

激光选区融化成形多孔硬骨支架的建模、仿真及实验研究

徐淑波^{1,2}, 孟子翔¹, 刘 鹏¹, 任国成¹, 景财年¹

(1. 山东建筑大学, 山东 济南 250101)

(2. 华中科技大学 材料成形与模具技术国家重点实验室, 湖北 武汉 430074)

摘 要: 金属 3D 打印技术成为当前最具有发展潜力和发展前景的工业制造技术之一, 通过激光选区融化 (SLM) 技术, 选取合理的烧结参数, 将金属粉末烧结成型。建立了不同孔径的多孔支架复杂三维模型, 并通过有限元分析进行应力、应变的模拟分析, 获得了优化后的多孔支架三维模型, 为后续的实验研究分析建立理论基础, 然后通过 SLM 烧结技术制备 316L 不锈钢多孔支架, 通过后期热处理实验、压缩试验、金相实验, 对多孔试样进行力学性能分析、硬度测试以及表面微观组织分析。通过模拟分析获得优化后的多孔支架孔径尺寸, 获得了更适于人体骨骼缺损部位承重的多孔支架, 可对后续研究进行指导。实验研究发现 300 μm 孔径支架强度和弹性模量都高于天然骨, 而成形多孔结构的金属件保证了骨骼修复体的生物力学性能, 具有良好的力学性能。

关键词: 3D 打印; 选区激光融化; 有限元数值模拟; 多孔支架; 力学性能

中图分类号: TB383

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2020)08-2786-05

自 20 世纪 70 年代以来, 多孔支架 (porous scaffold) 逐步广泛应用于医用生物骨骼方面, 因为三维打印多孔支架可以有效控制孔径大小、孔隙率以及孔隙分布, 因此可以很好地处理骨修复过程中弹性模量不匹配的问题, 逐渐降低应力屏蔽问题。由于多孔支架具备孔隙特征可控以及性能可调的特点, 能很好解决骨修复过程中杨氏模量不匹配, 导致骨应力遮蔽效应的问题^[1]。

近年来, 三维打印技术成为材料制造的一种潮流, 并且引起了国内外的极大关注。由于骨组织的感染破坏以及不正常的骨骼发育等导致多种骨骼疾病和骨骼缺损, 对患者的日常生活以及工作产生了极大的困扰, 因此人工多孔支架的发展迅速成为一种趋势。针对骨组织缺陷问题, 骨组织研究学者提出了一种新的办法, 利用快速成型 (rapid prototyping, RP) 方法制备医用生物多孔支架^[2,3], 这种支架的设计不仅仅是对损坏部位的骨组织进行替换, 同时也克服了传统工艺制造多孔支架短期植入的缺陷, 多孔支架植入人体后, 有利于骨细胞向内生长以及组织液的渗透, 并且内部的连通孔结构有利于营养物质的传输和新陈代谢物排出体外, 保证了血管能够迅速长入, 最终植入体与生物体成功融为一体, 从而通过三维打印技术获得生物多孔

支架实现生物体可再生骨移植或修复, 可以有效控制它所形成支架的孔隙率以及孔隙分布, 有效的孔隙率可以很好地保证营养物质和新陈代谢物的传输^[4,5]。本研究详细论述了具有可再生生物活性的 3D 打印金属多孔支架制备工艺, 并对不同孔径支架性能进行了微观结构分析与力学性能研究。

1 激光选区融化成型多孔支架

激光选区融化 (selective laser melting, SLM) 技术以高能激光束为热源, 分层融化金属粉末, 使之与之前的已凝固层或者基板熔融凝固成为一体, 以此来制造出形状复杂, 传统加工方式加工不了的零件。其实质是基于 CAD 驱动下的激光三维融覆过程^[6]。

316L 不锈钢 (stainless steel, SS) 是目前国际上通用的医用金属材料之一^[7-9], 其具有耐腐蚀性强、强度高、加工性好、成本低等优点, 当前应用于临床医学的生物支架多采用 316L 不锈钢, 力学性能接近人骨组织, 生物相容性好。由于人工关节形状复杂, 尺寸规格繁多, 传统制造技术已经难以满足市场需求, SLM 技术能够制造形状复杂的多孔支架, 已经被逐渐应用于生物医疗领域。

