

Дальнейшее увеличение давления прессования приводит к увеличению площади контакта и уменьшению пористости, что приводит к снижению интенсивности процессов фазообразования.

Список литературы

1. X.J. Liu, F. Chen, F. Zhang. Hard transparent AlON ceramic for visible/IR windows // Int. Journal of Refractory Metals and Hard Materials – 2013. – № 39. – P. 38–43.
2. J.W. McCauley, P. Patel, M. Chen, G. Gilde, E. Strassburger, B. Paliwal, K.T. Ramesh, D.P. Dandekar. AlON: A brief history of its emergence and evolution.// Journal of the European Ceramic Society. – 2009. – № 29. – P. 223–236.
3. N. Zhang, B. Liang, X.Y. Wang, H.M. Kan, K.W. Zhu, X.J. Zhao. The pressureless sintering and mechanical properties of AlON ceramic // Materials Science and Engineering A. – 2011. – № 528. – P. 6259–6262.

ФИЗИЧЕСКИЕ И МЕХАНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ МИКРОДУГОВЫХ БИОПОКРЫТИЙ НА СПЛАВЕ СИСТЕМЫ Ti-Nb

В.В. Чебодаева¹, магистрант гр. 0ДМ31,

Е.Г. Комарова², аспирант,

Ю.П. Шаркеев^{1,2}, д.ф.-м.н., профессор,

А.С. Усеинов³, к.ф.-м.н., К.С. Кравчук³, аспирант,

¹Томский политехнический университет, 634050, г.Томск, пр.Ленина 30

*²Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, 634021, г.Томск,
пр.Академический 2/4*

*³Технологический институт сверхтвердых и новых углеродных материалов, 142190,
г.Троицк, Московская обл. ул.Центральная 7а*

E-mail: vtina5@mail.ru

В настоящее время титан и его сплавы широко применяются для изготовления имплантатов и других медицинских изделий. Важнейшими требованиями, предъявляемыми к имплантационным материалам, являются их биологическая и гистологическая совместимость. С другой стороны, материалы медицинского назначения должны обладать значительной механической прочностью, особенно под действием динамических нагрузок, что важно для обеспечения долговечности медицинских изделий [1]. Многочисленные клинические исследования медицинских изделий из технически чистого титана, применяемые в травматологии, ортопедии и стоматологии, показывают его достаточно высокую биосовместимость по сравнению с другими металлами и сплавами [2-3]. Однако механическая прочность обычного чистого титана низка. Успешное применение этого материала для медицинских изделий требует его упрочнения, например, за счет дополнительного легирования. Из всех металлических материалов наиболее перспективным является класс псевдоупругих сплавов, в частности сплав Ti-Nb, так как он характеризуется схожим с живой костью гистерезисным деформационным поведением, что существенно улучшает его биомеханическую

совместимость. Механическая совместимость требует соответствия механических свойств имплантата свойствам кости, в первую очередь это соответствие невысокому модулю Юнга (для кости он равен 10-60 ГПа). Такому требованию удовлетворяет низко модульный сплав Ti-40мас.%Nb [4].

Покрyтия на основе гидроксипатита и других фосфатов кальция находят большее применение в качестве материалов для изготовления костных имплантатов. Преимуществом данных материалов является высокая биосовместимость, т.к. химический состав и кристаллическая структура покрытий и естественной кости идентичны. Фосфаты кальция также используют для формирования биопокрyтий на поверхности имплантатов. Метод микродугового оксидирования (МДО) в водных растворах электролитов зарекомендовал себя как наиболее технологичный и экологичный способ формирования биосовместимых покрытий. Применение данного метода позволяет получать на поверхности биоинертных сплавов покрытия с аморфной и кристаллической структурой, широкого функционального назначения толщиной в диапазоне от нескольких сотен нанометров до нескольких десятых долей миллиметра.

Целью данной работы было определение физических и механических характеристик биопокрyтий на основе фосфатов кальция на поверхности низко модульного сплава Ti-40мас.%Nb, полученных при различных параметрах МДО.

Кальцийфосфатные (CaP) покрытия наносились методом МДО на образцы из сплава Ti-40мас.%Nb, нарезанные в виде пластин размером $10 \times 10 \times 1$ мм³. Нанесение покрытий проводили методом МДО на установке MicroArc-3.0 с импульсным источником питания. В качестве компонентов электролита были выбраны водный раствор ортофосфорной кислоты (30% H₃PO₄), гидроксипатит (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂) и карбонат кальция (CaCO₃) [3]. Нанесение CaP покрытий проводили в анодном режиме при следующих параметрах: длительность импульсов – 100 мкс, частота следования импульсов – 50 Гц, длительность нанесения варьировали в диапазоне 5÷10 мин, а электрическое напряжение – в диапазоне 200÷350 В.

