

**ВЛИЯНИЕ ПАРАМЕТРОВ ПРОЦЕССА МИКРОДУГОВОГО ОКСИДИРОВАНИЯ И СОСТАВА
ЭЛЕКТРОЛИТА НА ФОРМИРОВАНИЕ И СВОЙСТВА СЕРЕБРОСОДЕРЖАЩИХ
БИОПОКРЫТИЙ**

А.В. Угодчикова

Научный руководитель: доцент, д.т.н. М.Б. Седелникова

Институт физики прочности и материаловедения, СО РАН

Национальный исследовательский Томский политехнический университет,

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

E-mail: ugodch99@gmail.com

**THE IMPACT OF MICROARC OXIDATION PROCESS PARAMETES AND ELECTROLYTE
COMPOSITION ON THE FORMATION AND PROPERTIES OF SILVER-CONTAINING
BIOCOATINGS**

A.V. Ugodchikova

Scientific Supervisor: Assoc. Prof., Dr. M.B. Sedelnikova

Institute of Strength Physics and Materials Science, SB RAS

National Research Tomsk Polytechnic University, Lenin str., 30, 634050

E-mail: ugodch99@gmail.com

***Abstract.** Research of microarc calcium phosphate biocoatings on the pure titanium (Ti) and Ti–40 мас.% Nb (Ti – 40Nb) alloy were presented. The dependences of the coating properties and on the microarc oxidation parameters and electrolyte composition were found. A variation of the process parameters and electrolyte composition allowed producing biocoatings with crystal and porous structure.*

Введение. Разработка материалов, биосовместимых с живой тканью организма на сегодняшний день является актуальным направлением [1]. Благодаря высокой биосовместимости и коррозионной стойкости титан и его сплавы на протяжении многих лет успешно применяются в качестве материалов для медицинских металлических имплантатов [2,3]. Метод микродугового оксидирования (МДО) позволяет формировать биоактивные кальцийфосфатные покрытия [4,5] с толщиной до сотен микрометров и пористой структурой на металлических имплантационных материалах [6]. Бактериальная инфекция, возникающая после введения имплантата в среду живого организма, может приводить к отторжению имплантата и повторным операциям. Частицы или ионы серебра демонстрируют высокую антимикробную активность, что позволяет использовать их в составе покрытий для повышения бактерицидного действия имплантационных материалов [7]. Целью работы является получения кальцийфосфатных серебросодержащих биопокрытий методом МДО, исследование влияния параметров процесса и состава электролита на формирование морфологии поверхности покрытий и их фазового состава.

Материалы и методы исследования. Для проведения экспериментов были подготовлены образцы – металлические пластинки (10×10×1 мм) из титана (BT1-0) и сплава Ti–40мас.%Nb. Были разработаны два состава электролита, в состав электролита № 1 входили следующие компоненты: Na₂HPO₄, β-Ca₃(PO₄)₂, NaOH. Для получения Ag-содержащих КФ покрытий в электролит №2 в кроме

перечисленных компонентов, добавляли нитрат серебра. Нанесение покрытий осуществлялось на установке «MicroArc 3.0 System» (ИФПМ СО РАН) [1]. Основные параметры процесса МДО варьировали в следующих пределах: напряжение 350 – 450 В, время нанесения покрытия 5 – 10 мин. Фазовый состав исследовали с помощью дифрактометра ДРОН-7 (ЦКП ИФПМ СО РАН «Нанотех» г. Томск), шероховатость поверхности покрытий исследовали по параметру Ra (ГОСТ 2789-73) на профилометре-296 (ИФПМ СО РАН, г. Томск). Исследования морфологии поверхности покрытий и элементного состава проводили методом РЭМ (SEM 515 Philips с приставкой для энергодисперсионного анализа, ТРЦКП ТГУ, г. Томск).

Описание результатов и обсуждение. Рентгенофазовый анализ (рис.1) показал наличие в покрытиях следующих кристаллических фаз: α - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, β - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ – альфа-бета-трикальцийфосфаты, TiO_2 - анатаз, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ – гидроксапатит, Nb – ниобий.



Рис. 1. Рентгенограммы покрытий на титане (а) и титан-ниобиевом сплаве (б), α - $\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$; β - $\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$; H - $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$; N – Nb, A - TiO_2 (анатаз)

При увеличении напряжения процесса МДО от 350 до 450 В на рентгенограммах покрытий на титане наблюдается уменьшение количества пиков, соответствующих фазам материала подложки, и увеличение рефлексов, соответствующих фазам трикальцийфосфата (бета и альфа). Анализ рентгенограмм покрытий на титан-ниобиевом сплаве показывает, что при повышении напряжения процесса наблюдается формирование более аморфной структуры, чем на титане.

