

**CORROSION RESISTANCE OF MAGNESIUM ALLOY
WITH ZINC COATING APPLIED BY MAGNETRON SPUTTERING**

Flyur Vagizovich Nugamanov^{1a}, *Elvira Dinifovna Khafizova*^{1,2},
*Almaz Yunirovich Nazarov*¹, *Alexey Andreevich Maslov*¹

¹ Ufa University of Science and Technology, 32 Zaki Validi st., 450076 Ufa, Russia

² A.A. Baikov Institute of Metallurgy and Materials Science of the Russian Academy of Sciences, 49 Leninsky pr., 119334 Moscow, Russia

^a nugamanovflyur@yandex.ru

ABSTRACT

Magnesium is a promising material for biodegradable implants. However, this metal and its alloys have a significant drawback that hinders their medical application. The dissolution rate of magnesium prevents the use of magnesium based products as implants. The increased corrosion rate does not ensure the required service life of the alloys due to premature failure. Loss of implant integrity compromises the required mechanical properties, leading to a risk of repeated bone tissue deformation. To address this drawback, in addition to alloying and deformation processing of the material, a protective coating is applied. The coating is intended to reduce the corrosive activity of the magnesium alloy serving as the substrate. The protective layer was deposited by magnetron sputtering in a vacuum. Tests were conducted in Ringer's solution; corrosion activity was studied based on the rate of hydrogen evolution during sample dissolution followed by calculation of the corrosion rate. The results showed that the zinc coating deposited by magnetron sputtering in a vacuum exhibits a subsurface degradation pattern. The selected deposition conditions significantly affect the thickness of the resulting films, which alters the corrosion properties of the coating. Zinc sputtering onto magnesium provides short term protection due to the barrier effect and the cathodic action of zinc, which is of interest for medical applications.

KEYWORDS

Magnesium alloy; zinc coating; cathodic coating; magnetron sputtering; biodegradability; corrosion.

**КОРРОЗИОННАЯ СТОЙКОСТЬ МАГНИЕВОГО СПЛАВА
С ЦИНКОВЫМ ПОКРЫТИЕМ, НАНЕСЕННЫМ МЕТОДОМ
МАГНЕТРОННОГО РАСПЫЛЕНИЯ**

Флюр Вагизович Нугаманов^{1a}, *Эльвира Динифовна Хафизова*^{1,2},
*Алмаз Юнирович Назаров*¹, *Алексей Андреевич Маслов*¹

¹ Уфимский университет науки и технологий, Россия, 450076 Уфа, ул. Заки Валиди, 32

² Институт металлургии и материаловедения им. А.А. Байкова Российской академии наук, Россия, 119334 Москва, Ленинский пр-т, 49

^a nugamanovflyur@yandex.ru

АННОТАЦИЯ

Магний является одним из перспективных материалов для биodeградируемых имплантатов. Однако этот металл и сплавы на его основе обладают значительным недостатком, препятствующим их применению в медицине. Скорость растворения магния не позволяет использовать изделия на его основе в качестве имплантатов. Повышенная скорость коррозии не обеспечивает необходимый срок эксплуатации сплавов из-за преждевременного разрушения изделия. Нарушение целостности имплантата не обеспечивает необходимых прочностных характеристик, вследствие чего возникает вероятность повторной деформации костной ткани. Для устранения этого недостатка помимо легирования и деформационной обработки материала применяется методика нанесения защитного покрытия. Покрытие направлено на снижение коррозионной активности магниевых сплавов, выступающего в качестве подложки. Защитный слой наносился методом магнетронного распыления в вакууме. Испытания проводили в растворе Рингера, коррозионную активность исследовали по интенсивности выделения водорода при растворении образцов с последующим определением скорости коррозии. По результатам исследований показано, что цинковое покрытие, нанесенное методом магнетронного распыления в вакууме, имеет характер подповерхностного разрушения. Подобранные режимы напыления значительно влияют на толщину получаемых пленок, за счет которой изменяются коррозионные свойства покрытия. Напыление цинка на магний дает краткосрочную защиту за счет барьерного эффекта и катодного действия цинка, что представляет интерес для медицинского применения.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА

Магниевый сплав; цинковое покрытие; катодное покрытие; магнетронное распыление; биodeградируемость; коррозия.

Введение

В современной медицине, в частности в ортопедии, имеется проблема с использованием постоянных имплантатов на основе кобальтохромовых сплавов (Co–20%Cr–15%Ni–7%Mo), титановых сплавов (Ti–6%Al–4%V), нержавеющей стали (SS316L) и керамик [1–3]. Основным их недостатком является неспособность к растворению в организме по истечении срока эксплуатации. Эта проблема не позволяла восстановить костную ткань без повторного вмешательства. Помимо необходимости хирургической фиксации поврежденной кости вживлением имплантата, после ее заживления пациенту необходимо провести дополнительную операцию для его извлечения.

