

[DOI]10.12016/j.issn.2096-1456.2017.02.003

· 专栏论著 ·

不同热处理对自研新型高钯牙科合金腐蚀行为的影响

刘嘉俊¹, 孟玉坤²

1. 深圳市人民医院口腔医学中心, 广东 深圳 (518020);

2. 四川大学华西口腔医院修复科, 四川 成都 (610041)



【通讯作者简介】 孟玉坤, 博士, 四川大学华西口腔医学院修复学系副教授, 硕士生导师, 华西口腔医院修复科主任医师。1990—2000年就读华西医科大学, 获口腔临床医学学士、硕士和博士学位。2002—2004年日本齿科大学博士后。兼任四川省口腔医学会修复工艺委员会主任委员, 四川省口腔医学会修复专委会副主委, 四川省口腔医学会全科医学委员会常委, 四川省医学会医学美学与美容专业委员会常委, 中华口腔医学会口腔修复学专委会常委, 中国整形美容协会口腔整形美容分会美容修复学术委员会常委, 中华口腔医学会口腔美学专委会常委。目前主要从事全瓷修复材料及技术、牙科色彩学等研究。临床主攻方向为口腔固定修复、功能美学修复技术。以第一作者或通讯作者发表相关研究性学术论文24篇(其中SCI论文8篇), 综述20篇, 获得发明专利2项, 参编医学专著6本。

【摘要】 目的 评估不同热处理对自研高钯合金腐蚀行为的影响。方法 将不同温度热处理后的自研高钯合金按照ISO 10271:2001/Cor.1:2005(E)标准进行电化学腐蚀实验, 以商品化Spartan® Plus合金作为对照组。在电化学实验中, 依次进行2 h开路电位(E_{ocp})测定并记录极化曲线, 然后拟合出腐蚀电位(E_{corr})、腐蚀电流密度(I_{corr})等相关电化学参数。同时, 使用扫描电镜观察合金腐蚀前后的表面形貌。**结果** 热处理不同程度地改善了两种合金在ISO10271电化学实验中的耐腐蚀性。其中, 两种合金的500℃组电化学参数最佳, 耐腐蚀性最好, 但尚不能认为两者之间的耐腐蚀性能有差别。对比电化学实验腐蚀前后的试件表面形貌, 两种合金的所有组别均可见腐蚀后的点蚀现象和裂隙腐蚀现象, 随着热处理温度的升高, 点蚀和裂隙腐蚀逐渐变少。两种合金各组间横向比较, 未发现明显的点蚀和裂隙腐蚀分布的差异。**结论** 对于高钯合金而言, 高含量的钯基质相使合金的组分变化并不足以对合金的腐蚀行为产生明显改变。两种合金在耐腐蚀性方面的相似性可能归因于合金自身的高钯含量。

【关键词】 牙科铸造合金; 高钯合金; 热处理; 腐蚀行为; 电化学实验

【中图分类号】 R783.1 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 2096-1456(2017)02-080-07

【引用著录格式】 刘嘉俊, 孟玉坤. 不同热处理对自研新型高钯牙科合金腐蚀行为的影响[J]. 口腔疾病防治, 2016, 25(2):80-86.

【收稿日期】 2016-09-21; **【修回日期】** 2016-12-03

【基金项目】 四川省科技计划(科技支撑计划)项目(2010FZ0086); 山西省科技攻关项目(20110313015-1)

【作者简介】 刘嘉俊, 主治医师, 硕士, Email: jiajunliu1986@163.com

【通讯作者】 孟玉坤, 主任医师, 博士, Email: 929672560@qq.com

Influence of different heat treatments on the corrosion behavior of a new type of high palladium dental alloy

LIU Jia-jun¹, MENG Yu-kun². 1. Department of Stomatology, Shenzhen People's Hospital, Shenzhen 518020, China; 2. Department of Prosthodontics, West China School of Stomatology, Sichuan University, Chengdu 610041, China

Corresponding author: MENG Yu-kun, Email: 929672560@qq.com; Tel: 0086-028-85501437

