

5. Сверхпластичность и износостойкость в машиностроении. Г.Б. Строганов, О.А. Кайбышев, О.Х. Фаткуллин, В.Н. Мартынов. – М.: Альтекс, 2002. – 322 с.
6. Валиев Р.З., Александров И.В. Наноструктурные материалы, полученные интенсивной пластической деформацией. – М.: Логос, 2002. – 272с.
7. Titanium '99: Science and technology. /Proceedings of the Ninth World Conference on Titanium. – Central Research Institute of Structural Materials (CRISM) «PROMETEU», 2000.

УДК 658.523:616-7

ВЛИЯНИЕ МАТЕРИАЛА СТЕРЖНЕЙ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЙ КОНСТРУКЦИИ НА МЕХАНИЧЕСКОЕ ПОВЕДЕНИЕ ПРИ СТАТИЧЕСКИХ И ЦИКЛИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЯХ

Д.т.н., проф. М.Ю. Коллеров, С.К. Левченко¹, А.А. Чернышова,
Н.В. Дорофеева, Н.А. Горбовец

В настоящей работе исследовано влияние материала стержней и структуры на механическое поведение транспедикулярной конструкции при статических и малоцикловых испытаниях. В качестве сравниваемых материалов были взяты сплав на основе TiNi (с разной термической обработкой) и титановый сплав VT16. Представлены результаты, полученные по стандартной методике испытаний (ASTM F 1717–96).

This work has examined the effect of rods' material and the structure on mechanical behavior of transpedicular construction during static and low-cycle fatigue tests. As compared materials there were taken a TiNi – based alloy (with different heat treatment) and titanium alloy VT16. Presented are the results obtained according to standard testing technique (ASTM F 1717 - 96).

В настоящее время при заболеваниях позвоночника и спинного мозга широко применяются транспедикулярные конструкции (ТК) [1], которые изготавливают из нержавеющей стали, титановых сплавов и др. Основным принципом транспедикулярной фиксации позвоночника является проведение через ножки дуг позвонков специальных винтов, которые затем соединяются между собой металлическими стержнями и составляют стабилизирующую систему. Внешний вид транспедикулярной конструкции представлен на рис. 1а.

Основными требованиями, предъявляемыми к материалам для стержней ТК, являются хорошая прочность, высокая коррозионная стойкость и биологическая инертность. При проектировании имплантатов также необходимо учитывать, что модуль упругости металлических материалов во много раз больше модуля упругости кости и модуля упругости межпозвоночных дисков (хрящей).

В связи с этим в последние годы в медицине стал применяться новый материал – никелид титана, который обладает рядом особых свойств, таких как эффект запоминания формы (ЭЗФ) и сверхупругость (СУ) [2]. Механическое поведение данного материала очень похоже на поведение костных и хрящевых тканей организма. Также, он обладает высокой коррозионной стойкостью и биологической совместимостью. Поэтому его можно взять за основу для создания биологически и механически совместимых имплантатов.

¹ Российская медицинская академия последипломного образования, г. Москва, Россия

В настоящей работе было исследовано влияние материала стержней на механическое поведение ТК. Испытания ТК проводили согласно стандарту ASTM F 1717 – 96 [3]. Опорные стержни были изготовлены из двух материалов: ВТ16 и ТН1. Стержни из ТН1 подвергали термической обработке в вакууме по различным режимам для формирования в них необходимой структуры и характеристик ЭЗФ.

Блоки, имитирующие тела позвонков, изготавливали из полиамида 66. В них предварительно делали отверстия диаметром 3,5 мм на расстоянии 40 мм друг от друга, в которые вкручивали винты ТК. Блоки с винтами устанавливали в специальные захваты испытательной машины «TIRA test 2300». После этого проводили установку стержней ТК (рис. 16). Усилие затяжки крепящих элементов соответствовало разрушению их технологических припусков по специально сделанным надрезам.