Решением основной проблемы постоянных имплантатов является применение биodeградируемых имплантатов, имеющих способность к полному растворению в орга-

низме пациента без побочных последствий. Среди таких материалов выделяют сплавы на основе магния [4], цинка [5] и железа.

Рассматривая основные материалы, применяемые в биodeградируемых имплантатах, следует отметить их достоинства и недостатки. Сравнение их механических свойств с характеристиками кости позволяет выявить наиболее подходящий материал. Если рассматривать материалы с повышенными относительно параметров кости значениями модуля упругости, то имплантат начинает брать на себя всю нагрузку. В результате кость перестает воспринимать необходимое усилие, возникает эффект «экранирования напряжений», и кость начинает разрушаться.

Магниевые сплавы являются потенциально применимыми в качестве основы для биodeградируемых имплантатов [6–10]. В отличие от постоянных имплантатов, основными проблемами которых являются

высвобождение токсичных ионов металлов, таких как кобальт, хром и др., и механические характеристики, отличные от свойств костной ткани, биорастворимые имплантаты лишены таких недостатков. Это достигается за счет использования материалов близких по параметрам костной ткани и способных к растворению в организме.

Достоинствами сплавов магния являются их механические характеристики, сравнимые с костной тканью по модулю упругости ($E = 41\text{--}45$ ГПа) и плотностью ($d = 1,74\text{--}1,84$ г/см³) [11, 12].

Однако основными препятствиями к применению магниевых сплавов в имплантации являются неоднородность протекания коррозионных процессов, быстрая скорость коррозии и образование газообразного водорода [13]. Из-за этого имплантаты на основе магния имеют повышенную вероятность преждевременного разрушения [14]. Стенты из сплавов магния в кровеносных сосудах могут вызывать эмболию из-за выделяющегося водорода, что может привести к летальным исходам.

Защитой магниевых сплавов от высокой коррозионной активности являются методы деформационной обработки, легирования или нанесения защитных антикоррозионных покрытий [15–17]. Изменение состава, а также структуры способно снизить коррозионную активность сплава, однако не всегда этих методов достаточно для достижения необходимых значений скорости растворения имплантатов [18]. В этом случае прибегают к применению метода нанесения защитного антикоррозионного покрытия [19–23].

В зависимости от разности стандартных значений потенциалов основного материала (подложки) и покрытия защитные покрытия разделяют на катодные и анодные. Катодные металлические покрытия, к которым можно отнести цинковое покрытие на магниевом сплаве, могут служить надежной защитой основного материала от воздействия коррозионно-активной среды. Принцип катодного покрытия заключается в том, что покрытие из менее активного материала более стойко к коррозии, и пока оно будет сохранять свою целостность, подложка будет защищена от коррозионно-активной среды. Поэтому целью настоящего исследования является изучение влияния различных режимов магнетронного распыления на коррозионную стойкость сформированных цинковых пленок на магниевом сплаве.

1. Методика проведения исследования

В качестве основного материала исследования был выбран магниевый сплав МА14 с химическим составом, представленным в табл. 1. Материалом покрытия выступает чистый цинк (99,9%).

Распыление цинкового покрытия осуществлялось методом магнетронного распыления в вакууме. Образцы из магниевых сплава размерами 20×20 мм и толщиной 3,5 мм неподвижно располагались перед магнетроном на расстоянии 15 см.

Камеру откачали до давления $6,5 \times 10^{-3}$ Па. Рабочее давление 0,15 Па формировалось за счет подачи аргона высшего сорта по ГОСТу 10157-16 через регулятор расхода газа РРГ-18.

Таблица 1. Химический состав сплава МА14

Table 1. Chemical composition of MA14 alloy

Элемент / Element	Zn	Zr	Mn	Fe	Al	Cu	Si	Ni
Содержание / Mass fraction, %	5,0–6,0	0,3–0,9	<0,1	<0,03	<0,05	<0,05	<0,05	<0,005

На первом этапе в течение 15 минут при давлении 0,15 Па проводилась ионная очистка образцов при помощи генерации низкотемпературной аргоновой плазмы источником «ПИНК» производства Института сильноточной электроники СО РАН [24]. Источник представляет собой триодную разрядную систему, в которой несамостоятельный газовый разряд (по вольтамперной характеристике напоминающий дуговой) поддерживается за счет термоэлектронной эмиссии с накаливаемой вольфрамовой спирали. Поскольку энергия ионов в такой плазме весьма низкая, ионная очистка образцов производилась при помощи подачи отрицательного импульсного биполярного напряжения смещения 600 В с частотой 50 кГц с коэффициентом заполнения 80% для исключения образования микродут. Приложенное напряжение ускоряет ионы аргона до энергии ~600 эВ, за счет чего образцы из легкоплавкого сплава очищаются от остатков загрязнений и оксидной пленки и не успевают существенно нагреться ввиду малой длительности процесса. На втором этапе вместе с генератором газовой плазмы начинает работать планарный магнетрон с мишенью диаметром 100 мм, оснащенный

катушкой разбалансировки. Покрытие осаждалось на магниевую подложку в течение 30 минут.

