

激光工艺参数对激光选区熔化牙科钴铬合金孔隙、表面粗糙度和硬度的影响

桑磊¹ 颜家振² 李宁^{2,3} 辛成来¹ 王群² 刘畅¹

1. 成都大学机械工程学院, 成都 610106; 2. 四川大学机械工程学院, 成都 610065;
3. 成都科宁达材料有限公司, 成都 610064

[摘要] **目的** 为应对义齿加工厂在制备基于激光选区熔化 (SLM) 技术的牙科钴铬合金口腔修复体时因高孔隙率引发的质量问题, 探究了不同成型工艺参数对材料微观结构及性能的影响机制, 并据此精确界定了能够有效降低缺陷的口腔修复体成型工艺参数范围。**方法** 通过调整 SLM 过程中的打印参数, 探讨激光功率、扫描速度以及扫描间距对牙科钴铬合金成型件孔隙特性、表面粗糙度及硬度的影响。借助金相微观分析结合图像分析和熔池模拟技术, 揭示孔隙的形成机制, 并阐明了 SLM 牙科钴铬合金孔隙率与能量密度之间的关联。**结果** 线能量密度高于 0.18 J/mm 时, 熔池底部易出现气孔缺陷; 激光能量密度低于 0.13 J/mm 时, 熔池间隙内则因粉末未充分熔化而产生缺陷。尤其是当线能量密度超出 0.30 J/mm 或低于 0.12 J/mm 的阈值时, 孔隙率显著升高至超过 1%。此外, SLM 牙科钴铬合金的自由面粗糙度与能量密度之间呈负相关关系, 宏观硬度与孔隙率之间呈反比关系。**结论** 基于本研究采用的原材料及成型设备条件, 成功确定了 SLM 成型件孔隙率低于 1% 的关键工艺参数。具体而言, 这些关键参数涵盖了线能量密度, 其取值范围为 0.13~0.30 J/mm, 同时, 扫描间距应严格控制在 90 μm 以下。

[关键词] 激光选区熔化; 口腔修复体; 牙科钴铬合金

[中图分类号] R783.2 **[文献标志码]** A **[doi]** 10.7518/hxkq.2024.2023400



本文链接 开放科学标识码

Effect of laser process parameters on the pores, surface roughness, and hardness of laser selective melting of dental cobalt-chrome alloys

Sang Lei¹, Yan Jiazhen², Li Ning^{2,3}, Xin Chenglai¹, Wang Qun², Liu Chang¹

1. Faculty of Mechanical Engineering, Chengdu University, Chengdu 610106, China; 2. Faculty of Mechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 3. Chengdu Keningda Material Limited Company, Chengdu 610064, China

Supported by: Project of Science and Technology Department of Sichuan Province (2022NSFSC0328); Youth Project of Science and Technology of Sichuan Province (2022NSFSC2007)

Correspondence: Li Ning, E-mail: lining@scu.edu.cn

[Abstract] **Objective** To address the quality problems caused by high porosity in the preparation of dental cobalt-chrome alloy prosthetics based on selective laser melting (SLM) technology, we investigated the influence mechanism of different forming process parameters on the microstructure and properties of the materials. Moreover, the range of forming process parameters that can effectively reduce defects was precisely defined. **Methods** The effects of laser power, scanning speed, and scanning distance on the pore properties, surface roughness, and hardness of dental cobalt-chrome alloy were investigated by adjusting the printing parameters in the process of SLM. Through metallographic analysis, image analysis, and molten pool simulation, the pore formation mechanism was revealed, and the relationship between the porosity and energy density of SLM

[收稿日期] 2023-11-23; **[修回日期]** 2024-06-02

[基金项目] 四川省科技厅面上项目 (2022NSFSC0328); 四川省科技厅青年项目 (2022NSFSC2007)

[作者简介] 桑磊, 硕士, E-mail: 544299043@qq.com

[通信作者] 李宁, 教授, 博士, E-mail: lining@scu.edu.cn

ly were investigated by adjusting the printing parameters in the process of SLM. Through metallographic analysis, image analysis, and molten pool simulation, the pore formation mechanism was revealed, and the relationship between the porosity and energy density of SLM

dental cobalt-chrome alloy was elucidated. **Results** When the linear energy density was higher than 0.18 J/mm, the porosity defect easily appeared at the bottom of the molten pool. When the laser energy density was lower than 0.13 J/mm, defects occurred in the gap of the molten pool due to insufficient melting of powder. In particular, when the linear energy density exceeded the threshold of 0.30 J/mm or was below 0.12 J/mm, the porosity increased significantly to more than 1%. In addition, we observed a negative correlation between free surface roughness and energy density and an inverse relationship between macroscopic hardness and porosity. **Conclusion** On the basis of the conditions of raw materials and molding equipment used in this study, the key process parameters of SLM of molding parts with porosity lower than 1% were successfully determined. Specifically, these key parameters included the line energy density, which ranged from 0.13 J/mm to 0.30 J/mm, and the scan spacing should be strictly controlled below 90 μm .

