

基于 SLM 制备的 Ti-6Al-4V 人工骨支架的结构设计与力学性能分析

杨文静¹, 乌日开西·艾依提¹, 王娟¹, 滕勇²

(1. 新疆大学, 新疆 乌鲁木齐 830047)

(2. 解放军新疆军区乌鲁木齐总医院, 新疆 乌鲁木齐 830000)

摘要: 设计了 6 种 Ti-6Al-4V 人工骨支架, 利用 SLM (选择性激光熔化) 进行制备。采用万能材料试验机结合高速摄像机分析支架的压缩过程, 并利用 Ansys 软件进行应力分析。结果表明: 支架的立柱直径对支架的力学性能影响较大, 横梁直径对其影响较小; 在相同高度下, 支架横梁直径增大、层数增多或立柱直径增大, 均使结构长/径比减小, 使结构稳固且支架承载能力提高; 支架的力学性能应与周围骨组织相匹配, 经过分析, 有 3 种结构的支架力学性能与人体股骨相近, 故可作为股骨的人工骨支架。

关键词: SLM; 人工骨支架; 力学性能

中图分类号: TG146.2³; TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2017)10-2993-06

目前临床上对骨缺损的治疗方式有自体骨移植、异体骨移植和人工骨移植等 3 种。人工骨移植可以有效解决自体骨骨源数量和异体骨抗原性的限制, 通过有效方式形成新的具有与自身功能和形态相应的组织工程化骨, 达到修复骨缺损的目的。常用的人工骨支架材料有聚合物、生物陶瓷、钛合金等。其中聚合物和生物陶瓷具有良好的生物相容性、降解性、骨诱导性, 但其力学性能较差, 使支架不能提供良好的支撑^[1-3]; 钛合金有良好的生物相容性, 力学性能较好, 已作为首选金属种植体材料应用于骨科移植^[4-6]。

目前 3D 打印技术的发展非常迅速, 该技术直接由数字驱动, 能够制备任意复杂形状的零件, 在航空航天、消费电子、汽车、医疗等领域得到广泛应用。常见的金属零件 3D 打印技术包括激光选区烧结 (SLS)、激光直接金属烧结 (DMLS)、激光工程净成型 (LENS)、选择性激光熔化 (SLM)、电子束熔融成型 (EBM) 等, 其中可以直接制备致密金属零件的技术有 SLM、EBM LENS 等^[7-13], 且均可制备具有微孔分布的钛合金人工骨支架。作者选用 SLM 技术对支架进行制备, 该技术能够保证支架孔隙结构相互连通^[14-17]。

本研究建立了 6 种不同结构的人工骨支架模型, 采用 SLM 技术制备 Ti-6Al-4V 人工骨支架, 并对支架的力学性能进行分析。

1 人工骨支架模型的建立、制备及压缩实验

1.1 模型的建立

设计的支架外形为长方体, 尺寸为 10.8 mm×10.8 mm×7.2 mm, 如图 1 所示。图 1a、1b 所示分别为横梁为 2 层和 3 层的人工骨支架结构, 其中横梁和立柱均为圆柱体, 横梁中心距 (S_2) 为 3.6 mm (2 层) 及 2.4 mm (3 层), 立柱中心距 (S_x) 为 3.6 mm (3 列) 及 2.7 mm (4 列)。由于后期该支架结构内部与周围将填充生物陶瓷材料, 使人工骨支架同时具备良好的生物性能和力学性能, 故该支架的中心距设计值较大。

设计的 6 种不同人工骨支架的结构参数如表 1 所示。其中所有支架的总体高度相同, 当横梁和立柱的直径取不同值时, 相邻横梁和立柱间中心距不变。

1.2 支架的制备

利用德国 EOS 公司的 SLM 设备 (EOSINT M280) 对支架进行制备, 材料为与该设备配套的 Ti-6Al-4V 粉末, 每种支架分别制备 3 个, 工艺参数如表 2 所示。

