

МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕТОДОМ ПОДВИЖНЫХ КЛЕТОЧНЫХ АВТОМАТОВ ДЕФОРМАЦИОННОГО ПОВЕДЕНИЯ САМОРАСШИРЯЮЩИХСЯ ВНУТРИСОСУДИСТЫХ СТЕНТОВ

Ерёмина Г.М., Смолин А.Ю., Круковский К.В., Кашин О.А., Лотков А.И.
Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, г. Томск, Россия,
kvk@ispms.tsc.ru

В последнее время для восстановления просвета кровеносных сосудов в месте образования атеросклеротических бляшек всё большее применение находят саморасширяющиеся внутрисосудистые стенты из сплавов на основе никелида титана, обладающих эффектами памяти формы и сверхэластичности. Производителями выпускается большая номенклатура стентов различного дизайна, однако до сих пор в полной мере не решены проблемы, связанные с осложнениями после стентирования. Поэтому постоянно ведутся исследования по разработке дизайна и технологии изготовления стентов. Наиболее разработанной к настоящему времени является технология изготовления саморасширяющихся стентов из тонкостенных цилиндрических трубок малого диаметра с индивидуальным дизайном ячеек, полученным с помощью резки лазерным лучом. Для задания диаметра стента заготовку стента после лазерной вырезки размещают на формообразующей цилиндрической оправке соответствующего диаметра и подвергают термообработке [1] (рис.1).

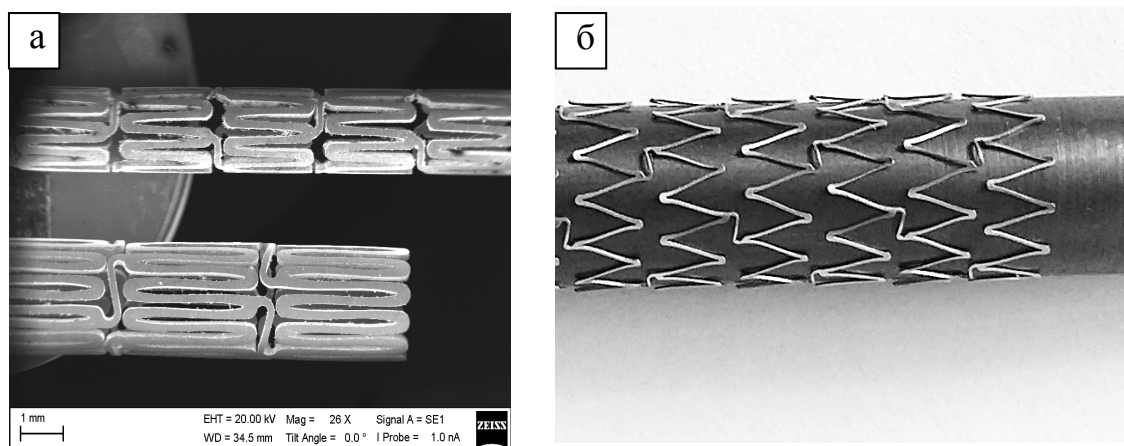


Рисунок 1 - Заготовки стента двух типоразмеров после лазерной вырезки (а);
заготовка стента на формообразующей оправке (б)

При размещении заготовки на формообразующей оправке элементы стента подвергаются деформациям, которые могут привести к разрушению или возникновению опасных дефектов. Одним из возможных путей решения этой проблемы является выбор оптимального дизайна ячеек.

Для изучения влияния конфигурации стента на его механическое поведение применяют компьютерное моделирование, с помощью которого выявляются наиболее нагруженные области стента, подверженные разрушению, что помогает оптимизировать конструкцию внутрисосудистого имплантата и технологию его изготовления. Практически во всех публикациях по этой тематике для компьютерного моделирования используют метод конечных элементов [2, 3]. В этих работах рассматривается деформационное поведение готовых стентов из никелида титана при различных условиях нагружения при нахождении в организме человека или на этапе размещения стента в системе доставки. Исследования деформаций и напряжений в стентах на различных этапах технологии их изготовления отсутствуют.

В настоящей работе для численного исследования механического поведения стента использован метод подвижных клеточных автоматов [4]. Силы взаимодействия между автоматами вычисляются в соответствии с правилами многочастичного

взаимодействия, обеспечивающими упруго-пластическое поведение моделируемого материала. Преимуществом этого метода для решения поставленной задачи является возможность явного учёта возникновения и развития трещин.

