

4. Попов А.А., Ильин А.А., Демаков С.Л., Илларионов С.Г., Коллеров М.Ю., Агаркова Е.О. О природе X-фазы в сплавах системы Ti-Nb-H //Металлы, 1994, №6.
5. Бокштейн С.З., Бунин Л.А., Гинзбург С.С. и др. Исследование распределения водорода в металлах и сплавах методом электронномикроскопической автордиографии //Процессы диффузии, дефекты структуры и свойства металлов. М.: Metallurgy, 1972. - С. 108-122.
6. Tiner N.A. //Trans. Quarterly (ASM), 1968, V. 61, №2. - P.213.
7. Смитлз К.Дж. Металлы: Справ. изд., М.: Metallurgy, 1980.- 447 с.

УДК 669.295`245:615.472

ВЛИЯНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ПРОВОЛОЧНЫХ ИМПЛАНТАТОВ С ЭФФЕКТОМ ЗАПОМИНАНИЯ ФОРМЫ ИЗ НИКЕЛИДА ТИТАНА НА ИХ ХАРАКТЕРИСТИКИ РАБОТОСПОСОБНОСТИ

Д.т.н., проф. М.Ю. Коллеров, к.т.н., доц. А.А. Крастилевский,
Д.Е. Гусев, А.В. Матыцин

В настоящей работе рассмотрены возможности регулирования механического поведения имплантатов с эффектом запоминания формы из никелида титана. Было изучено влияние размеров и формы петельных конструкций на их характеристики работоспособности.

In the present work the possibilities of regulation of a mechanical behavior implants with shape memory effect from titanium nickelide are considered. The influence of sizes and form of loops constructions on their characteristics of capacity for work was investigated.

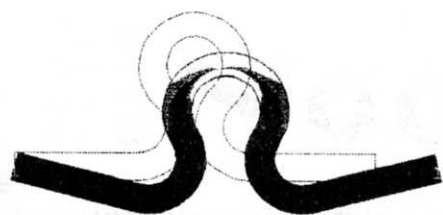
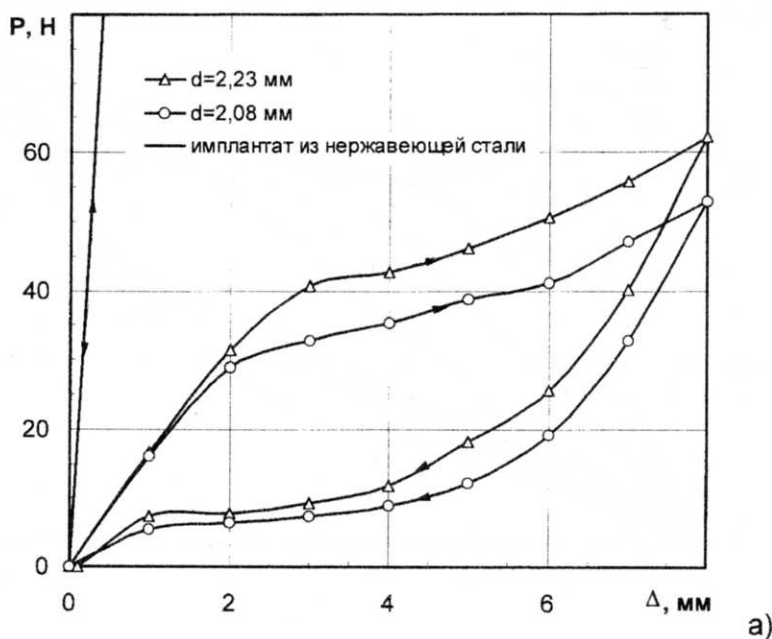
Сплавы на основе никелида титана (Ti-53,5÷56,5 % Ni, по массе) являются идеальным материалом для медицинских имплантатов. Они обладают высокой коррозионной стойкостью и биологической совместимостью с живыми тканями [1]. В никелиде титана при нагреве и охлаждении реализуется мартенситное превращение, которое обеспечивает проявление термомеханической памяти формы: эффекта запоминания формы (ЭЗФ) и сверхупругости (СУ) [2].

Если в процессе нагрева при реализации ЭЗФ создавать противодействие восстановлению формы, то в материале развиваются реактивные напряжения. Таким образом предварительно деформированные имплантаты при восстановлении формы создают усилие компрессии или дистракции. После нагрева и восстановления исходной формы имплантаты из никелида титана проявляют сверхупругие свойства: значительные деформации (до 8 %) полностью устраняются при разгрузке. При этом зависимость усилий от деформации для никелида титана приближается к механическому поведению живых тканей человека (костей, связок, мышечных волокон). Это обеспечивает имплантатам из никелида титана механическую совместимость с тканями организма при сохранении прочности, характерной для других сплавов (нержавеющей стали, титановых сплавов).