[Key words] selective laser melting; oral prosthesis; dental cobalt-chrome alloy

激光选区熔化 (selective laser melting, SLM) 技术是增材制造 (又称3D打印) 技术中被广泛应用的金属成型技术, 该技术利用激光对金属粉末进行快速熔化后, 通过其内部循环进行快速冷却从而达到成型目的, 逐层重复此步骤得到最终所需的 SLM 成型件^[1]。钴铬合金因其有良好的生物相容性以及相较于贵金属更低的成本, 常被用作生物医学材料^[2-4]。而通过 SLM 工艺成型的牙科钴铬合金相较于铸造钴铬合金, 有着更好的抗腐蚀性、力学性能和疲劳性能, 因而在牙科领域被广泛应用于牙科修复体的制备^[5-8]。

相较于传统铸造工艺, SLM 技术在牙科修复体的制备中显著缩短了加工周期, 并展现出卓越的抗腐蚀性力学性能。然而, 为满足表面粗糙度和成型效率的高标准, 义齿加工厂在制造过程中需对打印参数进行精细调整, 不恰当的参数设置可能显著加剧孔隙率, 从而对修复体的性能产生不利影响。高孔隙率不仅缩减了修复体支架卡环的使用寿命, 还可能削弱烤瓷冠的金瓷结合性能。因此, 深入探究 SLM 成型工艺的边界参数, 对义齿加工厂而言至关重要, 这对于提升产品质量及实际应用价值具有显著意义。当前, SLM 成型过程中的孔隙缺陷已成为阻碍金属 3D 打印技术进一步发展的关键因素^[8-9]。研究^[10-11]表明, 多种因素导致的缺陷和孔隙, 对材料的力学特性和疲劳性能有显著影响。因此, 研究能量密度对孔隙的影响, 并确定孔隙率低于 1% 的工艺窗口边界, 对于提升 SLM 成型件的整体性能具有重要意义。在牙科应用中, 假牙支架的表面粗糙度直接关系到患者的佩戴舒适度, 而牙冠材料则对硬度有严格的要求。根据 YY/T 1702-2020 标准^[12], 表面粗糙度应控制在 15 μm 以下, 维氏硬度则需达到 280 HV 以上。鉴于这些标准, 本文在参数研究的同时, 深入分析了打印参数对粗糙度和硬度的影响。

本文聚焦于牙科应用, 通过调整激光功率、扫描速度及扫描间距等关键工艺参数, 系统研究了不同打印工艺对 SLM 牙科钴铬合金孔隙率、上表面粗糙度及宏观硬度的影响。深入探讨了孔隙缺陷的形成机制, 并分析了其数量、形貌分布与能量密度之间的关联。通过数据分析, 本文揭示了这些关系的规律性, 进而确定了孔隙率低于 1% 的能量密度范围, 为牙科修复体的生产制造提供了重要的理论指导。

1 材料和方法

1.1 材料

CW-LP 型牙科用钴铬钨钼合金粉末 (成都科宁达材料有限公司), 其元素成分含量为: 钴 61.5%、铬 26.5%、钼 4.8%、钨 5.5%、硅 1.1%。另外合金粉末中铈含量不超过 1%, 镍含量不超过 0.1%, 铍、镉、铅的含量不超过 0.02%。

除粉末的化学成分外, 粉末的物理性能对打印机铺粉及成型过程有一定影响从而改变了成型件最终性能。CW-LP 型粉末流动性为 16.8 s/50 g、球形度 92%、氧含量 0.0187%、松装密度 4.9 g/cm³、振实密度 5.5 g/cm³、粒度分布为 D10: 15.2、D90: 52.4。

1.2 试样制备

使用 HBD-150 型 SLM 成型 3D 打印机 (广东汉邦激光科技有限公司) 制备试样, 该设备搭载 65 μm 光斑直径的 IPG 200W 连续单模光纤激光器。以氮气为保护气氛, 氧含量 0.1% 以下开始打印, 打印过程中保持氧含量达到 0.2% 开始除氧, 氧含量超过 0.3% 自动停机。扫描策略选择棋盘 (岛状) 扫描策略, 每层打印旋转 63°, 铺粉厚度均为 30 μm , 加 1 mm 锥形支撑后打印边长为 11 mm 的正方体 (11 mm×11 mm×11 mm) 试样, 打印完成后

直接取下支撑。所有小方块打印的参数可见表1。根据YY/T 1702-2020^[12]、ISO 22674: 2016^[13]标准的要求,对孔隙率、粗糙度、硬度的检测应在边长至少为10 mm的正方体试样上进行,因此本研究选用边长为11 mm的正方体试样以提高实验准确性。

