

ТЕЗИСЫ ДОКЛАДОВ

МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ

**«Физическая мезомеханика.
Материалы с многоуровневой иерархически
организованной структурой и интеллектуальные
производственные технологии»,**

посвященная 90-летию со дня рождения
основателя и первого директора ИФПМ СО РАН
академика Виктора Евгеньевича Панина

в рамках
**Международного междисциплинарного симпозиума
«Иерархические материалы: разработка и приложения
для новых технологий и надежных конструкций»**

**5–9 октября 2020 года
Томск, Россия**

Томск
Издательство ТГУ
2020

DOI: 10.17223/9785946219242/234

БИОРЕЗОРБИРУЕМЫЕ КОМПОЗИТЫ НА ОСНОВЕ ГИБРИДНЫХ ФОСФАТ-СИЛИКАТНЫХ ПОКРЫТИЙ НА СПЛАВЕ Mg_{0,8}Ca

¹Седельникова М.Б., ^{1,2}Угодчикова А.В., ^{1,2}Шаркеев Ю.П., ¹Толкачева Т.В., ³Шмидт Д.

¹*Институт физики прочности и материаловедения СО РАН, Томск*

²*НИИ Томский политехнический университет, Томск*

³*Innovent Technology Development, Jena, Germany*

Магний (Mg) и его сплавы являются перспективным классом биоразлагаемых металлов для медицинского применения в качестве материалов для имплантатов [1]. Магний является одним из наиболее распространенных элементов в организме человека и может естественно резорбироваться и метаболизироваться [2]. Имплантаты на основе магниевое сплава могут оставаться в теле человека для кратковременной структурной поддержки, а затем постепенно растворяться в процессе заживления [3]. Модуль упругости сплавов на основе Mg, равный 41–45 ГПа, ближе к кортикальной кости человека, чем модуль упругости применяемых в настоящее время титановых сплавов, кобальтовых хромовых сплавов и нержавеющей сталей. Таким образом, при использовании имплантатов на основе Mg уменьшается влияние экранирования от нагрузки на сломанную кость в процессе заживления [2, 3]. К сожалению, быстрая деградация Mg и его сплавов в физиологической среде является основным ограничивающим фактором для клинического применения имплантатов на основе магния, особенно в областях с обильным потоком биологических жидкостей и/или высокой механической нагрузкой [2]. Оба этих фактора могут ускорить растворение магния и разрушение имплантата. Кроме того, быстрая деградация Mg сплава может привести к локальному увеличению pH, накоплению газообразного водорода, и способствовать развитию воспалительных процессов [3, 4]. Защитные биологически активные покрытия, нанесенные на Mg-подложки, могут потенциально снизить скорость их разложения и улучшить заживление [1–6]. Кальцийфосфатные соединения, такие как гидроксиапатит, трикальцийфосфат, брусит, монетит, чаще всего используют в качестве основы для биоактивных покрытий [1, 2, 4]. Однако, также известно, что биокерамика на основе силикатов кальция и магния обладает превосходной способностью стимулировать образование и рост костной ткани [5, 6]. Целью представленных исследований было формирование методом микродугового оксидирования (МДО) гибридных фосфатно-силикатных биопокрытий на поверхности биорезорбируемого магниевое сплава Mg_{0,8}Ca, изучение морфологии поверхности, структуры покрытий и их физико-химических свойств.

В качестве образцов для проведения экспериментов использовали металлические пластинки размером 10×10×1 мм³ из сплава Mg_{0,8}Ca. В состав электролита для получения покрытий методом МДО входили следующие компоненты: CaSiO₃, Ca₃(PO₄)₂, Na₂SiO₃, NaOH. Нанесение покрытий осуществлялось на установке «Micro Arc 3.0 System» в ИФПМ СО РАН, в анодном потенциостатическом режиме. Процесс МДО проводили при следующих параметрах: длительность импульса 100–500 мкс, частота следования импульсов – 50 Гц, величина импульсного напряжения 350–500 В, длительность процесса 5 мин. В результате на поверхности сплава Mg_{0,8}Ca методом МДО сформированы пористые покрытия, имеющие развитый рельеф. Исследование морфологии поверхности и элементного состава покрытий проводили с помощью растрового электронного микроскопа (LEO EVO 50 с приставкой для энергодисперсионного анализа, ЦКП ИФПМ СО РАН «Нанотех», г. Томск). Фазовый состав покрытий определяли методом рентгенофазового анализа с использованием CoK α -излучения (ДРОН-07, ЦКП ИФПМ СО РАН «Нанотех», г. Томск).

При варьировании напряжения процесса МДО от 350 до 500 В толщина покрытий увеличивалась в диапазоне 20–110 мкм, а шероховатость покрытий по параметру Ra увеличивалась от 3 до 8 мкм и выше.

