

3D 打印三周期极小曲面多孔钽仿生骨支架结构设计及力学性能研究

时艺¹, 乌日开西·艾依提¹, 张宇涛^{1,2}

(1. 新疆大学智能制造现代产业学院(机械工程学院), 830017, 乌鲁木齐;

2. 新疆工程学院机电工程学院, 830023, 乌鲁木齐)

摘要: 为了实现植入物与人体骨在生物力学和细胞相容性方面的匹配,综合评价了钽点阵结构的力学性能和渗透性能,以寻求可应用于钽多孔骨支架的最佳点阵结构。基于三周期极小曲面的不同建模方法,设计了6种类型的单元体结构,通过选区激光熔化工艺制备了相关钽点阵结构试样。通过准静态压缩试验获得点阵结构的力学性能,并记录破坏过程;基于有限元软件 Abaqus 建立相对应的压缩模型,获取压缩过程中应力应变的变化;利用 COMSOL 软件对点阵结构的渗透性能进行模拟分析。结果表明:片状结构的弹性模量、屈服强度和能量吸收均高于杆状结构,渗透率则低于杆状结构;G型和F-KS型杆状结构在50%应变下出现了脆性断裂的裂口;6种钽点阵结构的弹性模量为3.8~6.1 GPa,屈服强度为47~107 MPa,介于皮质骨和松质骨的范围内;6种结构的渗透率为 $6.5 \times 10^{-10} \sim 3.97 \times 10^{-9} \text{ m}^2$,均在骨小梁的渗透率范围内。研究结果表明,所设计的钽点阵结构适用于骨支架,综合性能最好的是G型片状结构。

关键词: 3D 打印;选区激光熔化;三周期极小曲面;多孔钽;骨支架;渗透性

中图分类号: G665 **文献标志码:** A

DOI: 10.7652/xjtuxb202412019 **文章编号:** 0253-987X(2024)12-0197-11

Structural Design and Mechanical Properties of 3D Printed Triply Periodic Minimal Surfaces Porous Tantalum Bionic Bone Scaffold

SHI Yi¹, Wurikaixi AIYITI¹, ZHANG Yutao^{1,2}

(1. Modern Industrial College of Intelligent Manufacturing (School of Mechanical Engineering),

Xinjiang University, Urumqi 830017, China; 2. School of Electromechanical Engineering,

Xinjiang Institute of Technology, Urumqi 830023, China)

Abstract: In order to ensure compatibility between implants and human bone in terms of biomechanics and cell integration, a comprehensive evaluation of the mechanical and permeability properties of tantalum lattice structures is conducted to identify the optimal lattice structure for porous tantalum bone scaffolds. Six types of unit cell structures are designed based on various modeling approaches for triply periodic minimal surfaces. Samples of relevant tantalum lattice structures are prepared using selective laser melting technology. The mechanical characteristics of these lattice structures are determined through quasi-static compression tests, and the failure processes are documented. Utilizing the finite element software Abaqus, a compression model is

收稿日期: 2024-04-14。 作者简介: 时艺(1999—),女,硕士生;乌日开西·艾依提(通信作者),男,教授,博士生导师。

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(52065063);新疆维吾尔自治区自然科学基金资助项目(2023D01A86)。

网络出版时间: 2024-06-13

网络出版地址: <https://link.cnki.net/urlid/61.1069.T.20240612.1555.004>

developed to analyze stress-strain variations during compression. The permeability performance of the lattice structures is simulated and assessed using the COMSOL software. The findings reveal that the lamellar structure exhibits higher elastic modulus, yield strength, and energy absorption compared to the rod structure, while its permeability is lower. Particularly, the G-type and F-KS type rod structures demonstrate brittle fractures at a 50% strain. The elastic modulus of the six tantalum lattice structures ranges from 3.8 to 6.1 GPa, and the yield strength ranges from 47 to 107 MPa, aligning within the spectrum of cortical and cancellous bone. The permeability of the six structures ranges from 6.5×10^{-10} to $3.97 \times 10^{-9} \text{ m}^2$, falling within the typical permeability range of trabeculae bone. These results affirm the suitability of the designed tantalum lattice structures for bone scaffolds, with the G-type lamellar structure displaying the best overall performance.

Keywords: 3D printing; selective laser melting; triply periodic minimal surfaces; porous tantalum; bone scaffold; permeability

因高能创伤、感染、骨坏死和骨肿瘤等原因切除病变组织后,通常会造成大段骨缺损。当缺损超过 4 mm 时,仅采用骨移植治疗(自体骨移植和异体骨移植)难以满足骨缺损修复的需求^[1],人工假体存在假体与骨组织融合性不足,导致骨再生缓慢或假体稳定性不足等问题^[2],因而构建与人体骨组织性能相匹配的人工假体是骨组织工程的研究重点^[3]。钛及其合金被广泛用于全髋关节置换术、全膝关节置换术、骨缺损等骨科植入物领域^[4-6]。然而,高弹性模量、低孔隙率和较低的表面摩擦系数阻碍了钛及其合金在骨缺损方面的临床应用。钽作为新兴起的医用金属,耐腐蚀性强、抗菌性能好、抗疲劳性能优异,植入人体后感染率极低,生物相容性好^[7-8],具有比钛及其合金更好的骨诱导性和更稳定的化学性质^[9],是一种综合性能非常理想的金属骨科材料。3D 打印制备的多孔钽植入物比多孔钛植入物更快形成严密的融合界面^[10-11],近年来多孔钽已经被广泛应用于关节置换手术、肿瘤重建手术、股骨头坏死、人工椎体以及足踝手术等^[12]。

金属钽弹性模量达 186 GPa,远高于人体骨组织弹性模量(0.032~20.0 GPa)^[13],需要设计多孔结构来满足防止应力遮挡的需求。钽熔点高达 2 996 °C,同时具有高氧亲和力的特点,这对制造具备良好机械性能和互相连通的多孔钽微结构的制造工艺提出了考验。目前,常用的制造技术包括粉末冶金^[14]和增材制造技术(3D 打印)^[15-16]。粉末冶金多用于制造无序多孔结构,不易实现对微孔结构的精确控制。选区激光熔化技术(selective laser melting, SLM)和电子束熔融技术(electron beam melting, EBM)是两种主要的制作致密多孔金属结

构的 3D 打印工艺。相对于 EBM,SLM 的成型精度更高。与传统的多孔构件相比,SLM 和 EBM 技术通过高能束热源对金属粉末选择性熔化、凝固并逐层堆积完成打印,具有很高的自由度。成型件密度高、表面光滑、尺寸精度高,具有更强的力学性能^[17],适合用于多孔钽骨支架的制造。

多孔结构分为有序多孔结构和随机多孔结构,其中周期性重复的有序多孔结构具有可调节的相对密度、机械强度^[18-19],热交换效率高,具有良好的能量吸收和减振能力^[20-21],更有利于各种工况下的定制化设计。

