

钛合金变形 Gyroid 单元多孔结构设计与分析

石志良¹, 高杰¹, 王伟¹, 肖骏², 齐大虎²

(1. 武汉理工大学, 湖北 武汉 430070)

(2. 华中科技大学 同济医学院, 湖北 武汉 430030)

摘要: 三周期极小曲面 (triple periodic minimal surfaces, TPMS) 多孔结构研究广泛, 但变形 TPMS 多孔结构研究较少, 而变形 TPMS 多孔结构在一定方向上的力学性能存在潜在优势。研究 Gyroid 单元多孔结构的参数化设计方法, 采用激光选区熔化 (selective laser melting, SLM) 技术制备出孔隙率为 60% 和 75% 的常规和变形 Gyroid 单元多孔钛合金样件。通过 Micro-CT 观察样件的形貌特征, 内部连通性良好, 未发现有明显的结构断裂和孔隙堵塞。采用 Instron 电子万能材料试验机进行力学压缩试验, 结果表明: 孔隙率为 60% 的变形 Gyroid 单元多孔结构的抗压强度相比常规 Gyroid 单元多孔结构增加 49.3%, 弹性模量增加 63.5%; 孔隙率为 75% 时抗压强度增加 40.5%, 弹性模量增加 70.5%。研究结果表明, 在相同孔隙率的情况下, 长轴在压缩方向上的变形 Gyroid 单元结构具有更优的力学性能。

关键词: 变形三周期极小曲面; 钛合金; 多孔结构; 力学性能

中图分类号: TB383; TG146.23

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2022)07-2631-06

传统的骨缺损修复包括自体骨和同种异体骨移植, 但是存在自体骨移植取骨量有限、患者供骨区损伤、异体骨愈合过程缓慢等缺陷^[1]。因此为了解决上述问题, 各国研究者对骨缺损修复进行了大量的探索和研究, 提出骨组织工程技术。骨组织工程技术通过将生物材料支架植入缺损部位, 生物材料支架降解吸收的同时细胞不断增殖分化, 从而形成形态和功能与缺损部位一致的组织^[2]。在骨组织工程中, 生物材料支架的结构至关重要, 必须具备足够的机械强度和良好的连通性, 近些年来随着计算机辅助设计、增材制造技术和生物材料的迅猛发展, 出现了激光选区烧结 (selective laser sintering, SLS)、立体光固化成型 (stereo lithography appearance, SLA)、电子束熔融 (electron beam melting, EBM) 和激光选区熔化 (selective laser melting, SLM) 等增材制造技术, 使得支架的设计和制造更加高效便捷, 增材制造技术可以实现任意复杂形状几何体的制造, 精准控制孔隙率、孔隙大小、杆件直径等相关参数^[3]。其中, SLM 是利用金属粉末在激光束的热作用下完全熔化, 经冷却凝固而成型的一种技术。SLM 具有有效降低成本、缩短成型周期、提高产品外观质量、减少残余应力和减少产品翘曲的优点^[4,5]。

临床研究表明, 钛合金具有良好的生物相容性、耐腐蚀性和机械性能, 因此广泛被用作骨代替材料^[6]。钛合金的弹性模量为 110 GPa, 远大于人骨组织的弹性模量, 致密的钛合金植入物直接植入人体后, 植入体弹性模量远大于周围骨组织的弹性模量, 会引起应力屏蔽效应^[7], 导致骨缺损部位的骨吸收, 最终植入失败。因此, 需要降低钛合金植入物的弹性模量, 使其在人骨弹性模量范围内。一般通过多孔结构设计来调控植入物的性能, 常见的有标准多面体设计、医学图像设计、拓扑优化和隐式曲面^[8]。TPMS 是隐式曲面的一种, 有研究表明真实的骨内表面是由很多不规则的骨小梁组成, 研究者们发现骨小梁表面的平均曲率约为 0, 而 TPMS 曲面上平均曲率处处为 0, 这使得 TPMS 在仿生多孔植入物领域具有天然的优势^[9,10]。此外, TPMS 结构可以通过设计方程, 精确地控制孔隙率和孔径, 从而调控植入物的力学性能^[11]。各国学者对 TPMS 多孔植入物进行了广泛的研究, Rati^[12]通过对孔隙率为 60%、65% 和 90% 的 Gyroid 单元多孔支架进行压缩有限元仿真, 结果表明孔隙率 60% 和 65% 的多孔支架更适合皮质骨的置换, 孔隙率为 90% 的多孔支架更适用于松质骨。李祥等^[13-15]设计了均质孔隙和径向梯度 Gyroid 多孔结构, 利用 SLM 技术制备钛

