

ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ «СТАВРОПОЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

Перикова Мария Григорьевна

КЛИНИКО-ЛАБОРАТОРНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ
ВИНТОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С РАЗВИТОЙ
ТОПОГРАФИЕЙ И БИОАКТИВНЫМИ СВОЙСТВАМИ ПОВЕРХНОСТИ

14.01.14 – стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук,
профессор С.В. Сирак

Ставрополь – 2014

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЙ ВЗГЛЯД НА СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ (Обзор литературы)	10
1.1 Биология остеointegrации дентальных имплантатов	10
1.2 Современные способы обработки поверхности дентальных имплантатов	12
1.3 Шероховатость поверхности дентальных имплантатов как ключевой фактор успешной остеointegrации	19
1.4. Резюме	23
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	25
2.1 Материалы и методы лабораторного исследования	25
2.2 Материал и методы экспериментально-морфологического исследования	28
2.3 Материал и методы клинической части исследования	30
2.4 Методы статистического анализа	33
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЛАБОРАТОРНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	34
3.1. Результаты изучения микроструктуры поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов по морфологическим показателям	34
3.2. Результаты изучения микроструктуры поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов по цифровым показателям	40
ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-МОРФОЛОГИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	52
ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ	65
5.1. Результаты клинико-рентгенологического контроля степени остеointegrации дентальных имплантатов	65
5.2. Результаты измерения стабильности дентальных имплантатов с помощью частотно-резонансного анализа	78
ГЛАВА 6. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ	81
ВЫВОДЫ	91
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ	93
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	94
Приложение	

Список сокращений

1. АСМ – атомно-силовая микроскопия
2. ПВЧВДИ – поверхность внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов
3. ВДИБП – винтовой дентальный имплантат с биоактивным покрытием
4. ВДИМО – винтовой дентальный имплантат с машинной обработкой поверхности
5. КСИ – коэффициент стабильности имплантата
6. ПЗ – периимплантатная зона

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы. На сегодняшний день дентальная имплантация – рутинная операция, выполняемая в амбулаторных условиях, которая пользуется все большим спросом среди пациентов. Как известно, спрос рождает предложение, поэтому на стоматологическом рынке появляется огромное количество различных систем дентальных имплантатов [6, 16, 18, 26, 30, 38, 159]. Факторами, определяющими полноценную остеоинтеграцию дентальных имплантатов, являются биосовместимость, форма и качество поверхности имплантата [17, 34, 41, 45, 70, 81, 148, 153, 157, 160]. Поверхность используемого имплантата должна обладать высокой чистотой и достаточной шероховатостью для обеспечения адекватной остеоинтеграции за счет улучшения контакта кости и имплантата, что достигается благодаря увеличенной топографии его поверхности [7, 10, 49, 54, 61, 74, 80, 89, 102, 141, 155, 158].

Полноценный процесс репаративной регенерации является главным фактором, влияющим на механическую целостность соединения имплантата и кости. D. Buser (2000) выдвинул предположение о том, что грубая (шероховатая) поверхность имплантата является одним из важных факторов, влияющих на успех имплантации [73]. Как известно, все способы преобразования поверхности дентальных имплантатов направлены, главным образом, на увеличение площади сцепления имплантата с костью, т.е. на увеличение степени шероховатости [28, 95, 103, 152, 161].

Однако некоторые авторы считают, что комбинация рисунка на поверхности имплантата, размер, распределение вершин и впадин – все, что характеризует топографию поверхности, может значительным образом повлиять на соприкосновение и механическое соединение кости и имплантата. Поверхность имплантата должна иметь оптимальную макро- и микроструктуру, а также обладать биоактивными свойствами для создания прочного соединения с растущей костной тканью [106, 142, 147, 151, 154].

Несмотря на постоянное совершенствование систем дентальных имплантатов и высокий профессионализм врачей-имплантологов, при использовании современных систем, как отечественных, так и зарубежных, в 3-7% случаев возникают различные осложнения в постимплантационном периоде, которые не связаны с наличием сопутствующей патологии у пациентов, с нарушением хирургического протокола или с осложнениями ортопедического этапа лечения. Выявленные осложнения могут быть связаны с качеством поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов, которое зависит от способа обработки и не контролируется врачом в ходе операции, кроме этого, от качества поверхности зависит и первичная механическая стабильность дентальных имплантатов [28, 29, 33, 37, 50, 58, 62, 64, 67, 108, 121, 150].

Среди всего многообразия способов модификации поверхности дентальных имплантатов сложно определить наилучший метод, обеспечивающий оптимальную топографию и свойства поверхности, что создает определенные сложности при планировании операции дентальной имплантации и прогнозировании возможных осложнений.

В связи с вышесказанным, изучение влияния топографии и свойств поверхности винтовых дентальных имплантатов на процесс остеоинтеграции является актуальным и необходимым научным исследованием.

Цель исследования:

Повышение эффективности лечения пациентов с дефектами зубных рядов за счет использования винтовых дентальных имплантатов с развитой топографией и биоактивными свойствами поверхности.

Задачи исследования:

1. С помощью атомно-силовой микроскопии изучить топографию поверхности винтовых дентальных имплантатов с различной модификацией поверхности их внутрикостной части.

2. Установить основные параметры микрорельефа поверхности винтовых дентальных имплантатов, усиливающие их остеоинтеграцию, и

оценить корреляционную связь между глубиной шероховатости и толщиной пористого слоя.

3. Разработать рабочую классификацию винтовых дентальных имплантатов с учетом цифровых и математических показателей топографии их поверхности.

4. В эксперименте на лабораторных животных установить сроки остеоинтеграции винтовых дентальных имплантатов в основной и контрольной группах.

5. Провести сравнительный анализ клинических результатов остеоинтеграции винтовых дентальных имплантатов в основной и контрольной группах.

6. Оценить клинические результаты применения винтовых дентальных имплантатов в основной и контрольной группах.

Научная новизна

Определены основные параметры микрорельефа поверхности винтовых дентальных имплантатов, усиливающие их остеоинтеграцию.

Впервые установлена связь между шероховатостью и пористостью поверхности винтовых дентальных имплантатов.

Впервые разработана рабочая классификация винтовых дентальных имплантатов с учетом топографии их поверхности.

Установлен характер и сроки минерализации костного регенерата вокруг винтового дентального имплантата с биоактивным покрытием, низкий уровень хронической токсичности бонитового покрытия винтового дентального имплантата на организм, подтверждаемый отсутствием воспалительной реакции в периимплантатной зоне.

Впервые установлено, что характерной особенностью репаративного процесса в основной группе наблюдения является активное взаимодействие бонитового покрытия с грубоволокнистой соединительной тканью, проявляющееся организацией и прорастанием последней сквозь поры в нем.

Установлено, что бонитовое покрытие обладает выраженными биоактивными и остеокондуктивными свойствами (активная репаративная регенерация кости в 3 и 6 месяцев), является полностью биоинертным для организма, что позволяет использовать его при дентальной имплантации с сокращением сроков последующего ортопедического лечения.

Научно доказано, что имплантация винтовых дентальных имплантатов с биоактивным покрытием позволяет обеспечить формирование полноценного комплекса «имплантат-кость» в сроки от 3 до 4 месяцев.

Научно-практическая значимость

Научно обосновано и практически доказано, что дентальные имплантаты с биоактивным покрытием имеют более развитую топографию поверхности, что способствуют сокращению сроков остеоинтеграции.

Разработанная рабочая классификация винтовых дентальных имплантатов позволяет обосновать выбор той или иной системы дентальных имплантатов для ускорения сроков остеоинтеграции.

Полученные данные дополняют современные представления о строении костной ткани на границе раздела «кость-имплантат» при использовании винтовых дентальных имплантатов с биоактивным бонитовым покрытием, что является основанием для последующих исследований в дентальной имплантологии.

Определены сроки начала формирования костной ткани после установки винтовых дентальных имплантатов с биоактивным бонитовым покрытием, что имеет важное значение при планировании ортопедического этапа стоматологического лечения.

Выявленные особенности взаимодействия биоактивного покрытия с костной тканью могут быть учтены в челюстно-лицевой хирургии для дифференцированного подхода к использованию различных систем винтовых дентальных имплантатов и разработки новых технологий обработки их поверхности.

Основные положения, выносимые на защиту:

1. Методика изучения поверхности винтового дентального имплантата с помощью атомно-силовой микроскопии позволяет оценить структуру и основные параметры топографии его поверхности, влияющие на остеоинтеграцию в донагрузочный период.

2. Бонитовое покрытие винтовых дентальных имплантатов стимулирует остеогенез и способствует формированию полноценного костного регенерата вокруг дентального имплантата.

3. Винтовые дентальные имплантаты с развитой топографией поверхности обеспечивают максимальные показатели шероховатости.

4. Развитая топография и биоактивные свойства поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов сокращают сроки донагрузочного периода.

Внедрение в практику результатов исследования

Материалы диссертационного исследования используются в учебном процессе на кафедрах стоматологии, хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, ортопедической стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета. Результаты исследования внедрены и используются в лечебной работе государственных и частных учреждений, в том числе стоматологической поликлинике №1 г. Ставрополя, стоматологической поликлинике г. Михайловска, стоматологических отделениях центральных районных больниц городов Буденновск и Ипатово Ставропольского края, в частных стоматологических клиниках «Фитодент» и «Полет».

Личный вклад автора в исследование

Диссертантом разработаны основные идеи и алгоритм обработки результатов проведенного исследования. Автор самостоятельно провела подробный анализ современной литературы, разработала методологические и методические основы исследования, лично выполнила основные методики исследования (лабораторные, экспериментальные, морфологические, рентгеноскопические, рентгенографические, клинические), разработала

экспериментальную модель исследования, курировала животных в течение всего времени наблюдения. Автором разработаны протоколы исследований, позволяющие получить информацию по теме диссертации, осуществлять выкопировку сведений из официальной медицинской документации. Результаты исследований зафиксированы в протоколах экспериментальной работы. Статистическая обработка и анализ полученных данных выполнены автором самостоятельно. На основании проведённых исследований сделаны достоверные, обоснованные выводы и разработаны практические рекомендации. Авторский вклад в написание научных работ по теме диссертации – 80%.

Публикации и апробация работы

По теме диссертации опубликовано 18 научных работ, из них 7 – в изданиях, включенных в Перечень российских рецензируемых научных журналов, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученых степеней доктора и кандидата наук, выполненных и опубликованных в соавторстве с Казиевой И.Э., Мебонией Т.Т., Слетовым А.А., Сираком С.В., Мартиросяном А.В., получен 1 патент РФ на изобретение. Материалы диссертационного исследования изложены на научно-практической конференции «Актуальные вопросы современной стоматологии», посвященной 80-летию проф. А.Г. Шаргородского (Смоленск, 2010), X всероссийской научно-практической конференции «Актуальные вопросы стоматологии – 2011» (Ростов-на-Дону, 2011), XXI итоговой научной конференции студентов и молодых ученых с международным участием (Ставрополь, 2013), XXIV конференции стоматологов Ставропольского края «Актуальные вопросы клинической стоматологии» (Ставрополь, 2014).

Апробация диссертационной работы проведена на межкафедральном заседании кафедр стоматологии, терапевтической стоматологии, хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Ставропольского государственного медицинского университета.

Структура и объем диссертации

Работа изложена на 110 страницах компьютерного машинописного текста и состоит из введения, обзора литературы, главы, характеризующей материал и методы исследования, главы лабораторного исследования, главы экспериментально-морфологического исследования, главы клинического исследования, главы обсуждения результатов исследования, выводов, практических рекомендаций, указателя литературы. Указатель использованной литературы включает 162 источника, из них 62 отечественных и 100 иностранных авторов. Диссертация иллюстрирована 13 таблицами, 44 рисунками и фотографиями. Диссертационное исследование выполнено на кафедре стоматологии Ставропольского государственного медицинского университета в соответствии с планом научных исследований университета в рамках отраслевой научно-исследовательской программы № 22 «Стоматология». Номер государственной регистрации: 01200965318.

ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННЫЙ ВЗГЛЯД НА СОСТОЯНИЕ ПРОБЛЕМЫ ОСТЕОИНТЕГРАЦИИ ПРИ ДЕНТАЛЬНОЙ ИМПЛАНТАЦИИ (обзор литературы)

1.1 Биология остеointеграции дентальных имплантатов

В 1888 году Berry разработал принцип биосовместимости для имплантации зубов, а чуть позже, в 1891 году, Н.Н. Знаменским опубликован доклад «Имплантация искусственных зубов», в котором указывалось, что материал необходимо выбрать такой, который не вызовет в тканях десны процессов воспаления и отторжения. С этого момента учеными ведутся работы по изучению свойств различных материалов на их пригодность к имплантации. Выявлены превосходные свойства титана, который достаточно легкий в обработке и не поддается процессу коррозии [53].

Термин «остеоинтеграция» был предложен в 1977 году шведским профессором Пьером-Ингваром Бранемарком. Под этим автор предложил понимать анатомическую и функциональную связь между имплантатом и живой тканью, на которую приходится функциональная нагрузка [69].

Существует еще одно определение этого процесса: «остеоинтеграция – это такой вид фиксации имплантата в кости, при котором в пространстве между поверхностью имплантата и костной тканью не образуется фиброзная или хрящевая ткань» [2, 91].

Основной теорией остеointеграции на сегодня является теория ретракции кровяного сгустка «Blood clot retraction theory» [82, 83].

Главная задача дентальной имплантации – это достижение оптимальной остеointеграции имплантата с костной тканью. Ее наличие свидетельствует о получении высокого клинического результата применения дентальных имплантатов [36, 53, 66, 121, 132, 139, 153, 155].

Первичный ответ организма после внедрения имплантата – это реакция, вызванная хирургической травмой и присутствием имплантата.

Первоначально образуется гематома на границе раздела «имплантат-кость», которая впоследствии может играть роль платформы для периимплантационного заживления [94, 115, 120, 123, 125, 135, 139, 143].

Различные виды остеогенных клеток, факторы роста и цитокины вовлекаются в этот процесс и взаимодействуют всюду по стадиям остеоинтеграции, включая воспаление, васкуляризацию, формирование кости и, в конечном результате, процесс ремоделирования костной ткани [97, 109, 110, 111].

Ответ организма состоит в возбуждении тромбоцитов, их перемещении и активации недифференцированных клеток, васкуляризации, а также прилипанию мезенхимных клеток и остеобластов к поверхности имплантата и поверхности остеокондуктивного материала, если такой имеется в непосредственной близости. Начинается процесс пролиферации клеток и синтез белка [114, 115, 117, 144, 145].

Со стороны имплантата наблюдается окисление его металлической поверхности [134].

Остеобласты прикрепляются к поверхности имплантата буквально с первого дня после его внедрения [39, 75, 77, 91, 132, 149]. Кроме того, существование на поверхности имплантата слоя из неколлагеновых белков регулирует степень прилипания остеогенных клеток и закрепление минералов. Все это происходит на ранних стадиях ответной реакции организма на внедрение имплантата [60, 71, 78, 84, 88, 92, 105]. Спустя несколько дней после внедрения имплантата остеобласты начинают образовывать коллагеновую матрицу непосредственно на поверхности имплантата, которая очень напоминает цементную зону, богатую неколлагеновыми белками, такими как остеопротейн и костный сиалопротейн [44, 90].

Раннее смещение новой минерализованной матрицы сопровождается формированием новой кости, что обеспечивает ее фиксацию и замещение на чешуйчатую костную ткань. Таким образом, заканчивается биологическая

фиксация имплантата [94] и обеспечивается практически неподвижное по отношению друг к другу сочленение имплантата с окружающей костной тканью. А. Schroeder назвал это состояние функциональным анкилозом [138].

Знание и понимание вышеописанных этапов остеоинтеграции необходимы для определения врачом сроков донагрузочного периода. Согласно данным многочисленных исследований по изучению динамики формирования остеоинтегрированного контакта, протезирование после установки имплантатов на верхней челюсти следует начинать через 6 месяцев, на нижней челюсти – через 3 месяца. Но указанные выше сроки протезирования на протяжении последних пяти лет опровергаются многими авторами [4, 10, 12, 22, 24, 27, 35, 40, 85, 86, 124, 146].

1.2. Современные способы обработки поверхности дентальных имплантатов

С целью систематизации способов обработки поверхности дентальных имплантатов Г.А. Воложин (2009) [8] предложил разделить их следующим образом: 1) обработка поверхности имплантата определенными химическими и физическими факторами (титаноплазменная обработка, воздушно-абразивная (дробеструйная) обработка, кислотная обработка поверхности имплантатов, обработка имплантатов методом анодирования); 2) нанесение на поверхность имплантата биоактивных веществ, способных влиять на остеогенез в области костно-имплантационного интерфейса: (напыление кальцийфосфатной керамики, нанесение хитозана на поверхность имплантата, нанесение морфогенетических белков на поверхность имплантата, нанесение адгезивных молекул на поверхность дентальных имплантатов).

Помимо перечисленных выше способов обработки поверхности дентальных имплантатов существуют методы модификации поверхности, предложенные ведущими производителями дентальных имплантатов.

Например, поверхность SLA и SLActive компании Straumann, поверхность TiOblast и OsseoSpeed компании Astra Tech, поверхность TiUnite компании Nobel Biocare, поверхность Osseotite и Nano tite компании 3i [8, 15, 23, 44, 99, 104, 118, 126, 131].

Стремление добиться оптимальной остеоинтеграции дентальных имплантатов рождает большое количество способов обработки их поверхности. Каждый из способов имеет свои преимущества и недостатки. Следовательно, врач, выбирая тот или иной тип поверхности, должен обладать достаточными знаниями в области исследования современных способов обработки поверхности дентальных имплантатов [46, 65, 87].

По данным В.Х. Гаглоева (2004) на поверхности имплантатов с биокерамическим напылением наблюдается увеличенное содержание общего числа клеток по сравнению с имплантатами без напыления, а также возрастания числа стромальных и кроветворных клеток по сравнению с имплантатами без напыления. Соотношение количества стромальных и кроветворных клеток для поверхности имплантатов без напыления и с напылением практически не различаются [9].

Группа авторов под руководством А.В. Лясниковой (2006) для подтверждения предложения о том, что фторгидроксиапатит обладает повышенными остеоинтегративными свойствами, провели модельный эксперимент, целью которого стала оценка процессов костномозгового кроветворения на титановых дисках с плазмонапыленным гидроксиапатитовым (ГАП) и фторгидроксиапатитовым (ФГАП) покрытием, с применением длительных культур костного мозга. В результате эксперимента установлено, что изученные материалы не вызывали отрицательных реакций и не оказывали ингибирующего влияния на рост клеток костного мозга. В длительных культурах костного мозга на этих дисках происходило развитие стромальных и кроветворных клеток, и шли процессы формирования нормального кроветворного микроокружения, обеспечивающего полноценное кроветворение. На дисках с ФГАП и ГАП

хорошо поддерживается гемопоз, что видно как по общему количеству клеток, так и по содержанию молодых и зрелых гранулоцитов. Для дисков с ФГАП наблюдается несколько большее общее число клеток, а также меньшее содержание стромальных клеток и значительно большее содержание кроветворных клеток по сравнению с диском с ГАП. Процентное содержание стромальных и кроветворных клеток для диска с ФГАП также отличалось от такового для диска с ГАП. Так, если содержание кроветворных клеток на диске с ФГАП составляло 84%, то доля этих клеток через 4 недели культивирования на диске с ГАП составила только 37%. Таким образом, следует отметить, что при сходном общем числе клеток на дисках с ФГАП и ГАП отмечаются различия в количестве стромальных и кроветворных клеток. При использовании ФГАП отмечается достоверно большее количество кроветворных клеток и меньшее – стромальных клеток, что на основании данных литературы можно считать положительным фактором, способствующим построению костной ткани и стимуляции остеointеграции. Исходя из вышеизложенного, сделаны выводы о том, что использование фторгидроксиапатита в качестве основного компонента плазмонапыленного биоактивного покрытия на дентальных имплантатах в некоторых случаях будет предпочтительнее использования гидроксиапатита [32].

В поисках улучшения условий остеointеграции С.Г. Ивашкевич (2007) экспериментально доказал стимулирующее действие квазистатического электрического поля (создаваемое электретом нанесенным на полированные титановые пластины) на рост и развитие остеогенных стромальных клеток предшественников. По данным, полученным автором, колонеобразование в основной группе отмечено на 35% выше, чем в контрольной группе. В пассированной культуре число выросших остеогенных клеток на 17% выше, чем контрольной группе. Автором установлено также, что вирулентные бактериальные виды *Streptococcus mutans*, *Fusobacterium nucleatum* обладают меньшей адгезией к титановому сплаву с электретным покрытием по

сравнению с полированными образцами без данного покрытия и с образцами после дробеструйной обработки [19].

В работе А.И. Каем (2007) доказана эффективность нанесения электретной пленки на образцы титана, обработанные различными способами, что подтверждается высокой степенью и значительной площадью прикрепления остеогенных стромальных клеток-предшественников костного мозга [20].

Совершенствуя способы нанесения биопокрытий на имплантаты, А.А. Фомин (2008) предложил метод плазменно-индукционного напыления. На основе анализа научно-технической информации сформирована гипотеза о возможности придания покрытию высоких биомеханических свойств с помощью индукционно-термической активации основы при электроплазменном напылении. Исследование структурного состояния поверхности показало улучшение морфологической гетерогенности как титанового подслоя при температуре предварительного нагрева основы 200°C на дистанции напыления 110 мм, так и ГА слоя при температуре нагрева 400°C на дистанции напыления 130 мм, что положительно влияет на контактное взаимодействие имплантата с костной тканью. При этом ожидаемая доля послеоперационных осложнений находится на уровне менее 1%, коэффициент экономической эффективности составляет 1,99 при сроке окупаемости затрат 0,5 года [57].

По данным А. К. Топорковой (2009) в опытах *in vitro* с культурой кожно-мышечных фибробластов человека установлено, что наноструктурированные многофункциональные биосовместимые нерезорбируемые покрытия с химическим составом Ti-Ca-P-O-N и Ti-Ca-Mn-K-C-O-N сообщают образцам титановых пластин повышенную, по сравнению с образцами без покрытия, способность к адгезии и распластыванию эмбриональных фибробластов человека. Интенсивная адгезия и распластывание этих клеток наблюдались так же на поверхности образцов нитей и пластин из политетрафторэтилена с

наноструктурированными многофункциональными биосовместимыми нерезорбируемыми покрытиями. На поверхности образцов из политетрафторэтилена без покрытий адгезия клеток, практически, отсутствовала [55].

Оптимальные способы получения модифицированной поверхности и микрорельефа внутрикостной части дентальных имплантатов с помощью ионно-плазменного травления и микроплазменной обработки обосновал Д.А. Димитрович (2009), доказав, что микрорельеф титановых образцов в эксперименте на культурах остеогенных стромальных клеток-предшественников костного мозга демонстрирует высокий адгезивный потенциал клеток к поверхности титана после ионно-плазменного травления и дробеструйной обработки по сравнению с контрольной группой. Результаты математического анализа данных электронной сканирующей микроскопии, характеризующие площадь прикрепления клеточного материала на модифицированные поверхности моделей имплантатов показали, что площадь прикрепления клеточного материала после ионно-плазменного травления была на 50%, а после дробеструйной – на 35% выше, чем после микроплазменной обработки [13].

Совершенно отличный от других способов обработки дентальных имплантатов изучил Е.А. Крайнов (2009) в своем исследовании, доказав следующие положения: 1) регенераторный процесс при интеграции титановых имплантатов с трехмерным капиллярно-пористым (ТКП) покрытием с костной тканью происходит преимущественно путем энхондральной оссификации и занимает до 16 недель, в то время как вокруг имплантатов без покрытия в течение 48 недель формируется плотная фиброзно-хрящевая капсула, отделяющая их от костной ткани; 2) использование композитных биокерамических покрытий с гидроксиапатитом (ТКП и гидроксиапатитное покрытие) или гидроксиапатитом и фосфатом кальция (ТКП, гидроксиапатитное и фосфатно-кальциевое покрытие) приводит к значительно более выраженным процессам костеобразования на

границе раздела «имплантат-кость» как раз за счет энхондрального, так и первичного остеогенеза, особенно в ранние сроки эксперимента (до 16 недель); 3) сравнительная эффективность репаративного процесса на границе раздела «кость-титановый имплантат», рассмотренная с позиций остеогенеза, а также проявлений текстурированными и биокерамическими поверхностями имплантатов остеоиндуктивных и остеокондуктивных свойств, позволяет расположить в следующей убывающей последовательности: ТКП, гидроксиапатитное и фосфатно-кальциевое покрытие > ТКП и гидроксиапатитное покрытие > ТКП и фосфатно-кальциевое покрытие > ТКП покрытие > имплантат без покрытия [21].

В исследовании Р.В. Пенкина (2009) описана новая конструкция эндооссальных остеointегрируемых стоматологических имплантатов системы КИСВТ-СГТУ-01 с фторгидроксиапатитовым покрытием, обладающим повышенной надежностью соединения имплантата и супраструктуры, повышающая эффективность лечения пациентов с дефектами зубных рядов различного происхождения. Разработана технология плазменного напыления фторгидроксиапатитового покрытия на поверхность титановых имплантатов. Установлено, что оптимальный по условиям остеointеграции микрорельеф формируется при напылении частиц фторгидроксиапатита дисперсностью до 70 мкм и на дистанции 90 мм. При анализе результатов исследования новой конструкции имплантатов с фторгидроксиапатитовым покрытием, обладающих повышенной надежностью соединения имплантата и супраструктуры, в различных клинических случаях показатель неудачного исхода лечения оказался на 1% ниже общепринятого минимального уровня возможных осложнений имплантации, возникающих в отдаленные сроки в течение 5 лет [47].

Результаты исследования Сунг Ам Чо и Санг-Кио Юнг (2009) показали, что в группе имплантатов с лазерной обработкой усилия при выкручивании имплантата выше, чем в группе имплантатов с машинной обработкой. Повышенное усилие при выкручивании имплантата авторы

объясняют более сильным контактом имплантата с костью, что, в свою очередь, обусловлено различиями в поверхности имплантатов [61].

Принципиально иную организацию поверхности имплантата – наноструктурированный титан марки «Nano-Grade 4», исследовала Л.Р. Хасанова (2010). Шероховатость поверхности такого титана составляет $249,964 \pm 0,70$ нм, что на 40,33 нм больше, чем у дентального имплантата «Имплантиум», и на 214,55 нм больше, чем у «Кон-Мет». Имплантация наноструктурированного титана марки «Nano-Grade 4» в организм экспериментальных животных не сопровождается изменениями показателей красной и белой крови, биохимических, иммунологических показателей; наноструктурный титан марки «Nano-Grade 4» в организме экспериментальных животных, не вызывает острую и хроническую токсичность, а так же не сопровождается аккумуляцией, не вызывает дегенеративно-деструктивные процессы. Вокруг имплантата отмечается интенсивное экстравазкулярное кроветворение, усиление процесса обызвествления новообразованной костной ткани за счет активных остеобластов. Кроме того, дентальные имплантаты, изготовленные из наноструктурированного титана марки «Nano-Grade 4», позволяет провести в условиях клиники одноэтапную имплантацию и изготовление временной ортопедической конструкции уже через неделю после операции [59].

Согласно экспериментальному исследованию Ю.А. Ланцова (2011), остеоинтеграция при внутрикостной имплантации образцов из титана с трехмерным капиллярно-пористым, гидроксипатитовым и фосфатно-кальциевым покрытием характеризуется наиболее интенсивным из всех экспериментальных групп костеобразованием по энхондральному типу, содружественно быстрым ростом денситометрической плотности регенерата периимплантационной области (до 462 ± 39 условных единиц к 48 неделям), значительным ростом показателей сдвиговой прочности в период с 8 до 16 недель (до $5,10 \pm 0,60$ МПа), стабильностью прочностных характеристик границы раздела «кость-имплантат» (рост до $6,20 \pm 0,62$ МПа к 48 неделям);

процессы ремоделирования кости становились менее выраженными к сроку 24-36 недель [31].

Сравнивая кальцийфосфатное, кальцийфосфатное-хитозановое покрытия, Е. А. Зеличенко (2011) сделала следующие выводы:

- материалом СаР и Са-Р/полимер композиты модулируют *in vitro* и *in vivo* функциональную активность и дифференцировку стромальных клеток в остеогенном направлении;
- кальцийфосфатные покрытия придают поверхности имплантата остеоиндуктивные свойства, которые определяют остеоиндуктивные свойства имплантата;
- добавка хитозана приводит к повышению остеоиндуктивности СаР покрытий с 80% до 100%;
- поскольку композитное кальцийфосфатное – хитозановое покрытие обладает более высокой пластичностью и более высокой остеоиндуктивностью, ему можно отдавать предпочтение при выборе технологии для нанесения на ортопедические имплантаты [14].

1.3. Шероховатость поверхности дентальных имплантатов как ключевой фактор успешной остеоинтеграции

Еще в 1990 году Т. Albrektsson предложил парадигму, включающую шесть основных факторов, необходимых для успешной остеоинтеграции: имплантационный материал; дизайн имплантата; качество поверхности; ортопедическая нагрузка; хирургическая техника; состояние костной ткани.

Наибольший интерес представляет качество поверхности дентальных имплантатов, а точнее – шероховатость [43, 63].

Шероховатость поверхности титановых имплантатов уже давно признана одним из важных факторов остеоинтеграции [48, 63, 97, 119, 137]. Значительное количество публикаций однозначно свидетельствует о том, что

остеоинтеграция имплантатов, имеющих шероховатую поверхность, намного выше, чем имплантатов с гладкой поверхностью [28, 73, 108, 129, 130].

Вообще шероховатость является главным параметром успешности всех видов стоматологической помощи. Например, при постановке пломбы из композитного материала необходимо протравить поверхность кариозной полости; при цементировке ортопедических конструкций шероховатая поверхность является неотъемлемой составляющей успеха. Так и шероховатая поверхность внутрикостной части дентальных имплантатов способствует лучшему сцеплению с костью [1].

Шероховатость подразделяется на макро-, микро-, и наношероховатость.

На макроскопическом уровне – это размер неровностей в пределах от миллиметра до долей микрона. Развитый рельеф поверхности имплантата способствует тому, что микронеровности на его поверхности служат своего рода замком (сцеплением) между новообразованной костной тканью и поверхностью самого имплантата. Но следует иметь в виду, что значительная шероховатость создает предпосылки для адгезии микроорганизмов вокруг имплантатов, развития периимплантитов. Доказано, что шероховатость с размером неровностей 1-2 микрона является оптимальной, что позволяет избежать осложнений [37, 50, 121, 127].