На первом этапе проводили статические испытания при сжатии ТК до заданного перемещения захватов (15 мм). Температура испытания соответствовала нормальной или поддерживалась на уровне $+5 \div +10$ °С и $+35 \div +38$ °С, которая контролировалась ртутным термометром вблизи стержней ТК. По результатам испытаний определяли жесткость работы ТК (как отношение максимальной нагрузки к перемещению захватов установки) и остаточную деформацию (как разность положения захватов установки до нагружения и после разгрузки).

При статических испытаниях ТК со стержнями из сплава ВТ16 наблюдается снижение скорости роста усилий от деформации при нагружении и накопление остаточной деформации (до 3 мм) после разгрузки (рис. 2). Средняя жесткость такой ТК составляет 38,9 Н/мм и не зависит от температуры испытания.

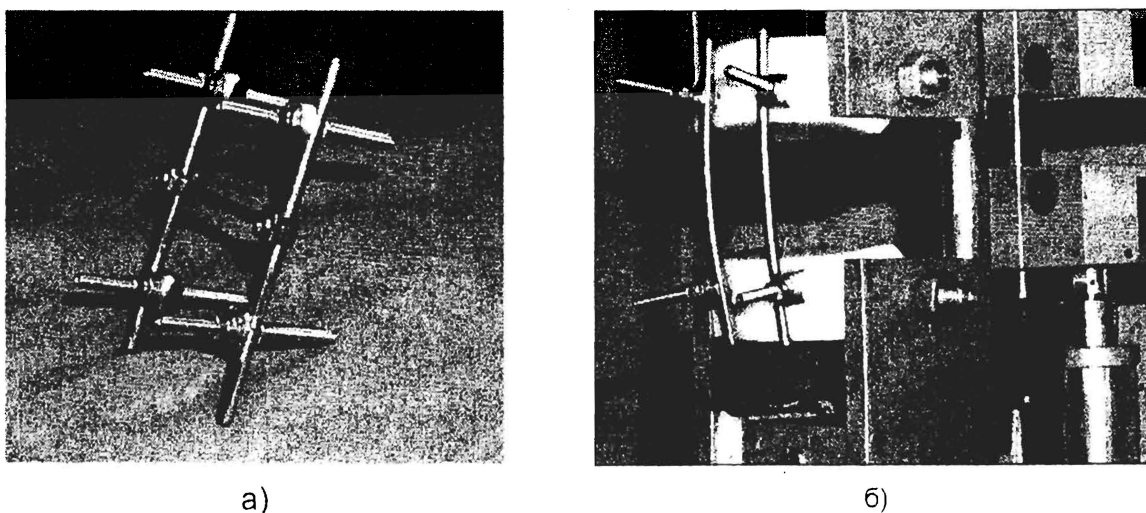


Рис. 1. Внешний (а) и общий (б) виды транспедикулярной конструкции, подвергнутой статическим и малоцикловым испытаниям

Конструкция со стержнями из сплава ТН1, подвергнутыми предварительному вакуумному отжигу в интервале температур $700 \div 800$ °С и имеющим температуры начала восстановления формы (A_n^B) $8 \div 10$ °С и конца (A_k^B) $-19 \div 20$ °С, обладает несколько иным механическим поведением. Средняя жесткость такой конструкции ниже, чем у стержней из сплава ВТ16 и зависит от температуры испытаний: при $+5 \div +10$ °С находится в пределах $15 \div 20$ Н/мм, а при 37 °С составляет $31 \div 33$ Н/мм. После разгрузки при низкой температуре испытаний наблюдается значительная остаточная деформация (до 8 мм), а при 37 °С она не превышает 1 мм.

