

УСАТОВ ДМИТРИЙ АНДРЕЕВИЧ

«ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ПРИМЕНЕНИЯ
МАТЕРИАЛОВ ИЗ СВЕРХЭЛАСТИЧНОГО НИКЕЛИД ТИТАНА ДЛЯ
ЗАПОЛНЕНИЯ ОСТАТОЧНЫХ КОСТНЫХ ПОЛОСТЕЙ В ЧЕЛЮСТНО-
ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ»

14.01.14 - Стоматология

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

кандидата медицинских наук

Москва – 2018

Работа выполнена в ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет)

Научный руководитель:

Заслуженный врач России,

доктор медицинских наук, профессор **Медведев Юрий Алексеевич**

Официальные оппоненты:

Балин Виктор Николаевич - доктор медицинских наук, профессор, ЧОУ ВО «Санкт-Петербургский медико-социальный институт», кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, заведующий кафедрой.

Лепилин Александр Викторович - доктор медицинских наук, профессор, ФГБОУ ВО «Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского» Минздрава России, кафедра хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии, заведующий кафедрой.

Ведущая организация:

ФГБОУ ВО Тверской государственный медицинский университет Минздрава России

Защита состоится «___» _____ 2018 года в _____ на заседании диссертационного совета Д 208.040.14 при ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) по адресу: 119991, г.Москва, ул.Трубецкая, д.8, стр.2.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ЦНМБ ФГАОУ ВО Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) по адресу: 119034, г. Москва, Зубовский бульвар, д.37/1 и на сайте www.sechenov.ru

Автореферат разослан «___» _____ 2018г.

Ученый секретарь диссертационного совета

кандидат медицинских наук, доцент

Дикопова Наталья Жоржевна

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность

Сохранение и поддержание объёма, структуры костной ткани челюстей – важные задачи хирургического лечения больных с хроническими одонтогенными деструктивными очагами челюстных костей. Образовавшаяся после удаления периапикальных деструктивно измененных тканей остаточная костная полость не всегда полностью замещается новообразованной зрелой костной тканью. Стимуляция репаративного остеогенеза проводится по следующим направлениям: аутотрансплантация, аллотрансплантация, ксенотрансплантация (Р. Р. Белиевская 2010., А. А. Кулаков 2002.). м

Разработка и внедрение новых технологий в челюстно-лицевой хирургии с применением биосовместимых материалов и имплантатов с памятью формы непосредственно связаны с достижениями отечественных ученых в области медицины (А.Н. Гурин 2009).

Проблема замещения возникающих костных дефектов остается актуальной и продолжает служить предметом постоянных дискуссий, особенно в современном развитии стоматологии и челюстно-лицевой хирургии (Д.Н. Володина 2009).

В современной хирургической стоматологии и челюстно-лицевой хирургии все шире используются различные остеопластические материалы. Область применения этих материалов – от заполнения костных полостей после удаления зуба до остеозамещающих операций в целях оптимизации регенерации костной ткани челюсти (А.А. Кулаков, 2010; М.А. Ахмадова, 2009, 2012).

Взаимодействие между имплантируемым веществом и организмом может происходить по нескольким направлениям.

Одно из них – когда организм оказывает воздействие на материал, а второе – когда сами биологические ткани влияют на материал (С.А. Муслов, О.А. Шумилина 2007). При подборе биомедицинских материалов с точки зрения их биосовместимости важно как влияние материала на окружающие ткани (воспалительные реакции, раздражение, боль, некротические изменения и т.д.), так и возможная нежелательная обратная реакция организма на материал и конструкцию из него. Таким образом, биологически совместимым называется вещество, которое не обладает отрицательным действием на живые ткани и не деградирует от их обратного действия (Ю.В. Дубровина, и др. 2010).

Приоритетными являются имплантируемые вещества, которые вызывают минимальную ответную воспалительную реакцию окружающих с ними тканей. Такие материалы должны трансформироваться в соответствии с закономерностями поведения тканей организма, реагировать на изменение формы тканей органов, обладать высокими и стабильными физико-механическими характеристиками, не разрушаться после многократного механического воздействия и обеспечивать комфортный характер взаимодействия пары “конструкция-организм”.

Исходя из этого , высокий уровень биомеханической совместимости предполагает максимальную близость физико-механических свойств к свойствам тканей организма, с которыми они функционально взаимодействуют. То есть базовые критерии при выборе потенциальных биоматериалов должны содержать требования, прежде всего к их физико-химическому и механическому поведению (С.А. Муслов, И.В. Ярема, А.А. Савченко, 2007).

Основными факторами, определяющими биосовместимость металлических сплавов, являются их коррозионная стойкость. А так же стойкость соединений и токсичность составляющих их металлов (Williams D.F., Williams R.L., 1996). Современные исследования прочности, стойкости, поверхности биоматериалов, выявление токсичности, тератогенности,

канцерогенности, аллергенной активности применяемых металлических сплавов свидетельствуют о необходимости разработки новых технологий (Р.М. Тихилов с соавт., 2008; Н.В. Загородний с соавт., 2009; В.И. Нуждин с соавт., 2009; C.J. Lavernia et al., 1999; A.A. Samaha et al., 2007; E Lexer. et al., 2008).