На рис. 2 (а,б) представлены РЭМ-изображения КФ-покрытий на титане (BT1-0), на рис.2 (в,г) – на сплаве Ti – 40%мас.Nb при напряжении процесса 350 В, времени нанесения 10 минут.

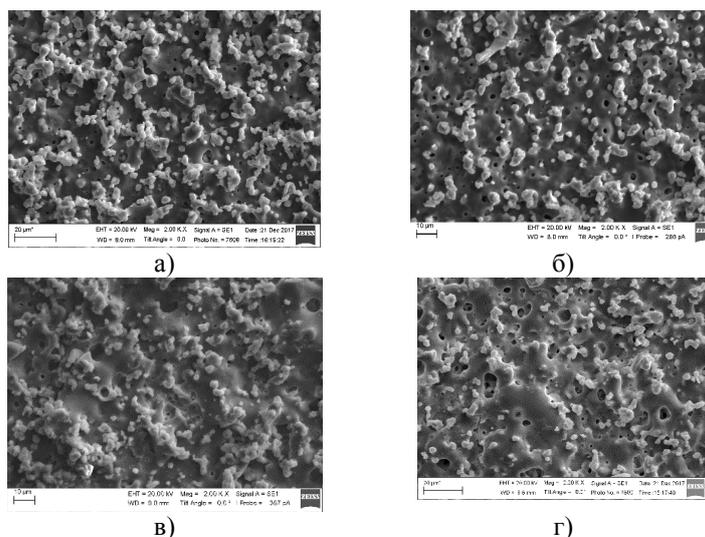


Рис. 2. РЭМ – изображения КФ-покрытий, полученных в электролите №2 – на титане (BT1-0) (а.); на сплаве Ti – 40%мас.Nb (в.); в электролите №1 – на титане (б), на сплаве Ti – 40%мас.Nb (z)

Покрyтия имеют пористую структуру. На изображениях (рис.2) отчетливо видны частицы изометричной формы, соответствующие соединениям трикальцийфосфата, перенесенным из электролита в покрытие в процессе МДО. В покрытиях, нанесенных в серебряносодержащем электролите, наблюдается большее содержание частиц трикальцийфосфата, чем в электролите без содержания серебра.

Выводы. Методом МДО на поверхности титана (BT1-0) и сплава Ti–40мас.%Nb получены пористые кальцийфосфатные покрытия с кристаллическими фазами α -Ca₃(PO₄)₂; β -Ca₃(PO₄)₂; Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂. При увеличении напряжения процесса МДО от 350 до 450 В в покрытиях на титане наблюдается уменьшение количества пиков, соответствующих фазам материала подложки, и увеличение фаз трикальцийфосфата, а в покрытиях на титан-ниобиевом сплаве формируется более аморфная структура, чем на титане. Введение соединений серебра в электролит позволяет повысить интенсивность процесса МДО, и увеличить концентрацию частиц ТКФ в покрытиях.

Работа выполнена в Институте физики прочности и материаловедения СО РАН, при финансовой поддержке РФФИ, проект № 15-03-07659.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. E. V. Legostaeva, Yu. P. Sharkeev, M. Epple, O. Prymak. (2014). Structure and properties of microarc calcium phosphate coatings on the surface of titanium and zirconium alloys [Electronic version]. Russian Physics Journal, V. 56 (10), pp. 1130-1136.
2. H.J. Rack, J.I. Qazi. (2006). Titanium alloys for biomedical applications [Electronic version]. Material Science and Engineering, no. C26, pp. 1269 - 1277
3. Marc Long, H.J. Rack. (1998) Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective [Electronic version]. Biomaterials, no.19, pp. 1621 - 1639
4. Kuo-Tien Chua. (2013). Research of phase transformation induced biodegradable properties on hydroxyapatite and tricalcium phosphate based bioceramic [Electronic version]. Ceramics International, no. 39, pp. 1455–1462
5. S. V. Dorozhkin, M. Epple. (2002). Biological and Medical Significance of Calcium Phosphates [Electronic version]. Angew. Chem. Int. Ed.,no. 41, pp. 3130 - 3136
6. Y.K. Pan, C.Z. Chen. (2013). Preparation and bioactivity of microarc oxidized calcium phosphate coatings [Electronic version]. Materials Chemistry and Physics, no. 141, pp. 842 - 849
7. Gary A. Fielding, M.Roy. (2012). Antibacterial and biological characteristics of silver containing and strontium doped plasma sprayed hydroxyapatite coatings [Electronic version]. Acta Biomaterialia, no. 8, pp. 3144 - 3152