

**Федеральное государственное бюджетное учреждение  
Научный медицинский исследовательский центр  
«Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и че-  
люстно-лицевой хирургии» Минздрава России**

*На правах рукописи*

Савин Кирилл Дмитриевич

**Индивидуализированный подход к планированию дентальной имплан-  
тации у пациентов при полном отсутствии зубов на верхней челюсти**

3.1.7. - Стоматология

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:  
доктор медицинских наук  
профессор Брайловская Т.В.

Москва – 2026

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ .....	10
1.1. Недостатки применения съемных ортопедических конструкций при полном отсутствии зубов .....	11
1.2. Применение метода дентальной имплантации при ортопедическом лечении пациентов с полной адентией .....	14
1.3. Результаты использования ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты и факторы, снижающие эффективность ортопедического лечения .....	23
1.4. Биомеханические закономерности и проблемы ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты .....	28
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ .....	39
2.1. Клиническая часть исследования .....	39
2.2. Метод математического моделирования напряженно-деформированного состояния .....	44
2.2.1. Создание геометрической модели .....	44
2.2.2. Построение сеточной модели .....	48
2.3. Статистические методы .....	49
ГЛАВА 3. СОБСТВЕННЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ .....	50
3.1. Клинические результаты лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти в долгосрочном периоде (10 лет) .....	50
3.1.1. Результаты анализа осложнений в долгосрочном периоде .....	50
3.1.2. Влияние количества установленных дентальных имплантатов и типа ортопедической конструкции на частоту осложнений .....	53
3.1.3. Динамика развития осложнений в течение 10 лет .....	56
3.2. Результаты биомеханического моделирования напряженно-деформированного состояния. ....	62
3.2.1. Влияние количества установленных дентальных имплантатов на распределение напряжений .....	62
3.2.2. Влияние геометрических параметров имплантата на распределение напряжений .....	67
3.2.3. Анализ карты распределения и концентрации напряжений .....	69

3.2.4. Влияние механических свойств костной ткани на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция» .....	71
3.2.5. Влияние области нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция».....	74
3.2.6. Влияние угловой нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция».....	77
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ.....	80
4.1. Клинико-статистическое обоснование эффективности дентальной имплантации у пациентов с полной адентией верхней челюсти в отдаленном периоде .....	80
4.2. Биомеханическое моделирование как инструмент прогнозирования риска развития отдаленных осложнений .....	82
4.3. Обоснование перехода к планированию дентальной имплантации на основе построения биомеханической модели у пациентов с полной адентией верхней.....	84
ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	88
ВЫВОДЫ.....	90
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	92
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ .....	93
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....	94

## ВВЕДЕНИЕ

### Актуальность темы исследования

На сегодняшний день дентальная имплантология выступает одним из наиболее динамично прогрессирующих направлений в стоматологии, требующим консолидации знаний врачей разных профилей для эффективной реабилитации пациентов с помощью имплантатов. Использование внутрикостных имплантатов в качестве фундамента для съемной или несъемной ортопедической конструкции становится все более популярным решением в современной стоматологии [94]. В научных публикациях приведено множество доказательств эффективного внедрения ортопедических конструкций с опорой на имплантаты в качестве альтернативы традиционным мостовидным или съемным ортопедическим конструкциям [12]. Тем не менее, вопреки значительному прогрессу во внедрении методов имплантации, вопрос оказания помощи пациентам при адентии верхней челюсти сохраняет свою высокую клиническую значимость.

Особое внимание со стороны исследователей и практикующих врачей, а также самих пациентов, уделяется восстановлению зубного ряда при помощи ортопедических конструкций на имплантатах в условиях полной потери зубов. Однако сведения о результатах такого ортопедического лечения в долгосрочной перспективе (при эксплуатации конструкций свыше 10 лет) в специализированной литературе упоминаются эпизодически [156].

Потребность в изучении эффективности дентальной имплантации через длительное время после вмешательства продиктована наличием неоднозначных и неполных данных о том, как на итог стоматологического лечения влияют габариты, число и расположение имплантатов, протоколы имплантации, а также технические нюансы несъемных ортопедических конструкций. На основании этого представляется крайне важным проведение клинико-экспериментальной работы по изучению потенциала различных видов ортопедических конструкций с опорой на имплантаты при полном отсутствии зубов на верхней челюсти.

## **Степень разработанности темы**

Анализ отечественной и зарубежной литературы показывает, что, несмотря на наличие теоретических и экспериментально-клинических исследований, касающихся лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти, остаются недостаточно изученными вопросы, связанные с выбором вида ортопедической конструкции и количества имплантатов в качестве опоры. Данные аспекты требуют дальнейшего исследования в зависимости от конкретной клинической ситуации, результатов предоперационного обследования и оценки итогов проведенных операций, а также положительного результата дентальной имплантации у пациентов.

**Цель исследования:** повышение эффективности лечения пациентов при полном отсутствии зубов на верхней челюсти с применением биомеханического моделирования при планировании дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения.

### **Задачи исследования**

1. Провести ретроспективный анализ отдаленных результатов лечения пациентов с применением дентальных имплантатов при полном отсутствии зубов на верхней челюсти (1 год, 3 года, 5 лет, 10 лет).

2. На основании биомеханической модели верхней челюсти с полным отсутствием зубов провести оценку напряженно-деформированного состояния верхней челюсти в зависимости от количества установленных дентальных имплантатов.

3. На основании биомеханического 3D-моделирования провести оценку влияния области нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция».

4. Провести оценку влияния угловой нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция» с применением биомеханического 3D-моделирования.

5. Разработать практические рекомендации по применению индивидуализированного подхода к планированию дентальной имплантации и после-

дующего ортопедического лечения у пациентов с полной адентией верхней челюсти.

### **Научная новизна исследования**

Впервые проведен комплексный 10-летний ретроспективный анализ клинической эффективности дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения пациентов при полной адентии верхней челюсти в зависимости от количества установленных дентальных имплантатов и вида ортопедической конструкции.

Впервые разработана биомеханическая модель верхней челюсти с полной адентией, на основании которой проведена оценка напряжений в кортикальной кости вокруг шейки имплантатов.

Впервые на основании данных биомеханического 3D-моделирования с применением метода конечных элементов научно обосновано, что установка 4 имплантатов для ортопедического лечения с использованием несъемных ортопедических конструкций у пациентов с полной адентией верхней челюсти сопряжена с повышенными рисками развития осложнений вследствие неравномерного распределения нагрузок. Доказано, что увеличение числа опор приводит к снижению напряжения в кортикальной кости вокруг шейки имплантата и сохранению положительного результата ортопедического лечения в долгосрочном периоде.

Впервые на основании биомеханической модели верхней челюсти проведена оценка напряженно-деформированного состояния системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция» в зависимости от области нагрузки и угла наклона дентального имплантата.

Впервые на основании построения биомеханической 3D-модели с учетом индивидуальных анатомических параметров пациента разработан подход к планированию дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти для расчета оптимального количества и локализации дентальных имплантатов, что позволяет повысить результат ортопедического лечения в долгосрочном периоде.

Впервые научно обоснован индивидуализированный подход к планированию дентальной имплантации и последующему ортопедическому лечению пациентов с полной адентией верхней челюсти, основанный на данных биомеханического 3D-моделирования. Разработанная конечно-элементная модель, учитывающая индивидуальные анатомические особенности, позволяет оптимизировать количество и пространственное положение имплантатов, что обеспечивает повышение эффективности ортопедического лечения в отдаленном периоде.

### **Положения, выносимые на защиту**

Планирование дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения у пациентов с полным отсутствием зубов на верхней челюсти с применением биомеханического моделирования на основе индивидуальных анатомо-топографических параметров, обеспечивает эффективность функционирования ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты в долгосрочном периоде.

На этапе планирования дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения биомеханическое моделирование напряженно-деформированного состояния является прогностически значимым инструментом для выбора оптимального количества и расположения дентальных имплантатов.

По данным биомеханического 3D-моделирования, установка 8–10 дентальных имплантатов в качестве опоры для несъемной ортопедической конструкции на верхней челюсти у пациентов с полной адентией демонстрирует преимущество в долгосрочном периоде (до 10 лет) по сравнению с установкой меньшего количества опор и использованием ортопедических конструкций другого типа.

### **Теоретическая и практическая значимость диссертационного исследования**

Расширены и систематизированы научные представления о биомеханических закономерностях функционирования дентальных имплантатов в условиях полной адентии верхней челюсти. На основе 10-летнего наблюдения

отдаленных результатов и анализа с применением метода конечных элементов доказана значимость оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани для прогнозирования риска развития периимплантита и выживаемости имплантатов. Представлено теоретическое обоснование преимущественного планирования дентальной имплантации на основе построения биомеханической модели у пациентов с полной адентией верхней челюсти.

Доказано, что планирование дентальной имплантации на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента и установка рекомендованного количества имплантатов (8–10) в качестве опор для несъемной ортопедической конструкции обеспечивает лучшие отдаленные результаты лечения (до 10 лет): снижение частоты осложнений, уменьшение средней степени резорбции костной ткани вокруг имплантата и повышение показателей выживаемости имплантатов в долгосрочном периоде.

#### **Степень достоверности и апробация полученных результатов**

Достоверность полученных результатов подтверждается достаточной репрезентативностью и объемом клинического материала, использованием современных методов обследования пациентов. Автором проделана большая работа по клинико-лабораторному обследованию и хирургическому лечению 137 пациентов с полным отсутствием зубов на верхней челюсти. Добровольное участие пациентов в исследовании подтверждалось их письменным согласием. Статистическая обработка результатов исследования проведена в соответствии с принципами доказательной медицины.

Результаты исследования доложены на XVI научно-практической конференции молодых ученых «Научные достижения современной стоматологии и челюстно-лицевой хирургии», посвященной памяти профессора Н.А. Рабухиной (Москва, 2025 г.), XVI Национальном фестивале имплантологии (Москва, 2025 г.).

#### **Внедрение результатов исследования**

Результаты диссертационной работы внедрены в работу отделения клинической и экспериментальной имплантологии и отделения реконструк-

тивной и пластической хирургии ФГБУ НМИЦ «ЦНИИСиЧЛХ» Минздрава России. Материалы используются при обучении ординаторов и аспирантов, а также при подготовке и повышении квалификации врачей челюстно-лицевых хирургов и врачей стоматологов-хирургов в системе непрерывного медицинского образования.

### **Личный вклад автора**

Автор принимал непосредственное участие во всех этапах выполнения данного исследования: проанализировал научные данные последних лет по тематике исследования. Самостоятельно проводил клиническое обследование и оперативное лечение 137 пациентов и последующее 10-летнее наблюдение с применением клинических, рентгенологических и статистических методов исследования и биомеханического моделирования с применением метода конечных элементов.

Автором проанализированы результаты исследования и проведена статистическая обработка полученных данных.

### **Публикации**

По материалам исследования опубликовано 3 печатные работы, из них 3 в журналах, рекомендованных ВАК РФ.

### **Объем и структура диссертации**

Диссертационная работа изложена на 128 страницах компьютерного текста, состоит из введения, 4 глав, выводов, практических рекомендаций, списка сокращений и списка литературы. Список литературы содержит 180 источников, из них 169 отечественных и 11 иностранных авторов. Диссертационная работа иллюстрирована 21 рисунком и 25 таблицами.

## Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

Актуальная концепция реабилитации пациентов с полной адентией базируется на анализе сложного взаимодействия физико-механических аспектов, а также на всесторонней диагностике общего здоровья пациента и локальных характеристик костной ткани.

Согласно сведениям ВОЗ, полная потеря зубов остается критической проблемой здравоохранения, частота которой неуклонно растет в старших возрастных группах, негативно влияя на качество жизни. Данная патология провоцирует не только расстройства речи и жевания, но и вызывает глубокие морфофункциональные деформации: рецессию челюстных костей и расстройства работы височно-нижнечелюстных суставов (ВНЧС). Статистика показывает, что адентия встречается у 1% населения в возрасте 40–49 лет, достигает 5,5% в группе 50–59 лет и возрастает до 25% у лиц старше 60 лет. Процесс редукции альвеолярных отростков носит необратимый характер и усиливается пропорционально времени, прошедшему с момента удаления зубов [48].

Утрата зубного ряда влечет за собой выраженные эстетические изменения: снижение тонуса мускулатуры, западание губ и формирование «старческого» облика. Наряду с физиологическими нарушениями (речь, жевание) [103], это провоцирует психологический дискомфорт и социальную дезадаптацию, вплоть до проблем в профессиональной сфере [165].

Помимо функциональной недостаточности и изменения пропорций лица, длительное отсутствие зубов ведет к остеопорозу челюстей, дегенерации мимических и жевательных мышц. Ограничения в питании и эстетический дефект формируют комплекс психосоматических расстройств, нередко побуждающих пациентов к самоизоляции [29].

Современный арсенал средств для восстановления челюсти с полной адентией включает традиционное полное съемное ортопедическое лечение, а также сочетанные методы, объединяющие хирургическую коррекцию анатомических условий с дентальной имплантацией для последующей фиксации съемных или несъемных ортопедических конструкций. Классические мето-

дики позволяли восстановить эстетику и частично улучшить функцию, однако при этом не обеспечивали физиологичной передачи жевательной нагрузки и ускоряли, резорбцию костной ткани альвеолярного гребня. Неудовлетворительная фиксация, низкая жевательная эффективность и значительный дискомфорт, ассоциированные с традиционными ортопедическими конструкциями, обусловили постоянный поиск более совершенных и биологически обоснованных решений.

Кардинальные изменения в ортопедической стоматологии произошли с внедрением и широким распространением дентальной имплантации. Концепция остеоинтеграции позволила перейти к созданию несъемных или условно-съемных ортопедических конструкций, прочно фиксированных на имплантатах. Данный подход обеспечивает восстановление физиологического механизма жевания, стабилизирует объем костной ткани и демонстрирует значительно более высокие показатели качества жизни пациентов.

Особую сложность в клинической практике представляет лечение пациентов с полной адентией верхней челюсти. Данная зона характеризуется специфическими анатомическими особенностями: низкой плотностью костной ткани и близостью верхнечелюстных синусов, что часто требует проведения обширных костно-пластических операций. В связи с этим, планирование дентальной имплантации на верхней челюсти требует подхода, основанного на биомеханической модели, построенной по индивидуальным параметрам пациента, и детальном анализе индивидуальных анатомических и биомеханических параметров.

### **1.1. Недостатки применения съемных ортопедических конструкций при полном отсутствии зубов**

Восстановление эстетических параметров, речевой функции и эффективности жевания при полной адентии остается сложной задачей для стоматолога-ортопеда. До сих пор основным методом реабилитации таких пациентов остается применение полных съемных ортопедических конструкций. Однако их использование нередко сопровождается воспалительными процессами слизистой оболочки в области ложа ортопедической конструкции.

Полная адентия становится катализатором деструктивных процессов в области височно-нижнечелюстного сустава. В своих исследованиях Карабеков Р.Г. (2015) акцентирует внимание на развитии асимметричного положения суставных головок: так, у 40,0% обследуемых отклонение достигает 5 мм, у 33,0% – 8 мм, а в 27,0% случаев оно оказывается более 8 мм [71]. Исследователем было обосновано, что использование артикулятора, оснащенного функцией коррекции положения головок нижней рамы в процессе производства полных съемных ортопедических конструкций, способствует значительному улучшению клинических показателей. Спустя шесть месяцев после такого ортопедического лечения наблюдается рост жевательной эффективности в 1,5 раза и гармонизация мышечной активности в 1,6 раза, при одновременном сокращении девиации нижней челюсти в 2,5 раза. Вышеуказанный диагностический инструментарий признан целесообразным для обязательного применения на всех стадиях ведения пациентов с признаками дисфункции ВНЧС.

Согласно исследованиям Алсынбаева Г.Т. (2016), распространенность патологий ВНЧС у пациентов с адентией достигает 77,0%, что обусловлено снижением высоты нижнего отдела лица и латеральным смещением челюсти. Разработанный автором алгоритм диагностики и специализированный инструментарий для антропометрии позволяют своевременно выявлять риски дисфункции и оценивать результативность проводимого ортопедического лечения.

Зиньковская А.С. (2015) провела анализ эффективности традиционного ортопедического лечения при полном отсутствии зубов. Было установлено, что достаточная фиксация ортопедических конструкций на верхней челюсти наблюдается у 60,0% пациентов, в то время как на нижней – лишь у 36,0%. Неудовлетворительные результаты отмечены в 6,0% и 12,0% случаев соответственно [136]. Исследование показало существенную убыль тканей ложа ортопедической конструкции через год эксплуатации (564,3 мм<sup>3</sup> сверху и 401,3 мм<sup>3</sup> снизу), с последующим замедлением атрофии ко второму году. Несмотря на удовлетворительные показатели качества жизни по опроснику ОНП-14 RU, у 27,0% пациентов возникли осложнения, а адаптация к полным съемным

ортопедическим конструкциям занимала в среднем 38 дней. Предложенное автором устройство для определения центрального соотношения челюстей и построения протетической плоскости позволило замедлить темпы атрофии тканей (на 9,9–11,7%) и повысить стабильность ортопедических конструкций.

Основной задачей ортопедического лечения является восстановление жевательной эффективности, которая критически снижается при ортопедическом лечении с применением полных съемных ортопедических конструкций. Эффективность пережевывания пищи при использовании подобных ортопедических конструкций составляет, по разным данным, 20–25% от эффективности естественного зубного ряда. Это приводит к ограничению в рационе питания, неправильному измельчению пищи и, как следствие, может негативно сказываться на функции желудочно-кишечного тракта. Съемные ортопедические конструкции удерживаются в полости рта за счет адгезии, когезии и анатомической ретенции. Стабильность ортопедической конструкции нарушается при разговоре, смехе или жевании, особенно в области нижней челюсти. Жевательная нагрузка через базис ортопедической конструкции передается непосредственно на слизистую оболочку ложа. Это приводит к хронической травматизации, воспалительным процессам и болевому синдрому, особенно в начальный период адаптации.

Длительное использование полных съемных ортопедических конструкций имеет необратимые негативные последствия для костных структур челюстей. Под влиянием постоянного давления базиса ортопедической конструкции на подлежащую кость происходит ускоренная резорбция костной ткани альвеолярного гребня. Данный процесс является патогномичным для ортопедического лечения с использованием съемных ортопедических конструкций. Атрофия значительно прогрессирует на верхней челюсти и со временем приводит к уменьшению высоты и ширины кости, что резко ухудшает условия для ретенции ортопедической конструкции. Покрытие значительной части слизистой оболочки базисом ортопедической конструкции нарушает естественную стимуляцию тканей и может приводить к хроническим воспа-

лениям или кандидозу. Изменение высоты прикуса из-за износа ортопедических конструкций или неточностей в их изготовлении может привести к нарушениям функции височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС).

Таким образом, полные съемные ортопедические конструкции представляют собой компромиссное решение. Недостатки в виде функциональных ограничений и прогрессирующей атрофии кости делают необходимой разработку и внедрение более надежных методов ортопедической реабилитации, таких как дентальная имплантация, что служит предметом рассмотрения в последующих разделах. Применение дентальных имплантатов в качестве опоры ортопедической конструкции при полном отсутствии зубов позволяет повысить эффективность ортопедического лечения и преодолеть указанные недостатки.

## **1.2. Применение метода дентальной имплантации при ортопедическом лечении пациентов с полной адентией**

Фундаментальными факторами для достижения качественной стоматологической реабилитации лиц с полной адентией выступают тщательная диагностика перед оперативным вмешательством и детальное совместное планирование хирургического и ортопедического этапов лечения. Выбор подходящего числа имплантатов для фиксации ортопедической конструкции должен опираться на биомеханический расчет, принимающий во внимание ряд критериев: топографию размещения имплантатов в костной ткани; качественные и количественные характеристики кости в зоне установки; биомеханические нагрузки (силы и моменты), воздействующие на имплантаты; уровни напряжений и деформаций в области костного интерфейса, в самих телах имплантатов и элементах ортопедической конструкции; а также корреляцию этих параметров с физико-механическими пределами прочности применяемых материалов. Определение оптимального количества имплантатов для использования пациентом является проблемой биомеханического проектирования. В этой статье рассматриваются некоторые из подходов, которые уже доступны для планирования клинического лечения, ориентированного на биомеханику. Представлен ряд примеров, иллюстрирующих, как относительно простые биомеханические анализы

(например, модель Скалака), так и более сложные анализы (например, конечно-элементное моделирование) могут быть использованы для оценки преимуществ и недостатков различных вариантов расположения имплантатов для поддержки полноразмерных ортопедических конструкций. Некоторые из рассмотренных примеров включают использование 4 имплантатов для обеспечения одинаковой длины дуги челюсти, а также преимущества и недостатки использования наклонных имплантатов, как при подходе All-on-4. При оценке точности различных биомеханических анализов становится ясно, что современные методы прогнозирования не всегда являются абсолютно точными *in vivo*, хотя они могут обеспечить достаточно приблизительный анализ плана лечения во многих ситуациях. В современную эпоху конусно-лучевой компьютерной томографии пациентов в стоматологических кабинетах большие перспективы открывает конечно-элементный анализ, основанный на анатомически точных входных данных. Однако эффективное использование программного обеспечения конечно-элементного анализа требует достаточной инженерной подготовки, особенно в интерпретации клинической значимости напряжений и деформаций в костях и ортопедических конструкциях. [88]

Вопрос использования коротких имплантатов в условиях дефицита костной ткани был детально изучен Вельдяксовой Л.В. (2013). Исследователь продемонстрировала высокую результативность (98,6%) применения имплантатов с пористой структурой поверхности при среднем периоде функционирования ортопедических конструкций в течение 18,6 месяцев. Полученные результаты свидетельствуют, что такие имплантаты на 88,0% снижают вероятность неудачного исхода по сравнению с традиционными винтовыми моделями. Это позволило автору обосновать целесообразность установки конструкций длиной 5 мм и 7 мм при вертикальном объеме кости от 4 до 10 мм на верхней челюсти и от 6 до 10 мм на нижней, рекомендуя их инсталляцию в количестве, соответствующем числу утраченных зубов [103].

Никольский В.Ю. и соавторы (2015) в своей работе применяли короткие имплантаты с пористой поверхностью (длиной 5–9 мм) и не обнаружили

статистически значимых различий в успехе лечения по сравнению с использованием удлиненных моделей (показатели приживаемости составили 99,4% против 95,6% соответственно) [103-105]. Спустя квартал после оперативного вмешательства у 37,0% имплантатов резорбция костной ткани отсутствовала. В конечном итоге эффективность применения коротких имплантатов составила 98,6%, в то время как результативность ортопедического лечения с использованием стандартных винтовых имплантатов в сочетании с костной пластикой была ниже – 87,2%.

Целью исследования Кулакова А.А. (2020) и соавторов стала разработка объективных скрининговых методов прогноза осложнений дентальной имплантации, позволяющих повысить эффективность выбранного протокола ранней функциональной нагрузки. Разработана математическая модель, описывающая зависимость исходных результатов определения торка, коэффициента стабильности имплантата и последующей несостоятельности функционирования дентальных имплантатов. Внедрение разработанной математической модели способствовало выбору правильной тактики лечения, увеличению сроков функционирования имплантатов и повышению качества оказания стоматологической помощи пациентам [84].

В научной работе Костина И.О. (2016), охватывающей семилетний период наблюдений, было проведено сопоставление эффективности коротких имплантатов (5-6 мм) со стандартными аналогами (8-11 мм). Исследователь не выявил существенных различий между ними в плане стабильности, состояния кровотока в окружающих тканях и частоты возникновения осложнений в процессе эксплуатации ортопедических конструкций [83]. В свою очередь, Иванов А.С. с коллегами (2021) представили результаты 20-летнего мониторинга эффективности применения несъемных ортопедических конструкций на дентальных имплантатах при коррекции частичных дефектов. Оценка состояния проводилась по комплексным критериям: от отсутствия патологий в периимплантатных тканях до развития мукозита, периимплантита с различной степенью резорбции кости или необходимости удаления опоры. Было продемонстрировано, что ортопедическое лечение с использовани-

ем несъемных систем обладает высокой результативностью: в целом 62,2% имплантатов успешно функционируют на протяжении двух десятилетий. Средняя продолжительность службы несъемных мостовидных ортопедических конструкций составляет 15 лет, в то время как одиночные и объединенные системы сохраняют функциональность до 20 лет. При этом наиболее надежным признано использование одиночных ортопедических конструкций на имплантатах, а наименее эффективным – сочетание опор на имплантатах и естественных зубах [61].

Несмотря на активное внедрение несъемного ортопедического лечения с опорой на имплантаты, многие технологические аспекты их создания остаются предметом научных споров. В частности, исследователи обсуждают оптимальный угол наклона стенок абатментов для достижения точной пассивной припасовки и долговечности системы. Абакаров С.И. с соавторами (2023) изучили напряженно-деформированное состояние элементов несъемной ортопедической конструкции (включая каркас, облицовку, цемент и абатмент) при фиксации на цемент, используя метод конечных элементов. В ходе анализа 99 моделей было установлено, что при воздействии жевательной нагрузки в разных направлениях увеличение угла наклона стенок абатмента способствует снижению напряжений в керамическом слое и по всему объему каркаса ( $p < 0,05$ ). Однако в слое цемента при нагрузке под углом  $30^\circ$  или боковом давлении показатели касательных и растягивающих напряжений достоверно растут ( $p < 0,05$ ). Подобная динамика при значительном наклоне стенок может спровоцировать расцементировку несъемной ортопедической конструкции. Также анализ показал концентрацию напряжений в верхней части абатментов диаметром 4,5 мм при угле наклона  $10^\circ$  в различных типах металлокерамических систем, при этом уменьшение угла до  $8^\circ$  приводило к снижению напряжений в 3,7 раза. Таким образом, геометрические параметры абатмента (высота и наклон) прямо влияют на равномерность распределения механических нагрузок во всех компонентах системы [11].

В работе Гришина П.О. и соавт. (2023) ставилась задача определить уровень напряжений в костной ткани вокруг имплантата при его вертикаль-

ном или смещенном расположении под воздействием различных типов нагрузок. С помощью трехмерного конечно-элементного анализа сравнивались показатели в системе «имплантат-кость» и «абатмент-имплантат» при разных углах инсталляции опор (по прямой линии или под наклоном). Для моделирования использовались системы BioSink и Vega (3,5x11,5 мм) с соответствующими абатментами. Данный метод позволил определить биомеханически оптимальные варианты позиционирования. Минимальные нагрузки на кость зафиксированы при строго вертикальном векторе силы. Отклонение угла приложения нагрузки на  $10^\circ$  вызывало рост напряжений, однако созданное конструктивное смещение позволяло полностью это скомпенсировать. При изучении лингвального и буккального позиционирования основные пики напряжений по Мизесу наблюдались в области шейки имплантата.

Установлено, что пространственная ориентация имплантата критически влияет на распределение сил: наиболее благоприятные условия для кости (6,7–7,2 МПа) создаются при осевой нагрузке, тогда как наклон до  $30^\circ$  может увеличить эквивалентные напряжения в системе в несколько раз [35].