На микроскопическом уровне шероховатость – это микрогеометрия поверхности имплантата с размером неровностей от 1 до 10 мкм. Такой диапазон обеспечивает максимальную степень сцепления между имплантатом и минерализованной костной тканью. Экспериментально доказано, что наличие полусферических пор глубиной около 1,5 мкм и 4 мкм в диаметре можно считать оптимальным для остеоинтеграции. Серия научных публикаций свидетельствует о наличии максимального количества контактов между костным ложем и внутрикостной частью имплантата с указанными характеристиками шероховатости. Имплантаты с такими характеристиками шероховатости демонстрируют наибольшее

сопротивление при выполнении теста на выкручивание, что также можно расценивать как положительный признак [3, 96, 98].

На наноуровне организация поверхности дентальных имплантатов играет важную роль в регуляции процессов адсорбции на поверхности имплантата биологических субстанций, таких как фибронектин, компонентов поврежденных клеток и крови, что впоследствии отражается на интенсивности миграции, дифференциации и пролиферации остеогенных клеток.

Шероховатость поверхности при контакте с клетками, подобными человеческим остеобластам, оказывает влияние на пролиферацию, дифференциацию и синтез протеинов (в том числе и на регулирующие рост субстанции). Формирование энзима «простагландин E2» [PGE2] в подобных человеческим клеткам MG63, которое считается маркером ранней дифференциации, усиливается с возрастанием шероховатости субстрата и имеет значительное количественное превосходство на поверхности, подвергнутой крупнозернистой пескоструйной обработки и травлению кислотой (SLA), по сравнению с другими поверхностями. PGE2 – это локально возникающий фактор, который продуцируется остеобластами и играет большую роль в заживлении ран и новообразовании кости; усиленное производство PGE2 способствует интеграции имплантата. Kieswetter et al. исследовали также цитокины и факторы роста, которые могут влиять на качество, объем и интенсивность новообразования кости в зоне соединения с имплантатом. Эта зависимость от шероховатости поверхности может быть результатом самой шероховатости или результатом реакций, которые возникают, как только поверхность материала попадает под влияние сред и сыворотки. Это первое взаимодействие вызывает появление макромолекулярного слоя, влияющего на поведение клеток [5, 25, 52, 76, 93, 128].

Результаты этих экспериментальных исследований поддерживают концепцию об увеличенном новообразовании кости в области поверхности,

подвергнутой пескоструйной обработке и кислотному травлению, и подтверждают возможность сокращения времени клинического заживления перед протезированием [101, 112].

D. Buser et al. (2000) впервые осуществили биомеханическое исследование поверхности SLA на челюстной кости; они изучали прочность на сдвиг (на срез) имплантатов SLA на верхней челюсти карликовых свиней. Этот вид животных был выбран потому, что структура свиной кости сравнима с костью человека. В качестве контроля служили две разновидности титановых поверхностей, наилучшим образом документально зафиксированные в имплантологии – поверхность после машинной фрезеровки и поверхность TPS. Попытка вывинчивания проводилась с помощью двухосевого гидравлического аппарата для тестирования материалов; вращение против часовой стрелки осуществлялось по оси имплантата со скоростью $0,1^\circ/\text{сек}$. Обе шероховатые поверхности, SLA и TPS, продемонстрировали существенное отличие от поверхности машинной фрезеровки. Кроме того, было проведено гистологическое исследование соединения кости с имплантатом после расщепления. Гистологические пробы имплантатов машинной фрезеровки все без исключения показали отделение поверхности имплантата в зоне соединения его с костью. Поверхности с SLA-обработкой часто показывали фрактуры костных трабекул вблизи поверхности имплантата, но соединение кости с имплантатом оставалось интактным, что указывает на прочную физическую связь между шероховатой титановой поверхностью и костью [73].

Эти результаты показали, что SLA-имплантаты, имеющие максимальную шероховатость выделяются среди созданных для сравнения имплантатов с различными поверхностями более прочным соединением с костью и более высокими значениями момента расщепления. Следовательно, шероховатость поверхности дентальных имплантатов является ключевым фактором успешной остеоинтеграции [51, 100, 135].

Наблюдения А. Wennerberg et al. (2001) также свидетельствуют о влиянии шероховатости поверхности на фиксацию кости. В исследовании, проведенном автором, кроликам устанавливали имплантаты с двумя различными покрытиями поверхности, а также титановые имплантаты машинной обработки без какого-либо покрытия. У каждой поверхности особая степень шероховатости. Фиксация кости к двум поверхностям с покрытием была более прочной, чем фиксация к титану машинной обработки, что подтвердило гораздо более высокое усилие при удалении и процент контакта кости с имплантатом [162].

Многочисленные исследования различных авторов сводятся к поиску способа обработки поверхности дентальных имплантатов, который бы отвечал показателям оптимальной шероховатости, так как в дентальной имплантации по-прежнему остро стоит проблема оптимизации сроков остеоинтеграции и сокращения сроков донагрузочного периода [49].

1.4 Резюме

За последние 20 лет применение дентальных имплантатов для замещения отсутствующих зубов стало рутинной практикой врача-стоматолога. Имплантология также стала неотъемлемой частью современной стоматологии. Это стало возможным во многом благодаря фундаментальным открытиям групп исследователей под руководством P.I. Branemark (Гетебург, Швеция) и A. Schroeder (Берн, Швейцария), которые более 30 лет назад независимо друг от друга показали возможность интеграции в челюстные кости титановых имплантатов и доказали их стабильность. Этот феномен называют остеоинтеграцией [69, 138].

Спустя много лет имплантаты все также изготавливают из титана, но модификация их поверхности достигла своей кульминации. Сегодня существует огромное количество способов обработки поверхности дентальных имплантатов, что, казалось бы, должно улучшить результаты

имплантации. Однако дентальная имплантация по-прежнему сопряжена с рядом сложностей, первым из которых является отторжение конструкции в постимплантационном периоде [37, 94].

Качественные и количественные показатели остеоинтеграции напрямую зависят от топографии поверхности имплантата и ее химического состава [14, 59]. Ряд авторов считает шероховатость поверхности дентальных имплантатов главным фактором, способствующим максимальному количеству костно-имплантационных контактов [8, 31, 121]. Средняя глубина шероховатости (Sa) является наиболее значимым показателем архитектоники поверхности, характеризующим ее шероховатость [79]. В связи с вышесказанным, главным параметром сравнения исследуемых систем винтовых дентальных имплантатов является средняя глубина шероховатости. Но шероховатость далеко не единственный параметр поверхности дентальных имплантатов, влияющий на успешность остеоинтеграции. Она отражает лишь физику поверхности дентальных имплантатов, однако химия поверхности также играет важную роль на первых стадиях репаративного остеогенеза, поэтому некоторые имплантаты содержат на своей поверхности биоактивные ионы, стимулирующие остеогенез [11, 21, 29, 103].

Технологические усилия по оптимизации поверхности имплантата должны строиться на научных предпосылках, в основе которых лежит предельно ясное понимание, какие параметры макро- и микроструктуры поверхности имплантата способны влиять на остеоинтегративные процессы. Следовательно, актуальным является исследование по изучению топографии и свойств поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов разных фирм-производителей и обоснование их применения при дентальной имплантации.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Материал и методы лабораторного исследования

В лабораторной части исследования с помощью атомно-силового микроскопа проведено сравнительное изучение качества поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов (ПВЧВДИ) 5-ти различных систем (табл. 1). Исследование выполнено на базе лаборатории нанопродуктов и наноматериалов Северо-Кавказского государственного технического университета.

Таблица 1

Группы исследуемых образцов винтовых дентальных имплантатов

Группа исследования, количество наблюдений				
контрольная группа, n=5	основные группы			
	группа 1, n=5	группа 2, n=5	группа 3, n=5	группа 4, n=5
«BCS» - Швейцария <i>машинная обработка</i>	«NIKO (Lux)» - Россия-Германия <i>крупнозернистая пескоструйная обработка и травление кислотой</i>	«ENDURE» - США <i>пескоструйная обработка и травление кислотой</i>	«RADIX» - Россия <i>интенсивная пластическая деформация</i>	«SGS Dental Systems» - Швейцария <i>электрохимически осажденная кальций-фосфатная бонитовая поверхность</i>

Критерии отбора дентальных имплантатов для исследования:

1. разные фирмы и страны-производители;
2. титановые;
3. винтовые;
4. контрольная группа без специальной обработки поверхности;
5. поверхность внутрикостных частей основных групп дентальных имплантатов подвергнута различным способам обработки;

6. у одной из систем дентальных имплантатов - биоактивное покрытие, влияние которого на процесс остеоинтеграции изучено в ходе эксперимента и клинических испытаний.

Изучению подвергнута ПВЧВДИ в следующих участках:

- вершина резьбы;
- скат резьбы;
- основание резьбы;
- расстояние между витками резьбы;
- желобок.

Вышеперечисленные участки ПВЧВДИ отсканированы у 5-ти одинаковых образцов в каждой группе.

Зондовый микроскоп фирмы NT-MDT NTEGRA Aura (Россия), с помощью которого произведена съемка образцов (рис. 1), предназначен для визуальной и цифровой оценки поверхностей и имеет следующие технические характеристики:



Рис. 1. Зондовый микроскоп фирмы NT-MDT NTEGRA Aura (Россия)

- максимальная площадь сканирования: 100x100x10 мкм;
- минимальный шаг сканирования: 0,001 нм;
- XY разрешение до 0,1 нм (длина, ширина объектов);
- Z разрешение до 0,04 нм (высота объектов).

В работе использована контактная методика измерения - контактная атомно-силовая микроскопия (с-AFM) зондами CSG30 (Фирмы NT-MDT). Данная методика позволяет получить точное изображение топографии поверхности винтовых дентальных имплантатов. Для каждого образца подобраны индивидуальные параметры сканирования. В ходе исследования получены АСМ-снимки и оптические снимки. АСМ-снимки имеют размер 5x5 мкм (т.е. их площадь 25 мкм²), оптические снимки имеют размер 100x100 мкм (т.е. их площадь 10000 мкм²).

Полученные изображения обработаны в программном модуле обработки изображений «Image Analysis». С целью получения изображений истинного рельефа поверхности исследуемых образцов применены различные фильтры и коррекция плоскостями (Flatten Correction).

После соответствующей обработки снимки описаны по морфологическим и цифровым показателям топографии поверхности винтовых дентальных имплантатов (табл. 2).

Таблица 2

Описываемые показатели топографии поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов

Морфологические показатели		Цифровые показатели
АСМ-снимок	Оптический снимок	1. Средняя глубина шероховатости (Sa), нм
1. Рельеф 2. Чередование вершин и впадин: -редкое или частое; -равномерное или неравномерное 3. Поры: -глубокие или	1. Структура: -металлическая, -неметаллическая 2. Структура: -крупнозернистая, -мелкозернистая, -ультрамелкозернистая,	2. Расстояние между высшей и низшей точками (Sy), нм
		3. Корень из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости (Sq), нм
		4. Коэффициент эксцесса, т.е. коэффициент протяженности распределения (Ska)

неглубокие; -правильной или неправильной формы	-нанокристал- лическая	5. Толщина пористого слоя, мкм
--	---------------------------	--------------------------------

2.2. Материал и методы экспериментально-морфологического исследования

В экспериментальной части работы изучено влияние биоактивного электрохимически осажденного кальций-фосфатного бонитового покрытия ПВХВДИ на процесс остеоинтеграции дентального имплантата. В качестве контрольной группы выбраны винтовые дентальные имплантаты с машинной обработкой поверхности. Эксперимент выполнен на 18 кроликах породы «Серый Великан», массой 2500 г. Животные распределены на 2 группы, в соответствии с образцами винтовых дентальных имплантатов, применяемых в эксперименте:

1. основная группа – винтовые дентальные имплантаты «SGS Dental Systems» (Швейцария);
2. контрольная группа – винтовые дентальные имплантаты системы «BCS» (Швейцария).

Операция проведена с соблюдением правил асептики. После обработки операционного поля под внутримышечным 2% рометаровым наркозом (рис. 2) произведено удаление второго премоляра с двух сторон на нижней челюсти при помощи клювовидных щипцов, кюретаж лунок, гемостаз, медикаментозная обработка лунок 0,05% раствором хлоргексидина биглюконата. Имплантаты установлены сразу после удаления зубов с предварительной подготовкой ложа специальными титановыми фрезами соответствующих систем винтовых дентальных имплантатов. На имплантаты установлены заглушки и рана ушита. Животные выведены из эксперимента передозировкой эфира. Сроки выведения животных из опытов – 1, 3 и 6 месяцев. В результате эксперимента были получены и изучены 36 блоков челюстей кроликов и 725 гистологических срезов (рис. 3).

Выделенные костные фрагменты «имплантат-кость», фиксировались в 10% нейтральном формалине, затем тканевые блоки декальцинировали в трилоне-Б, подвергали стандартной гистологической обработке с заливкой в парафин и окраской гематоксилином и эозином, по Маллори и по Ван-Гизону (исследования выполнены на кафедре гистологии и патологической анатомии Ставропольского государственного аграрного университета, заведующая кафедрой – доктор биологических наук, профессор Т.И. Лапина).



Рис. 2. Схема оперативного вмешательства в эксперименте

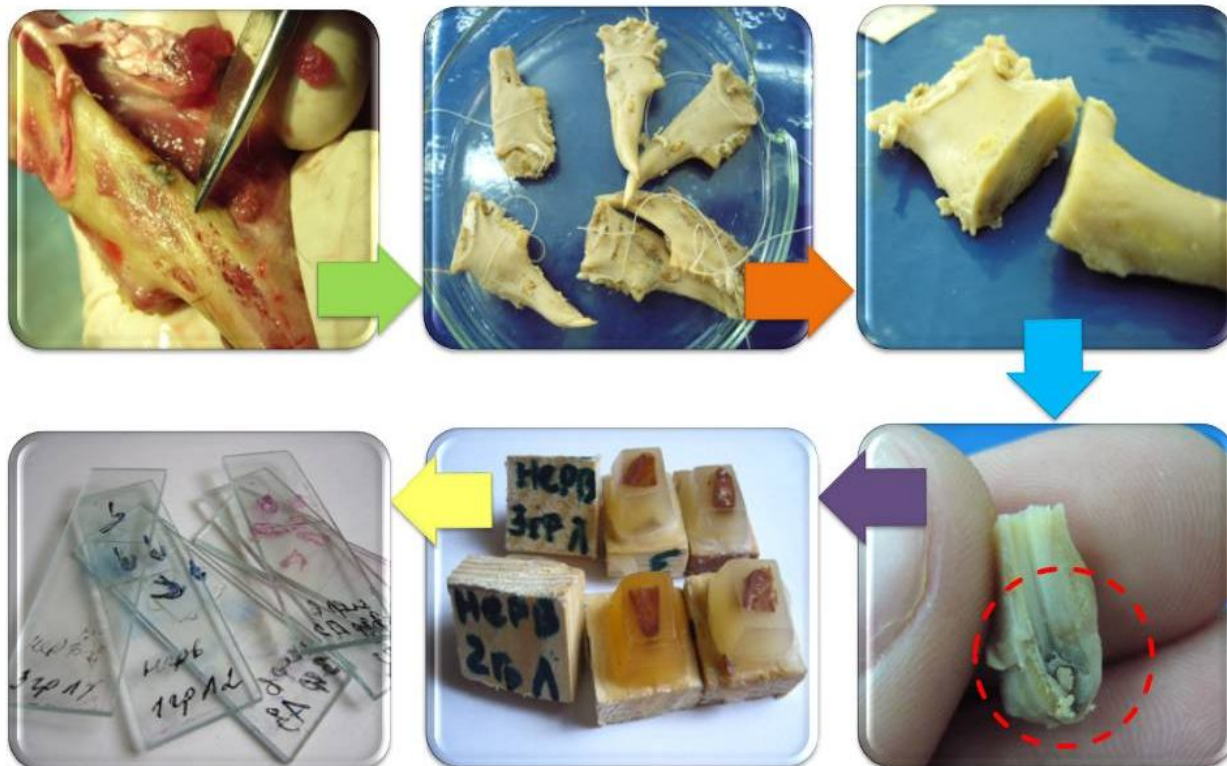


Рис. 3. Схема этапов забора и подготовки материала для морфологического и гистологического исследований

2.3. Материал и методы клинической части исследования

В период с 2010 по 2013 гг. проведена дентальная имплантация 45 больным в возрасте от 25 до 52 лет. Всего установлено 77 винтовых дентальных имплантатов. Все больные разделены на 2 группы – основную и контрольную. Основной группе (27 больных, 60%) установлены образцы винтовых дентальных имплантатов «SGS Dental Systems» (Швейцария), имеющие осажденное электрохимическим способом кальций-фосфатное бонитовое покрытие ПВЧВДИ (рис. 4-А); контрольной группе (18 больных, 40%) – образцы винтовых дентальных имплантатов системы «BCS» (Швейцария) с машинной обработкой ПВЧВДИ (рис. 4-Б).



Рис. 4. А - дентальный имплантат системы "SGS", Б - дентальный имплантат системы "BCS"

Всем больным после операции имплантации назначали: «Азитромицин», «Азитрокс» или «Сумамед» по 250-500 мг 1 раз в сутки в течение 3 суток; «Цетрин» по 10 мг 1 раз в день в течение 3 суток; «Аципол» по 1 капсуле 3 раза в сутки в течение 10 суток с момента начала приема антибиотика.

Для сравнения степени остеоинтеграции винтовых дентальных имплантатов в основной и контрольной группах использованы 2 метода: клинико-рентгенологический и метод частотно-резонансного анализа.

Рентгенологическое исследование проведено с помощью цифрового ортопантомографа «PLANMECA Proline EC» (Финляндия). Последующая обработка изображений осуществлена по специальной программе «Dental Scan II». После компьютерной обработки реконструировали графическое

изображение среза с определением коэффициента абсорбции (КА) тканей (коэффициент ослабления), выражаемый в единицах Хаунсфилда (ед. Н, или Hounsfield Units, или HU). Всего выполнено 90 цифровых ортопантомограмм.

Метод частотно-резонансного анализа основан на регистрации резонансных электромагнитных колебаний имплантата и окружающей кости при воздействии на них электромагнитного поля посредством намагниченного штифта. Резонансная частота, являясь мерой стабильности фиксации имплантата (собственно степени его остеоинтеграции), рассчитывается на основе ответного сигнала. Результаты отображаются на дисплее прибора Osstell ISQ в виде значения ISQ (Implant Stability Quotient) – коэффициента стабильности имплантата (КСИ) в диапазоне от 1 до 100 единиц. Чем выше его значение, тем больше стабильность имплантата. Всего получено 154 значения КСИ для 77 дентальных имплантатов у 45 больных. Измерения проведены в мезио-дистальном и вестибуло-оральном направлении сразу после установки винтовых дентальных имплантатов, через 1, 3, 6 и 12 месяцев.

Измерения проведены сразу после установки винтовых дентальных имплантатов, через 1, 3, 6 и 12 месяцев.

Прибор Osstell ISQ (фирма-производитель «Osstell», Швеция) имеет следующие характеристики:

- расчетная мощность 5 ВА, тип FW 7660M/05,
- размеры прибора 195*120*45 мм,
- вес прибора 0,4 кг,
- класс безопасности 2а,
- память прибора хранит до 400 измерений,
- методика измерения - неинвазивная, бесконтактная.

Последовательность определения КСИ

1) Тестовый штифт вставляется в имплантат и вручную закручивается по резьбе до конечной фиксации без особых усилий – 4-6 Н/см (рис. 5).

2) Тестовый штифт активируется магнитным импульсом от измерительного зонда и оказывает воздействие электромагнитным полем на имплантат и окружающую кость; техника выполнения является бесконтактной (рис. 6).

3) Результаты ответного сигнала отображаются на дисплее аппарата в виде значения ISQ – КСИ в диапазоне от 1 до 100 единиц (рис. 7).



Рис. 5. Тестовый штифт вкручивается в имплантат



Рис. 6. Измерительный зонд активирует тестовый штифт



Рис. 7. Результаты ответного сигнала на дисплее аппарата

2.4. Методы статистического анализа

Материалы исследования подвергнуты математической обработке на персональном компьютере с помощью пакетов статистических программ Excel 2007, Statistica for Windows 5.0. Результаты представлены в виде средней арифметической (M) и ее стандартной ошибки (m).

Расчет средней арифметической произведен по формуле:

$$M = \frac{\sum V}{n}, \text{ где } V - \text{варианта, } n - \text{количество наблюдений.}$$

Ошибка средней арифметической (m) рассчитана по формуле:

$$m = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}, \text{ где } \sigma - \text{среднеквадратическое отклонение, } n - \text{количество наблюдений;}$$

$$\sigma = \frac{M_{\max} - M_{\min}}{n}, \text{ где } M_{\max} - \text{максимальное значение показателя, } M_{\min} - \text{минимальное значение показателя, } n - \text{количество наблюдений}$$

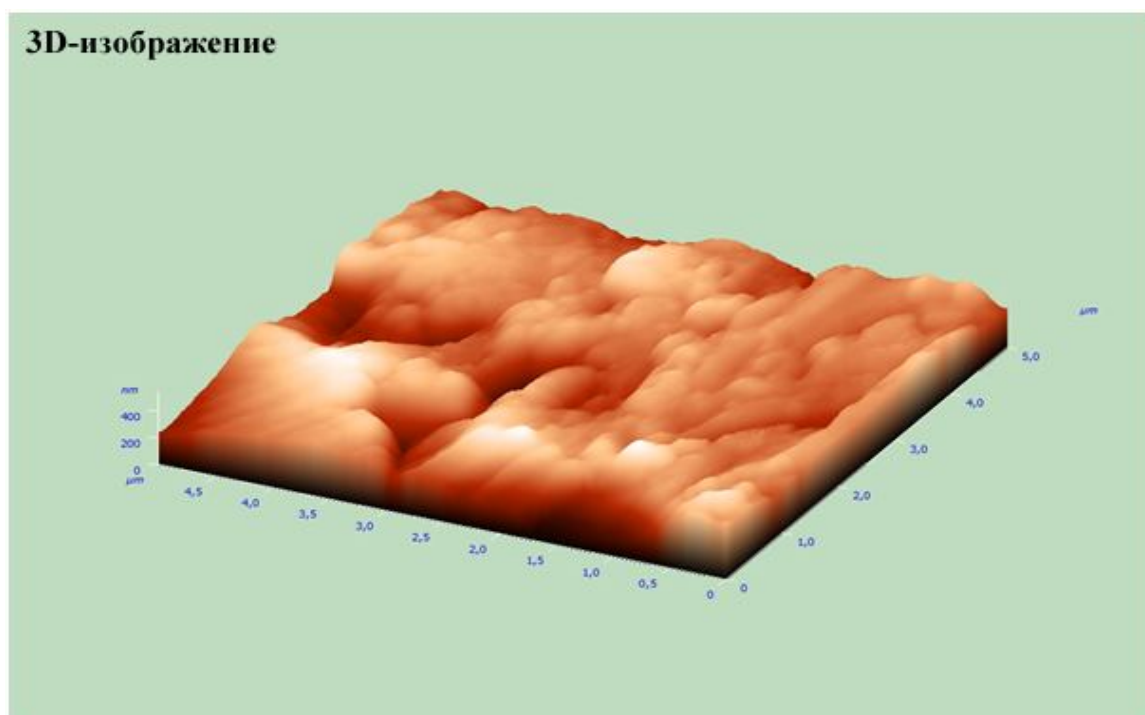
В итоге генеральная средняя рассчитана по формуле: $M_{\text{ген.}} = M_{\text{выб.}} \pm tm$, где m – ошибка средней арифметической, t – коэффициент достоверности Стьюдента. С помощью t-критерия Стьюдента рассчитана достоверность различий (p) между значениями в контрольной и основной группах; этот критерий использован для оценки различий величин средних значений двух выборок, которые распределены по нормальному закону. Для определения тесноты (силы) и направления корреляционной связи между двумя показателями в каждой исследуемой группе образцов использован коэффициент ранговой корреляции Спирмена. При сравнении значений исследуемого показателя в разных группах в аналогичные периоды времени для оценки достоверности различий использован U-критерий Манна-Уитни (для независимых выборок) и метод ранговой корреляции Спирмена.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЛАБОРАТОРНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

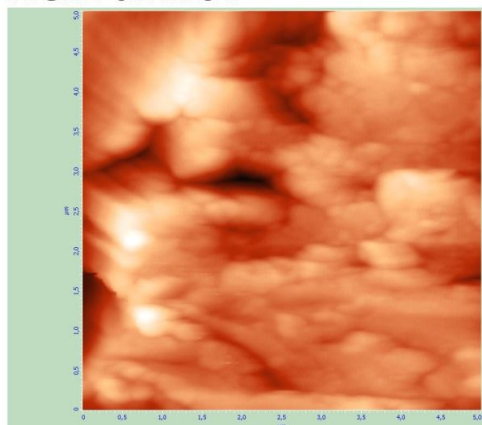
Топография поверхности винтовых дентальных имплантатов описана по 2-м основным показателям: шероховатость поверхности (цифровой показатель) и структура поверхности (морфологический показатель).

3.1. Результаты изучения микроструктуры поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов по морфологическим показателям

На оптическом снимке системы винтовых дентальных имплантатов «НИКО» (рис. 8) структура металлическая, ультрамелкозернистая. На АСМ-снимке поверхность выглядит мелкобугристой; чередование вершин (наиболее светлые участки) и впадин (наиболее темные участки) неравномерное, частое. Микропоры чередуются с макропорами, форма пор неправильная. Толщина пористого слоя равна 600 нм.

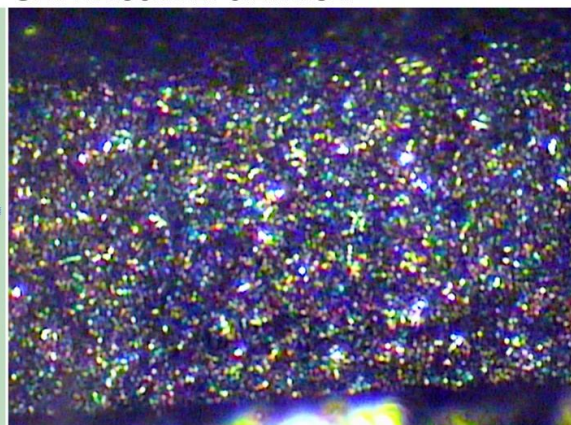


АСМ-снимок



3 МКМ

Оптический снимок

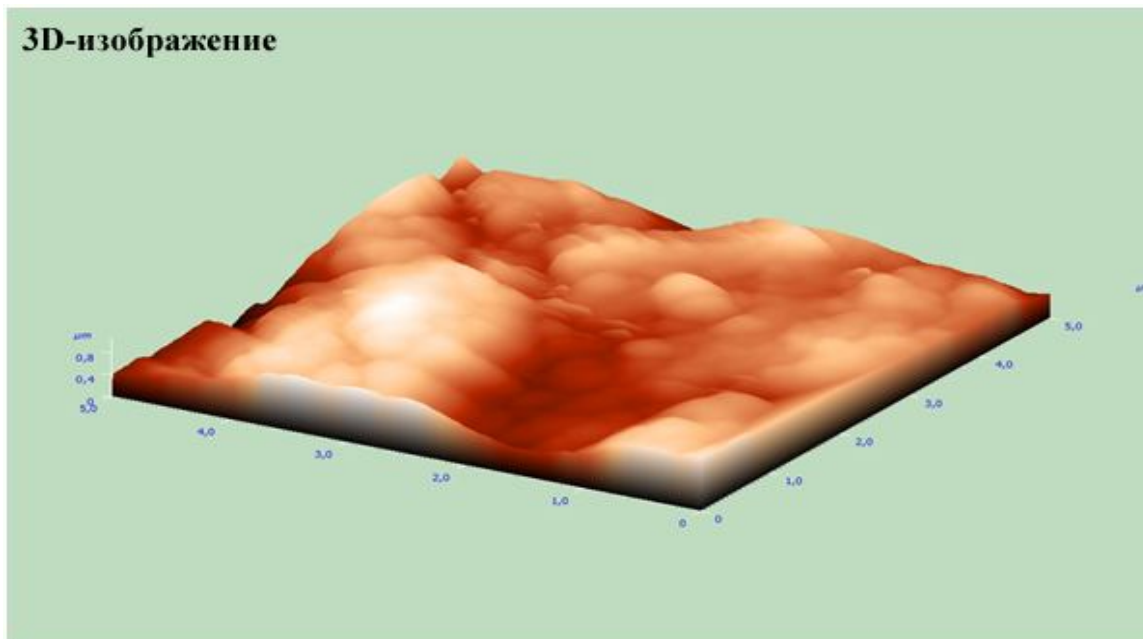


100 МКМ

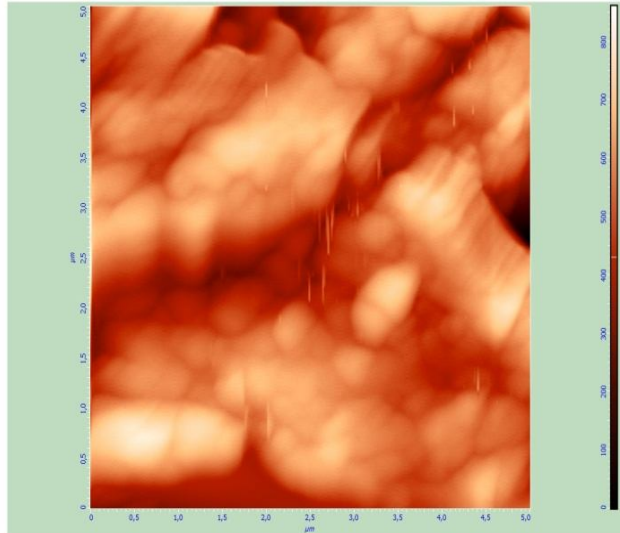
Рис. 8. Система винтовых дентальных имплантатов «НИКО»

На оптическом снимке системы винтовых дентальных имплантатов «RADIX» (рис. 9) структура металлическая, нанокристаллическая. На АСМ-снимке поверхность выглядит крупнобугристой, бугры сглажены, чередование вершин (наиболее светлые участки) и впадин (наиболее темные участки) неравномерное, редкое. При визуальной оценке глубины микропор видно, что они неглубокие, но достаточно крупные в диаметре. Толщина пористого слоя равна 1100 нм.

