

文章编号: 1004-7220(2023)05-0882-06

基于 SLM 成形的下颌骨植入物固定板力学性能研究

魏波¹, 刘仁顺², 阎汉生¹

(1. 广东工贸职业技术学院 机电工程学院, 广州 510510; 2. 华南理工大学 吴贤铭智能工程学院, 广州 511442)

摘要: **目的** 利用拓扑优化确定最优下颌骨植入物固定板的布局, 并设计高承载能力的个性化下颌骨植入物固定板。 **方法** 以典型的下颌骨缺损模型为例, 构建考虑骨骼和支架材料特性的下颌骨有限元模型。对模型进行拓扑优化分析, 设计个性化下颌骨植入物固定板。通过模拟分析常规固定板系统与个性化固定板系统下颌骨、固定板、螺钉的应力分布, 评估个性化下颌骨植入物固定板的力学特性。结合 Gibson-Ashby 模型, 设计弹性模量与皮质骨相当的多孔面心立方晶格结构假体, 确定最终支架方案。 **结果** 通过安装个性化下颌骨植入物固定板, 下颌骨、接骨板、螺钉的峰值应力分别 55.86、291.1、122.53 MPa, 分别比安装常规固定板降低 9.8%、32.0% 和 14.6%。结合个性化下颌骨植入物固定板与多孔结构的设计方案, 得到最优孔隙率为 71.6% 的三维多孔支架模型。 **结论** 本研究设计的个性化下颌骨植入物固定板显著降低假体的峰值应力, 提高支架的可靠性。并且结合激光选区熔化技术, 可以快速制造出性能优异的个性化假体, 以满足紧迫的时间需求。

关键词: 拓扑优化; 下颌骨; 多孔支架; 激光选区熔化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.005

Mechanical Properties of Mandibular Implant Fixation Plate Based on Selective Laser Melting

WEI Bo¹, LIU Renshun², YAN Hansheng¹

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Guangdong Polytechnic of Industry and Commerce, Guangzhou 510510, China; 2. Shien-Ming Wu School of Intelligent Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 511442, China)

Abstract: **Objective** To determine the optimal layout of mandible implant fixation plates by topological optimization, and design personalized mandible implant fixation plates with high bearing capacity. **Methods** Taking a typical defected mandible as an example, the finite model of mandible was constructed with consideration of the properties of bone and scaffold materials. Topology optimization analysis of the model was carried out, and personalized mandible implant fixation plate was designed. The stress distributions of the mandible, plate and screw in conventional and personalized plate system were simulated to evaluate mechanical characteristics of personalized mandible implant fixation plate. Combined with Gibson-Ashby model, the porous face-centered cubic lattice structure prosthesis with elastic modulus equivalent to cortical bone was designed, and the final scaffold scheme was finally determined. **Results** The peak stresses of the mandible, fixation plate and screws of personalized mandible implant fixation plate system were 55.86, 291.1 and 122.53 MPa, respectively, which were 9.8%, 32.0% and 14.6% lower than those of conventional fixation plate fixation system. Combined the personalized mandible implant fixation plate with porous structure, a three-dimensional (3D) porous scaffold model with an optimal porosity of 71.6% was obtained. **Conclusions** The personalized mandible implant fixation plate designed in this study significantly reduced the peak stress and improved the reliability of the scaffold.

收稿日期: 2022-10-30; 修回日期: 2023-01-13

基金项目: 2021 年中国职业技术教育学会项目 (2021B161), 广东省科技计划项目 (2019A050516001)

通信作者: 魏波, 讲师, E-mail: bowei@gdgm.edu.cn

Combined with selective laser melting (SLM) technology, personalized prosthesis with excellent properties can be quickly manufactured to meet tight time requirements.

