

SLS 成形 PA12/HA 多孔支架的工艺参数优化及力学性能

李军超^{1*}, 赵泽¹, 鄢然^{2**}, 龚鹏程¹

¹重庆大学材料科学与工程学院, 重庆 400044;

²重庆理工大学机械工程学院, 重庆 400054

摘要 以聚十二内酰胺(PA12)和羟基磷灰石(HA)为实验材料,采用选择性激光烧结(SLS)技术成形具有优良力学性能的 PA12/HA 复合材料多孔支架。首先,利用响应面法得到最佳的工艺参数组合,并运用该参数组合成形 PA12/HA 复合材料多孔支架;然后,在 $L_9(3^4)$ 正交实验的基础上,研究了孔型、孔隙率和 HA 比例三因素对多孔支架力学性能的影响。结果表明:SLS 最优工艺参数组合为激光功率 27.5 W、扫描间距 0.12 mm、扫描速率 1500 mm/s;不同因素对 PA12/HA 多孔支架压缩强度的影响程度由大到小依次为孔隙率、孔型和 HA 比例;当孔隙率为 60%、孔型为圆形、HA 比例为 15%时,压缩强度最大,为 8.04 MPa;当孔隙率为 80%、孔型为方形、HA 比例为 15%时,压缩强度最小,仅为 0.26 MPa。

关键词 激光技术;选择性激光烧结;工艺参数;多孔支架;压缩强度

中图分类号 TQ321

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201946.1102003

Process Parameter Optimization and Mechanical Properties of PA12/HA Porous Scaffold Based on SLS

Li Junchao^{1*}, Zhao Ze¹, Yan Ran^{2**}, Gong Pengcheng¹

¹College of Materials Science and Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China;

²College of Mechanical Engineering, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China

Abstract Herein, porous scaffolds were fabricated from poly(laurylamide (PA12)/hydroxyapatite (HA) composite using selective laser sintering (SLS). First, the response surface method was adopted to obtain the optimal process parameters, and the porous scaffolds of PA12/HA were manufactured employing these optimized parameters. The influences of pore type, porosity, and HA ratio on the mechanical properties of the porous scaffolds were then studied based on the $L_9(3^4)$ orthogonal test. Results show that the laser power of 27.5 W, scanning spacing of 0.12 mm, and scanning speed of 1500 mm·s⁻¹ are the optimal combination of process parameters. Porosity has the biggest effect on the compressive strength of porous scaffolds, followed by pore type and HA ratio. The maximum compressive strength is 8.04 MPa when the porosity is 60%, the pore type is circular, and the HA ratio is 15%. The minimum strength of 0.26 MPa is obtained when the porosity is 80%, the pore type is square, and the HA ratio is 15%.

Key words laser technique; selective laser sintering; process parameter; porous scaffold; compressive strength

OCIS codes 160.1435; 160.5470; 160.2120

1 引言

骨组织工程经过近几十年的发展已成为有效修复骨缺损或创伤的治疗方法^[1-2]。良好的生物学性能和力学强度是人工骨支架^[3-4]所必需的。此外,为了便于细胞黏附和营养物质的传递,支架还应具有

较高的孔隙率^[5]。羟基磷灰石(HA)是一种人工骨材料,其主要成分与骨骼相似^[6-7],已被广泛应用于临床。然而,尽管 HA 是一种理想的自然骨替代材料,但其强度低、脆性大的缺点限制了其应用范围^[8-9]。高分子材料如聚十二内酰胺(PA12)具有较高的机械强度、较好的韧性,但其生物活性较弱。近

收稿日期: 2019-05-14; 修回日期: 2019-05-16; 录用日期: 2019-06-21

基金项目: 国家自然科学基金(51775069)

* E-mail: ljchust@163.com; ** E-mail: yanran@cqut.edu.cn

年来,基于复合材料制备具有优良综合性能的人工骨支架,已成为当今骨组织工程研究中的热点。

材料的传统制备方法,如粒子沥率法、相分离法、冷冻干燥法等,难以控制孔隙率及孔径^[10],而3D打印为该问题提供了一种解决途径,其中选择性激光烧结(SLS)技术由于能适应于多种材料而成为应用最广泛的增材制造技术之一^[11-13]。成形性能是SLS成形重点研究的对象。杨琢^[14]分析了温度场对SLS工艺的重要性;Almabrouk等^[15]采用了田口实验方法确定最佳工艺参数,以减小PA12制件的翘曲;于千^[16]分析了工艺参数对成形件精度的影响规律。尼龙复合材料具有较纯尼龙成形件更加优异的性能,一直以来备受关注。Wang等^[17]研究了累托石和PA12混合粉末的成形性能,并证明了当烧结激光功率大幅降低时,加入累托石可以显著提高烧结试样的力学特性;Salmoria等^[18]分析了PA6/PA12混合材料的微观结构和力学性能。近年来,采用SLS成形同时具有生物活性和力学性能的复合材料多孔结构成为研究热点,原因在于SLS技术与组织工程支架的成形需求十分契合,而传统制造方法无法对组织工程支架孔隙结构和孔径进行有效控制^[19]。Wiria等^[20]研究了聚己内酯(PCL)/HA多孔支架的烧结工艺和微观形貌;Hao等^[21]研究了HA/高密度聚乙烯(HDPE)复合材料的SLS