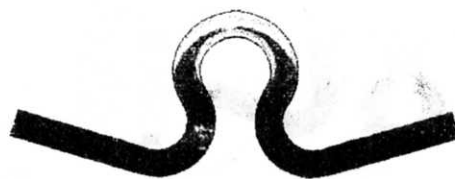
Регулирование силовых характеристик достигается путем оптимизации конструкций рабочих элементов имплантатов. Подбором диаметра проволоки из никелида титана и формы рабочих элементов (с помощью компьютерного моделирования) можно разрабатывать конструкции имплантатов, отвечающие оптимальному механическому поведению тех костных и связочных структур человека, которые имплантат должен укрепить или заменить.

В настоящей работе было рассмотрено механическое поведение конструкций, рабочий элемент которых выполнен в форме петли. Петельные конструкции удобны для применения в медицине, поскольку они не образуют замкнутых полостей в тканях организма. Для того, чтобы обеспечить наибольшую степень восстановления формы конструкцией за счет ЭЗФ и СУ, наибольшая величина накапливаемой при нагружении деформации не должна превышать 8 % [3]. Превышение установленного уровня деформации, помимо ухудшения характеристик восстановления формы, создает опасность усталостного разрушения имплантата при эксплуатации.

Расчет напряженно-деформированного состояния осуществлялся при использовании конечно-элементного пакета программ. Анализ напряженно-деформированного состояния имплантата начинался с выбора типа конечного элемента, который для продольного сечения конструкции представляет собой треугольник с тремя узловыми точками в вершинах и в середине каждой из сторон. На построенную плоскую модель конструкции наносилась сетка из конечных элементов с длиной стороны каждого треугольника от 0,5 до 1 мм в зависимости от размера конструкции, ее геометрических особенностей и задачи расчета.



При растяжении ножек на $5,0$ мм максимальная деформация $8,2\%$, развиваемое при этом усилие 63 Н



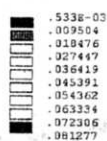
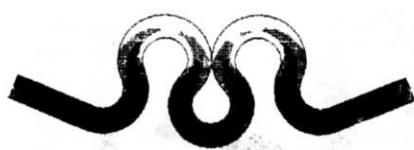
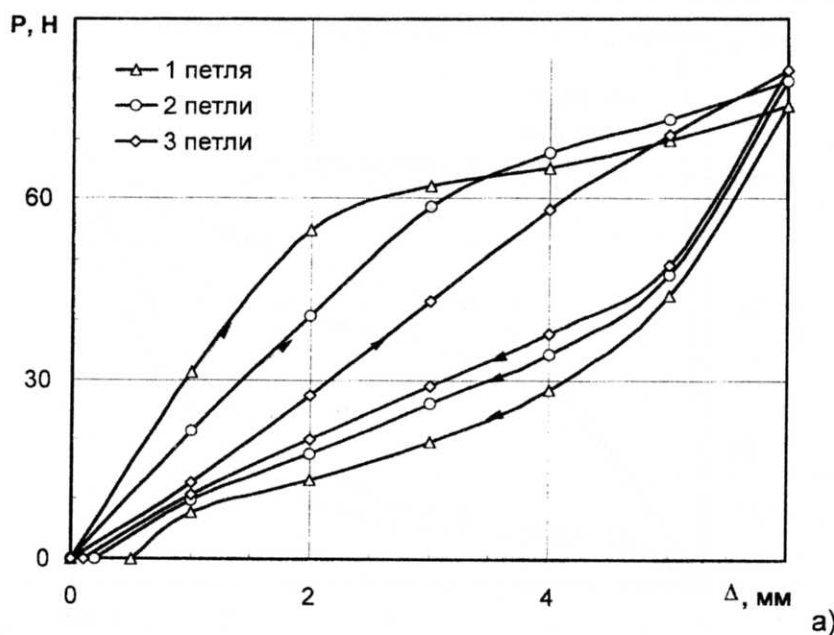
При растяжении ножек на $5,0$ мм максимальная деформация $7,8\%$, развиваемое при этом усилие 46 Н. При растяжении ножек на $5,2$ мм максимальная деформация $8,1\%$, развиваемое при этом усилие 48 Н

Рис. 1. Влияние диаметра проволоки на механическое поведение однопетельной конструкции:

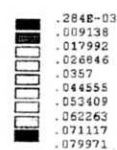
- а) кривые деформации конструкций из проволоки диаметром $2,23$ и $2,08$ мм;
- б) и в) эпюры деформаций конструкций из проволоки $\varnothing 2,2$ и $2,0$ мм, соответственно, и внутренним диаметром петли $4,4$ мм

После разбиения площади на сетку конечных элементов и описания граничных условий проводился расчет напряженно-деформированного состояния с последующей отрисовкой результатов в виде эпюр деформаций и напряжений, которые в настоящих расчетах вычислялись по критерию Мизеса. В расчетах нагружение конструкций проводилось до тех пор, пока в каком-либо участке рабочего элемента деформация не достигнет значений, близких к критическим (8%). При этом определялись соответствующие перемещения и прикладываемые усилия.