【Abstract】 Objective To evaluate the influence of different heat treatments on the corrosion behavior of a new Pd-Ag-In-Ga alloy. **Methods** The corrosion of a new Pd-Ag-In-Ga alloy was tested according to ISO 10271:2001/cor.1:2005(E). Taken as comparison, a commercial high-palladium alloy (Spartan[®] Plus) was also employed in the study. For electrochemical corrosion test, the open-circuit potential (E_{ocp}) and potentiodynamic polarization curve were recorded and then the electrochemical parameters, namely corrosion potential (E_{corr}) and corrosion current density (I_{corr}) calculated. The surfaces of the specimens that before and after corrosion test were observed by scanning electron microscopy (SEM). **Results** Both of the high-palladium alloys had lower corrosion tendency and higher corrosion resistance by heat treatment in the ISO 10271 electrochemical corrosion test. For both alloys, heat treatment at 500 °C was found to be effective in improving the corrosion resistance as the best datas of electrochemical parameters (E_{ocp}, E_{corr}, I_{corr}) were detected among the four temperature groups. However, no evidence showed that there was significant difference in corrosion resistance between the two alloys. Comparison of surface morphology of the specimens before and after electrochemical experiments by SEM demonstrated that all groups of the two alloys were visible of pitting corrosion and crevice corrosion phenomenon that gradually became less with increasing heat treatment temperature. Horizontal comparing among the groups of the two alloys, no apparent differences in the distribution of pitting and crevice corrosion was found. **Conclusion** The variation in compositions of high-palladium alloys did not cause significant difference in corrosion behavior due to the identical palladium matrix. The similarity in corrosion behavior among the two high-palladium alloys might be attributed to the predominant palladium content.

【Key words】 Dental casting alloy; High-palladium alloy; Heat treatment; Corrosion behavior; Electrochemical experiment

牙科合金在复杂的口腔环境中会发生不同程度的腐蚀,从而引起美学性能、机械物理性能和生物相容性的降低。合金的腐蚀会产生微电流,引起金属元素的释放^[1],而金属元素的释放可能会影响合金的生物安全性,引起牙龈和口腔黏膜发生肿胀、疼痛、红斑或苔藓样病变^[2]。因此,目前对牙科合金材料的耐腐蚀性能等提出了更高的要求。牙科合金的组分、表面处理、加工工艺等均会影响其腐蚀性能^[3]。热处理后合金金相结构发生改变^[4],在提高了合金机械物理性能的同时微结构的改变是否会引起腐蚀行为的改变,则需要进一步研究^[5]。本课题组在前期研制牙科用多目的低金含量银钯合金的基础上,通过广泛参考国外合金配方比例,筛选并确定出一组钯(Pd)、银(Ag)、铟(In)、镓(Ga)分别为76%、14%、8%、2%的高钯铸造合金,并对自研高钯合金和一种商品化高钯合金 Spartan[®] Plus 合金分别在固溶处理、400 °C、450 °C以及500 °C热处理后的试件,按照 ISO10271:2001/Cor.1:2005(E)标准进行电化学实验,测得开路电位时间曲线、极化曲线,并计算电化学参数开路电

位(E_{ocp})、腐蚀电流密度(I_{corr})、腐蚀电位(E_{corr}),同时结合扫描电镜观察试件腐蚀前后形貌,以探讨不同热处理下牙科高钯铸造合金腐蚀行为的变化。

1 材料和方法

1.1 材料和仪器

自研高钯合金;Spartan[®] Plus高钯合金(Ivoclar Vivadent, Amherst, 美国);箱式电阻炉(SX2-4-10, 上海跃进医疗器械厂);赛福尔全瓷冠玻璃渗透炉(上海齿科材料厂);箱式电阻炉(SX2-4-10, 上海跃进医疗器械厂);分析天平(精度0.000 1 g, 92SM-202A-DR, Precisa Company, 瑞士);高频离心铸造机(DGZ-5, 天津精工医疗技术设备有限公司);场发射扫描电子显微镜(Inspect F型, FEI公司, 荷兰);电化学工作站(LK2006型, 天津兰力科化学电子技术有限公司);数显恒温水浴箱(HH-42型, 常州国华电器有限公司);电感耦合等离子体原子发射光谱仪(IRIS advantage型, 热电公司, 美国);场发射扫描电子显微镜(Inspect F型, FEI公司, 荷兰)。

1.2 合金熔炼与铸造

合金化学成分见表1,按名义组分(nominal composition)配料,然后在WS-4非自耗真空熔炼炉中熔炼。电流参数100~290 A,电压参数220 V,真空度 5×10^{-3} Pa。熔炼成块后翻转,反复熔炼4次,自然冷却,取出备用。合金熔铸成锭。按照标准牙科铸造程序,铸造直径4 mm、高度6 mm圆柱状试件24个,磨平并校正试件尺寸。

表1 自研合金化学组分

Table 1 Chemical components of the high-palladium alloy

| 名义组分 | Pd | Ag | In | Ga |
|------------|----|----|----|----|
| 重量百分比(Wt%) | 76 | 14 | 8 | 2 |

1.3 合金热处理

将所有试件首先置于全瓷玻璃渗透炉中进行固溶处理(固溶处理组),取其中的18个柱状试件分别于400℃(400℃组)、450℃(450℃组)及500℃(500℃组)进行等温热处理,处理时间为10 min,随

