

# Biomedical Applications and Prospect of Mg-Li Alloys

Yuling Liu, Xiuqing Zhang

East China University of Science and Technology, Shanghai  
Email: liuyulingchn@163.com, zhangxq@ecust.edu.cn

Received: June 27<sup>th</sup>, 2019; accepted: July 12<sup>th</sup>, 2019; published: July 19<sup>th</sup>, 2019

---

## Abstract

The mechanical properties, corrosion, degradation, pathophysiology and toxicology of currently reported magnesium-lithium alloys, as well as its applications in biomedical fields were summarized in the paper. The article focuses on the magnesium-lithium alloys for biodegradable scaffolds and the key problems to be solved. The objective of this review is to describe the application requirements and research progress of biodegradable scaffolds, such as design criteria, basic principles, advantages and drawbacks of magnesium-lithium alloys.

## Keywords

Mg-Li Alloys, Coronary Stents, Biodegradable Stents, Medical Application

---

# 镁锂合金在生物医学方面的应用及前景

刘玉玲, 张修庆

华东理工大学, 上海  
Email: liuyulingchn@163.com, zhangxq@ecust.edu.cn

收稿日期: 2019年6月27日; 录用日期: 2019年7月12日; 发布日期: 2019年7月19日

---

## 摘要

本文综述了目前报道的镁锂合金的力学性能、腐蚀性能、降解性能和病理生理学和毒理学研究, 以及镁锂合金在生物医学领域的应用现状。本文重点介绍了镁锂合金在生物可降解支架方面的应用以及需解决的关键问题。本综述的目的是描述可生物降解支架的应用要求及研究进展, 如设计标准、基本原理、镁锂合金性能优势及缺陷。

## 关键词

镁锂合金, 冠状动脉支架, 生物降解支架, 医学应用

Copyright © 2019 by authors and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

## 1. 引言

近年来, 镁基合金作为可降解金属材料成为了生物医学领域新的研究热点。镁锂合金被认为是最轻的结构材料之一, 具有较低的密度, 其密度为 1.35~1.65 g/cm<sup>2</sup>, 同时还具备镁合金所不具有的优异性能, 比如较高的比强度和比刚度、对缺口敏感性低等, 并且锂的加入可以大大改善镁合金的塑形, 使其具有良好的冷加工成型性[1] [2] [3] [4] [5]。镁锂合金作为生物医用材料, 主要应用于心血管支架以及外科植入物。

由于镁合金优异的物理特性、良好的生物相容性、以及降解产物安全等优点, 使得镁基合金作为生物医用可降解材料成为可能。生物可降解支架是在植入手术后, 血管修复期间为血管提供一定的支撑作用, 然后预期在血管修复完成后一段时间内, 通过腐蚀作用, 无毒性的降解产物被人体所吸收或排出体外。因此对作为可降解支架的金属材料的力学性能、耐腐蚀性、降解特性、生物相容性等方面都提出了严格的要求。

然而, 镁基合金由于降解速率过快, 从而成为阻碍其作为生物医用金属材料的主要问题之一。与锂进行合金化, 在降低镁基合金的降解速率的同时, 还可以大幅度提高镁基合金的力学性能, 从而达到生物医学应用对可降解金属材料的要求。316 L 不锈钢作为最常用的支架材料, 抗拉强度为 480~620 MPa, 延伸率为 30%~40%, 具有最佳的强度和延性, 一直被认为是力学性能的标准。Mg-Li 基合金的延伸率优于其他镁合金, 甚至与 316 L 不锈钢的延伸率相当, 另外合金化和先进的制备技术可以实现 Mg-Li 基合金的高强度要求。本文结合目前镁锂合金的拉伸性能, 腐蚀性能, 降解性能以及生理学和病理学的性能, 综述了镁锂合金在可降解支架方面的应用现状, 并强调了目前镁锂合金的应用研究中面临的问题, 并指出可能的解决办法。

## 2. 生物医用镁合金的性能研究

### 2.1. 镁锂合金的抗拉强度与延伸率

为防止镁合金制造的心血管支架在球囊膨胀过程中断裂[6], 需要高延性才能使塑性应变达到 20%~30% [6]。316 L 不锈钢是最常用的支架材料, 从力学性能的角度来看, 常被认为是金标准[7]。其中 316 L 不锈钢, 抗拉强度为 480~620 MPa, 延伸率为 30%~40%, 具有最佳的强度和延性。

