

УДК 53.091

**ВЛИЯНИЕ МЕТОДОВ МОДИФИКАЦИИ ПОВЕРХНОСТИ МЕТАЛЛОВ НА ЕЕ ТОПОЛОГИЮ
И ОСТАТОЧНЫЕ НАПРЯЖЕНИЯ**

В.В. Ерунцов, К.А. Просолов, М.А. Химич

Научный руководитель: профессор, д.ф.-м.н. Ю.П. Шаркеев

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: eruntsov.98@gmail.com

**INFLUENCE OF METHODS FOR MODIFICATION OF METAL SURFACE ON TOPOLOGY
AND RESIDUAL STRESS**

V.V. Eruntsov, K.A. Prosolov, M.A. Khimich

Scientific Supervisor: Prof., Dr. Yu.P. Sharkeev

Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: eruntsov.98@gmail.com

***Abstract.** Various surface modification methods make elastic, plastic deformations and defects in the metal. They can have a certain effect on the sputtered coating and the response of living cells. By changing the relief, surface roughness and the value of the residual stress, it is possible to achieve a certain reaction of the cells. This report presents the results of a study of the influence of methods for modifying the surface of metals on the type and value of the formed residual stress.*

Введение. На сегодня, большинство имплантатов изготавливается из металлических материалов [1]. Согласно международному стандарту ISO 5832, металлическими материалами, которые могут использоваться в имплантатах для хирургии, являются: сталь коррозионностойкая (нержавеющая), сплавы на основе кобальта, а также титан и его сплавы [2, 3]. Благодаря ряду преимуществ (высокая биосовместимость, наилучшее соотношение механических свойств и удельного веса, высокая коррозионная стойкость) титан и его сплавы постепенно вытеснили нержавеющую сталь и сплавы на основе кобальта в производстве некоторых групп имплантатов [2].

Процесс остеоинтеграции, а также адгезия клеток живой ткани во многом зависят от топологии и шероховатости поверхности имплантата. Так, например, чем выше шероховатость поверхности, тем больше площадь контакта кости с имплантатом [4]. Обычно степень шероховатости и топологию поверхности металлов изменяют путем различной модификации поверхности: шлифовка, полировка, электрохимическая полировка, струйно-абразивная обработка (САО). Также известно, что материалы в наноструктурированном состоянии способствуют пролиферации клеток. Для того, чтобы перевести материал из крупнокристаллического в субмикрокристаллическое состояние используют различные методы пластической деформации, например, прокатку [5]. Общим для всех методов модификации поверхности является формирование в металле остаточных напряжений. Под остаточными напряжениями понимают упругую деформацию, которая, сохраняется в объеме материала даже без внешнего воздействия. Каждый из вышеперечисленных методов модификации поверхности образует

определенные остаточные напряжения, однако до сих пор не исследованы численные значения величины остаточных напряжений, вносимых той или иной обработкой поверхности, принятой при производстве медицинских изделий. Целью данной работы является исследование методов модификации поверхности сплавов и их влияния на остаточные напряжения.

Экспериментальная часть. В данной работе исследование проводилось на 4-х группах образцов. Образцы представляют собой пластины из титановых сплавов (BT1-0 и Ti-6Al-7Nb) площадью $10 \times 10 \text{ мм}^2$ и толщиной 1 мм. Они подвергались шлифовке, полировке, электрополировке и САО. После модификации поверхности образцов ее рельеф исследовался на металлографическом инвертированном микроскопе Altamі MET 1 МТ. Оценка сформировавшихся остаточных напряжений проводилась методами рентгеноструктурного анализа на рентгеновском дифрактометре ДРОН-7 в CoK_α -излучении. Съемки для идентификации фазового состава осуществлялись в диапазоне углов 2θ $10\text{--}165^\circ$ с шагом сканирования $0,05^\circ$ и временем экспозиции 5 с. Съемки для количественного определения остаточных напряжений проводились в диапазоне углов 2θ $148\text{--}160^\circ$ с шагом $0,1^\circ$ и временем экспозиции 20 с, при этом значения угла поворота образца ψ составили 0, 10, 20, 30, 40, 50 и 60° [6].

Результаты. На рис. 1 приведены изображения поверхности обработанных образцов при 20-ти кратном увеличении. При шлифовке и САО поверхность становится более рельефной, в сравнении с образцами после полировки и электрополировки, что также отражается и на их шероховатости (рис. 2 (а)).

