

Реакция костной ткани организма на имплантацию микропористого никелида титана в эксперименте Г.В.СЛИЗОВСКИЙ, И.И.КУЖЕЛИВСКИЙ

The reaction of tissues to the implantation of a microporous NiTi in the experiment G.V.SLIZOVSKY, I.I.KUZHELIVSKY

Сибирский государственный медицинский университет
НИИ медицинских материалов с памятью формы при Томском государственном университете
Детская городская больница № 4, г. Томск

Успешное хирургическое лечение ортопедических заболеваний зависит от технологического обеспечения операций, опыта хирурга и полноценной реабилитации пациентов. Особое значение в реконструктивной хирургии имеют свойства используемых материалов-имплантов. В качестве пластического материала преимущественно используются ауто- и гомо-трансплантаты [1, 5].

Высокая интенсивность резорбции трансплантируемых биологических тканей довольно часто является причиной малой эффективности реконструктивных операций, так как они рассасываются до момента восстановления корригированного или утраченного сегмента. Не менее важны и свойства имплантированных материалов, такие как биологическая инертность, коррозионная стойкость, прочность, эластичность и т.д. [2, 3, 6].

На базе кафедры детских хирургических болезней и ЦНИЛа Сибирского государственного медицинского университета уже более 10 лет проводится изучение имплантов-материалов (рис. 1) из микропористого никелида титана в эксперименте [4].

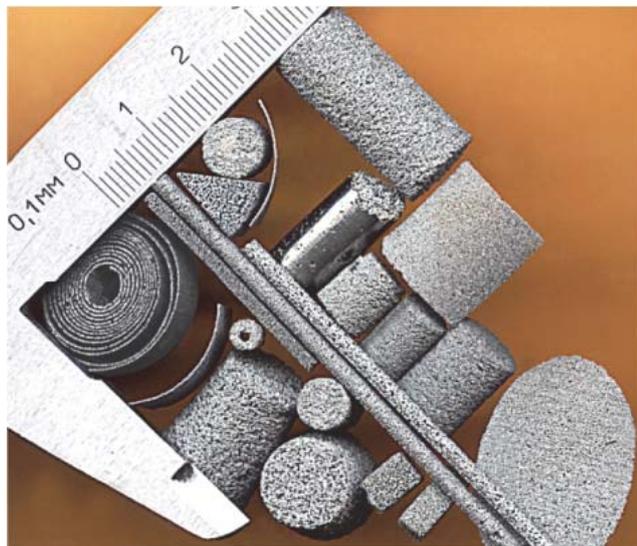


Рис. 1. Импланты из микропористого никелида титана.

Цель исследования: исследовать способность прорастания костной ткани в имплантах из микропористого никелида титана.

Материалы и методы

Исследования аутопсийного материала проводились в эксперименте на 5 беспородных собаках самцах весом от 14 до 20 кг, оперированных под нембуталовым наркозом с формированием костного ложа и установкой в него импланта из никелида титана (рис. 2). Формирование костного ложа производилось в области дистальной части шейки бедренной кости с помощью электрической дрели и долота. Все животные выводились из эксперимента путем эвтаназии после получения эфирного наркоза. Две собаки выводились из эксперимента через 14 дней после установки импланта, остальные три выводили через год после операции. Производилось вскрытие и, путём анатомического препарирования, выделялся сегмент с имплантом. Перед исследованием аутопсийного материала проводилась фиксация препаратов в 10% нейтральном формалине, обезвоживание в этаноле и очищение в ксилоле. Брали сечения от 100 до 300 мкм и окрашива-



Рис. 2. Установка импланта в ложе искусственного дефекта шейки бедренной кости.

