

# ИССЛЕДОВАНИЕ РЕАКТИВНЫХ НАПРЯЖЕНИЙ, ГЕНЕРИРУЕМЫХ ИМПЛАНТАТАМИ ИЗ СПЛАВОВ НА ОСНОВЕ НИКЕЛИДА ТИТАНА\*

## INVESTIGATION OF REACTIVE STRESS GENERATED BY IMPLANTS FROM TINI ALLOYS

**Д.Е. ГУСЕВ** (D.E. Gusev), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского», e-mail: [mitom@implants.ru](mailto:mitom@implants.ru)

**М.Ю. КОЛЛЕРОВ** (M.Yu. Kollerov), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского», e-mail: [mitom@implants.ru](mailto:mitom@implants.ru)

**А.А. ШАРОНОВ** (A.A. Sharonov), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского», e-mail: [mitom@implants.ru](mailto:mitom@implants.ru)

**С.И. ГУРТОВОЙ** (S.I. Gurtovoiy), ФГБОУ ВПО «МАТИ – Российский государственный технологический университет имени К.Э. Циолковского», e-mail: [mitom@implants.ru](mailto:mitom@implants.ru)

*Исследована важная механическая характеристика работоспособности имплантатов из сплавов на основе никелида титана, обладающих эффектом памяти формы и сверхупругостью, а именно реактивные напряжения, генерируемые при механическом противодействии реализации эффекта памяти формы. Показано, что уровень реактивных напряжений, генерируемых имплантатом, можно определить по диаграмме деформации имплантата.*

**Ключевые слова:** реактивные напряжения, никелид титана, память формы, сверхупругость, имплантаты.

*The important mechanical characteristic of working capacity of implants from NiTi alloys with shape memory effect and superelasticity, namely reactive stresses, generated during the mechanical counteraction of the shape memory effect was investigated. It is shown that the level of reactive stresses, generated by implants, can be determined from deformation diagram of implants.*

**Keywords:** reactive stress, NiTi alloys, shape memory effect, superelasticity, implants.

### Введение

Применение имплантатов из никелида титана, обладающих эффектом запоминания формы (ЭЗФ) и сверхупругими свойствами, позволяет эффективно лечить многие травмы и заболевания опорно-двигательной системы человека [1, 2]. В основе успеха применения таких имплантатов лежит высокая биомеханическая и биохимическая совместимость никелида титана с тканями организма, а также способность конструкций имплантатов развивать усилия компрессии или дистракции после их установки. При эксплуатации имплантата эти усилия могут поддерживаться длительное время (в течение которого происходит реабилитация больного) практически на постоянном уровне и мало зависят от возможной деформации

костной и/или хрящевой ткани из-за силового воздействия со стороны имплантата [3, 4].

Усилия, создаваемые имплантатами, возникают благодаря развитию в сплаве реактивных напряжений ( $\sigma_r$ ) при условии внешнего противодействия восстановлению исходной формы имплантата. Эти напряжения зависят от фазового состава и структурного состояния сплава, а также от условий механического и температурного воздействия на имплантат. В настоящее время влияние этих факторов на генерацию  $\sigma_r$  в сплавах на основе никелида титана изучено недостаточно. Поэтому нами были проведены исследования влияния условий эксплуатации имплантатов из сплавов на основе никелида титана на уровень генерируемых ими реактивных напряжений.

\* Исследования проведены с использованием оборудования ресурсного центра коллективного пользования «Авиационно-космические материалы и технологии МАТИ» в рамках Государственного задания высшим учебным заведениям в части проведения НИР по теме №2895.14

## Объекты и методы исследования

Исследования проводили на имплантатах для остеосинтеза грудины [4], на пластинах для остеосинтеза (толщина пластины – 0,6 мм, ширина – 9,4 мм, длина – 100 мм), а также на образцах из проволоки ( $\varnothing$  2,0 мм) из сплавов на основе никелида титана. Содержание никеля в сплавах, из которых были изготовлены исследуемые объекты (рис. 1), соответствует требованиям стандарта ASTM F 2063 [5].

