

不同电压对镁合金微弧氧化膜理化性能及生物活性的影响

陆雨桐¹, 李涛², 商晓盼¹, 陈琳³, 常蓓⁴, 王亚锋², 蔡兴伟²

1. 锦州医科大学中国人民解放军火箭军总医院研究生培养基地, 北京 100088; 2. 中国人民解放军火箭军总医院, 北京 100088;

3. 北京师范大学核科学与技术学院, 北京 100875; 4. 中国人民解放军火箭军总医院清河门诊部口腔科, 北京 100192

【摘要】目的:研究AZ31B镁合金微弧氧化膜的理化性能及生物活性,并对处理电压进行优化分析。**方法:**以硅酸盐为电解液,采用3组电压对AZ31B镁合金进行微弧氧化处理,采用扫描电镜、电化学工作站及接触角测量仪等对膜层的元素组成、粗糙度、耐腐蚀性、亲水性等进行检测,分析得出较具有生物植入前景的表面形貌所对应的电压条件,进一步研究在该电压下的微弧氧化膜的耐腐蚀性及成骨细胞在其表面的粘附情况。**结果:**AZ31B镁合金微弧氧化膜表面粗糙多孔,膜层主要由Mg、Si和O元素组成。随着电压的升高,微弧氧化膜层的粗糙度增加。440 V电压所制备的微弧氧化膜层比其他两组具有更好的亲水性及耐腐蚀性,且该条件下所得的膜具有较好的生物活性。**结论:**微弧氧化处理后的AZ31B镁合金表面理化性能及生物活性良好,且在440 V电压下处理AZ31B所得的微弧氧化膜性能最佳。

【关键词】镁合金;微弧氧化膜;理化性能;生物活性;电压

【中图分类号】TG174;R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)05-0502-07

Effects of different voltages on physicochemical properties and biocompatibility of micro-arc oxidation coating on Mg-alloy

LU Yutong¹, LI Tao², SHANG Xiaopan¹, CHEN Lin³, CHANG Bei⁴, WANG Yafeng², CAI Xingwei²

1. Campus Training Base of PLA Rocket Force General Hospital, Jinzhou Medical University, Beijing 100088, China; 2. PLA Rocket Force General Hospital, Beijing 100088, China; 3. College of Nuclear Science and Technology, Beijing Normal University, Beijing 100875, China; 4. Department of Stomatology, Qinghe Out-patient Department, PLA Rocket Force General Hospital, Beijing 100192, China

Abstract: Objective To study the physicochemical properties and biocompatibility of micro-arc oxidation (MAO) coating on AZ31B Mg-alloy and determine the optimal voltage for alloy treatment. **Methods** We performed MAO treatment of AZ31B Mg-alloy with 3 voltages using silicate as the electrolyte. The element composition, surface roughness, corrosion resistance and hydrophilicity of MAO coating were analyzed with scanning electron microscopy, electrochemical workstation, and a contact angle measurement instrument to determine the optimal voltage for generating surface topography to allow potential biological implantation of the alloy. The corrosion resistance of the MAO coating and osteoblast adhesion on the surface of the alloy treated with this voltage was also analyzed. **Results** The MAO coating on AZ31B Mg-alloy was composed mainly of Mg, Si and O elements with a rough and porous surface. The increase of voltage for alloy treatment resulted in rougher MAO coating. The MAO coating generated at the voltage of 440 V showed the best hydrophilic property and corrosion resistance with a good biocompatibility. **Conclusion** The MAO coating on AZ31B Mg-alloy has good physicochemical properties and biocompatibility, and the optimal voltage for MAO coating of this alloy is 440 V.

Keywords: Mg-alloy; micro-arc oxidation coating; physicochemical properties; bioactivity; voltage

【收稿日期】2017-01-15

【基金项目】国家自然科学基金青年基金(81400564);北京市科技新星计划(Z161100004916164);军事口腔医学国家重点实验室开放课题(2014KA05);第二炮兵总医院青年科研创新基金

【作者简介】陆雨桐,女,在读硕士研究生,研究方向:口腔医学,E-mail:1191898277@qq.com

【通信作者】蔡兴伟,硕士,副主任医师,研究方向:口腔医学,E-mail:xweicai@163.com;李涛,博士,主治医师,研究方向:口腔医学,E-mail:doctor-litao@hotmail.com

