, 68].

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1 Дизайн исследования

Проведено исследование, объектом которого явились мужчины и женщины от 18 до 59 лет. Предметом клинического исследования являлась сила жевательного давления, развиваемая между зубными рядами, включающими в дистальных отделах челюстей несъемные ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты, имеющих в качестве антагонистов:

а – собственные зубы;

б – собственные зубы, объединенные в блок, шинированные или мостовидные ортопедические конструкции;

в – несъемные ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты.

Проведено лабораторное математическое исследование для выявления наибольшей концентрации напряжений и мест возникновения возможных биомеханических осложнений в системе дентальный имплантат – абатмент – фиксирующий винт, костная ткань, ортопедическая конструкция в двух различных конфигурациях:

1) прямой имплантат – угловой абатмент;

2) угловой имплантат – прямой абатмент.

Нулевая гипотеза: применение различных конфигураций дентальных имплантатов и абатментов в зонах высоких жевательных нагрузок может влиять на риски возникновения биомеханических осложнений. Полученные при лабораторном математическом исследовании данные, в совокупности с данными, полученными в результате анализа гнатодинамометрических показателей, позволят оптимизировать выбор типа дентального имплантата, абатмента и винта в зависимости от клинической ситуации в полости рта пациента, что облегчит

работу врача-стоматолога и поможет лучше прогнозировать возможности стоматологического ортопедического лечения в долгосрочной перспективе.

Исходя из выдвинутой гипотезы, ниже приведена схема исследования:

Подготовительный этап:

1. Клиническое обследование, включающее опрос, внешний осмотр, осмотр полости рта.

2. Рентгенологическое исследование состояния исследуемых участков зубочелюстной системы (ОПТГ).

3. Диагностика заболеваний ВНЧС с помощью краткого Гамбургского теста.

4. Оценка окклюзионного равновесия при помощи аналоговой окклюдзиографии, используя артикуляционную бумагу и восковые окклюдзиограммы.

Основной этап:

1. Проведение гнатодинамометрического исследования для сравнительной оценки силы жевательного давления между различными антагонистами зубных рядов.

2. Проведение лабораторно-математического исследования различных типов соединений: дентальный имплантат – абатмент – фиксирующий винт.

Все этапы подготовки: разработка первичной документации, функционально-диагностическое обследование, статистический анализ полученных результатов и написание научно-квалификационной работы, проводились лично диссертантом, с полным соблюдением утвержденного протокола обследования.

2.2 Материалы и методы клинических исследований. Критерии включения/невключения пациентов в исследование

Для участия в клиническом исследовании приглашали пациентов-добровольцев обоего пола, молодого и среднего возраста (от 18 до 59 лет) с

санированной полостью рта, имеющих несъемные ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты из титана, установленные в дистальных отделах челюстей.

Критерии включения:

1. Мужчины и женщины с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в боковых отделах на верхней или нижней челюсти, от трёх и более зубов.

2. Антагонисты на противоположной челюсти: Группа 1 - Собственные зубы или одиночные несъемные ортопедические конструкции с опорой на собственные зубы со здоровым пародонтом [59]. Группа 2 - Ортопедические конструкции с опорой на собственные зубы, объединенные в блок (от трёх и более зубов), или мостовидные протезы, замещающие от трёх и более зубов. Группа 3 - Ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты, восстанавливающие три и более зуба.

3. Пациенты пользовались несъёмными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты более года.

Критерии невключения:

1. Подвижность зубов II степени и более.

2. Резорбция межальвеолярных перегородок более 1/2 длины корней зубов.

3. Подвижность ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты.

4. Резорбция костной ткани более чем на 3 витка резьбы дентального имплантата.

5. Ортопедические конструкции в боковых отделах челюстей с нарушением целостности, нарушением краевого прилегания.

6. Дефекты твёрдых тканей зубов в боковых отделах челюстей.

7. Наличие в анамнезе пациентов тяжелых хронических заболеваний сердечно-сосудистой, эндокринной, иммунной систем, коллагенозов, заболеваний ВНЧС, невралгии тройничного нерва и злокачественных новообразований [17].

Критерии исключения:

1. Пациенты, которые не смогли или не захотели совершить все необходимые визиты к врачу, связанные с обследованием и лечением с использованием дентальных имплантатов.

2. Пациенты, у которых в процессе проведения исследования выявляются противопоказания к обследованию, при отсутствии таковых на этапах предварительного отбора [17].

Распределение пациентов по группам.

При исследовании состояния ВНЧС при помощи краткого Гамбургского теста было проведено клиническое исследование на 109 пациентах молодого и среднего возраста (18-59 лет), имеющих ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей. Пациенты были разделены на 3 группы по различным антагонистам для несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты.

1. 49 человек – антагонистами являлись собственные зубы с пародонтом без патологии, не объединенные в блок ортопедическими конструкциями;

2. 32 человека – антагонистами являлись собственные зубы, объединенные в блок, шинированные или имеющие мостовидные ортопедические конструкции;

3. 28 человек – антагонистами являлись ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты.

При исследовании состояния окклюзии при помощи восковых окклюдзиограмм и артикуляционной бумаги было проведено клиническое исследование на 91 пациенте молодого и среднего возраста (18-59 лет), имеющих ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей. Отбор в исследование проводился из тех пациентов, которые, согласно результатам краткого Гамбургского тестирования, не имели патологии, связанной с ВНЧС. Пациенты были разделены на 3 группы по различным антагонистам для несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты:

1. 35 человек – антагонистами являлись собственные зубы с пародонтом без патологии, не объединенные в блок ортопедическими конструкциями;

2. 27 человек – антагонистами являлись собственные зубы, объединенные в блок, шинированные или имеющие мостовидные ортопедические конструкции;

3. 22 человека – антагонистами являлись ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты.

Перед проведением исследования силы жевательного давления из исследования были исключены 15 пациентов по причине начала лечения в исследуемой области, обнаружения несостоятельности имеющихся ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты, пациенты и по причине неявки на гнатодинамометрическое исследование.

При исследовании развиваемого жевательного давления у пациентов с имеющимися ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в жевательной группе зубов пациенты были разделены на 4 группы, включая контрольную.

Клиническое исследование с применением гнатодинамометрии было проведено на 59 пациентах, без патологии ВНЧС и окклюзии, согласно предыдущим исследованиям ВНЧС и окклюзии, и на контрольной группе из 10 человек (20 измерений в сумме на каждой из сторон).

Основная группа: 59 человек до 59 лет, имеющих концевые дефекты зубного ряда на одной из сторон, компенсированные с помощью несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты, без патологии ВНЧС и окклюзии, и имеющих следующие группы антагонистов:

Группа 1 – 35 случаев – антагонистами являлись собственные зубы.

Группа 2 – 22 случаев – антагонистами являлись собственные зубы, объединенные в блок, шинированные или имеющие мостовидные ортопедические конструкции.

Группа 3 – 17 случаев – антагонистами являлись ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты.

Группа 4 – Контрольная группа: 10 пациентов молодого и среднего возраста без дефектов зубных рядов, без признаков патологии ВНЧС по краткому Гамбургскому тестированию и без патологии окклюзии.

Один человек мог входить в две различные группы в зависимости от различного состояния зубных рядов. Пациенты с зубными рядами, не подпадающие под вышеописанные группы (зубные ряды с дефектами, компенсированными различными, комбинированными, ортопедическими конструкциями) входили только в одну группу исследования.

2.3 Методики диагностики заболеваний височно-нижнечелюстного сустава

Для включения в группу исследования мы отбирали пациентов, не имеющих патологии ВНЧС.

Для отбора пациентов для группы исследования нам необходимо было исключить наличие патологии ВНЧС. Применялось краткое Гамбургское обследование, которое включает 6 вопросов [45]:

1. Асимметрично ли открывание рта?
2. Открывание рта ограничено?
3. Определяются ли внутрисуставные шумы?
4. Асинхронен ли окклюзионный звук?
5. Болезненна ли пальпация жевательных, височных, мышц дна полости рта?
6. Травматичны ли протрузия и латеротрузии?

Интерпретация теста такова, что один положительный ответ пациента является показателем функционально здоровья ВНЧС. Два положительных ответа: имеется вероятность мышечно-суставной дисфункции ВНЧС – 70 %. Три и более положительных ответа: вероятность мышечно-суставной дисфункции ВНЧС 90% [45].

С помощью краткого Гамбургского теста были обследованы 109 пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей.

В последующее исследование окклюзии и силы жевательного давления входили пациенты с отсутствием положительных ответов, или с одним положительным ответом на вопросы из тестирования, что соответствует клинической картине без патологии ВНЧС.

Пациентам без выявленной патологии со стороны ВНЧС проводили исследования окклюзионного равновесия с использованием артикуляционной бумаги и восковых окклюзиограмм.

Пациенты с патологическими явлениями со стороны ВНЧС исключались из дальнейших исследований.

2.4 Оценка окклюзионного равновесия

Привычная окклюзия является неотъемлемым компонентом зубочелюстной системы вне зависимости от состояния зубных рядов [28]. Окклюзионное равновесие, при наличии ортопедических конструкций, является состоянием адаптации. Собственные зубы или любая ортопедическая конструкция в полости рта способны к восприятию или не восприятию индивидуальной функциональной нагрузки, способны корректно или некорректно участвовать в динамической окклюзии и формированию окклюзионного баланса.

На настоящий момент информацию об окклюзионных взаимоотношениях в клинике ортопедической стоматологии получают при помощи различных видов артикуляционной бумаги.

Основными характеристиками окклюзионных контактов при использовании артикуляционной бумаги являются [28]:

– присутствие или отсутствие окклюзионного контакта при наличии антагонистов;

- площадь окклюзионного контакта;
- наличие суперконтакта, определяющееся по качеству отпечатка, согласно рекомендациям фирмы-производителя.

Часто при наличии дефектов зубных рядов и при стабильном положении челюстей, в клинике ортопедической стоматологии, выполняя методику стандартной ортопедической реабилитации с восстановлением целостности зубных рядов за счет ортопедических конструкций, врач регистрирует и сохраняет положение привычной окклюзии [28].

В то же время, при несъемном стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты, за счёт отсутствия чувствительности периодонта, окклюзионная патология может долгое время субъективно не определяться пациентом.

Принимая во внимание важность этих моментов возникает необходимость оценки окклюзионного равновесия перед началом ортопедической реабилитации, непосредственно после, и после периода адаптации к ортопедическим конструкциям.

С помощью восковых окклюзиограмм и артикуляционной бумаги были проанализированы окклюзионные схемы 91 пациента с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей.

На основании данных, полученных при анализе окклюзионных схем, пациенты были разделены на 3 группы:

Группа 1 – пациенты со сбалансированной окклюзией, не нуждающиеся в её коррекции (Рисунок 1). Пациенты данной группы направлялись на исследование силы жевательного давления при помощи гнатодинамометрии [28].

Группа 2 – пациенты, нуждающиеся в проведении избирательного пришлифовывания, у которых выявленные параметры изменения окклюзии не требовали изготовления новых или замены имеющихся реставраций (Рисунок 2). При последующем избирательном пришлифовывании данные пациенты были направлены на проведение гнатодинамометрии [28].

Группа 3 – пациенты, при исследовании которых были выявлены значительные нарушения окклюзии, зоны повышенной или сниженной функциональной нагрузки и, как следствие, перегрузка определенных зубов (Рисунок 3). При этом подобные нарушения были связаны не только с наличием основного дефекта зубного ряда, но зависели от качества имеющихся реставраций в полости рта и целостности окклюзионных поверхностей естественных зубов. Кроме того, в эту группу включали клинические ситуации, когда устранение недостатков окклюзионных взаимоотношений невозможно с помощью избирательного пришлифовывания, либо его выполнение будет вредить, закрепляя имеющуюся патологию. Пациентов этой группы исключали из исследования [28].

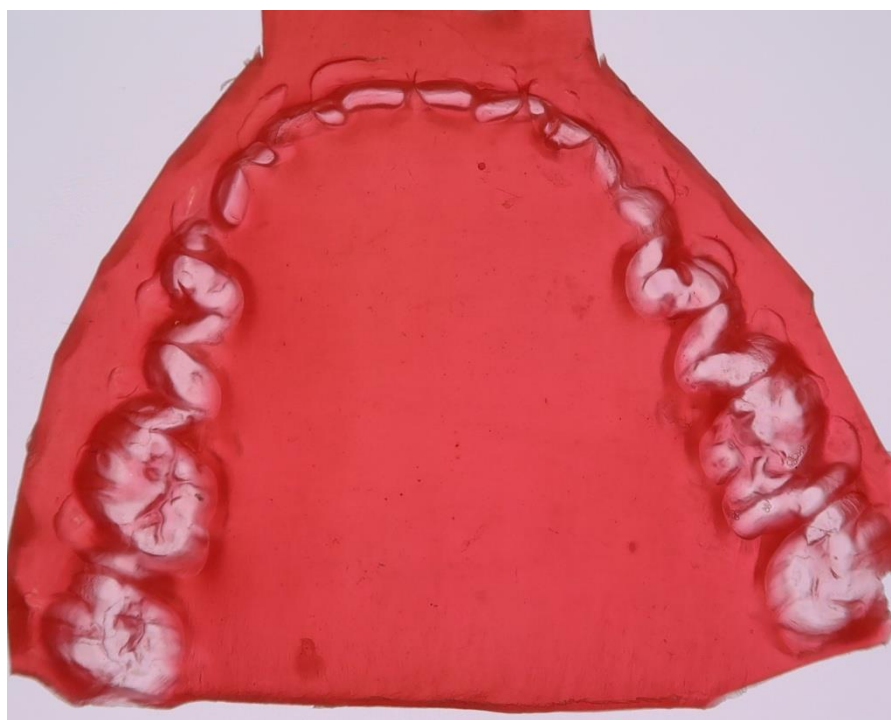


Рисунок 1 – Окклюзиограмма пациента группы 1 (пример)



Рисунок 2 – Окклюзиограмма пациента группы 2 (пример)



Рисунок 3 – Окклюзиограмма пациента группы 3 (пример)

Патология окклюзии определялась как состояние, характеризующееся нарушением физиологического смыкания зубных рядов, что потенциально могло

привести к дисфункции жевательного аппарата. К числу данных патологических состояний относились следующие:

1. Глубокая резцовая окклюзия: характеризуется чрезмерным вертикальным перекрытием резцов верхней челюсти зубов-антагонистов нижней челюсти, что обуславливает их функциональную перегрузку [75].

2. Открытый прикус: проявляется в отсутствии окклюзионного контакта между фронтальными или боковыми группами зубов, что приводит к нарушению физиологического распределения жевательного давления [80].

3. Перекрестный прикус: представляет собой аномалию окклюзии в поперечной плоскости, выражающуюся в нарушении корректного соотношения зубных рядов, что является причиной асимметричной нагрузки на элементы зубочелюстного аппарата [99].

4. Снижение окклюзионной высоты: возникает вследствие патологической стираемости твердых тканей зубов или некорректного зубного протезирования, результатом чего является синдром компрессии с последующей перегрузкой жевательной мускулатуры и суставных структур [131].

5. Выраженная асимметрия окклюзионных контактов: обуславливает нарушение равномерного распределения жевательного давления по зубному ряду.

6. Наличие признаков парафункции и отсутствие стабильной окклюзионной схемы.

2.5 Метод определения силы жевательного давления при помощи гнатодинамометрии

Для определения силы жевательного давления при стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей мы использовали гнатодинамометр «Визир Э1000» (Рисунок 4). Этот прибор рекомендован МЗ РФ для применения в медицинской практике, №

Гос. Реестра 93/199-296, прибор выпускался Санкт-Петербургским объединением ЦНИИ «Электроприбор».



Рисунок 4 – Гнатодинамометр «Визир Э1000»

Гнатодинамометр выполнен в виде настольного прибора и состоит из тензометрического датчика с накусочными пластинками, функциональных узлов, жидкокристаллического табло с показателями измерений и батареи аккумуляторов.

Во время исследований мы индивидуализировали накусочные пластинки при помощи быстротвердеющего силиконового материала (Occufast Zhermack) таким образом, что давление на датчик со стороны ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты производилось только этими конструкциями, не затрагивая соседние участки зубных рядов. Накусочная пластинка, фиксируемая на

антагонизирующий зубной ряд, индивидуализировалась таким же образом (Рисунок 5).



Рисунок 5 – Пример индивидуализации накусочных пластинок для гнатодинамометрического исследования

На рабочую часть датчика мы надевали полихлорвиниловую трубку одноразового использования для защиты датчика, и стерильные полиэтиленовые одноразовые чехлы.

При определении силы жевательного давления в режиме – МАКС мы определяли максимальное значение усилий, развиваемое жевательными мышцами при расположении индивидуализированного датчика прибора между ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей и различными антагонистами.

Гнатодинамометр определяет значения жевательного давления в Ньютонах (Н). Для наглядности показатели гнатодинамометрии были переведены в килограммы по формуле $m=g : F$ где: F – сила (в ньютонах), m – масса (в килограммах), g – ускорение свободного падения 9.8 м/с^2 .

Критериями максимальных усилий для обследуемого могли являться: невозможность сильнее напрячь жевательную мускулатуру, неприятные ощущения в области исследуемых зубов, мышц или ВНЧС.

2.6 Методы статистической обработки данных

Для статистической проверки выдвинутых гипотез и обработки разнородных данных, полученных в ходе клинических и математических исследований, был применен комплексный статистический анализ.

Выбор методов определялся характером данных (количественные, категориальные), распределением переменных, количеством сравниваемых групп и необходимостью многофакторного анализа. Вся обработка проводилась с использованием программы Microsoft Office Excel 2016 и SPSS (IBM SPSS Statistics).

Критерий χ^2 (Хи-квадрат) Пирсона был использован для анализа таблиц сопряженности при оценке встречаемости патологии ВНЧС и окклюзии между группами пациентов с различными типами антагонистов.

Применение в работе: использовался при сравнении частот качественных признаков (наличие или отсутствие патологии ВНЧС) в трех независимых группах. Условия применения соблюдены: объем выборки > 40 , ожидаемые частоты во всех ячейках таблиц сопряженности > 5 .

Точный критерий Фишера был задействован для анализа малых подвыборок, где ожидаемые частоты были ниже 5, а именно при детализированном анализе распределения тяжести патологии ВНЧС среди пациентов с положительными ответами в Гамбургском тесте.

Применение в работе: позволил точно оценить вероятность наблюдаемого распределения тяжелых случаев патологии между группами при малом количестве наблюдений в этих категориях.

Критерий Краскела-Уоллиса был основным методом для сравнения показателей жевательного давления по результатам гнатодинамометрии между четырьмя независимыми группами. Применяется для сравнения >2 независимых выборок с распределением, отличным от нормального.

Применение в работе: позволил установить, существуют ли статистически значимые различия в медианах силы жевательного давления между группами пациентов с разными типами антагонистов и контрольной группой.

Поправка Данна была методом анализа результатов критерия Краскела-Уоллиса для контроля ошибки I рода (ложноположительного результата) при множественных попарных сравнениях независимых групп между собой.

Применение в работе: позволила определить с большей точностью, между какими именно парами групп существуют значимые различия в жевательном давлении.

Критерий Манна-Уитни был использован для попарных сравнений количественных данных в тех случаях, когда сравнивались только две независимые выборки с распределением, отличным от нормального.

Применение в работе: с его помощью, в том числе, были выявлены гендерные различия в силе жевательного давления внутри групп.

2.7 Математическое моделирование

Для оценки прочностных свойств ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты с учетом особенностей составных элементов и контактного взаимодействия между ортопедическими конструкциями и дентальным имплантатом применялся метод математического моделирования.

Для начала расчётов при помощи метода математического моделирования производится перенос в цифровое пространство реальных моделей деталей имплантационных систем. Программируются механические свойства каждого отдельного элемента, а также условия взаимодействий между элементами.

Создание моделей состоит из нескольких этапов. В определенной зоне модели фиксируется определенное число узловых точек, которые так же называются «узлами». Участок модели разбивается на определенное конечное число более мелких участков, которые называются конечными элементами. Конечные элементы имеют смежные между собой узлы и в своем взаимодействии выстраивают форму изначальной модели.

Затем следует этап создания физико-математической системы уравнений для выявления искомых значений функций в узловых точках. Система уравнений создается в зависимости от поставленных задач, и может программироваться автоматически в специализированном программном обеспечении.

После сопоставления математической геометрической модели в созданное уравнение происходит выведение алгебраической системы для заданных узлов, которая решается различными автоматизированными методами.

Для удобства анализа и визуализации программное обеспечение создаёт изображение моделей в плоскостном или трёхмерном пространстве с участками, окрашенными в различный цвет, соответственно определённой шкале. Различные цветовые участки соответствуют участкам с различным напряжением, возникающим на поверхности или внутри виртуальной модели.

2.8 Математическое моделирование. Метод анализа конечных элементов при стоматологическом ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты, расположенные под углом

Проведено исследование напряженно-деформированного состояния несъемных ортопедических конструкций, состоящих из дентального имплантата, фиксирующего винта, абатмента и коронки под действием характерных жевательных нагрузок. Рассматривались две конфигурации, представленные на Рисунке 6. В обеих конфигурациях дентальные имплантаты находятся в блоке из костной ткани, расположены под углом, и не соответствуют оси ортопедической

конструкции. Конфигурация 1 состоит из прямого дентального имплантата с внешним шестигранным плоскостным соединением, углового абатмента, винта и коронки. Конфигурация 2 состоит из углового дентального имплантата с внешним шестигранным плоскостным соединением, прямого абатмента, винта и коронки.

