

титрования, а также спектрофотометрическими методами позволило определить конечный состав слоистых кобальтитов $\text{Na}_{0.55}\text{Co}_{0.90}\text{M}_{0.10}\text{O}_2$ ($\text{M} = \text{Cr}, \text{Ni}, \text{Zn}, \text{Bi}, \text{W}$), а результаты обеих методик хорошо согласуются друг с другом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Viciu L., Huang Q., Cava R.J. Stoichiometric oxygen content in Na_xCoO_2 . // Phys. Rev. B. – 2006. – Vol. 73. – 212107.
2. Joo W., Yoo H.-I. Point defect structure of $\gamma\text{-Na}_x\text{CoO}_2$ // Solid State Ion. – 2018. – Vol. 314. – 74–80.
3. Клындюк А.И., Красуцкая Н.С., Дятлова Е.М. Влияние температуры спекания на свойства керамики Na_xCoO_2 // Труды БГТУ. Сер. III, Химия и технология неорган. в-в. – 2010. – Вып. XVIII. – С. 96–102.
4. Пятницкий, И.В. Аналитическая химия кобальта / И.В. Пятницкий – М. Наука, 1965. – 292 с.
5. Sopicka-Lizer, M. Assessment of Co(II), Co(III) and Co(IV) content in thermoelectric cobaltites / M. Sopicka-Lizer [et al.] // Archives of Metallurgy and Materials – 2009. – Vol. 54, № 4. – P. 881–888.

УДК 546.46+621.793.3+620.193+666.11.01

И.И. Курило, доц., зав. кафедрой ФКиАХ, канд. хим. наук;
М.В. Дяденко, доц., канд. техн. наук (БГТУ, г. Минск);
А.В. Поспелов, вед. инж. (ООО «Футберг»);
Е.О. Богдан, доц., канд. техн. наук;
А.С. Глинский, стажер мл. науч. сотр. (БГТУ, г. Минск)

КОМПОЗИЦИОННОЕ ПОКРЫТИЕ НА ОСНОВЕ МОДИФИЦИРОВАННОГО БИОСТЕКЛАМИ ПОЛИЛАКТИДА НА ФОСФАТИРОВАННЫХ СПЛАВАХ МАГНИЯ

В настоящее время в травматологии и ортопедии весьма перспективно применение биоразлагаемых металлических имплантатов, среди которых наибольший интерес представляют магний и его сплавы благодаря их высокой биосовместимости, низкой плотности и механическим свойствам, сходным со свойствами нативной кости. Однако, несмотря на огромный потенциал магния и его сплавов как материала для получения биоразлагаемых имплантатов, существует ряд нерешенных вопросов, ограничивающих их широкое применение: быстрая и неконтролируемая деградация в биологических средах, сопровождающаяся высвобождением водорода, а также неоднородная степень разрушения с образованием локальных дефектов. Вышеопи-

санные процессы могут оказывать негативное влияние на ткани организма и приводить к нарушению механической целостности имплантата до того, как произойдет заживление костной ткани [1].

Одним из способов повышения коррозионной устойчивости магния и его сплавов является нанесение на их поверхность кальций-фосфатных, биополимерных и других покрытий. Покрытия на основе фосфатов кальция характеризуются высоким биологическим сродством к нативной кости, способствуют повышению биоактивности имплантата, обеспечивают его прочное соединение с костной тканью и существенно улучшают процесс остеоинтеграции. Биополимерные покрытия не только демонстрируют механические свойства, сравнимые с мягкими биологическими тканями, но и поддерживают рост клеток, обеспечивают биосовместимость и контролируемую биодеградацию. Однако в ряде работ отмечается, что применение полимерных покрытий в чистом виде является проблематичным, поскольку они могут восприниматься организмом как чужеродный материал и способны вызывать аллергические реакции, нежелательные канцерогенные, иммунологические и бактериологические эффекты. Поэтому целесообразным является введение в состав полимерных материалов биоактивных наполнителей, например, биоактивных стекол, способных стимулировать остеогенез в местах контакта.

Целью работы являлось получение на фосфатированном сплаве магния WE43 полимерных композиционных покрытий на основе полилактида, модифицированного полидисперсными частицами биостекла.

На основании ранее проведенных нами исследований [2] разработаны составы растворов и режимы химического фосфатирования легированного редкоземельными элементами сплава магния WE43. Установлено, что покрытия на основе гидрофосфата кальция обеспечивают наиболее высокий защитный эффект (88–95 %) и позволяют снизить скорость коррозии сплава WE43 в физиологическом растворе Хэнка в 5–18 раз в зависимости от длительности и температуры фосфатирования.

