

钛合金植入物梯度孔结构设计及其力学性能

石志良¹, 卢小龙¹, 黄琛¹, 李锋², 孙允龙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: 植入物多孔结构的设计多以规则孔结构为主, 而少有针对梯度孔结构的设计。本文提出平面 center 及空间 sphere 2 种梯度圆孔设计方法, 实现对某一平面 center 梯度孔结构植入物的设计, 采用激光选区熔化技术(selective laser melting, SLM) 制备出孔隙率为 75% 的医用钛合金 Ti6Al4V 梯度孔与规则孔结构植入物样件, 进行微观材料表征和力学性能测试, 得到相关力学数据。结果表明: 该种梯度孔结构的力学性能优于规则孔, 在孔隙率为 75% 的条件下, 梯度孔样件的平均弹性模量较规则孔高 36.25%, 平均抗压强度提高 29.9%。

关键词: 增材制造; 梯度多孔结构; 计算机辅助设计; 植入物; 力学性能

中图分类号: TB303

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2019)06-1829-06

医用材料 Ti6Al4V 具有良好的生物相容性, 是制备骨科植入物常规材料。但是致密合金的力学强度远高于骨组织, 植入后容易出现应力屏蔽效应, 过高的强度也容易引起患者的不适, 导致植入体的松动与脱落, 不利于病变部位的术后重建^[1]。而合适的多孔结构植入物不仅可以有效地避免应力屏蔽效应, 还可以改善整体的力学性能, 维持结构的长期稳定性。随着 3D 打印的兴起, 发现其特定的宏观和微观结构对促进骨的重建具有重要的意义^[2,3]。

传统的制备工艺对精细多孔结构的制备具有很大的局限性, 而增材制造(又称作 3D 打印、快速原型)技术的发展为精细多孔结构的制备提供支持。目前应用于医学上的增材制造技术包括激光选区熔化技术(selective laser melting, SLM)和电子束选区熔化技术(electron beam selective melting, EBSM)等加工的金属材料有不锈钢、钛合金等, 其机械性能达到甚至超过传统制造水平, 同时可以制做任意复杂形状的零件, 在生物医学精细多孔植入物的制备上具有极大优势^[4-6]。

多孔结构的计算机辅助设计, 最常见的是周期性阵列孔单元的多孔结构设计方法, 相对于传统的泡沫金属而言, 该方法制备的多孔结构孔隙排列规则、连通性优良、容易制造, 但孔结构单一、仿生性较差。为获得仿生良好的孔结构分布, Gómez^[7]等人提出基于 Voronoi 图镶嵌方法的仿生孔结构设计, 然而仍然存在着较难制造的问题; 尤飞^[8]等人基于多约束背包问题, 利用混合

遗传算法求解多孔结构模型, 其结构存在连通性差的问题。为了获得较易制造, 较优仿生性能的多孔结构, 梯度孔是最佳选择之一, 连续孔径梯度的分布能够提高细胞接种效率并诱导细胞通过多孔结构更均匀的分布^[9]。李虎^[10]等人提出分层设计的思想, 改变层与层间孔隙尺寸来获得梯度孔结构, 但是孔径分布不够连续; Boccaccio^[11]等人提出利用机械生物学驱动的优化算法来确定某种梯度孔结构的最佳孔隙分布。这些研究并未对增材制造的不同梯度多孔结构的力学性能进行详细研究。

本文采用计算机辅助设计技术, 阐述规则多孔结构的设计方法, 提出平面 center 及空间 sphere 2 种梯度圆孔设计方法, 采用 SLM 技术制备出钛合金多孔实物样件, 通过力学测试, 分析规则孔隙及梯度孔隙的相关力学性能, 为规则多孔结构和梯度多孔结构植入物的设计及其 SLM 技术制备提供技术基础。

