

基于 SLM 成形多孔支架力学性能研究及 下颌骨假体设计*

STUDY ON MECHANICAL PROPERTIES OF POROUS SCAFFOLD AND DESIGNING OF MANDIBULAR PROSTHESIS BASED ON SLM FORMING

阎汉生**¹ 魏波***¹ 刘子龙² 丘永亮¹

(1. 广东工贸职业技术学院 机电工程学院, 广州 510510)

(2. 小禾互联网有限公司, 温哥华 V6L 2M9)

YAN HanSheng¹ WEI Bo¹ LIU Chris² QIU YongLiang¹

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Guangdong Polytechnic of Industry and
Commerce, Guangzhou 510510, China)

(2. Growup Internet Co., Ltd., Vancouver V6L 2M9, Canada)

摘要 组织工程骨是修复大节段骨缺损的重要方法,但如何设计力学性能与宿主骨相匹配的假体仍有待研究。因此,本研究的目的是基于激光选区熔化(Selective Laser Melting, SLM)成形技术探索多孔支架的力学性能,并应用于下颌骨重建。首先,建立不同孔隙率(50%~80%)的六面体(Hexahedral, HE)、八面体(Octahedral, OC)、体心立方(Body Centred Cubic, BCC)单元结构的多孔支架模型,通过有限元模型分析支架的力学性能。其次,利用 SLM 成形技术制备力学性能强的多孔 Ti6Al4V 支架,结合压缩试验评估支架的力学性能。最后,利用最小二乘法拟合支架的孔隙率-弹性模量曲线,从而获得力学性能与下颌骨缺损区域相匹配的多孔假体。结果表明,多孔支架的峰值应力随着孔隙率的上升而上升,且与构型密切相关(BCC>OC>HE);压缩试验证明了不同孔隙率的支架的弹性模量存在显著差异性,且孔隙率与弹性模量成反比。根据六面体单元的 Gibson-Ashby 模型,计算得到理想的假体的孔隙率为 53.1%,并且有限元分析验证了假体的安全性。通过有限元分析和压缩试验证实了不同孔隙率的支架力学性能存在差异,合适孔隙率的假体能够更好地匹配宿主骨的力学性能,为植入物设计提供一定的参考价值。

关键词 激光选区融化 多孔支架 弹性模量 孔隙率 下颌骨假体

中图分类号 R318.08 TG665

Abstract The tissue engineered bone provides an important method for repairing large segmental bone defects. However, how to design a prosthesis that matches the mechanical properties of host bone remains to be studied. Therefore, this study aimed to explore the scaffold mechanical properties based on selective laser melting (SLM) forming printing technology for scaffold and apply to mandibular reconstruction. Firstly, hexahedral (HE), octahedral (OC) and body centred cubic (BCC) unit cell porous scaffolds with different porosity (50%~80%) were established, and the porous scaffold mechanical properties were analyzed by finite element analysis. Secondly, the porous Ti6Al4V scaffolds with strong mechanical properties were prepared by SLM forming technology, and the scaffold mechanical properties were evaluated by the compression test. Finally, the least square method was used to fit the scaffold porosity-elastic modulus curve, so as to obtain the porous prosthesis with mechanical properties matching the mandibular defect region. The results show that the maximum stress of porous scaffold increases with the increase of porosity and is closely related to the configuration (BCC>OC>HE). The compression test shows that the scaffold elastic modulus with different porosities is significantly different, and the porosity is inversely proportional to the elastic modulus. According to the Gibson-Ashby model of hexahedral unit cell scaffold, the ideal prosthesis porosity is 53.1%. Additionally, the safety of the prosthesis is verified by finite element analysis. The finite element analysis and compression test confirmed that the scaffold mechanical properties with different porosities are discrepant, and the optimized prosthesis with appropriate porosity can better match the mechanical properties of host bone, which provides valuable insights for implant design.

Key words SLM; Porous scaffold; Elastic modulus; Porosity; Mandibular prosthesis

* 20230506 收到初稿, 20230730 收到修改稿。2021 年中国职业技术教育学会项目(2021B161)资助。

** 阎汉生, 男, 1978 年生, 湖北宜昌人, 汉族, 广东工贸职业技术学院副教授, 硕士, 主要研究方向为数字化设计与制造、增材制造。

*** 魏波(通信作者), 男, 1988 年生, 山东潍坊人, 汉族, 广东工贸职业技术学院讲师, 博士, 主要研究方向为金属成形、智能制造。

Corresponding author: WEI Bo, E-mail: bowei@gdgm.edu.cn

The project supported by the 2021 China Vocational and Technical Education Association Project (No. 2021B161).

