

Gyroid 结构钛仿生骨支架修复下颌骨节段性缺损的生物力学性能

姜至秀^{1, 2, 3}, 季侯辰^{1, 2, 3}, 刘丹瑜^{1, 2, 3}, 曹怡琳^{1, 2, 3}, 姜婷婷^{1, 2, 3}, 宋颀函^{1, 2, 3}, 王磊^{1, 2, 3}, 王心彧^{1, 2, 3}<https://doi.org/10.12307/2025.441>

投稿日期: 2024-03-22

采用日期: 2024-05-10

修回日期: 2024-06-25

在线日期: 2024-07-15

中图分类号:

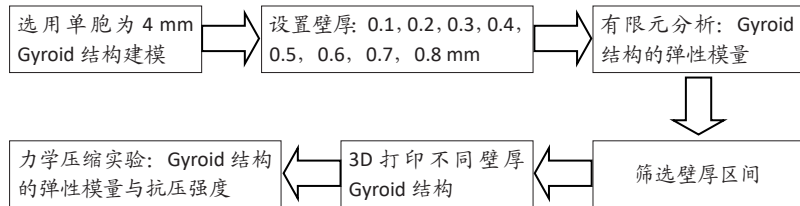
R459.9; R318.08; R782.4

文章编号:

2095-4344(2025)22-04621-08

文献标识码: A

文章快速阅读: 壁厚对 Gyroid 结构力学性能的影响



文题释义:

应力屏蔽现象: 指当2种或者多种具有不同刚度的材料共同承载外力时, 具有刚度较高的材料将会承担较多的载荷, 而刚度较低的材料只承载较低的载荷。当骨组织中发生应力屏蔽现象时, 骨上的应力水平往往长期处于较低的水平, 使得骨组织逐渐发生吸收, 造成损伤部位的骨质疏松, 成为术后骨吸收的重要诱因。

Gyroid结构: 是一种三重周期性最小表面结构, 即在给定边界内最大限度地减少表面积。

摘要

背景: 三周期最小表面的多孔结构是最有前景的骨科生物结构之一, 其中的Gyroid结构具有高比表面积、高渗透率、均曲率为零等特点。

目的: 通过有限元分析结合力学压缩实验测试, 筛选出与下颌骨松质骨弹性模量范围相匹配的4 mm单胞Gyroid结构TC4仿生骨支架壁厚区间。

方法: 建立不同壁厚(0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 mm)4 mm单胞Gyroid结构有限元模型, 分析Gyroid结构的等效弹性模量, 筛选出与下颌骨松质骨弹性模量范围相匹配的Gyroid结构壁厚区间, 壁厚分别为0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7 mm。根据有限元分析筛选结果, 以Ti6Al4V为原料, 采用选择性激光熔融技术制备不同壁厚的3D打印Gyroid结构试件, 进行大颗粒喷砂酸蚀处理, 通过力学压缩实验测试试件的弹性模量与抗压强度。

结果与结论: ①有限元分析结果显示, 随着壁厚的增加, Gyroid结构的等效弹性模量升高, 其中壁厚为0.2–0.7 mm Gyroid结构的等效弹性模量在下颌骨松质骨弹性模量范围内(1.5–4.0 GPa), 用于3D打印Gyroid结构试件; ②力学压缩实验结果显示, 随着壁厚的增加, Gyroid结构试件的弹性模量与抗压强度均升高, 其中0.3–0.5 mm壁厚Gyroid结构试件的弹性模量在下颌骨松质骨弹性模量范围内, 0.3–0.7 mm壁厚Gyroid结构试件的抗压强度符合下颌骨的力学性能; ③结果显示0.3–0.5 mm壁厚Gyroid结构与下颌骨的弹性模量范围相适应。

关键词: 节段性骨缺损; Gyroid结构; 3D打印; 选择性激光熔融; 有限元; 力学性能

Biomechanical properties of Gyroid structured titanium bionic bone scaffolds for repairing segmental mandibular defects

Jiang Zhixiu^{1, 2, 3}, Ji Yuchen^{1, 2, 3}, Liu Danyu^{1, 2, 3}, Cao Yilin^{1, 2, 3}, Jiang Tingting^{1, 2, 3}, Song Yihan^{1, 2, 3}, Wang Lei^{1, 2, 3}, Wang Xinyu^{1, 2, 3}

¹Key Laboratory of Biomedical Materials and Clinical Application in Heilongjiang Province, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China; ²Experimental Center for Stomatological Engineering, ³School of Stomatology, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China
Jiang Zhixiu, Master candidate, Practicing physician, Key Laboratory of Biomedical Materials and Clinical Application in Heilongjiang Province, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China; Experimental Center for Stomatological Engineering, and School of Stomatology, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China

Corresponding author: Wang Xinyu, Associate chief physician, Master's supervisor, Key Laboratory of Biomedical Materials and Clinical Application in Heilongjiang Province, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China; Experimental Center for Stomatological Engineering, and School of Stomatology, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China

Abstract

BACKGROUND: Porous structures based on triple periodic minimal surfaces are one of the most promising orthopedic biostructures, among which the Gyroid structure is characterized by high specific surface area, high permeability, and zero mean curvature.

¹黑龙江省生物医学材料及应用重点实验室, 黑龙江省佳木斯市 154002; 佳木斯大学, ²口腔医学工程实验中心, ³口腔医学院, 黑龙江省佳木斯市 154002

第一作者: 姜至秀, 女, 1997年生, 黑龙江省绥化市人, 汉族, 佳木斯大学口腔医学院在读硕士, 执业医师, 主要从事口腔颌面外科方向的研究。

通讯作者: 王心彧, 副主任医师, 硕士生导师, 黑龙江省生物医学材料及应用重点实验室, 黑龙江省佳木斯市 154002; 佳木斯大学, 口腔医学工程实验中心, 口腔医学院, 黑龙江省佳木斯市 154002

<https://orcid.org/0009-0003-0180-3753> (姜至秀)

基金资助: 黑龙江省自然科学基金项目(LH2022H089), 项目负责人: 王心彧

引用本文: 姜至秀, 季侯辰, 刘丹瑜, 曹怡琳, 姜婷婷, 宋颀函, 王磊, 王心彧. Gyroid 结构钛仿生骨支架修复下颌骨节段性缺损的生物力学性能 [J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(22):4621-4628.



OBJECTIVE: To screen the wall thickness interval of TC4 bionic bone scaffolds with 4 mm single-cell Gyroid structure matching the elastic modulus range of cancellous bone of the mandible through finite element analysis combined with mechanical compression test testing.