Zhou 等[8]研究的 Mg-Li 基合金的延伸率范围较宽(15.6%~46.1%), 与 316 L 不锈钢的延伸率相重叠, 优于其他镁合金。此外, 与其他镁合金相比, 这些 Mg-Li-(Al)-(RE)合金有其他优点, 即除了延展性高, 机械强度略微下降是可接受的。还可通过合金化和先进的工艺技术, 可以进一步提高 Mg-Li 基合金的机械强度。例如, Chang 等[9]发现, 等通道转角挤压工艺对提高 Mg-Li 合金室温强度具有重要的作用。这表明 Mg-Li 基合金的机械特性可以调节为心血管支架可接受的值。

### 2.2. 镁锂合金的腐蚀性能

对于理想的生物可降解支架, 需要 6 至 12 个月的时间来完成重建过程。因此, 镁合金的腐蚀速率应

该保持在低于 0.1 mm/年的水平[10]。普遍认为支架的溶解不得在 6 个月前发生, 以防止血管发生机械故障或栓塞[11]。由 WE 类型的合金制成并植入猪冠状动脉内的支架在植入后立即开始降解, 并且在第 60 天内完成降解。过快降解与缺乏血管壁的有效支撑以及可能增加的炎症反应相关[12]。减缓降解将有助于保持支架的机械完整性以及降解产物低水平释放[13]。因此, 需要具有低于 WE43 合金的降解速率的可生物降解材料。

M.A. Leeftanga 等[14]对比了 LA92、LAE912、LAE922 和 WE 型合金的析氢速率。研究发现[14], 经过 94 天的浸泡试验, LA92 合金的降解远远小于 LAE912 合金和 LAE922 合金, 甚至 WE 型合金。此外, LA92 合金的析氢速率没有出现峰值, 这将被认为是该合金作为一种可生物降解植入材料的非常重要的特性。此外, 挤压态 LA92 合金的断裂伸长率为 33%, 几乎是 WE 型合金的两倍。从降解性能、析氢速率和力学性能, 特别是延展性等方面考虑, LA92 合金可能是心血管支架应用中最感兴趣的合金, 值得进一步的体内外研究。

### 2.3. 镁锂合金的降解性能

可降解生物材料的另一个重要性能是降解速率, 即镁合金的腐蚀速率。这不仅关系到组织的愈合期, 而且在中也会导致生物材料在降解过程中力学性能的丧失。Zartner P.等[15]将可吸收金属支架(AMS)植入早产儿, 意外结扎左肺动脉。左肺再灌注持续 4 个月, 支架逐渐降解过程完成。在一项多中心和非随机的研究中, 对 63 名患者的 AMS 支架进行了评估。结果表明, 71 个支架, 长度 10~15 mm, 直径 3.0~3.5 mm, 重量约 3 mg, 可获得与其他金属支架相似的即刻血管造影结果, 4 个月后可安全降解。

在表 1 中, Mg-9Li-1Zn 合金的腐蚀速率最高( $0.38 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$ ), 而 Mg 的日释放量仍在毫克水平, 远低于 Mg 的日允许量。这意味着在降解过程中 Mg 的释放对人类是安全的。