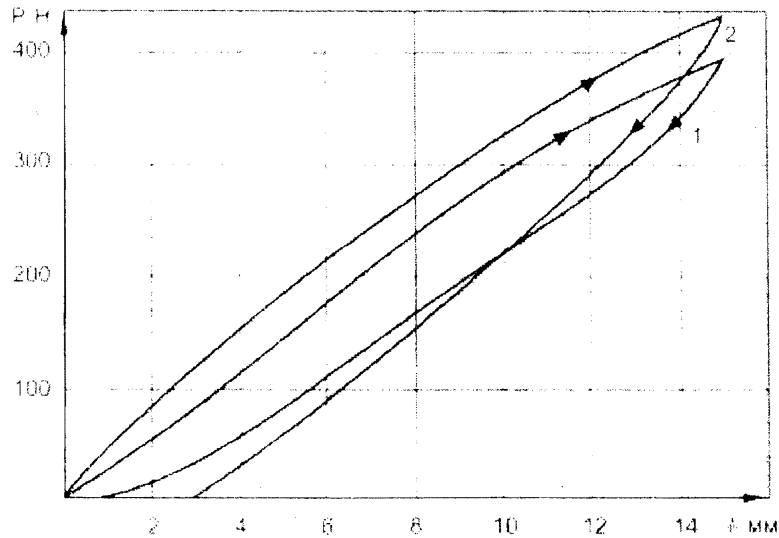


Рис. 2. Кривые нагрузки и разгрузки ТК со стержнями из сплава ТН1, отожженного при 800 °С (1) и ВТ16 (2)

Наибольшая разность механического поведения ТК со стержнями из сплава ТН1 при различных температурах испытаний наблюдается после дополнительной их термообработки при температурах 450 ÷ 550 °С. При этом температуры восстановления формы стержней повышаются до 15 ÷ 20 °С ($A_{н}^B$) и 24 ÷ 38 °С ($A_{к}^B$). Минимальная средняя жесткость ТК (10 ÷ 12 Н/мм) и максимальная остаточная деформация (до 13 мм) наблюдается у стержней, отожженных при 450 °С, испытанных при 10 °С. При повышении температуры испытания до 37 °С жесткость возрастает до 20 Н/мм, а остаточная деформация снижается до 3 мм (рис. 3).

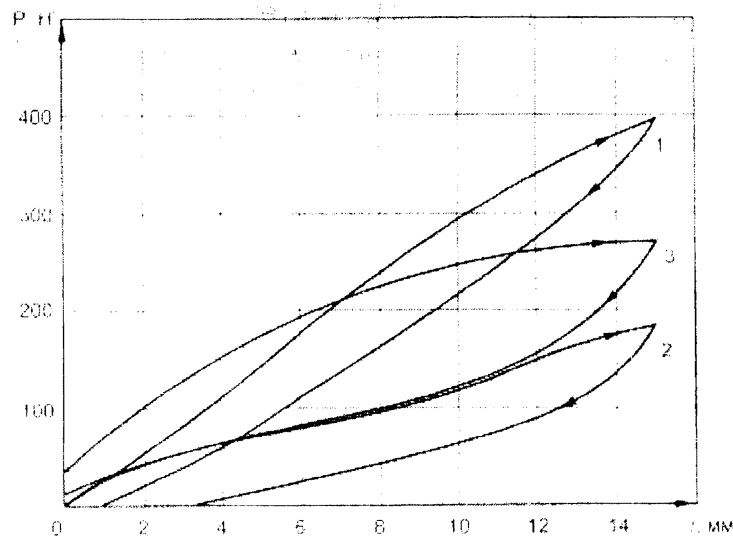


Рис. 3. Кривые нагрузки и разгрузки ТК со стержнями из сплава ТН1, отожженного при 800 °С (1), 450 °С (2) и 550 °С (3)

На следующем этапе работы проводили малоцикловые испытания путем нагружения сжатием ТК в интервале от 30 до 330 Н с частотой 0,5÷1 Гц до 1000 циклов. Во время испытаний производили запись зависимости нагрузка – перемещение (рис. 4). По результатам испытаний определяли изменение жесткости работы конструкции и накопление остаточной деформации от числа циклов нагружения.

