

О совместимости хирургических имплантатов из биорезорбируемых магниевых сплавов с медицинскими изделиями из титановых сплавов

© 2022

Мягких Павел Николаевич^{*1}, младший научный сотрудник НИИ прогрессивных технологий

Мерсон Евгений Дмитриевич², кандидат физико-математических наук,
старший научный сотрудник НИИ прогрессивных технологий

Полуянов Виталий Александрович³, кандидат технических наук,
младший научный сотрудник НИИ прогрессивных технологий

Мерсон Дмитрий Львович⁴, доктор физико-математических наук, профессор,
директор НИИ прогрессивных технологий

Бегун Марина Эдуардовна, студент, техник НИИ прогрессивных технологий

Тольяттинский государственный университет, Тольятти (Россия)

*E-mail: feanorhao@gmail.com

¹ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7530-9518>

²ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7063-088X>

³ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0570-2584>

⁴ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5006-4115>

Поступила в редакцию 01.08.2022

Принята к публикации 01.09.2022

Аннотация: Саморастворяющиеся имплантаты из магниевых сплавов, в отличие от традиционных имплантатов из титановых сплавов и нержавеющей стали, обладают способностью полностью растворяться в теле человека, что позволяет обойтись без повторной операции по их извлечению. Вопрос о возможности использования магниевых имплантатов совместно с изделиями из титановых сплавов на данный момент остается в недостаточной мере изученным. В то же время широко известно, что элементы с более положительным электродным потенциалом, чем у магния, такие как титан и железо, пагубно влияют на коррозию магниевых сплавов, поскольку за счет гальванического эффекта растворение магния происходит существенно быстрее. Целью работы было установить, какое влияние на скорость коррозии образца из магниевого сплава ZX10 с ультрамелкозернистой структурой оказывает расстояние до титанового имплантата. Поскольку речь идет о медицинских приложениях, коррозионные испытания проводились в условиях, имитирующих условия внутри человеческого тела: циркуляция коррозионной среды и поддержание температуры 37 ± 1 °C. В качестве коррозионной среды использовался физиологический раствор. Во время коррозионных испытаний титановый имплантат располагали в 3, 6 и 12 см от образца из магниевого сплава. Дополнительно были проведены испытания образцов контрольной группы без титанового имплантата. Согласно полученным данным при расстоянии между титаном и магнием в 3 см гальванический эффект ярко проявляется: увеличивается скорость коррозии и размер коррозионных повреждений, однако на расстоянии в 6 см титановый имплантат уже не оказывает видимого влияния на коррозию образца.

Ключевые слова: магниевые сплавы; ZX10; биорезорбируемые материалы; коррозия; медицинские имплантаты.

Благодарности: Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90073, а также при финансовой поддержке Российского научного фонда, проект № 20-19-00585.

Для цитирования: Мягких П.Н., Мерсон Е.Д., Полуянов В.А., Мерсон Д.Л., Бегун М.Э. О совместимости хирургических имплантатов из биорезорбируемых магниевых сплавов с медицинскими изделиями из титановых сплавов // Frontier Materials & Technologies. 2022. № 3. С. 106–114. DOI: 10.18323/2782-4039-2022-3-1-106-114.

ВВЕДЕНИЕ

Идея создать легкий, прочный и при этом способный растворяться в теле человека хирургический имплантат зародилась еще в XX веке. Первым материалом для подобных изделий стали биорезорбируемые полимеры, такие как полилактид (PLA), полигидроксibuтират (PHB), полиортоэстер, полигликоль (PGA) и многие другие [1]. Биорезорбируемые полимеры выделяются доступностью и низкой стоимостью, например, полилактид является продуктом переработки сельскохозяйственных отходов растительного происхождения. Следует отметить, что многие из них превосходно обрабатываются: термопластичные полимеры (термопласты) широко известны способностью к горячей формовке,

а многие из них, например полилактид, хорошо зарекомендовали себя в качестве материалов для 3D-печати методом горячего плавления (fused deposition modeling, FDM). К недостаткам биорезорбируемых полимеров следует отнести их невысокие механические характеристики и рентгенопрозрачность, которая затрудняет отслеживание процесса растворения имплантата и оценку его текущего состояния. На данный момент предпринимаются попытки решения этих проблем путем создания полимерных композитов с добавлением частиц биорезорбируемых металлов, например магния [2]. Некоторые виды керамики также обладают способностью растворяться в теле человека, не нанося вреда его здоровью. Традиционно к таким материалам относятся соединения кальция (гидроксиапатит, ортофосфат,

апатит-волластонит) [3; 4]. Пористая керамика имеет хорошую интеграцию с образующейся костной тканью, однако механические свойства керамических изделий, в частности пластичность, довольно низкие: отмечаются их высокая склонность к хрупкому разрушению, низкие показатели упругости и ударной вязкости [5]. Среди металлических материалов биорезорбируемой обладают сплавы на основе цинка, железа и магния. Биорезорбируемые сплавы на основе цинка имеют хорошие показатели скорости коррозии (менее 0,2 мм/год), однако довольно низкие прочностные характеристики: даже после специальной термомеханической обработки их предел прочности редко превышает 200 МПа [6]. Сплавы на основе железа, напротив, как правило, имеют высокую прочность, но неудовлетворительные показатели скорости коррозии: в живом организме изделия из железа и его сплавов будут растворяться несколько лет. На данный момент эту проблему пытаются решить путем добавления в сплавы Fe–Mn небольшого количества палладия [7].

Сплавы на основе магния имеют довольно высокие механические характеристики: для сплавов с LPSO-структурой вполне достижимым является показатель в 600 МПа [8]. Их модуль Юнга близок к модулю Юнга костной ткани, кроме того, путем термомеханической обработки удается добиться уменьшения скорости коррозии [9]. Одной из проблем использования магниевых сплавов является то, что магний имеет электрохимический потенциал $-2,37$ В. Это означает, что любой элемент с более положительным потенциалом будет провоцировать ускоренную электрохимическую коррозию магния. Как правило, наиболее негативное влияние вносят такие элементы, как Fe, Ni, Ti и Cu. Даже тысячные доли процента этих металлов способны существенно повысить скорость коррозии магниевых сплавов, кроме того, они плохо растворяются в магниевой матрице, поэтому находятся в материале в виде включений, которые в коррозионной среде становятся очагами локализованной питтинговой коррозии.