Осаждение покрытия на образцы происходило при режимах, предусматривающих изменение значения напряжения смещения на подложках до -100 В. Были выбраны 3 режима с различными значениями напряжения смещения: плавающий потенциал, -50 В, -100 В [25]. Дополнительно часть образцов напылялась при ассистировании источником газовой плазмы. В результате было получено 6 режимов нанесения покрытия, представленных в табл. 2.

Исследование толщины проводили на растровом электронном микроскопе JEOL JSM-6490LV, образцы при этом были залиты в эпоксидную смолу для сохранения их положения при сканировании. Коррозионные испытания проводили на установке, собранной по схеме, представленной в других исследованиях [26, 27]. Принцип установки заключался в сборе водорода, выделившегося при коррозии образцов, в закрытом сосуде, имеющем измерительную шкалу с ценой деления 0,05 мл. Схема установки была изменена под размеры образцов и приведена на рис. 1.

Таблица 2. Режимы напыления цинкового покрытия

Table 2. Deposition parameters of the zinc coating

Плавающий потенциал / Floating potential	Плавающий потенциал + ассистирование плазмой / Floating potential + plasma assisting	-50 В / -50 V	-50 В + ассистирование плазмой / -50 V + plasma assisting	-100 В / -100 V	-100 В + ассистирование плазмой / -100 V + plasma assisting
Образец № 1 / Sample No. 1	Образец № 2 / Sample No. 2	Образец № 3 / Sample No. 3	Образец № 4 / Sample No. 4	Образец № 5 / Sample No. 5	Образец № 6 / Sample No. 6

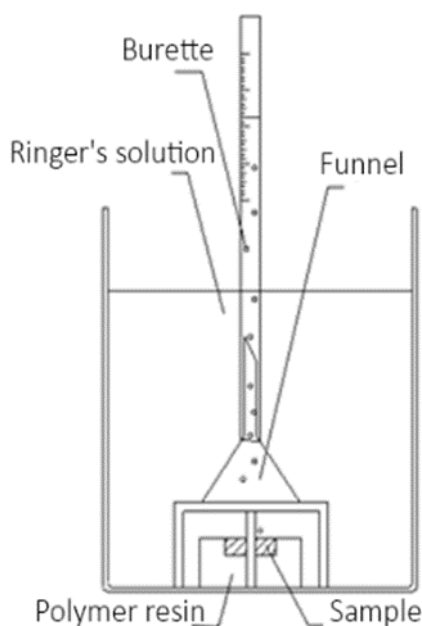


Рис. 1. Принципиальная схема установки по выделению водорода

Fig. 1. Schematic diagram of the hydrogen separation unit

Исследование коррозии магниевого сплава с цинковым покрытием производилось в растворе Рингера, представляющем собой 0,9% раствор NaCl с pH = 7, используемом в качестве физиологического раствора.

После проведения коррозионных испытаний с образцов удаляли продукты коррозии путем погружения в раствор оксида хрома (VI) в дистиллированной воде с использованием ультразвуковой ванны.

По формуле (1) рассчитывают скорость коррозии образцов:

$$V_{cor} = \frac{8,76 \cdot 10^4 \cdot W}{A \cdot T \cdot D}, \quad (1)$$

где W – потеря веса в г.; A – площадь поверхности образца, см²; T – время проведения коррозионных испытаний в часах; D – плотность металла в г/см³.

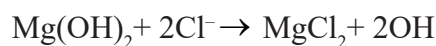
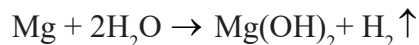
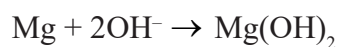
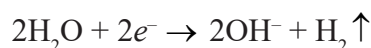
Числовой коэффициент ($8,76 \times 10^4$) необходим в уравнении для перевода полученного результата из системы см/ч в мм/год.

Потерю веса (W) определяли по количеству вещества, исходя из того, что

на 1 моль H₂ приходится 1 моль растворившегося магния.

$$W(\text{Mg}) = \frac{10^3 \cdot V(\text{H}_2) \cdot M(\text{Mg})}{22,4}, \quad (2)$$

где $V(\text{H}_2)$ – объем выделившегося водорода в мл; $M(\text{Mg})$ – молярная масса магния.



2. Результаты исследования

В результате нанесения цинка на подложку из магниевого сплава методом магнетронного распыления в вакууме получили покрытие на магниевом сплаве МА14, поверхность образца при РЭМ исследовании представлена на рис. 2, вид покрытия в сечении представлен на рис. 3.

