

DOI: 10.11973/jxgccl202310003

梯度多孔 Ti-15Mo 合金材料的制备与压缩变形行为

王元晶, 陈 荐, 周立波, 李超颖, 廖兴宇

(长沙理工大学能源与动力工程学院, 长沙 410114)

摘 要: 使用激光选区熔化技术分别制备具有支杆晶胞(BCC、Kelvin 晶胞)和三重周期最小曲面(TPMS)晶胞(Primitive、Gyroid、Diamond 晶胞)的多孔 Ti-15Mo 合金试样, 孔隙率分别为均匀分布(均匀试样), 沿成形方向递增(垂直梯度试样)和垂直于成形方向递增(横向梯度试样), 研究了其压缩变形行为。结果表明: 多孔试样的倾斜支杆或曲面会黏结更多粉末, 成形质量相对较差; 垂直梯度试样的变形机制为由顶部到底部的逐层变形, 横向梯度试样的变形机制为先整体均匀变形, 随后局部发生显著变形, 并且变形向均匀变形区扩展; TPMS 晶胞试样的压缩性能和能量吸收能力整体上高于支杆晶胞试样; Diamond 晶胞试样的综合性能最优, 其横向梯度试样的弹性模量、屈服强度、平台应力、累积能量吸收值分别为 4.088 GPa、134.5 MPa、175.4 MPa、117.92 MJ·m⁻³, 垂直梯度试样的分别为 3.761 GPa、104.8 MPa、165.2 MPa、92.19 MJ·m⁻³。

关键词: 激光选区熔化; 梯度多孔材料; 能量吸收; 压缩性能; Ti-15Mo 合金

中图分类号: TG115.5

文献标志码: A

文章编号: 1000-3738(2023)10-0016-10

Fabrication and Compressive Deformation Behavior of Gradient Porous Ti-15Mo Alloy Material

WANG Yuanjing, CHEN Jian, ZHOU Libo, LI Chaoying, LIAO Xingyu

(School of Energy and Power Engineering, Changsha University of Science and Technology, Changsha 410114, China)

Abstract: Porous Ti-15Mo alloy specimens with support cells (BCC, Kelvin cells) and triple periodic minimum surface (TPMS) cells (Primitive, Gyroid, Diamond cells) were prepared by laser selective melting. The porosity was evenly distributed (uniform specimen), increasing along the forming direction (vertical gradient specimen), increasing perpendicular to the forming direction (lateral gradient specimen). The compressive deformation behavior of the alloy was studied. The results show that the inclined support or surface of the porous sample would bond more powder, and the forming quality was relatively poor. The deformation mechanism of vertical gradient specimens was layer by layer from the top to the bottom, and the deformation mechanism of lateral gradient specimens was the whole uniform deformation first, and then the local significant deformation occurred and extended to the uniform deformation region. The compressive properties and energy absorption capacity of TPMS cell specimens were higher than those of the support cell specimens. The Diamond cell specimen had the best comprehensive properties. The elastic modulus, yield strength, platform stress and cumulative energy absorption values of lateral gradient specimen were respectively 4.088 GPa, 134.5 MPa, 175.4 MPa, 117.92 MJ·m⁻³, and those of vertical gradient specimen were respectively 3.761 GPa, 104.8 MPa, 165.2 MPa, 92.19 MJ·m⁻³.

Key words: selective laser melting; gradient porous material; energy absorption; compression property; Ti-15Mo alloy

0 引 言

在生物医学领域, 当人体中植入物的弹性模量高于骨组织时, 会出现“应力屏蔽”现象, 长期使用后植入处会出现骨萎缩^[1], 造成植入物松动。β 型 Ti-

收稿日期: 2022-05-03; 修订日期: 2023-05-23

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51975061)

作者简介: 王元晶(1995—), 男, 江西吉安人, 硕士研究生

导师: 陈荐教授

Mo 钛合金的弹性模量低于 α 和 $\alpha+\beta$ 型钛合金^[2], 含有的 β 相稳定元素钼对人体无害、无副作用, 合金的耐腐蚀性能好^[3], 因此 β 型 Ti-Mo 合金在植入体生物医用领域应用前景广泛。Ti-15Mo 合金是一种低弹性模量(约为 78 GPa)、高抗拉强度(840.41 MPa)、高延展性(断后伸长率为 32.37%)的 β 型钛合金^[4], 已被纳入美国材料与试验协会(ASTM)骨植入医用生物材料^[5]。HO^[6] 比较了商业纯钛以及 Ti-7.5Mo、Ti-15Mo 和 Ti-6Al-4V 钛合金的力学性能和耐蚀性, 发现 Ti-15Mo 合金的弹性模量低于商业纯钛和 Ti-6Al-4V 合金, 且腐蚀电位最高。

多孔结构材料与同种致密块体材料相比, 弹性模量明显降低, 并且能够为骨组织的内生长提供空间, 从而实现与骨组织更好的结合^[1], 是致密块体材料植入物的替代品。孔隙率呈梯度变化的梯度多孔材料更符合人体外层皮质骨和内层松质骨的骨密度呈梯度变化的骨骼特征^[7], 其中高孔隙率区域为骨细胞迁移、增殖和分化提供足够的空间, 低孔隙率区域则保证足够的力学性能以满足承重要求^[8]。

单元格顶点或边缘的节点(有时也在单元格内部)由细长的杆/梁连接的多孔结构通常被称为支杆或横梁结构^[9]。支杆结构易于调控孔隙率及制备, 然而其节点处会产生明显的应力集中^[10-11], 更易萌生裂纹^[11], 严重影响多孔材料的力学性能。近年来, 多孔材料拓扑形状的研究焦点转向三重周期最小曲面(TPMS)结构。TPMS 结构是数学定义的多

孔结构, 在 3 个维度重复, 平均曲率为 0, 表面积大^[12]。具有 TPMS 结构的多孔金属生物材料在很大程度上模仿了皮质骨的拓扑、力学和物理性质, 是骨植入生物材料的潜在候选者^[13]。

增材制造技术具有能精确控制材料内部孔结构的优点, 为梯度多孔材料的制备提供可能。然而, 目前并未见采用该技术制备梯度多孔 Ti-15Mo 合金的相关研究。因此, 作者采用激光选区熔化(SLM)成形技术制备具备支杆结构和 TPMS 结构晶胞的梯度多孔 Ti-15Mo 合金材料, 研究了不同晶胞结构及梯度方向材料的成形质量、压缩变形行为和压缩性能。

