

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«НИЖЕГОРОДСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

СААКЯН МИХАИЛ ЮРЬЕВИЧ

**РАЗРАБОТКА И ВНЕДРЕНИЕ ИНТЕГРАТИВНОГО ПОДХОДА К
ПЛАНИРОВАНИЮ И ОРТОПЕДИЧЕСКОМУ ЛЕЧЕНИЮ
ГЕНЕРАЛИЗОВАННЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА**

14.01.14. – Стоматология

Диссертация

на соискание ученой степени доктора медицинских наук

Научный консультант:
Заслуженный работник
Высшей школы
доктор медицинских наук,
профессор Е.Н. Жулев

Нижний Новгород

2017

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение	8
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	
1.1. Клинико-рентгенологическая картина генерализованных заболеваний пародонта	20
1.2. Анатомо-топографические и функциональные изменения челюстно-лицевой области при генерализованных заболеваниях пародонта.....	26
1.3. Состояние костной ткани челюстей в норме и при хроническом генерализованном пародонтите (молекулярные и биохимические изменения).....	29
1.4. Методы ортопедического лечения хронических генерализованных пародонтитов.....	32
1.5. Основные подходы к имплантации при хронических генерализованных пародонтитах	34
1.6. Ортопедическое лечение хронических генерализованных пародонтитов с использованием дентальных имплантатов	38
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	
2.1.Общая характеристика клинического материала	45
2.2. Методы клинических, лабораторных и инструментальных исследований	52
2.2.1.Методы оценки состояния пародонта	52
2.3. Методика морфологического исследования.....	54
2.4. Функциональные методы исследования	59
2.4.1.Метод лазерной доплеровской флоуметрии.....	59
2.4.2.Методика проведения инфракрасной термометрии	62
2.5.Методы лучевой диагностики.....	68
2.5.1. Методика ортопантомографии.....	68
2.5.2.Метод конусно-лучевой компьютерной томографии.....	69
2.6 Методы статистического исследования.....	71

2.7. Термомеханический метод исследования имплантата	72
2.7.1. Методика оценки внешних силовых факторов и выбор расчетной схемы нагружения деталей имплантатов в сборе	72
2.7.2. Методика определения напряжённо-деформированного состояния деталей дентального внутрикостного стоматологического имплантата	73
2.7.3. Методика определения температурного состояния деталей имплантата	75
2.7.4. Методика определения диаметральных зазоров между элементами дентальных внутрикостных стоматологических имплантатов	78
2.7.5. Методика определения полей температур деталей имплантата	81
2.7.5.1. Методика определения полей температур внутрикостной и внекостной частей имплантата	81
2.7.6. Методика определения полей температур в трехмерной постановке	83
2.7.6.1. Методика применения стационарной задачи определения температур деталей имплантатов в трёхмерной постановке.....	83
2.7.6.2. Методика определения температур в трехмерной постановке.....	84
2.7.6.3. Методика расчета и анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) деталей имплантата методом конечных элементов...84	
2.7.6.4. Методика определения температур термомеханического имплантата с помощью программного комплекса I – DEAS.....85	
2.7.6.5. Методика определения полей температур деталей имплантата программным комплексом I – DEAS.....	86
2.8. Методика микробиологического исследования винтового стоматологического имплантата на этапе доклинического исследования	90

2.9.Метод доклинического экспериментального изучения реакции костной ткани на этапе разработки новой системы стоматологических имплантатов.....	91
---	----

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Результаты клинико-лабораторных исследований.....	94
3.1.1. Результаты оценки состояния тканей пародонта	94
3.1.2.Результаты оценки структурных перестроек костной ткани в зоне предполагаемой установки имплантата	105
3.1.3. Результаты томографического исследования костной ткани....	123
3.1.4. Результаты изучения показателей микроциркуляции.....	126
3.1.5 Результаты изучения зависимости температурных показателей слизистой оболочки полости рта от различных факторов.....	131
3.2.Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС) имплантатов методом конечных элементов.....	145
3.2.1 Результаты расчета напряженно-деформированного состояния внутрикостной части имплантата и кости челюсти.....	145
3.2.2.Результаты расчета резьбового соединения внутрикостной части имплантата и кости челюсти при действии различных осевых сил	149
3.2.3.Результаты расчета резьбового соединения внутрикостной части имплантата и соединительного винта при действии различных осевых сил	158
3.2.4.Сравнение действия осевых нагрузок на смятие и срез витков в наружной резьбе и растяжение стенок корпуса внутрикостной части имплантата (для диаметров 3,0мм, 4.0мм и 5,0мм).....	160
3.2.5.Результаты расчета МКЭ напряжений стоматологического имплантата при затяжке винтом.....	163
3.2.6.Результаты инженерного решения резьбового соединения внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и наружной резьбы соединительного винта при сборке с внекостной частью	

имплантата для диаметров 3,0мм, 4.0мм, 5,0мм.....	167
3.3.Результаты расчета МКЭ температуры стоматологического имплантата.....	172
3.3.1.Результаты расчета напряженно-деформированного состояния (НДС) внутрикостной части имплантата ввернутой в кость челюсти при термическом нагружении	172
3.3.2.Результаты моделирования напряженно-деформированного состояния (НДС), расчет и распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата от растягивающих термической и термомеханической силы	182
3.3.3.Результаты ТММ напряженно-деформированного состояния (НДС), расчета и распределение температур и напряжений по длине стенки корпуса внутрикостной и внекостной частей имплантата от растягивающих термических и термомеханических сил при затяжке соединительным винтом	185
3.3.4.Результаты расчета МКЭ температуры стоматологического имплантата в сборе	185
ГЛАВА 4. ПУТИ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ГЕНЕРАЛИЗОВАННЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА НА ОСНОВЕ ИНТЕГРАТИВНОГО ПОДХОДА	
4.1 Результаты разработки и внедрения экспертной системы оценки костной ткани при планировании имплантации с использованием информационного комплекса	188
4.2 Особенности ортопедического лечения пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта и частичной потерей зубов.....	190
4.2.1. Результаты разработки новой конструкции замкового крепления для съемных протезов.....	193
4.2.2. Особенности проведения клинико-лабораторных приемов	

применения нового замкового крепления.....	196
4.2.3. Результаты изучения эффективности новой конструкции замкового крепления методом конечных элементов.....	204
4.3. Результаты разработки новой системы стоматологических термомеханических имплантатов с большим жизненным циклом	210
4.4. Результаты микробиологического исследования винтового стоматологического имплантата на этапе доклинического исследования	222
4.5. Результаты доклинического экспериментального изучения реакции костной ткани на этапе разработки новой системы стоматологических имплантатов	223
4.6. Экспертная система планирования ортопедического лечения генерализованных заболеваний пародонта методом стоматологической имплантации	224
4.7. Особенности планирования дентальной имплантации при генерализованных заболеваниях пародонта.....	227
4.8. Ортопедическое лечение генерализованных заболеваний пародонта, методом стоматологической имплантации (результаты и внедрение алгоритмов ортопедического лечения)	235
ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ	250
ВЫВОДЫ	278
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	281
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	283
ПРИЛОЖЕНИЕ	310

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- ЛСТ - хронический генерализованный пародонтит легкой степени тяжести
ССТ- хронический генерализованный пародонтит средней степени тяжести
ТСТ- хронический генерализованный пародонтит тяжелой степени тяжести
ГК – гаверсовы каналы
КТ – компьютерная томография
КЛКТ – конусно-лучевая компьютерная томография
ДВСИ – денальный внутрикостный стоматологический имплантат
МОП – механическая обработка пищи
МКЭ – метод конечных элементов
НДС – напряженно деформированное состояние
ГУ – граничное условие
ОКЭ – объемные конечные элементы
ИК – информационный комплекс
ТММ – термомеханический метод

ВВЕДЕНИЕ

Физиологическое функционирование зубочелюстной системы обеспечивается анатомической гармонией составляющих её элементов: зубных рядов, челюстей и сочленений височно-нижнечелюстных суставов, связок, сухожилий, мягких тканей, сосудов и нервов [38, 67].

Известно, что при появлении патологической подвижности зубов нарушается функция жевания с одновременным перераспределением функциональной нагрузки в пределах зубных рядов. Изменившиеся условия функционирования зубов ведут к перестройке обменных процессов, так как реакция опорных тканей зуба на функциональные нагрузки при жевании регулируется нейрогуморальными механизмами, а сила жевательного давления влияет на степень упругой деформации челюстной кости и их трофику [69].

Воспалительные заболевания пародонта являются одной из главных причин потери зубов. Правильно подобранный и проведенный комплекс ортопедических вмешательств, направленный не только на восстановление дефектов зубного ряда, но и на надежную стабилизацию оставшихся зубов, способствует нормализации окклюзионной нагрузки, трофике пародонтальных тканей и репаративным процессам, повышая тем самым эффективность лечения заболеваний пародонта [62]. Для данной категории пациентов принципиально важными являются не только вопросы улучшения эстетики, но и характер ортопедической конструкции - съемный или несъемный. Внедрение в процесс реабилитации этой категории больных стоматологической имплантации открывает новые возможности в лечении и реабилитации больных с заболеваниями пародонта [1, 44].

Более чем 30-летний опыт клинического использования имплантатов доказал их высокую эффективность. Они успешно применяются для реабилитации пациентов с частичной и полной потерей зубов [1, 44, 47, 126, 197, 210]. Применение имплантатов при ортопедическом лечении расширяет возможности использования несъемных протезов, удовлетворяя пациентов как в эстетическом, так и в функциональном отношении. В то же время

воспалительные заболевания пародонта, считаются относительным противопоказанием для проведения стоматологической имплантации, поскольку патогенные микроорганизмы, населяющие пародонтальные карманы оставшихся зубов, способствуют развитию воспаления тканей вокруг имплантатов[6,92,95,122].

Для улучшения состояния тканей, окружающих надкостную часть имплантата, необходимо проводить специальные лечебные мероприятия. Хорошее состояние полости рта и последующий тщательный гигиенический уход занимают важное место среди факторов, влияющих на состояние тканей после имплантации. Целенаправленное же пародонтологическое лечение, предшествующее стоматологической имплантации, в конечном итоге влияет не только на эффективность лечения и срок службы ортопедических конструкций, но и во многих случаях обеспечивает возможность проведения ортопедического лечения с использованием искусственных опор [9,113].

Правомерно заключение о том, что реакция организма не может быть стандартной и однозначной [2, 41, 80]. Имеются широкие индивидуальные вариации регенераторного потенциала костной ткани в зависимости от состояния организма, местных и общих факторов иммунитета [54, 72, 75]. В связи с этим становится понятным, что эффектлечебных мероприятий оптимизируется, если использовать не только макроскопическую и рентгенологическую характеристику костной ткани, но и получить углубленную характеристику процессов rarefкации (исчезновение костной ткани), эбурнеации (новообразование костной ткани), пролиферативных возможностей мезенхимальных клеток костной ткани и характер ее кровоснабжения. Однако это можно осуществить лишь в условиях гистологического контроля потенциальных возможностей костной ткани альвеолярных отростков. Отметим, что в доступной литературе таких гистологических данных, представленных в целостном и системном виде, нам обнаружить не удалось.

Обзор современных публикаций показывает, что к услугам имплантологов чаще всего прибегают пациенты с выраженной атрофией беззубой альвеолярной

части челюстей, потерявшие зубы по разным причинам и в разные сроки, что, естественно, требует детального изучения анатомо-топографических условий для проведения имплантации[95, 122, 124, 140].

Применение разнообразных систем имплантатов не имеет достаточно четкого научного обоснования, что требует дальнейшего совершенствования форм имплантатов в зависимости от строения челюстей и топографии дефекта зубного ряда [95,119, 128].

На основании анализа биомеханических характеристик естественного зуба и костной ткани челюсти необходимо было бы создать такой имплантат, который по своим параметрам мог бы воспроизводить основные функции зубов без разрушения костной ткани, способствовал бы его эффективному приживлению и выдерживал бы привычную функциональную нагрузку за счет стимуляции процессов костеобразования и создания большей площади соприкосновения внутрикостной части имплантата без увеличения ее объема.

Разнообразие форм имплантатов и методик их применения при генерализованных заболеваниях пародонта, осложненных частичной потерей зубов, свидетельствуют об отсутствии на сегодняшний день единой стратегии имплантации у этой категории больных, что обуславливает необходимость дальнейшей разработки как традиционных ортопедических конструкций, так и конструкций отечественных имплантатов, алгоритма и методик их применения с учетом анатомо-топографических и морфологических изменений, сопровождающих заболевания пародонта. Изучение состояния тканей зоны предполагаемой имплантации у пациентов с заболеванием пародонта, разработка и внедрение в клиническую практику системы лечебно-профилактических мероприятий на пред- и послеоперационном этапах путем оптимизации инженерных решений, повышения жизненного цикла дентальных имплантатов представляется совершенно необходимой, своевременной и актуальной задачей, открывающей новые возможности в дентальной стоматологической имплантации.

В настоящее время планирование ортопедического лечения заболеваний пародонта с применением шинирующих конструкций осуществляется, главным

образом, эмпирическим путем. Тем не менее, как показывают отдаленные результаты, при решении этих вопросов допускаются серьезные ошибки. В частности, современные конструкции съемных протезов не решают главной задачи лечения пациентов с заболеваниями пародонта - рационального распределения жевательного давления должным образом [9, 18, 25]. Кроме того, успехи, достигнутые в имплантологии, не решают в полной мере задач ортопедического лечения этой категории пациентов, остаются не решенными и ряд вопросов, связанных с планированием ортопедического лечения на искусственных опорах у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта. Дальнейший поиск путей совершенствования методик имплантации и выбора наиболее оптимальной ортопедической конструкции будут способствовать повышению эффективности реабилитации больных с заболеваниями пародонта.

Разработка новых систем крепления съемных протезов при частичной потере зубов позволит повысить качество протетического замещения дефектов зубного ряда, определить единый стандарт лечения исходя из конструктивных особенностей протеза, отвечающего требованиям функциональности (увеличение стабильности протеза), универсальности (использование при разных клинических условиях), снижения функциональной перегрузки, а так же эстетичности и экономической эффективности.

Таким образом, в настоящее время существует насущная необходимость использования результатов клинико-морфологических и биомеханических исследований для повышения эффективности планирования и ортопедического лечения заболеваний пародонта на основе интегративного подхода, создания экспертной системы планирования, усовершенствования конструкций шин - протезов, разработки имплантатов с большим жизненным циклом, что в свою очередь будет способствовать повышению эффективности реабилитации больных с генерализованными заболеваниями пародонта.

Целью исследования явилось совершенствование методологии планирования и повышения эффективности ортопедического лечения генерализованных

заболеваний пародонта с использованием клинико-морфологических и биомеханических исследований.

Задачи исследования

1. С помощью гистологического исследования выделить комплекс параметров, позволяющих установить соотношение процессов резорбции и созидания костной ткани в зоне предполагаемой имплантации;
2. Разработать методику индивидуальной количественной оценки процессов rarefакции и эburneации и статистической оценки процессов, идущих в костной ткани;
3. Изучить характер кровоснабжения, наличие перестроек в морфологии сосудов, гемодинамических и гемореологических расстройств при генерализованных заболеваниях пародонта;
4. Оценить пролиферативные потенции мезенхимальных элементов костной ткани и тем самым составить представление о перспективах ее новообразования после операции имплантации;
5. Изучить состояние капиллярного кровотока посредством лазерного анализатора у пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта;
6. Изучить методом инфракрасной термометрии термодиагностические признаки генерализованных заболеваний пародонта.
7. Разработать новую конструкцию замкового крепления для фиксации съемных шин - протезов при генерализованных заболеваниях пародонта осложненных частичной потерей зубов;
8. Разработать экспертную систему определения показаний и планирования ортопедических конструкций, в том числе и с опорой на имплантаты, при генерализованных заболеваниях пародонта;
9. Разработать способ прогнозирования результатов стоматологической имплантации на этапе ее планирования;

10. Разработать комплексную математическую модель инженерных решений, обосновать концепцию и предложить методику проектирования дентального внутрикостного стоматологического имплантата с большим жизненным циклом;

11. Разработать новую конструкцию внутрикостного стоматологического имплантата с высокими техническими свойствами.

12. Разработать алгоритм обследования и планирования ортопедического лечения пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов.

Научная новизна

1. Впервые выделен комплекс параметров и получена количественная оценка соотношения процессов резорбции и созидания костной ткани в зоне предполагаемой имплантации;

2. Впервые дана индивидуальная количественная оценка процессов rarefакции и эburneации, а так же статистическая оценка процессов, идущих в костной ткани после операции имплантации;

3. Впервые на основании изучения характера кровоснабжения и перестройки в морфологии сосудов, гемодинамических и гемореологических расстройств определены пролиферативные потенции мезенхимальных элементов костной ткани, позволяющих прогнозировать перспективы ее новообразования после операции имплантации;

4. Впервые с помощью неинвазивных методов диагностики (инфракрасной термометрии и лазерной доплеровской флоуметрии) даны представления об анатомо-топографических и функциональных изменениях костной ткани, позволяющих выявить наличие патологии, проследить динамику патологического процесса и оценить эффективность проводимого лечения;

5. Разработана новая конструкция замкового крепления для фиксации съемных шин - протезов при заболеваниях пародонта, осложненных частичной потерей зубов и посредством математического моделирования доказана его биомеханическая эффективность;

6. Впервые разработана экспертная система определений показаний и планирования ортопедических конструкций, в том числе и с опорой на имплантаты;
7. Впервые с помощью морфологического исследования разработан способ прогнозирования результатов стоматологической имплантации;
8. Впервые разработана комплексная математическая модель инженерных решений, обоснована концепция и предложена методика проектирования дентального внутрикостного стоматологического имплантата с большим жизненным циклом;
9. Разработана новая конструкция дентального внутрикостного стоматологического имплантата с высокими техническими свойствами.
10. Впервые разработан комплекс алгоритмов, направленных на повышение эффективности обследования, планирования и ортопедического лечения больных с генерализованными заболеваниями пародонта.

Практическая значимость

Даны рекомендации по планированию и ортопедическому лечению генерализованных заболеваний пародонта. Разработан алгоритм гистологического исследования костной ткани и определен информационный комплекс который определяет прогноз стоматологической имплантации на этапе ее планирования (патент № 2538087 «Способ прогнозирования результата стоматологической имплантации на этапе ее планирования»). Для снижения процента осложнений возможны рекомендации по изменению первоначального плана хирургического и ортопедического лечения, вплоть до отказа от дальнейшего использования имплантатов и перехода на традиционные методы ортопедического лечения.

Разработана съемная насадка для инфракрасного термометра (патент №147425) что позволяет увидеть происходящие изменения тогда, когда структурные изменения тканей еще не определяются как клинически, так и при помощи методов дополнительной диагностики (рентгенологического, ультразвукового исследования и т.д.).

На оснований проведенных исследований разработано новое замковое крепление, которое рекомендовано использовать при протезировании пациентов с генерализованным заболеванием пародонта и частичной потерей зубов, имеющих противопоказания к внутрикостной имплантации (патент № 109658 от 27.10.2011г). Сравнительный биомеханический анализ предполагает возможность расширения показаний к применению малых седловидных протезов с нашей конструкцией замкового крепления у пациентов с заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов при отсутствии показаний к применению кламмерных, стандартных замковых и телескопических систем крепления или когда их техническое изготовление невозможно ввиду недостатка места для размещения стандартных фиксирующих элементов, особенно при наличии низких клинических коронок.

В результате проведенных теоретических и экспериментальных исследований нами предложена «Новая система стоматологических термомеханических имплантатов и способ имплантации», основу которой составили внутрикостные винтовые остеоинтегрированные имплантаты (патент №2344787).

Правильный подход к планированию как традиционного ортопедического лечения, так и имплантации, будет более продуктивным при регистрации полученной информации в процессе обследования пациента в индивидуальной карте. Для этих целей нами разработана индивидуальная карта обследования, которая может служить «Экспертной системой» при планировании и выборе метода ортопедического лечения (программа для ЭВМ № 2014618181 от 24.04.2014).

На основании проведенных исследований разработан комплекс алгоритмов, направленный на повышение эффективности обследования, планирования и ортопедического лечения больных с генерализованными заболеваниями пародонта.

Основные положения, выносимые на защиту

1. На основе выявления общих и местных факторов риска синтез традиции стоматологической практики и морфологические подходы позволяет более обоснованно подходить к планированию как традиционного ортопедического, так и имплантологического лечения. Обилие морфологических критериев объективизирует необходимость организации определенной системы отбора, которая без потери времени обследования приближает к решению практической задачи – уточнения уровня потенциальных возможностей ткани, к синтезу и репарации. Цифровая оценка гистологических признаков, может с успехом использоваться не только в качестве методологической базы исследований в описываемых препаратах, но и с целью использования этих данных в интересах статистического анализа. Суммарная многосторонняя информация имеет свойства и экспертной системы.
2. Анализ функционального состояния сосудов в области имплантации, проведение температурного мониторинга дает возможность судить о наличии резервных возможностей сосудистого русла. Выявление возможных патологических состояний, связанных с нарушением обменных процессов в области предполагаемой имплантации, позволяет своевременно проводить профилактические мероприятия, направленные на устранение очагов воспаления, прогнозировать течение послеоперационного периода, успешность остеоинтеграции имплантата и состоятельность используемой конструкции.
3. Модифицированная новая система стоматологических термомеханических имплантатов с большим жизненным циклом позволяет снизить риск развития резорбции костной ткани; обеспечивает условия для улучшения сопряжения имплантата с костью; снижает риск формирования патологического костного кармана и поломки конструкции из – за её подвижности.
4. Новые системы крепления съемных протезов при частичной потере зубов направлены на повышение качества протетического замещения дефектов зубного ряда и создания единого стандарта лечения исходя из конструктивных

особенностей протеза, отвечающего требованиям функциональности (увеличение стабильности протеза), универсальности (использование при разных клинических условиях), снижения функциональной перегрузки пародонта, а так же эстетичности и экономической эффективности.

5. Интегративный подход, основанный на использовании результатов клинικο-морфологических и биомеханических исследований, систем поддержки принятия клинических решений, экспертной системы планирования позволяющую не только использовать ее на этапе планирования ортопедического лечения, но и фиксировать динамические изменения на последующих этапах, что в свою очередь дает возможность проведения своевременной коррекции с помощью консервативных мероприятий и прогнозировать исходы ортопедического лечения при разных клинических условиях, усовершенствование конструкций шин - протезов, разработки имплантатов с большим жизненным циклом, способствует повышению качества планирования и ортопедического лечения, а в целом более эффективной реабилитации больных с генерализованными заболеваниями пародонта. Важное значение имеет и разработка стратегии предупреждения развития осложнений.

Внедрение результатов работы

Алгоритм лечебных и профилактических мероприятий у пациентов с хроническими генерализованными парадонтитами внедрен как при проведении традиционных методов ортопедического лечения, так и при стоматологической имплантации в лечебный и учебный процессы на кафедрах терапевтической стоматологии, ортопедической стоматологии и ортодонтии, кафедры стоматологии ФПКВ, кафедры челюстно-лицевой хирургии и имплантологии ФПКВ ГБОУ ВПО Ниж ГМА Минздрава России, результаты исследования, методики ортопедического лечения используются при чтении лекций, проведении практических и семинарских занятий у студентов стоматологического факультета, слушателей факультета повышения

квалификации; в лечебной деятельности стоматологической поликлиники ГБОУ ВПО Ниж ГМА Минздрава России, стоматологической клиники Центра дентальной имплантологии ГБОУ ВПО Ниж ГМА Минздрава России, ГАУЗ НО «Областная стоматологическая поликлиника г. Н.Новгорода, ООО «Стоматологическая практика» г. Н.Новгород, стоматологической клиники ООО «Дент Вест» г. Н.Новгород.

Апробация работы

Основные положения диссертационной работы доложены и обсуждены на: конференции Нижегородской ассоциации стоматологов (г.Н.Новгород, 21 декабря 2006г); 1 Международном конгрессе стоматологического образования и науки (г. Ереван май 2009); 1 Всероссийской XII научной сессии молодых ученых и студентов с международным участием (г.Н.Новгород март 2013); II Международной Мультидисциплинарной конференции «Актуальные проблемы науки XXI века» (г.Москва, февраль 2016); XXII Международной конференции «Актуальные проблемы в современной науке и пути их решения» (г. Москва, 05.03.2016).

Диссертационная работа обсуждена 16 марта 2016 г. (протокол № 4) на совместном заседании сотрудников кафедр пропедевтической, терапевтической, хирургической стоматологии, кафедры ортопедической стоматологии и ортодонтии, кафедры стоматологии ФПКВ, кафедры челюстно-лицевой хирургии и имплантологии ФПКВ, кафедры стоматологии детского возраста ГБОУ ВПО Ниж ГМА Минздрава России.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 47 печатных работ, в том числе 30 в изданиях рекомендуемых ВАК Минобрнауки России. Опубликованы в официальных бюллетенях Федеральной службы по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам и зарегистрированы в

Государственном реестре изобретений Российской Федерации 4 патента на изобретения и полезные модели, свидетельство на программу для ЭВМ.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа изложена на 316 страницах машинописного текста и состоит из следующих разделов: введения, обзора литературы, описания материалов и методов исследования, двух глав результатов собственных исследований, обсуждения полученных результатов, выводов, практических рекомендаций, списка литературы, включающего 262 источника (126 отечественных и 136 иностранных) и приложения. Диссертация иллюстрирована 38 таблицами, 47 формулами и 177 рисунками.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

С прогрессом цивилизации распространенность заболеваний пародонта резко повысилась и приобрела значение как общемедицинской, так и социальной проблемы. В настоящее время в структуре стоматологических заболеваний они занимают второе место после кариеса и его осложнений, причем распространенность их неуклонно увеличивается и к 30 годам почти у половины населения выявляются клинические признаки заболеваний пародонта [33, 46]. В связи с этим, а так же с высокой склонностью к прогрессированию и многосторонним воздействием на зубочелюстную систему данных заболеваний вопросы диагностики, планирования и лечения остаются одной из самых насущных проблем современной стоматологии, решение которой возможно лишь при комплексном подходе к лечению этой категории пациентов.

1.1 Клинико-рентгенологическая картина генерализованных заболеваний пародонта

При нарушении динамического равновесия между патогенным воздействием "зубной" бляшки, с одной стороны, и защитными силами организма — с другой, в тканях десны развивается хроническое воспаление (хронический катаральный гингивит). При длительном патогенном воздействии "зубной" бляшки в тканях десны происходят дальнейшие патоморфологические изменения: разрушается зубо-десневое прикрепление, формируется пародонтальный карман, в него врастает ротовой эпителий, образуются поддесневые зубные отложения, что, в свою очередь, способствует углублению зубодесневого кармана. Длительно существующий воспалительный процесс в тканях пародонта ведет к атрофии клеточных элементов десны, периодонта, а затем и костной ткани альвеолы с замещением их грануляционной тканью. Патологические изменения в тканях пародонта сопровождаются нарушением микроциркуляции и обменных процессов, развитием аутоиммунных реакций [14, 30, 42].

Таким образом, основными патогенетическими звеньями хронического генерализованного пародонтита являются: над- и поддесневые зубные отложения, хронический воспалительный процесс в тканях пародонта, пародонтальный

карман, нарушение трофики и микроциркуляции в тканях пародонта. Подобные изменения образуют своего рода "порочный круг", разорвать который можно лишь посредством применения эффективного лечения.

Пародонтит является самостоятельной нозологической формой заболевания пародонта, может локализоваться в области одного или нескольких зубов или носить генерализованный характер. Локализованный пародонтит развивается под влиянием местных причин: частичная потеря зубов, аномалии развития челюстей, неравномерная патологическая стираемость, ошибки в выборе конструкции протезов и др.[72].

Более сложной формой является генерализованный пародонтит. В основе его развития лежит нарушение барьерной функции и иммунологической реактивности организма, на фоне которых местные причины усугубляют воспалительно-деструктивные процессы [73].

Основными клиническими симптомами хронического генерализованного пародонтита являются: хроническое воспаление десен, наличие пародонтальных карманов, появление над - и поддесневых зубных отложений, резорбция костной ткани альвеолярного отростка, подвижность зубов, нарушение окклюзии. При обследовании выявляются нарушения в микроциркуляторном русле пародонта, изменение местной иммунологической реактивности и резистентности тканей пародонта, отклонения со стороны других органов и систем организма [17, 32, 69].

Клиническая картина системных заболеваний пародонта часто отягощается травматической окклюзией. Таким образом, функциональная перегрузка, сопровождающая системные заболевания пародонта, является одним из патогенетических факторов, определяющих клинику, диагностику, планирование ортопедического лечения и прогноз[38, 55].

Частичная потеря зубов усиливает травматическую окклюзию способствует деформации зубных рядов в виде трем и диастем, а также миграции отдельных зубов (повороты по оси, наклоны, взаимно-вертикальные перемещения). Вследствие нарушения межзубных контактов, возникающих в результате

перемещения или потери зубов, нарушается перераспределение жевательного давления на пародонт оставшихся зубов [68, 83, 96, 167].

Таким образом, при генерализованных заболеваниях пародонта, осложненных частичной потерей зубов, также образуется порочный круг: пародонтит приводит к частичной потере зубов, которая в свою очередь способствует дальнейшему усугублению тяжести заболевания пародонта. В этом случае к особенностям клинической картины пародонтита следует отнести появление дополнительной функциональной нагрузки, обусловленной уменьшением числа зубов [5, 109, 188].

Признаки заболевания пародонта при дефектах зубных рядов всегда более выражены, чем при интактной зубной дуге. Болезнь быстро прогрессирует и очень скоро зубные ряды разрушаются, если не проводится соответствующая терапия [49]. При малых изъянах функциональная перегрузка не ощущается, поскольку сохранившиеся зубы без особого напряжения для их пародонта восполняют утраченную функцию. При потере большого количества антагонизирующих пар зубов функционирование зубного ряда ухудшается и, как следствие этого, функциональная перегрузка увеличивается. В тканях пародонта возникает функциональное напряжение, превышающее физиологическое, которое, в известной степени, будет компенсироваться соответствующими тканевыми и сосудистыми реакциями пародонта [54, 61, 100, 120].

В периодонте явления компенсации сопровождаются усилением кровообращения путем вовлечения в кровоток большого числа капилляров, увеличением толщины и количества шарпеевских волокон. Однако, возможность организма к перестройке вообще, и пародонта, в частности, не безграничны. Поэтому функциональная нагрузка на определенном уровне в результате нарушения кровообращения вызывает дистрофию опорных тканей зуба. В связи с этим появляется резорбция альвеолярного отростка или альвеолярной части, расширяется периодонтальная щель, появляется патологическая подвижность зубов. Рано или поздно при постоянно возрастающей функциональной перегрузке возможности сосудистой системы, поддерживающей соответствующий уровень

обмена веществ в тканях, исчерпываются и наступает декомпенсация. У одних больных она происходит быстрее, а у других медленнее. Возможности пародонта зубов противостоять повышению функциональной нагрузки зависят от его резервных сил [32, 71, 85, 198, 219].

Таким образом, заболевания пародонта, осложненные частичной потерей зубов имеют хроническое течение, склонность к постепенному или быстрому прогрессированию, не претерпевают обратного развития, а лишь могут быть стабилизированы благодаря эффективной терапии.

В настоящее время для определения альвеолярной деструкции используются следующие методики: ортопантомография, внутриротовая рентгенография, панорамная рентгенография, компьютерная томография [98, 110, 132, 243].

При диагностике поражений пародонта предпочтение следует отдавать ортопантомографии, которая обеспечивает достоверную передачу локализации и всех структурных изменений костной ткани челюстей, позволяя определять характер воспалительных процессов в костной ткани пародонта, теле челюстей, изменения, присущие костным полостям различного характера. Вместе с тем, нечеткость передачи состояния центральных отделов челюстей при "выходе" их из зонографического слоя не позволяет дифференцировать характер изменений и требует дополнительного использования внутриротовых рентгенограмм [46, 69, 78, 259].

Глубина деструктивных изменений краевых отделов альвеолярных частей челюстей не всегда соответствует степени подвижности зубов. Роль рентгенологического метода состоит в уточнении соотношений глубины пародонтального кармана, определяемого инструментально и участков костной деструкции. Примерно 10% больных страдают постоянно прогрессирующей, несмотря на лечение, формой заболевания [117, 257].

При хроническом пародонтите легкой степени рентгенологически определяется остеопороз вершин межзубных перегородок, изображение кортикальной пластинки в этой области отсутствует. Выявляется деформация

корней зубов за счет обильных зубных отложений. Высота межзубных перегородок не изменена [66, 259].

Одним из ведущих симптомов при оценке поражения пародонта является снижение высоты межзубных перегородок. Рентгенологически различают начальную, I, II и III степени (стадии) снижения высоты межзубных перегородок. В начальной стадии кортикальные замыкающие пластинки вершин межзубных перегородок отсутствуют, остеопороз их без выраженной убыли. Для I степени характерно уменьшение высоты межзубной перегородки на $1/3$ длины корня, для II - на $1/2$ длины корня, для III - на $2/3$ длины корня [33, 113].

При острых процессах (гингивите) у детей и подростков, уже через 2-3 недели расширяются краевые отделы периодонтальной щели и возникает очаговый остеопороз кортикальных пластинок у вершин межальвеолярных гребней. Более глубокий и длительный процесс в десне приводит к деструктивным изменениям: вначале очаговая резорбция, а затем полное разрушение и исчезновение кортикальных замыкательных пластинок межальвеолярных гребней, а в последствии разрушение самих гребней [19, 69].

При хроническом пародонтите средней тяжести образуются внекостные и костные пародонтальные карманы глубиной более 4 мм и возникают пародонтальные абсцессы [33, 228]. При их самопроизвольном вскрытии образуются свищевые ходы. На рентгенограмме определяется I степень снижения высоты межзубных перегородок, в некоторых группах зубов II степень. Патологическая подвижность зубов достигает I, реже II степени [21, 84, 113].

Для хронического пародонтита тяжелой степени характерна большая глубина пародонтальных карманов - до 6-7 мм и более, иногда они простираются до верхушки корня. Высота межзубных перегородок в разных группах зубов снижена - II- III степень. Зубы смещены, изменены промежутки между ними; возникает травматическая окклюзия. Форма зубов часто деформирована за счет массивных поддесневых зубных отложений [118, 190].

Выявляемое при рентгенологическом исследовании смещение зубов возникает в результате подвижности их вследствие нарушения фиксации.

Периодонтальная щель шириной до 0,2-0,25 мм между компактной пластинкой альвеолы и цементом корня четко прослеживается [92, 93, 216, 262]. При патологии отмечается утолщение (гипертрофия) периодонта, расширение щели и изменение костной структуры альвеолы. При воспалении отмечается резорбция (разрушение) не только костных стенок альвеолы, но и цемента корня. При гиперцементозе определяется изменение формы и величины периодонтальной щели [33, 41, 84].

Наружная и внутренняя кортикальные пластинки челюстей в области межальвеолярных перегородок отображаются на разной высоте, соответственно деструктивные процессы выявляются раньше в той из них, контур которой на ортопантограммах является краеобразующим [66, 221].

Нечеткость и неровность контуров разрушенной костной ткани как в области межальвеолярных гребней, так и вокруг корней, наличие остеопороза, опоясывающих участков резорбции, свидетельствуют об активности костной деструкции. При стихании острых процессов контуры разрушенной кости альвеолярной части становятся более ровными и четкими, очаговый остеопороз исчезает [172, 254].

На основании экспериментальных данных установлено, что в норме на денситограмме костная плотность альвеолярной части верхних и нижней челюстей составляет около 60-64 усл.ед. Компьютерная программа «динамическая денситометрия» позволяет косвенно судить о минеральной плотности альвеолярных частей челюстей и височно-нижнечелюстных суставов в норме и при различных патологических процессах. В зависимости от плотности костных структур, они дают различную интенсивность тени на рентгенограмме (различная проницаемость для рентгеновских лучей органов и тканей человеческого организма), поэтому на основании программы «динамическая денситометрия» мы можем косвенно судить о минеральной костной плотности различных структур. При деструктивных процессах, при наличии участков остеопороза отмечается снижение показателей денситометрии в зонах деструкции [70, 98, 110].

Скрининговая оценка ортопантограмм позволяет осуществлять раннее выявление снижения оптической плотности костной ткани, которая патогенетически связана с развитием тех или иных форм воспаления в пародонте. Исследование секционных наблюдений позволило установить, что изменения костной ткани челюсти присутствуют практически во всех случаях, где имеются хотя бы небольшие патологические воспалительные изменения слизистой полости рта [124]. Однако, по ортопантограмме нельзя судить об объеме костной ткани, находящейся между наружной и внутренней кортикальной пластинкой и нижнечелюстным каналом [53, 97, 98, 247].

Компьютерная томография позволяет получить поперечное послойное изображение любой области человеческого тела, в том числе и черепа. Современные компьютерные томографы позволяют выделить слой от 1 до 10 мм с моментальным воспроизведением изображения в черно-белом или цветном варианте [95, 98, 110].

Исследования [27, 153, 161, 193, 211, 253] и др. авторов подтвердили высокую информативную ценность обследования пациентов с помощью компьютерной томографии, предлагая использование данного метода в качестве основного при обследовании больных перед операцией дентальной имплантации.

1.2. Анатомо-топографические и функциональные изменения челюстно-лицевой области при генерализованных заболеваниях пародонта

При заболеваниях пародонта происходит ряд анатомических и функциональных изменений в челюстно-лицевой области: от разрушения периодонтальной связки до изменения функциональной активности жевательных мышц.

Залогом нормального функционирования зубочелюстной системы является анатомическая гармония составляющих её элементов: зубных рядов, челюстей и сочленений височно-нижнечелюстных суставов, связок, сухожилий, мягких тканей, сосудов и нервов [40, 67].

Между воспалительным процессом в пародонте и повреждением его тканевых структур имеется тесная взаимосвязь. Дисфункция по мере прогрессирования воспалительного процесса захватывает все структурные компоненты пародонта и может завершиться глубокими деструктивными изменениями и потерей зубов[32].

Хорошо известно, что при появлении подвижности зубов нарушается функция жевания с одновременным перераспределением функциональной нагрузки зубных рядов. Изменившиеся условия функционирования зубов ведут к перестройке обменных процессов, так как реакция опорных тканей зуба на функциональные нагрузки при жевании регулируется нейрогуморальными механизмами, а сила жевательного давления влияет на степень упругой деформации челюстной кости и обуславливает их трофику[69, 241].

Механические нагрузки в зависимости от величины и характера действия могут являться индукторами или ингибиторами выработки определенных ферментных систем, оксиредуктаз и изменения их секреторной активности. Снижение ферментативной активности тесным образом сочетается с метаболическими изменениями в тканях пародонта и клиническими параметрами с различной степенью деструкции костной ткани межальвеолярных перегородок [112].

Имеются единичные исследования, посвященные изучению амплитудных и временных параметров деятельности мышц челюстно-лицевой области у лиц с заболеваниями пародонта, осложненными частичной утратой зубов, при жевании и смыкании зубных рядов [85, 233, 252]. Ухудшение функционального состояния зубочелюстной системы у пациентов с окклюзионными нарушениями при воспалительных заболеваниях пародонта сопровождается снижением симметрии биоэлектрической активности *m. masseter* на фоне вторичной окклюзионной травмы[74, 238].

В патогенезе генерализованного пародонтита существенную роль играют системные процессы, в частности, нарушения микроциркуляции, приводящие к

глубоким изменениям внутренней среды организма и, как следствие, к структурному поражению тканей пародонта [50, 75, 77].

Многочисленные исследования, проведенные за последнее время, показали, что изменения в сосудах микроциркуляторного русла при пародонтите носят весьма разнообразный характер [79, 194]. При этом авторы отмечают, что в сосудах могут происходить как структурные, так и функциональные изменения: нарушается их проницаемость, уменьшается число функционирующих капилляров, изменяются агрегационные свойства крови, приводящие к снижению перфузии микроциркуляторного русла кровью.

Степень нарушений гемостаза зависит от тяжести хронического генерализованного пародонтита: с увеличением тяжести заболевания усиливаются процессы активации и агрегации тромбоцитов, снижаются антиагрегационная, антикоагулянтная и фибринолитическая способности эндотелия. При легкой степени хронического генерализованного пародонтита усилены спонтанный и Хагеман-зависимый фибринолиз, а при более тяжелых формах эти нарушения протекают по типу коагулопатии потребления плазменных факторов свертывания крови. В зависимости от тяжести заболевания повышается вязкость крови и усиливается агрегация эритроцитов [75, 113].

На фоне интенсивного воспалительного процесса развивается явление стаза эритроцитов в сосудах микроциркуляторного русла, лимфостаза, усиленного диапедеза лейкоцитов, эритроцитов и выход за пределы сосудистых стенок значительного количества плазмы, фибрина [61, 185].

Кроме того, медиаторы воспаления вызывают нарушения сосудистого кровотока в венозном и артериальном звеньях системы микроциркуляции: наблюдается венозный застой, замедление кровотока, появление интенсивного цианотичного фона слизистой оболочки десен, изменение количества и формы функционирующих венозных капилляров, которые можно рассматривать как функциональные признаки нарушения гемоциркуляции пародонта [13].

На светомикроскопическом уровне наиболее характерным для структурных изменений в сосудистом компоненте пародонта при развитии хронического воспалительного процесса является утолщение и склероз сосудистых стенок. Этот процесс сопровождается явлениями склерозирования ткани костномозговых пространств альвеолярного отростка и падением в ней числа кровеносных сосудов [33, 41].

Большое значение имеет развивающийся на фоне хронического воспаления перивазальный склероз. При пародонтите рыхлые соединительнотканые муфты, окружающие его сосуды, замещаются ригидной грубоволокнистой соединительной тканью, в результате чего они теряют способность к резкому увеличению емкости, что приводит к нарушению гидравлики [31].

Специфика функционального состояния микрососудов во многом определяется их чрезвычайно высокой реактивностью к действию гуморальных факторов, многие из которых высвобождаются близлежащими клетками [20, 41, 94].

При заболеваниях пародонта в процесс вовлекаются все сосуды. Наблюдаются явления пролиферации и набухания эндотелия, расслоение эластических волокон, в результате эндотелий сосудов становится проницаемым, возникает отек десны [20, 63, 94].

Обильный выброс в тканевую среду протеолитических ферментов, в частности, эластазы и коллагеназы, приводит к разрушению, лизису коллагеновых фибрилл периодонтальной связки. Пролиферирующие эндотелиоциты и фибробласты, а также полиморфноядерные лейкоциты продуцируют металлпротеиназы, обладающие высоким деструктивным потенциалом [86].

1.3 Состояние костной ткани челюстей в норме и при хроническом генерализованном пародонтите (молекулярные и биохимические изменения)

Хорошо известно, что на протяжении жизни костная ткань, включая ткани челюстей динамически меняется и постоянно идет замена прежних костных

структур на вновь образованные. Кость адаптируется к функциональным условиям и обменным процессам. Костная ткань альвеолярных отростков отличается высокими регенераторными возможностями, что отчетливо проявляется после удаления зубов. Последовательность морфологических трансформаций в зоне удаления зуба достаточно подробно описаны, причем отмечено, что начиная примерно с 10 суток активно формируется новообразованная костная ткань, заполняющая альвеолу[32, 49].

У больных хроническим генерализованным пародонтитом в различных биологических средах отмечаются нарушения гемостаза макро- и микроэлементов, которые накладываются на региональные особенности минерального обмена, характерные для здоровых лиц, и значительно отклоняются от среднего физиологического уровня. Обнаруженный дефицит почти всех макро- и микроэлементов играет существенную роль в развитии патологии костной ткани и может быть взаимосвязан с клиническим течением хронического генерализованного пародонтита [27].

Обзор публикаций показывает, что к услугам имплантологии чаще всего прибегают пациенты с атрофией беззубой альвеолярной части челюстей, потерявшие зубы по разным причинам и в различные сроки, что естественно требует детального изучения анатомо-топографических условий для имплантации. В этом направлении работают многие авторы [1, 9, 47, 48, 142, 154, 178].

Атрофия альвеолярной части челюстей, как правило, имеют эксцентрический характер и больше всего выражена в губчатом веществе костной ткани. Гистологически же определяется выраженное истончение наружной кортикальной пластинки, потеря костных балок губчатого слоя, явления гладкой резорбции кости. Принципиально те же процессы реализуются и при недостаточной функциональной нагрузке при потере части зубов [107, 122, 261].

Вместе с тем доказано [80, 101, 264], что пожилой возраст и значительные процессы резорбции кости не исключают возможность интенсивного

костеобразования с развитием мощных костных разрастаний, что следует учитывать в практике имплантологии.

Основными клетками, которые образуют новую костную ткань являются остеобласты. Для данных клеток известен спектр белков, которые синтезируются как в спокойном состоянии, так и в процессе костеобразования и регенерации.

Остеопонтин - белок костной ткани, продукт секреции развивающихся, дифференцирующихся остеобластов на стадии вовлечения остеобластов в процесс перестройки костной ткани. Он обладает адгезивными и цитокинетическими свойствами и усиливает пролиферацию соседних остеобластов. Остеопонтин способен довольно прочно связываться с гидроксиапатитом, что можно объяснить его функциями в минерализованной костной ткани [141, 176].

SRANKL и остеопротегерин (OPG) играют ключевую роль в молекулярной регуляции остеокластогенеза. RANKL продуцируется остеобластами и активирующими T-лимфоцитами. Он активирует специфический рецептор RANK, который расположен на остеокластах и дендритных клетках. RANKL является основным стимулирующим фактором в образовании зрелых остеокластов. Поэтому увеличение экспрессии RANKL приводит к резорбции костной ткани и, следовательно, к потере костной массы [148, 149].

Остеопротегерин, также известный как остеокласт ингибирующий фактор или остеокласт связывающий фактор, является ключевым звеном ингибирования дифференциации и активации остеокластов и имеет большое значение в процессе резорбции костной ткани. Полагают, что характер ремоделирования костной ткани во многом определяется балансом между продукцией RANKL и OPG. Например, имеются данные о том, что недифференцированные стромальные клетки костного мозга в большей степени экспрессируют RANKL и в меньшей степени OPG. Повышенное соотношение RANKL/OPG ассоциируется со способностью поддерживать формирование и активацию остеокластов [16, 148, 152].

Система sRANKL/RANK/OPG регулирует резорбцию кости. То, что клетки предшественники остеобластов регулируют формирование остеокластов было известно давно, однако не ожидалось, что они делают это через экспрессию

членов суперсемейства ФНО: активатор рецептора лиганда NF-κB (RANKL) и остеопротегерин (OPG), или что у этих цитокинов, сигнализирующих через RANK, есть обширные функции, кроме регулирования костеобразования. OPG защищает кость от чрезмерного рассасывания, связываясь с RANKL и препятствуя тому связываться с RANK. Таким образом относительная концентрация RANKL и OPG в кости - главный определяющий фактор массы кости и ее прочности[148, 245].

1.4. Методы ортопедического лечения хронических генерализованных пародонтитов

Ортопедическое лечение заболеваний пародонта предусматривает применение различных конструкций шин. Лечебный эффект той или иной шины основан на законах биомеханики, знание которых позволяет разумно применять их в соответствии с конкретной клинической картиной [2, 18, 25, 90, 138, 150].

Как указывают [7, 28] использование математических моделей, отражающих лишь основные свойства реального процесса, важно тем, что они дают достаточно точное описание качественной структуры исследуемого процесса и количественное выражение зависимости явлений.

Пространственное смещение зубов при действии силы жевательного давления под углом к их продольной оси в норме и при резорбции стенок альвеол в $1/4$ и $1/2$ длины корня зуба с помощью математического моделирования изучал В.Н.Копейкин [58]. Автор пришел к выводу, что направленная под углом к длинной оси зуба нагрузка вызывает большую деформацию тканей, как и наклон зуба даже при вертикально действующей силе.

Применив метод конечных элементов Н.М.Полонейчик [96] пришел к выводу, что при атрофии стенок альвеол на $1/4$ и $1/2$ длины корня, усилия, необходимые для перемещения отдельных зубов, должны быть соответственно в 1,7 и 6,8 раза меньше оптимальных сил, которые применяются для лечения при здоровом пародонте.

Лечение заболеваний пародонта должно быть комплексным. Это значит, что в плане лечения следует предусмотреть методы и средства, направленные на

устранение симптомов заболевания, нормализацию состояния тканей пародонта, воздействие на организм больного в целом, т.е. правильное сочетание местного и общего лечения [30, 54, 65, 99, 191]. Необходима строгая индивидуализация комплексной терапии с учетом вида, тяжести заболевания и особенностей клинического течения, а также общего состояния больного [8, 54, 64, 91, 123].

Ортопедические методы, применяемые для лечения заболеваний пародонта, (избирательное шлифование, временное шинирование, непосредственное протезирование, рациональное ортопедическое лечение посредством применения постоянных шинирующих аппаратов и протезов) позволяют снять воспалительные явления, улучшить кровообращение и трофику тканей за счет устранения патологической подвижности, нормализации окклюзионных соотношений, снятия травмирующего действия жевательного давления [4, 10, 37, 38, 80, 104].

Правильно подобранный и проведенный комплекс ортопедических вмешательств, направленный не только на восстановление дефектов зубного ряда, но и на надежную стабилизацию оставшихся зубов, способствует нормализации окклюзионных нагрузок, трофики пародонта и репаративным процессам в его тканях, повышая тем самым эффективность лечения заболеваний пародонта [2, 11, 45, 62, 65, 143, 218].

После окончательного выбора, например имплантационной системы, единственным способом контролировать напряжение тканей является контроль над стрессом и изменение плотности костной ткани вокруг имплантата.

Менять величину стресса (сила/площадь) можно, изменяя дизайн имплантатов, их размер, количество, наклон и конструкцию протеза. Макрогеометрия имплантата (размер и ориентация функциональной поверхности, по которой распределяется нагрузка) очень сильно влияет на характер передачи нагрузки на костно-имплантатный интерфейс. Для улучшения качества и увеличения количества кости может применяться пересадка костной ткани, позволяющая вживлять имплантаты большого размера с большим количеством кости. Показано, что увеличение диаметра опоры на 0.5мм может снизить

напряжение утомления больше, чем на 30%. Влияет на стресс и протез, размер окклюзионных полей, их дизайн, применение съемных протезов вместо несъемных [87, 95, 115, 121, 131, 186, 204, 217].

На основании анализа биомеханических характеристик естественного зуба и костной ткани челюсти необходимо создание такого имплантата, который по своим параметрам мог бы воспроизводить основные функции зубов и не разрушать костную ткань. То есть нужно решить проблему приживления имплантатов и найти возможность повысить величину функциональной нагрузки на имплантат за счет стимуляции процесса костеобразования и создания большей площади соприкосновения внутрикостной части имплантата, без увеличения ее объема. Важное значение, при создании имплантата имеет соотношение высоты внутрикостной и внекостной части имплантата, а так же соотношение опорной поверхности имплантата и окклюзионной поверхности зуба. При конструировании имплантата необходимо учитывать данные соотношения, которые заложены в организме с целью долговременного функционирования зубов [106, 139, 149, 155, 187, 240, 242].

1.5. Основные подходы к имплантации при хронических генерализованных пародонтитах.

Традиционные методы лечения у пациентов с воспалительными заболеваниями пародонта основаны на проведении неспецифической терапии – противовоспалительной, антимикробной, десенсибилизирующей и общеукрепляющей терапии. Коррекция воспалительных изменений в тканях пародонта имеет первостепенное значение при проведении местного лечения у большинства больных с заболеваниями пародонта. Комплекс мероприятий такого рода включает в себя общесанационные методы лечения: профессиональную гигиену полости рта, устранение травматических факторов, например, коррекцию нависающих краев пломб, лечение кариеса и его осложнений, удаление зубов, не подлежащих лечению, а также специальные методы лечения: депульпирование

или удаление интактных зубов по особым показаниям, медикаментозное лечение слизистой оболочки полости рта и т.д. [6, 12, 38, 183, 263].

Противовоспалительной терапии как таковой не всегда достаточно для эффективной коррекции микроциркуляторных и метаболических нарушений, а также для повышения местной резистентности тканей, пораженных при заболеваниях пародонта. Как указывалось ранее, одним из наиболее важных местных факторов, усугубляющих течение пародонтита, многие авторы считают окклюзионные нарушения. Эффективное лечение заболеваний пародонта в случае наличия окклюзионной травмы не может обойтись без комплекса специальных мероприятий ортодонтического, хирургического и ортопедического характера, которые позволяют максимально скорректировать функциональное состояние зубочелюстного аппарата, проявляющееся у пациента в виде дискомфорта при приеме пищи, ухудшения эстетики на фоне увеличивающейся подвижности зубов и изменения их местоположения в зубном ряду [8, 56, 58, 76, 213].

В комплексном лечении воспалительных заболеваний пародонта эффективным считают проведение консервативных и хирургических мероприятий [13, 80, 160, 237]. Хирургические методы лечения заболеваний пародонта, целью которых является коррекция архитектоники преддверия полости рта и снятие напряжения с тканей пародонта, проводятся после мероприятий общего и местного характера, направленных на элиминацию острых явлений в пародонте или состояние ремиссии. Хирургическое вмешательство с целью устранения основных проявлений заболеваний пародонта и пародонтальных карманов осуществляют как до, так и после ортодонтического и ортопедического лечения. Пластическая хирургия, направленная на закрытие эстетических дефектов, вызванных дефицитом мягких тканей, рецессией десны, для получения стабильного результата проводится, как правило, после устранения окклюзионных нарушений методом избирательного пришлифовывания, ортодонтического или ортопедического лечения [21, 82, 103, 151].

Первым этапом реабилитации с помощью имплантатов является составление плана лечения. Для этого необходимо объективно оценить степень

сложности клинического случая с помощью рентгенологического обследования, которое поможет выявить имеющиеся у пациента риски. Также необходимо определить некоторые морфологические особенности тканей пациента (например, биотип тканей пародонта), которые обуславливают закономерности в течении послеоперационного периода, заложенные на генетическом уровне. Отсроченная постановка имплантата (через 6-8 недель после удаления зуба) является более безопасной процедурой как для врача, так и для пациента, однако она связана с проведением нескольких операций (удаление зуба, пластика мягких и твердых тканей, постановка имплантата). Эти многочисленные хирургические вмешательства требуют не только значительных расходов, но и оказывают более высокую оперативную нагрузку на пациента [15, 44, 145, 171, 173, 231, 232].

Выбор оптимального срока постановки имплантата. После удаления зуба происходит атрофия костной ткани челюсти. Для проведения полноценной реабилитации требуется восстановление объема костной ткани, что является достаточно сложной и дорогостоящей процедурой. Сохранение естественных зубов является одной из задач современной стоматологии, однако в тех случаях, когда это невозможно, следует сохранить и восстановить структуру твердых и мягких тканей для достижения успеха имплантации. Сегодня не существует метода, позволяющего приостановить резорбцию костной ткани после удаления зуба. Этот процесс неизбежен: объем и скорость резорбции определяются генетически [9, 73, 126, 202, 230].

В большинстве случаев процесс резорбции достигает своего пика только через 3 мес. после удаления зуба и, если не осуществить немедленную постановку имплантата, резорбция костной ткани может достигать до 60% от ее общего объема. Для предотвращения этого процесса и с целью последующей имплантации разработана методика «консервирования альвеолы», которую можно провести в случае отсутствия инфекции в лунке удаленного зуба. Хотя «консервирование» не может полностью остановить резорбцию, удастся значительно сократить ее объем. Для этих целей положительно зарекомендовал себя костно-пластический материал, изготовленный из измельченной кости

крупного рогатого скота (возможно, его сочетание с аутогенной костью). Последние исследования показывают, что методика немедленной постановки имплантатов хотя и является чувствительной и склонной к появлению осложнений, может принести лучшие результаты при условии правильного определения показаний [80, 95, 125, 127, 157, 170, 174, 224, 250].

Однако, пациенты, имеющие II биотип тканей (по классификации Mish, 1990) являются гораздо более восприимчивыми к любой форме травмы. Кроме того, при наличии каких-либо ограничений (например, недостаточный объем костной ткани, сомнения в достижении первичной стабилизации и др.) приоритетным направлением является проведение аугментации костной ткани. Местное увеличение объема костной ткани с помощью ксеногенных материалов позволяет значительно улучшить также и ее качество («стимулирование биотипа»). При отсутствии воспалительных явлений, а также, если удастся достичь достаточной первичной стабилизации (15-35 Н/см), можно провести имплантацию по немедленному протоколу в сочетании с профилактической аугментацией. При этом следует отдавать предпочтение имплантатам с изменяющимся диаметром платформы и десневым формировавателям [47, 92, 156, 158, 210, 222].

Выбор разреза. Общей рекомендацией для всех хирургических процедур является сведение к минимуму ятрогенной травмы и сохранение тканей. В стоматологической имплантологии этот принцип наиболее ярко проявляется при выборе метода разреза для имплантации. Этот принцип может быть применен при немедленной постановке имплантата сразу после удаления зуба. Согласно этому принципу, имплантат устанавливается либо сразу после удаления зуба без проведения разрезов, откидывания лоскутов и наложения швов, либо при отсроченной имплантации после отслоения слизисто-надкостничного лоскута и установки имплантата в зажившую костную ткань альвеолярного гребня (его приживание происходит трансгингивально) [19, 66, 196, 199, 203]. После проведения первоначально запланированных разрезов переходят к отслаиванию слизисто-надкостничных лоскутов на широком основании, при этом применяют

методику сохранения десневых сосочков и не выполняют дополнительных вертикальных разрезов. При необходимости вертикальные послабляющие разрезы следует размещать вне зоны муко-гингивального соединения [52, 66, 159, 207, 251].

Изготовление временных реставраций, ранняя функциональная нагрузка на имплантаты показаны тогда, когда хирург уверен в их достаточной первичной стабильности [26, 44, 122, 130, 136, 206, 260].

Характер, прочность и стойкость протеиновой биопленки, образующейся на поверхности имплантата («ограничивающая пластинка»), зависят в большей степени от физических свойств поверхности имплантата и в меньшей степени от материала его изготовления. Увеличенная шероховатость поверхности микротекстурированных имплантатов стимулирует каскад последующих клеточных реакций. Нанотекстурирование поверхности имплантатов способствует улучшению их стабилизации и более быстрому достижению остеоинтеграции на начальном этапе (так называемая биомиметическая остеоинтеграция). Благодаря увеличенной биологической активности поверхности имплантата, а также их самонарезающемуся макродизайну, удастся достичь значительной первичной стабильности и использовать протоколы немедленной функциональной нагрузки [60, 27, 223, 262].

1.6. Ортопедическое лечение хронических генерализованных пародонтитов с использованием дентальных имплантатов

За более чем 30 лет клинического использования имплантаты доказали свою эффективность [1, 162, 163, 169, 256, 265]. Имплантаты успешно применяются для реабилитации пациентов с полной потерей зубов [107, 126], частичной потерей зубов [134, 197] в том числе при отсутствии одного зуба [146, 165, 175, 212, 217]. Применение имплантатов при ортопедическом лечении расширяет возможности использования несъемных протезов, удовлетворяя пациентов в функциональном и эстетическом отношении.

Имплантацию также можно проводить у пациентов с пародонтитом. В случае, когда сохранение зубов становится невозможным или нецелесообразным для обеспечения адекватного уровня жизни пациента, их можно удалить и заменить протезами на стоматологических имплантатах [1, 9, 44, 236].

При протезировании на имплантатах Friberg O. с соавт. [177] рекомендуют продлевать период интеграции при лечении пациентов с остеопорозом. Кроме того, если антагонистом является естественный зубной ряд, то развивается большая нагрузка, чем при наличии съемного протеза. Некоторые исследования [214, 227] показали, что пациенты с ортопедическими конструкциями на имплантатах развивают меньшее жевательное усилие, чем пациенты с естественным зубным рядом, но большее по сравнению с теми, кто носит частичные или полные съемные протезы [108, 155, 184].

Исследования же Перовой М. [92] показали, что использование денальных имплантатов при развившемся пародонтите улучшает состояние тканевых структур, способствуя достоверному снижению скорости потери костной ткани. Выявленный факт авторы объясняют введением в функцию зубочелюстной системы дополнительных остеоинтегрированных искусственных опор, более равномерным распределением жевательных нагрузок и устранением стрессовых ситуаций в области зубов с частично потерянным резервом пародонта.

Эти данные согласуются с данными Misch C. [217] который считает, что жевательное давление, действующее на кость посредством имплантата, способствует повышению плотности костной структуры. Автор отмечает, что начальные формы заболеваний пародонта не оказывают существенного влияния на состояние размещенных в полости рта денальных имплантатов. Однако тканевые структуры вокруг имплантатов могут быть подвергнуты влиянию зубного налета, который скапливается в ретенционных участках и остаточных пародонтальных карманах [192, 225, 229]. Поэтому при планировании денальной имплантации пациентам с компромиссным

состоянием пародонта необходимо предусматривать проведение специальной консервативной и регенерационной терапии [137, 160, 177].

Не менее существенной проблемой внутрикостной дентальной имплантации при воспалительно - деструктивном процессе в пародонте является значительная потеря высоты альвеолярного отростка, что часто приводит к нарушению допустимых соотношений внекостной и внутрикостной частей имплантатов [126]. При потере зубов вследствие пародонтита обычно отмечается атрофия альвеолярного гребня и изменение структуры костной ткани, характеризующееся увеличением пористости губчатой кости [27, 234]. В процессе функционирования имплантата это неблагоприятно отражается на распределении жевательного давления: увеличиваются стрессовые нагрузки и возникает деформация костных структур вокруг имплантированной в кость искусственной опоры [166, 200, 208, 227]. Это приводит к развитию деструктивного процесса в периимплантатных тканях и еще большему возрастанию жевательных нагрузок [155]. Кроме того, при развившемся пародонтите возникает дефицит твердых и мягких структур в вертикальном и горизонтальном направлениях. Нехватка десны в зоне имплантации, часто сопровождающаяся подвижностью с вестибулярной или оральной сторон, является причиной тканевой рецессии, появления условий для скопления микробного налета и травмы десны, окружающей искусственную опору, при проведении ежедневных гигиенических мероприятий в полости рта [63, 92].

VanderWeijdenG, (2005) была отмечена зависимость выживаемости имплантатов от выраженности потери прикрепления, причем у пациентов с пародонтитом несостоятельность имплантатов развивается чаще. В то же время другие исследователи не обнаружили статистически достоверных различий эффективности имплантации у пациентов с пародонтитом и без него [225].

Потеря имплантата в позднем периоде обычно связана с перегрузкой, вызванной недостаточной длиной имплантата, неадекватными конструкцией протеза и схемой окклюзии [126, 195, 210]. Во избежание несостоятельности имплантата после интеграции крайне важна оценка окклюзионной нагрузки,

которую должна выдержать ортопедическая конструкция. При наличии концевых дефектов и установке трех имплантатов промежуточный имплантат рекомендуется устанавливать вне прямой, соединяющей крайние имплантаты. Это позволяет избежать чрезмерной деформации имплантатов, а значит, развинчивания и перелома винтов[197, 244].

Хронический пародонтит может увеличивать коэффициент несостоятельности имплантатов. В ретроспективном исследовании [129] у 97 пациентов, которым установили 346 имплантатов в дистальные отделы верхней челюсти, констатировали, что выживаемость имплантатов при наличии хронического пародонтита в анамнезе составляет 92 %, а у пародонтологически здоровых пациентов - 96,7 %. Другие авторы [255] обнаружили, что выживаемость имплантатов у пациентов с хроническим пародонтитом в анамнезе составила 79 %, а у здоровых - 92 %.

Суммарная выживаемость имплантатов на нижней челюсти составила 94%, что согласуется с данными других исследований немедленной нагрузки при полной потере зубов на нижней челюсти[133, 195, 246]. В то же время выживаемость имплантатов на верхней челюсти составила 78 %, что намного ниже, чем в большинстве других исследований (87,5-100 %)[162, 217].

Американской академией имплантологии сформулированы основные параметры успеха имплантологического лечения: 1) дентальный имплантат не должен вызывать боли, парестезии, местного воспаления, повреждения нижнечелюстного нерва; 2) дентальный имплантат должен быть неподвижным; 3) на рентгенограмме не должно быть признаков периимплантационного воспаления; 4) вертикальная ежегодная потеря кости не $> 0,2$ мм; 5) удовлетворяющие пациента и врача результаты восстановления зубного ряда с использованием дентальных имплантатов[225, 235, 265].

Практически не имеется сведений о влиянии окклюзии на выживаемость имплантата. В настоящее время нет прямых доказательств того, что отсутствие осевой нагрузки отрицательно сказывается на интерфейсе костных имплантатов, но ненормальная окклюзионная нагрузка будет неблагоприятно влиять на

различные компоненты имплантата, поддерживающие протез. Кроме того, есть единичные данные о последствиях шинирования имплантатов с зубами [53, 80, 105, 116].

Выраженная вертикальная потеря кости вокруг имплантатов является потенциальным последствием шинирования зубов с имплантатами, однако, большинство пациентов, 8 из 10, в одном исследовании не испытали негативного воздействия этого метода [52, 97, 122]. Другие авторы говорят о том, что объединение имплантатов и естественных зубов несъемной конструкцией имеет хорошие прогнозы [95, 115]. В течении 5 - летнего исследования проводимого для сравнения мостовидных протезов с опорой только на имплантаты, с мостовидными протезами с опорой как на имплантаты так и на естественные зубы у одного и того же пациента, не отметили высокого риска для имплантатов в обоих случаях. При этом пациенты должны находиться на регулярном контроле и получать должное гигиеническое обслуживание протеза [15, 44, 49, 122, 168, 180, 239].

Отдельные исследователи говорят о том, что пациенты с осложненным пародонтальным статусом имеют более высокий риск потери имплантата [129].

После 9-14 лет выживаемость имплантатов имеет высокие показатели (95,7%). В то же время при анализе рентгенограмм был получен вывод о том, что потеря имплантатов напрямую зависит от наличия у пациента пародонтита. Курильщики и пациенты, имеющие в анамнезе заболевание пародонта подвергаются более высокому риску развития периимплантита [229, 249].

На основании нескольких исследований с ограниченным количеством пациентов, был сделан вывод, что пародонтит является потенциальным фактором риска для развития периимплантита и связанной с ним потерей имплантата [225].

Таким образом, анализ специальной литературы показывает, что воспалительные заболевания пародонта являются одной из главных причин потери зубов. Для данной категории пациентов принципиально важным являются не только эстетические протезы, но и съемный или несъемный характер ортопедической конструкции. Внедрение же в клиническую практику

стоматологической имплантации открыло новые возможности в лечении и реабилитации больных с заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов.

Необходимо отметить, что если изучению имплантационного ложа у пациентов со здоровым пародонтом посвящено значительное количество работ [177, 181, 226], то при заболеваниях пародонта, осложненных частичной потерей зубов, когда наблюдается усиленная атрофия альвеолярной части и изменение структуры костной ткани, вопросы планирования стоматологической имплантации остаются малоизученными.

Известно так же, что воспалительные заболевания пародонта являются относительным противопоказанием для проведения стоматологической имплантации, поскольку патогенные микроорганизмы, населяющие пародонтальные карманы прилегающих зубов, способны вызвать воспаление тканей вокруг имплантатов [52, 97, 220].

Для улучшения состояния тканей, окружающих надкостную часть имплантата, необходимо проводить специальные лечебные мероприятия [44, 72, 114, 182]. Хорошее гигиеническое состояние полости рта и последующий тщательный гигиенический уход занимают важное место среди факторов, существенно влияющих на состояние тканей после имплантации [15, 34, 126, 248]. Целенаправленное же пародонтологическое лечение, предшествующее стоматологической имплантации в конечном итоге влияет не только на эффективность лечения и срок службы ортопедических конструкций, но и во многих случаях обеспечивает возможность проведения ортопедического лечения с использованием искусственных опор [1, 87].

Несмотря на успехи, достигнутые в имплантологии, остаются нерешенными ряд вопросов, связанных с планированием ортопедического лечения на искусственных опорах у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта. Дальнейший поиск путей совершенствования методик имплантации и выбора наиболее оптимальных ортопедических конструкций будет способствовать повышению эффективности реабилитации больных с заболеваниями пародонта.

Разнообразие форм имплантатов и методик их применения при генерализованных заболеваниях пародонта свидетельствуют об отсутствии на сегодняшний день единой стратегии имплантации у больных с генерализованными заболеваниями пародонта, что обуславливает необходимость дальнейшей разработки как конструкций самого имплантата, так и алгоритма и методик их применения с учетом анатомо-топографических и морфологических изменений, сопровождающих заболевания пародонта. Изучение состояния тканей зоны предполагаемой имплантации у пациентов с заболеванием пародонта, разработка и внедрение в клиническую практику системы лечебно-профилактических мероприятий на пред- и послеоперационном этапах интегративного подхода путем оптимизации инженерных решений, повышения жизненного цикла дентальных имплантатов представляется совершенно необходимой, своевременной и актуальной задачей, открывающей новые возможности как в совершенствовании дентальной стоматологической имплантологии, так и реабилитации больных с генерализованным пародонтитом, осложненным частичной потерей зубов.

ГЛАВА 2

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Общая характеристика клинического материала

Под нашим наблюдением находилось 300 пациентов с заболеваниями пародонта в возрасте от 31 до 70 лет, обратившихся на кафедру ортопедической стоматологии и ортодонтии, а так же Центра дентальной имплантологии ФГБОУ ВО НижГМА Минздрава России с целью протезирования. Комплексное обследование пациентов, включало клинические, рентгенологические и функциональные методы исследования.

При клиническом обследовании мы обращали внимание на гигиену полости рта, наличие зубного камня, кровоточивость десен, подвижность зубов, соотношение вне- и внутриальвеолярной части зуба, степень обнажения корней, наличие зубодесневых и костных карманов, число и топографию сохранившихся пар антагонистов, наличие перемещения зубов.

При осмотре и пальпации альвеолярного отростка и альвеолярной части в области отсутствующих зубов оценивали состояние слизистого и подслизистого слоев, а так же их связь с надкостницей. Все пациенты, не имели анатомо-топографических противопоказаний и нарушений полноценности костной структуры в области дефекта зубных рядов, препятствующих проведению имплантации.

Клинические проявления заболеваний пародонта выражались в патологической подвижности зубов, кровоточивости десен, изменении положения зубов, обнажении шейки зубов, образовании патологических десневых и костных карманов.

Диагноза заболевания пародонта устанавливался нами по наличию признаков патологии в области всех имеющихся в полости рта зубов и по данным истории болезни. Распределение больных по возрасту и полу представлено в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Распределение больных по полу и возрасту

Возрастные группы	Пол				Общее число	
	мужчины		женщины		Абсолютное число	%
	Абсолютное число	%	Абсолютное число	%		
от 31 до 40 лет	59	33.4	67	55.0	126	42
от 41 до 50 лет	50	28.3	21	17.0	71	23.6
от 51 до 60 лет	38	21.4	19	15.0	57	19.0
старше 60 лет	30	16.9	16	13.0	46	15.4
Всего	177	100	123	100	300	100

Все обследуемые больные были разделены на 4 группы: в первую вошли пациенты с генерализованным пародонтитом и интактными зубными рядами, во вторую группу вошли пациенты с генерализованным пародонтитом, осложненным частичной потерей зубов, третью группу составили пациенты с пародонтозом и интактными зубными рядами, а в четвертую группу вошли пациенты с пародонтозом, осложненным частичной потерей зубов.

Распределение больных по форме заболевания пародонта представлено в таблице 2.2. Кроме того, каждая группа была разделена по степени тяжести процесса на легкую (ЛСТ), среднюю (ССТ) и тяжелую (ТСТ).

Таблица 2.2 – Распределение больных по клиническим формам и степени тяжести заболевания пародонта

Клинический диагноз		Кол-во пациентов	
		Абс.	%
Хронический генерализованный пародонтит при интактных зубных рядах	ЛСТ	15	5
	ССТ	17	5,7
	ТСТ	7	2,3
Хронический генерализованный пародонтит, осложненный частичной потерей зубов	ЛСТ	55	18,3
	ССТ	98	32,7
	ТСТ	49	16,3
Пародонтоз при интактных зубных рядах	ЛСТ	4	1,3
	ССТ	5	1,7
	ТСТ	2	0,7
Пародонтоз, осложненный частичной потерей зубов	ЛСТ	21	7,0
	ССТ	19	6,3
	ТСТ	8	2,7
ИТОГО		300	100

При планировании ортопедического лечения пациенты были разделены на две основные группы. В первую (65 человек) вошли пациенты, которым проводилось традиционное ортопедическое лечение посредством применения шин и шин – протезов, как съемных, так и несъемных. Во вторую группу (235 человек) вошли пациенты, которые предпочли имплантацию традиционным видам протезирования (табл. 2.3).

Таблица 2.3 – Распределение больных в зависимости от применения ортопедических конструкций

	1 группа		2 группа
	Несъемные конструкции	Шины	
	Шины-протезы	29	
Съемные конструкции	Шины	9	19
	Шины-протезы	5	
Итого		65	235

Для данной категории пациентов принципиально важными являлись не только эстетические характеристики, но и характер ортопедической конструкции (съемная или несъемная).

На первом этапе обследования всем пациентам было проведено соответствующее комплексное лечение, включающее профессиональную гигиену полости рта и лечение заболевания пародонта. Пациентам второй группы, через месяц, проводилось повторное обследование для определения степени готовности их к стоматологической имплантации. Всем пациентам, которым планировалось оперативное вмешательство, назначались общий анализ крови, анализ крови на сахар, тесты на ВИЧ, RW, Hbs-Ag.

От каждого пациента было получено добровольное информированное согласие на проведение оперативного вмешательства с обязательным указанием предложенных альтернативных методов лечения.

Операция имплантации проводилась двухэтапно с использованием искусственных опор. Второй этап операции поводился на верхней челюсти через

6 месяцев, а на нижней через 3 месяца после установки имплантатов. Всего было установлено 968 имплантатов (таблица 2.4).

Таблица 2.4 – Типы имплантатов, установленных пациентам с заболеванием пародонта

Типы имплантатов	Пол				Общее число	
	мужчины		женщины			
	Абс. число	%	Абс. число	%	Абс. число	%
ЛиКо (фирма)	297	45,28	103	33,01	400	41,32
Практик (фирма)	217	33,08	97	31,09	314	32,44
ХiVE(фирма)	120	18,29	110	35,26	230	23,76
Реплейс (фирма)	9	1,37	0	0	9	0,93
ЛиКо М (фирма)	13	1,98	2	0,64	15	1,55
Всего	656	100	312	100	968	100

В нашей работе мы придерживались определенного порядка обследования больных для получения достаточно точной и полной информации о состоянии пациента, в частности, области имплантации, открывающей возможность прогноза результатов лечения. В отдельных клинических ситуациях вместо изготовления ортопедических конструкций с опорой на имплантаты пациентам были предложены традиционные методы протезирования в виде шин и шин-протезов.

Перед оценкой клинической картины, сопровождающей заболевание пародонта, мы тщательно изучали анамнез заболевания. При этом выяснялось наличие заболеваний общего характера.

Выявление общих заболеваний из анамнеза обычно не составляло затруднений, поскольку большинство пациентов достаточно хорошо были о них осведомлены. Общие заболевания, выявленные путем опроса, представлены в таблице 2.5.

Таблица 2.5 – Общие заболевания организма, выявленные путем опроса обследуемых пациентов

пол	Заболевания сердечно-сосудистой системы			Болезни органов пищеварения			Нервные болезни	Сахарный диабет	Болезни органов дыхания	Общее число
	Гипертония	И.Б.С	Атеросклероз	Гастрит	Колит	Холестит				
м	5	2	-	6	1	-	4	1	1	20
ж	15	1	3	6	4	4	5	5	-	43
итого	20	3	3	12	5	4	9	6	1	63

Важное значение в анамнезе занимало также выявление сроков и причины потери зубов, особенно в тех участках, где предполагалась установка имплантатов (таблица 2.6).

Таблица 2.6 – Сроки потери зубов у обследованных пациентов

Сроки потери зубов	Пол		Итого
	мужчины	женщины	
3 года	18	14	32
5 лет	24	50	74
10 лет	72	38	110
12 лет	23	19	42
15 лет	10	10	20
20 лет	10	3	13
общее число	157	134	291

Как видно из таблицы 2.6, наибольшее число обследованных пациентов потеряли зубы около 10 лет тому назад, причем в подавляющем большинстве это были первые моляры верхней или нижней челюстей. Путем опроса удалось установить, что потеря зубов была связана, в основном, с их патологической

подвижностью (245 человек) и лишь в нескольких случаях пациенты связывали потерю зубов с разрушением их коронок.

При осмотре беззубой альвеолярной части обращали внимание на протяженность дефекта зубного ряда, так как от этого зависел выбор количества, размера и формы имплантатов.

При осмотре состояния зубов и слизистой оболочки полости рта определяли степень атрофии альвеолярного отростка и альвеолярной части, оценивали состояние прикуса и качество имеющихся в полости рта протезов. При пальпации определяли рельеф и высоту альвеолярного отростка и альвеолярной части, границы подвижной и неподвижной слизистой оболочки. С помощью градуированного зонда измеряли толщину слизисто-надкостничного слоя в области беззубого альвеолярного отростка и альвеолярной части. При рентгенологическом исследовании определяли анатомо-топографическое строение верхнечелюстной пазухи и нижнечелюстного канала, а так же оценивали состояние костной структуры челюстей.

