

ПОЛИРОВАНИЕ МАТРИЧНЫХ СТЕНТОВ ИЗ КОРРОЗИОННОСТОЙКОЙ СТАЛИ МЕТОДОМ ИМПУЛЬСНОЙ БИПОЛЯРНОЙ ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ

Ю.Г. Алексеев, В.С. Нисс, А.Ю. Королёв, А.Э. Паршута, А.С. Будницкий
Белорусский национальный технический университет
e-mail: korolyov@park.bntu.by

Стенты используются для увеличения биологического просвета, главным образом пораженных артерий, и для поддержания проходимости кровеносного сосуда после чрескожной транслюминальной коронарной ангиопластики. Одним из материалов для изготовления стентов является имплантантная нержавеющая сталь 316LVM.

Для исключения тромбоза поверхность стента должна быть гладкой (иметь низкую шероховатость), на поверхности не должны присутствовать инородные частицы, острые кромки должны быть скруглены. Гладкая поверхность может помочь предотвратить активацию и агрегацию тромбоцитов, которая признана одним из компонентов процесса тромбоза. Поэтому полировка поверхности имеет первостепенное значение при производстве и применении стентов.

Для повышения качества поверхности стентов обычно используются методы электрохимического полирования на постоянном токе. Применение постоянного тока не позволяет в полной мере контролировать процесс полирования. Для достижения требуемой шероховатости и скругления острых кромок часто требуется обработка с большой продолжительностью, что приводит к чрезмерному съему материала с поверхности и, соответственно, к потере радиальной жесткости и изменению геометрии. Так, для правильного функционирования стента процесс электрохимического полирования должен обеспечивать финишную обработку со следующими характеристиками обработанной поверхности: шероховатость обработанной поверхности – не более Ra 0,2 мкм; съем металла – не более 30% исходной массы; радиус закругления острых кромок – до 20 мкм. Поэтому для устранения недостатков электрохимического полирования на постоянном токе предложен метод импульсного биполярного электрохимического полирования стентов.

Исследования проводили на образцах коронарных стентов с размерами 1,8x22x0,15 мм. Обработку образцов стентов выполняли при следующих диапазонах изменения действующих факторов: период следования импульсов – 40–320 мс; длительность импульсов 20– 80 мс; отношение амплитуд отрицательного и положительного импульсов – 33%; коэффициент заполнения – 25 %. Обработка выполнялась в электролите следующего состава: H_3PO_4 – 50%, H_2SO_4 – 25%, глицерин $\text{C}_3\text{H}_8\text{O}_3$ – 20%, H_2O – 5% (об.). Температура электролита находилась в пределах $25 \pm 5^\circ\text{C}$; Продолжительность обработки всех образцов составляла 60–720 с.

Зависимости шероховатости поверхности стентов и радиуса скругления кромок от продолжительности, представлены на рисунке 1.

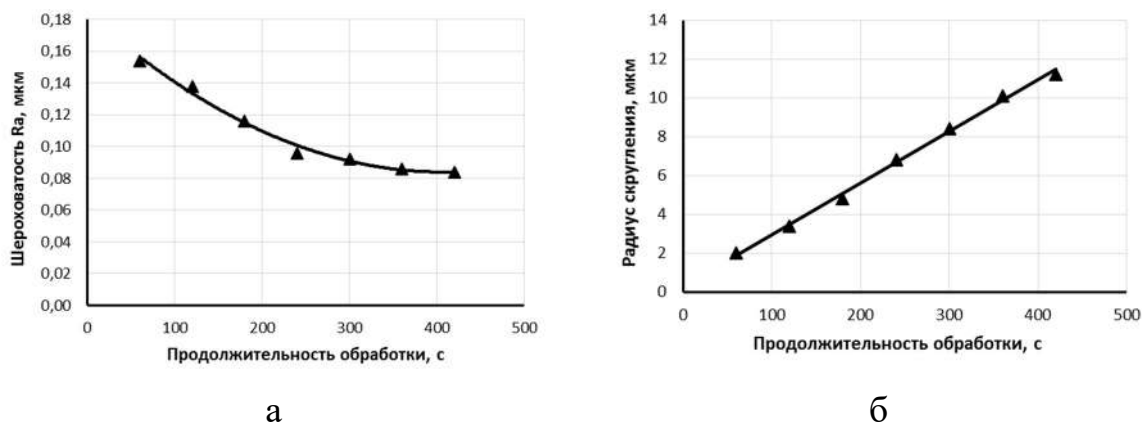
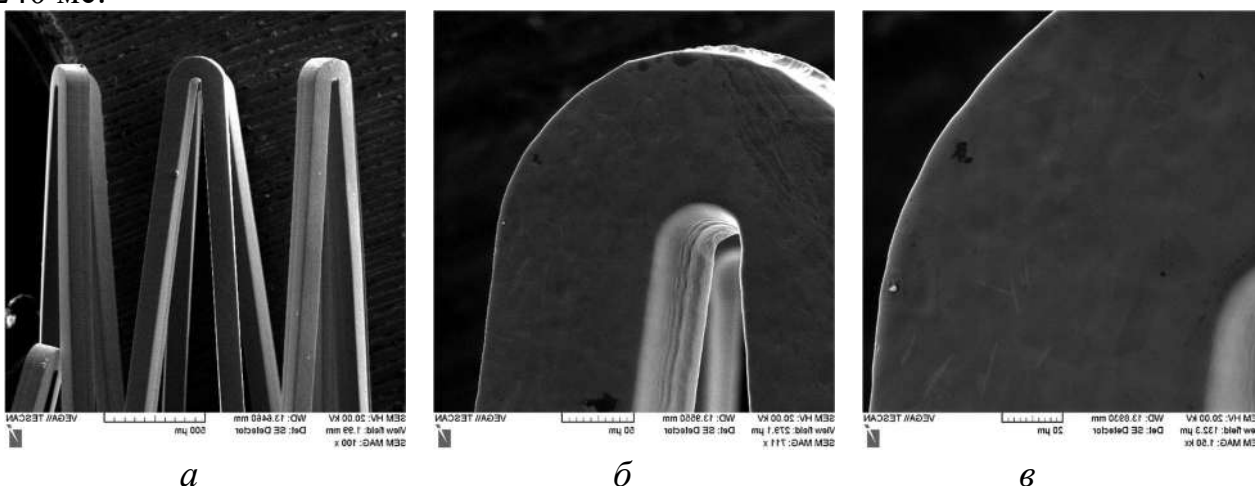


Рисунок 1 – Влияние продолжительности обработки на изменение шероховатости поверхности образцов (а) и на изменение радиуса скругления (б)

На рисунке 2 представлены SEM-фотографии поверхности образца стента, полученные при длительности импульсов 40 мс и продолжительности обработки 240 мс.



а – увеличение $\times 100$; б – увеличение $\times 700$; в – увеличение $\times 1500$

Рисунок 2 – SEM-фотографии поверхности стента

По результатам выполненных исследований установлено, что изменение продолжительности обработки образцов коронарных стентов с 60 до 420 с приводит к относительному изменению массы обработанного стента с 2,5 до 20 %, увеличению радиуса скругления с 2 до 11 мкм. Достигаемая после обработки минимальная шероховатость поверхности стента составляет Ra 0,15 мкм при 60 с и Ra 0,08 мкм при 420 с. Оптимальное значение продолжительности обработки составляет 240 с, при этом шероховатость достигает Ra 0,09 мкм, а съем 10 %.