Однако технология его применения всегда сопровождается поисками возможности изготовления этих сплавов, которая обеспечивала бы наибольшую степень биосовместимости биоматериала, т.е. его функциональности и безопасного применения.

В медицине все больше применяются многофункциональные материалы, в том числе сплавы с эффектом памяти формы (ЭПФ) и сверхэластичности (СЭ). Общепризнано, что единоличным лидером среди материалов с ЭПФ является сплав на основе никелида титана NiTi – нитинол, который применяется в клинической практике с 1970-х годов (Cutright и др., 1973, Iwabuchi и др., 1975, Castleman и др., 1976, Симон и др., 1977).

В этой связи исследования реакции костной ткани, течение репаративного процесса при использовании сверхэластичного никелида титана представляет значительный интерес и является актуальным, так как дает возможность определить показания и оценить эффективность хирургического лечения дефектов челюстей.

Цель работы

Разработка и использование методики реконструкции костной ткани для заполнения остаточных костных полостей в челюстно-лицевой хирургии с использованием имплантатов из NiTi в эксперименте.

Задачи

1. Усовершенствовать методику операции экспериментального замещения остаточных костных полостей имплантатами из никелида титана.

2. Изучить в эксперименте течение репаративного процесса при использовании пористого гранулированного и волокнистого материала никелида титана для устранения остаточных дефектов нижней челюсти.

3. Дать сравнительную характеристику течения репаративного процесса при использовании пористого гранулированного и волокнистого никелид титана для устранения остаточных костных полостей нижней челюсти.

4. Оценить эффективность хирургического лечения на основании динамики клинико-морфологических показателей в ближайшие и отдаленные сроки послеоперационного периода

5. Определить показания и разработать практические рекомендации по применению имплантатов из гранулированного и волокнистого никелид титана при хирургическом лечении остаточных костных полостей.

Научная новизна

Впервые разработан и применен в эксперименте модифицированный подход к технике операции по замещению остаточных полостей костной ткани челюстей.

Впервые применен усовершенствованный имплантат для реконструкции полостей костной ткани челюстно-лицевой области. Патент на полезную модель «Имплантат для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии» № 160251 от 15.02.16 г.

В целях выбора материала для замещения костных полостей впервые было проведено сравнение в эксперименте гранулированного и волокнистого пористого никелид титана в качестве остеопластического материала.

Впервые в эксперименте доказано преимущество заживлении раны при применении имплантата нитевидного волокнистого никелида титана перед заживлением под кровяным сгустком.

Научно-практическая значимость

Разработанная усовершенствования методика применения имплантата для восполнения костных полостей, высокий остеорегенеративный эффект а также доступность отечественного материала, низкая стоимость и определяют целесообразность его использования в качестве остеозамещающего материала для восполнения костной ткани челюстей.

Личный вклад автора

Автору принадлежит ведущая роль в выборе направления исследования. Проведено так же хирургическое восполнение дефектов костей нижней челюсти путем их заполнения имплантатами из пористого гранулированного и волокнистого никелид титана у кроликов. Выполнен анализ результатов, обобщение, систематизация и статистическая обработка полученных данных, разработка изобретений, обсуждение результатов в научных публикациях и докладах на конференциях.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 6 печатных работ, из них 2 в изданиях, рекомендованных ВАК РФ, патент на полезную модель.

Апробация и внедрение результатов работы

Результаты исследования используются в клинической практике отделения челюстно-лицевой хирургии Университетской клинической больницы №4 ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет), а также в лекционном курсе, практических и семинарских занятиях со студентами, врачами-ординаторами на кафедре челюстно-лицевой хирургии стоматологического факультета ФГАОУ ВО Первого МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет).

Учитывая практическую значимость работы, рекомендации, сформулированные автором, могут быть использованы в практическом в специализированных отделениях лечебно-профилактических учреждений.

Апробация диссертации состоялась на научной конференции кафедры челюстно-лицевой хирургии стоматологического факультета ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава России (Сеченовский Университет) 08 декабря 2017 года.

Объём и структура диссертации

Диссертация изложена на 108 страницах машинописного текста. Состоит из введения и следующих глав: обзора литературы, материалов и методов исследования, собственных исследований, главы обсуждения результатов, выводов и практических рекомендаций. Список литературы включает 197 источников, из них отечественных - 126, зарубежных - 71.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Для изучения остеорепаративного действия исследуемых имплантатов и на основании данных экспериментального исследования было проведено хирургическое восполнение дефектов костей нижней челюсти путем их заполнения имплантатами из пористого гранулированного и волокнистого никелид титана.

Сравнение сроков регенерации костной ткани в области дефекта позволило установить процессов остеоинтеграции при использовании имплантатов, течение послеоперационного периода.

