УДК 544.2; 544.6 *Оригинальная статья*

Поиск ингибиторов коррозии магниевого сплава в модельных биологических жидкостях

О.А. Голованова, Д.А. Афанасьев
ФГАОУ ВО «Омский государственный университет им. Ф.М. Достоевского»
644077, Россия, Омская область, Омск, пр. Мира, 55а
golovanoa2000@mail.ru

DOI: 10.26456/pcascnn/2026.18.832

Аннотация: Проведено исследование скорости коррозии сплава МА20 в модельной синовиальной жидкости. В настоящее время наблюдается рост числа травм и заболеваний, требующих применения хирургических имплантатов. Традиционно для этих целей используются титановые и другие металлические конструкции, которые после выполнения своей функции зачастую необходимо удалять повторной операцией. Перспективной альтернативой являются имплантаты на основе магния и его сплавов. Магний является биорастворимым материалом и постепенно разрушается в организме, поэтому необходимость в повторном хирургическом вмешательстве отпадает. Кроме того, механические характеристики магниевых сплавов близки к характеристикам костной ткани человека. Однако широкое применение магниевых сплавов ограничивается их высокой скоростью коррозии в физиологических средах. Если имплантат разрушается слишком быстро, он теряет механическую прочность раньше, чем завершается восстановление костной ткани. Это может привести к необходимости срочной замены имплантата, дополнительным финансовым затратам и увеличению сроков лечения пациента. В работе получены ряд защитных покрытий различной природы и проведена оценка их влияние на скорость коррозии. Анализ экспериментальных результатов показал, что наиболее эффективным покрытием из полученных является покрытие, сформированное из гидроксилапатита. Апатит образует плотный изолирующий слой, и защищает поверхность от коррозионной среды, что способствует существенному снижению коррозии, достигая степени защиты равной 70,4%. Результаты работы открывают новые горизонты для дальнейших исследований в области получения новых нанобиокомпозитов на поверхности магниевых сплавов широко используемых в создании новых имплантатов.

Ключевые слова: магний, коррозия, синовиальная жидкость, глубинный показатель, защитное покрытие.

Голованова Ольга Александровна – д.г.-м.н., профессор, заведующая кафедрой неорганической химии ФГАОУ ВО «Омский Государственный Университет имени Ф.М. Достоевского»
Афанасьев Даниил Артемович – инженер-исследователь кафедры неорганической химии ФГАОУ ВО «Омский Государственный Университет им. Ф.М. Достоевского»

Original paper

Search for corrosion inhibitors of magnesium alloy in simulated biological fluids

O.A. Golovanova, D.A. Afanasiev
Omsk State University named after F.M. Dostoevsky, Omsk, Russia

DOI: 10.26456/pcascnn/2026.18.832

Abstract: A study was conducted on the corrosion rate of the MA20 alloy in a simulated synovial fluid. Currently, there is an increase in the number of injuries and diseases requiring the use of surgical implants. Traditionally, titanium and other metallic structures are used for these purposes; however, after fulfilling their function, they often must be removed via a secondary surgery. Implants based on magnesium and its alloys represent a promising alternative. Magnesium is a biodegradable material that gradually degrades in the body, thereby eliminating the need for a follow-up surgical intervention.

© О.А. Голованова, Д.А. Афанасьев, 2026

Furthermore, the mechanical properties of magnesium alloys are close to those of human bone tissue. However, the widespread application of magnesium alloys is limited by their high corrosion rate in physiological environments. If an implant degrades too rapidly, it loses its mechanical strength before the bone tissue healing is complete. This can lead to the necessity of an emergency implant replacement, additional financial costs, and prolonged patient treatment time. In this work, a series of protective coatings of various types was obtained, and their effect on the corrosion rate was evaluated. Analysis of our experimental results demonstrated that the most effective coating among those obtained was the one formed from hydroxyapatite. Apatite forms a dense insulating layer and protects the surface from the corrosive environment, which contributes to a significant reduction in corrosion, achieving a protection efficiency of 70,4%. The results of this study open new horizons for further research of the synthesis of new nanobiocomposites on the surface of magnesium alloys widely used in the development of new implants.
Keywords: magnesium, corrosion, synovial fluid, corrosion depth indicator, protective coating.

