

# 激光选区熔化成型 CoCrMo 多孔结构的设计与性能研究

张国庆<sup>1</sup> 杨永强<sup>1</sup> 宋长辉<sup>2</sup> 王贇达<sup>1</sup> 余家阔<sup>2</sup>

<sup>1</sup>华南理工大学机械与汽车工程学院, 广东 广州 510640

<sup>2</sup>北京大学第三医院运动医学研究所, 北京 100083

**摘要** 为获得具备良好力学性能和生物相容性的多孔植入体,需对激光选区熔化(SLM)成型 CoCrMo 多孔结构进行性能分析。在电子万能试验机上沿零件加工的纵向进行压缩试验,应用分形插值理论分析相关参数对其压缩性能的影响。试验结果表明:变形主要以滑移为主;弹性模量和抗压强度随着孔隙率和平均孔径的增大而减小,随表面积体积比的增大而增大。正八面体和正六面体多孔结构孔隙率为 55%~84%,平均孔径为 0.51~0.99 mm,表面积体积比为 2~4.2 时,弹性模量都能满足要求。正八面体圆柱形多孔结构的性能比方形结构更加优越,正六面体方形结构的性能比圆柱形结构更好,为激光选区熔化成型多孔 CoCrMo 合金结构医学植入体的研制提供重要依据。

**关键词** 激光光学;激光选区熔化;CoCrMo 合金;分形插值;孔隙率;平均孔径;表面积体积比

中图分类号 TB301;TB303

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201542.1103003

## Study on Design and Properties of Porous CoCrMo Alloy Structure Manufactured by Selective Laser Melting

Zhang Guoqing<sup>1</sup> Yang Yongqiang<sup>1</sup> Song Changhui<sup>2</sup> Wang Yunda<sup>1</sup> Yu Jiakuo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou, Guangdong 510640, China*

<sup>2</sup>*Institute of Sports Medicine, Peking University 3<sup>rd</sup> Hospital, Beijing 100083, China*

**Abstract** To obtain porous medical implants with excellent mechanical properties and biocompatibility, compression performance analysis of CoCrMo alloy parts manufactured by selective laser melting (SLM) is performed. Compression experiments are conducted on the electronic universal testing machine along longitudinal direction, in which the CoCrMo alloy parts are made and fractal interpolation theory is used to analyze the influence caused by relevant parameters on compression performance. The experiment results show that the main deformation is slippage. Both of the elastic modulus and the compressive strength decrease with increasing porosity and average pore size, while decrease with the reduction of surface area to volume ratio. When the regular octahedral and regular hexahedral porous structures are with porosity in the range of 55%~84%, average pore size of 0.51~0.99 mm, and surface area to volume ratio from 2 to 4.2, the elastic modulus will meet the requirement. Regular octahedral cylindrical porous structures have better performance than the square structures, but regular hexahedral square porous structures have better performance than the cylindrical structures. The conclusions above provide important basis for selective laser melting process of porous CoCrMo alloy structures used as medical implants.

**Key words** laser optics; selective laser melting; CoCrMo alloy; fractal interpolation; porosity; average pore diameter; surface area to volume ratio

**OCIS codes** 140.3390; 170.1420; 350.3390

收稿日期: 2015-05-20; 收到修改稿日期: 2015-07-02

基金项目: 国家自然科学基金仪器专项(81327001)、国家自然科学基金(51275179)、广东省对外科技合作项目(2012B050100013)、北京市科技计划(Z131100005213004)

作者简介: 张国庆(1986—),男,博士研究生,主要从事激光选区熔化方面的研究。E-mail: zhangguoqing1202@sohu.com

导师简介: 杨永强(1961—),男,教授,博士生导师,主要从事激光加工方面的研究。

E-mail: meiyqiang@scut.edu.cn(通信联系人)

# 1 引 言

CoCrMo 合金因具有良好的生物相容性及优良的机械性能,已经在医学等领域得到了广泛应用<sup>[1]</sup>。可锻造的 CoCrMo 合金在牙科医学中的应用已经有几十年的历史,并于 20 世纪 50 年代成功地用于制造人工关节<sup>[2-4]</sup>。为了获得更好的生物、力学性能,通常将植入体表面或全部模型设计成多孔结构<sup>[5]</sup>。抗压性能又是影响其性能的关键因素,因此主要对多孔结构的抗压性能进行研究。

增材制造技术(AM)为这种多孔结构的制造提供了可行的手段<sup>[6]</sup>,激光选区熔化(SLM)是一种基于激光熔化金属粉末的增材制造技术<sup>[7]</sup>。增材制造技术是通过专用软件对三维模型进行切片分层,获得截面数据,然后导入快速成型设备,采用材料逐层累加的方法制造实体零件的技术。通过逐层累加,几乎可以完成任意几何形状零件的制造,具备加工单件、小批量、复杂几何结构、组织致密等优点<sup>[5,8-9]</sup>。

