

文章编号: 1004-7220(2024)02-0222-07

晶体多孔支架的强度与渗透性仿真分析

马宏坤, 门玉涛, 汤绍灿, 郝溥俊, 张春秋

(天津理工大学 机械工程学院; 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室; 机电工程国家级实验教学示范中心, 天津 300384)

摘要:目的 分析对比钛合金晶体多孔支架和三周期极小曲面(triply periodic minimal surface, TPMS)多孔支架的强度, 探索孔隙率对等效弹性模量和渗透性的影响。方法 构建相同孔隙率的晶体多孔支架(cell 1~4)和TPMS多孔支架(P、G、D和FKS型), 利用有限元仿真方法, 计算支架的等效弹性模量、等效屈服强度和渗透率。结果 8种支架的弹性模量为5.1~10.4 GPa, 屈服强度为69~110 MPa, 4种晶体支架的渗透率为0.015~0.030 mm²。结论 随着孔隙率的增加, 支架的弹性模量和屈服强度逐渐降低, 渗透率逐渐升高; cell 2型支架因其较高的弹性模量和屈服强度, 适用于承重骨部位缺损的修复; cell 3型支架应力分布均匀, 且线弹性阶段较长, 可能适用于膝关节假体的多孔胫骨平台设计。

关键词: 晶体支架; 多孔支架; 弹性模量; 屈服强度; 渗透性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.02.005

Simulation Analysis of Strength and Permeability of Crystalline Porous Scaffolds

MA Hongkun, MEN Yutao, TANG Shaocan, HAO Pujun, ZHANG Chunqiu

(School of Mechanical Engineering; Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control; National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China)

Abstract: **Objective** To analyze and compare the strength of titanium alloy crystalline porous scaffolds and porous scaffolds with a triply periodic minimal surface (TPMS) structure and explore the effect of porosity on the equivalent elastic modulus and permeability. **Methods** Crystalline porous scaffolds (cell 1–4) and TPMS porous scaffolds (P-, G-, D-, and FKS-type) with the same porosity were constructed, and the equivalent elastic modulus, equivalent yield strength, and permeability of the scaffolds were calculated using finite element simulation. **Results** The elastic modulus of eight scaffolds was in the range of 5.1–10.4 GPa, the yield strength was in the range of 69–110 MPa, and the permeability of 4 crystalline scaffolds was in the range of 0.015–0.030 mm². **Conclusions** With an increase in porosity, the elastic modulus and yield strength of the scaffold gradually decreased, and the permeability gradually increased. The cell 2-type scaffold is suitable for repairing defects at load-bearing bone sites because of its high elastic modulus and yield strength. The cell 3-type scaffold with a uniform stress distribution and a longer linear elasticity phase may be suitable for designing porous tibial platforms for knee joint prostheses.

Key words: crystalline scaffold; porous scaffold; elastic modulus; yield strength; permeability

收稿日期: 2023-08-26; 修回日期: 2023-10-11

基金项目: 国家自然科学基金项目(12072235), 天津理工大学校级科研创新实践项目(YJ2208)

通信作者: 门玉涛, 副教授, 硕士研究生导师, E-mail: yutaomen@163.com

骨骼维持着人们的日常活动,而骨骼损伤、病变等因素会导致骨组织受损,给患者带来痛苦,故需要对受损骨组织进行治疗修复。植入骨支架是一种治疗骨缺损的有效手段,在骨修复领域应用广泛。骨支架结构应与骨界面有良好的结合效果,且需要具备与人体骨相近的力学性能^[1]。随着骨科领域的发展,研究者们将骨植入支架设计成多孔结构,多孔支架与骨组织整合效果更好^[2-3],并且多孔支架相比于致密金属结构有较低的弹性模量,能起到减小应力遮挡的作用^[4-5];多孔支架孔隙的连通性较好,方便在孔隙中运输营养物质^[6]。与致密金属假体相比,有多孔支架的假体与骨界面的结合强度可提高约3倍^[7]。秦嘉伟等^[8]对三周期极小曲面(triply periodic minimal surface, TPMS)骨支架模型进行仿真分析和实验研究,结果表明片状TPMS多孔支架有更大的比表面积和更高的强度,能有效降低应力遮挡。郭芳等^[9]设计出带有多孔结构的个性化钛下颌修复体,发现这种带有多孔结构的修复体应力分布均匀,具有良好的力学性能。Thompson等^[10]用棱柱搭建出不同类型的晶体胞元,通过调节胞元中支柱尺寸,设计出与自然骨力学性能相近的多孔结构。Campoli等^[11]对钛合金支架进行动物试验,发现该结构不仅力学性能较好,并能促进骨长入。Wang等^[12]设计并打印了多种规则结构的钛合金多孔支架,测试体外培养的细胞在支架孔隙中黏附、分化和增殖的能力。Speirs等^[13]利用3D打印技术制备镍钛合金支架并测试其疲劳特性,发现该支架的抗疲劳性能优良。

