https://doi.org/10.12442/j.issn.1002-185X.20240055

基于人骨受力特点的多孔钛合金拓扑优化设计与 力学性能研究

张永弟,赵立松,戴璐钰,杨光

(河北科技大学 机械工程学院,河北 石家庄 050018)

摘 要:人体骨在日常活动中受力情况复杂,为了获得适用于骨植入物的最佳多孔钛合金结构,需要对多孔结构的力学性能进行综合分析。根据人骨受压缩、扭转以及弯曲3种载荷的情况,使用拓扑优化的方法设计并重构了3种多孔结构(TO-C、TO-T、TO-B);通过压缩、扭转和弯曲有限元仿真,研究了不同多孔结构的力学性能:最后对利用选区激光熔化技术制备的多孔试件进行了压缩试验。仿真结果表明:TO-B结构的抗压强度、抗弯强度最优,TO-T结构的抗扭强度最优。压缩试验表明:3种结构在孔隙率为60%时,抗压强度在188.35~258.88 MPa之间,弹性模量在2.51~4.16 GPa之间,均满足人体骨骼需求。结合仿真和压缩试验对多孔结构的力学性能进行综合分析,发现TO-B结构的综合性能最优,是用于骨科植入物的最佳多孔结构类型。

关键词:多孔钛合金;拓扑优化;力学性能;人骨受力;选区激光熔化
中图法分类号:TB383;TH122
文献标识码:A
文章编号:1002-185X(2025)06-1581-07

1 引言

人们在行走及其他日常活动中,骨小梁经常会承受 各种不同类型的高强度载荷,如承受压缩、扭转及弯曲等 单一或复合载荷的作用,所以维持不同类型载荷下的力 学性能对骨组织的形成至关重要^[1]。

Ti6Al4V作为常用的骨科植入物材料,其弹性模量 约为110 GPa,但人体骨弹性模量为0.02~20 GPa^[2-3],致 密钛合金弹性模量与之相比仍然较高。近年来的多项研 究表明,多孔结构能降低弹性模量,被广泛认为是消除弹 性模量失配的有效方法^[4]。此外,多孔结构还具有相对 密度低、比强度高、大比表面积以及渗透性能优异等特 点^[5],是代替受伤骨组织的首选。利用传统加工方法制 备具有复杂结构的多孔金属假体具有很大的挑战性,选 区激光熔化(selective laser melting, SLM)技术制造精度 高,可以实现多孔假体结构、形状及性能的可控^[6],制造 零件的机械性能、耐腐蚀性能可满足植入物个性化制造 的要求^[7]。

目前,多孔结构设计方法主要包括CAD构造法、隐 式曲面法、Voronoi镶嵌法、医学图像法及拓扑优化法^[8]。 其中,拓扑优化法可以根据定义的特殊载荷条件和目标 相对密度,在确保所需力学性能的同时,通过控制材料分 布来获得新型多孔结构^[9]。Cadman等人^[10]指出在周期 性微观结构设计时,可施加适当周期性约束的边界条件, 借助拓扑优化来设计多孔单胞内部的材料布局。Li等 人^[11]使用拓扑优化法建立了基于面心立方的单胞结构, 并通过压缩仿真与实验相结合证明了该结构的弹性模量 与屈服强度满足人骨的力学性能要求。Xu等人^[12]使用 拓扑优化在压缩载荷下构建了不同相对密度的单胞结 构,通过对SLM技术制备的Ti6Al4V合金试件的压缩试 验,测得其具有近似于皮质骨的力学性能,进而证明了拓 扑优化是设计性能优异的医用多孔结构钛合金的有效方 法。Duan等人^[13]通过拓扑优化设计了21种单胞结构,并 构建了体心立方、菱形十二面体和正八面体3种普通多 孔结构作为对比,通过仿真与实验对所有结构的力学性 能进行了综合比较,发现拓扑优化设计的多孔结构具有 更为出色的力学性能。

