

多孔钛合金拓扑优化设计及性能研究

张永弟, 孙宝钰, 王伟志, 杨光

(河北科技大学 机械工程学院, 河北 石家庄 050018)

摘要: 为了得到具有良好力学性能和高渗透性的钛合金多孔结构, 需要在多孔结构的孔隙率与强度之间保持权衡。以人体膝关节胫骨假体为研究对象, 首先, 根据胫骨受力状态, 采用拓扑优化设计并重构不同载荷工况下的抗压、抗剪单胞结构(TO-P1、TO-P2、TO-S1、TO-S2), 与几种常见的基本单胞结构(bcc、fcc、rdc、dcc)进行研究比较; 其次, 通过对不同类型多孔钛合金进行压缩、剪切性能仿真, 研究不同拓扑形态的多孔钛合金关于抗压、抗剪的力学性能, 并采用 SLM 技术成型多孔钛合金压缩试件, 验证了仿真分析的有效性; 最后, 选择力学性能较优的 4 种多孔钛合金进行渗透性分析。结果表明, TO-S2 结构的抗压、抗剪力学性能和渗透性能最为出色, 适合作为压剪载荷类植入物的多孔结构。

关键词: 多孔结构; 拓扑优化; Ti6Al4V 合金; 选区激光熔化; 力学性能; 渗透性能

中图分类号: TB383; TH122

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2024)03-0807-08

钛及其合金因其具有良好的疲劳强度、生物相容性、耐腐蚀性以及塑性, 是一种良好的骨科植入物材料。传统钛合金植入物大多为致密的 Ti6Al4V 合金, 其弹性模量为 113 GPa, 而人体骨骼的弹性模量一般在 0.02~20 GPa 之间^[1], 因此在植入物与人体骨之间产生了应力遮挡现象^[2]。根据 Wolff 定律, 应力遮挡会减少骨骼的应力刺激, 皮质骨变薄, 导致植入物无菌性松动^[3]。近年来, 多孔结构因其具有低密度、大比表面积、高强度以及良好的能量吸收性, 受到了国内外学者的广泛关注^[4-5]。可以通过粉末冶金法、粉体发泡法、纤维烧结法等传统工艺制作多孔钛合金, 但孔隙的分布不均匀、容易产生堵塞, 因此难以满足医疗领域的需求。选区激光熔化 (selective laser melting, SLM) 增材制造技术的出现, 可以实现任意复杂的多孔植入物成型, 形状可以精确控制, 因此在医疗领域常用其制备多孔钛合金来模仿人体骨小梁结构^[6]。

目前多孔结构的设计主要有以下 4 种方法:

(1) CAD 设计法, 利用三维建模软件, 设计各种单胞结构模型, 通过改变结构的杆径并经阵列后可得到不同孔隙率的多孔结构。该方法可对多孔结构进行参数化设计, 灵活性较高, 从而大幅度提高了多孔结构的设计效率^[7]。(2) 隐式曲面构造法, 是利用数学方程中的自变量值, 来调整多孔结构的尺寸、孔隙率等

参数, 然后把数学方程输入程序设计软件 (Python、Matlab) 构造出多孔结构^[8]。该方法构造的周期性多孔结构会产生一些悬垂结构, 当 SLM 成型悬垂结构时, 激光会穿透当前层并与下一层粉末发生反应, 容易发生过融现象, 导致成型质量差。(3) 影像反求法, 是利用 Micro-CT 技术对骨骼进行扫描, 通过二进制算法识别获得二值化图像, 然后进行一系列平滑、光顺等操作设计出和人体骨骼相似的多孔结构^[9]。该方法设计的多孔结构, 其孔的连接和孔隙率都是随机的, 也被称为随机泡沫模型, 不仅力学性能调控范围窄, 而且也不是理想的承力结构。(4) 拓扑优化法, 是一种在连续材料区域内通过多次变密度的设计变量更新的一种优化方法, 可以实现材料的强度、刚度、应力、体积等特定性能的最优解^[10]。研究表明, 拓扑优化设计与 CAD 设计法可以很好的设计出多孔结构, 结合 SLM 技术可在骨科植入物领域有良好的应用前景。

目前国内外学者研究设计的多孔钛合金主要从骨长入和力学性能等方面模拟骨的结构, 如弹性模量、抗压强度、生物相容性^[11-12]。关于骨骼受力方式相似的多孔植入物和相关渗透性能研究较少, 不同骨骼所需的力学性能要求是不同的, 例如脊柱在运动时往往受到压缩和弯曲载荷^[13], 膝关节胫骨除了承受压缩载荷外, 还会受到一定的剪切载荷^[14-15]。植入物的多孔

收稿日期: 2023-03-09

基金项目: 河北省自然科学基金 (E2017208128); 河北省技术创新引导计划 (20477706D); 中央引导地方科技发展资金 (206Z1806G); 石家庄市科学技术研究与发展计划 (201200313A)

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

形态还会影响植入后的渗透性能，从而导致不同的骨长入效果^[16-17]。由于不同骨的受力情况可分为不同的载荷方式，因此应用植入物的多孔钛合金可以根据特定的载荷方式进行设计。为此采用拓扑优化法设计了受压剪载荷方式的多孔钛合金，通过分析其力学性能和渗透性能，选择出具有高性能的多孔钛合金。

