

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

На правах рукописи

БАЙРИКОВ АЛЕКСЕЙ ИВАНОВИЧ

**ОСОБЕННОСТИ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ С ОПОРОЙ НА ДЕНТАЛЬНЫЕ
ИМПЛАНТАТЫ ИЗ НЕТКАНОГО ТИТАНОВОГО МАТЕРИАЛА СО
СКВОЗНОЙ ПОРИСТОСТЬЮ**

14.01.14 - Стоматология

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
доктор медицинских наук,
профессор Тлустенко В.П.

Самара - 2016

Оглавление

Список сокращений.....	4
Введение.....	5
Глава 1.Обзор литературы.....	13
1.1 Материалы, применяемые для создания дентальных имплантационных систем.....	13
1.2 Современные и классические подходы к решению биомеханических проблем в ортопедической стоматологии и дентальной имплантологии	18
1.3 Классическое и современное понимание напряженно-деформированного состояния костной ткани вокруг винтового имплантата.....	24
Глава 2. Материалы и методы исследования.....	31
2.1 Клинический материал	31
2.2 Клинические методы	36
2.3 Рентгенологические методы	39
2.4 Специальные методы	42
2.4.1 Денситометрия.....	42
2.4.2 Периотестометрия.....	45
2.5 Статистические исследования.....	46
Глава 3.Технические предпосылки создания дентальных имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.....	49
Глава 4.Экспериментально-математическое обоснование применения дентальных имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.....	59
4.1 Результаты исследования при вертикальной нагрузке.....	62
4.2 Результаты исследования при горизонтальной нагрузке.....	67

Глава 5. Результаты собственных исследований и их обсуждение.....	71
5.1 Методики ортопедического лечения пациентов с дефектами зубных рядов с применением имплантатов из НТМСП.....	71
5.2 Результаты клинических исследований	93
5.3 Результаты дополнительных методов исследования.....	97
5.3.1 Рентгенологическая оценка результатов.....	97
5.3.2 Анализ данных денситометрических исследований.....	99
5.3.3 Анализ данных периотестометрии.....	104
Заключение.....	107
Список используемой литературы.....	124

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

Абс	- абсолютное число;
ВНЧС	- височно-нижнечелюстной сустав;
В\ч	- верхняя челюсть;
Н\ч	- нижняя челюсть;
КТ	- компьютерная томограмма;
МПКТ	- минеральная плотность костной ткани;
НДС	- напряженно – деформированное состояние;
НТМСП	- нетканый титановый материал со сквозной пористостью;
ОПТГ	- ортопантомограмма;
ПИ	- пародонтальный индекс.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В настоящее время проблема восстановления дефектов зубных рядов в клинике ортопедической стоматологии является актуальной [1, 29]. По данным литературы тенденция нуждаемости населения в ортопедическом лечении зубочелюстной системы не уменьшается, и этот показатель доходит до 70% [93]. Пациенты с дефектами зубных рядов и аномалиями окклюзии имеют функциональные и эстетические нарушения, которые существенно понижают качество жизни [97]. Одним из современных методов ортопедического лечения частичного и полного отсутствия зубов является зубное протезирование с использованием дентальных имплантатов [26]. Дентальные имплантаты стали неотъемлемой частью современной стоматологии и значительно расширили спектр возможностей восстановления зубного ряда [84]. Съемные ортопедические конструкции в сравнении с несъемными с опорой на дентальные имплантаты имеет ряд недостатков, обусловленных характером и типом фиксации, объемом пластмассы в полости рта, временем адаптации к протезам, а также невысоким показателем эстетического компонента и жевательной эффективности [5, 57]. Во многих клинических ситуациях традиционные съемные протезы могут быть замещены на ортопедические конструкции с опорой на дентальные имплантаты. Новые возможности позволяют повысить качество жизни пациента и более полно удовлетворить его функциональные и эстетические требования.

Однако естественные зубы обладают физиологической подвижностью благодаря связочному аппарату [147, 157], что отличает их от анкилозированных имплантатов, не имеющих связочного аппарата. В норме физиологическая подвижность зубов варьирует в пределах 80-100 мкм в горизонтальной плоскости и в вертикальной плоскости от 30 мкм у премоляров до 80 мкм у моляров [147]. Доказано, что остеоинтегрированные имплантаты неподвижны, поэтому не рекомендуют в несъемную ортопедическую конструкцию включать зубы и имплантаты. Использование биопокровов значительно повышает

остеоинтеграцию имплантатов, что сказывается на их стабилизации [7]. Ортопедическая конструкция с опорой на имплантаты планируется и создается таким образом, чтобы бугры жевательной поверхности имели пологий скат ($25\pm 5^\circ$), окклюзионные поверхности имели контакты с зубами-антагонистами, расположенные ближе к основанию бугра (расстояние между окклюзионными поверхностями 8-10 мкм). Подобный алгоритм построения окклюзионной поверхности ортопедической конструкции направлен на уменьшение или устранение чрезмерной нагрузки на дентальный имплантат [109].

Клинические и гистологические исследования показали сходство между мягкими тканями, окружающими имплантаты и зубы [123]. Более того, сходство распространяется на структурные особенности кератонизированной десны и эпителия бороздки, которая контактирует с титановыми абатментами. Коллагеновые волокна неприкрепленной маргинальной десны выходят из цемента и направляются перпендикулярно поверхности зуба, в то время как коллагеновые волокна вокруг имплантата идут параллельно его поверхности или поверхности абатмента и выходят из гребня кости [161]. При наличии кератонизированной ткани вокруг текстурированной поверхности имплантата, коллагеновые волокна могут быть направлены горизонтально и срастаться с ней, что негативно влияет на устойчивость имплантата [113]. Эти морфологические данные наводят на мысль, что необходимо идти по пути создания имплантатов нового поколения, например со сквозной, пористой структурой. Это даст возможность кости «прорасти» в имплантаты, а кератинизированной слизистой оболочке в пришеечной части абатмента образовывать искусственную круговую связку, так называемую периимплантатную манжетку. Это изменит подходы к созданию ортопедических конструкций. Поэтому использование ортопедических конструкций с опорой на дентальные имплантаты со сквозной пористостью в настоящее время является не достаточно изученной проблемой.

Степень разработанности темы исследования

В отечественной и зарубежной литературе постоянно обсуждаются задачи разработки и внедрения в клиническую практику новых конструкций дентальных

имплантатов и материалов, из которых они изготовлены (Гюнтер В.Э., 2010; Кулаков А.А., 2015; Premnath K. et al., 2013; Spahn F.P. et al., 2014).

Для долгосрочного и прогнозируемого результата протезирования с опорой на дентальные имплантаты необходимо наличие максимальной площади для остеоинтеграции поверхности внутрикостной части имплантата. Разработаны различные методы текстурирования поверхности имплантатов и описаны современные методики покрытия внутрикостных частей имплантатов биосовместимыми материалами, обеспечивающие большую площадь соприкосновения с костью (Лясников В.Н., 2014; Ушаков А.И., 2015).

Однако процессы остеоинтеграции являются одной из сложнейших задач дентальной имплантологии. Применение новых методик оптимизации гистогенеза тканей в периимплантантной области не всегда является управляемым процессом.

Описаны различные техники хирургической объемной реконструкции альвеолярной кости для повышения биомеханических свойств дентального имплантата. Тем не менее, все они предусматривают дополнительную операционную травму, удлиняют сроки имплантологического лечения и не всегда обеспечивают необходимую биомеханическую стабильность имплантата (Панин А.М., 2014; Дробышев А.Ю., 2015).

В связи с этим весьма важной задачей дентальной имплантологии является разработка новых высокоэффективных конструкций имплантатов, обладающих достаточной биомеханической устойчивостью, что позволит моделировать оптимальную поверхность ортопедической конструкции и повысит эстетичность протеза.

Цель исследования: обосновать особенности протезирования пациентов с опорой на дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью на основе их технического совершенствования.

Задачи исследования

1. Изучить результаты ортопедического лечения пациентов с опорой на дентальные имплантаты за 2011-2015 годы винтовой конструкции без сквозной пористости по данным ГБУЗ СО «ССП №3», кафедры челюстно-лицевой

хирургии и стоматологии ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России и клиники ООО «ДЕНС».

2. Разработать технологию изготовления внутрикостных пористых частей дентальных имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

3. Изучить методом многофакторного математического моделирования напряженно – деформированное состояние костной ткани на нижней челюсти вокруг имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

4. Обосновать конструктивные особенности ортопедических протезов с опорой на дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

5. Провести в сравнительном аспекте анализ клинических результатов ортопедического лечения и данных дополнительных методов обследования пациентов с имплантатами из нетканого титанового материала со сквозной пористостью и имплантатов винтовой конструкции.

Научная новизна исследования

Впервые научно обоснована технология получения нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Это расширило научное понимание метода холодного прессования и теоретически подтвердило сверхэластические свойства спирали, изготовленной из тонкой нити (диаметр 0,05мм) титана марки ВТ 1-00, обеспечивающие дополнительную первичную стабильность имплантата конструкции автора (патент РФ на полезную модель №125460 от 10.03.2013).

С помощью методов многофакторного компьютерного моделирования исследована биомеханическая модель «дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью – костная ткань», позволившая научно обосновать демпферные свойства имплантата.

Изучено напряженно - деформированное состояние костной ткани вокруг дентальных имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью, что дало возможность научно обосновать биомеханическую

совместимость конструкции «коронка - дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью» с окружающей костной тканью.

Научно доказаны преимущества нетканого титанового материала со сквозной пористостью в условиях динамической, знакопеременной и продолжительной деформации под действием жевательной нагрузки.

Демпферные свойства нетканого титанового материала со сквозной пористостью позволили теоретически обосновать методологические подходы конструирования и изготовления индивидуальных дентальных имплантатов конструкции автора путем метода холодного прессования.

Теоретическая и практическая значимость

Впервые доказаны демпферные свойства металлической спирали, изготовленной из титановой нити диаметром 0,05 мм. Это дало возможность использовать её для изготовления пористых дентальных имплантатов.

Впервые в производстве дентальных имплантатов использован метод наружного холодного прессования с усилием 750 Н, что исключает химические и биомеханические изменения нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

Разработанный и внедренный в клиническую практику дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью позволяет расширить показания к имплантологическому лечению в условиях малого объема костной ткани за счет биомеханических свойств имплантата.

Пористость и демпферные свойства внутрикостной части имплантата дают возможность изготовить ортопедическую конструкцию близкую к анатомии естественного зуба.

Разработанная новая конструкция имплантата позволила автору изготовить опытный образец и внедрить его в серийное производство.

Методология и методы исследования

В ходе ортопедического лечения 111 пациентов с дефектами зубных рядов сформировано 2 группы (основная и контрольная группы). В основной группе под наблюдением состояло 68 (61,3%) человек. Всем пациентам этой группы

установлены имплантаты конструкции автора из НТМСП, во 2-ой группе (контрольной) 43 (38,7%) пациента. Им проводили протезирование с опорой на винтовые дентальные имплантаты, не имеющие сквозной пористости.

Проведен анализ современных литературных источников по проблеме протезирования с использованием зубных имплантатов. В процессе диссертационного исследования были использованы общеклинические и дополнительные методы диагностики, включая ОПТГ, КТ, периотестометрию и денситометрию.

Математическая обработка данных проведена на персональном компьютере Intel ® Core (TM) i7 CPU в среде Windows 10 с использованием программы Microsoft Office Excel 2016, статистического пакета Statistica 6.0.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Конструкция дентального имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью, показатели напряженно – деформированного состояния костной ткани вокруг имплантата (патент РФ на полезную модель №125460 от 10.03.2013).
2. Технология получения внутрикостной части дентального имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью методом холодного прессования.
3. Данные клинических обследований применения дентальных имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.
4. Результаты дополнительных методов обследования функционирования дентальных имплантатов конструкции автора.

Степень достоверности

Обоснованность и достоверность полученных результатов обеспечена достаточным объемом научного исследования и проанализированного материала; положительными исходами имплантаций дентальных имплантатов собственной конструкции, подтвержденными современными методами исследований и методами статистической обработки с привлечением доказательной медицины.

Апробация результатов

Результаты исследования доложены и обсуждены: на научно –практической конференции с международным участием «Аспирантские чтения - 2014» (г.Самара, 2014); секции челюстно-лицевых хирургов и хирургов – стоматологов (г.Самара, 2014); на Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Актуальные вопросы стоматологии» (г.Уфа, 2014); на областной научно-практической конференции “Актуальные вопросы хирургии” (г.Оренбург, 2014); на научно – практической конференции с международным участием «Аспирантские чтения - 2015» (г.Самара, 2015); на международной конференции «Актуальные вопросы применения 3D-технологий в современной стоматологической практике» (г.Казань, 2015); на Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Актуальные вопросы стоматологии» (г.Уфа, 2015).

Диссертация апробирована 17 марта 2016 г. (протокол №1) на совместном заседании кафедр терапевтической, ортопедической стоматологий, стоматологии детского возраста, челюстно-лицевой хирургии и стоматологии, стоматологии ИПО ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России.

Личное участие автора

Автором определены цель и задачи комплексного научного исследования, осуществлен подробный анализ современной отечественной и зарубежной литературы по изучаемой проблеме, детально разработаны этапы исследования.

Автором лично выполнен отбор пациентов, которые были разделены на 2 группы, организованы клинико–лабораторные, рентгенологические, периотестометрические и денситометрические исследования. Проведено предварительное обследование и протезирование на имплантатах 111 пациентов.

Разработан и внедрен в клиническую практику дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью, разработаны индивидуальные ортопедические конструкции. На основании полученных результатов проведен подробный анализ с последующей статистической обработкой методами доказательной медицины.

Для проведения научных исследований выигран грант Всероссийского уровня «УМНИК на СТАРТ»(2011), что дало возможность довести конструкцию до серийного образца. В рамках постановления № 217 РФ организовано ООО «Смарт Имплант», получено свидетельство на промышленный образец, начато серийное производство имплантатов конструкции автора.

Таким образом, личное участие автора в получении научных результатов составляет не менее 90%.

Внедрение результатов исследования в практику

Данные, полученные в результате диссертации, внедрены в учебный процесс кафедры ортопедической стоматологии ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России, в лечебный процесс ООО «Альфа Дент» и ГБУЗ СО «Самарская стоматологическая поликлиника №3».

Публикации результатов работы

Ключевые положения настоящей диссертации представлены в 7 печатных работах. Из них 4 в изданиях, рекомендованных ВАК Минобрнауки России; получен 1 патент РФ на полезную модель (№125460).

Объём и структура диссертации

Диссертационная работа изложена на 144 страницах машинописного текста включает введение, 5 глав собственных исследований, заключение, выводы, практические рекомендации и список литературы. Диссертация содержит 22 таблицы и 71 рисунок. Библиографический список содержит 167 источников, из них отечественных 103 и зарубежных авторов 64.

Связь темы диссертационного исследования с планом основных научно-исследовательских работ университета

Диссертационное исследование соответствует паспорту научной специальности 14.01.14 - стоматология. Работа выполнена в рамках комплексной научной темы ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России. Номер государственной регистрации темы - 01201067394 от 16.12.2010 г.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Материалы, применяемые для создания дентальных имплантационных систем

В последние годы дентальная имплантация стала наиболее востребованным методом лечения полного или частичного отсутствия зубов. Сегодня трудно представить стоматологическую реабилитацию пациентов без использования метода дентальной имплантации [62]. Данный метод обеспечивает не только хороший эстетический результат, а также восстанавливает функции зубочелюстной системы за счет специфического соединения имплантата с костной тканью [37].

Винтовой имплантат первоначально был предложен Branemark [107] для двухэтапной имплантации. При последней, интеграция имплантата проходит под слизистой оболочкой полости рта, после чего имплантат раскрывают и устанавливают на него формирователь десны.

На поверхности титановых имплантатов (содержание титана 99,75%) при контакте с воздухом или водой образуется оксидная пленка. Она предотвращает процесс коррозии и способствует процессу остеоинтеграции при условии соблюдения сроков приживания имплантатов [79]. Под микроскопом можно увидеть непосредственный контакт между имплантатом и костной тканью без промежуточного соединительнотканного слоя.

Обширные, классические исследования Branemark указывают на самую высокую биосовместимость с костной тканью, из всех металлов чистого титана. Титан, введенный в специально подготовленное костное ложе, образует с ним прочное соединение, которое в литературе называется остеоинтеграцией [162]. Остеоинтеграция имплантатов в начальном периоде развития хирургической имплантологии не превышала показатель в 60% [69]. В настоящий момент этот показатель по данным некоторых авторов доходит до 90% [68]. Данный вид соединения имеет не только анатомическое, но и функциональное значение. Чем интимнее связан имплантат с костной тканью, тем большую нагрузку он способен выдержать [19]. Поэтому основная масса исследователей пришла к заключению,

что имплантат должен быть изготовлен из титана. Однако, титан не обладает достаточными прочностными свойствами [45]. Поэтому в клинической практике в настоящее время используют различные металлические сплавы на основе титана [30, 32, 73]. Гистологические исследования, проведенные на клетках и животных, выявили негативное действие примесей титана [88]. Исследования, проведенные на кафедре челюстно-лицевой хирургии МГМСУ, показали, что содержащийся в сплаве Ti-6Al-4V (отечественный аналог ВТ-6) алюминий и ванадий увеличивает прочность сплава. Тем не менее, ванадий оказывает токсическое действие на биологические объекты [84]. Исходя из этого, следует ориентироваться на чистый титан Grade 4 по стандарту ASTM.

В конце прошлого столетия стали применяться новые материалы, относящиеся к группе титана. Ярким представителем является цирконий [158]. При этом следует указать, что цирконий в чистом виде в имплантологии не применяется, а применяется в виде сплава. Содержание этих примесей определяется десятками долями процента. Если в титановых сплавах содержится ванадий, алюминий и железо, то в циркониевом сплаве Э125 ванадий отсутствует, а алюминий содержится в тысячных долях процента. Исключением является ниобий, который введен в состав сплава для увеличения твердости [96]. В результате проведенных токсикологических исследований Э125 циркониевого сплава установлено его инертное поведение в тканях [52]. Однако, как указывают исследователи [131], он не нашел достаточно широкого применения в клинической практике из-за хрупкости, низких физико - механических свойств и высокой стоимости.

В последние десятилетия широкое распространение в дентальной имплантологии нашли дентальные имплантаты с памятью формы [9, 84]. Металлические сплавы с памятью формы имеют большое значение в медицине, особенно в стоматологии. Из них изготавливают эндопротезы суставов, фиксирующие пластины, а также дентальные имплантаты [63]. Трудности, возникающие при использовании ненатуральных материалов в качестве имплантатов, в том числе и сплавов с памятью формы, связаны с открытием

закона «запаздывания» (явления гистерезисного поведения биологических тканей) - по закону запаздывания поведение биологических систем организма при приложении нагрузки и при разгрузке, происходит необратимое поглощение энергии, при котором изменяется форма тканей. Из всего спектра материалов: тантал, титан, нержавеющие стали не проявляют, в отличие от биологических тканей, гистерезисных свойств [51]. Из существующих материалов, по мнению исследователей, гистерезисному поведению в области температур функционирования тканей организма соответствуют сплавы с памятью формы на основе никелид титана [71]. Морфологические исследования показали, что мезенхимальные клетки отрицательно реагируют на никелид титановый сплав, изменяя форму в зависимости от окружающей температуры, а наличие в сплаве никеля, ограничивает широкое применение сплавов на основе никелида титана из-за его токсического действия на организм [61, 122, 130, 158].

Ряд ученых пришел к выводу, что для повышения эффективности имплантатов, используемых в челюстно-лицевой хирургии и имплантологии, необходимо повысить их функциональные и биологические свойства [7, 33, 85, 88, 143]. Механические качества имплантата можно улучшить с помощью изменения поверхности, а именно придания ей шероховатости - текстурированности [11, 64, 65, 82, 112]. Одной из главных задач биомедицинского материаловедения является решение вопроса о биосовместимости имплантатов с помощью повышения физико-механических и биологических характеристик используемых медицинских материалов [74]. Известно, что любой отдельно взятый материал может обладать требуемыми параметрами по всему объему, но свойства его поверхности могут не обладать таким необходимым показателям, как, например, шероховатость, биосовместимость или износостойкость [89]. Текстурированность отражает только физические свойства поверхности.

Однако, это не единственный критерий, влияющий на эффективность имплантата [58]. Немаловажное значение при конструировании дентальных имплантатов имеет структура поверхности, которая напрямую влияет на

способность к взаимодействию элементов биотехнической системы «зубной протез - имплантат - костная ткань». Анализ проведенных исследований показал, что для оптимального течения процесса остеоинтеграции поверхность должна быть микроструктурной. Причем в виде полусферических поверхностных пор с размером глубины от 1,5 до 4 мкм в диаметре [117]. Пористые имплантаты в сочетании с текстурированной поверхностью оказывают наибольшее сопротивление в тесте при выкручивании [120].

Также важными являются биологические параметры покрытия [31, 50]. Ряд исследователей отмечает, что нанесение биоинертных и биологических покрытий на имплантат повышают его биосовместимость [7, 85, 130]. Комбинация «имплантат + покрытие» позволяет объединить высокие механические свойства основного материала и биологические качества покрытия, которые придают поверхности имплантата наиболее приближенные свойства к нативной костной ткани [2, 14]. Чаще всего в качестве биологически активных компонентов для покрытий используют гидроксиапатит, трикальцийфосфат, тетракальцийфосфат или оксиды биосовместимых металлов [35, 39, 81, 101].

Наиболее широкое применение для создания биологического покрытия дентальных имплантатов получили соединения на основе гидроксиапатита.

Известно, что гидроксиапатит кальция ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH}_2)$) является основным неорганическим компонентом костной ткани человека. Ряд исследователей утверждает, что существующий интерес к материалам на основе гидроксиапатита обусловлен широкими возможностями их применения в стоматологии [55, 103, 129, 132]. Данные композиты усиливают пролиферативную активность остеобластов и стимулируют процессы остеобразования, замедляют развитие воспалительного процесса в костном ложе имплантата [43]. Особенно эти параметры важны в репаративном аспекте, так как используемые имплантаты должны замещать костную ткань и воспринимать соответствующую нагрузку [156]. По биологическим свойствам гидроксифосфат кальция является инертным, не оказывает токсического действия на ткани макроорганизма.

Однако, как утверждает ряд авторов, действие гидроксиапатита зависит от

размеров его частиц, а именно максимальные биологические свойства проявляют частицы наногидроксиапатита [44, 141, 145]. Несмотря на большой спектр вариантов его синтеза, получение наночастиц вызывает определенные трудности. Для процессов синтеза в водных растворах необходимо много времени для созревания кристаллов (как правило, более 28 суток). Также на начальном этапе всегда образуется аморфный продукт [56,163], а при отжиге образующихся компонентов происходит увеличение кристаллов, которые уже не являются наноразмерными. Не до конца изученным остается резорбируемость кристаллов определенной структуры, состава и размера на поверхности импрегнированного имплантата. Также не до конца освященным остается вопрос о механизме связывания гидроксиапатита биополимерами, участвующими в образовании костной ткани [68].

Наряду с соединениями гидроксиапатита, для создания биоактивных поверхностей, способствующих процессу остеоинтеграции, активно применяется трикальцийфосфаты ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) [13, 27]. На базе кафедры факультетской хирургической стоматологии и имплантологии МГМСУ были проведены клинические и гистологические исследования, которые показали высокие остеоинтегративные свойства использованных дентальных имплантатов с покрытиями на основе β -трикальцийфосфата [41]. Материал представлен в виде порошка, гранул или компактных блоков. Он нашел широкое применение при замещении и восполнении костных дефектов челюстей и черепно-лицевых костей. Особенностью его применения является комбинирование его с гидроксиапатитом в виде композиционного соединения. Это связано с недостаточностью процесса резорбирования гидроксиапатита в биологических средах организма. С помощью трикальцийфосфата, введенного в состав композита, регулируется скорость этого процесса. Однако, трикальцийфосфат в чистом виде не проявляет пролонгированных биологических свойств. Некоторые исследователи отмечают наличие свободного титана при нанесении покрытия на титановую подложку и низкое соотношение кальция к фосфатам, что может негативно сказываться на биологическом потенциале дентального имплантата

[101]. Также данный материал по строению и физико-механическим параметрам приближен к гидроксиапатиту [3], что делает прогнозирование результатов имплантологического лечения с применением данного вида покрытия сомнительным.

Особую роль в большом спектре покрытий имплантатов занимают нетоксичные металлооксидные покрытия [77, 80]. Данного вида металлопокрытий, можно добиться с помощью газотермического и электрохимического оксидирования посредством использования различных электролитов и газовых сред [76].

Использование подобного рода покрытий в первую очередь направлено на придание антикоррозионных свойств металлической основе имплантата, которая подвергается воздействию биологических жидкостей (кровь, лимфа, тканевая жидкость) [8, 75]. Однако ряд исследователей в своих работах отмечает тот факт, что имплантаты с оксидным покрытием обладают лишь биоинертностью, но не антимикробными свойствами [78, 83]. Поэтому антибактериальный эффект возможно реализовать лишь посредством введения в их состав элементов с антисептическими параметрами, то есть модифицировать поверхность имплантата препаратами с антимикробной активностью [28, 66].

Таким образом, используемые покрытия дентальных имплантатов повышают остеointegrативные свойства, но не увеличивают площадь соприкосновения с костной тканью.

1.2 Современные и классические подходы к решению биомеханических проблем в ортопедической стоматологии и дентальной имплантологии

Рациональная установка и оптимальное расположение имплантатов в кости челюсти создают условия для долгосрочного успеха процесса остеointegrации и функционирования ортопедической конструкции. Однако, анатомические образования челюстей не всегда дают возможность имплантологу достичь желаемых результатов после установки имплантатов. Особенности анатомии челюсти показывает, что природа предоставила человеку большую площадь поверхности зубного ряда в виде многокорневых зубов в области оказания

наибольшей осевой нагрузки. На резцы и клыки, например, оказывается максимальная латеральная нагрузка, в результате чего эти зубы обладают наиболее длинными корнями с большой площадью поверхности, благодаря овальному сечению [165]. Выраженная резорбция кости затрудняет проведение зубопротезирования естественного - с эстетической и оптимального - с функциональной точки зрения. Все это заставляет тщательно анализировать факторы, влияющие на распределение функциональной нагрузки на доступный объем кости и исследовать возможности (методы) увеличения площади соприкосновения имплантата с окружающими тканями за счет их пористости.

При протезировании протяженных дефектов с опорой на имплантаты, которые в отличие от естественных зубов не обладают физиологической подвижностью, необходимо учитывать эластичную деформацию нижней челюсти. Подобный феномен впервые был изучен Юнгом, а позднее был подтвержден в работах Коек и Sander [140] с использованием специальных весов. Оказалось, что при максимальном открывании рта, расстояние между вторыми молярами нижней челюсти уменьшалось на 100 мкм. Это может происходить в результате горизонтально направленного усилия латеральной крыловидной мышцы, которая при максимальной протрузии увеличивает указанное расстояние до 500 мкм. Поэтому при планировании конфигурации мостовидного протеза с цементной фиксацией не рекомендуется устанавливать имплантаты намного дистальнее подбородочного отверстия. Это позволит избежать возникновения патологической нагрузки со стороны жесткой конструкции на костную ткань нижней челюсти.

Прилегающие анатомические образования (дно полости носа, верхнечелюстная пазуха, нижний альвеолярный и резцовый нервы) могут препятствовать возможной имплантации и влияют на выбор конструкции, положения, длины и диаметра имплантата. Иногда возникает необходимость изменения подобных ограничений с помощью синуслифтинга, увеличения гребня или транспозиции нерва. Rosenquist в исследовании *in vivo* указывал на то, что в 20% случаев нижний альвеолярный нерв располагается в мезиальном отделе

петлю, которая выступает впереди на 0,5-1 мм. Поэтому во время операции нужно избегать травмирования нижнего альвеолярного и подбородочного нерва [153]. Несмотря на это, имплантологу приходится в 35% случаев идти на риск при установке дентальных имплантатов. Однако это может привести к травме передней ветви нижнего альвеолярного нерва и возникновению временной гиперестезии или парестезии, о чем следует помнить заранее. Особенно при наличии рядом стоящих зубов. Кроме того, во время препарирования кости нередко происходит перфорация слизистой оболочки верхнечелюстной пазухи. Тем не менее, исследования на животных показали, что прогноз степени остеоинтеграции в течение первого года не зависит от факта перфорации слизистой пазухи [107].

Возможности в полной мере использовать имплантаты во время функционирования не всегда соответствуют биомеханическим возможностям костной ткани в области имплантации. Поэтому многие авторы считают, что нужно уходить от использования дополнительных оперативных вмешательств и минимизировать инвазивные манипуляции по поводу увеличения объема кости. Необходимо идти по пути создания новых конструкций имплантатов, которые бы решали эту проблему. Это наводит на мысль, что необходимо идти по пути создания имплантатов со сквозной пористостью. Доказана высокая долгосрочная эффективность стабильного соединения кости с имплантатом при условии соблюдения адекватного периода функционального заживления [38, 58].

Непреднамеренная преждевременная нагрузка на имплантат приводит к его отторжению. Иногда потеря имплантата может произойти сразу после проведения второго хирургического этапа имплантации в результате неправильно изготовленной и фиксированной временной ортопедической конструкции. Потеря имплантатов в более позднем периоде обычно связана с перегрузкой, вызванной недостаточной длиной имплантата, неадекватными конструкциями протезов и неправильными межокклюзионными взаимоотношениями [104, 136, 162]. Важным условием долгосрочного функционирования дентального имплантата является его биомеханические свойства (толерантность). Прогноз

функционирования всех имплантатов зависит от взаимодействия их с окружающей костной тканью. В современной стоматологии вопрос об остеоинтеграции дентальных имплантатов представляет большой научно - практический интерес. Впервые термин «остеоинтеграция» был введен Brånemark. Данное понятие означает структурное и функциональное плотное соединение костной ткани с поверхностью имплантата, несущего нагрузку. Основной теорией процесса остеоинтеграции является теория ретракции кровяного сгустка "Blood clot retraction theory" [72,119]. Согласно данной теории процесс состоит из трех последовательных стадий, которые отражают поэтапную регенерацию костной ткани. Наиболее важная первая фаза остеоинтеграции – остеокондукция, которая заключается в мобилизации и миграции остеобластов на поверхность дентального имплантата через остаток кровяного сгустка, который сформирован вокруг текстурированного покрытия имплантата. Во второй фазе - непосредственного костного образования преобладает процесс минерализации костного матрикса. Остеогенные клетки, достигая поверхности имплантата, активизируют образование костного матрикса. В данной фазе одновременно происходят процессы контактного и дистантного остеогенеза. Третья фаза – фаза ремоделирования кости, которая квалифицируется как длительный процесс, самоподдерживающийся сериями резорбции и образования кости. Стабилизация структуры костной ткани при этом достигается приблизительно через 18 месяцев после операции дентальной имплантации.

Существует 3 вида взаимодействия имплантата с костной тканью, которые определяют его функциональность и долговечность [10]. Самым надежным является прямое, плотное сращение имплантата с костью, которое называется остеоинтеграция. Несмотря на это, в данном случае взаимодействия присутствуют соединительно-тканые волокна, которые минимально (до 2%) представлены в виде первичного связочного аппарата имплантата. В других случаях между имплантатом и костью образуется фиброзная ткань. Такое соединение называется фиброинтеграция. Выделяют также промежуточный тип - фиброостеоинтеграция.

Во избежание несостоятельности имплантата после интеграции крайне важна оценка окклюзионной нагрузки, которую должна выдержать ортопедическая конструкция. При наличии дефектов зубного ряда (3 зуба и более) соответствующее количество имплантатов рекомендуется устанавливать не по одной прямой, соединяющей их, а в виде треугольника [90]. Это позволит избежать сгибания имплантатов, а значит развинчивания и перелома винтов, фиксирующих абатменты [137]. Исследователь Henry с соавторами опубликовали данные об эффективности протезирования с опорой на имплантаты при одиночных дефектах зубных рядов, которые через 5 лет составила на нижней челюсти 100%, а на верхней 96,6% [149]. По данным Jemt и соавторов, коэффициент успеха лечения частичной потере зубов 100% на нижней челюсти и 92% - на верхней через 7-20 лет после протезирования [138]. Zarb и Schmitt наблюдали 45 пациентов с мостовидными протезами на имплантатах в период от 11 до 15,5 лет. Во время проведения второго хирургического этапа было утрачено 8% (из 250) имплантатов. После протезирования было утрачено еще 11 имплантатов (5%) [159]. При использовании телескопических конструкций на естественных зубах несостоятельность протезов происходит в 12% случаев в течение первых 5 лет после протезирования [146]. Vesimo и соавторы установили, что через 5 лет коэффициент успеха композитных реставраций составляет 94%, однако при использовании методики препарирования, предложенной Marinello [139, 152]. Barrack, предпочитающий использовать методику препарирования с созданием узкого уступа, сообщил о 92,9% успеха в период от 1 года до 11 лет (в среднем 5,8 лет) [110]. Kerschbaum и соавторы исследовали долгосрочный прогноз одиночных коронок на естественных зубах, который составил: 92% успеха через 5 лет; 67% через 10 лет и 56% успеха через 15 лет. Кроме того была проведена оценка долгосрочного успеха традиционных мостовидных протезов, коэффициент которых колебался от 95% через 5 лет до 82 и 64% через 10 и 15 лет соответственно. В этом ретроспективном исследовании определили, что риск потери опорного зуба выше у пожилых пациентов, поскольку именно у них пародонтологический статус неблагоприятный [164].

Наряду с многочисленными факторами, влияющими на успех функционирования имплантатов, наиболее важным является планирование ортопедической конструкции [54].

В современной стоматологии процесс лечения пациентов с дефектами зубных рядов носит комплексный междисциплинарный подход. Сначала стоматолог - хирург и стоматолог - ортопед определяют будущее оптимальное расположение имплантата с учетом анатомических образований и объема кости. При этом используются данные ОПТГ и дополнительных методов обследования, чаще всего компьютерной томограммы. Следующим шагом является планирование ортопедической конструкции. На этом этапе зубопротезирования на классическом винтовом имплантате особое внимание уделяется распределению нагрузки в кости вокруг него. Математически определено, что оптимальным считается, когда функциональная нагрузка в большей степени распределяется параллельно оси имплантата [15, 17, 18]. Классические математические исследования А.Д.Шварца [102] доказывают, что величину и направление действующей силы можно регулировать с помощью рельефа окклюзионной поверхности, а именно степени выраженности бугорков искусственных зубов. Кроме того исследователь опубликовал ряд рекомендаций, влияющий на устойчивость ортопедической конструкции:

1. Бугорки искусственных зубов должны иметь соотношение 5:3, а не 1:1, как у естественных зубов. При этом контакты зубов будут располагаться по центру окклюзионных поверхностей, а не латерально, как у естественных зубов.
2. Имеет значение выраженность бугорков. Моделирование крутых скатов бугорков ($30-60^\circ$) определяет большее действие неосевой нагрузки, что приводит к перегрузке протеза. Автор считает, что в функциональном аспекте пологие скаты бугорков ($15-30^\circ$) предпочтительнее крутых.
3. Увеличение устойчивости ортопедической конструкции возможно при соотношении его бугорков 5:3 и моделировании центрального ската под углом на 10° большим наклона его оси. Так же целесообразно моделировать искусственные коронки и тело мостовидного протеза.

Действительно, при создании окклюзионной поверхности с «невыраженными» бугорками уменьшается действие неосевого компонента нагрузки на систему «дентальный имплантат – костная ткань». Однако это может стать причиной изменения жевательной эффективности. Она уменьшается за счет большего количества жевательных движений и увеличения времени обработки пищи. В итоге, по мнению профессора В.Н. Олесовой, суммарная нагрузка не уменьшается, а увеличивается [34].

Определенного внимания заслуживает проблема компенсации физиологической подвижности зубов при протезировании на имплантатах [92, 95, 133]. Ряд авторов для профилактики перегрузки имплантатов и возникновения периимплантитов, при наличии естественных зубов, предлагает использовать метод дезокклюзии (8-100 мкм) в области протезов [34, 60, 69]. Тем не менее, и этот метод не гарантирует высокий показатель жевательной эффективности, так как зубы – антагонисты при этом не имеют контакта между собой.

Таким образом, функционирование дентального имплантата зависит от строения ортопедической конструкции, положения имплантата относительно зуба – антоганиста, соседних зубов и распределения жевательной нагрузки.

1.3 Классическое и современное понимание напряженно - деформированного состояния костной ткани вокруг винтового имплантата

Наиболее современным и информативным виртуальным методом изучения биомеханики дентального имплантата является трехмерное многофакторное математическое моделирование напряженно-деформированного состояния при разных клинических ситуациях [47]. Ряд работ, посвященный этой тематике, основывается на построении математической модели с учетом подсчета разного уровня сложности в различных клинических условиях [42, 46, 49, 70, 87, 91].

При нагрузке имплантата в виртуальном режиме полученные результаты показателей величины и характера распределения участков с повышенным напряжением в костной ткани позволяют провести высокоточную диагностику и планирование этапа имплантации и ортопедических процедур [94, 106, 115, 116, 118].

Одной из главных задач в современной ортопедической стоматологии является адекватное распределение жевательного давления в периимплантатной области и физиологическое функционирование костной ткани. Жизнеспособность костной ткани во многом определяют напряжения и деформации [16]. В последнее десятилетие для точного исследования системы взаимодействия кости, имплантата и ортопедической конструкции активно используется метод конечноэлементного моделирования [99, 100].

