

ЗДРАВООХРАНЕНИЕ И ПРОФИЛАКТИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

PUBLIC HEALTH AND PREVENTIVE MEDICINE

DOI: 10.12731/2658- 6649-2021-13-6-29-48

УДК 616.314

ОСОБЕННОСТИ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ КОСТНЫХ ТКАНЕЙ И ВИНТОВЫХ НИКЕЛЬ-ТИТАНОВЫХ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ПРОНИЦАЕМОЙ ПОРИСТОСТЬЮ В КОМБИНАЦИИ С СЕТЧАТЫМ ТОНКОПРОФИЛЬНЫМ НИКЕЛИДОМ ТИТАНА

*А.А. Радкевич, Г.М. Стынкэ, И.В. Синюк,
Ю.В. Чижов, Р.Х. Мамедов, П.Г. Варламов*

Цель. Изучение закономерностей взаимодействия костных структур реципиентных зон и винтовых никель-титановых дентальных имплантатов, имеющих сквозную пористую структуру в комбинации с сетчатым тонкопрофильным никелидом титана.

Материалы и методы. Проведены экспериментальные исследования на 15 беспородных кроликах возраста 1-1,5 лет, обоего пола. Животным в толщу нижнечелюстной кости устанавливали цилиндрические пористые винтовые никель-титановые имплантаты в комбинации с вязаным тонкопрофильным сверхэластичным сетчатым никелидом титана. Для изучения репаративного остеогенеза и его особенностей материал забирали через 7, 14, 21, 28, 35 и 42 сутки после установки имплантатов.

Результаты. Проведенные исследования позволили сделать вывод о том, что в зоне имплантации регенерат представлял собой губчатую и компакт-

ную костные ткани в соответствие с локализацией, ближе или далее от компактного слоя реципиентной кости.

Заключение. Благодаря биосовместимости сплавов на основе титана и никеля с биоканями, костные структуры со стороны реципиентных областей образуются в системе пористой части имплантируемых конструкций и внутри ячеистости тонкопрофильного никелида титана, образуя между ними единый костный органотипичный регенерат.

Ключевые слова: никелид титана; денальная имплантация; репаративный остеогенез

Для цитирования. Радкевич А.А., Стынкэ Г.М., Синюк И.В., Чижев Ю.В., Мамедов Р.Х., Варламов П.Г. Особенности взаимодействия костных тканей и винтовых никель-титановых денальных имплантатов с проницаемой пористостью в комбинации с сетчатым тонкопрофильным никелидом титана // Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture. 2021. Т. 13, № 6. С. 29-48. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-6-29-48

FEATURES OF THE INTERACTION OF BONE TISSUES AND SCREW DENTAL IMPLANTS MADE OF TITANIUM NICKELIDE WITH PERMEABLE POROSITY IN COMBINATION WITH FINE-PROFILE MESH TITANIUM NICKELIDE

*A.A. Radkevich, G.M. Stynke, I.V. Sinyuk,
Yu.V. Chizhov, R.H. Mammadov, P.G. Varlamov*

Goal. To study the patterns of interaction between the bone structures of the recipient zones and screw dental implants made of titanium nickelide having through permeable porosity in combination with fine-profile mesh titanium nickelide.

Materials and methods. Experimental studies were performed on 15 mongrel rabbits of both sexes aged 1-1.5 years. Cylindrical porous screw nickel-titanium implants were installed in the thickness of the mandibular bone in combination with knitted thin-profile superelastic mesh titanium nickelide. To study the features of reparative osteogenesis, the material was collected 7, 14, 21, 28, 35 and 42 days after the implants were installed.

Results. The conducted studies have shown that in the implantation zone the regenerate was a spongy and compact bone tissue in accordance with the localization, closer or further from the compact layer of the recipient bone.

Conclusion. *Due to the biocompatibility of titanium nickelide-based alloys with biological tissues, bone tissue from the recipient regions grows into the system of the porous part of the implantable structures and into the thickness of the mesh structure of thin-profile knitted titanium nickelide with the formation of a single bone organotypic regenerate between them.*

Keywords: *titanium nickelide; dental implantation; reparative osteogenesis*

For citation. *Radkevich A.A., Stynke G.M., Sinyuk I.V., Chizhov Yu.V., Mamadov R.H., Varlamov P.G. Features of the Interaction of Bone Tissues and Screw Dental Implants Made of Titanium Nickelide with Permeable Porosity in Combination with Fine-Profile Mesh Titanium Nickelide. Siberian Journal of Life Sciences and Agriculture, 2021, vol. 13, no. 6, pp. 29-48. DOI: 10.12731/2658-6649-2021-13-6-29-48*

Введение

Успешность реабилитационных мероприятий у больных с различными вариантами адентии с применением дентальной имплантации зависит как от выбора имплантационного материала, так и от репаративных свойств реципиентных костных тканей. В настоящее время бесспорным является тот факт, что дентальный имплантат должен обладать свойствами биосовместимости, иметь пористую проницаемую структуру для того, чтобы ткани со стороны реципиентных областей сквозь нее прорастали с образованием в толще имплантата единого с имплантационным материалом органотипичного костного регенерата, составляющего единый комплекс с костными тканями челюстных костей [4-11, 13, 14, 17]. В иных случаях, как правило, за счет продолжительной функциональной нагрузки и разгрузки (знакопеременной деформации тканей и имплантата), не биосовместимые материалы будут разрушаться или отторгаться, а биосовместимые без пористой структуры постепенно расшатываются в процессе функционирования организма, что будет приводить к их функциональной несостоятельности [1-3]. Известно, что среди металлических материалов биосовместимыми являются сплавы на основе никелида титана, разработанные в НИИ медицинских материалов и имплантатов с памятью формы (г. Томск), так как в отличие от других они не только не вступают в химические реакции с биологическими жидкостями, но и при нагрузке и разгрузке ведут себя подобно живым тканям, т.е. согласно закона запаздывания биологических тканей [12, 15, 16]. Несмотря на высокую клиническую эффективность применения зубных имплантатов на основе пористого никелида титана в ряде случаев возможны осложнения, приводящие к их

выпадению, за счет остеогенной недостаточности реципиентных костных тканей. В целях уменьшения количества данных осложнений предложена методика использования вышеуказанных имплантатов в комбинации с вязанным тонкопрофильным сверхэластичным сетчатым никелидом титана для ликвидации свободного пространства между имплантируемой конструкцией и костным ложем реципиента [5].