收稿日期: 2021-07-01

基金项目: 国家重点研发计划 (2018YFB1105503)

作者简介: 石志良, 男, 1974 年生, 博士, 副教授, 武汉理工大学机电工程学院, 湖北 武汉 430070, 电话: 027-87651973, E-mail: shizhiL998@163.com

和钽多孔样件，采用有限元仿真分析和力学试验研究其力学性能，体外细胞培养研究其细胞相容性，研究结果表明钛合金径向梯度 Gyroid 多孔结构与天然骨组织的结构和性能最为相近，可作为理想的植入物。Y ánez^[16]采用长方体单元建模设计变形 Gyroid 单元，利用 EBM 技术制备孔隙率为 75% 和 90% 的常规和变形 Gyroid 单元钛合金样件，进行压缩和扭转试验，结果表明：在压缩性能上，变形 Gyroid 结构优于常规 Gyroid 结构；在扭转性能上，常规 Gyroid 结构优于变形 Gyroid 结构。

目前各国关于变形 TPMS 多孔植入物的研究较少，对于变形 TPMS 的力学性能缺乏相关数据，本研究采用激光选区熔化 (SLM) 技术制备变形和常规 Gyroid 单元钛合金多孔样件，通过 Micro-CT 观察形貌特征，以单向压缩试验研究其力学性能之间的差异性。

1 方法

1.1 常规 Gyroid 单元定义

TPMS 是一种在三维空间中 3 个方向分别具有周期性的极小曲面，其上任意一点的曲率为 0。Gyroid (G) 单元是临床应用多孔植入物广泛采用的一种 TPMS 结构，具有渗透性强和力学性能好的优点，Gyroid 单元的设计公式如下：

$$\phi(\mathbf{r}) = \sin(X)\cos(Y) + \sin(Y)\cos(Z) + \sin(Z)\cos(X) = C \quad (1)$$

式中， $X=2\pi x$ ， $Y=2\pi y$ ， $Z=2\pi z$ ， x ， y ， z 为笛卡尔坐标系下的坐标， C 为阈值， \mathbf{r} 为笛卡尔坐标系中三轴的单位矢量，Gyroid 曲面和 Gyroid 单元分别如下图 1a 和 1b 所示。

本研究采用立方体作为 TPMS 建模单元，TPMS 曲面将空间分为 2 个部分， $\phi(\mathbf{r}) < C$ 的部分为实体， $\phi(\mathbf{r}) > C$ 的部分为孔隙。单元孔隙率 P 的定义公式为：

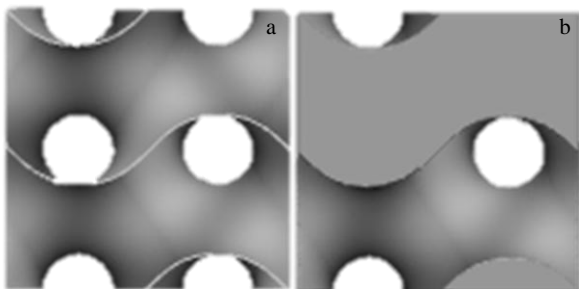


图 1 TPMS-G 曲面和 TPMS-G 单元

Fig.1 TPMS-G surface (a) and TPMS-G unit cell (b)

$$P = \left(1 - \frac{V}{V_{\text{OBB}}}\right) \times 100\% \quad (2)$$

式中， V 为实体部分体积， V_{OBB} 为单元方向包围盒体积。阈值 C 决定了孔单元的孔隙率，不同的阈值 C 对应不同的孔隙率 P ，孔隙率 P 与阈值 C 之间近似满足线性关系^[17]，即：

$$P = (0.5000 - 0.3286C) \times 100\% \quad (3)$$

1.2 变形 Gyroid 单元定义

变形 Gyroid 单元是在常规 Gyroid 单元的设计公式的基础上，设置变形系数，变形 Gyroid 单元设计公式如下：

$$\phi(\mathbf{r}) = a\sin(X)\cos(Y) + b\sin(Y)\cos(Z) + c\sin(Z)\cos(X) = C \quad (4)$$