多孔支架的设计必须将多种性质(如生物相容性、刚度、强度、孔隙率和渗透性)结合在一起。优良的支架除了应该具有与植入骨部位相匹配的力学性能和生物相容性外,还应具备合适的渗透性能,渗透性对多孔支架去除代谢废物和提供营养物质有重要影响。较低的渗透性由于去除废物速度慢和不能提供足够的营养物质不利于骨生长,但较高的渗透性会导致细胞无法附着在骨支架结构的表面。因此,骨支架所需的理想渗透性(0.005~0.050 mm²)应更接近被替换的人体骨组织^[14]。此外,骨小梁的壁面剪应力(wall shear stress, WSS)也会影响骨组织细胞的生长、附着,细胞在骨小梁表面的增殖和分化需要力学刺激。当骨小梁 WSS 在

0.05~57.00 mPa 范围内时,能够提高骨细胞活力和促进成骨细胞增殖;当 WSS>57 mPa 时,将导致细胞死亡^[15]。

本文设计了4种不同的晶体支架和4种TPMS支架,采用有限元仿真方法,对这8种结构的强度进行比较分析。然后,研究4种晶体支架的渗透性和平均WSS,探究孔隙率与弹性模量和渗透性之间的关系。研究结果对设计出符合实际骨科需求的支架结构具有一定的临床价值和参考意义。

1 材料和方法

1.1 晶体支架和 TPMS 支架的设计

使用软件 SolidWorks 2018 (Dassault Systemes 公司,美国)构建 cell 1、cell 2、cell 3 晶体胞元,使用软件 Rhino 7 (Robert M&A 公司,美国)构建 P、G、D 和 FKS 型的 TPMS 模型(见图1)。晶体胞元为边长 2 mm 的正方体。TPMS 的隐式函数表达式^[16]如下:

$$\varphi(P) = \cos x + \cos y + \cos z = 0 \quad (1)$$

$$\varphi(G) = \cos x \sin z + \cos y \sin x + \cos z \sin y = 0 \quad (2)$$

$$\varphi(D) = \sin x \sin y \sin z + \sin x \cos y \cos z + \cos x \sin y \cos z + \cos x \cos y \sin z = 0 \quad (3)$$

$$\varphi(FKS) = \cos 2x \sin y \cos z + \cos 2y \sin z \cos x + \cos 2z \sin x \cos y = 0 \quad (4)$$

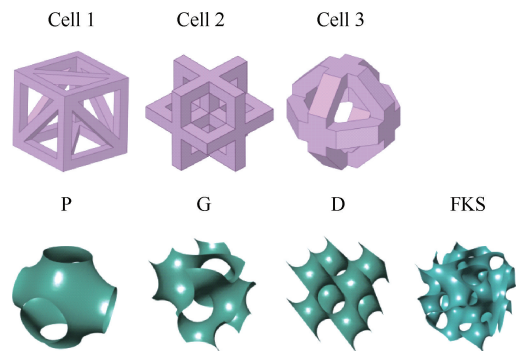


图1 晶体胞元和 TPMS 单元

Fig. 1 Crystal cell elements and TPMS units

调整胞元丝径和 TPMS 模型的壁厚,TPMS 模型的周期为3,使每种模型的孔隙率为75%。阵列 cell 1、cell 2 和 cell 3 胞元,使其形成5层的 10 mm×

10 mm×10 mm 多孔支架。复合支架由不同类型的胞元组合而成,因其结构强度与人体骨接近,根据物理性能进行多种胞元组合,使得不同结构承担不同功能,是一种应用前景良好的支架结构。设计复合骨支架时,还要考虑进行组合的支架在两种结构的连接处是否能结合完整。由3种胞元的结构特征可知,cell 1 结构不适合做复合骨支架的设计,cell 2 和 cell 3 两种结构在连接处能完全结合,适合做复合骨支架结构。本文组合 cell 2 和 cell 3 胞元,设计出一种新型的复合多孔支架,其中每层内部的9个胞元为 cell 3 胞元,外侧的16个胞元为 cell 2 胞元,并命名此复合支架为 cell 4 (为了使 cell 2 胞元和 cell 3 胞元复合,本文将 cell 3 胞元丝径减小到 0.3 mm,cell 4 结构的孔隙率为 78.57%)。8种支架模型如图2所示,几何结构参数如表1所示。

