

**ФОРМИРОВАНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ МИКРОДУГОВЫХ SR-СОДЕРЖАЩИХ
КАЛЬЦИЙФОСФАТНЫХ БИОПОКРЫТИЙ НА СПЛАВЕ MG-0.8 CA**

А.А. Казакбаева

Научный руководитель: д.т.н. М.Б. Седельникова

Национальный исследовательский Томский государственный университет,

Россия, г. Томск, пр. Ленина 36, 634050

E-mail: aigerim@bk.ru

**FORMATION AND INVESTIGATION OF MICRO-ARC SR-CONTAINING
CALCIUMPHOSPHATE BIOCOATINGS ON MG-0.8 CA ALLOY**

A.A. Kazakbaeva

Scientific Supervisor: Dr. M.B. Sedelnikova

Tomsk State University, Russia, Tomsk, Lenin str., 36, 634050

E-mail: aigerim@bk.ru

***Abstract.** The investigation of the XRD analysis, thickness, masses and roughness of Sr-substituted calcium phosphate coatings on the Mg-0.8Ca substrate deposited by the micro arc oxidation method under different process voltages was performed. The increase of the process voltage leads to the growth of the thickness, masses and roughness of the coatings. Results of XRD analysis showed that the Sr-CaP coatings formed under the process voltages of 350–450 V are contained α -Ca₃(PO₄)₂, Mg₃(PO₄)₂ and Mg phases.*

Введение. Перспектива создания биodeградируемых имплантатов для лечения сложных переломов обозначила в последние годы одно из приоритетных направлений развития материаловедения для нужд имплантационной хирургии. Конечной целью данного направления является разработка биodeградируемого имплантата, не оказывающего вредного воздействия на организм человека и выполняющего свои функции в течение необходимого для восстановления поврежденной кости времени (12–14 нед). Такие имплантаты должны с определенной скоростью растворяться в хлоридсодержащей среде человеческого организма и выводиться из него, исключая тем самым необходимость проведения повторных операций [1]. Магниевым сплавам, которые могут быть использованы в качестве биodeградируемых имплантатов, уделяется повышенное внимание специалистов. Главными преимуществами таких материалов являются их биосовместимость, а также приемлемые механические свойства (плотность и модуль Юнга сопоставимые с величинами этих параметров для костной ткани) [2]. Однако основным фактором, сдерживающим использование магниевых сплавов в качестве биodeградируемого материала, является их чрезвычайно высокая коррозионная активность в биологических жидкостях, что приводит к преждевременной потере механической прочности имплантата до момента восстановления костной ткани. Формирование на его поверхности антикоррозионных защитных покрытий позволит снизить скорость коррозии магния. Разработка способов формирования покрытия, являющегося биологически активным (ускоряющим остеогенез и остеоинтеграцию кости), с одной стороны, и антикоррозионным защитным (снижающим скорость

растворения магниевого имплантата в физиологической среде) – с другой, является важной научно-практической задачей, решение которой существенно ускорит прогресс имплантационной хирургии [3].

В последнее десятилетие метод микродугового оксидирования (МДО) становится перспективным методом нанесения биопокрытий на имплантаты, т.к. позволяет получать пористые, шероховатые и прочно сцепленные с подложкой кальцийфосфатные (КФ) покрытия на поверхности вентильных металлов и сплавов. МДО является технологией, посредством которой может быть получено КФ покрытие высокого качества, и благодаря которой можно управлять структурой, химическим и фазовым составом покрытий, изменяя параметры процесса, состав и концентрацию электролита [3]. Известно, что Sr является естественным остеотропным элементом, присутствующим в организме человека в очень малом количестве. Увеличивается число публикаций, доказывающих, что Sr влияет на ремоделирование костной ткани, воздействуя на формирование и резорбцию кости [4]. В работе [3] показано, что Sr-содержащий гидроксиапатит представляет собой биактивный костный цемент, который способствует фиксации и минерализации остеобластов (*in vitro*), и остеоинтеграции и росту кости (*in vivo*).

Целью работы было изучение фазового состава и свойств КФ покрытий, нанесенных методом МДО в электролите на основе Sr-замещенного гидроксиапатита (ГА) при различных напряжениях процесса.

Материалы и методы исследования. В эксперименте использовали образцы – пластины из магниевого сплава Mg0.8Ca. Покрытия наносили методом МДО на установке MicroArc – 3.0. Для получения кальцийфосфатных покрытий на поверхности магниевого сплава использовали электролит-суспензию, в состав которого входили водорастворимые соединения – гидрофосфат натрия (Na_2HPO_4), гидроксид кальция (CaOH), гидроксид натрия (NaOH) и в качестве дисперсной фазы присутствовал Sr-замещенный ГА с концентрацией заместителей 0,25 М на 1 моль ГА ($\text{Ca}_{7,5}\text{Sr}_{2,5}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Параметры нанесения покрытий были следующие [3]: длительность импульсов – 100 мкс, частота следования импульсов – 50 Гц, время нанесения покрытий – 5 мин, напряжение МДО варьировали от 350 до 500 В.

Результаты. Результаты измерений зависимости массы, толщины и шероховатости покрытий от напряжения процесса на сплаве Mg-0.8Ca представлены на рис.1. Из рисунка 1 видно, что с увеличением напряжения происходит линейный рост массы, толщины и шероховатости покрытий от 3 до 12 мг, от 17 до 37 мкм и от 2 до 6 мкм соответственно.