式中， a 、 b 、 c 是常数，决定 Gyroid 单元曲面的形状，当 $a=1$ 、 $b=1$ 、 $c=1$ 时，为常规 Gyroid 单元，其孔隙形状为圆形；当 a 、 b 、 c 三者不同时为 1 时，为变形 Gyroid 单元，其孔隙形状为椭圆形。 a 、 b 、 c 的不同，影响着曲面的形状和孔隙率，如图 2 所示，图 2a 和 2b 是 $a=2$ ， $b=1$ ， $c=1$ 的变形 Gyroid 曲面和 Gyroid 单元，该 Gyroid 单元的孔隙率为 66%，椭圆长轴在 Z 轴上；图 2c 和 2d 是 $a=0.5$ ， $b=1$ ， $c=1$ 的变形 Gyroid 曲面和 Gyroid 单元，该 Gyroid 单元的孔隙率为 77%，椭圆长轴在 X 轴上。

为了保证变形 Gyroid 单元钛合金多孔样件在压缩时，长轴在压缩方向上，本次设计取 $a=2$ ， $b=1$ ， $c=1$ ，

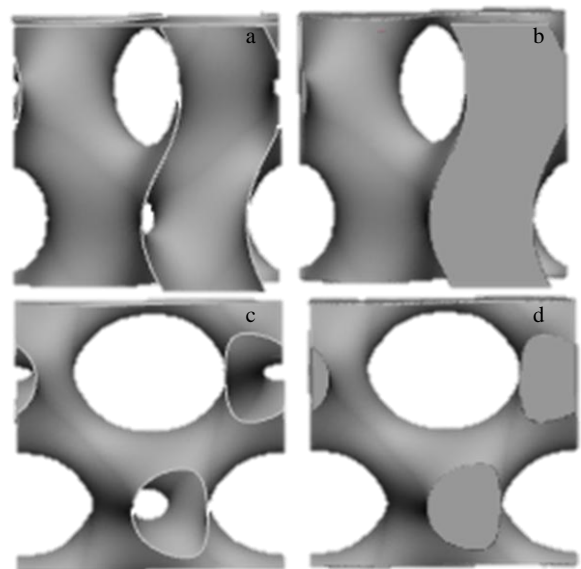


图 2 变形 G 曲面与 G 单元

Fig.2 Deformed G surfaces (a, c) and deformed G unit cells (b, d) with different constants: (a, b) $a=2$ and (c, d) $a=0.5$

对不同的阈值 C 所对应的孔隙率 P 进行拟合，二者近似满足：

$$P = (-0.2404C + 0.5000) \times 100\% \quad (5)$$

1.3 多孔结构参数化设计方法

基于 Rhinoceros 的 Grasshopper(GH)插件和 C#语言，开发多孔结构参数化设计系统。图 3a 和 3b 分别为常规和变形 TPMS 单元多孔支架参数化设计运算器，左侧为参数输入，右侧为网格模型输出。选取 TPMS 类型、周期、阈值和幅度因子等参数，经过计算可输出变形 TPMS 多孔结构。

通过参数化设计系统，设计孔隙率为 60% 和 75% 2 种常规 Gyroid 单元多孔样件，设计模型分别如图 4a 和 4b 所示。该样件直径 10 mm，高 20 mm，输出为 STL 格式。

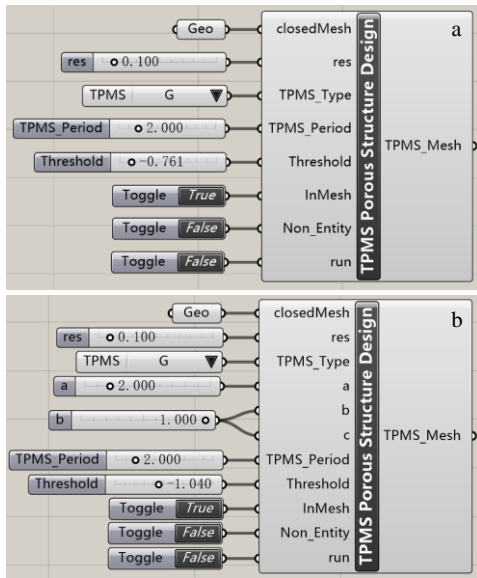


图 3 常规和变形 Gyroid 结构的参数化设计

Fig.3 Parametric design of normal Gyroid structure (a) and deformed Gyroid structure (b)