**Table 1.** *In vitro* and *in vivo* corrosion rates of different magnesium alloys [8] [13] [14] [16] [17] [19]-[28]

**表 1.** 不同镁合金的体内外腐蚀速率[8] [13] [14] [16] [17] [19]-[28]

Material	<i>In vitro</i> electrochemical corrosion rate/ $(\mu\text{A}\cdot\text{cm}^{-2})$				<i>In vitro</i> immersion corrosion rate/ $(\text{mg}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{h}^{-1})$				<i>In vivo</i> corrosion rate/ $(\text{mg}\cdot\text{mm}^{-2}\cdot\text{yr}^{-1})$
	0.9% NaCl	Hank's solution	SBF	m-SBF	0.9% NaCl	Hank's solution	SBF	m-SBF	
Pure Mg(99.95%)	-	15.98	86.06	-	-	0.011	0.038	-	-
AZ31	34.10	31.60	-	-	-	0.0065	-	-	1.17
AZ91	22.56	-	-	65.70	-	0.0028	-	-	1.38
WE43	27.30	30.60	16.03	-	-	-	0.085	-	1.56
ZE41	-	-	-	-	-	0.0626	-	-	-
LAE442	-	-	-	-	-	-	-	-	0.39
AZ91Ca	-	-	-	17.80	-	-	-	-	-
AZ61Ca	-	-	-	36.50	-	-	-	-	-
Cast Mg-Mn-Zn	-	1.45~1.60	-	-	-	0.003~0.010	-	-	-
Extruded Mg-Mn-Zn	-	-	79.17	-	-	-	0.05	-	0.92
Extruded Mg-Zn-Y	-	1.88~4.47	-	-	-	-	0.015~0.04	-	-
Cast Mg-1Ca	-	-	546.09	-	-	-	0.136	-	2.28
Extruded Mg-1Ca	-	-	75.65	-	-	-	0.040	-	-

## Continued

Mg-3.5Li	-	4.28	-	-	-	0.02	-	-	-
Mg-8.5Li	-	6.61	-	-	-	0.022	-	-	-
Mg-3.5Li-2Al-2RE	-	14.2	-	-	-	0.34	-	-	-
Mg-3.5Li-4Al-2RE	-	10.4	-	-	-	0.144	-	-	-
Mg-8.5Li-1Al	-	4.18	-	-	-	0.02	-	-	-
Mg-8.5Li-2Al-2RE	-	6.87	-	-	-	0.058	-	-	-
LAE92	-	-	-	-	-	0.017	-	-	--
Mg-6Li-1Zn	-	1.725 ± 0.888	-	-	-	0.15	-	-	0.08
Mg-9Li-1Zn	-	6.367 ± 0.511	-	-	-	0.38	-	-	0.25

#### 2.4. 镁的病理生理学和毒理学研究

考虑到镁合金的所有元素都会进入人体, 应考虑可吸收生物材料的生物安全性和生物相容性。从材料科学的角度看, 添加合金元素特别是稀土元素和锂、锆、钙等元素能够有效地改善其力学性能以及耐腐蚀性能, Li 元素的加入将镁合金的晶格结构由六方紧密填充(Hcp)转变为体心立方(Bcc), 提高镁合金的延展性和成形性, 锆是无铝镁合金中一种有效的晶粒细化剂。钙提高了合金的强度和抗蠕变性能, 起到细化晶粒的作用[29]。在可降解生物材料的设计中, 在可能的情况下应尽量避免存在潜在毒理学问题的元素, 如果不能将这些元素排除在设计之外, 这些元素只应在最低限度和可接受的数量内使用。由于Ca、Zn、Mn 是人类必需的元素, 这三种元素应作为生物医用镁合金元素的首选[30]。合金元素的第二选择应该是对镁合金性能有重要影响的元素, 包括Li、Al 和 Zr。LAE442 和 AZ91 合金的体内实验表明, 这两种镁合金具有良好的生物相容性[16] [17]。然而, 鉴于Li 和 Al 的严重毒性, 这两种元素的添加应谨慎行事。

考虑到较高的血浆Li 离子浓度与毒性症状有关, 对Mg-Li 基合金中Li<sup>+</sup>的释放, 还需要进一步的研究。已被报道, 在30 和50 微米的超低浓度下, 轻稀土元素, 包括铈和镧, 可以降低RAW-264.7、MG-63 和HUCPV 细胞的活性[31]。此外, Feyerabend F.等[30]发现锂对原代细胞和细胞系的影响的短期评价表明, 锂对细胞活力没有负面影响。因此, 对Mg-Li 基合金进行研究, 探索这些材料应用于心血管支架的可能性是非常有意义的。Heublein B.等[32]以及Zhou 等[8]研究发现, Mg-Li-(Al)-(RE)合金对内皮细胞的活力略有降低, 但明显降低了对平滑肌细胞的活力, 这是其作为支架材料的主要优势, 因为前者有利于支架的内皮化, 降低了反应和血栓形成过程中的可能性。后者可能是抑制新生内膜增生的有效方法。