Manuscript received 20230506, in revised form 20230730.

0 引言

下颌骨维持着人类的咀嚼、吞咽、发声等生理功能,对人的身心健康有着重要影响。然而,由于先天性疾病、癌症、炎症等因素,下颌骨缺损已经成为最常见的病症之一^[1]。从20世纪80年代开始,腓骨已经成为重建下颌骨的金标准^[2]。然而,腓骨的形态与骨量难以满足复杂下颌骨缺损重建的需求^[3]。随着增材制造技术的发展,组织工程骨已经成为治疗骨缺损的重要方法^[4]。个性化骨支架克服了自体骨外形不足的缺陷,避免了取骨处的并发症,具有良好的发展前景^[5]。此外,Ti6Al4V材料具有良好的生物相容性和抗腐蚀性能,是目前最常用的骨支架材料之一^[6]。然而,固体钛合金的弹性模量较大,容易引发“应力屏蔽”效应,不利于骨支架的成功种植。

研究表明,理想的骨支架应该具备3点特性^[7]:

①良好的生物相容性以避免免疫排斥;②多孔的结构有利于新骨长入支架内部;③良好的力学性能以促进骨骼生长。研究发现,骨内填充物的适当应变能刺激新骨的生长,即合适的弹性模量有利于假体的成功种植^[8]。同时各构型多孔结构的力学能力具有较大的差异性^[9]。GAO H等^[10]通过模拟和实验研究了4种单元结构支架的力学性能,发现构型与支架的承载能力有很大的关联,而承载能力主要取决于支杆的直径。XIAO Z F等^[11]通过拓扑优化设计了3种单元结构,随后使用激光选区熔化技术制备了不同孔隙率的不锈钢支架,压缩实验证明了面心立方结构具有较好的力学性能。各构型支架的弹性模量差异性较大,合适的弹性模量可以更好促进骨增殖^[12]。研究发现,当前的下颌骨假体设计主要依靠有限元分析法,很少有研究考虑构型的差异性来设计与宿主骨力学性能相匹配的假体。

基于前人的研究^[13]^[1755-1769]^[14],本文设计了不同孔隙率(50%~80%)的3种支架,并通过有限元法评估了支架的力学性能。利用激光选区熔化(Selective Laser Melting, SLM)法制备了承载能力最强的支架并通过压缩实验评估了多孔结构的力学特性,设计了力学性能与下颌骨缺损区域匹配的假体。此外,本研究使用的假体设计方法不仅适用于下颌骨重建,还适用于其他骨骼的假体设计。

1 材料与方法

1.1 多孔支架的设计

为了评估多孔支架的力学性能,本研究以承载能力较强、生物特性较好的六面体、八面体、体心立方单元结构为例探索其力学性能^[11]^[27-37]。研究表明,孔径在0.4~1.2 mm的结构能够促进骨组织长入支架且防止堵塞^[15]。因此,将支架单元的晶格尺寸设置为1.5 mm。根据GB/T 31930—2015/ISO 13314:2011标准,支架的三维尺寸不小于平均孔径的10倍,且高度方向的尺寸与长或宽的比例在1~2之间。最终,多孔支架在X、Y和Z轴方向分别有8个单元,长×宽×高的尺寸为12 mm×12 mm×12 mm。为了探究支架孔隙率对力学性能的影响,分别用SolidWorks软件建立了50%(P50)、60%(P60)、70%(P70)和80%(P80)孔隙率的多孔支架[图1(a)]。此外,模拟支架的压缩分析,如图1(b)所示:基板为厚度2 mm的刚体,下基板固定,上基板施加10 kN的压力以评估支架的力学性能。支架的材料为Ti6Al4V,弹性模量为110 GPa,泊松比为0.3^[16]。网格灵敏度分析表明,对于支架压缩模拟,网格尺寸为0.15 mm时模型具有精确的收敛性。