1 实验

1.1 压缩载荷下的单胞拓扑优化设计

由于人体不同部位骨结构不同，其主要受力方式不一。当患者移植植入物需考虑其主要受力方式，本工作以膝关节胫骨植入物为研究案例，其主要受力方式是压缩力和剪切力，故采用拓扑优化分别设计受压和受剪的单胞结构。将尺寸为 1 mm×1 mm×1 mm 的立方体模型进行拓扑，在实际骨骼载荷中用微观集中载荷阵列到其宏观均布载荷。目标函数为柔度的最小值即最大化结构刚度，约束条件为体积约束，目标体积限制在原始体积的 40%，形状控制为在立方体中心关于 X、Y、Z 3 个方向都施加平面对称约束，优化过程中将载荷条件和边界条件设置为非设计空间。材料属性为 Ti6Al4V，弹性模量 $E=113 \text{ GPa}$ ，泊松比 $\nu=0.342$ 。

受压缩载荷主要分为 4 种工况，如图 1 所示，第 1 种为 8 个顶点受压载荷（大小为 5 N，方向指向立方体中心），6 个面心固定约束；第 2 种为 6 个面心受压载荷（大小为 5 N，方向指向所在平面垂直方向），8 个顶点固定约束；第 3 种为 6 个面的垂直中线线受压载荷（大小为 5 N，方向指向所在平面垂直方向），8 个顶点固定约束；第 4 种为 6 个面受压载荷（大小为 5 N，方向指向所在平面垂直方向），8 个顶点固定约束。优化结束后的单胞模型如图 2 所示。

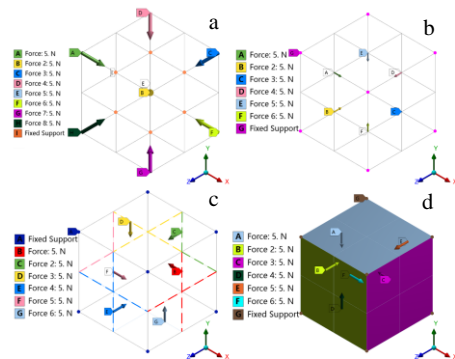


图 1 压缩载荷的边界条件

Fig.1 Boundary conditions of compression load: (a) vertex load, (b) face-center load, (c) line load, and (d) surface load

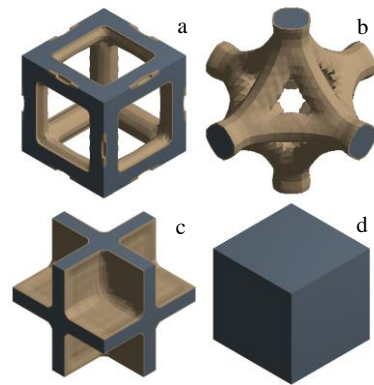


图 2 压缩载荷的优化结果

Fig.2 Optimization results of compression load: (a) vertex load, (b) face-center load, (c) line load, and (d) surface load

在 4 种压缩载荷的边界条件下，顶点载荷与面心载荷下的拓扑结构具有可流通性，可以实现骨组织营养物质的供给和代谢废物的排出以及骨组织的长入提供充足的连通性空间；线载荷与面载荷下的拓扑结构不具备可流通性的孔隙结构。

1.2 剪切载荷下的单胞拓扑优化设计

受剪切载荷主要分为 4 种工况，如图 3 所示，第 1 种为 X+和 Z+方向上 2 个面的 4 个顶点受垂直于两面相交线且大小为 5 N 的力，X-和 Z-方向同上；6 个面心受固定约束；第 2 种为 X+和 Z+方向上的 2 个面心受垂直于两面相交线且大小为 5 N 的力，X-和 Z-方向同上，8 个顶点受固定约束；第 3 种为 X+和 Z+方向上 2 个面的垂直中线线各两条，受垂直于两面相交线且大小为 5 N 的力，X-和 Z-方向同上，8 个顶点受固定约束；第 4 种为 X+和 Z+方向上的 2 个面，受垂直于两面相交线且大小为 5 N 的力，X-和 Z-方向同上，8 个顶点受固定约束。优化结束后的单胞模型如图 4 所示。

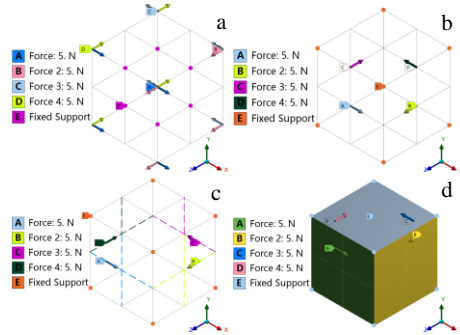


图 3 剪切载荷的边界条件

Fig.3 Boundary conditions of shear load: (a) vertex load, (b) face-center load, (c) line load, and (d) surface load

