

梯度多孔结构钛合金力学性能分析

石志良¹, 黄富洪¹, 阮鹏成¹, 祝少博²

(1. 武汉理工大学 机电工程学院, 湖北 武汉 430070)

(2. 武汉大学中南医院, 湖北 武汉 430071)

摘要: 提出孔径梯度三周期极小曲面 (TPMS) 多孔结构参数化设计方法, 基于螺旋二十四面体 (Gyroid) 单元构建孔隙率分别为 30%、45%、60% 和 75% 的径向和轴向梯度 TPMS 多孔结构模型。对模型进行有限元分析, 根据分析数据建立 Gibson-Ashby 模型。采用选择性激光熔化成形技术制备孔隙率为 60% 和 75% 的多孔结构 TC4 钛合金样件, 采用有限元仿真和压缩试验数据分析孔隙率和孔径梯度方向对多孔结构样件力学性能的影响。Gibson-Ashby 拟合曲线表明: 随着孔隙率的增大, 多孔结构样件的力学性能下降; 在相同孔隙率下, 径向梯度多孔结构样件的力学性能优于轴向梯度多孔结构样件。压缩试验结果表明: 孔隙率为 60% 的多孔结构样件, 其力学性能优于孔隙率为 75% 的多孔结构样件; 在相同孔隙率下, 径向梯度多孔结构样件的力学性能优于轴向梯度多孔结构样件。

关键词: 孔径梯度; 多孔结构; 三周期极小曲面; 有限元分析

中图分类号: TG146.23

文献标识码: A

文章编号: 1009-9964(2023)02-001-07

DOI:10.13567/j.cnki.issn1009-9964.2023.02.008

Mechanical Properties Analysis of Titanium Alloy with Gradient Porous Structure

Shi Zhiliang¹, Huang Fuhong¹, Ruan Pengcheng¹, Zhu Shaobo²

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

(2. Zhongnan Hospital of Wuhan University, Wuhan 430071, China)

Abstract: A parametric design method for porous triply periodic minimal surface (TPMS) with pore size gradient was proposed, and the radially and axially gradient TPMS porous structure models of the Gyroid element with porosity of 30%, 45%, 60% and 75% were constructed. The finite element analysis was performed on the model, and the Gibson-Ashby model was established according to the analysis data. The porous structure TC4 titanium alloy samples with porosity of 60% and 75% were prepared by selective laser melting technology. The effects of porosity and pore size gradient direction on mechanical properties of porous structure samples were analyzed using finite element simulation and compression experimental data. The Gibson-Ashby model shows that the mechanical properties of porous structure samples decrease with the increase of porosity. The mechanical properties of porous structure samples with radial gradient are better than those of porous structure samples with axial gradient under the same porosity. The results of compression test show that the mechanical properties of the porous sample with 60% porosity are better than those of the porous sample with 75% porosity. The mechanical properties of porous structure sample with radial gradient are better than those of porous structure sample with axial gradient under the same porosity.

Key words: pore size gradient; porous structure; triply periodic minimal surface; finite element analysis

骨缺损修复是医学界的挑战之一。传统的骨缺损修复常采用自体骨或同种异体骨移植, 自体骨最

佳, 但供给有限, 同时患者存在出血、感染以及神经受损等风险^[1-2], 同种异体骨移植存在免疫排斥、传播疾病和感染等问题^[3]。骨组织工程技术的提出, 为治疗骨缺损带来新的解决方案。将骨组织工程支架植入缺损部位, 能引导骨长入, 形成骨整合^[4]。自然骨组织的抗压强度在 80 ~ 150 MPa 之间, 骨组

收稿日期: 2022-07-28

基金项目: 湖北省重点研发计划项目(2021BCA106); 国家重点研发计划项目(2018YFB1105503)

通信作者: 祝少博(1970—), 男, 主任医师。

织工程支架常用的材料是钛合金,其刚度及抗压强度等力学性能优于自然骨组织的力学性能,易产生应力屏蔽效应^[5-7]。引入多孔结构能有效降低植入物结构刚度,改善应力屏蔽。临床上常用的骨组织工程支架的孔隙率在 50%~80% 之间^[8-9]。若孔隙率过小,骨支架渗透性能降低,营养物质流通性差,骨细胞附着空间过小,不利于骨生长;若孔隙率过大,骨支架力学性能降低,无法起到支撑作用。