收稿日期: 2019-08-18

基金项目: 国家自然科学基金 (41305124); 山东省重点研发计划 (2017GGX30128); 2019 年山东省新旧动能转换重大课题攻关项目

作者简介: 徐淑波, 男, 1977 年生, 博士, 副教授, 山东建筑大学材料科学与工程学院, 山东 济南 250101, 电话: 0531-66368065, E-mail: xushubosd@163.com

图1所示为研究采用316L不锈钢粉末扫描电镜微观形貌,可以看出316L不锈钢粉末呈球状分布,粉末直径在40 μm 左右均匀分布,表1给出了化学成分表。激光熔覆设备的参数:激光功率150 W,扫描速率500 mm/s,扫描间距0.06 mm,铺粉层厚0.035 mm。图2为不同孔径的植入体3D支架实体模型,通过Solidworks构建不同孔径的多孔支架复杂三维模型。图3为SLM成型不同孔径的316L不锈钢多孔支架,通过SLM技术将金属粉末烧结成型,获得316L不锈钢实体多孔植入体支架。

图4为不同方向上的激光熔覆形成的金相纤维组织图。图4a为激光熔覆成型高度方向500倍金相图,成形件主要由生长方向一致的柱状枝晶组成;图4b为激光熔覆烧结平面500倍金相图,烧结平面中可以清晰地看到SLM选区激光熔融技术烧结时的扫描轨迹,其轨迹为每隔一层旋转60°,其每层烧结时的金相能在图中清晰地展现为相同角度的熔敷道;图4c、4d分别为激光熔覆成型高度和烧结平面方向上的100倍金相图,显示较为粗大的枝晶呈良好的方向性排列,且分布均匀,周边密布较为细小的等轴晶。快速成型

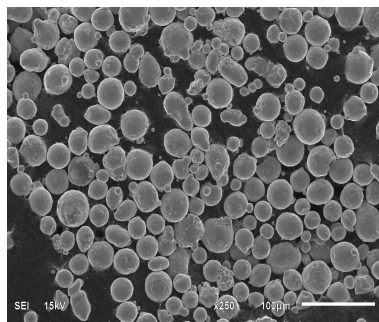


图1 316L不锈钢粉末扫描电镜形貌照片
Fig.1 SEM image of 316L stainless steel powder

表1 316L不锈钢粉末化学成分
Table 1 Chemical composition of 316L stainless steel powder ($\omega/\%$)

Code	Ni	Cr	Mo
00Cr17Ni14Mo2	12.0~15.0	16.0~18.0	2.0~3.0

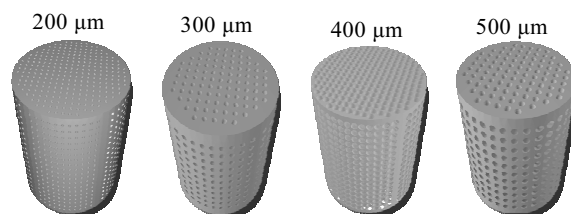


图2 不同孔径的植入体3D支架实体模型
Fig.2 3D solid model of porous implants scaffolds with different apertures

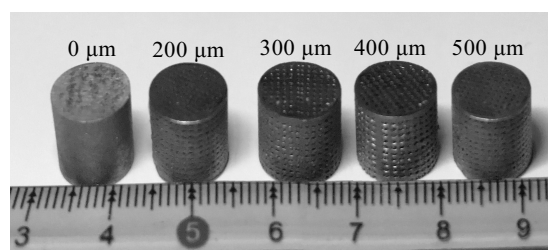


图3 SLM成型不同孔径的316L不锈钢多孔支架
Fig.3 SLM 316L stainless steel porous scaffolds with different apertures