3D-изображение

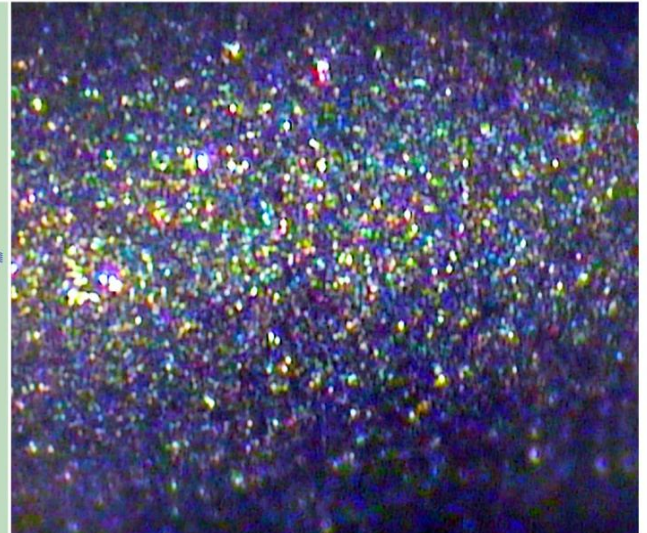


АСМ-снимок



3 МКМ

Оптический снимок

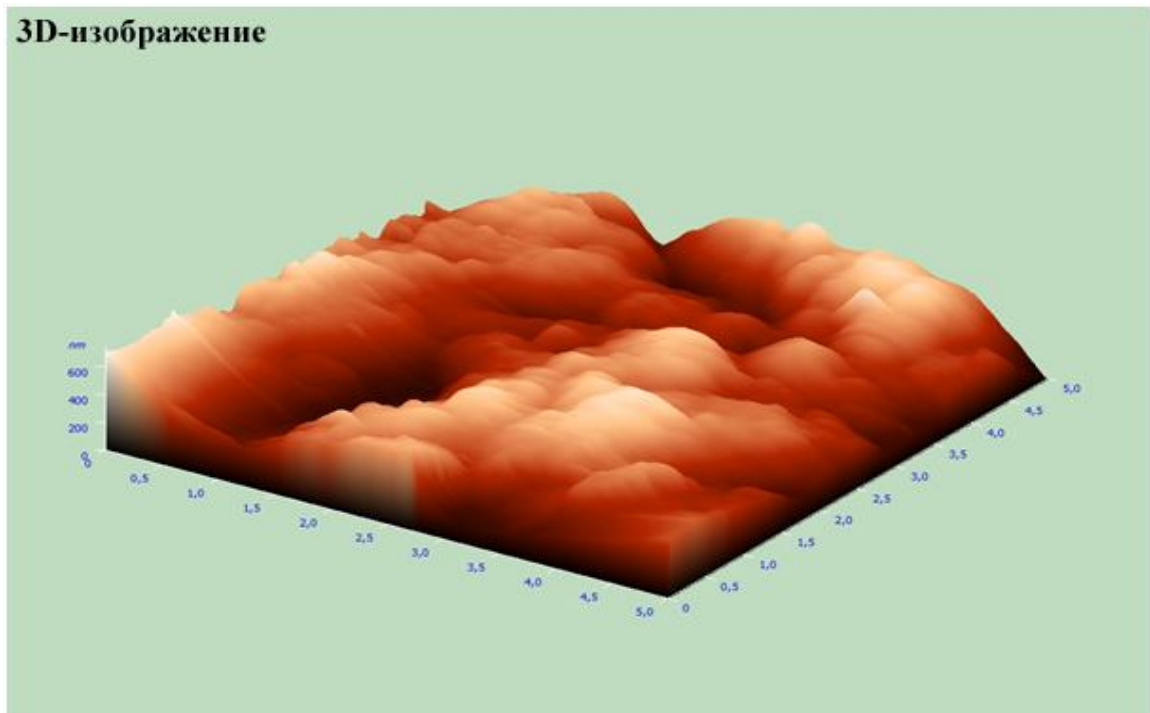


100 МКМ

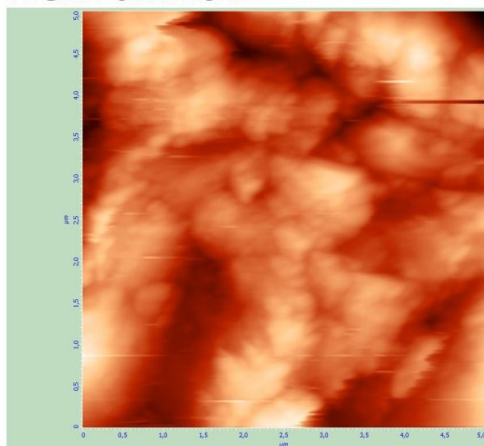
Рис. 9. Система винтовых дентальных имплантатов «RADIX»

На оптическом снимке системы винтовых дентальных имплантатов «ENDURE» (рис. 10) структура металлическая, ультрамелкозернистая.

3D-изображение

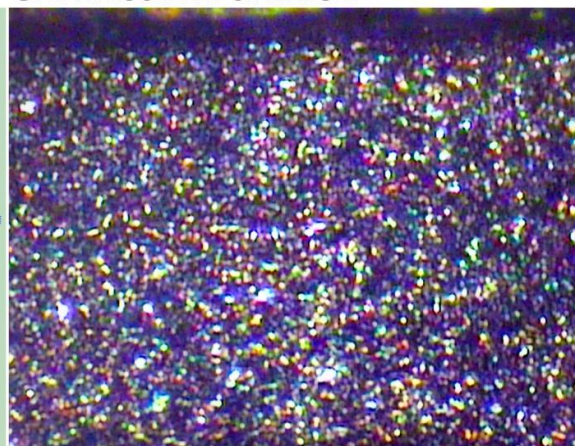


АСМ-снимок



3 МКМ

Оптический снимок



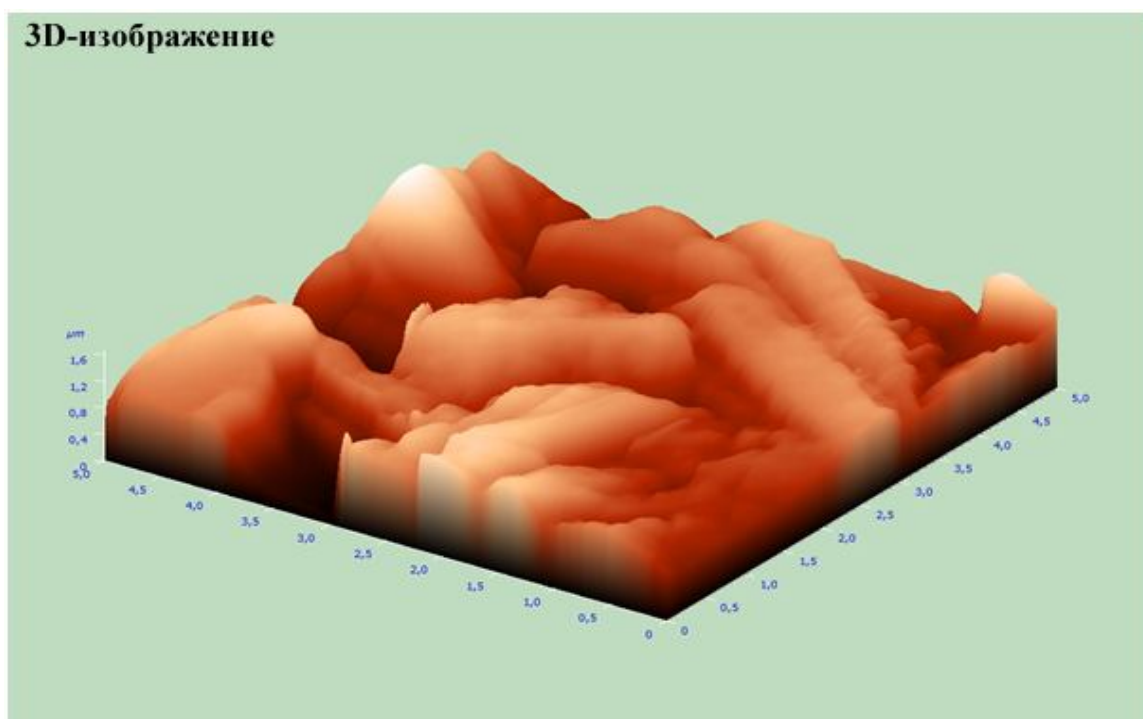
100 МКМ

Рис. 10. Система винтовых дентальных имплантатов «ENDURE»

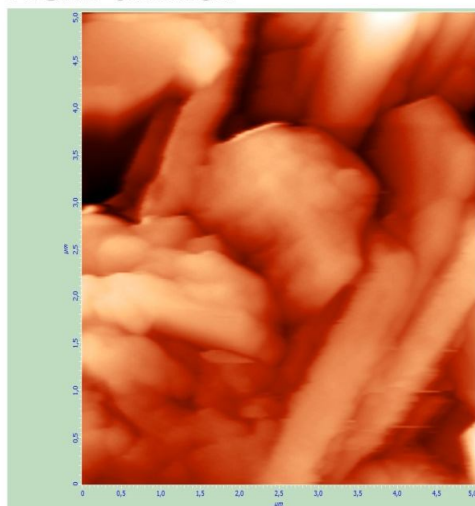
На АСМ-снимке поверхность выглядит мелкобугристой, вершины бугорков остrokонечные; чередование вершин (наиболее светлые участки) и впадин (наиболее темные участки) неравномерное, частое. При визуальной оценке глубины микропор видно, что они неглубокие; имеются достаточно крупные впадины, вытянутые в диаметре.

Такое чередование микро- и макропор объясняется способом обработки поверхности (пескоструйная обработка образует крупные углубления на поверхности винтового дентального имплантата, а кислотное травление способствует образованию микропор). Толщина пористого слоя равна 700 нм.

На оптическом снимке системы винтовых дентальных имплантатов «SGS» (рис. 11) структура неметаллическая, крупнозернистая. Металлическая структура видна сквозь неравномерное бонитовое покрытие. На АСМ-снимке поверхность напоминает блоки, уложенные в различном направлении; чередование плоских широких вершин (наиболее светлые участки) и глубоких впадин (наиболее темные участки) неравномерное, частое. Поры глубокие, неправильной формы. Толщина пористого слоя равна 1600 нм.

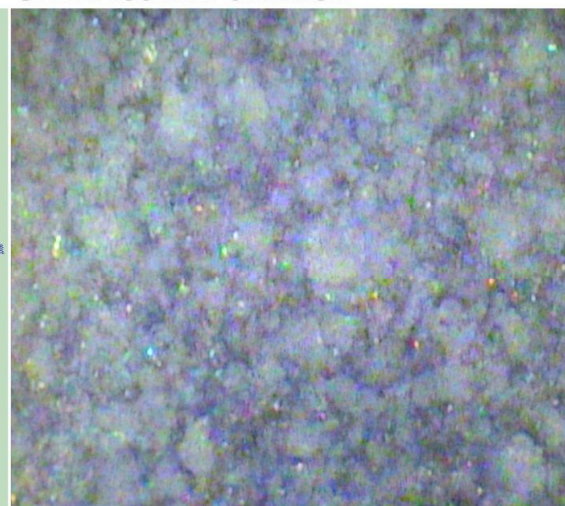


АСМ-снимок



3 МКМ

Оптический снимок



100 МКМ

Рис. 11. Система винтовых дентальных имплантатов «SGS»

На оптическом снимке системы винтовых дентальных имплантатов «BCS» (рис. 12) структура металлическая, зернистости нет. На АСМ-снимке поверхность выглядит гладкой. Так как после машинной обработки поверхность внутрикостной части винтового дентального имплантата не является идеально гладкой, уместно указать показатели шероховатости. Толщина пористого слоя равна 200 нм.

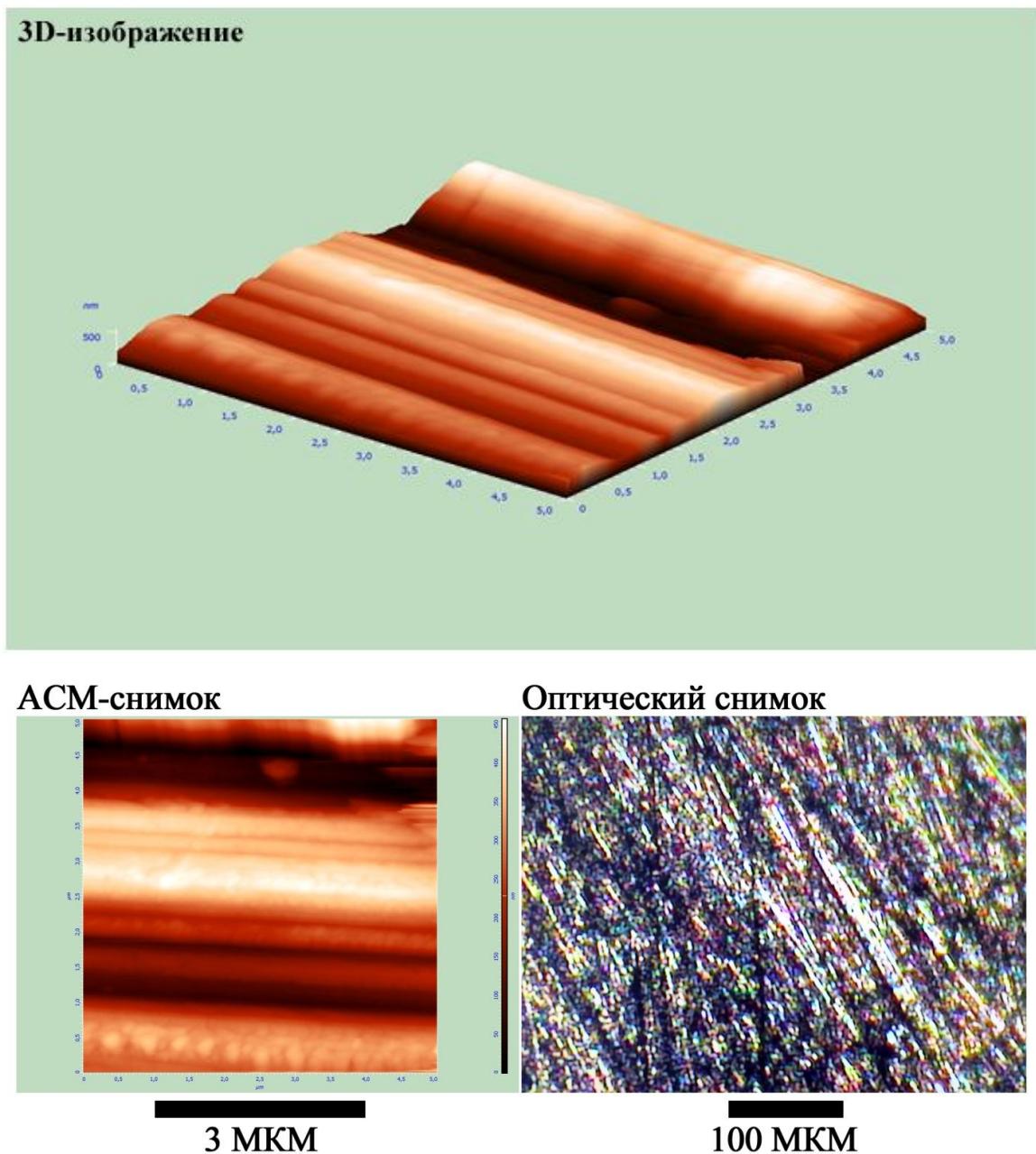


Рис. 12. Система винтовых дентальных имплантатов «BCS»

При визуальной оценке архитектуры ПВЧВДИ всех образцов (рис. 13) видно, что системы винтовых дентальных имплантатов «НИКО» и «ENDURE», подвергнутые пескоструйной обработке и травлению по различным методикам, имеют схожий мелкобугристый рельеф на АСМ-снимках и идентичную металлическую и ультрамелкозернистую структуру на оптических снимках.

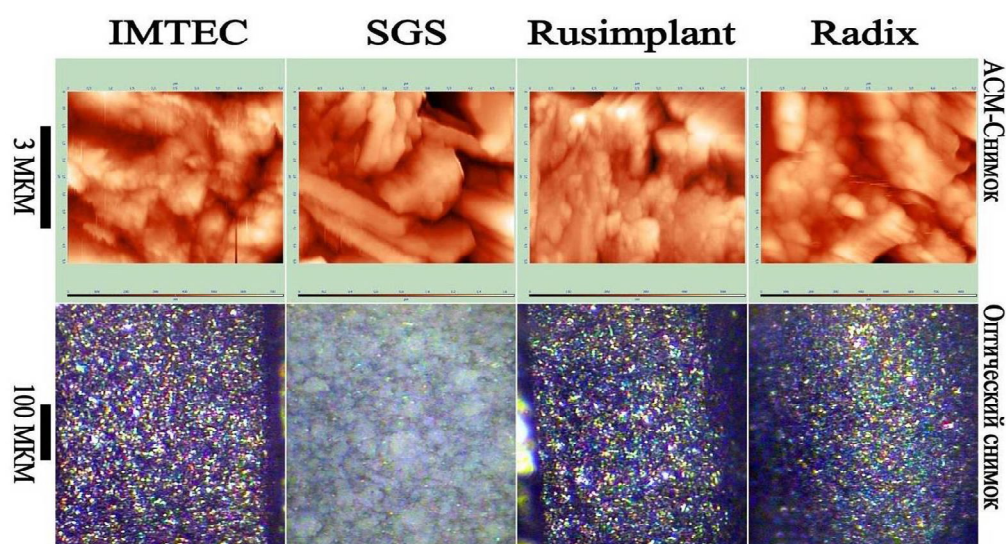


Рис. 13. Оптические и АСМ-снимки образцов винтовых дентальных имплантатов

ПВЧВДИ системы «SGS» значительно отличается от остальных своим рельефом в форме блоков, уложенных в различном направлении и крупнозернистой структурой на оптическом снимке, так как она имеет неметаллическое бонитовое покрытие.

Система винтовых дентальных имплантатов «RADIX», поверхность которых подвергнута интенсивной пластической деформации, характеризуется крупнобугристым рельефом поверхности, наличием неглубоких пор; на оптическом снимке зерна измеряются не микрометрами, а нанометрами, что связано со способом обработки.

Контрольная группа имплантатов «BCS» имеет относительно гладкий рельеф поверхности на АСМ-снимке и металлическую структуру без зернистости на оптическом снимке.

3.2. Результаты изучения микроструктуры поверхности внутрикостной части винтовых дентальных имплантатов по цифровым показателям

В результате проведенного лабораторного исследования получены цифровые показатели, характеризующие шероховатость поверхности винтовых дентальных имплантатов. Каждый из 4-х показателей основных

групп изучен в сравнении с показателями контрольной группы винтовых дентальных имплантатов.

Основным показателем шероховатости ПВХВДИ является средняя глубина шероховатости (S_a), значения которой приведены ниже (табл. 3).

Таблица 3

Средняя глубина шероховатости (S_a) ПВХВДИ основных и контрольной групп, нм

зона исследования	основные группы				контроль
	«NIKO (Lux)», n=5	«ENDURE», n=5	«RADIX», n=5	«SGS Dental Systems», n=5	«BCS», n=5
вершина резьбы	61,26	100,50	119,78	192,70	36,06
скат резьбы	64,54	102,56	121,23	186,28	30,15
основание резьбы	62,53	99,35	118,39	195,68	38,81
расстояние между витками резьбы	60,19	105,28	122,98	194,57	40,62
желобок	63,78	95,98	115,84	187,29	35,11
t-критерий Стьюдента $t_{Эмп}$	13,5* $p<0,01$	27,2* $p<0,01$	38,7* $p<0,01$	59,4* $p<0,01$	-
U-критерий Манна-Уитни $U_{Эмп}$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	-

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$); ** - полученное эмпирическое значение $U_{Эмп}$ находится в зоне значимости ($p_1<0,01$).

Значение средней глубины шероховатости образцов 1-й группы винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (36,15 нм) на 26,31 нм (42,13%), 2-й группы – на 64,58 нм (64,11%), 3-й группы – на 83,49 нм (69,78%), 4-й группы – на 155,15 нм (81,12%). Различия показателей в основных группах статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$) и находятся в зоне значимости ($p_1<0,01$) (таб. 3).

Исходя из полученных данных по средней глубине шероховатости (S_a) видно, что система винтовых дентальных имплантатов «SGS» имеет

максимальные значения по данному показателю, минимальные значения – в контрольной группе (рис. 14).

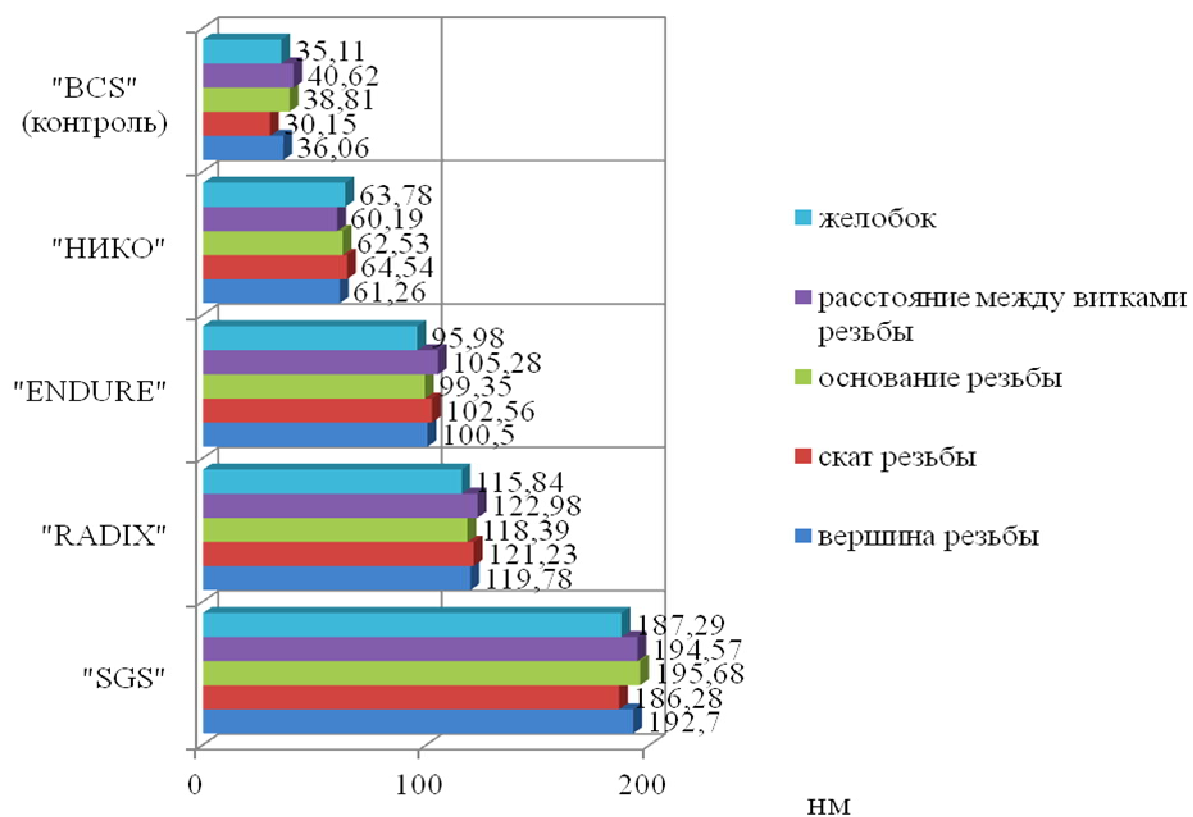


Рис. 14. Средняя глубина шероховатости ПВХВДИ различных систем в сравнении с контрольной группой

Расчет t-критерия Стьюдента

№	Выборки		Отклонения от среднего		Квадраты отклонений	
	B.1	B.2	B.1	B.2	B.1	B.2
1	36.06	61.26	-	-1.2	0.0081	1.44
2	30.15	64.54	-6	2.08	36	4.3264
3	38.81	62.53	2.66	0.07	7.0756	0.0049
4	40.62	60.19	4.47	-2.27	19.9809	5.1529
5	35.11	63.78	-1.04	1.32	1.0816	1.7424
Суммы:	180.75	312.3	0	0	64.1462	12.6666
Среднее:	36.15	62.46				

Результат: $t_{Эмп} = 13.5$

Критические значения

$t_{кр}$

$p \leq 0.05$	$p \leq 0.01$
2.31	3.36



Полученное эмпирическое значение t (13.5) находится в зоне значимости.

Расчет U-критерия Манна-Уитни

№	Выборка 1	Ранг 1	Выборка 2	Ранг 2
1	61.26	7	36.06	3
2	64.54	10	30.15	1
3	62.53	8	38.81	4
4	60.19	6	40.62	5
5	63.78	9	35.11	2
Суммы:		40		15

Результат: $U_{\text{эм}} = 0$
Критические значения

$U_{\text{кр}}$	
$p \leq 0.01$	$p \leq 0.05$
1	4

Ось значимости:

Результат: полученное эмпирическое значение $U_{\text{эм}}(0)$ находится в зоне значимости.

Следующим показателем, изученным в ходе лабораторной части настоящего исследования, является расстояние между высшей и низшей точками ПВЧВДИ (табл. 4).

Таблица 4

Расстояние между высшей и низшей точками (S_y) ПВЧВДИ основных и контрольной групп, нм

зона исследования	основные группы				контроль
	«NIKO (Lux)», n=5	«ENDURE», n=5	«RADIX», n=5	«SGS Dental Systems», n=5	«BCS», n=5
вершина резьбы	621,92	761,53	1063,31	1671,79	325,65
скат резьбы	634,57	744,52	1050,98	1678,89	300,78
основание резьбы	600,96	770,28	1048,24	1645,97	330,36
расстояние между витками резьбы	655,32	759,97	1025,28	1687,39	311,25
желобок	618,95	762,64	1070,38	1658,28	290,44
t-критерий Стьюдента $t_{Эмп}$	26,9* $p<0,01$	52,3* $p<0,01$	68,9* $p<0,01$	129,3* $p<0,01$	-
U-критерий Манна-Уитни $U_{Эмп}$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	-

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$); ** - полученное эмпирическое значение $U_{Эмп}$ находится в зоне значимости ($p_1<0,01$).

Среднее значение расстояния между высшей и низшей точками 1-й группы образцов винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (311,69 нм) на 314,65 нм (50,23%), 2-й группы – на 448,09 нм (58,98%), 3-й группы – на 739,95 нм (70,36%), 4-й группы – на 1356,77 нм (73,22%). Различия показателей в основных группах статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$) и находятся в зоне значимости ($p_1<0,01$) (таб. 4). Представленный выше показатель - расстояние между высшей и низшей точками (S_y), который преобладает в системе винтовых дентальных имплантатов «SGS» (рис. 15), является также толщиной пористого слоя, выраженной в нанометрах.

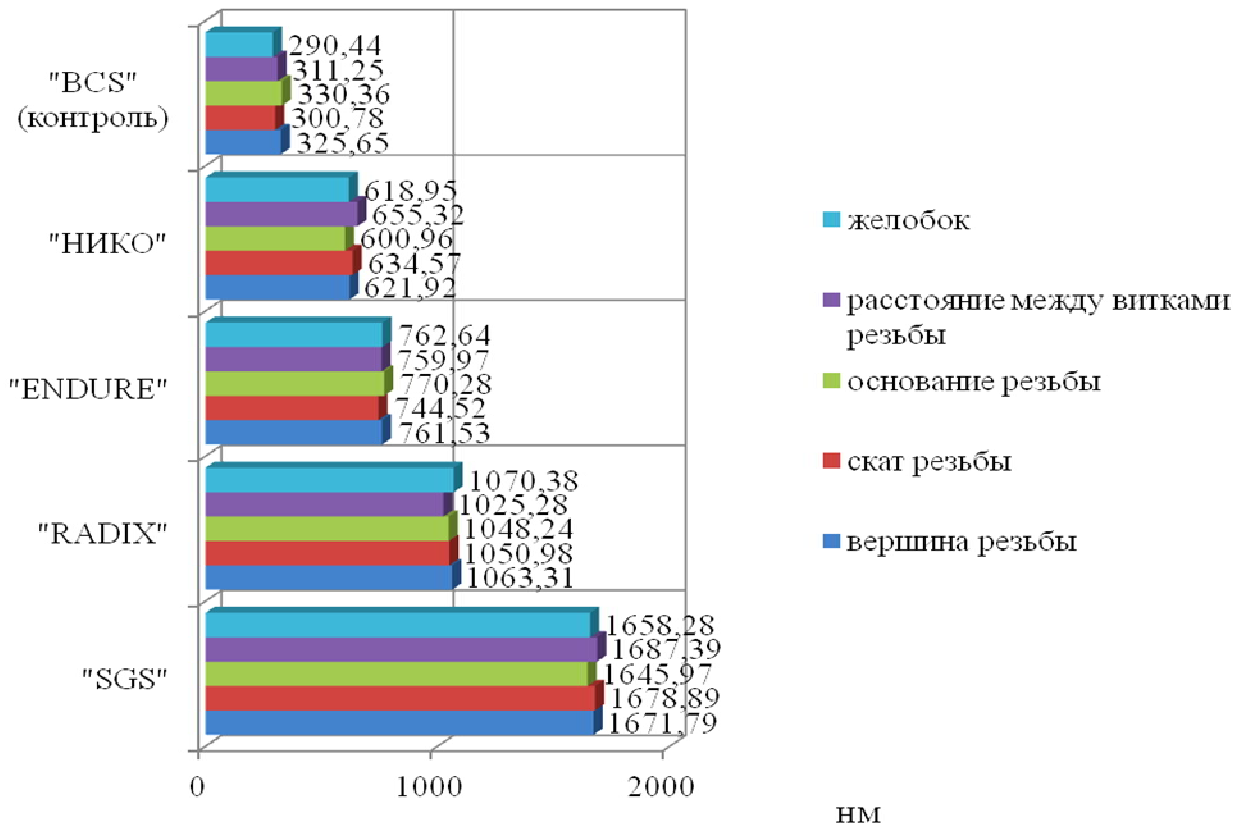


Рис. 15. Расстояние между высшей и низшей точками ПВЧВДИ различных систем в сравнении с контрольной группой

В связи с этим описанная ниже корреляция между средней глубиной шероховатости и толщиной пористого слоя, по сути, отображает связь между тремя показателями топографии ПВЧВДИ (табл. 5).

