

ЛУЧЕВЫЕ ПРИЗНАКИ ДЕГРАДАЦИИ И МОРФОЛОГИЧЕСКАЯ РЕАКЦИЯ МЯГКИХ ТКАНЕЙ НА ИМПЛАНТАТЫ Mg–2Zn–2Ga И ТИТАНА В ЭКСПЕРИМЕНТЕ *IN VIVO*

Кунижев К.А.¹,
Редько Н.А.¹,
Иванов А.А.¹,
Невская Е.Е.¹,
Комиссаров А.А.²,
Баженов В.Е.²,
Дробышев А.Ю.¹

¹ ФГБОУ ВО «Российский университет
медицины» Минздрава России (127473,
Москва, ул. Делегатская, 20, стр. 1, Россия)

² ФГАОУ ВО «Национальный
исследовательский технологический
университет «МИСИС» (119049, Москва,
Ленинский пр-кт, д. 4, стр. 1, Россия)

Автор, ответственный за переписку:
Кунижев Кантемир Анатольевич
e-mail: kunizhevka@gmail.com

РЕЗЮМЕ

Обоснование. Клинический потенциал магниевых имплантатов определяется характером деградации и реакцией окружающих тканей. Для Mg–2Zn–2Ga недостаточно изучено соответствие лучевых и морфологических изменений в парной подкожной модели с титановым контролем.

Цель. Сопоставить МСКТ-признаки деградации Mg–2Zn–2Ga и газообразования с морфологической реакцией мягких тканей в сравнении с титаном в сроки 1–11 недель.

Методы. Исследование выполнено на 20 самцах крыс линии Wistar. Каждому животному подкожно над лопатками устанавливались диски Mg–2Zn–2Ga слева и титана справа диаметром 7 мм и толщиной 4 мм. На сроках 1, 2, 3, 4 и 11 недель (по 4 животных) проводились МСКТ, макроскопическая оценка и гистологическое исследование обеих зон имплантации.

Результаты. Через 1 неделю вокруг Mg–2Zn–2Ga выявлялась газовая полость и отмечалось небольшое снижение рентгеноплотности. На сроках 2–4 недели лучевые изменения становились заметнее; к 4-й неделе магниевый образец визуально был меньше стабильного титанового имплантата. На 11-й неделе сохранялись остаточная газовая полость, снижение рентгеноплотности и размеров Mg–2Zn–2Ga. Морфологически ранняя полость с тонкой фиброзной капсулой и лимфогистиоцитарной инфильтрацией сменялась клеточным валом и множественными полостями с фрагментацией прилежащих мышечных волокон; к 11-й неделе выявлялись единичные гигантские клетки инородных тел. Вокруг титана преобладала последовательная соединительнотканная организация. Крепитация над магниевым имплантатом отмечалась у 3 из 20 животных (15 %).

Заключение. Сопоставление МСКТ и морфологии выявило согласованную временную последовательность признаков деградации Mg–2Zn–2Ga и перестройки окружающих тканей, отличающуюся от реакции на титан. Сроки 2–4 недели характеризовали развитие ранних изменений, а 11 недель — их сохранение. Эти сроки и признаки могут использоваться в последующей количественной доклинической оценке.

Ключевые слова: магниевые сплавы, Mg–2Zn–2Ga, коррозионная деградация, мультиспиральная компьютерная томография, газовая полость, мягкие ткани, гистологическое исследование, титан

Статья поступила: 14.05.2026
Статья принята: 23.09.2026
Статья опубликована: 09.10.2026

Для цитирования: Кунижев К.А., Редько Н.А., Иванов А.А., Невская Е.Е., Комиссаров А.А., Баженов В.Е., Дробышев А.Ю. Лучевые признаки деградации и морфологическая реакция мягких тканей на имплантаты Mg–2Zn–2Ga и титана в эксперименте *in vivo*. *Acta biomedica scientifica*. 2026; 11(4): 215–224. doi: 10.29413/ABS.2026-11.4.22

RADIOLOGICAL SIGNS OF DEGRADATION AND SOFT-TISSUE RESPONSE TO Mg–2Zn–2Ga AND TITANIUM IMPLANTS *IN VIVO*

Kunizhev K.A.¹,
Redko N.A.¹,
Ivanov A.A.¹,
Nevskaya E.E.¹,
Komissarov A.A.²,
Bazhenov V.E.²,
Drobyshev A.Yu.¹

¹ Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation (Delegatskaya St., 20, Bldg. 1, Moscow 127473, Russian Federation)

² National University of Science and Technology "MISIS" (Leninsky Prospekt, 4, Bldg. 1, Moscow 119049, Russian Federation)

Corresponding author:
Kantemir A. Kunizhev
e-mail: kunizhevka@gmail.com

ABSTRACT

Background. The clinical potential of magnesium implants depends on their degradation behavior and the response of surrounding tissues. For Mg–2Zn–2Ga, the correspondence between radiological and morphological changes in a paired subcutaneous model with a titanium control has not been adequately studied.

Aim. To compare MSCT signs of Mg–2Zn–2Ga degradation and gas formation with the morphological response of soft tissues relative to titanium at 1–11 weeks.

Materials and methods. The study was performed on 20 male Wistar rats. Discs measuring 7 mm in diameter and 4 mm in thickness were implanted subcutaneously over the scapulae of each animal: Mg–2Zn–2Ga on the left and titanium on the right. At weeks 1, 2, 3, 4, and 11 (four animals per time point), MSCT, macroscopic assessment, and histological examination of both implantation sites were performed.

Results. At week 1, a gas cavity was detected around Mg–2Zn–2Ga, and a slight reduction in radiodensity was observed. At weeks 2–4, radiological changes became more apparent; by week 4, the magnesium specimen was visually smaller than the stable titanium implant. At week 11, a residual gas cavity and reduced radiodensity and dimensions of Mg–2Zn–2Ga persisted. Histologically, the early cavity with a thin fibrous capsule and lymphohistiocytic infiltration was followed by a cellular rim and multiple cavities with fragmentation of adjacent muscle fibers; occasional foreign-body giant cells were detected by week 11. Orderly connective-tissue organization predominated around titanium. Crepitus over the magnesium implant was observed in 3 of 20 animals (15 %).