Olga A. Golovanova – Dr. Sc., Professor, Head of the Department of Inorganic Chemistry, Omsk State University named after F.M. Dostoevsky, ORCID: 0000-0001-9995-5672
Daniil A. Afanasiev – Researcher, Department of Inorganic Chemistry, Omsk State University named after F.M. Dostoevsky

Поступила в редакцию/received: 10.08.2026; после рецензирования/revised: 20.09.2026; принята/accepted: 25.09.2026.

1. Введение

Современное развитие медицинского биоматериаловедения, а именно, разработка инновационных имплантатов, используемых в агрессивных биологических средах организма, предъявляет к конструкционным материалам особые требования. Наиболее важными материалами для ортопедии и травматологии являются металлы и их сплавы. Однако в процессе эксплуатации металлических изделий, вследствие химического или электрохимического взаимодействия их с физиологическими жидкостями, такими как синовиальная жидкость, межклеточная жидкость, кровь, плазма, происходит процесс коррозии, который может приводить к разрушению имплантатов и нежелательным реакциям со стороны организма [1-3].

Коррозией называется процесс самопроизвольного разрушения металлов при их взаимодействии с окружающей средой. Для имплантатов этот процесс является критическим и для традиционных биосовместимых металлов (титан, тантал) коррозия крайне нежелательна.

Однако, для нового класса материалов – биорезорбируемых имплантатов – коррозия (контролируемая деградация) является целевым свойством. Так, растворение магниевого имплантата в синовиальной жидкости с высвобождением ионов, стимулирующих остеогенез, считается нормой, тогда как аналогичное растворение стальной пластины – катастрофой [2, 4]. Магний обладает низкой плотностью, по сравнению с другими металлами, близкой к плотности костной ткани, и модулем упругости, сопоставимым с модулем упругости кости. Кроме того, магний является биогенным элементом, который участвует во множестве

ферментативных процессов и необходимом для регенерации костной и мягкой тканей [5-7].

По данным [7], скорость деградации чистого магния в физиологических средах может достигать критических значений, при которых имплантат теряет механическую целостность до завершения репаративного остеогенеза. Это ведет к преждевременной потере механической целостности или разрушению имплантата еще до момента образования новой костной ткани. Интенсивная коррозия магния сопровождается выделением газообразного водорода, что может приводить к образованию газовых полостей в зоне имплантации, а также локальному защелачиванию среды, замедляющему рост костной ткани [8, 9]. Экономические и социальные потери от преждевременного выхода из строя магниевых имплантатов и необходимости проведения повторных операций сопоставимы с потерями от коррозии в индустрии и промышленности, поскольку в медицине цена вопроса измеряется не только финансовыми и временными потерями, но и здоровьем пациентов.

Таким образом, проблема защиты магниевых сплавов от избыточной коррозии с одновременным сохранением их биоактивности является одной из важнейших задач современного материаловедения. Решение этой задачи необходимо для внедрения в клиническую практику безопасных и эффективных биорезорбируемых имплантатов нового поколения.

2. Экспериментальная часть

В работе использовалось два модельных раствора выполняющих роль коррозионной среды: модельный раствор синовиальной жидкости неорганического состава; модельный раствор синовиальной жидкости неорганического состава [10] с добавлением гиалуроновой кислоты. В Таблице 1 приведен состав используемых модельных растворов для изучения процессов коррозии магниевого сплава.

Таблица 1. Характеристики используемых ПАВ.

Характеристика	Стеарат натрия ($Ст\,Na$)	Пальмитат натрия ($Па\,Na$)	Олеат натрия ($Ол\,Na$)
ПДК, мг/л	0,16	0,20	0,10
Класс опасности	4	4	4

Для проведения экспериментов использовали два типа модельных растворов, имитирующих коррозионно-активные среды. Модельный раствор 1 имел следующий ионный состав: $C(Na^+)$ = 150,0 ммоль/л, $C(K^+)$ = 5,40 ммоль/л, $C(Ca^{2+})$ = 2,80 ммоль/л; $C(Cl^-)$ = 111,00 ммоль/л, $C(HCO_3^-)$ = 30,0 ммоль/л, $C(H_2PO_4^-)$ = 6,34 ммоль/л, $C(SO_4^{2-})$ = 12,90 ммоль/л. Такой

набор компонентов воспроизводит основной солевой фон физиологических жидкостей и обеспечивает стабильную буферную ёмкость среды.

Модельный раствор 2 отличался от первого добавлением высокомолекулярного компонента – гиалуроновой кислоты в концентрации 20 г/л, что позволило оценить влияние полимерной матрицы на кинетику электрохимических процессов и морфологию коррозионных повреждений магниевого сплава.