Целью настоящего исследования явилось изучение закономерностей взаимодействия костных структур реципиентных зон и винтовых никель-титановых дентальных имплантатов, имеющих сквозную пористую структуру в комбинации с сетчатым тонкопрофильным никелидом титана.

Материалы и методы

Проведены экспериментальные исследования на 15 беспородных кроликах обоего пола в возрасте 1-1,5 лет. Животным в толщу нижнечелюстной кости устанавливали цилиндрические пористые винтовые никель-титановые имплантаты длиной 10 мм, диаметром 3 мм (рис. 1) в комбинации с вязанным тонкопрофильным сверхэластичным сетчатым никелидом титана размерами $10 \times 10 - 12 \times 12$ мм с ячейками $1,0 \times 1,0 - 3,0 \times 3,0$ мм, на основе трикотажной технологии по петельному образцу, позволяющему управлять свойствами имплантата, из сверхэластичной никелид-титановой нити толщиной 30-40 мкм и оксидным микропористым слоем до 7 мкм (рис. 2). Никелид-титановая нить, имеющая достаточный на разрыв предел прочности, представляет собой композиционный материал, состоящий из сердцевинки – сверхэластичного никелида титана и оксидной оболочки, по свойствам отличающиеся друг от друга. Наружная часть имеет микропористую поверхность, образованную в процессе волочения, позволяющую с легкостью адаптироваться в тканях организма, за счет увеличения эффективности поверхности и прочности поверхностно-жидкостных связей. Внутренний слой характеризуется высокой пластичностью и эластичностью, способностью релаксации повышенных напряжений благодаря образованию и движению межфазных границ раздела при фазовых переходах. Благодаря двойному плетению, полученный материал усиливает прочностные свойства и имеет возможность проявлять заданные свойства высокой эластичности, смачиваемости, пористости, проницаемости, высокий уровень формовосстановления, что максимально приближает его к условиям поведения костных тканей в процессе функционирования организма. Характер и технология плетения используемого материала дает возможность сохранения исходной структуры, т.е. не расслаиваться и не

распускаться во время и после его рассечения, что позволяет интраоперационно образовывать имплантат определенной конфигурации с помощью хирургического инструментария.



Рис. 1. Винтовые никелид-титановые дентальные имплантаты диаметром 3 мм со сквозной пористой структурой

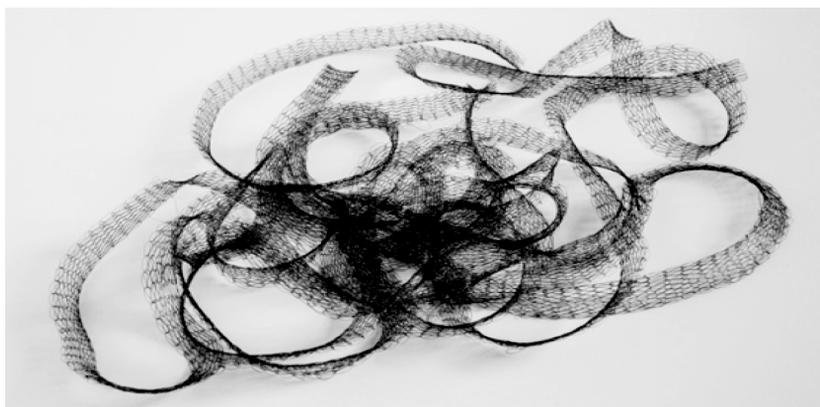


Рис. 2. Вязаный сверхэластичный тонкопрофильный сетчатый никелид титана

Техника операции. Под барбитуровым внутривенным наркозом (2% раствор тиопентала или гексенала), рассекали слизистую оболочку и над-

костницу с язычной стороны альвеолярной части нижней челюсти дистальнее зубного ряда, передний и задний в косом направлении до переходной складки вестибулярной стороны с образованием трапеции с широким основанием. Далее отслаивали слизисто-надкостничный лоскут. С помощью бормашины и фрезы под водяным охлаждением образовывали по два несквозных фрезеонных отверстия для дентальных имплантатов на расстоянии 5 мм друг от друга диаметром 3 мм, глубиной 10 мм, куда устанавливали вышеуказанные конструкции дентальных имплантатов в комбинации с вязаным шнуровым сверхэластичным тонкопрофильным сетчатым никелидом титана или волоконным никелидом титана, помещенными снизу и снаружи от имплантируемой конструкции. Рану ушивали наглухо. Аналогичную операцию выполняли с противоположной стороны челюсти.

Для изучения образованный материал забирали через 7, 14, 21, 28, 35 и 42 суток после имплантации. С этой целью в проекции ранее выполненного вмешательства удаляли швы и/или рассекали слизистую оболочку и надкостницу с их отделением от костной ткани в проекции имплантации, после чего с помощью долота и молотка изымали единым блоком часть кости в комплексе с имплантированными материалами. Рану ушивали наглухо.

