

doi: 10.3969/j.issn.2095-1744.2023.01.002

# SLM 打印 Ti6Al4V 不同晶格结构多孔材料的力学性能

张建国<sup>1</sup>, 赵晟<sup>1</sup>, 胡凤玲<sup>2</sup>, 宋亮<sup>3</sup>, 周琼<sup>4</sup>, 张而耕<sup>4</sup>

1. 上海应用技术大学 机械工程学院, 上海 201418;
2. 复旦大学附属中山医院 口腔科, 上海 200032;
3. 复旦大学附属上海市第五人民医院 口腔科, 上海 200240;
4. 上海应用技术大学, 上海物理气相沉积(PVD)超硬涂层及装备工程技术研究中心, 上海 201418)

**摘要:**通过 SLM 加工制造了以立方晶格为单元的空心立方、G7、BCC 多孔 Ti6Al4V 材料,其弹性模量均在人体自然骨范围内,对多孔材料分别进行了静态压缩和拉伸实验,研究了其抗压、抗拉性能,结果表明,BCC 结构相对于其他两种结构表现出更好的抗压和抗拉强度。由于多孔植入物工作负载的复杂性,对这三种不同晶格结构的多孔材料施加交变载荷,发现由倾斜支柱作为支撑的 G7 结构疲劳失效速率缓慢,在动态压缩加载下表现得相对其他两个更好。在疲劳失效的分析中发现 SLM 多孔材料的疲劳裂纹源主要发生在材料内部的孔隙附近。

**关键词:**SLM;Ti-6Al-4V;多孔结构;力学性能

中图分类号: TG146

文献标志码: A

文章编号: 2095-1744(2023)01-0010-08

## Mechanical Properties of Porous Ti6Al4V Materials with Different Lattice Structures Printed by SLM

ZHANG Jianguo<sup>1</sup>, ZHAO Sheng<sup>1</sup>, HU Fengling<sup>2</sup>, SONG Liang<sup>3</sup>, ZHOU Qiong<sup>4</sup>, ZHANG Ergeng<sup>4</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China;

2. Department of Stomatology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China;

3. Department of Stomatology, Shanghai Fifth People's Hospital, Fudan University, Shanghai 200240, China;

4. Shanghai Engineering Research Center of Physical Vapor Deposition(PVD) Superhard Coating and Equipment, Shanghai Institute of Technology, Shanghai 201418, China)

**Abstract:** Hollow cubic, G7 and BCC porous Ti6Al4V materials with cubic lattice as unit were fabricated by SLM processing. Their elastic moduli were all within the range of human natural bone. Static compression and tensile tests were carried out to study the compressive and tensile properties of porous materials. BCC structure showed better compressive and tensile strength compared with the other two. Due to the complexity of the porous implant workload, it is found that the G7 structure supported by tilting struts has a slow fatigue failure rate and performs better than the other two under dynamic compression loading by applying alternating loads to the porous materials with different lattice structures. In the analysis of fatigue failure, it is found that the fatigue crack source of SLM porous material mainly occurs near the pore inside the material.

**Key words:** SLM; Ti-6-Al-4V; porous structure; mechanical properties

收稿日期: 2022-06-25

基金项目: 上海市自然科学基金资助项目(19ZR1455100)

Fund: Supported by Natural Science Foundation of Shanghai(19ZR1455100)

作者简介: 张建国(1979—), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向: 图像处理、分析与机械视觉。

通信作者: 胡凤玲(1987—), 女, 硕士, 主治医师, 主要研究方向: 种植义齿生物力学。

引用格式: 张建国, 赵晟, 胡凤玲, 等. SLM 打印 Ti6Al4V 不同晶格结构多孔材料的力学性能[J]. 有色金属工程, 2023, 13(1): 10-17.

ZHANG Jianguo, ZHAO Sheng, HU Fengling, et al. Mechanical Properties of Porous Ti6Al4V Materials with Different Lattice Structures Printed by SLM[J]. Nonferrous Metals Engineering, 2023, 13(1): 10-17.

