

• 化学工程与材料工程 •

DOI:10.15961/j.jsuese.201700762

激光选区熔覆牙科用钴铬钼合金的金瓷结合性研究

周亚男¹, 魏 维¹, 颜家振¹, 李 宁^{1*}, 许 胜², 张 嫖³

(1. 四川大学 制造科学与工程学院, 四川 成都 610065; 2. 广西医科大学 口腔医学院, 广西 南宁 530021;

3. 成都科宁达材料有限公司, 四川 成都 610042)

摘 要:为解决传统铸造的钴铬钼烤瓷修复体(CAST)在临床应用中存在的崩瓷、瓷剥落等问题,对激光选区熔覆(selective laser melting, SLM)技术制作的牙科钴铬钼合金进行了金瓷结合性研究,以探求SLM技术在临床应用的可行性。使用SLM成型机制备金瓷结合、热膨胀系数试样,以CAST制作的铸造钴铬钼合金为对比,借助金相显微镜、扫描电镜、X射线衍射仪、热膨胀仪等分析测试方法,通过对其显微结构、相组成、热膨胀系数、金瓷结合强度及其结合界面的研究综合评价SLM制作的钴铬钼合金的金瓷结合性。研究表明:SLM制作的钴铬钼合金的相组成主要包含FCC结构的 α 相和HCP结构的 ϵ 相,不含针状有害 σ 相,且 α 相的含量达到84%;SLM制作的钴铬钼合金在25~500℃的平均线膨胀系数为 $13.874 \times 10^{-6}/\text{K}$,低于同类铸造钴铬钼合金试样,金属基体与陶瓷的热匹配性更好;SLM钴铬钼合金的金瓷结合强度为 $(36.55 \pm 1.78)\text{MPa}$,明显高于铸造合金($P < 0.01$),且数值稳定性更好;钴铬钼合金与陶瓷的断裂模式是黏附开裂,与结合界面处金属与陶瓷润湿性和内生氧化膜形态有关;SEM分析发现SLM制作的烤瓷件合金与陶瓷的润湿情况较好,无微孔等缺陷,内生氧化膜厚度较厚;CAST制作的铸造烤瓷件合金与陶瓷的润湿性较差,存在微孔等缺陷,内生氧化膜的厚度较薄。通过与CAST制作的铸造钴铬钼合金性能对比发现,SLM制作的钴铬钼合金具有更好的金瓷结合性,这为SLM技术在牙科修复临床应用提供参考。

关键词:激光选区熔覆; 钴铬钼合金; 金瓷结合性; 牙科修复

中图分类号:TB34

文献标志码:A

文章编号:2096-3246(2018)02-0220-06

Evaluation of Metal-ceramic Bond Characteristics of Co-Cr-Mo Alloys Fabricated by Selective Laser Melting

ZHOU Yanan¹, WEI Wei¹, YAN Jiazhen¹, LI Ning^{1*}, XU Sheng², ZHANG Biao³

(1. School of Manufacturing Sci. and Eng., Sichuan Univ., Chengdu 610065, China; 2. School of Stomatology, Guangxi Medical Univ., Nanning 530021, China; 3. Chengdu Keningda Materials Co., Ltd, Chengdu 610042, China)

Abstract: In order to solve the problem of porcelain cracking and peeling of dental Co-Cr-Mo alloys fabricated by traditional cast (CAST) in the clinical application, the metal-ceramic bond properties of Co-Cr-Mo alloys fabricated by selective laser melting (SLM) was studied to explore the feasibility of SLM technology for dental application. Metal-ceramic specimens and thermal expansion coefficient specimens were prepared by SLM machine. Compared with the Co-Cr-Mo alloys made by CAST, the metal-ceramic bond properties of Co-Cr-Mo alloy prepared by SLM were evaluated comprehensively by analyzing the microstructures, phase compositions, thermal expansion coefficient, bonding strength and interface between metal and ceramic, which were obtained with the aid of metallographic microscope, scanning electron microscope, X-ray diffractometer, thermal expansion instrument, and other analytical methods. Experimental results showed that the phase composition of Co-Cr-Mo alloy produced by SLM mainly contains the α phase (84%) with FCC structure, and the ϵ phase (16%) with HCP structure, and no harmful σ phase. The average linear thermal expansion coefficient in the range of 25 ~ 500 °C of Co-Cr-Mo alloy by SLM is $13.874 \times 10^{-6}/\text{K}$, which is lower than that of the Co-Cr-Mo by CAST and has a better thermal compatibility between the metal matrix and ceramic. The fracture pattern of Co-Cr-