1.3 压缩实验

采用 CMT5305 万能材料试验机对支架进行压缩实验, 加载速率为 1 mm/min。利用 Phantom 高速摄像机对试样的压缩过程进行拍摄, 拍摄速度为 30 fps。

收稿日期: 2016-10-16

基金项目: 国家自然科学基金 (51165044, 31360229); 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室开放课题 (sklms2012001)

作者简介: 杨文静, 女, 1990 年生, 硕士, 新疆大学机械工程学院, 新疆 乌鲁木齐 830047, 电话: 0991-8592318; E-mail: 401238209@qq.com

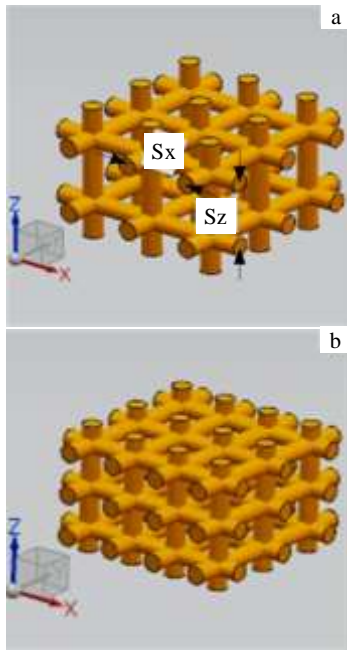


图 1 多孔支架的三维 CAD 模型

Fig.1 3D CAD models of porous scaffold: (a) two layers structure and (b) three layers structure

表 1 各支架的结构参数

Table 1 Structure parameters of the scaffolds

| Model No. | Beam diameter/mm | Vertical column diameter/mm | Layer numbers | Column numbers |
|-----------|------------------|-----------------------------|---------------|----------------|
| 1 | 1 | 1 | 2 | 3 |
| 2 | 1 | 1.5 | 2 | 3 |
| 3 | 0.8 | 1 | 2 | 3 |
| 4 | 1.5 | 1 | 2 | 3 |
| 5 | 1 | 1 | 3 | 3 |
| 6 | 1 | 1 | 3 | 4 |

表 2 工艺参数

Table 2 Process parameters

| Parameter | Value |
|-----------------------------------|-------|
| Laser power/W | 200 |
| Scanning speed/mm s ⁻¹ | 289 |
| Slice thickness/ μm | 50 |
| Point distance/ μm | 75 |
| Exposure/ μs | 125 |

2 结果与分析

2.1 载荷-位移曲线

支架的载荷-位移曲线如图 2 所示。由图 2 可知，各支架均经过施压-弹性变形-塑性变形-断裂 4 个阶段，曲线中的 1~4 点为各阶段的关键节点，其中弹性变形阶段为曲线中的 2、3 点间的直线部分。图右侧的

照片 1~4 依次为对应曲线中 1~4 点时刻高速摄像机拍摄的试件状态图。

对高速摄像机拍摄的 1~6 支架在 3 次实验中的受力变形过程及实验后的支架进行观察分析得知，2 层结构最终均是由于发生失稳倾斜导致不同程度的支架断裂，其中横梁和立柱直径相同的支架 1 均在底端沿 45°方向产生裂纹断裂而实验自动停止。横梁和立柱直径不同的支架 2、3 最终均在底端以及各向交叉位置发生断裂直至支架被压溃，支架 4 的断裂方式与 1 相同。

3 层结构支架 5、6 的 3 次实验过程中，支架分别在 1~2 层、2~3 层横梁之间沿 45°方向连接上下横梁和立柱交叉位置产生裂纹断裂，2 支架的 3 个试样均没有发生失稳现象。

2.2 支架结构的静力学分析

利用 Ansys Workbench 软件对所设计支架进行静力学结构分析，采用四面体网格划分，网格尺寸为 0.15 mm，约束支架下表面的 Z 向移动，对支架上表面施加的载荷为实验中各支架所能承受的平均最大载荷，分析支架的应力分布和剪切应力。