1 方法

1.1 规则孔结构设计

骨组织是一种复杂的内部带有孔隙结构的复合材料。人骨的弹性模量为 10~30 GPa, 皮质骨孔隙率为 5.36%~14.2%, 孔隙尺寸为 5~150 μm, 松质骨孔隙率达到 30%~95%, 孔隙尺寸为 20~1000 μm; 根据相关研究, 多孔结构的最佳孔隙尺寸为 100~600 μm, 孔隙率介于 60%~95%之间。由于要促进新骨与毛细血管的生成, 因此孔隙尺寸要大于 300 μm^[3,12], 孔隙尺寸达到 500 μm 时,

收稿日期: 2018-06-5

基金项目: 国家重点基础研究发展计划(“973”计划)(2016YFB1101300)

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

具有优异的骨诱导性^[13], 在本研究设计过程中选择的最佳孔隙尺寸为 400~800 μm, 孔隙率为 60%~95%。

根据骨特征, 可选择设计不同孔单元结构, 基本的孔单元将会影响多孔植入物的性能, 如孔隙率、比表面积、多孔密度、机械性能等。运用 rhinoceros5.0 软件对孔单元进行设计与建模, 表 1 所示为设计的一些孔单元及多孔结构。孔隙尺寸定义为孔径, 为孔单元表面孔隙最大内接圆的直径^[14], 如图 1 所示。孔单元的单元外包络结构为立方体结构, 尺寸为 1 mm×1 mm×1 mm。将孔单元在 X、Y、Z 方向或者是其他定义的三轴方向上进行阵列操作, 将会得到空间多孔结构。本文设计制造的规则孔实验样件为直径 20 mm, 高 20 mm 的圆柱体规则圆孔结构, 如图 2 所示, 孔隙尺寸为 600 μm。

1.2 梯度孔结构设计

针对梯度孔隙分别采用平面 center 梯度孔隙与空间

表 1 孔单元及多孔实体
Table 1 Unit cells and pore structures

Unit cell 1 mm×1 mm ×1 mm	
Pore structures 5 mm×5 mm ×5 mm	

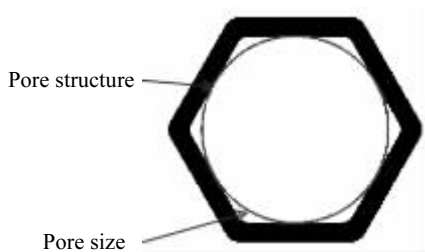


图 1 孔径定义

Fig.1 Definition of pore size

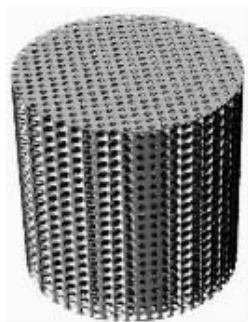


图 2 规则孔隙

Fig.2 Regular pore structure

sphere 梯度孔隙的 2 种方法设计。对平面 center 梯度孔隙的设计而言, 梯度关系只会存在于平面上。假设将孔定义在 xoy 平面上, 在该平面上定义某一参考点 center 其坐标为(x_c, y_c), 同时该平面上存在一系列均匀排列的孔隙中心点, 梯度关系可由该平面内孔隙中心点与 center 的直线距离与该中心点孔径尺寸的函数关系来确定, 如图 3a 所示。设其中第 p 个孔隙中心点的坐标为(x_p, y_p), p 点与 center 点的直线距离 L_p为:

$$L_p = \sqrt{(x_c - x_p)^2 + (y_c - y_p)^2} \tag{1}$$

p 点孔径尺寸 r_p 与平面直线距离 L_p 的函数关系为:

$$r_p = f(L_p) = f(\sqrt{(x_c - x_p)^2 + (y_c - y_p)^2}) \tag{2}$$

由式(2)可知, 该种函数关系定义的多样性决定了梯度设计的多样性, 同时这种设计方式只会存在平面上单一的梯度孔隙, 层与层之间的孔隙是无梯度而言的, 设计结果如图 4a 所示。

