

基于颈椎受力特点的多孔钛合金拓扑优化设计

张永弟^{1,2,3}, 王宇康^{1,2,3}, 李啊郎^{1,2,3}, 杨光^{1,2,3}

(1. 河北科技大学 机械工程学院, 河北 石家庄 050018)

(2. 河北省通用航空增材制造协同创新中心, 河北 石家庄 050018)

(3. 河北省增材制造产业技术研究院, 河北 石家庄 050018)

摘要: 为了设计适用于颈椎植入物的多孔钛合金结构, 根据颈椎受压缩、压缩-剪切、压缩-扭转、压缩-弯曲等不同受力情况, 利用拓扑优化和CAD相结合的方法构建出4种单胞结构TO-C、TO-CS、TO-CT、TO-CB, 并通过压缩仿真进行力学性能分析; 最后对采用激光粉末床熔融技术制备的孔隙率60%多孔试件进行了准静态压缩试验。有限元仿真和压缩试验结果共同表明, 4种多孔结构的抗压性能和弹性模量均满足人体骨植入物的需求, 其中, TO-CB结构的抗压性能最优, 适用于作为多孔钛合金颈椎植入物。

关键词: 多孔结构; 钛合金; 拓扑优化; 力学性能; 激光粉末床熔融

中图法分类号: TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2026)07-1801-06

1 引言

颈椎在人体日常活动中会受到多种载荷的作用, 包括压缩、剪切、扭转、弯曲等多种单一或复合载荷。在设计多孔钛合金人工椎体时, 需要综合评估多孔结构的力学性能, 确保植入物在体内的长期稳定性。

Ti6Al4V是一种常用的骨植入物材料, 具有优异的力学性能、耐腐蚀性和生物相容性。Ti6Al4V的弹性模量为110 GPa, 远高于人体自然骨的弹性模量(0.01~30 GPa)^[1-3]。当植入物的弹性模量与人体自然骨相差过大时, 会导致周围骨组织流失, 出现“应力遮挡效应”, 导致植入手术的失败。根据相关研究, 多孔结构是一种有效解决弹性模量过高的方法^[4]。多孔结构可将致密金属的弹性模量降低到与人骨的弹性模量相接近, 从而降低或避免“应力遮挡效应”带来的影响。此外, 多孔结构具有大比表面、高互连性等特点, 能够为成骨细胞的粘附、增殖、分化提供适宜的空间, 促进新骨生长^[5]。

多孔结构的设计通常采用隐式曲面法、CAD构造法、拓扑优化法等^[6-8]。其中, 拓扑优化法能够根据骨骼的受力特点, 在确保所需力学性能的同时, 控制材料的空间分布获得新颖的多孔结构。Xu等人^[9]对正方体施加压缩载荷得到了孔隙率为40%~80%、晶胞尺寸为2~8 mm的多孔结构, 通过压缩试验进行了力学性能分析。压缩试验表明, 拓扑优化结构的抗压强度和弹性模量可以满

足人类骨组织的要求。Xu等人^[9]通过拓扑优化获得了不同密度的单胞, 并进行了压缩试验。结果显示, 拓扑优化结构具有与人体骨相近的力学性能, 证明了拓扑优化能够有效设计应用于骨植入物的多孔结构。Wu等人^[11]通过拓扑优化设计出3.33 mm×3.33 mm×3.33 mm的单胞, 并与菱形十二面体结构进行了压缩性能对比, 结果显示拓扑优化结构的屈服应力大约是菱形十二面体结构的4倍。Teimouri等人^[12]对正方体施加压缩载荷进行拓扑优化, 得到了孔隙率80%~90%的多孔结构。通过有限元仿真和压缩试验对拓扑优化结构(TFCC、DPD)和经典多孔结构(Primitive、Diamond、Gyroid)进行力学性能分析比较, 得出TFCC结构具有更好的压缩性能。张永弟等人^[13]通过拓扑优化设计出压缩、剪切载荷工况下的多孔结构(TO-P1、TO-P2、TO-S1、TO-S2), 与经典的多孔结构(bcc、fcc、RDC、DCC)进行了力学性能和渗透性能的比较。结果表明, TO-S2结构的抗压、抗剪力性能和渗透性能最为优异, 适合作为压剪载荷类植入物的多孔结构。