各支架的应力分布如图 3 所示，从图中可以得知，支架横梁的应力较小，靠近立柱位置应力逐步增加，且各支架立柱上的应力值均较大，表明载荷主要由立柱承受。最大应力值均发生在横梁和立柱交叉位置，这是由于横梁和立柱在此处的直径发生突变产生应力集中，故此处易发生破坏。

通过分析各支架的剪切应力，得知各支架的最大剪切应力均发生在横梁和立柱交叉位置，如图 4a、4b 所示。综上所述，可以得出模拟分析结果与实验中各支架在横梁和立柱交叉位置以及沿 45°方向连接上下交叉位置发生裂纹断裂的现象相吻合。

2.3 支架的力学性能

1~6 支架模型的 3 次实验结果的平均值如表 3 所示。

同为 2 层结构的支架 1~4，在实验过程中均发生失稳倾斜，但最终断裂方式不同，而 3 层结构支架 5、6 均没有失稳。这是由于横梁和立柱直径 (d_0 、 d)、横梁层数不同导致支架结构的长/径比 (L/d) 发生改变，如图 5 所示。表明支架在相同高度下，横梁直径增大、层数增多、立柱直径增大均使支架结构的长/径比减小。

各支架的长/径比如表 4 所示。2 层结构支架 1~4 中支架 3 的长/径比最大，然后依次为支架 1、4、2。由表 3 可知，承载能力却依次提高。支架 5 是在支架 1 的基础上增加 1 层横梁，但总体高度相同，致使长/径比减小 46.15%，承受载荷增大 19.67%。综上所述，

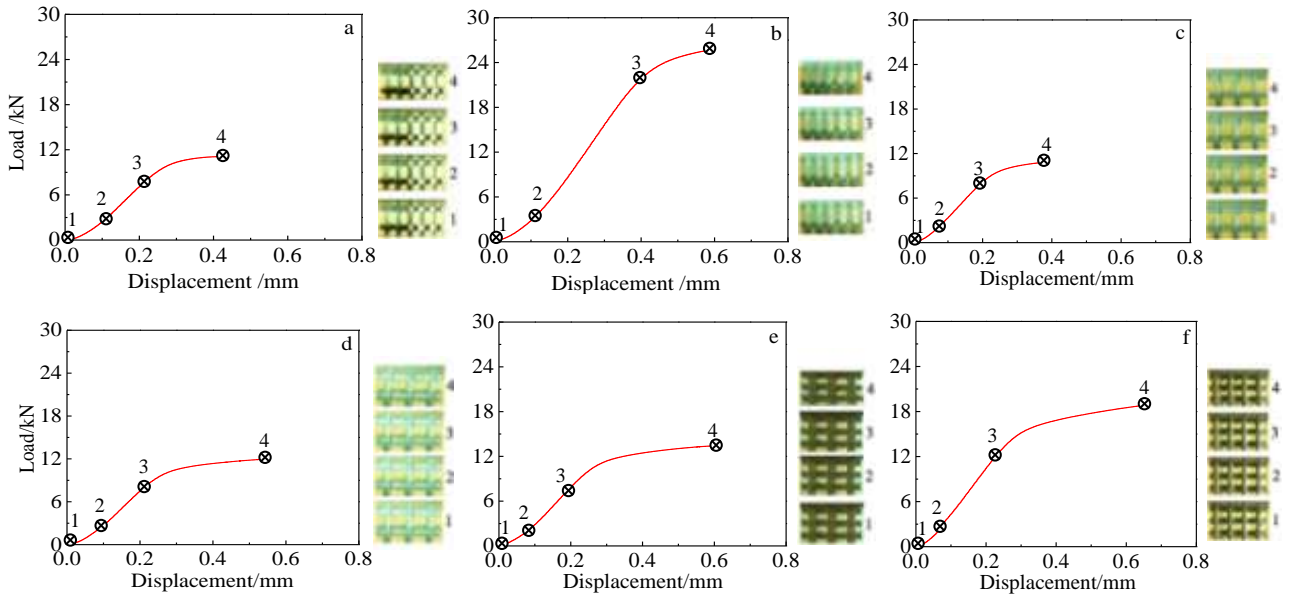


图 2 1~6 支架模型 3 次实验的平均载荷-位移曲线

Fig.2 Average load-displacement curves of scaffold No.1 (a), No.2 (b), No.3 (c), No.4 (d), No.5 (e), and No.6 (f)