#### 3. 镁锂合金在生物可降解支架方面的应用现状

近年来, 镁及其合金被认为是一种新型的生物医用可降解可植入金属材料[33]。成功将Mg-Li 合金用于心血管植入材料是德国的汉诺威大学, 为镁锂合金的发展及应用开辟了新的方向。镁及其合金的一些物理特性优于传统生物金属材料, 如密度低、比强度高、弹性模量接近人骨等。此外, 由镁及其合金制成的植入物同时不需要外科手术来切除种植体。这些材料在体外和体内均具有良好的生物相容性, 因为元素镁和降解产物均可以在自然生物系统中找到[34]。

Witte F.等[16]自2004 年以来, 对Mg-Li 基生物医用合金进行了大量研究, 其中大部分侧重于LAE442 合金。该合金具有密度低、延展性高、耐腐蚀性能强等优点, 是一种很有前途的生物降解材料。M.A. Leeflanga 等[14]研究了LA92 合金在Hanks 平衡盐溶液中浸泡94 天后, 其降阶速度甚至比WE 型合金慢,

在浸泡试验的整个过程中表现出稳定的析氢速率。

### 3.1. 生物可降解支架的设计标准

生物可降解支架的一些理论限制必须考虑清楚[35]。生物降解支架不应引起反应或释放有毒的分解产物。支架必须具有与金属类似的高径向强度。通常生物降解支架应具有更好的生理修复和局部血管顺应性的临时结构[36]。植入物还应具有径向矫直,一定的长期效应,与局部药物传递和遗传转移整合的特性,以及增强和晚期正向重塑的机会。它们应与磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)和随访的血管内超声(intravenous ultrasound, IVUS)相一致,且不能限制血管重建手术[37]。植入物应在合理的时间内(12~24个月)进行分解。药物从支架上的释放必须是安全和可靠的。目前还不知道在植入病变动脉后,支架需要多长时间才能保持机械稳定[38]。但是支架在植入患病动脉后至少需要4~6个月的机械稳定,因此生物降解支架的灵感已经倒退为一种可行的永久替代的裸金属支架。可生物吸收支架的基本目的是建立一种在周期性阶段和短期内提供支架的装置。生物降解支架一旦被生物吸收/生物降解,只留下愈合的天然血管,使血管反应性恢复到血管重塑和再支架置入。

生物可降解支架的基本原理是在预测的时间段内为血管提供支架,然后将其降解为生物相容性成分。[39]支架必须具有良好的耐腐蚀性和生物相容性。在磁共振成像(MRI)过程中,它们应该是充分不透明的,并且产生最小的伪影。最广泛使用的支架材料是不锈钢(SS316L)。由于其耐腐蚀、低碳含量、易变形等特点,使SS316L成为球囊膨胀支架的标准材料[39]。

### 3.2. 冠状动脉支架

近年来,用于冠状动脉支架的材料,必须为狭窄的动脉血管提供暂时的开口,直到血管重塑,然后逐渐消失,镁合金已经成为人们越来越感兴趣的材料[14]。镁在心血管应用中的首次应用可追溯到1878年,当时Huse曾三次成功地用镁丝结扎止血:一次在桡动脉,两次在精索静脉曲张手术中。20世纪后期,镁作为可生物降解的材料被用于血管吻合和动脉瘤治疗的连接器[40]。然而,Heublein B.等[32] [41]验证第一次研究镁合金用于心血管支架的想法,他们选择了降解率比其他镁合金低的EA21合金进行冠状动脉动物的初步研究,预计该合金在植入后的头半年内会有高达50%的质量损失,通过在11只家猪的冠状动脉内植入支架进行了实验。术后10、35、56天分别行随访。组织学分析表明,EA21镁支架诱导了新内膜反应,但这种缺点被后来的阳性重塑所抵消。在任何一次评估期间,内皮部位也没有任何血小板沉积或血栓。