基于三周期极小曲面(triply periodic minimal surfaces, TPMS)所设计的点阵结构由数学函数准确表达^[22],通过参数精确控制壁厚、孔径、孔隙率等设计指标^[23],具有巨大的应用前景。TPMS 在空间内任一点的平均曲率为 0,在过渡区域无扭曲或锐边,有效降低了应力集中问题,同时比表面积高,内部互通性好,已经被广泛应用于组织工程和骨科植入物^[24-25]。目前,针对 TPMS 点阵结构的研究主要针对曲面类型、成型方式、孔隙率等参数对点阵结构力学性能和能量吸收的影响^[26-28]。Ma 等^[29]比较了基于三周期极小曲面的片状结构和杆状结构在形貌和力学性能上的差异,证实了片状结构具有更大的弹性模量和能量吸收能力。Al-Ketan 等^[30]研究了 3 种类型 20 种多孔结构单元的力学性能,基于片状的 TPMS 结构表现出拉伸为主的变形行为,基于杆状的结构则表现出弯曲主导的行为。同时,采用 TPMS 设计方法制备的多孔结构比 CAD 方法的表面更加粗糙,更加有利于促进细胞黏附和增殖,增强植入物的生物相容性和存活率^[31],这些研究结果支持了 TPMS 多孔结构在骨组织工程的应用。

本文设计了 6 种孔隙率为 60% 的三周期极小曲面点阵结构,采用 SLM 工艺制备了钽点阵试样。研究了单元体类型对钽点阵结构弹性模量、屈服强度、能量吸收、渗透率的影响,通过归一化综合评估仿生点阵结构的力学性能和渗透性能,获得可应用于仿生骨支架上的最佳结构。

表 1 TPMS 函数表达式
Table 1 TPMS function expressions

TPMS 类型	三角函数表达式
Schoen Gyroid(G)	$f_G = (\cos X)(\sin Y) + (\cos Y)(\sin Z) + (\cos Z)(\sin X) = C$
Schoen I-WP(I-WP)	$f_{I-WP} = 2[(\cos X)(\cos Y) + (\cos Y)(\cos Z) + (\cos Z)(\cos X)] - (\cos 2X + \cos 2Y + \cos 2Z) = C$
Fischer-Koch-S(F-KS)	$f_{F-KS} = (\cos 2X)(\sin Y)(\cos Z) + (\cos X)(\cos 2Y)(\sin Z) + (\sin X)(\cos Y)(\sin 2Z) = C$

表 1 中,函数表达式中的各变量定义为

$$\begin{cases} X = 2\alpha\pi x \\ Y = 2\beta\pi y \\ Z = 2\gamma\pi z \end{cases} \quad (1)$$

通过 α 、 β 、 γ 分别控制 X 、 Y 、 Z 方向上的晶胞尺寸; C 控制晶胞壁厚,控制多孔结构的内部孔隙状态。通过函数 $f(x,y,z)$ 基于 $C=0$ 创建 0 壁厚曲面,通过加厚和填充方式可获得两种不同的点阵结构。

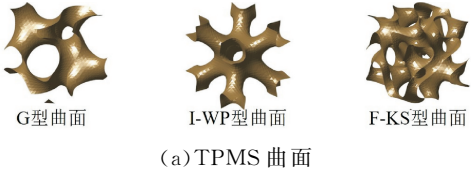
第一种方法是采用加厚方式。通过求解不等式创建一个双重曲面,也可以理解为沿着 0 壁厚曲面的法线方向和逆法线方向偏移极小曲面,得到加厚的片状结构(sheet 型)。要求解的不等式定义为

$$-C \leq \phi(x,y,z) \leq C \quad (2)$$

第二种方法是通过求解不等式方式。将获得的一个体积空间当作固体域,另外一个作为孔隙域,也就是通过最小曲面限定一定体积构建多孔结构。这种方法构造的结构称为杆状结构(network 型),此时需要求解的不等式定义为

$$\phi(x,y,z) < C \quad \text{或} \quad \phi(x,y,z) > C \quad (3)$$

本文针对 G 型、I-WP 型和 F-KS 型曲面设计了 60% 孔隙率、单胞模型 3 mm×3 mm×3 mm 的片状和杆状等 6 种点阵结构,模型及对应命名如图 1 所示。参照 ISO 13314—2011《金属的机械试验:延展性试验:多孔状和蜂窝状金属的压缩测试》标准,考虑到多孔结构的边际效应,试样在 3 个方向上应至少存在 4 层周期性重复的结构^[32],制备了长 12 mm、宽 12 mm、高 15 mm 的长方体压缩试样。



1 建模与试验方法

1.1 TPMS 点阵结构建模方法

本文设计制备了 Schoen Gyroid 型、Schoen I-WP 型和 Fischer-Koch-S 型结构,其三角函数表达式如表 1 所示。

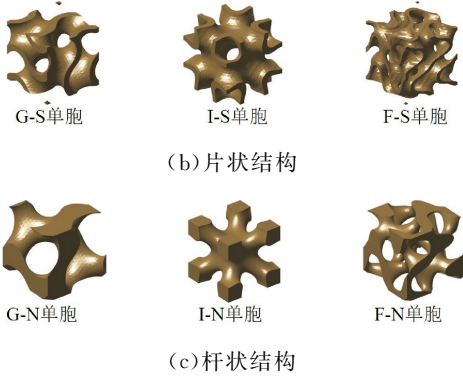


图 1 单胞建模过程

Fig. 1 Process of single cell modeling

1.2 试件制备和成型精度检测

试验材料选用钽粉末(质量分数大于等于 99.95%),粉末中各元素的质量分数如表 2 所示。

表 2 粉末中各元素的质量分数

Table 2 Mass fraction of each element in the powder						
元素	Ta	Fe	Nb	Ni	Si	Ti
质量分数	≥99.950	0.002	0.001	0.001	0.002	0.001
元素	Mo	W	C	H	N	O
质量分数	0.010	0.009	0.001	0.001	0.002	0.021

试样制备选用雷佳 DiMetal-100Pro 金属 3D 打印机,设备最大功率 500 W,本次打印中使用功率设为 300 W。层厚是影响打印精度的主要因素,通常 SLM 工艺中切片层厚设计值为 0.05~0.1 mm,由于点阵结构壁厚较小,打印过程层厚设为 0.03 mm,扫描速度为 500 m/s。每一层平行扫描,相邻层间扫描方向夹角 67°,使能量均匀输入并较少各向异性。打印过程为防止高温状态下材料氧化,采用氩气作为保护气体。

