

УДК 616.71-089.2:[615.465:661.846](045)

Новый растворимый сплав на основе магния для применения в травматологии

В. Н. Черный¹, Е. В. Яцун², М. Л. Головаха¹, В. А. Шаломеев³

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² Запорожский центр экстремальной медицины и скорой медицинской помощи. Украина

³ Запорожский национальный технический университет. Украина

Objective: to develop a new magnesium-based alloy with physical and chemical properties that allow to use it for osteosynthesis. Methods: we developed prototypes by doping the silver standard and scandium alloys based on magnesium ML-5 and ML-10. Studied their strain, macro- and microstructure by light surface microscopic metallographic analysis. The rate of dissolution of magnesium alloys studied in physiological solutions with various sodium chloride (NaCl, Helofuzyn, Venofundyn). Results: mechanical tests have shown that microalloying alloys ML-5 and ML-10 silver and scandium increased their strength and ductility. Established that the dissolution rate of magnesium alloys depending on their chemical composition and structure may change more than 500 times. The study of solubility in alloy ML-10 Helofuzyni allowed to establish that the optimal content of silver in the alloy can be 0.05–0.07 % by weight, as increased its content to 1.0 % almost does not change the average rate of solubility. Conclusions: increased physical and mechanical properties of magnesium alloys and regulated their dissolution in physiological solutions provided input into the composition of silver or scandium. This found that the optimal content of these elements in magnesium alloy is in the range 0.05–0.1 % (wt.). ML-10 strength alloy containing 0.05 % silver, more than 2 times exceeds the strength of bone man. At the macro and mikroriv- not studied the process of dissolution of magnesium alloy with silver ML-10 in Venofundyni and determined the speed of the metal in it. Duration properties preserving strong magnesium alloy ML-10 during contact with physiological solution can be significantly increased by changing parameters such as geometry and thickness of the metal. Key words: osteosynthesis, magnesium, biodegradable implant, physical and chemical properties.

Мета: розробити новий сплав на основі магнію з фізико-хімічними властивостями, які дають змогу використовувати його для остеосинтезу. Методи: розроблено дослідні зразки шляхом легування сріблом і скандієм стандартних сплавів на основі магнію МЛ-5 і МЛ-10. Досліджено їхню жорсткість, макро- та мікроструктуру за допомогою світлової мікроскопії, виконано металографічний аналіз поверхні. Швидкість розчинення магнієвих сплавів вивчали у фізіологічних розчинах із різним вмістом хлористого натрію (NaCl, Гелофузин, Венофундин). Результати: механічні іспити показали, що мікролегування сплавів МЛ-5 та МЛ-10 сріблом та скандієм підвищило їхню міцність і пластичність. Встановлено, що швидкість розчинення магнієвих сплавів залежно від їхнього хімічного складу і структури може змінюватися більш ніж у 500 разів. Вивчення розчинності сплаву МЛ-10 в Гелофузині дало змогу встановити, що оптимальним вмістом срібла в сплаві може бути 0,05–0,07 % від маси, оскільки збільшення його вмісту до 1,0 % практично не змінює усереднений показник розчинності. Висновки: підвищені фізико-механічні властивості магнієвих сплавів і регульоване їхнє розчинення у фізіологічних розчинах забезпечувалося введенням у склад срібла або скандію. При цьому встановлено, що оптимальний вміст цих елементів у магнієвому сплаві знаходиться в межах 0,05–0,1 % (мас.). Міцність сплаву МЛ-10, що містить 0,05 % срібла, більше ніж у 2 рази перевищує міцність кісткової тканини людини. На макро- і мікрорівні досліджено процес розчинення магнієвого сплаву МЛ-10 зі сріблом у Венофундині й визначено швидкість розчинення металу в ньому. Тривалість збереження міцних властивостей магнієвого сплаву МЛ-10 у процесі контакту з фізіологічним розчином можна помітно збільшити, змінюючи такі параметри, як геометрія й товщина металу. Ключові слова: остеосинтез, магній, біодеградований імплантат, фізико-хімічні властивості.

Ключевые слова: остеосинтез, магний, биодegradирующий имплантат, физико-химические свойства

Введение

В настоящее время для остеосинтеза используют фиксирующие конструкции, изготовленные из различных материалов. Среди них титановые сплавы и хромоникелевые стали, обладающие такими свойствами: немагнитны, имеют требуемые физико-механические характеристики, стерилизуемые, полностью индифферентны к тканям и среде организма, нетоксичны. Все эти материалы имеют один недостаток — после восстановления костной ткани необходимо хирургическое удаление металлических элементов [1–4].

На сегодня все большее распространение приобретают биорастворимые полимерные материалы, использование которых позволяет избежать повторных операций, связанных с удалением фиксаторов. Однако нередко вокруг таких имплантатов наблюдают остеолит [5]. Поиск оптимальных материалов для остеосинтеза продолжается. Неоднократно исследователи обращали внимание на магний и его сплавы, одним из свойств которых является растворимость в водной среде [6].