Таблица 5

Корреляция показателей средней глубины шероховатости (S_a) и толщины пористого слоя внутрикостной части винтового дентального имплантата

название системы	средняя глубина шероховатости, нм	толщина пористого слоя, мкм
«BCS» (контроль)	36,15	0,2
«НИКО»	62,46	0,6
«ENDURE»	100,73	0,7
«RADIX»	119,64	1
«SGS»	191,30	1,6
Коэффициент ранговой корреляции Спирмена $r_s = 1$		

Расчет коэффициента ранговой корреляции Спирмена

Для расчета данного коэффициента было выполнено:

- 1) Ранжирование значений А и В. Их ранги занесены в колонки «Ранг А» и «Ранг В»;
- 2) Произведен подсчет разности между рангами А и В (колонка d);
- 3) Возведение каждой разности d в квадрат (колонка d²);
- 4) Подсчитана сумма квадратов;
- 5) Произведен расчет коэффициента ранговой корреляции r_s по формуле:

$$r_s = 1 - 6 \cdot \frac{\sum d^2}{N \cdot (N^2 - 1)}$$

- 6) Определены критические значения.

N	Значения А	Ранг А	Значения В	Ранг В	d (ранг А – ранг В)	d ²
1	36.15	1	0.2	1	0	0
2	62.46	2	0.6	2	0	0
3	100.73	3	0.7	3	0	0
4	119.64	4	1.0	4	0	0
5	191.30	5	1.6	5	0	0
Суммы		15		15	0	0

Результат: r_s = 1

Критические значения для N = 5

Результат: Н₀ отвергается. Корреляция между А и В статистически значима.

Очевидно, что наблюдаемая корреляция полученных показателей в ранжирях 1, 2, 3, 4 и 5 и точное значение коэффициента ранговой корреляции Спирмена r_s=1, как объективные статистические данные, полученные по изучаемым параметрам топографии ПВЧВДИ, позволяют определить силу и направление корреляционной связи между показателями как максимальную.

Еще один показатель шероховатости ПВЧВДИ – это корень из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости (Sq). Его значения также занесены в таблицу и изучены в сравнении с контрольной группой (табл. 6).

Корень из среднего квадратного отклонения глубины профиля
шероховатости (Sq) ПВХВДИ основных и контрольной групп, нм

зона исследования	основные группы				контроль
	«NIKO (Lux)», n=5	«ENDURE» , n=5	«RADIX», n=5	«SGS Dental Systems», n=5	«BCS», n=5
вершина резьбы	81,63	122,22	150,42	244,64	35,28
скат резьбы	79,36	118,34	145,95	250,21	40,32
основание резьбы	85,98	125,94	152,54	247,69	34,62
расстояние между витками резьбы	82,12	123,61	149,21	296,27	37,87
желобок	80,24	117,27	148,97	245,11	38,74
t-критерий Стьюдента $t_{Эмп}$	28,5* $p<0,01$	43,4* $p<0,01$	74,2* $p<0,01$	22* $p<0,01$	-
U-критерий Манна- Уитни $U_{Эмп}$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	0** $p_1<0,01$	-

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$); ** - полученное эмпирическое значение $U_{Эмп}$ находится в зоне значимости ($p_1<0,01$).

Среднее значение корня из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости 1-й группы образцов винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (37, 37нм) на 44,51 нм (54,35%), 2-й группы – на 84,11 нм (69,23%), 3-й группы – на 112,05 нм (74,98), 4-й группы – на 219,41 нм (85,44%).

Сравнивая значения среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости ПВХВДИ, отмечено, что система винтовых дентальных имплантатов «SGS» имеет наибольшие значения, контрольные образцы - самые низкие значения (рис. 16).

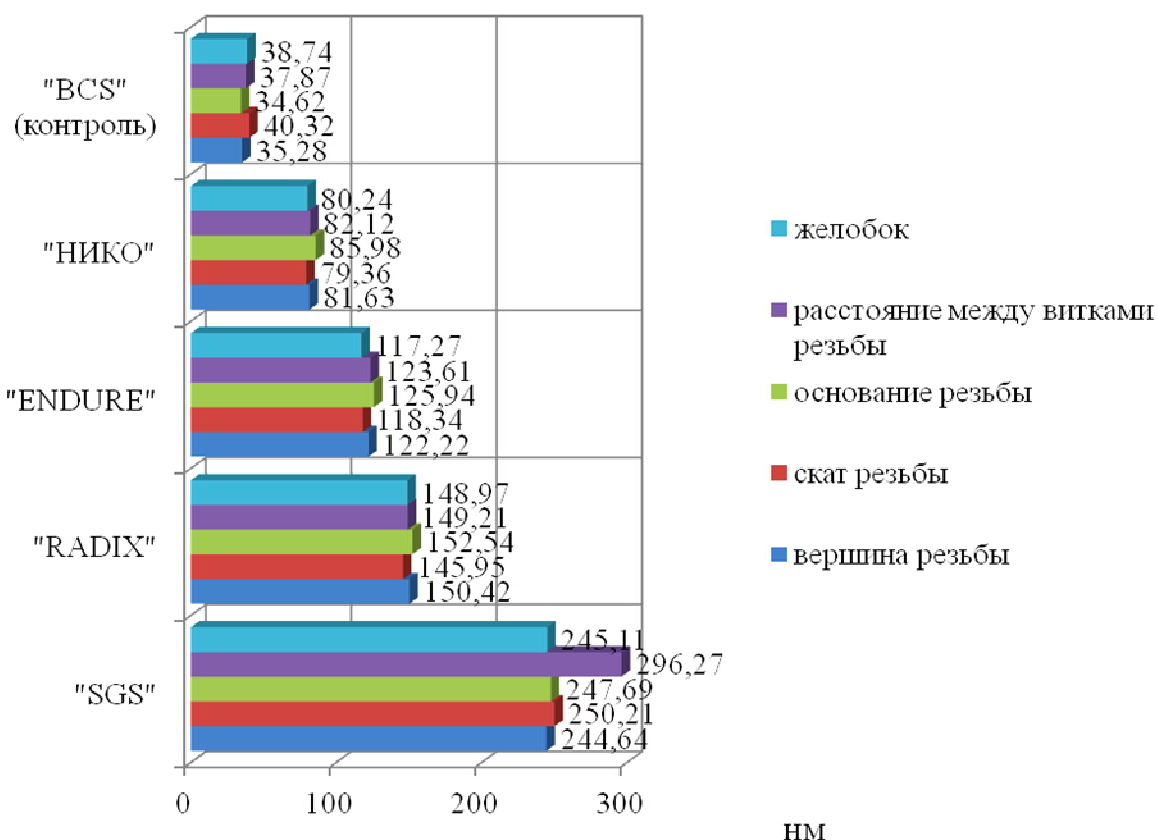


Рис. 16. Корень из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости ПВХВДИ различных систем в сравнении с контрольной группой

В результате изучения средней глубины шероховатости, расстояния между высшей и низшей точками и среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости выявлена следующая восходящая последовательность значений у образцов винтовых дентальных имплантатов: 1 – контроль < 2 – «НИКО» < 3 – «ENDURE» < 4 – «RADIX» < 5- «SGS».

При изучении коэффициента эксцесса (Ska) ПВХВДИ получены следующие данные (табл. 7).

Таблица 7

Коэффициент эксцесса (Ska) ПВХВДИ основных и контрольной группах

зона исследования	основные группы				контроль
	«НИКО (Lux)», n=5	«ENDURE», n=5	«RADIX», n=5	«SGS Dental Systems», n=5	«BCS», n=5
вершина резьбы	0,79	0,45	0,18	0,89	0,35

скат резьбы	0,69	0,49	0,21	0,79	0,44
основание резьбы	0,84	0,56	0,15	0,84	0,29
расстояние между витками резьбы	0,75	0,54	0,19	0,82	0,36
желобок	0,71	0,42	0,16	0,92	0,37
t-критерий Стьюдента $t_{\text{Эмп}}$	13,3* $p < 0,01$	4,3* $p < 0,01$	9* $p < 0,01$	16,3* $p < 0,01$	-
U-критерий Манна-Уитни $U_{\text{Эмп}}$	0** $p_1 < 0,01$	0** $p_1 < 0,01$	0** $p_1 < 0,01$	0** $p_1 < 0,01$	-

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p < 0,01$); ** - полученное эмпирическое значение $U_{\text{Эмп}}$ находится в зоне значимости ($p_1 < 0,01$).

Анализируя полученные данные (рис. 17) видно, что коэффициент эксцесса имеет наибольшее значение в 4-ой основной группе («SGS»), но наименьшее значение имеет не контрольная группа, а 3-я основная («RADIX»), т.е. коэффициент эксцесса – единственный показатель, значения которого распределены в иной последовательности по сравнению с тремя предыдущими показателями.

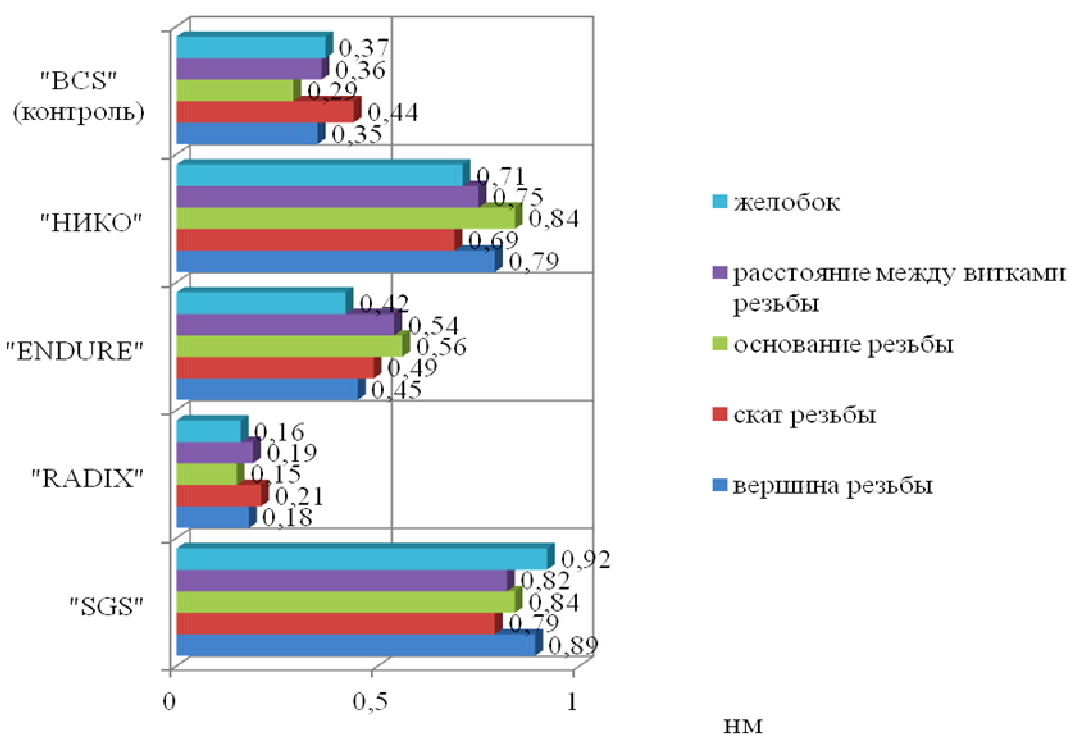


Рис. 17. Коэффициент эксцесса ПВХВДИ различных систем в сравнении с контрольной группой

Однако показатели, характеризующие шероховатость поверхности внутрикостной части системы винтовых дентальных имплантатов «SGS», неизменно выше показателей остальных 4-х групп исследования. Учитывая полученные результаты, в последующих экспериментально-морфологических и клинических исследованиях изучена ПВЧВДИ данной группы дентальных имплантатов, как имеющая наиболее развитую структуру, высокую шероховатость и отличительные (биоактивные) свойства.

На основании данных лабораторного исследования предложена рабочая классификация систем винтовых дентальных имплантатов по следующим признакам (табл. 8):

- средняя глубина шероховатости;
- размер зернистости на оптическом снимке;
- рельеф поверхности на АСМ-снимке;
- толщина пористого слоя;
- наличие дополнительного (неметаллического) покрытия.

Таблица 8

Рабочая классификация винтовых дентальных имплантатов

Признак классификации	«BCS» (контроль)	«НИКО»	«ENDURE»	«RADIX»	«SGS»
средняя глубина шероховатости	низкошероховатые (<50 нм)	среднешероховатые (от 50 до 100 нм)	высокошероховатые (от 100 до 150 нм)	высокошероховатые (от 100 до 150 нм)	сверхшероховатые (>150 нм)
размер зернистости на оптическом снимке	оптически незернистые	оптически ультрамелкозернистые	оптически ультрамелкозернистые	оптически нанокристаллические	оптически крупнозернистые
рельеф поверхности на АСМ-снимке	с неразвитой структурой	со слаборазвитой структурой	со слаборазвитой структурой	со среднеразвитой структурой	с высокоразвитой структурой

толщина пористого слоя	непористые (<0,5 мкм)	тонкопористые (от 0,5 до 1 мкм)	тонкопористые (от 0,5 до 1 мкм)	среднепористые (от 1 до 1,5 мкм)	высокопористые (>1,5 мкм)
наличие неметаллического покрытия	поверхностно-металлические	поверхностно-металлические	поверхностно-металлические	поверхностно-металлические	поверхностно-неметаллические

Согласно классификации низкошероховатыми являются винтовые дентальные имплантаты со средней глубиной шероховатости <50 нм, среднешероховатыми - от 50 до 100 нм, высокошероховатыми - от 100 до 150 нм, сверхшероховатыми – >150 нм. Толщина пористого слоя <0,5 мкм характеризует поверхность винтовых дентальных имплантатов как непористую, от 0,5 до 1 мкм – как тонкопористую, от 1 до 1,5 мкм – как среднепористую, >1,5 мкм – как высокопористую. Если рельеф поверхности на АСМ-снимке гладкий, то структура винтовых дентальных имплантатов считается неразвитой, если мелкобугристый, то структура – слаборазвитая, если крупнобугристый, то структура – среднеразвитая, если блоковидный, то структура – высокоразвитая.

Таким образом, винтовые дентальные имплантаты с неметаллическим бонитовым покрытием являются сверхшероховатыми, оптически крупнозернистыми, с высокоразвитой структурой поверхности и высокопористыми (табл. 8).

В результате проведенного лабораторного исследования установлено: основные группы исследуемых образцов винтовых дентальных имплантатов значительно отличаются от контрольной группы, как по морфологическим, так и по цифровым показателям, что связано со способами модификации их поверхностей.

ГЛАВА. 4 РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО- МОРФОЛОГИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

В соответствии с поставленными задачами исследования проведено 3 серии эксперимента в сроки 1, 3 и 6 месяцев. Животные разделены на 2 группы: основную и контрольную. В основной группе в боковой отдел нижней челюсти животных (ниже срединной линии) имплантированы винтовые дентальные имплантаты системы «SGS» (Швейцария) с электрохимически осажденной кальций-фосфатной бонитовой поверхностью (винтовой дентальный имплантат с биоактивным покрытием - ВДИБП), в контрольной – винтовые дентальные имплантаты системы «BCS» (Швейцария) с машинной обработкой внутрикостной поверхности (винтовой дентальный имплантат с машинной обработкой поверхности – ВДИМО).

1 серия эксперимента (срок наблюдения 1 месяц). При микроскопическом исследовании костных блоков нижней челюсти животных основной группы, которым установлены ВДИБП, выявлены следующие патоморфологические изменения.

Трабекулярное строение исследуемых участков кости нижней челюсти полностью разрушено. В промежутке между костью и поверхностью винтового дентального имплантата отсутствуют признаки костного мозга. Имеются участки с фрагментами трабекул, различной конфигурации и строения. В большинстве остатков фрагментов просматривается наличие полых или частично заполненных фрагментов интерстициальными пластинками состоящих из разрыхленных и местами некротизированных коллагеновых волокон (рис. 18, 19). Единичные остатки костных трабекул находятся в состоянии как резорбции, так и формирования костной ткани через несовершенное внутримембранное окостенение.

В местах, где наблюдается несовершенный остеогенез, клетки соединительной ткани в центре имеют бластное строение – они довольно крупные, полигональной формы. Ядра клеток овальные, крупные, хроматин в

них конденсирован. По периферии данного участка наблюдаются картины некроза клеток, проявляющиеся карио- и циторексисом. Отмечаются участки с карио- и цитопикнозом, а также места с тотальным некрозом костных трабекул. В некоторых клетках наблюдается вакуолярная дистрофия клеток (рис. 20).

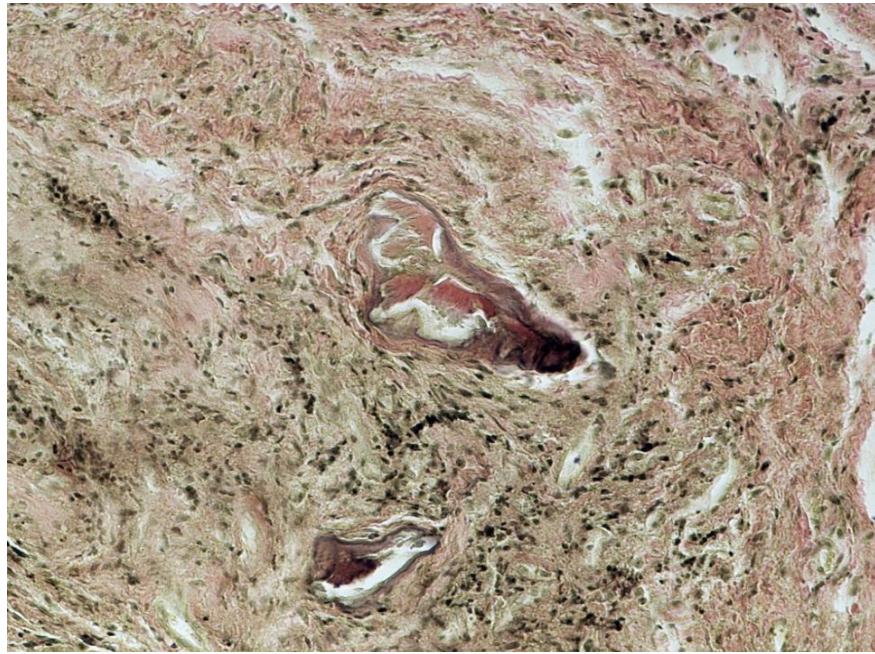


Рис. 18. Некроз трабекул нижней челюсти. Окраска по Ван-Гизон. Ок. 10, об. 10.

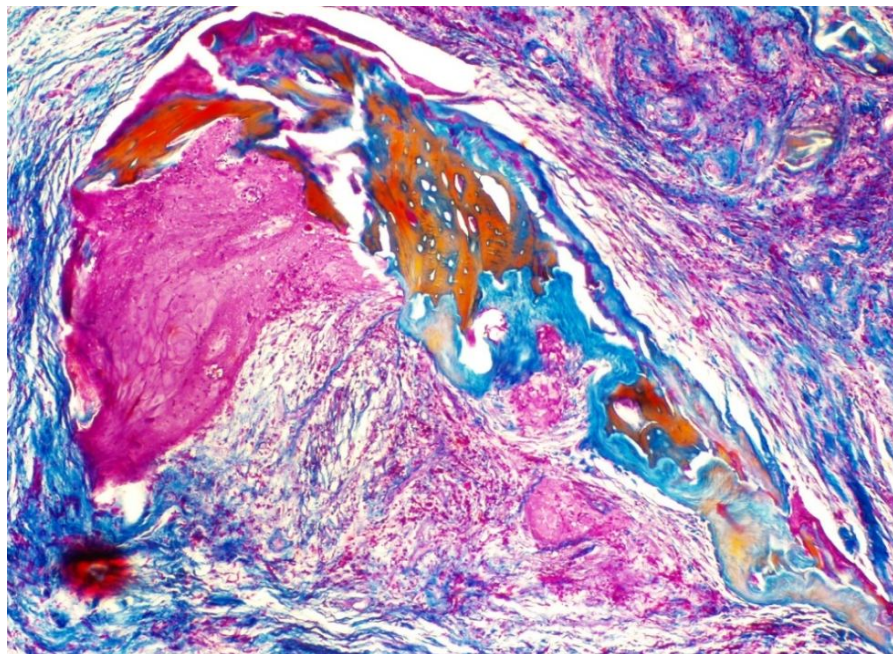
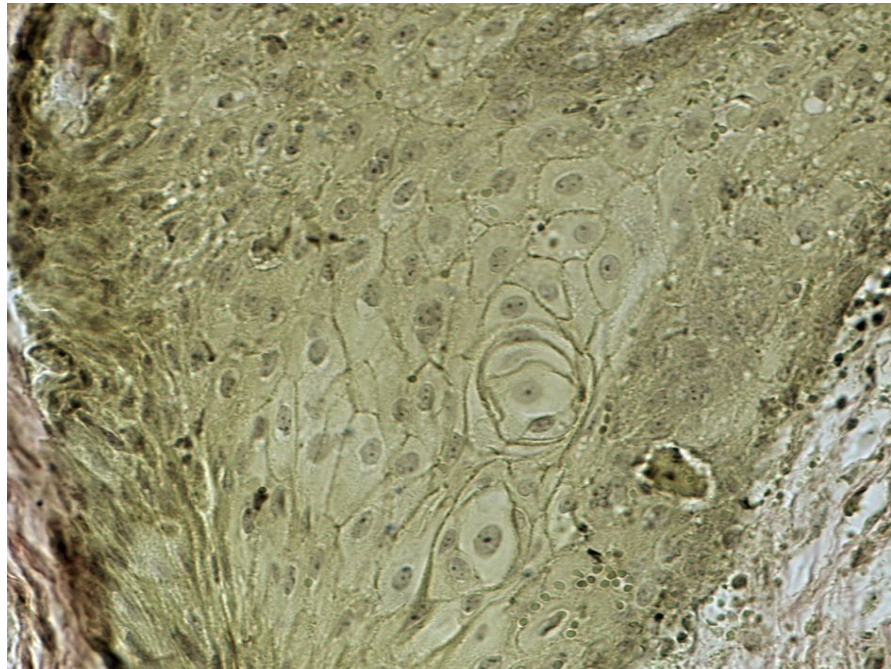


Рис. 19. Резорбция трабекулы нижней челюсти. Окраска по Маллори. Ок. 10, об. 10.



*Рис. 20. Несовершенный остеогенез трабекулы. Окраска по Ван-Гизон.
Ок. 10, об. 20.*

Резорбция костной ткани также происходит активно. Просматривается активная деминерализация костного матрикса, костная ткань приобретает вид склеротизированной соединительной ткани с остатками интерстициальных костных пластинок (рис. 21).

В сохранившихся участках минерализованной кости остециты отсутствуют, остеоны имеют неправильную конфигурацию, кровеносные сосуды в них отсутствуют. Вокруг погибающих костных трабекул происходит разрастание грубой неоформленной соединительной ткани, среди которой встречаются участки рыхлой соединительной ткани с пролифирирующими фибробластами. Неоформленная соединительная ткань частично склеротизирована.

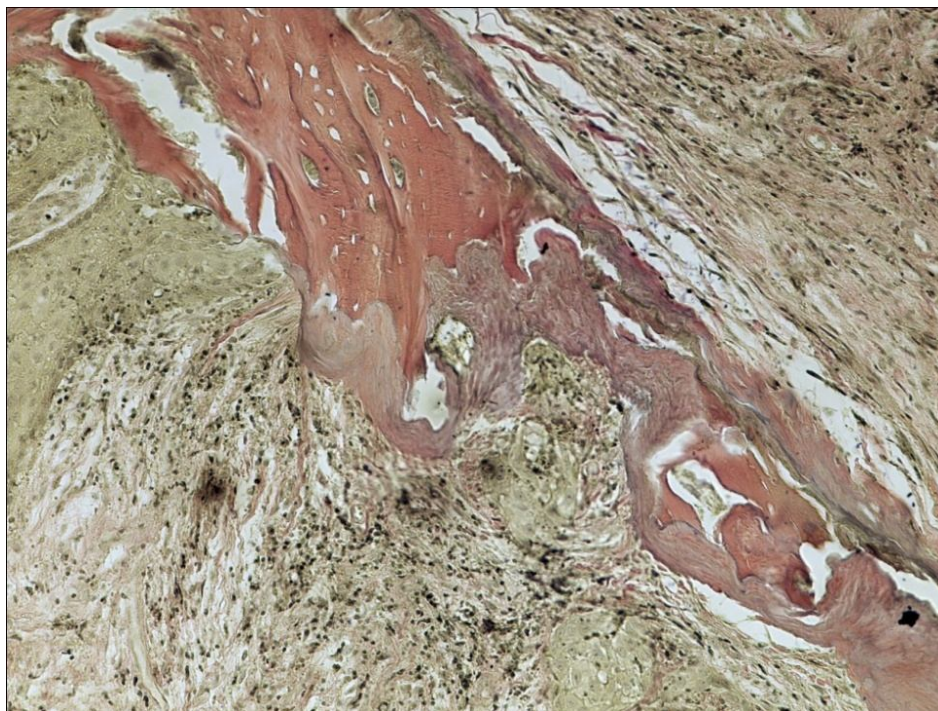


Рис. 21. Деминерализация костной трабекулы нижней челюсти. Окраска по Ван-Гизон. Ок. 10, об. 10.

В крупных и мелких кровеносных сосудах наблюдается гиперемия, эндоваккулиты. В зонах разрастания соединительной ткани просматриваются картины плазморрагий с частичным некрозом стенки сосудов (рис. 20).

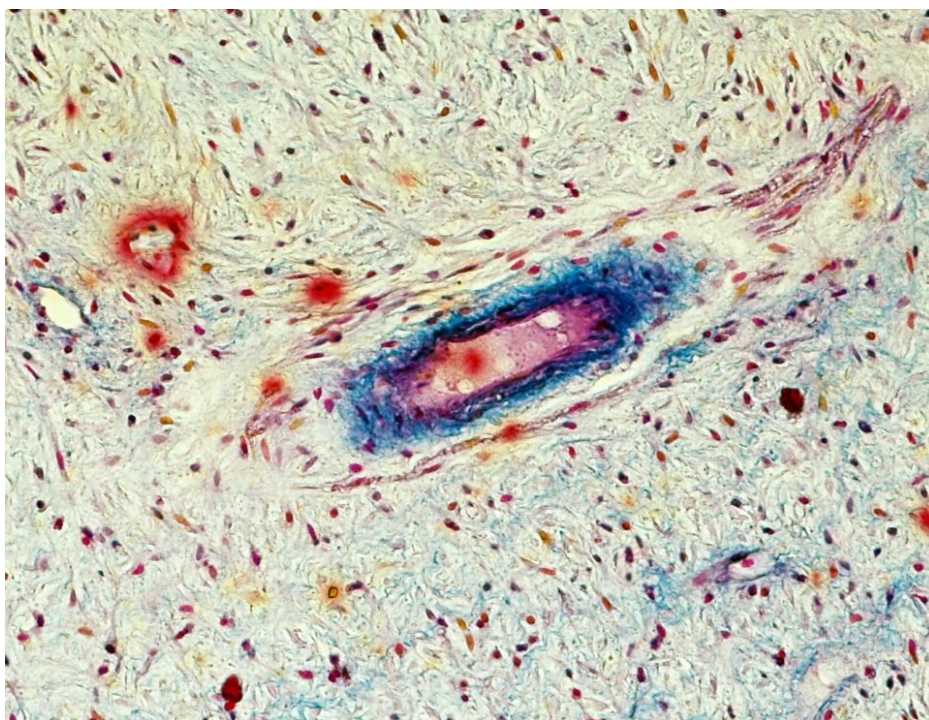


Рис. 22. Плазморрагия с частичным некрозом стенки сосуда. Окраска по Маллори. Ок. 10, об. 20.

В местах, где участки костной ткани непосредственно соприкасаются с ВДИБП, выраженных деструктивных процессов не наблюдается. Вокруг бонитового покрытия наблюдаются единичные моноциты и организация (прорастание) его рыхлой соединительной тканью с большим количеством активных фибробластов (рис. 23). При этом коллагеновые волокна, находящиеся во взаимосвязи с бонитовым покрытием, имеют окраску самого материала, что говорит о свободной передаче пигмента от покрытия винтового дентального имплантата структуре волокна соединительной ткани.

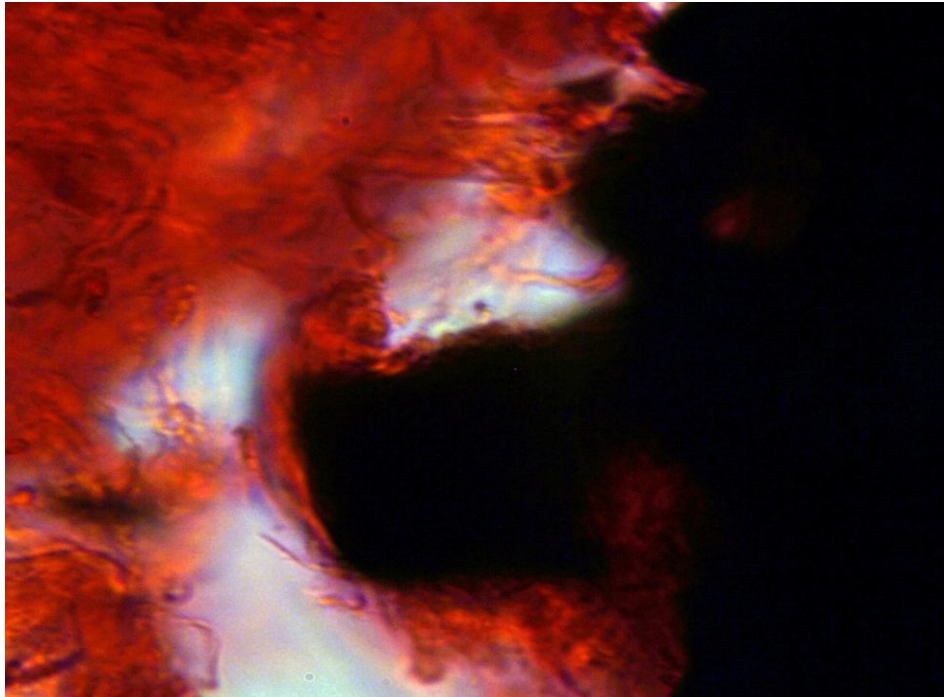


Рис. 23. Прорастание ВДИБП соединительной тканью. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 100.