METHODS: The finite element model of the 4 mm single-cell Gyroid structure with different wall thicknesses (0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, and 0.8 mm) was established. The equivalent elastic modulus of the Gyroid structure was analyzed, and the wall thickness interval of the Gyroid structure matching the elastic modulus range of the maxillary resinous bone was selected with different wall thicknesses of 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, and 0.7 mm, respectively. According to finite element analysis screening results, the material selected was Ti6Al4V. Selective laser melting was used to prepare 3D printed Gyroid structure specimens. The surface treatment was carried out by large-grained sand blasting and acid etching. The elastic modulus and compressive strength of the specimen were tested by mechanical compression experiment.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The finite element analysis results showed that the equivalent elastic modulus of the Gyroid structure increased with the increase of wall thickness, and the equivalent elastic modulus of the Gyroid structure with wall thickness of 0.2–0.7 mm was within the range of the elastic modulus of the spongy bone of the mandible (1.5–4.0 GPa), which was used for 3D printing of the Gyroid structure specimen. (2) The mechanical compression test results showed that the elastic modulus and compressive strength of the Gyroid structural specimen increased with the increase of wall thickness, and the elastic modulus of the Gyroid structural specimen with wall thickness of 0.3–0.5 mm was within the range of the elastic modulus of the cancellous bone of the mandible. The compressive strength of the Gyroid specimen with 0.3–0.7 mm wall thickness was consistent with the mechanical properties of the mandible. (3) The results show that the Gyroid structure of 0.3–0.5 mm wall thickness is compatible with the range of elastic modulus of the mandible.

Key words: segmental bone defect; Gyroid structure; 3D printing; selective laser melting; finite element; mechanical property

Funding: Heilongjiang Natural Science Foundation Project, No. LH2022H089 (to WXY)

How to cite this article: JIANG ZX, JI YC, LIU DY, CAO YL, JIANG TT, SONG YH, WANG L, WANG XY. Biomechanical properties of Gyroid structured titanium bionic bone scaffolds for repairing segmental mandibular defects. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2025;29(22):4621-4628.

0 引言 Introduction

下颌骨缺损的修复重建是口腔颌面外科领域常见的治疗技术，由于自体骨移植具有良好的骨整合性及无免疫排斥反应，一直是大面积骨缺损治疗的金标准^[1]。临床上用于下颌骨缺损修复重建的自体骨主要有髂骨瓣和腓骨瓣等，但由于外形欠佳、供体可用性有限等严重阻碍了自体骨移植的应用^[2]。同种异体骨移植包括新鲜异体骨、深冻骨、冷冻干燥骨、脱钙骨基质等，虽然解决了部分自体骨移植的问题，但是从基因非相同物种获取的异体移植物会面临免疫排斥反应，而且高吸收率会导致相关并发症的发生^[3]，并且有传播疾病的风险。因此，自体骨移植的难度增加了对组织工程学应用的需求^[4-5]。而今，修复大面积骨缺损仍然是一项巨大的挑战^[6]。TC4钛合金具有良好的生物相容性、优异的机械强度及耐腐蚀性^[7-8]，将其作为天然骨仿生代替物植入成为解决上述挑战的一个更为理想的解决方法。TC4钛合金的弹性模量为110 GPa，虽已经低于其他金属生物材料，但与人体骨的弹性模量(2–20 GPa)相比依旧相差甚远^[9]，这种弹性模量上的悬殊差距会导致材料与自体骨的生物力学性能不匹配^[10]，从而出现应力屏蔽现象^[11-12]，导致患者出现自体骨组织萎缩、骨吸收和骨不愈合等问题，造成手术失败^[13]。将多孔结构与钛合金通过3D打印技术结合^[14]，可以有效降低钛合金结构的刚度，使其具有与人体骨相匹配的弹性模量，有效解决金属植入物与人体骨生物力学性能不匹配的问题。

有限元法是一种利用计算机将计算机辅助设计出的模型进行分析，模拟宏观力学性能及应力变化的分析方法，通过将模型的网格精细化处理，即可得到更准确的计算结果。将有限元法与力学压缩实验相结合进行对比验证，即可较大程度上模拟模型在力学实验中的变化。复杂模型的实体化及力学实验都需要较高的成本，将有限

元法与力学压缩实验相结合，可以用更低的经济成本及时间成本筛选出与人体骨力学性能相适应的材料及结构，在一定范围内具有极高的可行性。

三周期极小曲面形态由隐函数严格控制^[15]，因其表面积大允许细胞生长、平均曲率为零(与人骨相似)^[16]，被认为是多孔骨支架的理想结构，可以提升术后骨修复效果^[17]。与普通晶格结构支架相比，三周期极小曲面具有无限连续的表面，可以达到更少的应力集中和更高的机械性能^[18-19]。重庆大学FAN等^[20]设计并制备了3种壁厚梯度下的三周期极小曲面结构进行动物实验，结果表明植入体内后新生骨组织稳定牢固，孔隙率为60%–80%的Neovius支架具有良好的骨结合能力，有利于新生骨组织的长入。东南大学LI等^[21]将三维打印的P结构三周期极小曲面金属支架植入猪胫骨中，证实了三周期极小曲面骨替代物在骨组织修复中的应用潜力。

三周期极小曲面中的Gyroid结构拥有高比表面积、高渗透率的特点^[22]，双陀螺的陀螺晶格形式被确定为具有高刚度和低最大von Mises应力，并且Gyroid结构具有轴对称刚度，这使其在载荷的确切性质和方向尚不完全清楚或存在较大不确定性的应用中成为一种理想选择^[23]。

晶胞尺寸在决定选择性激光熔融金属晶格失效机制方面起着重要作用。为避免局部断裂和裂纹扩展导致低应变结构失效，应选择较小的晶胞尺寸。但在实践中这可能会带来一个问题，因为单元的最小特征，无论是枝杆还是如此次所研究的连续表面，都不能接近相关铸造平台的制造分辨率，否则它们的制造过程就很难准确复制^[23]。因此，此次研究选择较大的4 mm Gyroid结构作为单胞结构，不仅可以使制造精度更加精确，还可以促进血管生成、给予新骨更多的生长空间；通过对不同壁厚Gyroid结构模型进行有限元分析及体外力学性能测试，筛选出与人体骨的生物力学性能相匹配的壁厚区间，以期改善应力屏蔽

导致的患者自体骨组织萎缩、骨吸收和骨不愈合等问题，解决自体或异体移植的骨移植技术带来的弊端。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析及力学性能研究。