Никольский В.Ю. (2015) провел сравнительный анализ различных тактик ортопедического лечения при полной адентии, рассматривая съемные бескаркасные системы на аттачменах или балке, каркасные балочные конструкции, а также мостовидные и специализированные системы. Пятилетний мониторинг показал, что если через год результаты всех методов были сопоставимы, то через пять лет ортопедическое лечение с применением съемных ортопедических конструкций стало уступать по ряду параметров: состоянию слизистой, качеству остеоинтеграции и уровню удовлетворенности пациентов [105]. Это касалось как сравнения с мостовидными системами, так и сопоставления съемных конструкций на одиночных опорах с жесткой балочной фиксацией. Было отмечено, что жесткое соединение обеспечивает лучшую сохранность имплантатов, хотя на начальных этапах состояние десны было несколько лучше у пациентов со съемными балочными системами, чем с несъемными мостовидными.

Каламкарров А.Э. (2014) в своем исследовании сфокусировался на особенностях реабилитации при полной адентии с использованием преимущественно съемных ортопедических конструкций. Автор определил среднюю плотность кости в таких условиях (0,7) и пришел к выводу, что наиболее рационально устанавливать систему на два имплантата (4,0 мм) или на четыре мини-имплантата (2,0 мм). При более высокой плотности костной ткани (1,0) оба варианта опор становятся равнозначными по эффективности [65].

Шашмурина В.Р. (2017) сопоставила результаты клинического применения различных видов систем на нижней челюсти на основе двухмерного моделирования. Сравнивались покрывные системы с балочной или шаровидной фиксацией и несъемные решения. Было выявлено, что «жесткие» типы соединений транслируют нагрузку преимущественно на кость в зоне имплантатов, тогда как полулабильные крепления создают более гомогенное напряженное состояние тканей, что замедляет атрофию в боковых отделах. Для несъемного ортопедического лечения автор использовала от 4 до 6 имплантатов в зависимости от плотности кости. Подобный подход способствовал ускоренному (за 1,5–3 месяца) улучшению кровотока в тканях ложа на 60%, что значительно превосходит показатели традиционных полных съемных ортопедических конструкций (20% за год) [162]. Также было отмечено более быстрое восстановление микрофлоры полости рта при использовании опорных систем. В итоге автор отдала предпочтение несъемным конструкциям на 5-6 опорах или съемным балочным системам с полулабильным соединением. Через 5 лет выживаемость составила 88,3% для несъемных систем, 86,7% для балочных и 77,5% для шаровидных аттачменов [161].

Латышев А.В. (2014) также подчеркнул роль плотности кости при биомеханическом обосновании выбора системы. Он выявил, что сферическая фиксация дает на 30% больший запас прочности по сравнению с балочной. В случаях прогенического соотношения челюстей автор советует моделировать зубы по принципам прямого или мезиального прикуса, чтобы избежать перегрузки тканей ложа. Применение съемных ортопедических конструкций на

имплантатах позволило повысить мастикациографический индекс до 1,9 (против 1,5 при обычном лечении), при этом общая эффективность в отдаленные периоды составила 85,0% [90].

Травина М.В. (2010) проанализировала структуру осложнений при реабилитации пациентов с полной потерей зубов на нижней челюсти. В период от года до трех лет часто фиксировались нарушения прилегания базиса (53,0%), износ искусственных зубов (35,7%) и проблемы со стабилизацией (28,5%). К 10 годам частота этих явлений возрастала: нарушение прилегания отмечалось уже в 71,4% случаев, а стираемость зубов – в 60,0%. Среди ключевых причин автор выделила проблемы с гигиеной и фиксацией, подчеркнув, что съемные ортопедические конструкции нуждаются в более частом врачебном сопровождении по сравнению с условно-съемными системами на имплантатах [144].

Коркин В.В. на базе математических моделей показал, что устойчивость несъемной системы при полной адентии напрямую зависит от числа опор: конструкции на 8 или 10 имплантатах почти в два раза стабильнее, чем на 4 [82]. При этом для 3-го типа кости установка десяти опор признана нецелесообразной из-за снижения общей устойчивости системы к нагрузкам. Также было отмечено, что при использовании 4 опор наклон в  $45^\circ$  является наименее благоприятным по сравнению с углом в  $25^\circ$  [147].

Параскевич В.Л. (2008) разработал специализированную систему для реабилитации при адентии и указал на важность бережного препарирования костного ложа. Его исследования показали, что полноценная костная интеграция в компактном слое достигается на 82,0% площади контакта. Автор выявил, что у 73,0% пациентов с полной потерей зубов расстояние до значимых анатомических образований составляет менее 10 мм, а регионарный остеопороз (IV-VI типы по КТ) создает неблагоприятные условия для внедрения опор у значительной части обследованных [111].

Солодкий В.Г. (2012) адаптировал компоненты для съемных систем, предложив новый тип соединения «имплантат-супраструктура» для более

корректного распределения давления на ложе и опоры. Было рекомендовано усилие фиксации в 10 Н/см и использование конусных элементов (20 градусов), что обеспечило хорошие гигиенические показатели в клинической практике [134].

Никольский В.Ю. и соавторы (2015) подтвердили результативность металлокерамического мостовидного ортопедического лечения на 8 опорах на нижней челюсти. За пять лет наблюдения уровень маргинальной кости изменился на 0,48 мм, что считается хорошим показателем. Исследователи советуют отдавать предпочтение цементной фиксации и не применять консольные элементы [105].

Аналогичные выводы представил Берсанов Р.У. (2015) по результатам семилетнего анализа: покрытие на имплантатах по функциональным и психологическим показателям уступает только несъемным мостовидным системам, но при этом на порядок превосходит традиционное полное съемное ортопедическое лечение [19-21]. Азарин Г.С. (2017) в рамках трехлетнего наблюдения за несъемными системами в условиях немедленной нагрузки сообщил о минимальном проценте потерь имплантатов (всего 1,2%), что подтверждает надежность данной методики [5].

Внедрение принципов остеоинтеграции, разработанных Пером-Ингваром Бранемарком в середине XX века, произвело революцию в стоматологической реабилитации. Остеоинтеграция – это прямое структурное и функциональное соединение между упорядоченной, живой костью и поверхностью несущего нагрузку имплантата. Данный биологический феномен лежит в основе успешного и долгосрочного функционирования дентальных имплантатов. Основное преимущество имплантации заключается в восстановлении физиологического механизма передачи жевательной нагрузки [119]. В отличие от съемных ортопедических конструкций, где нагрузка передается через слизистую оболочку на альвеолярный гребень, имплантаты передают силу непосредственно на костную ткань. Это обеспечивает функциональную стимуляцию кости через имплантат и способствует сохранению ее объема, что критически важно в долгосрочном пе-

риоде. Имплантаты позволяют создавать несъемные или условно-съемные ортопедические конструкции, которые обеспечивают стабильность, сопоставимую с естественным зубным рядом. Восстановление полноценной функции жевания, речи и эстетики, а также устранение психологического дискомфорта, связанного с подвижностью ортопедических конструкций, приводит к объективному повышению показателей качества жизни пациентов [172].

Современная имплантология предлагает широкий спектр клинических протоколов, адаптированных под индивидуальные условия пациента. Протокол отсроченной нагрузки (двухэтапный) предполагает полную остеоинтеграцию имплантатов (от 3 до 6 месяцев) до начала ортопедического лечения. В последние десятилетия получили широкое распространение протоколы, позволяющие фиксировать временную ортопедическую конструкцию уже в течение 24–72 часов после установки имплантатов (например, концепции All-on-4, All-on-6) [33]. Применение немедленной нагрузки требует строгого соблюдения критериев первичной стабильности имплантатов (не менее 30–35 Нсм).

Несмотря на общий успех метода, лечение полной адентии верхней челюсти остается наиболее сложной задачей. Основными проблемами являются качество кости и анатомические ограничения. Кость верхней челюсти в области моляров и премоляров часто имеет низкую плотность, что снижает первичную стабильность и может отрицательно сказаться на процессе остеоинтеграции [108]. Выраженная пневматизация верхнечелюстных синусов и резорбция альвеолярного гребня приводят к резкому уменьшению объема доступной кости.

Для преодоления данных сложностей используются различные хирургические методики (синус-лифтинг, аугментация кости) и специальные протоколы ортопедического лечения, требующие точной диагностики и планирования на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента [62]. Использование конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ) и 3D-моделирования стало обязательным стандартом для оценки объема кости, определения траектории установки имплантатов и снижения риска осложнений.

Таким образом, литературные источники подтверждают многочисленные недостатки полных съемных ортопедических конструкций, их короткий срок службы из-за слабой фиксации и стирания зубов, негативного воздействия на ложе ортопедической конструкции. В то же время метод дентальной имплантации раскрывает большие возможности несъемных ортопедических конструкций или к значительному улучшению фиксации съемных ортопедических конструкций [81, 154].

### **1.3. Результаты использования ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты и факторы, снижающие эффективность ортопедического лечения**

В современной профильной литературе наблюдается рост числа работ, посвященных анализу результативности ортопедического лечения на имплантатах. Наиболее часто авторы фокусируются на периодах контроля от 3 до 5 лет (реже до 10 лет), выделяя специфические риски, приводящие к потере опорных элементов и снижению общего успеха реабилитации.

Клинико-функциональную оценку состояния 223 пациентов, использующих различные ортопедические конструкции на имплантатах, провел С.С. Комлев (2017). Его исследовательский протокол включал обширный комплекс диагностических мер: от компьютерной томографии и электромиографии до электронной окклюзиографии и биомеханического моделирования. Благодаря усовершенствованию технологических этапов изготовления съемных ортопедических конструкций на имплантатах, исследователю удалось добиться существенного сокращения числа постпротетических осложнений – с 9,4% до 5,2%. Согласно его наблюдениям, через 12 месяцев после начала нагрузки уровень резорбции кости вокруг шеек имплантатов варьировался от 0,71 до 0,85 мм, в дальнейшем процесс стабилизировался, достигая к третьему году показателей 0,88–1,14 мм [22].

Эффективность использования имплантатов в качестве опорных элементов у пациентов с полной адентией получила подтверждение в научной работе О.В. Ключева (2010). В ходе клинического исследования 145 пациен-

там были интегрированы имплантаты диаметром 2,1 мм при длине не менее 10 мм. По прошествии в среднем 4,9 года функционирования ортопедической конструкции коэффициент выживаемости имплантатов на нижней челюсти достиг 90%. Было зафиксировано явное преимущество опор большей длины: их результативность составила 98,8%, в то время как у укороченных модификаций этот показатель был на уровне 91,7%. Показатели резорбции костной ткани распределились следующим образом: 0,67 мм в течение первого года, 0,85 мм по истечении двух лет и до 1,1 мм к третьему году наблюдения. Основополагающим фактором успешного завершения ортопедического лечения автор определил первичные качественные параметры костной ткани [76].

Комплексные изыскания А.П. Решетникова (2023), направленные на реабилитацию лиц с дефектами зубных рядов и челюстных костей, позволили сформулировать ряд значимых положений. Ученый подтвердил факт неизбежной деструкции кости после экстракции зуба, которая почти в половине случаев (48,5%) носит выраженный характер, при этом общая потребность населения в ортопедическом лечении превышает 34%. Важным наблюдением стало отсутствие атрофических процессов в скуловой кости. В клинической практике методики сохранения лунки применяются лишь в 20% случаев. Автор также описал специфический остео-мышечный рефлекс, возникающий при наличии имплантата и регулирующий работу жевательной мускулатуры. Современные протоколы реабилитации с использованием скуловых и дентальных опор позволяют достичь выживаемости свыше 90%, при этом скорость восстановления кости напрямую коррелирует с метаболизмом стенок альвеолы [122].

Особенности реализации протоколов с ранней нагрузкой и анализом первичной стабильности были изучены Д.А. Порфенчуком (2020). Для кости I и II типов были зафиксированы следующие параметры: коэффициент стабильности (КСИ) 74,5 ед., торк 34,1 Н/см. Исследование показало, что стабильность опор временно снижается к третьей неделе (до 71,0 ед.), возвращаясь к значениям 76,7 ед. в последующем. Гигиенический индекс Грин-Вермильона приходил в норму через 3 месяца, а индекс Мюлеманна – через полгода.

Рентгенологически у цилиндрических опор через год фиксировалась резорбция до 1,5 мм, которая в дальнейшем практически не прогрессировала [84].

Критическим фактором в профилактике осложнений признано состояние мягких тканей в зоне имплантации [24]. Целый пласт исследований посвящен методам их хирургического уплотнения и формирования контура десны с помощью индивидуализированных абатментов и формирователей.

В обзоре Rony L. et al. (2018), основанном на 11 исследованиях с пятилетним сроком наблюдения, анализировалась надежность коротких опорных элементов (5–6 мм).

Было зафиксировано удаление 22 коротких и 10 стандартных имплантатов. Примечательно, что стандартные опоры чаще давали осложнения при их сочетании с процедурами костной пластики. Объединение имплантатов в единую систему снижало вероятность технических поломок. Авторы сделали вывод о высокой прогнозируемости отдаленных результатов при соблюдении биомеханических условий [175].

Howe MS et al. (2019) провели анализ эффективности узких имплантатов (2,5–3,5 мм), изучив данные 9 статей. Было установлено, что такие опоры преимущественно использовались для фиксации съемных ортопедических конструкций. При выживаемости 92,3% и средней костной резорбции 1,4 мм, данные диаметры были признаны вполне подходящими для реализации схем ортопедического лечения со съемными системами [172].

В исследовании Elawady D et al. (2024) сравнивается эффективность имплантатов на уровне кости и имплантатов на уровне тканей, установленных в ранее реконструированные гребни с использованием аутогенных накладных костных блоков. В исследование включены 53 пациента с дефектами альвеолярной кости, которым установлены аутогенные костные блоки onlay. Через 6 месяцев после заживления установлены имплантаты в увеличенных участках. 31 имплантат на уровне кости и 48 имплантатов на уровне тканей установлены по стандартному хирургическому протоколу. Данные о последующем наблюдении (боль, подвижность, экссудация из периимплан-

тационного пространства, вероятность успеха, незначительная потеря костной массы) собраны ретроспективно после пяти лет использования ортопедической конструкции. Общий показатель успешности имплантации за 5 лет наблюдения составил 95,8% в группе имплантатов на тканевом уровне и 87% в группе имплантатов на костном уровне. За период наблюдения имплантаты на тканевом уровне не удалялись, однако в группе имплантатов на костном уровне выявлено четыре неудачных имплантата. Имплантаты на тканевом уровне имеют значительно более высокую вероятность успеха, чем имплантаты на костном уровне ( $p = 0,022$ ). Средняя предельная потеря костной массы составила  $1,37 \pm 0,60$  мм для имплантатов на тканевом уровне и  $1,59 \pm 0,72$  мм для имплантатов на костном уровне. Статистически значимых различий в потере костной массы после имплантации между группами не обнаружено ( $p = 0,263$ ). В ходе исследования авторы выяснили, что имплантаты на уровне тканей дают лучшие долгосрочные результаты с точки зрения успешности, по сравнению с имплантатами на уровне кости, при установке в реконструированных областях. Не обнаружено существенных различий между двумя типами имплантатов в поддержании костной ткани в периимплантной области [169].

Современная имплантология имеет четкие критерии для оценки успеха лечения. Выживаемость определяется как нахождение имплантата в полости рта независимо от его функционального состояния [23]. Более строгим показателем является успешность, которая подразумевает функционирование имплантата без признаков патологии: отсутствие подвижности имплантата, отсутствие постоянных субъективных ощущений (боли, парестезии), отсутствие признаков периимплантитного процесса (глубина зондирования не более 3–4 мм), а также отсутствие или минимальная потеря костной ткани (не более 1,5 мм в первый год и не более 0,2 мм в последующие годы) [85].

Отдаленные ретроспективные исследования и систематические обзоры показывают, что показатель выживаемости денальных имплантатов, уста-

новленных для полной реабилитации, достигает 90–98% в течение 5–10 лет [140]. При этом показатель успешности ортопедических конструкций, то есть их функциональность, несколько ниже и зависит от типа ортопедической конструкции (несъемная или условно-съемная) и качества костной ткани [52].

Несмотря на высокую выживаемость самих имплантатов, осложнения, приводящие к снижению эффективности ортопедического лечения, можно разделить на биологические и технические. Периимплантит, воспалительный процесс, поражающий мягкие и твердые ткани вокруг функционирующего имплантата, является основной патологией на поздних сроках ортопедического лечения и ведет к прогрессирующей потере опорной кости [97]. Мукозит – это обратимое воспаление мягких тканей (десны) вокруг имплантата без потери кости. Своевременное лечение мукозита критически важно для предотвращения перехода в периимплантит.

Технические неудачи часто связаны с элементами ортопедической конструкции, а не с самим имплантатом: Так, переломы винтов и абатментов возникают из-за чрезмерных окклюзионных нагрузок или неточностей в пассивной посадке ортопедической конструкции. Расцементировка (для цементируемых ортопедических конструкций) или ослабление винтов (для винтовой фиксации) могут быть индикатором неравномерного распределения нагрузки [168]. Сколы керамической облицовки чиппинг часто являются следствием концентрации напряжения в определенных точках ортопедической конструкции, что указывает на необходимость более тщательного анализа окклюзии и биомеханики [8].

Основным фактором, определяющим долгосрочный успех ортопедического лечения, является равномерное распределение жевательной нагрузки. Биомеханическая перегрузка может спровоцировать развитие технических поломок и биологических осложнений (периимплантита). В случае лечения полной адентии верхней челюсти планирование денальной имплантации и последующего ортопедического лечения с построением биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента имеет решающее значение для

минимизации концентрации напряжений [125]. Использование метода конечных элементов в предоперационном планировании становится важным инструментом для прогнозирования областей повышенного напряжения и выбора оптимального количества, длины и позиционирования имплантатов, что напрямую влияет на эффективность всего ортопедического лечения в долгосрочном периоде [37].

Данные специальной литературы свидетельствуют о существенных недостатках традиционных полных съемных ортопедических конструкций, их низкой долговечности вследствие недостаточной стабилизации и повышенного износа искусственных зубов, а также деструктивного влияния на ткани протезного ложа. Одновременно с этим применение метода дентальной имплантации открывает широкие перспективы для использования несъемных ортопедических конструкций или достижения качественно иного уровня фиксации съемных ортопедических конструкций [81, 154].

#### **1.4. Биомеханические закономерности и проблемы ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты**

На протяжении последних десятилетий, благодаря внедрению высокотехнологичных компьютерных инструментов для анализа окклюзионных взаимоотношений и артикуляционных движений, значительно возрос интерес к изучению биомеханических процессов в области отдельных зубов, зубных дуг и всей челюстно-лицевой системы в целом. Особое значение эти аспекты приобретают на этапе планирования и проектирования ортопедических конструкций [73]. Наряду с инновационными цифровыми технологиями, продолжают активно применяться и традиционные методы оценки биомеханики челюстно-лицевого аппарата, основанные на проведении прочностных испытаний материалов, а также на детальном анализе смыкания зубов и функционального тонуса жевательной мускулатуры.

На биомеханические характеристики зубных имплантатов влияют высота абатмента и качество кости, которые влияют на распределение напряжений вокруг имплантата и сохранность окружающей кости. В исследовании использовался трехмерный конечно-элементный анализ для оценки совокуп-

ного воздействия этих факторов. Смоделированы два имплантата с высотой абатмента 3 мм и 6 мм и установлены в блоки из кости нижней челюсти, представляющие кости II и IV классов по классификации Лекхольма и Зарба. Во время анализа приложена статическая нагрузка в 150 Н, наклоненная под углом  $6^\circ$  в сторону щеки. Результаты моделирования показали, что увеличение высоты абатмента увеличивает нагрузку на имплантат, что приводит к большей передаче напряжения на кость вокруг имплантата. Уровни напряжений фон Мизеса были выше в гребне кортикальной кости модели IV класса с абатментом диаметром 6 мм (126 МПа). Пиковые напряжения, превышающие 300 МПа, были локализованы в месте соединения имплантата с абатментом. Данные свидетельствуют о том, что высота абатмента является критическим фактором, который негативно влияет на биомеханическую реакцию, особенно в костной ткани низкой плотности, хотя более длинные абатменты обладают биологическими преимуществами. Это подчеркивает важность минимизации соотношения ортопедической конструкции и имплантата для снижения перегрузки, сохранения кости и предотвращения осложнений, связанных с механическими повреждениями [112].

В научной работе Т.А. Китаевой (2016) рассматривались ответные реакции мышечного аппарата челюстно-лицевой зоны на уменьшение межальвеолярного расстояния вследствие патологической стираемости – состояния, которое часто встречается у пациентов, нуждающихся в установке дентальных имплантатов. Для данной категории лиц характерно возникновение болевого синдрома в жевательной мускулатуре (при этом у 56,7% обследованных боли носят интенсивный характер).

Исследователь подчеркивает значимость детального анализа биомеханических параметров нижней челюсти, а также точного измерения высоты прикуса и центрального соотношения с применением цифровых гнатометрических приборов. При этом верификацию установленного положения челюсти предлагается осуществлять путем оценки топографического расположения суставных головок. Установлено, что при утрате высоты зубов их пози-

ция существенно искажается: в 54,8% случаев наблюдается дистальное смещение, а в 37,5% – мезиальное.

Кроме того, 81,7% пациентов со стираемостью зубов демонстрируют спонтанную биоэлектрическую активность мышц по данным электромиографии, что свидетельствует о доминировании процессов возбуждения над периодами расслабления. У таких лиц зафиксировано снижение сократительного потенциала мускулатуры при смыкании челюстей и, одновременно с этим, аномально высокая биоактивность в состоянии функционального покоя. Для достижения мышечной релаксации (показатели которой снизились с 8,18 до 4,54 за двухнедельный период) применялись специализированные каппы и эластичные ленты. В качестве ключевого вывода автор указывает, что приоритетным фактором в нормализации биомеханики челюстно-лицевой системы является корректное восстановление межальвеолярной дистанции [74].

На распределение напряжений на границе имплантат-кость может влиять ортопедическая конструкция резьбы и плотность костной ткани. В исследовании Sanz-Sánchez I et al (2022) сравниваются модели распределения напряжений в ортопедических конструкциях с квадратной и трапециевидной резьбой с использованием трехмерного (3D) конечно-элементного анализа. Восемь трехмерных конечно-элементных моделей построены путем объединения двух ортопедических конструкций резьбы (квадратной и трапециевидной) с четырьмя плотностями кости. Имплантат первого моляра нижней челюсти (длиной 12 мм и диаметром 4,5 мм) смоделирован в SolidWorks (Dassault Systèmes SolidWorks Corp., Уолтем, Массачусетс), подтверждена конвергенция сетки. Свойства материала определены с учетом линейной упругости и изотропии. К ортопедической конструкции приложена осевая нагрузка в 100 Ньютонов (Н), и напряжения фон Мизеса в имплантате, кортикальной и губчатой костях проанализированы в мегапаскалях (МПа) с использованием программного обеспечения Ansys (Ansys, Inc., Канонсбург, Пенсильвания). Выяснено, что трапециевидные резьбы создают более высокие нагрузки на имплантат (7,16-18,83 МПа), чем квадратные резьбы (5,21-

15,08 МПа), особенно в костной ткани низкой плотности. Квадратные нити передают большее напряжение на кортикальную кость (3,69-9,60 МПа по сравнению с трапециевидными: 2,73-7,98 МПа) при любой плотности [176]. В губчатой кости трапециевидные нити вызывают более высокие напряжения в плотной кости, но сходятся с квадратными нитями в кости низкой плотности. В плотной кости концентрация напряжений локализована на вершинах нитей, но в кости низкой плотности они рассеяны диффузно [45].

Конструкция резьбы значительно влияет на распределение напряжений: квадратная резьба снижает нагрузку на имплантат, но увеличивает нагрузку на кортикальную кость, в то время как трапециевидная резьба минимизирует нагрузку на кортикальную кость за счет более высокой нагрузки на имплантат. Квадратная резьба может быть предпочтительнее для плотных костей, в то время как трапециевидная ортопедическая конструкция может повысить стабильность в костях с низкой плотностью. Предоперационная оценка плотности кости имеет решающее значение для оптимизации выбора резьбы и обеспечения долгосрочного успеха имплантации [129].

Непосредственные биомеханические испытания были представлены в работе Gallucci GO и соавт. (2018) при изучении вопросов восстановления зубного ряда после эндодонтических манипуляций. Наивысшие параметры прочности на сжатие были зафиксированы у элементов на базе литий-дисиликатной керамики (3,29 кН) и гибридных керамических составов (2,07 кН), тогда как полевошпатная керамика продемонстрировала минимальную резистентность (1,73 кН). Важно отметить, что ортопедические конструкции из гибридной керамики обладали максимальной пластичностью до наступления перелома (4,01%), что указывает на их потенциал к более равномерному распределению окклюзионной нагрузки. Дополнительно было выявлено, что термическое воздействие в рамках циклического тестирования почти не влияет на прочностной ресурс материалов, в особенности при использовании литий-дисиликатных структур (11,99 МПа) [171].

Проблематикой совершенствования окклюзионного микро рельефа для роста функциональной ценности пережевывания пищи занимались Реев S и соавт. (2024). Исследователями был предложен цифровой протокол моделирования окклюзионных контактов, базирующийся на морфологии здоровых зубов аналогичной группы. Применение данной методики в рамках ортопедического лечения позволило добиться прироста жевательной эффективности на 34,9% сразу после фиксации конструкции, на 3% через шесть месяцев и на 22,8% в двухлетней перспективе [173].

Хараева З.Ф. (2016) в своей работе сосредоточилась на применении функциональных диагностических методов, таких как анализ смыкания зубных рядов с помощью системы «T-scan III», электромиография, изучение моделей в артикуляторе, а также рентгенологические исследования (КТ и ОПТГ). Согласно результатам T-scan, корректное окклюзионное равновесие после завершения ортопедического лечения на имплантатах было достигнуто у 83,33% пациентов с частичной потерей зубов и у 59,09% с полной адентией. Сканирование контактов показало, что использование имплантатов способствует благоприятному перераспределению вектора суммарной нагрузки в сторону фронтального отдела (у 73,33% и 86,36% обследованных соответственно). При этом наблюдалось снижение нагрузки на премоляры и моляры (на 16,67% и 9,09%). Данные электромиографии подтвердили улучшение функции: время пережевывания сократилось с 35,3 до 28,0 секунд [154].

В биомеханических аспектах имплантологии наиболее детально изучен вопрос влияния объема костной ткани вокруг опор на равномерность передачи давления и обеспечение долгосрочной стабильности результатов ортопедического лечения [16]. Так, Д.А. Тезиков (2014) подчеркнул значимость костного объема, рассматривая защиту зубов от перегрузок при их перемещении. Автор настаивает на необходимости предварительной оценки биотипа альвеолярного гребня: при толщине стенок альвеол более 3 мм биотип классифицируется как «толстый», менее 3 мм – как «тонкий» [140, 152].

В рамках исследований целесообразности сохранения объема кости вокруг имплантатов Е.А. Сухова (2013) предложила инновационную методику подготовки лунки удаленного зуба. Данный способ позволяет восстановить качество кости на 20% эффективнее по сравнению с традиционным протоколом. Благодаря активации внутренних биологических ресурсов организма минеральная плотность через 3 месяца повышается на 34% (в контрольной группе – на 26%). Использование при этом временной съемной ортопедической конструкции улучшает процессы адаптации на 29% по сравнению со стандартным заживлением [139].