Были выделены признаки, характеризующие тканевую реакцию и репаративный остеогенез: биodeградируемость, стимуляция остеогенеза, выполнение и поддержание формы дефекта, воспалительная реакция, скорость заживления раны.

В экспериментальной части нашей работы ставили цель изучить остеопластические свойства имплантатов на основе никелид титана, произведенного в г. Томск, нами усовершенствованного.

Материалы и методы экспериментального исследования. В качестве метода оценки влияния материалов на заживление костной раны в эксперименте было выбрано традиционное исследование. Создавался дефект в области тела нижней челюсти у кроликов с последующим заполнением его материалом, и изучением динамики заживления костной ткани.

Было прооперировано 45 кроликов. Искусственно сформированный дефект нижней челюсти заполнялся гранулированным пористым никелид титана у 15 кроликов, волокнистым никелид титана у 15 кроликов. В контрольной группе дефект не заполнялся ничем.

В группах у экспериментальных животных был создан искусственный дефект, размером 5 мм. С целью остеоинтеграции, повышения остеоиндукции и, как следствие, ускорения заживления костного дефекта, в воспроизведенные полости вводился гранулированный и волокнистый никелид титана.

В протоколе исследования фиксированы: предоперационная подготовка, премедикация и наркоз, ход операции, физическая активность после операции, состояние тканей.

Имплантат для замещения остаточных костных полостей в челюстно-лицевой хирургии, усовершенствованный нами, выполненный из никелид титана. Получен патент на полезную модель: «Имплантат для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии» № 2015117277 от 7.05.2015.

Имплантат представляет собой компактный узел, состоящий из трех групп витков, ориентированных по взаимно перпендикулярным осям имплантата. Витки первой группы имеют больший размер, ориентированы

вдоль большей оси имплантата. Имеют размер по этой оси, который на 1-2 мм превышает наибольший линейный размер статочной костной полости. Витки второй группы меньшего размера охватывают витки первой группы, ориентированы вдоль меньшей оси имплантата и имеют по этой оси размер на 1-2 мм превышающий наибольший линейный размер остаточной костной полости, измеренный в направлении, перпендикулярном наибольшему линейному размеру остаточной костной полости. Витки третьей группы охватывают витки второй группы, расположены внутри витков первой группы и ориентированы вдоль оси, перпендикулярной большей и меньшей осям имплантата. При этом все витки выполнены из одного цельного куска проволоки никелид титана, диаметр которой составляет 0,2 – 0,4 мм, путем последовательной намотки с использованием микроскопа. Концы проволоки связаны узлом и заправлены внутрь витков.

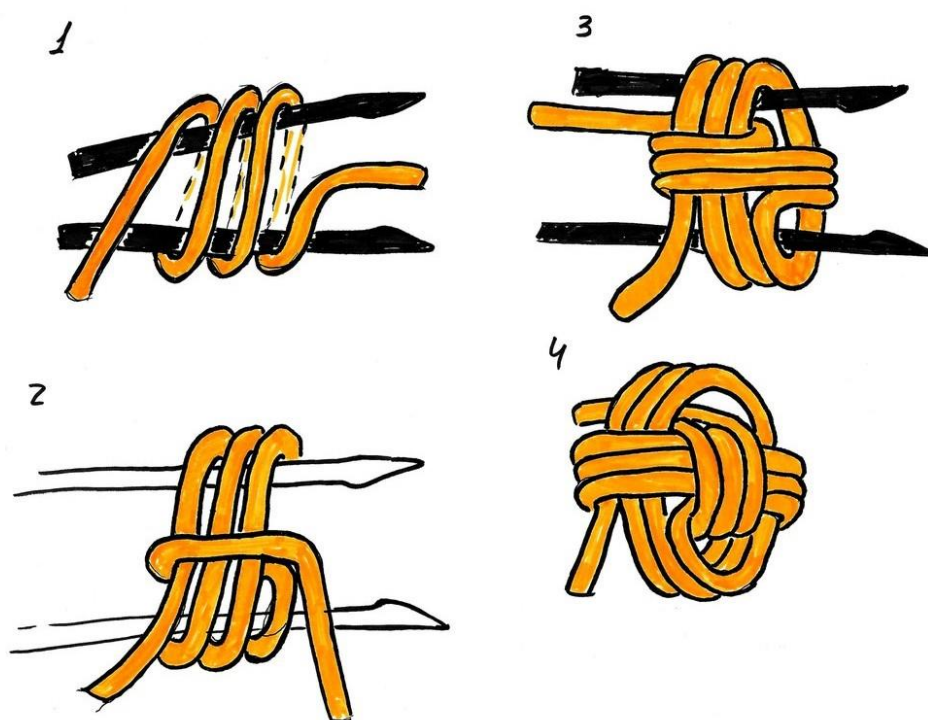


Рисунок 1 – Схема формирования узла из волокнистого NiTi.