Полученную ткань отделяли от имплантационного материала, исследованию подвергали тканевые структуры, непосредственно прилежащие к последнему. После извлечения тканевый материал фиксировали в 10% забуференном растворе формалина по Лилли (1969). В случаях предположения наличия в препаратах костной ткани, последнюю декальцинировали в 8 или 15% растворе азотной кислоты (в зависимости от степени зрелости). Срезы выполняли в ниже-верхнем направлении на всю глубину. Полученный материал подвергали стандартной гистологической проводке с заливкой в парафин. Для количественно-морфологического изучения использовали обзорные парафиновые срезы толщиной 5-6 мкм, окрашенные гематоксилином и эозином, более детализированную картину остеогенеза получали после селективной окраски препаратов по Маллори, Маллори-Гейденгайну и Шморлю. Гистологические срезы оценивали с помощью светового микроскопа «OlympusCX 41» (Япония) при основном рабочем увеличении $\times 400$. Морфометрические измерения выполняли с помощью окуляра-микрометра, откалиброванного по объект-микрометру. Методом случайной выборки в каждом препарате проводили измерение всех исследуемых параметров 100 раз. Расчет клеточных элементов на единицу площади ткани вычисляли с использованием стереометрической сетки Г.Г. Автандилова (1980) путем регистрации количества точек, совпавших с

конкретными клеточными структурами, и оценивали их удельный объем в общей конструкции ткани. Всего изучено 120 препаратов (по 8 в каждой серии вязанного и по 2 в каждой серии волоконного материала). Объемное изображение взаимодействия имплантационных материалов с биологическими тканями изучали путем растровой микроскопии с помощью Philips SEM 515 (60 препаратов).

Статистическую обработку полученных результатов выполняли при помощи программного продукта «Statisticafor-Windows», версия 6.0 (StatSoftInc., США). Количественные показатели представляли в виде медианы (Me) и интерквартильным размахом (Q1-Q3). Достоверность различий количественных признаков анализировали с использованием критерия Н-критерия Крускала-Уоллиса при межгрупповом анализе. Статистически значимыми отличия считали при $p < 0,05$.

Результаты исследования

В результате исследования установлено, что через 7 суток после имплантации между дентальными имплантатами и тонкопрофильным имплантационным материалом, в том числе и в толще его сетчатой структуры отмечалась рыхлая ткань с обилием клеток фибробластического ряда и капиллярного сосудистого компонента. В некоторых зонах коллагеновые волокна стремились к определенной направленности, между которыми находили отдельные вытянутые хондробласты. Ближе к дентальному имплантату вновь образованные структуры были менее организованы и представляли собой неоформленную рыхлую соединительную ткань с крупноячеистыми тонкими волокнами и малым содержанием клеточных структур (рис. 3). В толще образованной ткани коллагеновые волокна имели толщину $Me=3,0$ мкм (1,7-4,3 мкм), среди которых располагались фибробласты. Кровеносные сосуды немногочисленны в виде капиллярных щелей и капилляров. Их диаметр составлял $Me=5,3$ мкм (3,6-8,5 мкм).

Через 14 суток ближе к реципиентной костной ткани и в ячеистой структуре тонкопрофильного имплантационного материала формировалась уплотненная неоформленная ткань, характеризующаяся извитыми, стремящимися к однонаправленности, пучками и тяжами коллагеновыми волокнами толщиной $Me=89,9$ мкм (75,3-104,8 мкм), с обилием клеточных элементов (рис. 4). Между коллагеновыми структурами выявлялись крупные хрящевые клетки, локализованные в расширенных лакунах. Ближе к костному краю имплантационного ложа выявлялись мелкие вытянутые хондроциты (удельный вес $\approx 5,6\%$ от площади ткани).

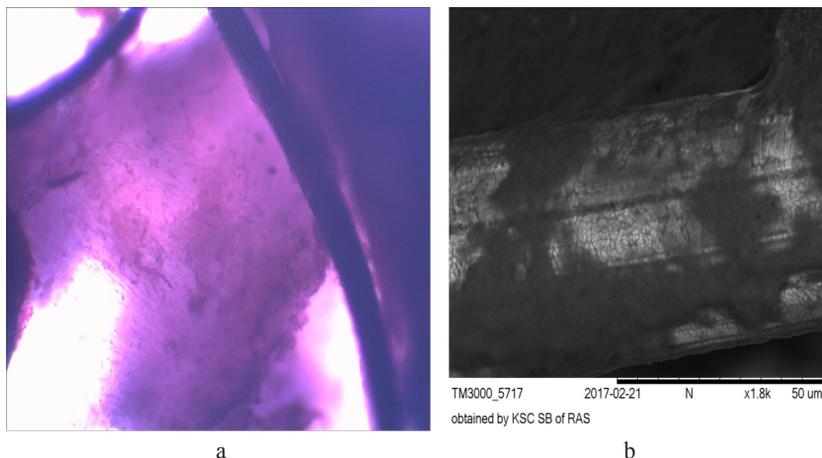


Рис. 3. Рыхлая соединительная ткань на 7 сутки в ячеистой структуре вязаного тонкопрофильного никелида титана: а – нативный препарат, гематоксилин и эозин. Ув. 10×40; б – СЭМ изображение

В некоторых местах определялись лакуны с двумя хрящевыми клетками, а также их изогенные группы. Несколько уменьшалась эозинофилия коллагена и количество сосудистого компонента. Данная картина характерна для формирования волокнистой хрящевой ткани (рис. 5). Ближе к пористой части зубных имплантатов определялась ткань, покрытая плоским эндотелием толщиной $Me=7,5$ мкм (6,5-8,6 мкм). Последняя содержала большое количество фибробластов, имеющих ядра округлой и овальной формы со слабоконтурируемой цитоплазмой. Обилие микроциркуляторных сосудов имело диаметр $Me=9,3$ мкм (6,5-12,8 мкм). В толще образованной ткани в данный период коллагеновые волокна утолщались и имели извитой вид, и все в большей степени приобретали направление, параллельное тонкопрофильному имплантационному материалу (рис. 6). Кроме капиллярной сети, сосудистый компонент включал вены и артериолы диаметром $Me=79,6$ мкм (70,4-92,2 мкм) и $Me=38,5$ мкм (20,9-44,8 мкм) соответственно.

На 21 сутки наблюдения в толще ячеистой структуры имплантационного материала ближе к костному реципиентному краю ткань волокнистого хряща заменялась гиалиновой хрящевой тканью, о чем свидетельствовало частичное исчезновение коллагеновых волокон, слабое окрашивание оставшихся, укрупнение и приобретение более округлой формы хондро-

цитами, усиление базофильности межклеточного вещества, обусловленное накоплением в толще ткани хондроитинсульфатов (рис. 7).