Key words: topology optimization; mandibular; porous scaffold; selective laser melting (SLM)

下颌骨维持着颅颌面 1/3 轮廓,对人的发声、咀嚼、吞咽等生理功能起着至关重要的作用^[1]。由口腔鳞状细胞癌引起的下颌骨缺损已成为常见病症^[2]。通过下颌骨重建能有效恢复下颌骨部分生理功能。然而,固定板断裂、螺钉松动和骨不愈合是下颌骨重建失效的主要原因^[3-4]。研究发现,良好的固定板应该具有骨-板接触面积小、承载能力强等特点。钛合金具有良好的生物相容性、抗腐蚀性,已成为最常用的固定板材料之一^[5]。由于个性化支架的形状各异性,使用传统制造方法很难制造出满意的产品。随着增材制造 (additive manufacturing, AM) 技术的发展,其成型精度高、个性化制造的特点解决了这一难题^[6-7]。

良好的力学性能是维持假体稳定、提高重建成功率的关键。在力学性能研究方面,舒敬恒等^[8]探究了健康颞下颌关节在开闭口、下颌前伸及左、右侧方运动这 4 种特定下颌运动工况下的生物力学分布规律;郭芳等^[9]设计了一种具有多孔和支撑结构的个性化钛下颌修复体,结果表明该个性化修复体应力分布均匀,具有较好的力学性能;刘佳辛等^[10]建立了不同孔隙率钛合金骨小梁结构的三维有限元模型,并对其力学性能进行研究;黄慧雯等^[11]探讨了负泊松比效应多孔骨植入体在拉-拉循环载荷下的疲劳特性。在下颌骨重建的研究中,一般将提高固定板可靠性的方式分为两种:① 优化螺钉的固定方式,可以有效减少支架的峰值应力。Peng 等^[12]设计了 3 种螺钉排布方式的下颌骨假体,利用有限元方法确定了最佳的螺钉支撑方式;② 增加固定板的宽度或数量,这是最常见提高固定板可靠性的方法^[13]。目前,针对下颌骨假体固定板构型优化的研究鲜有报道。本文以计算机断层 (computed tomography, CT) 扫描重建的三维模型为基础,采用拓扑优化方法设计一种个性化支架固定板系统,并通过与常规固定板系统进行比较,验证个性化固定板系统的优越性。最后,结合 Gibson-Ashby 模型,设计、制造一款弹性模量与下颌骨相当的多孔支架。

1 模型提取及优化设计

磨牙处下颌骨结构复杂及承受较大的周期性应力,是典型的口腔鳞状细胞癌发病区域。本文以香港大学菲蜡牙科医院 1 位 65 岁女性口腔鳞状细胞癌患者 CT 数据 (层厚 0.625 mm) 为例,在 Mimics 20.0 (Materialise 公司,美国) 中提取骨骼轮廓,得到缺损的颅颌骨模型 [见图 1(a)]。随后,对下颌骨模型坐标进行配准,导入 Geomagic Studio 2012 (Geomagic 公司,美国) 中修复缺损区域。根据颅颌面外科医生的建议,确定截骨平面,得到多孔结构设计区域,在临床经验丰富的医生建议下设计常规固定板,固定板的宽度为 4 mm,厚度为 1.5 mm,固定板与残余下颌骨用 6 个长度 6 mm、直径 2 mm 的螺钉连接。为了简化模型,省略螺钉的螺纹。本研究得到患者的知情同意及官方机构的伦理批准。

利用 Workbench 15.0 (ANSYS 公司,美国) 中的拓扑优化模块设计个性化固定板。为了获得个性化固定板的形状,将修复的下颌骨模型导入 SolidWorks 2015 (Dassault 公司,法国),在潜在骨表面和接骨板接触面建立厚度为 1.5 mm 设计模型 [见图 1(b)]。设计模型厚度根据颅颌面外科医生的建议得到,更厚的设计会导致颌面皮肤凸起,太薄的固定板不能保证足够的安全系数。