镁的生物降解能力已经作为冠状动脉支架的发展和应用的[15] [32] [42] [43]。Heublein B.等[32]和Zartner P.等[43]都报告说,镁支架的降解成功,对周围组织的影响最小。通过在动物体内以及对人类受体的死后调查,这些合金已被证明以无害的方式降解[15] [16] [17] [43] [44]。

### 3.3. 面临的问题

尽管取得了这些令人鼓舞的结果,但仍需进一步研究和开发用于生物降解支架的金属材料,以满足在短期、中期和长期内对生物相容性、生物功能性、生物可变性和生物安全性的要求[10]。

一个重要问题是镁及其合金的可控降解速率问题。镁因其低凝血性和生物相容性而成为另一种具有吸引力的生物可降解植入物金属,它是一种必需的微量元素,具有较高的系统毒性,约为每升血清7~10毫升;镁作为可生物降解支架材料而使用,也是基于镁是组织的结构成分和组织中的必需元素这一事实。镁是一种重要的细胞间阳离子,参与了300多个细胞的生物反应。镁也被认为是一种非致癌的元素[18]。然而,镁在体液等侵蚀性氯化物环境中迅速降解。镁的迅速降解会导致组织超载,降解产物会导致新内

膜的形成。镁的加速降解也会导致失活。镁在短时间内的机械完整性限制了其作为植入材料的应用, 因此, 镁与铝、锰、稀土元素等其它元素进行合金化, 以降低其降解速率[45]。

另一个问题是支架内再狭窄问题。动脉反应调节的最后阶段是重塑。在这一阶段, 动脉试图在无休止的损伤下达到一个新的稳态状态, 并在支架造成的正常环境中改变[46]。因此, 在损伤上形成的疤痕会引起再阻塞, 这种现象被称为再狭窄。虽然这个比率要低一些, 但是裸金属支架在大约 20%~25% 的病例中通常会在 6 个月时再阻塞, 需要重复手术。此外, 药物传递剂, 介入前后抗凝治疗, 未能成功地预防再狭窄, 因为这些药物的持续剂量太少, 无法在目标位置获得足够的药物关注[47]。目前, 支架内再狭窄的治疗方法是在金属支架上涂上聚合物, 在这种聚合物中药物可以浸渍和局部输送。

#### 4. 结论

自 2001 年以来, 不同的镁基生物降解支架在动物研究中被植入, 最近在人类临床研究中被植入, 以寻找合适的候选材料。尽管植入结果表明镁基生物降解支架与现有的永久性支架相比, 力学性能、降解速率、生物相容性等方面还有待改进。与锂合金化后的镁合金的生物相容性好, 锂元素对细胞活力没有影响, 并且可以改善力学性能和耐蚀性, 锂通过改变镁合金的晶格结构, 可提高镁合金的延展性和成形性, 但是机械强度略微下降, 可通过合金化以及先进的工艺技术来提高其机械强度。理想的生物降解支架需要 6~12 个月来完成重建过程, 与锂合金化后, 可降低镁合金的腐蚀速率, 保持支架的机械完整性。新一代可生物降解金属支架的开发目标是可控降解速率, 延长降解时间, 进一步减少新内膜增生的机械稳定性, 以及支架内再狭窄问题。这些目标主要可以通过设计新的合金成分和显微结构、新的支架设计和使用聚合物涂层来实现。