1.2 时间及地点 实验于2022年10月至2023年5月在佳木斯大学口腔医学工程实验中心完成。

1.3 材料 3D打印机 (Concept Laser Mlab cusing R, 德国); 滤芯 (Concept Laser Mlab cusing R, 德国); 橡胶刮刀 (Concept Laser Mlab cusing R, 德国); 钛合金基板 (中国德普润公司); Ti6Al4V 粉末 (粒径 10–53 μm , GE Additive); 光学显微镜 (德国 Carl Zeiss AG 公司); 万能试验机 (中国济南恒瑞金试验机有限公司)。

1.4 方法

1.4.1 有限元分析实验

Gyroid 结构建模: 选用单胞大小为 4 mm 的 Gyroid 结构, 在 Rhinoceros 软件中运用 grasshopper 可视化编程插件, 运用偏移曲面法, 构造出 Gyroid 结构的单周期曲面, 再堆叠出实验所需的不同壁厚的 Gyroid 结构模型, 如图 1 所示, 壁厚设置为 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 mm。

有限元分析: 将不同壁厚的 Gyroid 结构标准模型导入 Ansys Workbench 2022 R2 软件中, 通过 Ansys 的静力分析对模型进行压缩, 模拟力学实验进行有限元分析, 研究壁厚对 Gyroid 结构力学性能的影响规律。选取材料为 Ti6Al4V, 输入的材料参数为: 弹性模量 110 GPa, 泊松比 0.3^[24]。在 Gyroid 结构标准模型的分析模块中创建 2 个面积大于 12 mm \times 12 mm 的刚体板, 然后对模型及刚体板进行网格划分, 将底部平面进行约束, 对模型的自由度进行固定, 在上方刚体板上施加向下的位移 6 mm, 选一个参考点用来计算得到的反作用力, 如图 2 所示。根据上述方法对不同壁厚模型行 3 次重复实验。从而计算出不同壁厚 Gyroid 结构模型的力-位移曲线, 进而计算出等效应力-应变曲线, 根据该曲线计算出模型的弹性模量。

$$E = \sigma / \epsilon \quad (1)$$

$$\sigma = F / A \quad (2)$$

$$\epsilon = \Delta L / L \quad (3)$$

其中 E 为弹性模量, F 为试件所受载荷, A 为试件的原始截面积, ΔL 为试件受力作用下发生的形变量, L 表示试件的初始尺寸。用载荷除以原始截面积得到 Gyroid 结构模型的等效应力 σ , 用形变量 ΔL 除以模型的初始高度 L 得到 Gyroid 结构模型的等效应变 ϵ 。

1.4.2 力学压缩实验

制备不同壁厚 Gyroid 结构: ① 3D 打印: 在 AutoFab

软件中对通过有限元分析筛选出符合下颌骨弹性模量范围的 0.2–0.7 mm 壁厚的 Gyroid 模型加支撑及切片, 导出为适配 3D 打印机的 .CLS 格式。使用筛粉机筛粉完成后, 依次安装滤芯、橡胶刮刀以及钛合金基板, 导入 “.CLS” 目标文件。采用选择性激光熔融技术制备 Gyroid 结构试件。以 Ti6Al4V 粉末为原料通过 3D 打印机打印, 打印参数设置为: 激光功率 95 W, 扫描速度 900 mm/s, 层厚 25 μm 。②退火: 将打印完成的试件放入真空热处理炉, 抽真空 10 min (真空度低于 1 Pa) 实现真空环境。在真空状态下 150 min 达到 800 $^{\circ}\text{C}$, 并保持 240 min, 然后冷却至 150 $^{\circ}\text{C}$, 打开真空室, 取出试件。③表面处理: 采用大颗粒喷砂酸蚀的表面处理方法, 采用 60 目白刚玉垂直喷砂 30–40 s, 其中距离 10 cm、压强 0.3 MPa。超声清洗后, 在硫酸盐酸混酸中进行酸蚀, 其中 H_2SO_4 、 HCl 、 H_2O 的体积比为 1 : 1 : 2, 酸蚀时间为 30 min, 酸蚀温度为 75 $^{\circ}\text{C}$ 。④壁厚测量: 利用光学显微镜设备对表面处理前后的 Gyroid 结构试件壁厚进行观测与记录。

力学压缩实验: 使用万能试验机对 Gyroid 结构 TC4 标准件进行力学压缩实验, 试件尺寸为 12 mm \times 12 mm \times 13 mm, 见图 3。根据 ISO13314:2011 标准, 以 1.2 mm/min 的机头速度对 TC4 标准件进行压缩。压缩停止条件是压缩至位移为 8 mm 或力达到 99 kN。此次研究中弹性模量 (E) 定义为弹性变形区域内应力-应变曲线的斜率, 抗压强度定义为材料承受压缩载荷时的最大荷载与受力面积的比值。

1.5 主要观察指标 有限元分析结合力学压缩实验测试, 筛选出与下颌骨松质骨弹性模量范围相匹配的 4 mm 单胞 Gyroid 结构 TC4 仿生骨支架壁厚区间。

2 结果 Results

2.1 有限元分析结果 通过有限元软件的力-位移曲线求得 Gyroid 结构模型的等效应力-应变曲线, 等效应力垂直于加载方向均匀增大, 如图 4 所示。力学性能分为弹性阶段、强化阶段、局部变形阶段。在压缩初始阶段, 服从胡克定律, 为弹性阶段。结构模型在压缩过程达到强度极限后, 应力值趋于稳定如图 4I 所示。在有限元模拟的力学压缩实验中, 应变在 1.4% 之前为弹性阶段, 计算出壁厚为 0.1–0.8 mm 的标准件模型的等效弹性模量^[25] (图 5)。3 次重复实验结果相同。由结果可知, 随着壁厚的升高, Gyroid 结构的等效弹性模量也随之升高, 并且壁厚为 0.2–0.7 mm Gyroid 结构的等效弹性模量在下颌骨松质骨的弹性模量范围 (1.5–4.0 GPa) 内。

2.2 力学压缩实验结果

2.2.1 Gyroid 结构试件表面处理结果 采用选择性激光熔融技术制备的 Gyroid 结构试件壁厚比设计的壁厚大, 随着壁厚的增大二者误差变小, 但依旧存在着接近于 10%

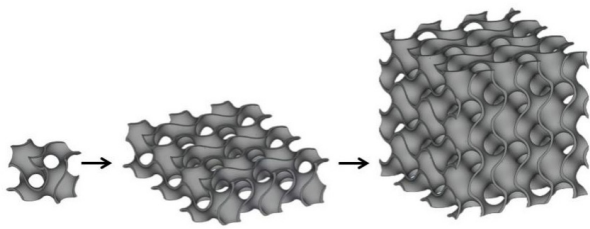


图 1 | 运用偏移曲面法构造出不同壁厚的 Gyroid 结构模型
Figure 1 | Constructing the structural model of Gyroid with different wall thicknesses using the offset surface method