Ведущим экспериментальным подходом к анализу напряженно-динамических процессов в системе «кость – имплантат – ортопедическая конструкция» в настоящее время признано трехмерное математическое моделирование. Е.В. Егоров (2015) выполнил расчеты уровней напряжения и устойчивости к переломам для моляров нижней челюсти, восстановленных коронками из силиката лития с добавлением циркония. Результаты математических моделей были подтверждены натурными испытаниями на сжатие. Наилучшие показатели прочности продемонстрировали ортопедические конструкции в виде накладок с полным перекрытием жевательной поверхности [50, 51].

Feller L.A. (2015) с помощью метода конечных элементов проанализировал роль кортикального слоя кости в формировании напряженно-деформированного состояния, сравнив стандартные и мини-имплантаты при различных векторах нагрузки. Были изучены четыре группы моделей, различающиеся типом кости (наличие или отсутствие кортикальной пластинки) и диаметром имплантата (1,8 мм или 4,2 мм). Автор установил, что в мини-имплантатах напряжения распределяются менее равномерно, концентрируясь в точке приложения силы и области шейки. Напряжения в кости вокруг мини-имплантата на 40% превышают аналогичные показатели для стандартных опор. Стабильность мини-имплантата в большей степени зависит от качества компактной кости, нежели от его длины. Клинический опыт лечения 145 пациентов (640 мини-имплантатов, выживаемость 90% за 5 лет) подтвердил,

что именно качество костной ткани является решающим биомеханическим фактором успеха [170].

Ю.В. Паршин (2017), обосновывая применение полимерных мостовидных ортопедических конструкций в боковых отделах, использовал анализ напряженно-деформированного состояния для выявления критических нагрузок. С помощью трехмерного моделирования было установлено, что в ряде случаев напряжения превышают предел прочности материалов. Например, наличие консольного элемента в ортопедической конструкции приводит к возникновению напряжений свыше 1100 МПа, что вдвое превосходит порог разрушения. При нагрузке на область премоляра напряжение в зоне соединения имплантата с телом конструкции составило 297 МПа, а при давлении на моляр – 556 МПа в области стыковки консоли с основным телом ортопедической конструкции [112].

Трехмерное аналитическое исследование Waleed Abdu Mshari et al (2025) методом конечных элементов *in vitro* направлено на оценку распределения напряжений фон Мизеса в соединениях без абатмента и трех дополнительных опорах имплантата, изготовленных из различных титановых сплавов. Трехмерная модель ортопедической конструкции с одной коронкой на имплантатах создана в цифровом виде для нижнечелюстной области с использованием комбинации микрокомпьютерной томографии (microCT), программы автоматизированного проектирования (CAD) (SolidWorks), анализа систем (ANSYS) и цифрового 3D-сканирования. (Лаборатория визуальных вычислений). Четыре цифровые модели [A (BioHorizons), B (Straumann AG), C без абатментов (Matrix) и D (TRI)], представляющие три различных функциональных биоматериала [обработанный Ti-6Al-4V ELI, Roxolid (85% Ti, 15% Zr) и Ti-6Al-4V ELI] подвергнуты моделируемой статической нагрузке в осевом направлении после восстановления с помощью высокопрозрачной монолитной реставрации из диоксида циркония. Измерены напряжения, возникающие в креплении имплантата, абатменте, ортопедической конструкции, винте, кортикальной и губчатой костях.

Самые высокие значения VMSs получены при использовании системы имплантатов без абатмента (модель C, Matrix) на креплении для имплантатов [статическое (32,36 Мпа), циклическое статическое (83,34 Мпа)], винтовое [статическое (16,85 Мпа), циклическое статическое (30,33 Мпа), наклонное (57,46 Мпа)] и кортикальная кость [статическая (26,55), циклическая статическая (108,99 Мпа), наклонная (47,8 Мпа)]. Самые низкие VMSs в креплении для имплантата, абатменте, винте и ортопедической конструкции были связаны с бинарным сплавом Roxolid [83-87% Ti и 13-17% Zr].

Системы имплантатов без абатментов создают в два раза большую нагрузку на кортикальную кость, чем другие системы имплантатов с абатментами, при этом создают наибольшие нагрузки на фиксатор и винт, что требует дальнейших клинических исследований. Roxolid, бинарный сплав титана и диоксида циркония, показал наименьшие общие напряжения при различных нагрузках и направлениях [178].

При сопоставлении интактных моляров и зубов, восстановленных на искусственных опорах, отмечается, что площадь окклюзионной поверхности ортопедических конструкций на имплантатах уступает по размерам естественным зубам, а рельеф жевательных бугров характеризуется более сглаженными углами скатов. Установлена взаимосвязь между параметрами окклюзии и морфометрическими характеристиками нижних моляров (при этом для верхних моляров показатели времени окклюзии не имеют определяющего значения). Результаты математического моделирования подтверждают, что пиковые уровни напряжения концентрируются в кортикальной пластинке в области шейки имплантата. Сравнительный анализ способов крепления показал, что при использовании цементной фиксации показатели напряжения в теле имплантата (преимущественно в пришеечной зоне) выше, чем при винтовом соединении. При этом фиксирующий цементный слой признан наиболее критическим элементом с точки зрения запаса прочности всей системы [160].

Биомеханическое исследование математической модели ортопедической конструкции позволило установить, что в процессе подготовки зубов на

нижней челюсти под опоры критически важно сохранять оральную стенку коронковой части. В таких условиях при воздействии силы в 100 Н уровень напряжений в твердых тканях не выходил за пределы 9,74 МПа. Это обеспечивает уменьшение функциональной нагрузки на связочный аппарат (периодонт) опорных элементов как минимум на 40% [3].

На основании трехмерного математического анализа было выявлено, что съемные ортопедические конструкции с опорой на имплантаты испытывают значительные динамические нагрузки не только в процессе жевания, но и во время наложения или снятия системы пациентом. Основная концентрация механических напряжений фиксируется в области удерживающих элементов (кламмеров), расположенных на имплантате. Применение кламмерных систем из эластичных полимеров способствует снижению нагрузки на абатмент, в то время как жесткие фиксаторы лучше предотвращают микроподвижность конструкции.

При этом имплантат выступает основным звеном, принимающим на себя давление, а интенсивность возникающих напряжений снижается при соблюдении ряда условий: минимальном или нулевом угле наклона абатмента, применении длинных и широких моделей имплантатов, а также при их позиционировании в проекции первых моляров. Метод конечных элементов играет фундаментальную роль в совершенствовании биомедицинских технологий и внедрении новых материалов, позволяя проводить масштабные испытания без привлечения пациентов. Данные подходы дают возможность определить эталонные характеристики материалов для восполнения костных дефицитов, открывая путь к биоинженерному созданию оптимальных структур для имплантации [58].

Для объективной оценки распределения нагрузок в системе «ортопедическая конструкция – имплантат – кость» и прогнозирования рисков осложнений, современная наука активно применяет методы математического моделирования. Наиболее распространенным и точным является метод конечных элементов (МКЭ). В рамках данного метода вся исследуемая система (им-

плантат, абатмент, супраструктура и окружающая кость) разбивается на множество элементарных геометрических объемов (конечные элементы). Математические уравнения, описывающие механические свойства материалов (например, модуль Юнга и коэффициент Пуассона), применяются к каждому элементу, что позволяет визуализировать и количественно оценить напряженно-деформированное состояние системы под действием жевательных сил. МКЭ позволяет исследователям и клиницистам виртуально протестировать различные сценарии ортопедического лечения (различное количество, диаметр, длина имплантатов, углы наклона, тип ортопедической конструкции) до фактического хирургического вмешательства, что критически важно для минимизации зон концентрации напряжений, которые являются предикторами костной резорбции и технических поломок [91].

Биомеханический ответ костной ткани на нагрузку, передаваемую через имплантат, не является статичным и зависит от сложного взаимодействия множества факторов. Костная ткань верхней челюсти обладает более низкой плотностью по сравнению с нижней челюстью. Низкая плотность означает меньшую устойчивость к сдвиговым и растягивающим напряжениям, что требует увеличения площади контакта имплантата с костью (использование более широких или длинных имплантатов) и более щадящего режима нагрузки [132]. Различные типы соединений демонстрируют разную способность противостоять микроподвижности и утечке бактерий, что напрямую влияет на стабильность супраструктуры и предотвращение периимплантита [26]. При полной адентии верхней челюсти, использование дистально наклоненных имплантатов (протокол All-on-4 или его модификации) позволяет обойти анатомические препятствия (синусы) и увеличить расстояние между имплантатами. Биомеханический анализ показывает, что данное распределение помогает эффективно трансформировать внеосевые нагрузки в более благоприятные осевые [149].

Стандартные подходы к ортопедическому лечению могут быть неэффективны при выраженной атрофии и индивидуальных особенностях окклю-

зии пациента. Неучет жевательного давления, траектории движений нижней челюсти и силы смыкания при моделировании ортопедической конструкции может привести к возникновению преждевременных контактов и биомеханической перегрузке в отдельных зонах [69]. Геометрия ортопедической конструкции (высота, протяженность консолей, материал) играет решающую роль в распределении нагрузки. Чрезмерно длинные консоли многократно увеличивают силы, действующие на дистальные имплантаты, что является частой причиной их потери или переломов [117].

Совмещение клинических данных КЛКТ с данными МКЭ позволяет разработать оптимальный план установки имплантатов и создания ортопедической конструкции, обеспечивая максимальную биомеханическую стабильность системы и долгосрочный успех ортопедического лечения [41].

## **Глава 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

Настоящее исследование представляет собой комплексный ретроспективный анализ, объединяющий данные 10-летнего клинического наблюдения и результаты компьютерного биомеханического моделирования для оценки эффективности и обоснования планирования ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты у пациентов с полной адентией верхней челюсти. В соответствии с поставленной целью, для ретроспективного анализа отдаленных результатов лечения проведено комплексное клинико-рентгенологическое исследование.

### **2.1. Клиническая часть исследования**

#### **Характеристика клинических групп**

В исследовании приняли участие 137 пациентов с диагнозами, соответствующими рубрикам МКБ-10: K08.1 (Потеря зубов вследствие несчастного случая, удаления или локальной периодонтальной болезни) и K08.2 (Атрофия беззубого альвеолярного края).

Общий объем исследуемого материала составил 750 установленных дентальных имплантатов, что обеспечило репрезентативность данных для статистического анализа. Средний возраст пациентов на момент начала наблюдения составлял  $60,4 \pm 0,9$  лет. Гендерный состав: 87 мужчин (63,5%) и 50 женщин (36,5%).

Период динамического наблюдения продолжительностью в 10 лет является ключевым для оценки отдаленных результатов и частоты возникновения поздних осложнений дентальной имплантации. Такой подход сопоставим с проведением зарубежных долгосрочных исследований [174]. Для обеспечения системности сбора данных контрольные клинико-рентгенологические осмотры проводились в стандартизированные временные точки: 1 год, 3 года, 5 лет и 10 лет после проведения ортопедического лечения, что позволило не только оценить итоговый результат лечения через десятилетие, но и проследить динамику развития осложнений (мукозита, периимплантита, резорбции костной ткани) на разных этапах функционирования имплантатов.

В соответствии с одной из основных задач исследования – оценить влияние количества опорных имплантатов и типа ортопедической конструкции на частоту осложнений – все 137 пациентов были стратифицированы на 7 детализированных групп. Критерием стратификации служили два основных фактора: тип ортопедической конструкции (несъемная, съемная, условно-съемная) и количество опорных имплантатов.

Данное разделение напрямую соотносится с целью клинико-механического обоснования планирования, поскольку позволяет сопоставить клинические исходы с результатами биомеханического моделирования для различных клинических случаев [10].

Для углубленного ретроспективного анализа были сформированы группы с разделением в зависимости от применяемых ортопедических конструкций. Данное разделение включает:

- несъемные ортопедические конструкции при различном количестве установленных дентальных имплантатов в качестве опоры
- съемные ортопедические конструкции с балочной фиксацией на 4 и 2 имплантатах.
- условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 и менее 6 имплантатах.

Анализ медицинских карт и рентгенологических снимков за десятилетний период позволил систематизировать отдаленные результаты имплантологического и последующего ортопедического лечения и выявить объективные закономерности [153].

Проведенный в исследовании анализ различных типов ортопедических конструкций и количества дентальных имплантатов в качестве их опоры позволил оценить влияние параметров на отдаленные результаты. Основной гипотезой было утверждение, что количество опорных имплантатов и тип ортопедической конструкции являются определяющими факторами долгосрочной стабильности, функциональности и частоты осложнений при реабилитации пациентов с полной адентией верхней челюсти. Такой подход пол-

ностью соответствует концепции индивидуального планирования дентальной имплантации, позволяя в дальнейшем выработать научно обоснованные критерии выбора количества имплантатов и типа ортопедической конструкции для конкретных клинических условий [55].

Для верификации гипотезы включенные в исследование 137 пациентов целенаправленно распределены на 7 стратифицированных групп. Критерием распределения служила клиническая стратегия, применяемая во время лечения (таблица 1).

Группа 1. Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах (25 пациентов, 220 имплантатов).

Данная группа характеризуется максимальной биомеханической стабильностью установленных имплантатов. Отметим, что применение большого количества имплантатов (8-10) позволяет создать протяженную непрерывную опору по всему зубному ряду, что, согласно данным современной научной литературы и результатам биомеханического моделирования, способствует оптимальному распределению жевательной нагрузки при ее снижении на каждый отдельный имплантат и окружающую костную ткань, минимизируя риски резорбции и периимплантита [31, 163].

Группа 2. Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах (26 пациентов, 156 имплантатов).

Данная группа отражает широко распространенный клинический протокол. Он представляет собой компромисс между инвазивностью, стоимостью лечения и биомеханической надежностью. Отметим, что снижение числа опор с 8-10 до 6 потенциально увеличивает нагрузку на оставшиеся имплантаты, что требует оценки влияния данного фактора на частоту отдаленных осложнений, таких как мукозит, периимплантит и резорбция кости [77, 142].

Группа 3. Несъемные ортопедические конструкции на менее чем 6 имплантатах (25 пациентов, 121 имплантат).

В данную группу вошли пациенты, у которых в силу анатомических ограничений (выраженная атрофия костной ткани, близость гайморовых пазух)

использовано минимальное количество имплантатов в качестве опоры (чаще 4 или 5 имплантатов). Эта группа представляла особый интерес для выявления предела снижения опорности, за которым риски осложнений возрастают критически. Анализ данной группы дает возможность оценить, в каких клинических ситуациях такой подход оправдан, а когда его следует избегать [99].

Группа 4. Съёмные ортопедические конструкции с балочной фиксацией на 4 имплантатах (15 пациентов, 60 имплантатов).

Данный протокол реабилитации сочетает надежность фиксации, обеспечиваемой имплантатами, с возможностью съема ортопедической конструкции, что облегчает для пациента гигиенический уход за полостью рта. Четыре имплантата с соединяющей их балкой создают стабильную опору для съёмной ортопедической конструкции, кардинально улучшая ее фиксацию [14]. Задачей анализа было оценить, насколько такая ортопедическая конструкция, при меньшем количестве имплантатов, соответствует по надежности несъёмным.

Группа 5. Съёмные ортопедические конструкции с балочной фиксацией на 2 имплантатах (15 пациентов, 30 имплантатов).

Это минимально инвазивный и наименее затратный вариант улучшения фиксации съёмной ортопедической конструкции. Однако с биомеханической точки зрения две точечные опоры могут быть недостаточными для равномерного распределения жевательной нагрузки на беззубую челюсть, создавая риск перегрузки имплантатов и кости. Следует отметить, что анализ указанной группы необходим для определения границ применимости данного метода и оценки связанных с ним рисков [127].

Группа 6. Условно-съёмные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах (16 пациентов, 96 имплантатов).

Условно-съёмные ортопедические конструкции (с винтовой фиксацией) занимают промежуточное положение между несъёмными и съёмными. Они надежно зафиксированы в полости рта пациента, но при необходимости могут быть сняты стоматологом-хирургом для обслуживания и ремонта. Использование 6 имплантатов обеспечивает хорошую поддержку [64]. Сравне-

ние этой группы с Группой 2 (несъемные на 6 имплантатах) позволяло оценить влияние типа фиксации ортопедической конструкции (цементная/несъемная и винтовая/условно-съемная) на клинические исходы.

Группа 7. Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее чем 6 имплантатах (15 пациентов, 67 имплантатов).

В данной группе исследуется вариант с минимальной опорностью, но уже в рамках условно-съемного протокола. Сравнение данной группы с Группой 6 и Группой 3, позволяло комплексно оценить, как одновременно уменьшение количества опор и выбор типа ортопедической конструкции влияют на долгосрочную стабильность [126].

Таким образом, предложенная стратификация представляла собой строгую систему, позволяющую определить влияние двух главных переменных – «количество имплантатов» и «тип и фиксация ортопедической конструкции» – на выживаемость имплантатов, частота осложнений и состояние костной ткани [110]. Это является основой для разработки индивидуальных планов лечения, где выбор подхода будет основываться на научно подтвержденных данных о ее долгосрочной эффективности и рисках.

Для проведения дифференцированного сравнения пациенты были распределены на следующие группы:

Таблица 1. Группы клинического исследования.

Группа	Название ортопедической конструкции	Количество пациентов	Количество установленных имплантатов
1.	Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах	25	220
2.	Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах	26	156
3.	Несъемные ортопедические конструкции на менее чем 6 параллельных имплантатах	25	121
4.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах	15	60
5.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах	15	30
6.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах	16	96
7.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее чем 6 имплантатах	15	67
Итого		137	750

## 2.2. Метод математического моделирования напряженно-деформированного состояния

### 2.2.1. Создание геометрической модели

Основой для построения трехмерной расчетной модели послужили данные компьютерной томографии (КТ) пациента с установленными ден- тальными имплантатами (рисунок 1). Выполнялась трехмерная реконструк- ция костной ткани верхней челюсти с использованием специализированного программного обеспечения для обработки медицинских изображений [36]. За прототип взят имплантат «NobelParallel Conical Connection TiUltra» (диаметр 3,75 мм, длина 10 мм). Геометрия имплантата упрощена до цилиндра с ко- нусным переходом в апикальной части; моделирование резьбы исключено. Для каждого имплантата создавалось коррелирующее посадочное отверстие со скругленными краями. Ортопедическая супраструктура (металлический каркас балки) моделировалась как единое целое с имплантатами, что имити- рует клиническую ситуацию цементной фиксации несъемной ортопедиче- ской конструкции.

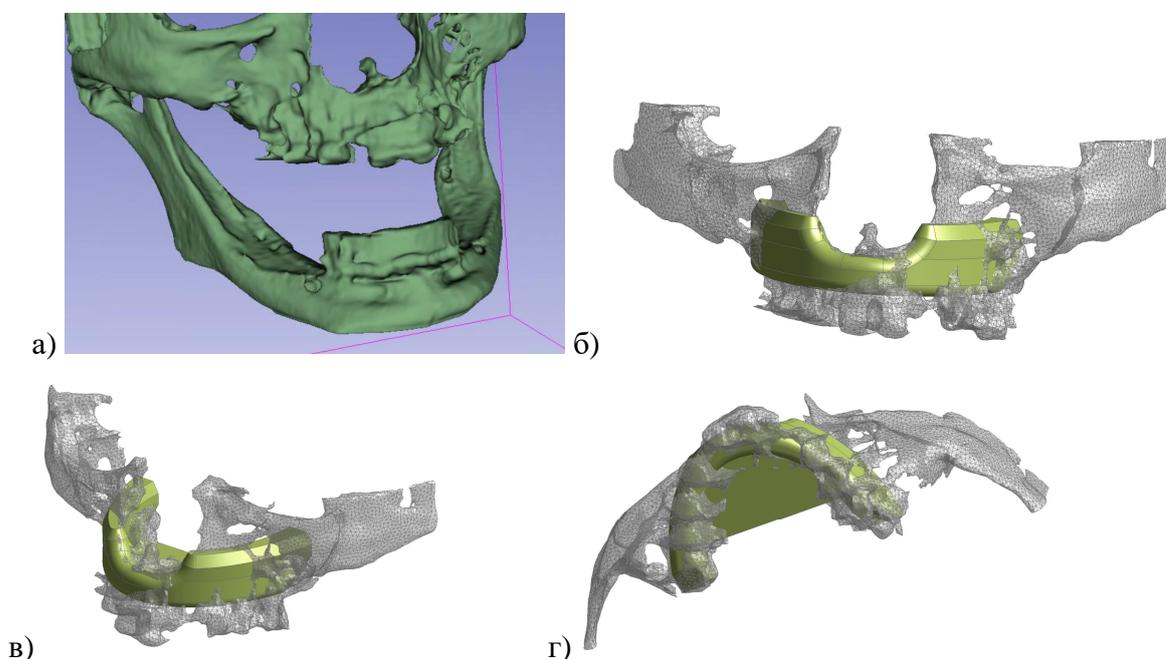


Рисунок 1. Геометрия челюсти, полученная из снимков КТ (а). Внешний вид челюсти, полученной из снимков КТ (прозрачным) и итоговой геометрической модели (сплошным). (б, в, г)

В данной работе рассматриваются различные вариации геометрии, ко- торые можно разделить на две группы (рисунок 2, 3).

Группа №1: Варианты с 4 имплантатами, в которых дистальные опоры были установлены под разными углами наклона к вертикальной оси: 45°, 30° и 17°.

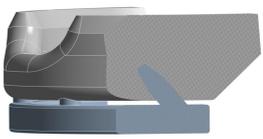
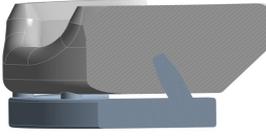
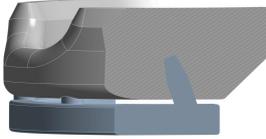
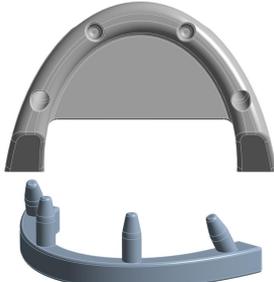
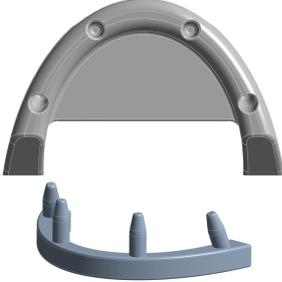
Количество имплантатов	4 (45°)	4 (30°)	4 (17°)
Геометрия в сборе (сечение)			
Верхняя челюсть и ортопедическая конструкция			

Рисунок 2. Варианты геометрии для 4 имплантатов (Группа №1).

Группа №2: Варианты с вертикальной установкой различного количества имплантатов: 4, 6 и 8.

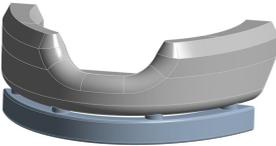
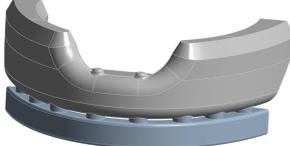
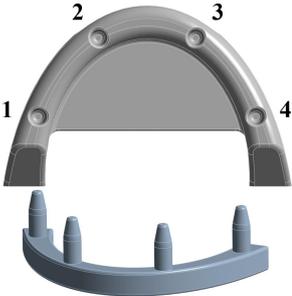
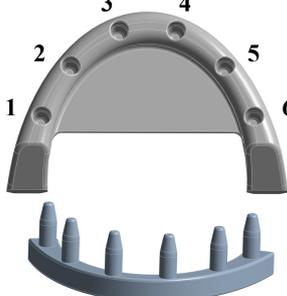
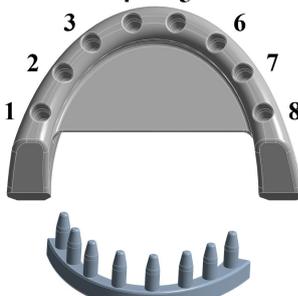
Количество имплантатов	4	6	8
Геометрия в сборе (сечение)			
Верхняя челюсть и ортопедическая конструкция (дополнительно указана нумерация)			

Рисунок 3. Варианты геометрии для различного количества вертикально расположенных имплантатов (Группа №2).

Выбор и назначение механических характеристик материалов в расчетной модели являлись критически важным этапом, определяющим достоверность и клиническую значимость результатов биомеханического моделирования [158].

Для моделирования внутрикостной части имплантата и супраструктуры (металлического каркаса балки) выбран титан (Ti-6Al-4V), что соответствует материалу имплантационных систем, используемых в клинической практике

(например, ASTRA TECH Implant System). Материал моделировался как изотропный, линейно-упругий. Его механические характеристики приняты на основе данных материаловедения (таблица 2):

- модуль Юнга ( $E$ ) 105 ГПа характеризует высокую жесткость титана, что обеспечивает минимальную деформацию имплантата под нагрузкой и эффективную передачу жевательного усилия на костную ткань [43];
- коэффициент Пуассона ( $\nu$ ) 0,3, стандартное значение для металлических сплавов, описывающее отношение поперечного сжатия к продольному растяжению [1];
- предел прочности 300 МПа, данный параметр введен для оценки запаса прочности самой ортопедической конструкции. В ходе анализа проверялось, не превышают ли расчетные напряжения в имплантате и супраструктуре данное критическое значение, что позволяет прогнозировать риск механического отказа (например, перелома винта или самого имплантата) [80].

Моделирование кости представляло наибольшую сложность в силу ее естественной неоднородности и анизотропии. Костная ткань рассматривалась как изотропный и линейно-упругий материал со средними свойствами, приближенными к компактной (кортикальной) кости:

- модуль Юнга ( $E$ ) 18 ГПа, данное значение является усредненным и широко используется в биомеханических исследованиях для моделирования кортикального слоя, который играет основную роль в первичной стабильности имплантата и восприятию нагрузки;
- коэффициент Пуассона ( $\nu$ ) 0,3, установлены критические пороговые значения, основанные на данных физиологии костной ткани;
- критическое значение эквивалентной деформации 0,4%, превышение данного уровня деформации может запускать процесс патологической резорбции кости вокруг имплантата, так как кость не успевает адаптироваться к чрезмерным нагрузкам. Этот параметр напрямую связан с риском развития периимплантита и атрофии костной ткани, что является одним из наиболее распространенных осложнений, анализируемых в клинической части исследования;

- критическое значение напряжения 72 МПа, данная величина соответствует уровню, при котором в костной ткани могут начинаться необратимые микроповреждения, ведущие к ее пластической деформации и резорбции.

В рамках задачи по выявлению факторов риска проведен анализ влияния вариаций механических свойств кости. Смоделировано состояние губчатой (трабекулярной) кости с модулем Юнга  $E = 6$  ГПа, что характерно для пациентов с выраженной атрофией альвеолярного отростка. Сравнительный анализ двух типов кости (с  $E = 18$  ГПа и  $E = 6$  ГПа) позволил оценить, как изменение плотности костной ткани влияет на распределение нагрузок между имплантатом и костью, и дать рекомендации для пациентов с остеопорозом или атрофией.

Обоснование допущений: Принятие модели изотропной и линейно-упругой костной ткани, хотя и является упрощением, остается оправданным для сравнительного анализа распределения нагрузок и выявления общих биомеханических закономерностей в различных клинических ситуациях. Данный подход позволяет абстрагироваться от индивидуальных анатомических особенностей и сосредоточиться на влиянии принципиальных факторов: количества, расположения и размеров имплантатов.

В соответствии с задачей оптимизации планирования, дополнительно исследовалось влияние геометрических параметров имплантатов.