Наиболее удачные из числа рассмотренных конструкций были изготовлены из проволоки никелида титана. После придания изделиям заданной формы проводилась специальная термообработка, обеспечивающая сплаву следующие температуры: температура изменения формы 10 °С, температура начала восстановления формы 27 °С, температура конца восстановления формы 35 °С. Для определения характеристик работоспособности изучаемые конструкции помещали в захваты приспособления для нагружения, которые в свою очередь находились в термостате с водой, нагреваемой до температуры 36,6 °С с точностью до 0,1 °С.



б)



в)

При растяжении ножек на 6,0 мм максимальная деформация 4,8 %, развиваемое при этом усилие 89 Н. При растяжении ножек на 9,3 мм максимальная деформация 8,1 %, развиваемое при этом усилие 139 Н

При растяжении ножек на 6,0 мм максимальная деформация 2,0 %, развиваемое при этом усилие 62 Н. При растяжении ножек на 17,0 мм максимальная деформация 7,9 %, развиваемое при этом усилие 177 Н

Рис. 2. Влияние количества петель рабочего элемента на механическое поведение петельных конструкций из проволоки $\varnothing 3,0$ мм и внутренним диаметром петли 5,0 мм:

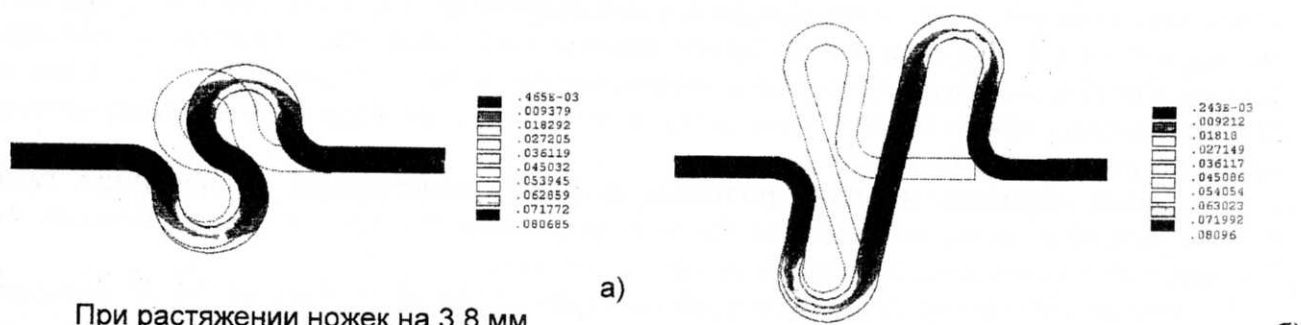
а) кривые деформации конструкций;

б) и в) эпюры деформаций двух- и трехпетельной конструкций, соответственно

В отличие от имплантатов из нержавеющей стали и других конструкционных материалов, характеризующихся линейной зависимостью усилий от перемещений в

упругой области, механическое поведение конструкций из сплавов на основе никелида титана с ЭЗФ можно схематично описать, разделив кривую деформации на три участка (см. рис. 1). Первый участок соответствует упругой деформации. На втором участке механизм накопления деформации обусловлен протеканием мартенситного превращения под напряжением. На этом участке относительно небольшой рост напряжений вызывает значительное увеличение деформации. После второго участка отмечается увеличение скорости роста напряжений, связанное с исчерпанием мартенситного превращения.

На первом этапе исследования определялось влияние диаметра проволоки на механическое поведение петельных конструкций. Расчеты показали, что уменьшение диаметра проволоки при сохранении внутреннего диаметра петли приводит к уменьшению уровня максимальных деформаций в петле при том же перемещении (Δ), а критическая степень деформации достигается при более высоких перемещениях. При этом с уменьшением диаметра проволоки уменьшаются деформирующие усилия, которые изменяются пропорционально квадрату диаметра проволоки.