采用粉末冶金法、粉体发泡法、纤维烧结法等传统工艺制造多孔结构, 会出现孔隙分布不均匀等情况, 无法满足骨植入物的需求^[14-16]。增材制造技术的出现为多孔结构制造提供了新的解决方案。激光粉末床熔融(laser powder bed fusion, LPBF)是一种应用广泛的增材制造技术, 具有高精度、可制造形状复杂零件的特点。LPBF技术能够精确控制多孔钛合金的孔隙大小和形状, 为多孔

收稿日期: 2025-07-05

基金项目: 河北省自然科学基金(E2017208128)

作者简介: 张永弟, 女, 1976年生, 硕士, 教授, 河北科技大学机械工程学院, 河北石家庄 050018, 电话: 0311-81668663, E-mail: zhydi@hebust.edu.cn

钛合金植入物的制造提供了技术保障^[17]。

颈椎植入物在植入体内后,会受到压缩、压缩-剪切等复合载荷。多孔结构作为植入物的主要承载部分,其力学性能直接决定了植入物能否成功实现骨融合。因此,本研究针对颈椎受力特点,采用拓扑优化方法设计压缩、压缩-剪切、压缩-扭转、压缩-弯曲不同载荷下的多孔结构,使用 LPBF 技术制备试件。通过仿真分析和试件实际力学测试,为多孔钛合金椎体植入物的设计提供一定的参考。

2 实验

2.1 单胞的拓扑优化设计

本研究采用有限元分析软件 ANSYS Workbench 2023R2 进行拓扑优化,优化目标为 $1.0\text{ mm} \times 1.0\text{ mm} \times 1.0\text{ mm}$ 的正方体单元。材料设置为 Ti6Al4V,密度 $\rho=4.5\text{ g/cm}^3$ 、杨氏模量 $E=110\text{ GPa}$ 、泊松比 $\nu=0.33$ 。根据颈椎常见的受力情况(压缩载荷、压缩-剪切载荷、压缩-扭转载荷以及压缩-弯曲载荷)对正方体单元施加相应的载荷,同时为了使优化后的结构具有连续性、周期性和对称性,采用四面体类型对正方体进行网格划分,并对 XY、YZ、XZ 平面施加对称约束,最终获得了 4 种不同类型的单胞结构。

在拓扑优化过程中,优化结果与载荷类型、载荷方向和体积分数有关。因此,对正方体单元施加的压缩、压缩-剪切、压缩-扭转、压缩-弯曲载荷分量大小分别为 10 N、10 N、10 N·mm、10 N,体积分数保留 30%,最终得到了孔隙率为 70% 的 4 种不同结构。其中,压缩边界条件:在每

条棱的中点施加指向体中心的力,同时在每个面中心施加固定载荷;压缩-剪切边界条件:在 4 个面中心施加固定载荷,在上下表面中心以及四条棱的中点施加指向体中心的力,同时每个顶点施加两对剪切力;压缩-扭转边界条件:在每个顶点施加固定载荷,在每个面中心施加扭转载荷,在每条棱的中点以及每个面中心施加指向体中心的力;压缩-弯曲边界条件:在各个顶点施加固定载荷,在上表面四条棱的中点施加垂直向下的力以模拟弯曲工况,同时每个面中心(除下表面中心外)施加指向体中心的力。四种边界条件的具体加载方式如图 1 所示。

2.2 单胞模型重构

在完成体积分数的设置后,正方体单元经过多次平滑迭代,输出符合设计要求的多孔结构模型,如图 2 所示。为了方便区分 4 种结构,本研究根据施加载荷方式,分别命名为压缩型多孔结构(TO-C)、压缩-剪切型多孔结构(TO-CS)、压缩-扭转型多孔结构(TO-CT)以及压缩-弯曲型多孔结构(TO-CB)。

从图 2 中可以看出,优化后的模型只有大致结构轮廓,内部结构和表面会存在冗余结构、表面不平整等缺陷,无法直接用于后续仿真分析及试验。为了解决此问题,本研究采用 SolidWorks 软件对其进行重构,重构后的单胞如图 3 所示。

多孔结构的孔隙率、孔径等直接影响着力学性能和生物性能。其中,孔径影响着骨细胞的粘附与生长,孔隙率影响着多孔结构的力学性能。Liu 等^[18]采用 Voronoi 和选区激光熔化技术制备了不同孔隙率和平均孔径的多孔