Операции кроликам выполнялись под внутривенным наркозом, с использованием препарата Рометар 2 % , Золетил 100 в объеме 2 мл. После проведения гидропрепаровки с помощью ультракаина DS 1,8 (1: 200 000), выполнялся разрез по краю нижней челюсти. Формировался искусственный дефект, соответствующий размерам около 5 мм. С целью остеоинтеграции и повышения остеоиндукции воспроизведенные дефекты заполнялись стерильным гранулированным или волокнистым никелид титана. Материал в виде гранул вносился в полость с помощью кюретажной ложки, затем уплотнялся с помощью штопфера. Имплантат из волокнистого NiTi формировался заранее, вносился в рану в виде специального узла. Интраоперационно имплантаты смешивались с кровяным сгустком. Затем рана укрывалась сеткой из тканевого никелид титана соответствующего размера, который выполнял роль мембраны. Раны над дефектом ушивались узловыми швами.

Вывод животных из эксперимента осуществлялся на – **30, 90, 180** сутки. Забой производился путем введения воздуха в ушную вену после предварительного выполнения внутримышечного наркоза.

После выведения животных из эксперимента проводили резекцию нижней челюсти с последующим её препарированием и выделение фрагмента челюсти, содержащий имплантированный материал. Образцы тканей помещали в 10% забуференный формалин, с дальнейшей декальцинацией в растворе Трилон-Б и обезвоживанием в батарее спиртов по стандартной методике, с последующим изготовлением парафиновых блоков. Срезы толщиной 4-6 мкм окрашивали гематоксилином и эозином, пикрофуксином по методу ван Гизон. Светооптическое исследование и фотографирование микропрепаратов осуществляли на микроскопе «Axiostar» (Германия) при увеличении (x200 и x400). Морфометрическое исследование полученных срезов проводили при помощи программы «ImageTool»: сфотографированные в цифровом формате срезы (при увеличении x200 и

x400) вводили в компьютер (операционная система Windows XP) в формате BMP и посредством копирования из буфера обмена анализировали данной программой. В отношении каждого случая производили измерение определенного критерия в 10 полях зрения.

Всего было изучено 175 гистологических препаратов.

Анализ полученных данных позволяет заключить, что процесс репарации костной ткани при применении различных типов никелида титана имеет ряд отличий. Так, было отмечено, что у животных контрольной группы дефект костной ткани заполнялся медленнее.

Результаты собственных исследований

Было выявлено, что через **30 дней** от начала эксперимента у животных как контрольной, так и в опытных группах, в заполняемых дефектах наличия зрелой костной ткани не наблюдалось.

Таблица 1 – Ткани, заполняющие костный дефект через 30 суток после операции

	Контроль	Гранулированный NiTi	Волокнистый NiTi
Соединительная ткань	0,97±0,10	0,84±0,10	0,84±0,10
Ткань волокнистого хряща	8,26±0,29	5,32±0,29	6,27±0,29
Ткань гиалинового хряща	3,89±0,35	6,42±0,35	7,54±0,35
Грубоволокнистая костная ткань	68,12±2,33	73,35±2,33	62,40±2,35
Зрелая костная ткань	-	-	-
Миелоидная ткань	3,02±0,21	2,08±0,21	1,57±0,21

В контрольной группе в месте восполняемого дефекта через 30 дней грубоволокнистая костная ткань составляла $68,12 \pm 2,33$ объемных процента, ткань гиалинового хряща – $3,85 \pm 0,35$ объемных процентов, ткань волокнистого хряща – $8,26 \pm 0,29$ объемных процентов. Объемы миелоидной и соединительной тканей составляли $3,02 \pm 0,21$ и $0,97 \pm 0,10$ % соответственно.

Большая часть дефекта заполнена костными балками с начальными признаками зрелости. Часть из них имеет фиброзную или хрящеподобную структуру. Наружный слой бывшего дефекта представлен фиброзной тканью, которая состоит из плотно расположенных коллагеновых волокон.

Костная ткань представлена в виде островков компактного вещества. В глубине дефекта, под плотной соединительной тканью, обнаруживаются участки грануляционной ткани, богатой фибробластами, макрофагами, лимфоцитами, а также многочисленные сосуды микроциркуляторного русла.

При заполнении костного дефекта гранулированным никелидом титана выявлено наличие грубоволокнистой костной ткани в количестве $73,35 \pm 2,33$ объемных долей. Также наблюдались ткани гиалинового хряща $6,42 \pm 0,35\%$ и волокнистого хряща – $5,32 \pm 0,29\%$. Миелоидная и соединительная ткани присутствовали в незначительном количестве – $2,08 \pm 0,21\%$ и $0,84 \pm 0,10\%$ соответственно.

Рыхловолокнистая соединительная ткань была отечной. Вновь образующаяся костная ткань представлена в виде остеобластокластической резорбции отдельных балок, а также формирующимися остеоидными и костно-остеоидными балками.