炉冷却。

1.4 电化学实验

电化学实验腐蚀液的配制:根据ISO10271:2001/Cor.1:2005(E)标准,准确称量9.0 g NaCl(分析纯)和5.0 g 90%CH₃CH(OH)COOH(C₃H₆O₃分析纯)加入950 mL蒸馏水中,4% NaOH(分析纯)溶液调整pH值至7.4,稀释至1000 mL备用。

合金工作电极的制作:使用聚乙烯塑料将圆柱状试件封装,试件一端的圆形中央焊接铜棒,另一端暴露,计算暴露面积为0.125 7 cm²,按照标准金相制备程序逐级研磨至2 400目,并使用0.5 μm金刚砂磨料抛光至镜面。其后将试件在无水乙醇中超声清洗5 min备用(图1)。

在LK2006型电化学工作站中,以饱和甘汞电极(SCE)作为参比电极,铂电极作为辅助电极,饱和KCl溶液为盐桥,上述封装试件为工作电极,以ISO10271:2001/Cor.1:2005(E)电化学腐蚀液作为电解液。

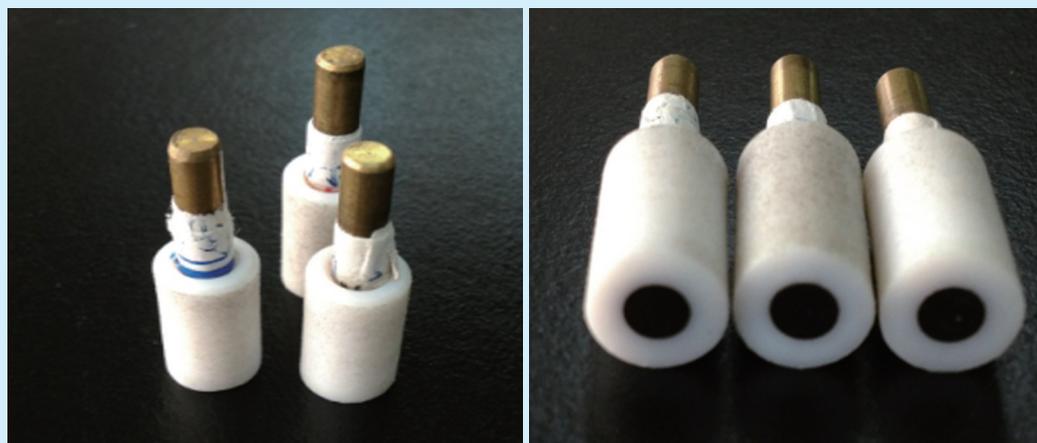


图1 合金工作电极试件

Figure 1 The specimens of woking electrode

磁搅拌下电解液内通入氮气30 min,以达到除气的目的。其后测量开路电位-时间曲线,时间为2 h,记录2 h开路电位(E_{ocp})。所测得的开路电位即为在此电解液中工作电极与参比电极之间的电位差,此时工作电极中的合金暴露面浸泡在电解液中,无外加电位或电流。整个过程中通入氮气并加磁搅拌。

然后进行动电位扫描。设初始电位为-800 mV(相对于参比电极),最终电位为+1 600 mV(相对于参比电极),扫描速度为0.5 mV/s,记录极化曲

线,并拟合出相关电化学参数腐蚀电位(E_{corr})、腐蚀电流密度(I_{corr})。

1.5 扫描电镜观察

采用扫描电子显微镜对两种合金不同热处理圆柱状试件电化学腐蚀前后的表面进行形貌观察。

1.6 统计学分析

运用SPSS 17.0统计学软件对两种合金各组试件的电化学参数作双因素方差分析(two-way ANOVA)和LSD法多重比较以及横向两两比较,均值

差的显著性水平设为0.05。

2 结果

2.1 开路电位、腐蚀电流密度、腐蚀电位

自研合金和Spartan® Plus合金在不同温度热处理后试件的开路电位(E_{ocp})、腐蚀电流密度(I_{corr})、腐蚀电位(E_{corr})测试结果的均数和标准差见表2和表3。

表2 自研合金 E_{ocp} 、 I_{corr} 、 E_{corr} 值 $n = 3, \bar{x} \pm s$

Table 2 E_{ocp} , I_{corr} , E_{corr} values of high-palladium alloy $n = 3, \bar{x} \pm s$

| 组别 | E_{ocp} (mV) | I_{corr} ($\mu A/cm^2$) | E_{corr} (mV) |
|---------|---------------------|-----------------------------|---------------------|
| 固溶处理组 | -166.33 \pm 10.50 | 219.37 \pm 23.97 | -164.00 \pm 9.00 |
| 400 °C组 | -217.33 \pm 10.02 | 170.87 \pm 50.80 | -200.33 \pm 7.37 |
| 450 °C组 | -124.67 \pm 5.13 | 122.00 \pm 58.79 | -125.33 \pm 4.04 |
| 500 °C组 | -115.67 \pm 42.58 | 24.74 \pm 8.83 | -121.67 \pm 10.07 |

