

文章编号: 1004-7220(2024)01-0069-07

# 不同胞元结构多孔钛合金支架的力学性能

孙梦超<sup>1</sup>, 罗洋<sup>2</sup>, 刘婕<sup>1\*</sup>, 高丽兰<sup>1,3\*</sup>, 李瑞欣<sup>4</sup>, 谭沿松<sup>1</sup>, 张春秋<sup>1,3</sup>

(1. 天津理工大学 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;  
2. 天津市医疗器械质量监督检验中心, 天津 300384; 3. 嘉思特医疗器械(天津)股份有限公司 天津市骨植入物界面  
功能化与个性研究企业重点实验室, 天津 300190; 4. 天津市口腔医院, 天津 300041)

**摘要:**目的 研究不同胞元结构对多孔钛合金支架静态力学性能和动态力学性能的影响, 为临床下颌骨缺损修复支架的应用提供力学理论基础。方法 采用3D打印技术制造钻石胞元、立方体胞元和截面立方体胞元结构的多孔钛合金支架, 开展支架单轴压缩试验和压缩棘轮疲劳试验, 分析不同胞元结构支架的静态和动态力学性能。结果 钻石胞元、截面立方体胞元、立方体胞元支架的弹性模量分别为 1.17、0.566、0.322 GPa, 屈服强度分别为 71.8、65.1、31.8 MPa。棘轮应变达到稳定阶段后, 截面立方体胞元结构、钻石胞元结构、立方体胞元结构支架的棘轮应变分别为 3.3%、4.0%、4.5%。棘轮应变随平均应力、应力幅值和峰值保持时间的增加而增加, 随加载速率的增加而减小。结论 静态力学性能的评估结果为钻石胞元支架最优, 截面立方体胞元支架次之, 立方体胞元支架最差; 动态力学性能评估结果为截面立方体胞元支架最优, 钻石胞元支架次之, 立方体胞元支架最差。研究结果为临床下颌骨缺损修复支架的构建提供新思路, 也为该支架技术的进一步临床应用提供实验依据。

**关键词:** 多孔钛合金支架; 胞元结构; 静态力学性能; 动态力学性能; 3D打印

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.010

## Mechanical Performance of Porous Titanium Alloy Scaffolds with Different Cell Structures

SUN Mengchao<sup>1</sup>, LUO Yang<sup>2</sup>, LIU Jie<sup>1\*</sup>, GAO Lilan<sup>1,3\*</sup>, LI Ruixin<sup>4</sup>, TAN Yansong<sup>1</sup>, ZHANG Chunqiu<sup>1,3</sup>

(1. Tianjin Key Laboratory of Advanced Mechanical and Electrical System Design and Intelligent Control, National Demonstration Center for Experimental Teaching of Mechanical and Electrical Engineering, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China; 2. Tianjin Medical Devices Supervision and Testing Center, Tianjin 300384, China; 3. Key Laboratory of Bone Implant Interface Functionalization and Personalization Research Enterprise, Just Huajian Medical Device (Tianjin) Co., Ltd., Tianjin 300190, China; 4. Tianjin Stomatological Hospital, Tianjin 300041, China)

**Abstract: Objective** To investigate the influence of different cell structures on the static and dynamic mechanical performance of porous titanium alloy scaffolds, and to provide a theoretical mechanical basis for the application of scaffolds in the repair of mandibular bone defects. **Methods** Porous titanium alloy scaffolds with diamond, cubic,

收稿日期: 2023-07-04; 修回日期: 2023-08-14

基金项目: 国家自然科学基金项目(32271371, U23A6009), 天津市自然科学基金多元投入基金面上项目(21JCYBJC00940)

通信作者: 刘婕, 讲师, E-mail: liujiejane@163.com; 高丽兰, 教授, E-mail: gaolilan780921@163.com