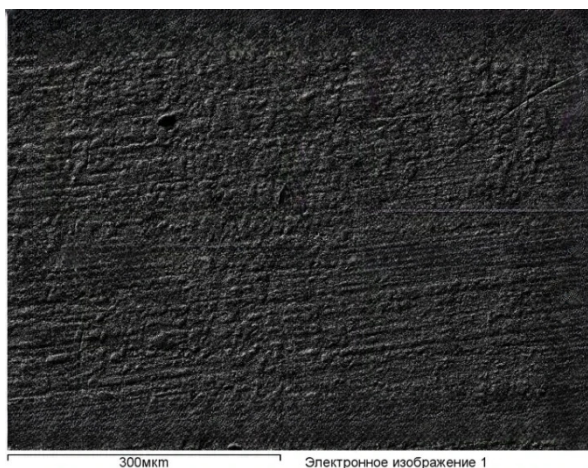


Рис. 2. РЭМ изображение поверхности покрытия при увеличении $\times 200$

Fig. 2. Scanning electron microscopy (SEM) image of the coating surface at $\times 200$ magnification

Толщина покрытия варьируется от 1 мкм до 7 мкм и зависит от выбора режима напыления (табл. 3).

После коррозионных испытаний в рас-

творе Рингера поверхность полученных образцов приобрела картину, характерную для подповерхностного типа разрушения (рис. 4).

Таблица 3. Толщина цинкового покрытия в зависимости от режимов напыления, мкм

Table 3. Zinc coating thickness as a function of spraying parameters, μm

Образцы / Samples					
1	2	3	4	5	6
1,13 \pm 0,27	2,6 \pm 1,5	5,45 \pm 2,34	4,68 \pm 3,45	7,07 \pm 2,82	0,89 \pm 0,54

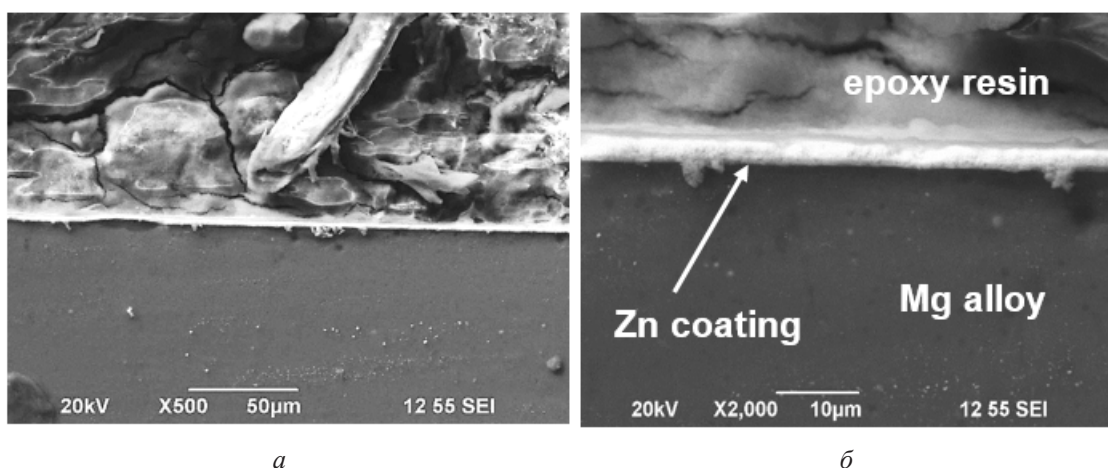


Рис. 3. РЭМ изображение образца № 2: а – при увеличении $\times 500$; б – при увеличении $\times 2000$

Fig. 3. SEM images of sample No. 2: а – at $\times 500$ magnification; б – at $\times 2000$ magnification

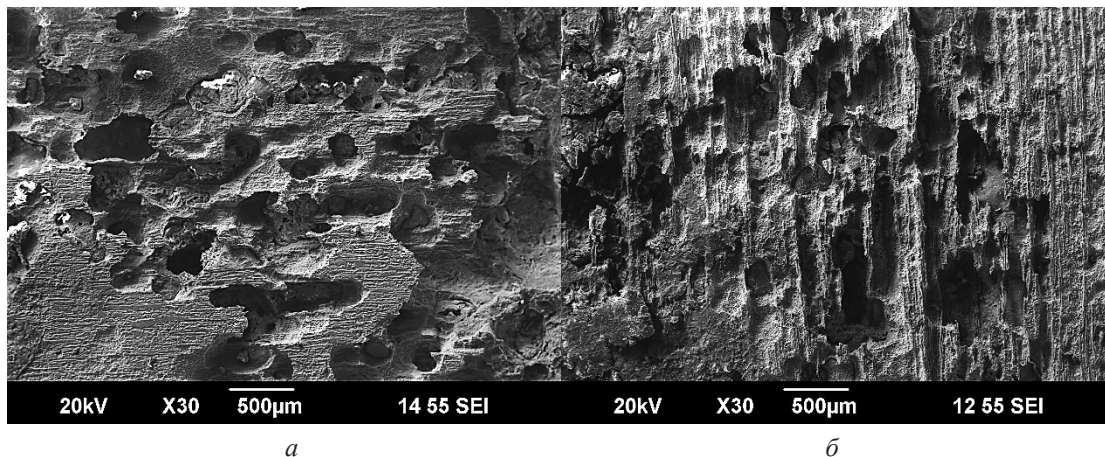


Рис. 4. Поверхность после коррозионных испытаний образца № 5:
a – образца без покрытия; *б* – образца с цинковым покрытием

Fig. 4. Surface after corrosion testing of sample No. 5:
a – uncoated sample; *б* – sample with zinc coating

По результатам определения интенсивности выделения водорода рассчитали скорость коррозии для каждого образца в разные про-

межутки времени и построили зависимость скорости коррозии от продолжительности испытаний (рис. 5).

