

05;12

ДИНАМИКА ПРОРАСТАНИЯ ПОРИСТОГО ПРОНИЦАЕМОГО НИКЕЛИДА ТИТАНА ТКАНЯМИ ОРГАНИЗМА И МЕХАНИЧЕСКОЕ ПОВЕДЕНИЕ КОМПОЗИТОВ “НИКЕЛИД ТИТАНА — ТКАНИ ОРГАНИЗМА”

© *В.И.Итин, В.Э.Гюнтер, В.Н.Ходоренко, М.Л.Чобанян,
М.З.Миргазизов, Е.Н.Корстелева, М.А.Белялова*

Функциональные пористые проницаемые материалы из сверхупругого никелида титана с памятью формы по своему механическому поведению подобны тканям организма, при этом они являются биосовместимыми матрицами, в порах которых легко прорастают ткани организма [1-3].

В настоящей работе исследованы динамика прорастания тканей организма в пористых матрицах из сверхупругого сплава на основе никелида титана, особенности механического поведения и прочностные свойства образующихся композитов “никелид титана-ткани организма”.

Порошок никелида титана марки ПН55Т45 после сушки в вакуумном сушильном шкафу при 70°C в течение 6 ч засыпали в специальную форму с цилиндрическими ячейками глубиной 15 и диаметром примерно 7 мм. Форму слегка утрясали для дальнейшего уплотнения порошка, устанавливали в вакуумную печь СШВЛ-0.62/25 или СШВЛ-0.62/16И2 и проводили спекание в вакууме $133.3 \cdot 10^{-4}$ ППа при различных температурах в течение 2 ч. Температуру спекания измеряли платина-платинородиевой термопарой. После спекания печь охлаждали, из формы вынимали образцы, длину которых доводили шлифованием примерно до 11 мм. Начальная пористость насыпок из порошка никелида титана составляла 80-82%.

Определяли истинные напряжения при сжатии, в том числе предел прочности при сжатии и относительную деформацию до разрушения. Статические испытания проводили по ГОСТ 25.503.80 на машине “Инстрон-1185”, скорость деформации при сжатии составляла 0.5 мм/мин.

Для металлографического изучения структуры пористого никелида титана после прорастания в нем тканей организма использовали оптический микроскоп “Эпитип-2”. Образцы последовательно шлифовали с помощью шкурки различной зернистости, затем полировали на сукне тонкой алмазной пастой. Поверхности образцов тщательно промывали сначала в мыльном растворе, потом в спирте и про-

сушивали фильтровальной бумагой. После этого образцы устанавливали на столик микроскопа и фотографировали.

При температуре спекания в интервале $950-1050^{\circ}\text{C}$ образцы пористого никелида титана разрушаются. Спекание при 1100°C позволяет сохранить конечную пористость ($\sim 80\%$), близкую к начальной, но предел прочности недостаточно высок (640 МПа). Повышение температуры спекания до 1150°C приводит к существенному росту предела прочности на сжатие ($\sim 1320\text{ МПа}$) при незначительном уменьшении конечной пористости по сравнению с начальной. При дальнейшем увеличении температуры спекания предел прочности практически остается тем же ($\sim 1340\text{ МПа}$), но заметно снижается конечная пористость (до 58%). Двукратное спекание по режиму: $T_1 = 1000^{\circ}\text{C}$, $t = 2\text{ ч}$; $T_2 = 1150^{\circ}\text{C}$, $t = 3\text{ ч}$ приводит к понижению конечной пористости до 67% и предела прочности до 1100 МПа соответственно. Сравнение результатов позволило считать оптимальным следующий режим спекания пористого проницаемого никелида титана: температура спекания $T = 1150^{\circ}\text{C}$, время спекания $t = 2\text{ ч}$.