При применении **волокнистого** никелид титана объемная доля грубоволокнистой костной ткани составляла до $62,40 \pm 2,33$ объемных процента. Объем гиалинового и волокнистого хряща был представлен в количестве – $7,54 \pm 0,35$ и $6,27 \pm 0,29$ процентов соответственно. Объем миелоидной ткани был $1,57 \pm 0,21\%$. Количество соединительной ткани –

0,84±0,10%. Среди участков формирующейся костной ткани наблюдались небольшие группы некротизированных костных балок, между ними определялись небольшие очажки тканевого детрита. Костномозговые полости содержали рыхлую волокнистую соединительную ткань с элементами миелоидного ряда. Отдельные синусоидные сосуды окружены небольшими скоплениями клеточных элементов гемопоэтического ряда.

Таким образом, новообразованная костная ткань во всех трех группах занимает более двух третей объема и имеет губчатое и компактное строение. При этом, созревающая плотная волокнистая ткань располагается в наружной части дефекта. Во всех группах определялись незначительные участки хрящевой ткани.

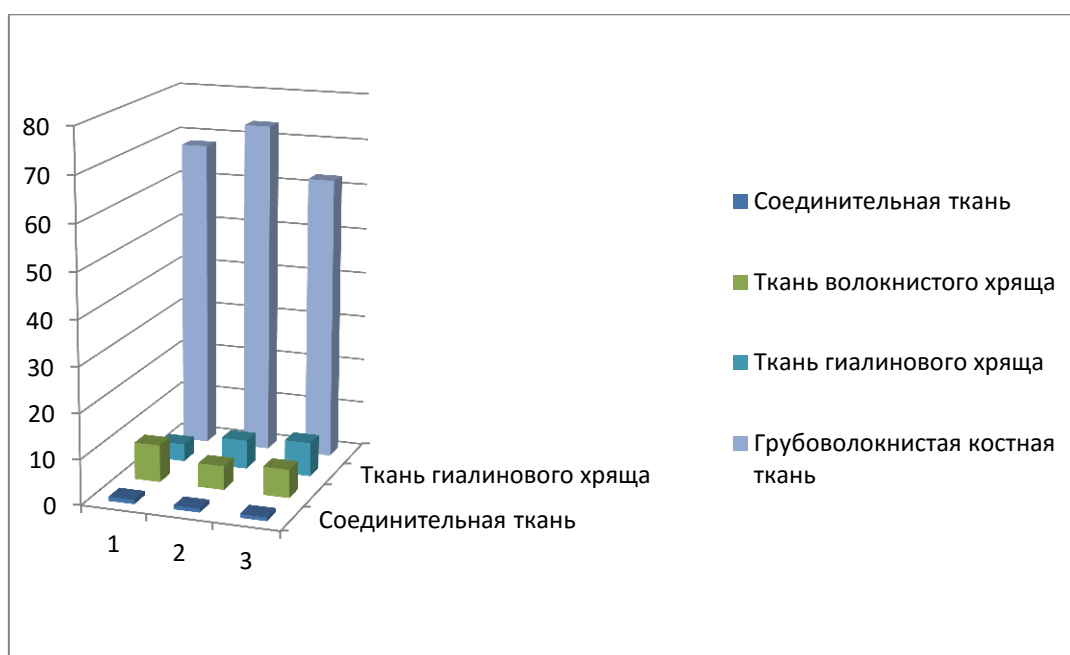


Рисунок 2 – Состояние тканей на 30 сутки

На 90 сутки от начала эксперимента в образцах контрольной группы грубоволокнистая костная ткань заменялась зрелой костной тканью, которая составляла 51,05±1,66 объемных долей %. Наличие гиалинового и

волокнутого хряща в исследуемых образцах не наблюдалось. Возросло количество миелоидной ткани – до $5,12 \pm 0,36$ объемных процентов (табл. 2).

Таблица 2 – Ткани, заполняющие костный дефект через 90 суток после операции

	Контроль	Гранулированный NiTi	Волокнистый NiTi
Соединительная ткань	-	-	-
Ткань волокнутого хряща	-	-	-
Ткань гиалинового хряща	-	-	-
Грубоволокнистая костная ткань	-	-	-
Зрелая костная ткань	$51,05 \pm 1,66$	$78,07 \pm 1,66$	$89,37 \pm 1,66$
Миелоидная ткань	$5,12 \pm 0,36$	$4,36 \pm 0,36$	$5,38 \pm 0,36$

Среди грануляционной ткани встречаются небольшие костные балки в состоянии некроза, а также участки пролиферации остеогенных клеток с вытянутым, веретенообразным ядром.

В опытной группе через 3 месяца при заполнении костного дефекта гранулированным никелидом титана клетки грубоволокнистой костной ткани, а также соединительная ткань и ткани волокнутого и гиалинового хряща не определялись. Зрелая костная ткань составляла $78,07 \pm 1,66$ объемных процента. Объем миелоидной ткани - $4,36 \pm 0,36\%$.

В зоне имплантации наблюдали образование грубоволокнистой соединительной ткани с фрагментами гиалиновой хрящевой ткани. Также определялись участки губчатой костной ткани. Единичные костные балки

были хорошо сформированы и окружены зрелой фиброзной тканью и участками гиалинового хряща.