Conclusion. Comparison of MSCT and histology revealed a concordant time course of Mg–2Zn–2Ga degradation signs and surrounding tissue remodeling that differed from the response to titanium. Early changes developed at weeks 2–4 and persisted at week 11. These time points and features may be used in subsequent quantitative preclinical assessment.

Keywords: magnesium alloys; Mg–2Zn–2Ga; corrosion degradation; multislice computed tomography; gas cavity; soft tissues; histology; titanium

Received: 14.05.2026
Accepted: 23.09.2026
Published: 09.10.2026

For citation: Kunizhev K.A., Redko N.A., Ivanov A.A., Nevskaya E.E., Komissarov A.A., Bazhenov V.E., Drobyshev A.Yu. Radiological signs of degradation and soft-tissue response to Mg–2Zn–2Ga and titanium implants *in vivo*. *Acta biomechanica scientifica*. 2026; 11(4): 215–224. doi: 10.29413/ABS.2026-11.4.22

ВВЕДЕНИЕ

Временные имплантаты должны сохранять механическую функцию на этапе заживления, а затем исчезать без повторной операции. Магниево-цинковые сплавы подходят для этой задачи благодаря сочетанию механических свойств и способности к коррозии в биологической среде [1–4]. Современные обзоры показывают, что клинический потенциал таких материалов зависит от контролируемой деградации и тканевой совместимости [5–7]. Преимущество деградируемого материала реализуется только при предсказуемом взаимодействии материала с окружающими тканями.

В зоне деградации магния образуются растворимые продукты коррозии и газ, способные изменять структуру мягких тканей и характер воспалительной реакции [8–10]. Выраженность газообразования и локального ответа зависит от состава сплава, его обработки и условий имплантации [11–13]. Поэтому сопоставление МСКТ и морфологии на одних и тех же сроках представляет самостоятельную исследовательскую задачу, а контрольная зона с титановым имплантатом у того же животного позволяет отличить реакцию на операцию и инородное тело от изменений, ассоциированных с деградацией магниевого образца.

Предшествующие исследования Mg–Zn–Ga показали, что термомеханическая обработка заметно изменяет прочностные характеристики и коррозионное поведение сплава, а результаты *in vitro* зависят от его состава и способа обработки [14–16]. Во внутрикостных экспериментах штифты Mg–2Zn–2Ga у крыс оценивали в сроки 1, 3 и 6 месяцев; была описана деградация материала в сочетании с ремоделированием костной ткани [17, 18]. Эти работы характеризуют поведение сплава в костном окружении на более поздних сроках, но не раскрывают раннюю взаимосвязь лучевых признаков деградации с реакцией мягких тканей в парной подкожной модели.

В настоящем исследовании МСКТ и морфологический анализ объединены в одном экспериментальном дизайне с пятью последовательными временными срезами. Одинаковые исходные размеры дисков и стабильный титановый образец обеспечивали внутренний ориентир для качественной оценки изменений Mg–2Zn–2Ga, а парное размещение позволяло сопоставить локальную тканевую реакцию внутри одного животного.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Сопоставить МСКТ-признаки деградации Mg–2Zn–2Ga и образования перимплантатной газовой полости с морфологической реакцией мягких тканей в парной подкожной модели, в которой зона с титановым имплантатом служила контролем, в сроки 1, 2, 3, 4 и 11 недель.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Дизайн исследования. Проспективный эксперимент *in vivo* выполнен в учебном vivariumе Российского университета медицины (Москва, Россия). У каждой крысы формировались два подкожных кармана, в которых размещались дискообразные имплантаты Mg–2Zn–2Ga и титана. Перед забором тканей на каждом запланированном сроке выполнялась МСКТ. Основное сопоставление проводилось между двумя зонами имплантации внутри животного и между независимыми временными группами. Парное размещение образцов использовалось для описательного сравнения местной тканевой реакции при одинаковых условиях имплантации. Данный принцип сравнения исследуемого и контрольного материалов у одного животного предусмотрен п. 5.2.6 ISO 10993-6:2016 при изучении локальных эффектов имплантации.

Животные. В исследовании использовались 20 самцов крыс линии Wistar в возрасте не менее 6 месяцев со средней массой тела 340–350 г. Для каждого срока эвтаназии – 1, 2, 3, 4 и 11 недель – была выделена независимая группа из 4 животных. Mg–2Zn–2Ga во всех случаях размещался слева, титан – справа.

Этические аспекты. Процедуры выполнялись с соблюдением этических принципов медико-биологических исследований и Европейской конвенции о защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и иных научных целей. Исследование одобрено Межвузовским этическим комитетом (протокол № 04 от 15.04.2021 и № 02-22 от 07.02.2022).

Критерии соответствия. В исследование включались самцы Wistar не моложе 6 месяцев, массой 340–350 г и без видимых признаков заболевания. Инфекционное заболевание или аномалия развития были основанием для невключения; расхождение швов, нагноение раны или гибель до планового срока – для исключения. Все 20 животных завершили предусмотренный протокол.

Имплантаты и хирургическая техника. Для каждой операции подготавливались два дискообразных образца – Mg–2Zn–2Ga и титан; оба имели диаметр 7 мм и толщину 4 мм. За 24 часа до вмешательства образцы подвергались электронно-лучевой стерилизации и хранились в стерильной упаковке при комнатной температуре. Анестезия проводилась внутримышечным введением 0,1 мл 0,1 % раствора препарата Медитин® (Апиценна, Россия) на килограмм массы тела в сочетании с препаратом Золетил® 100 (Virbac, Франция) в дозе 20 мг/кг. После бритья и обработки кожи в межлопаточной области выполнялся линейный разрез и формировались карманы над обеими лопатками. Магниевый диск помещался слева, титановый – справа; расстояние между образцами составляло около 1 см (рис. 1).

