

激光选区熔化钛合金多孔结构拉伸性能研究

韦雄棉¹,王迪^{1,*},杨永强¹,韩昌骏¹,陈杰¹,肖云绵¹,周鑫²,王兴隆²,邓澄¹,王英俊¹

2 空军工程大学航空等离子体动力学国防重点实验室,陕西 西安 710038

摘要 为了研究结构类型和孔隙率对多孔 Ti-6Al-4V 合金拉伸性能的影响,对激光选区熔化技术成型的体心立方 (BCC)、Z 方向增强体心立方(BCCZ)和蜂窝多孔结构进行拉伸实验和有限元仿真。结果表明,孔隙率从 10.91% 提高至 33.84%,BCC、BCCZ 和蜂窝多孔结构的抗拉强度线性分别下降 348.81,375.45,217.20 MPa,结构的最小 截面随孔隙率的提高而线性减小,导致拉伸性能线性降低;脆性断裂和截面积的减少使得多孔拉伸件的延伸率相 对于实体结构呈大幅度下降;蜂窝多孔结构的拉伸性能明显优于 BCC 和 BCCZ 结构,比强度均随孔隙率的提高而 增大,而且仿真与实验结果在规律性和弹性阶段较吻合。

关键词 材料;激光选区熔化;多孔结构;力学性能;有限元仿真中图分类号 TG113.25; TG115.5 文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202148.1802016

1 引 言

在航天航空领域,航空零件的轻量化是提高有 效载荷、航程、飞行性能和单位质量效费比的关键途 径之一。Ti-6Al-4V因其具有轻质、高强度比、高刚 度比以及稳定的化学性能等优点被广泛应用于航空 零件中^[1-2]。多孔结构是实现航空零件轻量化设计 的有效途径之一,如蜂窝结构机翼^[3-4]、仿生多孔机 身^[5]、点阵结构热交换器^[6]及发动机喷嘴^[7]等,在保 证性能要求的同时进一步减轻了质量、节约了材料 和降低了成本。在医疗领域使用 Ti-6Al-4V 制备多 孔结构可以获得与人骨力学性能相似的多孔植入 体,避免应力屏蔽效应的产生^[8-10],同时具有良好的 生物兼容性。因此,钛合金多孔结构在医疗、航天航 空等领域有着巨大的应用前景。

增材制造技术突破了传统加工技术的局限,可 以精确控制多孔结构的孔隙率、孔洞形状以及支柱 大小^[11-12],成为制备轻量化多孔结构的理想方式。 激光选区熔化(Selective Laser Melting,SLM)技术 作为一种极具发展前景的金属增材制造技术,具有 加工材料广泛、成型精度高和组织细小致密等特点,

已广泛应用于多孔结构的制备研究。Ahmadi 等^[13] 研究发现 SLM 成型的多孔结构的压缩性能对结构 相对密度的依赖性为幂型。随着杆径的增加,多孔 结构的压缩性能和能量吸收能力急剧上升^[14]。 Choy 等^[15-16]采用 SLM 制备 Ti-6Al-4V 立方和蜂窝 晶格,从设计、取向方面研究其变形行为及压缩性 能。Fousová 等^[17]设计了 5 种梯度孔隙率的多孔 结构,用来研究梯度孔隙率对材料力学性能的影响, 结果表明梯度多孔结构的力学性能与孔隙率呈线性 反比关系。黄传收等[18]研究了三种梯度结构的组 织和力学性能,梯度结构的拉伸强度达到了 979.1~1121.7 MPa,伸长率为4.54%~7.05%。 Yu等^[19]采用激光选区熔化技术制备了三种孔隙率 为65%的拓扑多孔结构并进行压缩和拉伸性能的 研究,通过多孔单元模型的有限元仿真分析多孔结 构在不同压缩应变和加载条件下的变形行为。 Maskery 等^[20] 探索了晶胞大小和晶胞数量对 SLM 所成型的钛合金体心立方(Body-Centered Cubic, BCC)点阵结构拉伸性能的影响,发现对于固定的相 对密度,大量的小单元比少量的大单元具有更好的 机械性能。

收稿日期: 2021-02-21; 修回日期: 2021-04-12; 录用日期: 2021-05-11

基金项目:国家自然科学基金青年科学基金项目(51801231)、国家自然科学基金重大研究计划培育项目(91860136) 通信作者:*mewdlaser@scut.edu.cn

目前科研人员通过静态压缩、静态拉伸及疲劳 试验等方法对多孔结构的力学性能、破坏机理进行 了大量的研究,但是对于点阵多孔结构之间的拉伸 性能对比、孔隙率与拉伸性能之间的关系以及数值 模拟的研究报道较少。还有研究[21-22]指出,人骨在 拉伸状态下比在压缩状态下会发生更多的微损伤。 蜂窝结构具有质量轻、强度高、能量吸收能力强等优 点^[23],由 BCC 和 Z 方向增强体心立方(BCC with Z-struts, BCCZ)单元体构成的多孔结构可为弯曲、 压缩和剪切载荷提供了近乎最优的配置^[24]。因此, 本文设计了 BCC、BCCZ 和蜂窝三种多孔结构及其 5种不同孔隙率的单元体,构建其对应的多孔拉伸 件。通过 SLM 技术来成型多孔拉伸件,在室温下对 多孔拉伸件进行拉伸实验,对不同类型、孔隙率的多 孔结构进行有限元分析,研究结构类型和孔隙率对多 孔 Ti-6Al-4V 合金拉伸性能的影响,为多孔结构的设 计、应用提供参考依据。

