

激光粉末床熔融成形多孔结构的压缩性能及数值模拟研究

陈润平^{1,2}, 张冬云^{1,2*}, 胡松涛^{1,2}, 徐仰立^{1,2}, 黄婷婷^{1,2}, 张龙^{1,2}, 刘智远^{1,2}

¹北京工业大学材料与制造学部激光工程研究院, 北京 100124;

²北京市数字化医疗 3D 打印工程技术研究中心, 北京 100124

摘要 人体骨骼为层级结构,由密度、强度较高的密质骨和密度较低、内含血管的松质骨组成。因此,人体植入物的结构和力学性能要与人体骨骼特征相匹配。基于人体自然骨的受力情况,采用激光粉末床熔融(LPBF)技术成形了由拓扑优化方法设计的钛合金多孔结构,然后通过压缩实验和数值模拟的方法对多孔结构的力学性能和变形失效模式进行了分析,发现数值模拟与实验结果具有较高的一致性。最后,通过与人体自然骨的力学性能对比,并结合多孔结构的失效模式获得了可适用于人体植入物的多孔材料。

关键词 激光技术; 激光粉末床熔融; 拓扑优化; 多孔结构; 骨植入体; 力学性能

中图分类号 TG665

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.1714006

Compressive Properties and Numerical Simulation of Porous Structure Fabricated by Laser Powder Bed Fusion

Chen Runping^{1,2}, Zhang Dongyun^{1,2*}, Hu Songtao^{1,2}, Xu Yangli^{1,2}, Huang Tingting^{1,2}, Zhang Long^{1,2}, Liu Zhiyuan^{1,2}

¹*Institute for Laser Engineering, Faculty of Materials and Manufacturing, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;*

²*Beijing Engineering Research Center of 3D Printing for Digital Medical Health, Beijing, 100124, China*

Abstract The human bone appears as a hierarchical structure composed of cortical bone with high density and strength and cancellous bone with low density and blood vessels. Therefore, the structure and mechanical properties of human implants should match the characteristics of human bone. Based on the stress on the natural human bone, the titanium alloy porous structure designed by topology optimization method was fabricated by laser powder bed fusion (LPBF). The mechanical properties and deformation failure mode of the porous structure were analyzed by compression experiment and numerical simulation. It was found that the numerical simulation and experimental results have a high consistency in the current work. Finally, by comparing with the mechanical properties of human natural bone, combined with the failure mode of porous structure, a porous material suitable for human implants was obtained.

Key words laser technique; laser powder bed fusion; topology optimization; porous structure; bone implant; mechanical properties

OCIS codes 140.3390; 160.3900

收稿日期: 2020-12-28; 修回日期: 2021-01-07; 录用日期: 2021-01-12

通信作者: *zhangdy@bjut.edu.cn

1 引言

骨缺损是目前较为常见的一种骨科疾病,而骨科再生医学的关键问题之一就是设计可复制宿主骨骼且具有生物力学性能的植入物。人体骨骼由密质骨和松质骨组成,研究表明,人体植入物需满足以下几点要求^[1]:1)良好的生物相容性,对人体细胞和组织无毒、副作用;2)良好的力学性能,与自然骨相匹配的力学性能;3)良好的抗腐蚀性和耐磨损性;4)良好的生物结合性,能够与骨组织很好地结合;5)良好的骨传导、骨诱导性,可以引导新生骨组织沿材料表面生长,诱导成骨细胞分化而形成新骨。钛合金多孔材料因为具有良好的力学性能、生物相容性及较强的耐腐蚀性、无毒等优点,成为目前应用于医疗植入体的主要材料。

多孔材料的传统制造方法主要有粉末冶金法^[2]、发泡法^[3-4]、熔模铸造法^[5]、纤维烧结法^[6-8]等,但由这些方法得到的孔隙形状和尺寸往往是难以控制的,这将导致内部缺陷较多、强度较低、裂纹易产生,故不能满足植入体要求。而增材制造(AM)技术的产生和发展,突破了传统制备方法的局限。AM技术是基于离散-堆积原理,由零件三维数据驱动零件逐层加工成形的快速制造技术。运用AM技术可以实现零件的“自由制造”,成形结构复杂的零件。尤其是激光选区熔化(SLM)技术因具有制造速度快、加工的零件致密度高、组织细小均匀、力学性能优越等特点,被广泛应用于航空航天及医疗领域^[9-12]。近年来,利用激光粉末床熔融(LPBF)和电子束熔融(EBM)等增材制造技术制备的金属多孔结构,因其具有良好的力学性能和生物相容性已经在牙科及骨科领域得到了广泛应用。

国内外研究人员对医疗植入多孔结构进行了大量研究。如吴先哲等^[13]为了解决金属植入体与人骨间的“应力屏蔽”问题,对SLM技术制备的菱形十二面体多孔钽结构进行了研究,发现孔径为500 μm 和700 μm 的多孔结构的杨氏模量分别为2.15 GPa和0.94 GPa,可有效降低金属植入体和人骨间的“应力屏蔽”现象。Heinl等^[14]为获得可应用于骨科植入的多孔结构,对SLM技术成形的八面体多孔钛结构的力学性能进行了研究,发现孔隙率为10%~95%的多孔结构的抗压强度在0.5~350 MPa之间,与自然骨的抗压强度范围相近。Chen等^[15]为了获得与人骨力学性能相近的多孔材