Рана ушивалась Vicryl™ 3-0 (Ethicon, США) и обрабатывалась спреем Террамицин® (Zoetis, Германия). Для антибиотикопрофилактики однократно вводилась Конвенция® (Zoetis, Италия) внутримышечно



РИС. 1.

Установка дискообразного имплантата из сплава Mg-2Zn-2Ga в левом подкожном кармане



FIG. 1.

Placement of a disc-shaped Mg-2Zn-2Ga alloy implant in the left subcutaneous pocket

в дозе 8 мг/кг. В конце соответствующего срока животные выводились из эксперимента передозировкой препарата Телазол® (Zoetis, Испания); перед забором тканей обе зоны имплантации осматривались макроскопически.

Оцениваемые параметры. По данным МСКТ регистрировались наличие и расположение газовой полости, визуальные изменения рентгеноплотности, контуров и размеров имплантатов. В каждой зоне имплантации морфологически оценивались клеточная инфильтрация, фиброзная капсула, сохранность архитектоники мягких тканей, некроз и наличие полостей.

МСКТ-исследование. Исследование выполнялось на сканере Philips Incisive CT 64 (Philips, Китай) перед забором тканей на сроках 1, 2, 3, 4 и 11 недель. Изображения анализировались визуально с сопоставлением зон Mg-2Zn-2Ga и титана. Поскольку оба диска исходно имели одинаковые размеры, титановый имплантат использовался как внутренний ориентир для относительной оценки размеров Mg-2Zn-2Ga; изменения рентгеноплотности оценивались визуально. Лучевые признаки интерпретировались совместно с макроскопической и морфологической картиной соответствующего срока.

Гистологическое исследование. После МСКТ на каждом сроке отбирались окружающие имплантаты мягкие ткани из обеих зон имплантации. Полученные образцы тканей фиксировались в 10 % нейтральном забуференном формалине. Перед приготовлением гистологических срезов имплантаты извлекались. Срезы толщиной 4 мкм готовились на микротоме Leica RM 2245 (Leica Microsystems GmbH, Вецлар, Германия), окрашивались гематоксилином и эозином и исследовались методом световой микроскопии.

Статистический анализ. Исследование носило поисковый описательный характер; единицей анализа было животное, а две зоны имплантации рассматривались как связанные наблюдения. Клинические события представлялись как число животных с соответствующим признаком и доля от общей выборки ($n = 20$). МСКТ- и морфологические изменения описывались по материалам и независимым временным группам без индивидуальных количественных или балльных

оценок. Статистическое сравнение этих изменений не выполнялось, выводы об их временной последовательности основаны на качественном сопоставлении.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Клиническое наблюдение. Все 20 животных (100 %) завершили эксперимент. У 5 крыс (25 %) в первые дни отмечался небольшой отёк операционной раны, который разрешился без лечения. Расхождения швов, нагноения, выраженной гиперемии, системной инфекции и летальных исходов не зарегистрировано.

Макроскопическая картина. На ранних сроках в зоне Mg-2Zn-2Ga определялась полость и локальная реакция окружающих тканей. Возле титанового диска грубых воспалительных изменений и скоплений жидкости не наблюдалось.

Лучевая динамика. Через 1 неделю при качественной оценке МСКТ определялись небольшое снижение рентгеноплотности Mg-2Zn-2Ga и газовая полость вокруг него; титановый имплантат сохранял исходную лучевую картину (рис. 2, а–е). В группе 2-й недели снижение рентгеноплотности магниевого образца было визуально более заметным, газовая полость сохранялась. Пространственное смещение образцов и наложение теней местами затрудняли точное разграничение зон.

На 3-й неделе у одного животного в проекции смещённых к срединной линии образцов визуализировалась относительно крупная газовая полость (рис. 2, f), а рентгеноплотность Mg-2Zn-2Ga была ниже, чем на ранних сроках. На 4-й неделе при одинаковых исходных размерах дисков магниевый образец визуально был меньше стабильного титанового имплантата, вокруг него сохранялась газовая полость. К 11-й неделе отмечались дальнейшее визуальное снижение рентгеноплотности и размеров Mg-2Zn-2Ga и остаточная газовая полость. Титановый имплантат на протяжении наблюдения не демонстрировал видимых структурных изменений.

Mg-2Zn-2Ga, 1 неделя. Магниевый диск располагался в крупной полости с тонкой фиброзной стенкой. В капсуле и прилежащих тканях была выражена

