

УДК 531/534: [57+61]

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ СПЛАВОВ С ПАМЯТЬЮ ФОРМЫ, ПРИМЕНЯЮЩИХСЯ В МЕДИЦИНЕ

**А.Г. Кучумов¹, В.А. Лохов¹, С.В. Словигов², В.Э. Вильдеман², Г.И. Штраубе³,
Д.А. Суторихин³**

¹ Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: kuchumov@inbox.ru, lva@pstu.ru

² Центр экспериментальной механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, ул. Академика Королева, 15, e-mail: sem@pstu.ru

³ Кафедра челюстно-лицевой Пермской государственной медицинской академии имени академика Е.А. Вагнера, Россия, 614990, Пермь, ул. Куйбышева, 39

Аннотация. Для определения термомеханического отклика сплава никелида титана, из которого изготовлены фиксаторы, применяемые в челюстно-лицевой хирургии, были проведены испытания на растяжение-сжатие образцов. Эксперименты проводились на сервогидравлической машине *Instron* в Центре экспериментальной механики Пермского государственного технического университета. Показано влияние температуры и скорости деформирования на вид кривых напряжение-деформация. Проведен анализ моделей, описывающих поведение материалов с памятью формы. Результаты вычислений сравнены с экспериментом.

Ключевые слова: эксперимент, гистерезис, сплавы с памятью формы.

ВВЕДЕНИЕ

Сплавы с памятью формы нашли применение во многих отраслях науки и техники, в частности в медицине. Известно множество примеров использования имплантатов и устройств из никелида титана в ортодонтии [1, 8, 11, 12, 16], челюстно-лицевой хирургии [1, 9], сердечно-сосудистой хирургии [6, 22], хирургии и ортопедии [1, 6, 17, 23] и т.д.

Развитие современных технологий и методов математического моделирования (особенно в области определяющих соотношений для материалов с памятью формы) позволяет проводить биомеханический анализ данных медицинских приложений.

Однако для эффективного моделирования необходимо знать свойства конкретного материала, из которого изготовлено то или иное устройство и исследовать его механическое поведение. Обычно проводятся испытания на растяжение-сжатие [10, 24]. Установлено, что на параметры гистерезиса влияют температура испытания, скорость деформирования, предварительная термообработка образцов и химический состав.

В литературе доступны данные испытаний различных сплавов с памятью формы. В работе [18] приведены результаты циклического поведения сплава NiTi

© Кучумов А.Г., Лохов В.А., Словигов С.В., Вильдеман В.Э., Штраубе Г.И., Суторихин Д.А., 2009

Кучумов Алексей Геннадьевич, аспирант кафедры теоретической механики, Пермь

Лохов Валерий Александрович, к.ф.-м.н., доцент кафедры теоретической механики, Пермь

Словигов Станислав Васильевич, к.т.н., ведущий инженер Центра эксперимент. механики, Пермь

Вильдеман Валерий Эрвинович, д.ф.-м.н., профессор, директор Центра эксперимент. механики, Пермь

Штраубе Галина Ивановна, д.м.н., профессор, заведующей кафедрой челюстно-лицевой хирургии, Пермь

Суторихин Дмитрий Александрович, к.м.н., доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии, Пермь

(Ni – 55,9% и Ti – 44,1%) при разных скоростях деформации и температурах. Было показано, что напряжение фазового перехода и величина энергии диссипации зависят от температуры отжига. Статья [24] посвящена испытаниям образцов (Ni – 50,9% и Ti – 49,1) с различной степенью пористости. Показано, что с увеличением пористости образца его прочность понижается. В работе также была представлена модель, описывающая поведение образцов, и приведены результаты сравнения экспериментальных и теоретических данных. Результаты испытаний на кручение образцов при сложном напряженном состоянии приведены в работе [21]. Проведен вычислительный эксперимент на основе модели Патора (*Patoor*) [19] методом конечных элементов и представлены результаты. Статья [10] посвящена исследованию влияния предварительного деформирования на сдвиг температур превращения.

ЭФФЕКТ ПАМЯТИ ФОРМЫ И СВЕРХУПРУГОСТЬ

В зависимости от температуры материал с памятью формы может находиться в двух модификациях (фазах): мартенситной (при низких температурах) и аустенитной (при высоких температурах). В аустенитной фазе кристаллическая решётка материала является кубической, в мартенситной – моноклинной [6]. При охлаждении материала, находящегося в аустенитной фазе, в зернах начинают зарождаться кристаллы мартенсита, постепенно заполняя весь объём сплава (рис. 1). Этот процесс начинается при температуре M_s . Мартенситное превращение заканчивается при температуре M_f , когда объемная доля мартенсита q становится равной единице (этап $a-b$) (рис. 2). При последующем нагреве материала доля мартенсита уменьшается, начиная с температуры A_s . Обратное превращение заканчивается при температуре A_f , когда материал приходит в аустенитное состояние (этап $b-z$) (см. рис. 2). Данный феномен называется эффектом памяти формы.

Для сплавов с памятью формы характерно также свойство сверхупругости, когда мартенситное превращение начинается при приложении к материалу напряжений при постоянной температуре. Эффект сверхупругости можно наглядно продемонстрировать в координатах «напряжение–температура» и «напряжение–деформация».