Говоря об опасности интенсивного растворения магния под действием электрохимического (гальванического) эффекта, вносимого элементами с более положительным потенциалом, необходимо предусматривать возможность контакта медицинских изделий из магния и традиционно применяющегося в хирургии титана. В некоторых случаях это может дать положительный эффект, например, в работе [10] была использована инновационная схема фиксации перелома: титановый имплантат крепился к кости титановыми винтами, а также дополнительно в месте перелома винтами из магния. Авторы отмечают, что магниевый винт не только обеспечил достаточную фиксацию перелома, но и стимулировал более интенсивное заживление за счет увеличения костной мозоли и ускорения ее минерализации. Однако скорость растворения магниевых винтов не оценивалась. На практике может возникнуть ситуация, когда потребуется установить магниевый имплантат на некотором расстоянии от уже установленного титанового. В таком случае у хирурга должно быть четкое понимание возможности возникновения гальванопары между титаном и магнием и, соответственно, риска преждевременного выхода из строя магниевых имплантатов ввиду его ускоренного растворения.

Цель работы – изучение влияния присутствия в электролите титанового имплантата на процесс коррозии магниевых биорезорбируемых сплавов и определение безопасного расстояния, на котором негативный эффект не будет проявляться.

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ

Для исследования был выбран сплав ZX10 с ультрамелкозернистой структурой, полученной методом всесторонней изотермическойковки в интервале температур 325–425 °С и последующей осадки (ВИК+О). Термомеханическая обработка материала выполнялась в ИПСМ РАН (г. Уфа). Химический состав определялся посредством оптико-эмиссионного спектрометра Thermo Fisher Scientific ARL 4460 OES.

Образцы для испытаний были вырезаны при помощи электроискрового станка с ЧПУ Sodick AG400L LN2W, имели плоскую прямоугольную форму и размеры 12×7×2 мм, в верхней части образцов на сверлильном станке были просверлены отверстия Ø 1 мм, которые служили для подвешивания в коррозионной среде. Образцы шлифовались на сухую наждачной бумагой с зернистостью 2500, промывались в этаноле в ультразвуковой ванне, сушились потоком воздуха и взвешивались на лабораторных весах с точностью 0,0001 г.

Коррозионные испытания включали в себя выдержку в течение 7 дней в водном растворе 0,9 % NaCl по аналогии с [11; 12] в коррозионной ячейке емкостью 5 л (рис. 1). На расстоянии 3, 6 и 12 см от образца в вертикальном положении размещался титановый костный имплантат фирмы Stryker. Дополнительно были проведены испытания без титанового имплантата (контрольная группа). Во время испытаний обеспечивалась температура 37 ± 1 °С, коррозионная среда перемешивалась за счет перистальтического насоса. Скорость коррозии оценивалась по выходу водорода, образующегося в ходе растворения магния, по аналогии с работами [13; 14]. Уровень pH измерялся трижды в день при помощи pH-метра Mettler Toledo Delta 320. Видеомониторинг осуществлялся при помощи камеры с разрешением 38 МП, частота съемки – раз в 60 с. После извлечения образца из коррозионной среды с его поверхности удалялись продукты коррозии в водном растворе 20% CrO₃+1% AgNO₃ по ГОСТ Р 9.907. Далее образец промывался в этаноле в ультразвуковой ванне, сушился потоком холодного воздуха и повторно взвешивался с целью определить скорость коррозии по разнице массы до и после испытаний. Исследование поверхности образца, включая прецизионную оценку глубины повреждений, выполнялось на конфокальном лазерном сканирующем микроскопе (КЛСМ) Olympus LEXT OLS 4000.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В таблице 1 приведен общий химический состав сплава ZX10.

На рис. 2 показана микроструктура сплава ZX10. Средний размер зерна составил 4 мкм. Зерна равноосные, явно выраженная текстура отсутствует.

На рис. 3 показан график изменения уровня pH в среде. Принципиального отличия поведения pH раствора при испытании образцов, подвешенных на разных

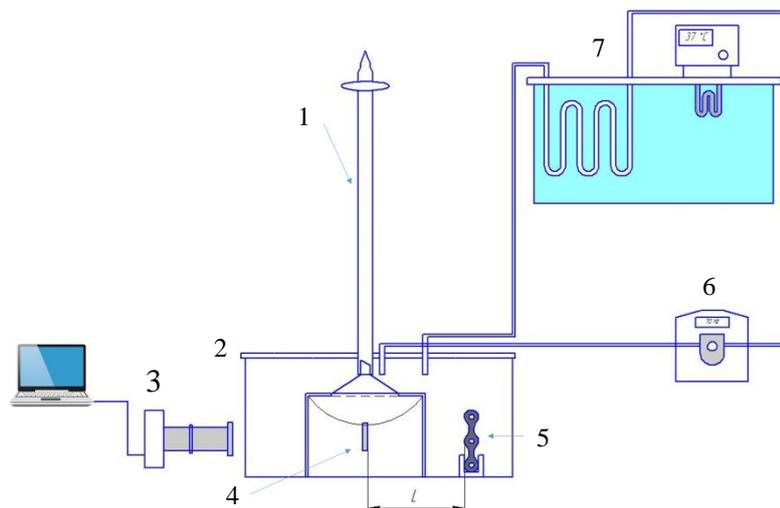


Рис. 1. Схема испытательной установки:
 1 – бюретка; 2 – коррозионная ячейка; 3 – камера для видеомониторинга; 4 – образец;
 5 – титановый имплантат; 6 – перистальтический насос; 7 – термостат

Fig. 1. Schematics of an experimental setup:
 1 – burette; 2 – corrosion cell; 3 – video-monitoring camera; 4 – sample;
 5 – titanium implant; 6 – peristaltic pump; 7 – thermostat

Таблица 1. Химический состав сплава ZX10, вес. %
Table 1. Chemical composition of the ZX10 alloy, % wt.