表 1 不同分组的打印参数及对应能量密度

Tab 1 Printing parameters of different groups and corresponding energy density

| 组别 | 激光功率/W | 扫描速度/(mm/s) | 扫描间距/ μm | 线能量密度/(J/mm) | 体能量密度/(J/mm ³) |
|----|--------|-------------|---------------------|--------------|----------------------------|
| 1 | 200 | 1 100 | 70 | 0.182 | 86.6 |
| 2 | 170 | 1 100 | 70 | 0.155 | 73.6 |
| 3 | 140 | 1 100 | 70 | 0.127 | 60.6 |
| 4 | 110 | 1 100 | 70 | 0.100 | 47.6 |
| 5 | 170 | 500 | 70 | 0.340 | 161.9 |
| 6 | 170 | 600 | 70 | 0.283 | 134.9 |
| 7 | 170 | 700 | 70 | 0.243 | 115.7 |
| 8 | 170 | 800 | 70 | 0.213 | 101.2 |
| 9 | 170 | 1 100 | 70 | 0.155 | 73.6 |
| 10 | 170 | 1 400 | 70 | 0.121 | 57.8 |
| 11 | 170 | 1 600 | 70 | 0.106 | 50.6 |
| 12 | 170 | 1 800 | 70 | 0.094 | 45.0 |
| 13 | 170 | 1 100 | 30 | 0.155 | 171.7 |
| 14 | 170 | 1 100 | 40 | 0.155 | 128.8 |
| 15 | 170 | 1 100 | 50 | 0.155 | 103.0 |
| 16 | 170 | 1 100 | 70 | 0.155 | 73.6 |
| 17 | 170 | 1 100 | 90 | 0.155 | 57.2 |
| 18 | 170 | 1 100 | 110 | 0.155 | 46.8 |
| 19 | 170 | 1 100 | 130 | 0.155 | 39.6 |

为了将激光功率、扫描速度、扫描间隔、成型件性能、熔池形貌及孔隙分布联系在一起,使不同变量组的实验结果能进行有效对比。在这里引入2个综合参数概念线能量密度(linear energy density, EL)和体能量密度(volume energy density, EV),计算方式如式1、式2所示,其中P、v、d和h分别表示激光功率、扫描速度、扫描间距和铺粉厚度^[14]。

$$EL = \frac{P}{v} \times 100\% \quad (1)$$

$$EV = \frac{P}{v \cdot d \cdot h} \times 100\% \quad (2)$$

本研究参数选取主要通过前期研究^[14]确定基础参数,结合现有研究^[15-16]确定参数范围,并且以能量密度梯度变化尽可能小以及对单变量参数研究跨度尽可能大的原则进行选取。由于需要通过金相观察孔隙分布情况,同时避免热处理产生的氧化膜影响表面粗糙度,因此选取的研究对象均

未进行热处理。

1.3 实验方法

将小方块底面磨平,使用JD350型表面粗糙度仪(北京吉泰科仪检测设备有限公司)检测表面粗糙度,取6次结果的平均值为最终结果,并保留标准差绘制带误差棒的数据图。再对试件侧面进行由粗到细砂纸磨样,将预磨后的试样使用二氧化硅抛光液进行抛光后,使用显微镜在100倍镜下按照YY/T 1702-2020^[12]、ISO 22674: 2016^[13]的标准要求选取3~6个孔隙尽可能大尽可能多的视场,使用图像识别技术将选取后的孔隙图片进行二值化处理计算孔隙率,进行重复实验并取孔隙率的最大值进行数据分析,将测得的孔隙率数据与对应试样的成型EL制成点线图。

硬度实验使用HV-50A型维氏硬度计(莱州硬度计厂),对试样施加98 N载荷,施加压力时间为15 s。为确保数值准确可靠,在试样表面避开孔隙选取6处进行测试,通过测量菱形对角线长度计算硬度值,去除压痕不规则不清晰的结果,继续测量直至有6个可靠结果,最后取6处测试点硬度的平均值为最终硬度值。孔隙率、硬度、表面粗糙度的检测均按照YY/T 1702-2020^[12]的标准进行。

金相制备使用体积比为5:95的硫酸甲醇溶液作为腐蚀液,通过电压为16~18 V,通电时间为2~5 s的电解腐蚀方式进行金相制备^[17],使用GX-51型金相显微镜(OLYMPUS公司,日本)200倍数下显微观察不同成形方法下的试样结构。

为更好讨论扫描间距对成型件微观组织形貌的影响,引入熔池搭接率的概念以量化扫描间距对熔池密集程度的影响,熔池的宽度和形貌采用图像分析法获得,通过图像分析软件image pro plus测量每个试样10个熔池的宽度和深度,测量其平均值,从而获得该试样熔池模拟宽度和形貌。然后根据试样的熔池形貌图,按照不同激光扫描间距值,模拟出两条熔池之间的搭接情况。根据式3,计算出两条熔池之间的搭接率^[14]。