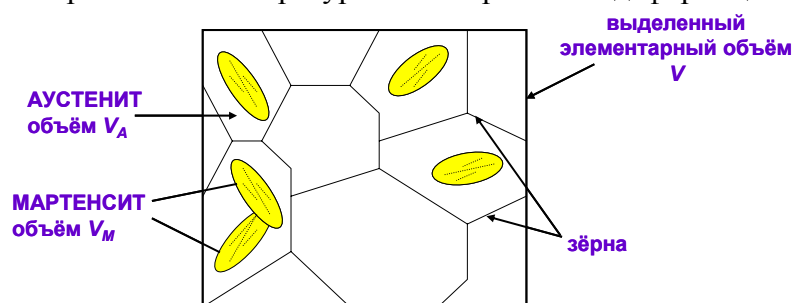


Рис. 1. Схематичное представление выделенного элемента объема материала, состоящего из аустенитных и мартенситных зерен [20]

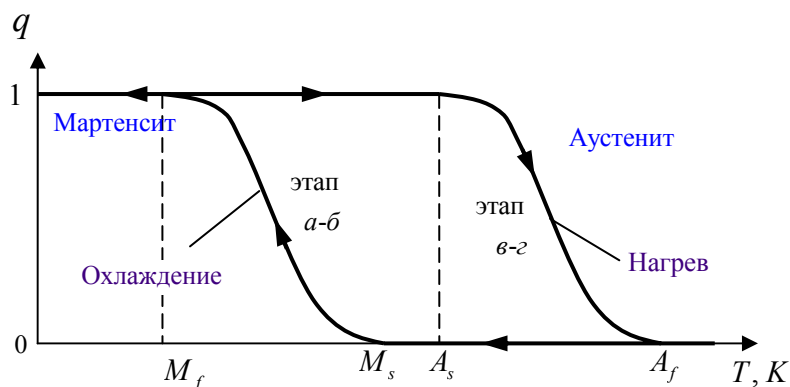
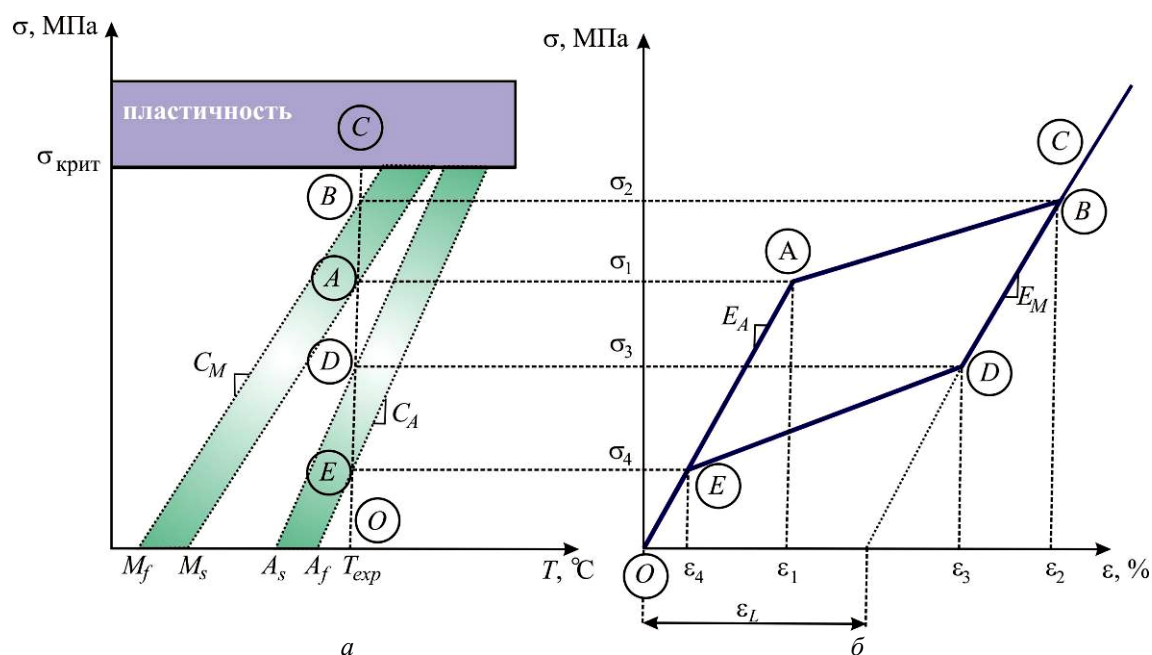


Рис. 2. Зависимость объемной доли мартенсита q от температуры T


 Рис. 3. Диаграммы, характеризующие сверхупругость: а – диаграмма σ – T , б – диаграмма σ – ϵ [15]

При нагружении материала при температуре $T > A_f$ сплав демонстрирует первоначально упругое поведение на участке OA (рис. 3, а, б). При приложении нагрузок к материалу происходит смещение температур прямого и обратного мартенситного превращений вправо по линейному закону (см. рис. 3, а). При некотором напряжении σ_1 температура становится равной M_s и начинается мартенситное превращение. При напряжении σ_2 оно заканчивается, при этом, если нагружать материал дальше, то при $\sigma = \sigma_{\text{крит}}$ наступит пластичность, а затем – разрушение. На участке BD происходит упругая разгрузка. В точке D начинается обратное превращение, которое оканчивается в точке E , соответствующей на графике температуре A_f . В дальнейшем происходит разгрузка материала с модулем E_A (участок $E-O$).

ЭКСПЕРИМЕНТ

Для исследования механического поведения материалов с памятью формы был проведен эксперимент на растяжение–сжатие для двух видов образцов при разных температурах и скоростях деформации.

Эксперименты проводились на образцах двух видов:

- 1) стержень [длина – 150 мм, диаметр – 3 мм];
- 2) образец стандартной формы (рис. 4) (табл. 1).

Образцы были вырезаны из никелид-титановой проволоки. Химический состав материала приведен в табл. 2. Эксперимент проводился в Центре экспериментальной механики Пермского государственного технического университета. Механические испытания проводились на универсальной испытательной машине *Instron* (Инстрон)-5882. Общий вид машины показан на рис. 5.