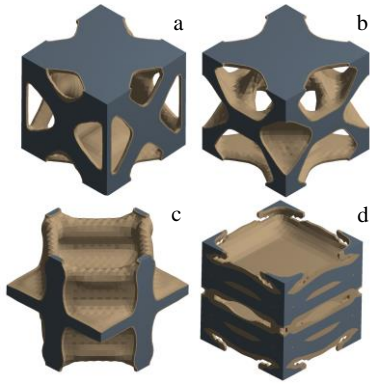


图 4 剪切载荷的优化结果

Fig.4 Optimization results of shear load: (a) vertex load, (b) face-center load, (c) line load, and (d) surface load

在 4 种剪切载荷边界条件下，顶点载荷与面心载荷下的拓扑结构具有可流通性，可以实现骨组织营养物质的供给、代谢废物的排出，并能为骨组织长入提供充足的连通性空间；线载荷下的拓扑结构不具备可流通性的孔隙结构；面载荷下的拓扑结构为零散面体，力学性能差且不具备可流通性。

综上所述，通过对 4 种压缩载荷和 4 种剪切载荷条件下立方体模型进行拓扑优化得出如下结论：顶点载荷与面心载荷的拓扑结构可以作为植入物的多孔结构，压缩载荷条件下的顶点载荷和面心载荷优化结果命名为 TO-P1 和 TO-P2；剪切载荷条件下的顶点载荷和面心载荷优化结果命名为 TO-S1 和 TO-S2。

1.3 拓扑优化单胞的重建

根据拓扑优化结果，采用 CAD 设计法通过三维建模软件 UG 进行 4 种单胞结构的重新构型，共重构了如图 5 所示的 4 种单胞结构，分别为 2 种压缩载荷条件下的 TO-P1、TO-P2，2 种剪切载荷条件下的 TO-S1、TO-S2。

为了研究单胞结构类型对力学性能的影响，对 4 种由拓扑优化结果转化而来的单胞结构和目前几种常见的基本单胞结构^[18-21]进行对比。常见基本单胞结构

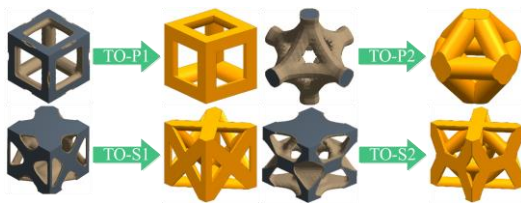


图 5 单胞结构模型的重建

Fig.5 Reconstruction of cell structure model

包括：体心立方结构(bcc)、面心立方结构(fcc)、菱形十二面体结构(rdc)、菱形立方体结构(dcc)，如图 6 所示。

图 7 为 TO-S1 单胞结构的几何参数示意图（ S 为杆径， A 为孔径）。设计了 $1\text{ mm}\times 1\text{ mm}\times 1\text{ mm}$ 的单胞结构，其孔隙率在 $60\%\sim 90\%$ 之间，孔径在 $400\sim 800\ \mu\text{m}$ 之间，能够满足人体骨组织长入的条件^[22]。通过改变支杆直径来调控孔隙率、孔径。其孔隙率可通过以下公式计算：

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

式中， P 为孔隙率， V 为单胞结构的体积， V_s 为单胞结构最大外围边界的体积。

2 多孔钛合金力学性能分析

2.1 力学性能仿真设置

在仿真分析过程中，如果仅对单胞模型进行仿真就会忽略多个单胞间的相互作用，导致仿真结果无法准确反映其真实承载能力；如果对由多个单胞模型组成的全尺寸多孔试样进行仿真，则会增加时间成本，单胞数量越大仿真时间越长，对计算机性能要求越高。Peng^[23]等人将单胞模型在三维空间分别阵列成 2×2 个、 3×3 个作为多孔结构进行仿真，结果表明单胞数量为 8、27 时的应力-应变曲线几乎重合，因此在实验中均选用由 2×2 个单胞阵列的多孔结构试样作为分析对象。Ti6Al4V 合金的材料属性如表 1 所示。

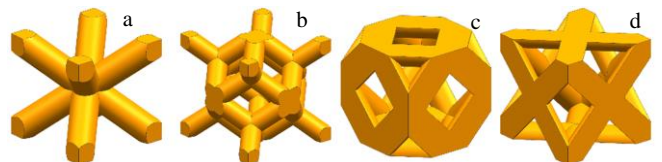


图 6 4 种常见基本单胞结构

Fig.6 Four common basic cell structures: (a) bcc, (b) rdc, (c) dcc, and (d) fcc

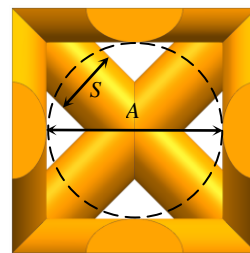


图 7 TO-S1 结构几何参数示意图

Fig.7 Geometric parameter diagram of TO-S1 structure

表 1 Ti6Al4V 合金性能

Table 1 Properties of Ti6Al4V alloy

| Elastic modulus/ GPa | Yield strength/ MPa | Density/ g cm ⁻³ | Poisson's ratio |
|-------------------------|------------------------|--------------------------------|-----------------|
| 113 | 890 | 4.43 | 0.342 |