目前,拓扑优化设计多孔结构大都是在压缩载荷下进行的,而在其他载荷下的拓扑优化设计仍然鲜有研究^[14]。日常生活中人体承重骨不仅受到压缩载荷,还会受到扭转和弯曲载荷^[15],若将多孔结构用于植入物的设计中,则需要全面考虑其力学性能。对于多孔结构的力学性能,其中研究较多的则为压缩性能,而扭转、弯曲等性能的研究极少^[16],这很大程度上限制了多孔结构在相

收稿日期:2024-06-19

基金项目:河北省三三三人才工程资助项目(B20221004)

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:0311-81668632, E-mail: zhydi@hebust.edu.cn

应工作环境中的应用。因此,本研究在压缩、扭转、弯曲 载荷的条件下将拓扑优化与CAD构造法相结合设计了3 种多孔结构,并通过压缩、扭转、弯曲仿真以及压缩实验 对其力学性能进行了研究,最终通过比较选择出综合性 能最为优异的骨植入物用多孔钛合金。

2 实验

2.1 多孔单胞的拓扑优化设计

本研究根据人骨的受力特点,在有限元分析软件 ANSYS Workbench中对1.5 mm×1.5 mm正方体 实心块施加压缩、扭转、弯曲载荷,通过拓扑优化获得了 能够承受不同载荷的多孔单胞结构。为了保证所得模型 具有连续性和周期性,使用六面体网格进行网格划分,并 给正方体实体单元模型定义了周期性对称边界条件,即 X轴、Y轴、Z轴构成的3个平面施加对称约束。

由于施加线载荷和面载荷得到的拓扑结构无法达到 骨植入物所需的流通性要求,并且力学性能也达不到较 为理想的使用要求。所以为了获得性能较为优异的多孔 结构,本研究使用点载荷进行加载。通过对不同载荷尝 试,发现优化结果与载荷的传力方向及保留的体积分数 有关,而与载荷值大小无关。因此,将压缩、扭转、弯曲载荷 分量大小分别定为10 N、10 N·mm、10 N,所有结构保留 30%的体积分数。3种载荷边界条件如图1所示,其中压缩 载荷边界条件:将所有顶点固定,在每条边的中点向下施加 45°大小为10 N的载荷分量。扭转载荷边界条件:将所有 顶点固定,在每个面的中心点施加10 N·mm的扭转载 荷。弯曲载荷边界条件:将所有顶点固定,在正方体上方的两条边中点施加向下10N的载荷来模拟弯曲工况。

2.2 单胞模型重构

拓扑优化完成后输出优化模型,结果如图2所示。

拓扑优化只能得到大致的结构轮廓,其结果文件无法直接用于后续的分析及孔径等关键参数的测量,还需要运用三维建模软件对所得拓扑优化的模型进行重构,避免冗余部分和表面缺陷的出现。为此,使用UG三维建模软件根据多孔轮廓形状对不同载荷下拓扑优化后的多孔单胞进行了模型重构,尺寸为1.5 mm×1.5 mm。根据施加的载荷条件的不同,将3种结构分别命名为TO-C(Topology-Compression)、TO-T(Topology-Torsion)和TO-B(Topology-Bend),重构的3种拓扑优化多孔单胞模型如图3所示。

根据现有研究,孔径范围在300~900 μm^[17-19],孔隙率 范围在60%~90%之间有助于骨组织长入^[20]。因此,本研 究通过改变支杆直径对孔径和孔隙率进行了调控,保证 其参数在此范围内。支杆直径和孔径示意图如图4所示 (t代表杆径,D代表孔径),孔径由多孔结构孔内的最大 内切圆直径表示^[21]。

多孔结构的孔隙率计算公式如下:

$$p = \left(1 - \frac{V_{\rm p}}{V_{\rm s}}\right) \times 100\% \tag{1}$$

式中,p表示孔隙率,V_p为单胞的体积,V_s为致密正方体单 胞的体积。







图2 拓扑优化模型的输出结果 Fig.2 Output results of topology optimization models: (a) compression type, (b) torsion type, and (c) bending type



图 3 单胞模型重构图 Fig.3 Reconstruction of cell structure models: (a) TO-C, (b) TO-T, and (c) TO-B



图4 TO-B结构几何参数示意图 Fig.4 Schematic diagram of geometric parameter of TO-B structure