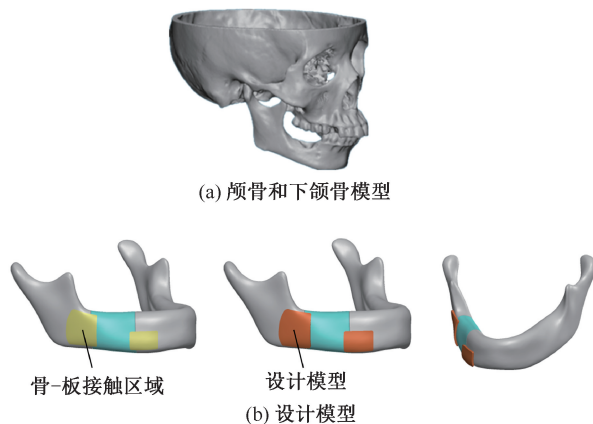


图 1 模型示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the model

(a) Skull and mandible model, (b) Design model

为了精确得到固定板的应力传递路径,研究两组优化方案,设计区域与残余下颌骨、多孔区域接触面(见图2)。优化过程中对接触区域进行冻结。

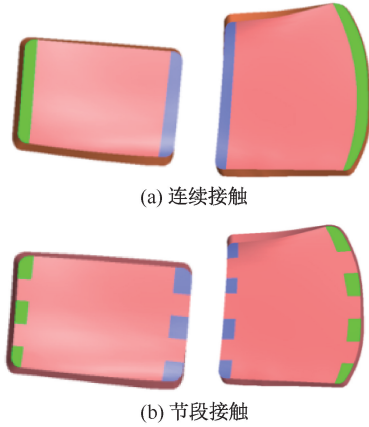


图2 拓扑优化中固定板接触区域

Fig. 2 Contact area of fixation plate in topology optimization

(a) Continuous contact, (b) Segment contact

注:绿色为固定板-下颌骨接触区域,蓝色为固定板-多孔结构接触区域。

基于密度法的拓扑优化数学模型为^[14]:

$$\text{Find } a = (a_1, a_2, \dots, a_n)^T \quad (1)$$

$$\min C(a) = \mathbf{F}^T \mathbf{M} \quad (2)$$

$$\text{s. t. } \begin{cases} V^* \leq V \\ \mathbf{F} = \mathbf{N}\mathbf{M} \\ 0 < a_{\min} \leq 1 \end{cases} \quad (3)$$

式中: a_i 是在 $[a_{\min}, 1]$ 之间的连续设计变量; n 为设计变量的总个数; V, V^* 分别为结构优化前、后体积; \mathbf{F} 为结构力的矢量; \mathbf{N} 为结构的刚度矩阵; \mathbf{M} 为结构的位移矢量。本文仅研究下颌骨的应力传递路径,根据拓扑优化结果在 SolidWorks 2015 中完成个性化固定板、螺钉设计。为了简化模拟过程,螺钉设计为圆柱体,长度为 6 mm。

固定板、多孔结构、螺钉的材料为 Ti6Al4V, 弹性模量为 110 GPa, 泊松比为 0.3^[15]。皮质骨弹性模量为 15 GPa, 泊松比为 0.3^[16]。本研究考虑了正中咬合下 4 种肌肉力的加载(见图 3), 下颌骨的约束和肌肉力施加位置、方向与大小见表 1^[17]。

将光滑的模型导入 Workbench 15.0 中,模拟下颌骨咬合加载。根据拓扑优化建议,设计固定板的构型,得到个性化固定。通过有限元分析,比较个性化和常规固定板系统的生物力学性能。

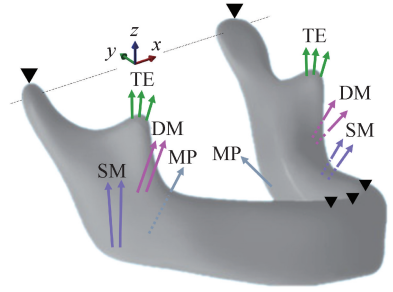


图3 正中咬合的边界条件

Fig. 3 Boundary conditions for the median clenching

注:TE、MP、DM、SM 分别为颞肌、咀嚼肌、深咬肌、浅咬肌。

表1 三维方向下颌骨各肌肉力比较

Tab. 1 Comparison of each mandibular muscle force in a three-dimensional direction 单位:N