图 4 常规 Gyroid 单元多孔结构

Fig.4 Normal G structures STL model of 60% porosity (a) and 75% porosity (b)

孔隙率为 60% 和 75% 的 2 种变形 Gyroid 单元多孔样件，设计模型如下图 5a 和 5b 所示。该样件直径 10 mm，高 20 mm，输出为 STL 格式。

2 实验与分析

2.1 SLM 制备多孔钛合金样件

采用医用 TC4 ELI 粉末作为打印材料，该材料具有良好的机械性能和生物相容性，粉末颗粒平均直径为 10~53 μm 。采用德国 EOS 公司生产的 M290 型号 3D 打印机，该打印机采用 SLM 工艺，激光波长 1064 nm，激光光斑直径 80 μm ，激光功率 280 W，扫描速率 1200 mm/s，能量密度 55.56 J/mm³，扫描间距 140 μm ，铺粉层厚 30 μm 。将样件模型 STL 文件导入数据处理软件，待生成支撑和切片处理后导入打印机，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，打印出的常规和变形 Gyroid 单元钛合金多孔样件如图 6a 和 6b 所示。

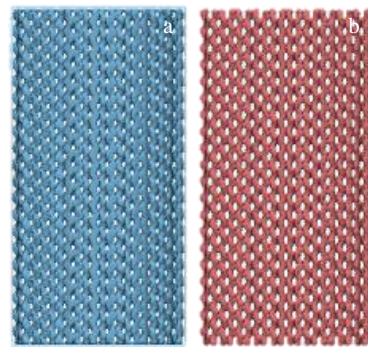


图 5 变形 Gyroid 单元多孔结构

Fig.5 Deformed G structures STL model of 60% porosity (a) and 75% porosity (b)

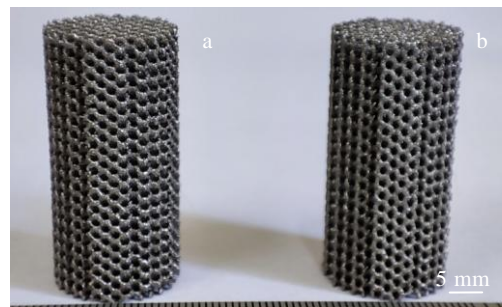


图 6 SLM 打印的样件实物图

Fig.6 Physical maps of normal (a) and deformed (b) G structures fabricated by SLM

用 Micro-CT 对成品样件进行扫描, 由于扫描精度高, 数据量大, 重建困难, 故只扫描了样件顶面往下 3 mm 的部分, 图 7 是孔隙率为 75% 的变形 Gyroid 单元钛合金多孔样件扫描结果。

观察 CT 影像图和重建后的模型, 发现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, 图 8 是孔隙率为 75% 的变形 Gyroid 单元钛合金多孔样件部分重建结果, 由于制造精度、工艺、CT 扫描质量以及重建质量的影响, 重建后的样件表面较为粗糙, 导致样件的尺寸和孔隙率与设计模型存在一定的误差, 下表 1 显示了设计孔隙率和 CT 重建后孔隙率的误差 (%), 误差在允许范围内, 对不同样件的力学性能之间的对比, 影响微小。

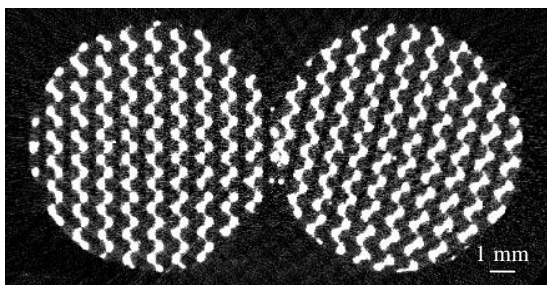


图 7 孔隙率为 75% 的变形 Gyroid 单元 Micro-CT 扫描横断面
Fig.7 Micro-CT scan cross section of deformed Gyroid cell with 75% porosity