收稿日期:2017-09-16

基金项目:四川省国资委规划资助项目(川国资规划【2015】39号);四川省科技支撑计划资助项目(2015CDDY-S03-DY)

作者简介:周亚男(1992—),男,博士生。研究方向:金属功能材料及其制备技术。E-mail:zhouyanan_0505@163.com

* 通信联系人 E-mail: lining@scu.edu.cn

网络出版时间:2018-03-20 12:59:56

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/51.1773.TB.20180320.1151.003.html>

<http://jsuese.ijournals.cn>

<http://jsuese.scu.edu.cn>

Mo alloy between metal and ceramic is adhesion cracking ,which is mainly related to the wettability between the metal and ceramic and endogenous oxide film.SEM analysis showed that the wettability between the ceramic and SLM Co-Cr-Mo alloy is great,with no holes and other defects.However,the thickness of the endogenous oxide film of CAST Co-Cr-Mo alloy is thin,with poor wettability and some defects.Compared with the properties of CAST Co-Cr-Mo alloy,it was found that the Co-Cr-Mo alloy by SLM has better metal-ceramic bond properties,which provides reference for clinical application of SLM technology in dental restoration.

Key words: selective laser melting;Co-Cr-Mo alloy;bond strength;dental restoration

由于具有金属的力学性能以及陶瓷的美学性能,烤瓷熔附金属修复体(porcelain-fused-to-metal restoration, PFM)已经成为目前国内外对牙体、牙列缺损修复的主要方式之一^[1-3]。理想的烤瓷合金应该具有良好的力学性能、耐腐蚀性能以及生物学性能,同时还要求与陶瓷材料之间具有良好的金瓷结合性^[4]。牙科用钴铬钼合金力学性能和耐腐蚀性能良好、生物相容性优异,而且不含Cd、Be等有害元素,是目前应用较为广泛的牙科修复材料^[5]。但是钴铬钼合金的线膨胀系数较高,在烤瓷的过程中发生马氏体相变($\alpha_{\text{FCC}} \rightarrow \epsilon_{\text{HCP}}$),体积膨胀,金属基体与陶瓷之间产生组织应力;同时,由于金属陶瓷间的线膨胀系数的差异,在界面处易产生热应力,因此钴铬钼合金烤瓷修复体在临床使用中经常出现崩瓷、瓷剥落等现象,影响其在临床上的进一步推广^[6-8]。

激光选区熔覆(selective laser melting, SLM)技术属于金属3D打印技术的一种,其个性化设计、制作复杂零部件等特点非常适用于牙科修复领域。将SLM技术应用于牙科修复领域,其获得修复体性能能否满足患者和医师的要求,已成为国内外研究的热点^[9-10]。Qian等^[11]研究发现SLM制作的牙科用钴铬钼合金与同类铸造件相比具有更优的力学性能,其显微组织更加均匀细小。Xin等^[12]对比分析传统铸造与SLM制作的钴铬钼合金的生物相容性,结果发现SLM件的离子析出率更低且细胞存活率更高,证明SLM件具有更好的生物相容性。Xin等^[13]也发现SLM加工方式提高钴铬钼合金的耐腐蚀性能,可以显著延长PFM修复体的使用寿命。但是SLM制作的钴铬钼合金在金瓷结合性能上的研究有不同的结论^[2,8,14-16]。

作者采用热匹配法,以铸造钴铬钼合金为对比,结合扫描电子显微镜(scanning electron microscope, SEM),X射线衍射(X-ray diffractometer, XRD)和金相分析,从相变的角度研究SLM制作的牙科用钴铬钼合金金瓷匹配性,为SLM技术在牙科修复领域的临床应用提供参考。

1 试验材料及方法

实验用铸造和SLM钴铬钼合金(Wirobond C+;