1 试样制备与试验方法

1.1 试样制备

选取 5 种晶胞类型, 如图 1 所示, 来设计多孔材料。其中体心立方体(BCC)和十四面体(Kelvin)晶胞为支杆结构, 通过 Creo7.0 软件进行建模; 螺旋二十四面体(Gyroid)、金刚石立方体(Diamond)和初基(Primitive)晶胞为 TPMS 结构, 通过 Rhino7.0 软件进行建模, 5 种晶胞的孔隙率均约为 75%。BCC、Gyroid、Diamond 和 Primitive 晶胞尺寸为 2.5 mm, 通过连接晶胞形成尺寸为 20 mm×15 mm×20 mm 的多孔材料; Kelvin 晶胞尺寸为 3 mm, 通过连接晶胞形成尺寸为 20 mm×15 mm×20 mm 的多孔材料。为保证不同密度梯度层交界处光滑过渡, 各层支杆直径或曲面厚度变化是近似线性的。

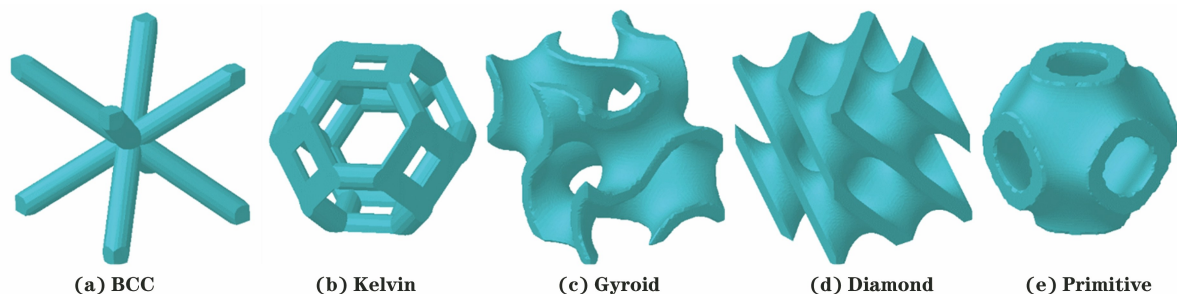


图 1 多孔结构材料的晶胞类型

Fig.1 Cell types of porous structure material

试验原料为雾化法制备的 Ti-15Mo 合金粉末, 化学成分(质量分数/%)为 15.695Mo, 0.22O, 余 Ti。粉末大部分为球形颗粒, 表面光滑, 如图 2 所示, 粒径主要集中在 25~45 μm , d_{10} , d_{50} , d_{90} 分别为 11.8, 32.8, 55.0 μm 。基体材料为 Ti6Al4V 钛合金, 尺寸为 127 mm×108 mm。采用 BLT-S210 型选区激光熔化设备制备多孔 Ti-15Mo 合金试样, 根据文献^[5]选择工艺参数, 激光功率为 175 W, 光

斑直径为 60 μm , 铺粉层厚为 30 μm , 扫描间距为 30 μm , 扫描速度为 1 100 mm·min⁻¹, 扫描策略为逐层旋转 67°。按无孔隙率变化、垂直方向孔隙率减小(减小方向与成形方向相反)、横向孔隙率减小工艺分别制备均匀试样、垂直梯度试样和横向梯度试样。BCC、Kelvin、Gyroid、Diamond、Primitive 晶胞垂直/横向梯度试样的梯度孔隙率变化范围分别为 63.3%~87.0%, 62.9%~87.7%, 62.7%~87.6%,

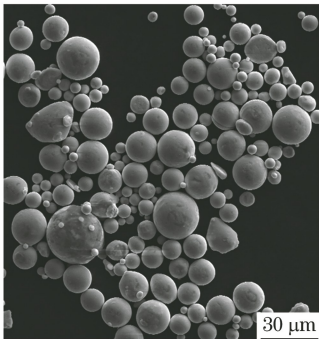


图2 Ti-15Mo合金粉末的微观形貌

Fig.2 Micromorphology of Ti-15Mo alloy powder

66.1%~83.8%,65.8%~85.0%。

1.2 试验方法

采用电火花切割法将试样与基板分离,用酒精进行超声清洗,干燥待用。采用 FEI Quanta 200 FEG 型扫描电子显微镜(SEM)观察试样的表面形貌。采用 AP224X 型电子天平称取试样质量,采用干重法测定试样的孔隙率 P ,计算公式^[14]为

$$P = \left(1 - \frac{m}{\rho_0 V}\right) \times 100 \tag{1}$$

式中: m 为试样质量; ρ_0 为 Ti-15Mo 合金的理论密度; V 为多孔试样的表观体积。

根据 ISO 13314—2011,采用 INSTRON 5985 型万能试验机进行压缩试验,压缩速度为 $2\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$,3 种试样的压缩方向均与成形方向平行且相

反,以减小成形方向对力学性能的影响^[15-16],其中垂直梯度试样的压缩方向与孔隙率减小方向平行且同向,横向梯度试样的压缩方向与孔隙率减小方向垂直。压缩试验的终止条件为试验力达到 98 kN 或试样达到致密化,试验过程中每增加 0.1 应变用相机对试样进行拍照,直至试验终止或应变达到 0.6。

2 试验结果与讨论

2.1 微观形貌

由图 3 可见,5 种晶胞类型的横向梯度试样表面均黏结着未熔化和半熔化颗粒。BCC 晶胞试样的倾斜支杆存在阶梯效应,导致实际试样的支杆厚度不均匀且表面粗糙。BCC、Kelvin、Primitive 晶胞试样均存在大量倾斜支杆或曲面,支杆或曲面的交点部位产生狭窄凹坑,凹坑处沉积了大量粉末并且粉末发生重熔填充凹坑。BAGHERI 等^[17]指出,试样节点黏结粉末以及对角线支杆的阶梯效应,会导致实际试样质量的增加,并且其几何形状与理论设计的几何形状产生差异。Gyroid 和 Diamond 晶胞试样的不同孔隙率层过渡质量良好,可制造性较高。