目前常见的骨支架多为均质多孔支架,即其孔隙率和孔径大小均匀不变,其缺点是性能单一^[9-10]。梯度多孔结构能满足骨支架复杂多样的需求,成为当前研究的热点之一。研究表明,骨小梁表面的平均曲率约为 0,而孔径梯度三周期极小曲面(TPMS)的平均曲率处处为 0,与实际的骨组织表面相似,这使得 TPMS 在多孔植入物领域具有天然优势^[11-12]。高芮宁等^[13]研究了径向梯度多孔支架与均质多孔支架的力学性能,结果显示径向梯度多孔支架的力学性能优于均质多孔支架。Han 等^[14]研究表明,梯度多孔支架能够在满足力学支撑条件的同时,为骨组织提供最大化的生长空间。Zhang 等^[15]设计出均质多孔结构和单轴线性梯度多孔结构,通过有限元法和单轴压缩试验研究了梯度多孔结构的压缩性能,结果表明梯度多孔结构具有更优的力学性能。

梯度多孔结构在骨支架的应用中具有潜在的优势,现有的梯度多孔结构多为孔隙率梯度,即孔隙率随着梯度方向变化,少有关于孔径梯度多孔结构的研究,孔径梯度多孔结构的设计方法以及不同梯度方向的多孔结构力学性能尚不明确。

本研究基于螺旋二十四面体(Gyroid)单元构建孔隙率分别为 30%、45%、60% 和 75% 的径向和轴向孔径梯度多孔模型,利用有限元分析方法对多孔模型的力学性能进行分析,并根据分析结果建立 Gibson-Ashby 模型;利用激光选区熔化(SLM)技术制备钛合金多孔结构样件,研究孔径梯度多孔结构的设计方法和孔径梯度方向对多孔结构样件力学性能的影响,以期多孔植入物的设计及临床应用提供参考和依据。

1 梯度多孔模型的设计和制造

1.1 梯度多孔模型设计

Gyroid 单元可通过三角函数近似表示,其曲面基本方程为:

$$\varphi(r) = \sin X \cos Y + \sin Y \cos Z + \sin Z \cos X = C \quad (1)$$

式中: r 表示笛卡尔坐标系中三轴的单位矢量; $X = 2\pi x$, $Y = 2\pi y$, $Z = 2\pi z$, x 、 y 、 z 为笛卡尔坐标系下的坐标; C 为偏移量。对于 Gyroid 单元, C 与孔隙率 P 的关系为:

$$P = 0.5000 - 0.3286C \quad (2)$$

根据式(2),多孔结构的孔隙率一定时, C 的值一定。此时影响孔径大小的因素为周期 T 。

设计的多孔结构模型均为 $\phi 10 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 的圆柱体,其结构可进行如下定义:

$$\varphi(r) = \varphi(x, y, z) = \left\{ \begin{array}{l} \sin \frac{2\pi x}{T(r)} \cos \frac{2\pi y}{T(r)} + \sin \frac{2\pi y}{T(r)} \cos \frac{2\pi z}{T(r)} + \\ \sin \frac{2\pi z}{T(r)} \cos \frac{2\pi x}{T(r)} \leq C \\ x, y, z \in R \text{ 且 } 0 \leq x^2 + y^2 \leq 25, 0 \leq z \leq 20 \end{array} \right. \quad (3)$$

式中: $T(r) = T(x, y, z)$, 表示周期 T 与坐标 x 、 y 、 z 的函数关系, T 的大小与多孔结构的孔径相关。将 x 、 y 设置为变量, z 设置为常量,则可以设计出径向孔径梯度的多孔结构,此时 $T(r)$ 的表达式为:

$$T(r) = k_1 \sqrt{x^2 + y^2} + b_1 \quad (4)$$

式中: k_1 为系数; b_1 为常数。取轴心处($x^2 + y^2 = 0$)周期 $T_{\max} = 2$,圆柱边界处($x^2 + y^2 = 25$)周期 $T_{\min} = 1.5$,可确定系数 $k_1 = -0.1$,常数 $b_1 = 2$ 。因此径向梯度多孔结构的周期表达式为:

$$T(r) = -0.1 \sqrt{x^2 + y^2} + 2 \quad (5)$$

将 z 设置为变量, x 、 y 设置为常量,则可以设计出轴向孔径梯度多孔结构。此时 $T(r)$ 的表达式为:

$$T(r) = k_2 z + b_2 \quad (6)$$

式中: k_2 为系数; b_2 为常数。取 $z = 0$ 处周期 $T_{\min} = 1.5$, $z = 20$ 处周期 $T_{\max} = 2$,可以确定系数 $k_2 = 0.025$,常数 $b_2 = 1.5$ 。因此,轴向梯度多孔结构的周期表达式为:

$$T(r) = 0.025z + 1.5 \quad (7)$$

基于 Rhinoceros 建模软件中的 Grasshopper(GH)插件和 C#语言,开发多孔结构参数化设计系统。将 TPMS 多孔模型的类型、周期、偏移量等参数输入系统,经过计算可输出 TPMS 多孔模型。设计出孔隙率分别为 30%、45%、60% 和 75% 的径向和轴向梯度多孔模型。图 1 为孔隙率为 60% 的梯度多孔模型。从图 1a 可以看出,径向梯度多孔模型轴心处的孔径

比边界处的孔径大，孔径沿轴心向边界由大到小变化。由图 1b 可以看出，轴向梯度多孔模型下端孔径相比上端孔径较大，孔径从下端到上端由大到小变化。

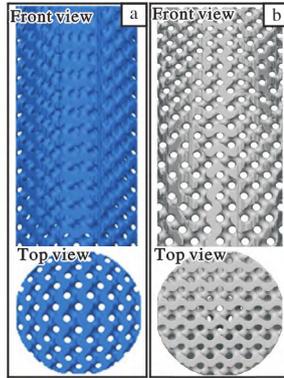


图 1 孔隙率为 60% 的梯度多孔模型

Fig. 1 Gradient porous models with 60% porosity:
(a) radial gradient; (b) axial gradient

1.2 梯度多孔结构样件增材制造

孔隙率为 30% 和 45% 的多孔模型，其孔隙率过低，导致营养物质流通和细胞生长所需的空间太小，不适用于骨支架的设计。因此，试验部分仅制备孔隙率为 60% 和 75% 的多孔结构样件。

采用基于 SLM 技术的 M290 型号 3D 打印机(德国 EOS 公司生产)制备多孔钛合金样件。打印材料为医用 TC4 ELI 粉末，其密度为 4.43 g/cm^3 ，粒径为 $10 \sim 53 \text{ }\mu\text{m}$ 。激光功率为 280 W，扫描速率为 1200 mm/s ，能量密度为 55.56 J/mm^3 。将设计出的 TPMS 多孔模型导出为可用于 3D 打印的 STL 文件，然后将 STL 文件导入数据处理软件，待生成支撑结构后进行切片处理，再将数据导入打印机。利用铺粉装置先在基板上铺平一层金属粉末，激光束按照预定路线融化金属粉末，如此层层反复直到样件打印完成。对打印后的样件进行线切割和喷砂处理，通过高速流砂的冲击作用清理样件孔隙内的残余金属粉末，同时改善样件表面粗糙度，提高样件抗疲劳性，喷砂后烘干得到成品。打印出的部分样件如图 2 所示。

用微型计算机断层扫描仪(Micro-CT)对成品梯度多孔结构样件进行扫描。考虑到扫描精度高、数据量大，并且影响孔径梯度多孔结构样件孔隙率的参数阈值 C 是常量，即孔隙率处处相等，故只扫描了样件顶面往下 6 mm 部分。图 3 是孔隙率为 60% 的梯度多孔结构样件扫描结果，图 4 是利用 Micro-

CT 重建的多孔模型。

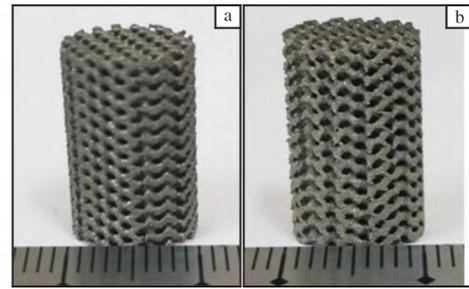


图 2 SLM 成形的孔隙率为 60% 的多孔结构样件

Fig. 2 Gradient porous structure samples with 60% porosity formed by SLM: (a) radial gradient; (b) axial gradient