肌肉	F	右			左		
		F_x	F_y	F_z	F_x	F_y	F_z
颞肌	19.7	-3.8	4.9	18.7	3.8	4.9	18.7
咀嚼肌	136.3	66.3	-50.9	107.8	-66.3	-50.9	107.8
深咬肌	21.2	-11.6	7.6	16.1	11.6	7.6	16.1
浅咬肌	76.2	-15.8	-31.9	67.3	15.8	-31.9	67.3

研究发现,面心单元多孔结构承载能力较强^[18]。为了获得轻量化支架,选择面心晶格结构作为假体的多孔结构构型。将多孔结构模型与缺损区域进行布尔运算,可以获得与缺损下颌骨外轮廓一致的多孔结构模型。

根据 Gibson-Ashby 模型^[19],多孔结构弹性模量与材料弹性模量之间的关系为:

$$E/E_s = C(\rho/\rho_s)^n \quad (4)$$

式中: E 为多孔结构的弹性模量,本文取皮质骨的弹性模量(15 GPa)作为目标值。 E_s 为 Ti6Al4V 材料的弹性模量(110 GPa); ρ 为多孔结构密度; ρ_s 为材料密度; C 与 n 为与材料相关的常数, $C=0.64, n=1.23$ ^[20]。

材料的孔隙率计算公式为:

$$P = V_0/V_s = V^*/V_s = 1 - \rho/\rho_s \quad (5)$$

式中: V_0 为结构的孔隙体积; V_s 为结构的体积; V^* 为结构中材料占据的体积。将式(4)代入式(5)可得:

$$P = 1 - \sqrt[n]{E/(CE_s)} \quad (6)$$

根据已知条件,求得多孔结构的孔隙率为 0.716。在三维软件 3-matic 12.0 (Materialise 公司,美国)中重建下颌骨假体模型,随后设计支撑、切

片、导入激光选区熔化 (selective laser melting, SLM) 打印机, 成形支架。

2 模拟结果分析

个性化固定板的拓扑优化结果表明, 在连续接触条件下, 设计模型上边缘和下边缘承受的应力更大, 保留受力较大的单元, 去除受力较小的单元; 在节段接触条件下, 设计模型上边缘和下边缘承受的应力更大, 保留受力较大的单元, 去除受力较小的单元 (见图 4)。

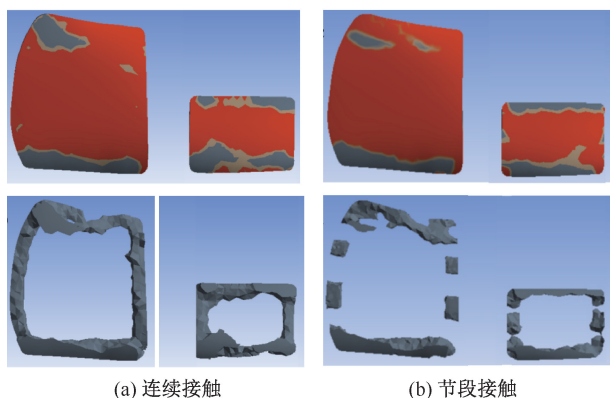


图 4 个性化固定板拓扑优化结果

Fig. 4 Topology optimization results of personalized fixation plate (a) Continuous contact, (b) Segment contact

注: 红色为去除区域, 黄色为临界区域, 灰色为建议保留区域。

根据优化结果, 去除应力小区域及部分接触区域, 设计如图 5 所示的个性化固定板结构, 固定板的宽度、厚度以及固定螺钉参数与常规固定板一致。

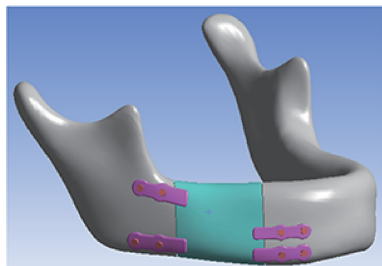


图 5 个性化下颌骨假体固定板系统

Fig. 5 Personalized mandibular prosthesis fixation plate system

由常规固定板系统与个性化固定板系统固定下各部分的应力分布结果可知, 个性化固定板系统下颌骨、固定板、螺钉的峰值应力分别为 55.87、291.1、122.5 MPa, 比常规固定板系统的峰值应力分别低 9.8%、32.0%、14.6%。下颌骨应力较大单