Чистый магний в виде пластин для остеосинтеза был апробирован в 1907 г., но довольно низкие прочностные свойства сделали его применение невозможным. Пластины разрушились через 8 суток, а активное растворение металла сопровождалось выделением большого количества газа [7]. Совершенствование состава магниевых сплавов показало, что эти материалы могут быть перспективными для остеосинтеза [6]. Удалось получить сплавы с более приемлемыми характеристиками по скорости растворения. Поэтому исследования по разработке магниевых сплавов с регулируемым механическими и биорастворимыми характеристиками, которые не влияли бы на физиологические процессы регенерации костной ткани и позволили исключить повторное хирургическое вмешательство, вполне актуальны.

Цель работы: разработать биорастворимый сплав на основе магния с физико-химическими свойствами, позволяющими его использование для остеосинтеза.

Задачи работы: отработать технологию легирования стандартных сплавов на основе магния МЛ-5 и МЛ-10 для увеличения механических свойств и уменьшения скорости их растворения в жидкой среде. Изучить механические характеристики различных вариантов сплавов. Провести металлографический анализ опытных образцов, исследовать их растворимость. Разработать

сплав на основе магния, отвечающий требованиям к применению его для остеосинтеза.

Материал и методы

Магниевые сплавы МЛ-5 (7,5...7,9 % Al; 0,15...0,5 % Mn; 0,2...0,8 % Zn) и МЛ-10 (2,2...2,8 % Nd; 0,4...0,8 % Zr; 0,1...0,7 % Zn) изготавливали в тигельных индукционных печах ИПМ-500, в которые загружали предварительно нагретые шихтовые материалы. Из раздаточной печи в нагретые заливочные ковши отбирали порции расплава (10–12 кг) и вводили в них серебро 999 пробы (0,05; 0,1; 1,0 % мас. по расчету) и скандий магний-скандиевой лигатурой (0,05; 0,1; 1,0 % мас. по расчету). Затем заливали в песчано-глинистые формы для получения литых образцов (ГОСТ 1497-84, механические испытания) (рис. 1).

Известно, что серебро обладает антибактериальными и дезинфицирующими свойствами. Сейчас изготавливают медицинские препараты, в состав которых добавлено серебро. К ним относятся колларгол, протаргол, нитрат серебра. При небольших ранах, ссадинах и ожогах применяют бактерицидную бумагу, пропитанную нитратом и хлоридом серебра.

Химический состав образцов из магниевых сплавов контролировали при помощи оптических эмиссионных спектрометров «SPECTROMAX» и «SPECTROMAXF», фотоэлектрических спектрометров МФС-8 и ТФС-36, ЕДРФ спектрометра «SPECTRO XEPOS».

Макро- и микроструктуру исследуемых сплавов изучали методами световой микроскопии («Neophot 32», «OLYMPUS IX70»), а также с использованием программно-аппаратного комплекса «Видеотест-Структура 5.0» на базе металлографического микроскопа «Axiovert 40MAT». Фрактографический анализ поверхности разрушения

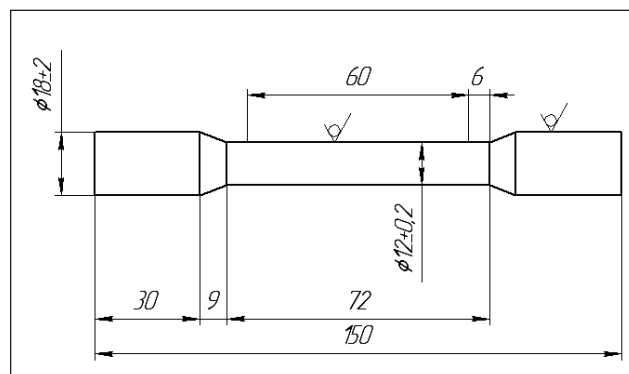


Рис. 1. Параметры литого образца для механических испытаний

образцов проводили на электронном сканирующем микроскопе «JSM-6360LA».

Химический анализ структурных составляющих магниевых сплавов изучали на электронном микроскопе — микроанализаторе с энергодисперсионной приставкой РЕММА-202М и РЕМ 161.

Механические свойства образцов из магниевых сплавов определялись на разрывной машине «INSTRUN» 2801 по ГОСТ 1497-84 и ГОСТ 2856-79. Микротвердость структурных составляющих сплавов изучали микротвердомером фирмы «Buehler» и LM-700AT при нагрузке 0,1 Н согласно ГОСТ 9450-76.