注 E_{ocp} : 开路电位; I_{corr} : 腐蚀电流密度; E_{corr} : 腐蚀电位。

表3 Spartan® Plus合金 E_{ocp} 、 I_{corr} 、 E_{corr} 值

$n = 3, \bar{x} \pm s$

Table 3 E_{ocp} , I_{corr} , E_{corr} values of Spartan® Plus alloy

$n = 3, \bar{x} \pm s$

| 组别 | E_{ocp} (mV) | I_{corr} ($\mu A/cm^2$) | E_{corr} (mV) |
|---------|---------------------|-----------------------------|---------------------|
| 固溶处理组 | -189.33 \pm 7.51 | 187.33 \pm 63.02 | -193.00 \pm 4.00 |
| 400 °C组 | -183.33 \pm 5.03 | 138.80 \pm 38.36 | -186.33 \pm 2.08 |
| 450 °C组 | -114.00 \pm 18.00 | 172.36 \pm 33.17 | -112.00 \pm 15.10 |
| 500 °C组 | -99.00 \pm 4.58 | 128.50 \pm 14.44 | -99.33 \pm 3.21 |

注 E_{ocp} : 开路电位; I_{corr} : 腐蚀电流密度; E_{corr} : 腐蚀电位。

对于自研合金,统计结果显示在 E_{ocp} 值和在 E_{corr} 值方面,除了450 °C组与500 °C组之间无统计学意义之外,其余各组相互之间均有统计学意义($P < 0.05$);在 I_{corr} 值方面,500 °C组与其余3组之间均有统计学意义($P < 0.05$),而450 °C组只与固溶处理组相比有统计学意义($P < 0.05$)。

对于Spartan® Plus合金,统计结果显示在 I_{corr} 值方面,各组之间均无统计学意义;在 E_{ocp} 值和 E_{corr} 值方面,除了450 °C组与500 °C组之间、400 °C组与固溶处理组之间无统计学意义之外,其余各组相互之间均有统计学意义($P < 0.05$)。

以不同热处理作为分组,对两种合金作横向两两比较,两种合金的4个组别(固溶处理组、400 °C组、450 °C组、500 °C组之间)在 E_{ocp} 、 I_{corr} 、 E_{corr} 值上均无统计学意义。

2.2 极化曲线结果

根据极化曲线叠加图显示,自研合金及 Spar-

tan® Plus合金热处理后的极化曲线均较各自的固溶处理组发生了不同程度的正移,仅自研合金的400 °C组出现负移(图2、图3)。

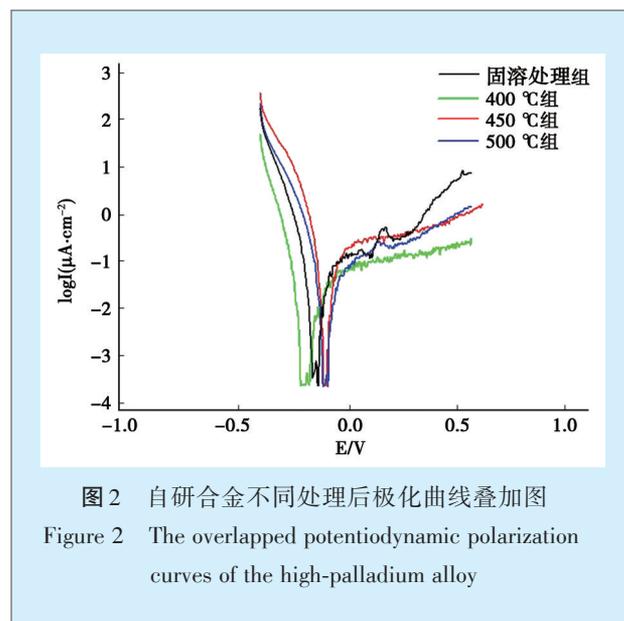


图2 自研合金不同处理后极化曲线叠加图
Figure 2 The overlapped potentiodynamic polarization curves of the high-palladium alloy