Эти результаты соответствуют общепринятым представлениям о влиянии температуры спекания в твердой фазе на процесс уплотнения и прочностные свойства пористых материалов. В многочисленных исследованиях [3,4] показано, что с повышением температуры спекания возрастают как плотность порошковых изделий, так и показатели их прочности и пластичности. В нашем случае процесс спекания соответствует ранней стадии, когда плотность порошкового тела мала и скорость уплотнения определяется процессами, происходящими в приконтактных областях, структура и геометрия которых играют существенную роль при спекании. На этой стадии между отдельными частицами порошков возникают и развиваются связи, которые приводят к образованию и росту "шеек" межчастичных контактов, однако сквозная пористость сохраняется.

Пластические свойства пористого спеченного никелида титана так значительны, что при сжатии происходит закрытие пор и соответственно увеличение плотности и прочностных характеристик до величин, соответствующих литому никелиду титана (рис. 1). Этот процесс особенно заметен при степенях деформации, превышающих 30% , когда скорость роста напряжений существенно возрастает и на кривой $\sigma - \epsilon$ наблюдается перегиб. Механические характеристики пористого спеченного никелида титана намного выше, чем пористого спеченного титана [5], что особенно важно при изготовлении имплантатов, особенно стоматологических, которые работают в основном на сжатие и изгиб.

Эксперименты по проращиванию костной ткани в пористом никелиде титана проводили на 10 кроликах массой

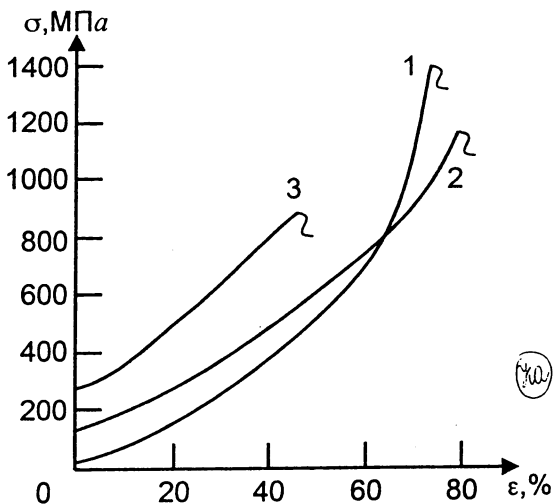


Рис. 1. Зависимость истинного напряжения течения от степени деформации в условиях сжатия при комнатной температуре для пористого проницаемого никелида титана (кривая 1) и после прорастания в нем тканей организма в течение 1 мес (кривая 2), 3 мес (кривая 3).

3–3.5 кг. Каждому кролику под тиопенталовым наркозом (из расчета 35 мг на 1 кг массы животного) делали разрез, отслаивали мягкие ткани бедра и с помощью фиссурного бора диаметром 2 мм высверливали 2 отверстия на каждой ноге. Скорость вращения сверла 3000 об/мин, охлаждение при сверлении изотоническим раствором. Далее диаметр отверстия доводили до 4 мм с помощью специального сверла. Каждому кролику вводили 4 имплантата диаметром 4 и длиной 4 мм. После операции рану ушивали кетгутом и вводили бицеллин из расчета 500 единиц на килограмм массы животного. Через 1, 3 и 6 мес кроликов умерщвляли способом воздушной эмболии, имплантаты извлекали из бедренной кости и подвергали металлографическому исследованию и механическим испытаниям.

На рис. 2 представлены микрофотографии структуры шлифов имплантатов после 1, 3 и 6 мес пребывания их в организме кролика. Видно, что после 1 мес поры имплантатов заполнены тканью различной плотности, контраст тканей неравномерный, что характерно для образующихся структур соединительных тканей. Процесс образования соединительной ткани идет очень активно — по всей поверхности шлифа имплантата наблюдали заполненные тканью поры, незаполненных пор нет. Этому процессу предшествует капиллярная пропитка пористого никелида титана физиологическими жидкостями. При увеличении времени пребывания имплантата в организме происходит уплотнение тканевых