Gibson 和 Ashby 在研究多孔材料压缩性能方面做了大量的工作,建立了一个基于简单梁理论的结构力学性能方程,估算多孔材料压缩性能的弹性模量和屈服强度<sup>[10]</sup>。Van der Burg 等<sup>[11-12]</sup>用 Voronoi 模型模拟泡沫材料的微结构,研究了多孔材料的弹性模量和压缩性能,随着多孔结构不规则性的增加,材料的弹性模量、剪切模量也增大,而体积模量减小。Yang 等<sup>[13]</sup>以 AlCu5Mn 合金为基体,制备出孔隙率为 45.8%~91.2%的试样,并进行了静态压缩试验。郑明军等<sup>[14]</sup>和 Jiang 等<sup>[15]</sup>分别研究了多孔铝合金的压缩及能量吸收性能与孔结构的关系。Wang 等<sup>[16]</sup>研究了多孔钛孔隙率与抗压强度的关系,发现抗压强度与孔隙率变化基本呈线性关系。

本文通过华南理工大学自主研发的激光选区熔化成型设备 Dimetal-100 精确制造复杂的 CoCrMo 多孔结构。

## 2 零件的设计、加工和分析方法

### 2.1 零件的设计要求

医学植入体应具有较好的生物性能<sup>[17-21]</sup>:1) 研究表明,适合骨细胞生长的最佳孔径范围为 100~1000  $\mu\text{m}$ 。小于 100  $\mu\text{m}$  的孔径不支持毛细血管的生长和骨细胞的通过,孔径大于 1000  $\mu\text{m}$  会降低骨细胞生长率和实体体积;2) 研究认为,孔与孔之间相互连通才可使细胞长入并迁移,才可使生长因子和营养物质等进入材料内部。孔隙率达到 50%~90%能够模拟松质骨结构以利于新生骨长入。当多孔植入体的孔隙率增加时,骨细胞的生长速度和体积也会增加。考虑到多孔植入体的力学性能要求,孔隙率范围也受到了限制;3) 应具有较大的表面积体积比,多孔植入体的表面积体积比越大,多孔植入体表面与骨接触面积越大,新长入骨受到的机械刺激越大。

医学植入体的力学性能应满足以下要求<sup>[22-23]</sup>:1) 应具有足够的抗压强度和刚度,保证植入体内后不会发生变形破坏;2) 多孔植入体的弹性模量应跟人体骨骼基本相当,避免发生应力遮挡;3) 为了提高多孔植入体的抗冲击性能,应具有一定的能量吸收能力。表 1 为人体骨骼的相关力学性能参数。

表 1 人体骨骼力学性能<sup>[23]</sup>

Table 1 Mechanical properties of human bones

Material	Experimental direction	Modulus of elasticity /GPa	Compressive strength /MPa
Femur	Longitudinal	17.2	167
Tibia	Longitudinal	18.1	159
Spareribs	Longitudinal	18.6	123
Ulna	Longitudinal	18.0	117

### 2.2 零件的设计过程

根据多孔植入体的力学性能和生物性能要求,依据 ISO13314 标准规定尺寸进行设计及相关测试性能分析。主要采用参数化建模方法来完成多孔结构的建模,通过调节输入参数来改变多孔结构的孔隙、平均孔径、表面积体积比,从而获得优良的生物、力学性能。表 2~5 为测试的多孔结构相关参数。

设计的多孔结构在三维软件中进行处理,构造宽度或直径至少 10 倍于孔径 ( $W_0 \geq 10d_s$  或  $D_0 \geq 10d_s$ )、高度 1~2 倍于宽度 ( $H_0 = W_0 \sim 2W_0$ ) 或直径 ( $H_0 = D_0 \sim 2D_0$ ) 的多孔结构。图 1 为设计试样尺寸要求。

表 2 正八面体方形结构

Table 2 Octahedral square structure





Parameter	Design 1	Design 2	Design 3	Design 4
Porosity /%	55.14	57.67	63.27	67.13
Average pore size /mm	0.51	0.74	0.80	0.94
Surface area to volume ratio	2.89	2.79	2.62	2.40
				

表 3 正八面体圆柱形结构

Table 3 Octahedral cylindrical structure





Parameter	Design 1	Design 2	Design 3	Design 4
Porosity /%	65.86	66.05	67.12	68.30
Average pore size /mm	0.81	0.87	0.96	0.98
Surface area to volume ratio	2.21	2.20	2.09	2.00
				

表 4 正六面体方形结构

Table 4 Hexahedral square structure









Parameter	Design 1	Design 2	Design 3	Design 4
Porosity /%	70.96	76.9	81.21	84.44
Average pore size /mm	0.48	0.64	0.78	0.92
Surface area to volume ratio	4.02	3.28	2.71	2.28
				

表 5 正六面体圆柱形结构

Table 5 Hexahedral cylindrical structure

Parameter	Design 1	Design 2	Design 3	Design 4
Porosity /%	71.27	77.13	81.47	84.65
Average pore size /mm	0.57	0.71	0.85	0.99
Surface area to volume ratio	3.56	2.90	2.39	2.01
				