Mg	Zn	Zr	Ca	Fe	Mn	Si	Al	Cu
Основа	0,844	0,032	0,167	0,004	0,007	0,008	0,014	0,001

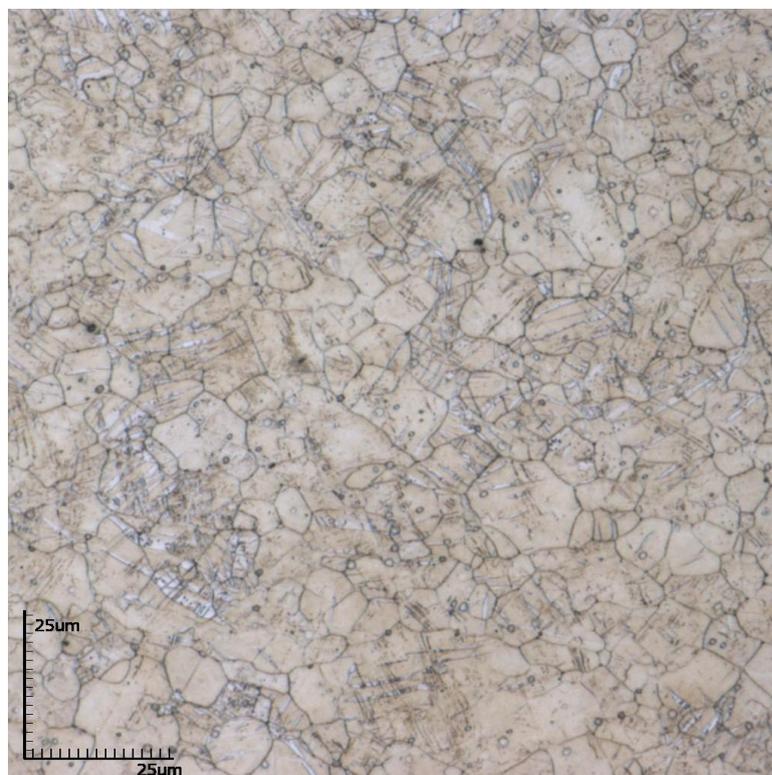


Рис. 2. Структура сплава ZX10 (оптическая микроскопия)
Fig. 2. The ZX10 alloy structure (optical microscopy)

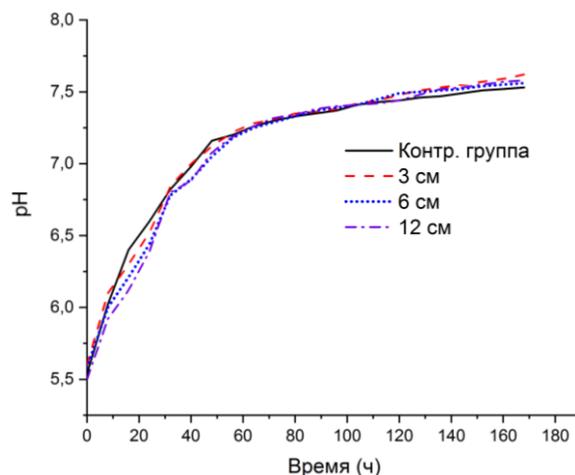


Рис. 3. Изменение уровня pH коррозионной среды
Fig. 3. Evolution of the corrosive media pH level

расстояниях от титанового имплантата, не выявлено: во всех случаях график устремляется вверх и на третий день выходит на плато. Прямой корреляции между уровнем pH и скоростью коррозии в данной работе не было обнаружено.

Кривые выхода водорода приведены на рис. 4. Для образцов, расположенных в 6 и 12 см от титанового имплантата, а также для образцов контрольной группы характерна кривая с резким скачком в первые 6–10 ч испытаний, затем плато в течение 20–30 ч и загиб вверх, означающий увеличение скорости коррозии. Для образца, подвешенного в 3 см от титанового имплантата, график имеет иной вид: плато после скачка не следует, кривая немного уменьшает угол наклона, и затем до конца эксперимента изменения отсутствуют.

На рис. 5 приведены значения скорости коррозии, рассчитанные двумя методами: по выходу водорода и по убыли массы (гравиметрический метод). Отчетливо видно, что скорость коррозии образцов, подвешен-

ных в 3 см от титанового имплантата, существенно выше, чем всех остальных. Скорость коррозии остальных образцов с учетом доверительных интервалов можно считать одинаковой.

На рис. 6 приведены результаты видеомониторинга образцов. Принципиальных различий между образцами в стадийности образования коррозионных повреждений не обнаружено. На образцах визуально заметны 2 вида повреждений: многочисленные язвы небольшого размера и локализованные крупные очаги коррозии. Также отчетливо видно, что вокруг язв образца, расположенного в 3 см от имплантата, продуктов коррозии существенно больше.

На рис. 7 представлены карты высот, согласно которым глубокие коррозионные повреждения получили все образцы, однако у образца, расположенного в 3 см от титанового имплантата, они значительно крупнее: в верхней части присутствует крупная сквозная язва.