Для определения скорости растворения металла (по потере массы) изготавливали образцы размерами $\varnothing 10 \times 6$ мм на токарном станке, не допуская использования масла, эмульсии и местных перегревов, затем зачищали наждачной бумагой с мелким зерном и получали шероховатость поверхности не менее $Ra \leq 2,5$ мкм (ГОСТ 9.019-74). Каждый образец обмеряли штангенциркулем с точностью до 0,1 мм и взвешивали на аналитических весах АДВ-200 с точностью до 0,0001 г.

Скорость растворения подготовленных образцов из магниевых сплавов изучалась в растворе Гелофузин (4,0 % желатина; 0,7 % NaCl и 0,14 % NaOH) и Венофундин (6,0 % гидроксиэтилового крахмала и 0,9 % NaCl). Параллельно определяли растворимость некоторых магниевых сплавов в дистиллированной воде, содержащей 0,7 или 0,9 % NaCl. Образцы перед погружением в раствор обезжиривали этиловым спиртом. Каждый из них в отдельной емкости с раствором размещали в ультратермостате УТ-15 для поддержания заданной температуры испытания — $(36 \pm 1,0)$ °С. Через 3, 5, 7, 10, 20 и 30 суток образцы вынимали из раствора, с их поверхности удаляли продукты химического взаимодействия хромовым ангидридом (при температуре 18–25 °С в течение 1–5 мин). Очищенные образцы промывали в проточной и дистиллированной воде, высушивали и взвешивали на весах АДВ-200.

Потерю массы образца Δm , (г/м²) рассчитывали по формуле (1):

$$\Delta m = \frac{m_0 - m_1}{S}, \quad (1)$$

где m_0 — вес образца до испытаний, г;

m_1 — его вес после испытаний и удаления продуктов взаимодействия с раствором, г;

S — площадь поверхности образца до испытаний, м².

Скорость растворения K , г/(м²·сут) рассчитывали по формуле (2):

$$K = \frac{\Delta m}{\tau}, \quad (2)$$

где τ — длительность испытаний, сут.

Для каждого варианта испытания определяли среднюю скорость растворения металла на основе 2–3 образцов.

Результаты и их обсуждение

Магниевые сплавы для остеосинтеза должны удовлетворять следующим требованиям [8]:

– пределы прочности (σ_B) и пропорциональности ($\sigma_{0,2}$) должны быть не менее прочности костной ткани ($\sigma_B \approx 130$ МПа [7]);

– скорость растворения металла не должна превышать темп регенерации костной ткани;

– выделяемые продукты биорастворения металла не должны наносить вред и накапливаться в организме;

– исключить попадание в организм вредных элементов (особенно тяжелых металлов: свинца, меди, олова и др.);

– сплав должен быть технологичным при изготовлении из него специальных фиксаторов для костной ткани.

Металлографические исследования показали, что структура стандартного сплава МЛ-5 состоит из δ -твердого раствора, интерметаллидов (γ — фазы $Mg_{17}Al_{12}$) и эвтектики типа $\delta + \gamma$ ($Mg_{17}Al_{12}$), располагающейся по границам зерен. Присутствие серебра и скандия в сплаве существенно изменяло состав интерметаллидов. Микрорентгеноспектральный анализ показал, что в сплаве с серебром в составе интерметаллидов содержалось до 78 % Ag, а в сплаве со скандием — 32,6 % Sc.

Микроструктура стандартного сплава МЛ-10 состояла из δ -твердого раствора и эвтектики ($\delta + \gamma$ — фазы). Введение в сплав МЛ-10 серебра и скандия изменяло состав твердого раствора и эвтектики (рис. 2).

Механические испытания образцов показали, что микролегирование сплавов МЛ-5 и МЛ-10 серебром и скандием повысило их прочность и пластичность.

Так, предел прочности стандартного сплава МЛ-5 (σ_B — 235 МПа) при введении в него 0,05 % Ag увеличился до 252 МПа; 0,05 % Sc — до 268 МПа; относительное удлинение (δ , %) от 3,8 до 4,6 % (Ag) и 5,3 % (Sc). С увеличением