Помимо базового имплантата (3,75 мм x 10 мм), проводились расчеты для моделей с увеличенной длиной (12,5 мм) и увеличенным диаметром (4,5 мм), что позволило количественно оценить снижение напряжений в кости при использовании имплантатов максимально возможных размеров.

Материалы в модели считались изотропными, линейно-упругими и однородными. Использованные свойства приведены в таблице 2.

Таблица 2. Механические свойства материалов при конечно-элементном моделировании

Материал	Модуль Юнга, ГПа	Коэф. Пуассона	Критическое значение по деформации	Критическое значение напряжения, МПа
Титан	105	0,3	-	300
Кость	18	0,3	0,4%	72

### 2.2.2. Построение сеточной модели

Моделирование проводилось в условиях статической постановки. На нижнюю поверхность ортопедической конструкции прикладывалась равномерно распределенная сила суммарной величиной 100 Н, имитирующая двустороннее жевательное усилие [107]. Вектор силы был направлен перпендикулярно окклюзионной плоскости. Для обеспечения условий статического равновесия изолированного фрагмента верхней челюсти на его верхней (краниальной) поверхности было задано граничное условие в виде запрета перемещений по нормали, имитирующее опору на соседние костные структуры (рисунок 4).

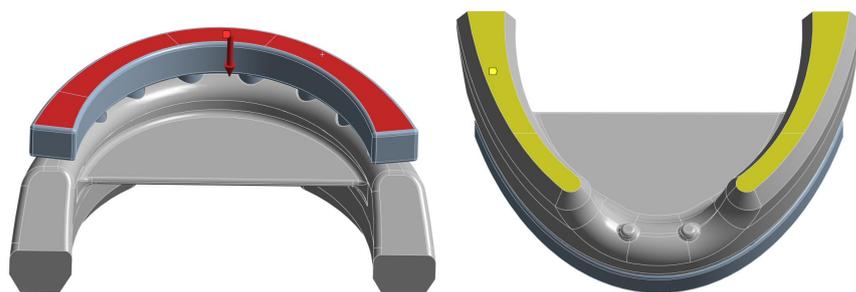
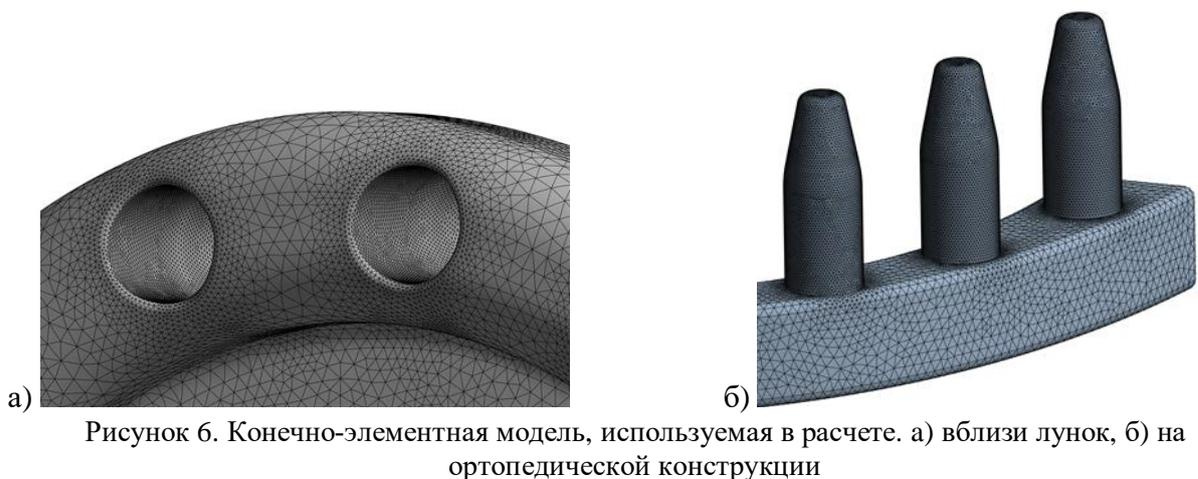


Рисунок 4. Визуализация используемых граничных условий. Красным – область приложения силы, желтым – область закрепления.

Взаимодействие между поверхностями имплантатов и костным ложем моделировалось по схеме «связанный», что отражает состояние полной остеоинтеграции. Для решения контактной задачи применялся метод штрафных функций (идея метода основана на преобразовании исходной задачи с ограничениями в одну или последовательность задач безусловной оптимизации) с коэффициентом 0,1 [68]. Расчетная область дискретизировалась тетраэдральными конечными элементами второго порядка (SOLID186 в программном комплексе Ansys). Построение сетки выполнялось с применением градации: в зонах контакта (имплантат-кость) и концентрации напряжений размер элементов составлял ~0,15 мм, в объеме кости увеличивался до 1 мм, в ортопедической конструкции – до 0,5 мм (рисунок 5). Общее количество элементов в моделях варьировалось от  $1,2 \cdot 10^6$  до  $2,3 \cdot 10^6$ , число узлов – от  $2,1 \cdot 10^6$  до  $3,9 \cdot 10^6$ . Корректность сетки подтверждена проверкой на сходимость.

В качестве основного критерия оценки напряженного состояния рассматривалось эквивалентное напряжение по Мизесу. При анализе альвеолярной кости определялись максимальные и усредненные по площади лунки имплантата значения напряжений.



В ортопедической конструкции имплантата и супраструктуры определялись максимальные и усредненные по поверхности имплантата значения напряжений [138]. Для визуализации и количественного анализа использовались как встроенные средства постпроцессора Ansys, так и специализированные скрипты на языке APDL.

### 2.3. Статистические методы

Статистическая обработка данных проводилась с использованием стандартного пакета статистического анализа. Для количественных показателей, представленных в виде  $M \pm m$  (среднее значение  $\pm$  стандартная ошибка), проводилась оценка достоверности различий с помощью t-критерия Стьюдента [7]. Для анализа качественных признаков (частоты осложнений в группах) применялись методы непараметрической статистики, в частности, критерий  $\chi^2$  (хи-квадрат). Различия считались статистически значимыми при уровне  $p < 0,05$ .

### **Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ**

Настоящее исследование представляет собой комплексный анализ, объединяющий данные многолетнего клинического наблюдения и результаты компьютерного биомеханического моделирования. Такой интегративный подход позволяет констатировать отдаленные результаты лечения и понять механизмы, определяющие их, что является основой для разработки индивидуального плана лечения с применением метода дентальной имплантации и последующей ортопедической реабилитации [116].

#### **3.1. Клинические результаты лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти в долгосрочном периоде (10 лет)**

Проведенный нами ретроспективный анализ отдаленных результатов ортопедической реабилитации 137 пациентов с установленными 750 дентальными имплантатами представляет собой клиническое исследование, позволившее не просто зафиксировать статистические данные, но и выявить закономерности, связывающие тип ортопедической конструкции, количество опорных элементов и частоту развития отдаленных осложнений. Полученные результаты являются основой формирования планирования дентальной имплантации с последующим ортопедическим лечением у пациентов с полной адентией верхней челюсти на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента.

##### **3.1.1. Результаты анализа осложнений в долгосрочном периоде**

Выявленные осложнения за исследуемый 10-летний период (таблица 3) характеризуются следующими статистически значимыми показателями, которые отражают течение процесса остеоинтеграции и функциональной адаптации на протяжении длительного срока.

Так, наиболее частым патологическим состоянием, выявленным в отдаленном периоде, стал мукозит – воспалительное поражение слизистой оболочки, окружающей имплантат, протекающее без выраженной потери опорной костной ткани; достоверно диагностировано в области установки 138 имплантатов, что составило 18,4% от их общего числа. Данный результат подтверждает тезис о

**Таблица 3. Распределение осложнений (период наблюдения – 10 лет).**

Группа	Вид ортопедической конструкции	Количество пациентов	Количество установленных имплантатов	Наличие мукозита	Периимплантит с резорбцией костной ткани до 1/3 длины имплантата	Периимплантит с резорбцией на 1/2 длины имплантата	Количество удаленных имплантатов за анализируемый период	Количество имплантатов за анализируемый период без осложнений
1.	Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах	25	220	8,18% (18)	3,18% (7)	0,9% (2)	0,45% (1)	87,29% (192)
2.	Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах	26	156	12,17% (19)	8,33% (13)	1,92% (3)	1,92% (3)	75,66% (118)
3.	Несъемные ортопедические конструкции на менее чем 6 параллельных имплантатах	25	121	24,7% (30)	14,87% (18)	4,95% (6)	4,95% (6)	50,53% (61)
4.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах	15	60	10% (6)	5% (3)	1,66% (1)	1,66% (1)	81,68% (49)
5.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах	15	30	40% (12)	13,33% (4)	3,33% (1)	3,33% (1)	40,01% (12)
6.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах	16	96	25% (24)	8,33% (8)	2,08% (2)	2,08% (2)	62,51% (60)
7.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее чем 6 имплантатах	15	67	43,3% (29)	17,9% (12)	2,98% (2)	2,98% (2)	32,84% (22)
Итого		137	750	18,4% (138)	8,66% (65)	2,26% (17)	2,13% (16)	68,53 (514)

высокой распространенности в отдаленном периоде воспалительных процессов в мягких тканях, окружающих имплантат [54]. Выявленная частота мукозита указывает на необходимость динамического контроля состояния слизистой оболочки и поддержания пациентом высокого уровня индивидуальной гигиены полости рта после ортопедической реабилитации.

Еще одним клинически значимым осложнением является периимплантит, который несет в себе риск утраты имплантата вследствие деструкции его костной опоры [166]. В исследовании зафиксировано деструктивное состояние в общей сложности в 82 случаях. Для более детального анализа и понимания прогноза проведена градация по степени тяжести костной резорбции (таблица 3). В области установки 65 имплантатов (8,66% от общего количества) выявлена резорбция костной ткани, достигающая до  $1/3$  длины имплантата. Эта стадия характеризуется как умеренно выраженный периимплантит, при котором своевременное начало терапии может позволить стабилизировать процесс и сохранить имплантат. В области установки 17 имплантатов (2,26%) резорбция носила более выраженный характер и достигала до  $1/2$  длины имплантата, что свидетельствует о значительном прогрессировании патологического процесса и о высоком риске неудачи консервативного лечения и последующей утраты ортопедической конструкции.

Полученные данные подтверждают вывод о том, что риск утраты костной опоры сохраняется и в отдаленном периоде наблюдений, что требует проведения динамического клинического и рентгенологического мониторинга и своевременных гигиенических и ортопедических мероприятий при первых признаках развития патологического процесса [28].

Отметим, что индикатором эффективности и долговременной стабильности метода является доля имплантатов, сохранивших функциональность полностью и не демонстрировавших признаков каких-либо патологических изменений на протяжении всего периода наблюдения. Несмотря на проводимое комплексное лечение и профилактику, в течение анализи-

руемого 10-летнего периода удалено 16 имплантатов, что в процентном соотношении соответствует 2,13% от общего числа установленных. При столь длительном и репрезентативном сроке наблюдения значение данного показателя может расцениваться как относительно низкое, что свидетельствует о надежности и прогнозируемости метода дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения у большинства пациентов в исследуемых группах [101].

Результаты проведенного исследования продемонстрировали, что через 10 лет после установки и ортопедического лечения без каких-либо осложнений продолжали функционировать 514 установленных имплантатов, что составляет 68,53% от общего числа. Данный результат подчеркивает достаточно высокую общую клиническую эффективность и прогнозируемость метода дентальной имплантации при полной адентии верхней челюсти в отдаленном периоде, напрямую зависящую от индивидуальных параметров планирования.

### **3.1.2. Влияние количества установленных дентальных имплантатов и типа ортопедической конструкции на частоту осложнений**

Проведенный ретроспективный анализ со стратификацией пациентов в зависимости от установленных ортопедических конструкций выявил отчетливую и статистически значимую зависимость частоты и тяжести патологических процессов от двух факторов: числа опорных имплантатов и типа ортопедической конструкции [75]. Данное наблюдение формирует основу планирование лечения, позволяя прогнозировать долгосрочный результат на основе объективных параметров (таблица 3) [26].

Несъемные ортопедические конструкции с опорой на 8-10 дентальных имплантатах.

В данной клинической группе пациентов зафиксировано минимальное количество осложнений всех категорий. В отдаленные сроки (10 лет) наблюдается следующее: мукозит, как наименее тяжелое, но потенциально прогрессирующее состояние, был зарегистрирован лишь в области установки

8,18% имплантатов (18 из 220). Воспалительные процессы в мягких тканях вокруг имплантатов в данной конфигурации возникают относительно редко. Периимплантит, сопровождающийся необратимой убылью костной ткани, выявлен в единичных случаях: резорбция до  $1/3$  длины имплантата отмечена в области установки 3,18% имплантатов (7 имплантатов), а до  $1/2$  длины – в области установки 0,9% имплантатов (2 имплантата). Удаление потребовалось только для одного имплантата, что составило 0,45% случаев.

Главным показателем, обеспечивающим успешность лечения, является доля имплантатов без каких-либо патологических изменений. В группе 1 (8-10 имплантатов) этот показатель достиг 87,29% (192 имплантата из 220). Это означает, что большинство имплантатов через десять лет функционировали так же стабильно, как и в первые годы после установки. Такой результат объясняется оптимальным распределением жевательной нагрузки между большим количеством опор, что предотвращает локальную перегрузку и, как следствие, развитие деструктивных процессов в периимплантатных тканях [39].

Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах.

Снижение количества опорных элементов (дентальных имплантатов) на 25-40% (с 8-10 до 6) привело и статистически значимому ухудшению всех клинических показателей, что происходит вследствие повышенной биомеханической нагрузки, приходящуюся на каждый отдельный имплантат.

Наблюдаемый рост воспалительных и деструктивных процессов в данной группе выглядел следующим образом. Частота мукозита в этой группе возросла до 12,17% (19 из 156 имплантатов). Частота периимплантита с резорбцией до  $1/3$  длины имплантата увеличилась более чем в 2,5 раза, достигнув 8,33% (13 имплантатов). Отметим, что снижение количества опор делает систему более уязвимой к развитию не только воспаления, но и последующей резорбции костной ткани. При этом количество удаленных имплантатов возросло до 3 случаев, что соответствует 1,92%.

В ходе исследования выявлено, что в результате совокупного воздействия этих факторов, доля имплантатов, полностью сохранивших

функциональность, снизилась до 75,66% (118 из 156). Хотя данный показатель остается достаточно высоким, тенденция к снижению биомеханической надежности при уменьшении числа опорных элементов негативно отражается на долгосрочном прогнозе.

Несъемные ортопедические конструкции на менее чем 6 дентальных имплантатах:

Наиболее неблагоприятная ситуация наблюдалась в группе пациентов с установкой менее шести дентальных имплантатов, что наглядно иллюстрирует последствия биомеханической перегрузки при недостаточном количестве опор. Так, частота мукозита достигла 24,7% (30 из 121 имплантата), воспаление слизистой отмечалось практически вокруг каждого четвертого имплантата. Периимплантит с прогрессирующей резорбцией костной ткани был диагностирован в 14,87% случаев (18 имплантатов), что почти в 5 раз выше, чем в группе с 8-10 имплантатами. Также наблюдалась высокая частота потери дентальных имплантатов (удалено 6 дентальных имплантатов). Показатель удаления имплантатов достиг 4,95% случаев, что в 11 раз превышает аналогичный показатель в группе пациентов, которым установили 8-10 имплантатов.

Общим результатом наблюдения частоты осложнений явилось то, что лишь 50,53% имплантатов (61 из 121) функционировали без осложнений. Через десять лет только каждый второй имплантат в этой группе оставался полностью интактным. Полученные данные являются клиническим подтверждением того, что уменьшение количества опорных элементов оказывает прямое негативное влияние на стабильность и резко увеличивает риск развития осложнений.

Анализ группы пациентов, которым проводили ортопедическое лечение с применением съемных ортопедических конструкций, выявил, что большее количество опор обеспечивает более стабильный результат лечения [124]. Данная закономерность подтвердилась как для несъемных, так и для съемных ортопедических конструкций.

Так, при использовании 4 дентальных имплантатов в качестве опоры для съемной ортопедической конструкции с балочной фиксацией, доля имплантатов без осложнений оставалась на высоком уровне – 81,68% (49 из 60). Однако снижение количества опор до 2 имплантатов привело к почти двукратному ухудшению показателей: функциональность без осложнений сохранили лишь 40,01% имплантатов (12 из 30). При этом частота мукозита достигла критических 40% (12 имплантатов). Уменьшение количества опорных элементов при использовании съемных ортопедических конструкций повышает риск осложнений и делает такую ортопедическую конструкцию клинически несостоятельной в долгосрочной перспективе.

Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке, заняв промежуточное положение между несъемными и съемными, демонстрировали аналогичную тенденцию. Использование 6 имплантатов позволило сохранить без осложнений 62,51% ортопедических конструкций (60 из 96). При использовании менее 6 имплантатов частота осложнений была еще выше: без осложнений сохраняли функциональность всего 32,84% имплантатов (22 из 67). При этом мукозит был выявлен в области установки 43,3% имплантатов, а периимплантит – в области установки 17,9%, что отражает высокую вероятность развития воспалительных и деструктивных осложнений в данной группе.

Проведенный детальный анализ доказывает, что количество опорных имплантатов является определяющим фактором функционирования всей системы «имплантат-кость-ортопедическая конструкция». Выбор в пользу большего количества опор (8-10) обеспечивает прогнозируемость и стабильность результата, тогда как ограничение их числа закономерно ведет к прогрессирующему росту рисков и снижению общей эффективности лечения на протяжении 10-летнего периода [59].

### **3.1.3. Динамика развития осложнений в течение 10 лет**

Проведенный анализ состояния опорных имплантатов с фиксацией результатов в контрольные точки на протяжении десятилетнего периода наблюдения (1, 3, 5 и 10 лет) позволил зафиксировать статичную картину отдаленных результатов и выявить закономерности течения биомеханиче-

ской и биологической адаптации системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция» во времени. На начальных этапах наблюдения, а именно в течение первого (таблица 4) и третьего (таблица 5) годов после ортопедического лечения, общая частота регистрируемых осложнений во всех исследуемых группах находилась на относительно низком уровне, что может быть охарактеризовано как период первичной стабилизации и адаптации. Так, по истечении первого года функционирования доля имплантатов, функционировавших без каких-либо осложнений, в сводных данных достигала 95,2% (714 из 750), а частота мукозита не превышала 4% (30 случаев). Даже к третьему году наблюдения общий показатель функционирования без осложнений сохранялся на высоком уровне – 89,6% (672 имплантата), а частота мукозита возрастала до 7,6% (57 случаев), при этом тяжелые формы периимплантита с резорбцией кости на половину длины имплантата и его удаления оставались единичными (0,13% и 0,4% соответственно). Однако, по мере увеличения срока функциональной нагрузки до пяти (таблица 6), и особенно до десяти лет (таблица 3), в группах с уменьшенным количеством опорных элементов начал проявляться эффект биомеханической перегрузки, что нашло свое отражение в прогрессирующем росте частоты и тяжести осложнений [133]. В группах с несъемными ортопедическими конструкциями, установленными на менее чем шести имплантатах, и условно-съемными ортопедическими конструкциями с тем же количеством имплантатов в качестве опоры к пятилетнему сроку наблюдался рост частоты развития мукозита до 19,0% и 25,37% соответственно, в то время как развитие периимплантита с резорбцией на треть длины имплантата достигал показателей 11,57% и 13,43%, а количество удалений имплантатов увеличивалось до 3,3% и 2,98%. К десятилетнему рубежу эта негативная динамика только усугублялась, достигнув своих максимальных значений: в группе с наименьшим числом опор мукозит регистрировался уже в области установки 24,7% имплантатов, периимплантит – в области установки 14,87%, а каждый двадцатый имплантат (4,95%) потребовал удаления. Однако с этой картиной контрастирует группа пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями на 8–10

имплантатах, которая демонстрировала высокую стабильность и минимальную динамику роста осложнений на всем протяжении десятилетнего периода. Даже к десяти годам наблюдения прогрессирование частоты мукозита и периимплантита в этой группе было минимальным, а показатель удаления имплантатов оставался на низком уровне в 0,45%. Такая устойчивость к фактору времени подчеркивает способность ортопедических конструкций с максимальным количеством опор обеспечивать долгосрочную биомеханическую стабильность с эффективным распределением жевательной нагрузки [17]. Полученные данные наглядно демонстрируют, что стратегия лечения, выбранная на этапе планирования с применением построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента, обеспечивает устойчивую функциональность ортопедической конструкции в долгосрочном периоде [95].

На основании анализа динамики развития осложнений, можно заключить, что общая частота осложнений в период до 3 лет оставалась низкой (более 89% имплантатов функционировали без осложнений). Однако наиболее значимое прогрессирование осложнений, включая периимплантит и последующую потерю имплантатов, происходит в долгосрочном периоде. Анализ данных демонстрирует прямую корреляцию между количеством установленных дентальных имплантатов и стабильностью ортопедической конструкции: максимальная положительная результативность и наименьший риск осложнений в течение 10 лет достигнуты в группе пациентов, которым были установлены несъемные ортопедические конструкции с опорой на 8–10 имплантатов. Таким образом, для обеспечения стабильности ортопедической конструкции в отдаленном периоде и для эффективного распределения жевательной нагрузки представляется необходимым использование большего количества опор, поскольку ограничение числа имплантатов закономерно приводит к прогрессирующему росту рисков осложнений и последующей потере имплантата [49].

**Таблица 4. Распределение осложнений (период наблюдения – 1 год).**

Группа	Вид ортопедической конструкции	Количество пациентов	Количество установленных имплантатов	Наличие мукозита	Периимплантит с резорбцией костной ткани до 1/3 длины имплантата	Периимплантит с резорбцией на 1/2 длины имплантата	Количество удаленных имплантатов за анализируемый период	Количество имплантатов за анализируемый период без осложнений
1.	Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах	25	220	2,72% (5)	0%	0%	0%	97,28% (215)
2.	Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах	26	156	3,2% (5)	0%	0%	0%	96,8% (151)
3.	Несъемные ортопедические конструкции на менее 6 параллельных имплантатах	25	121	8,26% (10)	2,47% (3)	0%	0%	89,27% (108)
4.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах	15	60	1,66% (1)	0%	0%	0%	98,34 (59)
5.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах	15	30	3,33% (1)	3,33% (1)	0%	0%	93,34 (28)
6.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах	16	96	4,16% (4)	0%	0%	0%	95,84 (92)
7.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее 6 имплантатах	15	67	5,97% (4)	2,98% (2)	0%	0%	91,05 (61)
Итого		137	750	4% (30)	0,8 (6)			95,2% (714)

**Таблица 5. Распределение осложнений (период наблюдения – 3 года).**

Группа	Вид ортопедической конструкции	Количество пациентов	Количество установленных имплантатов	Наличие мукозита	Периимплантит с резорбцией костной ткани до 1/3 длины имплантата	Периимплантит с резорбцией на 1/2 длины имплантата	Количество удаленных имплантатов за анализируемый период	Количество имплантатов за анализируемый период без осложнений
1.	Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах	25	220	3,18% (7)	0%	0%	0%	96,82% (213)
2.	Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах	26	156	5,13% (8)	1,92% (3)	0%	0%	92,95% (145)
3.	Несъемные ортопедические конструкции на менее 6 параллельных имплантатах	25	121	16,5% (20)	4,95% (6)	0%	2,46% (3)	76,09% (92)
4.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах	15	60	5% (3)	0%	0%	0%	95% (57)
5.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах	15	30	13,3% (4)	3,33% (1)	0%	0%	83,37% (25)
6.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах	16	96	7,29% (7)	3,125% (3)	0%	0%	89,585% (86)
7.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее 6 имплантатах	15	67	11,9% (8)	5,97% (4)	1,48% (1)	0%	80,65% (54)
Итого		137	750	7,6% (57)	2,26% (17)	0,13% (1)	0,4% (3)	89,6% (672)

**Таблица 6. Распределение осложнений (период наблюдения – 5 лет).**

Группа	Вид ортопедической конструкции	Количество пациентов	Количество установленных имплантатов	Наличие мукосита	Периимплантит с резорбцией костной ткани до 1/3 длины имплантата	Периимплантит с резорбцией на 1/2 длины имплантата	Количество удаленных имплантатов за анализируемый период	Количество имплантатов за анализируемый период без осложнений
1.	Несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах	25	220	5% (11)	0,9% (2)	0%	0%	94,1% (207)
2.	Несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах	26	156	8,97% (14)	5,13% (8)	1,27% (2)	1,27% (2)	83,36% (130)
3.	Несъемные ортопедические конструкции на менее 6 параллельных имплантатах	25	121	19,007% (23)	11,57% (14)	4,13% (5)	3,3% (4)	61,993% (75)
4.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах	15	60	6,66% (4)	3,33% (2)	0%	0%	90,01% (54)
5.	Съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах	15	30	20% (6)	10% (3)	3,33% (1)	3,33% (1)	63,34% (19)
6.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах	16	96	14,58% (14)	6,25% (6)	0%	0%	79,17% (76)
7.	Условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее 6 имплантатах	15	67	25,37% (17)	13,43% (9)	1,48% (1)	2,98% (2)	56,74% (38)
Итого		137	750	11,86% (89)	5,86 (44)	1,2% (9)	1,2% (9)	79,86% (599)

## **3.2. Результаты биомеханического моделирования напряженно-деформированного состояния**

### **3.2.1. Влияние количества имплантатов на распределение напряжений**

Моделирование жевательной нагрузки в рамках биомеханического анализа методом конечных элементов продемонстрировало, что варьирование числа установленных дентальных имплантатов влечет за собой изменения напряженно-деформированного состояния системы «имплантат – альвеолярная кость» [86]. Визуальный анализ полей эквивалентных напряжений по Мизесу показал, что напряжения в альвеолярной кости концентрируются преимущественно в области лунки имплантата, при этом распределение и пиковые значения напряжений отличаются в зависимости от количества опор (рисунок 7).

Наибольшей нагрузке подвергается поверхность лунки дентального имплантата, причем наиболее напряженными зонами оказываются две области: первая локализуется вблизи основания лунки, вторая же сосредоточена в ее краевой части, что соответствует кортикальному слою кости, выполняющему основную функцию перераспределения жевательного давления. Зона локализации давления отчетливо видна на рисунке 8 (а).

Аналогичная картина наблюдается и в титановом имплантате, для которого характерными зонами наибольшей концентрации напряжений является внешняя поверхность шейки имплантата, непосредственно контактирующая с альвеолярной костью, находящаяся на максимальном отдалении от основания лунки, а также область сопряжения имплантата с супраструктурой, где ортопедическая конструкция передает усилие на имплантат, вызывая увеличение локальных напряжений в этой области (рисунок 8 (б)) [120]. Исходя из вышесказанного, можно предположить, что самой вероятной для поломки является область ортопедической конструкции, находящаяся между лункой и супраструктурой.