3 种结构的杆径和孔径数值见表 1,所有结构 60%~90%孔隙率之间的孔径均在 600~900 μm 范围内, 因此可满足人体骨组织长入的条件。

2.3 多孔结构力学性能仿真

根据人骨受力特点在ANSYS Workbench软件中对3 种多孔结构进行了力学性能仿真,Ti6Al4V ELI(extra low interstitial)材料属性设置见表2。

依据 Peng 等人^[22]研究,在压缩仿真时 2×2×2 单胞阵 列而成的多孔结构,可在保证仿真结果准确度的前提下

表1 单胞模型杆径和孔径值 Table 1 Rod diameter and aperture values of unit cell models

Structure true	Donom at an/mm	Porosity, p/%		ty, <i>p</i> /%	
Structure type	Farameter/mm	60	70	80	90
TOC	t	0.455	0.380	0.295	0.200
10-C	D	0.606	0.681	0.766	0.861
ТО-Т	t	0.375	0.315	0.250	0.170
	D	0.689	0.746	0.811	0.891
ТО-В	t	0.385	0.315	0.245	0.165
	D	0.676	0.746	0.816	0.896

表2 Ti6Al4V ELI材料属性 Table 2 Material properties of Ti6Al4V ELI

Density/	Young's modulus/	Poisson's ratio	Yield strength/MPa	
g·cm ⁻³	GPa	1 0155011 5 14110		
4.5	110	0.33	970	

提高计算效率。因此,本研究将压缩仿真模型设置为 2×2×2共8个单胞构成的多孔结构。

为了更真实地模拟压缩时压头的工作条件,在模型 上下各设置一块刚性板,多孔结构与刚性板之间设置0.2 的摩擦系数。使用 SOLID 186 型四面体网格对模型进行 网格划分,网格尺寸为0.06 mm,保证所有结构的平均网 格质量均在85%以上。将下刚性板添加固定约束,上刚 性板施加沿Z轴正方向10%的位移载荷,L为长度,X、Y 轴的自由度不进行约束,压缩仿真边界条件如图5所示。

由于将多孔结构设置为圆柱型会影响整体结构的完整性,从而对扭转仿真结果的计算精度产生影响。因此,本研究采用2×2×2共8个单胞构成的正方体结构进行扭转仿真。网格尺寸划分与压缩仿真设置相同,将下平面进行固定,在上平面绕Z轴施加5°的扭转角,扭转仿真边界条件如图6所示。

对3种结构进行了三点弯曲仿真,模型由6×2×2的 单胞阵列构成,其尺寸为9 mm×3 mm×3 mm。在模型顶 部中心处设置一个半圆轴来模拟试验机压头,模型底部 设置两个固定的圆轴来支撑多孔结构,支撑跨距为 6 mm。网格尺寸与摩擦系数设置与压缩仿真相同,对顶 部中心处半圆轴施加0.3 mm的位移载荷,三点弯曲仿真 边界条件如图7所示。



Fig.5 Boundary condition of compression simulation



图6 扭转仿真边界条件 Fig.6 Boundary condition of torsion simulation



图7 弯曲仿真边界条件 Fig.7 Boundary condition of bending simulation

2.4 多孔结构压缩试件制备

使用英国 RENISHAW 公司生产的 AM 250 金属打印机制备压缩试件,所用材料为金属 3D 打印用 Ti6Al4V ELI 钛合金球形粉末,其化学成分见表3。

使用扫描电镜对粉末进行了观察,其微观形貌如图8 所示,可以看出粉末球形度良好。图9为粉末粒径分布 图,粉末粒径范围在20~48 μ m之间,其中 D_{10} =20.54 μ m, D_{50} =32.41 μ m, D_{90} =47.91 μ m,霍尔流速为32.6 s/50 g,粉 末流动性较好可保证良好的铺粉效果。

为了保证试件结构的完整性,本研究将多孔压缩试件的高宽比定为1,由10×10单胞阵列而成的尺寸为15 mm×15 mm×15 mm的正方体压缩试件。为避免线切割取件时对结构的完整性造成影响,在与基板接触的底面添加0.3 mm的切割余量。采用 SLM 技术制备了压缩试件,工艺参数见表4。

表 3 Ti6Al4V ELI化学成分 Table 3 Chemical composition of Ti6Al4V ELI (wt%)

			1			(,
Н	Ν	0	Fe	С	V	Al	Ti
0.012	2 0.05	0.08	0.13	0.25	3.5	5.5	Bal.



