

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ СТРУКТУРНЫХ ПРЕВРАЩЕНИЙ В СПЛАВАХ С ЭФФЕКТОМ ПАМЯТИ ФОРМЫ

В.А. Костин, Г.М. Григоренко

ИЭС им. Е. О. Патона НАН Украины.

03150, г. Киев, ул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

Проведено компьютерное 3D моделирование медицинских стентов, выполненных из материалов с памятью формы, проанализировано кинетику структурных превращений в процессе $\gamma \leftrightarrow \alpha'$ -превращений, исследовано их влияние на напряженно-деформированное состояние. Проведены расчеты для сплавов с памятью формы — нитинола (NiTi) и Cu–Zn–Al, применяемых в медицинской промышленности. Предложена математическая модель для описания эффектов памяти формы и гиперупругости. Проведено численное моделирование структурных превращений, напряженно-деформированного состояния стента, эффектов памяти формы и гиперупругости путем использования расчетного мультифизического пакета COMSOL Multiphysics. Установлены особенности образования мартенсита в стенте в процессе деформирования. Библиогр. 12, табл. 2, рис. 10.

Ключевые слова: материалы с памятью формы; нитинол; стент; фазовые превращения; мартенсит; аустенит; напряженно-деформированное состояние

Сплавы с памятью формы (SMA) представляют собой особый класс современных интеллектуальных материалов, способных к значительной неупругой деформации, которые могут восстанавливать исходную геометрию под действием соответствующих термомеханических нагрузок.

Сплавы с памятью формы характеризуются фазовым превращением в твердом состоянии, при котором начальная фаза (аустенит) трансформируется в конечную фазу (мартенсит), имеющую отличную кристаллографическую ориентацию. Превращение между этими фазами известно как «мартенситное термопластическое превращение» [1].

Характерные температуры фазовых превращений (M_s , M_f , A_s , A_f) сильно зависят от химического состава сплавов, их термической и механической обработки. Кинетика мартенситных превращений для таких сплавов имеет ярко выраженную петлю гистерезиса (рис. 1), когда температура начала мартенситного превращения M_s на стадии охлаждения не совпадает с температурой конца аустенитного превращения A_s на стадии нагрева, и наоборот. Для большинства SMA материалов $M_f < M_s < A_s < A_f$.

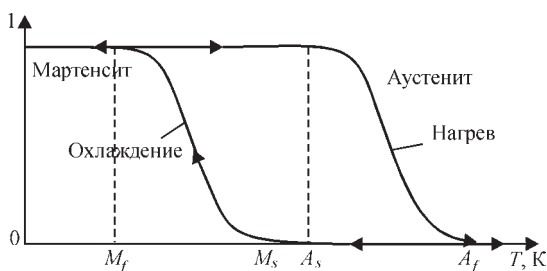


Рис. 1. Зависимость объемной доли мартенсита от температуры в образце с памятью формы

Эти уникальные особенности SMA широко используются в приборо- и машиностроении, авиационной и космической технике, медицине. Они используются для изготовления термомеханических приводов различных конструкций, тепловых и электрических датчиков, гибких соединительных муфт, демпфирующих элементов конструкций, пружин, актуаторов, виброгасителей, MEMS устройств и т. д. Исследования сплавов с памятью формы, их применение и возможности описаны в публикации [2].

Среди сплавов с памятью формы особое место занимает нитинол. Обладающий хорошей биосовместимостью никелид титана (NiTi) широко используется в медицинских целях для изготовления различных имплантов, ортодонтических мостов, сердечно-сосудистых стентов, протезов.

Исследованию сплавов с эффектом памяти формы посвящено большое количество работ отечественных и зарубежных авторов [3–5]. Полученные результаты сделали возможным построение фундаментальных физических теорий и феноменологических моделей, позволяющих проанализировать деформационное поведение таких материалов в различных термомеханических условиях.

Все существующие SMA модели условно можно разделить на термодинамические и феноменологические. В термодинамических моделях строятся термодинамические потенциалы (например Гиббса), которые можно разделить на «химическую» часть, зависящую от температуры и включающую в себя энтропию объемных долей мартенсита, и «механическую», включающую напряжения и деформации при внешнем нагружении и взаимодействии между различными фа-

зами. К таким моделям относятся модели Patoor, Auricchio, Lagoudas [6–8].

В большинстве феноменологических моделях полная деформация представляется как сумма упругой, температурной, фазовой и пластической деформации. Некоторые авторы учитывают также структурную деформацию (раздвоивания, переориентации) [9, 10]. В феноменологических моделях определяющие соотношения связаны с кинетикой превращения, а условия перехода и накопление доли мартенсита получают из экспериментальных диаграмм.

Общим недостатком всех феноменологических моделей по сравнению с физическими является их неспособность описать весь спектр макро- и микромеханических явлений, связанных с процессами, происходящими в SMA. Такие модели часто не учитывают влияние предшествующей истории деформирования на последующие фазовые и структурные превращения, игнорируют термомеханические связи и ограничены малыми деформациями.

По этой причине все более актуальными становятся физические модели. Существующие физические модели могут быть классифицированы в зависимости от масштаба моделирования на микроскопические, мезоскопические и макроскопические.