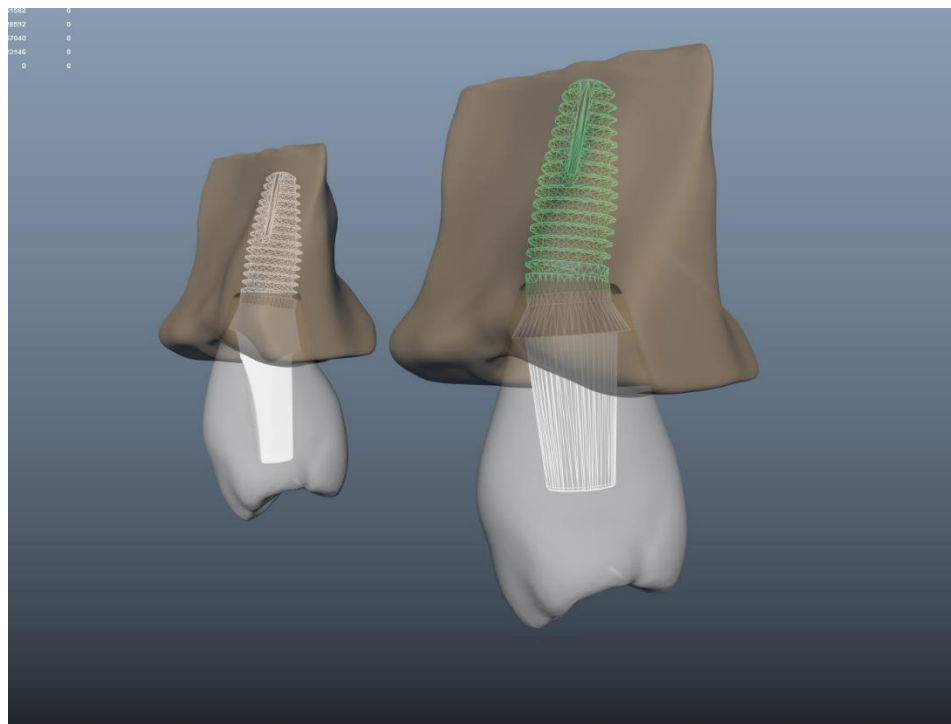


Рисунок 6 – Исследуемые конфигурации

Обе модели представляют собой внешне одинаковую объединенную структуру коронка-абатмент-фиксирующий винт-имплантат-костная ткань, различие между двумя моделями находится в типе внутреннего соединения (Рисунок 7). В первой модели коррекция наклоненного положения дентального имплантата осуществляется за счет применения углового 12 градусного абатмента. Во второй модели коррекция наклона дентального имплантата производится за счет самого имплантата с коррекцией угла ортопедической платформы, и коррекцией угла шахты фиксирующего винта.

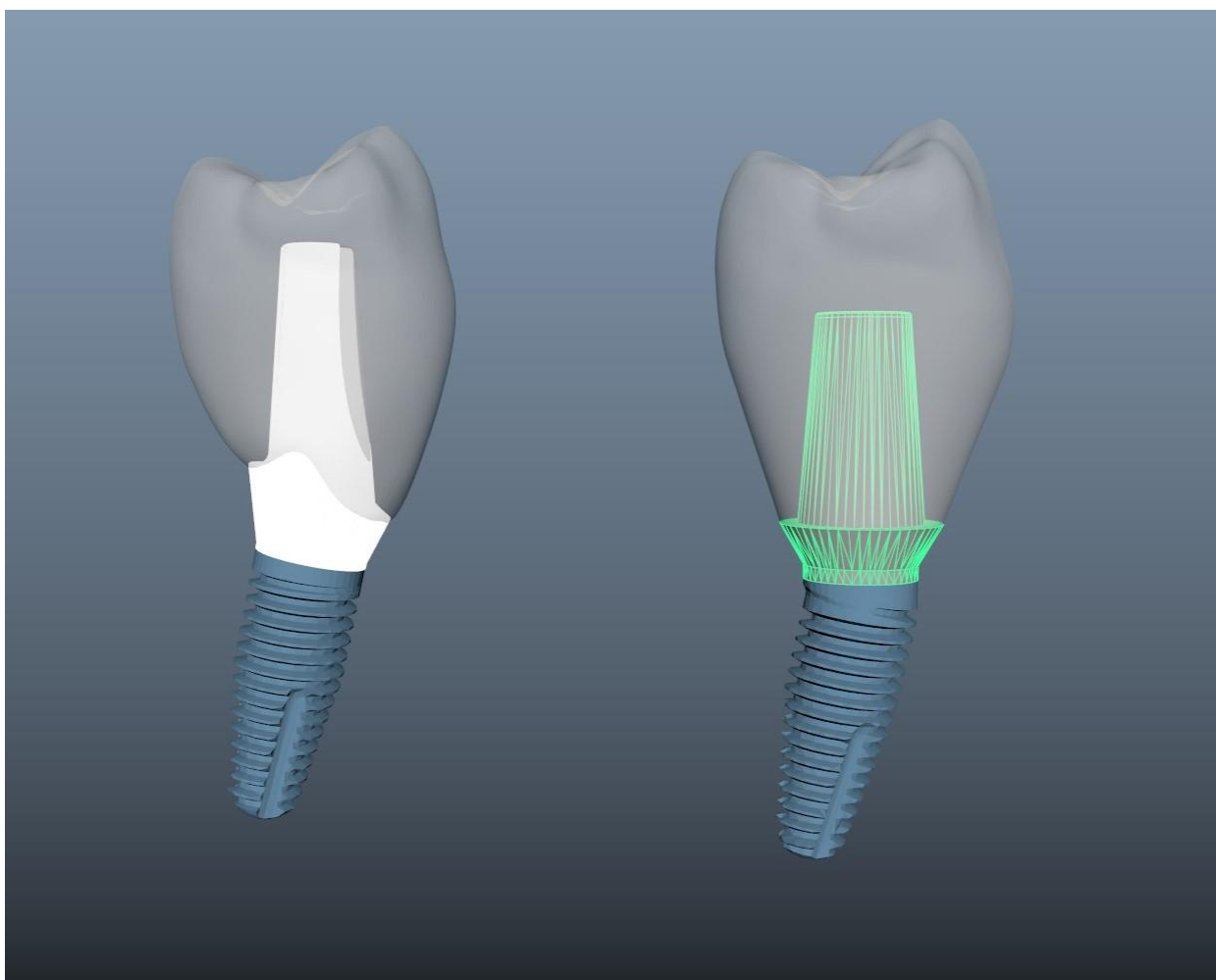


Рисунок 7 – Наклон зубных имплантатов относительно коронковой части ортопедической конструкции

Цифровые модели зубных имплантатов, абатментов и винтов были запрошены у фирмы производителя – Southern Implants.

Затем проводилась сопоставление заводских компонентов (зубный имплантат, абатмент, винт), моделирование окончательных, идентичных внешне, моделей для дальнейшего переноса в программы для осуществления математических расчётов напряженно-деформированного состояния.

Моделирование и сопоставление STL моделей было проведено в программе Autodesk Maya 2022 (США).

В первую очередь было проведено сопоставление зубных имплантатов и абатментов для получения структуры с одинаковым наклоном в 12 градусов (Рисунок 8).

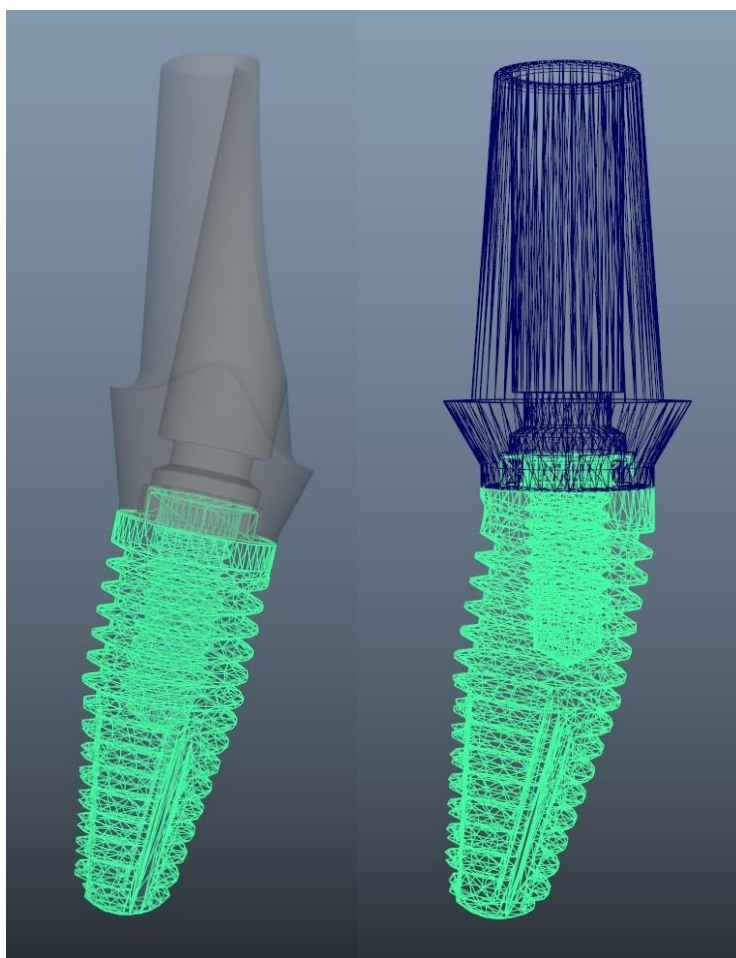


Рисунок 8 – Сопоставление дентальных имплантатов и абатментов:
Конфигурация 1 (слева), Конфигурация 2 (справа)

Затем из библиотеки программы EхoCad (США) была выделена модель коронковой части зуба 1.4. Модель была откорректирована до получения коронок, соответствующих угловому стандартному абатменту Конфигурации 1, и прямому стандартному абатменту Конфигурации 2 (Рисунок 9).

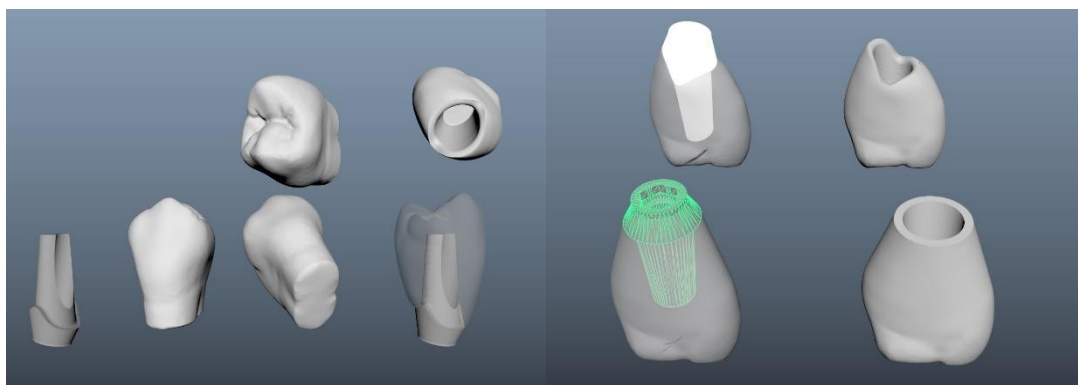


Рисунок 9 – Изготовление модели коронковой части ортопедических конструкций

Модель участка костной ткани, окружающей зуб 1.4 была выделена из STL модели, полученной по компьютерной томографии пациента с интактными зубными рядами. Модель участка костной ткани была обработана соответствующим образом для помещения в нее первой и второй вариации моделей. В работе рассматривается двухкомпонентная модель костной ткани – внешний слой представляет собой кортикальную пластину, внутренние объемы заполнены губчатой костной тканью. На кортикальной пластине расположен податливый слой, моделирующий слизистую оболочку.

Затем было произведено сопоставление всех компонентов моделей и закрепление всех пространственных ориентиров между собой (Рисунок 10).

Натяжение фиксирующего винта было запрограммировано равным 35 Н/см.

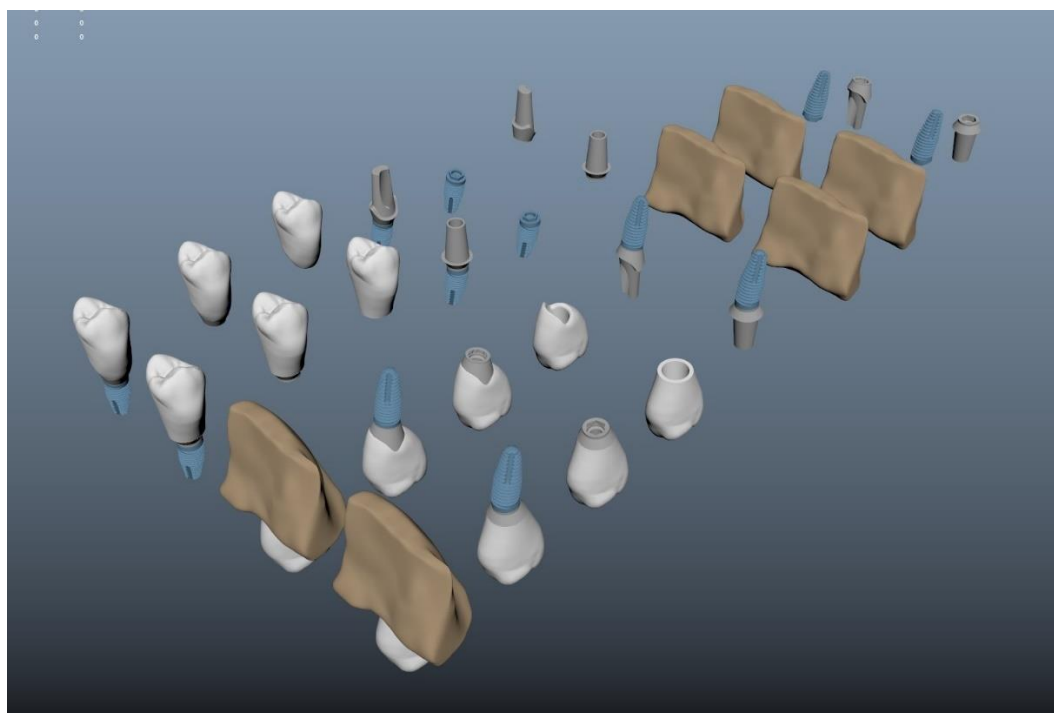


Рисунок 10 – Трехмерные модели компонентов, выполненные в программе Maya 2022

Все геометрические построения и расчет напряженно деформированного состояния производились в программном комплексе SolidWorks 2019 (США) версия 27 (Рисунок 11). Геометрическое построение выполнено на основании трехмерных прообразов, подготовленных в программе Autodesk Maya 2022 (США).

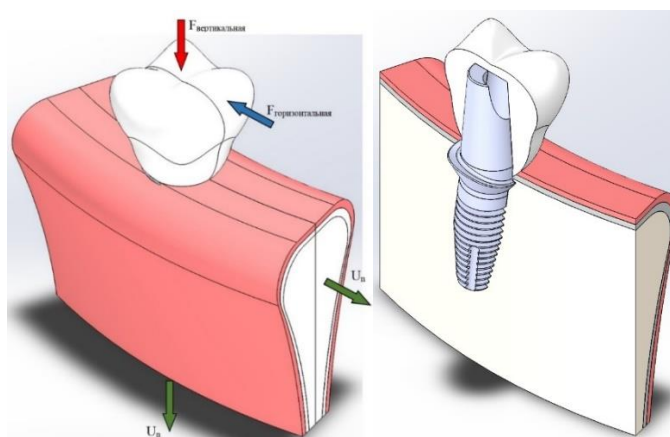


Рисунок 11 – Схематическое изображение трёхмерной модели костной ткани с установленным дентальным имплантатом, абатментом и коронкой в программе SolidWorks 2019 (США)

Величина жевательной нагрузки определялась мышечным усилием, развиваемым челюстно-лицевым аппаратом пациента. В настоящей работе принято, что усилие равно 100 Н.

Согласно анализу современной литературы, некоторые авторы допускают вариацию этого значения до 700 Н. Тем не менее, нагрузки порядка нескольких сот Ньютонов не приводят к значительным деформациям титановых и керамических материалов, что позволяет рассматривать задачу в упругой постановке.

Указанный подход в рамках методологии математического моделирования основывается на фундаментальном принципе, предполагающем применение циклических нагрузок, целенаправленно сниженных относительно уровня нормальной физиологической нагрузки (типичное значение составляет 100 Н). Данная методологическая особенность обусловлена двумя ключевыми аспектами. Часто, моделирование при пониженной нагрузке способствует значительному повышению контрастности визуализации и идентификации локальных концентраций напряжений в структуре исследуемого объекта. Во-вторых, и это принципиально важно, результаты, полученные в условиях искусственно заниженного нагружения, позволяют осуществить прогнозирование локализации и характера потенциально дефектоопасных зон. Прогнозирование осуществляется в отношении их вероятного проявления и развития не только при воздействии нормативных физиологических нагрузок, но и в условиях экстремального

нагружения, превышающего физиологическую норму. Таким образом, использование субфизиологической нагрузки выступает в качестве эффективного диагностического и прогностического инструмента в инженерном анализе.

Другими словами, для оценки положения максимальных напряжений в конструкции достаточно решить задачу при нагрузках в 100 Н, и в случае отличия номинальной внешней нагрузки от указанной величины, положения максимума не изменится, а его абсолютное значение может быть получено простым умножением расчетного значения напряжений на число, кратное различия номинальной внешней нагрузки и 100 Н.

Циклические нагрузки были проведены в количестве 5×10^6 повторений, что соответствует периоду работы жевательной системы приблизительно равной 5 годам [67].

После выполнения построения 3-мерной геометрии проводилась процедура разбиения(разбития) полученных объемов на конечные элементы. В качестве конечных элементов были выбраны $10^{\text{ти}}$ узловые тетраэдры, так как именно эта форма позволяет наиболее точно заполнить объекты со сложной пространственной формой. Пример разбиения объема расчетной области на конечные элементы представлен на Рисунке 12.

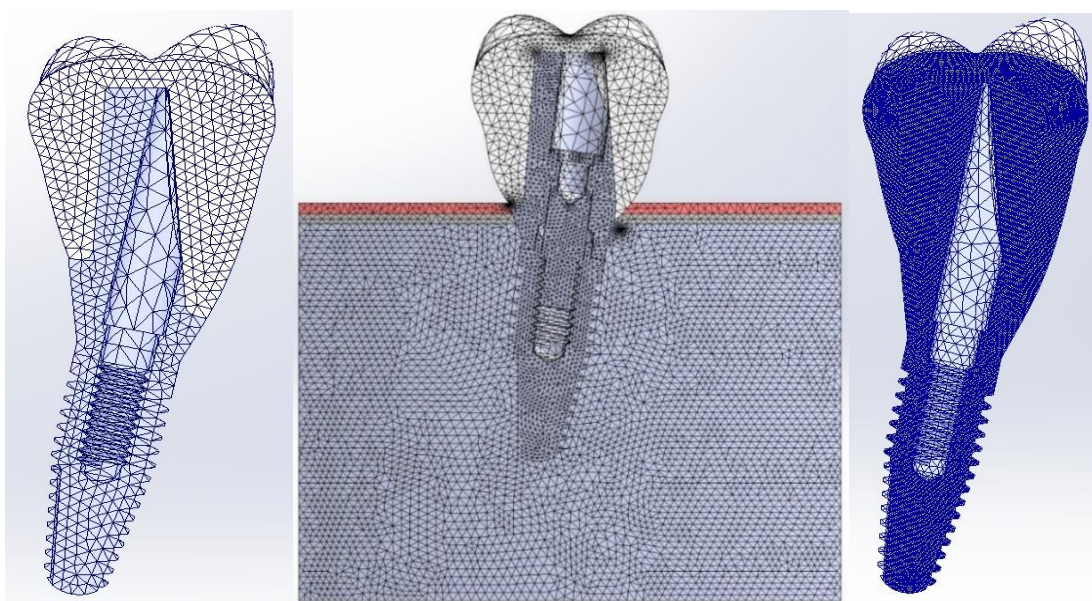


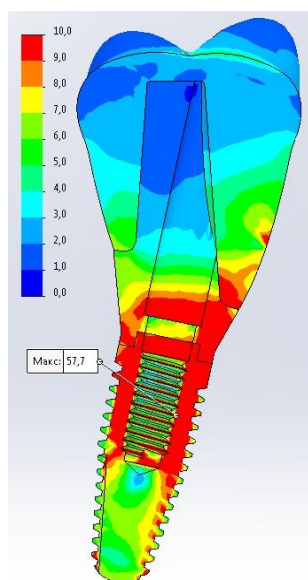
Рисунок 12 – Разбиение расчетной области на конечные элементы в виде тетраэдров

Под расчетной областью подразумевается костная ткань (кортикальная пластина + губчатая кость), слизистая оболочка, дентальный имплантат, винт, абатмент и коронка. В общем случае результаты расчета конечными элементами могут зависеть от размера выбранных элементов. Исследование этой зависимости входит в понятие «сходимости» решения. С целью исследования сходимости решения конечно-элементной задачи было проведено математическое моделирование одной из конфигураций с различными размерами ячеек, $d=0.5$ мм, $d=0.2$ мм, $d=0.1$ мм. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния для указанных конфигураций показали незначительное различие в определяемых значениях напряжения во всех составляющих элементах (Таблица 2). Графическое изображение полученных результатов представлено на Рисунке 13. Для абатмента различие в максимальных напряжениях перестает наблюдаться с размера ячейки 0,2 мм, для винта, дентального имплантата и коронки различия находятся в пределах статистического отклонения. Таким образом, исследование сходимости показывает корректность постановки задачи конечно-элементного моделирования и слабую зависимость от размера конечно элемента при указанных размерах ячейки.