#### 参考文献

- [1] 王军武, 刘旭贺, 王飞超, 等. 航空航天用高性能超轻镁锂合金[J]. 军民两用技术与产品, 2013(6): 21-24.
- [2] 刘旭贺, 姚玮, 王军武, 等. 冷轧及退火对 LA141 镁锂合金组织及性能的影响[J]. 特种铸造及有色合金, 2015, 35(7): 683-686.
- [3] 王昌, 王军武, 解海涛, 等. 冷轧与退火对 LA91 合金显微组织和力学性能的影响[J]. 特种铸造及有色合金, 2014, 34(1): 81-84.
- [4] Drozd, Z., Trojanová, Z. and Kúdela, S. (2004) Deformation Behaviour of Mg-Li-Al Alloys. *Journal of Alloys and Compounds*, **378**, 192-195.
- [5] Schuf, H., Rmann, E. and Frommeyer, G. (1986) The Deformation and Strengthening Mechanisms of the Multiphase Mg-Li-Al Alloys. *Metals*, **40**, 146-148.
- [6] Mani, G., Feldman, M.D., Patel, D. and Agrawal, C.M. (2007) Coronary Stents: A Materials Perspective. *Biomaterials*, **28**, 1689-1710. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.11.042>
- [7] Verma, A., Choubey, A., Raval, A., et al. (2006) Thermal Processing and Characterization of 316LVM Cardiovascular Stent. *Bio-Medical Materials and Engineering*, **16**, 381-395.
- [8] Zhou, W.R., Zheng, Y.F., Leeflang, M.A. and Zhou, J. (2013) Mechanical Property, Biocorrosion and *in Vitro* Biocompatibility Evaluations of Mg-Li-(Al)-(RE) Alloys for Future Cardiovascular Stent Application. *Acta Biomaterialia*, **9**, 8488-8498.
- [9] Chang, T.C., Wang, J.Y., Chu, C.L. and Lee, S. (2006) Mechanical Properties and Microstructures of Various Mg-Li Alloys. *Materials Letters*, **60**, 3272-3276.
- [10] Hermawan, H., Dubé, D. and Mantovani, D. (2010) Developments in Metallic Biodegradable Stents. *Acta Biomaterialia*, **6**, 1693-1697. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.10.006>
- [11] Peuster, M., Wohlsein, P., Brüggemann, M., et al. (2001) A Novel Approach to Temporary Stenting: Degradable Cardiovascular Stents Produced from Corrodible Metal-Results 6-18 Months after Implantation into New Zealand White Rabbits. *Heart*, **86**, 563-569. <https://doi.org/10.1136/heart.86.5.563>
- [12] Waksman, R., Pakala, R., Okabe, T., Hellinga, D., Chan, R., Tio, M.O., Wittchow, E., Hartwig, S., Waldmann, K.-H. and Harder, C. (2007) Efficacy and Safety of Absorbable Metallic Stents with Adjunct Intracoronary Beta Radiation in

