

**ВЛИЯНИЕ ДЛИТЕЛЬНОСТИ ПЛАЗМЕННО-  
ЭЛЕКТРОЛИТИЧЕСКОГО ОКСИДИРОВАНИЯ  
НА ХИМИЧЕСКИЙ СОСТАВ И СТРУКТУРУ  
ПОВЕРХНОСТИ СПЛАВА МАГНИЯ WE43**

А.В. Поспелов, А.А. Касач,  
И.И. Курило, канд. хим. наук, доцент  
УО «Белорусский государственный технологический  
университет»

*Методами сканирующей электронной микроскопии, энергодисперсионной рентгеновской спектроскопии, а также рентгенофазового анализа исследовано влияние длительности плазменно-электролитического оксидирования магниевого сплава WE43 в пирофосфатном электролите на количественный и качественный состав формируемых покрытий. Показано, что с увеличением длительности электролиза происходит уменьшение пористости формируемых покрытий, а также увеличение в их составе фосфора. Установлено, что полученные покрытия состоят из оксида и ортофосфата магния.*

Большинство биоматериалов, используемых для реконструкции кости, изготавливаются из металлов и их сплавов [1]. Наиболее часто для этих целей применяют титановые, кобальт-хромовые сплавы и нержавеющей стали, которые используют для изготовления имплантатов, требующих повторной хирургической операции по их удалению, что может спровоцировать инфекции и воспаления тканей [2]. Материалы на основе магния и его сплавов по сравнению с другими металлами и сплавами обладают более высокой биосовместимостью, а также нетоксичными продуктами коррозии, что обуславливает возможность их использования для изготовления

биорастворимых имплантационных материалов, не требующих хирургического удаления из организма. Процесс хлоридиндуцированной биорезорбции магниевых имплантатов происходит в физиологических средах с рН-буфером под влиянием перфузии крови [3]. Слишком быстрая биодеградация магния в хлоридсодержащих средах вызывает локальное подщелачивание и способствует повышению скорости выделения водорода, что, в свою очередь, приводит к накоплению газа в мягких тканях пациента [4, 5]. Кроме того, высокая скорость коррозии материала напрямую влияет на механическую стабильность и целостность имплантата, которые необходимо поддерживать до тех пор, пока кость не образовалась и не минерализовалась до полного достижения ее естественных несущих свойств. Этот аспект делает разработку имплантационных материалов на основе сплавов магния особенно сложной задачей из-за того, что необходимо найти идеальный баланс между скоростью деградации и сохранением механических свойств.

Антикоррозийное покрытие может значительно замедлить начало биодеградации. Одним из эффективных способов повышения коррозионной стойкости сплавов магния является плазменное электролитическое оксидирование (ПЭО) его поверхности.

*Целью* работы являлось исследование влияния длительности ПЭО на состав и структуру покрытий, формируемых на поверхности магниевых сплавов WE43 в пиррофосфатном электролите.

Для исследований использовали пластины квадратной формы, площадью 40 мм<sup>2</sup> и толщиной 5 мм. Образцы шлифовали наждачной бумагой, начиная с зернистости 500 и до 800.

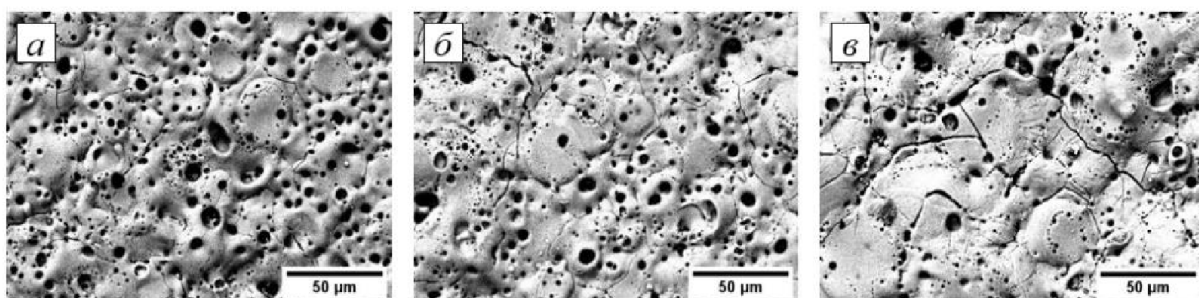
Процесс ПЭО сплава WE43 проводили в электролите, содержащем 10 г/дм<sup>3</sup> пиррофосфата натрия и 1 г/дм<sup>3</sup> гидроксида калия. Электролиз проводили в импульсном режиме при скважности 2 и анодной плотности импульса тока 20 А/дм<sup>2</sup>. Длительность импульса тока и паузы составляла 250 мс. Продолжительность электрохимической обработки – 300; 450 и

600 секунд при температуре  $20 \pm 2$  °С.