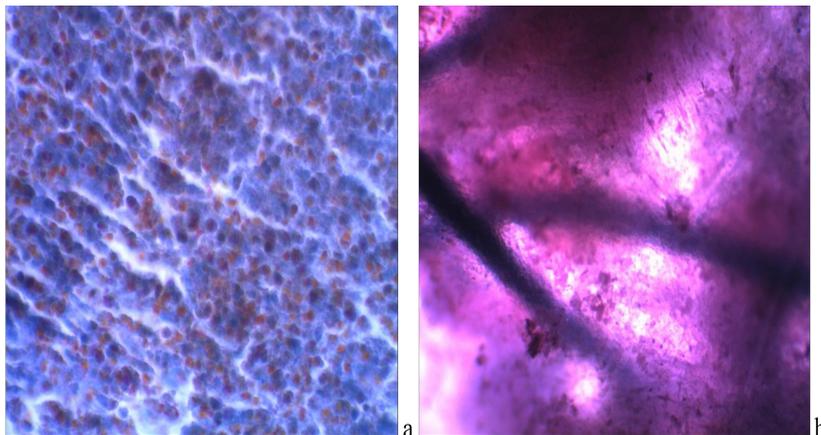


Рис. 4. На 14 сутки в ячеистой структуре вязаного тонкопрофильного никелида титана: а – окраска по 4. Обилие клеточных элементов и направленность волокон соединительной ткани Маллори, ув 10×40 ; б – нативный препарат, гематоксилин и эозин. Ув. 5×20

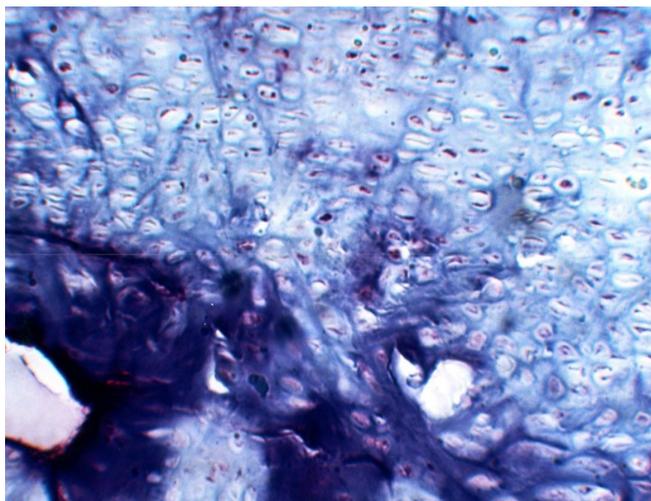


Рис. 5. Хрящевая ткань вблизи реципиентной зоны, 14 сутки, окраска по Маллори-Гейденгайну, ув. 5×20

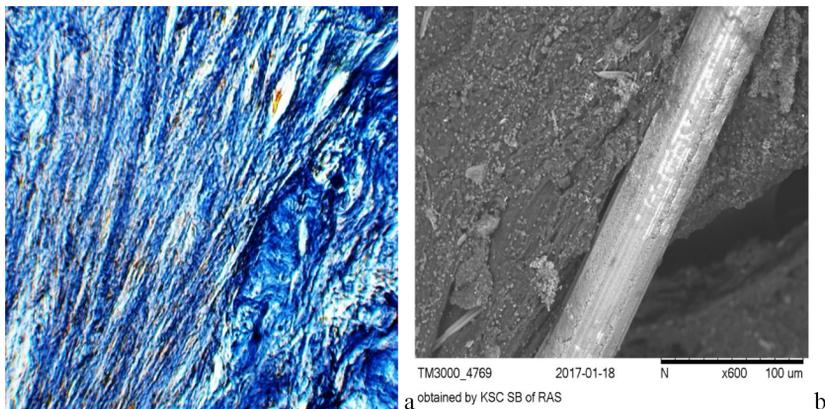


Рис. 6. Ориентированное направление коллагеновых волокон в соединительной ткани на 14 сутки вдоль вязаного тонкопрофильного никелида титана: а – окраска по Маллори, ув 5×20 ; б – СЭМ изображение

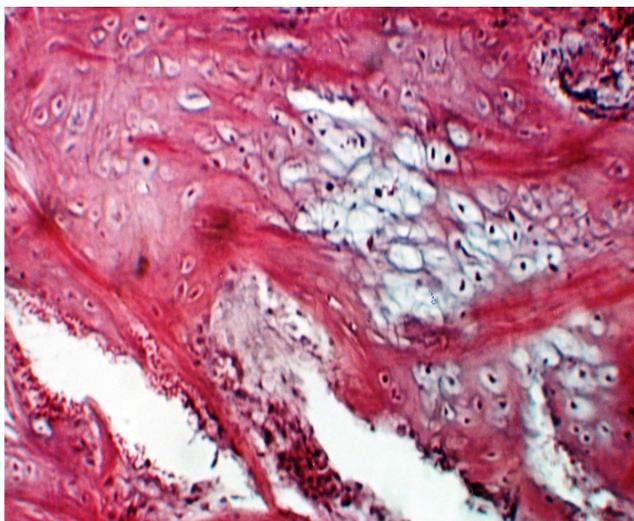


Рис. 7. Хрящевая ткань вблизи реципиентной зоны, 21 сутки, окраска по Шморлю, ув. 5×20

Среди хрящевой ткани выявлялись участки остеогенных структур с усиленной пикринофилией. Хондроциты в некоторых зонах находились в виде непрерывной цепи. Вблизи стенок реципиентного ложа наблюдали грубо-

волокнистую костную ткань с крупными сосудами и островковыми зонами гиалиновой хрящевой ткани и оссификацией, увеличивалось количество пикринофильного оссеина с неупорядоченными крупными пучками. В некоторых участках находили множество крупных малоотростчатых остеобластов и мелких остеоцитов. Выявленная морфологическая картина характерна для грубоволокнистой костной ткани (рис. 8). Ближе к дентальным имплантатам выявлялись отдельные зоны сформированной грубоволокнистой костной ткани с большим количеством кровеносных сосудов среди островков хрящевой ткани. Среди нитей имплантационного материала определялись структуры волокнистого хряща с признаками формирования гиалинового. В некоторых участках полуоформленная соединительная ткань представлялась однонаправленно расположенными пучками коллагеновых волокон диаметром $M_e=134,3$ мкм (90,6-143,2 мкм), являющимся большим, в сравнении с 14 сутокным материалом ($P<0,05$) (рис. 9).