При заполнении костного дефекта волокнистым никелидом титана на 90 сутки также не наблюдается наличие грубоволокнистой костной и соединительной ткани, а также волокнистой и гиалиновой хрящевой ткани.

Зрелая костная ткань представлена в большем количестве, чем при заполнении дефекта гранулированным имплантом – $82,07 \pm 1,66$ против $78,07 \pm 1,66$ объемных %. Миелоидная ткань также была обнаружена в большем объеме – $5,38 \pm 0,36\%$ и $4,36 \pm 0,36\%$.

Вокруг титановых волокон наблюдается грубоволокнистая соединительная ткань и ткань гиалинового хряща, с участками сформированной губчатой костной ткани и элементов компактной кости. Большая часть костного дефекта заполнена преимущественно зрелыми балками губчатой костной ткани, некоторая часть из них имеют фиброзную, либо хрящеподобную структуру. Костные пластинки, содержащие кровеносные сосуды, циркулярно располагаются вокруг остеонов, имеющих диаметр 210-250 мкм. Остеоциты, расположенные в глубоких слоях костных трабекул, имеют многочисленные отростки, направленные в сторону костных полостей, содержащих миелоидную ткань, и навстречу друг другу.

Фиброзная ткань, составляющая наружный слой бывшего дефекта (1/3 толщины), построена из плотно расположенных коллагеновых волокон и губчатой костной ткани, с островками компактной кости. В глубоких слоях обнаруживается грануляционная ткань, богатая клеточными элементами (фибробластами, макрофагами, лимфоцитами), а также сосудами разного калибра. В грануляционной ткани встречаются небольшие некротизированные костные балки, а также скопления остеоцитов с вытянутым, веретенообразным ядром, с признаками пролиферации.

Таким образом, через 3 месяца после введения гранулированного никелида титана в области дефекта определяются небольшие фрагменты

материала, «замурованного» в компактной костной ткани с наличием дифференцированных кровеносных сосудов.

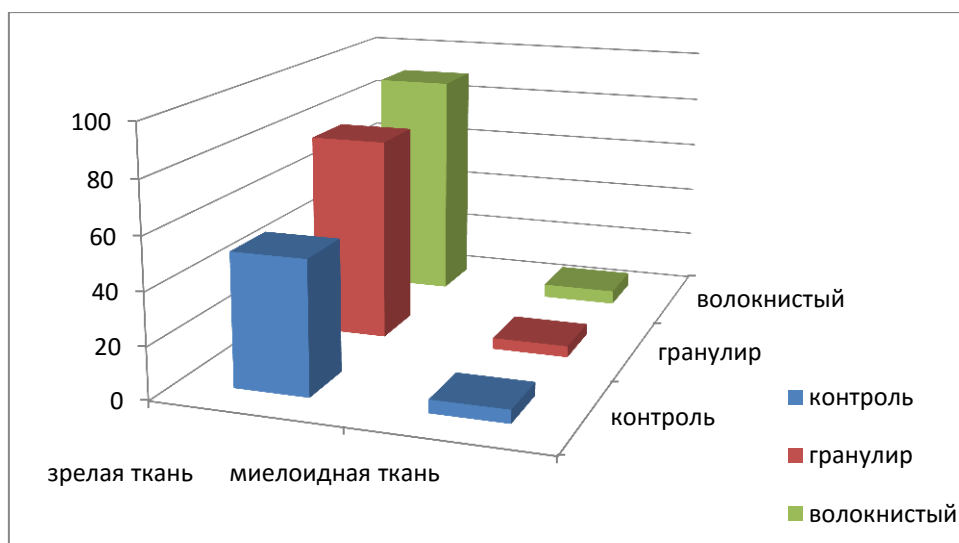


Рисунок 3 – Состояние тканей на 90 суток

Через 6 месяцев после начала эксперимента в изученных препаратах контрольной группы, наблюдалось дальнейшее увеличение объема зрелой костной ткани – до $76,63 \pm 1,30\%$ и миелоидной ткани - до $10,12 \pm 0,325$ (табл. 3).

Таблица 3 – Ткани, заполняющие костный дефект через 90 суток после операции

	Контроль	Гранулированный NiTi	Волокнистый NiTi
Соединительная ткань	-	-	-
Ткань волокнистого хряща	-	-	-
Ткань гиалинового хряща	-	-	-
Грубоволокнистая костная ткань	-	-	-
Зрелая костная ткань	$76, \pm 1,30$	$78,07 \pm 1,66$	$89,37 \pm 1,30$
Миелоидная ткань	$10,20 \pm 0,32$	$4,36 \pm 0,36$	$110,6 \pm 0,32$

При введении в область дефекта гранулированного никелида титана через 6 месяцев, объем зрелой костной ткани увеличился до $85,41 \pm 1,30$ объемных процентов. Также объем миелоидной ткани значительно возрос за три последних месяца – до $12,15 \pm 0,325\%$.

