

УДК 669.673.8

МАГНИЕВЫЕ СПЛАВЫ В ПРИБОРОСТРОЕНИИ И В МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКЕ

Савич В.В.

*Институт порошковой металлургии имени академика О.В. Романа
Минск, Республика Беларусь*

Введение. В последние годы повышенный интерес потребителей в разных отраслях производства вызывают магниевые сплавы, до недавнего времени использовавшиеся преимущественно в аэрокосмической технике. Это обусловлено особыми свойствами магниевых сплавов [1, 2]:

– низкая плотность (1,35–1,85 г/см³), что в 1,5–2 раза меньше, чем у алюминиевых сплавов, в 4–5 раз меньше, чем у сталей, и близка плотностям современных высокопрочных конструкционных полимеров и композитов, включая углеродные;

– хорошие механические свойства в широком интервале температур от –273 до +350 °С, прежде всего высокие показатели удельной прочности и жесткости;

– высокая демпфирующая способность (в 100 раз выше, чем у алюминиевых сплавов);

– хорошее электромагнитное и акустическое экранирование, высокие теплопроводность и теплоемкость;

– стабильность размеров при длительной эксплуатации и хранении;

– хорошие технологические свойства при обработке резанием, литье и горячей обработке давлением;

– отсутствие эффекта «старения» (охрупчивания) в отличие от конструкционных полимеров.

Однако неудовлетворительная износостойкость и, прежде всего, весьма низкая коррозионная стойкость сдерживают широкое применение магниевых сплавов в приборостроении, в изделиях медицинской техники.

Из-за низких механических свойств технический магний как конструкционный материал не применяется. Его используют в пиротехнике и химической промышленности для синтеза органических препаратов, а также в металлургии в качестве раскислителя, восстановителя и модификатора. Прочность магниевых сплавов σ_B при соответствующем легировании и термической обработке может достигать 350–400 МПа. Для повышения прочностных свойств магниевые сплавы подвергают закалке и старению. Из-за низкой скорости диффузии закалку обычно проводят на воздухе, применяют искусственное старение при сравнительно высоких температурах.

Легирование магниевых сплавов. Основными упрочняющими легирующими элементами в магниевых сплавах являются алюминий и цинк [3–5]. Марганец слабо влияет на прочностные свойства. Его вводят главным образом для повышения коррозионной стойкости и измельчения

зерна. Повышение коррозионной стойкости объясняется образованием защитной пленки гидратированного оксида MgO. Наиболее вредными примесями, снижающими коррозионную стойкость магния, являются никель, железо и, в меньшей степени, медь и кремний. Цирконий и марганец снижают отрицательное действие вредных примесей. Растворимость легирующих элементов, как и в случае алюминиевых сплавов, падает с уменьшением температуры, что позволяет применять к магниевым сплавам термическую обработку, состоящую из закалки с последующим старением. Термическая обработка магниевых и алюминиевых сплавов имеет много общего. Это объясняется близкими температурами плавления и отсутствием полиморфных превращений. Цирконий и церий уменьшают размер зерен, а также оказывают эффективное модифицирующее действие на структуру магниевых сплавов. Влияние легирующих элементов на механические свойства прессованных прутков магния показано на рисунке 1.

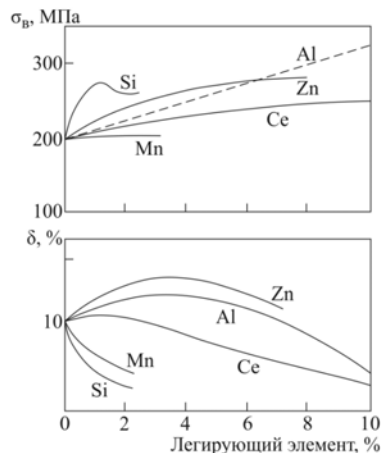


Рисунок 1 – Влияние легирующих элементов на свойства магниевых сплавов [3]

Особенностью магниевых сплавов является пониженная скорость диффузии большинства компонентов в магниевом твердом растворе. Низкие скорости диффузионных процессов способствуют развитию дендритной ликвации, требуют больших выдержек при нагреве, облегчают фиксацию твердых растворов при закалке и затрудняют распад пересыщенных растворов при старении. Для снижения уровня ликвации и повышения технологической пластичности перед деформацией слитки подвергают гомогенизирующему отжигу. Деформированные полуфабрика-