2.2 孔隙率

由表 1 可见,不同晶胞类型和结构类型试样的实际孔隙率均低于理论设计值,这是因为表面黏结

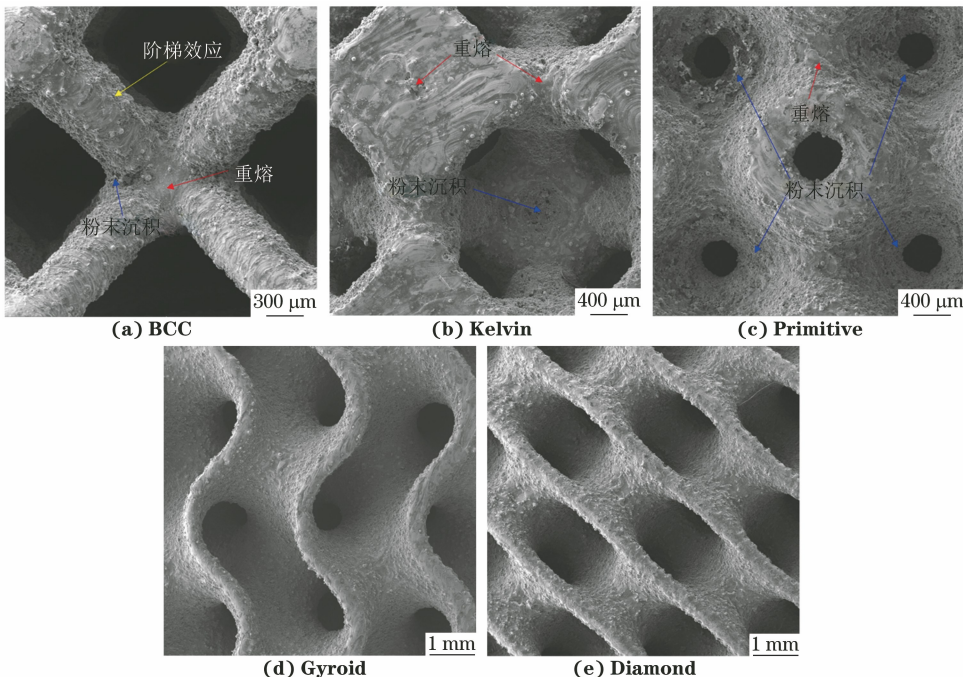


图3 不同晶胞类型横向梯度试样的 SEM 形貌

Fig.3 SEM morphology of lateral gradient samples with different types of crystal cell

的颗粒使支杆的直径变大,TPMS 结构的曲面厚度增加,试样质量增大,孔隙率降低。垂直梯度和横向梯度试样的实际孔隙率相近,与均匀试样的差异也很小。晶胞类型对试样实际孔隙率的影响较大,Primitive 晶胞试样的孔隙率偏差最大,在 8.0%~8.4%; Gyroid 晶胞试样的孔隙率偏差最小,在

1.3%~1.6%; BCC、Kelvin 和 Primitive 晶胞试样的孔隙率偏差较 Gyroid 和 Diamond 晶胞更大,这是因为材料黏结粉末的能力和支杆与成形平面的角度有关^[18],这 3 种晶胞试样中支杆或曲面交点处凹坑沉积了大量粉末,导致孔隙率下降,孔隙率偏差增大。

表 1 不同多孔结构试样的孔隙率

Table 1 Porosities of specimens with different porous structures

晶胞类型	结构类型	设计孔隙率/%	表面积/mm ²	质量/g	实际孔隙率/%	孔隙率偏差/%
BCC	均匀	75.4	8 673.29	10.529 4	67.3	8.1
	垂直梯度	74.9	8 337.12	10.221 5	68.2	6.7
	横向梯度			10.582 2	67.1	7.8
Kelvin	均匀	75.2	8 868.25	10.810 0	69.5	5.7
	垂直梯度	75.4	8 597.78	10.651 6	70.0	5.4
	横向梯度			10.757 5	69.7	5.7
Gyroid	均匀	74.7	7 593.24	8.543 8	73.4	1.3
	垂直梯度	75.1	7 539.72	8.520 8	73.5	1.6
	横向梯度			8.492 0	73.6	1.5
Diamond	均匀	74.9	9 289.66	9.351 0	70.9	4.0
	垂直梯度	74.9	9 206.69	9.278 2	71.1	3.8
	横向梯度			9.263 6	71.2	3.7
Primitive	均匀	75.0	11 301.80	10.613 6	67.0	8.0
	垂直梯度	75.3	11 246.70	10.593 7	67.1	8.2
	横向梯度			10.651 0	66.9	8.4

2.3 压缩变形行为

2.3.1 均匀试样

由图 4 可见,在压缩初始阶段,5 种晶胞类型的均匀试样整体发生均匀变形,随着应变的增加,试样局部区域发生初始变形,最后显著变形逐渐向均匀变形区域扩展,直至试样全部压实致密。不同晶胞结构的均匀试样在压缩过程中应力分布不同,出现应力集中现象的部位不同^[19],发生初始变形的部位也不同。SLM 成形件中无法避免的微孔洞或微裂纹等缺陷产生的应力集中会使试样的应变分布更加不均匀,失效往往出现在缺陷较多的支杆上^[20]。BCC 晶胞的对角剪切力较大,试样整体以对角变形方式压实,倾斜杆围绕着节点发生弯曲变形,在节点附近形成稳定的塑性铰而不发生断裂,最终慢慢弯曲至水平状态^[21]。

由图 5 可见,不同晶胞类型均匀试样的压缩应力-应变曲线可分为线弹性、长平台和致密化 3 个阶段^[14]。5 种晶胞类型均匀试样均未发生明显的脆性

断裂,表现出良好的塑性变形能力,应力-应变曲线呈现出稳定的平台阶段。对于 BCC 和 Kelvin 支杆晶胞均匀试样,压缩过程中节点附近倾斜杆会随着应变的增加而发生接触,因此应力-应变曲线出现应力稳定增长的平台阶段。在线弹性阶段,Kelvin 晶胞均匀试样由于发生了拉伸变形,其应力增长速率大于 BCC 晶胞均匀试样。支杆晶胞均匀试样存在大量无法压缩的孔洞,实际相对压缩空间较小,因此在应变为 0.3~0.4 时就进入了致密化阶段; Kelvin 晶胞均匀试样的倾斜杆之间存在错开空间,较 BCC 晶胞均匀试样压缩空间更大,因此具有更长的平台阶段和更大的压缩应变。对于 Gyroid、Diamond 和 Primitive 这 3 种 TPMS 晶胞均匀试样,其晶胞的弧形外壳拓扑结构在单元长度上不断改变载荷方向的对齐方式,并且壳体的连续性优化了载荷传递机制,应力分布更为均匀,弹性和塑性阶段之间呈现平滑过渡^[22];从而使 TPMS 晶胞均匀试样的孔洞被完全压实,在应变为 0.6~0.7 时才进入完全致密阶段,