На 180 сутки объем дефекта резко уменьшен за счет регенерации. Наблюдается образование костномозговой полости. В проекции дефекта и по периферии выявлялись синусоидные капилляры и артерии с тонкой мышечной стенкой. В области дефекта сформирована губчатая костная ткань зрелого вида. Сохраняются небольшие участки пролиферации остеогенных клеток.

Через 6 месяцев в группе, где дефект костной ткани заполнялся волокнистым никелидом титана, объем зрелой костной ткани достигал наибольших значений – $89,37 \pm 1,66\%$. Объем миелоидной ткани возрос до $11,06 \pm 0,32\%$.

При этом, отмечаются признаки активной регенерации и замещение дефекта зрелым губчатым и компактным костным веществом. Гаверсовы каналы сформированы. По периферии вновь образованных участков сохраняются фокусы пролиферации остеогенных клеток, синусоидные капилляры и сосуды. Дефект полностью замещен зрелой губчатой и компактной костной тканью, с формированием гаверсовых каналов. По периферии регенератов сохраняются небольшие участки фиброзной ткани, фокусы пролиферации остеогенных клеток, синусоидные капилляры и артерии с тонкой стенкой. Фиброзная ткань плотно спаяна с костной тканью. В костномозговых каналах определяется миелоидная ткань.

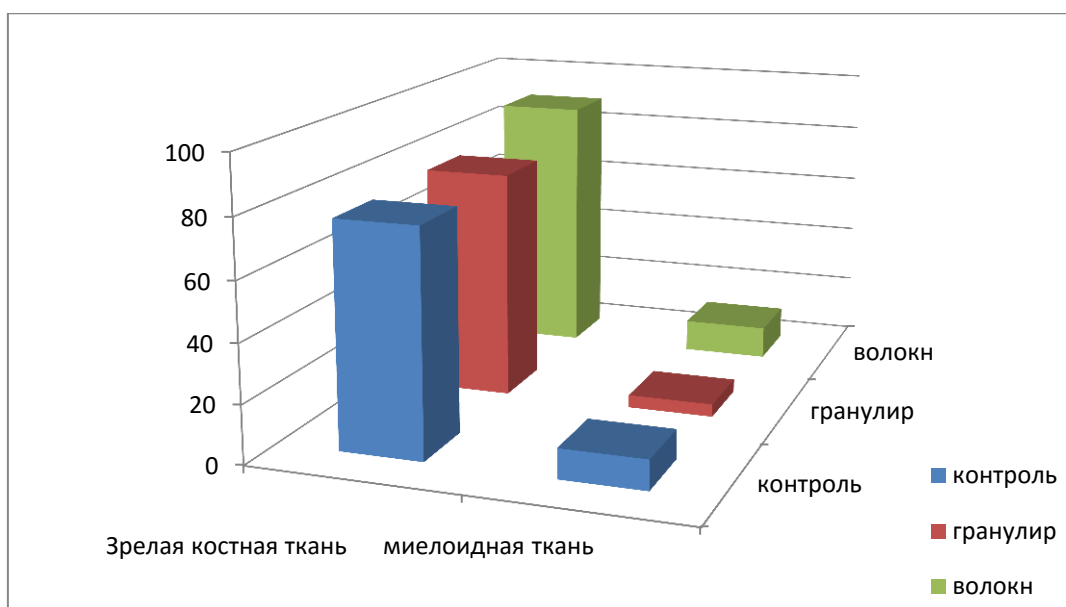


Рисунок 4 – Состояние тканей на 180 сутки

Таким образом, на 180 сутки после операции отмечаются признаки полной регенерации костной ткани. Дефекты заполнены костными трабекулами, по морфологической структуре схожими с неповреждённой костью. Кровеносные сосуды с признаками дифференцировки. Единичные фрагменты имплантата обрастают новообразованной костной тканью с признаками зрелости, что свидетельствует об эффективной индукции остеогенеза, полной репарации костной ткани.

Изучение морфологической картины полученных восполненных участков кости у животных показало, что в зоне деструкции костной ткани регенеративные процессы протекали согласно закономерностям непрямого остеогенеза, начиная с гиалинового хряща и грубоволокнистой костной ткани, до образования зрелой компактной и губчатой костной ткани.

Тканевая реакция при имплантации гранулированного и волокнистого пористо-проницаемого никелид титана имеет общие черты и особенности. Оба материала первоначально вызывают асептическое воспаление в окружающей ткани. Характер воспалительной реакции в группе контроля и опытной, а также в разные сроки, был несколько различен. Интенсивность воспалительной реакции ни в одном из рассмотренных нами случаев не

вышла за рамки реакции на внедрение в организм инородных тел. Дистрофических и некротических изменений в окружающих тканях не обнаружено. Это может свидетельствовать об отсутствии токсических свойств у используемых нами материалов.

Основываясь на результатах экспериментального исследования, нами было установлено, что регенеративной способностью обладают все использованные нами имплантаты. Клиническое течение экспериментальных опытных групп не отличалось от контрольной. В целом, как показали результаты, во всех опытных группах имплантируемые материалы вызвали схожие реакции окружающих тканей. При этом результатом является их последующее замещение костной тканью.