\* 为共同通信作者

and cross-sectional cubic cell structures were manufactured using three-dimensional printing technology. Uniaxial compression tests and ratcheting fatigue with compression load tests were conducted to analyze the static and dynamic mechanical performances of scaffolds with different cell structures. **Results** The elastic moduli of the diamond cell, cross-sectional cubic cell, and cubic cell scaffolds were 1.17, 0.566, and 0.322 GPa, respectively, and the yield strengths were 71.8, 65.1, and 31.8 MPa, respectively. After reaching the stable stage, the ratcheting strains of the cross-sectional cubic, diamond, and cubic cell scaffolds were 3.3%, 4.0%, and 4.5%, respectively. The ratcheting strain increased with increasing average stress, stress amplitude, and peak holding time, and decreased with increasing loading rate. **Conclusions** The evaluation results of the static mechanical performance showed that the diamond cell scaffold was the best, followed by the cross-sectional cubic cell scaffold and the cubic cell scaffold. The evaluation results of the dynamic mechanical performance showed that the cross-sectional cubic cell scaffold performed the best, followed by the diamond cell scaffold, whereas the cubic cell scaffold performed the worst. The fatigue performance of the scaffold is affected by the loading conditions. These results provide new insights for scaffold construction for the repair of mandibular bone defects and provide an experimental basis for further clinical applications of this scaffold technology.

**Key words:** porous titanium alloy scaffold; cell structure; static mechanical performance; dynamic mechanical performance; three-dimensional (3D) printing

下颌骨是面部结构中重要的支撑组织,对于咀嚼、言语和面部外貌的功能起着关键作用。由于创伤、疾病或其他原因引起的下颌骨缺损,常常给患者带来严重的生理和心理困扰<sup>[1-3]</sup>,支架植入是下颌骨缺损修复的一种常用的治疗方法。因此,植入支架的结构和力学性能成为研究热点<sup>[2,4-5]</sup>。多孔钛合金支架作为一种理想的植入支架,在下颌骨缺损修复中展示了巨大的潜力。多孔结构可以促进骨内生长,增加植入物与周围骨组织的结合力,并提高植入物的稳定性<sup>[6-7]</sup>。多孔钛合金支架的力学性能对于其在下颌骨缺损修复中的长期稳定性和功能恢复至关重要。

在多孔钛合金支架的设计中,孔隙率、杆径、孔径和胞元结构等因素都会对多孔支架的性能产生影响<sup>[8-12]</sup>。Zheng等<sup>[13]</sup>研究发现,多孔结构的静态力学性能会随着多孔结构的孔隙率增加而增加。Taniguchi等<sup>[14]</sup>研究表明,当多孔钛合金支架孔径为600、900  $\mu\text{m}$ 时,对骨缺损修复的效果较好。Stok等<sup>[15]</sup>使用杆径为120、230  $\mu\text{m}$ 多孔钛合金支架对临界骨缺损修复,发现两种杆径的支架较对照组生成了更多的骨组织。Ahmadi等<sup>[16]</sup>对不同胞元结构的多孔钛合金支架进行压缩性能测试,结果发现胞元结构对支架的静态力学性能影响较明显。综上所述,目前研究主要关注结构参数对支架静态力学或者生物学性能的影响,而支架结构参数对支架动态

力学性能影响的研究较少。

本文旨在系统评估不同胞元结构的多孔钛合金支架力学性能。以钻石胞元、立方体胞元和截面立方体胞元为研究对象,利用3D打印技术对支架进行制造,使用万能试验机和电磁动态力学试验机对支架的静态和动态力学性能进行分析评估,以全面探索不同胞元结构支架在应力环境下的响应。通过研究不同胞元结构多孔钛合金支架的力学性能,为下颌骨缺损修复领域的支架设计和临床应用提供科学依据。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料与设备

UG 12.0 (Siemens PLM Software 公司,美国); 3D 打印设备 (Concept Laser 公司,德国); WDW-300 万能试验机 (长春科新试验仪器有限公司), M-3000 电磁动态力学试验机 (凯尔测控试验系统(天津)有限公司); 数字图像相关设备 (包括高倍放大镜, 计算机和数据处理软件); Ti6Al4V 金属粉末。

