

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ СТЕНТА

Колодич А.В. (студент, ГТ-21)

*Гомельский государственный технический университет имени П.О. Сухого,
Республика Беларусь*

Сосудистые стенты являются важным инструментом в лечении атеросклероза, особенно в случаях ишемической болезни сердца, стенозов (сужений) периферических артерий и других сосудистых заболеваний [1]. Применение стентов позволяет значительно улучшить проходимость сосудов, что в свою очередь способствует улучшению кровоснабжения тканей и органов.

При проведении операции стентирования в сосуд вводится закрепленный на баллонном катетере стент и подводится к месту сужения сосуда. Достигнув намеченного места, баллон раздувается и вдавливая стент в стенку сосуда. При раскрытии стента происходит его увеличение размеров в радиальном направлении и изменение напряженного состояния.

Целью данной работы являлось исследование влияния типа материала стента на его напряженно-деформированное состояние (НДС). Расчет НДС проводили при помощи метода конечных элементов. Были рассмотрены четыре различных используемых материалов для стентов: нержавеющая сталь 316L, сплав платина–хром, сплав кобальт–хром и титанол. На рисунке 1а показана физическая модель гофрированного стента.

Физико-механические свойства материалов приведены в таблице.

Таблица.

Физико-механические свойства материалов стента [2]

Материал	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел текучести, МПа	Предел прочности, МПа
Сталь 316L	193	0,23	225	595
Сплав Pt–Cr	203	0,30	260	834
Сплав Co–Cr	243	0,30	310	1020
Нитинол Ni–Ti	83	0,30	195	1050

Задавали упругопластическое поведение материала стента. Приняли, что начальные напряжения в стенте отсутствуют.

В результате расчета были получены значения напряжений и деформаций в стенте. На рисунке 2 показаны распределения эквивалентных напряжений по Мизесу в стенте.

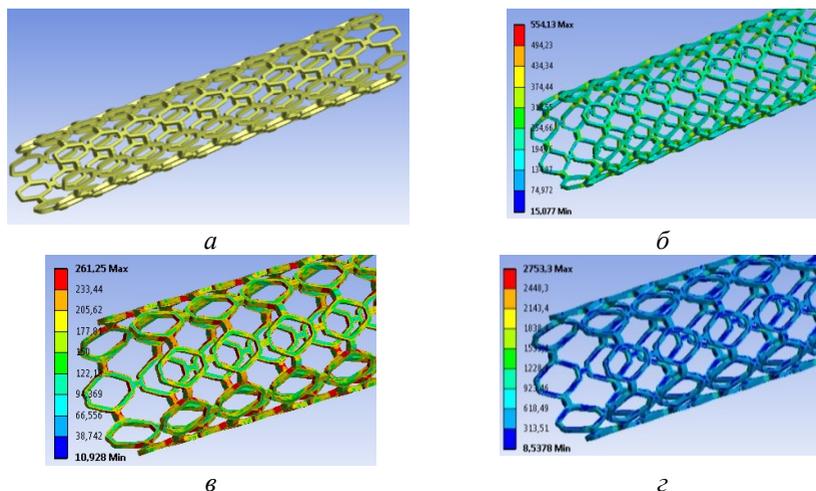


Рисунок – Физическая модель стента (а), распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в стенте, МПа (б-д). Материал стента: б – сталь 316L, в – сплав Pt–Cr, г – нитинол.

Из рисунков видно, что наибольшие напряжения локализованы в месте сопряжения ячейки стента и перемычки, соединяющей ряды ячеек между собой. При выполнении стента из нержавеющей стали 316L, сплавов Pt–Cr и Co–Cr наибольшие эквивалентные напряжения составили 585 МПа, 261 МПа и 320 МПа, соответственно, и не превышают предела прочности указанных материалов (таблица). В случае стента из нитинола наибольшие напряжения – 2753 МПа, что значительно больше допустимого значения, что является неприемлемым с точки зрения обеспечения прочности.

Также установлено, что нержавеющая сталь 316L, которая является наиболее часто используемым материалом для изготовления стентов, демонстрирует высокие напряжения, близкие к допустимым. Следовательно, при высоких давлениях развертывания может привести к механическому разрушению структурных элементов стента.

Таким образом, в результате проведенных исследований было установлено, что сплавы Co–Cr и Pt–Cr являются наиболее подходящими материалами для изготовления стента данной конструкции и размеров.

Литература

1. Коронарное стентирование и стенты / Д. Г. Иоселиани, Д. А. Асадов, А. М. Бабунашвили. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2022. – 256 с.
2. Марочник сталей и сплавов / Ю. Г. Драгунов [и др.] ; под общ. ред. Ю. Г. Драгунова и А. С. Зубченко. – 4-е изд., переработ. и доп. – М. : Машиностроение, 2014. – 1216 с.