ты из магниевых сплавов отжигают для снятия остаточных напряжений. Для повышения прочностных свойств магниевые сплавы подвергают закалке и старению. Из-за низкой скорости диффузии закалку обычно проводят на воздухе, а искусственное старение применяют при сравнительно высоких температурах (до 200–250 °С) и более длительных выдержках (16–24 ч). Прочностные характеристики магниевых сплавов существенно повышаются при термомеханической обработке, состоящей в пластической деформации закаленного сплава перед его старением. Магниевые сплавы обладают высокой пластичностью в горячем состоянии и хорошо деформируются при нагреве. Для деформированных сплавов диффузионный отжиг обычно совмещают с нагревом для обработки давлением. Магниевые сплавы хорошо обрабатываются резанием, легко шлифуются и полируются. Они удовлетворительно свариваются контактной роликовой и дуговой сваркой, которую рекомендуется проводить в защитной атмосфере. Недостатками магниевых сплавов являются плохие литейные свойства и склонность к газонасыщению, окислению и воспламенению при литье. Для предотвращения дефектов при выплавке используют специальные флюсы; для уменьшения пористости применяют небольшие добавки кальция (0,2 %), а для снижения окисляемости – добавки бериллия (0,02–0,05 %).

Различают деформируемые и литейные магниевые сплавы. Деформируемые сплавы маркируются буквами МА, литейные – буквами МЛ, далее следует номер сплава. Состав и свойства некоторых российских магниевых сплавов приведены в таблице 1 [4, 5].

Таблица 1 – Химический состав и свойства российских магниевых сплавов

Марка сплава	Состав сплава, %				Режим термообработки	Механические свойства	
	Al	Mn	Zn	Прочие		σ_b , МПа	δ , %
Деформируемые сплавы							
МА1	–	1,3–2,5	–	–	Отжиг	200	8
МА2	3,0–4,0	0,15–0,5	0,2–0,8	–	Отжиг	270	10
МА5	7,8–9,2	0,15–0,5	0,2–0,8	–	Закалка + старение	320	14
МА19	–	–	5,5–7,0	0,5–1,0 Zr 0,2–1,0 Cd 1,4–2,0 Nd	Закалка + старение	380	5
МА20	–	–	1,0–1,5	0,05–0,12 Zr 0,12–0,25 Ce	Отжиг	250	20
ВДМ-1	–	–	1,2–2,0	2,5–3,5 Th	Отжиг	300	5
Литейные сплавы							
МЛ5	7,5–9,0	0,15–0,5	0,2–0,8	–	Отжиг	160	3
МЛ8	–	–	5,5–6,6	0,7–1,1 Zr 0,1–0,8 Cd	Закалка + старение	255	5
МЛ10	–	–	0,1–0,6	0,4–1,0 Zr 2,2–2,8 Nd	Закалка + старение	230	3

Применение магниевых сплавов в приборостроении. Детали из магниевых сплавов, полученные литьем под давлением, применяют в производстве оптических и точных приборов (рисунки 2, 3).

Главным преимуществом корпусов и других деталей приборов из магниевых сплавов по сравнению с алюминиевыми, помимо меньшего

удельного веса, – высокая жесткость. Это обусловило еще одно перспективное направление применения магниевых сплавов – шасси и корпуса в целом современных ультрабуков.



Рисунок 2 – Литой корпус современной фотокамеры из магниевых сплавов



Рисунок 3 – Литой корпус бинокля из магниевых сплавов

Новая тенденция современного материаловедения магниевых сплавов – использование для микролегирования редкоземельных элементов, которые позволяют формировать требуемый комплекс физико-механических свойств [6], но не только их.

Магниевые сплавы в изделиях медицинской техники. Магниевые сплавы успешно и традиционно применяются в конструкциях протезов конечностей, деталей инвалидных колясок, рентгеновских аппаратов, установок компьютерной томографии.

Магниевые сплавы оказались перспективными материалами ортопедических имплантатов вследствие ряда преимуществ перед используемыми в настоящее время материалами – титановыми сплавами, коррозионно-стойкими сталями, сплавами на основе тантала, кобальта и др. Он обладает хорошей биосовместимостью и механическими свойствами, близкими свойствам натуральной кости. Магний является одним из важнейших микроэлементов в организме человека, участвующим в более чем в 300 различных ферментативных реакциях и играющим важную роль в энергетическом обмене. Основной продукт разложения магниевых сплавов – водород – также может оказывать благотворное действие, поскольку он обладает антиоксидантной активностью, являясь селективным поглотителем гидроксильных радикалов и пероксинитрита. Идеальные имплантаты для фиксации костей должны обладать меньшей скоростью резорбции

по сравнению с процессом ремоделирования кости [7–9]. Биоразлагаемые магниевые сплавы могут позволить достичь синхронизации изменения их прочности и восстановления костной ткани, в то время как механические свойства постоянных имплантатов из титана и нержавеющей стали остаются практически неизменными в течение всего процесса заживления костного дефекта, что может вызывать явление *stress shielding*, проявляющееся в виде неравномерного ремоделирования костной ткани: сочетания участков резорбции с гипертрофией костной ткани [9]. Кроме того, способность магния к биорезорбции исключает необходимость повторной операции по удалению имплантата [10–12].