Bego)的化学成分见表1;用于烤瓷的VITA VMK 95瓷粉,主要化学成分质量分数为:SiO₂, 52.4%; Al₂O₃, 15.15%; K₂O, 9.9%; Na₂O, 6.58%; TiO₂, 2.59%; ZrO₂, 5.16%; SnO₂, 4.9%; SLM钴铬钼合金采用Conceptlaser M1型SLM成型机制备,层厚30 μm,激光功率100 W,扫描速率75 mm/s,加工过程需N₂气保护;铸造钴铬钼合金采用ZG-25型真空感应熔炼炉制备。

表 1 铸造与SLM钴铬钼合金化学成分
Tab.1 Chemical composition of dental Co-Cr-Mo alloy fabricated by CAST and SLM

组别	w(Co)/%	w(Cr)/%	w(W)/%	w(Mo)/%	w(Si)/%	W(其他)/%
CAST	60.2	25.0	7.0	5.0	1.0	<1.0
SLM	60.2	25.0	6.2	4.8	<1.0	<1.0

实验使用SLM技术和精密铸造法加工尺寸为(25±1)mm×(3±0.1)mm×(0.5±0.05)mm的钴铬钼合金片状试样(参照标准YY0621—2008)各9个,分别命名为SLM组和CAST组。烤瓷前,先对合金表面进行喷砂处理(120目刚玉颗粒,喷砂30 s),超声清洗5 min,然后放到烤瓷炉内进行烤瓷处理。按照厂家既定的程序(表2),先上遮色瓷再上体瓷,烤瓷件示意图如图1所示。

表 2 烤瓷程序
Tab.2 Porcelain firing procedures

程序号	起始温度/ ℃	保温时间/ min	升温速率/ (℃·min ⁻¹)	烤瓷温度/ ℃	保温时间/ min
除气和 预氧化	600	3	80	980	3
遮色瓷	600	4	90	950	1
体瓷	600	4	80	930	1

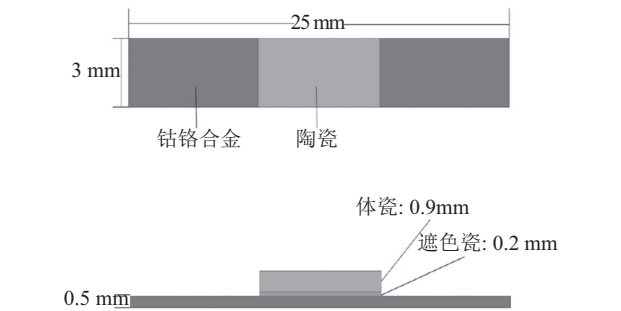


图 1 钴铬钼合金烤瓷试件示意图
Fig.1 Schematic diagram of metal-ceramic specimens

实验采用三点弯曲法测试烤瓷件的金瓷结合强度($n=6$),其中标距为20 mm,压头曲率半径为1.0 mm,施加速率为1.0 mm/min,记录试样烤瓷层瞬间剥落时的断裂力 F_{fail} (图2)。根据公式计算金瓷结合强度 τ_b , $\tau_b = k \times F_{\text{fail}}$,其中系数 k 由试样厚度 d 及合金的弹性模量 E 决定。利用SPSS 19.0软件对测试结果进行方差分析,检验水准 $\alpha = 0.05$ 。

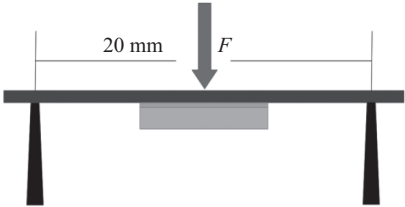


图 2 三点弯曲法测金瓷结合强度示意图

Fig.2 Schematic diagram of 3-point bend test

实验使用SLM技术和铸造法制备尺寸为 $\Phi(5\pm0.1)\text{mm}\times(25\pm1)\text{mm}$ 的棒状试样各1个,试样从室温以5℃/min的升温速率升到980℃,测定2组合金25~500℃的平均线膨胀系数,记录升温曲线。

每组各取1个试样,用OLYMPUS GX51金相显微镜观察显微组织,腐蚀剂为无水 CuSO_4 1.5 g和浓盐酸30 mL的混合试剂,腐蚀60 s。每组再各取1个试样,用Inspect F扫描电子显微镜观察金瓷结合界面处的形貌。每组剩余的1个烤瓷试样做XRD检测,靶材选用Cu靶,扫描速度为3°/min,扫描角度范围为30°~95°。