1.2 多孔支架的制造

将力学性能较强的多孔支架模型导入Materialise Magics 21.0软件进行切片,层厚为30 μm,随后导入Dimetal-300型打印机(图2)制备支架模型,成型仓的长×宽×高为300 mm×300 mm×300 mm,打印机的成型精度为±0.1 mm。支架的材料为Ti6Al4V球状粉末,粉末的平均粒径为34.6 μm。3D打印机的参数为:激光功率为180 W,铺粉厚度为30 μm,扫描间距为70 μm。为了保护熔化金属不被氧化,在成型仓内注入氩气,使仓内含氧量小于0.2%。打印过程中每个支架模型都制备6个,以减少试验误差带来的影响。

1.3 支架的压缩测试

本研究使用SENS万能试验机对多孔支架进行单轴压缩试验。试验机的最大承载压力为10 kN,最大加载速度为20 mm/min。根据标准GB/T 31930—2015/ISO 13314:2011,压缩试验步骤为:①测定前核对多孔支架名称和试样编号;②用游标卡尺测量试样尺寸;③将试样放置在压力机压板中心,调整承压板使试样受力均匀;④开动试验机,压缩的速度为1 mm/min,以载荷为100 N作为压缩起点,直至晶格破坏。

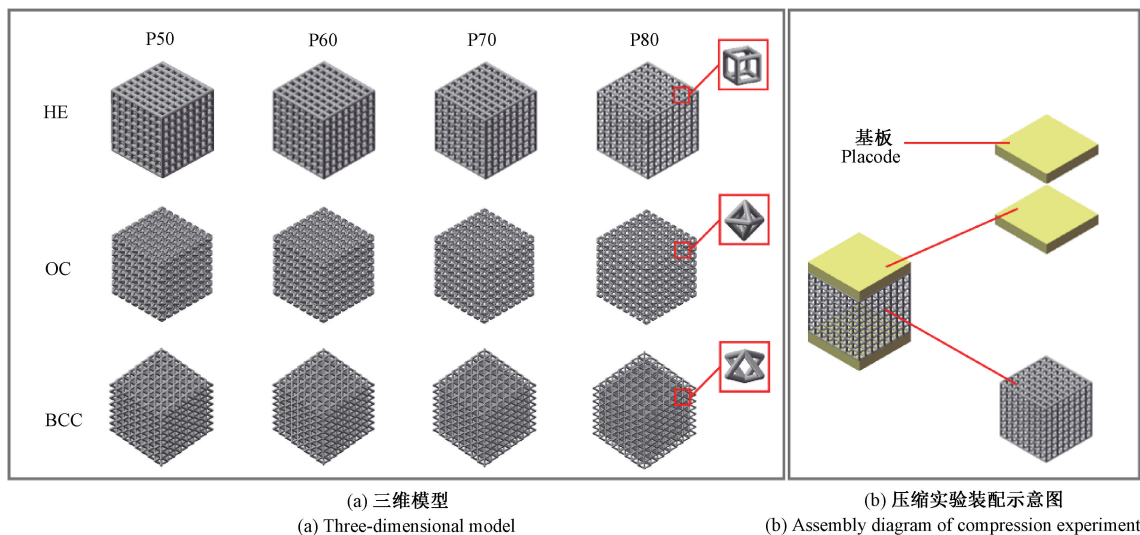


图1 支架的三维模型及压缩实验的装配示意图(HE:六面体;OC:八面体;BCC:体心立方)

Fig. 1 Three-dimensional model and assembly diagram of compression experiment of the scaffold (HE: hexahedral. OC: octahedral. BCC: body centred cubic)



图2 Dimetal-300 型激光熔化打印机

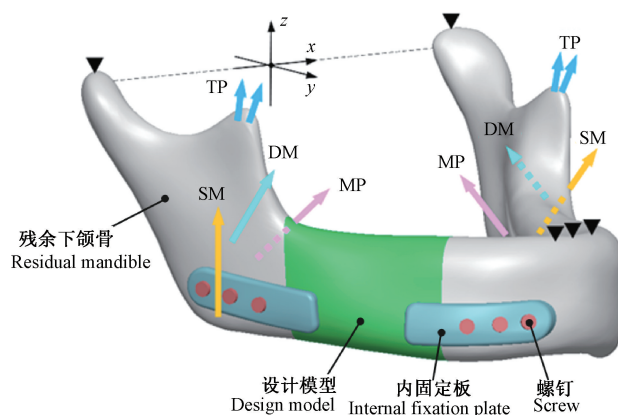
Fig. 2 Dimetal-300 type laser melting printer