钛合金因其优越的生物相容性、高的比强度和刚度以及出色的耐腐蚀性而被广泛应用于生物医学领域<sup>[1]</sup>。然而,钛合金的弹性模量为 110 GPa,远高于人体骨的弹性模量(从松质骨 2 GPa~密质骨 20 GPa不等<sup>[2]</sup>)。这种刚度的不匹配导致应力屏蔽,使得种植体过早失效<sup>[3]</sup>。此外,钛合金的生物惰性也影响了其与周围骨组织实现骨结合的效果。为了避免上述问题,通过设计具有多孔结构的植入物,使其弹性模量与人体骨的弹性模量相匹配是一个很好的选择,并且带有开放式多孔结构的植入物,其开放的孔隙空间允许骨生长,加速了骨再生<sup>[4]</sup>。

目前增材制造(AM)是一种用于各种金属材料的新制造技术,选择性激光熔化(SLM)和电子束熔化(EBM)是目前发展的两种主要工艺<sup>[5]</sup>。在制造 Ti6Al4V 零件时,SLM 生产的样品比 EBM 生产的样品具有更好的表面精度、更高的抗拉强度和更高的疲劳极限<sup>[6]</sup>。由于金属增材的特殊工艺,它适用于制造形状复杂,孔隙度可控的多孔金属材料。在骨骼和牙科植入材料使用中,为了使植入物的弹性模量与人体自然骨的弹性模量相匹配,避免“应力屏蔽”导致种植体的失败<sup>[7]</sup>,多孔材料的晶胞设计便成了目前最有效的方法。由于多孔生物材料的材料特性如刚度<sup>[8]</sup>和渗透率<sup>[9]</sup>取决于单位晶胞的形状和大小,人们可以通过 CAD 设计不同单位晶胞,为不同的应用定制多孔生物材料<sup>[10]</sup>。由于不同晶胞体的力学性能具有较大的差异,因此对不同晶胞体试件力学性能研究就显得尤为重要。在先前的研究中发现了以下限制:虽然材料的弹性模量接近于人骨组织的弹性模量,但是多孔材料的力学性能有一定的下降,发现有脆性变形特征,在疲劳性能方面,它们的低疲劳寿命比( $10^7$ 个循环时的疲劳强度与平台强度之比)在 0.1~0.2,远低于实心合金的低疲劳寿命比<sup>[11]</sup>,然而这些限制可以通过优化晶胞结构来改善。由于大多数 Ti6Al4V 植入物具有结构功能和预期寿命<sup>[12]</sup>,比如在牙种植体的应用中,受到的是长期循环应力的作用,因此它们的疲劳性能的研究也至关重要<sup>[13]</sup>。

本文采用激光选区熔化技术加工制造了孔隙率为 40%~50%的三种晶格结构(空心立方、G7 结构、BCC 结构)组成的样品试件,首先通过静态压缩实验和拉伸实验,探求了三种不同空间晶格结构在静态载荷下的力学性能和失效行为,然后通过施加不同应力水平下的交变载荷探究了其在动态载荷下

的疲劳性能。

## 1 实验材料和方法

### 1.1 粉末材料

球形 Ti6Al4V 粉末用于制造多孔样件,通过扫描电子显微镜(SEM, JSM-7800F Japan)观察了粉末的颗粒形貌,可见粉末接近球形,如图 1 所示。粉末粒径呈正态分布,粒度主要分布在 25~40  $\mu\text{m}$ ,如图 2 所示。粉末化学成分列于表 1 中。

