

© Ю. М. Ирьянов, Н. А. Кирьянов, О. В. Дюрягина, 2016
УДК 616.71-003.93

Ю. М. Ирьянов¹, Н. А. Кирьянов², О. В. Дюрягина¹

РЕПАРАТИВНЫЙ ОСТЕОГЕНЕЗ ПРИ ЛЕЧЕНИИ ПОЛОСТНОГО ДЕФЕКТА КОСТИ В УСЛОВИЯХ ИМПЛАНТАЦИИ ТРЕХМЕРНЫХ СЕТЧАТЫХ КОНСТРУКЦИЙ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА

¹ Лаборатория морфологии (зав. — канд. биол. наук Т. А. Силантьева), ФГБУ «Российский научный центр „Восстановительная травматология и ортопедия” им. акад. Г. А. Илизарова», г. Курган; ² кафедра патологической анатомии (зав. — проф. Н. А. Кирьянов), Ижевская государственная медицинская академия

Изучены особенности репаративного остеогенеза и тканевой интеграции при имплантации в полостной дефект метафиза бедренной кости трехмерных сетчатых конструкций из никелида титана. У крыс линии Вистар экспериментальной (n=20) и контрольной групп (n=20) моделировали полостные дефекты метафиза бедренной кости, исследовали также неповрежденный метафиз контралатеральных конечностей. Общая продолжительность исследования составила 60 сут. Использовали методы рентгенографии, световой и электронной микроскопии, рентгеновского электронно-зондового микроанализа. В условиях имплантации замещение дефекта осуществлялось губчатой костью, объемная плотность которой более чем в 1,5 раза превышала контрольные показатели. Имплантат обладал биосовместимостью, остеокондуктивными и остеиндуктивными свойствами, купировал воспалительный процесс. В периостальной зоне дефекта на поверхности имплантата формировался защитный барьер, препятствующий прорастанию соединительной ткани. Репаративный остеогенез осуществлялся по прямому интрамембранозному и аппозиционному типу. Обнаружено, что имплантат из трехмерных сетчатых конструкций никелида титана обладает остеопластическими свойствами и может с успехом применяться в ортопедической хирургии.

Ключевые слова: дефект кости, репаративный остеогенез, имплантат, трехмерные сетчатые конструкции, никелид титана

Замещение или реконструкция обширных полостных дефектов кости, обусловленных врожденной или приобретенной патологией, является актуальной медицинской и социальной проблемой [2, 3]. Основными методами оперативного лечения являются варианты костной пластики с применением различных синтетических, биологических и композиционных материалов. Однако при изучении отдаленных результатов установлено, что большинство из этих материалов не остеointегрируются, а окружаются фиброзной капсулой [2]. Они обладают низкой остеопластической эффективностью и ограничено биосовместимы. Использование собственной кости (аутотрансплантата) связано с дополнительным травмирующим воздействием и ограничено невозможностью взятия необходимого количества аутогенного костного материала, особенно у детей. При этом возникает риск развития различных заболеваний и ряда серьезных осложнений иммунного характера, что нередко сопровождается отторжением трансплантата и нагноением в послеоперационном периоде [2]. Новые возможности замещения

больших по объему полостных дефектов кости возникли при применении имплантатов на основе никеля и титана [1, 5, 8, 9], которые по механическим характеристикам приближаются к костной ткани и являются биосовместимыми. Развитие данного направления представляется актуальным и перспективным. Цель настоящей работы — изучение особенностей репаративного остеогенеза и тканевой интеграции при имплантации в полостной дефект метафиза бедренной кости трехмерных сетчатых конструкций из никелида титана.