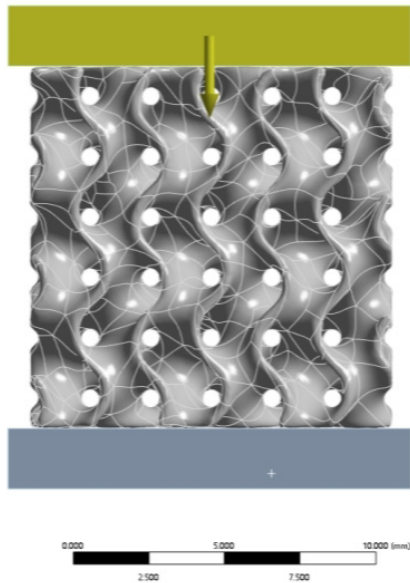


图 2 | Gyroid 结构有限元条件设置
Figure 2 | Finite element condition setting of Gyroid structure

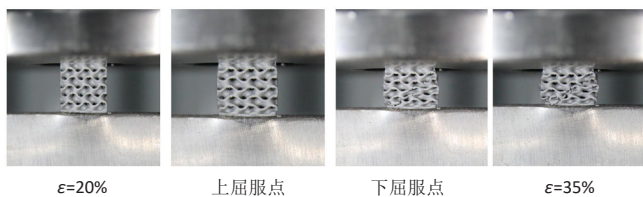
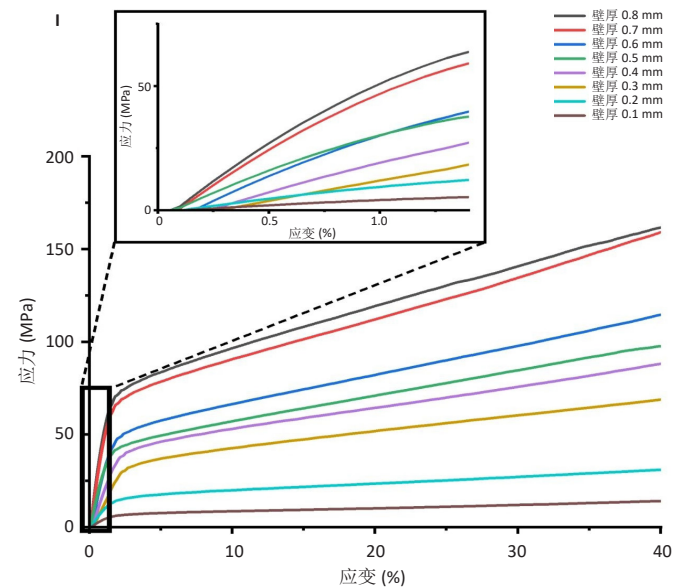
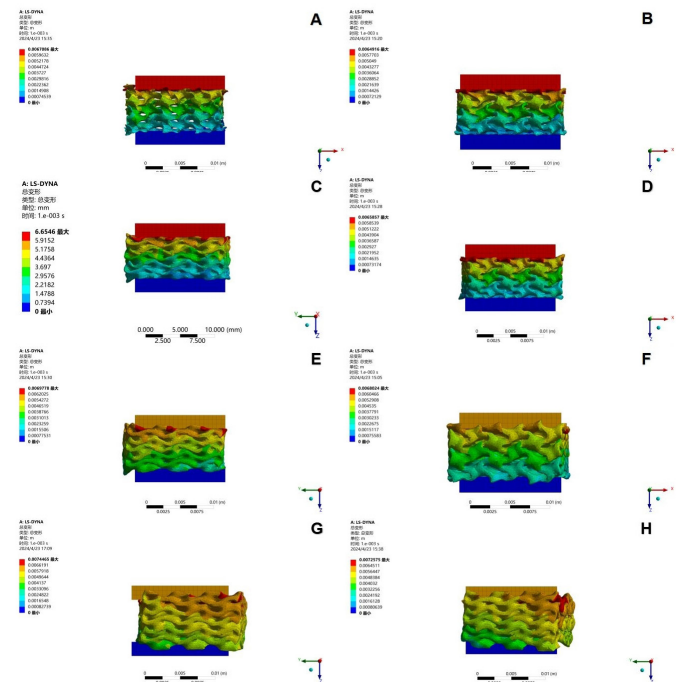


图 3 | Gyroid 结构 TC4 标准件压缩实验示意图
Figure 3 | Schematic diagram of compression test of Gyroid structure TC4 standard parts

的误差，经大颗粒喷砂酸蚀处理后 Gyroid 结构试件壁厚降低到与设计壁厚相近的数值 (表 1)，并且喷砂在试件表面形成了 20–40 μm 的一级孔洞，酸蚀在试件表面形成了 1–3 μm 的二级孔洞。

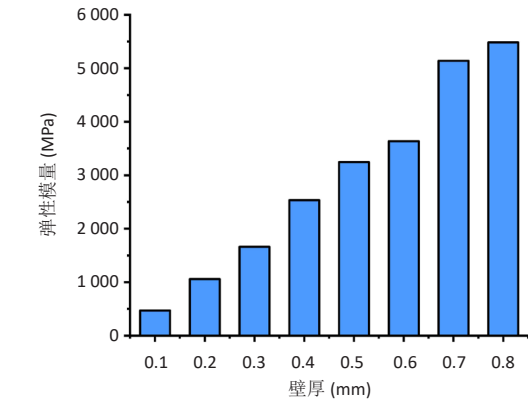
2.2.2 力学压缩实验结果 如图 6 所示，Gyroid 结构的失效模式是对角剪切，这导致了如图 7A 所示的应力-应变曲线中最初强度损失 70%，随后通过致密化相对均匀地增强，在 70% 应变后，由于 Gyroid 结构的上部和下部被挤压在一起应力均匀增强，最高可达 90%。与加载方向成 45° 对角剪切带的形成，以前在其他用选择性激光熔融制



图注：A-H 分别为壁厚为 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8 mm Gyroid 结构的等效应力分布，随着壁厚的增加，Gyroid 结构的等效应力增大；I 为不同壁厚 Gyroid 结构的等效应力-应变曲线。
图 4 | 不同壁厚 Gyroid 结构的等效应力分布及等效应力-应变曲线
Figure 4 | Equivalent stress distribution and equivalent stress-strain curves of Gyroid structures with different wall thicknesses