2 结果与分析

2.1 金瓷结合强度

表3为金瓷结合强度试验结果。SLM组和CAST组的金瓷结合强度分别为 $(36.55\pm1.78)\text{MPa}$ 和 $(30.39\pm5.98)\text{MPa}$,可发现SLM组的金瓷结合强度明显高于CAST组($P<0.01$);两组金瓷结合强度均高于25 MPa,符合标准《YY0621—2008牙科金属烤瓷修复体系》的要求(25 MPa)。同时还发现,SLM组的金瓷结合强度的波动范围相对较小,数值更稳定。

表 3 两组试样的金瓷结合强度

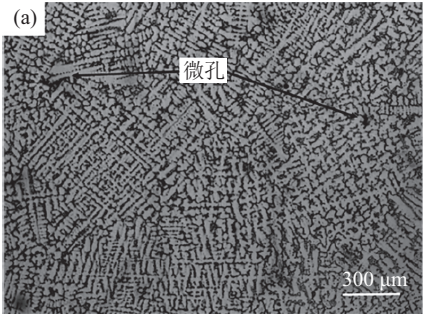
Tab.3 Metal-porcelain bond strengths of two groups				
组别	数量	结合强度/ MPa*	结合强度最小值/ MPa	结合强度最大值/ MPa
CAST	6	30.39 ± 5.98	27.66	36.37
SLM	6	36.55 ± 1.78	35.18	38.92

*注: CAST组与SLM组比较, $P<0.01$ 。

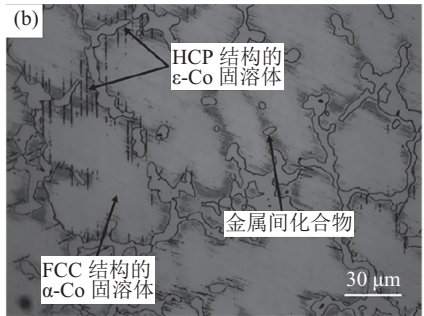
2.2 显微组织

图3(a)和(b)为铸造钴铬钼合金的显微组织照片。结果显示CAST组的显微组织为典型的树枝晶组

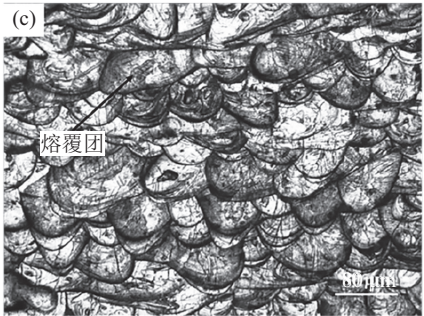
织,主要包含亮色和暗色两部分,EDS^[17]及XRD分析表明,亮色部分为FCC结构的 α -Co固溶体,暗色部分为HCP结构的 ε -Co固溶体,除此之外在图3(b)中可以看出,枝晶间存在大量的岛状第二相,EDS分析^[17]表明其主要为富含W、Mo元素的金属间化合物。图3(a)显示CAST组显微组织存在少量的微孔,这些缺陷在铸造过程中不可避免,对材料的力学性能和金



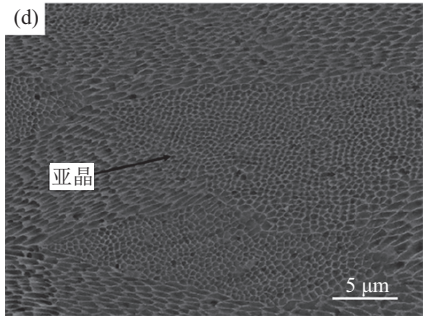
(a) 铸造钴铬钼合金



(b) 铸造钴铬钼合金



(c) SLM 钴铬钼合金



(d) SLM 钴铬钼合金

图 3 铸造与SLM制作的钴铬钼合金的显微组织
Fig.3 Microstructures of Co-Cr-Mo dental alloys fabricated by traditional cast and SLM

瓷结合性能有不利的影 响。图3(c)是SLM组钴铬钼合金的金相显微图片, 结果显示, 由于SLM成型属于快速凝固, 成型件晶粒细小, 在光学显微镜下难以观察到晶粒, 只能看到鱼鳞状的“熔覆团”。图3(d)是在扫描电镜下放大10 000倍观察到的组织形貌, SLM组的晶粒比较细小, 其内部存在大量的亚晶结构, 这些亚晶粒(约0.5 μm)的产生对其力学性能的提高有显著影响。另外, SLM组合金显微组织不存在微孔等缺陷, 致密度较高。