Материал и методы. Исследование проведено на крысах-самцах в возрасте 7–8 мес линии Вистар массой 340–390 г, которые были разделены на основную (экспериментальную) группу (n=20) и группу сравнения (контрольную) (n=20). Все манипуляции проводили в соответствии с приказом Минздравсоцразвития РФ № 708н от 23.08.2010 г. «Об утверждении правил лабораторной практики». У животных обеих групп в дистальном метафизе бедренной кости с латеральной поверхности с помощью портативной бормашины стоматологическим бором формировали несквозные дефекты сфероидальной формы объемом 0,02 см³, что составляло около 40% от общего объема метафиза. Животным экспериментальной группы непосредственно после операции в дефект имплантировали трехмерные сетчатые конструкции

Сведения об авторах:

Ирьянов Юрий Михайлович (e-mail: iryanov@mail.ru), Дюрягина Ольга Владимировна (e-mail: Diuriagina@mail.ru), лаборатория морфологии, Российский научный центр «Восстановительная травматология и ортопедия» им. акад. Г. А. Илизарова, 640014, Курган, ул. М. Ульяновой, 6

Кирьянов Николай Александрович (e-mail: kirmik@list.ru), кафедра патологической анатомии, Ижевская государственная медицинская академия, 426034, г. Ижевск, ул. Коммунаров, 281

из никелида титана. В контрольной группе животных имплантат не применяли. Имплантат имел массу $0,017 \pm 0,001$ г, объем $0,02 \pm 0,001$ см³ и представлял собой сетчатый каркас, выполненный из никелид-титановой нити марки ТН-10 калибром 90 мкм, сформированный по типу трикотажной вязки с ячейками — сквозными открытыми макропорами диаметром 100–300 мкм [4]. Никелид-титановая нить была изготовлена из композиционного материала, включающего сердцевину из наноструктурного монолитного никелида титана и пористый поверхностный слой (оболочку) толщиной 5–7 мкм оксида титана (Научно-исследовательский институт материалов и имплантатов с памятью формы ООО Научно-производственное предприятие «МИЦ», г. Томск, Россия, сертификат № РООС RU.АЯ79Н18304). Микрорельеф поверхностного слоя нити характеризовался резко выраженной шероховатостью и наноструктурированностью — наличием множества взаимосвязанных открытых микропор капиллярного типа. Пористость имплантата составляла $73,6 \pm 3,6\%$.

Через 7, 14, 30 и 60 сут животных декапитировали (по 5 на каждую временную точку) под общим наркозом (внутримышечно раствор рометара 8 мг/кг и золотин 4 мг/кг). Осуществляли рентгенографию оперированной конечности сразу после операции и на различных этапах эксперимента. Бедренные кости оперированной и контралатеральной конечности у всех животных фиксировали в 2% растворе параформальдегида и глutarальдегида на фосфатном буфере (рН 7,4). Метафизиарную зону костей выпиливали и заливали в аралдит (без декальцинации) и в парафин (по общепринятой методике после декальцинации в 7% азотной кислоте). Парафиновые срезы окрашивали гематоксилином — эозином и по Ван-Гизону и изучали, используя микроскоп Stemi 2000-C (Carl Zeiss MicroImaging GmbH, Германия). Аралдитовые блоки исследовали при помощи рентгеновского электронно-зондового микроанализатора INCA-200 Energy (Oxford Instruments, Analytical Limited, Великобритания). С помощью этого прибора в метафизах определяли объемную плотность костной ткани и содержание остеотропных макроэлементов: кальция, фосфора, магния, натрия и серы, рассчитывали индекс компактности костной ткани [1], получали изображения метафизов в характеристическом рентгеновском излучении кальция, на которых осуществляли необходимые измерения. Аралдит с поверхности блоков удаляли 5% раствором этилата натрия. Блоки напыляли сплавом платины и палладия в ионном вакуумном напылителе IB-6 (Eiko, Япония) и исследовали при помощи сканирующего электронного микроскопа JSM-840 (Jeol, Япония).

Результаты количественных исследований обрабатывали методами вариационной статистики. Статистический анализ проводили с использованием программы «Microsoft Excel-2010». Данные представляли в виде средней величины, ошибки репрезентативности и уровня значимости различий (P). Значимость межгрупповых различий сравниваемых параметров, учитывая нормальность распределения, рассчитывали с использованием t-критерия Стьюдента. Различия считали статистически значимыми при $P < 0,05$.