打印完成后,使用电火花线切割技术将试样从基板取下,浸泡在 75%(体积分数)乙醇溶液中利用超声波清洗。将清洗过的样品清洁并用烘箱进行干燥处理,后使用高压喷枪进行喷砂处理,以确保去除黏附的粉末,并二次清洗及烘干。清洁完全的试样用砂纸打磨上下表面,磨平后的上下表面需保持平行(如图 2 所示),以保证后续力学试验中力沿竖直方向进行传递。

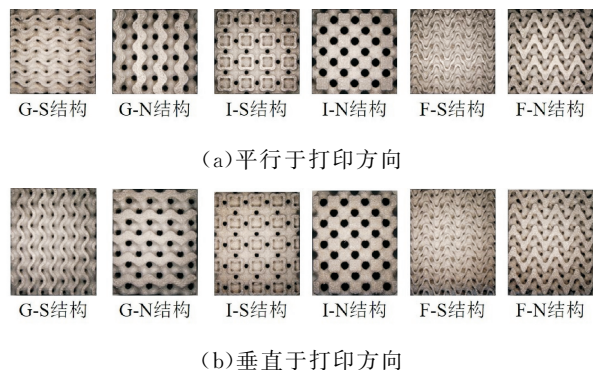


图 2 SLM 制备的点阵试样

Fig. 2 Lattice specimens fabricated by SLM

通过扫描电子显微镜(SUPRA-55VP,德国)观察试样表面形貌,使用超景深三维显微系统(Keyence VHX-6000,日本)对试样的壁厚进行观测,通过质量法进行孔隙率测量,其中试样质量用电子天平(Henji 1204N,中国)测量 3 次,求取平均值。质量法测量孔隙率的公式如下

$$\varphi = \left(1 - \frac{m}{\rho V}\right) \times 100\% \quad (4)$$

式中: φ 为晶格结构的孔隙率; m 为试样质量; ρ 为试样材料的密度; V 为试样的表观体积。

1.3 微观形貌表征

分别在平行于打印方向和垂直于打印方向各选取 5 个点,使用显微维氏硬度计(HV-1000,中国)测量相关点硬度。经过切割、打磨及抛光操作后,使用氢氟酸、硝酸、硫酸(体积比为 1:1:3)作为腐蚀液,对试件垂直于打印方向(受压方向)的表面进行腐蚀并观察其微观组织。

1.4 单轴压缩试验

采用电子万能试验机(MTS CMT5105,美国)进行单轴压缩试验,在垂直于打印方向进行压缩测试,将样品放在压盘中心位置,确保压力在垂直方向传递,压缩速度为 1 mm/min,当位移达到 9 mm 时停止。利用数码摄像机对压缩过程进行记录。力学试验机的控制系统可以获取各个时刻上压头处位移

和压力,根据压头位移可获取相应的应变。根据多孔结构的等效横截面积和压力载荷可获得相应的应力数据,最终获得相应的应力-应变曲线。每组试样均进行 3 次重复性试验。

1.5 有限元仿真模拟

利用 Abaqus 对点阵结构压缩过程中的应力、应变分布和破坏失效过程进行模拟;利用 COMSOL 对点阵结构的流速分布和渗透率进行分析。通过 HyperMesh 软件划分网格,网格大小为壁厚的一半,网格类型为 C34D 四面体网格,分别以 INP 文件、Nastran 文件输出。

压缩模拟中(如图 3(a)所示),模型的顶部和底部设有两个正方形压板,设置为解析刚体。底部刚体的边界条件设置为完全固定,顶部刚体的位移边界条件设置在钢板中心位置,大小为 9 mm。为了防止模拟过程中压缩试样发生移位或者偏转导致结果受到影响,对部件间接触面的类型及大小进行设置:接触类型为摩擦,压盘与试样表面的摩擦系数为 0.2,接触类型为硬摩擦。多孔样件材料属性根据相关参考文献^[33]和本课题组的前期研究结果^[34]确定为:弹性模量 186 GPa,泊松比 0.35,屈服强度 465 MPa,密度 16.65 g/cm³。

渗透模拟中,流体域为点阵结构的孔隙区域,将长 12 mm、宽 12 mm、高 15 mm 的点阵结构与长 12 mm、宽 12 mm、高 18 mm 的长方体结构进行布尔差运算得到对应的流体域。点阵结构上下方各留出一部分流体域,可以避免支架入口产生边界效应。人体组织液流动缓慢,雷诺系数远小于 2 000,可用层流物理场来描述人体组织液流动状态。分析点阵结构内部流动时,将组织液设置为具有恒定黏度的牛顿流体^[35],流体密度为 1 000 kg/m³、动力黏度为 0.001 Pa·s,将流体域四周的壁面设置为无滑移壁面。Ali 等^[36]解释了流速与进出口压降具有强相关性,流速的改变对渗透率的影响不大,本文将入口流速设置为 0.001 m/s,出口压力设置为 0,具体如图 3(b)所示。

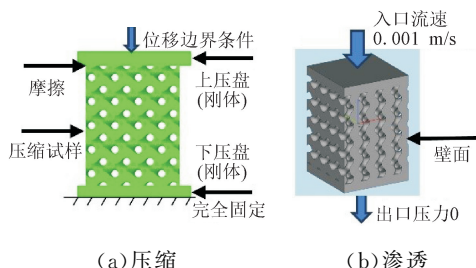


图 3 有限元模拟示意图

Fig. 3 Finite element simulation diagram

2 结果与讨论

2.1 试样成型效果

通过电子天平称量试样,通过游标卡尺测量打印试样外形尺寸,并计算获得相应表观体积,得到如表 3 所示的孔隙率测量结果。

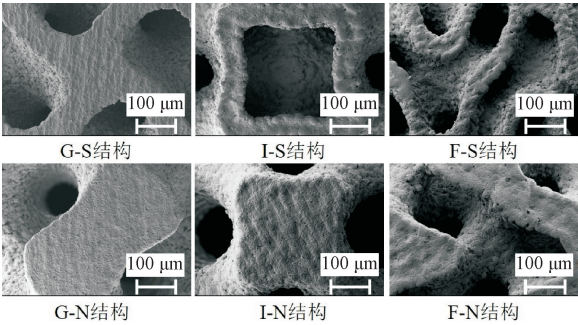
表 3 孔隙率测量结果

Table 3 Measurement results of porosity

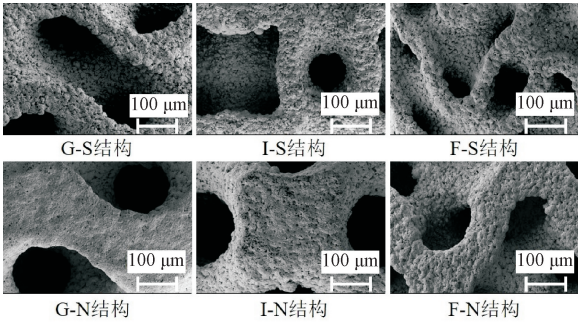
试样结构	测量孔隙率/%	试样结构	测量孔隙率/%
G-S	56.89±0.14	G-N	59.67±0.03
I-S	55.71±0.20	I-N	57.89±0.10
F-S	54.73±0.18	F-N	57.19±0.05