Микроскопические модели рассчитываются на уровне кристаллической решетки или размеров зерна для описания микроструктурных особенностей, таких как зарождение фазы, движение границы раздела, рост двойников мартенсита и т. д. Мезоскопические модели строятся на основе микромеханики, затем создаются макроскопические уравнения с учетом масштабного фактора. Напротив, макроскопические модели основаны на упрощенном описании поведения материала, наблюдаемого в макроскопическом масштабе и описываемого с помощью конечного набора переменных состояния и соответствующих определяющих уравнений. Эти модели считаются самыми простыми и удобными для структурного анализа и инженерного проектирования.

Практическая верификация математических моделей, связанная с исследованием структурного и деформационного состояния, не всегда возможна из-за малых размеров SMA изделий, скорости протекания мартенситных превращений, неоднородности структурного состояния.

В связи с этим цель данной работы состояла в моделировании структурных превращений в процессе деформирования, определении напряженно-деформированного состояния и установлении особенностей образования мартенсита при работе биологического стента.

Коронарная артерия с шунтом

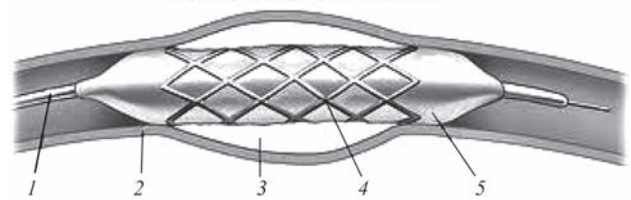


Рис. 2. Схема расположения стента в месте патологического сужения кровеносного сосуда: 1 — катетер; 2 — стенка артерии; 3 — бляшка; 4 — стент; 5 — баллон

Материал и методика исследований. Медицинский стент представляет собой изготовленную в форме цилиндрического каркаса металлическую конструкцию, которая под контролем подводится к месту патологического сужения кровеносного сосуда и принимает необходимую геометрическую форму, расширяя сосуд и стабилизируя кровоток (рис. 2).

Во время специальной термической обработки стент «запоминает» форму, соответствующую рабочей конфигурации. Далее проводится его обжатие и установка в систему доставки. После удаления удерживающей оболочки системы доставки стент «вспоминает» свою форму и самопроизвольно раскрывается вследствие протекания фазовых превращений.

Для моделирования структурных превращений были выбраны два типа SMA материалов с различным уровнем обратимой деформации — нитинол 50 % Ni–50 % Ti и сплав системы Cu–20 % Zn–15 % Al. Стенты из данных материалов имеют высокие механические свойства, хорошую коррозионную стойкость и биосовместимость. Основные физические, механические и структурные параметры материалов с памятью формы представлены в табл. 1. Для сравнения в таблице также приведены свойства сплава Cu–14,2 % Al–4,3 % Ni с памятью формы, который из-за плохой биосовместимости практически не используется в медицине.

С практической точки зрения представляют интерес такие функциональные свойства SMA материалов, как: обратимая деформация ϵ_{ir} (в сплаве 50 % Ni–50 % Ti максимальная обратимая деформация может достигать 11 %; в сплаве Cu–20 % Zn–15 % Al — 4 %, в сплаве Cu–14,2 % Al–4,3 % Ni — 6 %); температурный интервал восстановления формы (характерные температуры начала и окончания мартенситного и аустенитного превращения); величина предела текучести (σ_T), определяющего максимальный уровень рабочих напряжений изделий.

Параметры модели. В работе моделировали биологический коронарный стент, который состоял из шести секций характерно изогнутой прово-

Таблица 1. Основные характеристики SMA материалов

Свойства	Ni-Ti	Cu-Zn-Al	Cu-Al-Ni
Физические			
Температура плавления, °C	1250	1020	1050
Плотность, кг/см ³	6450	7900	7150
Электрическое сопротивление, Ом·м·10 ⁻⁶	0,5...1,1	0,07...0,12	0,1...0,14
Теплопроводность, Вт/м/°C	10...18	120	75
Коэффициент температурного расширения, 10 ⁻⁶ /°C	6,6...10,0	17	17
Теплоемкость, Дж/кг/°C	490	390	440
Энтальпия превращения, Дж/кг	28,000	7,000	9,000
Механические			
Модуль Юнга, ГПа	80 (М) 28...41 (А)	70 (М) 70...100 (А)	50 (М) 80...100 (А)
Предел прочности, МПа	800...1000	800...900	1000
Предел текучести, МПа	200...700 (М) 70...140 (А)	150...300 (М) 150...350 (А)	100...500 (М) 50...300 (А)
Удлинение при разрыве, %	30...50 (М)	10...15 (М)	8...10 (М)
Размер зерна, мкм	20...100	50...150	30...100
Усталостная прочность, МПа	350	270	350
Размер зерна, мкм	10...100	20...100	50...150
Параметры превращения			
Температурный диапазон превращений, °C	от -100 до +100	от -200 до +100	от -150 до +200
Гистерезис, °C	30	15	20
Максимальная обратимая деформация, %	11	4	6
Нормальное рабочее напряжение, МПа	100...130	40	70
Демпфирование, % SDC	20	85	20
Сопротивление коррозии	Отличное	Среднее	Хорошее
Биологическая совместимость	Отличная	Удовлетворительная	Плохая

локи из SMA материала, имеющего прямоугольное сечение 0,2×0,4 мм. Каждая секция состояла из 18 замкнутых V-образных звеньев высотой 2,4 мм (рис. 3). Исходный (не нагруженный) размер стента составлял: диаметр — 5 мм, длина — 15 мм, радиус изгиба V-образных звеньев — 0,12 мм.