Быстрая и неконтролируемая деградация в физиологической среде, сопровождающаяся высвобождением водорода, является основным ограничением использования этих материалов [13]. В некоторых случаях данные ограничения удается преодолеть за счет удачного подбора легирующих элементов сплава – Li, Ca, Nd, Sr и др. Другая попытка – нанесение функциональных покрытий на готовые имплантаты [2], замедляющие их биокоррозию в средах живого организма (главным фактором из которых является кровь – водный раствор электролитов Na^+ , Ca^{2+} и Cl^-). Однако данные исследования начаты относительно недавно и в мире, и в СНГ, и в Беларуси. Поэтому их следует продолжить с учетом уже накопленного мирового опыта. Так фирмой Syntellix AG (Германия) разработан оригинальный биорезорбируемый магниевый сплав MgYREZr, содержащий редкоземельные элементы, из которого организовано промышленное производство ортопедических имплантатов, в частности, компрессионных винтов (рисунок 4), гвоздей, кортикальных стандартных шурупов [14]. При этом по мнению автора, поиск новых легирующих элементов, их сочетания с традиционными, более перспективен для создания эффективного биodeградируемого имплантата на основе магниевых сплавов, чем формирование всякого рода функциональных покрытий на нем. Это связано с тем, что любое покрытие, сдерживая процесс биокоррозии, рано или поздно исчерпает свой ресурс и приведет к неконтролируемой и в ряде случаев преждевременной катастрофической деградации всей конструкции в организме до завершения сращения перелома, формирования регенерированной костной ткани в полном объеме.

Следует отметить, что объемы выпуска только компрессионных винтов фирмой Syntellix AG к 2019 году достигли 15 тыс. шт., что побудило и других производителей разработать конструкции и организовать выпуск других конструкций ортопедических имплантатов – винтов, пластин, игл, используемых при классическом остеосинтезе (рисунок 5) [15].



Рисунок 4 – Компрессионный винт MAGNEZIX® Ø 3,2 мм из биорезорбируемого магниевых сплава MgYREZr Syntellix AG [14]



Рисунок 5 – Ортопедические имплантаты для остеосинтеза из биodeградируемых магниевых сплавов [15]

Высокая пластичность магниевых сплавов позволила освоить производство волочением из них проволоки различных диаметров. Из такой проволоки освоено производство клипс широкой гаммы типоразмеров для клипирования сосудов в ходе полостных операций, а также подобных по действию устройств для пережима язв в желудочно-кишечном тракте [15].

В работе [15] приведена в качестве примера и конструкция кардиоваскулярного стента, выполненного биodeградируемого магниевых сплава (рисунок 6). Конструктивно данный стент похож на традиционные, выполненные из титана, коррозийно-стойкой стали, никелида титана.

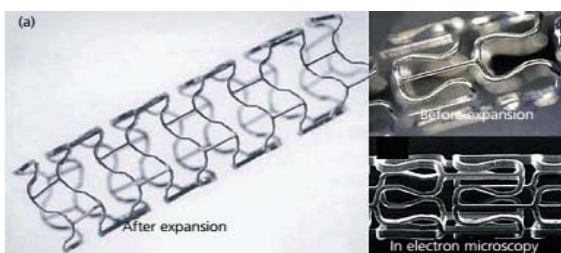


Рисунок 6 – Кардиоваскулярный стент из биodeградируемого магниевых сплава [15]

В работе [15] нет объяснений, в каких клинических случаях показана биodeградируемая (как правило, в течение 9–12 месяцев после имплантации) конструкция кардиоваскулярного стента. Единственным производителем, выпускающим на сегодняшний день биodeградируемые стенты Magmaris® из магниевых сплавов, является фирма BIOTRONIK AG (Швейцария) [16]. Однако даже в брошюре фирмы, посвященной данному продукту, нет сведений о показаниях к применению, зато приведены фотографии препаратов сосудов

с имплантированными стентами Magmaris[®], из которых видно, что даже через 36 месяцев стент сохраняет стабильность при уменьшении диаметра проволоки по сравнению с исходным.

Автор рекомендует всем специалистам, планирующим начать исследования и разработки в области магниевых сплавов, ознакомиться с публикациями, на которые сделаны ссылки в данной работе, а также с фундаментальным трудом [17].

Выводы. Магниевые сплавы вследствие комплекса уникальных физико-механических и физико-химических свойств перспективны для изготовления деталей приборов и изделий медицинской техники, включая биодешагруемые имплантаты различного назначения.

Автор благодарит доктора медицинских наук, профессора Бордакова В.Н., инициировавшего одним из первых в Беларуси исследования в области биодешагруемых магниевых сплавов и ортопедических имплантатов из них.