В рассматриваемой модели закрепление происходит на всей поверхности верхней границы геометрии, минимизируя отклонения от начального

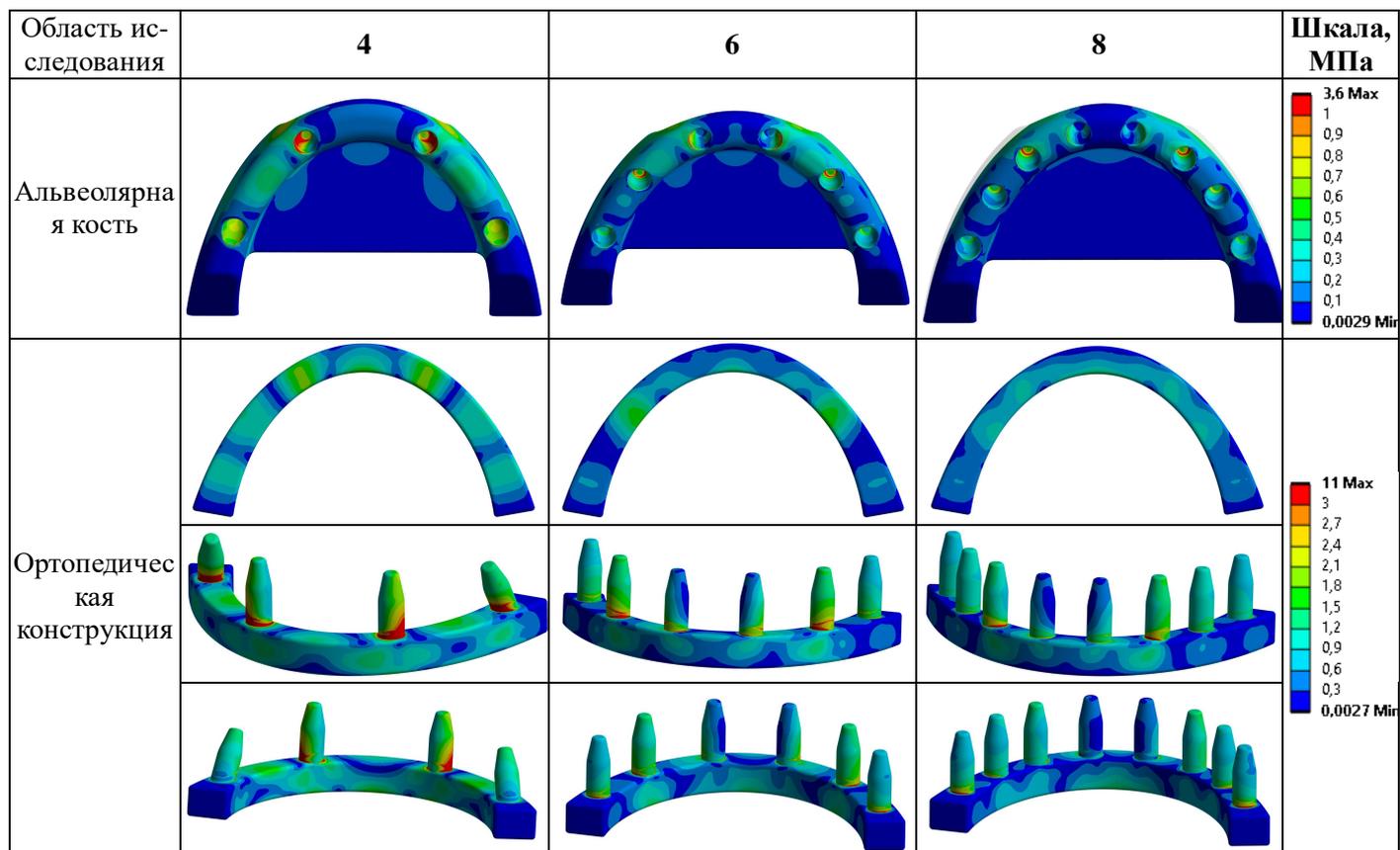


Рисунок 7. Распределение эквивалентных напряжений по теории Мизеса, для различного количества имплантатов, [МПа].

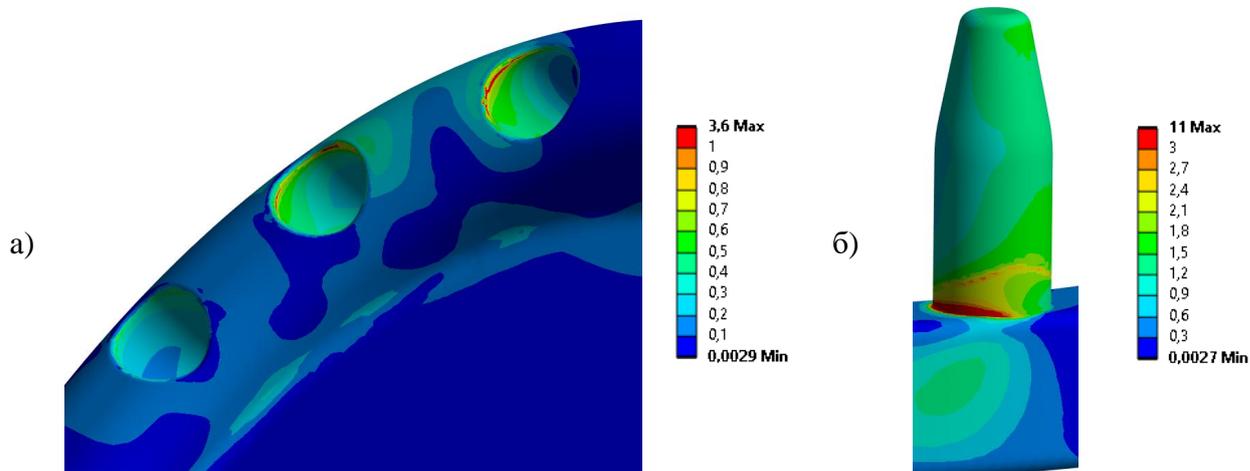


Рисунок 8. Зоны, подверженные наибольшей нагрузке для кости (а) и для ортопедической конструкции (б), [МПа]. При 8 имплантатах. На данную величину также влияют и значения свойств материала, в частности модуля Юнга. Распределения перемещений приведены для демонстрации формы деформации альвеолярной кости и ортопедической конструкции [34].

Количественный анализ выявил обратно пропорциональную зависимость между числом опорных элементов и уровнем возникающих механических

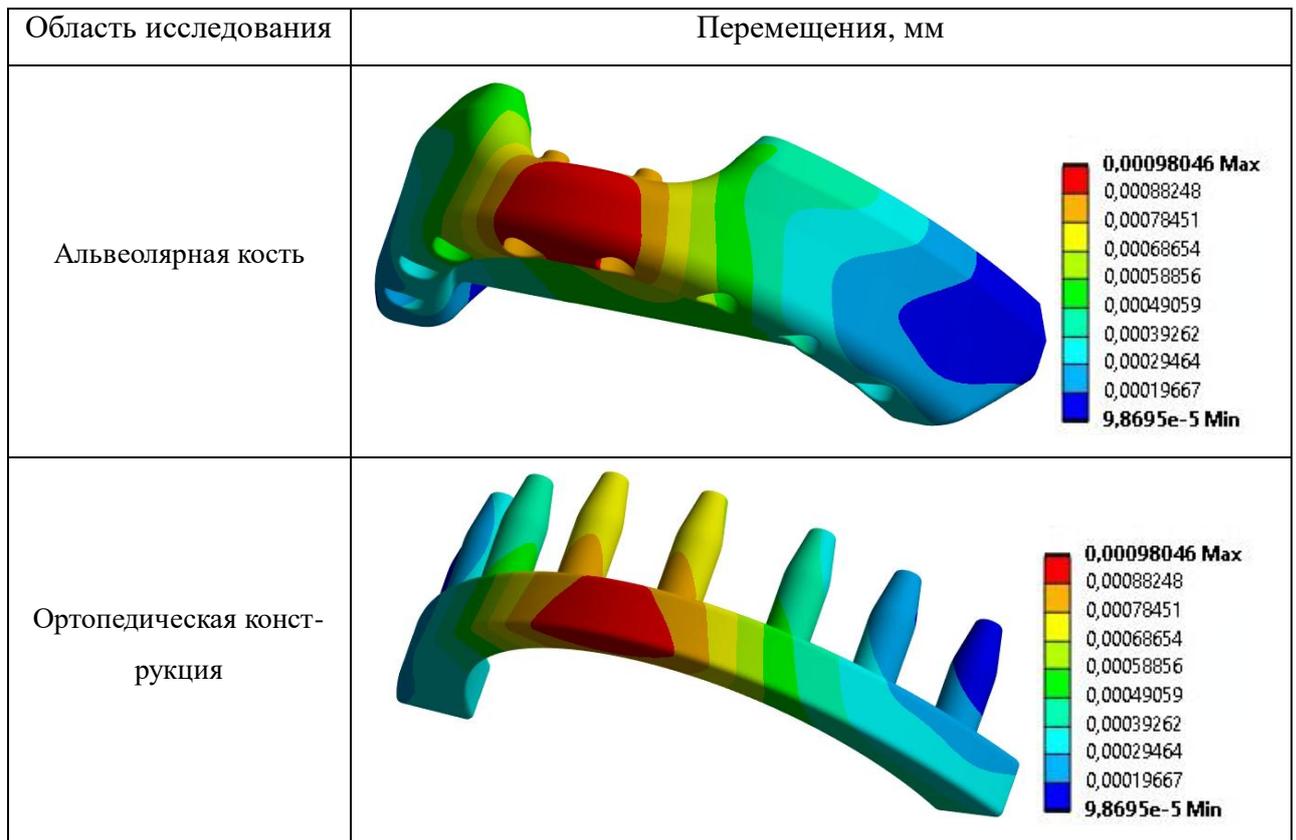


Рисунок 9. Распределение перемещений для реализации с 8 имплантатами.

напряжений (рисунок 10, 11, 12). С увеличением количества имплантатов максимальные и средние напряжения как в костной ткани, так и в элементах ортопедической конструкции закономерно снижаются [72].

Так, при переходе от конфигурации с четырьмя имплантатами к конфигурации, предусматривающей использование восьми опор, наблюдалось статистически значимое снижение максимальных напряжений в костной ткани на 47% (с 3,6 МПа до 1,9 МПа), в то время как средние значения напряжений, рассчитанные по площади контактной поверхности лунки, уменьшились на 36% (с 0,58 МПа до 0,37 МПа). Аналогичная тенденция зафиксирована и в отношении самой титановой ортопедической конструкции: здесь снижение напряжений составило 44% (с 10,8 МПа до 6,1 МПа) по максимальным показателям и 28% (с 1,8 МПа до 1,3 МПа) по усредненным. Данный биомеханический эффект обусловлен механическим принципом, заключающимся в перераспределении общей жевательной нагрузки, условно принятой за 100%, между большим количеством опорных элементов [146]. В результате каждая

отдельная опора подвергается пропорционально меньшей доле нагрузки, что приводит к значительному снижению максимальных значений напряжений в наиболее критических зонах, расположенных вокруг шейки имплантата и в области его соединения с супраструктурой. Снижение механической напряженности напрямую коррелирует с уменьшением риска локальной перегрузки костной ткани, которая, в свою очередь, развивает патологическую резорбцию, нарушение процессов остеоинтеграции и усталостное повреждение самой ортопедической конструкции при длительной циклической нагрузке [112, 157]. Количественные данные математически и биомеханически обосновывают клиническую стратегию увеличения числа имплантатов, применяемую в планировании ортопедического лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти для обеспечения стабильности и минимизации рисков осложнений в долгосрочном периоде [179].

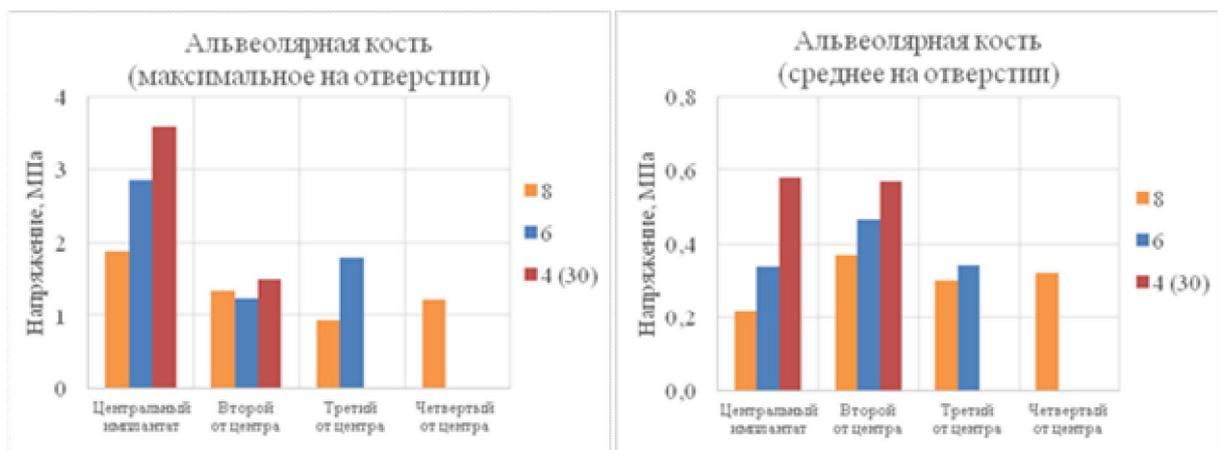


Рисунок 10. Распределения максимальных (слева) и усредненных по площади лунки (справа) эквивалентных напряжений для различного количества имплантатов.

Таблица 7. Напряжения на кости, МПа. Данные к рисунку 10.

Величина	Количество имплантатов	Центральный имплантат	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
Максимальное на отверстии	8	1.9	1.4	0.9	1.2
	6	2.9	1.3	1.8	-
	4 (30)	3.6	1.5	-	-
Среднее на отверстии	8	0.22	0.37	0.30	0.32
	6	0.34	0.47	0.34	-
	4 (30)	0.58	0.57	-	-

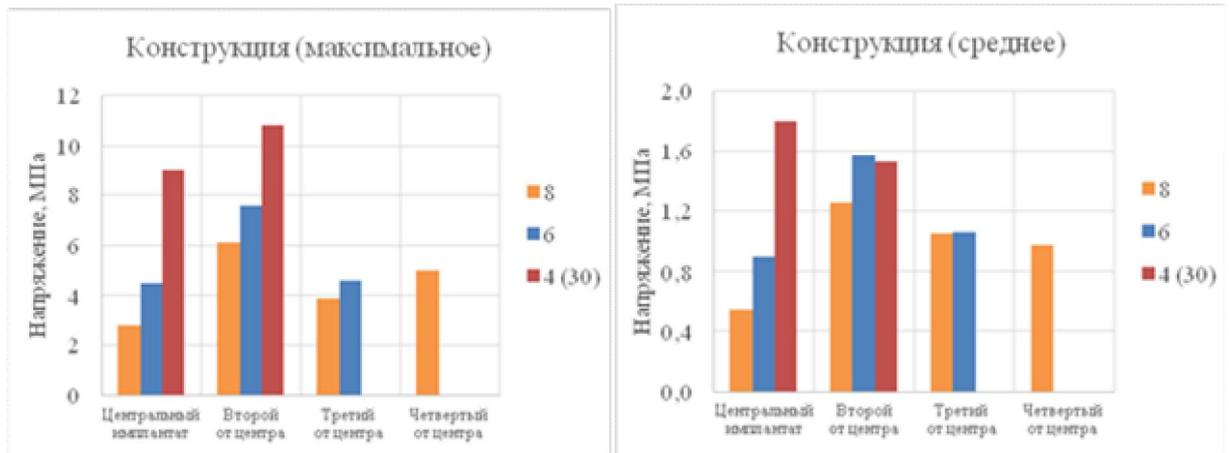


Рисунок 11. Распределения максимальных (слева) и усредненных по площади имплантата (справа) эквивалентных напряжений для различного количества имплантатов.

Таблица 8. Напряжения на ортопедической конструкции, МПа. Данные к рисунку 11.

Величина	Количество имплантатов	Центральный имплантат	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
Максимальное на отверстиях	8	2.8	6.1	3.9	5.0
	6	4.5	7.6	4.6	-
	4 (30)	9.0	10.8	-	-
Среднее на отверстиях	8	0.5	1.3	1.1	1.0
	6	0.9	1.6	1.1	-
	4 (30)	1.8	1.5	-	-

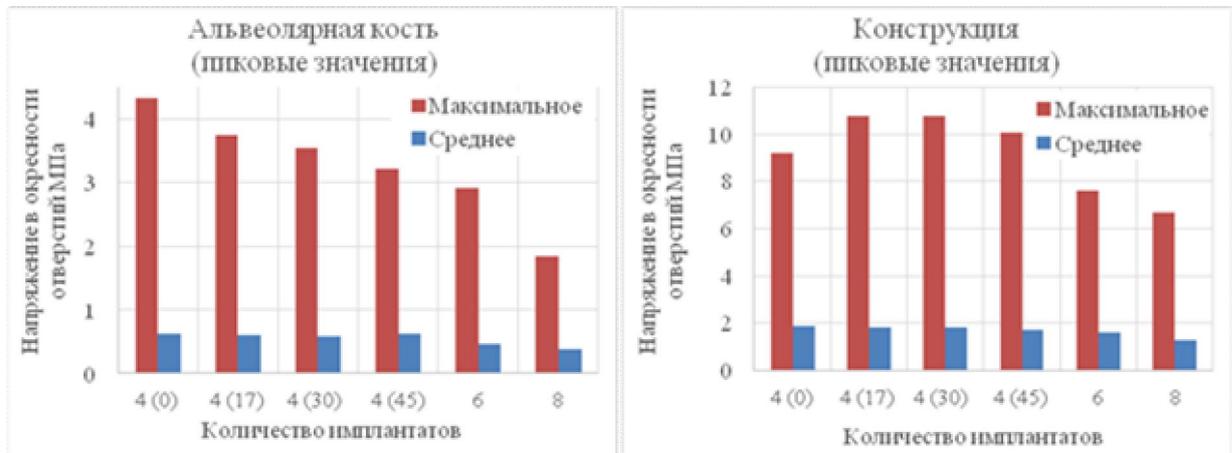


Рисунок 12. Распределения максимальных эквивалентных напряжений для различных реализаций для кости (слева) и для ортопедической конструкции (справа)

Таблица 9. Пиковые напряжения на кости, МПа. Данные к рисунку 12 (слева).

Количество имплантатов	4 (0)	4 (17)	4 (30)	4 (45)	6	8
Максимальные	4.3	3.8	3.6	3.2	2.9	1.9
Среднее	0.61	0.6	0.58	0.62	0.46	0.37

Таблица 10. Пиковые напряжения на ортопедической конструкции, МПа. Данные к рисунку 12 (справа).

Количество имплантатов	4 (0)	4 (17)	4 (30)	4 (45)	6	8
Максимальные	9.2	10.8	10.8	10.1	7.6	6.7
Среднее	1.9	1.8	1.8	1.7	1.6	1.3

### 3.2.2. Влияние геометрических параметров имплантата на распределение напряжений

В рамках разработки планирования дентальной имплантации при полной адентии верхней челюсти большое значение приобретает оптимизация геометрических параметров имплантатов [25]. Проведенное исследование выявило выраженную и количественно подтвержденную зависимость стабильности всей системы «имплантат-кость-ортопедическая конструкция» от таких параметров, как длина и диаметр внутрикостной части ортопедической конструкции. Так, целенаправленное увеличение длины имплантата на 31% – с исходных 9,5 мм до 12,5 мм при сохранении номинального диаметра – привело к статистически значимому снижению уровня биомеханических напряжений (рисунок 13). В альвеолярной кости, окружающей имплантат, величина эквивалентных напряжений по Мизесу уменьшилась в среднем на 19%, а в титановой ортопедической конструкции снижение составило в среднем 10%. Данный положительный эффект имеет физическое обоснование: увеличение длины имплантата закономерно приводит к существенному возрастанию площади его контактной поверхности с альвеолярной костью, что, в свою очередь, обеспечивает более равномерное и физиологичное распределение жевательной нагрузки по всей вертикальной оси имплантата, минимизируя формирование локальных зон концентрации напряжений, особенно в прикорневой области.

Не менее значимым с точки зрения биомеханики оказалось и увеличение диаметра имплантата (рисунок 14) [98]. Моделирование показало, что увеличение данного параметра на 20% – с 3,75 мм до 4,5 мм при неизменной длине – обеспечило более выраженное снижение напряжений по сравнению с увеличением длины: в костной ткани напряжения снизились в среднем на 16%, а в материале самой ортопедической конструкции в среднем на 20%. Данное явление объясняется тем, что увеличение диаметра имплантата напрямую увеличивает площадь его поперечного сечения и площадь контакта с кортикальной пластинкой альвеолярного отростка. Кортикальный слой кос-

ти, обладающий наибольшим модулем упругости, является основным структурным элементом, воспринимающим и перераспределяющим окклюзионную нагрузку, расширение зоны взаимодействия с ним позволяет значительно снизить удельное давление и минимизировать риск возникновения напряжений, способных запустить процессы резорбции [53]. Результаты моделирования демонстрируют, что оба геометрических параметра – и длина, и диаметр – оказывают влияние на биомеханическую совместимость системы [9]. При этом наибольшая эффективность в обеспечении долговременной стабильности и минимизации рисков осложнений достигается при комбинированном увеличении длины и диаметра имплантатов, что позволяет максимально использовать резерв костной ткани в рамках индивидуальных анатомических условий для каждого конкретного пациента [141].

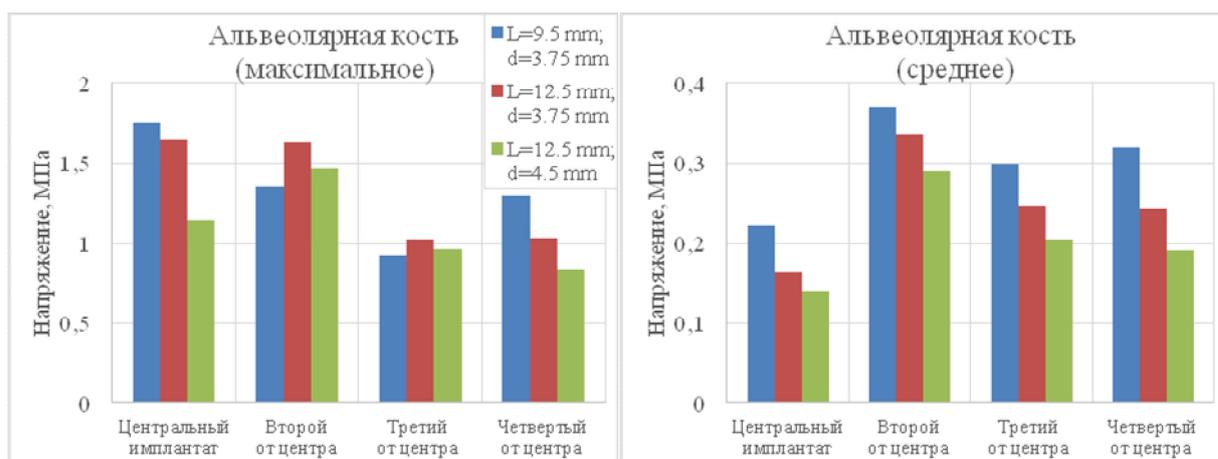


Рисунок 13. Распределение максимальных (слева) и усредненных по площади лунки имплантата (справа) эквивалентных напряжений для различных размеров имплантата.

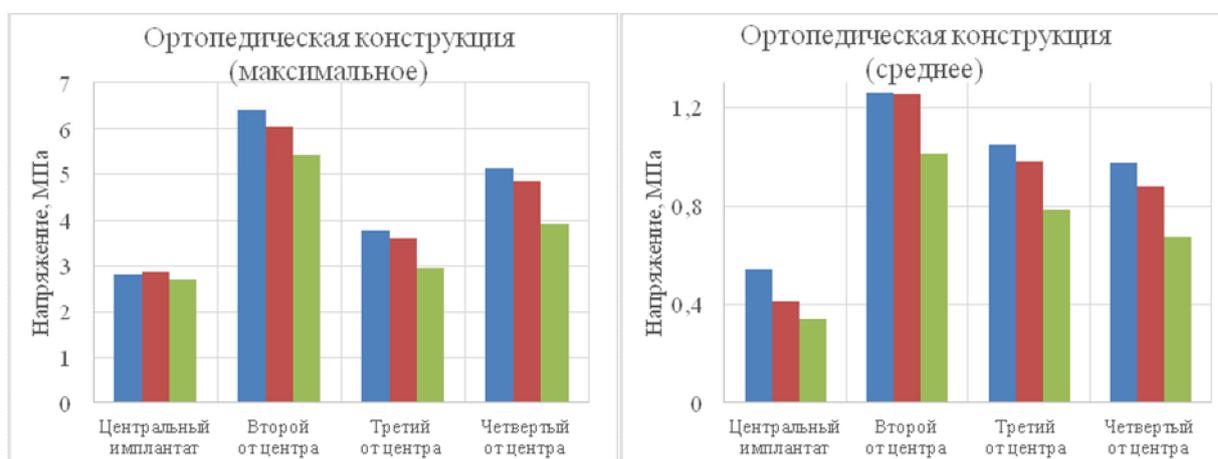


Рисунок 14. Распределения максимальных (слева) и усредненных по площади имплантата (справа) эквивалентных напряжений для различных размеров имплантата.

Исходные данные для рисунков 13 и 14 представлены в таблицах 11-12 и 13-14 соответственно.

Таблица 11. Максимальные напряжения на альвеолярной кости [МПа].

	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
L=9.5 mm d=3.75 mm	1.76	1.36	0.92	1.30
L=12.5 mm d=3.75 mm	1.65	1.64	1.03	1.04
L=12.5 mm d=4.5 mm	1.15	1.47	0.96	0.84

Таблица 12. Средние напряжения на альвеолярной кости [МПа].

	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
L=9.5 mm d=3.75 mm	0.22	0.37	0.30	0.32
L=12.5 mm d=3.75 mm	0.16	0.34	0.25	0.24
L=12.5 mm d=4.5 mm	0.14	0.29	0.21	0.19

Таблица 13. Максимальные напряжения на ортопедической конструкции [МПа].

	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
L=9.5 mm d=3.75 mm	2.81	6.43	3.81	5.12
L=12.5 mm d=3.75 mm	2.87	6.05	3.63	4.84
L=12.5 mm d=4.5 mm	2.71	5.43	2.96	3.93

Таблица 14. Средние напряжения на ортопедической конструкции [МПа].