工艺;Shuai等^[22]研究了添加 *n*-HA 对聚乳酸-羟基乙酸共聚物(PLGA)烧结伴抗拉强度和抗压强度的影响。为进一步提高支架的承载能力,Kumaresan等^[23]尝试将PA与HA结合,分析了4种孔隙特征条件下SLS制件的拉伸和压缩性能。

综上,工艺参数的选取对SLS成形至关重要。目前,采用SLS工艺成形复合材料多孔结构的研究受到了广泛关注,但孔隙率和孔型对多孔制件成形性能影响的公开报道还比较少。为此,本文首先结合DSC(Differential Scanning Calorimeter)热分析和响应面法获取PA12/HA复合材料最优的SLS成形工艺参数,进而制备具有不同成分配比、孔隙率和孔型的PA12/HA多孔支架,并探究这3个因素对多孔支架力学性能的影响规律。

2 实验材料与设计

2.1 实验材料与 DSC 热分析

实验采用4种配比的复合材料,分别为纯PA12、5% HA/95% PA12、10% HA/90% PA12、15% HA/85% PA12(以上均为质量分数)。PA12、HA粉末分别来自赢创特种化学(上海)有限公司和南京埃普瑞纳米材料有限公司。借助DSC热分析初步确定4组粉末的预热温度,结果如图1所示。所有粉末的热分析结果均仅有一个吸热峰,并且吸

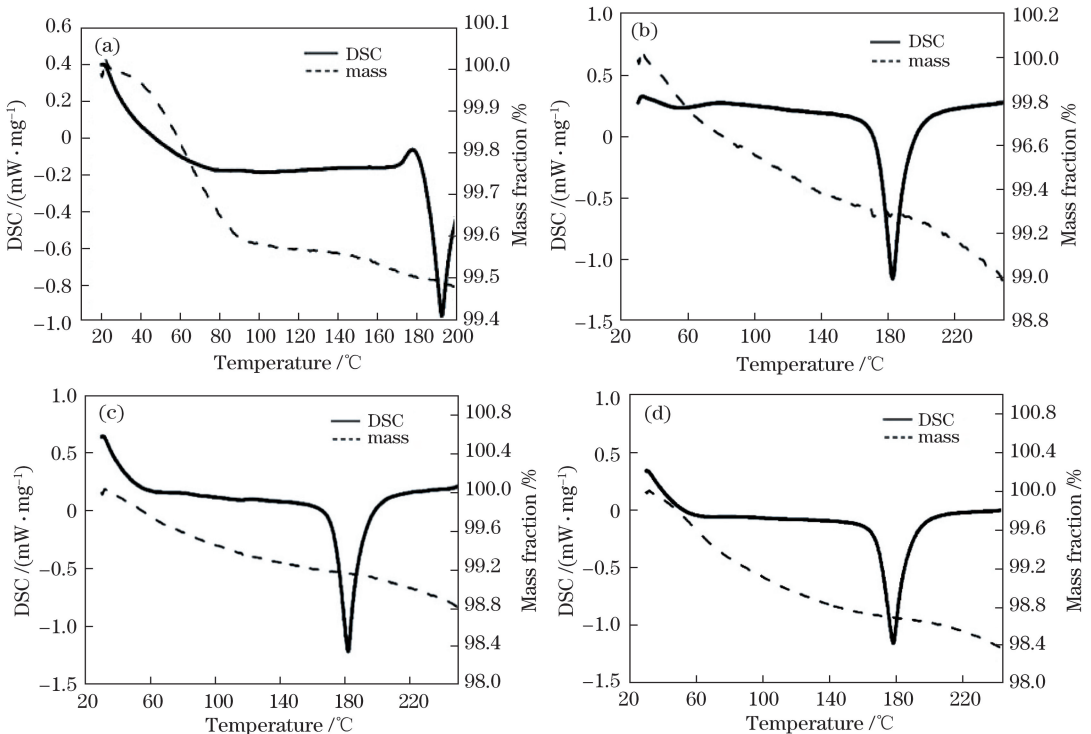


图1 粉末的DSC热分析。(a) PA12;(b) 5%HA/95%PA12;(c) 10%HA/90%PA12;(d) 15%HA/85%PA12

Fig. 1 DSC thermal analysis of materials. (a) PA12; (b) 5%HA/95%PA12; (c) 10%HA/90%PA12; (d) 15%HA/85%PA12

热峰几乎一致,均位于 180 °C 左右,因此 PA12/HA 粉末在成形过程中的预热温度设置同 PA12 一致。经过实验测试,确定预热温度为 170 °C。

2.2 实验设计

除了预热温度之外,激光功率 P 、扫描速率 v 、扫描间距 d 等工艺参数也对 SLS 成形性能具有重要影响。但是,各工艺参数之间联系紧密,复杂的交互作用使得通过单因素实验很难获得理想的结果,因此,基于 Box-Behnken 方法研究 P 、 v 、 d 对成形件的影响。实验共进行 17 次,其中 $P = 27.5$ W, $v = 2000$ mm/s, $d = 0.2$ mm 为实验的中心点。为确保分析的准确性,重复进行 5 次中心点实验。因素水平如表 1 所示。