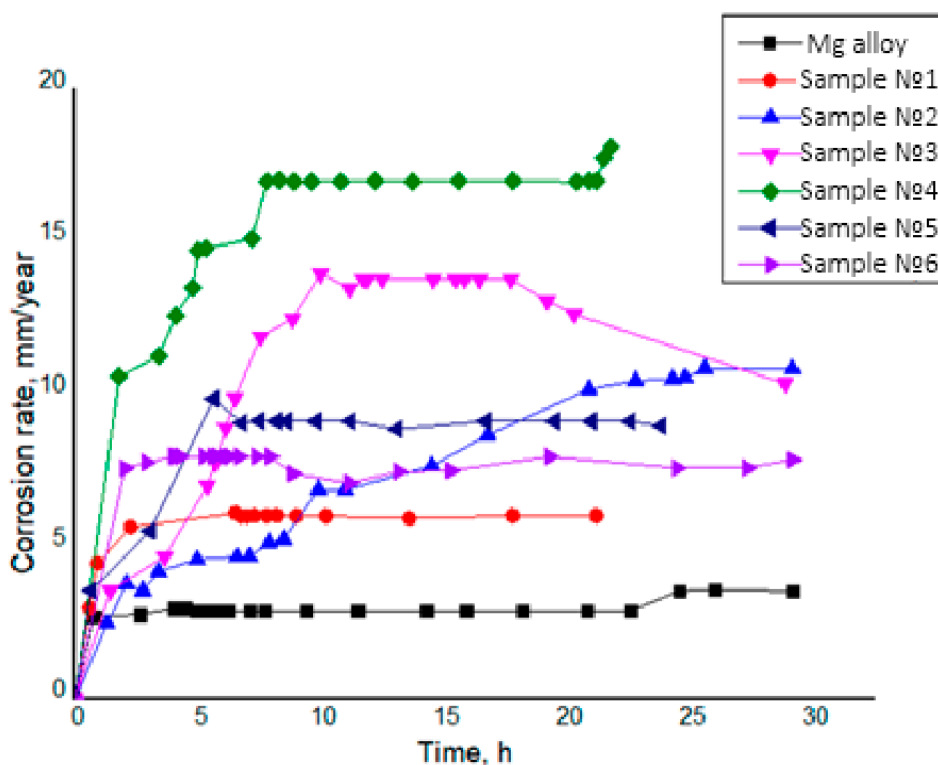


Рис. 5. Зависимость скорости коррозии образцов от продолжительности испытания

Fig. 5. Corrosion rate of samples as a function of test duration

Проведение коррозионных испытаний образцов с разными режимами напыления показало, что цинковое покрытие, нанесенное методом магнетронного распыления в вакууме, пагубно влияет на коррозионную стойкость магниевых сплавов. Интенсивность выделения водорода при коррозии магниевых сплавов возросла в 2–3 раза, скорость коррозии при этом увеличилась в диапазоне от 2 до 6 раз (с 2,8 мм/год до 17 мм/год).

3. Обсуждение результатов

При проведении коррозионных испытаний магниевых образцов с нанесенным на них цинковым покрытием наблюдается повышение их коррозионной активности.

Причиной такого явления может служить проницаемость защитного покрытия. На РЭМ изображении поверхности покрытия заметны дефекты в виде пор или цара-

пин, возможно послуживших зоной контакта агрессивной среды с магнием. Характер коррозионного разрушения подложки в данном случае определяется значениями стандартных электрохимических потенциалов. Если рассматривать цинк в качестве покрытия, а магний в качестве подложки, то по отношению к магнию цинковое покрытие будет являться катодным. Поэтому при наличии дефектов в покрытии первым начнет растворяться магний (рис. 6).

В результате характер коррозионного разрушения приобретает подповерхностный тип (рис. 7). При таком растворении продукты коррозии скапливаются внутри металла, что приводит к отслаиванию цинкового покрытия от основного металла. Отслоение цинкового покрытия приводит к снижению скорости коррозии в месте отслоения, что видно на зависимости скорости коррозии образцов от времени.