图4为铸造与SLM的钴铬钼合金的XRD图谱。

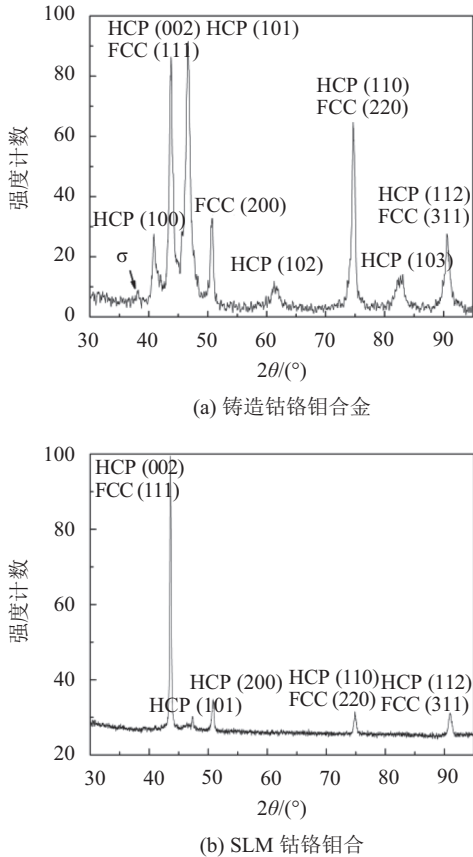


图 4 铸造与SLM制作的钴铬钼合金的XRD图谱

Fig.4 XRD spectra of Co-Cr-Mo alloy fabricated by traditional cast and SLM

从图4(a)可以看出, 铸造钴铬钼合金的主要相结构是FCC结构的α相和HCP结构的ε相。另外, 在XRD衍射谱发现存在TCP(拓扑密堆积)结构σ相, σ相存在于基体相中并呈细针状, 能够撕裂基体, 是一种有害相。从Co-Cr二元平衡相图[18]可以看出, Co-Cr-Mo合金在高温下以α相的形式存在。随着温度的降低, 出现马氏体相变(α→ε), 并出现(α+ε)相区。随着温度的进一步下降, 过饱和Cr在基体上以σ相的形式沉淀。然而, 由于冷却速度非常快, 平衡相图的分析不适用于SLM件。如图4(b)所示, SLM组的XRD谱图具有更多的α相峰。合金中α相的含量可以由下列

的表达式确定[19]:

$$\text{FCC的含量} = \frac{I(200)_{\text{FCC}}}{I(200)_{\text{FCC}} + 0.45I(101)_{\text{HCP}}} \times 100\% \quad (1)$$

式中, $I(200)_{\text{FCC}}$ 和 $I(101)_{\text{HCP}}$ 分别是FCC相的(200)和HCP相的(101)晶面的衍射强度。结果显示, CAST件和SLM件的FCC相的含量分别为45%和84%。另外, 根据布拉格方程和晶面间距公式, CAST件和SLM件的α相的晶格参数分别为0.357 3 nm和0.358 9 nm, 说明SLM加工后晶格结构几乎没有变化。

2.3 SLM对热膨胀系数的影响

烤瓷过程中, 金瓷结合件需要被反复加热到900 ℃以上, 因此, 金属与陶瓷间热膨胀系数的差异往往会导致金瓷结合界面处产生较大的瞬态热应力和残余应力[19-20]。过大的残余热应力可能会导致修复体在反复的热循环过程中出现崩瓷、瓷剥落等问题; 残余拉应力和过大的残余压应力易诱发金瓷结合界面处产生微裂纹, 导致修复体结合失败; 适当的残余压应力有利于在金瓷结合界面处形成压缩力而提高金瓷结合强度[17]。因此, 在临床修复中, 通常以陶瓷的热膨胀系数稍小于合金的热膨胀系数为宜, 且两者的差值在(0~0.6)×10⁻⁶/K的范围内较为理想。牙科修复使用的VITA VMK95瓷粉的遮色瓷和牙本质瓷在25~500 ℃的平均热膨胀系数分别为13.5×10⁻⁶/K和13.3×10⁻⁶/K。图5为SLM和CAST钴铬钼合金应变-温度曲线。图5结果表明CAST钴铬钼合金和SLM钴铬钼合金在25~500 ℃的平均热膨胀系数分别为14.043×10⁻⁶/K和13.874×10⁻⁶/K, SLM制作的钴铬钼合金与VITA VMK 95瓷粉热膨胀系数的匹配性更好。