技术所具有的高温、高梯度的凝固特征,所得组织细密,均匀,缺陷少,微观组织呈有规律性排列^[10]。

2 有限元分析

大量研究表明,骨组织工程的理想大孔尺寸为300~900 μm ,孔率在60%~95%之间^[11-13],考虑到骨生

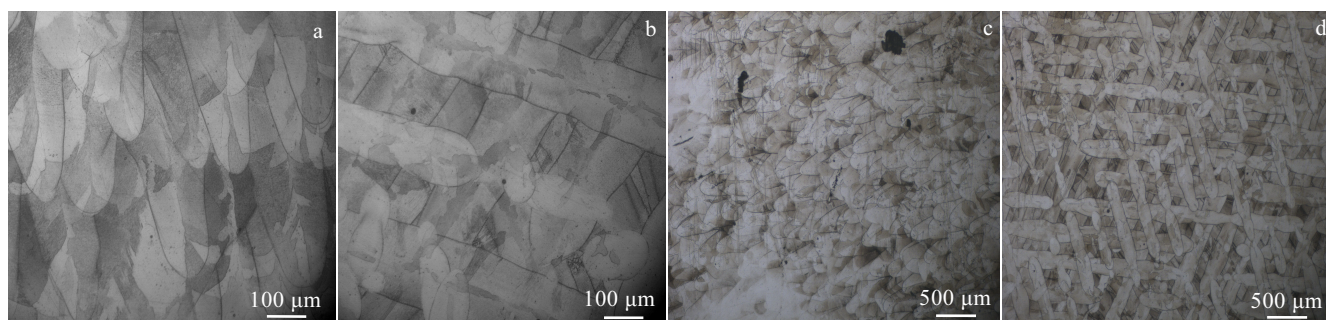


图4 不同方向上激光熔覆金相组织
Fig.4 Optical microstructures of laser cladding in different directions: (a, c) forming height direction and (b, d) sintering plane direction

长和血管生成的最佳尺寸范围在 200~500 μm , 利用 matlab 数据分析软件, 测得 4 种不同孔径的孔隙率控制在 63.2%~68.6%之间, 孔径大小分别设定为 200、300、400、500 μm , 多孔结构的金属件保证了骨骼修复体的生物力学性能, 具有良好的耐腐蚀性、耐磨性及机械性能, 特别适合制造人造修复体。

建立了不同孔径的多孔支架模型, 将不同多孔支架采用有限元进行应力、应变分析, 优化获得力学性能最优的多孔支架。图 5 为不同孔径多孔支架变形及应力云图, 对多孔支架端部进行单向压缩, 从图 5a~5d 可以看出, 试样均在上端部位位置变形较大, 总变形量

高于自然骨的极限变形量。对于支架的应力, 从图 5e~5h 可以看出, 开始阶段端部和底部应力较大, 随着变形的进行, 如图 6 所示最大应力集中支架内部连通孔相连的支撑部分, 因此增大此支撑部分的外轮廓尺寸, 可以有效地缓解多孔支架局部应力集中的问题。在保证多孔支架孔隙率相似的条件下, 由图中应力变形云图可得, 孔径大小为 300 μm 的多孔支架可以有效地缓解局部应力集中。