表 1 | 不同壁厚 Gyroid 结构表面处理前后实际壁厚
Table 1 | Actual wall thickness before and after surface treatment of Gyroid structures with different wall thicknesses

| 设计壁厚 | 实际壁厚 (mm) | |
|--------|-----------|------------|
| | 3D 打印试件壁厚 | 大颗粒喷砂酸蚀后壁厚 |
| 0.2 mm | 0.241 | 0.212 |
| 0.3 mm | 0.351 | 0.311 |
| 0.4 mm | 0.446 | 0.398 |
| 0.5 mm | 0.538 | 0.508 |
| 0.6 mm | 0.647 | 0.613 |
| 0.7 mm | 0.744 | 0.709 |



图注：随着壁厚的增加，Gyroid 结构的弹性模量增大，壁厚为 0.2–0.7 mm Gyroid 结构的弹性模量在下颌骨松质骨的弹性模量范围 (1.5–4.0 GPa) 内。

图 5 | 不同壁厚 Gyroid 结构的等效弹性模量

Figure 5 | Equivalent elastic modulus for Gyroid structures with different wall thicknesses

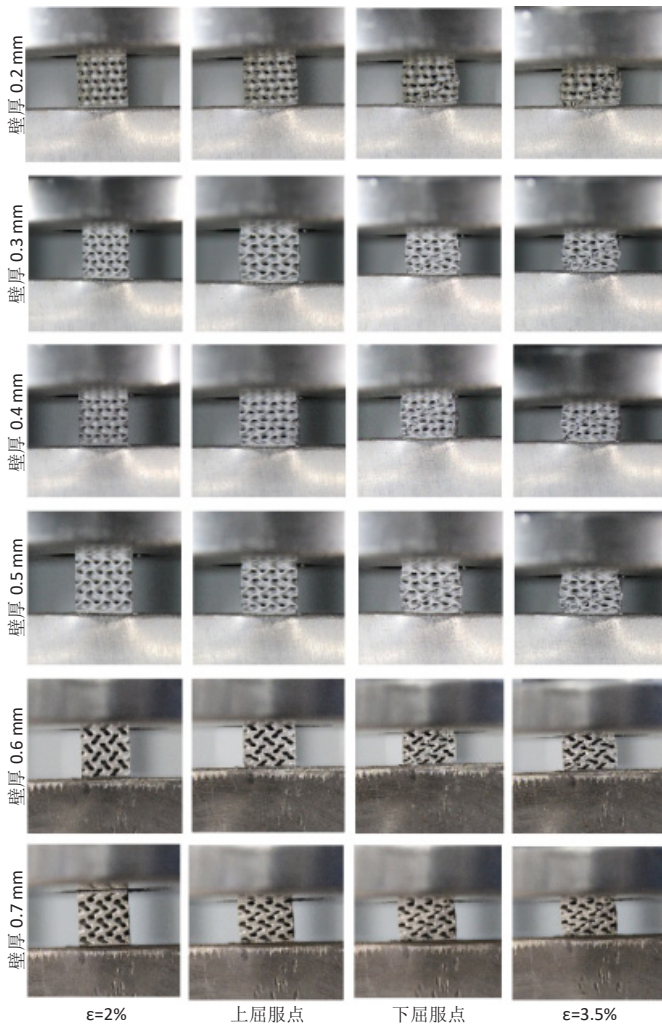
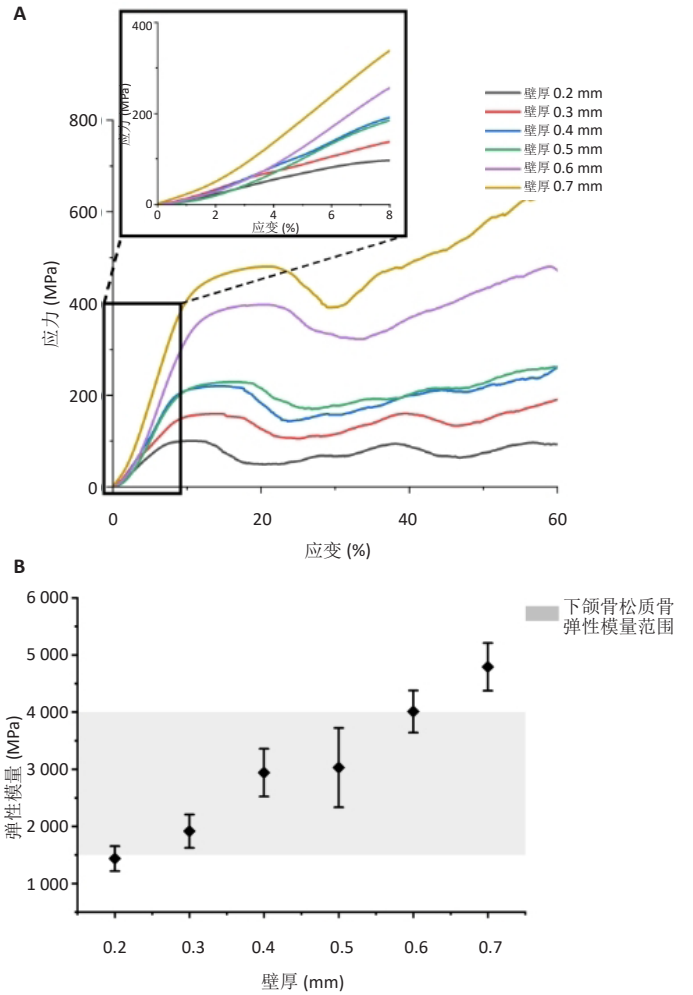


图 6 | 不同壁厚 Gyroid 结构试件力学压缩实验过程

Figure 6 | Process in mechanical compression test of Gyroid structure with different wall thicknesses

造的晶格类型中也出现过^[26-29]，随着压缩实验的继续进行，该对角剪切也越来越小，到 Gyroid 结构单胞全部致密化阶段屈服面消失，直至 Gyroid 结构单胞完全破坏。



图注：A 为不同壁厚 Gyroid 结构的应力-应变曲线；B 为不同壁厚 Gyroid 结构试件的弹性模量，其中 0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构试件的弹性模量在下颌骨松质骨弹性模量范围内 (1.5–4.0 GPa)。

图 7 | 不同壁厚 Gyroid 结构试件的应力-应变曲线与弹性模量

Figure 7 | Stress-strain curves and elastic modulus of Gyroid structures with different wall thicknesses

如图 7A 所示，随着壁厚的增加，Gyroid 结构试件的弹性模量增加，在获得与天然骨骼相近弹性模量的同时可以获得更大比表面积，有利于细胞附着及长入，加快骨结合。