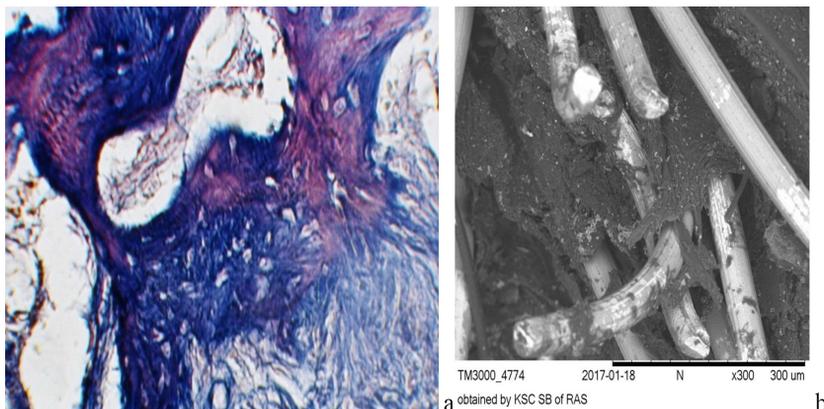


Рис. 8. Формирование грубоволокнистой костной ткани близу реципиентной зоны, 21 сутки: а – окраска по Маллори-Гейденгайну ув. 5×20 ; б – СЭМ изображение.

Спустя 28 суток внутри ячеистой структуры тонкопрофильного никелида титана и поверхности бывшего костного канала образовалась костная ткань губчатого характера с остеоцитами в лакунах. В толще указанной ткани располагались костные трабекулы, формирующие костномозговые полости, заполненные миелоидной тканью. Вдоль трабекулярной поверхности со стороны последней выявлялись остеогенные клетки в два или один ряд. Вдоль компактного костного слоя реципиентной зоны и до зубного

имплантата, включая структуры тонкопрофильного никелида титана, в образованной ткани вокруг кровеносных мелких сосудов встречались сформированные остеоонные структуры длиной $Me=19,5$ мкм (16,5-22,6 мкм). Костные пластинки имели различную степень тионинпикринофилии.

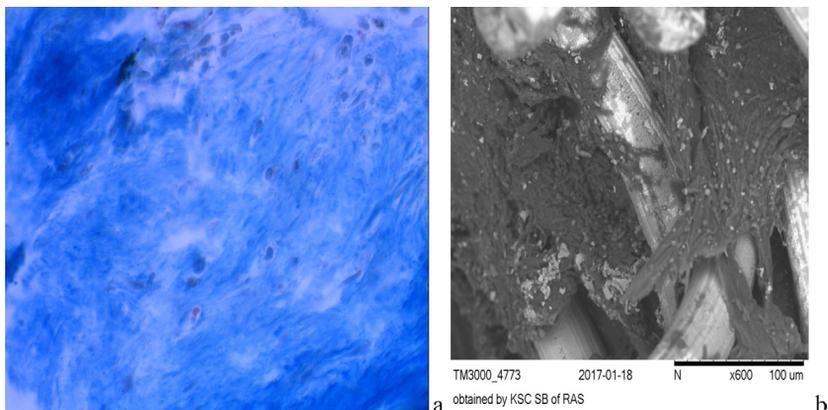


Рис. 9. Плотная полуформленная соединительная ткань между сетчатой структурой вязанного тонкопрофильного никелида титана и дентального имплантата, 21 сутки, окраска по Маллори, ув. 5×20 ; b – СЭМ изображение

Данная картина характерна для формирования пластинчатой и губчатой костной ткани соответственно необходимой локализации (рис. 10). В глубине костного ложа в некоторых участках ближе к пристеночной области среди костных трабекул встречались участки хрящевой ткани, подвергающиеся резорбции с лизисом клеток с нечеткими клеточными границами (рис. 11). Ближе к зубным имплантатам выявляли сформированную полуформленную плотную соединительную ткань с менее извитыми, в сравнении с предыдущим сроком, коллагеновыми однонаправленными пучками диаметром $Me=179,0$ мкм (154,1-198,7 мкм), достоверно возрастающим относительно показателей 14 и 21 суточного эксперимента ($P<0,05$).

Через 35 суток после имплантации внутри сетчатого имплантационного материала и во всех зонах бывших костных дефектов от костного ложа до дентальных имплантатов определялась пластинчатая и губчатая зрелая костная ткань, характеризующаяся наличием сформированных костных пластинок различной степени пикринофилии. В толще губчатой костной ткани в промежутках между костными балками локализовалась миелоидная ткань, насыщенная клетками крови на разных стадиях развития.

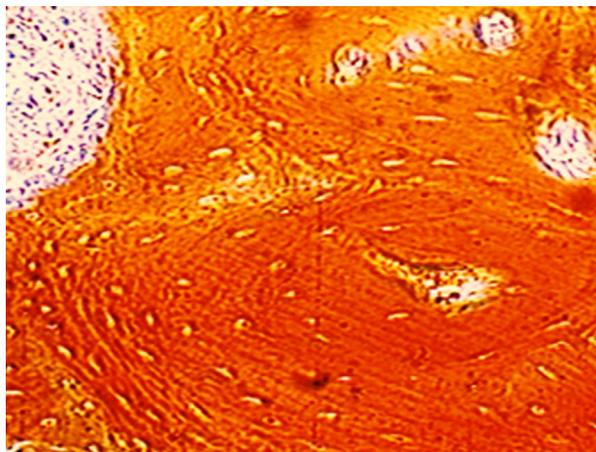


Рис. 10. Сформированная костная ткань близ реципиентной зоны, 28 сутки, окраска по Шморлю, ув. 5×20