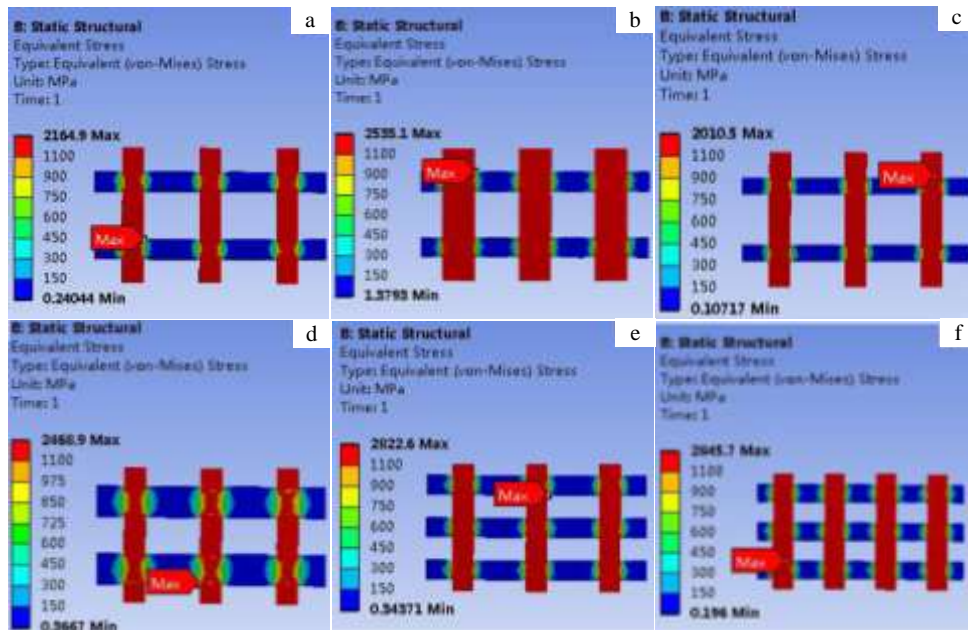


图 3 1~6 支架的应力分布云图

Fig.3 Stress distribution diagram of scaffold No.1 (a), No.2 (b), No.3 (c), No.4 (d), No.5 (e), and No.6 (f)

支架在同等高度下，结构长/径比越小，结构越稳固且支架承载能力越高。

由表 3、4 可以得出，同为 2 层结构，支架 2 的立柱直径为支架 1 的 1.5 倍，但其所承受的载荷约为支架 1 的 2.3 倍。同为 3 层结构的支架 5、6，其中支架 6 是在支架 5 的基础上增加了一列立柱，其承受载荷比支架 5 提高 36.8%，可知支架的立柱直径和列数对

于支架的承载能力影响较大。而横梁直径不同的支架 3、1、4，支架 1 和 4 与支架 3 相比，直径分别增大 25% 和 50%，承载能力分别只提高了 6.39%、4.61%，表明横梁直径大小对于支架的承载能力影响较小。

支架的设计不仅以增加强度为目标，因为支架的力学性能必须与周围的骨组织相匹配，支架植入人体后，如果支架的弹性模量高于自然骨，易出现应力屏

表 4 支架的长/径比

Table 4 Length-diameter ratio of scaffolds

| Model number | d_0/mm | d/mm | S_z/mm | L/mm | L/d |
|--------------|-----------------|---------------|-----------------|---------------|-------|
| 1 | 1 | 1 | 3.6 | 2.6 | 2.6 |
| 2 | 1 | 1.5 | 3.6 | 2.6 | 1.73 |
| 3 | 0.8 | 1 | 3.6 | 2.8 | 2.8 |
| 4 | 1.5 | 1 | 3.6 | 2.1 | 2.1 |
| 5 | 1 | 1 | 2.4 | 1.4 | 1.4 |
| 6 | 1 | 1 | 2.4 | 1.4 | 1.4 |