前言

金属骨植入材料(如钛、钛合金、不锈钢等)具有良好的机械性能,在临床上已有广泛的应用^[1],但这些植入物在体内无法降解,需要进行二次手术将其取出,会增加患者所要承担的风险。因此,研制可用于临床的可降解植入材料成为国内外研究热点。镁合金具有良好的机械性能,在生物体内可完全降解,其密度及弹性模量接近人体自然骨^[2-3],被认为是一种能够应用在临床的可降解金属材料之一^[4-5]。但镁合金化学性质活泼,在生物环境腐蚀速度过快,这些缺点成为其发挥性能优势的主要障碍^[6]。因此,需要对镁合金进行表面处理,来增加镁合金的耐腐蚀性。常用的镁合金表面改进方法有阳极氧化、气相沉积、微弧氧化(Micro-arc Oxidation, MAO)等^[7],其中MAO是一种在金属表面形成氧化陶瓷膜的技术,具有操作简便,排放污染物少,消耗成本较少的优

点,被认为是已开发的表面预处理方法中一种很有发展前途的技术^[8]。镁合金微弧氧化膜在形成过程中受到的主要影响因素有电解液及电压。

本实验以硅酸盐为主要电解液成分,研究3组不同电压下AZ31B镁合金微弧氧化膜的理化性能,对微弧氧化电压条件进行优化分析,并进一步研究在该电压下所得微弧氧化膜的长期耐腐蚀性及生物活性。

1 材料与方法

1.1 实验材料

实验中选用AZ31B镁合金(宝鸡钛液有限公司),化学组成见表1。将镁合金试件切割成规格为直径2 cm,厚1 mm的圆片,用80#、180#、320#、600#、1000#、2000#砂纸逐级打磨抛光。所有试件经丙酮、乙醇各超声荡洗5 min,生理盐水中超声荡洗10 min,后用蒸馏水冲洗,烘干待用。

表1 镁合金AZ31B化学成分列表
Tab.1 Chemical composition list of AZ31B Mg-alloy

Component	Si	Fe	Cu	Mn	Zn	Al	Ni	Mg
Mass fraction/%	≤0.1	≤0.005	≤0.05	0.2-0.5	0.5-1.5	2.5-3.5	≤0.005	94.34-96.64

1.2 微弧氧化膜的制备

采用WHYH-100A型设备(北京师范大学核学院)对镁合金进行MAO表面处理。不锈钢电解池和镁合金试件分别作为阴极和阳极,使用循环冷却系统保持实验时电解液的温度稳定,通常控制在35℃以下。试件表面处理所用的电解质是由14 g/L $\text{Na}_2\text{SiO}_3 \cdot 9\text{H}_2\text{O}$, 4 g/L NaOH, 4 g/L KF组成,处理电流均为2 A,频率为75 Hz,处理时间均为20 min,3组试件处理电压分别为440、460、480 V,负压均为30 V。

1.3 微弧氧化膜微观形貌

采用型号为Hitachi S-4800(日本日立株式会社)的扫描电子显微镜(Scanning Electron Microscope, SEM)及自带的能量色谱分析仪(Energy Disperse Spectroscopy, EDS)分别对膜层微观形貌进行观察,对膜层的元素组成和含量进行检测。试件表面形貌的观察是将微弧氧化处理后的试件切割成合适尺寸,喷金后在扫描电镜中进行观察拍摄。观察截面的试件需经过切割、镶样、打磨抛光等步骤制备,试件经过喷金后,使用SEM观察截面形貌、判断氧化膜的厚度,并对其进行成分分析。

1.4 试样表面粗糙度

采用TR200型(北京时代集团公司)手持式粗糙

度仪测量试件表面粗糙度,在本实验中取在试件表面的3处不同地方所测的粗糙度的平均值作为该试件的表面粗糙水平。

1.5 电化学腐蚀

电化学腐蚀实验是在PAR2273电化学工作站(普林斯顿应用研究公司)完成的,参比电极为饱和甘汞电极,辅助电极为铂丝,工作电极为试件,即为三电极系统。工作面积为0.5 cm²,测试的电解液为3.5% NaCl溶液,测试温度为室温。实验所得电化学阻抗谱使用Origin 8.5进行绘制。

1.6 表面亲水性研究

采用清华大学电子能谱中心DataPhy OCA15Pro(德国Dataphysics公司)视屏光学接触角测量仪测量去离子水在试样表面上的接触角。试样表面滴加去离子水滴体积是2 μL,待滴加的液滴稍稳定,立即采集图像并利用仪器自带软件测量接触角。

1.7 浸泡实验

通过对1.3~1.6实验结果进行分析后可选出较好处理组,将该组处理后的AZ31B进行切割,所得试件尺寸大致相同(MAO组),四周均用树脂部分包埋,使试件与浸泡液的接触面积为4 cm²/mL,试件均经超声荡洗10 min,放入消毒袋中密封,高温高压消毒待