利用 ANSYS Workbench 软件对 8 种多孔结构 (TO-P1、TO-P2、TO-S1、TO-S2、bcc、rdc、dcc、fcc) 进行静态压缩仿真试验, 在轴向压缩作用下设置多孔结构的边界条件, 如图 8a 所示: 为了模拟真实的压头, 在模型两端设置 2 个刚性压板, 在 X+方向施加垂直于 YOZ 平面且大小为 0.1L 的位移载荷, Y 和 Z 方向自由变形, 底端面施加固定约束, 刚性平面与试件之间为摩擦接触, 摩擦系数为 0.15, 可更好地对压头与试件之间的摩擦力进行模拟, 从而使结构发生 XOZ 平面内的压缩变形。

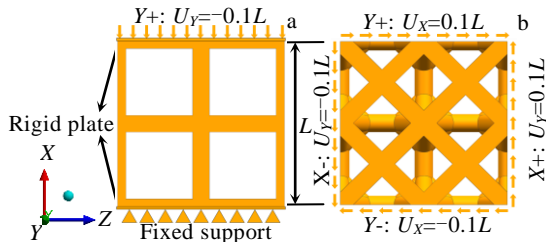


图 8 压缩和剪切载荷边界条件

Fig.8 Load boundary conditions: (a) compression load and (b) shear load

对上述 8 种多孔结构进行剪切仿真试验, 在纯剪切作用下设置多孔结构的边界条件, 如图 8b 所示: 分别在 Z+和 X+方向施加垂直于两面相交线且大小为 0.1L 的位移载荷, XOY 和 YOZ 平面内自由变形。分别在负表面 Z-和 X-方向施加垂直于两面相交线且大小为 0.1L 的位移载荷, XOY 和 YOZ 平面内自由变形。此时结构在 Y 方向仍有刚度自由度, 对 Y-方向的 XOZ 平面施加 Y 方向的位移约束, XOZ 平面在其他方向自由变形, 从而使多孔结构发生 XOZ 平面内的剪切变形。

2.2 仿真结果

上述通过对 60%~90% 的 8 种钛合金多孔结构进行了压缩、剪切仿真分析。为了能够直观的对不同类型多孔结构的抗压、抗剪性能进行可视化表征, 绘制三维折线图如图 9 所示。8 种结构在各个孔隙率下的性能趋势一致, 其中孔隙率为 60% 的多孔钛合金力学性能仿真值如表 2 所示。通过比较抗压强度、抗剪强度, 寻找综合力学性能较好的多孔结构。

在压缩仿真分析中, TO-P1、TO-S2、TO-P2 的抗压强度相对较高, rdc、dcc、bcc 相对较低, fcc 和 TO-S1 处于中等水平, 亦即 8 种结构中 TO-P1、TO-S2 和 TO-P2 的抗压性能较好。在剪切仿真分析中, TO-S2、TO-S1 抗剪强度最高, TO-P2、dcc、bcc、fcc 处于中等水平, rdc、TO-P1 抗剪强度相对较低, 亦即 8 种结构中 TO-S2、TO-S1 的抗剪性能较好。结果表明基于拓扑优化的 4 种多孔结构表现出更加优异的力学行为。

表 2 60% 孔隙率多孔钛合金力学性能仿真值

Table 2 Simulation values of mechanical properties of porous titanium alloy with porosity of 60%

| Mechanical property | TO-P1 | TO-P2 | TO-S1 | TO-S2 | bcc | rdc | dcc | fcc |
|--------------------------|---------|--------|---------|---------|--------|---------|---------|---------|
| Compressive strength/MPa | 407.48 | 394.3 | 365.88 | 403.24 | 261.74 | 328.94 | 301.84 | 342.78 |
| Shear strength/MPa | 107.252 | 155.42 | 179.074 | 195.672 | 139.44 | 123.126 | 148.408 | 130.552 |

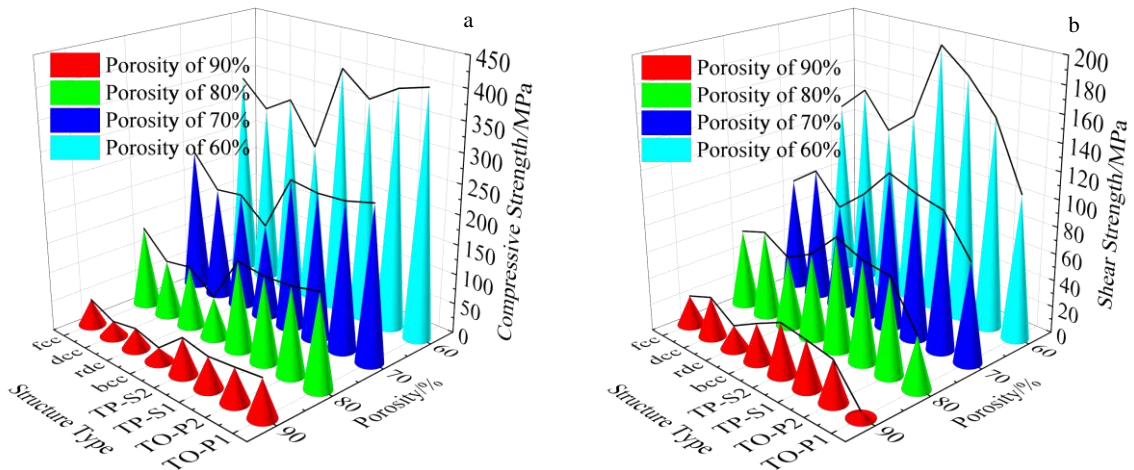


图 9 多孔钛合金抗压强度和抗剪强度的仿真结果

Fig.9 Simulation results of compressive strength (a) and shear strength (b) of porous titanium alloy