Морфология поверхности и элементный состав исследуемых образцов сплава магния до и после процесса ПЭО изучали методом сканирующей электронной микроскопии (СЭМ), элементный состав образцов определяли методом энергодисперсионного анализа (EDX) на электронном микроскопе JEOL JSM-5610 LV (Jeol Ltd.), оснащённом системой химического рентгеноспектрального анализа JED-2201 (Jeol Ltd., Япония). Ускоряющее напряжение при получении изображений методом СЭМ составляло 20 кВ, рабочее расстояние – 20 мм.

Рентгенофазовый анализ образцов проводили на дифрактометре D8 Advance (Bruker AXS) с монохроматором, использующим  $\text{Cu-K}\alpha$ -излучение с длиной волны  $\lambda = 1,5406$  Å. Шаг сканирования составлял  $0,05^\circ$  в диапазоне  $2\theta$  от  $10$  до  $80^\circ$ . Идентификация фаз проводилась по межплоскостным расстояниям и относительной интенсивности полученных пиков с использованием эталонной базы дифракционных данных.

СЭМ изображения поверхности сплава WE43 после ПЭО представлены на рис. 1. Процесс ПЭО сплава WE43 приводит к формированию на его поверхности плотных пористых покрытий. С увеличением длительности электролиза от 300 до 600 с происходит уменьшение пористости покрытий, а также увеличение диаметра пор.



*Рис. 1.* СЭМ изображения поверхности покрытий, сформированных при продолжительности ПЭО, с: 300 (а), 450 (б) и 600 (в)

В табл. представлен элементный состав поверхности сплава WE43 до и после ПЭО. Согласно полученным данным, ПЭО способствует образованию фосфатсодержащих покрытий.

*Таблица.* Данные EDX анализа поверхности исследуемых образцов (область сканирования 500×500 мкм)

Длительность обработки, с	Элементный состав, мас.%					
	Mg	Y	Nd	Zr	P	O
–	93,32	4,32	2,21	0,15	–	–
300	40,67	3,58	1,19	0,08	12,30	42,18
450	40,72	2,94	0,78	–	13,42	42,14
600	41,05	0,16	0,11	–	15,58	43,10

По мере увеличения длительности электролиза наблюдается возрастание содержания фосфора в формируемых покрытиях, что, вероятно, обусловлено образованием фосфатов магния. Кроме того, в процессе ПЭО могут образовываться оксиды и гидроксиды магния.

С целью установления фазового состава покрытий был проведен РФА (рис. 2).

Согласно полученным данным, ПЭО сплава WE43 способствует образованию на его поверхности слоя, состоящего из MgO и Mg<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>. Установленные соединения магния нетоксичны и обеспечивают защитные свойства поверхности.