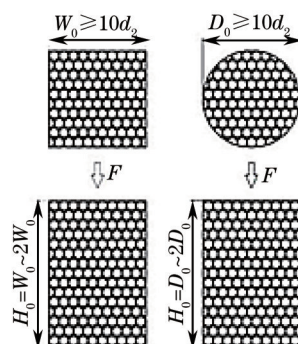


图 1 试样说明示意图

Fig.1 Schematic illustration of test specimen

### 2.3 零件的加工过程

在自主研发的 SLM 成型设备 Dimetal-100 上加工, 每种设计加工零件不少于 3 个。成型材料为英国 SANDVIK osprey 公司生产的 CoCrMo 合金金属粉末, 成分满足 ASTM F75 要求, 其成分对比如表 6 所示。粒度

分布为窄区集中分布,90%颗粒直径为 $-22\ \mu\text{m}$ ,  $D_{50}=-28.5\ \mu\text{m}$ 。

表6 SLM成型所用粉末材料与ASTM F75标准的成分比较(%)

Table 6 Composition comparison of powder material for SLM and ASTM F75 standard (%)

Element	CoCrMo powder	ASTM F75 standard	Element	CoCrMo powder	ASTM F75 standard
Cr	29.4	27-30	C	0.15	<0.35
Mo	6	5-7	Ni	0.09	<0.5
Si	0.8	<1	Al	<0.010	<0.1
Mn	0.75	<1	Ti	<0.010	<0.1
Fe	0.26	<0.75	W	<0.010	<0.2
N	0.19	<0.25	Co	Balance	Balance

采用氮气作为保护气体,氧含量控制在0.03%以下;加工激光功率为170 W,扫描速度为500 mm/s,扫描间距为 $60\ \mu\text{m}$ ,加工层厚为 $35\ \mu\text{m}$ ,采用X-Y层间交错扫描策略。

## 2.4 分析方法

### 2.4.1 零件测试方法

在电子万能试验机GP-TS2000L上沿零件加工的纵向进行压缩试验,压缩位移速度为1 mm/min,由计算机自动记录载荷-位移数据信息,通过处理得到应力应变曲线,应力应变曲线相关数据经过平均后,分析得到抗压强度,如表7所示。

### 2.4.2 弹性模型计算方法

弹性模量的计算需选取弹性范围内记录纵向力和与其对应的纵向变形的一组数字数据对。用最小二乘法将数据对拟合为纵向应力-纵向应变直线,拟合直线的斜率即为弹性模量,并求出其相关系数在97%以上,图2为应用Matlab拟合的正八面体方形结构设计1弹性模量最小二乘曲线<sup>[24]</sup>。使用上述方法依次拟合得到弹性模量,拟合数据如表8所示。

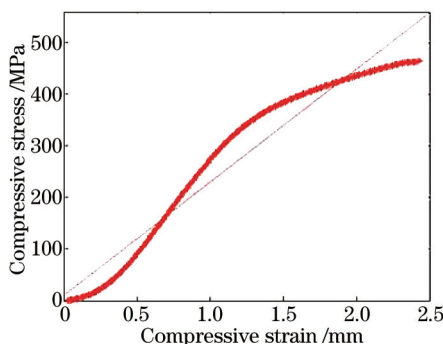


图2 正八面体方形结构设计1的弹性模量最小二乘拟合曲线

Fig.2 Elastic modulus curves fitted by least-squares method for the octahedral square structures - design 1

### 2.4.3 弹性模型估算方法

多孔CoCrMo合金零件的表观密度计算公式为

$$\rho^* = \frac{m}{v + v'}, \quad (1)$$

式中 $\rho^*$ 为多孔CoCrMo合金零件的表观密度; $m$ 为成型多孔结构的质量; $v$ 为实体部分容积; $v'$ 为闭孔容积。

根据Ashby-Gibson公式,多孔材料的弹性模量可用下式计算<sup>[7]</sup>:

$$\frac{E^*}{E_s} = C_1 \left( \frac{\rho^*}{\rho_s} \right)^2, \quad (2)$$

式中 $E^*$ 为多孔CoCrMo合金的弹性模量; $E_s$ 为实体CoCrMo合金的弹性模量,大小为240 GPa; $\rho_s$ 为基体CoCrMo合金的密度, $\rho_s = 8.29\ \text{g/cm}^3$ ;  $C_1$ 为常数,一般取为1。弹性模量预测数据如表8所示。

### 2.4.4 应用分形插值分析相关参数对零件压缩性能的影响

分形插值是根据分形几何的自相似原理和迭代函数系统理论,将已知数据插值成为具有自相似结构的

曲线。局部与整体具有自相似或统计自相似<sup>[25-26]</sup>。

由于采用激光选区熔化设备加工零件的时间通常较长,为了减少加工时间和降低成本,通常使用插值的方法求出未知中间数据。从插值原理上看,传统的插值都是用直线或光滑的曲线连接任意相邻的两点,忽略了两相邻插值点的局部变化特征,因此具有一定的光滑作用。

分形插值根据整体与局部相似的原理,将插值数据点的变化特征映射到相邻点之间的局部区域,在相邻的两个信息点之间也可得到局部波状起伏的形状,从而可以得到两信息点之间的局部变化特征。对大多实际情况而言,相邻两信息点之间并不是线性变化的,或者会呈现过度光滑,存在局部变化特征。因此,对于具有分形特征的形体,两信息点之间有更多更精细一级的波状起伏,用分形插值结果更加符合实际<sup>[21,24]</sup>。