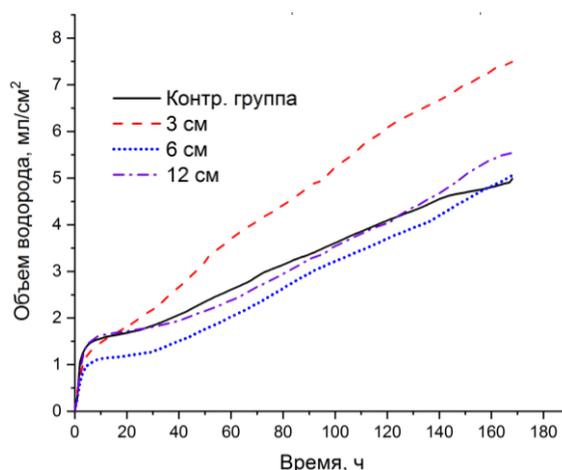


Рис. 4. График выделения водорода
Fig. 4. Hydrogen evolution graph

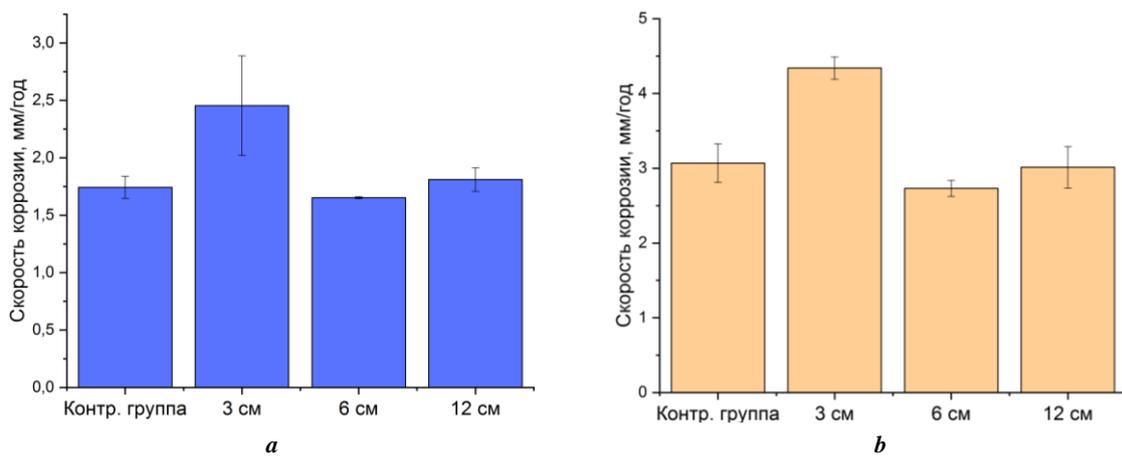


Рис. 5. Скорость коррозии, посчитанная по выходу водорода (a) и по убыли массы (b)
 Fig. 5. Corrosion rate calculated by the hydrogen evolution (a) and weight loss (b) methods