测量孔隙率均小于设计值,最大孔隙率误差(测量孔隙率与设计孔隙率的差值)为 5.27%,这是因为试样表面存在微量未完全融化的粉末。从结果可见,杆状结构(-N)的孔隙率误差均小于片状结构(-S),造成该结果的原因主要是片状结构内部的曲面结构更加复杂,表面积更大,未完全熔化钽粉末颗粒更容易黏附在壁面。

图 4 是钽点阵结构表面 SEM 图像。可以看出,试件成形质量良好,F-S 结构壁厚 0.2 mm 处连接完整,点阵结构轮廓清晰,内部孔洞联通。平行于打印方向表面可见明显激光扫描路径,垂直于打印方向表面黏附有微量未融化颗粒,表面较粗糙。



(a) 平行于打印方向图像



(b) 垂直于打印方向图像

图 4 钽点阵结构表面 SEM 图像

Fig. 4 SEM image of tantalum lattice structure surface

将打印的样件利用超景深显微镜进行分析,对每个试样进行平行于打印方向(正面)测量和垂直于打印方向(侧面)测量,每个方向各取 5 个位置进行测量,对测量数据计算平均值和标准偏差。图 5 展示了其中任意选取的 6 个试样的不同方向测量结果和设计值的对比情况。可以看出,平行于打印方向的壁厚与设计结构壁厚吻合良好,垂直于打印方向的壁厚略大于设计值。该现象出现的主要原因是 SLM 工艺成型的原理是激光逐层扫描每层界面轮廓熔化金属粉末,每当升降台下降一层,铺粉器重新铺上一层新的粉末,然后激光束再次扫描当前轮廓界面。平行于打印方向激光束扫描结构每一层的二维截面图形,因此成型壁厚与设计值吻合良好。相反的是,垂直于打印方向的壁厚由多层二维图像组成,成型误差叠加导致测量壁厚略大于设计值。

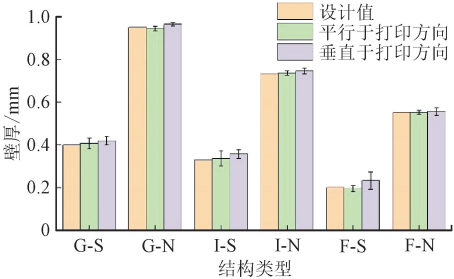
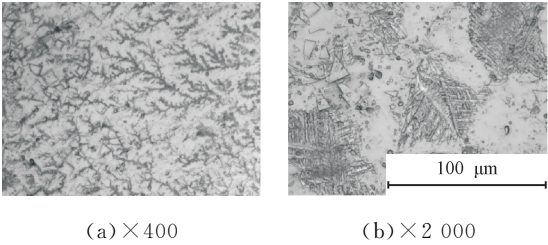


图 5 点阵结构壁厚测量结果

Fig. 5 Measurement results of wall thickness of lattice structure

2.2 微观组织

对试样切割、打磨及抛光后通过显微镜进行观察,所制备的点阵试样内部未发现明显孔隙和裂纹缺陷。硬度检测结果显示,平行于打印方向的硬度检测结果为(224.3±8.3) HV,垂直于打印方向硬度检测结果为(234.2±8.1) HV。图 6(a)、(b)分别为 400 倍和 2 000 倍下观察到的微观组织。可以看出,SLM 制备的钽点阵结构内部呈现出典型的枝状晶组织。



(a) ×400

(b) ×2 000

图 6 试样的微观组织

Fig. 6 Microstructure of specimens

2.3 力学性能

图 7 为点阵结构压缩过程中的应力应变曲线。可以看出,每种点阵结构均经历了弹性变形阶段、曲面发生大变形的塑性变形阶段和逐渐致密化阶段。曲线在塑性变形阶段呈现光滑状态,未发现应力振荡现象,这表明 6 种多孔结构均未发生断裂破坏。

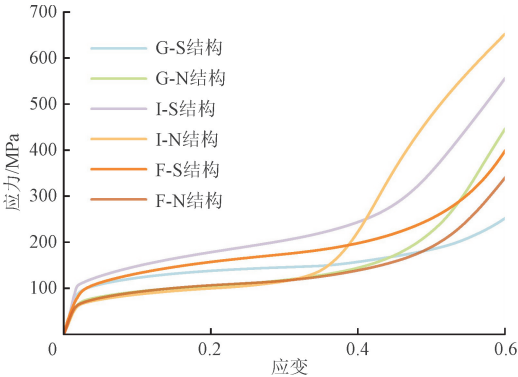


图 7 点阵结构的压缩应力-应变曲线

Fig. 7 Compressive stress-strain curves of lattice structures

本文的应用背景为下肢承重骨植入假体的仿生化设计,该领域更加关注点阵结构是否能够达到与人体骨组织相匹配的弹性模量和屈服强度。因此,分析了不同点阵结构的弹性模量和屈服强度,结果如图 8 所示。根据弹性模量的定义,取应力-应变曲线弹性阶段的斜率作为结构的弹性模量。由于曲线中弹性阶段和塑性阶段没有明显的分界点,取应力应变曲线中线性关系的极限偏差达到规定值(通常为应变为 0.2% 的原始标距)时的应力作为屈服强度。从图 8 可以看出,相同孔隙率下,片状结构(-S)的弹性模量和屈服强度显著优于杆状结构(-N)。尽管片状结构的壁厚小于杆状结构,但片状结构的承力区域与曲面分布基本相同,受力更加均匀,因此力学性能更好。

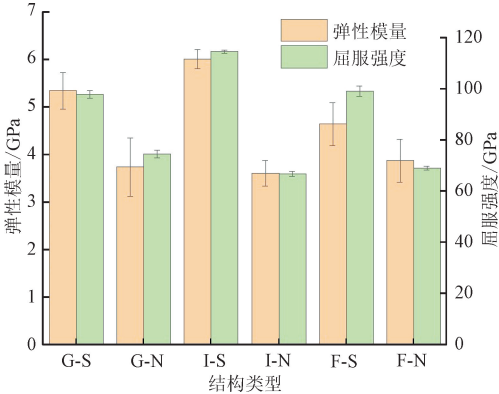


图 8 点阵结构的弹性模量和屈服强度

Fig. 8 Elastic modulus and yield strength of lattice structures

Ma 等^[13]、Ataee 等^[37]、Hong 等^[38]、Sola 等^[39]和本文均总结了试验和仿真获得的人体骨组织的弹性模量和屈服强度,如表 4 所示。可以看出:多孔骨支架设计过程中,点阵结构的弹性模量应小于皮质骨,在骨小梁和松质骨范围内;屈服强度应尽可能接近或大于皮质骨^[40]。由于 I-S 结构中存在垂直支柱,增加了结构强度,从图 8 可以看出,I-S 结构的综合力学性能最好,且弹性模量小于皮质骨,屈服强度与皮质骨相近。