	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Четвертый от центра
L=9.5 mm d=3.75 mm	0.55	1.26	1.05	0.98
L=12.5 mm d=3.75 mm	0.42	1.26	0.99	0.88
L=12.5 mm d=4.5 mm	0.34	1.02	0.79	0.68

### 3.2.3. Анализ карты распределения и концентрации напряжений

Детальный анализ карт распределения эквивалентных напряжений по Мизесу, полученных в результате конечно-элементного моделирования, позволил количественно оценить уровень нагрузок и визуализировать и идентифицировать критические зоны с выраженной концентрацией напряжений как в костной ткани, так и в элементах ортопедической конструкции [79,

130]. Данные зоны определяют потенциальные точки отсчета для развития патологических процессов и осложнений в отдаленные сроки. В костной ткани челюсти была выявлена устойчивая и воспроизводимая закономерность: максимальные значения напряжений стабильно фиксировались в области, расположенной непосредственно вокруг шейки имплантата, с пиковой концентрацией ближе к ее внешнему краю. Данная анатомическая область соответствует месту перехода кортикальной пластинки в губчатую кость [115]. Кортикальный слой, обладая значительно более высоким модулем упругости по сравнению с губчатым веществом, принимает на себя основную механическую нагрузку, что приводит к формированию выраженного концентратора напряжений в данной зоне [4, 126]. Следует подчеркнуть значимость сохранения целостности, достаточной толщины и объема кортикальной пластинки на этапе планирования остеотомии и в долгосрочной перспективе, так как именно дефекты или резорбция кортикальной кости в области шейки имплантата, инициированные хирургической травмой или хронической перегрузкой, являются первичным звеном в патогенезе периимплантита и последующей потери опоры. Анализ напряженного состояния самой ортопедической конструкции выявил, что максимальные напряжения концентрируются в области соединения шейки имплантата с абатментом или в зоне перехода имплантата в супраструктуру. Данный участок является естественным концентратором напряжений в силу резкого изменения геометрии и жесткости, формируя зону повышенного механического риска [44]. Под действием циклических жевательных нагрузок, многократно повторяющихся в течение длительного срока, именно в этой области создаются предпосылки для возникновения микротрещин и последующего разрушения металла [32, 93]. Полученный в ходе исследования результат имеет практическое значение, указывая на необходимость использования для изготовления таких соединений высокопрочных биосовместимых сплавов, обеспечения максимальной точности при их изготовлении для исключения микродефектов, а также контроля соединения имплантат-абатмент при

динамическом наблюдении за пациентом [164]. При планировании дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти необходимо уделять особое внимание двум зонам концентрации напряжений – кортикальной кости у шейки имплантата и соединения имплантата с супраструктурой. Для конкретного пациента это означает, что на этапе планирования необходимо тщательно оценить объем и качество кортикальной кости в предполагаемых точках установки имплантатов и, при его недостаточности, рассмотреть возможность костной пластики [150]. При планировании и изготовлении ортопедической конструкции необходимо применить технологии, минимизирующие концентрацию напряжений в области соединения. В ходе долговременного динамического наблюдения следует уделять пристальное внимание клиническому и рентгенологическому состоянию данных критических областей, что позволяет управлять рисками и повышать прогнозируемость и долговечность ортопедической реабилитации в целом [135].

#### **3.2.4. Влияние механических свойств костной ткани на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция»**

Проведенное математическое моделирование с применением метода конечных элементов позволило осуществить углубленный анализ влияния вариабельности механических свойств костной ткани [13]. В рамках исследования рассматривались два значения модуля упругости, соответствующих различным морфофункциональным состояниям костной ткани верхней челюсти: 18 ГПа, что соответствует плотной кортикальной кости, и 6 ГПа, что моделирует механические свойства губчатой кости, характерной для выраженной атрофии альвеолярного отростка (рисунок 12). Качественный анализ полученных данных выявил устойчивость общей картины распределения напряжений, включая локализацию максимальных напряжений в области шейки имплантата и на границе его сопряжения с супраструктурой, которые не

изменялись независимо от варьирования механических характеристик кости. Данное наблюдение свидетельствует о том, что выявленные биомеханические закономерности и зоны риска носят универсальный характер [89]. Однако количественный анализ продемонстрировал зависимость экстремумов напряжений от изменения модуля Юнга, где расхождения могли достигать 30–40%, что подчеркивает необходимость учета индивидуальных особенностей костной ткани каждого пациента (рисунок 15, 16).

Наиболее значимым с практической точки зрения оказалось выявление эффекта перераспределения нагрузок при изменении жесткости костного ложа [155]. Снижение модуля упругости кости закономерно приводило к уменьшению усредненных напряжений в самой альвеолярной кости. Данный процесс сопровождался существенным ростом напряжений, воспринимаемых непосредственно титановым имплантатом и элементами супраструктуры, что имеет биомеханическое обоснование: менее жесткая костная ткань в меньшей степени сопротивляется деформации и в меньшей степени разгружает имплантат, заставляя его воспринимать большую долю жевательной нагрузки [67]. Это означает, что у пациентов с изначально сниженной плотностью кости, которая часто наблюдается в условиях полной адентии верхней челюсти, особенно у пациентов старшей возрастной группы, сами имплантаты и их соединение с ортопедическими конструкциями работают в более напряженном режиме, приближаясь к критическим значениям прочности материала [118].

Анализ полей напряжений позволил выявить и описать зоны концентрации механических напряжений: область шейки имплантата, где костная ткань испытывает максимальное сжимающее и растягивающее воздействие, и зона соединения имплантата с абатментом или супраструктурой ортопедической конструкции, где многократно повторяющиеся циклические нагрузки создают предпосылки для разрушения металлического компонента, что обуславливает необходимость использования для изготовления данных ортопедических конструкций из высокопрочных биосовместимых сплавов с улучшенными физико-механическими характеристиками [40].

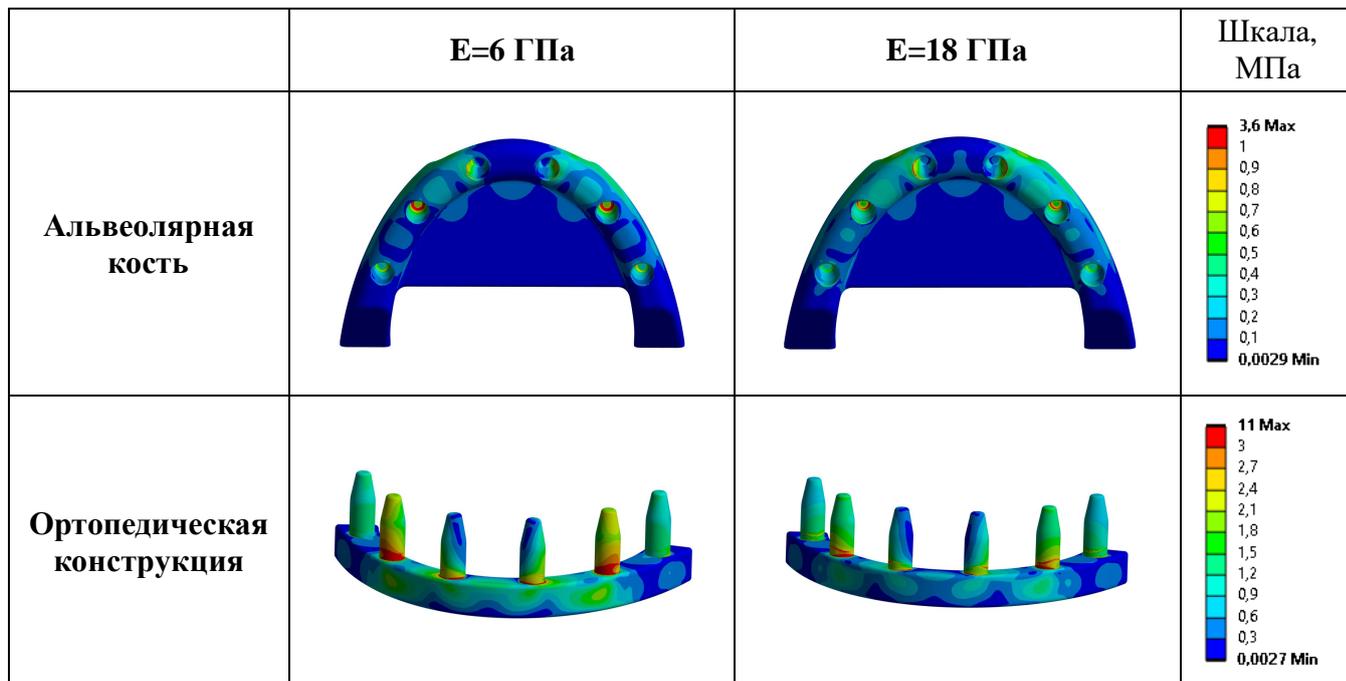


Рисунок 15. Распределение эквивалентных напряжений по теории Мизеса, для различных механических свойств кости.

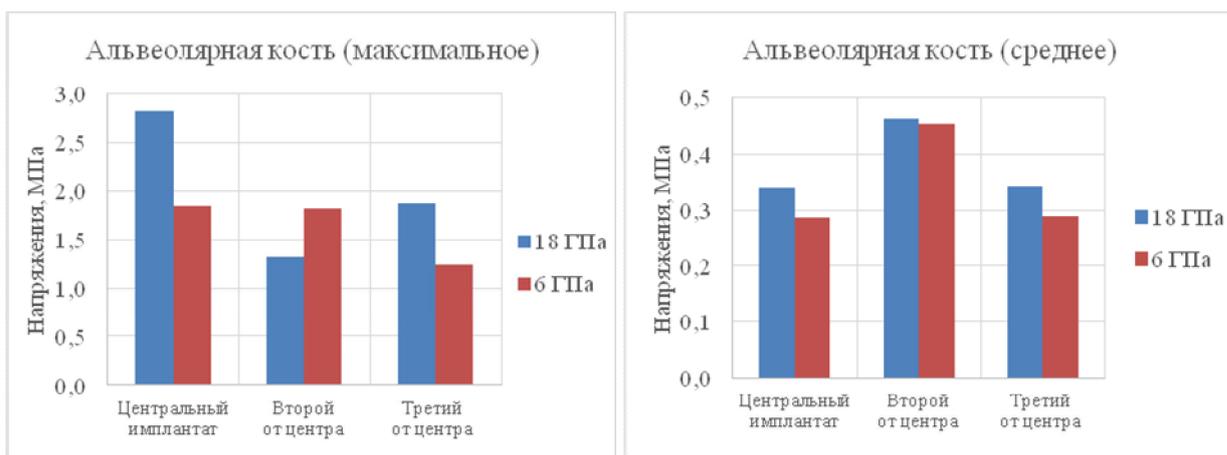


Рисунок 16. Распределения максимальных (слева) и усредненных по площади лунки (справа) эквивалентных напряжений для различных модулей Юнга кости.

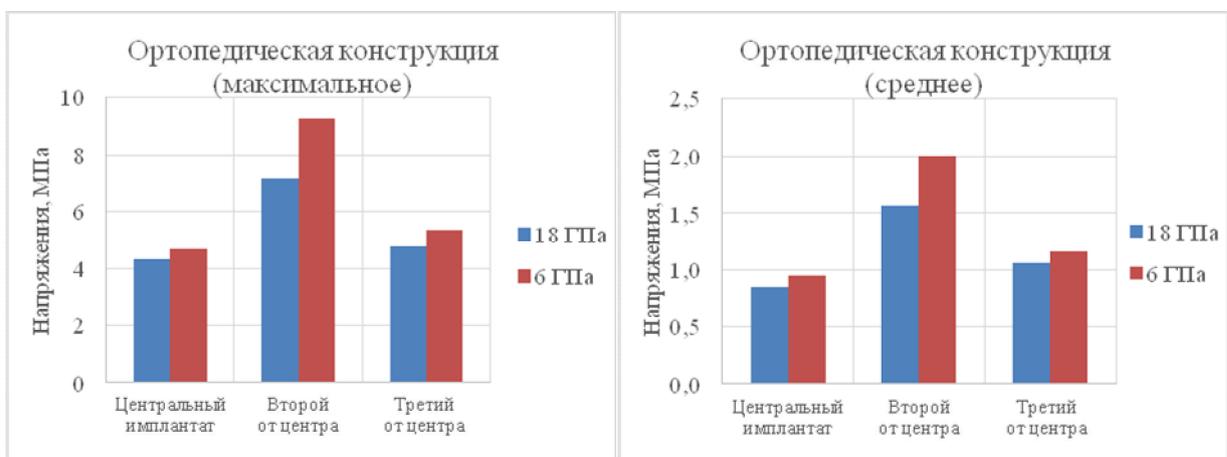


Рисунок 17. Распределения максимальных (слева) и усредненных по площади имплантата (справа) эквивалентных напряжений для различных модулей Юнга кости.

Таблица 15. Значения напряжений на кости [МПа]. Данные к рисунку 16.

	6 ГПа			18 ГПа		
	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра
Максимальное	1.85	1.82	1.24	2.83	1.32	1.87
Среднее	0.29	0.45	0.29	0.34	0.46	0.34

Таблица 16. Значения напряжений на ортопедической конструкции [МПа]. Данные к рисунку 17.

	6 ГПа			18 ГПа		
	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра	Централь- ный	Второй от центра	Третий от центра
Максимальное	4.70	9.27	5.37	4.32	7.15	4.80
Среднее	0.95	2.00	1.16	0.85	1.57	1.06

Осуществленная в исследовании интеграция данных долгосрочного динамического клинико-рентгенологического мониторинга с данными компьютерного биомеханического моделирования создает научно обоснованную базу для перехода к планированию дентальной имплантации у пациентов с полной адентией верхней челюсти на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента [30].

### **3.2.5. Влияние области нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция»**

В данном разделе рассматривается отличие максимальных значений напряжений при приложении нагрузки на различные части ортопедической конструкции. Используется ортопедическая конструкция на 8 имплантатах с вертикально приложенной силой. Прикладываемая сила для каждого из вариантов составляет 100 Н.

В процессе пережевывания пищи нагрузка распределяется по челюсти неравномерно [143]. Можно выделить три типа нагрузок в процессе эксплуатации ортопедических конструкций. Первый – равномерная нагрузка, которая может соответствовать пережевыванию уже раздробленной мягкой пищи (фрукты, овощи, мясо, крупы). Второй – односторонняя нагрузка на дистальную область челюсти, может соответствовать дроблению единичного куса жесткой пищи (орех, конфета, сухарь). Третий – нагрузка на фронтальную область челюсти, может соответствовать надкусыванию относительно твер-

дой пищи (твердые фрукты, мороженое, шоколад) [57, 109]. Визуализация данных областей приведена на рисунке 18.



Рисунок 18. Визуализация нагружаемой поверхности пластины (красным).

Выбранные области рассматриваются для оценки влияния неоднородности нагрузки, как наиболее распространенные. Отметим, что нагрузка на дистальную область является несимметричной, как следствие и величины напряжений будут несимметричны, поэтому на диаграммах значения напряжений приведены для каждого из имплантатов [100]. Помимо рассматриваемых областей, можно выделить ряд других, например симметричная нагрузка на имплантаты в дистальной области, симметричная или асимметричная нагрузка на резцы (Рисунок 19). Кроме того, допустимо варьирование размера самой области [6, 123].

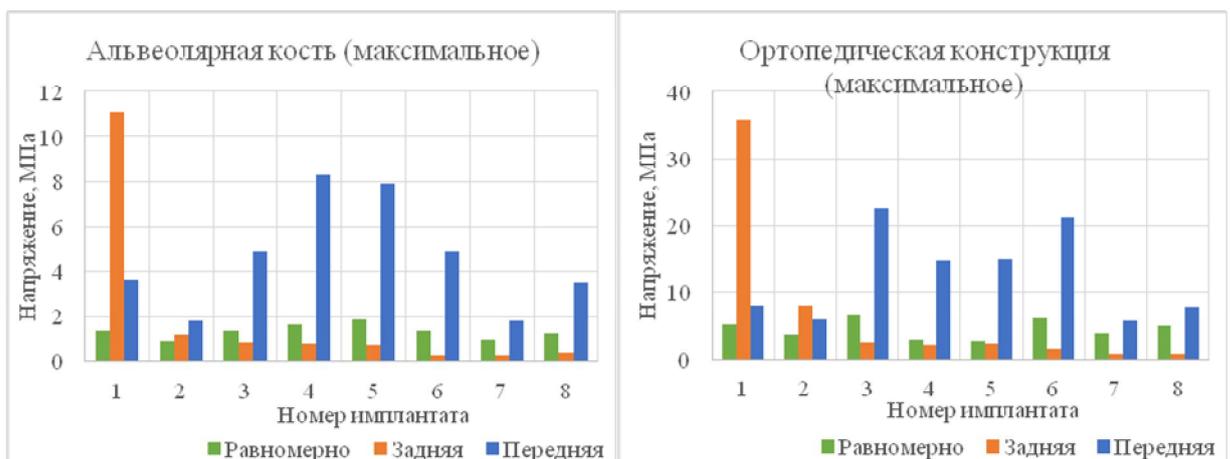


Рисунок 19. Распределение максимальных напряжений на альвеолярной кости (слева) и ортопедической конструкции (справа) при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки.

Таблица 17. Максимальные напряжения для альвеолярной кости, при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки, [МПа]. Данные к рисунку 19 (слева)

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	1.4	0.9	1.4	1.6	1.9	1.4	0.9	1.2
На дистальную область	11.1	1.2	0.8	0.8	0.7	0.2	0.2	0.4
На фронтальную область	3.6	1.8	4.9	8.3	7.9	4.9	1.8	3.5

Таблица 18. Средние напряжения для альвеолярной кости, при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки, [МПа].

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	0.32	0.30	0.37	0.23	0.22	0.37	0.30	0.32
На дистальную область	1.98	0.28	0.14	0.09	0.10	0.05	0.04	0.04
На фронтальную область	0.45	0.35	0.89	0.97	0.97	0.89	0.35	0.44

Таблица 19. Максимальные напряжения для ортопедической конструкции, при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки, [МПа]. Данные к рисунку 19 (справа)

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	5.2	3.7	6.7	2.9	2.8	6.1	3.9	5.0
На дистальную область	35.7	8.1	2.5	2.1	2.3	1.4	0.8	0.9
На фронтальную область	8.1	5.9	22.6	14.7	14.9	21.3	5.7	7.9

Таблица 20. Средние напряжения для ортопедической конструкции, при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки, [МПа].

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	1.0	1.1	1.3	0.6	0.5	1.3	1.1	1.0
На дистальную область	5.94	0.93	0.40	0.27	0.28	0.17	0.09	0.11
На фронтальную область	1.1	0.9	2.6	2.4	2.4	2.6	0.9	1.0

Максимальное напряжение наблюдается в дистальной области челюсти. Как видно из диаграмм оно превышает максимальное напряжение на альвеолярной кости при равномерной нагрузке в 5,8 раз (с 1,9 МПа до 11,1 МПа), а на ортопедической конструкции в 5,3 раза (с 6,7 МПа до 35,7 МПа).

Нагрузка на фронтальную область является промежуточной, значения 4,4 (с 1,9 МПа до 8,3 МПа) и 3,4 (с 6,7 МПа до 22,7 МПа) соответственно.

Можно заключить, что изменение места и площади приложения силы может привести к увеличению напряжений почти в 6 раз, как на альвеолярной кости, так и на ортопедической конструкции [38, 148].

### 3.2.6. Влияние угловой нагрузки на напряженно-деформированное состояние системы «имплантат–кость–ортопедическая конструкция»

Нагрузка не всегда является вертикальной к оси имплантата. Для оценки влияния угла наклона приложенной нагрузки, рассматривается нагрузка в 100 Н, приложенная под углом 45 градусов к плоскости приложения силы [96]. Нагрузка прикладывается равномерно, на дистальную область и на фронтальную область ортопедической конструкции. Стрелки на изображениях (рисунок 20) показывают направление действия силы.



Рисунок 20. Визуализация направления задаваемой силы (показано стрелкой) и нагружаемой поверхности (красным).

На рисунке 21 представлены графики величины напряжения, которые демонстрируют, что нагрузки распределяются равномерно.

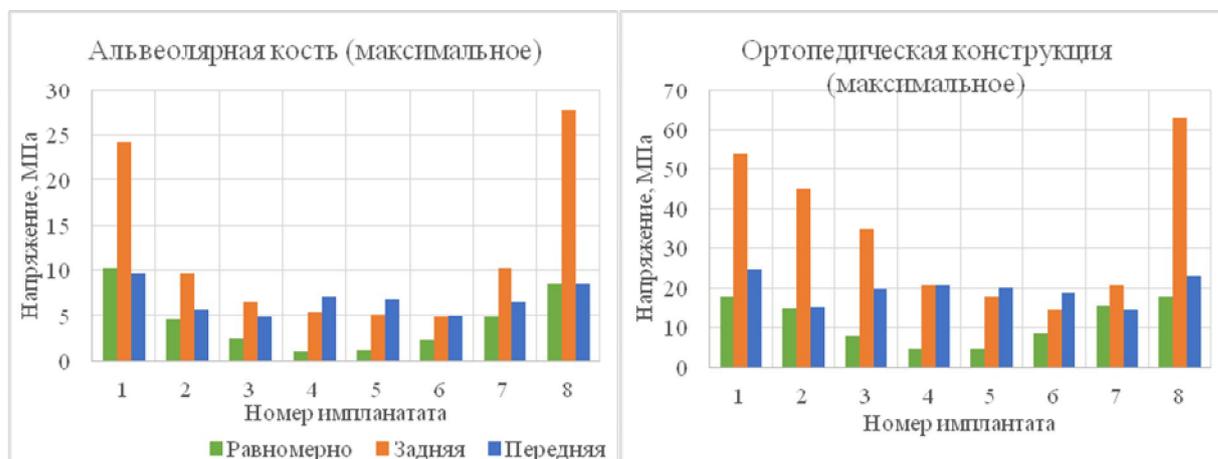


Рисунок 21. Распределение максимальных напряжений на кости (слева) и ортопедической конструкции (справа) при различных вариантах приложения вертикальной нагрузки под углом 45 градусов.

Таблица 21. Максимальные напряжения для альвеолярной кости, при различных вариантах приложения нагрузки под углом, [МПа]. Данные к рисунку 21 (слева)

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	10.2	4.6	2.5	1.1	1.1	2.3	4.8	8.5
На дистальную область	24.3	9.7	6.5	5.4	5.2	4.8	10.3	27.8
На фронтальную область	9.7	5.7	4.8	7.1	6.8	5.1	6.6	8.6

Таблица 22. Средние напряжения для альвеолярной кости, при различных вариантах приложения нагрузки под углом, [МПа].

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	1.0	0.8	0.5	0.2	0.2	0.5	0.8	1.0
На дистальную область	3.3	1.7	1.3	1.3	1.2	1.3	1.9	3.6
На фронтальную область	1.3	1.0	0.9	1.1	1.1	0.9	1.0	1.3

Таблица 23. Максимальные напряжения для ортопедической конструкции, при различных вариантах приложения нагрузки под углом, [МПа]. Данные к рисунку 21 (справа)

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	17.8	15.1	7.9	4.6	4.6	8.4	15.6	17.7
На дистальную область	53.9	44.8	34.8	20.8	17.7	14.7	20.7	63.1
На фронтальную область	24.7	15.2	19.7	20.9	20.1	18.9	14.5	23.1

Таблица 24. Средние напряжения для ортопедической конструкции, при различных вариантах приложения нагрузки под углом, [МПа].

№ Нагрузка	1	2	3	4	5	6	7	8
Равномерно	2.4	2.0	1.7	0.8	0.7	1.7	2.0	2.4
На дистальную область	11.0	5.8	3.3	2.4	2.4	2.5	3.8	10.6
На фронтальную область	2.7	2.1	3.1	3.1	3.1	3.1	2.1	2.7

Столь большие напряжения на имплантате №8 связаны с тем, что ортопедическая конструкция, передает касательную нагрузку от области приложения силы (имплантат №1) ко всем имплантатам. И так как имплантаты №1 и №8 являются симметричными, напряжения на имплантате №8 должны

быть близки по значениям к напряжениям на №1, что и можно пронаблюдать на графиках [167].

В таблице 25 представлено отношение максимального напряжения при нагрузке под  $45^\circ$ , к аналогичному напряжению при вертикальной нагрузке.

Таблица 25. Увеличение максимальных напряжений в случае приложения нагрузки под  $45^\circ$  градусов по сравнению с вертикальной нагрузкой (раз).

<b>Область исследования</b>	Равномерно распределенная нагрузка	Нагрузка на дистальную область	Нагрузка на фронтальную область
Альвеолярная кость	5.4	2.5	1.2
Ортопедическая конструкция	2.7	1.8	1.1

Из таблиц можно сделать вывод о том, что напряжения возросли в каждой из реализаций. Значительнее всего разница заметна при равномерном приложении силы, а меньше всего – при приложении силы на фронтальную область.

Сравнивая данные нагрузки с равномерной вертикальной нагрузкой, можно выяснить, что из-за неоднородности области приложения и угла приложения силы максимальные напряжения могут увеличиться как в кости, так и на ортопедической конструкции, что говорит о величинах значительно больших, чем при равномерной нагрузке [114].

## ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

### 4.1. Клинико-статистическое обоснование эффективности дентальной имплантации у пациентов с полной адентией верхней челюсти в отдаленном периоде

Проведен ретроспективный клинический анализ результатов ортопедической реабилитации 137 пациентов (50 женщин, 87 мужчин) с полной адентией верхней челюсти, которым установлено в общей сложности 750 дентальных имплантатов. Период наблюдения составил 10 лет, что позволяет сделать статистически достоверные выводы об отдаленном прогнозе ортопедического лечения.

Основным критерием долгосрочного положительного результата имплантологического лечения служит сохранение функциональности дентального имплантата в течение всего периода наблюдения при отсутствии клинических признаков патологии и рентгенологической убыли кости [27]. В исследовании пациенты стратифицированы на 7 групп в зависимости от количества установленных имплантатов и вида ортопедической конструкции:

- Группа 1: несъемные ортопедические конструкции на 8-10 имплантатах
- Группа 2: несъемные ортопедические конструкции на 6 имплантатах
- Группа 3: несъемные ортопедические конструкции на менее, чем 6 параллельных имплантатах
- Группа 4: съемные ортопедические конструкции с фиксацией на балке на 4-х имплантатах
- Группа 5: съемные ортопедические конструкции с фиксацией к балке на 2-х имплантатах
- Группа 6: условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на 6 имплантатах
- Группа 7: условно-съемные ортопедические конструкции с жесткой фиксацией к балке на менее, чем 6 имплантатах

На основе проведенного ретроспективного анализа выявлена корреляция между количеством установленных опорных элементов и долговременным положительным клиническим результатом [2, 70]. Использование несъемных ортопедических конструкций с опорой на 8-10 имплантатов (Группа 1) обеспечивает самый высокий долговременный положительный результат (87,29%), что на 6–54% превышает показатели в группах пациентов, которым установлено меньшее количество имплантатов и ортопедические конструкции других типов (съемные, условно-съемные). Полученные данные подтверждают, что равномерное распределение нагрузки на большее количество опор является критическим фактором снижения риска развития осложнений в долгосрочном периоде [128].

В ходе 10-летнего мониторинга выявлены основные виды осложнений, сгруппированные по их этиологии (Таблица 3). Так, мукозит является наиболее частым патологическим состоянием во всех группах [151]. Развитие мукозита контролируемо при надлежащей гигиене, однако в Группе 3 отмечается тенденция к более быстрому прогрессированию мукозита в периимплантит. Частота периимплантита минимальна в Группе 1 (менее 5% от общего числа имплантатов) и резко возрастает в Группе 3, 5 и 7, где наблюдается большое количество случаев, требующих хирургического вмешательства или удаления имплантата: 24,8%, 20% и 23,9% соответственно. Полученные данные являются прямым клиническим подтверждением концепции биомеханической перегрузки при недостаточном количестве опор как основного этиологического фактора развития осложнений [60].

Клинические данные подтверждают, что использование 8–10 имплантатов является критически важным для создания устойчивой биомеханической системы, способной эффективно противостоять жевательным нагрузкам в долгосрочном периоде, и служит основой для дальнейшего обоснования планирования дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента [106, 177].

