

Представленные результаты демонстрируют успешное применение разработанной методики для оптимизации процесса волочения проволоки с использованием пакета MathCAD. Анализ показывает, что выбор оптимального маршрута волочения, учитывающий такие параметры, как количество волок, скорость волочения и температура поверхности проволоки, напрямую влияет на качество конечного продукта и производительность процесса.

Особое внимание уделено критически важному параметру – температуре поверхности проволоки. В примере оптимизации маршрута была получена температура в 544 °С при использовании 7 сдвоенных волок и скорости 5,5 м/с, что является наиболее эффективным решением по сравнению с другими рассмотренными вариантами.

Сравнение с базовым процессом (21 волока, 4 м/с, $t_{\text{п}} = 529$ °С) выявило значительные преимущества предложенного маршрута. Новый маршрут позволяет достичь необходимой температуры поверхности проволоки при более высокой скорости волочения, что положительно сказывается на производительности. Кроме того, увеличение числа волок (с 21 до 28) при одновременном использовании сдвоенных волок позволяет более равномерно распределить деформацию и тепловыделение, что также способствует повышению пластичности и снижению риска обрывов.

Таким образом, разработанная методика и результаты оптимизации подтверждают возможность повышения пластических свойств проволоки при сохранении высокой производительности. Это достигается за счет грамотного подбора параметров волочения, основанного на комплексе расчетов, моделируемых в среде MathCAD. Применение СКА-технологий, как показано в данном исследовании, является мощным инструментом для решения сложных инженерных задач в области обработки металлов давлением.

Дальнейшие исследования могут быть направлены на более детальный анализ влияния каждого из рассчитанных параметров на конечные свойства проволоки, а также на разработку адаптивных систем управления процессом волочения, которые могли бы в реальном времени корректировать параметры в зависимости от возникающих запросов.

Л и т е р а т у р а

1. Колмогоров, В. Л. Напряжения. Деформации. Разрушения / В. Л. Колмогоров – М. : Металлургия, 1970 – 162 с.
2. Колмогоров, В. Л. Механика обработки металлов давлением / В. Л. Колмогоров – М. : Металлургия, 1986. – 688 с.
3. Температурно-деформационный критерий оптимизации маршрутов волочения тонкой высокоуглеродистой проволоки / Ю. Л. Бобарикин, С. В. Авсейков, А. В. Веденеев, И. Н. Радькова // Литье и металлургия. – 2012. – Вып. 3. – С. 205–209.

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ СТЕНТА НА СТЕНКУ АРТЕРИИ

А. П. Старовойтов, И. П. Старовойтов

*Учреждение образования «Гомельский государственный технический
университет имени П.О. Сухого», Республика Беларусь*

Научный руководитель А. И. Столяров

Выполнен расчет напряжений и деформаций в атеросклеротической артерии при раскрытии стента.

Ключевые слова: артерия, атеросклеротическая бляшка, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние, стент.

Чрескожное коронарное вмешательство (ЧКВ) с имплантацией стента является «золотым стандартом» лечения атеросклероза. Однако, несмотря на успехи в материаловедении и дизайне имплантов, осложнения, такие как рестеноз (повторное сужение сосуда), тромбоз стента и повреждение стенки артерии, встречаются достаточно часто. Повреждение интимы (внутреннего слоя артерии) при эндоваскулярных вмешательствах является ключевым фактором, провоцирующим развитие рестеноза – повторного сужения просвета сосуда. Это связано с запуском каскада патологических процессов, которые приводят к гиперплазии неоинтимы и структурным изменениям сосудистой стенки [1].

Цель данной работы – оценить влияние конструкции стента, а также состояния атеросклеротической артерии на напряженно-деформированное состояние ее стенки. Для достижения этой цели использован метод конечных элементов, позволяющий детализировать и визуализировать распределение напряжений и деформаций в артерии во время процесса раскрытия стента.

Физическая модель системы стент–артерия показана на рис. 1.

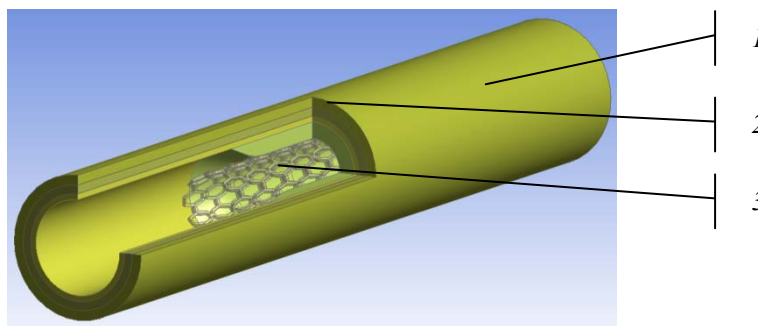


Рис. 1. Физическая модель системы артерия–бляшка–стент:
1 – артерия; 2 – бляшка; 3 – стент

При раскрытии стента 3 происходит деформирование бляшки 2 и увеличение просвета в артерии 1.