表 4 骨组织和骨支架力学性能汇总

Table 4 Summary of mechanical properties of bone tissues and bone scaffolds

文献来源	部位	弹性模量/GPa	屈服强度/MPa
文献[13]	骨小梁	0.032~20.000	0.56~3.71
	骨支架	0.57~28.59	0.9~327.5
文献[37]	骨小梁	0.022~0.712	0.8~11.6
	皮质骨	7.7~21.8	103~222
文献[38]	松质骨	2.54~3.47	
文献[39]	皮质骨	6~20	106~224
	松质骨	0.76~4.00	2~5
本文	TPMS 支架	3.6~6.0	66.6~114.3

2.4 能量吸收及破坏形式

点阵结构吸收的能量就是压缩过程中加载在结构上的力所做的功,根据 ISO 13314—2011《金属的机械试验:延展性试验:多孔状和蜂窝状金属的压缩测试》,每单位体积的能量吸收是应力-应变曲线从 0~ε 的绝对面积,公式定义如下

$$W = \frac{1}{100} \int_0^\epsilon \delta(\epsilon) d\epsilon$$

(5)

式中:W 为每单位体积的能量吸收能力;ε 为应变;δ(ε) 为每时刻应力。

当压缩进行到逐渐致密化阶段,点阵结构的能量吸收能力就会丧失,因此可将结构致密化时的应变点作为能量吸收曲线的峰值点。由图 7 可以看到,当应变超过 40%,I-N 结构进入致密化阶段,将 40%应变点作为能量吸收的峰值点,得到能量吸收曲线,如图 9 所示。

图 9 表明,6 种结构的能量吸收几乎呈现线性增长,片状结构(-S)的能量吸收能力大于同孔隙率下的杆状结构(-N)。3 种杆状结构的能量吸收能力相差不大,I-S 结构吸收了最多的总能量。

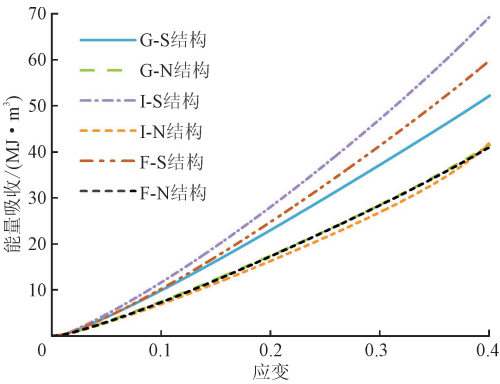


图 9 点阵结构的能量吸收曲线

Fig. 9 Energy absorption curve of lattice structure

通过 Abaqus 有限元分析软件分析了 6 种结构的全过程应力应变的变化情况。图 10 展示了应变 1% 时各个结构的应力云图。以 G 型曲面为例,由图可知:G-S 结构受力较大区域为垂直方向上的支柱部分和结构内部 45° 方向的曲面上,G-N 结构应力集中区域也是垂直方向的支柱部分和内部倾斜 45° 方向的曲面。这主要是因为力在垂直方向加载,通过 45° 曲面向水平方向的支柱传递。I-S 和 I-N、F-S 和 F-N 呈现了相同的趋势,受到应力较大区域在构成该结构的曲面处的位置是相同的。

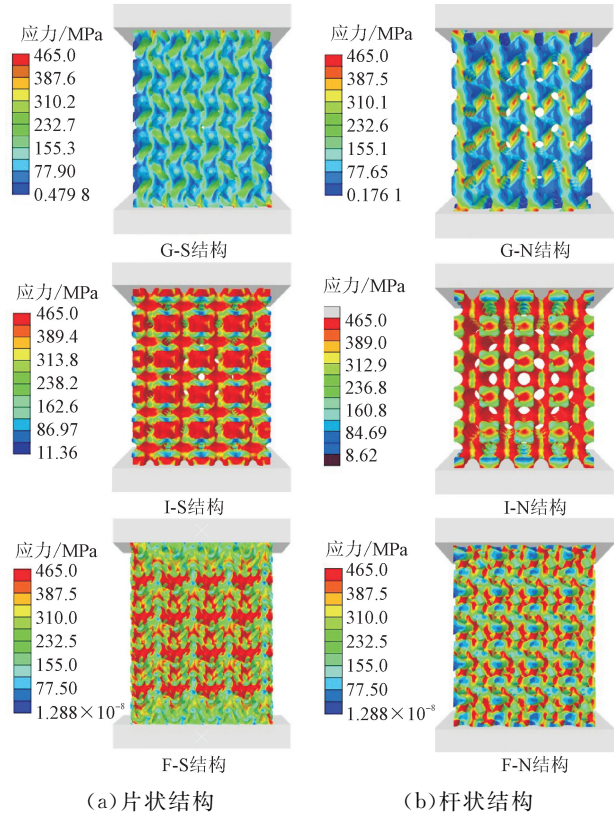


图 10 6 种结构应变为 1% 的应力云图

Fig. 10 Stress cloud map at 1% strain of six structures

用摄像机记录 6 种结构的压缩变形过程,结果如图 11 所示。可以看出,TPMS 设计的点阵结构变形稳定,变形部位与图 10 应力云图中应力较大区域相吻合。10% 应变内,6 种结构每一层都经历了相似的塑性变形,整体结构表现出均匀的变形过程。在 20%~40% 应变过程中,3 种片状结构(图 11(a)、(c)、(e))和 I-N 结构(图 11(d)),每一层结构均匀受力变形,层与层间均匀坍塌,最外层轮廓未发生明显变形。20% 应变后,G-N 结构(图 11(b))在垂直方向的支柱在晶胞连接处呈现出断裂扭转的趋势,F-N 结构在最外层的倾斜支柱上也表现出断裂趋势。这主要是因为:①G-N 和 F-N 的断裂处均位于垂直支柱与 45° 曲面连接区域,是明显的应力集中区域(如图 9 所示);②断裂处壁厚小于结构其他部位的壁厚,如图 12 所示。