2 серия эксперимента (срок наблюдения 3 месяца). При микроскопическом исследовании костных блоков в срок 3 месяцев в основной группе отмечаются более значительные структурные изменения костной ткани, по сравнению с предыдущим сроком исследования. Проявляется это количественным ростом и перестройкой костной ткани. В отличие от исследуемых участков кости предыдущего срока наблюдения, к данному сроку выраженных деструктивных процессов как в центральной, так и в апикальной части периимплантатной зоны (ПЗ), не наблюдается.

Гистоструктура костных трабекул начинает приобретать характерное для костной ткани строение – начинает выстраиваться в трехмерные анастомозирующие между собой костные перегородки, имеющие разнообразную пространственную конфигурацию.

По краям комплекса «кость-ВДИБП» костные трабекулы выстраиваются в толстые арки, плотно прилежащие друг к другу, из-за чего межтрабекулярные пространства единичные и имеют небольшие просветы, в которых наблюдаются процессы ангиогенеза среди большого количества белой жировой ткани. В центральной части ПЗ костные пластинки расположены в большинстве участков неупорядоченно и имеют рыхлую структуру, остециты плохо просматриваются, гаверсовы системы только начинают свое образование (рис. 24).

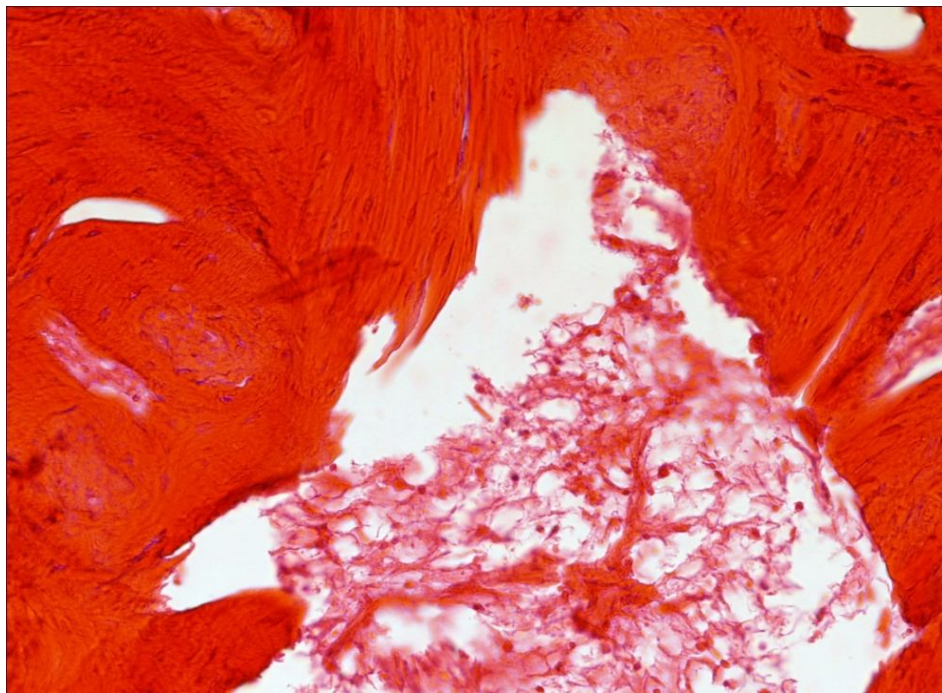


Рис. 22. Образование костных трабекул и гаверсовых систем. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 10.

Костный матрикс хорошо минерализован по сравнению с предыдущим сроком наблюдения. В ПЗ соединительная ткань встречается в единичных местах. Представлена она рыхло расположенными тонкими коллагеновыми волокнами, пронизанными мелкими кровеносными сосудами, фибробластами и другими формами молодых пролиферирующих клеток, которые

пронизывают костные трабекулы для участия в метаболизме и образовании костной ткани.

К данному сроку наблюдения гистоструктура костной ткани нижней челюсти в контрольной группе, также имеет свои особенности. Костные трабекулы образованы из тонких костных дуг, анастомозирующих друг с другом и образующих трехмерные структуры, имеющие однонаправленную пространственную конфигурацию. Дуги при этом расположены по отношению друг к другу на значительных расстояниях. Встречаются места, где костные трабекулы только начинают свой рост, из-за чего они имеют небольшие размеры и расположены в виде островков между трабекулами. Межтрабекулярные пространства занимают большую площадь (рис. 25). В них наблюдается большое количество мелких кровеносных сосудов, расположенных в ретикулярной ткани, состоящей в основном из тонких ретикулиновых волокон.

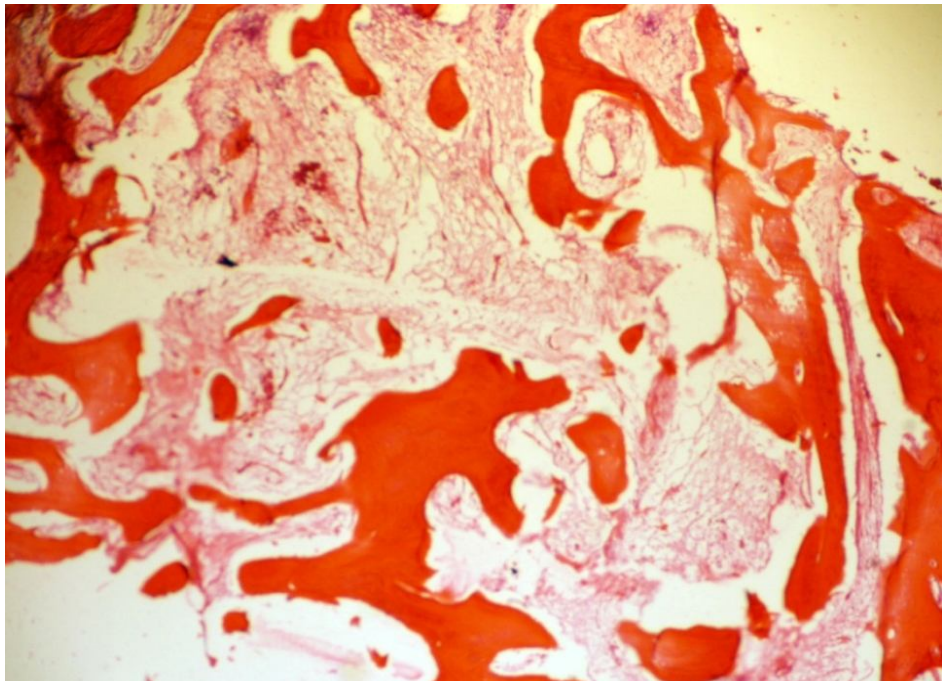


Рис. 25. Межтрабекулярные пространства вновь образованных костных трабекул. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 4.

В трабекулах костные пластинки расположены компактно, хорошо просматриваются интерстициальные пластинки. Просматриваются гаверсовы системы первого и второго поколения (рис. 26). Также имеет место и

образование гаверсовых систем. Остеоциты в костном матриксе просматриваются отчетливо, что говорит об их нахождении в костных полостях и хорошей минерализации костного матрикса.

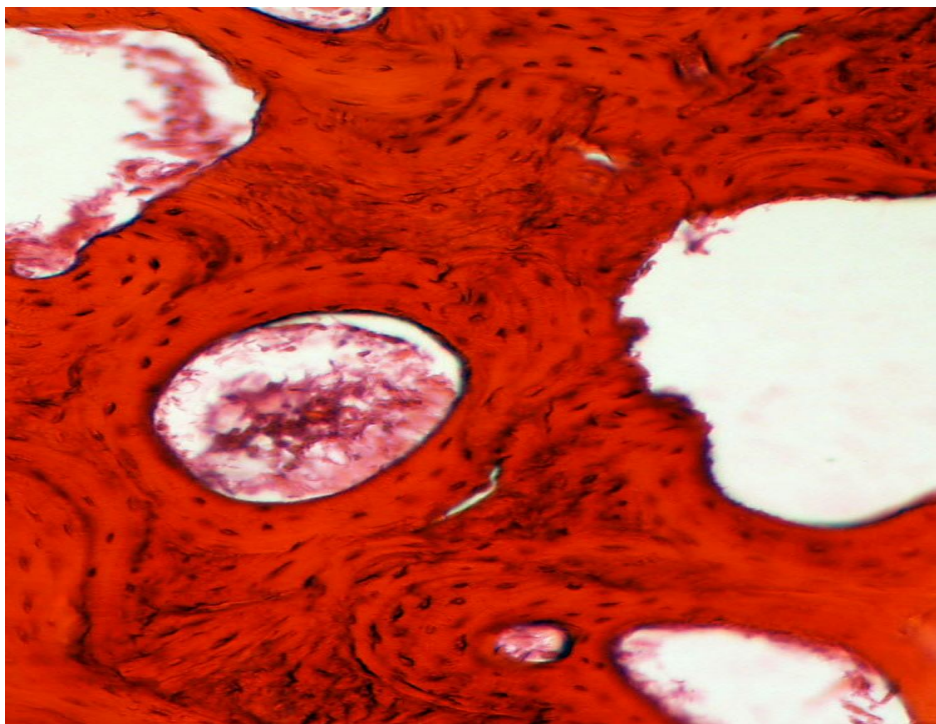


Рис. 26. Гаверсовы системы первого поколения. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 20.

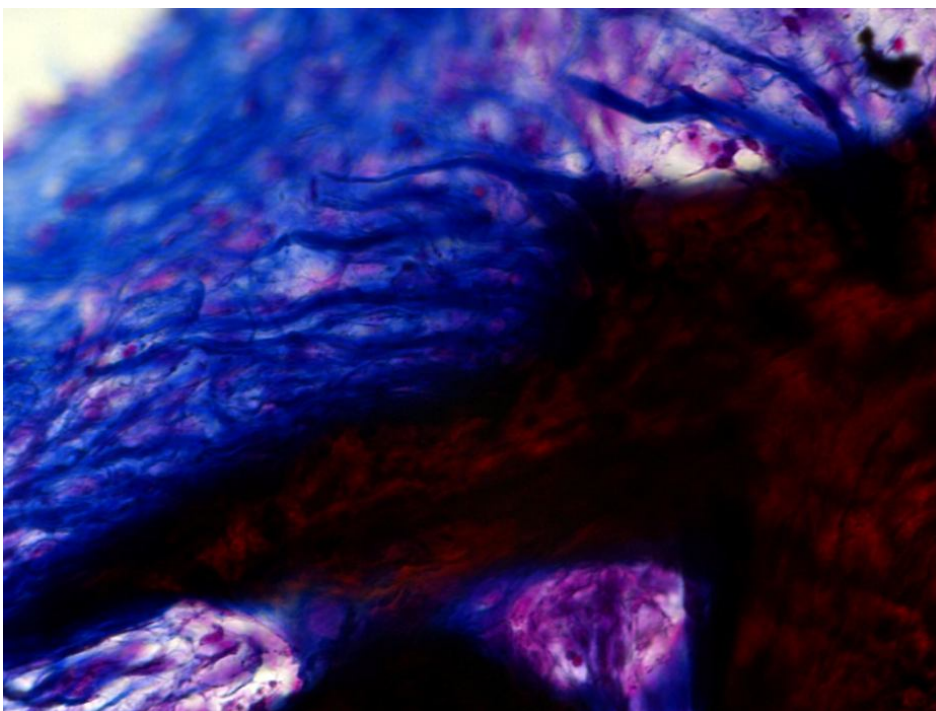


Рис. 27. Вращение коллагеновых волокон в костные трабекулы. Окраска по Маллори. Ок. 10, об. 40.

В местах соприкосновения кости с поверхностью ВДИМО наблюдаются картины восстановления трабекулярного строения кости путем «сшивания» поврежденных мест костных трабекул прорастающей соединительной тканью, состоящей из пучков минерализованных коллагеновых волокон.

В основной группе в местах соприкосновения кости с ВДИБП в большом количестве имеется соединительная ткань, которая также врастает из интерстициальной ткани совместно с кровеносными сосудами (рис. 27). Наблюдаются участки, в которых «сшивание» костных трабекул происходит из формирующихся межтрабекулярных пространств с прорастающими в них кровеносными сосудами и соединительной тканью с пролиферирующими клетками (рис. 28).

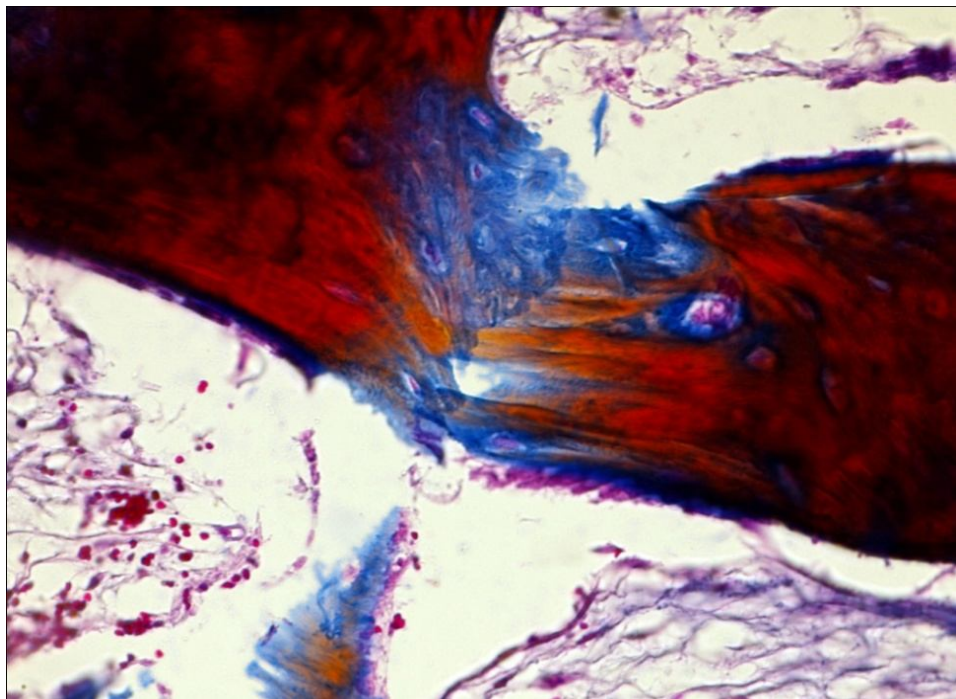


Рис. 28. «Сшивание» костных трабекул соединительной тканью. Окраска по Маллори. Ок. 10, об. 20.

3 серия эксперимента (срок наблюдения 6 месяцев). Апикальная часть ПЗ состоит из большого количества неоформленной соединительной ткани состоящей из толстых пучков коллагеновых волокон, среди которых находится большое количество кровеносных сосудов. Кровеносные сосуды гиперемированы, в единичных случаях наблюдаются сладж-феномены и

образование пристеночных тромбов (рис. 29). Отмечается также большое количество клеток белой жировой ткани – липоцитов, адвентициальных клеток между волокнами соединительной ткани. Встречаются единичные полиморфноклеточные лейкоциты.

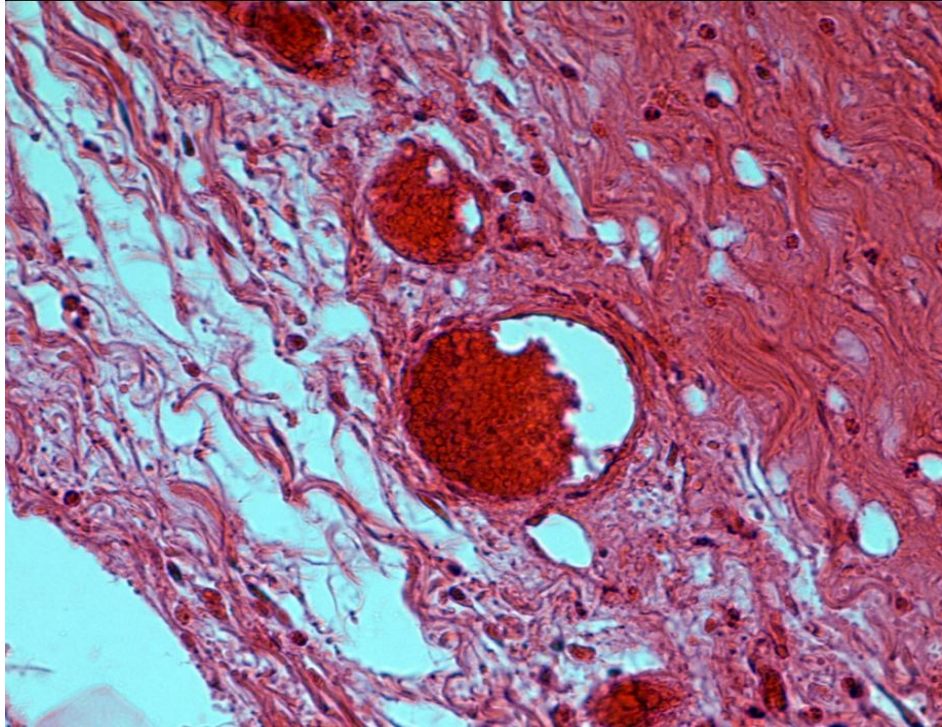


Рис. 29. Пристеночные тромбы в кровеносных сосудах. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 40.

Ближе к центру ПЗ встречаются места с соединительной тканью, в которой происходит внутримембранное (перепончатое) окостенение. В данных метак просматриваются бластные формы клеток конденсированной мезенхимы на стадии остеобластов в виде островков. Клетки имеют овальную форму, хроматин в ядрах неконденсирован, просматриваются фигуры митоза. Наблюдаются фигуры завихрения данного клеточного пула вокруг своей оси (рис. 30). Между клетками видны мелкие кровеносные сосуды.

В основной и контрольной группах, в местах непосредственного контакта костной ткани с поверхностью винтового дентального имплантата признаки деструкции кости полностью отсутствуют. Бонитовое покрытие

имеет вид небольших рассыпанных конгломератов, имеющих тесную связь с волокнами соединительной ткани, пронизывающей его (рис. 31).

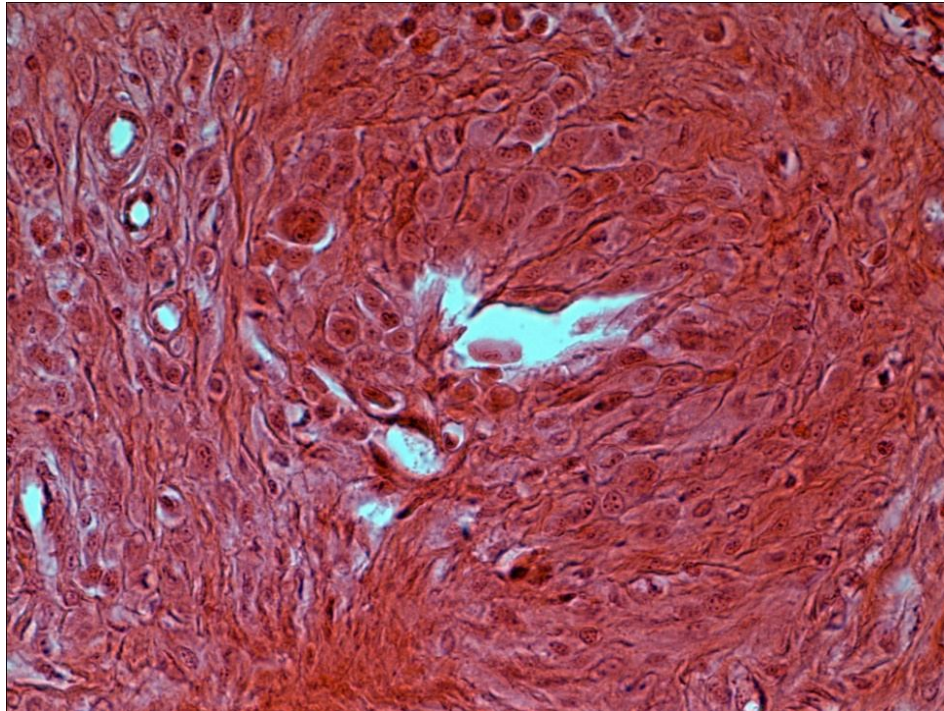


Рис. 30. Завихрение остеобластов вокруг своей оси (внутримембранное окостенение). Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 20.

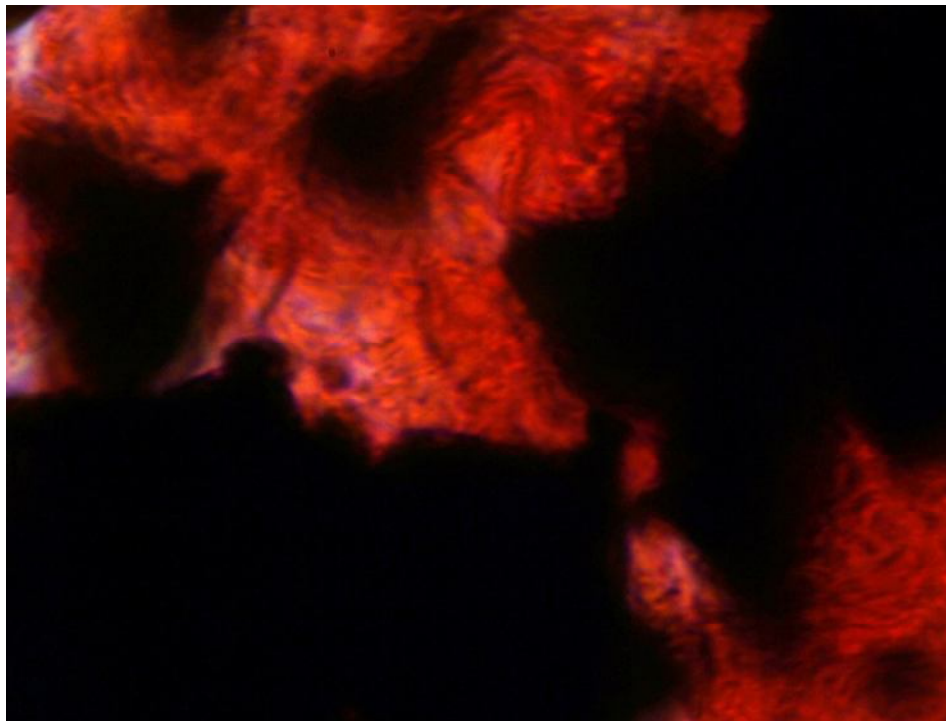


Рис. 31. Конгломераты бонитового покрытия при организации соединительной тканью. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 100.

Вокруг поверхности ВДИБП просматриваются макрофаги, прикрепленные к поверхности в виде одиночных рядов (рис. 32). Даже на большом расстоянии от ВДИБП встречаются макрофаги, цитоплазма которых нагружена микрогранулами бонитового покрытия (рис. 33).

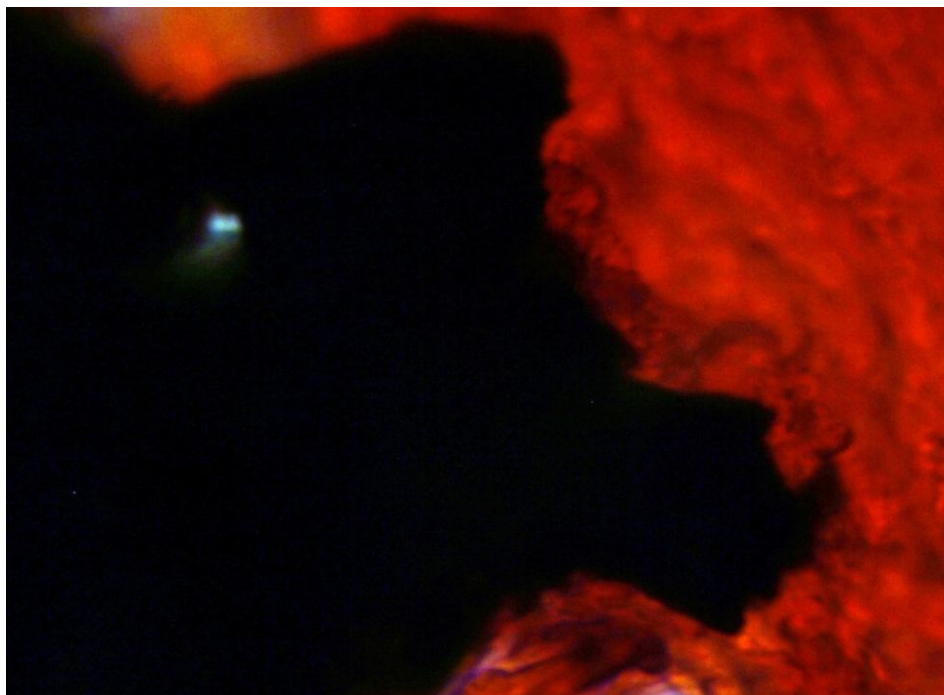


Рис. 32. Фагоцитоз макрофагами поверхности ВДИБП. Окраска гематоксилином и эозином. Ок. 10, об. 100.

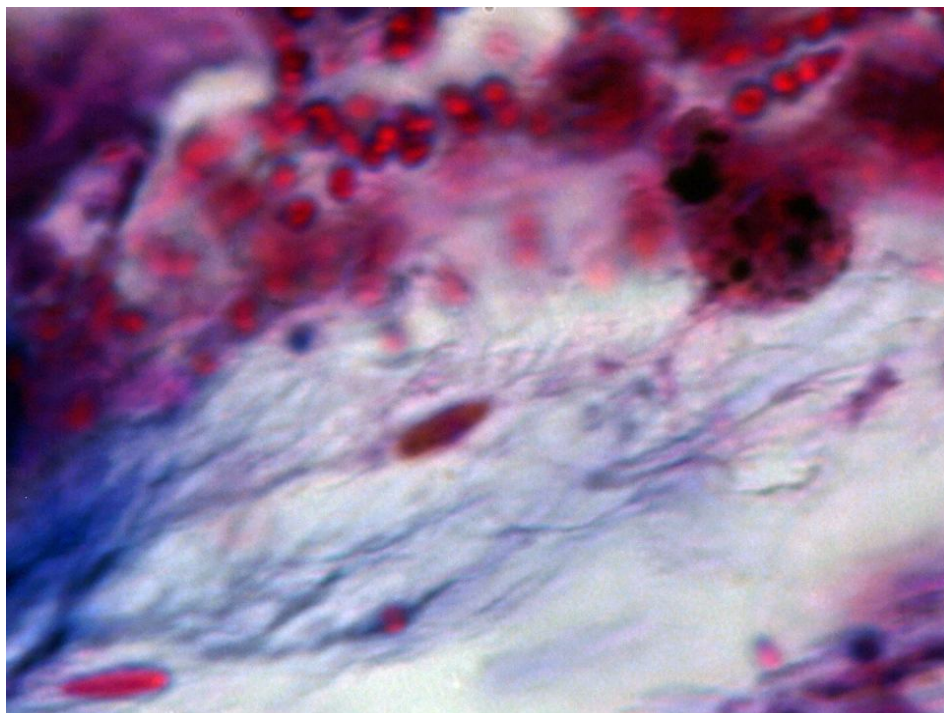


Рис. 33. Макрофаг, заполненный микрогранулами бонитового покрытия. Окраска по Маллори. Ок. 10, об. 100.

Таким образом, микроскопическое исследование образцов костной ткани нижней челюсти животных показало, что в области имплантированных образцов винтовых дентальных имплантатов в первой серии эксперимента протекают два однотипных процесса, идущие параллельно - деминерализация и резорбция костных трабекул. Отмечающиеся изменения в кровеносных сосудах, проявляющиеся нарушениями реологических свойств крови, вплоть до тромбоза и некротизации на начальных сроках эксперимента, могут быть проявлением реакции организма на операционную травму при имплантации опытного образца. В срок 3 месяца в основной группе преобладают процессы несовершенного остеогенеза, что говорит об активации процесса репаративной регенерации в организме. К 6 месяцам опыта в обеих группах наблюдается активное костеобразование. Причем в контрольной группе этот процесс носит характер «грубого костеобразования», характеризующегося активным ростом только костных трабекул, что можно сравнить с образованием костной мозоли на месте повреждения при переломах и травмах. В основной группе к 6 месяцам наблюдаются процессы новообразования более зрелых костных трабекул с хорошо развитым межтрабекулярным пространством и активным ангиогенезом. Данные процессы указывают на отсутствие хронической токсичности покрытия винтового дентального имплантата на организм. Это предположение подтверждается отсутствием воспалительной реакции в зоне взаимодействия ВДИБП с костной тканью. Характерной особенностью репаративного процесса в основной группе является активное взаимодействие бонитового покрытия с соединительной тканью, проявляющееся организацией и прорастанием последней сквозь поры в нем.

В заключении следует отметить, что бонитовое покрытие обладает выраженными остеокондуктивными свойствами (активная репаративная регенерация кости в 3 и 6 месяцев), является полностью биоинертным для организма, что дает возможность использовать его в дентальной имплантации с сокращением сроков ортопедического лечения.

ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

5.1. Результаты клинико-рентгенологического контроля степени остеоинтеграции дентальных имплантатов

В результате клинической части исследования установлено 77 винтовых дентальных имплантатов 45 больным в возрасте от 25 до 52 лет. Все больные разделены на 2 группы – основную и контрольную. Основной группе (27 больных, 60%) установлены образцы винтовых дентальных имплантатов «SGS Dental Systems» (Швейцария), имеющие элетрохимически осажденное кальций-фосфатное бонитовое покрытие ПВЧВДИ; контрольной группе (18 больных, 40%) – образцы винтовых дентальных имплантатов системы «BCS» (Швейцария) с машинной обработкой ПВЧДИ.

Образцы винтовых дентальных имплантатов «SGS Systems» обладают всеми основными характеристиками подлинной кальций-фосфатной бонитовой поверхности. Покрытие BONIT представляет собой слой толщиной 15 микрон электрохимически осажденного соединения двух тонких микрокристаллических фаз CaP с разной степенью растворимости. Более растворимая внешняя фаза (брушит – $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, ~ 95% слоя) способствует образованию кости за короткие сроки, внутренняя фаза (микрокристаллический гидроксиапатит, $\text{HA-Ca}_5(\text{PO}_4)_3$, ~ 5% слоя) резорбируется медленнее и высвобождает ионы достаточно долгое время, что обеспечивает увеличение объема кости.

В ходе выполнения клинической части настоящего исследования всем больным основной и контрольной групп выполнена операция дентальной имплантации по стандартному протоколу, включающему подробное обзорное рентгенологическое обследование на всех этапах операции, местное обезболивание, разрез, выкраивание лоскута, препарирование челюстной кости, нарезание резьбы, вкручивание имплантата, ушивание лоскута. Для ускорения заживления операционной раны у всех пациентов

интраоперационно использована стандартная методика получения тромбоцитарного сгустка с высоким содержанием фибрина (методом центрифугирования).