При установке диагностических моделей челюстей в пространстве артикулятора «SAM-3» (Германия) с помощью лицевой дуги проводили изучение соотношения зубных рядов при различных движениях нижней челюсти, определяли некоторые антропометрические параметры (протяженность дефекта зубных рядов, ширину и высоту беззубой части и альвеолярного отростка) и уточняли особенности конструкции будущих зубных протезов. Особое внимание уделялось качеству гигиены полости рта и состоянию опорных зубов.

Для прогнозирования исхода имплантации были важны не только данные предоперационной диагностики, но и, в значительной степени, показатели обследования, полученные на втором этапе, когда необходимо применение специальных методов исследования.

Таким образом, на втором этапе обследования определялись анатомо-топографические особенности зоны планируемой имплантации и оценивались согласно общепринятым классификациям Leholm-Zarb (1985), Misch (1993,1999), учитывалось как количество, так и качество костной ткани, состояние

слизистой оболочки, а так же состояние кровообращения альвеолярного отростка и альвеолярной части челюстей.

На третьем этапе предоперационного обследования перед нами стояла задача выбора оптимальной конструкции протеза, которую в связи с большим количеством сопутствующих факторов, невозможно планировать без привлечения методов математического моделирования. При конструировании протеза с привлечением методов математического моделирования нами рассматривались две системы: с опорой на имплантаты и с фиксацией на естественные ткани протезного ложа (зубы, слизистую оболочку). При расчете вариантов конструирования зубных протезов и форм имплантатов основное значение придавалось выбору нагрузки, которая не должна превышать физиологически допустимой величины и в то же время обеспечивала бы определенный запас прочности всех элементов конструкции.

Применение внутрикостных имплантатов предусматривало предварительное моделирование зоны предполагаемой имплантации с использованием данных клинико-рентгенологических и морфологических исследований.

В конечном итоге конструктивные особенности протеза во многом способствуют правильному распределению жевательной нагрузки и определяют способ тканевой интеграции в области имплантата. Очевидно, что биомеханическая система, включающая кость, имплантат и зубной протез, должна обеспечивать такое распределение жевательных нагрузок на опорные элементы, чтобы обеспечить их нормальное функционирование при допустимых нагрузках. Появление повышенной нагрузки на определенных участках системы может приводить к появлению зон выраженной деформации костной ткани, и если остаточные деформации при последующих приложениях нагрузки будут накапливаться, то это может привести к развитию воспаления и деструкции костной ткани. Предупреждение развития зон повышенного напряжения будет способствовать более эффективному прогнозированию результатов протезирования и состояния костной ткани.

2.2. Методы клинических, лабораторных и инструментальных исследований

2.2.1. Методы оценки состояния пародонта

Оценка гигиены полости рта и состояния пародонта осуществлялась посредством использования специальных индексов:

1. Индекс эффективности гигиены Quigley-HeinPlaqueIndex (Q-HIndex) в модификации Turessky.

Для выявления налета применялись таблетки с эритрозином, после рассасывания их пациентом налет на зубах приобретал розовую окраску. Площадь окрашивания оценивали в соответствии с критериями, изложенными в таблице 2.7.

Таблица 2.7. Критерии оценки зубного налета в индексе Quigley-Hein

Баллы	Критерии оценки
0	Отсутствие зубного налета
1	Прерывистые отложения зубного налета в придесневой области коронки
2	Тонкая сплошная полоса зубного налета (высотой до 1 мм) в придесневой части коронки
3	Полоса зубного налета высотой более 1 мм, но менее 1/3 площади поверхности коронки
4	Зубной налет покрывает более 1/3, но менее 2/3 площади поверхности коронки
5	Зубной налет покрывает более 2/3 площади поверхности коронки

Оценка проводилась в области 6 точек (по три на вестибулярной и оральной поверхностях коронки). Оценивали все зубы, за исключением третьих моляров и зубов, покрытых искусственными коронками. Индекс эффективности гигиены вычисляли по формуле:

$$Q - HIndex = \frac{\sum \text{баллов}}{n},$$

где: \sum баллов - сумма баллов по критериям оценки, n - количество обследуемых поверхностей.

Интерпретацию индексов проводили следующим образом:

0 - отличная гигиена полости рта;

- 0 - 0,6 - хорошая гигиена полости рта;
- 0,7 - 1,6 — удовлетворительная гигиена полости рта;
- > 1,7 - неудовлетворительная гигиена полости рта.

2. Пародонтальный индекс (PI) Russel.

Признаки поражения пародонта оценивали в соответствии с критериями, изложенными в таблице 2.8.

Таблица 2.8. Критерии оценки состояния пародонта в пародонтальном индексе Russel

Баллы	Критерии оценки
0	Воспаления нет
1	Легкий гингивит, ограниченный областью десневого сосочка
2	Гингивит (воспаление десны вокруг зуба, нарушения эпителиального прикрепления нет)
6	Гингивит с образованием пародонтального кармана (эпителиальное прикрепление нарушено, имеется патологический зубодесневой карман, зуб неподвижен)
8	Выраженная деструкция тканей пародонта, наличие пародонтального кармана, подвижность зуба.

Оценка проводилась в области всех зубов. Индекс Russel вычисляли по формуле:

$$PI = \frac{\sum \text{баллов}}{n},$$

где: n — количество зубов.

Интерпретацию индекса проводили следующим образом:

- 0,1 - 1,0 - начальная и I стадия заболевания;
- 1,5 - 4,0 — II стадия заболевания;
- 4,0 - 8,0 — III стадия заболевания.

3. Индекс кровоточивости по Muhlemann-Cowell (*SB-Index*).

Степень кровоточивости десны определялась по 4-балльной шкале в соответствии с критериями, изложенными в таблице 2.9.

Таблица 2.9. Критерии оценки степени кровоточивости десны в индексе Muhlemann-Cowell

Баллы	Критерии оценки
0	Отсутствие кровоточивости
1	Наличие кровоточивости не ранее, чем через 30 секунд
2	Наличие кровоточивости сразу после пробы или в течение первых 30 секунд
3	Кровоточивость отмечается при приеме пищи или чистке зубов

Оценка проводилась в области 16, 21, 24, 36, 41, 44 зубов. Кончик зонда без давления прижимали к стенке бороздки и медленно вели от медиальной к дистальной стороне зуба.

Индекс кровоточивости вычисляли по формуле:

$$SBI = \frac{\sum \text{баллов}}{n},$$

где: n - количество зубов

2.3. Методика морфологического исследования

Узловым моментом в стоматологической имплантации, определяющим эффективность реабилитации, являются особенности реакции мягких тканей и кости на введения имплантата. Отсюда вытекает необходимость получения предоперационной информации о состоянии не только общего метаболизма, но и местных процессов в зоне предполагаемой имплантации. Для этого, как известно, используется специальный набор клинических критериев, с помощью которых определяется анатомическая структура костной ткани, наличие или отсутствие остеопороза, уровня атрофии челюстных костей. Однако, признавая эффективность и информативность этих методик нельзя, не заметить, что ранние процессы перестройки костной ткани «ускользают» от рентгенологического исследования и не фиксируются при измерении высоты костной части альвеолы. Трудности ранней диагностики процессов rarefакции кости неоднократно отмечались ведущими специалистами при изучении реакции костной ткани. Поэтому в своей работе по имплантации внутрикостных искусственных опор мы

включили в круг наиболее информативных сведений о состоянии костной ткани микроскопическое исследование.

Анализ данных литературы, как упоминалось выше, показал, что патологоанатомические изменения в стоматологической практике используются, главным образом, в диагностических целях предопухолевых и опухолевых процессов и не привлекаются, как правило, в стоматологической имплантологии для уточнения гистологических особенностей строения костной ткани. Это объясняется наличием объективных трудностей – скудностью исходных материалов, трудностью их сбора и обработки.

Однако мы убедились в том, что все тканевые фрагменты, образующиеся в ходе работы с пациентом, как бы малы они не были, всегда можно собрать и зафиксировать как исходный материал для гистологических исследований.

Интересующий нас материал представлял собой фрагменты костной ткани («костную крошку»), получаемую в ходе операционной подготовки имплантационного ложа для имплантата. Обработка материала для гистологического исследования проводилась в лаборатории кафедры патологической анатомии ФГБОУ ВО НижГМА Минздрава России. В случае очень мелких крошек гистологическое исследование не исключает также и возможность центрифугирования.

Последовательность отбора была такова:

1 этап: мелкие костные фрагменты отделяются от мягких тканей, осадок помещают в марлевый мешочек, фиксируют в 10-12 % нейтральном формалине и декальцинируют. Один литр декальцинирующей жидкости включает:

-150 мл. азотной кислоты

- 50 гр. уксусно-кислого натрия

-850 гр. 5% водного раствора нейтрального формалина

1этап декальцинации: - материал помещают в декальцинирующую жидкость на 1-2 дня. Время определяется по наличию мягкости ткани, теряющей известь. Декальцинирующую жидкость меняют каждые 24-48 часов. В зависимости от величины фрагмента сроки могут или удлинятся или

укорачиваться, поэтому необходимо обеспечить динамический контроль времени пребывания материала в декальцинирующей жидкости

2 этап: Тщательное промывание кусочков в проточной воде 24-48 часов и перемещение их в 10% раствор нейтрального формалина на 12 часов.

3 этап: Проводка материала в батарее, составленной из ряда сосудов, содержащих: 96 ° спирты (2 банки по 1 часу в каждой), ацетон (3 банки по 1 часу в каждой), хлороформ (2 банки по 1 часу в каждой), хлороформ и парафин в равных частях (на 12 часов в термостате при 37 град.) Затем следуют два контейнера с парафином и воском по 20 мин. В каждом и последовательная заливка в чистый парафин.

После остывания материала остывает проводят его резку с помощью санного микротомы – депарафилизация (батарея включает сосуд с 3 порциями 96 ° спирта, 3 порции толуола. Готовые срезы окрашивались гематоксилин-эозином, пикрофуксином по методу Ван-Гизона, а в части наблюдений проводилось исследование мукополисахаридов с помощью окраски толоидиновым синим при разных значениях РН и ШИК-реакция. При тщательном соблюдении технических правил обычно получают четкие читаемые срезы фрагментов кортикального и губчатого вещества кости.

Микроскопическое исследование, безусловно, позволяет зафиксировать наличие или отсутствие воспалительных изменений и вместе с тем, составить представление о характере костеобразовательного процесса, определить степень rarefакции и потенциальные возможности к регенерации. Как известно такая информация складывается на основании оценки:

1. Размера гаверсовых каналов - обычных, увеличенных за счет рассасывания кости или уменьшенных при отложении новых костных масс;
2. Состояния костных балок губчатого вещества;
3. Признаков рассасывания костных структур с верификацией его формы: лакунарное, гладкое или пазушное;
4. Наличия остеоида и ширина зон его отложения;

5. Особенности архитектоники компактного и губчатого слоев кости и строения самих костных структур, в частности, следы перестройки, выражающиеся в накоплении «обломочных» структур, а также количество и расположение «линий склеивания».

Как известно образование костного вещества происходит двумя путями – аппозицией его на предшествующие структуры и путем возникновения кости по краю волокнистой ткани в костно-мозговых пространствах. В последнем варианте процесс новообразования происходит при явлениях пролиферации клеточных элементов периоста, клеток сосудистых каналов, эндооссальных элементов костно-мозговых пространств с последующим формированием волокон. Учитывая эти обстоятельства проводился контроль уровня пролиферации клеток кости и степень формирования коллагеновых волокон, поскольку есть основание полагать, что при остеопорозе имеет место недостаточность коллагеновой основы костных структур.

Несомненно, что остеопороз находится в зависимости от нарушения кровообращения. Вследствие этого в нашей работе, целенаправленно, обращалось внимание на состояние стенок мелких артериол с уточнением степени склероза и наличия реологических нарушений в виде стазов, тромбов.

Таким образом, мы стремились получить максимальную информацию о наличии или отсутствия артериального малокровия. Следовательно, наряду с традиционными оценками костных биопсий мы максимально расширили объем информации о морфологических реакциях в обследуемых объектах. В ходе работы оказалось, что обычные описания биоптатов не могут быть реализованы при статистической обработке в качестве аналитических данных. Отсюда возникла необходимость в количественных и полуколичественных оценках морфологических изменений. В этом направлении было предпринято следующее.

Как известно, обычные размеры гаверсовых каналов (ГК) могут быть увеличены за счет рассасывания костной ткани или уменьшены за счет отложения новых костных масс в их стенках. Для активизации информации о размерах гаверсовых каналов мы прибегли к измерению их диаметра (ГК) у пациентов. Для

этого использовался объект-микрометр, с помощью которого измерялся диаметр гаверсовых каналов в мкм в 10 полях зрения микроскопа (увеличение 280). В каждом наблюдении оценивалось не менее трех-четырёх каналов с минимальным и максимальным диаметрами. Такой подход позволил в дальнейшем прибегнуть к методу усреднения результатов измерения с тем, чтобы получить средние показатели диаметра гаверсовых каналов, которые сравнивались с имеющимися в литературе данными, и усилить достоверность выводов.

Степень пролиферативной активности мезенхимальных элементов оценивалась по подсчёту количества этих клеток в препарате в 10 полях зрения микроскопа при условии отсутствия воспаления.

Для учета степени выраженности других морфологических изменений: - толщины балок губчатого вещества, количества остеоида, выраженности рисунка линии склеивания, интенсивности формирования коллагеновых волокон и развития сосудистых коммуникаций, степени склероза сосудистых стенок, наличия реологических расстройств, мы использовали полуколичественные балльные оценки морфологических изменений.

Цифровые показатели (диаметр гаверсовых каналов, количественные подсчёты мезенхимальных клеток) были синтезированы и также представлены в баллах.

В ходе работы мы убедились, что полуколичественная оценка, несмотря на ее приблизительность, в значительной мере корректирует элементы субъективизма, позволяет продуктивно применять методы статистической обработки, а так же сравнивать их с литературными данными.

Для обработки данных морфологического исследования использовались стандартные методы математической статистики, а именно вычисление среднего значения суммарного балла и его среднеквадратичного отклонения. Для этого использовались программы Excel 2007 и Grapher 6. Репрезентативность имеющейся выборки определялась следующим образом: число пациентов делилось пополам и для каждой половины определялись средние значения суммарного балла и его среднеквадратичное отклонение. Разница в тех величинах

по сравнению с полной выборкой составила 6,5% для среднего суммарного балла и 2,6% для среднеквадратичного отклонения. Это позволило считать приведенную выборку достаточно репрезентативной.

2.4. Функциональные методы исследования

2.4.1. Метод лазерной доплеровской флоуметрии

С целью изучения состояния микроциркуляторного русла слизистой оболочки зоны предполагаемой имплантации использовался метод лазерной доплеровской флоуметрии. Измерения проводились на этапах планирования ортопедической конструкции, через 3 и 6 месяцев после проведенного ортопедического лечения. ЛДФ осуществляли лазерным анализатором капиллярного кровотока «ЛАКК-01» производства НЛП «Лазма» Москва (рис.2.1).

Лазерный анализатор кровотока «ЛАКК-01» разрешен Минздравом РФ для применения в практическом здравоохранении (Протокол № 1 от 13.01.1993г. Комиссии по клинико-диагностическим приборам).



Рис. 2.1 – Лазерный анализатор «ЛАКК-01».

Метод основан на лазерной доплеровской низкочастотной спектроскопии с использованием излучения гелий-неонового лазера малой мощности и длиной волны 0,63мкм. Такое излучение проникает в поверхностные слои тканей.

Отражение лазерного излучения от движущихся в микрососудах эритроцитов приводит к изменению частоты сигнала (эффект Доплера), что позволяет определить интенсивность микроциркуляции в исследуемом участке тела.

Датчик прибора устанавливали в области прикрепленной десны, обеспечивая легкий контакт его с поверхностью десны без пережатия микроциркуляторного русла. Регистрацию показателей осуществляли в течение 2 мин (рис.2.2).



Рис. 2.2– Регистрация показателей микроциркуляции.

Локализация точек была выбрана нами с учетом зон установки имплантатов.

Для фиксации датчика и обеспечения постоянства его положения по отношению к слизистой оболочке использовали следующую методику. При исследовании в области опорных зубов и установленных формирователей десны мы применяли стандартные зажимы для коффердама с припаянными к крыльям полыми трубочками, диаметр которых соответствовал диаметру датчика прибора (рис.2.3).

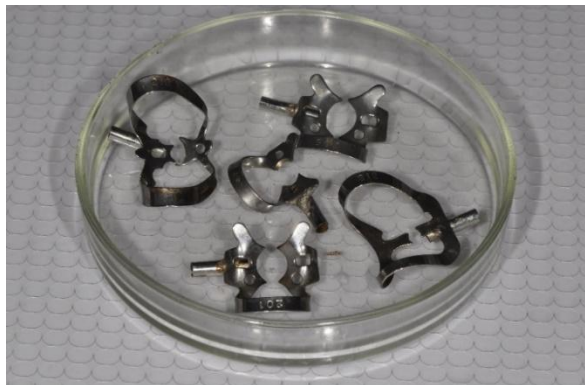


Рис.2.3–Клампы с полыми трубками.

При снятии показателей зажим фиксировался на опорный зуб или формирователь десны (рис.2.4).



Рис. 2.4– Фиксация зажима на опорном зубе.

Подбор зажимов производился индивидуально в каждом случае, так, чтобы трубочка при этом оказывалась перпендикулярно относительно исследуемого участка слизистой оболочки. После установки и обеспечения равномерного легкого контакта датчика со слизистой оболочкой, проводили исследования. При исследовании в области беззубого альвеолярного отростка или альвеолярной части использовали хирургические шаблоны на которых с помощью ортопедической фрезы, диаметр которой соответствовал диаметру датчика прибора, делали отверстия. Для записи ЛДФ-граммы шаблон устанавливали на исследуемую область, сквозь отверстие фиксировали датчик прибора, обеспечивая легкий контакт со слизистой оболочкой.

Переменная составляющая отраженного сигнала, пропорциональная мощности спектра доплеровского смещения, определяется концентрацией эритроцитов в зондируемом объеме и их скоростью.

Это дает возможность измерять величину перфузии тканей кровью, т.е. поток эритроцитов, проходящий за единицу времени через единицу объема ткани. Регистрируемый при ЛДФ сигнал характеризует кровоток в микрососудах в объеме $1-1,5\text{мм}^3$ ткани.

2.4.2. Методика проведения инфракрасной термометрии

Термография – это метод измерения распределения температуры кожи на теле в течение заданного периода времени. Она абсолютно безвредна для организма человека. Данный метод исследования основан на анализе инфракрасных (тепловых) волн, излучаемых поверхностью тела человека, который позволяет диагностировать ранние клинически не определяемые признаки воспаления, в связи с чем дает возможность обнаружить начальные патологические изменения слизистой оболочки альвеолярного отростка и альвеолярной части, что очень важно при планировании ортопедического лечения, выборе конструкции и динамической оценке результатов протезирования.

Тело человека постоянно осуществляет теплообмен с окружающей средой. При этом теплоотдача различных участков тела различна. Она зависит от многих факторов, таких как воспаление, наличие очагов функциональной перегрузки и др. Визуализация теплоотдачи может быть осуществлена при помощи инфракрасных сенсоров, поскольку излучение тепла происходит в виде волн инфракрасного спектра. Термография является неинвазивным методом дополнительной диагностики, позволяющим графически отобразить температурные изменения в различных участках человеческого тела.

Повышение температуры является одним из пяти основных клинических признаков воспаления. Поэтому зная определенные нормы температурных показателей можно проводить диагностику состояния, в частности, слизистой оболочки альвеолярного отростка и альвеолярной части челюсти. Однако изменения температуры тела могут быть вызваны и другими процессами. Так, в частности, считается, что циклическое изменение гормонального фона у женщин сопровождается циклическим изменением температуры тела. Кроме того, приложение постоянной силы и наличие инородного тела также могут влиять на изменения температурных значений, поскольку они вызывают состояние функциональной перегрузки и структурные изменения в области обследуемых зубов. В связи с этим нами изучалась зависимость температурных показателей от

различных факторов, таких как наличие ортодонтических аппаратов в полости рта, наличие заболеваний пародонта, установленный имплантат, а также определялось влияние циклического изменения гормонального статуса у женщин на температуру тела.

Температура тела считается важным фактором, способствующим определению общего состояния человека. Методика термографии позволяет увидеть происходящие изменения тогда, когда структурные изменения тканей еще не определяются как клинически, так и при помощи методов дополнительной диагностики (рентгенологического, ультразвукового исследования и т.д.). Термография является перспективным методом обнаружения патологических изменений в связи с ее неинвазивностью, возможностью дистантного бесконтактного применения, а также отсутствием каких-либо видов излучения, исходящих от прибора. На формирование поверхностной температуры тела человека влияют многие факторы. Так, в частности, она зависит от степени васкуляризации тканей, расстояния до ближайших внутренних органов, а также от активности протекания процессов метаболизма в исследуемой ткани. Регуляция параметров кровотока осуществляется вегетативной нервной системой. При наличии у человека патологического процесса в определенной области тела, в ней определяются соответствующие изменения поверхностной температуры. Следовательно, проведение термографии может способствовать диагностике патологических состояний.

Для измерения температуры тела в свое время были предложены различные устройства: термометры, термисторы, термопара и жидкокристаллическая система. Однако существенным недостатком использования данных устройств является невозможность точечного локального определения температуры в области альвеолярной части и альвеолярного отростка, что предопределяет постоянное совершенствование методик и разработку новых приборов для измерения показателей температуры.

В связи с этим нами предложена новая методика использования прибора SEM-TermoDiagnostics с оптоволоконной насадкой. Оптическое волокно имеет

малый размер в диаметре, обладает высокой скоростью передачи и низким затуханием сигнала при передаче информации, а также не требует необходимости в электрической энергии при его использовании. Показатель его преломления составляет около 1,5. Все это позволяет использовать оптоволоконную насадку для точечного измерения температуры в труднодоступных местах, в частности, в области альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти.

Основная методика оценки термографических измерений тела человека заключается в положении о симметричном температурном распределении для обеих сторон тела у здоровых людей. Согласно ему, температура в одинаковых точках левой и правой половин должна быть равной. Допустимая разница, не свидетельствующая о наличии патологического процесса, составляет 0,2 – 0,4 °С. Также возможна сравнительная оценка показателей термометрии, полученных у пациента, со средними значениями нормы для соответствующих половой и возрастной групп. Поэтому начальным этапом исследования явилось получение параметров нормы температурного распределения у клинически здоровых людей.

Метод инфракрасной термометрии мы использовали для предоперационной диагностики, контроля результатов проведенной имплантации, состоянием изменения микроциркуляции, а значит и термопродукции до и после ортопедического лечения.

Термометрия проводилась с помощью инфракрасного термометра SEM-ThermoDiagnostics созданного нижегородской компанией «SEM-Технолоджи» с разработанной нами оптоволоконной насадкой (патент №147425 от 24.04.2014), поскольку собственно прибор имеет достаточно большой диаметр корпуса, что затрудняет доступ к слизистой оболочке альвеолярного отростка и альвеолярной части, особенно с вестибулярной стороны челюсти в области жевательной группы зубов и в области гребня альвеолярного отростка и альвеолярной части челюсти (рис.2.5).

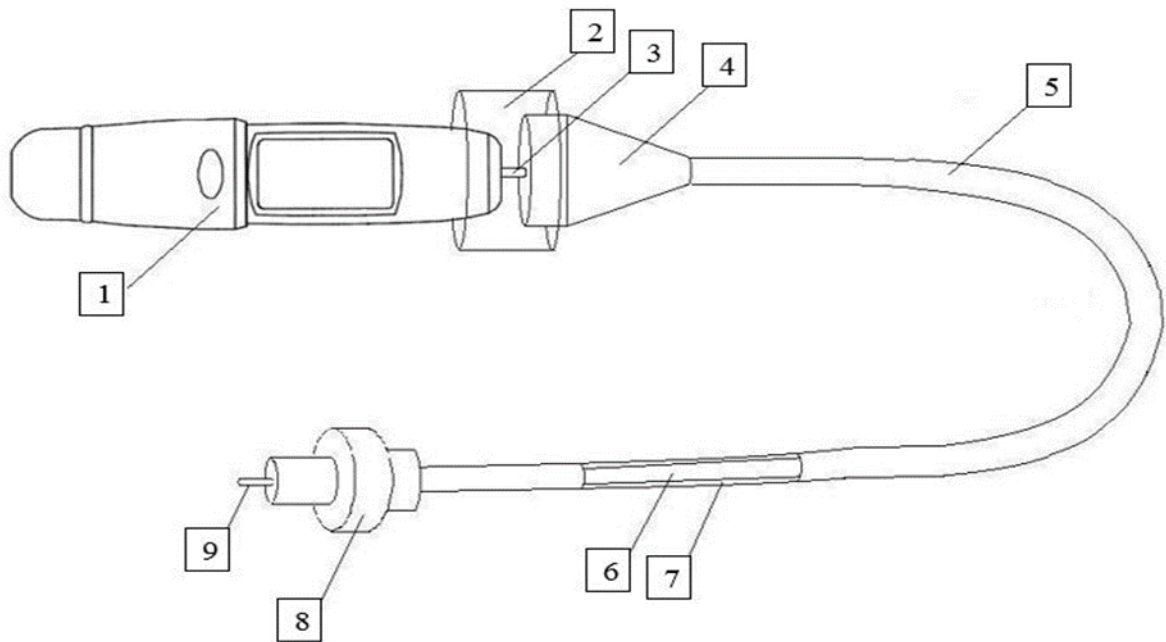


Рис. 2.5– Схема устройства инфракрасного термометра СЕМ-ThermoDiagnostics с разработанной нами оптоволоконной насадкой.

1 - прибор СЕМ-ThermoDiagnostics; 2 - съемная насадка прибора СЕМ-ThermoDiagnostics из медицинского сертифицированного пластика; 3- неизолированное оптоволокно, присоединяющееся к инфракрасному сенсору; 4 - часть, присоединяющаяся к прибору и обеспечивающая плотную фиксацию при присоединении неизолированного оптического волокна к инфракрасному сенсору; 5 - оптоволоконный кабель; 6 - оптическое волокно внутри кабеля; 7 - изоляция оптического волокна; 8 - часть, ограничивающая изоляцию оптоволоконного кабеля; 9 - неизолированное оптоволокно (непосредственно рабочая часть).

Разработанная нами насадка состоит из нескольких частей. Часть, присоединяющаяся к прибору СЕМ-ThermoDiagnostics, изготовлена из пластика. Со стороны, обращенной к прибору, из нее выходит неизолированное оптическое волокно, присоединяющееся непосредственно к инфракрасному сенсору. Данная часть обеспечивает плотную фиксацию насадки при присоединении неизолированного оптического волокна к инфракрасному сенсору. Диаметр части, присоединяющейся к инфракрасному сенсору – 1,2 см, диаметр неизолированного оптоволокна – 2 мм. Следующая часть представляет собой оптическое волокно, изолированное от окружающей среды. Для удобства пользования оптическое волокно изолировано при помощи полимерного материала, обеспечивающего его

гибкость, т.е. представляет собой оптоволоконный кабель длиной 40 см и диаметром 3 мм. Часть, ограничивающая изоляцию оптического волокна, выполнена из пластика, переходящего в металлический ограничитель. Из металлического ограничителя выходит неизолированное оптическое волокно, конец которого является непосредственно рабочей частью. Для обеспечения возможности обработки ограничителя дезинфицирующими средствами металлическая часть выполнена из нержавеющей стали. Металлический ограничитель имеет диаметр 8 мм (в наиболее широком месте), диаметр неизолированного оптического волокна – 2 мм.

Цветное изображение на экране дисплея получали с помощью программы обработки и визуализации тепловых полей «СЕМ – ТермоИмидж», которая осуществляет прием, обработку, визуализацию, сохранения и вывод на печать результатов измерения температуры, получаемого с инфракрасного термометра «СЕМ-ThermoDiagnostics».

Обработку и визуализацию тепловых полей проводили в режиме «Термография». Данный режим предназначен для перевода программы в режим, позволяющий привязать измерение температуры к поверхности объекта (3D модель, фотография). Использование фотографии обследуемой области, присущей конкретному пациенту, повышает точность привязки температурного поля и исключает влияние анатомического строения человека на определение местоположения патологии. Благодаря этому приему, достигается наглядность и повышение эффективности выявления широкого спектра патологических процессов, которые могут протекать в организме человека.

Трехмерная модель фигуры человека (3D модель) является анатомическим отражением пациента, позволяет легко идентифицировать анатомические зоны, не привязывается к конкретному пациенту, а является обобщенным образом фигуры человека.

Привязка измерений температуры к поверхности объекта осуществляли за счет разработанного алгоритма.

Диагностику проводили в режиме «Пользовательской диагностики» - позволяющую произвольно формировать диагностический алгоритм (выбор участка поверхности и расстановку реперных точек на ней). Блок отображения сигналов выбранной диагностики позволяет отобразить информацию как о ранее проведенных сеансах, так и о проводимом сеансе на данный момент и о типе используемой модели человека (3D модель, фотография).

Для формирования и визуализации теплового поля между реперными точками и возможности выбора изображения пациента использовали блок визуализации измерений, позволяющий выбрать изображения фигуры человека (3D модель, фотография) и наложения реперных точек с последующим формированием теплового поля на данное изображение фигуры человека. Ввод значений температуры в реперные точки проводили в автоматическом режиме.

Программа на основе полученных температурных полей, позволяет сформировать предварительный диагноз, оценить состояние здоровья пациента на основе сравнительного анализа результатов диагностики трех выбранных сеансов и дать заключение о наличии термографических признаков какой-либо патологии.

Результатом построения термограммы является наглядное отображение изменения температурных показателей в исследуемой области при помощи изменения цветовых показателей на модели или фотографии исследуемой области. При этом по шкале зависимости изменения цвета от температурных показателей наиболее холодным участкам соответствует синий цвет, более теплым – зеленый, еще более теплым – желтый, а наиболее горячим – красно-оранжевый цвет. В норме температурные показатели симметричных областей тела одинаковы, допустимая разница составляет $0,2-0,4^{\circ}\text{C}$, следовательно, термограмма должна быть симметричной, с преобладанием синего и зеленого цветов. При наличии очагов гипертермии изменение цветовых показателей термограммы позволяет определить локализацию и границы патологического процесса.

2.5. Методы лучевой диагностики

Для постановки диагноза и определения тактики лечения пациентов нами использовались методы панорамной томографии (зонография зубных рядов, ортопантомография), компьютерная томография зубных рядов на конусно-лучевом дентальном компьютерном томографе.

2.5.1. Методика ортопантомографии

Для окончательной постановки диагноза нами использовалась панорамная томография, позволяющая в первую очередь решить вопрос о генерализованном или локализованном поражении пародонта. Таким образом, панорамная томография позволяет не только подтвердить предварительный диагноз, но и установить форму заболевания.

Исследование проводилось на панорамном дентальном рентгенодиагностическом аппарате «PlanmecaPromax» (Финляндия) в кабинете лучевой диагностики стоматологической поликлиники Нижегородской государственной медицинской академии.

При анализе панорамных томограмм обращали внимание на целостность кортикальной пластинки альвеолярного отростка и альвеолярной части, расширение пространства периодонтальной связки, форму, высоту и состояние межальвеолярных перегородок, наличие и характер резорбции костной ткани, наличие костных карманов, степень атрофии альвеолярного отростка и альвеолярной части в области естественных и отсутствующих зубов.

При планировании операции имплантации, панорамная томограмма, являясь двухмерным изображением, не позволяет адекватно оценить расстояние до верхнечелюстного синуса, нижнечелюстного канала, учесть пространственный наклон альвеолярных отделов челюсти, что нередко приводит к ошибкам при постановке имплантатов. На компьютерной томограмме (КТ) объект отображается сразу в трех проекциях и без искажений, что позволяет более точно представить строение челюсти. Таким образом, планирование операции имплантации на

основе данных КТ дает возможность принять наиболее оптимальное решение о способе подготовительных мероприятий и лечения.

2.5.2. Метод конусно-лучевой компьютерной томографии

Конусно-лучевая компьютерная томография (КЛКТ) проводилась в амбулаторных условиях на конусно-лучевом компьютерном томографе PointNix 500 3D Combi (Южная Корея), а также компьютерном томографе KaVO 3DExam (Германия, США) в независимых центрах конусно-лучевой томографии «3Д Диагностика», г. Нижний Новгород. Просмотр и анализ данных КЛКТ производился с полученного в диагностическом центре носителя информации (CD-диск) на персональном компьютере в среде MicrosoftWindows 7. Использовалось программное обеспечение, поставляемое производителями КЛКТ на диске вместе с данными исследования – у томографа PointNix программа просмотра RealScan 3DViewer, у томографа KaVO 3DExam – Examvision. Наиболее удобным программным обеспечением для наших целей является программа-просмотровщик RealScan 3DViewer, обладающая интерактивной системой координат для построения срезов, а также встроенной библиотекой для подбора виртуального имплантата большинства необходимых типоразмеров.

При проведении конусно-лучевой компьютерной томографии мы применяли методику томографического и панорамного исследования. Информация при конусно-лучевой томографии считывается в полном объеме без потери данных за счет промежутков между срезами и последующей интерполяцией.

Перед проведением данной манипуляции, мы проводили анкетирование пациентов для выяснения различных заболеваний и состояний, которые могли влиять на выполнение исследования (такие как судорожные состояния, истерии, болезнь Паркинсона - при которых пациент не способен обеспечить неподвижное состояние исследуемой области), а также выясняли состояния, при которых проведение лучевых исследований в диагностических целях имели противопоказания (ранние сроки беременности и др.).

Исследование на аппарате может проводиться, как в положении пациента стоя, так и сидя (в том числе и на инвалидном кресле). Длительность исследования составляет от 8 до 19 секунд (в зависимости от режима съемки и используемого оборудования).

Во время проведения данного исследования параметры тока и напряжения на трубке составляли от 80 кВ и 6 мА у мужчин до 65 Кв и 5 мА у женщин на аппарате PointNixCombi 3D 500, а также на постоянном напряжении 120 Кв при проведении исследования на аппарате KaVO 3DExam.

Используемых нами в исследовании стоматологические компьютерные томографы позволяют во встроенной программе просмотра данных достоверно измерять плотность структур по шкале Хаунсфилда, имеющую 4096 градаций для значений ослабления рентгеновского излучения (плотности тканей). Калибровка и техническое обслуживание указанной диагностической аппаратуры проводится согласно СанПиН 2.6.1.1192-03 «Гигиенические требования к устройству и эксплуатации рентгеновских аппаратов и проведению рентгенологических исследований» с оформлением технических паспортов на данные диагностические кабинеты.

По сравнению с традиционной спиральной компьютерной томографией, использующей параметры напряжения до 250 кВ и 120мА лучевая нагрузка на пациента в этом случае снижена более чем в 30-40 раз, и составляет от 35 до 90 мкЗв за одно томографическое исследование. В нашей работе КЛКТ являлась основным методом выбора среди других методов лучевой диагностики (панорамная томография), так как не вносила суммационных искажений, позволяла достоверно определять как плотность костной ткани (денситометрия), так и проводить измерению любых линейных размеров во всех плоскостях без искажений с погрешностью (разрешением исследования) до 0,125 мм.

2.6. Методы статистического исследования

Статистический анализ результатов исследования проводился с помощью специализированного пакета прикладных программ. Программа обеспечения Java v 7.0 с использованием платформенно-независимого промышленного стандарта взаимодействия приложений СУБД JDBC 4.0. Также в работе использовалось программное обеспечение MS Word 2010, MS Excel 2007, а также Grapher 6. Техническое обеспечение – персональный компьютер ACER Aspire V3-571G. Обработка результатов проводилась по определенному алгоритму: 1) определения вида данных (количественные, качественные, порядковые); 2) в случае количественных данных определяли тип распределения признака (симметричный или ассиметричный) с помощью критерия Колмогорова-Смирнова.

Математический анализ полученных результатов соответствовал поставленным задачам исследования:

1) Описательная статистика-нахождение средних значений (M) и среднеквадратичного отклонения (P), их ошибок и доверительных границ в виде $M \pm m$ и $P \pm m$, где: m – ошибка средней величины или среднеквадратичного отклонения.

2) Парное сравнение групп по значениям отдельного признака. Для качественных признаков использовался критерий Хи – квадрат Пирсона (если много данных) или критерий Колмогорова-Смирнова (если данных мало). В основу оценки статистической значимости различий мы приняли уровень вероятности 95% ($p \leq 0,05$) традиционно применяемых в медико-биологических исследованиях.

3) Моделирование зависимости значений отдельного признака от переменных влияния для возможности прогнозирования указанных значений на индивидуальном и групповом уровне – с помощью регрессионного анализа.

2.7. Термомеханический метод исследования имплантата.

Применение оценочных методик исследования позволяет использовать научно обоснованный подход к решению задач протезирования при частичной и полной потере зубов с применением термомеханических имплантатов. Методика оценки определенного типа термомеханического имплантата, особенности его взаимодействия с костью челюсти и слизистой оболочкой позволяют решить задачу выбора оптимального инженерного решения термомеханического имплантата и протеза для каждого конкретного пациента.

2.7.1. Методика оценки внешних силовых факторов и выбор расчетной схемы нагружения деталей имплантатов в сборе

Для определения и анализа внешних силовых факторов, воздействующих на одиночный имплантат, использована общепринятая система ортогональных координат, которая связана непосредственно с зоной инженерного решения размещения имплантата. Полный состав внешних силовых факторов, действующих на одиночный имплантат может быть представлен двумя факторами (рис 2.6):

- вертикальная (окклюзионная) центральная термомеханическая сила P_z ,
- центральный осевой (крутящий) момент от затяжки тарировочным ключом M_z .

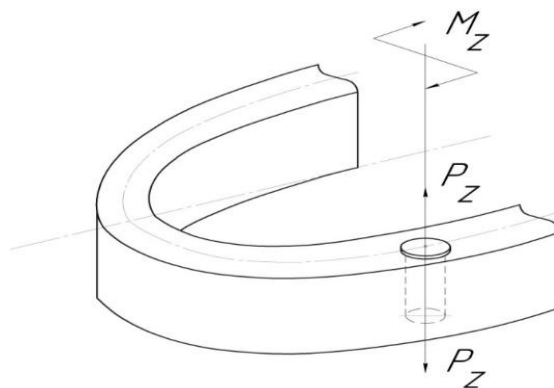


Рис. 2.6– Схема действия осевой термомеханической силы на одиночный имплантат в сборе (описание в тексте).

Таким образом, окончательная модель внешнего нагружения приобрела следующий вид:

Вертикальная термомеханическая сила P приложена к продольной оси имплантата в сборе.

Крутящий осевой момент M_z , определяемый тарировочным ключом для получения расчетной термомеханической силы P_0 .

Выбранная схема исследования статической прочности стоматологических имплантатов предусматривает техническими требованиями нижний предел P_{min} разрушающий вертикальной термомеханической осевой нагрузки.

2.7.2. Методика определения напряжённо-деформированного состояния деталей дентального внутрикостного стоматологического имплантата

Существующие численные методы расчетного определения температурного поля и напряженно-деформированного состояния различных деталей обладают достаточной для практических целей точностью. Достоверность результатов расчета зависит, главным образом, от обоснованности задания параметров, определяющих условия термомеханического напряженного состояния. При выборе оценочных параметров необходимо иметь четкое представление о роли каждого из них в общей схеме термомеханического обмена, о точности, с которой необходимо оценивать тот или иной параметр, о целесообразности учета локальных их значений.

Тепловое состояние деталей имплантатов также оказывает определяющее влияние на процесс образования различных микроперемещений на их наружных поверхностях при циклической нагрузке. В этой связи необходимо знать пороговые значения температур деталей имплантата, или по крайней мере, в отдельных характерных точках (рис. 2.7).

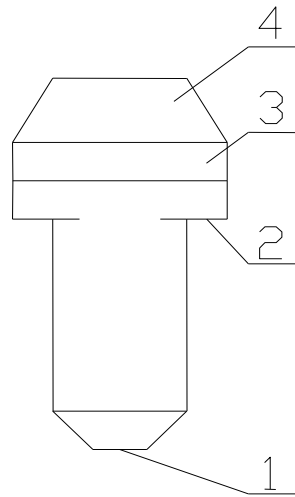


Рис. 2.7–Участки имплантата для анализа их термомеханической напряженности.

1- нижняя ступень внутрикостной части имплантата; 2 – опорное ложе базовой поверхности внутрикостной поверхности имплантата; 3- нижнее опорное ложе внекостной части имплантата; 4 – верхняя поверхность внекостной части имплантата.

Значения температур учитываются в них при производстве, испытаниях и доводке имплантата для оптимизации конструкций деталей, при выборе материала для деталей имплантата, а также для решении других технических проблем.

Итак, значения температур в характерных точках деталей имплантата имеют некоторые критические уровни:

1. Максимальное значение температур в точке 1 (имплантата) не должно превышать 40°C для всех серийно применяемых в стоматологии титановых сплавов.

Превышение температур деталей имплантата обычно является основным тормозом для общего срока их нормальной работы. По температурным уровням, к тому же, следует иметь определенный запас с учетом экстремальных условий эксплуатации.

2. Критическое значение температур в точке 2 имплантата (над верхним ложем внутрикостной части имплантата) - $50-55^{\circ}\text{C}$ (кратковременно до 70°C).

3. Предельное максимальное значение температуры точки 3 имплантата - 60°C . При больших температурах на внутренней поверхности головки имплантата происходит интенсивное увеличение ее объема. Это автоматически приводит к повышению температур во всем объеме искусственной коронки.

4. Максимально допустимое значение температур в точке 4(на поверхности верхней головки имплантата)- 70°C . При его превышении объем головки имплантата увеличивается, что приводит к потере стабильности прилегания искусственной коронки зуба к головке имплантата, а значит будет происходить так называемое «сухое» трение между поверхностями коронки зуба и верхней головки имплантата, что вызывает интенсификацию молекулярно-механического их изнашивания.

2.7.3. Методика определения температурного состояния деталей имплантата

Аналитические методы решения задач теплопроводности имеют бесспорное преимущество перед численными, так как позволяют получить решение в конечном виде и исследовать его особенности в широком диапазоне изменений характерных для заданных параметров [49,75,76,91]. К сожалению, аналитически можно решить лишь небольшое число относительно простых модельных задач, поэтому в инженерной практике чаще всего используют численное моделирование [88,90].

Решение задачи изучения теплопроводности применительно к дентальным внутрикостным стоматологическим имплантатам (ДВСИ) сопровождается рядом трудностей. Элементы деталей имплантата имеют сложную микротонкостенную геометрическую форму, часто они составные, и изготовлены из материалов с различными теплофизическими свойствами. Процессы теплообмена имеют сложный характер в силу одновременного наличия конвекции и теплопроводности, интенсивность

которых для поверхностей деталей не одинаковая, что усложняет задание граничных условий. Кроме того, возможны и другие трудности, усложняющие решение (нелинейность, анизотропность, необходимость одновременного задания смешанных граничных условий и т.д.). Все это не только делает задачу аналитически трудно решаемой, но и не позволяет применять общие алгоритмы и программы расчета, разработанные математиками и теплофизиками на основе численных методов [122]. Это обуславливает необходимость создания специальных программ расчета, предназначенных именно для ДВСИ в ДСИ. Основные методы решения - аналитические с применением операционного исчисления, в частности, преобразования Лапласа. Выбор аналитических методов в качестве основного инструмента вынуждает ввести весьма существенное допущение - упростить сложные конфигурации деталей имплантатов.

Теплообмен на поверхностях деталей, образующих имплантаты, является сложным процессом, и для его описания, даже приближенного, используются практически все виды граничных условий. Кроме того, при работе на циклических нагрузках, характерных для эксплуатации большинства современных имплантатов, тепловое состояние их деталей может меняться по времени. В этом случае задача определения поля температур в отдельных точках тела в текущие моменты времени связана с решением уравнения теплопроводности, которое при постоянных теплофизических характеристиках материала имеет вид

$$\nabla^2 T + Q/\lambda = (1/a)\partial T/\partial \tau, \quad (2.7.1)$$

где T -температура детали в точке; λ , a -коэффициенты соответственно теплопроводности и температуропроводности материала; τ -время; Q -количество теплоты, подведенное к единице объема в единицу времени внутренними или внешними источниками теплоты (при их наличии).

Для решения уравнения (2.7.2) используют начальные и граничные условия. В качестве первого задают закон распределения температуры в начальный момент времени $\tau = 0$ в виде

$$T_i = T(x, y, z, 0). \quad (2.7.2)$$

Изменение температуры, имеющее колебательный характер, происходит только в поверхностных слоях материала деталей. Поэтому при определении температурного состояния теплонапряженных деталей имплантата циклических нагрузках в уравнении (2.7.2) правую часть принимают равной нулю и используют уравнение стационарной теплопроводности

$$\nabla^2 T + Q/\lambda = 0. \quad (2.7.3)$$

Следуя единому методическому подходу к решению данной задачи, действительные условия нестационарно-периодического теплообмена в стоматологии заменяют некоторыми стационарными условиями. Параметры, характеризующие такие условия, определяют в этом случае, исходя из равенства осредненных по времени нестационарных локальных тепловых потоков в действительном процессе и локальных тепловых потоков в условном стационарном процессе. В качестве основных граничных условий, описывающих тепловое взаимодействие поверхностей деталей и окружающей среды, используют следующие :

условие I рода - распределение температуры по поверхности F или ее части F_1 :

$$T = T(x, y, z), \quad (2.7.4)$$

где $T(x, y, z)$ - заданная на поверхности тела функция температуры;

условие II рода - плотность теплового потока q_0 через поверхность F или ее часть F_2 :

$$q_0(x, y, z) = -\lambda \partial T(x, y, z) / \partial n, \quad (2.7.5)$$

где n - внешняя нормаль к поверхности тела в точке с координатами x, y, z ;

условие III рода- температура окружающей среды T_{cp} и закон теплообмена между средой и поверхностью F или ее частью F_3 :

$$-\lambda \partial T(x, y, z) / \partial n = \alpha(T - T_{\bar{n}d}), \quad (2.7.6)$$

где α - коэффициент теплоотдачи на поверхности детали;

условие IV рода - теплообмен системы тел, происходящий по закону теплопроводности.

В простейшем случае идеального контакта между элементами или слоями материалов сложной детали имеют место следующие соотношения:

$$T_i = T_{i+1}; \quad \lambda_i \partial T_i / \partial n = \lambda_{i+1} (\partial T_{i+1} / \partial n). \quad (2.7.7)$$

2.7.4. Методика определения диаметральных зазоров между элементами дентальных внутрикостных стоматологических имплантатов

Зазоры между элементами имплантата и кости являются одним из наиболее важных параметров, влияющих как на работоспособность имплантата, так и на потребительские качества имплантата в целом. Наличие зазоров и их величина зависят от уровней механической и тепловой нагруженности элементов имплантата протеза, соотношения конструктивных параметров и теплофизических свойств материалов их отдельных элементов.

Проблема стабилизации величины зазоров в сопряжении имплантат — кость для всего многообразия циклической работы протеза осложняется тем, что коэффициент линейного расширения имплантатов из титановых сплавов в 1,5...2 раза превышает коэффициент линейного расширения кости в зоне операции. Тепловое состояние имплантата протеза на различных режимах циклической работы протеза существенно варьируется. Его температура в процессе механической обработки пищи (МОП) изменяется от минимальной в начале нагрузки имплантата до максимальной. На фоне относительно стабильного

теплового состояния имплантата это обстоятельство предопределяет существенные изменения величин зазоров по режимам цикловой работы протеза. Стабилизация зазора $\Delta И$ в сопряжении внутрикостной части имплантата и кости является одной из ключевых и трудно решаемых проблем конструирования деталей имплантата из титановых сплавов (рис.2.8).

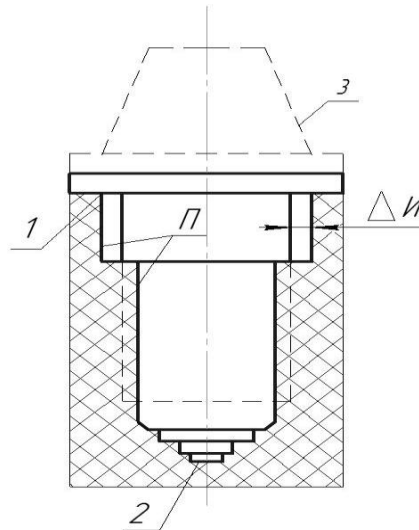


Рис. 2.8– Деформация элементов внутрикостной части имплантата и распределение температуры по их высоте.

1 – верхнее костное ложе; 2 – нижнее костное ложе; 3 – внекостная часть имплантата.

Учитывая характер распределения температуры по высоте внутрикостной части имплантата (рис.2.8, верхняя кромка — 65...70°C, нижняя — 40...45°C), такая его конфигурация позволяет при достижении штатного теплового состояния определить рациональный зазор.

Создание внекостной ступенчатой полой конструкции имплантата, в виде усеченного конуса с канавками, равномерно расположенными по окружности для установки и фиксации коронки, позволяет избежать увеличения внешнего геометрического объема внекостной части имплантата в сопряжении с поверхностью искусственной коронки, а также учесть особенности ее термической деформации вследствие неравномерности распределения температуры по высоте (от 65...70°C в верхней до 45...50°C в нижней зонах). Применение внекостной части имплантата, со сложной формой его

образующей,обеспечивает уменьшение (до 10%) их термонагруженности, а также способствует улучшению циклических характеристик работы всей искусственной коронки и увеличения срока ее службы [8, 24].

В работах отдельных авторов [38,39] изложены результаты определения диаметральных зазоров в сопряжении имплантат – кость. Расчёты были выполнены методом конечных элементов (МКЭ), в двухмерной осесимметричной постановке с учётом тепловых, механических и монтажных нагрузок. Но в осесимметричной задаче не учитывается неравномерное распределение температур по телу имплантата. Так в районе резьбового соединения внутрикостного имплантата будет происходить более интенсивный тепломассообмен между имплантатом и костью и, следовательно, картина распределения температур по имплантату, как по высоте, так и в радиальном направлении не будет осесимметричной. Поэтому для определения диаметральных зазоров в сопряжении имплантат – кость необходимо решать задачу в трёхмерной постановке. Решение задачи в трёхмерной постановке обусловлено и тем, что при сборке имплантата возникают существенные деформации как кости, так и всей коронки зуба что ведёт к изменению геометрии сопрягаемых деталей и в конечном итоге формы имплантата.

При проектировании современных имплантатов большое значение имеет снижение размеров отдельных деталей имплантата, что приводит не только к экономии и более рациональному использованию металла, но и приближению к размераместественного зуба. В случае с имплантатом, уменьшение размера может существенным образом повлиять на его жёсткость, что в свою очередь приведёт к перестроению деталей с целью улучшения контакта его с костью и коронкой. При минимизации габаритов имплантата очень важно, чтобы его прочностные качества не снижались, поэтому необходимо, как при снижении габаритов имплантата, так и при изменении его профиля, проводить расчёт НДС деталей имплантата. Следует отметить, что ранее расчёт НДС имплантата сводился к расчёту винта на прочность по напряжениям изгиба. При этом не учитывалось, что температуры и концентрация напряжений распределены по

телу винта неравномерно. Допускаемые напряжения не должны были превышать для титанов 338-415 МПа. Поэтому сегодня необходимо проводить расчёт НДС деталей имплантата в 3Dформате с учетом всех перечисленных факторов.

2.7.5. Методика определения полей температур деталей имплантата

2.7.5.1. Методика определения полей температур внутрикостной и внекостной частей имплантата

Для надёжной оценки работоспособности теплонапряжённых деталей имплантата оказывается уже недостаточным ориентировочной оценки условных, средних по тепловоспринимающей поверхности кости и коронки зуба температур и тепловых потоков. Для этого требуется знание локальных температур деталей, позволяющих определить условия их циклической нагрузки, а также температурных полей для расчёта напряжённо – деформированного состояния наиболее ответственных деталей. Решение таких задач в полном объёме экспериментальным путём невозможно, тем более, что необходимость в этом появляется ещё в процессе проектирования деталей имплантата.

Собственно методы расчётного определения температурного поля и напряжённо – деформированного состояния деталей имплантата обладают достаточной для практических целей точностью. Достоверность результатов расчёта зависит, главным образом, от обоснованности задания параметров, определяющих условия теплообмена. При выборе параметров необходимо иметь чёткое представление о роли каждого из них в общей схеме теплообмена, о точности, с которой необходимо оценивать тот или иной параметр, о целесообразности учёта их локальных значений.

В нашей работе для нахождения полей температур на поверхности кости в зоне установки внутрикостной части имплантата и коронке зуба, строились трёхмерные модели (рис. 2.9-2.10).

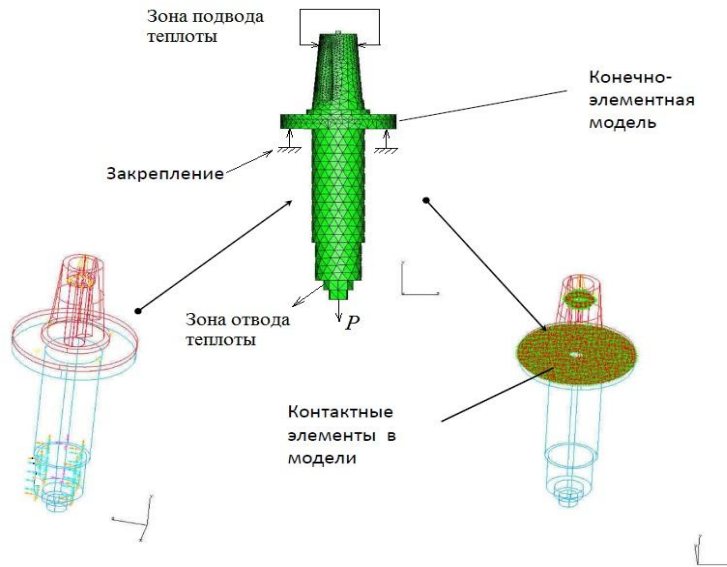


Рис. 2.9– Топологическая схема объемной конечно-элементной модели деталей имплантата в сборе.

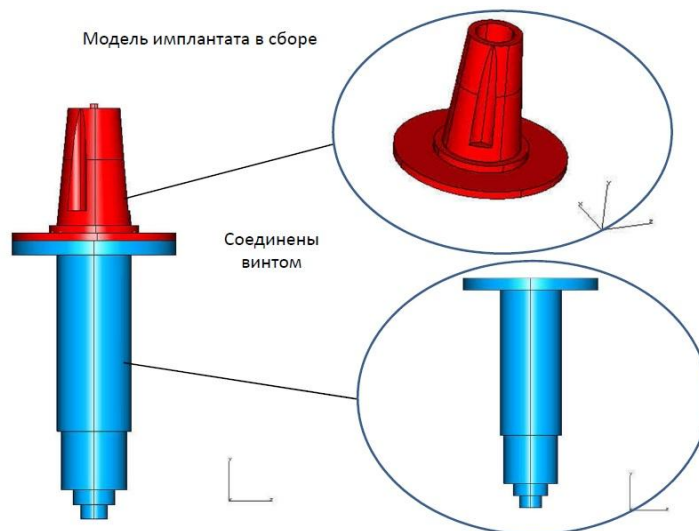


Рис. 2.10– Расчетная модель стоматологического имплантата в сборе.

Тепловой поток в цилиндры имплантата для определения полей температур в кости рассчитывался по закону Ньютона-Рихмана:

$$Q = \alpha \cdot F(t_c - t_{ж}), \quad (2.7.8)$$

где α - коэффициент теплоотдачи;

F – поверхность теплообмена;

t_c – температура кости;

$t_{ж}$ – температура воздуха.

2.7.6. Методика определения полей температур в трехмерной постановке

2.7.6.1. Методика применения стационарной задачи определения температур деталей имплантатов в трёхмерной постановке

Применение метода конечных элементов в процессе анализа напряжённо – деформированного и температурного состояния деталей имплантатов позволяет анализировать конструкции любой сложности. В процессе решения задач использовались трёхмерные модели деталей имплантата.

Для наиболее полного решения проблемы снижения тепломеханических напряжений деталей имплантата необходимо проводить комплекс взаимосвязанных расчётов, решать в общем случае нелинейную нестационарную задачу теплопроводности. Подобный расчёт, с учётом фактора времени весьма трудоёмок, а для деталей сложной формы он ещё не разработан.

Развитие расчётных методов исследования напряжённо – деформированного состояния деталей имплантата на переходных режимах сдерживается недостатком данных о граничных условиях (ГУ) на циклических нагрузках.

При недостаточной изученности ГУ на циклических нагрузках и, как следствие противоречивых выводах о термомеханических напряжениях деталей имплантата на циклических нагрузках зуба, большинство авторов исследуют НДС и температурное состояние указанных деталей на установившемся квазистационарном режиме.

Колебаниями температур в поверхностных слоях теплоотводящих поверхностей можно пренебречь, так как температуры тепловоспринимающих сред, контактирующих с тепловоспринимающими поверхностями деталей имплантата, на циклических нагрузках, практически не зависят от времени.

Изложенное позволяет сделать вывод о том, что расчёт температурных полей в деталях исследуемого имплантата на циклических нагрузках можно выполнять в стационарной постановке.

Для лучшего описания геометрии деталей имплантата, безусловно, необходимо использовать трёхмерные конечные элементы.

2.7.6.2. Методика определения температур в трехмерной постановке

Трёхмерная постановка имеет преимущество перед прочими в том, что она позволяет анализировать задачу для тел более сложных форм с произвольными очертаниями и граничными условиями. Кроме того, после определения температурного поля можно вести расчёт перемещений и напряжений для тех же элементов, для которых рассматривалась задача теплопроводности в той же конечно элементной дискретизации. В связи с этим трёхмерная постановка в теории теплопроводности применяется во всё большем масштабе.

2.7.6.3. Методика расчета и анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) деталей имплантата методом конечных элементов

При моделировании методом конечных элементов (МКЭ) деталей имплантата в сборе, детали имплантата разбивались на топологический ряд объемных конечных элементов (ОКЭ) с так называемыми узлами перемещения и проводилась моделирование контактного взаимодействия по всем деталям имплантата в сборе.

При создании модели был использован топологический десятиузловый тетраэдрический конечный элемент, из четырех поверхностей и тремя компонентами перемещения в каждом узле (рис. 2.11).

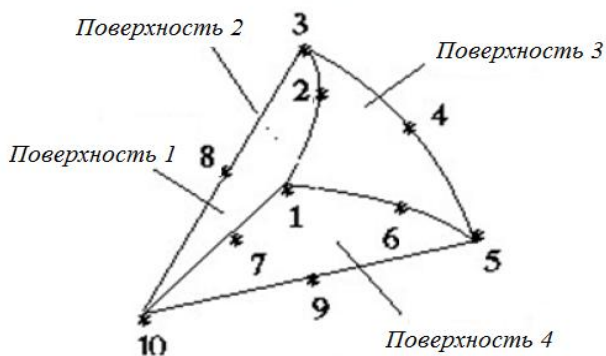


Рис. 2.11– Схема топологического десятиузлового объемного конечного элемента (ОКЭ).

Для каждого топологического ОКЭ записывались граничные условия и уравнения равновесия, на основе которых происходило формирование глобальной системы уравнений ансамбля ОКЭ. Эта система уравнений решалась относительно узловых составляющих перемещений, после чего, уже по известным перемещениям, определялись деформации и напряжения в элементах инженерного решения деталей имплантата в сборе.

Указанный метод реализован в программе I-DEASFEM.

2.7.6.4. Методика определения температур термомеханического имплантата с помощью программного комплекса I – DEAS

I-DEAS[®]FiniteElementModeling (FEM) (Конечно-элементное моделирование) обеспечивает исчерпывающие возможности для построения конечно-элементных моделей и рассмотрения результатов решения. Он использует геометрию I-DEAS MasterModeler и I-DEAS MasterAssembly и включает в себя фундаментальные функции автоматической генерации сетки конечных элементов, приложения нагрузок и граничных условий и проверки модели. Данные по свойствам материалов могут быть выбраны из модуля I-DEAS MaterialDataSystem (База данных материалов). Функции постпроцессора позволяют интерпретировать результаты расчетов и обеспечивают мощные графические и вычислительные средства для достижения понимания результатов. Имеются интерфейсы более чем для 20 основных конечно-элементных пакетов. Дополнительно имеются в распоряжении специализированные функции для проектирования и расчета сложных композитных и моделирования балочных конструкций.

2.7.6.5. Методика определения полей температур деталей имплантата программным комплексом I – DEAS

Для определения полей температур деталей имплантата, строились конечно – элементные модели этих деталей (рисунки 2.12-2.15).

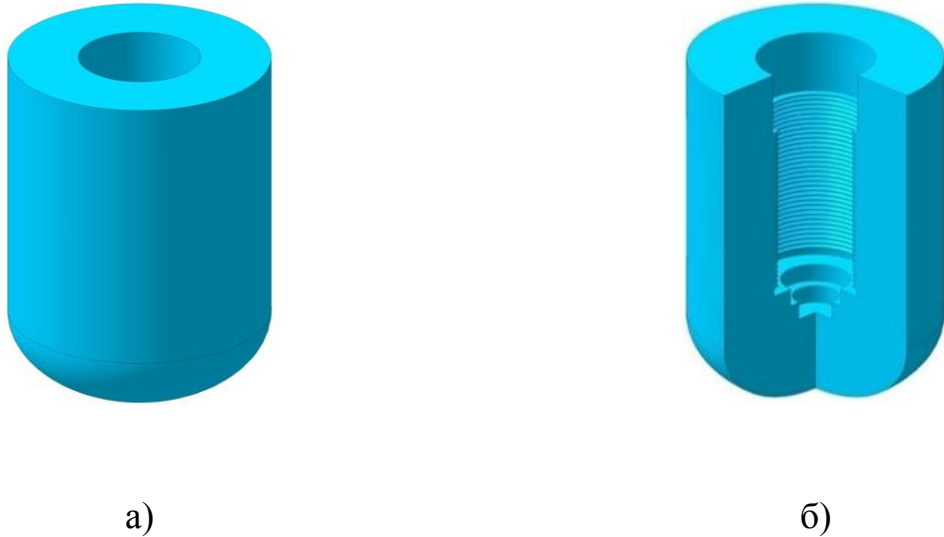


Рис. 2.12– Конечно-элементная модель костной ткани.

а) трехмерная модель костной ткани имплантата, б) продольный разрез трехмерной модели костной ткани имплантата.

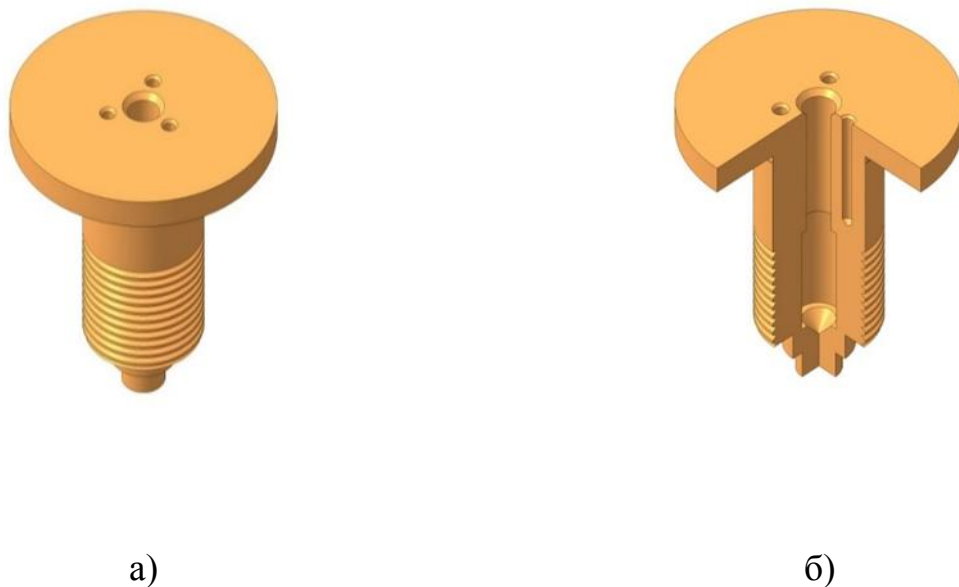


Рис. 2.13– Конечно-элементная модель деталей имплантата.

а) трехмерная модель внутрикостной части имплантата, б) продольный разрез трехмерной модели.

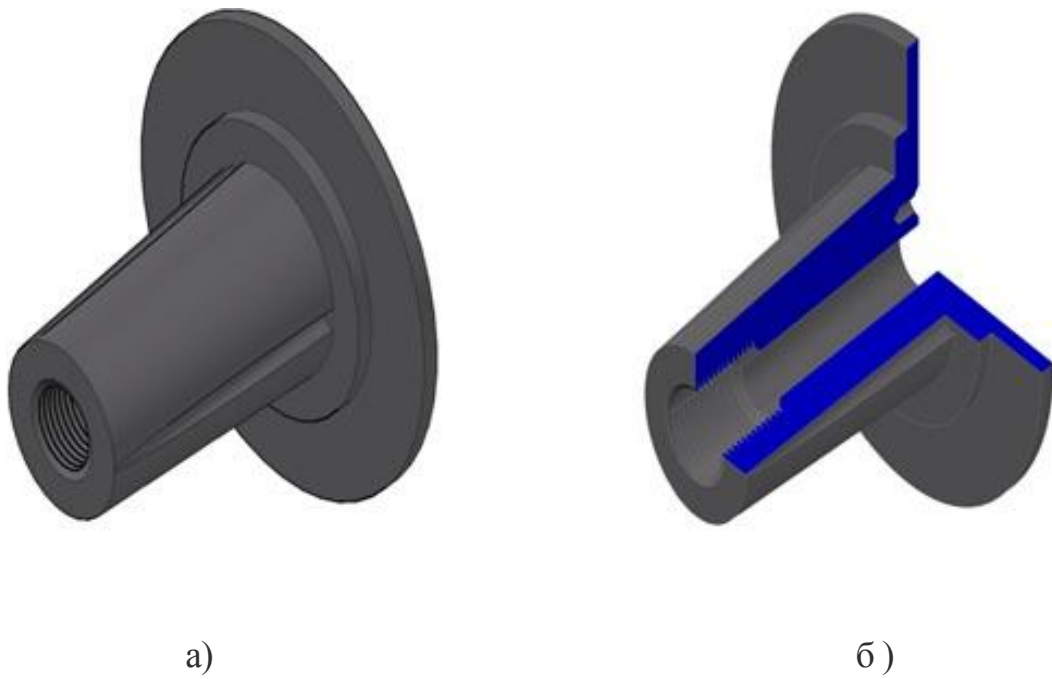


Рис. 2.14– Конечно-элементная модель деталей имплантата.

а) трёхмерная модель внекостной части имплантата б) продольный разрез трёхмерной модели.

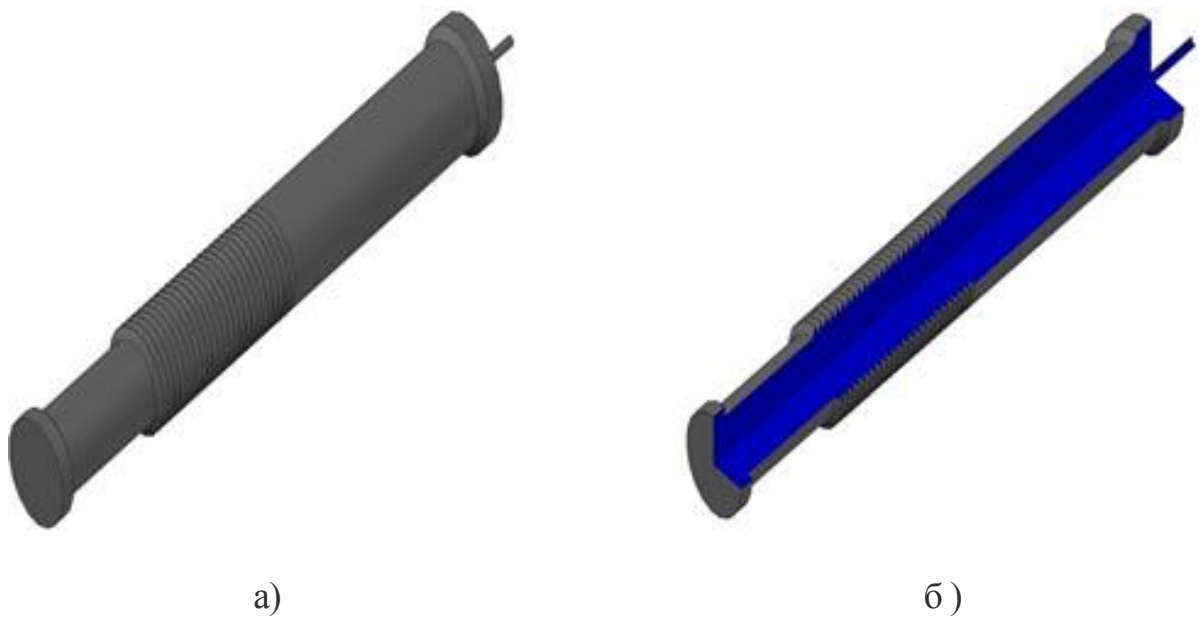


Рис. 2.15– Конечно-элементная модель деталей имплантата.

а) трёхмерная модель соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата
б) продольный разрез трёхмерной модели.

Также строился алгоритм для определения температур в исследуемых деталях имплантата (рис.2.16).



Рис.2.16–Алгоритм нахождения температур в исследуемых элементах деталей имплантата (пункт 4 индивидуален для внутрикостной, внекостной и фиксирующего винта деталей имплантата).

Теплоотвод в основной своей части осуществлялся системой охлаждения имплантата в сборе и коронкой. Для учёта охлаждения моделировалось трёхмерное течение охладителя по системе охлаждения. Данные по количеству узлов и элементов в расчётных моделях приведены в таблице 2.10.

Таблица 2.10– Параметры конечно – элементных моделей

№ п/п	Название	Число элементов	Число узлов
1	Внекостная часть имплантата	1894	3746
2	Внутрикостная часть имплантата	4019	7303
3	Винт крепления деталей имплантата	799	1933

Механические характеристики материалов, необходимых для создания математической модели заимствованы нами из данных других авторов и представлены в таблице 2.11. [81,88,99].

Таблица 2.11– Механические характеристики материалов

№ п/п	Деталь	Внутрикостная часть имплантата	Внекостная часть имплантата	Соединительный винт имплантата	Базовый штифт имплантата
	материал	Теплопрочный сплав ВТ6	Титановый свариваемый сплав ВТ5	Теплопрочный сплав ВТ6	Технический титан ВТ1
1	Модуль упругости: E , Па	$11,3 \cdot 10^{10}$	$10,5 \cdot 10^{10}$	$11,3 \cdot 10^{10}$	$11,0 \cdot 10^{10}$
2	Временное сопротивление: σ_B , МПа	939	348	939	415
3	Временное сопротивление: $\sigma_{0,2}$, МПа	925	892	925	338
4	Предел кратковременной прочности: σ_B , МПа	900-1100	950-1050	1100-1250	850-1000
5	Коэффициент линейного расширения $\alpha \cdot 10^6$, в 1/град.	8,41	8,3	8,41	8,0
6	Плотность, г/см ³	4,43	4,40	4,43	4,5
7	Коэффициент теплопроводности: λ , Дж/с·м·к	8,372	7,488289	8,372	16,325400
8	Модуль сдвига: G , 10^3 МПа	41	41	41	41
9	Коэффициент Пуассона μ	0,32	0,32	0,32	0,32

Задача нахождения температурного и напряжённо – деформированного состояния решалась на компьютере со следующими техническими характеристиками: тип центрального процессора – IntelPentium 4, 3000 MHz, системная память – 2048 Мб (PC3200 DDRSDRAM), видеоадаптер – ATIFireGLX2 AGPProSecondary (256 Мб), дисковый накопитель – ST3120022A (120 Гб, 7200 RPM, Ultra-ATA/100)

2.8. Методика микробиологического исследования винтового стоматологического имплантата на этапе доклинического исследования

В проблемной научной лаборатории микробиологии НИИ ПМ ГБОУ ВПО НижГМА Минздрава России (Лицензия № 52-01-0012448 от 02.09.2013 г.; Аттестат аккредитации испытательной лаборатории (центра) в системе аккредитации аналитических лаборатории (центров) № РОСС RU. 0001.518731; действителен до 28 октября 2016г.) проведена стерилизация опытных образцов винтового внутрикостного стоматологического имплантата, изготовленных из титанового сплава ВТ-1 по ГОСТу 19807-91, с оценкой качества и эффективности стерилизации (таб.2.12).

Лабораторно-производственный контроль проводился в соответствии с СанПиН 2.1.3.2630-10 «Санитарно-эпидемиологические требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность». Нормативные документы, регламентирующие методы лабораторных исследований: МУК 4.2.2942-11 «Методы санитарно-бактериологических исследований объектов окружающей среды, воздуха и контроля стерильности».

Стерилизация винтового внутрикостного стоматологического имплантата проводилась при помощи парового стерилизатора марки ГК–100–3М, расположенного в проблемной научной лаборатории микробиологии НИИ ПМ ГБОУ ВПО НижГМА Минздрава России (комната №230). Завод изготовитель ОАО Тюменский завод медицинского оборудования и инструментов. Заводской номер 1078.

Режим стерилизации: 1,5 атм. – 126° - 60 минут.

Техническая исправность: исправен.

Дата пуска манометров 07.02.2006 г. Проверка манометров: I квартал 2015 г.

Техническое освидетельствование: I квартал 2015 г.

Гидравлические испытания: I квартал 2015 г.

Стрелки манометров в нерабочем состоянии находятся: контактного - 0, контрольного – 0.

Таблица 2.12– Загрузка: Обеззараживание медицинских изделий

Процесс работы	Время	Давление пара	
		Контрольный манометр	Контактный манометр
Включение в сеть	9 ч.20 мин	0,0	0,0
Начало продувки	9 ч.40 мин	1,0	1,0
Конец продувки	10 ч.40 мин	0,8	0,8
Набор давления			
Начало стерилизации	10 ч.00 мин	1,5	1,5
Через 5 минут	10 ч.05 мин	1,5	1,5
Через 10 минут	10 ч.10 мин	1,5	1,6
Через 15 минут	10 ч.15 мин	1,5	1,5
Через 20 минут	10 ч.20 мин	1,5	1,5
Конец стерилизации	11 ч. 00мин	1,5	1,5

Схема размещения тестов бактериологического и химического контроля включает точки размещения датчиков: только химических тестов; только бактериологических тестов; химических и бактериологических тестов; максимальных термометров.

2.9. Метод доклинического экспериментального изучения реакции костной ткани на этапе разработки новой системы стоматологических имплантатов

Задачей исследования было изучение реакции костной ткани на интеграцию разработанного стоматологического имплантата. На доклиническом этапе использовались опытные образцы стоматологических имплантатов изготовленных из титанового сплава ВТ-1 по ГОСТу 19807-91

Экспериментальные исследования проводились на подопытных животных (мини-пиги). Эти животные были выбраны так как строение и регенерация кости у мини-пиггов приближено к таковым параметрам кости человека. Всего установлено 2 имплантата диаметром 3,4 мм., и 2 имплантата диаметром 4,0 мм.

Животные содержались в виварии ФГБУН НЦБМТ ФМБА России при 15 часовом световом дне при температуре +22С.

Манипуляции проводились в полости рта животных (мини-пиги), которым под внутривенным наркозом (золетил 5 мг/кг) и местной анестезией проводили разрез слизистой оболочки в проекции ранее удаленного 1 моляра. Отслаивали слизисто-надкостничный лоскут (рис.2.17).



Рис. 2.17– Разрез и отслаивание слизисто-надкостничного лоскута.

Хирургическими фрезами различного диаметра с использованием физиодиспенсера (ImplantMed) формировали ложе имплантата. Устанавливали имплантаты (рис 2.18).



Рис. 2.18 – Установка имплантата.

Лоскуты укладывали на место. Рану ушивали узловыми швами Vicryl 4.0.
(рис.2.19)



Рис. 2.19–Ушивание раны без натяжения.

Через 10 дней снимали швы.

По истечении 3 месяцев животное выводили из эксперимента в соответствии с приказом Росздравнадзора путем внутривенного введения раствора «Золетил-100» 5мг/кг. С использованием трепана выпиливали имплантат с окружающей его костной тканью. С использованием обзорных окрасок и окраски по Массон-Голднеру изготавливали гистологические препараты с последующим изучением под электронным микроскопом.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

3.1. Результаты клинико-лабораторных исследований

3.1.1. Результаты оценки состояния тканей пародонта

Известно, что общее состояние зубочелюстной системы оказывает значительное влияние на процесс остеоинтеграции имплантата. В частности, большую роль играет купирование воспалительных заболеваний пародонта и перевод их в стадию ремиссии. При этом важным остается оценка состояния костной ткани вокруг имплантата и дальнейшего прогноза реакции окружающих тканей на его введение. Поэтому одной из задач нашего исследования явилось изучение состояния тканей пародонта у пациентов, которым планировалось проведение ортопедического лечения на имплантатах до операции, через 3 и 6 месяцев после ортопедического лечения. В качестве наиболее объективного критерия, позволяющего судить о состоянии воспалительных изменений пародонта нами была применена индексная оценка. С этой целью были использованы индекс гигиены Quqley-Hein, индекс кровоточивости десны Muhlemann-Cowell, а также пародонтальный индекс Russel.

