

DOI: <https://doi.org/10.12442/j.issn.1002-185X.20260174>

激光选区熔化成形 Ti 基金刚石复材 生物及力学性能研究

江晓鹏^{1,2} 徐仰立^{1,2} 郑欣颜³ 穆建安³ 曹玄扬⁴ 郭子涣³ 斋藤秀俊⁵

(1. 华侨大学制造工程研究院, 厦门 361021)

(2. 高性能工具全国重点实验室, 厦门 361021)

(3. 华侨大学机电及自动化学院, 厦门 361021)

(4. 内蒙古旭阳新材料股份有限公司, 通辽 029299)

(5. 长冈技术科学大学, 长冈 940-2188 日本)

摘要: 针对激光增材制造制备医用钛合金 (Ti6Al4V) 多孔结构在临床应用中缺乏抗菌活性等问题, 本研究采用激光选区熔化成形 (Selective Laser Melting, SLM) 技术制备 Ti 基金刚石复合材料, 并系统开展了生物与力学性能研究。研究表明, 参数为激光功率 200 W、扫描速度 1200 mm/s、扫描间距 0.12 mm, 制备出表面质量良好、金刚石分布均匀的 Ti 基金刚石复合材料及其多孔点阵结构; 生物性能测试结果显示, 通过采用金黄色葡萄球菌和大肠杆菌开展的抗菌性能实验, 以及采用小鼠胚胎成骨细胞前体细胞进行的体外相容性实验, 证实了所提出方法制备的样品表面具备优良的抗菌性能与高度的生物相容性; 力学性能测试表明, 孔隙率为 50%、60%、70% 的多孔点阵结构抗压强度和弹性模量依次为 119.69 ± 8.00 MPa 与 3.09 ± 0.07 GPa、 59.48 ± 0.81 MPa 与 1.84 ± 0.06 GPa、 12.84 ± 0.72 MPa 与 0.67 ± 0.03 GPa。孔隙率为 50% 和 60% 的多孔点阵结构的压缩变形机制为沿 45° 斜面断裂失效, 而孔隙率为 70% 的多孔点阵结构的压缩变形机制为逐层发生断裂而失效。建立了孔隙率与力学性能的 Gibson-Ashby 数学关系模型, 与人体骨骼力学性能具有高度匹配性。

关键词: Ti6Al4V; 金刚石; 激光选区熔化技术; 多孔结构; 力学性能; 生物性能

中图分类号: TN249; TG146.23; R318.08

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2017)0?-0??-0

1 前言

Ti6Al4V 因其良好的生物相容性、优异的力学性能和耐腐蚀性, 在承重骨修复方面被认为是骨植入体的理想选择^[1-3]。尽管 Ti6Al4V 弹性模量是最接近人体骨骼的金属材料之一, 但仍远大于人体骨骼弹性模量, 易导致应力屏蔽效应, 进而引发植入体松动等并发症^[4-5]。为降低植入体弹性模量、提高骨整合能力, 引入多孔结构已成为重要设计策略。传统结构制备方法如发泡法、粉末冶金法难以实现复杂孔隙结构的精准可控成形。激光选区熔化成形 (SLM) 技术作为一种先进增材制造技术, 通过高能激光束逐层熔化金属粉末, 可实现具有精细几何特征、高尺寸精度和良好冶金结合的复杂多孔结构一体化成形, 是制备 Ti6Al4V 多孔骨植入体的主要手段^[6-10]。

目前, 通过 SLM 制备多孔结构 Ti6Al4V, 并围绕结构工艺优化、力学性能、生物相容性等方面的研究已经取得显著进展。Yao 等人^[11]通过激光选区熔化成形技术

制备拓扑优化多孔结构, 研究退火温度对微观组织与疲劳强度的影响; 张建国等人^[12]比较三种不同晶格单位多孔结构的力学性能, 并通过 Basquin 方程拟合发现其疲劳失效行为及规律; Dina 等人^[13]研究了在不同酸碱环境下 Ti6Al4V 多孔支架的腐蚀行为, 探究出可降解的 pH 边界值; Khaled 等人^[14]研究了多孔支架的支柱厚度和孔隙率对疲劳强度和弯曲应力的影响并建立了疲劳强度数学预测模型; Ada 等人^[15]利用等离子体电解氧化技术实现了高孔隙率 Ti6Al4V 多孔结构表面的高耐腐蚀性和骨整合能力; Zhang 等人^[16]通过 Simufact Additive 软件得到 SLM 成形 Ti6Al4V 最佳工艺参数并成形出力学性能可控的多孔结构; Luo 等人^[17]研究不同时间碱处理对 SLM 成形 Ti6Al4V 多孔结构的表面功能及力学性能的影响, 实现超亲水表面和促进矿化能力。然而, 尽管在上述研究中 Ti6Al4V 多孔结构的力学适配和骨整合方面取得了一定的研究成果, 但 Ti6Al4V 材料不具备固有抗菌活性, 植入体植入人体后, 手术创伤部位的细菌易在材料表面黏附定植, 进而诱发术后感染, 制约其在植入医

收到初稿日期:

基金项目: 国家重点研发计划 (2025YFF0514000)、国家自然科学基金面上项目 (52575494)、福建省优秀青年科学基金 (2026J009056)、高等学校学科创新引智计划 (B23011)

作者简介: 江晓鹏, 男, 2001 年生, 硕士, 华侨大学制造工程研究院, 厦门 福建 361021, 官方邮箱: zzyyb@hqu.edu.cn, 电话: 0592-6162359, 邮箱: 24013088002@stu.hqu.edu.cn

疗器械领域的进一步应用^[18]。因此,赋予 Ti6Al4V 多孔植入体良好的抗菌性能,对于系统应对术后感染风险具有重要意义。

目前,为提升 Ti6Al4V 植入体的生物性能,国内外研究者的常见策略包括表面涂层修饰、抗菌离子掺杂等。Hu 等人^[19]应用滤波阴极真空电弧沉积技术在 SLM 成形 Ti6Al4V 表面制造 Ag/DLC 涂层,改善了涂层的附着强度,增幅 55%,同时对金黄色葡萄球菌和大肠杆菌表现出良好的抗菌活性;Venkatesan 等人^[20]利用碱处理与热处理在 SLM 成形 Ti6Al4V 表面结合 $\text{Ca}^{2+}/\text{Ag}^+$,表现出良好的杀菌效果和耐腐蚀性;此外,Liang 等人^[21]采用 SLM 技术制备不同 Cu 浓度的 Ti/Cu 合金,当 Cu 含量达到 7%时抑菌率达到 99%,且 Ti/Cu 材料表现出良好的生物相容性。然而,表面涂层修饰法虽可赋予材料短期抗菌性能,但长期植入过程中涂层易发生磨损或降解,造成抗菌性能衰减;且该方法难以在多孔结构的复杂孔隙内实现涂层均匀沉积^[22]。抗菌离子掺杂虽可实现长效抗菌,但过量的抗菌离子释放可能对周围正常组织细胞产生毒性作用。而金刚石作为一种具有超高硬度、优异耐磨性、化学惰性及良好生物相容性的材料,其表面可通过物理或化学作用抑制细菌黏附与增殖,近年来在生物材料抗菌增强改性领域展现出巨大潜力^[18,22-23]。因此将金刚石与 Ti6Al4V 多孔结构复合,有望在保留多孔结构力学适配性的基础上,借助金刚石的固有抗菌特性及表面效应赋予植入体优异的抗菌性能与生物相容性。

