

# Investigation on Solid Solution Treatment and Corrosion Resistance of Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd Alloy for Biomedical Application

Changping Tang<sup>1,2</sup>, Rubin Ning<sup>1,2</sup>, Shengliang Cheng<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>School of Mechanical and Electrical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan Hunan

<sup>2</sup>High Temperature Wear Resistant Materials and Preparation Technology of Hunan Province National Defence Science and Technology Laboratory, Xiangtan Hunan

Email: [tcpswnu@163.com](mailto:tcpswnu@163.com)

Received: Sep. 1<sup>st</sup>, 2016; accepted: Sep. 19<sup>th</sup>, 2016; published: Sep. 22<sup>nd</sup>, 2016

Copyright © 2016 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

---

## Abstract

Microstructure and property evolution of Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd alloy during solution treatment were investigated using optical microscopy (OM), hardness testing, scanning electron microscopy (SEM), energy dispersive spectroscopy (EDS), X-ray diffraction and electrochemical analysis. The results indicated that the microstructure of the as-cast alloy was comprised of  $\alpha$ -Mg and non-equilibrium eutectics. The non-equilibrium eutectics contain the phases of Mg<sub>2</sub>Ca, Mg<sub>5.05</sub>Gd, MgZn and Ca<sub>2</sub>Mg<sub>6</sub>Zn<sub>3</sub>. These phases were able to dissolve into the matrix after progressive solid solution. The superior solid solution regime was determined to be 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/6h. The corrosion resistance of the solution treated samples was relatively good. The corrosion potential for the samples in simulated body fluid and simulated sea water were -1.578 V and -1.656 V, respectively.

## Keywords

Biomedical Application, Mg-Zn-Ca Alloy, Solid Solution, Second Phase, Corrosion Resistance

---

# 生物医用Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd合金的固溶工艺及其耐蚀性能研究

唐昌平<sup>1,2</sup>, 宁汝斌<sup>1,2</sup>, 成声亮<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>湖南科技大学机电工程学院, 湖南 湘潭

<sup>2</sup>高温耐磨材料及制备技术湖南省国防科技重点实验室, 湖南 湘潭

Email: tcpswnu@163.com

收稿日期: 2016年9月1日; 录用日期: 2016年9月19日; 发布日期: 2016年9月22日

## 摘要

采用金相显微观察、硬度测试、扫描电镜观察、能谱仪、X射线衍射及电化学分析等手段, 研究了Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd合金在固溶过程中的组织与性能演变, 结果表明: 铸态合金主要由 $\alpha$ -Mg基体和非平衡共晶组成, 非平衡共晶包括Mg<sub>2</sub>Ca、Mg<sub>5.05</sub>Gd、MgZn及Ca<sub>2</sub>Mg<sub>6</sub>Zn<sub>3</sub>; 经分级固溶处理后, 非平衡共晶可基本溶入基体, 较优的固溶处理工艺为320℃/6h + 400℃/6h + 500℃/6h; 固溶态合金具有较优的耐蚀性能, 在模拟体液和模拟海水中的自腐蚀电位分别为-1.578 V和-1.656 V。

## 关键词

生物医用, Mg-Zn-Ca合金, 固溶, 第二相, 耐蚀性能

## 1. 引言

镁及其合金具有化学活性高、易降解、力学相容性及生物相容性好等优点, 在生物医用材料领域具有广阔的应用前景[1] [2]。但是, 从目前的实验结果来看, 镁合金在生物体环境中存在降解速度过快、力学性能降低的问题[3] [4]。因此, 提高镁合金在生物体环境中的耐腐蚀性能是当前研究的重点, 实现途径主要有两个: 一是通过合金化改善镁合金本身的耐腐蚀性能, 降低其降解速度; 另一条途径是通过表面处理, 改善合金的耐腐蚀性能。在合金化研究方面, 除了考虑添加元素对合金耐腐蚀性能的影响外, 还须考虑添加元素在生物体内的毒性反应。Al元素是镁合金中最常用的合金化元素, 不仅可有效提高合金的力学性能, 且可保持较高的塑性, 是结构件用镁合金中广泛添加的元素之一[5]-[9]。但是, 研究表明[10] [11], Al元素不是人体必需的元素, 且具有神经毒性, 可能危害人类健康, 尽管也有部分研究人员的实验表明Mg-Al系合金具有较好的生物相容性, 理由是其在模拟体液中的腐蚀产物是人体的必需物质[12]。总之, Mg-Al系合金作为生物医用材料使用尚存争议, 还须进一步验证[13]。为避免Al元素的影响, 近年来, 又开发了Mg-Ca系[14]-[16]和Mg-Zn [17] [18]系等生物医用镁合金, Ca元素是骨骼中含有的重要元素, Zn也是人体必需的元素, 故在含量适当的情况下, 可保证合金的生物相容性且无生物毒性, 属于较合适的添加元素; 此外, 研究还表明, 添加少量的稀土元素可在一定程度上提高合金的力学性能及耐腐蚀性能[19], 由此开发了Mg-Zn-Ca-RE合金, 但在添加稀土元素时, 需排除Pr、Ce、Lu等对人体有害的元素[20] [21]。本文即以应用前景较好的Mg-Zn-Ca-Gd合金为研究对象, 研究了合金的固溶工艺及其对耐蚀性能的影响, 研究结果可为该合金的制备奠定基础。