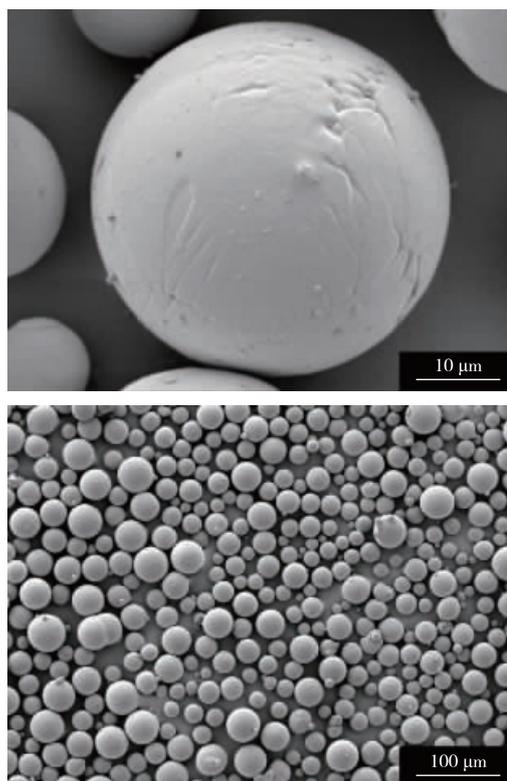


图 1 Ti6Al4V 粉末微观形貌

Fig. 1 Microstructure images of Ti6Al4V powder

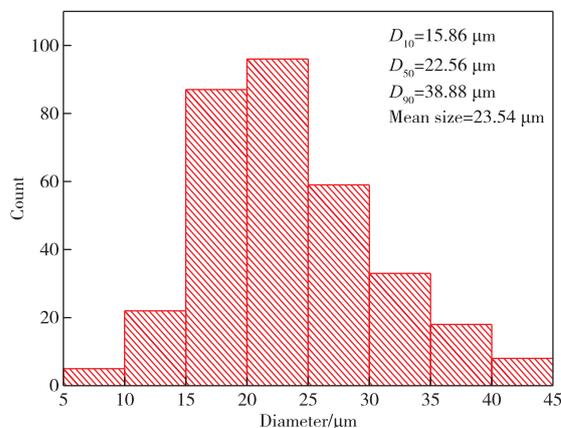


图 2 Ti6Al4V 粉末的尺寸分布

Fig. 2 Size distribution of Ti6Al4V powders

表 1 Ti6Al4V 粉末化学成分  
Table 1 Chemical composition of Ti6Al4V powder

Composition	Ti	Al	V	Fe	C	H	O
Contents	Bal.	6.4	4.0	0.17	0.016	0.002	0.12

## 1.2 多孔支架的设计与制造

使用 Solidworks2020(达索公司,美国)设计三种不同的晶格结构,分别为空心立方体、G7、BCC,这三种单位晶格结构如图 3 所示。根据 ISO13314:2011,压缩试件被设计为长方体,长宽分别为 10 mm,高为 15 mm,如图 4 所示。本次拉伸实验采用横截面为正方形(6 mm×6 mm)的狗骨类型的拉伸样品,如图 5(a)所示,所有样品都由 EOSINTM 280 金属 3D 打印机制造(EOS 公司,德国),样品的加工方向均与加载方向一致。其成型工艺参数为:激光功率 200 W,扫描速度 1 200 mm/s,光斑直径 0.1 mm,铺粉厚度 0.03 mm,样品在充满氩气保护气中进行制造生产。制造完成后,所有样品用钢丝切割机从基板上去除。为了去除样品中未熔融的粉末,所有的样品都用无水乙醇在超声波清洗机中超声振荡清洗 30 min,清洗干燥完成后,放入密封袋中保存。SLM 制备的钛合金晶格结构的 SEM 图像如图 6 所示,由于 SLM 加工工艺的特性,平行于加工平面的晶格支柱的挂渣现象比较严重,在各支柱上随机分布了一些未熔融的小球,但是晶格的宏观结构精确地加工出来了。