基于上述分析,本研究提出采用激光选区熔化技术制备 Ti 基金刚石复材,系统开展其成形工艺、力学性能与生物性能的研究。探究工艺参数对成形质量与微观结构的影响机制;通过体外抗菌实验和细胞相容性实验,对比 Ti6Al4V 与复合材料生物性能差异,探究金刚石对 Ti6Al4V 生物性能影响;阐明复材多孔点阵结构在压缩载荷作用下的变形行为与力学响应,建立结构-性能-一体化精准调控模型。

2 材料与方法

2.1 复合材料成形实验设计

实验采用由上海昌润极锐超硬材料有限公司提供的粒径范围为 37-45 μm 的无镀覆金刚石粉末和由中航迈特增材科技(北京)有限公司提供的粒径范围为 15-53 μm 的 Ti6Al4V 合金粉末。如图 1 所示为金刚石粉末和 Ti6Al4V 粉末的扫描电镜下形貌和粒径分布。两种材料粉末按照金刚石质量分数为 15%的比例进行配制并使用混料机混合 6 小时。质量分数确定为 15%主要是由于金刚石作为难熔材料,若含量超过 15%,复材成形体系会从“金属基包裹金刚石”向“颗粒堆积阻碍熔池流动”

转变。材料的连续性会被打破,难以满足成形多孔点阵结构所需的复杂几何精度与力学支撑的需求。同时,较高的掺杂浓度也直接决定复材的抗菌性能和细胞毒性。

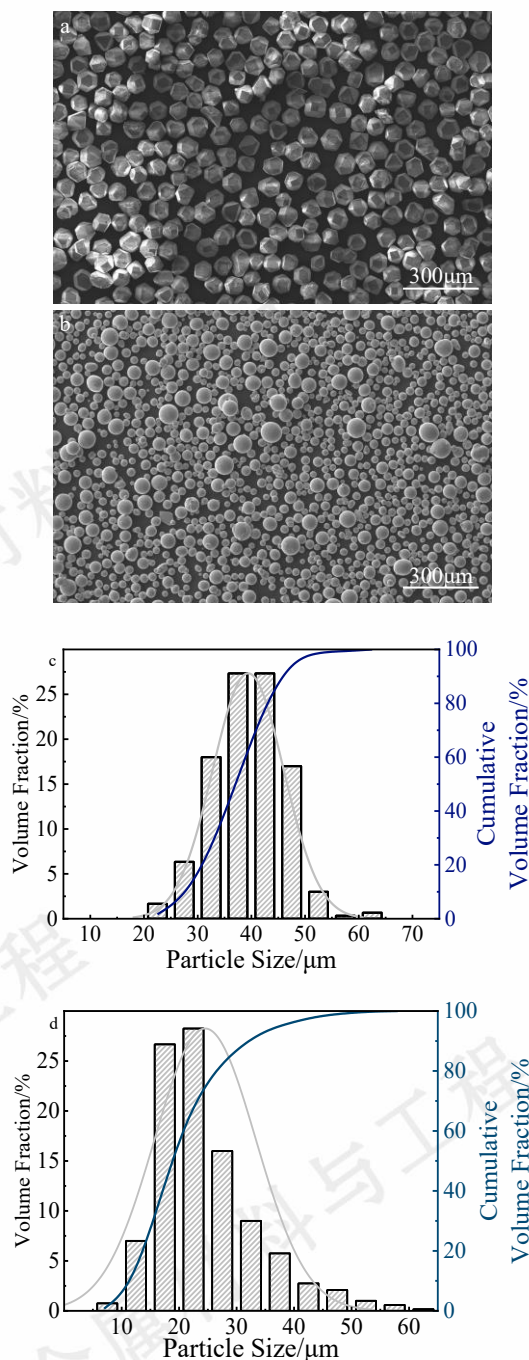


图 1 金刚石、Ti6Al4V 粉末形貌与粒径分布

Fig 1 Morphology and Particle Size Distribution of Diamond and Ti6Al4V: (a)Diamond, (b)Ti6Al4V, (c)Diamond and (d)Ti6Al4V

本研究采用德国 SLM Solutions 公司 SLM125HL 金属增材制造设备,对混合粉末进行方块样品与多孔样品的成形实验。其中,方块样品实验旨在探究 SLM 成形 Ti 基金刚石复合材料的最佳工艺参数。如表 1 所示,在成形性实验中,设计层间厚度为 0.05 mm,采用不同的

扫描功率、扫描速度和扫描间距, 共计 18 组工艺参数组合来成形方块样品。由激光工艺参数计算得到能量密度。其数值大小直接决定了打印零件的质量。能量密度的计算公式为:

$$E_v = \frac{P}{v \times h \times t} \quad (1)$$

式中, E_v 为激光能量密度, P 为激光扫描功率, v 为激光扫描速度, h 为激光扫描间距, t 为激光层间厚度。

通过表征成形样品的表面质量筛选最优工艺参数, 采用扫描电子显微镜观测样品的表面形貌及内部缺陷, 并通过扫描探针显微拉曼光谱仪对样品内部金刚石表面进行物相测定。

表 1 工艺参数组合设计

	Scanning Power (P/W)	Scanning Speed (v/mm/s)	Scanning Hatch (h/mm)	Energy density (E_v /J/mm ³)
1	200	800	0.1	50
2	200	1000	0.1	40
3	200	1200	0.1	33.3
4	200	800	0.12	41.7
5	200	1000	0.12	33.3
6	200	1200	0.12	27.8
7	250	800	0.1	62.5
8	250	1000	0.1	50
9	250	1200	0.1	41.7
10	250	800	0.12	52.1
11	250	1000	0.12	41.7
12	250	1200	0.12	34.7
13	300	800	0.1	75
14	300	1000	0.1	60
15	300	1200	0.1	50
16	300	800	0.12	62.5
17	300	1000	0.12	50
18	300	1200	0.12	41.7

2.2 抗菌性能及生物相容性测试

根据本研究 2.1 所得最优工艺参数, 采用 SLM 技术分别制备尺寸为 $5 \times 5 \times 2$ mm 的 Ti6Al4V 和 Ti 基金刚石复材平板样块进行抗菌测试和生物相容性测试。测试实验均分为空白组、Ti6Al4V 组和 Ti 基金刚石复材组。空白组不加入材料, 仅加入相同体积的实验试剂, 后续操作与其余两组保持一致。