当压力下降时停止压缩,评估 50%~80% 孔隙率下支架的力学性能。通过处理数据获得压缩过程支架的应力-应变曲线。此外,根据应力-应变曲线的线性区域,计算各支架的弹性模量。结合各孔隙率下支架的弹性模量和 Gibson-Ashby 模型,拟合多孔支架的孔隙率-弹性模量曲线^[13]1755-1769。

1.4 下颌骨的修复

以一位口腔鳞状细胞癌患者的下颌骨 CT 图像为例,模拟下颌骨重建。该研究已经获得了伦理批准和患者的知情同意。首先,将患者的 CT 图像导入 Mimics 20.0 进行处理,提取下颌骨的二维数据进行三维重建。将获得的下颌骨模型导入 3-matic 进行三角面片删除、修补,从而获得理想的下颌骨模型。随后在

外科医生的建议下,剪裁下颌骨得到假体的设计区域。下颌骨与设计区域使用两个内固定板连接,每个内固定板与残余下颌骨使用 3 个螺钉连接(图 3)。为了验证假体的安全性,模拟下颌骨正中咬合,力的加载位置和方向如图 3 所示^[17]。



正中咬合的边界条件:固定(三角形);肌肉力(箭头);TP:颞肌;MP:咀嚼肌;DM:深咬肌;SM:浅咬肌。

Boundary conditions for median occlusion: fixed (triangular); muscle strength (arrow); TP: temporalis muscle; MP: muscles of mastication; DM: deep masseter muscle; SM: superficial masseter muscle.

图3 残余下颌骨、内固定板、螺钉及设计模型组成的下颌骨模型

Fig. 3 Mandible model composed of residual mandible, internal fixation plate, screws, and design model

2 结果及分析

2.1 多孔支架的力学性能分析

图 4(a)显示了多孔支架的压缩应力云图。支架的构型、孔隙率都与峰值应力密切相关,在相同的孔隙率下,六面体单元支架的峰值应力最小,八面体单元次之,体心立方结构的峰值应力最大;构型相同时,随着孔隙率的增加,支架的最大应力也随之增加[图 4(b)]。

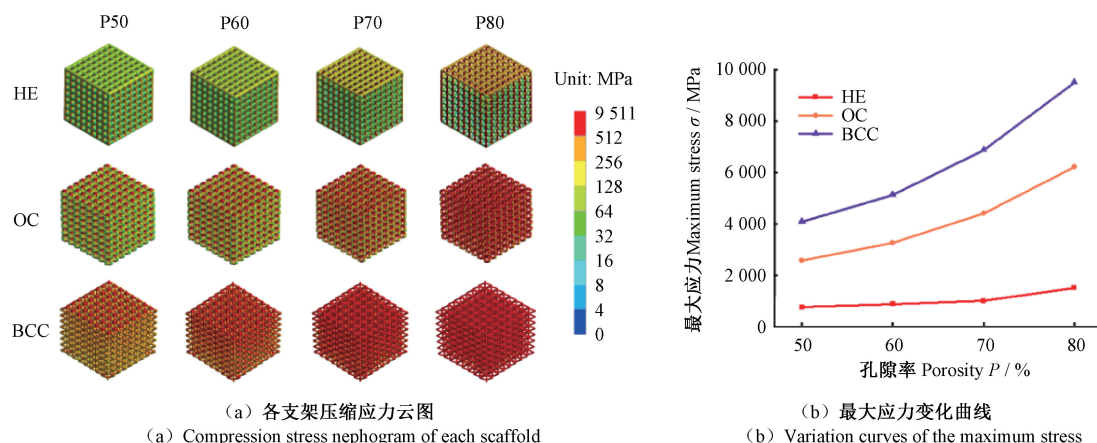


图 4 支架的应力分布

Fig. 4 Stress distribution of the scaffold

2.2 多孔支架的压缩实验分析

图 5 所示为 3D 打印获得的六面体单元支架, 支架的成形效果良好, 能完美呈现支架的孔隙结构。图 6(a) 所示为支架的加压过程直至多孔支架破坏, 图 6(b)~图 6(e) 所示为支架压缩特性, 在垂直于基板方向的支杆破坏严重, 主要原因是垂直基板方向的支杆承受着大部分的压力, 急剧增加的压力导致此方向上的支杆破坏。支架的破坏位置与孔隙率无明显关系。