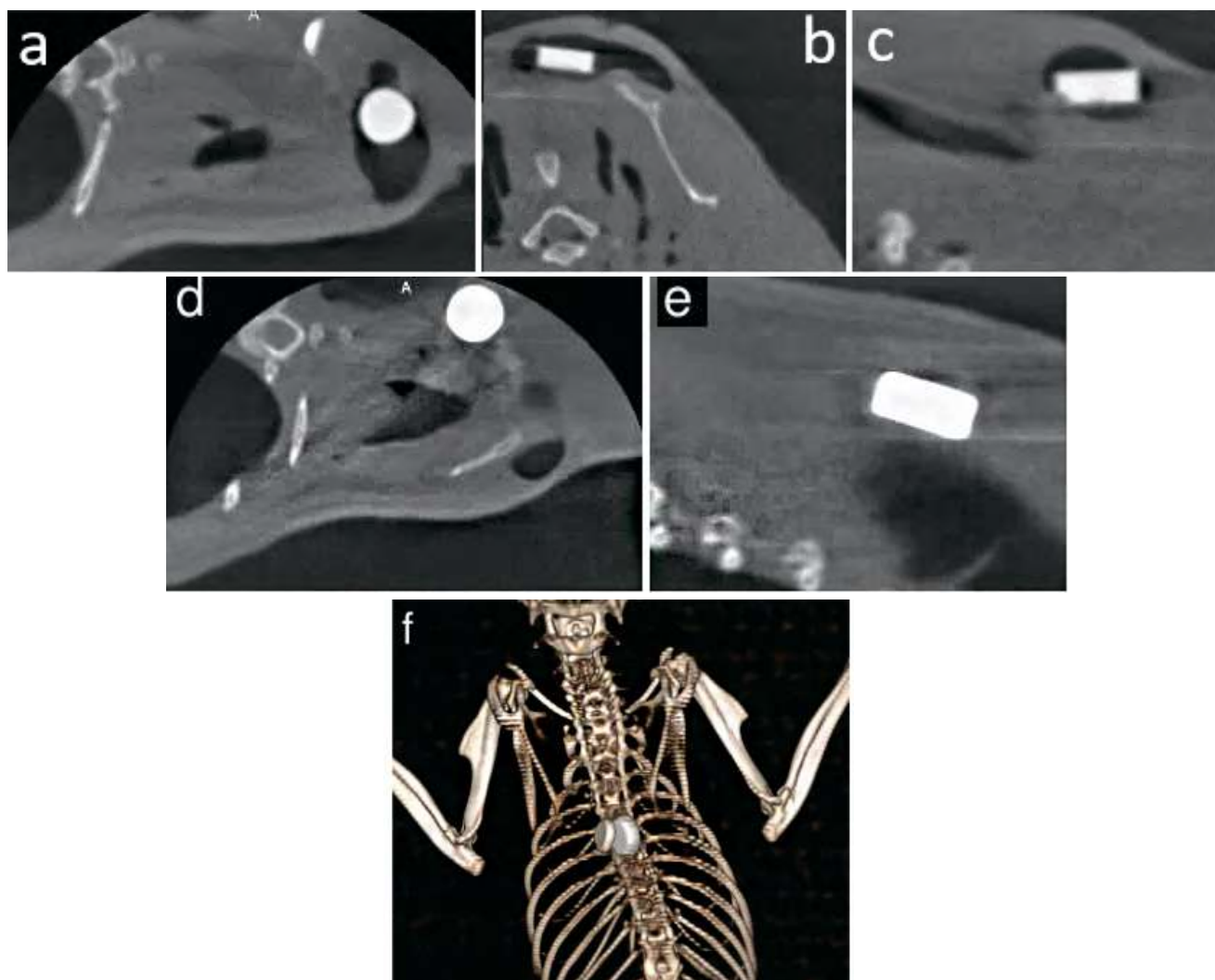


РИС. 2.

Иллюстративные данные МСКТ: а–с — газовые полости вокруг Mg–2Zn–2Ga на 1-й неделе; d, e — отсутствие скопления газа или жидкости вокруг титанового имплантата на 1-й неделе; f — трёхмерная реконструкция положения обоих имплантатов через 3 недели. Изображения использовались только для качественной оценки.

FIG. 2.

Illustrative MSCT data: a–c, gas cavities around Mg–2Zn–2Ga at week 1; d, e, no gas or fluid collection around the titanium implant at week 1; f, three-dimensional reconstruction of the position of both implants at week 3. The images were used for qualitative assessment only.

лимфогистиоцитарная инфильтрация (рис. 3); местами нарушалась обычная архитектура мягких тканей.

Mg–2Zn–2Ga, 2 недели. Полость и тонкая капсула сохранялись. В просвете проходили тонкие коллагеновые волокна, а строение прилежащих тканей оставалось нарушенным.

Mg–2Zn–2Ga, 3 недели. Полость окружал плотный лимфогистиоцитарный вал. Внутри находились клеточный детрит и коллагеновые волокна, по периферии определялись многочисленные полости и единичные эпителиоидные клетки (рис. 4).

Mg–2Zn–2Ga, 4 недели. Лимфогистиоцитарный вал распадался на отдельные фрагменты, его остатки сохранялись среди многочисленных полостей. На границе этой зоны были фрагментированы мышечные волокна. Небольшие скопления клеточного детрита были окружены коллагеновыми волокнами (рис. 5).

Mg–2Zn–2Ga, 11 недель. В зоне диска сохранялись многочисленные полости разного размера с тонким лимфогистиоцитарным ободком. На границе с зоной полостей отмечалась фрагментация мышечных волокон (рис. 6). В отдельных полостях наблюдались фрагменты деградирующих коллагеновых волокон. Среди клеток ободка встречались гигантские клетки инородных тел.

Титан, ранние сроки. Вокруг диска также формировалась тонкая фиброзная капсула с лимфогистиоцитарной инфильтрацией, но архитектура прилежащих тканей сохранялась. К 3-й неделе капсула утолщалась, в ней разрасталась рыхлая соединительная ткань, а клеточная инфильтрация становилась менее выраженной.

Титан, 11 недель. Зону имплантации заполняли рыхлая и плотная соединительная ткань, сосуды и пучки зрелых коллагеновых волокон. Некроза, газовых

полостей и выраженного воспалительного повреждения не было (рис. 7).

Сопоставление морфологических изменений и МСКТ-признаков в разные сроки представлено в таблице.

Нежелательные явления. У 3 из 20 животных (15 %) на 2–3-й неделях при пальпации определялась крепитация над магниевым имплантатом, при лучевой визуализации этой зоне соответствовала газовая полость. Дополнительного лечения не потребовалось.

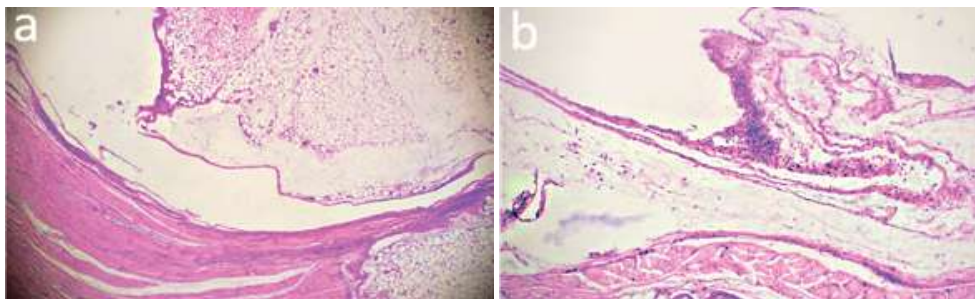


РИС. 3.