Пациенты были разделены на 3 группы по степени тяжести пародонтита. В первой группе пациентов с легкой степенью тяжести пародонтита до операции максимальный индекс гигиены составил 1,68, в группе со средней степенью тяжести пародонтита – 2,15 и в группе с пародонтитом тяжелой степени тяжести – 2,59 соответственно. Были вычислены средние значения индекса гигиены и его разброс для всех трех групп.

На момент составления плана ортопедического лечения самым неудовлетворительным оказалось состояние гигиены у пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести – 2,18. Среднее значение индекса гигиены Quqley-Hein у данной группы пациентов превышало данный показатель у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести (средний индекс – 1,27) в 1,7 раз, а также было в 1,25 раз больше, чем у больных с пародонтитом средней степени тяжести (средний индекс – 1,74)

Анализ средних значений показателей индекса кровоточивости десны Muhlemann-Cowell на момент составления плана ортопедического лечения позволил выявить следующее. Наибольшее значение данного индекса было получено у пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести – 2,14, которое было больше в 3,63 раза, чем у группы пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести (средний индекс – 0,59), и в 1,4 раза больше, чем у больных с пародонтитом средней степени тяжести (средний индекс – 1,53).

Среднее значение пародонтального индекса Russel на момент составления плана ортопедического лечения было наибольшим у пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести – 4,76, что превышало значение данного индекса в 4,28 раза у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести и в 1,6 раза у группы больных с пародонтитом средней степени тяжести. Полученные данные приведены в таблице 3.1.

При повторном обследовании через три месяца после проведенного ортопедического вмешательства, показатели индексов гигиены для всех групп значительно улучшились, однако общая закономерность распределения индексных значений между группами пациентов сохранилась. Так, показатель индекса гигиены Quigley-Hein у группы с пародонтитом легкой степени тяжести уменьшился в 2,6 раза, у пациентов с пародонтитом средней степени тяжести – в 3,4 раза, а у группы пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести – в 1,9 раза. Сравнительный анализ полученных средних значений индексных показателей через 6 месяцев после протезирования позволил выявить следующие закономерности.

Таблица 3.1 – Индексная оценка состояния тканей пародонта у пациентов с пародонтитом различной степени тяжести

Индекс	Состояние тканей пародонта											
	На момент составления плана ортопедического лечения				Через 3 месяца после ортопедического лечения				Через 6 месяцев после ортопедического лечения			
	ЛСТ	ССТ	ТСТ		ЛСТ	ССТ	ТСТ		ЛСТ	ССТ	ТСТ	
Индекс гигиены Qujeley-Hein	1,27 ± 0,25	1,74 ± 0,24	2,18 ± 0,26		0,48 ± 0,17	0,51 ± 0,16	1,12 ± 0,18		0,28 ± 0,13	0,49 ± 0,12	0,89 ± 0,14	
Индекс кровоточивости десны Muhlemann-Cowell	0,59 ± 0,27	1,53 ± 0,26	2,14 ± 0,28		0,05 ± 0,1	1,11 ± 0,1	1,26 ± 0,1		0,18 ± 0,19	1,3 ± 0,2	0,77 ± 0,21	
Пародонтальный индекс Russel	1,11 ± 0,52	2,98 ± 0,53	4,76 ± 0,54		0,38 ± 0,21	1,38 ± 0,21	2,11 ± 0,22		0,47 ± 0,22	1,57 ± 0,21	2,82 ± 0,23	

В группе пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести средние значения индекса гигиены Quqley-Hein по сравнению с данными, полученными через 3 месяца после ортопедического лечения уменьшились – в 1,7 раза. Также было отмечено, что показатели этого индекса практически не изменились у группы больных с пародонтитом средней степени тяжести и незначительно – в 1,3 раза – уменьшились у больных с пародонтитом тяжелой степени тяжести (рис. 3.1).

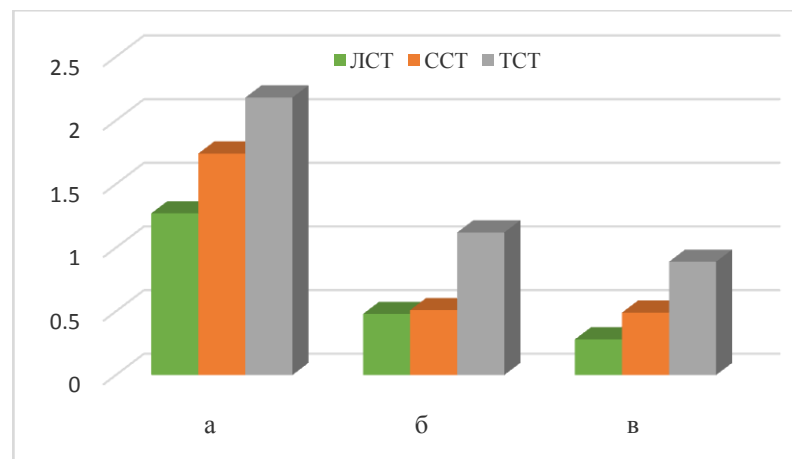


Рис. 3.1 – Средние значения индекса гигиены.

а – на момент составления плана ортопедического лечения; б – через 3 месяца после ортопедического лечения; в – через 6 месяцев после ортопедического лечения.

Таким образом, можно отметить, что показатели гигиенического состояния полости рта у пациентов, пользующихся ортопедическими конструкциями с опорой на имплантат, по сравнению с данными до начала ортопедического лечения имели тенденцию к улучшению.

Падение со временем средних значений индекса гигиены для всех степеней тяжести пародонтита показано на рис.3.2. Регрессионные кривые для изменения со временем индекса гигиены в первой группе (легкая степень пародонтита) и в третьей группе (тяжелая степень пародонтита) описываются регрессионными кривыми соответственно.

$$\bar{x} = 1.18 \exp\left(-\frac{t}{4}\right) \quad (3.1.1)$$

$$\bar{x} = 2 \exp(-0.15t) \quad (3.1.2)$$

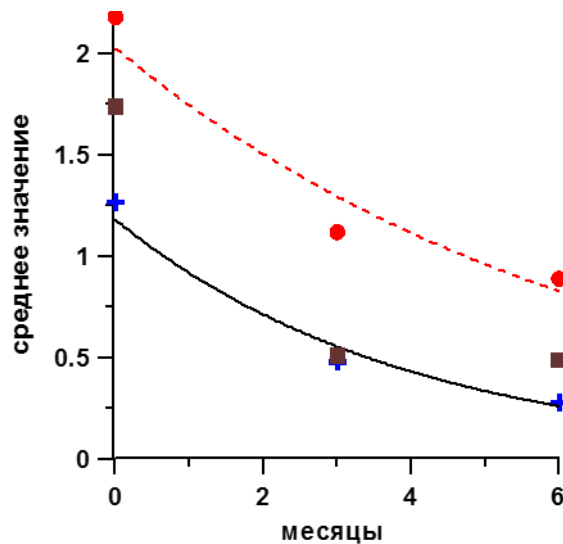


Рис. 3.2 – Изменение среднего значения индекса гигиены.

Синие точки – пародонтит легкой степени тяжести, коричневые – средней тяжести, и красные – тяжелой степени. Сплошная линия – регрессионная линия, относящаяся к легкой степени тяжести и штрих-пунктирная линия – регрессионная линия, относящаяся с тяжелой степени тяжести.

Показатели индекса кровоточивости десны *Muhlemann-Cowell* через 3 месяца после ортопедического лечения значительно улучшились. В частности, в группе больных с пародонтитом легкой степени тяжести средние значения данного показателя снизились в 11,8 раза, у пациентов с пародонтитом средней степени тяжести – в 1,4 раза, а у группы с пародонтитом тяжелой степени тяжести – в 1,7 раза. Среднеквадратичные отклонения упали практически в два раза.

Необходимо отметить, что через 6 месяцев после проведенного ортопедического лечения показатели индекса *Muhlemann-Cowell* у больных с диагнозом пародонтит легкой степени тяжести по сравнению со значениями данного показателя, полученными через 3 месяца после проведения ортопедического лечения, увеличились в 3,6 раза, у группы с пародонтитом средней степени тяжести – в 1,2 раза, а у пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести снизились – в 1,6 раза (рис. 3.3).

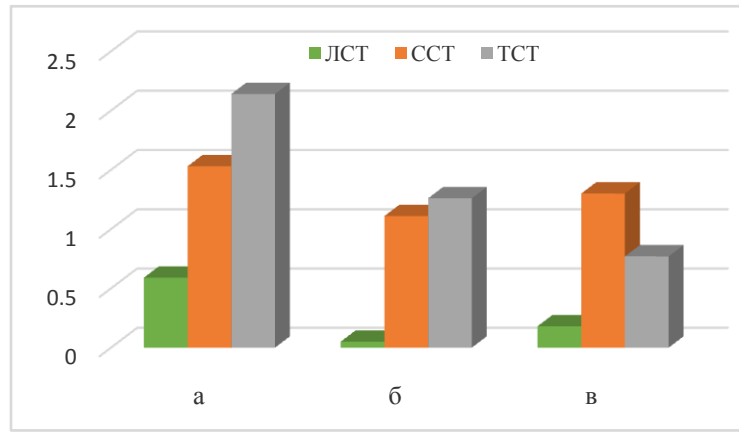


Рис. 3.3 – Средние значения индекса Muhlemann-Cowell.

а – на момент составления плана ортопедического лечения; б – через 3 месяца после ортопедического лечения; в – через 6 месяцев после ортопедического лечения.

Соответственно в два раза выросли и среднеквадратичные отклонения, почти достигнув своих значений до операции. Этот рост средних значений, на первый взгляд, говорит об ухудшении состояния пациентов через 6 месяцев после операции. Однако, на самом деле, небольшой рост кровоточивости десен через 6 месяцев после операции свидетельствует об улучшении кровоснабжения десен, и, соответственно, о правильности проведенного лечения. Гистограммы для оставшихся двух индексов приводить здесь мы не будем, рассмотрим только зависимость от времени среднего значения индекса Muhlemann-Cowell, которая показана на рис.3.4. Здесь, как и для индекса гигиены, в первые три месяца после ортопедического лечения величина индекса сильно падает. Затем, как было отмечено, величина индекса Muhlemann-Cowell растет, если была легкая или средняя степени тяжести пародонтита, и падает в случае тяжелой формы пародонтита, даже ниже, чем для средней степени тяжести. Изменения через 6 месяцев после ортопедического лечения, однако, существенно меньше, чем в первые три месяца.

Изменение среднего значения индекса кровоточивости десен со временем хорошо описывается следующими регрессионными кривыми:

для легкой степени тяжести пародонтита

$$\bar{x} = 0.037t^2 - 0.29t + 0.59 \quad (3.1.3)$$

для средней степени тяжести пародонтита

$$\bar{x} = 0.034t^2 - 0.24t + 0.59 \quad (3.1.4)$$

и для тяжелой степени тяжести пародонтита

$$\bar{x} = 2.125\exp(-0.17t) \quad (3.1.5)$$

Таким образом, математическая статистика показывает, что индекс Muhlemann-Cowell информативен три первых месяца после ортопедического лечения, хорошо характеризуя степень тяжести пародонтита.

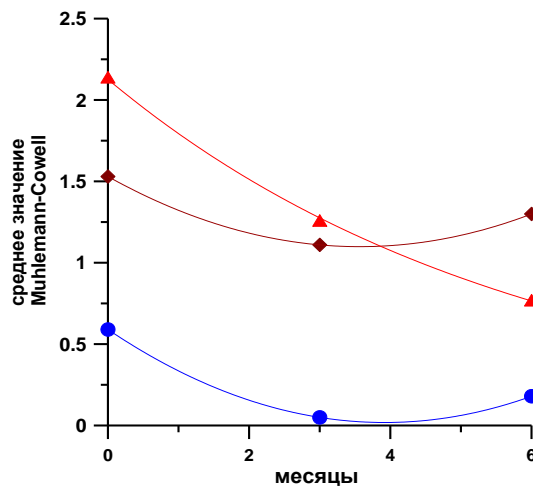


Рис. 3.4 – Изменение со временем среднего значения индекса Muhlemann-Cowell.

Синие точки – легкая степень тяжести, коричневые точки – средняя степень тяжести, и красные точки – тяжелая степень тяжести. Соответствующие линии – регрессионные кривые.

При анализе пародонтального индекса Russel через 3 месяца после ортопедического лечения наблюдалась следующая динамика средних значений: у группы пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести уменьшились в 2,3 раза, у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести – в 2,9 раза, у больных с пародонтитом средней степени тяжести – в 2,2 раза (рис. 3.5).

Показатели пародонтального индекса Russel через 6 месяцев после ортопедического лечения по сравнению со значениями данного показателя, полученными через 3 месяца после проведения ортопедического лечения, у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести увеличились в 1,2 раза, у

группы с пародонитом средней степени тяжести – в 1,1 раза, а у больных с пародонитом тяжелой степени тяжести – в 1,3 раза (рис. 3.5), почти как и в случае с индексом кровоточивости десен.

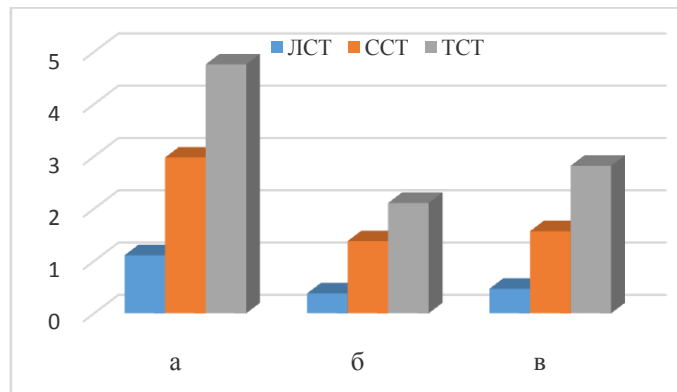


Рис. 3.5 – Динамика пародонтального индекса до и после ортопедического лечения с использованием имплантатов.

а – на момент составления плана ортопедического лечения; б – через 3 месяца после ортопедического лечения; в – через 6 месяцев после ортопедического лечения.

Таким образом, необходимо отметить, что несмотря на улучшение общего гигиенического состояния полости рта, показатели индекса кровоточивости десны и пародонтального индекса Russel у пациентов, имеющих конструкцию протеза с опорой на имплантат, наоборот, через 6 месяцев имели тенденцию к небольшому ухудшению. Зависимость среднего значения индекса Russel от времени после операции показана на рис. 3.6 Следует также отметить, что среднее квадратичное отклонение индекса Russel падает более, чем в 2 раза через 3 месяца после операции и потом остается на том же уровне. Как и в случае индекса кровоточивости, регрессионные кривые для среднего значения индекса Russel представляют параболическую зависимость от времени:

для легкой степени тяжести

$$\bar{x} = 0.045t^2 - 0.375t + 1.1 \quad (3.1.6)$$

для средней степени тяжести

$$\bar{x} = 0.1t^2 - 0.83t + 2.98 \quad (3.1.7)$$

для тяжелой степени тяжести

$$\bar{x} = 0.19t^2 - 1.44t + 4,76 \quad (3.1.8)$$

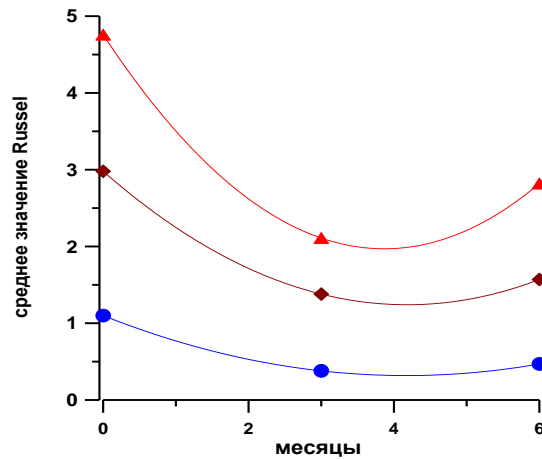


Рис. 3.6 – Изменение среднего значения индекса Russel.

Синие точки – легкая степень тяжести, коричневые точки – средняя степень тяжести, и красные точки – тяжелая степень тяжести.

Поскольку временная зависимость средних индексов Russel для всех трех групп тяжести описывается параболическими кривыми, то интересно посмотреть корреляцию этих средних. Корреляции между индексами Russel для разных степеней тяжести пародонтита показаны на рис. 3.7. Они хорошо аппроксимируются прямыми линиями.

$$Y = 2.2X + 0.5, \text{ коэффициент корреляции } 0,999 \quad (3.1.9)$$

$$Z = 3.4X + 1, \text{ коэффициент корреляции } 0,98 \quad (3.1.10)$$

$$Z = 1.5Y + 0.16, \text{ коэффициент корреляции } 0,98 \quad (3.1.11)$$

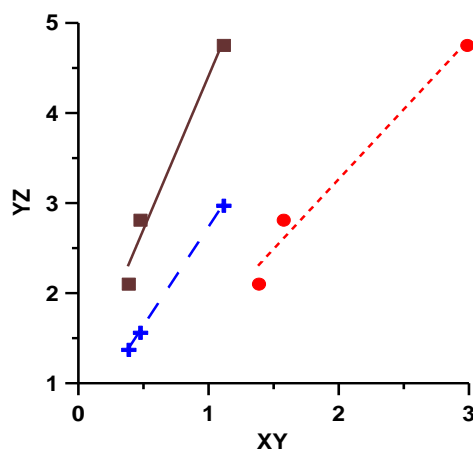


Рис. 3.7 – Корреляции между средними значениями индекса Russel.

Синие точки - между X (легкая степень) и Y (средняя степень), коричневые точки – между X (легкая степень) и Z (тяжелая степень), красные точки – между Y (средняя тяжесть) и Z (тяжелая степень). Линии представляют регрессионные прямые (3.1.9) – (3.1.11).

Таким образом, зная корреляционные зависимости, можно предсказывать средние значения индекса Russel, зная лишь одно из них. Из приведенных данных четко вытекает, что индекс Russel хорошо разделяет различные степени тяжести пародонтита.

Расчет коррелированности индекса гигиены, индекса Russel и индекса Muhlemann-Cowell показал, что индекс гигиены в случае пародонтита легкой степени тяжести слабо коррелирован с индексом Russel с коэффициентом корреляции 0,68 до операции (Рис.3.8.а) и практически не коррелирован (коэффициент корреляции 0,36) через 3 месяца после ортопедического лечения (Рис. 3.8.б) и тем более через 6 месяцев после ортопедического лечения (Рис. 3.8.в). В случаях пародонтита средней и тяжелой степеней тяжести индекс гигиены до операции также слабо коррелирован с индексом Russel с тем же коэффициентом корреляции 0,68. После проведения ортопедического лечения корреляция пропадает (рис.3.9).

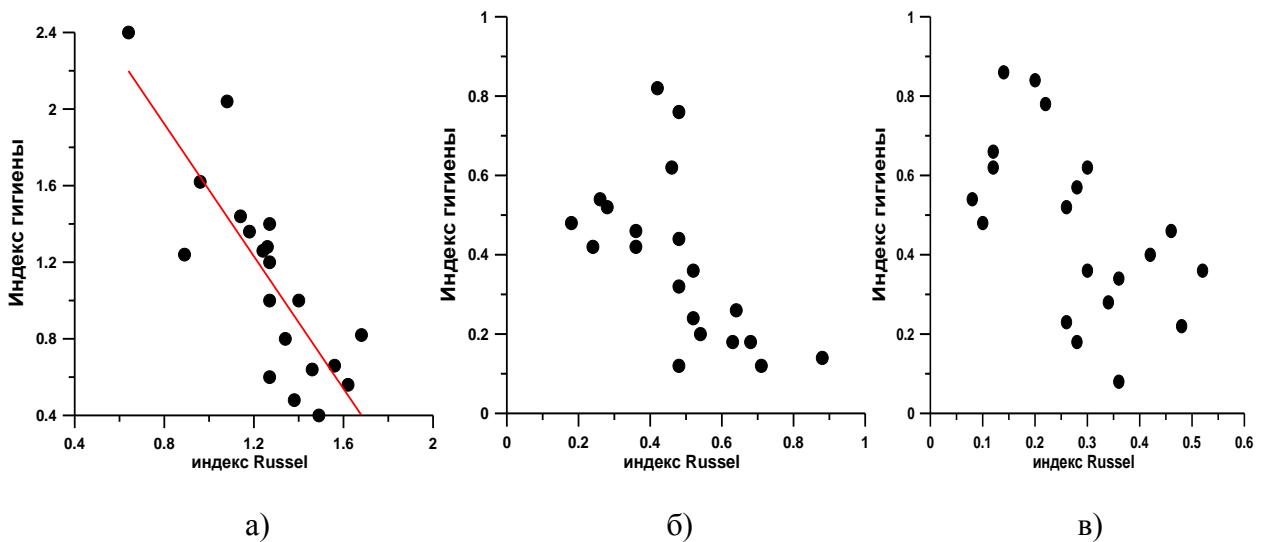


Рис. 3.8 – Корреляция между индексом гигиены и индексом Russel при пародонтите легкой степени тяжести.

а) до операции, б) через 3 месяца после ортопедического лечения, в) через 6 месяцев после ортопедического лечения.

Корреляция между индексом гигиены, индексом Russel и индексом Muhlemann-Cowell в случае пародонтита легкой степени тяжести до операции отсутствует, тем более эти индексы никак не коррелируют после ортопедического лечения (рис. 3.10).

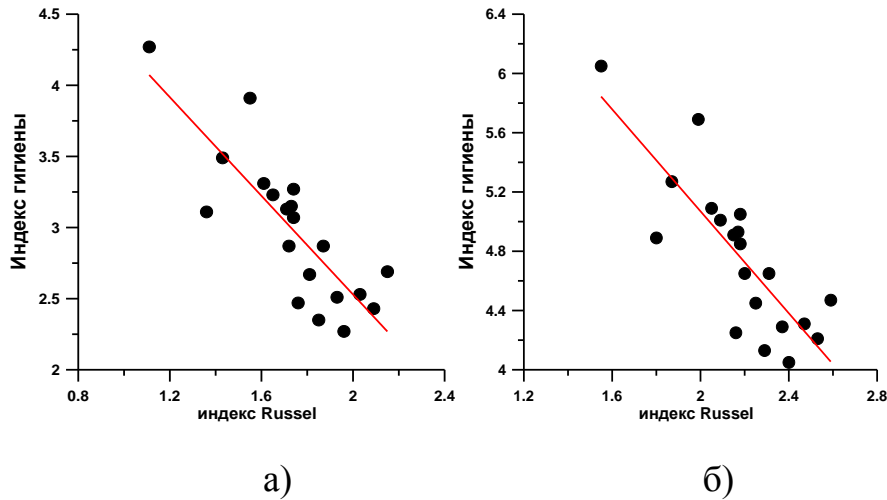


Рис. 3.9 – Корреляция между индексом гигиены и индексом Russel.

а - пародонтит средней и б - тяжелой степени тяжести на момент составления плана ортопедического лечения.

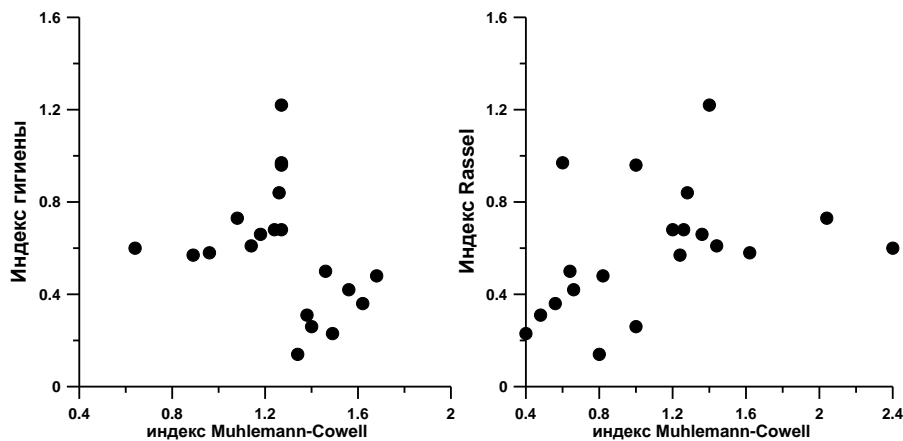


Рис. 3.10 – Корреляция между индексом гигиены, индексом Russel и индексом Muhlemann-Cowell.

Пародонтит легкой степени тяжести на момент составления плана ортопедического лечения.

Таким образом, индексы Russel, Muhlemann-Cowell и индекс гигиены можно считать практически некоррелированными для всех групп тяжести пародонтита.

Отмечено, что оперативное лечение и протезирование значительно улучшают индексные показатели пациентов даже с тяжелой степенью тяжести пародонтита, практически приводя их в норму, что говорит о достоверности полученных данных.

На основании статистики средних значений индексов гигиены, Russel и Muhlemann-Cowell при планировании операции необходимо проводить предварительное медикаментозное лечение с целью улучшения этих показателей при значениях индексов, превышающих 1,5 для индекса гигиены, 1 для индекса Muhlemann-Cowell и 1,7 для индекса Russel.

3.1.2. Результаты оценки структурных перестроек костной ткани в зоне предполагаемой установки имплантата.

Общеизвестно, что на протяжении жизни костная ткань, включая ткань челюстей, динамически меняется с постоянной заменой прежних костных структур на вновь образованные, активно адаптируется к функциональным условиям и обменным процессам. Установлено, что костная ткань альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти отличается высокими регенераторными возможностями, что отчетливо проявляется после удаления зубов. Последовательность морфологических реакций в зоне удаления зуба примерно с 10 суток активно формируется новообразованная костная ткань, заполняющая альвеолу (Быков В.А., 1996 год).

Вместе с тем, с возрастом и потерей зубов, а так же снижением функциональной нагрузки меняется динамика и соотношение процессов новообразования костной ткани и ее рассасывания и выявляется ослабление регенераторных возможностей. Это в принципе понятный и закономерный процесс.

Морфологические данные, касающиеся перестройки кости, в том числе альвеолярного отростка и альвеолярной части, происходящие в разных условиях, синтезированы в ряд групп, среди которых выделяют атрофии старческие от бездействия, от давления, невропатические и другие.

К услугам имплантации чаще всего прибегают пациенты с признаками старческой атрофии, потерявшие зубы от разных причин, с комбинациями

возрастного фактора и разнообразных особенностей состояния макроорганизма, которые не могут быть однозначны и стандартны. Отсюда возникает настоятельная необходимость уточнения индивидуальных вариаций сдвигов в скорости образования и резорбции кости, соотношение которых определяет степень остеопороза. Вместе с тем, в литературе есть соображения, что ни возраст, ни недостаток нагрузки при потере зубов, ни значительные процессы резорбции кости не исключают способности к костеобразованию с развитием значительных костных разрастаний.

Гистологическое исследование костной ткани, которое мы применили, имеет весьма важное преимущество, которое заключается в том, что позволяет оценить структурные перестройки на тканевом и клеточном уровне, то есть более полно оценить потенции ткани к синтезу и регенерации в зоне предполагаемой имплантации. Тем самым, открывается возможность адаптировать тактику имплантации и лечения в зависимости от индивидуальных особенностей организма данного пациента.

В доступной литературе таких гистологических данных нам найти не удалось, то есть они оригинальны и несут черты новизны. Тем самым мы вводим в науку дополнительную грань стоматологической оценки, отличающейся от традиционных направлений дооперационного обследования, и надеемся, что это введение соответствует общей инновационной нацеленности социально-экономического развития здравоохранения.

Морфологическое исследование, несомненно, имеет определенное преимущество перед существующими стандартными методиками, но вместе с тем критериальная оценка нуждается в построении определенной последовательности накопления и отбора тех опорных признаков, которые отвечают внутренней логике исследования. Круг морфологических деталей, так или иначе характеризующих состояние костной ткани, известен, и достаточно широк. В их число нами включены такие детали как рисунок линий склеивания с определением периода аппозиции костной ткани, состояние гаверсовых каналов и костных балок, характер накопления остеоида, реактивные изменения клеточных

структур, системы кровоснабжения и новообразования костных балочек, rareфикация и эбурнеация кортикального слоя, разрастание фиброзной ткани и другое. Обилие критериев объективизирует необходимость организации определенной системы отбора, которая без потери времени обследования приближает к решению практической задачи – уточнения уровня потенциальных возможностей ткани, к синтезу и репарации. Мы предполагаем определенный алгоритм микроскопического исследования препаратов, фрагментов костной ткани с отбором тех характеристик, которые наиболее полно отражают процессы разрушения и созидания костной ткани в их количественном выражении.

Последовательность действий нам представляется так: уточнение размеров гаверсовых каналов с помощью точного измерения их диаметра, толщины балок губчатого вещества, верификации степени пролиферации молодых мезенхимальных элементов и новообразования костных балок. Во вторую очередь уточняется характер кровоснабжения костной ткани, наличие реологических расстройств и уровень формирования волокнистой ткани.

Уточняя набор признаков, отражающих регенераторные потенции ткани, мы, предполагаем ввести такое понятие как информационный комплекс (ИК) признаков. Суммарная многосторонняя информация имеет свои преимущества и может с успехом использоваться в качестве методологической базы исследований.

Вместе с тем, для более четкой и сопоставимой оценки морфологических данных мы предлагаем ввести цифровую оценку гистологических признаков, описываемых в препаратах с целью использования этих данных в интересах статистического анализа. Это послужило аргументом для привлечения метода бальной системы оценок, успешно применяемого в исследованиях ряда внутренних болезней. Однако в стоматологической практике бальная оценка морфологических деталей никогда не применялась, что послужило для нас побудительной причиной для разработки этого метода в применении к оценке репаративно - синтетических особенностей локальной зоны костной ткани.

Примененный нами метод заключается в том, что по основным структурным критериям, позволяющим судить о выраженной эбурнеации и рарефикации, а так же по местным факторам, влияющих на ход этих процессов, выставляется бальная оценка, которая заключается в том, что все выбранные параметры оцениваются по трех балльной системе, причем оценка строится на количественных и полуколичественных показателях, позволяющих выделить: слабо выраженный признак – 1 балл, средне или резко выраженный признак – соответственно 2 балла и 3 балла.

При наличии цифровых данных критерии балльной оценки определяются просто. Сложнее дело обстоит с цифровой оценкой описательных картин (выраженность фиброза, сосудистых расстройств и т.д.). Однако, в баллах может быть отражено и визуальное восприятие, где может быть применима так называемая «адаптированная балльная система Knodell» (P.Scherer,1991).

Характеристика структурных деталей, отобранных в состав информационного комплекса морфологических признаков (ИКМП) представлена ниже:

1. Канальцы остеона (гаверсовы каналы)

Как известно обычные размеры гаверсовых каналов (ГК) могут быть увеличены за счет рассасывания костной ткани или уменьшены за счет отложения новых костных масс в их стенках. Для активации информации о размерах гаверсовых каналов мы прибегли к измерению диаметра ГК у пациентов.

Для этого использовался объект-микрометр с помощью которого измерялся диаметр гаверсовых каналов в мкм в 10 полях зрения микроскопа, при увеличении 280. В каждом наблюдении оценивалось не менее трех-четырех каналов с выбором каналов с минимальным и максимальным диаметрами. Такой подход позволил в дальнейшем прибегнуть к методу усреднения результатов измерения с тем чтобы получить средние показатели диаметра гаверсова канала и сравнить с имеющимся в литературе средне цифровым показателем составляющим примерно 50 мкм. Полученные показатели вносили в таблицу (табл. 3.2).

Таблица 3.2 - Диаметры гаверсовых каналов у 67 пациентов по показаниям объект-микрометра /10п.зрен. × 280/.

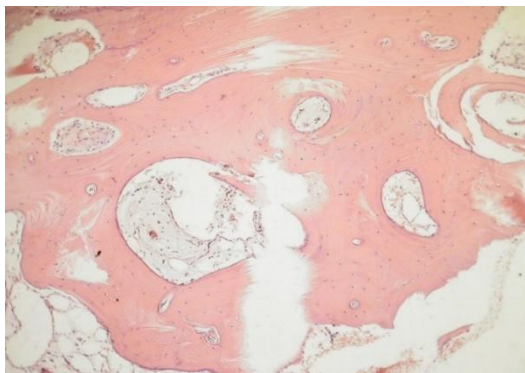
№ набл	Диаметр ГК в мкм	Ср.диаметр	№ набл	Диаметр ГК в мкм	Ср.диаметр
1	30-31-73	44.6	35	44-55-73.3	57.3
2	36-40-110	62	36	57-110-220	129
3	70-73-73	73	37	36.6-110-220	122
4	31-44-73	49.3	38	190-200-210	200
5	44-50-55	49.6	39	48-46.5-49	48
6	24-31-44	33.6	40	15.7-27.5-36.6	26.3
7	44-73-110	75.6	41	18.3-36.6-72.3	41.3
8	31-40-73	48	42	31.4-36.6-73.3	70
9	18-27.5-55	33.3	43	34.4-55-90	60
10	36.6-35-73.3	48.3	44	13.7-18.3-14	15.5
11	22-36.6-40	32.7	45	23.2-18.3-18	19.7
12	21-37.6-39	32.3	46	15.7-24.5-31.4	26
13	31.4-55-73.3	53.3	47	20.4-45-73.3	47.3
14	27.5-31.4-220	97.2	48	31.9-110-111	84
15	36.6-110-110	85.3	49	27.5-73.3-53	51
16	36.6-44-120	100	50	29.9-27.5-31.4	29.6
17	70-110-110	96.7	51	27.5-36.6-32	32
18	31.4-49-110	92.5	52	24.4-30-45	33.1
19	31.4-73.3-110	107	53	20-40-70.2	43.4
20	39-55-50	48	54	70-90-100	86.7
21	24.4-73.3-220	129.2	55	40-70-250	120
22	31.4-55-110	65.2	56	27-30-55	37.3
23	24.4-44-110	69	57	30-130-200	120
24	24.4-73.3-73	57	58	70-100-140	103
25	31.4-73.3-69	56	59	180-190-210	193.3
26	70-73-73	73	60	36.6-110-220	122
27	24-31-44	33.6	61	15.7-27.5-36.6	26.3
28	18-27.5-55	33.3	62	13.7-18.3-14	15.5
29	21-37.6-39	32.3	63	20.4-45-73.3	47.3
30	36.6-110-110	85.3	64	27.5-36.6-32	32
31	31.4-73.3-110	107	65	70-90-100	86.7
32	24.4-44-110	69	66	30-130-200	120
33	70-73-73	73	67	29.9-27.5-31.4	29.6
34	36.6-110-220	122			

Полученная цифровая информация была переведена в бальную оценку, что позволило в дальнейшем провести сравнительное сопоставление с цифровыми показателями нормы (табл. 3.3).

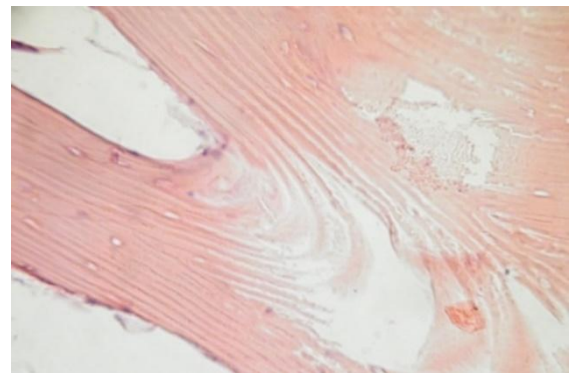
Таблица 3.3 - Бальная оценка гаверсовых каналов по морфологическому признаку

Морфологический признак	Степень выраженная в мкм	Степень выраженная в баллах
1.Расширение ГК диаметр больше 50мкм	От 50мкм до 90 мкм	1
	От 90 мкм до 120 мкм	2
	От 120 мкм и выше	3
2.Сужение ГК диаметр меньше 50мкм	От 45мкм до 40 мкм	1
	От 40 мкм до 30 мкм	2
	Меньше 30 мкм	3

Сравнение цифровых данных с бальной оценкой, показывает неоднородность группы пациентов, обратившихся в клинику по поводу имплантации. Доминируют пациенты (52,2%) с признаками rarefакции, реже (30%) выявляются признаки эбурнеации (рис. 3.11) и еще реже (17,8%) близкие к нормальной величине.



а



б

Рис. 3.11 – Микрофото. а) расширение гаверсовых каналов. б) сужение гаверсовых каналов (эбурнеация кости). Окраска среза гематоксилин эозином.

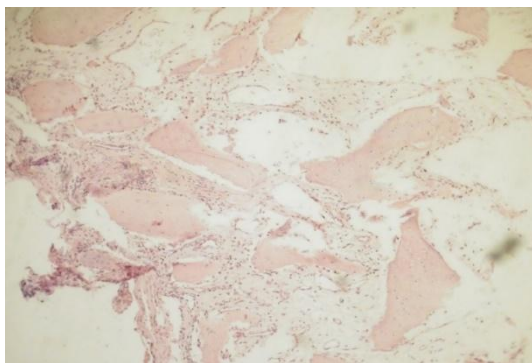
2-3. Характеристика балок губчатого вещества

Состояние балок губчатого вещества с уменьшением или увеличением их толщины расценивается всегда как классический показатель rarefакции и эбурнеации. Естественно параллельно с истончением балок губчатого вещества увеличивается количество зон разрыхления, обилие которых может служить

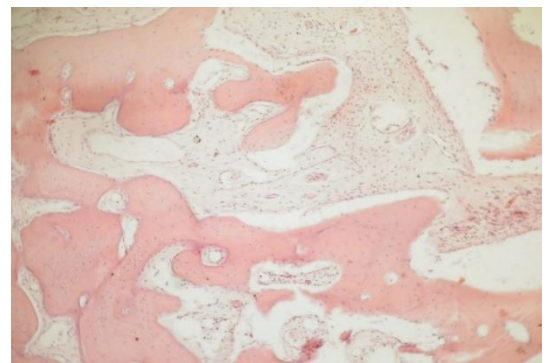
дополнительным доказательством процесса истончения (рис.3.12). Поэтому рационально оба этих явления рассматривать комплексно и учитывать в балльной оценке (табл. 3.4).

Таблица 3.4 - Признаки перестройки губчатого вещества (оценка в баллах)

Характер изменений	Морфологическая характеристика	Оценка в баллах
Признаки истончения балок губчатого вещества	Общая архитектура губчатого вещества сохранена есть мелкое очаговое истончение отдельных клеток	1
с появлением зон разрыхления	Архитектура балок нарушена, заметная потеря костного вещества и увеличение зон разрыхления губчатого слоя	2
	Костные балки представлены отдельными фрагментами, архитектура полностью нарушена. Обилие зон разрыхления губчатого вещества	3
Признаки утолщения балок губчатого вещества	Слабо выраженное утолщение отдельных балок	1
	Умеренно выраженное утолщение всех балок в препарате	2
	Выраженное утолщение балок, сливающихся между собой сплошные полосы	3



а



б

Рис. 3.12 – Микрофото. Общий вид губчатого вещества кости а) сочетание участков разрыхления и склероза с резким истончением костных балок. б) истончение костных балок губчатого слоя с выраженным разрастанием волокнистой ткани.

Следовательно, фиксация толщины балок губчатого вещества, их конфигурация, распространенность зон разрыхления это немаловажный показатель в сумме оценочных параметров состояния кости. Известно, что существует три способа рассасывания костной ткани: гладкое, пазушное,

лакунарное. В костном материале челюстей по нашим данным доминирует гладкое рассасывание, значительно реже лакунарное.

4. Линии склеивания:

Костная ткань, как в норме, так и в патологии при образовании костных структур аппозиция костного вещества протекает с разными временными периодами, каждый из которых ограничен линией склеивания (линия остановки роста). По расстоянию между линиями склеивания можно судить о темпе перестройки: при коротком периоде аппозиции линии склеивания лежат близко друг от друга, при длительном – отодвинуты дальше.

Таким образом, обилие зон с близко лежащими линиями склеивания (рис.3.13)

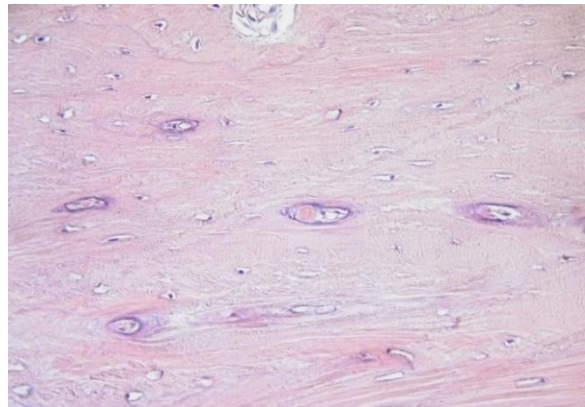


Рис. 3.13 – Микрофото. Участки тесно расположенных линий склеивания.

свидетельствует о коротком периоде аппозиции костной массы. Поэтому в ходе исследования костной ткани мы пришли к выводу о необходимости уточнения ее потенции на основании оценки количества зон с коротким периодом аппозиции костной ткани (табл. 3.5).

Таблица 3.5 - Оценка скорости аппозиции кости

Периоды аппозиции	Морфологическое строение	баллы
Количество зон с коротким периодом аппозиции костной массы	В костных фрагментах линии склеивания с коротким периодом аппозиции встречаются очень редко	1
	Заметное присутствие зон с коротким периодом аппозиции	2
	Обилие зон с близко лежащими линиями склеивания	3

5. Реакция пролиферации мезенхимальных элементов

Выбор этого критерия обусловлен тем, что молодые мезенхимальные клетки обладают достаточными потенциями обеспечения остеогенеза за счет трансформации в остеобласты (Uzistetal 1977, Buring 1995, Виноградова Т.П. 1979, Русаков А.В. 1994 и др.)

Как известно, образование костного вещества происходит двумя путями – аппозицией его на предшествующие структуры и путем новообразования кости по краю волокнистой ткани в костно-мозговых пространствах. При этом процесс костеобразования происходит при наличии пролиферации клеточных элементов периоста, клеток сосудистых каналов, эндооссальных элементов костно-мозговых пространств.

Мы учитывали только молодые клеточные формы – округлые клетки с большим ядром, сочной цитоплазмой, митозами (рис.3.14).

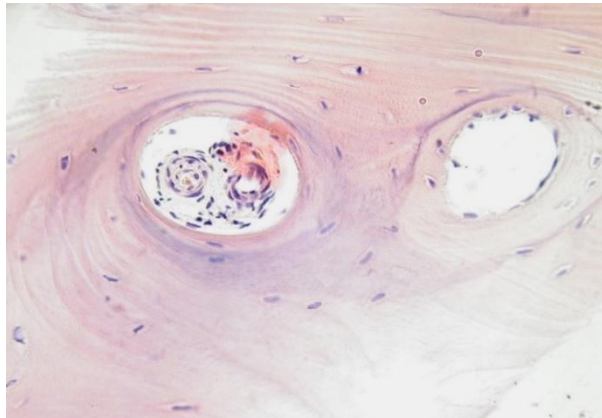


Рис. 3.14 – Микрофото. Участки молодых клеточных форм.

Степень выраженности пролиферации в баллах представлена в таблице 3.6.

Таблица 3.6 - Степень выраженности реакции пролиферации молодых мезенхимальных клеток

Интенсивность пролиферации мезенхимальных элементов	Количество клеток		баллы
	10-30 клеток в зоне подсчета		1
	31-60 клеток в зоне подсчета		2
	61 клетка и более в зоне подсчета		3

6. Содержание коллагеновых волокон

Измерение содержания коллагеновых субстанций в костной ткани рационально, ибо известно, что среди способов формирования кости есть путь возникновения костного вещества на «канве» волокнистой ткани костно-мозговых пространств или на основе коллагеновых пучков периоста, то - есть состояние матрикса - это один из признаков, отражающих аналитику остеогенеза. Вместе с тем, есть основание полагать, что при остеопорозе имеет место недостаточность образования коллагеновой основы костных структур, что проявляется разрыхлением матрикса с неравномерностью формирования балок (табл. 3.7).

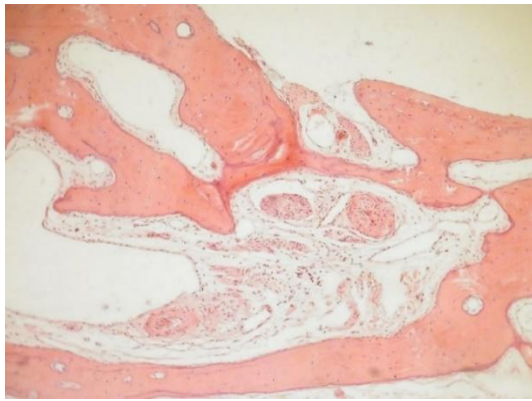
Таблица 3.7 - Содержание коллагеновых волокон

	Очаги концентрации волокон	баллы
Содержание коллагеновых волокон	Отдельные небольшие очаги концентрации волокон	1
	Заметное увеличение зон концентрации волокон (от 30% до 50% площади)	2
	Выраженное диффузное скопление волокон (50% площади и более)	3

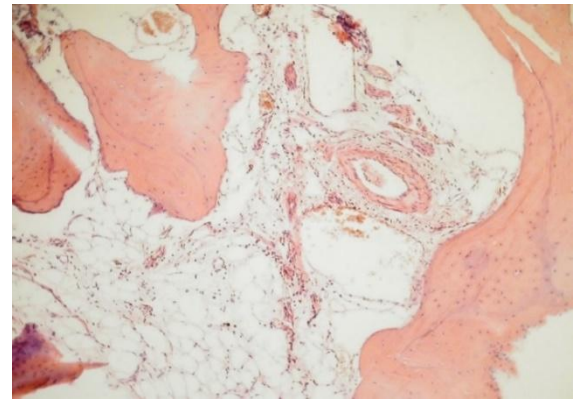
Необходимо отметить, что пациенты с признаками воспаления исключались, поскольку присутствие воспаления снижает синтез костной ткани.

7-8-9. Особенности кровоснабжения, состояние сосудистых стенок и реологические расстройства костной ткани

Не подлежит сомнению, что процесс костеобразования и его дефекты определяются особенностями кровообращения в конкретной ткани. Это соображение привело нас к необходимости целенаправленно зафиксировать интенсивность развития сосудистой сети, обращая внимание на состояние стенок мелких артериол с уточнением степени склероза и наличия реологических нарушений в виде стазов и тромбов (рис.3.15).



а)



б)

Рис. 3.15 -Микрофото губчатого слоя кости. а)участок разрастания волокнистой ткани с резким склерозом и гиалинозом стенок сосудистого русла. б) сочетание сосудистого гиалиноза с лакунарным расширением части сосудов.

Таким образом, мы стремились получить максимальную информацию о наличии или отсутствии артериального малокровия, что отражено в таблице 3.8.

Таблица 3.8 - Основные детали кровоснабжения

Характер структурных деталей	Морфологическое описание	баллы
Интенсивность развития сосудистой сети	Слабое кровоснабжение с редко распределенными в зоне обследования сосудами	1
	Умеренно развитая сосудистая сеть	2
	Обильная сеть кровеносных сосудов	3
Фиброз и гиалиноз сосудистых стенок с изменением просвета сосуда	Слабо выраженный гиалиноз с незначительным изменением просвета	1
	Заметный гиалиноз и фиброз стенок сосудов	2
	Интенсивный распространенный гиалиноз и фиброз с выраженным уменьшения просвета	3
Реологические расстройства кровообращения (сладжи, стазы, тромбоз)	Единичные сладжи	1
	Умеренно выраженные сладжи и стазы	2
	Наличие распространенных слажив и тромбов	3

10. Содержание остеоида

При чтении микроскопических препаратов нельзя обойти вопрос содержания в ткани остеоида. Известно, что остеоид в нормальной костной ткани встречается в виде тонких прослоек на стенках гаверсовых каналов и краях

костных балок, и что ширина этих зон не превышает ширины одной костной пластинки. Накопление остеоида расценивается как остеомалятический синдром, связанный обычно с авитаминозами, рахитом, заболеваниями печени, почек, желудка и эндокринной патологии. Среди пациентов, отобранных для имплантации, таких больных не было. Однако тест на содержание остеоида мы включили в состав морфологических критериев для более полной характеристики индивидуальных особенностей и в частности контроля функциональных особенностей молодых мезенхимальных элементов, что как известно, на ранних стадиях гиперплазии мезенхимальных элементов способствует формированию остеоидных балочек (табл. 3.9).

Таблица 3.9 - Степень отложения остеоида

Степень отложения остеоида	Очень слабые следы остеоида в стенках гаверсовых каналов	1
	Умеренное накопление	2
	Обильное накопление	3

11. Наличие или отсутствие воспаления (табл. 3.10, рис. 3.16)

Таблица 3.10 - Наличие или отсутствия воспаления

Воспалительные явления	Воспалений нет	1
	Умеренно выраженное	2
	Резкие воспалительные изменения	3

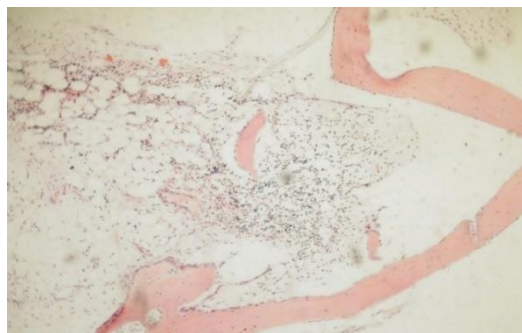


Рис. 3.16 - Микрофото наличия воспаления в губчатом веществе кости.

Все цифровые данные, полученные у больных, были собраны в сводную таблицу оценочных параметров, представленную ниже (таб. 3.11).

Это позволило наглядно увидеть, что пациенты, претендующие на имплантацию посредством искусственных опор при ортопедическом лечении имеют весьма разные цифровые оценки составных единиц, основанного на морфологических деталях информационного комплекса.

Таблица 3.11 - Таблица оценочных параметров

№ наблюдения	Перечень морфологических критериев												
	Линии «склеивания» - частота встречаемости зон с коротким периодом аппозиции	Диаметр гаверсовых каналов		Толщина балок губчатого вещества		Реакция пролиферации мезенхимальных элементов (при отсутствии воспаления)	Наличие коллагеновых волокон	Наличие зон разрыхления матрикса (зон нарушенных архитектоники губчатого	Наличие воспалительных явлений	Степень отложения остеоида	Интенсивность кровоснабжения кости	Фиброз и гиалиноз сосудистых стенок с сужением просвета сосуда	Реологические расстройства
		Расширение	Сужение	Истончение (рарефикация)	Утолщение (эбурнеация)								
1	1		1		1	1	1	1	1	1	2	1	1
2	2	1		2		2	3	3	1	1	2	1	2
3	2	1		1		3	1	3	1	2	3	1	1
4	2				1	3	2	1	1	2	3	2	1
5	2				1	3	1	1	1	1	2	1	1
6	2		2		1	2	3	1	2	2	3	1	2
7	1	1		2		1	1	2	1	1	1	1	1
8	2				1	2	1	1	2	2	1	1	2
9	2		2		2	2	1	3	1	1	2	2	2
10	2				3	2	1	1	1	1	2	1	2
11	1		2		2	3	1	1	1	1	2	1	1
12	1		2		3	3	1	1	1	2	2	1	2
13	2	2		2		1	1	2	1	1	2	1	1
14	2	2		2		2	2	2	1	2	1	1	2
15	2	2		3		3	1	2	1	2	1	1	1
16	2	2		1		3	2	2	1	1	2	1	1
17	1	1		2		1	2	2	1	1	2	2	1
18	2	2		1		3	3	1	2	1	3	1	2
19	1	2		2		2	3	2	1	2	1	1	2
20	1			2		1	3	2	1	1	2	1	2
21	1	3		2		3	2	3	1	2	1	2	1
22	2	1		1		1	1	1	1	1	1	1	1
23	3	1		2		1	3	1	1	2	1	3	1
24	3	1		2		3	3	1	1	1	2	2	3
25	3	1		1		2	1	1	1	1	2	1	1
26	3	1		1		2	1	1	1	1	2	2	1
27	2	3		2		3	2	3	1	1	1	1	1

Продолжение таблицы 3.11

№ наблюдения	Перечень морфологических критериев												
	Линии «склеивания» - частота встречаемости зон с коротким периодом аппозиции	Диаметр гаверсовых каналов		Толщина балок губчатого вещества		Реакция пролиферации мезенхимальных элементов (при отсутствии воспаления)	Наличие коллагеновых волокон	Наличие зон разрыхления матрикса (зон нарушений архитектоники губчатого	Наличие воспалительных явлений	Степень отложения остеоида	Интенсивность кровоснабжения кости	Фиброз и гиалиноз сосудистых стенок с сужением просвета сосуда	Реологические расстройства
		Расширение	Сужение	Истончение (рарефикация)	Утолщение (эбурнеация)								
28	2	3		2		2	2	2	1	1	1	2	2
29	2			3		1	3	3	1	3	1	2	1
30	1			2		1	2	1	1	2	1	1	1
31	3		3		1	3	1	1	1	1	2	1	1
32	3		1		1	3	3	1	1	1	1	2	1
33	3					3	1	1	1		1	1	1
34	3	1		1		2	3	1	1	2	1	1	1
35	2		3		2	2	1	1	2	2	2	3	1
36	2		3		1	1	1	1	1	1	2	1	1
37	2		3		1	2	2	1	1	2	2	1	1
38	1				1	3	1	1	1	1	2	1	1
39	2	1		2		2	1	2	1	1	2	1	1
40	2				1	2	2	1	1	1	2	2	1
41	2		3		1	1	1	1	1	1	2	1	1
42	2		2		1	2	1	1	1	1	2	2	1
58	3	1		1		2	1	1	1	1	2	2	1
59	2			3		1	3	3	1	3	1	2	1
60	3		1		1	3	3	1	1	1	1	2	1
61	2		3		1	1	1	1	1	1	2	1	1
62	2	1		2		2	1	2	1	1	2	1	1
63	2		2		1	2	2	1	1	1	2	2	2
64	1		2		1	1	3	1	1	1	2	2	2
65	2	2		3		2	3	2	1	2	1	1	1
66	2	2		3		1	3	3	1	1	1	1	1
67	2		2		1	2	1	1	1	1	2	2	1

Математическая статистическая обработка, с помощью которой можно воссоздать усредненную общую картину состояния костной ткани у исследуемой группы больных, дает достаточный ориентир на вероятность приживания имплантата.

Сводная таблица бальной оценки морфологических критериев у всех обследованных пациентов, представленная в математической обработке,

позволяет воссоздать усредненную общую картину состояния костной ткани у исследуемой группы больных. Ниже приводится диаграмма, из которой ясна функция распределения пациентов по суммарным баллам (рис. 3.17).

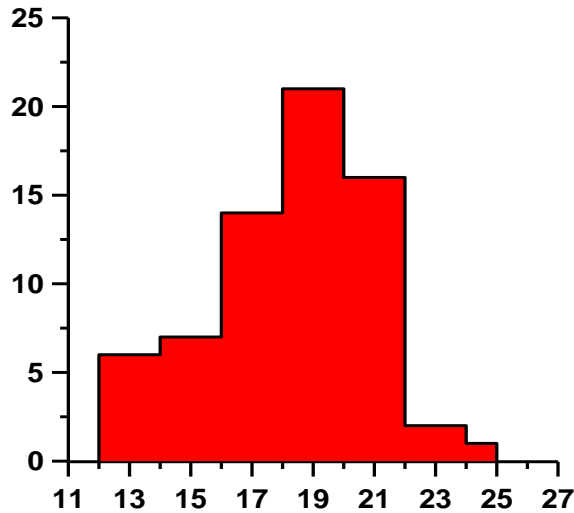


Рис. 3.17 - Диаграмма функции распределения пациентов по суммарным баллам.

Средний суммарный балл B_m определяется как

$$B_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N B_i, \quad (3.1.12)$$

где B_i есть суммарный балл i -го пациента, а $N = 67$ - общее число пациентов. Для данной выборки $B_m = 17.75$. Следует отметить, что средний суммарный балл B_m на 38 % больше минимального (равного 11), что говорит о том, что обратившиеся за имплантацией пациенты имеют определенные проблемы с состоянием кости. Однако B_m находится гораздо ближе к минимальному значению 11, чем к максимальному 33 на оси баллов. Это свидетельствует о том, что обратившиеся являются пациентами, хорошо следящими за состоянием своих зубов.

Кроме того, можно оценить, также среднеквадратичное отклонение, определяемое по формуле

$$\Delta B = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (B_i - B_m)^2}. \quad (3.1.13)$$

Среднеквадратичное отклонение ΔB показывает разброс по баллам в данной выборке, и это значение равно 2.75. Соотношение среднего балла и среднеквадратичного разброса баллов ($\Delta B/B_m = 15\%$) говорит об узости функции распределения, то есть обследованные пациенты в основном имеют суммарный балл, близкий к среднему значению. Это достаточно важный факт с точки зрения определения вероятности приживаемости имплантатов, поскольку имплантаты прижились практически у всех обследованных. (100% приживаемость в данной выборке). Интегральная функция балла пациентов приведена на рис. 3.18.

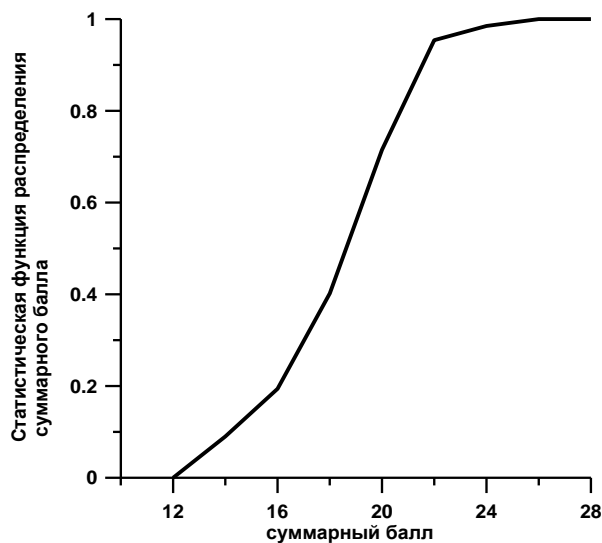


Рис.3.18 Интегральная вероятность суммарного балла пациентов

Если ограничиваться 95% вероятностью, как это часто принято, то этой вероятности отвечает суммарный балл 22 ($p < 0.05$). То есть, можно сказать, что у пациента с суммарным баллом не выше 22 шансы на приживаемость имплантата очень велики. Вместе с тем, математическая обработка в целом всей группы наблюдений с использованием суммарной оценки не вскрывает индивидуальных особенностей пациента в отношении потенциалов костной ткани, поскольку при одинаковых цифровых показателях в единое целое могут быть объединены неоднородные материалы. Поэтому суммарная оценка всей группы не в состоянии вскрыть индивидуальных особенностей пациента и свидетельствует

только о неоднородности морфологических особенностей костной ткани разных больных.

Таким образом, возникает потребность разделить морфологические признаки на две группы с доминированием комплекса, свидетельствующего о разрушении или, наоборот, о созидания костной ткани. Следовательно, в каждом отдельном случае для достоверной диагностики и моделирования последующей стратегии необходимо вводить анализ индивидуальных показателей, основанных на концентрации главных признаков и отражающих негативные и позитивные моменты.

Исходя из этой задачи, мы отобрали признаки, характеризующие процессы разрушения (1 группа) и созидания (2 группа) и проанализировали их как материале по выраженности признаков, так и по степени тяжести в их совокупности в бальной оценке (табл. 3.12, 3.13).

Таблица 3.12 - Группа признаков, характерных для процессов резорбции костной ткани

Доминирует процесс резорбции кости	Морфологические проявления	баллы
	Степень расширения гаверсовых каналов с увеличением диаметра	1-2-3
	Степень истончения балок губчатого вещества	1-2-3
	Пролиферация мезенхимальных элементов	1-2-3
	Линии склеивания с коротким периодом аппозиции	1-2-3
	Нарушение архитектоники кости с проявлением зон разрыхления часто встречающимися	1-2-3
	Интенсивность развития сосудистой сети	1-2-3
	Выраженность фиброза и гиалиноза сосудистых стенок	1-2-3
	Степень выраженности реологических расстройств	1-2-3

Таблица 3.13 - Группа признаков, характерных для процессов созидания костной ткани

Доминирование процессов созидания кости	Морфологические проявления	баллы
	Степень сужения гаверсовых каналов	1-2-3
	Утолщение балок губчатого вещества	1-2-3
	Пролиферация мезенхимальных элементов	1-2-3
	Линии склеивания с коротким периодом аппозиции	1-2-3
	Нарушение архитектоники с появлением зон разрыхления	1-2-3
	Интенсивность развития сосудистой сети отчетливы	1-2-3
	Выраженность фиброза и гиалиноза сосудистых стенок	1-2-3
	Степень выраженности реологических расстройств	1-2-3

Проведенное гистологическое исследование показало, что структурные особенности костной ткани у пациентов с установленными имплантатами неоднозначны, при этом довольно четко определяются две группы пациентов, соответственно с двумя типами измерений. Доминируют больные (37 наблюдений – 55%) первой группы. Как видно из таблицы 3.13 для них характерно расширение гаверсовых каналов, признаки истончения костных балок, рыхлое расположение немногочисленных «линий склеивания», слабая пролиферация клеточных элементов кости, скудный синтез коллагеновых волокон и отложение остеоида. В целом представители этой группы отличаются наличием костной ткани не только с признаками rarefакции, то есть остеопорозом, но и тканью с ослабленными потенциями к новообразованию кости при наличии малокровия фиброза стенок артериол и реологических расстройств.

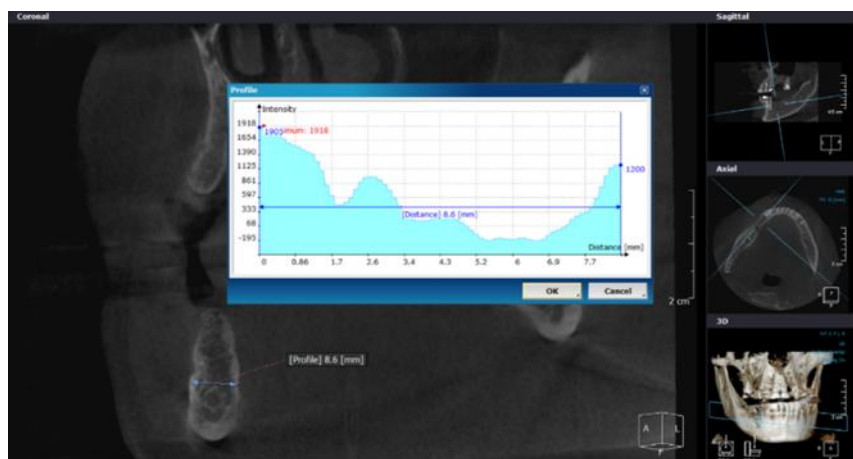
Вторая группа пациентов, (22 наблюдения-32%) отличались проявлением эбурнеации с сужением гаверсовых каналов, утолщением костных балок губчатого слоя, обилием тесно расположенных «линий склеивания», значительной пролиферацией костных клеток и синтезом коллагеновых волокон. Меньше всего было пациентов с нормальной структурой костной ткани (8 наблюдений-12%).

Следует отметить, что биопсийный материал не всегда дает возможность провести полный анализ по всем критериям, но на наш взгляд, даже «урезанная» в объеме дополнительная объективная информация, позволяющая расширить представление о ранних, до анатомических и рентгенологических, проявлениях остеопороза и потенциальных возможностях костной ткани, имеет высокую диагностическую ценность.

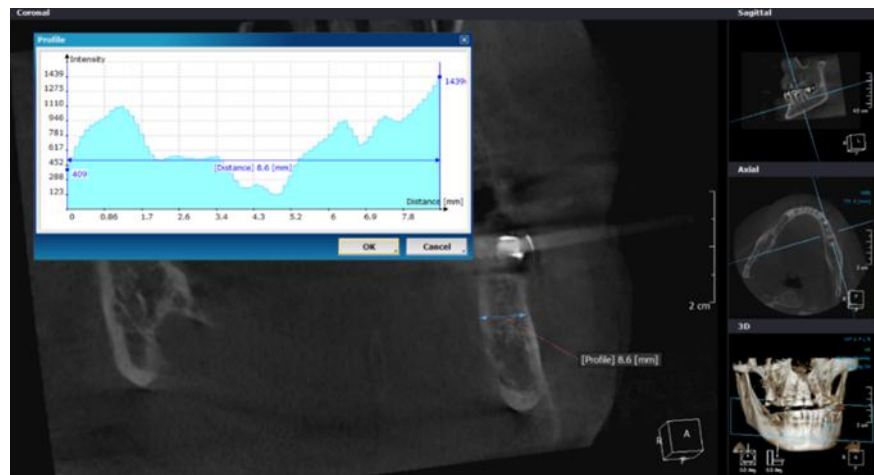
3.1.3 Результаты томографического исследования костной ткани

Изучение состояния костной ткани в области предполагаемой имплантации играет большую роль при определении показаний к ее проведению. В настоящее время наиболее информативным методом, позволяющим изучить плотность костной ткани в беззубом участке челюсти, а также степень и характер поражения костной ткани у больных с заболеваниями пародонта, является КЛКТ.

С целью уточнения показаний к ортопедическому лечению частичной потери зубов с использованием имплантации нами было проанализировано 178 томограмм. Исследование плотности костной ткани проводилось как в стандартных областях – между премолярами нижней челюсти слева и справа, так и в области имеющих дефектов зубного ряда (рис. 3.19).



а



б

Рис. 3.19 – Экран с результатами измерения плотности костной ткани в программе RealScan 3DViewer на основе данных КЛКТ в стандартных точках.

(а – слева, б – справа)

При сравнении средних показателей плотности костной ткани в стандартных точках нами была отмечена тенденция к снижению плотности костной ткани по мере прогрессирования заболеваний пародонта. Так, у пациентов с диагнозом пародонтит легкой степени тяжести – на 10,6%, у пациентов с пародонтитом средней степени тяжести – на 19,5%, а у больных с пародонтитом тяжелой степени тяжести – на 28,8%. Интересно, что по результатам обследования плотность костной ткани альвеолярной части справа была несколько больше, чем слева у пациентов практически всех групп. Исключение составила группа больных с пародонтитом тяжелой степени тяжести. Плотность костной ткани альвеолярной части справа у них была на 10,9% ниже, чем слева. Такое различие показателей может быть вызвано усугублением процессов деструкции костных структур, усиление которых связано с привычным жеванием на правую сторону, являющуюся рабочей у большинства людей.

Несколько противоречивые результаты были получены и при анализе показателей плотности костной ткани в области сохранившихся и отсутствующих зубов. Так, у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести плотность костной ткани в области отсутствующих зубов была несколько ниже, чем в

области сохранившихся зубов – на 0,7%, 2,6% и 3% соответственно (рис. 3.20, 3.21).

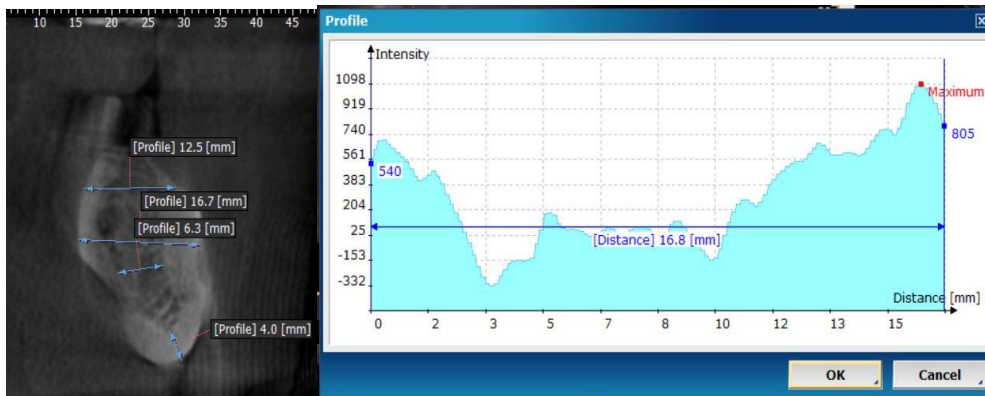


Рис. 3.20 – Экран с результатами измерения плотности костной ткани в программе Realscan 3DViewer на основе данных КЛКТ в области отсутствующих зубов

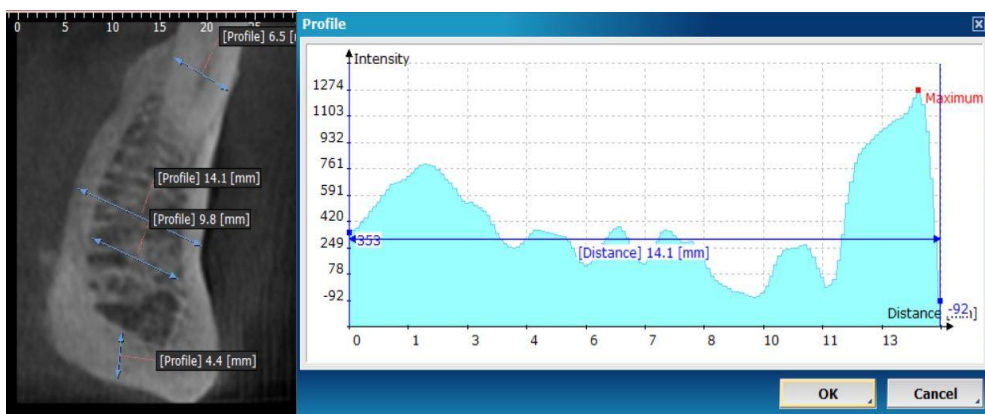


Рис. 3.21 – Экран с результатами измерения плотности костной ткани в программе Realscan 3DViewer на основе данных КЛКТ в области сохранившихся зубов

Однако у пациентов с пародонтитом средней и тяжелой степени тяжести наблюдалось обратное соотношение. У больных с пародонтитом средней степени тяжести плотность костной ткани в области отсутствующих зубов была на 13,8% выше, чем в области сохранившихся зубов, а в группе с пародонтитом тяжелой степени тяжести – на 2,1%. Такая закономерность, на наш взгляд, объясняется степенью активности течения компенсаторных реакций в костной ткани, а также выявлением основного заболевания. Кроме того, значительную роль при

определении показаний к проведению имплантации играет толщина и высота альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих зубов.

У больных с заболеваниями пародонта наблюдалась прогрессирующая убыль костной ткани по мере течения процесса. Так, толщина альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих зубов у пациентов с пародонтитом легкой степени тяжести, была в среднем меньше на 1,44 мм (20,9%), у больных с пародонтитом средней степени тяжести на 1,8 мм (26,2%) и у пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести на 2,31 мм (33,6%).

Подобные особенности были обнаружены и при оценке высоты альвеолярной части. У больных с пародонтитом легкой степени тяжести высота альвеолярной части была в среднем на 2,48 мм (16,3%) меньше, чем у пациентов контрольной группы. У пациентов с пародонтитом средней степени тяжести данный показатель был снижен на 2,03 мм (13,3%), а у группы пациентов с пародонтитом тяжелой степени тяжести – на 6,5 мм (42,6%).

Таким образом, изучение показателей плотности костной ткани, а также измерения толщины и высоты альвеолярной части у пациентов с различной тяжестью заболеваний пародонта, позволило нам выявить определенные закономерности, знание которых способствует уточнению показаний к проведению ортопедического лечения пациентов с частичной потерей зубов с использованием имплантации.

3.1.4. Результаты изучения показателей микроциркуляции

Изменения, возникающие при развитии воспалительного процесса проявляются нарушением системы гомеостаза в первую очередь и в системе микроциркуляторного русла: артериолы, капилляры, венулы, артериовенозные анастомозы, интерстициальные пространства между ними и лимфатические капилляры, обеспечивающие процессы метаболизма между кровью и тканями. При экстремальных воздействиях на ткани микроциркуляторное русло первым вовлекается в патологический процесс, а возникающие в нем изменения оказывают значительное влияние на процессы остеоинтеграции и функционирования имплантата. Именно поэтому целью нашего исследования

стало проведение сравнительной оценки показателей микроциркуляции у пациентов с различными формами пародонтитов после проведения ортопедического лечения с опорой на имплантатах по отношению к имеющимся показателям нормы.

Для проведения сравнительной оценки нами было проведено обследование показателей микроциркуляции у 60 пациентов, разделенных на 2 группы: контрольная группа – пациенты со здоровым пародонтом (30 человек) и группа пациентов с заболеваниями пародонта различной степени тяжести, которым планировалось проведение ортопедического лечения путем протезирования с опорой на имплантатах (30 человек). Измерения у пациентов контрольной группы производились в области естественных зубов однократно, тогда как у больных исследуемой группы исследовались показатели микроциркуляции в зоне предполагаемой имплантации на этапах планирования ортопедической конструкции, через 3 и 6 месяцев после проведенного ортопедического лечения. Полученные данные приведены в таблице 3.14.

Таблица 3.14 – Показатели микроциркуляции у пациентов с заболеванием пародонта

Показатели микроциркуляции	Группы пациентов			
	Контрольная группа	Пациенты с заболеваниями пародонта		
		На этапе планирования ортопедического лечения	Через 3 месяца после ортопедического лечения	Через 6 месяцев после ортопедического лечения
Среднее арифметическое значение показателя микроциркуляции М	27,13±6,7	23,83±5,0	38,18±8,2	40,26±7,0

Различия не имеют статистической значимости ($p > 0,05$)

В ходе исследования нами была отмечена неоднородность показателей микроциркуляции не только у пациентов, имеющих заболевания пародонта различной степени тяжести, но и у пациентов контрольной группы. Минимальное значение показателя (М) у пациентов со здоровым пародонтом составляло 11,45, тогда как максимальное – 44,65. Такой интервал числовых значений может быть

обусловлен индивидуальными особенностями строения слизистой оболочки полости рта, такими как степень васкуляризации слизистой оболочки, глубина залегания сосудистого сплетения, а также структурными особенностями микроциркуляторного русла. В связи с этим, в ходе исследования нами оценивалась близость среднего значения показателя микроциркуляции (M), полученного в пределах исследуемой группы, по отношению к среднему значению показателя микроциркуляции (M), полученного у пациентов контрольной группы.

Наименьшее значение среднего показателя микроциркуляции у больных с заболеваниями пародонта отмечалось на этапе составления плана ортопедического лечения – 23,83. Однако по сравнению со средним значением показателя микроциркуляции (M), полученным у пациентов контрольной группы – 27,13, разница была незначительная (рис. 3.22).

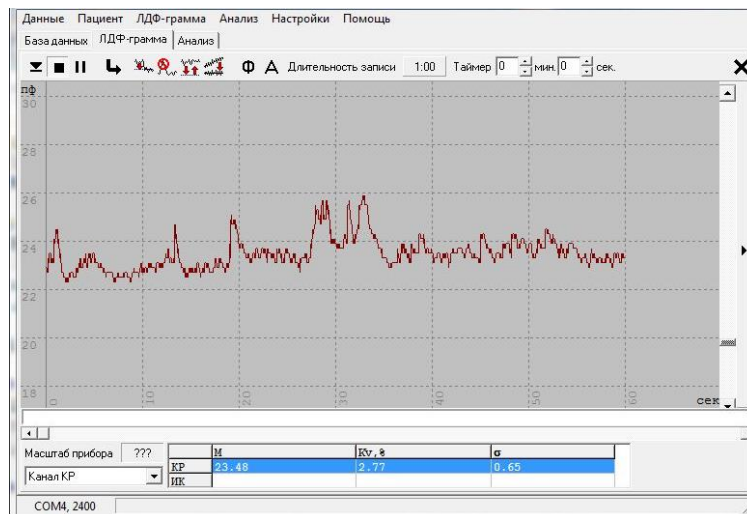


Рис. 3.22 – Показатели микроциркуляции у пациента С.35лет №ист. болезни Е-125 перед планированием ортопедического лечения.

Данный показатель у пациентов исследуемой группы был в 1,14 раза меньше, чем у пациентов с клинически здоровым пародонтом. Такая разница может быть связана с началом процессов атрофии костной ткани, вызванных потерей зуба, что повлекло за собой исчезновение части капиллярной сосудистой сети пародонта.

При проведении дальнейшего обследования пациентов с заболеваниями

пародонта через 3 месяца после протезирования отмечалось значительное (в 1,6 раза) повышение среднего значения показателя микроциркуляции по сравнению с данными, полученными у пациентов данной группы до проведения имплантации (рис. 3.23).

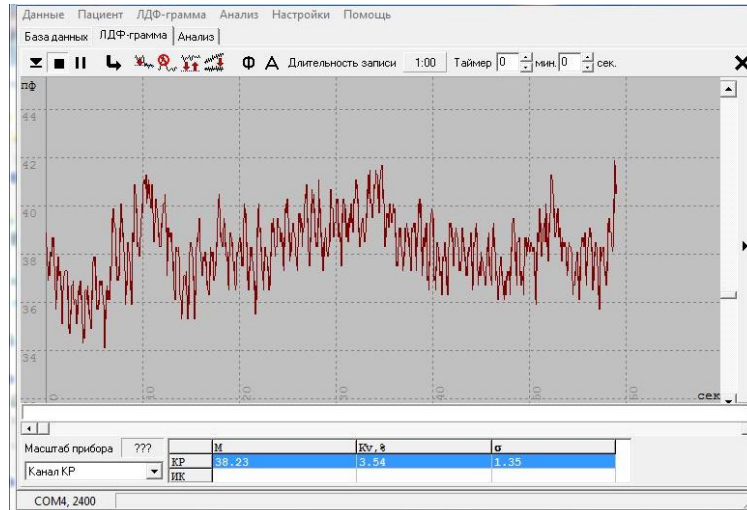


Рис. 3.23 – Показатели микроциркуляции у пациентки С.35лет №ист. болезни Е-125 через 3 месяца после протезирования.