图 7(a) 显示了不同孔隙率支架的应力-应变曲线。由图 7(a) 可知, 各支架的压缩过程变化趋势基本

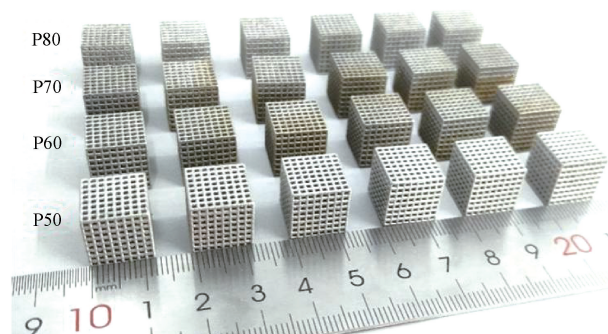


图 5 快速成形的多孔支架

Fig. 5 Rapid prototyping of porous scaffolds

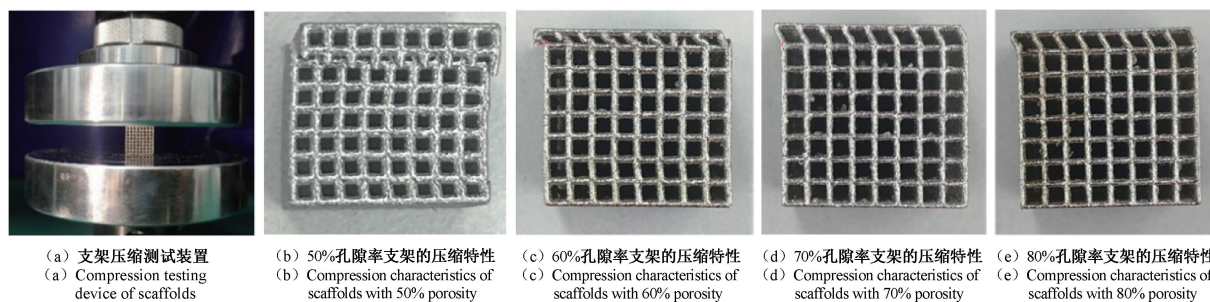


图 6 支架的压缩测试

Fig. 6 Compression test of scaffolds

一致: 随着应变增加, 曲线越加陡峭。各压缩过程经历了 3 个阶段: ①由于制造误差及拆除支撑误差, 压缩基板与支架表面未完全接触, 此时支架的应力-应变曲线呈现非弹性变化; ②随着压缩的持续, 压缩基板与支架的表面完全接触, 此时应力-应变曲线进入线性阶段, 通常使用这一阶段计算支架的弹性模量; ③随着应变的持续增加, 应力-应变曲线平滑, 此时继续增加应变则导致支架结构坍塌, 应力急剧下降。

利用应力-应变曲线的第二阶段计算支架的弹性模量, 随后使用 SPSS 24.0 软件进行各支架的弹性模量的方差分析, 显著性阈值 p 小于 0.05 [图 7(b)]。研究表明, 孔隙率对弹性模量有显著影响, 且随着孔隙

率增加, 支架的弹性模量显著下降。

2.3 孔隙率-弹性模量曲线拟合

根据 Gibson-Ashby 模型, 多孔结构的孔隙率和弹性模量关系为^[13]