Литература

1. Елкин Ф. М. Актуальные проблемы металлолечения, производства и применения магниевых сплавов // Технология легких сплавов. – 2007. – № 1. – С. 5–18.
2. Владимиров Б.В. Микродуговое оксидирование магниевых сплавов (обзор) / Б.В. Владимиров, Б.Л. Крит, В.Б. Людин и др. // Электронная обработка материалов. – 2014. – Т. 50. – № 3. – С. 1–38.
3. Кузнецов В.В. *Материаловедение. Цветные металлы и сплавы на их основе. Неметаллические материалы: учеб. пособие* / В.В. Кузнецов, Э.Р. Рубцов, Н.П. Шкуржков // СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2014. – 80 с.
4. ГОСТ 14957-76 Сплавы магниевые деформируемые. Марки.
5. ГОСТ 2856-79 Сплавы магниевые литейные. Марки.
6. Рохлин Л.Л. Перспективы разработки новых конструкционных магниевых сплавов, содержащих редкоземельные металлы / Л.Л. Рохлин, Т.В. Добаткина, Е.А. Лукьянова, И.Е.Тарытина // В кн.: Институт металлургии материаловедения им. А.А. Байкова

РАН – 80 лет. Сборник научных трудов. – М.: Интерконтакт Наука. – 2018. – С.171–186.

7. Mark P. Staigera Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: A review / Mark P. Staigera, Alexis M. Pietaka, Jerawala Huadmaia, George Diasb // Biomaterials. – В. 27. – 2006. – P. 1728–1734.

8. Hazibullah Waizy Biodegradable magnesium implants for orthopedic applications / Hazibullah Waizy, Jan-Marten Seitz, Janin Reifenrath and all // J. Mater. Sci. DOI: 10.1007/s10853-012-6572-2

9. Киселевский М.В. Биоразлагаемые магниевые сплавы – перспективные материалы медицинского назначения (обзор) / М.В. Киселевский, Н.Ю. Анисимова, Б.Е. Полоцкий и др. // Современные технологии в медицине. – 2019. – Том 11. – № 3. – С. 146–157.

10. Pogorielov M. Magnesium-based biodegradable alloys: degradation, application, and alloying elements / Pogorielov M., Husak E., Solodivnik A., Zhdanov S. // Interventional Medicine & Applied Science. – 2017. – В.9. – N1. – P. 27–38.

11. Tian P. Surface modification of biodegradable magnesium and its alloys for biomedical applications / Tian P., Liu X. // Regenerative Biomaterials. – 2015. – В. 2. – No. 2. – P. 135–151.

12. Zhao N. Endothelial responses of magnesium and other alloying elements in magnesium-based stent materials / Zhao N., Zhu D. // Metallomics. – 2015. – В. 7. – No. 1. – P. 118–128.

13. Nene S.S. Biocorrosion and biodegradation behavior of ultralight Mg–4Li–1Ca (LC41) alloy in simulated body fluid for degradable implant applications / Nene S.S., Kashyap B.P., Prabhu N. and all // J. Mater. Sci. – 2015. – В. 50. – No. 8. – P. 3041–3050.

14. Kose Ozkan Magnesium (MgYREZr) bioabsorbable screws in orthopedic surgery. A narrative review // <https://military-medicine.com/article/3830-magnesium-mgyrezr-bioabsorbable-screws-in-orthopedic-surgery.html>

15. Bordbar-Khiabani A. Emerging magnesium-based biomaterials for orthopedic implantation / Bordbar-Khiabani A., Yarmand B. and Mozafari M. // Emerging Materials Research. – 2019. – В. 8. – No. 3. – P. 305–319.

16. Vascular Intervention. Coronary Resorbable Magnesium Scaffold (RMS) Magmaris[®] // BIOTRONIK AG. – 2019. – 6 p.

17. Yufeng Zheng Magnesium Alloys as Degradable Biomaterials // CRC Press Taylor & Francis Group. London – New York. – 2016. – 600 p.

УДК 616.77, 681.2

КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРОВ ГИБКИХ ВОЛНОВОДОВ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТРОМБОЛИЗИСА

Савченко А.Л.¹, Минченя В.Т.¹, Стамбровский А.С.¹, Королев А.Ю.², Адзериho И.Э.³

¹Белорусский национальный технический университет
Минск, Республика Беларусь

²Научно-технологический парк БНТУ «Политехник»
Минск, Республика Беларусь

³Белорусская медицинская академия последипломного образования
, Минск, Республика Беларусь

Объектом исследования является полая волноводно-катетерная система трубчатого типа для воздействия на сосудистые образования и артериальную стенку.

Ранее проводились исследования волноводных систем для ультразвукового тромболизиса [1], основой для которых послужили новые методики разрушения внутрисосудистых образований [2, 3].