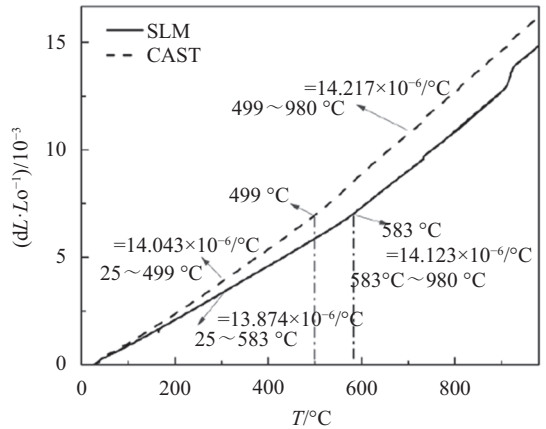


图 5 SLM和CAST钴铬钼合金的应变-温度曲线

Fig.5 Strain-temperature curves of Co-Cr-Mo alloys fabricated by SLM and CAST

由图5可以发现, 铸造钴铬钼合金在499 ℃时斜率突然变陡, 说明从该温度开始有大量的HCP结构

的 ϵ 相转变成FCC结构的 α 相。相比于铸造合金, SLM钴铬钼合金的斜率转变点明显滞后, 在583℃才发生明显变化, 这可以从CAST组和SLM组相含量的不同解释。SLM合金在室温剩余的 ϵ 相含量为16%, 而CAST合金在室温剩余的 ϵ 相含量为55%, 当升温到一定温度后, CAST合金中的 ϵ 相率先向 α 相转变, 同时由于 ϵ 相含量较多, 转变持续过程较长, 斜率转变点不明显。从热匹配性的角度来看, SLM钴铬钼合金与陶瓷的金瓷匹配性更好。铸造钴铬钼合金的热膨胀系数偏高, 这也是钴铬钼合金在临床应用中经常出现修复失败的重要原因。

2.4 金瓷结合界面

金瓷结合性能的高低与金属-陶瓷界面的结合情况有关。一般来说, 金瓷开裂模式分为3种^[21]: 1) 黏附开裂, 表现为断裂发生在金属与陶瓷结合界面, 金属表面没有瓷残留; 2) 内聚开裂, 表现为断裂发生在陶瓷侧或金属侧(一般在陶瓷侧), 金属表面有瓷残留; 3) 黏附开裂与内聚开裂混合的一种开裂模式。三点弯曲试验发现, CAST组和SLM组金属一侧没有或少有陶瓷的黏附, 说明造成钴铬钼合金与陶瓷开裂的主要原因是金瓷匹配性较差, 其断裂模式主要是黏附开裂。影响金瓷结合性能的微观机制^[22-23]主要有化学结合、机械结合、压缩结合、范德华力等, 其中化学结合在金瓷结合中起最主要的作用, 约占金瓷结合力的2/3以上。内生氧化膜在化学结合力中起到关键作用。图6是CAST组和SLM组金瓷结合界面处的SEM图片, 结果显示, CAST组的金瓷结合界面处内生氧化膜的厚度较薄, 并且在结合界面处出现多处微孔, 氧化膜与金属基体的润湿性较差; SLM组的金瓷结合界面处内生氧化膜的厚度较厚, 氧化膜与陶瓷之间润湿性较好, 没有发现微孔等缺陷, 这也从微观上解释了SLM组钴铬钼合金的金瓷结合强度普遍较高的原因。

采用铸造技术制备钴铬钼合金时不可避免地出现大量的组织缺陷。从试验的结果可以看得, 铸造组的晶粒粗大, 并且连贯性与致密度都不是很好。同时, 铸造工艺繁杂、生产速度慢、效率低, 因此铸造生产时的众多不可控条件决定了其质量不稳定, 合格率不高的特点。现如今, 中国老龄化社会的到来难以避免, 社会对于义齿的需求越来越大, 口腔修复技术的发展成为市场经济推动下的必然。在SLM技术制造过程中, 能够通过严格控制各个参数来轻松的设计出非常复杂的3维结构, 进而通过数控技术实现加工。这种加工方式淡化了人为的影响, 对工人的技术水平要求大大降低, 有效减少了“用人难”对行业发