### 1.2 多孔钛合金支架建模

利用 UG 12.0 对钻石胞元、立方体胞元和截面立方体胞元多孔钛合金支架的三维图像进行设计。3 种胞元结构的孔径均为 900  $\mu\text{m}$ , 杆径均为 200  $\mu\text{m}$ , 孔隙率分别为 89.6%、87.3%、81.0%。将单个胞元通过阵列得到多孔支架模型,利用圆柱体

对多孔支架模型进行布尔运算,最后得到不同胞元类型多孔钛合金支架模型(见图1)

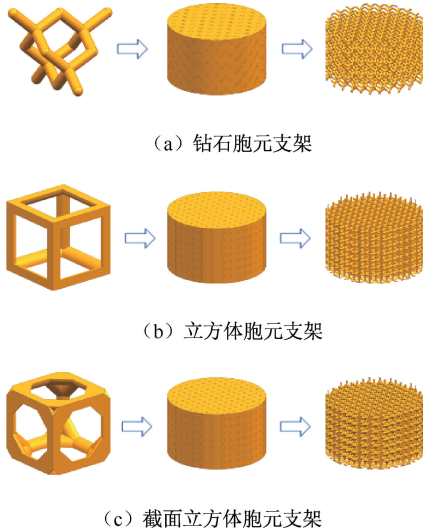


图1 不同类型多孔钛合金支架建模过程

Fig. 1 Modeling process of porous titanium alloy (a) The diamond cell scaffold, (b) The cubic cell scaffold, (c) The cross-sectional cubic cell scaffold

### 1.3 多孔钛合金支架打印及参数评定

将UG 12.0设计完成的多孔钛合金支架模型转换成STL格式并导入3D打印设备,采用选择性激光熔融(selective laser melting, SLM)工艺进行打印,打印材料为Ti6Al4V金属粉末。采用数字图像相关设备对打印的多孔钛合金支架的杆径和孔径进行观察和测量。利用体积法<sup>[17]</sup>对支架孔隙率的实际值进行测量,其计算公式为:

$$P_{\text{实际}} = \frac{V - V_1}{V} \times 100\% \quad (1)$$

式中:  $P_{\text{实际}}$  为支架实际孔隙率;  $V$  为圆柱模型体积;  $V_1$  为支架实际体积。

### 1.4 多孔钛合金支架单轴压缩性能测试

使用WDW-300万能试验机,根据多孔金属材料机械测试的ISO 13314:2011标准开展多孔钛合金支架单轴压缩实验,载荷加载速度为0.1 mm/min,在室温下进行,每组支架设置3个平行样本。根据试验数据,绘制应力-应变曲线,通过曲线获得3种胞元结构多孔钛合金支架的弹性模量以及屈服强度。

### 1.5 多孔钛合金支架的棘轮行为测试

使用M-3000电磁动态力学试验机进行支架棘

轮疲劳实验。压缩棘轮疲劳实验的载荷参数由单轴压缩测试结果获得。实验加载采用压-压形式,施加1 MPa预载荷获得初始应力状态,加载波形为三角波,加载速率为10 MPa/s,钻石胞元支架、立方体胞元支架和截面体胞元支架应力幅值分别为22、10、20 MPa,峰值保持时间0 s。实验结束条件为应变达到30%或循环圈数到达500圈,每组支架设置3个平行样本。通过得到的实验数据绘制滞环曲线,然后通过对棘轮疲劳实验的应力载荷归一化<sup>[18]</sup>,分析比较不同胞元结构支架的棘轮疲劳性能。选取棘轮疲劳性能较好的支架开展不同平均应力、不同应力幅值、不同应力加载速率和不同峰值应力保持时间的棘轮疲劳实验,确定其对支架棘轮应变的影响规律。

## 2 实验结果

### 2.1 多孔钛合金支架成形质量

图2所示为3D打印SLM工艺制造的不同胞元结构的多孔钛合金支架试件。其中,钻石胞元支架直径为10 mm,高为6.3 mm,立方体胞元支架直径为10 mm,高为6.0 mm,截面立方体胞元支架直径为10 mm,高为6.0 mm。支架试件表面完整,孔洞清晰。