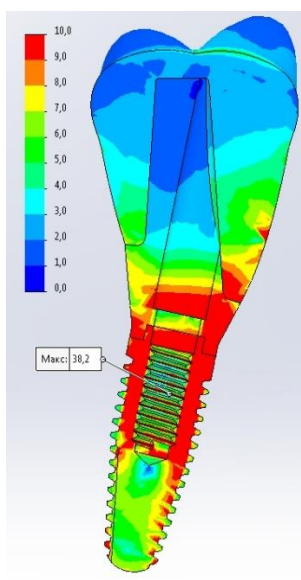
На Рисунке 12 можно наблюдать, что размер сетки неоднороден в пределах расчетной области. Элементы, расчет НДС которых представляет основной интерес, выполнены с более мелкой сеткой, в то время как элементы, НДС которых не является объектом исследования (коронка или костные ткани) выполнены из более крупных элементов. Это сделано для того, чтобы оптимизировать время расчета без потери точности. Естественным образом, ожидается высокая концентрация в таких элементах как винт и резьбовые соединения. Кроме того, любые резкие изменения в геометрии, такие как уступы, уменьшение/увеличения диаметра, выреза воспринимаются как области повышенной концентрации напряжений и вероятной локализации разрушения. Поэтому, для указанных элементов выполнено более точно разбиение малыми по размеру элементами (Таблица 2).

Таблица 2 – Влияние размера конечно-элементной сетки на максимальное напряжение в компонентах модели

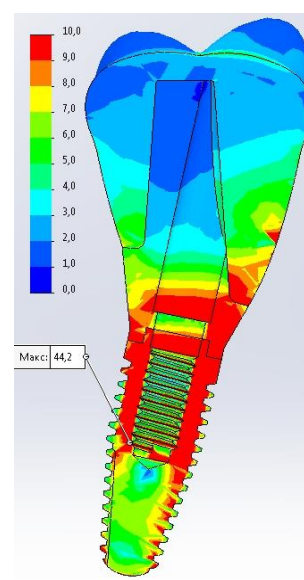
	Размер элемента		
	$\Delta = 0.5$ мм	$\Delta = 0.2$ мм	$\Delta = 0.1$ мм
	Максимальное напряжение, Мпа		
	57.7	38.2	44.2
	Среднее по сечению напряжение, Мпа		
Абатмент	4.9	4.7	4.7
Имплантат	8.7	8.5	8.6
Винт	0.3	0.3	0.3
Коронка	3.6	3.7	3.6



А



Б



В

Рисунок 13 – Результаты расчета напряженно-деформированного состояния для заданной конфигурации при различном размере ячейки: А – 0.5 мм; Б – 0.2 мм; В – 0.1 мм

Основной задачей моделирования было не определение абсолютных значений разрушающей нагрузки, а сравнительный анализ двух конфигураций и выявление зон риска.

2.9 Описание моделей

При математическом моделировании напряженно-деформированного состояния методом конечных элементов были исследованы образцы дентальных имплантатов, абатментов, фиксирующих винтов, запрошенные и предоставленные фирмами производителями:

Конфигурация 1: имплантат с наружным шестигранным соединением – угловой абатмент: Имплантат IBT10, титановый абатмент DBS12, фиксирующий винт 3-й серии (Southern implants).

Конфигурация 2: угловой имплантат с наружным шестигранным соединением – прямой абатмент: Имплантат Co-Axis IBT12D, титановый абатмент DB5, фиксирующий винт 3-й серии Z (Southern implants) [62].

Конфигурация 1 представляет собой компоновку из прямого дентального имплантата и углового абатмента, трехмерные модели компонентов представлены на Рисунке 14.

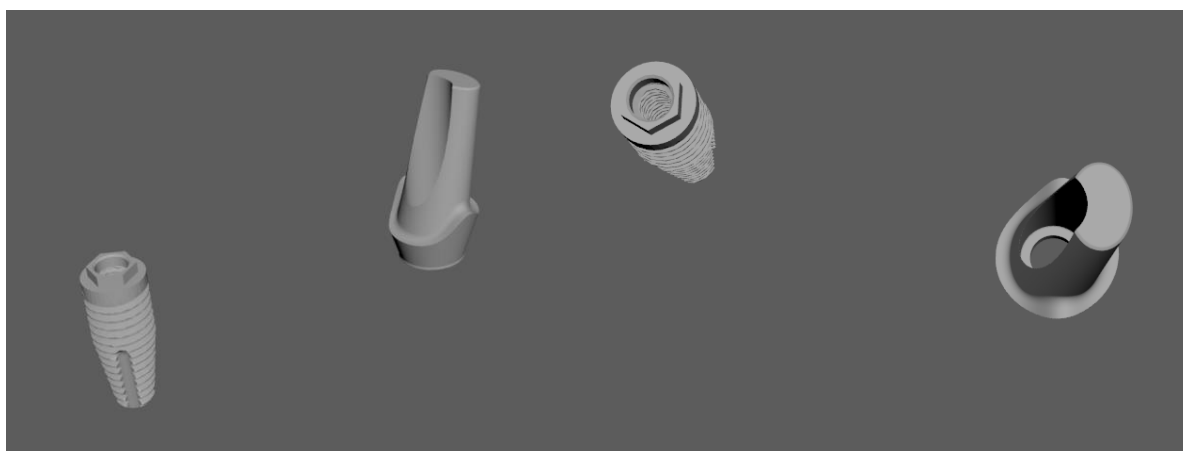


Рисунок 14 – Геометрия Конфигурации 1. Угловой абатмент, прямой дентальный имплантат

Фиксирующий винт и коронка для углового абатмента имеет следующий внешний вид (Рисунок 15).

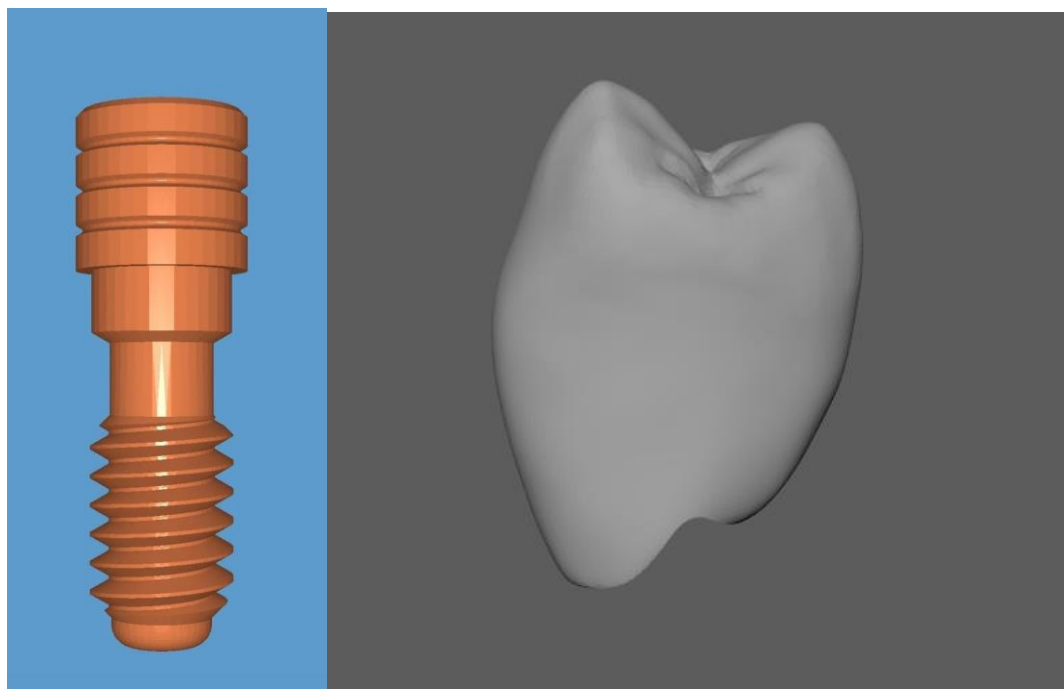


Рисунок 15 – Фиксирующий винт и коронка для углового абатмента

Пространственные разрезы дентального имплантата и абатмента Конфигурации 1 представлены на Рисунке 16. Конфигурация 1 в сборе представлена на Рисунке 17.

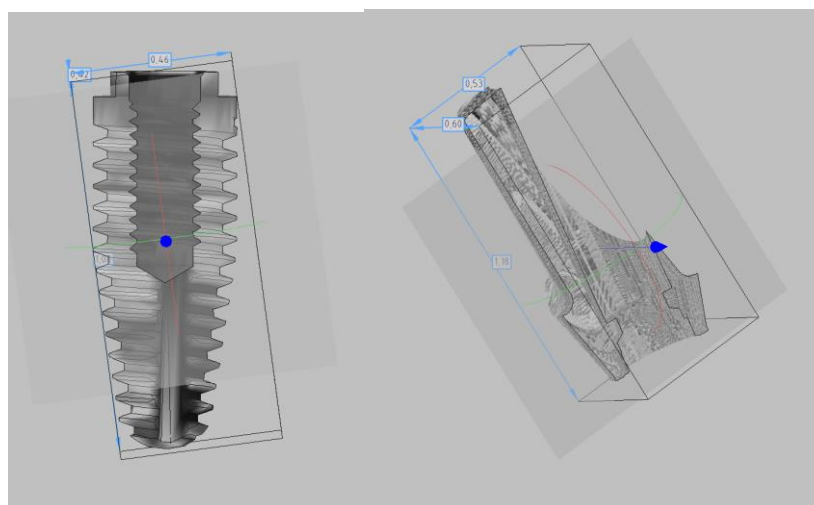


Рисунок 16 – Поперечное сечение дентального имплантата и абатмента для Конфигурации 1

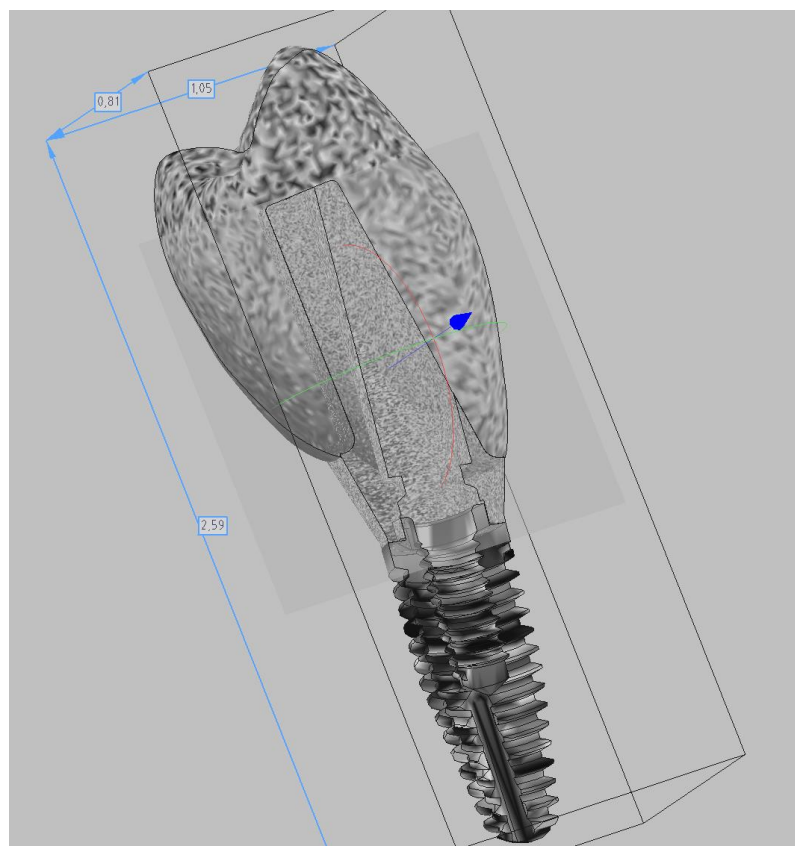


Рисунок 17 – Пространственный разрез Конфигурации 1 в сборе: дентальный имплантат – абатмент – коронка

Винт вводится в шахту абатмента и самым широким выступом прижимает абатмент к дентальному имплантату.

Геометрия компонентов, входящих в Конфигурацию 2 представлена на Рисунке 18.

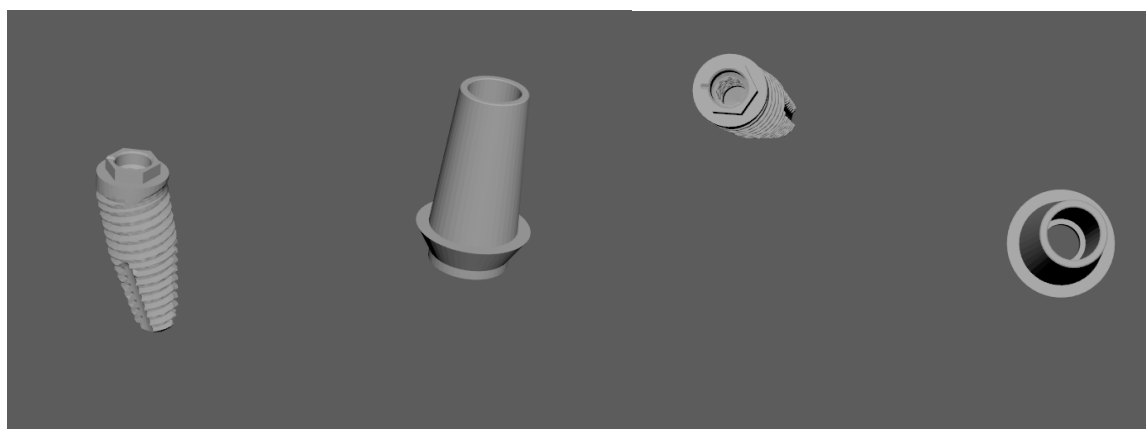


Рисунок 18 – Геометрия Конфигурации 2. Прямой абатмент, угловой дентальный имплантат

Пространственные разрезы деталей для Конфигурации 2 представлены на Рисунке 19.

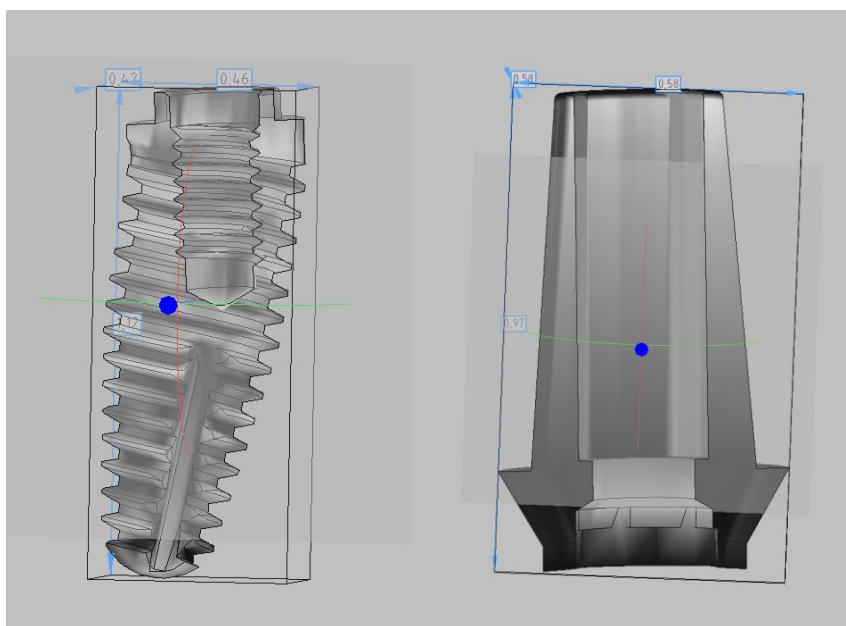


Рисунок 19 – Поперечное сечение углового дентального имплантата и прямого абатмента

Пространственный разрез сборки Конфигурации 2 представлен на Рисунке 20.

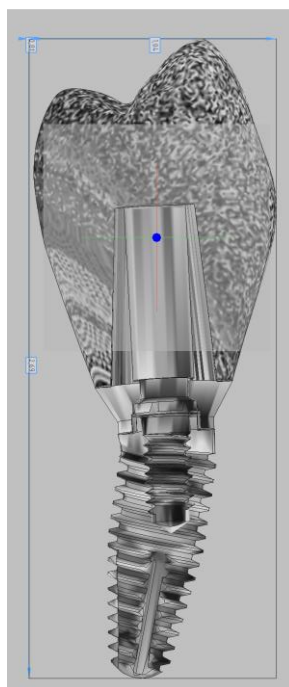


Рисунок 20 – Пространственный разрез Конфигурации 2 в сборе

Математическое моделирование методом анализа конечных элементов и создание конфигураций на основании точных моделей было направлено на сравнение двух конфигураций между собой и преодоление методологических ограничений, свойственных многим работам в области биомеханики дентальных имплантатов, что повышает достоверность получаемых результатов.

В отличие от исследований, в которых используется упрощенная геометрия, в данной работе использованы исходные CAD-файлы производителя в формате DWG. Этот формат, стандартный для систем автоматизированного проектирования, содержит полные параметрические данные об объектах, что минимизирует вероятность ошибок при моделировании. Кроме того, было смоделировано естественное контактное взаимодействие всех компонентов системы (имплантат-абатмент-винт), а не их жесткое слияние в единый моноблок, что часто встречается в математическом моделировании в имплантологии для упрощения расчетов.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1 Результаты оценки состояния височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей

В исследовании состояния ВНЧС приняли участие 109 пациентов, разделенные на три группы в зависимости от типа антагонистов. Состояние ВНЧС оценивалось с использованием краткого Гамбургского теста, который позволяет выявить вероятность патологии на основе количества положительных ответов в анкетах, заполняемых исследователем. Результаты были не статистически значимы (χ^2 Пирсона=0,541, $p=0,763 > 0,05$). Однако вероятность патологии ВНЧС в группе 3 была в 1,91 раза выше, чем в группе 1 (OR=1,91 (95% ДИ: 0,58-6,32). Результаты представлены в Таблице 3:

Группа 1 (49 пациентов):

- Без патологии ВНЧС: 42 пациента (85,7%);
- С признаками патологии ВНЧС: 7 пациентов (14,3%).

Группа 2 (32 пациента):

- Без патологии ВНЧС: 27 пациентов (84,4%);
- С признаками патологии ВНЧС: 5 пациентов (15,6%).

Группа 3 (28 пациентов):

- Без патологии ВНЧС: 22 пациента (78,6%);
- С признаками патологии ВНЧС: 6 пациентов (21,4%).

Таблица 3 – Распределение пациентов по группам и состоянию ВНЧС (n=109)

Группа	Кол-во пациентов	В том числе			
		Без патологии ВНЧС	%	С признаками патологии ВНЧС	%
Группа 1	49	42	85.7%	7	14.3%
Группа 2	32	27	84.4%	5	15.6%
Группа 3	28	22	78.6%	6	21.4%

Интерпретация результатов теста проводится следующим образом: если исследователь отмечает один положительный показатель в анкете, это указывает на функциональное здоровье ВНЧС. При наличии двух положительных показателей вероятность мышечно-суставной дисфункции ВНЧС составляет 70%. Если исследователь отмечает три или более положительных показателя, вероятность мышечно-суставной дисфункции ВНЧС возрастает до 90% [45]. Согласно Точному критерию Фишера были получены статистически значимые различия в распределении тяжести патологии между группами ($p=0,042 < 0,05$) (Таблица 4).

Группа 1 (7 пациентов с патологией):

- 3 пациента имели 2 положительных ответа (умеренная вероятность патологии);
- 2 пациента имели 3 положительных ответа (высокая вероятность патологии);
- 1 пациент имел 4 положительных ответа (очень высокая вероятность патологии);
- 1 пациент имел 5 положительных ответов (очень высокая вероятность патологии).

Группа 2 (5 пациентов с патологией):

– 2 пациента имели 2 положительных ответа (умеренная вероятность патологии);

– 2 пациента имели 3 положительных ответа (высокая вероятность патологии);

– 1 пациент имел 5 положительных ответов (очень высокая вероятность патологии).

Группа 3 (6 пациентов с патологией):

– 3 пациента имели 2 положительных ответа (умеренная вероятность патологии);

– 1 пациент имел 3 положительных ответа (высокая вероятность патологии);

– 1 пациент имел 4 положительных ответа (очень высокая вероятность патологии);

– 1 пациент имел 5 положительных ответов (очень высокая вероятность патологии).

Таблица 4 – Детализация результатов краткого Гамбургского теста у пациентов с признаками патологии ВНЧС

Группа	Пациентов с патологией	В том числе			
		2 положит. ответа (умеренная вероятность)	3 положит. ответа (высокая вероятность)	4 положит. ответа (очень высокая вероятность)	5 положит. ответов (очень высокая вероятность)
Группа 1	7	3	2	1	1
Группа 2	5	2	2	0	1
Группа 3	6	3	1	1	1

Наибольший процент пациентов без патологии ВНЧС наблюдался в группе 1 (85,7%), что может указывать на высокий проприоцептивный контроль окклюзии и меньшую нагрузку на ВНЧС при антагонистах в виде собственных зубов с пародонтом без патологии.

В группе 3 отмечался наибольший процент пациентов с признаками патологии ВНЧС (21,4%), что может быть связано с наличием ортопедических конструкций в качестве антагонистов, создающих дополнительную нагрузку на сустав вследствие отсутствия проприорецепции у дентальных имплантатов.

У пациентов с 3, 4 и 5 положительными ответами по Гамбургскому тесту высокая и крайне высокая вероятность наличия клинически значимых нарушений ВНЧС. Эти пациенты требуют дальнейшей диагностики и комплексного лечения.

Пациенты с двумя и более положительными пунктами при кратком Гамбургском тестировании из последующих исследований состояния окклюзии и жевательной нагрузки исключались.