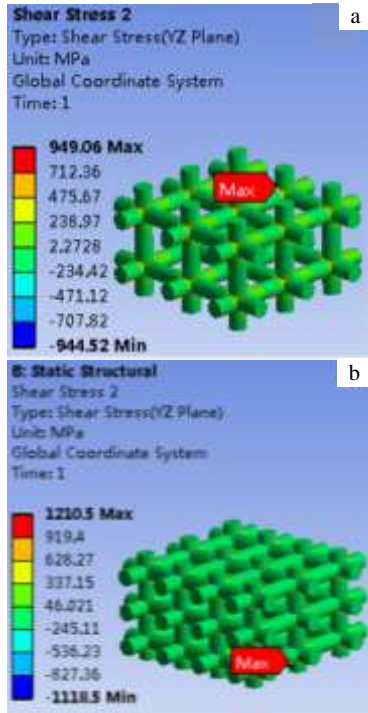


图 4 剪切应力分布云图

Fig.4 Shear stress distribution diagram: (a) two layers structure and (b) three layers structure

表 3 支架的 3 次实验结果的平均值

Table 3 Average value of three experiments of scaffolds

| Model number | Average load/kN | Average elastic modulus/GPa | Average compressive strength/MPa |
|--------------|-----------------|-----------------------------|----------------------------------|
| 1 | 11.49 | 27.66 | 170.88 |
| 2 | 26.39 | 41.26* | 348.66 |
| 3 | 10.80 | 29.42 | 160.62 |
| 4 | 12.02 | 25.62 | 178.76 |
| 5 | 13.75 | 19.02 | 204.49 |
| 6 | 18.81 | 34.91* | 252.08 |

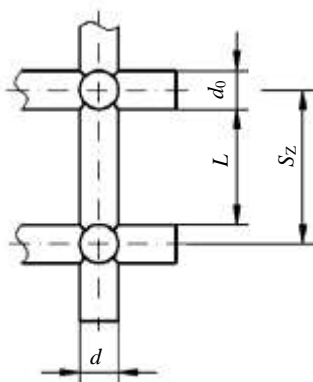


图 5 支架参数示意图

Fig.5 Schematic diagram of scaffold parameters

蔽现象，使得植入体周围的骨组织产生骨质疏松，导致后期更易发生骨折。移植率较高的人骨弹性模量介于 10~30 GPa 之间^[3]，由表 3 可以得知，支架编号为 2、6 的弹性模量（表中带*号）超过此范围，故虽然它们的承载能力较好，但不适合作为人工骨支架，其余 4 种模型均满足人骨对于支架弹性模量的要求。

由于人体骨的强度极限与人的年龄、性别、体重以及骨的位置等有关，人体湿润股骨的压缩强度极限为 170±4.3 MPa^[18]，对于弹性模量符合人骨需要的 4 种支架中，支架编号为 1、3、4 的强度极限与之相近。

在表 3 中，支架编号为 3、1、4 的横梁直径依次增大，支架的承受载荷和强度极限均依次增大，而弹性模量却是递减的。支架 5 是在支架 1 的基础上增加了一层横梁，其承载能力和强度极限亦比支架 1 有所提高，弹性模量减小。以上表明支架在同等高度下，横梁的直径增大、层数增多会使支架的承载能力提高，但弹性模量有所减小。而编号为 1、2 和 5、6 的支架是立柱直径增大和列数增多的情况，对应的承载能力提高，且伴随弹性模量的增大，这是由于立柱直径增大、列数增多会使支架的变形相对减小，从而导致弹性模量的增加。

2.4 支架的金相分析

图 6 所示为 Ti-6Al-4V 钛合金支架试样的金相组织。它是由许多成簇的、相互平行排列的板条状的 α' 马氏体组成，并且它们之间以小角度晶界相间。表明试样在用 SLM 技术的制备过程中，由于激光束的局部快速扫描和冷却促使 β 相向 α' 组织转变。