Перимплантатные мягкие ткани через 1 неделю после имплантации устройства из Mg–2Zn–2Ga: а — полость, окружённая тонкой фиброзной капсулой; б — лимфогистиоцитарная инфильтрация стенки капсулы и прилежащих тканей. Окраска гематоксилином и эозином; а, б — $\times 20$.

FIG. 3.

Peri-implant soft tissues 1 week after implantation of the Mg–2Zn–2Ga device: а — a cavity surrounded by a thin fibrous capsule; б — lymphohistiocytic infiltration of the capsule wall and adjacent tissues. Hematoxylin and eosin staining; а, б — $\times 20$.

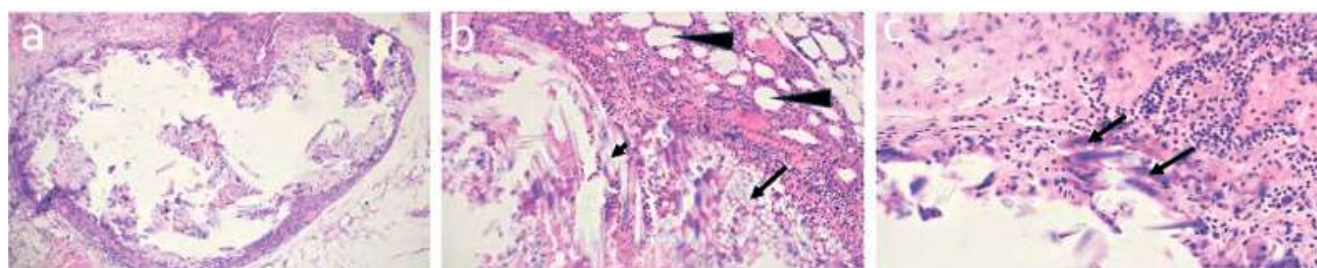


РИС. 4.

Перимплантатные мягкие ткани через 3 недели после имплантации устройства из Mg–2Zn–2Ga: а — полость, окружённая лимфогистиоцитарным валом, $\times 10$; б — длинная стрелка указывает на тени разрушенных клеток, короткая — на коллагеновые волокна, треугольные стрелки — на полости по периферии клеточного вала, $\times 20$; в — стрелками отмечены эпителиоидные клетки на границе с полостью, $\times 40$. Окраска гематоксилином и эозином.

FIG. 4.

Peri-implant soft tissues 3 weeks after implantation of the Mg–2Zn–2Ga device: а — a cavity surrounded by a lymphohistiocytic rim, $\times 10$; б — the long arrow indicates remnants of disrupted cells, the short arrow indicates collagen fibers, and arrowheads indicate cavities at the periphery of the cellular rim, $\times 20$; в — arrows indicate epithelioid cells at the cavity boundary, $\times 40$. Hematoxylin and eosin staining.

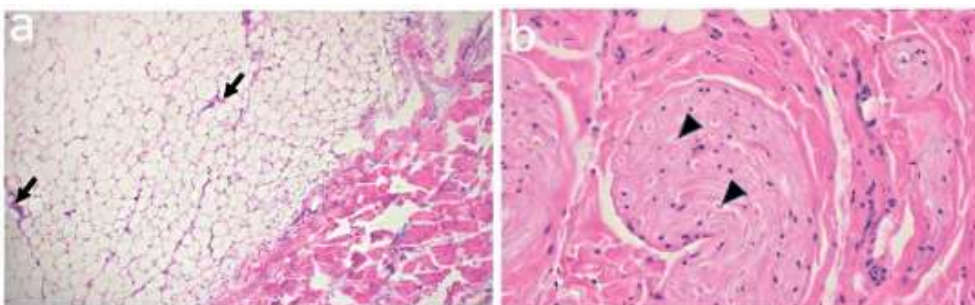


РИС. 5.

Перимплантатные мягкие ткани через 4 недели после имплантации устройства из Mg–2Zn–2Ga: а — стрелками отмечены остатки воспалительного вала среди полостей, $\times 10$; б — треугольными стрелками отмечены скопления отмирающих клеток, окружённые коллагеновой капсулой, $\times 40$. Окраска гематоксилином и эозином.

FIG. 5.

Peri-implant soft tissues 4 weeks after implantation of the Mg–2Zn–2Ga device: а — arrows indicate remnants of the inflammatory rim among cavities, $\times 10$; б — arrowheads indicate clusters of dying cells enclosed by a collagen capsule, $\times 40$. Hematoxylin and eosin staining.

Иных событий, потребовавших вмешательства или досрочного исключения животного, не зарегистрировано.

ОБСУЖДЕНИЕ

Основной результат исследования — согласованная временная последовательность лучевых и морфологических изменений в зоне Mg–2Zn–2Ga при сопоставлении с контрольной зоной, содержащей титановый имплантат. Через 1 неделю газовая полость и снижение рентгеноплотности сочетались с полостью, тонкой капсулой и выраженной лимфогистиоцитарной инфильтрацией. На 3–4-й неделях более заметные лучевые изменения сопровождались формированием клеточного вала и множественных полостей с повреждением прилежащих мышечных волокон. На 11-й неделе остаточная газовая полость и визуальное уменьшение магниевого образца сочетались с сохранявшимися полостями и единичными гигантскими клетками инородных тел, тогда как вокруг титана преобладала зрелая соединительная ткань. Одинаковые исходные размеры дисков и стабильность титана усиливают качественную интерпретацию наблюдавшегося уменьшения Mg–2Zn–2Ga как признака потери материала.

Газовая полость является ожидаемым лучевым проявлением коррозионной деградации магниевого сплава [8, 12]. Состав газа в настоящем эксперименте не определялся, поэтому в тексте используется нейтральный термин «газовая полость». Совпадение пальпаторной крепитации у 15 % животных с МСКТ-картиной дополнительно подтверждает реальность локального газообразования. Сохранение газовой полости и участков с множественными полостями к 11-й неделе показывает, что локальная тканевая реакция остаётся значимой и на промежуточном этапе деградации.