3.2 Результаты оценки окклюзионного равновесия у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей

В исследовании состояния окклюзии приняли участие 91 пациент, у которых в результате исследования ВНЧС не были обнаружены признаки патологии. Пациенты были распределены на три группы в зависимости от типа антагонистов. Оценка проводилась с использованием восковых окклюзиограмм и артикуляционной бумаги. Согласно Точному критерию Фишера были получены статистически значимые различия в распределении неустраняемой окклюзионной патологии между всеми группами ($p=0,021<0,05$). При этом были получены статистически значимые различия в распределении устранимой патологии окклюзии между группой 1 и группой 3 (χ^2 Пирсона=4,82; $p=0,028<0,05$). Результаты представлены в Таблице 5:

Группа 1 (42 пациента):

- Без патологии окклюзии: 31 пациент (73,8%);
- С устранимой патологией окклюзии: 4 пациента (9,5%);
- С неустраняемой патологией окклюзии: 7 пациентов (16,7%).

Группа 2 (27 пациентов):

- Без патологии окклюзии: 21 пациент (77,8%);
- С устранимой патологией окклюзии: 1 пациент (3,7%);
- С неустранимой патологией окклюзии: 5 пациентов (18,5%).

Группа 3 (22 пациента):

- Без патологии окклюзии: 15 пациентов (68,2%);
- С устранимой патологией окклюзии: 2 пациента (9,1%);
- С неустранимой патологией окклюзии: 5 пациентов (22,7%).

Таблица 5 – Оценка окклюзионного равновесия у пациентов без патологии ВНЧС

Группа	Кол-во пациентов	В том числе					
		Без патологии окклюзии	%	Патология окклюзии (устранимая)	%	Патология окклюзии (неустранимая)	%
Группа 1	42	31	73.8%	4	9.5%	7	16.7%
Группа 2	27	21	77.8%	1	3.7%	5	18.5%
Группа 3	22	15	68.2%	2	9.1%	5	22.7%

Устранимая патология окклюзии (преждевременные контакты) корректировалась избирательным пришлифовыванием. С целью уменьшения инвазии при исследовании и максимального сохранения собственных тканей зубов окклюзионная коррекция по возможности проводилась на имеющихся ортопедических конструкциях или реставрациях с последующей полировкой.

Неустранимая патология окклюзии (выраженные нарушения окклюзионной плоскости, несоответствие окклюзионной высоты) требовала повторного изготовления ортопедических конструкций, такие пациенты исключались из дальнейшего исследования.

Наибольшая доля (73,8%) пациентов без патологии окклюзии отмечалась в группе 1, что указывает на более стабильное окклюзионное равновесие при антагонистах в виде собственных зубов со здоровым пародонтом.

В группах 2 и 3 отмечалось увеличение доли пациентов с патологией окклюзии, в том числе неустранимой (18,5% и 22,7% соответственно). Наличие шинированных зубов или ортопедических конструкций в качестве антагонистов создает дополнительную нагрузку, которая нарушает окклюзионное равновесие.

Пациентам с неустранимой патологией окклюзии требуется повторное изготовление ортопедических конструкций, что указывает на необходимость тщательного планирования и контроля лечения на каждом этапе.

3.3 Результаты оценки силы жевательного давления у пациентов с ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей

Для оценки силы жевательного давления у пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей в зависимости от типа антагонистов было проведено обследование 59 пациентов без патологии ВНЧС и нарушений окклюзионного равновесия и 10 пациентов с интактными зубными рядами (контрольная группа).

В зависимости от антагонистов несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты группы были обозначены следующим образом:

Группа 1 – пациенты с собственными, не объединенными в блок зубами, антагонизирующими несъемным ортопедическим конструкциям с опорой на дентальные имплантаты (Рисунок 21);

Группа 2 – пациенты с собственными, объединенными в блок зубами, антагонизирующими несъемным ортопедическим конструкциям с опорой на дентальные имплантаты (Рисунок 22) [59];

Группа 3 – пациенты со встречными несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты (Рисунок 23);

Группа 4 – пациенты с отсутствием нарушения целостности зубных рядов во встречных зубных рядах (пациенты контрольной группы).

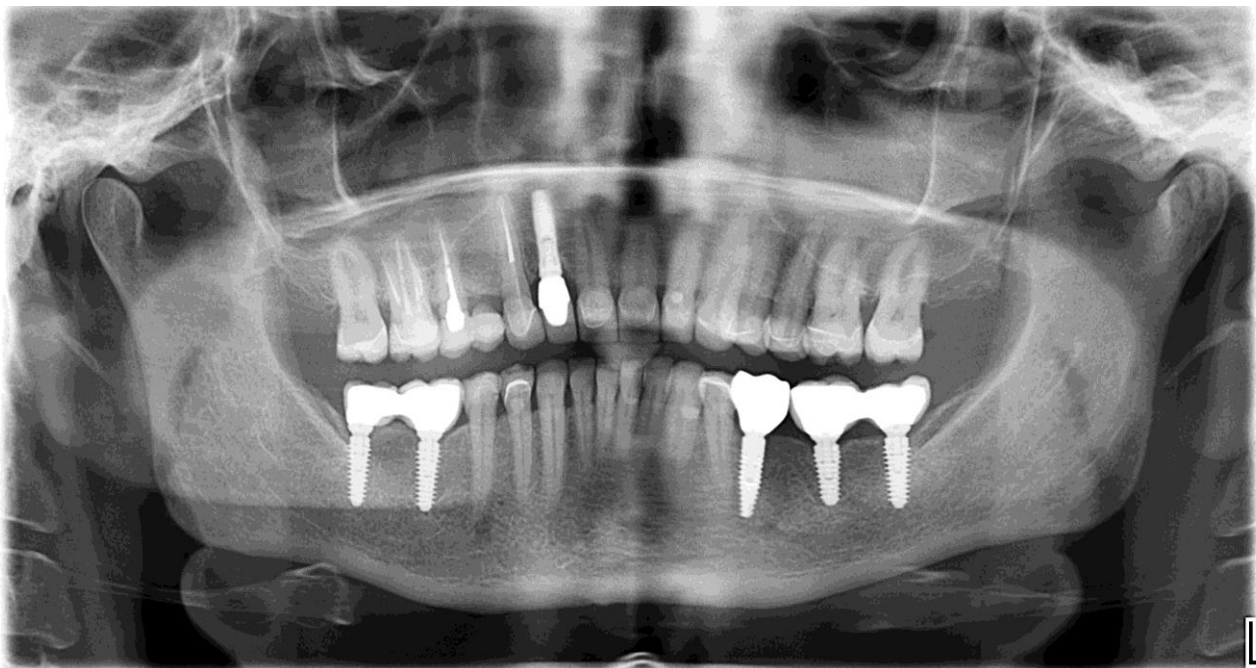


Рисунок 21 – Ортопантомограмма пациента группы 1 (пример)

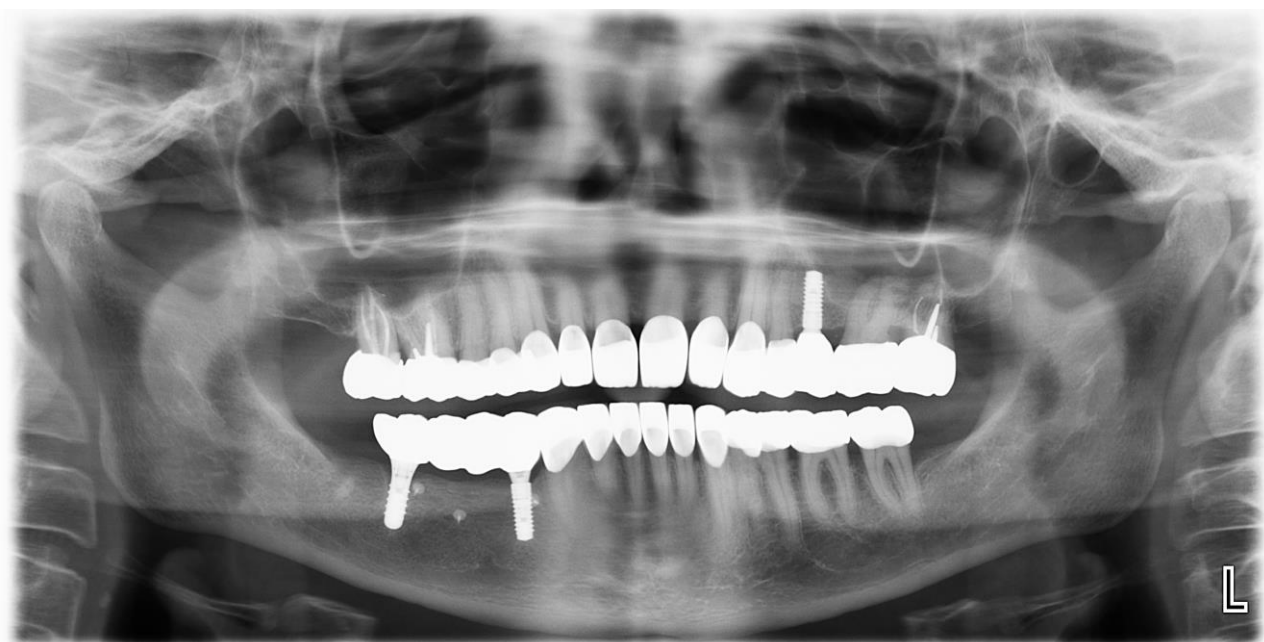


Рисунок 22 – Ортопантомограмма пациента группы 2 (I и IV сегменты) (пример)

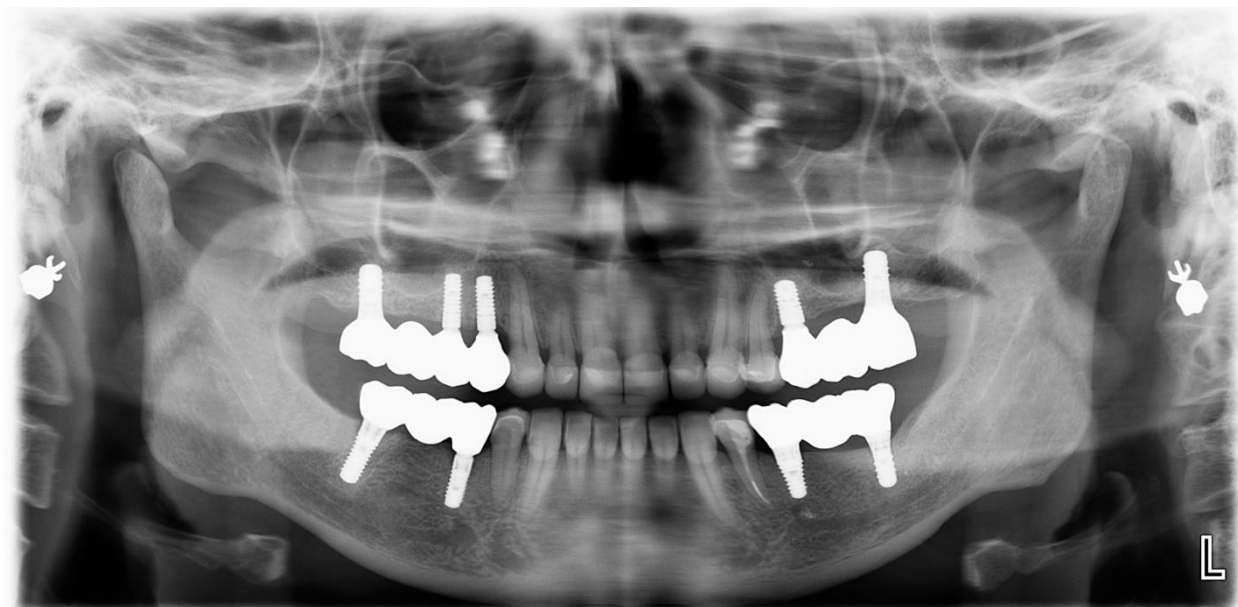


Рисунок 23 – Ортопантомограмма пациента группы 3 (пример)

Распределение по группам обследованных пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей в зависимости от типа антагонистов продемонстрировано в Таблице 6.

Таблица 6 – Распределение обследованных пациентов по группам

Обследованные группы	Количество случаев в группе	В том числе	
		Ж	М
Группа 1	35	19	16
Группа 2	22	13	9
Группа 3	17	7	10
Группа 4	20	10	10

Были составлены таблица и диаграмма со значениями гнатодинамометрии по полу и исследуемым группам (Таблица 7, Рисунок 24).

Таблица 7 – Значения показателей гнатодинамометрии

Обследованные группы	Диапазон (Min-Max)	Ж (Min-Max)	М (Min-Max)	Ж+М Me (Q1-Q3)	Ж Me (Q1-Q3)	М Me (Q1-Q3)
Группа 1	29-44	29-44	34-41	35 (34-40)	35 (33-38)	39,5 (35,25-40,75)
Группа 2	37-47	37-47	44-47	43,5 (39-45,75)	39 (37-43)	45 (44,5-46,5)
Группа 3	42-55	42-45	45-55	47 (45-50)	45 (44-45)	49,5 (46,75-52)
Группа 4	21-39	21-29	27-39	28,5 (24-31,75)	24 (23,25-25)	30,5 (28,75-33,25)

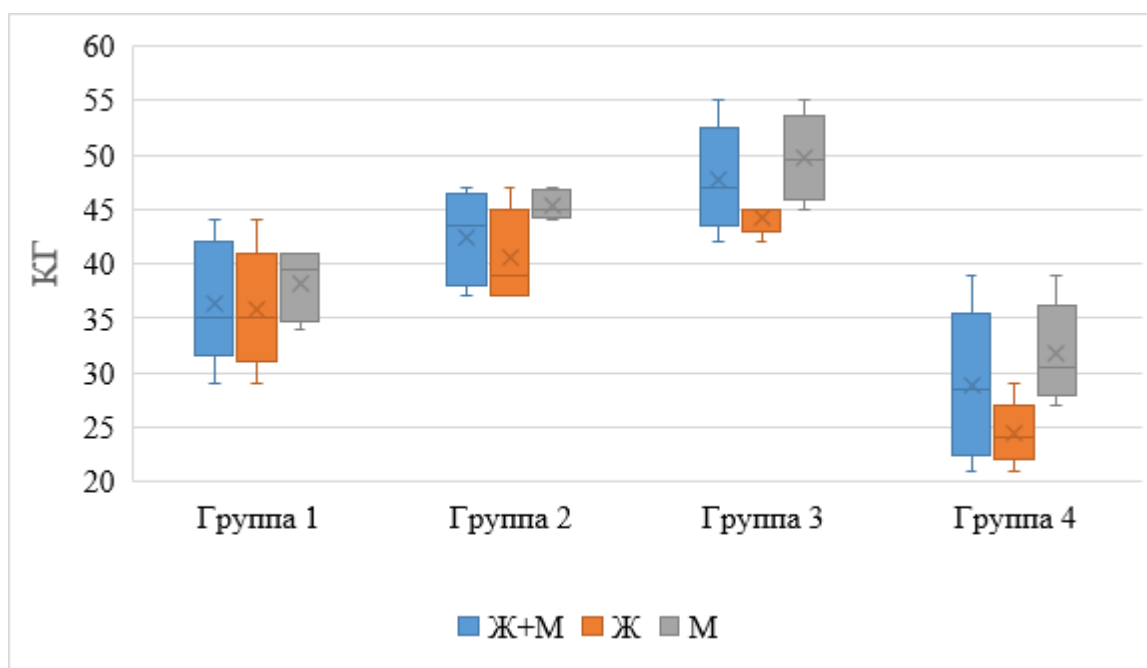


Рисунок 24 – Значения показателей гнатодинамометрии

Согласно критерию Краскела-Уоллиса получены статистически значимые различия между группами ($p < 0,0001$). С поправкой Данна статистически значимые различия определились между группой 1 и группой 3 ($p = 0,000036 < 0,0083$). В соответствии с критерием Манна-Уитни получены статистически значимые различия между показателями гнатодинамометрии у мужчин и женщин в группе 3 ($p = 0,0025$) [30, 41, 42].

3.4 Результаты математического моделирования

Для оценки влияния геометрии дентального имплантата и абатмента на распределение напряжений в системе, а также определения зон критических напряжений проведены расчеты методом конечных элементов для двух конфигураций соединений дентальных имплантатов с ортопедическими конструкциями.

Исследование включало анализ влияния вертикальных (Рисунок 25) и направленных под углом к ортопедической конструкции (Рисунок 26) нагрузок. Угловая нагрузка была приложена под углом 45 градусов к скату щёчного бугра на окклюзионной поверхности. Горизонтальная нагрузка проведена для имитации парафункциональных артикуляционных движений.

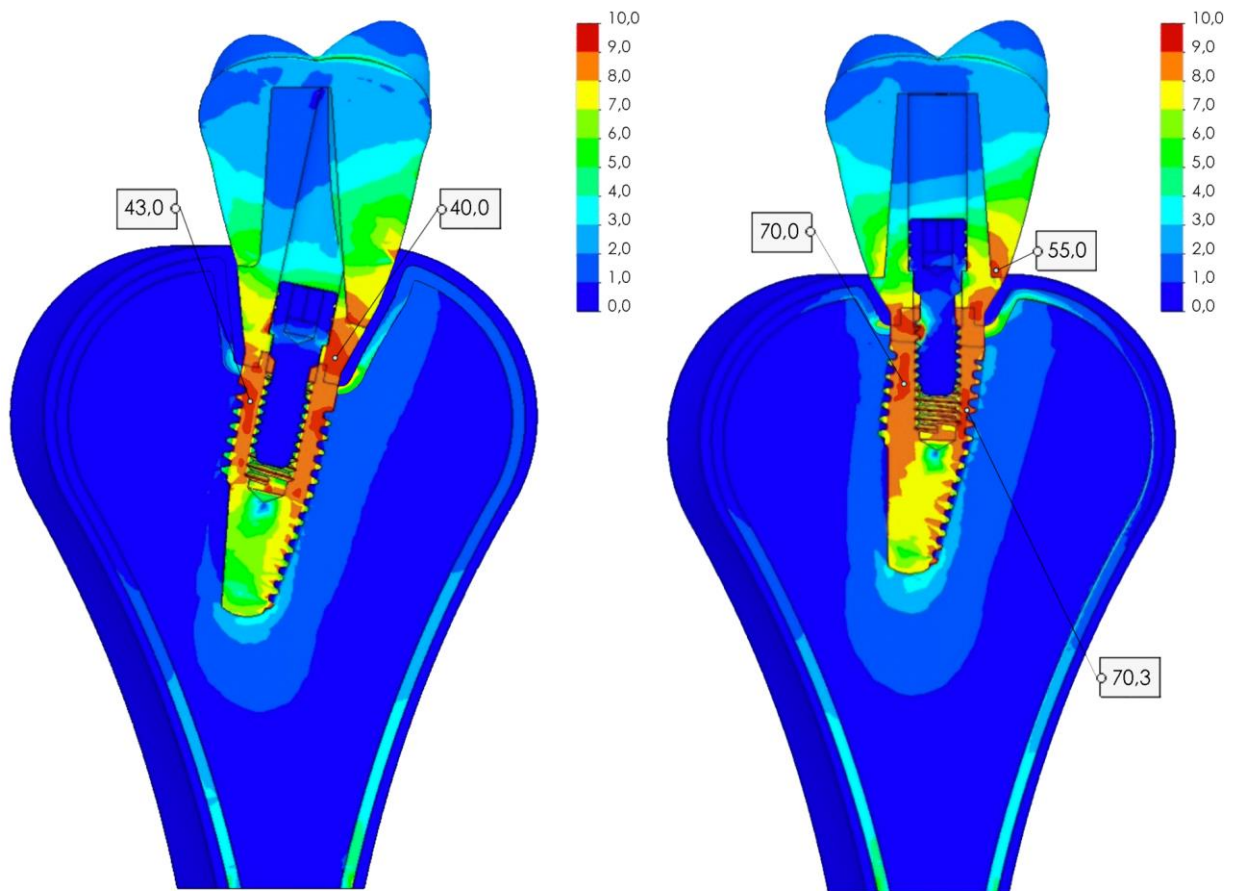


Рисунок 25 – Распределение напряжения при вертикальной нагрузке:
Конфигурация 1 (слева), Конфигурация 2 (справа)

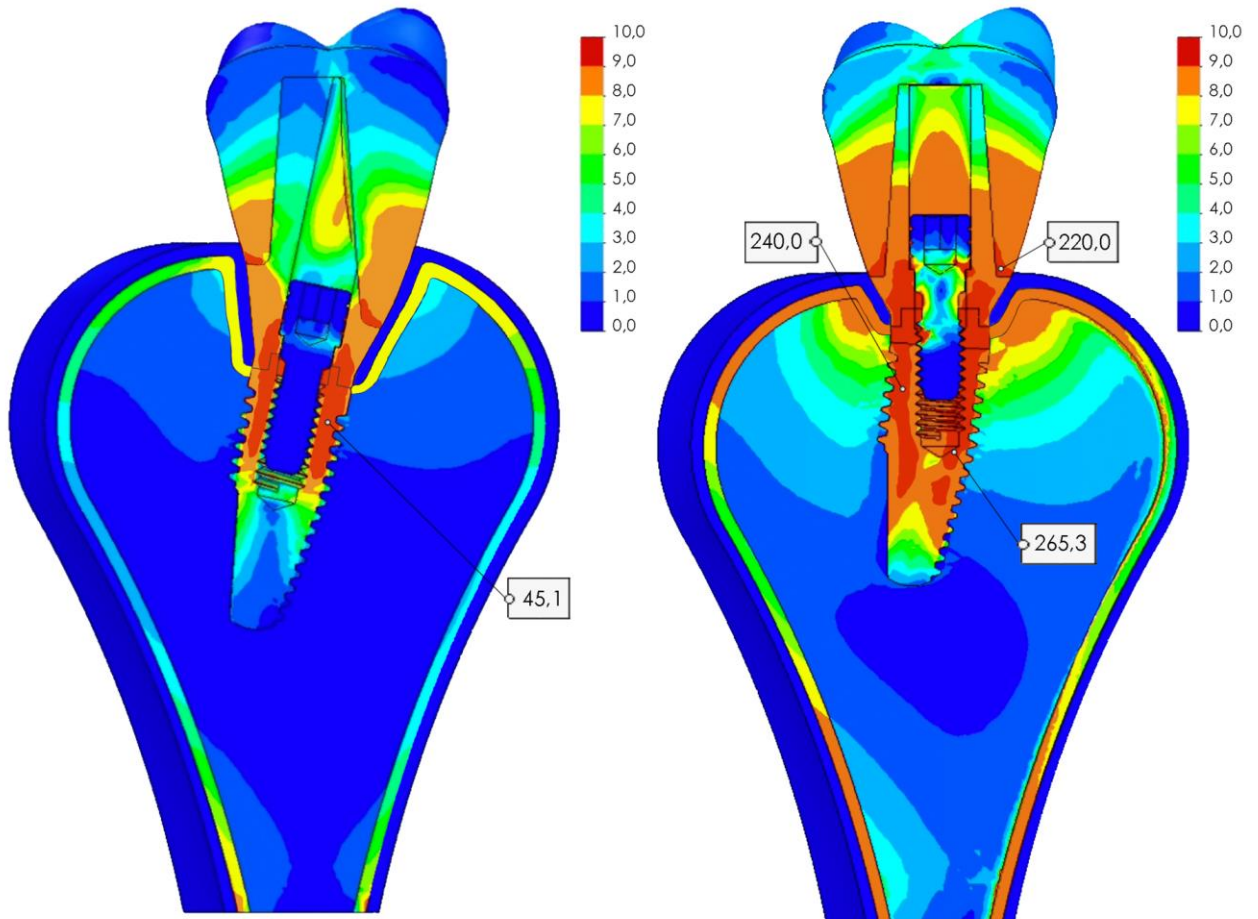


Рисунок 26 – Распределение напряжения при горизонтальной нагрузке:
Конфигурация 1 (слева), Конфигурация 2 (справа)

Конфигурация 1 при вертикальной нагрузке:

Дентальный имплантат: уровень напряжения (42-43 МПа) локализован на первом наружном витке резьбы и в прилегающем основании стенки дентального имплантата. На витках 2-6 напряжение на поверхности резьбы снижалось до 5-6 МПа, в то время как в основании стенки, граничащем с винтом, сохранялись высокие значения (38-43 МПа). На витках 7-8 напряжение в стенке составляло 6-7 МПа, в апикальной центральной части – 20-26 МПа. Максимальное напряжение в стенке дентального имплантата (38-45 МПа) – на уровне витков 1-4 и 9-10. Максимальное напряжение во внутренней резьбе (38-41 МПа) – в зоне контакта с абатментом и наиболее широких участках резьбы (витки 7-8 от платформы) (Рисунок 27).