2 多孔结构设计与性能预测

2.1 参数表征

多孔结构的设计参数包括支柱直径、单元体尺 寸、体积分数和孔隙率等。体积分数 φ_v 指多孔结构 实体部分所占的体积 V_s 与结构所占空间的总体积 V之间的比值。孔隙率 φ_k 指多孔结构孔隙部分所 占的体积 V_k 与结构所占空间的总体积 V 之间的比 值,孔隙的体积测量和计算不方便,常通过体积分数 换算而来,换算公式为

$$\varphi_{\rm v} = \frac{V_{\rm s}}{V} \times 100 \,\% \,, \tag{1}$$

$$\varphi_{\rm k} = \frac{V_{\rm k}}{V} \times 100\% = 1 - \varphi_{\rm vo} \tag{2}$$

比强度 ε 为多孔结构的抗拉强度 $σ_b$ 与表观密 度 $ρ_o$ 之间的比值,计算公式为

$$\rho_{\circ} = \frac{m}{V} = \frac{\rho V_{k}}{V} = \rho \varphi_{v}, \qquad (3)$$

$$\varepsilon = \frac{\sigma_{\rm b}}{\rho_{\rm o}} = \frac{\sigma_{\rm b}}{\rho \varphi_{\rm v}},\tag{4}$$

式中:m 为多孔结构的质量; ρ 为 Ti-6Al-4V 材料的 密度; σ_h 为抗拉强度。

2.2 结构设计

多孔结构拉伸试件如图1所示。运用 Rhino 软 件先构造 BCC、BCCZ 和蜂窝结构的结构点,再将结 构点按照特定的规则连接成多孔单元线条,接着以 线条为基础建立不同直径的支柱,最后通过切割得 到多孔结构单元体,如图 1(a) 所示。本文设计的单 元体尺寸为 1.5 mm×1.5 mm×1.5 mm,孔隙率 为 20%、30%、40%、50% 和 60% 5 种, 调整支柱 直 径 D 获得对应的孔隙率。根据 GB/T 228.1-2010 金属材料室温拉伸实验标准设计圆形拉伸试件,拉 伸试件尺寸如图 1(b)所示,单位为 mm。打印模型的 过程中向外偏移 0.5 mm,作为后续切削加工的余量。 为了方便安装引伸计和防止拉伸试件仅在多孔结构 与实体连接处断裂,将多孔结构填充于壁厚为1mm 的圆柱形管内,拉伸件两头开设直径为1.5 mm的孔 以便将未融化的粉末流出,少量未流出的粉末在拉伸 件内部不受力,故不会对性能造成影响,获得 的多孔拉伸试件如图1(c)所示。拉伸试样填充多孔



图 1 多孔结构拉伸试件。(a)单元体;(b)拉伸件尺寸;(c)多孔拉伸件

Fig. 1 Tensile specimen with porous structure. (a) Unit body; (b) stretching piece size; (c) porous tensile piece

第 48 卷 第 18 期/2021 年 9 月/中国激光

结构后孔隙率有所改变,多孔拉伸试件对应的单元 体、设计直径、孔隙率及对应的编号如表1所示。

表1 多孔结构的设计尺寸与实际尺寸

Table 1 Designed size and actual size of porous structure

Porous structure	Cell porosity / %	Tensile part porosity / ½	$D/\mu{ m m}$	Actual diameter $/\mu m$	Error / %
BCC	20	10.99	798	836 ± 16	4.80
BCC	30	16.61	714	$719\pm\!25$	0.70
BCC	40	22.51	630	648 ± 25	2.86
BCC	50	28.33	558	588 ± 11	5.32
BCC	60	33.96	484	551 ± 16	13.84
BCCZ	20	11.06	762	800 ± 2	5.03
BCCZ	30	16.78	676	701 ± 16	3.70
BCCZ	40	22.67	600	660 ± 6	9.94
BCCZ	50	28.24	528	$580\!\pm\!8$	9.85
BCCZ	60	33.96	456	515 ± 14	12.94
Honeycomb	20	10.68	546	549 ± 8	0.55
Honeycomb	30	16.27	480	505 ± 5	5.21
Honeycomb	40	22.53	428	465 ± 5	8.72
Honeycomb	50	27.72	380	410 ± 7	7.89
Honeycomb	60	33.60	328	382 ± 2	16.46

2.3 有限元仿真

采用 ABAQUS 有限元分析软件对多孔拉伸试 件进行了完整模型的静力学仿真分析,预测多孔拉 伸件在拉伸实验中的力学性能。设置 Ti-6Al-4V 材 料的密度 ρ 为 4.43 kg/cm³、弹性模量为 116 GPa、 泊松比为 0.3,塑性参数参照文献[25]方法将实体 拉伸试件的名义应力应变转换为真实应变与塑性应 变,然后将其导入 ABAQUS 软件中,得到实体拉伸 试件的应力应变曲线。仿真的边界条件为多孔拉伸 件的一端固定,另一端施加位移载荷。在位移载荷 端设置一个参考点并输出力和位移曲线,最后采用 ABAQUS/Explicit 求解器进行求解。将输出的力 和位移曲线通过公式转换得到拉伸试件的仿真应力 应变曲线。

3 实 验

3.1 实验设备和材料

实验采用华南理工大学自主研发的 Dimetal-100 激光选区熔化设备成型多孔拉伸件,如图 2 所 示^[26]。该设备的最大成型尺寸为 100 mm× 100 mm×100 mm,其扫描速度为 10~5000 mm/s, 聚焦后的光斑直径为 50~70 μ m,精度可达 ±0.1 mm。采用体积分数为 99.999%的钢瓶氩气 作为保护气体。激光选区熔化成型粉末使用 AP&C生产的 Ti-6Al-4V 粉末,具体成分如表 2 所 示。多孔拉伸件的成型工艺参数如表 3 所示。



图 2 SLM 设备与原理图^[26]

Fig. 2 SLM manufacturing equipment and principle^[26]