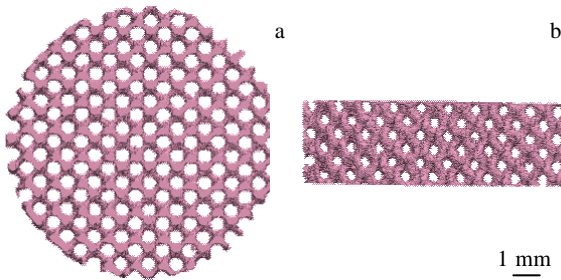


图 8 变形 G 多孔钛的 Micro-CT 重建模型
Fig.8 Micro-CT reconstruction models of deformed G porous titanium: (a) top view and (b) main view

表 1 设计孔隙率与 CT 重建孔隙率对照表

Table 1 Comparison of design porosity and CT reconstruction porosity (%)

Sample	Design porosity	Reconstruction porosity	Deviation
Normal 60	60	66.10	10.2
Normal 75	75	76.23	1.64
Deformed 60	60	68.91	14.85
Deformed 75	75	77.80	3.73

2.2 钛合金多孔样件力学性能测试分析

压缩试验采用 Instron 电子万能材料试验机, 样件分为常规组和变形组, 每组设置 60% 和 75% 2 种孔隙率, 分别表示为 Normal 60, Normal 75; Deformed 60, Deformed 75。样件尺寸 $\Phi 10 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$, 每种样件数量为 5 个, 压缩加载速率 1 mm/min。

试验得到力-位移数据, 依据胡克定律:

$$\varepsilon = \Delta L / H \tag{6}$$

$$\sigma = F / S \tag{7}$$

式中, ΔL 为压缩的长度, H 为样件的高度, F 为支反力, S 为截面面积, 取决于圆柱的半径 r 。等效弹性模量按照如下公式计算:

$$E = \sigma / \varepsilon = FH / \Delta LS \tag{8}$$

从而得到应力-应变曲线和等效弹性模量, 应力-应变曲线拟合图如图 9 所示。

根据应力-应变曲线图可知, 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, 在弹性变形阶段, 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, 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。在紧密压实阶段, 样件内部结构被进一步压实, 应力逐步上升。图 10 为变形 Gyroid 单元钛合金多孔样件压缩变形过程图, 当逐步施加压力时, 在样件的边缘首先出现弯曲, 随着力的加载, 在样件中部边缘出现裂纹, 随着应变的增大, 在样件中部裂纹处逐渐形成近 45° 的剪切带。常规 Gyroid 单元钛合金多孔样件在压缩过程中, 部分样件形成 45° 剪切带, 部分样件逐层坍塌而失效, 尽管失效形式不同, 但同一类型样件的强度和弹性模量相近。

通过试验可得, 变形 Gyroid 单元 60% 孔隙率样件的平均抗压强度最高, 其值为 180.671 MPa, 常规 Gyroid 单元 75% 孔隙率样件的平均屈服强度最低, 其值为 60.007 MPa。表 2 是各组样件的平均抗压强度和