Возникающие напряжения в костной ткани характеризуют действия внутренних сил. При жевании (при физиологических нагрузках) эти силы в зубочелюстной системе человека являются физиологическими раздражителями, которые способствуют функционированию и поддержанию обменных процессов в костной ткани. В случае перегрузки или недостаточной степени напряжения, в костной ткани может происходить атрофия и резорбция, что ведет к переимплантиту [4, 21]. По данным профессора В.А.Загорского (2013), полученных в ходе математического эксперимента, для кортикальной пластинки максимальное разрушающее значение напряжений не превышает 40-80 МПа, для губчатого слоя - 3-15 МПа, для титанового имплантата 400-600 МПа. Успешное функционирование дентальных имплантатов во многом зависит от вида окклюзионной поверхности конструкции, биомеханической совместимости материала, из которого изготовлен имплантат, с тканями организма, и степени его первичной стабилизации в кости [98, 111, 128, 135]. Вид данного соединения определяет характер передачи нагрузки на костную ткань, а значит и выбор покрывной ортопедической конструкции.

В последние десятилетия активно изучаются математические закономерности распределения нагрузки при использовании классических цилиндрических и конических винтовых дентальных имплантатов. Показатели напряженно-деформированного состояния кости вокруг зубных имплантатов имеют ключевое значение для создания ортопедической конструкции и эффективного протезирования в отдаленные сроки их функционирования [53]. Определяющую роль при построении биомеханической модели играет группа

факторов: точка приложения, угол и показатель силы нагрузки, заданные свойства костной ткани, ортопедическая конструкция, имплантат и его геометрия [48].

Как показывают исследования отечественных ученых [40], при осевой (вертикальной) нагрузке на имплантат, участки с напряжением распределены неравномерно - наибольшие деформации наблюдаются в пришеечной части имплантата. При этом нагрузка в разных участках костных структур челюсти отличается [22]. Наибольшее напряжение возникает в интенсивно нагруженных витках, которые контактируют с компактной пластиной и первых витках, контактирующих с губчатой костной тканью. Наиболее поддающимся действию функциональной нагрузки математической модели является губчатая кость, т.к. она имеет модуль упругости во много раз меньше, чем кортикальная пластинка.

При приложении вертикальной силы 300 Н к титановому имплантату корневидной формы, диаметром 4 мм и длиной 12 мм напряжение в кортикальной пластинке составляет 42,6 МПа, в губчатой кости - 7,5 МПа [42].

Данные иностранных авторов указывают на тот факт, что в винтовых имплантатах вертикальная нагрузка распределяется по аналогичной схеме [124]. При нагрузке в 400 Н определяется закономерность распределения напряжений в пришеечной области вокруг резьбы имплантата при всех типах кости по Misch [108, 144]. В кортикальном слое костной ткани типа D1 показатель напряжения при использовании классического винтового имплантата составил 60 МПа, при D2- 63,33 МПа, при D3-74,36 МПа, при D4 - 84,79 МПа.

Напряжения в губчатом слое составили при типе D1 - 7,353 МПа, D2 - 5,875 МПа, при D3 - 8,939 МПа, D4 - 10,492 МПа [121]. Максимальная нагрузка вокруг винтового имплантата в кортикальной кости при типе D1 составила 26,66 МПа, при D2- 28,29 МПа, при D3- 33,66 МПа, при D4- 38,58 МПа. В губчатой кости показатели при типе кости D1 составили 5,015 МПа, D2- 4,04 МПа, D3- 5,23 МПа, D4- 4,81 МПа. Результаты математических исследований указывают на то, что уменьшение плотности костной ткани приводит к возникновению больших стрессовых областей, особенно около первых витков резьбы имплантата. Поэтому более высокие показатели напряжения были получены при D3 и D4 типах костной

ткани по Misch. В то же время в университете г.Рима ученые провели независимые исследования по изучению влияния длины и диаметра имплантата на деформации в окружающей костной ткани [160]. В математическом эксперименте к имплантату была приложена горизонтальная нагрузка 100 Н и вертикальная нагрузка в 250 Н. В результате при типе D2 костной ткани максимальные стрессовые участки локализовались у шейки имплантата. При излишней горизонтальной составляющей нагрузки первоначально разрушается кортикальный слой костной ткани, а при вертикальной нагрузке повышенное напряжение локализуется в области раздела кортикального и губчатого слоя костной ткани. Исследование показало, что при увеличении диаметра имплантата, а значит увеличения площади соприкосновения, уменьшаются значения и область концентрации напряжений в кортикальной костной ткани [134]. Более эффективное распределение напряжений в губчатом слое наблюдается при увеличении длины имплантата.

Многочисленные математические исследования указывают на необходимость анализа напряженно - деформированного состояния костной ткани вокруг имплантата и виртуального моделирования конкретной клинической ситуации. Это позволит точно рассчитать будущую конструкцию покрывного ортопедического протеза и избежать перегрузки дентального имплантата в процессе его долговременного функционирования. Ортопедическое лечение с учетом изменения (уплотнения) костной ткани челюстей в зарубежной литературе носит термин «прогрессивное нагружение кости». Впервые этот термин ввели Nentwig и Misch. Авторы использовали эмпирический подход к процессу формирования и моделирования костной ткани. Функциональная нагрузка, действующая на металлокерамическую реставрацию с опорой на дентальный имплантат, преимущественно при D3 и D4 типе кости по Misch, зачастую является причиной неудачного ортопедического лечения. Это происходит по причине перегрузки имплантата. Костная ткань не способна выдержать подобные физиологические нагрузки, что приводит к резорбции костной ткани и возникновению периимплантита [151].

По данным литературы в настоящее время количество периимплантитов достигает 15% [93], в том числе травматических, вызванных перегрузкой. Долгосрочное функционирование дентального имплантата во многом зависит от его способности к восприятию жевательной нагрузки, то есть от характера распределения деформаций в кости вокруг имплантата. Нагрузка, оказываемая на имплантат, напрямую влияет на формирование структуры костной ткани – на «ремоделирование». Этот термин впервые ввел Фрост в 1990г [127]. Ранее был опубликован «Закон Вольфа», который описывает принцип функциональной адаптации [166]. По нему под механической нагрузкой костная ткань адаптируется, изменяя собственную структуру. При гомеостатическом равновесии процессы резорбции и остеобластогенеза находятся в сбалансированном состоянии, в то время как «перегруженные» участки костной ткани и участки без нагрузки со временем подвергаются разрушению [126].

Наибольший риск возникновения периимплантита возникает в период нагружения имплантата. Причем больше подвержена риску резорбции кость малой плотности [113], поэтому при использовании двухэтапной техники имплантации этот момент приходится на 2 этап [104, 142].

Кость формируется вокруг имплантата постепенно, в течение длительного времени. Первоначально в послеоперационном периоде костная ткань имеет низкую структурную организацию и минерализацию. Данный факт свидетельствует о том, что она не может оптимально воспринять жевательную нагрузку. Костная ткань в дальнейшем реорганизуется – становится плотнее и способна воспринимать жевательное давление [150]. Этот процесс получил термин ремоделирование костной ткани и происходит во время функционирования нагруженного имплантата [125]. Итак, при ортопедическом лечении пациентов с типом кости D3, D4 необходимо постепенно нагружать имплантат, что улучшает организацию костной ткани: увеличивает её плотность, структурированность и минеральный состав. Это в дальнейшем позволит получить кость, способную выдерживать физиологические нагрузки, оказываемые ортопедическим протезом.

Misch доказал, что при костной ткани D3 и D4 ого типа, при нагружении имплантата с окончательной реставрацией сразу после 2ого этапа имплантации, может быть превышен предел её прочности, что ведет к потере костной массы и отторжению имплантата [144]. Rotter с соавторами провели исследования костной ткани с помощью прибора Periotest [154]. Эксперимент с прогрессирующей нагрузкой показал положительные результаты. Костная ткань в изучаемых участках изменилась и стала структурированной и плотнее. Однако в качестве контроля была исследована костная ткань без нагрузки. Appleton в своей статье [105] описал результаты рентгенографических исследований. Его исследование было посвящено оценке состояния костной ткани при протезировании с прогрессирующей нагрузкой и при физиологическом нагружении имплантата в сравнительном аспекте. Проведя анализ, полученных результатов, автор выявил большую потерю костной массы гребня в физиологически загруженной кости. Прибор Periotest, который, как было показано в предыдущих исследованиях, является надежным инструментом для измерения остеоинтеграции и прогнозирования ортопедического лечения [148]. Учитывая вышеописанную закономерность, нагружать классический винтовой имплантат следует постепенно, применяя подпороговые нагрузки или использовать ряд ортопедических конструкций, разгружающий имплантат. Поэтому в своей работе мы создали дентальный имплантат, обладающий демпферными свойствами. Это позволило оптимизировать процессы ремоделирования костной ткани.

Итак, существующие покрытия дентальных имплантатов направлены на предупреждение осложнений в послеоперационном периоде. Они повышают биосовместимость имплантатов, оптимизируют процесс остеоинтеграции, но практически не влияют на биомеханические свойства имплантата. На основании большого количества проанализированных публикаций можно сделать вывод о том, что прогноз протезирования на остеоинтегрированных имплантатах во многом зависит от строения ортопедической конструкции, имплантата и его взаимодействия с окружающей его костной тканью. Чем больше площадь соприкосновения поверхности имплантата с окружающей костью, тем больше

прогнозируемая вероятность успешного функционирования ортопедической конструкции.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Дентальная имплантация стала неотъемлемым разделом стоматологии. В настоящее время в различных странах мира произведено более 30 миллионов операций установки дентальных имплантатов и опыт более четырёх десятилетий позволяет рассматривать полученные результаты как оптимистичные. Данные статистики свидетельствуют о $95\pm 2\%$ успешной интеграции имплантатов и функционирования их в комплексе с зубными протезами на протяжении 8 лет и более.

Самарская дентальная имплантология насчитывает 30-летний опыт своего развития. У истоков стояли профессора: А.И. Богатов, И.М. Федяев, В.П. Тлустенко. Большая роль в разработке, в проведении экспериментальных исследований и внедрении в клиническую практику дентальных имплантатов из НТМСР принадлежит профессору И.М. Байрикову.

2.1 Клинический материал

Под нашим наблюдением находилось 111 пациентов, которым была проведена дентальная имплантация по 2-х этапной технике и установлен 261 имплантат. В контрольной группе устанавливались имплантаты «MIS» (Израиль) – 105 шт и в основной - дентальные имплантаты из НТМСР -156 шт.

Большая часть мужчин - 16(38,1%) и женщин - 26(37,7%) находилась в возрастной категории 41 - 50 лет (таблица 1). Все пациенты имели дефекты зубных рядов и были разделены на группы (таблица 2).

Таблица 1 - Распределение пациентов по возрасту и полу

Пол	Возрастная группа											
	21-30		31-40		41-50		51-60		Старше 60		Всего	
	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%
Мужчины	5	12	9	21,4	16	38,1	9	21,4	3	7,1	42	37,8
Женщины	8	11,6	12	17,4	26	37,7	18	26,1	5	7,2	69	62,2
Всего	13	11,7	21	18,9	42	37,8	27	24,3	8	7,2	111	100

Таблица 2 - Распределение пациентов с различными дефектами зубных рядов по классификации Кеннеди

Локализация имплантатов	Количество пациентов с дефектами зубных рядов						
	Дефекты зубного ряда				Полное отсутствие зубов	Всего	%
	1 класс	2 класс	3 класс	4 класс			
Верхняя челюсть	14	17	11	7	2	51	46
Нижняя челюсть	16	24	13	3	4	60	54
Всего	30	41	24	10	6	111	100
%	27	37	21,6	9	5,4	100	100

Концевые дефекты зубных рядов из обследованных пациентов встречались у 71 (64%) человека. Из них у 41 (57,7 %) обратившегося были односторонние, у 30 (42,3 %) - двусторонние. Наибольшее количество пациентов имели односторонний концевой дефект. Мы это связываем с плохой стабилизацией частичного съемного пластиночного протеза - пациенты часто жаловались на его опрокидывание во время приема пищи. Пациентов с полным отсутствием зубов на верхней челюсти было 2 (5,4%) пациента, на нижней челюсти - 4 (3,6%) человека.

Во время первой консультации выявляли противопоказания к дентальной имплантации. Абсолютными противопоказаниями к дентальной имплантации считали: острые инфекционные заболевания; системные заболевания костного скелета (остеопороз, болезнь Педжета и т.д.); сахарный диабет 1 типа (инсулинозависимый); заболевания крови (лейкемия, гемофилия, и т.д.); состояния после лучевой терапии; опухоли челюстно-лицевой области; беременность; незавершенный рост костей черепа; психические заболевания; алкоголизм и наркомания. Относительные противопоказания: патологический прикус и повышенная стираемость зубов (1 и 2 степень глубины поражения зубов по М.Г.Бушану); предраковые и предопухолевые процессы; заболевания ВНЧС; бруксизм; неудовлетворительная гигиена полости рта; недостаточный объем костной ткани.

Исходя из этого, 17 обратившимся было отказано в проведении дентальной имплантации.

Во время первичной консультации в обязательном порядке предлагали пациенту высказать основные жалобы в отношении имеющегося состояния. Исключительно важно выяснить необходимые косметические и функциональные требования пациента. Из всех обратившихся 83(74,8%) человека предъявляли жалобы на нарушение функции жевания и лишь 28 (25,2%) пациентов на эстетический недостаток. У 26 больных (23,4%) была снижена самооценка и отсутствие комфорта при пользовании пластиночными съемными протезами.

Все больные были разделены на 2-е группы. В основной группе под наблюдением состояло 68 (61,3%) человек. Всем пациентам этой группы установлены имплантаты конструкции автора из НТМСП (патент РФ на полезную модель №125460, зарегистрирован 10.03.2013). Во 2-ой группе под наблюдением состояло (контрольная) 43 (38,7%) пациента, которым были установлены винтовые имплантаты без сквозной пористости (рисунок 1).

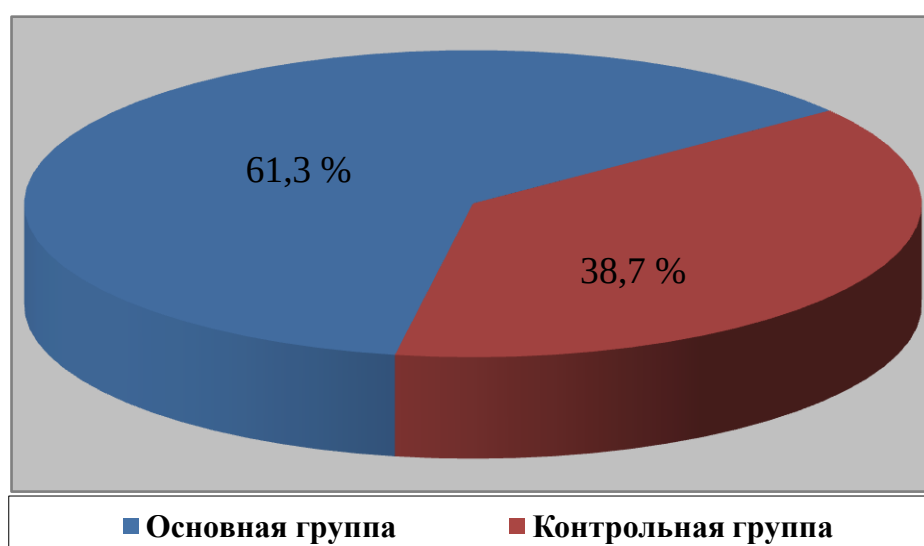


Рисунок 1. Характеристика обследованного контингента

Всего установлен 261 имплантат: 156 в основной группе и 105 - в контрольной.

Под наблюдением находилось 42 (37,8%) мужчины и 69(62,2%) женщин (таблица 3).

Таблица 3 - Распределение пациентов по половому признаку

Группы пациентов	Половая принадлежность				Итого	
	Мужчины		Женщины		Абс	%
	Абс	%	Абс	%		
Основная	25	36,8	43	63,2	68	61,3
Контрольная	17	39,5	26	60,5	43	38,7
Всего	42	37,8	69	62,2	111	100

В нашей работе было изготовлено 147 протезов различной конструкции (таблица 4).

Таблица 4 - Распределение ортопедических конструкций по виду их фиксации

Группы пациентов	Вид ортопедической конструкции						Итого
	Несъемный протез		Условно-съемный протез		Съемный протез		
	Муж- чины	Жен- щины	Муж- чины	Женщи- ны	Муж- чины	Жен- щины	
Основная	31	47	4	2	1	3	88
Контрольная	21	25	3	5	4	1	59
Всего	52	72	7	7	5	4	147

Всего количество несъемных протезов с опорой на имплантаты составило 124(84,4%), условно-съемных - 14 (9,5%) и съемных протезов - 9 (6,1%).

Большое внимание уделяли возможным осложнениям и рискам. После того, как пациенту была разъяснена суть предполагаемого лечения, просили подписать добровольное информированное согласие на лечение.

Таким образом, перед составлением плана лечения, очень важно для врача правильно оценить требования и ожидания пациента от протезирования.

Заполнялась специальная анкета – опрос. Перед операцией имплантации была проведена санация полости рта. В дополнение к общеклиническому протоколу обследования перед дентальной имплантацией стоматолог - ортопед со стоматологом - хирургом планировали ход имплантационного лечения. Обращали внимание на анатомические области иннервируемые тройничным нервом. Это давало возможность хирургу предопределить степень повреждения периферических нервных веточек.

Большое влияние на выбор ортопедической конструкции и установку дентальных имплантатов оказывает соотношение челюстей и вид прикуса. У наших пациентов в основном наблюдалось нейтральная окклюзия (I класс по Энглю). Эти больные составили 89(80,2%) человека. У 5-х больных (4,5%) наблюдалось чрезмерное развитие нижней челюсти (мезиальная окклюзия, III класс по Энглю), и у 11 пациентов (9,9%) дистальная окклюзия (II класс по Энглю).

Дентальные имплантаты устанавливали с использованием хирургического шаблона и без него (таблица 5).

Таблица 5 - Распределение пациентов по методу позиционирования имплантатов

Группы пациентов	Без использования хирургических шаблонов		С использованием хирургических шаблонов		Итого
	Мужчины	Женщины	Мужчины	Женщины	
Основная группа	17	29	8	14	68
Контрольная группа	8	9	9	17	43
Всего	25	38	17	31	111

2.2 Клинические методы

Особое внимание на этапе диагностики и планирования уделяли индивидуальной гигиене полости рта. Это позволяло определить тактику и спрогнозировать результат ортопедического лечения. Рассчитывали следующие индексы:

Индекс Грин-Вермильона (УИГ - упрощенный индекс гигиены). Индекс позволяет отдельно оценить количество зубного налета и зубного камня. Для определения этого индекса зуб исследовали зондом, перемещая его конец в направлении десны, а также щечную поверхность 16 и 26 зубов, губную поверхность 11 и 31 зубов, язычную поверхность 46 и 36 зубов.

Оценку зубного налета проводили визуально или с помощью окрашивающих растворов (Шиллера-Писарева, фуксина, эритрозина). В своих исследованиях мы использовали раствор Шиллера-Писарева.

Коды и критерии оценки зубного налета:

0 - зубной налет не выявлен;

1 - мягкий зубной налет, покрывающий не более 1/3 поверхности зуба, или наличие любого количества окрашенных отложений (зеленых, коричневых и др.);

2 - мягкий зубной налет, покрывающий более 1/3, но менее 2/3 поверхности зуба;

3 - мягкий зубной налет, покрывающий более 2/3 поверхности зуба.

Определение над- и поддесневого зубного камня проводили с помощью стоматологического зонда.

Коды и критерии оценки зубного камня:

0 - зубной камень не выявлен;

1-наддесневой зубной камень, покрывающий не более 1/3 поверхности зуба;

2 - наддесневой зубной камень, покрывающий более 1/3, но менее 2/3 поверхности зуба, или наличие отдельных отложений поддесневого зубного камня в пришеечной области зуба;

3 - наддесневой зубной камень, покрывающий более 2/3 поверхности зуба, или значительные отложения поддесневого камня вокруг пришеечной области зуба.

Индекс рассчитывали из значений, полученных для каждого компонента индекса с делением на количество обследованных поверхностей суммированием обоих значений.

Формула для расчета:

ИГР-У = сумма значений налёта / количество поверхностей + сумма значений камня / количество поверхностей.

Интерпретация индекса (значения ИГР-У уровень гигиены):

0,0-1,2-хороший;

1,3-3,0 -удовлетворительный;

3,1-6,0 -плохой.

Значения показателей зубного налета (уровень гигиены):

0,0-0,6-хороший;

0,7-1,8-удовлетворительный;

1,9-3,0 -плохой.

Если налет на поверхности зубов неравномерен, то оценивают по большему объему или для точности брали среднеарифметические 2 или 4 поверхности.

Оценка индекса:

0-0,6-гигиена полости рта хорошая;

0,7-1,6-гигиена полости рта удовлетворительная;

1,7-2,5-гигиена полости рта неудовлетворительная;

Более 2,5-гигиена полости рта плохая.

Индекс кровоточивости зубодесневой борозды Мюлеманна (Muhllemann H.R.) в модификации Коуэлл (Cowell I.). Состояние десен изучали в области «зубов Рамфьорда» с помощью пуговчатого зонда. Кончик зонда без давления прижимали к стенке бороздки и медленно проводили от мезиальной к дистальной стороне зуба. Оценка индекса проводилась по критерию:

0- кровоточивость отсутствует;

1- кровоточивость появляется не ранее чем через 30 секунд;

2- кровоточивость появляется менее чем через 30 секунд;

3- кровоточивость возникает при приеме пищи или чистке зубов.

Значение индекса рассчитывали как частное от деления суммы показателей на количество обследованных зубов.

Критерии оценки:

- 0 - воспаление отсутствует;
- 0,1-1,0-легкая степень воспаления;
- 1,1-2-средняя степень воспаления;
- 2,1- 3-тяжелая степень воспаления.

Пародонтальный индекс (ПИ) (Рассел А.). Этот индекс помогает изучить состояние пародонта в области всех зубов. Методика основана на изучении состояния краевого пародонта и костной деструкции вокруг зуба.

Используют следующие оценки:

- 0 – интактный пародонт;
- 1 – воспаление охватывает один участок в окружающей зуб десне;
- 2 –воспаление захватывает всю десну, окружающую зуб, зубодесневое соединение сохранено;
- 4 - воспаление захватывает всю десну, исчезновение замыкающих кортикальных пластинок на вершинах альвеолярного отростка по рентгенограмме;
- 6 - гингивит с образованием клинического кармана, нарушения функции нет, зуб не подвижен;
- 8 - выраженная деструкция всех тканей пародонта, зуб подвижен, может быть смещен.

Для определения глубины патологического кармана мы использовали пуговчатый зонд. Состояние пародонта оценивали у каждого имеющегося зуба. В сомнительных случаях ставили наивысшую из возможных оценок. Для расчета индекса полученные оценки складывали и делили на число имеющихся зубов.

Значение индекса оценивали следующим образом:

- 0-0,1 – интактный пародонт;
- 0,1-1,0 - начальная и легкая степень патологии пародонта;
- 1,5-4,0 - среднетяжелая степень патологии пародонта;

4,0-8,0 - тяжелая степень патологии пародонта.

Интегральный индекс функционирования имплантата по М.З. Миргазизову.

Критерии: 1.1,0 – имплантат неподвижен или подвижен в физиологических пределах, патологический карман отсутствует (норма); 2.0,75 – временная подвижность I – II степени, патологический карман отсутствует (стадия компенсации); 3.0,5 – постоянная подвижность I – II степени, наличие патологического кармана (стадия субкомпенсации); 4.0,25 – подвижность III степени, наличие большого патологического кармана (стадия декомпенсации); 5.0,0 – отторжение имплантата.

В своих исследованиях определяли тип костной ткани. Рабочей классификацией являлась классификация Misch: D1 - толстая компактная кость и плотная губчатая; D2 - толстая кость с пористым компактным веществом и выраженным губчатым веществом трабекулярного строения; D3 - тонкая кость с пористым компактным веществом и губчатым веществом рыхлой структуры; D4 - полностью трабекулярная кость с тонкой базальной пластинкой.

Таким образом, в данной подглаве представлен клинический материал, который позволил перейти к следующему разделу работы - дополнительным методам исследования.

2.3 Рентгенологические методы

Для постановки окончательного диагноза и контроля эффективности ортопедического лечения в своём исследовании мы использовали специальные методы. Именно эти данные позволяют определить будущее положение дентальных имплантатов в челюстях, проводить контроль установки и вести динамическое наблюдение периимплантатных тканей.

Обязательным в нашем исследовании считали изучение **ортопантомограммы (ОПТГ)**. Особое внимание уделяли планированию установки имплантатов. Планирование операции имплантации возможно только после углубленного рентгенологического исследования челюстей и зубов, и прежде всего в областях введения имплантатов.

Очень важным при планировании позиционирования имплантатов является

качественный панорамный снимок. С этой целью всем пациентам произвели рентгенологическое обследование. У 111 (100%) пациентов использовали ОПТГ. Исследование проводили на аппарате Кодак 900 (Франция). Рентгендиагностику проводили с использованием маркерного шарика. Для определения объема костного ложа до анатомических образований, а также толщины слизистой оболочки изготавливали пластмассовую каппу с вваренным в нее металлическим шариком диаметром 5 мм. Количество шариков и их место расположения всегда соответствовало количеству и месту расположения будущих имплантатов. После введения каппы в полость рта выполняли рентгенологический контроль. По расстоянию между шариком и костью рассчитывали толщину слизистой оболочки. Измеряли штангенциркулем диаметр шарика на R-снимке и расстояние до анатомического образования. Составляли пропорцию и вычисляли подходящую длину имплантата. Кроме того у 14 пациентов использовали во время планирования стандартные прозрачные шаблоны. Они помогли выбрать имплантат соответствующего типа, диаметра и длины. После определения степени искажения к ОПТГ прикладывали соответствующий прозрачный шаблон имплантата (рисунок 2).

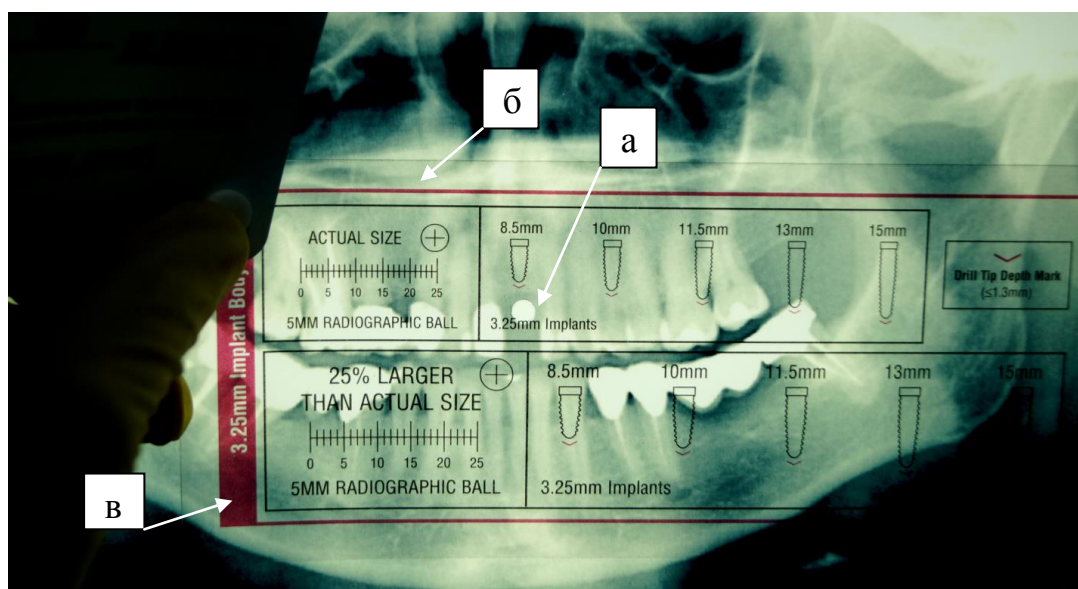


Рисунок 2. Этап планирования установки дентального имплантата по ОПТГ пациента М. 56 лет: а – калибровочный металлический шарик на месте установки дентального имплантата; б – дно верхнечелюстной пазухи; в – шаблон для имплантатов

Это позволяло спланировать положение имплантата относительно анатомических образований и облегчало дентальную имплантацию на хирургическом этапе. ОПТГ проводили сначала на этапе планирования операции установки имплантатов. Повторную - контрольную ОПТГ проводили через 6 месяцев (рисунок 3).

На рентгеновских снимках мы сверяли положение установленных имплантатов в сравнении с планируемым, а также расстояние от имплантата до нижнелуночкового нерва и дна верхнечелюстной пазухи.

Возможность использования данных компьютерной томографии значительно повышают качество планирования операции имплантации.

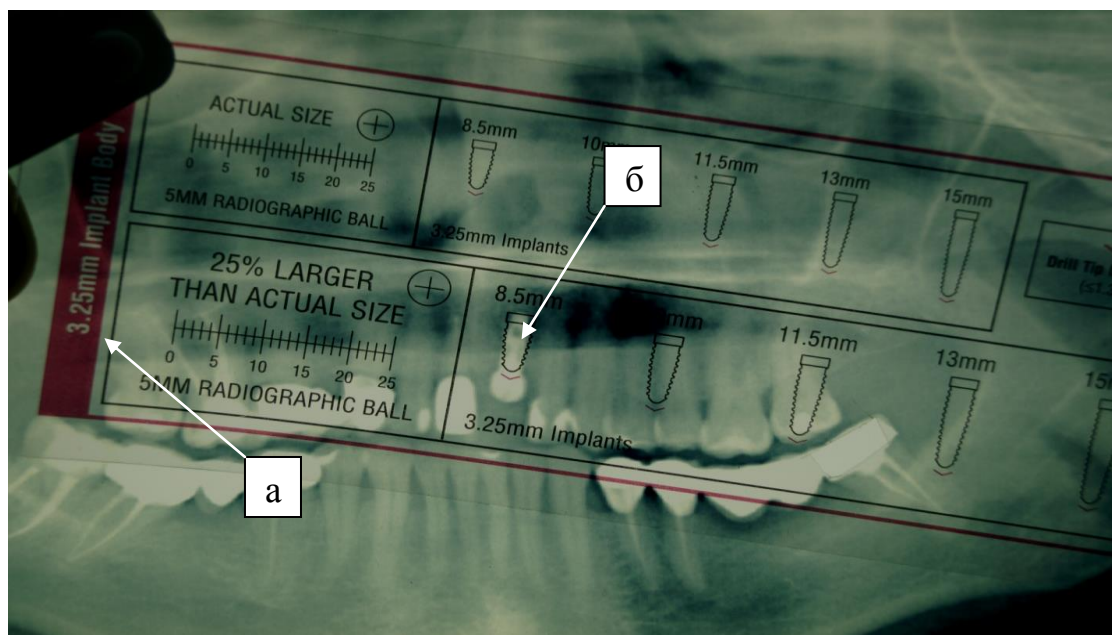


Рисунок 3. Этап контроля установленного имплантата в области зуба 2.1 через 6 месяцев после имплантации по ОПТГ пациента Р. 56 лет: а – шаблон для имплантатов; б – установленный имплантат

Из всех пациентов, обследованных дополнительно перед операцией, у 64 (57,7%) использовали компьютерную томографию (рисунок 4). Возможности компьютерной томографии позволяют объемно на верхней челюсти провести анализ топографии верхнечелюстной пазухи, дна полости носа, резцового канала. На нижней челюсти - нижний альвеолярный и подбородочный нервы, язычное вдавление под челюстно-подъязычным гребнем (внутренней косой линии).

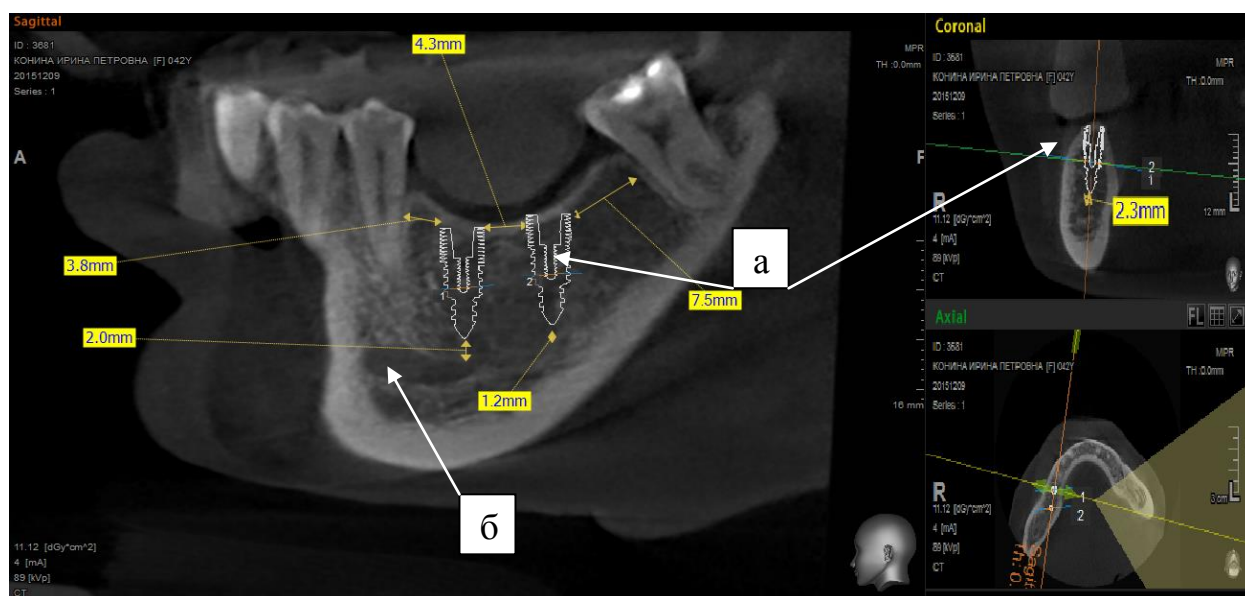


Рисунок 4. Этап виртуального планирования установки имплантатов по данным КТ пациента Б. 25 лет: а – виртуальная STL модель имплантата из НТМСП; б – нижнечелюстной канал

Самым важным преимуществом данного обследования является возможность с точностью до 1 мм рассчитать индивидуальные размеры имплантатов, топографо-анатомические места их установки и объем костной ткани. Исследование проводили до операции и через 6 месяцев после.

2.4 Специальные методы

В своих исследованиях для оценки устойчивости имплантата и качества костной ткани мы использовали специальные приборы и оборудование. При планировании этапности ортопедического лечения и контроля учитывали данные специальных методов исследования: периотестометрии и денситометрии.

2.4.1 Денситометрия

Большое значение при планировании лечения имеет характеристика качества костной ткани челюсти. У 48 (29 пациентов в основной и 19 - в контрольной группе) пациентов измеряли минеральную плотность кости (МПКТ).

Одним из современных методов исследования считается неинвазивный метод – денситометрия. Метод основан на двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (dual-energy X-ray absorptiometry - DXA). Преимуществом метода является быстрое получение результатов измерения непосредственно после завершения сканирования; относительная безопасность метода –

минимальный риск для здоровья; высокая точность и воспроизводимость количественного анализа; в ходе обследования не требуется активного участия пациента. Рентгеновское излучение денситометра HOLOGIC Discovery SL крайне мало (0,04 мЗв на 1 скан) и по инструкциям изготовителей не требуется специальных мер по радиационной безопасности. Основными характеристиками прочности костной ткани являются костная масса или ее эквивалент – минеральная плотность костной ткани (МПКТ) и качество кости. В настоящее время отсутствуют какие-либо объективные клинические методы оценки качества костной ткани, поэтому в клинической практике диагностика кости низкой плотности основывается на определении МПКТ. Стандартная рентгенография не используется для диагностики плотности кости, так как снижение костной массы визуализируется, когда ее потери составляют более 30-40% массы. На сегодняшний день данный метод является единственным стандартизованным методом диагностики, позволяющий количественно оценить прочность костной ткани [12].

Основное предназначение денситометров - определение проекционной минеральной плотности (в г/см^2) в исследуемых участках скелета. Исследования проводились на денситометре HOLOGIC Discovery SL, точность которого по данным производителя составляет 99% (рисунок 5). Рентгеновская трубка прибора генерирует пучок двухэнергетического излучения. Его «мягкая» и «жесткая» составляющие по-разному поглощаются тканями организма и попадают на детектор.

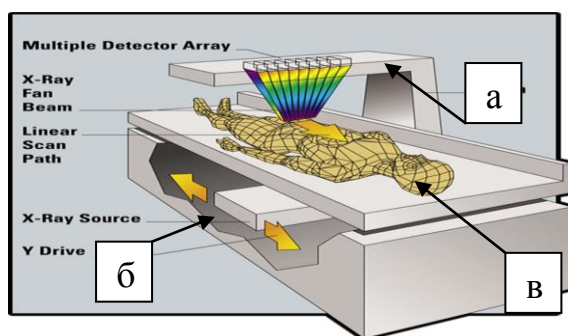


Рисунок 5. Схематическое расположение излучателя и принимающего устройства в денситометре HOLOGIC Discovery SL: а - детектор; б - излучатель; в - голова пациента

Размеры поля сканирования (расстояние, которое проходит блок трубки и детектора) определяет оператор. По разнице коэффициентов поглощения лучей объектом, программное обеспечение проводит вычисление основных числовых данных минеральной плотности костной ткани.

Исследование кости проводили в клинике «АРКТИКА», ООО «МедЭкспресс», кабинет денситометрии (<http://klinika-arktika.ru>). Врач - рентгенолог к.м.н. Осадчий Антон Сергеевич, имеющий сертификат рентгенолога. В его задачи входило качественное выполнение исследования и выдача заключения по результатам денситометрии.