料,对TC4立方八面体多孔结构的力学性能进行了研究,结果发现孔隙率为33%~84%的多孔结构的杨氏模量在1.3~4.864 GPa之间,结果表明其具有作为植入体的潜力。Ataee等^[16]对孔隙率为82%~85%的TC4螺旋二十四面体结构的力学性能进行了研究,发现其杨氏模量和屈服强度分别在0.637~1.084 GPa和13.1~19.2 MPa之间,与小梁骨相当,可应用于骨植入领域。Parthasarathy等^[17]采用EBM形成了TC4多孔结构,并对其进行了压缩试验,得到孔隙率为49.75%~70.32%的多孔结构的杨氏模量在0.57~2.92 GPa之间,抗压强度在7.28~163.02 MPa之间,其力学性能可满足植入体要求。Xiao等^[18]对SLM技术成形的拓扑优化设计的多孔结构力学性能进行了研究,发现多孔结构的平台应力和杨氏模量均随孔隙率的增加而下降,但是与其他多孔结构的性能相比,拓扑优化所得的多孔结构力学性能更优。而目前对于拓扑优化设计的多孔结构的研究相对较少,需要展开更深入的研究。

为获得与人骨力学性能相匹配的多孔植入体,本文采用LPBF技术制备了拓扑优化设计的多孔结构,并利用压缩实验和数值模拟分析了多孔结构的应力应变曲线、抗压强度、杨氏模量及失效模式与孔隙率的关系。然后通过对比多孔结构与人体自然骨的力学性能,获得了可应用于人体植入物的仿生多孔结构。

2 材料与方法

2.1 实验材料、设备

实验所用材料为德国EOS(Electro Optical System)公司生产的TC4粉末,成分满足ASTM F136-12标准[外科植入TC4(超低间隙)锻造合金标准]要求,成分对比如表1所示。粉末用气体雾化方法制备,具有良好的球形度,粉末平均粒径为40 μm 。

由于激光波长会影响金属粉末对激光的吸收率^[19],LPBF成形设备中通常选用波长为1064~1075 nm波段的激光,多孔结构成形设备采用德国EOS公司的激光粉末床熔融设备EOS M280,该设备采用IPG(Interpublic Group of Companies)公司连续可调的400 W光纤激光器,波长为1064 nm,激光的光斑直径为100 μm 。该设备除包含激光器的光学系统外,还包含成形舱、控制系统及气体循环

表1 实验所用TC4粉末与ASTM F136-12标准化学成分(质量分数)对比

Table 1 Comparison of chemical composition (mass fraction) of TC4 powder with ASTM F136-12 standard unit: %

Element	Al	V	O	N	C	H	Fe	Ti
TC4 powder	6.49	4.29	0.074	0.01	0.008	0.0033	0.18	Bal.
ASTM F136-12 standard	5.5-6.5	3.5-4.5	<0.13	<0.05	<0.08	<0.012	<0.25	Bal.

过滤系统等组成部分。

多孔结构的压缩性能测试采用德国Zwick公司的万能材料试验机。

2.2 多孔结构成形参数

多孔结构成形参数采用EOS公司开发的TC4专用参数,支撑结构及实体部分的参数设置如表2

表2 TC4多孔结构的成形工艺参数

Table 2 Forming process parameters of TC4 porous structure

Forming structure	Laser power /W	Scanning speed/(mm·s ⁻¹)	Scanning interval /mm	Powder layer thickness /μm
Supporting structure	100	600	0.10	60
Physical part	170	1250	0.10	30

2.3 拓扑优化多孔单元结构的建立

2.3.1 胞元的拓扑优化设计

由于人体在行走及站立的过程中,骨骼都要承受自身体重所带来的负载,如图1所示。为了简化问题,构建适合人体骨骼组成的基本单元结构,将构成人体骨骼的基本单元认定为小立方体集。另外,为了让设计的多孔结构内部具有曲面结构,对立方体的受力条件要求如图1所示,然后基于ANSYS软件的拓扑优化模块,对立方体进行拓扑优化,获得多孔结构的胞元。材料选用TC4,其基本性能参数为:杨氏模量110 GPa,泊松比0.33。立方体由8000个solid95六面体网格单元组成,x、y、z方向各均匀分布20个。在立方体的一角施加固定约束,并根据人体骨骼受力情况,在其对角位置施加方向竖直向下、大小为150 N的集中载荷^[20],如图2所示,设置优化后

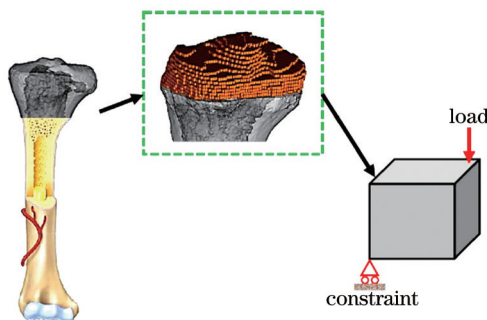


图1 人体骨骼基元的物理模型与受力条件描述

Fig. 1 Description of physical model and stress condition of human skeleton element