Результаты исследования. По данным рентгенологического исследования у всех животных после операции определялся дефект в области метафиза большеберцовой кости сфероидальной формы с четкими ровными контурами. У животных экспериментальной группы выяв-

лялся имплантат, который заполнял весь объем дефекта.

Через 7 сут после операции у контрольной группы животных дефект кости был заполнен малодифференцированной грануляционной тканью с признаками отека. Выявлялись экссудат, клеточный детрит и сгустки фибрина, содержащие эритроциты, имелись очаги организованной гематомы с малодифференцированными клеточными элементами. Наблюдались скопления нейтрофилов и макрофагальная инфильтрация. В периостальной зоне дефекта формировался соединительнотканый регенерат, коллагеновые волокна которого лентовидными пучками врастали из надкостницы в интермедиарную и центральную зону дефекта. У краев дефекта в области надкостницы, а также со стороны эндоста было отмечено формирование сети тонких слабоминерализованных трабекул грубоволокнистой костной ткани. В центральной зоне дефекта определялись очаги остеоида.

В экспериментальной группе животных через 7 сут после операции на поверхности нитей имплантата располагались фибробласты и малодифференцированные клетки. Цитоплазматические отростки фибробластов разветвлялись на длинные нитевидные структуры, которые проникали в микропоры и пронизывали весь поверхностный слой нитей, обеспечивая прочную тканевую интеграцию и фиксацию имплантата в дефекте. В периостальной зоне дефекта на поверхности имплантата формировался тонкий слой рыхлой соединительной ткани с волнообразно извитыми плоскими пучками коллагеновых волокон, ориентированными в различных направлениях (рис. 1, а). На расстоянии 0,5–1 мм от поврежденной губчатой кости, формирующей края операционного дефекта, выявлялись мелкоячеистые структуры новообразованных тонких трабекул из грубоволокнистой костной ткани, отрастающие с эндостальной и периостальной поверхностей. В периферической зоне дефекта был виден слой грубоволокнистой костной ткани (см. рис. 1, б) толщиной 300–400 мкм. Вокруг нитей имплантата и непосредственно на их поверхности формировались трабекулы новообразованной костной ткани, образующие плотное остеоинтегративное соединение. Признаков воспалительного процесса в виде лейкоцитарной инфильтрации в дефекте не наблюдалось.

Через 14 сут после операции в обеих группах животных отмечались признаки остеогенеза, который осуществлялся со стороны периоста, эндоста и поврежденных структур губчатой кости краев операционного дефекта. У животных кон-