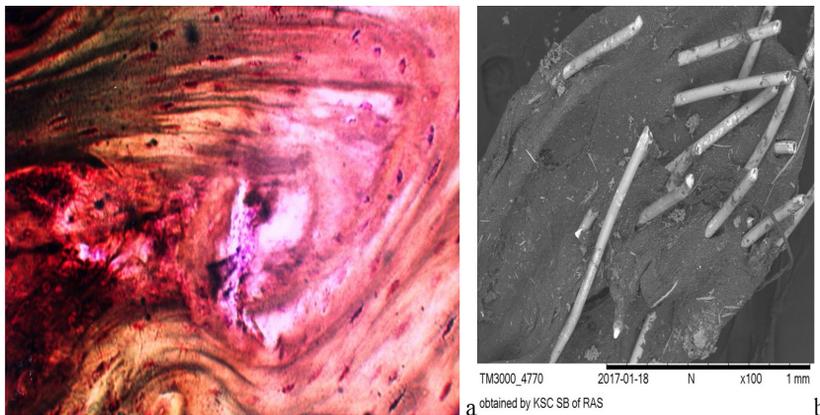


Рис. 11. Островки гибнущей хрящевой ткани среди грубоволокнистой костной ткани на 28 сутки: а – окраска по Шморлю, ув. 5×20; б – СЭМ изображение

Сформированные ткани прорастали сквозь ячеистые элементы вязаного никелида титана и пористые структуры дентальных имплантатов без выявления вдоль последних грубоволокнистой соединительной ткани, образуя с имплантационными материалами единый органотипичный регенерат (рис. 12). В дальнейшем (42 сутки) образованные ткани не претерпевали каких-либо дальнейших изменений.

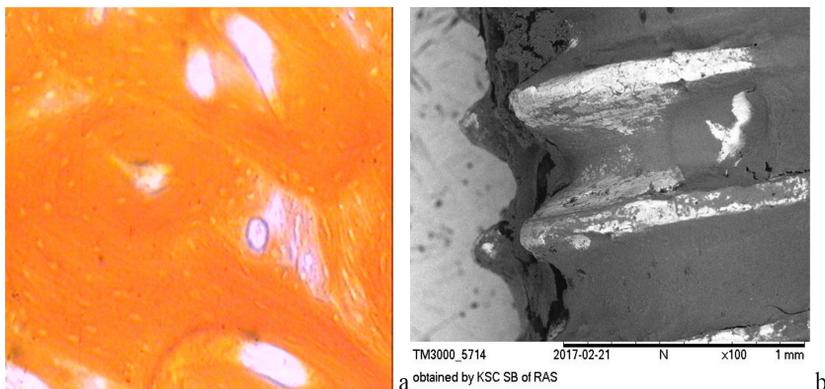


Рис. 12. Сформированная костная ткань в зоне имплантации, 42 сутки: окраска по Шмоллю, ув. 5×20; b – СЭМ изображение

В целом репаративные процессы в зоне имплантации протекали следующим образом. Вначале в зоне повреждения со стороны реципиентной кости образовывалась рыхлая соединительная ткань, которая прорастала сквозь сетчатую и пористую структуры имплантационного материала, после чего на ее основе вначале ближе к костной раневой поверхности, затем последовательно в сторону дентальных имплантатов появлялась плотная полуоформленная соединительная ткань. Последняя после созревания заменялась на ткани волокнистого и в последующем гиалинового хряща. Далее благодаря сосудистому компоненту, образуемому за счет реципиентной кости, ткань гиалинового хряща замещалась грубоволокнистой и в итоге губчатой и компактной костными тканями в соответствии с локализацией (ближе или далее от компактного слоя реципиентной кости).

Заключение

Таким образом, благодаря биосовместимости сплавов на основе титана и никеля с биоканями, костные структуры со стороны реципиентных областей образуются в системе пористой части имплантируемых конструкций и внутри ячеистости тонкопрофильного никелида титана, образуя между ними единый костный органотипичный регенерат. Сетчатый никелид титана удобен в применении, обеспечивает эффективное заполнение свободного пространства между зубным имплантатом и костными стенками образованного ложа в толще челюстной кости, что значительно уменьшает энергозатраты на репаративный остеогенез. Последнее позволяет

повысить эффективность дентальной имплантации в условиях недостаточного внутрикостного кровоснабжения и остеогенной недостаточности организма.

Список литературы

1. Гюнтер В.Э. Закон запаздывания и гистерезисные свойства функций состояния термодинамических систем с фазовыми переходами: метод. пособие. Томск: изд-во «НПП»МИЦ», 2016. 42 с.
2. Гюнтер В.Э. Методологические особенности деформационного поведения металлических медицинских материалов и имплантатов: метод. пособие. Томск: изд-во «НПП»МИЦ», 2013. 29 с.
3. Гюнтер В.Э. Термодинамические закономерности и особенности деформационного поведения биологических тканей и металлических материалов: метод. пособие. Томск: изд-во «НПП «МИЦ», 2017. 50 с.
4. Дентальная имплантация при реконструкции нижней челюсти костными трансплантатами / П.Г. Сысолятин, М.М. Оленникова, И.Н. Брега и др. // Материалы с памятью формы и новые медицинские технологии. Под ред. В.Э. Гюнтера. Томск: изд-во «НПП»МИЦ», 2010. С. 16-77.
5. Использование дентальных имплантатов со сквозной проницаемой пористостью на основе никелида титана в реабилитации больных с частичной или полной потерей зубов / А.А. Радкевич, В.Ю. Подгорный, В.Э. Каспаров и др. // Институт стоматологии = The Dental Institute. 2020. Т. 86, №1. С. 52-54.
6. Исследование эффективности клинического применения пористых никелид-титановых дентальных имплантатов / Ф.Т. Темерханов, К.В. Щербakov, А.В. Мухин и др. // Биосовместимые материалы и новые технологии в медицине. Томск: ИПФ; изд-во НТЛ, 2004. С. 332-333.
7. Каламкаров А.Э. Исследование динамики атрофии костной ткани при ортопедическом лечении пациентов с полной потерей зубов с использованием дентальных внутрикостных имплантатов / А.Э. Каламкаров // Рос. стом. журн. 2015. №6. С. 10-12.
8. Камендов И.В. Методика непосредственной дентальной имплантации при удалении зубов с применением никелида титана и костнопластических материалов / И.В. Камендов, С.И. Старосветский, А.Р. Котиков // Биосовместимые материалы и новые технологии в стоматологии. Томск: изд-во «НПП»МИЦ», 2012. С. 37-37.
9. Клиническая оценка эффективности хирургических методов лечения адентии с использованием пористых никелид-титановых дентальных имплан-

