

УДК 004.942+616.74

ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ АРТЕРИИ ПРИ РАСКРЫТИИ СТЕНТА

А. И. Столяров, П. С. Клячкова

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

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

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

NUMERICAL SIMULATION OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE ARTERY DURING STENT OPENING

A. I. Stolyarov, P. S. Klyachkova

Sukhoi State Technical University of Gomel, the Republic of Belarus

In this work, the stresses and deformations in the artery and plaque were calculated when the stent was opened.

Keywords: stent, artery, stress-strain state, finite element method.

Одной из методик, применяемой в эндоваскулярной хирургии для расширения просвета коронарных артерий при их атеросклеротическом стенозе или окклюзии, является стентирование сосудов сердца, которое заключается в установке внутри коронарных артерий специального каркаса – стента, представляющего собой цилиндрическую сетчатую конструкцию [1]. Стент оказывает механическое давление на сосудистую стенку, поддерживает ее, тем самым восстанавливая внутренний диаметр сосуда. Раскрытие стента влияет на распределение напряжений внутри бляшки и артерии, а также на местную гемодинамику. В результате нормализуется коронарный кровоток и обеспечивается полноценная трофика миокарда.

Цель данного исследования – расчет напряжений и деформаций в артерии и бляшке при раскрытии стента. Численное моделирование проводили при помощи метода конечных элементов. На рис. 1 показана физическая модель системы «артерия – бляшка – стент».

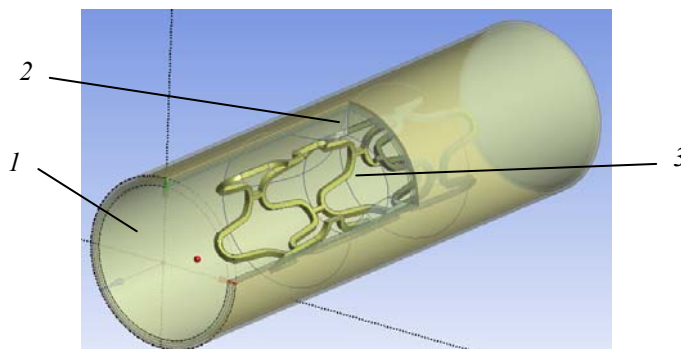


Рис. 1. Физическая модель системы «артерия – бляшка – стент»:
1 – артерия; 2 – бляшка; 3 – стент

Модель артерии структурно разделили на три слоя: интима, медиа и адвенция (внутренний, средний и внешний слой кровеносного сосуда соответственно). Геометрический профиль бляшки является одним из наиболее распространенных.

Предполагали, что артерия и бляшка изотропны и гиперупруги. Для описания механического поведения артерии и бляшки выбрали модели Ogden и Mooney-Rivlin соответственно. В таблице приведены параметры модели Ogden для материала слоев артерии [2]. Параметры модели Mooney-Rivlin для бляшки: $C_{10} = 0,07508$; $C_{01} = 0,1090$; $C_{20} = 1,2935$; $C_{11} = -2,542$; $C_{02} = 2,4119$.

Параметры модели Ogden для материала слоев артерии

Слой артерии	μ_1 , МПа	μ_2 , МПа	μ_3 , МПа	α_1	α_2	α_3
Интима	-7,04	4,23	2,85	24,48	25,00	-7,04
Медия	-1,23	0,88	0,45	16,58	16,65	-1,23
Адвенция	-1,28	0,85	0,44	24,63	25,00	-1,28

Материал стента – сталь 12Х18Н10. Физико-механические свойства стали 12Х18Н10: модуль упругости $E = 1,98 \cdot 10^5$ МПа; плотность $\rho = 7920$ кг/м³; предел прочности $\sigma_b = 550$ – 650 МПа; условный предел текучести $\sigma_{0,2} = 225$ – 315 МПа [3].

В результате расчета были получены значения напряжений и деформаций. На рис. 2 показано деформированное состояние артерии и бляшки при раскрытии стента, на рис. 3 представлено распределение эквивалентных напряжений по Мизесу в стенте, в артерии и бляшке.