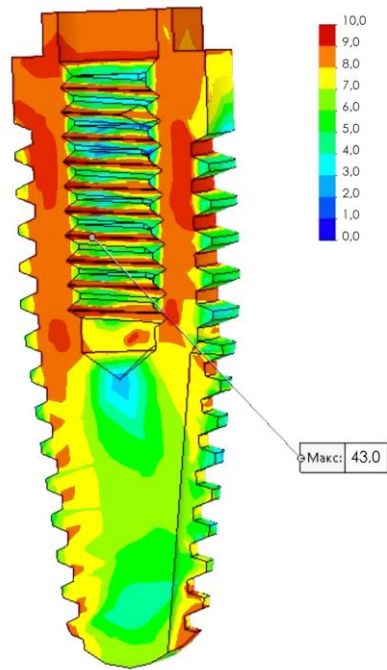


Рисунок 27 – Распределение напряжения при вертикальной нагрузке в теле прямого имплантата при вертикальной нагрузке

Винт: напряжения преимущественно низкие (1-2 МПа), с локальным увеличением до 3 МПа в верхней трети зоны перехода головки в тело (Рисунок 28).

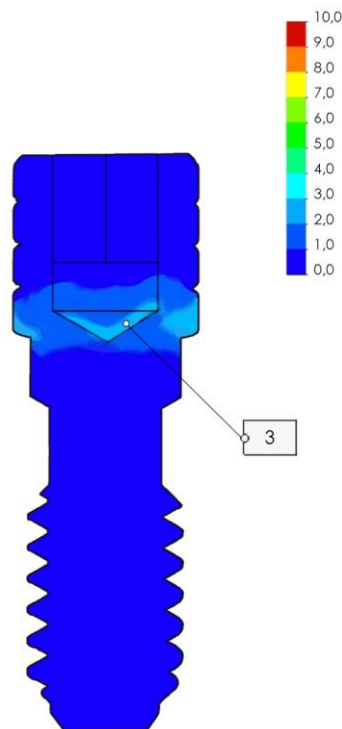


Рисунок 28 – Распределение напряжения в винте Конфигурации 1 при вертикальной нагрузке

Абатмент: в коронарной трети напряжение составляло 2-3 МПа. Максимальные значения (6-40 МПа) регистрировались в зонах контакта абатмента с головкой винта и телом дентального имплантата, достигая пика (38-40 МПа) в области угла наклона абатмента.

Коронка: на окклюзионной поверхности напряжения варьировались от 1 до 5 МПа. В области уступа и контакта с абатментом (особенно в зоне угла наклона) фиксировались значительные напряжения (7-40 МПа).

Конфигурация 2 при вертикальной нагрузке:

Дентальный имплантат: на витках 1-4 наружной резьбы (сторона малой кривизны) напряжение достигало 70.3 МПа в толще стенки на уровне контакта с винтом в наиболее тонком участке апикальной части внутренней резьбы. На поверхности резьбы значения составляли 7-40 МПа. На витках 5-14 напряжение снижалось до 5-8 МПа. В апикальной стенке напряжение составляло 5-8 МПа, в центральной части вершины – 4-5 МПа. Ярко выраженная асимметрия. На стороне малой кривизны (витки 1-6) напряжение поверхности резьбы 5-7 МПа. На стороне большой кривизны (витки 1-6) – 57-68 МПа. Напряжение в зоне контакта дентальный имплантат-абатмент – 55-60 МПа (Рисунок 29).

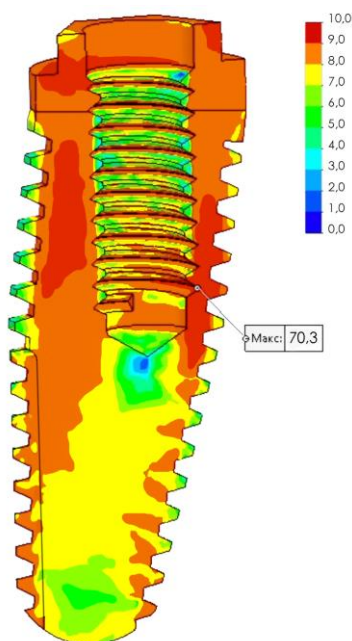


Рисунок 29 – Распределение напряжения в теле углового имплантата при вертикальной нагрузке

Винт: напряжение на головке минимально (1-2 МПа). В зоне контакта структур (винт-абатмент-дентальный имплантат) напряжение возросло до средних значений (5-6 МПа), достигая максимума 60-65 МПа на первых витках резьбы винта со стороны малой кривизны дентального имплантата. В апикальной части вновь снижалось до 1-2 МПа (Рисунок 30).

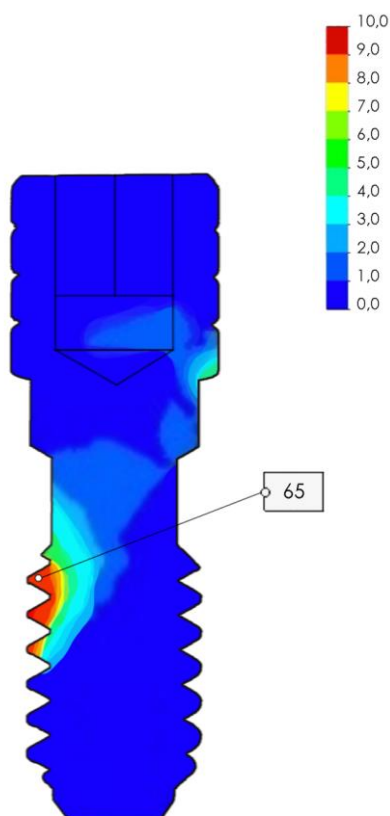


Рисунок 30 – Распределение напряжения в винте Конфигурации 2 при вертикальной нагрузке

Абатмент: в коронарной трети под коронкой напряжение составляло 1-4 МПа. Максимальное напряжение системы (70.3 МПа) фиксировалось в зоне затяжки винта во внутренней части абатмента и в области контакта абатмента с дентальным имплантатом (65-70 МПа), особенно в тонких участках наружное шестигранника платформы.

Коронка: на окклюзионной поверхности напряжение составляло 1-3 МПа. В придесневой области и зоне контакта с абатментом напряжение резко возрастало до 5-55 МПа.

Конфигурация 1 при горизонтальной нагрузке:

Дентальный имплантат: максимальное напряжение в стенке наблюдалось в наиболее тонком участке на уровне 1-го витка. Напряжение снижалось апикально. Напряжение контакта дентальный имплантат-абатмент – 40-42 МПа. Во внутренней резьбе максимумы – на широких участках со стороны приложения нагрузки. Максимальное напряжение (45.1 МПа) зафиксировано в наиболее узких участках стенки между наружной и внутренней резьбой на уровне витков 1-5. На поверхности витков 1-5 напряжение достигало 40-43 МПа. На витках 6-14 напряжение снижалось до 1-5 МПа. В апикальной части напряжение было низким (1-4 МПа) (Рисунок 31).

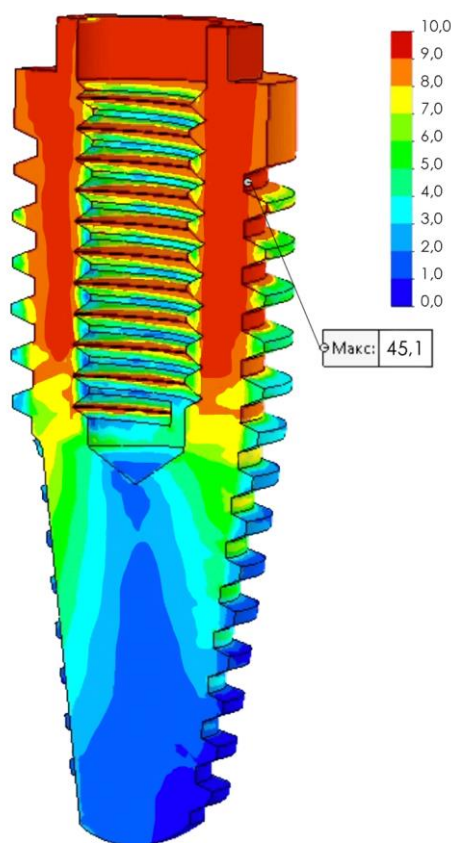


Рисунок 31 – Распределение напряжения в теле прямого имплантата при горизонтальной нагрузке

Винт: напряжения минимальны: до 2-3 МПа на головке и до 4 МПа в резьбовой части (Рисунок 32).

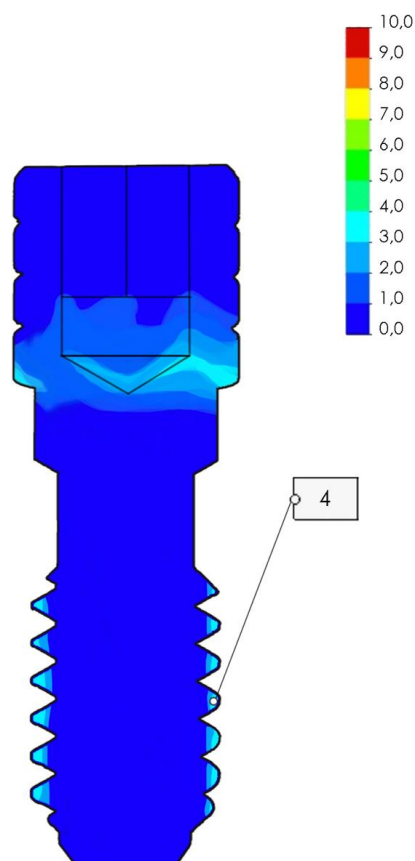


Рисунок 32 – Распределение напряжения в винте Конфигурации 1 при горизонтальной нагрузке

Абатмент: в зоне контакта с имплантатом напряжение составляло 38-43 МПа. В коронковой части абатмента напряжение варьировалось от минимальных до 35-38 МПа в области винта.

Коронка: на поверхности напряжение составляло 1-3 МПа. На экваторе достигало 5-6 МПа. Максимальное значение (40-43 МПа) регистрировалось в области контакта с уступом абатмента.

Конфигурация 2 при горизонтальной нагрузке:

Дентальный имплантат: максимальное напряжение во всех исследуемых конфигурациях (265.3 МПа) зафиксировано в области наименьшей толщины стенки (апикальная часть внутренней резьбы / 5-й виток наружной резьбы). Значительные напряжения (220-240 МПа) наблюдались на витках 1-10 наружной резьбы и в толще коронарной части тела дентального имплантата. В апикальной части напряжение снижалось до 6-8 МПа. Коронарная часть (платформа, резьба, тело) испытывала высокие напряжения (10-265.3 МПа). Снижение наблюдалось в

апикальной внутренней резьбе противоположно нагрузке и на вершшке дентального имплантата (Рисунок 33).

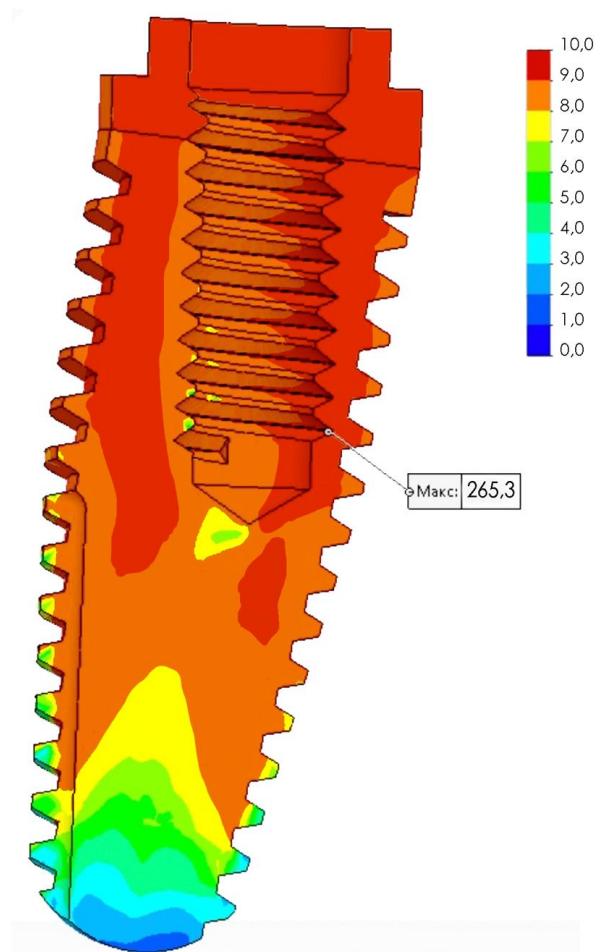


Рисунок 33 – Распределение напряжения в теле прямого имплантата при горизонтальной нагрузке

Винт: наибольшие напряжения зарегистрированы: на первых двух (коронарных) витках резьбы (250-260 МПа), в зоне перехода головки в тело (240-250 МПа), на наружной поверхности в проекции соединения абатмента и ортопедической платформы дентального имплантата (235-240 МПа) (Рисунок 34).

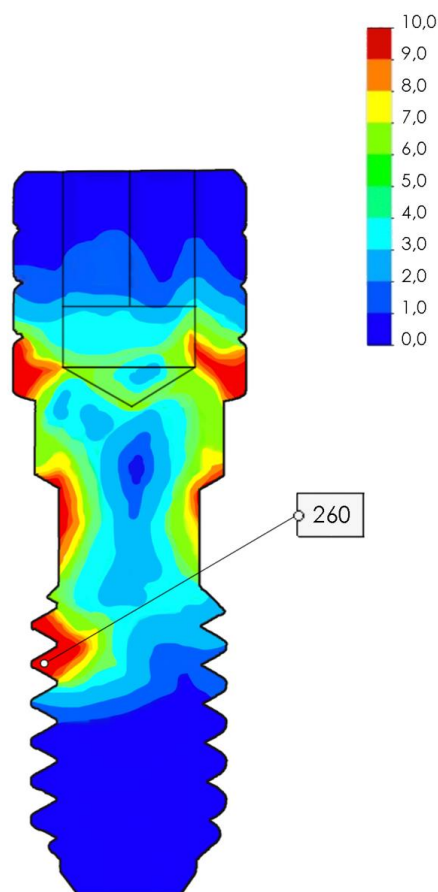


Рисунок 34 – Распределение напряжения в винте Конфигурации 2 при горизонтальной нагрузке

Абатмент: максимальное напряжение (240 МПа) локализовалось в зонах контакта с платформой дентального имплантата и телом винта.

Коронка: распределение напряжений: пришеечная область – 220 МПа, область бугров и фиссур – 1-3 МПа.

Влияние геометрии: Конфигурация 2 демонстрирует значительно более высокие максимальные напряжения во всех критических зонах по сравнению с Конфигурацией 1 при обоих типах нагрузки. Различия особенно выражены при горизонтальной нагрузке.

Влияние типа нагрузки: горизонтальная нагрузка создаёт существенно более высокие максимальные напряжения, чем вертикальная нагрузка, во всех компонентах обеих конфигураций. Это подтверждает известный факт о большей разрушающей роли неаксиальных нагрузок. Повышение напряжений при смене вертикальной на горизонтальную нагрузку особенно критично в Конфигурации 2.

Попарное сравнение участков возникновения напряжений при различных конфигурациях и нагрузках представлено на Рисунке 35.

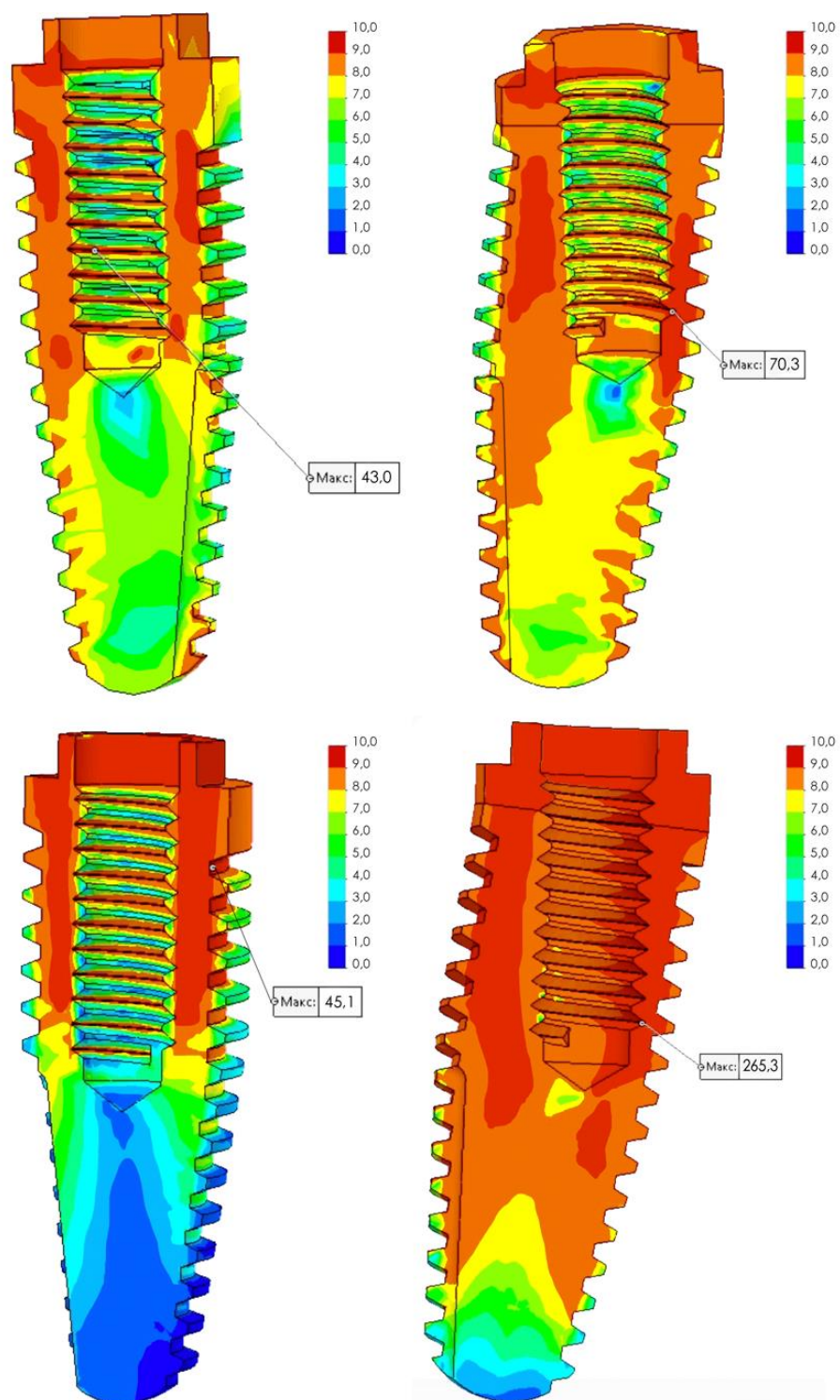


Рисунок 35 – Сравнение участков возникновения напряжений в дентальных имплантатах: 2 верхние модели – прямой (слева) и угловой (справа) имплантаты под воздействием вертикальной нагрузки; 2 нижние модели – прямой (слева) и угловой (справа) имплантаты под горизонтальной нагрузкой

Критические зоны Конфигурации 1:

Вертикальная нагрузка: максимумы (~43 МПа) локализованы в коронарной трети дентального имплантата (витки 1, основание стенки), зоне контакта дентального имплантат-абатмент и пришеечной области коронки. Напряжения в винте минимальны (3 МПа).