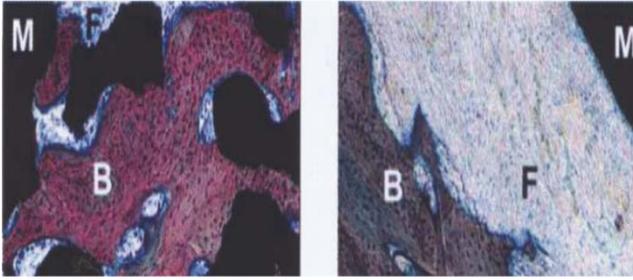


Рис. 3. Гистоморфометрические исследования интеграции тканей в структуру никелид-титанового имплантата. Образование (слева, ув. 300) и соединение и рост зародышей костной ткани (справа, ув. 500) в порах имплантата из никелида титана. На снимках отмечены: В - кость, F - волокна мягкотканого компонента, М - имплантат.

лись по Стиневелзу и Ван-Гизону. Программа анализа изображения позволяла различать области костной ткани и имплантата на каждом сечении для того, чтобы количественно определить области прорастания костной ткани и интеграции костной ткани в имплант (рис. 3, 4). Исследовано 5 анатомических препаратов, из которых получено 10 гистологических. Срезы готовили по стандартной методике, окраска проводилась гематоксилин-эозином и по Маллори. Изучение материала проводилось на большом универсальном световом микроскопе «NU» (Германия), окуляр $\times 12,5$, с использованием телевизионной цветной камеры и программы Photo Shop.

Процессы образования тканей в порах имплантатов исследовали подробно через разные промежутки времени – от 14-25 дней и далее до 1 года. В конце этих сроков образцы извлекали из организма и проводили рентгенологические и морфологические исследования.

Результаты и их обсуждение

Анализ полученных структур показал, что после имплантации между любой контактирующей тканью и имплантатом наблюдается непосредственная связь. Ткани образуются (прорастают) в порах имплантата, постепенно заполняя их. Уже после 14 дней взаимодействия практически во всех порах наблюдали тканевые структуры, характерные для соединительной ткани (рис. 3). Ткань хорошо прилегает к стенкам пор, повторяя их рельеф. При увеличении времени пребывания имплантатов в организме до 1 года наблюдали уплотнение тканевых структур во всех порах. Структура тканей в порах и вокруг имплантата становится полностью идентичной.

Реакция костной ткани на имплантацию пористого никелида титана заключается в том, что в порах имплантата со временем образуется зрелая ткань, например, костная со структурой, аналогичной матричной кости. Зарождение и рост костной ткани в пористой структуре никелида титана происходит одновременно во многих порах в виде отдельных ядер, которые затем разрастаются и сливаются. Постепенно костная ткань

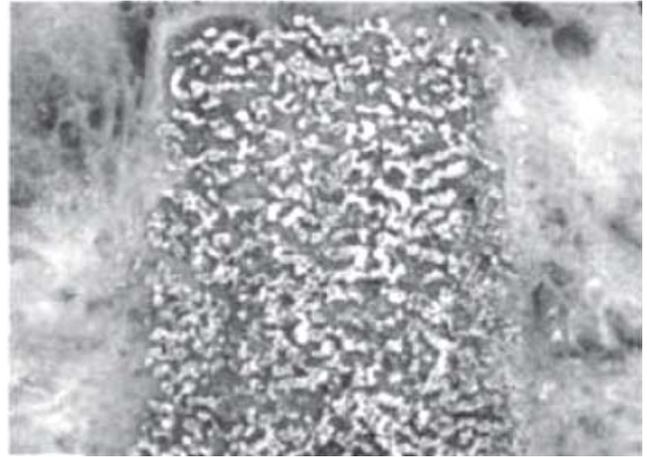


Рис. 4. Гистоморфологическое исследование компонента «кость-имплантат» через год после операции (ув. 100).

заполняет поры и соединяющие их каналы. Наличие проницаемой пористости у имплантатов из никелида титана дает возможность регулирования процессов остеоинтеграции после имплантации пористых проницаемых конструкций в костное ложе с использованием технологий насыщения имплантатов биологическими тканями, оптимизирующими остеогенез.