Перед испытаниями все исследуемые объекты подвергали термической обработке с целью придания им заданных температурных характеристик ЭЗФ. Поэтому у всех образцов температура конца восстановления формы ( $A_K^B$ ) была равна  $35 \pm 2$  °С. После термической обработки поверхность образцов подвергали электролитическому полированию для удаления оксидного слоя.

Реактивные напряжения  $\sigma_T$  измеряли с помощью датчика силы универсальной испытательной машины (TIRAtest 2300) в процессе нагружения образцов, которое осуществляли двумя методами (рис. 2).

Метод 1. Исследуемые пластины и проволочные образцы предварительно деформировали изгибом, а имплантаты для остеосинтеза грудины – растяжением до заданной величины прогиба  $D_f$  или до заданной величины удлинения  $D_l$ , соответственно. Предварительную деформацию образцов осуществляли в охлажденном состоянии при температуре ниже температуры обратного мартенситного превращения АН, а именно при температуре  $8 \pm 2$  °С. Затем осуществляли нагрев деформированного образца в нагруженном состоянии в захватах испытательной машины, жесткость которой многократно превышала жесткость образца.

Метод 2. Исследуемые объекты подвергали предварительной деформации в охлажденном состоянии, как и в предыдущем случае, но последующий нагрев образцов осуществляли в свободном состоянии после их полного разгрузки. Противодействие восстановлению формы осуществляли с помощью установки захватов испытательной машины в заданном положении, соответствующем требуемой деформации образца. При нагреве образцы начинали восстанавливать исходную форму до тех пор, пока не приходили в соприкосновение с захватами испытательной машины, препятствующими дальнейшему восстановлению формы.

В обоих случаях испытания образцов проводили при разной величине задаваемой деформации. Нагрев

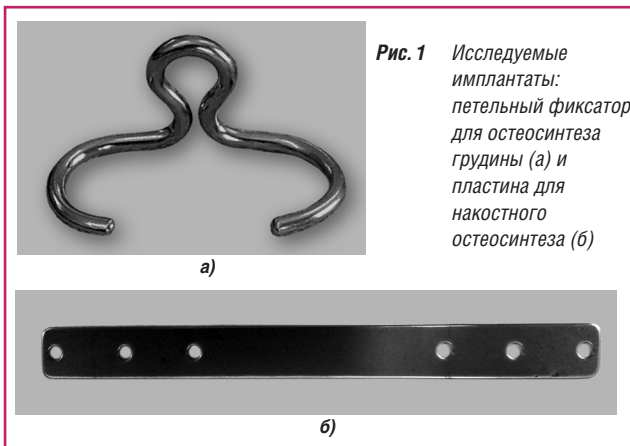


Рис. 1 Исследуемые имплантаты: петельный фиксатор для остеосинтеза грудины (а) и пластина для наkostного остеосинтеза (б)

образцов осуществляли до температуры, превышающей температуру конца восстановления формы в свободном состоянии ( $A_K^B$ ) на  $2,12$  °С.

Деформирование образцов, их нагрев и измерение реактивных напряжений проводили так, что испытуемые образцы и захваты испытательной машины находились в специальном контейнере с водой, нагретой до заданной температуры.

## Результаты экспериментов и их обсуждение

Результаты испытаний проволочных образцов (рис. 3) показали, что при нагреве в нагруженном состоянии (метод 1) уровень реактивных напряжений  $\sigma_T$  выше, чем при испытании по методу 2. Анализ полученных результатов показал, что измеренные реактивные напряжения целесообразно сравнить с диаграммой деформации испытываемого образца. Поскольку механическое поведение сплавов с ЭЗФ сильно зависит от температуры деформации, то сравнение проводили с диаграммой деформации, полученной при той же температуре, до которой нагревали образцы при измерении напряжений  $\sigma_T$ .

При нагреве до температуры  $37 \pm 1$  °С проволочные образцы демонстрируют сверхупругое поведение (см. рис. 3). При этом оказалось, что величины измеренных реактивных напряжений ограничены кривыми нагрузки и разгрузки в сверхупругом состоянии. Кроме того, реактивные напряжения, измеренные методом 1, расположены ближе к кривой нагрузки, а напряжения, измеренные методом 2 – к кривой разгрузки (см. рис. 2 и 3).