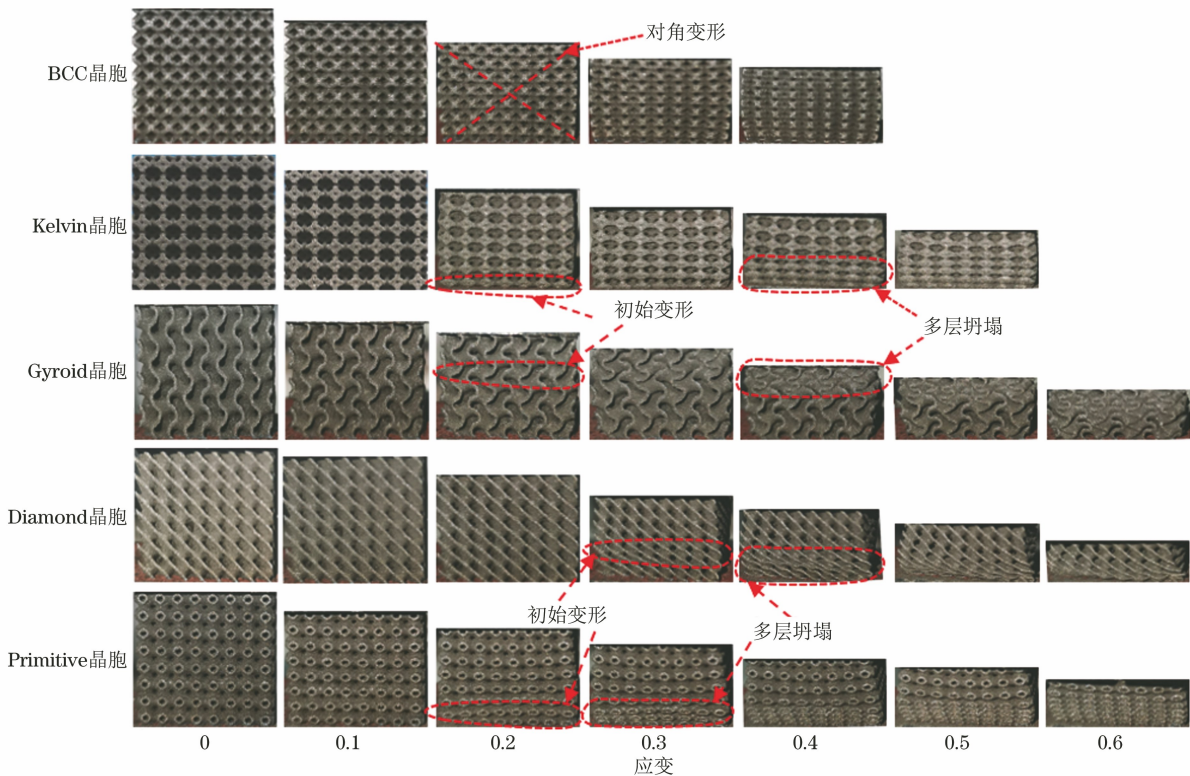


图 4 不同晶胞类型均匀试样在不同应变下的压缩变形形貌

Fig.4 Compression deformation morphology of uniform specimens with different types of crystal cell under different strains

较支杆晶胞试样具有更高的抗压强度和更长的平台阶段。然而,Primitive 晶胞均匀试样存在少量不可压缩的孔洞,如图 6 所示,因此其最大压缩应变略低于 Gyroid 和 Diamond 晶胞均匀试样。3 种 TPMS 晶胞均匀试样的应力-应变曲线均出现了应力下降的微小波动,这是因为 Gyroid 和 Diamond 晶胞均匀试样的垂直部位、Primitive 晶胞试样的倾斜部位应力集中最显著^[23],这些部位在压缩过程中突然坍塌,导致应力下降。在延展性较好的具有 TPMS 晶胞均匀结构的商业纯钛^[16]和 316 不锈钢^[24]试样中也观察到了类似现象。

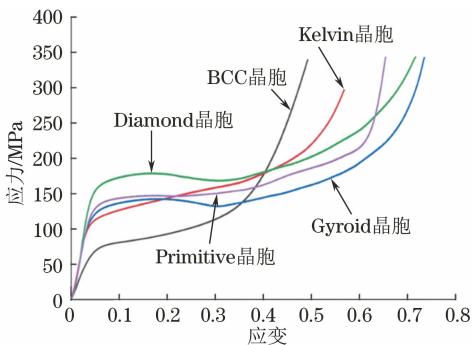


图 5 不同晶胞类型均匀试样的压缩应力-应变曲线

Fig.5 Compressive stress-strain curves of uniform specimens with different types of crystal cell

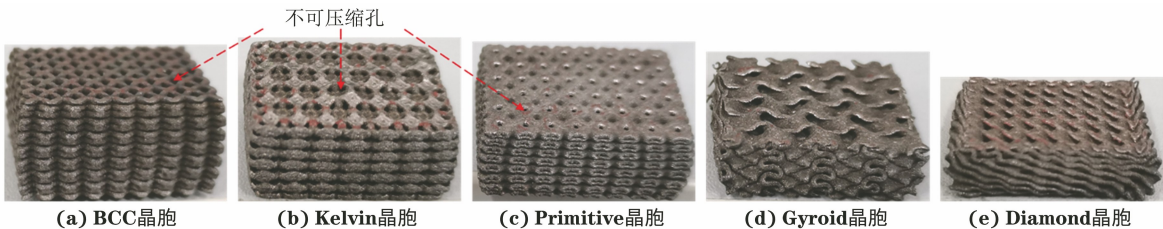


图 6 不同晶胞类型均匀试样压实致密后的形貌

Fig.6 Morphology of uniform specimens with different types of crystal cell after compaction and densification