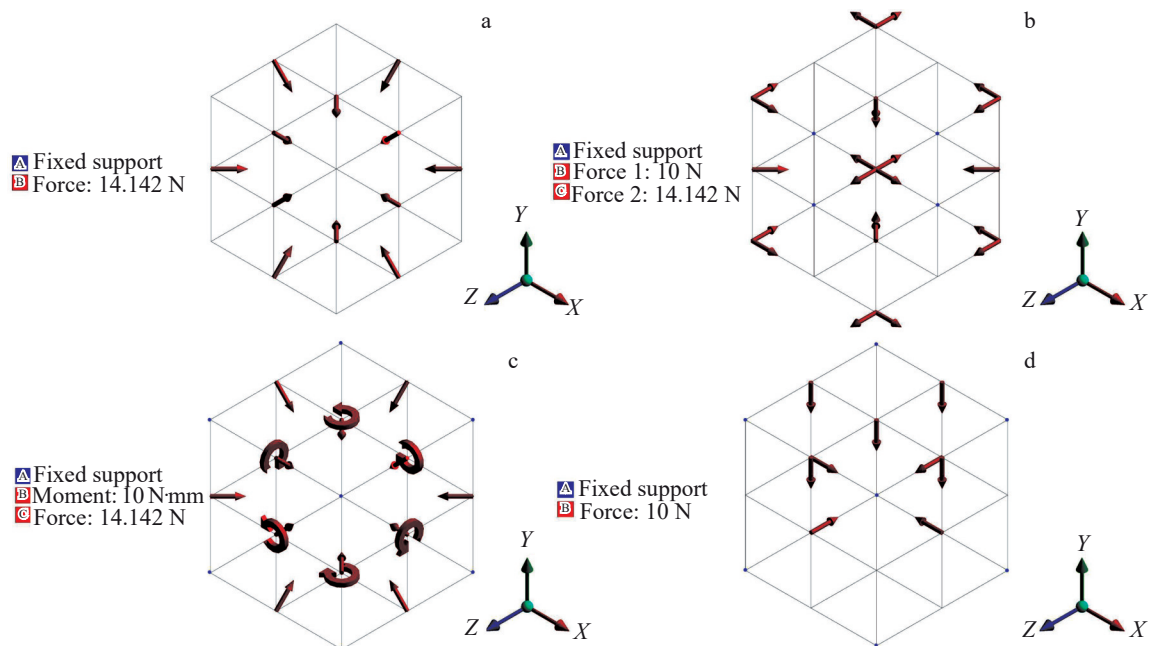


图1 拓扑优化边界条件

Fig.1 Boundary conditions of topology optimization: (a) compression load, (b) compression-shear load, (c) compression-torsion load, and (d) compression-bending load

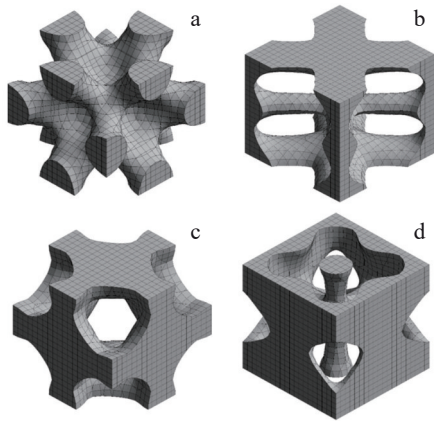


图2 优化结果输出的多孔结构模型

Fig.2 Porous structure models output from optimization results: (a) TO-C, (b) TO-CS, (c) TO-CT, and (d) TO-CB

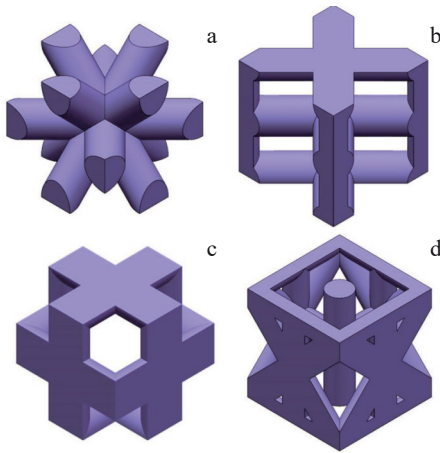


图3 单胞模型重构图

Fig.3 Schematic diagrams of unit cell model reconstruction: (a) TO-C, (b) TO-CS, (c) TO-CT, and (d) TO-CB