Горизонтальная нагрузка: максимум (45.1 МПа) – в тонком участке стенки дентального имплантата между витками резьбы на уровне первых витков. Напряжения в винте остаются низкими (3 МПа).

Критические зоны Конфигурации 2:

Вертикальная нагрузка: максимумы (~70 МПа) сконцентрированы в области минимальной толщины стенки апикальной части внутренней резьбы дентального имплантата, зоне затяжки винта внутри абатмента и зоне контакта абатмент-дентальный имплантат. Высокие напряжения также наблюдаются на первых витках резьбы винта (65 МПа).

Горизонтальная нагрузка: наблюдаются экстремально высокие напряжения, достигающие 265.3 МПа в области минимальной толщины стенки коронарной части углового дентального имплантата. Критически высокие напряжения регистрируются в фиксирующем винте (260 МПа) и абатменте (240 МПа). Эта конфигурация показала наибольшие напряжения при горизонтальных нагрузках.

Риск разрушения: хотя максимальные напряжения в Конфигурации 1 (45.1 МПа) и напряжения в винте Конфигурации 2 при вертикальной нагрузке (65 МПа) находятся ниже типичного предела текучести коммерчески чистого титана Grade 4 (~480 МПа) и его предела усталостной прочности (приблизительно 200-350 МПа для 10^7 циклов в зависимости от условий), напряжения в Конфигурации 2 при горизонтальной нагрузке (265.3 МПа в дентальном имплантате, 260 МПа в винте, 240 МПа в абатменте) представляют значительный риск усталостного разрушения при циклической жевательной нагрузке. Напряжение 265.3 МПа превышает типичные пороги усталостной выносливости для титановых сплавов в ротовой среде и может привести к преждевременному выходу конструкции из строя.

Конфигурация 1 демонстрирует более благоприятное распределение напряжений при обоих типах нагрузки.

Таким образом, результаты математического моделирования однозначно указывают на существенно более высокий риск концентрации напряжений и потенциального разрушения в системе Конфигурации 2, особенно под действием горизонтальных нагрузок, по сравнению с системой Конфигурации 1. Геометрия Конфигурации 1 обеспечивает более равномерное распределение напряжений и меньшие максимальные значения в критических зонах [29, 62].

3.5 Алгоритм выбора типа дентального имплантата и супраструктуры на основе оценки окклюзионной нагрузки и биомеханического моделирования

Проведенное комплексное исследование, включившее клиническую оценку жевательного давления, состояния ВНЧС, окклюзии и математическое моделирование напряженно-деформированного состояния, позволило выявить ключевые факторы риска развития биомеханических осложнений.

Установлена прямая зависимость между типом антагонизирующей ортопедической конструкции, величиной жевательной нагрузки и риском возникновения патологии. Результаты математического моделирования продемонстрировали разницу в распределении напряжений в различных конфигурациях дентальный имплантат-абатмент.

Для систематизации полученных данных и создания инструмента для принятия обоснованных клинических решений на этапе планирования лечения, был разработан алгоритм (Рисунок 36) и рекомендации по выбору типа дентального имплантата и супраструктуры. Данный алгоритм основывается на интегральной оценке анатомических условий, функциональных параметров и биомеханических рисков.

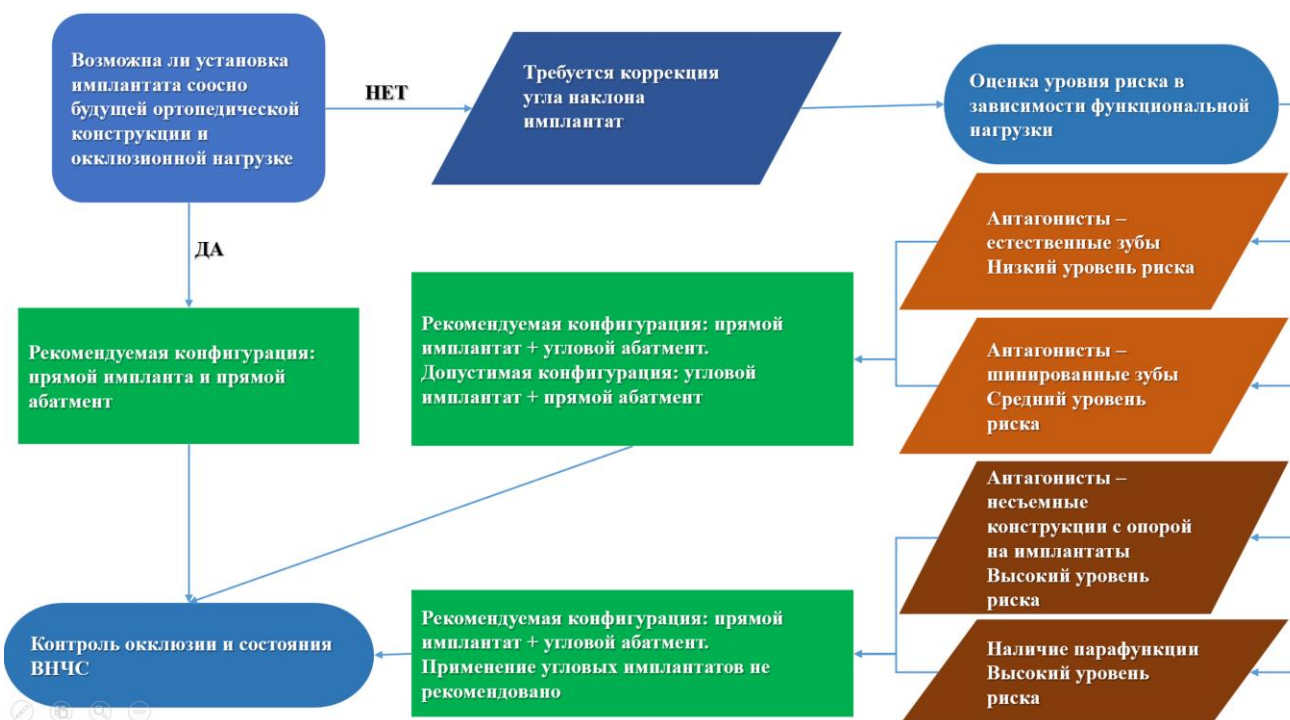


Рисунок 36 – Алгоритм выбора типа дентального имплантата и супраструктуры на основе оценки окклюзионной нагрузки

Цель алгоритма: Повышение долговечности ортопедических конструкций и минимизация риска биомеханических осложнений (раскручивание/перелом винта, перелом абатмента, резорбция кости) за счет выбора оптимальной конфигурации дентальный имплантат-абатмент в зависимости от функциональной нагрузки.

Шаг 1: Оценка анатомических условий и планирование позиции дентального имплантата.

Действие: Провести КТ-диагностику, оценить объем и плотность костной ткани, расположение анатомических структур (нижнечелюстной нерв, верхнечелюстная пазуха).

Решение:

Если возможно установить дентальный имплантат в позицию, соосную будущей коронке (ось зуба) — выбрать прямой дентальный имплантат.

При анатомических ограничениях (атрофия, пневматизация пазухи), когда установка по оси невозможна, требуется коррекция наклона. Перейти к Шагу 2.

Шаг 2: Определение типа антагонизирующего зубного ряда.

Действие: проанализировать вид антагонистов в зоне планируемой имплантации.

Критерии выбора:

Группа 1 (Низкая нагрузка): Антагонисты – естественные, нешинированные зубы с интактным пародонтом.

Группа 2 (Умеренная нагрузка): Антагонисты – естественные зубы, объединенные в блок (шинированные, мостовидный протез).

Группа 3 (Высокая нагрузка): Антагонисты – несъемная ортопедическая конструкция с опорой на дентальные имплантаты.

Шаг 3: Оценка индивидуальных факторов риска.

Действие: собрать анамнез и провести диагностику.

Оценить:

Наличие парафункций (бруксизм, стираемость, мышечный гипертонус): Фактор высокого риска перегрузки.

Состояние ВНЧС (по Гамбургскому тесту): Наличие патологии ВНЧС — фактор риска.

Окклюзионные отношения: выявить наличие неустраняемых окклюзионных нарушений.

Шаг 4: Выбор конфигурации "имплантат-абатмент" на основе нагрузки и рисков.

Действие: принять решение на основе комплексной оценки.

Основываясь на полученных результатах составлены следующие рекомендации (Таблица 8).

Таблица 8 – Рекомендованные конфигурации дентальный имплантат-абатмент в зависимости от типа антагонистов и уровня функциональной нагрузки

Тип антагонистов (Нагрузка)	Рекомендуемая конфигурация	Допустимая конфигурация	Примечания и условия
Группа 1: Естественные зубы (низкая нагрузка)	Прямой имплантат + Прямой абатмент Прямой имплантат + Угловой абатмент	Угловой имплантат + Прямой абатмент	Риски низкие: Выбор зависит в основном от анатомии

Продолжение Таблицы 8

Тип антагонистов (Нагрузка)	Рекомендуемая конфигурация	Допустимая конфигурация	Примечания и условия
Группа 2: Шинированные зубы/Мостовидный протез (Умеренная нагрузка)	Прямой имплантат + Угловой абатмент	Угловой имплантат + Прямой абатмент	Обязателен: тщательный контроль окклюзии, исключение парафункций
Группа 3: Несъемные конструкции на имплантах (Высокая нагрузка)	Прямой имплантат + Угловой абатмент	Не рекомендовано применять угловые имплантаты	Обязательно: использование прямых имплантатов большего диаметра; тщательный контроль окклюзии
Наличие парафункций (Высокая нагрузка)	Прямой имплантат + Угловой абатмент	Не рекомендовано применять угловые имплантаты	Не желательно применение угловых имплантатов. Приоритет – прямой имплантат с коррекцией наклона абатментом

При планировании имплантологического лечения и необходимости установки дентального имплантата под наклоном – предпочтение в выборе типа дентального имплантата следует отдать прямому дентальному имплантату с угловым абатментом.

Биомеханическое обоснование: Математическое моделирование показало, что конфигурация «Прямой имплантат + Угловой абатмент» обеспечивает значительно более благоприятное распределение напряжений как при вертикальной, так и при горизонтальной нагрузке. Напряжения в фиксирующем винте остаются низкими.

Рекомендация: Во всех клинических ситуациях, особенно при высоких нагрузках (антагонисты-несъемные ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты), данная конфигурация является приоритетной.

Ограниченное применение угловых дентальных имплантатов:

Биомеханическое обоснование: Конфигурация «Угловой имплантат + Прямой абатмент» продемонстрировала критические концентрации напряжений, особенно при горизонтальной нагрузке (макс. ~265 МПа в зоне минимальной

толщины стенки дентального имплантата и ~260 МПа в фиксирующем винте). Эти показатели являются пограничными для предела усталостной прочности титана и объясняет клинические случаи переломов винтов.

Рекомендация: использовать угловые дентальные имплантаты только при невозможности установки прямого и исключительно в условиях низких и умеренных нагрузок (антагонисты - естественные зубы). Избегать их применения при парафункциях и встречных несъемных ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты.

Обязательная оценка функциональной нагрузки до лечения:

Обоснование: Сила жевательного давления достоверно выше у пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в качестве антагонистов (группа 3). Отсутствие проприорецепции приводит к неконтролируемому повышению нагрузки.

Рекомендация: оценивать тип антагонистов на этапе планирования. При наличии или планировании встречных несъемных реставраций на дентальных имплантатах закладывать в план использование более прочных компонентов (прямые дентальные имплантаты большего диаметра и длины, усиленные винты) и обязательный постоперационный окклюзионный контроль.

Контроль состояния ВНЧС и окклюзии до и после протезирования:

Обоснование: Встречаемость патологии ВНЧС и окклюзии выше у пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты (21.4% в сравнении с 14.3% в группе с естественными антагонистами).

Рекомендация:

Проводить обследование ВНЧС (например, краткий Гамбургский тест) и анализ окклюзии до начала лечения.

После фиксации ортопедической конструкции проводить избирательное шлифование для устранения преждевременных контактов.

Назначить контрольные осмотры 2 раза в год в первые 2 года после стоматологического ортопедического лечения для оценки окклюзии и состояния винтовой фиксации.

Информированное согласие пациента:

Рекомендация: обсудить с пациентом риски, связанные с различными типами конструкций, особенно при выборе угловых дентальных имплантатов или при наличии высоких нагрузок. Особое внимание уделить необходимости регулярного контроля и соблюдения рекомендаций.

ГЛАВА 4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Стоматологическое ортопедическое лечение с применением дентальных имплантатов становится все более актуальным. Дентальная имплантация является ведущим способом реабилитации при частичной и полной потере зубов, особенно при одиночных и концевых и дефектах [65, 93]. Особый научный интерес у исследователей вызывает изучение осложнений в соединении имплантата, абатмента и фиксирующего винта [46, 87, 91, 93, 96, 97, 98, 103, 112, 115, 117].

Проведено исследование встречаемости окклюзионной патологии и патологии ВНЧС у пациентов с несъемными стоматологическими ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей. Исследование выявило, что частота встречаемости окклюзионной патологии и патологии ВНЧС выше у пациентов с несъемными стоматологическими ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты, в особенности при антагонизирующих друг другу несъемных ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты. Результаты нашего исследования согласуются и дополняют работы отечественных авторов [18, 33, 38]. Это подчеркивает необходимость тщательного планирования стоматологического ортопедического лечения, контроля окклюзии и регулярного наблюдения за состоянием зубочелюстной системы. Особое внимание следует уделять выбору материалов, планированию положения, количества и размеров дентальных имплантатов, а также биомеханическим особенностям жевательного аппарата. Полученные данные согласуются с выводами исследований о распространенности окклюзионных нарушений и дисфункции ВНЧС [9, 48, 58, 64, 113]. Однако, анализ имеющихся исследований по встречаемости и распространенности патологии окклюзии и ВНЧС у пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты показал недостаточное освещение данной проблемы.

По результатам клинических исследований можно сделать заключение, что ВНЧС и окклюзионное равновесие у пациентов с ортопедическими конструкциями

с опорой на дентальные имплантаты тесно взаимосвязаны и зависят от типа антагонистов.

Выявлены клинически значимые различия в встречаемости патологий ВНЧС между группами (разница 7,1%).

Наиболее благоприятные результаты наблюдаются у пациентов с антагонистами в виде собственных зубов с пародонтом без патологии (Группа 1).

Наличие шинированных зубов или ортопедических конструкций в качестве антагонистов (Группы 2 и 3) коррелирует с увеличением частоты патологий ВНЧС и окклюзии, что требует более тщательного планирования имплантологического и стоматологического ортопедического лечения.

Проведено клиническое исследование по измерению силы жевательного давления при наличии у пациентов несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей. Исследование проведено при помощи гнатодинамометрии у пациентов, имеющих различные указанные группы антагонисты. Показано, что различные антагонисты влияют как на средние показатели жевательного давления, так и на максимальные. Определено, что жевательное давление увеличивается при наличии в группе антагонистов собственных зубов, объединенных в блок, и значительно увеличиваются в случае наличия встречных несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты. Силы жевательного давления в различных группах были следующими: 1 – 29-44, 2 – 37-47, 3 – 42-55, что свидетельствует о увеличении порога чувствительности к нагрузке при наличии объединенных в блок ортопедических конструкциях, и о еще больших увеличениях порога чувствительности при встречных несъемных ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты. Полученные данные позволяют предположить, что при наличии встречных несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты риск возникновения биомеханических осложнений, при менее контролируемой жевательной нагрузке, может увеличиваться. Полученные данные сопоставимы с результатами имеющимися классических и современных исследований силы жевательного

давления [3, 15, 23, 26, 40, 44], или несколько ниже их, что, предположительно, связано с увеличением высоты датчика за счёт индивидуализации накусочных пластинок. Настоящее исследование восполняет существующий пробел по вопросу зависимости силы жевательного давления от антагонистов при наличии у пациентов несъемных ортопедических конструкций на дентальных имплантатах нами найдено не было.

Установлено статистически значимое увеличение жевательного давления при переходе антагонистов от собственных зубов до несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты ($p < 0,0001$). Доказана взаимосвязь между типом антагонистов и жевательной нагрузкой ($p < 0,001$).

Построена физико-математическая модель систем «имплантат-винт-абатмент-коронка» с различными конфигурациями составных элементов. Проведено математическое моделирование с использованием методов конечных элементов для указанных конфигураций при различных направлениях приложения внешней нагрузки.

В научной литературе активно изучаются закономерности распределения напряжений в соединениях имплантата, влияние типа фиксации протеза на эти узлы, причины и профилактика ослабления фиксирующих винтов, а также изменения в костной ткани вокруг имплантата [57, 73, 77, 81, 82, 83, 97, 108, 123, 125, 128]. В отличие от существующих работ настоящее исследование впервые фокусируется на сравнении угловых имплантатов с классическими, с точными данными по контактному сопряжению с ортопедическими компонентами под прямой и наклонной нагрузкой.

Показано, что геометрия конфигурации в значительной степени влияет как на пространственное распределение областей максимальных напряжений, так и на их абсолютное значение. Согласно результатам математического моделирования напряженно-деформированного состояния, можно сделать вывод, что наибольшее напряжение наблюдается в модели с применением углового дентального имплантата и прямого абатмента под воздействием горизонтальной нагрузки. Данные результаты находят подтверждение в исследованиях, где горизонтальные

и неосевые нагрузки идентифицируются как ключевой фактор риска перелома фиксирующих винтов и концентрации напряжений в пришеечной области имплантата [73, 81, 89, 97, 129].

Согласно результатам математического моделирования напряженно-деформированного состояния, можно сделать вывод, что наименьшее напряжение наблюдается в модели с применением прямого дентального имплантата и углового абатмента под воздействием вертикальной нагрузки.

Исходя из результатов математического моделирования напряженно-деформированного состояния можно сделать следующие заключения относительно Конфигурации 1 под воздействием вертикальной и горизонтальной нагрузки.

Под воздействием вертикальной нагрузки в области апикальной части дентального имплантата наблюдается большее напряжение по сравнению с моделью с применением горизонтальной нагрузкой.

На стенки дентального имплантата, находящиеся в области первых пяти витков наружной резьбы дентального имплантата, оказывается высокое напряжение, близкое к максимальным значениям для соответствующих моделей.

В структуре винта, в двух моделях, напряжение соответствует низким показателям, а минимальное увеличение напряжения отмечается лишь в верхней трети винта в области перехода от головки к телу.

В области соединения абатмента с дентальным имплантатом отмечается максимальное напряжение для соответствующих моделей. В коронковой трети абатмента напряжение больше у модели с применением горизонтальной нагрузки.

На коронку в области фиссур и бугров оказывается минимальное давление для обеих моделей. В области контакта коронки и абатмента напряжение больше у модели с горизонтальной нагрузкой.

Исходя из результатов математического моделирования напряженно-деформированного состояния можно сделать следующие заключения относительно Конфигурации 2 под воздействием вертикальной и горизонтальной нагрузки.

Под воздействием вертикальной нагрузки в области апикальной части дентального имплантата наблюдается большее напряжение по сравнению с моделью с горизонтальной нагрузкой.

На стенки дентального имплантата, находящиеся на уровне первых пяти витков наружной резьбы дентального имплантата, оказывается максимальное напряжение для соответствующих моделей.

В структуре винта при вертикальной нагрузке напряжение соответствует минимальным значениям в области головки винта, увеличивается до средних значений в зоне контакта трех отдельных структур: винта, абатмента и дентального имплантата, и доходят до максимальных значений для соответствующей модели в зоне первых витков резьбы со стороны малой кривизны углового дентального имплантата. В структуре винта при горизонтальной нагрузке наибольшие показатели напряжения для данной модели наблюдаются в зоне перехода из головки в тело винта в области затяжки винтом абатмента, в области первых двух витков резьбы винта и на наружной поверхности винта в проекции соединения абатмента и шестигранника платформы дентального имплантата.

На абатмент при воздействии вертикальной нагрузки максимальное напряжение для данной модели оказывается в области соединения с дентальным имплантатом, а в коронарной трети напряжение достигает минимальных значений. При воздействии горизонтальной нагрузки, в абатменте возникает максимальное напряжение для данной модели в области соединения с дентальным имплантатом, а в коронарной трети напряжение достигает средних значений [5].

При воздействии вертикальной нагрузки на коронку в области фиссур и бугров возникает минимальное напряжение, в области экватора коронки напряжение достигает средних значений, и в области перехода коронки в абатмент напряжение достигает максимальных значений для данной модели. При воздействии горизонтальной нагрузки, в области экватора коронки и в области соединения коронки с абатментом наблюдается максимальное напряжение для данной модели, а в области фиссур и бугров напряжение соответствует показателям низким и ниже средних.

Исходя из результатов математического моделирования напряженно-деформированного состояния можно сделать заключения относительно влияния типа нагрузки на модели Конфигурации 1 и Конфигурации 2.

Под воздействием вертикальной нагрузки:

1. В апикальной части дентального имплантата меньшее напряжение возникает в модели с прямым дентальным имплантатом и угловым абатментом.

2. В толще стенок дентального имплантата на уровне первых шести витков наружной резьбы напряжение достигает максимальных значений для обеих конфигураций.

3. В структуре винта большее напряжение наблюдается в модели с угловым дентальным имплантатом и прямым абатментом. Максимальное напряжение отмечается в зоне первых витков резьбы со стороны малой кривизны углового дентального имплантата. В модели с прямым дентальным имплантатом и угловым абатментом напряжение в винте соответствует низким показателям и показателям ниже среднего.

4. В коронковой части абатмента на рассматриваемых моделях напряжение соответствует низким показателям. В соединении абатмента с дентальным имплантатом максимальное напряжение для данных моделей распределяется равномерно у модели с угловым дентальным имплантатом и прямым абатментом, тогда как в модели с прямым дентальным имплантатом и угловым абатментом напряжение в этой зоне распределяется неравномерно [62].