Физико-механические свойства SMA материалов, используемых для компьютерного моделирования представлены в табл. 2.

Математическая модель. Для компьютерного моделирования деформирования стента из SMA сплава применили расчетный пакет междисциплинарных исследований COMSOL Multiphysics [11]. В процессе моделирования использовали фи-

зические интерфейсы теплопередачи, структурной механики и математического модуля решения дифференциальных уравнений в частных производных, а также адаптивный метод конечных элементов (МКЭ), предполагающий автоматическую перестройку сетки в процессе деформирования.

Стандартные модели линейно-упругих или упруго-пластических материалов не позволяют описать поведение материалов с памятью формы. Поэтому при моделировании использовали специальные модели материалов с памятью формы, предложенные Souza-Auricchio [7] и Lagoudas [8]. Наряду с этим в программном комплексе предусмотрена возможность написания собственных (пользовательских)

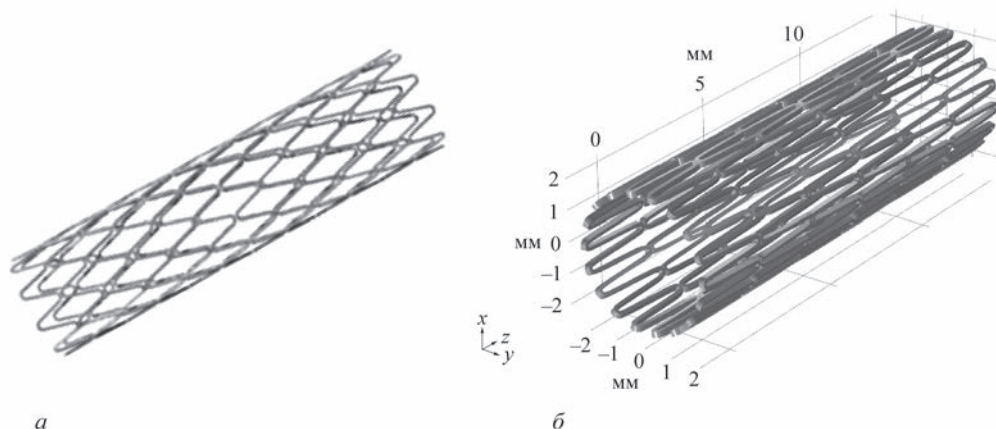


Рис. 3. Общий вид реального стента (а) и его расчетная модель (б)

моделей материала, основанных на реальных экспериментальных результатах.

Моделирование проводили для одного элемента стента V-образного звена (рис. 4), но с учетом граничных условий (уравнения симметрии, непрерывности деформаций, напряжений и перемещений на границе контакта звеньев) полученные результаты были перенесены на весь стент в целом. Полагалось, что в вершинах звенья были соединены между собой, так что относительное перемещение вдоль оси Z отсутствовало.

Для проведения расчетов использовали гексаэдрическую сетку из 1920 элементов с минимальным размером ячеек приблизительно 0,02 мм и качеством элементов сетки примерно 95 %.

Уравнения равновесия, описывающие поведение материала стента, основаны на втором законе Ньютона, утверждающем, что сумма всех сил, действующих на тело, равна нулю, так что все части любой структуры должны находиться в равновесии.

В терминах напряжений второй закон Ньютона можно записать в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \sigma = f, \quad (1)$$

где f — сумма всех сил, действующих на единицу объема; ρ — плотность; σ — тензор напряжений; u — вектор перемещений.

В основе структурной механики деформирования твердого тела лежат три уравнения: уравнение равновесия, совместности и определяющие отношения.

В отличие от уравнений равновесия и совместности, определяющие отношения не могут быть получены из первых принципов и являются чисто эмпирическими. Математические модели материалов связывают напряжения с деформациями. Например, для упругих материалов — это уравнение Гука, для вязкоупругих материалов эти уравнения включают производные деформации по времени, для пластичных материалов — предыдущее напряженное состояние, для металлов с памятью формы — кинетику изменения доли мартенсита во времени.

Для изотропного линейного упругого твердого тела можно сформулировать систему дифференциальных уравнений в частных производных (PDE) для вектора перемещения:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \mu \nabla^2 u - (\lambda + \mu) \nabla (\nabla u) = f, \quad (2)$$

где λ и μ — две независимые константы Ламе. Изотропный линейный упругий материал характе-

Таблица 2. Физико-механические параметры SMA материалов

Параметр	Cu–Zn–Al	50Ni–50Ti
E_A , ГПа	100	55
E_M , ГПа	70	46
ν_A, ν_M	0,33	0,33
M_f , °C	+30	–43
M_s , °C	+40	–28
A_s , °C	+48	–3
A_f , °C	+52	+7
C_M , МПа/К	3,5	7,4
C_M , МПа/К	3,5	7,4
P , кг/м ³	7800	6500
ϵ_{tr}^{max}	0,032	0,056

ризуется двумя независимыми материальными константами, часто выбираемыми как модуль упругости E и коэффициент Пуассона ν . В этих терминах уравнение Навье можно записать в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \frac{E}{2(1+\nu)} \left(\frac{1}{1-2\nu} \nabla (\nabla u) + \nabla^2 u \right) = f. \quad (3)$$

Для материала с памятью формы второй закон Ньютона (1) можно сформулировать в виде:

$$\rho \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - \nabla \sigma = f + f_{tr}, \quad (4)$$

где $\sigma = \sigma_0 + \sigma_{ext} + \sigma_{el} + \sigma_T + \sigma_{tr}$, σ_0 — тензор начальных напряжений; σ_{ext} — тензор внешних напряжений; σ_{el} — тензор упругих напряжений; σ_T — тензор температурных напряжений; σ_{tr} — тензор структурных напряжений; f_{tr} — силы, связанные с фазовым превращением.