Измерение глубинного показателя коррозии проводили на образцах из магниевого сплава МА20, предварительно очищенных от продуктов коррозии. Пластины обезжиривали в органическом растворителе, в качестве которого в данной работе использован этанол. Высушенные образцы взвешивали на аналитических весах, фиксируя начальную массу. С применением инертного материала (в настоящей работе – швейные нити) образцы помещают в колбы с коррозионной средой таким образом, чтобы края пластинок не соприкасались со стенками колб, а сами пластинки были полностью погружены в раствор. Каждую колбу маркируют, указывая в краткой форме состав коррозионной среды и номер пластинки, после чего оставляют на 14 суток.

По истечении указанного срока пластинки извлекали из коррозионной среды, очищали поверхность от продуктов коррозии и повторно обезжиривали в органическом растворителе. Затем, по аналогии с подготовкой перед испытанием, образцы просушивали на фильтровальной бумаге и измеряли их массу после эксперимента.

$$\Pi = \frac{47000 \cdot (m_i - m_f)}{T \cdot S} \qquad (1)$$

где Π – глубинный показатель (мм/год), m_i и m_f – массы образца до и после проведения испытания (г), T – период проведения испытания (в сутках), S – площадь поверхности образца (мм^2), 47000 – коэффициент пересчета.

Результаты параллельных опытов проверяли на наличие грубых промахов с помощью программы STATIC2 [11]. При необходимости выполняли дополнительные испытания, после чего полученные данные усредняли.

Для расчёта степени защиты дополнительно проводили эксперименты в модельном растворе синовиальной жидкости объёмом 100,0 мл без нанесения каких-либо покрытий на образец.

$$P = \frac{\Pi_0 - \Pi_i}{\Pi_0} \cdot 100, \qquad (2)$$

где P – степень защиты (%), Π_0 и Π_i – глубинные показатели образцов в водопроводной воде и в растворе ингибиторов (мм/год). Для исследования

коррозионного поведения в заданной среде выполняется не менее трёх параллельных экспериментов.

Для формирования оксидного защитного покрытия заранее механически зачищенный образец сплава магния МА20 окунали на 1,5 часа в 5,0 М растворе $NaOH$, затем промывали дистиллированной водой и оставляли сохнуть на воздухе на 60 минут [12].

Для формирования оксидного защитного покрытия модифицированного с помощью ПАВ были исследованы натриевые соли карбоновых кислот: олеат натрия ($Ол\,Na$), стеарат натрия ($Ст\,Na$), пальмитат натрия ($Па\,Na$), характеристики которых представлены в Таблице 1. Растворы готовили нейтрализацией соответствующей кислоты эквимолярным количеством $NaHCO_3$. Использовались реактивы марки «ч.д.а.» и «х.ч.».

Защитное покрытие создавалось путём погружения образца в водный раствор ПАВ с концентрацией 16 ммоль/л при комнатной температуре [13]. Предварительно очищенный механически и обезжиренный в спирте электрод помещали в раствор ПАВ на 10 минут, после чего просушивали на воздухе в течение 60 минут. Магний подвергали оксидированию в 1,5 часа в 5,0 М растворе $NaOH$, затем промывали дистиллированной водой и оставляли на воздухе на 60 минут. И далее погружали в раствор ПАВ на 10 минут и повторно высушивали на воздухе. После образец погружали в коррозионную среду.

Для формирования покрытий из гидроксилапатита (ГА) использовался метод погружения, который является одним из основных методов для формирования золь–гель покрытий [14].

Синтез ГА осуществляли по методике, описанной в работе [15]. После получения ГА в виде осадка, лишний раствор декантировали и получали золь ГА. Затем производили окунание заранее зачищенного образца в наш золь, после чего медленно вытаскивали и сушили на воздухе, данную операцию повторяли 5 раз. И далее запекали полученный слой при 200 ^oC на протяжении 2 часов.

3. Результаты и обсуждения

Результаты измерения глубинного показателя коррозии МА20 в модельной синовиальной жидкости неорганического состава приведены в Таблицах 2 и 3.

При обработке полученных значений по Q-тесту в программе STATIC2 при $P = 0{,}95$ грубые промахи не выявлены. По результатам глубинного показателя, был сделан вывод, что гиалуроновая кислота оказывает большое влияние на скорость коррозии, поскольку ее наличие в несколько раз уменьшила этот показатель, поэтому все дальнейшие

исследования велись с её добавлением.