Таблица 1

Растворимость магниевых сплавов в физиологических растворах

Марка сплава	Содержание микролегирующего элемента, % мас.	Содержание NaCl в растворе, %	Раствор	Скорость растворения магниевого сплава [г/(м ² ·сут)] за период (сут)					
				3	5	7	10	20	30
МЛ-5	0	0,7	дистиллят	—	—	—	34,90	52,50	60,80
			Гелофузин	—	—	—	107,30	97,50	70,03
		0,9	дистиллят	103,10	293,80	226,40	212,30	—	—
			Венофундин	—	—	—	31,90	50,70	58,00
	0,1 Ag	0,7	Гелофузин	—	—	—	127,40	97,73	79,90
		0,9	Венофундин	367,40	307,40	341,60	—	—	—
	1,0 Ag	0,7	Гелофузин	—	—	—	124,10	101,50	78,80
		0,9	Венофундин	323,40	241,50	271,1	209,30	—	—
МЛ-10	0	0,7	дистиллят	—	—	—	2,20	1,00	0,90
			Гелофузин	—	—	—	3,12	1,75	2,09
		0,9	дистиллят	—	—	—	6,00	2,60	19,40
			Венофундин	—	—	—	3,98	1,83	1,62
	0,05 Sc	0,7	Гелофузин	—	—	—	22,67	13,43	10,58
	0,1 Sc	0,7	Гелофузин	—	—	—	8,92	15,51	10,10
		0,9	Венофундин	—	—	—	0,83	5,38	2,70
	1,0 Sc	0,7	Гелофузин	—	—	—	37,99	26,13	71,50
		0,9	Венофундин	—	—	—	5,62	7,85	0,71
	0,05 Ag	0,7	Гелофузин	—	—	—	3,49	4,73	2,39
	0,1 Ag	0,7	Гелофузин	—	—	—	5,42	4,50	3,42
	1,0 Ag	0,7	Гелофузин	—	—	—	7,20	5,02	2,65

общей объемной доли интерметаллидов повысилась прочность металла [5, 6, 9–13].

Проведенные исследования растворимости магниевых сплавов в физиологических растворах показали, что в зависимости от состава металла его скорость растворения может изменяться от 0,71 до 367,4 г/(м²·сут), т. е. более чем в 500 раз (табл. 1). При этом образцы из сплава МЛ-5 по сравнению со сплавом МЛ-10 показали существенно большую растворимость.

Анализируя особенности растворимости, необходимо отметить, что сплав МЛ-5 стандартного состава (без серебра) более активно растворялся в Гелофузине и меньше в Венофундине. Микролегирование сплава МЛ-5 серебром (0,1–1,0 % Ag) заметно увеличивало растворимость его в Венофундине по сравнению с Гелофузином (табл. 1).

Анализ полученных данных по растворимости сплава МЛ-10 показал, что в большинстве случаев легирование скандием и серебром приводило к увеличению скорости его растворения. В то же время выявлена закономерность, что независимо от состава сплава МЛ-10 и растворителя, с повышением длительности испытания (в сутках) скорость растворения может заметно снижаться

(табл. 1), в частности с применением Венофундина и раствора NaCl в дистиллированной воде.

При сравнении влияния скандия и серебра в сплаве МЛ-10 на его растворимость установлено, что скандий замедляет растворимость металла в физиологических растворах, а серебро — ускоряет. В данном случае влияет величина и знак нормального электродного потенциала химического элемента (–2,36 В для Mg; –2,08 В для Sc; +0,8 В для Ag).

Изучение скорости растворения магниевых сплавов в физиологических растворах (Гелофузин, Венофундин) позволило установить, что скорость растворения магниевых сплавов в зависимости от их химического состава и структуры может меняться более чем в 500 раз.

В результате исследования растворимости сплава МЛ-10 в Гелофузине выявлено (рис. 3), что в данном случае оптимальным содержанием серебра в сплаве может быть 0,05–0,07 % по массе, т. к. увеличение его содержания до 1,0 % практически не влияло на усредненный показатель растворимости.

Исследовали растворимость в Венофундине образцов для механических испытаний (рис. 4)

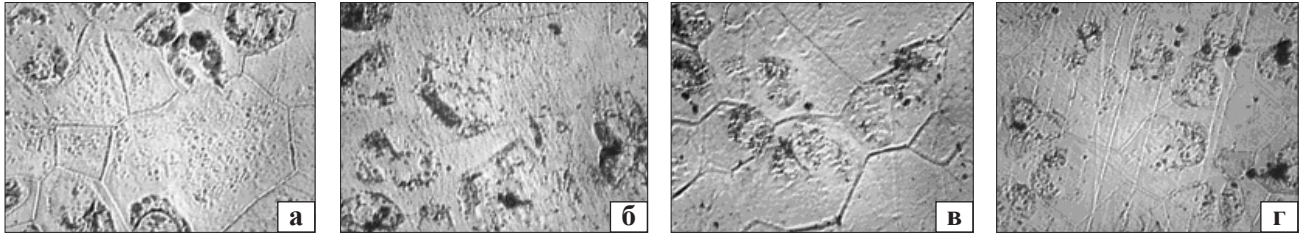


Рис. 2. Микроструктура термообработанного сплава МЛ-10 с серебром (ув. 200): а) стандартный сплав; б) 0,05 % Ag; в) 0,1 % Ag; г) 1,0 % Ag

из сплава МЛ-10 (% , мас.): 2,29 Nd; 0,05 Ag; 0,54 Zr; 0,25 Zr. Получение и подготовка образцов проводилось по ранее описанной методике. Дополнительно на головки образцов (Ø 11 мм) нанесли защитное покрытие (метод анодирования).