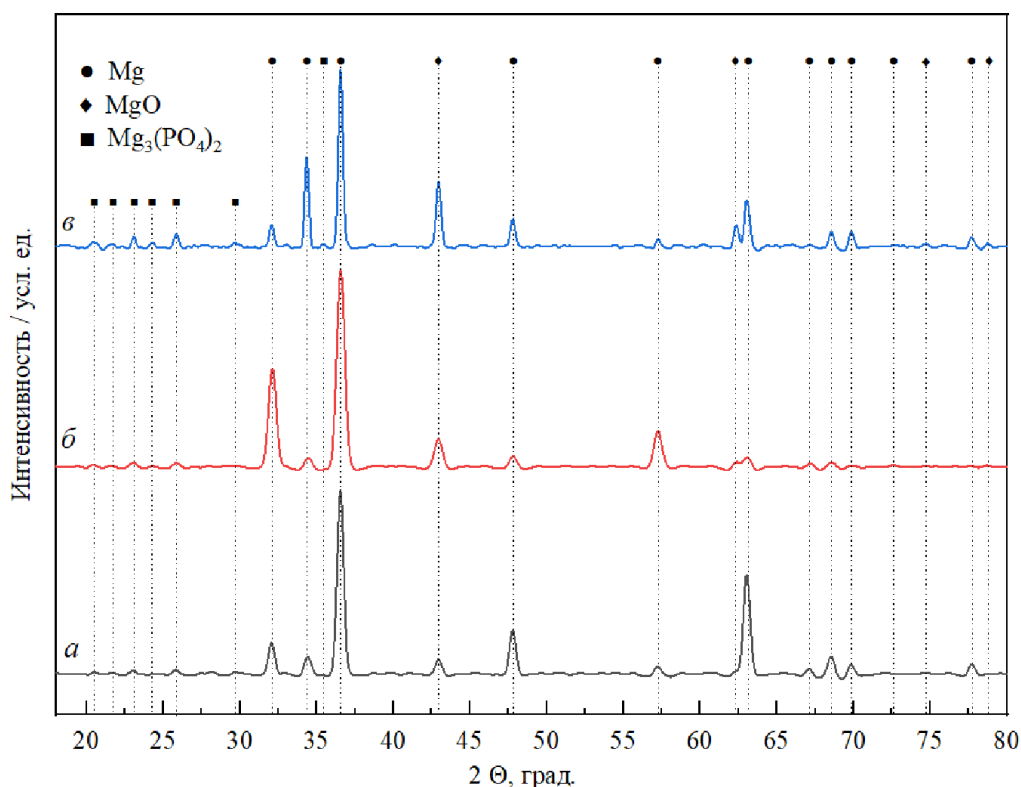


Рис. 2. Дифрактограммы поверхности WE43 после ПЭО, при продолжительности 300 с (а), 450 с (б) и 600 с (в)

Таким образом, проведенные исследования показали, что увеличение времени плазменно-электролитической обработки сплава магния WE43 приводит к снижению пористости формируемых покрытий и увеличению содержания в них ортофосфата магния, что способствует снижению скорости биодеградации и увеличению биосовместимости полученных материалов.

### Библиографический список

1. Q. Chen, G.A. Thouas, Metallic implant biomaterials, Mater. Sci. Eng. R Reports. 87 (2015) 1–57.
2. D. Campoccia, L. Montanaro, C.R. Arciola, The significance of infection related to orthopedic devices and issues of antibiotic resistance, Biomaterials. 27 (2006) 2331–2339.

3. A. Atrens, S. Johnston, Z. Shi, M.S. Dargusch, Viewpoint - Understanding Mg corrosion in the body for biodegradable medical implants, Scr. Mater. 154 (2018) 92–100.

4. F. Witte, V. Kaese, H. Haferkamp, E. Switzer, a. Meyer-Lindenberg, C.J. Wirth, H. Windhagen, In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response, Biomaterials. 26 (2005) 3557–3563.

5. X. Li, X. Liu, S. Wu, K.W.K. Yeung, Y. Zheng, P.K. Chu, Design of magnesium alloys with controllable degradation for biomedical implants: From bulk to surface, Acta Biomater. 45 (2016) 2–30.

УДК 547.56 + 547.1'1

## **ФОСФОР СОДЕРЖАЩИЕ АНАЛОГИ ФЕНОЗАН КИСЛОТЫ И ФЕНОЗАНА КАЛИЯ**

Н.О. Постнов, С.Е. Ягунов  
*ФГБОУ ВО Новосибирский ГПУ*

*На основе 3-(3,5-ди-трет-бутил-4-гидроксифенил)пропилиодида разработан и осуществлен синтез (3-(3,5-ди-трет-бутил-4-гидроксифенил)пропил)-фосфоновой кислоты и калия гидро[3-(3,5-ди-трет-бутил-4-гидроксифенил)пропил]фосфоната – фосфор содержащих аналогов фенозан кислоты и фенозана калия.*

Химия фосфонатов и фосфоновых кислот является одним из динамично развивающихся направлений в современной элементоорганической химии. Интерес к этим классам фосфорорганических соединений обусловлен невероятно широкими возможностями их практического применения – от агропромышленности до медицины [1].