### 3 结果与讨论

SLM设备成型后多孔结构如图3所示。

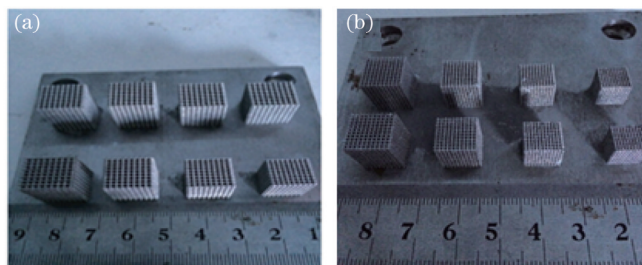


图3 SLM成型多孔结构。(a)八面体多孔结构;(b)六面体多孔结构

Fig.3 Porous structures manufactured by SLM. (a) Octahedral porous structures; (b) hexahedral porous structures

图4为SLM成型多孔结构显微特征,通过显微镜对成型效果进行观察,发现表面具有较少的粉末粘附,多孔支柱之间未出现明显的挂渣现象,成型效果较好。

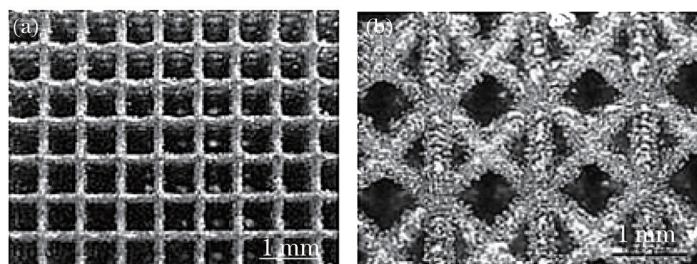


图4 SLM成型多孔结构显微特征。(a)六面体多孔结构;(b)八面体多孔结构

Fig.4 Microscopic characteristics of porous structures manufactured by SLM. (a) Hexahedral porous structures; (b) octahedral porous structures

#### 3.1 应力应变曲线分析

成型的多孔CoCrMo结构压缩过程中引起的厚度方向面内的侧向变形非常不均匀,应力应变曲线线性阶段开始以后,CoCrMo合金结构断层之间相对滑动失稳,而后迅速致密化。

将相同结构、相同设计的试验数据平均后,绘制出应力应变曲线,如图5所示。在初始压缩阶段,随着应变量的增大,应力急剧线性增长;当应变变量增至一定程度后,应力增长趋势减缓,且应力和应变之间不再呈线性关系;屈服阶段较长,说明成型的多孔CoCrMo合金结构具有较强的能量吸收能力。不同的多孔CoCrMo合金结构的压缩应力应变曲线呈现三个阶段,即弹性变形阶段、屈服阶段和应力急剧增大情况下的致密化阶段。压缩过程中应力出现急剧上升和下降,说明成型后多孔CoCrMo合金结构断裂为脆断。相同多孔CoCrMo合金结构的压缩应力应变曲线具有基本相似的变化趋势。

#### 3.2 抗压强度与弹性模量的相关分析

对比抗压强度数据(表7)发现,成型的多孔CoCrMo合金结构抗压强度在52.5~464.3 MPa之间,大多高于人体骨骼的抗压强度(10~167 MPa),说明成型的多孔CoCrMo合金结构强度能够满足要求。正八面体方形结构的抗压强度比正八面体圆柱形结构更高。正六面体圆柱形结构的抗压强度比正六面体方形结构略高。

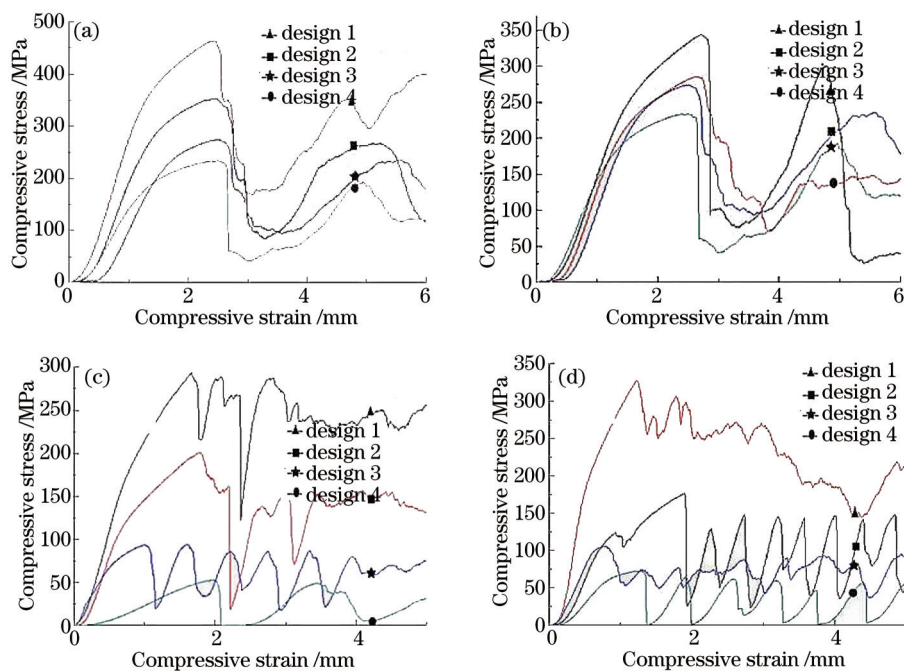


图5 多孔 CoCrMo 合金结构压缩应力应变曲线。(a) 正八面体方形结构;(b) 正八面体圆柱形结构;(c) 正六面体方形结构;  
(d) 正六面体圆柱形结构