Морфология поверхности покрытий (Рис. 1) представлена удлиненными кристаллами размером 10–25 мкм, относящимися, предположительно, к волластониту, а также частицами

Секция 6. Иерархически организованные материалы и низкоразмерные структуры для биомедицинских приложений

изометричной формы, диаметром 3–5 мкм, принадлежащими β -трикальцийфосфату (β -ТКФ). Между частицами в покрытиях присутствуют поры диаметром до 10 мкм. Наблюдение РЭМ – изображений при большем увеличении (Рис. 1 б) показало, что частицы оплавлены и образуют общий конгломерат.

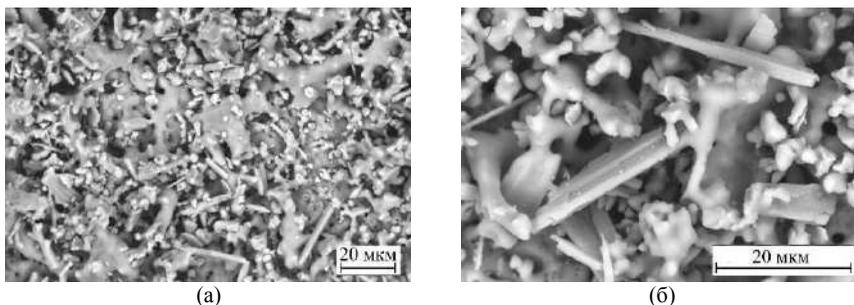


Рис. 1. РЭМ-изображения поверхности фосфат-силикатного покрытия на сплаве Mg-0,8Ca, нанесенного при напряжении процесса 350 В, увеличение $\times 2000$ (а), $\times 5000$ (б)

В первый момент формирования покрытия плотность тока является максимальной, но по мере формирования диэлектрического слоя она снижается и принимает минимальное постоянное значение. Возможно, частицы фосфата кальция и силиката кальция осаждаются на поверхности покрытий на данном этапе завершения процесса МАО. Но под действием остаточных микродуговых разрядов происходит частичное оплавление и изменение структуры исходных веществ. Подобный механизм формирования микродугового покрытия был подтвержден и в предыдущих исследованиях [4, 5].

Работа выполнена при финансовой поддержке программы фундаментальных исследований СО РАН, 2013–2020 гг., проект № III.23.2.5 и РФФИ, проект №15-03-07659.

1. Q. Tian, J. Lin, L. Rivera-Castaneda, A. Tsanhani, Z.S. Dunn, A. Rodriguez, A. Aslani, H. Liu Nano-to-submicron hydroxyapatite coatings for magnesium-based bioresorbable implants – deposition, characterization, degradation, mechanical properties and cytocompatibility. Scientific Reports (2019) 9:810, DOI:10.1038/s41598-018-37123-3.
2. M.E. Iskandar, A. Aslani, H. Liu, The effects of nanostructured hydroxyapatite coating on the biodegradation and cytocompatibility of magnesium implants. J. Biomed. Mater. Res. A 101, 2340–2354 (2013), DOI: 10.1002/jbm.a.34530.
3. Y. Pan, C. Chen, D. Wang, D. Huang, Dissolution and precipitation behaviors of silicon-containing ceramiccoating on Mg–Zn–Ca alloy in simulated body fluid. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces 122 (2014) 746–751, <http://dx.doi.org/10.1016/j.colsurfb.2014.08.012>.
4. M. B. Sedelnikova, E. G. Komarova, Y.P. Sharkeev, T. V. Tolkacheva, V. V. Sheikin and J. Schmidt. Characterization of the Micro-Arc Coatings Contained β -Tricalcium Phosphate Particles on Mg-0.8Ca Alloy, Metals 2018, 8(4), 238; doi:10.3390/met8040238
5. M.B. Sedelnikova, Yu.P. Sharkeev, E.G. Komarova, I.A. Khlusov, V.V. Chebodaeva, Structure and properties of the wollastonite – calcium phosphate coatings deposited on titanium and titanium -niobium alloy by the micro-arc oxidation method. Surface and Coating Technology, 307PC (2016) pp. 1274-1283. (IF 2.374). <http://dx.doi.org/10.1016/j.surfcoat.2016.08.062>.
6. M.A. Sainz, P. Pena, S. Serena, A. Caballero // Influence of design on bioactivity of novel $\text{CaSiO}_3\text{-CaMg}(\text{SiO}_3)_2$ bioceramics: In vitro simulated body fluid test and thermodynamic simulation. Acta Biomaterialia. (2010). №6, С. 2797. doi:10.1016/j.actbio.2010.01.003