## 2. 实验

本文所制备试验合金的名义成分为 Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd (wt.%)。合金的原材料为纯锌锭(>99.9 wt.%)、Mg-10 wt.% Ca 中间合金及 Mg-30 wt.% Gd 中间合金。金相腐蚀液的化学成分为 2.5 g 苦味酸、35 ml 无水乙醇、5 ml 乙酸和 5 ml 水。电化学测试所用溶液为浓度 3.5% NaCl 溶液(模拟海水)和市购 Hank's 模拟体液(生产厂家: Beijing Solarbio Science & Technology Co.Ltd)。合金经熔炼、精炼后用铁模浇注,熔炼过程中采用氩气保护以减少氧化。采用电火花线切割机将铸锭切成  $15 \times 15 \times 3$  mm 样品进行固溶处理研究,为减少氧化,固溶处理过程中同样采用氩气进行保护,固溶结束后将样品快速水冷,转移时间小于 3 s。用于金相观察及扫描电镜观察的试样首先在水磨砂纸上进行预磨,然后采用抛光液进行机械抛光,最后采用腐蚀液进行腐蚀,腐蚀方式为浸蚀,腐蚀时间大约为 15~20 s。金相观察在上海伦捷机电仪表有限公司生产的 4XC-MS 型金相显微镜上进行,扫描电镜观察在 Quanta 200 型扫描电镜上进行,并采用配备的能谱仪对第二相进行成分分析。用于硬度测试的样品首先在砂纸上打磨光亮,然后在莱州华银试验仪器有限公司生产的 200HV-5 型小负荷维氏硬度计上进行,文中数据为 5 个测试点的平均值。用于 X 射线衍射的样品尺寸为  $18 \times 15 \times 3$  mm,运用 Rigaku D/Max 2500 型 18KW 转靶 X 射线衍射仪和 Jade 5.0 软件进行物相分析,测试时的扫描速度为  $7^\circ/\text{min}$ ,入射束为  $\text{CuK}_\alpha$  射线,扫描角度范围为  $10^\circ \sim 80^\circ$ 。电化学测试在上海辰华仪器有限公司生产的 CHI760E 型电化学工作站上进行。

## 3. 结果与讨论

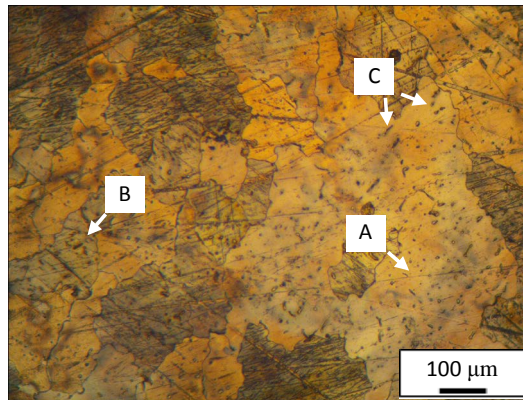
### 3.1. 铸态显微组织

图 1 所示为合金铸态的金相显微组织。从图中可以看出,铸态合金的晶粒组织较为粗大,且尺寸不均匀。如图所示,A 箭头对应晶粒的尺寸明显大于 B 箭头对应晶粒,经截线法进行统计,铸态合金的平均晶粒尺寸为  $106 \mu\text{m}$ 。除晶粒粗大外,在晶内及晶界还可观察到不同形状的第二相颗粒,如图中箭头 C 所示。这类第二相颗粒在扫描电镜下呈白色(图 2)。从 A 区域的能谱分析结果可知,在铸态合金中,镁基体内 Ca 和 Gd 元素的含量非常低,仅 Zn 元素具有一定的溶解量。由此说明,由于铸造过程中合金凝固速度较快,先凝固出的固相中溶质原子没有足够的时间进行扩散。从颗粒 B 所示的能谱分析结果可以看出,主要元素为 Mg、Zn 和 Gd,且 Mg 原子与(Zn + Gd)原子之比接近 1:1,Ca 的含量较少;从分布的位置来看,这种颗粒主要存在于晶界上。对另一种颗粒 C 的能谱分析结果则表明,其主要含有合金元素 Gd,Ca 和 Zn 的含量则较少,从原子含量的比例来看,Mg 原子与 Gd 原子的比例接近 5:1。颗粒 D 的形状及尺寸与颗粒 C 的相似,均为不规则的小颗粒,但从能谱分析结果来看,则存在较大差异,该颗粒中 Ca 的含量为 10.05 at.%,Zn 的含量为 35.69 at.%,Mg 的含量为 52.61 at.%,Gd 元素的含量很低,仅为 1.65 at.%