По мере увеличения времени пребывания имплантационного материала отмечается дальнейшее заполнение пространства между гранулами вновь образованной тканью. Особенностью их взаимодействия является тот факт, что к 1,5 мес. вся поверхность имплантируемого материала оказывается покрытой вновь образованной тканью, которая четко повторяет их тонкий рельеф. При сравнительном изучении области дефекта нижней челюсти экспериментальных животных в контрольной группе, в которой дефект ничем не заполнялся, и в опытных группах, где дефект заполнялся волокнистым никелид титаном, в сроки от 30 дней до 180 после операции, были получены следующие результаты.

Результаты нашего исследования показали, что наиболее эргономичным и удобным в работе является усовершенствованный нами имплантат из волокнистого никелид титана (патент на полезную модель «Имплантат для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии» № 2015117277 от 7.05.2015).

Положительно оценены влияния пористо-проницаемых конструкций из никелид-титана на регенерационные процессы. Разработан ряд новых

технологий по хирургическому устранению дефектов костной ткани челюстно-лицевой области.

ВЫВОДЫ:

1. Разработана усовершенствованная методика введения в ткани имплантата из никелид титана для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии. В основу методики комбинированной реконструкции дефекта кости положено создание каркасной основы при помощи имплантата на основе никелид титана, вводимого в полость в виде узла. Это позволило обосновать методику операции и улучшить остеоинтеграцию дентального имплантата. Патент на полезную модель «Имплантат для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии» № 2015117277 от 7.05.2015.

2. В эксперименте изучен характер репаративного процесса при использовании гранул пористого никелида титана. Применение гранулированного и волокнистого никелид титана не вызвало дистрофических и некротических изменений в окружающих тканях. В обоих случаях интенсивность регенерации костной ткани была достоверно выше, чем в контрольной.

3. Экспериментально-морфологическое исследование показало, что при заполнении костного дефекта нижней челюсти у кроликов гранулированным и волокнистым никелидом титана, новообразованное костное вещество через 6 месяцев отличается достаточной зрелостью, а использованный в данной группе остеопластический материал может быть признан стимулирующим ангио- и остеогенез.

4. Полученные данные комплексной оценки состояния тканевых структур периимплантационной зоны, показывают, что интенсивность воспалительной реакции не вышла за рамки реакции на внедрение в организм

инородных тел. Это может свидетельствовать об отсутствии токсических свойств у используемых нами материалов.

5. Разработанные практические рекомендации для применения имплантатов из гранулированного и волокнистого никелида титана позволят в перспективе рекомендовать разработанный нами метод в качестве способа заполнения остаточных костных полостей в челюстно-лицевой хирургии.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

Заполнение остаточных костных полостей в челюстно-лицевой хирургии имплантатом из пористого никелид титана является методом выбора.

Полученные в эксперименте на животных данные позволяют рекомендовать имплантаты из никелид титана как высокоэффективное средство при заполнении остаточных костных полостей.

Целесообразно применять волокнистый никелид титана в виде оформленного под микроскопом узла, для заполнения костных полостей челюстно-лицевой области.

СПИСОК НАУЧНЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. **Усатов Д.А.** Выбор тактики оперативного лечения при восполнении дефектов, остаточных полостей челюстно-лицевой области / **Усатов Д. А.,** Медведев Ю. А. // Актуальные проблемы экспериментальной и клинической медицины. Волгоград , 2016 г. – С. 155
2. **Усатов Д.А.** Методы восполнения дефектов и остаточных полостей нижней челюсти / **Усатов Д.А.,** Горбунов С.А., Сафронова Е.И // Клинические и теоретические аспекты современной медицины. Материалы VII Международной научной конференции. Москва, 2016г. – С 160.
3. **Усатов Д.А.** Методы восполнения дефектов нижней челюсти / **Усатов Д.А.,** Горбунов С.А., Сафронова Е.И //Сборник XI Международной (XX Всероссийской) Пироговской медицинской конференции студентов и молодых ученых. Москва, 2016г. – С 581.
4. **Усатов Д.А.** Применение гранул пористого никелид титана в эксперименте / **Усатов Д.А.,** Медведев Ю.А.//**Российский стоматологический журнал.** 2016, 20(5), – С. 235-237.
5. **Патент на полезную модель №160251,** Российская Федерация, А61В 17/24. Имплантат для замещения остаточных костных полостей и дефектов в челюстно-лицевой хирургии / Медведев Ю.А. Гюнтер В.Э. **Усатов Д.А.;** заявитель и патентообладатель **Усатов Д.А.** – 2015117277/14, заявл. 7.05.2015, **опубл. 10.03.2016, Бюл.№7**
6. **Усатов Д. А.** Применение волокнистого никелид титана для заполнения остаточных костных полостей/ **Усатов Д. А.,** Медведев Ю. А. // **Голова и Шея, №1, 2018.** – С 15.