所示。但为了保证支撑结构易去除,支撑结构成形时铺粉厚度使用60 μm(层厚为30 μm),以使其强度较低。待多孔结构成形后,将基板从成形舱内取出,利用电火花线切割技术将多孔结构与基板分离,之后进行喷砂处理使其表面机械性能得到改善。

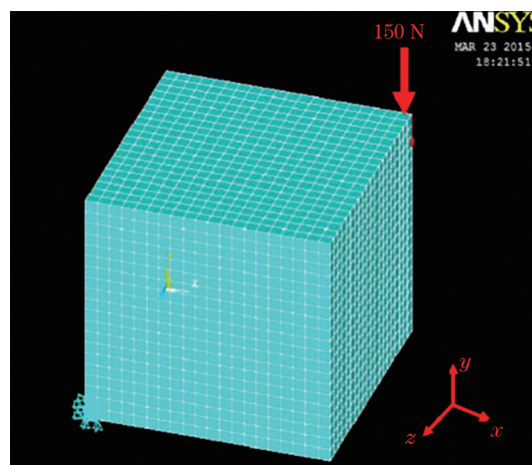


图2 拓扑优化模型建立

Fig. 2 Establishment of topology optimization model

的体积分别为初始设计区域的60%、70%、80%,经过20次优化迭代后获得如图3所示的结果。然后根据优化结果的特征,采用Solidworks建立如图4所示边长为L的胞元模型。获得的胞元模型表面具有复杂曲面,可以为骨细胞的生长提供充足的空间^[21]。

2.3.2 单元多孔结构的建立

按照长宽高各2个胞元的方法,利用Solidworks将8个胞元旋转和阵列组合成如图5所示的单元多孔结构,单元多孔结构沿三个平面对称,在x方向和y方向上的力学性能具有同性,并可充分利用z方向上的承载能力。以此结构作为多孔结构的组成单元。

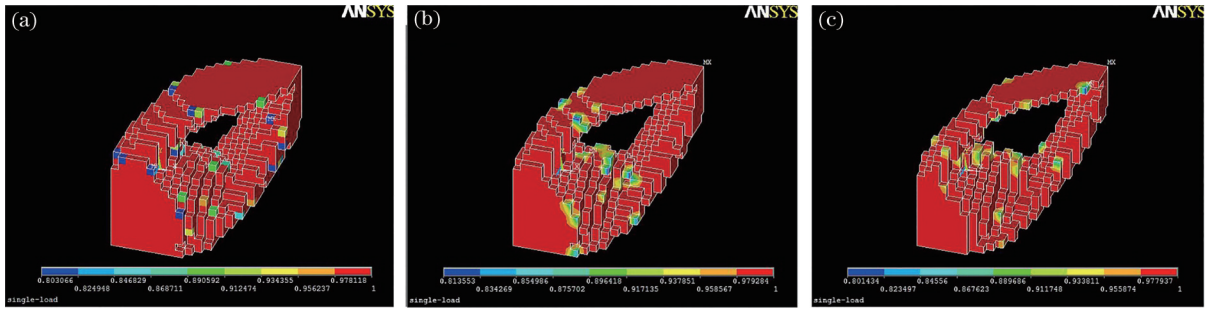


图 3 不同孔隙率的拓扑优化胞元。(a)孔隙率 60%；(b)孔隙率 70%；(c)孔隙率 80%

Fig. 3 Topology optimization cells with different porosity. (a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

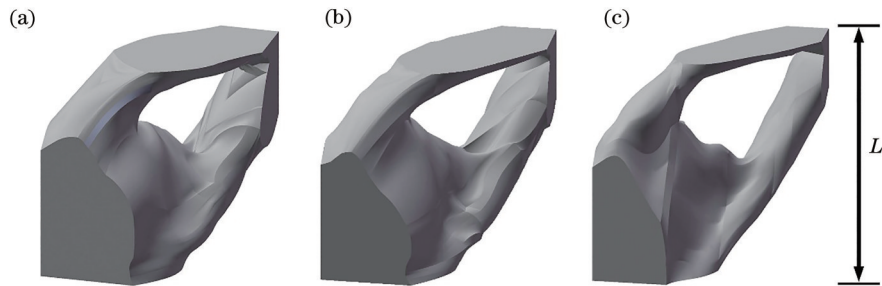


图 4 Solidworks 建立的胞元模型。(a)孔隙率 60%；(b)孔隙率 70%；(c)孔隙率 80%

Fig. 4 Cell models created by Solidworks. (a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