Зона с титановым имплантатом служила внутренним контролем реакции на хирургическое вмешательство и присутствие инородного тела. Размещение обоих материалов у одного животного и оценка в одинаковые сроки позволяли уменьшить влияние индивидуальных особенностей при сопоставлении местной

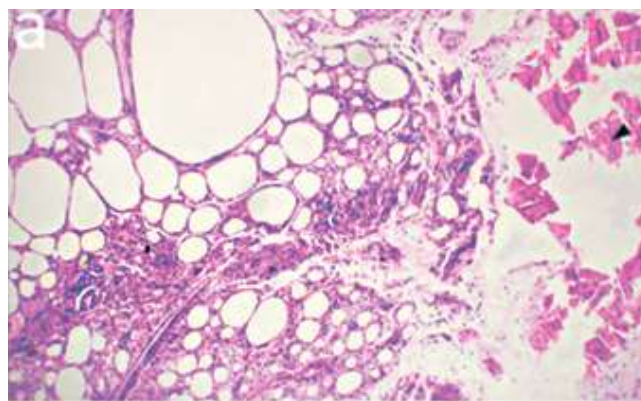


РИС. 6.

Мягкие ткани вокруг Mg–2Zn–2Ga на 11-й неделе: а — полости различного размера с тонким лимфогистиоцитарным ободком; треугольная стрелка указывает на фрагментацию мышечных волокон на границе с зоной полостей. Окраска гематоксилином и эозином, $\times 10$.

FIG. 6.

Soft tissues around Mg–2Zn–2Ga at week 11: a — cavities of different sizes surrounded by a thin lymphohistiocytic rim; the arrowhead indicates fragmentation of muscle fibers at the boundary of the cavity-containing area. Hematoxylin and eosin staining, $\times 10$.

тканевой реакции. Стабильная лучевая картина титана и последовательная соединительнотканная организация вокруг него подчёркивали особенности реакции на Mg–2Zn–2Ga: сохранение газовой полости, лимфогистиоцитарной инфильтрации и множественных полостей в окружающих тканях. Полученные результаты характеризуют локальное взаимодействие имплантатов с мягкими тканями; отдельная оценка системных эффектов материалов требует отдельного исследования.

Для Mg–Zn–Ga ранее показано влияние термомеханической обработки на прочность и коррозионное поведение [14–16]. Внутрикостные имплантаты Mg–2Zn–2Ga у крыс исследовали в сроки до 6 месяцев, продемонстрировав деградацию материала в сочетании с ремоделированием кости [17, 18]. Настоящая работа дополняет эти данные характеристикой ранних сроков – 1–11 недель, подкожной локализацией дисков,

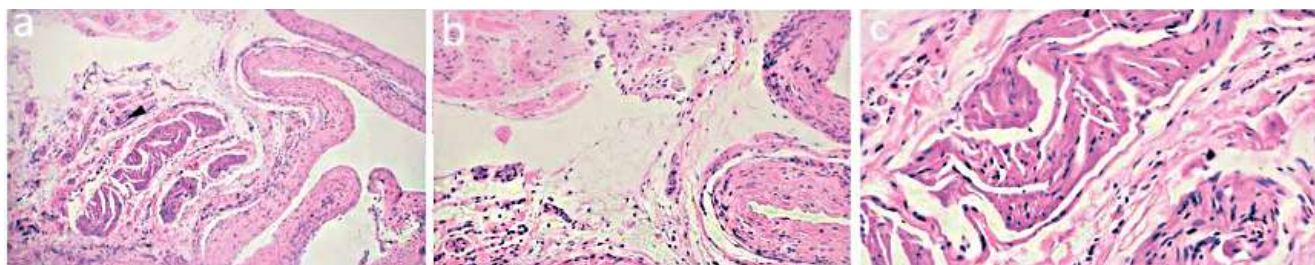


РИС. 7.

Мягкие ткани вокруг титанового имплантата на 11-й неделе: а — треугольной стрелкой отмечена область формирования кровеносных сосудов, $\times 10$; б — рыхлая и плотная соединительная ткань, $\times 20$; в — скопления плотно упакованных зрелых коллагеновых волокон, $\times 40$. Окраска гематоксилином и эозином.

FIG. 7.

Soft tissues around the titanium implant at week 11: a — the arrowhead indicates an area of blood vessel formation, $\times 10$; b — loose and dense connective tissue, $\times 20$; c — bundles of densely packed mature collagen fibers, $\times 40$. Hematoxylin and eosin staining.

ТАБЛИЦА

МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ И ЛУЧЕВЫЕ ИЗМЕНЕНИЯ
В ЗОНАХ ДВУХ ИМПЛАНТАТОВ

TABLE

MORPHOLOGICAL AND RADIOLOGICAL CHANGES
AT THE TWO IMPLANTATION SITES

Срок	Морфологические изменения		МСКТ-признаки (качественная оценка)
	Mg–2Zn–2Ga	Титан	
1 неделя	Полость, тонкая фиброзная капсула, выраженная лимфогистиоцитарная инфильтрация	Тонкая фиброзная капсула, инфильтрация без нарушения архитектоники тканей	Газовая полость и небольшое снижение рентгеноплотности Mg; титан без видимых изменений
2 недели	Сохранение полости и капсулы, коллагеновые волокна внутри полости, нарушение архитектоники	Утолщение капсулы, сохранение инфильтрации без деструкции тканей	Более заметное снижение рентгеноплотности Mg, сохраняющаяся газовая полость; оценку местами затрудняло смещение образцов
3 недели	Плотный лимфогистиоцитарный вал, полости, единичные эпителиоидные клетки	Фибробласты, зрелые коллагеновые волокна, умеренная инфильтрация	Относительно крупная газовая полость в проекции смещённых имплантатов у одного животного; более выраженное снижение рентгеноплотности Mg
4 недели	Фрагментация воспалительного вала, множественные полости, участки клеточного детрита	Преобладание соединительнотканной организации	При одинаковых исходных размерах Mg визуально меньше стабильного Ti; сохраняющаяся газовая полость
11 недель	Множественные полости, лимфогистиоцитарный ободок, гигантские клетки инородных тел	Зрелая соединительная ткань, сосуды, коллагеновые волокна	Дальнейшее визуальное снижение рентгеноплотности и размеров Mg, остаточная газовая полость; Ti без видимых изменений

контрольной зоной с титановым имплантатом у каждого животного и непосредственным сопоставлением МСКТ-картин с морфологией мягких тканей. Именно эта интеграция определяет самостоятельный вклад исследования.