2.3.2 垂直梯度试样

由图 7 可见,在压缩初始阶段,5 种不同晶胞类型的垂直梯度试样均在顶部高孔隙率区域发生明显

变形,并向两边扩展,而底部低孔隙率区域未发生变形。垂直梯度试样的压缩变形机制为从顶部到底部的逐层坍塌压实,压缩后试样呈宽顶(高孔隙率)和

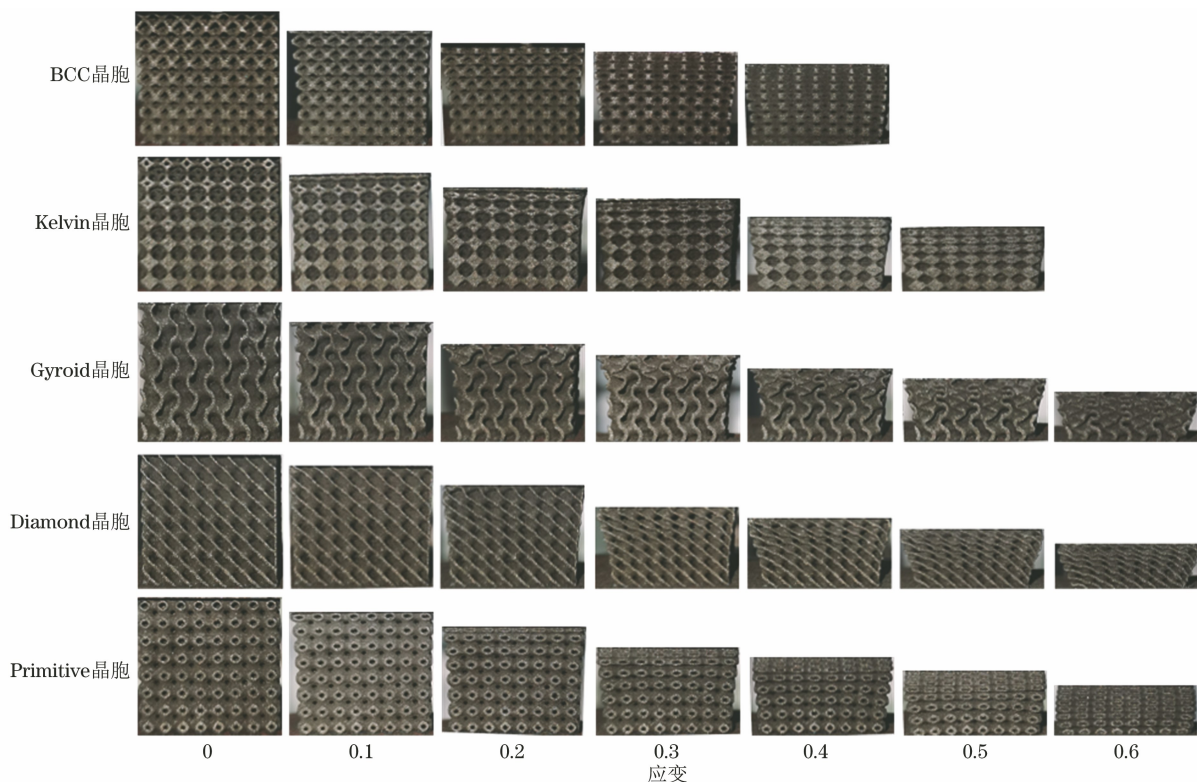


图7 不同类型晶胞垂直梯度试样在不同应变下的压缩变形形貌

Fig.7 Compression deformation morphology of vertical gradient specimens with different types of crystal cell under different strains

窄底(低孔隙率)的梯形形状,这与文献[21,23,25-26]的研究结果相吻合。

由图8可见,Kelvin晶胞垂直梯度试样的应力增长速率远大于Kelvin晶胞均匀试样和其余4种晶胞垂直梯度试样。这是因为Kelvin晶胞垂直梯度试样顶部孔隙率较高,弯曲变形不足以抵抗前期变形,低应变的情况下以垂直杆的拉伸变形为主,而拉伸变形会增大多孔结构试样的强度^[27]。Gyroid、Diamond和Primitive这3种TPMS晶胞垂直梯度试样在应变低于0.4时出现了多次应力波动,第1次应力波动较大,随着应变增加波动逐渐减小,最后消失,这与BAI等^[25]得到的基于厚度变化的径向梯度结构多孔材料的研究结果相似。多孔结构试样的脆性坍塌会因晶胞尺寸的减小或相对密度的增加而转为塑性变形,应力波动也会随之消失^[20,27]。TPMS晶胞垂直梯度试样第2次应力波动部位的孔隙率较第1次低,塑性变形能力增大,导致应力波动减小;随着应变的增大,试样底部的孔隙率越来越低,整体也发生了较大的均匀塑性变形,不易突然发生坍塌压实,因此应力波动逐渐减小直至消失。

2.3.3 横向梯度试样

在压缩过程中,横向梯度试样的应力在层间的分布较垂直梯度试样更均匀,与均匀试样相同^[28]。

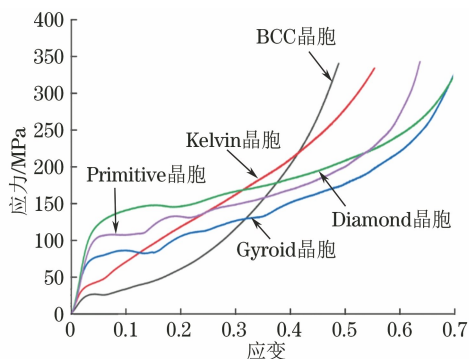


图8 不同晶胞类型垂直梯度试样的压缩应力-应变曲线

Fig.8 Compressive stress-strain curves of vertical gradient specimens with different types of crystal cell

由图9可见,在压缩初始阶段,5种不同晶胞的横向梯度试样整体发生均匀变形,随着应变的增加,局部出现明显变形,逐渐向均匀变形区域扩展,最后试样压实进入致密化阶段。横向梯度试样的压缩变形过程与均匀结构试样相似,但两者发生局部初始变形的部位不同。BCC、Kelvin、Gyroid晶胞横向梯度试样的初始大变形均发生在孔隙率低的部位,这是因为这3种晶胞为“三明治”结构,孔隙率低的部位应力较大,会先发生断裂失效^[29]。Gyroid晶胞横向梯度试样整体呈45°剪切变形,与Gyroid晶胞均匀试样完全不同。Diamond晶胞横向梯度试样的初始