2.3 SLM 成型与实验验证

为了体现所研究的不同类型多孔钛合金的力学性能趋势，在仿真分析中可以看出各类多孔结构在孔隙率为 60% 时的强度差异较为明显，采用孔隙率为 60% 的 8 种类型的多孔钛合金进行成型。实验使用的材料为英国 RENISHAW 公司生产的 Ti6Al4V ELI 粉末。其化学成分如表 3 所示。对粉末进行扫描电镜观察，其球形度低于 0.8 的颗粒小于 1.5%，粉末粒度在 15~45 μm 范围内，霍尔流速为 38.6 s/50 g，具有较好的粉末流动性，铺粉效果良好，Ti6Al4V 粉末的微观形貌如图 10 所示。

采用 RENISHAW AM250 打印机制备 8 种多孔 Ti6Al4V 压缩试件，每种试件制备 3 个，压缩试件由单胞结构在三维方向阵列成为 10×10×10 个构成。成型工艺参数为激光功率 200 W、扫描速度 1200 mm/s、扫描间距 140 μm、铺粉层厚 30 μm，并在成型仓内充入 99.99% 纯度的氩气。成型后采用 CMT5105 型电子万能试验机对 8 种试件进行压缩性能测试，设定压缩速度为 1 mm/min，同种结构 3 次测试结果取平均值。图 11 所示为 SLM 成型多孔 Ti6Al4V 合金压缩试件。压缩试验完毕后导出其原始数据，在 Origin 软件中绘制多孔 Ti6Al4V 试件的压缩应力-应变曲线，如图 12 所示。从图 12 可以看出 TO-P1、TO-S2、TO-P2、TO-S1，4 种基于拓扑优化的 Ti6Al4V 多孔结构压缩性能比其他 4 种多孔结构更加优异，与仿真分析的结果一致，同时证明了压缩性能的仿真分析具有可靠性。

表 3 Ti6Al4V ELI 粉末化学成分

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

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

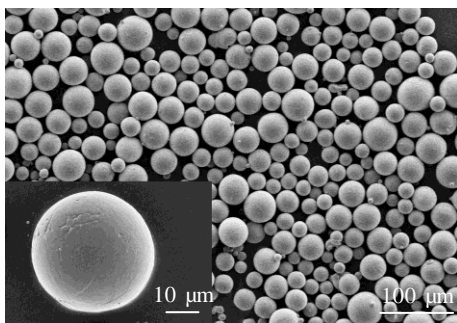


图 10 Ti6Al4V ELI 粉末的 SEM 形貌

Fig.10 SEM morphology of Ti6Al4V ELI powder

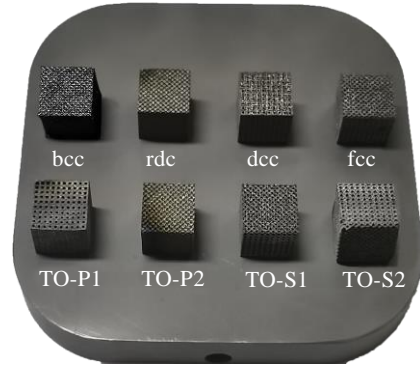


图 11 SLM 成型多孔 Ti6Al4V 合金压缩试件

Fig.11 Compression specimens of porous Ti6Al4V alloy formed by SLM

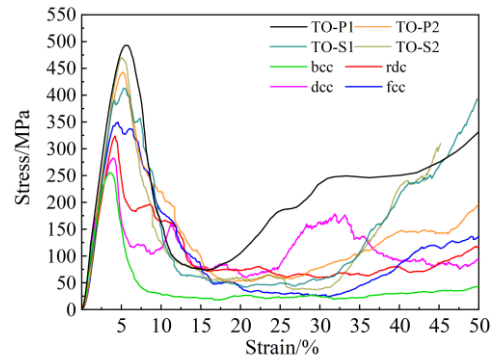


图 12 8 种多孔 Ti6Al4V 试件的压缩应力-应变曲线

Fig.12 Compressive stress-strain curves of eight kinds of porous Ti6Al4V specimens

3 多孔钛合金渗透性能分析

多孔钛合金植入物的设计既要有良好的力学性能，还应满足一定的渗透性能。比表面积和渗透系数是影响渗透性能的 2 个重要因素，多孔结构的比表面积越大，内表面对细胞的黏附和增殖越有利，多孔结构的渗透系数越高，营养物质在多孔结构中的运输能力越强，对细胞分化和骨组织再生过程有重要影响。因此对力学性能较好的 4 种多孔结构 (TO-P1、TO-P2、TO-S1、TO-S2) 进行渗透性分析。