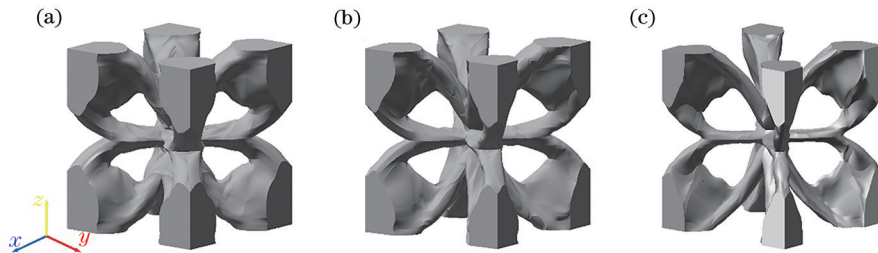


图 5 不同孔隙率单元多孔结构。(a)孔隙率 60%；(b)孔隙率 70%；(c)孔隙率 80%

Fig. 5 Unit porous structure with different porosity. (a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

2.4 实验方法

为了研究孔隙率对多孔结构压缩性能的影响，本实验中多孔结构均由边长 $L=6\text{ mm}$ 的胞元阵列组成，孔隙率分别为 60%、70%、80%，分别命名为

6-60、6-70、6-80 试样，参考 ISO13314 中多孔结构压缩实验的测试标准，压缩实验的试样规格均采用 $20\text{ mm} \times 20\text{ mm} \times 34\text{ mm}$ 的多孔结构，如图 6 所示，压缩速度为 2 mm/min ，最大载荷为 100 kN 。为了

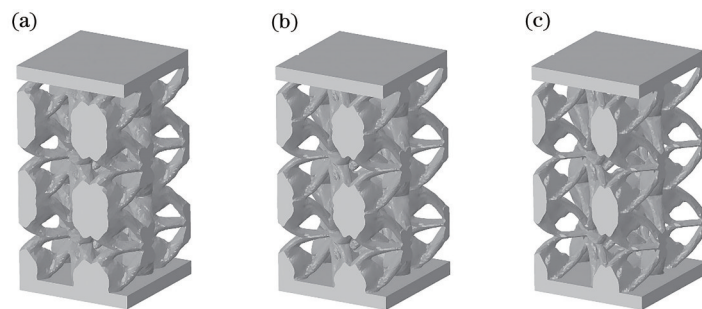


图 6 多孔结构试样。(a) 6-60 试样；(b) 6-70 试样；(c) 6-80 试样

Fig. 6 Porous structure samples. (a) 6-60 sample; (b) 6-70 sample; (c) 6-80 sample

保证试样在压缩过程中受力均匀,在多孔结构顶部和底部均添加 2 mm 厚的薄板。

为进一步分析多孔结构压缩过程中的应力分布及失效机制,本实验利用 ABAQUS 软件对多孔结构的压缩行为进行了数值模拟,模拟过程中约束条件尽可能与实验过程相近,即将多孔结构的底部固定,上部不受约束,且运用 Johnson-Cook 损伤模型对多孔结构的失效机理进行阐释,并采用修正的二次四面体单元 C3D10M 进行网格划分。

3 结果与讨论

3.1 应力应变曲线分析

多孔结构的压缩应力应变曲线通常与 Gibson 等^[22]对弹脆性开孔泡沫材料的研究结果相似,但又不完全相同,泡沫材料的应力应变曲线分为线弹性阶段、屈服平台阶段和最终的致密化阶段,而本实验中拓扑优化所得多孔结构的应力应变曲线分为线弹性阶段、屈服平台阶段以及最终的断裂失效阶段,如图 7 所示。分析其原因发现,拓扑优化的多孔结构孔径较大且分布不均匀,存在较大的块状结构,在压缩过程中细杆断裂后,大的块状结构相互接触后未被破坏,但在较大应力下发生滑动,致使

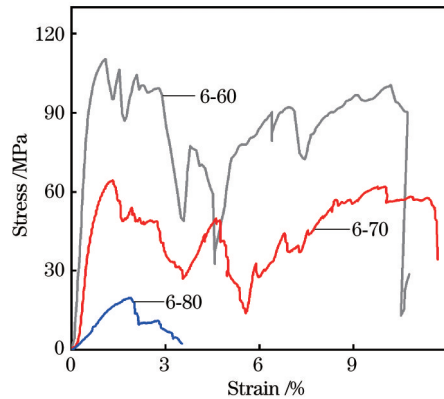


图 7 多孔结构试样的应力应变曲线

Fig. 7 Stress-strain curves of porous structure specimen

结构发生崩塌失效而不出现致密化。但随着结构孔隙率的变化,其应力应变曲线亦有所不同,如图 7 所示,6-60 和 6-70 的应力应变曲线有着与泡沫材料相近的前两个阶段,而 6-60 曲线中的应力峰值及平台应力均高于 6-70,这是因为 6-60 结构的孔隙率较低,内部杆件较粗,其所能承受的应力较大所致;而在屈服平台结束后两种结构均发生类似于实体结构的斜向 45°坍塌(图 8),这导致应力应变曲线直线下降,没有出现致密化。在 6-80 曲线中只有线弹性












Porosity	Initial stage	Elastic stage	Yield plateau	Final failure
60%	 $\epsilon=0$	 $\epsilon=0.01$	 $\epsilon=0.05$	 $\epsilon=0.11$
70%	 $\epsilon=0$	 $\epsilon=0.01$	 $\epsilon=0.08$	 $\epsilon=0.12$
80%	 $\epsilon=0$	 $\epsilon=0.01$		 $\epsilon=0.03$