变形在应变为 0.2 时于孔隙率高部位发生,并在应变为 0.3 时扩展至下一多孔层的高孔隙率部位,但是发生初始变形的多孔层对应的低孔隙率部位并

未发生明显变形,最终上述两层在应变为 0.4 时完全坍塌压实。Primitive 晶胞横向梯度试样的初始变形发生在中间部位。

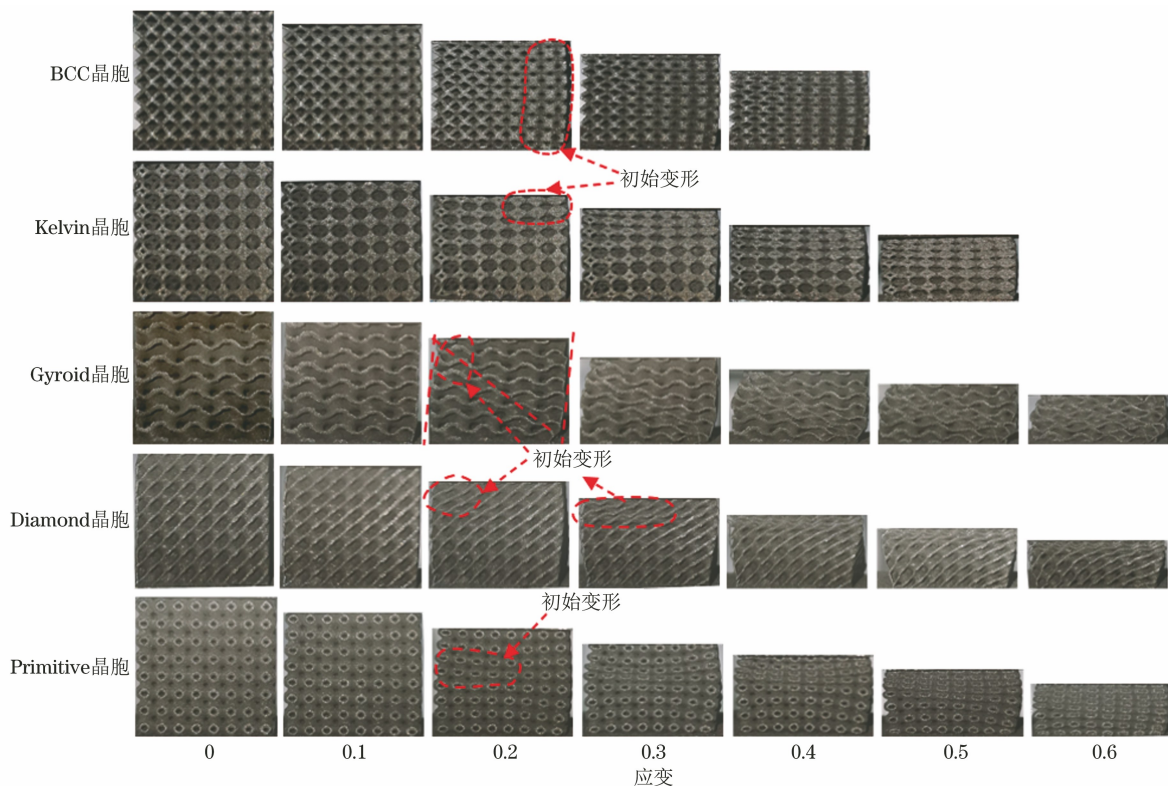


图 9 不同晶胞类型横向梯度试样在不同应变下的压缩变形形貌

Fig. 9 Compression deformation morphology of lateral gradient specimens with different types of crystal cell under different strains

不同晶胞类型的横向梯度试样发生初始变形的部位有很大的差异,这与试样中的实际应力分布及其理论屈服强度有关^[30]。在实际压缩过程中,横向梯度试样由于低孔隙率区域的应力集中,其应力和应变分布不均匀^[29];试样中各梯度层的理论屈服强度可以通过 Gibson-Ashby 公式^[14] 计算。BCC、Kelvin 和 Gyroid 晶胞横向梯度试样低孔隙率部位的应力集中水平高于其理论屈服强度,因此先发生初始变形;Diamond 和 Primitive 晶胞横向梯度试样高孔隙率部位的应力集中水平高于其理论屈服强度,因此先发生初始变形。YANG 等^[30] 研究发现 Gyroid 晶胞横向梯度试样变形机制与 Gyroid 晶胞均匀试样相似,均为在垂直方向均匀变形直至致密化,这可能是因为不同孔隙率层的实际应力值与各层理论屈服强度值大致相同,因此各梯度层同时发生变形。此外,试样中的缺陷如微孔洞和微裂纹会成为塑性流动的开始部位^[31],这也会导致初始局部变形发生的部位不同。

由图 10 可见,横向梯度试样的压缩应力-应变

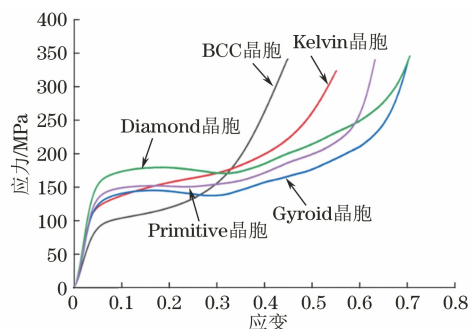


图 10 不同类型晶胞横向梯度试样的压缩应力-应变曲线

Fig. 10 Compressive stress-strain curves of lateral gradient specimens with different types of crystal cell

曲线与均匀试样相似,这与两者具有相似的变形机制有关,在此不重复叙述。

2.4 压缩性能

常采用波动明显的应力-应变曲线中第 1 次峰值应力作为抗压强度^[32]。由于 BCC 晶胞试样的平台阶段较短,平台应力为应变在 20%~30% 的应力平均值,其余晶胞试样均按应变 20%~40% 的应力平均值计算。由表 2 可见,TPMS 晶胞试样的平台

应力与延展性高于支杆晶胞试样,这是因为 TPMS 晶胞试样的应力分布更为均匀,导致致密时应变更高。此外,TPMS 晶胞试样中的竖直曲面存在拉伸变形,以拉伸变形为主导的多孔结构试样的强度和弹性模量较以弯曲变形为主导的试样更高^[19]。Diamond 晶胞试样中存在大量竖直曲面,因此其强度和延展性最高;BCC 晶胞试样以弯曲变形为主导,且在节点处存在应力集中,因此强度最低。值得注意的是,Kelvin 晶胞试样中存在大量以拉伸变形为主导的垂直杆,其强度与 TPMS 晶胞试样相近。

除 BCC 晶胞外,其余 4 种晶胞横向梯度试样的压缩性能与均匀试样相近,BCC 晶胞横向梯度试样的弹性模量、屈服强度、平台应力分别为均匀试样的 133%,134%,132%。5 种晶胞垂直梯度试样的弹性模量和屈服强度明显低于均匀试样,平台应力与均匀试样相近。垂直梯度试样的弹性模量和屈服强度受顶部高孔隙率区域坍塌压实的影响而降低^[28],到达平台阶段时试样已发生了很大变形,实际密度已和均匀试样相近,因此平台应力相近。垂直梯度试样的压缩性能还受晶胞类型的影响,支杆晶胞的影响程度明显大于 TPMS 晶胞,其中 Kelvin 晶胞的影响程度最大,其垂直梯度试样的屈服强度、弹性模量、平台应力分别为均匀试样的 33.5%,57.3%,92.9%。