多孔结构的比表面积是内部表面积 (多孔结构壁面之内的表面积) 与总体积 (实体体积与孔隙体积之和) 之比，计算公式如公式(2)所示。计算得到 4 种多孔结构的比表面积，如表 4 所示。多孔结构比表面积示意图，如图 13 所示。

$$\delta = \frac{S}{V} \tag{2}$$

式中, δ 为多孔结构的比表面积, S 为多孔结构的内部表面积, V 为多孔结构的总体积。

多孔结构的渗透系数 K 是结构的固有性质, 根据达西定律对渗透系数 K 进行计算, 计算公式如下:

$$K = \frac{Q\mu L}{A\Delta P} \quad (3)$$

式中, K 为渗透系数, Q 为体积流量(m^3/s), μ 为流体粘度系数 $\text{kg}(\text{m s})^{-1}$, L 为出入口之间的距离(m), A 为入口截面面积(m^2), ΔP 为出入口压降(MPa)。

通过 ANSYS Fluent 软件对不同多孔结构的渗流过程进行模拟, 以 TO-S2 为例, 渗流模型的建模和边界条件设置如图 14 所示。首先建立流体域模型, 对多孔结构模型进行布尔运算得到多孔结构的流体区域。为避免进口区域引起的边界效应, 在流体域上端预留出虚拟流体区域。由于人体内液体处于静压状态, 流动速度非常缓慢, 所以将流动性能状态设为层流^[24], 渗透性分析相关设置汇总后如表 5 所示。

表 4 多孔结构的比表面积

| Porosity/% | TO-P1 | TO-P2 | TO-S1 | TO-S2 |
|------------|--------|--------|--------|--------|
| 60 | 2.5808 | 3.824 | 4.4124 | 5.6084 |
| 70 | 2.4378 | 3.773 | 4.2336 | 5.4496 |
| 80 | 2.147 | 3.4605 | 3.7966 | 4.8854 |
| 90 | 1.5455 | 2.8233 | 3.0264 | 3.8453 |

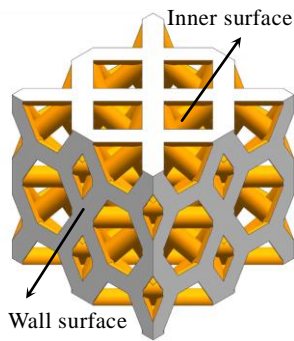


图 13 多孔结构比表面积示意图

Fig.13 Specific surface area diagram of porous structure

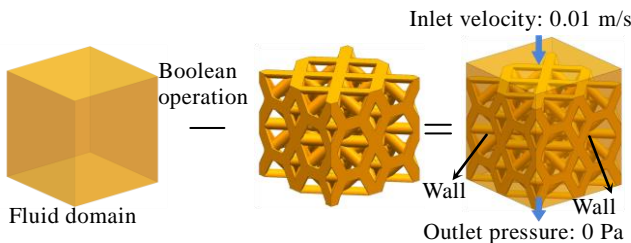


图 14 流体域建模及边界条件

Fig.14 Fluid domain modelling and boundary conditions

表 5 渗透性分析相关设置

| Permeability analysis | |
|-----------------------|---|
| Simulation method | Vertical unidirectional flow |
| Fluid property | Water: $\mu=0.001 \text{ kg}(\text{m s})^{-1}$, $\rho=1000 \text{ kg}/\text{m}^3$, Laminar flow |
| Boundary condition | Inlet: inlet velocity of 0.01 m/s Outlet: outlet pressure of 0 Pa Wall: non-slip wall in fluid domain |
| Output result | Volume flow, pressure drop at inlet and outlet |

多孔结构中 TO-P1 和 TO-P2 为六面相等的规则多孔结构, 而 TO-S1 和 TO-S2 轴向方向的上下面和法向方向的四周面是不同结构的表面, 所以对于 TO-S1 和 TO-S2 分别进行轴向、法向渗流方向的渗透性分析。根据公式(3)可以计算出所有多孔结构各个方向上的渗透系数, 可以得到多孔结构的渗透系数与孔隙率之间的关系如图 15 所示。从图 15 中可以看出不同拓扑形态的多孔结构其渗透系数不同。其中 TO-P1 的渗透性能最佳; TO-P2 的渗透性能处于中下等水平; 轴向 TO-S1(Axial)的渗透性能处于中上等水平, 法向 TO-S1(Normal)的渗透性能较差; 轴向 TO-S2(Axial)的渗透性能处于中等水平, 比法向 TO-S2(Normal)的渗透性能略高, 并且比 TO-P2 和法向 TO-S1(Normal)的渗透性能更高。多孔结构在孔隙率为 60%~90%的渗透系数量级都在 $(1\sim 25)\times 10^{-9} \text{ mm}^2$ 之间, 与 Ali 等人^[25]的研究一致。

