

При проектировании и изготовлении эндопротезов сосудов из нитиноловой проволоки (стенты и стентграфты) часто требуется обеспечить требуемую жесткость конструкции. При этом габариты изделия, его структура и термообработка материала должны оставаться неизменными. Практически единственным варьируемым параметром конструкции остается радиус изгиба проволоки на участках с максимальной деформацией.

Для проведения исследований был изготовлен набор Λ -образных элементов из проволоки круглого сечения с диаметром $d = 0,5 \dots 1,0$ мм. Исходный угол изгиба элементов $\alpha = 60^\circ$, что примерно составляет максимальное значения угла изгиба элементов внутриартериального стентграфта типового размера в раскрытом состоянии.

В ходе исследований задавалась деформация образцов, имитирующая деформацию стентграфта при его установке в систему доставки. Деформирующее усилие направлено перпендикулярно оси в плоскости образца. При заданном значении деформации на весах измерялось требуемое для такого изгиба усилие. Величина деформации выбиралась таким образом, чтобы элементы работали в диапазоне упругих деформаций без перехода в пластические.

Полученная зависимость жесткости элемента от радиуса изгиба оказалась неравномерной, с несколькими максимумами и минимумами, что можно объяснить следующими факторами:

– при изгибе изменяется радиус изгиба (в зависимости от величины деформации и исходного радиуса он может как уменьшаться, так и увеличиваться);

– при увеличении радиуса уменьшается жесткость криволинейного участка, но при этом увеличивается жесткость прямолинейных участков за счет уменьшения их длины.

Результаты исследований будут использованы при проектировании новых конструкций эндопротезов сосудов.

УДК 617-7:67.02

ПРОИЗВОДСТВО КОРОНАРНЫХ СТЕНТОВ С ПРИМЕНЕНИЕМ ЛАЗЕРНОЙ РЕЗКИ И ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ

Аспирант Гавриленко В.В.

Кандидат техн. наук, доцент Нисс В.С.

Белорусский национальный технический университет

Коронарный стент – это медицинское изделие, предназначенное для восстановления потока крови, сдерживаемого ростом атеросклеротических бляшек в коронарных артериях. Стент представляет собой тонкий металлический каркас с необходимым уровнем радиальной жесткости,

шероховатости и биосовместимости, обеспечивающий после имплантации механическую поддержку стенки кровеносного сосуда.

Для получения опытных образцов коронарных стентов были выбраны трубки диаметром 1,6 мм (рис. 1, а) из кобальт-хромового сплава, соответствующего стандартам ASTM F462 и F90 и обладающего хорошими механическими свойствами и высоким модулем упругости. По данным исследований [1] для снижения частоты послеоперационных рестенозов толщина каркаса стента не должна превышать 0,1 мм, а ширина стоек выбиралась максимальной для обеспечения наибольшей площади контакта стента с внутренней поверхностью сосуда. Каркас стента изготавливали лазерной резкой фемтосекундным лазером. Вырезанные фрагменты удалялись в процессе ультразвуковой очистки (рис. 1, б).

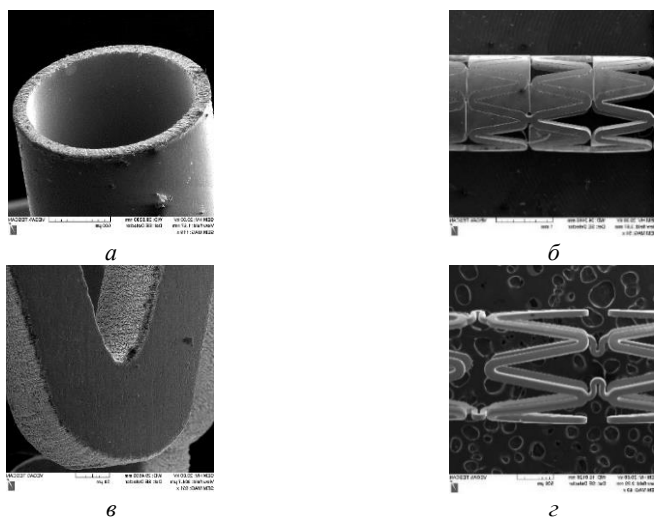


Рис. 1. Технологический процесс обработки коронарного стента

Образовавшийся при лазерной резке дефектный слой толщиной до 5 мкм (рис. 1, б) удалялся путем электрохимического полирования в среде серной и соляной кислот при температуре 40 °С , силе тока 2,0–2,2 А и напряжении 12 В. Обеспечено требуемое качество поверхности готового стента (рис. 1, в) и параметр шероховатости Ra 0,4 мкм.

Литература

1. Kastrati A., Mehili J., Dirschinger J. Intracoronary stenting and angiographic results: strut thickness effect on restenosis outcome (ISAR-STREO) trial. *Circulation*. 2001/6/12, vol. 103, pp. 2816–2821.