Каждый опытный образец (рис. 4) в отдельной емкости находился полностью погруженным в Венофундин на протяжении 7–42 сут.

Растворимость металла в Венофундине определяли по скорости вытравливания по глубине образца (V , мкм/ч):

$$V = \frac{H}{\tau}, \quad (3)$$

где H — средняя глубина вытравливания, мкм;

τ — продолжительность выдержки в Венофундине, ч.

Металлографические исследования показали, что сплав МЛ-10 до испытаний имел мелкозернистую макроструктуру (рис. 5). Присутствие серебра улучшало мелкозернистость (рис. 5, б).

Микролегирование сплава МЛ-10 серебром способствовало некоторому измельчению микроструктуры и уменьшению размеров зерна. Средний размер микрозерна стандартного сплава МЛ-10 составил 39,7 мкм, а сплава МЛ-10 с серебром (0,05 % Ag) — 38,5 мкм.

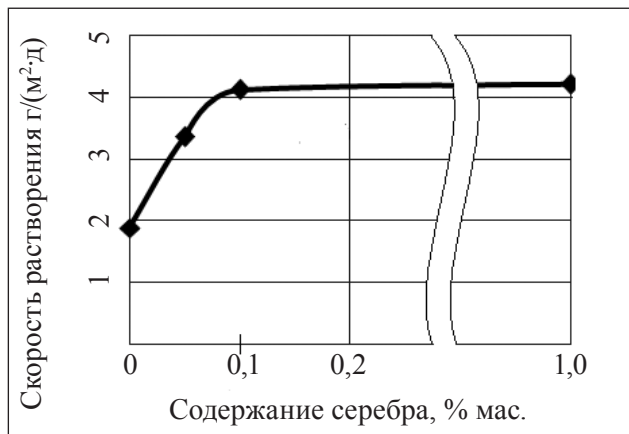


Рис. 3. Признак влияния содержания серебра в сплаве МЛ-10 на среднюю скорость его растворения в растворе Гелофузина

Внешний вид литых образцов из сплава МЛ-10, содержащего 0,05 % серебра, после пребывания в Венофундине существенно изменился (рис. 6).

Наблюдали растворимость металла не только в рабочей части образца для механических испытаний, но и в анодированных утолщенных частях для захватов испытательной машины. В течении 672 ч (28 сут) рабочая зона образца существенно растворилась, а за 1008 ч (42 сут) полностью растворились в Венофундине отдельные участки образцов.

Скорость растворения металла в Венофундине была практически стабильной на протяжении 1008 ч (42 сут) (табл. 2) и находилась в пределах 0,74–0,81 мкм/ч.

Проведенные механические испытания образцов из сплава МЛ-10 с серебром показали (табл. 3), что предел прочности металла до взаимодействия с Венофундином почти в 2 раза превышал прочность костной ткани. Рабочая зона разрывного образца Ø 5 мм за 2 недели заметно уменьшилась и произошло образование микропустот, что снизило механические показатели металла (табл. 3).

Изменение параметров образца (геометрия, толщина) позволит увеличить время растворения металла в физиологическом растворе. В зоне контакта металла с костной тканью процессы его растворения могут замедлиться.

Механические свойства предложенного сплава не позволят применять его для изготовления пластин или интрамедуллярных стержней, но вполне возможно использование для винтов