#### **4.2. Биомеханическое моделирование как инструмент прогнозирования риска развития отдаленных осложнений**

Для получения объективной количественной оценки распределения механических напряжений в системе «имплантат-кость-ортопедическая конструкция» использовано биомеханическое моделирование методом конечных элементов [56, 87]. Данный подход позволяет выявить физико-математические закономерности на основе клинических результатов и научно обосновать, какое количество опор приводит к повышенному риску развития осложнений в отдаленном периоде, в частности, периимплантита [18].

В ходе проведенного исследования проводилось 3D-моделирование верхней челюсти с полной адентией, отражающее анатомические и геометрические характеристики, типичные для выборки исследования. Созданные 3D-модели соответствовали 7 клиническим группам, отличающимся по количеству установленных имплантатов и виду ортопедической конструкции [145].

Каждому компоненту системы (титановый имплантат, титановый абатмент, костная ткань) соответствует ряд физических свойств, которые определяет модуль Юнга, коэффициент Пуассона, критическое значение по деформации и критическое значение напряжения, МПа. При этом разделение костной ткани на кортикальную и губчатую необходимо для точного воспроизведения нагрузки [78]. Смоделирована стандартная окклюзионная нагрузка, соответствующая максимальному жевательному давлению на верхней челюсти. Нагрузка прикладывается вертикально (по оси имплантата) и под углом (для моделирования бокового сдвигающего усилия) в области первого моляра и центральных резцов, как наиболее нагруженных функциональных зон [102].

Основой анализа стали карты распределения эквивалентных напряжений по Мизесу, которые позволяют определить зоны, наиболее подверженные риску пластической деформации и разрушения. Уровень напряжения по Мизесу прямо коррелирует с вероятностью развития локальной перегрузки кости, что, в конечном итоге приводит к резорбции костной ткани и снижению остеоинтеграции [46, 159].

Вне зависимости от количества дентальных имплантатов, экстремумы напряжений стабильно концентрировались в узкой области кортикальной кости вокруг шейки имплантата (периимплантатная область), в области максимального риска для развития периимплантита. В Группе 1 (8-10 имплантатов) увеличение количества опор привело к перераспределению нагрузки [66]. Нагрузка, действующая на систему, равномерно распределилась, что вызвало снижение экстремумов значений напряжения в критической кортикальной зоне до 15–25 МПа [121].

Установлено, что увеличение количества имплантатов до 8–10 привело к снижению максимальных напряжений на 41–56%. Данное снижение напряжения выводит механическое воздействие на кортикальную кость из зоны патологической перегрузки [15].

Результаты анализа и 3D-моделирования с применением метода конечных элементов служат биомеханическим обоснованием для клинических выводов. Максимальные напряжения в зоне кортикальной кости вызывают микротравматизацию, воспаление и, как следствие, резорбцию костной ткани, которая в отдаленные сроки проявляется клинически как периимплантит. Высокая концентрация напряжений в ортопедической конструкции объясняет их более частые поломки и ослабление фиксирующих винтов из-за циклической усталости материала.

Количественный анализ показал, что основной причиной снижения выживаемости ортопедических конструкций является механическая перегрузка. В моделях с недостаточным количеством опор (например, 4 имплантата) наблюдаются экстремально высокие значения напряжения, которые значительно превышают предел функциональной адаптации костной ткани. Напротив, увеличение числа опорных элементов до 8–10 имплантатов (Группа 1) приводит к существенному перераспределению окклюзионной нагрузки, что обеспечивает более равномерное ее распределение по всей системе, что подтверждается расчетами, демонстрирующими снижение максимальных напряжений в критической кортикальной зоне на 41–56% при использовании

8–10 опор. Более того, по сравнению с ортопедической конструкцией на 4 имплантатах, несъемная ортопедическая конструкция на восьми имплантатах оказалась в 1,99 раза, а на десяти – в 2,0 раза более стабильной по показателю интенсивности напряжений.

Таким образом, данные биомеханического моделирования научно обосновывают клинический вывод о том, что протокол с использованием 8–10 имплантатов является оптимальным для достижения долгосрочной стабильности несъемных ортопедических конструкций на верхней челюсти, поскольку он минимизирует критическую механическую перегрузку, которая провоцирует травматическую резорбцию кости и последующий периимплантит [92]. Биомеханическое 3D-моделирование не только подтверждает клиническое преимущество использования 8–10 имплантатов на верхней челюсти с полной адентией, но и научно доказывает, что снижение механической перегрузки в периимплантатной зоне является необходимым условием для обеспечения долгосрочной остеоинтеграции и предотвращения осложнений в отдаленном периоде.

#### **4.3. Обоснование перехода к планированию дентальной имплантации на основе построения биомеханической модели у пациентов с полной адентией верхней челюсти**

Результаты клинического мониторинга и биомеханического 3D-моделирования, представленные в разделах 4.1 и 4.2, подтверждают, что универсальные протоколы лечения при полной адентии верхней челюсти, такие как концепция «All-on-4», не обеспечивают прогнозируемой долговременной стабильности из-за неблагоприятного распределения жевательной нагрузки, что в большинстве клинических случаев связано с высоким риском развития осложнений, особенно периимплантита [180].

Интегративный анализ, проведенный в рамках данного исследования, научно обосновывает переход к планированию дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения на основе построения биомеханической модели по индивидуальным параметрам пациента. На основании клинических

данных выявлено, что максимальный уровень положительной результативности (87,29%) достигнут в Группе 1, где большее количество имплантатов (8–10) позволяет наиболее эффективно перераспределить нагрузку, тем самым минимизируя развитие биологических и технических осложнений. Данный результат становится клинической целью при планировании дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения. На основании анализ с применением метода конечных элементов выявлена, что основной причиной развития осложнений в долгосрочном периоде является механическая перегрузка кортикальной кости вокруг шейки имплантата. Снижение пиковых напряжений на 41–56% при использовании 8–10 опорных элементов предотвращает травматическую резорбцию кости. Цель планирования дентальной имплантации заключается в создании биомеханической системы, в которой максимальные значения напряжения, возникающие в критической периимплантатной зоне, не превышают предела функциональной адаптации кости [137].

Планирование дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения с построением биомеханической модели требует всесторонней оценки следующих параметров, индивидуальных для каждого пациента: оценка толщины кортикальной пластинки и плотности губчатой кости по данным конусно-лучевой компьютерной томографии; учет типа прикуса, наличия парафункциональных привычек (бруксизм), а также силы и вектора жевательной нагрузки (оценка с помощью тензометрии или динамометрии); оценка необходимости и размера консольных частей ортопедической конструкции, которые значительно увеличивают рычаг и нагрузку на дистальные опоры.

На основании вышеперечисленных параметров 3D-моделирование с применением метода конечных элементов определяется оптимальное количество имплантатов: если у пациента диагностированы бруксизм или неблагоприятный тип кости, необходимо выбирать максимальное количество опор для компенсации повышенной нагрузки [63]. Имплантаты также должны располагаться таким образом, чтобы максимально равномерно перераспределить нагрузку для минимизации локальных деформаций. Помимо этого,

предпочтение следует отдавать имплантатам с увеличенной площадью поверхности контакта (широкие/длинные имплантаты, имплантаты с коническим соединением) в зонах повышенной нагрузки (моляры).

Планирование дентальной имплантации на основе построения биомеханической модели с учетом индивидуальных параметров пациента является необходимостью, обоснованной долгосрочными клиническими наблюдениями и биомеханическими расчетами [104]. Он позволяет повысить надежность ортопедической реабилитации и снизить частоту биологических осложнений (периимплантит) путем предотвращения механической перегрузки костной ткани, а также оптимизировать затраты для врача и пациента, предотвращая необходимость дорогостоящего лечения осложнений в будущем.

Данное исследование формирует новый подход к клиническому планированию дентальной имплантации и последующему ортопедическому лечению, где оптимальное количество опор и их биомеханически выверенное расположение определяются индивидуально на основе комплексного анализа всех факторов риска.

Интегративный анализ, проведенный в рамках данного исследования, научно обосновывает переход к планированию дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения. На основании клинических данных выявлено, что максимальный уровень положительной результативности (87,29%) достигнут в Группе 1, где большее количество имплантатов (8–10) позволяет наиболее эффективно перераспределить нагрузку, тем самым минимизируя развитие биологических и технических осложнений. Данный результат становится клинической целью при планировании дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения [131].

На основании анализа с применением метода конечных элементов выявлено, что основной причиной развития осложнений в долгосрочном периоде является механическая перегрузка кортикальной кости вокруг шейки имплантата. Снижение пиковых напряжений на 41–56% при использовании 8–10 опорных элементов предотвращает травматическую резорбцию кости.

Цель планирования дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения заключается в создании биомеханической системы, в которой максимальные значения напряжения, возникающие в критической периимплантатной зоне, не превышают предела функциональной адаптации кости. Оно предусматривает интеграцию анатомо-топографических параметров пациента с результатами биомеханического моделирования, что позволяет объективно определить оптимальное число и позицию имплантатов, исключая необходимость в дистальных консолях и обеспечивая равномерное распределение нагрузки. Таким образом, данный подход является научно обоснованным для повышения долговечности ортопедических конструкций и снижению рисков развития периимплантита в отдаленном периоде [113, 42].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Настоящее диссертационное исследование, основанное на комплексном анализе 10-летнего клинического мониторинга и биомеханического моделирования методом конечных элементов, подтверждает гипотезу о необходимости планирования, основанного на объективной оценке факторов риска и расчете распределения нагрузки.

Ретроспективный анализ результатов лечения 137 пациентов с 750 ден- тальными имплантатами выявил статистически значимую корреляцию между количеством опорных элементов и долговременной стабильностью ортопедической конструкции. Наивысший уровень долгосрочного успеха (87,29% за 10 лет) достигнут в Группе 1, пациентам которой установлены несъемные ортопедические конструкции с опорой на 8–10 имплантатов. В то же время, сокращение количества имплантатов до шести и менее приводило к резкому снижению положительной результативности лечения и пропорциональному росту частоты осложнений, прежде всего периимплантита.

Биомеханическое моделирование подтвердило клинические наблюдения, доказав, что основным этиологическим фактором осложнений в долгосрочном периоде является механическая перегрузка кортикальной кости. Максимальная концентрация эквивалентных напряжений по Мизесу наблюдается в кортикальной пластинке вокруг шейки имплантата.

Установка 8–10 имплантатами приводит к равномерному распределению окклюзионной нагрузки и снижению экстремумов напряжений на 41–56% по сравнению с установкой 4 имплантатов. Данное снижение напряжений переводит механическое воздействие из области травматической резорбции в область физиологической адаптации кости.

Интеграция клинических и биомеханических данных позволяет определить новый подход к планированию, который ставит своей целью создание биомеханической системы, обеспечивающей минимальные напряжения в области верхней челюсти.

Прогнозирование высокого результата дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения должно основываться на всесторонней оценке индивидуальных параметров (качество кости, сила и вектор окклюзионной нагрузки, протяженность ортопедической конструкции) с обязательным учетом оптимального числа и позиционирования опор, что в большинстве случаев составляет 8–10 имплантатов для полной несъемной ортопедической конструкции верхней челюсти.

Результаты работы представляют научно обоснованный подход к планированию дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения для повышения качества и надежности ортопедической конструкции и сохранения положительного результата в долгосрочном периоде. Планирование дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения, основанное на биомеханическом анализе с применением 3D-моделирования и метода конечных элементов, является ключевым фактором для минимизации риска развития периимплантита и осложнений в области установки ортопедической конструкции, тем самым обеспечивая функционально полноценную и долговечную стоматологическую реабилитацию пациентов.

## ВЫВОДЫ

1. На основе 10-летнего ретроспективного анализа результатов выявлена статистически значимая корреляция между количеством дентальных имплантатов и долгосрочной стабильностью ортопедической конструкции: наивысший уровень долгосрочного положительного результата (87,29%) достигнут в Группе 1, где 8–10 имплантатов служили опорой для несъемных ортопедических конструкций; в Группе 3, в которой пациентам устанавливали несъемные ортопедические конструкции на менее чем 6 имплантатах, данный уровень составил 50,53%. Периимплантит с различным уровнем резорбции костной ткани в Группе 1 составил 0,08%, в Группе 3 – 19,82%. Количество удаленных имплантатов в Группе 1 – 0,45% от общего числа, в Группе 3 – 4,95%.

2. На основании разработанной биомеханической 3D-модели верхней челюсти выявлена недостаточность установки менее чем 6 имплантатов для ортопедического лечения с использованием несъемных ортопедических конструкций у пациентов с полной адентией верхней челюсти. Установлено, что использование 8–10 опорных элементов приводит к статистически значимому снижению пиковых напряжений в костной ткани на 47% в кортикальной кости вокруг шейки имплантата. При этом наибольшее напряжение в костной ткани (6,7–7,2 МПа) возникает при вертикальной нагрузке.

3. Установлено, что максимальное напряжение наблюдается в дистальной области челюсти, оно превышает максимальное напряжение на альвеолярной кости и на конструкции. Угловая нагрузка является критическим фактором, поскольку максимальные напряжения могут увеличиваться как в кости, так и на конструкции по сравнению с равномерной вертикальной нагрузкой. Более того, увеличение угла наклона имплантата до 45°, приводит к росту максимальных эквивалентных напряжений в системе «имплантат-кость-ортопедическая конструкция».

4. На основании 3D-моделирования с применением метода конечных элементов выявлено, что основным фактором риска развития осложнений в долгосрочном периоде является механическая перегрузка кортикальной кос-

ти вокруг шейки имплантата. Снижение пиковых напряжений на 41–56% при использовании 8–10 опорных элементов предотвращает травматическую резорбцию кости.

5. Планирование дентальной имплантации, основанной на построении биомеханической 3D-модели с учетом индивидуальных анатомо-топографических параметров пациента и установка рекомендованного количества опорных элементов (8–10 имплантатов) для несъемной ортопедической конструкции обеспечивают клинически значимое улучшение отдаленных результатов лечения в долгосрочном периоде.

## ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Для достижения прогнозируемого, долговременного положительного результата при планировании дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения пациентов с полной адентией верхней челюсти следует проводить компьютерное биомеханическое 3D-моделирование на основе оценки индивидуальных анатомических параметров пациента.

2. Для равномерного распределения нагрузки и снижения напряжений в кортикальной кости вокруг шейки имплантата целесообразно использование 8–10 дентальных имплантатов в качестве опоры несъемной ортопедической конструкции на верхней челюсти для обеспечения долгосрочного положительного результата лечения.

3. При проектировании ортопедической конструкции рекомендуется определять количество, размеры, пространственную ориентацию и локализацию имплантатов с помощью 3D-моделирования методом конечных элементов, позволяющим предотвратить чрезмерную концентрацию напряжений, что минимизирует риск развития осложнений и обеспечивает положительный результат дентальной имплантации и последующего ортопедического лечения в долгосрочном периоде.

## **СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

**ВНЧС** – височно-нижнечелюстной сустав

**КЛКТ** – конусно-лучевая компьютерная томография

**МКЭ** – метод конечных элементов

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Авдеев Е.Н. Клинико-лабораторное обоснование эффективности лечения пациентов комбинированными съёмными протезами полного зубного ряда // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Воронеж.– 2014.– 21с.
2. Автандилов Г.А., Смирнова Т.А., Шевлягина Н.В., Шустрова Н.М., Лебеденко И.Ю. Ультраструктурное исследование биодеструкции полиуретана под воздействием *Staphylococcus aureus*. *Dental Forum*.– 2012.–№2.– С. 28-34.
3. Автандилов Г.А. Биодеструкция зубных протезов из полимерных материалов (экспериментальное исследование) // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 24с.
4. Автандилов Г.А., Воронов И.А., Лебеденко И.Ю. Стафилококки в ротовой полости и их роль в биодеструкции съёмных неметаллических протезов // *Российский стоматологический журнал*.– 2015.– № 1.– С. 14-20.
5. Азарин Г.С. Оптимизация исходов непосредственного имплантационного зубного протезирования протяженными замещающими конструкциями в ближайшие и отдаленные сроки // Автореф... дисс. канд. мед. наук.– Великий Новгород.– 2017.– 18с.
6. Алсынбаев Г.Т. Тактика индивидуального подхода при повторном протезировании пожилых пациентов с полным отсутствием зубов и дисфункцией нижне-челюстного сустава // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Уфа.– 2016.– 24с.
7. Амиров А.Р. Экспериментально-клиническое обоснование применения эрбиевого лазера для лечения пациентов с периимплантитом // Материалы III Научно-практической конференции молодых ученых «Актуальные проблемы стоматологии».– 2012.– №5.– 57 с.
8. Амиров А.Р. Экспериментально-клиническое обоснование использования эрбиевого лазера в комплексном лечении пациентов с периимплантитом // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 25с.
9. Амирян М.Г. Психологические аспекты в лечении стоматологических пациентов в возрасте от 60 до 74 лет с полным отсутствием зубов // *Dental Forum*.– Москва.– 2012.– №3.– С.14.

10. Амирян М.Г. Медико-психологическая тактика ортопедического стоматологического лечения пациентов пожилого возраста с полным отсутствием зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 22с.
11. Абакаров С.И., Сорокин Д.В., Лапушко В.Ю., Абакарова С.С. Напряженно-деформированное состояние несъемного протеза на имплантатах при жевательной нагрузке в зависимости от угла наклона стенок абатмента. Клиническая стоматология. 2023;26(1):147–157.
12. Арутюнов С.Д., Амирян М.Г., Грачев Д.И., Циренов Ю.Б. Дентальная имплантация как основа эффективного ортопедического лечения и качества жизни пациентов с полным отсутствием зубов // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2011.– №1.– С.82-88
13. Архипов А.В. Дентальная имплантация при низкой плотности кости // Dental Forum.– 2012.– № 5.– С. 21-23.
14. Ашуев Ж.А. Экспериментально–клиническое, функциональное и рентгенологическое обоснование ранней функциональной нагрузки при зубной имплантации // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2008.– 37с.
15. Бадалян В.А. Малоинвазивные технологии дентальной имплантации: патогенетическое обоснование и оценка клинической, экономической и эргономической эффективности внедрения в стоматологическую практику // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2014.– 41с.
16. Байков Д.Э., Муфазалов Ф.Ф., Герасимова Л.П., Байкова Г.В., Алсынбаев Г.Т. Современные цифровые технологии в диагностике артрозов височнонижнечелюстных суставах // Здоровоохранение и социальное развитие Башкортостана. Спец. вып.– 2011.– № 3.– С. 62–65.
17. Башаров Р.Р., Капранов М.Ю. Усовершенствованный интегрированный подход к планированию и проведению стоматологического лечения с использованием дентальных имплантатов // Dental Forum.– Москва.–2011.– №3 (39).– С. 18.
18. Белякова А.С. Оптимизация дентальной имплантации у мужчин с остеопорозом // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2015.– 24с.

19. Берсанов Р.У., Лернер А.Я., Жаров А.В., Лесняк А.В., Ремизова А.А., Тихонов А.И., Юффа Е.П. Влияние современных конструкций протезов на динамику показателей качества жизни пациентов // Российский стоматологический журнал.– 2015.– №6.– С. 43-45.

20. Берсанов Р.У. Олесов А.Е., Миргазизов М.З., Новоземцева Т.Н., Гришкова Н.О., Шмаков А.Н., Лесняк А.В. Сравнение трудоемкости и себестоимости изготовления несъемных конструкций протезов // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2015.– №2.– С.43-45.

21. Берсанов Р.У. Функциональная и экономическая эффективность современных методов ортопедической реабилитации пациентов с частичной и полной адентией // Автореф. дисс... докт.мед.наук.– Москва.– 2016.– 48с.

22. Бениашвили Р.М., Кулаков А.А., Гурин А.Н., Григорьянц Л.А., Комлев В.С., Семкин В.А. Десневая и костная пластика в дентальной имплантологии //Москва, 2017.– 240с.

23. Бобешко М.Н. Клинико-экспериментальное обоснование применения клеевой композиции, модифицированной ионами серебра, для фиксации съемных пластиночных протезов //Автореф. дисс... канд.мед.наук.– Воронеж.– 2013.– 23с.

24. Болотанова М.К. Эфферентные и неэфферентные методы подготовки пациентов с системной патологией к дентальным имплантациям //Автореф. дисс... канд.мед.наук.– Москва.– 2014.– 24с.

25. Бондаренко О.В. Комплексная оценка дентальной имплантации в области аугментации после травматичного удаления зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2010.– 23с.

26. Брайловская Т.В., Савин К.Д. Эффективность ортопедической реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов при использовании дентальных имплантатов на верхней челюсти: 10-летнее клиническое исследование Стоматология для всех. 2025; № 4 (113): – С. 32-41.

27. Ванцян А.В. Возможность комплексной профилактики осложнений при дентальной имплантации с использованием ультразвука // Материалы

3-й Международной конференции «Современные аспекты реабилитации в медицине».– Ереван.– 2007.– С. 86-87.

28. Вельдяксова Л.В. Лечение пациентов с частичным отсутствием зубов и атрофией челюстных костей короткими имплантатами с пористой поверхностью // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Самара.– 2011.– 28с.

29. Верховский А.Е. Лечение пациентов с частичным и полным отсутствием зубов съемными акриловыми протезами (клинико- экспериментальное исследование) // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Тверь.–2015.– 24с.

30. Виноградов А.В., Иванов С.Ю., Григорян А.С., Духанина И.В. Стоматологическая имплантация и сопутствующая соматическая патология // Главный врач.– 2007.– №4.– С. 94-97.

31. Войтяцкая И.В., Канунникова С.В. Возможности коррекции лицевых признаков в процессе ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов // Сборник тезисов XXI Всероссийской научно- практической конференции «Актуальные проблемы стоматологии».– Москва.– 2009.– С. 236.

32. Волков А.В., Кулаков А.А., Бадалян В.А., Бабиченко И.И., Капанадзе Г.Д., Станкова Н.В. Гистоморфологические исследования взаимоотношений костной ткани и дентальным имплантатом // Биомедицина.–2012.– № 4.– С. 96-100.

33. Волкова Т.И. Клинико-морфофункциональная оценка состояния тканей десны при протезировании с использованием имплантатов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2007.– 27с.

34. Воронов А.П., Воронов И.А., Митрофанов Е.А. Эллипсометрический контроль толщины пленок карбида кремния на полиметилметакрилатной основе // Российский стоматологический журнал. –2015.– № 1.– С. 24-26.

35. Воронов И.А. Разработка, научное обоснование и внедрение в практику покрытия нанокарбидом кремния зубных и зубочелюстных протезов // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2016.– 50с.

36. Гришин П.О., Салеева Г.Т., Салеев Р.А., Мамаева Е.В., Калининкова Е.А. Конечно-элементный анализ влияния угла приложения силы и

смещения при операциях дентальной имплантации. Клиническая стоматология. 2023;26(1):106–113.

37. Григорьянц Л.А., Сирак С.В., Гарунов М.М., Кочкарова З.М., Андреев А.А., Степанов А.Г., Апресян С.В. Оценка костной ткани вокруг дентальных имплантатов до и после операции по ремоделированию периимплантной зоны. Институт стоматологии. 2022;2(95):30–32.

38. Гветадзе Р.Ш., Абрамян С.В., Русанов Ф.С., Нубарян А.П., Иванов А.А. Определение оптимального сочетания методик и материалов для получения оттисков путем сравнительного анализа точности расположения аналогов имплантатов // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2012.– №2.– С. 12-16.

39. Гизей Е.В. Клинико-лабораторное обоснование выбора ортопедических конструкций при вторичной адентии // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Краснодар.– 2013.– 22с.

40. Гилева О.С., Подгорный Р.В., Халявина И.Н., Назукин Е.Д., Разумный В.А. Оценка эффективности протетического лечения с использованием дентальной имплантации. (Эффективность дентальной имплантации) // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2012.– №1(25).– С. 40-43.

41. Гильманова Н.С. Адаптация к полным съемным протезам лиц среднего возраста в зависимости от их психоэмоционального статуса // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2007.– 25с.

42. Гожая Л.Д., Мирзоян А.Р., Талалай Т.Ю., Исакова Т.Г., Гончарова О.П., Казанский М.Р., Кораев Ч.Б. Сроки пользования зубными несъемными протезами и их влияние на клинические проявления в полости рта // Dental Forum.– 2011.– №5.– С 27.

43. Головина Е.С., Кузнецова Е.А., Глустенко В.С. Оптимизация имплантологического лечения при значительной атрофии кости в зоне имплантации // Вестник Российской военно-медицинской академии. Приложение.– 2011.– № 1(33).– С. 342.

44. Грачева О.В. Диагностика и лечение осложнений дентальной имплантации, связанных с нарушением функции нижнего альвеолярного нерва // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2011.– 24с.

45. Громова Ю.И. Факторы негативного влияния на гигиену полости рта у лиц с дентальными имплантатами // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 23с.

46. Гунько М.В. Особенности диагностики и комплексной терапии-прииспользовании метода дентальной имплантацииу пациентов с системным остеопорозом // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2009.– 32с.

47. Давыдова О.Б., Щербаков А.С., Костин И.О. Расширение возможностей стоматологической реабилитации пациентов с частичной и полной потерей зубов при клиническом применении коротких имплантатов // Материалы конференции. XVIII международная конференция челюстно- лицевых хирургов и стоматологов «новые технологии в стоматологии».– 2013.– С. 54-55.

48. Даутов Х.Р. Профилактика и лечение инфекционно- воспалительных осложнений после дентальной имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2014.– 22с.

49. Джонибекова Р.Н. Увеличение недостаточного объема костных структур в зонах дентальной имплантации с применением мелкодисперсного никелида титана // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Душанбе.– 2015.– 13с.

50. Дорошенко Н.С. Оценка психоэмоционального статуса пациентов среднего возраста при полной утрате зубов // Сборник трудов III Всероссийской научно-практической конференции «Образование, наука и практика в стоматологии» по тематике «Пародонтология».– Москва.– 2006.– С.181-182.

51. Егоров Е.В., Абакаров С.И., Сорокин Д.В., Абакарова С.С., Абакарова Д.С. Тензометрический анализ окклюзии у пациентов бруксизмом до и после ортопедического лечения на имплантатах // «Вестник последипломного образования» .– 2013.– №4.– 12 С.

52. Егоров Е.В. Оптимизация окклюзионных контактов металлокерамических паротезов с опорой на имплантатах у пациентов с бруксизмом // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2015.– 24с.

53. Емгахов З.В., Иорданишвили А.К., Жданюк И.В. Научное обоснование применения различных конструкционных базисных материалов в

геронтостоматологии // XVI Международная научно-практическая конференция «Пожилой больной. Качество жизни». – Москва. – 2011. – С. 41.

54. Емгахов З.В. Реакция тканей протезного ложа на съемные зубные ортопедические конструкции из различных базисных пластмасс (экспериментально-клиническое исследование) // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – Санкт-Петербург. – 2012. – 19с.

55. Жданюк И.В. Клиническая и экономическая эффективность стоматологических лечебно-профилактических мероприятий перед зубным протезированием // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – Санкт-Петербург. – 2013. – 23с.

56. Журули Г.Н. Биомеханические факторы эффективности внутрикостных стоматологических имплантатов (экспериментально-клиническое исследование) // Автореф. дисс... докт. мед. наук. – Москва. – 2010. – 43с.

57. Зиньковская А.С. Усовершенствование протезирования пациентов полными съемными протезами // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – Самара. – 2015. – 24с.