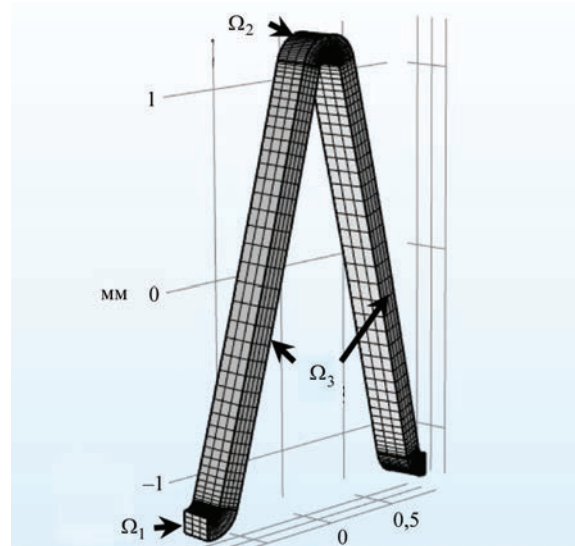


Рис. 4. Расчетный элемент стента

Полная деформация образца может быть представлена в виде суммы упругих и неупругих деформаций:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \frac{1}{2}[(\nabla u)^T + \nabla u] = \varepsilon_{el} + \varepsilon_{inel} = \\ &= \varepsilon_{el} + \varepsilon_0 + \varepsilon_{ext} + \varepsilon_T + \varepsilon_{tr}, \end{aligned} \quad (5)$$

где ε_0 — тензор начальных деформаций; ε_{ext} — тензор внешних деформаций; $\varepsilon_{el} = \sigma_{el}/E$ — тензор упругих деформаций; ε_T — тензор температурных деформаций, который имеет вид $\varepsilon_t = \alpha(T - T_0)$; ε_{tr} — тензор структурных деформаций, который определяется из условия $\varepsilon_{tr} = f(\xi)$, где ξ — скорость превращения мартенсита.

Конкретный вид функции упрочнения $f(\xi)$ определяется экспериментальными наблюдениями и зависит от химического состава, термической и механической обработки и т. д.

В работе предложено разделить образование мартенсита на две части, считая, что одна часть мартенсита (ξ_T) образуется только под действием температуры, а другая (ξ_σ) — под действием напряжений. Тогда общая объемная доля мартенсита составит $\xi = 1 - \xi_\sigma \xi_T$:

$$\xi = \begin{cases} 1 - \exp(b_M \sigma) \exp\left(a_M \frac{M_S - T}{M_S - M_F}\right) & \text{для превращения } A \rightarrow M \\ 1 - \exp(b_A \sigma) \exp\left(a_A \frac{A_S - T}{A_S - A_F}\right) & \text{для превращения } M \rightarrow A, \end{cases} \quad (6)$$

где a_M, a_A, b_M, b_A — константы материала, определяемые экспериментально.

Необходимо отметить, что температуры превращения измеряются в условиях нулевого напряжения.

Граничные условия. В области контакта звеньев Ω_1 выполнялось условие непрерывности $u \vec{n}|_{\Omega_1} = 0$, в вершине звеньев Ω_2 перемещение вдоль стента отсутствовало $u|_z = 0$. На внешнюю боковую по-

верхность звеньев Ω_3 действует поверхностное давление $\sigma \vec{n}|_{\Omega_3} = -P(t) \vec{n}$, которое изменяется со временем (рис. 4).

Результаты исследований и обсуждение. Расчетная схема деформирования стента и соответствующая ей схема структурных превращений представлена на рис. 5. Предполагается, что деформирование стента начинается из аустенитной области в области низких температур ($T < M_s$) (рис. 5, б). При этом сначала образуется двойниковый мартенсит, который под действием наведенных напряжений при низкой температуре трансформируется в раздвойниковый мартенсит ξ_S . Последующее повышение температуры выше температуры начала образования аустенита ($T > A_s$) приводит к образованию аустенитной структуры в стенте. Заключительное охлаждение до начальной температуры приводит к образованию термического двойникового мартенсита ξ_T (рис. 5, а).

Следует отметить, что проблемы моделирования, связанные с нелинейными (гистерезисными) материалами, представляют ряд нерешенных теоретических проблем, таких как неединственность решений, сильное влияние исходных данных на конечное решение. Поэтому вопрос, пригодны ли полудискретные методы конечных элементов для решения таких задач, пока остается открытым. Вместе с тем ряд моделей, описывающих поведение SMA материалов, все же были реализованы в некоторых коммерческих пакетах (ABAQUS, ANSYS, COMSOL Multiphysics), основанных на методе конечных элементов.

Полученные в ходе моделирования результаты представлены ниже. Характер изменения геометрии стента и напряжений, формирующихся в процессе деформирования показаны на рис. 6.