图 8 Ti6Al4V ELI粉末微观形貌 Fig.8 Microstructure of Ti6Al4V ELI powder



图9 Ti6Al4V ELI粉末粒径分布 Fig.9 Particle size distribution of Ti6Al4V ELI powder

表4 SLM成形工艺参数 Table 4 Parameters of SLM process

L agan nawar/W	Scanning		Layer	
Laser power/w	speed/mm \cdot s ⁻¹	mm	thickness/mm	
200	1200	0.14	0.03	

3 结果与分析

3.1 力学性能仿真结果

力学承载强度是评价骨植入物力学性能的关键 因素,本研究通过有限元仿真对拓扑优化所得3种多孔 结构的力学性能(抗压强度、抗扭强度及抗弯曲强度)进 行了研究。在获取仿真结果后,为了更加直观地比 较各结构力学性能的强弱,绘制了如图10所示的三 维图。

通过分析图10力学性能仿真结果可知,多孔结构的 力学性能与拓扑类型相关,并且随着孔隙率的升高,力学 性能均呈现下降趋势。由于各结构的力学性能数值在孔 隙率为60%时差异明显,因此绘制了60%孔隙率时各结 构的力学性能数值见表5。结合图10与表5可以清楚地 分辨出3种结构力学性能的强弱,其中抗压强度和抗弯 曲强度大小均为TO-B>TO-T>TO-C,抗扭强度大小为 TO-T>TO-C>TO-B。



图10 多孔结构力学性能仿真结果

Fig.10 Simulation results of mechanical properties of porous structure: (a) compressive strength, (b) torsional strength, and (c) bending strength

	表5 多	孔结构60%	孔隙	_影 率时的	力学性能		
Table 5	Mechanical	properties	of	porous	structure	with	60%
	porosity (MI	Pa)					

Mechanical property	TO-C	TO-T	TO-B
Compressive strength	158.36	177.42	228.13
Torsional strength	155.85	191.08	140.45
Bending strength	162.54	173.28	249.08

3.2 多孔结构压缩实验

使用 SLM 打印机制备了 3 种多孔结构在 60% 孔隙 率时的压缩试件,每种结构类型制备 3 个试件进行压缩 试验,打印完成后使用线切割机将试件切下。使用超声 波清洗后对试件进行喷砂处理,保证其具有较好表面质 量的同时可清除结构内的部分未熔融 Ti6Al4V ELI 粉 末,避免对试验结果的准确性产生不良影响。处理完成 的 3 种类型试件如图 11 所示,可以看出试件孔隙分布明 显,有良好的成形质量。

所使用的压缩试验设备为CMT5105型微控电子万 能试验机,进行试验前将试验机的压缩速率设定为 1 mm/min,对后处理完成的3种结构类型的试件进行了 压缩实验。试验完成后导出压缩原始数据,计算应力和 应变并绘制应力-应变曲线,60%孔隙率多孔试件的应 力-应变曲线如图12所示。

由应力-应变曲线以及压缩试验现象分析可知,3种



图 11 压缩试件示意图 Fig.11 Schematic diagrams of compression specimens



图12 60%孔隙率多孔试件压缩应力-应变曲线

Fig.12 Compressive stress-strain curves of porous specimens with 60% porosity

结构压缩时的失效形式不同,如图13所示。TO-C和TO-T 2种结构外层支杆连接处弓形结构的存在使其整体呈现 出45°剪切破坏失效,导致其经过线弹性阶段后应力急剧 下降后逐渐趋于平缓。而TO-B结构由于最外层竖直支 杆连接处的优先失稳,导致其失效形式为底部开始的孔 隙层逐层崩塌,具有多段应力峰值和急剧上升与下降的 曲线,有着较高的抗压强度和能量吸收能力。