SLS 工艺参数的改变会引起制件密度的改变,进而影响烧结强度,并且密度的改变会导致制件精

度的变化。将 SLS 成形件密度 ρ 作为评价指标,用其反映 SLS 成形件的优良程度。在本实验中,PA12/HA 混合粉末和纯 PA12 粉末的 DSC 曲线基本一致,且考虑到实验的成本问题,故基于纯 PA12 进行密度实验。制件设计及打印结果如图 2 所示。根据(1)式计算制件的密度,每个数据测量 3 次取平均值,结果如表 2 所示。

$$\rho = m/V, \quad (1)$$

式中: m 为制件的质量; V 为制件的体积。

表 1 因素水平

Table 1 Factor level

Level	P /W	d /mm	v /(mm·s ⁻¹)
1	22.0	0.1	1000
2	27.5	0.2	2000
3	33.0	0.3	3000

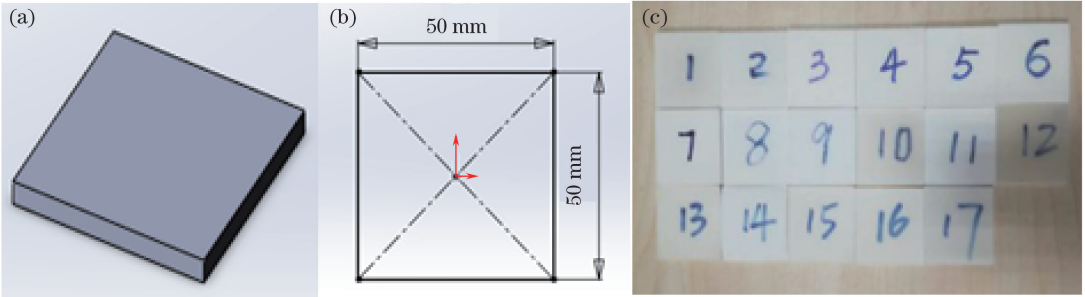


图 2 方形件的三维模型、尺寸以及打印的试样。(a) 三维模型;(b) 尺寸;(c) 打印的试样

Fig. 2 3D model and size of square piece and printed specimens. (a) 3D model; (b) size; (d) printed specimens

表 2 实验设计及密度分析

Table 2 Experimental design and density analysis

Test number	P /W	d /mm	v / (mm·s ⁻¹)	ρ / (g·cm ⁻³)
1	27.5	0.1	3000	0.87
2	27.5	0.2	2000	0.89
3	27.5	0.2	2000	0.90
4	27.5	0.2	2000	0.80
5	27.5	0.2	2000	0.83
6	33.0	0.2	3000	0.68
7	22.0	0.2	1000	0.80
8	22.0	0.2	3000	0.44
9	27.5	0.3	3000	0.42
10	22.0	0.1	2000	0.78
11	22.0	0.3	2000	0.46
12	27.5	0.1	1000	0.92
13	33.0	0.1	2000	0.85
14	33.0	0.3	2000	0.49
15	27.5	0.2	2000	0.82
16	33.0	0.2	1000	0.88
17	27.5	0.3	1000	0.87

3 基于响应面法的工艺参数优化

3.1 数值模型分析

选用二次多项式 Quadratic 回归模型求取制件密度的拟合方程,Quadratic 模型的一般表达式为

$$y = a_0 + \sum_{i=1}^k a_i x_i + \sum_{i=1}^k a_{ii} x_i^2 + \sum_{i < j} a_{ij} x_i x_j + \epsilon, \quad (2)$$

式中: y 为响应拟合函数; i, j, k 为变量组合数; a_0 、 a_{ii} 、 a_{ij} 为回归系数; x_i, x_j 为实验变量; ϵ 为随机误差。

基于不同参数组合下的制件密度值构建响应面,得出成形件密度 ρ 与工艺参数间的响应函数为

$$\rho = 0.24909P + 3.585d - 5v - 0.018182Pd - 6Pv - 3dv - 3P^2 - 6.4d^2 - 8v^2 - 108.1838. \quad (3)$$

利用方差分析该模型的有效性。模型的显著水平 F 值为 21.94, p 值为 0.0003,说明该模型是显著的,其中 F 值代表了可控因子对响应函数的影响显

著程度, p 值代表了可控因子对响应函数影响显著程度的差异。依据 p 值大小, 各工艺参数及组合影响的主次顺序为 d 、 v 、 P^2 、 dv 、 P 、 d^2 、 v^2 、 Pv 、 Pd 。

为了更有效地预测某种加工条件下成形件的密度 ρ , 剔除模型中不显著的因子, 进一步优化为

$$\rho = 0.26316P + 3.11447d - 5v - 3dv - 3P^2 - 6.47368d^2 - 10.80074. \quad (4)$$