Анализ полученных результатов показал, что наибольшие напряжения в стенте в процессе структурных превращений формируются в участках сги-

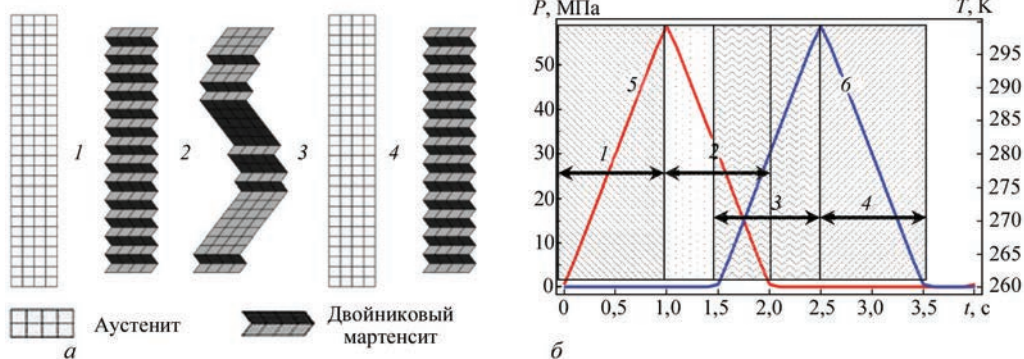


Рис. 5. Структурная (а) и расчетная (б) схема деформирования стента: 1 — нагрузка; 2 — разгрузка; 3 — нагрев; 4 — охлаждение; 5 — кривая изменения нагрузки стента; 6 — кривая изменения температуры стента

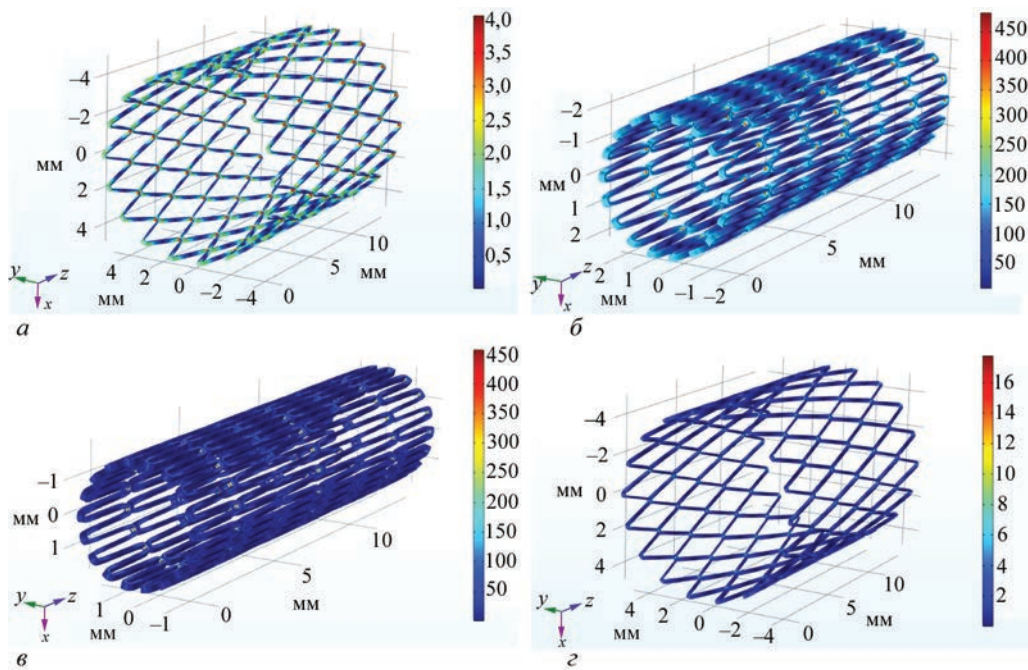


Рис. 6. Характер изменения геометрии и напряжений в NiTi стенте в процессе структурных превращений: *a* — 0; *б* — 0,9; *в* — 1,8; *г* — 4 с

ба V-образных звеньев на внутренней поверхности проволоки. Максимальные напряжения по Мизесу в процессе деформирования стента изменяются с 4 МПа (рис. 6, *a*) до 450 МПа (рис. 6, *б*). При полной разгрузке стента напряжения возвращаются почти к исходному состоянию. Наименьшие напряжения по Мизесу формируются в средней части проволоки и не превышают 5...10 МПа.

Деформация стента в продольном направлении отсутствует. Это обстоятельство является достаточно важным с точки зрения строгой фиксации стента в определенном положении при его установке в артерию.

Проведенные расчеты показали, что деформация стента происходит не равномерно (рис. 7). Данное обстоятельство связано с особенностями протекания структурных превращений аустенит↔мартенсит в процессе деформирования. Из анализа кривых на следует, что образование термического двойникового мартенсита ξ_T происходит с более высокой скоростью, чем образование деформационного мартенсита ξ_S . Завершение моделируемого термодеформационного цикла приводит к полному восстановлению исходного размера стента (5 мм).

Результаты моделирования показали, что хотя количество мартенсита в стенте определяется температурами M_s и M_f , из-за его сложной геометрии уровень напряжений в различных участках стента будет отличаться и, как следствие, будет отличаться количество образующегося в них мартенсита. Изменение объемной доли мартенсита в процессе деформации в различных участках стента приведено на рис. 8.