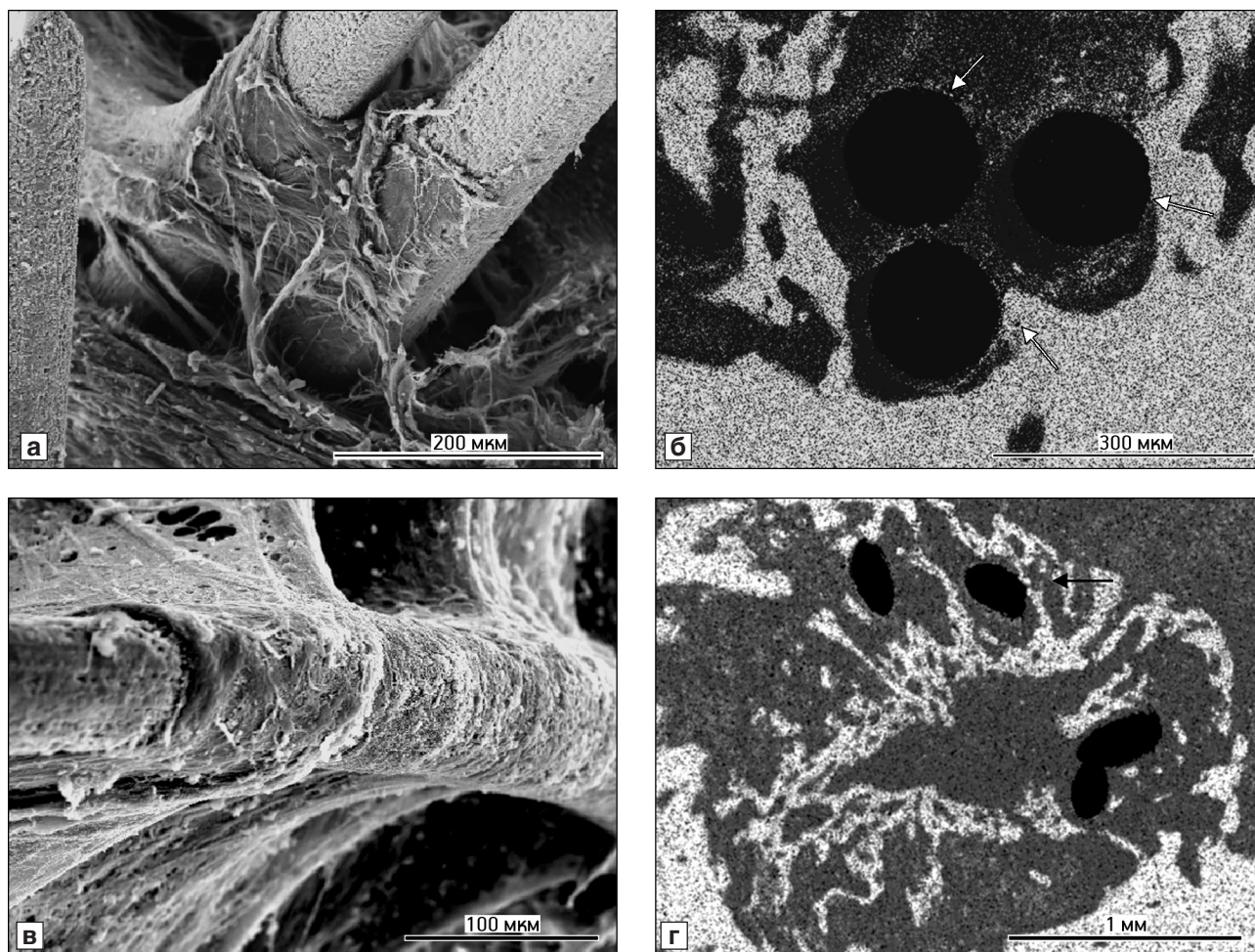


Рис. 1. Имплантат в дефекте метафиза бедренной кости у крысы через 7 сут (а, б) и 14 сут (в, г) после операции.

а — имплантат, муфтообразно окруженный плоскими пучками коллагеновых волокон; б — участки формирования костной ткани непосредственно на поверхности имплантата без образования соединительнотканной капсулы (стрелки); в — соединительнотканная оболочка на периостальной поверхности имплантата; г — периостально-эндостальный регенерат, формирующий костный футляр вокруг имплантата, костная трабекула (стрелка). а, в — сканирующая электронная микроскопия; б-г — карты рентгеновского электронно-зондового микроанализа, изображения в характеристическом рентгеновском излучении кальция

трольной группы наблюдалась начальная стадия формирования периостального регенерата с преобладанием плотной волокнистой соединительной ткани, врастающей в просвет дефекта. Со стороны эндоста определялись островки новообразованной грубоволокнистой костной ткани, представленные мелкоячеистой сетью переплетенных костно-остеоидных трабекул различной степени зрелости, выступающих внутреннюю поверхность дефекта, отслаивающихся от него и сливающихся с периостальным регенератом. Центральная область дефекта была замещена грануляционной и рыхлой соединительной тканью. Имелись единичные очаги лимфоцитарной и плазмоцитарной инфильтрации. У краев дефекта были видны хаотично расположенные фрагменты поврежденных структур губчатой кости и отдельные не связанные между собой очаги остеогенеза в виде коротких костно-остеоидных трабекул, между которыми находилась грануляционная ткань со скоплениями

клеток остеобластического и макрофагального ряда. Объемная плотность костной ткани и индекс компактности костной ткани в регенерате дефекта составляли около 30% ($P < 0,001$) от показателей неповрежденного метафиза контралатеральной конечности (табл. 1). У экспериментальной группы животных через 14 сут после операции в периостальной зоне дефекта вокруг нитей и ячеек имплантата формировалась оболочка из соединительной ткани, образование которой начиналось на поверхности нити и в местах ее переплетений и распространялась от периферии ячеек к их центру (см. рис. 1, в).