Для получения композиционных покрытий готовили 5 % раствор полилактида (PLA) в хлороформе, в который вводили биоактивные стекла в виде порошка в количестве 1, 3 и 6 мас. %. Перед нанесением покрытий приготовленную суспензию диспергировали в ультразвуковом гомогенизаторе UP 200 Ht. Обработку проводили при частоте ультразвука 26 кГц выходной мощностью 20 Вт. Покрытия наносили путем окунания предварительно фосфатированных образцов сплава магния в приготовленную суспензию. Скорость извлечения образцов из суспензии составляла 60 мм/мин. Сушку образцов с нане-

сенным покрытием PLA осуществляли в течении 48 ч при комнатных условиях.

В качестве наполнителя при получении композиционных полилактидных покрытий использовали порошки биостекла, синтезированных на основе системы $\text{Na}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5$. Установлено, что введение в систему оксида MgO в количестве 3.5–8.5 мас. %, ZnO и SrO – 3.5–6.0 мас. % обеспечивают требуемый уровень технологических и физико-химических свойств синтезируемым биоактивным стеклам. Также использовались стекла, модифицированные оксидами титана, ниобия и церия, которые, согласно литературным данным, обладают не только биоцидными свойствами, но и обеспечивают материалу биоактивность.

Микроструктуру синтезированных покрытий изучали с помощью сканирующего электронного микроскопа JSM 5610 LV с системой химического анализа EDX JED 2201 JEOL (Япония).

На рис. 1 представлены СЭМ изображения сформированного фосфатного покрытия с нанесенным слоем полилактида (а) и композиционного покрытия полилактид–частицы биостекла (б). Установлено, что формирование слоя полилактида на поверхности образца приводит к заполнению пор и межзеренного пространства конверсионного слоя гидрофосфата кальция.

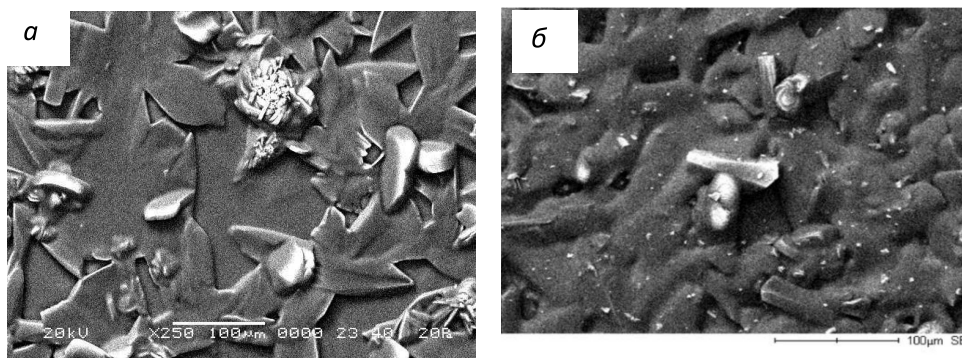


Рисунок 1 – СЭМ изображение поверхности фосфатированного сплава магния WE43 после нанесения слоя полилактида (а) и композиционного покрытия полилактид–частицы биостекла (б)

При увеличении содержания частиц биостекла от 1 до 6 мас. % в растворе полилактида наблюдается формирование более шероховатых и неоднородных покрытий, а также агломерация частиц биостекла. Установлено, что толщина композиционных покрытий полилактид–частицы биостекла составляет около 20 мкм. По мере повышения содержания наполнителя неоднородность покрытий увеличивается, при этом наиболее качественные покрытия формируются при окунании

фосфатированных образцов сплава магния в раствор полилактида, содержащий 3 мас. % частиц биостекла.

Электрохимические исследования коррозии полученных образцов проводили на потенциостате / гальваностате AUTOLAB PGSTAT 302, оснащённом модулем импеданса. Рабочим электродом служили фосфатированные образцы сплава WE43, в качестве электрода сравнения использовали хлоридсеребряный электрод, противоелектродом являлся платиновый точечный электрод.

Согласно полученной поляризационной зависимости (рис. 2а), плотность тока коррозии фосфатированного сплава с нанесённым слоем полилактида составляет $1.12 \cdot 10^{-7}$ А/см², что свидетельствует о снижении скорости коррозии в растворе Хэнка полученных образцов практически в 18 раз по сравнению с фосфатированными образцами. Это связано с тем, что полилактид заполняет дефектную поверхность конверсионного фосфатного слоя, ограничивая контакт коррозионной среды с металлической подложкой.