Пациента укладывали на бок с максимально отведенной назад головой. Для исключения проекционного наложения правой и левой сторон челюстей, голова находится под углом $15 \pm 5^\circ$ (рисунок 6). На полученных изображениях выделяли

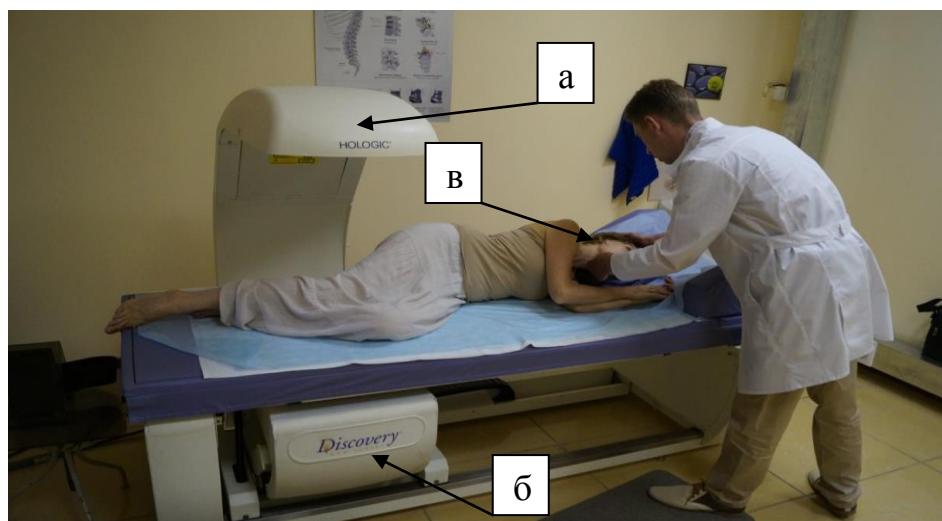


Рисунок 6. Методика обследования пациента при помощи стандартной процедуры денситометрии: а - детектор; б - излучатель; в - голова пациента

области интереса с определением минеральной плотности костной ткани (МПК) в расчете г/см^2 . Денситометрию проводили на этапе функционирования формирователя десны, через 6 месяцев и год после изготовления постоянного протеза (при типе D1,D2). При типе D3 костной ткани исследование проводили в период установленного формирователя десны, через 6 месяцев после фиксации временной и через 6 месяцев после фиксации постоянной ортопедической конструкции. Результаты

представлены в главе 5 диссертационного исследования.

2.4.2 Периотестометрия

Метод позволял определить степень подвижности дентального имплантата в костной ткани [36]. Периотестометрию проводили с помощью прибора «Periotest S» фирмы Medizintechnik gulden (Германия). Наконечник прибора, перед началом работы, тестировали с помощью специальной втулки. После проверки наконечник «Periotest S» устанавливали перпендикулярно к оси имплантата ($\pm 20^\circ$) на расстоянии 0,5-2,5 мм (рисунок 7). Аппаратом проводилось

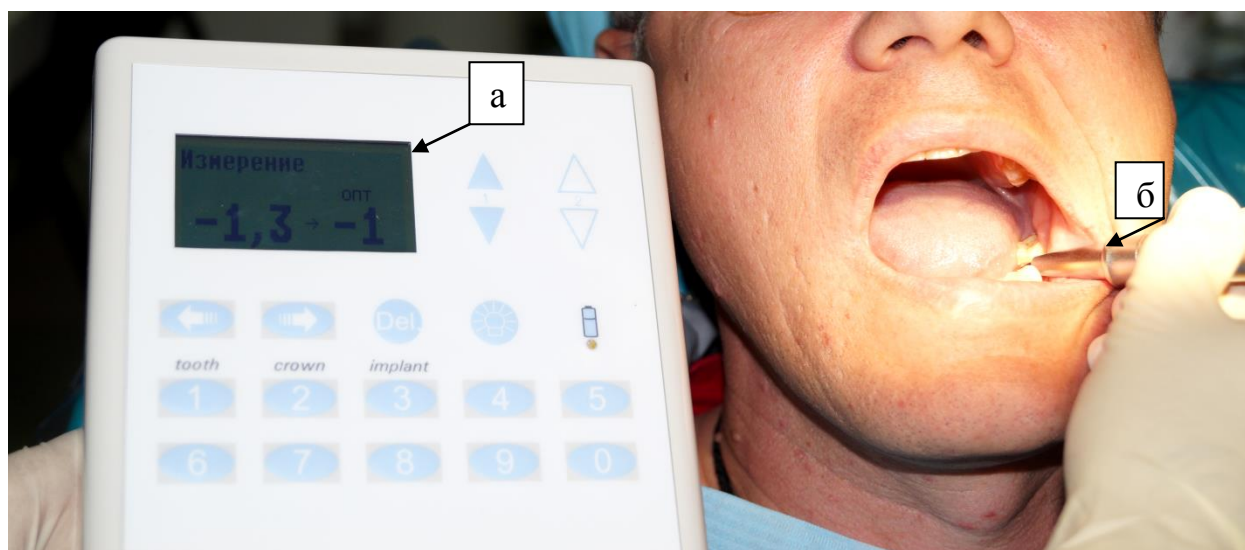


Рисунок 7. Проведение периотестометрии пациенту М. 47 лет: а – панель прибора «Periotest S», б – наконечник прибора «Periotest S»

16 перкуторных движений битка и на экран прибора выводилось среднее значение. Диапазон показателя от -08 до $+50$. В приборе численное значение результатов выражено в условных единицах. Если время повторяющегося удара и возврата битка наконечника одинаково, то шкала показывает значение «0». При снижении демпфирующей способности фиксируется положительное значение показателя, а при повышении демпфирующей функции отрицательное. Чем меньше показатель «Periotest S», тем устойчивее имплантат. За норму для имплантата в своей работе Уханов М.М. (2012) в разделе «Метод количественной динамической оценки состояния пародонта зуба или остеоинтеграции имплантата Periotest» определил значения в диапазоне от -08 до $+4$. В переведенной на русский язык инструкции прибора «Periotest» описана интерпретация значений:

≤ 0 – хорошая стабильность имплантата, от 0 до +9 – необходим клинический контроль, при значении >10 целесообразности сохранения имплантата нет (отторжение имплантата). В нашей работе за норму были взяты значения от -8 до 0. Также прибор позволил измерить величину нагрузки на самых высоких фиссурно - бугорковых контактах ортопедической конструкции на имплантате. При смыкании челюстей давление на имплантат усиливалось. Разницу значений, полученных при центральной окклюзии и без неё, определяли как показатель окклюзионной нагрузки. Если разница значений в нашем исследовании превышала 3, то это свидетельствовало об окклюзионной перегрузке. Это обеспечивало мониторинг окклюзионного контакта и давало возможность в ближайшие сроки провести индивидуальное шлифование зубных протезов. Таким способом осуществляли профилактику перегрузки и контролировали приложенную силу к имплантату во время функционирования ортопедической конструкции.

Перкутирование провели у 48 (29 пациентов в основной и 19 - в контрольной группе) согласившихся на обследование пациентов. Периотестометрию проводили через 6 месяцев после изготовления ортопедической конструкции.

Таким образом, специальные методы позволяли более точно спрогнозировать положение дентальных имплантатов с учетом параметров костной ткани, ортопедическую конструкцию, оценить степень, качество функционирования имплантатов и обеспечить контроль ортопедического лечения.

2.5 Статистические исследования

Полученный цифровой материал приведен в соответствие с международной системой единиц. При представлении результатов оценки вмешательств рассчитывали показатели, рекомендованные редакторами журналов Evidence-Based Medicine, ACP Journal Club, принятые в доказательной медицине (Г.П. Котельников, А.С. Шпигель, 2012). При оценке эффекта вмешательств использовали программу Statistica 6.0, а в ней – четырехпольные таблицы, которые позволяли вычислять взвешенные величины относительных показателей

и их доверительные интервалы. Статистическая значимость различий для проверки гипотезы о связи двух качественных признаков, в группах обследуемых, рассчитывалась непараметрическими методами критерия χ^2 -квадрата с поправкой Йетса или точного критерия Фишера (если в клетках таблицы сопряженности 2x2 числа меньше 5). Составляли таблицу сопряженности, в которой приводили возможные неблагоприятные исходы, свидетельствующие о недостаточной эффективности вмешательства (таблица 6).

Таблица 6 - Таблица сопряженности

Группы	Изучаемый эффект (исход), случаи недостаточной эффективности		
	Есть	Нет	Всего
Изучаемая (I)	A	B	A + B
Контрольная (II)	C	D	C + D

Затем рассчитывали рекомендованные ключевые показатели.

ЧИЛ – частота исходов в группе лечения $A / (A + B)$.

ЧИК – частота исходов в контрольной группе $C / (C + D)$.

СОР – (снижение относительного риска) – относительное уменьшение частоты неблагоприятных исходов в изучаемой группе по сравнению с контрольной группой, рассчитываемое как $(ЧИЛ-ЧИК) / ЧИК$. Значения более 50% всегда соответствуют клинически значимому эффекту, от 25 до 50% - очень часто соответствуют клинически значимому эффекту, приводится вместе с 95 % ДИ.

ДИ – диапазон колебаний истинных значений в популяции. ДИ означает, что истинное значение величины с вероятностью в 95% лежит в пределах рассчитанного интервала.

САР – (снижение абсолютного риска) – абсолютная арифметическая разница в частоте неблагоприятных исходов между группами лечения и контроля. Рассчитывалось как ЧИЛ-ЧИК.

ЧБНЛ – число больных необходимо лечить определенным методом в течение определенного времени, чтобы предотвратить неблагоприятный исход у одного больного. Рассчитывали как $1 / \text{CAP}$.

ОШ – отношение шансов показывает, во сколько раз вероятность неблагоприятного исхода в основной группе выше (или ниже), чем в контрольной $(A/B)/(C/D)$. Значения ОШ от 0 до 1 соответствовало снижению риска, более 1 – его увеличению. ОШ равное 1, означает отсутствие эффекта.

Математическая обработка данных проведена на персональном компьютере Intel ® Core (TM) i7 CPU в среде Windows 10 с использованием программы Microsoft Office Excel 2016, статистического пакета Statistica 6.0 фирмы STATSOFT.

Анализ групп пациентов в динамике лечения выполняли с помощью парного критерия t Стьюдента и парного критерия Вилкоксона. Для сравнения нескольких групп применяли однофакторный дисперсионный анализ. Исследование взаимосвязей производили посредством расчёта коэффициентов корреляции Пирсона и Спирмена. Выборочные параметры, приводимые в таблицах, имели следующие обозначения: **М** - среднее, **m** - ошибка среднего, **n** - объем анализируемой подгруппы, **p** - достигнутый уровень значимости. Критическое значение уровня значимости принимали равным 5%.

ГЛАВА 3. ТЕХНИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ НЕТКАНОГО ТИТАНОВОГО МАТЕРИАЛА СО СКВОЗНОЙ ПОРИСТОСТЬЮ

Биосовместимые материалы в медицине и их роль в жизнедеятельности макроорганизма имеют огромное значение. В настоящее время невозможно представить область медицины, в которой не нашли бы применение в качестве важнейших функциональных элементов организма биосовместимые материалы [114]. Однако, помимо биоинертных свойств, имплантаты должны обладать и определенными физико-механическими показателями [23, 24, 25]. Они напрямую влияют на процесс и качество функционирования зубного протеза. Имплантат является промежуточным, связующим звеном в системе «костная ткань – дентальный имплантат – ортопедическая конструкция». Конструкция имплантата должна обладать такими физико-механическими свойствами, чтобы и костная ткань, и ортопедическая конструкция не разрушались под действием нагрузок в процессе жевания [135, 167]. Этого можно достичь путём увеличения площади соприкосновения имплантата с костной тканью, а значит, имплантат должен обладать пористой структурой.

При этих условиях нагрузка должна максимально равномерно распределяться в пористой структуре имплантата. Пористость имплантата при условии его биоинертности и биологической совместимости способствует процессу прорастания костной ткани в поры имплантата. Этого можно достичь в результате создания биоинженерного материала, включающего композицию из костной ткани и армирующего её металла (материала имплантата). Такая структура имеет механические свойства, близкие к свойствам исходной костной ткани, а следовательно, не вызывает избыточных механических напряжений в сопряженных с имплантатом костных тканях. Для более точного совмещения механических свойств имплантата с костью пористый материал имплантата должен обладать аналогичной податливостью (в биомеханике – разделе биофизики, это свойство характеризуется модулем упругости или модулем Юнга).

Поэтому в качестве материала имплантата целесообразно использовать не сплошной металл и даже не металл, обладающий пористостью, а некоторый композиционный материал из металла, обладающий необходимыми демпферными свойствами. Известно большое количество способов получения биосовместимых материалов, имеющих сквозную пористость. В данном разделе работы будет представлена современная, усовершенствованная методика получения нетканого титанового материала со сквозной пористостью (рисунок 8).

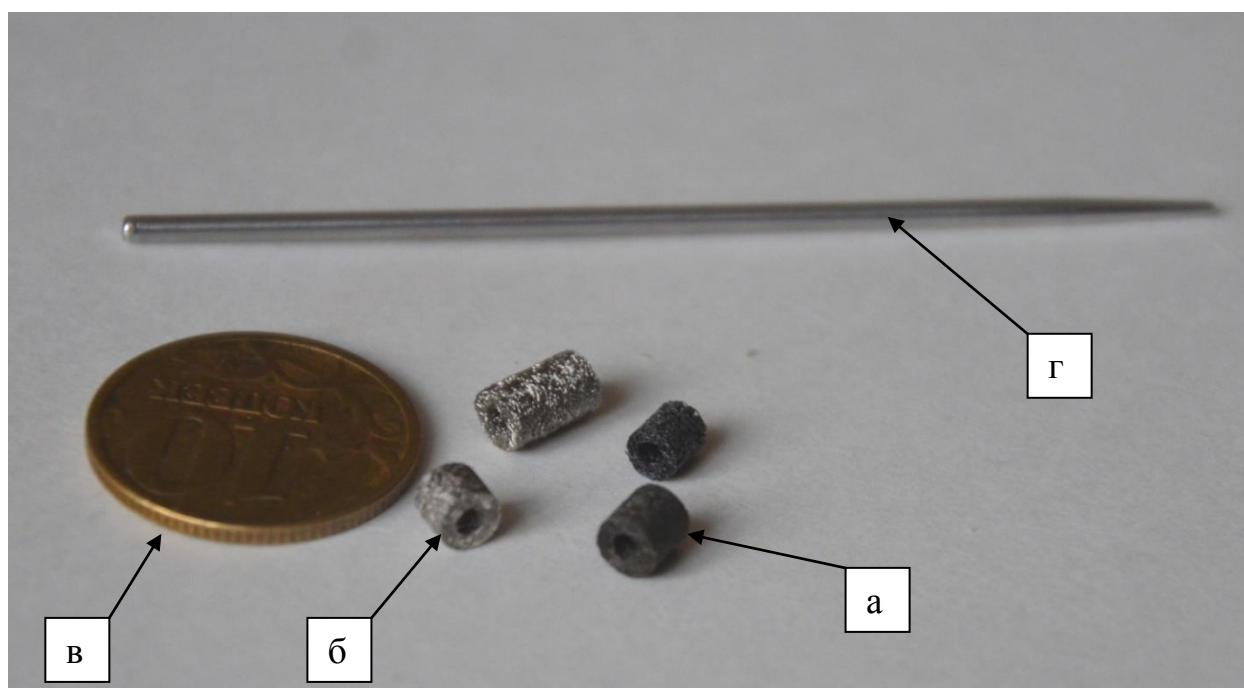


Рисунок 8. Втулка из нетканого титанового материала со сквозной пористостью: а - втулка из нетканого титанового материала со сквозной пористостью (необработанная); б - втулка из нетканого титановый материала со сквозной пористостью (обработанная); в – монета (10 копеек); г – иголка

Этот метод разработан учеными Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования "Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королева (национальный исследовательский университет)", в Отраслевой научно-исследовательской лаборатории «Вибрационная прочность и надёжность авиационных изделий». Отдельные детали дентального имплантата сконструированы авторским коллективом под руководством профессора А.И. Ермакова и доцента Ф.В.Паровая. Материал прошел экспериментальное исследование на клетках и животных (в ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России). Положительные

результаты дали возможность выиграть грант федерального уровня в рамках постановления 217 Правительства РФ и создать малое инновационное предприятие ООО «Смарт Имплант».

Одной из задач современных инженеров – технологов в сфере имплантологической стоматологии является создание пористой, ячеистой структуры. Эта задача имеет определенные сложности, так как поры должны быть определенных размеров и равномерно располагаться в толще всего материала. Помимо этого материал должен обладать особыми, заданными свойствами. В большинстве случаев созданные материалы обладают лишь пористостью, не имея биомеханических адаптационных механизмов. Одним из методов создания материала со сквозной пористостью с демпферными свойствами является метод холодного прессования. Нами разработаны критерии для установки и изготовления дентальных имплантатов из НТМСП:

- простота хирургического и ортопедического этапов;
- биологическая совместимость: химическая инертность, толерантность с тканями организма, коррозионная стойкость к действию биологических жидкостей;
- необходимые механические свойства: прочность, упругость;
- технологичность: возможность обработки с использованием пресс-формы и наружного давления;
- необходимая пористость для возможности прорастания костной ткани в имплантат;
- демпферность;
- качество поверхности имплантата: текстурированность, наличие оксидной пленки;
- стойкость к динамической, знакопеременной жевательной нагрузке;
- дизайн имплантата;
- стоимость (включающая стоимость самого материала и стоимость его обработки). Этот показатель учитывает распространенность материала в природе.

В настоящее время для изготовления имплантатов нашли наиболее частое применение металлы: титан, золото, сталь, тантал, платина.

В своей работе использовали титан марки ВТ1-00. В природе не существует пористого титана, и все попытки получить пористость путем холодного прессования не увенчались успехом.

Для получения нетканого титанового материала со сквозной пористостью с размером пор 150 ± 60 мкм в виде цилиндра - втулки использовали титановую нить диаметром 0,05 мм. Цилиндр - втулка имеет сквозную структуру, с разными размерами пор, благодаря чему костная ткань полностью прорастает вглубь. Титановая нить общедоступна и производится серийно в промышленных масштабах путем протяжки через фильеры и наматывания на катушечные бобины. Далее бобину с проволокой устанавливали в навивающую машину в специальном держателе (рисунок 9). Проволоку через направляющий валик подвели к керну, который представляет собой конус. Проволоку накручивали на него, обкатывали снаружи валиком, и она приобретала форму спирали. Поскольку kern имеет конусовидную конфигурацию, проволока в виде спирали сходит с него.

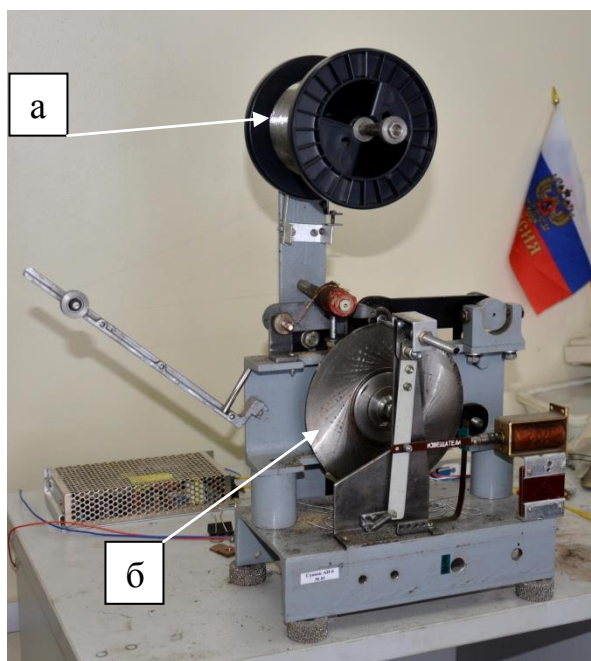


Рисунок 9. Станок АН-6 для навивания титановой проволоки: а - бобина с проволокой; б - обкатывающий валик

Далее спираль попадает в фокус светооптического элемента. Последний снабжен измерительным элементом, который фиксирует длину навески спирали.

Сигнал от светооптического элемента передается на электронные щипцы, которые автоматически отсекают проволочную спираль - навеску. Длина зависела от величины внутрикостной втулки. Чем больше внутрикостная втулка, тем длиннее обрезается спираль (рисунок 10, 11).

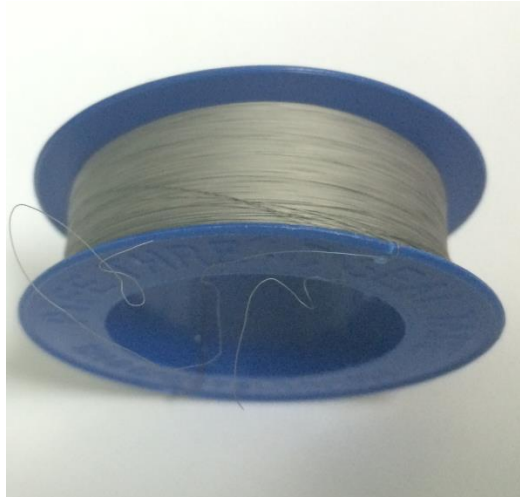


Рисунок 10. Титановая нить (Ø 0,05 мм) на катушке



Рисунок 11. Титановая нить (Ø 0,05 мм) в виде спирали

В наших исследованиях по весу она колебалась от 0,2 до 0,4 г. Диаметр спирали составил $0,6 \pm 0,1$ мм. Далее спираль растягивали до шага равного их наружному диаметру - $0,6 \pm 0,1$ мм.

Каждая проволочная спираль-навеска подвергается формированию в виде «коврика». Для этого спираль хаотично укладывают на прорезиненном столике в «коврик» размером 50 х 40 мм. Получившийся «коврик» скручивают в цилиндрическую заготовку («куклу») размерами 4 х 20 мм. Получение требуемых размеров «куклы» достигается путем её обкатки.

Каждая «кукла» укладывается в пресс-форму (матрица-пуансон) и подвергается холодному прессованию (рисунок 12) до получения окончательной формы полого цилиндра соответствующего размера.

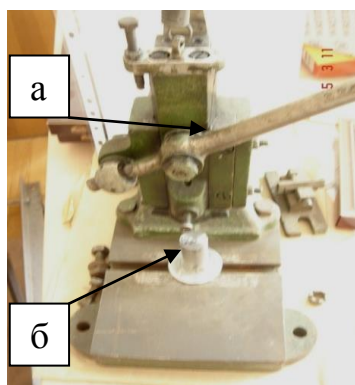


Рисунок 12. Станок для холодного прессования: а - рычаг прессования; б - пресс-форма

К разработанной нами конструкции пресс – формы (рисунок 13) представлены следующие требования: при сборке детали должны плавно, без заеданий входить в сопрягаемые детали; при распрессовке использовали латунный пруток диаметром 3,9 мм; отклонение от перпендикулярной плоскости относительно оси детали не более 0,015мм. Фаски должны быть выполнены с допуском не более $\pm 0,1$ мм.

В итоге мы получили цилиндр из нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Диаметр наружной поверхности втулки составил 3 мм с шагом увеличения в 0,5 мм.

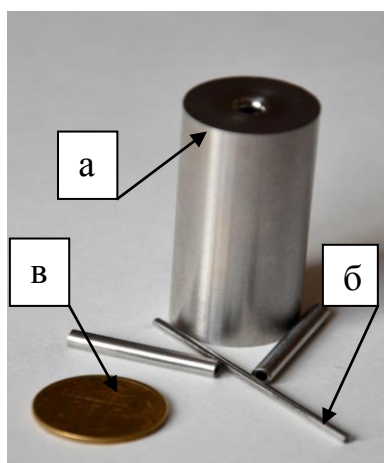


Рисунок 13. Фото пресс-формы для создания втулки из нетканого титанового материала: а- пресс-форма; б – пуансон; в – монета (10 копеек)

Внутренний диаметр оставался неизменным и составил 1,6 мм (рисунок 14). Высота втулки равнялась 2 мм, 5 мм, 7 мм, 8 мм, 9 мм, 10 мм.

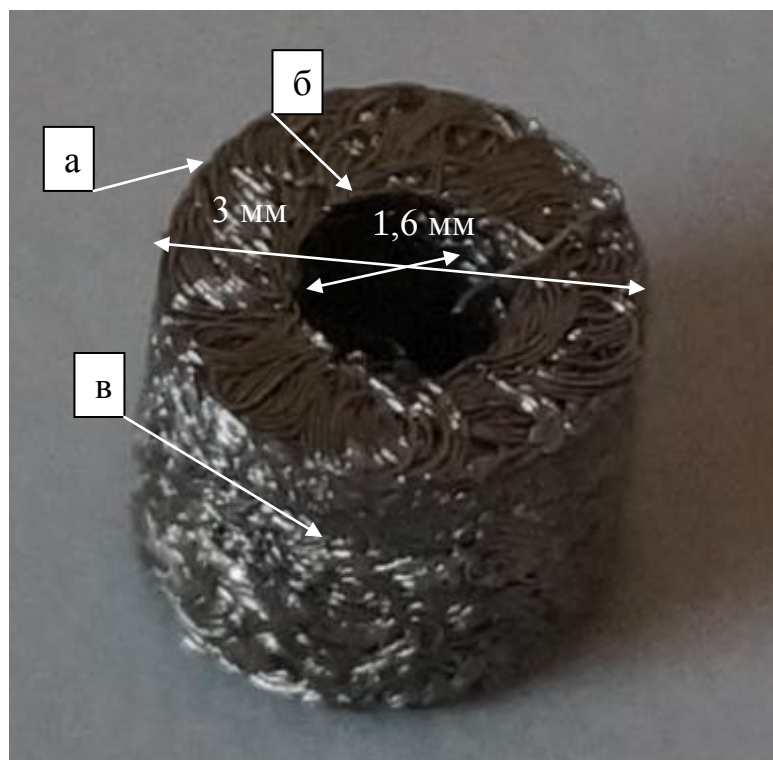


Рисунок 14. Внутрикостная часть имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью: а – наружный диаметр; б – внутренний диаметр; в – тело пористого цилиндра - втулки

Величина пор составила 150 ± 60 мкм. Далее пористый цилиндр обрабатывали в 20% раствора H_2O_2 с помощью ультразвука.

В своей работе мы представляем дентальные имплантаты, которые разработаны по принципу действия «дюбельной системы». Система представлена внутрикостным полым цилиндром-втулкой и входящим в него штифтом. Цилиндр изготовлен из титанового проволочного материала и обладает упругоэластичными свойствами. В полость втулки вводится титановый штифт, который расширяет стенки втулки, они давят на стенки сформированного костного ложа, и обеспечивают первичную стабильность имплантата. Этот штифт мы назвали штифт-распорка (рисунок 15). Он состоит из внутрикостной части, которая входит в цилиндр-втулку, и пришеечной части, которая имеет непосредственный контакт с костью.

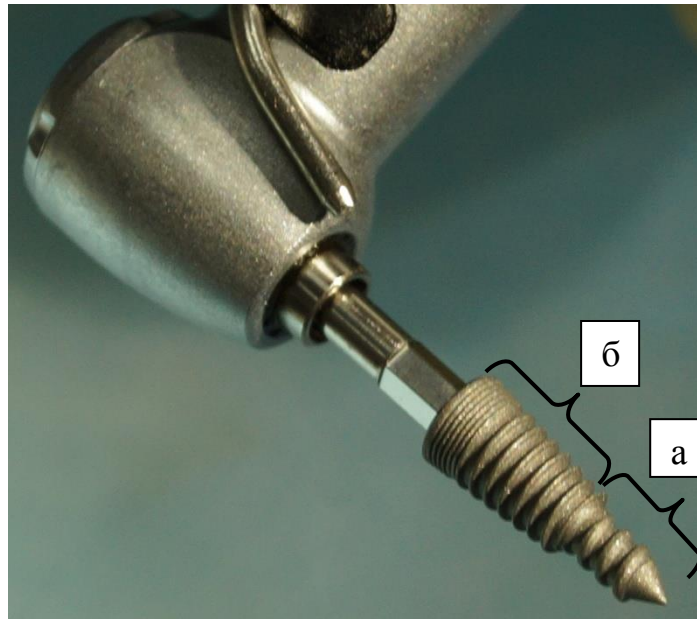


Рисунок 15. Штифт - распорка имплантационной системы:
а - внутрикостная часть; б - пришеечная часть

Разработанный имплантат предназначен для техники двухэтапной и одноэтапной имплантации. Использовали двухэтапную методику дентальной имплантации. Вид соединения с супраструктурой представлен в виде внутреннего шестигранника и конуса (рисунок 16).

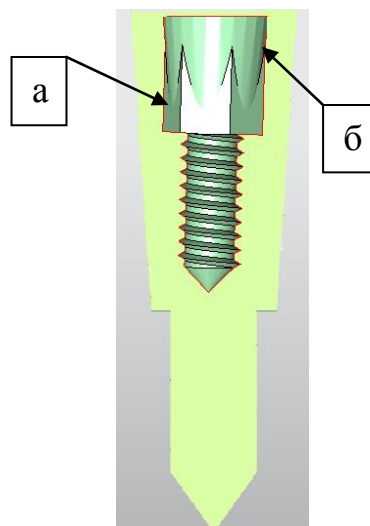


Рисунок 16. Схематическое изображение штифта – распорки: а - внутренний шестигранник; б – конус 6°

Для удобного позиционирования супраструктуры, а так же в качестве антиротационного механизма для неё, внутренняя часть имплантата на основе

нетканого титанового материала со сквозной пористостью представлена шестигранником. Для увеличения фрикционной силы сцепления имплантата с супраструктурой использован внутренний конус с углом в вершине $12^\circ - 6^\circ$ с каждой стороны. Благодаря этой особенности супраконструкция жестко соединяется с имплантатом, что препятствует появлению микродвижений во время фиксации и функционирования ортопедической конструкции. Дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью разработан с соблюдением принципа «переключения платформ», при котором граница соединения абатмента и имплантата перемещается к центральной оси последнего. Это позволяет снизить риск резорбции костной ткани в пришеечной области и максимально сохранить объем мягких тканей. Штифт - распорка, имеет резьбу с тремя типами шагов (рисунок 17).

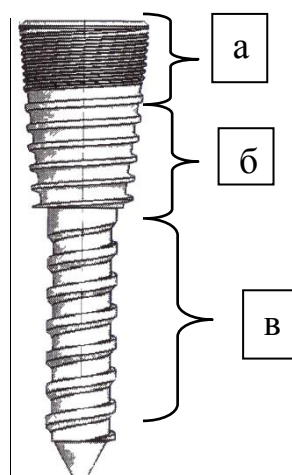


Рисунок 17. Штифт-распорка с шагом резьбы: а - малым; б - средним; в - большим

Резьба с малым шагом входит в кортикальную пластинку челюстной кости и жестко фиксируется в ней. За счет большого количества резьбовых витков, увеличивается площадь соприкосновения с костью. Средний тип резьбы входит в первый слой губчатой кости под кортикальной пластиной. Он предназначен для создания дополнительного усилия и «подтягивания» имплантата в костном ложе. Это конструкционная особенность обусловлена возникновением дополнительного сопротивления имплантата в тот момент, когда штифт распорка входит в

цилиндр-втулку из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

Внутренний диаметр втулки меньше диаметра распорки на 0,7 мм. Резьба с большим шагом входит во втулку и распирает её, обеспечивая хорошую первичную стабильность имплантата.

Данная конструкция имеет свои особенности. Витки винтовых профилей изготавливаются непрерывными, без забоя, сколов и заусенцев. Острые кромки, кроме винтовых профилей, притуплены радиусом до 0,2 мм или фаской до 0,2 мм×45°. Допускается притупление по острию площадкой до 0,1 мм. Несоосность винтовых профилей относительно общей оси не превышает более 1 мм. Деталь должна быть чистой без стружки, абразива, пыли. В обязательном порядке она проходит люминесцентный контроль. Допускается отклонение от прямолинейности не более 0,01 мм. Радиус выполнен с допуском $\pm 0,1$ мм.

В соответствии с основополагающей работой [6], пористость изделий составила $85 \pm 2\%$

Таким образом, разработанная нами внутрикостная часть направлена на применение имплантационной системы с особыми преимуществами. Она обладает высокой биосовместимостью за счет использования проволоки из чистого титана марки ВТ1-00. Пористость нетканого титанового материала составляет $85 \pm 2\%$ с размерами пор 150 ± 60 мкм. Это увеличивает площадь соприкосновения костной ткани с имплантатом и позволяет прорасти во внутрикостную часть. Демпферные свойства не только обеспечивают первичную стабильность имплантата, но и «гасят» жевательную нагрузку. Это расширяет возможности изготовления оптимальной ортопедической конструкции.

Создав конструкцию имплантата дюбельной системы, необходимо было разработать концепцию протезирования на разработанных нами имплантатах. Для этого нами были произведены экспериментально-математические исследования системы «абатмент - имплантат из НТМСП - костная ткань».

ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО – МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ НЕТКАНОГО ТИТАНОВОГО МАТЕРИАЛА СО СКВОЗНОЙ ПОРИСТОСТЬЮ

В наших исследованиях применялся новый вид дентальных имплантатов, которые изготовлены из чистого титана марки ВТ 1-00 и имеют сквозную пористость. Самарскими учеными (И.М.Байриков, 2010; Л.Т.Волова, 2012; В.В. Бегларян, 2013; А.Е.Щербовских, 2015) в эксперименте доказано, что костная ткань прорастает вглубь в поры имплантата. Это дает основание считать, что имплантат выдержит большую окклюзионную нагрузку близкую или равную нативному зубу, по сравнению с классическими винтовыми корневидными имплантатами, и обеспечит долговечное, полноценное функционирование ортопедической конструкции. Были проведены исследования биомеханики имплантата из НТМСП с помощью метода многофакторного конечноэлементного математического моделирования. Знание биомеханики такого типа имплантата в последующем позволит концептуально обосновать конструирование индивидуальных ортопедических конструкций.

Для проектирования оптимальных параметров зубного протеза важно знать распределение деформаций и напряжений при приложении нагрузки в процессе эксплуатации. Для проведения работы была построена математическая модель, в которой есть возможность разработать все возможные варианты взаимодействия, не прибегая к реальному эксперименту. Для решения задачи нами использованы современные методы проектирования и расчета. Исследования проводились специалистами (инженер по внедрению Mechanical Solution) в филиале компании ANSYS в г.Самаре. Исследования проведены в специализированной программе ANSYS с CAD приложением ANSYS SpaceClaim. Программа основана на методе конечных элементов. Была построена геометрическая модель участка челюсти. На основе КТ нижней челюсти была построена 3D модель, содержащая одиночный имплантат из НТМСП. Эти элементы интегрировались в виртуальную модель

участка нижней челюсти. 3D-модель включает в себя кортикальную и губчатую костную ткань, втулку из НТМСП и штифт – распорку ($\varnothing=4,2$ мм, $L=10$ мм) и абатмент с коронкой. Втулка из НТМСП входит в сформированное костное ложе без натяга, резьбовая часть имплантата в ходит во втулку с натягом (рисунок 18).

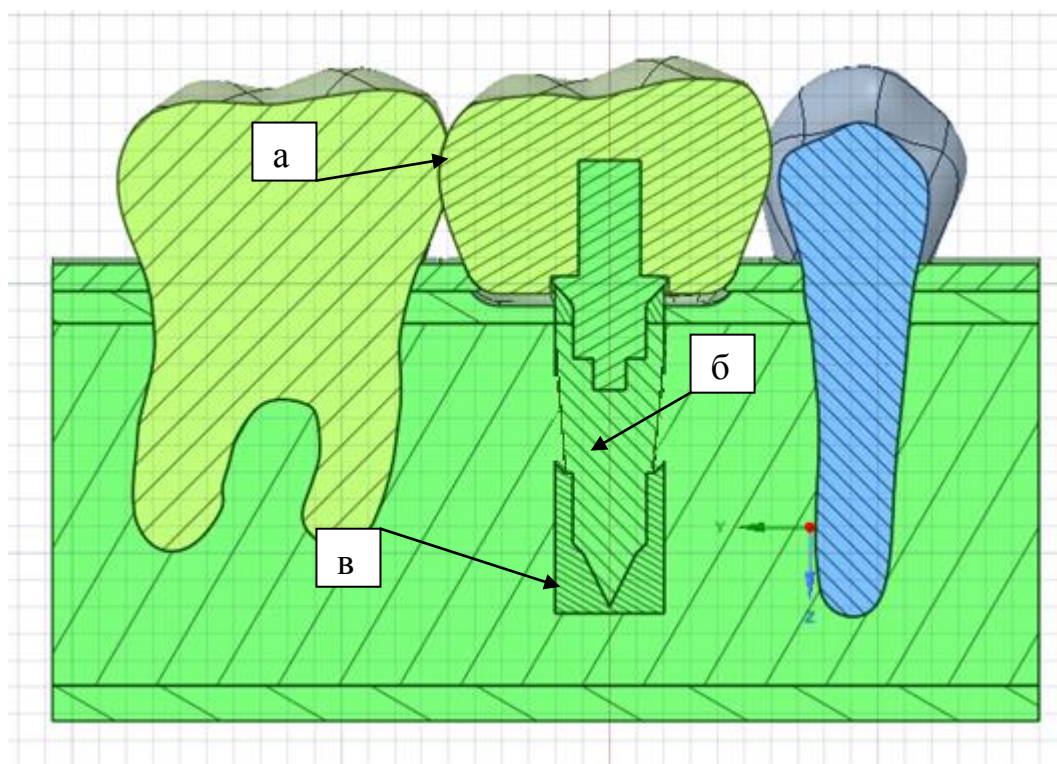


Рисунок 18. Схематическое отображение исследуемой системы: а – коронка с опорой на имплантат из НТМСП; б – штифт – распорка; в – втулка из НТМСП

Математическая модель представлена сегментом нижней челюсти с характеристиками нативной костной ткани [40] (таблица 7).