Полученный результат можно объяснить тем, что теоретическая величина генерируемых сплавом реактивных напряжений и теоретическая кривая деформации сплава в сверхупругом состоянии определя-

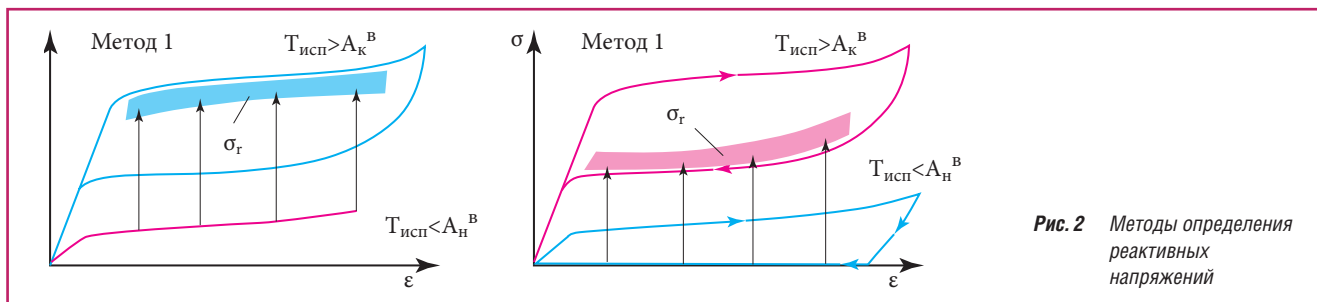


Рис. 2 Методы определения реактивных напряжений

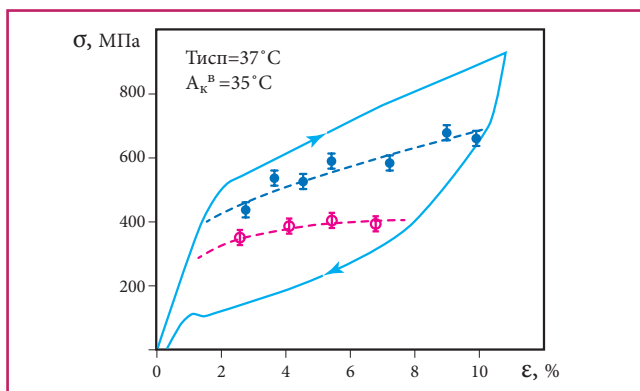


Рис. 3 Реактивные напряжения и диаграмма деформации проволоочных образцов из сплава на основе никелида титана (темные значки соответствуют реактивным напряжениям  $\sigma_r$ , измеренным методом 1, светлые значки – методом 2)

ются силами «трения»  $sf$ , возникающими при движении межфазных границ [6, 7]. По-видимому, при нагреве образцов в нагруженном состоянии реактивные напряжения  $\sigma_r$  стремятся достичь уровня напряжений, которые соответствуют кривой нагружения в сверхупругом состоянии. При нагреве образцов в разгруженном состоянии напряжения  $\sigma_r$  стремятся достичь уровня напряжений, соответствующих кривой разгрузки.

Однако на механическое поведение сплава в сверхупругом состоянии оказывают влияние еще и силы «трения», связанные с неоднородностью структуры (наличием дисперсных фаз), с тепловыми (экзо- и эндотермическими) эффектами на фронте движения межфазных границ, с дефектами кристаллического строения и со скольжением. Поэтому экспериментально наблюдаемый гистерезис диаграммы деформации становится более широким по сравнению с теоретическим. В результате измеренные напряжения  $\sigma_r$  оказываются как бы «окруженными» экспериментально полученными кривыми нагрузки-разгрузки в сверхупругом состоянии.