图 3 单位晶格结构模型

Fig. 3 Unit lattice structure models

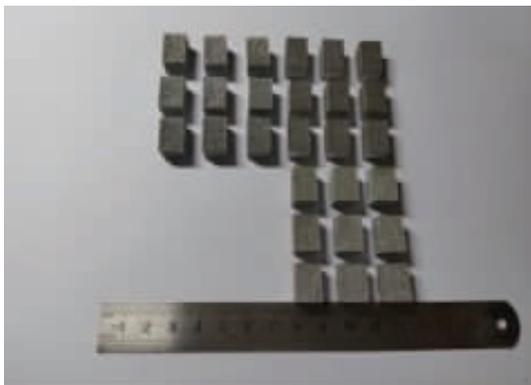


图 4 多孔压缩及疲劳实验样品

Fig. 4 Porous compression and fatigue test samples

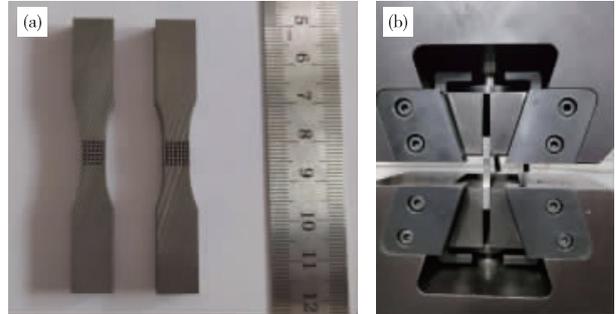


图 5 多孔拉伸实验样品

Fig. 5 The samples of porous tensile test

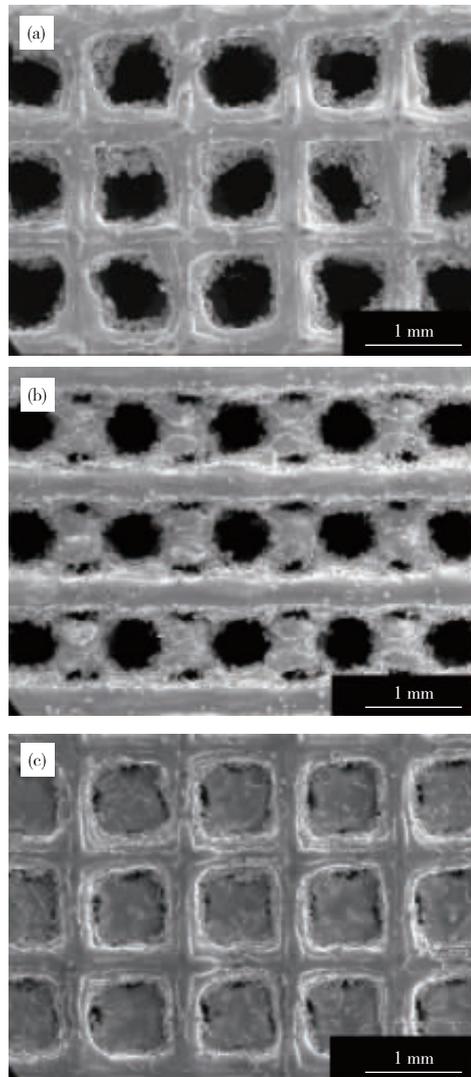


图 6 三种晶格结构样品的表现形貌:  
(a)空心立方;(b)G7;(c)BCC

Fig. 6 The apparent morphology images of three lattice structure samples; (a)Hollow cube;(b)G7;(c)BCC

### 1.3 力学性能测试

样件的力学性能评估包括静态压缩实验、拉伸实验以及不同应力水平下的压缩疲劳实验。所有样件的加载方向与打印方向平行,静态压缩实验按照 ISO13314:2011。使用 shY1366 UTM5105 型材料实验机(量程:100 kN)在室温下进行,压缩加载速度设置为 0.5 mm/min,直到样品完全致密或断裂,在压缩过程中,使用数码相机记录试件的整个压缩变形过程,每种结构的样件均进行 3 次实验取平均值。本次实验采用 0.2% 偏移法测屈服应力,在应力-应变曲线的初始线性区域的直线向右侧偏移,误差为 0.2%,使偏移的直线其与应力-应变曲线相交,得出其屈服强度,G7 结构的屈服强度通过平台应力来估算,即平台阶段应力范围内的算术平均值。拉伸实验使用 GP-TS2000M/300KN 拉力实验机进行,分别对 G7、BCC 结构样件进行拉伸实验,拉伸速率设置为 1 mm/min,以防发生滑移使用专用夹具加紧,如图 5(b)所示。使用 INSTRON8802 低周疲劳实验机(英斯特朗,美国)进行压-压力控制疲劳实

验,加载频率设置为 20 Hz,输入信号为正弦形波,恒定载荷比  $R=0.1$ 。分别对不同晶胞结构样品施加不同的力值,为确保施加的值在弹性变形区间内,所施加的力控制在 0.5~0.8 屈服应力范围内,具体数值如表 2 所示。当试件发生突然的变形或断裂时认为试件失效,停止实验,如果在循环了 100 万次之后,以上条件都不满足,测试也会停止。通过绘制每个应力值所对应的疲劳寿命绘制 S-N 曲线,试件失效时所对应的循环次数被记为  $N_f$ ,它们是在不同的应力循环下产生的,主要受三个参数影响:应力比  $R$ 、应力幅  $\sigma_a$ 、平均应力  $\sigma_m$ ,公式如(1)~(3)所示:

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (1)$$

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (2)$$

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad (3)$$

其中  $\sigma_{\max}$  (MPa) 和  $\sigma_{\min}$  (MPa) 分别为最大应力幅和最小应力幅,通过给定的应力幅  $\sigma_a$  与所对应的循环失效次数  $N_f$ ,利用函数拟合成 S-N 曲线。

表 2 用于构造 S-N 曲线的不同应力值

	Stress amplitude $\sigma_a$					
Hollow cube	29	34	39	45	53	60
G7	51	54	56	59	63	—
BCC	121	137	153	162	166	—

## 2 结果与讨论

### 2.1 压缩及拉伸性能

在本次静态压缩实验中,由于晶胞的形状不同而表现出不同的变形失效行为,如图 7 所示。G7 晶格结构的压缩应力-应变曲线经历了四个阶段:线弹性阶段、平台阶段、密实化阶段、失效阶段。与具有韧性的金属泡沫材料类似,在线弹性阶段中,应变与应力值呈线性方式上升,随后进入平台阶段,应力-应变曲线进入缓慢上升阶段,应力稍增加一些,应变就有较大的变化,由于 G7 结构主要由斜杆作为支