结构,通过细胞实验发现多孔结构的孔隙率在55%~65%,孔径在550~650 μm时,有利于细胞的粘附、增殖分化。Zhao等^[19]通过细胞实验对孔径为500、1000 μm的多孔支架进行了性能对比,得出孔径为1000 μm的支架更适合细胞的粘附和生长。Zaharin等^[20]研究了孔径在300~600 μm范围的Ti6Al4V支架的力学性能,结果表明孔径为300 μm的支架具有与人体骨骼相似的性能。He等^[21]认为多孔结构的孔径在500~800 μm,孔隙率在70%~90%时,具有更好的骨再生效果。综上所述,当多孔结构的孔径为300~1000 μm、孔隙率为60%~90%时,有利于骨组织的生长和修复。

本研究采用改变支杆直径的方式,调控孔径和孔隙率,保证2个参数均在需求范围内。图4是多孔结构几何参数示意图,其中*d*代表支柱直径,*D*代表孔径(多孔结构内最大内切圆直径)^[22]。

多孔结构的孔隙率计算公式如下:

$$p = \left(1 - \frac{V_p}{V_s}\right) \times 100\% \quad (1)$$

式中,*p*为孔隙率,*V_p*为单胞的实际体积,*V_s*为单胞最大外围边界的体积。本研究所设计的单胞孔径在400~850 μm,孔隙率在60%~80%,均满足多孔结构植入物的需求,具体设计参数如表1所示。

2.3 多孔结构力学性能仿真分析

为了研究多孔结构的力学性能,采用ANSYS 2023R2软件进行有限元仿真分析,材料设置为Ti6Al4V医疗级(extra low interstitial, ELI),具体属性如表2所示。

根据相关学者的研究,将单胞数量设置在8、27时,仿真结果基本相同^[23]。因此,为减少计算时间,仿真模型采用阵列为2×2×2的8个单胞多孔结构。采用四面体类型划分网格,网格尺寸为0.05 mm,确保平均网格质量均在85%以上,以保证仿真结果的准确性。

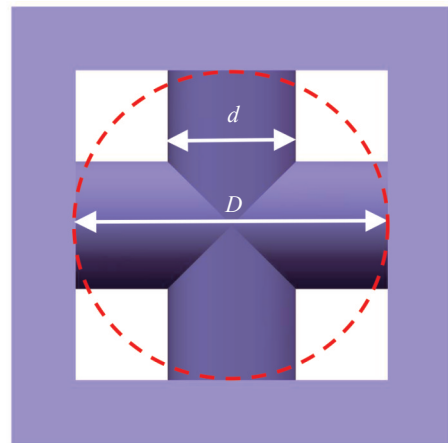


图4 多孔结构几何参数示意图

Fig.4 Schematic diagram of geometric parameter of porous structure

表1 单胞结构设计参数

<i>p</i> /%	Design parameter	TO-C	TO-CS	TO-CT	TO-CB
60	<i>d</i>	0.293	0.304	0.347	0.245
	<i>D</i>	0.707	0.569	0.653	0.462
70	<i>d</i>	0.244	0.256	0.291	0.205
	<i>D</i>	0.756	0.638	0.709	0.502
80	<i>d</i>	0.195	0.203	0.229	0.159
	<i>D</i>	0.805	0.713	0.771	0.548

表2 Ti6Al4V ELI材料属性

Density/g·cm ⁻³	Young's modulus/GPa	Poisson's ratio	Yield strength/MPa
4.5	110	0.33	970

采用上下 2 个刚性平板作为压头,刚性平板与多孔结构之间的接触设置为摩擦接触,摩擦系数为 0.2。对上板施加 Z 轴负方向的位移载荷,且位移量为 0.2 mm;同时对下板施加固定约束,具体边界设置如图 5 所示。

2.4 多孔结构压缩试件制备与力学性能试验

本研究使用 RENISHAW 公司生产的 AM 250 打印机,制备了 60% 孔隙率的压缩试件。AM 250 设备的成型尺寸为 250 mm×250 mm×300 mm,层厚范围为 20~100 μm,最大激光功率为 200 W。材料采用中航迈特生产的 Ti6Al4V ELI 粉末,其化学成分见表 3。