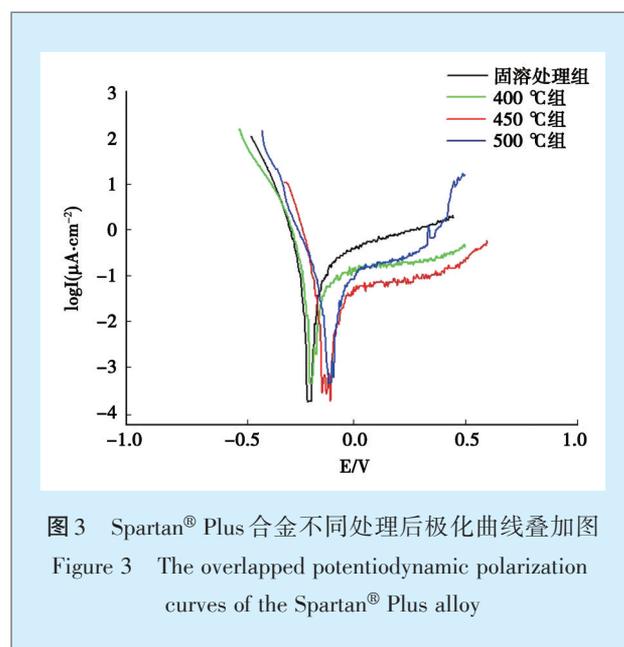
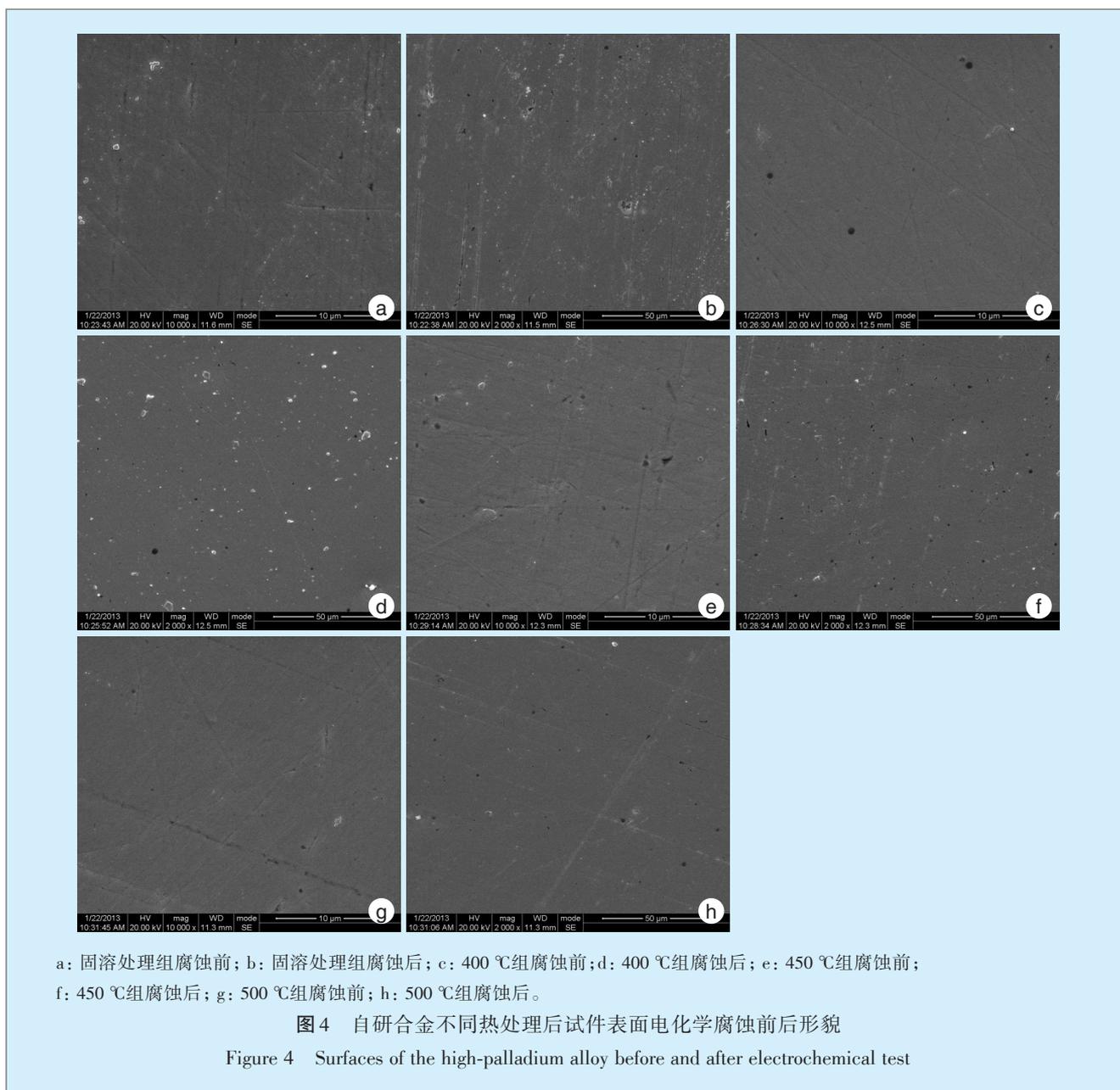