为探明合金中第二相的化学成分,本文采用 X 射线衍射仪对铸态合金进行了分析,结果如图 3 所示。由图可知,除  $\alpha$ -Mg 基体的衍射峰外,在其它位置也出现了一些小的衍射峰,经过与 PDF 卡片进行比对,可知这些衍射峰分别对应  $\text{Mg}_2\text{Ca}$ 、 $\text{Mg}_{5.05}\text{Gd}$ 、 $\text{MgZn}$  及  $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ 。结合前述在扫描电镜下对第二相的能谱分析结果,可知晶界上的条状第二相颗粒为 MgZn 相,但部分 Gd 原子取代了 Zn 原子的位置。形状不规则的小尺寸颗粒则分别为  $\text{Mg}_{5.05}\text{Gd}$  相和  $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$  相。这些第二相颗粒尺寸达到微米级,且与基体不共格,在受拉力变形时可能成为裂纹源,应通过随后的热处理将其溶入基体。

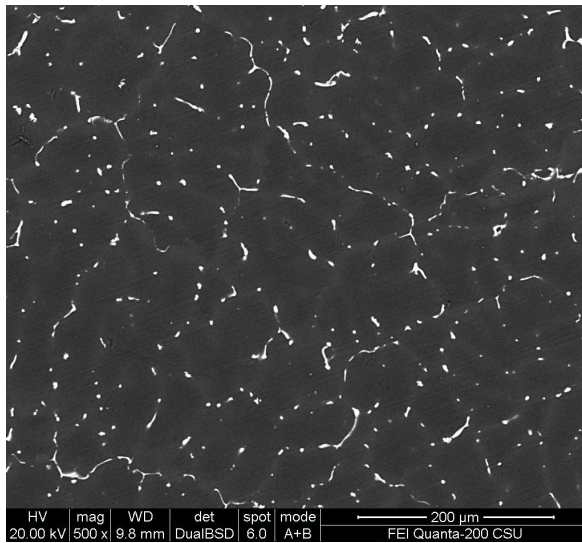
### 3.2. 微观组织与力学性能演变

根据文献,非平衡共晶  $\alpha$ -Mg/MgZn 在  $341^\circ\text{C}$  左右将发生溶解, $\alpha$ -Mg/Mg<sub>2</sub>Ca、 $\alpha$ -Mg/Ca<sub>2</sub>Mg<sub>6</sub>Zn<sub>3</sub> 及  $\alpha$ -Mg/Mg<sub>5.05</sub>Gd 的溶解温度则分别约为  $517^\circ\text{C}$ 、 $400^\circ\text{C}$  和  $548^\circ\text{C}$ 。因此,为使上述不同种类的第二相颗粒充分溶入基体,本文采用分级固溶的方式,各级固溶温度确定为  $320^\circ\text{C}$ 、 $400^\circ\text{C}$  和  $500^\circ\text{C}$ 。