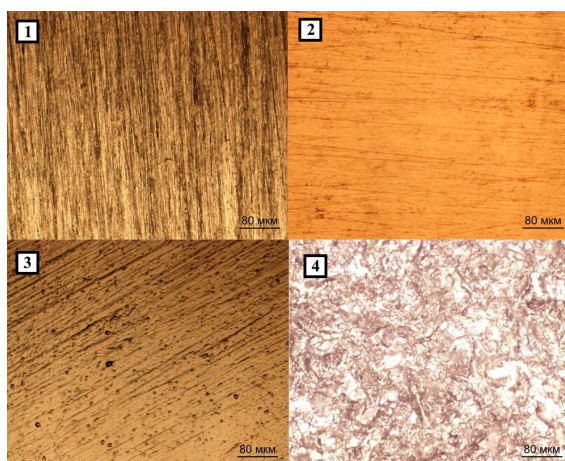


Рис. 1. Оптические изображения поверхности обработанных образцов. 1 – после шлифовки, 2 – после полировки, 3 – после электрополировки, 4 – после САО

На рис. 2 (б) приведены результаты расчета величины остаточных напряжений. При шлифовке наибольший вклад в образование остаточных напряжений вносит тепловой фактор – возникают сжимающие температурные напряжения, вызывающие пластическую деформацию сжатия. Вышеописанное также относится и к процессу полировки, но величина остаточных напряжений ниже. Это обусловлено меньшим размером алмазных частиц в пасте для полировки, а в следствии этого, меньшим вкладом теплового фактора [7]. При струйно-абразивной обработке поверхность металла подвергается бомбардировке абразивными частицами с кинетической энергией, достаточной для создания пластической деформации. Каждая частица после себя оставляет небольшие углубления, поверхностный слой характеризуется небольшими растягивающими остаточными напряжениями. Под поверхностью металл стремится восстановить свою первоначальную форму, формируя в итоге

сжимающие остаточные напряжения [8]. Некоторые образцы в работе подвергались холодной прокатке. В результате холодной прокатки на поверхности металла образуются остаточные напряжения растяжения, внутри – сжатия [5].

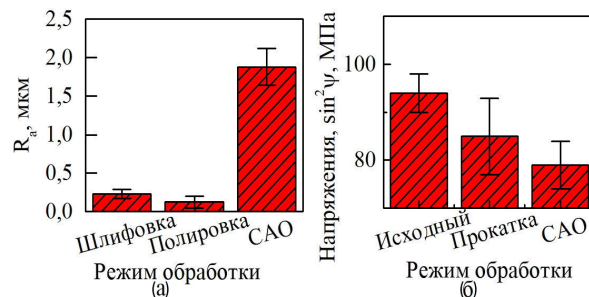


Рис. 2. а – шероховатость поверхности образцов в зависимости от метода обработки, б – величина остаточных напряжений в зависимости от метода модификации поверхности

Заключение. В результате проведенных исследований было определено, как каждый из методов модификации поверхности металла влияет на ее микрорельеф, а также рассчитана величина сформированных остаточных напряжений. Величина остаточных напряжений для исходных образцов составила $\sigma = -94 \pm 4$ МПа, после прокатки – $\sigma = -85 \pm 8$ МПа и после САО – $\sigma = -79 \pm 5$ МПа.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Илларионов А.Г., Гриб С.В., Юровских А.С., Волокитина Е.А., Гилев М.В., Азорица Т.С. Применение металлических материалов для медицинских имплантатов // Вестник Ивановской медицинской академии. – 2017. – Т.22., № 4. – С. 46–50.
- Савич В.В., Сарока Д.И., Киселев М.Г., Макаренко М.В. Модификация поверхности титановых имплантатов и ее влияние на их физико-химические и биомеханические параметры в биологических средах. – Минск: Беларус. навука, 2012. – 244 с.
- ГОСТ Р ИСО 5832-3-2014. Имплантаты для хирургии. Металлические материалы. Часть 3. Деформируемый сплав на основе титана, 6-алюминия и 4-ванадия (с Поправкой) [Электронный ресурс]. – Введ. 2016 – 01 – 01. – Электрон. текстовые дан. – М.: Стандартинформ, 2015. – 9 с. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/1200116339>
- Штанский Д.В., Житняк И.Ю., Башкова И.А., Погожев Ю.С., Швейко А.Н., Глушанкова Н.А. Влияние элементного состава и топографии поверхности на адгезию, пролиферацию и дифференцировку остеобластов // Биологические мембраны. – 2010. – Т. 27., № 4. – С. 325–330.
- Целиков А.И., Томленов А.Д., Зюзин В.И. и др. Теория прокатки. Справочник. – М.: Металлургия, 1982. – 335 с.
- Chimmat M., Srinivasan D. Understanding the Residual Stress in DMLS CoCrMo and SS316L using X-ray diffraction // Procedia Structural Integrity. – 2019. – Vol. 14. – P. 746–757.
- Биргер И.А. Остаточные напряжения. – М.: МАШГИЗ, 1963. – 232 с.
- Maawad E.K.S. Residual Stress Analysis and Fatigue Behavior of Mechanically Surface Treated Titanium Alloys [Electronic resource]. – Access mode: https://hgz.de/imperia/md/content/hgz/zentrale_einrichtungen/bibliothek/berichte/hzg_report_2013_1