2.5 支架断口形貌

利用扫描电子显微镜对支架断口进行微观形貌观测，断口的宏、微观形貌特征如图 7 所示。图 7a 所示为支架 6 的宏观断口，可以看出，断口是在 45° 方向发生断裂。

经过分析支架的断口形貌特征，确定断口为韧窝-准解理混合形貌断口，其中图 7b 为韧窝-准解理混合形貌，图 7c 为韧窝形貌，呈抛物线状，为拉长韧窝，图 7d 显示的微观形貌呈河流花样，为准解理特征。

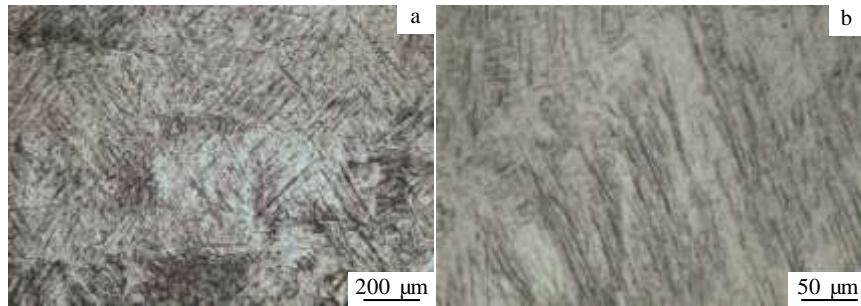


图 6 Ti-6Al-4V 钛合金支架的金相组织

Fig.6 Metallographic microstructure of Ti-6Al-4V alloy scaffold

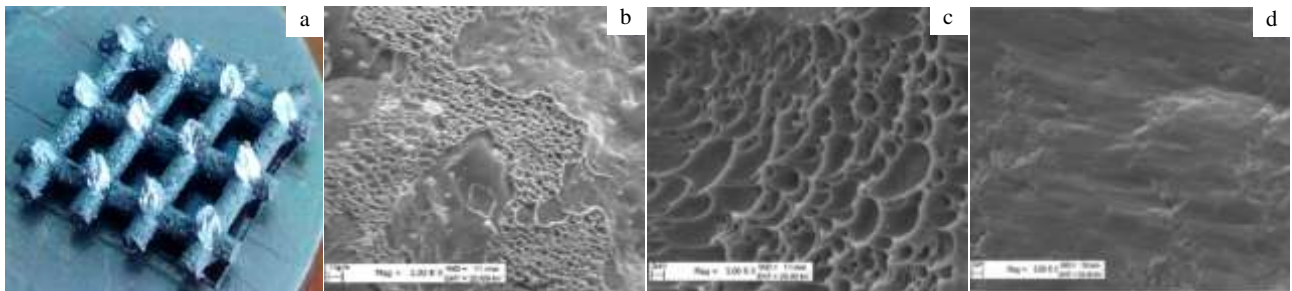


图 7 Ti-6Al-4V 钛合金支架压缩断口形貌

Fig.7 Compression fracture morphologies of Ti-6Al-4V alloy scaffolds: (a) macroscopic fracture surface, (b) dimple-quasi-cleavage surface, (c) dimple morphology, and (d) quasi-cleavage morphology

3 结 论

1) 支架的立柱直径、列数对支架的承载能力影响较大, 横梁直径对其影响较小。但支架的横梁直径和层数的增加会降低支架的弹性模量, 而立柱直径和列数的增加会增大支架的弹性模量。

2) 支架的总体高度相同的情况下, 横梁的层数、直径及立柱直径大小均会影响支架结构的长/径比, 长/径比越小, 结构越稳固且支架承载能力越高。

3) 支架的力学性能并非越高越好, 其还应与人骨的力学性能相匹配。经过分析, 设计的支架 1、3、4 力学性能能满足人骨对弹性模量的要求, 并且与人体股骨的强度极限相近, 故适合作为股骨的人工骨支架。