Повышение микроциркуляторных значений может быть связано с началом передачи части жевательного давления через установленный формирователь десны по оси имплантата, что стимулировало развитие кровеносной сети в тканях, окружающих имплантат, и, в свою очередь, улучшило трофику зоны, в которой была проведена имплантация.

При оценке результатов, полученных через 6 месяцев после протезирования пациентов с заболеваниями пародонта разной степени тяжести ортопедическими конструкциями с опорой на имплантатах было отмечено, что среднее значение показателя микроциркуляции практически не изменилось по сравнению со значением, полученным на предыдущем этапе. В целом же на данном этапе наблюдалось незначительное увеличение исследуемого показателя (рис. 3.24).

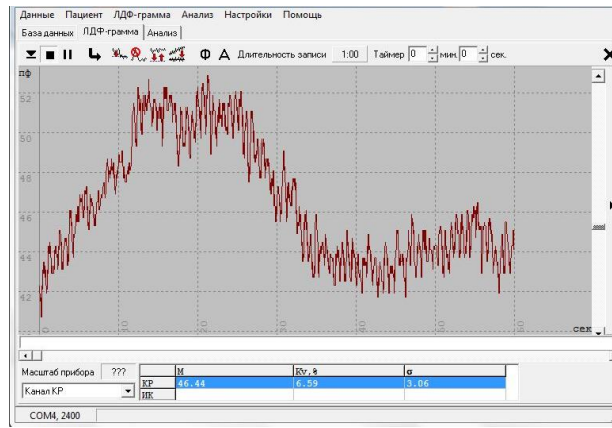


Рис. 3.24 – Показатели микроциркуляции у пациентки С. 35лет №ист. болезни Е-125 через 6 месяцев после проведенного ортопедического лечения.

Такое изменение значений связано с увеличением жевательного давления, падающего на имплантат, за счет восстановления окклюзионных и артикуляционных взаимоотношений, что в свою очередь способствовало дальнейшему развитию микрососудистого русла в окружающих имплантат тканях, а также замедлению процессов атрофии костной ткани челюсти за счет повышения степени ее васкуляризации и улучшения трофики.

Анализ показателей микроциркуляции у пациентов с заболеваниями пародонта различной степени тяжести, которым было проведено ортопедическое лечение путем протезирования на имплантатах, позволил выявить закономерности отраженные на рисунке 3.25.

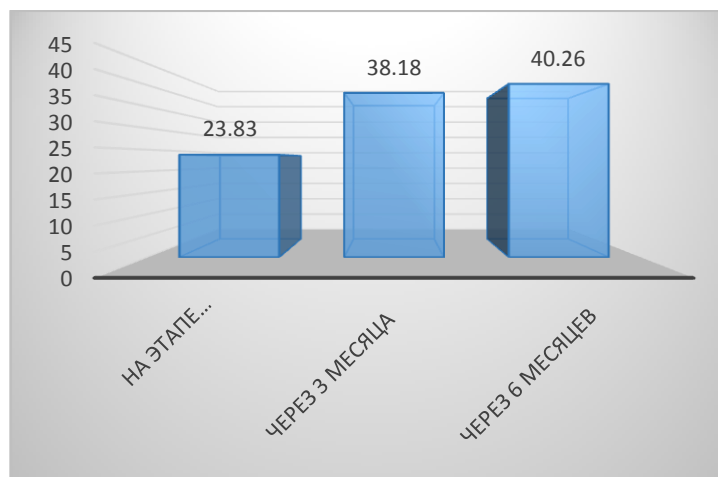


Рис. 3.25 – Средние показатели микроциркуляции (M) у пациентов с различной степенью тяжести заболеваний пародонта на разных стадиях ортопедического лечения.

Среднее значение показателя микроциркуляции (М), которое было несколько сниженным у пациентов при составлении плана ортопедического лечения, в дальнейшем имело тенденцию к повышению. Такое изменение показателей было связано с развитием в данной области микрососудистого русла, стимулированного адаптацией к появившейся жевательной нагрузке на имплантат.

Таким образом, выявленные в ходе исследования закономерности дают возможность говорить о том, что у больных с заболеваниями пародонта при проведении ортопедического лечения путем протезирования на имплантатах отмечается хорошая остеоинтеграция имплантата, восстановление микроциркуляторного русла в зоне имплантации, замедляющие атрофию костной ткани.

3.1.5. Результаты изучения зависимости температурных показателей слизистой оболочки полости рта от различных факторов.

С целью разработки методики термометрии и возможности использования ее в полости рта для определения показателей температурной нормы нами было проведено изучение температурных показателей альвеолярного отростка и альвеолярной части в области всех зубов верхней и нижней челюсти у пациентов с клинически здоровым пародонтом.

Для проведения исследования нами была отобрана группа пациентов в возрасте от 35 до 44 лет. Группа пациентов с клинически здоровым пародонтом составила 34 человека и была разделена по половому признаку (14 мужчин и 20 женщин). При проведении измерений соблюдались следующие условия:

- Температура и влажность в кабинете, в котором проводилось исследование, оставались одинаковыми в течение всех проведенных измерений, в помещении поддерживалась комнатная температура около 18-23 °С;
- Перед термометрией и термографией обследуемые находились в здании клиники не менее получаса;

- В течение суток до проведения исследования пациенты не подвергались воздействию рентгеновского или другого вида излучения (ультразвукового, электромагнитного) и не принимали противовоспалительные препараты;
- В день проведения процедуры пациенты не употребляли алкоголь и никотин;
- За 30 – 60 минут до начала процедуры обследуемых просили не принимать пищу.
- Лампа рефлектора при проведении исследования была выключена, для предупреждения искажения результатов в связи с собственным инфракрасным излучением лампы.

При проведении исследования пациенты находились в стоматологическом кресле в положении сидя, с адекватной поддержкой головы. На первом этапе исследования, для изучения и уточнения методики были проведены измерения температурных показателей в одной и той же точке в пришеечной области зубов 1.4, 1.1 с вестибулярной стороны. Данные зубы были выбраны в связи с их относительной легкодоступностью для проведения измерений и принадлежностью к разным функциональным группам. При проведении измерений оптоволоконная насадка в каждой точке располагалась перпендикулярно слизистой оболочке альвеолярной части или альвеолярного отростка и слегка, без давления касалась слизистой оболочки. Исследование проводилось с интервалом 15 секунд (наименьшее фиксируемое временное значение) в течение трех минут с целью получения участка относительной стабилизации температуры и участка дальнейшего ее стойкого снижения. На основании полученных данных были построены графики зависимости изменения температуры от времени (рис. 3.26).

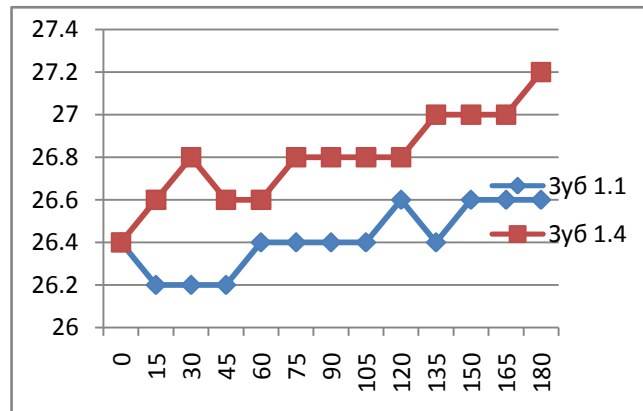


Рис. 3.26 – Графики зависимости изменения температуры слизистой оболочки от времени.

При анализе графиков, полученных при термометрическом измерении в одной точке с интервалом 15 секунд нами было обнаружено, что начало стабилизации температуры соответствует 15 секундам после открывания рта для передней группы зубов и 30 секундам для боковой группы зубов. Дальнейшие колебания температуры в пределах $0,2^{\circ}\text{C}$, являются незначительными и свидетельствуют о стабилизации температуры вследствие адаптации слизистой оболочки к изменившимся условиям окружающей среды. Окончание периода стабилизации, согласно полученным графикам, соответствовало 105 секундам для передней группы зубов и 120 секундам для боковой. После указанных значений, температурные кривые характеризовались увеличением разброса значений. В связи с этим было предложено начинать исследование через 15 секунд после открывания рта, начинать с передней группы зубов и лишь потом переходить на боковую группу зубов, закончив исследование в течение двух минут. В случаях, когда это не представляется возможным, необходимо делать перерыв в 15 секунд и продолжать измерение температуры по вышеописанным правилам.

На втором этапе для получения показателей температурной нормы измерения проводились в области зубов верхней челюсти (от зуба 1.6 до зуба 2.6) и зубов нижней челюсти (от зуба 3.6 до зуба 4.6). Исследование проводилось в области каждого зуба в трех точках: в пришеечной, средней и апикальной трети альвеолярного отростка. По окончании измерений при помощи программы MicrosoftExcel все данные были сведены в таблицы (таб. 3.15, 3.16) и для каждой

Анализ показателей температуры в области каждого зуба, сведенных в таблицы, показал следующие результаты. Определяемые показатели среднего, максимального и минимального значений, а также среднего и стандартного отклонения, моды и медианы практически не отличались у мужчин и женщин. Кроме того, не было выявлено существенной разницы между теми же показателями для верхней и нижней челюсти. Это дает возможность предположить, что согласно гипотезе симметричного температурного распределения для обеих сторон тела у здоровых людей, температура соответствующих половин челюстей также должна быть одинакова. Таким образом, нами были установлены следующие границы нормы для слизистой оболочки альвеолярного отростка и альвеолярной части: $27,9^{\circ}\text{C} \pm 0,4^{\circ}\text{C}$. Кроме того, при анализе табличных данных было обнаружено, что разница температурных показателей в трех точках у одного зуба как на верхней, так и на нижней челюсти, не превышает $0,4^{\circ}$.

Таким образом, колебания температурных показателей в размере $0,2 - 0,4^{\circ}\text{C}$ можно считать несущественными и незначительно влияющими на оценку результатов. Это позволяет уменьшить количество исследуемых точек при клиническом динамическом обследовании в проекции корня зуба до 1-2, что, в свою очередь, ведет к уменьшению времени, необходимого для обследования одного пациента. Отклонение от средних показателей соответствует развитию в данной области патологического процесса, что выражается на термограмме участком изменения цветовой палитры. В частности, область воспалительного процесса соответствует на термограмме очагу красно-оранжево-желтого цвета (рис. 3.27).

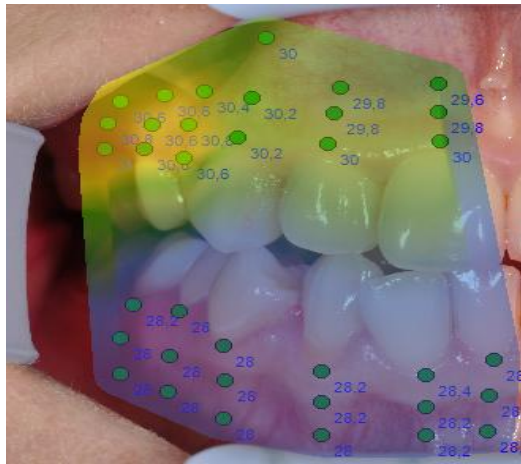


Рис. 3.27 – Термограмма слизистой оболочки альвеолярных отростков в боковых отделах челюстей пациентки Б.

Зная показатели нормы для определенной возрастной группы и основываясь на гипотезе симметричного температурного распределения для обеих сторон тела можно использовать термографию не только как дополнительный метод ранней диагностики и предупреждения развития патологических процессов при планировании ортопедического лечения, но и для динамической оценки состояния тканей полости рта в ближайшие и отдаленные сроки после протезирования.

В процессе исследования нами было обследовано 23 пациента в возрасте от 35 до 60 лет, которые были разделены на следующие группы:

- Пациенты с признаками воспалительных заболеваний пародонта;
- Пациенты с установленными ортодонтическими конструкциями, либо снявшие их менее 6 месяцев назад;
- Пациенты пользующиеся протезами на имплантатах;
- Пациенты с несъемными ортопедическими конструкциями с опорой на естественные зубы;
- Женщины, проходящие исследование в дни овуляции.

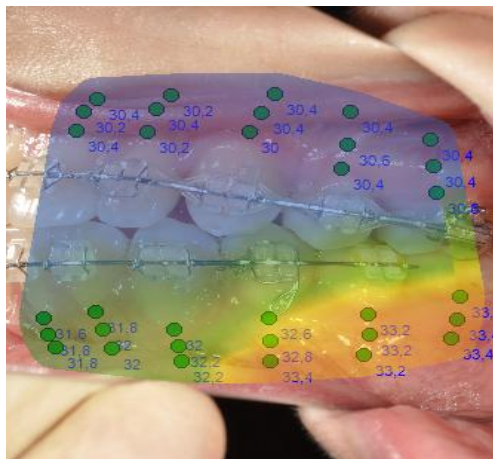
У 6 пациентов наблюдалось сочетание параметров, в соответствии с которыми они были отнесены к нескольким группам исследования. Диагноз

генерализованного поражения тканей пародонта отмечались очаги локального цианоза и отека десны. В очагах цианоза отмечались более низкие по сравнению со всем зубным рядом показатели температуры. Данным пациентам была проведена индексная оценка для диагностики состояния тканей пародонта. При анализе индексной оценки было отмечено наличие воспалительного процесса, что не определялось визуально при клиническом осмотре. Данные термометрического анализа также характеризовались более высокими показаниями термометра ($31,4^{\circ}\text{C}$ – правая половина верхней челюсти, $30,2^{\circ}\text{C}$ – левая половина). Разница между отдельными показателями для симметричных зубов составила более 1°C , что позволяет говорить о наличии острого воспаления в области повышенной температуры. В области визуально определяемого очага цианоза и отека слизистой оболочки десны показатели температуры были снижены по сравнению со средними показателями верхней челюсти у данного пациента, что свидетельствует о наличии очага венозного застоя и хронического воспаления. Кроме того, у данного пациента измеряемые показатели температуры были выше полученных ранее данных нормы, что может свидетельствовать о длительно протекающем воспалительном процессе.

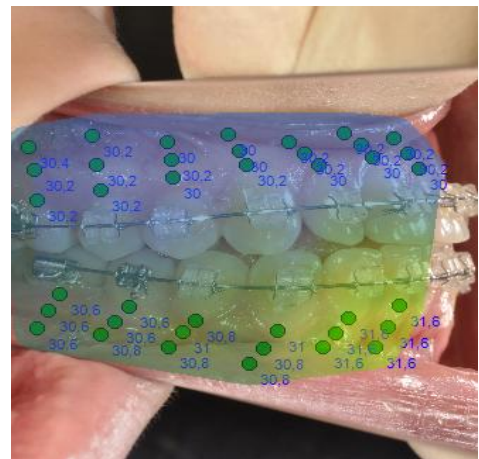
При обследовании 10 пациентов с установленной несъемной программируемой техникой (брекет-системой) показания термометра отличались от выявленных показателей нормы. У 5 пациентов были снижены, у 3 пациентов – повышены и лишь у двух пациентов температурные показатели находились в интервале нормы. По нашему мнению, это связано с тем, что к моменту измерения температуры пациенты проходили ортодонтическое лечение в течение 1-2 лет, следовательно, произошедшие изменения у большинства пациентов в данный период находились в стадии стабилизации. Ортодонтическое лечение с использованием несъемных аппаратов (брекет-системы) на стадии стабилизации обеспечивает шинирующий эффект, что в свою очередь, способствует более равномерному распределению жевательного давления на зубы и благоприятно воздействует на ткани пародонта. Общее повышение температурных показателей у двух пациентов с установленными ортодонтическими аппаратами и у пациента,

закончившего лечение с использованием несъемной программируемой техникой (брекет-системы) менее полугода назад, может свидетельствовать об идущей перестройке тканей пародонта, а также о повышенной функциональной нагрузке на исследуемые зубы, вызванной как действием ортодонтической пружины, так и изменившимися условиями жевания.

При проведении оценки симметричности показателей правой и левой половин челюсти разница между значениями у большинства пациентов данной группы составляла не более $0,6^{\circ}\text{C}$. Однако, у нескольких пациентов отмечалось локальное повышение температуры в отдельной области, что может свидетельствовать о том, что данные зубы испытывают повышенную нагрузку, предположительно вызванную более активным перемещением зубов (Рис.3.28).



а



б

Рис. 3.28 – Локальное повышение температуры. Термограмма пациентки Т., 36лет.

а) правая сторона, б) левая сторона.

Термометрия слизистой оболочки полости рта у пациентов с установленными имплантатами, проведенная через 3 недели после операции имплантации показала отсутствие воспалительных явлений в области имплантата. Показания прибора незначительно отличались от выявленных показателей нормы. Однако на стороне, противоположной стороне имплантации, было отмечено некоторое повышение температуры, что может быть связано с преимущественным жеванием на этой стороне, из-за отсутствия зуба на

противоположной стороне (рис. 3.29 а, б). При проведении индексной оценки состояния тканей пародонта у пациентки не было обнаружено признаков воспалительного процесса.

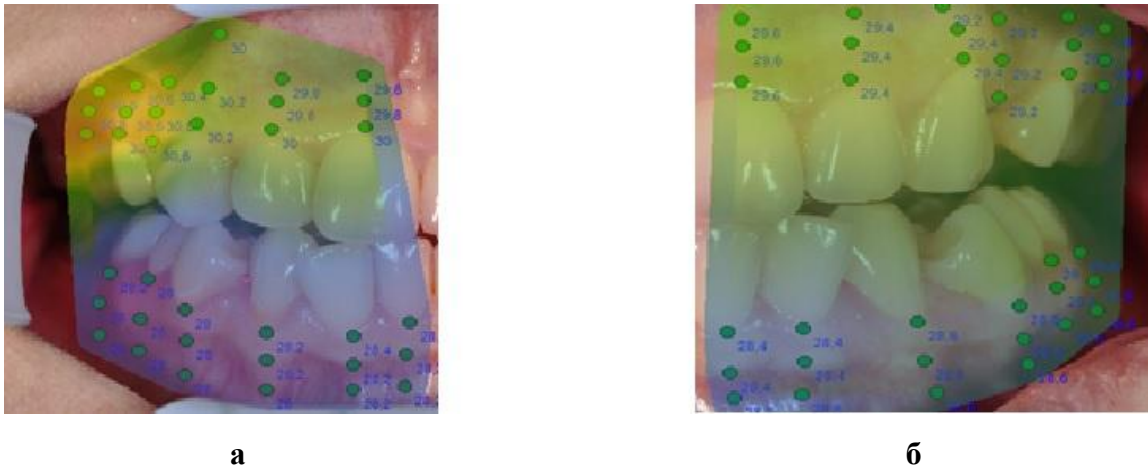


Рис. 3.29 – Термограмма пациентки Б., 36 лет.

а - левая сторона, б - правая сторона.

В этом случае общее повышение температурных показателей в области альвеолярного отростка может быть объяснено потерей непрерывности зубного ряда верхней челюсти, что ведет к появлению функционирующих и нефункционирующих групп, потере шинирующего эффекта зубного ряда, обеспечиваемого в норме за счет контактных пунктов, и, вследствие этого, к нефизиологическому распределению жевательного давления. При измерении температуры по гребню альвеолярного отростка и альвеолярной части полученные значения незначительно отличались от значений температуры, измеренной с вестибулярной стороны. Несколько выше (на 0,2 – 0,4°C) были показания, полученные ближе к оральной поверхности гребня альвеолярного отростка и альвеолярной части, что может быть объяснено более внутренним по отношению к телу человека положением данных участков (рис. 3.30).

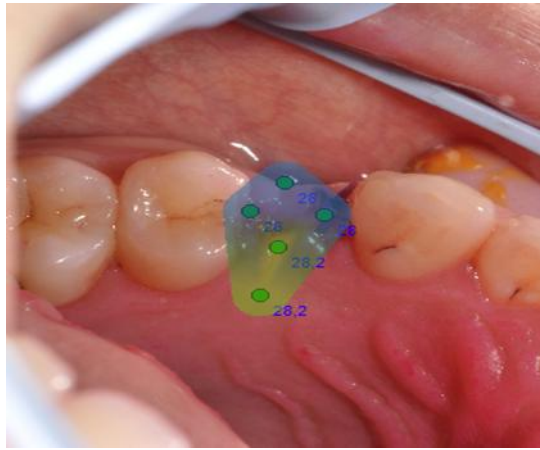


Рис. 3.30 – Термограмма пациентки Б., 36 лет, область установленного имплантата.

У 5 пациентов с имплантатами, установленными 4 месяца назад и установленной 1 год 7 месяцев назад несъемной программируемой техникой брекет-системой, показатели в области имплантатов и в области симметричного зуба с противоположной стороны не отличались, что свидетельствует об отсутствии воспалительного процесса в области установленных имплантатов, а также о процессе остеоинтеграции протекающем без осложнений.

Измерение температурных показателей у пациентов с диагнозом частичная потеря зубов (II класс по Жулеву), при малой протяженности дефекта (отсутствие одного зуба) показало, что температура в области отсутствующих зубов практически не отличается от значений температуры у рядом стоящих зубов. Однако температура у группы зубов как на стороне дефекта зубного ряда, так и на противоположной стороне, была несколько повышена, что может быть обусловлено возникающей перегрузкой зубов и привычным жеванием на здоровой стороне. Измерение температуры по гребню альвеолярного отростка и альвеолярной части показало, что температурные значения практически не отличались от значений температуры, измеренной с вестибулярной стороны. Чуть выше (на 0,2 – 0,4°C) были значения, измеренные ближе к оральной поверхности гребня альвеолярного отростка и альвеолярной части.

При обследовании пациентов с несъемными конструкциями протезов (одиночные коронки) только у одного пациента, которому был ранее поставлен

диагноз хронического генерализованного гингивита, отмечались более высокие температурные показатели при оценке симметричности распределения температур (на $0,8 - 1^{\circ}\text{C}$ выше значений противоположной стороны). У остальных пациентов общие показатели температуры альвеолярного отростка и альвеолярной части были повышены по сравнению с нормой, однако температурное распределение характеризовалось симметричностью. У этих пациентов не было выявлено локального повышения температуры в области несъемных протезов, что может говорить о правильности изготовления коронок и отсутствии травмы краевого пародонта.

У пациентов, проходящих обследование в стрессовой ситуации после перенесенной ОРВИ и в фазу овуляции, отмечалось значительное (до $30-33^{\circ}\text{C}$) повышение температурных показателей, что дает возможность предположить влияние данных факторов как на изменение общей температуры тела, так и на изменение температуры полости рта.

Таким образом, при оценке распределения симметричности температуры ее повышение у симметричных зубов в одинаковых точках от $0,6^{\circ}\text{C}$ до 1°C свидетельствует о наличии хронического воспаления, а увеличение ее более чем на 1°C – об острой фазе воспаления. Показатели температуры у пациентов с установленной несъемной программируемой техникой (брекет-системой) не соответствуют выявленным ранее показателям нормы. При активном перемещении зубов температурные показатели были повышены, а при переходе процесса в стадию стабилизации за счет возникающего шинирующего эффекта отмечается общее снижение показателей температуры. У пациентов с имплантатами данные термометрии находятся в границах нормы, что может свидетельствовать об отсутствии осложнений в процессе остеоинтеграции. У пациентов с частичной потерей зубов отмечается повышение температурных значений в области зубов, испытывающих перегрузку, а показатели в области отсутствующего зуба не отличаются от таковых в области рядом стоящих зубов. У пациентов с несъемными ортопедическими конструкциями температурные показатели зависели от наличия у них заболеваний пародонта и адекватности

изготовленных конструкций. Стресс, перенесенные заболевания и фаза менструального цикла также оказывают влияние на изменение температурных показателей и ведут к их увеличению.

Таким образом, на основании данных термометрии, полученных у обследуемых здоровых людей и у пациентов с беззубой альвеолярной частью и альвеолярным отростком, возможно получение информации о функциональном состоянии костной ткани в зоне предполагаемой имплантации. В процессе динамического наблюдения, учитывая данные температурных показателей слизистой оболочки в послеоперационном периоде можно предупредить развитие осложнений и назначить соответствующую симптоматическую терапию.

3.2. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния (НДС) имплантатов термомеханическим методом

3.2.1 Результаты расчета напряженно-деформированного состояния внутрикостной части имплантата и кости челюсти

Резьбовые соединения широко используются в современной дентальной стоматологической имплантологии при совершенствовании инженерных решений дентальных внутрикостных стоматологических имплантатов.

Для расчета напряжений и деформаций установки внутрикостной части имплантата в кость челюсти при различных видах функциональной нагрузки, первоначально необходимо решить задачу затяжки по внешней резьбе внутрикостной части имплантата тарировочным ключом. При выборе момента затяжки (момент на тарировочном ключе) $M_{т.кл} = (350...870)$ Н·м, геометрических параметрах соединения и коэффициенте трения материала $f = 0,43...0,47$ можно определить силу затяжки P_0 по известной зависимости (3.2.1). Момент на тарировочном ключе складывается из моментов трения на торце челюстной кости фланца костного ложа внутрикостной части имплантата и в ее наружной резьбе:

$$M_{т.кл} = M_{т.к.л.} + M_{н.р.} \quad (3.2.1)$$

Причем моменты на фланце и в наружной резьбе внутрикостной части имплантата определяются по общепринятым зависимостям:

$$M_{\text{т.кл}} = f \cdot P_0 \frac{D^3 - d_0^3}{3(D^2 - d_0^2)} \quad (3.2.2)$$

$$M_{\text{н.р}} = 0,5P_0 \cdot d_2 \frac{\left(\frac{S}{\pi d_2}\right) + f}{1 - \left(\frac{f \cdot S}{\pi d_2}\right)} \quad (3.2.3)$$

где: $D = 11$ мм – внешний диаметр пояска контакта опорного ложа внутрикостной части имплантата; $d_0 = 5,0$ мм – радиус корпуса внутрикостной части имплантата; $S = 0,500$ мм – шаг наружной резьбы. Получено окончательное выражение для определения силы затяжки тарировочным ключом:

$$P_0 = \frac{M_{\text{т.кл}}}{0,5 \cdot d_2 \frac{\left(\frac{S}{\pi d_2}\right) + f}{1 - \left(\frac{f \cdot S}{\pi d_2}\right)} + f \cdot \frac{D^3 - d_0^3}{3(D^2 - d_0^2)}} \quad (3.2.4)$$

Подставляя числовые значения, получим силу затяжки $P_0 = 300$ Н, которой соответствует растягивающие напряжения в корпусе внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм $\sigma_{\text{р.д.и}} = 24,2$ Мпа. Аналогичный расчет, для диаметра 4 мм, $\sigma_{\text{р.д.и}} = 61,9$ Мпа; для диаметра 3 мм, $\sigma_{\text{р.д.и}} = 168,1$ Мпа.

Для расчета сборки внутрикостной части имплантата с костью челюсти были созданы: 1) геометрическая модель резьбового соединения, наружной резьбы внутрикостной части имплантата и резьбы в кости челюсти, рис. 3.31;

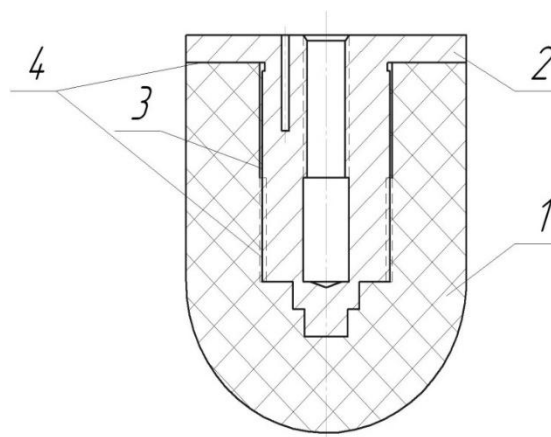


Рис. 3.31 – Геометрическая модель термомеханической сборки внутрикостной части имплантата с костью челюсти.

1 – кость челюсти, 2 – внутрикостная часть имплантата, 3 – диаметральный тепловой зазор, 4 – контактные поверхности.

2) геометрическая модель расчета резьбового соединения на смятие витков резьбы, на срез витков резьбы, на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата, рис. 3.32;

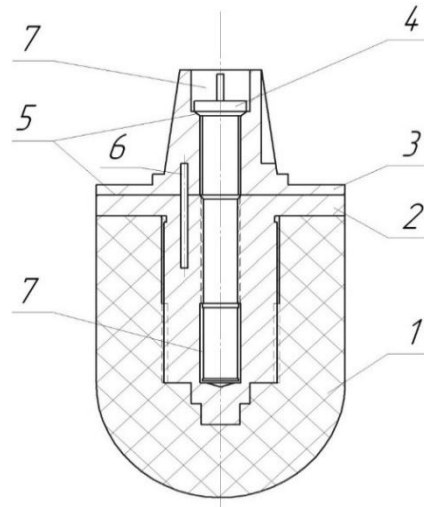


Рис. 3.32 – Геометрическая модель инженерного решения конструкции стоматологического имплантата.

1 – кость челюсти, 2 – внутрикостная часть имплантата, 3 – внекостная часть имплантата, 4 – соединительный винт, 5 – контактные поверхности, 6 – базовые штифты, 7 – соединительный винт.

3) объемная конечно-элементная модель внутрикостной части имплантата, рис. 3.33 - 3.34.

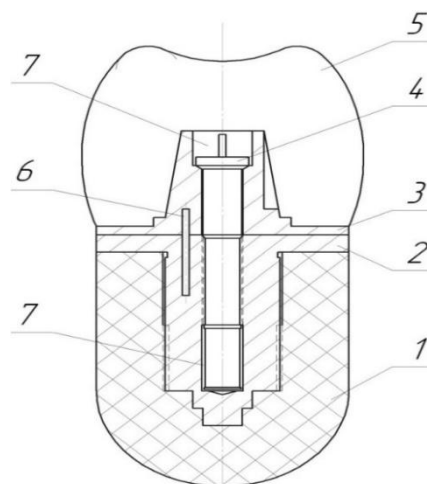


Рис. 3.33 – Геометрическая модель инженерного решения искусственной коронки с опорой на имплантат.

где: 1 – кость челюсти, 2 – внутрикостная часть имплантата, 3 – внекостная часть имплантата, 4 – соединительный винт, 5 – искусственная коронка зуба, 6 – базовый штифт.

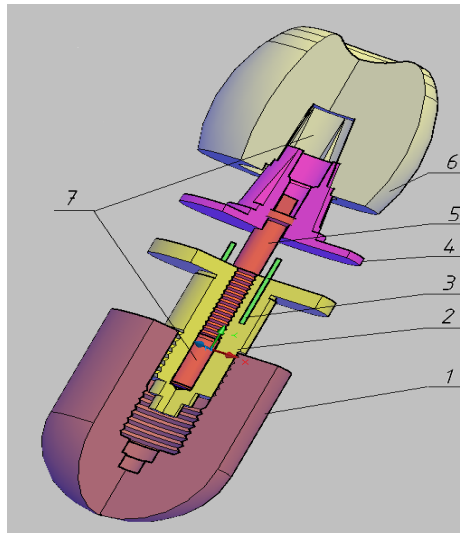


Рис. 3.34 – Геометрическая модель инженерного решения сборки искусственной коронки и имплантата.

Где: 1 – кость челюсти, 2 – внутрикостная часть имплантата, 3 – базовый штифт, 4 – внекостная часть имплантата, 5 – соединительный винт, 6 – искусственная коронка зуба, 7 – место ввода медицинского фиксирующего герметика.

Единственной нагрузкой действующей на резьбовое соединение в данном расчете является сила затяжки. Для задания в расчетную схему усилия затяжки необходимо создать на поверхности контакта между опорным ложем внутрикостной части имплантата и ложем кости челюсти. Создание такого рода натяга возможно термомеханическим путем, а именно, подводом тепловой (внутренней) энергии к внутрикостной части имплантата, чтобы повысить ее температуру до $60...120\text{ }^{\circ}\text{C}$ с последующим введением его в кость челюсти тарировочным ключом. Таким образом осевая сила натяга будет состоять: 1) из осевой силы, полученной от затяжки внекостной части имплантата тарировочным ключом; 2) из осевой силы, полученной при уменьшении температуры внутрикостной части имплантата с $(60...120)\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $36,6\text{ }^{\circ}\text{C}$. Поэтому после определения эксплуатационной температуры только при учете деформации внутрикостной части имплантата, окончательное значение температуры, необходимое для создания искомой силы затяжки, определяется интеграционно из расчета модели сборки методом конечных элементов. Мировой опыт эксплуатации стоматологических имплантатов показал, что жизненный цикл их зависит от инженерного решения резьбового соединения внутрикостной части

имплантата и кости челюсти, поэтому рассмотрим это соединение и проведем его расчет.

3.2.2 Результаты расчета резьбового соединения внутрикостной части имплантата и кости челюсти при действии различных осевых сил

Актуальной проблемой является повышение прочности наружной резьбы и стенки корпуса внутрикостной части имплантата при нагружении во время эксплуатации. Для определения наиболее опасных мест, где вероятность разрушения максимальна необходимо исследовать напряженно-деформированное состояние: витков резьбы на смятие и срез, стенки корпуса на растяжение при различных радиальных нагрузках.

В расчетном варианте этой схемы нагружения принимается, что линия действия суммарной силы проходит через ось имплантата. Причем напряжения смятия и среза в витках резьбы и растяжения в стенке корпуса внутрикостной части имплантата определяются следующими зависимостями:

- 1) Напряжения при смятии и при срезе витков резьбы М5х0,5 челюстной кости, Мпа:

$$\sigma_{см.к} = \frac{P}{\pi \cdot d_2 \cdot h \cdot z}, \quad (3.2.5)$$

$$\sigma_{т.к} = \frac{P}{\pi \cdot d \cdot S_{\sigma r} \cdot z \cdot \varphi_P \cdot \varphi_K}; (3.2.6)$$

толщина витка резьбы челюстной кости в месте нагрузки при срезе:

$$S_{\sigma r} = \frac{\frac{S}{2} \cdot \left(H - \frac{H}{8}\right) \cdot 2}{H}. \quad (3.2.7)$$

- 2) Напряжение при смятии и при срезе витков наружной резьбы М5х0,5 внутрикостной части имплантата, Мпа:

$$\sigma_{см.и} = \frac{P}{\pi \cdot d_2 \cdot h \cdot z}, \quad (3.2.8)$$

$$\sigma_{т.и} = \frac{P}{\pi \cdot d_1 \cdot S_r \cdot z \cdot \varphi_P \cdot \varphi_F}; (3.2.9)$$

толщина витка наружной резьбы внутрикостной части имплантата в месте действия нагрузки при срезе:

$$S_{\sigma r} = \frac{\frac{S}{2} \cdot \left(H - \frac{H}{4}\right) \cdot 2}{H}; \quad (3.2.10)$$

$\sigma_p=0,87$ – коэффициент полноты треугольной резьбы;

$\sigma_F=0,60$ – коэффициент неравномерности действия нагрузки по виткам резьбы.

- 3) Напряжение при растягивании стенки корпуса внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм, Мпа:

$$\sigma_{p.и} = \frac{P}{F_{\delta.и}}, \quad (3.2.11)$$

Определив расчетом по формулам (3.2.2), (3.2.3) и (3.2.4) осевые силы, $P= 120, 150, 200, 250$ и 300 Мпа, которые необходимо приложить к внутрикостным частям имплантата диаметром 5 мм, 4,5 мм, 4 мм, 3,5 мм и 3 мм. Определить также напряжение смятия $\sigma_{см.к}$, $\sigma_{см.и}$ и среза $\sigma_{т.к}$, $\sigma_{т.и}$ в резьбе, и напряжение растяжения в стенке корпуса внутрикостной части имплантата $\sigma_{р.д.и}$ по системе формул (3.2.5), (3.2.6), (3.2.8), (3.2.9) и (3.2.11).

Результаты расчетов, полученных для внутрикостной части имплантатов диаметром 5,0 мм, 4,5 мм, 4,0 мм, 3,5 мм, 3,0 мм, и, для каждого диаметра ее длины “ l ” и числа витков резьбы “ z ” и их безразмерная характеристика $\xi = \frac{l \cdot z}{d}$ приведены в табл. 3.20 - 3.24.

Анализ результатов расчета наружной резьбы внутрикостной части имплантата и челюстной кости на смятие и срез витков резьбы, а также на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата для диаметра 3 мм приведены в табл. 3.20. Графическое отображение результатов расчета – на рис. 3.38.

Таблица 3.20 – Расчет на смятие резьбового соединения кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата

№ варианта М3х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см.к.}$, $\sigma_{см.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,399	2,999	3,599	3,999	4,999	5,998
	$l=15$ мм; $z=16$	3,299	4,124	4,949	5,499	6,873	8,248
	$l=12$ мм; $z=10$	5,279	6,598	7,918	8,798	10,997	13,197
	$l=10$ мм; $z=7$	7,541	9,426	11,311	12,568	15,710	18,852
Расчет на срез резьбового соединения кости челюсти для имплантата М3х0,5							
№ варианта М3х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.к.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,536	3,169	3,803	4,226	5,282	6,339
	$l=15$ мм; $z=16$	3,486	4,358	5,229	5,811	7,263	8,716
	$l=12$ мм; $z=10$	5,578	6,973	8,367	9,297	11,621	13,945
	$l=10$ мм; $z=7$	7,969	9,961	11,953	13,281	16,601	19,922
Расчет на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата М3х0,5							
№ варианта М3х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	3,609	4,512	5,414	6,015	7,519	9,023
	$l=15$ мм; $z=16$	4,963	6,203	7,444	8,271	10,339	12,407
	$l=12$ мм; $z=10$	7,940	9,925	11,911	13,234	16,542	19,851
	$l=10$ мм; $z=7$	11,343	14,179	17,015	18,905	23,632	28,358
Расчет напряжения растяжения стенки корпуса внутрикостной части имплантата М3х0,5							
$\sigma_{р.д.и.}$ М3х0,5, Мпа	Напряжение растяжения $F=1,784445183400$ мм ²	67,248	84,060	100,872	112,080	140,100	168,120
М3х0,5	z	22	16	10	7		
	l	18,0	15,0	12,0	10,0		
	$\xi = \frac{l \cdot z}{d}$	135	82	41	24		

Таблица 3.21 – Расчет на смятие резьбового соединения кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата

№ варианта М3,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см.к.}$, $\sigma_{см.н.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,022	2,527	3,032	3,369	4,212	5,054
	$l=15$ мм; $z=16$	2,780	3,475	4,170	4,633	5,791	6,950
	$l=12$ мм; $z=10$	4,447	5,559	6,671	7,412	9,265	11,118
	$l=10$ мм; $z=7$	6,354	7,942	9,530	10,589	13,236	15,884
Расчет на срез резьбового соединения кости челюсти для имплантата М3,5х0,5							
№ варианта М3,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.к.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,173	2,717	3,260	3,622	4,528	5,433
	$l=15$ мм; $z=16$	2,988	3,735	4,482	4,980	6,226	7,471
	$l=12$ мм; $z=10$	4,781	5,977	7,172	7,969	9,961	11,953
	$l=10$ мм; $z=7$	6,830	8,538	10,245	11,384	14,230	17,076
Расчет на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата М3,5х0,5							
№ варианта М3,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.н.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,999	3,749	4,499	4,999	6,248	7,498
	$l=15$ мм; $z=16$	4,124	5,155	6,186	6,873	8,592	10,310
	$l=12$ мм; $z=10$	6,598	8,248	9,898	10,997	13,747	16,496
	$l=10$ мм; $z=7$	9,426	11,783	14,140	15,711	19,638	23,566
Расчет напряжения растяжения стенки корпуса внутрикостной части имплантата М3,5х0,5							
$\sigma_{р.д.и.}$ М3,5х0,5, Мпа	Напряжение растяжения $F=3,854146417320$ мм ²	31,135	38,919	46,703	51,892	64,865	77,838

Таблица 3.22 – Расчет на смятие резьбового соединения кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата

№ варианта М4х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см.к.}$, $\sigma_{см.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,747	2,183	2,620	2,911	3,639	4,366
	$l=15$ мм; $z=16$	2,402	3,002	3,602	4,003	5,003	6,004
	$l=12$ мм; $z=10$	3,842	4,803	5,764	6,404	8,005	9,606
	$l=10$ мм; $z=7$	5,489	6,861	8,234	9,148	11,436	13,723
Расчет на срез резьбового соединения кости челюсти для имплантата М4х0,5							
№ варианта М4х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.к.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,902	2,377	2,852	3,169	3,962	4,754
	$l=15$ мм; $z=16$	2,615	3,268	3,922	4,358	5,447	6,537
	$l=12$ мм; $z=10$	4,184	5,229	6,275	6,973	8,716	10,459
	$l=10$ мм; $z=7$	5,977	7,471	8,965	9,961	12,451	14,941
Расчет на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата М4х0,5							
№ варианта М4х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,566	3,207	3,849	4,276	5,345	6,414
	$l=15$ мм; $z=16$	3,528	4,410	5,292	5,880	7,350	8,820
	$l=12$ мм; $z=10$	5,645	7,056	8,467	9,408	11,760	14,112
	$l=10$ мм; $z=7$	8,064	10,080	12,096	13,440	16,799	20,159
Расчет напряжения растяжения стенки корпуса внутрикостной части имплантата М4х0,5							
$\sigma_{р.д.и.}$ М4х0,5, Мпа	Напряжение растяжения $F=4,846899335$ мм ²	24,758	30,948	37,137	41,264	51,579	61,895
М4х0,5	z	22	16	10	7		
	l	18,0	15,0	12,0	10,0		
	$\xi = \frac{l \cdot z}{d}$	101	62	31	18		

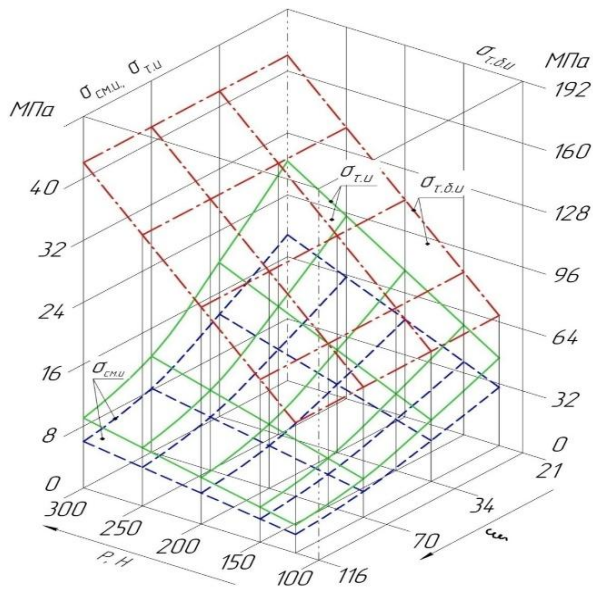
Таблица 3.23 – Расчет на смятие резьбового соединения кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата

№ варианта М4,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см.к.}$, $\sigma_{см.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,537	1,922	2,306	2,562	3,203	3,843
	$l=15$ мм; $z=16$	2,114	2,642	3,171	3,523	4,404	5,285
	$l=12$ мм; $z=10$	3,382	4,228	5,073	5,637	7,046	8,456
	$l=10$ мм; $z=7$	4,832	6,040	7,248	8,053	10,066	12,079
Расчет на срез резьбового соединения кости челюсти для имплантата М4,5х0,5							
№ варианта М4,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.к.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,690	2,113	2,536	2,817	3,522	4,226
	$l=15$ мм; $z=16$	2,324	2,905	3,486	3,874	4,842	5,810
	$l=12$ мм; $z=10$	3,719	4,648	5,578	6,198	7,747	9,297
	$l=10$ мм; $z=7$	5,312	6,640	7,969	8,854	11,068	13,281
Расчет на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата М4,5х0,5							
№ варианта М4,5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	2,242	2,802	3,363	3,736	4,670	5,604
	$l=15$ мм; $z=16$	3,082	3,853	4,623	5,137	6,421	7,706
	$l=12$ мм; $z=10$	4,932	6,165	7,398	8,219	10,274	12,329
	$l=10$ мм; $z=7$	7,045	8,806	10,568	11,742	14,678	17,613
Расчет напряжения растяжения стенки корпуса внутрикостной части имплантата М4,5х0,5							
$\sigma_{р.д.и.}$ М4,5х0,5, Мпа	Напряжение растяжения $F=7,474989387$ мм ²	16,054	20,067	24,080	26,756	33,445	40,134
М4,5х0,5	z	22	16	10	7		
	l	18,0	15,0	12,0	10,0		
	$\xi = \frac{l \cdot z}{d}$	90	55	28	16		

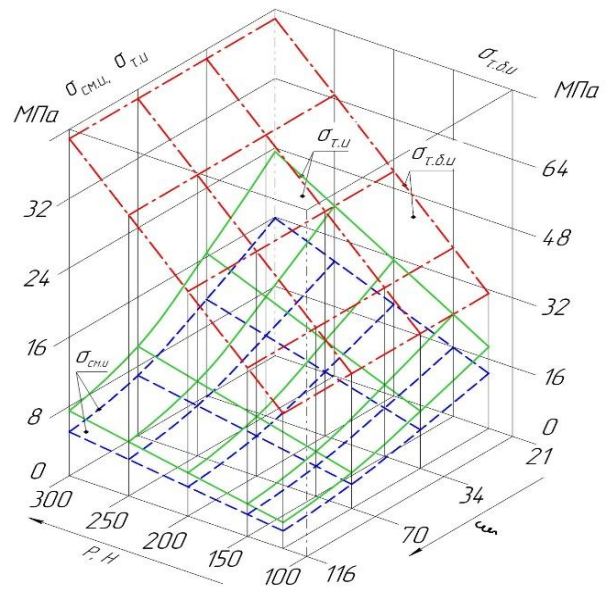
Таблица 3.24 – Расчет на смятие резьбового соединения кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата

№ варианта М5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см.к.}$, $\sigma_{см.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,373	1,716	2,059	2,288	2,860	3,432
	$l=15$ мм; $z=16$	1,888	2,360	2,832	3,146	3,933	4,720
	$l=12$ мм; $z=10$	3,020	3,776	4,531	5,034	6,293	7,551
	$l=10$ мм; $z=7$	4,320	5,399	6,479	7,199	8,999	10,799
Расчет на срез резьбового соединения кости челюсти для имплантата М5х0,5							
№ варианта М5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.к.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,522	1,902	2,282	2,536	3,169	3,803
	$l=15$ мм; $z=16$	2,092	2,615	3,138	3,486	4,358	5,229
	$l=12$ мм; $z=10$	3,347	4,184	5,020	5,578	6,973	8,367
	$l=10$ мм; $z=7$	4,781	5,977	7,172	7,969	9,961	11,953
Расчет на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата М5х0,5							
№ варианта М5х0,5		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{т.и.}$, Мпа	$l=18$ мм; $z=22$	1,990	2,488	2,985	3,317	4,146	4,976
	$l=15$ мм; $z=16$	2,737	3,421	4,105	4,561	5,701	6,842
	$l=12$ мм; $z=10$	4,379	5,473	6,568	7,298	9,122	10,946
	$l=10$ мм; $z=7$	6,255	7,819	9,383	10,425	13,032	15,638
Расчет напряжения растяжения стенки корпуса внутрикостной части имплантата М5х0,5							
$\sigma_{р.д.и.}$ М5х0,5, Мпа	Напряжение растяжения $F=12,418251851$ мм ²	9,663	12,079	14,495	16,105	20,132	24,158
М5х0,5	z	22	16	10	7		
	l	18,0	15,0	12,0	10,0		
	$\xi = \frac{l \cdot z}{d}$	79	48	24	14		

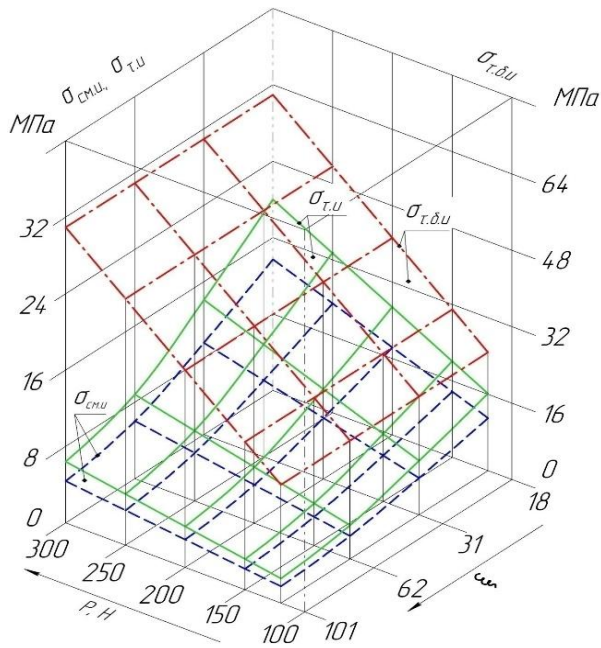
Графическое отображение результатов расчета приведено на рис. 3.35 - 3.36.



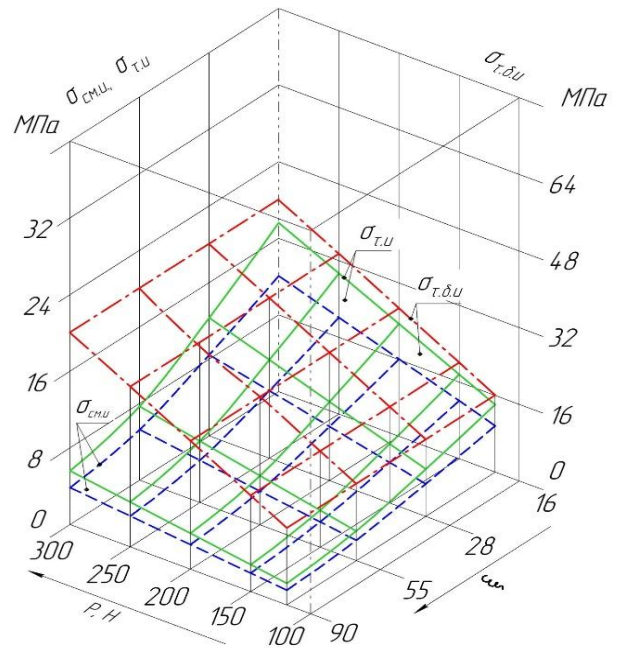
а



б



в



г

Рис. 3.35 – Зависимость эквивалентных напряжений в внутрикостной части имплантата от величины осевых сил и длины имплантата.

а – имплантата диаметром 3 мм; б – имплантата диаметром 3,5 мм; в – имплантата диаметром 4 мм; г – имплантата диаметром 4,5 мм.

- — — — — $\sigma_{сш.и}$ – смятие резьбы,
- $\sigma_{т.и}$ – срез резьбы,
- - - - - $\sigma_{т.д.и}$ – растяжение стенки корпуса.

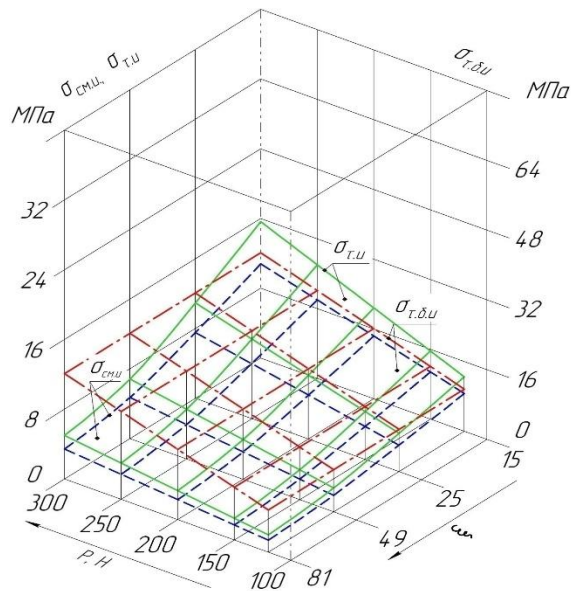


Рис. 3.36 – Зависимость эквивалентных напряжений в внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм от величины осевых сил и длины имплантата.

- — — — — $\sigma_{с.и.и}$ – смятие резьбы,
- — — — — $\sigma_{т.и}$ – срез резьбы,
- — — — — $\sigma_{т.д.и}$ – растяжение стенки корпуса.

Таким образом анализ результатов расчета наружной резьбы внутрикостной части имплантата и кости челюсти на смятие и срез витков резьбы, а также на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата приведенных в таблице 3.20 и на рис. 3.35 для диаметра 3 мм показывает:

- 1) при увеличении осевой нагрузки с 120 до 300 Н, напряжение на смятие витков резьбы возрастает с 2,399 до 5,998 Мпа, т.е. в 2,5 раза;
- 2) при уменьшении числа витков с 22 до 7, при нагрузке 300 Н напряжение на смятие витков резьбы возрастает с 5,998 до 18,852 Мпа, т.е. в 3,14 раза;
- 3) при увеличении осевой нагрузки в челюстной кости с 120 до 300 Н, напряжение на срез витков резьбы возрастает с 2,536 до 6,339 Н, т.е. в 2,5 раза;
- 4) при уменьшении в челюстной кости числа витков с 22 до 7, при нагрузке 300 Н напряжение на срез возрастает с 6,339 до 19,922 Н, т.е. в 3,14 раза;
- 5) при увеличении осевой нагрузки с 120 до 300 Н во внутрикостной части имплантата напряжение на срез витков резьбы возрастает с 3,609 до 9,023 Мпа, т.е. в 2,5 раза;

6) при уменьшении на внутрикостной части имплантата числа наружных витков резьбы с 22 до 7, при нагрузке 300 Н напряжение на срез витков резьбы возрастает с 9,023 до 28,358 Мпа, т.е в 3,14 раза;

7) результаты расчета показали, что полученные напряжения на смятие витков резьбы для челюстной кости и наружной резьбы внутрикостной части имплантата одинаковые;

8) при осевой силе 300 Н максимальное напряжение на срез витков резьбы челюстной кости 19,922 Мпа, а на смятие – 18,852 Мпа, т.е. больше на 5,7%;

9) при осевой силе 300 Н максимальное напряжение на срез витков наружной резьбы внутрикостной части имплантата 28,358 Мпа, а на смятие – 18,852 Мпа, т.е. больше на 50%, (напряжения смятия $\sigma_{см}$ не превышает напряжений среза σ_{τ} , а допускаемые напряжения $[\sigma_{см}]$ в два раза больше $[\sigma_{\tau}]$);

10) при осевой силе 300 Н напряжение на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата 168,120 Мпа, а на смятие – 18,852 Мпа, т.е. больше в 5,9 раза;

11) аналогичные сравнительные результаты расчетов получены для внутрикостных частей имплантата диаметром 3,5 мм, 4,0 мм, 4,5 мм, 5,0 мм, см. табл. 3.21-3.24, рис. 3.35-3.36.

3.2.3. Результаты расчета резьбового соединения внутрикостной части имплантата и соединительного винта при действии различных осевых сил

Для определения напряжений смятия и среза витков внутренней резьбы внутрикостной части имплантата, соединительного винта и деформации сборки имплантата при различных осевых нагрузках, первоначально необходимо решить задачу затяжки имплантата винтом, его инженерного решения внутрикостной и внекостной части. При известной термомеханической силе $P_0 = 300$ Н затяжки, геометрических параметрах инженерного решения соединения внутрикостной и внекостной частей имплантата и коэффициенте трения $f = 0,43...0,47$ определим

момент затяжки на тарировочном ключе. Момент на тарировочном ключе из момента трения на торце головки винта и в резьбовом соединении витков резьбы:

$$M_{\text{кл}} = M_{\text{т}} + M_{\text{р}} \quad (3.2.12)$$

Причем моменты на торце и в резьбе винта определяются следующими зависимостями:

$$M_{\text{т}} = f \cdot P_0 \frac{D^3 - d_0^3}{3(D^2 - d_0^2)}; \quad (3.2.13)$$

$$M_{\text{н.р}} = 0,5P_0 \cdot d_2 \frac{\left(\frac{S}{\pi d_2}\right) + f}{1 - f \cdot \left(\frac{S}{\pi d_2}\right)}; \quad (3.2.14)$$

где $D = 2,35$ мм – внешний диаметр пояска головки винта; $d_0 = 1,8$ мм – радиус тела винта; $d_2 = 1,573$ мм – средний диаметр резьбы винта; $S = 0,35$ мм – шаг резьбы.

Подставляя числовые значения, получим момент трения на торце головки винта $M_{\text{т}} = 140,883$ Н·мм, а момент в витках резьбы резьбового соединения $M_{\text{р}} = 9,440$ Н·мм.

Момент, который необходимо приложить на тарировочном ключе определится по формуле (3.2.12):

$$M_{\text{кл}} = M_{\text{т}} + M_{\text{р}} = 140,883 + 9,440 = 150 \text{ Н·мм.} \quad (3.2.15)$$

По известной термомеханической осевой силе $P_0 = 300$ Н, которой соответствует напряжение растяжения в стержне винта 122 Мпа, определяемое по формуле (3.2.16):

$$\sigma_{\text{р.в}} = \frac{P_0}{F_{\text{в}}}, \quad (3.2.16)$$

Для расчета сборки инженерного решения имплантата под действием затяжки винта была создана объемная конечно-элементная модель сборки (рис. 3.37), включающая две зоны контакта, которая соответствует расчетной схеме, представленной на рис. 3.36.

Единственной осевой термомеханической силой действующей на инженерное решение в данном расчете является сила затяжки термомеханической системы. Для задания в расчетную термомеханическую схему усилия:

механического от затяжки винта тарировочным ключем, термического от предварительного нагрева соединительного винта. После затяжки и остывания соединительного винта создается натяг на поверхности контакта между винтом и опорным ложем внекостной части имплантата. Создание такого натяга возможно путем охлаждения выделенного в теле винта объема на температуру, определяемую из условия совместимости деформаций винта, внутрикостной и внекостной частей имплантата при учете контактных деформаций инженерного решения. Учет деформативности винта и внекостной части инженерного решения определяется по известным зависимостям для растяжения-сжатия стержней. В то же время учет контактных деформаций в инженерном решении имплантата в сборе является нелинейной задачей. Поэтому после определения температуры только при учете термомеханических деформаций деталей, окончательное значение температуры, необходимое для построения искомой осевой силы от термомеханической затяжки, определяется итерационно из расчета модели сборки инженерного решения методом конечных элементов. Рассмотрим растягивающие осевые термомеханические напряжения в соединительном винте. После получения напряжений смятия и среза витков резьбового соединения и напряжения растяжения стержня винта будет произведен окончательный расчет напряженно-деформированного состояния инженерного решения сборки имплантата от термомеханической затяжки соединительного винта.

3.2.4. Сравнение действия осевых нагрузок на смятие и срез витков в наружной резьбе и растяжение стенок корпуса внутрикостной части имплантата (для диаметров 3,0 мм, 4,0 мм и 5,0 мм)

Очевидно, что при увеличении диаметра и длины внутрикостной части имплантата увеличивается толщина стенки корпуса и количество витков, что в свою очередь, влечет существенное падение напряжений в инженерном решении имплантата. На рис. 3.37 - 3.39 представлены результаты расчетов, аналогичные результатам предыдущего пункта, для внутрикостной части имплантата различных диаметров, табл. 3.20, 3.22, 3.24.

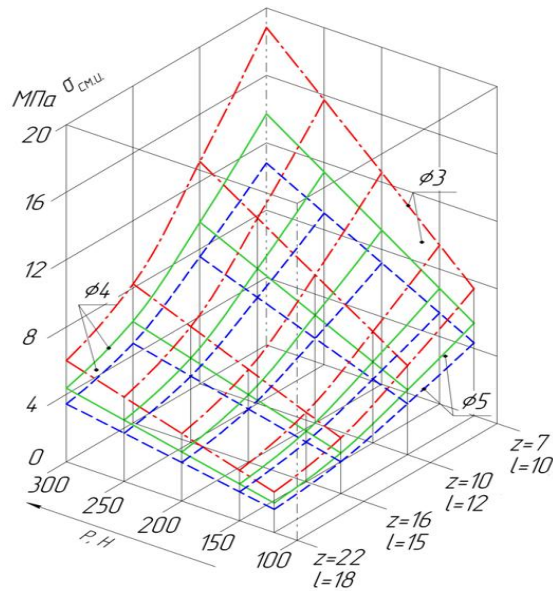


Рис. 3.37 – Сравнение эквивалентных напряжений на смятие наружной резьбы внутрикостной части имплантата диаметром 3 мм, 4 мм и 5 мм в зависимости от величины осевой силы и длины имплантата.

- — — — — $\sigma_{с.и.}$ – диаметром 3 мм,
- — — — — $\sigma_{с.и.}$ – диаметром 4 мм,
- — — — — $\sigma_{с.и.}$ – диаметром 5 мм.

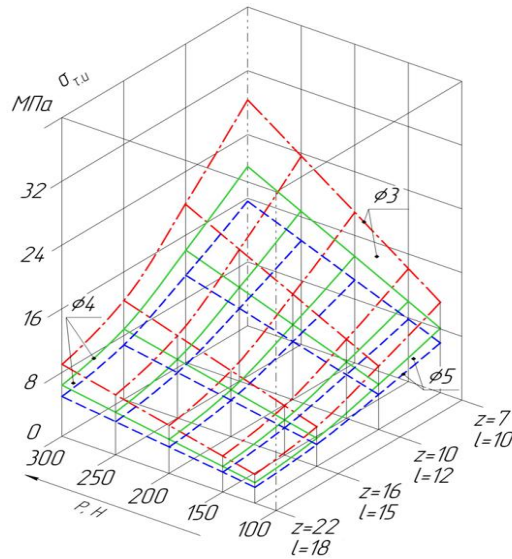


Рис. 3.38 – Сравнение эквивалентных напряжений на срез наружной резьбы внутрикостной части имплантата диаметром 3 мм, 4 мм и 5 мм в зависимости от величины осевой силы и длины имплантата.

- — — — — $\sigma_{т.и.}$ – диаметром 3 мм,
- — — — — $\sigma_{т.и.}$ – диаметром 4 мм,
- — — — — $\sigma_{т.и.}$ – диаметром 5 мм.

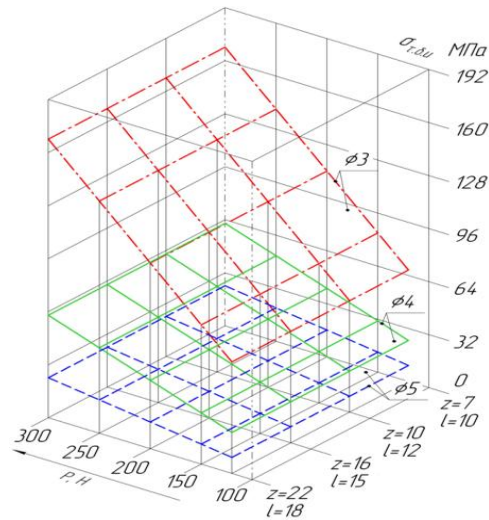


Рис. 3.39 – Сравнение эквивалентных напряжений на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата диаметром 3 мм, 4 мм и 5 мм в зависимости от величины осевой силы и длины имплантата.

- — — — — $\sigma_{т.δ.ш}$ – диаметром 3 мм,
- $\sigma_{т.δ.ш}$ – диаметром 4 мм,
- - - - - $\sigma_{т.δ.ш}$ – диаметром 5 мм.

Таким образом анализ результатов сравнительных расчетов, показывает:

1) при увеличении диаметра внутрикостной части имплантата с 3 мм до 4 мм при нагрузке 300 Н, напряжение на смятие витков резьбы уменьшается с 18,852 до 13,723 Мпа, т.е. на 27,2%, а с 3 мм до 5 мм – с 18,852 до 10,799 Мпа, т.е. на 42,7 %;

2) при одновременном увеличении диаметра с 3 мм, длины с 10 мм до диаметра 4 мм, длины до 18 мм, при нагрузке 300 Н, напряжение смятия витков резьбы уменьшается с 18,852 до 13,723 Мпа, т.е. на 27,2%, а с диаметра 3 мм, длины 10 мм, до диаметра 5 мм, длины до 18 мм – с 18,852 до 3,432 Мпа. Т.е. в 5,49 раза;

Анализ результатов сравнительных расчетов, представленных на рис. 3.41 показывает, что при увеличении диаметра внутрикостной части имплантата с 3 мм и длины 10 мм до диаметра 5 мм и длины 18 мм при нагрузке 300 Н, напряжение на срез витков резьбы уменьшается с 28,358 до 4,976 Мпа, т.е. в 5,7 раза.

Анализ результатов сравнительных расчетов, приведенных на рис. 3.42 показывает, что при увеличении диаметра внутрикостной части имплантата с 3

мм до 5 мм при нагрузке 300 Н, напряжение на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата уменьшается с 168,120 до 24,158 Мпа, т.е. в 6,96 раза.

3.2.5. Результаты расчета ТММ напряжений имплантата при затяжке винтом

Для определения напряжений сборки имплантата была определена величина термической силы в стержне соединительного винта при охлаждении после нагрева до температуры 100 °С и при соединении внутрикостной и внекостной частями имплантата.

Результаты расчетов термомеханическим методом (ТММ) распределения напряжений растяжения по длине стержня соединительного винта имплантата в сборе от термической силы для диаметров имплантата 3,5 мм – 76,62 Н приведены на рис.3.40 и 5 мм – 75,83 Н на рис. 3.41.

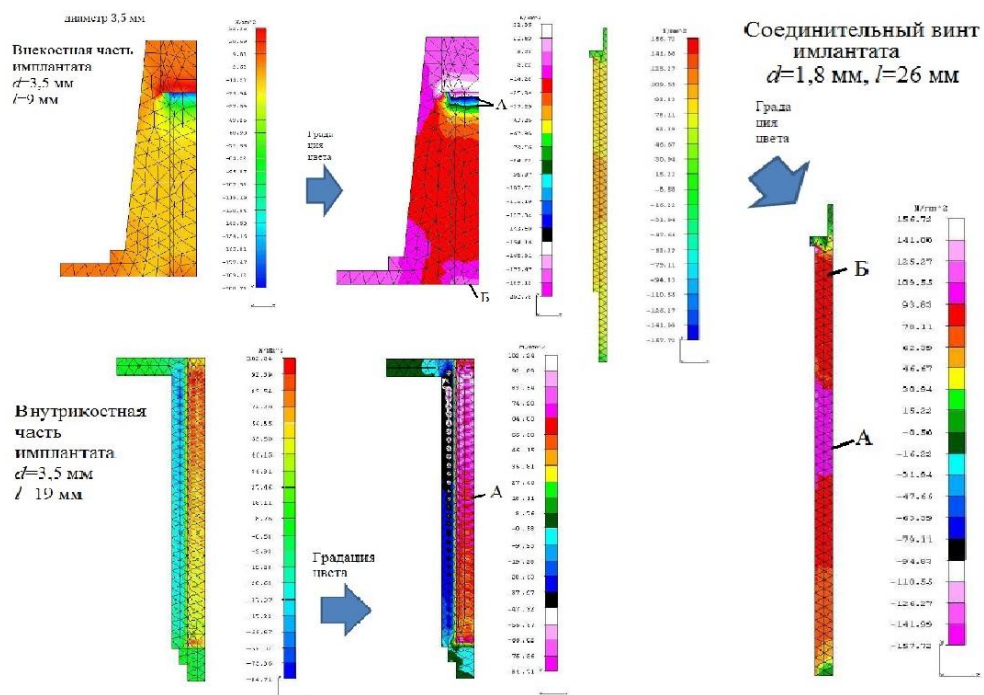


Рис. 3.40 – Результаты расчета (ТММ) и распределение напряжений растяжения по длине соединительного винта и стенок корпуса имплантата в сборе от осевой термической силы – 76,62 Н.

Анализ графического отображения на рис. 3.40 показывает:

1) наиболее нагруженная зона стержня соединительного винта диаметром 1,8 мм и длиной 26 мм имплантата диаметром 3,5 мм от

растягивающей термической силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $76,62\text{ Н}$, составляет $109,55\text{ МПа}$ в зоне «А» резьбового соединения внутрикостной части имплантата, а в зоне «Б» контакта соединительного винта с внекостной частью имплантата составляет $93,83\text{ МПа}$;

2) наиболее нагруженная зона внекостной части имплантата диаметром $3,5\text{ мм}$ длиной 9 мм от сжимающей термической силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $76,62\text{ Н}$, составляет $142,5\text{ МПа}$ в зоне «А» контакта с головкой соединительного винта, а в зоне «Б» контакта с внутрикостной частью имплантата составляет $157,9\text{ МПа}$;

3) наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметра $3,5\text{ мм}$ длиной 19 мм от сжимающей силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $76,62\text{ Н}$, составляет $177,47\text{ МПа}$.

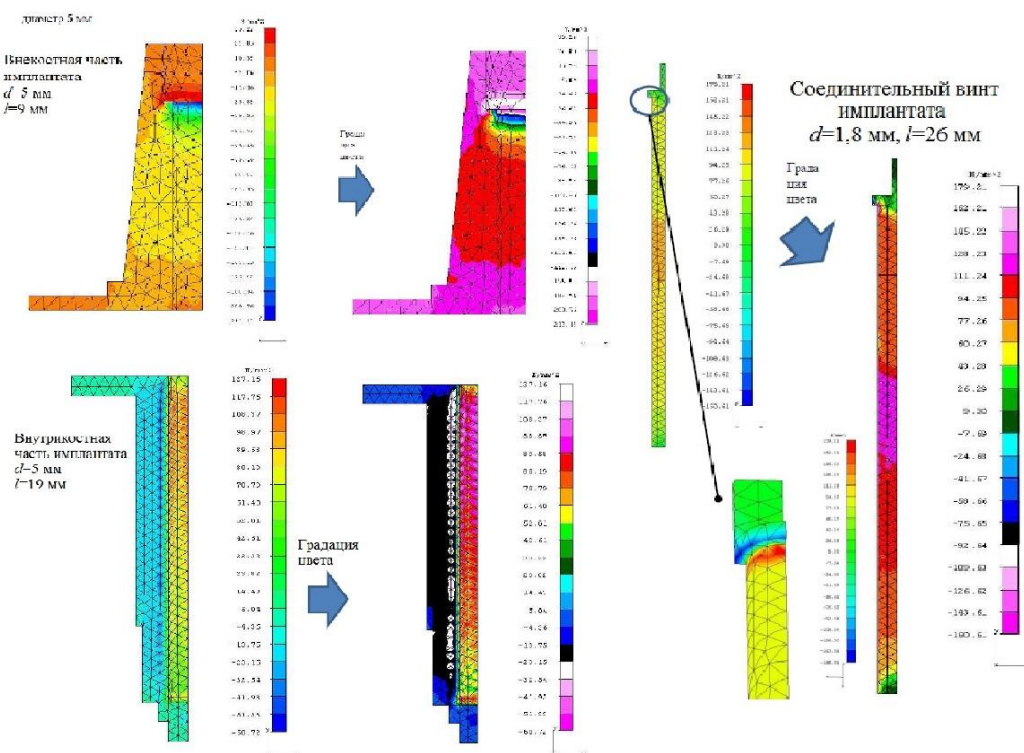


Рис. 3.41 – Результаты расчета (ТММ) и распределение напряжений растяжения по длине соединительного винта и стенок корпуса имплантата в сборе от осевой термической силы – $75,83\text{ Н}$.

Анализ графического отображения на рис. 3.41 показывает:

1) наиболее нагруженная зона стержня соединительного винта диаметром $1,8\text{ мм}$ и длиной 26 мм имплантата диаметром 5 мм от растягивающей

термической силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $75,83\text{ Н}$, составляет $128,23\text{ МПа}$ в зоне «А» резьбового соединения внутрикостной части имплантата, а в зоне «Б» контакта соединительного винта с внекостной частью имплантата составляет $94,25\text{ МПа}$;

2) наиболее нагруженная зона внекостной части имплантата диаметром 5 мм длиной 9 мм от сжимающей термической силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $75,83\text{ Н}$, составляет $138,66\text{ МПа}$ в зоне «А» контакта с головкой соединительного винта, а в зоне «Б» контакта с внутрикостной частью имплантата составляет $193,58\text{ МПа}$;

3) наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметра 5 мм длиной 19 мм от сжимающей силы при температуре $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ – $75,83\text{ Н}$, составляет $99,58\text{ МПа}$.

Результаты расчетов распределения напряжений растяжения по длине стержня соединительного винта имплантата в сборе от термомеханической силы для диаметров имплантата $3,5\text{ мм}$ и 5 мм и длине соединительного винта 26 мм приведены на рис. 3.42, 3.43.

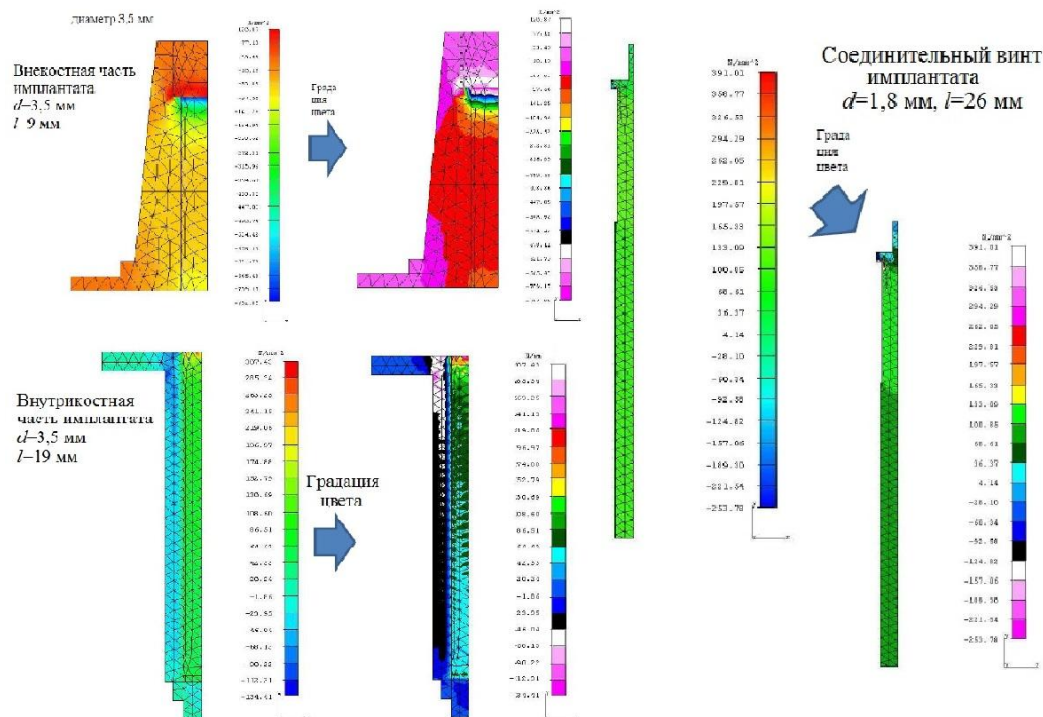


Рис. 3.42 – Результаты расчета (ТММ) и распределение напряжений растяжения по длине соединительного винта и стенок корпуса имплантата в сборе от осевой термомеханической силы – 300 Н .

Анализ графического отображения на рис. 3.42 показывает:

- 1) наиболее нагруженная зона стержня соединительного винта диаметром 1,8 мм и длиной 26 мм имплантата в сборе диаметром 3,5 мм от растягивающей термомеханической силы 300 Н, составляет 185 Мпа в зоне «А» резьбового соединения внутрикостной части имплантата, а в зоне «Б» контакта соединительного винта с внекостной частью имплантата составляет 133,09 Мпа;
- 2) наиболее нагруженная зона внекостной части имплантата в сборе диаметром 3,5 мм длиной 9 мм от сжимающей термомеханической силы – 300 Н, составляет 490,74 Мпа в зоне «А» контакта с головкой соединительного винта, а в зоне «Б» контакта с внутрикостной частью имплантата составляет – 97,56 Мпа;
- 3) наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата в сборе диаметра 3,5 мм длиной 19 мм от сжимающей термомеханической силы 300 Н, составляет 185 Мпа.