Практическая значимость. Совместное применение МСКТ и морфологического анализа позволило предложить интервал 2–4 недели для количественной оценки раннего газообразования, изменения размеров имплантата и тканевой реакции, а срок 11 недель – как контрольную точку сохранения этих изменений. Такая схема может использоваться при сравнении составов сплава, режимов обработки поверхности и защитных покрытий перед переходом к функциональным костным моделям временной фиксации в травматологии и стоматологии.

Ограничения исследования. Исследование имело поисковый характер, по 4 животных на каждый срок. МСКТ- и морфологическая оценка были качественными: не определялись состав и объём газа, калиброванная рентгеноплотность, потеря массы или объёма имплантата и морфометрические показатели. Фиксированная сторона установки, небольшое расстояние между образцами и их смещение могли влиять на локальное сопоставление; взаимное влияние зон имплантации не исключено. Полости на гистологических срезах сами по себе не подтверждают наличие газа и могут отражать особенности подготовки материала. Срок 11 недель характеризует ранний

и промежуточный этапы, но не полную деградацию материала, выявленные закономерности требуют количественного подтверждения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В сроки от 1 до 11 недель МСКТ-признаки деградации Mg–2Zn–2Ga и перимплантатная газовая полость были временно согласованы с последовательной перестройкой окружающих мягких тканей – от ранней фиброзной капсулы и лимфогистиоцитарной инфильтрации к образованию множественных полостей и появлению единичных гигантских клеток инородных тел. При одинаковых исходных размерах дисков магниевый образец визуально уменьшался относительно стабильного титанового имплантата, вокруг которого формировалась зрелая соединительная ткань. Интервал 2–4 недели и контрольная точка 11 недель образуют практическую основу для последующей количественной оценки деградации и тканевого ответа в функциональной костной модели.

Благодарности

Авторы выражают благодарность профессору Шин Кван Сону из Центра инноваций магниевых технологий, кафедры материаловедения и инженерии Сеульского национального университета, за консультационную поддержку.

Финансирование

Исследование было поддержано Министерством здравоохранения Российской Федерации в рамках Государственного задания № 05600052-26-02.

Конфликт интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА/ REFERENCES

1. Staiger MP, Pietak AM, Huadmai J, Dias G. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. *Biomaterials*. 2006; 27(9): 1728–1734. doi: 10.1016/j.biomaterials.2005.10.003
2. Zhao D, Witte F, Lu F, Wang J, Li J, Qin L. Current status on clinical applications of magnesium-based orthopaedic implants: a review from clinical translational perspective. *Biomaterials*. 2017; 112: 287–302. doi: 10.1016/j.biomaterials.2016.10.017
3. Herber V, Okutan B, Antonoglou G, Sommer NG, Payer M. Bioresorbable magnesium-based alloys as novel biomaterials in oral bone regeneration: general review and clinical perspectives. *J Clin Med*. 2021; 10 (9): 1842. doi: 10.3390/jcm10091842
4. Gareb B, van Bakelen NB, Vissink A, Bos RRM, van Minnen B. Titanium or biodegradable osteosynthesis in maxillofacial surgery? *In vitro* and *in vivo* performances. *Polymers (Basel)*. 2022; 14 (14): 2782. doi: 10.3390/polym14142782
5. Vujović S, Desnica J, Stanišić D, Ognjanović I, Stevanović M, Rosić G. Applications of biodegradable magnesium-based materials in reconstructive oral and maxillofacial surgery: a review. *Molecules*. 2022; 27(17): 5529. doi: 10.3390/molecules27175529
6. Wang JL, Xu JK, Hopkins C, Chow DHK, Qin L. Biodegradable magnesium-based implants in orthopedics — A general review and perspectives. *Adv Sci (Weinh)*. 2020; 7(8): 1902443. doi: 10.1002/advs.201902443
7. Nasr Azadani M, Zahedi A, Bowoto OK, Oladapo BI. A review of current challenges and prospects of magnesium and its alloy for bone implant applications. *Prog Biomater*. 2022; 11(1): 1–26. doi: 10.1007/s40204-022-00182-x
8. Witte F, Kaese V, Haferkamp H, Switzer E, Meyer-Lindenberg A, Wirth CJ, et al. *In vivo* corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*. 2005; 26(17): 3557–3563. doi: 10.1016/j.biomaterials.2004.09.049
9. Amerstorfer F, Fischerauer SF, Fischer L, Eichler J, Draxler J, Zitek A, et al. Long-term *in vivo* degradation be-

havior and near-implant distribution of resorbed elements for magnesium alloys WZ21 and ZX50. *Acta Biomater*. 2016; 42: 440–450. doi: 10.1016/j.actbio.2016.06.025

10. Byun SH, Lim HK, Cheon KH, Lee SM, Kim HE, Lee JH. Biodegradable magnesium alloy (WE43) in bone-fixation plate and screw. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2020; 108(6): 2505–2512. doi: 10.1002/jbm.b.34582

11. Guo Y, Yu Y, Han L, Ma S, Zhao J, Chen H, et al. Biocompatibility and osteogenic activity of guided bone regeneration membrane based on chitosan-coated magnesium alloy. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019; 100: 226–235. doi: 10.1016/j.msec.2019.03.006