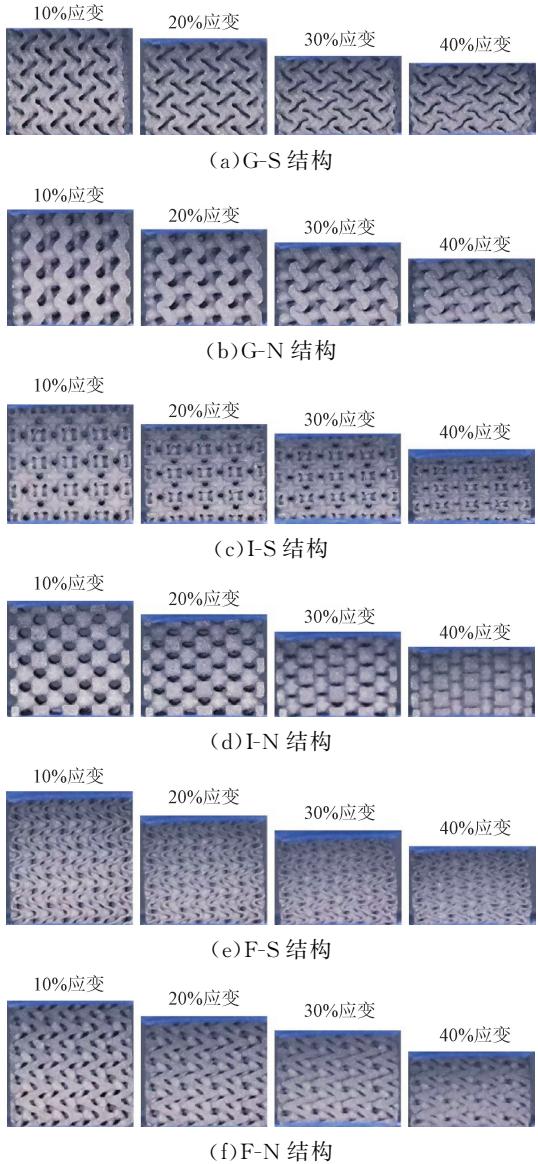


图 11 点阵结构的压缩过程

Fig. 11 Compression process of lattice structure

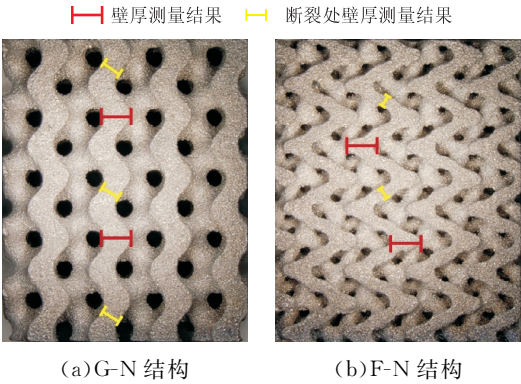


图 12 点阵结构壁厚测量示意图

Fig. 12 Wall thickness measurement diagram of lattice structure

图 13 显示了 50%应变下 G-N 和 F-N 结构支柱的断裂面。可以看出,断裂面呈现出解理面和未完全融化粉末的混合物,表现出脆性断裂特征。致密的钽结构会发生韧性断裂,造成这种不同的主要原因是点阵结构断裂处壁厚小,一旦裂纹开始形成,结构内部没有足够的晶粒来阻碍裂纹的扩展,因此支柱断裂快,不变形。

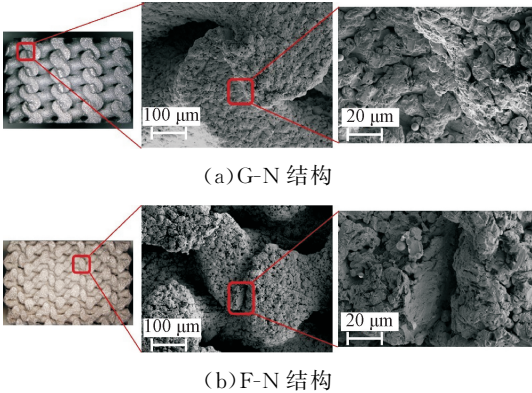


图 13 试样断裂处的 SEM 图

Fig. 13 SEM images of the specimens fracture

2.5 渗透性能

点阵结构内部流速分布会直接影响到人体组织液输送营养物质、排除代谢废物的能力,如果流速分布不均匀,组织液难以流经点阵结构,会直接影响骨组织生长,图 14 为 6 种结构的流速分布图。可以看到,6 种类型的单胞模型内部流速均匀分布,流体充分填充在模型内部。模型内部的最大流速均出现在流体域的中间部位,而流体域壁面处的流速均为 0,这与单胞模型四周设置的无滑移壁面条件相吻合。在流动方向上不存在流动死区(区域内存在速度零点),也就是说组织液可以通过晶胞结构,6 种结构

均可用于多孔骨支架结构。当组织液以相同入口速度流经单胞模型时,入口和出口的流速较大,中间部位流速相对较慢,有利于营养物质在模型内部沉积。

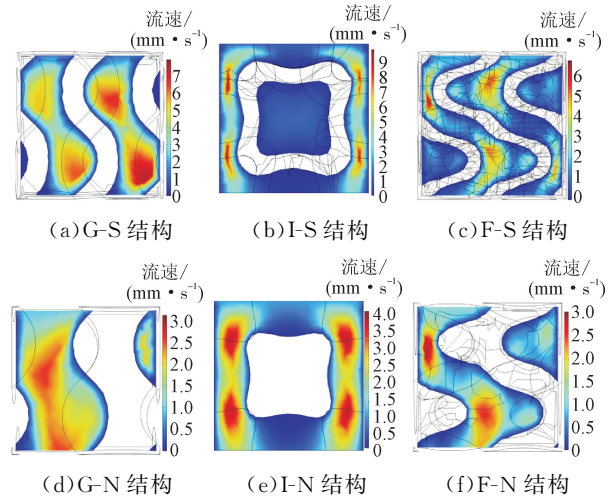


图 14 6 种结构单胞流速分布

Fig. 14 Distribution of cell velocity of six structures

通过 COMSOL 渗透有限元模拟,输出点阵结构的体最大流速、体平均流速。还可以获得上下表面的平均压强,通过达西公式计算获得相应的渗透率

$$k = \frac{v\mu L}{\Delta p} \tag{6}$$

式中: k 为渗透率; v 为流体流速, m/s ; μ 为流体的动力黏度, $\text{Pa} \cdot \text{s}$; L 为流体域的长度, mm ; Δp 为流体域进出口的压差, Pa 。

点阵结构渗透分析如表 5 所示。可以看出,片状结构(-S)的最大流速、平均流速大于杆状结构(-N),但渗透率小于杆状结构。文中所有结构孔隙率相同,即流体域体积相同。图 14 中可以看出,杆状结构的流体域更加集中,组织液流动路径更宽,流动过程中受到壁面的阻碍越少,因此渗透率更大。

表 5 点阵结构渗透分析

Table 5 Penetration analysis of lattice structure			
试样结构	最大流速/ (mm · s ⁻¹)	平均流速/ (mm · s ⁻¹)	渗透率/ 10 ⁻⁹ m ²
G-S	7.858	1.129	1.95
G-N	6.954	1.094	3.97
I-S	9.730	1.021	0.65
I-N	4.29	1.146	1.63
F-S	7.986	1.117	0.67
F-N	2.242	0.761	2.13