Шероховатость измеряли на контактном профилометре Hommel-Etamic T1000 по параметрам *Ra*, *Rz* и *Rmax*, (ГОСТ 2789-73). Параметры *Ra*, *Rz* представляют собой среднюю высоту неровностей профиля (*Ra* – всех неровностей; *Rz* – наибольших неровностей), параметр *Rmax* – полную высоту профиля. Морфологию поверхности CaP покрытий исследовали методами оптической электронной микроскопии на Olympus BX51 и растровой электронной микроскопии (РЭМ) на JEOL JSM-7001F.

Измерение твердости и модуля Юнга выполнялось на приборе «НаноСкан-3Д» методом измерительного динамического наноиндентирования (ISO 14577) [5]. В основе данного метода лежит измерение и анализ зависимостей прикладываемой нагрузки от глубины внедрения индентора. На каждом образце выбирались 3 области для измерения размером 100×100 мкм². Нагрузка наноиндентора составляла 50 мН, измерение проводилось по 36 точкам для каждой области.

Исследование морфологии показало, что структура поверхности CaP покрытий на поверхности сплава Ti-40мас.%Nb представлена сфероидальными образованиями (сферолиты) со сквозными порами [6]. Покрытие начинает формироваться при напряжении оксидирования 200 В, при этом размер сферолитов и пор составляет соответственно 10-20 мкм и 5-10 мкм (рис.1 а, в).

Повышение электрического напряжения до 300 В приводит к увеличению структурных элементов в размерах (размер сферолитов – 20-30 мкм и размер пор – 10-15 мкм) (рис.1 б, д). Однако при дальнейшем повышении напряжения до 350 В происходит разрушение сферолитов (рис.1 в, е). Это связано с увеличением плотности тока процесса и переходом микродуговых разрядов в дуговые.

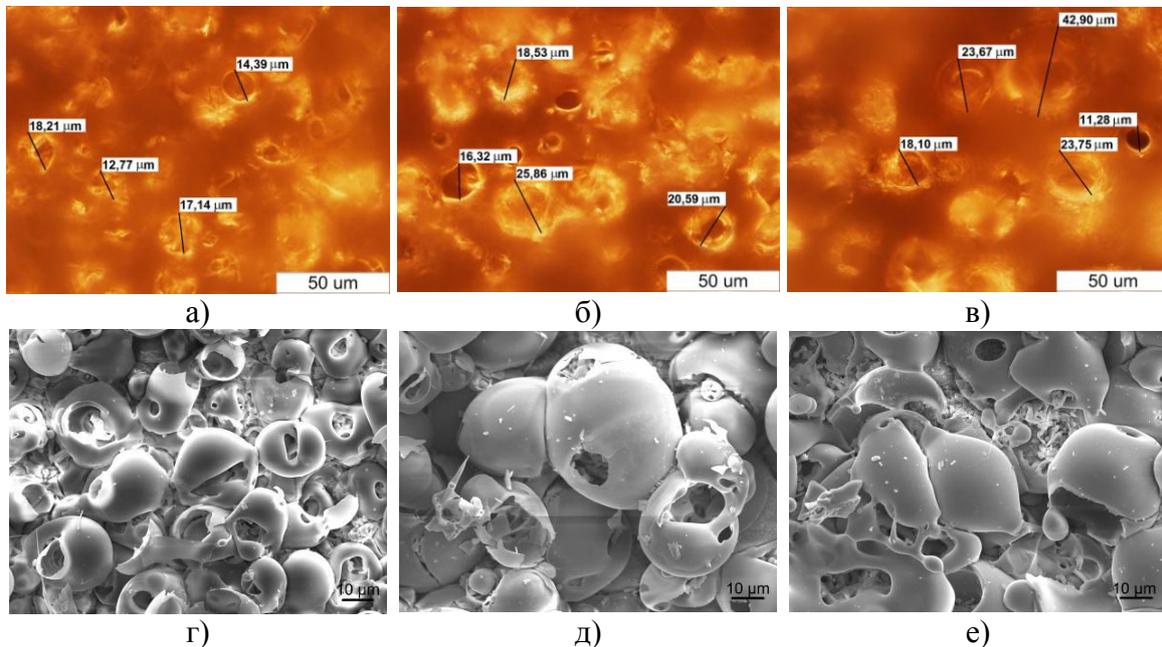


Рис. 1. Оптические (а-в) и РЭМ (г-е) изображения СаР покрытий при различных напряжениях оксидирования, (В): а, г) 200; б, д) 250, в, е) 400.