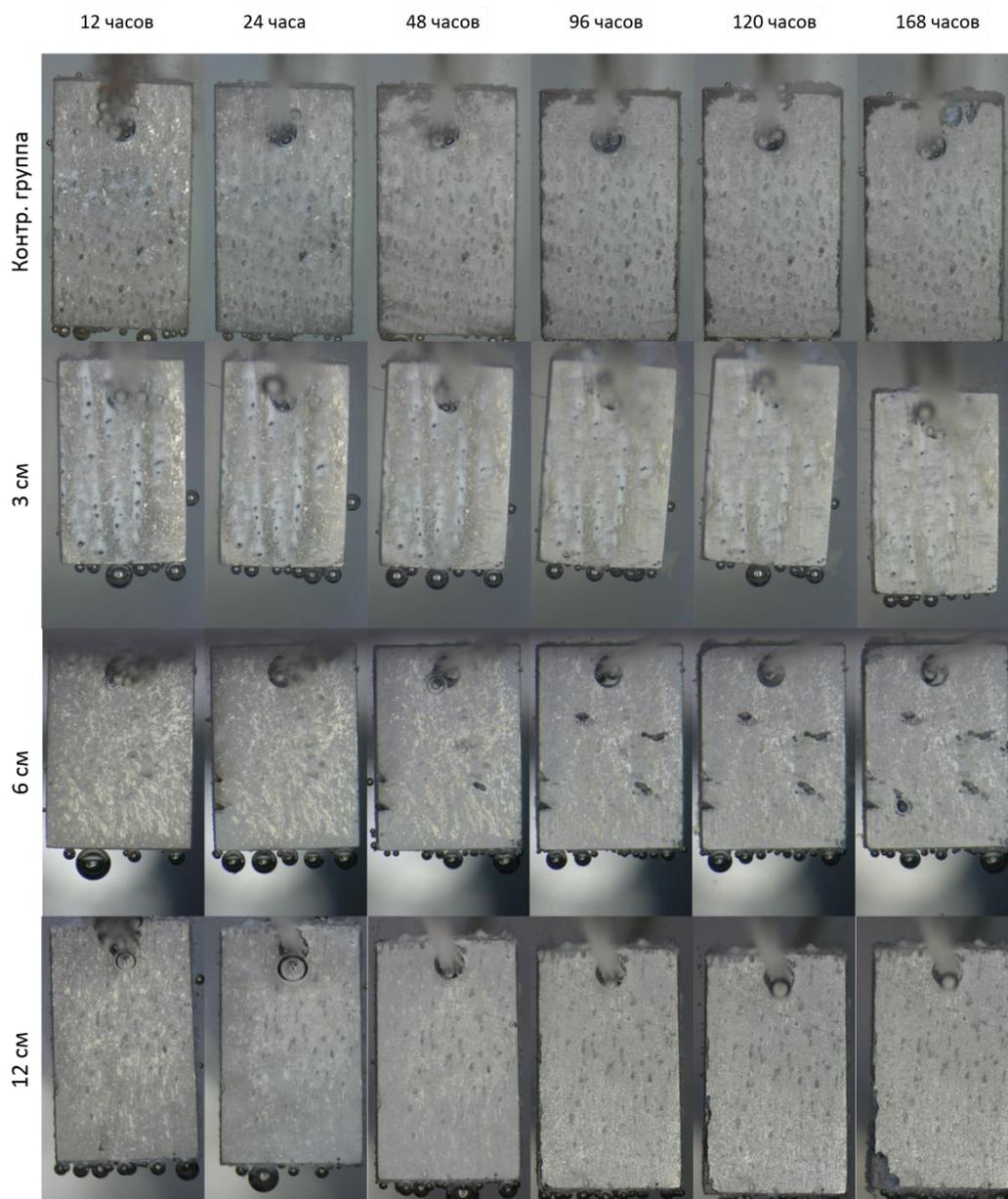


Рис. 6. Результаты видеомониторинга
 Fig. 6. Video-monitoring results

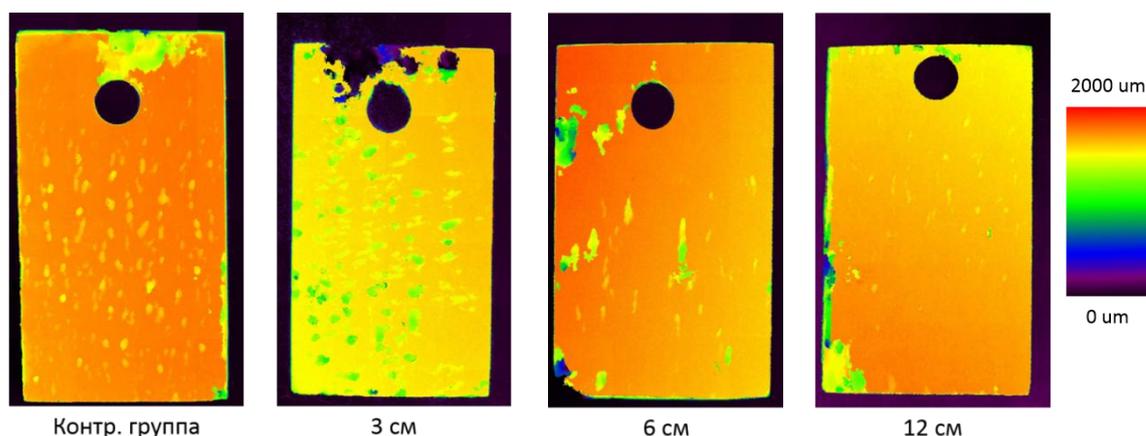


Рис. 7. Карты высот поверхности образцов
Fig. 7. Height maps of the samples' surface

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные кривые выхода водорода, а также количественные показатели скорости коррозии позволяют заключить, что влияние титанового имплантата на процесс коррозии сплава ZX10 заметно только при расположении их в 3 см относительно друг друга. Скорость коррозии при этом выше в 1,5 раза по сравнению с контрольной группой, а кривая выхода водорода меняет свой вид: характерное для данного материала плато в период 6–30 ч испытаний отсутствует, что говорит о незавершенном процессе пассивации. В остальных случаях влияние титана как на кинетику коррозионных процессов, так и на количественные показатели скорости коррозии не наблюдается. При этом довольно интересным является отсутствие какой-либо корреляции между кривыми выхода водорода и графиками изменения pH, поскольку во многих исследованиях он представляется как косвенный метод отслеживания кинетики процессов коррозии [15–17].

При сопоставлении результатов видеомониторинга и КЛСМ видно, что на поверхности образцов развивается 2 типа коррозионных повреждений. Первый – многочисленные небольшие язвы, глубина которых составляет 100–150 мкм (200–250 мкм для образца, расположенного в 3 см от титанового имплантата). Второй тип повреждений – крупные язвы глубиной более 1 мм (сквозные в случае образца, расположенного в 3 см от титанового имплантата). Объяснить, чем обусловлен каждый тип повреждений, в рамках данной работы не представляется возможным. Однако с большой вероятностью можно ожидать, что небольшие язвы появляются на участках с преобладанием определенной кристаллографической ориентации, поскольку, как ранее было установлено, коррозионная стойкость в значительной мере зависит от ориентации зерен [18]. Второй тип повреждений, возможно, обусловлен неравномерностью химического состава, поскольку частицы вторичных фаз могут провоцировать локализованную коррозию за счет электрохимического эффекта [19; 20]. На карте высот видно, что самому сильному коррозионному воздействию подвергся образец, расположенный в 3 см от титанового имплантата, о чем свидетельствует обширная сквозная язва в его верхней части. При этом повре-

ждения первого типа у данного образца не намного глубже, чем у контрольной группы. Это может говорить о том, что гальванический эффект усиливает развитие в первую очередь повреждений второго типа.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Скорости коррозии образцов сплава ZX10, расположенных в 6 и более см от титанового имплантата, не отличаются от скорости коррозии образцов контрольной группы. Это указывает на то, что электрохимический эффект между магнием и титаном на этом расстоянии в данном растворе отсутствует или незначителен.

2. Кинетика процесса коррозии образцов, расположенных в 6 и более см от титанового имплантата, также схожа с кинетикой коррозии образцов контрольной группы: на кривой выхода водорода ярко выражен скачок в первые 6–10 ч эксперимента, затем плато в течение 20–30 ч и загиб кривой вверх.

3. Скорость коррозии образцов, расположенных в 3 см от титанового имплантата, в 1,5 раза выше, чем у остальных образцов, что явно указывает на значительное влияние титана на коррозию магниевого сплава ZX10. Кроме того, кривая выхода водорода для данных образцов имеет характерные особенности: после кратковременного скачка процесс коррозии протекает с постоянной скоростью, а плато как у других образцов не наблюдается.

4. Все образцы продемонстрировали склонность к локализованной коррозии, однако у образца, подвешенного в 3 см от титанового имплантата, повреждения значительно обширнее и носят сквозной характер.