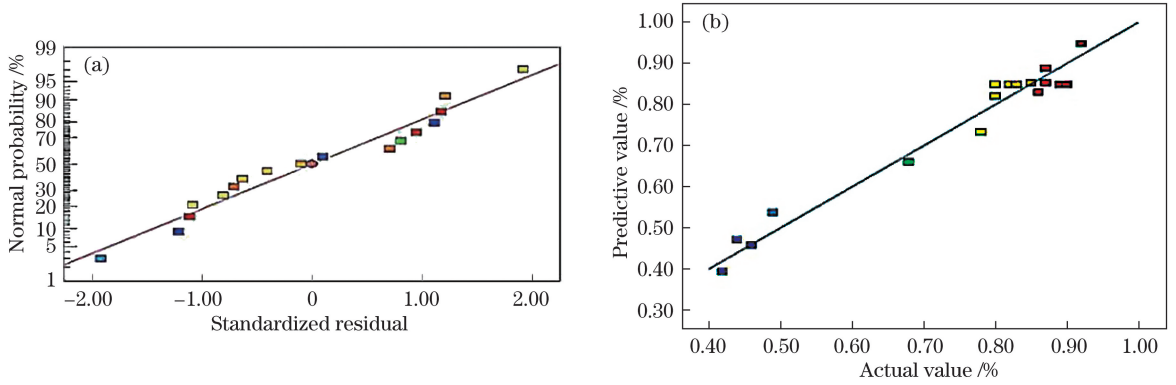


图 3 数值模型分析。(a)标准残差图;(b)预测值与实际值对比图

Fig. 3 Analysis of numerical model. (a) Standard residual; (b) comparison of predictive and actual values

3.2 工艺参数对成形件密度 ρ 的独立影响

图 4 所示为各工艺参数对 PA12 成形件密度的影响规律。PA12 成形件的密度随激光功率的增大而

优化后模型的显著水平 F 值为 29.86, p 值小于 0.0001, 结果优化后的模型较之前更显著。在图 3(a)所示的残差分布图中, 实验采集的残差数据基本分布在一条直线上, 说明残差服从正态分布。图 3(b)所示模型的预测值与实际值的拟合曲线也近似为一条直线, 进一步证明该模型能有效预测成形件的密度^[24]。

先增大后减小, 这是因为 PA12 材料的熔程较窄, 在达到熔点时材料迅速熔化, 此时粉末的熔融效果最好, 密度达到最大; 当激光功率过大时, 材料吸收的热

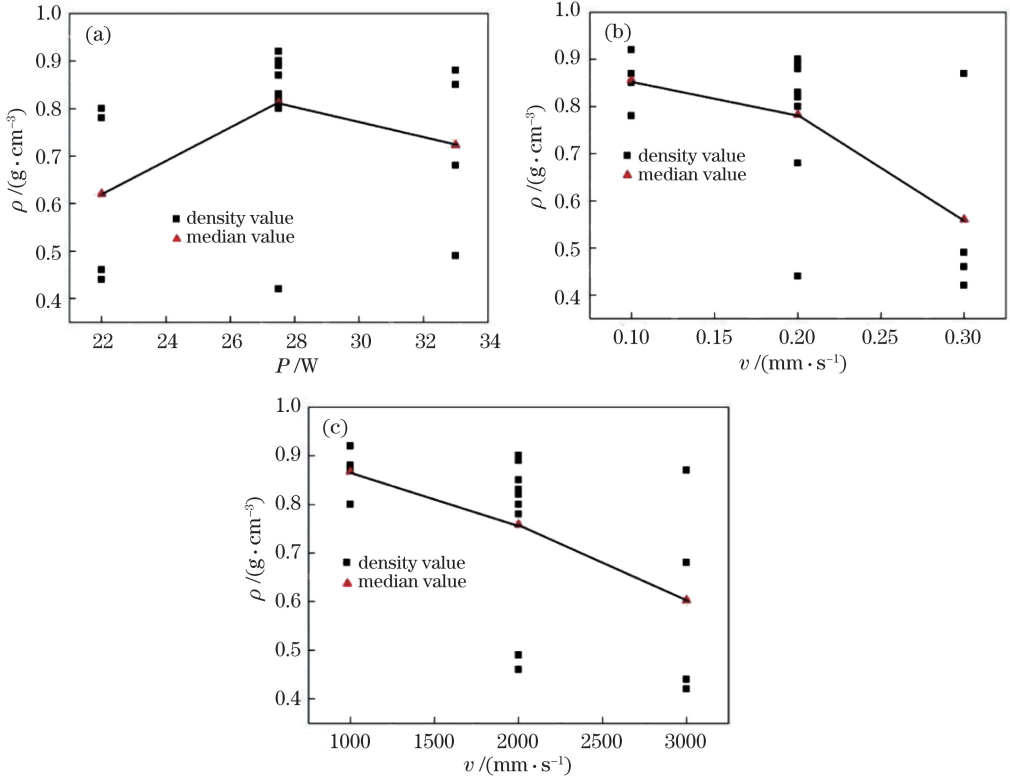


图 4 不同参数对成形件密度的影响。(a)激光功率;(b)扫描间距;(c)扫描速率

Fig. 4 Influences of different parameters on density of formed part. (a) Laser power; (b) scanning spacing; (c) scanning speed