При растяжении ножек на 3,8 мм максимальная деформация 8,0 %, развиваемое при этом усилие 67 Н

При растяжении ножек на 13,5 мм максимальная деформация 8,0 %, развиваемое при этом усилие 33 Н

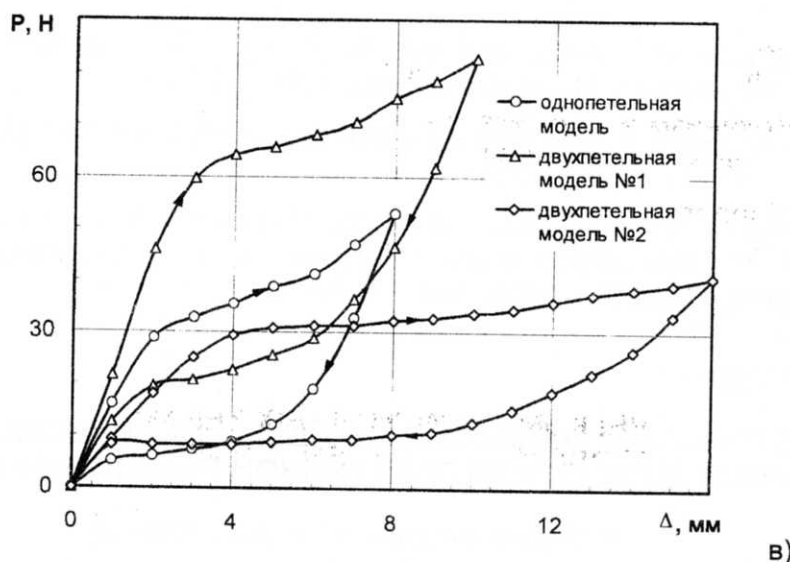


Рис. 3. Механическое поведение двухпетельных конструкций:
 а) эпюра деформации двухпетельной конструкции (габаритный размер по высоте 15,5 мм) из проволоки \varnothing 2,2 мм и внутренним диаметром петли 4,4 мм;
 б) эпюра деформации двухпетельной конструкции (габаритный размер по высоте 30,0 мм) из проволоки \varnothing 2,2 мм и внутренним диаметром петли 4,4 мм;
 в) кривые деформации конструкций из проволоки \varnothing 2,08 мм (модель №1: габаритный размер по высоте 15,5 мм, модель №2: габаритный размер по высоте 30,0 мм)

Более сильное влияние на механическое поведение имплантатов оказывает изменение структуры петельной конструкции (рис. 2). Например, увеличение количества петель от одной до двух или трех приводит к значительному увеличению рабочего хода (на 80 % и 200 % соответственно). При этом с увеличением петель в конструкции перегиб на кривой деформации, соответствующий смене механизмов формоизменения от упругого к мартенситному, становится все менее выраженным.

При переходе от однопетельной к многопетельной конструкции при деформации на фиксированную величину Δ максимальные деформации в каждой петле резко снижаются. Например, как видно из рисунка, при деформации на 6 мм однопетельная конструкция уже исчерпала весь ресурс формоизменения по мартенситному механизму (8,8 %), а трехпетельная – находится только в начале области, обусловленной мартенситным превращением (2,0 %).

Такая тенденция изменения механических характеристик петельной конструкции сохраняется только в том случае, если петли рабочего элемента расположены последовательно (в ряд, одна за другой). Если две петли расположить друг под другом, то в этом случае наблюдается принципиально иная картина (рис. 3). В данном случае жесткость конструкции будет изменяться в зависимости от вида сопряжения (расстояния между осями петель) двух петель друг с другом: по отношению к однопетельной конструкции жесткость может либо резко уменьшаться, либо возрастать. Чем больше расстояние между осями петель конструкции, тем будут меньше развиваемые усилия, а запас рабочего хода больше.

Таким образом, изменяя размеры и форму конструкций из никелида титана, можно разрабатывать имплантаты по своему механическому поведению близкие либо к кости, либо к связкам или даже к мышечной ткани.

Результаты получены при поддержке гранта Минобразования РФ по фундаментальным исследованиям в области технологических проблем производства авиакосмической техники.

Литература

1. Сплавы с эффектом памяти формы. /К. Ооцука, К. Симидзу, Ю. Судзуки и др. / Под ред. Х. Фунакубо. - М.: Металлургия, 1990. - 224 с.
2. Ильин А.А. Механизм и кинетика фазовых и структурных превращений в титановых сплавах. – М.: Наука, 1994. – 304 с.
3. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Головин И.С., Шинаев А.А. Исследование механизмов формоизменения при деформации и нагреве титановых сплавов с эффектом запоминания формы // МиТОМ, 1998, №4. - С.12-16.

УДК 666.798

ИЗУЧЕНИЕ СТРУКТУРЫ КОМПОЗИЦИОННЫХ КЕРАМИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ НАПРАВЛЕННОЙ РЕАКЦИОННОЙ ПРОПИТКИ

И.В. Литвинцева, к.т.н. Д.А. Иванов

В данной работе рассмотрены структурные особенности композиционных материалов, полученных методом направленной реакционной пропитки керамических матриц с хаотичным и направленным поровым пространством. В полученном материале были обнаружены кристаллическая Al_2O_3 и смешанная Al/Al_2O_3 фазы. Методом индентирования были установлены значения микротвердости фаз, слагающих структуру композита. Показано, что движущей силой процесса пропитки является химическая реакция в системе "расплав-газ".