用。在超净台下将试件放入装有磷酸盐缓冲液(Phosphate Buffered Saline, PBS)的管中,密封,放置在37℃恒温水浴箱中,分别浸泡1、7、14 d。当达到浸泡时间后,在超净台下将浸泡液取出,以2 000 r/min转速离心3 min,取上部液体,检测各组浸泡液的pH值,绘制pH变化曲线。采用SPECTRO ARCOS EOP(德国斯派克分析仪器公司)电感耦合等离子体原子发射光谱仪(Inductively Coupled Plasma, ICP)对各组浸泡液中 Mg^{2+} 析出量进行检测,绘制 Mg^{2+} 析出图。浸泡后的试样用75%乙醇、生理盐水、蒸馏水冲洗,风干,装袋,备用。用肉眼及SEM观察浸泡后AZ31B镁合金表面形貌。本实验设置的对照组为未经过表面处理的AZ31B(基体组)。

1.8 生物活性

采用MC3T3成骨细胞对AZ31B镁合金微弧氧化膜的生物活性进行检测。细胞培养液为含10%胎牛血清的 α -MEM,在37℃、含5% CO_2 培养箱中进行培养,每隔2~3 d进行换液,细胞长至70%~80%密度时,经胰蛋白酶消化,传代接种。将经过高温高压消毒的试件放置在12孔板中,细胞以 1×10^4 /mL的密度

接种在试件表面,培养6 h,到观察时间点后弃去培养液,用PBS轻柔冲洗,在每个孔中加入2.5%戊二醛溶液浸泡试件1 d来进行细胞固定,后用PBS溶液轻柔冲洗试件2次,经30%、50%、70%、90%、95%乙醇溶液梯度脱水各30 min,试件自然风干,喷金,SEM观察试件表面细胞粘附情况。对照组为未经过表面处理的AZ31B镁合金基体,处理方法同上。

2 结果

2.1 微弧氧化膜层的表面形貌

图1为肉眼下3组微弧氧化处理后的AZ31B,微弧氧化膜呈灰白色、乳白色,表面粗糙,且随着电压的升高,表面越显不光滑,当电压达到500 V时,膜表面出现裂纹,甚至部分脱落。图2为电镜下3组AZ31B微弧氧化膜的表面形貌。可以看出,在微弧氧化后AZ31B表面形成明显的针孔网状多孔隙结构,孔的周围有突起,孔之间的连接形式复杂。在相同的微弧氧化时间下,随着电压的升高,膜层表面熔融物堆积增多,膜层表面的孔隙大小均随之增加,而孔隙数目逐渐减少。



图1 3组微弧氧化后的AZ31B

Fig.1 Micro-arc oxidation of AZ31B AZ31B in three groups

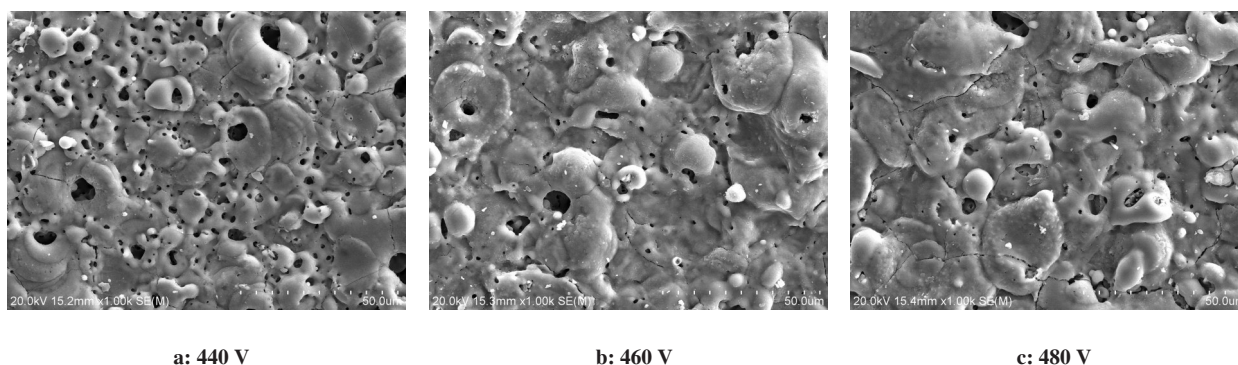


图2 3组电压下AZ31B镁合金微弧氧化膜表面形貌

Fig.2 Surface morphology of micro-arc oxidation (MAO) coating on AZ31B Mg-alloy at 3 voltages