На модель была наложена сетка конечных элементов типа Solid 186, число которых составило 221342 (рисунок 19).

Таблица 7 - Характеристика материалов математической модели

Элемент системы	μ	E, МПа
Кортикальная кость	0,3	13700
Губчатая кость	0,3	7930
Титан BT 1-00 (штифт - распорка)	0,3	110000
Втулка из НТМСП	0,05	50

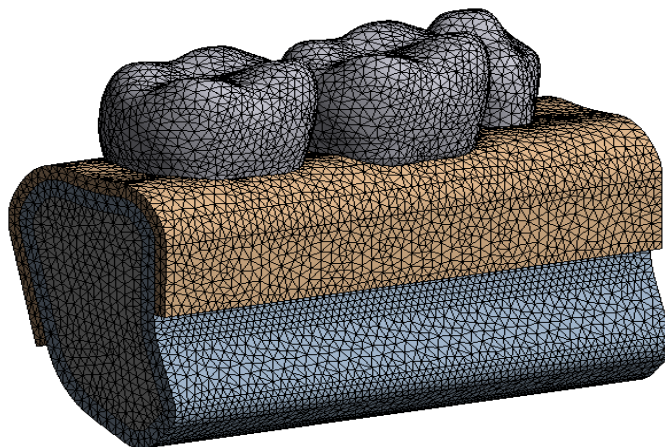


Рисунок 19. Схематическое отображение сетки конечных элементов, наложенной на математическую модель

Рассмотрено 2 варианта нагрузок: вертикальная и горизонтальная. В эксперименте были смоделированы 2 ситуации: с нагрузкой на штифт-распорку (без втулки из НТМСП) и на имплантат из НТМСП (с втулкой из НТМСП) для определения степени демпферности.

Свойства костных тканей и искусственных включений моделировали как локально однородную сплошную среду. Её характеризуют следующие величины - Модуль Юнга, коэффициент Пуассона (таблица 8) [40].

Таблица 8 - Характеристики материалов, применяемых в математической модели

Элемент модели	μ	Е, МПа
Кортикальная кость	0,3	13700
Губчатая кость	0,3	1370
Титановая проволока ВТ 1-00	0,34	96000
Втулка из НТМСП	0,05	50

Нагрузка имитирует давление при движении нижней челюсти. Рассматривались как варианты максимальной нагрузки (горизонтальная и вертикальная), так и промежуточные. Это позволяет определить ответ системы на воздействие разных величин нагрузок. В задаче моделировалась вертикальная и горизонтальная нагрузка различной величины в диапазоне от 60 до 420 Н,

равномерно приложенная к поверхности коронки, а также анализировались возникающие деформации при физиологической (жевательной) нагрузке 300Н (рисунок 20).

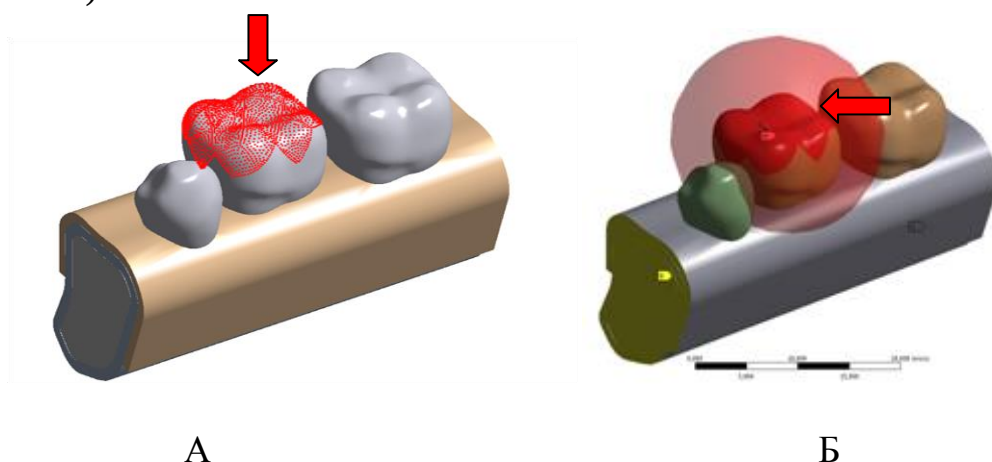


Рисунок 20. Виды нагрузки в эксперименте: А - вертикальная; Б - горизонтальная

4.1 Результаты исследования при вертикальной нагрузке

Нами изучена общая картина напряженно-деформированного состояния кортикального слоя, губчатого слоя, напряжения в области апекса имплантата для обоих вариантов конструкции при вертикальной нагрузке в 300 Н.

Максимальные эквивалентные напряжения в эксперименте без втулки из НТМСП в кортикальном слое костной ткани составили 23,3 МПа (рисунок 21).

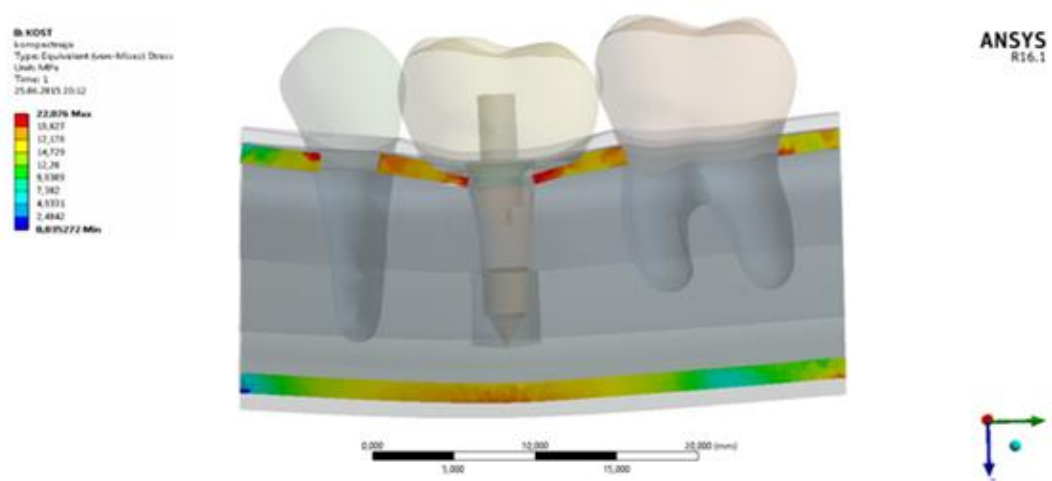


Рисунок 21. Распределение нагрузки в кортикальной кости с использованием имплантата без НТМСП

Максимальные эквивалентные напряжения в эксперименте с НТМСП составили 16,5 МПа и были также локализованы у витков имплантата (рисунки 21, 22). Стоит отметить снижение уровня деформаций в кортикальной кости с 23,3 МПа до 16,5 МПа с использованием втулки из НТМСП (на 30,4%).

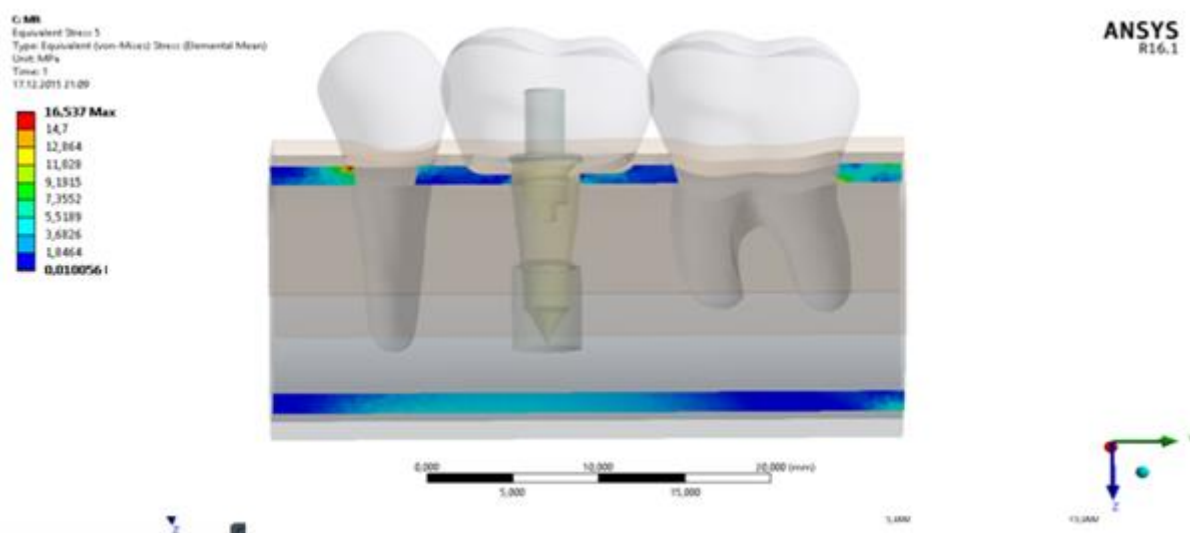


Рисунок 22. Распределение нагрузки в кортикальной кости с использованием втулки из НТМСП

Эквивалентные максимальные напряжения в губчатой ткани без НТМСП имели максимальные значения 6,2 МПа (рисунок 23).

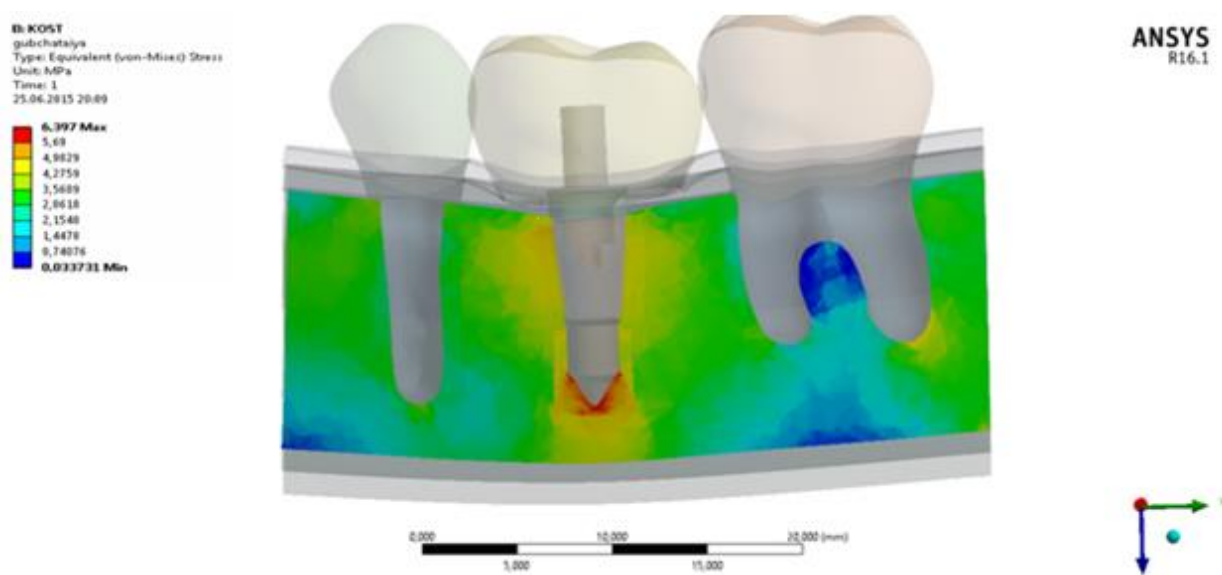


Рисунок 23. Максимальные эквивалентные напряжения в губчатой костной ткани без НТМСП при вертикальной нагрузке 300 Н

Эквивалентные напряжения в губчатой костной ткани с применением втулки НТМСП снижаются и становятся более распределенными (с 6,2 МПа до 2,2 МПа – на 65%), по сравнению со штифтом-распоркой (рисунок 24).

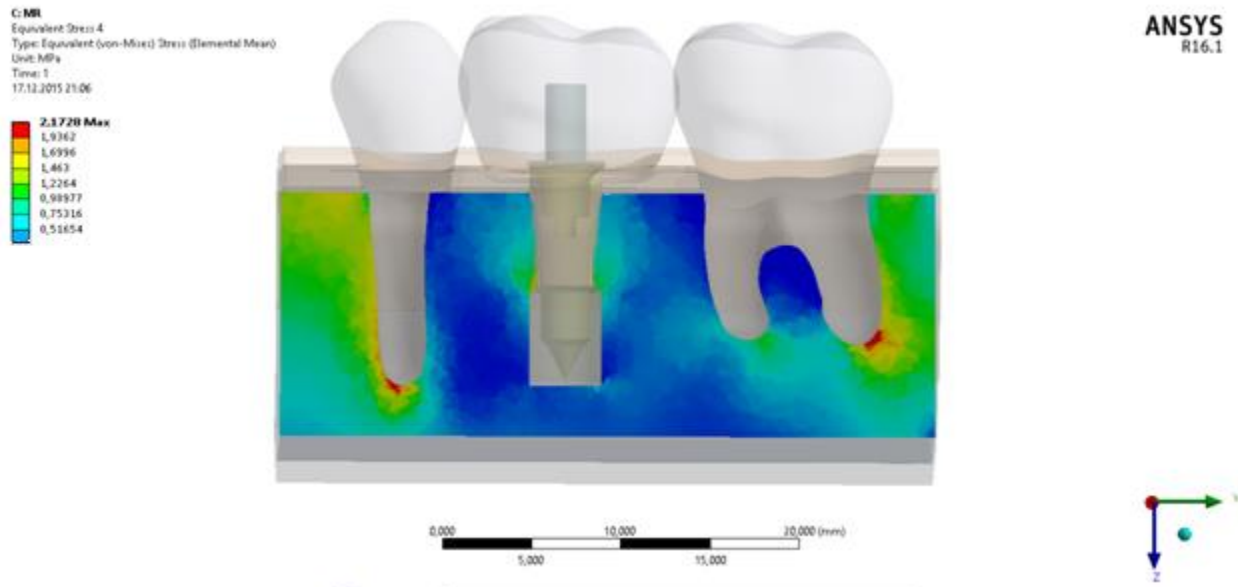


Рисунок 24. Максимальные эквивалентные напряжения в губчатой ткани с применением НТМСП

При вертикальной нагрузке области с наибольшим напряженно-деформированным состоянием в кортикальном слое распределены вокруг контактирующих с костью витками имплантата по всему периметру, в то время как в губчатом слое максимальные деформации наблюдали только в области первых витков. Равномерно распределенное напряжение в большей степени концентрируется в области витков, контактирующих с кортикальной костью. Причем, напряжение в вышерасположенных витках уменьшается по направлению к апексу имплантата из НТМСП. В области самого апекса при нагрузке 300 Н деформации имеют значение 0,52 МПа, а в титановом материале наблюдаются незначительные перемещения, равные 0,41 МПа. В таблице 9 представлен сравнительный анализ максимальных напряжений в костной ткани при нагрузке 300 Н с использованием винтового имплантата [40] и имплантата из НТМСП. Данные указывают на биомеханические преимущества имплантата конструкции автора.

Таблица 9 - Максимальные напряжения в костной ткани вокруг имплантатов разной конструкции при приложенной вертикальной нагрузке 300 Н

Тип имплантата	Винтовой имплантат	Имплантат из НТМСП
Вертикальная нагрузка F , Н	300	300
Кортикальная кость $\sigma_{\text{к max}}$, МПа	35,7	16,5
Губчатая кость $\sigma_{\text{гк max}}$, МПа	7,7	2,7

Расчётное распределение эквивалентных напряжений (по Мизесу) в самом НТМСП для случая вертикальной нагрузки 300 Н было равно 0,41 МПа (рисунок 25).

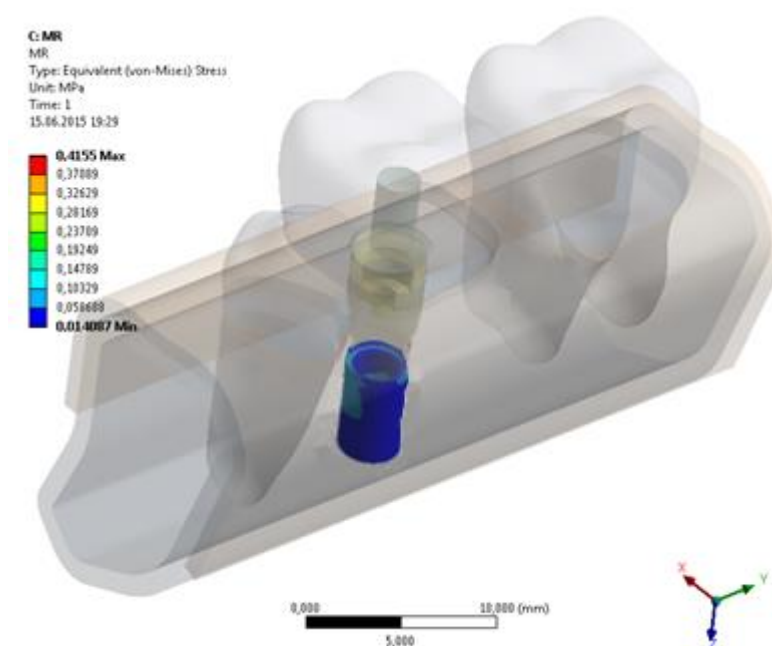


Рисунок 25. Распределение напряжений во втулке из НТМСП

При изменении нагрузки наблюдали линейную зависимость эквивалентных напряжений по Мизесу. В таблице 10 представлены расчётные максимальные эквивалентные напряжения для случая вертикальной нагрузки.

Таблица 10 - Расчётные максимальные эквивалентные напряжения для случая вертикальной нагрузки (60-420Н)

Нагрузка F, Н	60	110	160	210	260	300	360	420
Кортикальная кость $\sigma_{\text{к max}}$, МПа	3,31	6,07	8,82	11,57	14,33	16,53	19,84	22,59
Губчатая кость $\sigma_{\text{гк max}}$, МПа	0,43	0,79	1,15	1,52	1,88	2,17	2,60	2,96
Штифт- распорка $\sigma_{\text{и max}}$, МПа	1,51	2,77	4,04	5,30	6,56	7,56	9,05	10,29
Втулка из НТМСП $\sigma_{\text{MP max}}$, МПа	0,08	0,15	0,22	0,29	0,36	0,41	0,49	0,54

Между собой были сравнены НДС костной ткани с использованием втулки из НТМСП и без нее. Из графика (рисунок 26) хорошо видно, что напряжения сильно снижаются в имплантате из НТМСП (в 2- 2,5 раза). В кортикальной и губчатой костной ткани снижение (демпфирование) произошло на 30,4% и 65% соответственно.

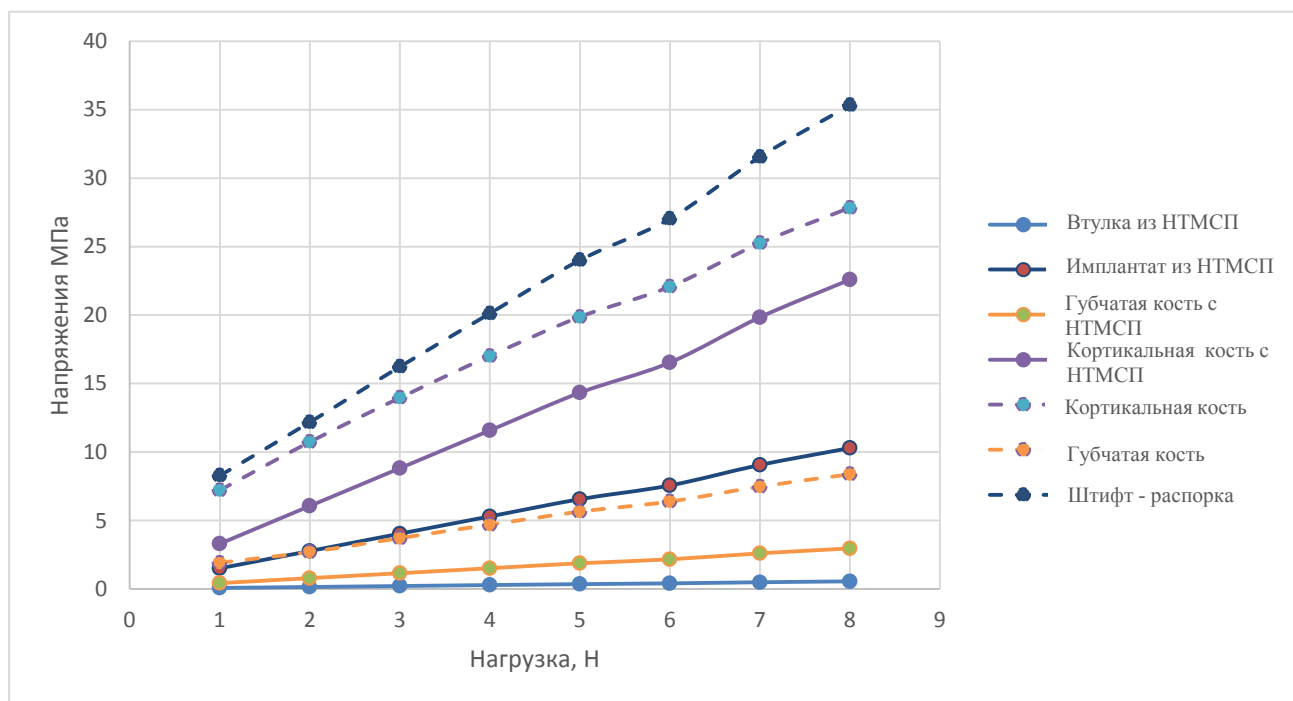


Рисунок 26. Графическое сравнение НДС при вертикальной нагрузке в математической модели с применением НТМСП и без применения НТМСП

При изучении результатов эксперимента необходимо отметить, что наиболее деформированы участки костной ткани, контактирующие с витками имплантата в области кортикальной пластинки (что связано со структурой), губчатого слоя до границы с втулкой, а также верхушка абатмента. Следует отметить прогрессирование интенсивности напряжений в костной ткани при пошаговом увеличении приложенной нагрузки.

4.2 Результаты исследования при горизонтальной нагрузке

Кроме вертикальной, имплантат еще испытывает и горизонтальную (неосевую) нагрузку, которая по данным отечественных и зарубежных исследователей оказывает наибольшее воздействие на напряженно - деформированное состояние костной ткани. Этот факт напрямую влияет на планирование и конструирование ортопедического протеза.

При анализе максимальных напряжений в кортикальной костной ткани, развивающихся при горизонтальной нагрузке, мы рассматривали общую картину напряженно-деформированного состояния для обоих вариантов конструкции.

При исследовании перемещений без втулки из НТМСП в кортикальном слое при горизонтальной нагрузке 300 Н максимальное значение составило 72,3 МПа (рисунок 27).

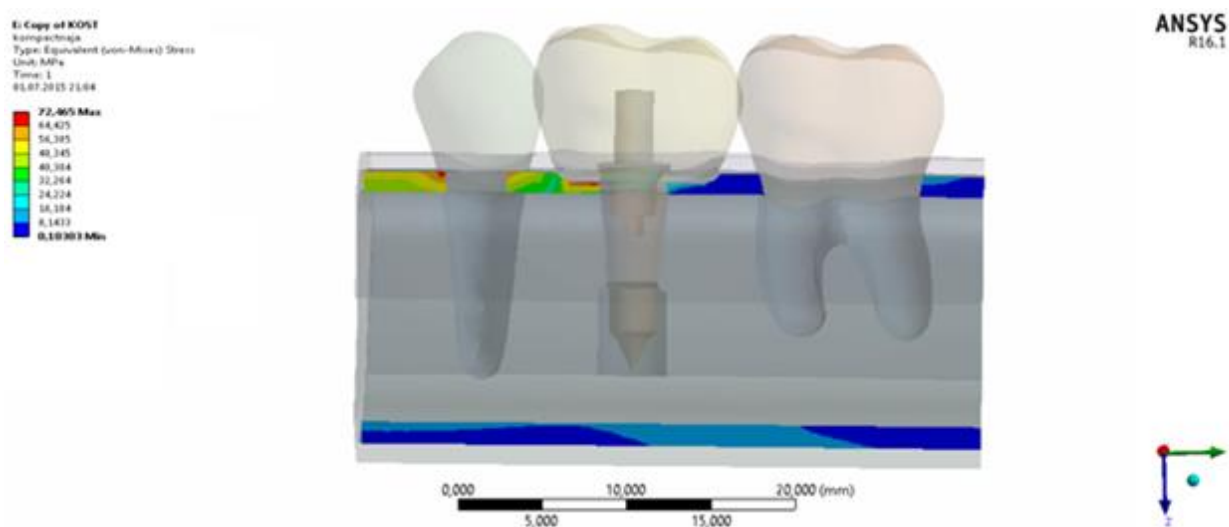


Рисунок 27. НДС кортикальной костной ткани при горизонтальной нагрузке 300 Н (без НТМСП)

Максимальные напряжения концентрировались в витках с противоположной стороны приложенной нагрузки.

Стоит отметить снижение уровня напряжений с 72,3 МПа до 51,7 МПа (на 25%) с использованием втулки из НТМСП (рисунок 28).

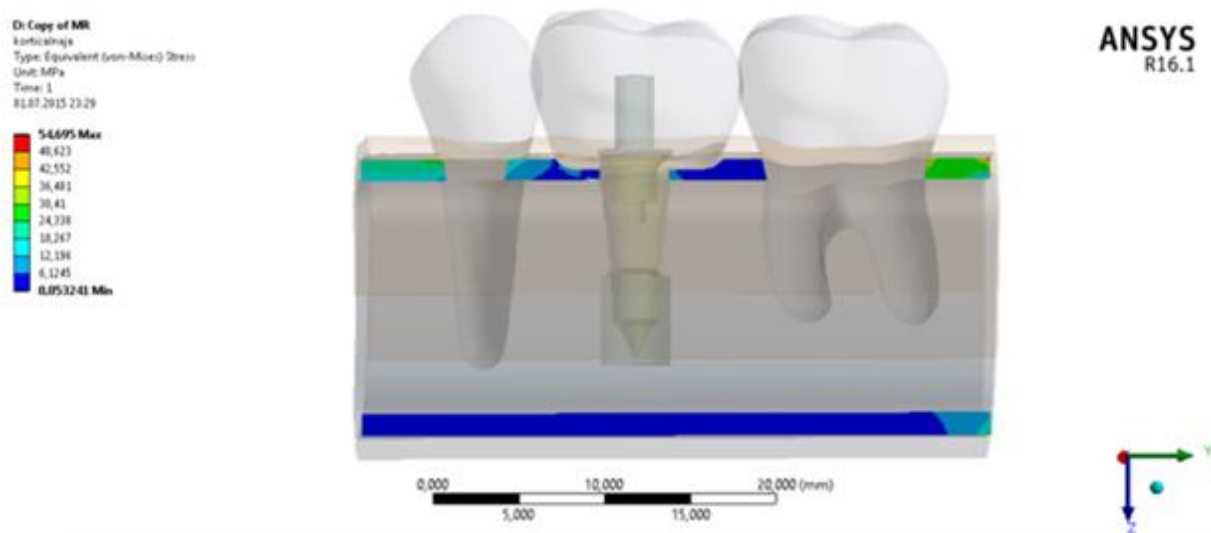


Рисунок 28. НДС кортикальной костной ткани при горизонтальной нагрузке 300 Н на имплантат из НТМСП

Эквивалентные напряжения в губчатой ткани с имплантатом из НТМСП (рисунок 29) снижаются и становятся более распределенными (с 11,4 МПа до 4,8 МПа - на 55,5%), по сравнению с использованием только штифта-распорки.

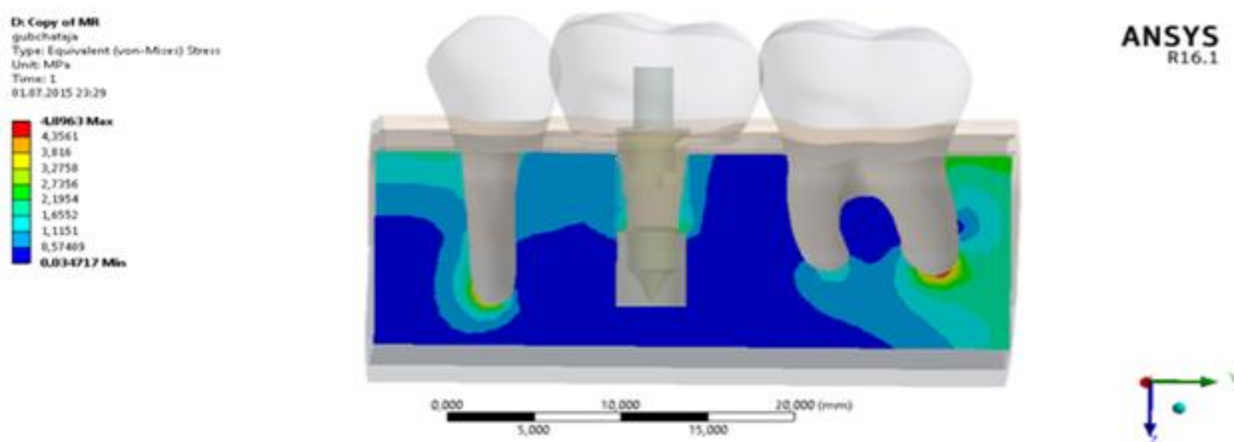


Рисунок 29. Распределение напряжений в губчатом слое костной ткани с использованием втулки из НТМСП

Отметим, что нагрузка снижается и на штифт – распорку со 119,2 МПа до 33,5 МПа – на 71,8% (рисунок 30).

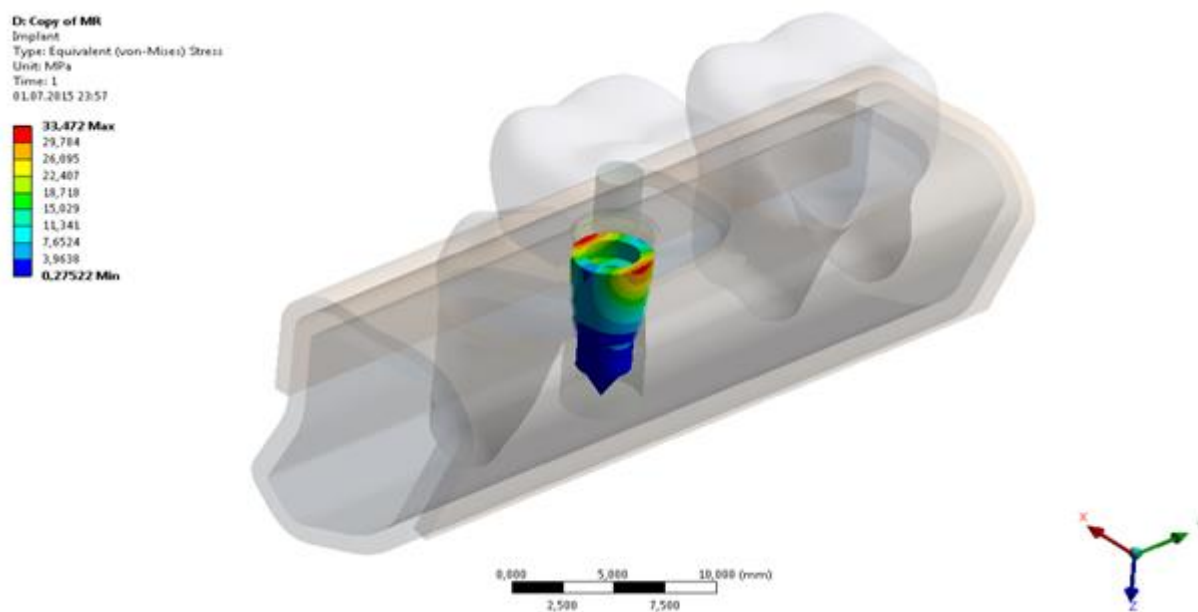


Рисунок 30. Распределение деформаций в штифте-распорке с втулкой из НТМСП

Расчётное распределение эквивалентных напряжений (по Мизесу) в самом НТМСП для случая горизонтальной нагрузки 300 Н равно 0,42 МПа (рисунок 31).

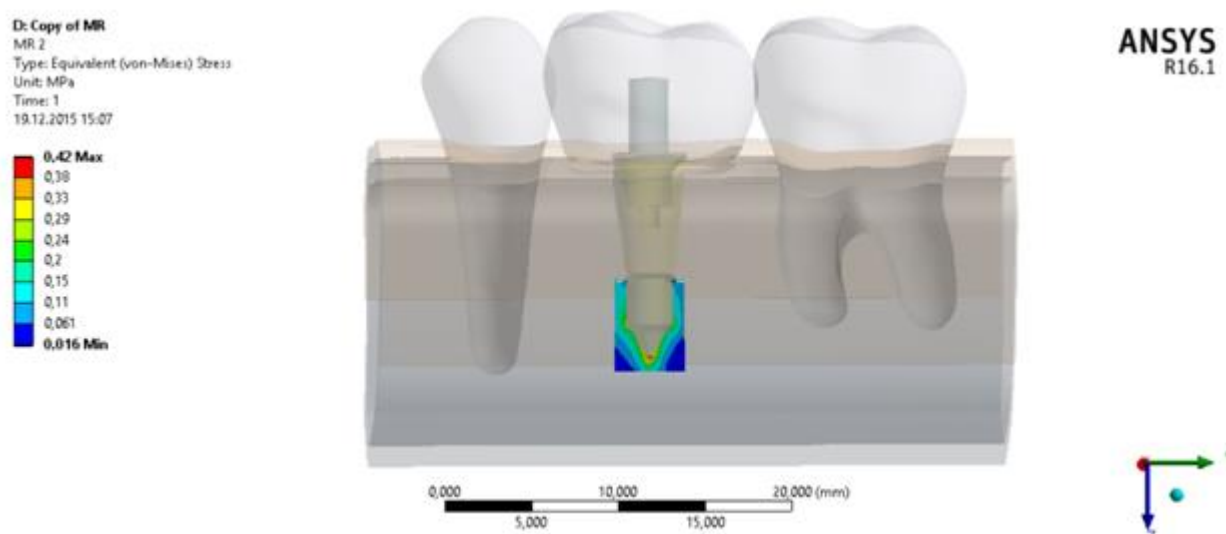


Рисунок 31. Распределение напряжений в НТМСП при вертикальной нагрузке 300 Н

В таблице 11 представлено распределение НДС в разных элементах математической системы.

Таблица 11 - Распределение НДС в разных элементах математической системы

Нагрузка F, Н	60	110	160	210	260	300	360	420
Кортикальная кость σк max, МПа	39,31	42,66	45,82	48,57	51,34	51,69	59,84	62,59
Губчатая кость σгк max, МПа	0,43	2,95	3,45	3,94	4,33	4,79	5,36	5,96
Штифт - распорка σи max, МПа	27,51	28,78	29,42	30,95	32,56	33,47	34,59	35,43
Втулка из НТМСП σгк max, МПа	0,08	0,15	0,22	0,291	0,360	0,42	0,49	0,56

На увеличение горизонтальной нагрузки наиболее выразительно реагировала кортикальная кость и губчатая кость, контактирующие со штифтом – распоркой. Несмотря на это, напряжения в НТМСП оставались минимальными и незначительно увеличивались при прогрессе нагрузки (рисунок 32).

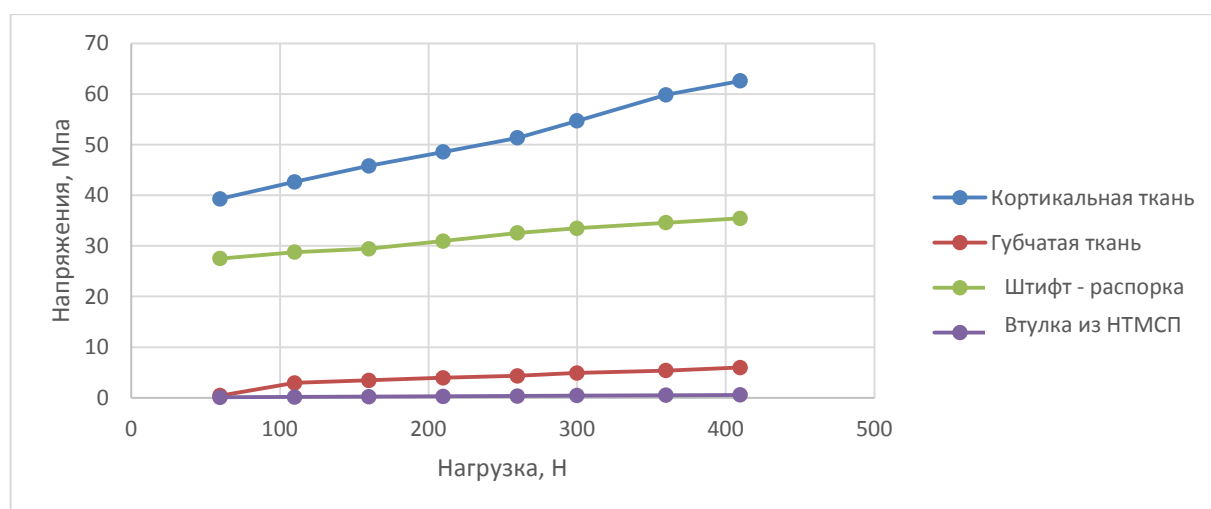


Рисунок 32. График НДС различных элементов математической модели при горизонтальной нагрузке на имплантат из НТМСП

В результате проведенного анализа, видно, что при вертикальной и горизонтальной нагрузке и установленной втулки из НТМСП снижается напряжение в каждом из элементов системы и в системе в целом. Цилиндр – втулка из НТМСП дополнительно обладает демпферными свойствами. Эти исследования позволили концептуально изменить подходы к конструированию ортопедических протезов.