撑,再结合实验观察与曲线来看,在该阶段样件以局部塑性变形为主,在密实化阶段中,G7 结构不断被压缩,每层的晶格开始均匀的堆叠在一起,最终局部出现裂纹,结构失效。空心立方与 BCC 结构的压缩应力-应变曲线类似,都经历了三个阶段:线弹性阶段、强化阶段、失效阶段。这两种晶格结构首先都是支柱弯曲导致产生弹性变形,由于 BCC 存在斜支柱的支撑,其弹性应变范围比空心立方大,韧性表现更好,随后进入强化阶段曲线上升变缓,开始在应力集中区域产生屈服,最后曲线突然下降,支柱出现断裂。表 3 中总结了本次实验每种多孔结构的最大抗

表 3 不同多孔结构的压缩性能

Cellular structure	Maximum compression strength	Compression elastic modulus	Yield strength
Hollow cube	168	$3.96 \times 10^3$	142
G7	—	$2.64 \times 10^3$	175
BCC	530	$6.82 \times 10^3$	450
Human skeleton	—	$(2-20) \times 10^3$	—

压强度  $\sigma_y$  和压缩弹性模量  $E$ 。由于 G7 结构表现为较好的韧性行为,没有最大抗压强度,该三种多孔材料的弹性模量远低于实心结构,都在人体骨弹性模量范围内,其中 BCC 结构具有最高的抗压强度和屈服强度,弹性模量相对较大,适合作为需要大负载,骨密度较大部位的植入物。G7 结构弹性模量很低,屈服强度优于空心立方,适合作为小负载,骨密度较小部位的植入物。

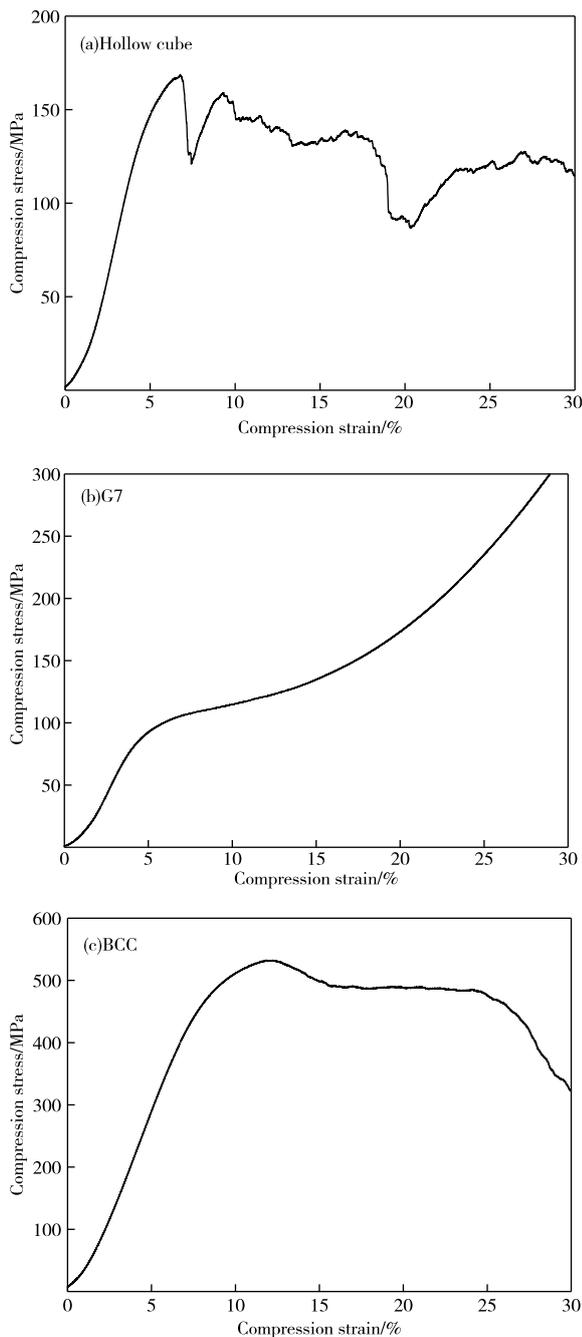


图 7 不同多孔结构的压缩应力-应变曲线

Fig. 7 Compressive stress-strain curves of different porous structures

由于多孔植入物受力情况的复杂性,常常会受到拉伸载荷的影响,因此对多孔结构进行了拉伸实验,如图 8 所示。值得注意的是,钛合金多孔结构的拉伸性能远低于其压缩性能,只有斜支柱支撑的 G7 结构抗拉强度远低于 BCC 结构,由倾斜支柱与竖直支柱组合的晶格结构具有更好的抗压强度与抗拉强度,因此以立方晶格单元演变的多孔结构更适合压缩负载情况下的工作场景。