Fig.5 Compressive stress-strain curves of porous CoCrMo alloy structures. (a) Octahedral square structures;  
(b) octahedral cylindrical structures; (c) hexahedral square structures; (d) hexahedral cylindrical structures

表7 压缩试验计算的抗压强度

Table 7 Compressive strength calculated by compression test

Sample	Design No.	Average compressive strength /MPa
Octahedral square structures	Design 1	464.35
	Design 2	352.55
	Design 3	273.52
	Design 4	233.02
Octahedral cylindrical structures	Design 1	343.77
	Design 2	289.42
	Design 3	258.52
	Design 4	230.43
Hexahedral square structures	Design 1	293.42
	Design 2	200.66
	Design 3	94.15
	Design 4	52.52
Hexahedral cylindrical structures	Design 1	327.33
	Design 2	175.66
	Design 3	105.51
	Design 4	72.20

对比弹性模量(表8)发现,成型的多孔 CoCrMo 合金结构弹性模量为 7.3~20.44 GPa,与人体骨骼的弹性模量(0.23~17.2 GPa)基本相当。对比正八面体方形结构与正八面体圆柱结构弹性模量发现,正八面体圆柱结构的弹性模量与人体骨骼更为接近,正六面体方形结构的弹性模量比正六面体圆柱结构更接近人体骨骼。如果以弹性模量为设计目标进行多孔植入体设计,八面体应以圆柱结构为主,六面体应以方形结构为主。

通过压缩试验得到的多孔 CoCrMo 合金结构弹性模量与 Ashby-Gibson 公式计算值相比,分别下降了 68.3%, 61.27%, 34.7%, 26.97%,正六面体结构试验结果与 Ashby-Gibson 公式预测结果吻合良好,正八面体结

构试验结果与 Ashby-Gibson 公式预测结果偏差相对较大,分析其原因主要是成型过程中八面体结构比六面体结构有更多的悬垂,成型质量比六面体稍差。

表 8 压缩试验计算的弹性模量

Table 8 Elastic modulus calculated by compression test

Sample	Design No.	Average elastic modulus /GPa	Predicted value by Ashby-Gibson formula / GPa	Deviation /%
Octahedral square structures	Design 1	20.44	62.70	68.3
	Design 2	17.29	60.02	
	Design 3	14.18	41.52	
	Design 4	10.85	34.26	
Octahedral cylindrical structures	Design 1	15.16	35.70	61.27
	Design 2	13.77	34.96	
	Design 3	12.71	32.96	
	Design 4	11.04	32.29	
Hexahedral square structures	Design 1	19.05	36.82	34.7
	Design 2	16.90	25.12	
	Design 3	9.70	13.06	
	Design 4	6.30	9.33	
Hexahedral cylindrical structures	Design 1	19.62	33.28	26.97
	Design 2	16.20	21.40	
	Design 3	10.56	13.36	
	Design 4	7.31	9.22	

### 3.3 相关参数对多孔 CoCrMo 合金结构压缩性能的影响

#### 3.3.1 孔隙率对弹性模量及抗压强度的影响

从分形插值曲线图 6(a)可以看出无论是正八面体还是正六面体结构,其弹性模量随着孔隙率的增加呈现下降趋势。正八面体方形与圆柱结构弹性模量随着孔隙率的增加下降趋势基本一致,正六面体方形与圆柱结构随着孔隙率的增加下降趋势基本一致。正六面体结构的弹性模量随孔隙率增加的下速度较正八面体结构更大。孔隙率的改变对正六面体结构弹性模量的影响更明显。随着孔隙率的增加,正八面体多孔结构在初始阶段弹性模量下降较快,而正六面体结构恰恰相反,在初始阶段弹性模量下降较慢。

从分形插值曲线图 6(b)可以看出,正八面体结构抗压强度随孔隙率的变化趋势基本一致,正六面体结构的变化趋势基本一致,均随孔隙率的增加而下降。不同结构、相同孔隙率的多孔结构,抗压强度随孔隙率的增加下降速度基本相同。孔隙率的改变对多孔 CoCrMo 合金结构的抗压强度影响显著,孔隙率变化范围为 50%~85%,抗压强度变化范围为 55~460 MPa。随着孔隙率的增加,正八面体结构与正六面体结构的抗压强

