

УДК 616.314-089.843 (575.2) (04)

ОЦЕНКА БИОСОВМЕСТИМОСТИ ДЕНТАЛЬНЫХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА С МОДИФИЦИРОВАННОЙ ПОВЕРХНОСТЬЮ В ЭКСПЕРИМЕНТЕ

А.Б. Мамытова – канд. мед. наук, доцент

В эксперименте на кроликах изучена степень коррозионной устойчивости и биосовместимость 60 образцов из никелида титана с модифицированными поверхностями, имплантированными в кость. Образцы, модифицированные ионами молибдена, показали высокую степень инертности и благоприятную тканевую реакцию.

Ключевые слова: модификация поверхности имплантата; инертность; биосовместимость.

Относительно новый для медицины сплав никелида титана с уникальными свойствами – упругостью и сверхэластичностью, термомеханическим эффектом, памятью формы – долгое время не применялся в клинической практике в качестве имплантационного материала.

Несмотря на отрицательные результаты исследований по изучению токсического, канцерогенного и мутагенного влияния на организм имплантатов из никелида титана, доказанную коррозионную устойчивость в организме, сомнения в безопасности этого материала остаются. Причиной негативного отношения к никелиду титана как к имплантационному материалу является присутствие в его составе никеля и титана в равных пропорциях [1–3].

Наличие барьерных слоев из комбинации толерантных к живой ткани элементов, таких, как цирконий и молибден, модификация ионными и электронными пучками способны ограничить (вплоть до полного изолирования) предполагаемый выход никеля во внешнюю среду, его накопление в тканях.

Цель работы – провести сравнительную оценку биосовместимости имплантатов из никелида титана с модифицированной разными методами поверхностью *in vivo* в эксперименте на кроликах.

Методика исследования. Работа выполнена на 1–1,5-месячных кроликах ($n=15$) массой 280–350 г.

Для исследования использованы сплавы, выплавленные электродуговым шестикратным переплавом из химически чистых компонентов. Для гомогенизации структурного состояния все образцы были отложены в вакууме не ниже

10^{-3} Па в течение 1 ч при 1073К, а затем охлаждены вместе с печью. Поверхностный слой очищали механической шлифовкой с последующей электролитической полировкой.

Внедрение в поверхностные слои имплантатов ионов циркония, молибдена, серебра выполнялось при среднем значении ускоряющегося напряжения 60 кВ с частотой следования импульсов 50Гц. Дозы облучения для всех типов ионов составляли $= 1,5 \times 10^{17}$ ион/см².

Используемые в эксперименте имплантаты имели форму пластин или шайб толщиной 0,3 мм, линейным размером до 10 мм. Выполнялась оптическая металлография поверхности всех образцов на оптическом микроскопе высокого разрешения “Axiove I2T-200” (“Carl Zeiss”).

Имплантаты устанавливали следующим образом. После обнажения гребня подвздошной кости в соответствии с размерами имплантата фрезой рассверливался паз, в который полностью погружался имплантат. Вдоль правого гребня через промежутки не менее 5мм распределили образцы: №4 (модификация ионами молибдена), №1 (электролучевая модификация), №2 (модификация ионами циркония). Слева устанавливали имплантат №5 из сплава ВТ-8, №3 (модификация поверхности ионами серебра) (рис. 1).

В паспорте животного отмечали дату операции, локализацию имплантатов. Животных выводили из эксперимента через 6,5 мес. После регистрации ветеринаром смерти животное взвешивали, выполняли вскрытие и осматривали органы. Органы взвешивали на аналитических весах (точность 0,001) и высушивали на стекле при 50°C в сушильном шкафу. Контролем служили интактные животные.