$$\Phi = \frac{w-d}{w} \times 100\% \quad (3)$$

式3中, Φ 为熔池之间的搭接率,w为熔池宽度,d为激光扫描间距或者熔池中心线的距离。

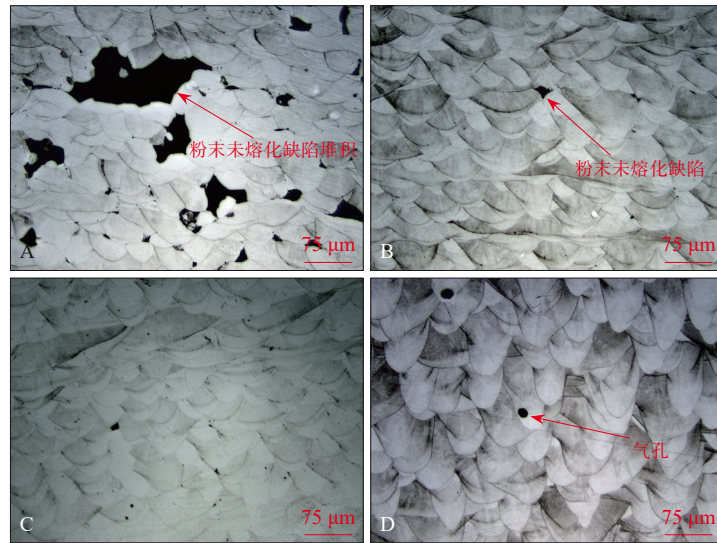
2 结果

2.1 不同工艺参数的孔隙形貌及分布

图1给出了激光功率从110~200 W的成型件熔

池及孔隙组织的金相图,从图中可以看出在140~170 W参数范围内,通过SLM成型工艺获得的组织较为致密,有鱼鳞状熔池紧密排列,且激光功率对孔隙率、孔隙形貌以及孔隙分布均有明显的

影响,在激光功率低至110 W时出现大量孔隙,且孔隙较大,而激光功率升高至200 W时,在熔池底部出现了气孔,且熔池尺寸随着激光功率升高而逐渐增大。



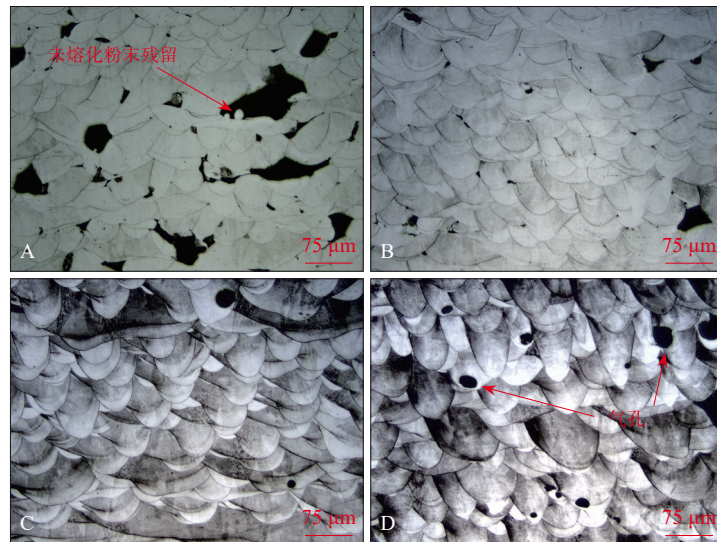
A: 110 W; B: 140 W; C: 170 W; D: 200 W。

图 1 不同激光功率微观组织的金相图 金相显微镜 × 200

Fig 1 Metallographic diagram of microstructure with different laser powers metallurgical microscope × 200

扫描速度从500~1 800 mm/s的微观组织金相图可见图2,扫描速度在800~1 400 mm/s范围内均无大量孔隙出现。随着扫描速度下降,熔池尺寸变大,熔池间的孔隙逐渐消失。在扫描速度降低

至500 mm/s时,熔池底部产生大量气孔缺陷。而扫描速度升高至1 800 mm/s时,出现了孔隙连接的情况,进而产生尺寸较大的孔隙缺陷,且在孔隙处观察到未熔化的粉末残留。



A: 1 800 mm/s; B: 1 400 mm/s; C: 800 mm/s; D: 500 mm/s。

图 2 不同扫描速度微观组织的金相图 金相显微镜 × 200

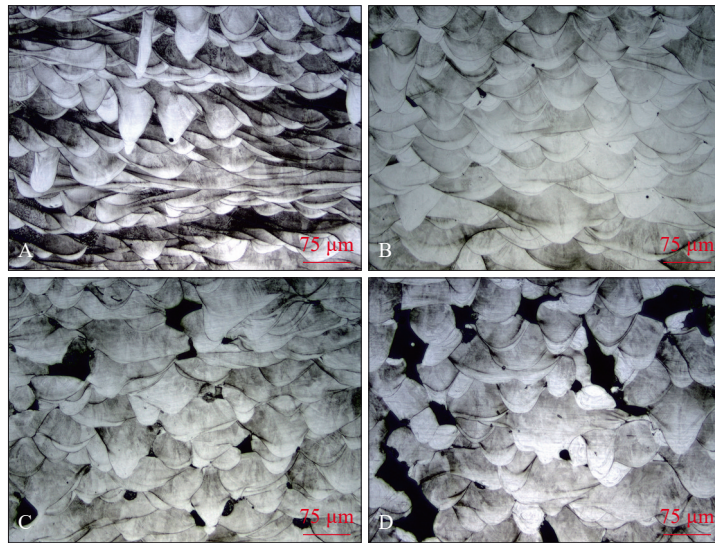
Fig 2 Metallographic diagram of microstructures with different scanning speeds metallurgical microscope × 200