ГЛАВА 5. РЕЗУЛЬТАТЫ СОБСТВЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

5.1 Методики ортопедического лечения пациентов с дефектами зубных рядов с применением имплантатов из НТМСП

В рамках клинического обследования выявляли причину потери зубов. Выявление причин утраты зубов позволяло обеспечить лучший прогноз имплантационного лечения. Причиной утраты зубов явились: кариес и его осложнения у 78(79 %) человек; заболевания пародонта - 23(17%) человек; травма - 6 (4%) человек.

Перед установкой дентальных имплантатов хирургом, проводили санацию полости рта. По одному зубу отсутствовало у 12 (10,8%) пациентов, два зуба - у 15 (13,5 %), по три и более - у 84 (75,7%).

Величины дефектов колебались в зависимости от протяженности: при отсутствии одного зуба $3\pm 0,7$ мм; при отсутствии двух - $6\pm 0,9$ мм; при отсутствии трех и более зубов - 9мм и более.

Ширину альвеолярного гребня дополнительно измеряли в«циркулем - остеотометром» (рисунок 33).

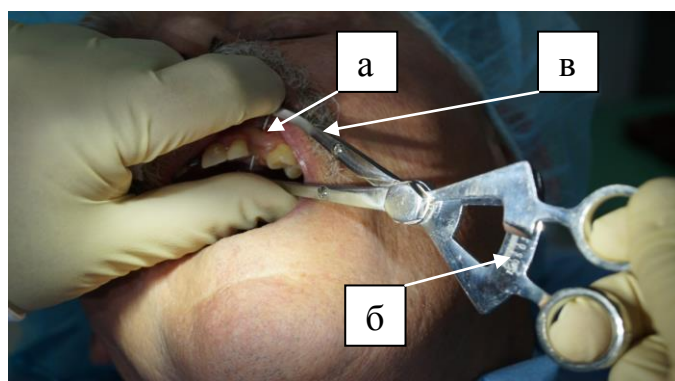


Рисунок 33. Этап измерения толщины альвеолярного отростка пациента А. 54 года циркулем – остеотометром: а – заостренные наконечники остеометра; б – шкала остеометра; в – щеки остеометра

Эти данные позволяют оптимально подобрать количество и размеры имплантатов.

В своей работе мы использовали пилотное сверло диаметром 2мм. У 18,9% (21 человек) пациентов направление оси сверления имело отклонение от планируемого в пределах $5 \pm 1,5^\circ$. По мнению хирургов - стоматологов это связано с подготовкой к препарированию кости для финишного сверления.

Из наиболее часто используемых имплантатов – 219 (84%) имели диаметр 4,2 и 3,75 мм, длину 10 и 12 мм. Этого вполне достаточно, даже если кость в области моляров шире.

Результаты клинических исследований в послеоперационном периоде являются одними из важных показателей для оценки и анализа функционирования дентального имплантата. Пациенты находились под наблюдением в течение 3 лет.

Анализ клинической ситуации невозможен без изучения диагностических моделей. В наших исследованиях всем пациентам изготавливали диагностические модели. У 52 (46,8%) человек данные с использованием лицевой дуги (рисунок 34) переносили в артикулятор (рисунок 35). Изучали межжюккюзюныонные взаимоотношения, вид прикуса, будущую форму реставрации и её положение в зубном ряду. Для визуализации будущего протеза изготавливали восковую

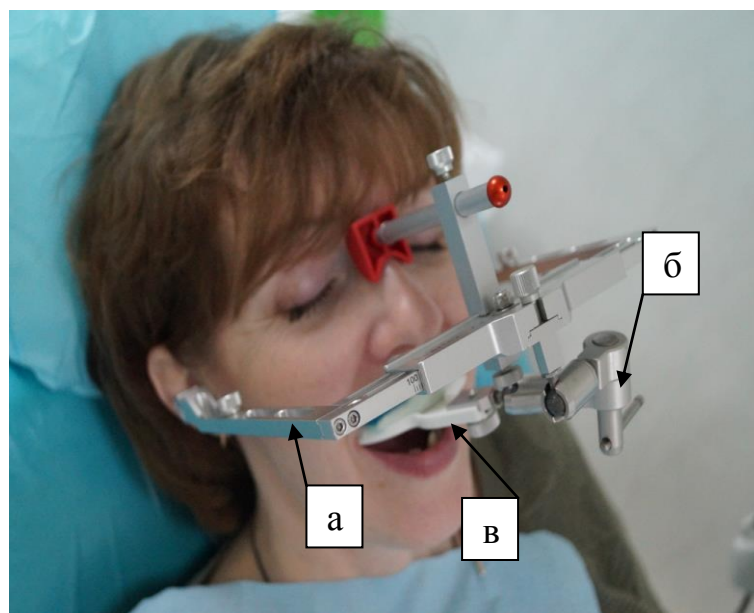


Рисунок 34. Этап наложения лицевой дуги «Артекс» (Аманн Гирбах) пациенту 3. 45лет: а – лицевая дуга; б – трансфер; в – вилка.

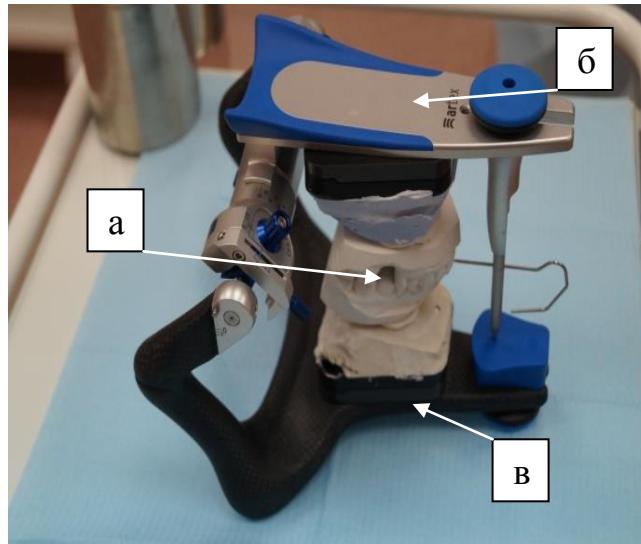


Рисунок 35. Изучение диагностических моделей Пациента 3. 45 лет в артикуляторе «Артекс»: а – дефект верхнего зубного ряда; б – верхняя рама артикулятора; в – нижняя рама артикулятора

композицию. Совместно с пациентом, зубным техником, стоматологом - ортопедом и стоматологом - хирургом планировали схему комплексного лечения.

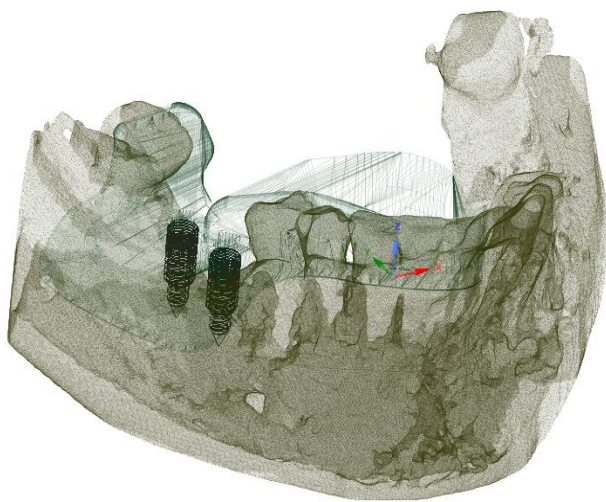
У 96 (86,5%) пациентов использовали серийный прямой абатмент. С помощью угловых серийных абатментов у 15 пациентов (13,5%) в 10° и 15° обеспечивали 12 дополнительных позиций при протезировании коронками или мостовидными протезами с цементной фиксацией. В свою очередь это позволяет отказаться от хирургических шаблонов, упрощает хирургические этапы и удешевляет подготовительные этапы планирования дентальной имплантации. Тем не менее, в своей работе мы изготавливали индивидуальные шаблоны.

Анализ использования шаблонов показал ряд недостатков. Из 48 (43,2%) больных, прооперированных с применением шаблонов, у 8 (18,6%) пациентов не было точного позиционирования шаблона. Чаще всего 5 (62,5%) - в вестибулярную сторону. Кроме того у 2 (4,2%) человек на операции пришлось отказаться от шаблонов вследствие непредвиденных проблем, чаще недостаточной фиксации шаблонов.

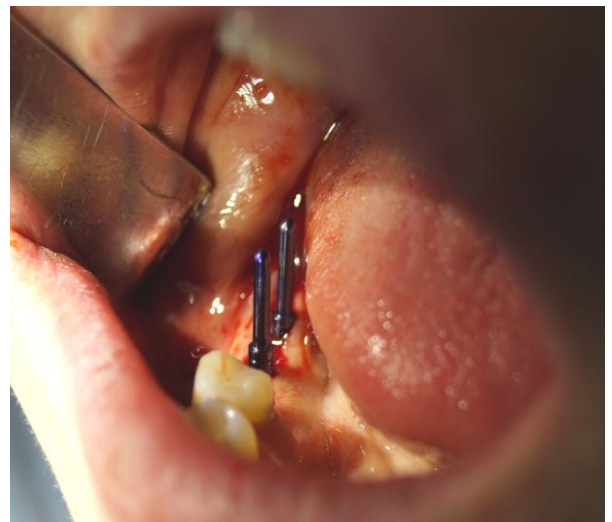
Тем не менее, в большинстве случаев использование шаблонов упрощает процесс имплантации, уменьшает время хирургического вмешательства, понижает травматичность и увеличивает вероятность правильной установки

имплантата в необходимом положении. Изготовление операционного шаблона обеспечивало точное позиционирование имплантата и давало возможность спрогнозировать ортопедическую конструкцию. При наличии удовлетворительных условий приступали к созданию хирургического шаблона. В соответствие с данными КТ на виртуальной твердотельной модели челюсти пациента параллельно друг другу устанавливали имплантаты (рисунок 36).

При этом в обязательном порядке направляющую втулку устанавливали так, чтобы пилотное сверление всегда проходило параллельно оси рядом стоящих зубов по середине альвеолярного гребня.



А

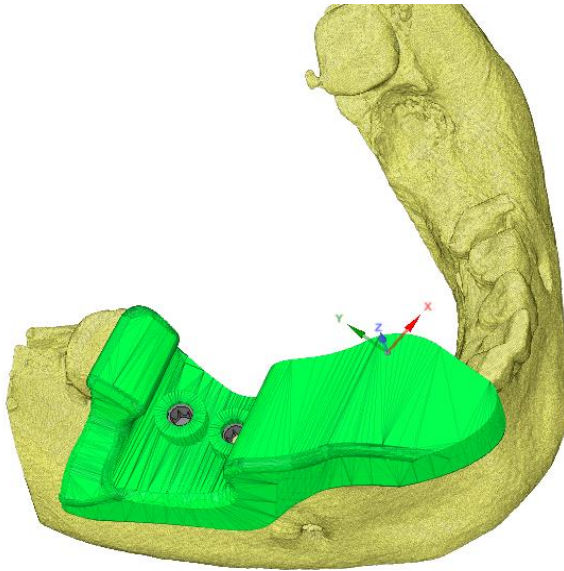


Б

Рисунок 36. Этап планирования и контроля установки имплантатов из НТМСП: А – на 3-D модели нижней челюсти; Б – в полости рта

В своей практике мы использовали назубную фиксацию при включенных дефектах и отсутствии патологической подвижности зубов, и на костную, в случае полного отсутствия зубов и концевых дефектах (рисунок 37).

Через 4 месяца на нижней и 6 месяцев на верхней челюсти после снятия швов приступали непосредственно к этапу протезирования. Особое внимание уделяли состоянию десневой манжеты. Выбирали необходимую конструкцию формирователя десны



А



Б

Рисунок 37. Хирургический шаблон пациента К.45 лет: А - виртуальная 3-D модель; Б – припасованный шаблон в полости рта

. На этапе установки формирователя манжеты учитывали биотип десны по толщине. При протезировании в боковом отделе мы устанавливали формирователи с придесневым расширением $4 \pm 1,5$ мм (рисунок 38).

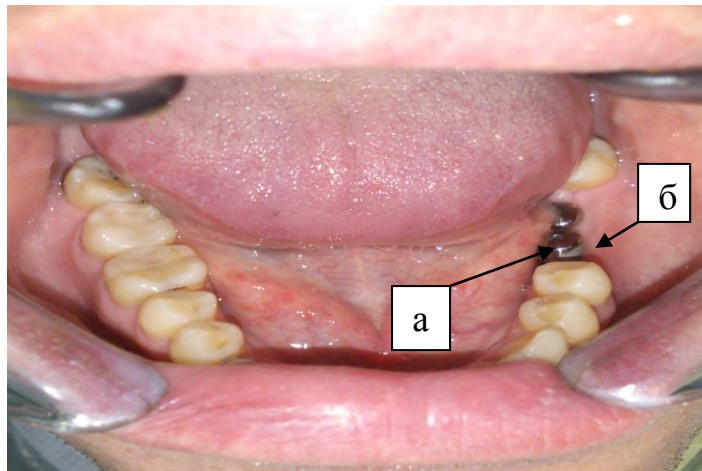


Рисунок 38. Установленные имплантаты из НТМСП в области отсутствующих зубов 3.6, 3.7: а – формирователь десны; б – десневая манжета

В переднем отделе придесневое расширение формирователей составляло $3,4 \pm 0,8$ мм (рисунок 39).

Соответственно, устанавливали формирователи десны для тонкой слизистой оболочки высотой $2,4 \pm 0,8$ мм, для средней – $3,5 \pm 0,8$ мм,

для толстой – $4,5 \pm 0,5$ мм. При последнем типе время функционирования формирователей увеличивалось до 16 ± 2 суток, при тонком и среднем биотипе

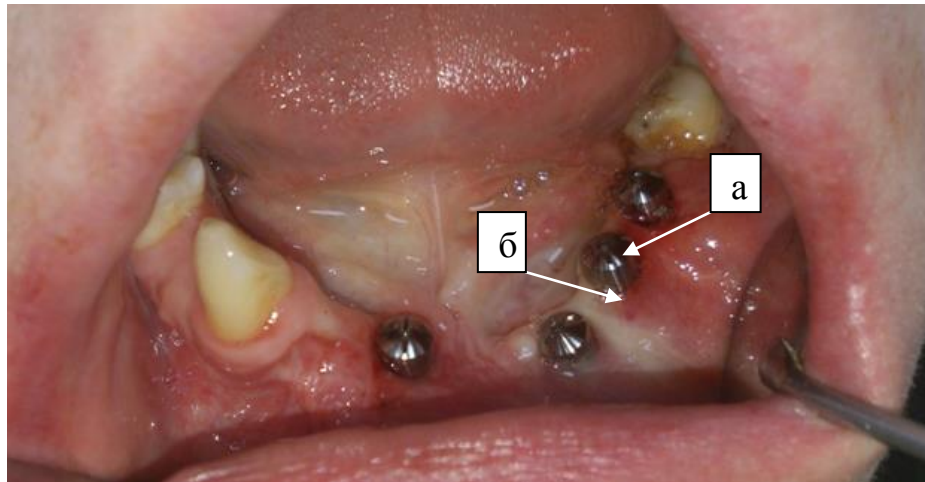


Рисунок 39. Имплантаты из НТМСП, установленные на нижней челюсти пациента Т. 22 года: а – формирователь десны; б – десневая манжета

пациентам формирователи устанавливались на 14 ± 2 суток. При установке формирователя десневой манжетки учитывали его высоту, т.к. при выбранной выше необходимого высоте (при условии подвижной слизистой в области имплантата) есть риск возникновения травматического стоматита.

Результат лечения пациентов врачом – ортопедом напрямую зависит от качества полученного оттиска. После того, как была сформирована десневая манжетка, пациентам осуществляли первый клинический этап - снятие оттисков, для получения рабочих моделей. Поэтому в своей работе использовали различные материалы и техники получения оттисков индивидуально для каждого пациента. После использования формирователя десны и адаптации слизистой оболочки и её готовности к следующему этапу приступали к установке оттискового трансфера (рисунок 40). Трансфер имплантата из НТМСП для закрытой ложки состоит из фиксирующего винта и тела трансфера с ретенционной частью.

Для получения рабочего оттиска у 51(75%) пациента в основной группе изготавливали индивидуальную ложку по традиционной методике: снимали оттиск альгинатной массой; отливали гипсовую модель и лабораторным методом изготавливали ложку с отверстиями для трансферов.

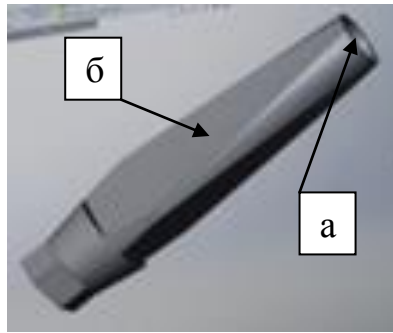


Рисунок 40. Общий вид оттискового трансфера имплантата из НТМСП для получения оттиска техникой закрытой ложки: а – отверстие для винта трансфера имплантата из НТМСП; б – ретенционная часть трансфера имплантата из НТМСП

После извлечения ложки из полости рта, слепочные трансферы соединяли с аналогами имплантатов, устанавливали в оттиск и оценивали их подвижность (рисунок 41).

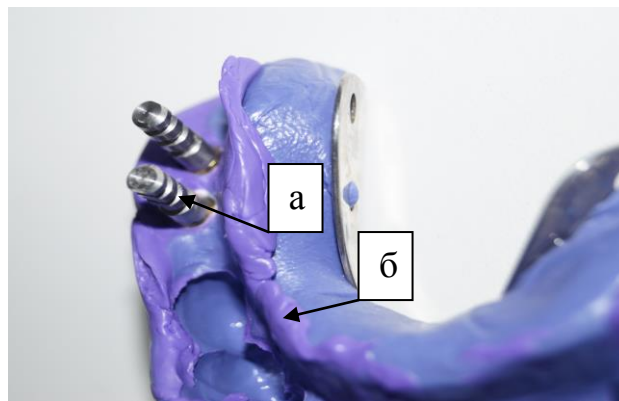


Рисунок 41. Установленные трансферы имплантата из НТМСП в оттиск, полученный с нижней челюсти: а – аналог имплантата из НТМСП; б – оттиск из А – силикона

Если наблюдали подвижность трансферов в оттиске, то слепок переснимали повторно. В наших клинических исследованиях была необходимость повторного снятия оттисков у 17 пациентов (15,3%) из-за плохой фиксации трансфера в слепке. При непараллельном положении имплантатов повышался риск получения некачественного оттиска. У 7 (10,3%) пациентов в контрольной группе и у 10 (23,3%) в основной оттиски снимали повторно в связи с наличием оттяжек и неточным отображением протезного ложа.

У 18 человек (16,2%) мы проводили снятие оттиска с помощью серийно выпускаемых стандартных пластмассовых ложек и у 79 (71,2%) пациентов – с

помощью индивидуальных ложек (таблица 12). Для получения оттисков у 14 пациентов (12,6%) использовали стандартные металлические оттискные ложки. Чаще всего у 51 (75%) в основной группе пациентов для снятия оттиска мы использовали индивидуальные ложки.

Использование индивидуальной ложки упрощало процесс получения оттиска и позволяло более удобно позиционировать ложку в полости рта. Преимуществом также являлась жесткая фиксация оттискных трансферов в оттиске после его выведения из полости рта.

Таблица 12 - Распределение пациентов по типу используемой оттискной ложки

Группа пациентов	Индивидуальные ложки		Стандартные металлические ложки		Стандартные пластмассовые ложки		Итого	
	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%
Основная	51	75	5	7,4	12	17,6	68	61,3
Контрольная	28	65,1	9	20,9	6	14	43	38,7
Всего	79	71,2	14	12,6	18	16,2	111	100

У всех пациентов, в том числе с одиночными имплантатами в качестве слепочного материала использовался А – силикон Elite HD+ или Express. Главным преимуществом этих материалов является тиксотропность - текучесть под давлением. Особенно это важно при протезировании на верхней челюсти и глубоком расположении имплантата (при толстом биотипе десны). При снятии оттиска с несколькими имплантатами также использовали А – силикон (рисунок 43). При получении оттиска стандартной пластмассовой и индивидуальной слепочной ложкой в 100 % случаев использовали трансферы для открытой ложки.

В клинической ситуации, когда необходимо было изготовить ортопедическую конструкцию с опорой на параллельно стоящие имплантаты, мы использовали для снятия оттиска технику закрытой ложки.

При наличии непараллельно стоящих имплантатов и в клинической ситуации, когда нет возможности установить трансферы из-за наклоненного рядом стоящего зуба, снятие оттиска производили по одноэтапной двуслойной технике с использованием угловых стандартных абатментов. На них клиническим методом предварительно изготавливали индивидуальные трансферы (колпачки). На следующем клиническом приеме проводили припасовку пластмассовой балки, изготовленной на абатментах (рисунок 42).



А



Б

Рисунок 42. Пластмассовая балка: А – на модели; Б – припасованная и соединенная с помощью Pattern Resin в полости рта

У 26 (23,4%) пациентов было необходимо получить оттиск, как с зуба, так и с имплантата (рисунок 43). Мы использовали технику усовершенствованного снятия оттиска. Количество пациентов в основной группе составило 15 (22 %), в контрольной – 11(25,6%) человек.

После проведения предварительного препарирования опорного зуба (на уровне десны), изготавливали коронку на препарированный зуб прямым методом из Protemp 4.

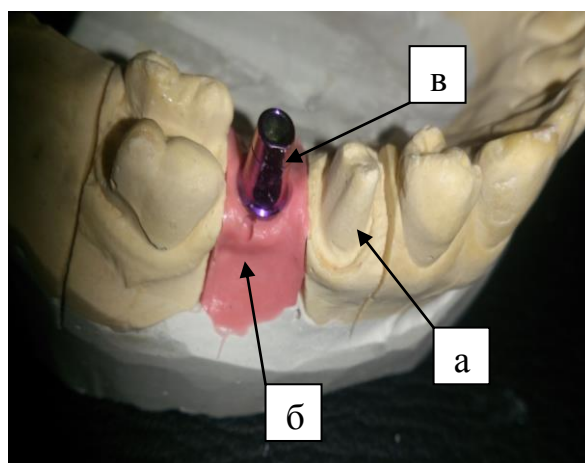


Рисунок 43. Разборная гипсовая модель пациента Р. 47 лет:
а – отпрепарированная культя зуба 4.5; б – искусственная десна;
в – абатмент дентального имплантата из НТМСП

Создавали ретенционные пункты на коронке: продольные и поперечные бороздки на поверхности и перфорированное отверстие на жевательной поверхности для лучшей фиксации в оттиске (рисунок 44).

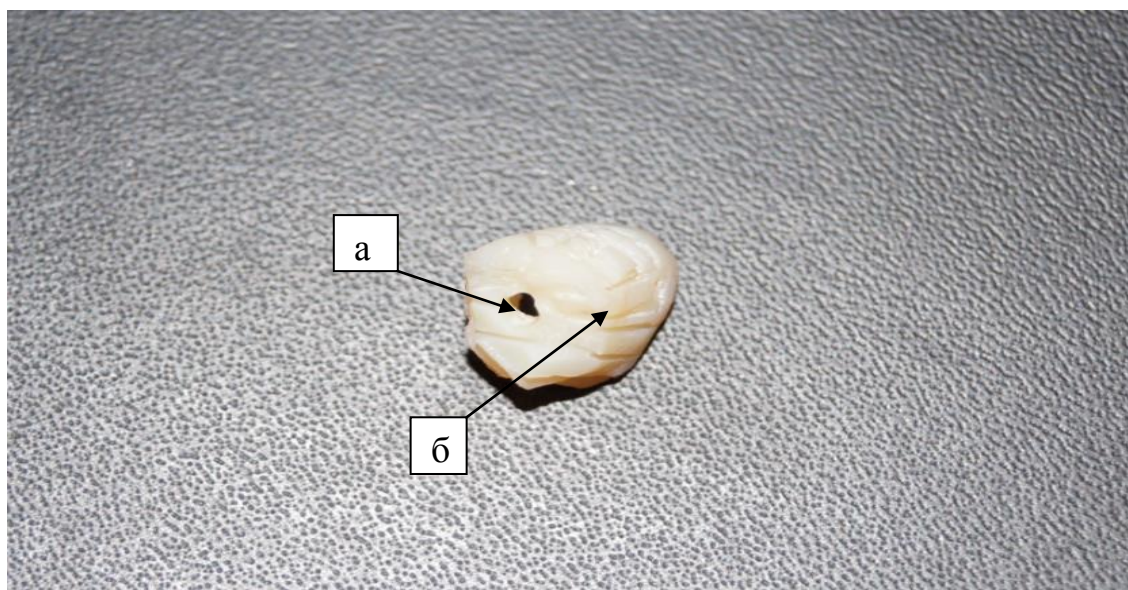


Рисунок 44. Коронка из Protemp 4: а – перфорационное отверстие на жевательной поверхности; б – ретенционные пункты (продольные и поперечные борозды)

Устанавливали трансфер для закрытой или открытой ложки. Наносили корректирующий слой А-силикона на трансфер имплантата, область уступа, полость коронки (коронку накладывали на культю) и отпрепарированный зуб (рисунок 45). Оттискную ложку с базовым слоем А-силикона позиционировали и накладывали в полости рта.

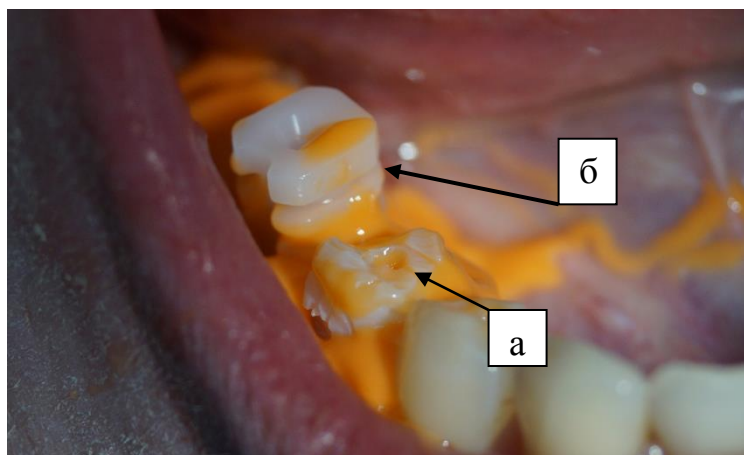


Рисунок 45. Этап получения оттиска с нижней челюсти усовершенствованным методом пациента Р. 47 лет: а - коронка с коррегирующим материалом Elite HD+; б - трансфер имплантата из НТМСП

Затем выводили ложку из полости рта, изготавливали временную провизорную коронку на культю зуба по силиконовому шаблону и оценивали качество полученного оттиска. Коронка оставались в оттиске (рисунок 46).

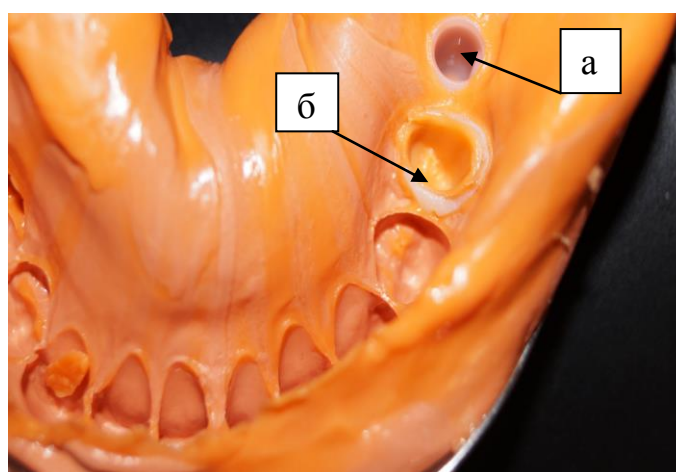


Рисунок 46. Силиконовый оттиск, полученный техникой усовершенствованного оттиска: а – трансферный колпачок для аналога имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью; б – коронка в толще А – силикона

Данный способ получения оттиска является универсальным, так как может быть использован как при технике открытой, так при технике закрытой ложки, одноэтапной, так и при двухэтапной технике снятия оттиска, как стандартными, так и индивидуальными ложками. Он позволяет получить прецизионное отображение протезного ложа за счет отсутствия оттяжек и пор на поверхности культи зуба, большей глубине проникновения оттискного

материала в зубодесневую бороздку за счет компрессии коррегирующего слоя коронкой. В таблице 13 указано распределение пациентов по технике снятия рабочего оттиска.

Таблица 13 - Распределение пациентов по технике снятия рабочего оттиска

Группы пациентов	Техника получения оттиска						Итого	
	открытой ложки		закрытой ложки		усовершенство- ванного снятия оттиска			
	Абс	%	Абс	%	Абс	%	Абс	%
Основная	51	75	2	2,9	15	22,1	68	100
Контроль- ная	28	65,1	4	9,3	11	25,6	43	100
Всего	79	71,2	6	5,4	26	23,4	111	100

Вспомогательные оттиски снимали альгинатной массой Hydrogum или Уреен и отливали модель в течение 20 минут.

При наличии антагонизирующих пар зубов центральную окклюзию регистрировали с помощью А – силикона Occlufast Rock - Zhermack (Италия). Материал наносили на режущие края и жевательные поверхности зубов. Пациента просили проглотить слюну и закрыть рот. При регистрации прикуса учитывали количество зубов – антагонистов и отдел челюсти, где они расположены (передний или боковой). При полном отсутствии зубов центральное соотношение челюстей определяли анатомо – физиологическим методом. Если количество антагонизирующих пар меньше 3 и отсутствовал трехпунктный контакт (по Бонвиллю), то для регистрации изготавливали накусочные восковые валики с пластмассовыми базисами. Основание валика расположено точно по центру альвеолярного отростка. Ширина его в переднем отделе равна 3,0-5,0 мм, в боковых - 8,0-10 мм. По полученным оттискам отливали разборную гипсовую модель. В обязательном порядке зубной техник в области имплантатов воспроизводил изготовленную из силикона искусственную десну. С

вестибулярной стороны абатменты маркировали продольной насечкой для удобства работы ортопеда - стоматолога.

Для определения цвета мы использовали спектрофотометр VITA Easyshade Advance 4.0 (Германия). Точное определение цвета, точный обмен информацией с помощью современного прибора VITA Easyshade Advance способствовал целенаправленному воспроизведению цвета. Прибор позволял избежать длительных корректировок цвета реставрации или вообще переделок. Пациент имеет возможность получить реставрацию с точным цветовым исполнением. Прибор VITA Easyshade Advance позволяет определить цвета естественных зубов в спектральных координатах, а также проверить их воспроизведение в керамических реставрациях. После калибровки носик прибора устанавливали по очереди к вестибулярным частям зуба, для которых определялся цвет (рисунок 47). На дисплее прибора отображается показатель цвета в 3 областях

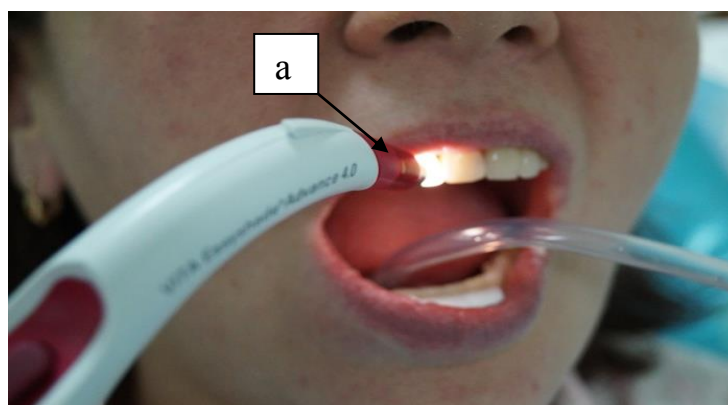


Рисунок 47. Этап определения цвета зуба 1.2 пациента Т. 49 лет: а – носик аппарата VITA Easyshade Advance 4.0, приложенный к режущему краю зуба 2.1

зуба: в пришеечной зоне, в области экватора и режущем крае (в области бугров) (рисунок 48). Слева на экране в столбик выводится цвет по шкале VITA classical, справа – по VITA SYSTEM 3D-MASTER. У металлокерамической реставрации также определяли цвет и сравнивали с планируемым в полости рта. Главным условием при определении цвета металлокерамической реставрации является толщина её керамического слоя. Толщина была не менее 2,5 мм.

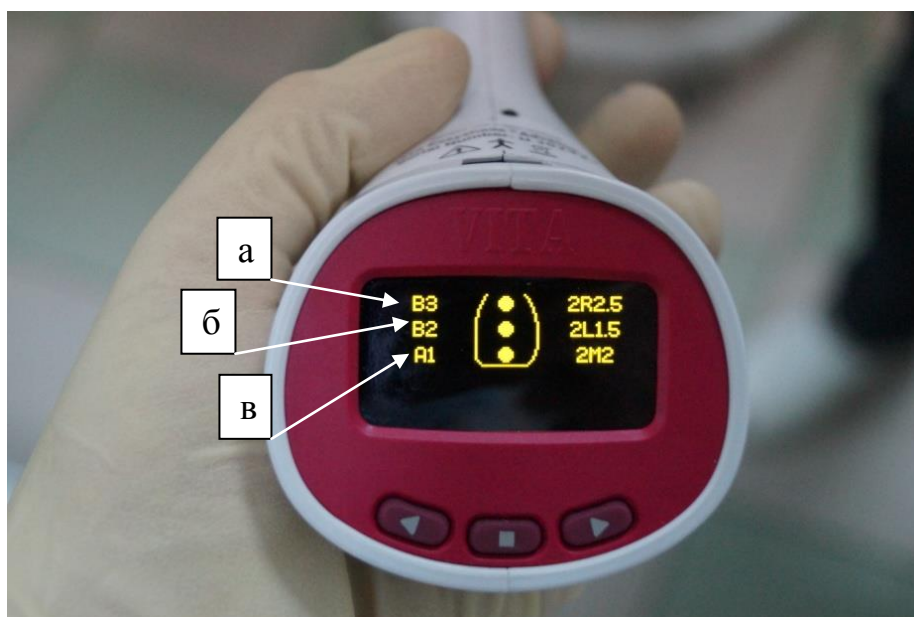


Рисунок 48. Цветовой показатель аппарата VITA Easyshade Advance 4.0: а – пришеечная область; б – область экватора; в - область режущего края

При значительной атрофии челюстей во фронтальном отделе и увеличении межальвеолярной высоты более 25 мм, моделировали искусственную керамическую десну. Использование искусственной десны позволяло нам выбирать оптимальные размеры и форму моделируемых зубов. При моделировании ориентировались на известные данные о форме и размерах зубов [20]. Искусственная десна была использована у 9 (8,1%) пациентов. Из всех пациентов у 76 (68,5%) цвет зубов определяли с помощью спектрофотометра VITA Easyshade Advance 4.0. При полном отсутствии зубов цвет зуба выбирался по обоюдному решению врача – ортопеда и пациента

При протезировании металлокерамическими реставрациями (несъемные протезы) проводили припасовку металлического каркаса. Каркас изготавливали 2 способами: методом литья (контрольная группа – 15(34,9%), основная-21(30,9%)) с использованием КХС сплава и методом послойного лазерного спекания порошка с помощью сплава Реманиум (контрольная группа – 17(39,6%), основная - 28 (41,2%)) (рисунок 49).

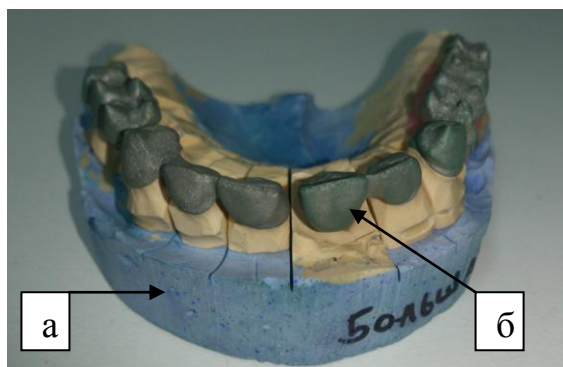


Рисунок 49. Разборная гипсовая модель с изготовленными каркасами металлокерамических протезов методом послойного спекания из сплава Реманиум пациента Б. 61 год: а – гипсовая модель; б – каркас протеза из сплава Реманиум

При изготовлении каркаса протеза на полученных моделях техник соединял абатменты быстротвердеющей пластмассой и передавал в стоматологический кабинет. Нами проводилась припасовка пластмассового шаблона на предварительно отфрезерованные абатменты. В случае несоответствия шаблон распиливали и соединяли в полости рта пластмассой Patern Resin. Снимали оттиск с шаблоном повторно, после чего абатменты с аналогами устанавливали в ложе шаблона. На модели и клинически оценивали качество прилегания каркаса протеза. Кроме того оценивали будущую анатомию и цвет реставраций.

На следующем этапе ортопедическую конструкцию припасовывали в полости рта и оценивали клинически (рисунок 50).



