

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的受力情况复杂, 为了获得适用于骨植入物用综合性能优异的多孔钛合金, 需要对多孔结构的不同力学性能进行全面评价。根据人骨的不同受力形式, 使用拓扑优化的方法设计了压缩、扭转以及弯曲三种载荷下的多孔结构 (TO-C、TO-T、TO-B), 并对所得结构进行了模型重构; 通过对三种拓扑优化的多孔结构进行压缩、扭转和弯曲有限元仿真, 对其不同力学性能进行了研究; 最后采用选区激光熔融 (Selective Laser Melting, SLM) 技术制备了压缩试件, 并进行了压缩试验。结果表明, 三种结构中 TO-B 结构的综合力学性能最优, 抗压强度和压缩弹性模量值均满足人骨植入需求, 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; 选区激光熔融

中图分类号: TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2017)0?-0??-0?

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, 但人体骨弹性模量约为 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, 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三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三种多孔结构, 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。

1 实验方法

基金项目: 河北省三三三人才工程资助项目 (B20221004)

作者简介: 杨光, 男, 1974 年生, 博士, 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: yangg@hebust.edu.cn

1.1 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 1.5mm×1.5mm×1.5mm 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 轴构成的三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 10N、10N·mm、10N，所有结构保留 30%的体积分数。三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 10N 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 10N·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。

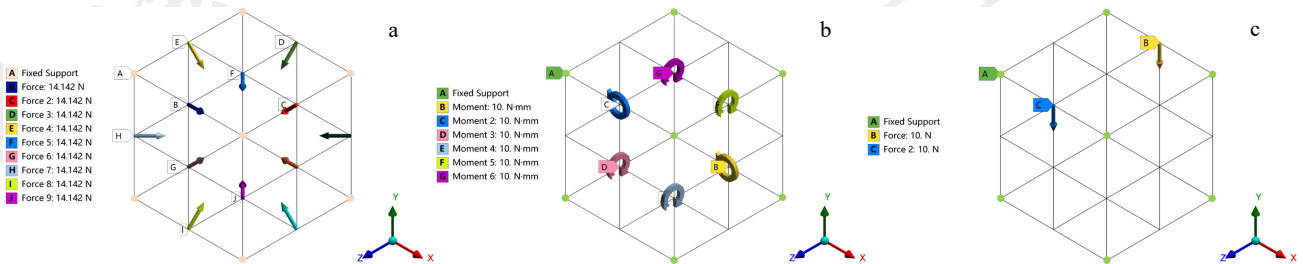


图 1 拓扑优化边界条件：压缩载荷、扭转载荷、弯曲载荷

Fig.1 Topology optimization boundary conditions: (a) compression load (b) torsion load and (c) bending load

1.2 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。

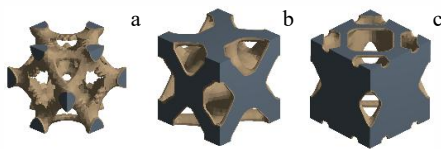


图 2 拓扑优化模型结果输出

Fig.2 Topology optimization model results output: (a) compression type (b) torsion type and (c) bending type

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1.5mm×1.5mm×1.5mm。根据施加的载荷条件的不同，将三种结构分别命名为 TO-C (Topology-Compression)、TO-T (Topology-Torsion)、TO-B (Topology-Bend)，重构的三种拓扑优化多孔单胞模型如图2所示。



图 3 单胞模型重构图

Fig.3 Reconstruction of cell structures model: (a) TO-C (b) TO-T and (c) TO-B

根据现有研究，孔径范围在 300~900μm^[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]。

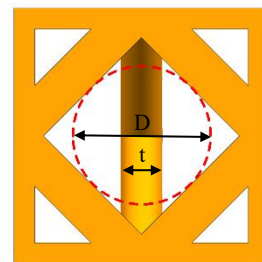


图 4 TO-B 结构几何参数示意图

Fig.4 Geometric parameter diagram of TO-B structure
多孔结构的孔隙率计算公式如下：

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

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。

三种结构的杆径-孔径数值见表 1，所有结构 60%~90%孔隙率之间的孔径均在 600~900μm 范围内，因此可满足人体骨组织长入的条件。

表 1 单胞模型杆径-孔径值

Structure Types	p/%	60	70	80	90
TO-C	t/mm	0.455	0.380	0.295	0.200
	D/mm	0.606	0.681	0.766	0.861
TO-T	t/mm	0.375	0.315	0.250	0.170
	D/mm	0.689	0.746	0.811	0.891
TO-B	t/mm	0.385	0.315	0.245	0.165
	D/mm	0.676	0.746	0.816	0.896