图3 Spartan® Plus合金不同处理后极化曲线叠加图
Figure 3 The overlapped potentiodynamic polarization curves of the Spartan® Plus alloy

2.3 扫描电镜结果

自研合金及Spartan® Plus合金在电化学实验后的腐蚀前后试件表面对比分别如图4及图5所示。两种合金的所有组别均可见腐蚀后的点蚀现象和裂隙腐蚀现象,随着热处理温度的升高,点蚀和裂隙腐蚀逐渐变少。两种合金各组间横向比较,未发现明显的点蚀和裂隙腐蚀分布的差异。



3 讨论

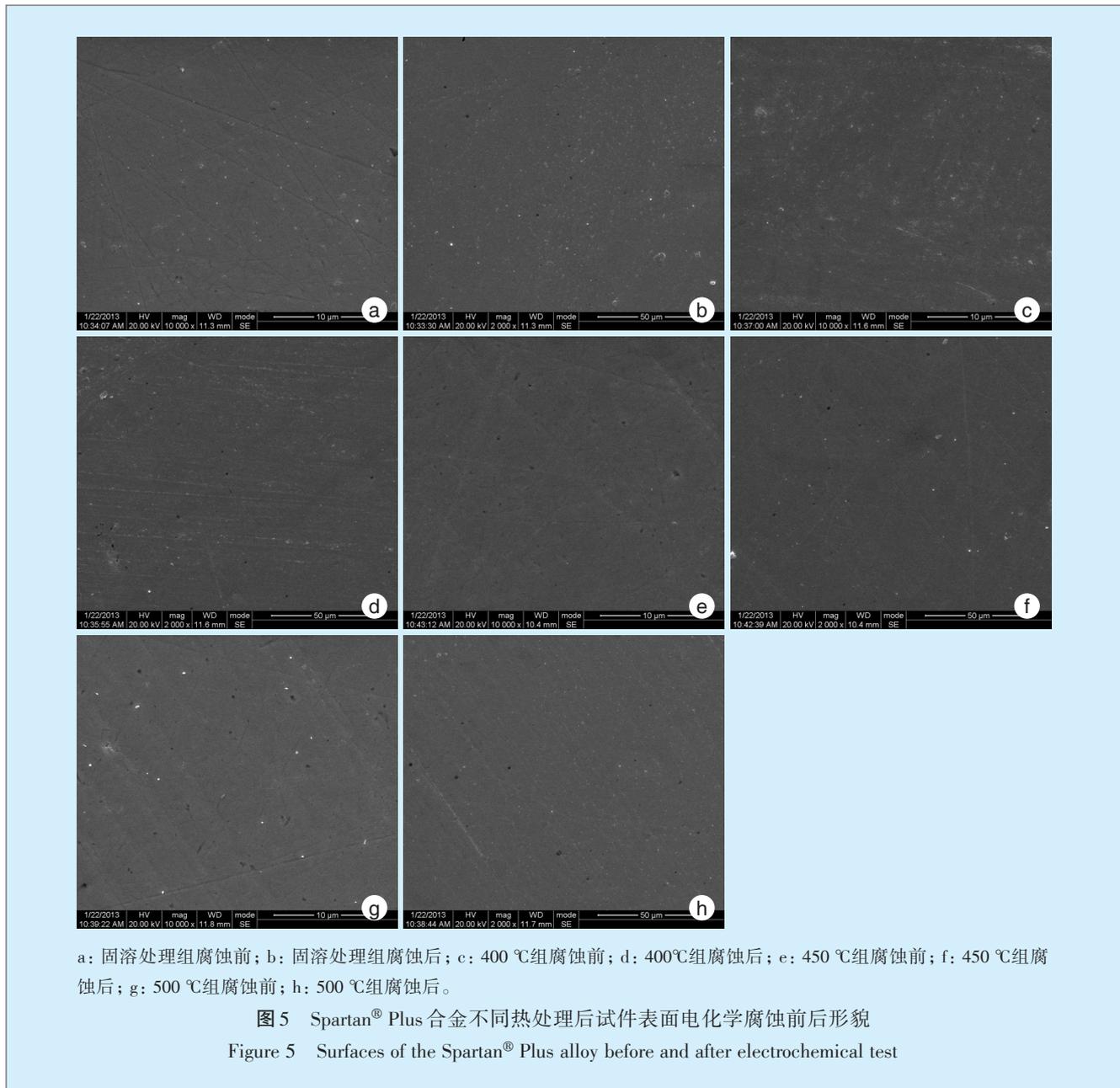
3.1 合金腐蚀的相关因素

金属材料的腐蚀既与金属自身因素(化学组成、结构、机械性能等)有关^[6],又与环境(介质的pH值、组成、浓度、温度、压力、介质的运动速度等)有关^[7]。其中化学成分在诸多腐蚀因素中起决定性作用^[8]。