Расчеты показывают, что наибольшее количество мартенсита формируется на внутренних участках сгибов проволоки стента, в которых доля мартенсита составляет 100 %, на внешних участках доля мартенсита составляет примерно 45...50 %, а наименьшая доля мартенсита 2...3 % образуется в средней части.

Внутренние участки сгибов проволоки медицинских стентов, в которых образуется 100 % мартенсита, а уровень напряжений на определенной стадии может превышать предел текучести σ_y , являются наиболее опасными с точки зрения развития пластической деформации и потери стентом в этом участке эффекта памяти формы.

Наиболее характерной чертой макроскопического поведения SMA материалов являются эф-

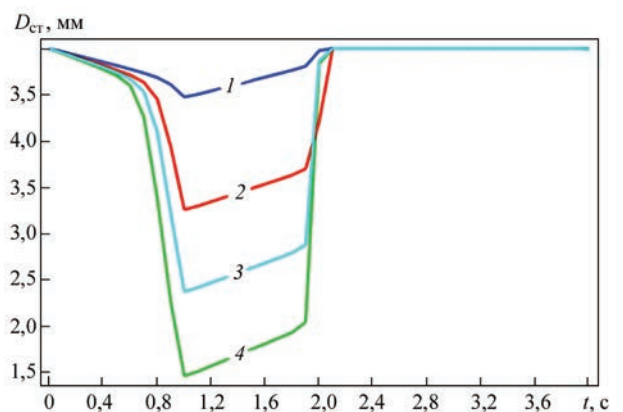


Рис. 7. Влияние величины нагрузки на изменение диаметра NiTi стента ($D_{ст}$) в процессе термодеформационного цикла, МПа: 1 — 80; 2 — 100; 3 — 110; 4 — 120

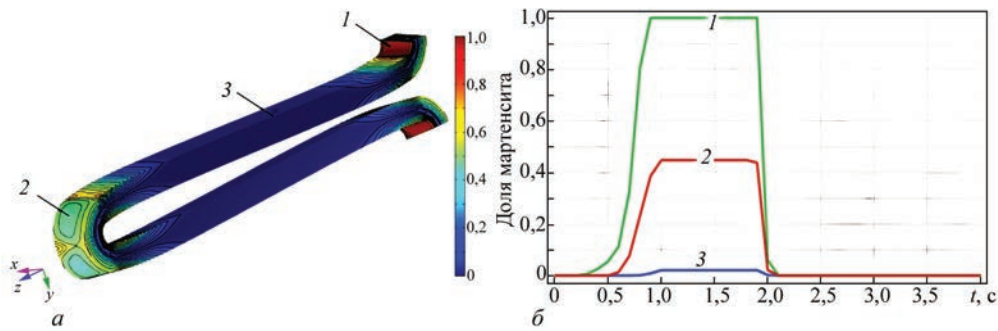


Рис. 8. Распределение мартенсита (а) и характер его изменения (б) в процессе деформации стента: 1 — участок сгиба внутренний; 2 — участок сгиба внешний; 3 — средняя часть

фекты памяти формы или псевдоупругости. В работе смоделированы оба эти эффекта (рис. 9).

Микроструктурные особенности этих эффектов связаны с особенностями изменения кристаллической структуры мартенситной фазы. Так, при эффекте памяти формы мартенситная фаза состоит из плотно расположенных чередующихся кристаллических плоскостей, имеющих противоположную ориентацию. Такая ориентация мартенсита обеспечивает его относительно высокую пластичность, что приводит к низкой величине модуля Юнга и хорошим характеристикам демпфирования. Когда мартенситная фаза нагружается выше предела текучести то, вместо разрушения кристаллографических связей, которые повреждают его микроструктуру, кристаллические плоскости постепенно разворачивают решетку, релаксируя деформацию и не вызывая значительных смещений атомов. Это явление называется раздвойникованием (detwinning).

Для эффекта псевдоупругости сплав может достигать такой же высокодеформируемой кристаллической структуры при приложении внешней силы, непосредственно прямо переходя из аустенитной фазы в деформированную мартенситную. В этом случае в процессе нагрузки в материале постепенно образуется мартенситная структура, которая мгновенно деформируется, не повреждая кристаллическую структуру. По сравнению

с предыдущим в этом случае отсутствует стадия образования двойникового мартенсита. Однако поскольку фазовое превращение происходит в температурном интервале $T > A_f$, где мартенситная фаза нестабильна, то, как только внешняя сила будет устранена, сплав мгновенно возвращается в исходное состояние.

Оба эффекта памяти формы и псевдоупругости могут быть сведены в одну обобщенную диаграмму напряжение–деформация, хотя и для различных температур (рис. 10). Эффект псевдоупругости представлен на рисунке сплошной линией, а памяти формы — пунктирной.

Первоначальное поведение материала является линейным из-за 100%-ной упругости в аустенитной фазе с модулем Юнга равным E_A . Затем фазовый переход от аустенита к мартенситу начинается при начальном напряжении образования мартенсита σ_{MS} . После завершения превращения при напряжении σ_{Mp} когда сплав представляет собой 100%-ную мартенситную фазу, зависимость снова становится линейной в области упругости новой мартенситной фазы (теперь модуль Юнга равен E_M), останавливаясь на пределе текучести σ_y . Обычно нагрузка достигает уровня между σ_y и σ_{Mf} .