图 8 不同孔隙率多孔结构压缩变形过程(ϵ 为压缩变形)

Fig. 8 Compression deformation process of porous structures with different porosity (ϵ is compression deformation)

和失效阶段,没有屈服平台阶段,这是因为其孔隙率较高,在压缩变形过程中当达到应力峰值后,内部细杆全部断裂导致整体结构发生崩塌,使得应力随应变逐渐减小。

3.2 断裂失效行为及应力分布

图 8 为不同孔隙率多孔结构的压缩变形过程,具体可分为起始阶段、线弹性阶段、屈服平台阶段及断裂失效四个阶段。结合图 7 中应力应变曲线,根据其是否存在上下波动的屈服平台阶段,可将本实验中多孔结构的断裂失效行为分为弹脆性断裂和脆性断裂两类。由图 7 可知,孔隙率为 80% 时,其断裂失效模式为脆性断裂,即应力应变曲线中无屈服平台出现。这是因为孔隙率达到一定程度后,多孔结构内部杆件较细,在压缩过程中这些细杆在达到自身应力极限后便率先发生断裂并失效,随后块状结构相互接触起到一定支撑作用,故图 7 所示曲线出现略微回弹现象,但很快内部块状结构相对滑动致使支撑作用失效,进而导致整体结构发生坍塌。因此其应力应变曲线表现为:在达到应力峰值

后开始下降,随后经小幅上升后继续下降,其间未出现波动的屈服平台。因为这种脆性断裂失效模式下的多孔结构不利于在人体中长期使用,故不推荐用作医疗植入体。

而孔隙率为 60% 和 70% 的多孔结构的断裂失效模式可归纳为弹脆性断裂。为了进一步探究其压缩过程中的应力分布和变形规律,本实验利用 ABAQUS 软件对多孔结构的压缩变形行为进行了模拟。由图 9 中米塞斯应力云图可知,在线弹性阶段,应力 S 主要集中在多孔结构内部的结点处,而占整体结构大部分的粗大块状结构受力较小;随着应力的进一步加大,内部结点破碎,使得细小杆件逐层失效,进而导致内部的粗大块状结构相互接触起到支撑作用,如此反复,致使应力应变曲线中出现上下波动的屈服平台阶段;随着应力的继续加大,内部块状结构发生相对滑动,致使整体结构崩塌而失效。总体来说,此类失效模式下的多孔结构具有更优异的抗压减振能力,更适合作为骨植入。