Внутренний слой оболочки состоял из плотной оформленной соединительной ткани, коллагеновые волокна которой были собраны в плотные циркулярно ориентированные шнуровидные пучки и в форме муфты оплетали нити имплантата, были жестко фиксированы к их микропористой поверхности, врастали в просветы между

ними и обеспечивали фиксацию нитей имплантата между собой и в дефекте кости. Наружный слой оболочки был образован плотной неоформленной соединительной тканью, тонкие пучки коллагеновых волокон которой образовывали мелкоячеистую сеть, располагаясь в различных направлениях, и были связаны с окружающими костными и соединительнотканными структурами. В периостальной зоне дефекта отмечалась остеопластическая реакция в виде остеоидных напластований и костных трабекул, которые располагались на расстоянии 1–2 мм от структур губчатой кости краев операционного дефекта и сливались с эндостальной костной мозолью, формируя новообразованный кортикальный слой (см. рис. 1, г). В эндостальной зоне дефекта вокруг структур имплантата и на их поверхности определялись области активного аппозиционного остеогенеза. Нити имплантата были покрыты минерализующимся костным матриксом в участках остеointеграции. Трабекулы из грубоволокнистой костной ткани формировались непосредственно на поверхности имплантата и вращались в его мелкоячеистую структуру (см. рис. 1, г). У краев операционного дефекта участки остеогенеза были представлены новообразованными тонкими трабекулами из грубоволокнистой костной ткани. Результаты количественных исследований (см. табл. 1) свидетельствовали о значительной активизации репаративного остеогенеза и увеличении степени зрелости новообразованной костной ткани в регенератах у животных экспериментальной группы по сравнению с таковыми в контрольной группе. Так, объемная плотность костной ткани в регенерате дефекта составила 144,19%, а индекс ее компактности — 155,56% по сравнению с показателями в контрольной группе животных ($P < 0,001$).

Через 30 сут после операции в контрольной группе животных дефект был замещен регенератом с преобладанием слабо минерализованной плотной неоформленной соединительной ткани,

вращающейся с периостальной поверхности. Очаги остеогенеза наблюдались в центральных и краевых зонах дефекта, где выявлялись участки остеоида и фрагменты новообразованных слабо минерализованных трабекул из грубоволокнистой костной ткани, изолированных друг от друга широкими прослойками рыхлой соединительной ткани с полостями, заполненными лимфоцитарными и макрофагальными элементами. В центральной зоне операционного дефекта сохранялись участки грануляционной ткани с очагами кроветворения и скоплениями остеобластов и макрофагов. В периостальном регенерате преобладали мелкоячеистые костные трабекулы из грубоволокнистой костной ткани, которые сливались с новообразованными трабекулами со стороны эндоста, дугообразно вращались в центральную зону дефекта и формировали тонкий серповидный слой новообразованной кортикальной кости. Объемная плотность костной ткани в дефекте и индекс компактности регенерата составляли около 50% ($P < 0,001$) от показателей в неповрежденном метафизе (см. табл. 1). В экспериментальной группе животных через 30 сут после операции область костного дефекта была замещена эндостальным регенератом, в котором преобладало губчатое вещество. Нити имплантата были окружены остеомой или полностью обрастали новообразованной костной тканью. С периостальной поверхности дефекта на имплантате располагались пучки коллагеновых волокон плотной соединительной ткани, формирующие сплетения, примыкающие к эндостальной поверхности к костным трабекулам пластинчатого строения, в которых выявлялись новообразованные остеоны. В области интермедиарного регенерата костные трабекулы сливались между собой и образовывали композит — армированную никелид титаном компактную кость. Объемная плотность костной ткани в регенерате дефекта составляла 78,82%, индекс ее компактности — 75,76% от показателей в неповрежден-

Таблица 1

Морфометрическая характеристика регенерата дефекта дистального метафиза бедренной кости у крыс контрольной (К) и экспериментальной (Эксп) групп и неповрежденного метафиза контралатеральной конечности (НМКК) ($\bar{x} \pm s_{\bar{x}}$)