扫描间距的改变直接影响了相邻熔覆道的间距,主要影响在于改变了相邻熔池的搭接情况。扫描间距过低时组织更加致密,反之组织更加疏

松。图3给出了不同打印间距成型件微观组织的金相图,扫描间距过高时,熔池搭接情况较差,导致熔池形貌不规则,在熔池搭接间隙中存在大量

粉末未完全融化而导致的孔隙，当扫描间距达到 110 μm (图 3C) 时，熔池间由于搭接率过低，导致熔池变形且产生大量孔隙。相较于前文提到的 EL 过低而产生的孔隙，扫描间距过大产生的孔隙

主要区别为纵向连接成大孔隙。随着扫描间距减小到 90 μm (图 3B) 时，这种孔隙逐渐消失熔池搭接率增大，当间距减小到 50 μm (图 3A) 时，可以观察到熔池密集程度更高。



A: 50 μm ; B: 90 μm ; C: 110 μm ; D: 130 μm 。

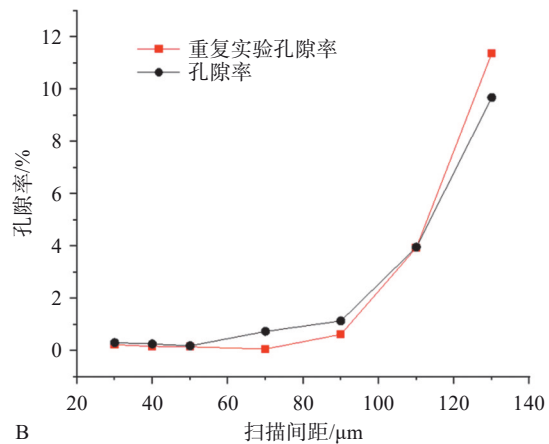
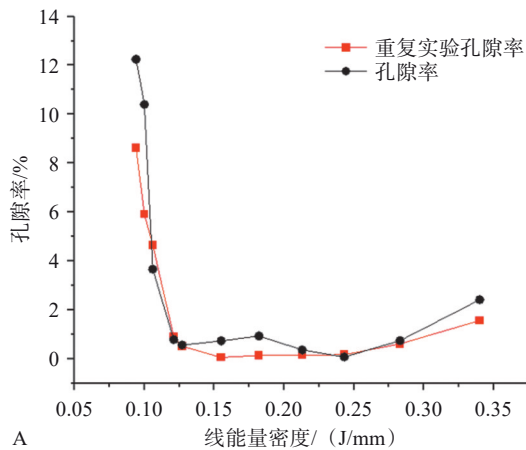
图 3 不同扫描间距的微观组织的金相图 金相显微镜 $\times 200$

Fig 3 Metallographic diagram of microstructures with different scanning distances metallurgical microscope $\times 200$

2.2 工艺参数对孔隙率的影响

如图 4 所示，在其他参数保持不变的情况下，在所测范围内，EL 低于 0.12 J/mm 时会产生较大的由粉末未融化导致的孔隙，而且 EL 越低，孔隙数量越多，孔隙尺寸越大，进而产生多层堆积的大孔隙，在此 EL 范围内，孔隙主要出现在相邻熔

池搭接区域底部。EL 处于 0.12~0.30 J/mm，孔隙率均低于 1%，气孔与粉末未融化缺陷同时存在，但孔隙数量与尺寸大小均保持较低水平。EL 超过 0.30 J/mm，则产生较大的气孔孔隙，且能量密度越高，孔隙数量越多，尺寸越大，此时孔隙主要分布在熔池底部。



A: 线能量密度的影响; B: 扫描间距的影响。

图 4 线能量密度和扫描间距对孔隙率的影响

Fig 4 Effect of line energy density and sweep spacing on porosity

扫描间距不影响单独熔池成型形貌，但会通过改变相邻熔覆道的间距进而直接影响熔池搭接率。因此孔隙率随着扫描间距增大而增大，且孔隙主要出现在熔池搭接处。当扫描间距超过

90 μm ，孔隙率超过 1%。而当扫描间距低于 50 μm 后，由于几乎不存在粉末未融化孔隙，且继续减小扫描间距对孔隙率不再有明显改善。

图 5 给出了激光功率 170 W 扫描速度 1 100 mm/s

时, SLM牙科钴铬合金模拟熔池尺寸与扫描间距对搭接率的影响关系。根据此公式3可以推算, 当熔池宽度小于熔池中心线的距离时, 熔池之间的搭接率小于0, 这意味着相邻熔池间未成功搭接,