1.2 多孔结构力学性能仿真

根据人骨受力特点在 ANSYS Workbench 软件中对三种多孔结构进行了力学性能仿真，Ti6Al4V ELI 材料属性设置见表 2。

表 2 Ti6Al4V ELI 材料属性

Density	Young's modulus	Poisson's ratio	Yield strength
4.5 kg/m ³	110 GPa	0.33	970 MPa

依据 Peng 等人研究^[22]，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 0.06mm，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，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。

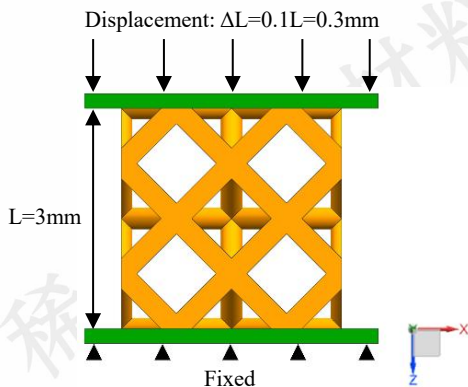


图 5 压缩仿真边界条件

Fig.5 Compression simulation boundary condition

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。

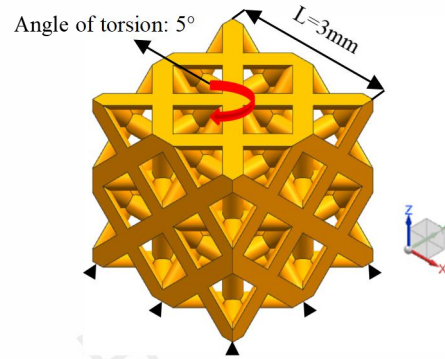


图 6 扭转仿真边界条件

Fig.6 Torsional simulation boundary condition

对三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 9mm×3mm×3mm。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 6mm。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 0.3mm 的位移载荷，三点弯曲仿真边界条件如图 7 所示。

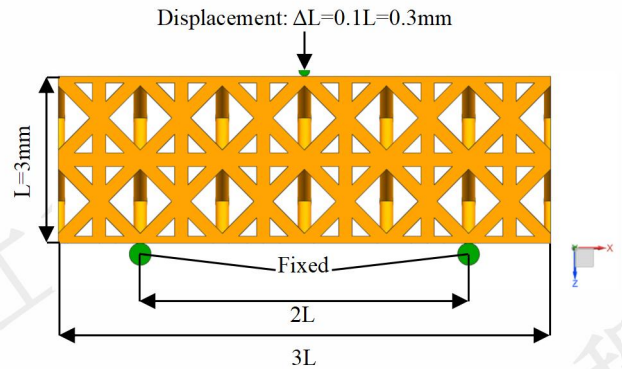


图 7 弯曲仿真边界条件

Fig.7 Bending simulation boundary condition

1.3 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。

表 3 Ti6Al4V ELI 化学成分

H	N	O	Fe	C	V	Al	Ti
0.012	0.05	0.08	0.13	0.25	3.5	5.5	Bal

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，粉末粒径范围约在 20~48μm 之间，其中 D10=20.54μm，D50=32.41μm，D90=47.91μm，霍尔流速