量使温度超过其熔点,材料汽化严重,导致烧结密度下降^[25]。PA12 成形件的密度随扫描间距的增大而减小,原因是随着扫描间距增大,相邻熔道间的能量分布不均匀,能量波动大,使得成形件中某些部位的粉末对能量的吸收不充分^[26],致使成形件的密度降低。PA12 成形件的密度随扫描速率的增大而减小,原因在于扫描速率越大,激光与粉末作用的时间越短,越不利于粉末吸收能量^[26],导致烧结密度下降。

工艺参数之间的交互作用同样会影响成形件的成形质量。由于扫描间距与扫描速率之间的交互作用对成形件密度的影响较大,故进行进一步分析。图 5 展示了当激光功率为 27.5 W 时,扫描间距和扫描速率对 PA12 成形件密度的影响。当扫描间距和扫描速率均较大时,相邻扫描线之间的距离较大,粉末烧结不充分,且层与层之间容易出现严重的分层,导致成形件内部的孔洞较多,成形件的密度较小;当扫描速率达到 1500 mm/s 且扫描间距达到 0.1 mm 时,层间烧结得更紧密,成形件的密度更高;若扫描

间距和扫描速率过小,则打印效率较低,导致重复烧结面积过大,且温度梯度过大而导致翘曲的发生,进而影响成形件的精度和密度;当扫描速率为 1500~2500 mm/s 且扫描间距为 0.1~0.2 mm 时,成形件的密度最理想。

3.3 最优工艺参数

根据上述分析可知,扫描速率的最优区间为 1500~2500 mm/s,扫描间距的最优区间为 0.1~0.2 mm。激光功率对 PA12 成形件密度的影响相对较小,经多次实验测试确定最优的激光功率为 27.5 W。基于上述参数区间对预测模型进行进一步优化,确定了激光功率 27.5 W、扫描间距 0.12 mm、扫描速率 1500 mm/s 为最优的工艺参数组合。运用优化后的工艺参数再次成形尺寸为 50 mm×50 mm×4 mm 的立方体,如图 6 所示,可见成形件平整无翘曲。测得成形件的实际密度为 0.93 g/cm³,与表 2 相比明显增大,且与预测密度值 0.94 g/cm³ 相当,验证了数值模型的有效性。

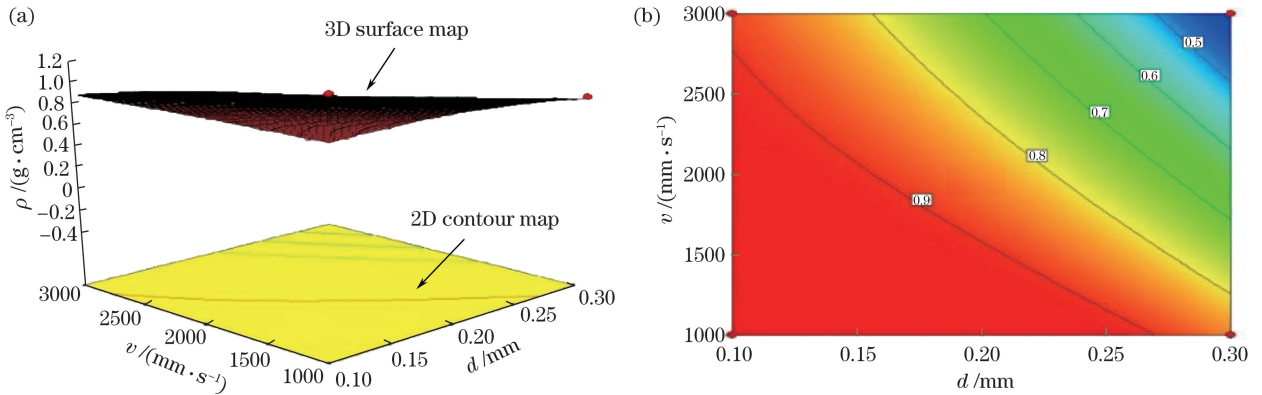


图 5 扫描间距和扫描速率对成形件密度的影响。(a)响应面图;(b)等高线图
Fig. 5 Influences of scanning spacing and scanning speed on density of formed part.
(a) Response surface diagram; (b) contour plot



图 6 优化参数后的 PA12 成形件
Fig. 6 PA12 samples after parameter optimization

4 PA12/HA 多孔支架的力学性能分析

4.1 PA12/HA 多孔支架的制备及压缩实验

以 PA12/HA 粉末配比、支架孔型以及孔隙率为

影响因素,设计表 3 所示的 $L_9(3^4)$ 正交实验,分析不同因素对多孔支架性能的影响。设计 3 种不同孔型的多孔支架,支架的外形尺寸为 20 mm×20 mm×20 mm,如图 7 所示,其截面分别为方形、圆形、平行

四边形。在激光功率 27.5 W,扫描间距 0.12 mm,扫描速率 1500 mm/s,预热温度 170 °C,单层厚度 0.1 mm,基底厚度 12 mm 条件下制备多孔支架。

对成形后的 9 组试样进行图 8 所示的常温压缩实验,实验设备为万能试验机,压缩速度设定为 1 mm/min,得到的压缩数据如表 4 所示。当孔隙率为 60%、孔型为圆形、HA 质量分数为 15%时,成形件的压缩强度最大,为 8.04 MPa;当孔隙率为