采用大肠杆菌和金黄色葡萄球菌作为待测菌进行体外抗菌测试。活化菌液经离心处理后取上清液, 采用灭菌磷酸盐缓冲溶液 (PBS) 稀释至菌浓度为 10^8 CFU/mL, 于 4°C 条件下保存备用。取活化稀释后的菌液按 1% 接种量接入液体培养基, 加入已灭菌的试样, 于 37°C 、180 rpm 振荡培养过夜; 次日将菌液摇匀并进行梯度稀释后涂布于固体培养基, 37°C 过夜培养至单菌落清晰可见, 进行菌落计数并计算抑菌率。

采用小鼠胚胎成骨细胞前体细胞 (MC3T3-E1) 作为试验细胞进行体外细胞相容性测试。在 37°C 、5% CO_2

饱和湿度的条件下, 采用含有 10% 胎牛血清的完全培养基, 以 5×10^4 个/孔的接种密度于 12 孔板内加入已灭菌的试样共同培养细胞。于 12 孔板孵育 3 天后, 在避光条件下向每孔加入 200 μL CCK-8 试剂, 置于培养箱 3 h 后将培养基取出到 96 孔板, 使用激光共聚焦显微镜和荧光染色检测用酶标仪检测 450 nm 处吸光度, 计算细胞存活率。

2.3 多孔结构力学性能测试

本研究所采用预先设计的多孔胞元结构基于人体骨骼力学条件进行拓扑优化设计。该拓扑优化设计思路大致为: 采用 Abaqus 商业软件, 以正方体为基础优化模型, 在其一顶点施加沿负 Z 轴方向、大小为 2317 N 的轴向压缩载荷 (以模拟人体骨骼受力条件), 并在对角线所有顶点限定所有自由度, 最后, 将胞元的相对密度分别约束为 0.5、0.4、0.3 再分别沿 xyz 垂面镜像堆叠形成单个胞元^[24]。基于骨植入体高孔隙率满足生物生长和体液运输的特定工况与避免“应力屏蔽”约束条件下, 孔隙率分别设置为 50%、60%、70%^[25]。如图 2 所示, 将胞元结构调整至 $2.5 \times 2.5 \times 2.5$ mm 尺寸后, 沿 x、y、z 三个方向各堆叠 8 个胞元, 并在底部增设一个 $20 \times 20 \times 2$ mm 的平板基座, 最终构建出尺寸为 $20 \times 20 \times 22$ mm 的多孔点阵结构, 用于力学性能测试。

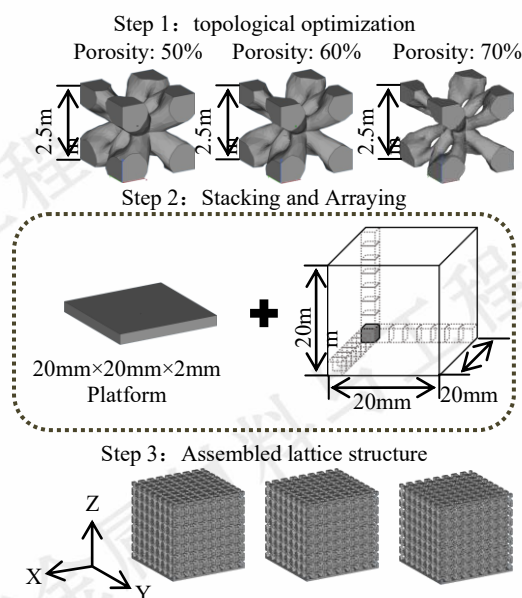


图 2 拓扑优化多孔点阵结构

Fig 2 Topological optimization of porous lattice structure

利用力试 (上海) 科学仪器有限公司型号为 LF5105 的万能材料试验机, 在室温环境下以 2 mm/min 的下降速率开展压缩试验。借助 VIC-3D 多维非接触应变场测试与分析系统, 收集压缩过程中材料表面的图像变化, 进而处理在不同载荷加载状况的变形特点和力学特性。

3 结果与讨论

3.1 工艺参数与成形质量

通过对图 3 所示的不同工艺参数的 SLM 成形方块试样进行表面形貌观察,发现部分参数试样表面出现了不同程度的烧蚀与开裂现象。基于表面质量的明显差异,筛选出表面状况较好的 4 组试样进行后续成形质量深入分析,分别为: 3 号试样 (200 W-1200 mm/s-0.1 mm)、5 号试样 (200 W-1000 mm/s-0.12 mm)、6 号试样 (200 W-1200 mm/s-0.12 mm) 和 12 号试样 (250 W-1200 mm/s-0.12 mm)。值得注意的是,所保留试样的能量密度均低于其余出现明显缺陷的试样。这一筛选结果进一步证实,能量密度过高是导致 SLM 成形件出现表面烧蚀、开裂等缺陷的主要因素。过高的能量输入会造成熔池过热,促使金属蒸气大量挥发并引发熔池流动行为失稳,进而形成匙孔效应与飞溅现象,最终导致成形件表面出现烧蚀坑及材料堆积不均等问题;同时,过大的热输入也会加剧凝固过程中的温度梯度与冷却收缩,产生较高残余应力,当应力超过材料在该温度下的强度极限时,即诱发宏观或微观裂纹^[26]。

为进一步探究最佳成形参数,对保留试样分别进行

截面形貌观察以及物相测定,如图 4 (a-d) 所示。通过扫描电子显微镜观察其表面形貌,可以清晰地看到保留试样的内部成形质量表现优异,整体结构均匀且无明显宏观或微观缺陷。可见金刚石颗粒整体均匀分布,并与 Ti6Al4V 基体之间形成了良好且稳定的界面结合,未出现明显的裂纹、孔洞以及未熔化的粉末残留。然而存在部分金刚石脱落,形成脱落坑的现象,这是由于经过砂纸打磨后,观测表面大量金属基体去除导致部分金刚石裸露,无法得到有效的机械嵌合而脱落。通过拉曼光谱仪对金刚石表面的物相测定结果,能够观察到,在不同参数的复合试样里,金刚石依旧保持着典型的 1332 cm^{-1} 金刚石特征峰,未出现明显的金刚石向石墨相变的情况。然而,综合考虑能量密度对金刚石颗粒的影响,本实验最终确定 6 号试样的工艺参数 (200 W-1200 mm/s-0.12 mm) 为 Ti 基金刚石复材的 SLM 成形工艺参数,后续多孔点阵结构均采用该参数进行制备。如图 5 所示,对 6 号试样表面元素分布进行测定,说明本研究采用的成形工艺参数可以在保留金刚石物相稳定的前提下,实现 Ti 基金刚石复材的良好成形,更进一步证实了所筛选工艺参数的合理性。这一参数组合不仅确保了实体块的高质量成形,还能有效减少金刚石颗粒的热损伤。