12. Sun Y, Helmholz H, Willumeit-Römer R. Peri-implant gas accumulation in response to magnesium-based musculoskeletal biomaterials: reframing current evidence for preclinical research and clinical evaluation. *Journal of Magnesium and Alloys*. 2024; 12(1): 59–71. doi: 10.1016/j.jma.2024.01.023

13. Ben Amara H, Martinez DC, Shah FA, Loo AJ, Emanuelsson L, Norlindh B, et al. Magnesium implant degradation provides immunomodulatory and proangiogenic effects and attenuates peri-implant fibrosis in soft tissues. *Bioact Mater*. 2023; 26: 353–369. doi: 10.1016/j.bioactmat.2023.02.014

14. Bazhenov VE, Koltygin AV, Komissarov AA, Li A, Bautin V, Khasanova R, et al. Gallium-containing magnesium alloy for potential use as temporary implants in osteosynthesis. *Journal of Magnesium and Alloys*. 2020; 8(2): 352–363. doi: 10.1016/j.jma.2020.02.009

15. Bazhenov VE, Li A, Iliasov A, Bautin V, Plegunova S, Koltygin A, et al. Corrosion behavior and biocompatibility of hot-extruded Mg–Zn–Ga–(Y) biodegradable alloys. *J Funct Biomater*. 2022; 13(4): 294. doi: 10.3390/jfb13040294

16. Rogachev SO, Bazhenov VE, Komissarov AA, Li AV, Munzaferova NE, Plegunova SV, et al. Microstructure, mechanical, and corrosion properties of Mg–Zn–Ga alloy after hot rolling. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2025; 34(5): 3970–3978. doi: 10.1007/s11665-024-09361-2

17. Drobyshev A, Gurganchova Z, Redko N, Komissarov A, Bazhenov V, Statnik ES, et al. An *in vivo* rat study of bioresorbable Mg–2Zn–2Ga alloy implants. *Bioengineering (Basel)*. 2023; 10(2): 273. doi: 10.3390/bioengineering10020273

18. Drobyshev A, Komissarov A, Redko N, Gurganchova Z, Statnik ES, Bazhenov V, et al. Bone remodeling interaction with magnesium alloy implants studied by SEM and EDX. *Materials (Basel)*. 2022; 15(21): 7529. doi: 10.3390/ma15217529

Сведения об авторах

Кунижев Кантенир Анатольевич – аспирант кафедры челюстно-лицевой и пластической хирургии; сотрудник лаборатории медицинской биорезорбции и биорезистентности ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; e-mail: kunizhevka@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0001-9077-6528>

Редько Николай Андреевич – кандидат медицинских наук, доцент кафедры челюстно-лицевой и пластической хирургии; ведущий научный сотрудник лаборатории медицинской биорезорбции и биорезистентности ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; e-mail: dr.redko@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7807-9351>

Иванов Алексей Алексеевич – доктор медицинских наук, заведующий лабораторией клеточной и молекулярной патологии ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; e-mail: butivanov@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-5722-6922>

Невская Елена Евгеньевна – сотрудник лаборатории медицинской биорезорбции и биорезистентности ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; e-mail: nevskaya_ee@rosunimed.ru

Комиссаров Александр Александрович – кандидат технических наук, доцент, директор Института «Материаловедение, аддитивные и сквозные технологии», заведующий лабораторией «Гибридные наноструктурные материалы» ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский технологический университет «МИСИС»; e-mail: Komissarov.alex@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-5125-9870>

Баженов Вячеслав Евгеньевич – кандидат технических наук, доцент кафедры литейных технологий и художественной обработки материалов; старший научный сотрудник отдела компьютерных технологий и лабораторного обеспечения ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский технологический университет «МИСИС»; e-mail: v.e.bagenov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-3214-1935>

Дробышев Алексей Юрьевич – доктор медицинских наук, член-корреспондент РАН, профессор, заведующий кафедрой челюстно-лицевой и пластической хирургии ФГБОУ ВО «Российский университет медицины» Минздрава России; e-mail: dr.drobyshev@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1710-6923>

Information about the authors

Kantemir A. Kunizhev – postgraduate student of the Department of Oral and Maxillofacial and Plastic Surgery; researcher at the Laboratory of Medical Bioresorption and Bioresistance, Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation; e-mail: kunizhev@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0001-9077-6528>

Nikolai A. Redko – Cand. Sc. (Med.), associate professor of the Department of Oral and Maxillofacial and Plastic Surgery; leading researcher at the Laboratory of Medical Bioresorption and Bioresistance, Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation; e-mail: dr.redko@mail.ru, <https://orcid.org/0000-0001-7807-9351>

Alexey A. Ivanov – Dr. Sc. (Med.), head of the Laboratory of Cellular and Molecular Pathology, Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation; e-mail: butivanov@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0001-5722-6922>

Elena E. Nevskaya – researcher at the Laboratory of Medical Bioresorption and Bioresistance, Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation; e-mail: nevskaya_ee@rosunimed.ru

Alexander A. Komissarov – Cand. Sc. (Engineering), director of the Institute of Materials Science, Additive and End-to-End Technologies; head of the Laboratory of Hybrid Nanostructured Materials, National University of Science and Technology MISIS; e-mail: Komissarov.alex@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-5125-9870>

Vyacheslav E. Bazhenov – Cand. Sc. (Engineering), associate professor of the Department of Foundry Technologies and Artistic Processing of Materials; senior researcher, National University of Science and Technology MISIS; e-mail: v.e.bagenov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0003-3214-1935>

Alexey Yu. Drobyshev – Dr. Sc. (Med.), corresponding member of the RAS, professor, head of the Department of Oral and Maxillofacial and Plastic Surgery, Russian University of Medicine, Ministry of Health of the Russian Federation; e-mail: dr.drobyshev@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1710-6923>

Статья опубликована в рамках VII Всероссийской научно-практической конференции молодых учёных с международным участием «ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ И ПРИКЛАДНЫЕ АСПЕКТЫ В МЕДИЦИНЕ И БИОЛОГИИ», 22–24 июня 2026 г.