$$E/E_0 = C(\rho/\rho_s)^n \quad (1)$$

材料的孔隙率计算式为

$$P = 1 - \rho/\rho_s \quad (2)$$

$$\rho/\rho_s = 1 - P \quad (3)$$

则将式(3)代入式(1)得

$$E/E_0 = C(1 - P)^n \quad (4)$$

多孔支架的孔隙率与弹性模量关系为

$$P = 1 - (CE_0)^{-1/n} (E)^{-1/n} \quad (5)$$

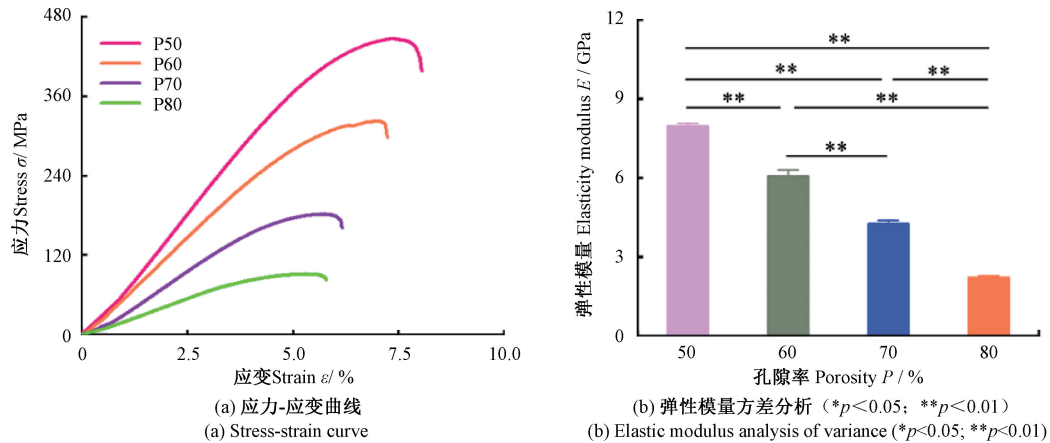


图 7 各孔隙率支架的应力-应变曲线和弹性模量差异性分析
Fig. 7 Difference analysis of stress-strain curve and elastic modulus of each porosity scaffold

设 $a = (CE_0)^{-1/n}$, $b = -1/n$, 则式(5)转化为

$$P = 1 - a(E)^b \quad (6)$$

由于材料的固有弹性模量 E_0 为常数, 且 C 和 n 为定值, 则 a 与 b 也是常数。式(6)为弹性模量与孔隙率之间的关系曲线。将压缩试验得到的弹性模量值代入式(6), 结合最小二乘法拟合弹性模量-孔隙率曲线, 得 $a = 0.102$, $b = 0.762$ 。则支架的孔隙率-弹性模量关系为