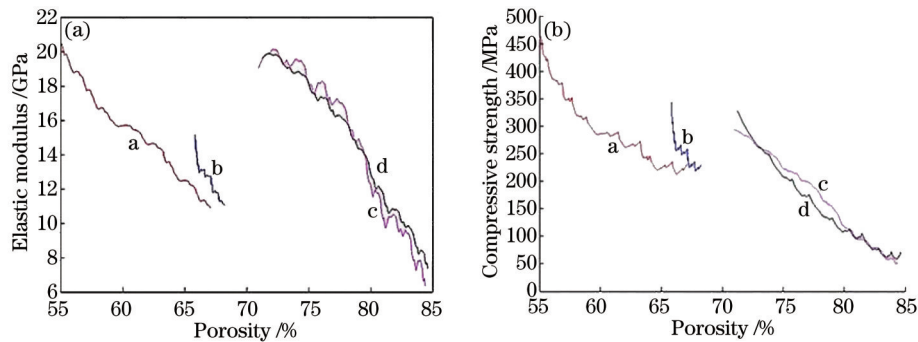


图 6 (a)弹性模量与孔隙率的关系;(b)抗压强度与孔隙率的关系。(a: 正八面体方形结构;b: 正八面体圆柱结构;c: 正六面体方形结构;d: 正六面体圆柱结构)

Fig.6 (a) Relationship between elastic modulus and porosity; (b) relationship between compressive strength and porosity. (a: octahedral square structures; b: octahedral cylindrical structures; c: hexahedral square structures; d: hexahedral cylindrical structures)

度初始下降较快,之后趋缓。

### 3.3.2 平均孔径对弹性模量的影响

从分形插值曲线图 7(a)可以看出,无论是正八面体结构还是正六面体结构,弹性模量随着平均孔径的增加基本呈现线性下降。改变平均孔径对正八面体结构和正六面体结构弹性模量的影响基本相同。随着平均孔径的增加,弹性模量下降斜率基本一致,说明相同孔径条件下通过改变结构从而改变弹性模量的效果并不明显。平均孔径随着弹性模量的增加初始下降较慢,之后变快。

从分形插值曲线图 7(b)可以看出,平均孔径对正八面体结构与正六面体结构抗压强度的影响基本一致,均随平均孔径的增加下降。不同结构、相同平均孔径的多孔 CoCrMo 合金结构,抗压强度随平均孔径的增加下降速度基本相同。平均孔径对多孔 CoCrMo 合金结构的抗压强度影响显著。正六面体结构抗压强度随平均孔径的增加初始下降较慢,正八面体结构抗压强度随平均孔径的增加初始下降较快。

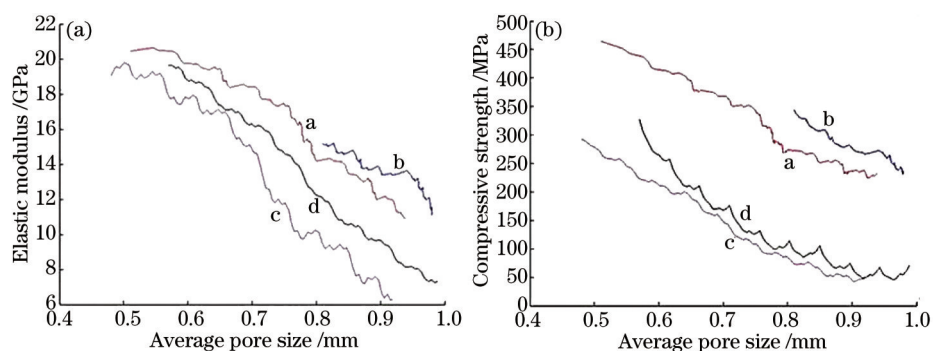


图 7 (a)弹性模量与平均孔径的关系;(b)抗压强度与平均孔径的关系。(a: 正八面体方形结构;b: 正八面体圆柱结构;c: 正六面体方形结构;d: 正六面体圆柱结构)

Fig.7 (a) Relationship between elastic modulus and average pore size; (b) relationship between compressive strength and average pore size. (a: octahedral square structures; b: octahedral cylindrical structures; c: hexahedral square structures; d: hexahedral cylindrical structures)

### 3.3.3 表面积体积比对弹性模量的影响

从分形插值曲线图 8(a)可以看出,无论是正八面体结构还是正六面体结构,弹性模量随着表面积体积比的增加基本呈现上升趋势。改变表面积体积比时正八面体多孔结构比正六面体多孔结构的弹性模量变化略大。表面积体积比的变化对弹性模量影响较大,可通过改变表面积体积比控制多孔结构弹性模量的变化。

从分形插值曲线图 8(b)可以看出,无论是正八面体结构还是正六面体结构,抗压强度随着表面积体积比的增加基本呈现下降趋势。六面体多孔结构抗压强度随着表面积体积比的变化更趋于线性。随着表面积体积比的增加,正八面体结构抗压强度在初始阶段变化较为平缓,之后急剧增大。正六面体结构抗压强度随着表面积体积比的变化基本呈线性变化。