Затем начинается стадия разгрузки при постоянной температуре $T > A_f$. Первоначально зависимость следует тому же линейному поведению, связанному с упругой разгрузкой мартенсита, до

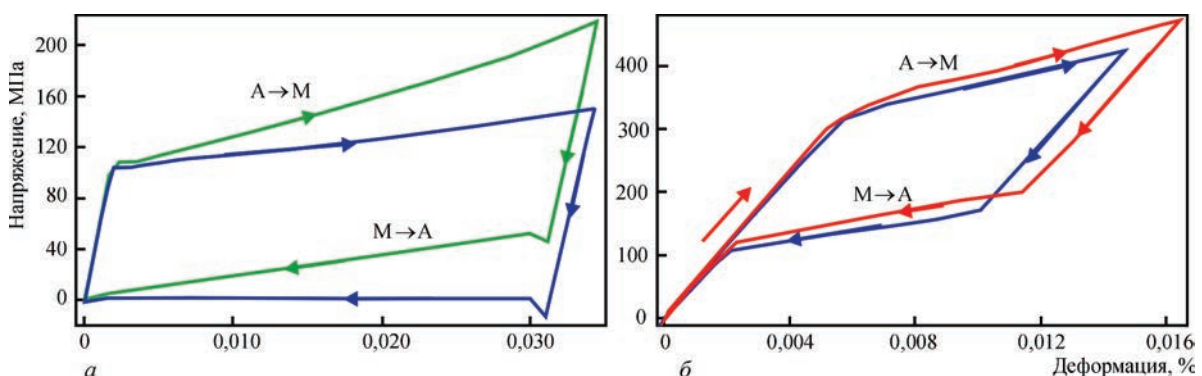


Рис. 9. Диаграмма напряжение–деформация сплава NiTi для различных участков стента: а — эффект памяти формы; б — эффект псевдоупругости

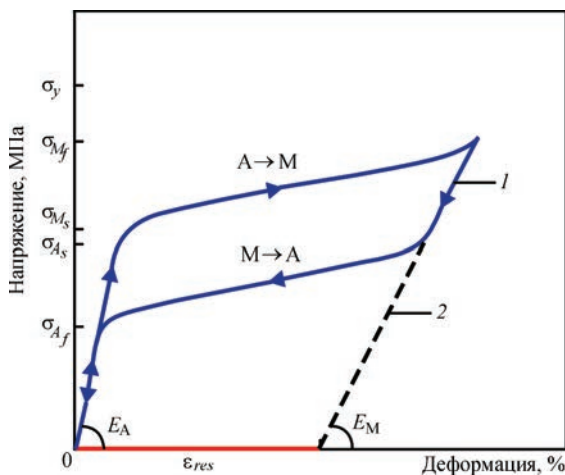


Рис. 10. Обобщенная диаграмма напряжение-деформация для SMA материалов проявляющих эффект псевдоупругости (1) и памяти формы (2) [12]

достижения напряжения образования аустенита σ_{A_s} . При снижении нагрузки ниже этого напряжения σ_{A_s} начинается фазовое превращение и продолжается до достижения 100%-ного аустенита при напряжении окончания образования аустенита σ_{A_f} . Дальнейшее снижение напряжения приводит к начальному состоянию линейно-упругим способом.

С другой стороны, если процесс нагрузки (разгрузки) проводится при температуре $M_s < T < A_s$, имеет место эффект памяти формы. Здесь аналогичная тенденция в отношении предыдущего случая наблюдается только на стадии процесса нагрузки. В этом случае условие нулевого напряжения достигается с помощью остаточной деформации ϵ_{res} в сплаве (рис. 10). Только после нагревания при температуре $T > A_f$ материал восстанавливает эту деформацию и свою первоначальную форму.

Сравнение расчетных результатов, полученных для различных SMA материалов — нитинола 50Ni–50Ti и сплава системы Cu–Zn–Al, показало, что сплав нитинола имеет более высокие рабочие напряжения (примерно 120 МПа против 40 МПа), более высокую максимальную обратимую деформацию (11 % против 4 %), большую площадь петли гистерезиса (как следствие более высокую энергию превращения для выполнения полезной работы) и приводит к образованию большего количества мартенсита при прочих равных условиях.

Выводы

1. Проведенный анализ литературных данных показал, что на сегодняшний день не существует об-

щепринятой модели для описания сплавов с памятью формы. Большинство существующих моделей отвечает конкретным условиям термодформационного цикла и имеет значительные ограничения.

2. Эффекты памяти формы и псевдоупругости являются различными проявлениями единого процесса структурных превращений в разных температурных условиях деформации.

3. Использование компьютерных методов моделирования структурных превращений в сплавах с памятью формы позволило спрогнозировать термодформационное состояние медицинского стента, которое достаточно трудно измерить экспериментальным путем.

4. Установлено, что наиболее опасными с точки зрения развития пластической деформации и потери эффекта памяти формы являются внутренние участки сгибов проволоки медицинских стентов.