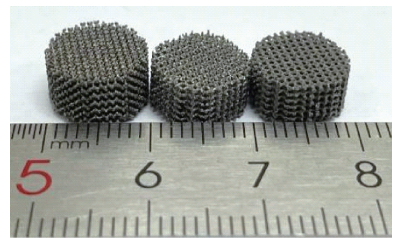


图2 3D打印多孔钛合金支架试件

Fig. 2 3D printing of porous titanium alloy scaffold specimen

注:从左到右依次为钻石胞元支架、立方体胞元支架、截面立方体胞元支架。

使用数字图像相关设备观察3种胞元结构支架的顶面(见图3),支架试件的胞元结构规整,表面存在未完全熔融的金属颗粒,表面较粗糙。

利用体积法对支架试件孔隙率进行测量计算,通过比较支架试件杆径实际尺寸与设计尺寸,判断支架的成形质量。结果显示,钻石胞元支架的孔隙率相对误差为18.2%,杆径相对误差为37.5%;立方体胞元支架的孔隙率相对误差为1.2%,杆径相对误差为27.0%;截面立方体胞元支架的孔隙率相

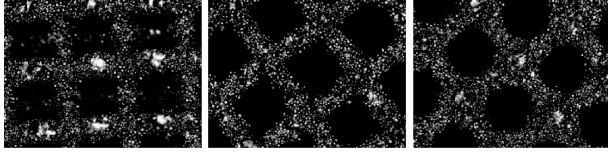


图3 不同类型多孔钛合金支架表面形貌

Fig. 3 Surface morphology of different types of porous titanium alloy scaffolds (a) The diamond cell scaffold, (b) The cubic cell scaffold, (c) The cross-sectional cubic cell scaffold

对误差为2.5%,杆径相对误差为25.5%(见表1)。从杆径和孔隙率测量结果得出钻石胞元支架相对误差高于其他两种支架,其原因是钻石胞元相对于其他两种胞元结构较复杂,3D打印时Ti6Al4V粉末不易从孔洞脱出,导致钻石胞元支架打印成形质量相对较差。

## 2.2 单轴压缩试验结果

由3种胞元多孔钛合金支架应力-应变曲线可见,钻石胞元支架、立方体胞元支架在应变约为10%进入屈服阶段,截面立方体胞元支架在应变约为16%进入屈服阶段[见图4(a)]。不同曲线的线

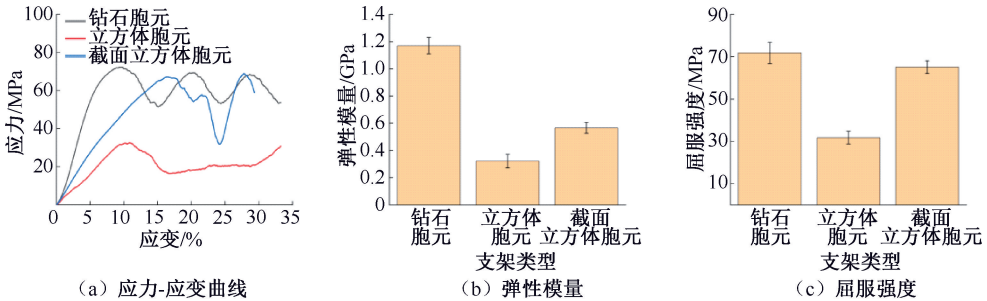


图4 不同支架单轴压缩试验结果

Fig. 4 Uniaxial compression test results of different scaffolds (a) Stress-strain curves, (b) Elastic modulus, (c) Yield strength

## 2.3 循环压缩应力下不同胞元结构支架的棘轮性能

由钻石胞元、立方体胞元和截面立方体胞元支架的滞环曲线可见,3种胞元结构支架在实验初始阶段的棘轮应变行为:滞环曲线明显不闭合,滞环曲线不闭合引起了棘轮应变累积。随着循环圈数的增加,3种滞环曲线闭合程度明显,在50圈后出现闭合的趋势,500圈几乎完全闭合[见图5(a)]。3种不同胞元结构支架在循环变形过程中,滞环之

表1 不同类型多孔钛合金支架的几何参数

Tab. 1 Geometric parameters for different types of porous titanium alloy scaffolds