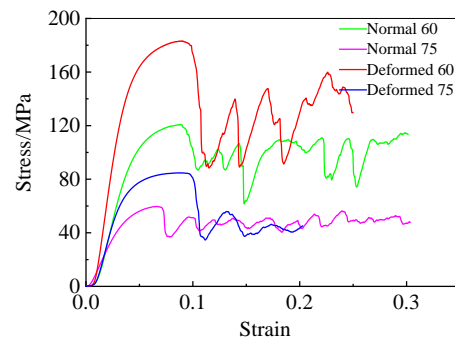


图 9 多孔钛的应力-应变曲线
Fig.9 Stress-strain curves of porous titanium

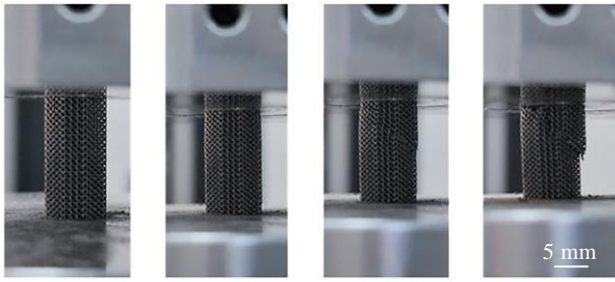


图 10 变形多孔样压缩变形过程图

Fig.10 Compression deformation process diagram of deformed porous sample

弹性模量，图 11 和图 12 通过柱状图更加直观地显示各组样件力学性能的差异。

通过常规和变形 2 组不同孔隙率样件的对比，发现随着孔隙率的上升，样件的弹性模量和抗压强度下降。常规组中，75%孔隙率的样件相比 60%孔隙率的样件平均抗压强度和平均弹性模量分别下降 50.4%和 47.6%；变形组中，75%孔隙率的样件相比 60%孔隙率的样件平均抗压强度和平均弹性模量分别下降 53.4%和 45.3%，孔隙率的增大引起 Gyroid 单元多孔结构中壁厚减小，导致样件实体部分减少，故而抗压能力下降。同时，结构上的变化也引起性能的变化，相同孔隙率的不同类型的 Gyroid 单元样件的抗压性能也有

表 2 钛合金多孔样件力学性能

Sample	Compressive strength/MPa	Elastic modulus/GPa
Normal 60	121.048	3.328
Normal 75	60.007	1.745
Deformed 60	180.671	5.442
Deformed 75	84.281	2.976

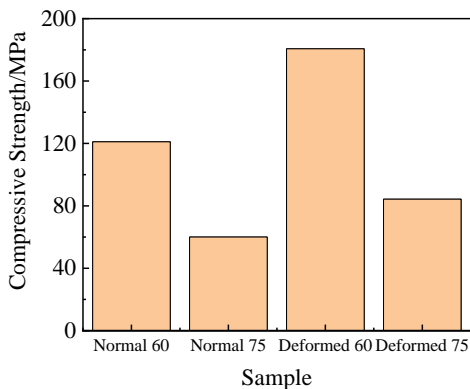


图 11 不同样品的抗压强度柱状图

Fig.11 Compressive strength histogram of different samples

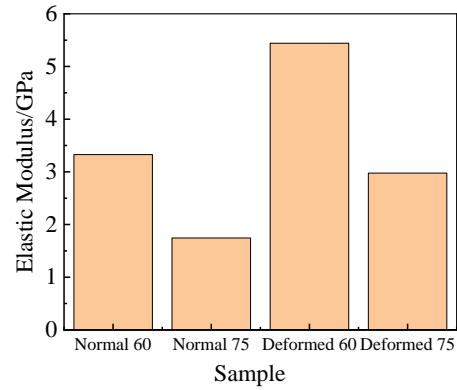


图 12 不同样品的弹性模量柱状图

Fig.12 Elastic modulus histogram of different samples

所差异，孔隙率为 60%时，变形 Gyroid 单元样件比常规 Gyroid 单元样件具有更高的平均抗压强度和平均弹性模量，平均抗压强度增加 49.3%，平均弹性模量增加 63.5%；孔隙率为 75%时，变形 Gyroid 单元样件比常规 Gyroid 单元样件的平均抗压强度增加 40.5%，平均弹性模量增加 70.5%，在同等孔隙率的情况下，长轴在压缩方向上的变形 Gyroid 单元多孔结构具有更优的力学性能。

3 结 论

- 1) 针对 Gyroid 单元多孔结构，研发一种参数化设计方法，可设计所需孔隙率和特征的多孔结构。
- 2) 采用 SLM 工艺制备孔隙率为 60%和 75%的钛合金多孔样件，样件内部结构完好，没有出现明显的孔隙堵塞和结构断裂现象，尺寸和孔隙率与设计模型存在一定的误差，但在误差范围内，对其性能影响微小。
- 3) 变形和常规 Gyroid 单元多孔结构的抗压强度和弹性模量均随着孔隙率的上升而下降；在等孔隙率的条件下，长轴在压缩方向上的变形 Gyroid 单元多孔结构的力学性能优于常规 Gyroid 单元多孔结构。

参考文献 References

[1] Lv Yuting, Wang Binghao, Liu Guohao *et al.* *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*[J], 2021, 9: 641 130