Коронарная артерия смоделирована в виде цилиндра и осесимметричной бляшки. Длина артерии составила 17,0 мм, внутренний диаметр – 2,7 мм, общая толщина стенки – 0,5 мм; длина стеноза и максимальная толщина бляшки в среднем поперечном сечении составляли 6,5 и 0,4 мм соответственно. Модель артерии была структурно разделена на три слоя: интима, медиа и адвентиция. Толщина слоев составила 0,145, 0,165 и 0,190 мм соответственно (рис. 1).

Диаметр гофрированного стента составляет 1,4 мм, длина – 8 мм и толщина стенки – 50 мкм.

Предполагали, что артерия и бляшка изотропны и гиперупруги. Для описания механического поведения артерии приняли модель Огдена. Значения параметров модели Огдена для слоев артерии приняли в соответствии с работой [2].

Рассматривали два варианта состояния атеросклеротической бляшки – кальцифицированную с упругим поведением материала и стенозированную с нелинейным упругим поведением, свойства которой описывались по модели Муни-Ривлина. Для кальцифицированной бляшки были приняты следующие параметры: модуль упругости $E = 2,19$ МПа, коэффициент Пуассона 0,49 [3]. В таблице приведены значения параметров модели Муни-Ривлина для стенозированной бляшки [4].

Параметры модели Муни-Ривлина для бляшки

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}
кПа				
-495,96	506,61	1193,53	3637,80	4737,25

Материал стента – нержавеющая сталь 12Х18Н10. Физико-механические свойства стали: модуль упругости $E = 1,98 \cdot 10^5$ МПа; плотность $\rho = 7920$ кг/м³; предел прочности $\sigma_b = 650$ МПа, условный предел текучести $\sigma_{0,2} = 225\text{--}315$ МПа [5]. Задавали упругопластическое поведение материала стента. Приняли, что начальные напряжения в стенте отсутствуют.

В результате расчета получены значения напряжений и деформаций в стенте и слоях артерии.

В случае стенозированной бляшки, независимо от применяемых при моделировании конструкций стентов, она будет раздавлена при раскрытии стента. Локальные эквивалентные напряжения достигают 5–11 МПа в местах контакта стента и артерии (рис. 2, *а*). В кальцинированной бляшке (рис. 2, *б*) эквивалентные напряжения не превышают 0,8–1,6 МПа, бляшка не повреждаясь вдавливается в стенку артерии.

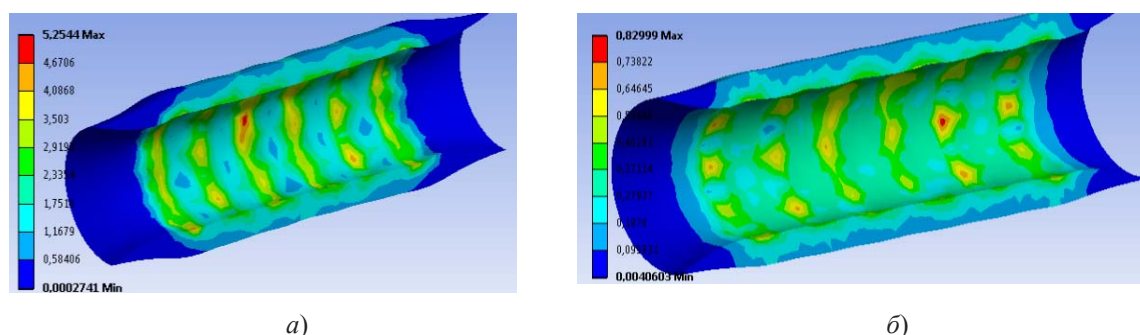


Рис. 2. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в бляшке, МПа:
а – бляшка стенозированная; *б* – бляшка кальцинированная

Напряжения в интима при стенозированной бляшке 0,5–1,26 МПа, при кальцинированной – значительно ниже и составляет 0,11–0,13 МПа (рис. 3, *а*, *б*). Этот слой не будет поврежден при использовании стентов выбранной конструкции. Для меди и адвентиции состояние бляшки не так существенно – значение эквивалентных напряжений 0,13–0,46 МПа и 0,02–0,1 МПа соответственно.