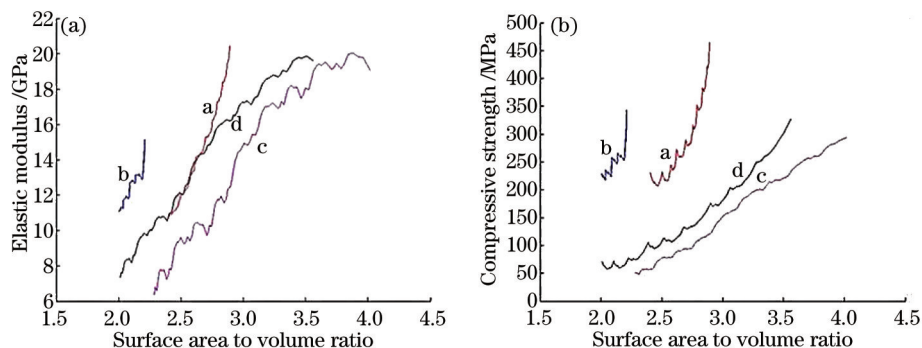


图 8 (a)弹性模量与表面积体积比的关系;(b)抗压强度与表面积体积比的关系。(a: 正八面体方形结构;b: 正八面体圆柱结构;c: 正六面体方形结构;d: 正六面体圆柱结构)

Fig.8 (a) Relationship between elastic modulus and surface area to volume ratio; (b) relationship between compressive strength and surface area to volume ratio. (a: octahedral square structures; b: octahedral cylindrical structures; c: hexahedral square structures; d: hexahedral cylindrical structures)



## 4 结 论

1) 成型的多孔 CoCrMo 合金结构压缩过程中厚度方向面内的侧向变形非常不均匀,引起应力应变曲线线性阶段以后,CoCrMo 合金结构断层之间出现强烈滑动失稳,滑动失稳变形主要出现在面内,之后迅速致密化。

2) 通过压缩试验得到的多孔 CoCrMo 合金结构弹性模量与 Ashby-Gibson 公式计算值相比分别下降了 68.3%, 61.27%, 34.7%, 26.97%, 正六面体结构试验结果与 Ashby-Gibson 公式预测结果吻合良好,正八面体结构试验结果与 Ashby-Gibson 公式预测结果偏差较大,原因主要是成型过程中八面体结构的悬垂比六面体结构更多,成型质量比六面体稍差。

3) 由分形插值曲线可知,弹性模量随着孔隙率增大、平均孔径增大和表面积体积比减小而降低。抗压强度随孔隙率减小、平均孔径减小、表面积体积比增大而增大。

4) 对比人体骨骼弹性模量(18 Gpa),正八面体结构和正六面体孔隙率为 55%~84%,平均孔径为 0.51~0.99 mm,表面积体积比为 2~4.2 时,弹性模量都能满足要求。与人体骨骼抗压强度(167 Mpa)相比,正八面体结构抗压强度能够满足要求,正六面体结构在孔隙率大于 80%、平均孔径大于 0.75 mm、表面积体积比小于 2.8 时不满足要求。正八面体圆柱型多孔 CoCrMo 合金结构比方形结构的性能更加优越,正六面体方形多孔 CoCrMo 合金结构比圆柱形结构的性能更好。

当然,为了进一步了解 SLM 成型多孔 CoCrMo 合金结构的综合性能,仍需进行后续试验,例如对成型多孔 CoCrMo 合金结构的冲击特性、耐磨损性能、疲劳性能等进行分析,为 SLM 直接制造多孔 CoCrMo 合金结构医学植入体奠定基础。

## 参 考 文 献

- 1 Niinomi M. Metals for Biomedical Devices[M]. Oxford: Woodhead Publishing in Materials, 2010: 355-378.
- 2 Song Changhui, Yang Yongqiang, Wang Yunda, *et al.*. Research on process and property of CoCrMo alloy directly manufactured by selective laser melting[J]. Chinese J Lasers, 2014, 41(6): 0603001.  
宋长辉, 杨永强, 王贇达, 等. CoCrMo 合金激光选区熔化成型工艺及其性能研究[J]. 中国激光, 2014, 41(6): 0603001.
- 3 Shi Shengfeng. Microstructure and Corrosion Resistance of Medical Cobalt Based Alloys[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006: 1-5.  
史胜凤. 医用钴基合金的组织结构及耐腐蚀性能[D]. 杭州: 浙江大学, 2006: 1-5.
- 4 Xie Hang, Zhang Anfeng, Li Dichen, *et al.*. Research on the cracking of Ti6Al4V-CoCrMo gradient material fabricated by laser metal direct forming[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(11): 1103003.  
解航, 张安峰, 李涤尘, 等. 激光金属直接成形 Ti6Al4V-CoCrMo 梯度材料开裂研究[J]. 中国激光, 2013, 40(11): 1103003.
- 5 Guo Min. Preparation and Characterization of Biomedical Porous Metals Based on Carbon Skeleton[D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2013: 1-2.  
郭敏. 基于碳骨架的多孔医用金属材料制备与性能表征[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2013: 1-2.
- 6 Xiao D M, Yang Y Q, Su X, *et al.*. Topology optimization of microstructure and selective laser melting fabrication for metallic biomaterial scaffolds[J]. Transactions of Nonferrous Metals Society of China, 2012, 22(10): 2554-2561.
- 7 Gibson L J, Ashby M F. Cellular Solids: Structure and Properties[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 1997.
- 8 Liu Wei, Liu Tingting, Liao Wenhe, *et al.*. Study on selective laser melting forming process of cobalt chromium alloy[J]. Chinese J Lasers, 2015, 42(5): 0503001.  
刘威, 刘婷婷, 廖文和, 等. 选择性激光熔融钴铬合金成形工艺研究[J]. 中国激光, 2015, 42(5): 0503001.
- 9 Yang Yongqiang, Wang Di, Wu Weihui. Research progress of direct manufacturing of metal parts by selective laser melting[J]. Chinese J Lasers, 2011, 38(6): 0601007.  
杨永强, 王迪, 吴伟辉. 金属零件选区激光熔化直接成型技术研究进展[J]. 中国激光, 2011, 38(6): 0601007.
- 10 Dai Donghua, Gu Dongdong, Li Yali, *et al.*. Numerical simulation of metallurgical behavior of melt pool during selective laser melting of W-Cu composite power system[J]. Chinese J Lasers, 2013, 40(11): 1103001.  
戴冬华, 顾冬冬, 李雅莉, 等. 选区激光熔化 W-Cu 复合体系熔池熔体运动行为的数值模拟[J]. 中国激光, 2013, 40(11): 1103001.
- 11 Van der Burg M W D, Shulmeister V, Van Der Geissen E, *et al.*. On the linear elastic properties of regular and random open-cell foam [J]. Journal of Cellular Plastics, 1997, 33(1): 31-54.