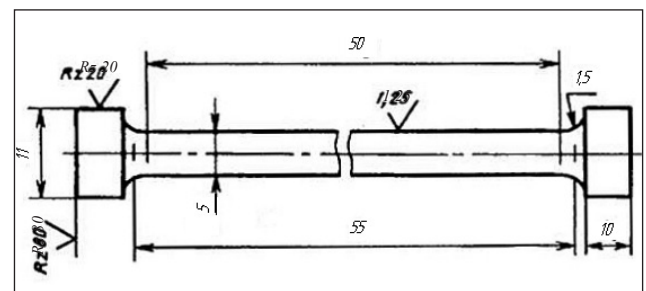


Рис. 4. Эскиз образца сплава для механических испытаний

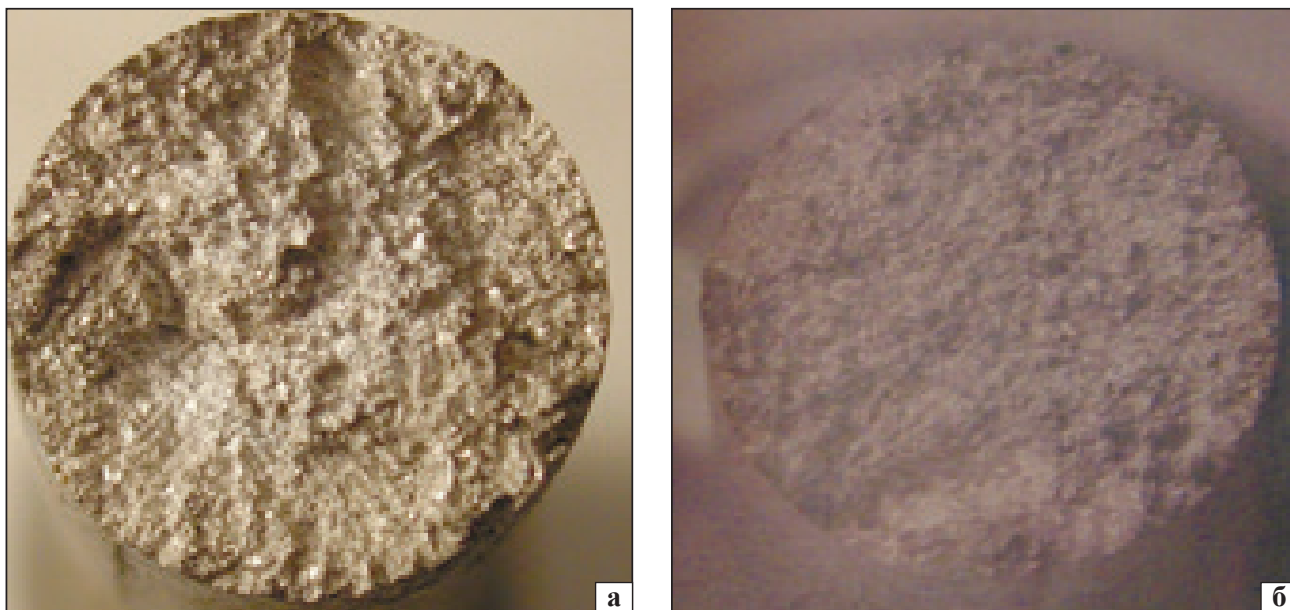


Рис. 5. Макрофрактограммы образцов из сплава МЛ-10 с Ag: а) стандартный состав; б) 0,05 % Ag. Ув. 5

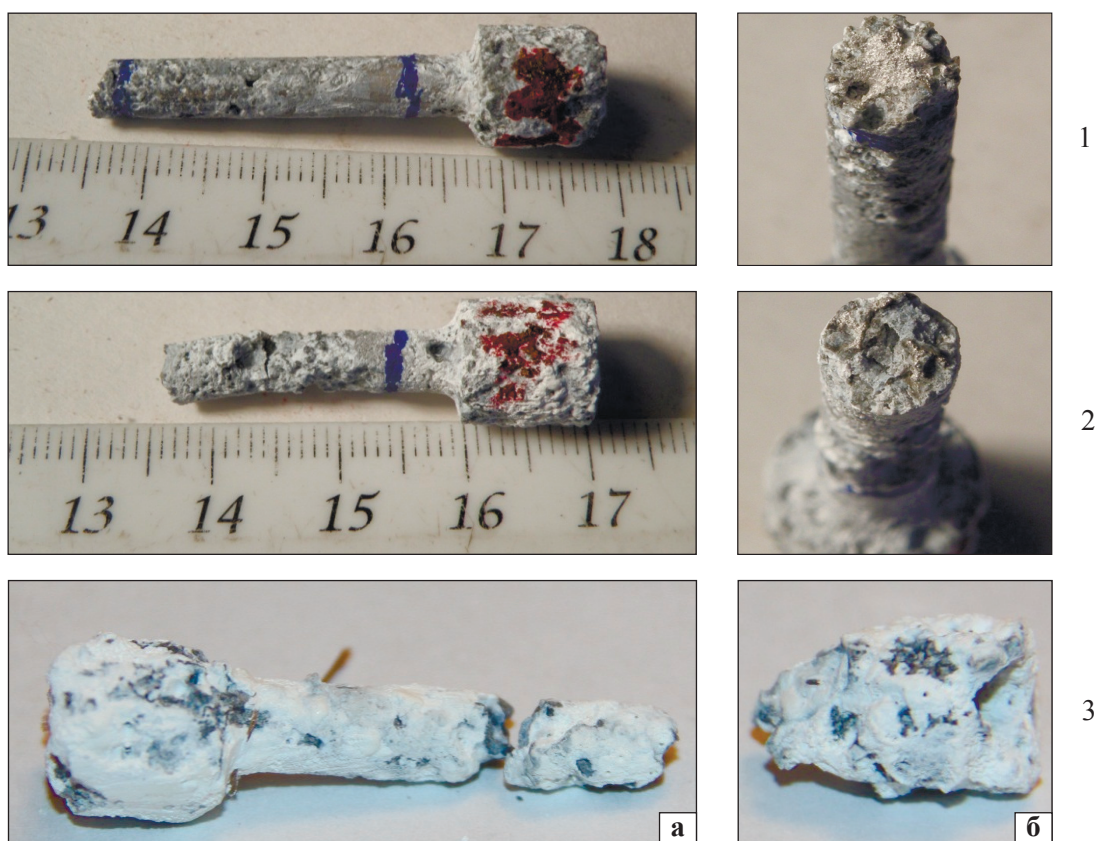


Рис. 6. Образцы из сплава МЛ-10 (0,05 % Ag) после испытаний на растворимость в Венофундине на сроках 1 – 14 сут, 2 – 28 сут, 3 – 42 сут: а) внешний вид; б) излом образца

малеолярных, интерферентных и предназначенных для фиксации фрагментов на стопе или кисти.