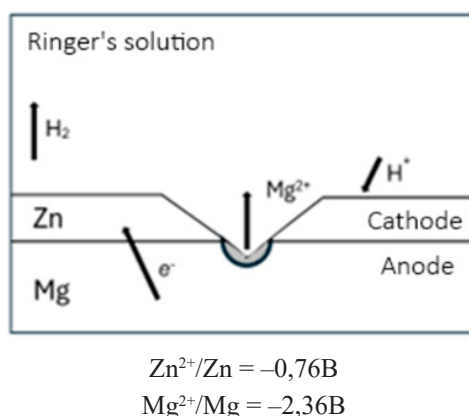


Рис. 6. Схема коррозии образца с последующим выделением водорода

Fig. 6. Schematic diagram of sample corrosion followed by hydrogen evolution

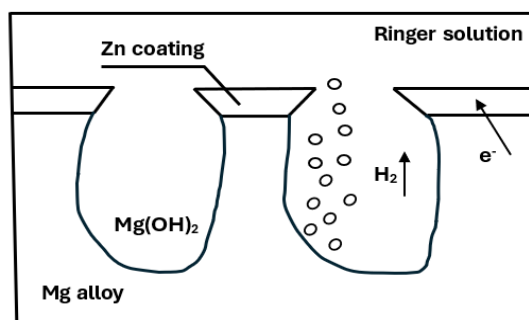


Рис. 7. Схема подповерхностной коррозии

Fig. 7. Schematic diagram of subsurface corrosion

Большое различие скоростей растворения образцов в зависимости от режимов можно объяснить результатами исследования толщины получаемых пленок. В зависимости от увеличения толщины покрытия наблюдается повышение скорости растворения образцов, что может говорить о пагубном влиянии цинка на коррозионную стойкость магниевого сплава. Это обусловлено наличием дефектов в покрытии и активным взаимодействием магния с агрессивной средой.

Подобные исследования катодных покрытий на магниевом сплаве, нанесенном вакуумным методом, проводились с использованием циркония в качестве основного материала покрытия [25]. По результатам исследования коррозионная стойкость магниевого сплава МА14 увеличилась в 1,6 раза для покрытия толщиной 0,8 мкм. Уменьшение разности потенциалов между подложкой и покрытием по сравнению с парой Mg–Zn может также положительно повлиять на коррозионную стойкость образцов.

$$\begin{aligned} \text{Zr}^{4+}/\text{Zr} &= -1,54\text{В} \\ \text{Mg}^{2+}/\text{Mg} &= -2,36\text{В}. \end{aligned}$$

Выводы

В работе показано, что цинковое покрытие, нанесенное методом магнетронного распыления в вакууме при различных режимах на магниевый биodeградируемый сплав МА14, пагубно повлияло на защитные свойства сплава.

Объем выделившегося водорода на единицу площади образцов с цинковым покрытием в 2–3 раза больше, чем объем выделившегося водорода образцов без нанесенного цинкового покрытия. Скорость коррозии напыленных образцов возрастает до 17 мм/год, тогда как скорость коррозии образцов магния без покрытия составляет 2,8 мм/год.

Подобранные режимы нанесения покрытия методом магнетронного распыления не позволяют добиться необходимой коррозионной стойкости магниевого сплава, требу-

емой для применения данного материала в области биodeградируемых имплантатов.

Для достижения необходимых значений скорости коррозии образцов магниевого сплава с цинковым покрытием предполагается сформировать на поверхности материала равномерное по толщине покрытие без царапин, рисок и сквозных пор. Добиться указанных требований к качеству покрытия возможно за счет двух технологических решений: увеличения толщины покрытия путем повышения продолжительности процесса напыления, что позволяет снизить количество сквозных пор и использования аргона медицинской чистоты в качестве рабочего газа, что минимизирует загрязнение покрытия примесями.

Благодарности / Acknowledgments

Работа выполнена за счет средств Программы стратегического академического лидерства Уфимского университета науки и технологий (ПРИОРИТЕТ-2030).

This work was supported by the Strategic Academic Leadership Program of Ufa University of Science and Technology (PRIORITY-2030).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Nochovnaya N.A., Ivanov V.I., Alekseev E.B., Kochetkov A.S. Ways of optimizing the properties of alloys based on titanium intermetallides // Aviation materials and technologies. S, 196–206 (2012). (In Russian) [Ночовная Н.А., Иванов В.И., Алексеев Е.Б., Кочетков А.С. Пути оптимизации эксплуатационных свойств на основе интерметаллидов титана // Авиационные материалы и технологии. S, 196–206 (2012)].
2. Sudarchikova M. A., Morozova Ya. A., Mikhlik S. A., et al. Study of the corrosion properties and biocompatibility of the Ti-38Zr-9Nb titanium alloy for medical applications // Materials. Technologies. Design., 3(22), 59–76 (2025). (In Russian) [Сударчикова М.А., Морозова Я.А., Михлик С.А. и др. Исследование коррозионных свойств и биосовместимости титанового сплава Ti-38Zr-9Nb медицинского назначения // Materials. Technologies. Design. 3(22), 59–76 (2025)].
3. Churakova A.A., Vorobiev E.V., Iskhakova E.I. Study of the corrosion resistance of Ti-50.2 at. % Ni alloy

in a weakly concentrated solution of hydrochloric acid // *Materials. Technologies. Design.* 1(20), 66–79 (2025). (In Russian) [Чуракова А.А., Воробьев Е.В., Исакова Э.И. Исследование коррозионной стойкости сплава Ti-50,2 ат.% Ni в слабоконцентрированном растворе соляной кислоты // *Materials. Technologies. Design.* 1(20), 66–79 (2025)]. https://doi.org/10.54708/26587572_2025_712066.