- Porcine Coronary Arteries *Journal of Interventional Cardiology*, **20**, 367-372.  
<https://doi.org/10.1111/j.1540-8183.2007.00272.x>
- [13] Song, G. (2007) Control of Biodegradation of Biocompatible Magnesium Alloys. *Corrosion Science*, **49**, 1696-1701.  
<https://doi.org/10.1016/j.corsci.2007.01.001>
- [14] Leeﬂang, M.A., Dzwonczyk, J.S., Zhou, J. and Duszczyc, J. (2011) Long-Term Biodegradation and Associated Hydrogen Evolution of Duplex-Structured Mg-Li-Al-(RE) Alloys and Their Mechanical Properties. *Materials Science & Engineering: B*, **176**, 1741-1745. <https://doi.org/10.1016/j.mseb.2011.08.002>
- [15] Weyand, M., Cesnjevar, R.A., Singer, R.H. and Weyand, M. (2010) First Successful Implantation of a Biodegradable Metal Stent into the Left Pulmonary Artery of a Preterm Baby. *Catheterization & Cardiovascular Interventions*, **66**, 590-594. <https://doi.org/10.1002/ccd.20520>
- [16] Witte, F., Kaese, V., Haferkamp, H., Switzer, E., Meyer-Lindenberg, A., Wirth, C.J. and Windhagen, H. (2005) *In Vivo* Corrosion of Four Magnesium Alloys and the Associated Bone Response. *Biomaterials*, **26**, 3557-3563.  
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.09.049>
- [17] Witte, F., Fischer, J., Nellesen, J., *et al.* (2006) *In Vitro* and *in Vivo* Corrosion Measurements of Magnesium Alloys. *Biomaterials*, **27**, 1013-1018. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.037>
- [18] Xu, L., Yu, G., Zhang, E., Pan, F. and Yang, K. (2010) *In Vivo* Corrosion Behavior of Mg-Mn-Zn Alloy for Bone Implant Application. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, **83A**, 703-711.  
<https://doi.org/10.1002/jbm.a.31273>
- [19] Gu, X., Zheng, Y., Cheng, Y. and Zhong, S. (2009) *In Vitro* Corrosion and Biocompatibility of Binary Magnesium Alloys. *Biomaterials*, **30**, 484-498. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.10.021>
- [20] Li, Z., Gu, X., Lou, S. and Zheng, S. (2008) The Development of Binary Mg-Ca Alloys for Use as Biodegradable Materials within Bone. *Biomaterials*, **29**, 1329-1344. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.12.021>
- [21] Wang, H., Estrin, Y. and Zberov, Z. (2008) Bio-Corrosion of a Magnesium Alloy with Different Processing Histories. *Materials Letters*, **62**, 2476-2479. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2007.12.052>
- [22] Zeng, R., *et al.* (2007) Electrochemical Behavior of Magnesium Alloys in Simulated Body Fluids. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, **17**, 166-170.
- [23] Yao, Z., Li, L. and Jiang, Z. (2009) Adjustment of the Ratio of Ca/P in the Ceramic Coating on Mg Alloy by Plasma Electrolytic Oxidation. *Applied Surface Science*, **255**, 6724-6728. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2009.02.082>
- [24] Kannan, M.B. and Raman, R.K.S. (2008) *In Vitro* Degradation and Mechanical Integrity of Calcium-Containing Magnesium Alloys in Modified-Simulated Body Fluid. *Biomaterials*, **29**, 2306-2314.  
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.02.003>
- [25] Xu, L., Zhang, E., Yin, D., Zeng, S. and Yang, K. (2008) *In Vitro* Corrosion Behaviour of Mg Alloys in a Phosphate Buffered Solution for Bone Implant Application. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, **19**, 1017-1025.  
<https://doi.org/10.1007/s10856-007-3219-y>
- [26] Zhang, E., Yin, D., Xu, L., Yang, L. and Yang, K. (2009) Microstructure, Mechanical and Corrosion Properties and Biocompatibility of Mg-Zn-Mn Alloys for Biomedical Application. *Materials Science & Engineering: C*, **29**, 987-993.  
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2008.08.024>
- [27] Zhang, E., He, W.W., Du, H. and Yang, K. (2008) Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Properties of Mg-Zn-Y Alloys with Low Zn Content. *Materials Science & Engineering: A*, **488**, 102-111.  
<https://doi.org/10.1016/j.msea.2007.10.056>
- [28] Wu, J., Zhao, D., Ohodnicki, J., *et al.* (2018) *In Vitro* and *in Vivo* Evaluation of Multi-Phase Ultra-High Ductility Mg-Li-Zn Alloys for Cardiovascular Stent Applications. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, **4**, 919-932.  
<https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.7b00854>
- [29] Moravej, M. and Mantovani, D. (2011) Biodegradable Metals for Cardiovascular Stent Application: Interests and New Opportunities. *International Journal of Molecular Sciences*, **12**, 4250-4270. <https://doi.org/10.3390/ijms12074250>
- [30] Gu, X.N. and Zheng, Y.F. (2010) A Review on Magnesium Alloys as Biodegradable Materials. *Frontiers of Materials Science in China*, **4**, 111-115. <https://doi.org/10.1007/s11706-010-0024-1>
- [31] Feyerabend, F., Fischer, J., Holtz, J., *et al.* (2010) Evaluation of Short-Term Effects of Rare Earth and Other Elements Used in Magnesium Alloys on Primary Cells and Cell Lines. *Acta Biomaterialia*, **6**, 1834-1842.  
<https://doi.org/10.1016/j.actbio.2009.09.024>
- [32] Heublein, B., Rohde, R., Kaese, V., Niemeyer, M., Hartung, W. and Haverich, A. (2003) Biocorrosion of Magnesium Alloys: A New Principle in Cardiovascular Implant Technology? *Heart*, **89**, 651-656.  
<https://doi.org/10.1136/heart.89.6.651>
- [33] Wen, Z., Wu, C., Dai, C. and Yang, F.X. (2009) Corrosion Behaviors of Mg and Its Alloys with Different Al Contents

in a Modified Simulated Body Fluid. *Journal of Alloys and Compounds*, **488**, 392-399.