Нами проведены морфологические и токсикологические исследования данного сплава, резуль-

таты которых были опубликованы ранее [14–16]. Отмечено, что имплантаты из сплавов магния не угнетали в эксперименте процессы васкуляризации и ангиогенеза в отличие от фиксаторов, изготовленных из нержавеющей стали. При остеосинтезе

Таблица 2

Скорость растворения сплава МЛ-10, содержащего 0,05 % Ag, в Венофундине

Продолжительность выдержки в Венофундине, ч	Средняя глубина вытравливания металла, мкм	Скорость растворения V, мкм/ч
672	497	0,74
1008	816	0,81

Таблица 3

Механические свойства сплава МЛ-10 с серебром после взаимодействия с Венофундином

Длительность взаимодействия с Венофундином, ч (неделя)	Параметры рабочей зоны образца		Усилие разрушения образца, кН	Предел текучести $\sigma_{0,2}$, МПа	Предел прочности σ_B , МПа	Относительное	
	d, мм	S, мм ²				удлинение δ , %	сужение, ψ , %
0	5,0	19,6	5,0–5,64*	131,7–137,9	254,8–287,5	8,8–13,6	0,4–7,8
			5,32	134,8	271,2	11,2	4,1
336 (2)	4,5	15,9	1,21–1,71	61,6–80,2	76,1–107,5	2,0–2,4	0,0–0,4
			1,1	70,9	91,8	2,2	0,2
672 (4)	3,9	11,9	0,22–0,33	10,8–11,5	18,8–27,7	0,8–2,4	0,2–0,4
			0,275	11,5	22,9	1,6	0,3
1008 (6)	Отдельные участки образца растворились						

Примечание. * — числитель — минимальное и максимальное значение, знаменатель — среднее значение.

отломков костей имплантатами из сплавов магния пролиферативная активность клеток, участвующих в формировании костной ткани не нарушалась. Можно говорить о незначительном сокращении сроков репарации костной ткани (на 10 %) при остеосинтезе имплантатами из сплава магния в эксперименте по сравнению с образцами из нержавеющей стали. В результате экспериментально-морфологического исследования установлено, что использование сплава магния для остеосинтеза переломов не нарушает процесс репаративной регенерации [14]. Выявлено, что продукты биорастворения модифицированного магниевого сплава МЛ-10 не оказывают токсического действия на ткани организма и не усиливают клеточную деструкцию, о чем свидетельствует отсутствие признаков эндогенной интоксикации и окислительного повреждения функциональных макромолекул. Постепенная (в течение семи месяцев) метаболизация металлических фиксаторов из биодеградирующего магниевого сплава МЛ-10 организмом белых беспородных крыс-самцов сопровождалась отсутствием нарушений физиологических проявлений. Исходя из результатов эксперимента, можно рекомендовать металлические фиксаторы из биодеградирующего магниевого сплава МЛ-10 для применения у человека [6, 15].

Выводы

Повышенные физико-механические свойства магниевых сплавов и регулируемое их растворе-

ние в физиологических растворах обеспечивалось введением в сплав серебра или скандия. При этом установлено, что оптимальное содержание этих элементов в магниевом сплаве находится в пределах 0,05–0,1 % мас.

Прочность магниевого сплава МЛ-10, содержащего 0,05 % серебра, более чем в 2 раза превышает прочность костной ткани человека. Предел прочности этого сплава позволит применять его для изготовления винтов, предназначенных для фиксации мелких фрагментов на стопе или кисти.

На макро- и микроуровне исследован процесс растворения магниевого сплава МЛ-10 с серебром в Венофундине и определена скорость растворения металла в нем.

Длительность сохранения прочностных свойств магниевого сплава МЛ-10 в процессе контакта с физиологическим раствором можно заметно увеличить за счет изменения таких параметров как геометрия и толщина металла.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Алабут А. В. Экспериментально-клиническое обоснование применения конструкций из никелида титана в травматологии и ортопедии : дис. ... канд. мед. наук / А. В. Алабут. — Ростов-на-Дону, 2003. — 240 с.
2. Староха А. В. Функциональные результаты лечения больших абсцессом перегородки носа с использованием эластичных проникаемых имплантатов / А. В. Староха, А. В. Давыдов, А. С. Просекин // Бюллетень Сибирской медицины. — 2005. — Прил. 1. — С. 46.