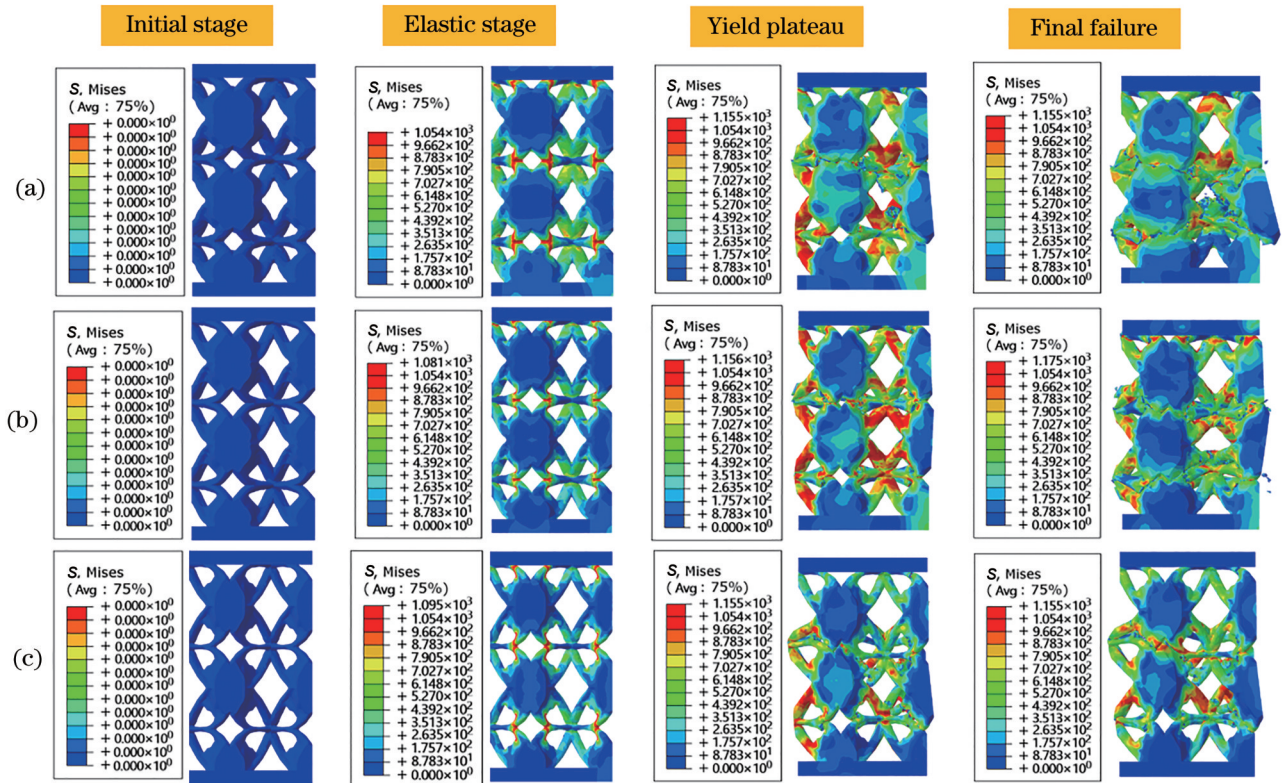


图 9 不同孔隙率多孔结构应力分布。(a)孔隙率 60%;(b)孔隙率 70%;(c)孔隙率 80%

Fig. 9 Stress distribution of porous structure with different porosity. (a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

为了进一步了解多孔结构内部的应力分布情况及失效位置,采用数值模拟方法以单元多孔结构

为例对其线弹性阶段的内部应力分布情况进行分析。发现三种不同孔隙率的单元多孔结构的应力

分布有微小差异,但整体来说其分布特征相似。如图 10 所示,应力主要集中在结构内部的 5 个位置,即单元多孔结构中细杆斜向交叉位置①、细杆横向交叉位置②、粗大块状结构内向空心位置③、细杆与块状结构斜向交叉位置④以及细杆与块状结构

横向交叉位置⑤。这些特殊交叉位置或存在锐角,或出现结构特征的急剧变化,因此多孔结构在压缩过程中会出现缺口效应^[23],导致这些位置容易出现应力集中而最先发生失效。这也印证了图 9 中多孔结构的整体失效情况。

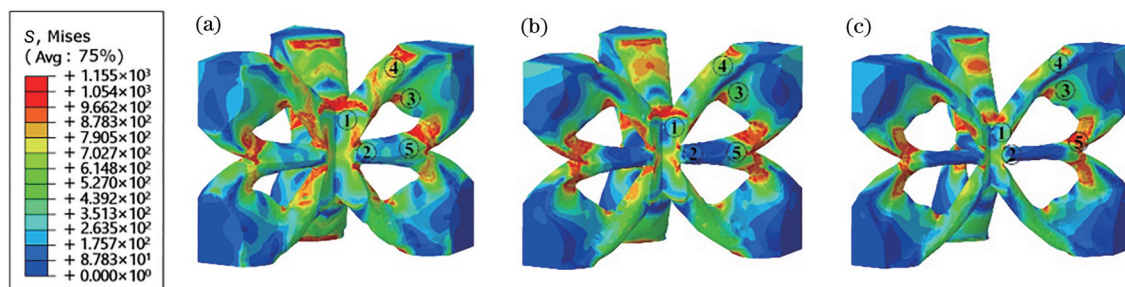


图 10 多孔结构内部应力分布。(a)孔隙率 60%;(b)孔隙率 70%;(c)孔隙率 80%

Fig. 10 Stress distribution in porous structure. (a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

图 11 是不同孔隙率多孔结构应力应变曲线的实验与模拟结果对比。从图中可以看出,孔隙率为 60% 和 70% 的多孔结构的模拟结果与实验结果在线弹性阶段具有较好的重合性,这说明两种孔隙率的多孔结构的抗压强度和杨氏模量的模拟结果和实验结果相近。但两种孔隙率结构的模拟和实验结果在屈服点处对应的应变值均有所区别,可以看到两者的模拟结果中屈服点对应的应变值均较实验中结果大,其原因是在实验过程中结构的内部杆件断裂失效后便脱离了整体结构,而在模拟过程中并未发生内部杆件脱落的情况。此外,经计算发现孔隙率为 60% 的多孔结构的实验结果和模拟结果所对应的抗压强度和杨氏模量

的误差分别为 2.5% 和 5%,孔隙率为 70% 的多孔结构所对应的误差分别为 5.8% 和 2.4%,由此说明模拟结果和实验结果高度贴合。而对于孔隙率为 80% 的多孔结构,其实验结果和模拟结果有较大差异,经计算发现实验与结果模拟所对应的抗压强度和杨氏模量的误差分别为 55% 和 20%,造成这种差异的原因可能是实验所用的多孔结构在成形过程中内部出现微小孔隙或粉末未熔化等缺陷,导致其力学性能降低,而模拟过程中并未考虑存在缺陷的情况。总体来说,基于 Johnson-Cook 材料损伤模型的模拟结果可用来预测多孔结构的力学性能和压缩行为,但与实际的实验结果相比仍有一定的误差。