Показатели	Срок эксперимента, сут						НМКК
	14		30		60		
	К	Эксп	К	Эксп	К	Эксп	
Объемная плотность костной ткани, %	8,4±0,4	12,2±0,6*	13,5±0,7	19,8±1,0*	15,0±0,7	23,0±1,1*	25,1±1,2
Индекс компак- тности костной ткани	0,090±0,005	0,140±0,010**	0,160±0,010	0,250±0,020**	0,180±0,010	0,30±0,020**	0,330±0,020

* Различия по сравнению с показателями в контрольной группе значимы при $P < 0,001$; ** при $P < 0,01$.

ном метафизе и 145,94 и 156,25% соответственно от показателей в контрольной группе животных ($P<0,001$) (см. табл. 1).

Через 60 сут после операции у животных контрольной группы в центральной области дефекта располагались фрагменты губчатой кости (рис. 2, а). Выявлялись начальные этапы периостально-интермедиарного сращения и формирования кортикального слоя, напоминающего по строению губчатую кость, представленную короткими, хаотично расположенными костными трабекулами. Оперированная зона метафиза приобретала конусовидную форму. В периостальной зоне регенерата преобладала слабо кальцифицированная плотная соединительная ткань. Объемная плотность костной ткани в дефекте в этот период эксперимента составляла 59,91%, содержание кальция — 59,78% и фосфора — 59,94% ($P<0,001$) от показателей в неповрежденном метафизе (см. табл. 1, 2).

В экспериментальной группе животных через 60 сут после операции дефект был замещен регенератом, характеризующимся наличием сети зрелых утолщенных костных трабекул и полей осте-

оида вокруг нитей имплантата (см. рис. 2, б). Был сформирован новообразованный участок компактного вещества кости, представленного пластинчатой костной тканью. Объемная плотность костной ткани, индекс ее компактности и степень минерализации регенерата в этот период эксперимента были незначимо меньше, чем в неповрежденном метафизе, но они были в 1,5 раза больше (153,00 и 166,67%), чем ($P<0,001$) показатели у контрольной группы животных (см. табл. 1, 2).

Обсуждение полученных данных. Основным препятствием на пути формирования новой костной ткани в больших по объему дефектах кости является прорастание соединительной ткани, что обусловлено более высокой скоростью миграции фибробластов по сравнению с остеогенными клетками [6, 10]. В настоящее время разработаны технологии направленной костной регенерации путем создания мембранного защитного барьера, препятствующего прорастанию соединительной ткани [6]. Для этой цели применяют мембраны из синтетических и природных материалов, которые имеют ряд недостатков: они не обеспечи-

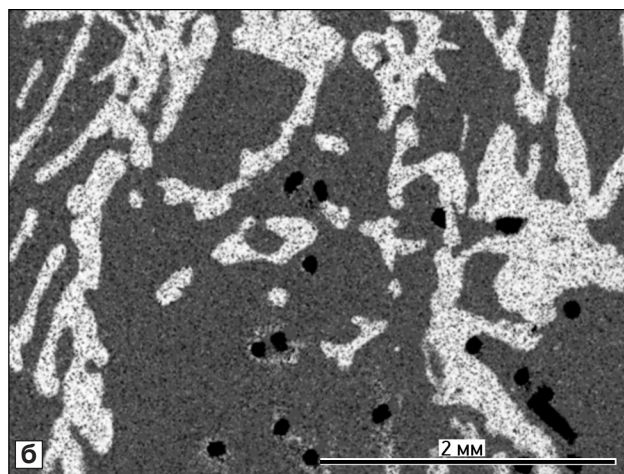
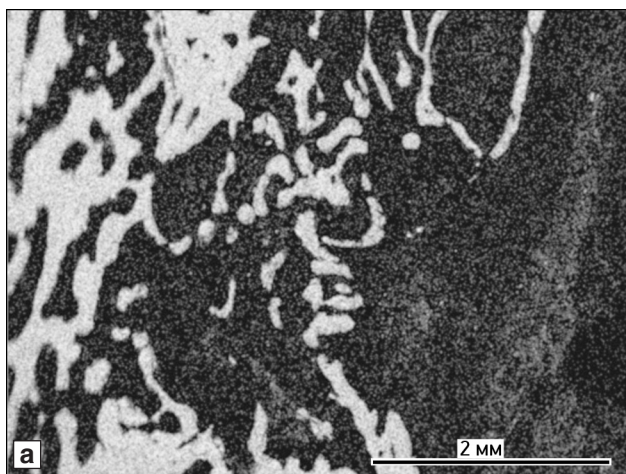