通过有限元分析对激光熔覆的不同孔径的多孔支架进行了数值模拟, 进行了相同条件下的激光熔覆, 获得不同孔径支架的弹性模量平均值如表 2 所示。

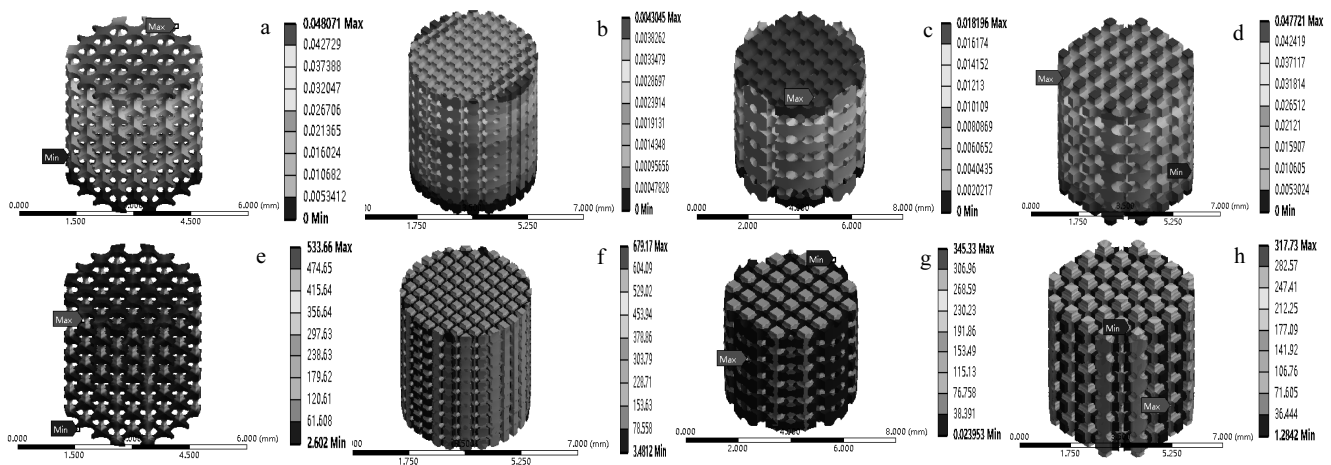


图 5 不同孔径的多孔支架总变形云图和应力分析云图

Fig.5 Total deformation nephograms (a~d) and stress analysis nephograms (e~h) of porous scaffolds with different apertures: (a, e) 200 μm , (b, f) 300 μm , (c, g) 400 μm , and (d, h) 500 μm

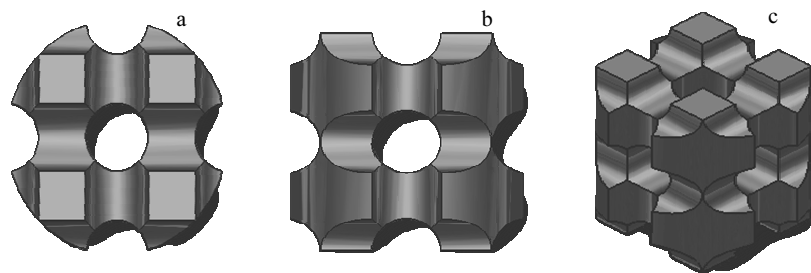


图 6 多孔支架内部结构等距视图

Fig.6 Isometric views of the internal structure of porous scaffolds: (a) overlook, (b) main view, and (c) axonometric

表 2 不同孔径支架弹性模量平均值

Table 2 Average elastic modulus of scaffolds with different apertures

Aperture/ μm	Elastic modulus/GPa
200	6.59
300	10.38
400	6.38
500	5.56

移植率较高的人体骨的弹性模量介于 10~30 GPa 之间^[14], 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超出自然骨的弹性模量, 易出现应力屏蔽现象, 使得植入体骨组织周围产生骨质疏松, 容易导致发生骨折, 孔径大小为 200、400 及 500 μm 的多孔支架弹性模量低于这个范围, 虽然它

们的承载能力较好,但不适合用于人骨支架,孔径大小为 300 μm 的多孔支架弹性模量最接近人骨所需的弹性模量,因此孔径大小为 300 μm 的支架综合力学性能与人骨最为匹配。

3 结果与分析

图 7 为不同孔径支架维氏硬度变化曲线,不同孔径多孔支架通过硬度测试比较可知。由 SLM 熔覆形成的 316L 不锈钢支架,其中实体支架硬度熔覆表面硬度变化均匀,说明激光熔覆成型实体支架实现了均匀熔覆,多孔支架孔径大小由 200 μm 变化到 500 μm ,每个多孔支架熔覆表面硬度变化较大,其熔覆均匀性略低于实体支架。

图 8 为不同孔径的多孔支架进行压缩实验获得的应力-应变曲线。采用电子万能试验机进行不同孔径的多孔结构的压缩性能测试,在 1 mm/min 的速度下进行了压缩实验,得出不同孔径下的试样的平均硬度如表 3 所示。由图 8 曲线分析可得,试样在发生破裂之前,应力值已出现明显的抖动,这是因为多孔件内局