为使层与层之间存在梯度, 提出一种空间 sphere 梯度孔设计方式, 如图 3b 所示。该方法与上述方法类似, 但直线距离为三维空间距离, 假定空间 xyz 中存在一系列均匀排列的孔隙中心点, 梯度关系可由空间中某一参

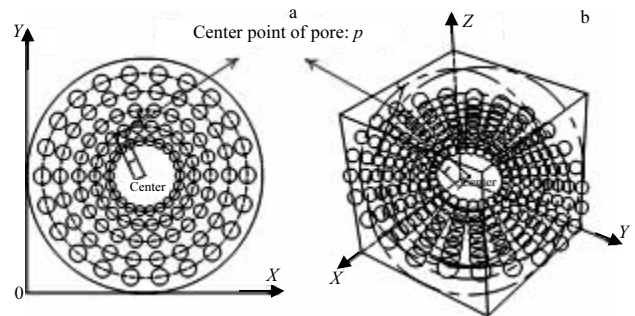


图 3 平面 center 梯度孔设计和空间 sphere 梯度孔设计

Fig.3 Planar center gradient pore structure design (a) and spatial sphere gradient pore structure design (b)

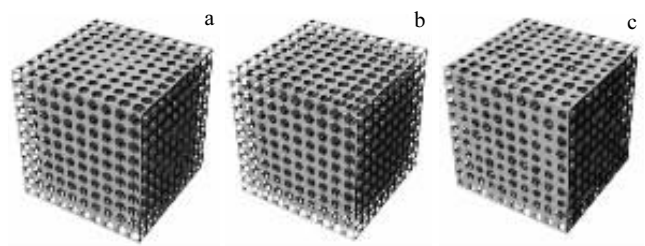


图 4 center 梯度孔、sphere 梯度孔和随机孔

Fig.4 Center gradient pore structure (a), sphere gradient pore structure (b), and random pore structure (c)

考点 $center(x_c, y_c, z_c)$ 与空间孔隙中心点 p 的直线距离与该点孔径尺寸的函数关系来确定。第 p 个孔隙中心点与 $center$ 的空间距离为：

$$L_p = \sqrt{(x_c - x_p)^2 + (y_c - y_p)^2 + (z_c - z_p)^2} \quad (3)$$

p 点孔隙尺寸 r_p 与空间直线距离 L_p 的函数关系为：

$$r_p = f(L_p) = f(\sqrt{(x_c - x_p)^2 + (y_c - y_p)^2 + (z_c - z_p)^2}) \quad (4)$$

设计结果如图 4b 所示。

此外考虑到 r_p 与 L_p 存在某种特殊关系，即随机关系，由于孔隙中心点是一系列的离散点的集合，存在集合关系如下：

$$P = \{(x_1, y_1), \dots, (x_p, y_p), \dots, (x_n, y_n), \text{其中 } n=1, 2, 3 \dots\} \quad (5)$$

又由于中心点的离散性使得孔径尺寸也是离散的，故存在集合关系如下：

$$P = \{r_1, \dots, r_p, \dots, r_n, \text{其中 } n=1, 2, 3 \dots\} \quad (6)$$

假定为得到某一孔径尺寸范围 (r_a, r_b) 的多孔结构分布，设第 p 个孔隙中心点的坐标为 (x_p, y_p) ，该点孔径尺寸为 $r_p \in (r_a, r_b)$ ， r_p 值的确定可由以坐标 (x_p, y_p) 为种子以随机算法 $random((x_p, y_p), (r_a, r_b))$ 为函数关系在孔径尺寸范围 (r_a, r_b) 中取得某一随机值来确定，此种方式得到的孔隙将会是随机孔隙，设计结果如图 4c 所示。