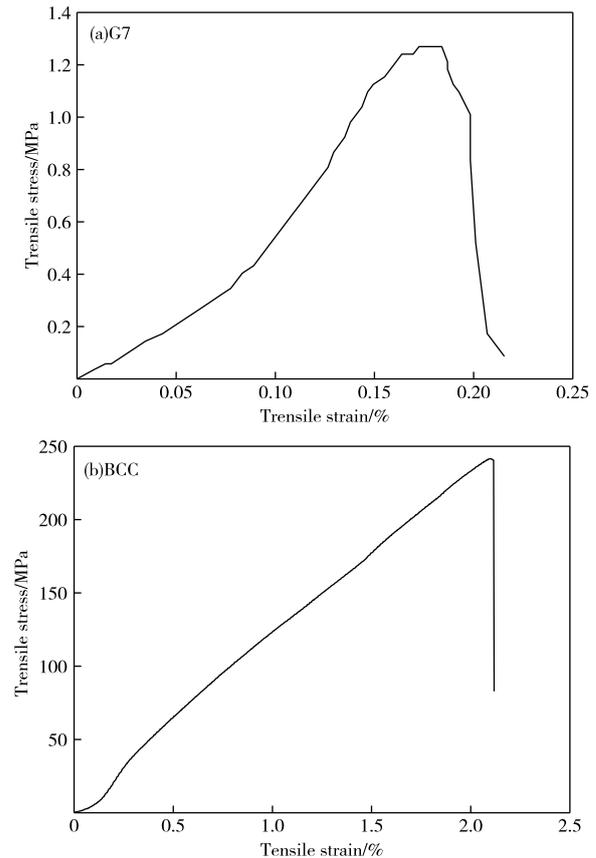


图 8 不同多孔结构的拉伸应力-应变曲线

Fig. 8 Tensile stress-strain curves of different porous structures

## 2.2 动态载荷下的疲劳压缩性能

为确保施加的力在样件的屈服强度范围内,先进行了低周循环实验。结果表明,立方、G7,体心立方结构分别在其施加的最大应力下压缩位移稳定,如图 9 G7 结构的低频循环实验的应力-应变曲线所示。位置在稳定范围内变化,表明样件在屈服强度范围内工作。将这三种晶格结构样件在  $R=0.1$  的轴向压缩下的疲劳实验结果用双对数图绘制,并利用 Basquin 方程:

$$\sigma_a = a(N_f)^b \quad (4)$$

其中  $\sigma_a$  和  $N_f$  与上文的定义一致,  $a$ 、 $b$  为常数,通过 origin 软件拟合出这三种晶体结构的 S-N 曲线,如图 10 所示。曲线拟合了 100 万次内应力幅