- 12 Zhu H X, Windle A H. Effects of cell irregularity on the high strain compression of open-cell foam[J]. *Acta Materialia*, 2002, 50(5): 1041-1052.
- 13 Yang D H, Yang S R, Ma A B, *et al.*. Compression properties of cellular AlCu5Mn alloy foams with wide range of porosity[J]. *Journal of Materials Science*, 2009, 44(20): 5552-5556.
- 14 Zheng Mingjun, He Deping, Chen Feng. Compression stress strain characteristics and energy absorption properties of porous aluminum alloy[J]. *The Chinese Journal of Nonferrous Metals*, 2001, 11(2): 81-85.  
郑明军, 何德坪, 陈 锋. 多孔铝合金的压缩-应力应变特征及能量吸收性能[J]. *中国有色金属学报*, 2001, 11(2): 81-85.
- 15 Jiang B, Wang Z J, Zhao N Q. Effect of pore size and relative density on the mechanical properties of open cell aluminum foams[J]. *Scripta Materialia*, 2007, 56(2): 169-172.
- 16 Wang X H, Li J S, Hu R, *et al.*. Mechanical properties of porous titanium with different distributions of pore size[J]. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 2013, 23(8): 2317-2322.
- 17 Li Yehai, Xu Junjie. Biocompatibility of hip prosthesis materials[J]. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2008, 12(39): 7699-7682.  
李业海, 徐俊杰. 人工髋关节假体材料的生物相容性问题分析[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(39): 7699-7682.
- 18 Karageorgiou V, Kaplan D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis[J]. *Biomaterials*, 2005, 26(27): 5474-5491.
- 19 Huang Ke, He Siyuan, He Deping, *et al.*. Compression and energy absorption property of porous aluminum alloy gradient[J]. *Materials for Mechanical Engineering*, 2010, 34(1): 77-78.  
黄 可, 何思渊, 何德坪, 等. 梯度孔径多孔铝合金的压缩及吸能性能[J]. *机械工程材料*, 2010, 34(1): 77-78.
- 20 Yan Ning, Hou Tiesheng. Porosity of biomaterials and bone in growth[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2008, 27(4): 612-613.  
严 宁, 侯铁胜. 材料孔隙结构对骨长入的影响[J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(4): 612-613.
- 21 Zhang Xiaowei, Wang Yanli, Chen Li, *et al.*. Research on mechanical properties and the parameters of porous metal medium[J]. *Materials Science and Engineering*, 2014, 7(2): 55-56.  
张晓伟, 王彦莉, 陈 利, 等. 多孔金属介质的力学性能及其参数依赖性研究[J]. *材料工程*, 2014, 7(2): 55-56.
- 22 Spector M, Michno M J, Smarook W H, *et al.*. A high-modulus polymer for porous orthopedic implants: Biomechanical compatibility of porous implants[J]. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1978, 12(5): 665-677.
- 23 Xiao Dongming. Modeling of Porous Structure of Implants and Direct Manufacturing by Selective Laser Melting[D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2013: 1-2.  
肖冬明. 面向植入体的多孔结构建模及激光选区熔化直接制造研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2013: 1-2.
- 24 Zhang Defeng, Zhou Yan. The Application of Matlab in Statistics and Engineering Data Analysis[M]. Beijing: Electronic Industry Press, 2010: 60-64.  
张德丰, 周 燕. Matlab在统计与工程数据分析中的应用[M]. 北京: 电子工业出版社, 2010: 60-64.
- 25 Goldman R. An Integrated Introduction to Computer Graphics and Geometric Modeling[M]. Deng Jiansong Trans. Beijing: Tsinghua University Press, 2011: 36-51.  
高 曼. 计算机图形学与几何造型导论[M]. 邓建松译. 北京: 清华大学出版社, 2011: 36-51.
- 26 Sun Hongquan. Fractal Geometry and Fractal Interpolation[M]. Beijing: Science Press, 2011: 1-8.  
孙洪泉. 分形几何与分形插值[M]. 北京: 科学出版社, 2011: 1-8.

栏目编辑: 吴秀娟