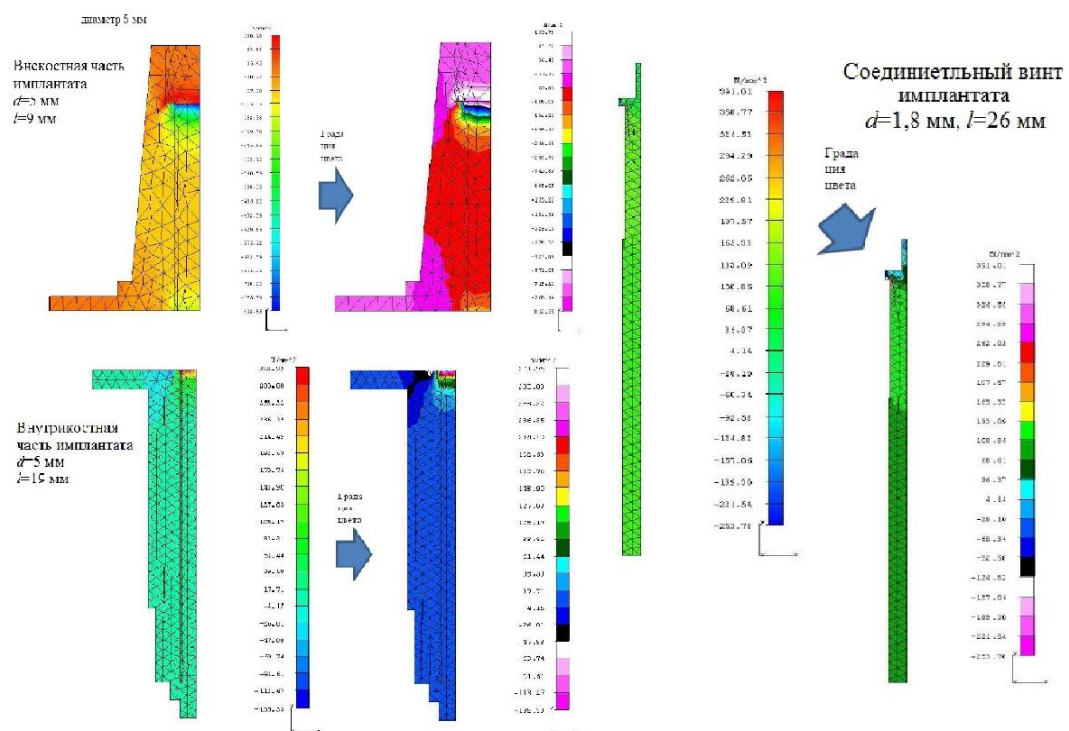


Рис. 3.43 – Результаты расчета (ТММ) и распределение напряжений растяжения по длине соединительного винта и стенок корпуса имплантата в сборе от осевой термомеханической силы – 300.

Анализ графического отображения на рис. 3.43 показывает:

1) наиболее нагруженная зона стержня соединительного винта диаметром 1,8 мм и длиной 26 мм имплантата в сборе диаметром 5 мм от растягивающей термомеханической силы 300 Н, составляет 185 Мпа в зоне «А» резьбового соединения внутрикостной части имплантата, а в зоне «Б» контакта соединительного винта с внекостной частью имплантата составляет 133,09 Мпа;

2) наиболее нагруженная зона внекостной части имплантата в сборе диаметром 5 мм длиной 9 мм от сжимающей термомеханической силы – 300 Н, составляет 529,55 Мпа в зоне «А» контакта с головкой соединительного винта, а в зоне «Б» контакта с внутрикостной частью имплантата составляет 97,56 Мпа;

3) наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата в сборе диаметра 5 мм длиной 19 мм от сжимающей термомеханической силы 300 Н, составляет 214,49 Мпа в зоне «Б».

3.2.6. Результаты инженерного решения резьбового соединения внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и наружной резьбы соединительного винта при сборке с внекостной частью имплантата для диаметров 3,0 мм, 4,0 мм, 5,0 мм

Единственной нагрузкой действующей на резьбовое соединение в данном расчете является термомеханическая сила затяжки.

Определив термомеханические осевые силы $P_0 = 120, 150, 200, 250, 300$ Мпа, которые надо приложить к внекостным частям имплантата диаметром 5 мм, 4,5 мм, 4 мм, 3,5 мм и 3 мм. Определив напряжение смятия $\sigma_{см.и}, \sigma_{см.в}$ и среза $\sigma_{т.и}, \sigma_{т.в}$ витков внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и соединительного винта, и, напряжение растяжения стержня винта $\sigma_{р.в}$, а также напряжение сжатия стенок внекостных частей имплантата $\sigma_{сж.д.и}$ по системе формул (3.2.14), (3.2.15), (3.2.16) и (3.2.18).

Результаты расчетов, полученных для внекостных частей имплантата диаметром 5,0 мм, 4,5 мм, 4,0 мм, 3,5 мм и 3,0 мм, и, для каждого диаметра их длины 9 мм, 8 мм, 7 мм и 6 мм приведены в табл. 3.25.

Таблица 3.25 – Расчет внутрикостной и внекостной частей имплантата и соединительного винта имплантата в сборе

№ варианта $d5$		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{сж.д.и.}$ $d=5$, Мпа	$l=6$, $F=8,289600 \text{ мм}^2$	14,476	18,095	21,714	24,127	30,158	36,190
	$l=7$, $F=7,653750 \text{ мм}^2$	15,679	19,598	23,518	26,131	32,664	39,195
	$l=8$, $F=7,209187198 \text{ мм}^2$	16,695	20,807	24,968	27,742	34,678	41,614
	$l=9$, $F=6,881015625 \text{ мм}^2$	17,439	21,799	26,159	29,066	36,332	43,598
№ варианта $d4,5$		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{сж.д.и.}$ $d=4,5$, Мпа	$l=6$, $F=7,033600 \text{ мм}^2$	17,061	21,326	25,592	28,435	35,544	42,652
	$l=7$, $F=6,6288888887 \text{ мм}^2$	18,103	22,628	27,154	30,171	37,714	45,256
	$l=8$, $F=6,344081633 \text{ мм}^2$	18,915	23,644	28,373	31,525	39,407	47,288
	$l=9$, $F=6,132812500 \text{ мм}^2$	19,567	24,459	29,350	32,612	40,764	48,917
№ варианта $d4$		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{сж.д.и.}$ $d=4,0$, Мпа	$l=6$, $F=5,840400 \text{ мм}^2$	20,546	25,683	30,820	34,244	42,805	51,366
	$l=7$, $F=5,6476388887 \text{ мм}^2$	21,248	26,560	31,872	35,413	44,266	53,120
	$l=8$, $F=5,511020408 \text{ мм}^2$	21,775	27,218	32,662	36,291	45,364	54,436
	$l=9$, $F=5,409140625 \text{ мм}^2$	22,185	27,731	33,277	36,974	46,218	55,462
№ варианта $d3,5$		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{сж.д.и.}$ $d=3,5$, Мпа	$l=6$ $l=7$ $l=8$ $l=9$ } $F=4,710 \text{ мм}^2$	25,478	31,847	38,217	42,463	53,079	63,694
№ варианта $d3,5$		1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н		120	150	180	200	250	300
$\sigma_{сж.д.и.}$ $d=3$, МПа	$l=6$ $l=7$ $l=8$ $l=9$ } $F=2,158750 \text{ мм}^2$	55,588	69,485	83,382	92,646	115,808	138,969

Продолжение таблицы 3.25

Расчет резьбы соединительного винта и имплантата						
№ варианта M1,8, z=14	1	2	3	4	5	6
Осевая нагрузка P , Н	120	150	180	200	250	300
$\sigma_{см}$, МПа	9,163	11,453	13,744	15,271	19,089	22,907
$\sigma_{т,и}$, МПа	9,487	11,858	14,230	15,810	19,764	23,716
$\sigma_{т,в}$, МПа	14,018	17,523	21,027	23,364	29,205	35,045
Расчет на растяжение корпуса имплантата и стенки соединительного винта						
$\sigma_{р.д.и}$, M5x0,5, МПа	9,663	12,079	14,495	16,105	20,132	24,158
$\sigma_{р.д.в}$, M1,8, МПа	87,723	109,654	131,584	146,205	182,756	219,307

Графическое отображение результатов расчета приведено на рис. 3.43-3.45.

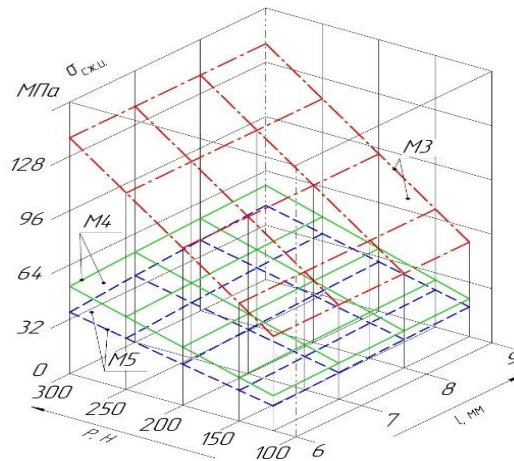


Рис. 3.43 -Сравнение эквивалентных напряжений на сжатие корпуса внекостной части имплантата диаметром 3 мм, 4 мм и 5 мм в зависимости от величины осевой силы и длины части имплантата.

- — — — — $\sigma_{сж.и}$ – диаметром 3 мм,
- — — — — $\sigma_{сж.и}$ – диаметром 4 мм,
- — — — — $\sigma_{сж.и}$ – диаметром 5 мм.

Анализ результатов расчета напряжений на сжатие стенок корпуса внекостной части имплантата приведенных в табл. 3.25 и на рис. 3.43 показывает:

- 1) при увеличении осевой нагрузки с 120 до 300 Н, напряжение на сжатие стенок корпуса внекостных частей имплантата возрастает в 2,5 раза;
- 2) при увеличении длины корпуса внекостной части имплантата с 6 до 9 мм напряжение на сжатие при нагрузке 300 Н; для диаметра 5 мм возрастает с 36,190 до 43,598 МПа, т.е. на

20,5 %; для диаметра 4 мм возрастает с 51,366 до 55,462 МПа, т.е. на 8%; для диаметра 3 мм от длины не зависит и составляет 138,969 МПа; 3) при увеличении диаметра внекостной части имплантата с 3 мм до 4 мм максимальное напряжение сжатия стенок уменьшается с 138,969 до 55,462 МПа, т.е. в 2,5 раза; с 3 мм до 5 мм – уменьшается с 138,969 до 43,598 МПа, т.е. 3,2 раза.

Результаты расчетов резьбового соединения внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и соединительного винта приведены в табл. 3.25. Графическое отображение результатов расчета приведено на рис. 3.44.

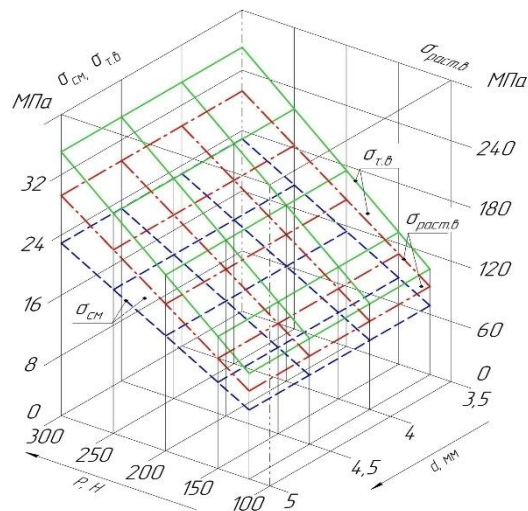


Рис. 3.44 -Зависимость эквивалентных напряжений соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата диаметром 1,8 мм от величины осевой силы и диаметра имплантата.

- — — — — σ_{CM} – диаметром 3 мм,
- — — — — $\sigma_{T.B}$ – диаметром 4 мм,
- — — — — $\sigma_{расст.б}$ – диаметром 5 мм.

Анализ результатов расчета внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и резьбы соединительного винта М1,8, $S=0,350$ мм, с количеством витков $z=14$, на смятие и срез витков резьбы, а также на растяжение стержня соединительного винта приведенных в табл. 3.25 и на рис. 3.48 показывает: 1) при увеличении осевой термомеханической нагрузки с 120 до 300 Н: – напряжение на смятие витков резьбы возрастает с 9,163 до 22,907 МПа, т.е. в 2,5 раза; – напряжение на срез витков резьбы возрастает для имплантата с 9,487 до 23,716 МПа, т.е. в 2,5 раза, для витков соединительного винта с 14,018 до 35,045 МПа,

т.е. в 2,5 раза; – напряжение на растяжение стержня винта возрастает с 87,723 до 219,307 МПа, т.е. в 2,5 раза;

2) при осевой силе 300 Н максимальное напряжение на растяжение стержня соединительного винта 219,307 МПа, а на срез витков резьбы 35,045 МПа, т.е. больше в 6,26 раза.

Результаты расчетов, полученных для внутрикостных частей имплантата диаметром 5,0 мм, 4,5 мм, 4,0 мм и 3,5 мм, и, для каждого диаметра количества витков и длины при осевых силах 250 и 300 Н приведены в табл. 3.21-3.23. Графическое отображение результатов расчета приведено на рис. 3.45.

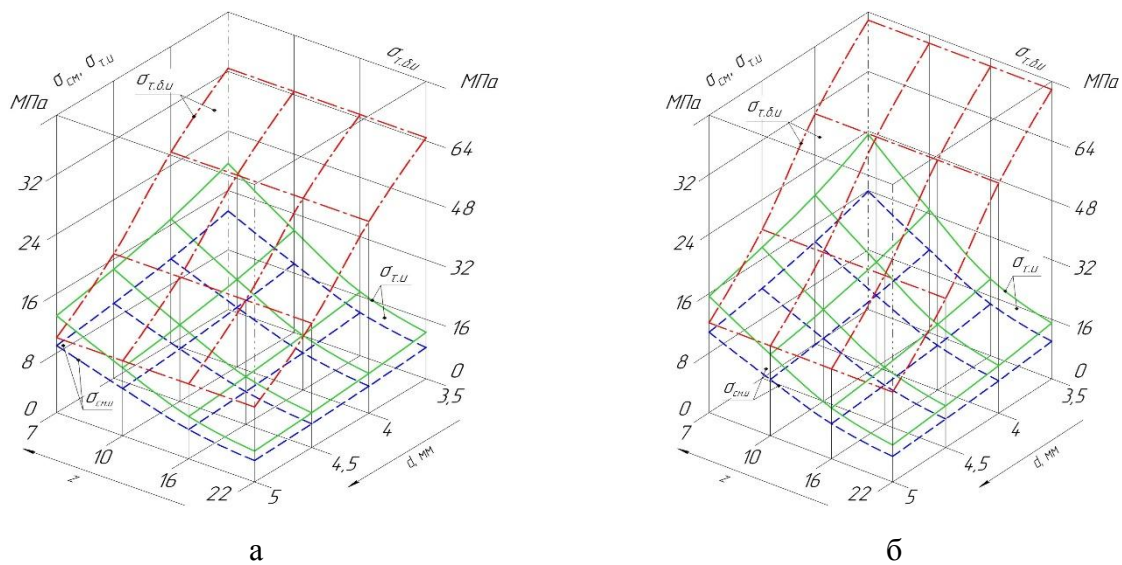


Рис. 3.45 -Сравнение эквивалентных напряжений внутрикостной части имплантата: наружной резьбы на смятие и на срез, стенки корпуса на растяжение в зависимости от диаметра имплантата, количества витков и длины при различных значениях осевой силы.

а - при осевой силе $P=250$ Н; б - при осевой силе $P=300$ Н

- — — — — $\sigma_{см,л}$ – смятие резьбы,
- — — — — $\sigma_{т,л}$ – срез резьбы,
- — — — — $\sigma_{т,δ,л}$ – растяжение стенки корпуса.

Анализ результатов сравнительных расчетов показывает, что наибольшие из рассмотренных напряжений приходятся напряжения на растяжения стенок корпуса внутрикостной части имплантата.

Для этих напряжений на растяжение стенок корпуса внутрикостной части имплантата можно предложить математическую модель их определения в

зависимости от термомеханической силы: для диаметра 3 мм $\sigma_{p,\delta.и} = 0,560400 \cdot P$; для диаметра 4 мм $\sigma_{p,\delta.и} = 0,206316800 \cdot P$; для диаметра 5 мм $\sigma_{p,\delta.и} = 0,080524800 \cdot P$.

3.3 Результаты расчета ТММ температуры стоматологического имплантата

3.3.1 Результаты расчета напряженно-деформированного состояния (НДС) внутрикостной части имплантата при термическом нагружении

Для обеспечения большого жизненного цикла имплантата, установленного в челюстную кость с помощью резьбового соединения при различных термических нагрузках в ней, необходимо решить задачу термической затяжки внутрикостной части имплантата. При известных температурах (120...36,6) °С, коэффициентах теплопроводности титановых сплавов ($\lambda=18,85...8,372 \frac{\text{Вт}}{\text{м}\cdot\text{К}}$), геометрических параметрах соединения определить термическую силу затяжки P_T . Используем основной закон теплопроводности – закон Фурье:

$$Q = \frac{\lambda}{l} \cdot (t_1 - t_2) \cdot F, \quad (3.3.1)$$

где $Q=...$ Вт – тепловой поток проходящий по длине внутрикостной части имплантата; $l=...$ м – полная длина внутрикостной части имплантата; $t_1 = ...$ °С – начальная температура имплантата; $t_2 = 36,6$ °С – конечная температура имплантата; $F_{\Pi} = ...$ м² – изотермическая поверхность подвода теплоты к внутрикостной части имплантата.

Плотность теплового потока:

$$q = \frac{Q}{F_{\Pi}}, \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}; \quad (3.3.2)$$

где $F_{\Pi} = ...$ м² – площадь изотермической поверхности подвода теплоты к внутрикостной части имплантата.

Сила термического напряжения внутрикостной части имплантата, P_T :

$$P_T = \frac{Q}{l}, \text{ Н} \quad (3.3.3)$$

Величина линейного удлинения, совершаемого вследствие изменения температуры:

$$\Delta l = l \cdot a \cdot (t_1 - t_2); \quad (3.3.4)$$

где $a \cdot 10^{-6} = \frac{1}{\text{градус}}$ – коэффициент теплового расширения:

Δl = м– величина линейного удлинения длины внутрикостной части имплантата.

Подставляя числовые значения в формулы (3.3.1...3.3.4), получим силу термической затяжки P_T , для внутрикостной части имплантата $d=5$ мм, $l=18$ мм, табл. 3.26.

Таблица 3.26 - Сила термической затяжки

№ варианта	Обозначения				
	$t_1, ^\circ\text{C}$	$t_1-t_2, ^\circ\text{C}$	$q, \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$	$Q = q \cdot F_{\text{п}}, \text{Вт}$	$P_T = \frac{Q}{l}, \text{Н}$
1	60	23,4	23276,842105	0,763052127	40,160638
2	80	43,4	43171,578947	1,415233432	74,485970
3	100	63,4	43171,578947	2,067414738	108,811302
4	120	83,4	82961,052632	2,719596043	143,136634

Анализ результатов расчета табл. 3.26 показывает, что при увеличении температуры (t_1 с 60 до 120 $^\circ\text{C}$) подвода теплоты термическая сила « P_T » напряжения стенок корпуса внутрикостной части имплантата возрастает с 40,160638 до 143,1436634 Н, т.е. 3,6 раза.

Если общая осевая термомеханическая сила растяжения P_0 составляет (при $t_1 = 120^\circ\text{C}$) 300 Н, то осевая механическая сила P_M , которая получается от затяжки тарировочным ключом внутрикостной части имплантата определится, как разность термомеханической и термической осевых сил: $P_M = P_0 - P_T \cong 300 - 143 = 157, \text{Н}$.

Таким образом анализы результатов расчета, полученных в вышеизложенных разделах показывают, что наибольшие напряжения на растяжение имеют стенки корпуса внутрикостной части имплантата диаметром 3 мм, 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, поэтому проведем их расчет методом конечных элементов:

Для определения максимальных термических напряжений и деформаций сборки внутрикостной части имплантата с костью челюсти при различных температурах подвода теплоты к внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм и 5 мм необходимо решить три задачи:

Первая – распределение температуры по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата (рис. 3.46 - 3.49).

Вторая – увеличение диаметра по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата.

Третья – определение максимальной термической осевой силы, действующей на стенки корпуса внутрикостной части имплантата.

После выбора температуры t_1 , равной 60 °С, 80 °С, 100 °С и 120 °С и температуры $t_2 = 36,6$ °С был произведен окончательный расчет трех поставленных задач.

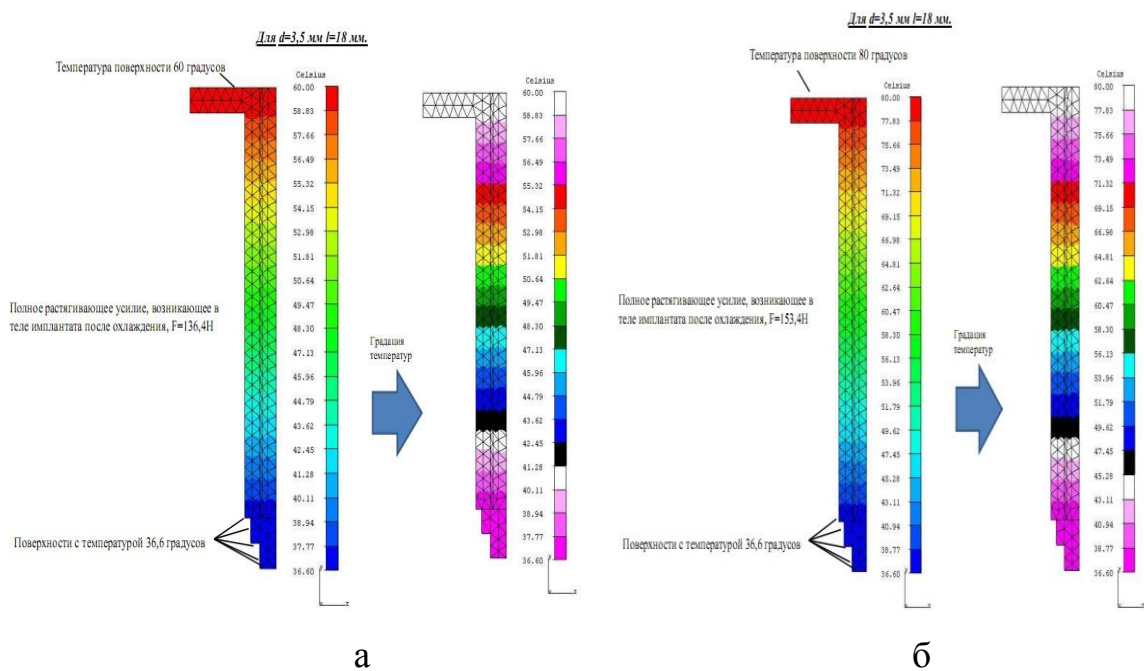


Рис. 3.46 - Объемное распределение температуры по длине стенки корпуса и осевая максимальная растягивающая сила внутрикостной части имплантата.

а - $d=3,5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=60$ °С; б - $d=3,5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=80$ °С.

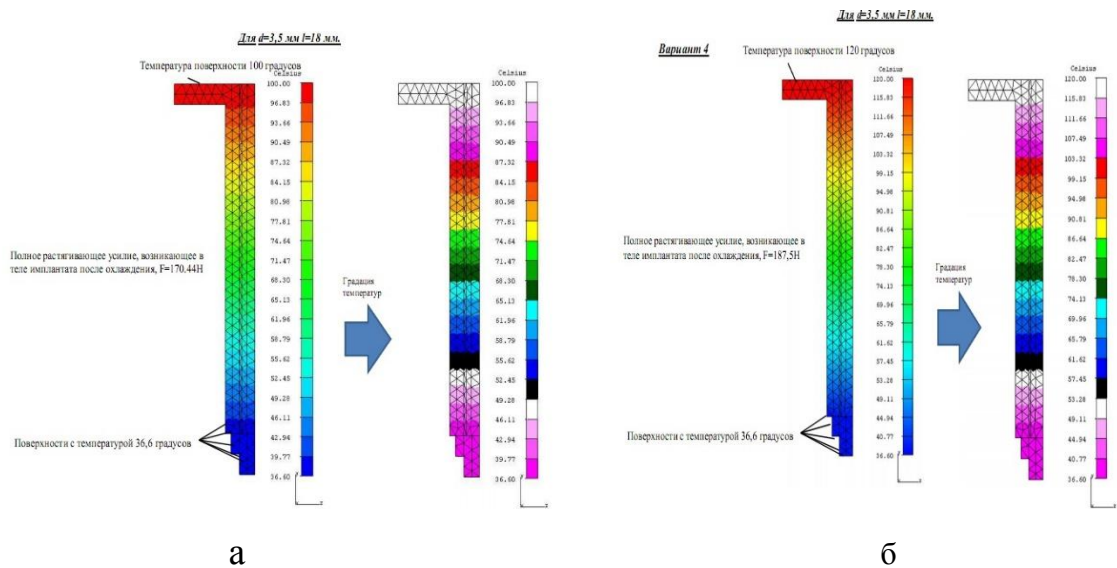


Рис. 3.47 - Объемное распределение температуры по длине стенки корпуса и осевая максимальная растягивающая сила внутрикостной части имплантата.

а - $d=3,5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=100$ °С; б - $d=3,5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=120$ °С.

Сравнительный анализ результатов расчета распределения температуры для диаметра 3,5 мм, рис. 3.46 - 3.47 показывают: при увеличении температуры t_1 с 60 °С до 120 °С: - температура в зоне резьбового соединения изменяется с 43,63 °С до 61,62 °С, т.е. возрастает на 41%; - температура под опорным ложем изменяется с 58,83 °С до 115,83 °С, т.е. увеличивается на 96,89%; - осевая термическая сила изменяется с 136,4 до 187,5 Н, т.е. увеличивается на 37,46 %.

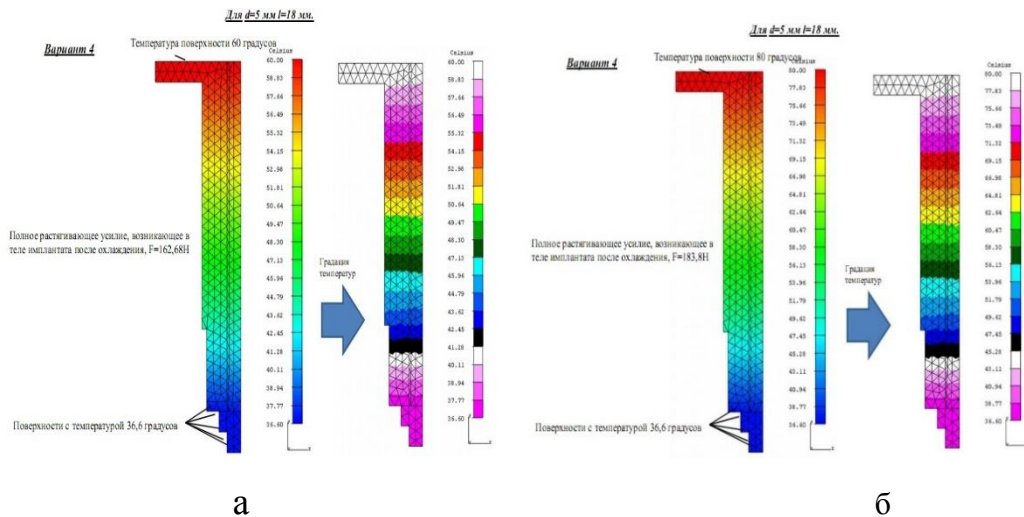


Рис. 3.48 - Объемное распределение температуры по длине стенки корпуса и осевая максимальная растягивающая сила внутрикостной части имплантата.

а - $d=5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=60$ °С; б - $d=5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=80$ °С.

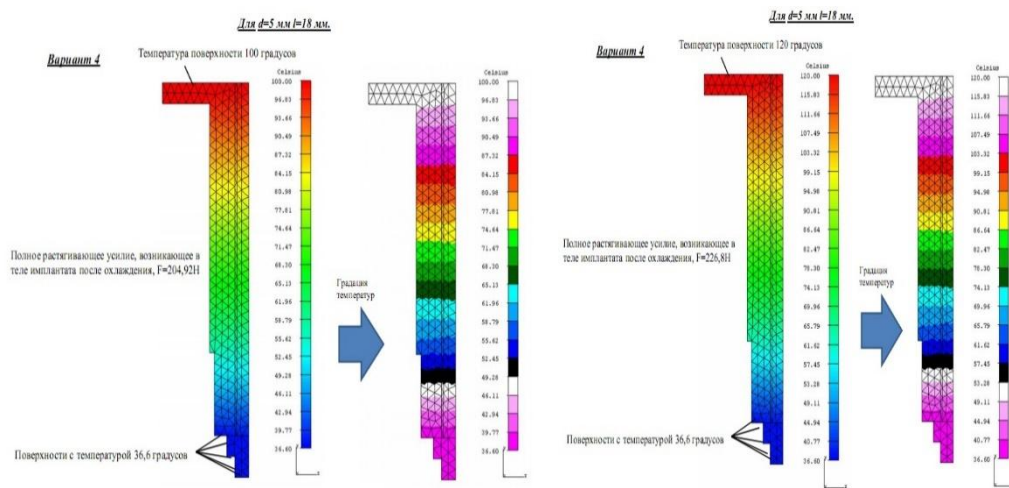


Рис. 3.49 - Объемное распределение температуры по длине стенки корпуса и осевая максимальная растягивающая сила внутрикостной части имплантата.

а - $d=5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=100$ °С; б - $d=5$ мм, $l_1=19$ мм, $t_1=120$ °С.

Сравнительный анализ результатов расчета распределения температуры для диаметра 5 мм, рис. 3.48 - 3.49 показывает: при увеличении температуры t_1 с 60 °С до 120 °С: - температура в зоне резьбового соединения изменяется с 43,63 °С до 61,62 °С, т.е. возрастает на 41%; - температура под опорным ложем изменяется с 58,83 °С до 115,83 °С, т.е. увеличивается на 96,89%; - осевая термическая сила изменяется с 162,68 до 226,8 Н, т.е. увеличивается на 39,42 %.

Очевидно, что при увеличении диаметра внутрикостной части имплантата увеличивается толщина стенки корпуса, что, в свою очередь, влечет существенное повышение осевой термической силы. Как на рис. 3.46, так и на рис. 3.48 хорошо видно, что распределение температуры по стенке корпуса не изменяются при увеличении диаметра внутрикостной части имплантата.

Однако, полное растягивающее усилие, возникающее в стенке корпуса внутрикостной части имплантата изменяется с 136,4 до 162,68 Н, т.е. увеличивается на 19,27 %.

Аналогично, как на рис. 3.47, так и на рис. 3.49 хорошо видно, что распределение температуры по стенке корпуса не изменяется при увеличении диаметра. Однако, полное растягивающее усилие, возникающее в стенке корпуса

внутрикостной части имплантата изменяется с 187,5 до 226,8 Н, т.е. увеличивается на 20,96 %.

При этом следует отметить, что аналогичные результаты расчета распределения температуры по длине внутрикостной части имплантата были выполнены для диаметров 3 мм, 4 мм и 4,5 мм и температур 60 °С, 80 °С, 100 °С и 120 °С, которые подтвердили закономерность распределения температуры, полученные выше для диаметров 3,5 мм и 5 мм.

Результаты расчета второй поставленной задачи – увеличение диаметра стенки корпуса по длине внутрикостной части имплантата, совершаемого вследствие изменения температуры, для диаметров 3,5 мм и 5 мм приведены на рис. 3.50 - 3.53.

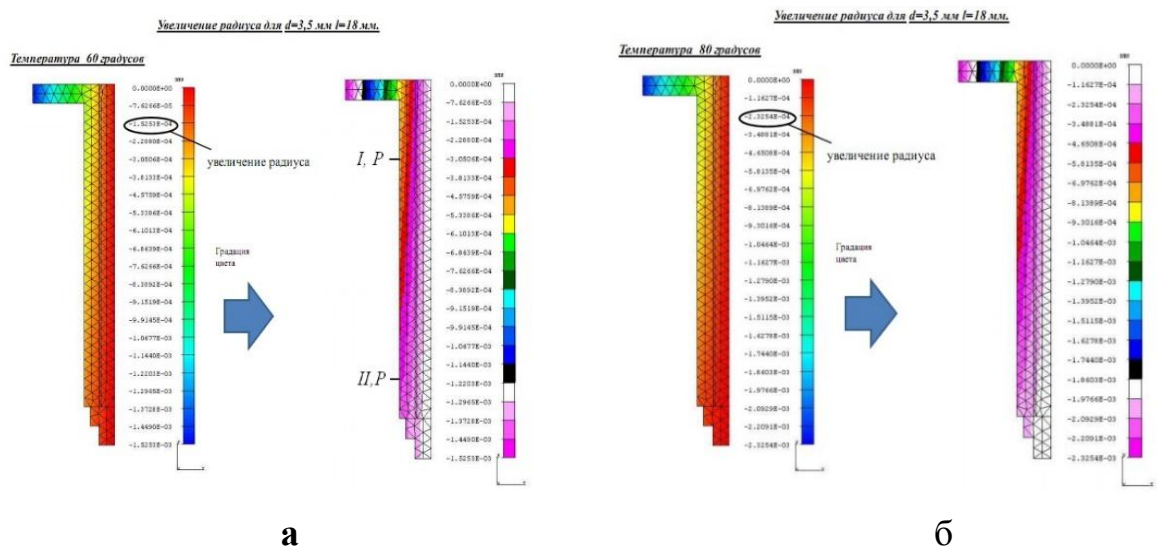


Рис. 3.50 - Объемное распределение линейного удлинения диаметра корпуса по длине внекостной части имплантата, совершаемого вследствие изменения температуры.

а $-d=3,5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=60$ °С; б $-d=3,5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=80$ °С.

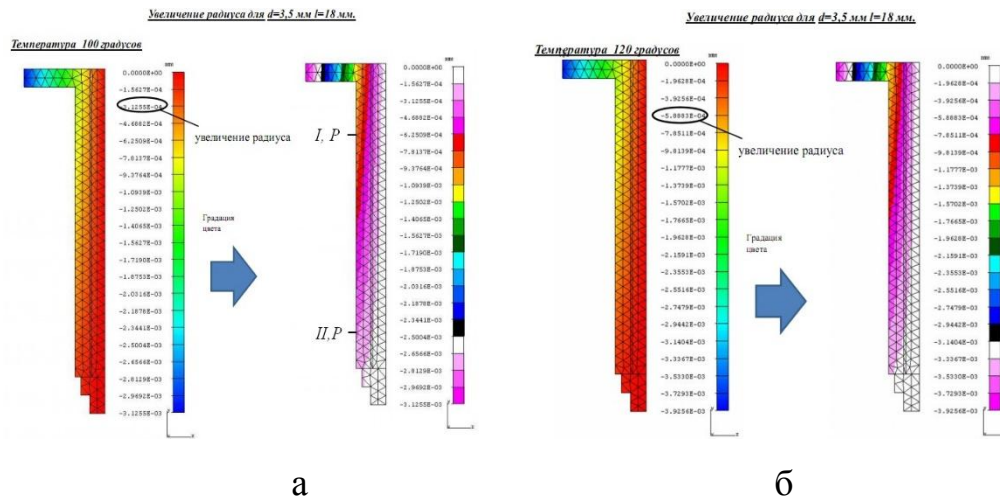


Рис. 3.51 - Объемное распределение линейного удлинения диаметра корпуса по длине внестоной части имплантата, совершаемого вследствие изменения температуры.

а - $d=3,5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=100$ °С; б - $d=3,5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=120$ °С.

Сравнительный анализ результатов расчета распределение роста диаметра 3,5 мм рис. 3.50 - 3.51 при увеличении температуры с 60 до 100 °С показывает:

- увеличение диаметра в зоне резьбового соединения изменяется с 0,000908 до 0,001063 мм, т.е. увеличивается на 17%.
- увеличение диаметра в зоне опорного ложа внутрикостной части имплантата изменяется с 0,001008 до 0,001328 мм, т.е. увеличивается на 31,8%.

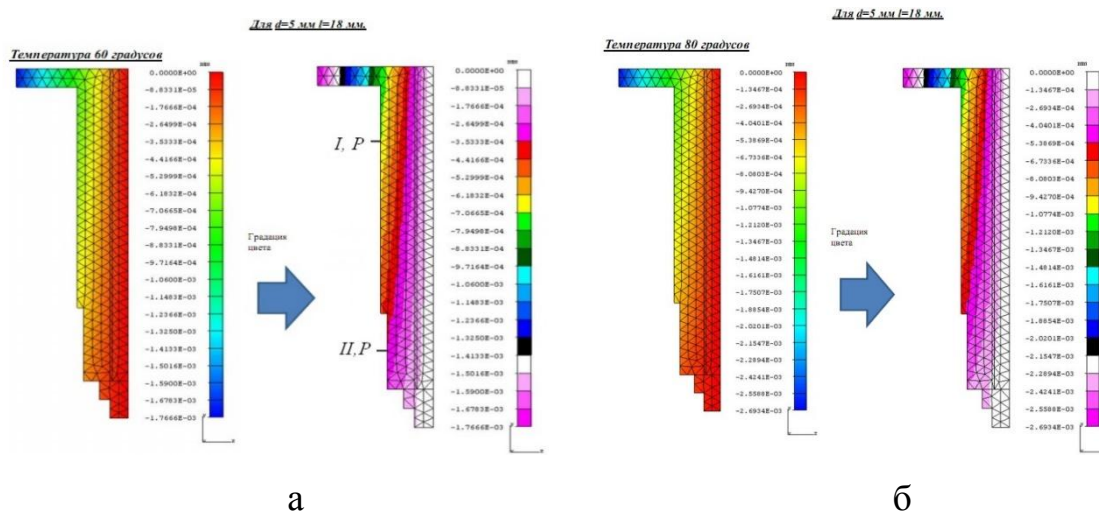


Рис. 3.52 - Объемное распределение линейного удлинения диаметра корпуса по длине внестоной части имплантата, совершаемого вследствие изменения температуры.

а - $d=5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=60$ °С; б - $d=5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=80$ °С.

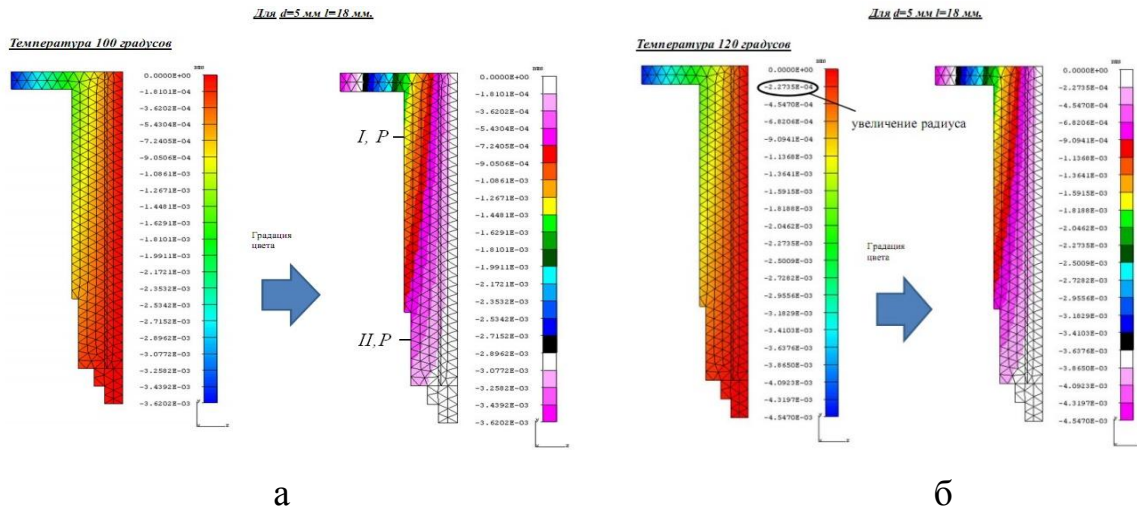


Рис. 3.53 - Объемное распределение линейного удлинения диаметра корпуса по длине внекостной части имплантата, совершаемого вследствие изменения температуры.

а - $d=5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=100$ °С; *б* - $d=5$ мм, $l_0=19$ мм, $t=120$ °С.

Сравнительный анализ результатов расчета распределение роста диаметра 5 мм рис. 3.52 и 3.53 при увеличении температуры с 60 до 100°С показывает:

- увеличение диаметра в зоне резьбового соединения изменяется с 0,001410 до 0,001926 мм, т.е. увеличивается на 36,6%.
- увеличение диаметра в зоне опорного ложа внутрикостной части имплантата изменяется с 0,003015 до 0,004634 мм, т.е. увеличивается на 53,7%.

Аналогичные результаты расчета роста диаметра внутрикостной части имплантата были выполнены для диаметров 3 мм, 4 мм и 4,5 мм и температур 60 °С, 80 °С, 100 °С и 120 °С, которые подтвердили закономерность роста диаметра, полученные выше для диаметров 3,5 мм и 5 мм.

Для обеспечения высокого жизненного цикла имплантата в сборе с костью челюсти и искусственной коронкой зуба инженерное решение предусматривает:

- достаточный диаметральный зазор между наружным диаметром резьбы кости челюсти и наружным диаметром резьбы внутрикостной части имплантата для диаметров 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм составляет 0,108254 мм.
- достаточный диаметральный зазор между внутренним диаметром проточки кости челюсти и наружным диаметром гладкой части корпуса имплантата в

зоне костного ложа диаметров 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм составляет 0,108254 мм.

Результаты расчета третьей поставленной задачи – определение максимальной термической осевой силы, действующей на стенки корпуса внутрикостной части имплантата при температуре 60 °С, 80 °С, 100 °С и 120 °С для диаметров 3,5 мм и 5 мм и длины 19 мм приведены в табл. 3.29 и на рис. 3.54 при остывании до температуры 36,6 °С показали:

- при снижении температуры 60 °С до 36,6 °С в корпусе внутрикостной части имплантата максимальная термическая осевая сила составляет:

для диаметра 3,5 мм – 136,4 Н, а для диаметра 5 мм – 162,7 Н, т.е. увеличивается на 19,3%;

- при снижении температуры с 120 °С до 36,6 °С максимальная термическая осевая сила составляет:

для диаметра 3,5 мм – 187,5 Н, а для диаметра 5 мм – 226,8 Н, т.е. увеличивается на 21%.

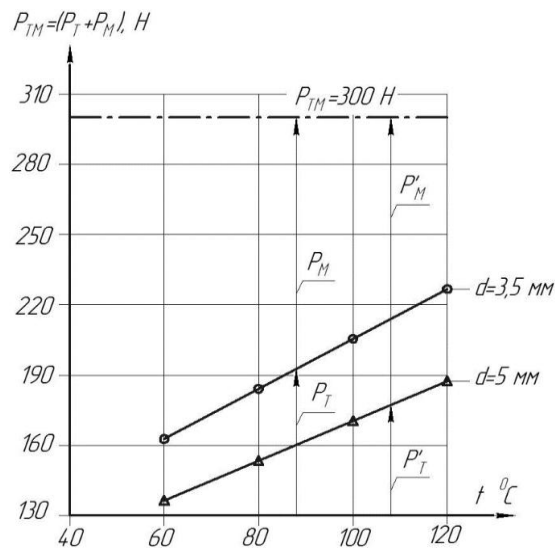


Рис. 3.54 - Полное растягивающее усилие, возникающее в теле внутрикостной части имплантата после охлаждения.

P_T, P_T' – термическое усилие, P_M, P_M' – механическое усилие,

P_{TM} – термомеханическое усилие

○ — ○ — $d=5$ мм, $l=19$ мм

△ — △ — $d=3,5$ мм, $l=19$ мм

При этом следует отметить, что аналогичные результаты расчета максимальной термической осевой силы, действующей на стенки корпуса внутрикостной части имплантата были выполнены для диаметров 3 мм, 4 мм и 4,5 мм длиной 19 мм, которые подтвердили закономерность распределения термической осевой силы, полученные в табл. 3.27 для диаметров 3,5 мм и 5 мм.

Таблица 3.27 - Распределение термической осевой силы

Параметр		Температура нагрева, °С			
		60	80	100	120
$d=3,5$ мм, $l=19$ мм	P_{TM} , Н	300	300	300	300
	P_T , Н	162,7	183,8	204,9	226,8
	P_M , Н	137,3	116,2	95,1	73,2
$d=5$ мм, $l=19$ мм	P_{TM} , Н	300	300	300	300
	P_T , Н	136,4	153,4	170,4	187,5
	P_M , Н	163,6	146,6	129,6	112,5

Проведенный анализ результатов расчета, таб. 3.27, рис. 3.54 позволили разработать методику выбора и установки внутрикостной части имплантата в по эксплуатационной температуре t_3 и величине термомеханической нагрузки P_{TM} процесса механической обработки пищи. По величинам t_3 и P_{TM} выбирают: 1) диаметр и длину внутрикостной части имплантата; 2) величину максимальной термической осевой силы; 3) температуру нагрева корпуса внутрикостной части имплантата; 4) величину механической осевой силы, действующей на корпус внутрикостной части имплантата; 5) момент затяжки внутрикостной части имплантата при ввертывании его в челюстную кость тарировачным ключом, 6) величину крутящего момента на тарировочном ключе затяжки резьбового соединения «резьбы кости челюсти и наружная резьба внутрикостной части имплантата» с большим жизненным циклом.

3.3.2. Результаты расчета напряженно-деформированного состояния (НДС), расчет и распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата от растягивающих термомеханических сил

В данной главе использована расчетная схема внутреннего термического и внешнего механического нагружения внутрикостной части имплантата, состоящая из продольных осевых термической и механической сил, рис. 3.58.

Геометрия сборки внутрикостной части имплантата различных диаметров при нагружении осевой термической и термомеханической силами с костью челюсти и результаты расчета НДС внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм представлены на рис. 3.55 - 3.56.

Распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата для: диаметров 3,5 и длины 19 мм:
От растягивающей термической силы при температуре 100 °С для диаметра 3,5 мм – 170.44Н.

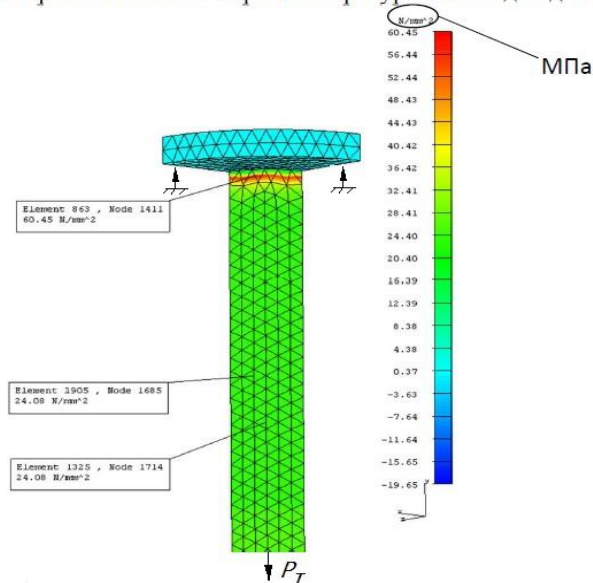


Рис. 3.55 - Расчет ТММ на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата при нагружении термической осевой силой.

Распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата для: диаметров 3,5 и длины 19 мм:
От растягивающей термомеханической силы при температуре 100 °С: для диаметра 3,5 мм – 300Н.

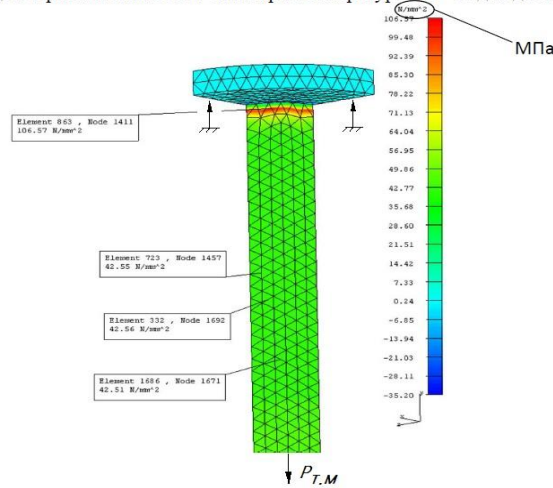
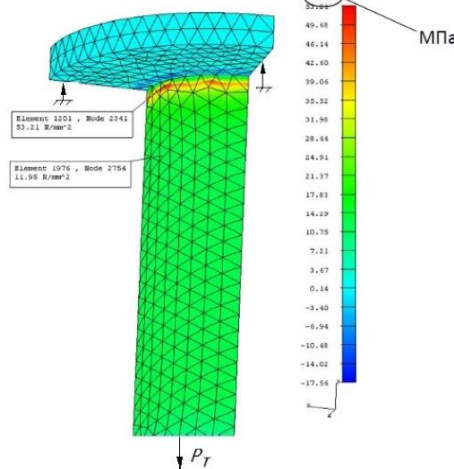


Рис. 3.56 - Расчет ТММ на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата при нагружении термомеханической осевой силой.

Таким образом наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм и длины 19 мм от растягивающей термической силы при температуре 100 °С – 170,44 Н – элемент 863 составляет – 60,45 МПа, а наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм и длины 19 мм от растягивающей термомеханической силы при температуре 100 °С – 300 Н, – элемент 863 составляет – 106,57 МПа.

Результаты расчета НДС внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм представлены на рис. 3.57-3.58.

Распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата для: диаметров 5 и длины 19 мм:
От растягивающей термической силы при температуре 100 °С для диаметра 5 мм – 204,92 Н.



..

Рис. 3.57 - Расчет ТММ на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата при нагружении термической осевой силой.

Распределение напряжений растяжения по длине стенки корпуса внутрикостной части имплантата для: диаметров 5 и длины 19 мм:
От растягивающей термомеханической силы при температуре 100 °С: для диаметра 5 мм – 300Н.

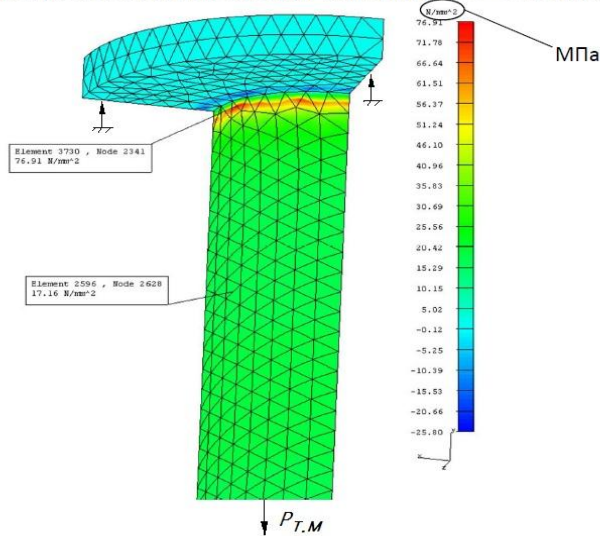


Рис. 3.58 - Расчет ТММ на растяжение стенки корпуса внутрикостной части имплантата при нагружении термомеханической осевой силой.

Наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм и длины 19 мм от растягивающей термической силы при температуре 100 °С – 204,72 Н – элемент 1201 составляет – 53,21 Мпа, а наиболее нагруженная зона внутрикостной части имплантата диаметром 5 мм и длины 19 мм от растягивающей термомеханической силы при температуре 100 °С – 300 Н, элемент 3730 составляет – 76,91 Мпа.

Предел прочности титановых сплавов при растяжении составляет (300...450) Мпа.

При этом следует отметить, что напряжение растяжения существенно зависит от внешнего диаметра внутрикостной части имплантата и, соответственно, толщины стенки. Отсюда можно сделать вывод, что использование внутрикостной части имплантата с большими диаметрами может существенно повысить прочностные характеристики сборки внутрикостной части имплантата.

3.3.3. Результаты ТММ напряженно-деформированного состояния (НДС), расчета и распределение температур и напряжений по длине стенки корпуса внутрикостной и внекостной частей имплантата от растягивающих термомеханических сил

В данном разделе рассмотрены рациональное распределение температуры и напряжений по деталям имплантата в сборе.

Для расчета сборки имплантата под действием затяжки винта была создана объемная конечно-элементная модель сборки включающая две области контакта, которая соответствует расчетной схеме имплантата в сборе.

Нагрузками, действующими на соединение, в данной расчетной схеме являются сила термическая при подводе теплоты и механическая сила от затяжки винта. Поэтому при подводе теплоты к соединительному винту и внутрикостной части имплантата, и отводе теплоты от внекостной части имплантата при их соединении винтом, распределение температуры и напряжения по объему деталей имплантата имеют большое значение и определяются методом конечных элементов.

3.3.4. Результаты расчета ТММ температуры имплантата в сборе

С этой целью был произведен окончательный расчет МКЭ распределение температуры в стенках корпуса внутрикостной и внекостной частей имплантата и в стержне соединительного винта по их длине (при подводе температуры $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ к внекостной части имплантата с той же площадью изотермической поверхности). Графическое изображение результатов расчета для диаметров 3,5 мм (рис. 3.59) и 5 мм (рис. 3.60) и длиной внутрикостной части имплантата 19 мм, внекостной – 9 мм.

Анализ результатов расчета распределения температуры для диаметра 3,5 мм рис. 3.59 показывает: 1) уменьшение температуры стенки корпуса внекостной

части имплантата от $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $91\text{ }^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм ее длины 9 мм, приходится $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ убывания ее температуры;

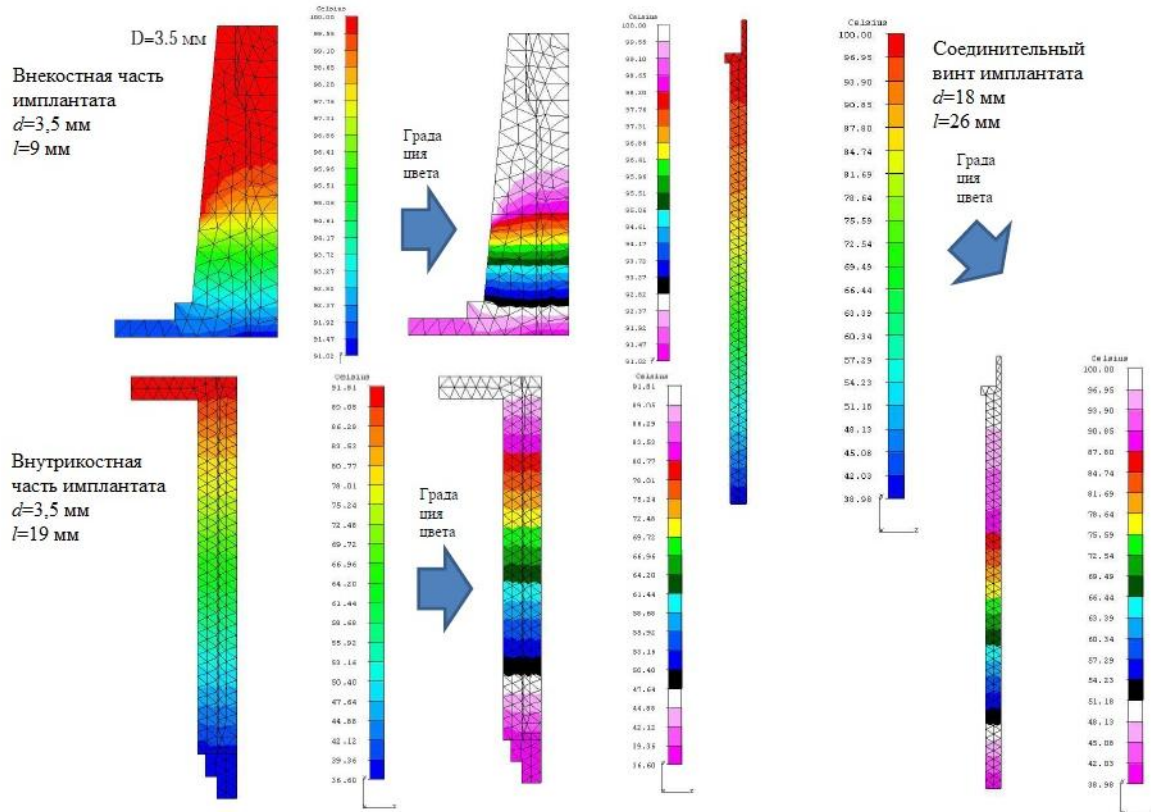


Рис. 3.59 - Результаты расчета (ТММ) и распределение температур по длине стенок корпуса и соединительного винта имплантата в сборе.

2) уменьшение температуры стенки корпуса внутрикостной части имплантата с $91,81\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $36,6\text{ }^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм ее длины 19 мм, приходится $2,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ снижения температуры;

3) уменьшение температуры стержня соединительного винта имплантата с $100\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $38,98\text{ }^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм его длины 26 мм, приходится $2,4\text{ }^{\circ}\text{C}$ уменьшения его температуры.

Таким образом, наибольшая скорость убывания температуры с стенке корпуса внутрикостной части имплантата $2,9^{\circ}\text{C}$ на 1 мм ее длины, наименьшая скорость убывания температуры в стенке корпуса внекостной части имплантата 1°C на 1 мм ее длины, что благоприятно отразится на контактной зоне соединения искусственной коронки зуба и наружной поверхности внекостной части имплантата для достижения большого жизненного цикла.

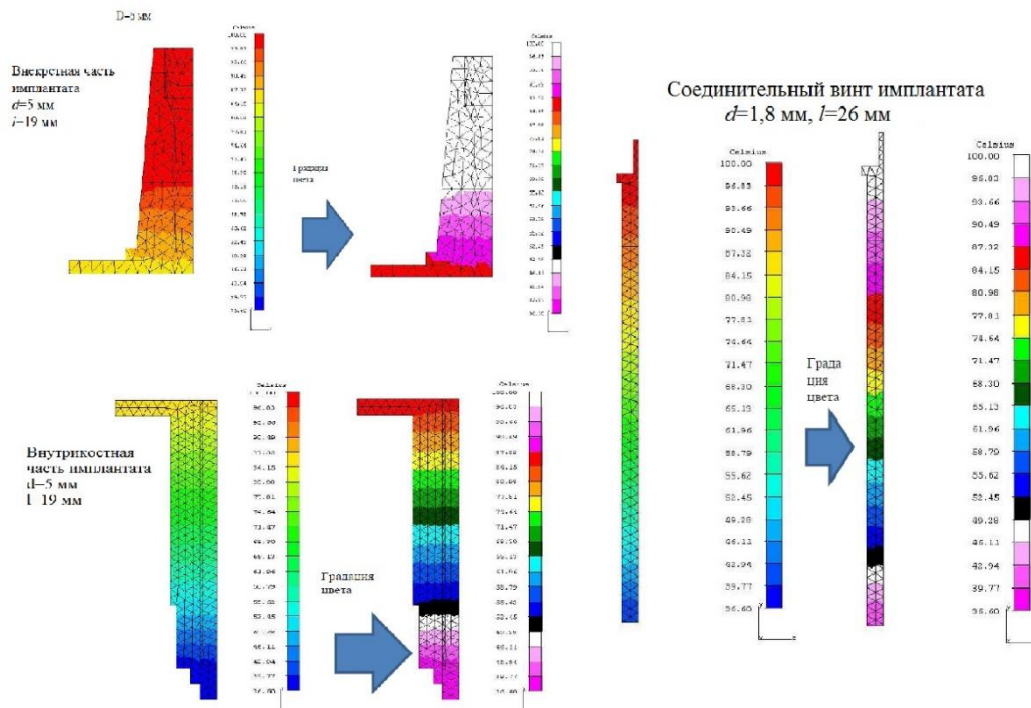


Рис. 3.60 - Результаты расчета (ТММ) и распределение температур по длине стенок корпуса и соединительного винта имплантата в сборе.

Анализ результатов расчета убывания температуры для диаметра 5 мм рис. 3.60 показывает:

1) уменьшение температуры стенки корпуса внекостной части имплантата в сборе от 100°C до $87,32^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм ее длины 9 мм, приходится $1,4^{\circ}\text{C}$ убывания ее температуры;

2) уменьшение температуры стенки корпуса внутрикостной части имплантата в сборе от $90,49^{\circ}$ до $36,6^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм ее длины 19 мм, приходится $2,84^{\circ}\text{C}$ убывания ее температуры;

3) уменьшение температуры стержня соединительного винта имплантата в сборе с 100°C до $42,94^{\circ}\text{C}$, т.е. на 1 мм его длины 26 мм, приходится $2,2^{\circ}\text{C}$ убывание его температуры.

Таким образом, наибольшая скорость убывания температуры в стенке корпуса внутрикостной части имплантата $2,84^{\circ}\text{C}$ на 1 мм ее длины, наименьшая скорость убывания температуры в стенке корпуса внекостной части имплантата $1,4^{\circ}\text{C}$ на 1 мм ее длины, что благоприятно отразится на контактной зоне соединения внутренней поверхности искусственной коронки зуба с наружной поверхностью внекостной части имплантата в сборе для достижения большого жизненного цикла стоматологического имплантата.

ГЛАВА 4. ПУТИ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ГЕНЕРАЛИЗОВАННЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПАРОДОНТА НА ОСНОВЕ ИНТЕГРАТИВНОГО ПОДХОДА

4.1. Результаты разработки и внедрения экспертной системы оценки костной ткани при планировании имплантации с использованием информационного комплекса

Узловым моментом в стоматологической имплантации, определяющим эффект реабилитации, являются особенности реакции мягких тканей и кости на имплантат. Отсюда вытекает необходимость получения предоперационной информации о состоянии не только общего метаболизма, но и местных процессах в зоне предполагаемой имплантации.

Разработанный нами информационный комплекс относится к исследованию костной ткани с помощью гистологического исследования костной крошки с места подготовки ложа для имплантата, выявляли морфологические изменения костной ткани в зоне предполагаемой имплантации, что может быть использовано при планировании стоматологической имплантации и прогнозирование ее возможных отрицательных последствий.

Определяли степень выраженности морфологических критериев в баллах от 1 до 3, при этом 1 балл соответствует норме или слабому проявлению, 2 балла – среднему и 3 балла интенсивному проявлению морфологических изменений. При получении суммарного балла морфологических критериев от 13-26 оценивали состояние костной ткани в зоне имплантации как хорошее и прогнозировали хорошее приживление имплантата, при получении суммарного балла равного 39 оценивали состояние костной ткани как плохое что прогнозировало отрицательный результат имплантации. При получении суммарного балла от 27-38 анализировали морфологические критерии характеризующие процессы разрушения и созидания костной ткани.

Гистологическое исследование и анализ новых морфологических критериев, определяющих состояние костной ткани и интенсивность кровоснабжения, оценка в баллах их выраженности на этапе планирования стоматологической имплантации позволяло нам повысить объективность и точность прогнозирования результата стоматологической имплантации, т.к. на этапе ее планирования исследовали и анализировали не только макроскопическую и рентгенологическую характеристику костной ткани, но и углубленную морфологическую характеристику процессов rarefакции и эburneации пролиферативных возможностях мезенхимальных клеток кости, а также оценивали характер ее кровоснабжения. Гистологические данные позволяли нам индивидуально оценить потенциальные возможности костной ткани пациента.

Подобная модель компоновки информации в стоматологической практике ранее не применялась. Мы полагаем, что попытка синтезировать традиции стоматологической практики и морфологические подходы продуктивна и позволяет более обоснованно подходить к планированию имплантологического лечения на основе выявления общих и местных факторов риска. Для снижения процента осложнений могут последовать рекомендации по изменению первоначального плана хирургического и ортопедического лечения, вплоть до отказа от дальнейшего использования имплантатов и перехода на традиционные методы ортопедического лечения.

Таким образом, предложенный нами метод диагностики, имеет большое значение в лечении и профилактике осложнений как при самой имплантации, так и для последующего ортопедического лечения. В основу метода положены ранее оставленные без внимания гистологические сведения и их цифровая оценка в баллах. Это направление отличается доступностью, высокой информативностью, адекватностью оценки уровня структурных перестроек.

Примером использования экспертной системы может служить выписка из результатов данных гистологического исследования пациентки Р., 63 лет:

Пациентка Р., 63 лет, обратилась по поводу протезирования отсутствующих зубов на нижней челюсти посредством имплантации искусственных опор. При клинико-рентгенологическом обследовании абсолютных противопоказаний не выявлено. Диагноз: Хронический генерализованный пародонтит тяжелой степени, осложненный частичной потерей зубов. Деформация зубных рядов. Комбинированная травматическая окклюзия. Для прогнозирования результата стоматологической имплантации на этапе планирования пациентке провели гистологическое исследование костной крошки с предполагаемого места установки имплантата. Исследования показали, что сумма баллов морфологических критериев составила 39 баллов, что подтверждает возможный отрицательный прогноз исхода результата имплантации. Рекомендовано пациенту воздержаться от данного вида протезирования и отдать предпочтение традиционными методами ортопедического лечения.

4.2. Особенности ортопедического лечения пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта и частичной потерей зубов

Мы полагаем, что попытка синтезировать традиции стоматологической практики и морфологические подходы продуктивна и позволяет более обоснованно подходить к планированию как традиционного ортопедического, так и имплантологического лечения на основе выявления общих и местных факторов риска. Для снижения процента осложнений возможны рекомендации по изменению первоначального плана хирургического и ортопедического лечения,

вплоть до отказа от дальнейшего использования имплантатов и перехода на традиционные методы ортопедического лечения.

Ортопедическое лечение системных заболеваний пародонта на фоне частичной потери зубов, как правило, осуществляется комплексно и включает шинирование оставшихся зубов и протезирование дефектов. Сложность и неповторимость клинической картины частичной потери зубов предполагает строгий индивидуальный подход к ортопедическому лечению каждого больного. Современные успехи ортопедического лечения заболеваний пародонта, осложненных частичной потерей зубов, в значительной степени объясняются использованием искусственных опор для протезирования несъемными конструкциями. Внедрение стоматологической имплантации в клиническую практику открывает новые возможности в лечении и реабилитации пациентов с заболеваниями пародонта. Очевидно, что не во всех клинических ситуациях допустимо использование внутрикостной имплантации для достижения конечного результата – восстановления непрерывности зубного ряда, функции жевания и равномерного распределения жевательного давления для уменьшения функциональной перегрузки пародонта.

К наиболее популярным традиционным методам лечения как при частичной потере зубов, так и при заболеваниях пародонта, относятся сочетанные ортопедические конструкции в виде блока из искусственных коронок и дуговых или протезов с цельнолитым металлическим базисом с кламмерной, замковой или телескопической системой крепления. Каждый из этих видов крепления имеет как преимущества, так и недостатки. Наиболее ценными из них считаются замковые крепления. Немаловажным фактом является и эстетический компонент планируемых ортопедических конструкций.

К основным преимуществам замковых креплений относят высокую эстетичность, надежность, гигиеничность и одновременное выполнение опорной, ретенционной, стабилизирующей и фиксирующей функций, а также функцию наиболее рационального распределения жевательного давления. Кроме того,

замковые крепления не нарушают анатомическую форму зубов и вследствие этого легче переносятся пациентами.

В настоящее время в России замковые крепления получили достаточно широкое распространение, но ещё значительно уступают по частоте применения таким фиксирующим элементам как кламмеры, в частности из-за высокой стоимости протезов с замковой фиксацией, а также более сложной технологии.

Классификационными признаками замковых креплений являются: расположение крепления по отношению к коронке опорного зуба (внекоронковые и внутрикоронковые), способ изготовления (прецизионные и полупрецизионные), тип соединения элементов (жесткие, полулабильные и лабильные).

Все замковые крепления, вне зависимости от их типа, имеют общие принципы строения – состоят из 2х частей, матричной и патричной, одна из которых фиксируется на опорном зубе, а другая входит в состав съемного протеза.

Однако, кроме положительных свойств, известные замковые крепления обладают рядом недостатков. Являясь внекоронковым устройством, данные крепления оказывают не осевую нагрузку, вызывая опрокидывающий момент, который может привести к наклону опорного зуба и снижению резервных сил пародонта. Отрицательным является и фабричный (прецизионный) способ изготовления большинства замковых креплений. Высокая стоимость, невозможность применения при, так называемых, низких клинических коронках, также резко ограничивает их применение.

Вопрос качественного протетического замещения частичных дефектов зубного ряда является дискуссионным и не имеет на данный момент однозначного решения. Между тем, принимая во внимание высокую частоту встречаемости дефектов данной локализации, нельзя недооценивать важность разработки новых подходов к данной проблеме.

4.2.1. Результаты разработки новой конструкции замкового крепления для съемных протезов

Определенный интерес, на наш взгляд, представляет конструкция протеза, которую мы рекомендуем применять у пациентов с частичной потерей зубов, имеющим противопоказания к внутрикостной имплантации.

(патент № 109658 от 27.10.2011г)

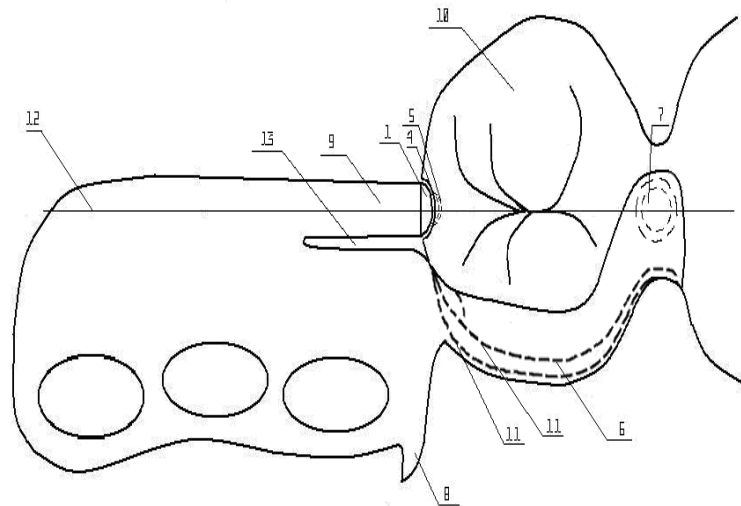


Рис. 4.1 – Общая схема замкового крепления для съемного протеза (вид сверху).

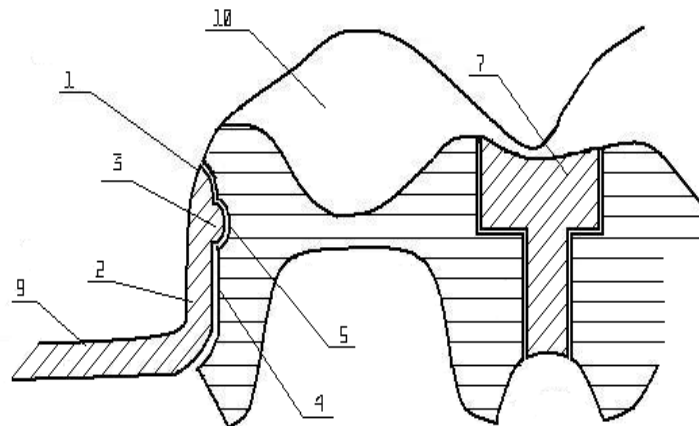


Рис. 4.2 – Схема замкового крепления съемного протеза в разрезе (вид с оральной стороны).

Патричная часть крепления 1, состоящая из плеча 2 и полусферы 3, входит в состав базиса протеза 9. Базис имеет прорезь 13. Матричная часть 4, включающая в себя полусферическое углубление 5, входит в состав искусственной коронки 10. Цифрами обозначены: 6 – плечо распределения смещения, 7 – интерлок, 8 – ограничитель базиса, 11 – фрезеровка опорной коронки 12 – плоскость сечения.

Комбинация фиксирующих элементов нашей конструкции замкового крепления обуславливает достаточную для обеспечения высокой жевательной эффективности фиксацию и пространственную стабилизацию протеза, но при этом не полностью, а лишь частично ограничивает лабильность протеза во время функции, как это свойственно жестким замковым креплениям и телескопическим системам. Ограниченная лабильность определяет снижение нагрузки на пародонт опорных зубов за счет перераспределения части жевательного давления на слизистую оболочку альвеолярного отростка. Сравнивая же воздействие на пародонт опорных зубов предлагаемого замкового крепления с воздействием кламмерной фиксации, можно предполагать, что оно будет значительно ниже у предлагаемого нами крепления. Это предположение основывается на том, что, в отличие от кламмерного, данное крепление обеспечивает распределение жевательной нагрузки вдоль продольной оси опорного зуба, что является физиологичным и значительно снижает риск появления травматической окклюзии, развития подвижности и перемещения опорных зубов.

Таким образом, предлагаемое нами замковое крепление может быть рекомендовано для использования при протезировании концевых дефектах зубных рядов, как на верхней, так и на нижней челюсти, при отсутствии показаний к применению кламмерных, стандартных замковых и телескопических систем крепления или когда их техническое изготовление невозможно ввиду недостатка места для размещения стандартных фиксирующих элементов, особенно при наличии низких клинических коронок.

Снижение нагрузки на пародонт опорных зубов предполагает возможность расширения показаний к применению малых седловидных протезов с нашей конструкцией замкового крепления у пациентов с заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов.

Поставленные задачи решаются следующим образом. Предлагаемое замковое крепление является внутрикоронковым. Основным преимуществом внутрикоронковых замковых креплений является то, что жевательная нагрузка

распределяется по продольной оси опорного зуба, что является физиологичным и значительно снижает риск появления подвижности и возникновения наклона опорных зубов. Также к преимуществам внутрикоронковых замковых креплений относится их большая гигиеничность в сравнении с внекоронковыми и отсутствие травмирующего воздействия на межзубной сосочек.

Во-вторых, предлагаемое крепление является полупрецизионным, то есть изготавливается не фабрично, а лабораторно. Благодаря этому решаются две задачи: снижается стоимость изготовления протезов и появляется возможность использования замковых креплений при малых размерах коронок опорных зубов. Данная возможность обуславливается:

- индивидуальным изготовлением крепления для каждого пациента с учетом особенностей строения зубов, вследствие чего появляется возможность применения крепления при низких клинических коронках.
- особенностями изготовления – матричная часть предлагаемого замкового крепления изготавливается методом фрезерования непосредственно в коронке опорного зуба, что снижает поперечный размер внутрикоронковой части крепления, в результате чего становится возможным применение крепления при малом мезио-дистальном размере коронки опорного зуба без чрезмерного увеличения контура искусственной коронки.

В-третьих, снижение жевательной нагрузки на опорные зубы за счет её перераспределения на слизистую оболочку протезного ложа не приводит к ухудшению фиксации и стабилизации протеза, т. к. используется комбинация фиксирующих элементов, которая обеспечивает не только снижение нагрузки на опорные зубы, характерное для полулабильных креплений, но и максимальную фиксацию и стабилизацию, характерные для жестких креплений.

4.2.2. Особенности проведения клинико-лабораторных приемов протезирования с применением новой конструкции замкового крепления

Хорошая фиксация съемного протеза обуславливается применением методики фрезерования опорных коронок и наличием межкоронкового интерлока. В сочетании с дистально расположенным замковым креплением, данные фиксирующие элементы обеспечивают стабилизацию протеза во всех плоскостях. Вместе с тем, перераспределение жевательной нагрузки происходит за счет двух конструктивных элементов: полусферическая часть матрицы с соответствующим ей полусферическим углублением в матрице, и прорезь (технологический разрез) в базисе протеза, которая предопределяет упругость патричной части и, соответственно, определенную ограниченную автономность движений базиса протеза по отношению к креплению. Это позволяет осуществлять разгрузку опорных зубов без потери качества фиксации протеза. В качестве примера применения новой конструкции замкового крепления приводим выписку из следующей истории болезни.

Пациент Е., 49 лет, (№ ист. болезни Д- 94) обратился в клинику Центра дентальной имплантологии ГБОУ ВПО НижГМА МЗ России с жалобами на отсутствие зубов на верхней и нижней челюстях, промежутки между зубами, неудовлетворительный внешний вид.

На основании клинического и рентгенологического обследования был поставлен диагноз:

Хронический генерализованный пародонтит средней степени тяжести, осложненный частичной потерей зубов на верхней (3 класс 1 подкласс по Kennedy) и нижней (2 класс по Kennedy) челюстях. Деформация зубных рядов. Комбинированная травматическая окклюзия (рис. 4.3).



Рис. 4.3 – Состояние зубных рядов пациента Е., 49 лет (МКСБ № Д-94) до ортопедического лечения.

Для шинирования и замещения дефектов зубного ряда верхней челюсти, а также улучшения эстетического компонента были изготовлены металлокерамические мостовидные протезы (рис. 4.4).



Рис. 4.4 – Состояние зубных рядов пациента Е., 49 лет (МКСБ № Д-94) после протезирования верхнего зубного ряда металлокерамическим мостовидным протезом.

Протезирование концевых дефектов зубного ряда нижней челюсти представляло определенные трудности. Проведение ортопедического лечения концевых дефектов нижней челюсти искусственными коронками с опорой на имплантаты, что позволило бы более полно удовлетворить функциональные и

эстетические требования не устроило пациента в связи с высокой стоимостью работы. Предложенные пациенту варианты протезирования дуговым или пластиночным протезом были им отвергнуты ввиду психологического неприятия использования съемных протезов большой протяженности для замещения такого незначительного, по мнению пациента, дефекта. Следует отметить, что подобное отношение пациентов к замещению односторонних концевых дефектов является достаточно распространенным: зачастую они отказываются от протезирования дуговыми протезами и просят подобрать конструкцию протеза, «соразмерную» протяженности дефекта. Как правило, в подобных ситуациях конструкция малого седловидного протеза оказывается наиболее приемлемой.

В связи с этим, пациенту было предложено протезирование малым седловидным протезом нашей конструкции с опорой на зубы 4.4, 4.5 с использованием предлагаемого нами крепления, что вполне устроило пациента и получено его информированное согласие на проведение ортопедического лечения.

Зубы 4.4, 4.5.подготовлены под металлокерамические коронки классическим способом, снят двойной оттиск с помощью силиконового оттискного материала с подготовленных зубов нижней челюсти и вспомогательный оттиск посредством альгинатного оттискного материала с зубного ряда верхней челюсти. Изготовлены гипсовые модели.

На отлитой из высокопрочного сорта гипса комбинированной модели нижней челюсти была изготовлена восковая репродукция каркаса.

В изготовленной восковой композиции фрезеровали межкоронковый интерлок закрытого типа, вертикальный паз матричной части и ложе для плеча распределения смещения. Данные элементы конструкции предназначены для улучшения фиксации и пространственной стабилизации протеза.

После того, как восковая композиция была полностью подготовлена, по ней отливали металлический каркас и припасовывали его на гипсовой рабочей модели (рис. 4.5).