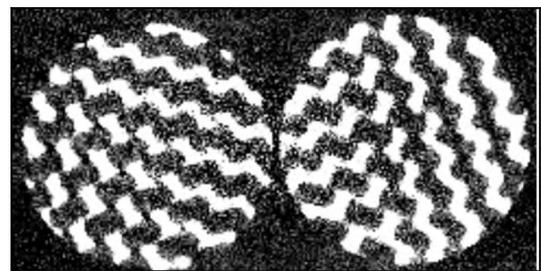


图 3 CT 扫描的梯度多孔结构样件横断面照片

Fig. 3 Cross-sectional photos of gradient porous structure samples scanned by CT

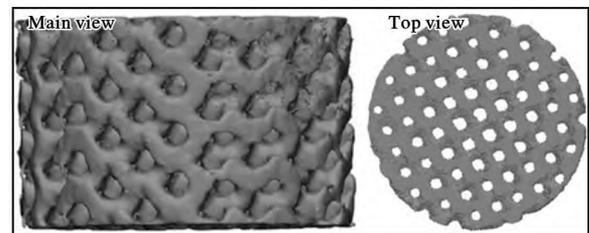


图 4 利用 CT 重建的梯度多孔结构样件模型

Fig. 4 Model of gradient porous structure sample reconstructed by CT

观察 CT 影像图和重建后的模型，多孔结构样件内部孔隙结构完好，未出现明显的结构断裂和孔隙堵塞现象。受制造精度、工艺、CT 扫描精度和重建精度的影响，重建后的多孔结构样件表面较为粗糙，内部致密性较低，尺寸和孔隙率与设计模型存在一定的误差。多孔结构样件实际孔隙率如表 1 所示。从表 1 可见，在设计孔隙率为 60% 和 75% 时，径向梯度多孔结构样件和轴向梯度多孔结构样件的实际平均孔隙率差异不大，但相比设计孔隙率均增大。以往的文献中同样存在该现象，如 Yáñez 等^[16]采用 SLM 工艺制造设计孔隙率为 75% 的多孔材料时，实

实际孔隙率大于设计孔隙率，而设计孔隙率为 90% 时，实际孔隙率减小。

表 1 梯度多孔结构样件的实际孔隙率

Table 1 Actual porosity of gradient porous structure samples

Sample type	No.	Porosity 60%	Porosity 75%
Radial gradient	R1	66.10	78.53
	R2	65.86	78.86
	R3	65.49	77.93
	R4	66.04	78.13
	Average	65.87	78.36
Axial gradient	A1	65.21	79.36
	A2	65.88	78.67
	A3	65.33	77.89
	A4	65.91	79.61
	Average	65.58	78.88

2 多孔结构力学性能分析

2.1 多孔结构有限元分析

对构建的模型进行网格划分，选用的单元为四节点的四面体单元 C3D4。划分后的网格模型输出为有限元分析软件 Abaqus 可读的 INP 文件，将输出的 INP 文件导入 Abaqus 进行有限元分析。材料选择医用 Ti6Al4V 合金，其弹性模量为 110 GPa，泊松比为 0.3，屈服强度为 830 MPa，密度为 4.43 g/cm³。边界条件设置为：固定模型底面所有节点的 6 个自由度，在顶面的所有节点自上而下施加 20% 高度的位移载荷，即 4 mm(模型高 20 mm)。

模拟径向和轴向梯度多孔模型在单向载荷静态加载条件下的力学性能，得到其在应变 0.1% 下的应力云图，如图 5、6 所示。

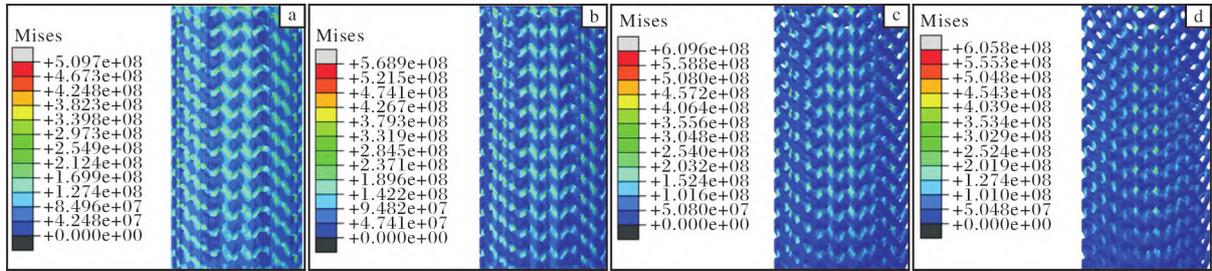


图 5 不同孔隙率径向梯度模型的应力云图

Fig. 5 Stress cloud diagrams of radial gradient models with different porosity: (a) 30%; (b) 45%; (c) 60%; (d) 75%