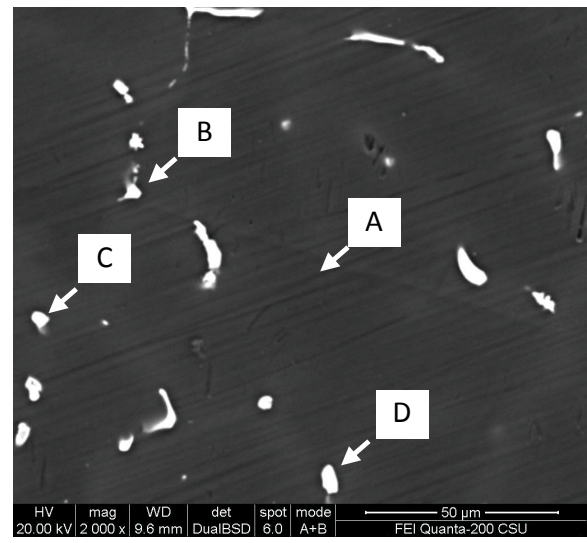


**Figure 1.** Optical microstructure of the experimental alloy with as-cast state

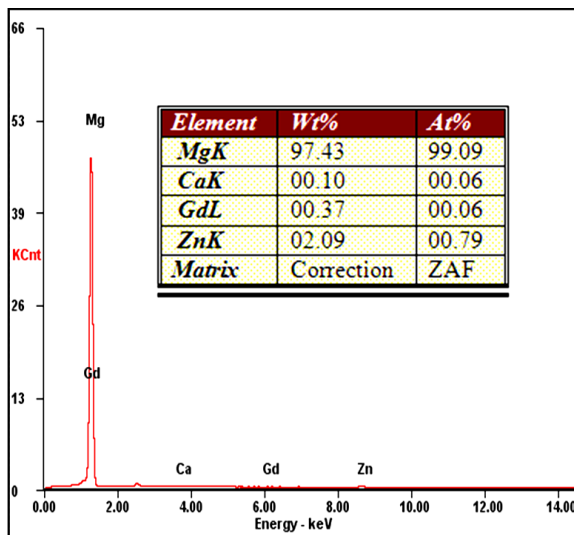
**图 1.** 试验合金的铸态金相显微组织



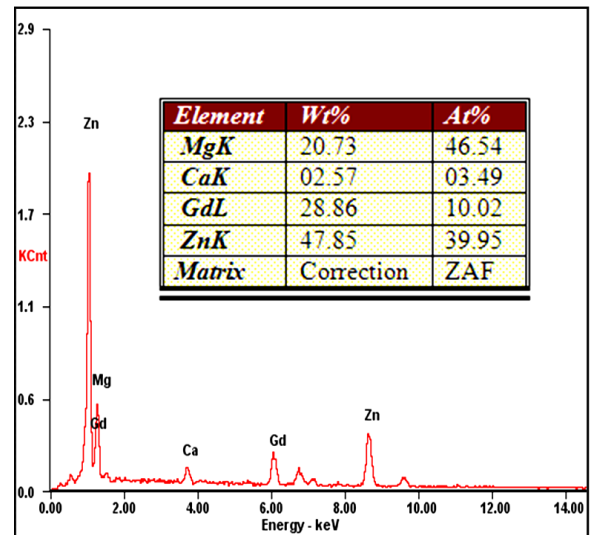
(a)



(b)



(c)



(d)

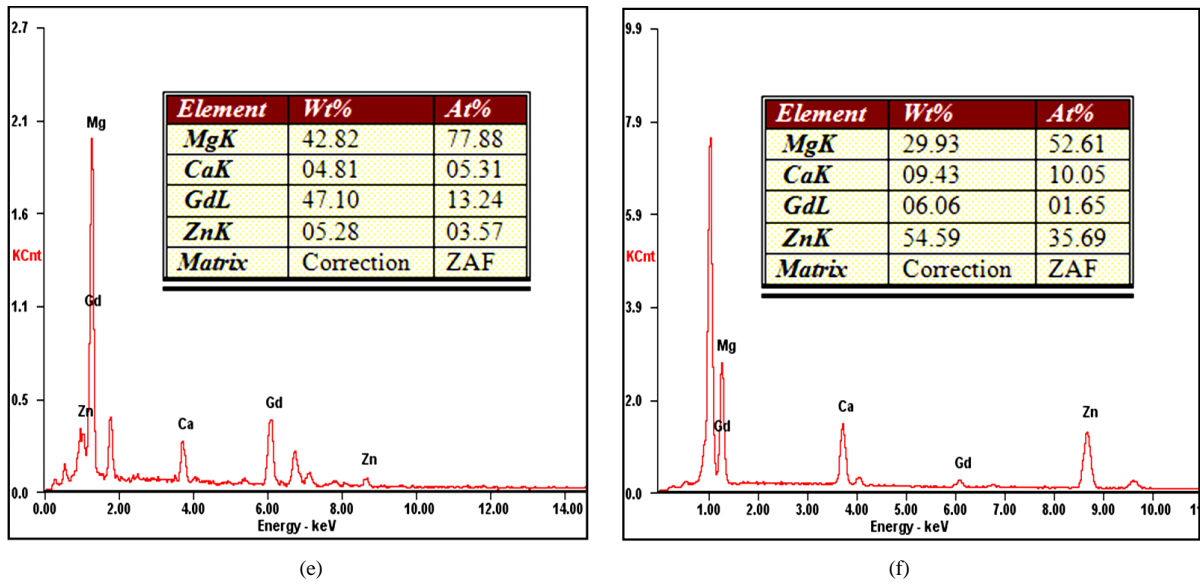


Figure 2. SEM image and EDS results of the experimental alloy with as-cast state: (a) (b) SEM image; (c) EDS results of zone A; (d) EDS results of point B; (e) EDS results of point C; (f) EDS results of point D