参数	钻石胞元 支架	立方体胞元 支架	截面立方体 胞元支架
设计杆径/ $\mu\text{m}$	200	200	200
实际杆径/ $\mu\text{m}$	275 $\pm$ 12.9	254 $\pm$ 15.37	251 $\pm$ 23.09
相对误差/%	37.5	27	25.5
设计孔隙率/%	89.6	87.3	81
实际孔隙率/%	73.32 $\pm$ 0.4	86.21 $\pm$ 0.09	78.97 $\pm$ 0.05
相对误差/%	18.2	1.2	2.5

性阶段拟合得到斜率即为支架的弹性模量,钻石胞元、截面立方体胞元、立方体胞元支架的弹性模量分别为1.170、0.566、0.322 GPa[见图4(b)]。规定以产生0.2%残余变形的应力作为其屈服强度,钻石胞元、截面立方体胞元、立方体胞元支架的屈服强度分别为71.8、65.1、31.8 MPa[见图4(c)]。就弹性模量和屈服强度而言,钻石胞元支架>截面立方体胞元支架>立方体胞元支架。综上所述,3种胞元多孔钛合金支架在压缩性能上的表现为:钻石胞元支架最优,截面立方体胞元支架次之,立方体胞元支架最差。

间的间距越来越小,这是因为材料发生循环硬化<sup>[19]</sup>,相同应力水平下变形阻力变大,滞环逐渐闭合,棘轮应变累积速率变慢达到近似稳定。

载荷归一化后,3种胞元结构支架的棘轮应变情况均分为瞬变和稳定两个阶段。瞬变阶段,加载圈数在100圈前,应变快速累积;稳定阶段在加载圈数100圈后,棘轮应变缓慢增加达到平稳。在应力归一化水平下,立方体胞元支架的棘轮应变累积速率最快,稳定阶段其棘轮累积应变为4.5%;钻石胞



元支架的棘轮应变累积速率介于立方体胞元支架与截面立方体支架之间,稳定阶段其棘轮累积应变

为 4.0%;截面立方体胞元的棘轮应变累积最慢,稳定阶段其棘轮累积应变为 3.3% [见图 5(b)]。

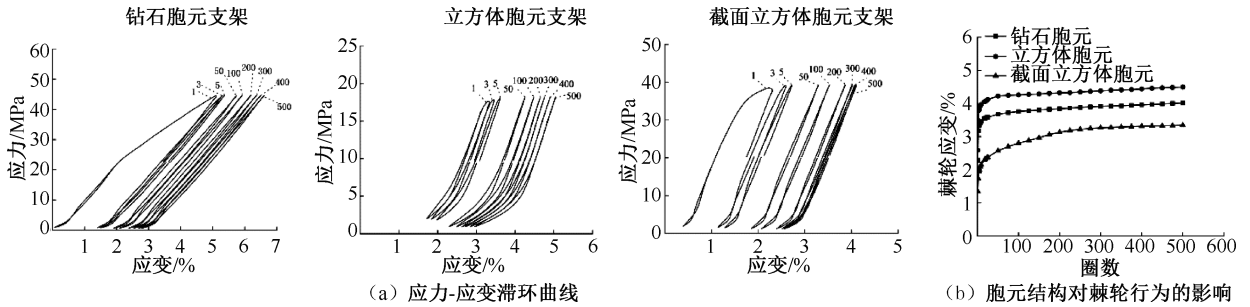


图 5 不同支架单轴压缩棘轮实验结果

Fig. 5 Uniaxial compression ratchet test results of different scaffolds (a) Hysteresis stress-strain curve, (b) Influence of cell structure on ratcheting behavior

## 2.4 不同加载条件对支架棘轮行为的影响

分析不同胞元结构支架的棘轮性能,结果显示,截面立方体胞元支架的棘轮累积应变最小。选取截面立方体胞元支架为研究对象,开展不同加载条件下支架棘轮疲劳实验。结果显示:

随着加载圈数的增加,应力幅值 20 MPa 的棘轮应变累积速率大于 16 MPa 棘轮应变累积速率;棘轮应变累积达到稳定阶段,应力幅值 12、16、20 MPa 的棘轮应变分别为 1.5%、2.8% 和 3.5%,棘轮应变随着应力幅值的增加而增加 [见图 6(b)]。

(1) 在不同平均应力下,棘轮应变随着平均应力的增加而增加 [见图 6(a)]。

(3) 在不同加载速率下,随着加载速率的提高,支架棘轮应变降低 [见图 6(c)]。

(2) 在不同应力幅值下,加载圈数小于 100 圈时,棘轮应变随着加载圈数的增加而增加。实验加载圈数为 100 圈前,应力幅值 20 MPa 的棘轮应变累积速率小于 16 MPa 棘轮应变累积速率;加载圈数为 100 圈时,16、20 MPa 两种应力幅值下棘轮应变相等;加载圈数大于 100 圈时,

(4) 不同峰值应力保持时间下,峰值应力保持时间为 1 s 时的棘轮应变约是 0 s 的 2 倍,峰值应力保持时间 2 s 时的棘轮应变约是 0 s 的 3 倍。随着峰值应力保持时间越长,棘轮应变越大 [见图 6(d)]。

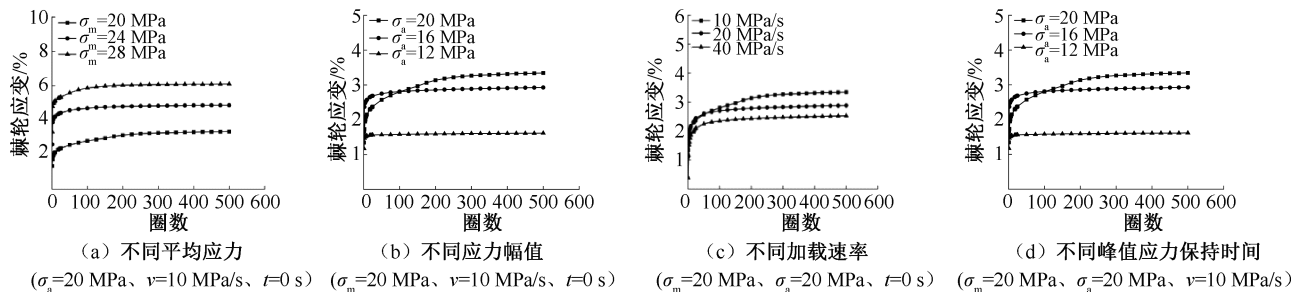


图 6 不同加载条件对截面立方体胞元支架棘轮行为的影响

Fig. 6 Influence of different loading conditions on ratcheting behavior of cross-sectional cubic cell scaffold (a) Different average stresses, (b) Different stress amplitudes, (c) Different loading rates, (d) Different peak stress holding time

注:  $\sigma_a$  为平均应力;  $\sigma_m$  为应力幅值;  $v$  为加载速率;  $t$  为峰值应力保持时间。

## 3 讨论

随着 3D 打印技术在组织工程界迅速发展,结

构复杂的多孔钛合金支架被制造并作为生物植入体广泛应用。多孔钛合金支架解决了支架与下颌骨应力不匹配的难题,并可以设计打印出与下颌骨解剖

结构相匹配的复杂几何形状<sup>[20-21]</sup>。通过对皮质骨和松质骨微观结构分析,多孔钛合金支架孔径 900  $\mu\text{m}$ 、孔隙率大于 80% 满足骨内部的孔隙结构(骨的孔隙率为 5%~90%,孔径为 10~1 000  $\mu\text{m}$ <sup>[22-24]</sup>)。

冯辰栋等<sup>[17]</sup>采用 SLM 和电子束熔融(electron beam melting, EBM)两种打印技术制造多孔钛合金支架,发现 SLM 工艺比 EBM 打印精度高。本文多孔钛合金支架的打印误差规律与冯辰栋等<sup>[17]</sup>研究相似。通过数字图像相关设备对 3D 打印制造的多孔钛合金支架观察,发现支架外观较完整,支架表面有未完全熔融的金属颗粒导致表面粗糙。Ronold 等<sup>[25]</sup>研究认为,这种粗糙表面有利于细胞在支架内部进行附着繁殖。