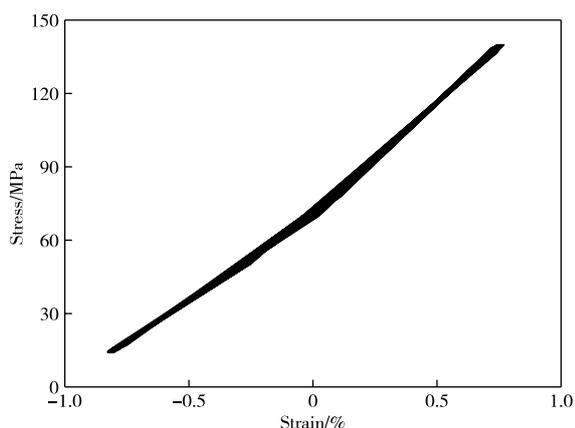


图 9 G7 结构低频循环实验的应力-应变曲线

Fig. 9 Stress-strain curves of G7 structure under low frequency cyclic test

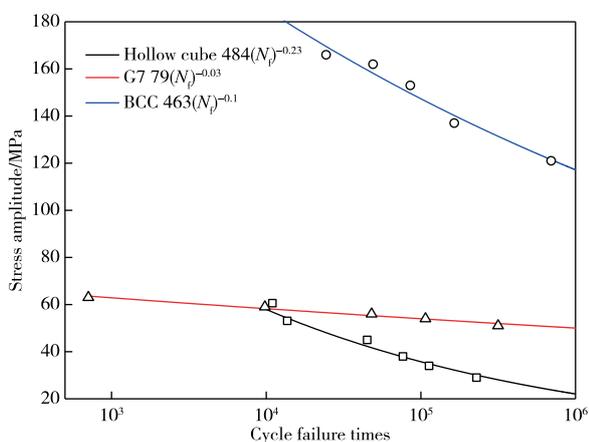


图 10 不同多孔结构的 S-N 曲线

Fig. 10 S-N curves of different porous structures

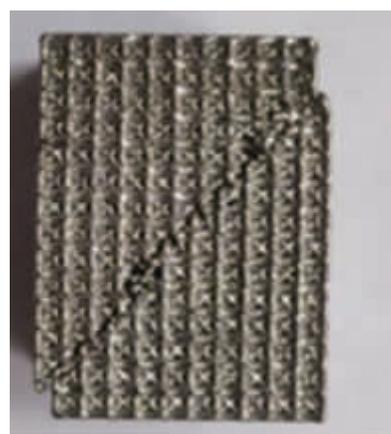
值对应的失效循环次数, G7 晶格结构 S-N 曲线下降最平缓, 可以很好的适应动态压缩载荷下的工作状态, 空心立方和 BCC 晶格结构 S-N 曲线下降速率相近, 因为它们都由竖直支柱作为主要支撑, 疲劳失效也首先发生在竖直支柱上, 如图 11 所示。空心立方、BCC 结构疲劳失效主要发生在立方单元的对角处, 表明竖直与水平支柱相交处是应力集中处, 该处是疲劳失效最先发生的地方, 因此也解释了 BCC 结构沿水平 45° 方向发生裂纹扩展的原因。G7 与 BCC 晶格结构都有倾斜支柱抵抗疲劳加载, 其响应类似于金属泡沫, 在进入疲劳后, 累计应变随着循环周期的增加而均匀增大, 由于输入的是正弦波形式的交变载荷, G7 与 BCC 晶格结构受压缩时, 外力不断卸载并反向加载, 在经历了一段循环后发生了疲劳累积, 样件开始累计塑性变形, 发生棘轮效应。在多孔种植体的设计中带有倾斜支柱的晶格单元, 可以有效避免疲劳



(a)Hollow cube



(b)G7



(b)BCC

图 11 不同晶格结构疲劳失效宏观形貌

Fig. 11 Macroscopic morphology of fatigue failure of different lattice structures

失效中突然断裂的情况。

通过 SEM 观察样件疲劳失效的情况, 在样件的多次的疲劳实验中, 发现疲劳失效大多发生在晶胞体支柱相交处, 典型的断裂模式如图 12 所示。由

图 12(a)可以看出,疲劳断裂源并不是黏结在支柱表面的未融化的金属小球,裂纹绕过了这些小球。图 12(b)中可以看出,疲劳裂纹由支柱内部向表面扩展,裂纹源来源于内部,由于内部存在孔隙,孔隙附近应力集中导致裂纹源在内部。将断口放大到 10 000 倍后,如图 12(c)所示,发现断口处有许多韧窝,表明使用 SLM 打印的多孔钛合金的断裂属于脆性断裂。