展的制约, 同时提高了修复体出产的合格率和稳定性。SLM技术属于“增材制造”, 对材料的利用率高, 产生的污染物少, 符合国家“智能制造”和“绿色制造”的要求。

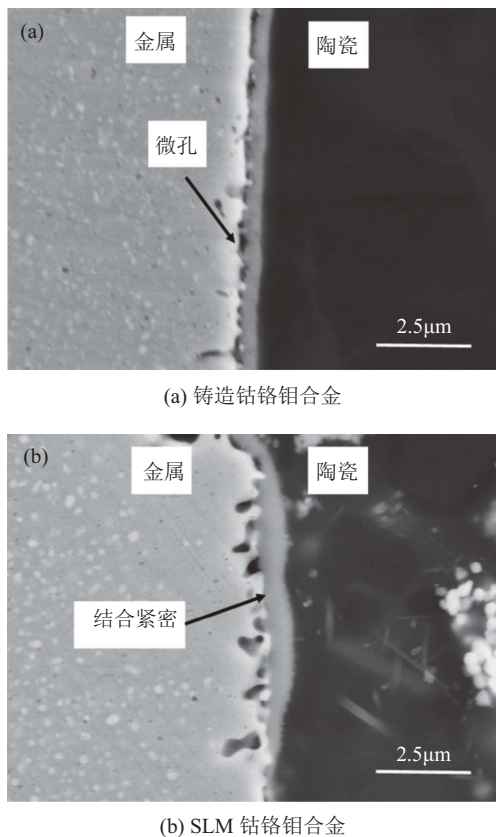


图 6 铸造和SLM钴铬钼合金金瓷结合界面

Fig.6 SEM images of metal-ceramic interface of group CAST and group SLM

3 结 论

1) SLM钴铬钼合金晶粒细小, 内部存在大量的亚晶结构, 其相组成主要为FCC结构的 α 相(84%)和HCP结构的 ϵ 相(16%), 不含TCP结构的 σ 相。

2) SLM钴铬钼合金的热膨胀系数较低, 热匹配性更好, 金瓷结合强度相比于铸造钴铬钼合金有显著提高。

3) 钴铬钼合金与陶瓷的断裂模式是粘附开裂, 其结合性能与内生氧化膜的形态、润湿性、热匹配性有关; SLM钴铬钼合金内生氧化膜较厚, 与金属基体的润湿情况较好, 无微孔等缺陷。

参考文献:

- [1] Mrázová M, Kloužková A. Leucite porcelain fused to metals for dental restoration[J]. Ceramic Silikaty, 2009, 53(53): 225-230.
- [2] Li Jieyin, Chen Chaojie, Liao Juankun, et al. Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting[J]. Journal of Prosthetic