4 多孔钛合金多因素比较结果

为了将抗压性能、抗剪性能、渗透系数、比表面积进行归一化综合比较, 将不规则多孔结构的渗透系数进行等效渗透计算, 由于三维立体渗透仿真模型具有空间 X、Y、Z 3 个方向的渗透关系, X 和 Y 方向具有 2 个法向方向的渗透关系 K_N , Z 方向具有一个轴向

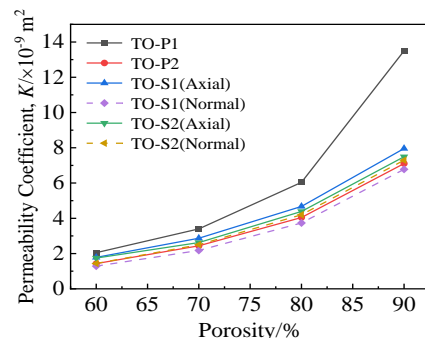


图 15 渗透系数与孔隙率之间的关系

Fig.15 Relationships between permeability and porosity

方向的渗透关系 K_A ，所以不规则多孔结构的等效渗透系数 K^* 可以根据公式(4)进行计算。并与其他文献设计的多孔结构及人体骨的渗透系数对比如表 6 所示，人体骨骼的渗透系数^[26]为 $(0.027\sim 20.0)\times 10^{-9} \text{ m}^2$ ，通过等效渗透计算得出多孔结构的渗透系数为 $(1.43\sim 13.49)\times 10^{-9} \text{ m}^2$ ，可以看出，本工作所设计多孔结构的渗透系数符合作为人体骨骼植入物的渗透性需求。

$$K^* = \frac{2K_N + K_A}{3} \quad (4)$$

式中， K^* 为等效渗透系数， K_N 为法向方向渗透系数， K_A 为轴向方向渗透系数。

图 16 是 4 种孔隙率下的多孔结构各项性能归一化（实际值除以该性能对应的相关结构最大值）叠加的结果，每项性能的归一化叠加值最大为 4。从图 16 中可以看出，TO-P1 的抗压性能和渗透系数最佳，但抗剪性能和比表面积最差；TO-P2 的抗压性能处于中上等水平，但渗透系数最差，比表面积和抗剪性能处于中下等水平；TO-S1 的抗压性能相对其他 3 种结构较差，比表面积和抗剪性能处于中上等水平，渗透系数比 TO-S2 略低、比 TO-P2 略高，处于中下等水平；TO-S2 的比表面积和抗剪性能最好，抗压性能和 TO-P1 相近，渗透系数比 TO-P1 低，处于中上等水平。

表 6 文献中不同多孔结构与人体骨的渗透系数

Table 6 Permeability coefficients of different porous structures and human bone in literatures

| Porous structure type | Porosity/% | Permeability coefficient, $K/\times 10^{-9} \text{ m}^2$ | Ref. |
|-----------------------|------------|--|------------------------|
| Regular CAD | 60-90 | 1-25 | Ali ^[25] |
| TPMS | 75.1-88.8 | 0.29-3.91 | Ma ^[27] |
| Micro-CT | 78-82 | 0.75-1.74 | Baino ^[28] |
| Human bone | - | 0.027-20 | Nauman ^[26] |
| TO-P1 | 60-90 | 2.05-13.49 | This paper |
| TO-P2 | 60-90 | 1.43-7.1 | This paper |
| TO-S1 | 60-90 | 1.45-7.2 | This paper |
| TO-S2 | 60-90 | 1.54-7.36 | This paper |

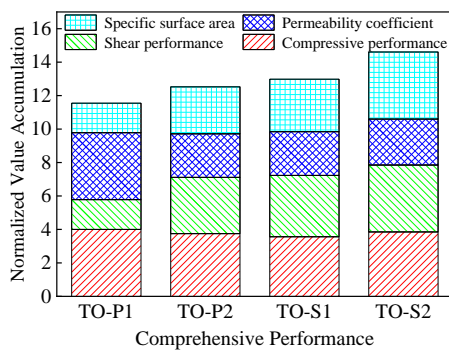


图 16 综合性能归一化叠加结果

Fig.16 Comprehensive performance normalized superposition results

研究表明，4 种多孔结构在各项性能上存在着较大差异，通过对抗压性能、抗剪性能、渗透系数、比表面积的归一化叠加比较得知：TO-S2 的抗压性能、抗剪性能比较优异，可以提供良好的强度效果；渗透性能中的比表面积最大，可以更好的满足细胞的粘附增殖，而渗透系数没有达到最高，但符合作为人体骨骼植入物的渗透性需求，综合性能的归一化叠加值最大。故对于一些压剪载荷类的钛合金植入物，可以采用 TO-S2 结构作为植入物的多孔结构。

5 结 论

1) 提出了一种基于人骨受力状态的多孔结构设计方法，根据膝关节胫骨受力状态，采用拓扑优化法与 CAD 设计法相结合，设计了 4 种类型的单胞结构（TO-P1、TO-P2、TO-S1、TO-S2）。并设计了几种常见的基本单胞结构（bcc、fcc、rdc、dcc）。

2) 通过有限元仿真分析得出，8 种多孔结构中，基于拓扑优化的 4 种多孔结构表现出较优的压缩和剪切力学性能，采用 SLM 技术制备了多孔 Ti6Al4V 试件进行压缩试验，对仿真分析结果进行了有效性验证。