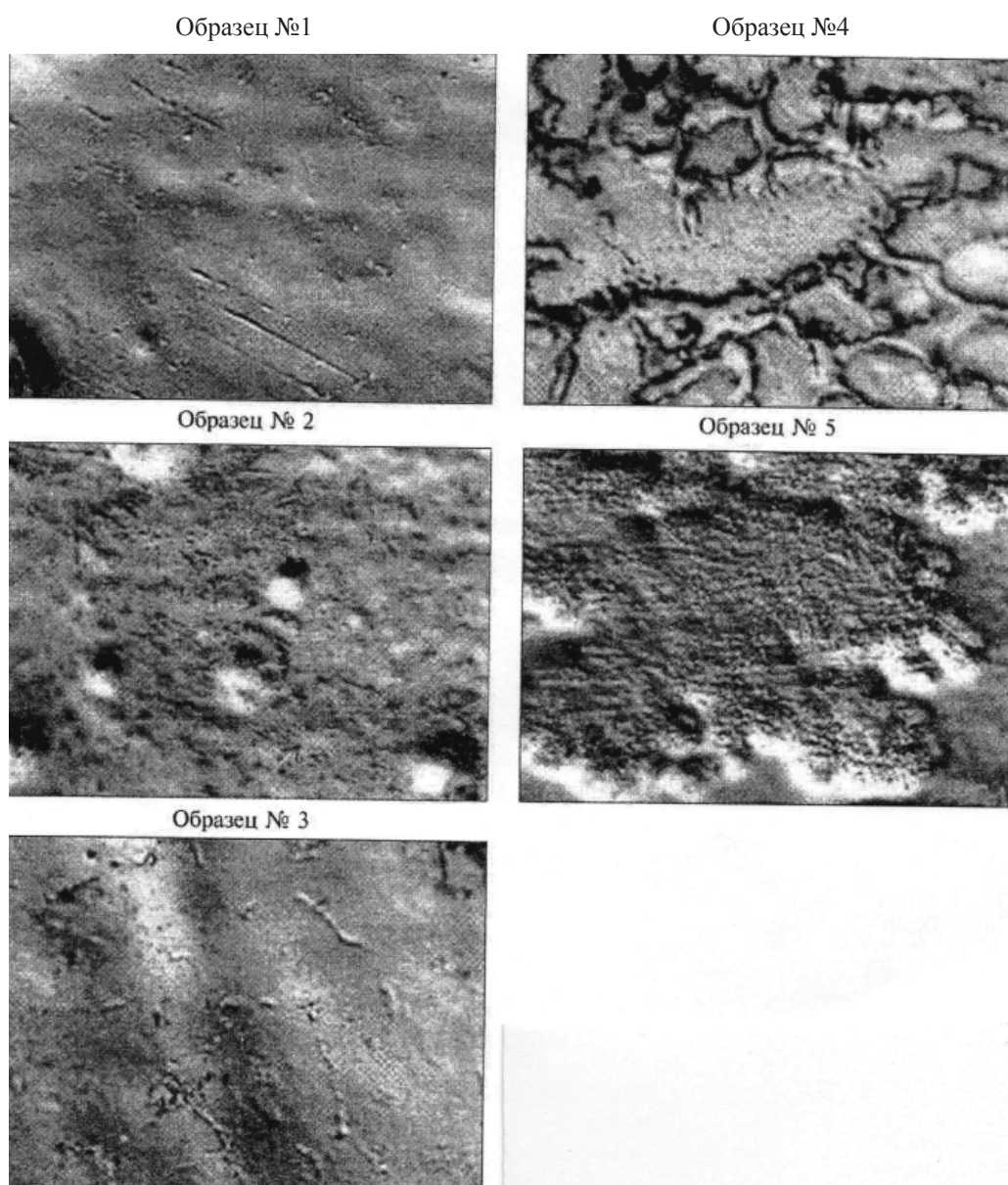


Рис. 1. Поверхность имплантатов через 6,5 месяцев после имплантации в кость.

Присутствие металлических элементов в тканях и органах подопытных животных анализировали с использованием рентгено-флюоресцентного спектрометра "Quant'X 600". Количественный элементный анализ в биопробах проводили по зависимости интенсивности рентгеновского характеристического излучения от концентрации элемента с использованием калибровочных кривых, определяемых экспериментально. Повышение концентрации элементов у экспериментальных животных определяли в процентах от физиологической нормы у контрольного животного.