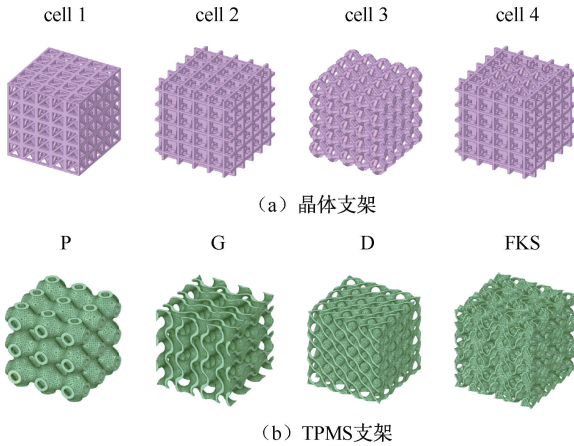


图2 不同多孔支架模型

Fig. 2 Models of different porous scaffolds (a) Crystalline scaffolds, (b) TPMS scaffolds

表1 支架几何参数

Tab. 1 Geometric parameters of the scaffolds

支架	丝径或壁厚/mm	孔径/mm	孔隙率/%
cell 1	0.25	0.77	75.02
cell 2	0.30	0.55	75.03
cell 3	0.37	0.56	75.80
cell 4	0.37	0.56	78.57
P	0.37	1.71	75.43
G	0.28	1.32	75.32
D	0.23	1.15	75.68
FKS	0.16	0.63	75.71

为了研究支架的孔隙率对弹性模量、屈服强度和渗透性的影响,本文通过控制 cell 2 和 cell 3 结构丝径,绘制两组不同孔隙率的模型。其中,cell 2 型结构的孔隙率分别为 87.60%、81.67%、75.03% 和 67.00%;cell 3 型结构的孔隙率分别为 85.78%、83.11%、80.56%、78.12%、75.80%。

1.2 支架的压缩仿真

利用软件 ANSYS 2020(ANSYS 公司,美国)对骨小梁支架结构的弹塑性性能进行有限元仿真,支架材料使用钛合金(Ti6Al4V)。为了研究支架的弹性模量和屈服强度,钛合金的材料模型采用双线性等向强化模型^[14],其中弹性模量为 110 GPa,屈服强度为 860 MPa,泊松比为 0.34,切线模量为 4 527.6 MPa^[17]。将支架置于两个刚体压板之间,支架与压板的相互作用设置为接触,摩擦因数为 0.45。其中,下压板完全固定,上压板施加支架总高度 2.5% 的位移载荷。

在材料力学中,弹性模量的计算公式为:

$$E = FL/(A\Delta L) \quad (5)$$

式中: E 为支架的等效弹性模量; F 为下刚体压板的支反力; L 为支架的高度; A 为支架的横截面面积; ΔL 为上刚体压板的位移。

1.3 支架的流体动力学仿真

使用 Fluent 2020(ANSYS 公司,美国)对支架模型进行流体仿真分析。采用不可压缩稳态层流的 Navier-Stokes 方程^[18]进行计算:

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} - \mu \nabla^2 u + \rho(u \nabla)u + \nabla p = F \quad (6)$$

式中: ρ 为流体密度; u 为流体速度; t 为时间; μ 为流体动态黏度; p 为压力; F 为重力或离心率。

流体属性采用培养液^[19],其动态黏度系数为 1.45 mPa·s,密度为 1 000 kg/m³。将流体域模型的上表面设置为速度入口(Inlet),入口流速为 1 mm/s,下表面设置为零压力出口(Outlet),流体域壁面设置为无滑移壁面。使用达西(Darcy)定律计算支架的渗透率:

$$K = v\mu L/\Delta p \quad (7)$$

式中: K 为渗透率; v 为流体流速; μ 为组织液的动态黏度系数; L 为支架的高度; Δp 为支架入口平均压力与出口平均压力的差值。

2 结果

2.1 支架压缩仿真结果

图 3 为在支架上表面竖直方向施加总支架高度 2.5% 的位移载荷下获得的 von Mises 应力云图,图 4 为骨小梁支架的应力-应变曲线。结果显示,在施加 2.5% 的位移载荷后,每种骨小梁支架的应力都有超过 860 MPa 区域。其中,cell 1 支架最大应力集中在顶部和底部较小的支柱上,相较于另外 3 种晶体骨小梁支架,应力集中更加明显。cell 2 支架最大的应力分布在较粗的支柱上,这体现了 cell 2 支架良好的承载能力。cell 3 支架应力分布最为均匀,弹性性能最好。复合骨小梁 cell 4 支架的应力-应变曲线在 cell 2 和 cell 3 支架的应力-应变曲线之间,是因为复合支架内部的胞元结构减小了支架整体的支撑作用。TPMS 骨小梁支架在单元结构相连接的区域呈现较大的应力,P 型结构简单,应力分布也更加均匀;G 型最大应力出现在曲面的纵向方向;D 型在横向和纵向方向都有较大的应力分布。8 种结构中,cell 3 支架和 P 支架的线弹性阶段最长,约为总应变的 1%,体现出这两种结构应力分布较其他 6 种结构更均匀。

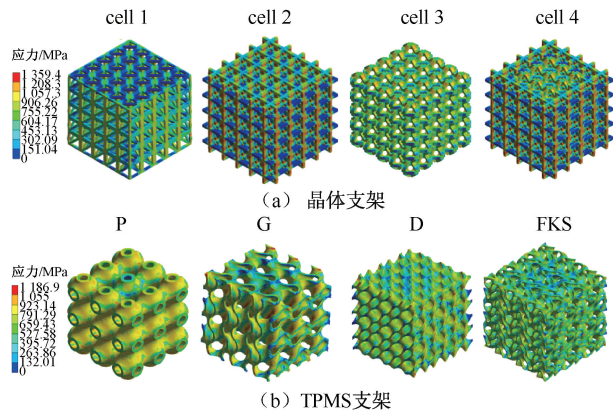


图 3 不同多孔支架等效应力云图

Fig.3 Equivalent stress nephogram for different porous scaffolds (a) Crystalline scaffolds, (b) TPMS scaffolds

取支架应力-应变曲线弹性阶段的斜率作为结构的等效弹性模量,取塑性应变为 0.2% 时的应力作为屈服强度^[20]。8 种结构的等效弹性模量和等效屈服强度结果如表 2 所示。cell 1 胞元在纵向方向上有 4 条支柱,且每个侧面上都有 1 条倾斜的支

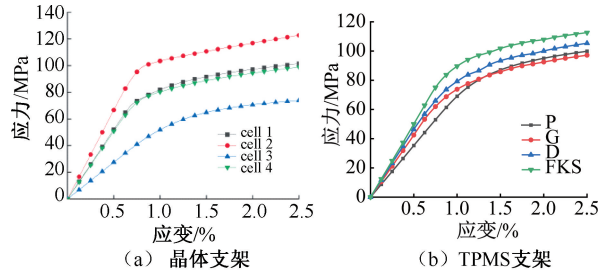


图 4 不同多孔支架应力-应变曲线

Fig.4 Stress-strain curves of different porous scaffolds

(a) Crystalline scaffolds, (b) TPMS scaffolds

柱加以强化,形成三角形稳定结构,使 cell 1 支架拥有较高的弹性模量;cell 2 胞元在每个侧面和轴向的中间区域都有 1 条支柱,且相比于 cell 1 胞元直径更大,这使得 cell 2 支架拥有更大的弹性模量;cell 3 胞元只有倾斜的支柱,支柱与竖直方向倾斜 45°,并且通过阵列形成的支架中,每条支柱直径大小不变,没有支柱合并加粗的现象,这使得 cell 3 支架的承载能力较小,且应力分布较为均匀;复合支架 cell 4 结构侧面的 cell 2 胞元起主要承载作用,因其内部有承载能力较小的 cell 3 胞元,弹性模量相比于 cell 2 支架降低了 22.42%。4 种 TPMS 支架以连续的壁面组成了整个结构,其中 P 型结构的壁面最厚,且壁面分布较为集中,弹性模量也最小;FKS 型支架的壁面厚度最小,壁面分布也更加分散,弹性模量最高为 8.96 GPa。综合分析晶体支架和 TPMS 支架发现,所有支架的等效弹性模量均在人体自然骨组织的弹性模量范围(0.76~20.00 GPa)^[21]内。其中,晶体支架的结构特征多样,弹性模量和屈服强度分布范围更大,且晶体支架可以获得比 TPMS 支架更高的弹性模量和屈服强度。在相同孔隙率的情况