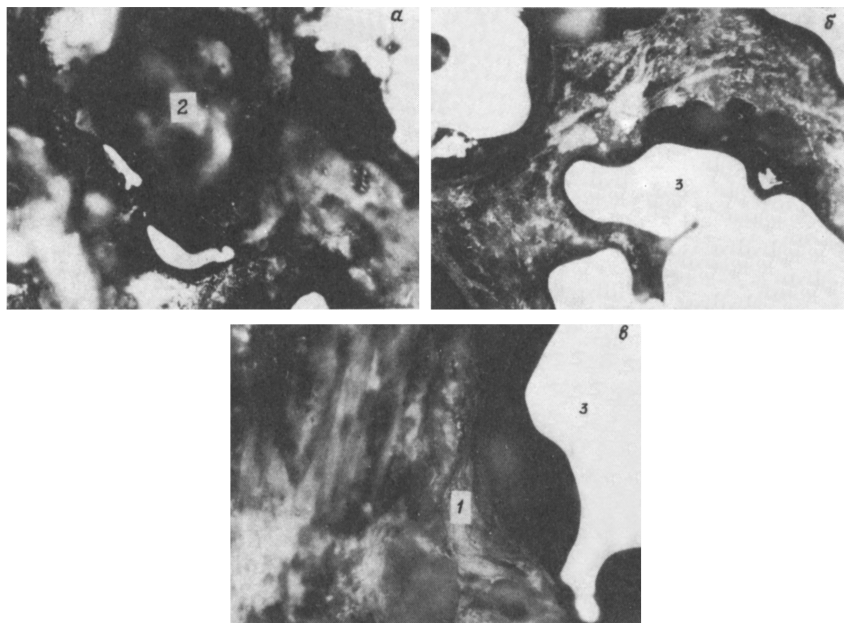


Рис. 2. Структура пористого проницаемого никелида титана после прорастания в нем тканей организма в течение 1 мес (а), 3 мес (б) и 6 мес (е): 1 — костная ткань; 2 — ткань типа соединительной; 3 — никелид титана; $\times 540$.

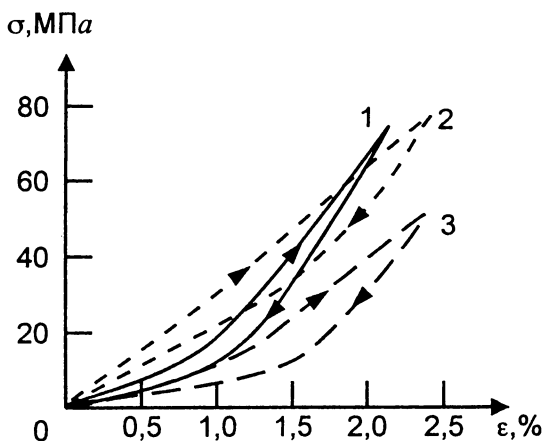


Рис. 3. Диаграмма “нагрузка–разгрузка” в координатах “напряжение осадки — деформация сжатия по высоте” для пористого проницаемого никелида титана (2) и после прорастания в нем тканей в течение 1 мес (3) и 3 мес (1).

структур, образование костной ткани в порах. К 3 мес пористая структура имплантата в основном (на 80%) заполняется костной тканью. При дальнейшем пребывании имплантата в организме происходит совершенствование костной ткани и к 6 мес поры практически полностью заполнены хорошо сформированной костной тканью. Это свидетельствует о высокой проницаемости пористого никелида титана. Изучение шлифов показывает, что костная ткань проникает во все извилины поверхности поры, обеспечивая механическое зацепление на межфазной границе “костная ткань — металл” и тем самым жесткую биологическую фиксацию.

Структурный анализ извлеченных из организма имплантатов показывает, что зарождение и рост костной ткани в пористой структуре никелида титана происходит одновременно во многих порах в виде отдельных ядер (областей), которые затем разрастаются. Постепенно костная ткань заполняет поры и соединяющие их каналы, образуя высокопрочный композит “никелид титана — костная ткань”, свойства которого определяются как металлической составляющей, так и костной тканью.