Список литературы/References

- Otsuka, K., Wayman, C.M. (1998) *Shape Memory Materials*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1–267.
- Mohd, J., Leary, J, Subic, M., Gibson, A. (2014) A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials and Design*, **56**, 1078–1113.
- Kurdyumov, G.V., Khandros, L.G. (1949) On «thermoelastic» equilibrium in martensite transformations. *DAN SSSR*, **66(2)**, 211–220 [in Russian].
- Koval, Yu.N., Lobodyuk, V.A. (2010) *Deformation and relaxation phenomena in transformations of martensite type*. Kiev, Naukova Dumka [in Russian].
- Otsuka, K., Wayman, C.M (1998) Mechanism of shape memory effect and superelasticity. *Shape Memory Materials*. Cambridge University Press, Cambridge, 27–48.
- Patoor, E., Eberhardt, A., Berveiller, M. (1996) Micromechanical modelling of superelasticity in shape memory alloys. *J. de Physique IV, Coll. C1*, **6**, 277–292.
- Auricchio, F., Sacco, E. (1999) A temperature-dependent beam for shape-memory alloys: Constitutive modelling, finite element implementation and numerical simulations. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, **174**, 171–190.
- Lagoudas, D.C., Boyd, J.G., Bo, Z. (1994) Micromechanics of active composites with SMA fibers. *J. Engineering Materials*, **116**, 337–347.
- Movchan, A.A., Movchan, I.A. (2008) Model of nonlinear deformation of shape memory alloys in active processes of direct transformation and structural transition. *Mekhanika Kompozitsionnykh Materialov i Konstruktsij*, **14(1)**, 75–87 [in Russian].
- Chemisky, Y., Duval, A., Patoor, E., Ben Zineb T. (2011) Constitutive model for shape memory alloys including phase transformation, martensitic reorientation and twins accommodation. *Mechanics of Materials*, **43(7)**, 361–376.
- <https://www.comsol.com>
- Barbarino, S., Saavedra Flores, E.I., Ajaj, R.M. et al. (2014) A review on shape memory alloys with applications to morphing aircraft. *Smart Materials and Structures*, **23(6)**.

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ СТРУКТУРНИХ ПЕРЕТВОРЕНЬ
В СПЛАВАХ З ЕФЕКТОМ ПАМ'ЯТІ ФОРМИ

В.А. Костін, Г.М. Григоренко
ІЕЗ ім. Є.О. Патона НАН України.

03150, м. Київ, вул. Казимира Малевича, 11. E-mail: office@paton.kiev.ua

Проведено комп'ютерне 3D моделювання медичних стентів, виконаних з матеріалів з пам'яттю форми, проаналізовано кінетику структурних перетворень в процесі $\gamma \leftrightarrow \alpha'$ -перетворень, досліджено їх вплив на напружено-деформований стан. Проведені розрахунки для сплавів з пам'яттю форми — нитинола (NiTi) і Cu–Zn–Al, які застосовуються в медичній промисловості. Запропоновано математичну модель для опису ефектів пам'яті форми і гіперпружності. Проведено чисельне моделювання структурних перетворень, напружено-деформованого стану стента, ефектів пам'яті форми і гіперпружності шляхом використання розрахункового мультифізичного пакета COMSOL Multiphysics. Встановлено особливості утворення мартенситу в стенті в процесі деформування. Бібліогр. 12, табл. 2, рис. 10.

Ключові слова: матеріали з пам'яттю форми; нитинол; стент; фазові перетворення; мартенсит; аустеніт; напружено-деформований стан

COMPUTER MODELING OF STRUCTURAL TRANSFORMATIONS
IN SHAPE MEMORY ALLOYS

V.A. Kostin, G.M. Grigorenko

E.O. Paton Electric Welding Institute of the NAS of Ukraine.

11 Kazimir Malevich Str., 03150, Kyiv, Ukraine. E-mail: office@paton.kiev.ua

Computer 3D modeling of medical stents, made of shape memory materials, was made, kinetics of structural transformations in the process of $\gamma \leftrightarrow \alpha'$ transformations was analyzed, their effect on stress-strain state was investigated. Calculations were made for shape memory alloys: nitinol (NiTi) and Cu–Zn–Al, used in medicine. The mathematical model was suggested for description of shape memory effects and hyperelasticity. Numerical modeling of structural transformations, stress-strain state of the stent, shape memory effects and hyperelasticity was carried out by using the calculation multiphysical package COMSOL Multiphysics. Peculiar features of martensite formation in the stent during deformation were established. Ref. 12., Tabl. 2, Fig. 10.

Key words: shape memory materials; nitinol; stent; phase transformations; austenite; stress-strain state

Поступила в редакцію 22.04.2019

Всеукраїнська конференція

ПРОБЛЕМИ ЗВАРЮВАННЯ ТА СПОРІДНЕНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Присвячується 60-річчю кафедри зварювального виробництва НУК

17–19 вересня 2019 р.

Миколаїв, Коблеве

Тематичні напрямки роботи конференції:

- Технології, матеріали та устаткування зварювання плавленням
- Зварювання у твердому стані
- Паяння та споріднені процеси
- Інженерія поверхні
- Нові конструкційні матеріали та покриття
- Міцність зварних та спаяних з'єднань
- Комп'ютерне моделювання та експериментальні дослідження напружено-деформованого стану зварних і спаяних з'єднань

Оргкомітет:

Національний університет кораблебудування ім. адмірала Макарова

Вчений секретар оргкомітету – Костін Олександр Михайлович

тел. +38(050) 982-97-67; E-mail: kcostin.weld@gmail.com

Подписано к печати 12.06.2019. Формат 60X84/8. Офсетная печать.

Усл. печ. л. 7,9. Усл. кр.-отт. 8,2. Уч.-изд. л. 9,3

Печать ООО «ДИА», 03022, г. Киев-22, ул. Васильковская, 45.