实体件无法成形。而当熔池宽度大于熔池中心线的距离时, 熔池之间可以形成相互搭接, 满足实体件的成形要求。

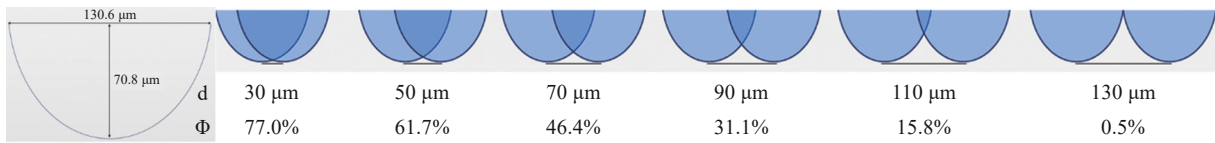


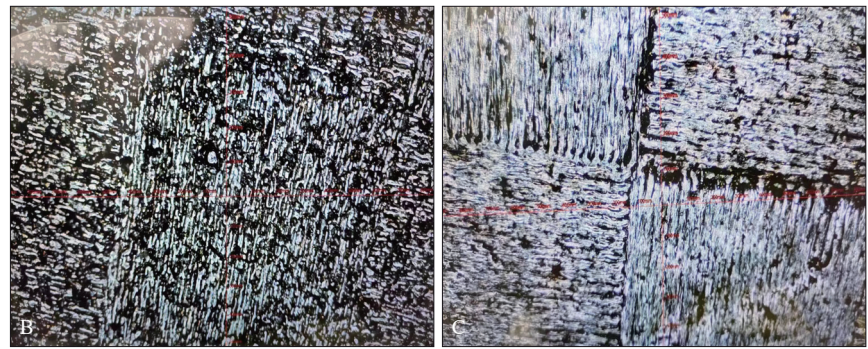
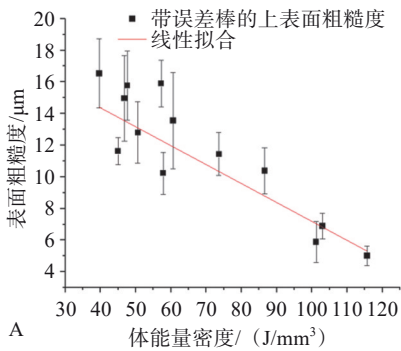
图 5 模拟熔池尺寸与扫描间距对搭接率的影响

Fig 5 Simulated the effect of weld pool size and scanning spacing on overlap rate

2.3 能量密度对自由面粗糙度的影响

在 SLM 钴铬合金成型过程中, 能量密度越高, 粉末熔化越充分, 上表面打印参数选择与内填充保持相同, 因此也可以通过对上表面形貌的研究, 在一定程度上判断成型件的质量。通过线性拟合发现, 在 EV 处于 40~110 J/mm³ 范围内, 上表面粗糙度与 EV 呈反比 (图 6A)。如图 6B 所示, 在能量

密度低至 47.6 J/mm³ 时, 熔覆道断断续续且存在大量组织缺陷, 能量密度处于 101.2 J/mm³ 时, 熔覆道整齐且致密, 可见图 6C。尽管能量密度过高的情况下, SLM 牙科钴铬合金成型过程中会产生大量气孔缺陷, 但由于气孔缺陷均分布于熔池底部, 因此在能量密度过高的情况下, 即便产生的大量孔隙, 上表面粗糙度也不会因此下降。



A: 体能量密度对上表面粗糙度的影响; B: 47.6 J/mm³ 上表面形貌; C: 101.2 J/mm³ 上表面形貌。

图 6 体能量密度对上表面粗糙度的影响

Fig 6 Influence of energy density on upper surface roughness

2.4 孔隙率对宏观硬度的影响

在孔隙率低于 1% 的情况下, 不同试样的维氏硬度均稳定在 345~360 HV 内, 且误差范围较小, 而当孔隙率大于 2%, 硬度随着孔隙率增大而下降, 且误差范围也随之增大。经图 7 数据比对后发现, 硬度大小与孔隙率呈反比, 且孔隙率越大, 测量的硬度误差值也越大, 由于孔隙随机分布, 金刚石压头在压到孔隙率较大的区域时, 由于组织疏松产生更大的压痕, 反之压到相对密实的区域, 硬度更高。因此导致孔隙率大的样品误差范围也大。