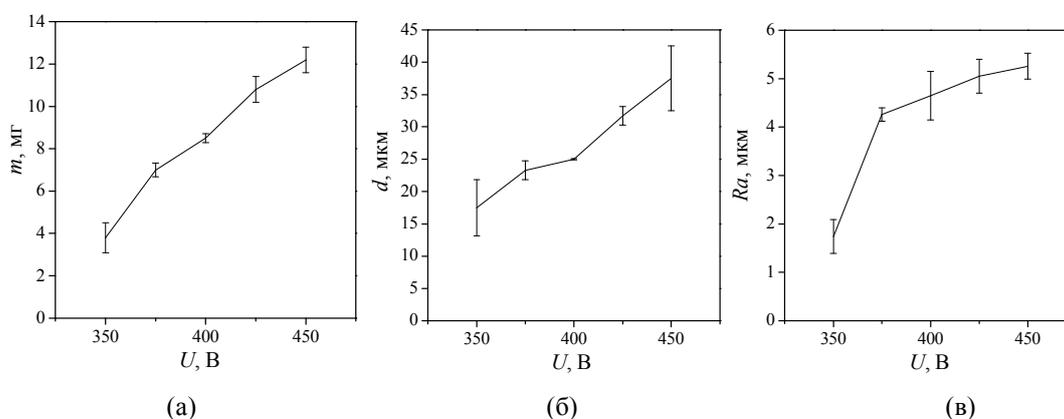


Рис.1. Зависимости массы (а), толщины (б) и шероховатости (в) Sr-КФ покрытий на магневом сплаве от напряжения процесса

Увеличение массы, толщины и шероховатости покрытий связано с тем, что рост напряжения приводит к возрастанию интенсивности микроплазменных разрядов, возникающих на поверхности обрабатываемого материала, за счет чего увеличивается скорость нанесения Sr-содержащих КФ (Sr-КФ) покрытий. Исследования фазового состава покрытий методом РФА показали, что в состав микродуговых КФ покрытий, нанесенных при импульсных напряжениях оксидирования 350-450 В входят следующие кристаллические фазы: α - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$. На дифрактограмме покрытия, нанесенного при напряжении 350 В, наблюдается присутствие рефлексов, характерных для материала подложки (Mg). Также идентифицируются кристаллические фазы $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$ и α - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$.

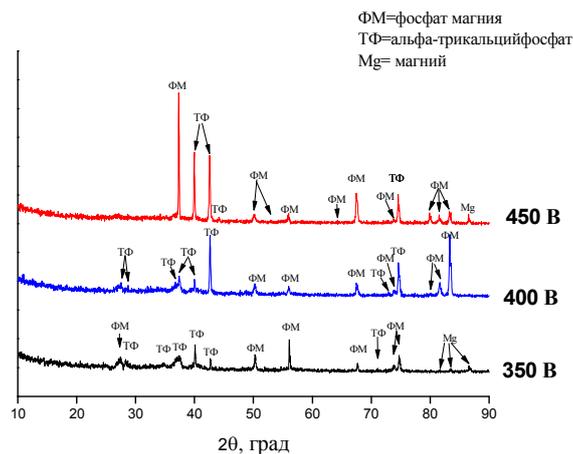


Рис. 2. Рентгенограммы Sr-КФ покрытий, нанесенных при различных импульсных напряжениях

Заключение. Сформированы КФ покрытия методом МДО в электролите на основе Sr-замещенного ГА на магниевом сплаве Mg-0.8 Ca. Толщина, шероховатость и масса покрытий линейно увеличиваются при повышении напряжения процесса МДО. Максимальные значения свойств, характерны для покрытий, нанесённых при напряжении процесса оксидирования 450 В. Установлено, что при импульсных напряжениях 350–450 В формируются КФ покрытия с кристаллической структурой, содержащие фазы α - $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, $\text{Mg}_3(\text{PO}_4)_2$.

Работа выполнена при финансовой поддержке программы фундаментальных исследований СО РАН, 2016-2019 гг., проект №23.2.5.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гнеденков С. В., Синябрюхов С. Л., Хрисанфова О. А., Завидная А. Г., Егоркин В. С., Пузь А. В., Сергиенко В. И. Кальций-фосфатные покрытия на резорбируемых магниевых имплантатах // Вестник ДВО РАН. – 2011. – №5. – С. 159.
2. Lu Y.J., Wan P., Tan L., Zhang B.C., Yang K., Lin J.X., Preliminary study on a bioactive Sr containing Ca–P coating on pure magnesium by a two-step procedure // Surf. Coat. Technol. – 2014. – V. 252. – P. 79–86.
3. Sedelnikova M. B. et al. Bioactive calcium phosphate coatings on metallic implants // AIP Conference Proceedings. – AIP Publishing, 2017. – V. 1882. – №. 1. – С. 020062.
4. Han J. et al. Fabrication and evaluation of a bioactive Sr–Ca–P contained micro-arc oxidation coating on magnesium strontium alloy for bone repair application // Journal of Materials Science & Technology. – 2016. – V. 32. – №. 3. – P. 233-244.