根据不同胞元结构的多孔钛合金支架单轴压缩实验得出,钻石胞元支架的弹性模量和屈服强度最高,截面立方体胞元支架次之,立方体胞元支架最低。3 种支架的弹性模量范围为 0.322~1.17 GPa,屈服强度范围为 31.8~71.8 MPa,与人体松质骨的弹性模量和屈服强度相匹配<sup>[26]</sup>(弹性模量 0.01~3 GPa,屈服强度 0.2~120 MPa)。

下颌骨与其他骨组织不同,具有复杂的咀嚼运动,故植入支架应具备一定的抗疲劳能力。本文使用 M-3000 电磁动态力学试验机进行压缩棘轮疲劳实验,比较不同胞元类型支架的棘轮疲劳性能。实验结果表明,立方体胞元支架的棘轮应变累积速度最快,截面立方体胞元支架的棘轮应变累积速度最慢。不同胞元结构的多孔钛合金支架的静态力学性能优异顺序与相同结构的棘轮疲劳性能优异顺序不同,说明棘轮疲劳性能除了静态力学性能外,主要受胞元结构影响,这与 Amin 等<sup>[18]</sup>的研究结果相对应。通过研究截面立方体胞元结构多孔钛合金支架不同加载条件下的棘轮疲劳性能发现,随着平均应力、应力幅值和峰值保持时间的增加,棘轮应变明显增加;随着加载速率的增加,棘轮应变明显减小。综上所述,多孔钛合金支架植入下颌骨时,应避免咀嚼硬物。

## 4 结论

本文采用 3D 打印技术制备了不同胞元结构的多孔钛合金支架,分析其打印质量,测试支架的单轴压缩力学性能及压缩棘轮疲劳性能,研究结果可为多孔钛合金支架植入下颌骨提供理论依据。本文所

得结论如下:

(1) 胞元结构影响多孔钛合金支架的 3D 打印质量。

(2) 3 种胞元结构支架静态力学性能最好的是钻石胞元支架,次之为截面立方体胞元支架,最差为立方体胞元支架;但是 3 种胞元结构支架都满足植入体的静态力学要求。3 种胞元结构支架压缩棘轮疲劳性能最好的是截面立方体胞元支架,次之为钻石胞元支架,最差为立方体胞元支架。胞元结构影响支架的静态力学性能和动态力学性能。

(3) 棘轮应变随平均应力、应力幅值和峰值保持时间的增加而增加,随加载速率的增加而减小。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:孙梦超负责实验操作和论文撰写;刘婕、高丽兰负责实验设计和论文指导;罗洋、谭沿松、李瑞欣、张春秋负责论文修改。

## 参考文献:

- [1] KUMAR BP, VENKATESH V, KUMAR KA, *et al.* Mandibular reconstruction: Overview [J]. *J Maxillofac Oral Surg*, 2016, 15(4): 425-441.
- [2] RACHMIEL A, SHILO D, BLANC O, *et al.* Reconstruction of complex mandibular defects using integrated dental custom-made titanium implants [J]. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2017, 55(4): 425-427.
- [3] 郭芳, 黄硕, 刘宁, 等. 具有多孔和支撑结构的修复体重建下颌骨节段性缺损的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 776-782.
- [4] GUO F, HUANG S, LIU N, *et al.* Reconstruction of segmental mandibular defects restored by prosthesis with support and porous structure: A biomechanical study [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 776-782.
- [5] QASSEMYAR Q, ASSOULY N, TEMAM S, *et al.* Use of a three-dimensional custom-made porous titanium prosthesis for mandibular body reconstruction [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2017, 46(10): 1248-1251.
- [6] JO YY, KIM SG, KIM MK, *et al.* Mandibular reconstruction using a customized three-dimensional titanium implant applied on the lingual surface of the mandible [J]. *J Craniofac Surg*, 2018, 29(2): 415-419.
- [7] BUTSCHER A, BOHNER M, HOFMANN S, *et al.* Structural and material approaches to bone tissue engineering in powder-based three-dimensional printing [J]. *Acta Biomater*, 2011, 7(3): 907-920.
- [8] VAN BAELE S, CHAI YC, TRUSCELLO S, *et al.* The