Эти результаты полностью соответствуют данным механических испытаний на сжатие, представленных на рис. 1. После прорастания тканями организма пористой структуры имплантата в течение 1 мес прочностные свойства композита “никелид титана — ткани организма” несколько превышают свойства пористого никелида титана (рис. 1, кривая 1), а через 3 мес прорастания истинные напряжения течения примерно в 2–3 раза выше, чем у него (рис. 1, кривая 3). Относительная деформация до разрушения изменяется слабо при сроке прорастания 1 мес и заметно падает при прорастании в течение 3 мес.

За срок прорастания 1 мес пористую структуру имплантата заполняет в основном соединительная ткань, а прочностные свойства соединительной ткани низки [6]. Поэтому прочностные свойства композита определяются в основном металлической составляющей и близки к свойствам пористого никелида титана. После прорастания в течение 3 мес пористая структура имплантата в основном заполнена костной тканью (рис. 2, б) и прочностные свойства, как отмечено выше, сильно возрастают. Различие в механическом поведении образцов при малых деформациях и снижение относительной деформации до разрушения с повышением срока прорастания прежде всего тем, что ткани организма, заполнившие поры, не позволяют им закрываться в процессе деформации. Поэтому композит “никелид титана — костная ткань”, несмотря на высокую пластичность (выше 40%), разрушается раньше, чем пористый никелид титана.

Таким образом, после трех месяцев пребывания в организме композит “никелид титана — костная ткань” обладает свойствами, существенно превышающими как свойства пористого никелида титана, так и свойства костной ткани [6]. Этот срок является минимальным для прорастания костной тканью пористого имплантата из никелида титана.

Следует отметить, что сроки прорастания пористого проницаемого никелида титана костной тканью заметнее меньше, чем у пористого титана. Возможно, условия роста костной ткани в пористой матрице из никелида титана, обладающей сверхэластичностью, значительно благоприятнее, так как становится возможной релаксация напряжений, возникающих при росте ткани.

При изучении механического поведения в области малых деформаций (до 3%) методом нагрузки-разгрузки обнаружено, что при воздействии внешних напряжений (до 80 МПа) деформация является обратимой, а на диаграмме “напряжение-деформация” наблюдается гистерезис (рис. 3). Зависимости площади гистерезиса от срока прорастания тканями организма пористой структуры образцов обнаружить не удалось из-за заметного разброса от образца к образцу, однако наличие гистерезиса не вызывает никаких сомнений. Таким образом, композит “никелид титана — ткани организма” сохраняет сверхэластичные свойства, характерные как для сплавов с эффектами памяти формы, так и для тканей организма.

Список литературы

- [1] Гюнтер В.Э., Итин В.И., Монасевич Л.А. и др. Эффекты памяти формы и их применение в медицине. // Новосибирск: Наука. Сиб. отд-ние, 1992. 742 с.
- [2] Миргазизов М.З., Гюнтер В.Э., Итин В.И., Монасевич Л.А., Сысолятин П.Г., Старога А.В. Сверхэластичные имплантаты и конструкции из сплавов с памятью формы в стоматологии. Moscow, Berlin, Chicago, London, Sao Paulo and Tokyo: Quintessenz Verlags-GmbH. 1993. 231 с.
- [3] Андриевский Р.А. // Введение в порошковую металлургию. Фрунзе: Илим, 1988. 173 с.
- [4] Федорченко И.М., Андриевский Р.А. // Основы порошковой металлургии. Киев: Изд-во АН УССР, 1961. 420 с.
- [5] Asaoka Kenzo, Kuwayama Norihiko, Okuno Ozamu, Miura Ishi. // Biomed. Mater. Res. 1985. V. 19, N 6. P. 699-713.
- [6] Березовский В.А., Колотилов Н.Н. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник. Киев: Наук. думка, 1990. 224 с.

Сибирский научно-исследовательский
физико-технический институт
Томск

Поступило в Редакцию
18 декабря 1995 г.