牙科用金属主要为合金。合金的耐腐蚀性与其金相组织有关,而后者又与热处理有密切的关系。当合金成分一定时,合金经过不同的热处理可以产生不同的金相组织^[9]。因此,合金的化学成分及热处理决定了合金的组织,后者的变化又影响了合金的耐腐蚀性。如在贵金属合金中,Cu可诱导Ag的溶解,而Pd则可抑制Ag的溶解^[10]。

3.2 开路电位、腐蚀电位及腐蚀电流密度的意义

开路电位(E_{ocp})、腐蚀电位(E_{corr})、腐蚀电流密度(I_{corr})是电化学实验中常用的电化学参数。 E_{ocp} 可反映金属被腐蚀的难易程度, E_{ocp} 的数值越高,表示该金属越不容易被腐蚀^[11]。 E_{corr} 是指特定的腐蚀体系在不受外加电压的影响下所测得的稳定电位,可以反应金属腐蚀倾向的大小, E_{corr} 值愈高,腐蚀倾向愈小。理论上,当金属的耐腐蚀性越好,则 E_{ocp} 与 E_{corr} 的值越接近; I_{corr} 则与腐蚀速度成正比,可以反映金属腐蚀速度的快慢。 I_{corr} 值越高,表示金属的腐蚀速度越快。因此,开路电位(E_{ocp})、腐蚀电位(E_{corr})值越高,腐蚀电流密度值(I_{corr})越低,则代表合金的耐腐蚀性能越好^[8, 12-13]。



从表2、3以及图2、3可以看出,对于自研合金和Spartan® Plus合金,均为500 °C组的 E_{ocp} 和 E_{corr} 值最高, I_{corr} 值最低,正移量最明显,可认为两种合金的500 °C组电化学参数最佳,耐腐蚀性最好。在自研合金中,虽400 °C组的极化曲线较ST组出现负移,然而其 I_{corr} 值较ST组小,因此尚不能推断400 °C组较ST组耐腐蚀性能差;在Spartan® Plus合金中,与ST组相比,随着热处理温度的提高,电化学参数逐渐变佳,同时极化曲线正移,可认为耐腐蚀性能提高。结合统计学结果及扫描电镜结果,可推断热处理不同程度地改善了自研合金和Spartan® Plus合金的耐腐蚀性能。

3.3 高钯合金耐腐蚀性能的探讨

目前大部分的研究认为,合金中的贵金属含量越高,则耐腐蚀性越强,耐腐蚀性能的降低是由于非贵金属离子的析出,而高含量的贵金属则能抑制合金中非贵金属离子的析出^[14]。在离子析出实验中,钯基合金主要析出非贵金属离子,贵金属离子析出极少。另外,多金相结构也会使耐腐蚀性能降低。Joska等^[15]对Pd-Ag合金的腐蚀行为进行研究,结果显示若在Pd-Ag二元合金中加入Cu会导致明显的腐蚀行为改变,Cu的加入破坏了Pd-Ag合金本身的无限固溶结构,CuPd相的形成以及Cu离子的析出降低了合金的耐腐蚀性。Cu在高钯合金中主要引起

裂隙腐蚀,而高钯合金中的Pd可减少合金中Cu、Ag等金属离子的析出,从而增强合金的耐腐蚀性能。

因此,钯通过其自身的贵金属特质能显著影响合金的耐腐蚀性。由于钯的存在,增强了高钯合金的耐腐蚀性,并抑制合金中其他具有较高腐蚀倾向的元素离子的析出。对于Pd-Ag二元合金,当Ag的含量少于临界值50Wt%时,Pd可通过在合金表面富集,从而抑制Ag的腐蚀^[16]。高钯合金的表面存在以PdO为主的氧化层,该氧化层对增加合金与瓷粉、复合树脂的结合力起很大作用。同时该氧化层能够防止合金的腐蚀,增加其耐腐蚀性^[17-18]。而在临床应用中,淀粉酶可能有潜在的影响^[19]。

从两种合金的化学组分来看,自研合金以Pd、Ag为主体成分,Spartan[®] Plus合金以Pd、Cu为主体成分,自研合金为以Pd相为主的单相合金,而Spartan[®] Plus合金则为以Pd、AuCu、GaPd、Ga₃Pd₅等结构的多相合金,若单从合金组分及生成相的角度考虑,理论上自研合金的耐腐蚀性能优于Spartan[®] Plus合金,然而两种合金的横向电化学参数对比无统计学意义,可能由于两种合金均以钯为主体从而抑制了其他非贵金属离子的析出,因此在本实验的测试条件下,尚不能认为两者之间的耐腐蚀性能有差别。对于高钯合金而言,高含量的钯基质相使合金的组分变化并不足以对合金的腐蚀行为产生明显差异。两种合金在耐腐蚀性方面的相似性可能归因于合金自身的高钯含量。