А



Б

Рисунок 55. Вид полости рта пациента Т. 49 лет: А – до протезирования; Б – после протезирования металлокерамической реставрацией с опорой на дентальные имплантаты из НТМСП

Оценивали форму зубов, цветовую схему (гармония) зубных рядов, а также окклюзию (рисунок 56). На этапе припасовки комбинированного протеза для

проверки окклюзии на наличие преждевременных контактов использовали метод окклюзиографии. Мы применяли артикуляционную бумагу BAUSCH (толщина 8 мкм).



Рисунок 56. Этап оценки эстетики и окклюзии металлокерамической реставрации с опорой на имплантаты из НТМСП на верхней челюсти пациента 3. 45 лет

После припасовки ортопедической конструкции с помощью динамометрического ключа окончательно закручивали винты абатментов с силой 30 Н/см^2 (рисунок 57). Отверстия абатментов перед цементировкой закрывали либо базисным воском, либо временным пломбировочным материалом Clir (Voco, Германия) для возможности повторного доступа к винту.



А

Б

Рисунок 57. Этап фиксации абатментов из НТМСП пациенту Д. 57 лет: А – с помощью динамометрического ключа; Б – запечатывание шахт абатментов базисным воском.

Металлокерамические несъемные реставрации с опорой на НТМСП цементировали на Resin Cement CEM – IMPLANT (рисунок 58). После затвердевания излишки цемента удаляли.

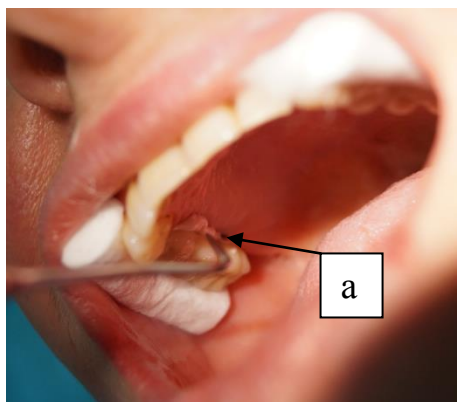


Рисунок 58. Этап фиксации металлокерамической реставрации на цемент CEM – IMPLANT пациенту Д. 57 лет: а - цемент CEM – IMPLANT

Протезирование с использованием съемного способа крепления ортопедической конструкции осуществляли с помощью балочной системы цементной (2 протеза) и винтовой фиксации (7 протезов). При балочной системе цементной фиксации изготавливали балку с шаровидными аттачменами, и ответную часть с матрицей, установленной в съемный протез (рисунок 59).

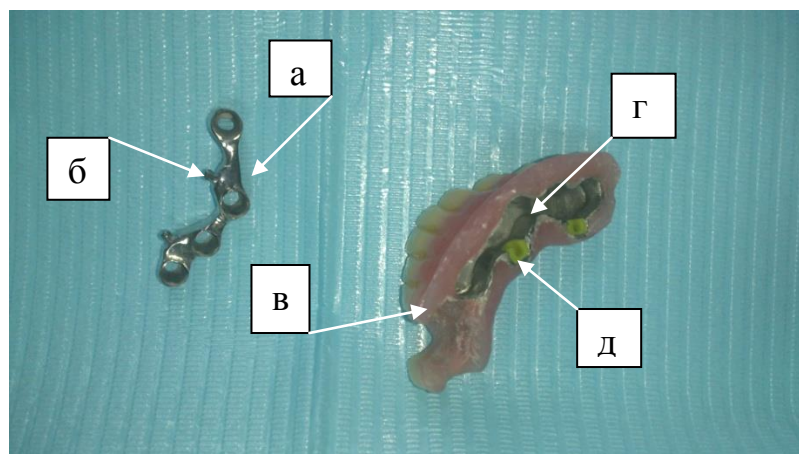


Рисунок 59. Балочная съемная конструкция на нижнюю челюсть пациента Т. 24 года: а – металлическая балка; б – шаровидные аттачмены; в – съемный протез; г – ответная металлическая часть; д – сменная матрица

Балку цементировали на абатменты с помощью стеклоиономерного цемента Fuji I. После затвердевания цемента удаляли излишки, припасовывали съемный протез и проводили контроль окклюзии (рисунок 60).



А

Б

В

Рисунок 60. Этапы цементировки балки и наложения съемного протеза пациенту Т. 24 года : А – цементировка металлической балки; Б – съемный протез с опорой на дентальные имплантаты из НТМСП на балочной системе фиксации; В – контроль окклюзии

При винтовой фиксации на клиническом этапе устанавливали трансферы для открытой ложки и соединяли их Pattern Resin в полости рта (рисунок 61).

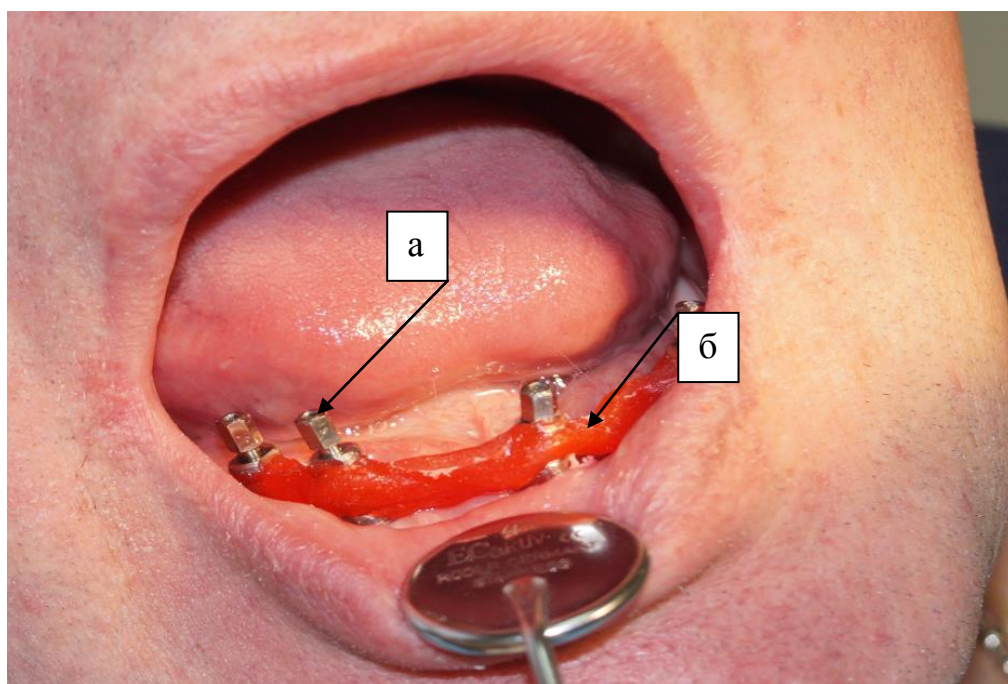


Рисунок 61. Установленные трансферы для открытой ложки, соединенные Pattern Resin в полости рта пациента Г. 55 лет : а – трансферы для открытой ложки; б – балка из Pattern Resin

Снимали оттиск методом открытой ложки с пластмассовой балкой. На полученном оттиске отмечали границы будущего протеза (рисунок 62)

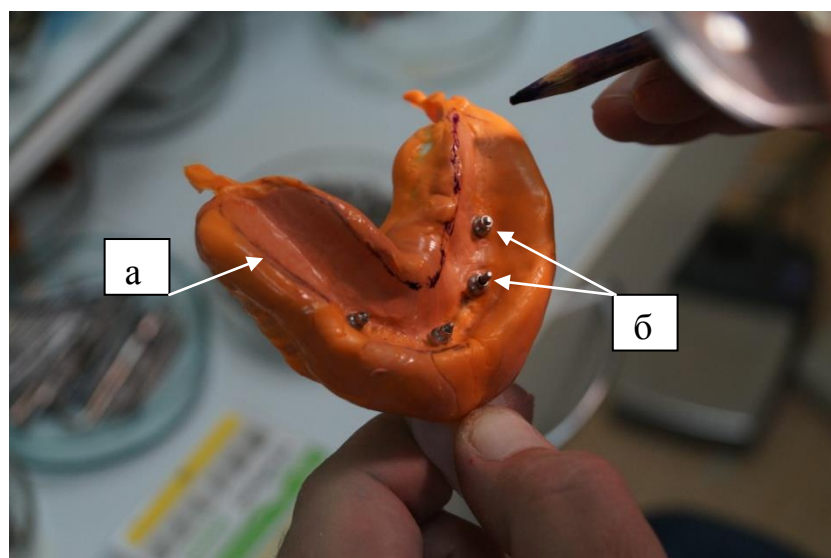


Рисунок 62. Этап оформления границ протеза на нижней челюсти пациента Г. 55 лет: а – граница будущего протеза; б – трансферы имплантатов из НТМСП

Методом фрезерования изготавливали балку с аттачменами, ответную часть с матрицей, установленную в съемный протез и припасовывали в полости рта (рисунок 63).



А

Б

В

Рисунок 63. Клинико – лабораторные этапы изготовления съемного протеза с опорой на имплантаты из НТМСП пациента Г.55 лет: А – металлическая балка на гипсовой модели; Б – металлическая балка, припасованная в полости рта; В – съемный протез в полости рта.

В наших клинических исследованиях было изготовлено 14(9,5%) условно – съемных протезов: 6(4,1%) в основной группе и 8(5,4%) – в контрольной. Протезирование проводили по классической схеме. Снимали оттиски для изготовления рабочих гипсовых моделей. После изучения протезов на рабочих моделях реставрации припасовывали в полости рта (рисунок 64).

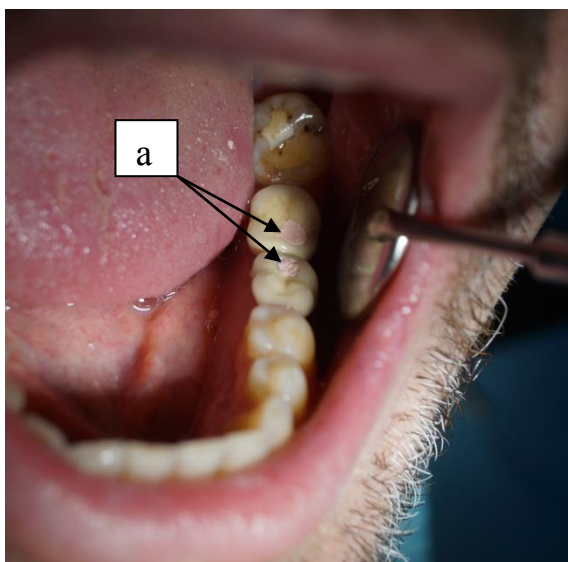


Рисунок 64. Этап припасовки реставрации в полости рта пациента Д. 48 лет: а – шахты коронок, закрытые временным пломбировочным материалом

Особое внимание обращали на будущую форму реставрации, цвет, положение ортопедической конструкции относительно антагонистов и контактирующих соседних зубов. После выбора цвета, производили припасовку металлокерамического протеза. Оценивали форму, наличие супраконтактов и субъективные ощущения пациента. Фиксацию протезов осуществляли с помощью фиксирующего винта. Шахту винта запечатывали временным пломбировочным материалом и назначали пациента на прием через 1-2 недели. По прошествии 7-14 дней, если пациент не предъявлял жалоб, осуществляли контроль окклюзии с помощью артикуляционной бумаги и закрывали шахты пакуемым композитом.

Классически реставрации с опорой на винтовые имплантаты имеют контакты с зубом – антагонистом, расположенные ближе к основанию бугров. Биомеханические возможности имплантата из НТМСП позволяли нам создавать ортопедические конструкции, которые имеют полноценные точечные контакты с зубами – антагонистами.

При типе кости D3 на имплантаты устанавливали временные пластмассовые конструкции, которые были выведены из контакта или имели односточный контакт с зубом - антагонистом (рисунок 65). Всего было изготовлено 19 временных конструкций.

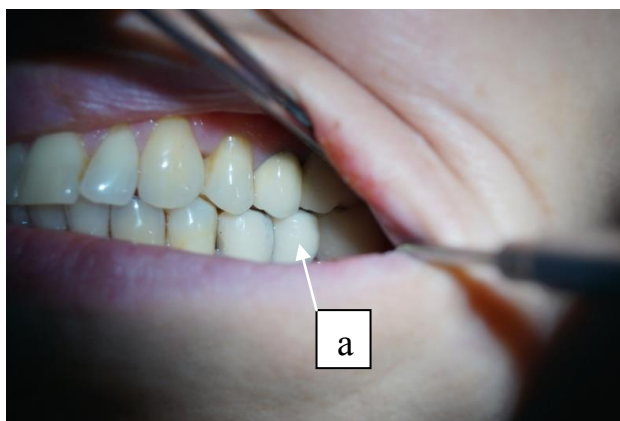


Рисунок 65. Временная коронка на зуб 3.6 с опорой на имплантат из НТМСП пациента Р. 47 лет: а – временная пластмассовая коронка с опорой на дентальный имплантат из НТМСП

По истечении 6 месяцев делали повторную денситометрию. Если показатель плотности костной ткани в значениях нормы ($\geq 1,096$ г/см²), то временную реставрацию заменяли на постоянную с полноценными контактами (рисунок 66).

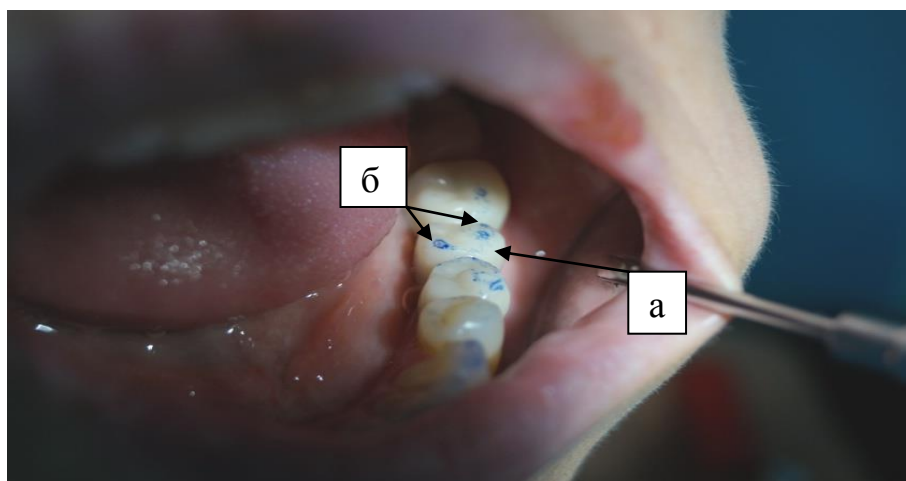


Рисунок 66. Этап контрольной окклюзиографии пациента Р. 47 лет через 2 недели после цементной фиксации постоянной реставрации с опорой на имплантат из НТМСП в области зуба 3.6: а – постоянная реставрация с опорой на имплантат 3.6; б – контакты, отмеченные с помощью артикуляционной бумаги

Итак, в данном разделе работы представлены особенности ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты конструкции автора.

В своих клинических исследованиях мы определили ряд биомеханических факторов, негативно влияющий на функционирование дентального винтового имплантата. К ним относились: функциональная перегрузка, связанная с недостаточным количеством опорных имплантатов или установка имплантата с

наклоном в оральную или вестибулярную, мезиальную или дистальную сторону с присутствием окклюзионных супраконтактов; наличие привычного одностороннего жевания; недостаточно плотная структура кости челюсти типа D3 и D4 по Misch (плотность костной ткани по данным денситометрии менее $1,096 \text{ г/см}^2$); локализация имплантатов во фронтальном отделе; длина имплантата менее 8 мм и диаметр менее 3,3 мм; ортопедическое лечение несъемными протезами с опорой на зубы и имплантаты; показатель периотестометрии +2 и больше. При протезировании с опорой на дентальные имплантаты из НТМСП выделяли особенности, влияющие на результат ортопедического лечения:

1. Высота протеза не должна превышать длину имплантата.
2. Ортопедическая конструкция должна передавать нагрузку на имплантат по его оси.
3. Возможность костной ткани нетравматично воспринимать нагрузку в большей степени зависит от качества кости. В случае типа D3, D4 имплантат нагружается постепенно: вначале устанавливается временная покрывная конструкция, которая не имела контакта с зубом-антагонистом. В последующем постоянный протез вводится в контакт в центральной окклюзии.
4. Ортопедическое лечение дефектов зубных рядов проводится с двух сторон одновременно, иначе при вынужденном одностороннем жевании возможна перегрузка имплантата.
5. Пациент должен получить полную информацию о возможностях протезов, укрепленных на имплантатах, и мерах предосторожности в различные сроки пользования ими.
6. За счет демпферных свойств имплантата из НТМСП медио - дистальные и вестибуло - оральные размеры коронок выполняли близкими к естественным зубам пациента.
7. Контакт коронки и зуба – антагониста должен располагаться ближе к вершине бугра.

5.2 Результаты клинических исследований

Клинический успех имплантации неотъемлемо связан с интеграцией костной ткани и имплантата. Наиболее важным диагностическим параметром в клиническом обследовании является оценка поддерживающих структур: периимплантатной манжетки и костной ткани. От их состояния зависит степень устойчивости имплантатов.

Изучены и проанализированы за 2011-2015 годы результаты ортопедического лечения пациентов с опорой на дентальные винтовые имплантаты по данным ГБУЗ СО «ССП №3», кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России и клиники ООО «ДЕНС». Эффективность лечения составила 92,9%. Основные осложнения были выявлены в первый год функционирования имплантатов и составили 5,2%, через 3 года 1,9%.

В нашем исследовании у 3-х пациентов (2,7%) на нижней челюсти после имплантации наблюдался симптом «Венсана», который в течение года прошел. У всех остальных пациентов 108(97,3%), поступивших к нам на зубное протезирование после 2-х этапной имплантации, нарушений со стороны иннервации тройничного нерва не было.

Анализ результатов начинали осуществлять с оценки показателя функционирования имплантатов по М.З.Миргазизову (таблица14). Оценивали одновременно состояние костной ткани, подвижность имплантата, наличие или отсутствие периимплантатного кармана.

У пациентов основной группы 140 (89,7%) имплантатов из НТМСР и 87 (82,9%) имплантатов в контрольной не имели подвижности в первый год функционирования. Интегральный показатель составил 1,0.

Таблица 14 - Результаты эффективности функционирования имплантатов по интегральному показателю (ПФИ) в динамике наблюдения

Группы пациентов	Срок наблюдения 1 год					Срок наблюдения 3 года				
	ПФИ(%)					ПФИ(%)				
	1,0	0,75	0,5	0,25	0	1,0	0,75	0,5	0,25	0
Основная	140	8	3	4	1	146	6	1	0	1
Контрольная	87	7	6	0	5	90	4	3	1	2

Из всех наблюдаемых, обследованных в 1 год, у 10 (3,8 %) человек были обнаружены воспалительные явления, характерные для периимплантита.

У пациентов, обследованных в течение года, индекс функционирования имплантатов по Миргазизову составлял 0 у 6(2,3%) и у 4(1,5%) - 0,25. Из 156 имплантатов из НТМСП в основной группе - 1(0,6%), и 5(4,8 %) из 105 в контрольной группе не были остеоинтегрированы. Пациенты были направлены на лечение к стоматологу - хирургу. В течение 2 и 3 года функционирования по поводу периимплантита в основной группе удален 1 имплантат, в контрольной - 2. Об этом свидетельствует интегральный показатель функционирования имплантатов со значением 0.

Проанализировав показатели функционирования имплантатов в динамике наблюдения выявили, что число имплантатов, имеющих временную подвижность 1 степени (ПФИ=0,75), в обеих группах к 3 году функционирования уменьшилось: в основной на 2 и в контрольной – на 3 имплантата.

Часть отторгнутых имплантатов 1 (0,6%) в основной, и 5 (4,8%) - в контрольной, были удалены в течение 1 года пользования протезами. Меньшее количество имплантатов было удалено в период наблюдения 2 и 3 года функционирования (1(0,6%) - в основной и 2(1,9%) - в контрольной.

Учитывая, что хорошая гигиена полости рта является одним из основных показателей удовлетворительного функционирования дентальных имплантатов, нами были изучены ряд индексов, позволяющий оценить уровень гигиены полости рта пациента (таблица 15).

На момент осмотра и планирования дентальной имплантации в основной группе индекс Грин - Вермильона составил 1,12, в контрольной 1,30. Индекс Мюллемана определяли на момент обследования, после профессиональной чистки и перед установкой имплантатов.

Таблица 15 - Динамика клинических индексов пациентов в зависимости от типа имплантата

Группы пациентов	Клинические индексы								
	Грина - Вермильона			Рассела			Мюлемана		
	Через 1 год	Через 3 года	Изменения	Через 1 год	Через 3 года	Изменения	Через 1 год	Через 3 года	Изменения
Основная	1,09	1,14	-0,05	1,07	1,01	-0,6	0,72	0,65	-0,07
Контрольная	1,12	1,31	-0,20	1,11	1,36	- 0,25	0,8	0,69	-0,11

На момент планирования в основной группе он составил 0,68, а в контрольной достигал 0,72. В наших исследованиях пародонтологический индекс Рассела в основной группе составил 1,10, а в контрольной 1,24.

Анализируя индексную оценку результатов двухэтапного метода имплантации в период после 1 и 3 лет, можно отметить, что к 3 году в основной и контрольной группах имеется тенденция к уменьшению результатов индекса Грина - Вермильона (в основной на 0,05 и в контрольной 0,20 по сравнению с показателями на этапе планирования) и уменьшению индекса Мюлемана (в основной 0,07 и в контрольной на 0,11). Показатель индекса Рассела к 3 году уменьшился в основной группе на 0,6 и в контрольной на 0,25. Хотя, статистически значимых различий в группах после лечения через 1 год и через 3 года не получено. Тем не менее к 3 году показатели индексов свидетельствует о стабильном статусе гигиены полости рта.

Как показали наши исследования R-снимков, изменение (искажение) размеров костей и зубов было в 100% случаев. Самыми качественными рентгеновскими снимками были снимки с коэффициентом искажения 1,1- 97 (87,4 %) пациентов. Остальные 14 (12,6%) ОПТГ имели коэффициент искажения 1,3. Это было связано с вариабельностью положения головы во время проведения рентгенологического исследования, что доставляло определенные трудности при планировании установки имплантата.

Основным осложнением в период функционирования имплантата в наших исследованиях являлся периимплантит. Успех функционирования имплантатов из

НТМСП составил 98,7% и винтовых 93,3%. Указанное количество периимплантитов в течении 3 лет исследования в основной – 2 (1,3%), в контрольной – 7(6,7%) обусловлено биомеханическими преимуществами имплантата конструкции автора.

Для анализа эффективности протезирования составляли таблицу сопряженности (таблица 16) и рассчитывали ключевые показатели эффективности ортопедического лечения (таблица 17) на основании которых интерпретировали возможные исходы.

Таблица 16 - Количество пациентов с периимплантитом после протезирования с использованием имплантатов из НТМСП (I) и с использованием винтовых имплантатов (II)

Пациенты, составившие изучаемые группы	Изучаемый эффект, наличие осложнений (периимплантит)		
	Есть	Нет	Всего
Основная (I)	2 (A)	154 (B)	156 (A+B)
Контрольная (II)	7 (C)	98 (D)	105 (C+D)
Всего	9	252	261

Таблица – 17 Показатели оценки результатов основной (I) группы лечения по отношению к контрольной (II)

Группы лечения	Показатели							р
	ЧИ Л %	ЧИК %	СОР, 95% ДИ	САР, 95% ДИ	ЧБНЛ, 95% ДИ	ОШ, 95% ДИ	χ^2	
Группа I и II	7	1	81 10-179	5 1-12	19 8-150	0,18 0,04-0,89	3,9 7	<0,05

Как видно из приведенных в таблицах 17 и 18 результатов исследований, у больных, которым было проведено ортопедическое лечение с опорой на имплантаты из НТМСП по сравнению с группой пациентов, которым проводили

протезирование с опорой на винтовые имплантаты, неблагоприятным эффектом (периимплантит) наблюдался реже: 1% и 7% соответственно ($p < 0,05$).

Снижение относительного риска составило 81% при ДИ 10 – 179%, что свидетельствует о клинически значимом эффекте. Снижение абсолютного риска – 5% при доверительном интервале от 1 до 12. Это означает, что число больных, которых необходимо лечить (ЧБНЛ) с применением имплантатов из НТМСП для предотвращения периимплантита, равно 19 (ДИ 8—150). Отношение шансов 0,18 при колебании ДИ от 0,04 до 0,89. То есть, риск возникновения периимплантита при использовании имплантата из НТМСП статистически значимо меньше, чем при использовании винтовых имплантатов ($p < 0,05$).

В процессе операции имплантации хирург дополнительно определял клинически тип костной ткани. Ориентировались на данные Misch [144], основанные на твердости костной ткани. По ним в процессе формирования ложа сверление в D1 имело тактильный аналог дуба или клена; при D2 кость структуру ели или сосны; при D3 кость имела тактильно аналог пробкового дерева; при D4 кость похожа на пенополистирол. Наш клинический опыт показал, что наиболее благоприятным вариантом строения кости для протезирования на дентальных имплантатах является второй тип (D2) по Misch, при котором наблюдается оптимальное сочетание толстого кортикального и губчатого вещества. Остальные три типа имеют ряд недостатков. При D1 – плотная, маловаскуляризированная структура кости, при D3, D4 – уменьшение площади соприкосновения имплантата с костью за счет тонких трабекул и пористой структуры кости.

5.3 Результаты дополнительных методов исследования

Для конкретизирования и уточнения функционального состояния дентальных имплантатов в своих исследованиях мы анализировали результаты дополнительных методов.

5.3.1 Рентгенологическая оценка результатов

При использовании дентального имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью, мы учитывали биомеханические особенности его конструкции. Проведенные математические исследования

показали, что нагрузка в области апекса имплантата из НТМСП за счет демпферных свойств имеет минимальные значения. Мы определили значения максимальных напряжений в губчатой кости, в том числе в области апекса. При физиологической нагрузке в 420 Н на имплантат они составили 2,968 МПа, а в области апекса не превышали 0,564 МПа, при разрушающих значениях 3-15 МПа. Это позволило уменьшить расстояние до анатомических образований (дна верхнечелюстной пазухи и нижнечелюстного канала) при использовании имплантата конструкции автора и, по рентгенологическим данным, составило $1 \pm 0,2$ мм. Менее чем на 0,8 мм до анатомического образования мы не рекомендуем устанавливать имплантат, т.к. есть риск острой перфорации верхнечелюстного синуса и травмы нижнечелюстного нерва. Это позволило отказаться от дополнительных операций по поводу восстановления объема костной ткани.

При анализе рентгенологических данных мы обращали внимание на резорбцию костной ткани вокруг имплантата (рисунок 67).

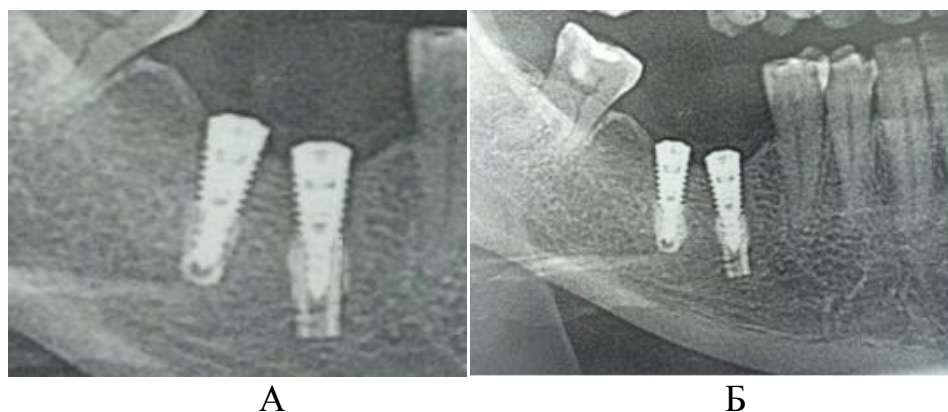


Рисунок 67. Рентгенограмма пациента Р. 47 лет: А – через 6 месяцев функционирования имплантатов из НТМСП ; Б – через год функционирования имплантатов из НТМСП

Динамику вертикальной резорбции костной ткани в области имплантатов определяли по ОПТГ (таблица 18). Динамика результатов свидетельствует о том, что и в основной и в контрольной группах резорбция костной ткани более выражена в 1 год функционирования. Это связано с перестройкой структуры кости под действием функциональной нагрузки.

Таблица 18 - Динамика резорбции костной ткани (мм) вокруг имплантатов ($M \pm m$)

Группа пациентов	Сроки проведения		
	6 месяцев	1 год	3 года
Основная (n=23)	$0,4 \pm 0,07$	$0,7 \pm 0,06$	$0,9 \pm 0,05$
Контрольная (n=19)	$0,7 \pm 0,06$	$1,0 \pm 0,07$	$1,2 \pm 0,05^*$

Примечание: $*p < 0,05$

Показатель резорбции костной ткани в основной группе имеет меньший показатель к 3 году исследований (при статистически значимом различии $p < 0,05$). По нашему мнению, исходя из математического эксперимента, это обусловлено биомеханическими свойствами имплантата из НТМСП - нагрузка кости вокруг имплантата распределяется более равномерно по сравнению с винтовым имплантатом и имеет меньшие максимальные напряжения.

5.3.2 Анализ данных денситометрических исследований

Анализ структуры костной ткани методом денситометрии является объективным количественным методом диагностики качества кости и контроля состояния костной ткани нижней и верхней челюсти, а также вокруг имплантата. Представленные данные минеральной плотности костной ткани (МПКТ) верхней и нижней челюсти впервые будут описаны в данной подглаве.

При анализе показателей МПКТ в соответствие с классификацией Misch мы изучали характерные выделенные области челюстей (рисунок 68)

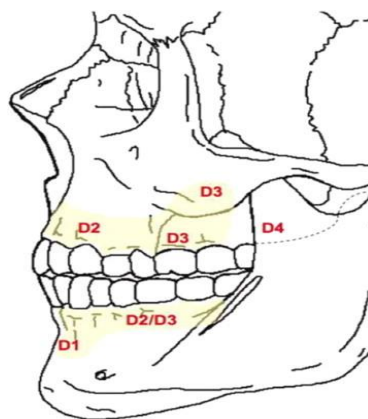


Рисунок 68. Схематическое изображение плотности костной ткани верхней и нижней челюстей в соответствии с классификацией Misch

Изучив и проанализировав данные денситометрии верхней и нижней челюстей у 48 пациентов, мы определили МПКТ и сопоставили их с международной и общепринятой стоматологической классификацией Misch (рисунок 69). Данные денситометрии в соответствии с классификацией костной ткани по Misch представлены в таблице 19.

Средний показатель МПКТ на нижней челюсти при 2 типе составлял $1,326 \text{ г/см}^2$, что на $0,072 \text{ г/см}^2$ больше среднего показателя на верхней челюсти ($1,287 \text{ г/см}^2$). Значение МПКТ при D1, D2, D3 имеют больший показатель на нижней челюсти, что обусловлено анатомическим строением костной ткани.

Таблица 19 - Показатели денситометрии в соответствии с классификацией костной ткани по Misch

Показатель денситометрии - МПКТ (г/см^2) в зависимости от типа кости по Misch			
D1	D2	D3	D4
$>1,597$	1,121 - 1,695	0,657 – 1,096	$<0,650$

Показатель МПКТ менее $0,650 \text{ г/см}^2$ мы интерпретировали как тип кости D4.



DXA Results Summary:

Region	Area (cm^2)	BMC (g)	BMD (г/см^2)
GLOBAL	15.90	13.72	0.863
<u>R1</u>	1.71	1.95	1.140
<u>R2</u>	1.62	1.71	1.059
<u>R3</u>	2.09	1.89	0.906
<u>R4</u>	3.05	2.22	0.728
Net	8.37	7.68	0.917



DXA Results Summary:

Region	Area (cm^2)	BMC (g)	BMD (г/см^2)
GLOBAL	4.36	3.34	0.766
<u>R1</u>	0.68	0.52	0.767
<u>R2</u>	1.33	2.46	1.843
<u>R3</u>	2.28	0.32	0.138
Net	4.16	3.23	0.776

Рисунок 69. Денситометрические показатели плотности костной ткани в характерных областях верхней и нижней челюстей по данным Misch

В наших исследованиях не было ни одного пациента с D4 типом кости.

В зависимости от типа костной ткани вокруг имплантата все обследованные - 48 пациентов (29 человек в основной, 19 - в контрольной) были разделены на группы (таблица 20).

Таблица 20 - Распределение по типу костной ткани согласно классификации Misch

Группа пациентов	Тип кости	Количество пациентов
Основная	D1	7
	D2	15
	D3	7
Контрольная	D1	5
	D2	8
	D3	6

Показатель минеральной плотности костной ткани на нижней челюсти увеличивался при измерении к переднему отделу (рисунок 70). Поэтому МПКТ в подбородочном отделе была выше по сравнению с боковыми отделами. Она составила $2,045 \pm 0,61$ гр/см².



Scan Information:
 Scan Date: ID: A09101509
 Scan Type: a L.Prosth.Hip
 Analysis: 10 September 2015 16:07 Version 12.6.1.3
 Left Prosthetic Hip
 Operator:
 Model: Discovery SL (S/N 81057)
 Comment:

DXA Results Summary:

Region	Area (cm ²)	BMC (g)	BMD (g/cm ³)
GLOBAL	8.18	12.24	1.496
R1	2.01	2.55	1.271
R2	2.10	3.58	1.647
R3	1.82	3.68	2.021
Net	5.91	9.29	1.526

ACF = 1.000, BCF = 1.000

Рисунок 70. Денситометрические данные костной ткани вокруг имплантатов на нижней челюсти пациента Г.55 лет

В качестве исключения системного остеопороза всем пациентам проводили исследование проксимальной части лучевой кости, т.к. морфологическая структура и костный матрикс с нижней челюстью схожи (рисунок 71).

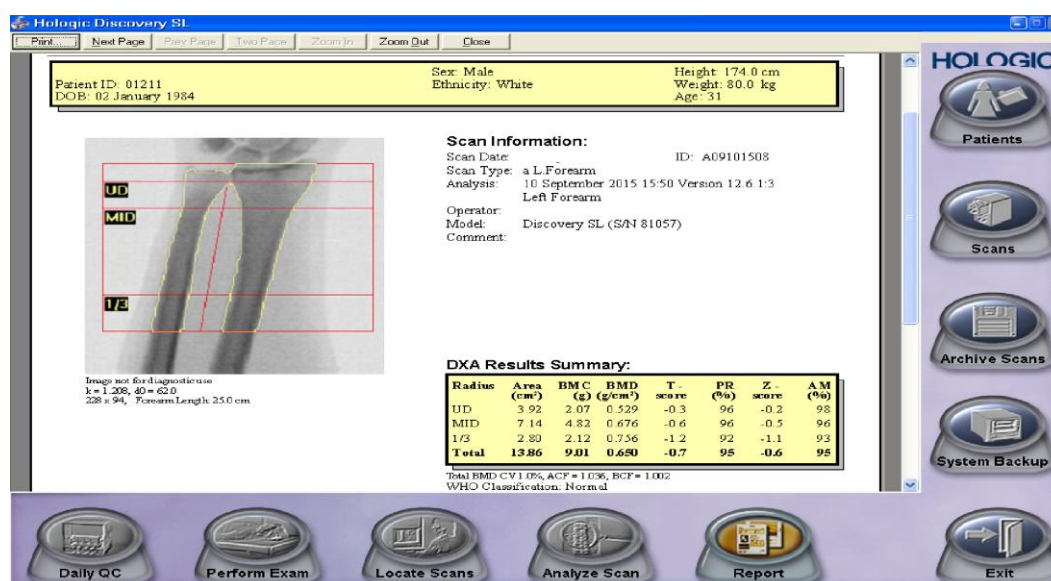


Рисунок 71. Денситометрические данные лучевой кости пациента Г.55 лет

Измерение МПКТ в области 120 имплантатов проводили в начале протезирования, далее через 6 месяцев и через 1 год (таблица 21).

Таблица 21 - Показатели денситометрии основной и контрольной групп в динамике (гр/см²)

Группа пациентов	Тип кости		Значение денситометрии в разные сроки (M±m)		
			Начало протезирования	Через 6 месяцев	Через 1 год
Основная (n=29)	D1, D2 (n=22)	н\ч	1,312±0,05	1,241±0,05↓	1,551±0,06* [#] ↑
		в\ч	1,211±0,05	1,165±0,05↓	1,459±0,05* [#] ↑
	D3 (n=7)	н\ч	0,767±0,05	0,832±0,05↑	1,123±0,06* [#] ↑
		в\ч	0,682±0,05	0,743±0,05↑	0,985±0,05* [#] ↑
Контрольная (n=19)	D1, D2 (n=13)	н\ч	1,224±0,07	1,201±0,06↓	1,298±0,06* [#] ↑
		в\ч	1,141±0,05	0,916±0,06↓	1,252±0,06* [#] ↑
	D3 (n=6)	н\ч	0,684±0,06	0,684±0,05	0,867±0,07↑
		в\ч	0,661±0,06	0,661±0,06	0,784±0,05↑

Примечание: *p<0,05 (статистически значимое различие относительно начала протезирования); [#]p<0,05 (статистически значимое различие основной относительно контрольной группы)

При первичном изучении денситометрических данных всех пациентов обнаружили, что показатель МПКТ при всех типах кости выше у пациентов с имплантатами из НТМСП по сравнению с винтовыми в контрольной группе (при D1, D2 в основной группе на верхней челюсти $1,211 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,312 \pm 0,05$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,682 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $0,767 \pm 0,05$ гр/см²; и в контрольной при D1, D2 на верхней челюсти $1,141 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,224 \pm 0,07$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,661 \pm 0,06$ гр/см² и на нижней - $0,684 \pm 0,06$ гр/см²). Это по-нашему мнению говорит о том, что условия (за счет пористости нетканого материала) для миграции остеобластов через кровяной сгусток лучше, по сравнению с винтовыми имплантатами, имеющими поверхностную текстурированность.