5. В верхней трети коронки на уровне бугров и фиссур напряжение соответствует показателям низким и ниже среднего. На экваторе коронки показатели напряжения соответствуют средним показателям, а в придесневой части достигают максимальных значений напряжений для данных моделей.

Под воздействием горизонтальной нагрузки:

1. В апикальной части большее напряжение возникает модели с угловым дентальным имплантатом и прямым абатментом.

2. В толще стенок дентального имплантата на уровне первых пяти витков наружной резьбы напряжение достигает максимальных значений для обеих конфигураций.

3. В винте показатели напряжения больше в модели с угловым дентальным имплантатом и прямым абатментом. В модели с прямым дентальным имплантатом и угловым абатментом показатели напряжения соответствует значениям низким и ниже среднего.

4. На абатмент оказывается большее напряжение в модели с угловым дентальным имплантатом и прямым абатментом.

5. В коронковой части модели напряжение достигает максимальных значений для Конфигурации 1 в области уступа и на экваторе коронки, тогда как в Конфигурации 2 высокое напряжение отмечается только в области уступа.

Полученные значения, близкие к максимальным, являются сопоставимыми с величиной усталостной прочности материала дентального имплантата и может, потенциально, приводить к разрушению изделия под действием циклических (жевательных) нагрузок. Для угловых дентальных имплантатов может существовать «неблагоприятное» направление приложения нагрузки, что может существенно сокращать срок службы изделия.

При выборе дизайна дентального имплантата должна учитываться величина жевательной нагрузки: при высоких нагрузках предпочтительны прямые дентальные имплантаты с угловыми абатментами, при умеренных - допустимы угловые дентальные имплантаты.

Полученные результаты подчеркивают необходимость комплексного подхода, сочетающего биомеханическое моделирование, индивидуальный анализ окклюзионных параметров и динамический контроль функциональной нагрузки. Внедрение протоколов, основанных на выявленных закономерностях, позволит повысить долговечность ортопедических конструкций и минимизировать риск биомеханических осложнений.

В ходе исследования математического моделирования различных конфигураций дентальных имплантатов и супраструктур было выявлено, что

наибольшие напряжения возникают в области соединения дентального имплантата с супраструктурой, особенно в пришеечной зоне фиксирующего винта.

Максимальные значения напряжений наблюдаются во всех моделях при нагрузке, направленной под углом к ортопедической конструкции. При этом в модели с угловым дентальным имплантатом уровень напряжений оказывается выше при любом типе нагрузки, в сравнении с моделью с прямым дентальным имплантатом.

В случае приложения нагрузки, направленной вдоль оси коронковой части ортопедической конструкции, напряжение распределяется более равномерно по всей площади соединения для всех исследуемых моделей.

Встречаемость патологии ВНЧС и окклюзии у пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты выше, чем у пациентов с интактными зубными рядами.

Тип антагонизирующих зубных рядов в дистальных отделах челюстей напрямую влияет на функциональную нагрузку.

1. Наименьшая сила жевательного давления наблюдается при использовании несъемных ортопедических конструкций на дентальных имплантатах с шинированными зубами-антагонистами.

2. Средние значения жевательного давления зафиксированы при шинированных ортопедических конструкциях на зубах-антагонистах.

3. Наибольшая сила жевательного давления достигается при использовании несъемных ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты с идентичными антагонистами [29, 30].

ВЫВОДЫ

На основании проведенного комплекса клинических и математических исследований сформулированы следующие выводы:

1. У пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей установлена более высокая встречаемость клинически значимых признаков патологии височно-нижнечелюстного сустава ($p=0,042$) и окклюзионных нарушений ($p=0,021$). Наибольшая частота осложнений выявлена при антагонизирующих несъемных ортопедических конструкциях с опорой на дентальные имплантаты.

2. Методом гнатодинамометрии доказано ступенчатое увеличение максимальной жевательной нагрузки в дистальных отделах челюстей в зависимости от типа антагонизирующей ортопедической конструкции ($p < 0,0001$): наименьшие показатели зафиксированы при антагонировании с собственными нешинированными зубами (35 кг), средние – с шинированными зубами или мостовидными протезами (43.5 кг), наибольшие – со встречными несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты (47 кг).

3. Методом математического моделирования установлено, что конфигурация «угловой имплантат – прямой абатмент» характеризуется значительной концентрацией напряжений (до 265,3 МПа) в области фиксирующего винта и пришеечной зоны дентального имплантата при действии наклонных нагрузок. Конфигурация «прямой имплантат – угловой абатмент» демонстрирует более благоприятное и равномерное распределение напряжений (максимум 45,1 МПа).

4. На основании комплексного анализа разработан алгоритм планирования имплантологического лечения с опорой на дентальные имплантаты в дистальных отделах челюстей, ключевыми элементами которого являются оценка типа антагонизирующей ортопедической конструкции для прогнозирования жевательной нагрузки и обоснованный выбор конфигурации «дентальный имплантат-абатмент».

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При планировании реабилитации, наряду с традиционной оценкой костной ткани, целесообразно включать в диагностический алгоритм оценку типа антагонизирующего зубного ряда как фактора, влияющего на величину функциональной нагрузки. Тип антагонистов рекомендуется учитывать для выбора имплантационной системы.

2. Учитывая выявленную более высокую встречаемость признаков патологии височно-нижнечелюстного сустава и окклюзионных нарушений в группах с антагонистами в виде зубов, шинированных ортопедическими конструкциями, и несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на дентальные имплантаты, рекомендуется проводить контроль состояния височно-нижнечелюстного сустава и тщательный анализ окклюзионных взаимоотношений при планировании. Также необходим динамический контроль указанных параметров после ортопедического лечения.

3. Для минимизации риска биомеханических осложнений, особенно у пациентов с высокими функциональными нагрузками, рекомендуется проведение тщательного окклюзионного контроля и избирательного пришлифовывания после фиксации ортопедических конструкций с целью устранения преждевременных контактов и нормализации распределения жевательного давления.

4. В условиях высоких прогнозируемых жевательных нагрузок (встречные несъемные ортопедические конструкции на дентальных имплантатах, наличие парафункций в анамнезе), а также при необходимости коррекции наклона имплантата, в качестве предпочтительной может рассматриваться конфигурация «Прямой дентальный имплантат – Угловой абатмент». Данная конфигурация продемонстрировала более равномерное распределение напряжений и значительно меньшие их максимальные значения в критических зонах как при вертикальной, так и при горизонтальной нагрузке.

5. Применение конфигурации «Угловой дентальный имплантат – Прямой абатмент» рекомендовано в клинических ситуациях с умеренной прогнозируемой

нагрузкой, когда антагонизирующий ряд представлен естественными зубами. Однако, учитывая выявленную высокую концентрацию напряжений, использование таких систем требует особого внимания к контролю окклюзии.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

ВНЧС – височно-нижнечелюстной сустав

НДС – напряженно-деформированное состояние

Мпа – Мегапаскаль

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Анализ различных типов соединений имплантатов и абатментов при ортопедическом лечении с опорой на дентальные имплантаты, расположенные под углом / Л. В. Дубова, А. Д. Шлык, Н. В. Романкова, Д. В. Малахов // Российская стоматология. – 2021. – Т. 14. – № 2. – С. 37-38.
2. Анализ состояния фиксирующего винта при различных типах соединений имплантатов и абатментов / Л. В. Дубова, А. Д. Шлык, Н. В. Романкова [и др.] // Проблемы стоматологии. – 2021. – Т. 17. – № 4. – С. 13-17.
3. Арутюнов, С. Д. Адаптационные возможности жевательных мышц у больных с патологической стираемостью зубов / С. Д. Арутюнов // Стоматология. – 2004. – Т. 83. – № 6. – С. 22-24.
4. Арутюнов, С. Д. Биомеханика зубочелюстной системы / С. Д. Арутюнов, М. М. Антоник, И. Ю. Лебедеко. – Москва : Практическая медицина, 2016. – 112 с. – ISBN 978-5-98811-398-0.
5. Богомолова, Ю. Б. Экспериментально-клиническое и биомеханическое обоснование винтовой фиксации имплантационных протезов : специальность 3.1.7. «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Богомолова Юлия Борисовна; ФГБОУ ВО Тверской ГМУ Минздрава России. – Тверь, 2025. – 183 с.
6. 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 // Медицинский алфавит. Серия «Стоматология». – 2019. – Т. 4. – № 34 (409). – С. 35-39. – DOI: 10.33667/2078-5631-2019-4-34(409)-35-39.
7. Выбор метода определения плотности костной ткани при дентальной имплантации с применением компьютерной томографии / А. В. Севбитов, В. В. Борисов, В. В. Платонова [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2019. – № 3-4 (45-46). – С. 15-19.

8. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки / Е. Н. Чумаченко, А. И. Воложин, В. К. Портной, В. А. Маркин // *Стоматология*. – 1999. – № 5. – С. 4-8.
9. Головатенко, О. В. Анализ встречаемости признаков дисфункциональных состояний височно-нижнечелюстного сустава у лиц молодого возраста / О. В. Головатенко, Н. А. Шевкунова, А. И. Хусаинов // *МНИЖ*. – 2021. – № 11-2 (113). – С. 140-142. – DOI: 10.23670/IRJ.2021.113.11.060.
10. Диагностика и лечение заболеваний височно-нижнечелюстного сустава / С. Ю. Иванов, В. В. Бекреев, В. М. Гринин [и др.]. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2021. – 112 с. – ISBN 978-5-9704-6267-6. – DOI: 10.33029/9704-6267-6-DTT-2021-1-112.
11. Диагностическая значимость метода компьютеризированной электровибрографии в изучении функционального состояния височно-нижнечелюстного сустава / Д. А. Доменюк, Е. М. Бойко, Б. Н. Давыдов [и др.] // *Медицинский алфавит*. – 2024. – № 18. – С. 62-70. – DOI: 10.33667/2078-5631-2024-18-62-70.
12. Дубова, Л. В. Изучение напряженно-деформационного состояния различных материалов временных ортопедических конструкций с опорой на изоэластичные имплантаты из полиэфирэфиркетона методом конечных элементов / Л. В. Дубова, М. В. Малик, Ю. С. Серикова // *Современная стоматология : сб. науч. тр., посвящ. 125-летию проф. И. М. Оксмана*. – Казань : КГМУ, 2017. – С. 124-129.
13. Загорский, В. А. Протезирование зубов на имплантатах / В. А. Загорский, Т. Г. Робустова. – 2-е изд., доп. – Москва : Бином, 2016. – 368 с. – ISBN 978-5-9500-0872-6, 978-5-9518-0679-6.
14. Заславский, Р. С. Биомеханические факторы риска несъёмного протезирования на дентальных имплантатах : специальность 3.1.7. «Стоматология» : диссертация ... доктора медицинских наук / Заславский Роман Семенович; ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет). – Москва, 2024. – 257 с.

15. Зекий, А. О. Мониторинг жевательной функции в динамике адаптации к зубным протезам с опорой на внутрикостные имплантаты / А. О. Зекий // Медико-фармацевтический журнал «Пульс». – 2017. – Т. 19. – № 11. – С. 122-126. – DOI: 10.26787/nydha-2226-7425-2017-19-11.
16. Золкина, Ю. С. Клинико-экспериментальная оценка стоматологических полимеров для изготовления временных несъемных протезов длительного пользования с опорой на дентальные имплантаты : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Золкина Юлия Сергеевна; Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова. – Москва, 2018. – 203 с.
17. Зражевский, С. А. Стоматологическая реабилитация пациентов с использованием съемных протезов нижней челюсти с опорой на дентальные имплантаты : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Зражевский Сергей Александрович; ГОУВПО «Московский государственный медико-стоматологический университет». – Москва, 2012. – 107 с.
18. Инструментальные методы диагностики патологий височнонижнечелюстного сустава / Г. Г. Казарян, В. В. Бекреев, М. В. Быкова [и др.] // Медицинский алфавит. – 2024. – № 1(106). – С. 52-60.
19. Использование междисциплинарного подхода к реабилитации пациентов, нуждающихся в тотальной реконструкции зубных рядов (клинический случай) / А. С. Утюж, Ф. К. Дзалаева, С. О. Чикунов [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2020. – Т. 24. – № 4. – С. 240-246. – DOI: 10.17816/1728-2802-2020-24-4-240-246.
20. Каирбеков, Р. Д. Экспериментально-клиническое сравнение винтовой и цементной фиксации искусственных коронок на дентальных имплантатах в разных условиях протезирования : специальность 14.01.14 «Стоматология» : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук / Каирбеков Рифкат Давлетович; Институт повышения квалификации Федерация медико-биологического агентства России. – Москва, 2013. – 24 с.

21. Клиническая оценка усовершенствованной методики ортопедического лечения пациентов с опорой на имплантат, установленный в лунку центрального резца верхней челюсти / Х. М. Мержоева, М. А. Мурашов, М. С. Платонова, С. Ю. Степанова // Проблемы стоматологии. – 2024. – № 3. – С. 177-182. – DOI: 10.18481/2077-7566-2024-20-3-177-182.
22. Клинические случаи применения зубных протезов из материала РЕЕК (полиэфирэфиркетона) с опорой на имплантаты и зубы пациентов, страдающих хроническим генерализованным пародонтитом / В. И. Шемонаев, Э. С. Темкин, Л. Г. Дорожкина, А. В. Зайцева // Институт стоматологии. – 2017. – № 3. – С. 86-88.
23. Копейкин, В. Н. Руководство по ортопедической стоматологии / В. Н. Копейкин. – Москва : Медицина, 1993. – 496 с. – ISBN 5-225-01073-3.
24. Кочурова, Е. В. Особенности синтетической деятельности коры головного мозга при определении адаптивности у пациентов при полном отсутствии зубов / Е. В. Кочурова, В. Н. Николенко, Е. О. Кудасова // Медицинский вестник Северного Кавказа. – 2019. – Т. 14. – № 2. – С. 356-359. – DOI: 10.14300/mnnc.2019.14087.
25. Курляндский, В. Ю. Ортопедическая стоматология / В. Ю. Курляндский. – Москва : Медицина, 1969. – 493 с.
26. Лебеденко, И. Ю. Функциональные и аппаратурные методы исследования в ортопедической стоматологии / И. Ю. Лебеденко, Т. И. Ибрагимов, А. Н. Ряховский. – Москва : Медицинская книга, 2003. – 208 с. – ISBN ISBN 5-89481-135-x.
27. Макеева, И. М. Влияние окклюзионных нарушений на формирование дисфункции жевательных мышц / И. М. Макеева, Я. В. Самохлиб // Перспективы развития миофункциональной терапии в медицине : материалы междунар. конгр. / Первый Моск. гос. мед. ун-т им. И. М. Сеченова. – Москва : Первый МГМУ им. И. М. Сеченова, 2018. – С. 71-75.
28. Маленкина, О. А. Особенности формирования мышечно-окклюзионного равновесия при полной реконструкции зубных рядов несъемными протезами : специальность 14.01.14 «Стоматология» : автореферат дис. ... канд. мед. наук /

Маленкина Ольга Александровна; Московский государственный медико-стоматологический университет им. А.И. Евдокимова. – Москва, 2012. – 24 с.

29. 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 // Проблемы стоматологии. – 2022. – Т. 18. – № 3. – С. 144-148. – DOI: 10.18481/2077-7566-2022-18-3-144-148.

30. Математическое моделирование при применении ортопедических конструкций с опорой на дентальные импланты / А. Д. Шлык, А. В. Горяйнова, А. Аль-Дирес [и др.] // Проблемы стоматологии. – 2025. – Т. 21. – № 3. – С. 46-50.

31. Мельник, А. С. Повышение эффективности ортопедического лечения пациентов с мышечно-суставной дисфункцией с использованием функционально-диагностического комплекса : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Мельник Алена Сергеевна; ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва, 2018. – 206 с.

32. Мержоева, Х. М. Экспериментальное сравнение уменьшения степени затяжки фиксирующего винта у керамических диоксидциркониевых коронок с опорой на имплантаты, прямые имплантаты, прямые имплантаты с угловыми абатментами и угловые имплантаты с различным углом наклона платформы. Исследование In vitro / Х. М. Мержоева, М. А. Мурашов, И. А. Воронов // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 2. – С. 121-128. – DOI: 10.17816/dent321722.

33. Миографическая картина пациентов с дисфункцией ВНЧС и двухсторонними концевыми дефектами зубных рядов / Г. Г. Казарян, В. В. Бекреев, Д. К. Юдин [и др.] // Стоматология для всех. – 2024. – № 4(109). – С. 44-47.

34. Миш, К. Е. Ортопедическое лечение с опорой на дентальные имплантаты / К. Е. Миш. – Москва : Рид Элсивер, 2010. – 784 с. – ISBN 978-5-91713-040-8.

35. Мурашов, М. Использование трансскуловых и угловых имплантатов при реабилитации пациентов с атрофией челюстных костей / М. Мурашов, Я. Шорстов, И. Венгер // Цифровая стоматология. – 2018. – Т. 8. – № 1. – С. 95-99.
36. Напряженно-деформированное состояние в протезной конструкции на дентальном имплантате при цементной фиксации искусственной коронки / В. Н. Олесова, Д. А. Бронштейн, А. Я. Лернер [и др.] // Российский журнал биомеханики. – 2016. – Т. 20. – № 4. – С. 311-315. – DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2016.4.02.
37. Определение методом математического моделирования минимально допустимых параметров металлокерамических мостовидных зубных протезов из нового российского сплава на основе палладия Палладент УНИ / В. А. Парунов, И. Ю. Лебеденко, А. А. Дружинин [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2018. – Т. 22. – № 1. – С. 76-78. – DOI: 10.18821/1728-2802-2018-22-1-76-78.
38. Оптимизация лечения пациентов с внутренними нарушениями височнонижнечелюстного сустава / Г. Г. Казарян, В. В. Бекреев, И. Д. Кладничкин [и др.] // Стоматология для всех. – 2024. – № 18. – С. 85-90.
39. Орджоникидзе, Р. Клинический компьютерный мониторинг окклюзии зубных рядов у пациентов с керамическими реставрациями : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук / Орджоникидзе Рамаз; Московский государственный медико-стоматологический университет. – Москва, 2008. – 22 с.
40. Ортопедическая стоматология / А. С. Щербаков, Е. И. Гаврилов, В. Н. Трезубов, Е. Н. Жулев. – Санкт-Петербург : Фолиант, 1999. – 512 с. – ISBN 5-86581-014-6.
41. Особенности функционального состояния нижней челюсти у пациентов молодого возраста с нарушениями в ВНЧС обратимого характера после использования съемных окклюзионно-стабилизирующих аппаратов, изготовленных из нового фотополимерного материала / М. А. Новик, И. В. Золотницкий, А. Д. Шлык, Е. С. Истомина // Российская стоматология. – 2022. – Т. 15. – № 3. – С. 55-56.

42. Оценка жевательного давления в дистальных отделах челюстей при ортопедическом лечении с опорой на имплантаты / А. Д. Шлык, Н. С. Гильманова, А. И. Рудова [и др.] // Медико-фармацевтический журнал «Пульс». – 2025. – Т. 27. – № 12. – С. 18-24. – DOI: 10.26787/nydha-2686-6838-2025-27-12-18-24.
43. Петрикас, И. В. Комплексный междисциплинарный подход к профилактике и лечению дисфункции ВНЧС / И. В. Петрикас, А. М. Жирков, А. А. Краснов // Проблемы стоматологии. – 2016. – Т. 12. – № 1. – С. 97-102. – DOI: 10.18481/2077-7566-2016-12-1-97-102.
44. Пихур, О. Л. Клинико-морфологические особенности состояния зубочелюстной системы у больных с повышенной стираемостью зубов, сопровождающейся парафункцией жевательных мышц / О. Л. Пихур, Э. А. Калмыкова // Стоматология. – 2013. – № 4. – С. 54-57.
45. Присяжных, С. С. Обоснование выбора функционально-диагностических методов у пациентов с заболеваниями ВНЧС : специальность 3.1.7. «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Присяжных Светлана Сергеевна; Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И. Евдокимова. – Москва, 2022. – 177 с.
46. Профилактика и устранение осложнений, связанных с выкручиванием и переломами центральных винтов в имплантатах / В. Ф. Воронин, В. Г. Солодкий, Д. В. Солодка, А. А. Мураев // Российский стоматологический журнал. – 2013. – № 3. – С. 22-26.
47. Разработка и обоснования преимущества применения углового имплантата Co-Axis в клинической практике / Д. Хауэс, И. Венгер, М. Мурашов, Я. Шорстов // Perio IQ. – 2019. – № 30. – С. 196-209.
48. Распространённость патологии височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с частичной потерей зубов / С. И. Гажва, Д. М. Зызов, С. И. Шестопалов, Н. С. Касумов // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6. – С. 193.
49. Результаты выполнения костной пластики челюстей с применением ксеногенной кортикальной пластины ViOTESK / Т. В. Брайловская, З. М. Абаев,

А. П. Михайлова [и др.] // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 6. – С. 533-540. – DOI: 10.17816/dent482191.

50. Рожнова, О. М. Биологическая совместимость медицинских изделий на основе металлов, причины формирования патологической реактивности (обзор иностранной литературы) / О. М. Рожнова, В. В. Павлов, М. А. Садовой // Бюллетень сибирской медицины. – 2015. – Т. 14. – № 4. – С. 110-118. – DOI: 10.20538/1682-0363-2015-4-110-118.

51. Роль концевых дефектов зубных рядов в развитии дисфункции височнонижнечелюстного сустава (обзор литературы) / В. В. Коннов, Е. Н. Пичугина, А. Р. Арушанян [и др.] // Медицинский алфавит. – 2020. – № 35. – С. 39-43. – DOI: 10.33667/2078-5631-2020-35-39-43.