3) 对力学性能较好的 4 种多孔结构进行渗透性分析，计算得出 4 种多孔结构的比表面积，通过流体仿真对多孔结构进行渗透系数分析，所设计多孔结构的渗透系数符合作为人体骨骼植入物的渗透性需求。

4) 通过对 4 种拓扑优化多孔结构的力学性能（抗压性能、抗剪性能）和渗透性能（渗透系数、比表面积）进行归一化叠加比较得出，TO-S2 结构的综合性能最为优异，适宜作为压剪载荷类植入物的多孔结构。

参考文献 References

[1] Surmeneva M A, Surmenev R A, Chudinova E A *et al. Materials & Design*[J], 2017, 133: 195

[2] Tan X P, Tan Y J, Chow C *et al. Materials Science & Engineering C*[J], 2017, 76: 1328

[3] 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

[4] Liu Peisheng(刘培生), Yang Chunyan(杨春艳), Cheng Wei(程伟). *Journal of Materials Engineering*(材料工程)[J], 2019, 47(8): 59

[5] Du Yixian(杜义贤), Luo Mingliang(罗明亮), Fu Junjian(付君健) *et al. Modular Machine Tool & Automatic Manufacturing Technique* (组合机床与自动化加工技术)[J], 2021, 63(4): 31

[6] Lai Y, Cao H, Wang X *et al. Biomaterials*[J], 2018, 153: 1

[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] Li Xiang(李祥), Gao Ruining(高芮宁), Xiong Yinze(熊胤泽) *et al. Rare Metal Materials and Engineering* (稀有金属材料与工程) [J], 2020, 49(1): 325
- [9] 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
- [10] Huang X D, Li W B. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*[J], 2022, 399: 115444
- [11] Nune K, Misra R, Li S *et al. Journal of Biomedical Materials Research Part A*[J], 2017, 105(3): 859
- [12] Ran Q C, Yang W H, Hu Y *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2018, 84: 1
- [13] Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand N. *European Spine Journal* [J], 2007, 16(5): 687
- [14] Heinert B L, Collins T, Tehan C *et al. International Journal of Sports Medicine*[J], 2021, 42(3): 264
- [15] Okazaki Y, Furumatsu T, Hiranaka T. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology*[J], 2021, 24: 23
- [16] Dallago M, Fontanari V, Torresani E *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2018, 78: 381
- [17] Arjunan A, Demetriou M, Baroutaji A *et al. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2020, 102: 103517
- [18] Wang Y, Chen J M, Yuan Y P. *Applied Mechanics and Materials*[J], 2016, 851: 201
- [19] Cheng X F, Liu S C, Chen C *et al. Journal of Materials Science: Materials in Medicine*[J], 2019, 30(8): 91
- [20] Egan P F, Gonella V C, Engensperger M *et al. Plos One*[J], 2017, 12(8): e0182902
- [21] Jin N, Yan Z Y, Wang Y W *et al. International Journal of Mechanical Sciences*[J], 2021, 190: 106042
- [22] Deng Zhenbo(邓珍波), Zhou Changchun(周长春), Fan Yujiang(樊渝江) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2016, 45(9): 2287
- [23] Peng C, Tran P, Nguyen X H *et al. Composite Structures*[J], 2020, 235: 111821
- [24] Siddiqui A M, Azim Q A *et al. Chinese Journal of Physics*[J], 2020, 64: 264
- [25] Ali D, Sen S. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*[J], 2017, 75: 262
- [26] Nauman E A, Fong K, Keaveny T. *Annals of Biomedical Engineering*[J], 1999, 27(4): 517
- [27] Ma S, Tang Q, Han X X *et al. Materials & Design*[J], 2020, 195: 109034
- [28] Baino F, Magnaterra G, Fiume E *et al. Journal of the American Ceramic Society*[J], 2022, 105(3): 1648

Topology Optimization Design and Performance Study of Porous Titanium Alloys

Zhang Yongdi, Sun Baoyu, Wang Weizhi, Yang Guang

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

Abstract: To obtain titanium alloy porous structures with good mechanical properties and high permeability, a trade-off between the porosity of the porous structure and its strength needs to be maintained. Taking human knee tibial prosthesis as the research object, firstly, according to the stress state of the tibia, topology optimization was used to design and reconstruct the compressive and shear cell structures (TO-P1, TO-P2, TO-S1, TO-S2) under different loading conditions, and several common basic cell structures (bcc, fcc, rdc, dcc) were studied and compared; secondly, through compression and shear performance simulation of different types of porous titanium alloys, the mechanical properties of different topologies of porous titanium alloys were studied, and the porous titanium alloy compression samples were formed by SLM technology, and the validity of the simulation analysis was verified; finally, four porous titanium alloys with better mechanical properties were selected for permeability analysis. The results show that the TO-S2 structure has the best compressive, shear mechanical properties and permeability, and it is suitable for porous structures of compression-shear load type implants.

Key words: porous structure; topology optimization; Ti6Al4V alloy; selective laser melting; mechanical properties; permeability

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