- effect of pore geometry on the *in vitro* biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds [J]. *Acta Biomater*, 2012, 8(7): 2824-2834.
- [ 8 ] ENTEZARI A, ROOHANI I, LI G, *et al.* Architectural design of 3D printed scaffolds controls the volume and functionality of newly formed bone [J]. *Adv Healthc Mater*, 2019, 8(1): 180-190.
- [ 9 ] KADKHODAPOUR J, MONTAZERIAN H, DARABI A, *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(3): 180-191.
- [ 10 ] TORRES-SANCHEZ C, AL MF, NORRITO M, *et al.* The effect of pore size and porosity on mechanical properties and biological response of porous titanium scaffolds [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2017, 77(4): 219-228.
- [ 11 ] PEREZ RA, MESTRES G. Role of pore size and morphology in musculo-skeletal tissue regeneration [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016, 61: 922-939.
- [ 12 ] LI G, WANG L, PAN W, *et al.* *In vitro* and *in vivo* study of additive manufactured porous Ti6Al4V scaffolds for repairing bone defects [J]. *Sci Rep*, 2016, 6(5): 340-372.
- [ 13 ] ZHENG HD, LIU LL, DENG CL, *et al.* Mechanical properties of AM Ti6Al4V porous scaffolds with various cell structures [J]. *Rare Metals*, 2019, 38(6): 123-133.
- [ 14 ] TANIGUCHI N, FUJIBAYASHI S, TAKEMOTO M, *et al.* Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An *in vivo* experiment [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2016, 59(2): 690-701.
- [ 15 ] STOK J, JAGT OP, AMIN YS, *et al.* Selective laser melting-produced porous titanium scaffolds regenerate bone in critical size cortical bone defects [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(5): 792-799.
- [ 16 ] AHMADI SM, YAVARI SA, WAUTHLE R, *et al.* Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties [J]. *Materials*, 2015, 8(4): 1871-1896.
- [ 17 ] 冯辰栋, 夏宇, 李祥, 等. 3D 打印多孔钛支架微观孔隙结构和力学性能 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(3): 256-260.
- FENG CD, XIA Y, LI X, *et al.* Micro-pore structure and mechanical properties of porous titanium scaffold using 3D print technology [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(3): 256-260.
- [ 18 ] AMIN YS, AHMADI SM, WAUTHLE R, *et al.* Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 43(7): 91-100.
- [ 19 ] 韩重韬, 宋令慧, 段国升, 等. 平均应力对 AZ31B 挤压镁合金棘轮行为的影响 [J]. *航空学报*, 2022, 43(12): 574-584.
- [ 20 ] LAI CZ, HOOYAR A. Selective laser melting of titanium alloys and titanium matrix composites for biomedical applications: A review [J]. *Adv Eng Mater*, 2016, 18(4): 100-113.
- [ 21 ] HEINL P, MÜLLER L, KÖRNER C, *et al.* Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting [J]. *Acta Biomaterialia*, 2008, 4(5): 1536-1544.
- [ 22 ] SIKAVITSAS VI, TEMENOFF JS, MIKOS AG. Biomaterials and bone mechanotransduction [J]. *Biomaterials*, 2001, 22(19): 2581-2593.
- [ 23 ] SUSMITA B, SAHAR V, AMIT B. Bone tissue engineering using 3D printing [J]. *Mater Today*, 2013, 16(12): 2019-2028.
- [ 24 ] 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(8): 127-141.
- [ 25 ] RONOLD HJ, LYNSTADAAS SP, ELLINGSEN JE. Analysing the optimal value for titanium implant roughness in bone attachment using a tensile test [J]. *Biomaterials*, 2003, 24(25): 4559-4564.
- [ 26 ] ATAEI A, LI Y, BRANDT M, *et al.* Ultrahigh-strength titanium gyroid scaffolds manufactured by selective laser melting (SLM) for bone implant applications [J]. *Acta Materialia*, 2018, 158(9): 354-368.