Рис. 4.5 – Металлический каркас искусственных коронок для опорных зубов на комбинированной гипсовой модели.

В клинике проводили осмотр металлической конструкции на гипсовой модели, оценивая качество наружной поверхности, точность припасовки к гипсовой культе опорного зуба и положение конструкции по отношению к антагонистам и рядом стоящим зубам. Затем припасовывали каркас в полости рта, предварительно проведя его медикаментозную обработку. Припасовку проводили с помощью корригирующей массы силиконового оттискного материала и определяли цвет будущей керамической облицовки.

Припасованный в полости рта каркас вновь на гипсовой модели передавали в лабораторию для нанесения керамического покрытия и проведения вакуумного обжига.

Рабочую модель с готовыми искусственными коронками передавали в клинику для проверки в полости рта. Обращали внимание на качество восстановления анатомической формы коронок и их соотношение как с рядом стоящими зубами, так и с зубами - антагонистами (рис. 4.6).



Рис. 4.6 – Металлокерамические искусственные коронки в полости рта.

Проверив качество конструкции в полости рта, вновь передавали ее в лабораторию для глазурования керамического покрытия. После этого проводили финишную обработку конструкции (рис. 4.7).

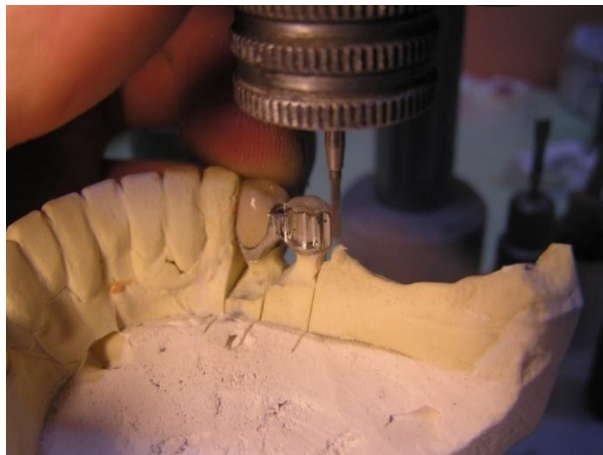


Рис. 4.7 – Фрезерование искусственных коронок под замковое крепление.

Следующим лабораторным этапом является фрезерование полусферического углубления в верхней трети вертикального паза матричной части, расположенного в дистальной области опорной искусственной коронки, ограничивающей дефект зубного ряда (рис. 4.8)



Рис. 4.8 – Подготовка полусферического углубления в матричной части.

Коронки передаются в клинику для изготовления съемной части протеза. Для предотвращения смещения коронок при проведении следующего клинического приема фиксировали их на корригирующую пасту силиконового оттискного материала и снимали оттиск вместе с искусственными коронками.

По оттиску отливали гипсовую модель с последующим дублированием. Получали огнеупорную модель и проводили моделирование каркаса съемной части конструкции, включающей в себя патричную часть крепления, комплементарную ранее отфрезерованной в опорных коронках матричной части.

Отмоделированный каркас отливается из металла, припасовывается на модели и проводилась его окончательная шлифовка и полировка (рис. 4.9).



Рис. 4.9 – Каркас съемной части малого седловидного протеза на рабочей модели.

Лабораторным силиконовым материалом снимается оттиск с седловидной части протеза, установленной на модели. Седловидная часть протеза снимается с модели, воск удаляется с помощью пароструйного аппарата. Искусственные зубы размещаются и закрепляются в оттиске, на них создаются ретенционные пункты для более прочного соединения с пластмассой. На модели изолируются воском возможные поднутрения в области протезного ложа, после чего модель покрывается изоляционным лаком. Металлический каркас четко позиционируется на модель. В оттиске (контрформе) вырезается отверстие для заливки пластмассы. Оттиск устанавливается на модель, по краям приливается воск во избежание смещения. В отверстие заливается пластмасса до заполнения контрформы (рис. 4.10).



Рис. 4.10 – Изготовление пластмассового базиса.

Модель со слепком помещается в полимеризатор, где пластмасса полимеризуется согласно инструкции. Описанная методика позволяет добиться более точного воспроизведения формы и размеров восковой композиции в пластмассе благодаря нивелированию вероятности завышения толщины слоя пластмассы (что может произойти при использовании кюветы) и смещения базиса протеза в процессе работы.

Проводится шлифовка, полировка протеза и готовая конструкция на гипсовой модели передается в клинику (рис. 4.11).



Рис. 4.11 – Готовый протез на гипсовой модели.

На заключительном этапе в клинике проверяем изготовленный протез в полости рта. При необходимости проводим коррекцию окклюзионных контактов в центральной, передней и боковой окклюзиях, проверяем прилегание базиса к слизистой оболочке и оцениваем фиксацию съемной части протеза. Проводим наложение и фиксацию несъемной и съемной части конструкции в полости рта (рис. 4.12).



Рис. 4.12 – Готовый протез установлен в полости рта.

Искусственные коронки фиксируются на стеклоиномерный цемент под контролем съемной части конструкции. Для предотвращения соединения

матричной и патричной части конструкции посредством стеклоиномерного цемента целесообразно между ними поместить изолирующий материал. Удаляем материал в резиноподобной консистенции.

Даются рекомендации о правилах пользования и ухода за протезом, сроках контрольных осмотров и проводится обучение правилам снятия и наложения протеза. Осмотр пациента проводим на следующий день.

Таким образом, предложенная нами конструкция замкового крепления, в отличие от известных аналогов, может быть применена в более сложных клинических условиях. Фиксация протеза не зависит от высоты коронковой части зуба и выраженности её экватора. Щадящее препарирование опорных зубов позволяет сошлифовывать минимальное количество твердых тканей.

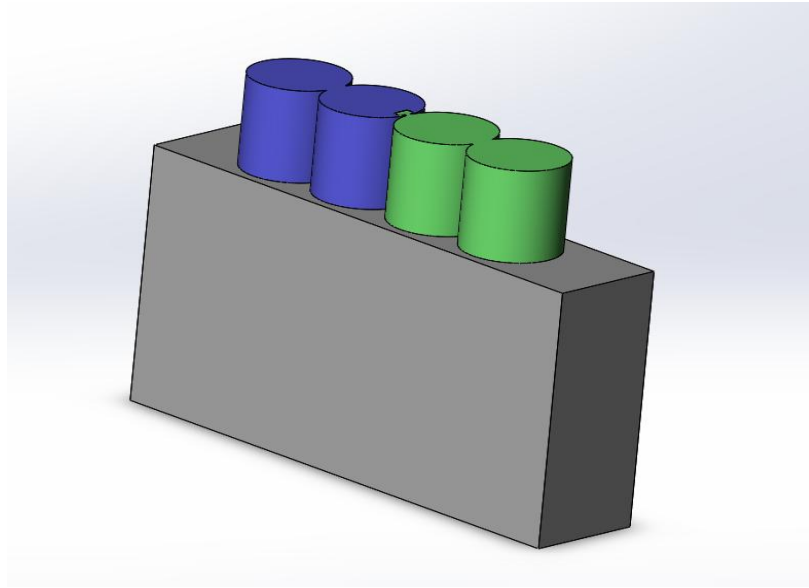
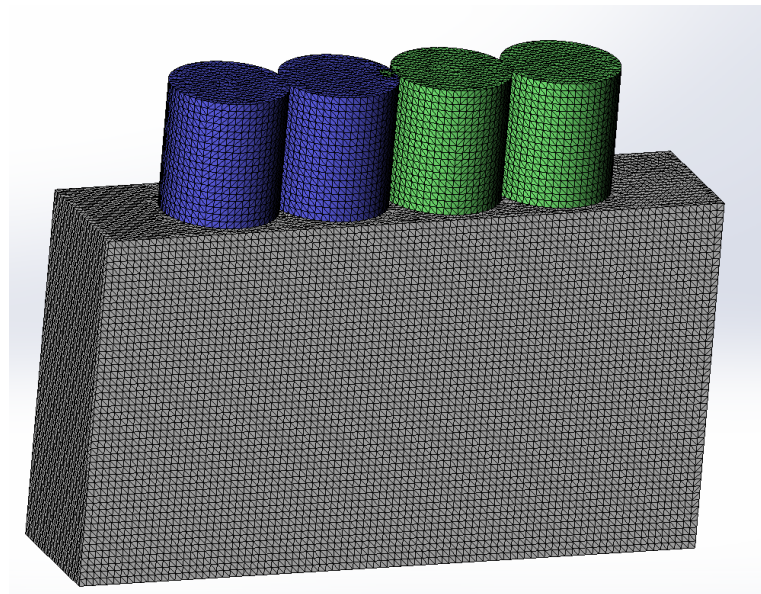
Снижение нагрузки на пародонт опорных зубов предполагает возможность расширения показаний к применению малых седловидных протезов с данным замковым креплением у пациентов с заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов.

4.2.3. Результаты изучения эффективности новой конструкции замкового крепления методом конечных элементов

Для подтверждения эффективности предложенной конструкции о мы провели сравнительный биомеханический анализ наиболее часто используемых замковых креплений посредством метода конечных элементов. Расчет проводился в программе SolidWorksSimulation.

В качестве основных расчетных моделей использовались: 1. Жесткая связь: дентин-коронка, дентин-пародонт, пародонт-кость, рычаг-коронка, матрица-патрица (расчетный случай 1) (рис. 4.13 – 4.17).

2. Без проникновения (простое соприкосновение): базис протеза (его седловидная часть) - кость, коронка-кость, седловидная часть-рычаг (расчетный случай 2) (рис. 4.18 - 4.22).

Расчетный случай №1**Рис. 4.13 – Общий вид модели созданной программе SolidWorks.****Рис. 4.14 – Модель с тетраэдральной конечно-элементной сеткой.**

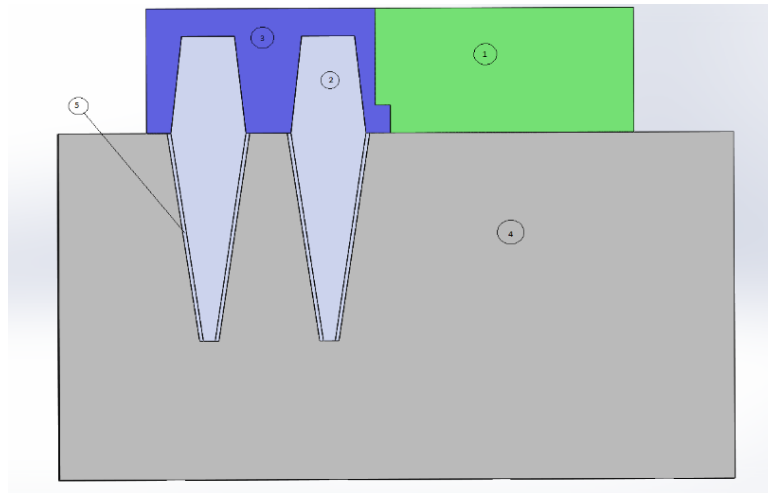


Рис. 4.15 – Разрез модели.

(1) Седловидный протез, (2) подготовленная коронковая часть зуба и корень, (3) Коронка, (4) Кость, (5) Периодонт.

Граничные условия в виде жесткого закрепления по краям кости и заданной нагрузки 950000 Н/м^2 что соответствует 100 Н (10 кг) на зуб, так как площадь поверхности одного зуба составляет 106 мм^2

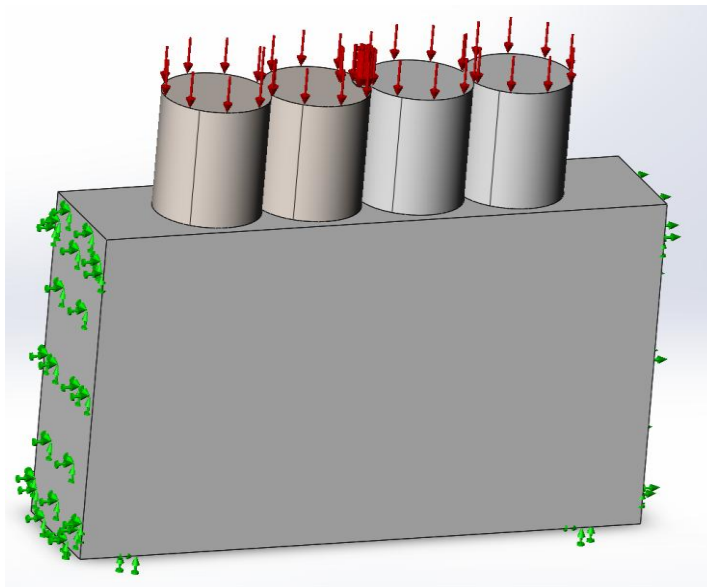


Рис. 4.16 – Общий вид модели с нагрузками и закреплениями.

На рисунке 4.17 представлены эпюры эквивалентных напряжений по Мизесу. Максимальные напряжения в периодонте составили 1.4 МПа

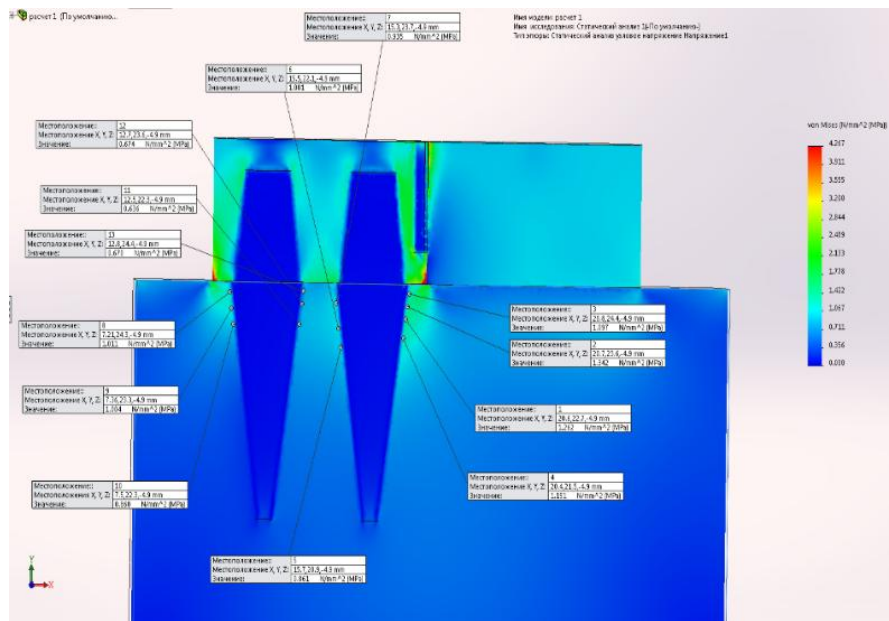


Рис. 4.17 – Эпюры напряжений.

Расчетный случай №2

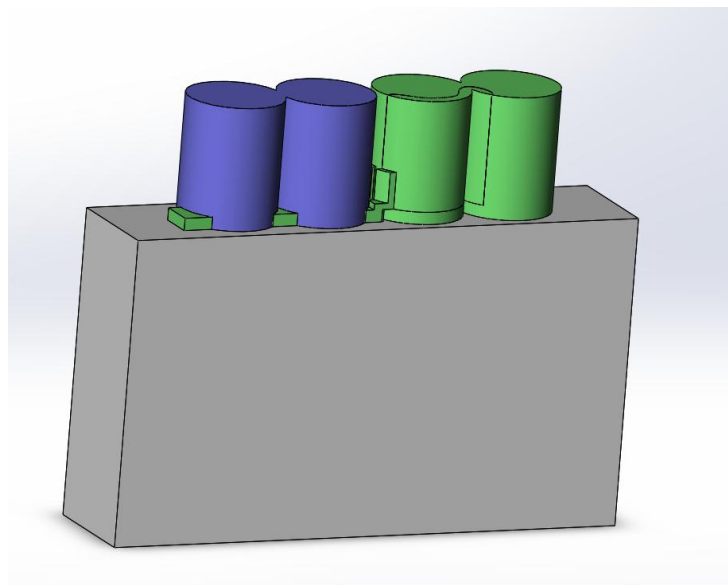


Рис. 4.18 – Общий вид модели.

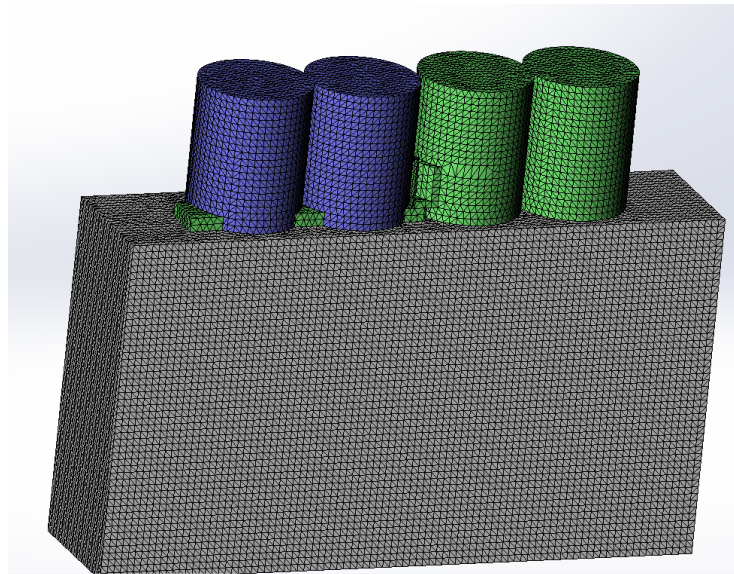


Рис. 4.19 – Конечно-элементная сетка модель с тетраэдральной конечно-элементной сеткой.

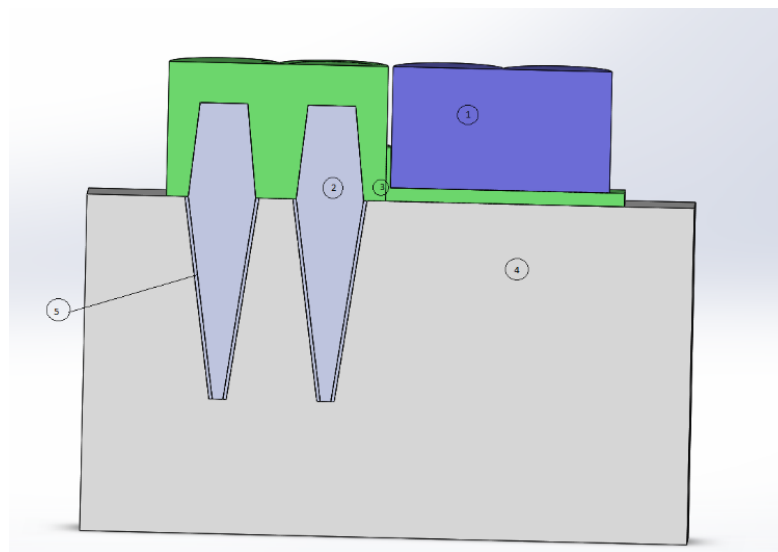


Рис. 4.20 – Разрез модели с составляющими элементами.

(1) Седловидный протез, (2) подготовленная коронковая часть зуба и корень, (3) Коронка с рычагом, (4) Кость, (5) Периодонт.

Граничные условия в виде жесткого закрепления по краям кости и заданной нагрузки 950000 Н/м^2 что соответствует 100 Н (10 кг) на зуб, так как площадь поверхности одного зуба составляет 106 мм^2 .

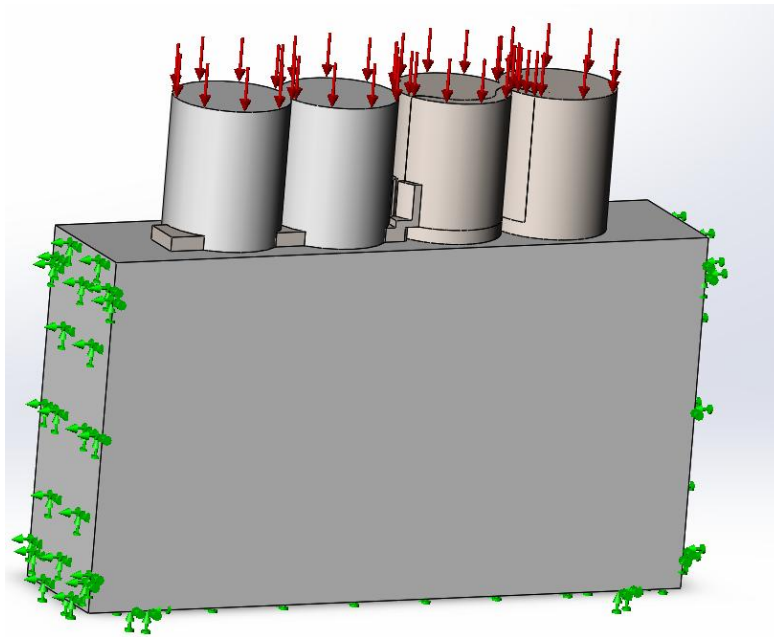


Рис. 4.21 – Вид модели с нагрузками и закреплениями.

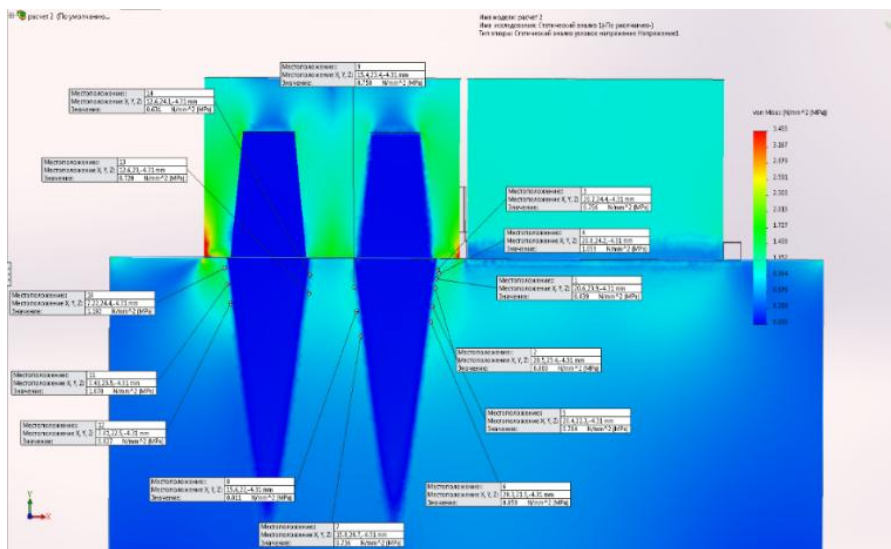


Рис. 4.22 – Эпюра эквивалентных напряжений по Мизесу.

Максимальные напряжения в периодонте составили 1.016 Мпа. Полученные результаты расчета мы отобразили в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Максимальные значения напряжений замковых креплений разных конструкций

	Расчетный случай 1 (рельсовый замок)	Расчетный случай 2 (собственная конструкция)	Разница в напряжениях
периодонт	Максимальные значения напряжений		
	1,4 МПа	1,016 МПа	27%

Таким образом при использовании предложенного нами замкового соединения уменьшается нагрузка на ткани пародонта по отношению к рельсовым соединениям на 27%. Все это увеличивает срок службы протеза не только в статике, но и при циклических нагрузках, благоприятно сказывается как на опорные зубы так и окружающие ткани протезного поля.

4.3. Результаты разработки новой системы стоматологических термомеханических имплантатов с большим жизненным циклом

На кафедре ортопедической стоматологии и ортодонтии Нижегородской государственной медицинской академии в результате проведенных теоретических и экспериментальных исследований нами предложена «Новая система инженерных решений стоматологических термомеханических имплантатов», основу которой составили внутрикостные винтовые остеоинтегрированные имплантаты (патент №2344787).

Имплантаты изготавливаются из разрешенных к медицинскому применению высокопрочных титановых сплавов, представителей группы «чистый титан» фрезерным способом.

Инженерное решение стоматологического термомеханического имплантата с большим жизненным циклом состоит:

1) из кости челюсти (рис. 4.23 - 4.24), с внутренней геометрией для внутрикостной части имплантата, обеспечивающей диаметральный зазор $\Delta d = d_0 - d = 0,108254$ мм при увеличении наружного диаметра корпуса внутрикостной части имплантата при повышении температуры до 120 °С.

2) из внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, а также для каждого диаметра длины корпуса 10 мм, 12 мм, 15 мм и 18 мм, с наружной геометрией корпуса (рис. 4.25 – 4.26), обеспечивающего при термомеханической затяжке его при ввертывании в резьбу кости челюсти, с получением рациональной осевой силы и равномерного распределения растягивающих напряжений в стенке корпуса имплантата по его длине. Внутрикостная часть имплантата изготавливается по современному технологическому процессу на отечественном оборудовании с микропроцессорным управлением, затем устанавливаются базовые штифты (рис. 4.27).

3) из внекостной части имплантата диаметром 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, и для каждого диаметра длина корпуса 6 мм, 7 мм, 8 мм, 9 мм, (рис. 4.28 – 4.29), с наружной геометрией корпуса, обеспечивающего установку на ложе внутрикостной части имплантата и ее фиксация на базовые штифты, а наружная поверхность обеспечивает установку искусственной коронки зуба.

Внекостная часть имплантата изготавливается по современному технологическому процессу на отечественном оборудовании с микропроцессорным управлением.

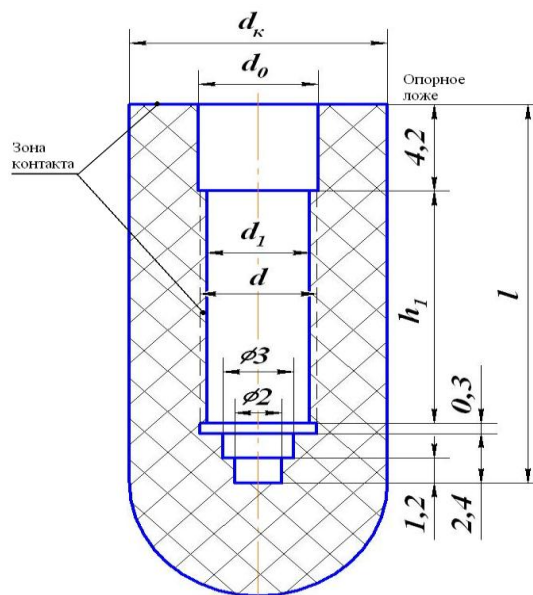


Рис. 4.23 – Общая схема кости челюсти с внутренней геометрией внутрикостной части имплантата.

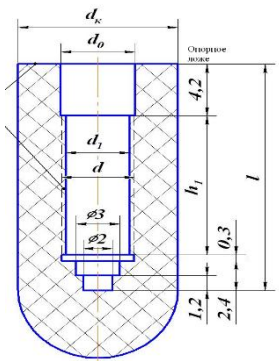
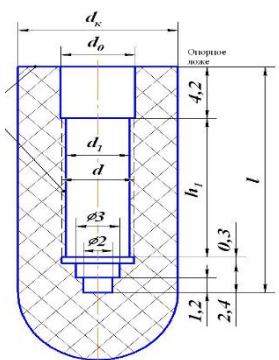
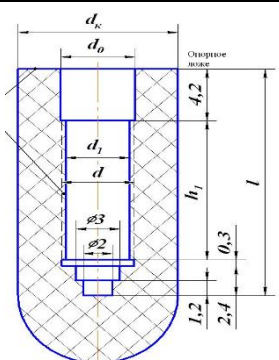
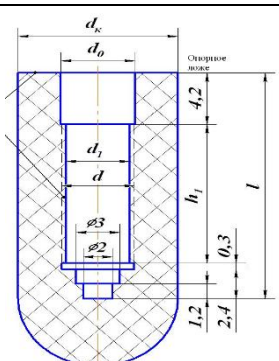
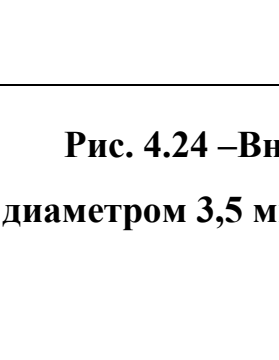
	№	Длина l , мм	Диаметры, мм			
			d	d_1	d_0	d_k
	0.101	10,4	М3,5×0,5 Кл.2	2,886562333	3,608254	9,5
	0.102	12,4				
	0.103	15,4				
	0.104	18,4				
	0.201	10,4	М4×0,5 Кл.2	3,278308333	4,108254	10,0
	0.202	12,4				
	0.203	15,4				
	0.204	18,4				
	0.301	10,4	М4,5×0,5 Кл.2	4,103070333	4,608254	10,5
	0.302	12,4				
	0.303	15,4				
	0.304	18,4				
	0.401	10,4	М5×0,5 Кл.2	4,386562334	5,108254	11,0
	0.402	12,4				
	0.403	15,4				
	0.404	18,4				

Рис. 4.24 – Внутренняя геометрия внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, и длиной корпуса в 10 мм, 12 мм, 15 мм и 18 мм.

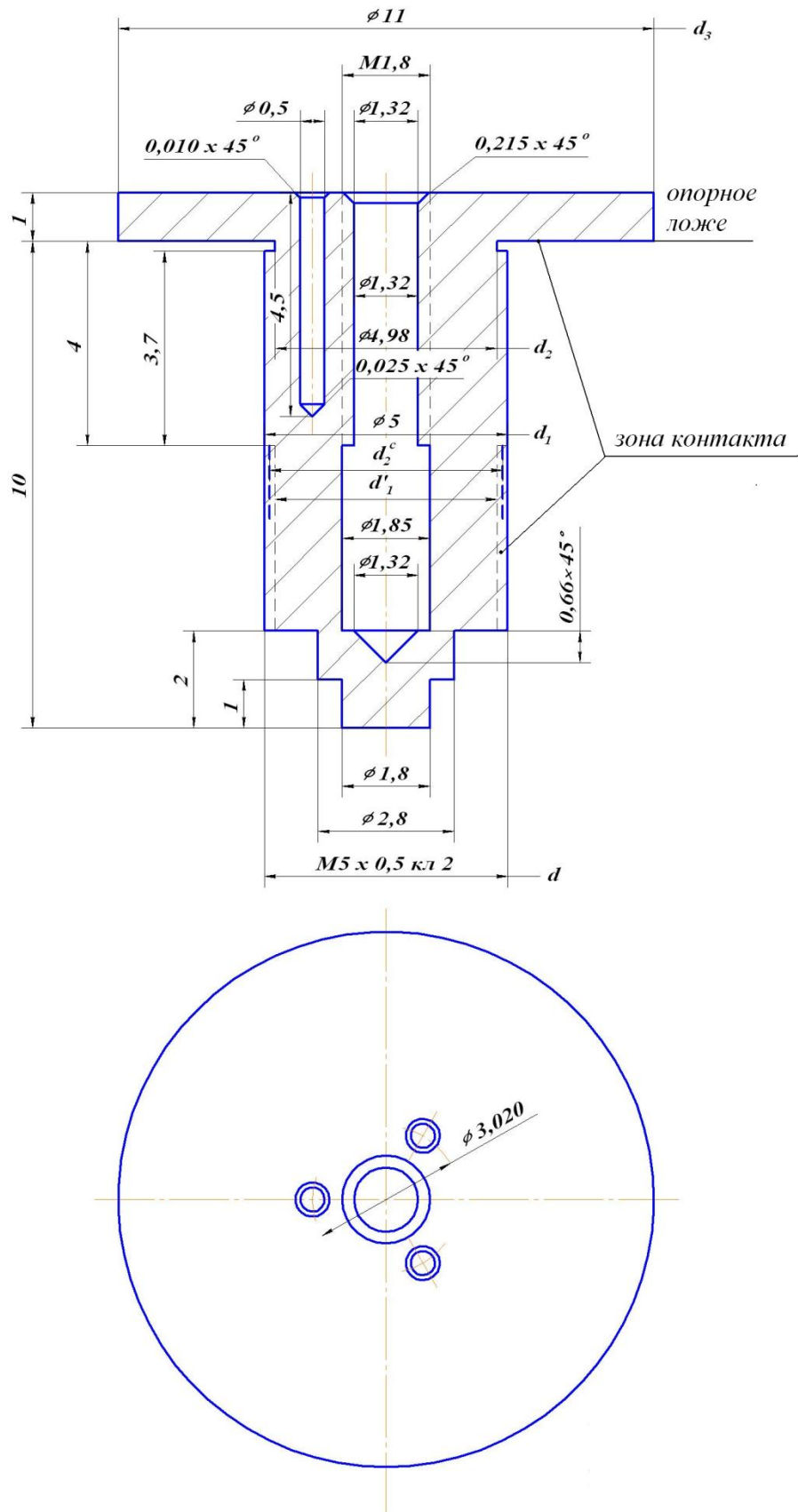
$\sqrt{Ra0,8 (V)}$ 

Рис. 4.25 – Схема внутренней части имплантата.

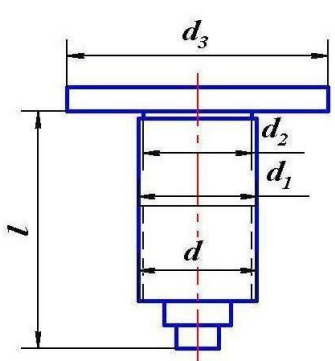
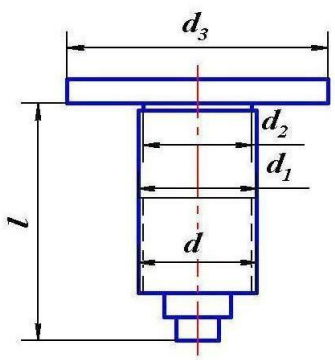
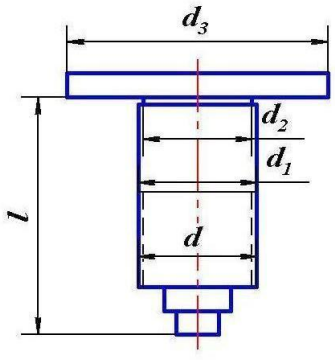
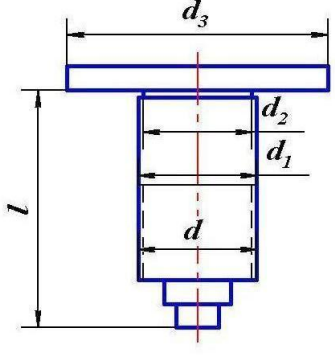
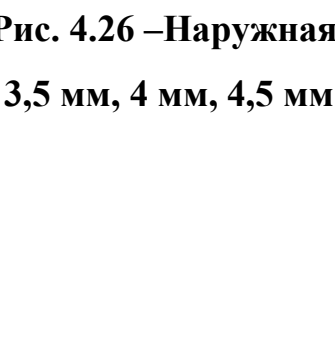
	№	Длина l, мм	Диаметры, мм			
			d	d1	d2	d3
	1,401	10	M5×0,5 Кл.2	5,0	4,98	11,0
	1,402	12				
	1,403	15				
	1,404	18				
	1,301	10	M4,5×0,5 Кл.2	4,5	4,48	10,5
	1,302	12				
	1,303	15				
	1,304	18				
	1,201	10	M4×0,5 Кл.2	4,0	3,98	10,0
	1,202	12				
	1,203	15				
	1,204	18				
	1,101	10	M3,5×0,5 Кл.2	3,5	3,48	9,5
	1,102	12				
	1,103	15				
	1,104	18				

Рис. 4.26 – Наружная геометрия внутрикостной части имплантата диаметром 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, и длиной корпуса в 10 мм, 12 мм, 15 мм и 18 мм.

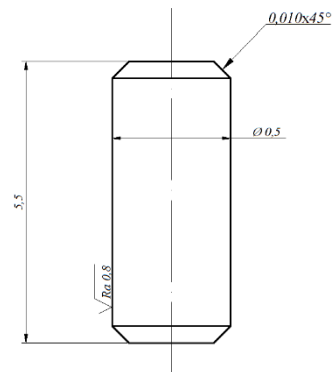
$\sqrt{Ra 1,6}$ 

Рис. 4.27 – Штифт базовый для соединения внутрикостной и внекостной частей имплантата.

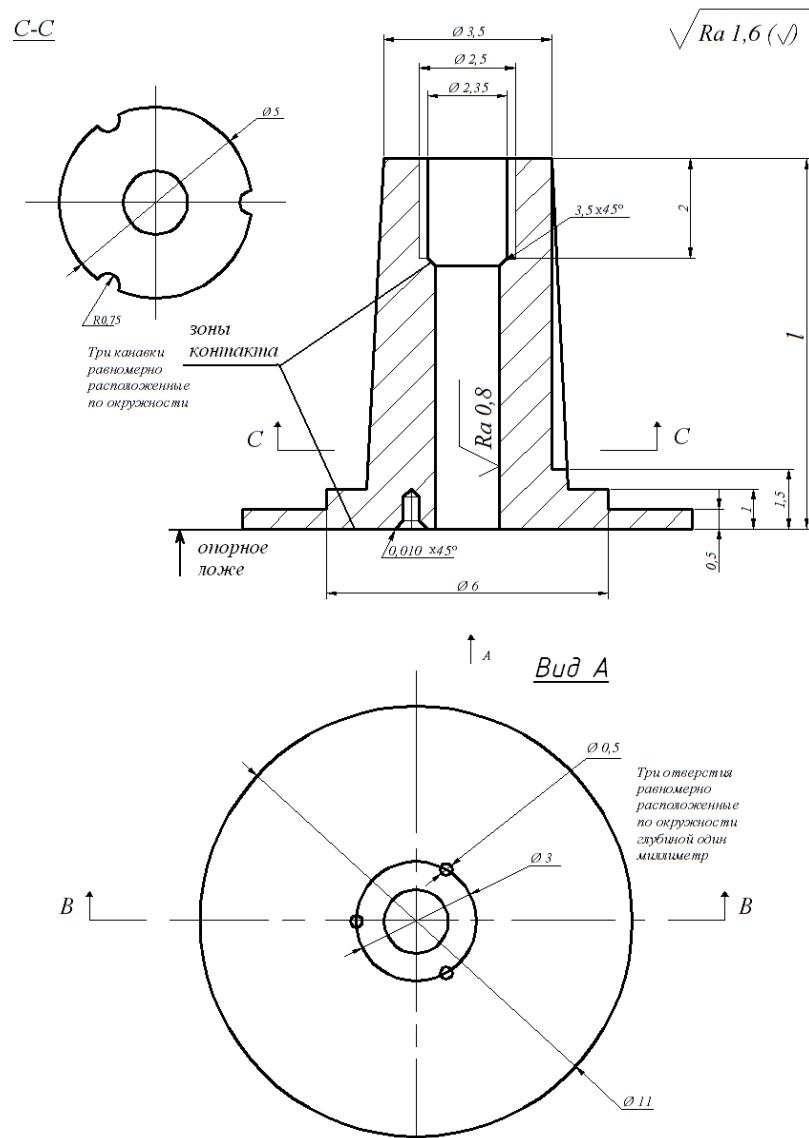


Рис. 4.28 – Схема внекостной части имплантата.

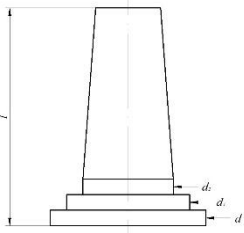
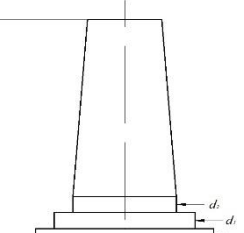
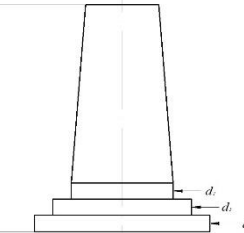
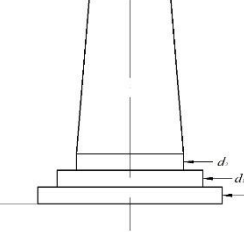
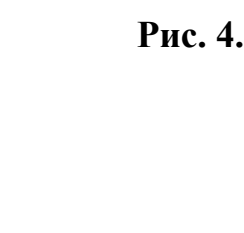
	№	Длина l, мм	Диаметры, мм		
			d	d_1	d_2
	2.101	6	9,5	4,5	3,5
	2.102	7			
	2.103	8			
	2.104	9			
	2.201	6	10	5,0	4,0
	2.202	7			
	2.203	8			
	2.204	9			
	2.301	6	10,5	2,5	4,5
	2.302	7			
	2.303	8			
	2.304	9			
	2.401	6	11	6	5
	2.402	7			
	2.403	8			
	2.404	9			

Рис. 4.29 – Геометрия внекостной части имплантата.

4) Из соединительного винта диаметром 1,8 мм и длиной 13 мм, 16 мм, 20 мм и 24 мм рис. 4.30– 4.31, с наружной геометрией, обеспечивающий соединение с термомеханической затяжкой соединительным винтом внекостную часть имплантата, с температурой 36,6...41,6 °С, с внекостной частью имплантата, охлажденной от 0° до минус 5 °С. Причем, термомеханическое соединение внутрикостной и внекостной частей имплантата, обеспечивает рациональные распределение температуры, роста диаметров стержня по длине соединительного винта и стенки по длине корпуса внутрикостной части имплантата. Причем, при действии рациональной термомеханической осевой растягивающей силы получаем: рациональные напряжения в стенке по длине корпуса внекостной части имплантата и в стержне по длине соединительного винта, а также рациональные напряжения сжатия в стенке по длине корпуса внекостной части имплантата.

Соединительный винт изготавливается по современному технологическому процессу на отечественном микропроцессорном оборудовании.

$\sqrt{Ra\ 1,6(\lambda)}$

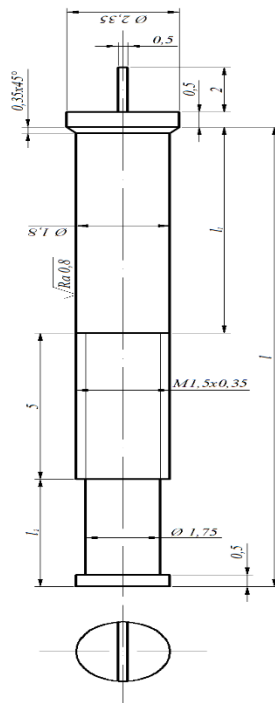


Рис. 4.30 – Схема соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата.

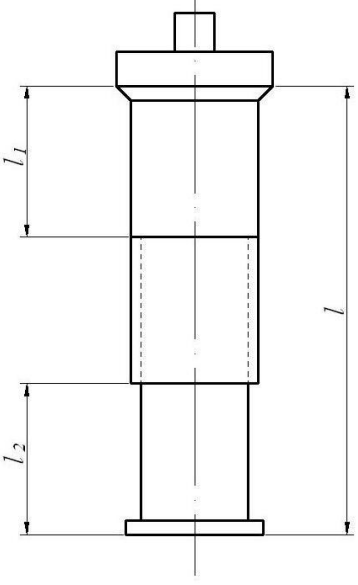
	№	Длина, мм			Для внутрикостных частей имплантата	Для внекостных частей имплантата
		l_1	l_2	l		
	1.501	4	3,5	12,5	1.101; 1.201; 1.301; 1.401	2.101; 2.201; 2.301; 2.401
	1.502	5	5,5	15,5	1.102; 1.202; 1.302; 1.402	2.101; 2.201; 2.301; 2.401
	1.503	6	8,5	19,5	1.103; 1.203; 1.303; 1.403	2.101; 2.201; 2.301; 2.401
	1.504	7	11,5	23,5	1.104; 1.204; 1.304; 1.404	2.101; 2.201; 2.301; 2.401

Рис. 4.31 – Геометрия соединительного винта для внутрикостной и внекостной частей имплантата.

5) Из резьбовых соединений:

- внутренняя резьба кости челюсти, соединяемая с наружной резьбой внутрикостной части имплантата (рис. 4.32);
- внутренняя резьба внутрикостной части имплантата, соединяемая с наружной резьбой соединительного винта (рис. 4.33).

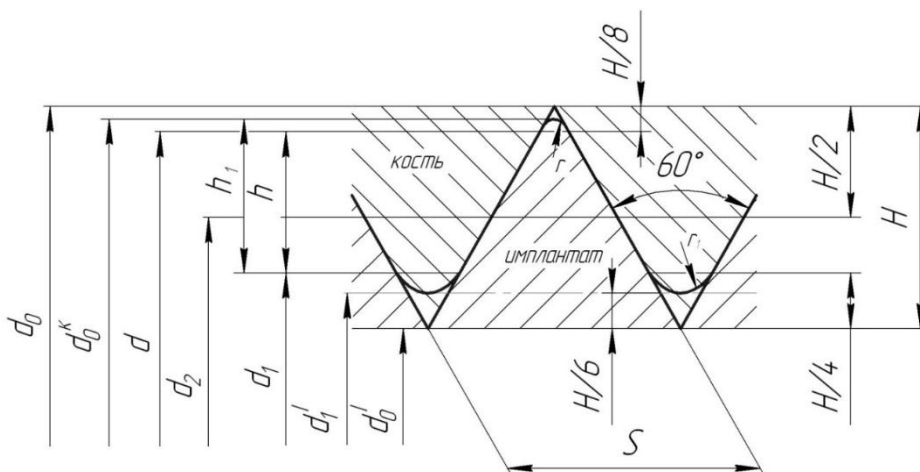


Рис. 4.32 -- Геометрия резьбы кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата.

d_0 – теоретический внешний диаметр резьбы,

d_0^k – действительный внешний диаметр резьбы,

d_2 – действительный средний диаметр резьбы,

d_1 – действительный внутренний диаметр резьбы,

h_1 – действительная высота профиля резьбы,

$$h_1 = (d_0^k - d_1) \quad (4.1.1)$$

r – радиус скругления впадины резьбы,

$$r = \frac{\frac{H}{8} \cdot \operatorname{tg} 30^\circ}{\cos 30^\circ} \quad (4.1.2)$$

H – высота теоретического профиля резьбы кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата,

$$H = 0,866030 \cdot S \quad (4.1.3)$$

d – действительный наружный диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,

d_1' – действительный внутренний диаметр впадины резьбы внутрикостной части имплантата,

d_0' – теоретический внутренний диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,

r_1 – радиус скругления впадины наружной резьбы внутрикостной части имплантата,

$$r_1 = \frac{\frac{H}{4} \cdot \operatorname{tg} 30^\circ}{\sin 30^\circ} \quad (4.1.4)$$

S – шаг резьбы кости челюсти и наружной резьбы внутрикостной части имплантата.

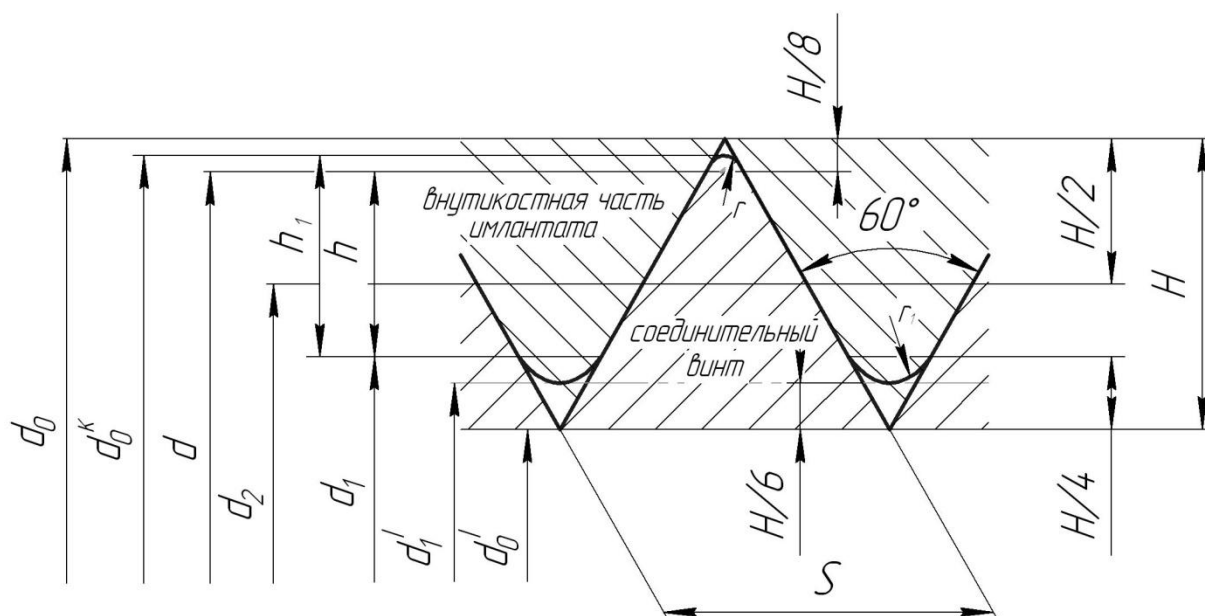


Рис. 4.33 – Геометрия внутренней резьбы внутрикостной части имплантата и наружной резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата.

d_0 – теоретический внешний диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,
 d_0^k – действительный внешний диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,
 d_2 – действительный средний диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,
 d_1 – действительный внутренний диаметр резьбы внутрикостной части имплантата,

h_1 – действительная высота профиля резьбы внутрикостной части имплантата,

$$h_1 = (d_0^k - d_1) \quad (4.1.5)$$

r – радиус скругления впадины резьбы внутрикостной части имплантата,

$$r = \frac{H}{8} \cdot \frac{\operatorname{tg} 30^\circ}{\cos 30^\circ} \quad (4.1.6)$$

H – высота теоретического профиля резьбы внутрикостной части имплантата и наружной резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата,

$$H = 0,866030 \cdot S \quad (4.1.7)$$

d – действительный наружный диаметр резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата,

d'_1 – действительный внутренний диаметр впадины резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата,

d'_0 – теоретический внутренний диаметр резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата,

r_1 – радиус скругления впадины наружной резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата,

$$r_1 = \frac{\frac{H}{4} \cdot \operatorname{tg} 30^\circ}{\sin 30^\circ} \quad (4.1.8)$$

S – шаг резьбы внутрикостной части имплантата и наружной резьбы соединительного винта внутрикостной и внекостной частей имплантата.

б) Из искусственной коронки зуба для диаметра внекостной части имплантата 3,5 мм, 4 мм, 4,5 мм и 5 мм, и для каждого диаметра длины корпуса 6 мм, 7 мм, 8 мм и 9 мм. Причем, искусственная коронка зуба с рациональными бугорками, на которые действует только осевая нагрузка, соединяется с внекостной частью имплантата с помощью фиксирующего материала.

После изготовления деталей стоматологического имплантата (внутрикостной и внекостной частей имплантата, базового фиксирующего штифта, соединительного винта) они подвергаются обработке с учетом явлений контаминации или закупоривания поверхности имплантата микрочастицами других металлов. В противном случае может произойти явление гальванического эффекта, нарушение оксидной пленки на поверхности внутрикостной части имплантата, что может вызвать асептическое воспаление костной ткани.

Предложенный геометрический ряд стоматологических имплантатов позволяет обосновать создание новой отечественной имплантационной системы и ее ассортимент.

4.4. Результаты микробиологического исследования винтового стоматологического имплантата на этапе доклинического исследования

В проблемной научной лаборатории микробиологии НИИ ПМ ГБОУ ВПО НижГМА Минздрава России проведена стерилизация опытных образцов винтового внутрикостного стоматологического имплантата, изготовленных из титанового сплава ВТ-1 по ГОСТу 19807-91, с оценкой качества и эффективности стерилизации.

Экспертизой установлено, что медицинские изделия, изготовленные из титанового сплава ВТ1-0, в том числе имплантируемые в организм, ранее проходили токсикологические испытания.

Результаты физического контроля стерилизации:

Во всех контрольных точках температура на максимальном термометре поднялась до 126° С, что соответствует заданной температуре.

Результаты химического контроля стерилизации:

5/0 отрицательно. Во всех контрольных точках индикаторы стерилизации ИС-126°С «Винар» изменили цвет до эталонного.

Результаты бактериологического контроля стерилизации:

5/0 отрицательно. Рост исходной тест культуры (Geobacillusstearothermophilus) штамм ВКМ В-718 отсутствует.

Результаты микробиологических исследований на стерильность:

Винтовой внутрикостный стоматологический имплантат – стерильно.

Норматив качества по микробиологическим показателям – стерильно.

Заключение

В соответствии протоколом микробиологического исследования от 03.04.15.г., стерилизация винтового внутрикостного стоматологического имплантата проведена качественно и эффективно в соответствии с требованиями нормативно-методической документации. Простерилизованное изделие соответствует нормативам качества по микробиологическим показателям.

4.5. Результаты доклинического экспериментального изучения реакции костной ткани на этапе разработки новой системы стоматологических имплантатов

При микроскопическом исследовании шлифов дентального имплантата определяется что микроскопический рельеф интерфейса имплантата имеет развитую шероховатую поверхность. Имплантат расположен в массиве костной ткани. Костная ткань с многочисленными костными балками, равномерно окружает имплантат и контактирует с его поверхностью. Относительная доля площади контакта костной ткани и поверхности имплантата (BIC) составляет 93,5%. Часть костных структур не имеют уверенно контакта с поверхностью металла.

В области шейки костная ткань более разрежена, имеются включения соединительной ткани (рис 4.34)

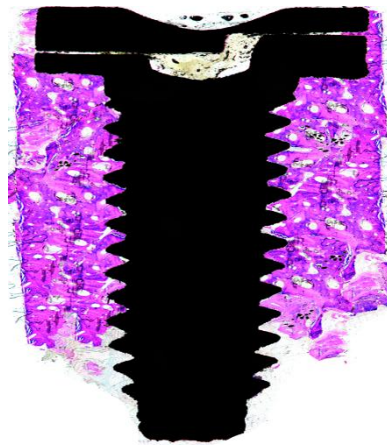


Рис. 4.34 – Микрофотография шлифа дентального имплантата и костной ткани (гематоксилин-эозин, ув. 400х).

Таким образом в пределах представленного образца остеоинтеграция имплантата может считаться удовлетворительной.

4.6. Экспертная система планирования ортопедического лечения генерализованных заболеваний пародонта методом стоматологической имплантации

Дентальные имплантаты стали неотъемлемой частью стоматологии и значительно расширили спектр ортопедических возможностей, которые позволяют обеспечить пациенту больший комфорт и более полно удовлетворить его функциональные и эстетические требования. Но не каждому пациенту и не в каждом участке альвеолярных отростков возможна установка искусственных опор. Правильный подход к планированию как традиционного ортопедического лечения, так и имплантации, будет более продуктивным при регистрации полученной информации в процессе обследования пациента в индивидуальной карте. Для этих целей нами разработана индивидуальная карта обследования которая может служить «Экспертной системой» при планировании и выборе метода ортопедического лечения (программа для ЭВМ № 2014618181 от 24.04.2014).

Данная программа реализована на языке Javav 7.0 с использованием платформенно – независимого промышленного стандарта взаимодействия приложений с СУБД JDBC 4.0.

Для начала работы программы вводили паспортный данные обследуемых пациентов (рис. 4.35)

The screenshot shows a web application interface for entering patient passport data. The interface has a tabbed menu at the top with four tabs: 'Сведения о пациенте', 'Результаты обследования', 'Решение по результатам осмотра', and 'История'. The active tab is 'Сведения о пациенте'. Below the tabs is a form titled 'Информация'. The form contains the following fields and controls:

- Идентификационный номер:
- Фамилия:
- Имя:
- Отчество:
- Пол: (dropdown menu)
- Возраст:
- Паспорт_серия:
- Паспорт_номер:

Below the form is a section titled 'Действия' with two buttons: 'Сохранить изменения' and 'Удалить пациента'.

Рис. 4.35 – Введение паспортных данных.

После введения паспортных данных и сбора анамнеза проводили как внешний так и осмотр полости рта пациента и полученные данные вносили в разработанную нами таблицу отражающую данные клинико-рентгенологических обследований (рис. 4.36).

		1 балл	2 балла	3балла
1	Линия улыбки			
2	Обнажение десны при улыбке			
3	Десневая эстетическая линия			
4	Биотип десны			
5	Пародонтит			
6	Гингивит			
7	Гигиена полости рта			
8	Открытие рта			
9	Вертикальное перемещение			
10	Мезиодистальное расстояние для расположения имплантата			
11	Бруксизм			
12	Вертикальная резорбция кости			
13	Ожидания пациента			
14	Зрачковая линия			
15	Носогубный угол			
16	Высота нижней трети лица			
17	Рентгенологический объем костной ткани для имплантации			
18	Плотность костной ткани			
19	Ортопантомограмма			
20	Подвижность зубов			

Рис. 4.36 – Регистрация данных при обследовании.

Все полученные данные вносили в программу для обобщения результатов (рис. 4.37).

Сведения о пациенте | Результаты обследования | Решение по результатам осмотра | История

Критерии

- Линия улыбки
- Обнажение десны при улыбке
- Десневая эстетическая линия
- Биотип десны
- Пародонтит
- Гингивит
- Гигиена полости рта
- Открытие рта
- Вертикальное перемещение
- Мезиодистальное расстояние
- Бруксизм
- Вертикальная резорбция кости
- ожидание пациента
- носугубный угол
- зрачковая линия
- высота нижней трети лица

Сгенерировать решение по пациенту

Рис. 4.37 – Регистрация результатов клинического обследования.

Программа генерировала результаты и выдавала решение о возможности проведения имплантации или о пересмотре первоначального плана ортопедического лечения (рис.4.38).

Рис. 4.38 – Решение по результатам обследования.

Все данные о критериях обследования при планировании лечения вводились в индивидуальный дневник пациента. При динамическом наблюдении данные вводились повторно, что позволяло своевременно и при необходимости проводить как консервативную терапию так и вносить изменения в конструктивные части ортопедической конструкции (рис. 4.39)

Рис. 4.39 – Карта динамического наблюдения.

Таким образом разработанная нами индивидуальная карта обследования позволяет не только использовать ее на этапе планирования как традиционного метода ортопедического лечения, так и ортопедического лечения с

использованием искусственных опор, но и позволяет фиксировать возможные изменения в процессе динамического наблюдения пациентов и своевременно проводить необходимые консервативные мероприятия.

4.7. Особенности планирования дентальной имплантации при генерализованных заболеваниях пародонта.

Следующим этапом планирования является проведение функциональных и рентгенологических методов обследования.

Результаты термометрии заносили в специально разработанную нами таблицу (рис.4.40).

Результаты термометрии												
Пациент ... (... лет)												
Верхняя челюсть												
Апикальная треть												Апикальная треть
Средняя треть												Средняя треть
Пришеечная треть												Пришеечная треть
	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6
Пришеечная треть												Пришеечная треть
Средняя треть												Средняя треть
Апикальная треть												Апикальная треть
Нижняя челюсть												

Рис. 4.40 – Таблица регистрации данных термометрии.

Кроме цифровых значений отражающих данные температуры каждая область выделялась определенным цветом, что соответствовало клинической картине полости рта (рис. 4.41).









	гингивит / заболевания пародонта
	брекет система
	брекет система снята менее, чем полгода назад
	имплантат
	адентия/удален по ортодонтическим показаниям
	коронка
	удален
	корень

Рис. 4.41 - Цветовое обозначение клинической картины полости рта.

В области предполагаемой имплантации проводили регистрацию показателей температуры по гребню альвеолярного отростка или альвеолярной части (рис. 4.42).

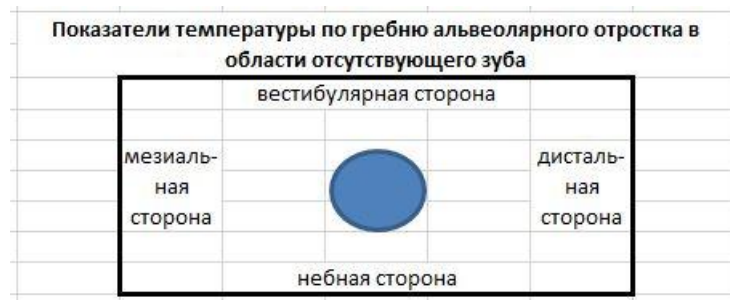


Рис. 4.42 – Зоны регистрации температуры.

Характеристики показателей микроциркуляции оценивали по данным лазерной флоуметрии и фиксировали в таблице (рис. 4.43).

Показатели микроциркуляции в области зуба

M	
Kv	
v	

Рис. 4.43 – Характеристика показателей микроциркуляции.

Показатели состояния пародонта фиксировали в разработанную нами таблицу учета индексов (рис. 4.44), которые затем для большей наглядности отражали в виде диаграмм (рис. 4.45)

Определение индексов

Индекс эффективности гигиены Quigley-Hein Plaque Index в модификации Turesky													
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
Результат													
Индекс РМА													
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
Результат													
Пародонтальный индекс Russel													
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
Результат													
Индекс кровоточивости Muhlemann-Cowell													
Зуб	Показатель												
16													
21													
24													
36													
41													
44													
Результат													
Подвижность зубов													

Рис. 4.44 – Таблица учета индексов.

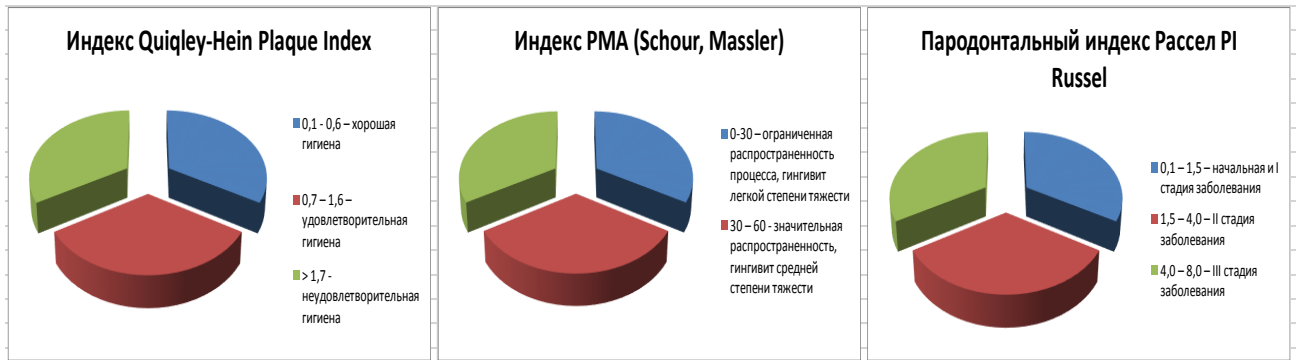


Рис. 4.45 – Отображение показателей индексной оценки в виде диаграмм.

Рентгенологический метод применялся нами для оценки точной количественной информации о размерах и плотности костной ткани (рис. 4.46)

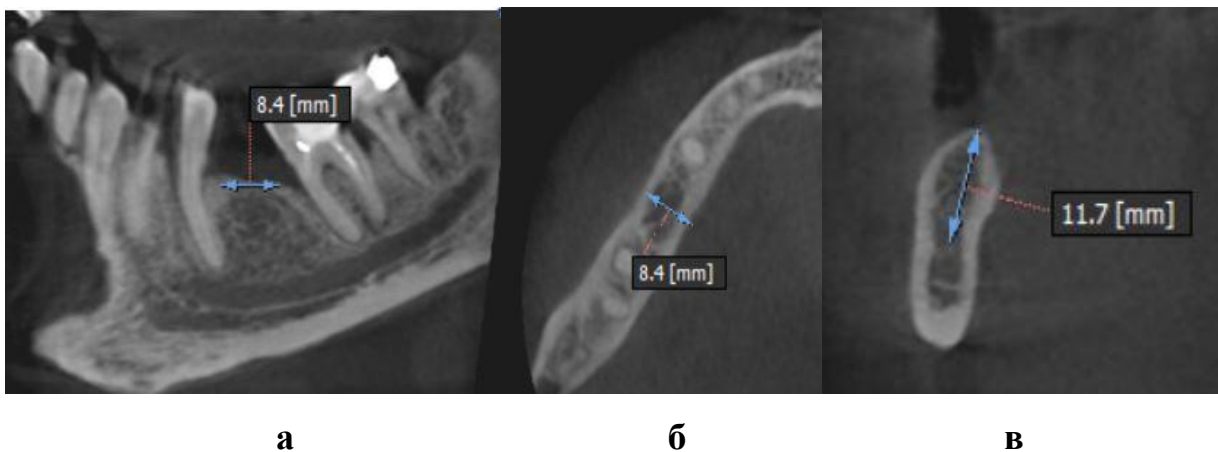


Рис. 4.46 – Рентгенограммы нижней челюсти.

а – в сагиттальной проекции, б – в трансверзальной проекции, в – в аксиальной проекции.

При анализе рентгенограмм определено, что кортикальная пластинка тонкая, губчатая кость пористая (тип III по классификации Lekholm и Zarb, 1985). Имеется минимально необходимый объем для имплантации (8*8*10) (рис.4.47).

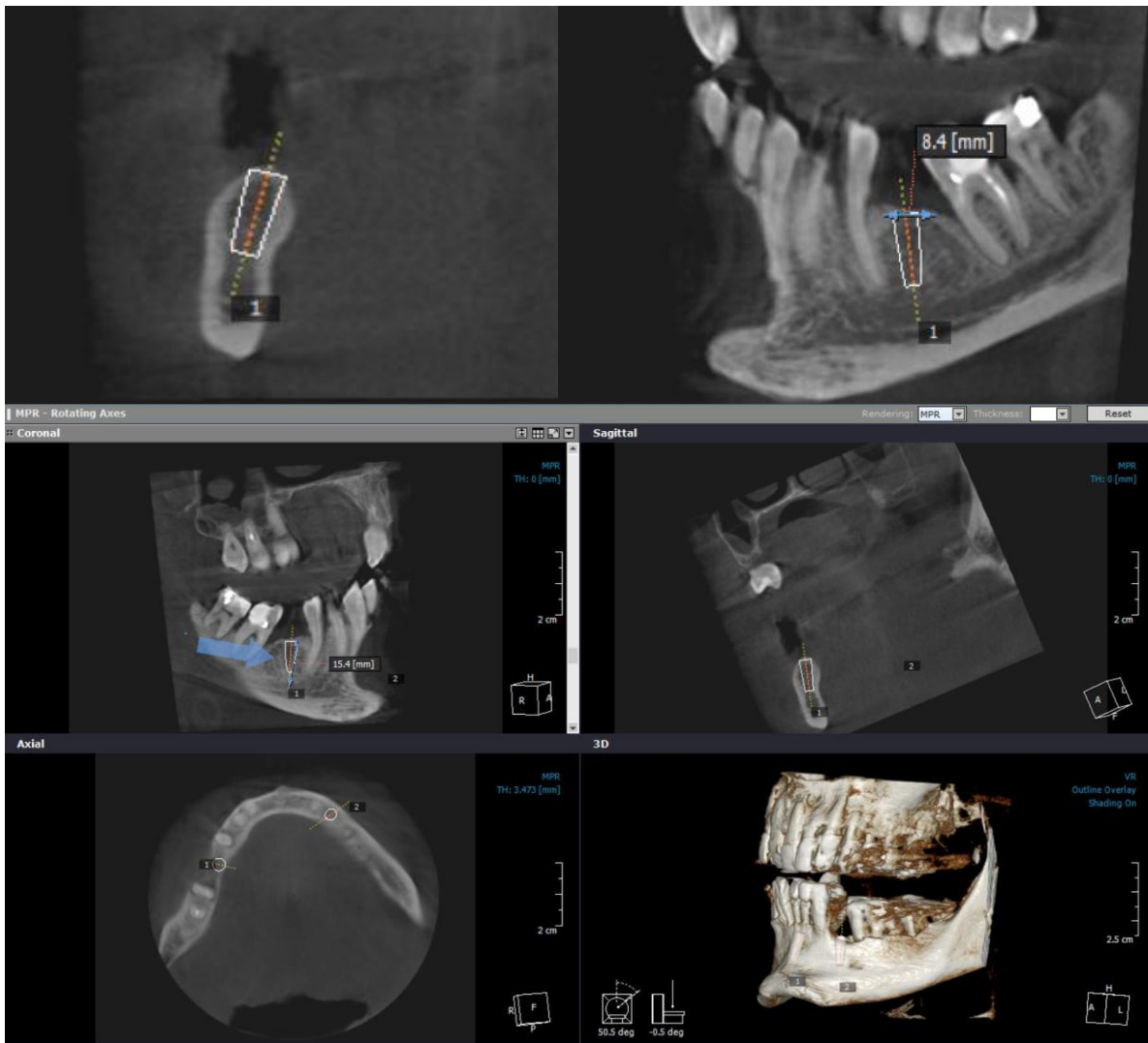


Рис. 4.47 – Рентгенограммы нижней челюсти. Виртуальный имплантат установлен в предполагаемой позиции.

Затем приступали к этапу клинического и лабораторного планирования операции имплантации.

На этапе клинического планирования оперативного вмешательства снимали альгинатные оттиски с верхней и нижней челюсти, отливали диагностические гипсовые модели из супергипса. В условиях зуботехнической лаборатории изготавливались восковые шаблоны с окклюзионными валиками и в клинических условиях определялось центральное соотношение челюстей. Гипсовые модели фиксировали в артикулятор. В области, где планировалось установка имплантатов из прозрачной пластмассы, учитывая расстояния как между имплантатами, так и

рядом стоящими зубами, и антагонистами изготавливался ориентировочный шаблон (рис. 4.48)



Рис. 4.48 – Ориентировочный шаблон зоны предполагаемой имплантации.

Через прозрачный шаблон в месте, где предполагалась установка имплантата, под контролем параллелометра устанавливался полый стальной металлический цилиндр и проводилась его внутренняя фрезеровка, который использовался в момент проведения операции и определял, как заданное направление установки имплантата, так и создание параллельности внутрикостных частей после их установки, что в результате приводило к последующей параллельной установке наддесневых частей имплантата (рис. 4.49)

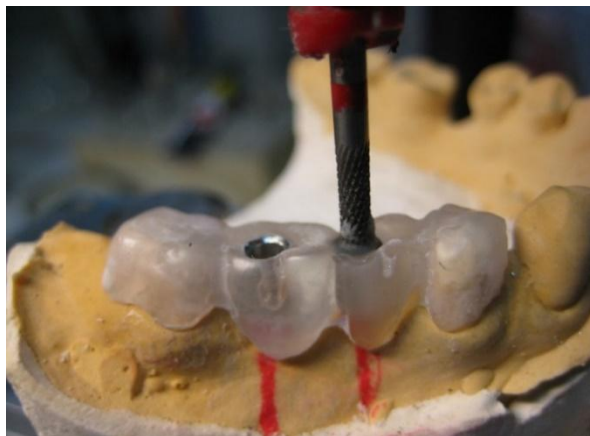
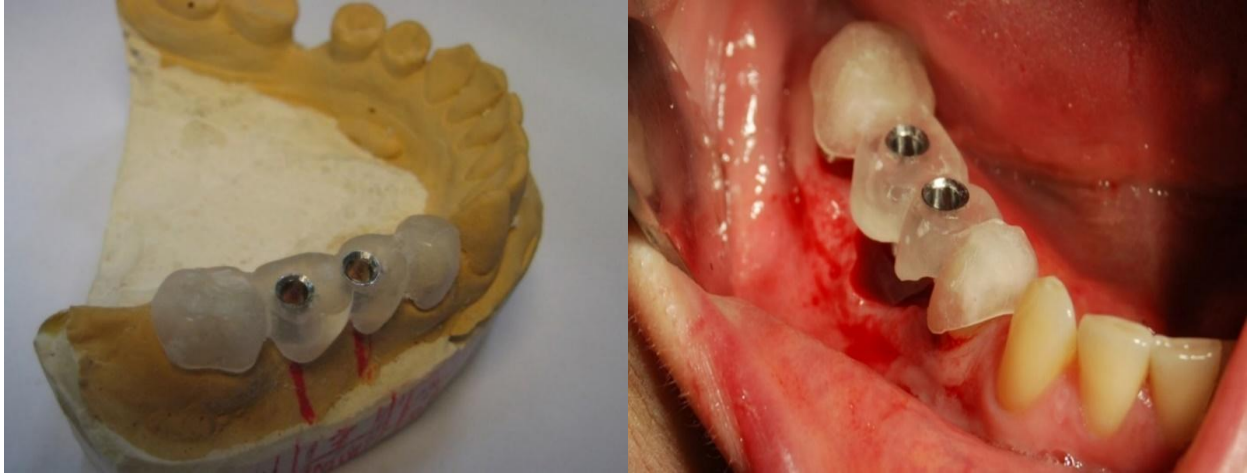


Рис. 4.49 – Установка и фрезерование полого цилиндра.

Готовая конструкция хирургического шаблона устанавливалась на гипсовой модели (рис. 4.50) и после стерилизации устанавливался на опорных зубах, ограничивающих дефект зубного ряда, и с его использованием проводилась операция установки имплантатов (рис. 4.51 – 4.53).



а

б

Рис. 4.50 – Проверка хирургического шаблона.

а) на гипсовой модели, б) в полости рта.



Рис. 4.51 – Установка имплантата по шаблону.

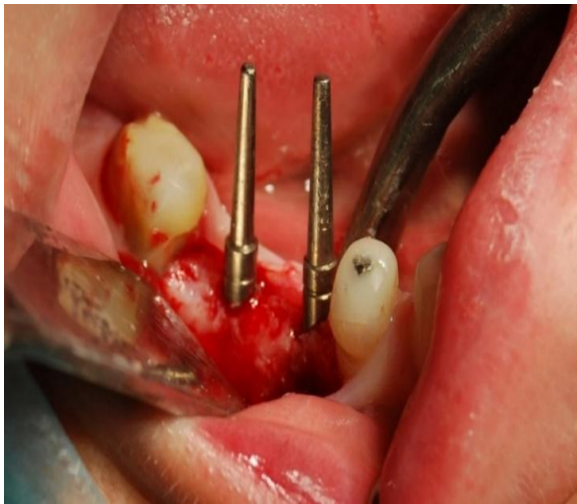


Рис. 4.52 – Контроль параллельности установленных имплантатов.



Рис. 4.53 – Имплантаты в полости рта.

В целях увеличения ширины костной ткани вокруг установленных имплантатов использовался метод направленной костной регенерации с использованием материала «Остеопласт К» и коллагеновой мембраны «Остеопласт» (рис.4.54).



Рис. 4.54 – Укладка коллагеновой мембраны «Остеопласт».

Препарат помещали под слизисто-надкостничный лоскут с вестибулярной поверхности в пришеечной части имплантатов что позволяло увеличить альвеолярную часть нижней челюсти в поперечном сечении. Слизисто-надкостничный лоскут укладывали на место и рану ушивали наглухо (рис.4.55).

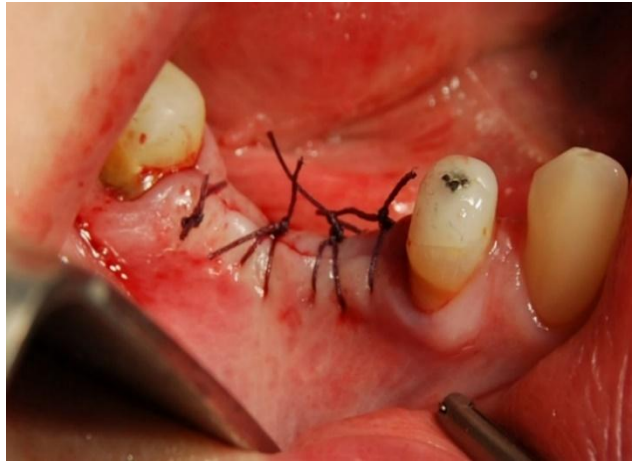


Рис. 4.55 – Имплантаты установлены, рана защита наглухо.

Съемные пластиночные протезы, изготовленные по методике непосредственного протезирования, также могут быть использованы как ориентировочные шаблоны при установке имплантатов (рис. 4.56).



а

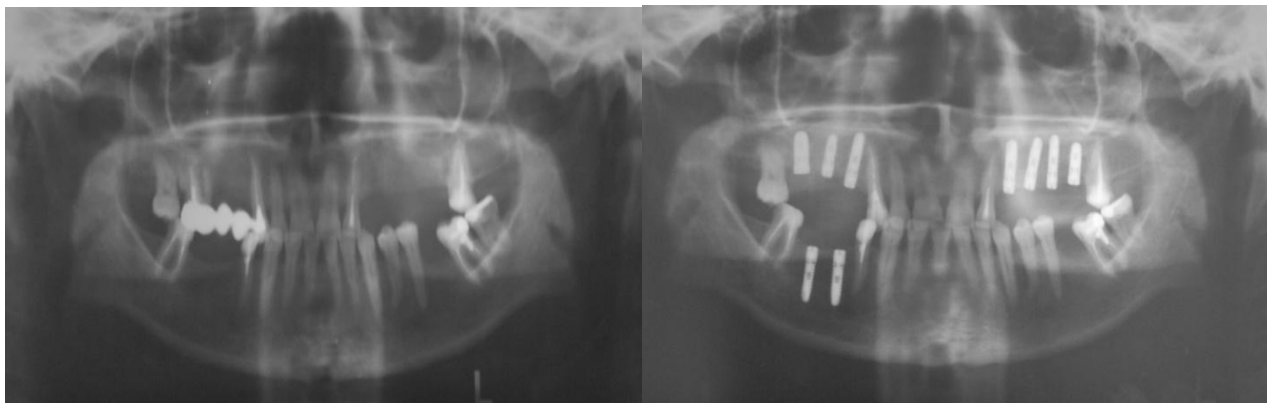
б

Рис. 4.56 – Частичный съемный пластиночный протез.

а) вне полости рта, б) в полости рта.