依照上述所述方法设计一种平面 $center$ 梯度圆孔结构，以便后续进行测试实验。取 $center$ 点为圆柱实体圆截面的中心点即 $c(10,10)$ ，平面中孔隙中心点集合是以点 $p_0(0.5, 0.5)$ 为起点，以 1 mm 为间距分别向 x 轴 y 轴阵列 20 次得到的，总共 400 个孔隙中心点，设定孔径尺寸范围为 400~800 μm ，得到空间中孔隙中心点与 $center$ 点之间距离的集合 L 并得到的最大、最小距离 $L_{\max}=13.44$ mm, $L_{\min}=0.87$ mm, 即可使得存在梯度为线性函数如下：

$$\begin{aligned} r_p &= \frac{r_b - r_a}{L_{\max} - L_{\min}} (L_p - L_{\min}) + r_a \\ &= 0.03182L_p + 0.37232(\text{mm}) \end{aligned} \quad (7)$$

遍历集合 L 中的所有距离 L_p ，由式(7)将会得到单层上多孔结构的梯度分布，向 z 轴方向阵列上述结果，得到直径 20 mm 高 20 mm 的平面 $center$ 梯度多孔结构，孔径尺寸为 400~800 μm ，存在的梯度为线性函数关系，设计模型如图 5 所示。

2 实验与讨论

2.1 SLM 制备多孔钛合金样件

制备多孔钛合金实体所用的原材料为医用级钛合金 Ti6Al4V-ELI(extra low interstitial)/Grade 23，该种钛合金

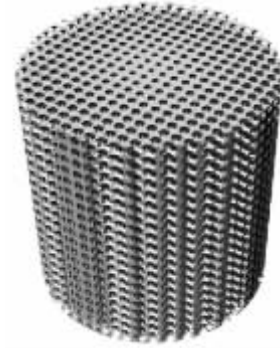


图 5 梯度孔隙

Fig.5 Gradient pore structure

特点是不易变形、纯度高（原子间隙小，致密性高）、低温下可以显现出很好的韧性、具有出色的生物相容性。3D 打印机采用德国 Concept Mlab R 型熔融金属打印机，将设计完成的规则及梯度孔隙结构模型保存为 STL 文件格式，经过 Simply3D 切片软件对模型进行切片操作，生成供 3D 打印的片层轨迹与路线。将切片分层处理后的数据导入到 3D 打印机中，根据片层轨迹，逐层敷设、逐层熔化、逐层凝固金属粉末直至模型打印完毕。

通过该技术制备的试样用电镜观察其显微组织如图 6 所示。显微观察发现，制备后的钛合金晶粒尺寸经过

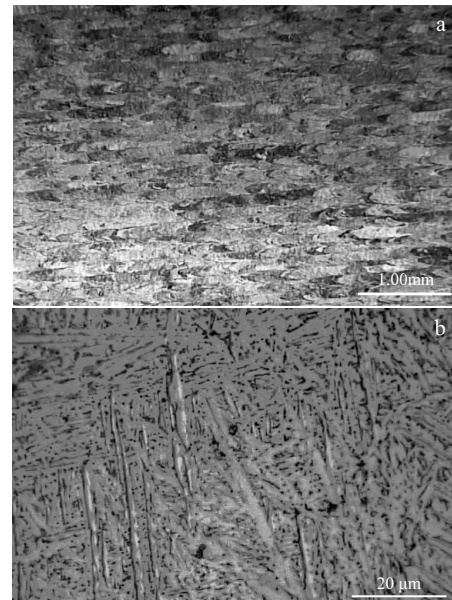


图 6 Ti6Al4V-ELI(extra low interstitial)/Grade 23 通过 SLM 制备后的显微结构

Fig.6 Micro-structure of Ti6Al4V-ELI (extra low interstitial)/Grade 23 after SLM technology manufacturing

快速冷却后转变为细小的针状马氏体组织如图 6b 所示, 尺寸为 10~20 μm , 马氏体杂乱无序竞争生长并没有表示出明显的组织取向性, 这和常规铸造钛合金本质上没有很大的区别。