为了适合替代天然骨骼，金属支架的机械性能必须与正常骨骼相匹配。材料的机械强度可以通过改变结构的参数进行改变。多孔支架的机械性能必须在正常骨骼的范围内，以避免应力屏蔽。人类下颌骨松质骨的弹性模量为 1.5–4.0 GPa^[30-31]，此次研究中 0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构试件的弹性模量在该范围内，如图 7B 及表 2。

下颌骨是颌面部骨中唯一能活动的骨，除弹性模量外，强度对于下颌骨来说也及其重要，强度是指下颌骨在承载负荷情况下抵抗破坏的能力。如表 2 所示，除了 0.2 mm 壁厚 Gyroid 结构试件的抗压强度小于人下颌骨的各向抗压强度^[32]，其他壁厚 Gyroid 结构试件的抗压强度符合下颌骨的力学性能。

表 2 | 不同壁厚 Gyroid 结构试件的弹性模量及抗压强度 ($\bar{x} \pm s$, MPa)

Table 2 | Elastic modulus and compressive strength of Gyroid structures with different wall thicknesses

| 壁厚 | 弹性模量 | 抗压强度 |
|--------|-----------------|--------------|
| 0.2 mm | 1 438.41±218.92 | 70.89±1.79 |
| 0.3 mm | 1 917.81±292.05 | 110.84±1.14 |
| 0.4 mm | 2 942.74±418.03 | 151.48±0.60 |
| 0.5 mm | 3 030.25±694.97 | 172.45±27.36 |
| 0.6 mm | 4 011.41±369.12 | 276.29±1.55 |
| 0.7 mm | 4 792.11±416.97 | 344.21±5.89 |

表注: 随着壁厚的增加, Gyroid 结构试件的弹性模量及抗压强度增大。

3 讨论 Discussion

颌面部肿瘤、炎症、创伤等均可能导致下颌骨节段性缺损^[33-34], 由于下颌骨的连续性遭到破坏, 植入物设计不合理、应力屏蔽等问题也在下颌骨修复治疗的发展中浮现出来, 而这些问题会导致治疗难度显著提高^[35]。虽然下颌骨缺损的修复重建已是口腔颌面外科领域常见的治疗技术, 但是随着计算机辅助设计及金属增材制造技术的发展, 下颌骨的个性化治疗依旧有着极大的探索空间及发展前景^[36]。

以金属、陶瓷、生物活性玻璃和水门汀为基础的合成生物相容性替代品, 被视为应对上述挑战的最有前途的解决方案之一。目前, 由于 TC4 具有优异的机械强度、生物安全性和耐腐蚀性, 数以百万计的 TC4 植入体被用于关节置换和大面积骨缺损修复。尽管钛及钛合金在临床上被广泛应用^[37], 但是由于其弹性模量远高于人骨, 致使钛及钛合金的生物力学性能与人下颌骨并不匹配, 这种不匹配导致的应力屏蔽作用会使患者自体骨组织萎缩, 甚至出现骨吸收和骨不愈合等问题^[33], 造成手术失败。

将多孔结构与钛合金材料结合起来, 通过对多孔结构单元结构的控制来改变结构试件的刚度, 使其接近人骨的弹性模量, 从而减少上述术后问题的发生^[38-39]。在多孔结构的制造中, 选择性激光熔融技术具有独特的优势, 因为它能够精确控制单位骨架元素, 如孔径、小梁和多孔结构的壁厚^[40]。Gyroid 连续的表面结构拓扑学是最优化的, 在选择性激光熔融加工过程中能提供更好的自我支撑。

由于 Gyroid 结构可以在满足良好的生物学性能的同时^[41], 在力学性能上可以与人下颌骨的弹性模量相适应^[42], 此次研究选择 4 mm 的 Gyroid 结构单元作为研究对象^[23]。通过选择性激光熔融技术制备的 Gyroid 结构力学标准件的壁厚厚度大于在 Rhinoceros 软件中设置的壁厚参数, 并且随着壁厚增大误差逐渐变小, 原因是利用选择性激光熔融技术制备壁厚较小的 Gyroid 结构时, 由于 Ti6Al4V 粉末颗粒具有一定的自身尺寸, 会造成 Gyroid 标准件的尺寸误差, 随着壁厚的增大偏差百分比逐渐减小^[43]。

表面处理前扫描电镜下可见 Gyroid 结构试样表面存在着非常不规则的凹凸状, 表面有深浅不一的凹坑和有大量锐利状的突起, 考虑这是由于白刚玉以一定速度和角度一遍遍对钛合金表面进行冲击和切削作用使其表面产生塑性变形, 造成晶格发生畸变, 表面组织破碎, 位错大量增加且表面缺陷显著增加, 表面钝化膜遭到破坏, 出现褶皱以及大小不一的凹坑, 在高倍镜下还可以观察到在凹坑的内表面局部有喷砂颗粒的镶嵌, 经分析得到其为铝元素, 并且通过超声清洗也无法除去, 单纯的喷砂处理在试样表面形成了不规则的凹坑, 这就是表面的一级粗糙结构, 但铝元素如若植入体内会对骨结合产生影响, 进一步酸处理后在扫描电镜高倍镜下可以看见酸腐蚀形成的层层嵌套凹凸结构。然而试件在经过大颗粒喷砂酸蚀处理后, 除了增加了亲水性能以及获得更粗糙的多层次孔隙结构外, 其厚度也更接近在 Rhinoceros 软件中设计出的 Gyroid 结构标准件壁厚。

此次研究运用有限元法分析壁厚对 Gyroid 结构力学性能的影响, 得到弹性模量与 Gyroid 结构壁厚的关系, 发现随着壁厚的升高该结构试件的弹性模量也随之升高, 并且壁厚为 0.2-0.7 mm Gyroid 结构试件的弹性模量在下颌骨松质骨的弹性模量范围内 (1.5-4.0 GPa)。由于有限元分析是基于利用数学近似的方法对真实物理系统进行模拟, 此次研究进行了力学压缩实验对有限元分析结果进行物理学验证。

先前有研究表明, Gyroid 结构弹性模量的力学实验值和有限元仿真值都有超过 20% 的差值, 该研究认为 Gyroid 结构等效弹性模量相差较大是由粉末黏附引起的结构各向异性导致的^[44]。此次研究发现这种误差原因很难避免且存在其他误差原因。