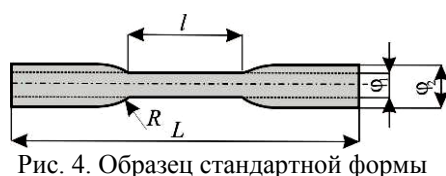


Рис. 4. Образец стандартной формы

Таблица 1

Размеры образца					
Наименование размера	L	l	R	ϕ_1	ϕ_2
Значение, мм	78	26	2,5	2	3



Рис. 5. Машина для испытаний Instron-5882: а – общий вид устройства, б – панель управления



Рис. 6. Образцы в захватах: а – стержень, б – образец стандартной формы

Таблица 2

Химический состав сплава из никелида титана

Название элемента	Ni	Ti	C	O	N	Cu
Доля, %	55	баланс	0,05	0,045	<0,001	<0,001

Стержневые образцы (рис. 6, а)

Эксперименты на стержневых образцах включали в себя следующие испытания:

- испытание на растяжение-сжатие образцов при 23°C;
- испытание на растяжение-сжатие образцов при 40°C;
- испытание на растяжение-сжатие образцов при 55°C.

Методика эксперимента

Образец зажимался в плоских захватах с максимальным усилием в термокамере при температуре испытания, затем устанавливалась предварительная нагрузка. Далее задавалась программа испытания по удлинению образца (перемещению траверсы) до 8 мм со скоростью 0,5 мм/мин и затем разгрузка с той же скоростью с управлением по перемещению траверсы до нулевой нагрузки. Измерение деформации проводилось по видеоэкстензометру.

Результаты испытаний показаны на рис. 7. Можно заметить, что с увеличением температуры наблюдается рост величины напряжений, которые развивает образец при прямом превращении. В испытаниях с более высокой температурой при разгрузке наблюдается уменьшение остаточной деформации по сравнению с экспериментами при меньшей температуре.

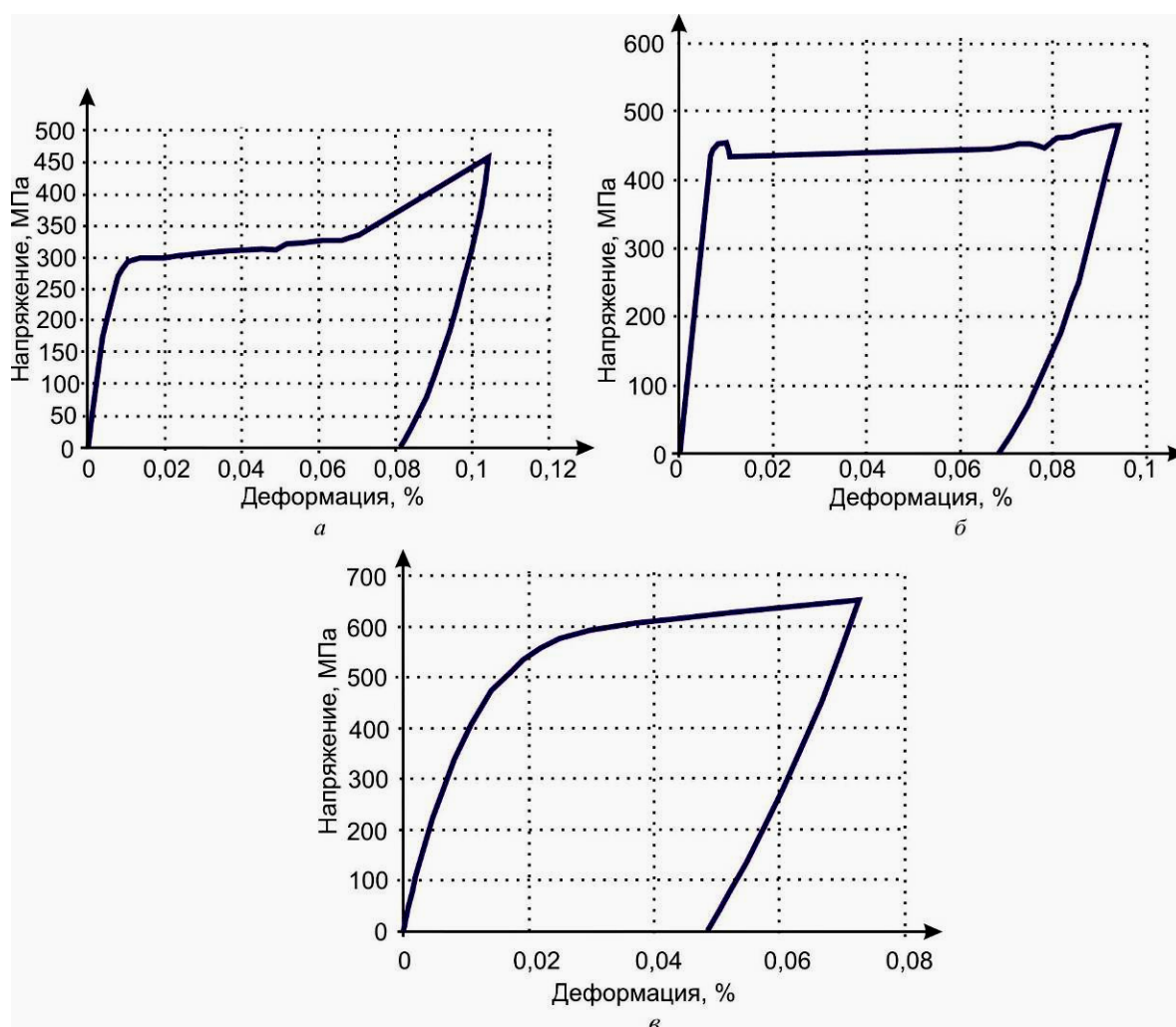


Рис. 7. Результаты испытаний стержневых образцов из никелида титана при разных температурах: *а* – 23°C, *б* – 40°C, *в* – 55°C

Образцы стандартной формы (рис. 6, б)

Эксперименты на образцах стандартной формы включали в себя следующие испытания (табл. 3):

- 1) испытание на растяжение-сжатие образцов при 23°C (рис. 9);
- 2) испытание на растяжение-сжатие образцов при 42°C (рис. 10);
- 3) испытание на разрыв образцов при 90°C (рис. 8);
- 4) испытание на растяжение-сжатие образцов при 90°C с разными скоростями нагрузки-разгрузки (рис. 8).