Показанием для проведения имплантации являлось отсутствие одного зуба – 4 (8,9%), включенные дефекты – 16 (35,5%), односторонний концевой дефект зубного ряда – 13 (28,9%), двухсторонние концевые дефекты – 12 (26,7%) клинических случаев. В основной и контрольной группах преобладали пациенты, имеющие включенные дефекты челюстей. Наименьшее количество пациентов было с отсутствием одного зуба, примерно в равных пропорциях встречались пациенты с дефектами зубных рядов на нижней и верхней челюсти соответственно – 25 (55,6%) и 20 (44,4%) клинических случаев. Среди мужчин и женщин дефекты зубных рядов распределялись приблизительно одинаково, за исключением ситуаций с двухсторонними концевыми дефектами и отсутствием одного зуба, где количество мужчин превышало количество женщин, отсутствие одного зуба на верхней челюсти также встретилось чаще у мужчин, чем у женщин. Кроме этого, у четверти больных (25%) отмечалось снижение межальвеолярного расстояния и отсутствие окклюзионных контактов.

Течение послеоперационного периода имело ряд особенностей. Важно отметить, что у большинства больных зафиксирована положительная динамика в первые 7 суток после операции дентальной имплантации.

Вместе с тем, 12 больных (26,7%) указывали на наличие боли в области операционной раны в сроки до 3 суток после проведенной операции дентальной имплантации.

Еще 5 больных (11,1 %) обращались с жалобами на выраженную боль с иррадиацией по ходу ветвей тройничного нерва в сроки до 7 суток, 1 больной (2,2%) указывал на данный вид боли на протяжении 14 суток после проведенной операции (рис. 34).

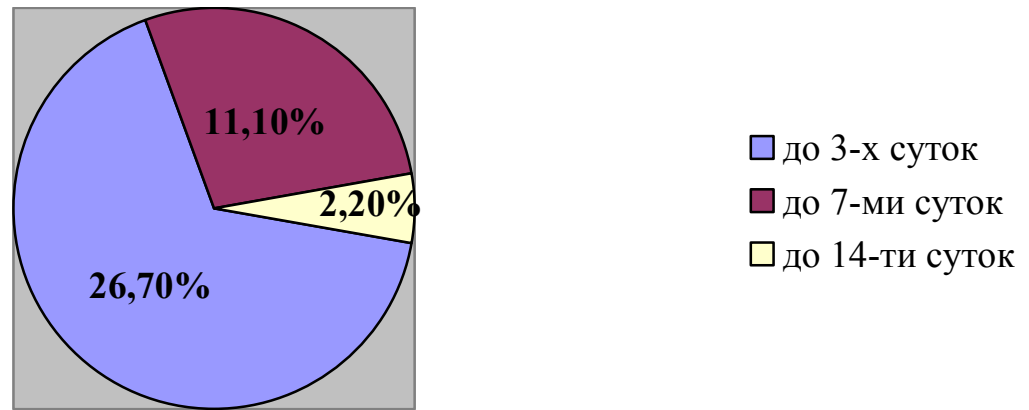


Рис. 34. Жалобы на боль в первые 14 суток после имплантации

Степень и выраженность отека мягких тканей лица у большинства больных была незначительной, увеличение регионарных лимфатических узлов отмечено у 15,5% больных, у 51% больных отмечены отек и гиперемия слизистой оболочки в области линии швов и операционного поля, фибринозный налет. Причем, 75% всех больных с отеком и гиперемией - пациенты из контрольной группы (рис.35).

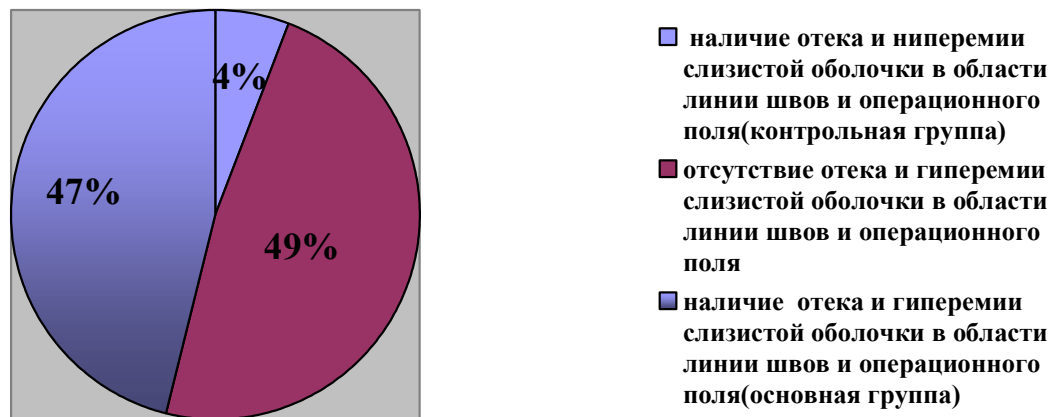


Рис. 35. Отек и гиперемия слизистой оболочки в области линии швов и операционного поля у больных основной и контрольной групп

Зафиксированные в ходе наблюдения за пациентами осложнения разделены на 2 группы:

1-я группа – ранние осложнения, возникающие сразу и в течение 1-го года после имплантации;

2-я группа – поздние осложнения, возникающие в срок от 1-го года и более.

К ранним осложнениям отнесены расхождение краев раны (4 случая – 8,8 %) и подвижность имплантатов после операции до завершения лечения (2 случая – 4,4%). По поводу ранних осложнений удалено 3 имплантата из контрольной группы наблюдения и 1 имплантат из основной группы. Во время диспансерного наблюдения за пациентами в период от 1 года после операции имплантации выявлены следующие осложнения: перелом имплантата (1 случай – 2,2%), частичное оголение внутрикостной части и подвижность имплантата (1 случай – 2,2%), периимплантит и резорбция костной ткани вокруг имплантата (2 случая – 4,4%). В результате поздних осложнений удалено 4 имплантата. Общая характеристика осложнений представлена в таблице 9.

Таблица 9

Общая характеристика осложнений при установке дентальных имплантатов
в основной и контрольной группах

	Осложнения	Основная группа		Контрольная группа	
		кол-во случаев	удалено имплантатов	кол-во случаев	удалено имплантатов
ранние	расхождение краев раны	1 (2,2%)	0	3 (6,6%)	1 (4,3%)
	подвижность имплантатов после операции до завершения лечения	0	0	2 (4,4%)	0
поздние	перелом имплантата	1 (2,2%)	1 (1,9%)	0	0
	периимплантит и резорбция костной ткани вокруг имплантата	1 (2,2%)	1 (1,9%)	1 (2,2%)	2 (8,7%)
	частичное оголение внутрикостной части и подвижность имплантата	1 (2,2%)	1 (1,9%)	1 (2,2%)	2 (8,7%)

Отдаленные результаты показали, что из 54 установленных дентальных имплантатов в основной группе наблюдения функционирует 51 (94,4%), удалено 3 имплантата (5,6%). Во всех случаях установки дентальных имплантатов в основной группе отмечена полная остеоинтеграция, трабекулярный рисунок в ПЗ соответствовал окружающей костной ткани. В

контрольной группе трабекулярный рисунок вокруг дентальных имплантатов через 12 месяцев после установки полностью не восстановлен. Из 23 установленных имплантатов функционирует 18 (78,3%), 5 имплантатов (21,7%) удалено (рис. 36). В целом, эффективность лечения составила 89,6%.

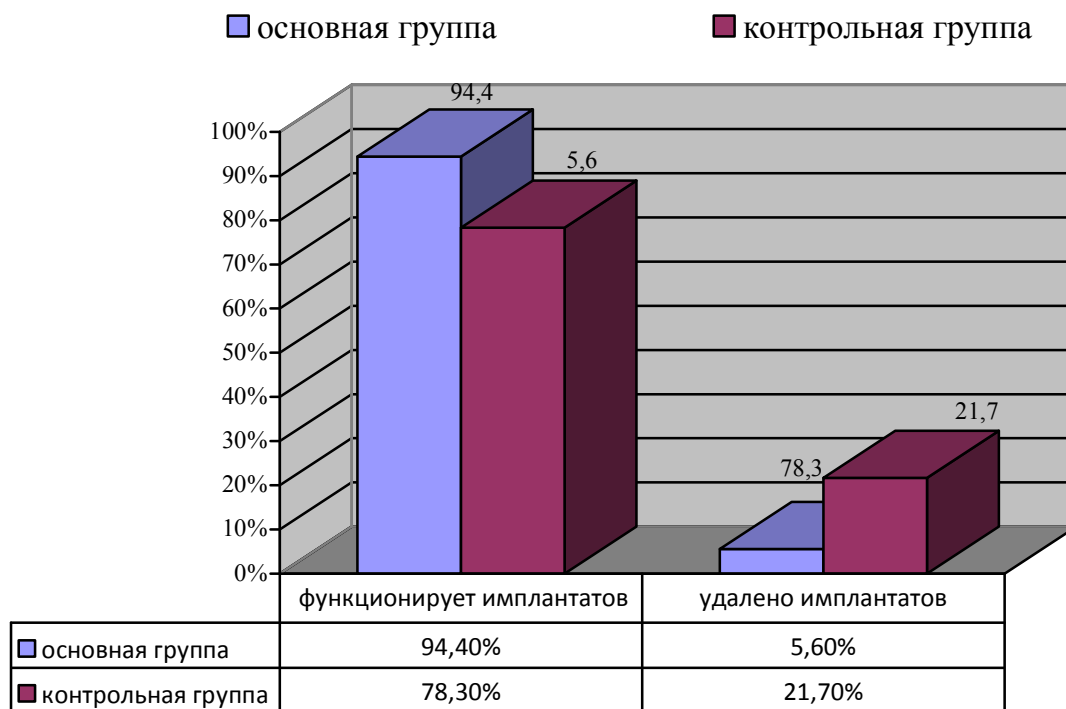


Рис. 36. Функционирующие и удаленные имплантаты в основной и контрольной группах

Наиболее часто используемыми вариантами протезирования у всех 45 пациентов во всех группах были одиночные металлокерамические коронки или мостовидные конструкции с опорой на имплантаты (88,9%), разборные коронки или мостовидные протезы с винтовой фиксацией использовались в 11,1% случаев. Разборные коронки или мостовидные протезы с винтовой фиксацией использовались у тех пациентов, у которых с наибольшей долей вероятности ожидалось осложнение (воспаление и атрофия периимплантационных тканей), поскольку указанные конструкции легко поддаются коррективке с последующим их использованием (рис. 37).

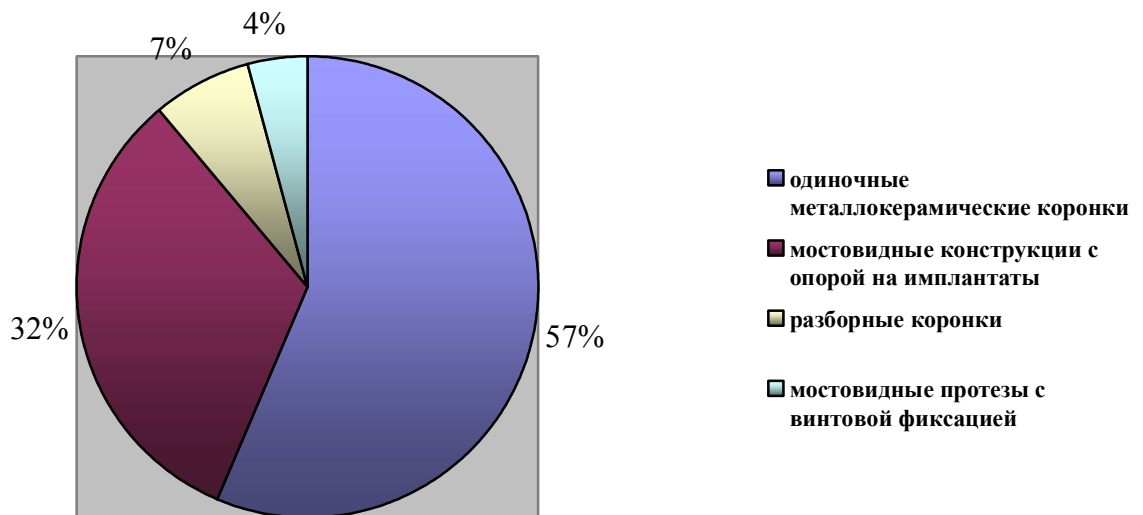


Рис. 37. Ортопедические конструкции, использованные при протезировании пациентов основной и контрольной групп

В качестве примера успешного функционирования дентальных имплантатов основной группы наблюдения рассмотрена следующая клиническая ситуация.

Больная Л., 43 лет, обратилась с жалобой на отсутствие зубов нижней челюсти. Со слов больной, зубы ранее лечены, неоднократно пломбировались, но постепенно разрушились и были удалены около 2-х лет назад. Объективно: отсутствуют 36, 37, 46 зубы, толщина костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих зубов равна 1,8 мм (рис. 38).

Диагноз: III класс, 1-й подкласс по Кеннеди (нижняя челюсть); атрофия костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих 36, 37, 46 зубов.

Лечение. Под обезболиванием раствором Ultracaini 4% - 1,8 мл с адреналином 1:100000 установлены 2 винтовых дентальных имплантата «SGS Dental Systems», после чего сразу изготовлены и установлены временные коронки.



Рис. 38. Больная Л. Ортопантомограмма до лечения

Через 6 месяцев после имплантации выполнена контрольная рентгенограмма, на которой отмечена полная остеоинтеграция винтовых дентальных имплантатов. Рентгенологическая картина костной ткани ПЗ имеет компактное строение, структура характеризуется мелкопетлистым рисунком перекрещивающихся костных балок с преимущественно горизонтальной направленностью «функциональных» трабекул (рис. 39). Состояние мягких тканей в области имплантатов удовлетворительное. Плотность костной ткани в зоне имплантации составила, в среднем, от 850 до 1100 единиц по шкале Хаунсфилда, что соответствует типу кости D2. Атрофия костной ткани в области установленных имплантатов у данной пациентки отсутствует.



Рис. 39. Больная Л. Ортопантомограмма через 6 месяцев после имплантации

Исходя из протокола обследования пациентов после дентальной имплантации, состояние костной ткани альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти вокруг ПВЧВДИ оценено через 3, 6 и 12 месяцев. Изучены два показателя: вертикальная резорбция и степень интеграции костной ткани с поверхностью имплантата.

В результате проведенных рентгенологических исследований на верхней челюсти получены следующие данные по вертикальной резорбции вокруг винтовых дентальных имплантатов (табл. 10).

Таблица 10

Вертикальная резорбция вокруг винтовых дентальных имплантатов, установленных на *верхней челюсти* в различные сроки наблюдения (мм)

Срок наблюдения	Группа наблюдения, количество установленных дентальных имплантатов	
	Основная, n=20	Контрольная, n=10
3 месяца	0,52±0,12*	1,42±0,14
6 месяцев	1,25±0,31*	1,88±0,34
12 месяцев	1,98±0,18*	2,95±0,25

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p < 0,01$), критерий Манна-Уитни

В результате проведенных рентгенологических исследований на нижней челюсти получены следующие данные по вертикальной резорбции вокруг винтовых дентальных имплантатов (табл. 11).

Таблица 11

Вертикальная резорбция вокруг винтовых дентальных имплантатов, установленных на *нижней челюсти* в различные сроки наблюдения (мм)

Срок наблюдения	Группа наблюдения (количество установленных имплантатов)	
	Основная, n=34	Контрольная, n=13
3 месяца	0,38±0,15*	1,05±0,35
6 месяцев	0,89±0,35*	1,44±0,24
12 месяцев	0,97±0,32*	2,11±0,71

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p<0,01$), критерий Манна-Уитни

Таким образом, вертикальная резорбция вновь образованной костной ткани вокруг установленных винтовых дентальных имплантатов в контрольной группе наблюдения через 12 месяцев после проведения имплантации на 54,03% превысила показатели вертикальной резорбции в основной группе.

Быстрая остеоинтеграция и качественный вновь образованный костный матрикс вокруг винтовых дентальных имплантатов в основной группе наблюдения, позволяющие сократить донагрузочный период, зафиксированы в следующей клинической ситуации.

Больной Д., 54 лет, обратился с жалобой на отсутствие зубов нижней челюсти. Со слов больного, зубы удалены более 3-х лет назад. Объективно: отсутствуют 36, 37, 44, 46 зубы, толщина костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих зубов равна 20 мм (рис. 40).

Диагноз: II класс, 2-й подкласс по Кеннеди (нижняя челюсть); атрофия костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих 36, 37, 44, 46 зубов.

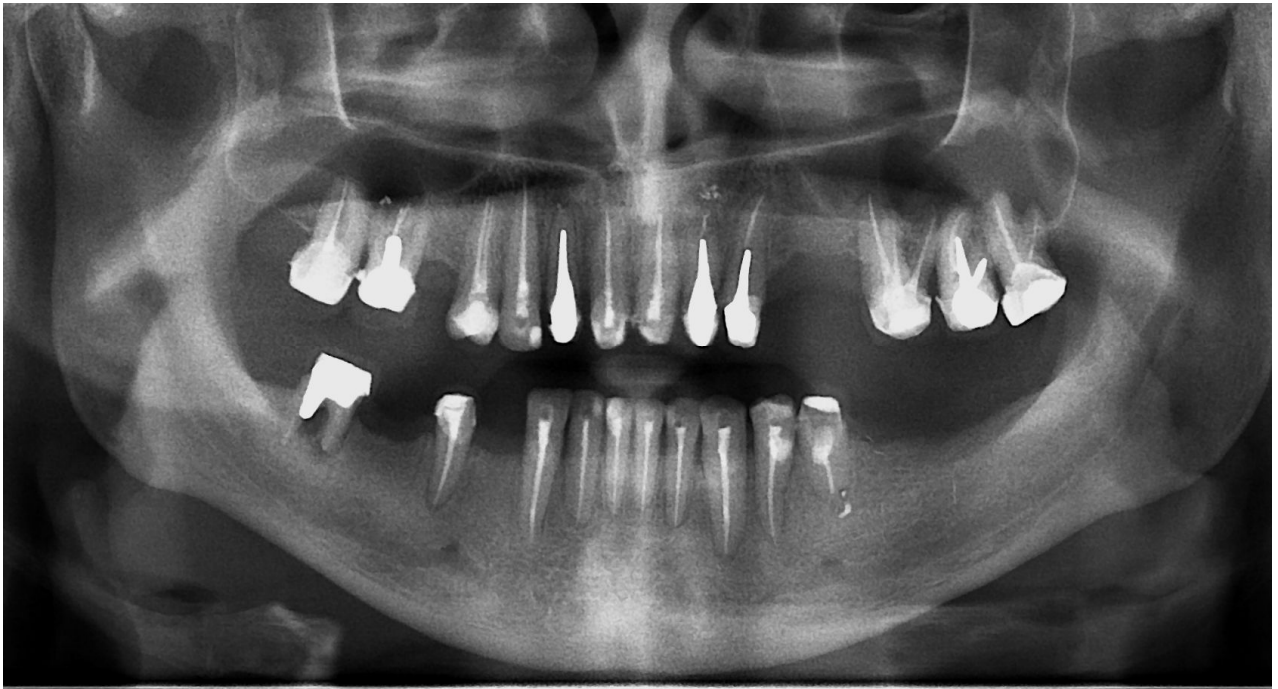


Рис. 40. Больной Д. Ортопантомограмма до лечения

Лечение. Под обезболиванием раствором Ultracaini 4% - 1,8 мл с адреналином 1:100000 установлены 3 винтовых дентальных имплантата «SGS Dental Systems», после чего сразу изготовлены и установлены временные коронки. Через 6 месяцев после имплантации сняты временные коронки и выполнена контрольная рентгенограмма, на которой отмечена полная остеоинтеграция дентальных имплантатов. Рентгенологическая картина костной ткани ПЗ имеет компактное строение, структура характеризуется мелкопетлистым рисунком перекрещивающихся костных балок с преимущественно горизонтальной направленностью «функциональных» трабекул (рис. 41). Состояние мягких тканей в области имплантатов удовлетворительное. Плотность костной ткани в зоне имплантации составила, в среднем, от 900 до 1050 единиц по шкале Хаунсфилда, что соответствует типу кости D2. Вертикальная резорбция костной ткани вокруг имплантатов составила 0,9 мм. Полученные данные свидетельствует о положительной динамике функционирования винтовых дентальных имплантатов в основной группе наблюдения.

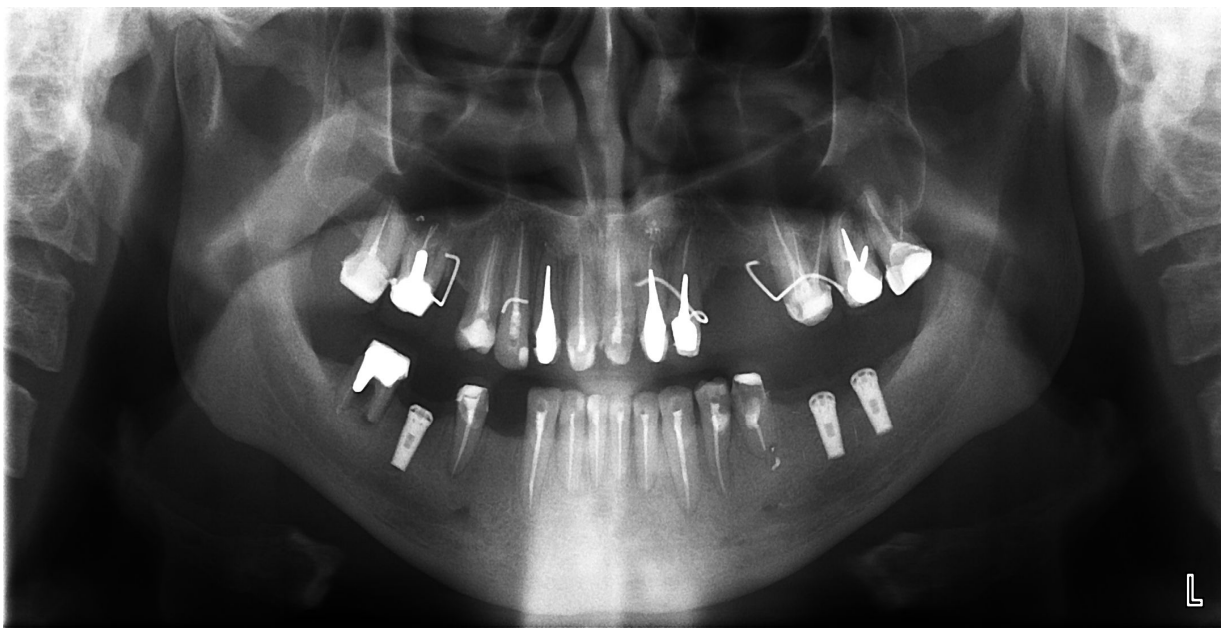


Рис. 41. Больной Д. Ортопантомограмма через 6 месяцев после имплантации

Степень остеоинтеграции костной ткани с поверхностью винтовых дентальных имплантатов оценена как оптическая плотность костной ткани, измеренная по шкале Хаунсфилда (ЕД). Полученные значения занесены в таблицу (табл. 12).

Таблица 12

Плотность костной ткани по шкале Хаунсфилда (ЕД) в основной и контрольной группах наблюдения

Срок наблюдения	Группа наблюдения, количество установленных имплантатов			
	Основная, n=54		Контрольная, n=23	
	верхняя челюсть, n=20	нижняя челюсть, n=34	верхняя челюсть, n=10	нижняя челюсть, n=13
3 месяца	415±45*	790±27*	320±15	565±22
6 месяцев	640±28*	925±42*	450±47	760±55
12 месяцев	750±34*	1120±45*	560±60	950±36

Примечание: * - различия статистически недостоверны по сравнению с контрольной группой ($p > 0,05$), t - критерий Стьюдента

В контрольной группе плотность костной ткани по Хаунсфилду на верхней челюсти через 3, 6 и 12 месяцев составила 320, 450 и 560 ЕД соответственно; на нижней челюсти – 565, 760 и 950 ЕД соответственно (табл. 12).

В основной группе в эти же сроки плотность костной ткани составила от 415 до 750 ЕД на верхней челюсти и от 790 до 1120 ЕД на нижней челюсти (разница показателей статистически недостоверна, t-критерий Стьюдента - в зоне незначимости $p > 0.05$).

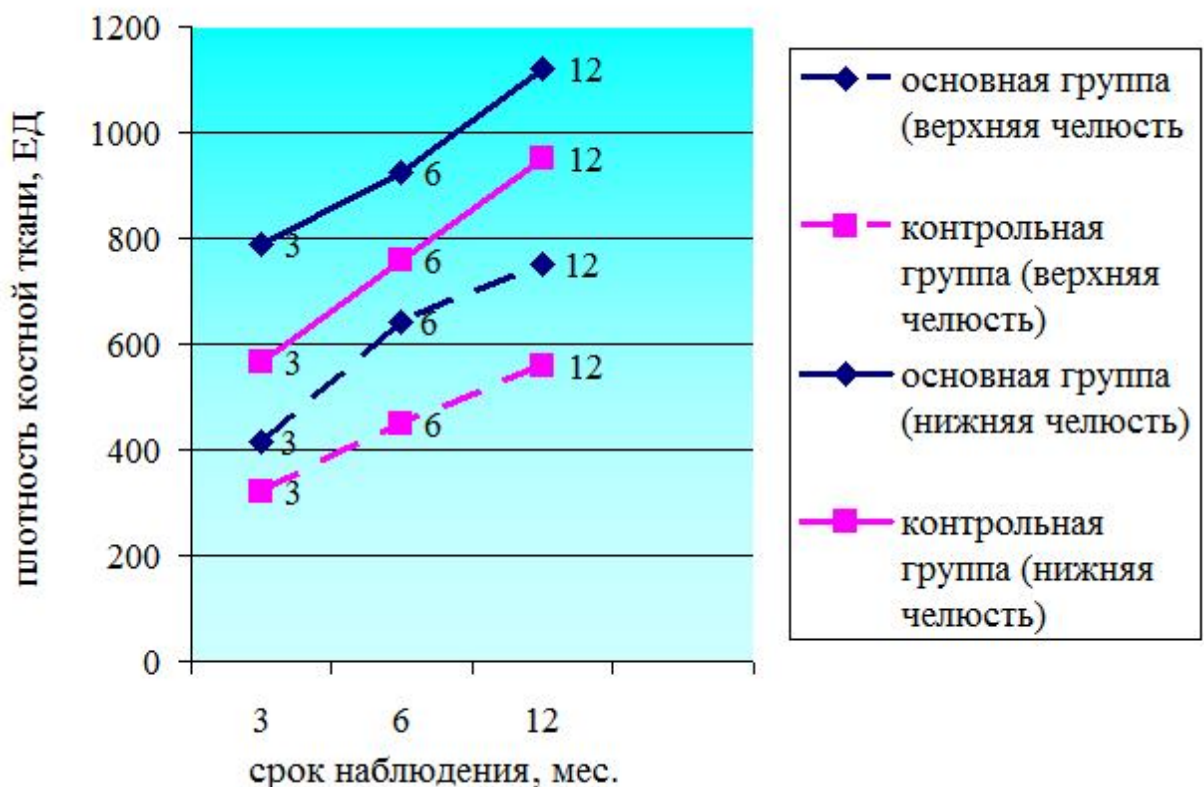


Рис. 42. Оптическая плотность костной ткани (по шкале Хаунсфилда, ЕД) в основной и контрольной группах в различные сроки наблюдения

Из представленной выше диаграммы (рис. 42) видно, что оптическая плотность костной ткани в основной группе наблюдения значительно выше по сравнению с контрольной группой во все сроки наблюдения. К окончанию 1-го года после операции в основной группе оптическая плотность костной ткани в среднем на 19,3% выше, чем в контрольной группе.

В качестве примера приведена следующая клиническая ситуация.

Больная Щ., 35 лет, обратилась с жалобой на отсутствие зубов нижней и верхней челюстей. Со слов больной, зубы удалены ранее в сроки от 3-х до 7-и лет. Объективно: отсутствуют 25, 26, 36, 37, 46 зубы; После снятия металлокерамического моста удалены 45, 47 зубы, имевшие подвижность III степени. Толщина костной ткани альвеолярного отростка верхней челюсти более 10 мм, толщина костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих зубов справа равна 24 мм, слева - 20 мм (рис. 43).



Рис. 43. Больная Щ. Ортопантомограмма до лечения

Диагноз: III класс по Кеннеди (верхняя челюсть); I класс по Кеннеди (нижняя челюсть); атрофия костной ткани альвеолярной части нижней челюсти в области отсутствующих 36, 37, 45, 46, 47 зубов, атрофия альвеолярного отростка верхней челюсти в области отсутствующих 25, 26 зубов.

Лечение. Под обезболиванием раствором Ultracaini 4% - 1,8 мл с адреналином 1:100000 установлены 4 винтовых дентальных имплантата «SGS Dental Systems», после чего сразу изготовлены и установлены временные коронки. Через 6 месяцев после имплантации выполнена контрольная рентгенограмма, на которой отмечена полная остеоинтеграция дентальных имплантатов. Рентгенологическая картина костной ткани вокруг дентальных имплантатов на верхней челюсти представлена рыхлым, крупнопетлистым рисунком вертикально ориентированных

«функциональных» трабекул, на нижней челюсти компактная структура кости характеризуется мелкопетлистым рисунком перекрещивающихся костных балок с преимущественно горизонтальной направленностью «функциональных» трабекул (рис. 44). Состояние мягких тканей в области имплантатов удовлетворительное. Плотность костной ткани в зоне имплантации составила, в среднем, на верхней челюсти - от 750 до 950 единиц по шкале Хаунсфилда (тип кости D2-D3), на нижней челюсти – от 850 до 1000 единиц (тип кости D2). Атрофия костной ткани в области установленных имплантатов у данной пациентки отсутствует.