Teo 等^[41]通过计算流体力学的方法,测量了 37 个椎体松质骨,得到的渗透率范围为 $2.4 \sim 52.7 \times 10^{-9} \text{ m}^2$,Nauman 等^[42]测量了骨小梁的渗透率范围在 $0.0268 \sim 20.0 \times 10^{-9} \text{ m}^2$,本文 6 种结构的渗透率均在骨小梁渗透率范围内,尤其是 G-N 结构,符合松质骨范围。

将 6 种结构的成型质量、力学性能和渗透性能进行综合分析比较,并进行归一化表征,结果如图 15 所示。成型质量由测量孔隙率表征,孔隙率的归一化值由真实测量值与设计值的比值表示。力学性能由弹性模量和屈服强度表征。渗透性能由渗透率和平均流速表征,归一化值分别用各项性能的数值与该性能的最大值的比表示。对于仿生化多孔骨支架,各个参数尤其是弹性模量、屈服强度和渗透率要尽可能与人体骨组织的真实性能接近。从图 15 可直观看出,G-S 结构综合性能较好,可在实际设计中根据不同部位选取合适的结构。

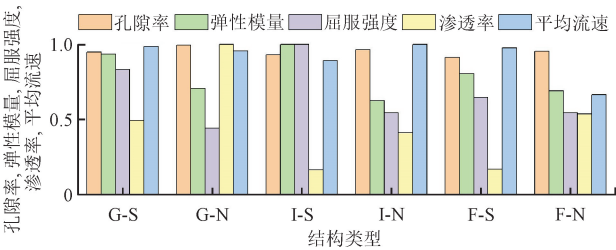


图 15 点阵结构的性能比较

Fig. 15 Comparison of lattice structure performance

3 结 论

本文基于三周期极小曲面建模方法,设计了 6 种类型单元体结构,并通过 SLM 技术制备了钽点阵结构试样。采用准静态压缩试验和有限元仿真方法,综合评价钽点阵结构的力学性能和渗透性能,寻求可应用于钽仿生多孔骨支架的最佳点阵结构。本文主要结论如下。

- (1) 片状结构的力学性能和能量吸收能力均强于杆状结构,I-S 结构力学性能和能量吸收能力最好。
- (2) 压缩过程中,所有结构均呈现均匀坍塌,且同种曲面构建的两种结构的受力变形区域相似。G 型和 F-KS 型杆状结构在 50% 应变时出现明显断裂,裂口特征呈现脆性断裂。
- (3) 片状结构的最大流速、平均流速大于杆状结构,但渗透率小于杆状结构。
- (4) 6 种多孔钽支架的力学性能介于皮质骨和

松质骨之间,渗透率也均在骨小梁的范围内,表明它们均适合用于骨支架植入,综合性能最好的是 G 型片状结构。

参考文献:

[1] LASANIANOS N G, KANAKARIS N K, GIAN-NOUDIS P V. Current management of long bone large segmental defects [J]. Orthopaedics and Trauma, 2010, 24(2): 149-163.

[2] DENG Fuyuan, LIU Linlin, LI Zhong, et al. 3D printed Ti6Al4V bone scaffolds with different pore structure effects on bone ingrowth [J]. Journal of Biological Engineering, 2021, 15(1): 4.

[3] LI Jiaojiao, EBIED M, XU J, et al. Current approaches to bone tissue engineering: the interface between biology and engineering [J]. Advanced Healthcare Materials, 2018, 7(6): 1701061.

[4] JANG T S, JUNG H D, KIM S, et al. Multiscale porous titanium surfaces via a two-step etching process for improved mechanical and biological performance [J]. Biomedical Materials, 2017, 12(2): 025008.

[5] JI Tao, YANG Yi, TANG Xiaodong, et al. 3D-Printed modular hemipelvic endoprosthetic reconstruction following periacetabular tumor resection: early results of 80 consecutive cases [J]. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2020, 102(17): 1530-1541.

[6] GRUBER M S, JESENKO M, BURGHUBER J, et al. Functional and radiological outcomes after treatment with custom-made acetabular components in patients with Paprosky type 3 acetabular defects: short-term results [J]. BMC Musculoskeletal Disorders, 2020, 21(1): 835.

[7] 陈凯, 宋会平. 多孔钽-细胞-骨界面作用的研究进展 [J]. 中国骨与关节杂志, 2021, 10(6): 473-477. CHEN Kai, SONGHuiping. Research progress of porous tantalum on bone cells and interface [J]. Chinese Journal of Bone and Joint, 2021, 10(6): 473-477.

[8] 石晓岫, 吴先哲, 马幸双, 等. 钽材的医学应用及生物相容性机制 [J]. 功能材料, 2019, 50(12): 12001-12006. SHI Xiaoxiu, WU Xianzhe, MA Xingshuang, et al. Biomedical applications of tantalum-based materials and the underlying mechanisms [J]. Journal of Functional Materials, 2019, 50(12): 12001-12006.

[9] 石晓岫, 毛世龙, 刘洋, 等. 钽与钛(合金)骨科材料的差异比较: 理化指标及抗菌和成骨能力 [J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(4): 593-599. SHIXiaoxiu, MAO Shilong, LIU Yang, et al. Com-