Аналогичные результаты были получены при испытаниях имплантатов. На рис. 4а приведены кривые деформации и результаты измерения реактивных напряжений, развиваемых пластинами для остеосинтеза, а на рис. 5 приведены аналогичные результаты

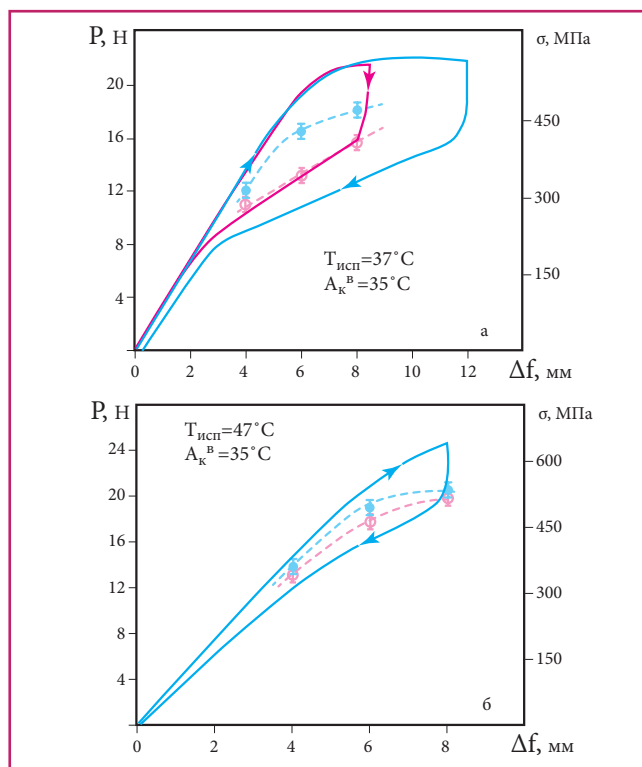
испытаний петельных фиксаторов для остеосинтеза грудины.

Наблюдаемые закономерности справедливы только для относительно узкого интервала температур (вблизи температуры конца обратного мартенситного превращения  $A_K$ ), когда сплав проявляет хорошие сверхупругие свойства. При повышении температуры испытания напряжения мартенситного сдвига, соответствующие кривым нагружения и разгрузки «петли сверхупругости», возрастают, а гистерезис петли становится уже. Изменение вида диаграммы деформации в свою очередь оказывает влияние на реактивные напряжения.

Кроме того, с ростом температуры реактивные напряжения  $\sigma_r$  достигают напряжений, при которых в материале развиваются процессы скольжения. В результате рост напряжений  $\sigma_r$  замедляется или полностью прекращается, при этом реактивные напряжения, измеренные методами 1 и 2 при температуре, превышающей температуру  $A_K^B$  на 10, 12 °С, достигают близких значений (см. рис. 4б).

Следует отметить, что для исследования свойств петельных фиксаторов были выбраны имплантаты, изготовленные из сплавов, отличающихся между собой содержанием никеля и примесей. Различие в химическом составе сплавов привело к различиям в их структуре, в частности, в морфологии и объемной доле частиц интерметаллида  $Ti_2Ni$  [8].

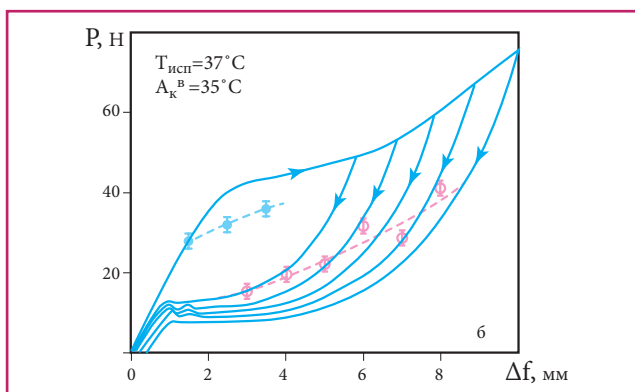
Результаты испытаний показали, что чем больше содержание никеля в сплаве, тем выше усилия, развиваемые имплантатами (рис. 6). Это связано с тем, что во время термической обработки сплавов, обеспечивающей имплантатам заданную температуру  $A_K^B = 35 \pm 2^\circ C$ , происходит выделение дисперсных частиц  $Ti_3Ni_4$ , упрочняющих В2-фазу. Чем больше содержание никеля в сплаве, тем больше объемная доля интерметаллидов, выделенных при термической обработке (старении), что с одной стороны препятствует развитию скольжения В2-матрицы, а с другой – увеличивает силы трения  $sf$ .