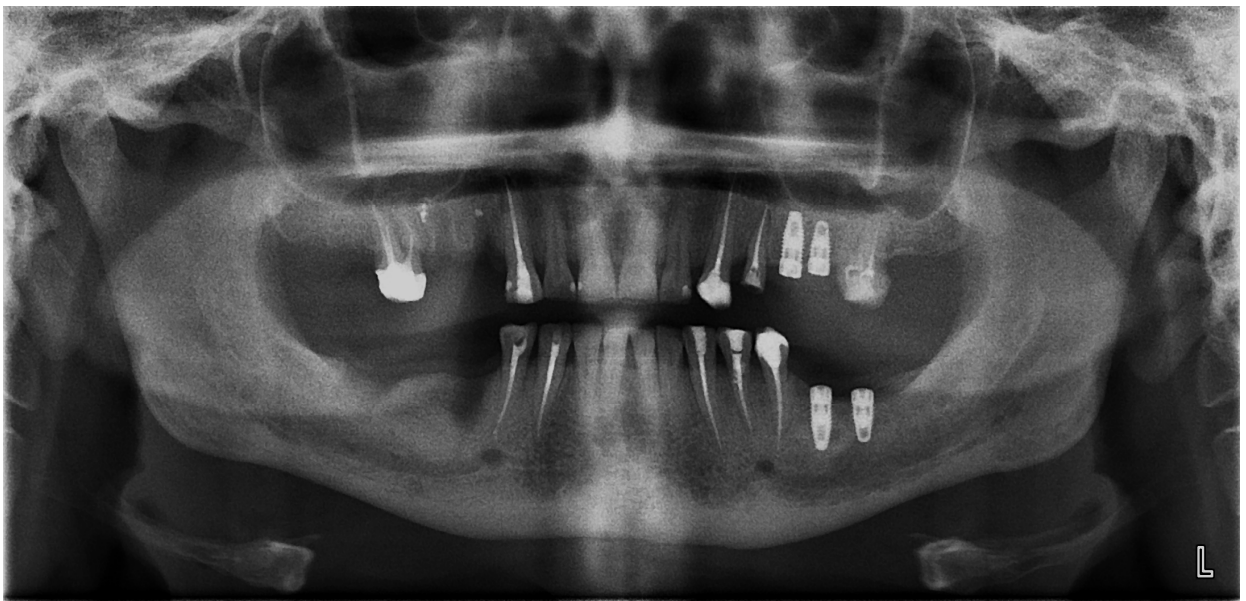


Рис. 44. Больная Щ. Ортопантомограмма через 6 месяцев после имплантации

5.2. Результаты измерения стабильности дентальных имплантатов с помощью частотно-резонансного анализа

Согласно плану послеоперационного обследования измерения стабильности винтовых дентальных имплантатов проведены сразу после установки, через 1, 3, 6 и 12 месяцев. Получены следующие значения (табл. 13).

Средняя стабильность винтовых дентальных имплантатов у больных основной и контрольной групп в различные сроки наблюдения (ед.)

Срок наблюдения	Группа наблюдения, количество установленных имплантатов			
	Основная, n=54		Контрольная, n=23	
	верхняя челюсть, n=20	нижняя челюсть, n=34	верхняя челюсть, n=10	нижняя челюсть, n=13
сразу после имплантации	50,53±2,5*	57,25±2,5*	44,62±1,8	50,62±3,5
1 месяц	52,36±3,2*	59,39±3,6*	45,28±2,6	52,23±2,8
3 месяца	54,95±2,8*	60,87±3,4*	46,95±3,4	54,42±4,1
6 месяцев	56,54±3,5*	63,85±2,8*	48,82±2,9	55,38±3,6
12 месяцев	59,21±4,2*	65,98±4,1*	49,95±4,3	56,63±2,9
Коэффициент ранговой корреляции Спирмена $r_s = 1$				

Примечание: * - различия статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p < 0,01$), критерий Манна-Уитни

В результате проведенного частотно-резонансного исследования отмечено, что в основной группе наблюдения по сравнению с контрольной группой средние значения первичной стабильности дентальных имплантатов сразу после операции выше на 11,69% (верхняя челюсть) и на 11,58% (нижняя челюсть); через 1 месяц после имплантации – на 13,52% (верхняя челюсть) и на 12,05% (нижняя челюсть); через 3 месяца после имплантации – на 14,56% (верхняя челюсть) и на 10,59% (нижняя челюсть); через 6 месяцев после имплантации – на 13,65% (верхняя челюсть) и на 13,27% (нижняя челюсть); через 12 месяцев – на 15,64% (верхняя челюсть) и на 14,17% (нижняя челюсть). Полученные цифровые данные коррелируют с данными стабильности дентальных имплантатов в контрольной группе ($r_s = 1$).

Таким образом, установлено, что КСИ в основной группе наблюдения составил от 50,53±2,5 до 59,21±4,2 единиц на верхней челюсти и от 57,25±2,5 до 65,98±4,1 единиц на нижней челюсти. Эти значения соответствуют данным многочисленных исследований, проведенных N. Meredith, в которых

определены следующие оптимальные параметры: на верхней челюсти – 58 и на нижней челюсти – 66 единиц [113].

Полученные данные необходимо учитывать при планировании как хирургического, так и ортопедического этапа имплантологического лечения.

Анализируя данные клинических исследований, отмечена высокая эффективность применения дентальных имплантатов «SGS Dental Systems», имплантация которых позволяет добиться плотного контакта качественного костного регенерата с поверхностью имплантата в наиболее короткие сроки, что сокращает донагрузочный период.

ГЛАВА 6. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ

Ключевой проблемой дентальной имплантологии является интеграция дентальных имплантатов в костной ткани. Причем, особым условием успешного функционирования дентальных имплантатов является остеоинтеграция.

На протяжении многих десятков лет различные авторы решали вопрос о том, какие же факторы способствуют образованию качественного костного матрикса в периимплантатной зоне. Важно отметить, что каждый из них обязательно указывает на качество внутрикостной поверхности самого имплантата, а точнее – шероховатость [43, 63]. Шероховатость поверхности титановых имплантатов уже давно признана одним из важных факторов остеоинтеграции [48, 97, 137]. Значительное количество публикаций однозначно свидетельствует о том, что остеоинтеграция имплантатов, имеющих шероховатую поверхность, намного выше, чем имплантатов с гладкой поверхностью [28, 73, 108, 129, 130].

В соответствии с поставленными задачами в данном исследовании с помощью атомно-силовой микроскопии изучены все математические показатели, характеризующие шероховатость поверхности винтовых дентальных имплантатов, а именно:

- средняя глубина шероховатости (S_a), нм;
- расстояние между высшей и низшей точками (S_y), нм;
- корень из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости (S_q), нм;
- коэффициент эксцесса, т.е. коэффициент протяженности распределения (S_{ka}).

Однако главным параметром сравнения 5-ти систем винтовых дентальных имплантатов с различными способами обработки поверхности выбрана средняя глубина шероховатости. Как следует из результатов настоящего исследования, разброс ее величин составляет от 36,15 нм в

контрольной группе (образцы с машинной обработкой поверхности) до 191,3 нм в 4-й основной группе (образцы с бонитовым покрытием внутрикостной части). Среднее значение глубины шероховатости (S_a) образцов 1-й группы винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (36,15 нм) на 26,31 нм (42,13%), 2-й группы – на 64,58 нм (64,11%), 3-й группы – на 83,49 нм (69,78%), 4-й группы – на 155,15 нм (81,12%).

Кроме этого, следует отметить, что данные по остальным трем показателям подтверждают превосходство шероховатости поверхности образцов системы «SGS» (4-я основная группа), имеющей неорганическое биоактивное покрытие.

Так, среднее значение расстояния между высшей и низшей точками (S_y) 1-й группы образцов винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (311,69 нм) на 314,65 нм (50,23%), 2-й группы – на 448,09 нм (58,98%), 3-й группы – на 739,95 нм (70,36%), 4-й группы – на 1356,77 нм (73,22%).

Среднее значение корня из среднего квадратного отклонения глубины профиля шероховатости (S_q) 1-й группы образцов винтовых дентальных имплантатов превышает среднее значение контрольной группы (37,37 нм) на 44,51 нм (54,35%), 2-й группы – на 84,11 нм (69,23%), 3-й группы – на 112,05 нм (74,98%), 4-й группы – на 219,41 нм (85,44%). Различия показателей в основных группах статистически достоверны по сравнению с контрольной группой ($p < 0,01$) и находятся в зоне значимости ($p_1 < 0,01$).

В результате изучения описанных выше показателей выявлена следующая восходящая последовательность значений у образцов винтовых дентальных имплантатов: 1 – контроль < 2 – «НИКО» < 3 – «ENDURE» < 4 – «RADIX» < 5 – «SGS».

Коэффициент эксцесса имеет наибольшие значения (от 0,79 до 0,92) в 4-ой основной группе («SGS»), но наименьшие значения (от 0,15 до 0,21) имеет не контрольная группа, а 3-я основная («RADIX»), т.е. коэффициент

эксцесса – единственный показатель, значения которого распределены в иной последовательности по сравнению с тремя предыдущими показателями. Однако показатели, характеризующие шероховатость ПВХВДИ системы «SGS», неизменно выше показателей остальных 4-х групп исследования.

По данным литературы, средняя глубина шероховатости поверхностей после пескоструйной обработки корундом, пескоструйной обработки и протравливания смесью кислот, протравливания или плазменного напыления колеблется от 1,5 до 5 мкм и совпадает со средними значениями оптимальной шероховатости поверхности. Результаты ряда экспериментов, в которых оценивались имплантаты с различной топографией поверхности, показали, что усиление механизма запираания и улучшение костеобразования наблюдалось в тех случаях, когда создавались поверхности с $Sa=1,5$ мкм, соответственно теоретически рассчитанной Ханнсоном как оптимальная шероховатость поверхности [78, 79].

Результаты, полученные в ходе настоящего лабораторного исследования, значительно отличаются от сведений литературы, что связано с оборудованием, на котором выполнено исследование, с методикой выполнения (контактная, полуконтактная, бесконтактная), со способами обработки данных (коррекция плоскостями, обработка фильтрами и т.д.), а также с шагом и площадью сканирования. Подтверждением достоверности полученной в ходе проведения атомно-силовой микроскопии информации является то, что данные других авторов также свидетельствуют о минимальной шероховатости дентальных имплантатов с машинной обработкой поверхности и максимальной шероховатости дентальных имплантатов с неорганическим биоактивным покрытием [105, 162].

Основополагающей точкой информационного прорыва в дентальной имплантологии следует признать установление решающего значения для хода интеграционного процесса степени развитости поверхности имплантатов, то есть микрорельефа поверхности. Так, различными авторами были разработаны и научно обоснованы многочисленные технологии,

позволяющие добиться чрезвычайно высокого уровня усложнения структуры поверхности имплантатов [13, 61].

Таким образом, усложнение микрорельефа поверхности имплантатов напрямую влечет повышение адгезии компонент периимплантатной зоны и вместе с тем интеграционного потенциала.

Согласно вышесказанному, помимо изучения математических показателей шероховатости, в задачи проведенного лабораторного исследования входило изучение морфологических показателей топографии поверхности винтовых дентальных имплантатов, отражающих степень ее развитости. Микрорельеф изучен с помощью схемы, разработанной в ходе исследования. Данная схема включает описание АСМ-снимка по следующим параметрам: рельеф, чередование вершин и впадин, поры. Описание оптических снимков отражает наличие или отсутствие неметаллического покрытия, а также зернистость структуры.

Следуя предложенному алгоритму описания, установлено, что винтовые дентальные имплантаты, поверхность которых подвергнута пескоструйной обработке и травлению кислотой («ENDURE» и «NIKO»), имеют мелкобугристый рельеф и ультрамелкозернистую структуру на оптическом снимке; поверхность которых подвергнута интенсивной пластической деформации («RADIX») – крупнобугристый рельеф и нанокристаллическую структуру на оптическом снимке; с машинной обработкой поверхности («BCS») – практически гладкий рельеф и отсутствие зернистости на оптическом снимке; имеющие поверхность с бонитовым биопокрытием («SGS») – рельеф в форме блоков, уложенных в различном направлении и крупнозернистую структуру на оптическом снимке.

Также с помощью АСМ-снимков зафиксирован цифровой показатель топографии поверхности - толщина пористого слоя, которая имеет максимальное значение (1,6 мкм) в 4-й основной группе образцов, имеющей неорганическое бонитовое покрытие.

Следующей задачей исследования являлась разработка рабочей классификации винтовых дентальных имплантатов с учетом цифровых и морфологических показателей топографии их поверхности. Стремительное совершенствование способов модификации поверхности диктует необходимость получения более расширенной и точной информации о той или иной системе имплантатов, хотя на сегодняшний день существует достаточное количество классификаций дентальных имплантатов, учитывающих различные признаки (форму тела, диаметр, наличие амортизирующих элементов, выполняемые функции, размещение в челюсти и др.). В связи с этим на основании данных лабораторного исследования предложена рабочая классификация систем винтовых дентальных имплантатов по следующим признакам:

- средняя глубина шероховатости - (низкошероховатые (<50 нм), среднешероховатые (от 50 до 100 нм), высокошероховатые (от 100 до 150 нм), сверхшероховатые (>150 нм);
- размер зернистости на оптическом снимке - оптически незернистые, оптически ультрамелкозернистые, оптически нанокристаллические, оптически крупнозернистые;
- рельеф поверхности на АСМ-снимке – с неразвитой структурой, со слаборазвитой структурой, со среднеразвитой структурой, с высокоразвитой структурой;
- толщина пористого слоя - непористые ($<0,5$ мкм), тонкопористые (от 0,5 до 1 мкм), среднепористые (от 1 до 1,5 мкм), высокопористые ($>1,5$ мкм); наличие дополнительного (неметаллического) покрытия - поверхностно-металлические, поверхностно-неметаллические

Анализируя данные лабораторного исследования по признакам классификации, в последующих экспериментально-морфологическом и клиническом исследованиях изучена ПВЧВДИ 4-й основной группы дентальных имплантатов («SGS») как имеющая наиболее развитую

структуру, высокую шероховатость и отличительные (биоактивные) свойства, заявленные фирмой-производителем.

Важно отметить, что литература изобилует сообщениями, констатирующими повышенную адгезию белковых субстанций к поверхности имплантатов, покрытых кальций-фосфатными материалами. *In vivo*, биоактивные покрытия усиливают пролиферацию и дифференцировку остеобластов, синтез внеклеточного матрикса [14, 21, 81, 100].

Однако биопокрывтия не лишены недостатков. Наиболее существенным из них является возможность отслаивания покрытия от титановой подложки в процессе функционирования имплантата, несмотря на надежную интеграцию гранул материала с окружающей костной тканью [74, 79].

Исследования по изучению остеоинтеграции дентальных имплантатов с биоактивным покрытием многогранны: одни говорят об успехе их применения в любой клинической ситуации, другие – развенчивают эффективность функционирования имплантатов с таким покрытием.

В задачу данного экспериментально-морфологического исследования входило установление сроков остеоинтеграции винтовых дентальных имплантатов в основной (имплантаты с электрохимически осажденной кальций-фосфатной бонитовой поверхностью) и контрольной (имплантаты с машинной обработкой поверхности) группах.

В результате микроскопического исследования образцов костной ткани нижней челюсти животных в основной (ВДИБП) и контрольной (ВДИМО) группах установлено следующее. В области имплантированных образцов винтовых дентальных имплантатов в первой серии эксперимента (1 месяц) протекают два однотипных процесса, идущие параллельно – деминерализация и резорбция костных трабекул. Отмечающиеся изменения в кровеносных сосудах, проявляющиеся нарушениями реологических свойств крови вплоть до тромбоза и некротизации на начальных сроках эксперимента могут быть проявлением реакции организма на операционную травму при имплантации опытного образца.

В срок 3 месяца в основной группе преобладают процессы несовершенного остеогенеза, что говорит об активации процесса репаративной регенерации в организме.

К 6 месяцам опыта в обеих группах наблюдается активное костеобразование. Причем в контрольной группе этот процесс носит характер «грубого костеобразования» характеризующегося активным ростом только костных трабекул, что можно сравнить с образованием костной мозоли на месте повреждения при переломах и травмах. В основной группе к 6 месяцам наблюдаются процессы новообразования более зрелых костных трабекул с хорошо развитым межтрабекулярным пространством и активным ангиогенезом. Данные процессы указывают на отсутствие хронической токсичности покрытия винтового дентального имплантата на организм. Это предположение подтверждается отсутствием воспалительной реакции в зоне взаимодействия ВДИБП с костной тканью. Характерной особенностью репаративного процесса в основной группе является активное взаимодействие бонитового покрытия с соединительной тканью, проявляющееся организацией и прорастанием последней сквозь поры в нем.

Таким образом, можно утверждать, что бонитовое покрытие обладает выраженными остеокондуктивными свойствами (активная репаративная регенерация кости в 3 и 6 месяцев), позволяет обеспечить формирование полноценного комплекса «имплантат-кость» в сроки от 3 до 4 месяцев, является полностью биоинертным для организма. Вышеперечисленные утверждения согласуются с данными других исследователей по изучению влияния кальций-фосфатных покрытий дентальных имплантатов на сроки и качество их интеграции [9, 21, 32]. Это позволяет использовать систему дентальных имплантатов с биоактивным бонитовым покрытием для сокращения сроков ортопедического этапа лечения.

Эффективность применения винтовых дентальных имплантатов основной («SGS») и контрольной («BCS») групп проверена клинически. В

ходе выполнения клинической части исследования установлено 77 винтовых дентальных имплантатов 45 больным в возрасте от 25 до 52 лет.

Важно отметить, что у всех больных настоящего исследования зафиксирована положительная динамика как в первые 7 суток после имплантации, так и через 6 месяцев. Однако 12 пациентов (26,7%) жаловались на боль в течение первых 3-х суток, 5 пациентов (11,1%) – на боль до 7-ми суток и 1 пациент (2,2%) отмечал боль на протяжении 14-ти суток после операции дентальной имплантации. Отек и гиперемия слизистой оболочки в области линии швов и операционного поля отмечена у 51% больных, причем, 75% всех больных с отеком и гиперемией – пациенты из контрольной группы наблюдения. Возникшие осложнения разделены на ранние (расхождение краев раны, подвижность имплантатов после операции до завершения лечения) и поздние (перелом имплантата, периимплантит и резорбция костной ткани вокруг имплантата, частичное оголение внутрикостной части и подвижность имплантата). В результате по поводу ранних осложнений удален 1 имплантат из контрольной группы – 4,3%, по поводу поздних - 4 имплантата из контрольной группы – 17,4% и 3 имплантата из основной группы – 5,7%.

Исходя из протокола обследования пациентов после дентальной имплантации, состояние костной ткани альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти вокруг ПВЧВДИ оценено через 3, 6 и 12 месяцев. Изучены два показателя: вертикальная резорбция и степень интеграции костной ткани с поверхностью имплантата.

Вертикальная резорбция вновь образованной костной ткани вокруг установленных винтовых дентальных имплантатов через 12 месяцев после проведения имплантации равна, в среднем, от $1,96 \pm 0,25$ мм в основной группе до $2,53 \pm 0,47$ мм в контрольной группе ($p < 0,01$).

Степень остеоинтеграции костной ткани с поверхностью винтовых дентальных имплантатов оценена как оптическая плотность костной ткани, измеренная по шкале Хаунсфилда (ЕД).

В контрольной группе плотность костной ткани по Хаунсфилду на верхней челюсти через 3, 6 и 12 месяцев составила 320, 450 и 560 ЕД соответственно; на нижней челюсти – 565, 760 и 950 ЕД соответственно.

В основной группе в эти же сроки плотность костной ткани составила от 415 до 750 ЕД на верхней челюсти и от 790 до 1120 ЕД на нижней челюсти (разница показателей статистически недостоверна, t-критерий Стьюдента - в зоне незначимости $p > 0.05$).

Таким образом, по данным рентгенологического исследования, вертикальная резорбция вокруг винтовых дентальных имплантатов в контрольной группе наблюдения через 12 месяцев после имплантации на 54,03% превысила показатели вертикальной резорбции в основной группе. Кроме этого, плотность новообразованной костной ткани, измеренная по шкале Хаунсфилда, в основной группе наблюдения значительно выше по сравнению с контрольной группой во все сроки наблюдения. К окончанию 1-го года после операции в основной группе оптическая плотность костной ткани в среднем на 19,3% выше, чем в контрольной группе.

Данные проведенного частотно-резонансного исследования также подтверждают эффективность применения винтовых дентальных имплантатов основной группы. В ходе этого исследования отмечено, что в основной группе наблюдения по сравнению с контрольной группой средние значения первичной стабильности дентальных имплантатов сразу после операции выше на 11,69% (верхняя челюсть) и на 11,58% (нижняя челюсть); через 1 месяц после имплантации – на 13,52% (верхняя челюсть) и на 12,05% (нижняя челюсть); через 3 месяца после имплантации – на 14,56% (верхняя челюсть) и на 10,59% (нижняя челюсть); через 6 месяцев после имплантации – на 13,65% (верхняя челюсть) и на 13,27% (нижняя челюсть); через 12 месяцев – на 15,64% (верхняя челюсть) и на 14,17% (нижняя челюсть).

Полученные цифровые данные коррелируют с данными стабильности дентальных имплантатов в контрольной группе ($r_s = 1$).

Таким образом, установлено, что КСИ в основной группе наблюдения составил от $50,53 \pm 2,5$ до $59,21 \pm 4,2$ единиц на верхней челюсти и от $57,25 \pm 2,5$ до $65,98 \pm 4,1$ единиц на нижней челюсти. Эти значения соответствуют данным многочисленных исследований, проведенных N. Meredith, в которых определены следующие оптимальные параметры: на верхней челюсти – 58 и на нижней челюсти – 66 единиц [113].

Отдаленные результаты показали, что из 54 установленных дентальных имплантатов в основной группе наблюдения функционирует 51 (94,4%), удалено 3 имплантата (5,6%). Во всех случаях установки дентальных имплантатов в основной группе отмечена полная остеоинтеграция, трабекулярный рисунок в ПЗ соответствовал окружающей костной ткани. В контрольной группе трабекулярный рисунок вокруг дентальных имплантатов через 12 месяцев после установки полностью не восстановлен. Из 23 установленных имплантатов функционирует 18 (78,3%), 5 имплантатов (21,7%) удалено (рис. 36). В целом, эффективность лечения составила 89,6%.

Анализируя данные клинических исследований, отмечена высокая эффективность применения дентальных имплантатов «SGS Dental Systems», имплантация которых позволяет добиться плотного контакта качественного костного регенерата с поверхностью имплантата в наиболее короткие сроки, что сокращает донагрузочный период.

Полученные сведения необходимо учитывать при планировании как хирургического, так и ортопедического этапа имплантологического лечения.

ВЫВОДЫ

1. Для топографии поверхности основных групп изучаемых винтовых дентальных имплантатов характерен мелкобугристый, крупнобугристый, блоковидный рельеф с различной глубиной и формой пор, а также с различной частотой и равномерностью чередования вершин и впадин, для контрольной группы – гладкий рельеф с отсутствием пор, вершин и впадин.
2. Основными параметрами микрорельефа поверхности винтовых дентальных имплантатов, усиливающими их остеоинтеграцию, являются: высокая шероховатость поверхности (от 100 до 150 нм) и развитая структура поверхности, характеризующаяся глубокими и частыми порами с толщиной пористого слоя от 1 до 1,5 мкм. Корреляционная связь между средней глубиной шероховатости и толщиной пористого слоя во всех группах исследования максимальная, значение коэффициента ранговой корреляции Спирмена $r_s=1$.
3. На основании данных лабораторного исследования разработана рабочая классификация винтовых дентальных имплантатов, учитывающая размер зернистости на оптическом снимке (оптически незернистые, крупнозернистые, ультрамелкозернистые, нанокристаллические), структуру поверхности на АСМ-снимке (с неразвитой, со слабо-, средне-, высокоразвитой структурой поверхности), толщину пористого слоя (непористые, тонко-, средне-, высокопористые), среднюю глубину шероховатости (низкошероховатые, средне-, высоко-, сверхшероховатые), наличие неметаллического покрытия (поверхностно-металлические и поверхностно-нематаллические).
4. В эксперименте на лабораторных животных установлено, что к 6 месяцам опыта в основной группе исследования наблюдается полноценная остеоинтеграция с новообразованием зрелых костных трабекул и активным ангиогенезом в отличие от контрольной группы, где костеобразование идет по типу костной мозоли.

5. Вертикальная резорбция вновь образованной костной ткани вокруг винтовых дентальных имплантатов, установленных в контрольной группе к 12 месяцам составила, в среднем, 2,5 мм, что на 54% превышает показатели в основной группе. Оптическая плотность костной ткани (ЕД) в основной группе наблюдения к окончанию 1-го года после имплантации, в среднем, на 19,3% выше, чем в контрольной группе. Стабильность винтовых дентальных имплантатов через 1, 3, 6 и 12 месяцев после операции в основной и контрольной группах составила, в среднем, от 53,9 ед. до 62,6 ед. и от 47,6 ед. до 53,3 ед. соответственно. Из 54 установленных дентальных имплантатов в основной группе наблюдения функционирует 51 (94,4%), удалено 3 имплантата (5,6%). Из 23 установленных имплантатов функционирует 18 (78,3%), 5 имплантатов (21,7%) удалено. В целом, эффективность лечения составила 89,6%.

6. Из 54 установленных дентальных имплантатов в основной группе наблюдения функционирует 51 (94,4%), удалено 3 имплантата (5,6%). Из 23 установленных имплантатов в контрольной группе функционирует 18 (78,3%), 5 имплантатов (21,7%) удалено. Эффективность лечения в основной группе на 16,1% превышает клиническую эффективность в контрольной группе.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. В клинических ситуациях с выраженной атрофией альвеолярной кости рекомендуется устанавливать винтовые дентальные имплантаты, имеющие высокие показатели шероховатости поверхности (>150 нм) и развитую топографию.
2. Рекомендуется при незначительной и умеренной атрофии альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти устанавливать винтовые дентальные имплантаты со средними показателями шероховатости поверхности (от 100 до 150 нм).
3. Для оценки стабильности установленных винтовых дентальных имплантатов рекомендуется использовать метод частотно-резонансного анализа, показания которого от 55 до 58 единиц на верхней челюсти и от 59 до 66 единиц на нижней челюсти говорят о стабильности имплантатов и возможности ранней функциональной нагрузки винтовых дентальных имплантатов.
4. Показаниями к использованию винтовых дентальных имплантатов с электрохимически осажденной кальций-фосфатной бонитовой поверхностью является восстановление дефектов зубных рядов вне зависимости от их протяженности и степени атрофии.
5. Рекомендуется использовать разработанную рабочую классификацию винтовых дентальных имплантатов при определении показаний к непосредственной и ранней отсроченной дентальной имплантации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абрамов, Д.В. Патофизиологическое обоснование оптимального использования современных стоматологических материалов (пластмасс и металлов) в практике дентальной имплантации (экспериментально-клиническое исследование) / Д.В. Абрамов // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Санкт-Петербург, 2010. – 25 с.
2. Альфаро, Ф. Э. Костная пластика в стоматологической имплантологии. Описание методик и их клиническое применение / Ф. Э. Альфаро // Москва: Азбука, 2006. – 235 с.
3. Белиевская, Р.Р. Эффективность профилактического использования Остеогенона в дентальной имплантации / Р.Р. Белиевская // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Екатеринбург, 2010. – 25 с.
4. Белозеров, М.Н. Оценка остеопластических свойств различных биокомпозиционных материалов для заполнения дефектов челюстей / М.Н. Белозеров // Дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2004. – 143 с.
5. Болонкин, И.В. Обоснование использования комбинированного имплантата у больных с атрофией альвеолярных отростков челюстей (клинико-экспериментальное исследование) / И.В. Болонкин // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Самара, 2009. – 24 с.
6. Булат, А.В. Ключевые факторы выбора внутрикостных имплантатов при частичной адентии / А.В. Булат, В.Л. Параскевич // Новое в стоматологии. – 2008. – №8, Спец. вып. – С.67-73.
7. Васильев, М.А. Физиологический отклик на состояние поверхности металлических дентальных имплантатов / М.А. Васильев, В.И. Беда, П.А. Гурин // Львов: ГалДент, 2010. – 118 с.
8. Воложин, Г.А. Влияние физико-химических свойств поверхности титановых имплантатов и способов их модификации на показатели остеоинтеграции / Г.А. Воложин, А.П. Алехин, А.М. Маркеев [и др.] // Институт стоматологии. – 2009. – №44. – С.100-108.

9. Гаглюев, В.Х. Клеточные реакции и остеointегративные свойства дентальных имплантатов разных систем / В.Х. Гаглюев // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2004. – 24с.
10. Григорьян, А.С. Опыт исследования процессов интеграции имплантационных материалов в костной ткани / А.С. Григорьян, А.К. Топоркова // Всероссийское совещание «Биокерамика в медицине». – Москва, 2006. – С.88-89.
11. Григорьян, А.С. Заживление дефектов альвеолярного отростка при их заполнении различными видами пластического материала (экспериментально-морфологическое исследование) / А.С. Григорьян, А.И. Воложин, М.Н. Белозеров // Проблемы стоматологии и нейростоматологии. – 2007. – №3. – С.4-8.
12. Дагуева, М.В. Клинико-экспериментальное обоснование непосредственной дентальной имплантации при включенных дефектах зубных рядов / М.В. Дагуева // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Ставрополь, 2011. – 24 с.
13. Димитрович, Д.А. Сравнительная оценка обработки поверхности внутрикостной части дентальных имплантатов (экспериментальное исследование) / Д.А. Димитрович // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2009. – 23с.
14. Зеличенко, Е.А. Разработка защитных биосовместимых керамических и полимерных покрытий на поверхности титана / Е.А. Зеличенко // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Северск, 2011. – 23с.
15. Зуев, Ю.А. Обоснование выбора конструкции имплантатов для замещения одиночного дефекта зубного ряда / Ю.А. Зуев // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2003. – 24 с.
16. Иванов, С.Ю. Стоматологическая имплантология / С.Ю. Иванов, А.Ф. Бизяев, М.В. Ломакин [и др.] // Уч. пособие. – Москва, 2005. – 63 с.
17. Иванов, С.Ю. Монография «Стоматологическая имплантология» / С.Ю. Иванов, Э.А. Базилян, А.Ф. Бизяев [и др.] // (под ред. Иванова С.Ю.) Изд.

«Гэотар медицина». – 2006. – 140 с.