4. Myagkikh P.N., Merson E.D., Poluyanov V.A., et al. The influence of grain size on the corrosion characteristics of ZX10 biodegradable magnesium alloy in Hanks' solution // *Materials. Technologies. Design.* 4(23), 65–75 (2025). (In Russian) [Мягких П.Н., Мерсон Е.Д., Полуянов В.А. и др. Влияние размера зерна на особенности коррозионного процесса биорезорбируемого сплава ZX10 в растворе Хэнкса // *Materials. Technologies. Design.* 4(23), 65–75 (2025)].

5. Martynenko N.S., Temralieva D.R., Chistyukhina E.I., et al. Improving mechanical properties of pure Zn by alloying with Mg and Zr and subsequent equal-channel angular pressing // *Materials. Technologies. Design.* 1(24), 32–43 (2026). (In Russian) [Мартыненко Н.С., Темралиева Д.Р., Чистюхина Э.И. и др. Улучшение механических характеристик чистого Zn путем легирования Mg и Zr и последующего равноканального углового пресования // *Materials. Technologies. Design.* 1 (24), 32–43 (2026)].

6. Zheng Y.F., Gu X.N., Witte F. Biodegradable metals // *Materials Science and Engineering: R: Reports.* 77, 1–34 (2014). <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.01.001>.

7. Hedayati R., Ahmadi S.M., Lietaert K., et al. Fatigue and quasi-static mechanical behavior of bio-degradable porous biomaterials based on magnesium alloys // *Journal of Biomedical Materials Research A.* 106(7), 1798–1811 (2018) <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36380>.

8. Witte F., Hort N., Vogt C. et al. Degradable biomaterials based on magnesium corrosion // *Current Opinion in Solid State and Material Science.* 12(5–6), 63–72 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.cossms.2009.04.001>.

9. Volkov D.A., Leonov A.A., Mukhina I.Yu., Uridia Z.P. Potential applications of biodegradable magnesium alloys (review) // *Trudy VIAM.* 3(75), 35–43 (2019). (In Russian) [Волков Д.А., Леонов А.А., Мухина И.Ю., Уридия З.П. Потенциал применения биоразлагаемых магниевых сплавов (обзор) // *Труды ВИАМ.* 3(75), 35–43 (2019)]. <https://doi.org/10.18577/2307-6046-2019-0-3-35-43>.

10. Frolova T.S., Boykov A.A., Tarkova A.R., et al. Investigation of the cytotoxic effects of magnesium alloys on cell cultures // *Patologiya Kровоobrashcheniya i Kardiokhirurgiya.* 23(3), 22–29 (2019). (In Russian) [Фролова Т.С., Бойков А.А., Таркова А.Р. и др. Исследование цитотоксического эффекта магниевых

сплавов на клеточные культуры // *Патология кровообращения и кардиохирургия.* 23(3), 22–29 (2019)]. <http://dx.doi.org/10.21688/1681-3472-2019-3-22-29>.

11. Khudododova G.D., Kulyasova O.B., Nafikov R.K., Islamgaliev R.K. The structure and mechanical properties of biomedical magnesium alloy Mg–1%Zn–0.2%Ca // *Frontier Materials & Technologies.* 2, 105–112 (2022). (In Russian) Худододова Г.Д., Кулясова О.Б., Нафиков Р.К., Исламгалиев Р.К. Структура и механические свойства биомедицинского магниевоего сплава Mg–1%Zn–0,2%Ca // *Frontier Materials & Technologies.* 2, 105–112 (2022). <https://doi.org/10.18323/2782-4039-2022-2-105-112>.

12. Shi X., Li W., Hu W., et al. Effect of ECAP on the microstructure and mechanical properties of a rolled Mg–2Y–0.6Nd–0.6Zr magnesium alloy // *Crystals.* 9, art. no. 586 (2019). <https://doi.org/10.3390/cryst9110586>.

13. Song G. Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys // *Corrosion Science.* 49, 1696–1701 (2007).

14. Hornberger H., Virtanen S., Boccaccini A.R. Biomedical coatings on magnesium alloys – A review // *Acta Biomaterialia.* 7, 2442–2455 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.04.012>.

15. Vasilev E.V., Kopylov V.I., Linderov M.L., et al. High strength and fatigue properties of Mg–Zn–Ca alloys after severe plastic deformation // *Letters on Materials.* 9(2), 157–161 (2019). (In Russian) [Васильев Е.В., Копылов В.И., Линдеров М.Л. и др. Повышение прочностных и усталостных свойств Mg–Zn–Ca сплавов с помощью методов интенсивной пластической деформации // *Письма о материалах.* 9(2), 157–161 (2019)]. <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2019-2-157-161>.