表 2 8 种支架的等效弹性模量和等效屈服强度

Tab.2 Equivalent modulus of elasticity and equivalent yield strength of eight scaffolds

支架	等效弹性模量/GPa	等效屈服强度/MPa
cell 1	8.19	90.81
cell 2	10.35	109.84
cell 3	5.18	69.59
cell 4	8.03	85.99
P	6.90	91.67
G	7.38	88.00
D	7.92	93.41
FKS	8.96	99.17

下,晶体支架的弹性模量和屈服强度受到支架晶胞中竖直支柱数量和丝径的影响,而以壁面结构组成的 TPMS 支架,其壁面形状由隐函数表达式决定,其弹性模量和屈服强度受到壁面结构形状的影响。

研究支架孔隙率对弹性模量和屈服强度的关系,对 cell 2 和 cell 3 型结构的两组不同孔隙率的模型进行压缩仿真分析。结果表明,cell 2 支架弹性模量为 4.48~14.60 GPa,屈服强度为 45~149 MPa,孔隙率为 67.00%~87.60%;cell 3 支架弹性模量为 2.5~5.2 GPa,屈服强度为 34.5~69.6 MPa,孔隙率为 75.80%~85.78%。两组模型的等效弹性模量和等效屈服强度随着孔隙率的增加在不断减小。利用函数对弹性模量与孔隙率的关系进行拟合:

$$Y = -49.276X + 47.476 \quad (\text{cell 2})$$

$$Y = -26.498X + 25.207 \quad (\text{cell 3})$$

屈服强度与孔隙率的关系为:

$$Y = -506.475X + 488.289 \quad (\text{cell 2})$$

$$Y = -349.715X + 334.438 \quad (\text{cell 3})$$

结果表明,上述拟合函数符合一次函数规律,且存在 $R^2 > 0.99$ 。cell 2 型结构的等效弹性模量和等效屈服强度较高,能保证足够的强度来满足安全要求,适合用于承重骨部位缺损的修复^[22-23];cell 3 型结构的弹性模量较小,应力分布最均匀,线弹性阶段也较长,能减轻植入假体的应力遮挡效应,可能适用于膝关节假体的胫骨平台设计^[24]。

2.2 支架的流体动力学仿真结果

由 4 种晶体支架流体域的压力云图可见,4 种流体域的压力分布呈现出上层高、下层低的规律(见图 5)。上层的流体域由于靠近组织液入口,故压力较大;下层的流体域的压力逐渐变小,出口处区域压力接近 0。其中,cell 2 和 cell 3 骨小梁支架的入口压力分别为 1.01、1.06 Pa,复合支架 cell 4 结构的入口压力小于 cell 2 和 cell 3 的入口压力,这是由于 cell 4 结构内部的胞元孔隙率较低,流通性较好,减小了入口压力。

根据式(7)求出支架的渗透率(见表 3)。结果显示,4 种晶体支架的渗透性均在人体骨组织渗透性范围(0.05~0.50 mm²)之内。cell 1 支架的流体域在层与层相连接的区域通道较宽,且 cell 1 支架胞元内部区域没有其他支柱的存在,使得 cell 1 结