2.2 微弧氧化膜层的截面

在相同的微弧氧化时间下,分别用440、460、480 V电压处理的AZ31B镁合金微弧氧化膜层厚度分别为19.0、27.5、30.5 μm 。可以看出,随着氧化电压的升高,AZ31B微弧氧化膜厚度显著增加。从图3截面元

素分布曲线可以看出AZ31B微弧氧化膜层均主要由Mg、Si和O元素构成,Mg元素在镁合金基体中的含量高于微弧氧化膜层,而O元素及Si元素的含量则高于镁合金基体,F元素和K元素在微弧氧化膜内的变化不大明显。

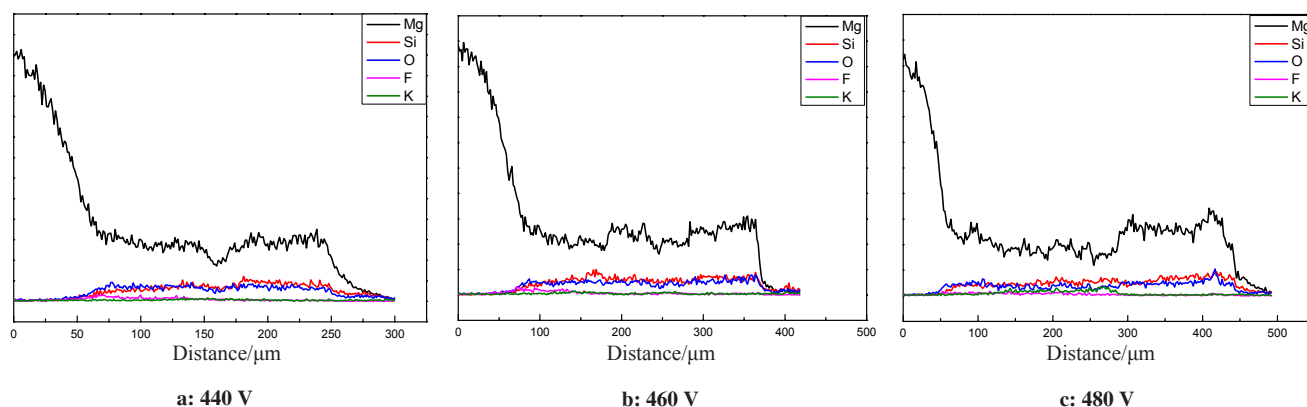


图3 3组电压下AZ31B镁合金微弧氧化膜EDS成分分布曲线

Tab.3 Energy disperse spectroscopy (EDS) spectrum of MAO coating on AZ31B Mg-alloy at 3 voltages

2.3 微弧氧化膜层的粗糙度

3组电压下(440、460、480 V)AZ31B镁合金微弧氧化膜表面粗糙度(R_a)分别为1.096、1.840、2.070 μm 。随着微弧氧化电压的升高,氧化膜的粗糙度增加,即在440 V电压条件下所得的微弧氧化膜的粗糙度最小。而当电压达到500 V时,氧化膜层出现脱落的现象。

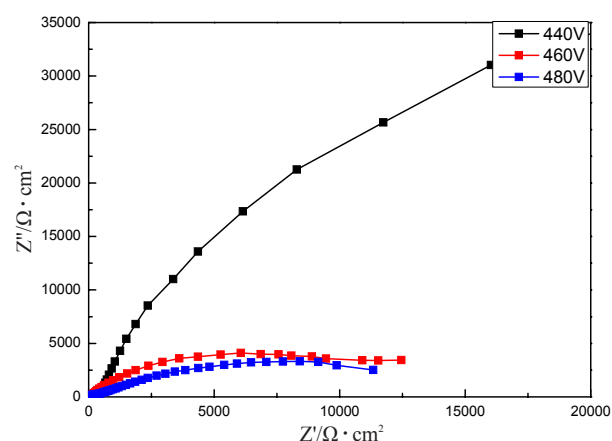
2.4 电化学腐蚀性能

图4是3组电压下微弧氧化处理后的AZ31B镁合金在3.5% NaCl溶液中的Nyquist图,图中容抗弧半径大小与腐蚀速率有密切关系。由电化学腐蚀原理可知,容抗弧半径越大,耐腐蚀性能越好^[9]。从图4可以看出,本实验容抗弧大小排列为:440 V > 460 V > 480 V。从结果可以发现:本试验中在440 V电压下AZ31B微弧氧化膜的耐腐蚀性相对更好。