Таблица 3

Виды и характеристики испытаний образцов стандартной формы

Номер образца	Вид испытания	Скорость нагрузки/разгрузки, с ⁻¹	Осевая измерительная база, мм
1.03	испытания на разрыв	$1,3 \cdot 10^{-4}$	21,86
2.01	растяжение-сжатие	$1,3 \cdot 10^{-4}$	20,65
2.02	растяжение-сжатие	$1,3 \cdot 10^{-4}$	19,99
3.01	растяжение-сжатие	$2,5 \cdot 10^{-5}$	20,46
5.01	растяжение-сжатие	$1,3 \cdot 10^{-4} / 1,3 \cdot 10^{-6}$	16,38

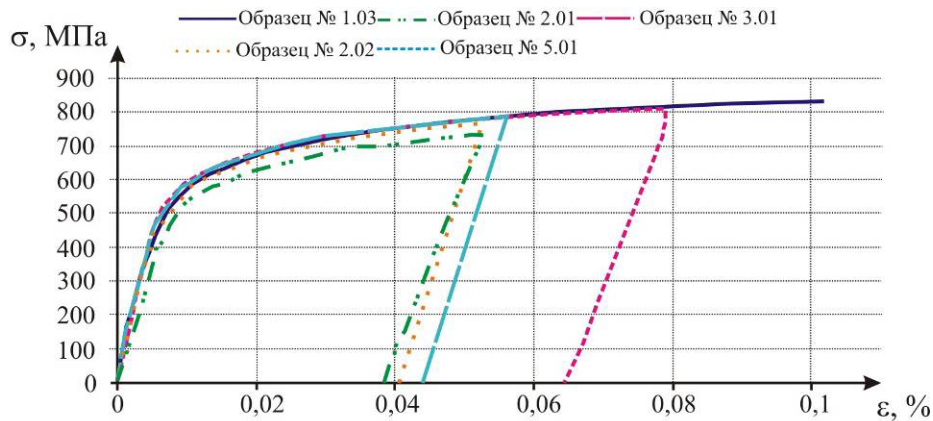


Рис. 8. Результаты испытаний образцов стандартной формы (см. табл. 3)

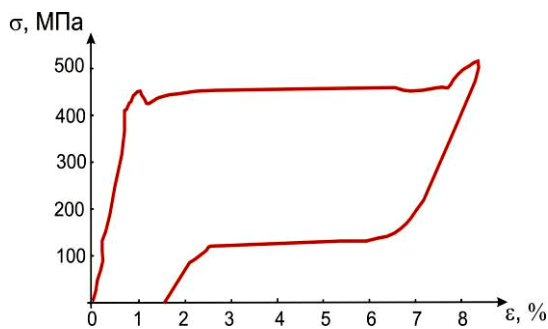


Рис. 9. Результаты деформирования образцов стандартной формы при 23°C

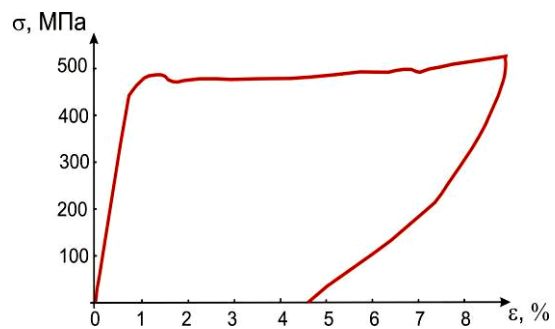


Рис. 10. Результаты деформирования образцов стандартной формы при 42°C

В результате экспериментов было выявлено, что температура испытаний имеет большее влияние на гистерезис образцов по сравнению со скоростью деформирования. При высоких температурах (90°C) материал ведёт себя подобно обычным сталям, это обусловлено тем, что разрушение материала происходит раньше, чем начнутся фазовые превращения (см. рис 3, а). При температурах 23°C и 42°C материал в полной мере проявляет свойство сверхупругости и памяти формы.

МОДЕЛИ

Модель Мовчана [4]

Микромеханический подход Мовчана заключается в рассмотрении зарождения и развития кристаллов мартенсита, которые вносят определенный вклад в скорость изменения фазовой деформации в сплаве с памятью формы. Макроскопическая деформация является суммой вкладов микродеформаций ρ , вычисленных по параметру q (доля мартенсита). Предполагается, что скорость роста кристаллов мартенсита пропорциональна накопленной фазовой деформации и уровню напряжений. В модели учитываются различные упругие свойства аустенита и мартенсита.