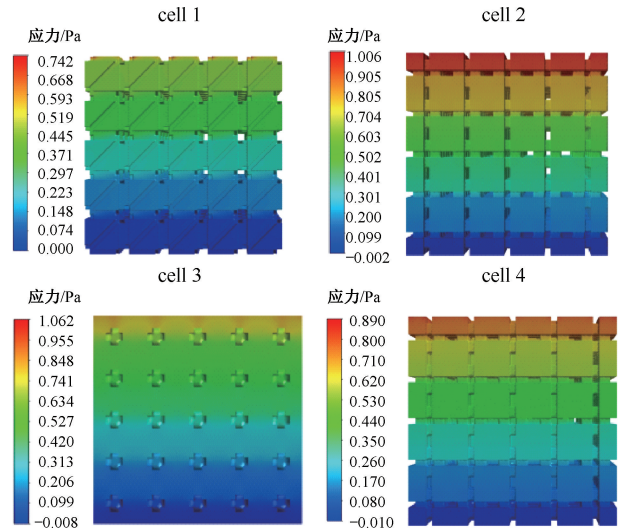


图 5 不同晶体支架流体压力云图

Fig. 5 Fluid pressure nephogram of different crystalline scaffolds

表 3 晶体支架渗透率计算结果

Tab. 3 Calculated permeability of crystalline scaffolds

参数	cell 1	cell 2	cell 3	cell 4
入口最大压力/Pa	0.742	1.01	1.06	0.890
入口平均压力/Pa	0.497	0.946	0.750	0.730
渗透率/m ²	2.916×10 ⁻⁸	1.533×10 ⁻⁸	1.933×10 ⁻⁸	1.987×10 ⁻⁸

构的渗透率也最高,更有利于运输营养物质和代谢废物;cell 2 支架的流体域在层与层相连接的区域通道较窄小,导致组织液在层与层连接的区域流通受阻,故 cell 2 支架的渗透性较低;cell 3 支架的流体域在层与层的连接区域连通性较好,但其内部有较多的倾斜支柱,在一定程度上阻碍了组织液的流动,渗透性在 cell 1 和 cell 2 渗透性之间;复合支架 cell 4 的渗透率高于 cell 2 和 cell 3,原因是 cell 4 结构内部的胞元丝径要小于 cell 3 支架胞元的丝径。cell 4 内部胞元的存在提高了整体结构的渗透性,渗透率相比于 cell 2 结构提高了 22.8%。比较相同孔隙率的 cell 1、cell 2 和 cell 3 结构的渗透性发现,渗透率相差较大,表明支架的形貌特征对渗透性有较大影响。

由 4 种晶体支架 WSS 云图可见,除了 cell 1 支架,其余 3 种支架的最大 WSS 均大于 57 mPa,最大 WSS 在入口和内部的拐角处,说明这 3 种结构都有 WSS 过大导致壁面不适合细胞生长的区域,但是绝大部分的 WSS 要小于 57 mPa(见图 6)。

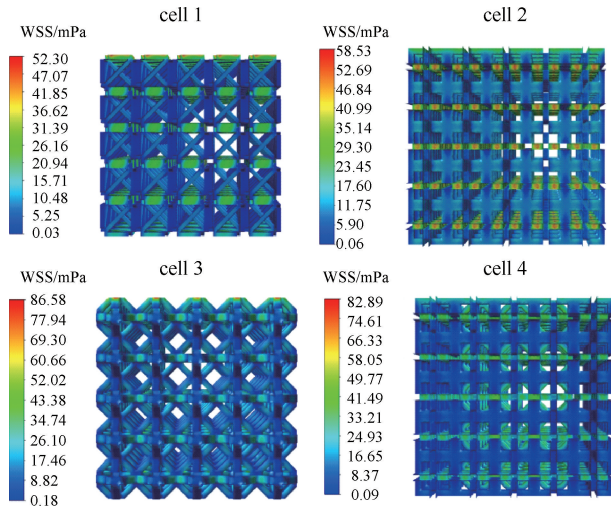


图6 不同晶体支架壁面剪应力云图

Fig. 6 Wall shear stress nephogram of different crystalline scaffolds

Ali 等^[18]研究认为,可以用平均 WSS 来评估骨小梁结构是否适合骨细胞的增殖、分化。通过 Fluent 的表面积分功能,求出平均 WSS。结果表明,4 种晶体支架平均 WSS 都在 0.05~57.00 mPa 范围内,说明这 4 种支架的 WSS 分布均能为骨细胞的附着、生长提供良好的生理条件(见表 4)。

表 4 晶体支架平均壁面剪应力比较

Tab. 4 Comparison of average wall shear stress for crystalline scaffolds

支架	最大 WSS/mPa	平均 WSS/mPa
cell 1	52.3	7.87
cell 2	58.5	13.78
cell 3	86.6	14.05
cell 4	82.9	13.38