5. Полученные результаты свидетельствуют о том, что установка имплантата из магниевого сплава в организме человека ближе, чем в 6 см, к уже установленному титановому имплантату несет значительные риски преждевременного выхода изделия из строя.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Prakasam M., Locs J., Salma-Ancane K., Loca D., Largeteau A., Berzina-Cimdina L. Biodegradable materials and metallic implants-A review // Journal of Func-

- tional Biomaterials. 2017. Vol. 8. № 4. Article number 44. DOI: [10.3390/jfb8040044](https://doi.org/10.3390/jfb8040044).
2. Antoniac I., Popescu D., Zapciu A., Antoniac A., Miculescu F., Moldovan H. Magnesium filled polylactic acid (PLA) material for filament based 3D printing // *Materials*. 2019. Vol. 12. № 5. Article number 719. DOI: [10.3390/ma12050719](https://doi.org/10.3390/ma12050719).
 3. Knaack D., Goad M.E.P., Aiolo M., Rey C., Tofighi A., Chakravarthy P., Lee D.D. Resorbable calcium phosphate bone substitute // *Journal of Biomedical Materials Research*. 1998. Vol. 43. № 4. P. 399–409. DOI: [10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199824\)43:4<399::AID-JBM7>3.0.CO;2-J](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199824)43:4<399::AID-JBM7>3.0.CO;2-J).
 4. Teramoto H., Kawai A., Sugihara S., Yoshida A., Inoue H. Resorption of Apatite-wollastonite containing glass-ceramic and β -tricalcium phosphate in vivo // *Acta Medica Okayama*. 2005. Vol. 59. № 5. P. 201–207. DOI: [10.18926/AMO/31974](https://doi.org/10.18926/AMO/31974).
 5. Poinern G.E.J., Brundavanam S., Fawcett D. Biomedical Magnesium Alloys: A Review of Material Properties, Surface Modifications and Potential as a Biodegradable Orthopaedic Implant // *American Journal of Biomedical Engineering*. 2021. Vol. 2. № 6. P. 218–240. DOI: [10.5923/j.ajbe.20120206.02](https://doi.org/10.5923/j.ajbe.20120206.02).
 6. Levy G.K., Goldman J., Aghion E. The Prospects of Zinc as a Structural Material for Biodegradable Implants—A Review Paper // *Metals*. 2017. Vol. 7. № 10. Article number 402. DOI: [10.3390/met7100402](https://doi.org/10.3390/met7100402).
 7. Schinhammer M., Hänni A.C., Löffler J.F., Uggowitzer P.J. Design strategy for biodegradable Fe-based alloys for medical applications // *Acta Biomaterialia*. 2010. Vol. 6. № 5. P. 1705–1713. DOI: [10.1016/j.actbio.2009.07.039](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.07.039).
 8. Merson D., Brilevsky A., Myagkikh P., Tarkova A., Prokhorikhin A., Kretov E., Frolova T., Vinogradov A. The functional properties of Mg-Zn-X biodegradable magnesium alloys // *Materials*. 2020. Vol. 13. № 3. Article number 544. DOI: [10.3390/ma13030544](https://doi.org/10.3390/ma13030544).
 9. Merson D.L., Brilevsky A.I., Myagkikh P.N., Markushchev M.V., Vinogradov A. Effect of deformation processing of the dilute Mg-1Zn-0.2Ca alloy on the mechanical properties and corrosion rate in a simulated body fluid // *Letters on Materials*. 2020. Vol. 10. № 2. P. 217–222. DOI: [10.22226/2410-3535-2020-2-217-222](https://doi.org/10.22226/2410-3535-2020-2-217-222).
 10. Tian L., Sheng Y., Huang L., Chow D.H.K., Chau W.H., Tang N., Ngai T., Wu C., Lu J., Qin L. An innovative Mg/Ti hybrid fixation system developed for fracture fixation and healing enhancement at load-bearing skeletal site // *Biomaterials*. 2018. Vol. 180. P. 173–183. DOI: [10.1016/j.biomaterials.2018.07.018](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2018.07.018).
 11. Мягких П.Н., Мерсон Е.Д., Полуянов В.А., Мерсон Д.Л. In-situ исследование процесса коррозии магниевых биорезорбируемых сплавов // *Вектор науки Тольяттинского государственного университета*. 2021. № 2. С. 18–25. DOI: [10.18323/2073-5073-2021-2-18-25](https://doi.org/10.18323/2073-5073-2021-2-18-25).
 12. Мягких П.Н., Мерсон Е.Д., Полуянов В.А., Мерсон Д.Л. In-situ исследование кинетики и эволюции коррозионного разрушения чистого магния с разным размером зерна // *Materials. Technologies. Design*. 2022. Т. 4. № 1. С. 39–47. DOI: [10.54708/26587572_2022_41739](https://doi.org/10.54708/26587572_2022_41739).
 13. Song G. Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys // *Corrosion Science*. 2007. Vol. 49. № 4. P. 1696–1701. DOI: [10.1016/j.corsci.2007.01.001](https://doi.org/10.1016/j.corsci.2007.01.001).
 14. Xin Y., Liu C., Zhang X., Tang G., Tian X., Chu P.K. Corrosion behavior of biomedical AZ91 magnesium alloy in simulated body fluids // *Journal of Materials Research*. 2007. Vol. 22. № 7. P. 2004–2011. DOI: [10.1557/jmr.2007.0233](https://doi.org/10.1557/jmr.2007.0233).
 15. Li K.K., Wang B., Yan B., Lu W. Preparing Ca-P coating on biodegradable magnesium alloy by hydrothermal method: In vitro degradation behavior // *Chinese Science Bulletin*. 2012. Vol. 57. № 18. P. 2319–2322. DOI: [10.1007/s11434-012-5067-5](https://doi.org/10.1007/s11434-012-5067-5).
 16. Li L.Y., Liu B., Zeng R.C., Li S.Q., Zhang F., Zou Y.H., Jiang H.G., Chen X.B., Guan S.K., Liu Q.Y. In vitro corrosion of magnesium alloy AZ31 - a synergetic influence of glucose and Tris // *Frontiers of Materials Science*. 2018. Vol. 12. № 2. P. 184–197. DOI: [10.1007/s11706-018-0424-1](https://doi.org/10.1007/s11706-018-0424-1).
 17. Makkar P., Sarkar S.K., Padalhin A.R., Moon B.G., Lee Y.S., Lee B.T. In vitro and in vivo assessment of biomedical Mg–Ca alloys for bone implant applications // *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*. 2018. Vol. 16. № 3. P. 126–136. DOI: [10.1177/2280800017750359](https://doi.org/10.1177/2280800017750359).
 18. Liu M., Qiu D., Zhao M.C., Song G., Atrens A. The effect of crystallographic orientation on the active corrosion of pure magnesium // *Scripta Materialia*. 2008. Vol. 58. № 5. P. 421–424. DOI: [10.1016/j.scriptamat.2007.10.027](https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2007.10.027).
 19. Zhang X., Ba Z., Wang Q., Wu Y., Wang Z., Wang Q. Uniform corrosion behavior of GZ51K alloy with long period stacking ordered structure for biomedical application // *Corrosion Science*. 2014. Vol. 88. P. 1–5. DOI: [10.1016/j.corsci.2014.07.004](https://doi.org/10.1016/j.corsci.2014.07.004).
 20. Pogorielov M., Husak E., Solodivnik A., Zhdanov S. Magnesium-based biodegradable alloys: Degradation, application, and alloying elements // *Interventional Medicine and Applied Science*. 2017. Vol. 9. № 1. P. 27–38. DOI: [10.1556/1646.9.2017.1.04](https://doi.org/10.1556/1646.9.2017.1.04).