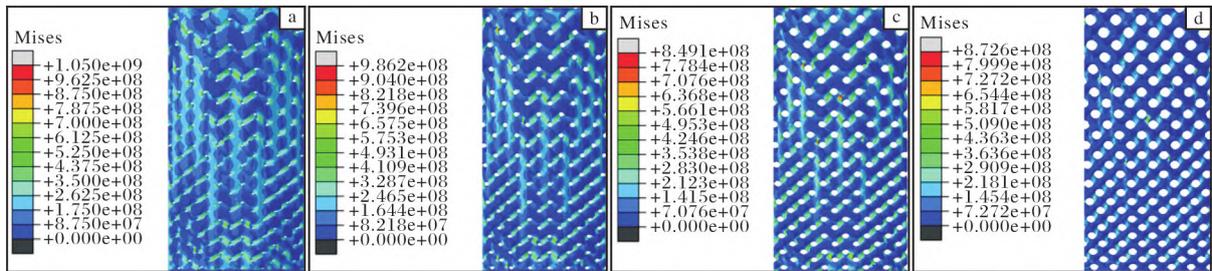


图 6 不同孔隙率轴向梯度模型的应力云图

Fig. 6 Stress cloud diagrams of axial gradient models with different porosity: (a) 30%; (b) 45%; (c) 60%; (d) 75%

根据有限元分析，可以得到模型节点支反力和节点的位移。根据胡克定律计算模型的弹性模量 (E):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{FH}{\Delta LS} \quad (8)$$

式中： σ 为应力； ε 为应变； F 为顶面节点支反力； H 为模型高度； ΔL 为顶面节点的位移； S 为受力面积。模型抗压强度 R_m 可由有限元分析得到的应力-应变曲线的应力峰值得到。由式(8)得出各模型的弹

性模量和抗压强度如表 2 所示。

Gibson-Ashby 模型是多孔结构的经典理论模型，被广泛地用于预测多孔结构的孔隙率与其力学性能之间的关系。Gibson-Ashby 模型如式(9)、(10)所示。

$$E^* = \frac{E}{E_0} = C_E P^{*n_E} \quad (9)$$

$$\sigma^* = \frac{\sigma_s}{\sigma_{s0}} = C_S P^{*n_S} \quad (10)$$

式中： E^* 为相对弹性模量， E 和 E_0 分别为结构的弹

表 2 不同梯度多孔模型的弹性模量和抗压强度

Table 2 Elastic modulus and compressive strength of different gradient porous models

Sample type	Porosity/%	E /GPa	R_{mc} /MPa
Radial gradient	30	42.86	402.13
	45	21.24	319.53
	60	10.26	224.98
	75	3.20	87.25
Axial gradient	30	33.67	362.27
	45	18.54	244.63
	60	8.28	165.16
	75	2.23	44.30

性模量和材料的弹性模量； P^* 为体积分数； σ^* 为相对抗压强度； σ_s 和 σ_{s0} 分别为结构的抗压强度和材料的抗压强度； C_E 、 n_E 、 C_S 和 n_S 为 Gibson-Ashby 系数，可由有限元分析不同孔隙率下的弹性模量和抗压强度求出。 P^* 与孔隙率 P 的关系为：

$$P^* = 1 - P \tag{11}$$

将表 1 数据代入式(9)、(10)拟合得到径向和轴向梯度多孔结构 Gibson-Ashby 模型，见式(12)、(13)、(14)和(15)。

$$E_1^* = 1.006P^{*2.682} \tag{12}$$

$$E_2^* = 0.752P^{*2.515} \tag{13}$$

$$\sigma_1^* = 0.789P^{*1.293} \tag{14}$$

$$\sigma_2^* = 0.807P^{*1.701} \tag{15}$$

式中： E_1^* 和 E_2^* 分别为径向和轴向梯度多孔模型的相对弹性模量； σ_1^* 和 σ_2^* 分别为径向和轴向梯度多孔模型的相对抗压强度。曲线拟合的相关系数分别为 0.9977、0.9998、0.9873 和 0.9933，拟合的曲线如图 7 所示。从图 7 可以看出，随着体积分数增大，即孔隙率减小，多孔模型的相对弹性模量和抗压强度均增大；在相同体积分数下，径向梯度多孔模型的弹性模量和抗压强度均大于轴向梯度多孔模型，说明在轴向压缩条件下，径向梯度多孔结构的力学性能优于轴向梯度多孔结构。