此次研究的力学压缩实验验证结果显示, Rhinoceros 软件设计的标准件等效弹性模量与经过选择性激光熔融打印的标准件弹性模量实测值之间存在较大偏差, 最大偏差百分比为 36%, 分析其偏差原因: ①理想化误差: 是在有限元法分析开始之前引入的, 因此不可能通过改进有限元分析技术来达到消除的目的, 而只能通过修改数学模型本身来实现消除; ②离散化误差: 与几何实体的离散和单元类型、单元尺寸以及网格划分方式有关; ③选择性激光熔融技术打印工艺的精度不足以使得 Rhinoceros 软件设计的标准件百分百精确成形。有限元理论中的理想化误差无法进行修正, 离散化误差可以通过改进有限元分析技术或者技巧来尽力减小这方面的误差, 比如提高单元精度和增加网格密度减小计算方面的误差等方法, 而选择性激光熔融打印工艺的精度不足带来的误差在实验中很难避免。

通过调研关于骨小梁力学性能的大量文献得出,

骨小梁的弹性模型为 1.5–4.0 GPa、抗压强度为 25–244.55 MPa。此次研究力学室温压缩实验验证结果表明，0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构件符合下颌骨的弹性模量及抗压强度范围，与人下颌骨松质骨的弹性模量 (1.5–4.0 GPa) 匹配；0.2 mm 壁厚 Gyroid 结构的抗压强度低于人下颌骨拉压强度，不适宜作为修复下颌骨节段性骨缺损的仿生骨支架。由结果可见，Gyroid 结构等效弹性模量与经过选择性激光熔融打印标准件的弹性模量实测值之间亦存在较大偏差，应该考虑到减小组距进行进一步的测试，以建立更完整的弹性模量与壁厚的趋势^[39]。虽与有限元分析结果相比具有误差，但是研究中 0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构的弹性模量依旧在人骨弹性模量范围内，证明可以通过对 Gyroid 结构壁厚参数进行调整来控制植入物的弹性模量及抗压强度，避免在下颌骨节段性缺损治疗中由于应力屏蔽等原因出现的骨吸收和骨不愈合等问题，同时促进“植入物–骨”界面的融合，使缺损两端的骨生长到孔隙中，实现植入物–骨的整合，从而使得该种骨代替物下颌骨节段性缺损治疗中的固位更加稳定。

此次研究仅通过有限元分析及力学压缩实验验证 4 mm 单胞 Gyroid 结构不同壁厚标准件与下颌骨的力学性能是否相匹配，接下来将通过体内外生物相容性实验来探究 0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构多孔钛仿生骨支架的生物相容性，是否有利于骨与植入物之间的固位与稳定，是否可以在下颌骨骨缺损的修复重建中获得更广泛的临床应用前景。

结论：3D 打印会增加 Gyroid 结构壁厚，大颗粒喷砂酸蚀表面处理使支架的厚度更接近于 Rhinoceros 设计出的 Gyroid 结构标准件。通过有限元法设计的 Gyroid 结构标准件等效弹性模量与采用选择性激光熔融技术打印 Gyroid 结构试件的弹性模量实测值之间存在较大偏差，最大偏差百分比可达 36%。通过有限元分析及力学压缩实验得出，0.3–0.5 mm 壁厚 Gyroid 结构的弹性模量与下颌骨弹性模量范围相适应，有望运用在下颌骨节段性骨缺损修复中，其生物相容性还需要体内外实验进行进一步验证。

作者贡献：姜至秀进行实验设计，实验实施为姜至秀、季保辰，实验评估为刘丹瑜、宋颐函，资料收集为曹怡琳、婷婷、王磊，姜至秀成文，王心或审校。

利益冲突：文章的全部作者声明，在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明：这是一篇开放获取文章，根据《知识共享许可协议》“署名–非商业性使用–相同方式共享 4.0”条款，在合理引用的情况下，允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展，同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献，并为之建立索引，用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让：文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范：该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究

实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审，同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- ZHANG M, FUKUSHIMA Y, NOZAKI K, et al. Enhancement of bone regeneration by coadministration of angiogenic and osteogenic factors using messenger RNA Inflamm Regen. 2023;43(1):32.
- CHENG C, CHAABAN M, BORN G, et al. Repair of a Rat Mandibular Bone Defect by Hypertrophic Cartilage Grafts Engineered From Human Fractionated Adipose Tissue. Front Bioeng Biotechnol. 2022;10: 841690.
- BEZ M, SHEYN D, TAWACKOLI W, et al. In situ bone tissue engineering via ultrasound-mediated gene delivery to endogenous progenitor cells in mini-pigs. Sci Transl Med. 2017;9(390):eaal3128.
- KAPLAN J, LEE ZH, GROME L, et al. Sensory Outcomes for Inferior Alveolar Nerve Reconstruction with Allograft following Free Fibula Mandible Reconstruction. Plast Reconstr Surg. 2023;152(3): 499e-506e.
- BASMA HS, SALEH MHA, GEURS NC, et al. The effect of bone particle size on the histomorphometric and clinical outcomes following lateral ridge augmentation procedures: A randomized double-blinded controlled trial. J Periodontol. 2023;94(2):163-173.
- ZHANG Y, WANG H, HUANGFU H, et al. 3D printing of bone scaffolds for treating infected mandible bone defects through adjustable dual-release of chlorhexidine and osteogenic peptide. Mater Design. 2022; 224:111288.
- POBLOTH AM, CHECA S, RAZI H, et al. Mechanobiologically optimized 3D titanium-mesh scaffolds enhance bone regeneration in critical segmental defects in sheep. Sci Transl Med. 2018;10(423):eaam8828.
- BARUI S, PANDA AK, NASKAR S, et al. 3D inkjet printing of biomaterials with strength reliability and cytocompatibility: Quantitative process strategy for Ti-6Al-4V. Biomaterials. 2019;213:119212.
- SUMNER DR, TURNER TM, IGLORIA R, et al. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. J Biomech. 1998;31(10):909-917.
- WONG KK, HSU HC, WU SC, et al. A Review: Design from Beta Titanium Alloys to Medium-Entropy Alloys for Biomedical Applications. Materials (Basel, Switzerland). 2023;16(21):7046.
- CHEN SY, HUANG JC, PAN CT, et al. Microstructure and mechanical properties of open-cell porous Ti-6Al-4V fabricated by selective laser melting. J Alloys Compd. 2017;713:248-254.
- MEI S, WANG H, WANG W, et al. Antibacterial effects and biocompatibility of titanium surfaces with graded silver incorporation in titania nanotubes. Biomaterials. 2014;35(14):4255-4265.
- LI HF, ZHENG YF. Recent advances in bulk metallic glasses for biomedical applications. Acta Biomater. 2016;36:1-20.
- SUN X, JIAO X, YANG X, et al. 3D bioprinting of osteon-mimetic scaffolds with hierarchical microchannels for vascularized bone tissue regeneration. Biofabrication. 2022;14(3).doi: 10.1088/1758-5090/ac6700
- BOUAKAZ I, DROUET C, GROSSIN D, et al. Hydroxyapatite 3D-printed scaffolds with Gyroid-Triply periodic minimal surface porous structure: Fabrication and an in vivo pilot study in sheep. Acta Biomater. 2023; 170:580-595.