通过整理压缩试验数据得出,抗压强度大小依次为 TO-B>TO-T>TO-C,与图10中的压缩仿真结果趋势相一 致。其中TO-B结构的抗压强度为258.88 MPa,高于人 体皮质骨抗压强度(100~230 MPa)。TO-T和TO-C结构 分别为213.35和188.35 MPa,在人体皮质骨抗压强度范 围内。各结构弹性模量:TO-C为2.87 GPa,TO-T为 2.51 GPa,TO-B为4.16 GPa,也均在人骨所要求的范围内 (0.02~20 GPa),3种结构抗压强度和弹性模量数值 见表6。

3.3 多孔结构力学性能综合比较

力学性能通常被认为是多孔钛合金假体最重要的性能,植入后需承受损伤骨组织的各种应力,这就突显了骨



图 13 多孔结构 45°剪切失效图 Fig.13 45° shear failure diagrams of porous structure: (a) TO-C structure and (b) TO-T structure

表 6 60% 孔隙率多孔试件的压缩性能 Table 6 Compressive properties of porous specimens with 60%

porosity

Structure type	Compressive strength/MPa	Elastic modulus/GPa
TO-C	188.35	2.87
TO-T	213.35	2.51
ТО-В	258.88	4.16

科植入物力学强度的重要性,需要对不同多孔结构的力 学性能进行综合评价,进而得出综合性能最佳的结构类 型。综合本工作不同力学性能研究结果,各结构的抗压 强度、抗扭强度和抗弯强度数值在同种孔隙率时变化趋 势一致且差异明显。因此,为了更直观地比较各结构综 合力学性能,以60%孔隙率时多孔结构的力学性能为例 进行研究。考虑到压缩试验与仿真之间存在的误差,本 工作使用仿真结果进行力学性能的综合比较,通过将各 结构60%孔隙率时的强度数值除以最大值进行归一化 叠加绘制了综合性能对比结果图,如图14所示。

由力学性能对比结果图可以看出,TO-B结构的抗压 强度和抗弯曲强度明显高于TO-C与TO-T2种结构,





Fig.14 Comprehensive comparison results of mechanical properties of porous structures

TO-T结构的抗压和抗弯性能稍弱,但其抗扭强度明显高于其余2种结构,而TO-C结构的3种力学性能均不占优势。因此,通过上述对比分析得出3种结构的综合性能强弱依次为TO-B>TO-T>TO-C,其中TO-B结构综合力学性能最优。

4 结论

 1)根据人体骨受力特点拓扑优化所得TO-C (Topology-Compression)、TO-T(Topology-Torsion)以及 TO-B((Topology-Bend))3种多孔结构孔隙率在 60%~90%范围内时,孔径范围在600~900 μm之间,能够 满足骨组织的需求。

2)对3种拓扑优化多孔结构进行了力学性能有限元 仿真,得出多孔结构的力学性能与拓扑结构有关,抗压强 度和抗弯曲强度大小均为TO-B>TO-T>TO-C,抗扭强度 大小为TO-T>TO-C>TO-B。

3)通过 SLM 技术制备了 3 种多孔结构 60% 孔隙率的压缩试件,并进行了压缩试验。从而得出各结构抗压强度:TO-C为188.35 MPa、TO-T为213.35 MPa,TO-B为258.88 MPa,可满足人骨抗压强度的要求;各结构弹性模量:TO-C为2.87 GPa、TO-T为2.51 GPa,TO-B为4.16 GPa,在人骨0.02~20 GPa的弹性模量范围内。

4)对3种结构的力学性能进行了综合对比,通过比 较发现TO-B结构能够承受较强的压缩和弯曲载荷,综 合力学性能最优,是3种结构中最适合应用于设计多孔 钛合金植入物的结构类型。

参考文献 References

- Nelson K, Kelly C N, Gall K. Materials Science and Engineering B[J], 2022, 286: 116013
- [2] Wang X J, Xu S Q, Zhou S W et al. Biomaterials[J], 2016, 83: 127
- [3] Morgan E F, Unnikrisnan G U, Hussein A I. Annual Review of Biomedical Engineering[J], 2018, 20: 119
- [4] Pattanayak D K, Fukuda A, Matsushita T et al. Acta Biomaterialia[J], 2011, 7(3): 1398