为了研究支架的孔隙率对渗透性的影响,分别对 2 组不同孔隙率的 cell 2 和 cell 3 支架模型进行流体仿真,计算得出 cell 2 骨小梁支架的渗透率为 $0.961 \times 10^{-8} \sim 3.372 \times 10^{-8} \text{ m}^2$, cell 3 骨小梁支架的渗透率为 $1.933 \times 10^{-8} \sim 4.155 \times 10^{-8} \text{ m}^2$ 。两组模型的渗透率都在人体骨组织渗透率范围之内,并且随着孔隙率的增大,支架的渗透率逐渐增大。利用函数对孔隙率与渗透率关系进行拟合:

$$Y = 6.68774X^{5.98324} + 0.34685 \quad (\text{cell 2})$$

$$Y = 15.523X^{10.61828} + 1.10458 \quad (\text{cell 3})$$

结果表明,孔隙率与渗透率符合多次函数规律,且 $R^2 = 0.9989$ 。cell 3 型结构的渗透性要略优

于 cell 2 型结构,表明支架的渗透性受到结构形状、孔隙率的综合影响,与文献[25]的研究结果相同。

3 讨论

3.1 仿真结果分析

压缩仿真表明,8 种支架的等效弹性模量范围为 5.1~10.4 GPa。其中,cell 2 和 FKS 支架的等效弹性模量最高,分别为 10.35、8.96 GPa; cell 3 和 P 结构支架的线弹性阶段最长,约为总应变的 1%。通过对 cell 2 和 cell 3 型两组不同孔隙率的模型压缩仿真分析发现,随着孔隙率的增大,其等效弹性模量和等效屈服强度在不断减小。其中,cell 2 支架因其较高的强度,适合用于承重骨部位缺损的修复和治疗; cell 3 骨小梁支架有较低的弹性模量,应力分布均匀,且线弹性阶段较长,可能适用于膝关节假体的胫骨平台设计。流体动力学仿真分析表明,4 种晶体支架的渗透率和平均 WSS 均在人体骨组织范围之内。随着孔隙率的增高,支架的渗透性不断增大,且符合多次函数规律。其中,cell 1 和 cell 4 支架的渗透性更好,更有利于运输营养物质和代谢废物。cell 4 复合支架与人体骨骼结构相似,外侧承载能力强,内侧孔隙率高,渗透性好,是一种潜在的骨支架设计方法。

3.2 展望与不足

支架设计不仅要保持足够的强度来满足安全需要,还要具有相对较高的孔隙率来满足骨长入。对支架力学性能和渗透性能的分析也成为研究支架的关键。在力学性能方面,目前国内外主要研究 3D 打印金属支架的准静态压缩、剪切的力学性能和髌臼、股骨柄等假体的临床应用,但少有对支架弹塑性数值仿真的分析;在流体方面,主要研究渗透性对骨组织增殖分化的影响,但缺少 WSS 对骨组织的影响。本文综合分析了晶体结构支架的力学性能和渗透性能,结果表明:晶体胞元支架相比 TPMS 法、Voronoi 镶嵌法设计的支架,具有建模简单,孔隙形状、丝径和孔隙率易于控制,以及可以根据性能需求进行多种结构组合等优点。因此,晶体胞元结构的支架被广泛应用于骨损伤的修复,有很高的研究价值和应用前景。

本文基于有限元仿真方法研究支架的力学性能和渗透性能,但没有对骨小梁支架模型进行实验

验证。仿真分析其结果的准确性依赖模型、材料参数和边界条件的设置,但能定性反映规律趋势。下一步的研究计划是制备钛合金骨小梁支架试件,并进行压缩实验和流体实验,与数值仿真的结果进行对比验证。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:马宏坤负责设计及有限元仿真分析;郝溥俊负责资料收集和分析;汤绍灿负责撰写论文;门玉涛、张春秋负责论文指导和检查。

参考文献:

- [1] WEIßMANN V, BADER R, HANSMANN H, *et al.* Influence of the structural orientation on the mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V open-porous scaffolds [J]. *Mater Des*, 2016(95): 188-197.
- [2] KADKHODAPOUR J, MONTAZERIAN H, DARABI AC, *et al.* Failure mechanisms of additively manufactured porous biomaterials: Effects of porosity and type of unit cell [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015(50): 180-191.
- [3] CUADRADO A, YÁNEZ A, MARTEL O, *et al.* Influence of load orientation and of types of loads on the mechanical properties of porous Ti6Al4V biomaterials [J]. *Mater Des*, 2017(135): 309-318.
- [4] LI J, CHEN D, LUAN H, *et al.* Numerical evaluation and prediction of porous implant design and flow performance [J/OL]. *Biomed Res Int*, 2018, doi: 10.1155/2018/1215021.
- [5] WANG X, XU S, ZHOU S, *et al.* Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review [J]. *Biomaterials*, 2016(83): 127-141.
- [6] LI J, CHEN D, FAN Y. Evaluation and prediction of mass transport properties for porous implant with different unit cells: A numerical study [J/OL]. *Biomed Res Int*, 2019, doi: 10.1155/2019/3610785.
- [7] 陈宇. 基于激光三维打印的类骨小梁多孔钛种植体的设计及其体内成骨效应研究[D]. 重庆: 重庆医科大学, 2017.
- [8] 秦嘉伟, 熊胤泽, 高芮宁, 等. 杆状和片状三周期极小曲面模型孔隙特征与力学性能对比[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(4): 576-581.
- [9] QIN JW, XIONG YZ, GAO RY, *et al.* Comparative study on pore characteristics and mechanical properties of solid and sheet TPMS models [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(4): 576-581.
- [9] 郭芳, 黄硕, 胡敏, 等. 3D 打印表面多孔钛根形种植体的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 85-91.
- [10] GUO F, HUANG S, HU M, *et al.* Biomechanical study of three-dimensional printed titanium root-form implant with porous surface [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(1): 85-91.
- [10] THOMPSON MK, MORONI G, VANEKER T, *et al.* Design for additive manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints [J]. *CIRP Ann Manuf Technol*, 2016, 65(2): 737-760.
- [11] CAMPOLI G, BORLEFFS MS, AMIN YAVARI S, *et al.* Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing [J]. *Mater Des*, 2013(49): 957-965.
- [12] WANG C, XU D, LIN L, *et al.* Large-pore-size Ti6Al4V scaffolds with different pore structures for vascularized bone regeneration [J]. *Mater Sci Eng C-Mater Biol Appl*, 2021(131): 112499.
- [13] SPEIRS M, VAN HOOREWEDER B, VAN HUMBEECK J, *et al.* Fatigue behaviour of NiTi shape memory alloy scaffolds produced by SLM, a unit cell design comparison [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2017(70): 53-59.
- [14] ARJUNAN A, DEMETRIOU M, BAROUTAJI A, *et al.* Mechanical performance of highly permeable laser melted Ti6Al4V bone scaffolds [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020(102): 103517.
- [15] OLIVARES AL, MARSAL È, PLANELL JA, *et al.* Finite element study of scaffold architecture design and culture conditions for tissue engineering [J]. *Biomaterials*, 2009, 30(30): 6142-6149.
- [16] BLANQUER S, WERNER M, HANNULA M, *et al.* Surface curvature in triply-periodic minimal surface architectures as a distinct design parameter in preparing advanced tissue engineering scaffolds [J]. *Biofabrication*, 2017, 9(2): 25001.
- [17] 陈敏. TC4 钛合金力学性能测试及动态材料模型研究[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2012.
- [18] ALI D, SEN S. Computational fluid dynamics study of the effects of surface roughness on permeability and fluid flow-induced wall shear stress in scaffolds [J]. *Ann Biomed Eng*, 2018, 46(12): 2023-2035.
- [19] ZHANG X, GONG HE. Simulation on tissue differentiations for different architecture designs in bone tissue engineering scaffold based on cellular structure model [J]. *J Mech Med Biol*, 2015, 15(3): 1-19.
- [20] CILLA M, CHECA S, DUDA GN. Strain shielding inspired re-design of proximal femoral stems for total hip arthroplasty [J]. *J Orthop Res*, 2017, 35(11): 2534-2544.
- [21] GUO Y, XIE K, JIANG W, *et al.* *In vitro* and *in vivo* study of 3D-printed porous tantalum scaffolds for repairing bone defects [J]. *ACS Biomater Sci Eng*, 2019, 5(2): 1123-1133.
- [22] 张兰, 王翔, 刘军, 等. 3D 打印钛合金骨小梁多孔结构的拉伸性能[J]. *中国组织工程研究*, 2020, 24(22): 3498-3503.
- [23] 丁佳伟. 功能梯度 TPMS 支架的结构设计及性能研究[D]. 长春: 吉林大学, 2022.
- [24] 张德博. 分区骨小梁胫骨平台骨长入性能的数值模拟与疲劳实验[D]. 天津: 天津理工大学, 2022.
- [25] BOBBERT FSL, LIETAERT K, EFTEKHARI AA, *et al.* Additively manufactured metallic porous biomaterials based on minimal surfaces: A unique combination of topological, mechanical, and mass transport properties [J]. *Acta Biomater*, 2017(53): 572-584.