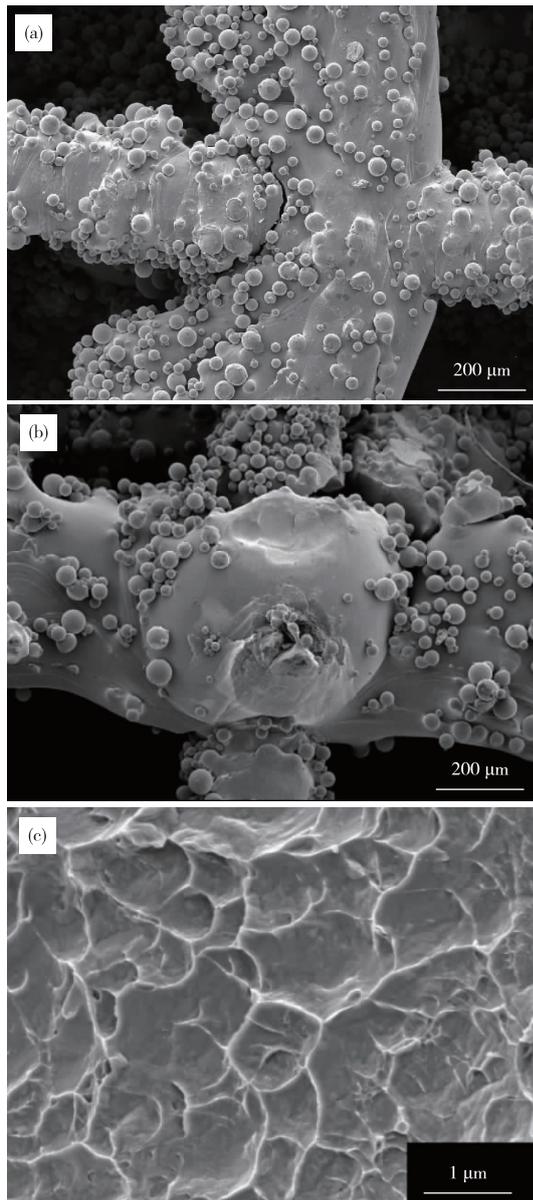


图 12 (a)~(c)断裂表面 SEM 图像

Fig. 12 (a)–(c)SEM images of fracture surface

### 3 结论

1)在满足人体骨弹性模量范围内的情况下,以立方晶格为单位的 Ti6Al4V 多孔结构具有很高的

抗压强度,但是其抗拉强度远低于抗压强度,其中 BCC 结构表现出较好的抗压和抗拉性能,适合用于设计为需要大负载、骨密度较大部位的多孔植入物。

2)通过 Basquin 方程拟合出的 S-N 曲线可以发现,G7 结构的疲劳失效相较于空心立方、BCC 更加缓慢,主要疲劳失效行为为循环蠕变,可以避免突然断裂,表明倾斜支柱在抵抗疲劳加载方面更具有优势。

3)通过 SEM 疲劳断裂的观察发现,黏附在支柱表面的金属小球并没有形成疲劳裂纹源,而是出现在支柱内部的孔隙附近。

### 参考文献:

- [1] YU G S, LI Z B, LI S J, et al. The select of internal architecture for porous Ti alloy scaffold: a compromise between mechanical properties and permeability [J]. *Materials & Design*, 2020, 192. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108754>.
- [2] DALLAGO M, FONTANARI V, TORRESANI E, et al. Fatigue and biological properties of Ti-6Al-4V ELI cellular structures with variously arranged cubic cells made by selective laser melting [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017, 78: 381-394.
- [3] ZHAO S, LI S, HOU J, et al. Microstructure and mechanical properties of open cellular Ti-6Al-4V prototypes fabricated by electron beam melting for biomedical applications [J]. *Materials Technology*, 2016, 31(2):98-107.
- [4] LI G Y, WANG L, PAN W, et al. In vitro and in vivo study of additive manufactured porous Ti6Al4V scaffolds for repairing bone defects [J]. *Scientific reports*, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1038/srep34072>.
- [5] WU M W, CHEN J K, TSAI M K, et al. Uniaxial compression properties and compression fatigue performance of selective laser melted Ti-6Al-4V cellular structure [J]. *Metals and Materials International*, 2022, 28:132-144.
- [6] RAFI H K, KARTHIK N V, GONG H, et al. Microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting [J]. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 2013, 22:3872-3883.
- [7] KANTO M, FUKUNISHI S, FUKUI T, et al. Radiological evaluation of the relationship between cortical hypertrophy and stress shielding after total hip

- arthroplasty using a cementless stem[J]. *Arthroplast Today*, 2020, 6(4): 894-900.
- [8] BAEL S V, CHAI Y C, TRUSCELLO S, et al. The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds[J]. *Acta Biomaterialia*, 2012, 8(7): 2824-2834.
- [9] TRUSCELLO S, KERCKHOFS G, BAEL S V, et al. Prediction of permeability of regular scaffolds for skeletal tissue engineering: a combined computational and experimental study[J]. *Acta Biomaterialia*, 2012, 8(4): 1648-1658.
- [10] CAMPOLI G, BORLEFFS M S, YAVARI S A, et al. Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing [J]. *Materials & Design*, 2013, 49: 957-965.
- [11] LI S J, MURR L, CHENG X Y, et al. Compression fatigue behavior of Ti-6Al-4V mesh arrays fabricated by electron beam melting [J]. *Acta Materialia*, 2012, 60(3): 793-802.
- [12] LIETAERT K, CUUTOLT A, BOEY D, et al. Fatigue life of additively manufactured Ti6Al4V scaffolds under tension-tension, tension-compression and compression-compression fatigue load [J]. *Scientific Reports*, 2018. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-018-23414-2>.
- [13] LIPINSKI P, BARBAS A, BONNET A S. Fatigue behavior of thin-walled grade 2 titanium samples processed by selective laser melting: application to life prediction of porous titanium implants[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 28: 274-29.

(编辑 崔 颖)