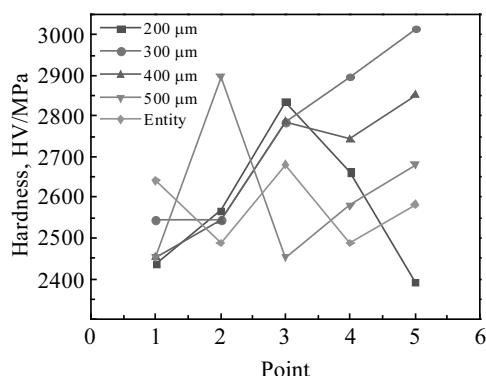


图 7 不同孔径支架维氏硬度

Fig.7 Vickers hardness of scaffolds with different apertures

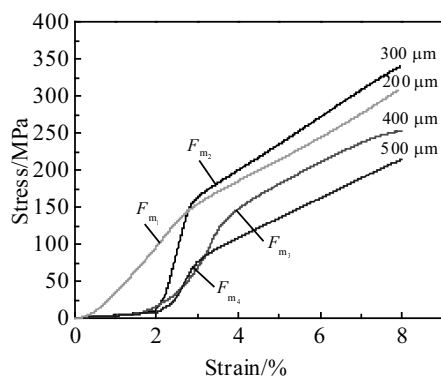


图 8 不同孔径支架应力应变曲线

Fig.8 Stress-strain curves of scaffolds with different apertures

表 3 不同孔径支架维氏硬度平均值

Table 3 Average Vickers hardness of scaffolds with different apertures

Aperture/ μm	Hardness, HV/MPa
200	2609
300	2757
400	2675
500	2613
Entity	2576

表 4 热处理后不同孔径支架硬度值

Table 4 Hardness value of scaffolds with different apertures after heat treatment

Aperture/ μm	Hardness, HV/MPa
200	2219
300	2243
400	2236
500	2202
Entity	2197

部结构被压溃。当第 1 个突变点出现时,多孔支架内部孔结构开始变形破坏;当力达到图中最高点时 (F_m),此时为多孔支架失稳临界点,多孔支架形状发生巨大变化;在达到失稳点时,曲线下降一段距离后继续回升,此转折阶段为多孔支架被压实,形状发生改变;最后阶段,力继续增加,此时变形缓慢,基本不变,由以上分析可得,多孔支架中,孔径大小为 300 μm 的支架所能承受的压力最大,孔径为 300 μm 的多孔支架更适合于人体骨骼植入部位的承重作用。

由于激光熔覆成型技术涉及复杂的冶金过程,金属粉末经过高速运动的激光扫描,发生瞬间融化、凝固、冷却的过程,成型件内部会产生大量的残余应力,还容易产生气泡以及烧结不良等缺陷,这不仅会影响多孔支架的微观组织形貌,还会影响材料的力学性能,本研究采用热处理的方法改善材料的力学性能,消除残余应力,采用去应力退火的方法,将温度加热到低于相变的温度,然后在空气中缓慢冷却,因此在热处理过程中不发生组织转变,本实验采用的是 800 $^{\circ}\text{C}$ 加热温度,保温 6 min 炉冷的热处理工艺。表 4 为热处理前后不同孔径大小支架硬度值。

实验结果表明,在 800 $^{\circ}\text{C}$ 热处理下晶内亚结构和成分偏析保持稳定,热处理后去应力退火能够改善内部组织,消除残余应力,硬度降低,韧性增加,力学性能与人骨组织的力学性能更加匹配。

4 结 论

1) 成形件主要由生长方向一致的柱状枝晶组成,粗大的枝晶呈良好的方向性排列,且分布均匀,周边密布较为细小的等轴晶,采用 SLM 制备的 316L 不锈

钢成型的 300 μm 孔径支架的强度和弹性模量都高于天然骨, 而成形多孔结构的金属件保证了骨骼修复体的生物力学性能, 具有良好的力学性能。

2) 通过有限元模拟分析得到多孔支架的合理孔径尺寸, 获得优化后的多孔支架孔径尺寸, 孔径大小为 300 μm 的多孔支架弹性模量最接近人骨所需的弹性模量, 因此孔径大小为 300 μm 的支架综合力学性能与人骨最为匹配, 明确了更适合于用作人体骨骼缺损部位承重的多孔支架可对后续研究进行指导。