Общая схема подхода изложена в статье [4]. Система определяющих соотношений формулируется следующим образом:

$$\varepsilon_{ij} = \varepsilon_{ij}^y + \varepsilon_{ij}^\phi, \quad (1)$$

$$d\varepsilon_{ij}^\phi = (c_0 \sigma'_{ij} + a_0 \varepsilon_{ij}^\phi) dq \quad \text{при } dq > 0, \quad (2)$$

$$d\varepsilon_{ij}^{\phi} = \left(\frac{a_0 \varepsilon_{ij}^{(0)}}{(\exp(a_0) - 1)} + a_0 \varepsilon_{ij}^{\phi} \right) dq \quad \text{при } dq < 0, \quad (3)$$

$$q_1 = \cos \left[\frac{\pi}{2} \left(\frac{T - k \sqrt{\sigma_{ij} \sigma_{ij}} - M_f}{M_s - M_f} \right) \right] \quad \text{при } dq > 0, \quad (4)$$

$$q_2 = \cos \left[\frac{\pi}{2} \left(\frac{T - k \sqrt{\sigma_{ij} \sigma_{ij}} - A_s}{A_f - A_s} \right) \right] \quad \text{при } dq < 0, \quad (5)$$

$$\frac{1}{E(q)} = \frac{q}{E_1} + \frac{1-q}{E_2}, \quad (6)$$

где $\varepsilon_{ij}^y, \varepsilon_{ij}^{\phi}$ – тензоры упругой и фазовой деформации, E_1, E_2 – значения модуля Юнга для мартенситного и аустенитного состояния; a_0, k, c_0 – коэффициенты материала, которые можно найти из опыта на прямое превращение. Уравнения (2) и (4) соответствуют прямому превращению, а (3) и (5) – обратному. Методика определения коэффициентов модели Мовчана представлена в работе [5].

Модель Патора [19, 20]

Модельный объект представляет поликристалл, состоящий из зерен. Зерна рассматриваются в выделенном элементарном объеме. Каждое зерно рассматривается как монокристалл, в котором может образовываться $1, 2, \dots, N$ вариантов мартенсита (под вариантом в данном случае подразумевается мартенситная пластина). Внутри выделенного элементарного объема происходит мартенситное превращение, обусловленное механическим или температурным нагружением. Поэтому в качестве управляющих переменных были взяты макроскопическое напряжение Σ и температура T . Предполагается, что упругие модули C_{ijkl} одинаковы для обеих фаз.

Эволюция макроскопической деформации E_{ij} определяется изменением термодинамического потенциала Гиббса ψ , который является функцией управляющих параметров (тензора напряжений Σ_{ij} и температуры T) и системы внутренних переменных f (объемная доля мартенсита):

$$\psi(\Sigma_{ij}, T, f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T) = \frac{1}{2} \Sigma_{ij} C_{ijkl}^{-1} \Sigma_{kl} + \Sigma_{ij} \bar{\varepsilon}_{ij}^T f - B(T - T_0) f - \frac{1}{2} H_{\text{зерна}} \bar{\varepsilon}_{ij}^T \bar{\varepsilon}_{ij}^T f^2 - \frac{1}{2} H_{\text{варианта}} f^2. \quad (7)$$

Функция Лагранжа в этом случае записывается в виде

$$L(\Sigma_{ij}, T, f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T) = \psi(\Sigma_{ij}, T, f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T) + \lambda_0 f - \lambda_1 (f - 1) - \lambda_2 (\bar{\varepsilon}_{eq}^T - \bar{\varepsilon}_{\max}^T), \quad (8)$$

где множители Лагранжа связаны с долей мартенсита и средней деформацией фазового перехода:

$$\lambda_0 (0 - f) = 0, \quad \lambda_1 (f - 1) = 0, \quad \lambda_2 (\bar{\varepsilon}_{eq}^T - \bar{\varepsilon}_{\max}^T) = 0. \quad (9)$$

Минимум функции Лагранжа достигается в точке $(f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T)$, где градиент равен нулю. При дифференцировании функции Лагранжа по внутренним переменным (доля мартенсита f и средняя деформация фазового перехода $\bar{\varepsilon}_{ij}^T$) можно получить термодинамическую силу (F_f) и силу ориентации ($F_{\varepsilon_{ij}}$):

$$F_f = \frac{\partial L}{\partial f}(\Sigma_{ij}, T, f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T) = S_{ij} \bar{\varepsilon}_{ij}^T - B(T - T_0) - H_{\text{зерна}} \bar{\varepsilon}_{ij}^T \bar{\varepsilon}_{ij}^T f - H_{\text{варианта}} f + \lambda_0 - \lambda_1, \quad (10)$$

$$F_{\varepsilon_{ij}} = \frac{\partial L}{\partial \bar{\varepsilon}_{ij}^T}(\Sigma_{ij}, T, f, \bar{\varepsilon}_{ij}^T) = S_{ij} f - H_{\text{зерна}} \bar{\varepsilon}_{ij}^T f - H_{\text{варианта}} f - \lambda_2 \frac{\partial \bar{\varepsilon}_{\text{eq}}^T}{\partial \bar{\varepsilon}_{ij}^T}. \quad (11)$$

Предполагается, что когда термодинамическая сила F_f достигает критического значения, начинается рост мартенситных пластин. При достижении силой ориентации $F_{\varepsilon_{ij}}$ некоторого критического значения начинается переориентация зерен мартенсита.

Модель Лангелара [13]

Рассматривается одномерная модель, описывающая поведение материала с памятью формы. В модели делается предположение, что поскольку кривые при нагрузке и разгрузке практически одинаковые, и описать их можно одинаково. Предположение позволяет пренебречь гистерезисом. Вследствие сделанного предположения доля мартенсита ξ является функцией напряжения σ и температуры T , т.е. $\xi = \xi(\sigma, T)$. Определяющее соотношение, связывающее напряжение и деформацию, имеет вид

$$\sigma = E(\xi)(\varepsilon - \varepsilon_{tr}^{\max} \xi), \quad (12)$$

где ε – деформация, $E(\xi)$ – эффективный модуль, $\varepsilon_{tr}^{\max}$ – максимальная деформация фазового превращения. Эффективный модуль зависит от доли мартенсита, так как сплав – смесь двух «материалов» с разными свойствами. Предполагается, что текущая деформация превращения пропорциональна доле мартенсита ξ . Для того чтобы улучшить согласование графиков модели с экспериментальными данными и в то же время упростить модель, была предложена следующая модель для описания одномерного поведения материала:

$$\sigma = \begin{cases} \varepsilon \leq \varepsilon_1 : \sigma_0 = E_A \varepsilon, \\ \varepsilon_1 < \varepsilon \leq \varepsilon_2 : \sigma_1 = E_T (\varepsilon - \varepsilon_1) + \sigma_0(\varepsilon_1), \\ \varepsilon > \varepsilon_2 : \sigma_2 = E_R (\varepsilon - \varepsilon_2) + \sigma_1(\varepsilon_2), \end{cases} \quad (13)$$