После завершения операции отверстия закрывались быстротвердеющей пластмассой, при необходимости проводилась коррекция их окклюзии, а область

протезного ложа замещали эластичной пластмассой, которая выполняла роль амортизатора жевательного давления.



а

б

Рис. 4.57 – Ортопантомограмма пациентки З. 65лет, МКСБ №Г-363.

а) до операции имплантации, б) через 3 месяца после установки имплантатов.



Рис. 4.58 – Результат ортопедического лечения пациентки З. 65лет, МКСБ №Г-363.

4.8. Ортопедическое лечение генерализованных заболеваний пародонта методом стоматологической имплантации внедрение алгоритмов ортопедического лечения и результаты

В качестве примера рассмотрим планирование ортопедического лечения посредством имплантации.

Больной Х. 45 лет, история болезни № Е-235 обратился с жалобами на отсутствие зубов в боковом участке зубного ряда нижней челюсти и обнажение шеек зубов в области ранее изготовленных металлокерамических коронок на 1.7,1.6,4.5 зубов, а также затрудненное пережевывание пищи.

Со слов пациента удаление зубов было проведено около 5 лет назад по поводу их разрушения и появления подвижности. В этот же период проводилось ортопедическое лечение в виде протезирования искусственными коронками как зубного ряда верхней, так и нижней челюстей.

К К К К	П
Зубная формула: 17 16 15 14 13 12 11 21 22 23 24 25 26 27	
47 46 45 44 43 42 41 31 32 33 34 35 36 37	
0 0	П П

Десневой край у ранее изготовленных искусственных коронок в области 1.7.,1.6.,4.5. незначительно гиперемирован, зубы устойчивы, имеется незначительное количество зубных отложений. Отмечается ретракция десневого края с обнажением шеек зубов.

На ортопантограмме наблюдается равномерная атрофия альвеолярного отростка и альвеолярной части, склеротические изменения костной ткани, равномерное уменьшение высоты межальвеолярных перегородок до 1/3.

Диагноз: Пародонтит начальной степени тяжести, осложненный частичной потерей зубов.

Пациент был ознакомлен с различными вариантами ортопедического лечения, но мотивированно настаивал на проведение стоматологической имплантации и повторном протезировании искусственными коронками. Исходя из этого был составлен план ортопедического лечения:

1. Санация полости рта
2. Профессиональная гигиена полости рта
3. Планирование имплантации
4. Операция и использованием имплантатов

5. Протезирование с опорой на имплантаты в области 4.7, 4.6 металлокерамическими искусственными коронками.

Обследование и планирование ортопедического лечения проводили по разработанной нами схеме. В первую очередь вводили паспортные данные, пол, возраст и присваивали идентификационный номер (рис. 4.59).

Сведения о пациенте | Результаты обследования | Решение по результатам осмотра | История

Информация

Идентификационный номер: 4

Фамилия: Харьков Пол: Муж

Имя: Александр Возраст: 45

Отчество: Сергеевич

Паспорт_серия: 2212 Паспорт_номер: 459372

Действия

Сохранить изменения Удалить пациента

Рис. 4.59 – Регистрация паспортных данных.

Затем вводили результаты клинического обследования в разработанную таблицу и программу (рис. 4.60-4.61).

		1 балл	2 балла	3балла
1	Линия улыбки	*		
2	Обнажение десны при улыбке	*		
3	Десневая эстетическая линия	*		
4	Биотип десны		*	
5	Пародонтит	*		
6	Гингивит		*	
7	Гигиена полости рта	*		
8	Открытие рта	*		
9	Вертикальное перемещение	*		
10	Мезиодистальное расстояние для расположения имплантата	*		
11	Бруксизм	*		
12	Вертикальная резорбция кости		*	
13	Ожидания пациента	*		
14	Зрачковая линия	*		
15	Носогубный угол	*		
16	Высота нижней трети лица	*		
17	Рентгенологический объем костной ткани для имплантации	*		
18	Плотность костной ткани	*		
19	Ортопантограмма	*		
20	Подвижность зубов	*		

Рис. 4.60 – Регистрация полученных данных при клиническом обследовании в таблице.

Рис. 4.61 – Введение табличных данных в программу.

Программа проводила генерацию введенных данных (рис. 4.62 - 4.63) и выдавала финальное заключение на основании которого планировалось и проводилось последующее ортопедическое лечение.

Рис. 4.62 – Генерация результатов введенных данных и финальное заключение.

Для последующего динамического наблюдения фиксировали все данные в электронной истории болезни (рис. 4.63).

Рис. 4.63 – Фиксация данных обследования в истории болезни для последующего динамического наблюдения.

Затем фиксировали показатели температуры в области предполагаемой имплантации (рис. 4.64 – 4.66).

Результаты термометрии														
Пациент Харьков (45 лет)														
Верхняя челюсть														
Апикальная треть	27,8	27,6	27,6	26,4	26,2	26	26,8	26,8	26,8	28	28,2	28,2	28,2	Апикальная треть
Средняя треть	27,8	27,6	27,6	26,4	26	26	26,6	26,8	27	28,2	28,2	28,2	28,2	Средняя треть
Пришеечная треть	27,6	27,6	27,4	26,2	26	25,8	26,8	27	26,8	28	28,2	28,2	28,2	Пришеечная треть
	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	
Пришеечная треть	23	23,2	23,4	23,6	23,6	23,8	24	24,8	25	25,2	25,4	25,4	25,4	Пришеечная треть
Средняя треть	23	23	23,4	23,4	23,6	23,8	24	24,8	25,2	25	25	25,4	25,6	Средняя треть
Апикальная треть	23	23	23,2	23,6	23,6	23,8	24	24,8	25	25,2	25,4	25,6	25,6	Апикальная треть
Нижняя челюсть														

Рис. 4.64 – Показатели термометрии пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235).

Данные термометрического анализа характеризовались более низкими (на 0,4 – 2 °С) показателями в области альвеолярного отростка и альвеолярной части зубов справа по сравнению с одноименными зубами противоположной стороны, что может быть связано с развитием преимущественного типа жевания на левую сторону вследствие потери 4.6, 4.7 зубов и вызванного этим усилением васкуляризации костной ткани в области зубов слева.

	гингивит / заболевания пародонта
	брекет система
	брекет система снята менее, чем полгода назад
	имплантат
	адентия/удален по ортодонтическим показаниям
	коронка
	удален
	корень

Рис. 4.65 – Цветовая расшифровка данных таблицы.



Рис. 4.66 – Показатели термометрического анализа в области отсутствующих зубов пациента X. 45 лет, (история болезни № E-235).

Показатель микроциркуляции (M) у данного пациента находится в пределах имеющейся нормы несмотря на то, что колебания этого параметра в процессе измерения были значительны (значения v 6,58 – 7,43) (рис. 4.67).

Показатели микроциркуляции в области зуба 4.7		Показатели микроциркуляции в области зуба 4.6	
M	20,54	M	23,73
Kv	30,47	Kv	31,31
v	6,58	v	7,43

Рис. 4.67 – Показатели микроциркуляции у пациента X. 45 лет, (история болезни № E-235).

При проведении индексной оценки было отмечено наличие генерализованного воспалительного процесса в области зубов верхней и нижней челюсти, более интенсивно протекающего с левой стороны, что также позволяет объяснить более высокие показатели термометрии в данной области (рис 4.68).

Определение индексов													
Индекс эффективности гигиены Quigley-Hein Plaque Index в модификации Turessky													
0	0	0	0	1	2	2	1	2	1	*	1	0	0
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
*	*	0	2	1	1	1	1	1	1	2	2	0	0
Результат	0,44 (хорошая гигиена полости рта)												
Индекс РМА													
0	0	0	1	2	1	1	1	1	2	*	2	0	0
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
*	*	0	1	1	1	0	0	1	1	1	2	2	2
Результат	30,66667 (гингивит средней степени тяжести)												
Пародонтальный индекс Russel													
0	0	0	1	2	0	2	2	1	2	*	6	0	0
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
*	*	2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2
Результат	1,32 (начальная и первая стадия заболевания)												
Индекс кровоточивости Muhlemann-Cowell													
Зуб	Показатель												
16	0												
21	0												
24	0												
36	0												
41	0												
44	0												
Результат	(отсутствие кровоточивости)												
Подвижность зубов	отсутствует												

Рис. 4.68 – Данные индексной оценки состояния пародонта у пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235).

Для изучения состояния тканей зоны предполагаемой имплантации проводили компьютерную томографию (рис. 4.69).



Рис. 4.69 – Компьютерная томограмма пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235) перед проведением операции имплантации.

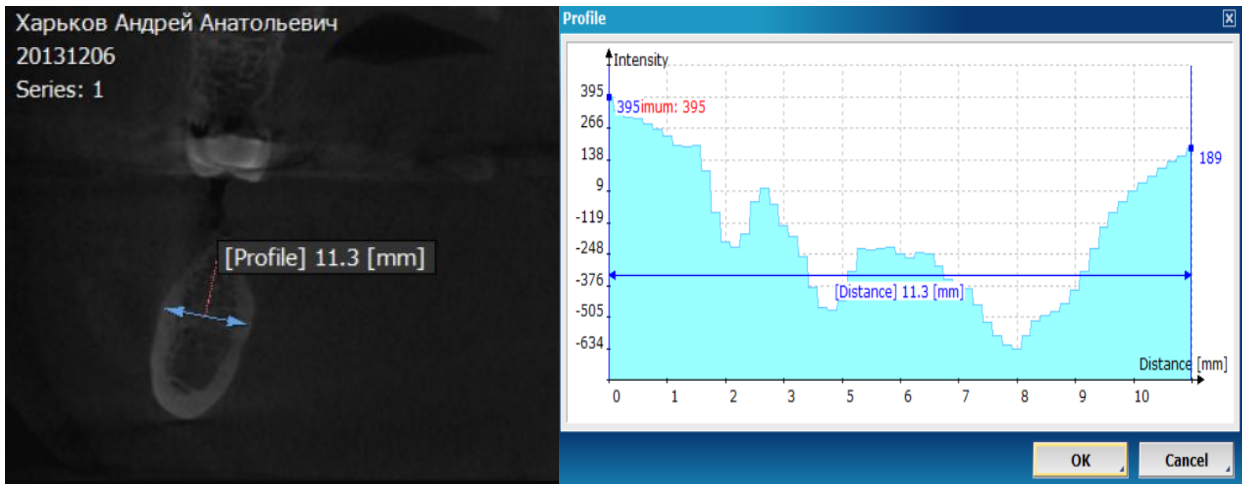


Рис. 4.70 – Определение типа плотности костной ткани у пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235) перед проведением операции имплантации.

Наличие тонкой кортикальной пластины и достаточно плотного губчатого вещества кости позволило отнести данную костную ткань ко II типу (Lekholm и Zarb, 1985), являющемуся благоприятным для проведения имплантации (рис.4.71).

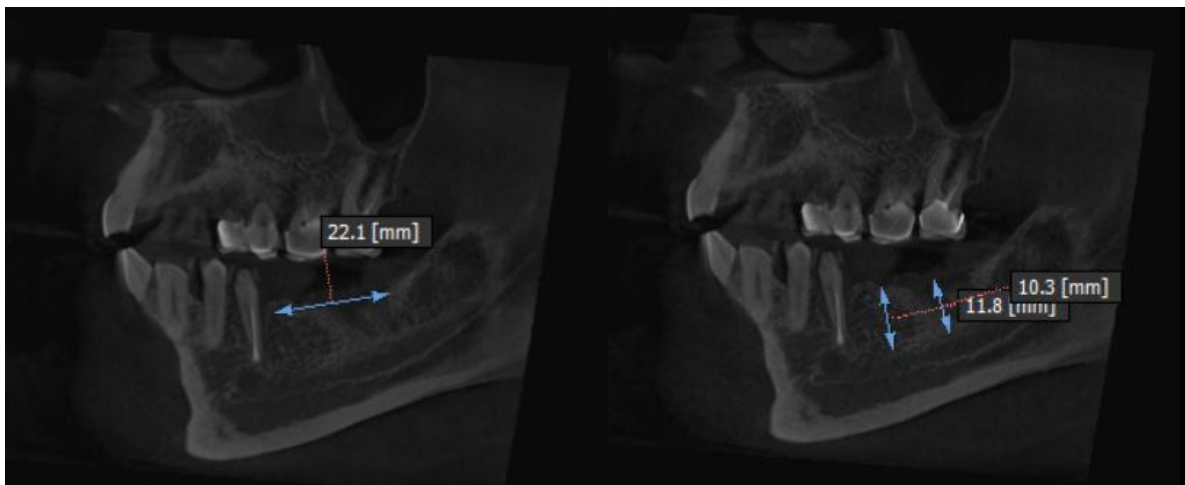


Рис. 4.71 – Определение объема костной ткани нижней челюсти в области отсутствующих 4.6, 4.7 у пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235) перед проведением операции имплантации.

При определении имеющегося объема костной ткани было отмечено наличие достаточного места для установки двух имплантатов в области 4.6, 4.7 зубов.

Доступный объем кости превосходил минимальный необходимый (8*8*10), что давало возможность прогнозирования хорошей остеоинтеграции имплантатов.

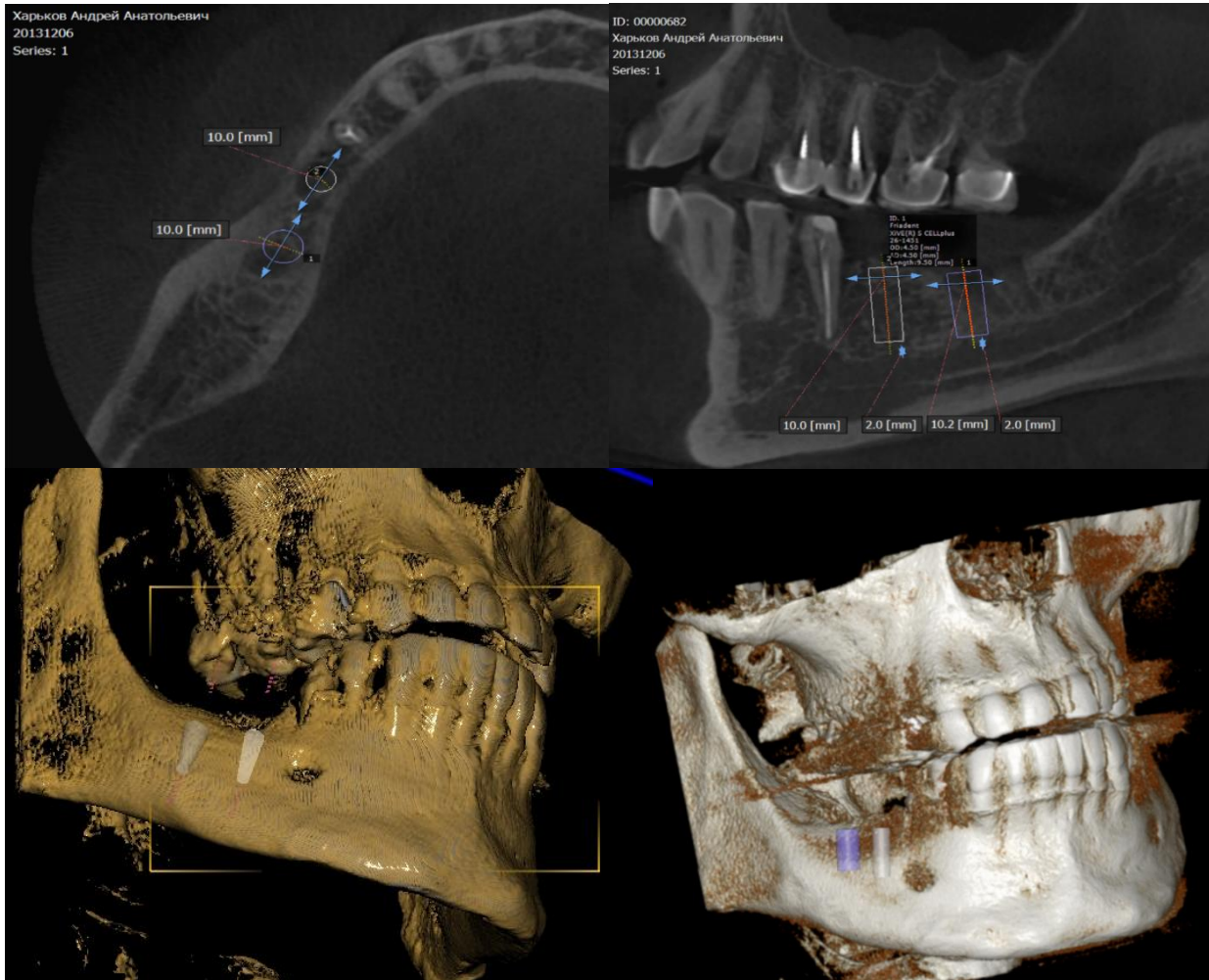


Рис. 4.72 – Планирование виртуального позиционирования имплантатов в области отсутствующих 4.6, 4.7 посредством программы Realscan 3DViewer у пациента X. 45 лет, (история болезни № E-235) перед проведением операции имплантации.

При повторном обследовании через три месяца после установки имплантатов о области отсутствующих 4.7, 4.6, зубов показатели микроциркуляции (23,73) соответствовали средним значениям нормы (20,0-31,4). Температурные показатели в области установленных имплантатов характеризовались значительно меньшими значениями по сравнению со значениями в области одноименных зубов противоположной стороны (23⁰С и 25,6⁰С) Разница составила 2,6⁰С. Однако

у данного пациента температурные значения на стороне установленных имплантатов в целом были ниже, чем показатели у одноименных зубов как на верхней, так и на нижней челюстях, что может быть связано с развитием преимущественного типа жевания на левую сторону. При проведении индексной оценки у данного пациента отмечалось наличие незначительных воспалительных явлений в области жевательной группы зубов слева как на верхней так и на нижней челюстях, что соответствовало более высокой температуры на данной стороне.



Рис. 4.73 – Результаты имплантации и ортопедического лечения пациента Х. 45 лет, (история болезни № Е-235).

а) ортопантомограмма через 3,5 месяца после операции имплантации, б) состояние полости рта пациента после протезирования.

Ближайшие результаты протезирования показали, что отмечается хорошая остеоинтеграция имплантатов и приостановление процесса деструкции костной ткани. Имплантаты стабильны, их продольные оси параллельны.

Таким образом, на приведенном клиническом примере было показано практическое применение разработанных нами алгоритмов ортопедического лечения.

Показатели температуры по гребню альвеолярного отростка и альвеолярной части в области отсутствующих зубов соответствовали термометрическим значениям, полученным при измерении температурных показателей с вестибулярной стороны альвеолярного отростка и альвеолярной части у отсутствующих зубов.

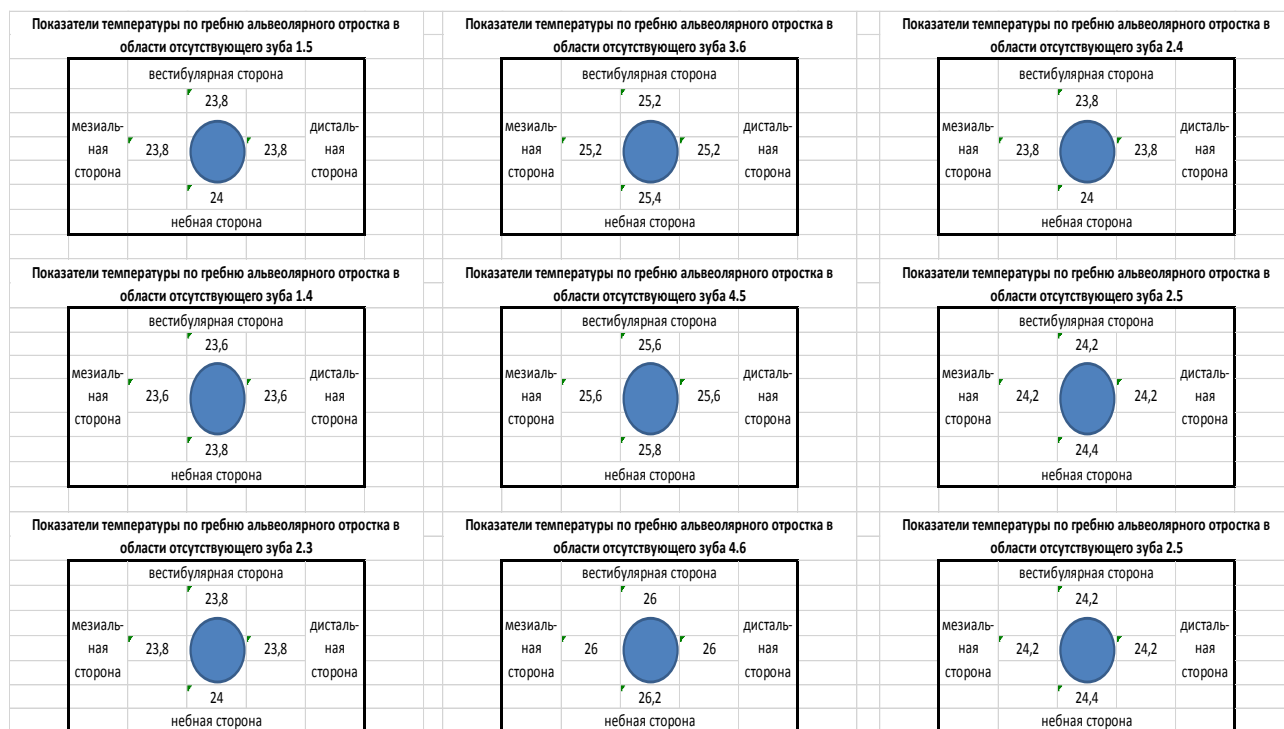


Рис. 4. 76 – Температурные показатели в области отсутствующих зубов.

При проведении индексной оценки состояния полости рта было отмечено наличие генерализованного воспалительного процесса, более интенсивно протекающего в области зубов нижней челюсти, что объясняет более высокие показатели температуры в области альвеолярной части нижней челюсти по сравнению с показателями в области альвеолярного отростка верхней челюсти. Отсутствие явно выраженной кровоточивости десен и устойчивость сохранившихся у пациентки зубов свидетельствует о переходе воспалительного процесса в стадию ремиссии.

Определение индексов													
Индекс эффективности гигиены Quigley-Hein Plaque Index в модификации Turesky													
0	0	*	*	1	1	1	1	1	*	*	*	*	1
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
1	2	1	2	1	0	0	0	0	0	1	1	*	1
Результат	0,38 (хороший уровень гигиены полости рта)												
Индекс РМА													
0	0	*	*	0	1	2	2	2	*	*	*	*	1
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	*	0
Результат	37,03704 (гингивит средней степени тяжести)												
Пародонтальный индекс Russel													
0	0	*	*	1	1	2	2	2	2	2	*	2	2
7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7
1	1	1	2	2	6	6	6	6	2	1	1	*	1
Результат	2,888889 (II стадия заболевания)												
Индекс кровоточивости Muhlemann-Cowell													
Зуб	Показатель												
16	0												
21	0												
24	*												
36	*												
41	1												
44	2												
Результат	0,5												
Подвижность зубов отсутствует 0													

Рис. 4.77 – Регистрация данных индексной оценки в таблицу.

Сведения о пациенте
Результаты обследования
Решение по результатам осмотра
История

Информация

Идентификационный номер:

Фамилия:
 Пол:

Имя:
 Возраст:

Отчество:

Паспорт_серия:
 Паспорт_номер:

Действия

Рис 4.78 – Введение паспортных данных пациентки Г.

		1 балл	2 балла	3балла
1	Линия улыбки	*		
2	Обнажение десны при улыбке	*		
3	Десневая эстетическая линия	*		
4	Биотип десны		*	
5	Пародонтит		*	
6	Гингивит		*	
7	Гигиена полости рта	*		
8	Открытие рта	*		
9	Вертикальное перемещение		*	
10	Мезиодистальное расстояние для расположения имплантата		*	
11	Бруксизм	*		
12	Вертикальная резорбция кости			*
13	Ожидания пациента	*		
14	Зрачковая линия			*
15	Носогубный угол	*		
16	Высота нижней трети лица			*
17	Рентгенологический объем костной ткани для имплантации			*
18	Плотность костной ткани			*
19	Ортопантомограмма		*	
20	Подвижность зубов	*		

Рис. 4.79 – Регистрация данных обследования.

Рис. 4.80 – Регистрация результатов клинического обследования в программе.

Сведения о пациенте Результаты обследования **Решение по результатам осмотра** История

Показатели

Высокого риска:	Среднего риска:	Низкого риска:
Вертикальная резорбция зрачковая линия высота нижней трети рентгенологический объем Плотность костной ткани	Биотип десны Пародонтит Гингивит Вертикальное перемещение Мезиодистальное расхождение ортопантомограмма	Линия улыбки Обнажение десны при Десневая эстетическая Гигиена полости рта Открытие рта Бруксизм ожидание пациента носогубный угол подвижность зубов

Решение

Системы: Финальное решение:

Рис. 4.81 – Решение по результатам обследования.

Сведения о пациенте Результаты обследования **Решение по результатам осмотра** История

Дата приема:

Критерий:

Информация по критерию:

Решение системы:

Итоговое решение:

Врач:

Рис. 4.82 – Карта динамического наблюдения.

Таким образом по результатам клинико-рентгенологического и функциональных методов обследования принято решение протезировать традиционными видами ортопедического лечения с использованием шин-протезов.

ГЛАВА 5. ОБСУЖДЕНИЕ ПОЛУЧЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

Исходя из цели работы – совершенствование методологии планирования и повышение эффективности ортопедического лечения больных с генерализованными заболеваниями пародонта, нами применены морфологические, биомеханические, клинические, рентгенологические и функциональные методы исследования в разные сроки до и после протезирования.

Основываясь на полученных результатах клинико-лабораторных и функциональных исследований, а также оценке эффективности протезирования пациентов с хроническим генерализованным пародонтитом, мы получили возможность высказаться по следующим вопросам: о комплексе параметров, позволяющих установить соотношение процессов резорбции и созидания костной ткани в зоне предполагаемой имплантации, а также дать их индивидуальную количественную и статистическую оценку; о характере кровоснабжения, наличии перестроек в морфологии сосудов, гемодинамических и гемореологических расстройств при заболеваниях пародонта генерализованного характера; о пролиферативной потенции мезенхимальных элементов костной ткани с целью получения представления о перспективах ее новообразования после установки имплантатов; о состоянии капиллярного кровотока и термодиагностических признаков у пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта; о разработке комплексной математической модели инженерных решений и методике проектирования дентального внутрикостного имплантата с большим жизненным циклом и высокими техническими свойствами, а также новом способе имплантации; об эффективности применения разработанной нами новой конструкции съемных шин-протезов для лечения заболеваний пародонта, осложненных частичной потерей зубов; об эффективности клинического применения новой экспертной системы определения показаний, планирования прогноза результатов стоматологической имплантации и ортопедического лечения.

Для решения поставленных задач мы провели исследование по трем разделам. Первый раздел отражает морфологические и функциональные исследования, второй – создание имплантационной системы, третий – клинический раздел.

Раздел 1. Узловым моментом в стоматологической имплантации, определяющим эффективность реабилитации, являются особенности реакции мягких тканей и кости на имплантат. Отсюда вытекает необходимость получения предоперационной информации о состоянии не только общего метаболизма, но и местных процессов в зоне предполагаемой имплантации. Для этого, как известно, используется значительный набор клинических критериев, с помощью которых определяется анатомическая структура костной ткани, наличие или отсутствие остеопороза, уровня атрофии челюстных костей. Однако, признавая эффективность и информативность этих методов нельзя не заметить, что ранние этапы перестройки костной ткани «ускользают» от рентгенологического исследования и не фиксируются при измерении высоты костной части альвеолы. Недостаточная точность и объективность известного способа способствует увеличению риска возникновения послеоперационных осложнений, а в некоторых случаях приводит к неудовлетворительным результатам дентальной имплантации. Трудности ранней диагностики процессов rarefакции кости неоднократно отмечались ведущими специалистами в этой области (Щербич В.М., с соавт. 2009, Boyce V.F., Xing L., 2007). Именно поэтому для уточнения сведений о состоянии костной ткани мы провели специальное морфологическое исследование, имеющее одно весьма важное преимущество, которое заключается в том, что оно позволяет оценить структурные перестройки на тканевом и клеточном уровне, то есть более полно оценить потенции ткани к синтезу и регенерации в зоне предполагаемой имплантации. Тем самым открывается возможность адаптировать тактику имплантации и лечения к индивидуальным особенностям организма каждого пациента.

Морфологическое исследование, несомненно, имеет определенное преимущество перед существующими стандартными методиками, но вместе с тем

критериальная оценка нуждается в построении определенной последовательности накопления и отбора тех опорных признаков, которые отвечают внутренней логике исследования. В их число нами включены такие детали как рисунок линий склеивания с определением периода аппозиции костной ткани, состояние гаверсовых каналов и костных балок, характер накопления остеоида, реактивные изменения клеточных структур, системы кровоснабжения и новообразования костных балочек, rareфикация и эбурнеация кортикального слоя, разрастание фиброзной ткани и другие. Обилие критериев объективизирует необходимость организации определенной системы отбора, которая без потери времени обследования приближает к решению практической задачи – уточнения уровня потенциальных возможностей ткани к синтезу и репарации. Исходя из этого мы предлагаем определенный алгоритм микроскопического исследования препаратов, фрагментов костной ткани с отбором тех характеристик, которые наиболее полно отражают процессы разрушения и созидания костной ткани в их количественном выражении.

Уточняя набор признаков, отражающих регенераторные потенции ткани, мы ввели такое понятие как информационный комплекс (ИК) признаков. Суммарная многосторонняя информация имеет свойства и экспертной системы. Вместе с тем, для более четкой и сопоставимой оценки морфологических данных мы предлагаем ввести цифровую оценку гистологических признаков, что может с успехом использоваться не только в качестве методологической базы исследований в описываемых препаратах, но и с целью использования этих данных в интересах статистического анализа.

В свою очередь это послужило аргументом для привлечения метода бальной системы оценок, успешно применяемого в исследованиях ряда внутренних болезней (Зайко Н.Н., с соавт. 2007; Cochroane C.G., Wiggins R.C. et al, 1984). Однако в стоматологической практике бальная оценка морфологических деталей до сих пор не применялась, что послужило побудительным мотивом для разработки этого метода в применении к оценке репаративно - синтетических особенностей локальной зоны костной ткани (Патент № 2538087, Приложение 1).

Как известно образование костного вещества происходит двумя путями - аппозицией его на предшествующие структуры и путем развития кости по краю волокнистой ткани в костно-мозговых пространствах. В последнем варианте процесс новообразования происходит при явлениях пролиферации клеточных элементов периоста, клеток сосудистых каналов, эндооссальных элементов костно-мозговых пространств с последующим формированием волокон. Учитывая эти обстоятельства нами проводился контроль уровня пролиферации клеток кости и степень формирования коллагеновых волокон, поскольку мы полагаем, что при остеопорозе имеет место недостаточность коллагеновой основы костных структур.

Несомненно, что остеопороз находится в зависимости от нарушения кровообращения. Вследствие этого в нашей работе целенаправленно обращалось внимание на состояние стенок мелких артериол с уточнением степени склероза и наличия реологических нарушений в виде стазов и тромбов. Таким образом, мы стремились получить максимальную информацию о наличии или отсутствии артериального малокровия. Следовательно, наряду с традиционными оценками костных биопсий мы максимально расширили объем информации о морфологических реакциях в обследуемых объектах. В ходе работы выяснилось, что обычные описания биоптатов не могут быть реализованы при статистической обработке в качестве аналитических данных. Отсюда возникла необходимость в количественных и полуколичественных оценках морфологических изменений.

Для учета степени выраженности других морфологических изменений: толщины балок губчатого вещества, количества остеоида, выраженности рисунка линии склеивания, интенсивности формирования коллагеновых волокон и развития сосудистых коммуникаций, степени склероза сосудистых стенок, наличия реологических расстройств мы использовали полуколичественные балльные оценки морфологических изменений. Цифровые показатели (диаметр гаверсовых каналов, количественные подсчеты мезенхимальных клеток) были синтезированы и также представлены в баллах.

В ходе работы мы также убедились, что полуколичественная оценка, несмотря на ее приблизительность, в значительной мере корректирует элементы субъективизма, позволяет продуктивно применять методы статистической обработки и сравнивать их с данными литературы.

Гистологическое исследование и анализ морфологических критериев, определяющих состояние костной ткани и интенсивность кровоснабжения, балльная оценка степени их выраженности на этапе планирования стоматологической имплантации позволили повысить объективность и точность прогнозирования результата стоматологической имплантации, так как на этапе планирования исследуют не только макроскопическую и рентгенологическую характеристику костной ткани, но и углубленную морфологическую характеристику процессов rarefакции и эburneации пролиферативных возможностей мезенхимальных клеток кости, а также оценку характера ее кровоснабжения. Гистологические данные позволили индивидуально оценить потенциальные возможности костной ткани и тем самым подобрать и адаптировать нужную модификацию способа имплантации, что значительно снижает риск получения неудовлетворительных результатов, а также позволяет сократить послеоперационные осложнения. В доступных публикациях таких гистологических данных нам найти не удалось, то есть они оригинальны и несут элементы новизны.

Предлагаемый способ позволил повысить качество оказываемых услуг, уменьшить психоэмоциональную нагрузку пациентов и сократить ненужные финансовые потери в случае получения отрицательного прогноза лечения. Тем самым мы вводим в науку дополнительную грань стоматологической оценки, отличающейся от традиционных направлений дооперационного обследования и надеемся, что это введение будет соответствовать общей инновационной нацеленности социально-экономического развития здравоохранения.

Проведенное гистологическое исследование показало, что структурные особенности костной ткани у пациентов с установленными имплантатами неоднозначны. При этом довольно четко определяются две группы пациентов,

соответствующих двум типам измерений. Доминируют больные (37 чел., 55% наблюдений) первой группы. Как видно из таблицы 3.2 (стр. 114), приведенной в соответствующей главе, для них характерно расширение гаверсовых каналов, признаки истончения костных балок, рыхлое расположение немногочисленных «линий склеивания», слабая пролиферация клеточных элементов кости, скудный синтез коллагеновых волокон и отложение остеоида.

В целом представители этой группы отличаются наличием костной ткани не только с признаками rarefакции, то есть остеопорозом, но и ослабленными потенциями к новообразованию кости при наличии малокровия фиброза стенок артериол и реологических расстройств.

Вторая группа пациентов, (22 чел., 32% наблюдений) отличалась проявлением эбурнеации с сужением гаверсовых каналов, утолщением костных балок губчатого слоя, обилием тесно расположенных «линий склеивания», значительной пролиферацией костных клеток и синтезом коллагеновых волокон.

Меньше всего было пациентов (третья группа) с нормальной структурой костной ткани (8 наблюдений, 12% рис.5.1)

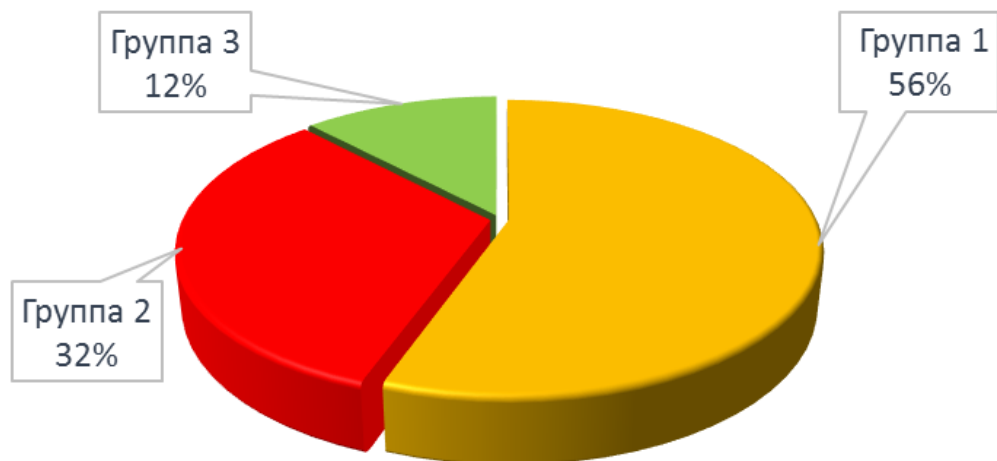


Рис. 5.1 – Распределение пациентов по структурным особенностям костной ткани.

Динамическое наблюдение с помощью функциональных методов исследования позволило нам контролировать процесс заживления костной раны и окружающих тканей. Выявление патологических изменений в области

имплантации требует своевременного применения лечебно-профилактических мероприятий, направленных на восстановление и нормализацию обменных процессов.

Полученные результаты также свидетельствуют о том, что при отсутствии функциональной нагрузки на альвеолярную часть челюстей отмечается снижение показателей гемодинамики, что согласуется с данными А.И.Матвеевой (1993). Определение функционального состояния сосудов в области имплантации, т.е. их резервных возможностей, позволяет оценить их не только в период предоперационного обследования больных, но и прогнозировать течение послеоперационного периода.

При проведении анализа микроциркуляции с помощью лазерной доплеровской флуометрией нами, была отмечена неоднородность показателей гемодинамики у пациентов с заболеваниями пародонта, что согласуется с данными других авторов (Михалева, Л.М., 2002; J. Pinchback, B. etal 1996). Полученные результаты показателей микроциркуляции в области отсутствующих зубов у пациентов с заболеваниями пародонта характеризовались некоторым снижением показателей гемодинамики, что связано, на наш взгляд, как со снижением функциональной нагрузки, так и с исчезновением части капиллярной сети в исследуемой области в связи с утратой зубов.

При динамической оценке, проведенной на разных этапах протезирования с опорой на имплантаты, нами была отмечена выраженная тенденция к увеличению гемодинамических показателей, обусловленная прежде всего изменением условий функционирования зубочелюстной системы. Изменение силы жевательного давления в области отсутствующих зубов вызывало необходимость адаптации к появившейся жевательной нагрузке на имплантат, что, в свою очередь, стимулировало развитие кровеносной сети и улучшение трофики окружающей костной ткани. Полученная нами зависимость изменения параметров гемодинамики при изменении условий функционирования зубочелюстной системы не противоречит имеющимся в литературе данным (Логинова Н.К., Кречина Е.К., 1998; Kastberger G., 2003).

Таким образом, изучение функционального состояния сосудов в области имплантации дает возможность судить о наличии резервных возможностей сосудистого русла, что позволяет прогнозировать течение послеоперационного периода, успешность остеоинтеграции имплантата и состоятельность используемой конструкции.

Проведение температурного мониторинга было направлено на выявление возможных патологических состояний, связанных с нарушением обменных процессов в области предполагаемой имплантации. Кроме того, полученную информацию мы использовали при планировании, а затем и при ортопедическом лечении, что позволяло своевременно проводить профилактические мероприятия, направленные на устранение очагов воспаления. Термометрия проводилась с помощью инфракрасного термометра СЕМ-ThermoDiagnostics созданного нижегородской компанией «СЕМ-Технолоджи» с разработанной нами оптоволоконной насадкой (Патент №147425, Приложение 2).

Проведенный нами анализ показателей инфракрасной термометрии позволил выявить следующие закономерности. В норме распределение температурных показателей характеризуется значительной однородностью и симметричностью. Однако различные патологические процессы способны влиять на значения температуры в исследуемой области. Так, наличие активно протекающего воспалительного процесса сопровождается повышением температурных показателей, тогда как при наличии застойных воспалительных явлений наоборот, отмечается их снижение. Так термометрия перед имплантацией, проведенная у пациентов, находившихся на ортодонтическом лечении с использованием несъемной программируемой техники (брекет-системы), показала локальное повышение температуры, свидетельствующее о том, что перемещаемые зубы испытывали повышенную нагрузку.

Таким образом, проведенные нами исследования локальной температуры показали эффективность и целесообразность включения термометрии в комплекс диагностических исследований у пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта до и после ортопедического лечения.

Определение состояние костной ткани до операции невозможно без применения методов лучевой диагностики. По ортопантомограммам с помощью последующей компьютерной обработки мы получали данные об анатомо-топографическом строении зоны имплантации в области верхней и нижней челюстей, а также плотности костной ткани.

Для уточнения наличия у пациентов воспалительных заболеваний пародонта нами была использована конусно-лучевая компьютерная томография зубных рядов, считающаяся на данный момент наиболее информативным методом рентгенологического исследования (Галикеева с соавт., 2007). При оценке степени деструкции костной ткани нами была отмечена прогрессирующая убыль костной ткани, сопровождающаяся уменьшением как толщины, так и высоты альвеолярной части челюстей.

Для получения более точной информации нами проводилась оценка плотности костной ткани в области планируемой имплантации методом денситометрии. Для этого были использованы результаты компьютерной томографии, позволяющей выделить слой от 1 до 10 мм, и обеспечить более высокую точность денситометрического анализа. Результаты исследования выявили тенденцию к снижению плотности костной ткани по мере прогрессирования заболевания пародонта, что согласуется с ранее проведенными исследованиями (Лукиных Л.М., 2011; Рogaцкий Д.В., 2010). Однако при анализе показателей, полученных у пациентов с заболеваниями пародонта в области отсутствующих и сохранившихся зубов, нами была выявлена следующая закономерность. Так, у пациентов с гингивитом тяжелой степени тяжести и пародонтитом легкой степени тяжести плотность костной ткани в области отсутствующих зубов была несколько ниже, чем в области сохранившихся зубов. У больных же с пародонтитом средней и тяжелой степени тяжести, наоборот, плотность костной ткани в области отсутствующих зубов была выше, чем в области сохранившихся зубов, что, на наш взгляд, объясняется различной степенью активности течения компенсаторных реакций костной ткани.

Выявленные закономерности позволили использовать их для уточнения показаний к проведению ортопедического лечения пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов, с использованием имплантации, а также прогнозировать исходы остеоинтеграции имплантатов у пациентов с различными формами заболеваний пародонта.

Раздел 2. Ни одна разработка в дентальной стоматологической имплантологии не обходится без совершенствования или применения новых моделей дентальных внутрикостных имплантатов, в основе которых, помимо общепринятых принципов, используются инженерные решения, последние научные достижения, технологические процессы и обобщенный клинический опыт. Разнообразие форм имплантатов и методик их применения свидетельствуют об отсутствии на сегодняшний день единой стратегии имплантации у больных с генерализованными заболеваниями пародонта, что обуславливает необходимость дальнейшей разработки как конструкций самого имплантата, так и алгоритма и методик их применения с учетом анатомо-топографических и морфологических изменений, сопровождающих заболевания пародонта.

Учитывая результаты экспериментальных исследований по изучению биомеханических характеристик системы «кость-имплантат-искусственная коронка» с помощью методов математического моделирования, в частности метода конечных элементов, имеющего преимущество перед прочими в том, что он позволяет анализировать задачу для тел более сложной формы с произвольными очертаниями и граничными условиями. Кроме того, метод позволяет после определения температурного поля вести расчет перемещений и напряжений для тех же элементов, для которых рассматривалась задача теплопроводности в той же конечно элементной дискретизации, а также изучения конструкций других авторов (Иванов С.Ю., с соавт., 2002; Ренуар Ф., с соавт., 2004) нами была разработана модифицированная новая система стоматологических термомеханических имплантатов с большим жизненным

циклом (патент № 2344787, Приложение 3). В задачу предполагаемого изобретения положено: снижение риска развития резорбции костной ткани; обеспечение условий для улучшения сопряжения имплантата с костью; снижение риска формирования патологического костного кармана; снижение риска поломки конструкции из – за её подвижности. Конструктивное решение которого представлено на рис.5.2.

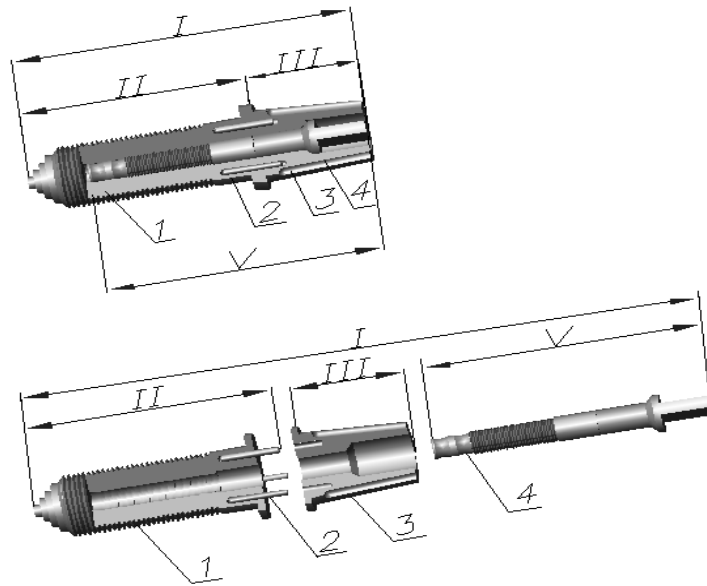


Рис. 5.2 – Конструкция термомеханического стоматологического имплантата.

Конструкция имплантата состоит из внутрикостной (1) и внекостной (3) частей, фиксирующего винта (4) и базовых штифтов (2).

Результатом разработки нового стоматологического имплантата явилось снижение риска развития резорбции костной ткани не только за счет широкой платформы, опирающейся на кость, но и за счет винтового термомеханического крепления соединения внекостной и внутрикостной частей имплантата, а также внутрикостной конструкции имплантата в костном ложе. Это позволяет снизить как риск образования патологического костного кармана, за счет ступенчатой разных диаметров вершиной внутрикостной конструкции имплантата с рациональной нагрузкой на кортикальный слой костной ткани и саму кость и заглушкой внутрикостной конструкции имплантата при демонтаже которой

сохраняется неподвижность внутрикостной конструкции имплантата, так и за счет термомеханического соединения снижается риск поломки имплантата из-за подвижности его составных частей. Это достигается за счет конструктивного выполнения воспринимающего ложа внутрикостной с тремя базовыми штифтами и внекостной конструкций горизонтальными и соединены между собой с применением термомеханического крепления фиксирующим винтом.

После проведения ортопедического вмешательства и начала функционирования имплантата успешно завершена оссеоинтеграция, специальная упорная резьба на его наружной поверхности, фиксирующий материал и искусственная коронка гасят колебания имплантата от механических и термических переменных нагрузок и тем самым способствуют рациональной передаче жевательной нагрузки на костное ложе и обеспечивают долговременную службу имплантата.

Методика использования предлагаемого стоматологического имплантата состоит из трех последовательно выполняемых клинических приемов.

Первый этап: после проведения местной анестезии и разреза слизистой оболочки длиной равной поперечному периметру наружного диаметра внутрикостной конструкции имплантата, приступают к подготовке имплантационного ложа посредством физиодиспенсера с подачей охлажденного стерильного физиологического раствора к наконечнику и рабочей фрезы. Формирование костного ложа осуществляется по следующему разработанному технологическому процессу: путем механической обработки наружной поверхности кости с помощью фрезы формируется базовая поверхность для опоры внутрикостной конструкции имплантата, причем каждый последующий инструмент имеет больший диаметр и меньшую длину. С помощью развертки, имеющей конгруэнтный имплантату профиль наружной поверхности, нарезают резьбу в соответствии с резьбой внутрикостной конструкции имплантата. Затем производится сборка узла внутрикостной конструкции с использованием термомеханической системы соединения, включающей в себя стерилизацию сборочных деталей (имплантат, базовые штифты, винт). Внутрикостную часть

имплантата нагревают до 60 градусов, а базовые штифты охлаждают до 0 градусов и запрессовывают их во внутрикостную часть имплантата. На базовые штифты устанавливается заглушка и затягивается винтом. Посредством ключа-имплантовода устанавливают имплантат до соприкосновения его с базовой поверхностью. Рану ушивают.

Второй этап: После завершения процесса оссеоинтеграции с помощью скальпеля или мукотома через 3-4 мес. на нижней челюсти и 5-6 мес. на верхней челюсти проводится обнажение имплантата. Вывинчивается винт, удаляется заглушка и устанавливается формирователь десны сроком на 2-4 недели.

Третий этап: Ортопедическое лечение проводится согласно протоколу протезирования. Особенность его заключается в том, Соединение внекостной и внутрикостной частей имплантата проводили по разработанному нами технологическому процессу с использованием стоматологической термомеханической системы.

Внекостную конструкцию имплантата в специальном устройстве (минихолодильник USB, производство КНР) охлаждали до определенной температуры – 0° , а фиксирующий соосность деталей базовый винт в специальном устройстве (воздушный стерилизатор ГП-80-Ох-ПЗ, производство Россия) нагревали до температуры – $36,6...41,6^{\circ}$, устанавливая внекостную конструкцию соединяли опорное нижнее торцевое ложе с верхним ложем внутрикостной конструкции имплантата, во внутреннюю полость устанавливали винт и «ввинчивают» его во внутрикостную конструкцию имплантата, затягивают тарировочным ключом с заданным моментом. Таким образом внутрикостная и внекостная части имплантата получили термический и механический натяг, что гарантирует надежное и долговечное крепление деталей имплантата.

Новый технический результат предлагаемого сочленения заключается в том что, выдерживается соосность и надежно соединяются составные детали конструкции имплантата относительно друг друга за счет применения стоматологической термомеханической системы крепления. Тем самым гасятся колебания конструкции имплантата от механических и термических переменных

нагрузок, что способствуют рациональной передаче жевательного давления на костное ложе и обуславливает долгую службу имплантата. Кроме того снижается риск поломки не только фиксирующего винта но и верхней трети внутрикостной части имплантата за счет ослабления и появления подвижности его внекостной части.

Раздел 3. Под нашим наблюдением находилось 300 пациентов с заболеваниями пародонта которые были разделены на две основные группы. В первую (65 человек) вошли пациенты, которым проводилось традиционное ортопедическое лечение посредством применения шин и шин – протезов, как съемных и несъемных, так и их сочетания (рис.5.3).

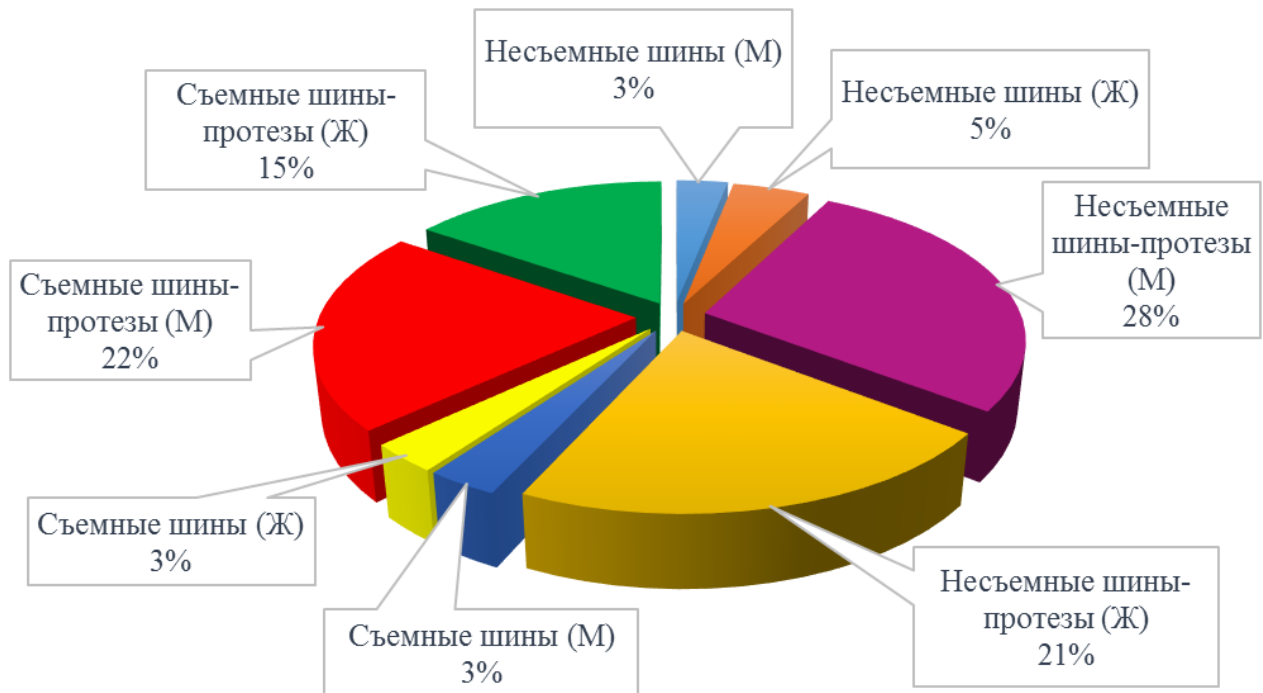


Рис. 5.3 – Распределение больных первой группы по гендерному признаку и виду ортопедических конструкций.

В настоящее время планирование ортопедического лечения заболеваний пародонта с применением шинирующих конструкций осуществляется, главным образом, эмпирическим путем, что, как показывают отдаленные результаты, часто приводит к серьезным ошибкам. В частности, современные конструкции съемных

шин-протезов не решают главной задачи лечения пациентов с заболеваниями пародонта - рационального распределения жевательного давления должным образом. Разработка новых систем крепления съемных протезов при частичной потере зубов должна быть направлена на повышение качества протетического замещения дефектов зубного ряда и создания единого стандарта лечения исходя из конструктивных особенностей протеза, отвечающего требованиям функциональности (увеличение стабильности протеза), универсальности (использование при разных клинических условиях), снижения функциональной перегрузки пародонта, а так же эстетичности и экономической эффективности.

Основываясь на данных литературы, а также собственных наблюдениях мы пришли к выводу о том, что применение шин и протезов при ортопедическом лечении генерализованных заболеваний пародонта способствует определенной стабилизации патологического процесса, но ни в коей мере его не купирует. Это связано с тем, что шины и протезы оказывают травмирующее действие на пародонт оставшихся зубов и не способствуют стабилизации процесса. Прогрессирующая атрофия, особенно в области оставшихся зубов, в конечном итоге приводит к развитию крайней степени патологической подвижности и их утрате. Таким образом, возникает насущная проблема устранения и снижения травматической окклюзии, что, по нашему мнению, может быть достигнуто применением имплантационных систем.

Однако, успехи, достигнутые в имплантологии, не решают в полной мере задач ортопедического лечения этой категории пациентов. До сих пор остаются не решенными и ряд вопросов, связанных с планированием ортопедического лечения на искусственных опорах у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта. Дальнейший поиск путей совершенствования методик имплантации с применением наиболее оптимальной ортопедической конструкции будет способствовать повышению эффективности реабилитации больных с заболеваниями пародонта. Для решения этих задач нами было принято на лечение с применением имплантатов 235 пациентов (рис.5.4),

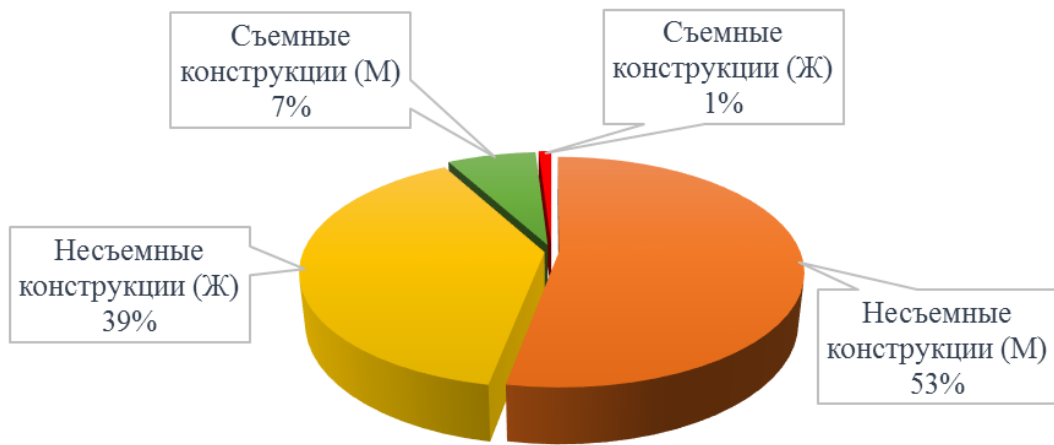


Рис. 5.4 – Распределение больных второй группы по гендерному признаку и виду ортопедических конструкций.

которым было установлено 968 имплантатов (вторая группа, рис. 5.5).

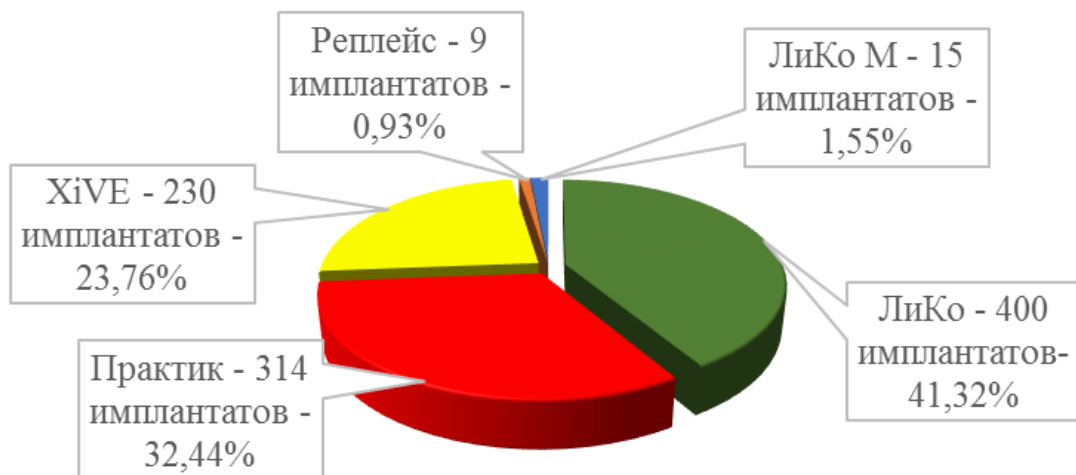


Рис. 5.5 – Количество и типы имплантатов, установленных пациентам с заболеванием пародонта.

Таким образом, существует насущная необходимость использования интегративного подхода, основанного на использовании результатов клинικο-морфологических и биомеханических исследований, создания экспертной системы планирования, усовершенствования конструкций шин - протезов, разработки имплантатов с большим жизненным циклом, что в свою очередь будет

способствовать повышению качества планирования и ортопедического лечения, а в целом более эффективной реабилитации больных с генерализованными заболеваниями пародонта. Важное значение имеет и разработка стратегии предупреждения развития осложнений.

Особое внимание в нашей работе было уделено особенностям проведения ортопедического лечения у пациентов, имеющих противопоказания к имплантации.

Учитывая данные особенности, нами (Саакян М.Ю., Березин П.В., Газимагомедова В.Р., 2011 г.) была разработана и предложена конструкция нового замкового крепления (Патент № 109658, Приложение 4), обеспечивающая физиологичное распределение нагрузки вдоль продольной оси опорного зуба, а также достаточную фиксацию и пространственную стабилизацию протеза, но при этом лишь частично ограничивающая лабильность протеза во время функции (рис. 5.6)

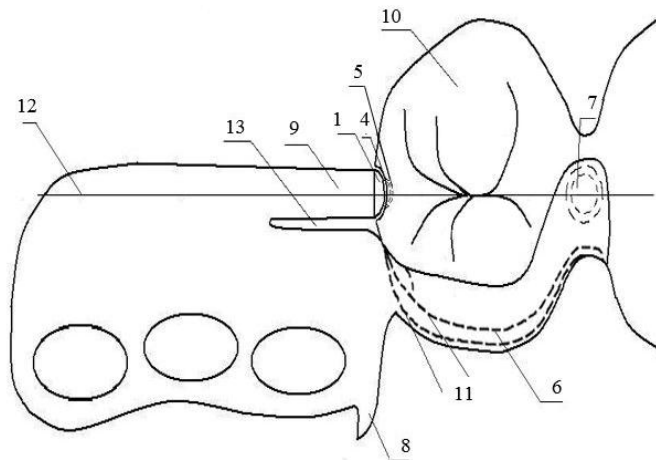


Рис. 5.6 – Схема замкового крепления съемного протеза.

Патричная часть крепления 1, состоящая из плеча 2 и полусферы 3, входит в состав базиса протеза 9. Базис имеет прорезь 13. Матричная часть 4, включающая в себя полусферическое углубление 5, входит в состав искусственной коронки 10. Цифрами обозначены: 6 – плечо распределения смещения, 7 – интерлок, 8 – ограничитель базиса, 11 – фрезеровка опорной коронки 12 – плоскость сечения.

Ограниченная лабильность замкового крепления определяет снижение нагрузки на пародонт опорных зубов за счет перераспределения части жевательного давления на слизистую оболочку альвеолярного отростка или

альвеолярной части, что согласуется с мнением Аболмасова с соавт., (2001) и Лебедеенко с соавт., (2004) которые рекомендуют исключать окклюзионный упор путем «дробления» жевательной нагрузки и передачи части ее на слизистую оболочку протезного ложа.

Предлагаемое замковое крепление является внутрикоронковым, преимуществом которых является распределение жевательного давления вдоль продольной оси опорного зуба, что является физиологичным в отличии от других конструкций и позволяет значительно снизить риск появления подвижности и наклона опорных зубов. Кроме того, эта конструкция отличается значительно большей гигиеничностью в сравнении с внекоронковыми и не оказывает травмирующего воздействия на межзубные десневые сосочки. Снижение жевательной нагрузки на опорные зубы за счет более равномерного её перераспределения на слизистую оболочку протезного ложа не ведет к ухудшению фиксации и стабилизации протеза, т. к. используется комбинация фиксирующих элементов, обеспечивающих не только снижение нагрузки на опорные зубы, характерное для полулабильных креплений, но и надежную фиксацию и стабилизацию, не уступающих жестким видам креплений.

Для подтверждения эффективности предложенной конструкции о мы провели сравнительный биомеханический анализ наиболее часто используемых замковых креплений посредством метода конечных элементов.

В качестве основных расчетных моделей использовались: 1. Жесткая связь: дентин-коронка, дентин-периодонт, периодонт-кость, рычаг-коронка (расчетный случай 2), матрица-патрица (расчетный случай 1 (рис. 4.13)).

2. Без проникновения (простое соприкосновение): базис протеза (его седловидная часть) - кость, коронка-кость, седловидная часть-рычаг (расчетный случай 2 (рис. 4.18)).

Созданные модели с тетраэдральной конечно-элементной сеткой и заданной нагрузкой 950000 Н/м^2 что соответствует 100 Н (10 кг) на зуб, так как площадь поверхности одного зуба составляет 106 мм^2 . анализировали посредством программы SolidWorksSimulation. Согласно полученным эпюрам эквивалентных

напряжений по Мизесу максимальные напряжения в пародонте в первом случае составили 1.4. Мпа., а во втором 1.016 Мпа.

Полученные результаты расчета мы отобразили в диаграмме (рис.5.7.)

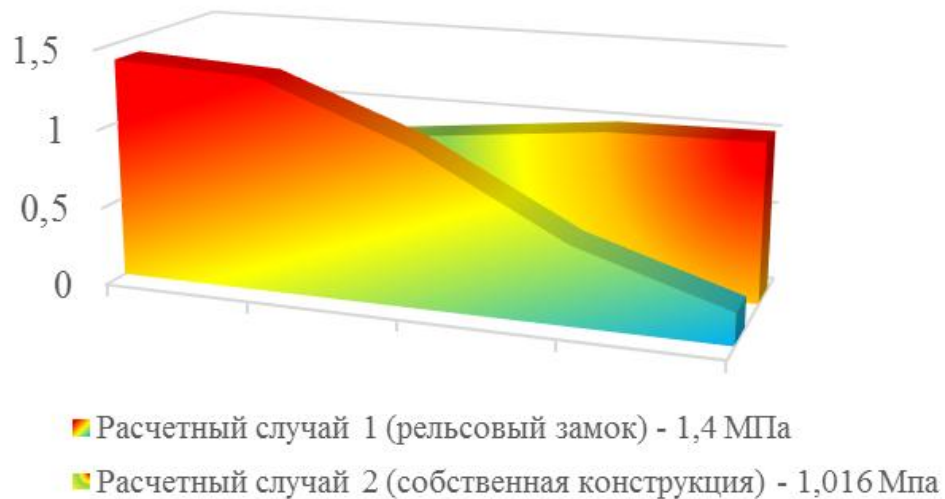


Рис. 5.7 – Результаты максимальных значений напряжений замковых креплений.

Таким образом, проведенный сравнительный биомеханический анализ показал, что при использовании предложенного нами замкового соединения уменьшается нагрузка на ткани пародонта по отношению к рельсовым соединениям на 27%. Все это увеличивает срок службы протеза не только в статике, но и при циклических нагрузках, что благоприятно сказывается как на опорных зубах так и окружающих тканях протезного поля. Кроме того, возможность более точного лабораторного, а не фабричного изготовления, предложенного нами замкового крепления, позволила расширить показания для применения данных креплений для съемных протезов, в частности, дало возможность использования их при отсутствии показаний к применению кламмерных, телескопических и замковых систем крепления или в тех случаях когда их техническое исполнение невозможно из-за недостатка места для размещения стандартных фиксирующих элементов, особенно при низких клинических коронках.

Как показала оценка ближайших и отдаленных результатов ортопедическое лечение позволило стабилизировать течение патологического процесса, что благотворно влияло на состояние пародонта оставшихся зубов. Адаптация пациентов к шинирующим конструкциям, как к инородному телу происходила в зависимости от конструктивных особенностей протезов. Наиболее короткий период привыкания имел место у пациентов которые пользовались несъемными шинами и в среднем составлял от двух до четырех дней. К дуговым шинирующим протезам и замковым соединением нашей конструкции пациенты привыкали не более одной недели.

Несмотря на успехи, достигнутые в имплантологии, остаются нерешенными и ряд вопросов, связанных с планированием ортопедического лечения на искусственных опорах у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта. Одним из наиболее важных этапов протезирования является составление индивидуального плана ортопедического лечения. Согласно мнению многих исследователей, необходима строгая индивидуализация проводимого лечения с учетом не только особенностей клинической картины основного заболевания, но и общего состояния больного (Климашин Ю.И., 2006; Кусевицкий Л.Я., 2014; Щербаков А.С., с соавт., 2014). Такой подход к планированию как традиционного ортопедического лечения, так и имплантации, как считают отдельные авторы, способствует выбору наиболее оптимальной конструкции протеза, а следовательно, и наиболее полной комплексной стоматологической реабилитации пациентов (Аболмасов Н.Г., 2001; Круглова Н.В., 2011; Кусевицкий Л.Я., 2012).

На основании клинического опыта планирования ортопедического лечения на искусственных опорах у пациентов, страдающих заболеваниями пародонта нами разработан специальный алгоритм предварительных методов обследования, в котором учтены факторы, определяющие степень риска, ожидания пациента результатов ортопедического лечения, линию улыбки, биотип десны, деформацию зубных рядов, степень открывания рта и гигиену полости рта (рис.5.8). Результаты, полученные с использованием алгоритма предварительных методов обследования в некоторых случаях требуют применения дополнительных

(окончательных) методов диагностики. С этой целью, нами разработан специальный алгоритм, позволяющий выделить наиболее важные аспекты дополнительного (окончательного) обследования (рис.5.9). Основное внимание уделено анализу диагностических моделей, оценке как термометрических показателей, так и оценке показателей микроциркуляции, методу конусно-лучевой томографии. Необходимо помнить, что возможности макроорганизма, как правило, не бывают стандартными и однозначными. Имеются широкие индивидуальные вариации регенераторного потенциала костной ткани в зависимости от общего состояния организма, местных и общих факторов. Эффект лечебных мероприятий оптимизируется, если использовать не только макроскопическую и рентгенологическую характеристику костной ткани, но и получить углубленную характеристику процессов rarefакции (исчезновение костной ткани), эбурнеации (новообразование костной ткани), пролиферативных возможностей мезенхимальных клеток костной ткани и характер ее кровоснабжения. Это можно осуществить лишь в условиях гистологического контроля потенциальных возможностей костной ткани альвеолярных отростков, что послужило аргументом для введения морфологического метода исследования при планировании ортопедического лечения.

Обобщение результатов использования алгоритмов предварительного и дополнительных (окончательных) методов обследования позволило нам создать алгоритм общих подходов к планированию и ортопедическому лечению пациентов с частичной потерей зубов (рис.5.10).

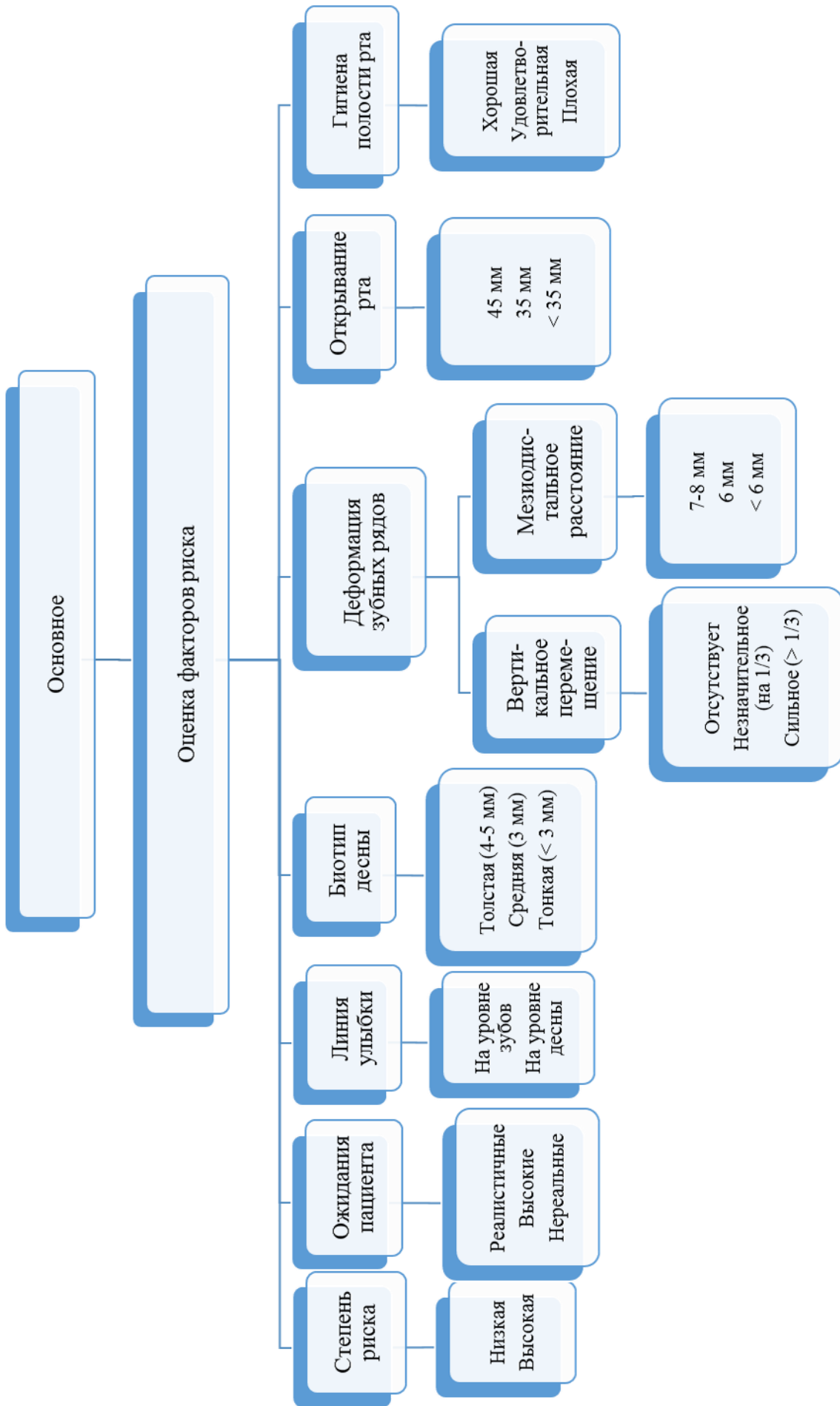


Рис. 5.8 – Алгоритм предварительных методов обследования при планировании ортопедического лечения.

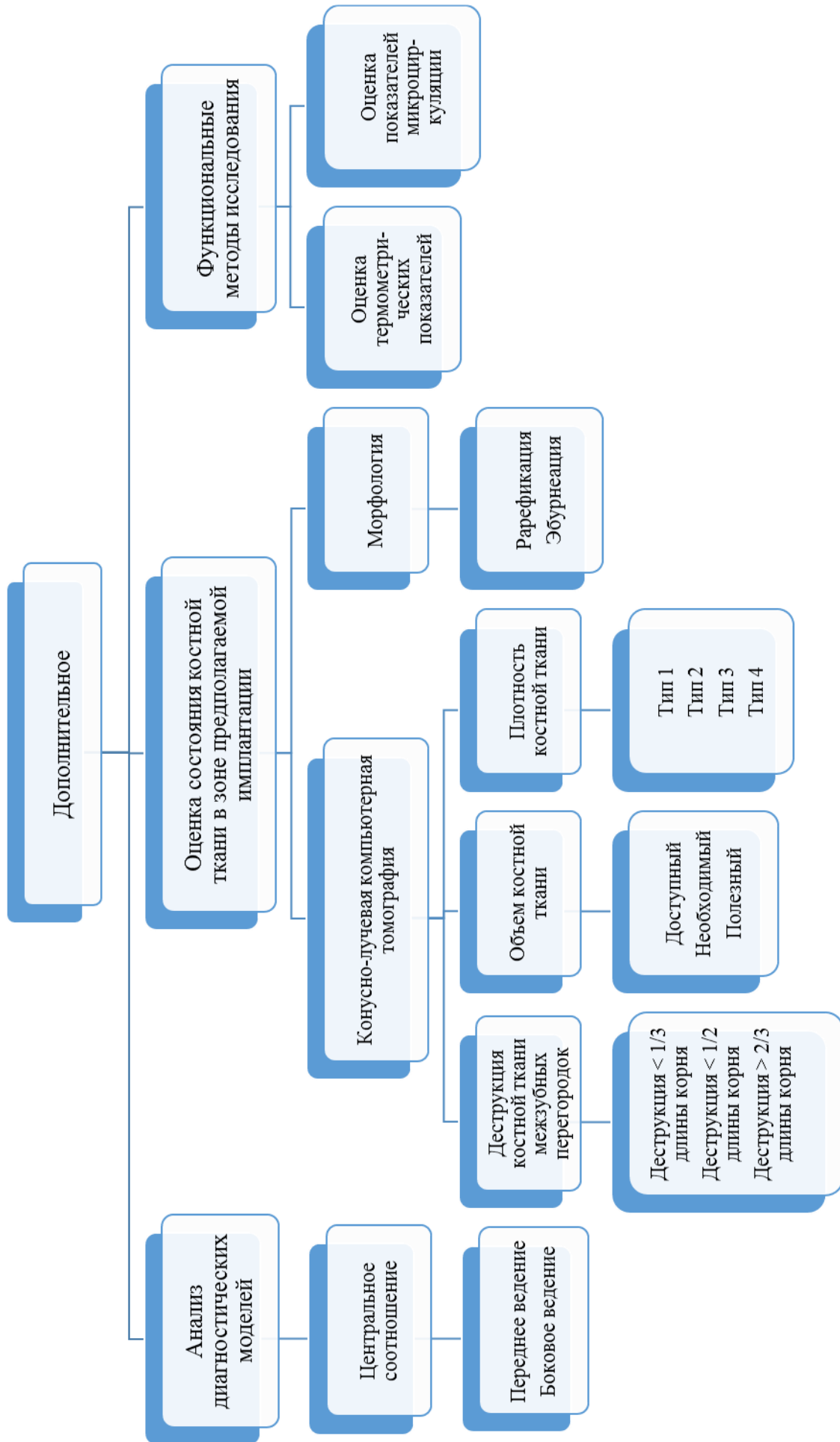


Рис. 5.9 – Алгоритм дополнительных (окончательных) методов обследования при

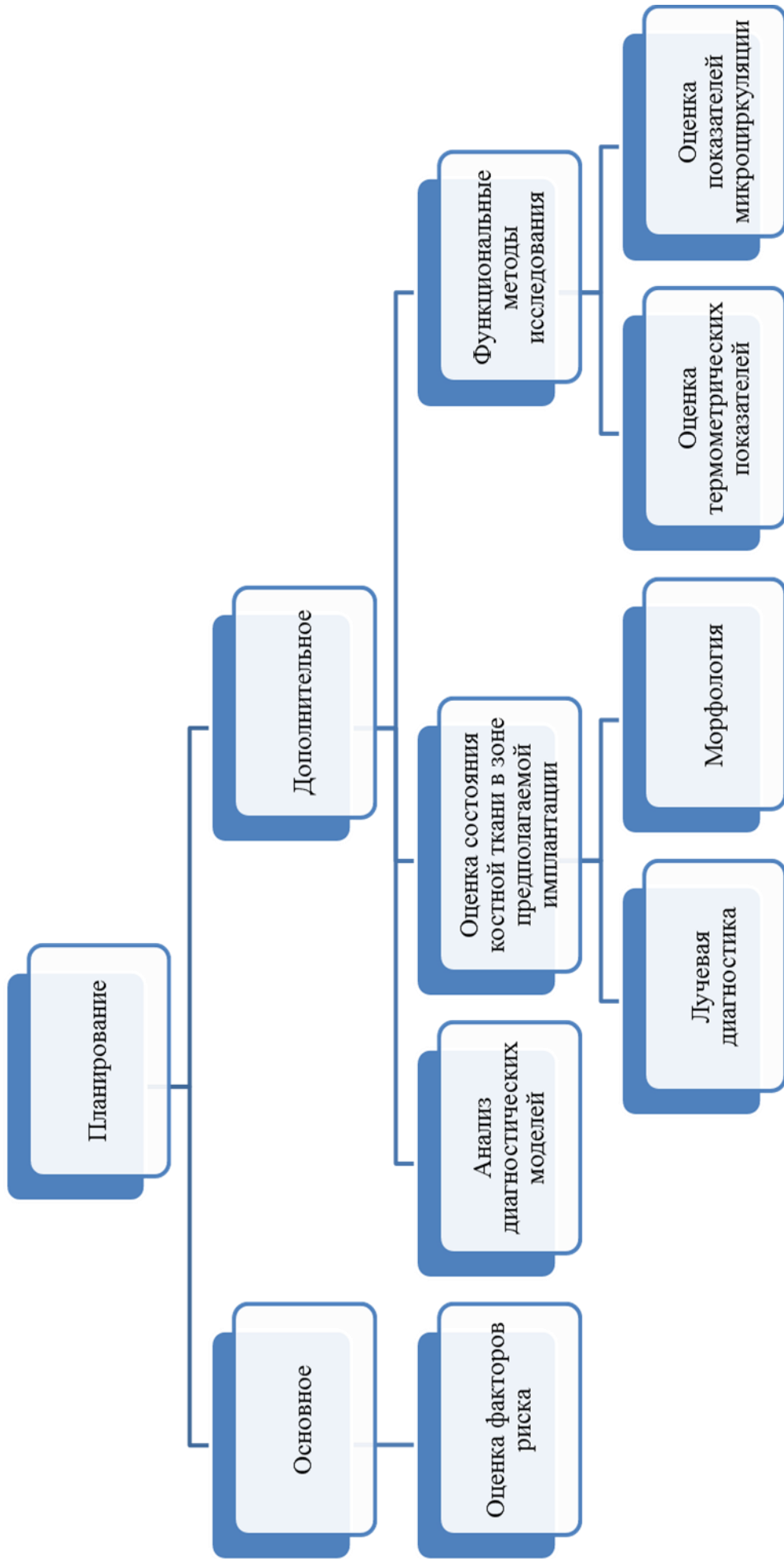


Рис. 5.10 – Алгоритм планирования ортопедического лечения.