Рис. 2. Дефект метафиза бедренной кости через 60 сут после операции у крысы контрольной (а) и экспериментальной (б) группы.

Карты рентгеновского электронно-зондового микроанализа, изображения в характеристическом рентгеновском излучении кальция

Таблица 2

Содержание остеотропных химических элементов в регенерате у контрольной и экспериментальной групп животных через 60 сут после операции и в неповрежденном метафизе контралатеральной конечности ($\bar{x} \pm s_{\bar{x}}$, %)

Химические элементы	Контрольная группа	Экспериментальная группа	Неповрежденный метафиз контралатеральной конечности
Натрий	0,410 $\pm$ 0,020	0,440 $\pm$ 0,020	0,40 $\pm$ 0,020
Магний	0,220 $\pm$ 0,010	0,250 $\pm$ 0,010	0,220 $\pm$ 0,010
Фосфор	1,93 $\pm$ 0,04	2,94 $\pm$ 0,13*	3,22 $\pm$ 0,15
Сера	0,230 $\pm$ 0,010	0,30 $\pm$ 0,020**	0,220 $\pm$ 0,010
Кальций	3,85 $\pm$ 0,16	5,89 $\pm$ 0,26*	6,4 $\pm$ 0,3

* Различия по сравнению с показателями в контрольной группе значимы при $P<0,001$; ** при $P<0,05$.

вают клеточную адгезию и тканевую интеграцию, могут вызвать воспалительную реакцию и отек тканей, при их использовании необходимо повторное оперативное вмешательство [7, 12].

Результаты настоящего исследования показали, что в периостальной области дефекта на поверхности имплантата формировался слой плотной соединительной ткани, который выполнял функцию биологического защитного барьера, препятствующего прорастанию параоссальной соединительной ткани. При этом возмещение дефекта осуществлялось губчатой костью, объемная плотность которой на всех этапах эксперимента более чем в 1,5 раза превышала показатели в контрольной группе, а ее минеральный состав приближался к показателям губчатой кости неповрежденного метафиза. Репаративный остеосинтез при этом осуществлялся как по типу прямого интрамембранозного, так и перихондрального. Ни в одном из случаев не наблюдалось признаков воспалительного процесса, что согласуется с ранее полученными данными [5, 8]. Микропористая структура поверхностного слоя нитей имплантата обеспечивала адгезию клеток регенерата и формирование с ним соединения костной ткани, которое сохранялось до конца эксперимента. Развитие остеогенной дифференцировки клеток на поверхности имплантата доказывалось выработкой ими специфического кальцифицированного матрикса. Ткани регенерата легко прорастали в толщу имплантата без нарушения его целостности. Имплантат хорошо заполнял дефект, обладал хорошей биосовместимостью и остеокондуктивными свойствами. Благодаря мелкоячеистой структуре имплантата и микропористости его поверхности происходила адсорбция эндогенных костных морфогенетических белков [11, 12], функциональная активность которых обеспечивала остеоиндуктивность имплантата.