58. Зражевский С.А., Малик М.В. Сравнительный анализ изменения жевательной эффективности у пациентов при пользовании традиционными полными съемными протезами и покрывными съемными протезами с опорой на дентальные имплантаты с различной системой фиксации // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2011. – №1(23). – С. 60-65.

59. Зражевский С.А. Стоматологическая реабилитация пациентов с использованием съемных протезов нижней челюсти с опорой на дентальные имплантаты // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – Москва. – 2012. – 23с.

60. Ибрагимов Т.И., Карабеков Р.Г., Цаллагов А.К. Реабилитация пациентов с полным отсутствием зубов при асимметричном расположении головок височно-нижнечелюстных суставов // Стоматология для всех. – 2012. – №1. – С.24-27.

61. Иванов А.А. Технология изготовления и использования шаблонов на этапах планирования имплантации при протезировании на дентальных имплантатах // Автореф. дисс... канд. мед. наук. – Москва. – 2013. – 26с.

62. Иванов А.С., Олесова В.Н., Максюков С.Ю., Саламов М.Я., Заславский Р.С., Рагулин А.В., Олесов Е.Е. Структура протетических конструкций с опорой на дентальные им-плантаты в динамике за 20 лет. Российский вестник дентальной имплантологии. 2021;3–4(53–54):93–98.

63. Иванов С.Ю., Петров И.Ю. Основы дентальной имплантологии. Учебное пособие // Москва: ГОЭТАР-Медиа.– 2017.– 152с.

64. Иорданишвили А.К., Мироненко А.Н., Толмачев И.А., Бобунов Д.Н., Жданюк И.В. Ошибки при стоматологической реабилитации // Современная курортология: проблемы, решения, перспективы.– Санкт-Петербург.– 2013.– С. 84-85.

65. Каирбеков Р.Д. Экспериментально-клиническое сравнение винтовой и цементной фиксации искусственных коронок на дентальных имплантатах в разных условиях протезирования // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 24с.

66. Каламкаров А.Э., Костин И.О. Особенности распределения окклюзионных нагрузок в костной ткани при ортопедическом в костной ткани при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов с использованием дентальных внутрикостных имплантатов // Стоматология для всех.– 2014.– №3.– С. 27-29.

67. Каламкаров А.Э. Экспериментально-клиническое обоснование применения дентальных внутрикостных имплантатов при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Тверь.– 2016.– 45с.

68. Каливрадзиян Э.С., Подопригора А.В., Калиниченко В.С. Изучение свойств базисных пластмасс с добавлением наноразмерного серебра // Институт стоматологии.– 2011.– Вып.3.– С. 92.

69. Каливрадзиян Э.С., Подопригора А.В., Бобешко М.Н. Оценка антибактериальной активности модифицированной клеевой композиции для фиксации съемных пластиночных протезов у пациентов с полным отсутствием зубных рядов // Материалы 27 и 28 Всероссийских научно-практических конференций.– Москва.– 2012.– С. 139-141.

70. Капранов М.Ю. Оптимизация клинико-лучевого мониторинга стоматологического лечения с использованием имплантатов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 24с.

71. Карабеков Р.Г. Стоматологическая реабилитация пациентов с полным отсутствием зубов и асимметричным расположением головок височно-нижнечелюстных суставов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2015.– 25с.

72. Келенджеридзе Е.М. Сравнительная оценка процесса адаптации опорных тканей при ортопедическом лечении с использованием имплантатов по данным микроциркуляторных показателей // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2007.– 26с.

73. Кириллов С.К., Савашинская Н.С., Шашмурина В.Р., Пракопчик Д.С. Электрогальваническая стабильность системы «дентальный имплантат – протез // Материалы 25 и 26 Всероссийских научно-практических конференций.– Москва.– 2011.– С. 259-261.

74. Киселева И.В. Определение сроков реабилитации пациентов после реконструктивных операций на челюсти с применением искусственных опор // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Тверь.– 2014.– 26с.

75. Китаева Т.А. Оптимизация адаптации к съемным пластиночным протезам пациентов пожилого возраста с помощью композиции природного происхождения // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Волгоград.– 2016.– 24с.

76. Кирсанова В.В., Фурцев Т.В., Лукин Р.С. Микрозазор в конечном соединении с оригинальным и неоригинальным абатментом: сравнение результатов конечно-элементного моделирования. Клиническая стоматология. 2023;26(4):92–100.

77. Ключев О.В. Клинико-лабораторное обоснование применения зубных протезов с мягкой подкладкой «ГосСил» // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2010.– 21с.

78. Ковалева И.А. Сравнительная характеристика способов конструирования полных съемных зубных протезов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Смоленск.– 2007.– 19с.

79. Козлов С.В., Ремизова А.А. Клиническое обоснование применения одномоментной и отсроченной имплантации системой southernimplants у пациентов с метаболическим синдромом // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2013.– №1(27).– С. 60-63.

80. Колесов О.Ю. Оценка отдаленных результатов протезирования с использованием имплантатов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Санкт-Петербург.– 2008.– 20с.

81. Комарницкий О.В. Анатомическое обоснование имплантации искусственных опор зубных протезов на нижней челюсти // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Санкт-Петербург.– 2012.– 20с.

82. Кораев Ч.Б. Сравнительный анализ эффективности комбинированного метода дезинфекции съемных зубных протезов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 22с.

83. Коркин В.В. Клинико-лабораторная оценка результатов дентальной имплантации у пациентов с полным отсутствием зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2011.– 25с.

84. Костин И.О. Сравнительный анализ результатов применения комбинированных дентальных имплантатов с коническим соединением разной длины в лечении пациентов с частичной потерей зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Тверь.– 2016.– 24с.

85. Кулаков А.А., Каспаров А.С., Порфенчук Д.А. Математический расчет для ранней функциональной нагрузки дентальных имплантатов. Клиническая стоматология. 2020;3(95):54–60.

86. Кузнецов А.В. Частичное отсутствие зубов как фактор биомеханического влияния на состояние костной ткани челюсти: экспериментально-клиническое исследование // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2012.– 38с.

87. Кузнецова Е.А. «Сравнительная оценка результатов комплексного лечения пациентов периимплантатным мукозитом и дентальным периимплантитом» // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Самара.– 2012.– 24с.

88. Кулаков А.А., Бутова В.Г., Бадалян В.А. Экономическое обоснование применения минимально инвазивных технологий при проведении дентальной имплантации // Экономика здравоохранения.– 2013.– № 10.– С. 34-46.

89. Кунин А.А., Петров И.Ю., Смирнов Е.В., Лесных Н.Н., Рашиди Ф. Особенности клинических проявлений местного воспаления и общей реакции организма при ранних и поздних периимплантатах в процессе применения низкоинтенсивного лазерного излучения // Дентал Юг.– 2009.– № 8.– С. 24- 27.

90. Кураева Е.Ю. Судебно-медицинский анализ дефектов стоматологического протезирования с опорами на дентальные имплантаты (медико-правовые аспекты проблемы) // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2010.– 24с.

91. Латышев А.В. Обоснование применения дентальных имплантатов в системе реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов на верхней челюсти: Автореф.дис. докт. мед. наук.– Смоленск, 2014. - 23 с.

92. Лебеденко И.Ю., Воронов А.П., Воронов И.А., Насуев Г.М. Исследования санитарно-химических и токсикологических свойств отечественного силиконового материала холодной полимеризации «Силаст- М» для съемных зубных протезов // Саратовский медицинский журнал.– 2013.– Т. 9, № 3.– С.422–25.

93. Лебеденко И.Ю., Воронов И.А. Результаты трибологических испытаний образцов стоматологических материалов с защитным покрытием из карбида кремния, получившего название «Панцирь» // Российский стоматологический журнал.– 2015.– № 6.– С. 4.

94. Лыкова А.Н. Применение иммуномодуляторов для профилактики и лечения осложнений, возникающих при пользовании съемными протезами // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2007.– 30с.

95. Маннанова Ф.Ф., Алсынбаев Г.Т., Исхаков И.Р. Состояние височно-нижнечелюстного сустава и положения нижней челюсти у пожилых с полным отсутствием зубов, повторно обратившихся на протезирование // Акту-

альные вопросы стоматологии: сборник материалов республиканской научно-практической конференции.– Уфа.– 2013.– С. 247-250.

96. Михаськов С.В. Сравнительный анализ точности изготовления балочных конструкций с опорой на дентальные имплантаты // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2011.– 22с.

97. Монастырева Н.Н. Профилактика осложнений слизистой оболочки полости рта после ортопедического лечения в концепции улучшения качества жизни // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2014.– 28с.

98. Мустафаев М.Ш., Хараева З.Ф., Мустафаева Ф.М. Особенности системного и локального медиаторного ответа у пациентов с различным количеством дентальных имплантатов // Известия КБГУ.– 2015.– том 5.– №4.– С. 99-101.

99. Мустафаева Ф.М. Комплексная профилактика и прогнозирование развития осложнений дентальной имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Нальчик.– 2016.– 33с.

100. Мушеев И.У. Применение сплавов титана в клинике ортопедической стоматологии и имплантологии (экспериментально- клиническое исследование) // Дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2008.– 216с.

101. Насуев Г.М. Разработка отечественного силиконового материала холодной полимеризации для мягких подкладок зубных протезов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 24с.

102. Никитин В.В. Профилактика и лечение периимплантита с использованием отечественного средства на основе бактериофагов «Фагодент» // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2017.– 24с.

103. Николаева Е.Н., Чувилкин В.И., Панин А.М., Царев В.Н., Царева Т.В., Хитаршвили М.В. Экспрессия пародонтопатогенных бактерий 1 и 2 порядков у пациентов с периимплантатами // Dental Forum. – 2011.– № 4 (40).– С. 10-12.

104. Никольский В.Ю., Вельдяксова Л.В., Фефелова М.А., Воровченко Т.С. Зубное протезирование с опорой на поверхностно-пористые дентальные

имплантаты. Часть 3. Клиническая эффективность ортопедического лечения // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2010.– №2(22).– с. 104-107.

105. Никольский В.Ю., Разумный В.А. Металлокерамическое мостовидное протезирование с опорой на имплантаты у пациентов с полным отсутствием зубов на нижней челюсти. Часть 2. Ортопедический этап и результаты лечения // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2011.– №2(24).– с. 72-75.

106. Никольский В.Ю., Разумный В.А., Никольская Л.В., Шушпанова О.В., Садыкова О.М. Сравнительный анализ основных типов мостовидного и съемного протезирования с опорой на имплантаты при полном отсутствии зубов // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2015.– №2(32).– с. 31-37.

107. Нубарян А.П. Клинико-лабораторное обоснование выбора методов и материалов для получения оттисков при протезировании с опорой на дентальные имплантаты // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 26с.

108. Нувахов Н.Р., Смирнов В.Г., Персин Л.С., Петров Б.А. Индивидуальные закономерности в строении структур верхней челюсти, используемых при имплантационных операциях // Материалы VIII Всероссийской научно-практической конференции «Образование, наука и практика в стоматологии».– Москва.– 2011.– С. 171-173.

109. Нугуманов А.Г. Сравнительная оценка результатов протезирования пациентов полными съемными акриловыми протезами // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Самара.– 2012.– 23с.

110. Очиров Е.А. Профилактика воспалительных осложнений дентальной имплантации с применением хлоргексидинсодержащих препаратов // Дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2005.– 103с.

111. Панин А.М., Васильев А.Ю., Вишняков В.В., Серова Н.С., Харламов А.А. Клинико-рентгенологическая оценка результатов операции синус-лифтинг с помощью цифровой объемной томографии // Саратовский научно-медицинский журнал.– 2010.– № 2.– С. 396-400.

112. Параскевич В.Л. Разработка системы дентальных имплантатов для реабилитации пациентов с полным отсутствием зубов // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2008.– 46с.

113. Паршин Ю.В., Азарин Г.С., Волковой О.А. Щадящий метод имплантационного протезирования беззубой нижней челюсти // Институт стоматологии. - 2017. - №1. - С.56-57.

114. Подгорный Р.В. Влияние протетического лечения с использованием дентальных имплантатов на качество жизни пациентов с дефектами зубных рядов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Пермь.– 2010.– 24с.

115. Подопригора А.В., Каверина Е.Ю., Манеляк П.И, Калиниченко В.С. Анализ свойств базисных пластмасс с добавлением наносеребра // Системный анализ и управление в биомедицинских системах.– 2011.– Т.10, №1.– С. 112-113.

116. Покровская О.М. Совершенствование комплекса гигиенических мероприятий у пациентов с ортопедическими конструкциями на имплантатах // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2008.– 27с.

117. Прохвятилов О.Г. Оценка эффективности пользования полными съемными протезами нижней челюсти в зависимости от выраженности атрофии тканей протезного ложа // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Санкт-Петербург.– 2015.– 21с.

118. Розов Р.А., Трезубов В.Н. Цифровой метод протезирования компактной пластинки челюстной кости при немедленной ортопедической реабилитации пациентов с полной потерей зубов. Институт стоматологии. 2021;3(92):88–89.

119. Ремизова А.А. Специализированная стоматологическая помощь больным метаболическим синдромом, ассоциированным с остеопатиями // Дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2016.– 201с.

120. Рубленко С.С. Влияние зубных протезов из акриловой пластмассы и нейлона на неспецифическую резистентность и микрофлору полости рта // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Красноярск.– 2012.– 20с.

121. Рубцова Н.Г. Клинико-лабораторная оценка очищающей способности зубных щеток у пациентов с ортопедическими конструкциями на дентальных имплантатах // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Волгоград.– 2014.– 23с.

122. Рыжова И.П. Комплексная реабилитация пациентов с частичным отсутствием зубов, направленная на профилактику прогрессирующей атрофии тканей протезного ложа // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2008.– 48с.

123. Решетников А.П., Трезубов В.Н., Розов Р.А. Апресян С.В., Гуревич К.Г., Ураков А.Л., Гаврюшова Л.В., Копылов М.В. Особенности трансплантации биоматериалов и имплантации титановых имплантатов при атрофии твердых и мягких тканей челюстей. Клиническая стоматология. 2023;26(2):132–142.

124. Саввиди К.Г. Оптимизация методов ортопедического лечения пациентов пожилого и старческого возраста с полной потерей зубов // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Тверь.– 2011.– 52с.

125. Саввиди К.Г., Каламкаров А.Э. Анализ напряженно-деформированного состояния в системе «зубной протез – дентальный имплантат - костная ткань челюсти» при ортопедическом лечении пациентов с полным отсутствием зубов // Институт стоматологии. – 2014.– №4(65).– С. 94-96.

126. Савин К.Д., Хрестин А.В., Брайловская Т.В., Рябов П.Н. Применение математического моделирования и цифровых технологий для оптимизации планирования дентальной имплантации //Вестник НИЯУ МИФИ. – 2025. – Т. 14. – № 5. – С. 402-413.

127. Садыгов Р.В. Особенности синуслифтинга после ранее проведенного хирургического вмешательства на верхнечелюстной пазухе // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 23с

128. Садыков М.И., Саносоюк Н.О., Нестеров А.М., Попов Н.В., Лиманова Л.В. Ортопедическое лечение пациентов после множественного удаления зубов полными съёмными пластиночными протезами // Уральский медицинский журнал.– 2014.– №03(117).– С. 49-54.

129. Садыков М.И., Зиньковская А.С. Способы установления и фиксации центрального соотношения челюстей при полном отсутствии зубов (обзор литературы) // Роль науки в развитии общества: сборник статей Международной научнопрактической конференции.– 2014.– С. 212-219.

130. Саливончик М.С. Экспериментально-клиническое обоснование эффективности окончательной обработки съемных конструкций зубных протезов из термопластических полимеров // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Воронеж.– 2015.– 19с.

131. Самусенков В.О. Клинико-микробиологическое обоснование временного протезирования при непосредственной дентальной имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 24с.

132. Саносоюк Н.О. Оптимизация ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов после множественного удаления // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Самара.– 2015.– 25с.

133. Саркисян В.М. Анатомо-топографические особенности прикрепленной кератинизированной десны и их изменения при проведении операции имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 25с.

134. Серова Н.С. Лучевая диагностика в стоматологической имплантологии // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2010.– 47с.

135. Соловьев С.Н. Оптимизация критериев диагностики и лечения полного отсутствия зубов на нижней челюсти // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Иркутск.– 2010.– 23с.

136. Солодкая Д.В., Иванов С.Ю., Козловский В.С., Солодкий В.Г., Мураев А.А. Опыт применения отечественных имплантатов системы ЛИКО-М при лечении пациентов с отсутствием зубов // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2012.– №2(26).– С. 98-102.

137. Солодова Н.С. Выбор имплантологической системы при атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти в дистальных отделах // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 26с.

138. Солоп М.В. Анализ осложнений дентальной имплантации и синуслифтинга у пациентов с верхнечелюстными синуситами. клинико-

рентгенологическое исследование // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2014.– 24с.

139. Сулемова Р.Х. Сравнительная характеристика динамики микробной колонизации съемных зубных протезов с базами из полиуретана и акриловых пластмасс // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2008.– 27с.

140. Сухов В.Д. Повышение эффективности профилактики ранних послеоперационных осложнений при дентальной имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 26с.

141. Суховой Е.А., Золкин П.В., Лесных Н.Н., Якубов Р.Б., Авдеев Е.Н., Борисов И.А. Эффективность применения адгезивной композиции отечественного производства для повышения устойчивости съемных зубных протезов // Современные технологии в ортопедической стоматологии: материалы Межрегиональной научно-практической конференции.– Воронеж.– 2013.– С. 132-134.

142. Тезиков Д.А. Оптимизация гигиенического ухода за съемными ортопедическими конструкциями на основе изучения влияния ультрафиолетового облучения на микрофлору съемных зубных протезов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Пермь.– 2014.– 26с.

143. Терентьев А.В., Грачев Д.И. Основные направления в оценке качества ортопедической помощи населению // Сборник трудов XXXII Итоговой конференции молодых ученых МГМСУ.– Москва.– 2010.– С.395- 396.

144. Тигранян Х.Р. Клинико-цитологическая характеристика слизистой оболочки протезного ложа под базами съемных протезов из полиметилметакрилата и нейлона // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2008.– 24с.

145. Глушенко В.П., Головина Е.С., Кузнецова Е.А. Клинико-рентгенологическая характеристика мукозита и дентального периимплантита // Актуальные вопросы стоматологии – сборник научных трудов, посвященный 45-летию стоматологического образования в СамГМУ.– Самара.– 2011.– С. 229-232.

146. Травина М.В. Обоснование эффективности проведения лечебно-профилактических мероприятий в процессе функционирования ортопедических конструкций на дентальных имплантатах // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2010.– 27с.

147. Трезубов В.В., Косенко Л.Г. Качественная характеристика съемных пластиночных зубных протезов с термопластическими базисами // Институт стоматологии.– 2011.– №1(50).– с.58-59.

148. Трезубов В.Н., Галяпин И.А., Федотова Е.А. Особенности заживления при альвеолопластике с использованием имплантата политетрафторэтилена у пациентов с полной потерей зубов // Пародонтология.– 2010.– №1(54).– С. 15.

149. Ушаков Р.В., Коркин В.В., Самусенков В.О., Чернявский Р.Н. Особенности протезирования на дентальных имплантатах при полном отсутствии зубов // Материалы VIII Всероссийской конференции «Образование, наука и практика в стоматологии».– Москва.– 2011.– С. 208- 209.

150. Ушаков Р.В., Самусенков В.О., Ушаков А.Р., Даутов Х.Р. Стабильность дентальных имплантатов после операции синуслифтинга // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2011.– №2(24).– С.62-65.

151. Ушаков Р.В., Царев В.Н., Дьяконова М.С., Ушаков А.Р., Даутов Х.Р., Хурхуров Г.Р. Применение препаратов гиалуроновой кислоты для профилактики ранних осложнений после дентальной имплантации // Российский вестник дентальной имплантологии.– 2012.– № 2(26).– С.122-127

152. Федотов В.П. Оптимизация ортопедического лечения пациентов с полным отсутствием зубов нижней челюсти // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Екатеринбург.– 2009.– 23с.

153. Федотова Е.А. Ретроспективная оценка результатов протезирования при полной потере зубов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Санкт-Петербург.– 2011.– 15с.

154. Филимонова О.И., Шишкова Ю.С., Тезиков Д.А. Опыт применения для гигиенического ухода за съемными зубными протезами устройства на основе ультрафиолетового излучения // Уральский медицинский журнал.– 2014.– №05 (119).– С. 92-95.

155. Хабиев К.Н. Клинико-экспериментальное обоснование выбора остеопластического материала при проведении операции синус-лифтинга // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2015.– 26с.

156. Хараева З.Ф., Мустафаев М.Ш., Мустафаева Ф.М. Опыт применения комплекса «Иммуджен» у пациентов с обширной дентальной имплантацией // Материалы XI Международной (XX Всероссийской) Пироговской научной медицинской конференции студентов и молодых ученых.– Москва.– 2016.– С. 597.

157. Хитаришвили М.В. Совершенствование диагностики возбудителей периимплантитов с использованием молекулярно-генетических методов исследования // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 26с.

158. Хурхуров Г.Р. Реабилитация пациентов с дефектом зубных рядов в боковых отделах верхней челюсти с применением дентальной имплантации // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2013.– 25с.

159. Царев В.Н., Лебедеко И.Ю., Коваленко О.И. Сравнительная оценка адгезии микроорганизмов к базисам съемных зубных протезов из термопластов // Сборник трудов 7-й Всероссийской научно-практической конференции «Образование, наука, практика в стоматологии» по объединенной тематике «3D-технологии» Новое развитие стоматологии», 3D – «Думать, действовать, достигать».– Москва.– 2010.– с. 127-128.

160. Царев В.Н., Николаева Е.Н., Козлова М.В., Ипполитов Е.В., Чувилкин В.И., Царева Т.В., Хитаришвили М.В. Совершенствование алгоритма диагностики пародонтита и прогнозирования возможных осложнений внутренней имплантации зубов на основании мониторинга микробиологических и иммуногенетических параметров // Образование, наука и практика в стоматологии.– 2011.– С. 211-212.

161. Цимбалистов А.В., Жданюк И.В., Иораднишвили А.К., Гайворонская М.Г., Комарницкий О.В. Сравнительная экономическая оценка стоимости стандартных услуг при подготовке полости рта к протезированию и реставрационных работ в гарантийные сроки использования протезов // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье».– 2012.– №1.– С. 169-175.

162. Цыбина В.В. Обоснование применения модифицированного эластичного акрилового полимера для базисов съемных протезов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Воронеж.– 2010.– 20с.

163. Шашмурина В.Р. Механизмы адаптации пациентов к протезам с опорой на имплантаты при полном отсутствии зубов на нижней челюсти // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Москва.– 2008.– 36с.

164. Шашмурина В.Р. Ошибки и осложнения лечения пациентов с применением дентальных имплантатов и полных съемных протезов // М: МЕДпресс-информ.– 2017.– 96с.

165. Шураев А.И. Сравнительная характеристика методов костной пластики дна верхнечелюстной пазухи с помощью тканеинженерной конструкции ММСК ЖТ и остеопластических материалов // Автореф. дисс... канд. мед. наук.– Москва.– 2012.– 24с.

166. Щербаков А.С., Давыдова О.Б., Костин И.О. Применения имплантатов 4x5 в лечении пациентов с частичной потерей зубов в условиях выраженной атрофии костной ткани // Материалы конференции. XIX международная конференция челюстно-лицевых хирургов и стоматологов «новые технологии в стоматологии».– 2014.– С. 40.

167. Эристов З.А., Бадалян В.А., Баулин И.М. Использование коллагенового матрикса MUCOGRAFT для увеличения зоны кератинизированной десны // Российская стоматология (научно-практический журнал).– 2013.– Том 6, № 2.– С. 42-46.

168. Ямуркова Н.Ф. Оптимизация хирургического лечения при выраженной атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти перед дентальной имплантацией // Автореф. дисс... докт. мед. наук.– Нижний Новгород.– 2014.– 45с.

169. Янушевич О.О., Козлова М.В., Мкртумян А.М., Белякова А.С., Козлова Л.С. Особенности дентальной имплантации у пациентов с остеопорозом // Лечение и профилактика.– 2014.– № 3(11).– С. 85-90.

170. Didenko L.V., Avtandilov G.A., Shevlyagina N.V., Smirnova T.A., Lebedenko I.Y., Tatti F., Savoia C., Evans G. and Milani M. Biodestruction of

polyurethane by *Staphylococcus aureus* (an investigation by SEM, TEM and FIB). *Current microscopy contributions to advances in science and technology* // A. Méndez-Vilas (Ed.), *Microscopy Series*.– 2012.– №5.– p. 323-334.

171. Elawady D, Adam MA, Allam H, Mahmoud II, Alqutaibi AY, Shon AA. Single Implant-Retained Mandibular Overdentures: A Literature Review. *Cureus*. 2024 Jan 18;16(1):e52486. doi: 10.7759/cureus.52486. PMID: 38371006; PMCID: PMC10874113.

172. Feller L, Jadwat Y, Khammissa RA, Meyerov R, Schechter I, Lemmer J. Cellular responses evoked by different surface characteristics of intraosseous titanium implants. *Biomed Res Int*. 2015;2015:171945. doi: 10.1155/2015/171945. Epub 2015 Feb 12. PMID: 25767803; PMCID: PMC4341860.

173. Gallucci GO, Hamilton A, Zhou W, Buser D, Chen S. Implant placement and loading protocols in partially edentulous patients: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 16:106-134. doi: 10.1111/clr.13276. PMID: 30328194.

174. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *J Dent*. 2019 May;84:9-21. doi: 10.1016/j.jdent.2019.03.008. Epub 2019 Mar 20. PMID: 30904559.

175. Peev S, Yotsova R, Parushev I. Histomorphometric Analysis of Osseointegrated Intraosseous Dental Implants Using Undecalcified Specimens: A Scoping Review. *Biomimetics (Basel)*. 2024 Nov 3;9(11):672. doi: 10.3390/biomimetics9110672. PMID: 39590244; PMCID: PMC11592138.

176. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater*. 2018 Jan;34(1):40-57. doi: 10.1016/j.dental.2017.09.007. Epub 2017 Oct 10. PMID: 29029850. Vol.21, № 10.– P. 1098-1099.

177. Rony L, Lancigu R, Hubert L. Intraosseous metal implants in orthopedics: A review. *Morphologie*. 2018 Dec;102(339):231-242. doi: 10.1016/j.morpho.2018.09.003. Epub 2018 Oct 19. PMID: 30348489.

178. Sanz-Sánchez I, Sanz-Martín I, Ortiz-Vigón A, Molina A, Sanz M. Complications in bone-grafting procedures: Classification and management. *Periodontol 2000*. 2022 Feb;88(1):86-102. doi: 10.1111/prd.12413. PMID: 35103322.

179. Verkhovskiy A., Abolmasov N. Comparative characteristics of acrylic resin in removable denture basis // *Archives of Medical Science.*– 2013.– №2.– suppl. 1.– P. 112.

180. Waleed Abdu Mshari, Maryam H Mugri, Nandalur Kulashekar Reddy, Mohammed E Sayed, Khurshid Mattoo, Osama Mohammed Qomari, Mousa Mahmoud Alnaji, , Firas K Alqarawi, Saad Saleh AlResayes, Raghdah M Alshai-bani, 2025