研究论文						第 48	8卷第18期/2	021 年 9 月/中国激光
表 2 Ti-6Al-4V 粉末的化学组成成分								
Table 2 Powder composition of Ti-6Al-4V								
Element	Al	V	Fe	О	Ν	Н	Other	Ti
Mass fraction/%	6.5000	3.9000	0.1900	0.1100	0.0200	0.0034	<0.4000	Bal.
表 3 Ti-6Al-4V 粉末的工艺参数								
Table 3 Process parameters of Ti-6Al-4V powder								

Laser power / W	Scanning speed / $(mm \cdot s^{-1})$	Layer thickness /µm	Hatch spacing / mm	Laser spot compensation /mm	Laser spot diamter /µm	Mass fraction of oxygen / %	Shielding gas
150	1200	30	0.065	0.03	50~70	≪0.01	Ar

3.2 性能表征

激光选区熔化成型的部分多孔拉伸件如图 3 所示。从图 3 可以看到,多孔拉伸件外表平整无缺陷, 通过车削加工来去除表面粘附粉末并使其表面更接 近仿真模型的表面形态,以使模拟仿真结果更具代 表性。采用三思泰捷 CMT5205 电子万能试验机并 根据 GB/T 228.1—2010 金属材料室温拉伸实验方 法进行拉伸测试,拉伸速度为 1 mm/min。根据实 验所得的力与变形数据,通过软件计算获得应力-应 变曲线,计算抗拉强度、屈服强度和弹性模量等测试 结果。使用徕卡 正置金相显微镜 DM4M 观察 Ti-6Al-4V 的组织形貌。采用环境扫描电子显微镜观察 多孔拉伸件的断口形貌,分析断裂机制。利用日本 VHX-5000 三维超景深显微镜观察多孔结构支柱的 成型情况,并对支柱尺寸进行测量,如图 4(a)所示。



图 3 成型后的拉伸试件。(a)切割前;(b)车削后 Fig. 3 Tensile specimen after forming. (a) Before cutting; (b) after turning



图 4 成型后拉伸试件的结构参数。(a)内部情况; (b)光学显微组织

Fig. 4 Structural parameters of tensile specimens after forming. (a) Internal condition; (b) optical microstructure

4 结果与讨论

4.1 多孔结构 SLM 成型分析

由表1多孔结构内部支柱测量的结果可知,多 孔支柱成型后的实际尺寸比设计尺寸大,平均误差 为7.19%。其他文献[27-30]也发现了激光选区熔 化成型多孔结构支柱的尺寸偏大、孔隙率偏小的现 象。从图4(a)可看到,支柱表面粘附了大量的粉 末,使得支柱的实际尺寸比设计的尺寸大^[15]。造成 粘粉的原因是激光照射粉末床时释放出大量热,当 倾斜的支柱被激光照射时,底面松散的粉末部分融 化,导致粉末颗粒粘在支撑表面,此外边界上的部分 颗粒在激光扫描边缘时也发生熔化并粘附在各层边 界^[31],加剧了粉末的粘附现象。

从图 4(b) 可以看到,激光选区熔化成型 Ti-6Al-4V 合金的组织为细针状的马氏体。粉末床熔 融成型的过程中冷却速度极快,速度达到了 10⁴ K/s,马氏体转变时晶粒瞬间成核长大、无孕育 期,同时生长的晶粒相互阻碍限制了其尺寸的增 大^[32]。

4.2 拉伸性能仿真结果

多孔结构仿真的应力应变曲线和 70%应变的 应力云图如图 5 所示。从图 5(a)~5(c)可以看到, 随着拉伸应变的增大,拉伸应力随之增大,应力一开 始呈线性升高,渐渐变平缓进入塑性阶段,达到最高 点后多孔拉伸件产生局部变形应力变小,最后断裂。 对比可知三种结构的各个孔隙率的曲线都是相似 的,随着孔隙率的提高,曲线的斜率和高度均逐渐减 小,说明孔隙率与多孔结构的力学性能呈负相关,多 孔结构的力学性能随孔隙率的增加而降低^[33]。从 图 5(d)可以看到,当多孔拉伸件两端受拉时,BCC 和 BCCZ 多孔结构的应力主要集中在多孔单元体的 连接处,而蜂窝多孔结构的应力主要集中分布于蜂 窝单元体的支柱。





多孔拉伸件以标距部分的实际外直径来确定横 截面积以计算应力值^[34]。多孔结构的仿真抗拉强 度及其与孔隙率的拟合曲线如图 6 所示。从 图 6(a)可以看到,孔隙率由 10.91%提高到 33.84%,BCC、BCCZ和蜂窝多孔拉伸试样的仿真抗 拉强度分别下降了 376.69,365.72,313.86 MPa,且呈 现均匀的下降趋势。对数据进行拟合后,发现仿真抗 拉强度与孔隙率存在着明显的线性关系,且拟合系数 很接近1,BCC、BCCZ和蜂窝多孔结构的拟合系数分 别为0.98695、0.99758和0.99748,如图6(b)所示。 同时还发现,蜂窝多孔结构的仿真抗拉强度明显大于 BCC、BCCZ多孔结构,而 BCCZ稍大于 BCC。



图 6 多孔结构的仿真抗拉强度及其与孔隙率的拟合曲线。(a)仿真抗拉强度;(b)拟合曲线

Fig. 6 Simulated tensile strength of porous structure and its fitting curves with porosity. (a) Simulated tensile strength; (b) fitting curves