При всех типах с минеральной плотностью костной ткани $>1,121$ гр/см² наблюдалось снижение показателя к 6 месяцу, в то время как к 1 году исследования костная ткань становилась плотнее. Этот факт мы связываем со структурной перестройкой кости под жевательной нагрузкой. Однако, значения через год исследования в основной группе выше по сравнению с контрольной (при $p < 0,05$), что свидетельствует о более равномерном распределении нагрузки вокруг имплантата из НТМСП и интеграции кости.

При значении плотности костной ткани по данным денситометрии меньше $1,096$ г/см², протезирование на имплантатах проводили с применением временных ортопедических конструкций для увеличения показателя и стабилизации МПКТ. В исследовании с D3 типом кости в контрольной группе наблюдалось повышение минеральной плотности костной ткани только к 1 году с начала протезирования, в то время как в основной группе плотность кости возрастала к 6 месяцу и имела максимальный прирост показателя к концу 1 года исследования.

Показатель МПКТ пациентов через год исследования в основной группе был выше по сравнению с контрольной (при $p < 0,05$) и составил (при D1, D2 в основной группе на верхней челюсти $1,459 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,551 \pm 0,06$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,985 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $1,123 \pm 0,06$ гр/см²; и в контрольной при D1, D2 на верхней челюсти $1,252 \pm 0,06$

г/см², на нижней челюсти $1,298 \pm 0,06$ г/см², при D3 на верхней челюсти $0,784 \pm 0,05$ г/см² и на нижней - $0,867 \pm 0,07$ г/см²), что свидетельствует о более равномерном распределении нагрузки вокруг имплантата из НТМСП и интеграции кости.

Итак, изменение значений МПКТ в динамике позволило отслеживать и контролировать формирование костной ткани вокруг дентального имплантата в период функционирования. Исследования показали положительную динамику образования костной ткани при всех типах кости в основной группе к 6 месяцу функционирования имплантата. За счет прорастания костной ткани вглубь имплантата из НТМСП увеличивается площадь соприкосновения, что создает распределение напряжений в кости оптимальным. Это в свою очередь позволяет получить оптимальные условия для образования костной ткани в первый год функционирования имплантата.

5.3.3 Анализ данных периотестометрии

Для оценки остеоинтеграции методика периотестометрии проводилась при типе кости D1 и D 2 через 6 месяцев функционирования постоянных ортопедических конструкций. Ручку прибора подносили к вестибулярной поверхности абатмента и фиксировали показания прибора.

При неблагоприятном типе кости - D3 периотестометрия проводилась через 6 месяцев после фиксации временного протеза. При определении значения нормы изготавливали постоянный протез и фиксировали на абатменты.

Анализируя полученные данные, необходимо отметить, что значения периотестометрии через 6 месяцев наблюдения пациентов с D1, D2 типами кости в основной группе на нижней челюсти составили $-4,23 \pm 0,20$, на верхней челюсти $-3,41 \pm 0,17$. Пациенты с D3 типом на нижней и верхней челюстях имели показатель $-2 \pm 0,21$ и $-1,43 \pm 0,32$ соответственно. У пациентов контрольной группы, с D1, D2 типами кости, значения периотеста на верхней челюсти составили $-1.82 \pm 0,19$, на нижней $-2.38 \pm 0,15$. Показатели перитестометрии пациентов с винтовыми имплантатами без сквозной пористости (с D3 типом

кости) на верхней челюсти составили $-1,17 \pm 0,18$, на нижней челюсти - $1,5 \pm 0,24$ (таблица 22).

Таблица 22 - Результаты периотестометрии через 6 месяцев наблюдения

Группа пациентов	Тип кости	Значения периотестометрии ($M \pm m$)	
		н\ч	в\ч
Основная (n=29)	D1, D2 (n=22)	$-4.23 \pm 0,20$	$-3,41 \pm 0,17$
	D3 (n=7)	$-2 \pm 0,21$	$-1,43 \pm 0,32$
Контрольная (n=19)	D1, D2 (n=13)	$-2.38 \pm 0,15$	$-1.82 \pm 0,19$
	D3 (n=6)	$-1,5 \pm 0,24$	$-1,17 \pm 0,18$

Стабильность имплантатов по результатам периотестометрии пациентов с имплантатами из НТМСИ основной группы (при D1, D2 и D3 типах кости) была выше, чем в контрольной группе (при D1, D2 и D3 типах костной ткани) с использованием винтовых имплантатов с поверхностной текстурированностью. Однако значения сравниваемых групп, как на верхней, так и на нижней челюстях (при D1, D2, D3) статистически не значимы ($p > 0,05$).

Таким образом, применение методики периотеста позволяет получать информацию о состоянии костной ткани вокруг имплантатов, стабильности имплантата, выявить признаки нарушения остеоинтеграции в первые пол года наблюдения и дает возможность спрогнозировать результаты ортопедического лечения пациентов с использованием дентальных имплантатов.

Полученные результаты клинических и дополнительных методов исследования в сочетании с количественными денситометрическими

показателями позволили объективно подтвердить целесообразность применения имплантатов из НТМСП, их биомеханические преимущества. В свою очередь это дало возможность провести планирование, коррекцию и контроль ортопедического лечения с опорой на дентальные имплантаты винтовой конструкции без сквозной пористости и дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проблема восстановления зубных рядов в ортопедической стоматологии являлась и является в настоящее время актуальной. Одним из современных методов ортопедического лечения частичного и полного отсутствия зубов является зубное протезирование с использованием дентальных имплантатов.

Ортопедическая конструкция с опорой на имплантат планируется и создается таким образом, чтобы в центральной окклюзии она имела контакт с зубом-антагонистом, расположенный ближе к основанию бугра. Бугры имеют скат $25\pm 5^\circ$. Подобный алгоритм построения окклюзионной поверхности ортопедической конструкции направлен на уменьшение или устранение чрезмерной нагрузки на дентальный имплантат, в результате чего суммарная нагрузка не уменьшается, а увеличивается [34]. Эти данные наводят на мысль, что необходимо идти по пути создания имплантата со сквозной, пористой структурой, который способен выдержать нагрузку близкую к естественному зубу. Костная ткань будет прорастать в поры имплантатов, а кератинизированная слизистая в пришеечной части абатмента образовывать искусственную круговую связку. Это изменит подходы к построению ортопедических конструкций и их изготовлению.

Нами проведены экспериментальные исследования и на их основании разработаны дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Получен патент РФ №125460 на полезную модель и выигран грант «УМНИК на СТАРТ» (2011). По результатам конкурса в соответствие с ФЗ 217 от 02.08.2009 было организовано ООО «Смарт Имплант» и заключен договор с НО «Фонд содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере» №12458p/17034 от 09.01.2014 для реализации проекта. Для изготовления имплантата использовали титан марки ВТ 1-00. В природе не существует чистого пористого титана, и все попытки получить пористость путем холодного прессования не увенчались успехом.

Для получения нетканого титанового материала со сквозной пористостью

методом холодного прессования с размером пор 150 ± 60 мкм в виде цилиндра - втулки использовали титановую проволоку диаметром 0,05 мм.

Проволоку обкатывали на керне снаружи валиком, и она приобретала форму спирали. Спираль укладывали в пресс-форму (матрица-пуансон) и подвергали холодному прессованию до получения формы полого цилиндра соответствующего размера.

В итоге мы получили цилиндр из нетканого титанового материала со сквозной пористостью. Диаметр наружной поверхности составил 3 мм с шагом увеличения в 0,5 мм. Внутренний диаметр оставался неизменным и составил 1,6мм. Высота втулки равнялась 2 мм, 5 мм, 7 мм, 8 мм, 9 мм, 10 мм. Далее пористый цилиндр обрабатывали в 20% раствора H_2O_2 с помощью ультразвука. Эта часть является внутрикостной составляющей новой конструкции имплантата.

Дентальные имплантаты, разработаны по принципу действия «дюбельной системы». Система представлена внутрикостным полым цилиндром-втулкой и входящим в него штифтом-распоркой. Цилиндр изготовлен из титанового проволочного материала и обладает упругоэластичными свойствами. В полость втулки вводится титановый штифт-распорка, которая расширяет стенки втулки, они давят на стенки сформированного костного ложа, и обеспечивают первичную стабильность имплантата. Этот штифт мы назвали штифт-распорка. Он состоит из втулочной части, которая входит в цилиндр-втулку, и пришеечной. Пришеечная часть имеет непосредственный контакт с костью. Разработанный имплантат предназначен для техники двухэтапной и одноэтапной имплантации. Вид соединения с супраструктурой представлен в виде внутреннего шестигранника и конуса с углом в вершине $12^\circ - 6^\circ$ с каждой стороны. Дентальный имплантат из нетканого титанового материала со сквозной пористостью разработан с соблюдением принципа «переключения платформ», при котором граница соединения абатмента и имплантата перемещается к центральной оси последнего. Это позволяет снизить риск резорбции костной ткани в пришеечной области и максимально сохранить объем мягких тканей.

Штифт - распорка, имеет резьбу с тремя типами шагов. Резьба с малым шагом входит в кортикальную пластинку челюстной кости и жестко фиксируется в ней. За счет большого количества резьбовых витков, увеличивается площадь соприкосновения с костью. Средний тип резьбы входит в первый слой губчатой кости под кортикальной пластинкой. Он предназначен для создания дополнительного усилия и «подтягивания» имплантата в костном ложе.

Внутренний диаметр втулки меньше диаметра распорки на 0,7 мм. Резьба с большим шагом входит во втулку и распирает её, обеспечивая хорошую первичную стабильность имплантата.

Демпферные свойства не только обеспечивают первичную стабильность имплантата, но и «гасят» жевательную нагрузку. Это расширяет возможности изготовления оптимальной ортопедической конструкции.

Создав конструкцию имплантата дюбельной системы, необходимо было разработать концепцию протезирования на новых имплантатах. Для этого нами были произведены экспериментально-математические исследования системы «абатмент - имплантат из НТМСП - костная ткань». Исследования проведены в специализированной программе ANSYS с CAD приложением ANSYS SpaceClaim. Программа основана на методе конечных элементов. Была построена геометрическая модель участка нижней челюсти. На основе КТ зубов была построена 3D модель, содержащая одиночный имплантат из НТМСП. Эти элементы интегрировались в виртуальную модель участка нижней челюсти. 3D-модель включает в себя кортикальную и губчатую костную ткань, втулку из НТМСП, штифт – распорку и абатмент с коронкой. Рассматривали 2 варианта нагрузок: вертикальную и горизонтальную. В эксперименте были смоделированы 2 ситуации: с нагрузкой на штифт-распорку (без втулки из НТМСП) и на имплантат из НТМСП (с втулкой из НТМСП) для определения степени демпферности.

В результате проведенного анализа, выявлено, что при вертикальной и горизонтальной нагрузке и установленной втулке из НТМСП снижается в 2-2,5 раза напряжения в каждом из элементов системы и в системе в целом. Втулка,

изготовленная из нетканого титанового материала со сквозной пористостью, дополнительно обладает демпферными свойствами. Эти исследования позволили концептуально изменить подходы к конструированию ортопедических протезов.

Под нашим наблюдением находилось 111 пациентов, которым была проведена дентальная имплантация по 2-х этапной технике. Все пациенты были разделены на 2-е группы. В первой - основной группе под наблюдением находилось 68 (61,3%) человек. Всем пациентам этой группы установлены имплантаты конструкции автора из НТМСП (патент РФ на полезную модель №125460 от 10.03.2013). Во 2-ой группе (контрольной) 43 (38,7%) пациента. Им проводилось протезирование с опорой на винтовые дентальные имплантаты, не имеющие сквозной пористости.

В нашем исследовании были установлены винтовые имплантаты фирмы «MIS» (Израиль) – 105 шт и дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью -156 шт.

Под наблюдением находилось 42 (37,8%) мужчины и 69(62,2%) женщин.

Большая часть мужчин - 16(38,1%) и женщин - 26(37,7%) находилась в возрастной категории 41 - 50 лет.

Все пациенты имели дефекты зубных рядов и были разделены на группы. Концевые дефекты зубных рядов из обследованных пациентов встречались у 71 (64%) человека. Из них у 41 (57,7 %) обратившегося были односторонние, у 30 (42,3%) - двусторонние. Большее количество пациентов с частичными съемными пластиночными протезами имели односторонний концевой дефект и чаще обращались за лечением к стоматологу - ортопеду. Мы это связываем с плохой стабилизацией частичного съемного пластиночного протеза - пациенты часто жаловались на его опрокидывание во время приема пищи.

Пациентов с полным отсутствием зубов было 6 человек, из них на верхней челюсти 2 (5,4%) пациента, на нижней челюсти - 4 (3,6%) человека.

Всего установлен 261 имплантат: 156 в основной группе и 105 - в контрольной.

В наших исследованиях было изготовлено 147 протезов различной

конструкции. Всего количество несъемных протезов с опорой на имплантаты составило 124(84,4%), условно-съемных - 14 (9,5%) и съемных протезов - 9 (6,1%).

Перед установкой дентальных имплантатов хирургом, проводили санацию полости рта. По одному зубу отсутствовало у 12 (10,8%) пациентов, два зуба - у 15 (13,5 %), по три и более - у 84 (75,7%).

Величина дефекта зубного ряда при отсутствии 2-х зубов составила $9\pm 0,8$ мм, а при отсутствии 3-х и более зубов достигала более 10 мм.

В нашей практике использовались чаще диаметры имплантатов 3,75 и 4,2 мм, длина 10 и 12 мм.

У 96 (86,5%) пациентов использовали серийный прямой абатмент. С помощью угловых (в 10° и 15°) серийных абатментов у 15(13,5%) пациентов обеспечивали 12 дополнительных позиций при протезировании коронками или мостовидными протезами.

Анализ клинической ситуации невозможен без изучения диагностических моделей. В наших исследованиях всем пациентам изготавливали диагностические модели. У 52 (46,8%) человек при изготовлении зубных протезов использовали лицевую дугу.

Изучали межокклюзионные взаимоотношения, вид прикуса, будущую форму реставрации и её положение в зубном ряду. Для визуализации будущего протеза изготавливали восковую композицию. Совместно с пациентом, зубным техником и хирургом - стоматологом планировали схему предполагаемого ортопедического лечения. Анализ использованных шаблонов показал ряд недостатков. Из 48 (43,2%) больных, прооперированных с применением шаблонов, у 8 (18,6%) пациентов не было точного позиционирования шаблона. Чаще всего 5 (62,5%) - в вестибулярную сторону. Кроме того у 2 (4,2%) человек на операции пришлось отказаться от шаблонов вследствие проблем, связанных с фиксацией шаблонов.

Использование шаблонов упрощает процесс имплантации, уменьшает время хирургического вмешательства, понижает травматичность и увеличивает

вероятность правильной установки имплантата в необходимом положении. Немаловажное значение имеет возрастание цены за счет изготовления шаблона и целесообразность его применения. У 63 (56,8%) прооперированных не использовали хирургические шаблоны.

Через 4 месяца на нижней и 6 месяцев на верхней челюсти приступали непосредственно к этапу протезирования. Особое внимание уделяли состоянию десневой периимплантатной манжеты. При протезировании в боковом отделе мы устанавливали формирователи с придесневым расширением $4 \pm 1,5$ мм.

В переднем отделе придесневое расширение формирователей составляло $3,4 \pm 0,8$ мм.

Результат лечения врача–ортопеда напрямую зависит от качества полученного оттиска. После того, как была сформирована десневая манжетка, пациентам осуществляли первый клинический этап - снятие оттисков, для получения рабочих моделей.

Для получения рабочего оттиска у 51(75%) пациента в основной группе изготавливали индивидуальную ложку по традиционной методике: снимали оттиск альгинатной массой; отливали гипсовую модель и лабораторным методом изготавливали ложку с отверстиями для трансферов.

После извлечения ложки из полости рта, слепочные трансферы соединяли с аналогами имплантатов, устанавливали в оттиск и оценивали их подвижность.

У 18 человек (16,2%) мы проводили снятие оттиска с помощью серийно выпускаемых стандартных пластмассовых ложек и у 79 (71,2%) пациентов – с помощью индивидуальных ложек. Для получения оттисков у 14 пациентов (12,6%) использовали стандартные металлические оттисковые ложки. Чаще всего у 51 (75%) в основной группе пациентов для снятия оттиска мы использовали индивидуальные ложки.

У всех пациентов, в том числе с одиночными имплантатами в качестве слепочного материала использовался А – силикон Elite HD+ или Express.

При получении оттиска стандартной пластмассовой и индивидуальной слепочной ложкой в 100 % случаев использовали трансферы для открытой ложки.

В клинической ситуации, когда необходимо было изготовить ортопедическую конструкцию с опорой на параллельно стоящие имплантаты, мы использовали для снятия оттиска технику закрытой ложки.

При наличии непараллельно стоящих имплантатов и в клинической ситуации, когда нет возможности установить трансферы из - за наклоненных зубов в сторону дефекта, снятие оттиска проводили по одноэтапной двуслойной технике с использованием угловых стандартных абатментов. На них предварительно изготовили индивидуальные трансферы (колпачки). На следующем клиническом приеме проводили припасовку пластмассовой балки, изготовленной на абатменты.

У 17(12,4%) пациентов было необходимо получить оттиск, как с зуба, так и с имплантата. Мы использовали технику усовершенствованного снятия оттиска. Количество пациентов в основной группе составило 15 (22 %), в контрольной – 11(25,6%) человек. После проведения предварительного препарирования опорного зуба (до уровня уступа), изготавливали коронку на препарированный зуб прямым методом из Protemp 4. Создавали ретенционные пункты на коронке: продольные и поперечные бороздки на поверхности и перфоративное отверстие на жевательной поверхности для лучшей фиксации в оттиске.

Устанавливали трансфер для закрытой или открытой ложки. Наносили корригирующий слой А-силикона на трансфер имплантата, область уступа, полость коронки (коронку накладывали на культю) и отпрепарированные зубы. Оттискную ложку с базовым слоем А-силикона позиционировали и накладывали в полости рта. Затем выводили ложку из полости рта, изготавливали временную провизорную коронку на культю зуба по силиконовому шаблону и оценивали качество полученного оттиска. Коронка оставалась в слепке.

Данный способ получения оттиска является универсальным, так как может быть использован как при технике открытой, так при технике закрытой ложки, одноэтапной, так и при двухэтапной технике снятия оттиска, как стандартными, так и индивидуальными ложками. Она позволяет получить прецизионное отображение протезного ложа за счет отсутствия оттяжек и пор на поверхности

культи зуба, большей глубине проникновения оттискного материала в зубодесневую бороздку за счет компрессии коррегирующего слоя коронкой.

Вспомогательные оттиски снимали альгинатной массой Hydrogum или Урееп и отливали модель в течение 20 минут.

При наличии антагонизирующих пар зубов центральную окклюзию фиксировали с помощью А – силикона Occlufast Rock - Zhermack (Италия). Материал наносили на режущие края и жевательные поверхности зубов. Пациента просили проглотить слюну и закрыть рот. Через минуту материал становился твердым. При регистрации прикуса учитывали количество зубов – антагонистов и отдел челюсти, где они расположены (передний или боковой). При полном отсутствии зубов центральное соотношение челюстей определяли анатомо – физиологическим методом. Если количество антагонизирующих пар меньше 3 и отсутствовал трехпунктный контакт (по Бонвиллю), то для регистрации центральной окклюзии изготавливали накусочные восковые валики с пластмассовыми базами. Основание валика расположено точно по центру альвеолярного отростка. Ширина его в переднем отделе равна 3,0-5,0 мм, в боковых - 8,0-10 мм.

По полученным оттискам отливали разборную гипсовую модель. В обязательном порядке зубной техник в области имплантатов воспроизводил изготовленную из силикона искусственную десну. С вестибулярной стороны абатменты маркировали продольной насечкой для удобства работы ортопеда - стоматолога. Для определения цвета мы использовали спектрофотометр VITA Easys shade Advance 4.0(Германия).

У металлокерамической реставрации также определяли цвет и сравнивали с планируемым. Главным условием при определении цвета металлокерамической реставрации является толщина её керамического слоя. В наших исследованиях она была не менее 2,5 мм.

В клинической ситуации, если межальвеолярная высота во фронтальном отделе составляла более 20 мм, моделировали искусственную керамическую десну. Использование искусственной десны позволяло нам выбирать

оптимальные размеры и форму моделируемых зубов. Искусственная десна была использована у 9 (8,1%) пациентов. Из всех пациентов у 76 (68,5%) цвет зубов определяли с помощью спектрофотометра VITA Easyshade Advance 4.0. При полном отсутствии зубов цвет зуба выбирался по обоюдному желанию врача – ортопеда и пациента.

При протезировании металлокерамическими реставрациями производили припасовку металлического каркаса. Каркас изготавливали 2 способами: методом литья (контрольная группа – 15(34,9%), основная-21(30,9%)) с использованием КХС сплава и методом послойного спекания порошка с помощью сплава Реманиум (контрольная группа – 17(39,6%), основная - 28 (41,2%)).

При изготовлении протеза методом литья на полученных моделях техник соединял абатменты быстротвердеющей пластмассой и передавал в стоматологический кабинет. Нами проводилась припасовка пластмассового шаблона на предварительно отфрезерованные абатменты. Шаблон распиливали и соединяли в полости рта пластмассой Patern Resin. Снимали оттиск с шаблоном повторно, после чего абатменты с аналогами устанавливали в ложе шаблона. Это позволяло добиться пассивной посадки (без напряжения) ортопедической конструкции с цементной, балочной (съёмной) и винтовой фиксацией (условно - съёмной). На модели и клинически оценивали качество прилегания каркаса протеза. Кроме того оценивали будущую анатомию и цвет реставраций. Следующим этапом ортопедическую конструкцию припасовывали в полости рта и оценивали клинически. После припасовки ортопедической конструкции с помощью динамометрического ключа окончательно закручивали винты абатментов с силой 30 Н/см^2 . Отверстия абатментов перед цементировкой закрывали временным пломбировочным материалом Septo- pak для возможности повторного доступа к винту. Металлокерамические несъёмные реставрации с опорой на НТМСП цементировали на Resin Cement CEM – IMPLANT. После затвердевания излишки цемента удаляли. Протезирование с использованием съёмного способа крепления ортопедической конструкции осуществляли с помощью балочной системы цементной (2 протеза) и винтовой фиксации (7

протезов). При балочной системе цементной фиксации изготавливали балку с шаровидными аттачменами, и ответную часть с матрицей, установленной в съемный протез. Балку цементировали на абатменты с помощью стеклоиономерного цемента Fuji I. После затвердевания цемента удаляли излишки, припасовывали съемный протез и проводили контроль окклюзии. При винтовой фиксации на клиническом этапе устанавливали трансферы для открытой ложки и соединяли их Pattern Resin в полости рта. Снимали оттиск методом открытой ложки с пластмассовой балкой. На полученном оттиске отмечали границы будущего протеза. Использовали мультиюниты, с помощью которых обеспечивали параллельную посадку металлической балки. Методом фрезерования изготавливали балку с аттачменами, и ответную часть с матрицей, установленную в съемный протез.

В наших клинических исследованиях было изготовлено 14(9,5%) условно – съемных протезов: 6(4,1%) в основной группе и 8(5,4%) – в контрольной. Протезирование проводили по классической схеме.

На наш взгляд условно-съемный протез обладает рядом преимуществ, главным из которых является отсутствие необходимости в дополнительной гигиене, характерной для съемных протезов и возможности без особых трудностей снять и провести обработку и коррекцию реставрации, в отличие от несъемных конструкций.

Классически контакты реставраций с опорой на винтовые имплантаты расположены ближе к основанию бугра, а вестибуло – оральные размеры моделируются меньше по сравнению с естественным замещаемым зубом. Биомеханические возможности имплантата из НТМСП позволяли нам создавать ортопедические конструкции, которые имеют размеры, контакты с зубами – антагонистами близкими к естественному зубу.

При типе кости D3 на имплантаты устанавливали временные пластмассовые конструкции, которые были выведены из контакта или имели односточный контакт с зубом - антагонистом. Всего было изготовлено 19 временных конструкций. По истечении 6 месяцев проводили повторную денситометрию.

Если показатель плотности костной ткани в значениях нормы, то временная реставрация заменялась на постоянную с полноценными контактами.

Анализ результатов начинали осуществлять с оценки показателя функционирования имплантатов по М.З.Миргазизову, поскольку он позволяет оценить одновременно состояние костной ткани, подвижность имплантата, наличие или отсутствие периимплантатного кармана. У пациентов основной группы 140 (89,7%) имплантатов из НТМСР и 87 (82,9%) имплантатов в контрольной не имели подвижности в первый год функционирования. Интегральный показатель составил 1,0. Из всех имплантатов в 1 год обследования индекс составлял 0 у 6(2,3%) и у 4(1,5%) - 0,25. Из 156 имплантатов из НТМСР в основной группе - 1(0,6%), и 5(4,8 %) из 105 в контрольной группе не были остеоинтегрированы. Больные были отправлены на лечение к стоматологу - хирургу.

Часть отторгнутых имплантатов 1 (0,6%) в основной, и 5 (4,8%) - в контрольной, были удалены в течение 1 года пользования протезами. Меньшее количество имплантатов было удалено в период наблюдения 2 и 3 года функционирования (1(0,6%) - в основной и 2(1,9%) - в контрольной).

Анализируя индексную оценку результатов двухэтапного метода имплантации в период после 1 и 3 лет, можно отметить, что к 3 году в основной и контрольной группах имеется тенденция к уменьшению результатов индекса Грина - Вермильона (в основной на 0,05 и в контрольной 0,20 по сравнению с показателями на этапе планирования) и уменьшению индекса Мюлемана (в основной 0,07 и в контрольной на 0,11). Показатель индекса Рассела к 3 году уменьшился в основной группе на 0,6 и в контрольной на 0,25. Хотя, статистически значимых различий в группах после лечения через 1 год и через 3 года не получено. Тем не менее к 3 году показатели индексов свидетельствует о стабильном статусе гигиены полости рта.

Основным осложнением в период функционирования имплантата в наших исследованиях являлся периимплантит. Успех функционирования имплантатов из НТМСР составил 98,7% и винтовых 93,3%. Данное количество периимплантитов

в течении 3 лет исследования в основной – 2 (1,3%), в контрольной – 7(6,7%) по нашему мнению обусловлено функциональной перегрузкой.

При анализе рентгенологических данных мы обращали внимание на резорбцию костной ткани вокруг имплантата.

Динамика результатов свидетельствует о том, что и в основной и в контрольной группах резорбция костной ткани более выражена в 1 год функционирования. Это связано с перестройкой структуры кости под действием функциональной нагрузки. Показатель резорбции костной ткани в основной группе имел меньший показатель к 3 году исследований (при статистически значимом различие $p < 0,05$).

Расстояние до полых анатомических образований в связи с конструктивными особенностями имплантата конструкции автора позволило уменьшить до $1 \pm 0,2$ мм. Это позволило отказаться от дополнительных операций по поводу восстановления объема костной ткани и считать показанием при малом объеме костной ткани. Менее чем на 0,8 мм до анатомического образования не рекомендуется, т.к. есть риск острой перфорации верхнечелюстного синуса и травмы нижнечелюстного нерва.

Анализ костной ткани с использованием денситометрии является объективным количественным методом диагностики качества кости и контроля состояния костной ткани нижней, верхней челюсти и вокруг имплантата.

В зависимости от типа костной ткани вокруг имплантата все обследованные - 48 пациентов (29 человек в основной, 19 - в контрольной) были разделены на группы.

Показатель минеральной плотности костной ткани на нижней челюсти увеличивался при измерении к переднему отделу. Поэтому МПКТ в подбородочном отделе была выше по сравнению с боковыми отделами. Она составила $2,045 \pm 0,61$ гр/см². В качестве исключения системного остеопороза всем пациентам проводили исследование проксимальной части лучевой кости, т.к. морфологическая структура и костный матрикс с нижней челюстью схожи.

Измерение МПКТ в области 120 имплантатов проводили в начале протезирования, далее через 6 месяцев и через 1 год.

При первичном изучении денситометрических данных периимплантатной области всех пациентов обнаружено, что среднестатистический показатель МПКТ при всех типах кости выше у пациентов с имплантатами из НТМСР по сравнению с винтовыми в контрольной группе (при D1, D2 в основной группе на верхней челюсти $1,211 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,312 \pm 0,05$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,682 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $0,767 \pm 0,05$ гр/см²; и в контрольной при D1, D2 на верхней челюсти $1,141 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,224 \pm 0,07$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,661 \pm 0,06$ гр/см² и на нижней - $0,684 \pm 0,06$ гр/см²).

При всех типах с минеральной плотностью костной ткани $>1,121$ гр/см² наблюдалось снижение показателя к 6 месяцу, в то время как к 1 году исследования костная ткань становилась плотнее. Этот факт мы связываем со структурной перестройкой кости под жевательной нагрузкой. Однако, средние значения через год исследования в основной группе выше по сравнению с контрольной (при $p < 0,05$), что свидетельствует о более равномерном распределении нагрузки вокруг имплантат из НТМСР и интеграции кости. В исследовании с D3 типом кости в контрольной группе наблюдалось повышение минеральной плотности костной ткани только к 1 году с начала протезирования, в то время как в основной группе плотность кости возрастала к 6 месяцу и имела максимальный прирост показателя к концу 1 года исследования.

Мы отмечаем стабилизацию МПКТ и увеличение плотности кости у пациентов с D3 типами кости в обеих группах ($p < 0,05$), что также говорит об успешном функционировании дентальных имплантатов в основной группе, относительно контрольной, с применением временного протеза.

Исследования показали положительную динамику образования костной ткани при всех типах кости в основной группе к 6 месяцу функционирования имплантата. За счет прорастания костной ткани вглубь имплантата из НТМСР увеличивается площадь соприкосновения, что дает равномерное

напряжение в кости. Это в свою очередь создает оптимальные условия для образования костной ткани в первый год функционирования имплантата.

Для оценки стабилизации имплантата методика периотестометрии проводилась через 6 месяцев с периода, когда пациенту были установлены формирователи десны.

Стабильность имплантатов по результатам периотестометрии пациентов основной группы (при D1, D2 и D3 типах кости) была выше, чем в контрольной группе (при D1, D2 и D3 типах костной ткани) группе с использованием винтовых имплантатов с поверхностной текстурированностью. Хотя значения сравниваемых групп как верхней, так и на нижней челюстях (при D1, D2) статистически не значимы ($p>0,05$).

Полученные данные клинических и дополнительных методов исследования в сочетании с количественными денситометрическими показателями позволили объективно подтвердить целесообразность применения имплантатов из НТМСП и их биомеханические преимущества.

ВЫВОДЫ

1. На основании изучения результатов ортопедического лечения пациентов с опорой на винтовые дентальные имплантаты без сквозной пористости по данным ГБУЗ СО «ССП №3», кафедры челюстно-лицевой хирургии и стоматологии ГБОУ ВПО СамГМУ Минздрава России и клиники ООО «ДЕНС» эффективность лечения составила 92,9%. Основные осложнения были выявлены в первый год функционирования имплантатов и составили 5,2%, через 3 года 1,9%.

2. Впервые в дентальной имплантологии разработана технология изготовления внутрикостной части дентального имплантата из нетканого титанового материала со сквозной пористостью путем использования метода холодного прессования с усилием 750 Н (патент №125460 от 10.03.2013).

3. На основании многофакторного математического моделирования изучено напряженно – деформированное состояние костной ткани на нижней челюсти вокруг имплантатов из нетканого титанового материала со сквозной пористостью (при вертикальной нагрузке (300 Н) в кортикальном слое напряжения составили 16,5 МПа, в губчатом - 2,2 МПа, в НТМСП -0,41 МПа; при горизонтальной (300 Н) в кортикальном слое - 51,7 МПа, в губчатом – 4,8 МПа, в НТМСП -0,42 МПа).

4. На основании экспериментальных и клинических результатов исследования обоснованы конструктивные особенности протезов с опорой на дентальные имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью (скаты бугров ортопедической конструкции составили $35\pm5^\circ$, вестибуло – оральные размеры соответствовали естественному зубу).

5. С помощью клинических и дополнительных методов обследования проведен сравнительный анализ результатов ортопедического лечения пациентов с имплантатами из нетканого титанового материала со сквозной пористостью и с винтовыми имплантатами. Значения резорбции (при $p<0,05$) костной ткани вокруг имплантата к первому году исследования в основной группе составили $0,9\pm0,05$ мм, а в контрольной $1,2\pm0,05$ мм. При первичном изучении денситометрических

данных всех выявлено, что показатель МПКТ при всех типах кости выше у пациентов с имплантатами из НТМСП по сравнению с винтовыми в контрольной группе (при D1, D2 в основной группе на верхней челюсти $1,211 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,312 \pm 0,05$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,682 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $0,767 \pm 0,05$ гр/см²; и в контрольной при D1, D2 на верхней челюсти $1,141 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,224 \pm 0,07$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,661 \pm 0,06$ гр/см² и на нижней - $0,684 \pm 0,06$ гр/см²). Значения указывают на то, что условия (за счет пористости нетканого титанового материала) для миграции остеобластов через кровяной сгусток лучше, по сравнению с винтовыми имплантатами, имеющими поверхностную текстурированность. Показатель МПКТ через год исследования в основной группе был выше (при $p < 0,05$) по сравнению с контрольной группой (при D1, D2 в основной группе на верхней челюсти $1,459 \pm 0,05$ гр/см², на нижней челюсти $1,551 \pm 0,06$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,985 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $1,123 \pm 0,06$ гр/см²; и в контрольной при D1, D2 на верхней челюсти $1,252 \pm 0,06$ гр/см², на нижней челюсти $1,298 \pm 0,06$ гр/см², при D3 на верхней челюсти $0,784 \pm 0,05$ гр/см² и на нижней - $0,867 \pm 0,07$ гр/см²), что свидетельствует о более равномерном распределении нагрузки вокруг имплантата из НТМСП и интеграции кости.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. Следует использовать имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью для повышения эффективности протезирования на дентальных имплантатах.
2. Для изготовления дентальных имплантатов со сквозной пористостью рекомендуем использовать метод холодного прессования нетканого материала из титана марки ВТ 1 - 00.
3. При конструировании ортопедических протезов с опорой на дентальные имплантаты, обладающие демпферными свойствами и сквозной пористостью, следует использовать метод многофакторного математического моделирования.
4. В практической деятельности врача – ортопеда рекомендуем использовать усовершенствованную методику получения оттиска при протезировании с использованием имплантатов и зубов.
5. При моделировании ортопедической конструкции с опорой на дентальные имплантаты из НТМСП следует ориентироваться на вестибуло - оральные размеры и анатомию соответствующих зубов пациента.
6. Использовать имплантаты из нетканого титанового материала со сквозной пористостью при незначительных объемах костной ткани.

Перспективы дальнейшей разработки темы

1. В дальнейшем планируется использовать конструкцию имплантатов из НТМСП в реконструктивной и ортогнатической хирургии.
2. Применение разработанной математической модели планируется для расчета ортопедической конструкции пациентов с дефектами зубных рядов.
3. Полученные данные исследования планируются для внедрения в практическое здравоохранение и учебный процесс медицинских ВУЗов РФ.

СПИСОК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Архипов, А.В. проблема интеграции материалов при дентальной имплантации, новые хирургические подходы в сложных клинических ситуациях (Экспериментально-клиническое исследование)[Текст] : автореф. дис. ... д-ра мед. наук /А.В. Архипов. - М., 2013. – С. - 3.
2. Байриков, И.М. Клинико-функциональное обоснование использование внутрикостных фиксаторов, покрытых композиционными материалами, для остеосинтеза переломов нижней челюсти [Текст] / И.М Байриков, А.Е. Щербовских, Ю.В. Петров, С.А. Сафаров // Казанский медицинский журнал. - 2014. - Т. 95, № 2. - С. 220.
3. Баринов, С.М. Биокерамика на основе фосфатов кальция [Текст] / С.М. Баринов, В.С. Комлев ; под ред. К.А. Солнцева. - М. : Наука, 2005. - 204с.
4. Бассер, Д. Имплантологическое лечение в эстетически значимой зоне. «Замещение одного зуба» [Текст] / D. Bassier, U. Belser, D. Wismeijer. - М., 2010. - 253 с.
5. Беликова, Е.С. Сравнительная эффективность частичных съемных протезов при повторном протезировании пациентов с дефектами зубных рядов [Текст] : дис. ... канд. мед. наук / Е.С. Беликова ; [Кубан. гос. мед. ун-т]. - Краснодар, 2014. - 18 с. : ил.
6. Белоусов, А.И. Исследование, гидродинамических и фильтровальных характеристик пористого материала МР [Текст] / А.И. Белоусов, Е.А. Изжеуров, А.Д. Сетин // Вибрационная прочность и надежность двигателей и систем летательных аппаратов : Сб. науч. тр. - Куйбышев : КуАИ, 1975. - Вып. 2(73). - С. 71-80.
7. Биокерамические покрытия с высоким содержанием кальция для медицины [Текст] / Г.А. Шашкина, М.Б. Иванов, Е.В. Легостаева [и др.] // Физическая мезомеханика. - 2004. - Спец. вып., Ч. 2. - С. 123.