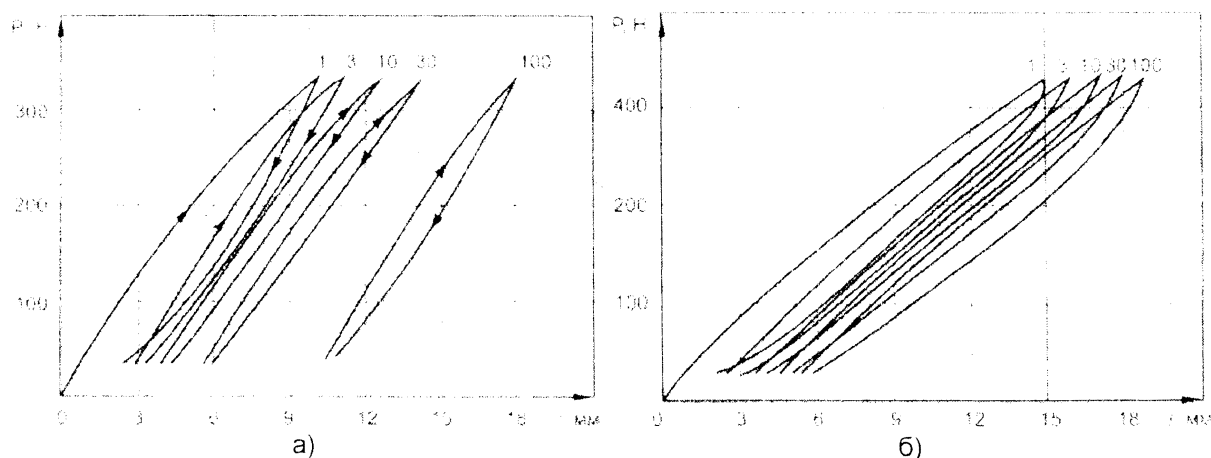


Рис. 4. Кривые нагрузки и разгрузки при малоцикловых испытаниях ТК со стержнями из сплава ВТ16 (а) и ТН1, отожженного при 550 °С (б).
Цифры на рисунке указывают номер цикла

Испытания ТК со стержнями из сплава ВТ16 показали, что с увеличением числа циклов нагружения жесткость возрастает с 34 до 40 Н/мм и накапливается значительная деформация (рис. 4а). При этом величина остаточной деформации после 100 циклов превышает уровень деформации в первом цикле испытаний. Это говорит о том, что существует опасность потери стабильности позвоночным сегментом, укрепленным ТК со стержнями из титанового сплава.

При испытаниях ТК со стержнями из сплава ТН1, отожженных при 550°С, наблюдаются аналогичные закономерности, но в значительно меньшей степени. Так накопление остаточной деформации при $N > 10$ циклов происходит в меньшей степени (рис. 4б). При этом жесткость ТК находится в пределах 25÷30 Н/мм. Еще меньшая скорость накопления остаточной деформации наблюдается у ТК со стержнями из сплава ТН1, отожженными при 700°С (рис. 5). Уже на 3-ем цикле нагружения скорость прироста остаточной деформации значительно меньше, чем у ТК со стержнями из сплава ВТ16, а при $N > 100$ практически равна нулю.