为 32.6s/50g, 粉末流动性较好可保证良好的铺粉效果。

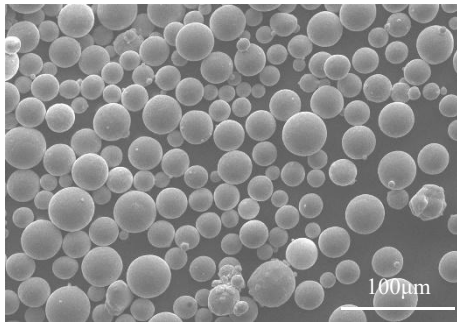


图 8 Ti6Al4V ELI 粉末微观形貌

Fig.8 Microstructure of Ti6Al4V ELI powder

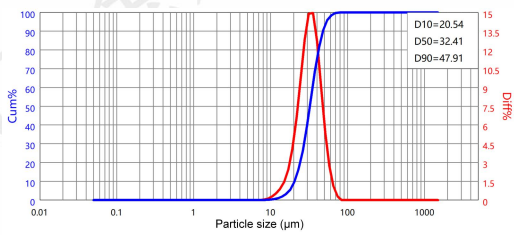


图 9 Ti6Al4V ELI 粉末粒径分布

Fig.9 Particle size distribution of Ti6Al4V ELI powder

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 10×10×10 单胞阵列而成的尺寸为 15mm×15mm×15mm 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 0.3mm 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 4 SLM 成型工艺参数

Table 4 SLM molding process parameters

Table with 4 columns: Laser Power, Scanning speed, Sweep spacing, Layer thickness. Values: 200 W, 1200 mm/s, 0.14 mm, 0.03 mm.

2 结果与分析

2.1 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三种多孔结构的力学性能(抗压强度、抗扭强度及弯曲强度)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 可以清楚地分辨出三种结构力学性能的强弱, 其中抗压强度和弯曲强度大小均为 TO-B>TO-T>TO-C, 抗扭强度大小为 TO-T>TO-C>TO-B。

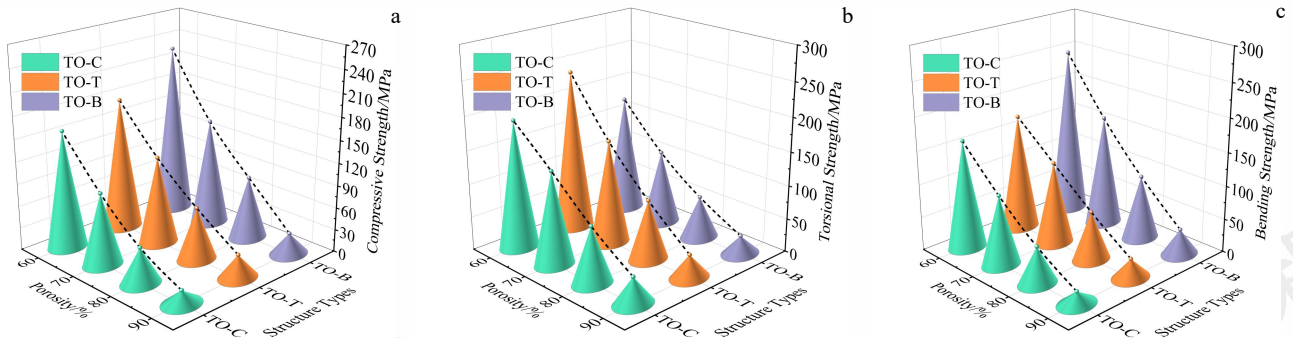


图 10 多孔结构力学性能仿真结果

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%孔隙率的力学性能

Table 5 Mechanical properties of porous structure with 60% porosity (MPa)

Table with 4 columns: Mechanical property, TO-C, TO-T, TO-B. Rows: Compressive strength, Torsional strength, Bending strength.

2.2 多孔结构压缩实验

使用 SLM 打印机制备了三种多孔结构在 60%孔隙率时的压缩试件, 每种结构类型制备三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。处理完成的三种类型试件如图 11 所示, 可以看出试件孔隙分布明显, 有良好的成型质量。

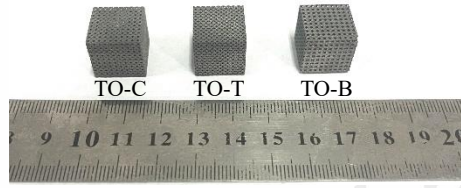


图 11 压缩试件示意图

Fig.11 Compression specimen schematic diagram

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 1mm/min, 对后处理完成的三种结构类型的试件进行了压缩实验, 如图 12 所示。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-应变曲线图, 60% 孔隙率多孔试件的应力-应变-曲线如图 13 所示。