2.2 多孔结构样件的压缩性能

将样件分为径向梯度组和轴向梯度组，每组设置 60% 和 75% 两种孔隙率，样件尺寸为 $\phi 10 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ ，每组选取 4 个平行样品进行压缩试验，压头进给速率为 0.5 mm/min，样件的压缩变形过程如图 8 所示。压缩试验结果显示，随着轴向载荷不断增大，样件发生破坏。观察压缩过程可知，径向梯度

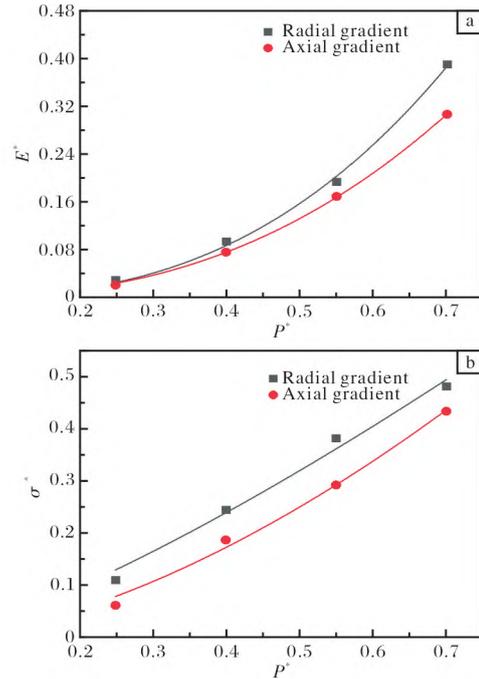


图 7 梯度多孔模型的 E^*-P^* 和 σ^*-P^* 曲线

Fig. 7 E^*-P^* (a) and σ^*-P^* (b) curves of gradient porous models

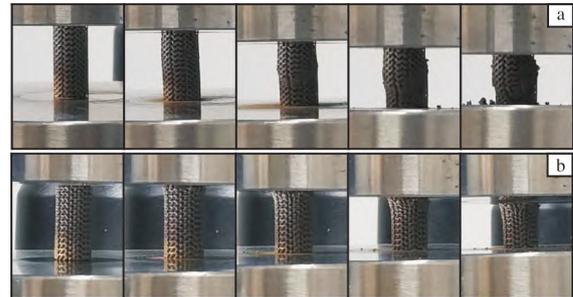


图 8 梯度多孔结构样件压缩变形过程的照片

Fig. 8 Photos of gradient porous structure samples in compression deformation process: (a) radial gradient; (b) axial gradient

样件的失效形式是裂纹首先出现在样件中部边缘区域，逐渐形成近 45° 的剪切带；轴向梯度样件的失效形式是沿着轴向方向逐层压溃。

对压缩测试数据进行统计分析，绘制出多孔结构样件的应力-应变曲线，如图 9、10 所示。分析压缩过程的应力-应变曲线可知，多孔结构样件的轴向压缩大致经历弹性变形、平台应力和紧密压实阶段。弹性变形阶段，应力随应变的变化迅速上升，呈直线增长，达到极限强度后，应力快速下降。在平台应力阶段，样件主要发生塑性变形，随着样件内部结构的破坏，应力-应变曲线随之波动成锯齿状。在

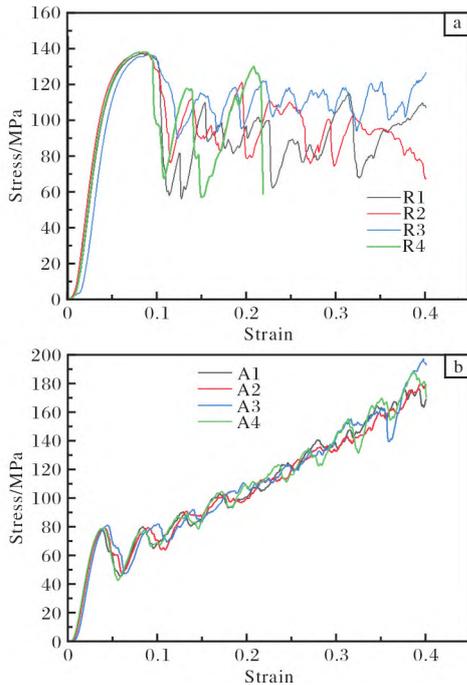


图9 60%孔隙率多孔结构样件的应力-应变曲线

Fig. 9 Stress-strain curves of porous structure samples with 60% porosity: (a) radial gradient; (b) axial gradient