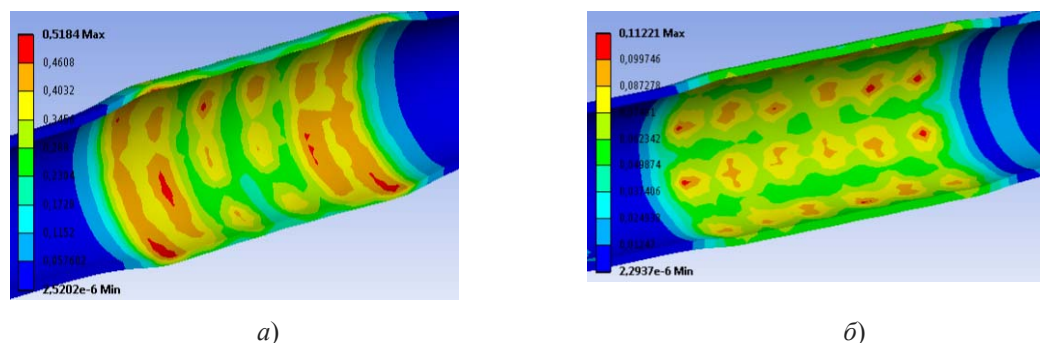


Рис. 3. Распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в интима, МПа:
а – бляшка стенозированная; *б* – бляшка кальцинированная

На основании проведенных расчетов можно сделать вывод, что на напряженное состояние стенки артерии влияют состояние бляшки и конструкция стента. Конструкции стента вызывают разный уровень напряжения в атеросклеротической артерии и, следовательно, могут вызывать ее значительные повреждения, учитывая.

Таким образом, важно правильно подбирать размеры и конструкцию ячеек стентов, чтобы снизить уровень напряжений с артерии и минимизировать риск осложнений. Оценка изменений напряжения и деформации в стенках артерий помогает в разработке более эффективных и надежных стентов.

Литература

1. Артериальный рестеноз: прошлое, настоящее, будущее / К. А. Хохлов, К. Л. Козлов, Е. О. Лебедеко [и др.] // Кардиология: новости, мнения, обучение. – 2023. – Т. 11, № 1. – С. 34–41.
2. Schiavone, A. A study of balloon type, system constraint and artery constitutive model used in finite element simulation of stent deployment / A. Schiavone, L. G. Zhao // Mech Adv Mater Mod Process. – 2015. – № 1.
3. Calcifications in atherosclerotic plaques and impact on plaque biomechanics // Hilary E. Barrett, Kim Van der Heiden, Eric Farrell [et al.] // Journal of Biomechanics. – 2019. – Vol. 87. – P. 1–12.
4. Zahedmanesh, H. Simulation of a balloon expandable stent in a realistic coronary artery; Determination of the optimum modelling strategy // H. Zahedmanesh, D. Kelly, C. Lally. – Journal of Biomechanics. – 2010. – Vol. 43. – P. 2126–2132.
5. Марочник сталей и сплавов / Ю. Г. Драгунов [и др.] ; под общ. ред. Ю. Г. Драгунова и А. С. Зубченко. – 4-е изд., перераб. и доп. – М. : Машиностроение, 2014. – 1216 с. : ил.
6. Conway C, Nezami FR, Rogers C, Groothuis A, Squire JC and Edelman ER, 2021. Acute Stent-Induced Endothelial Denudation: Biomechanical Predictors of Vascular Injury. Front. Cardiovasc. Med. 8:733605. – DOI 10.3389/fcvm.2021.733605.

ДИСПЕРСИЯ ТЕПЛОВЫХ ВОЛН В СИСТЕМЕ «МАТЕРИАЛ – ИСТОЧНИК ЭНЕРГИИ»

И. А. Евлаш

Учреждение образования «Гомельский государственный технический университет имени П. О. Сухого», Республика Беларусь

Научный руководитель И. А. Концевой

Рассмотрены процессы теплопереноса в системе «среда – источник энергии». Изучены дисперсионные свойства тепловой волны для случая колоколообразной корреляции между амплитудой вынужденных колебаний и круговой частотой.

Ключевые слова: возбуждение колебаний, тепловой резонатор, кинетика подвижной границы.

Волновое уравнение теплопереноса, содержащие нелинейные по температуре источники, позволяют моделировать разнообразные физические процессы, происходящие при энергетическом воздействии на материал. В данной работе мы рассматриваем процессы теплопереноса в системе «среда – источник энергии»:

$$\frac{\partial^2 T}{\partial t^2} = w^2 \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + k_v. \quad (1)$$

Здесь t – время; x – декартова координата; T – температура; $w = (\lambda / c\gamma)^{1/2}$ – скорость распространения тепловых возмущений; λ – коэффициент теплопроводности;