Исходя из полученных результатов глубинного показателя, и опираясь на ГОСТ 13819-68 [16] можно предположить, что модельный раствор синовиальной жидкости является коррозионной средой с высокой агрессивностью для данного сплава. При использовании различных конструкций из МА20 в данной среде, необходимо использовать методы борьбы с коррозий, одним из которых является формирование защитных покрытий.

Таблица 2. Результаты измерения глубинного показателя коррозии МА20 в модельной синовиальной жидкости неорганического состава с добавлением ГК (модельный раствор 1).

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год
1	204,39	0,2874	0,2694	1,29	1,41
2	192,44	0,2811	0,2602	1,59	
3	197,35	0,2832	0,2652	1,33	

Здесь и далее $\overline{\Pi}_0$ – усредненный глубинный показатель.

Таблица 3. Результаты измерения глубинного показателя коррозии МА20 в модельной синовиальной жидкости неорганического состава с добавлением ГК (модельный раствор 2).

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год
1	207,21	0,2878	0,2851	0,19	0,21
2	190,66	0,2746	0,2716	0,23	
3	179,79	0,2660	0,2633	0,22	

Результаты измерения скорости коррозии с данным покрытием представлены в Таблице 4.

Таблица 4. Результаты измерения глубинного показателя с оксидным покрытием.

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год	C, %
1	199,31	0,2861	0,2843	0,18	0,17±0,014	19,0
2	190,41	0,2714	0,2698	0,17		
3	200,01	0,2861	0,2844	0,17		

При обработке значений Таблицы 5 по Q-тесту в программе STATIC2 при $P = 0{,}95$ грубые промахи не выявлены. Из приведенных данных видно, что степень защиты данного покрытия равна 19%, относительно тех образцов, на которых не было произведено формирование покрытий. Однако данное ингибирующее действие слишком мало, не удовлетворяет поставленным условиям. Поэтому данное покрытие не рекомендуется применять в качестве защитного слоя для замедления коррозии сплава МА20. Кроме того, изучались антикоррозионные свойства оксидных покрытий, модифицированных

ПАВами, сформированных на образце магния МА20. Результаты измерения скорости коррозии с оксидным покрытием, модифицированным ПАВами, представлены в Таблицах 5-7.

Таблица 5. Результаты измерения глубинного показателя с оксидным покрытием модифицированного *Ол Na* .

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год	C, %
1	200,67	0,2861	0,2845	0,12	$0{,}11 \pm 0{,}025$	47,6
2	191,87	0,2798	0,2785	0,10		
3	194,31	0,2847	0,2833	0,11		

Таблица 6. Результаты измерения глубинного показателя с оксидным покрытием модифицированного *Па Na* .

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год	C, %
1	183,53	0,2679	0,5291	0,16	$0{,}16 \pm 0{,}029$	23,8
2	178,81	0,2655	0,2631	0,18		
3	188,44	0,2804	0,2680	0,16		

Таблица 7. Результаты измерения глубинного показателя с оксидным покрытием модифицированного *Ст Na* .

Номер опыта	S, мм^2	m_i, г	m_f, г	Π_0, мм/год	$\overline{\Pi}_0$, мм/год	C, %
1	177,04	0,2646	0,5232	0,16	$0{,}15 \pm 0{,}014$	28,6
2	190,48	0,2723	0,2703	0,15		
3	183,53	0,2679	0,2659	0,15		

При обработке полученных значений скорости коррозии по Q-тесту в программе STATIC2 при $P = 0{,}95$ грубые промахи не выявлены. По результатам степеней защиты видно, что наибольшей степенью защиты обладает покрытие, модифицированное олеатом натрия, достигая значения 46,7%, в то время как покрытие с пальмитатом и стеаратом достигают 23,8% и 28,6% соответственно. Большая степень защиты МА20 олеатом натрия, объясняется способностью молекулы адсорбироваться на поверхности металла благодаря наличию в ней двойной кратной связи в углеводородном хвосте [15].

Однако ни один из используемых ингибиторов не достиг степени защиты 70%. Стоит отметить, что данные вещества являются экологически безопасными, поэтому их можно применять для формирования защитных поверхностей.

Изучалось антикоррозионные свойства покрытия из гидроксилапатита, сформированного на образце магния МА20. Формирование покрытия проводилось по методике [17]. Результаты измерения скорости коррозии с покрытием из гидроксилапатита приведены в Таблице 8.