HAO 等^[32]的研究结果表明,理想的多孔支架材料的弹性模量应小于松质骨和皮质骨,屈服强度应高于皮质骨。松质骨的弹性模量为 0.1~4.5 GPa^[13],皮质骨的屈服强度为 103~222 MPa,弹性模量为 5~20 GPa^[16,33-35]。由表 2 还可知,Diamond 晶胞试样的综合压缩性能最好,其弹性模量与松质骨相重合,屈服强度与皮质骨相近,不同方向上的平台应力与皮质骨的抗压强度相重合。因此,Diamond 晶胞梯度多孔结构材料是较为理想的骨植入材料,其余晶胞类型材料也可通过适当降低孔隙率以满足骨植入材料的力学性能要求。

由图 11 可见,由于 TPMS 晶胞试样的平台应力 and 致密化应变均高于支杆晶胞试样,其累积能量吸收值也整体上高于支杆晶胞试样,表现出更好的能量吸收能力。Diamond 晶胞试样的累积能量吸收值最大,为 107.4~117.9 MJ·m⁻³,BCC 晶胞试样的累积能量吸收值最小,为 30.4~47.2 MJ·m⁻³,可见晶胞类型对累积能量吸收值的影响极大。支杆晶胞横向/垂直梯度试样的累积能量吸收值高于均匀试样。

表 2 不同多孔结构试样的压缩性能

Table 2 Compressive properties of specimens with different porous structures

晶胞类型	结构类型	弹性模量/GPa	屈服强度/MPa	平台应力/MPa	致密化应变/%
BCC	均匀	1.643	57.9	102.2	34.7
	垂直梯度	1.029	22.6	85.6	46.5
	横向梯度	2.191	77.8	134.5	32.7
Kelvin	均匀	3.270	96.3	151.2	48.6
	垂直梯度	1.874	32.3	140.4	54.8
	横向梯度	3.593	102.7	163.9	47.3
Gyroid	均匀	3.512	103.0	137.6	59.4
	垂直梯度	2.862	64.8	125.9	61.8
	横向梯度	3.500	107.6	143.1	60.2
Diamond	均匀	4.177	137.4	172.4	60.7
	垂直梯度	3.761	104.8	165.2	63.1
	横向梯度	4.088	134.5	175.4	63.6
Primitive	均匀	3.330	114.6	151.3	59.7
	垂直梯度	3.159	89.2	148.6	54.8
	横向梯度	3.500	118.1	156.4	56.4

当孔隙率与晶胞类型相同时,多孔结构材料的压缩性能主要取决于其块体材料的延展性和强度^[36]。SLM 制备的 Ti-15Mo 合金具有适量的 ω 相、高密度的位错和细小的晶粒,使其具有高强度;孪晶诱导的塑性和纹理取向的变化使其具有高延展性^[5]。与现有相关研究较多的材料^[10,12-13,16,32,37-39]相比,在近似孔隙率和相同晶胞类型的条件下,均匀多孔结构 Ti-15Mo 合金材料继承了其块体材料高强度和高延展性的特点,具有更高的综合压缩性能与能量吸收能力。

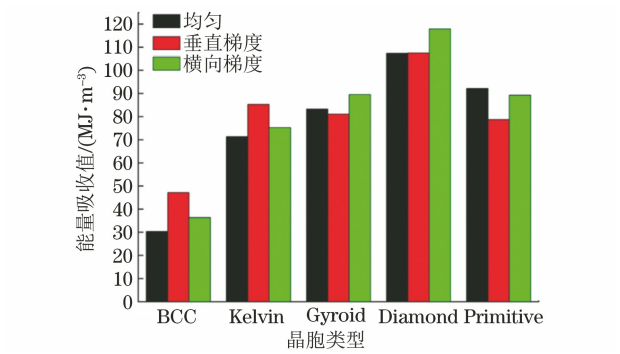


图 11 不同晶胞类型多孔结构试样的累积能量吸收值

Fig. 11 Cumulative energy absorption of gradient porous specimens with different cell types

3 结 论

(1) Ti-15Mo 合金多孔结构试样的倾斜支杆或曲面会黏结更多粉末,成形质量较差;梯度多孔结构试样不同孔隙率层过渡质量良好,可制造性较高。

(2) Ti-15Mo 合金垂直梯度试样的变形机制为由顶部高孔隙率区域到底部低孔隙率区域的逐层变形,屈服强度和弹性模量低于均匀试样;横向梯度与均匀试样的变形机制均为先整体均匀变形,随应变的增加局部出现显著变形,变形逐层向均匀变形区域扩展,两者的压缩性能和累积能量吸收值相近。

(3) 不同晶胞类型的多孔结构 Ti-15Mo 合金材料的压缩应力-应变曲线均没有出现显著的应力波动情况;TPMS 晶胞试样的压缩性能、累积能量吸收值和致密化应变整体上是高于支杆晶胞试样的;Diamond 晶胞试样的综合性能最优,其横向梯度试样的弹性模量、屈服强度、平台应力、累积能量吸收值分别为 4.088 GPa、134.5 MPa、175.4 MPa、117.92 MJ·m⁻³,垂直梯度试样的分别为 3.761 GPa、104.8 MPa、165.2 MPa、92.19 MJ·m⁻³。

参考文献:

- ATTAR H, EHEMAM-HAGHIGHI S, SORO N, et al. Additive manufacturing of low-cost porous titanium-based composites for biomedical applications; Advantages, challenges and opinion for future development[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2020, 827: 154263.
- ZHANG L C, CHEN L Y. A review on biomedical titanium alloys: Recent progress and prospect[J]. Advanced Engineering Materials, 2019, 21(4): 1801215.
- ZHAO X F, NIINOMI M, NAKAI M, et al. Beta type Ti-Mo alloys with changeable Young's modulus for spinal fixation applications[J]. Acta Biomaterialia, 2012, 8(5): 1990-1997.
- CHEN J A, LIAO X Y, SHU J G, et al. Microstructure tailoring of Ti-15Mo alloy fabricated by selective laser melting with high strength and ductility[J]. Materials Science and Engineering: A, 2021, 826: 141962.
- DAVIS J R. Handbook of materials for medical devices[J]. Corrosion: The Journal of Science and Engineering, 2005, 61(8): 832-832.
- HO W F. A comparison of tensile properties and corrosion behavior of cast Ti-7.5Mo with c. p. Ti, Ti-15Mo and Ti-6Al-4V alloys[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2008, 464(1/2): 580-583.
- LEONG K F, CHUA C K, SUDARMADJI N, et al. Engineering functionally graded tissue engineering scaffolds[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2008, 1(2): 140-152.
- KUMAR A, NUNE K C, MURR L E, et al. Biocompatibility and mechanical behaviour of three-dimensional scaffolds for biomedical devices; Process-structure-property paradigm[J]. International Materials Reviews, 2016, 61(1): 20-45.
- BENEDETTI M, DU PLESSIS A, RITCHIE R O, et al. Architected cellular materials: A review on their mechanical properties towards fatigue-tolerant design and fabrication[J]. Materials Science and Engineering: R: Reports, 2021, 144: 100606.
- AL-KETAN O, ROWSHAN R, AL-RUB R K A. Topology-mechanical property relationship of 3D printed strut, skeletal, and sheet based periodic metallic cellular materials[J]. Additive Manufacturing, 2018, 19: 167-183.
- KAS M, YILMAZ O. Radially graded porous structure design for laser powder bed fusion additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy[J]. Journal of Materials Processing Technology, 2021, 296: 117186.
- ZHANG L, FEIH S, DAYNES S, et al. Energy absorption characteristics of metallic triply periodic minimal surface sheet structures under compressive loading[J]. Additive Manufacturing, 2018, 23: 505-515.
- BOBBERT F S L, LIETAERT K, EFTEKHARI A A, et al. Additively manufactured metallic porous biomaterials based on minimal surfaces: A unique combination of topological, mechanical, and mass transport properties[J]. Acta Biomaterialia, 2017, 53: 572-584.
- GIBSON L J, ASHBY M F. Cellular solids: Structure and properties[M]. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press, 1997.
- ALSALLA H, HAO L A, SMITH C. Fracture toughness and tensile strength of 316L stainless steel cellular lattice structures manufactured using the selective laser melting technique[J]. Materials Science and Engineering: A, 2016, 669: 1-6.
- ATAEE A, LI Y C, BRANDT M, et al. Ultrahigh-strength titanium gyroid scaffolds manufactured by selective laser melting (SLM) for bone implant applications[J]. Acta Materialia, 2018, 158: 354-368.
- BAGHERI Z S, MELANCON D, LIU L, et al. Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with selective laser melting[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017, 70: 17-27.
- ARABNEJAD S, BURNETT JOHNSTON R, PURA J A, et al. High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints[J]. Acta Biomaterialia, 2016, 30: 345-356.
- KADKHODAPOUR J, MONTAZERIAN H, DARABI A C, et al. Failure mechanisms of additively manufactured porous biomaterials: Effects of porosity and type of unit cell[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,

- 2015,50:180-191.
- [20] GAO H R, JIN X A, YANG J Z, et al. Porous structure and compressive failure mechanism of additively manufactured cubic-lattice tantalum scaffolds [J]. *Materials Today Advances*, 2021, 12: 100183.
- [21] MASKERY I, ABOULKHAIR N T, AREMU A O, et al. A mechanical property evaluation of graded density Al-Si10-Mg lattice structures manufactured by selective laser melting[J]. *Materials Science and Engineering: A*, 2016, 670: 264-274.
- [22] AL-KETAN O, REZGUI R, ROWSHAN R, et al. Microarchitected stretching-dominated mechanical metamaterials with minimal surface topologies[J]. *Advanced Engineering Materials*, 2018, 20(9): 1800029.
- [23] ZHAO M A, ZHANG D Z, LIU F, et al. Mechanical and energy absorption characteristics of additively manufactured functionally graded sheet lattice structures with minimal surfaces[J]. *International Journal of Mechanical Sciences*, 2020, 167: 105262.
- [24] NOVAK N, AL-KETAN O, KRSTULOVIC-OPARA L, et al. Quasi-static and dynamic compressive behaviour of sheet TPMS cellular structures[J]. *Composite Structures*, 2021, 266: 113801.
- [25] BAI L, GONG C, CHEN X H, et al. Mechanical properties and energy absorption capabilities of functionally graded lattice structures: Experiments and simulations [J]. *International Journal of Mechanical Sciences*, 2020, 182: 105735.
- [26] YU S X, SUN J X, BAI J M. Investigation of functionally graded TPMS structures fabricated by additive manufacturing [J]. *Materials & Design*, 2019, 182: 108021.
- [27] GÜMRÜK R, MINES R A W, KARADENİZ S. Static mechanical behaviours of stainless steel micro-lattice structures under different loading conditions [J]. *Materials Science and Engineering: A*, 2013, 586: 392-406.
- [28] RUIZ DE GALARRETA S, DOYLE R J, JEFFERS J, et al. Laser powder bed fusion of porous graded structures: A comparison between computational and experimental analysis [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 123: 104784.
- [29] ZHAO S, LI S J, WANG S G, et al. Compressive and fatigue behavior of functionally graded Ti-6Al-4V meshes fabricated by electron beam melting[J]. *Acta Materialia*, 2018, 150: 1-15.
- [30] YANG L, MERTENS R, FERRUCCI M, et al. Continuous graded Gyroid cellular structures fabricated by selective laser melting: Design, manufacturing and mechanical properties [J]. *Materials & Design*, 2019, 162: 394-404.
- [31] AL-KETAN O, LEE D W, ROWSHAN R, et al. Functionally graded and multi-morphology sheet TPMS lattices: Design, manufacturing, and mechanical properties [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2020, 102: 103520.
- [32] HAO M Z, WEI C J, LIU X, et al. Quantitative evaluation on mechanical characterization of Ti6Al4V porous scaffold designed based on Weaire-Phelan structure via experimental and numerical analysis methods [J]. *Journal of Alloys and Compounds*, 2021, 885: 160234.
- [33] SUCHANEK W, YOSHIMURA M. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants [J]. *Journal of Materials Research*, 1998, 13(1): 94-117.
- [34] MCGREGOR M, PATEL S, MCLACHLIN S, et al. Architectural bone parameters and the relationship to titanium lattice design for powder bed fusion additive manufacturing [J]. *Additive Manufacturing*, 2021, 47: 102273.
- [35] 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.
- [36] LIU Y J, ZHANG J S, LIU X C, et al. Non-layer-wise fracture and deformation mechanism in beta titanium cubic lattice structure manufactured by selective laser melting [J]. *Materials Science and Engineering: A*, 2021, 822: 141696.
- [37] ONAL E, FRITH J, JURG M, et al. Mechanical properties and in vitro behavior of additively manufactured and functionally graded Ti6Al4V porous scaffolds [J]. *Metals*, 2018, 8(4): 200-200.
- [38] KELLY C N, FRANCOVICH J, JULMI S, et al. Fatigue behavior of as-built selective laser melted titanium scaffolds with sheet-based gyroid microarchitecture for bone tissue engineering [J]. *Acta Biomaterialia*, 2019, 94: 610-626.
- [39] BARBER H, KELLY C N, NELSON K, et al. Compressive anisotropy of sheet and strut based porous Ti-6Al-4V scaffolds [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2021, 115: 104243.