图 2. 试验合金铸态的扫描电镜照片及能谱分析结果: (a) (b) SEM 照片; (c) A 区域能谱; (d) B 点能谱; (e) C 点能谱; (f) D 点能谱

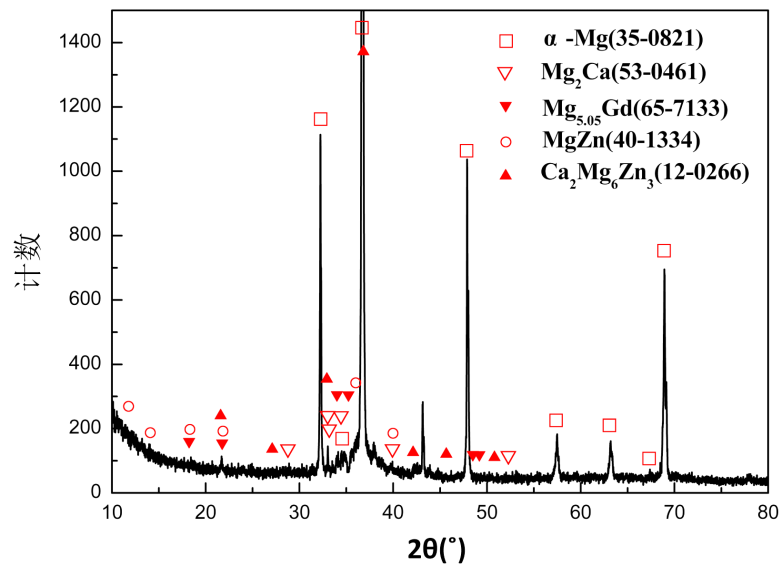
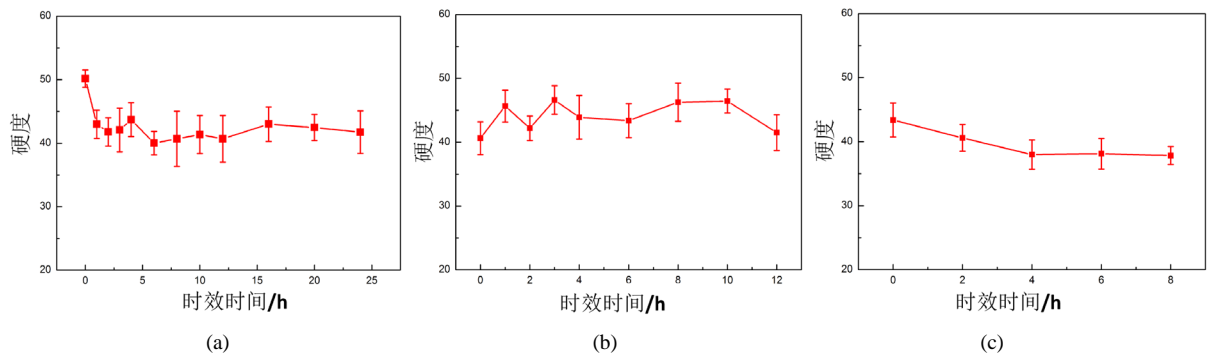


Figure 3. XRD results of the experimental alloy with as-cast state (the PDF card numbers are shown in brackets)

图 3. 试验合金铸态的 X 射线衍射结果(括号内为 PDF 卡片编号)

图 4(a)示出了合金在 320℃ 条件下固溶不同时间后的硬度曲线。由图可知，合金铸态的硬度值大约为 50，随着固溶时间的延长，合金的硬度先降低后保持稳定。从前述对合金铸态微观组织的分析可知，在铸态中存在较多因非平衡凝固而产生的第二相颗粒，这些颗粒虽然尺寸较大，均为微米级，与基体也不共格，但仍对位错运动有一定的阻碍作用，导致合金的硬度较高。在固溶过程中，随着这些第二相颗粒溶入基体，强化作用降低，尽管固溶进入基体的原子也能产生一定的固溶强化效果，但同时晶粒的长大也将使合金的硬度有一定程度的降低。因此，随固溶时间的延长，合金硬度降低是由上述三种因素综合



**Figure 4.** Ageing curves of alloys with different solution treatments: (a) 320°C/xh; (b) 320°C/6h + 400°C/xh; (c) 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/xh

**图 4.** 不同制度固溶处理后的硬度曲线: (a) 320°C/xh; (b) 320°C/6h + 400°C/xh; (c) 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/xh

竞争作用的结果, 最终使合金软化的因素强于使合金硬化的因素, 导致合金的硬度降低。为避免晶粒过分长大, 同时又达到较好的固溶效果, 本文选择硬度刚好到谷底的 6 h 作为第一级固溶的时间。从金相显微组织来看(图 5(a)), 晶界及晶内的第二相颗粒的数量有一定程度降低, 达到了较好的固溶效果。