При обработке значений Таблицы 8 по Q-тесту в программе

STATIC2 при $P = 0{,}95$ грубые промахи не выявлены. Из приведенных результатов видно, что степень защиты данного покрытия равна 70,3%, относительно тех образцов, на которых не было произведено формирование покрытий. Таким образом, покрытие из гидроксилапатита является наиболее применимым ингибитором коррозии для магниевого сплава МА20 в данных условиях.

Таблица 8. Результаты измерения глубинного показателя с покрытием из гидроксилапатита

Номер опыта	$S_{пов}$, мм^2	m_i, г	$m_к$, г	$П_0$, мм/год	$П_0^{aver}$, мм/год	C, %
1	202,00	0,2865	0,2856	0,15	$0{,}062 \pm 0{,}025$	70,3
2	191,45	0,2788	0,2780	0,16		
3	194,25	0,2813	0,2805	017		

Исходя из всех полученных результатов, можно сделать вывод о том, что наиболее эффективным покрытием является покрытие, сформированное из гидроксилапатита. Апатит образует плотный изолирующий слой, в достаточной степени защищая поверхность от коррозионной среды, что способствует существенному снижению коррозии, достигая степени защиты в 70,3%. Кроме того, перспективными являются покрытия, модифицированные ПАВ $Ол\,Na$, но они требуют дальнейших исследований.

4. Заключение

При исследовании скорости коррозии магниевого сплава МА20 в модельном растворе СЖ неорганического с добавлением ГК и без, установлено, что её присутствие оказывает сильное влияние на коррозионные процессы, замедляя их. Получен ряд антикоррозионных покрытий различной природы – оксидное, оксидное модифицированное ПАВ и покрытие из гидроксилапатита. По результатам проведенных экспериментов отобрано только два наиболее эффективных покрытия – гидроксидное ПАВ-модифицированное олеатом натрия и покрытие на основе гидроксилапатита, которые удовлетворяют поставленной задачи, достигая степени защиты более 45%.

Работа выполнена в рамках государственного задания Министерства науки и высшего образования Российской Федерации (тема № 075-03-2025-469).

Библиографический список:

1. **James, S.L.** Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the global burden of disease study 2017 / S.L. James, D. Abate, K.H. Abate et al. // The Lancet. – 2018. – V. 392. – I. 10159. – P. 1789-1858. DOI: 10.1016/s0140-6736(18)32279-7.

2. **Лесняк, О.М.** Остеопороз в Российской Федерации: эпидемиология, медико-социальные и экономические аспекты проблемы (обзор литературы) / О.М. Лесняк, И.А. Баранова, К.Ю. Белова и др. //