- [5] Zhang Yongdi(张永弟), Wang Congyu(王琮瑜), Wang Congwei (王琮玮) et al. Rare Metal Materials and Engineering(稀有金属 材料与工程)[J], 2022, 51(5): 1690
- [6] Wang C, Huang W, Zhou Y et al. Bioactive Materials[J], 2020, 5(1): 82
- [7] Feng Chendong(冯辰栋), Xia Yu(夏 宇), Li Xiang(李 祥) et al. Journal of Medical Biomechanics(医用生物力学)[J], 2017, 32(3): 256
- [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, Zhang D, Hu S et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials[J], 2019, 99: 225
- [10] Cadman J E, Zhou S, Chen Y et al. Journal of Materials Science[J], 2013, 48: 51
- [11] Li H, Yao B B, Li Z H et al. Composite Structures[J], 2023, 321: 117326
- [12] Xu Y L, Zhang D Y, Zhou Y et al. Materials[J], 2017, 10(9): 1048
- [13] Duan S Y, Xi L, Wen W B et al. Composite Structures[J], 2020, 238: 111985

- [14] Zhang Y D, Sun B Y, Zhao L S et al. Materials[J], 2023, 16(13): 4720
- [15] Mehboob H, Tarlochan F, Mehboob A et al. Materials & Design[J], 2018, 149: 101
- [16] Fan Yongxia(樊永霞), Lin Yan(林 彦), Ao Qingbo(敖庆波) et al. Rare Metal Materials and Engineering(稀有金属材料与工 程)[J], 2023, 52(10): 3630
- [17] Zhang Y T, Attarilar S, Wang L Q et al. International Journal of Bioprinting[J], 2021, 7(2): 340
- [18] Wang H, Su K X, Su L Z et al. Materials Science and Engineering C[J], 2019, 104: 109908
- [19] Zhang Yihai(张艺海), Shang Peng(商 鹏), Ma Benyuan(马奔 原) et al. Chinese Journal of Tissue Engineering Research(中国 组织工程研究)[J], 2024, 28(5): 741
- [20] Wang Zhonghan(王中汉), Wang Chenyu(王辰宇), Liu He(刘 贺) et al. Chinese Journal of Tissue Engineering Research(中国 组织工程研究)[J], 2016, 20(52): 7821
- [21] Torquato S, Haslach Jr H W. Applied Mechanics Reviews[J], 2002, 55(4): B62
- [22] Peng C X, Tran P, Nguyen-Xuan H et al. Composite Structures[J], 2020, 235: 111821

Topology Optimization Design and Mechanical Properties Study of Porous Titanium Alloy Based on Loading Characteristics of Human Bone

Zhang Yongdi, Zhao Lisong, Dai Luyu, Yang Guang

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

Abstract: The stress of human bone in daily activities is complex. To obtain the optimal porous titanium alloy structure suitable for bone implants, it is necessary to analyze the mechanical properties of porous structures. According to the compression, torsion, and bending loads of human bone, three kinds of porous structures (TO-C, TO-T, and TO-B) were designed and reconstructed by topology optimization method. The mechanical properties of different porous structures were studied by finite element simulation in compression, torsion and bending states. Finally, the compression test of porous specimens prepared by selective laser melting technique was carried out. The simulation results show that the compressive strength and bending strength of TO-B structure are optimal, while the torsional strength of TO-T structure is optimal. The compression test shows that the compressive strength of three structures at a porosity of 60% ranges from 188.35 MPa to 258.88 MPa and the elastic modulus ranges from 2.51 GPa to 4.16 GPa, all of which meet the requirements of human bones. By combining simulation and compression test to comprehensively analyze the mechanical properties of porous structures, it is found that TO-B structure has the best comprehensive performance and is the optimal type of porous structure for orthopedic implants.

Key words: porous titanium alloy; topology optimization; mechanical property; human bone load; selective laser melting

Corresponding author: Yang Guang, Master, Professor, School of Mechanical Engineering, Hebei University of Science and Technology, Shijiazhuang 050018, P. R. China, Tel: 0086-311-81668632, E-mail: yangg@hebust.edu.cn