где E_A и E_R – постоянные параметры, $\varepsilon_1, \varepsilon_2$, E_T – линейные функции температуры.

$$\begin{aligned} \varepsilon_1(T) &= K_\varepsilon (T - T_0) + \varepsilon_0, \\ \varepsilon_2(T) &= \varepsilon_1(T) + \Delta, \\ E_T(T) &= K_E (T - T_0) + E_0. \end{aligned} \quad (14)$$

Модель содержит 8 параметров $K_\varepsilon, K_E, \varepsilon_0, \Delta, E_0, E_A, E_R, T_0$ и может быть обобщена для трёхмерного случая.

Модель Ауриччио [7]

В рассматриваемой одномерной модели Ауриччио рассматривается 3 вида фазовых превращений:

- 1) прямой фазовый переход ($A \rightarrow M$);
- 2) обратный фазовый переход ($M \rightarrow A$);
- 3) переориентация мартенсита ($M \rightarrow M$).

В качестве внутренней переменной выбирается относительная доля содержания мартенсита ξ_S .

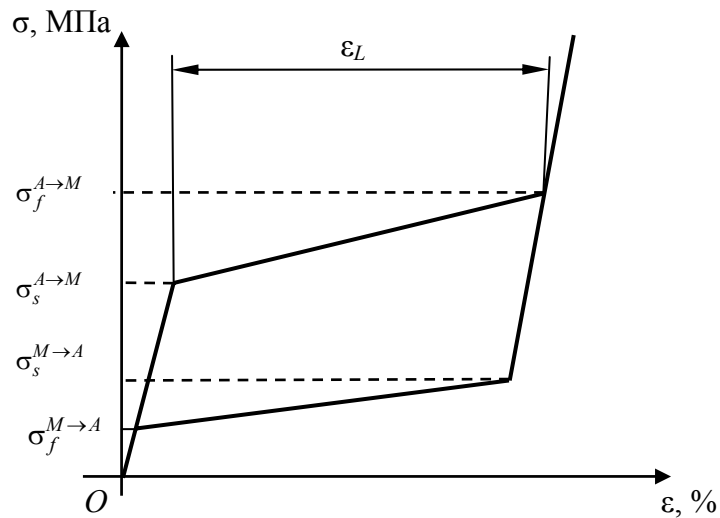


Рис. 11. Характеристические напряжения в модели Ауриччио на схематической диаграмме растяжения-сжатия материала с памятью формы

Прямое фазовое превращение согласно модели Ауриччио описывается следующим образом:

$$\dot{\xi}_s = (1 - \xi_s) \frac{|\dot{\sigma}|}{|\sigma| - \sigma_f^{A \rightarrow M}}. \quad (15)$$

Обратное превращение происходит по закону:

$$\dot{\xi}_s = \xi_s \frac{|\dot{\sigma}|}{|\sigma| - \sigma_f^{M \rightarrow A}}. \quad (16)$$

Напряжения $\sigma_f^{A \rightarrow M}$ и $\sigma_f^{M \rightarrow A}$ обозначают напряжения окончания прямого и обратного превращения соответственно (рис. 11). Полная деформация раскладывается на упругую и неупругую составляющие:

$$\varepsilon = \varepsilon^e + \varepsilon_L \xi_s, \quad (17)$$

где ε^e — упругая деформация, ε_L — максимальная фазовая деформация.

Модуль упругости определяется как

$$E = \frac{E_A}{1 + \left(\frac{E_A}{E_M} - 1\right) \xi_s}, \quad (18)$$

где E_A , E_M — значения модуля Юнга для аустенитного и мартенситного состояния.

СРАВНЕНИЕ МОДЕЛЕЙ

Большое разнообразие определяющих соотношений, которые позволяют описывать различные эффекты, возникающие при фазовых переходах в сплавах с эффектом памяти формы, повлекло за собой проблему выбора уравнений, адекватно моделирующих поведение конструкций из данных материалов. В некоторых случаях, например в задачах управления, предпочтительнее использовать модели с явным аналитическим выражением, связывающим напряжения и деформации в материале. В основном развиты численные модели, заложенные в коммерческих пакетах, например в

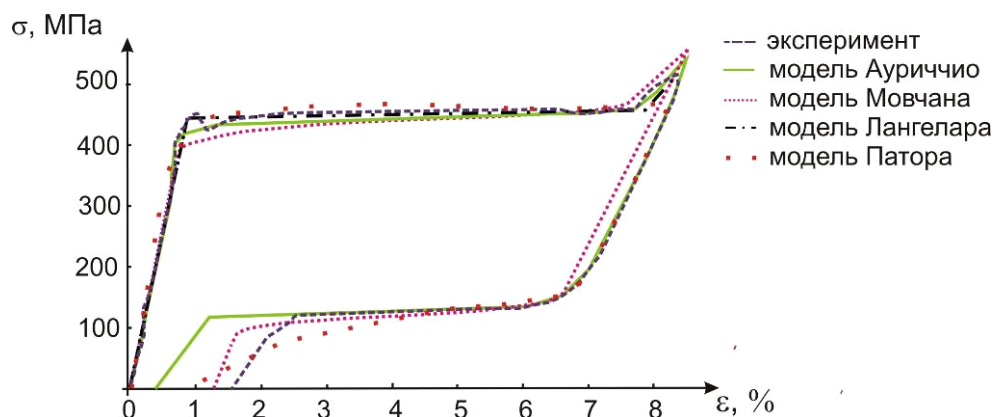


Рис. 12. Кривые в координатах напряжение-деформация для сплава с памятью формы: экспериментальная кривая при температуре $T=23^{\circ}\text{C}$ и результаты, полученные по моделям

ANSYS. В данной работе были проанализированы следующие модели: модель Мовчана, модель Лангелара, модель Патора и модель Ауриччио.