- [16] JINNAI H, WATASHIBA H, KAJIHARA T, et al. Surface curvatures of trabecular bone microarchitecture. *Bone*. 2002;30(1):191-194.
- [17] WANG Y, CHEN S, LIANG H, et al. Design and fabrication of biomimicking radially graded scaffolds via digital light processing 3D printing for bone regeneration. *J Mater Chem B*. 2023;11(41):9961-9974.
- [18] LI N, XUE C, CHEN S, et al. 3D Printing of Flexible Mechanical Metamaterials: Synergistic Design of Process and Geometric Parameters. *Polymers (Basel)*. 2023;15(23):4523.
- [19] NAZIR A, GOHAR A, LIN SC, et al. Flexural Properties of Periodic Lattice Structured Lightweight Cantilever Beams Fabricated Using Additive Manufacturing: Experimental and Finite Element Methods. *3D Print Addit Manuf*. 2023;10(6):1381-1393.
- [20] FAN X, TANG Q, FENG Q, et al. Design, mechanical properties and energy absorption capability of graded-thickness triply periodic minimal surface structures fabricated by selective laser melting. *Int J Mech Sci*. 2021;204:106586.
- [21] LI L, SHI J, ZHANG K, et al. Early osteointegration evaluation of porous Ti6Al4V scaffolds designed based on triply periodic minimal surface models. *J Orthop Transl*. 2019;19:94-105.
- [22] ZHANG L, LEE W, LI X, et al. 3D direct printing of mechanical and biocompatible hydrogel meta-structures. *Bioact Mater*. 2022;10:48-55.
- [23] MASKERY I, ABOULKHAIR NT, AREMU AO, et al. Compressive failure modes and energy absorption in additively manufactured double gyroid lattices. *Add Manuf*. 2017;16:24-29.
- [24] 张亮, 韩泽奎, 臧旸欣, 等. 仿生蛛网孔隙结构 3D 打印个性化钛网设计及三维有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2023, 27(30): 4796-4801.
- [25] 肖映雄, 张平, 舒适, 等. 一种计算复合材料等效弹性性能的有限元方法 [J]. *固体力学学报*, 2006(1):77-82.
- [26] HUISKES R, RUIJMAN R, VAN LENTHE GH, et al. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature*. 2000;405(6787):704-706.
- [27] IVAÑEZ I, FERNANDEZ-CAÑADAS LM, SANCHEZ-SAEZ S. Compressive deformation and energy-absorption capability of aluminium honeycomb core. *Compos Struct*. 2017;174:123-133.
- [28] MASKERY I, ABOULKHAIR NT, AREMU AO, et al. A mechanical property evaluation of graded density Al-Si10-Mg lattice structures manufactured by selective laser melting. *Mater Sci Eng A*. 2016;670:264-274.
- [29] QIU C, YUE S, ADKINS NJE, et al. Influence of processing conditions on strut structure and compressive properties of cellular lattice structures fabricated by selective laser melting. *Mater Sci Eng A*. 2015;628:188-197.
- [30] NOVAES AB JR, DE SOUZA SLS, DE BARROS RRM, et al. Influence of implant surfaces on osseointegration. *Braz Dent J*. 2010;21(6):471-481.
- [31] LI Y, YANG C, ZHAO H, et al. New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications. *Materials (Basel)*. 2014;7(3):1709-1800.
- [32] 陈新民, 王劲茗, 赵云凤, 等. 人体下颌骨强度研究 [J]. *口腔颌面修复学杂志*, 2002, 3(2):113-115.
- [33] NIE R, SUN Y, LV H, et al. 3D printing of MXene composite hydrogel scaffolds for photothermal antibacterial activity and bone regeneration in infected bone defect models. *Nanoscale*. 2022;14(22):8112-8129.
- [34] ZHANG B, YIN X, ZHANG F, et al. Customized bioceramic scaffolds and metal meshes for challenging large-size mandibular bone defect regeneration and repair. *Regen Biomater*. 2023;10:rbd057.
- [35] PARK SJ, RAHMAN MM, LEE J, et al. Investigation of Bone Regeneration Efficacy of New Bovine Bone Minerals in a Canine Mandibular Critical Defect Model. *Adv Healthc Mater*. 2023;12(22):e2202942.
- [36] GUO Y, WU J, XIE K, et al. Study of Bone Regeneration and Osteointegration Effect of a Novel Selective Laser-Melted Titanium-Tantalum-Niobium-Zirconium Alloy Scaffold. *ACS Biomater Sci Eng*. 2019;5(12):6463-6473.
- [37] BOSE S, ROY M, BANDYOPADHYAY A. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends Biotechnol*. 2012;30(10):546-554.
- [38] REZWAN K, CHEN QZ, BLAKER JJ, et al. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*. 2006;27(18):3413-3431.
- [39] CASTRO APG, RUBEN RB, GONÇALVES SB, et al. Numerical and experimental evaluation of TPMS Gyroid scaffolds for bone tissue engineering. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2019;22(6):567-573.
- [40] DALLAGO M, FONTANARI V, TORRESANI E, et al. Fatigue and biological properties of Ti-6Al-4V ELI cellular structures with variously arranged cubic cells made by selective laser melting. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;78:381-394.
- [41] LIANG B, SADEGHIAN DEHKORD E, VAN HEDE D, et al. Model-Based Design to Enhance Neotissue Formation in Additively Manufactured Calcium-Phosphate-Based Scaffolds. *J Funct Biomater*. 2023;14(12):563.
- [42] LU Y, CUI Z, CHENG L, et al. Quantifying the discrepancies in the geometric and mechanical properties of the theoretically designed and additively manufactured scaffolds. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;112:104080.
- [43] 柏龙, 熊飞, 陈晓红, 等. SLM 制备的 Ti6Al4V 轻质点阵结构多目标结构优化设计研究 [J]. *机械工程学报*, 2018, 54(5):156-165.
- [44] PENG X, HUANG Q, ZHANG Y, et al. Elastic response of anisotropic Gyroid cellular structures under compression: Parametric analysis. *Mater Design*. 2021;205:109706.

(责任编辑: QY, GW, ZN, YJ)