元主要分布在髁突及螺钉固定区域。常规固定板与个性化固定板的峰值应力在与缺损区域相连接处, 固定板的峰值应力最大, 但都低于理论疲劳极限值 (900 MPa)。与缺损处相邻的螺钉受力大于其他螺钉, 螺钉的受力低于固定板, 峰值应力主要集中在多孔结构及固定板的接触面附近, 远离缺损区域的螺钉应力较小。个性化固定板的峰值应力降低且低于疲劳极限, 满足要求 (见图 6)。

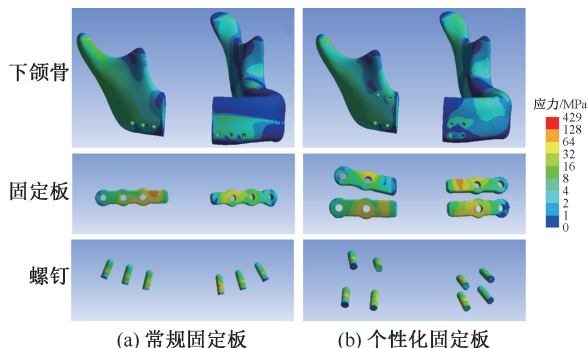
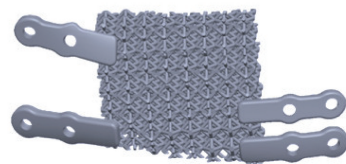


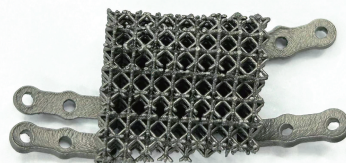
图 6 不同固定板系统应力分布

Fig. 6 Stress distributions of different fixation plate systems (a) Conventional fixation plate, (b) Individualized fixation plate

结合个性化固定板及修复的缺损区域构建 71.6% 孔隙率的多孔支架。在 SolidWorks 2015 中设计多孔结构, 控制支杆尺寸改变孔隙率。将构建多孔结构与修复的缺损区域布尔运算, 调整部分区域的结构及尺寸, 得到下颌骨多孔支架模型 [见图 7(a)]。将模型导入 Magic 24.0 (Materialise 公司, 美国) 设计支撑、切片, 利用 SLM 打印机



(a) 虚拟下颌骨支架



(b) 3D打印成形下颌骨支架

图 7 下颌骨支架

Fig. 7 Mandibular stent (a) Virtual mandibular stent, (b) 3D-printed mandibular stent

(DiMetal-100,广州雷佳增材科技有限公司),得到下颌骨支架[见图7(b)]。

3 讨论

固定板断裂、螺钉松动、骨不愈合已经成为下颌骨重建失效的三大原因。固定板断裂的主要原因是不合理的设计及过度弯曲,这两种情况都是可以减少或者避免。本研究利用拓扑优化技术,将下颌骨假体固定板的构型优化,导入有限元软件进行分析。结果表明,个性化固定板的峰值应力为291.1 MPa,比常规固定板低32.0%。同时,个性化固定板系统的下颌骨和螺钉的峰值应力也低于常规固定板系统下的峰值应力。结合Gibson-Ashby模型,选择承载能力较强的面心立方体结构重建下颌骨,随后打印下颌骨支架,得到承载能力强的下颌骨支架。