第48卷第18期/2021年9月/中国激光

4.3 拉伸性能实验验证

实验过程中对相同拉伸试件进行三次测试并取 平均值作为结果,不考虑加工尺寸误差对性能的影 响,多孔结构的实验应力应变曲线如图 7 所示。从 图 7 可以看到,实体拉伸试件随着拉伸应变的增大, 拉伸应力随之增大,应力一开始呈线性升高,然后渐 渐变平缓即进入材料抵抗变形的塑性阶段,达到最 高点后试件局部变形、应力变小最后断裂,中间无明 显的屈服阶段。BCC 多孔拉伸试件经过线性增长 阶段后同样进入塑性阶段,但在塑性阶段的中途突 然断裂如图 7 (a)所示。BCCZ 多孔拉伸试件与 BCC 多孔拉伸试件相似,在短暂的塑性阶段后突然 断裂如图 7(b)所示。从图 7(c)所可以看到,蜂窝多 孔拉伸试件的应力应变曲线与实体非常相似,应变 在 2.85%~4.47%之间,随着孔隙率的提高而减 小,而 BCC、BCC 多孔拉伸试样只有 2%左右的应 变,无变化规律。三种结构均无明显的屈服阶段 且应变小,说明激光选区熔化成型的多孔 Ti-6Al-4V 合金脆性较大、塑性较低^[32]。随着孔隙率的提 高,曲线逐渐缩小,与仿真预测的应力应变曲线一 致,同样说明了孔隙率与多孔结构的力学性能呈 负相关。



图 7 多孔结构的实验应力应变曲线图。(a)BCC;(b)BCCZ;(c)蜂窝

Fig. 7 Experimental stress-strain curves of porous structure. (a) BCC; (b) BCCZ; (c) honeycomb

不同孔隙率下多孔结构的力学性能如图 8 所示。 从图 8 (a)可以看到,孔隙率由 10.91%提高到 33.84%,BCC、BCCZ 和蜂窝多孔拉伸试样的实验抗 拉强度分别下降了 348.81,375.45,217.20 MPa,同样 呈现明显的下降趋势。对比可知,蜂窝多孔结构的实 验抗拉强度比 BCC、BCCZ 多孔结构大 109.79~ 268.04 MPa,而 BCC 和 BCCZ 两者之间相差不大。 从图 8(d)可以看到,对数据进行拟合后,发现实验抗 拉强度与孔隙率有明显的线性关系,BCC、BCCZ 和蜂 窝多孔结构的拟合系数分别为 0.98209、0.9827 和 0.99283,拟合系数非常高并且与仿真结果一致,由此 证明孔隙率与多孔结构的力学性能呈线性负相关。

从图 8(b)和图 8(c)可以看到,BCC、BCCZ 和蜂 窝多孔结构的屈服强度、弹性模量随着孔隙率的提高 呈下降趋势,但两者之间无明显的对应关系。对比发 现,蜂窝多孔结构的抗拉强度、屈服强度及弹性模量 均明显大于 BCC、BCCZ 多孔结构,BCCZ 多孔结构的 屈服强度、弹性模量稍大于 BCC 多孔结构。从 图 8(e)可以看到,蜂窝多孔结构的比强度同样明显大 于 BCC、BCCZ 多孔结构,并且随着孔隙率的提高而 增大,而 BCC、BCCZ 多孔结构的比强度随着孔隙率 的提高呈平缓下降的趋势,但变化的幅度不大。



拟合曲线;(e)比强度

Fig. 8 Mechanical properties of porous structure with different porosity. (a) Experimental tensile strength;(b) experimental yield strength; (c) experimental modulus of elasticity; (d) experimental tensile strength fitting curves; (e) specific strength

4.4 断口形貌

不同类型、孔隙率下多孔结构的拉伸断裂位置 如图 9 所示。从图 9(a)和图 9(b)可以看到,多孔拉 伸件断口平齐,断裂位置都在标距内,且多数处于靠 近标距的边缘位置,而蜂窝多孔拉伸件的断裂位置 则多数靠近中间位置,如图 9(c)所示。多孔拉伸件的断口形貌如图 10 所示。从图 10(a)可以看到,多 孔结构拉伸件的断口由中间圆形的脆性区和周围环 形的剪切唇组成。从图 10(b)可以看到,多孔单元 的断口外围存在许多准解理面和少量的孔洞,中间



图 9 多孔拉伸件的断裂位置。(a)BCC;(b)BCCZ;(c)蜂窝 Fig. 9 Fracture position of porous tensile specimen. (a) BCC; (b) BCCZ; (c) honeycomb



图 10 多孔拉伸件的断口形貌。(a)(b)(c)BCC-20%;(d)BCCZ-50%;(e)(f)BCC-50%

Fig. 10 Fracture morphology of porous tensile specimen. (a)(b)(c) BCC-20%; (d) BCC2-50%; (e)(f) BCC-50% 存在少量的解理台阶,但进一步放大后发现大量的 撕裂棱和少量的等轴韧窝,如图 10(c)所示。多孔 单元的表面存在大量未熔化的粉末,还可以在倾斜 支柱中观察到明显的台阶现象,如图 10(d)所示。 多孔单元与实体边缘的连接处存在大量的准解理面 和一些解理台阶,如图 10(e)所示。剪切唇中主要 分布着解理台阶和撕裂棱,如图 10(f)所示。综上 可见,多孔拉伸件的断裂形式主要为脆性断裂,在实 体部分包含少量的韧性断裂^[18]。

4.5 仿真结果与实验结果对比

不同类型、孔隙率下多孔拉伸件的实验与仿真 的应力应变曲线如图 11 所示。从图 11(a)~11(d) 可以看到,各孔隙率下 BCC、BCCZ 多孔结构的拉伸 仿真结果与实验结果的吻合度较高,平均偏差约为 5.98%,仿真结果的应变更大,塑性阶段更长。从 图 11(e)和图 11(f)可以看到,各孔隙率下蜂窝多孔 结构的仿真结果在弹性阶段(曲线的直线部分)与实 验结果吻合,但之后的塑性阶段曲线与实验结果偏 差较大,平均偏差约为10%。此外,还发现高孔隙 的多孔结构的仿真结果与实验结果之间的偏差更 大,如图 11(b)、图 11(d)和图 11(f)所示。