将上述设计的孔隙结构模型(图 2 与图 5)通过 Concept 3D 打印工艺制备, 热处理后去除多孔钛合金样件残留孔隙中的粉体, 再经超声波清洗并烘干得到的样件如图 7 所示。由于制造工艺与精度的影响, 设计模型与制造模型在形貌与尺寸上存在一定的差异, 制造模型的表面具有一定的粗糙度, 然而多孔实体的特征主要由其设计特征决定, 虽然存在一定的误差, 但是误差在可控的范围内, 并不会对多孔结构的性能产生影响。

2.2 多孔结构样件力学性能测试分析

通过 MTS810 陶瓷试验系统对 3D 打印后的样件进行动态力学测试试验, 如图 8 所示。根据多孔陶瓷压缩试验方法(GB/T1964-1996)进行压缩测试试验。设置仪器的压缩加载速率为 0.5 mm/min。样件分为梯度组与

规则组, 尺寸大小为 $\Phi 20\text{ mm} \times 20\text{ mm}$, 每组 3 个样件。为便于对比, 设计的两组模型孔隙率近似相等, 约为 75%, 其设计孔隙率与实际孔隙率如表 2 所示, 误差小于 5%。对规则组与梯度组的测试数据进行处理, 得到 Stress (MPa)-Strain (%)和 Load (N)-Extension (mm)曲线图, 分别如图 9 和 10 所示。由分析测试结果可知, 经



图 8 MTS810 测试试验

Fig.8 MTS810 measurement test

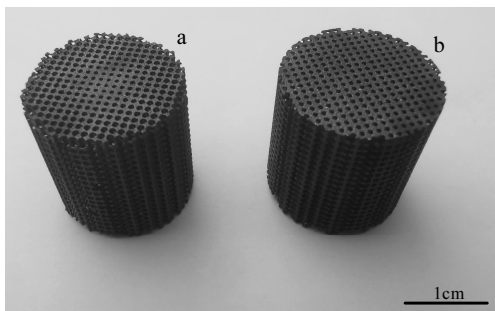


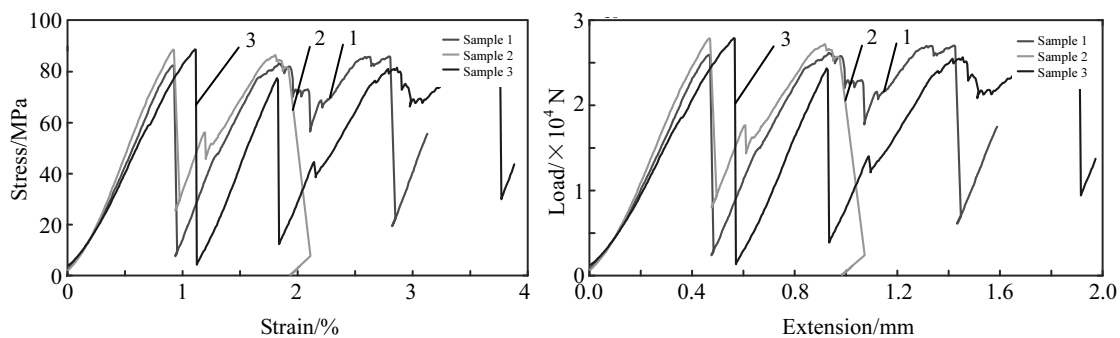
图 7 多孔结构: 梯度孔隙和规则孔隙

Fig.7 Pore structures: (a) gradient pore and (b) regular pore

表 2 样品设计及实际孔隙率

Table 2 Design and actual porosity of samples (%)