2.5 表面亲水性试验

图5显示的是3组微弧氧化膜的表面亲水性,440、460、480 V电压下所得微弧氧化膜表面去离子水的接触角分别为73.00°、86.85°、89.10°。未处理AZ31B表面去离子水的接触角是94.35°。由此看出经过微弧氧化处理的试样较未处理的试件表面具有更好的亲水性。3组不同电压处理组中440 V电压下所得的氧化膜表面亲水性最好。

综上所述,在3个实验组中,440 V电压下所得微弧氧化膜层粗糙度最小,耐腐蚀性和亲水性最佳,在医学植入体领域具有较好的应用前景。实验将进一



Z' : Real part of impedance; Z'' : Imaginary part of impedance

图4 3组微弧氧化处理后的AZ31B的Nyquist图

Fig.4 Nyquist plots of 3 groups of MAO coating on AZ31B Mg-alloy

步研究该条件下膜层的相关性能。

2.6 浸泡试验

将在440 V电压下处理所得试件浸泡在PBS缓冲液中,肉眼下,经过微弧氧化处理后的AZ31B镁合金(MAO组)表面没有明显腐蚀破坏,而未经处理的镁合金(基体组)表面出现不同程度的腐蚀,表面变色,出现不同大小的腐蚀点,浸泡14 d的镁合金基体表面出现大小不等的坑洞。这些现象说明微弧氧化膜对镁合金基体起到了很好的保护作用。电镜下观察试样经过浸泡不同时间后的表面形貌,发现微弧氧化膜层表面孔洞变小,表面有沉积物堆积,出现不

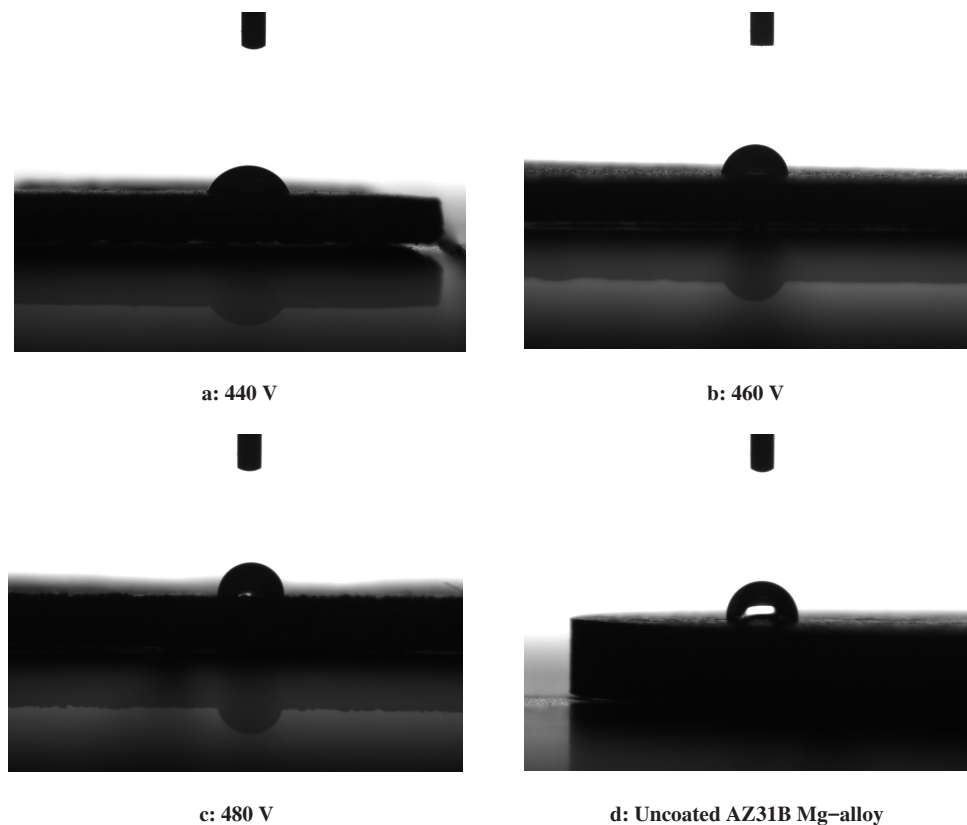


图5 3组电压下AZ31B镁合金微弧氧化膜及基体表面亲水性测试

Tab.5 Surface hydrophilicity test of uncoated AZ31B Mg-alloy and AZ31B Mg-alloy with MAO coating generated at 3 voltages