Исследование шероховатости показало, что поверхность микродуговых СаР покрытий имеет развитый рельеф. С повышением напряжения в интервале 200-350 В происходит линейное увеличение параметров шероховатости покрытий по Ra , Rz и $Rmax$ соответственно до 8, 40 и 50 мкм (рис. 2 а, табл. 1). При этом толщина СаР покрытий также увеличивается линейно от 20 до 150 мкм (рис. 2 б).

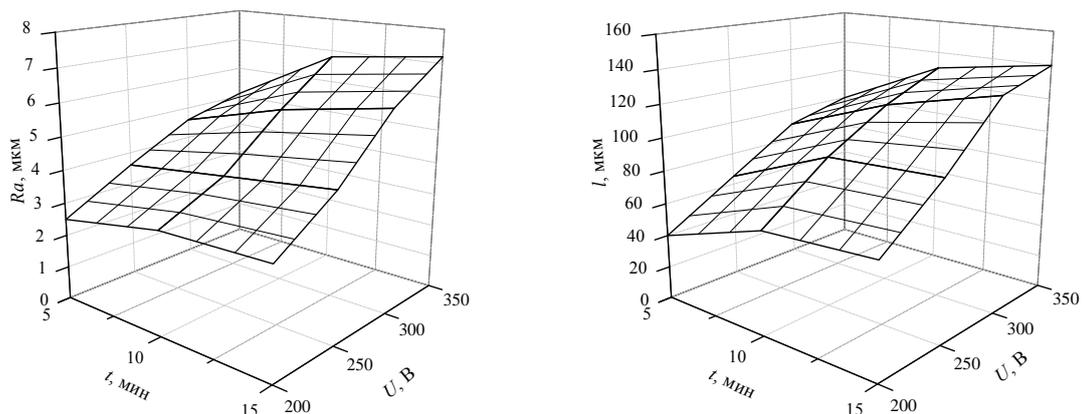


Рис. 2. Зависимости шероховатости по Ra (а) и толщины (б) от напряжения и длительности процесса МДО.

Таблица 1. Шероховатость микродуговых СаР покрытий.

U, В	5 минут			10 минут			15 минут		
	Ra, мкм	Rz, мкм	Rmax, мкм	Ra, мкм	Rmax, мкм	Rz, мкм	Ra, мкм	Rmax, мкм	Rz, мкм
200	2,5±0,0	19,6±2,1	17,1±1,1	3,1±0,1	22,3±1,6	20,4±1,2	3,2±0,0	22,8±2,1	19,9±0,7
250	3,6±0,1	27,8±3,0	23,6±1,1	4,0±0,2	30,0±2,5	26,4±1,9	4,4±0,3	34,0±2,6	28,4±1,8
300	4,6±0,2	32,9±1,1	28,4±1,0	5,5±0,5	40,2±2,5	35,5±2,2	6,1±0,1	41,9±1,9	37,4±0,3
350	5,1±0,1	38,6±0,7	32,2±1,1	6,8±0,1	42,4±0,1	39,1±3,2	7,2±0,6	49,0±3,0	42,1±2,4

Исследование механических характеристик CaP покрытий показало, что при длительности процесса МДО 5 мин повышение напряжения оксидирования от 200 до 250 В приводит к увеличению модуля упругости от 50 до 70 ГПа и твердости – от 3,5 до 5 ГПа. Однако при дальнейшем повышении напряжения модуль Юнга и твердость CaP покрытий начинают уменьшаться до 50 и 2 ГПа, соответственно (рис. 3). Увеличение длительности процесса МДО до 10-15 мин напряжения оксидирования от 200 до 350 В приводит к линейному уменьшению модуля упругости покрытий от 50 до 30 ГПа (рис. 3 а). При этом твердость покрытий также снижается линейно от 7 до 1 ГПа (рис. 3 б). Снижение модуля упругости и твердости покрытий связано с тем, что при повышении напряжения оксидирования и длительности процесса увеличиваются шероховатость и пористость CaP покрытий (рис. 1, рис. 2 а).