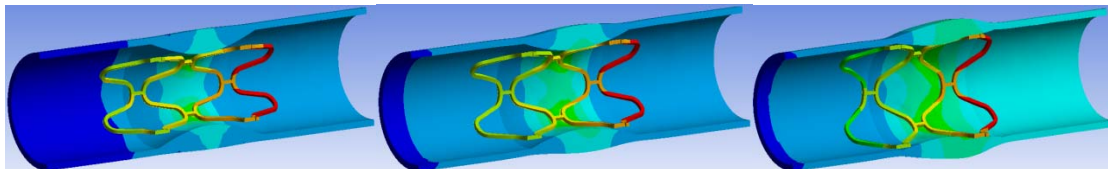


Рис. 2. Деформированное состояние артерии и бляшки на этапах раскрытия стента

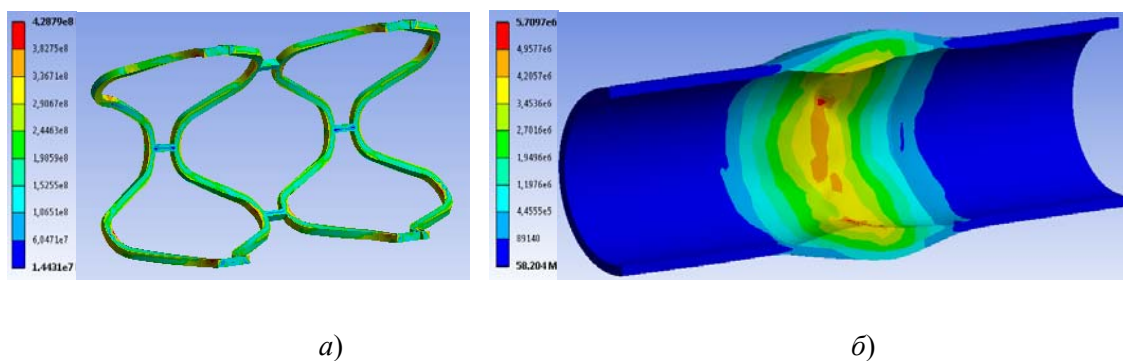


Рис. 3. Распределение эквивалентных напряжений, Па, по Мизесу в стенте (а); в артерии и бляшке (б)

Из рис. 2 видно, что происходит проскальзывание стента относительно бляшки. Наибольшее значение напряжений локализовано в зоне контакта стента и бляшки и составляет 5,7 МПа. Напряжение в стенке артерии – 1,1 МПа. Значение максимальных эквивалентных напряжений в стенке при раскрытии не превышает 430 МПа, что значительно меньше предела прочности материала, из которого он изготовлен.

Результаты численного моделирования взаимодействия артерии и бляшки со стентом показали, что уровень напряжений, возникающих в артерии, не превышает предела ее прочности и соответственно не приведет к ее травмированию.

Литература

1. Медицинская технология. Стентирование коронарных артерий / А. Г. Осиев [и др.]. – Новосибирск : НГУ, 2008.
2. Structural and Hemodynamic Analyses of Different Stent Structures in Curved and Stenotic Coronary Artery / L. Wei [et al.] // Front. Bioeng. Biotechnol. – N 7, iss. 366. DOI: 10.3389/fbioe.2019.00366
3. 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., 2014. – 1216 с.

УДК 532.529

ПОЛУЧЕНИЕ НЕФТЕКИСЛОТНЫХ СМЕСЕЙ ДЛЯ ПОВЫШЕНИЯ ПРОДУКТИВНОСТИ НЕФТЯНЫХ СКВАЖИН ПОСРЕДСТВОМ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОЙ КАВИТАЦИИ

А. М. Селютин

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

Рассмотрен смеситель для получения нефтекислотной эмульсии, работающий на использовании принципа кавитации. Приведены результаты опытно-промышленных испытаний. Показана эффективность данного устройства.

Ключевые слова: кавитационный эффект, смешение жидкостей, нефтекислотная эмульсия.

OBTAINING PETROLEUM ACID MIXTURES TO INCREASE THE PRODUCTIVITY OF OIL WELLS THROUGH HYDRODYNAMIC CAVITATION

A. M. Seliyutin

Sukhoi State Technical University of Gomel, the Republic of Belarus

A mixer is considered for obtaining an petrol-acid emulsion, operating on the principle of cavitation. The results of field trials are given. The effectiveness of this device is shown.

Keywords: cavitation effect, liquid mixing, petrol-acid emulsion.

Известны многочисленные устройства кавитационного типа для эмульгирования, смешения и гомогенизации жидкостей с разной плотностью. На разделе твердой и жидкой сред в камере смешения в результате резкого падения скорости жидкостного потока при изменении параметров истечения происходит образование парожидкостного потока, а затем его превращение в поток капельной жидкости, но уже со значительной степенью взаимопроникновения компонентов смеси. Наиболее интенсивно процесс образования кавитационных пузырьков наблюдается на острых