同程度的裂纹,且随着浸泡时间的增长,细小裂纹逐渐增多。通过膜层的表面能谱图可以看出,膜层表面有P出现,且表面主要含有Mg、O、Si、P,未浸泡前膜表面O元素与Mg元素含量相近,浸泡后O元素含量明显高于Mg元素。

图6a为MAO组及基体组浸泡期间浸泡液PH值的变化曲线图。从图中可以看出,基体组在PBS中浸泡的pH值由之前的7.3达到8.5左右,MAO组的pH值由之前的7.3达到7.6左右,而且在之后曲线趋于平稳。浸泡过程中,基体组浸泡液pH值始终高于MAO组的浸泡液pH值。如图6b所示:基体组浸泡液中镁的析出量多于MAO组的镁析出量。综上所述,微弧氧化膜对AZ31B镁合金基体有保护作用,提高了AZ31B镁合金的长期耐腐蚀性。

2.7 生物活性

图7为扫描电镜观察成骨细胞在微弧氧化处理后的镁合金AZ31B表面及基体表面分别培养6h后的粘附情况,发现微弧氧化陶瓷膜表面粗糙多孔有利于细胞的贴附,成骨细胞在试件表面上形态不规则,大多呈梭形,有许多突起,细胞呈伸展黏附状态。而镁合金基体在培养液中浸泡时观察到表面出现气泡,电镜下在其表面未见到有活的成骨细胞粘

附,表面出现裂纹,说明未经过微弧氧化表面处理的镁合金不适宜细胞粘附,而经过MPO处理的镁合金AZ31B有生物活性。

3 讨论

MAO又称微等离子体氧化,具有工艺简单,生产效率,对环境污染小,成本相对较低^[10]的优点,被认为是一种理想的,便于推广的镁合金表面处理方法。本实验中镁合金AZ31B在硅酸盐电解液中经过MAO处理后,表面形成一层多孔的陶瓷膜层,这种多孔结构是熔融氧化物和气泡所发出的微放电通道,在孔的周围有突起,该突起是由陶瓷氧化物堆积形成^[11]。微弧氧化膜主要为MgO和Mg₂SiO₄。MgO由从基体中析出的Mg²⁺和电解液中的O²⁻反应形成,反应式为Mg²⁺+O²⁻→MgO,此外,Mg₂SiO₄形成的反应式为:SiO₂+2MgO→Mg₂SiO₄,该反应有可能发生在基体和电解液之间的放电通道中^[12]。

镁合金微弧氧化过程受多种因素的影响,如电解液、电参数、氧化时间等,电参数是影响镁合金微弧氧化成膜的一重要因素,主要包括频率、占空比、电流密度和电压,其中电压是微弧氧化过程的主要影响因素^[13]。本实验即是观察了3组电压下微弧氧

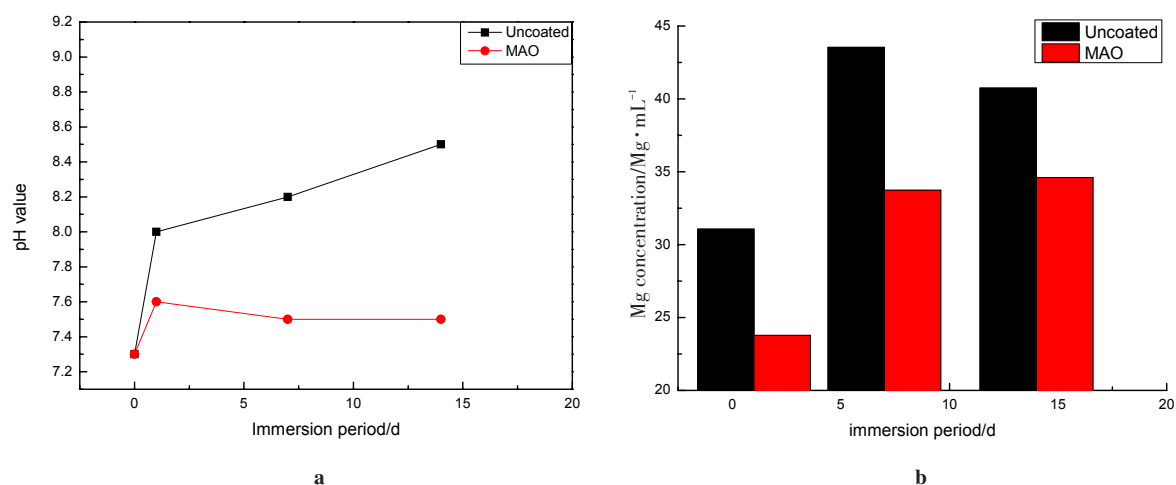
图6 AZ31B 镁合金 MAO 组与基体组浸泡后 pH 值的变化曲线图(a)与 Mg^{2+} 析出量(b)