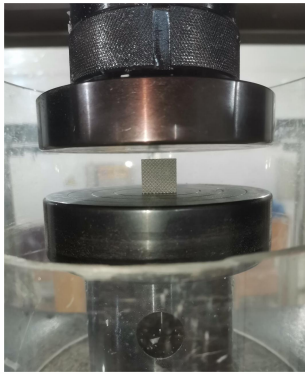


图 12 CMT5105 压缩试验

Fig.12 Compression test of CMT5105

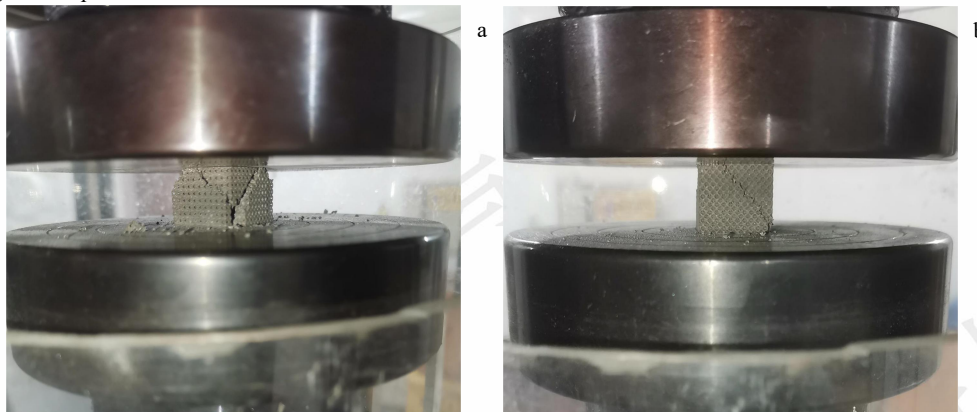


图 14 多孔结构 45°剪切失效

Fig.14 45° shear failure of porous structure: (a) TO-C structure and (b) TO-T structure

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 258.88MPa, 高于人体皮质骨抗压强度(100~230MPa)。TO-T 和 TO-C 结构分别为 213.35MPa 和 188.35MPa, 在人体皮质骨抗压强度范围内。并且各结构弹性模量也均在人骨所要求的范围内, 三种结构抗压强度和弹性模量数值见表 6。

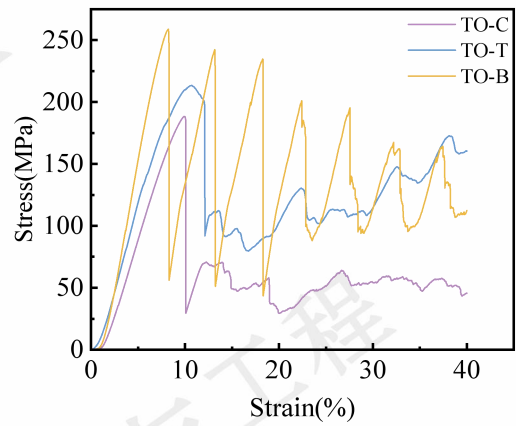


图 13 60%孔隙率多孔试件压缩应力-应变曲线

Fig.13 Compressive stress-strain curve of porous specimen with 60 % porosity

由应力-应变曲线以及压缩试验现象分析可知, 三种结构压缩时的失效形式不同, 如图 14 所示。TO-C 和 TO-T 两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。

表 6 60%孔隙率多孔试件的压缩性能

Table 6 Compressive properties of porous specimens with

Structure types	60 % porosity	
	Compressive	Elastic
TO-C	188.35	2.87
TO-T	213.35	2.51
TO-B	258.88	4.16

2.3 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。综合本文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,本文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 15 所示。

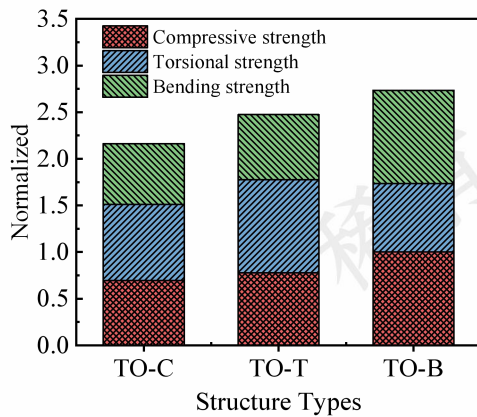


图 15 多孔结构力学性能综合对比结果

Fig.15 Comprehensive comparison results of mechanical properties of porous structures