[2] Liao Xinyu(廖欣宇), Wang Fuke(王福科), Wang Guoliang(王国梁). *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*(中国组织工程研究)[J], 2021, 25(28): 4553

[3] Yao Yazhou(姚亚洲), Xie Jinsong(谢劲松), Fan Shuqian(范树迁). *Journal of Graphics*(图学学报)[J], 2016, 37(3): 367

[4] Yuan Li, Ding Songlin, Wen Cuie. *Bioactive Materials*[J], 2019, 4: 56

[5] Top N, Şahin İ, Gökçe H *et al.* *Journal of Materials*

- Research*[J], 2021, 36(1): 3725
- [6] Balla V K, Martinez S, Rogoza B T *et al. Materials Science and Engineering C*[J], 2011, 31(5): 945
- [7] Shi Zhiliang(石志良), Lu Xiaolong(卢小龙), Huang Chen(黄琛) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2019, 48(6): 1829
- [8] Qu Huawei(屈华伟), Han Zhenyu(韩振宇), Zhuo Yue(卓越) *et al. Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2019, 55(15): 71
- [9] Sanjairaj V, Zhang L, Zhang S *et al. ACS Applied Bio Materials*[J], 2018, 1(2): 8b00052
- [10] Yang E, Leary M, Lozanovski B *et al. Materials & Design*[J], 2019, 184: 108 165
- [11] Maconachie T, Leary M, Lozanovski B *et al. Materials & Design*[J], 2019, 183: 108 137
- [12] Rati V, Singh N, Rai S *et al. Advances in Computational Methods in Manufacturing*[C]. Singapore: Springer Nature, 2019: 955
- [13] Li Xiang(李 祥), Gao Ruining(高芮宁), Xiong Yinze(熊胤泽) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2020, 49(1): 325
- [14] Gao Ruining(高芮宁), Li Xiang(李 祥). *Journal of Mechanical Engineering*(机械工程学报)[J], 2021, 57(3): 220
- [15] Gao Ruining(高芮宁), Xiong Yinze(熊胤泽), Zhang Hang(张 航) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2021, 50(1): 249
- [16] Y áñez A, Cuadrado A, Martel O *et al. Materials & Design*[J], 2018, 140: 21
- [17] Lei Hongyuan(雷鸿源), Li Jingrong(李静蓉), Xu Zhijia(徐志佳) *et al. Journal of Computer-Aided Design and Computer Graphics*(计算机辅助设计与图形学学报)[J], 2020, 32(1): 156

Design and Analysis of Porous Structure of Titanium Alloy Deformed Gyroid Unit

Shi Zhiliang¹, Gao Jie¹, Wang Wei¹, Xiao Jun², Qi Dahu²

(1. Wuhan University of Technology, Wuhan 430070, China)

(2. Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, China)

Abstract: The porous structure of triply periodic minimal surfaces (TPMS) has been studied extensively, but the porous structure of deformed TPMS is less studied, and the porous structure of deformed TPMS has potential advantages in the mechanical properties in a certain direction. The parametric design method of the porous structure of the Gyroid cell was studied, and the normal and deformed porous titanium alloy samples of the Gyroid cell with the porosity of 60% and 75% were prepared by the selective laser melting molding technology (SLM). The morphological characteristics of the sample were observed by Micro-CT, and the internal connectivity is good, and no obvious structural fracture and pore blockage are found. The Instron electronic universal material testing machine was used to carry out the mechanical compression test. The results show that the compressive strength of the porous structure of the deformed Gyroid unit with a porosity of 60% increases by 49.3% compared with the porous structure of the normal Gyroid unit, and the elastic modulus increases by 63.5%. When the porosity is 75%, the compressive strength increases by 40.5% and the elastic modulus increases by 70.5%. The research results show that under the same porosity, the deformed Gyroid unit structure of the long axis in the compression direction has better mechanical properties.

Key words: deformed triply periodic minimal surfaces; titanium alloy; porous structure; mechanical properties

Corresponding author: Xiao Jun, Ph. D., Professor, Department of Orthopedics, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, P. R. China, Tel: 0086-27-83665398, E-mail: jun_xiao@hust.edu.cn