- татов / Ф.Т. Темерханов, В.Э. Гюнтер, А.Н. Анастасов и др. // Дентальная имплантация: I Всерос. конгресс, Сверхэластичные сплавы с памятью формы в стоматологии: Всерос. конф. М.: изд-во Второй типографии ФУ «Медбиоэкстрем» при МЗ РФ, 2001. С. 121-122.
10. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Имплантаты с памятью формы в челюстно-лицевой хирургии. Т. 4 / П.Г. Сысолятин, В.Э. Гюнтер, С.П. Сысолятин и др. Томск: изд-во МИЦ, 2012. 384 с.
 11. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Имплантаты с памятью формы в стоматологии. Т. 5 / М.З. Миргазизов, В.Э. Гюнтер, В.Г. Галонский и др. Томск: изд-во МИЦ, 2011. 220 с.
 12. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. Медицинские материалы с памятью формы. Т. 1 / В.Э. Гюнтер, В.Н. Ходоренко, Т.Л. Чекалкин и др. Томск: изд-во МИЦ, 2011. 534 с.
 13. Стоматологическая имплантация у больных сахарным диабетом / М.Н. Шакиров, Т.Д. Дадабаев, Т.Ф. Боймухамедов и др. // Новые биосовместимые сверхэластичные материалы и новые медицинские технологии в стоматологии: матер. докл. междунар. конф. Красноярск, 2000. С. 92-93.
 14. Тазин И.Д. Двадцатидвухлетний опыт применения пористо-проницаемых дентальных имплантатов / И.Д. Тазин, Д.И. Тазин // Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в челюстно-лицевой хирургии и онкологии. Под ред. В.Э. Гюнтера. Томск: изд-во «НПП«МИЦ», 2016. С. 111-113.
 15. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy / D.J. Wever, A.G. Veldhuizen, M.M. Sanders et al. // *Biomater.* 1997. V. 18. P. 1115-1120. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00041-0](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00041-0)
 16. Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy / D.J. Wever, A.G. Veldhuizen, J. de Vries et al. // *Biomater.* 1998. V. 19. P. 761-769. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00210-x](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00210-x)
 17. Szymańska J. Marginal bone loss around dental implants with various types of implant-abutment connection in the same patient / J. Szymańska, P. Szpak // *J. Pre-Clin. Clin. Res.* 2017. V. 11, №1. P. 30-34. <https://doi.org/10.26444/jpccr/74465>

References

1. Gunter V.E. *Zakon zapazdyvaniya i gisterezisnye svoystva funktsiy sostoyaniya termodinamicheskikh sistem s fazovymi perekhodami* [The law of delay and hysteresis properties of state functions of thermodynamic systems with phase transitions]. Tomsk: NPP MITS, 2016, 42 p.

2. Gunter V.E. *Metodologicheskie osobennosti deformatsionnogo povedeniya metallicheskih meditsinskikh materialov i implantatov* [Methodological features of the deformation behavior of metallic medical materials and implants]. Tomsk: NPP MITS, 2013, 29 p.
3. Gunter V.E. *Termodinamicheskie zakonomernosti i osobennosti deformatsionnogo povedeniya biologicheskikh tkaney i metallicheskih materialov* [Thermodynamic regularities and features of the deformation behavior of biological tissues and metallic materials]. Tomsk: NPP MITS, 2017, 50 p.
4. Sysolyatin P.G., Olennikova M.M., Brega I.N. et al. *Materialy s pamyat'yu formy i novye meditsinskie tekhnologii* [Materials with shape memory and new medical technologies]. Ed. V.E. Gunther. Tomsk: NPP MITS, 2010, pp. 16-77.
5. Radkevich A.A., Podgorny V.Yu., Kasparov V.E. et al. *Institut stomatologii* [The Dental Institute], 2020, vol. 86, no. 1, pp. 52-54.
6. Temerkhanov F.T., Shcherbakov K.V., Mukhin A.V. et al. *Biosovmestimye materialy i novye tekhnologii v meditsine* [Biocompatible materials and new technologies in medicine]. Tomsk: IPF; NTL, 2004, pp. 332-333.
7. Kalamkarov A.E. *Ros. stom. zhurn.*, 2015, no. 6, pp. 10-12.
8. Kamendov I.V., Starosvetsky S.I., Kotikov A.R. *Biosovmestimye materialy i novye tekhnologii v stomatologii* [Biocompatible materials and new technologies in dentistry]. Tomsk: NPP MITS, 2012, pp. 37-37.
9. Temerkhanov F.T., Gunther V.E., Anastasov A.N. et al. *Dental'naya implantatsiya: I Vseros. kongress, Sverkhelastichnye splavy s pamyat'yu formy v stomatologii: Vseros. konf.* [Dental implantation: I All-Russian. congress, Superelastic shape memory alloys in dentistry: Vseros. conf.]. M.: Medbioekstrem, 2001, pp. 121-122.
10. *Meditsinskie materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Implantaty s pamyat'yu formy v chelyustno-litsevoy khirurgii* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory implants in maxillofacial surgery]. Vol. 4 / P.G. Sysolyatin, V.E. Gunter, S.P. Sysolyatin et al. Tomsk: MITS, 2012, 384 p.
11. *Meditsinskie materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Implantaty s pamyat'yu formy v stomatologii* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory implants in dentistry]. Vol. 5 / M.Z. Mirgazizov, V.E. Gunter, V.G. Galonsky and others. Tomsk: MITS, 2011, 220 p.
12. *Meditsinskie materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Meditsinskie materialy s pamyat'yu formy* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory medical materials]. Vol. 1 / V.E. Gunther, V.N. Khodorenko, T.L. Chekalkin et al. Tomsk: MITS, 2011, 534 p.
13. Shakirov M.N., Dadabaev T.D., Boymukhamedov T.F. et al. *Novye biosovmestimye sverkhelastichnye materialy i novye meditsinskie tekhnologii v*