经第一级固溶处理后, 将温度升高到 400°C 继续进行固溶以消除熔点较高的第二相颗粒。在 400°C 进行第二级固溶时, 合金的硬度出现小幅度波动(图 4(b)), 但均基本维持在 40 左右。在固溶 6 h 后, 合金中第二相颗粒明显减少, 晶界变得更加清晰, 晶粒也变得较粗大, 如图 5(b) 所示。根据前述扫描电镜结果, 残留的粗大相应为 Mg 元素与 Gd 元素形成的  $Mg_{5.05}Gd$  相, 为消除这些粗大第二相颗粒, 本文将固溶温度升高至 500°C, 进行第三级固溶。合金硬度随第三级固溶时间的变化情况如图 4(c) 所示, 随固溶时间的延长, 合金的硬度逐渐降低, 并在 4~8 h 时呈现出低硬度值平台, 硬度的降低可能与合金固溶后晶粒长大有关。图 5(c) 示出了合金经 500°C 固溶 6 h 后的金相显微照片, 从图中可以看出, 合金的晶粒已明显长大, 但与双级固溶后的样品(图 5(b)) 相比, 合金中第二相颗粒的数量明显较少, 颗粒的尺寸也显著降低, 达到了良好的固溶效果。因此, 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/6h 是较优的固溶处理工艺。

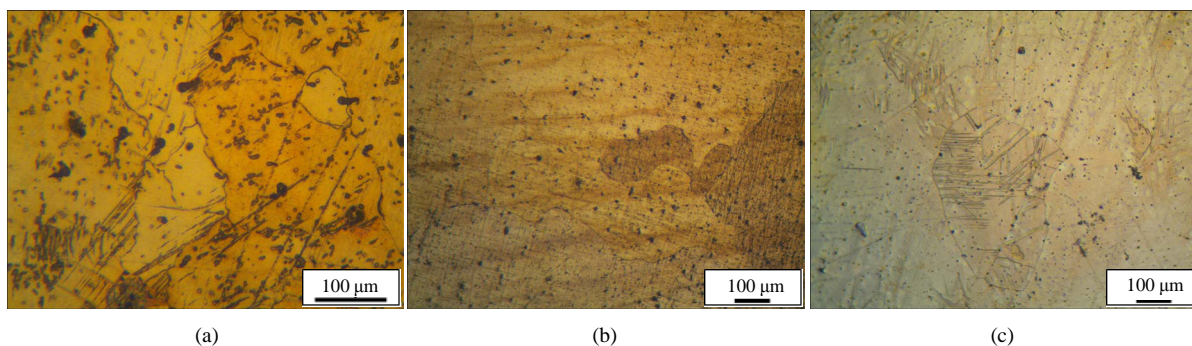
### 3.3. 耐腐蚀性能

为探明合金在生物体内的耐腐蚀性能, 本文研究了其在模拟体液中的腐蚀行为, 作为对比, 同时研究了其在模拟海水中的腐蚀行为。图 6 示出了合金在模拟体液和模拟海水中的极化曲线。由图可知, 合金在两种介质中的自腐蚀电位分别为 -1.578 V 和 -1.656 V。一般而言, 自腐蚀电位越高, 合金的耐腐蚀性能越好。因此, 合金在模拟体液中的耐蚀性能优于模拟海水中的耐蚀性能。通过与其它镁合金的自腐蚀电位进行对比[22], 可知该合金具有较为优异的耐蚀性能。

## 4. 结论

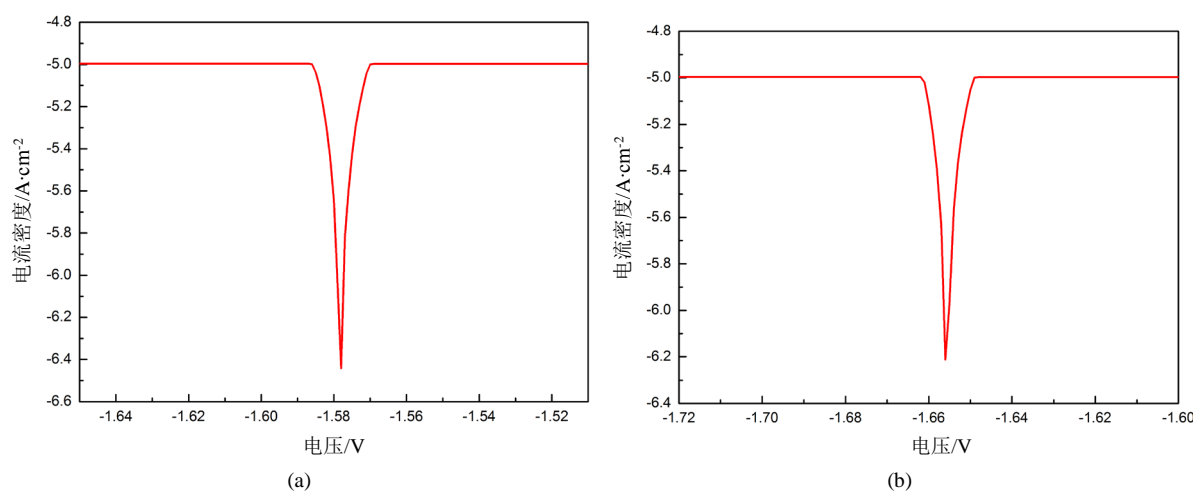
通过研究固溶处理对 Mg-4.0Zn-0.2Ca-1.0Gd 合金的微观组织与性能的影响规律, 得到了如下结论:

- 1) 合金铸态的由  $\alpha$ -Mg 基体及非平衡共晶组成, 非平衡共晶主要为  $Mg_2Ca$ 、 $Mg_{5.05}Gd$ 、 $MgZn$  及  $Ca_2Mg_6Zn_3$ 。
- 2) 合金较优的固溶处理工艺为: 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/6h, 经该工艺处理后, 非平衡共晶可基本溶入基体, 达到了较好的固溶效果。
- 3) 合金在模拟体液及模拟海水中均具有相对较优的耐蚀性能, 其自腐蚀电位分别为 -1.578 V 和 -1.656 V。



**Figure 5.** Optical microstructure of alloys with different solution treatments: (a) 320°C/6h; (b) 320°C/6h + 400°C/6h; (c) 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/6h

**图 5.** 不同制度固溶处理后的金相显微照片: (a) 320°C/6h; (b) 320°C/6h + 400°C/6h; (c) 320°C/6h + 400°C/6h + 500°C/6h



**Figure 6.** Potentiodynamic polarization curves of the solution treated alloy in different environments (a) Simulated body fluid (b) Simulated sea water

**图 6.** 固溶态合金在不同环境中的极化曲线 (a) 模拟体液; (b) 模拟海水

## 基金项目

湖南省自然科学基金(2016JJ5042)。

## 参考文献 (References)

- [1] 余琨, 陈良建, 雷路, 张思慧. 镁合金作为生物医用植入材料的研究进展[J]. 金属功能材料, 2009, 16(4): 61-64.
- [2] Zheng, Y.F., Gu, X.N. and Witte, F. (2014) Biodegradable Metals. *Materials Science and Engineering*, **77**, 1-34. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mser.2014.01.001>
- [3] Yun, Y., Dong, Z.Y., Yang, D., Schulz, M.J., Shanov, V.N., Yarmolenko, S., Xu, Z.G., Kumta, P. and Sfeir, C. (2009) Biodegradable Mg Corrosion and Osteoblast Cell Culture Studies. *Materials Science and Engineering*, **29**, 1814-1821. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2009.02.008>
- [4] Yang, L. and Zhang, E.L. (2009) Biocorrosion Behavior of Magnesium Alloy in Different Simulated Fluids for Biomedical Application. *Materials Science and Engineering*, **29**, 1691-1696. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2009.01.014>
- [5] Wang, C.J., Deng, K.K., Nie, K.B., Shang, S.J. and Liang, W. (2016) Competition Behavior of the Strengthening Effects in As-Extruded AZ91 Matrix: Influence of Pre-Existed Mg17Al12 Phase. *Materials Science and Engineering*, **656**, 102-110. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msea.2016.01.023>
- [6] Jamali, S.S., Faraji, G. and Abrinia, K. (2016) Evaluation of Mechanical and Metallurgical Properties of AZ91 Seam-