80%、孔型为方形、HA 质量分数为 15%时,成形件的压缩强度最小,只有 0.26 MPa。

表 3 因素水平

Table 3 Factor level

Factor	Level 1	Level 2	Level 3
HA ratio /%	5	10	15
Pore type	Square	Circular	Parallelogram
Porosity /%	60	70	80

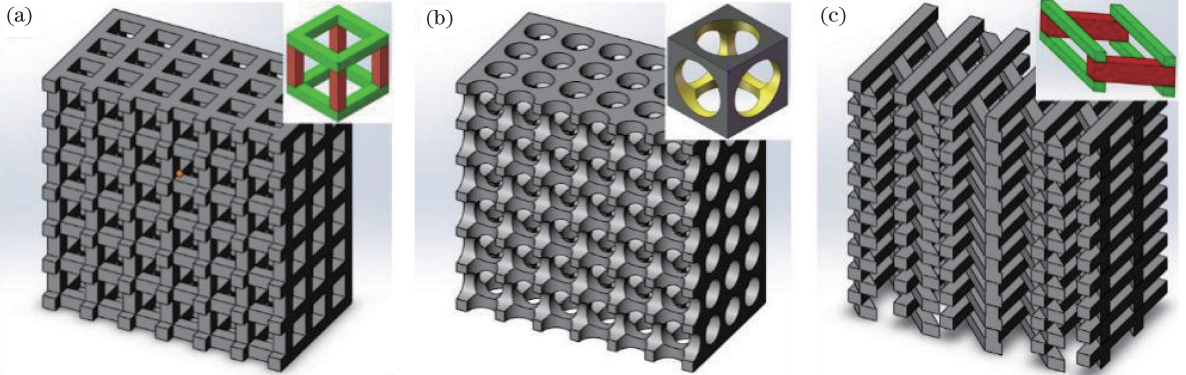


图 7 各孔型支架及单胞示意图。(a)方形;(b)圆形;(c)平行四边形

Fig. 7 Diagrams of scaffolds and their cells. (a) Square; (b) circular; (c) parallelogram

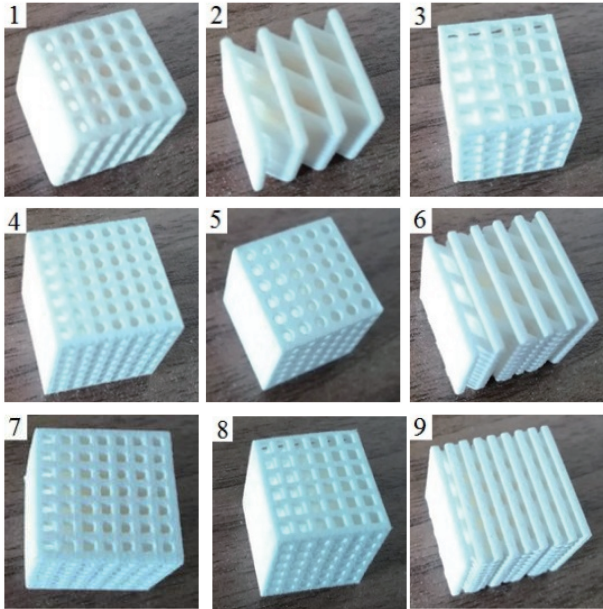


图 8 PA12/HA 多孔支架成形件

Fig. 8 PA12/HA porous scaffolds

4.2 不同因素对压缩强度的影响

采用极差法分析各个因素对压缩强度的影响^[27],结果表明,孔隙率对压缩强度的影响最大,孔型次之,HA 比例的影响最小。如图 9(a)所示,随着 HA 比例(质量分数)由 5%增大到 15%时,支架的压缩强度的变化较小。如图 9(b)所示,对于不同的孔型,支架的压缩强度差异较大。这是因为方形

表 4 L₉(3⁴)正交实验设计

Table 4 L₉(3⁴) orthogonal test design

Test number	HA ratio /%	Pore type	Porosity / %	Compressive strength /MPa
1	10	Circular	80	0.35
2	5	Parallelogram	80	0.33
3	15	Square	80	0.26
4	15	Circular	60	8.04
5	5	Circular	70	5.06
6	15	Parallelogram	70	4.49
7	5	Square	60	3.69
8	10	Square	70	1.73
9	10	Parallelogram	60	6.97

孔支架由立方单胞组成,纵、横支柱相接触的面积相对较小,应力较大,受载荷作用时易断裂。而对于圆形孔支架,纵、横支柱之间为圆弧过渡,缓冲能力强,应力最小,故不易被压断。平行四边形孔支架受力情况同方形孔支架,但应力较方形孔小,因此其压缩强度介于二者之间。如图 9(c)所示,随着孔隙率由 60%增大到 80%,支架的压缩强度下降明显。孔隙率越大,支架内部的承压面积就越小,从而应力越大,越易发生断裂。