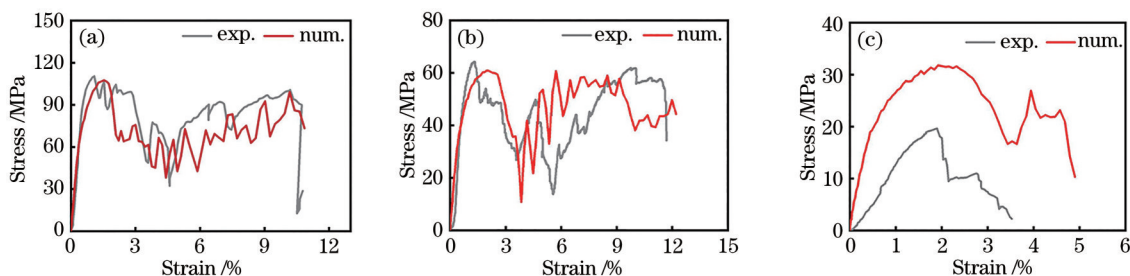


图 11 不同孔隙率多孔结构实验及模拟的压缩应力应变曲线。(a)孔隙率 60%;(b)孔隙率 70%;(c)孔隙率 80%

Fig. 11 Experimental and simulated compressive stress-strain curves of porous structure with different porosity.

(a) Porosity 60%; (b) porosity 70%; (c) porosity 80%

3.3 抗压强度和杨氏模量

图 12 所示为不同孔隙率多孔结构的抗压强度和杨氏模量,实验结果表明,在单元结构尺寸一定的情况下,随着孔隙率的增加,多孔结构的抗压强度和杨氏模量均在减小,其抗压强度的范围在 19~

110 MPa 之间,杨氏模量在 1.2~18.5 GPa 之间。而人体骨骼的力学性能^[24-25]为:松质骨的抗压强度为 2~15 MPa,杨氏模量为 1~2 GPa;密质骨的抗压强度为 100~230 MPa,杨氏模量为 2~20 GPa。由此可知孔隙率为 60% 的多孔结构力学性能能够与

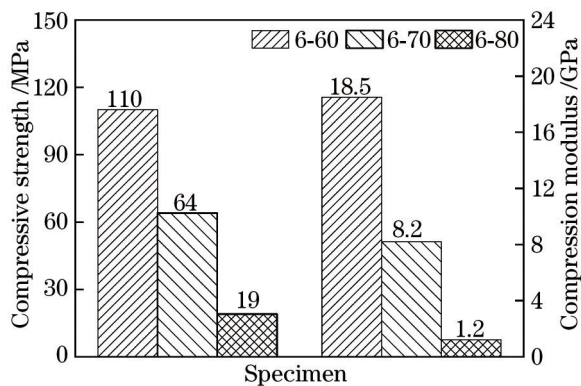


图 12 多孔结构的抗压强度和杨氏模量

Fig. 12 Compressive strength and compression modulus of porous structure

人体密质骨相匹配,而孔隙率为 80% 的多孔结构的力学性能虽然与人体松质骨相近,但是结合图 7 中应力应变曲线及其失效方式可知,其并不适合作人体植入物。综上可知,孔隙率为 60% 的多孔结构适合作人体骨骼中密质骨植入物的仿生结构。

4 结 论

本文对拓扑优化所得的不同孔隙率多孔结构的压缩性能和断裂失效行为进行了实验及模拟研究,得出以下结论:

1) 压缩实验中,多孔结构的失效行为可分为孔隙率为 60% 和 70% 的弹脆性断裂与孔隙率为 80% 的脆性断裂,且无屈服平台的脆性断裂结构不适用于医学领域;而随着应力的增加,结构逐层破坏,存在屈服平台的弹脆性断裂结构因其具有较为优异的抗变形能力更适合用于医疗行业。进一步对抗压强度和杨氏模量的分析得出孔隙率为 60% 的多孔结构适用于人体骨骼中密质骨植入物的仿生结构。

2) 压缩实验中,模拟结果与实验结果较为吻合,特别在线弹性阶段孔隙率为 60% 和 70% 的多孔结构中两者具有高度的一致性,但是用模拟结果来预测多孔结构的力学性能仍有一定的误差。下一步的工作可继续在数值模拟过程中增加约束条件(如摩擦因数等)来优化模拟结果,以便其可以更好地预测多孔结构的力学性能和压缩行为。

参 考 文 献

[1] Navarro M, Michiardi A, Castano O, et al. Biomaterials in orthopaedics[J]. Journal of the Royal Society Interface, 2008, 5(27): 1137-1158.

[2] Thieme M, Wieters K P, Bergner F, et al. Titanium powder sintering for preparation of a porous functionally graded material destined for orthopaedic implants[J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2001, 12(3): 225-231.

[3] Li Y, Guo Z M, Hao J J, et al. Porosity and mechanical properties of porous titanium fabricated by gelcasting[J]. Rare Metals, 2008, 27(3): 282-286.

[4] Erk K A, Dunand D C, Shull K R. Titanium with controllable pore fractions by thermoreversible gelcasting of TiH₂[J]. Acta Materialia, 2008, 56(18): 5147-5157.

[5] Yook S W, Yoon B H, Kim H E, et al. Porous titanium (Ti) scaffolds by freezing TiH₂/camphene slurries[J]. Materials Letters, 2008, 62(30): 4506-4508.

[6] Zou C M, Zhang E L, Li M W, et al. Preparation, microstructure and mechanical properties of porous titanium sintered by Ti fibres[J]. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2008, 19(1): 401-405.