В результате сравнения моделей с данными эксперимента на растяжение-сжатие образца из никелида титана при температуре 23°C показано, что все четыре модели адекватно описывают поведение материала. Однако модель Лангелара не учитывает гистерезисное поведение материала и позволяет описать лишь превращение аустенит $\rightarrow$ мартенсит. Модель Ауриччио удобна тем, что она используется в программе *ANSYS* и предпочтительна при инженерных расчётах конструкций сложной формы. Модель Патора также может быть заложена в программу *ABAQUS*, основанную на расчетах методом конечных элементов. Все рассмотренные модели способны описать трехмерное напряженно-деформированное состояние. Достоинство модели Мовчана заключается в наличии аналитических решений, которые используются при решении задач управления собственными деформациями. Значения параметров моделей представлены в табл. 4, 5, 6, 7.

Таблица 4

Свойства материала из сплава с памятью формы по модели Ауриччио

	1	2
Температура испытания, $^{\circ}\text{C}$	23	42
Напряжение начала прямого превращения ($\sigma_s^{A \rightarrow M}$), МПа	412	536
Напряжение окончания прямого превращения ($\sigma_f^{A \rightarrow M}$), МПа	473	571
Напряжение начала обратного превращения ($\sigma_s^{M \rightarrow A}$), МПа	150	256
Напряжение окончания обратного превращения ($\sigma_f^{M \rightarrow A}$), МПа	112	97
Максимальная остаточная деформация (ε_L)	0,83	0,88
Параметр, характеризующий разницу между поведением материала при растяжении и сжатии (α)	0,12	0,15
Модуль Юнга мартенситной фазы (E_M), МПа	11000	7900
Коэффициент Пуассона (ν)	0,3	0,3

Таблица 5

Свойства материала из сплава с памятью формы по модели Мовчана

Параметр	Значение	Единица измерения
E_a	47058	МПа
E_m	10889	МПа
k	8,38	°C/МПа
c_0	$2 \cdot 10^{-4}$	1/МПа
a_0	3,36	–
M_s	5	°C
M_f	–8	°C
A_s	10	°C
A_f	18	°C

Таблица 6

Свойства материала из сплава с памятью формы по модели Патора

Параметр	Значение	Единица измерения
T_0	6,5	°C
B	0,0235	МПа/°C
$H_{\text{зерна}}$	1181,49	МПа
$H_{\text{варианта}}$	571,266	МПа
E	15789,45	МПа
M_s	5	°C
M_f	–8	°C
A_s	10	°C
A_f	18	°C

Таблица 7

Свойства материала из сплава с памятью формы по модели Лангелара

Параметр	Значение	Единица измерения
K_ε	–3,987	°C ^{–1}
E_0	189,462	МПа
E_A	47639,281	МПа
E_R	10992	МПа
ε_0	9,55	–
K_E	2,041	МПа·°C ^{–1}
Δ	0,951	–
T_0	32,526	°C

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Устройства из никелида титана применяются в медицине много лет. Проблема заключается в том, что врачи в основном полагаются на свой клинический опыт. Поэтому возникает необходимость объективизации эмпирически разработанных методик лечения, а также индивидуального предоперационного планирования на основе биомеханического моделирования. Для биомеханического анализа того или иного медицинского устройства необходимо знать свойства материала, из которого он изготовлен. В данной работе исследуется механическое поведение сплава, из которого изготовлены фиксаторы, применяемые в челюстно-лицевой хирургии.

В работе был проведён эксперимент на образцах двух видов: показано, что температура испытаний имеет большее влияние на гистерезис по сравнению со скоростью деформирования. Получен типичный гистерезис при температурах 23°C и 42°C.

Рассмотрены модели, описывающие поведение материалов с памятью формы. Результаты вычислений сравнены с экспериментом.

Результаты испытаний сплавов будут использованы при исследовании механического поведения фиксаторов с памятью формы, использующихся в челюстно-лицевой хирургии [2, 3, 14].