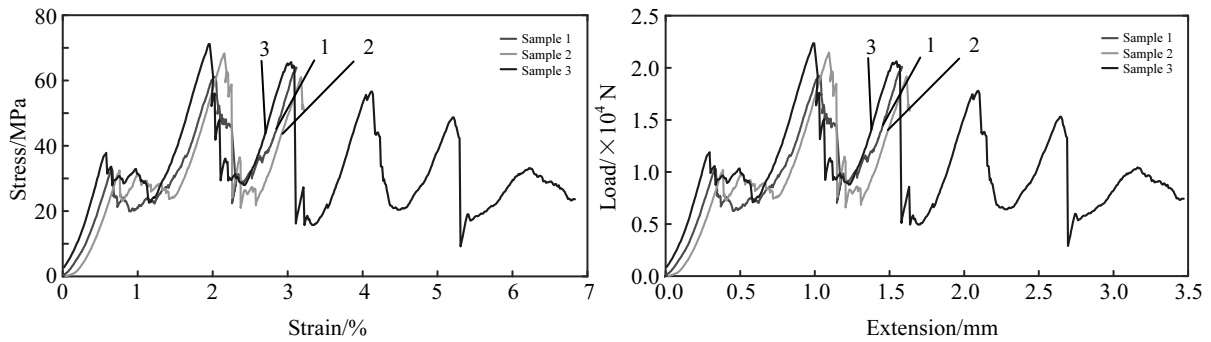
	Sample No.	Design porosity	Actual porosity
Gradient group	1	75.18	72.89
	2	75.18	73.67
	3	75.18	76.23
	Mean	75.18	74.26
Regular group	1	73.70	75.67
	2	73.70	72.92
	3	73.70	71.85
	Mean	73.70	73.49



Sample No.	Diameter/mm	Modulus/MPa	Load at offset yield/N	Stress at offset yield/MPa	Load at yield/N	Stress at yield/MPa	Peak load/N	Peak stress/MPa
1	20.0000	11031.8848	2799.1987	8.9101	25914.7685	82.4893	27007.4280	85.9673
2	20.0000	11901.0616	9320.7931	29.6690	27852.4962	88.6573	27852.4962	88.6573
3	20.0000	9772.5956	1353.1804	4.3073	27885.0834	88.7610	28206.1623	89.7830
Mean	20.0000	10901.8474	4491.0574	14.2955	27217.4494	86.6358	27688.6955	88.1359
Std. dev.	0.0000	1070.1747	4244.7029	13.5113	1128.2724	3.5914	615.92528	1.9606

图 9 梯度组测试数据

Fig.9 Gradient group test data



Sample No.	Diameter/mm	Modulus/MPa	Load at offset yield/N	Stress at offset yield/MPa	Load at yield/N	Stress at yield/MPa	Peak load/N	Peak stress/MPa
1	20.0000	7521.6698	16243.2422	51.7039	10336.6960	32.9027	20105.3204	63.9972
2	20.0000	8120.2523	17289.8790	55.0354	10205.5368	32.4852	21464.9309	68.3250
3	20.0000	8370.0595	8762.8405	27.8930	11894.1365	37.8602	22361.0176	71.1773
Mean	20.0000	8003.9939	14098.6539	44.8774	10812.1231	34.4161	21310.4230	67.83320
Std. dev.	0.0000	435.9797	4650.4882	14.8030	939.3431	2.9900	1135.7583	3.6152

图 10 规则组测试数据

Fig.10 Regular group test data

SLM 制备的多孔钛合金力学强度较致密钛试样低，其中，梯度组的平均弹性模量和平均抗压强度分别为 10.9 GPa 和 88.13 MPa，规则组的平均弹性模量和平均抗压强度分别为 8.0 GPa 和 67.83 MPa。梯度孔样件的平均弹性模量较规则孔高 36.25%，平均抗压强度提高 29.9%。由于致密钛合金的刚度及最大抗压强度等力学参数均远远高于自然骨组织，这将极易导致应力屏蔽效应。天然骨组织的抗压强度在 80~150 MPa 之间。本研究中通过设计对比某一平面 center 梯度圆孔与规则圆孔结构，在保证同一孔隙率条件下(同等质量的材料)，梯度孔结构比规则孔结构的抗压性能更好，同时梯度孔结构样件在孔隙率为 75%左右时的平均弹性模量与自然骨组织相匹配，可有效避免植入物的应力屏蔽效应。

3 结 论

1) 合理运用平面 center 与空间 sphere 梯度建模方式可以很好地设计出不同梯度圆形孔结构分布模型，能够较为精确地实现具有一定范围孔径大小、不同尺寸孔结构分布等特征建模，有效完成组织工程多孔植入体模型梯度孔结构订制。