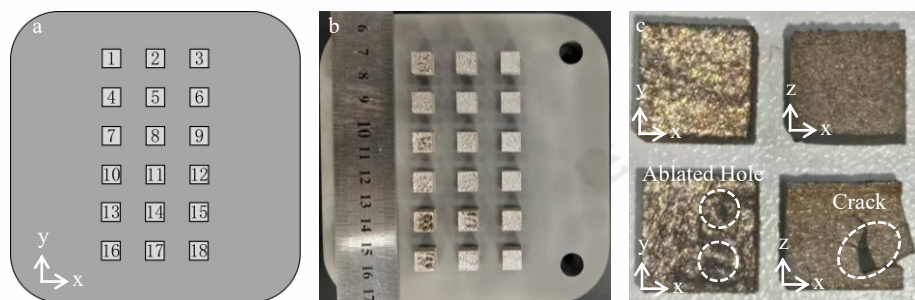
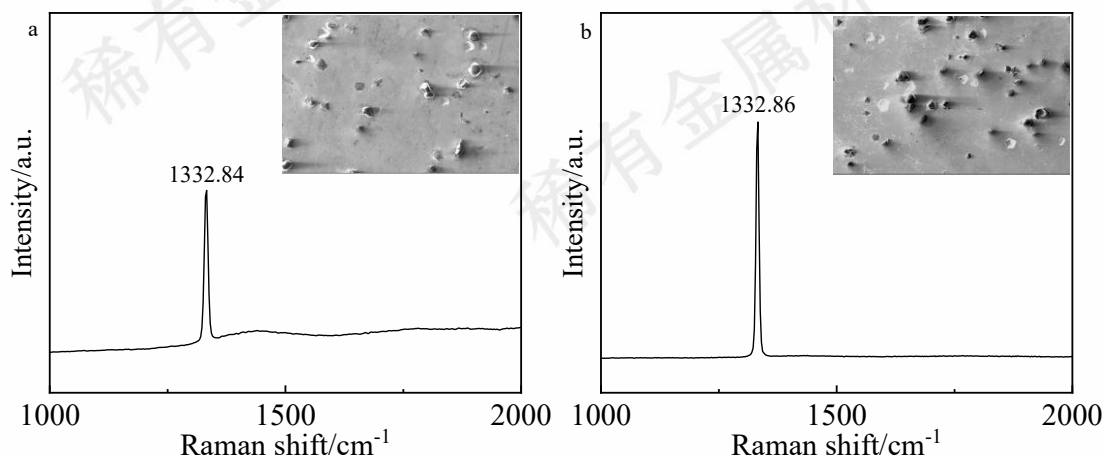


图 3 实体样块成形与分布

Fig 3 Formation and distribution of solid sample specimens

(a)Distribution, (b)formation, and (c)Formed and unformed samples



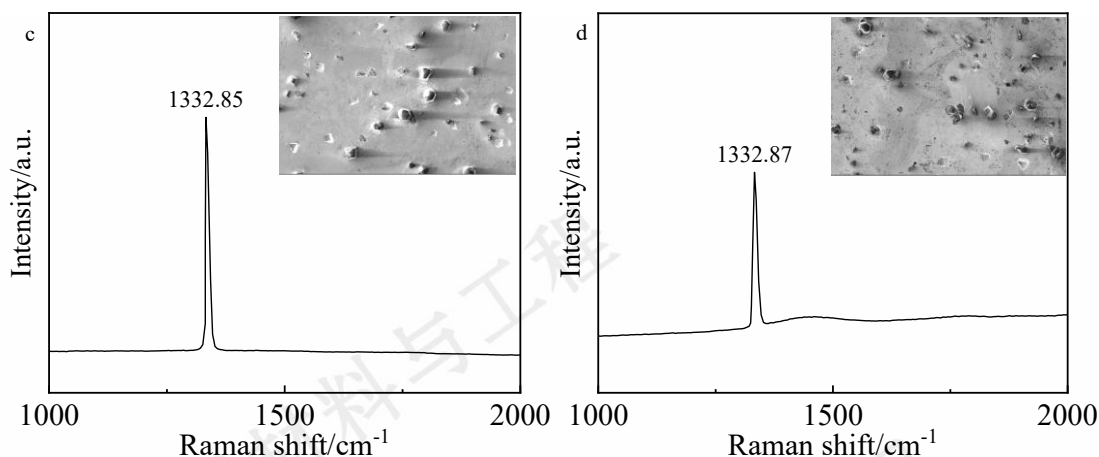


图4 表面形貌及拉曼光谱图

Fig 4 Surface morphology and Raman spectra: (a) Specimen NO.3, (b) Specimen NO.5, (c) Specimen NO.6, and (d) Specimen NO.12,

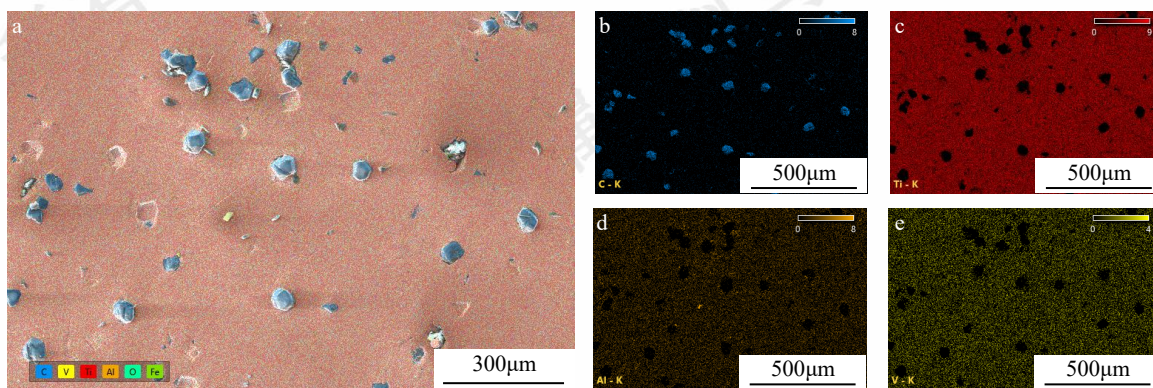


图5 6号试样 EDS 图像

Fig 5 EDS of Specimen No. 6: (a)Surface element distribution, (b)Carbon, (c)Titanium, (d)Aluminum and (e)Vanadium

3.2 抗菌性能与细胞相容性测试结果

通过平板涂布法检测 Ti6Al4V 和 Ti 基金刚石复合材料对革兰氏阳性金黄色葡萄球菌和革兰氏阴性大肠杆菌的抗菌性能。如图 6 所示,发现 Ti6Al4V 组在接触两种菌液后,平板上菌落数量与空白组相比,菌落数量相差不大,显示出 Ti6Al4V 材料仅具备较弱的抗菌能力,无法满足作为医疗骨植入体的生物要求。而 Ti 基金刚石复材组在相同条件下,平板上的菌落数量显著减少,表明该复合材料对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌均具有良好的抗菌效果。