4.6 讨 论

实验结果表明,BCC、BCCZ 和蜂窝三种典型多 孔结构的拉伸力学性能与孔隙率呈线性负相关,相 对于实体结构的延伸率极低。由图 9 和图 10 可知,

多孔拉伸件断口平齐,断裂主要在多孔单元连接之 间出现,可见多孔单元连接处是多孔结构中最薄弱 的地方^[20]。BCC和BCCZ多孔单元体连接处与蜂 窝单元体的支柱处也是多孔结构应力集中之处,如 图 5(d)所示。如图 12(a)所示,通过对多孔结构的 截面积研究发现,BCC 和 BCCZ 多孔结构的最小截 面处为单元体的连接处,蜂窝结构的最小截面处为 单元体的支柱。如图 12(b)所示,随孔隙率的降低, 单元体连接的截面逐渐扩大,呈现均匀的变化趋势。 如图 12(c)所示,对多孔单元体的最小截面积及其 孔隙率进行数据拟合,发现两者同样呈线性关系,这 说明多孔结构的力学性能随孔隙率的增加呈线性递 减,主要是多孔结构的最小截面积线性减小所导致 的。在设计多孔结构时,可以将孔隙率和截面积作 为设计变量以获得最小质量下的最优性能。

多孔结构相对于实体结构,其截面积小、有效承 载面积大大缩减,受力情况完全改变,使得裂纹在应 力集中处萌生,并在拉应力的作用下扩展[35]。多孔 单元体的孔隙率从 20% 提高到 60% 时, BCC、BCCZ 和蜂窝多孔结构的支柱直径分别降低了 314,306, 218 µm。多孔结构的孔隙率越高,内部支杆的直径 越小,多孔单元体之间的连接面积则越小。由于多 孔结构的截面积小,内部没有太多的晶粒和晶界阻 碍裂纹的迅速扩展,一个多孔单元断裂后相邻单元 相继断裂,每次断裂都会造成更大的载荷分布在较







图 12 多孔结构的连接截面。(a)最小截面;(b)截面变化;(c)截面变化的拟合曲线 Fig. 12 Connective sections of porous structures. (a) Minimum cross section; (b) cross section variation; (c) fitting

curves of cross section variation

小的截面上^[20],因此多孔拉伸件进入短暂的塑性阶段便突然断裂且断口较平齐,延伸率便远低于实体结构。此外,韧性差、硬而脆的针状马氏体组织^[36]

以及脆性断裂形式也是导致多孔拉伸件延伸率低的 原因之一。蜂窝多孔结构的应力相对于 BCC 和 BCCZ 多孔结构在支柱上分布更均匀,内部支柱通 过均匀塑性变形来抵消拉应力,裂纹不会因节点处 过大的集中力快速扩散^[37],故延伸率更高。

文献[32]中正八面体多孔结构的拉伸应力随拉 伸应力的线性增长后,试件便突然断裂。而本文的 多孔拉伸试件经过少量的塑性阶段才断裂。原因是 本文的多孔拉伸试样存在一层实体外壁,实体外壁 在拉伸时材料通过塑性变形来抵抗拉应力,从而使 拉伸件不会在线性增长后突然断裂。综上可见,在 多孔结构外增加实体外壁可以改善形变过程。

蜂窝多孔结构的拉伸性能明显大于BCC、 BCCZ 多孔结构。其中原因主要有两方面,一方面 是蜂窝多孔单元体连接后的最小截面积较 BCC 和 BCCZ 多孔单元体连接后的大「如图 12(c)],截面积 越大,多孔结构可承载的力也越大,力学性能越好; 另一方面是根据 Maxwell 稳定性准则^[38],蜂窝为拉 伸主导型结构, BCC 和 BCCZ 结构为弯曲主导型结 构,弯曲主导型多孔结构在受力变形时支柱的变形 方式主要为弯曲变形,多孔结构在弯曲作用下更容 易屈服,拉伸主导型多孔结构主要为拉伸变形并且 相同相对密度下的模量与强度更高^[39]。由图 8(d) 可以发现,蜂窝多孔结构的抗拉强度与孔隙率拟合 曲线的斜率只有一9.28,抗拉强度下降的幅度比孔 隙率提高的程度低,所以蜂窝多孔结构的比强度随 着孔隙率的提高而增大。综上可见,蜂窝多孔结构 可以作为一种优良的轻量化结构类型选择,且选择 高孔隙率有助于获得更大的比强度。

在弹性阶段多孔结构的变形机理是以支柱材料 的弹性变形为主,与有限元仿真设置的各向同性、均 匀性和无缺陷的材料变形机理一致,所以有限元仿 真结果与实验结果的吻合度较高。在塑性阶段,由 于多孔拉伸件成型时内部支柱表面粘附大量的粉末 「图 4(a)],出现的孔洞缺陷「图 10(b)]和加工误差 影响了材料内部单纯的弹塑性变形机理,从而使得 仿真结果与实验结果之间出现偏差[40]。此外,未熔 粉末和孔洞缺陷分布的不确定性导致了拉伸断裂位 置的不确定[41]。高孔隙率、小支柱的多孔结构更容 易受到粘粉现象的影响[16],如表1所示,高孔隙的 多孔结构的支柱尺寸误差较低孔隙大,其中单元体 孔隙率为 60% 的多孔结构尺寸误差甚至超过了 10%。因此,高孔隙的多孔结构的实验结果与仿真 结果产生了更大的偏差。尽管有实验误差及外部条 件的影响,但是有限元分析的结果与实验结果在规 律性和弹性阶段的吻合度较高,可以为医疗领域多 孔植入体结构的弹性模量优化和结构对比提供有效 参考。