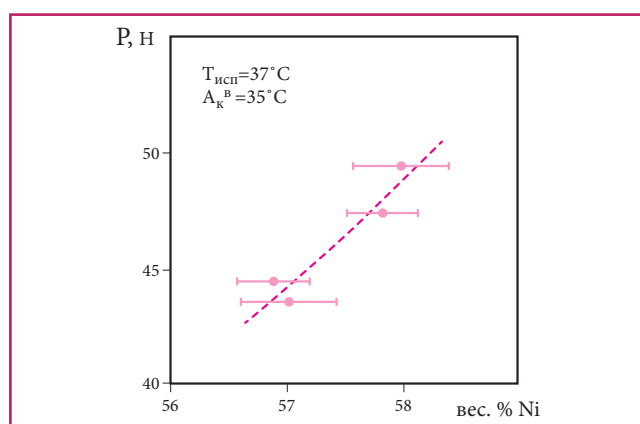
**Рис. 4** Реактивные напряжения, развиваемые усилия и кривые нагрузка-разгрузка, полученные при испытании наковстных пластин для остеосинтеза при температурах 37 (а) и 47 (б) °С (темные значки – метод 1, светлые значки – метод 2)

## Заключение

Установлено, что на экспериментально наблюдаемый уровень реактивных напряжений, развиваемых имплантатами с ЭЗФ, оказывают существенное влияние как способы нагружения сплавов, так и их структура. Обнаруженные закономерности позволяют правильно понимать поведение имплантатов с ЭЗФ в процессе их эксплуатации, что чрезвычайно важно при разработке конструкций таких изделий. Особенно это следует учитывать при разработке имплантатов, которые должны функционировать в сверхупругом состоянии, когда температура эксплуатации



**Рис. 5** Развиваемые усилия и кривые нагрузка-разгрузка, полученные при испытании петельных фиксаторов (темные значки – метод 1, светлые значки – метод 2)



**Рис. 6** Влияние содержания никеля в сплаве на усилия компрессии, развиваемые петельными фиксаторами для остеосинтеза грудины, измеренные по методу 1 ( $s_l = 5,0$  мм)

близка к температуре конца обратного мартенситного превращения.

Кроме того, благодаря пониманию закономерностей генерации реактивных напряжений в сплавах с ЭЗФ, можно существенно облегчить методику испытаний готовых изделий. Приведенные выше результаты показывают, что реактивные напряжения, развиваемые имплантатами из сплавов на основе никелида титана при заданной температуре, можно спрогнозировать по соответствующим кривым деформации в сверхупругом состоянии.

## Литература

1. Гюнтер В.Э., Дамбаев Г.Ц., Сысоялян П.Г. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы. – Томск: ТГУ, 1998. – 487 с.
2. Ильин А.А., Коллеров М.Ю., Хачин В.И., Гусев Д.Е. Медицинский инструмент и имплантаты из никелида титана: металлосведение, технология, применение // *Металлы*. 2002. №3. С.105-110.
3. Ильин А.А., Вишневикий А.А., Коллеров М.Ю., Гусев Д.Е., Печетов А.А. Материаловедческие и биомеханические преимущества применения фиксаторов с саморегулирующей компрессией из нитинола для остеосинтеза грудины // *Титан*. 2009. №4(26). С. 46-53.
4. Ilyin A., Kollerov M., Gusev D., Davydov E., Gazzani R. // *The 9th World Conference on Titanium*. St. Petersburg, 1999. CRISM "Prometei". 2000. PP.1223-1229.
5. ASTM F 2063:2012 Standard Specification for Wrought Nickel-Titanium Shape Memory Alloys for Medical Devices and Surgical Implants.
6. Хачин В.И., Пушин В.Г., Кондратьев В.В. Никелид титана: Структура и свойства. – М.: Наука, 1992. 160с.
7. Пульнев С.А., Николаев В.И., Малыгин Г.А. и др. // *ЖТФ*. 2006. Т.76. Вып.8, С. 42-45.
8. Коллеров М.Ю., Гусев Д.Е., Александров А.В., Чернышова Ю.В. Влияние структуры полуфабрикатов и технологии их обработки на коррозионную стойкость медицинских изделий из никелида титана // *Технология легких сплавов*. 2009. № 4. С.87-94.