REFERENCES

1. Prakasam M., Locs J., Salma-Ancane K., Loca D., Largeteau A., Berzina-Cimdina L. Biodegradable materials and metallic implants—A review. *Journal of Functional Biomaterials*, 2017, vol. 8, no. 4, article number 44. DOI: [10.3390/jfb8040044](https://doi.org/10.3390/jfb8040044).
2. Antoniac I., Popescu D., Zapciu A., Antoniac A., Miculescu F., Moldovan H. Magnesium filled polylactic acid (PLA) material for filament based 3D printing. *Materials*, 2019, vol. 12, no. 5, article number 719. DOI: [10.3390/ma12050719](https://doi.org/10.3390/ma12050719).
3. Knaack D., Goad M.E.P., Aiolo M., Rey C., Tofighi A., Chakravarthy P., Lee D.D. Resorbable calcium phosphate bone substitute. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1998, vol. 43, no. 4, pp. 399–409. DOI: [10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199824\)43:4<399::AID-JBM7>3.0.CO;2-J](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199824)43:4<399::AID-JBM7>3.0.CO;2-J).
4. Teramoto H., Kawai A., Sugihara S., Yoshida A., Inoue H. Resorption of Apatite-wollastonite containing glass-ceramic and β -tricalcium phosphate in vivo. *Acta*

- Medica Okayama*, 2005, vol. 59, no. 5, pp. 201–207. DOI: [10.18926/AMO/31974](https://doi.org/10.18926/AMO/31974).
5. Poinern G.E.J., Brundavanam S., Fawcett D. Biomedical Magnesium Alloys: A Review of Material Properties, Surface Modifications and Potential as a Biodegradable Orthopaedic Implant. *American Journal of Biomedical Engineering*, 2021, vol. 2, no. 6, pp. 218–240. DOI: [10.5923/j.ajbe.20120206.02](https://doi.org/10.5923/j.ajbe.20120206.02).
 6. Levy G.K., Goldman J., Aghion E. The Prospects of Zinc as a Structural Material for Biodegradable Implants—A Review Paper. *Metals*, 2017, vol. 7, no. 10, article number 402. DOI: [10.3390/met7100402](https://doi.org/10.3390/met7100402).
 7. Schinhammer M., Hänzi A.C., Löffler J.F., Uggowitz P.J. Design strategy for biodegradable Fe-based alloys for medical applications. *Acta Biomaterialia*, 2010, vol. 6, no. 5, pp. 1705–1713. DOI: [10.1016/j.actbio.2009.07.039](https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.07.039).
 8. Merson D., Brilevsky A., Myagkikh P., Tarkova A., Prokhorikhin A., Kretov E., Frolova T., Vinogradov A. The functional properties of Mg-Zn-X biodegradable magnesium alloys. *Materials*, 2020, vol. 13, no. 3, article number 544. DOI: [10.3390/ma13030544](https://doi.org/10.3390/ma13030544).
 9. Merson D.L., Brilevsky A.I., Myagkikh P.N., Markushev M.V., Vinogradov A. Effect of deformation processing of the dilute Mg-1Zn-0.2Ca alloy on the mechanical properties and corrosion rate in a simulated body fluid. *Letters on Materials*, 2020, vol. 10, no. 2, pp. 217–222. DOI: [10.22226/2410-3535-2020-2-217-222](https://doi.org/10.22226/2410-3535-2020-2-217-222).
 10. Tian L., Sheng Y., Huang L., Chow D.H.K., Chau W.H., Tang N., Ngai T., Wu C., Lu J., Qin L. An innovative Mg/Ti hybrid fixation system developed for fracture fixation and healing enhancement at load-bearing skeletal site. *Biomaterials*, 2018, vol. 180, pp. 173–183. DOI: [10.1016/j.biomaterials.2018.07.018](https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2018.07.018).
 11. Myagkikh P.N., Merson E.D., Poluyanov V.A., Merson D.L. In-situ study of corrosion process of biodegradable magnesium alloys. *Vektor nauki Tolyatinskogo gosudarstvennogo universiteta*, 2021, no. 2, pp. 18–25. DOI: [10.18323/2073-5073-2021-2-18-25](https://doi.org/10.18323/2073-5073-2021-2-18-25).
 12. Myagkikh P.N., Merson E.D., Poluyanov V.A., Merson D.L. Kinetics and evolution of corrosion failure of pure magnesium with various grain size: in-situ study. *Materials. Technologies. Design*, 2022, vol. 4, no. 1, pp. 39–47. DOI: [10.54708/26587572_2022_41739](https://doi.org/10.54708/26587572_2022_41739).
 13. Song G. Control of biodegradation of biocompatible magnesium alloys. *Corrosion Science*, 2007, vol. 49, no. 4, pp. 1696–1701. DOI: [10.1016/j.corsci.2007.01.001](https://doi.org/10.1016/j.corsci.2007.01.001).
 14. Xin Y., Liu C., Zhang X., Tang G., Tian X., Chu P.K. Corrosion behavior of biomedical AZ91 magnesium alloy in simulated body fluids. *Journal of Materials Research*, 2007, vol. 22, no. 7, pp. 2004–2011. DOI: [10.1557/jmr.2007.0233](https://doi.org/10.1557/jmr.2007.0233).
 15. Li K.K., Wang B., Yan B., Lu W. Preparing Ca-P coating on biodegradable magnesium alloy by hydrothermal method: In vitro degradation behavior. *Chinese Science Bulletin*, 2012, vol. 57, no. 18, pp. 2319–2322. DOI: [10.1007/s11434-012-5067-5](https://doi.org/10.1007/s11434-012-5067-5).
 16. Li L.Y., Liu B., Zeng R.C., Li S.Q., Zhang F., Zou Y.H., Jiang H.G., Chen X.B., Guan S.K., Liu Q.Y. In vitro corrosion of magnesium alloy AZ31 - a synergistic influence of glucose and Tris. *Frontiers of Materials Science*, 2018, vol. 12, no. 2, pp. 184–197. DOI: [10.1007/s11706-018-0424-1](https://doi.org/10.1007/s11706-018-0424-1).
 17. Makkar P., Sarkar S.K., Padalhin A.R., Moon B.G., Lee Y.S., Lee B.T. In vitro and in vivo assessment of biomedical Mg–Ca alloys for bone implant applications. *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials*, 2018, vol. 16, no. 3, pp. 126–136. DOI: [10.1177/2280800017750359](https://doi.org/10.1177/2280800017750359).
 18. Liu M., Qiu D., Zhao M.C., Song G., Atrens A. The effect of crystallographic orientation on the active corrosion of pure magnesium. *Scripta Materialia*, 2008, vol. 58, no. 5, pp. 421–424. DOI: [10.1016/j.scriptamat.2007.10.027](https://doi.org/10.1016/j.scriptamat.2007.10.027).
 19. Zhang X., Ba Z., Wang Q., Wu Y., Wang Z., Wang Q. Uniform corrosion behavior of GZ51K alloy with long period stacking ordered structure for biomedical application. *Corrosion Science*, 2014, vol. 88, pp. 1–5. DOI: [10.1016/j.corsci.2014.07.004](https://doi.org/10.1016/j.corsci.2014.07.004).
 20. Pogorielov M., Husak E., Solodivnik A., Zhdanov S. Magnesium-based biodegradable alloys: Degradation, application, and alloying elements. *Interventional Medicine and Applied Science*, 2017, vol. 9, no. 1, pp. 27–38. DOI: [10.1556/1646.9.2017.1.04](https://doi.org/10.1556/1646.9.2017.1.04).