5 结 论

本文采用激光选区熔化成型三种典型多孔结构 (BCC、BCCZ 和蜂窝)及其 5 种不同孔隙率的 Ti-6Al-4V 合金多孔拉伸件,通过拉伸实验、有限元分 析对其拉伸性能进行研究。研究结果表明,孔隙率 从 10.91% 升至 33.84%, BCC、 BCCZ 和蜂窝多孔 结构的抗拉强度线性降低了 348.81,375.45, 217.20 MPa。多孔结构的最小截面随着孔隙率的 增大而线性减小,这导致了多孔结构的拉伸力学性 能随着孔隙率的提高而线性降低;脆性的马氏体组 织、粘粉现象及支柱内部的孔洞缺陷导致了多孔结 构在拉伸时呈现出脆性断裂形式,外加截面积的减 少,使得多孔拉伸件的延伸率相对于实体结构呈大 幅度下降;蜂窝多孔结构不仅拉伸性能明显优于 BCC、BCCZ 多孔结构,而且比强度随着孔隙率的提 高而增大,选择高孔隙率有助于获得更好的性能和 更高的质量比:SLM 成型的多孔拉伸件内部支柱表 面粘附的粉末、内部的孔洞缺陷以及加工误差,导致 了仿真结果与实验结果在塑性阶段存在误差,而在 规律性和弹性阶段的吻合度较高。因此,本研究可 为医疗领域多孔植入体的弹性模型优化和结构性能 对比提供有效参考。

参考文献

- [1] Qin L Y, Jin Z X, Zhao S, et al. Effect of α texture on mechanical behavior of TC4 alloy fabricated by laser deposition manufacturing[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(1): 0102007.
 钦兰云,金子心,赵朔,等. α相织构对激光沉积制造 TC4 合金力学行为影响研究[J].中国激光, 2020, 47(1): 0102007.
- [2] Ma R X, Xu G J, Liu Z Q, et al. Effect of normalizing temperature on microstructures and tensile properties of laser three-dimensional-printed titanium alloy[J]. Chinese Journal of Lasers, 2019, 46(7): 0702008.
 马瑞鑫,徐国建,刘占起,等. 正火温度对激光 3D 打印钛合金组织及拉伸性能的影响[J]. 中国激光,
- [3] Zhang D H. Mechanical behavior of honey-combs and sandwich panels under impact loading[D]. Nanjing: Southeast University, 2018: 17-33.
 张大海.冲击载荷下蜂窝及其夹芯结构力学行为研 究[D].南京:东南大学, 2018: 17-33.

2019, 46(7): 0702008.

[4] Zhang Q C, Yang X H, Li P, et al. Bioinspired

第48卷第18期/2021年9月/中国激光

研究论文

engineering of honeycomb structure-using nature to inspire human innovation [J]. Progress in Materials Science, 2015, 74: 332-400.

- [5] Cheng W L, Yuan C, Qiu Q Y, et al. Honeycomb sandwich structure and manufacturing process in aviation industy [J]. Aeronautical Manufacturing Technology, 2015, 58(7): 94-98.
 程文礼,袁超,邱启艳,等.航空用蜂窝夹层结构及 制造工艺[J].航空制造技术, 2015, 58(7): 94-98.
- [6] Dong P, Chen J L. Current status of selective laser melting for aerospace applications abroad [J]. Aerospace Manufacturing Technology, 2014(1): 1-5. 董鹏,陈济轮. 国外选区激光熔化成形技术在航空航 天领域应用现状[J]. 航天制造技术, 2014(1): 1-5.
- [7] Du B R, Yao J, Zheng H L, et al. Optimization design and manufacturing technology for aero-engine nozzle based on selective laser melting fabrication[J]. Aeronautical Manufacturing Technology, 2019, 62 (11): 14-18.

杜宝瑞,姚俊,郑会龙,等.基于激光选区熔化的航 空发动机喷嘴减重设计及制造技术研究[J].航空制 造技术,2019,62(11):14-18.

- [8] Yuan L, Ding S L, Wen C E. Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: a review[J]. Bioactive Materials, 2019, 4: 56-70.
- [9] Niu J Z, Sun Z G, Chang H, et al. Review on 3D printing of biomedical titanium alloy[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2019, 48(5): 1697-1706.
 牛京喆,孙中刚,常辉,等. 3D 打印医用钛合金研究 进展[J]. 稀有金属材料与工程, 2019, 48(5): 1697-1706.
- [10] Jie F X, He X M, Lu Y M, et al. Research progress in laser rapid forming of porous titanium and its alloys for biomedical applications [J]. Materials Review, 2016, 30(7): 109-114.
 颜芳霞,何雪明,吕彦明,等.生物医用多孔钛及钛 合金激光快速成形研究进展[J]. 材料导报, 2016, 30(7): 109-114.
- [11] Liu W, Li N, Zhou B, et al. Progress in additive manufacturing on complex structures and high-performance materials [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(20): 128-151, 159.
 刘伟,李能,周标,等.复杂结构与高性能材料增材制造技术进展[J]. 机械工程学报, 2019, 55(20): 128-151, 159.
- [12] Fu W Q, Qian B, Liu Z Y, et al. Structure and properties of 316L stainless steel lattice reinforced via selective laser melting using vanadium carbide particles [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(24): 241401.

付旺琪, 钱波, 刘志远, 等. 选区激光熔化碳化钒颗 粒强化 316L 不锈钢的点阵结构及性能[J]. 激光与 光电子学进展, 2019, 56(24): 241401.

- [13] Ahmadi S M, Yavari S A, Wauthle R, et al. Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: the mechanical and morphological properties [J]. Materials, 2015, 8(4): 1871-1896.
- [14] Wang H L. The research of mechanical performance in Ti₆ Al₄ V porous structure based on selective laser melting [D]. Chongqing: Chongqing University, 2017: 24-32.
 王海亮.基于选择性激光熔化技术的 Ti₆ Al₄ V 多孔 结构力学性能研究[D].重庆:重庆大学, 2017: 24-
- [15] Choy S Y, Sun C N, Leong K F, et al. Compressive properties of functionally graded lattice structures manufactured by selective laser melting[J]. Materials & Design, 2017, 131: 112-120.