3. Крайнов Е. А. Морфофункциональная характеристика костеобразования при использовании имплантатов с биокерамическими покрытиями : дис. ... канд. мед. наук / Е. А. Крайнов. — Волгоград, 2009. — 83 с.
4. Копысова В. А. Экспериментальное исследование остеосинтеза фиксаторами из пористого никелида титана / В. А. Копысова, В. А. Городилов, В. В. Кишкарев: мат. науч.-практ. конф. [«Актуальные вопросы имплантологии и остеосинтеза»]. — Новокузнецк, 2000. — С. 27–29.
5. Magnesium biomaterials for orthopedic application: a review from a biological perspective / J. Walker, S. Shadanbaz, T. B. Woodfield [et al.] // *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* — 2014. Vol. 102 (6). — P. 1316–1331. — DOI: 10.1002/jbm.b.33113.
6. Sustained release of Vn and rhBMP-2 from nanoporous magnesium-zinc-silicon xerogels for osteomyelitis treatment and bone repair / F. Li, W. Wu, L. Xiang [et al.] // *Int. J. Nanomedicine.* — 2015. — Vol. 10. — P. 4071–4080. — DOI: 10.2147/IJN.S82486.
7. Комиссарова Л. А. Перспективы применения сталей и сплавов в травматологии и ортопедии / Л. А. Комиссарова // Структура, механические и физические свойства металлических материалов. — 1987. — № 3. — С. 108–112.
8. Руководство по внутреннему остеосинтезу / М. Мюллер, М. Альговер, Р. Шнайдер, Х. Виллинегер. — Springer-Verlag. — Москва, 1996. — 780 с.
9. Коррозійна стійкість магнієвого сплаву МЛ5 зі скандієм та сріблом / Ю. О. Зеленюк, В. М. Чорний, В. А. Шаломєєв, Е. І. Цивірко : мат. III міжнар. наук.-тех. конф. [«Нові матеріали і технології в машинобудуванні»]. — Київ : НТУ «КПІ», 2011. — С. 41–43.
10. Коррозійна стійкість литих магнієвих сплавів зі скандієм / Ю. О. Зеленюк, В. М. Чорний, В. А. Шаломєєв, Е. І. Цивірко // *Металознавство та обробка металів.* — 2011. — № 3. — С. 20–25.
11. Биорезорбтивные свойства сплавов магния / А. Н. Чемирис, Э. И. Цивирко, В. Н. Черный [и др.] // *Травма.* — 2011. — Т. 12, № 3. — С. 144–146.
12. Пат. 66702 Україна, МПК С22С 23/00 (2011.01). Біодеградуєчий ливарний сплав на основі магнію для остеосинтезу / В. О. Богуслаєв, С. Б. Беліков, Ю. М. Колесник [та ін.] ; заявник і патентовласник ПАТ «Мотор Січ». — заявл. 11.07.2011 ; опубл. 10.01.2012. Бюл. № 1.
13. Зеленюк Ю. О. Корозійна стійкість литого магнієвого сплаву МЛ5 з неодимом / Ю. О. Зеленюк, В. А. Шаломєєв, Е. І. Цивірко : мат. IV міжнар. наук.-тех. конф. [«Нові матеріали і технології в машинобудуванні»]. — Київ : НТУ «КПІ», 2012. — С. 37–38.
14. Регенерація костної тканини при остеосинтезі імплантатами сплавів на основі магнія в експерименті / М. Л. Головаха, В. Н. Черний, Е. В. Яцун [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2013. — № 2. — С. 45–50. — DOI: 10.15674/0030-59872013245-50.
15. Особливості метаболізму лабораторних крис при біодеградації імплантата з сплава на основі магнія / М. Л. Головаха, І. Ф. Беленичев, В. Н. Черний, Е. В. Яцун // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — 2013. — № 3. — С. 43–46. — DOI: 10.15674/0030-59872013343-46.
16. Экспериментальная оценка общетоксического действия имплантатов из сплава на основе магния / М. Л. Головаха, И. Ф. Белиничев, Г. А. Жерновая [и др.] // *Ортопедия, травматология и протезирование.* — № 3. — 2014. — С. 10–15. — DOI: 10.15674/0030-59872014310-15.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872016426-33>

Стаття надійшла до редакції 22.02.2016

NEW SOLUBLE MAGNESIUM-BASED ALLOYS FOR USE IN TRAUMATOLOGY

V. N. Chorny¹, Ye. V. Yatsun², M. L. Golovakha¹, V. A. Shalomeev³¹ Zaporizhzhia State Medical University. Ukraine² City Clinical Hospital of Emergency and Ambulance, Zaporizhzhia. Ukraine³ Zaporizhzhia National Technical University. Ukraine✉ Maksim Golovakha, MD, Prof. : golovaha@ukr.net