进一步对图 7 的统计数据计算抑菌率,结果显示 Ti 基金刚石复合材料对金黄色葡萄球菌和大肠杆菌的抑菌率达到了 86.55%、84.93%,而 Ti6Al4V 材料对金黄色葡萄球菌和大肠杆菌的抑菌率仅为 22.55%、25%,这一结果充分证明了金刚石颗粒的加入显著提升了 Ti6Al4V 的抗菌性能。其抗菌机理可能归因于金刚石颗粒的尖锐形貌及高表面能特性,该特性可通过物理作用破坏细菌细胞壁的完整性,干扰细菌的生理代谢过程,进而抑制细

菌增殖^[22]。

细胞相容性测试结果如图 8 所示,空白组、Ti6Al4V 组及 Ti 基金刚石复材组的 MC3T3-E1 细胞存活率分别为 100%、83.35%、90.91%。可以看出实验组的细胞存活率略低于空白组,但差异较小,表明 Ti6Al4V 和金刚石均对细胞具有一定的生物相容性。而且 Ti 基金刚石复材组的细胞存活率高于 Ti6Al4V 组,这说明添加金刚石颗粒后,复合材料的细胞相容性得到了进一步提升,并未对细胞的增殖活性产生负面影响。激光共聚焦显微镜观察结果如图 9 所示,试验组细胞均能在材料表面及周围良好贴附、伸展,呈现出典型的成骨细胞形态,细胞伪足清晰可见。其中, Ti 基金刚石复材组的细胞铺展面积更大,细胞间连接更为紧密,细胞密度也相对较高,进一步从微观角度证实了该复合材料优异的细胞相容性。这一现象产生的原因是金刚石优异的物理化学性质。其表面具有良好的亲水性和化学稳定性,能够为细胞的黏附与生长提供适宜的微环境^[23]。金刚石表面富含的官能团可促进细胞外基质蛋白的吸附,进而提高细胞与材料表

面的相互作用，增强细胞的铺展与增殖能力。

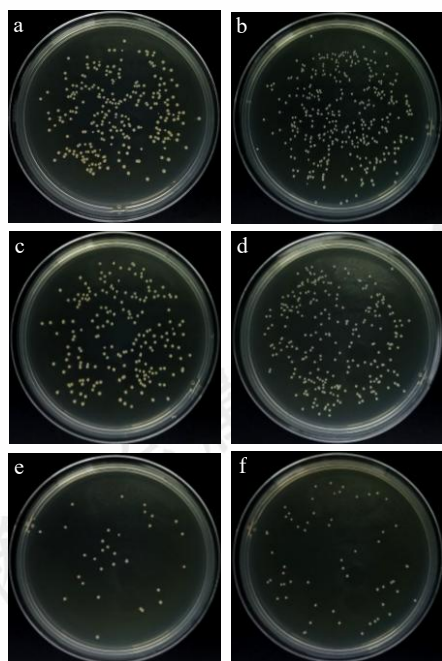


图 6 空白对照组、试验组抑菌效果

Fig 6 Blank control and experimental group's antibacterial effect:

(a)Blank/*S. aureus*, (b)Blank/*E. coli*, (c)Ti6Al4V/*S. aureus*, (d)Ti6Al4V/*E. coli*, (e)Ti6Al4V+Dia/*S. aureus* (f)Ti6Al4V+Dia/*E. coli*.

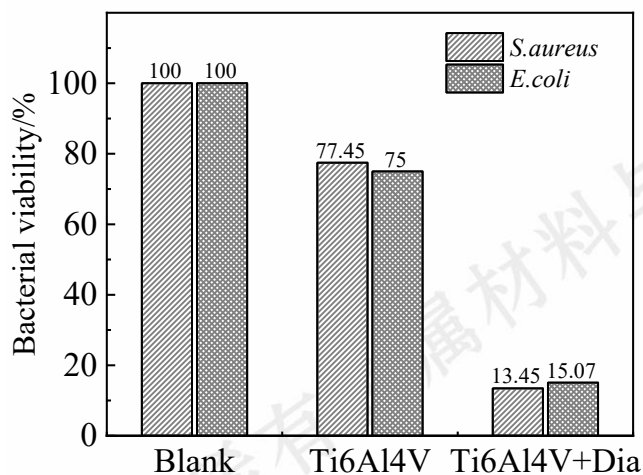


图 7 空白对照组、试验组细菌存活率

Fig 7 Blank control and experimental group's bacterial viability

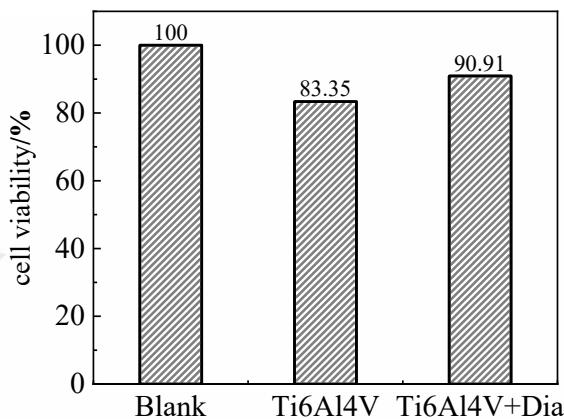


图 8 空白对照组、试验组的细胞存活率

Fig 8 Blank control and experimental group's cell viability

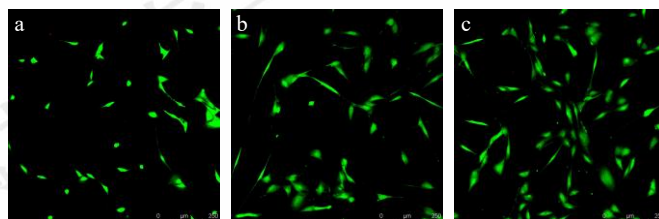


图 9 MC3T3-E1 培养 3 天的荧光显微图像

Fig 9 Fluorescence micrograph of MC3T3-E1 cells after 3 days of culture: (a)Blank control, (b)Ti6Al4V and (c)Ti6Al4V+Dia

3.3 多孔结构力学性能测试结果

通过图 10 所示 SLM 成形多孔点阵结构结果表明，对于不同孔隙率的多孔点阵结构，成形效果良好，表面质量较高，满足后续力学性能测试要求。

借助 VIC-3D 多维非接触应变场测试与分析系统，揭示了具有不同孔隙率的多孔点阵结构在单轴压缩过程中的变形行为与基于宏观行为的微观断裂机制演变。如图 11 所示，对于孔隙率分别为 50%和 60%的多孔点阵结构，其失效受“宏观剪切带控制机制”主导。变形初期，较厚的胞元壁提供了充足的侧向刚度，使应变场呈现全局均匀分布。随着载荷累积，根据最大剪应力理论，与加载方向呈 45°的斜截面上剪应力首先达到材料的剪切强度阈值。此时，裂纹沿该最大剪应力面萌生并表现出高一一致性的各向异性拓展，最终引发典型的 45°斜向主剪切断裂。相反，70%高孔隙率点阵结构的断裂则转变为“微观胞元壁弯曲与局部失稳机制”。由于壁厚大幅减小，胞元壁对几何突变和制造缺陷的敏感性显著提高。在压缩初始阶段，超薄的杆件在应力集中下率先发生弯曲与屈曲失稳。这种局部失效迅速在某一水平层内扩展、贯通，导致该层首先失去承载力并被压实。随着位移增大，这种失稳以“层状逐步坍塌”的形式依次向下传递，表现出渐进式的能量吸收特征，形成了与低孔