2) 应用 SLM 工艺技术可有效地实现对多孔钛骨植入体的成型制造，相比于设计模型，成型样品的孔结构其孔隙率误差在 5%以内。

3) 通过测试试验，对比上述特定情况下设计的平面 center 梯度孔与规则孔，在保证两者孔隙率相近的情况下(同等质量材料)梯度孔具有更高的整体弹性模量与抗压

强度，且其平均弹性模量与自然骨组织相匹配度更好。

参考文献 References

[1] Hu Haibo(胡海波), Liu Huiqun(刘会群), Wang Jie'en(王杰恩) et al. *Materials Review(材料导报)*[J], 2012(S1): 262

[2] Fujibayashi S, Neo M, Kim H M et al. *Biomaterials*[J], 2004, 25(3): 443

[3] Dabrowski B, Swieszkowski W, Godlinski D et al. *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*[J], 2010, 95B(1): 53

[4] Wauthle R, Ahmadi S M, Amin Y S et al. *Materials Science & Engineering C*[J], 2015, 54: 94

[5] Hedayati R, Janbaz S, Sadighi M et al. *J Mech Behav Biomed Mater*[J], 2016, 65: 831

[6] Wang Jianfei(王健飞), Chen Changjun(陈长军), Wang Xiaonan(王晓南) et al. *Journal of Mechanical Engineering(机械工程学报)*[J], 2016, 52(21): 206

[7] Gómez S, Vlad M D, López J et al. *Acta Biomaterialia*[J], 2016, 42: 341

[8] You Fei(尤飞), Yao Yuan(姚远), Hu Qingxi(胡庆夕). *Journal of Mechanical Engineering(机械工程学报)*[J], 2011, 47(1): 138

[9] Sobral J M, Caridade S G, Sousa R A et al. *Acta Biomaterialia*[J], 2011, 7(3): 1009

[10] Li Hu(李虎), Yang Jianyu(杨建宇), Su Pengcheng(苏鹏程) et al. *Journal of Central South University(中南大学学报)*[J], 2012, 19(12): 3492

- [11] Boccaccio A, Uva A E, Fiorentino M *et al. Plos One*[J], 2016, 11(1): 146 935
- [12] Qi Liuju (戚留举), Li Zifu (李子夫), Zhang Chunyu(张春雨) *et al. Machinery*(机械)[J], 2014(5): 70
- [13] Fukuda A, Takemoto M, Saito T *et al. Acta Biomaterialia*[J], 2011, 7(5): 2327
- [14] Van B S, Chai Y C, Truscello S *et al. Acta Biomaterialia*[J], 2012, 8(7): 2824

Gradient Pore Structure Design and Mechanical Properties of Titanium Alloy Implant

Shi Zhiliang¹, Lu Xiaolong¹, Huang Chen¹, Li Feng², Sun Yunlong²

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

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

Abstract: For the design of pore structure of titanium alloy implants, most of the current researches were on regular pore structures, while few of them were concerned with the design of gradient pore structures. In this research, two methods of designing circular pores with Planar Center Gradient and Spatial Sphere Gradient were proposed. On this basis, a certain model design of Planar Center Gradient was completed. Some samples of titanium alloy gradient pore and regular pore structure implants with a porosity of 75% were fabricated by selective laser melting (SLM), and microscopic material characterization was performed. Through the test of mechanical properties, the related mechanical data were obtained. The result shows that the mechanical properties of the gradient pore structure are better than those of regular pores. Under the condition of porosity of 75%, the average elastic modulus of gradient pore sample is 36.25% higher than that of regular pore and the average compressive strength is increased by 29.9%.

Key words: additive manufacturing; gradient pore structure; computer-aided design; implant; mechanical properties

Corresponding author: Li Feng, Master, Orthopedic Department, Tongji Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430030, P. R. China, E-mail: lifengmd@hust.edu.cn