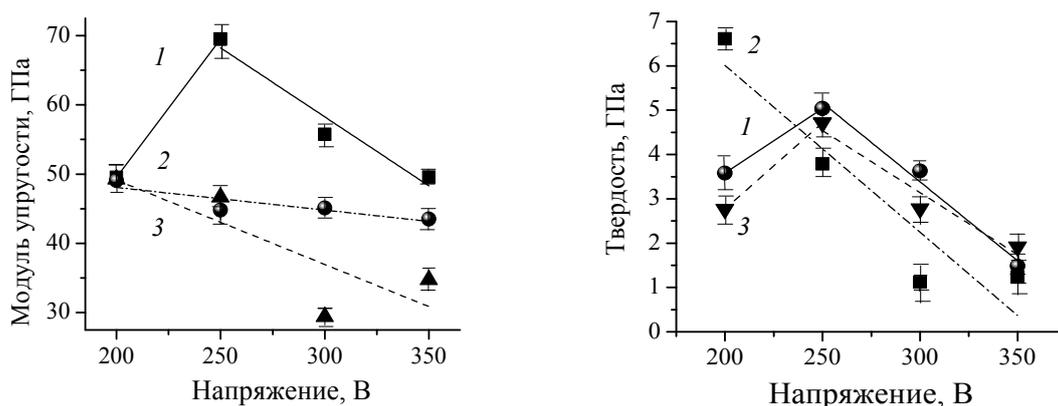


Рис 3. Зависимости модуля упругости (а) и твердости (б) CaP покрытий от напряжения оксидирования при длительности процесса, мин: 5 – 1, 10 – 2, 15 – 3.

Выводы:

1. Установлено, что увеличение длительности в интервале 5- 15 мин и напряжения от 200 до 350 В МДО приводит к линейному увеличению толщины и шероховатости CaP покрытий соответственно от 40 до 150 и от 2,5 до 7,5 мкм.

2. Показано, что поверхность покрытий имеет развитый шероховатый рельеф и представлена структурными элементами – сферолитами со сквозными порами, которые увеличиваются в размерах с повышением напряжения оксидирования.

3. Получено, что с увеличением напряжения оксидирования 200 до 350 В механические характеристики покрытий снижаются, а именно, модуль упругости и твердость CaP покрытий уменьшаются соответственно от 70 до 30 ГПа и от 7 до 1 ГПа. Такие значения модуля упругости покрытий соответствуют модулю упругости

4. Выявлены оптимальные режимы микродугового оксидирования (электрическое напряжение – 200-250 В и длительность нанесения – 5-10 мин), позволяющие формировать CaP покрытия с оптимальными физико-механическими характеристиками: толщиной 40-70 мкм, шероховатостью по Ra 2,5-4,5 мкм, модулем упругости 50-70 ГПа и твердостью 4-7 ГПа.

Список литературы:

1. Long M., Rack H.J. Titanium alloys in total joint replacement – a materials science perspective // *Biomaterials*. – 1998. – №19. – P. 1621–1639.
2. Васин С.Л., Немец Е.А. и др. Биосовместимость / под ред. И. В. Севастьянова. М.: Тровант, 1999. – С. 368.
3. Забелин С.Ф., Дорожков А.А. и др. Анализ нанокристаллизации и формирования нанофазных систем в поверхностном слое металлов и сплавов // *Технология машиностроения*. – 2010. – №11. – С. 312–314.
4. Y. Qiang, S. Jian, X. Hui, G. Wen-yuan. Influence of Nb and Mo contents on phase stability and elastic property of β -type Ti-X alloys // *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*. – 2007. – V. 17. – № 6. – P. 1417–1421.
5. Усеинов С.С., Соловьев В.В., Гоголинский К.В., Усеинов А.С., Львова Н.А. Измерение механических свойств материалов с нанометровым пространственным разрешением // *Наноиндустрия*. – 2010. – №2. – С.30–35.
6. Легостаева Е.В., Шаркеев Ю.П. Гнеденков С.В., Комарова Е.Г., Егоркин В.С., Синябрюхов С.Л., Лямина Г.В., Хлусов И.А. Микродуговые кальцийфосфатные покрытия на поверхности наноструктурированного титана: морфология, физико-механические и электрохимические свойства // *Материаловедение*. – 2013. – №4. – С.48–56.

НИКЕЛЬСОДЕРЖАЩИЕ МЕТАЛЛИЧЕСКИЕ НАНОПОРОШКИ В КАЧЕСТВЕ ВЫСОКОДИСПЕРСНЫХ ПИГМЕНТОВ ДЛЯ КЕРАМИЧЕСКИХ КРАСОК

*Хабас Т.А., д.т.н., профессор,
Пустовалов А., м.н.с.,
Черепанова А.И., студент гр. 4Г12,
Томский политехнический университет, 634050, г. Томск, пр. Ленина,30,
тел.(3822)-606-333
E-mail: ai_cherepanova@mail.ru*

Перспективность использования высокодисперсных металлов в качестве сырьевого материала для производства керамики отражена в отдельных работах [1, 2], в то время как исследований о применении нанометаллических порошков, полученных методом электрического взрыва проводников, в качестве керамических пигментов практически не проводилось. Это связано с тем, что, несмотря на многолетний опыт их получения, свойства данных материалов, а также