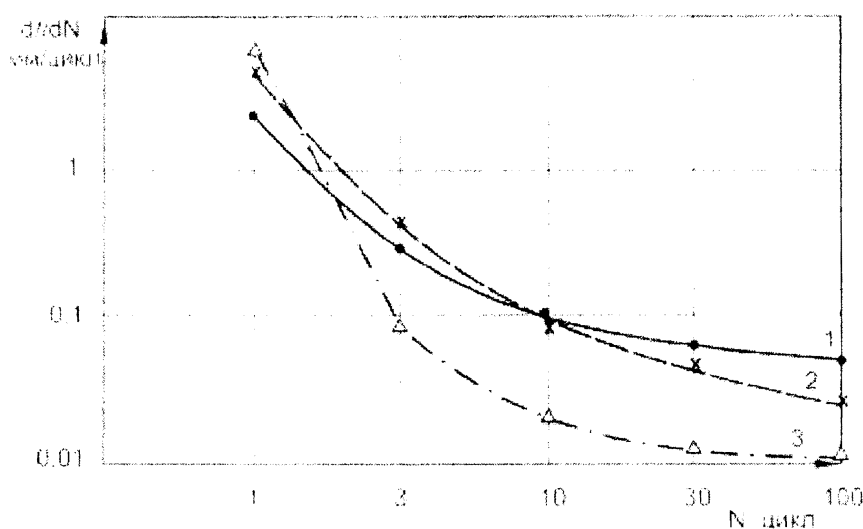


Рис. 5. Изменение скорости прироста остаточной деформации (dl/dN) от числа циклов нагружения ТК со стержнями из сплава ВТ16 (1) и ТН1, отожженными при 550 °С (2) и 700 °С (3)

Выводы

Установлено, что ТК со стержнями из никелида титана обладает более высоким стабилизирующим действием при циклическом нагружении по сравнению с ТК со стержнями из титанового сплава. При этом жесткость работы ТК со стержнями из никелида титана более соответствует биомеханике позвоночника и должна обеспечивать ранее восстановление функций поврежденного позвоночника.

Литература

1. Берснев В.П., Давыдов Е.А., Кондаков Е.Н. Хирургия позвоночника, спинного мозга и периферических нервов. – СПб, 1998.
2. Медицинский инструмент и имплантаты из никелида титана: металловедение, технологии, применение. /А.А. Ильин, М.Ю. Коллеров, В.И. Хачин, Д.Е. Гусев. //Металлы, 2002, №3. – С. 105-110.
3. ASTM Designation: F 1717 – 96. Standart Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Corpectomy Model

УДК 669.295'245

ВЛИЯНИЕ УСЛОВИЙ ПРИДАНИЯ ФОРМЫ НА СТРУКТУРУ И СВОЙСТВА ИЗДЕЛИЙ ИЗ СПЛАВА ТН1

Д.т.н., проф. М.Ю. Коллеров, А.А. Шаронов, С.И. Гуртовой, Д.А. Ламзин

Исследовано влияние типа деформации (активной и пассивной), ее температуры и последующей термообработки на процесс придания формы и характеристики эффекта запоминания формы изделиям из сплава на основе никелида титана. Определены оптимальные схемы технологии придания формы медицинским изделиям различного назначения.

There have been investigated the Influence of the type of deformation (active and passive), its temperature and further heat-treatment on the process of shape formation and specifications of the effect of shape memorizing for products from titanium niccolide based alloy. Determined were optimal schemes of the technology of shape formation for medical products of different designation.

Введение

В настоящее время материалы, обладающие эффектом запоминания формы (ЭЗФ) и сверхупругостью (СУ), находят все более широкое применение в машиностроении, приборостроении, медицине и других отраслях народного хозяйства. В основном это сплавы на основе никелида титана, которые обладают высоким комплексом функциональных, механических свойств и отличной коррозионной стойкостью.

Интенсивные исследования, проведенные в России [1, 2] и за рубежом [3], позволили установить многие закономерности влияния состава этих сплавов, термической обработки, деформации на его характеристики ЭЗФ. Однако полностью установить роль каждого этапа изготовления изделий в формировании их структуры и свойств до сих пор не удалось. Это связано с тем, что выбор оптимальных методов и режимов обработки на конкретном этапе зависит от условий формирования структуры на предыдущих стадиях и требуемого уровня характеристик ЭЗФ готового изделия. Особенно ответственными этапами становятся операции придания формы и окончательной обработки изделий, которые должны обеспечить требуемые геометрию и функциональные характеристики. В данной работе предпринята попытка исследования влияния химиче-