5 结 论

基于响应面法建立了 SLS 成形件密度的预测

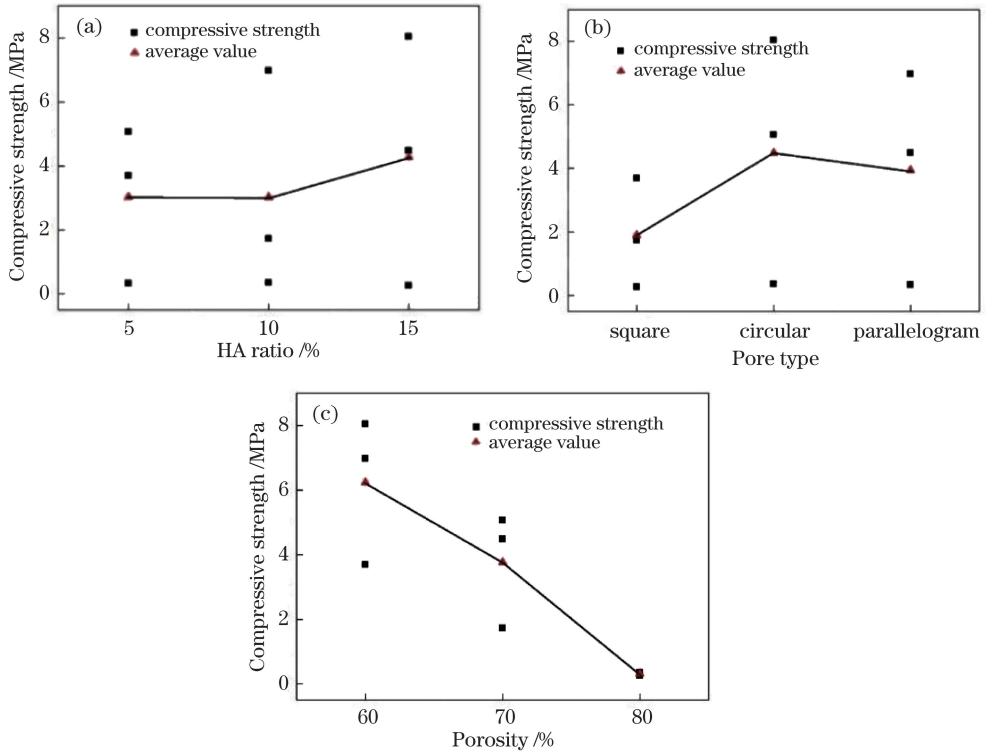


图 9 各因素对支架压缩强度的影响。(a) HA 比例;(b)孔型;(c)孔隙率的影响
Fig. 9 Effect of each factor on compressive strength of scaffold. (a) HA ratio;
(b) pore type; (c) porosity

模型,分析了工艺参数及其交互作用对成形件密度的影响规律,并进行了实验验证。确定激光功率 27.5 W、扫描间距 0.12 mm、扫描速率 1500 mm/s 为最优的工艺参数组合。

设计了 3 种具有不同孔型结构的多孔支架,并基于 $L_9(3^4)$ 正交实验分析了不同因素对多孔支架压缩强度的影响规律。结果表明,孔隙率对支架压缩强度的影响最大,HA 比例最小,而孔型介于二者之间。

不同因素对 PA12/HA 多孔支架压缩强度的影响曲线表明:多孔支架的压缩强度随孔隙率的增加而减小,随 HA 比例的增大略有增加;圆形孔支架的压缩强度最大,平行四边形孔支架次之,方形孔支架最小。

参 考 文 献

[1] Chai L, Quan R F, Huang X L. Research progress in the construction of tissue engineering bone scaffold with hydroxyapatite [J]. The Journal of Traditional Chinese Orthopedics and Traumatology, 2018, 30 (1): 44-46, 50.
柴乐, 全仁夫, 黄小龙. 羟基磷灰石构建组织工程骨支架的研究进展 [J]. 中医正骨, 2018, 30(1): 44-46, 50.

[2] Wu S C, Hsu H C, Hsu S K, *et al.* Preparation and characterization of four different compositions of calcium phosphate scaffolds for bone tissue engineering [J]. Materials Characterization, 2011, 62 (5): 526-534.
[3] Nandi S K, Roy S, Mukherjee P, *et al.* Orthopaedic applications of bone graft & graft substitutes: a review [J]. The Indian Journal of Medical Research, 2010, 132: 15-30.
[4] Keating J F, McQueen M M. Substitutes for autologous bone graft in orthopaedic trauma [J]. The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume, 2001, 83-B(1): 3-8.
[5] Liu J, Yu S P, Fu L Y, *et al.* Optimizations on experimental conditions of DSC measurement for melting point of PP [J]. Engineering Plastics Application, 2014, 42(1): 88-92.
刘江, 余双平, 傅利玉, 等. DSC 测定 PP 熔点过程中实验条件的优化 [J]. 工程塑料应用, 2014, 42 (1): 88-92.
[6] Liu Q B, Leu M C, Schmitt S M. Rapid prototyping in dentistry: technology and application [J]. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2006, 29(3/4): 317-335.
[7] Qian C, Fan Y Z, Sun J. Three-dimensional printing of titanium/hydroxyapatite composite and functionally graded materials [J]. Journal of Clinical

- Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2013, 17(29): 5364-5370.
钱超, 樊英姿, 孙健. 三维打印制备钛/羟基磷灰石复合体及功能梯度材料[J]. 中国组织工程研究, 2013, 17(29): 5364-5370.
- [8] Eosoly S, Brabazon D, Lohfeld S, *et al.* Selective laser sintering of hydroxyapatite/poly- ϵ -caprolactone scaffolds[J]. *Acta Biomaterialia*, 2010, 6(7): 2511-2517.
- [9] Li L H, Kommareddy K P, Pilz C, *et al.* *In vitro* bioactivity of bioresorbable porous polymeric scaffolds incorporating hydroxyapatite microspheres [J]. *Acta Biomaterialia*, 2010, 6(7): 2525-2531.
- [10] Plikk P, Målberg S, Albertsson A C. Design of resorbable porous tubular copolyester scaffolds for use in nerve regeneration [J]. *Biomacromolecules*, 2009, 10(5): 1259-1264.
- [11] Yang Y H. Selective laser sintering[J]. *Information of Advanced Materials*, 2004, (9): 14.
杨英惠. 选择性激光烧结[J]. 现代材料动态, 2004, (9): 14.
- [12] Williams J M, Adewunmi A, Schek R M, *et al.* Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering [J]. *Biomaterials*, 2005, 26(23): 4817-4827.
- [13] Tan K H, Chua C K, Leong K F, *et al.* Selective laser sintering of biocompatible polymers for applications in tissue engineering [J]. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 2005, 15(1/2): 113-124.
- [14] Yang Z. A research for a kind of temperature calibration device used in SLS rapid equipment [D]. Xiangtan: Xiangtan University, 2015: 8-10.
杨琢. SLS快速成型设备中一种温度补偿校准装置的研究[D]. 湘潭: 湘潭大学, 2015: 8-10.
- [15] Almagrouk Mousa A. Experimental investigations of curling phenomenon in selective laser sintering process [J]. *Rapid Prototyping Journal*, 2016, 22(2): 405-415.
- [16] Yu Q. Study on the technology of selective laser sintering of nylon composites [D]. Taiyuan: North University of China, 2006: 31-41.
于千. 复合尼龙粉末选择性激光烧结成型工艺的研究[D]. 太原: 中北大学, 2006: 31-41.
- [17] Wang Y, Shi Y, Huang S. Selective laser sintering of polyamide-rectorite composite[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 2005, 219(1): 11-15.
- [18] Salmoria G V, Leite J L, Vieira L F, *et al.* Mechanical properties of PA6/PA12 blend specimens prepared by selective laser sintering [J]. *Polymer Testing*, 2012, 31(3): 411-416.
- [19] An J, Teoh J E M, Suntornnond R, *et al.* Design and 3D printing of scaffolds and tissues [J]. *Engineering*, 2015, 1(2): 261-268.
- [20] Wiria F E, Leong K F, Chua C K, *et al.* Poly- ϵ -caprolactone/hydroxyapatite for tissue engineering scaffold fabrication via selective laser sintering [J]. *Acta Biomaterialia*, 2007, 3(1): 1-12.
- [21] Hao L, Savalani M M, Zhang Y, *et al.* Selective laser sintering of hydroxyapatite reinforced polyethylene composites for bioactive implants and tissue scaffold development [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2006, 220(4): 521-531.
- [22] Shuai C J, Yang B, Peng S P, *et al.* Development of composite porous scaffolds based on poly(lactide-co-glycolide)/nano-hydroxyapatite via selective laser sintering [J]. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2013, 69: 51-57.
- [23] Kumaresan T, Gandhinathan R, Ramu M, *et al.* Design, analysis and fabrication of polyamide/hydroxyapatite porous structured scaffold using selective laser sintering method for bio-medical applications [J]. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 2016, 30(11): 5305-5312.
- [24] Yan R, Li H, Li J C, *et al.* Process parameters optimization of polystyrene powder selective laser sintering based on response surface methodology [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, 46(3): 0302015.
鄢然, 李浩, 李军超, 等. 基于响应面法的聚苯乙烯粉末选择性激光烧结成型工艺参数优化 [J]. 中国激光, 2019, 46(3): 0302015.
- [25] Li X C, Wang P C, Wang G. Effects of SLS laser power on the sintering quality of nylon [J]. *Journal of XinYu College*, 2016, 21(3): 87-90.
李小城, 王鹏程, 王刚. SLS激光功率对尼龙粉料成型质量的影响 [J]. 新余学院学报, 2016, 21(3): 87-90.
- [26] Xin Z S, Guo Y L. Effects of molding process parameters for SLS technology on sintered performance of wood-plastic composite materials [J]. *Transactions of the China Welding Institution*, 2010, 31(8): 81-84.
辛宗生, 郭艳玲. SLS的成形工艺参数对木塑复合材料烧结性能的影响 [J]. 焊接学报, 2010, 31(8): 81-84.
- [27] Li Q, Zhao G R, Yan X C, *et al.* Mechanical properties of porous Ti-6Al-4V titanium alloys fabricated by selective laser melting [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(1): 011403.
李卿, 赵国瑞, 闫星辰, 等. 选区激光熔化成形多孔Ti-6Al-4V合金力学性能研究 [J]. 激光与光电子学进展, 2019, 56(1): 011403.