隙率截然不同的破坏模式。

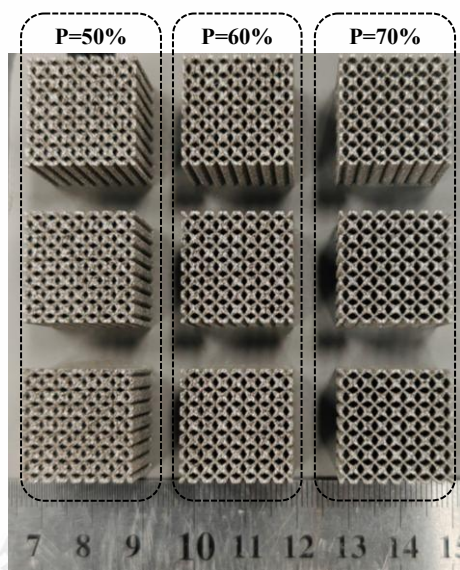


图 10 多孔点阵结构成形图

Fig 10 Porous lattice structure formation

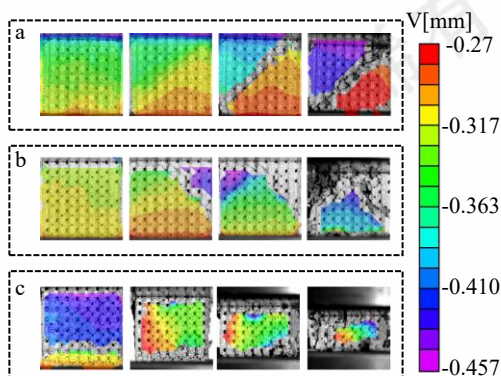


图 11 压缩行为过程的 VIC 图像

Fig 11 VIC images of the compression process

(a)Porosity 50%, (b)Porosity 60% and (c)Porosity 70%

此外,图 12 为孔隙率为 50%、60%、70%多孔点阵结构经压缩试验的应力—应变曲线。在低应变范围下,应力随着应变快速线性上升,材料呈现较高初始刚度,不同孔隙率的曲线均表现高度弹性阶段。在此阶段,多孔点阵结构可在卸载状态下恢复至原状。当应变位于 0.02 至 0.05 的区间时,三条曲线陆续表现出显著应力峰值的共同特征。该应力峰值为对应多孔点阵结构的抗压强度,是衡量骨植入体材料服役的重要力学性能指标。当曲线过了应力峰值点后,标志着受压缩结构已不处于弹性阶段。结构应力迅速下降,经过屈服点,结构开始出现塑性变形,内部逐渐出现断裂现象,多孔点阵结构不断坍塌。而随着对结构的进一步压缩,断裂的结构互

相形成错位支撑,使得应力在应变持续增加的情况下再次缓慢上升,材料进入致密化阶段。

通过深入剖析多孔点阵结构的应力—应变曲线,计算出不同孔隙率结构所对应的力学性能。如图 13 所示,孔隙率为 50%、60%、70%的多孔点阵结构抗压强度和弹性模量依次为 119.69 ± 8.00 MPa 与 3.09 ± 0.07 GPa、 59.48 ± 0.81 MPa 与 1.84 ± 0.06 GPa、 12.84 ± 0.72 MPa 与 0.67 ± 0.03 GPa。人体天然皮质骨、松质骨的弹性模量和径向抗压强度范围大致为: 3-20 GPa 和 100-180 MPa、0.02-3 GPa 和 0.8-11.6 MPa。有研究表明,传统针对骨植入体力学性能的匹配主要通过降低强度的方式来降低弹性模量,而高强度低模量的情况更有助于开发应对复杂应力要求的骨植入体结构^[27]。为评估所制备的多孔点阵结构在骨植入物领域的临床应用潜力,本研究进一步将其力学性能与人体不同解剖部位的天然骨骼进行了对标分析: 50%孔隙率的点阵结构抗压强度达到了 119.69 ± 8.00 MPa,已达到并进入人体皮质骨强度范围。然而,其弹性模量为 3.09 GPa,远低于传统实心金属植入物,且已达到皮质骨和松质骨弹性模量的临界范围,适用于皮、松质骨交接区域的骨植入要求。60%和 70%孔隙率的点阵结构弹性模量均在人体松质骨的弹性模量范围内,而抗压强度均大于松质骨的强度范围,均表现出较为典型的“高强度低模量”结构力学特征。这种力学特征恰好可以匹配天然骨组织的力学性能需求,有效规避传统实心钛合金植入体因弹性模量远高于天然骨引发的应力屏蔽效应,减少植入后因应力分布不均导致的骨吸收、植入体松动等术后并发症。同时,高抗压强度又能够为植入体提供足够的结构支撑,保证植入部位在人体运动过程中结构稳定性,为不同骨缺损部位的定制化植入体设计提供性能基础。

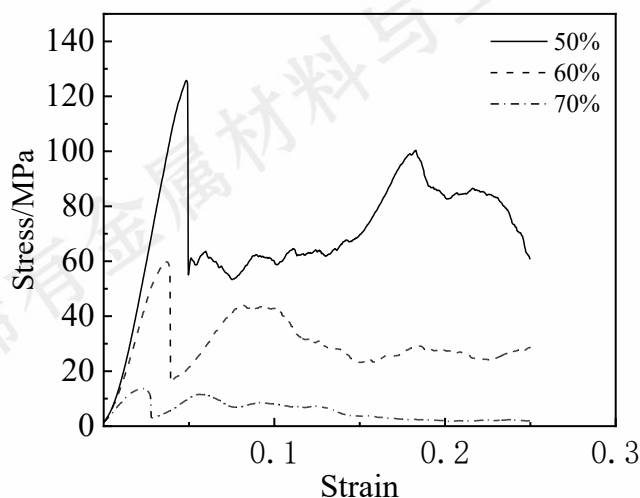


图 12 多孔点阵结构的应力应变曲线

Fig 12 Stress-strain curve of Porous lattice structure

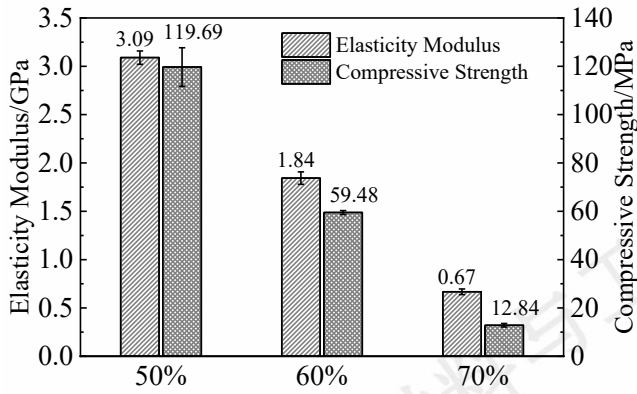


图 13 弹性模量与抗压强度

Fig 13 Elasticity modulus and Compressive strength

3.4 结构—力学模型建立

Gibson-Ashby 模型是用于描述和预测多孔结构的宏观力学性能与其相对密度之间关系的理论模型^[28]。基于分析得到的多孔点阵结构力学性能，利用 Gibson-Ashby 模型分别建立出结构孔隙率和抗压强度、弹性模量的关系模型。Gibson-Ashby 模型公式如下所示：