On the compatibility of surgical implants of bioresorbable magnesium alloys with medical devices of titanium alloys

© 2022

Pavel N. Myagkikh^{*1}, junior researcher of the Research Institute of Advanced Technologies

Evgeny D. Merson², PhD (Physics and Mathematics),

senior researcher of the Research Institute of Advanced Technologies

Vitaly A. Poluyanov³, PhD (Engineering), junior researcher of the Research Institute of Advanced Technologies

Dmitry L. Merson⁴, Doctor of Sciences (Physics and Mathematics), Professor,

Director of the Research Institute of Advanced Technologies

Marina E. Begun, student, a technician of the Research Institute of Advanced Technologies

Togliatti State University, Togliatti (Russia)

*E-mail: feanorhao@gmail.com

¹ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7530-9518>

²ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-7063-088X>

³ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0570-2584>

⁴ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5006-4115>

Received 01.08.2022

Accepted 01.09.2022

Abstract: Self-resorbable implants made of magnesium alloys, unlike the traditional implants made of titanium alloys and stainless steels, have the ability to completely dissolve in the human body, which makes it possible to eliminate the need for a recurrent operation to extract them. The issue of the possibility of using magnesium implants in the combination with products made of titanium alloys remains insufficiently studied at the moment. At the same time, it is widely known that the elements such as titanium and iron, with a potential more positive than magnesium, have a disastrous influence on the corrosion of magnesium alloys, since magnesium dissolves much faster due to the galvanic effect. This work is aimed to determine how the distance to a titanium implant affects the corrosion rate of a ZX10 magnesium alloy sample with an ultra-fine grain structure. As it is an issue of medical application, the authors carried out the corrosion tests within the conditions simulating the human body conditions: the corrosion medium circulation and keeping temperature within 37 ± 1 °C. The authors used physiological solution as a corrosion medium. During corrosion testing, a titanium implant was placed in three, six, and twelve centimeters from the magnesium alloy sample; and the control tests were also carried out without a titanium implant. According to the obtained data, at a distance of 3 cm, the galvanic effect between titanium and magnesium manifests itself strongly, increasing the corrosion rate and the size of corrosion damage, but at a distance of 6 cm, the titanium implant does not have a visible effect on the corrosion of a sample.

Keywords: magnesium alloys; ZX10; bioresorbable materials; corrosion; medical implants.

Acknowledgments: The study was financially supported by the Russian Foundation for Basic Research within the scientific project No. 20-38-90073 and by the Russian Science Foundation, project No. 20-19-00585.

For citation: Myagkikh P.N., Merson E.D., Poluyanov V.A., Merson D.L., Begun M.E. On the compatibility of surgical implants of bioresorbable magnesium alloys with medical devices of titanium alloys. *Frontier Materials & Technologies*, 2022, no. 3, pp. 106–114. DOI: 10.18323/2782-4039-2022-3-1-106-114.