Ti6Al4V ELI 粉末的平均粒径在 15~45 μm,其中 D_{10} = 21.49 μm, D_{50} = 35.20 μm, D_{90} = 53.13 μm。粉末的霍尔流速测定为 39.20 s/50 g,表明该粉末具有较好的流动性,能够保证试件具有良好的成型质量。通过扫描电镜进行观察粉末,呈现出良好的球形度,微观形貌如图 6 所示。

本研究构建了 10 mm×10 mm×10 mm 的压缩试件,并在底部设置 0.5 mm 的切割余量,以确保压缩试件的完整。为了保证压缩试件的成型质量,采用较为成熟的工艺参数,具体如表 4 所示。

打印完成后,使用电火花线切割设备将试件从基板上切割下来后,放入盛有无水乙醇溶液的超声波清洗机中清洗 30 min,清除内部残留粉末,降低残留粉末对实验结果的影响。处理后的试件如图 7 所示。

为了保证试验的准确性和重复性,本研究对同一种试件制备 3 个样本,使用美斯特公司生产的 CMT 5105 电

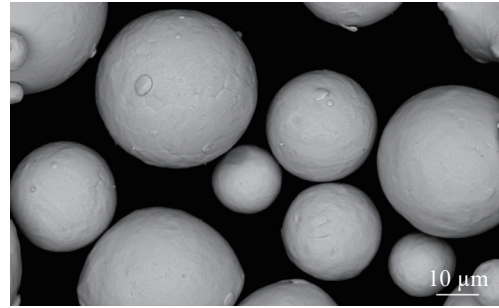


图 6 Ti6Al4V ELI 粉末微观形貌
Fig.6 Microstructure of Ti6Al4V ELI powder

表 4 LPBF 成型工艺参数
Table 4 LPBF molding process parameters

Laser power/ W	Scanning speed/mm·s ⁻¹	Sweep spacing/ mm	Layer thickness/ mm
200	1200	0.14	0.03

子万能试验机进行试验,加载速率设为 1 mm/min。

3 结果与分析

3.1 力学性能仿真结果

按照上述仿真设置,对孔隙率为 60%~80% 的多孔结构进行了压缩仿真分析,得到多孔结构的抗压强度,仿真结果如表 5 所示。分析表 5 可知,结构类型相同时,孔隙率越高,抗压强度越低。孔隙率相同时,TO-CB 结构的抗压强度高于其他结构,TO-C 结构的抗压性能最差。在孔隙率 60% 时,TO-CB 结构的抗压强度达到 235.14 MPa,比 TO-C 结构提高了 57.8%。

3.2 压缩试验结果

通过 Origin 软件对 60% 孔隙率多孔结构的试验数据进行处理,绘制相应的应力-应变曲线,如图 8 所示。4 种结构的压缩应力-应变曲线均表现出典型的线弹性变形阶段,并且在达到应力峰值后,曲线伴随着锯齿状波动迅速下降,表明了 LPBF 成型的多孔钛合金具有典型的脆性失效特征。

多孔结构类型不同,压缩破坏的失效形式也有所不同。TO-C 结构内部支撑分布较为均匀,但缺乏沿施力方向的竖直杆,导致 TO-C 结构的承载能力较弱。TO-CS 结构的局部薄弱环节较多,在压缩过程中支杆逐层坍塌,

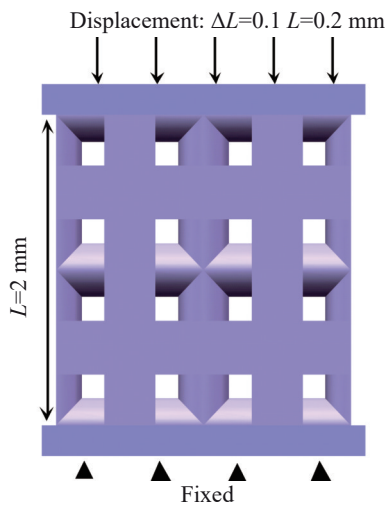


图 5 压缩仿真边界条件示意图
Fig.5 Schematic diagram of boundary condition of compression simulation

表 3 Ti6Al4V ELI 化学成分

Table 3 Chemical composition of Ti6Al4V ELI (wt/%)

Al	V	Fe	C	O	N	H	Ti
6.090	3.790	0.019	0.008	0.092	0.029	0.0005	Bal.