Оба крыла подвздошной кости препарировали, отделяли единым комплексом и с помощью дисковой пилы разделяли продольно. Макропрепараты с имплантатами осматривали, фотографировали. В соответствии с положением имплантатов выделяли костные блоки. Изучали рельеф поверхности и элементный состав кости и капсулы имплантата с прилежащими тканями. Симметричный костный блок заливали раствором 7-процентного нейтрального формалина для гистологического исследования.

Костный блок с имплантатом помещали на 4–5 суток в сушильный шкаф при 70–80°C. Имплантат легко отделялся от тканей, гликопротеиновая пленка на его поверхности сохранялась. Выполняли оптическую металлографию с созданием карты поверхности, контактирующей с тканями. Коррозионный рельеф изучали с использованием методов фазово-контрастной микроскопии после отмывания имплантата дистиллированной водой от гликопротеиновых пленок.

Результаты исследования. Сравнение поверхностей образцов, отмытых от органических пленок, показало, что для всех образцов из сплава никелида титана с разными типами модифицированных поверхностей наиболее характерна питтинговая коррозия: выявляется на образцах №1 и №2 в виде ямок травления (модификация поверхности ионами циркония). Наиболее коррозионностойкие образцы №3 и №4. Несмотря на морфологически развитую сложную поверхность образца №4, находящуюся в мартенситном состоянии, наблюдаются лишь редкие следы питтинговой коррозии, а на границах мартенситных доменов коррозионные процессы не выявлены.

Коррозия в виде эрозийных очагов, расположенных отдельными пятнами, наблюдается на поверхности имплантатов №5. Внутри пятна рассматривается явная питтинговая коррозия с высокой плотностью ямок травления, которые,

сливаясь, формируют более глубокий коррозионный рельеф в виде впадин (рис. 1).

Концентрация титана в капсуле и прилежащей кости к имплантатам №5 превышает контрольные значения на 40% (капсула) и 20% (кость). В капсуле образцов №1 содержание титана превышено на 15%, в кость – на 5%, содержание никеля было выше, чем в контроле, на 18% (капсула) и 6% (кость).

Превышение концентрации титана и никеля в тканях, прилежащих к образцам №2, №3, №4, было в пределах 5% (капсула) и 2% (кость). Содержание серебра превышало контрольные значения не более чем на 2% (капсула) и 1% (кость). Увеличения концентрации циркония, молибдена в кости не выявлено. Проанализированы результаты химического анализа содержания основных элементов в органах и тканях экспериментальных животных ($\chi^2=6,89$, $p>0,1$). Концентрация титана, никеля, циркония, серебра, молибдена в органах по сравнению с физиологической нормой не повышена.

Параметры основных химических элементов, участвующих в биохимических процессах живого организма, не нарушены.

Ткани, сформированные вокруг имплантатов, различаются на уровне визуального осмотра (рис. 2). Имплантаты №4 и №2 окружает здоровая минерализованная кость. В области мигрировавшего имплантата №1 грубая фиброзно-хрящевая капсула. Вокруг образцов №1, устойчивых в кости, наблюдается тонкая соединительнотканная капсула. Подлежащая кость грубоволокнистая, структура губчатой – крупноячеистой. Имплантаты №3, №5 окружает рубцово-хрящевая оболочка.

Самая неблагоприятная реакция тканей наблюдалась в области имплантатов №3 (ВДИИ:Д (Ag^+): жировая перестройка красного костного мозга с включениями черного цвета. Крайне скудное количество клеточных элементов и сосудов.

Ткань в области имплантатов №5 представляет собой рубцовую капсулу с хрящевыми структурами. Подлежащая кость имеет хаотичную трабекулярную сеть, неравномерную минерализацию, включает хрящевые клетки.

Наиболее благоприятную реакцию тканей демонстрируют образцы №4 (ВДИИ:Д (Mo^+). Фиброзная капсула очень тонкая, прилежащая кость нормальной структуры.