Травматология и ортопедия России. – 2018. – Т. 24. – № 1. – С. 155-168. DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-155-168.
3. **Чекишева, Т.Н.** Наноматериалы и их роль в регенерации костной ткани / Т.Н. Чекишева // Клиническая и экспериментальная морфология. – 2019. – Т. 8. – № 4. – С. 19-24. DOI: 10.31088/CEM2019.8.4.19-24.
4. **Богданова, Е.А.** Изучение возможности получения биокомозитов на основе наноразмерного гидроксиапатита с металлами и биогенными элементами / Е.А. Богданова, В.М. Скачков // Физико-химические аспекты изучения кластеров, наноструктур и наноматериалов. – 2023. – Вып. 15. – С. 649-658. DOI: 10.26456/pcascnn/2023.15.649.
5. Liu, L. The role of magnesium in the pathogenesis of osteoporosis / L. Liu, P. Luo, P. Wen, P. Xu // Frontiers in Endocrinology. – 2024. – V. 15. – Art. № 1406248. – 11 p. DOI: 10.3389/fendo.2024.1406248.
6. **Banerjee, P.C.** Magnesium implants: prospects and challenges / P.C. Banerjee, S. Al-Saadi, L. Choudhary, S. E. Harandi, R. Singh // Materials. – 2019. – V. 12. – I. 1. – Art. № 136. – 21 p. DOI: 10.3390/ma12010136.
7. **Chen, Y.** Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants / Y. Chen, Z. Xu, C. Smith, J. Sankar // Acta Biomaterialia. – 2014. – V. 10. – I. 11. – P. 4561-4573. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.07.005.
8. **Xu, R.Z.** Effects of one-step hydrothermal treatment on the surface morphology and corrosion resistance of ZK60 magnesium alloy / R. Z. Xu, Y. Shen, J. Zheng et al. // Surface and Coatings Technology. – 2017. – V. 309. – P. 490-496. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2016.11.111.
9. **Sedelnikova, M.B.** Low-energy high-current electron beam treatment of composite coatings based on diatomite and ZrO_2 particles / M.B. Sedelnikova, A.D. Kashin, P.V. Uvarkin et al. // Letters on Materials. – 2024. – V. 14. – I. 3. – P. 216-222. DOI: 10.48612/letters/2024-3-216-222.
10. **Герк, С.А.** Влияние гиалуроновой кислоты на структуру наногидроксиапатита и морфологические характеристики их композиций / С.А. Герк, О.А. Голованова // Физико-химические аспекты изучения кластеров, наноструктур и наноматериалов. – 2024. – Вып. 16. – С. 805-814. DOI: 10.26456/pcascnn/2024.16.805.
11. **Kudryakova, H.O.** The effect of the sol-gel pH on the properties of Al_2O_3- and SiO_2-coatings on low-alloyed 08kp steel / H.O. Kudryakova, E.P. Grishina, L.M. Ramenskaya // From Chemistry to Technology: Step by Step. – 2021. – V. 2. – № 4. – P. 100-109. DOI: 10.52957/27821900_2021_04_100.
12. Бочуля, Р.С. Определение условий коррозии стали Ст-3 в водной среде в присутствии олеата натрия / Р.С. Бочуля, О.А. Голованова // Бутлеровские сообщения. – 2024. – Т. 79. – № 8. – С. 73-78. DOI: 10.37952/ROI-jbc-01/24-79-8-73.
13. **Kiselev, V.M.** The study of modified hydroxylapatite samples using the fractal theory / V.M. Kiselev, O.A. Golovanova, V.B. Fedoseev // Crystallography Reports. – 2021. – V. 66. – I. 3. – P. 479-485. DOI: 10.1134/S1063774521030093.
14. **Патент № 2772783 C1 Российская Федерация, МПК C23F 14/00 (2006.01).** Способ ингибирования коррозии стали в воде / Голованова, Беззубов А.Н. О.А.; заявитель ФГБОУ ВО «Омский государственный университет им. Ф.М. Достоевского». – № 2021123125; заявл. 30.07.2021; опубл. 25.05.2022. – 6 с.
15. Единая система защиты от коррозии и старения. Металлы и сплавы. Методы определения показателей коррозии и коррозионной стойкости: ГОСТ 9.908-85; введ. 01.01.1987. – М.: Издательство стандартов, 1985. – 17 с.
16. **Golovanova, O.A.** Biomimetic coating of a titanium substrate with silicon-substituted hydroxyapatite / O.A. Golovanova, A.V. Zaits // Inorganic Materials. – 2018. – V. 54. – I. 11. – P. 1124-1130. DOI: 10.1134/S0020168518110067.

References:

1. James S.L., Abate D., Abate K.H. et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the global burden of disease study, *The Lancet*, 2018, vol. 392, issue 10159, pp. 1789-1858. DOI: 10.1016/s0140-6736(18)32279-7.
2. Lesnyak O.M., Baranova I.A., Belova K.Yu. et al. Osteoporoz v Rossijskoj Federatsii: epidemiologiya, mediko-sotsial'nye i ekonomicheskie aspekty problemy (obzor literatury) [Osteoporosis in Russian Federation: epidemiology, socio-medical and economical aspects (review)], *Travmatologiya i ortopediya Rossii [Traumatology and Orthopedics of Russia],* 2018, vol. 24, no. 1, pp. 155-168. DOI: 10.21823/2311-2905-2018-24-1-155-168. (In Russian).
3. Chekisheva T.N. Nanomaterialy i ikh rol' v regeneratsii kostnoj tkani [Nanomaterials and their role in bone