Fig.6 pH variation of PBS immersed with MAO and uncoated AZ31B (a) and Mg concentration in PBS immersed with MAO and uncoated AZ31B (b)

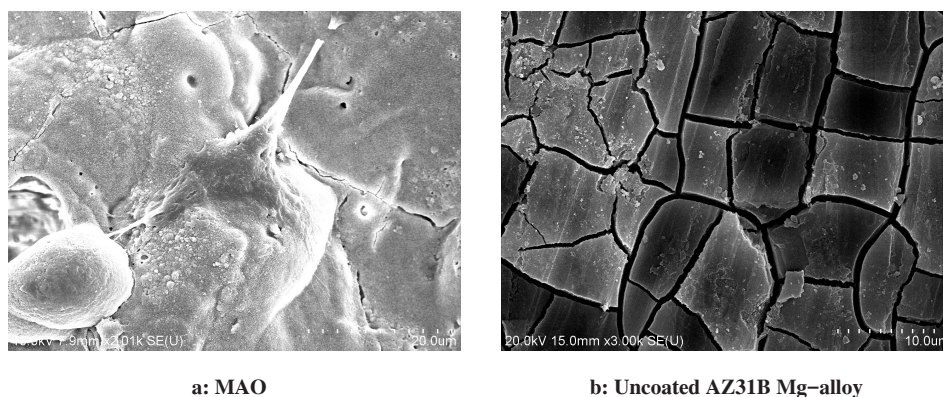


图7 AZ31B 微弧氧化膜表面及基体表面成骨细胞培养 6 h 粘附情况

Tab.7 Morphology of the cells cultured for 6 h on AZ31B Mg-alloy with MAO coating and on uncoated AZ31B Mg-alloy

化膜的理化性能。陈明等^[14]研究了电压增幅对镁合金膜层的厚度、表面形貌的影响,发现随着电压的升高,微弧氧化膜层的厚度及粗糙度增加,若电压过高,膜表面将被破坏。这些结果与本实验的相关结果基本一致,但本实验还进一步研究了镁合金微弧氧化膜的亲水性,生物活性。

镁合金作为生物植入材料应用于生物医学所面临的重大难题是如何控制降解速率,若镁合金降解速率得到控制,镁合金植入物在生物体内的机械强度才能得到保障。本研究中电化学腐蚀实验采用三电极系统,最后绘制的 Nyquist 图对试件的耐腐蚀性进行了分析, Nyquist 图是阻抗值实部与虚部的关系,极化电阻为阻抗半圆半径,半径越大则极化电阻越大,而极化电阻通常和腐蚀速率成反比,所以图中半圆半径越大从一定意义上说明材料腐蚀速率越小,抗腐蚀性越强。我们从结果可以看到,3 组电压条件

中 440 V 电压下所得微弧氧化膜的容抗弧半径最大,即 440 V 条件下微弧氧化膜的耐腐蚀性相对较好。

接触角是指在气、液、固 3 相交点处所作的气-液界面的切线穿过液体与固-液交界线之间的夹角,是湿润程度的量度,而润湿性能对于固液界面物理化学性能有非常重要的影响^[15]。作为植入材料亲水性的意义在于人体血液中含有大量的水分,植入体与血液的界面作用主要表现在材料表面与水的作用,材料表面亲水性越好,材料对于血液的相容性越好,可在血液循环的作用下迅速骨结合及快速成骨,增大了种植体的成功率^[16]。本实验中,电压 440 V 下所得的微弧氧化膜表面接触角最小,说明其亲水性较好。

Ma 等^[17]采用微弧氧化处理后镁的浸提液培养细胞,来检测经过处理后的试件的生物活性,结果表明,经过微弧氧化后的试件没有细胞毒性。而本实验检测镁合金微弧氧化膜生物活性的方法是将成骨

细胞直接培养在处理后的 AZ31B 表面,发现成骨细胞在试件表面有粘附,说明微弧氧化陶瓷膜粗糙多孔的结构有利于细胞的粘附伸展,具有生物活性。

综上所述,微弧氧化处理后的 AZ31B 其耐腐蚀性能、亲水性等理化性能良好,在本实验中 440 V 电压下 AZ31B 表面所得的微弧氧化膜理化性能最佳,且其长期耐腐蚀性及生物活性较基体的更好。