- Dentistry,2017,118(1):69–75.
- [3] Jabbari Y S A,Koutsoukis T,Barmpagadaki X,et al.Metal-lurgical and interfacial characterization of PFM Co-Cr dental alloys fabricated via casting,milling or selective laser melting[J].Dental Materials,2014,30(4):79–88.
- [4] Bagby M,Marshall S J,Marshall G W Jr.Metal ceramic compatibility:A review of the literature[J].Journal of Prosthetic Dentistry,1990,63(1):21–25.
- [5] Zhan Desong,Wang Qiang,Li Tuo.Research progress of metal porcelain alloys[J].Chinese Journal of Practical Stomatology,2008,1(2):115–119.[战德松,王强,李拓.金属烤瓷合金的研究进展[J].中国实用口腔科杂志,2008,1(2):115–119.]
- [6] Deng Hanlong.Investigation on the reasons of fracture or exfoliation in metal-porcelain prosthesis[J].Chinese Journal of Dental Materials & Devices,2000,9(2):75–77.
- [7] Akova T,Ucar Y,Tukay A,et al.Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain[J].Dental Materials,2008,24(10):1400–1404.
- [8] Xiang N,Xin X Z,Chen J,et al.Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting[J].Journal of Dentistry,2012,40(6):453–457.
- [9] Li Jingmin,Wang Weiqian,Ma Jingyuan.Comparison of the clinical effects of selective laser melting deposition basal crowns and cobalt chromium alloy base crowns[J].Shanghai Journal of Stomatology,2014,23(3):350–353.[李靖敏,王维倩,马婧媛.选择性激光熔沉积钴铬合金烤瓷冠与铸造钴铬合金烤瓷冠的临床疗效比较[J].上海口腔医学,2014,23(3):350–353.]
- [10] Takaichi A,Suyalatu,Nakamoto T,et al.Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications[J].Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,2013,21(3):67–76.
- [11] Qian B,Saeidi K,Kvetkova L,et al.Defects-tolerant Co-Cr-Mo dental alloys prepared by selective laser melting[J].Dental Materials,2015,31(12):1435–1444.
- [12] Xin X Z,Xiang N,Chen J,et al.In vitro biocompatibility of Co-Cr alloys fabricated selective laser melting or traditional casting techniques[J].Materials Letters,2012,88(8):101–103.
- [13] Xin X Z,Xiang N,Chen J,et al.Corrosion characteristics of a selective laser melted Co-Cr dental alloy under physiological conditions[J].Journal of Materials Science,2012,47(12):4813–4820.
- [14] Lawaf S,Nasermostofi S,Afradeh M,et al.Comparison of the bond strength of ceramics to Co-Cr alloys made by casting and selective laser melting[J].Journal of Advanced Prosthodontics,2017,9(1):52–56.
- [15] Serra-Prat J,Cano-Batalla J,Cabratos-Termes J,et al.Adhesion of dental porcelain to cast,milled,and laser-sintered cobalt-chromium alloys:Shear bond strength and sensitivity to thermocycling[J].Journal of Advanced Prosthodontics,2014,112(3):600–605.
- [16] Li Guoqiang,Hua Jiajie,Dai Wenan,et al.Comparative study of metal-ceramic bonding strength by selective laser melting (SLM) and traditional casting technology[J].Stomatology,2012,32(5):280–283.[李国强,华佳捷,戴文安,等.激光熔覆技术(SLM)与传统铸造法钴铬金属基底冠的金瓷结合力比较研究[J].口腔医学,2012,32(5):280–283.]
- [17] Wu Zhikai,Li Ning.Study on metal-ceramic bonding of dental Co-Cr alloy[J].Special Casting & Nonferrous Alloys,2011,31(2):164–166.[吴芝凯,李宁.牙科Co-Cr烤瓷合金的金瓷结合性研究[J].特种铸造及有色合金,2011,31(2):164–166.]
- [18] 长崎诚三,平林真,刘安生.二元合金状态图集[M].北京:冶金工业出版社,2004:109.
- [19] Karaali A,Mirouh K,Hamamda S,et al.Microstructural study of tungsten influence on Co-Cr alloys[J].Materials Science and Engineering A,2005,390(1/2):255–259.
- [20] Chen Z W,Phan M,Darvish K.Grain growth during selective laser melting of a Co-Cr-Mo alloy[J].Journal of Materials Science,2017,52(12):7415–7427.
- [21] Wu Zhikai,Xu Sheng,Li Ning.The effect of solid phase transformation on the metal-ceramic compatibility of Co-Cr alloy[J].West China Journal of Stomatology,2011,29(6):568–575.[吴芝凯,许胜,李宁.固态相变对钴铬合金的金瓷匹配性的影响[J].华西口腔医学杂志,2011,29(6):568–575.]
- [22] De Oliveira Vasconcellos L G,Silva L H,Balducci I,et al.Effect of airborne-particle abrasion and mechanico-thermal cycling on the flexural strength of glass ceramic fused to gold or cobalt-chromium alloy[J].Journal of Prosthodontics,2011,20(7):553–560.
- [23] Melo R M D,Travassos A C,Neisser M P.Shear bond strengths of a ceramic system to alternative metal alloys[J].Journal of Prosthetic Dentistry,2005,93(1):64–69.

(编辑 黄小川)

引用格式: Zhou Yanan,Wei Wei,Yan Jiazhen,et al.Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of co-cr-mo alloys fabricated by selective laser melting[J].Advanced Engineering Sciences,2018,50(2):220–225.[周亚男,魏维,颜家振,等.激光选区熔覆牙科用钴铬钼合金的金瓷结合性研究[J].工程科学与技术,2018,50(2):220–225.]