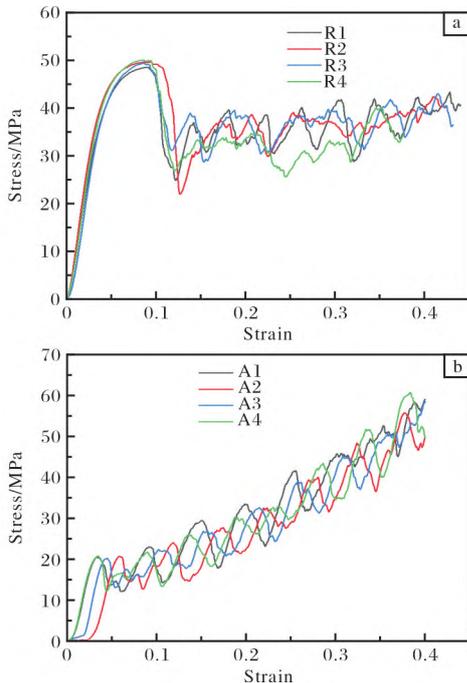


图10 75%孔隙率多孔结构样件的应力-应变曲线

Fig. 10 Stress-strain curves of porous structure sample with 75% porosity: (a) radial gradient; (b) axial gradient

紧密压实阶段, 样件内部结构会被进一步压缩, 从而导致曲线稍有下降后再缓慢上升。因为径向梯度多孔结构样件沿轴向方向的孔径大小相同, 塑性变

形之后的各个应力峰值较为接近, 在应力-应变曲线中表现出上下起伏的趋势; 对于轴向梯度多孔结构样件, 随着应变增大, 压缩表面孔径逐渐减小, 应力峰值逐渐增大, 在应力-应变曲线中表现出逐渐上升的趋势。

根据应力-应变曲线可以得到多孔结构样件的弹性模量和抗压强度, 取线弹性阶段的斜率为弹性模量, 第1个峰值为抗压强度。压缩测试得到的多孔结构样件的弹性模量和抗压强度如表3、4所示。

表3 60%孔隙率多孔结构样件的弹性模量和抗压强度

Table 3 Elastic modulus and compressive strength of porous structure samples with 60% porosity

Sample type	No.	E/GPa	R_{mc}/MPa
Radial gradient	R1	3.64	137.10
	R2	3.82	137.96
	R3	3.69	136.52
	R4	3.71	138.06
	Average	3.72	137.41
Axial gradient	R1	3.32	77.20
	R2	3.27	79.51
	R3	3.26	81.22
	R4	3.37	79.64
	Average	3.31	79.39

表4 75%孔隙率多孔结构样件的弹性模量和抗压强度

Table 4 Elastic modulus and compressive strength of porous structure samples with 75% porosity

Sample type	No.	E/GPa	R_{mc}/MPa
Radial gradient	R1	1.08	48.71
	R2	1.27	49.78
	R3	1.15	49.55
	R4	1.20	50.22
	Average	1.18	49.57
Axial gradient	R1	0.97	20.63
	R2	0.86	20.73
	R3	1.01	20.19
	R4	0.99	20.83
	Average	0.96	20.60

从表3、4可知, 孔隙率为60%时, 径向梯度多孔结构样件的平均弹性模量和平均抗压强度分别为3.72 GPa和137.41 MPa; 轴向梯度多孔结构样件的平均弹性模量和平均抗压强度分别为3.31 GPa和79.39 MPa; 孔隙率为75%时, 径向梯度多孔结构样

件的平均弹性模量和抗压强度分别为 1.18 GPa 和 49.57 MPa; 轴向梯度多孔结构样件的平均弹性模量和抗压强度分别为 0.96 GPa 和 20.60 MPa。在相同梯度方向下, 孔隙率为 60% 的多孔结构样件的力学性能优于孔隙率为 75% 的多孔结构样件; 在相同孔隙率下, 径向梯度多孔结构样件的力学性能优于轴向梯度多孔结构样件。

对比有限元分析和压缩试验数据, 可以看出有限元分析得到的弹性模量和抗压强度均高于压缩试验结果, 其原因是由于 SLM 技术工艺参数和制造环境的影响导致样件的实际孔隙率高于设计模型孔隙率, 实际打印样件存在致密性低、样件表面粗糙等缺陷, 而有限元仿真结果为理想条件下的结果。