【参考文献】

- [1] RAZAVI M, FATHI M, SAVABI O, et al. Nanostructured merwinite bioceramic coating on Mg alloy deposited by electrophoretic deposition[J]. *Ceram Int*, 2014, 40(7): 9473-9484.
- [2] LIN X, YANG X M, TAN L L, et al. *In vitro* degradation and biocompatibility of a strontium-containing micro-arc oxidation coating on the biodegradable ZK60 magnesium alloy[J]. *Appl Surf Sci*, 2014, 288(2): 718-726.
- [3] RAZAVI M, FATHI M, SAVABI O, et al. *In vivo* assessments of bioabsorbable AZ91 magnesium implants coated with nanostructured fluoridated hydroxyapatite by MAO/EPD technique for biomedical applications[J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2015, 48: 21-27.
- [4] LIN D J, HUNG F Y, LUI T S, et al. Heat treatment mechanism and biodegradable characteristics of ZAX1330 Mg alloy[J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2015, 51: 300-308.
- [5] YAO Z P, XIA Q X, CHANG L M, et al. Structure and properties of compound coatings on Mg alloys by micro-arc oxidation/hydrothermal treatment[J]. *J Alloys Compd*, 2015, 633: 435-442.
- [6] LI H L, PAN H B, NING C Y, et al. Magnesium with micro-arc oxidation coating and polymeric membrane: an *in vitro* study on microenvironment[J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2015, 26(3): 147.
- [7] 章珏, 梁金, 刘红霞, 等. 镁合金表面处理技术的进展[J]. *轻合金加工技术*, 2014, 42(3): 19-23.
ZHANG J, LIANG J, LIU H X, et al. Progress of surface treatment for magnesium alloys[J]. *Light Alloy Fabrication Technology*, 2014, 42(3): 19-23.
- [8] MA X, ZHU S J, WANG L G, et al. Synthesis and properties of a bio-composite coating formed on magnesium alloy by one-step method of micro-arc oxidation [J]. *J Alloys Compd*, 2014, 590: 247-253.
- [9] LI Y, LU F, LI H L, et al. Corrosion mechanism of micro-arc oxidation treated biocompatible AZ31 magnesium alloy in simulated body fluid [J]. *Prog Nat Sci: Mater Int*, 2014, 24(5): 516-522.
- [10] BAGHERI H R, ALIOFKHAZRAEI M, GHEYTANI M, et al. Growth and internal microstructure of micro-arc oxidized MgO-based nanocomposite coating[J]. *Surf Coat Technol*, 2015, 283: 1-9.
- [11] WANG C J, JIANG B L, MING L, et al. Corrosion characterization of micro-arc oxidation composite electrophoretic coating on AZ31B magnesium alloy[J]. *J Alloys Compd*, 2015, 621: 53-61.
- [12] GAO H T, ZHANG M, YANG X, et al. Effect of Na₂SiO₃ solution concentration of micro-arc oxidation process on lap-shear strength of adhesive-bonded magnesium alloys[J]. *Appl Surf Sci*, 2014, 314: 447-452.
- [13] ZHANG S F, HU G H, ZHANG R F, et al. Effects of electric parameters on corrosion resistance of anodic coatings formed on magnesium alloys [J]. *Trans Nonferr Metal Soc*, 2010, 20(s2): s660-s664.
- [14] 陈明, 马跃洲, 马颖, 等. 电压增幅对镁合金微弧氧化膜层性能的影响[J]. *稀有金属材料与工程*, 2010, 39(11): 1943-1947.
CHEN M, MA Y Z, MA Y, et al. Effects of voltage increment on performances of micro-arc oxidation coatings of magnesium alloys[J]. *Rare Metal Materials and Engineering*, 2010, 39(11): 1943-1947.
- [15] 耿双双, 赵宝红. 增强钛种植体表面亲水性能研究进展[J]. *中国实用口腔科杂志*, 2016, 9(6): 368-372.
GENG S S, ZHAO B H. Research progress of hydrophilicity enhancement of titanium implant surface [J]. *Chinese Journal of Practical Stomatology*, 2016, 9(6): 368-372.
- [16] 王强, 那莹, 冯翠娟, 等. 氧化处理对医用镍钛合金表面亲水性的影响[J]. *国际口腔医学杂志*, 2011, 38(5): 506-508.
WANG Q, NA Y, FENG C J, et al. Effect of oxidation on the hydrophilic property of the medical nickel titanium alloy [J]. *International Journal of Stomatology*, 2011, 38(5): 506-508.
- [17] MA H W, LIU Y J, WANG W, et al. Improved biological performance of magnesium by micro-arc oxidation[J]. *Braz J Med Biol*, 2015, 48(3): 214-225.

(编辑:薛泽玲)