- parison of tantalum and titanium (alloy) as orthopedic materials: physical and chemical indexes, antibacterial and osteogenic ability [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2021, 25(4): 593-599.
- [10] NOURI A, ROHANI SHIRVAN A, LI Yuncang, et al. Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: a review [J]. *Journal of Materials Science & Technology*, 2021, 94: 196-215.
- [11] YANG Jiankai, GU Dongdong, LIN Kaijie, et al. Laser additive manufacturing of bio-inspired metallic structures [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering: Additive Manufacturing Frontiers*, 2022, 1(1): 100013.
- [12] 杨柳, 王富友. 医学 3D 打印多孔钽在骨科的应用 [J]. *第三军医大学学报*, 2019, 41(19): 1859-1866.
- YANG Liu, WANGFuyou. Progress of 3D printed porous tantalum in orthopedics [J]. *Journal of Third Military Medical University*, 2019, 41(19): 1859-1866.
- [13] MA Shuai, TANG Qian, HAN Xiaoxiao, et al. Manufacturability, mechanical properties, mass-transport properties and biocompatibility of triply periodic minimal surface (TPMS) porous scaffolds fabricated by selective laser melting [J]. *Materials & Design*, 2020, 195: 109034.
- [14] SUKUMAR V R, GOLLA B R, SHAIK M A, et al. Modeling and characterization of porous tantalum scaffolds [J]. *Transactions of the Indian Institute of Metals*, 2019, 72(4): 935-949.
- [15] LIU Yindong, BAO Chongyun, WISMEIJER D, et al. The physicochemical/biological properties of porous tantalum and the potential surface modification techniques to improve its clinical application in dental implantology [J]. *Materials Science and Engineering: C*, 2015, 49: 323-329.
- [16] 杨坤, 王建, 杨广宇, 等. 电子束选区熔化成形高强度钽的组织与性能 [J]. *稀有金属材料与工程*, 2023, 52(9): 3019-3025.
- YANG Kun, WANG Jian, YANG Guangyu, et al. Microstructure and properties of high strength tantalum prepared by selective electron beam melting [J]. *Rare Metal Materials and Engineering*, 2023, 52(9): 3019-3025.
- [17] MURR L E. Metallurgy principles applied to powder bed fusion 3D printing/additive manufacturing of personalized and optimized metal and alloy biomedical implants: an overview [J]. *Journal of Materials Research and Technology*, 2019, 9(1): 1087-1103.
- [18] WANG Zhonggang. Recent advances in novel metallic honeycomb structure [J]. *Composites: Part B Engineering*, 2019, 166: 731-741.
- [19] YANG Lei, YAN Chunze, HAN Changjun, et al. Mechanical response of a triply periodic minimal surface cellular structures manufactured by selective laser melting [J]. *International Journal of Mechanical Sciences*, 2018, 148: 149-157.
- [20] CHEN Xueyan, JI Qingxiang, WEI Jianzheng, et al. Light-weight shell-lattice metamaterials for mechanical shock absorption [J]. *International Journal of Mechanical Sciences*, 2020, 169: 105288.
- [21] LIN Kaijie, HU Kaiming, GU Dongdong. Metallic integrated thermal protection structures inspired by the Norway spruce stem: design, numerical simulation and selective laser melting fabrication [J]. *Optics & Laser Technology*, 2019, 115: 9-19.
- [22] YANG Nan, DU Chengfei, WANG Shoujun, et al. Mathematically defined gradient porous materials [J]. *Materials Letters*, 2016, 173: 136-140.
- [23] FENG Jiawei, FU Jianzhong, YAO Xinhua, et al. Triply periodic minimal surface (TPMS) porous structures: from multi-scale design, precise additive manufacturing to multidisciplinary applications [J]. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2022, 4(2): 022001.
- [24] 孙亚迪, 马剑雄, 王岩, 等. 三周期极小曲面骨支架微观结构对支架性能的影响研究进展 [J]. *中国修复重建外科杂志*, 2023, 37(10): 1314-1318.
- SUN Yadi, MA Jianxiong, WANG Yan, et al. Research progress in influence of microstructure on performance of triply-periodic minimal surface bone scaffolds [J]. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, 2023, 37(10): 1314-1318.
- [25] BAI Yuchao, FU Fan, XIAO Zefeng, et al. Progress in selective laser melting equipment, related biomedical metallic materials and applications [J]. *Journal of Zhejiang University: Science A*, 2018, 19(2): 122-136.
- [26] BELDA R, MEGÍAS R, MARCO M, et al. Numerical analysis of the influence of triply periodic minimal surface structures morphometry on the mechanical response [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2023, 230: 107342.
- [27] ZHANG Yijin, LIU Bin, PENG Fei, et al. Adaptive enhancement design of triply periodic minimal surface lattice structure based on non-uniform stress distribution [J]. *Applied Mathematics and Mechanics*, 2023,

- 44(8): 1317-1330.
- [28] LU Yongtao, ZHAO Wenying, CUI Zhentao, et al. The anisotropic elastic behavior of the widely-used triply-periodic minimal surface based scaffolds [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2019, 99: 56-65.
- [29] MA Shuai, TANG Qian, ZHU Changbao, et al. Laser powder bed fusion-built Ti6Al4V bone scaffolds composed of sheet and strut-based porous structures; morphology, mechanical properties, and biocompatibility [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering; Additive Manufacturing Frontiers*, 2022, 1(4): 100051.
- [30] AL-KETAN O, ROWSHAN R, ABU AL-RUB R K. Topology-mechanical property relationship of 3D printed strut, skeletal, and sheet based periodic metallic cellular materials [J]. *Additive Manufacturing*, 2018, 19: 167-183.
- [31] BIEMOND J E, AQUARIUS R, VERDONSCHOT N, et al. Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology [J]. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2011, 131(5): 711-718.
- [32] ZHANG Lei, FEIH S, DAYNES S, et al. Energy absorption characteristics of metallic triply periodic minimal surface sheet structures under compressive loading [J]. *Additive Manufacturing*, 2018, 23: 505-515.
- [33] 吴先哲. 骨科植入用多孔钽激光 3D 打印成形工艺及生物力学性能研究 [D]. 北京: 机械科学研究总院, 2021.
- [34] ZHANG Yutao, AIYITI W, DU Shu, et al. Design and mechanical behaviours of a novel tantalum lattice structure fabricated by SLM [J]. *Virtual and Physical Prototyping*, 2023, 18(1): e2192702.
- [35] NOURI M, JALALI F, KARIMI G, et al. Image-based computational simulation of sub-endothelial LDL accumulation in a human right coronary artery [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2015, 62: 206-221.
- [36] ALI D, SEN S. Permeability and fluid flow-induced wall shear stress of bone tissue scaffolds: computational fluid dynamic analysis using Newtonian and non-Newtonian blood flow models [J]. *Computers in Biology and Medicine*, 2018, 99: 201-208.
- [37] ATAEE A, LI Yuncang, BRANDT M, et al. Ultra-high-strength titanium gyroid scaffolds manufactured by selective laser melting (SLM) for bone implant applications [J]. *Acta Materialia*, 2018, 158: 354-368.
- [38] HONG J, CHA H, PARK Y, et al. Elastic moduli and Poisson's ratios of microscopic human femoral trabeculae [C]//11th Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing 2007. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007: 274-277.
- [39] SOLA A, BELLUCCI D, CANNILLO V. Functionally graded materials for orthopedic applications -an update on design and manufacturing [J]. *Biotechnology Advances*, 2016, 34(5): 504-531.
- [40] HAO Mingzhong, WEI Chengjian, LIU Xin, et al. Quantitative evaluation on mechanical characterization of Ti6Al4V porous scaffold designed based on Weaire-Phelan structure via experimental and numerical analysis methods [J]. *Journal of Alloys and Compounds*, 2021, 885: 160234.
- [41] TEO J C M, TEOH S H. Permeability study of vertebral cancellous bone using micro-computational fluid dynamics [J]. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2012, 15(4): 417-423.
- [42] NAUMAN E A, FONG K E, KEAVENY T M. Dependence of intertrabecular permeability on flow direction and anatomic site [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 1999, 27(4): 517-524.

(编辑 陶晴)