32.

- [16] Choy S Y, Sun C N, Leong K F, et al. Compressive properties of Ti-6Al-4V lattice structures fabricated by selective laser melting: design, orientation and density[J]. Additive Manufacturing, 2017, 16: 213-224.
- [17] Fousová M, Vojtěch D, Kubásek J, et al. Promising characteristics of gradient porosity Ti-6Al-4V alloy prepared by SLM process [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, 69: 368-376.
- [18] Huang C S, Xiao Z Y, Wang Z, et al. Microstructures and mechanical properties of Ti-6Al-4V graded structures manufactured by selective laser melting [J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2019, 29(11): 2489-2500. 黄传收,肖志瑜, 王震,等. SLM 成形 Ti-6Al-4V 合 金梯度结构的组织和力学性能[J].中国有色金属学 报, 2019, 29(11): 2489-2500.
- [19] 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: 108754.
- [20] Maskery I, Aremu A O, Simonelli M, et al. Mechanical properties of Ti-6Al-4V selectively laser melted parts with body-centred-cubic lattices of varying cell size[J]. Experimental Mechanics, 2015, 55(7): 1261-1272.
- [21] Dong X N, Acuna R L, Luo Q, et al. Orientation dependence of progressive post-yield behavior of human cortical bone in compression [J]. Journal of Biomechanics, 2012, 45(16): 2829-2834.

- [22] Lambers F M, Bouman A R, Tkachenko E V, et al. The effects of tensile-compressive loading mode and microarchitecture on microdamage in human vertebral cancellous bone [J]. Journal of Biomechanics, 2014, 47(15): 3605-3612.
- [23] Zhang L, Liu B, Gu Y, et al. Modelling and characterization of mechanical properties of optimized honeycomb structure [J]. International Journal of Mechanics and Materials in Design, 2020, 16(1): 155-166.
- [24] Taheri A M, Saedi S, Turabi A S, et al. Mechanical and shape memory properties of porous Ni_{50.1} Ti_{49.9} alloys manufactured by selective laser melting [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, 68: 224-231.
- [25] Wu Y L. An investigation into the mechanical properties of Ti₆ Al₄ V lattice structures manufactured using selective laser melting [D]. Chongqing: Chongqing University, 2016: 38-55.
 吴彦霖. 基于 SLM 制备的钛合金三维点阵结构的力 学性能研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2016: 38-55.
- [26] Wang D, Dou W H, Yang Y Q. Research on selective laser melting of Ti₆ Al₄ V: surface morphologies, optimized processing zone, and ductility improvement mechanism[J]. Metals, 2018, 8(7): 471.
- [27] Wu Y L, Wang Y, Qiao L Y, et al. Study on structures and properties of hexagonal porous Ti₆ Al₄ V alloy via selective laser melting [J]. Journal of Functional Materials, 2018, 49(6): 6080-6087, 6092.

吴艳琳, 王勇, 乔丽英, 等.选区激光熔化成型正六 方柱体多孔 TC4 合金结构及力学性能研究[J].功能 材料, 2018, 49(6): 6080-6087, 6092.

- [28] Li J C, Zang Y Y, Wang W. Formation and mechanical properties of the TC4 porous structures by selective laser melting [J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2018, 47(2): 662-666.
 李军超, 臧艳艳, 王维. TC4 多孔件选区激光熔化成 形及力学性能分析[J]. 稀有金属材料与工程, 2018, 47(2): 662-666.
- [29] van Bael S, Kerckhofs G, Moesen M, et al. Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti₆ Al₄ V porous structures [J]. Materials Science and Engineering: A, 2011, 528(24): 7423-7431.
- [30] Raghavendra S, Molinari A, Fontanari V, et al. Tension-compression asymmetric mechanical behaviour of lattice cellular structures produced by selective laser melting [EB/OL]. [2021-02-20]. https: // www. researchgate. net/publication/

340140601 _ Tension-compression _ asymmetric _ mechanical_behaviour_of_lattice_cellular_structures_ produced_by_selective_laser_melting.

- [31] Yan C Z, Hao L, Hussein A, et al. Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2015, 51: 61-73.
- [32] Li Q, Zhao G R, Ma W Y, et al. Mechanical properties and fracture mechanism of porous Ti₆ Al₄ V (ELI) alloy fabricated by selective laser melting [J]. Materials Reports, 2020, 34(4): 4073-4076.
 李卿,赵国瑞,马文有,等.选区激光熔化成形多孔 Ti₆ Al₄ V (ELI)合金的拉伸性能及断裂机制 [J]. 材料导报, 2020, 34(4): 4073-4076.
- [33] Wang Y, Chen J M, Yuan Y P. Influence of the unit cell geometrical parameter to the mechanical properties of Ti₆ Al₄ V open-porous scaffolds manufactured by selective laser melting [J]. Applied Mechanics and Materials, 2016, 851: 201-210.
- [34] Kelly C N, Evans N T, Irvin C W, et al. The effect of surface topography and porosity on the tensile fatigue of 3D printed Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting [J]. Materials Science and Engineering: C, 2019, 98: 726-736.
- [35] Li Q, Zhao G R, Yan X C, et al. Mechanical properties of porous Ti-6Al-4V titanium alloys fabricated by selective laser melting [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2019, 56(1): 011403.
 李卿,赵国瑞,闫星辰,等.选区激光熔化成形多孔 Ti-6Al-4V 合金力学性能研究[J].激光与光电子学 进展, 2019, 56(1): 011403.
- [36] Pal S, Lojen G, Kokol V, et al. Evolution of metallurgical properties of Ti-6Al-4V alloy fabricated in different energy densities in the selective laser melting technique [J]. Journal of Manufacturing Processes, 2018, 35: 538-546.
- Liu Y J, Ren D C, Li S J, et al. Enhanced fatigue characteristics of a topology-optimized porous titanium structure produced by selective laser melting
 [J]. Additive Manufacturing, 2020, 32: 101060.
- [38] Calladine C R. Buckminster Fuller's "tensegrity" structures and Clerk Maxwell's rules for the construction of stiff frames[J]. International Journal of Solids and Structures, 1978, 14(2): 161-172.
- [39] Deshpande V S, Ashby M F, Fleck N A. Foam topology: bending versus stretching dominated architectures [J]. Acta Materialia, 2001, 49(6): 1035-1040.
- [40] Kolken H M A, Lietaert K, van der Sloten T, et al. Mechanical performance of auxetic meta-biomaterials

[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2020, 104: 103658.