有着广泛的应用。

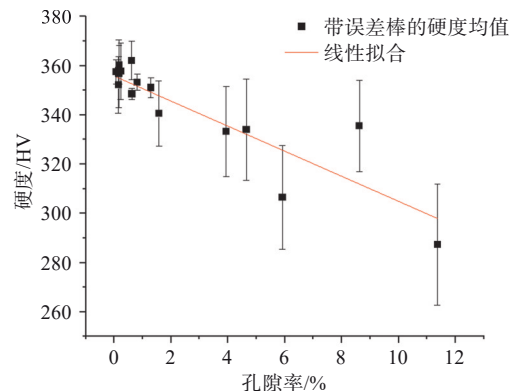


图 7 孔隙率对宏观硬度的影响

Fig 7 Influence of porosity on macroscopic hardness

3 讨论

研究表明, 钴铬合金有着良好的生物相容性、耐腐蚀性以及金瓷结合性能, 因此在牙科方面有

SLM 技术的出现使牙科修复体的制备有了更好的选择, 王红梅等^[18]对比了 SLM、传统铸造技术和计算机数控切削技术 3 种制作工艺的牙科钴铬

合金的机械性能后发现, SLM技术制作的牙科钴铬合金在抗拉强度、弹性模量等方面有着更好的机械性能。Wu等^[19]对比了SLM与铸造牙科钴铬合金的疲劳性能, 得出了SLM牙科钴铬合金四点弯曲疲劳性能优于铸造组。但是SLM成型过程中出现的孔隙缺陷, 往往会对牙科修复体的质量产生影响, 本研究通过调整不同工艺参数观察微观组织及性能的变化, 研究缺陷的成型机制并优化工艺参数。

通过观察金相图发现, 激光功率与扫描速度对熔池形貌及孔隙分布的影响方式接近, 因而可将激光功率与扫描速度统筹为EL对缺陷产生的机制进行分析。在EL较低时, 孔隙主要出现在相邻熔池间的孔隙易萌生区域, 其主要是由于熔池间隙存在未熔化粉末导致的^[20], 且在EL进一步降低后, 熔池间孔隙扩大, 进而导致粉末完全融化的孔隙相互连接, 从而影响熔池形貌。并且对下一层打印情况产生影响, 导致熔池塌陷, 出现上下层孔隙连接情况, 从而产生尺寸更大的孔隙, 可见图1A, 孔隙率也因此明显增大。而在EL较大的情况下, 则会出现截面为圆形的球形孔隙, 且这种孔隙主要分布在熔池底部。在SLM成型过程中, 激光在熔池体内的扩散反射和再吸收使温度升高, 在此过程中低熔点和饱和蒸汽压的元素易气化, 在激光能量密度过高的情况下同样容易发生蒸发气化, 气化吸热导致快速冷却, 从而气体被困形成气孔缺陷^[21]。这种缺陷的产生与激光焊中比较典型的匙孔缺陷发生原理相近, 都是因为能量密度过高从而在形成熔池后金属液气化, 气化区域周边的金属液快速凝固导致的气孔缺陷。而SLM成型工艺中的气孔, 既有成型过程中金属粉末由于能量密度过高气化导致的, 也有在粉末生产过程中, 惰性气体进入液体金属内部而出现的空心粉携带的气体未及时逃逸导致的^[10]。而扫描间距的变化直接影响了熔池搭接率, 由图7可知, 当熔池之间的搭接率过小时, 造成熔池搭接区域即重熔区域体积过小, 在熔池搭接区下方形成粉末未熔化区, 容易生成大型孔隙缺陷, 显著降低成形件致密度, 恶化材料的性能。而当熔池之间的搭接率过大时, 熔池搭接区域体积膨胀, 会使该区域的熔池高度高于未搭接区域的熔池高度。

综上所述, 本文研究了不同能量密度对SLM牙科钴铬合金成型件的孔隙率、宏观维氏硬度、表面粗糙度的影响。结合实验结果与分析, 在本

研究的成型条件下得到以下结论: 1) 在SLM成型过程中, 牙科用钴铬合金在EL低于0.12 J/mm时, 随着EL的减小, 由于粉末未完全熔化而导致的孔隙尺寸增大和数量增多; 达到一定程度后, 熔池发生变形, 进一步导致连接空隙堆积, 形成更大尺寸的孔隙; 当EL大于0.30 J/mm时, 熔池底部的气孔尺寸和数量均增加, 这些气孔包括因激光快速加热汽化后迅速冷却而形成的, 以及在快速冷却过程中未能及时逃逸的原材料中的气体产生的; 当EL在0.12~0.30 J/mm且扫描间距低于90 μm时, 可以实现熔池的有效搭接率大于30%, 从而获得孔隙率低于1%的高质量牙科修复体。2) 孔隙率的降低与硬度的提高呈正相关, 且硬度测量的误差范围随之减小; 在EV维持在40~110 J/mm³的范围内, 高能量密度条件下能够获得较低的自由面粗糙度。

利益冲突声明: 作者声明本文无利益冲突。

[参考文献]