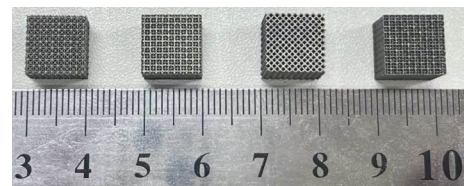


图 7 压缩试件示意图
Fig.7 Schematic diagram of compression samples

表5 多孔结构抗压强度仿真结果

Table 5 Simulation results of compressive strength of porous structures (MPa)

Sample	Porosity/%		
	60	70	80
TO-C	149.01	84.90	42.89
TO-CS	156.39	105.59	64.68
TO-CT	199.99	136.52	82.68
TO-CB	235.14	159.36	91.07

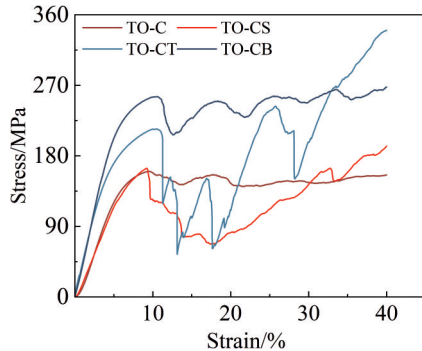


图8 60%孔隙率多孔压缩试件的应力-应变曲线

Fig.8 Stress-strain curves of porous compression samples with the porosity of 60%

曲线呈现连续下降的趋势，并伴随小幅锯齿状波动。TO-CT结构具有更为合理的支撑单元，曲线出现了多次应力下降与上升的波动特征，具有较强的抗压能力和能量吸收能力。而TO-CB结构引入了竖直支杆增强了其沿压缩方向的承载能力，在局部支杆失效后通过载荷重分布延迟整体屈服，表现出周期性应力振荡特征，具有更强的抗压能力和能量吸收能力。

通过应力-应变曲线，计算出多孔结构的抗压强度和弹性模量，如表6所示。从表6可以看出，TO-CB结构的抗压强度高于其他结构，TO-C结构的抗压性能最差，与仿真结果趋势一致。4种多孔钛合金的抗压强度在160.21~260.88 MPa范围内，等效弹性模量在2.43~4.48 GPa范围内，满足人体骨组织的要求。

表6 60%孔隙率多孔压缩试件的压缩性能

Table 6 Compressive properties of porous compression samples with the porosity of 60%

Structure type	Compressive strength/	Elastic modulus/
	MPa	GPa
TO-C	160.21	2.43
TO-CS	164.07	2.73
TO-CT	214.14	3.57
TO-CB	260.88	4.48

4 结论

1)基于颈椎受力特点对边长为1 mm的正方体单元进行了拓扑优化，得到了4种不同类型的多孔结构。4种多孔结构在孔隙率为60%~80%时，孔径为400~850 μm，能够满足骨组织生长和修复的需求。

2)对多孔结构的压缩性能进行了有限元仿真，得出抗压强度随着孔隙率的升高而降低；孔隙率相同时，抗压强度大小依次为TO-CB>TO-CT>TO-CS>TO-C。

3)通过LPBF技术制备了孔隙率60%的压缩试件，进行了准静态压缩试验，得出各结构的力学性能均满足人体骨组织需求的结论。其中，TO-CB结构的力学性能最优，适用于作为多孔钛合金颈椎植入物。

参考文献 References

[1] Wu Qiuchi(武秋池), Ji Zhen(纪箴), Jia Chengchang(贾成厂) *et al. Powder Metallurgy Technology(粉末冶金技术)* [J], 2019, 37(3): 225

[2] Zhang Erlin(张二林), Wang Xiaoyan(王晓燕), Han Yong(憨勇). *Acta Metallurgica Sinica(金属学报)* [J], 2017, 53(12): 1555

[3] Wang X J, Xu S Q, Zhou S W *et al. Biomaterials* [J], 2016, 83: 127

[4] Pattanayak DK, Fukuda A, Matsushita T *et al. Acta Biomaterialia* [J], 2011, 7(3): 1398