ЛИТЕРАТУРА

- Ирьянов Ю.М., Ирьянова Т.Ю. Замещение дефекта кости в условиях чрескостного остеосинтеза и применения имплантата из никелида титана // *Морфология*. 2012. Т. 142, вып. 4. С. 83–86.
- Корж Н.А., Кладченко Л.А., Малышкина С.В. Имплантационные материалы и остеогенез. Роль оптимизации и стимуляции в реконструкции кости // *Ортопед., травматол. и протезирование*. 2008. № 4. С. 5–14.
- Миронов С.П., Кокорина Е.П., Андреева Т.М., Огрызко Е.В. Состояние травматолого-ортопедической помощи населению Российской Федерации // *Вестн. травматол. и ортопед. им. Н.Н.Приорова*. 2007. № 3. С. 3–10.
- Патент РФ № 111759. Имплантат для замещения дефекта кости / Ю.М.Ирьянов, Т.Ю.Ирьянова. Заявка от 27.06.2011 г. // *Опул.* в БИ. 2011. № 36. С. 1–2.
- Чернов В.Ф., Бевзюк А.Н., Чернов А.В., Ирьянов Ю.М. Изучение имплантации сетчатых конструкций из никелида титана // *Мед. наука образ. Урала*. 2008. № 2. С. 98–100.
- Dahlin C., Linde A., Gottlow J., Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration // *Plast. Reconstr. Surg.* 2008, Vol.81. P. 672–676.
- Gottlow J., Nyman S., Lindhe J. et al. New attachment formation in the human periodontium by guided tissue regeneration. Case reports // *J. Clin. Periodontol.* 1986. Vol. 13. P. 604–616.
- Iriyanov Yu.M., Chernov V.F., Radchenko S.A., Chernov A.V. Plastic efficiency of different implants used for repair of soft and bone tissue defects // *Bull. Exp. Biol. Med.* 2013. Vol. 155, № 4. P. 518–521.
- Iriyanov Y.M., Diuriagina O.V., Karaseva T.Y. The osteoplastic effectiveness of the implants made of mesh titanium nickellide constructs // *Bosn. J. Basic Med. Sci.* 2014. Vol. 14, № 1. P. 4–7.
- Nyman S., Gottlow J., Lindhe J. et al. New attachment formation by guided tissue regeneration // *J. Periodontal. Res.* 1987. Vol. 22. P. 252–254.
- Ripamonti U., Herbst N., Ramoshebi N. Bone morphogenetic proteins in craniofacial and periodontal tissue engineering: experimental studies in the non-human primate *Papio ursinus* // *Cytokine Growth Factor Rev.* 2005. Vol. 16. P. 357–368.
- Uebersax L., Hagenmüller H., Hofmann S. et al. Effect of scaffold design on bone morphology in vitro // *Tissue Eng.* 2006. Vol. 12. P. 3417–3429.

Поступила в редакцию 11.04.2016

REPARATIVE OSTEOGENESIS IN TREATMENT OF A CAVITARY BONE DEFECT UNDER CONDITIONS OF IMPLANTATION OF THREE-DIMENSIONAL TITANIUM NICKELIDE MESH CONSTRUCTIONS

Yu. M. Iryanov¹, N. A. Kiryanov², O. V. Dyuryagina¹

Reparative osteogenesis and tissue integration characteristics were studied after the implantation of three-dimensional titanium nickellide mesh constructions into a cavitory bone defect. Cavitory defects of femoral metaphysis were modeled in 2 groups of Wistar rats: experimental group (n=20) and control group (n=20). The intact metaphysis of contralateral extremity was also studied. Total experiment duration was 60 days. Radiography, light and electron microscopy, X-ray electron probe microanalysis were used. After the implantation, cancellous bone filled the defect; the volumetric density of this bone exceeded the control values more than 1.5 times. The implant was biocompatible, it had osteoconductive and osteoinductive properties and suppressed inflammatory processes. In the defect periosteal zone a protective barrier was formed on the implant surface which prevented connective tissue sprouting. Reparative osteogenesis followed direct intramembranous and apposition pattern. It was found that implants of three-dimensional mesh titanium-nickellide constructions had marked osteoplastic properties and could be successfully used in orthopedic surgery.

Key words: bone defect, reparative osteogenesis, implant, three-dimensional mesh structures, titanium nickellide

¹ Laboratory of Morphology, G.A. Ilizarov Russian Scientific Center for Restorative Traumatology and Orthopedics, Kurgan;

² Department of Pathological Anatomy, Izhevsk State Medical Academy