$$\frac{E}{E_0} = C_1(1-\rho)^{n_1} \quad (2)$$

$$\frac{\sigma_s}{\sigma_{s0}} = C_2(1-\rho)^{n_2} \quad (3)$$

式中 E 、 σ_s 是多孔点阵结构的弹性模量与屈服强度， E_0 、 σ_{s0} 是相应材料实体的弹性模量与屈服强度， ρ 为多孔结构的孔隙率， C_1 、 C_2 、 n_1 、 n_2 为公式拟合的多孔结构几何参数。

通过压缩试验计算得到，Ti 基金刚石复合材料的实体弹性模量为 $E_0=10.18 \pm 0.53$ GPa，抗压强度为 $\sigma_{s0}=699.32 \pm 0.28$ MPa。将实体与不同孔隙率多孔点阵结构的抗压强度和弹性模量代入 Gibson-Ashby 公式中进行多次迭代，拟合出结构的几何参数。经多次拟合得到，对于弹性模量模型， $C_1=2.35$ ， $n_1=2.69$ ，相关系数为 0.989，对于抗压强度模型， $C_2=2.09$ ， $n_2=3.60$ ，相关系数为 0.988。

可得多孔点阵结构的 Gibson-Ashby 模型为：

$$\frac{E}{E_0} = 2.35(1-\rho)^{2.69} \quad (4)$$

$$\frac{\sigma_s}{\sigma_{s0}} = 2.09(1-\rho)^{3.60} \quad (5)$$

绘制出多孔点阵结构弹性模量和抗压强度的 Gibson-Ashby 函数曲线图，如图 14 所示。拟合的

Gibson-Ashby 模型曲线轨迹与弹性模量和抗压强度变化趋势一致。整体弹性模量和抗压强度均随孔隙率升高而显著下降，承载能力越弱。孔隙率在 50% 时，力学性能与拟合曲线模型的贴合度较高，随着孔隙率的增加，预测模型的误差在 8%—16%。这一预测差异现象解释为 Gibson-Ashby 模型是理想化的理论模型，而激光选区熔化成形技术在成形多孔结构的细杆、薄壁结构会存在尺寸偏差，进一步影响其力学性能，导致实际值与理论设计值出现偏颇，同时，考虑到 70% 孔隙率的失效模式发生了改变，由 45° 剪切变为逐层坍塌。失效模式的改变可能也是导致模型预测偏差增大的原因之一。但利用该模型建立起孔隙率与弹性模量和抗压强度数学预测关系，通过调节孔隙率，点阵结构的弹性模量和抗压强度展现出宽范围的可调控性，能够实现对人体从松质骨到皮质骨不同骨组织的仿生匹配，减小或避免植入后“应力屏蔽”现象产生。

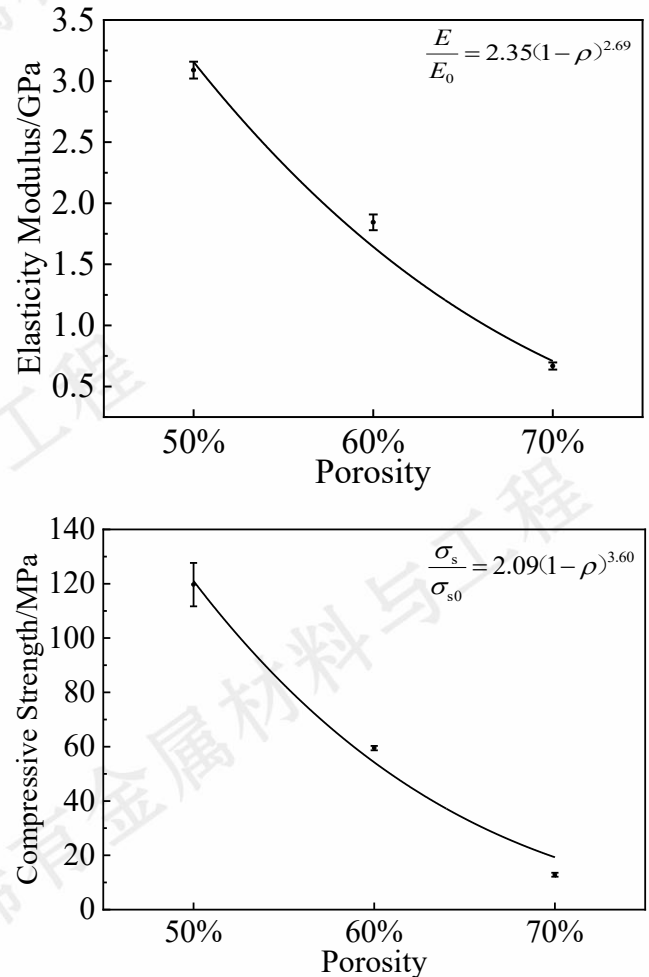


图 14 Gibson-Ashby 模型拟合曲线

Fig 14 Gibson-Ashby model fitting curve: (a) Elasticity modulus and (b) Compressive strength

4 结论

本研究基于 SLM 成形技术, 成功实现了 Ti 基金刚石复合材料的制备, 并对其力学性能及生物性能进行了全面分析, 且得到了以下结论:

(1) 通过优化 SLM 工艺参数, 可有效控制成形过程中的烧蚀与开裂现象, 获得表面质量优良、内部结构均匀且金刚石颗粒分布均匀的复合材料。

(2) Ti 基金刚石复合材料对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌均表现出优异的抗菌效果, 抑菌率显著高于纯 Ti6Al4V, 这主要归因于金刚石颗粒的尖锐边缘和高表面能对细菌细胞壁的破坏作用。此外, 实验结果表明, 金刚石颗粒的引入在一定程度上促进了成骨细胞的增殖与铺展, 表现出优于纯 Ti6Al4V 的细胞相容性。

(3) 力学性能测试显示, 多孔点阵结构的力学性能与天然骨骼相匹配, 有助于减少应力屏蔽效应, 提升骨整合效果, 且孔隙率对力学性能有显著影响, 低孔隙率结构展现出更高的抗压强度和弹性模量。此外, Gibson-Ashby 模型的建立为预测多孔结构力学性能提供了有效工具, 尽管实际值与理论值存在一定偏差, 这是因为在成形多孔结构细小区域时, 会存在一定的尺寸偏差, 但该模型仍具有重要理论指导意义。