本研究照ISO10271:2001/Cor.1:2005(E)标准对自研高钯合金和Spartan[®] Plus合金进行电化学实验,获得结论如下:①热处理不同程度地改善了两种合金的耐腐蚀性能,其中500℃组电化学参数最佳,耐腐蚀性最好,但尚不能认为两种合金之间的耐腐蚀性能有差别;②对比电化学实验腐蚀前后的试件表面形貌,两种合金的所有组别均可见腐蚀后的点蚀现象和裂隙腐蚀现象,随着热处理温度的升高,点蚀和裂隙腐蚀逐渐变少;③两种合金各组间横向比较,未发现明显的点蚀和裂隙腐蚀分布的差异。两种合金在耐腐蚀性方面的相似性可能归因于合金自身的高钯含量。

参考文献

- [1] Manaranche C, Hornberger H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion[J]. Dent Mater, 2007, 23(11): 1428-1437.
- [2] Lee JH, Seo SH, Lee SB, et al. Cytotoxicity and terminal differentiation of human oral keratinocyte by indium ions from a silver-palladium-gold-indium dental alloy[J]. Dent Mater, 2015, 31(2): 123-133.
- [3] Li D, Baba N, Brantley WA, et al. Study of Pd-Ag dental alloys: examination of effect of casting porosity on fatigue behavior and microstructural analysis[J]. J Mater Sci Mater Med, 2010, 21(10): 2723-2731.
- [4] 田保,杨征,孟玉坤,等.相变对牙科低金含量银钯合金强度的影响[J].四川医学,2013,34(2):149-151.
- [5] 赵耀,武斌,孟玉坤.不同热处理对牙科铸造银钯合金腐蚀行为的影响[J].华西口腔医学杂志,2014,32(3):238-241.
- [6] Milheiro A, Muris J, Kleverlaan CJ, et al. Influence of shape and finishing on the corrosion of palladium-based dental alloys[J]. J Adv Prosthodont, 2015, 7(1): 56-61.
- [7] Mehl C, Hebllich F, Lenz R, et al. The influence of a hyperbaric environment and increased oxygen partial pressure on the corrosion of dental alloys[J]. Diving Hyperb Med, 2011, 41(3): 151-155.
- [8] Al-Hity RR, Kappert HF, Viennot S, et al. Corrosion resistance measurements of dental alloys, are they correlated?[J]. Dent Mater, 2007, 23(6): 679-687.
- [9] Lee HK, Moon HM, Seol HJ, et al. Age hardening by dendrite growth in a low-gold dental casting alloy[J]. Biomaterials, 2004, 25(17): 3869-3875.
- [10] Kawashima I, Ohno H, Sarkar NK. Effect of Pd or Au addition on age-hardening in AgMn-based alloys[J]. Dent Mater, 2000, 16(1): 75-79.
- [11] Tuna SH, Pekmez NO, Keyf F, et al. The influence of the pure metal components of four different casting alloys on the electrochemical properties of the alloys[J]. Dent Mater, 2009, 25(9): 1096-1103.
- [12] Yontchew E, Landt H, Hedegard B. Corrosion potential of alloys for metal-ceramics[J]. ZWR, 1986, 95(8): 838-841.
- [13] Corso PP Jr, German RM, Simmons HD Jr. Corrosion evaluation of gold-based dental alloys[J]. J Dent Res, 1985, 64(5): 854-859.
- [14] Sarantopoulos DM, Beck KA, Holsen R, et al. Corrosion of CoCr and NiCr dental alloys alloyed with palladium[J]. J Prosthet Dent, 2011, 105(1): 35-43.
- [15] Joska L, Poddana M, Leitner J. Corrosion behavior of palladium-silver-copper alloys in model saliva[J]. Dent Mater, 2008, 24(8): 1009-1016.
- [16] Joska L, Marek M, Leitner J. The mechanism of corrosion of palladium-silver binary alloys in artificial saliva[J]. Biomaterials, 2005, 26(14): 1605-1611.
- [17] Brantley WA, Cai Z, Papazoglou E, et al. X-ray diffraction studies of oxidized high-palladium alloys[J]. Dent Mater, 1996, 12(6): 333-341.
- [18] Hattori M, Tokizaki T, Matsumoto M, et al. Corrosion properties of Ag-Au-Cu-Pd system alloys containing indium[J]. Bull Tokyo Dent Coll, 2010, 51(1): 7-13.
- [19] 张超,肖韶穆,刘楚峰,等.复合弓丝在含酶人工唾液中的抗腐蚀性研究[J].口腔疾病防治,2016,24(11):645-650.

(编辑 全春天,谢立本)