- less Tubes Produced by Radial-Forward Extrusion Method. *Materials Science and Engineering*, **666**, 176-183. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msea.2016.04.048>
- [7] Han, G.M., Han, Z.Q., Luo, A.A. and Liu, B.C. (2015) Microstructure Characteristics and Effect of Aging Process on the Mechanical Properties of Squeeze-Cast AZ91 Alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, **641**, 56-63. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jallcom.2015.04.042>
- [8] Nie, K.B., Wang, X.J., Deng, K.K., Xu, F.J., Wu, K. and Zheng, M.Y. (2014) Microstructures and Mechanical Properties of AZ91 Magnesium Alloy Processed by Multidirectional Forging under Decreasing Temperature Conditions. *Journal of Alloys and Compounds*, **617**, 979-987. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jallcom.2014.08.148>
- [9] Nie, K.B., Deng, K.K., Wang, X.J., Xu, F.J., Wu, K. and Zheng, M.Y. (2015) Multidirectional Forging of AZ91 Magnesium Alloy and Its Effects on Microstructures and Mechanical Properties. *Materials Science and Engineering*, **624**, 157-168. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msea.2014.11.076>
- [10] Luckey, T.D. and Venugopal, B. (1978) *Metal Toxicity in Mammals*. Plenum Press, New York.
- [11] Kirkland, N.T., Staiger, M.P., Nisbet, D., Davies, C.H.J. and Birbilis, N. (2011) Performance-Driven Design of Biocompatible Mg Alloys. *Journal of the Minerals Metals and Materials Society*, **63**, 28-34. <http://dx.doi.org/10.1007/s11837-011-0089-z>
- [12] Song, Y.W., Shan, D.Y., Chen, R.S., Zhang, F. and Han, E.H. (2009) Biodegradable Behaviors of AZ31 Magnesium Alloy in Simulated Body Fluid. *Materials Science and Engineering*, **29**, 1039-1045. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2008.08.026>
- [13] Witte, F., Hort, N., Vogt, C., Cohen, S., Kainer, K.U., Willumeit, R. and Feyerabend, F. (2008) Degradable Biomaterials Based on Magnesium Corrosion. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, **12**, 63-72. <http://dx.doi.org/10.1016/j.cossms.2009.04.001>
- [14] Li, Z.J., Gu, X.N., Lou, S.Q. and Zheng, Y.F. (2008) The Development of Binary Mg-Ca Alloys for Use as Biodegradable Materials within Bone. *Biomaterials*, **29**, 1329-1344. <http://dx.doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.12.021>
- [15] Wan, Y.Z., Xiong, G.Y., Luo, H.L., He, F., Huang, Y. and Zhou, X.S. (2008) Preparation and Characterization of a New Biomedical Magnesium-Calcium Alloy. *Materials & Design*, **29**, 2034-2037. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2008.04.017>
- [16] Kim, W.C., Kim, J.G., Lee, J.Y. and Seok, H.K. (2008) Influence of Ca on the Corrosion Properties of Magnesium for Biomaterials. *Materials Letters*, **62**, 4146-4148. <http://dx.doi.org/10.1016/j.matlet.2008.06.028>
- [17] Zhang, B.P., Hou, Y.L., Wang, X.D., Wang, Y. and Geng, L. (2011) Mechanical Properties, Degradation Performance and Cytotoxicity of Mg-Zn-Ca Biomedical Alloys with Different Compositions. *Materials Science and Engineering*, **31**, 1667-1673. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2011.07.015>
- [18] Zhang, E.L., Yin, D.S., Xu, L.P., Yang, L. and Yang, K. (2009) Microstructure, Mechanical and Corrosion Properties and Biocompatibility of Mg-Zn-Mn Alloys for Biomedical Application. *Materials Science and Engineering*, **29**, 987-993. <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2008.08.024>
- [19] Bai, J., Yin, L.L., Lu, Y., Gan, Y.W., Xue, F., Chu, C.L., Yan, J.L., Yan, K., Wan, X.F. and Tang, Z.J. (2014) Preparation, Microstructure and Degradation Performance of Biomedical Magnesium Alloy Fine Wires. *Progress in Natural Science: Materials International*, **24**, 523-530. <http://dx.doi.org/10.1016/j.pnsc.2014.08.015>
- [20] Nakamura, Y., Tsumura, Y., Tonogai, Y., Shibata, T. and Ito, Y. (1997) Differences in Behavior among the Chlorides of Seven Rare Earth Elements Administered Intravenously to Rats. *Fundamental and Applied Toxicology*, **37**, 106-116. <http://dx.doi.org/10.1006/faat.1997.2322>
- [21] Song, G.L. (2007) Control of Biodegradation of Biocompatible Magnesium Alloys. *Corrosion Science*, **49**, 1696-1701. <http://dx.doi.org/10.1016/j.corsci.2007.01.001>
- [22] 李江波, 王陆, 李利, 聂凯波, 阎佩雯, 张金山, 许春香, 马彦伟, 李卫国. Mg-Zn-Sr 生物医用材料在模拟体液中的腐蚀性能研究[J]. 中国铸造装备与技术, 2016(2): 5-8.



**期刊投稿者将享受如下服务：**

1. 投稿前咨询服务 (QQ、微信、邮箱皆可)
2. 为您匹配最合适的期刊
3. 24 小时以内解答您的所有疑问
4. 友好的在线投稿界面
5. 专业的同行评审
6. 知网检索
7. 全网络覆盖式推广您的研究

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

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