综上所述, SLM 成形 Ti 基金刚石复合材料具备优异的抗菌性能与细胞相容性, 且多孔结构的力学性能与人体骨骼匹配性良好, 为骨植入体材料的研发提供了新的思路与参考。

参考文献 References

- [1] Wei sujing, Wang Xueliang, Shu Tianyu. *Journal of Colloid and Interface Science*[J], 2025: 139464.
- [2] Shaw P K, Dwivedi S, Dixit A R, et al. *Journal of Manufacturing Processes*[J], 2025, 152: 1250-1274.
- [3] Zhang Yongdi(张永弟), Wang Yukang(王宇康), Li Alang(李啊郎), et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2026, 55(7): 1801-1806.
- [4] Gandhi R, Salmi M, Roy B, et al. *Materials & Design*[J], 2025, 251: 113725.
- [5] Xu Chao, Qi Jinmin, Zhang Lu, et al. *Additive Manufacturing*[J], 2023, 78: 103884.
- [6] Zhao D, Liang H, Han C, et al. *Additive Manufacturing*[J], 2021, 47: 102223.
- [7] Zhang Chenglin, Wang Yan, Liang Haiyi, et al. *Materials Today Communications*[J], 2024, 39: 108539.
- [8] Wu Liangliang, Zeng Yanwen, Dang Lixiang, et al. *Journal of Materials Research and Technology*[J], 2025. 11. 117
- [9] Lu Xianzheng, Guo Zhizhou, Zhou Xiaojie, et al. *Powder Technology*[J], 2026: 122147.
- [10] Bai Long(柏龙), Xiong Fei(熊飞), Chen Xiaohong(陈晓红), et al. *Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2018, 54(05): 156-165
- [11] Yao Bibo, Liu Zhanliang, Li Hai, et al. *Materials Chemistry and Physics*[J], 2026, 347: 131484.
- [12] Zhang Jianguo(张建国), Zhao Sheng(赵晟), Hu Fengling(胡凤玲), et al. *Nonferrous Metals Engineering*(有色金属工程)[J], 2023, 13(1): 8.
- [13] Bostanchi D, Shahbaz M, Najmoddin N. *Results in Materials*[J], 2025: 100851.
- [14] Hijazi K M, Mao H, Holdsworth D W, et al. *International Journal of Fatigue*[J], 2024, 185: 108329.
- [15] Orlowska A, Kajzer W, Goldszajn K, et al. *Applied Surface Science*[J], 2024, 659: 159948.
- [16] Zhang Jianguo(张建国), Huang Daoyu(黄道宇), Hu Fengling(胡凤玲), et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2022, 51(10): 3619-3625.
- [17] Luo Yiwa, Jiang Yu, Zhu Jun, et al. *Journal of Materials Research and Technology*[J], 2020, 9(6): 13661-13670.
- [18] Zalieckas J, R. I, Pobedinskas P, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*[J], 2022, 14(39): 44933-44946.
- [19] Hu Yuxin, Lei Haoyuan, Tan Zhen, et al. *Journal of Materials Research and Technology*[J], 2025, 39: 8707-8717.
- [20] Venkateson K, Kamaha A G, Chikaodili V, et al. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2024, 149: 106210.
- [21] Liang X D, Zhang X G, Wang W Q, et al. *Journal of Materials Research and Technology*[J], 2025, 35: 5242-5259.
- [22] Rifai A, Tran N, Reineck P, et al. *ACS Applied Materials & Interfaces*[J], 2019, 11(27): 24588-24597.
- [23] Fox K, Mani N, Rifai A, et al. *ACS Applied Bio Materials*[J], 2019, 3(1): 29-36.
- [24] Xu Yangli(徐仰立), Cao Xuanyang(曹玄扬), Li Tingting(李婷婷), et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2022, 51(07): 2536-2544.
- [25] Farroukh H, Kaddah F, Wehbe T. *Heliyon*[J], 2024, 10(6).
- [26] Gong Haijun, Rafi K, Gu Hengfeng, et al. *Additive Manufacturing*[J], 2014, 1: 87-98.
- [27] Lou J, Tang X, Du C, et al. *Journal of Central South University*[J], 2026, 33(1): 78-89.
- [28] Shi Yan(石岩), Zhang Heng(张恒), *Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2023, 59(18): 175-185

Study on mechanical and biological properties of Ti-based diamond composite materials formed by Selective Laser Melting

Jiang Xiaopeng^{1,2} Xu Yangli^{1,2} Zheng Xinyan³ Mu Jianan³ Cao Xuanyang⁴ Guo Zihuan³ Hidetoshi Saitoh⁵

(1. Institute of Manufacturing Engineering, Huaqiao University, Xiamen 361021, China)

(2. State Key Laboratory for High Performance Tools, Xiamen 361021, China)

(3. College of Mechanical Engineering and Automation, Huaqiao University, Xiamen 361021, China)

(4. Inner Mongolia Sunrise New Materials Co., Ltd., Tongliao 029299, China)

(5. Nagaoka University of Technology, Nagaoka 940-2188, Japan)

Abstract: Aiming at the lack of antibacterial activity in clinical applications of porous structures made of medical titanium alloy (Ti6Al4V) by laser additive manufacturing, Ti-based diamond composites were fabricated in this study using selective laser melting (SLM) technology, and a systematic investigation of their biological and mechanical properties was conducted. With parameters set at a laser power of 200 W, a scanning speed of 1200 mm/s, scanning hatch of 0.12 mm, Ti-based diamond composite materials and their porous lattice structures with good surface quality and uniform diamond distribution are successfully prepared. The biological performance tests showed that, through the antibacterial performance experiments using *Staphylococcus aureus* and *Escherichia coli*, and the in vitro compatibility experiments using mouse embryonic osteoblast precursor cells confirmed that the surface of samples from the proposed method have excellent antibacterial properties and high biocompatibility. Mechanical tests show that the compressive strength and elastic modulus of porous lattice structures with porosities of 50%, 60% and 70% were measured as 119.69 ± 8.00 MPa and 3.09 ± 0.07 GPa, 59.48 ± 0.81 MPa and 1.84 ± 0.06 GPa, 12.84 ± 0.72 MPa and 0.67 ± 0.03 GPa. The compression deformation mechanism of porous lattice structures with 50 % and 60 % porosity is characterized by fracture failure along a 45° inclined plane, whereas the structure with 70% porosity failed through layer-by-layer fracture. The Gibson-Ashby mathematical model was established to describe the relationship between porosity and mechanical properties, and is found to be highly compatible with the mechanical properties of human bone.

Key words: Ti6Al4V; Diamond; Selective laser melting; Porous structure; Mechanical properties; Biological properties

Corresponding author: Xu Yangli, Ph. D., Associate Professor, Institute of Manufacturing Engineering, Huaqiao University, Xiamen 361021, P. R. China, Tel: 0086-592-6162613, E-mail: ylxu@hqu.edu.cn