Прототипом для моделирования служили стенты из никелида титана с наиболее типичным дизайном, представляющим цилиндрическую сетчатую конструкцию, образованную коронами из V-образных элементов, соединённых перемычками (рис. 1). При размещении заготовки стента после лазерной вырезки из трубки на формообразующую оправку V-образные элементы раскрываются на определённый угол в зависимости от диаметра оправки. Были рассчитаны распределения напряжений и деформаций в элементах стента при этой технологической операции.

Для расчётов были выбраны повторяющиеся участки, состоящие из периода короны и соединяющего элемента, для двух дизайнов стентов, показанных на рисунке 2. Нагружение модельных образцов задавалось в перемещениях. Для обоих дизайнов были использованы две схемы нагружения, которые на рисунке 2 показаны стрелками. Первая схема нагружения осуществлялась путём задания автоматам торцов постоянной скорости $v = 0.1$ м/с (рис. 2а). Вторая схема нагружения учитывала возможное искажение геометрии при размещении на оправке, и, в дополнение к первой схеме предполагала задание скорости $v/2 = 0.05$ м/с автоматам конца соединяющего элемента (рис. 2б). При расчётах использовали геометрические размеры элементов реальных стентов.

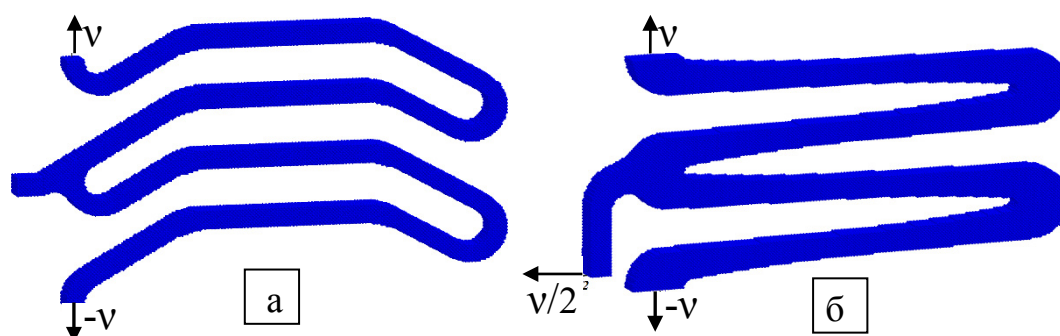


Рисунок 2 - Общий вид модельного образца 1 с нагружением по схеме 1 (а) и образца 2 с нагружением по схеме 2 (б)

Для расчётов в качестве функции отклика автоматов использовали диаграммы нагружения при растяжении никелида титана с содержанием никеля 50,8 ат. %, что обеспечивает реализацию в таком материале эффекта сверхэластичности за счёт индуцированного внешним напряжением мартенситного превращения. На начальном этапе материал находится в высокотемпературной фазе B2 с высоким модулем упругости $E = 70$ GPa и деформируется упруго до напряжения $\sigma_y = 360$ МПа. По достижении этой величины в материале деформация идёт за счёт индуцированного напряжением мартенситного превращения с деформационным упрочнением, аппроксимированным линейным законом. Напряжение при превращении всего объёма материала в мартенситную фазу $\sigma_p = 380$ МПа, при этом относительная деформация $\varepsilon_p = 0.03$. Предел прочности $\sigma_b = 1000$ МПа, величина относительной деформации при разрушении $\varepsilon_b = 0.1$. Результаты моделирования представлены на рисунке 3 в виде распределения эквивалентных напряжений в момент разрушения образца (области разрушения выделены окружностями). При нагружении по схеме 1 образца 1, высота короны в котором составляет 1,8 мм, разрушение происходит при раскрытии концов выделенного элемента на величину 1 мм (рис. 3а). Если же нагружение реализуется по схеме 2, то есть дополнительно имеются напряжения, действующие по направлению вдоль оси стента, то разрушение наступает значительно раньше – при раскрытии концов выделенного элемента на величину 0,3 мм (рис. 3б). Независимо от схемы

нагрузки область разрушения образца 1 локализована в вершине V-образного элемента короны.