- stomatologii: mater. dokl. mezhdunar. konf.* [New biocompatible superelastic materials and new medical technologies in dentistry: mater. report intl. conf.]. Krasnoyarsk, 2000, pp. 92-93.
14. Tazin I.D., Tazin D.I. *Biosovmestimye materialy s pamyat'yu formy i novye tekhnologii v chelyustno-litsevoy khirurgii i onkologii* [Biocompatible shape memory materials and new technologies in maxillofacial surgery and oncology]. Ed. V.E. Gunther. Tomsk: NPP MITS, 2016, pp. 111-113.
 15. Cytotoxic, allergic and genotoxic activity of a nickel-titanium alloy / D.J. Wever, A.G. Veldhuizen, M.M. Sanders et al. *Biomater.*, 1997, vol. 18, pp. 1115-1120. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00041-0](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00041-0)
 16. Electrochemical and surface characterization of a nickel-titanium alloy / D.J. Wever, A.G. Veldhuizen, J. de Vries et al. *Biomater.*, 1998, vol. 19, pp. 761-769. [https://doi.org/10.1016/s0142-9612\(97\)00210-x](https://doi.org/10.1016/s0142-9612(97)00210-x)
 17. Szymańska J. Marginal bone loss around dental implants with various types of implant-abutment connection in the same patient / J. Szymańska, P. Szpak. *J. Pre-Clin. Clin. Res.*, 2017, vol. 11, no. 1, pp. 30-34. <https://doi.org/10.26444/jpcr/74465>

ВКЛАД АВТОРОВ

Радкевич А.А.: общее руководство направлением исследования, интерпретация результатов, подготовка текста статьи.

Стынкэ Г.М.: экспериментальные исследования, подготовка текста статьи.

Синюк И.В.: морфологическая интерпретация полученных результатов.

Чижов Ю.В.: гистоморфометрические измерения и их интерпретация.

Мамедов Р.Х.: экспериментальные исследования, подготовка текста статьи.

Варламов П.Г.: экспериментальные исследования, подготовка текста статьи.

AUTHOR CONTRIBUTIONS

Andrey A. Radkevich: general guidance of the research direction, interpretation of the results, preparation of the text of the article.

Georgiy M. Stynke: experimental research, preparation of the text of the article.

Iya V. Sinyuk: morphological interpretation of the obtained results.

Yury V. Chizhov: histomorphometric measurements and their interpretation.

Rasim H. Mamedov: experimental research, preparation of the text of the article.

Pyotr G. Varlamov: experimental research, preparation of the text of the article.

ДАННЫЕ ОБ АВТОРАХ

Радкевич Андрей Анатольевич, д.м.н.

НИИ МПС ФИЦ КНЦ СО РАН

ул. П. Железняка, 3г, г. Красноярск, 660022, Российская Федерация

radkevich.andrey@yandex.ru

Стынкэ Георгий Михайлович, аспирант

*ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава
России*

*ул. Партизана Железняка, 1, г. Красноярск, 660022, Российская Фе-
дерация*

stynkegosha@gmail.com

Синюк Илья Васильевич, аспирант

НИИ МПС ФИЦ КНЦ СО РАН

*ул. П. Железняка, 3г, г. Красноярск, 660022, Российская Федера-
ция*

sinyukiv@gmail.com

Чижов Юрий Васильевич, д.м.н., проф.

*ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава
России*

*ул. Партизана Железняка, 1, г. Красноярск, 660022, Российская Фе-
дерация*

gullever@list.ru

Мамедов Расим Халигович, аспирант

НИИ МПС ФИЦ КНЦ СО РАН

*ул. П. Железняка, 3г, г. Красноярск, 660022, Российская Федера-
ция*

don.ras2012@yandex.ru

Варламов Петр Герасимович, к.м.н., доцент

*ФГАОУ ВПО «Северо-Восточный федеральный университет имени
М.К. Аммосова»*

*ул. Белинского, 58, Якутск, Респ. Саха (Якутия), 677027, Российская
Федерация*

varlamov.petr@mail.ru

DATA ABOUT THE AUTHORS**Andrey A. Radkevich**, MD, Scientific Research*Institute of Medical Problems of the North**3g, Partizan Zheleznyak Str., Krasnoyarsk, 660022, Russian Federation**radkevich.andrey@yandex.ru***Georgiy M. Stynke**, Assistant*FSBEI HE Prof. V.F. Voino-Yasenetsky KrasSMU MOH Russia**1, Partizan Zheleznyak Str., Krasnoyarsk, 660022, Russian Federation**stynkegosha@gmail.com***Ilya V. Sinyuk**, Graduate Student*Institute of Medical Problems of the North**3g, Partizan Zheleznyak Str., Krasnoyarsk, 660022, Russian Federation**sinyukiv@gmail.com***Yury V. Chizhov**, MD, Department Clinic of Stomatology of Institute of Post-degree Education*FSBEI HE Prof. V.F. Voino-Yasenetsky KrasSMU MOH Russia**1, Partizan Zheleznyak Str., Krasnoyarsk, 660022, Russian Federation**gullever@list.ru***Rasim H. Mamedov**, Graduate Student*Institute of Medical Problems of the North**3g, Partizan Zheleznyak Str., Krasnoyarsk, 660022, Russian Federation**don.ras2012@yandex.ru***Pyotr G. Varlamov**, Candidate of Medical Sciences*M.K. Ammosov North-Eastern Federal University**58, Belinsky Str., Yakutsk, Republic of Sakha (Yakutia), 677027, Russian Federation**varlamov.petr@mail.ru*

Поступила 25.11.2021

После рецензирования 30.11.2021

Принята 10.12.2021

Received 25.11.2021

Revised 30.11.2021

Accepted 10.12.2021