БЛАГОДАРНОСТИ

Работа выполнена при поддержке РФФИ № 07-01-96061-р-Урал-а и Федерального агентства по науке и инновациям в рамках ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2007-2012 годы» (гос. контракт № 02.518.11.7135).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гюнтер, В.Э. Сплавы с памятью формы в медицине / В.Э. Гюнтер, В.В. Котенко, М.З. Миргазизов, В.К. Поленичкин, И.А. Витюгов, В.И. Итин, Р.В. Зиганьшин, Ф.Т. Тамерханов // Томск: Изд-во Томск. ун-та, 1986.
2. Кучумов, А.Г. Численное решение задачи оптимизации для определения параметров установки фиксаторов с памятью формы / А.Г. Кучумов, В.А. Лохов, Ю.И. Няшин, М. Менар, А.А. Селянинов // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 1. – С. 18–28.
3. Лохов, В.А. Применение материалов с эффектом памяти формы при лечении заболеваний зубочелюстной системы / В.А. Лохов, Ю.И. Няшин, А.Г. Кучумов, А.Р. Гачкевич, С.Ф. Будз, А.Е. Онышко // Российский журнал биомеханики. – 2008. – Т. 12, № 4. – С. 7–16.
4. Мовчан, А.А. Микромеханические определяющие уравнения для сплавов с памятью формы / А.А. Мовчан // Проблемы машиностроения и надежности машин. – 1994. – № 6. – С. 47–53.
5. Мовчан, А.А. Выбор аппроксимации фазовой диаграммы перехода и модели исчезновения кристаллов мартенсита для сплавов с памятью формы / А.А. Мовчан // ПМТФ. – 1995. – Т. 36, № 2. – С. 173–181.
6. Отцука, К. Сплавы с эффектом памяти формы / К. Отцука, К. Симидзу, Ю. Судзуки. – М.: Металлургия, 1990.
7. Auricchio, F. A temperature-dependent beam for shape-memory alloys: constitutive modelling, finite element implementation and numerical simulations / F. Auricchio, E. Sacco // Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering. – 1999. – Vol. 174. – P. 171–190.
8. Burstone, C. Chinese NiTi wire. – A new orthodontic alloy / C. Burstone et al. // Am. J. Orthod. – 1985. – Vol. 87. – P. 445–452.
9. Drugacz, J. Use of TiNiCo shape-memory clamps in the surgical treatment of mandibular fractures / J. Drugacz, Z. Lekston, H. Morawiec, K. Januszewski // J. Oral Maxillofac. Surg. – 1995. – Vol. 53. – P. 665–671.
10. Huang, W. Effects of pre-strain on transformation temperatures of NiTi shape memory alloy / W. Huang, Y.L. Wong // Journal of Materials Science Letters. – 1999. – Vol. 18. – P. 1797–1798.
11. Kapila, S. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires / S. Kapila, R. Sachdeva // Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. – 1989. – Vol. 96. – P. 100–122.

12. *Kusy, R.* Comparison of nickel-titanium and beta titanium wires sizes to conventional orthodontic arch wire materials / R. Kusy // *Am. J. Orthod.* – 1981. – Vol. 79. – P. 625–629.
13. *Langelaar, M.* Simple R-phase transformation model for engineering purposes / M. Langelaar, F. Keulen // *Materials Science and Engineering.* – 2004. – A 378. – P. 507–512.
14. *Lokhov V.* Shape memory alloys in medicine: stress control problems in bone fracture healing / V. Lokhov, A. Kuchumov // *Journal of Biomechanics.* – 2008. – Vol. 41(S1). – P. 450.
15. *Motahari, S.A.* Multilinear one-dimensional shape memory material model for use in structural engineering applications / S.A. Motahari, M. Ghassemieh // *Engineering Structures.* – 2007. – Vol. 29. – P. 904–913.
16. *Mullins, W.S.* Mechanical behavior of thermo-responsive orthodontic archwires / W.S. Mullins, M.D. Bagby, T.L. Norman // *Dent. Mater.* – 1996. – Vol. 12. – P. 308–314.
17. *Musialek, J.* Titanium-nickel shape memory clamps in small bone surgery / J. Musialek, P. Filip, J. Nieslanik // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* – 1998. – Vol. 117. – P. 341–344.
18. *Nemat-Nasser, S.* Superelastic and cyclic response of NiTi SMA at various strain rates and temperatures / S. Nemat-Nasser, W. Guo // *Mechanics and Materials.* – 2007. – Vol. 38. – P. 463–474.
19. *Patoor, E.* Micromechanical modelling of superelasticity in shape memory alloys / E. Patoor, A. Eberhardt, M. Berveiller // *Journal de Physique IV, Coll. C1.* – 1996. – Vol. 6. – P. 277–292.
20. *Peultier, B.* Macroscopic law of shape memory alloy thermomechanical behaviour. Application to structure computation by FEM / B. Peultier, T. Ben Zineb, E. Patoor // *Mechanics of Materials.* – 2006. – Vol. 38. – P. 510–524.
21. *Wang, Y.F.* Experimental and numerical study of the superelastic behaviour on NiTi thin-walled tube under biaxial loading / Y.F. Wang, Z.F. Yue, J. Wang // *Computational Materials Science.* – 2007. – Vol. 40. – P. 246–254.
22. *Yambe, T.* Artificial myocardium with an artificial baroflex system using nano technology / T. Yambe, Y. Shiraishi, M. Yoshizawa, A. Tanaka, K. Abe, F. Sato, H. Matsuki, M. Esashi // *Biomedicine & Pharmacotherapy.* – 2003. – Vol. 57. – P. 122–125.
23. *Yang, P.* Ni-Ti memory alloy clamp plate for fracture of short tubular bone / P. Yang, J. Tao, M. Ge, Q. Yang, H. Yang, Q. Sun // *Chin. Med. Journal.* – 1992. – Vol. 105. – P. 312–315.
24. *Zhao, Y.* Compression behavior of porous NiTi shape memory alloy / Y. Zhao, M. Taya, Y. Kang, A. Kawasaki // *Acta Materialia.* – 2005. – Vol. 53. – P. 337–343.

EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF SHAPE MEMORY ALLOYS UTILIZED IN MEDICINE

**A.G. Kuchumov, V.A. Lokhov, S.V. Slovikov,
V.E. Wildemann, G.I. Straube, D.A. Sutorihin (Perm, Russia)**

To determine a thermomechanical response of NiTi alloy, which is the material of the clamps utilized in the maxillofacial surgery, tension-compression tests of samples were carried out. Experiments were performed on servohydraulic machine *Instron* in Center of Experimental Mechanics (Perm State Technical University). The influence of temperature and strain rate on the stress-strain curves was shown. An analysis of models describing the shape memory materials behaviour was carried out. The computational results were compared with experimental data.

Key words: experiment, hysteresis, shape memory alloys.

Получено 2 августа 2009