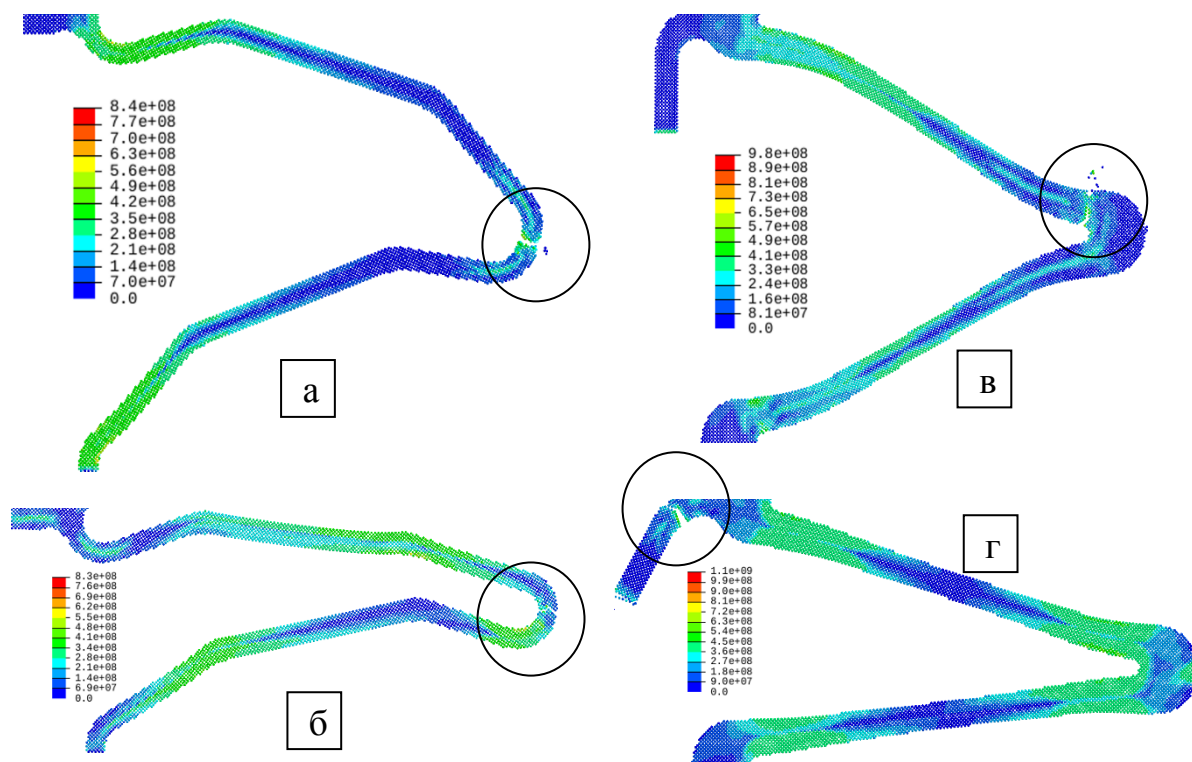


Рисунок 3 - Распределение интенсивностей напряжений (Па) (показаны нижние половины модельных образцов) в момент разрушения: (а) образец 1 при нагружении по схеме 1; (б) образец 1 при нагружении по схеме 2; (в) образец 2 при нагружении по схеме 1; (г) образец 2 при нагружении по схеме 2

Распределение интенсивностей напряжений в образце 2 при его нагружении по схеме 1 и 2 в момент разрушения приведены на рис. 3в и 3г. Для этого образца высота короны составляла 2,1 мм. Разрушение происходит при раскрытии стента на величину 1.2 мм в случае нагружения по схеме 1 (рис. 3в) и на величину 0.35 мм при нагружении по схеме 2 (рис. 3г). При схеме нагружения 1 область разрушения образца 2 находится на страте вблизи вершины короны. При воздействии дополнительных напряжений в направлении вдоль оси стента (при схеме нагружения 2), разрушение локализуется в изогнутой зоне соединяющего элемента вблизи его крепления с короной.

Полученные результаты компьютерного моделирования позволили выявить наиболее опасные области элементов стента, в которых может происходить разрушение при их деформации на стадии изготовления стентов, а также определить величину критической деформации, при которой в локальных областях возникают напряжения, близкие к пределу прочности материала стента. Эти результаты использованы для корректировки дизайна стентов и режимов технологической операции по заданию требуемого диаметра стентов.

Работа выполнена при финансовой поддержке госбюджетного проекта №.23.2.2.

ЛИТЕРАТУРА

1. D.L. Cox, U.S. Patent No. 6,626,937 (30 Sep. 2003).
2. M. Azaouzi, N. Lebaal, A. Makradi, S. Belouettar, Materials and Design 50, 917–928, (2013) .
3. F. Auricchio, M. Conti, M. Ferraro, S. Morganti, A. Reali, R.L. Taylor, Comput Methods Appl Mech Engrg 295 347-361, (2015).
4. E. V. Shilko, S. G. Psakhie, S. Schmauder, V. L. Popov, S. V. Astafurov, A. Yu. Smolin, Comput. Mater. Sci. 102, 267–285 (2015).