Для повышения эффективности замещения утраченных костных структур пористыми имплантатами из никелида титана перспективными являются имплантаты, насыщенные биологическими остеогенными тканями. Пористый никелид титана имплантируют в собственную тканевую систему, например, толщу гребня подвздошной кости и, благодаря клеточной диффузии, в порах образуется ткань, которая извлекается для замещения дефектов, либо вместе с пористой основой имплантируют в организм с этой же целью. Такая технология может быть использована в различных областях медицины – челюстно-лицевой хирургии, травматологии, вертебрологии.

Пористый никелид титана явился матриксом для костной ткани и интеграции остеогенных клеток. Свойства балочной структуры пористого никелида титана, такие как: высокий процент пористости и оптимальный размер пор инициируют высокий процент заполнения пор имплантата костной тканью, достигающий 60-80% минерализованного костного матрикса через год после имплантации (рис. 4).

Радиологические данные по пористому никелиду титана значительно выигрывают по сравнению с традиционным имплантом из титана, используемым в вертебрологии в странах Америки и Европы для фиксации тел поясничного отдела позвоночника. Кроме того, аутологическая костная трансплантация (где ткань для пересадки берется у самого реципиента) придает большое преимущество имплантам из пористого никелида титана по сравнению с ауто и гомоимплантатами.

Экспериментальные исследования образцов, проведенные после имплантации никелида титана в

микропористом виде в ткани организма, показали, что он способен длительно функционировать в организме не отторгаясь, обеспечивает стабильную регенерацию клеток и создает надежную фиксацию с тканями организма за счет образования (врастания) и роста тканей в порах имплантата. Интеграция костной ткани организма в микропористые импланты из никелида титана с заданными физико-механическими характеристиками позволяет применять данный материал для замещения костной ткани, сломанных тел позвонков, для замещения дефектов длинных трубчатых костей.

Заключение

Микропористый никелид титана из сплава-ТН-10 (TiNiMoFe) представляет современный биоматериал.

Список литературы

1. *Блинков Ю.Ю.* Изучение влияния миелопина и его компонентов на иммунологическую реактивность и репаративный остеогенез: автореф. дис. ... канд. мед. наук. Курск 2000; 26.
 2. *Вильямс Д.Ф., Роуф Р.* Имплантаты в хирургии. М.: Медицина 1978; 552.
 3. *Гюнтер В.Э.* Биосовместимые материалы с памятью формы и новые технологии в медицине. Томск: НТЛ 2004; 440.
 4. *Гюнтер В.Э.* Имплантаты с памятью формы в медицине. Northampton, Massachusetts, USA: STT 2002; 234.
 5. *Ходоренко В.Н., Моногенов А.Н., Гюнтер В.Э.* Проницаемость медицинских пористых сплавов на основе никелида титана. Материалы международной конференции «Новые материалы в медицине». Красноярск 2000; 12-13.
 6. *Roaf R.* Implants in Surgery. Ed. by D.F. Williams. London 2003; 439.
-
- ### **Информация об авторах**
1. Слизовский Григорий Владимирович – к.м.н., доц. кафедры детских хирургических болезней Сибирского государственного медицинского университета; e-mail: sgv5858@mail.ru
 2. Гюнтер Виктор Эдуардович – д.т.н., директор НИИ медицинских материалов с памятью формы при Томском государственном университете; e-mail: sgv5858@mail.ru
 3. Кужеливский Иван Иванович – асс. кафедры детских хирургических болезней Сибирского государственного медицинского университета; e-mail: kuzhel@rambler.ru
 4. Шикунова Яна Владимировна – аспирант кафедры детских хирургических болезней Сибирского государственного медицинского университета; e-mail: yana-z@mail.ru
 5. Бабич Виктор Петрович – врач детский хирург Детской городской больницы №4 г. Томска; e-mail: kuzhel@rambler.ru