52. Свидетельство о государственной регистрации базы данных № 2023621369 Российская Федерация. Исходы имплантации в зависимости от биомеханических факторов функционирования имплантатов : № 2023621047 : заявл. 17.04.2023 : опубл. 02.05.2023 / Е. Е. Олесов, И. В. Кобзев, Р. С. Заславский [и др.].

53. Скорова, А. В. Клинико-лабораторная диагностика и лечение окклюзионных нарушений при воспалительных заболеваниях пародонта : специальности 14.00.21 «Стоматология», 14.00.13 «Нервные болезни» : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук / Скорова Анна Вячеславовна; Московский государственный медико-стоматологический университет. – Москва, 2009. – 22 с.

54. Смирнов, Д. А. Биомеханическое обоснование применения эндооссальных имплантатов для замещения дефектов зубных рядов : специальность 14.00.21 «Стоматология» : автореферат дис. ... кандидата медицинских наук / Смирнов Дмитрий Александрович; Волгоградский государственный медицинский университет. – Волгоград, 2005. – 16 с.

55. Спичекова, С. Ю. Оценка площади окклюзионных контактов у пациентов с парафункциями зубочелюстной системы до и после спленттерапии с помощью цифрового аппарата T-SCAN / С. Ю. Спичекова, О. И. Адмакин, М. В. Локтионова // Медико-фармацевтический журнал "Пульс". – 2024. – Т. 26. – № 3. – С. 20-24. – DOI: 10.26787/nydha-2686-6838-2024-26-3-20-24.

56. Сравнительная характеристика материалов, применяемых в стоматологической имплантации / А. А. Егоров, М. Н. Дровосеков, А. М. Аронов [и др.] // Бюллетень сибирской медицины. – 2014. – Т. 13. – № 4. – С. 121-128. – DOI: 10.20538/1682-0363-2014-6-41-47.
57. Сравнительное математическое моделирование прочностных и деформационных параметров металлокерамических коронок с винтовой и цементной фиксацией к имплантатам / В. Н. Олесова, С. И. Дубинский, Д. А. Бронштейн [и др.] // Кубанский научный медицинский вестник. – 2013. – № 6. – С. 141.
58. Стрекалов, А. А. Обоснование применения окклюзионных параметров коронок несъемных конструкций с опорой на дентальные имплантаты при восстановлении концевых дефектов зубных рядов : специальность 3.1.7. «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Стрекалов Антон Алексеевич; Национальный медицинский исследовательский центр «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии». – Москва, 2021. – 169 с.
59. Федоровский, А. Н. Клинико-экспериментальное обоснование ортопедических несъемных конструкций с опорой на дентальные имплантаты, включающих консольный элемент : специальность 14.01.14 «Стоматология» : диссертация ... кандидата медицинских наук / Федоровский Аркадий Николаевич; Федеральное государственное бюджетное учреждение «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» Министерства здравоохранения Российской Федерации. – Москва, 2017. – 158 с.
60. Функциональное состояние височно-нижнечелюстного сустава у пилотов гражданской авиации и бортпроводников / К. В. Королькова, М. В. Быкова, Д. О. Быков, В. А. Парунов // Российский стоматологический журнал. – 2023. – Т. 27. – № 5. – С. 443-449. – DOI: 10.17816/dent501793.
61. Чумаченко, Е. Н. Математическое моделирование напряженно-деформационного состояния зубных протезов / Е. Н. Чумаченко, С. Д. Арутюнов, И. Ю. Лебедеенко. – Москва : МГМСУ, 2003. – 271 с.

62. Шлык, А. Д. Биомеханические особенности распределения напряжения в фиксирующем винте имплантационной системы при расположении имплантатов под наклоном / А. Д. Шлык // Стоматологическая весна в Белгороде - 2022 : Сборник трудов Международной научно-практической конференции в рамках международного стоматологического фестиваля «Площадка безопасности стоматологического пациента», посвященного 100-летию Московского государственного медико-стоматологического университета им. А.И. Евдокимова, Белгород, 09 июня 2022 года. – Белгород: Белгородский государственный национальный исследовательский университет, 2022. – С. 263-264.
63. Щербаков, А. С. Взаимосвязь между дисфункцией ВНЧС и постуральным дисбалансом / А. С. Щербаков, И. В. Петрикас, Э. Б. Файзулова // Sciences of Europe. – 2016. – № 9-2(9). – С. 87-89.
64. Щербаков, А. С. Изучение распространенности и диагностика функциональных нарушений ВНЧС у лиц молодого возраста / А. С. Щербаков, И. В. Петрикас, В. И. Буланова // Институт стоматологии. – 2013. – № 1. – С. 18-19.
65. Эстетические возможности сложного челюстного протезирования пациента после тотальной резекции верхней челюсти по поводу злокачественного новообразования: клинический случай / Е. В. Ижнина, Е. В. Кочурова, Г. А. Забунян [и др.] // Head and Neck / Голова и шея. Российское издание. – 2025. – Т. 13. – № 2. – С. 79-90.
66. Юмашев, А. В. Влияние мезодиэнцефальной модуляции на течение раннего послеоперационного периода и качество остеоинтеграции при внутрикостной стоматологической имплантации / А. В. Юмашев, А. С. Утюж, И. В. Нефедова // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2016. – № 2 (34). – С. 41-45.
67. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw / R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler [et al.] // International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. – 1981. – Vol. 10. – № 6. – P. 387-416. – DOI: 10.1016/S0300-9785(81)80077-4.
68. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: a systematic review / N. Asawa, N. Bulbule, D. Kakade [et al.] // Journal of Clinical and

- Diagnostic Research. – 2015. – Vol. 9. – № 3. – P. ZE10-ZE13. – DOI: 10.7860/JCDR/2015/11368.5655.
69. ASM International. ASM Handbook. Vol. 1: Properties and Selection: Irons, Steels, and High-Performance Alloys. – Materials Park, OH : ASM International, 1990. – 3400 p. – ISBN 978-0-87170-377-4.
70. Bakke, M. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study / M. Bakke, B. Holm, K. Gotfredsen // The International Journal of Prosthodontics. – 2002. – Vol. 15. – № 6. – P. 575-581.
71. Benzing, U. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae / U. Benzing, H. Gall, H. Weber // The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. – 1995. – Vol. 10. – № 2. – P. 188-198.
72. Bilhan, H. An alternative method to treat a case with severe maxillary atrophy by the use of angled implants instead of complicated augmentation procedures: a case report / H. Bilhan // Journal of Oral Implantology. – 2008. – Vol. 34. – № 1. – P. 47-51. – DOI: 10.1563/1548-1336(2008)34[47:AAMTTA]2.0.CO;2.
73. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis / A. Y.-J. Wu, J.-T. Hsu, L.-J. Fuh, H.-L. Huang // Journal of the Formosan Medical Association. – 2019. – Vol. 118. – № 1. – P. 86-93. – DOI: 10.1016/j.jfma.2019.12.001.
74. CAD/CAM technologies in dentistry. Past, present and future : Educational and methodical manual / N. S. Gilmanova, A. L. Zolkin, A.D. Shlyk [et al.]. — Москва : Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Министерства Здравоохранения Российской Федерации (Сеченовский Университет), 2024. – 124 p.
75. Carlsson, G. E. Occlusion and Temporomandibular Disorders: Past and Present Opinions on Management / G. E. Carlsson // J Pak Prosthodont Assoc. – 2013. – Vol. 01. – № 02. – P. 81-86.
76. Chrcanovic, B. R. Reasons for failures of oral implants / B. R. Chrcanovic, T. Albrektsson, A. Wennerberg // Journal of Oral Rehabilitation. – 2014. – Vol. 41. – № 9. – P. 683-698. – DOI: 10.1111/joor.12157.

77. Comparative effect of implant abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three dimensional finite element analysis: An in vitro study / K. C. Kanneganti, D. N. Vinnakota, S. R. Pottem, M. Pulagam // *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. – 2018. – Vol. 18. – № 2. – P. 161-168. – DOI: 10.4103/jips.jips_219_17.
78. Comparison of immediate complete denture, tooth and implant-supported overdenture on vertical dimension and muscle activity / F. Kh. Shah, A. Gebreel, A. H. Elshokouki [et al.] // *The Journal of Advanced Prosthodontics*. – 2012. – Vol. 4. – № 2. – P. 61-71. – DOI: 10.4047/jap.2012.4.2.61.
79. Diagnostic criteria for temporomandibular disorders (DC/TMD) / E. Schiffman, R. Ohrbach, E. Truelove [et al.] // *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*. – 2014. – Vol. 28. – № 1. – P. 6-27. – DOI: 10.11607/jop.1151.
80. Dworkin, S. F. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique / S. F. Dworkin, L. LeResche // *Journal of Craniomandibular Disorders: Facial & Oral Pain*. – 1992. – Vol. 6. – № 4. – P. 301-355.
81. Effect of different implant configurations on biomechanical behavior of full-arch implant-supported mandibular monolithic zirconia fixed prostheses / J. Zhong, M. Guazzato, J. Chen [et al.] // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2019. – Vol. 92. – P. 76-85. – DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.103490.
82. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study / N. Kaleli, D. Sarac, S. Külünk, Ö. Öztürk // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2018. – Vol. 120. – № 3. – P. 427-435. – DOI: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008.
83. Evaluation of different heights of prosthetic crowns supported by an ultra-short implant using three-dimensional finite element analysis / D. M. Elias, C. S. Valerio, D. D. de Oliveira [et al.] // *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. – 2020. – Vol. 40. – № 1. – P. 81-90. – DOI: 10.11607/ijp.6247.

84. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review / V. Moraschini, L. A. Poubel, V. F. Ferreira, E. S. Barboza // *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. – 2015. – Vol. 44. – № 3. – P. 377-388. – DOI: 10.1016/j.ijom.2014.10.023.
85. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implant / K. Yokoyama, T. Ichikawa, H. Murakami [et al.] // *Biomaterials*. – 2002. – Vol. 23. – № 12. – P. 2459-2465. – DOI: 10.1016/s0142-9612(01)00380-5.
86. Global prevalence of temporomandibular disorders: a systematic review and meta-analysis / A. Y. Alqutaibi, M. S. Alhammadi, H. H. Hamadallah [et al.] // *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*. – 2025. – Vol. 39. – № 2. – P. 48-65. – DOI: 10.22514/jofph.2025.025.
87. Group 2 ITI Consensus Report: Technological developments in implant prosthetics / W. Derksen, T. Joda, J. Chantler [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. – 2023. – Vol. 34. – Suppl. 26. – P. 104-111. – DOI: 10.1111/clr.14148.
88. Ho, C. C. The "All-on-4" concept for implant rehabilitation of an edentulous jaw / C. C. Ho, S. A. Jovanovic // *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. – 2014. – Vol. 35. – № 4. – P. 255-259.
89. Hotinski, E. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study / E. Hotinski, J. Dudley // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2019. – Vol. 121. – № 1. – P. 151-155. – DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.03.005.
90. Iglesia, M. A. Anteriorly Tilted Implants in Maxillary Tuberosity: Avoiding the Maxillary Sinus / M. A. Iglesia // *The Journal of Contemporary Dental Practice*. – 2012. – Vol. 13. – № 1. – P. 6-16.
91. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants / L. Steinbrunner, S. Wolfart, K. Ludwig, M. Kern // *Clinical Oral Implants Research*. – 2008. – Vol. 19. – № 12. – P. 1266-1272. – DOI: 10.1111/j.1600-0501.2008.01581.x.
92. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach / L. Baggi, S. Pastore, M. Di

- Girolamo, G. Vairo // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2013. – Vol. 109. – № 1. – P. 9-21. – DOI: 10.1016/S0022-3913(13)60004-9.
93. *Implant Prosthodontics: A Patient-Oriented Concept* / S. Wolfart (ed.). – Berlin : Quintessence, 2016. – 304 p. – ISBN 1850972826, 9781850972822.
94. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants / A. Rack, M. Stiller, H. Riesemeier [et al.] // *Journal of Synchrotron Radiation*. – 2010. – Vol. 17. – № 2. – P. 289-294. – DOI: 10.1107/S0909049510001834.
95. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review / B. M. Vetromilla, L. P. Brondani, T. Pereira-Cenci, C. D. Bergoli // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2019. – Vol. 121. – № 3. – P. 398-403.e3. – DOI: 10.1016/j.prosdent.2018.05.007.
96. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants – CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis / R. S. Pessoa, L. Muraru, E. M. Júnior [et al.] // *Clinical Oral Implants Research*. – 2010. – Vol. 21. – № 10. – P. 1139-1146. – DOI: 10.1111/j.1708-8208.2009.00155.x.
97. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis / D. A. F. Almeida, E. P. Pellizzer, F. R. Verri [et al.] // *Journal of Periodontology*. – 2014. – Vol. 85. – № 2. – P. 261-269. – DOI: 10.1902/jop.2013.120713.
98. 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.] // *Dental Materials Journal*. – 2012. – Vol. 31. – № 1. – P. 112-120. – DOI: 10.1016/j.dental.2012.07.160.
99. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress / F. Lobbezoo, J. Ahlberg, K. G. Raphael [et al.] // *Journal of Oral Rehabilitation*. – 2021. – Vol. 48. – № 4. – P. 418-429. – DOI: 10.1111/joor.12663.

100. Isidor, F. Influence of forces on peri-implant bone / F. Isidor // *Clinical Oral Implants Research*. – 2006. – Vol. 17. – Suppl. 2. – P. 8-18. – DOI: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x.
101. Jacobs, R. Comparative evaluation of oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses / R. Jacobs, D. van Steenberghe // *Clinical Oral Implants Research*. – 1991. – Vol. 2. – № 2. – P. 75-82. – DOI: 10.1034/j.1600-0501.1991.020205.x.
102. Klineberg, I. J. Occlusion on implants - is there a problem? / I. J. Klineberg, M. Trulsson, G. M. Murray // *J Oral Rehabil*. – 2012. – Vol. 39. – № 7. – P. 522-537. – DOI: 10.1111/j.1365-2842.2012.02305.x.
103. Lang, L. A. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration / L. A. Lang, R. F. Wang, K. B. May // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2002. – Vol. 87. – № 5. – P. 536-541. – DOI: 10.1067/mpr.2002.121488.
104. List, T. Temporomandibular disorders: Old ideas and new concepts / T. List, R. H. Jensen // *Cephalalgia*. – 2017. – Vol. 37. – № 7. – P. 692-704. – DOI: 10.1177/0333102416686302.
105. Liu, F. Epidemiology, diagnosis, and treatment of temporomandibular disorders / F. Liu, A. Steinkeler // *Dental Clinics of North America*. – 2013. – Vol. 57. – № 3. – P. 465-479. – DOI: 10.1016/j.cden.2013.04.006.
106. Malo, P. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study / P. Malo, B. Rangert, M. Nobre // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2003. – Vol. 5. – Suppl. 1. – P. 2-9. – DOI: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
107. Manfredini, D. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism / D. Manfredini, F. Lobbezoo // *Journal of Oral & Facial Pain and Headache*. – 2018. – Vol. 32. – № 2. – P. 153-166.
108. Melo, E. J. M. Three-dimensional finite element analysis of two angled narrow-diameter implant designs for an all-on-4 prosthesis / E. J. M. Melo, C. E. Francischone // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2019. – Vol. 121. – № 5. – P. 754-761. – DOI: 10.1016/j.prosdent.2019.09.015.

109. Misch, C. E. Contemporary Implant Dentistry / C. E. Misch. – 4th ed. – St. Louis : Elsevier, 2020. – 832 p. – ISBN - 13 978-0323391559.
110. Mühlemann, H. R. Tooth mobility—its causes and significance / H. R. Mühlemann, S. Savdir, K. H. Rateitschak // Journal of Periodontology. – 1965. – Vol. 36. – № 2. – P. 148-153. – DOI: 10.1902/jop.1965.36.2.148.
111. Müller, K. Hypersensitivity to titanium: Clinical and laboratory evidence / K. Müller, E. Valentine-Thon // Neuroendocrinology Letters. – 2006. – Vol. 27. – Suppl. 1. – P. 31-34.
112. Nentwig, G. H. The Ankylos Implant System / G. H. Nentwig // Journal of Oral Implantology. – 2004. – Vol. 30. – № 3. – P. 171-177. – DOI: 10.1563/1548-1336(2004)30<171:TAISCA>2.0.CO;2.
113. Okeson, J. P. Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion / J. P. Okeson. – 8th ed. – St. Louis : Elsevier, 2019. – 512 p. – ISBN: 0323611729, 9780323611725.
114. Paphangkorakit, J. Effect of Jaw Opening on the Direction and Magnitude of Human Incisal Bite Forces / J. Paphangkorakit, J. W. Osborn // Archives of Oral Biology. – 1997. – Vol. 42. – № 10-11. – P. 757-764. – DOI: 10.1177/00220345970760010601.
115. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems / A. P. Ricomini Filho, F. S. Fernandes, F. G. Straioto [et al.] // Brazilian Dental Journal. – 2010. – Vol. 21. – № 2. – P. 123-129. – DOI: 10.1590/S0103-64402010000200005.
116. Qian, J. Reasons for marginal bone loss around oral implants / J. Qian, A. Wennerberg, T. Albrektsson // Clinical Implant Dentistry and Related Research. – 2012. – Vol. 14. – № 6. – P. 790-807. – DOI: 10.1111/cid.12014.
117. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing / C. G. Ribeiro, M. L. Maia, S. S. Scherrer [et al.] // Journal of Applied Oral Science. – 2011. – Vol. 19. – № 5. – P. 413-420. – DOI: 10.1590/s1678-77572011005000018.
118. Rosen, A. Implant Treatment Without Bone Grafting in Edentulous Severely Resorbed Maxillas: A Long-Term Follow-Up Study / A. Rosen, G. Gynther // Journal of

Oral and Maxillofacial Surgery. – 2007. – Vol. 65. – № 5. – P. 1010-1016. – DOI: 10.1016/j.joms.2006.11.023.

119. Sadid-Zadeh, R. Prosthetic Failure in Implant Dentistry / R. Sadid-Zadeh, A. Kutkut, H. Kim // Dental Clinics of North America. – 2015. – Vol. 59. – № 1. – P. 195-214. – DOI: 10.1016/j.cden.2014.08.008.

120. Static, Dynamic, and Fatigue Finite Element Analysis of Dental Implants with Different Thread Designs / M. Geramizadeh, H. Katoozian, R. Amid, M. Kadkhodazadeh // Journal of Long Term Effects of Medical Implants. – 2016. – Vol. 26. – № 4. – P. 347-355. – DOI: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2017020008.

121. Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or replace a questionable tooth / N. U. Zitzmann, G. Krastl, H. Hecker [et al.] // J Prosthet Dent. – 2010. – Vol. 104. – № 2. – P. 80-91. – DOI: 10.1016/S0022-3913(10)60096-0.

122. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible / H. J. S. Meijer, J. H. Kuiper, F. J. M. Starmans, F. Bosman // The Journal of Prosthetic Dentistry. – 1992. – Vol. 68. – № 1. – P. 96-102. – DOI: 10.1016/0022-3913(92)90293-j.

123. Stress distribution pattern of screw-retained restorations with segmented vs. non-segmented abutments: A finite element analysis / S. Aalaei, Z. R. Naraki, F. Nematollahi [et al.] // Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects. – 2017. – Vol. 11. – № 3. – P. 172-178. – DOI: 10.15171/joddd.2017.027.

124. The effect of alendronate on various graft materials used in maxillary sinus augmentation: a rabbit study / F. Ayranci, M. Gungormus, M. M. Omezli, B. Gundogdu // Iranian Red Crescent Medical Journal. – 2015. – Vol. 17. – № 12. – Art. e19493. – DOI: 10.5812/ircmj.19493.

125. The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis / J. P. M. Tribst, V. A. Rodrigues, A. M. O. Dal Piva [et al.] // Journal of Clinical and Experimental Dentistry. – 2017. – Vol. 9. – № 1. – P. e81-e86. – DOI: 10.4317/jced.54489.

126. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth / C. H. Hämmerle, D. Wagner, U. Brägger [et al.] // Clinical Oral Implants

Research. – 1995. – Vol. 6. – № 2. – P. 83-90. – DOI: 10.1034/j.1600-0501.1995.060203.x.

127. Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review / M. D. Fabbro, C. M. Bellini, D. Romeo, L. Francetti // *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. – 2012. – Vol. 14. – № 4. – P. 612-621. – DOI: 10.1111/j.1708-8208.2010.00288.x.

128. Yang Y. Z. Effect of zirconia abutment angulation on stress distribution in the abutment and the bone around implant: a finite element study / Y. Z. Yang, X. H. Tian, Y. M. Zhou // *The Journal of Advanced Prosthodontics*. – 2015. – Vol. 7. – № 4. – P. 447-450.

129. York, R. Characterization of Micro-Machining of Dental Screws and Abutments: PhD Thesis / R. York. – Ottawa : University of Ottawa, 2017. – 120 p.

130. Zampelis, A. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis / A. Zampelis, B. Rangert, L. Heijl // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 2007. – Vol. 97. – № 6 (Suppl.). – P. S35-S43. – DOI: 10.1016/S0022-3913(07)60006-5.

131. Zarb, G. A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants / G. A. Zarb, A. Schmitt // *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. – 1990. – Vol. 5. – № 4. – P. 347-359. – DOI: 10.1016/0022-3913(90)90237-7.

132. Zarb, G. A. Towards optimized treatment outcomes for dental implants / G. A. Zarb, T. Albrektsson // *The Journal of Prosthetic Dentistry*. – 1998. – Vol. 80. – № 6. – P. 639-640. – DOI: 10.1016/S0022-3913(98)70047-3.

133. Zieliński, G. A Meta-Analysis of the Global Prevalence of Temporomandibular Disorders / G. Zieliński, B. Pająk-Zielińska, M. Ginszt // *Journal of Clinical Medicine*. – 2024. – Vol. 13. – № 5. – Art. 1365. – DOI: 10.3390/jcm13051365.