8. Биомедицинское материаловедение. Общие свойства и совместимость биоматериалов с биологическими средами [Текст] / С.П. Вихров, Т.А. Холомина, П.И. Бегун [и др.]. - Вологда : Во ГТУ, 2003. - 138 с.
9. Биосовместимые материалы и новые технологии в стоматологии [Текст] / под ред. проф. В.Э. Гюнтера. - Томск : Изд-во "НПП"МИЦ", 2012. - 244с.
10. Влияние транскраниальной стимуляции на процесс остеоинтеграции дентальных имплантатов [Текст] / А.В. Порошин, В.П. Лебедев, В.Ф. Михальченко [и др.] // Фундаментальные исследования. - 2013. - № 9 (ч.6). - С. 1125-1128.
11. Влияние физико-химических свойств поверхности титановых имплантатов и способов их модификации на показатели остеоинтеграции [Текст] / Г.А. Воложин, А.П. Алёхин, А.М. Маркеев [и др.] // Институт стоматологии. - 2009. - № 3(44). - С. 81-83.
12. Возможности костной рентгеновской денситометрии в клинической практике (методические рекомендации) [Текст] / И.А. Скрипникова, Л.А. Щеплягина, В.Е. Новиков [и др.] // Остеопороз и остеопатии. - 2010. - №2. - С. 23-25.
13. Воложин, Г.А. Улучшение остеоинтегративных свойств титановых имплантатов путем нанесения на их поверхность трикальцийфосфата [Текст] / Г.А. Воложин // Материалы третьего Рос. конгр. по патофизиологии (экспериментальная и клиническая патофизиология). - М., 2004. - С. 67-68.
14. ВЧ-магнетронные кальций-фосфатные покрытия на материалах медицинских имплантатов [Текст] / Р.А. Сурменев, М.А. Сурменева, В.Ф. Пичугин [и др.] // Известия Томского политехнического университета. - 2009. - Т. 315, № 2. - С. 138-141.

15. Гветадзе, Р.Ш. Сравнительная оценка процессов адаптации опорных тканей при ортопедическом лечении с использованием имплантатов по данным микроциркуляторных показателей [Текст] / Р.Ш. Гветадзе // Стоматология. - 2008. - Т. 87, № 2. - С. 57-60.
16. Гинали, Н.В. Патогенетические механизмы нарушения амортизирующей функции периодонта в биомеханических системах зуб (имплантат) - челюсть и их практическое значение [Текст] : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / Н.В. Гинали. - М., 2000. - 50 с.
17. Гипотетическая модель биомеханического взаимодействия зубов и опорных тканей челюсти при различных значениях жевательной нагрузки [Текст] / Е.Н. Чумаченко, А.И. Воложин, В.К. Портной [и др.] // Стоматология. - 1999. - Т. 78, № 5. - С. 4-8.
18. Гончаров, И.Ю. Оценка рентгенологических данных при планировании операции дентальной имплантации у пациентов с различными видами адентии [Текст] / И.Ю. Гончаров, С.Ю. Иванов // Стоматология. - 2006. - № 5. - С. 36-40.
19. Дробышев, А.Ю. Оценка стабильности и остеоинтеграции дентальных имплантатов с применением резонансно-частотного метода [Текст] / А.Ю. Дробышев, М.В. Дронов // Институт стоматологии. - 2007. - №1(34). - С. 126-127.
20. Жданов, С.Е. Значение соотношения формы лица и зубов для эстетической реставрации [Текст] / С.Е. Жданов, М.Л. Жданова, Л.М. Лукиных // Медицинский альманах. - 2012. - № 5(24). - С.
21. Жусев, А.И. Несекретные материалы. Иллюстрированное пособие по дентальной имплантологии [Текст] / А.И. Жусев. - М., 2012. - 144 с.
22. Загорский, В.А. Биомеханика костной ткани челюстей и черепа человека [Текст] / В.А. Загорский, В.В. Загорский // ДенталЮг. - 2010. - № 5. - С.64-67.

23. Загорский, В.А. Биомеханика одиночных имплантатов [Текст] / В.А. Загорский, В.В. Загорский // Стоматология. - 2013. - Т. 92, № 3. - С. 9-10.
24. Загорский, В.А. Протезирование зубов на имплантатах [Текст] / В.А. Загорский, Т.Г. Робустова. - М., 2011. - 351 с.
25. Загорский, В.А. Протезирование при полной адентии [Текст] / В.А. Загорский. - М., 2008. - 376 с.
26. Зицман, Н. Стоматологическая реабилитация с помощью дентальных имплантатов. Клиническое руководство [Текст] / Н. Зицман, П. Шерер ; пер. А. Островского ; науч. ред. пер. М. В. Ломакин. - М. : Изд. дом Азбука, 2005. - 133 с.
27. Иванов, С.Ю. Особенности костной структуры челюстей при системном остеопорозе [Текст] / С.Ю. Иванов, Г.А. Воложин // Материалы X Междунар. конф. челюстно-лицевых хирургов и стоматологов. - СПб., 2005. - С. 67-68.
28. Иванов, С.Ю. Оценка степени адгезии бактерий полости рта к электретной поверхности дентальных имплантатов [Текст] / С.Ю. Иванов, В.Н. Царев // Институт стоматологии. - 2006. - № 1(31). - С. 40-41.
29. Иванова, Н.А. Морфофункциональные изменения в элементах височно-нижнечелюстного сустава при боковых дефектах зубных рядов [Текст] : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Н.А. Иванова. - Новосибирск, 2006. - 24 с.
30. Использование титановых пластин и эндопротезов мышечелюстных отростков в реконструктивной хирургии нижней челюсти [Текст] / В.А. Семкин, В.М. Безруков, Н.А. Рабухина [и др.] // Стоматология. - 1996. - № 3. - С. 27-29.
31. Калита, В.И. Физика и химия формирования биоинертных и биоактивных поверхностей на имплантатах [Текст] / В.И. Калита // Физика и химия обработки материалов. - 2000. - № 3. - С. 28-45.

32. Клинико-рентгенологический анализ результатов использования титановых эндопротезов нижней челюсти [Текст] / А.И. Неробеев, Н.А. Рабухина, А.С. Караян [и др.] // Стоматология. - 1997. - № 4. - С. 40-42.
33. Комплексное исследование структуры и свойств композита «субмикрористаллический титан – биопокрытие» [Текст] / Е.Е. Сагымбаев, Ю.Р. Колобов, О.А. Кашин [и др.] // Тр. Второй Междунар. науч.-техн. конф. ЭМФ'2001. - Барнаул : Изд-во АлтГТУ, 2001. - С. 197-204.
34. Компьютеризированное планирование дентальной имплантации [Текст] / В.Н. Олесова, А.Ю. Набоков, Л.Н. Дмитренко [и др.] // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2004. - № 2(6). - С. 54-57.
35. Крайнов, Е.А. Морфофункциональная характеристика костеобразования при использовании имплантатов с биокерамическими покрытиями [Текст] : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Е.А. Крайнов. - Волгоград, 2009. - 25 с.
36. Кулаков, А.А. Зубная имплантация [Текст] / А.А. Кулаков, Ф.Ф. Лосев, Р.Ш. Гветадзе. - М., 2006. - 152 с.
37. Кулаков, А.А. Хирургические аспекты реабилитации больных с дефектами зубных рядов при использовании различных систем зубных имплантатов [Текст] : дис. ... д-ра мед. наук / А.А. Кулаков. - М., 1997. - 27 с.
38. Кулаков, О.Б. Особенности одномоментной дентальной имплантации [Текст] / О.Б. Кулаков // Институт стоматологии. - 2003. - № 1(18). - С.115-117.
39. Кулаков, О.Б. Система стоматологических имплантатов из циркония для замещения дефектов зубных рядов и фиксации эктопротезов лица [Текст] : автореф. дис. ... д-ра мед. наук / О.Б. Кулаков. - М., 2007. - 35 с.

40. Курицын, А.В. Конечно-элементное моделирование взаимодействия винтового имплантата с костными тканями челюстного сегмента [Текст] / А.В. Курицын, В.И. Куцевляк, А. В. Кондратьев // Вестник проблем биологии и медицины. - 2014. - Вып. 2, Т. 1(107). - С. 202-205.
41. Лясникова, А.В. Повышение остеointегративных свойств дентальных имплантатов путем электроплазменного напыления биокomпозиционных покрытий на основе β -Трикальцийфосфата [Текст] / А.В. Лясникова, Г.А. Воложин // Стоматология. - 2007. - Т. 8. - С. 375.
42. Математическое моделирование и расчет напряженно-деформированного состояния зубочелюстного сегмента после депульпирования зуба [Текст] / А.И. Воложин, Е.Н. Чумаченко, Г.М. Барер [и др.] // Стоматология. - 2003. - Т. 82, № 4. - С. 4-7.
43. Мелихов, И.В. Эволюционный подход к синтезу исходных компонентов биокерамики [Текст] / И.В. Мелихов, В.Н. Рудин // Биокерамика в медицине : тез. докл. всерос. совещ. - М., 2006. - С. 10-11.
44. Мельникова, И.П. Морфология частиц гидроксиапатита и ее влияние на свойства биокomпозитных плазмонапыленных покрытий [Текст] / И.П. Мельникова, А.В. Лясникова, В.Н. Лясников // Саратовский науч.-мед. журнал. - 2013. - Т. 9, № 3. - С. 441-445.
45. Металлургия титана [Текст] / В.А. Гармата, Б.С. Гуляницкий, В.Ю. Крамник. - М.: Металлургия, 1967. - 643 с.
46. Миргазизов, М.З. Роль и место дентальной имплантации в стоматологической практике и методологические основы ее преподавания в системе до и постдипломного обучения [Текст] / М.З. Миргазизов // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2008. - Т. 1/4 (II), № (15/16). - С. 56-62.

47. Моделирование процессов биомеханического взаимодействия дентальных имплантатов [Текст] / И.М. Федяев, А.И. Богатов, И.А. Захарова [и др.] // Сборник научных статей по материалам 6-й Международной конференции «Современные проблемы имплантологии».- Саратов. – 2002. – С. 58-60
48. Монаков, Д.В. Построение математической модели напряженно-деформируемого состояния челюсти при проведении дентальной имплантации в условиях дефицита костной ткани [Текст] / Д.В. Монаков // Известия Самарского научного центра РАН. - 2014. - Т. 16, № 5(4). - С.1412-1414.
49. Некоторые технические характеристики CAD/CAM систем, применяющих в работе интродентальные камеры [Текст] / Т.И. Ибрагимов, Н.А. Цаликова, А.Ш. Хуранов [и др.] // Стоматология для всех. - 2008. - №3(44). - С. 30-32.
50. Непосредственные дентальные имплантаты с антимикробным покрытием [Текст] / А.В. Лепилин, В.Н. Лясников, С.Б. Фищев // Институт стоматологии. - 2010. - № 46. - С. 34-37.
51. Никелид титана. Медицинский материал нового поколения [Текст] / В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, Ю.Ф. Ясенчук [и др.]. - Томск : Изд-во МИЦ, 2006. - 296 с.
52. Обоснование выбора металлического сплава для зубного протеза с опорой на винтовые имплантаты из сплава циркония «Дивадентал» [Текст] / К.И. Головин, А.В. Бейтан, В.А. Волкова [и др.] // Российский стоматологический журнал. - 2000. - № 2. - С. 40-43.
53. Олесова, В.Н. Напряженно-деформированное состояние кортикальной костной ткани в условиях трехмерной математической модели нижней челюсти при нагрузке внутрикостного имплантата в боковом отделе зубного ряда [Текст] / В.Н. Олесова // Стоматология. - 2009. - № 6. - С.60-61.

54. Олесова, В.Н. Раннее прогнозирование дезинтеграции внутрикостных имплантатов с помощью метода частотно-резонансного анализа (RFA) [Текст] / В.Н. Олесова, В.А. Маркин, С.Д. Арутюнов // Российский вестник дентальной имплантологии. - 2005. - № 3/4. - С. 114-117.
55. Оперативное лечение кист челюстей с использованием гидроксиапатита ультравысокой дисперсности [Текст] / В.М. Безруков, Л.А. Григорьянц, В.П. Зуев [и др.] // Стоматология. - 1998. - № 1. - С. 31-35.
56. Орловский, В.П. Гидроксиапатит и керамика на его основе [Текст] / В.П. Орловский, В.С. Комлев, С.М. Баринов // Неорг. материалы. - 2002. - Т.38, № 10. - С. 1159-1172.
57. Особенности ортопедического лечения больных с малым количеством зубов [Текст] : монография / В.П. Тлустенко, М.И. Садыков, В.П. Потапов [и др.]. - Самара, 2010. - 144 с.
58. Особенности регенерации костной ткани при использовании различных остеопластических материалов в эксперименте [Текст] / Д.А. Трунин, Л.Т. Волова, В.П. Кириллова [и др.] // Стоматология. – 2008. -N 5.-С.4-8.
59. Оценка влияния биоактивного покрытия винтовых дентальных имплантатов на сроки остеоинтеграции (Экспериментально-морфологическое исследование) [Текст] / М.Г. Перикова, С.В. Сирак, И.Э. Казиева [и др.] // Современные проблемы науки и образования. - 2013. - № 2. - С. 1-8.
60. Оценка стабильности имплантата аппаратом Osstell ISQ на различных этапах лечения [Текст] / А.М. Цициашвили, Т.Е. Юн, А.М. Панин [и др.] // Вопросы челюстно-лицевой, пластической хирургии, имплантологии и клинической стоматологии. - 2010. - № 5/6. - С. 69-73.

61. Оценка токсичности заготовок для имплантатов из никелида титана в опытах IN VITRO [Текст] / С.В. Шишковский, М.Г. Надеждин, А.Я. Ковалева [и др.] // Научные ведомости Белгородского ГУ. - Сер. Естественные науки. - 2011. - № 3(98), Вып. 14. - С. 163-167.
62. Ошибки и успех в дентальной имплантации [Текст] / А.И. Жусев, А.Ю. Ремов // Институт стоматологии. - 2002. - № 1(14). - С. 21-23.
63. Пат. 2214316 РФ Способ изготовления пьезокерамических объёмных изделий из порошковых композиций [Текст] / А.В. Камашев, А.Л. Петров, Р.В. Матвеев [и др.]. - Заявка № 99127937/02; дата приоритета 30.12.1999, зарег. 20.10.2003.
64. Пат. RUS 2366377 C1 Способ отсроченной дентальной имплантации [Текст] С.В. Сирак, А.А. Долгалев, А.А. Слетов ; ГОУ ВПО Росздрава Ставропольская государственная медицинская академия. - Заяв. № 2008113063/14 ; заявл. 07.04.2008 ; опубл. 10.09.2009, Бюл. № 25. - 8 с.
65. Пат. RUS 2366378 C1 Способ костной пластики при непосредственной дентальной имплантации [Текст] / С.В. Сирак, А.А. Долгалев, А.А. Слетов; ГОУ ВПО Росздрава Ставропольская государственная медицинская академия. - Заяв. № 2008113064/14 ; заявл. 07.04.2008 ; опубл. 10.09.2009, Бюл. № 25. - 8 с.
66. Перспективы применения медицинских имплантатов с оксидными покрытиями, содержащими бактерицидные элементы [Текст] / И.В. Родионов, В.В. Анников, М.И. Бердник [и др.] // Новые технологии создания и применения биокерамики в восстановительной медицине: Материалы междунар. науч.-практич. конф. - Томск : Изд-во ТПУ, 2010. - С.148-151.
67. Поверхность имплантата, её роль и значение в остеоинтеграции [Текст] / А.Б. Павленко, С.А. Горбань, Р.Р. Илык [и др.] // Современная стоматология. - 2009. - № 4. - С. 101-108.

68. Попрыгина, Т.Д. Синтез, структура и свойства гидроксиапатита, композитов и покрытий на его основе [Текст] : дис. ... канд. хим. наук / Т.Д. Попрыгина [Место защиты : Ин-т химии растворов им. Г.А. Крестова РАН]. - Воронеж, 2012. - 156 с. : ил.
69. Преимущества CLEAN & POROUSTM нового технологического метода обработки поверхности дентальных имплантатов [Текст] / Л.И. Винников, Ф.З. Савранский, Р.В. Симахов [и др.] // Scientific Journal «ScienceRise». - 2015. - № 2/4(7). - С. 61-68.
70. Разумный, В.А. Сравнение клинической эффективности и биомеханики внутри- и внеротовых замковых креплений съемных протезов [Текст] : дис. ... канд. мед. наук / В.А. Разумный. - М., 2004. - 103 с.
71. Рентгеноструктурный анализ долгосрочной эффективности фиксации композитных эндопротезов к костным фрагментам при реконструкции нижней челюсти [Текст] / Н.М. Дюрягин, В.Э. Гюнтер, П.Г. Сысолятин [и др.] // Институт стоматологии. - 2012. - № 2(55). - С. 68-69.
72. Робустова, Т.Г. Имплантация зубов [Текст] / Т.Г. Робустова. - М. : Медицина, 2003. - 560 с.
73. Рогинский, В.В. Комплексное лечение детей с врожденным и приобретенными дефектами и деформациями нижней челюсти [Текст] / В.В. Рогинский, О.И. Арсенина, Н.А. Рабухина // Стоматология. - 1998. - № 4. - С. 32-36.
74. Роджер, Т. Модификации поверхностей имплантационных материалов, предназначенных для применения в ортопедии и одонтологии [Текст] / Роджер Тулль // Симпозиум «Медицинская техника». - Москва, 1998.

75. Родионов, И.В. Коррозионные потенциалы различных видов поверхностей стальных ортопедических остеофиксаторов в физиологическом растворе [Текст] / И.В. Родионов // Коррозия: материалы, защита. - 2009. - № 11. - С. 6-10.
76. Родионов, И.В. Металлооксидные покрытия чрескостных имплантатов для остеосинтеза, обеспечивающие микроостеоинтеграцию [Текст] / И.В. Родионов // Оралдың ғылым жаршысы. - 2012. - № 2(38). - С. 53-58.
77. Родионов, И.В. Получение оксидных биосовместимых покрытий на чрескостных титановых имплантатах методом паротермического оксидирования [Текст] / И.В. Родионов // Перспективные материалы. - 2009. - №5. - С. 35-44.
78. Родионов, И.В. Применение технологии анодного оксидирования при создании биосовместимых покрытий на дентальных имплантатах [Текст] / И.В. Родионов, Ю.В. Серянов // Вестник Саратовского государственного технического университета. - 2006. - № 2(12). - С. 77-87.
79. Родионов, И.В. Физико-химические и механические характеристики пареоксидных биосовместимых покрытий титановых имплантатов [Текст] / И.В. Родионов // Материаловедение. - 2009. - № 10. - С. 25-34.
80. Родионов, И.В. Физико-химические основы технологии формирования электрохимических оксидных покрытий на изделиях медицинского назначения [Текст] : автореф. дис. ... д-ра техн. наук / И.В. Родионова ; [Место защиты: Сарат. гос. техн. ун-т]. - Саратов, 2011. - 36 с.
81. Сирак, С.В. Влияние пористого титана на остеогенный потенциал клеток костного мозга *in vitro* [Текст] / С.В. Сирак, И.М. Ибрагимов, Б.А. Кодзоков // Медицинский вестник Северного Кавказа. - 2012. - Т. 27, №3. - С. 22-25.

82. Сирак, С.В. Непосредственная дентальная имплантация у пациентов с включенными дефектами зубных рядов [Текст] / С.В. Сирак, К.С. Гандылян, М.В. Дагуева // Медицинский вестник Северного Кавказа. - 2011. - Т. 21, № 1. - С. 51-54.
83. Сихварт, О.В. Анодное оксидирование титана с целью получения биоактивных покрытий внутрикостных дентальных имплантатов [Текст] : автореф. дис. ... канд. техн. наук / О.В. Сихварт. - Саратов, 2006. - 4 с.
84. Сравнительный анализ эффективности методов немедленной имплантации (Часть I) [Текст] / А.И. Яременко, М.В. Котенко, В.В. Раздорский [и др.] // Институт стоматологии. - 2012. - № 4(57). - С. 64-67.
85. Твердохлебов, С.И. Особенности формирования кальций-фосфатных покрытий методом ВЧ магнетронного напыления на имплантатах [Текст] / С.И. Твердохлебов, Е.В. Шестериков, А.И. Мальчихина // Известия Томского политехнического университета. - 2012. - Т. 320, № 2. - С. 73-79. : ил.
86. Титан и циркон [Текст] / Е.В. Безгина, О.Б. Кулаков, Л.В. Чиликин [и др.] // Институт стоматологии. - 2001. - № 3(12). - С. 50-54.
87. Трехлетнее рандомизированное контролируемое исследование немедленного протезирования с опорой на имплантаты, установленные без формирования лоскута [Текст] / Г. Каннизаро, Л. Мишель, У. Консоло [и др.] // PERIO IQ. - 2009. - № 17. - С. 37-51.
88. Фетисов, Г.П. Комплексное обеспечение биосовместимости материалов [Текст] / Г.П. Фетисов, Ю.П. Гончарова, М.И. Монахова // Вестник ВолГУ. - 2011. - Сер. 10, Вып. 5. - С. 125-133.
89. Фомин, А.А. Плазменно-индукционное нанесение покрытий с улучшенными параметрами биосовместимости при изготовлении дентальных имплантатов [Текст] : дис. ... канд. техн. наук / А.А. Фомин ; [Место защиты : Сарат. гос. техн. ун-т]. - Саратов, 2008. - 182 с. : ил.

90. Франк Ренуар Факторы риска в стоматологической имплантологии. Оптимизированный клинический анализ с целью повышения эффективности лечения [Текст] / Франк Ренуар, Бо Рангерт. - М. : МИА, 2004. - 182 с.
91. Хапилина, Т.Э. Ортопедическое лечение больных частичной вторичной адентией II класса Кеннеди съёмными зубными протезами с замковой фиксацией [Текст] : автореф. дис. ... канд. мед. наук / Т.Э. Хапилина. - М., 2000. - 22 с.
92. Хачидзе, К.Дж. Клинико-функциональная и биомеханическая оценка влияния антагонистов на опорные ткани при протезировании с использованием имплантатов [Текст] : автореф. дис. ... канд. мед. наук / К.Дж. Хачидзе. - М., 2005. - 25 с.
93. Хачикян, Н.А. Сравнительная патогенетическая оценка факторов постимплантационных осложнений и их коррекция с помощью современных методов профилактики заболеваний полости рта [Текст] / Н.А. Хачикян, О.В. Леонтьев // MEDICAL SCIENCES. - 2015. - № 1. - С.1462-1465.
94. Хван, В.И. Лабораторно-экспериментальное обоснование ортопедического лечения зубными протезами с опорой на стекловолоконные и диоксидциркониевые супраструктуры [Текст] : автореф. дис. ... канд. мед. наук / В.И. Хван. - М., 2010. - 22 с.
95. Хватова, В.А. Клиническая гнатология [Текст] / В.А. Хватова. - М. : Медицина, 2005. - 296 с.
96. Химическая стойкость, электрохимические и механические свойства циркония и сплавов системы цирконий–ниобий [Текст] / В.В. Андреева, Е.Л. Алексеева, В.И. Константинов [и др.] // Тез. докл. совещания по химии, технологии и применению циркония, гафния и их соединений. - М., 1971.

97. Хорошилкина, Ф.Я. Дефекты зубов, зубных рядов, аномалии прикуса, морфофункциональные нарушения в челюстно-лицевой области и их комплексное лечение [Текст] / Ф.Я. Хорошилкина // Ортодонтия. - 2010. - № 21. - С. 6-9.
98. Чуйко, А.Н. О биомеханике дентальных имплантатов в зависимости от их диаметра и длины. Часть I [Текст] / А.Н. Чуйко, Д.Е. Холин // Стоматолог. - Харьков, 2008. - № 3. - С. 43-48.
99. Чуйко, А.Н. Особенности биомеханики в стоматологии [Текст] : монография / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк. - Х. : Прапор, 2006. - 304 с.
100. Чуйко, А.Н. Особенности биомеханики зубочелюстного сегмента в норме [Текст] / А.Н. Чуйко, В.Е. Вовк // Стоматолог. - 2004. - № 9. - С.11-17.
101. Шашкина, Г.А. Получение кальций-фосфатного покрытия микродуговым методом. Структура и свойства биокompозита на основе титана с кальций-фосфатными покрытиями [Текст] : автореф. дис. ... канд. техн. наук / Г.А. Шашкина. - Томск, 2006. - 20 с.
102. Шварц, А.Д. Биомеханика и окклюзия зубов [Текст] / А.Д. Шварц. - М.: Медицина, 1994. - 208 с.
103. Шпак, А.П. Апатиты [Текст] / А.П. Шпак, В.Л. Карбовский, В.В. Трачевский. - К. : Академперіодика, 2002. - 414 с.
104. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw [Text] / R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler [et al.] // Int. J. Oral Surg. - 1981. - Vol. 10. - P. 387-416.
105. A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla [Text] / R.S. Appleton, P.V. Nummikoski, M.A. Pigno [et al.] // Clin. Oral Implants Res. - 2005. - Vol. 16. - P. 161–167.

106. Ackermann, K.L. Lateral Kammaugmentationen mit blocktransplantaten und konturierung mit knochenersatz Fallpräsentationen [Text] / K.L. Ackermann, B. Wenz // Implantologie. - 2004. - Vol. 12, № 2. - P. 177-189.
107. An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus [Text] / P. Branemark, R. Adell, T. Albrektsson [et al.] // J. Oral Maxillofac. Surg. - 1984. - Vol. 42. - P. 497-505.
108. Anusavice, K.J. Mechanical properties of dental materials [Text] / K.J. Anusavice // Phillip's Science of dental materials. - 10th edn. - Philadelphia : Elsevier, 1996. - 66 p.
109. Avivi-Arber, L. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto study [Text] / L. Avivi-Arber, G.A. Zarb // Int. J. Oral Maxillofac. Impl. - 1996. - Vol. 11(3). - P. 311-321.
110. Barrack, G. A long-term prospective study of the etched-cast restoration [Text] / G. Barrack, W.A. Bretz // Int. J. Prosthodont. - 1993. - Vol. 6. - P. 428-434.
111. Biomechanics of dental implants: handbook for researchers [Text] / ed. Murat Cehreli. - N.Y. : Nova Science Publishers, 2012. - 365 p.
112. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sand-blasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible [Text] / D. Buser, D.L. Cochran, R.K. Schenk [et al.] // J. Biomed. Mater Res. - 2000. - Vol. 40. - P. 1-11.
113. Branemark, P.I. Zarb, G.A., Albrektsson, T. [Text] / Quintessence Publishing Co. - Chicago; Tissue Integrated Prosthesis. Oseointegration in Clinical Dentistry, 1985. - 611-612 p.
114. Brunette, D.M. Titanium in medicine [Text] / D.M. Brunette. - Berlin; Heidelberg : Springer-Verlag, 2001. - 1019 p.

115. Cattaneo, P.M. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement [Text] / P.M. Cattaneo, M. Dalstra, B. Melsen // J. Dent. Res. - 2005. - № 84. - P. 428-433.
116. Chausse, L. Immediate loading of mandibular short implants with a complete prosthesis: 191 cases 8 years report [Text] / L. Chausse // Clin. Oral Implants Res. - 2009. - Vol. 9, № 20. - P. 904.
117. Countertogque testing and histomorphomrtric analysis of various implant surfaces in canines: a pilot study [Text] / P. Pebe, R. Bardot, I. Trinidad [et al.] // Implant Dentistry. - 1997. - Vol. 6, Issue 4. - P. 256-265. doi: 10.1097/ 00008505-199700640-00002.
118. Cozzolino, A. Use of short implants for functional restoration of the mandible after giant cell tumor removal. Case report [Text] / A. Cozzolino, G. Ruggiero, M. Veltri // Minerva stomatol. - 2006. - Vol. 5, № 55. - P. 307-314.
119. Davies, J.E. In vitro modeling of the bone/implant interface [Text] / J.E. Davies // Anat. Rec. - 1996. - Vol. 245. - P. 426-445.
120. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs: A Three-Dimensional Finite Element Analysis [Text] / K. Premnath, J. Sridevi, N. Kalavathy [et al.] // J. Indian Prosthodont. Soc. - 2013. - Vol. 13(4). - P. 555-559. doi 10.1007/s13191-012-0189-7.
121. Evaluation of stress distribution in bone of different densities using different implant designs: a three-dimensional finite element analysis [Text] / K. Premnath, J. Sridevi, N. Kalavathy [et al.] // J. Indian Prosthodont Soc. - 2013. - Dec. 26, Vol. 13(4). - P. 555-559.
122. Fas Ligand Me-diates Activation-induced cell death in human T Lymphocytes [Text] / Mark g. Alderson, Teresa W. Tough, Terri Davis-Smith [et al.] // J. Exp. Med. - 1995. - Vol. 181. - P. 71-77.

123. Faserstrukturen der periimplantaren Mukosa bei Titanimplantaten. Eine tierexperimentelle Studie am Beagle [Text] / D. Buser, H. Stich, G. Krekeler [et al.] // Z. Zahnarztl Implantol. - 1989. - Vol. 5. - P. 15-23.
124. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries [Text] / M. Cruz, A.F. Lourenço, E.M. Toledo [et al.] // Technol. Health Care. - 2006. - Vol. 14(4-5). - P. 421-438.
125. Frost, H.M. Bone “mass” and the “mechanostat”: A proposal [Text] / H.M. Frost // Anat. Rec. - 1987. - Vol. 219. - P. 1-9.
126. Frost, H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff’s Law: the bone modelling problem [Text] / H.M. Frost // Anat. Rec. - 1990a. - Vol. 226. - P. 403-413.
127. Frost, H.M. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff’s Law: the remodeling problem [Text] / H.M. Frost // Anat. Rec. - 1990b. - Vol. 226. - P. 414-422.
128. Geng, J.P. Application of the finite element method in implant dentistry [Text] / J.P. Geng, Weiqi Yan, Wei Xu. - Springer, 2010. - 145 p.
129. Gongloff, R.K. Collagen tube containers in alveolar ridge augmentation [Text] / R.K. Gongloff, R. Lee // J. prosthet. dent. - 1989. - Vol. 61, № 6. - P.722-726.
130. Hauert, R. A review of modified DLC coatings for biological applications [Text] / R. Hauert // Diamond and related materials. - 2003. - Vol. 12. - P.583-589.
131. Hayes, E.T. Constitution and mechanical properties of Zirconium - Iron Alloys [Text] / E.T. Hayes, A.H. Roberson, W.L. O’Brien // Trans. ASM. - 1951. - Vol. 43. - P. 888-904.
132. Hench, L. Bioceramics: from concept to clinic [Text] / L. Hench // J. Am. Ceram. Soc. - 1991. - Vol. 74, № 7. - P. 1487-1510.

133. Hobkirk, J.A. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implants-supported prostheses [Text] / J.A. Hobkirk, K.J. Psarros // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. - 1992. - Vol. 7. - P.345-352.
134. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis [Text] / X. Ding, X.H. Zhu, S.H. Liao [et al.] // J. Prosthodont. - 2009. - Jul., Vol. 18(5). - P. 393-402. doi: 10.1111/j.1532-849X.2009.00453.x.
135. Importance of diameter-to-length ratio in selecting dental implants: a methodological finite element study [Text] / V. Demenko, I. Linetskiy, K. Nesvit [et al.] // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. - 2012. - Vol. ahead-of-p. - P. 1-7.
136. Jaffin, R.A. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis [Text] / R.A. Jaffin, C.L. Berman // J. Periodontol. - 1991. - Vol.62. - P 2-4.
137. Jemt, T. Oral treatment in posterior partially edentulous jaws: A 5-year follow-up report [Text] / T. Jemt, U. Lekholm // Int. J. Oral Maxillofac. Imp. - 1993. - Vol. 8. - P. 635-640.
138. Jemt, T. Osseointegrierte Implantate in der Behandlung von Patienten mit Luckengebiss. Eine Vrstudie uber 876 nacheinander eingesetzte [Text] / T. Jemt, U. Lekholm, R. Adell // Implantate Quintessenz. - 1990. - Vol. 41, № 1. - P.1935-1945.
139. Klinischer Erfolg bei elektrolytisch konditionierten Adhasivb, ucken [Text] / C. Besimo, M. Gachter, M. Jahn [et al.] // Dtsch. Zahnarztl. Z. - 1996. - Vol.51. - P. 501-505.
140. Koeck, B. Uber die elastische Deformation der Unterkieferspanne [Text] / B. Koeck, G. Sander // Dtsch Zahnarztl Z. - 1978. - Vol. 33. - P. 254-261.

141. LeGeros, R.Z. Properties of osteoconductive biomaterials: Calcium Phosphates [Text] / R.Z. LeGeros // Clinical Orthopaedics and Related Research. - 2002. - Vol. 395. - P. 81-98.
142. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study [Text] / R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler [et al.] // Int. J. Oral Maxillofac. Surg. - 1986. - Vol. 15. - P. 39-52.
143. Medical applications of titanium and its alloys: the material and biological issues [Text] // American Society for Testing and Materials. - USA, 1996. - P.163-178.
144. Misch, C.E. Contemporary Implant Dentistry [Text] / C.E. Misch. - 2nd ed. - St. Louis : Mosby, 1999. - 470 p.
145. Muralithran, G. The effects of sintering temperature on the properties of hydroxyapatite [Text] / G. Muralithran, S. Ramesh // Ceramics Int. - 2000. - Vol. 26. - P. 221-230.
146. Nickenig, A. Steggelenk- vs Teleskop-Prothese im reduzierten Restgebiss [Text] / A. Nickenig, R. Friedrich, T. Kerschbaum // Deutsche Zahnartl Z. - 1993. - Vol. 48. - P. 566-569.
147. Niedermann, W. Okklusion und parodontale Reaktion [Text] / W. Niedermann // Deutsche Zahnarztl Z. - 1993. - Vol. 48. - P. 354-361.
148. Olivé, J. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability [Text] / J. Olivé, C. Aparicio // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. - 1990. - Vol. 5. - P. 390-400.
149. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study [Text] / P. Henry, W.R. Laney, T. Jemt [et al.] // Int. J. Oral Maxillofac. Imp. - 1996. - Vol. 11. - P. 450-455.

150. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants [Text] / W.E. Roberts, R.K. Smith, Y. Zilberman [et al.] // Am. J. Orthod. - 1984. - Vol. 86. - P. 95-111.
151. Periotest: An objective clinical diagnosis of bone apposition toward implants [Text] / J. Teerlinck, M. Quirynen, P. Darius [et al.] // Int. J. Oral Maxillofac. Implants. - 1991. - Vol. 6. - P. 55-61.
152. Preparation in der Adhasivprothetik [Text] / C.P. Marinello, U. Soom, P. Scharer // Schweiz Monatsschr Zahnmed. - 1988. - Vol. 98. - P. 139-152.
153. Rosenquist, B. Is there an anterior loop of the inferior alveolar nerve? [Text] / B. Rosenquist // Int. J. Periodont. Rest. Dent. - 1996. - . 16. - P. 41-45.
154. Rotter, B.E. Testing progressive loading of endosteal implants with the Periotest: A pilot study [Text] / B.E. Rotter, R. Blackwell, G. Dalton // Implant. Dent. - 1996. - Vol. 5. - P. 28-32.
155. Roughness response genes in osteoblasts [Text] / P.M. Brett, J. Harle, V. Salih [et al.] // Bone. - 2004. - Vol. 35, Issue 1. - P. 124-133. doi: 10.1016/j.bone.2004.03.009.
156. Rusu, V.M. Size-controlled hydroxyapatite nanoparticles as self-organized organic-inorganic composite materials [Text] / V.M. Rusu, C.H. Ng, M. Wilke // Biomaterials. - 2005. - № 26. - P. 5414-5426.
157. Siebert, G. Recent results concerning physiological tooth movement and anterior guidance [Text] / G. Siebert // J. Oral Rehabil. - 1981. - Vol. 8. - P.479-493.
158. Structure and properties of CaO- and ZrO₂-doped TiC_xN_y coatings for biomedical applications [Text] / D.V. Shtansky, E.A. Levashov, N.A. Glushankova [et al.] // Surface and Coatings technology. - 2004. - Vol. 182. - P. 101-111.

159. The edentulous predicament I: A prospective study of the effectiveness of implant-supported fixed prostheses [Text] / G.A. Zarb, A. Schmitt // JADA. - 1996. - Vol. 127. - P. 59-65.
160. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis [Text] / L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo [et al.] // J. Prosthet. Dent. - 2008. - Dec., Vol. 100(6). - P. 422-431.
161. The soft tissue barrier at implants and teeth [Text] / T. Berglundh, J. Lindhe, I. Ericsson [et al.] // Clin. Oral Impl. Res. - 1991. - Vol. 2. - P. 81-90.
162. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry [Text] / eds. U. Lekholm, R. Adell, P. Branemark [et al.]. - Chicago : Quintessence, 1985. - 235 p.
163. Vereecke, G. Calculation of the solubility diagrams [Text] / G. Vereecke, J. Lemaitre // J. Crystal Growth. - 1990. - Vol. 104. - P. 820-832.
164. Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahneinsatz [Text] / T. Kerschbaum, C. Paszyna, S. Klapp [et al.] // Deutsche Zahnärztl Z. - 1991. - Vol.46. - P. 20-24.
165. Wheeler, R.C. Dental Anatomy, Physiology and Occlusion [Text] / R.C. Wheeler. - Philadelphia : W.B. Saunders Company, 1974. - 53 p.
166. Wolff J: Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin A. Hirschwild (1892)
Translated as: The Law of Bone Remodeling. Maquet P. & Furlong R., Springer-Verlag, Berlin, 1986
167. Zienkiewicz, O.C. The finite element method in engineering science [Text] / O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, J.Z. Zhu. - 7th. ed. - Butterworth-Heinemann : Elsevier LTD, 2013. - 756 p.