固定板广泛应用于各种类型的骨折,但是临床中接骨板的强度和稳定性方面也存在不足,可能导致下颌骨重建失效^[21]。拓扑优化被认为是确定优秀构型的有效方法^[22]。本文的拓扑优化方法是减少小应力单元,保留大应力单元,减少不必要的材料,提高支架的稳定性。根据模拟结果,重新设计固定板的构型,可以获得更好的力学行为,防止支架破坏。

本文发现,常规固定板峰值应力为428.3 MPa,低于Ti6Al4V的疲劳极限(900 MPa)。然而,Kasperovich等^[23]研究表明,采用SLM打印的Ti6Al4V模型,测试得到的疲劳破坏极限为350 MPa。此外,采用电子束熔融技术(electron beam melting, EBM)打印的模型测试结果表明,疲劳极限也会降低至340 MPa^[24]。本文推测,主要原因是3D打印的金属材料由于高温熔化,材料的特性也随之改变;此外,熔化成形的零件也会不可避免存在气泡及裂纹,加载时存在应力集中点,导致3D打印金属成形件的实际疲劳极限远低于理论值^[25]。因此,进一步降低固定板的峰值应力十分必要。

理想假体的弹性模量应该与天然的骨骼接近。较大的弹性模量会导致“应力屏蔽”,从而导致骨不连;较小的弹性模量会产生较大的变形,不利于骨组织的生长。通常利用压缩实验和Gibson-Ashby模型获得多孔结构的弹性模量-孔隙率曲线,随后根

据目标骨骼的弹性模量计算多孔假体的孔隙率。不同的结构的曲线各异,本文选择承载能力较强的面心立方体晶格,在一定程度上提高了结构的孔隙率,符合“减少异质体”原则。有研究利用模拟的方法设计多孔结构,确定多孔结构的杆径。然而,由于多孔结构的支杆直径较小,需要划分较小的网格才能满足精度要求,这极大增加了设计周期。

通过SLM快速制作定制假体,可以满足外科治疗的迫切需求。SLM是一种典型的3D打印技术,可以将金属粉末层层融化制备多孔假体,已在临床中得到了广泛应用。本研究中,拓扑优化设计个性化固定板耗时1 h,下颌骨假体设计支撑、切片、制备耗时3.5 h。因此,结合拓扑优化和3D打印技术,可以快速设计、制作高可靠性的下颌骨假体。

本研究的局限性如下:①下颌骨的主要成分是皮质骨,然而也包括部分松质骨。本文重点考察个性化固定板的构型,并未考虑松质骨带来的影响;②尽管磨牙区域是下颌骨的常见缺损区域,然而也有部分病例累及髁突及前牙。本文只考虑了最典型的下颌骨缺损病例,其他部位缺损需要更多的研究积累;③本文只考虑了下颌骨支架固定板的模拟分析,需要更多的力学实验考察本研究的正确性。

4 结论

本文以1个缺损的下颌骨模型为例,通过逆向工程修复了缺损的下颌骨模型,根据下颌骨肿瘤的位置确定了截骨面,得到固定板和多孔结构设计区域。模拟两种骨骼与固定板的接触条件,拓扑优化设计了个性化固定板,结果表明,该个性化固定板系统的下颌骨、固定板、螺钉的峰值应力显著降低。因此,本文认为,结合3D打印技术,可以快速成型个性化支架,减少制造时间。

参考文献:

- [1] 宾志文,王方,侯劲松. 青少年下颌骨缺损修复重建的研究进展[J]. 口腔疾病防治, 2021, 29(10): 711-715.
- [2] SHIBOSKI CH, SCHMIDT BL, JORDAN RC. Tongue and tonsil carcinoma: Increasing trends in the U. S. population ages 20-44 years [J]. Cancer, 2005, 103(9): 1843-1849.
- [3] OKAY D, AL SHETAWI AH, MOUBAYED SP, et al. Worldwide 10-year systematic review of treatment trends in