На основе предложенных нами алгоритмов была разработана индивидуальная карта обследования (программа для ЭВМ № 2014618181, Приложение 5), обеспечивающая возможность генерации полученных результатов с дальнейшими рекомендациями о выборе метода ортопедического лечения и служащая своеобразной экспертной системой при ортопедическом лечении пациентов с заболеванием пародонта и частичной потерей зубов (рис. 5.11).

The screenshot shows a complex software interface for a dental examination card. It features multiple overlapping windows and panels. At the top, there are tabs for 'Сведения о пациенте', 'Результаты обследования', 'Решение по результатам осмотра', and 'История'. The main area is divided into sections for 'Показатели' (Indicators) with sub-sections for 'Высокого риска', 'Среднего риска', and 'Низкого риска'. A 'Критерии' (Criteria) list includes items like 'Линия улыбки', 'Обнажение десны при ул...', 'Десневая эстетическая л...', 'Биопит десны', 'Пародонтит', 'Гингивит', 'Гигиена полости рта', 'Открытие рта', 'Вертикальное перемеще...', 'Межидистальное рассто...', 'Бруксизм', 'Вертикальная резорбция...', 'ожидание пациента', 'носоубный угол', 'зрачковая линия', and 'высота нижней челюсти'. The 'Информация' (Information) section contains fields for 'Идентификационный номер', 'Фамилия', 'Имя', 'Отчество', 'Пол' (with a dropdown menu), 'Возраст', 'Паспорт_серия', and 'Паспорт_номер'. At the bottom right, there are buttons for 'Сохранить изменения' and 'Удалить пациента'.

Рис. 5.11 - Индивидуальная карта обследования.

Разработанная нами экспертная система относится к системам поддержки принятия клинических решений в области ортопедической стоматологии при проведении как традиционных методов протезирования, так и при планировании ортопедического лечения с применением искусственных опор. Необходимо также отметить, что данная индивидуальная карта обследования позволяет не только использовать ее на этапе планирования ортопедического лечения, но и фиксировать динамические изменения на последующих этапах, что в свою очередь дает возможность проведения своевременной коррекции с помощью

консервативных мероприятий и прогнозировать исходы ортопедического лечения при разных клинических условиях.

В нашем исследовании особое место было уделено изучению взаимосвязей между данными, полученными при проведении микроциркуляторного, термографического и морфологического анализов, а также результатами индексной оценки состояния полости рта с использованием пародонтального индекса Рассела, индекса гигиены Quigley-Hein и индекса кровоточивости Muhlemann-Cowell. Кроме того, наибольший интерес представляло выявление взаимосвязи клинических, инструментальных и морфологических показателей с результатами, полученными при применении разработанной нами экспертной системы ППР с целью доказательства ее практической эффективности.

Было выдвинуто предположение, что характер корреляционных связей между основными клиническими, инструментальными и морфологическими характеристиками может иметь прогностическое значение в вопросе ортопедического лечения у пациентов с применением экспертной системы поддержки принятия решения. (таб.5.1)

Таблица 5.1 – Результаты корреляционного анализа

		Индексы			Термография	Микроциркуляция	Морфология	Экспертная система (СППР)
		ИГ Quigley-Hein	Мюллеман	Рассел				
Индексы	ИГ Quigley-Hein		0,00001*	0,00001*	0,1418	0,3789	0,007901*	0,0001*
	Мюллеман	0,00001*		0,00001*	0,05*	0,2784	0,001756*	0,00001*
	Рассел	0,00001*	0,00001*		0,3211	0,1426	0,004238*	0,0002849*
Термография		0,1418	0,05*	0,3211		0,4916	0,054*	0,01976*
Микроциркуляция		0,3789	0,2784	0,1426	0,4916		0,4327	0,132
Морфология		0,007901*	0,001756*	0,004238*	0,054*	0,4327		0,002873*
Экспертная система (СППР)		0,0001*	0,00001*	0,0002849*	0,01976*	0,132	0,002873*	

* - статистически достоверно

Таким образом, согласно данным корреляционного анализа, наиболее полно оценить клиническую картину на этапе планирования ортопедического лечения возможно используя показатели индексной оценки – индекс гигиены Quigley-Hein, индекс кровоточивости Muhlemann-Cowell и пародонтальный индекс Рассела. Кроме того, простота и удобство проведения анализа индексных данных наряду с широкой распространенностью их применения послужили основаниями для включения результатов данного метода исследования в экспертную систему. Необходимо особо отметить, что при возникновении в процессе использования системы поддержки принятия решения (СППР) затруднений или спорных случаев рекомендуется учитывать данные морфологического и термографического анализа для уточнения клинической картины и выбора наиболее адекватного метода ортопедического лечения. Полученная в результате проведения указанных методов исследования информация дает возможность наиболее полно оценить состояние организма пациента, что способствует уменьшению количества ошибок при проведении этапа планирования ортопедического лечения. В то же время данные микроциркуляторного анализа, согласно результатам корреляционной оценки, не оказывают значительного влияния на выбор ортопедической конструкции, являясь отражением индивидуальных реологических особенностей конкретного человеческого организма.

Полученные результаты позволяют нам сделать вывод о целесообразности использования предлагаемой СППР (системы поддержки принятия решения) для практического применения при планировании ортопедического лечения пациентов с заболеваниями пародонта как с помощью традиционных методов протезирования, так и посредством искусственных опор. Поскольку данная система является полуактивной, это дает возможность при необходимости расширять диапазон необходимых критериев для выбора наиболее эффективного метода ортопедического лечения.

Обобщив все алгоритмы и разработанную экспертную систему нами предложен наиболее полный алгоритм ортопедического лечения с учетом наиболее важного этапа планирования (рис. 5.12).



Рис. 5.12 – Общий алгоритм ортопедического лечения.

Таким образом, существует насущная необходимость использования интегративного подхода, основанного на использовании результатов клинικο-морфологических и биомеханических исследований, создания экспертной системы планирования, усовершенствования конструкций шин - протезов, разработки имплантатов с большим жизненным циклом, что в свою очередь будет способствовать повышению качества планирования и ортопедического лечения, а в целом более эффективной реабилитации больных с генерализованными заболеваниями пародонта. Важное значение имеет и разработка стратегии предупреждения развития осложнений.

ВЫВОДЫ

1. Анализ гистологических характеристик альвеолярного отростка и альвеолярной части челюстей, названный нами «информационным комплексом», с применением цифрового выражения в баллах уровней процессов резорбции и созидания костной ткани, позволяет уточнить индивидуальные особенности ее строения, прогнозировать результаты стоматологической имплантации на этапе ее планирования, решить вопрос о необходимости проведения предоперационной подготовки и составить план постоперационного лечения в каждом отдельном клиническом случае.

2. Изучение особенностей строения костной ткани позволило выделить три группы пациентов. В первой группе преобладают больные с наличием не только признаков rarefакции, но и с ослабленными потенциями к новообразованию кости на фоне малокровия фиброза стенок артериол и реологических расстройств (52,2%). Для второй группы пациентов характерно проявление процессов эбурнеации с сужением гаверсовых каналов, утолщением костных балок губчатого слоя, обилием тесно расположенных «линий склеивания», значительной пролиферацией костных клеток и синтезом коллагеновых волокон (30%). Меньше всего было пациентов с нормальной структурой костной ткани (третья группа) - 17,8%.

3. Индивидуальные особенности строения костной ткани и ее способность к регенерации определяют необходимость адаптации к предоперационной подготовке и плану постоперационного лечения.

4. Закономерности гемодинамики, выявленные с помощью лазерной флоуметрии, свидетельствуют о том, что у больных после ортопедического лечения с применением имплантатов отмечается восстановление микроциркуляторного русла в зоне имплантации, замедляющее атрофию костной ткани и позволяющее прогнозировать характер течения послеоперационного периода, эффективность остеоинтеграции и состоятельность выбранной ортопедической конструкции.

5. Анализ данных термометрии слизистой оболочки альвеолярного отростка и альвеолярной части челюстей позволил определить повышение температуры от $0,6^{\circ}\text{C}$ до 1°C при хроническом пародонтите, а ее увеличение более чем на 1°C - о развитии острой фазы воспаления. При частичной потере зубов показатели температуры оказались выше на более активно функционирующей стороне зубного ряда, что обусловлено прежде всего функциональной перегрузкой оставшихся зубов и выявлением привычной стороне жевания.

6. Предложенный геометрический ряд новой конструкции стоматологического термомеханического имплантата позволяет обосновать создание новой отечественной имплантационной системы с большим жизненным циклом и ее ассортимент.

7. Новая модифицированная система стоматологических термомеханических имплантатов с большим жизненным циклом и способ имплантации позволят снизить риск резорбции костной ткани за счет широкой платформы и винтового термомеханического крепления внекостной и внутрикостной его частей.

8. Применение новой конструкции замкового крепления съемных шин-протезов для лечения пациентов с заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов, снижает нагрузку на пародонт опорных зубов по отношению к рельсовым соединениям на 27%, что благоприятно сказывается на опорных зубах и окружающих тканях протезного ложа. Применение методики фрезерования опорных коронок и наличие межкоронкового интерлока (стабилизатора) в сочетании с дистально расположенным замковым креплением, обеспечивает фиксацию и стабилизацию протеза во всех плоскостях.

9. Разработанные алгоритмы предварительных и дополнительных (окончательных) методов планирования ортопедического лечения пациентов с частичной потерей зубов, а также созданного на их основе алгоритма общих подходов к протезированию при заболеваниях пародонта, позволило расценивать их как экспертную систему поддержки принятия клинических решений при планировании ортопедического лечения и использовать ее для регистрации возможных изменений в процессе динамического наблюдения пациентов и при

необходимости своевременно проводить консервативные мероприятия, а также прогнозировать исходы ортопедического лечения при разных клинических условиях.

10. Разработка и внедрение интегративного подхода к ортопедическому лечению заболеваний пародонта, основанного на использовании результатов клинико-морфологических и биомеханических исследований, создании экспертной системы планирования, усовершенствования конструкций шин-протезов, разработки новой конструкции имплантатов с большим жизненным циклом и стратегии предупреждения осложнений при их применении способствует повышению качества оценки структуры костной ткани, функциональной диагностики отдельных компонентов протезного ложа, планирования и ортопедического лечения, а в целом более эффективной реабилитации больных с генерализованными заболеваниями пародонта.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Гистологическая оценка уровня регенераторных потенциалов костной ткани, направлена на определение показаний к выбору метода ортопедического лечения – применению дентальной имплантации или традиционного ортопедического лечения с использованием шин-протезов и позволяет получить информацию о состоянии не только общего метаболизма, но и местных процессов в зоне предполагаемой имплантации, зафиксировать наличие или отсутствие воспалительных изменений и составить представление о характере костеобразовательного процесса, определить степень рарефикации и потенциальные возможности костной ткани к регенерации.

2. Для составления общего плана планирования и ортопедического лечения рекомендуется использование бальной оценки костной ткани как части информационного комплекса.

3. С целью повышения эффективности стоматологической имплантации и прогнозирования ее возможных осложнений рекомендуется использовать разработанный нами информационный комплекс по изучению костной ткани с помощью гистологического исследования с места предполагаемого ложа для имплантата.

4. Для получения информации о функциональном состоянии костной ткани в зоне предполагаемой имплантации, предупреждении ошибок при планировании ортопедического лечения, следует использовать термографию как дополнительный метод ранней диагностики и динамической оценки состояния тканей полости рта в ближайшие и отдаленные сроки после протезирования.

5. При обследовании больных следует использовать алгоритмы предварительного и окончательного обследования позволяющие получить более точную и полную информацию о состоянии пациента, в частности, области имплантации и открывающий возможность прогнозирования результатов ортопедического лечения.

6. Предлагаемая конструкция замкового крепления для съемных шин-протезов рекомендуется для использования при протезировании концевых и

включенных дефектах зубных рядов, при отсутствии показаний к применению кламмерных, стандартных замковых и телескопических систем крепления, при разной высоте клинических коронок, т.е. может быть применена в более сложных клинических условиях, чем традиционные конструкции замковых креплений.

7. Для рационального распределения жевательной нагрузки, уменьшения риска появления подвижности и возможного смещения зубов, снижения нагрузки на ткани пародонта при различной степени атрофии костной ткани рекомендуется использовать новую конструкцию замкового крепления шин-протезов.

8. Разработанный нами окончательный алгоритм ортопедического лечения для пациентов с генерализованными заболеваниями пародонта, осложненными частичной потерей зубов следует использовать экспертную систему, позволяющую комплексно и адекватно подойти к планированию как традиционного ортопедического лечения, так и стоматологической имплантации.

9. Для повышения качества реабилитации больных с заболеваниями пародонта, осложненных частичной потерей зубов необходимо использовать комплекс экспертных систем основанных на алгоритмах планирования и ортопедического лечения.

Список литературы:

1. Аболмасов, Н.Н. Избирательная пришлифовка зубов. Методическое обоснование, диагностика, показания, алгоритм проведения / Н.Г. Аболмасов. – Смоленск : Б.и., 2004. – 79 с.
2. Аболмасов, Н.Г. Результаты и возможности комплексного лечения заболеваний пародонта (клинико-экспериментальное исследование) / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.Р. Шашмурина // Стоматология. – 2001. – № 1. – С. 83-87.
3. Адамчик, А.А. Иммобилизация подвижных зубов с помощью шины из диоксида циркония / А.А. Адамчик // Dental. Market. – 2009. – № 4. – С. 54-56.
4. Ахметова, Д.М. Антимикробная терапия в комплексном лечении хронических воспалительных заболеваний пародонта / Д.М. Ахметова // Материалы науч.-практ. конференции стоматологов республики Татарстан. – Казань : Б.и., 2002. – С. 42-43.
5. Ахтемьянова, Х.Ш. Избирательное пришлифовывание зубов при заболеваниях пародонта / Х.Ш. Ахтемьянова // Конференция, посвященная 100-летию со дня рождения И.М. Оксмана: сб. тез. – М. : Б.и., 1995. – С. 129-130.
6. Баграмов, Э.Г. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта при аномалиях прикуса у взрослых : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / Э.Г. Баграмов. – М., 1987. – 180 с.
7. Базикян, Э.А. Принципы прогнозирования и профилактики осложнений при дентальной имплантации (клинико-лабораторные исследования): автореф. дис. ... д-ра мед. наук: 14.00.21 / Э.А. Базикян. – М., 2001. – 37 с.
8. Баранникова, И.А. Избирательное пришлифовывание зубов в комплексной терапии заболеваний пародонта : лекция / И.А. Баранникова. – М. : Б.и., 1992. – 14 с.
9. Безрукова, И.В. Агрессивные формы пародонтита / И.В. Безрукова, А.И. Грудянов. – М. :МИА, 2005. – С. 11-29.

10. Безрукова, И.В. Быстропрогрессирующий пародонтит. Этиология, клиника, лечение : автореф. дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.21 / И.В. Безруков. – М., 2001. – 40 с.
11. Белокопытова, В.В. Критериооценки степени микроциркуляторных нарушений при заболеваниях пародонта : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / В.В. Белокопытова. – М., 2002. – С.14-17.
12. Бер, М. Устранение осложнений имплантологического лечения / М. Бер. – М. : Издательский дом «Азбука», 2007. – С. 170-195.
13. Бобырев, В.Н. Биоантиоксиданты и свободнорадикальная патология / В.Н. Бобырев. – Полтава : Наука, 1987. – С. 51-58.
14. Боровский, Е.В. Биология полости рта / Е.В. Боровский, В.К. Леонтьев. – М. : Медицинская книга ; Н. Новгород: Изд-во НГМА, 2001. – 304 с.
15. Бронников, В.В. Моделирование напряжений в пародонте опорных зубов под влиянием съемных протезов с литым базисом / В.В. Бронников // Организация ортопедической помощи и вопросы ортопедической стоматологии. – М. : Б.и., 1987. – С. 123-124.
16. Вернадский, Ю.И. Хирургический метод в комплексном лечении заболевании пародонта / Ю.И. Вернадский, Е.А. Ковалева // Стоматология. – 1984. – № 4. – С. 19-21.
17. Взаимосвязь гигиенической подготовки и восстановления кровотока в пародонте после препарирования под несъемные протезы / М.Б. Кузнецова, Ю.А. Рудакова, С.И. Виноградова, С.Б. Иванова // Современные методы диагностики и лечения основных стоматологических заболеваний: сб. работ обл. науч.-практ. конф. – Тверь : Б.и., 2012. – С. 57.
18. Воложин, А.И. Патофизиология системы гемостаза в общеклинической и стоматологической практике: методическое пособие / А.И. Воложин. Н.Н. Петрищева. – М. : Б.и., 1996. – 58 с.
19. Вольф, Г.Ф. Пародонтология / Г.Ф. Вольф, Э.М. Ратейцхак, К. Ратейцхак ; под ред. Г.М. Барера. – М. : МЕДпресс-информ, 2008. – 548 с.

20. Вульфес Х. Идеальная фиксация частичных протезов: индивидуальные ретенционные элементы или замки фабричного производства? / Х. Вульфес // Зубной техник. – 2002. – № 6. – С. 32-34.
21. Гаврилин, А.В. Ультразвуковая диагностика изменений мягких тканей в области послеоперационной раны / А.В. Гаврилин // Диагностическая и интервенционная радиология. – 2007. – № 1. – С. 36-45.
22. Гаврилов, Е.И. Теория и клиника протезирования частичными съёмными протезами / Е.И. Гаврилов. – М. : Медицина, 1973. – 368 с.
23. Гажва, С.И. Хирургические методы лечения заболеваний пародонта: методическое пособие / С.И. Гажва. – Н. Новгород : Изд-во НГМА, 2003. – 14 с.
24. Глазер, Р. Очерк основ биомеханики: / Р. Глазер ; пер. с нем. – М. : Мир, 1988. – 390 с.
25. Голованова, М.В. Возможности термодиагностики в медицине / М.В. Голованова, Ю.П. Потехина. – Н. Новгород : Б.и., 2011. – 164 с.
26. Горбачева, И.А. Общесоматические аспекты патогенеза и лечения генерализованного пародонтита / И.А. Горбачева, А.И. Кирсанов, Л.Ю. Орехова // Стоматология. – 2001. – № 1. – С. 26-34.
27. Горизонтов, П.Д. Гомеостаз / П.Д. Горизонтов. – М. : Медицина, 1981. – 576 с.
28. Григорьян, А.С. Морфогенез ранних стадий воспалительных заболеваний пародонта / А.С. Григорьян, О.А. Фролова, Е.В. Жинова // Стоматология. – 2002. – № 1. – С. 19-25.
29. Грудянов, А.И. Методы диагностики воспалительных заболеваний пародонта : руководство для врачей / А.И. Грудянов, О.А. Зорина. – М. : МИА, 2009. – 112 с.
30. Грудянов, А.И. Пародонтология : избранные лекции / А.И. Грудянов. – М. : ОАО «Стоматология», 1997. – 32 с.

31. Дентальная имплантация в клинике ортопедической стоматологии : пособие для врачей / С.И. Абакаров, С.Ю. Иванов, М.В. Ломакин, А.М. Панин, Ю.Е. Широков. – М. : РМАПО, 2004. – 48 с.
32. Диагностические возможности инфракрасной термографии в обследовании больных с заболеваниями челюстно-лицевой области / Е.А. Дурново, Ю.П. Потехина, М.С. Марочкина [и др.] // Современные технологии в медицине. – 2014. – Т. 6, № 2. – С. 61-67.
33. Динамика нарушений кровотока в свободной десне при разных биотипах пародонта после препарирования зубов / С.Б. Иванова, С.И. Виноградова, А.М. Васильев, М.Б. Кузнецова, Ю.А. Рудакова // Вестник Смоленской государственной медицинской академии. – Смоленск : Б.и., 2013. – С. 19.
34. Дурново, Е.А. Разработка и анализ термографических карт челюстно-лицевой области в зависимости от пола и возраста / Е.А. Дурново, Ю.П. Потехина, Д.А. Мочалова // Российский стоматологический журнал. – 2013. – № 3. – С. 4-10.
35. Жулев, Е.Н. Клиника, диагностика и ортопедическое лечение заболеваний пародонта / Е.Н. Жулев. – Н. Новгород : Изд-во НижГМА, 2003. – 280 с.
36. Жулев, Е.Н. Применение графической регистрации движений нижней челюсти для индивидуального оформления окклюзионной поверхности протезов / Е.Н. Жулев, А.А. Новожилов // Реабилитация жевательного аппарата. – СПб. : Б.и., 1998. – С. 122-124.
37. Жулев, Е.Н. Частичные съемные протезы (теория, клиника и лабораторная техника)/ Е.Н. Жулев. – Н. Новгород : Изд-во НижГМА, 2005. – 428 с.
38. Закирова, Н.Р. Изменение состояния капиллярного кровотока пародонта у пациентов с пародонтитом тяжелой степени при приеме мильгаммы / Н.Р. Закирова // Труды V съезда Стоматологической ассоциации России (Москва, 14-17 сент. 1999 г.). – М. : Б.и., 1999. – С. 125-127.
39. Заяц, Г.А. Медицинское тепловидение – современный метод функциональной диагностики /Г.А. Заяц, В.Т. Коваль // Здоровье. Медицинская экология. Наука. – 2010. – № 3. – С. 27-33.

40. Зицманн, Н. Стоматологическая реабилитация с помощью дентальных имплантатов : клиническое руководство /Н. Зицманн, П. Шерер. – М. : Издательский дом «Азбука», 2005. – С. 20-31.
41. Золотарева, Ю.Б. Влияние окклюзионных нарушений на течение воспалительного процесса в тканях пародонта / Ю.Б. Золотарева, И.Е. Гусева // Стоматология. – 2001. – № 4. – С. 21-24.
42. Иванов, В.С. Диагностика состояния пародонта с использованием стандартных показателей (индексов) : методические рекомендации / В.С. Иванов, И.А. Баранникова, А.А. Балашов. – М. : ЦОЛИУВ, 1982. – 22 с.
43. Иванов, С.Ю. Выбор оптимальной конструкции дентальных имплантатов диаметром 5,0 мм с призматическим узлом сопряжения на основе конечноэлементного моделирования. / С.Ю. Иванов, М.В. Ломакин, Ю.Е. Широков // Новое в стоматологии. – 2005. – № 6. – С. 53-56.
44. Иванов, Ю.Н. Морфологическое и биомеханическое обоснование ортопедического лечения включенных дефектов боковых отделов зубных рядов мостовидными протезами : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / Ю.Н. Иванов. – Н. Новгород, 1995. – 160 с.
45. Изменения показателей кровотока при ортопедическом лечении временными несъемными акриловыми протезами в зависимости от специального гигиенического протокола ведения пациентов [Электронный ресурс] / А.С. Щербаков, Ю.А. Рудакова, С.Б. Иванова, А.Н. Некрасов // Биомедицинский журнал Medline.ru. – 2014. – Т. 15, ст. 20. – С. 218-228. – Режим доступа: <http://www.medline.ru/public/art/tom15/art20.html>
46. Изучение различных типов соединения внутрикостных и внекостных элементов в дентальных имплантатах / С.Ю. Иванов, М.В. Ломакин, С.И. Абакаров, Ю.Е. Широков // Пути совершенствования последипломного образования специалистов стоматологического профиля. Актуальные проблемы ортопедической стоматологии и ортодонтии : сб. тр. науч.-практ. конф. – М. : РМАПО, 2002. – С. 161-164.

47. Киричук, В.Ф. Антитромбогенная активность сосудистой стенки у больных хроническим генерализованным пародонтитом и ее восстановление методом КВЧ-терапии / В.Ф. Киричук, В.Ю. Широков // Миллиметр, волны в биологии и медицине. – 2003. – № 4. – С. 33-37.
48. Киселева, И.В. Новые методы диагностики при лечении пациентов с применением искусственных опор / И.В. Киселева, В.Н. Стрельников, Ю.Г. Седов // Современные проблемы стоматологии и пути их решения : сб. материалов конф. – Тверь : Б.и., 2014. – С. 67-68.
49. Киселева, И.В. Определение сроков реабилитации больных после реконструктивных операций на челюсти с применением искусственных опор : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.01.14 / И.В. Киселева. – Тверь, 2014. – 24 с.
50. Климашин, Ю.И. Определение функциональных возможностей пародонта при ортопедическом лечении пародонтита : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / Ю.И. Климашин. – М., 2006. – 200 с.
51. Клинеберг, И. Оклюзия и клиническая практика / И. Клинеберг, Р. Джагер ; пер с англ. – М. : МЕДпресс-информ, 2006. – 200 с.
52. Клиническая и функциональная оценка разработанного способа избирательного шлифования зубов при пародонтите / Е.Ю. Ермак, В.Н. Олесова, В.В. Париков, Ю.М. Ермак, Л.М. Ознева, В.В. Индюков // Сибирский медицинский журнал. – 2011. – Т. 26, № 3, Вып. 1. – С. 82-86.
53. Клинические методы диагностики функциональных нарушений зубочелюстной системы / И.Ю. Лебеденко, С.Д. Арутюнов, М.М. Антоник [и др.]. – М. : МЕДпресс-информ, 2006. – 112 с.
54. Клугман, Р.С. Ортопедическое лечение в клинической практике / Р.С. Клугман ; под общ. ред. М.М. Антоника ; пер. с англ. – М. : МЕДпресс-информ, 2008. – 216 с.
55. Клюкин, Л.М. Скрининг и мониторинг опухолевых новообразований с помощью метода диагностической контактной термографии / Л.М. Клюкин // Медицинская техника. – 2010. – № 3. – С. 7-12.

56. Концепция нового дизайна имплантата с целью сохранения гребня альвеолярного отростка: предварительные результаты, и описание случая / Н. Baumgarten, R. Cocchetto, T. Testori, S. Porter // Институт стоматологии. – 2006. – № 2. – С. 36-39.
57. Копейкин, В.Н. Ортопедическая стоматология / В.Н. Копейкин. – М. : Медицина, 1988. – 512 с.
58. Копейкин, В.Н. Ортопедическое лечение заболеваний пародонта / В.Н. Копейкин. – М. : Триада-Х, 2004. – 174 с.
59. Кречина, Е.К. Применение метода ультразвуковой доплерографии для оценки тканевого кровотока при воспалительных заболеваниях пародонта : пособие для врачей / Е.К. Кречина, Э.Н. Рахимова, М.Б. Гирина. – М. : ЦНИИС, 2005. – 22 с.
60. Круглова, Н.В. Оценка эффективности комплексного лечения воспалительных заболеваний пародонта : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.01.14 / Н.В. Круглова. – Н. Новгород, 2011. – 24 с.
61. Кусевицкий, Л.Я. Клинические подходы к реальным специфическим и обобщенной характеристикам различных средств и методов ортопедического лечения : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.01.14 / Л.Я. Кусевицкий. – СПб., 2014. – 36 с.
62. Кусевицкий, Л.Я. Особенности ортопедического лечения пациентов с хроническим разлитым пародонтитом средней и тяжелой степени тяжести / Л.Я. Кусевицкий // Институт стоматологии. – 2012. – № 3. – С. 58-59.
63. Ланге, Д.Е. Слизисто-альвеолярные хирургические вмешательства: показания и методы проведения / Д.Е. Ланге // Клиническая стоматология. – 1998. – № 4. – С. 52-57.
64. Логинова, Н.К. Микроциркуляция в тканях пародонта: I. Динамика функциональной гиперемии / Н.К. Логинова, Е.К. Кречина // Стоматология. – 1998. – № 1. – С. 25-29.

65. Лукиных, Л.М. Компьютерные диагностические программы в практике врача-пародонтолога / Л.М. Лукиных, Н.В. Круглова // *Стоматология для всех* = *InternationalDentalReview*. – 2011. – № 1. – С. 42-45.
66. Лукиных, Л.М. Патогенетическое обоснование включения препарата «Милайф» в схему традиционного лечения хронического генерализованного пародонтита / Л.М. Лукиных, Н.В. Круглова // *Актуальные проблемы управления здоровьем населения : сб. науч. тр. с междунар. участием*. – Н. Новгород : Б.и., 2010. – С. 182-184.
67. Лукиных, Л.М. Роль профессиональной гигиены в лечении воспалительных заболеваний пародонта / Л.М. Лукиных, Н.В. Круглова // *Актуальные вопросы стоматологии и челюстно-лицевой хирургии: материалы межрегиональной науч.-практ. конф.* – Ижевск : Б.и., 2010. – С. 54-55.
68. Лукиных, Л.М. Хронический генерализованный пародонтит: современный взгляд на этиологию и патогенез (Часть 1) / Л.М. Лукиных, Н.В. Круглова // *Современные технологии в медицине*. – 2011. – № 1. – С. 123-125.
69. Мингазов, Г.Г. Состояние системы гемостаза при пародонтите у больных инсулинзависимым сахарным диабетом как критерий тяжести течения заболевания и эффективности лечения / Г.Г. Мингазов, Д.Б. Файзуллина, Э.Т. Аминова // *Стоматология*. – 2001. – № 1. – С. 77-79.
70. Минкин, Л.Н. Применение хлоргексидинсодержащих препаратов для лечения заболеваний пародонта (литературный обзор) / Л.Н. Минкин, Ю.П. Евглевская // *Пародонтология*. – 1997. – № 4. – С. 29-31.
71. Миргазизов, М.З. Возможности использования метода лазерной доплеровской флоуметрии в оценке состояния тканей пародонта / М.З. Миргазизов, Е.В. Халеитова, Е.В. Мамаева // *Стоматология*. – 2001. – № 1. – С. 66-70.
72. Мирсаева, Ф.З. Способ получения стоматологических пластинок из комбинированного трансплантата / Ф.З. Мирсаева, В.А. Лиходед // *Новое в стоматологии*. – 1999. – № 3. – С. 30.

73. Михалева, Л.М. Ультроструктурная характеристика кровеносных сосудов микроциркуляторного русла десны при хроническом пародонтите / Л.М. Михалева, Т.Г. Бархина, В.Д. Шаповалов // Архив патологии. – 2002. – № 2. – С. 45-48.
74. Модина, Т.Н. Профессиональный подход в оценке клинической ситуации и логическое обоснование комплекса лечебных мероприятий для пациентов с воспалительно-деструктивными процессами на пародонте / Т.Н. Модина, М.В. Болбат, Е.В. Мамаева // Dental. Market. – 2009. – № 4. – С. 31-35.
75. Мубаракова, Л.Н. Алгоритм диагностики поражения костной ткани челюстей при гнойно-воспалительных заболеваниях челюстно-лицевой области / Л.Н. Мубаракова // Стоматология. – 2008. – № 3. – С. 52-54.
76. Мурашкин, Н.И. Избирательное пришлифовывание зубов в комплексном лечении больных с заболеваниями пародонта / Н.И. Мурашкин // Самарский медицинский архив. – 1996. – № 1. – С. 67-69.
77. Наумович, С.А. Методы устранения травматической перегрузки периодонта. Часть 1: Ортодонтическое лечение, пришлифовывание зубов / С.А. Наумович // Современная стоматология. – 2007. – № 3. – С. 11-15.
78. Окушко, В.Р. Системная концепция пародонтита / В.Р. Окушко // Новое в стоматологии. – 2002. – № 8. – С. 14.
79. Омаров, О.Г. Влияние частичной утраты зубов при заболеваниях пародонта на деятельность мышц челюстно-лицевой области / О.Г. Омаров // Стоматология. – 1994. – Т. 73, № 3. – С. 53-54.
80. Опирающиеся зубные протезы / А.М. Перзашкевич, И.Н. Стрекалова, Д.Н. Анегшиц, А.В. Иванов. – Л : Медицина, 1974. – 73 с.
81. Орехова, Л.Ю. Динамика иммунологических показателей ротовой полости при лечении воспалительных заболеваний пародонта у больных инсулинзависимым сахарным диабетом / Л.Ю. Орехова, М.Я. Левин, Э.С. Оганян // Стоматология. – 2001. – № 1. – С. 42-46.
82. Ортопедическая стоматология / Н.Г. Аболмасов, Н.Н. Аболмасов, В.А. Бычков, А. Аль-Хаким. – М. : МЕДпресс-информ, 2002. – 576 с.

83. Осипов А.В. Биомеханика протезных конструкций на имплантатах при полном отсутствии зубов на нижней челюсти : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / А.В. Осипов. – М., 1999. – 34 с.
84. Особенности минерального обмена у лиц с хроническим генерализованным пародонтитом / А.Ш. Галикеева, А.И. Булгакова, Т.К. Ларионова, М.Р. Яхина, М.Ф. Галикеев // Вестник Российской военно-медицинской академии. – 2007. – № 4. – С. 97-98.
85. Оценка эффективности новой нерезорбируемой ПТФЭ-мембраны при направленной регенерации тканей пародонта / М.Д. Перова, В.Е. Дьяков, Л.М. Федотова, Ю.В. Кортунов // Новое в стоматологии. – 2002. – № 6. – С. 47.
86. Паршикова, С.А. Прогнозирование послеоперационных осложнений при лечении обширных укушенных ран лица у детей с помощью инфракрасной термографии / С.А. Паршикова, В.В. Паршиков, Ю.П. Потехина // Вестник экспериментальной и клинической хирургии. – 2012. – № 5. – С. 340-346.
87. Патологическая физиология : учебник / Н.Н. Зайко, Ю.В. Быць, А.В. Атаман [и др.] ; под ред. Н.Н. Зайко, Ю.В. Быця. – М. : МЕДпресс-информ, 2007. – 640 с.
88. Перевезенцев, А.П. Конструкции замковых креплений фирмы «Бредент» / А.П. Перевезенцев. – М. : ООО «Аладент», 2004. – 272 с.
89. Перзашкевич, Л.М. Шинирование при пародонтозе / А.М. Перзашкевич, Д.Н. Липшиц. – Л. : Медицина, 1985. – 88 с.
90. Петрикас, О.А. Шинирование зубов при заболеваниях пародонтоза / О.А. Петрикас, И.В. Петрикас // Пародонтология. – 1998. – № 3. – С. 35.
91. Петрищев, Н.Н. Клиническая патофизиология для стоматологов / Н.Н. Петрищев, Л.Ю. Орехова. – М. : Медицинская книга ; Н. Новгород : Изд-во НГМА, 2002. – 112 с.
92. Плотность костной ткани нижней челюсти в скрининговой оценке состояния пародонта / В.М. Щербич, С.Н. Московский, В.П. Конев, А.Ф. Сулимов // Клиническая стоматология. – 2010. – № 1. – С.38-39.

93. Подорванова, С.В. Клинико-рентгенологическое обоснование выбора оптимальных конструкций и локализации внутрикостных имплантатов : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / С.В. Подорванова. – М., 2003. – С. 11-16.
94. Показатели качества костной ткани челюсти в скрининговой диагностике болезней пародонта / В.М. Щербич, С.Н. Московский, В.П. Конев [и др.] // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2009. – Т. 5, № 4. – С. 588-590.
95. Полная пародонтологическая программа Пьезон: особенности клинического применения / Г.М. Барер, И.А. Овчинникова, В.А. Завьялова, В.Т. Маслий // Клиническая стоматология. – 2002. – № 12. – С. 34.
96. Полонейчик, Н.М. Планирование ортопедического лечения заболевания пародонта при зубочелюстных аномалиях и сагиттальных смещениях фронтальных зубов : дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / Н.М. Полонейчик. – Минск, 1985. – 174 с.
97. Применение нового костно-замещающего материала и коллагенового барьера в регенеративной терапии глубокого интраоссального костного дефекта / М. Berakdar, A. Kasaj, M. Steigmann, A. Sculean // Имплантология и пародонтология. – 2005. – № 7. – С. 26-34.
98. Ренуар, Ф. Факторы риска в стоматологической имплантологии. Оптимизированный клинический анализ с целью повышения эффективности лечения / Ф. Ренуар, Б. Рангерт. – М. : Издательский дом «Азбука», 2004. – 182 с.
99. Рогацкин, Д.В. Рентгенодиагностика челюстно-лицевой области. Конусно-лучевая компьютерная томография. Основы визуализации / Д.В. Рогацкин. – Львов : ГалДент, 2010. – С. 91-135.
100. Родионова, Т.Г. Сравнительная оценка методов шинирования подвижных зубов при заболеваниях пародонта : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.00.21 / Т.Г. Родионова. – М., 1988. – 21 с.
101. Роль ультразвукового метода в дифференцировке между кистозными и воспалительными изменениями мягких тканей головы шеи / Н.Б. Вуйцик, А.Ц. Буткевич, Д.И. Кунцевич [и др.] // Врач-аспирант. – 2007. – № 2. – С. 96-104.

102. Рудакова, Ю.А. Влияние способа формирования окклюзионной поверхности временного мостовидного протеза на пародонт опорных зубов при хроническом генерализованном пародонтите : автореф. дис. ... канд. мед. наук : 14.01.14 / Ю.А. Рудакова. – Тверь, 2014. – 22 с.
103. Саакян, М.Ю. Особенности подготовки полости рта к имплантации зубов при заболеваниях пародонта / М.Ю. Саакян, Н.С. Торгушина // Аллергология и иммунология. – 2012. – Т. 13, № 1. – С. 99-100.
104. Семенников, В.И. Метод механико-математического исследования усилий и напряжений в нижней челюсти при физиологической нагрузке / В.И. Семенников, А.Н. Томанюк // Стоматология. – 1983. – Т. 62, № 3. – С. 23-26.
105. Смуклер, Х. Нормализация окклюзии при наличии интактных и восстановленных зубов. Научное обоснование и методика балансировки окклюзии / Х. Смуклер ; пер. с англ. – М. : Издательский дом «Азбука», 2006. – 136 с.
106. Соснин, Г.П. Основы расчета и конструирования бюгельных протезов : дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.21 / Г.П. Соснин. – Воронеж, 1970. – 687 с.
107. Соснин, Г.П. Распределение напряжений в периодонте при действии на зуб вертикального и горизонтального давлений / Г.П. Соснин // Материалы 1-ой республиканской конференции стоматологов Армении. – Ереван : Б.и., 1966. – С. 13-15.
108. Телескопические и замковые крепления зубных протезов/ И.Ю. Лебедеко, А.Б. Перегудов, Т.Э. Глебова, А.И. Лебедеко. – М. : Молодая гвардия, 2004. – 344 с.
109. Тимошенко, С.П. Теория упругости / С.П. Тимошенко, Дж. Гудьер. – М. : Наука, 1979. – 86 с.
110. Торгушина, Н.С. Морфологические критерии в прогнозе итогов стоматологической имплантации у пожилых пациентов / Н.С. Торгушина, М.Ю. Саакян // Аллергология и иммунология. – 2012. – Т. 13, № 1. – С. 100.
111. Трезубов, В.Н. Ортопедическая стоматология (факультетский курс): учебник для медицинских вузов / В.Н. Трезубов, А.С. Щербаков, Л.М.

- Мишнев ; под ред. В.Н. Трезубова. – 7-е изд., перераб. и доп. – СПб. : Фолиант, 2005. – 592 с.
112. Трезубов, В.Н. Результаты побочного действия различных конструкций зубных протезов на ткани пародонта / В.Н. Трезубов, О.Н. Сапронова, Л.Я. Кусевицкий // Пародонтология. – 2007. – №2. – С. 48.
113. Трофимова, Т.Н. Лучевая диагностика в стоматологии / Т.Н. Трофимова, И.А. Гарапач, Н.С. Бельчикова. – М. : МИА, 2010. – 192 с.
114. Трутень, В.П. Новые цифровые технологии в исследовании зубов и челюстей / В.П. Трутень // Лучевая диагностика в стоматологии и в челюстно-лицевой хирургии : материалы межрегиональной науч.-практ. конф. – М. : Б.и., 2008. – С. 74-76.
115. Урасьева, Э.В. Динамика степени активности ферментных систем пародонта на фоне травматической окклюзии / Э.В. Урасьева // Кубанский научный медицинский вестник. – 2009. – № 2. – С. 129-132.
116. Феди, П. Пародонтологическая азбука / П. Феди, А. Вернино, Д. Грэй. – М. : Издательский дом «Азбука», 2003. – 287 с.
117. Фрейзмайер, В.Б. Пришлифовывание естественных зубов / В.Б. Фрейзмайер // Prolab. iQ. – 2010. – Вып. 10. – С. 126-139.
118. Характеристика окклюзионных нарушений и функционального состояния зубочелюстной системы у пациентов с воспалительными заболеваниями пародонта / Л.Н. Максимовская, О.Г. Бугровецкая, А.В. Скорова, Е.А. Соловых // Институт стоматологии. – 2009. – Т. 2, № 43. – С. 32-33.
119. Хватова, В.А. Клиническая гнатология / В.А. Хватова. – М. : Медицина, 2005. – 296 с.
120. Хватова, В.А. Окклюзия зубных протезов на имплантатах / В.А. Хватова, М.В. Малинин // Новое в стоматологии. – 1999. – № 8. – С. 25-34.
121. Цепер, П. Систематическое применение прибора Вектора в повседневной профилактике стоматологических заболеваний / П. Цепер // Клиническая стоматология. – 2002. – № 6. – С. 42.

122. Цепов, Л.М. Профилактическая пародонтология от гипотез к практике / Л.М. Цепов // Пародонтология. – 2000. – № 1. – С. 16-18.
123. Цимбалистов, А. Клинические факторы, влияющие на выбор аттачмена при изготовлении комбинированных конструкций зубных протезов / А. Цимбалистов, Е. Жидких, А. Юдичев // Зубной техник. – 2002. – № 6. – С. 6-10.
124. Чуйко, А.Н. Некоторые вопросы окклюзии и их биомеханический анализ / А.Н. Чуйко // Новое в стоматологии. – 2004. – № 4. – С. 70-80.
125. Шварц, А.Д. Ортопедическое лечение пародонтоза с учетом способа передачи функциональных нагрузок на опорные зубы / А.Д. Шварц, А.В. Дубоцкий // Экспериментальная и клиническая стоматология. – М. : Б.и., 1979. – С. 113-115.
126. Широков, Ю.Е. Системный подход в реабилитации больных с использованием имплантатов при частичном и полном отсутствии зубов : дис. ... д-ра мед. наук : 14.00.21 / Ю.Е. Широков. – М., 2007. – 213 с.
127. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw / R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, P.-I. Branemark // Int. J. Oral. Surg. – 1981. – Vol. 10. – P. 387-416.
128. A computer tool for the fusion and visualization of thermal and magnetic resonance images / G.L. Bichinho, M.A. Gariba, I.J. Sanches [et al.] // Digit. Imaging. – 2009. – Vol. 22, № 5. – P. 527-534.
129. A mathematical description of the 267 comminution of food during mastication in man / A. van der Bilt, L.W. Olthoff., H.W. van der Glas, K. van der Weelen, F. Bosman // Arch. oral. Biol. – 1987. – Vol. 32, № 8. – P. 579-586
130. A randomized trial of occlusal adjustment in the treatment of periodontitis patients / F.G. Burgett, S.P. Ramfjord, R.R. Nissle [et al.] // J. Clin. Periodont. – 1992. – № 19. – P. 381-388.
131. Accuracy of drilling guides for transfer from three-dimensional CT-based planning to placement of zygoma implants in human cadavers / D. van Steenberghe,

- C. Malevez, J. van Cleynenbreugel [et al.] // Clin. Oral. Implants Res. – 2003. – Vol. 14. – P. 131-136.
132. Aging, osteoporosis and dental implants / G. Zarb, U. Lekholm, T. Albrektsson, H. Tenenbaum. – Chicago : Quintessence Publ. Co., 2002. – 254 p.
133. Aires, I. Immediate placement in extraction sites followed by immediate loading: A pilot study and case report / I. Aires, J. Berger // Implant. Dentistry. – 2002. – Vol. 11. – P. 87-91.
134. Andreoni, C.J. Implants in the esthetic zone / C.J. Andreoni, T.U. Meier, C. Frei // Eur. J. Esthet. Dent. – 2007. – Vol. 2, № 1. – P. 100-114.
135. Aparicio, C. Immediate / early loading of dental implants / C. Aparicio // Clin. Implant. Dent. Relat. Res. – 2003. – Vol. 5, № 1. – P. 57-60.
136. Arambula, E. Alternatives to enhance implant bone surface area / E. Arambula // Int. Magazine Oral. Implantol. – 2001. – Vol. 1. – S. 22-23.
137. Bar, A. Bakterizider und sterilirender Effekt oei Kisikopatientenvon Vorteil / A. Bar // DZW-Spezial. – 1998. – № 11. – S. 38.
138. Baruch, H. Splinting – a review of the literature / H. Baruch, J. Ehrlich, A. Yaffe // Refuat. Hapeh. Vehashinayim. – 2001. – Vol. 18, № 1. – P. 29-40,76.
139. Benoijt, Ph. Реконструкция беззубых и атрофированных челюстей с помощью аутологичной пересаженной кости, остеотомии и эндооссальных имплантатов / Ph. Benoijt // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2003. – № 2. – С. 20-27.
140. Bernal, G. A review of the clinical management of mobile teeth / G. Bernal, J.C. Carvajal, C.A. Munoz-viveros // J. Contemp. Dent. Pract. – 2002. – Vol. 15, № 4. – P. 10-22.
141. Bondevik, O. Tissue changes in rat molar periodontium following alterations of normal occlusal forse / O. Bondevik // Eur. J. Orthodont. – 1984. – Vol. 6. –P. 205-212.
142. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography / P. Aranvarachkul, J. Caruso, B. Gantes, E. Schulz, M.

- Riggs, I. Pus, J.M. Yamada, M. Crigger // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2005. – Vol. 20, № 3. – P. 416-424.
143. Boyce, B.F. Biology of RANK, RANKL, and osteoprotegerin / B.F. Boyce, L Xing // *Arthritis Research & Therapy.* – 2007. – Vol. 9, Suppl. 1. S.1-7
144. Branemark, P.-I. Tissue-Integrated Prosthesis (Osseointegration in Clinical Dentistry) / P.-I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson. – Chicago : Quintessence Publishing Co., Inc., 1985. – 350 p.
145. Bucking, W. Шинирование задних зубов / W. Bucking // *Квинтэссенция.* – 2001. – №5/6. – С. 59-62.
146. Bumann, A. Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien. Farbatlanten der Zahnmedizin / A. Bumann, U. Lotzmann. – Stuttgart, 2000. – Bd. 12. – 496 s.
147. Caldwell, C.S. Practical incorporation of computed tomography into daily implant treatment planning. / C.S. Caldwell // *Tex. Dent. J.* – 2005. – Vol. 122, № 4. – P. 343-354.
148. Cannizzaro, G. Immediate functional loading of implants placed with flapless surgery in the edentulous maxilla: 1-year follow-up of a single cohort study / G. Cannizzaro, M. Leone, M. Esposito // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2007. – Vol. 22, № 1. – P. 87-95.
149. Carr, A.B. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures / A.B. Carr, W.R. Laney // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 1987. – Vol. 2. – P. 101-108.
150. Clinical and Radiographic Evaluation of Implant-Retained Mandibular Overdentures With Immediate Loading / A.S. Assad, S.A. Hassan, Y.M. Shawky [et al.] // *Implant. Dent.* – 2007. – №. 2. – P. 212-223.
151. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: Preliminary results / G.L. Di Giacomo, R.P. Cury, N.S. de Lraujo, W.R. Sendyk, C.L. Sendyk // *J. Periodontol.* – 2005. – Vol. 76. – P. 503-507.
152. Colomina, L.E. Immediate loading of implant-fixed mandibular prostheses: A prospective 18-month follow-up clinical study / L.E. Colomina // *Implant. Dentistry.* – 2001. – № 1. – P. 23-27.

153. Covann, U. Bucco-lingual bone remodeling around implants; placed into immediate extraction sockets: a case series / U. Covann, R. Gornelirm, A. Barone // *J. Periodontol.* – 2003. – Vol. 74, № 2. – P. 268-273.
154. Cripps, C. Periodontal diseases: treatment, diagnostics and prophylaxis / C. Cripps. – Chicago, 1984. – 290 p.
155. Cytokines and Bone-Related Factors in Systemically-Healthy and Type 2 Diabetic Subjects With Chronic Periodontitis / F.V. Ribeiro, A.C. de Mendon, V.R. Santos [et al.] // *J. Periodontol.* – 2011. – Vol. 82, № 8. – P. 1187.
156. Dantas, J.A. Computed tomography for dental implants: the influence of the gantry angle and mandibular positioning on the bone height and width / J.A. Dantas, A. Montebello Filho, P.S. Campos // *Dentomaxillofac. Radiol.* – 2005. – Vol. 34, № 1. – P. 9-15.
157. David, R. Provisional restoration for an osseointegrated single maxillary anterior implant / R. David // *J. Can. Dent. Assoc.* – 2008. – Vol. 74, № 7. – P. 609-612.
158. Dawson, P.E. Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems / P.E. Dawson. – NY, 1989. – 663 p.
159. Derbabian, K. Immediate loading dental implants: overview and rationale / K. Derbabian, K. Simonian // *J. Calif. Dent. Assoc.* – 2005. – Vol. 33, № 4. – P. 337-341.
160. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study / P.O. Ostman, M. Hellman, T. Albrektsson, L. Sennerby // *Clin. Oral. Implants Res.* – 2007. – Vol. 18, № 4. – P. 409-418.
161. Engelke, W. Sofortimplantation und Sofort-belastung / W. Engelke // *Implantologie Journal.* – 2002. – № 7. – P. 42-50.
162. Experimentally induced peri-implantitis: a review of different treatment methods described in the literature / M. Baron, R. Haas, O. Dortbudak, G. Watzek // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2000. – № 15. – P. 533-544.

163. Finne, K. Clinical evaluation of a prospective multicenter study on 1-piece implants. Part 1: marginal bone level / K. Finne, E. Rompen, J. Toljanic // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2007. – № 2. – P. 226-234.
164. Five-year outcome of 111 immediate nonfunctional single restorations / M. Degidi, A. Piattelli, P. Gehrke [et al.] // *J. Oral. Implantol.* – 2006. – Vol. 32, № 6. – P. 277-285.
165. Franzen, A. Isolation and characterisation of two sialoproteins present only in bone calcified matrix / A. Franzen, D. Heinegard // *Biochem. J.* – 1985. – Vol. 232. – P. 715-724.
166. Friberg, B. Rehabilitation of edentulous mandibles by means of turned Branemark System implants after one-stage surgery: a 1-year retrospective study of 152 patients / B. Friberg, C. Henningsson, T. Jemt // *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* – 2005. – Vol. 7, № 1. – P. 1-9.
167. Friberg, B. Treatment with dental implants in patients with severe osteoporosis A case report / B. Friberg // *Int. J. Perio Rest. Dent.* – 1994. – Vol. 14. – P. 349-353.
168. Ganz, S.D. Use of stereolithographic models as diagnostic and restorative aids for predictable immediate loading of implants / S.D. Ganz // *Pract. Proced. Lesthet. Dent.* – 2003. – Vol. 15. – P. 763-771.
169. Geganuf, A.G. Provisional restorations / A.G. Geganuff, J.A. Holloway // Rosensteil, S.F. *Contemporary Fixed Prosthodontics* / S.F. Rosensteil, M.F. Land, J. Fujimoto. – 4th ed. – St. Louis, MO : Mosby Elsevier; 2006. – P. 466-504.
170. Gfaar, M. Consideratii biomecanice privind comportamentul parodontiului de sustinere in raport cu locul de exercitare a fortei de masticate / M. Gfaar, R. Luca // *Stomatologie.* – 1988. – Vol. 35, № 1. – P. 1-9.
171. Gher, M. Non surgical pocket therapy: dental occlusion / M. Gher // *Ann. Periodont.* – 1996. – № 1. – P. 567-580.
172. Golden, J.C Assessment of Peripheral Hemodinamics using impedance plethysmographhy / J.C. Golden, D.S. Miles // *Physical. therapy.* – 1986. – Vol. 61, № 10. – P. 1544-1547.

173. Gougaloff, R. Immediate placement and provisionalization of a dental implant utilizing the CEREC 3 CAD/CAM Protocol: a clinical case report / R. Gougaloff, F.C. Stalley // *J. Calif. Dent. Assoc.* – 2010. – Vol. 38, № 3. – P. 170-173, 176-177.
174. Guided tissue regeneration with a dentin biomodification / P.I. Dyer, R.C. Caffesse, C.K. Nasjieti, E.C. Morrison // *J. Periodontol.* – 1993. – Vol. 64. – P. 1052-1060.
175. Harrel, S.K. The effect of occlusal discrepancies upon periodontitis. II. Relationships of occlusal treatment to the progression of periodontal disease / S.K. Harrel, M.E. Nunn // *J. Periodont.* – 2001. – Vol. 72. – P. 495-505.
176. Hinckfuss, S.E. Splinting duration and periodontal outcomes for replanted avulsed teeth: a systematic review / S.E. Hinckfuss, L.B. Messer // *Dent. Traumatol.* – 2009. – Vol. 25, №2. – P. 150-157.
177. Histodynamics of bone tissue formation around immediately loaded cylindrical implants in the rabbit / K. Vandamme, I. Naert, L. Geris [et al.] // *Clin. Oral. Implants Res.* – 2007. – Vol. 18, № 4. – P. 471-480.
178. Ihde, S. Сравнение и дефиниция патологических периимплантатных явлений и возможности терапии в случаях с ортопедическими и зубными имплантатами / S. Ihde, V.S. Konstantinovic // *Имплантология и пародонтология.* – 2005. – № 1. – С. 61-65.
179. Ikumi, N. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study / N. Ikumi, S. Tsutsumi // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2005. – Vol. 20, № 2. – P. 253-260.
180. Immediate and delayed-restoration of dental implants in periodontally susceptible patients: 1-year results / J. Horwitz, O. Zuabi, M. Peled, E.E. Machtei // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2007. – Vol. 22, № 3. – P. 423-429.
181. Immediate implant placement and restoration in the esthetic zone: a prospective study with 18 months of follow-up / P. Tortamano, L.O. Camargo, M.S. Bello-Silva, L.H. Kanashiro // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2010. – Vol. 25, № 2. – P. 345-350.

182. Immediate placement of implants into periodontally infected sites in dogs. Part 2 / A. Novaes [et al.] // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2003. – Vol. 18. – P. 391-397.
183. Immediate provisional restoration fabrication for immediate implant loading using a modified technique: a clinical report / M.E. Comlekoglu, A.Y. Parlar, B. Gokce, M. Dundar, E. Kaya, T. Gun-bay // *Gen. Dent.* – 2010. – Vol. 58, № 2. – P. 140-143.
184. Immediately loaded implants supporting fixed prostheses in the edentulous maxilla: a preliminary clinical and radiologic report // G. Bergkvist, S. Sahlholm, U. Karlsson, K. Nilner, C. Lindh // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2005. – Vol. 20, № 3. – P. 399-405.
185. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis / M. Cehreli, J. Duyck, M. De Cooman, R. Puers, I. Naert // *Clin. Oral. Implants Res.* – 2004. – Vol. 15, № 2. – P. 249-257.
186. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. A clinical RFA study with SLAITI implants / M. Bischof, R. Nedir, S. Szmukler-Moncler [et al.] // *Int. J. Oral. Implant Res.* – 2004. – Vol. 15. – P. 34.
187. Indomethacin or flurbiprofen treatment of periodontal disease in the beagle: Comparison of effect on alveolar bone loss with effect on crevicular fluid arachidonic acid metabolites / R.C. Williams, S. Offenbacher, M.K. Jeffcoat [et al.] // *J. Perio Res.* – 1988. – Vol. 23. – P. 134-138.
188. Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants / M. Esposito, M.G. Grusovin, M. Willings [et al.] // *Cochrane Database Syst. Rev.* – 2007. – № 2. – P. 38-78.
189. Jaffin, R.A. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis / R.A. Jaffin, C.L. Berman // *J. Periodontol.* – 1991. – Vol. 62. – P. 2-4.
190. Jemt, T. Oral treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5-year follow-up report / T. Jemt, U. Lekholm // *Int. J. Oral. Maxillofac. Imp.* – 1993. – Vol. 8. – P. 635-640.

191. Jonson, R.B. Effect of altered occlusal function on transseptal ligament and new bone thicknesses in the periodontium of the rat / R.B. Jonson // *Amer. J. Anat.* – 1990. – Vol. 187, № 1. – P. 91-97.
192. Juodzbaly, G. Instrument for extraction socket measurement in immediate implant installation / G. Juodzbaly // *Clin. Oral. Implants Res.* – 2003. – Vol. 14, № 2. – P. 144-149.
193. Juodzbaly, G. Soft and hard tissue assessment of immediate implant placement: a case series/ G. Juodzbaly, H.L. Wang // *Clin. Oral. Implants. Res.* – 2007. – Vol. 18, № 2. – P. 237-243.
194. Kastberger G. Infrared imaging technology and biological applications. / G. Kastberger // *Behav. Res. Methods. Instrum. Comput.* – 2003. – Vol. 35, № 3. – P. 429-439.
195. Kawai, Y. Effect of loading time on the success of complete mandibular titanium implant retained overdentures: a systematic review / Y. Kawai, J.A. Taylor // *Clin. Oral. Implants Res.* – 2007. – Vol. 18. – P. 399-408.
196. Khoury, F. Bone augmentation in oral implantology / F. Khoury, H. Antoun, P. Missika. – Berlin, London : Quintessence publishing Co, Inc., 2007. – 436 p.
197. Kobayashi, K. Local micro variance in temperature distribution evaluated by digital thermography / K. Kobayashi, E. Tsuchida, H. Horinouchi // *Biomed. Thermology.* – 2005. – № 12. – P. 221-228.
198. Kopp, K.C. Predictable implant placement with a diagnostic/surgical template and advanced radiographic imaging / K.C. Kopp, A.H. Koslow, O.S. Abdo // *J. Prosthet. Dent.* – 2003. – Vol. 89. – P. 611-615.
199. Kotschy, P. New dimensions in guided tissue regeneration treatment modalities for profound marginal periodontitis / P. Kotschy, R. Munzker // *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* – 1995. – Vol. 15. – P. 284-297.
200. Kreiner, M. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy (review) / M. Kreiner, E. Betancor, G.N. Clark // *J. Am. Dent. Assoc.* – 2001. – Vol. 132. – P. 770-777.

201. Krennmair, G. Status of teeth adjacent to single-tooth implants / G. Krennmair, E. Piehslinger, H. Wagner // *Int. J. Prosthodont.* – 2003. – Vol. 16, № 5. – P. 524-528.
202. Lekholm, U. Complications / U. Lekholm, R. Adell, P.-I. Branemark // *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry* / eds. P.-I. Branemark, G. Zarb, T. Albrektsson. – Chicago : Quintessence, 1985. – 235 p.
203. Limits of human bite strength / C.H. Gibbs, P.E. Mahan, A. Mauderli, H.C. Lundeen, E.K. Walsh // *J. of Prosth. Dent.* – 1986. – Vol. 56. – P. 226-229.
204. Mandelaris, G.A. The expanding influence of computed tomography and the application of computer guided implantology / G.A. Mandelaris, A.L. Rosenfeld // *Prac. Proced. Lesthet. Dent.* – 2008. – Vol. 20. – P. 297-305.
205. Mankoo, T. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone— contemporary concepts for optimization and maintenance of soft tissue esthetics in the replacement of failing teeth in compromised sites / T. Mankoo // *Eur. J. Esthet. Dent.* – 2007. – Vol. 2, № 3. – P. 274-295.
206. Merla, A. Functional infrared imaging in medicine: a quantitative diagnostic approach / A. Merla, G.L. Romani // *Proc. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* – 2006. – № 1. – P. 224-227.
207. Microvascular angiopathy in advanced periodontal disease / J. Pinchback, B. Taylor, J. Gibbins, N. Hunter // *J. Pathology.* – 1996. – Vol. 179, № 2. – P. 204-209.
208. McHorris, W. Occlusal adjustment via selective cutting of natural teeth / W. McHorris // *J. of Gnathology.* – 1997. – Vol. 16, № 1. – P. 47-50.
209. Misch, C.E. Contemporary implant dentistry / C.E. Misch. – ed. 2. – St. Louis : Mosby, 1999. – P. 67-73, 303-317.
210. Moheng, P. Clinical and biologic factors related to oral implant failure: a 2-year follow-up study / P. Moheng, J.M. Feryn // *Implant. Dent.* – 2005. – Vol. 14, № 3. – P. 281-288.
211. Muhlemann, H.R. Tooth mobility and microscopic tissues changes produced by experimental occlusal trauma / H.R. Muhlemann, A. Herzog // *Helv. Odontol. Acta.* – 1961. – Vol. 5. – P. 33-39.

212. Nurm, M. Relationship of clinical parameters and interleukin-J genotype to tooth survival / M. Nunn, M. McGuire // *J. Dent. Res.* – 1998. – Vol. 77. – P. 647.
213. Occlusal considerations in periodontics / S.J. Davies, R.J. Gray, G.J. Linden [et al.] // *Br. Dent. J.* – 2001. – Vol. 191, № 11. – P. 597-604.
214. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants / R. Mericske-Stern, P. Assal, E. Mericske, W. Burglin // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 1995. – Vol. 10. – P. 345-354.
215. Ormianer, Z. Survival of immediately loaded dental implants in deficient alveolar bone sites augmented with beta-tricalcium phosphate / Z. Ormianer, A. Paltl, A. Shifmam // *Implant. Dent.* – 2006. – Vol. 15, № 4. – P. 395-403.
216. Osseotite implant: 3-year prospective multicenter evaluation? / M. Davarpanah, H. Martinez, R. Celletti [et al.] // *Clin. Implant. Dent. Relat. Res.* – 2001. – Vol. 3, № 2. – P. 111-118.
217. Periodontaltherapy in young adults with severe generalized periodontitis / J.J. Zambon, C.A. Mellott, C.N. Brooks, C.C. Kaugars // *J. Periodontol.* – 1994. – Vol. 65. – P. 268-273.
218. Pinto, A. Hagenbruch History of Treated Periodontitis May Signal a Greater Likelihood of Implant Problems / A. Pinto, M.P. Rethman, F. Joseph // *J. Am. Dent. Assoc.* – 2009. – Vol. 140. – P. 468-469.
219. Prosthetic success with- a maxillary immediate-loading protocols in the multiple-risk patient / M. Davarpanah, M. Caraman, B.I. .Jakubowicz-Kohen [et al.] // *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* – 2007. – № 2. – P. 161-169.
220. Protective role of osteopontin in endodontic infection / S.R. Rittling, C. Zetterberg, K. Yagiz [et al.] // *Immunology.* – 2010. – Vol. 129, Issue 1. – P. 105-114.
221. Rasmusson, L. Моментальное и раннее нагружение дентальных имплантатов / L. Rasmusson, A. Holmen / *Новое в стоматологии.* – 2005. – № 3. – С. 78-81.
222. Rehabilitation of maxillary anterior esthetics by alveolar distraction osteogenesis with immediate implant placement: a case report / R .Gozneli, Y. Ozkan, Z.F. Akalin, Y. Ozkan // *Implant. Dent.* – 2010. – Vol. 19, № 6. – P. 468-476.

223. Renvert, S. Periodontitis as a potential risk factor for peri-implantitis/ S. Renvert, G.R. Persson // *J. Clin. Periodontol.* – 2009. – Vol. 36, Suppl. 10. – P. 9-14.
224. Resonance Frequency Measurement of Implant Stability in Vivo on Implants with 2c Sandblasted, and Acid-Etched Surface / M. Barewal, W. Oates. N. Meredith, L. Cochran // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implant.* – 2003. – № 5. – P. 641-651.
225. Retrospective study of 200 immediately loaded implants retaining 50 mandibular overdentures / A. Degidi, M. Piattelli, G. Iezzi, F. Carinci // *Quintessence. Int.* – 2007. – № 4. – P. 281-288.
226. Richter E.-J. In vivo vertical forces on implants / E.-J. Richter // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 1995. – Vol. 10. – P. 99-108.
227. Rifkin, B.R. Periodontal disease progression by inhibiting tissue-destructive enzymes: a potential role for tetracycline and their chemically modified analogs / B.R. Rifkin, A.T. Vernillo, L.M. Golub Blocking // *J. Periodontol.* – 1993. – Vol. 64. – P. 819-827.
228. Roos-Jansåker, A.M. Long time follow up of implant therapy and treatment of periimplantitis / A.M. Roos-Jansåker // *Swed. Dent. J. Suppl.* – 2007. – Vol. 188. – P. 7-66.
229. Sakka, S. Implant failure: etiology and complications / S. Sakka, P. Coulthard // *Med. Oral. Patol. Oral. Cir. Bucal.* – 2011. – Vol. 16, № 1. – P. 42-44.
230. Sarment, D.P. Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases / D.P. Sarment, K. Al-Shammari, C.E. Kazor // *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* – 2003. – Vol. 23. – P. 287-295.
231. Schindler, H.J. Feedback control during mastication of solid food textures- a clinical-experimental study / H.J. Schindler, E. Stengel, W.E. Spiess // *J. Prosthet. Dent.* – 1998. – Vol. 80, № 3. – P. 330-336.
232. Schwartz-Arad, D. Survival of immediately provisionalized dental implants placed immediately into fresh extraction-sockets / D. Schwartz-Arad, A. Laviv, L. Levin // *J. Periodontol.* – 2007. – Vol. 78, № 2. – P. 219-123.

233. Shor, A. Indirect implant-supported fixed provisional restoration in the esthetic zone: fabrication technique and treatment workflow / A. Shor, R. Schuler, Y. Goto // *J. Esthet. Restor. Dent.* – 2008. – Vol. 20, № 2. – P. 82-95; 96-97.
234. Schropp, L. Bone healing following immediate versus delayed placement of titanium implants into extraction sockets: a prospective clinical study / L. Schropp, L. Kostopoulos, A. Wenzel // *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* – 2003. – Vol. 18, № 2. – P. 189-199.
235. Schubert, H. T. Evaluation of implant stability by resonance frequency analysis / H. Schubert, T. Schubert // *Straget.* – 2003. – № 1. – P. 16-19.
236. Sculean, A. Regeneration of periodontal tissues: combinations of barrier membranes and grafting materials – biological foundation and preclinical evidence: a systematic review / A. Sculean, D. Nikolidakis, F. Schwarz // *J. Clin. Periodont.* – 2008. – Vol. 35, № 8. – P. 106-116.
237. Serio, F.G. Periodontal trauma and mobility. Diagnosis and treatment planning / F.G. Serio, C.E. Hawley // *Dent. Clin. North Am.* – 1999. – Vol. 43, № 1. – P. 37-44.
238. Simon, H. Use of transitional implants to support a surgical guide: enhancing the accuracy of implant placement / H. Simon // *J. Prosthet. Dent.* – 2002. – Vol. 87.– P. 229-232.
239. Single tooth immediate provisional restoration of dental implants: technique and early results / M. Block, I. Finger, P. Castellón, D. Lirettle // *J. Oral. Maxillofac. Surg.* – 2004. – Vol. 62, № 9. – P. 1131-1138.
240. Solnit, A. Korrektur der Okklusion / A. Solnit, D. Curnutte. – Berlin :Quintessenz, 1989. – P. 245-331, 338-345.
241. Stability measurements of os-seointegrated implants using Osstell im partially edentulous jaws after 1 year of loading / P. Balleri, A. Cazzolino, L. Ghelli [et al.] // *Clin. Implant Dent. Related. Res.* – 2002. – № 4. – P. 128-132.
242. Staka, Michal, Cls. Пародонтология 2000 г. / Michal Staka, Cls. // Новоевстоматологии. – 2000. – № 4. – С. 24-54.

243. Stanford, C.M. Issues and considerations in dental implant occlusion: what do we know, and what do we need to find out? / C.M. Stanford // J. Calif. Dent. Assoc. – 2005. – Vol. 33, № 4. – P. 329-336.
244. Sudbrink, S.D. Computer-guided implant placement with immediate provisionalization: a case report / S.D. Sudbrink // J. Oral. Maxillofac. Surg. – 2005. – Vol. 63, № 6. – P. 771-774.
245. Sulzer, T.H. Indications for oral implantology in a referral clinic. A three-year retrospective analysis of 737 patients with 1176 implants / T.H. Sulzer, M.M. Bornstein, D. Buser // Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. – 2004. – Vol. 114, № 5. – P. 444-450.
246. Tardieu, P. Computer-assisted implant placement. A case report: Treatment of the mandible / P. Tardieu, L. Vrielinck, E. Escolano // Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. – 2003. – Vol. 18. – P. 599-604.
247. Tardieu, P. Implantologie assistive par ordinateur: Le programme SimPlant SurgiCase et le SLFE System. Casclinique: Mise en charge immediate d'un bridge mandibulaire avec des implants transmucosaux / P. Tardieu, L. Vrielinck // Implant. – 2003. – Vol. 19. – P. 15-28.
248. Tarica, D.Y. Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations / D.Y. Tarica, V.M. Alvarado, S.T. Truong // J. Prosthet. Dent. – 2010. – Vol. 103, № 2. – P. 68-79.
249. Technique for fabricating a cement-retained single-unit implant-supported provisional restoration in the esthetic zone / M.R. Ganddini, R.H. Tallents, C. Ercoli, R. Ganddini // J. Prosthet. Dent. – 2005. – Vol. 94, № 3. – P. 296-298.
250. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns / Y. Kim, J. Yamashita, J.L. Shotwell, K.H. Chong, H.L. Wang // J. Prosthet. Dent. – 2006. – Vol. 95, № 6. – P. 450-455.
251. The radiographic bone loss pattern adjacent to immediately placed, immediately loaded implants / R. Jaffin, M. Kolesar, A. Kumar [et al.] // Int. J. Oral. Maxillofac. Implants. – 2007. – Vol. 22, № 2. – P. 187-194.

252. The self-tapping and ICE 3i implants: a prospective 3-year multicenter evaluation / M. Davarpanah, H. Martinez, J.F. Tecucianu [et al.] // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2001. – Vol. 16, № 1. – P. 52-60.
253. Thomas, J.R. Implant placement // J.R. Thomas // *J. Esthet. Restor. Dent.* – 2005. – Vol. 17, № 2. – P. 74-75.
254. Vignarajah, S. Pulsated jet subgingival irrigation with 0,1% chlorhexidin, simplified oral hygiene and chronic periodontitis / S. Vignarajah, H.N. Newman, J. Bulman // *J. Clin. Periodontol.* – 1989. – Vol. 16. – P. 365-370.
255. Vincent, J. Iacono Academy Report, Dental Implants in Periodontal Therapy / J. Vincent // *J. Periodontol.* – 2000.– Vol. 71. – P. 1934-1942.
256. Wagenberg, B. A retrospectivt study of 1,925 consecutively placed immtdiate implants from 1988 to 2004 / B. Wagenberg, S.J. Froum // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2006.– Vol. 21. – P. 71-78. .
257. Waldman, H.B. Twenti-five years of pediatic dental services /H.B. Waldman // *ASDCJ Dent. Child.* – 1993. – Vol. 60. – P. 399-402.
258. Walker, C.B. The effect of clindamycin on the microb with refractory periodontitis / C.B. Walker, J.J. Gordon // *Periodontol.* – 1990.– Vol. 61. – P. 692-698.
259. Watanabe, K. Prepubertal periodontitis: a rewiew of diagnostic criteria, pathogenesis, and differential diagnosis / K. Watanabe // *J. Periodontol. Res.* – 1990. – Vol. 25. – P. 31-48.
260. Wazen, J.J. Osseointegration timing for Baha system loading /J.J. Wazen, R. Gupta, S. Ghossaini // *Laryngoscope.* – 2007. – № 5. – P. 794-796.
261. Wilson, T.G. Advances in periodontics / T.G. Wilson, K.S. Kornman, M.G. Newman. – Singapore : Quintessence Publ. Co., 1992. – 383 p.
262. Zitzmann, N.U. Oral rehabilitation with dental implants /N.U. Zitzmann, P. Sharer. – Zurich, 1997. – P. 19-20.

Приложение 1

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2538087

**СПОСОБ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РЕЗУЛЬТАТА
СТОМАТОЛОГИЧЕСКОЙ ИМПЛАНТАЦИИ НА ЭТАПЕ
ЕЕ ПЛАНИРОВАНИЯ**

Патентообладатель(ли): *Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Нижегородская государственная медицинская академия" Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации (ГБОУ ВПО НижГМА Минздравсоцразвития России) (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2012126436

Приоритет изобретения **25 июня 2012 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации **14 ноября 2014 г.**

Срок действия патента истекает **25 июня 2032 г.**

*Врио руководителя Федеральной службы
по интеллектуальной собственности*

Л.Л. Кирий



Приложение 2

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ

№ 147425

**СЪЕМНАЯ НАСАДКА ДЛЯ ИНФРАКРАСНОГО
ТЕРМОМЕТРА**

Патентообладатель(ли): *Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Нижегородская государственная медицинская академия" Министерства здравоохранения Российской Федерации (ГОУ ВПО НижГМА Минздрава России) (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2014116523

Приоритет полезной модели 24 апреля 2014 г.

Зарегистрировано в Государственном реестре полезных моделей Российской Федерации 07 октября 2014 г.

Срок действия патента истекает 24 апреля 2024 г.

*Врио руководителя Федеральной службы
по интеллектуальной собственности*

Л.Л. Кирий



Приложение 3

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2344787

**ВИНТОВОЙ ВНУТРИКОСТНЫЙ ДВУХЭТАПНЫЙ
СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЙ ИМПЛАНТАТ И СПОСОБ
ИМПЛАНТАЦИИ**

Патентообладатель(ли): **ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
"НИЖЕГОРОДСКАЯ ГОСУДАРСТВЕННАЯ МЕДИЦИНСКАЯ
АКАДЕМИЯ РОСЗДРАВА" (ГОУ ВПО "НИЖГМА РОСЗДРАВА") (RU)**

Автор(ы): **Саакян Михаил Юрьевич (RU)**

Заявка № 2007128324

Приоритет изобретения **25 июля 2007 г.**

Зарегистрировано в Государственном реестре
изобретений Российской Федерации **27 января 2009 г.**

Срок действия патента истекает **25 июля 2027 г.**

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной
собственности, патентам и товарным знакам



Б.П. Симонов

Приложение 4

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ

№ 109658

**ЗАМКОВОЕ КРЕПЛЕНИЕ ДЛЯ ФИКСАЦИИ ЧАСТИЧНЫХ
СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ**

Патентообладатель(ли): *Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования "Нижегородская государственная медицинская академия" Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации (ГОУ ВПО Минздравсоцразвития России) (RU)*

Автор(ы): *см. на обороте*

Заявка № 2011116692

Приоритет полезной модели 28 апреля 2011 г.

Зарегистрировано в Государственном реестре полезных моделей Российской Федерации 27 октября 2011 г.

Срок действия патента истекает 28 апреля 2021 г.

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам

Б.П. Симонов



Приложение 5

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2014618181

«Teeth Clinic USU»

Правообладатель: *Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Нижегородская государственная медицинская академия» Министерства здравоохранения Российской Федерации (ГБОУ ВПО НижГМА Минздрава России) (RU)*

Авторы: *Улитин Игорь Борисович (RU), Саакян Михаил Юрьевич (RU), Улитин Борис Игоревич (RU), Саакян Артур Михайлович (RU)*

Заявка № **2014613794**
 Дата поступления **24 апреля 2014 г.**
 Дата государственной регистрации
 в Реестре программ для ЭВМ **12 августа 2014 г.**

Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности


Б.П. Симонов