16. Khudododova G.D., Ishmukhametova G.M., Kulyasova O.B., et al. Corrosion resistance of ultrafine-grained Mg–1Zn and Mg–1Zn–0.2Ca magnesium alloys subjected to high pressure torsion // *Materials. Technologies. Design.* 4(19), 21–28 (2024). (In Russian) [Худододова Г.Д., Ишмухаметова Г.М., Кулясова О.Б. и др. Коррозионная стойкость магниевых сплавов Mg–1Zn и Mg–1Zn–0,2Ca, подвергнутых интенсивной пластической деформации кручением // *Materials. Technologies. Design.* 4(19), 21–28 (2024)]. https://doi.org/10.54708/26587572_2024_641921.

17. Feyerabend F., Fischer J., Holtz J., et al. Evaluation of short-term effects of rare earth and other elements used in magnesium alloys on primary cells and cell lines // *Acta Biomaterialia.* 6(5), 1834–42 (2010). <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.09.024>.

18. Aksenov D.A., Fakhretdinova E.I., Asfandiyarov R.N., et al. Changes in the structure, mechanical and corrosion properties of the Mg–Zn–Zr system alloy subjected to equal channel angular pressing // *Frontier*

- Materials & Technologies. 1, 9–17 (2024). (In Russian) [Аксенов Д.А., Фахретдинова Э.И., Асфандияров Р.Н. и др. Изменение структуры, механических и коррозионных свойств сплава системы Mg–Zn–Zr, подвергнутого равноканальному угловому прессованию // *Frontier Materials & Technologies*. 1, 9–17 (2024)]. <https://doi.org/10.18323/2782-4039-2024-1-67-1>.
19. Udriste A., Burduşel A., Niculescu A., et al. Coatings for cardiovascular stents—An up-to-date review // *International Journal of Molecular Sciences*. 25, art. no. 1078 (2024). <https://doi.org/10.3390/ijms25021078>.
20. Li Q., Yan Y., Gao H. Improving the corrosion resistance and osteogenic differentiation of ZK60 magnesium alloys by hydroxyapatite/graphene/graphene oxide composite coating // *Ceramic International*. 11, 16131–16141 (2022). <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2022.02.161>.
21. Johari N.A., Alias J., Zanurin A., et al. Recent progress of self-healing coatings for magnesium alloys protection // *Journal of Coatings Technology and Research*. 19, 757–774 (2022). <https://doi.org/10.1007/s11998-021-00599-2>.
22. Rahimi M., Mehdinavaz A.R., Sohi M.H., et al. Improving biocompatibility and corrosion resistance of anodized AZ31 Mg alloy by electrospun chitosan/mineralized bone allograft (MBA) nanocoatings // *Surface and Coatings Technology*. 405, art. no. 126627 (2021). <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.126627>.
23. Selivanov K.S. The effect of the structural parameters of multilayer ion-plasma PVD coatings on their strength and wear resistance // *Materials. Technologies. Design*. 21, 16–27 (2025). (In Russian) [Селиванов К. С. Влияние конструкционных параметров многослойных ионно-плазменных покрытий на их прочность и износостойкость // *Materials. Technologies. Design*. 21, 16–27 (2025)]. https://doi.org/10.54708/26587572_2025_722116.
24. Koval N.N., Ivanov Yu.F., Lopatin I.V., et al. Generation of low-temperature gas-discharge plasma in large vacuum volumes for plasma-chemical processes // *Russian Journal of General Chemistry*. 3–4, 121–133 (2013). (In Russian) [Коваль Н.Н., Иванов Ю.Ф., Лопатин И.В. и др. Генерация низкотемпературной газоразрядной плазмы в больших вакуумных объемах для плазмохимических процессов // *Российский химический журнал*. 3–4, 121–133 (2013)].
25. Nugamanov F.V., Khafizova E.D., Nazarov A.Yu., et al. Obtaining a zinc coating on a magnesium alloy by magnetron sputtering // *Materials. Technologies. Design*. 3(18), 53–61 (2024). (In Russian) [Нугаманов Ф.В., Хафизова Э.Д., Назаров А.Ю. и др. Получение цинкового покрытия на магниевом сплаве методом магнетронного распыления // *Materials. Technologies. Design*. 3(18), 53–61 (2024)]. https://doi.org/10.54708/26587572_2024_631853.
26. Gaur S., Singh Raman R.K., Khanna A.S. In vitro investigation of biodegradable polymeric coating for corrosion resistance of Mg-6Zn-Ca alloy in simulated body fluid // *Material Science and Engineering: C. Materials for Biological Application*. 42, 91–101 (2014). <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.05.035>.
27. Linderov M.L., Afanasyev M.A., Asmolov A.N., et al. Regulation of corrosion damage of magnesium alloys through the use of vacuum zirconium coatings // *Letters on Materials*. 11(3), 357–362 (2021). (In Russian) [Линдеров М.Л., Афанасьев М.А., Асмолов А.Н. и др. Регулирование коррозионного повреждения магниевых сплавов с помощью вакуумных циркониевых покрытий // *Letters on Materials*. 11(3), 357–362 (2021)]. <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2021-3-357-362>.