<https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2009.08.147>

- [34] Seitz, J., Collier, K., Wulf, E., Bormann, D. and Bach, F.-W. (2011) Comparison of the Corrosion Behavior of Coated and Uncoated Magnesium Alloys in an *in Vitro* Corrosion Environment. *Advanced Engineering Materials*, **13**, B313-B323. <https://doi.org/10.1002/adem.201080144>
- [35] Bertrand, O.F., Sipehia, R., Mongrain, R., *et al.* (1998) Biocompatibility Aspects of New Stent Technology. *Journal of the American College of Cardiology*, **32**, 562-571. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(98\)00289-7](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(98)00289-7)
- [36] Roubin, G.S., Cannon, A.D., Agrawal, S.K., *et al.* (1992) Intracoronary Stenting for Acute and Threatened Closure Complicating Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty. *Circulation*, **85**, 916-927. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.85.3.916>
- [37] Regar, E., Sianos, G. and Serruys, P.W. (2001) Stent Development and Local Drug Delivery. *British Medical Bulletin*, **59**, 227-248. <https://doi.org/10.1093/bmb/59.1.227>
- [38] Ashby, D.T., Dangas, G., Mehran, R. and Leon, M.B. (2002) Coronary Artery Stenting. Catheterization and *Cardiovascular Interventions*, **56**, 83-102. <https://doi.org/10.1002/ccd.10209>
- [39] Hou, L.D., Li, Z., Pan, Y., Sabir, M., Zheng, Y.-F. and Li, L. (2016) A Review on Biodegradable Materials for Cardiovascular Stent Application. *Frontiers of Materials Science*, **10**, 238-259. <https://doi.org/10.1007/s11706-016-0344-x>
- [40] Witte, F. (2010) The History of Biodegradable Magnesium Implants: A Review. *Acta Biomaterialia*, **6**, 1680-1692. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2010.02.028>
- [41] Heublein, B., Rohde, R., Niemeyer, M., *et al.* (2000) Degradation of Metallic Alloys—A New Principle in Stent Technology? *Journal of the American College of Cardiology*, **35**, 14A-15A.
- [42] Erbel, R., Mario, C.D., Bartunek, J., *et al.* (2007) Temporary Scaffolding of Coronary Arteries with Bioabsorbable Magnesium Stents: A Prospective, Non-Randomised Multicentre Trial. *The Lancet*, **369**, 1869-1875. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60853-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60853-8)
- [43] Zartner, P., Buettner, M., Singer, H. and Sigler, M. (2010) First Biodegradable Metal Stent in a Child with Congenital Heart Disease: Evaluation of Macro and Histopathology. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, **69**, 443-446. <https://doi.org/10.1002/ccd.20828>
- [44] Witte, F., Ulrich, H., Rudert, M. and Willbold, E. (2007) Biodegradable Magnesium Scaffolds: Part I: Appropriate Inflammatory Response. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, **81A**, 748-756. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.31170>
- [45] Niemeyer, M. (2001) Magnesium Alloys as Biodegradable Metallic Implant Materials. In: *Proceedings of 7th Conference on Advanced Materials and Processes*, Rimini, Italy.
- [46] Babapulle, M.N. and Eisenberg, M.J. (2002) Coated Stents for the Prevention of Restenosis: Part I. *Circulation*, **106**, 2734-2740. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000038982.49640.70>
- [47] Rebelo, N. and Perry, M. (2009) Finite Element Analysis for the Design of Nitinol Medical Devices. *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, **9**, 75-80. <https://doi.org/10.3109/13645700009063053>

#### 知网检索的两种方式:

1. 打开知网首页: <http://cnki.net/>, 点击页面中“外文资源总库 CNKI SCHOLAR”, 跳转至: <http://scholar.cnki.net/new>, 搜索框内直接输入文章标题, 即可查询; 或点击“高级检索”, 下拉列表框选择: [ISSN], 输入期刊 ISSN: 2160-7613, 即可查询。
2. 通过知网首页 <http://cnki.net/> 顶部“旧版入口”进入知网旧版: <http://www.cnki.net/old/>, 左侧选择“国际文献总库”进入, 搜索框直接输入文章标题, 即可查询。

投稿请点击: <http://www.hanspub.org/Submission.aspx>

期刊邮箱: [ms@hanspub.org](mailto:ms@hanspub.org)