参考文献 References

- [1] Shan Cheng(单程), Sun Xiaodan(孙晓丹), Zhan Jinglin(战景林). *Journal of Medical Biomechanics* (医用生物力学) [J], 2010, 25(1): 27
- [2] Dong Hao(董浩), Ye Jiandong(叶建东), Wang Xiupeng(王秀鹏) et al. *Journal of Inorganic Materials*(无机材料学报) [J], 2007, 22(5): 1007
- [3] Ryan G, Pandit A, Apatsidis D P. *Biomaterials*[J], 2006, 27(13):2651
- [4] Shi Z, Neoh K G, Kang E T et al. *Biomacromolecules*[J], 2009, 10(6): 1603
- [5] Li J P, de Wijn J R, Van Blitterswijk C A et al. *Biomaterials*[J], 2006, 27(8): 1223
- [6] Bai Feng(白峰), Li Guochen(李国臣), Liu Jian(刘建) et al. *Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2010, 39(11): 1984
- [7] Xue W, Krishna B V, Bandyopadhyay A et al. *Acta Biomaterialia*[J], 2007, 3(6): 1007
- [8] Mullen L, Stamp R C, Brooks W K et al. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*[J], 2009, 89B(2): 325
- [9] Pattanayak D K, Fukuda A, Matsushita T et al. *Acta Biomater*[J], 2011, 7(3): 1398
- [10] Warnke P H, Douglas T, Wollny P et al. *Tissue Eng Part C Methods*[J], 2008, 15(2): 115
- [11] Li Xiang, Wang Chengtao, Wang Lin et al. *Rare Metal Materials and Engineering*[J], 2010, 39(10): 1697
- [12] Li Xiang, Wang Chengtao, Zhang Wenguang et al. *Materials Letters*[J], 2009, 63(3-4): 403
- [13] Haslauer C M, Springer J C, Harrysson O L A et al. *Medical Engineering & Physics*[J], 2010, 32(6): 645

- [14] Murphy C M, Haugh M G, O'Brien F J. *Biomaterials*[J], 2010, 31(3): 461
- [15] Yavari S A, Ahmadi S M, van der Stok J *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2014, 36: 109
- [16] Yavari S A, van der Stok J, Chai Y C *et al. Biomaterials*[J], 2014, 35(24): 6172
- [17] Wang Y, Shen Y, Wang Z *et al. Materials Letters*[J], 2010, 64(6): 674
- [18] Wang Yijin(王以进). *Orthopaedic Biomechanics*(骨科生物力学) [M]. Beijing: People's Military Medical Press, 1989: 163

Structure Design and Mechanical Property Analysis of Ti-6Al-4V Artificial Bone Scaffold Built on SLM

Yang Wenjing¹, Wurikaixi Aiyiti¹, Wang Juan¹, Teng Yong²

(1. Xinjiang University, Urumqi 830047, China)

(2. PLA, Urumqi General Hospital, Xinjiang Military Region, Urumqi 830000, China)

Abstract: Six kinds of Ti-6Al-4V artificial bone scaffolds were designed and built with SLM (selective laser melting) technology. Universal material testing machine and high-speed camera were used to analyze the compression process of scaffolds, and Ansys was used to analyze the stress of scaffold. The results show that the vertical column diameter has a great influence on the mechanical property of scaffolds but the beam diameter has little influence on them; under the same height, the increasing of beam diameter and layer or support column diameter, result in structure length-diameter ratio decrease, so that structure is firm and load-carrying capacity improves. The mechanical property should match with the surrounding bone tissue. Through the analysis, mechanical property of three kinds of scaffolds are close to human femur, so they can be used as the artificial bone scaffolds of femur.

Key words: SLM; artificial bone scaffold; mechanical property

Corresponding author: Wurikaixi Aiyiti, Ph. D., Professor, School of Mechanical Engineering, Xinjiang University, Urumqi 830047, P. R. China, Tel: 0086-991-8592318, E-mail: wurikaixi@sina.com