- [1] 杨永强, 王迪. 激光选区熔化3D打印技术[M]. 武汉: 华中科技大学出版社, 2019.
Yang YQ, Wang D. Laser selection melting 3D printing technology[M]. Wuhan: Huazhong University of Science & Technology Press, 2019.
- [2] 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
Zhou YN, Wei W, Yan JZ, et al. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of Co-Cr-Mo alloys fabricated by selective laser melting[J]. Adv Eng Sci, 2018, 50(2): 220-225.
- [3] Dobbs HS, Robertson JLM. Heat treatment of cast Co-Cr-Mo for orthopaedic implant use[J]. J Mater Sci, 1983, 18: 391-401.
- [4] 徐晓卫, 董鑫, 李宁, 等. SLM成形生物医用钴铬合金的研究现状[J]. 金属加工(热加工), 2022(10): 7-12.
Xu XW, Dong X, Li N, et al. The recent research of biomedical Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting [J]. MW Metal Form, 2022(10): 7-12.
- [5] Chen J, Yang Y, Wu S, et al. Selective laser melting dental CoCr alloy: microstructure, mechanical properties and corrosion resistance[J]. Rapid Prototyp J, 2021, 27(8): 1457-1466.
- [6] Wang WJ, Yung KC, Choy HS, et al. Effects of laser po-

- lishing on surface microstructure and corrosion resistance of additive manufactured CoCr alloys[J]. *Appl Surf Sci*, 2018, 443: 167-175.
- [7] Sing SL, Huang S, Yeong WY. Effect of solution heat treatment on microstructure and mechanical properties of laser powder bed fusion produced cobalt-28chromium-6molybdenum[J]. *Mater Sci Eng A*, 2020, 769: 138511.
- [8] Bang GB, Park JH, Kim WR, et al. Study on the effect of preheating temperature of SLM process on characteristics of CoCrMo alloy[J]. *Mater Sci Eng A*, 2022, 841: 143020.
- [9] 杨兵, 张俊, 丁辉. 金属增材制造缺陷及检测[M]. 北京: 科学出版社, 2021.
- Yang B, Zhang J, Ding H. Defects and inspection of metal additive manufacturing[M]. Beijing: Science Press, 2021.
- [10] Koutiri I, Pessard E, Peyre P, et al. Influence of SLM process parameters on the surface finish, porosity rate and fatigue behavior of as-built Inconel 625 parts[J]. *J Mater Proc Technol*, 2018, 255: 536-546.
- [11] Lu Y, Gan Y, Lin J, et al. Effect of laser speeds on the mechanical property and corrosion resistance of CoCrW alloy fabricated by SLM[J]. *Rapid Prototyp J*, 2017, 23(1): 28-33.
- [12] 全国口腔材料和器械设备标准化技术委员会. 牙科学增材制造 口腔固定和活动修复用激光选区熔化金属材料: YY/T 1702-2020[S]. 北京: 国家药品监督管理局, 2021: 4.
- National Technical Committee for Standardization of Oral Materials and Devices. Dentistry, additive manufacturing, laser selective melting of metal materials for dental fixed and removable restorations: YY/T 1702-2020[S]. Beijing: National Medical Products Administration, 2021: 4.
- [13] International Organization for Standardization Technical Committees. Dentistry—metallic materials for fixed and removable restorations and appliances: ISO 22674: 2016 [S]. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2016: 13.
- [14] 孙启. 牙科钴铬合金激光选区熔化成形及后处理的研究[D]. 成都: 四川大学, 2021.
- Sun Q. Study on the forming process and post-treatment of dental Co-Cr alloys fabricated by selective laser melting[D]. Chengdu: Sichuan University, 2021.
- [15] 麦淑珍. 个性化 CoCr 合金牙冠固定桥激光选区熔化制造工艺及性能研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2016.
- Mai SZ. Study on the forming processes and properties of customized CoCr alloy crowns and fixed bridges manufactured by selective laser melting[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2016.
- [16] 徐恬. Co-Cr 合金修复体选择性激光熔化工艺及力学性能研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2013.
- Xu T. The Study on selective laser melting forming process of Co-Cr prosthesis and their mechanical characteristics[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2013.
- [17] Dong X, Zhou Y, Qu Y, et al. Recrystallization behavior and grain boundary character evolution in Co-Cr alloy from selective laser melting to heat treatment[J]. *Mater Charact*, 2022, 185: 111716.
- [18] 王红梅, 黄鼎阳, 朱志超, 等. 不同工艺制作牙科钴铬合金的机械性能研究[J]. *广西医科大学学报*, 2020, 37(11): 1987-1991.
- Wang HM, Huang DY, Zhu ZC, et al. Study on mechanical properties of dental Co-Cr alloy made by different processes[J]. *J Guangxi Med Univ*, 2020, 37(11): 1987-1991.
- [19] Wu M, Dong X, Qu Y, et al. Analysis of microstructure and fatigue of cast versus selective laser-melted dental Co-Cr alloy[J]. *J Prosthet Dent*, 2022, 128(2): 218.e1-218.e7.
- [20] Gong H, Rafi K, Gu H, et al. Analysis of defect generation in Ti-6Al-4V parts made using powder bed fusion additive manufacturing processes[J]. *Addit Manuf*, 2014(1/2/3/4): 87-98.
- [21] Darvish K, Chen ZW, Pasang T. Reducing lack of fusion during selective laser melting of CoCrMo alloy: effect of laser power on geometrical features of tracks[J]. *Mater Design*, 2016, 112: 357-366.

(本文编辑 张玉楠)