- fibula free flap for mandibular reconstruction [J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2016, 74(12): 2526-2531.
- [4] 何善志, 彭国光, 王科. 抽动障碍患者下颌骨骨折内固定断裂 1 例回顾分析 [J]. *临床医学研究与实践*, 2020, 29(10): 15-16.
- [5] TAN XP, TAN YJ, CHOW CSL, *et al.* Metallic powder-based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2017, 76: 1328-1343.
- [6] ANSSARI MOIN D, DERKSEN W, WAARS H, *et al.* Computer-assisted template-guided custom-designed 3D-printed implant placement with custom-designed 3D-printed surgical tooling: An *in-vitro* proof of a novel concept [J]. *Clin Oral Implants Res*, 2017, 28(5): 582-585.
- [7] OSTAS D, HEDESIU M, ROMAN CR, *et al.* Design workflow for mandibular reconstruction. Opportunities and limitations of in-house virtual surgical planning [J]. *J Med Biol Eng*, 2021, 41(4): 482-493.
- [8] 舒敬恒, 刘展. 下颌运动过程中颞下颌关节的三维生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 186.
- [9] 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.
- 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.
- [10] 刘佳辛, 门玉涛, 刘璐, 等. 多孔结构力学性能的有限元分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 231.
- [11] 黄慧雯, 袁洁, 王丽珍, 等. 负泊松比效应多孔骨植入体疲劳特性研究 [J]. *医用生物力学*, 2021, 35(S1): 189.
- [12] PENG WM, CHENG KJ, LIU YF, *et al.* Biomechanical and mechanostat analysis of a titanium layered porous implant for mandibular reconstruction: The effect of the topology optimization design [J]. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2021, 124: 1-13.
- [13] LI CH, WU CH, LIN CL. Design of a patient-specific mandible reconstruction implant with dental prosthesis for metal 3D printing using integrated weighted topology optimization and finite element analysis [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 105: 103700.
- [14] 周围, 李群明, 高志伟, 等. 基于变密度法的送杆机构的运送支架拓扑优化设计 [J]. *制造业自动化*, 2021, 43(4): 113-117.
- [15] 陈静, 陈双银, 薛蕾, 等. 激光快速成形 Ti-6Al-4V 合金力学性能 [J]. *稀有金属材料与工程*, 2007, 36(3): 475-479.
- [16] 吴曙春. 人和哺乳类动物皮质骨力学性能的测试研究 [J]. *上海生物医学工程通讯*, 1984: 16-17.
- [17] HUANG HL, SU KC, FUH LJ, *et al.* Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015, 43(7): 1194-1201.
- [18] XIAO Z, YANG Y, XIAO R, *et al.* Evaluation of topology-optimized lattice structures manufactured via selective laser melting [J]. *Mater Design*, 2018, 143: 27-37.
- [19] 孙海波, 徐淑波, 张森, 等. SLM 成形不同孔隙结构骨支架的仿真与实验研究 [J]. *精密成形工程*, 2022, 14(2): 123-128.
- [20] MACONACHIE T, LEARY M, LOZANOVSKI B, *et al.* SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges [J]. *Mater Design*, 2019, 183: 1018137.
- [21] RENDENBACH C, SELLENSCHLOH K, GERBIG L, *et al.* CAD-CAM plates versus conventional fixation plates for primary mandibular reconstruction: A biomechanical *in vitro* analysis [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2017, 45(11): 1878-1883.
- [22] SUTRADHAR A, PARK J, CARRAU D, *et al.* Designing patient-specific 3D printed craniofacial implants using a novel topology optimization method [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2016, 54(7): 1123-1135.
- [23] KASPEROVICH G, HAUSMANN J. Improvement of fatigue resistance and ductility of TiAl6V4 processed by selective laser melting [J]. *J Mater Process Technol*, 2015, 220: 202-214.
- [24] RAFI HK, KARTHIK NV, GONG H, *et al.* Microstructures and mechanical properties of ti6al4v parts fabricated by selective laser melting and electron beam melting [J]. *J Mater Eng Perform*, 2013, 22(12): 3872-3883.
- [25] LIU S, SHIN YC. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review [J]. *Mater Des*, 2019, 164: 107552.