[7] Peng D Q, Tang N X. A preliminary study on porous titanium as a new biomaterial[J]. Medical Journal of Chinese People's Liberation Army, 1984, 9(1): 34-36.

彭德清, 唐农轩. 新型生物材料多孔钛的初步探索[J]. 解放军医学杂志, 1984, 9(1): 34-36.

[8] Zhang E L, Zou Z E, Zeng S Y. Imbedded body in porous titanium of biologic medical use, and preparation method: CN101049516A[P]. 2007-10-10. 张二林, 邹鹤鸣, 曾松岩, 等. 一种生物医用多孔钛植入体及其制备方法: CN101049516A[P]. 2007-10-10.

[9] Gu D D, Zhang H M, Chen H Y, et al. Laser additive manufacturing of high-performance metallic aerospace components[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(5): 0500002.

顾冬冬, 张红梅, 陈洪宇, 等. 航空航天高性能金属材料构件激光增材制造[J]. 中国激光, 2020, 47(5): 0500002.

[10] Zhang G H, Guo S Q, Huang S, et al. Relative density of GH4169 superalloy prepared by selective laser melting[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2020, 57(3): 031404.

张国会, 郭绍庆, 黄帅, 等. 选区激光熔化技术制备 GH4169 合金的致密度研究[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(3): 031404.

[11] Lin H, Yang Y Q, Zhang G Q, et al. Tribological performance of medical CoCrMo alloy fabricated by

- selective laser melting[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, 36(11): 1114003.
- 林辉, 杨永强, 张国庆, 等. 激光选区熔化医用钴铬钼合金的摩擦性能[J]. *光学学报*, 2016, 36(11): 1114003.
- [12] Yin B Z, Qin Y, Wen P, et al. Laser powder bed fusion for fabrication of metal orthopedic implants[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(11): 1100001.
- 尹滨兆, 秦瑜, 温鹏, 等. 激光粉末床熔融制备金属骨植入物[J]. *中国激光*, 2020, 47(11): 1100001.
- [13] Wu X Z, Liu H Q, Wang F Y, et al. The study on mechanical properties of porous tantalum components formed by laser selective melting[J]. *Laser Journal*, 2019, 40(11): 154-160.
- 吴先哲, 刘红旗, 王富友, 等. 激光选区熔化成形多孔钽金属构件力学性能研究[J]. *激光杂志*, 2019, 40(11): 154-160.
- [14] Heinel P, Müller L, Körner C, et al. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting[J]. *Acta Biomaterialia*, 2008, 4(5): 1536-1544.
- [15] Chen J K, Wu M W, Cheng T L, et al. Continuous compression behaviors of selective laser melting Ti-6Al-4V alloy with cuboctahedron cellular structures [J]. *Materials Science and Engineering: C*, 2019, 100: 781-788.
- [16] Ataee A, Li Y C, Fraser D, et al. Anisotropic Ti-6Al-4V gyroid scaffolds manufactured by electron beam melting (EBM) for bone implant applications [J]. *Materials & Design*, 2018, 137: 345-354.
- [17] Parthasarathy J, Starly B, Raman S, et al. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti₆Al₄V) structures with electron beam melting (EBM) [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2010, 3(3): 249-259.
- [18] Xiao Z F, Yang Y Q, Xiao R, et al. Evaluation of topology-optimized lattice structures manufactured via selective laser melting[J]. *Materials & Design*, 2018, 143: 27-37.
- [19] Spears T G, Gold S A. In-process sensing in selective laser melting (SLM) additive manufacturing [J]. *Integrating Materials and Manufacturing Innovation*, 2016, 5(1): 16-40.
- [20] Cao X Y. Topology optimization design for porous lattice structure and manufactured by selective laser melting[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2016.
- 曹玄扬. 多孔网格结构的拓扑优化设计及 SLM 制造 [D]. 北京: 北京工业大学, 2016.
- [21] Xu Y L. Mechanical properties tailoring of porous structure using topology optimization and selective laser melting[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2019.
- 徐仰立. 基于激光选区熔化制造与拓扑优化设计的多孔结构的力学性能调控[D]. 北京: 北京工业大学, 2019.
- [22] Gibson L J, Ashby M F. Cellular solids: structure and properties[M]. Liu P S, Transl. 2nd ed. Beijing: Tsinghua University press, 2003: 87-89.
- 吉布森·J·洛娜, 阿什比·F·迈克尔. 多孔固体结构与性能[M]. 刘培生, 译. 第二版. 北京: 清华大学出版社, 2003: 87-89.
- [23] Gomy B, Niendorf T, Lackmann J, et al. *In situ* characterization of the deformation and failure behavior of non-stochastic porous structures processed by selective laser melting[J]. *Materials Science and Engineering: A*, 2011, 528(27): 7962-7967.
- [24] Stamboulis A G, Boccaccini A R, Hench L L. Novel biodegradable polymer/bioactive glass composites for tissue engineering applications[J]. *Advanced Engineering Materials*, 2002, 4(3): 105-109.
- [25] Bonfield W, Wang M, Tanner K E. Interfaces in analogue biomaterials[J]. *Acta Materialia*, 1998, 46(7): 2509-2518.