Имплантаты №2 (ВДИИ:Д (Zr^+) окружает тонкая фиброзная капсула, кортикальная кость повышенной минерализации со скудным коли-

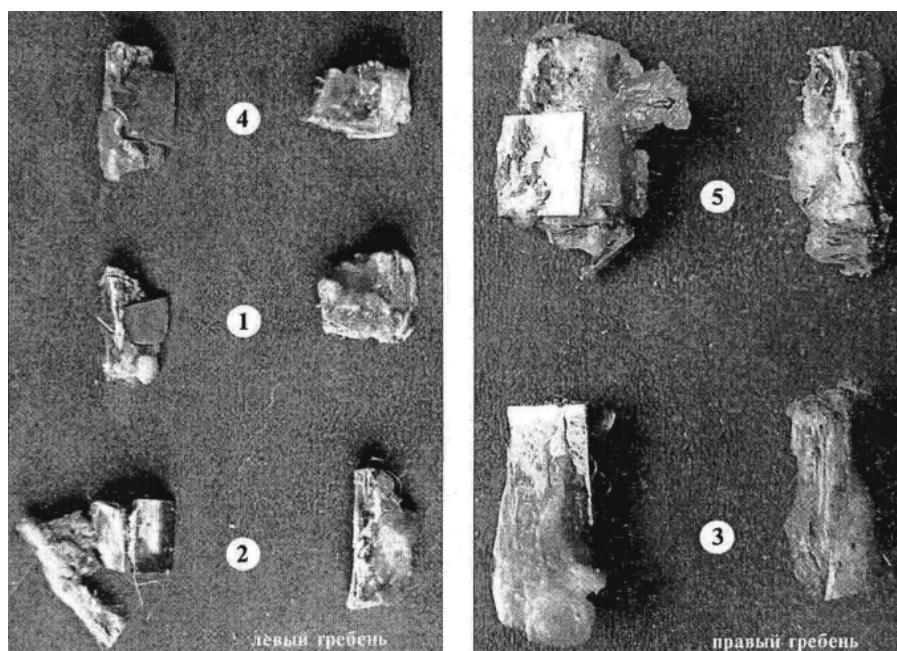


Рис. 2. Макропрепараты костных блоков с прилежащими имплантатами.

чеством клеточных элементов. Губчатая кость крупноячеистой структуры, в ряде ячеек миелоидная ткань замещена жировой с включениями волокнистых образований.

Установка имплантатов из сплавов титана и никелида титана общей массой 15 г не повышает концентрацию ионов металлов в органах, не влияет на функциональное состояние организма. Сформированная вокруг имплантатов кость нормальной структуры. Модификация ВДИИ (Ag^+) приводит к подавлению красного костного мозга.

Структура капсулы и окружающей кости зависит от уровня первичной стабилизации имплантата в костном ложе. Вокруг мигрировавшего имплантата сформирована рубцово-хрящевая оболочка, костная ткань с включениями хрящевых клеток, беспорядочными очагами минерализации. Стабилизированные имплантаты №1 окружает тонкая фиброзная капсула, грубоволокнистая костная ткань.

Таким образом, наиболее высокую биологическую совместимость в живом организме демонстрируют имплантаты с модифицированной поверхностью ионами молибдена и циркония.

Наименее коррозионно-устойчивы имплантаты из сплавов ВТ-8. Модификация поверхности ионами серебра оказывает угнетающее воздействие на красный костный мозг, вызывая его жировое перерождение.

Присутствие в течение 6,5 месяцев 15 г имплантатов из сплавов никелида ВТ-8 и TiNi не повышает концентрацию элементов, входящих в их состав, и не вызывает сдвигов в основном элементном составе паренхиматозных органов.

Литература

1. Гюнгер В.Э., Дамбаев Г.Ц. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. – Томск, 1998. – 486 с.
2. Гюнгер В.Э. Проблемы материаловедения в стоматологии // Рос. вестн. дентал. имплантол. – 2003. – №2. – С. 2–6.
3. Лисенков А.Н. Основные принципы и методы планирования многофакторных медико-биологических экспериментов // Применение математических методов в медико-биологических исследованиях: Сб. научн. тр. – М.: ИПВЭ АМН СССР, 1972. – С. 10–20.