[5] Zou S J, Mu Y R, Pan B C *et al. Materials & Design* [J], 2022, 219: 110803

[6] Li L, Shi J P, Zhang K J *et al. Journal of Orthopaedic Translation* [J], 2019, 19: 94

[7] Zhang Yongdi(张永弟), Wang Congyu(王琮瑜), Wang Congwei(王琮玮) *et al. Journal of Hebei University of Science and Technology(河北科技大学学报)* [J], 2021, 42(6): 601

[8] Qu Huawei(屈华伟), Han Zhenyu(韩振宇), Zhuo Yue(卓越) *et al. Journal of Mechanical Engineering(机械工程学报)* [J], 2019, 55(15): 71

[9] Xu Y L, Zhang D Y, Zhou Y *et al. Materials* [J], 2017, 10(9): 1048

[10] Xu Y L, Huang G Q, Li T T *et al. Materials Science and Engineering A* [J], 2022, 860: 144265

[11] Wu Z Y, Liu Y J, Wu X *et al. Journal of Materials Research and Technology* [J], 2024, 29: 4772

[12] Teimouri M, Asgari M. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* [J], 2021, 235(9): 1593

[13] Zhang Yongdi(张永弟), Sun Baoyu(孙宝钰), Wang Weizhi(王伟志) *et al. Rare Metal Materials and Engineering(稀有金属材料与工程)* [J], 2024, 53(3): 807

[14] Xu G S, Kou H C, Liu X H *et al. Rare Metal Materials and Engineering* [J], 2017, 46(8): 2041

[15] Kapat K, Srivas P K, Dhara S. *Materials Science and Engineering A* [J], 2017, 689: 63

[16] Mihalcea E, Vergara-Hernández H J, Jimenez O *et al. Transactions of Nonferrous Metals Society of China* [J], 2021,

- 31(1): 178
- [17] Yin Bangzhao(尹滨兆), Qin Yu(秦瑜), Wen Peng(温鹏) *et al. Chinese Journal of Lasers*(中国激光)[J], 2020, 47(11): 8
- [18] Liu J T, Wang R Q, Gong X *et al. Materials & Design*[J], 2023, 234: 112330
- [19] Zhao D L, Huang Y T, Ao Y *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2018, 88: 478
- [20] Zaharin H A, Abdul R A M, Azam F I *et al. Materials*[J], 2018, 11(12): 2402
- [21] He S, Zhu J, Jing Y W *et al. Coatings*[J], 2024, 14(3): 253
- [22] Zhang Yongdi(张永弟), Zhao Lisong(赵立松), Dai Luyu(戴璐钰) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2025, 54(6): 1581
- [23] Peng C, Tran P, Nguyen X H *et al. Composite Structures*[J], 2020, 235: 111821

Topology Optimization Design of Porous Titanium Alloy Based on Cervical Spine Stress Characteristics

Zhang Yongdi^{1,2,3}, Wang Yukang^{1,2,3}, Li Alang^{1,2,3}, Yang Guang^{1,2,3}

(1. School of Mechanical Engineering, Hebei University of Science and Technology, Shijiazhuang 050018, China)

(2. Hebei Provincial Collaborative Innovation Center for General Aviation Additive Manufacturing, Shijiazhuang 050018, China)

(3. Hebei Provincial Additive Manufacturing Industrial Technology Research Institute, Shijiazhuang 050018, China)

Abstract: To design a porous titanium alloy structure suitable for cervical spine implants, according to different stress conditions of cervical spine, such as compression, compression-shear, compression-torsion, and compression-bending, four types of unit cell structures, TO-C, TO-CS, TO-CT, and TO-CB, were constructed by combining topology optimization and computer-aided design. The mechanical properties were analyzed by compression simulation. Finally, the quasi-static compression test of porous samples with porosity of 60% prepared by laser powder bed fusion technique was conducted. The results of finite element simulation and compression test show that the compressive properties and elastic moduli of the four porous structures meet the requirements of human bone implants. Among them, the TO-CB structure has the best compressive performance and is suitable for porous titanium alloy cervical spine implants.

Key words: porous structure; titanium alloy; topology optimization; mechanical properties; laser powder bed fusion

Corresponding author: Zhang Yongdi, Master, Professor, School of Mechanical Engineering, Hebei University of Science and Technology, Shijiazhuang 050018, P. R. China, Tel: 0086-311-81668663, E-mail: zhydi@hebust.edu.cn