Как видно из данных рис. 2б, модификация полилактидной матрицы частицами биостекла приводит к смещению потенциала коррозии образца в область электроотрицательных значений на 250 мВ и незначительному снижению защитных свойств покрытий.

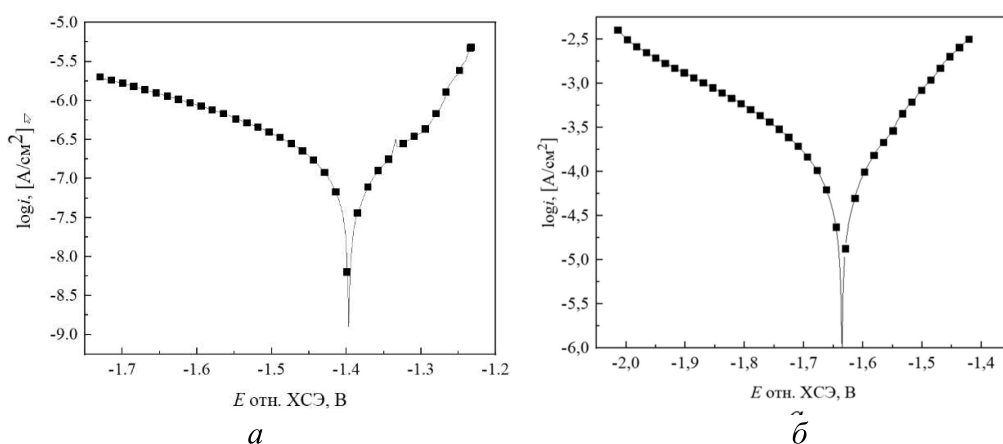


Рисунок 2 – Поляризационные кривые в растворе Хэнка фосфатированного образца сплава магния с нанесённым полилактидным покрытием (а) и композиционным покрытием полилактид–частицы биостекла (б)

Возможно, частицы биостекла приводят к образованию дефектов в полилактидной матрице или контактируя с коррозионной средой оказывают влияние на кислотность среды, изменяя тем самым потенциал коррозии.

Таким образом, модификация полилактидного покрытия дисперсными частицами синтезированных биостекол приводит с одной стороны к незначительному снижению его защитных свойств, а с дру-

гой – к повышению шероховатости и неоднородности покрытия, что будет положительно влиять на процесс остеоинтеграции костной ткани.

Исследования выполнены при поддержке Министерства образования Республики Беларусь в рамках задания 2.2.10 ГПНИ «Химические процессы, реагенты и технологии, биорегуляторы и биоорхимия» подпрограммы «Синтез и направленное модифицирование регуляторов биопроцессов» на 2024–2025 гг.

ЛИТЕРАТУРА

1. Maier P., Hort N. Magnesium Alloys for Biomedical Applications / P. Maier // Magnesium Biomaterials. – 2020 – Vol. 10. – P. 2–4.
2. Поспелов А.В., Ширвель А.А., Касач А.А., Богдан Е.О., Курило И.И. Получение биосовместимых конверсионных покрытий на магниевом сплаве медицинского назначения // Медэлектроника-2024. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии: сб. науч. ст. XIV Междунар. науч.- техн. конф., Минск, 5-6 декабря 2024 года. – Минск: БГУИР, 2024. – С. 230–233.

УДК 546.39 : 66.081

А.Р. Цыганов, академик, д-р с.-х. наук;
А.С. Панасюгин, гл. науч. сотр., канд. хим. наук;
И.И. Курило, зав. кафедрой, канд. хим. наук;
Н.П. Машерова, доц., канд. хим. наук (БГТУ, г. Минск);
Н.Д. Павловский, доц., канд. хим. наук (ГГМУ, г. Гродно)

ВЛИЯНИЕ КИСЛОТНОЙ АКТИВАЦИИ НА КИНЕТИКУ СОРБЦИИ ПАРОВ АЦЕТОНА, ЭТИЛАЦЕТАТА И ИЗОПРОПАНОЛА НА ПРИРОДНОМ И МОДИФИЦИРОВАННОМ ШУНГИТЕ

Избыточное содержание летучих органических веществ в атмосфере является актуальной экологической проблемой. В настоящее время очистка отходящих газов от паров органических растворителей путем адсорбции на природных сорбентах, в частности шунгитовых пород, представляется весьма перспективной.

Известно, что кислотная обработка является одним из эффективных способов модифицирования природных сорбентов. Кислотная обработка приводит к увеличению удельной поверхности, сорбционного объема, изменению кислотно-основных свойств поверхности, что в конечном итоге приводит к более эффективной работе сорбента.