[41] Kasperovich G, Haubrich J, Gussone J, et al.

Correlation between porosity and processing parameters in $TiAl_6V_4$ produced by selective laser melting [J]. Materials & Design, 2016, 105: 160-170.

Study on Tensile Properties of Titanium Alloy Porous Structure Using Selective Laser Melting

Wei Xiongmian¹, Wang Di^{1*}, Yang Yongqiang¹, Han Changjun¹, Chen Jie¹,

Xiao Yunmian¹, Zhou Xin², Wang Xinglong², Deng Cheng¹, Wang Yingjun¹

¹ School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou, Guangdong 510641, China;

² Science and Technology on Plasma Dynamics Laboratory, Air Force Engineering University, Xi'an, Shaanxi 710038, China

Abstract

Objective The titanium alloy porous structure has great application prospects in medical implants and lightweight aerospace parts. Studies have shown that human bones suffer from more microdamage in tension than in compression. Currently, researchers have conducted several studies on the mechanical properties and failure mechanism of porous structures using static compression, static tension, and fatigue tests. However, few studies have been conducted on the comparative analysis of tensile properties between lattice porous structures, the relationship between porosity and tensile properties, and numerical simulation. In this study, the tensile specimens of three representative porous structures, namely, body-centered cubic (BCC), BCC with *Z*-struts (BCCZ), and honeycomb, each with five porosity values are designed. The porous tensile specimens are fabricated using laser selective melting (SLM). The tensile test and finite element analysis of porous structure type and porosity on the tensile properties of Ti-6Al-4V porous structure and provide a reference for the design and application of porous structures.

Methods First, the cell bodies of BCC, BCCZ, and honeycomb structures with different porosities and their tensile specimens are designed using Rhino software. Then, ABAQUS software is used to perform static simulation analysis on the porous tensile specimens. Porous tensile specimens are prepared using the Ti-6Al-4V powder in Dimetal-100 equipment independently developed by the South China University of Technology. Next, tensile tests are conducted according to GB/T 228.1—2010 tensile test method. The fracture morphology of the porous tensile specimens is observed using environmental scanning electron microscopy, and the fracture mechanism is analyzed. The three-dimensional (3D) super depth-of-field microscope VHX-5000 is used to observe the forming condition of the porous structure struts and measure the dimensions of the struts. Finally, the effects of structure type and porosity on the tensile properties of the titanium alloy porous structure are analyzed based on simulation and experimental results.

Results and Discussions The tensile mechanical properties of the three types of porous structures (i.e., BCC, BCCZ, and honeycomb) are linearly negatively correlated with porosity, and their elongations are extremely low compared with those of the solid structures (Figs. 7 and 8). Moreover, the study shows that the minimum cross-sectional area of the porous unit body exhibits a linear relationship with porosity (Fig. 12 (c)). This implies that the minimum cross-section of the porous structure decreases linearly with an increase in the porosity, resulting in a linear decrease in the tensile properties. Owing to the small cross-sectional area of the porous structure, the fracture of each porous unit will cause a larger load to be distributed over a smaller cross-sectional area. Therefore, the porous tensile specimens suddenly break after entering a short plastic stage, and their elongations are considerably lower than those of the solid structures. The low elongation of porous tensile specimens can be attributed to the brittle martensite structure (Fig. 4 (b)), powder-sticking phenomenon, and the formation of brittle fracture caused by void defects in the pillar (Fig. 10). The tensile properties of honeycomb porous structures are clearly higher than

those of BCC and BCCZ porous structures. This phenomenon can be explained by two reasons. First, the minimum cross-sectional area of the honeycomb structures is larger than those of BCC and BCCZ structures (Fig. 12 (c)). Second, according to stability of Maxwell, honeycomb structures are tensile-dominated structures, whereas BCC and BCCZ structures are bending-dominated structures. Despite the influence of the experimental errors and external conditions, the finite element analysis and experimental results are highly consistent in the regular and elastic stages (Figs. 5 and 11), which can provide an effective reference for the structural design of porous implants in the medical field.

Conclusions This study investigates the influence of structure type and porosity on the tensile properties of Ti-6Al-4V porous structures fabricated using SLM based on a combination of finite element analysis and experiments. Simulation and experimental results show that the ultimate tensile strengths of BCC, BCCZ, and honeycomb structures linearly decreased by 348.81, 375.45, and 217.20 MPa, respectively, with an increase in the porosity from 10.91% to 33.84%. This is attributed to a linear decrease in the minimum cross-sectional area of the structures as the porosity increased. All the printed Ti-6Al-4V porous structures exhibited brittle fractures because of the formation of brittle martensite microstructure, powder adhesion to struts, and pore defects inside the struts. Additionally, brittle fractures and the reduction of the cross-sectional area significantly decreased the elongation of the porous structures compared with those of solid structures. The honeycomb structure achieved the best tensile properties among the three, and its specific strength increased with an increase in its porosity. The simulation results are consistent with the experimental results in the regular and elastic stages. The deviation in the plastic stage is relatively large owing to the surface adhesive powder of the inner pillar, internal hole defects, and processing errors.

Key words materials; selective laser melting; porous structures; mechanical properties; finite element simulation OCIS codes 160.3380; 140.3590; 140.3390