3 结论

(1) 提出孔径梯度多孔结构参数化设计方法, 基于 Rhinoceros 中的 Grasshopper (GH) 插件和 C# 语言开发出多孔结构参数化设计系统, 可设计所需孔隙率和特征的多孔结构模型。

(2) 使用 Abaqus 软件分析多孔模型受到轴向压缩载荷时的弹性模量和抗压强度。Gibson-Ashby 模型拟合结果表明: 轴向压缩时, 随着孔隙率的增大, 梯度多孔结构的力学性能下降; 相同孔隙率下, 径向梯度多孔结构的力学性能优于轴向梯度多孔结构。

(3) 采用 SLM 工艺制备钛合金多孔结构样件, 使用 Instron 万能材料试验机对样件进行压缩试验, 测试结果表明: 孔隙率为 60% 的多孔结构样件, 其力学性能优于孔隙率为 75% 的多孔结构样件; 在相同孔隙率下, 径向梯度多孔结构样件的力学性能优于轴向梯度多孔结构样件, 与 Gibson-Ashby 模型拟合结果一致。

参考文献 References

- [1] Entezari A, Zhang Z P, Andrian S, et al. Nondestructive characterization of bone tissue scaffolds for clinical scenarios [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 89: 150 - 161.
- [2] 石志良, 黄琛, 卢小龙, 等. Sphere 梯度孔结构力学性能有限元分析[J]. *中国生物医学工程学报*, 2019, 38(3): 339 - 347.
- [3] Wu M W, Chen J K, Lin B H, et al. Improved fatigue endurance ratio of additive manufactured Ti-6Al-4V lattice by hot isostatic pressing[J]. *Materials & Design*, 2017, 134: 163 - 170.
- [4] 李祥, 高芮宁, 熊胤泽, 等. 基于 TPMS 结构的多孔钛制备与表征[J]. *稀有金属材料与工程*, 2020, 49(1): 325 - 330.
- [5] Meir M B, Margaret A B. A novel use of 3D printing model demonstrates the effects of deteriorated trabecular bone structure on bone stiffness and strength[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 78: 455 - 463.
- [6] Jiao C, Xie D Q, He Z J, et al. Additive manufacturing of bio-inspired ceramic bone scaffolds: structural design, mechanical properties and biocompatibility[J]. *Materials & Design*, 2022, 217: 264 - 275.
- [7] 王琪, 刘小娜, 黄晟, 等. 不规则多孔结构钛合金人体植入物的制备和性能研究[J]. *钛工业进展*, 2021, 38(4): 28 - 33.
- [8] Wang X Y, Zhu Z L, Xiao H Z, et al. Three-dimensional, multiscale, and interconnected trabecular bone mimic porous tantalum scaffold for bone tissue engineering[J]. *ACS Omega*, 2020, 5(35): 22520 - 22528.
- [9] 姜冰洁, 许莹, 夏朋昭, 等. 仿生结构钛合金植入材料的研究和应用[J]. *钛工业进展*, 2022, 39(1): 36 - 42.
- [10] Yoo D J. Computer-aided porous scaffold design for tissue engineering using triply periodic minimal surfaces [J]. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2011, 12(1): 61 - 71.
- [11] Jinnai H, Watashiba H, Kajihara T, et al. Surface curvatures of trabecular bone microarchitecture[J]. *Bone*, 2002, 30(1): 191 - 194.
- [12] Jinnai H, Nishikawa Y, Ito M, et al. Topological similarity of sponge-like bicontinuous morphologies differing in length scale [J]. *Advanced Materials*, 2002, 14(22): 1615 - 1618.
- [13] 高芮宁, 李祥. 径向梯度多孔支架设计与力学性能分析[J]. *机械工程学报*, 2021, 57(3): 220 - 226.
- [14] Han C J, Li Y, Wang Q, et al. Continuous functionally graded porous titanium scaffolds manufactured by selective laser melting for bone implants[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 80: 119 - 127.
- [15] Zhang X Y, Fang G, Leeflang S, et al. Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured functionally graded porous metallic biomaterials[J]. *Acta Biomaterialia*, 2019, 84: 437 - 452.
- [16] Yáñez A, Cuadrado A, Martel O, et al. Gyroid porous titanium structures: a versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction[J]. *Materials & Design*, 2018, 140: 21 - 29.