18. Иванченко, Е.А. Имплантологическое лечение дефектов зубных рядов / Е.А. Иванченко // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2010. – 23 с.
19. Ивашкевич, С.Г. Клинико-лабораторное обоснование применения дентальных имплантатов с покрытием электретенного типа / С.Г. Ивашкевич // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2007. – 27с.
20. Каем, А.И. Клинико-экспериментальное обоснование применения модифицированного электретенного покрытия для дентальных имплантатов / А.И. Каем // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2007. – 22с.
21. Крайнов, Е.А. Морфофункциональная характеристика костеобразования при использовании имплантатов с биокерамическими покрытиями / Е.А. Крайнов // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Волгоград, 2009. – 25с.
22. Кулаков, А.А. Хирургические аспекты реабилитации больных с дефектами зубных рядов при использовании различных систем зубных имплантатов / А.А. Кулаков // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Москва, 1997. – 27 с.
23. Кулаков, А.А. Особенности проведения непосредственной имплантации с применением имплантатов различных конструкций / А.А. Кулаков, Ф.М. Абдуллаев // Новое в стоматологии. – 2002. – №5. – С.34-36.
24. Кулаков, О.Б. Особенности одномоментной дентальной имплантации / О.Б. Кулаков // Институт стоматологии. – 2003. – №1(18). – С.115-116.
25. Кулаков, О.Б. Остеоинтеграция имплантатов из циркония и титана в эксперименте / О.Б. Кулаков, А.А. Докторов, С.В. Дьякова [и др.] // Морфология. – 2005. – №1(127). – С. 52-55.
26. Кулаков, О.Б. Замещение одиночных дефектов зубных рядов при помощи остеинтегрированных имплантатов. Хирургические и ортопедические аспекты / О.Б. Кулаков, С.Н. Супрунов // Институт стоматологии. – 2006. – № 4. – С.46-48.
27. Кулаков, А.А. Непосредственная имплантация и нагрузки в дентальной

имплантологии / А.А. Кулаков, Ж.А. Ашуев // Алфавит стоматологии. – №2-3. – 2006. – С.4-6.

28. Кулаков, О.Б. Система стоматологических имплантатов из циркония для замещения дефектов зубных рядов и фиксации эктопротезов лица / О.Б. Кулаков // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Москва, 2007. – 35 с.

29. Кулаков, А.А. Влияние различных по химическому составу покрытий интраоссальных титановых имплантатов на их интеграцию в кость / А.А. Кулаков, А.С. Григорьян, М.Р. Филонов [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. – 2010. – Т. 15/16, №3/4. – С.10-15.

30. Коркин, В.В. Клинико-лабораторная оценка результатов дентальной имплантации у пациентов с полным отсутствием зубов / В.В. Коркин // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2011. – 35 с.

31. Ланцов, Ю.А. Комплексная оценка интеграции имплантатов с наноструктурными биоактивными керамическими покрытиями и костной ткани (экспериментальное исследование) / Ю.А. ланцов // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Саратов, 2011. – 22с.

32. Лясникова, А.В. дентальные имплантаты и плазменное напыление в технологии их производства / А.В. Лясникова, А.В. Лепилин, В.Н. Лясников [и др.] // Саратов: изд-во Сарат. гос. техн. ун-та, 2006. – 192с.

33. Майбородин, И.В. Взаимодействие никелид-титанового имплантата с тканями человека / И.В. Майбородин, В.К. Якушенко, В.И. Майбородина // Архив патологии. – 2007. – №2. – С.50-52.

34. Малорян, Е.Я. Выбор стоматологических имплантатов при различных видах атрофии челюстных костей / Е.Я. Малорян // Стоматология. – 2008. – Т.78. – №5. – С.42-43.

35. Мушеев, И.У. Клиническое обоснование одномоментной нагрузки внутрикостных имплантатов на верхней челюсти / И.У. Мушеев // Алфавит стоматологии. – Москва. – №4. – 2006. – С.6-10.

36. Неробеев, А.И. Остеоинтегрированные дентальные имплантаты и функциональное протезирование в реабилитации пациентов после

реконструкции нижней челюсти васкуляризированным реберным трансплантатом / А.И. Неробеев, Е.В. Вербо, А.А. Кулаков [и др.] // Институт стоматологии. – 2005. – №1(26). – С. 35-37.

37. Нечаева, Н.К. Клинико-рентгенологическая диагностика хирургических осложнений дентальной имплантации / Н.К. Нечаева // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2010. – 24 с.

38. Никитин, А.А. Перспективы применения методики дентальной имплантации в челюстно-лицевой хирургии / А.А. Никитин, В.И. Пьянзин // Российский стоматологический журнал. – 2007. – №2. – С.38-40.

39. Никольский, В.Ю. Современное представление об остеointegrации дентальных имплантатов: микродвижения и неминерализованный контактный слой / Никольский В.Ю. // Стоматология. – 2005. – №5. – С. 74-76.

40. Никольский, В.Ю. Ранняя и отсроченная дентальная имплантация / В.Ю. Никольский // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Самара, 2007. – 34 с.

41. Омеляненко, Н.П. Влияние фетальной костной ткани на репаративную регенерацию кости / Н.П. Омеляненко, О.А. Малахов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Пиророва. – 2009. – №1. – с. 35.

42. Островский, А.А. Остеопластические материалы в современной пародонтологии и имплантологии / А.А. Островский // Новое в стоматологии. – 2002. – №1. – С 23-35.

43. Параскевич, В.Л. Дентальная имплантация. Итоги века / В.Л. Параскевич // Новое в стоматологии. – 2000. – №8, Спец. вып. – С.7-15.

44. Параскевич, В.Л. Дентальная имплантация / В.Л. Параскевич // Новое в стоматологии. – 2006. – №10. – С.48-59.

45. Панов, С.А. Клинические аспекты дентальной имплантации / С.А. Панов // Клиническая имплантология. – 2011. – №3. – С. 55-61.

46. Перова, М.Д. Клиническое и теоретическое обоснование комплексной программы повышения эффективности дентальной имплантации / М.Д. Перова // Автореф. дис. ... докт. мед. наук. – Москва, 1999. – 24 с.

47. Пенкин, Р.В. Обоснование выбора новой конструкции эндооссальных имплантатов при замещении дефектов зубных рядов / Р.В. Пенкин // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2009. – 21с.
48. Раздорский, В.В. Внутрикостные с памятью формы и на костные имплантаты в лечении больных с адентией верхней челюсти / В.В. Раздорский // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – 2009. – Красноярск. – 24 с.
49. Робустова, Т.Г. Немедленная имплантация после удаления зубов / Т.Г. Робустова, А.И. Ушаков, И.В. Федоров // Клиническая стоматология. – 2005. – №3. – С.42-63.
50. Робустова, Т.Г. Осложнения при зубной имплантации / Т.Г. Робустова // Стоматология. – 2012. – №1. – С.19-24.
51. Родионов, И.В. Анодно-оксидные биосовместимые покрытия титановых дентальных имплантатов / Родионов И.В. // Технологии живых систем. – 2006. – №4. – С.28-32.
52. Родионов, И. В. Влияние окисления титана на свойства плазмонапыленных титан-гидрооксипатитовых и оксидных биосовместимых покрытий дентальных имплантатов / И.В. Родионов // Автореферат дис. ... канд. тех. наук. – Саратов, 2007. – 20 с.
53. Суров, О.Н. Применение имплантатов в стоматологии / О.Н. Суров, А.С. Черникис, В.М. Безруков [и др.] // Практик. рекомендации. – Москва, 1995. – 15 с.
54. Суров, О.Н. Имплантат Сурова - альтернатива субпериостальной имплантации / О.Н. Суров // Новое в стоматологии. – 2003. – №8, Спец. вып. – С.47- 52.
55. Топоркова, А.К. Влияние наноструктурированных многофункциональных биосовместимых нерезорбируемых покрытий интраоссальных имплантатов на процесс их интеграции в кость (экспериментально-морфологическое исследование) / А.К. Топоркова // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Москва, 2009. – 25с.
56. Федяев, И.М. Оценка клинической эффективности применения

мембраны аллогенной лиофилизированной твердой мозговой оболочки при непосредственной и ранней отсроченной дентальной имплантации / И.М. Федяев, В.Ю. Никольский // Стоматология. – 2003. – №3. – С.41-55.

57. Фомин, А.А. Плазменно-индукционное нанесение покрытий с улучшенными параметрами биосовместимости при изготовлении дентальных имплантатов / А.А. Фомин // Автореф. дис. ... канд. тех. наук. – Саратов, 2008. – 22с.

58. Хоббек, Д.А. Руководство по дентальной имплантологии / Д.А. Хоббек, Р.М. Уотсон, Л. Сизн // Москва: МЕДпрессинформ, 2007. – 224 с.

59. Хасанова, Л.Р. Клинико-экспериментальное обоснование применения дентальных имплантатов из наноструктурного титана / Л.Р. Хасанова // Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Екатеринбург, 2010. – 24с.

60. Черниченко, А.А. Морфологические аспекты при имплантации титановых конструкций в стоматологии / А.А. Черниченко, Л.Д. Зыкова, Г.Г. Манашев // Сиб. мед. Обозрение. – 2006. – №3. – С. 12-16.

61. Чо, Сунг Ам. Усиление при выкручивании титановых имплантатов с поверхностью, обработанной лазером, из большеберцовой кости кролика / Сунг Ам Чо, Санг-Кио Юнг // Biomaterials. – 2009. – №24. – P.4859-4863.

62. Штанский, Д.В. Адгезионные, фрикционные и деформационные характеристики покрытий Ti-(Ca,Zr)-(C,N,O,P) для ортопедических зубных имплантов / Д.В. Штанский, М.И. Петржик, И.А. Башкова [и др.] // Физика твердого тела. – 2006. – Т.48, №7. – С.1231-1238.

63. Albrektsson, T. Biological aspects of implant dentistry: Osseointegration / T. Albrektsson, C. Hansson, L. Sennerby // Periodontology. – 1994. – Vol.2. – P.58-73.

64. Avrum R.G. Augmentation des Kieferkomms durch Weichgewebe zur Verbesserung der Ästhetik nach ungünstiger Implantatpositionierung-Fallbericht / R.G. Avrum // Intern. J. Periodontol. & restaur. Zahnheilk. – 2009. – Bd.- 15. 3. – S. 273-277.

65. Balshi, T.J. Mandibular rehabilitation: a case study using inferior cadaver

- graft / T.J. Balshi, M.J. Magid // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2005. – Vol.10. – P.589-594.
66. Baschong, W. Surface-induced modulation of human mesenchymal progenitor cells. An in vitro model for early implant integration / W. Baschong, C. Jaquierey, I. Martin et al. // *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* – 2007. – Vol. 117. – №9. – P.906-910.
67. Bosker, H. The transmandibular implant: a 13-year survey of its use / H. Bosker, R.D. Jordan, S. Sindet-Pedersen et al. // *J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2007. – Vol.49. – P.482-492.
68. Branemark, P.I. Repair of defects in the mandible / P.I. Branemark // *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* – 1979. – Vol.4. – P. 100-108.
69. Branemark, P.I. Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies / P.I. Branemark, R. Adell, U. Breine et al. // *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* – 1969. – Vol.3. – P.81.
70. Bruggenkate, CM. Preimplant surgery of the bony tissues/ C.M. Bruggenkate, D.B. Tuinzing // *J. Prosthet. Surg.* – 2006. – P. 175- 183.
71. Buck, B.E. Human bone and tissue allografts / B.E. Buck, T.L. Malinin. // *Clin. Orthop.* – 2004. – Vol.303.-P.8-17.
72. Buser, D. Lateral ridge augmentation using auto grafts and barrier membranes: A clinical study with 40 partially edentulous patients / D. Buser, K. Dula, H.P. Hirt // *J. Oral Maxillofac. Surg.* – 1996. – Vol.54. – P.420.
73. Buser, D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sand-blasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible / D. Buser, D.L. Cochran, R.K. Schenk et al. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2000. – Vol.40. – P.1-11.
74. Carlsson, G.E. Functional response / G.E. Carlsson, T. Haraldson // *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* – 2004. – P.155-163.
75. Carpio, L. Guided bone regeneration around endosseous implants with anorganic bovine bone material. A randomized controlled trial comparing bioadsorbable versus non-resorbable barriers / L. Carpio, J. Loza, S. Lynch et al. //

J. Periodontol. – 2009. – Vol.71. – P.1743-1749.

76. Carr, A. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete denture / A. Carr, W.R. Laney // Int. J. Oral Maxillofac. Impl. – 2007. – Vol.2. – P.101-110.

77. Chin, M. Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: Review of five cases / M. Chin, B.A. Toth // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2006. – Vol.54. – P.45-53.

78. Cooper, L.E. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: Clues for future clinical improvements / L.E. Cooper // J. Prosthet. Dent. – 2006. – Vol 80. – P.439-449.

79. Cooper, L.F. Роль топографии поверхности в регенерации и сохранении кости при установке титановых эндоссальных зубных имплантатов / L.F. Cooper // Новое в стоматологии. – 2008. – №8. – С. 83-92.

80. Cordioli, G. Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces / G. Cordioli, Z. Majzoub, A. Piatelli // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 2010. – №5. – Vol.15. – P.668-674.

81. Cranin, A.N. Atlas of oral implantology / A.N. Cranin, M. Klein, A. Simons // New York: Theme Med. Publ., 2008. – 342 p.

82. Davies, J.E. Mechanisms of endosseous integration / J.E. Davies // Int. J. Prosthodont. – 1998. – Vol.11. – P.391-401.

83. Davies, J.E. The cellular cascades of wound healing. / J.E. Davies // In: Bone engineering. Toronto: em squared Inc. – 2000. – P.81-93.

84. Fotek, P. D. Comparison of dermal matrix and polytetrafluoroethylene membrane for socket bone augmentation / P.D. Fotek, R.F. Neiva, H.L. Wang // A clinical and histologic study. J. Periodontol. – 2009. – Vol.80. – №5. – P.776-785.

85. Fritz, M. Evaluation of consecutively placed unloaded root-form and plate-form implants in adult Macaca mulatta monkeys / M. Fritz // J. Periodontol. – 2004. – Vol.65. – P.788-795.

86. Fritz, M. Analysis of consecutively placed loaded root-form and plate-form implants in adult *Macaca mulatta* monkeys / M. Fritz // *J. Periodontol.* – 2006. – Vol.67. – P.1322-1328.
87. Fukuda, M. Bone grafting technique to increase interdental alveolar bone height for placement of an implant / M. Fukuda, T Takahashi // *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2008. – Vol.44. – P.45-52.
88. Gaggl, A. Distraction implants - a new possibility for augmentative treatment of the edentulous atrophic mandible: case report / A. Gaggl, G. Schultes, H. Karcher // *Brit. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2003. – Vol.37. – P.481-485.
89. Gaggl, A. Scanning electron microscopical analysis of laser-treated titanium implants surfaces – a comparative study / A. Gaggl, G. Schultes, W.D. Muller // *Biomaterials.* – 2008. – №9. – Vol.21. – P.1067-1073.
90. Gruber, R Platelets stimulate proliferation of bone cells: involvement of platelet-derived growth factor, microparticles and membranes / R. Gruber, F. Varga, M.B. Fischer et al. // *Clin. Oral Impl. Res.* – 2007. – Vol.13. – P.529-535.
91. Graves, D.T. Growth factors in periodontal regeneration / D.T. Graves, Y.M. Kang, K. Kose // *Compend. Contin. Edu. Dent.* – 2004. – Vol.18, Suppl. – P.672S-677S.
92. Haga, M., Detailed process of bone remodeling after achievement of osseointegration in a rat implantation model / M. Haga, N. Fujii, K. Nozawa-Inoue et al. // *Anat. Rec. (Hoboken).* – 2009. – Vol.292. – №1. – P.38-47.
93. Howes, R. Platelet derived growth factor enhances demineralized bone matrix induced cartilage and bone formaton / R. Howes, J.M. Bowness, G.R. Grotendorst // *Calcif. Tissue Int.* – 2008. – Vol.42. – P.34-38.
94. Hosseini, M.M. On the relationship between osteoconduction and surface texture during peri-implant osteogenesis / M.M. Hosseini // *Ph.D. dissertation.* – University of Toronto, 2009.
95. Itala, A.I. Pore diameter og more than 100 mm is not requisite for bone ingrowths in rabbits / A.I. Itala, H.O. Ylanen, C. Ekholm // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2008. – №5. – Vol.58. – P.679-683.

96. Jackson, I.T. Skull bone graft in maxillofacial and craniofacial surgery / I.T. Jackson, G. Helden, R. Marx // *I Oral Maxillofac. Surg.* – 1996. – P.949- 955.
97. Jemt, T. Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae: a 15-year follow-up on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses / T. Jemt, J. Johansson // *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* – 2006. – Vol.8. – P.61-69.
98. Keller, E.E. Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses / E.E. Keller, N.B. Roedel, R.P. Desajardins // *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* – 2007. – Vol.2. – P.155-165.
99. Kennedy, E. Partial denture construction / E. Kennedy // *New York: Dental Items of Interest.* – 2008. – Vol.10. – P.335-344.
100. Kent, J.N. Correction of alveolar ridge deficiencies with non-resorbable hydroxyapatite / J.N. Kent // *J. Amer. Dent. Assoc.* – 2002. – Vol.105. – P.99-100.
101. Kieswetter, K. Surface roughness modulates the local production of growth factors and cytokines by osteoblast-like MG-63 cells / K. Kieswetter, Z. Schwartz, T.W. Hummert et al. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2007. – Vol.32. – P.55-63.
102. Kline, R.M. Complications associated with the harvesting of cranial bone grafts / R.M. Kline, S.A. Wolfe // *Plast. Reconstr. Surg.* – 2007. – Vol.95. – P.5-13.
103. Kupp, L.I. Поверхности имплантатов и костеобразование. Клинический отчет / L.I. Kupp // *Стоматолог.* – 2009. – №3. – С.22-23.
104. Lavelle C.L. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses / C.L. Lavelle // *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.* – 2003. – Vol.8. – P.179-184.
105. Lekholm, U. Patient Selection and Preparation In Tissue Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. / U. Lekholm, G.A. Zarb // Branemark P.I., Zarb G., Albrektsson T., editors Berlin Quintessence, 1995. – P.199-209.
106. LeGeros, R.Z. Calcium phosphate materials in restorative dentistry: A review / R.Z. LeGeros // *Adv. Dent. Res.* – 2008. – Vol.2. – P.164-180.

107. Liang, H. Cross-sectional presurgical implant imaging using tuned aperture computed tomography (TACT) / H. Liang, D.A. Tyndall, J.B. Ludlow, L.A. Lang // *Dentomaxillofac Radiol.* – 2002. - Vol.28. – P.232-237.
108. Liang, H. Accuracy of mandibular cross-sectional imaging with tuned-aperture computed tomography (TACT), iteratively reconstructed TACT, and multidirectional, linear, and transverse panoramic tomography / H. Liang, D.A. Tyndall, J.B. Ludlow et al. // *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* – 2008. – Vol.91. – P.594-602.
109. Lindh, C. Radiologic examination for location of the mandibular canal: a comparison between panoramic radiography and conventional tomography / C. Lindh, A. Petersson // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* – 2009. – Vol. – P.249-53.
110. Marcus, P. Complete edentulism and denture use for elders in New England Hi / P. Marcus, A. Joshi, J. Jones // *Prosthet. Dent.* – 1996. – Vol.76. – P.260-265.
111. Markowitz, N.R. Reconstruction of severely atrophic mandibles with cranial bone grafts and Branemark implants Hi. / N.R. Markowitz // *Oral Maxillofac. Surg.* – 2000. – Spec. Issue. – P. 138.
112. Martin, JY Effect of surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63) / J.Y. Martin, Z. Schwartz, T.W. Hummert et al. // *J. Biomed. Mater. Res.* – 2006. – Vol.29. – P.389-401.
113. Meredith, N. mapping implant stability by resonance frequency analysis / N. Meredith, L. Rasmusson, E. Sennerby et al. // *Med. Sci. Res.* – 2007. – Vol.24. – P.191-193.
114. Meyer, U. Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants / U. Meyer, U. Joos, J. Mythili et al. // *Biomaterials.* – 2007. – Vol.25. – P.1959-1967.
115. Misch, C.E. Treatment planning and implant dentistry / C.E. Misch // *Misch Implant Institute Manual.* – Dearborn, 1995.
116. Misch, C.E. Classification of partially edentulous arches for implant dentistry / C.E. Misch, K.W. Judy // *Int. J. Oral Implant.* – 1997. – Vol.4. – P.7-12.

117. Misch, L.S. Denture satisfaction: a patient perspective / L.S. Misch, C.E. Misch // *Int. J. Oral Implantol.* – 2001. – Vol.7. – P.43-48.
118. Misch C.E., Dietsh F. Bone grafting materials / C.E. Misch, F. Dietsh // *Implant Dent.* – 2003. – Vol.2. – P. 158-167.
119. Misch, C.E. Contemporary implant dentistry / C.E. Misch // St. Louis etc.: Mosby, 2009. – P. 684.
120. Moy P., Lundgren S., Holmes R.E. Maxillary sinus augmentation Hislomorphomet TK analysis of graft materials for maxillaiy sinus floor augmentation / P. Moy, S. Lundgren, R.E. Holmes // *Intern. J. Oral Maxtllofac. Surg.* – 2012. – Vol. 51-54.
121. Mustafa, K. Determining optimal surface roughness of TiO (2) blasted titanium implant material for attachment, proliferation and differentiation of cells derived from human mandibular alveolar bone / K. Mustafa, A. Wennerberg, J. Wroblewski et. al. // *Clin. Oral. Implant. Res.* – 2011. – №5. – Vol.12. – P.515-525.
122. Niederwanger, M. Demineralized bone matrix supplied by bone banks for a carrier of recombinant human bone morphogenetic protein (rhBMP-2) a substitute for autogenic bone grafts / M. Niederwanger, M.R. Urist // *J. Oral Implantol.* – 2002. – Vol.22. – P.210-215.
123. Ogiso, M. The delay method, a new surgical technique for enhancing the bone-binding capability of HAP implants to bone surrounding implant cavity preparation / M. Ogiso, Y. Yamashita, T. Jabata // *J. Biomed. Mater. Res.* – 1994. – Vol.28. – P.805-812.
124. Ohtsu, A Histological Investigation on Tissue Responses to Titanium Implants in Cortical Bone of the Rat Femur / A. Ohtsu, H. Kusakari, T. Maeda et al. // *J. Periodontol.* – 1997. – №3. – Vol.68. – P.270-282.
125. Oikarinen, K. General and local contraindications for endosseal implants - an epidemiological panoramic radiographic study in 65 year old subjects / K. Oikarinen, A.M. Raustia, M. Hartikainen // *Community Dent. Oral Epidemiol.* — 2005. – Vol.23. – P.114-118.

126. Paraskevich, V.L. The Radix dental implant system - Conception, Hardware, Clinical use / V.L. Paraskevich // New Delphi: Appolo Publ. Gr., 1997. – P.22-51.
127. Perry, T. Ascending ramus offered as alternate harvest site for onlay bone grafting / T. Perry // Dent. Implantol. Update. – 2007. – Vol.3. – P.21-24.
128. Perry, R.T. Reconstruction of advanced mandibular resorption with both subperiosteal and root-form implants / R.T. Perry // Implant Dent. – 1998. – Vol.7. – P.94-102.
129. Pikos, M.A. Block autografts for localized ridge augmentation: Part II. The posterior mandible / M.A. Pikos // Implant Dent. – 2000. – Vol.9. – P.67-75.
130. Pisanec, S. Bioactivity of TiN-coated titanium implants / S. Pisanec, L.C. Ciacchi, E. Vesselli et al. // Acta Materialia. – 2004. – Vol.5. – P. 1237-1245.
131. Puleo, D.A. Understanding and controlling the bone-implant interface / D.A. Puleo, A. Nancib // Journal of Cellular Biochemistry. – 2004. – Vol.56. – №3. – P.340-347.
132. Polley, J.W. Management of severe maxillary deficiency in childhood and adolescence through distraction osteogenesis with an external, adjustable, rigid distraction device / J.W. Polley, A. Figueoa // J. Craniofac. Surg. – 2007. – Vol.8. – P.181-186.
133. Rammelt, S. Coating of titanium implants with type-I collagen / S. Rammelt, E. Schulze, R. Bernhardt et al. // J. of Orthop. Research. – 2004. – Vol.22. – №5. – P. 1025-1034.
134. Rigo, E.C.S. Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants / E.C.S. Rigo, A.O. Boschi, M. Yoshimoto et al. // Materials Science and Engineering. – 2006. – Vol.24. – P.647-651.
135. Robinson, P.P. Equipment and methods for simple sensory testing / P.P. Robinson, K.G. Smith, F.P. Johnson et al. // Br. J. Oral Maxillofac. Surg. – 1992. – Vol.30. – P.387-389.
136. Romanos, G.E., Histologic and Histomorphometric Findings From Retrieved, Immediately Occlusally Loaded Implants in Humans / G.E. Romanos, T. Testori, M. Degidi et al. // J. of Periodontology. – 2005. – Vol.76. – №11. – P.

1823-1832.

137. Romas, L.E. Creating the computed tomography image. / L.E. Romas // Introduction to Computed Tomography. Williams & Wilkins, Baltimore. – 2005. – Vol.8. – P.181-186.
138. Schroeder, A. Uber die Anlagerung von Osteozement an einen belasteten Implantatkorper / A. Schroeder // Schweiz. Mschr. Zahnheilk. – 1978. – Vol.88. – P.1051-1065.
139. Schwatz, Z. Ability of deproteinized cancellous bovine bone to induce new bone formation / Z. Schwatz, T. Weesner, S. Dijk // J. Periodontol. – 2000. – Vol.71. – P.1258-1269.
140. Scipioni, A. Bone regeneration in the edentulous expansion technique: histologic and ultrastructural study of 20 clinical cases / A. Scipioni, G.B. Bruschi, G. Calesini // Int. J. Period. Restor. Dent. – 1999. – Vol.19. – P.269-277.
141. Shigematsu, I. Surface hardening treatment of pure titanium by carbon dioxide laser / I. Shigematsu, M. Nakamura, N. Saitou // J. Mater. Sci. Lett. – 2012. – №9. – Vol.19. – P.967-970.
142. Shtansky, D.V. Multifunctional Biocompatible Nanostructured Coatings for Load-Bearing Implants / D.V. Shtansky, A.S. Grigoryan, E.A. Levashov et al. // Surface and Coatings Technology. – 2008. – Vol.201. – P.4111-4118.
143. Simon, M. Treatment of dehiscences and fenestrations around dental implants using resorbable and nonresorbable membranes associated with bone auto grafts: A comparative study / M. Simon, U. Misitano, L. Gionso // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. – 1999. – Vol.12. – P.159-167.
144. Solar, P. Dental CT in the planning of surgical procedures. Its significance in the oro-maxillofacial region from the viewpoint of the dentist / P. Solar, A. Gahleitner // Radiologe. – 1999. – Vol. 39. – P.1051-63.
145. Sonic, M. Comparison of the Accuracy of Periapical, Panoramic, and Computerized Tomographic Radiographs in Locating the Mandibular Canal / M. Sonic, J. Abrahams, R.A. Faiella // Int. J. Oral Maxillofac. Impl. – 2004. – Vol. 9. – P.455-460.

146. Stefflik, D. Osteoblast activity at the dental implant-bone interface / D. Stefflik // J. Periodontol. – 2004. – Vol.65. – P.404-412.
147. Stover, J. Bone response of restored implants in alveolar ridges augmented with distraction osteogenesis / J. Stover // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2006. – Vol.55, Suppl. – P.71-72.
148. Sul, Y.-T. The roles of surface chemistry and topography in the strength and rate of osseointegration of titanium implants in bone / Y.-T. Sul, B.-S. Kang, C. Johansson et al. // J. Biomed. Mater. Res. – 2009. – Vol.89. – P.942-950.
149. Tallgren, A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years / A. Tallgren // J. Prosthet. Dent. – 2009. – Vol.89. – P.427-435.
150. Tevepaugh, D.B. Are mandibular third molars a risk factor for angle fractures? A retrospective cohort study / D.B. Tevepaugh, T.B. Dodson // J. Oral Maxillofac. Surg. – 2006. – Vol. 53. – P.646-9.
151. Truhlar, R.S. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants / R.S. Truhlar, I.H. Orenstein, H.F. Morris et al. // J Oral Maxillofac. Surg. – 2005. – Vol. 55. – P. 38-45.
152. Traavik, T. Peripheral facial palsy and coincidental cytomegalovirus infection or reactivation / T. Traavik, G. Storvold, A. Sundsfjord et al. // Scan. J. Infect. Dis. – 2006. – Vol. 15. – P.233-333.
153. Thompson, G.W. The impact of the demographics of aging and the edentulous condition on dental care services / G.W. Thompson, P.S. Kreisel // J. Prosthet. Dent. – 2008. – Vol.79. – P.56-59.
154. Tolman, D.E. Reconstructive procedures with endosseous implants in grafted bone: a review of literature / D.E. Tolman // Int. J. Oral Maxillofac. Impl. – 2005. – Vol.10. – P.275-294.
155. Urbani, G. Distraction osteogenesis to achieve mandibular vertical bone regeneration: a case report / G. Urbani, G. Lombardo, E. Santi et al. // Int. J. Periodont. Restorat. Dent. – 2008. – Vol.19. – P.321-331.
156. Vercellotti, T. Piezoelectric Surgery in Implantology: A Case Report – A

New Piezoelectric Ridge Expansion Technique / T. Vercellotti // Int. J. Period. Restor. Dent. – 2000. – Vol.20. – P.359-365.

157. Verhoeven, J.W. The combined use of ensosteal implants and iliac crest onlay grafts in the severely atrophic mandible: a longitudinal study / J.W. Verhoeven, M.S. Cune, M. Terlou // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. – 2007. – Vol.26. – P.351-357.

158. Wachtel, H.C. Implantation von porösen Hydroxylapatit in parodontale Knochentaschen / H.C. Wachtel, C. Noppe // Dtsch. Zahnarzt. – 2009. – Bd.44, №4. – P. 277-278.

159. Wautter, P. Implant endo osseux et prothèse adjointe maxillaire / P. Wautter // Chir Dent. Fr. – 2011. – Vol. 61. – P 43-47.

160. Weissner W., Buresch A. Oberkieferrestauration mit Implantaten / W. Weissner, A. Buresch // Dent. Labor. – 2011. – Bd. 49, №2. – S. 29-36.

161. Weber, R.A. A randomized prospective study of polyglycolic acid conduits for digital nerve reconstruction in humans / R.A. Weber, W.C. Breidenbach, R.E. Brown // Plast. Reconstr. Surg. – 2007. – Vol. 106(5). – P. 1036-45.

162. Wennerberg, A. Torque and histomorphometric evaluation of c.p. titanium screws blasted with 25-µm and 75-µm sized particles of Al₂O₃ / A. Wennerberg, T. Albrektson, J. Lausmaa // J. Biomed. Mater. Res. – 2011. – Vol.30. – P.251-260.