由力学性能对比结果图可以看出, TO-B 结构的抗压强度和弯曲强度明显高于 TO-C 与 TO-T 两种结构, 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两种结构,而 TO-C 结构的三种力学性能均不占优势。因此,通过上述对比分析得出三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。

5 结论

1) 根据人体骨受力特点拓扑优化所得 TO-C、TO-T 以及 TO-B 三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) 对三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 技术制备了三种多孔结构 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 188.35MPa、TO-T 为 213.35 MPa, TO-B 为 258.88MPa,可满足人骨抗压强度的要求;各结构弹性模量: TO-C 为 2.87GPa、TO-T 为 2.51 GPa, TO-B 为 4.16 GPa,在人骨 0.02~20GPa 的弹性模量范围内。

4) 对三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,是三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

- [1] Nelson K, Kelly C N, Gall K. *Materials Science and Engineering: B*[J], 2022, 286: 116013
- [2] Wang X, Xu S, Zhou S et al. *Biomaterials*[J], 2016, 83: 127-141
- [3] Morgan E F, Unnikrisnan G U, Hussein A I. *Annual Review of Biomedical Engineering*[J], 2018, 20: 119-143
- [4] Pattanayak D K, Fukuda A, Matsushita T et al. *Acta Biomaterialia*[J], 2011, 7(3): 1398-1406
- [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): 1690-1696
- [6] Wang C, Huang W, Zhou Y et al. *Bioactive Materials*[J], 2020, 5(1): 82-91
- [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(03):256-260
- [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): 71-80
- [9] Xu Y, Zhang D, Hu S et al. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2019, 99: 225-239
- [10] Cadman J E, Zhou S, Chen Y et al. *Journal of Materials Science*[J], 2013, 48: 51-66
- [11] Li H, Yao B, Li Z et al. *Composite Structures*[J], 2023, 321: 117326
- [12] Xu Y, Zhang D, Zhou Y et al. *Materials*[J], 2017, 10(9): 1048
- [13] Duan S, Xi L, Wen W et al. *Composite Structures*[J], 2020, 238: 111985
- [14] Zhang Y, Sun B, Zhao L et al. *Materials*[J], 2023, 16(13): 4720
- [15] Mehboob H, Tarlochan F, Mehboob A et al. *Materials & Design*[J], 2018, 149: 101-112

- [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):3630-3639
- [17] Zhang Y, Attarilar S, Wang L et al. *International Journal of Bioprinting*[J], 2021, 7(2): 15-42
- [18] Wang H, Su K, Su L 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(05):741-746
- [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):7821-7828
- [21] Torquato S, Haslach Jr H W. *Applied Mechanics Reviews*[J], 2002, 55(4): B62-B63
- [22] Peng C X, Tran P, Nguyen-Xuan H et al. *Composite Structures*[J], 2020, 235(C): 111 821

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

Zhang Yongdi, Zhao Lisong, Dai Luyu, Yang Guang

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

Abstract: The loading conditions of human bone in daily activities are complex. In order to obtain porous titanium alloy with excellent comprehensive performance for bone implants, it is necessary to comprehensively evaluate the different mechanical properties of porous structures. According to the different loading forms of human bones, the porous structures (TO-C, TO-T, TO-B) under compression, torsion and bending loads were designed by topology optimization method, and the obtained structures were reconstructed. The different mechanical properties of three topologically optimized porous structures were studied by finite element simulation of compression, torsion and bending. Finally, the compression specimens were prepared by Selective Laser Melting (SLM) technology, and the compression test was carried out. The results show that the TO-B structure has the best comprehensive mechanical properties among the three structures, and the compressive strength and compressive elastic modulus meet the needs of human bone implantation, which is the best porous structure type for orthopedic implants.

Key words: porous titanium alloy; topology optimization; mechanical properties; human bone loads; Selective laser melting

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