tissue regeneration], *Klinicheskaya i eksperimental'naya morfologiya* [*Clinical and Experimental Morphology]*, 2019, vol. 8, no. 4, pp. 19-24. DOI: 10.31088/CEM2019.8.4.19-24. (In Russian).
4. Bogdanova E.A., Skachkov V.M. Izuchenie vozmozhnosti polucheniya biokomozitov na osnove nanorazmernogo gidroksiapatita s metallami i biogennymi elementami [Study of the possibility of obtaining biocomosites based on nanoscale hydroxyapatite with metals and biogenic elements], *Fiziko-khimicheskie aspekty izucheniya klasterov, nanostruktur i nanomaterialov [Physical and chemical aspects of the study of clusters, nanostructures and nanomaterials]*, 2023, issue 15, pp. 649-658. DOI: 10.26456/pcascnn/2023.15.649. (In Russian).
5. Liu L., Luo P., Wen P., Xu P. The role of magnesium in the pathogenesis of osteoporosis, *Frontiers in Endocrinology*, 2024, vol. 15, art. no. 1406248, 11 p. DOI: 10.3389/fendo.2024.1406248.
6. Banerjee P.C., Al-Saadi S., Choudhary L., Harandi S.E., Singh R. Magnesium implants: prospects and challenges. *Materials*, 2019, vol.12, issue 1, art. no. 136, 21 p. DOI: 10.3390/ma12010136.
7. Chen Y., Xu Z., Smith C., Sankar J. Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants. *Acta Biomaterialia*, 2014, vol. 10, issue 11, pp. 4561-4573. DOI: 10.1016/j.actbio.2014.07.005.
8. Xu R.Z., Shen Y., Zheng J. et al. Effects of one-step hydrothermal treatment on the surface morphology and corrosion resistance of ZK60 magnesium alloy. *Surface and Coatings Technology*, 2017, vol. 309, pp. 490-496. DOI: 10.1016/j.surfcoat.2016.11.111.
9. Sedelnikova M.B., Kashin A.D., Uvarkin P.V. et al. Low-energy high-current electron beam treatment of composite coatings based on diatomite and ZrO_2 particles. *Letters on Materials*, 2024, vol. 14*,* issue 3, pp. 216-222. DOI: 10.48612/letters/2024-3-216-222.
10. Gerk S.A., Golovanova O.A. Vliyanie gialuronovoy kisloty na strukturu nanogidroksiapatita i morfologicheskie kharakteristiki ikh kompozitsiy [Influence of hyaluronic acid on the structure of nanohydroxyapatite and morphological characteristics of their compositions], *Fiziko-khimicheskie aspekty izucheniya klasterov, nanostruktur i nanomaterialov [Physical and Chemical Aspects of the Study of Clusters, Nanostructures and Nanomaterials]*, 2024, issue 16, pp. 805-814. DOI: 10.26456/pcascnn/2024.16.805. (In Russian).
11. Kudryakova H.O., Grishina E.P., Ramenskaya L.M. The effect of the sol-gel pH on the properties of Al_2O_3- and SiO_2-coatings on low-alloyed 08kp steel, *From Chemistry to Technology: Step by Step*, 2021, vol. 2, no. 4, pp. 100-109. DOI: 10.52957/27821900_2021_04_100.
12. Bochulya R.S., Golovanova O.A. Opredelenie usloviy korrozii stali St-3 v vodnoy srede v prisutstvii oleata natriya [Determination of corrosion conditions of St-3 steel in aqueous medium in the presence of sodium oleate]. *Butlerovskie soobshcheniya [Butlerov Communications]*, 2024, vol. 79, no. 8, pp. 73-78. DOI: 10.37952/ROI-jbc-01/24-79-8-73. (In Russian).
13. Kiselev V.M., Golovanova O.A., Fedoseev V.B. The study of modified hydroxylapatite samples using the fractal theory, *Crystallography Reports*, 2021, vol. 66, issue 3, pp.479-485. DOI: 10.1134/S1063774521030093.
14. Golovanova O.A., Bezzubov A.N. *Sposob ingibirovaniya korrozii stali v vode* [Method for inhibiting steel corrosion in water]. Patent RF, no. 2772783 C1, 2021 (In Russian).
15. GOST 9.908-85. *Edinaya sistema zashchity ot korrozii i stareniya. Metally i splavy. Metody opredeleniya pokazatelej korrozii i korrozionnoj stojkosti* [Unified system of corrosion and ageing protection. Metals and alloys. Methods for determination of corrosion and corrosion resistance indices]. Moscow, Izd-vo standartov Publ., 1985. 17 p. (In Russian).
16. Golovanova O.A., Zaits A.V. Biomimetic coating of a titanium substrate with silicon-substituted hydroxyapatite. *Inorganic Materials*, 2018, vol.54, issue 11, pp. 1124-1130. DOI: 10.1134/S0020168518110067.