3) 在 800 $^{\circ}\text{C}$ 热处理下晶内亚结构和成分偏析保持稳定, 探索了热处理前后多孔支架力学性能的变化, 采用热处理后去应力退火改善内部组织, 支架试样力学性能与人骨组织的力学性能更加匹配, 在保证孔隙率的前提下, 孔径尺寸为 300 μm 的多孔支架力学性能更好。

参考文献 References

- [1] Robertson D M, St Pierre L, Chahal R. *Jouranal of Biomedical Materials Research*[J], 1976, 10(3): 335
- [2] Masood S H, Singh J P, Morsi Y. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*[J], 2005, 27: 415
- [3] Liu F H, Lin W H, Lee R T *et al. Advanced Materials Research*[J], 2013, 706-708: 118
- [4] Liu Bin(刘 斌), Dong Yinsheng(董寅生), Wu Hongyan(吴红艳) *et al. Journal of Inorganic Materials*(无机材料学报)[J], 2014, 29(2): 179
- [5] Zhou C C, Ye X J, Fan Y J *et al. Biofabrication*[J], 2014, 6(3): 035013
- [6] Wei Qingsong(魏青松), Wang Li(王 黎), Zhang Sheng(张 升) *et al. Electromachining & Mould*(电加工与模具)[J], 2011(4): 52
- [7] Disegi J A, Eschbach L. *Injury*[J], 2000, 31(S4): 2
- [8] Kannan S, Balamurugan A, Rajeswari S. *Materials Letters*[J], 2003, 57(16-17): 2382
- [9] Fan Xin, Chen Jian, Zou Jianpeng *et al. Transactions of Non-ferrous Metals Society of China*[J], 2009, 19(2): 347
- [10] Wng 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
- [11] Zhang K, Fan Y B, Dunne N *et al. Regenerative Biomaterials* [J], 2018, 5(2): 115
- [12] Arabi N, Zamanian A, Rashvand S *et al. Macromolecular Materials and Engineering*[J], 2018, 303(3): 1 700 539
- [13] Arahira T, Maruta M, Matsuya S *et al. Materials Letters*[J], 2015, 152: 148
- [14] Yang Wenjing(杨文静), Wurikaixi Aiyiti(乌日开西·艾依提), Wang Juan(王 娟) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2017, 46(10): 2993

Modeling, Simulation and Experimental Study of Porous Bone Scaffold by Selective Laser Melting

Xu Shubo^{1,2}, Meng Zixiang¹, Liu Peng¹, Ren Guocheng¹, Jing Cainian¹

(1. Shandong Jianzhu University, Jinan 250101, China)

(2. State Key Laboratory of Material Processing and Die & Mould Technology, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430074, China)

Abstract: Metal 3D printing technology has become one of the most potential and promising industrial manufacturing technologies. Through selective laser melting (SLM) technology, reasonable sintering parameters are selected to sinter metal powder. In the present paper, complex three-dimensional models of porous scaffolds with different pore sizes were established, and porous scaffold stress and strain distribution were simulated by finite element analysis. The optimized three-dimensional model of porous scaffolds was obtained. The theoretical basis for subsequent experimental analysis was established. Then 316L stainless steel porous scaffolds were prepared by SLM technology. The porous scaffolds were tested by post-heat treatment, compression and metallographic experiments. The mechanical properties, hardness tests and surface microstructures of the specimens were analyzed. Through the simulation analysis, the optimized pore size of the porous scaffold was obtained, and a porous scaffold which is more suitable for the weight bearing of the human bone defect site was obtained, which can guide the subsequent research. It is found that the strength and modulus of elasticity of 300 μm porous scaffolds are higher than those of natural bone. Metal parts with porous structure ensure the biomechanical properties of bone prostheses and have good mechanical properties.

Key words: 3D printing; selective laser melting; finite element simulation; porous scaffolds; mechanical property

Corresponding author: Xu Shubo, Ph. D., Associate Professor, School of Materials Science and Engineering, Shandong Jianzhu University, Jinan 250101, P. R. China, Tel: 0086-531-66368065, E-mail: xushubosd@163.com