$$P = 1 - 0.102E^{0.762} \quad (7)$$

图 8 所示为多孔支架的孔隙率-弹性模量曲线。由图 8 可以得出, 多孔支架的弹性模量随着孔隙率的上升而下降。合理设计支架的孔隙结构能够获得力学性能优异的支架。

2.4 下颌骨多孔假体设计

根据相关文献^[18], 下颌骨的弹性模量在 4.73 ~ 10.07 GPa。取中值, 下颌骨的弹性模量为 7.4 GPa。

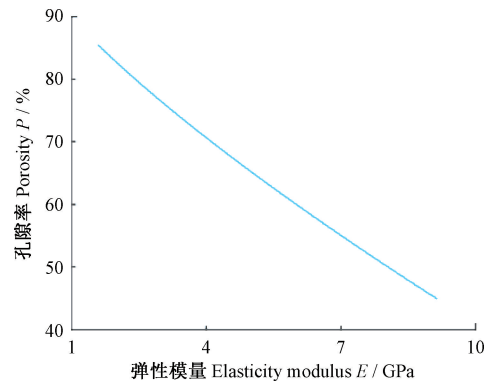


图 8 支架的孔隙率-弹性模量曲线
Fig. 8 Porosity-elastic modulus curve of the scaffold

代入式(7), 得到与下颌骨弹性模量相当的假体的孔隙率为 53.1%。将 53.1% 孔隙率的多孔结构与内固定板相连接, 得到下颌骨假体模型[图 9(a)]。

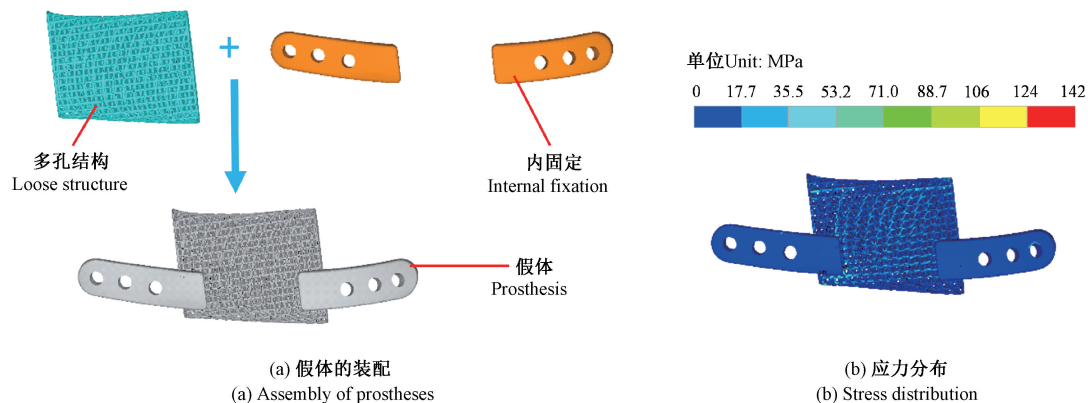


图 9 下颌骨假体结构和模拟分析

Fig. 9 Structure and simulation analysis of mandible prostheses

为了进一步验证下颌骨假体的安全性, 将设计的下颌骨假体导入 Ansys 软件中模拟下颌骨正中咬合。网格灵敏度分析表明, 多孔结构和实体单元尺寸分别为 0.15 mm 和 0.6 mm 时, 模型具有精确的收敛性。

假体的应力分布如图 9(b) 所示, 峰值应力主要分布在多孔结构与内固定板的结合处, 并且最大应力 (142 MPa) 小于 Ti6Al4V 材料的极限应力 (930 MPa), 验证了支架的安全性。

3 分析与讨论

研究表明,具备良好力学性能的骨假体能提高骨重建的成功率。适宜的弹性模量能够很好地刺激骨内填充物,促进骨组织长入支架内部^[19]。较大的弹性模量不能够产生足够的刺激,会产生“应力屏蔽”效应;此外,较小的弹性模量导致支架内部填充物的应变太大,导致骨组织损伤甚至破裂。因此,本研究的目的是结合 Gibson-Ashby 模型,设计弹性模量与天然下颌骨匹配的假体。

通常情况下,较高孔隙率的假体能够促进营养物质和废弃物的交换,有利于假体的成功种植。为了获得具有高孔隙率、合适弹性模量的支架,本研究设计了 3 种常见的支架构型,设计、制造了孔隙率为 50%~80% 的支架,通过模拟压缩试验,探索了其生物力学性能。有限元分析结果表明,在相同的孔隙率下,六面体支架具有较高的承载能力(HE>OC>BCC)。其主要原因是六面体支架具有垂直于基板的支杆,能够很好地规避部分弯曲应变产生的内应力^[20]。此外,压缩试验得到了支架在不同孔隙率下的应力-应变曲线,也验证了有限元模拟的正确性,这与相关研究的结论一致^{[11]27-37}。随着孔隙率增加,支架内部的支撑材料减少,导致相同压力下材料的应力增加,支架的弹性模量减小。

为了获得支架的弹性模量-孔隙率关系曲线,将 Gibson-Ashby 模型进行数学推导,获得了含有未知常数的孔隙率-弹性模量曲线。将不同孔隙率(50%~80%)的弹性模量代入公式,使用最小二乘法拟合上述曲线,得到了六面体支架的孔隙率-弹性模量曲线。该曲线的形状与相关研究一致,即多孔结构的弹性模量与孔隙率成反比^[21]。其主要原因是随着孔隙率的增加,支架内部的材料逐渐减少,导致支架内部抵抗变形的能力变弱。

下颌骨的弹性模量与年龄、位置有关,本研究的主要目的是展示下颌骨假体的设计方法,而不是专注于下颌骨弹性模量的探究。把下颌骨的弹性模量中值(7.4 GPa)代入式(7),得到具有合适弹性模量多孔结构的孔隙率为 53.10%。随后将多孔结构与内固定板结合,得到下颌骨假体。GAO H 等^{[10]1-9}的研究表明,内固定板与多孔结构的连接处较薄弱。为此,本研究模拟了下颌骨正中咬合,结果表明:假体的最大应力(142 MPa)小于 Ti6Al4V 材料的疲劳极限(900 MPa),确保了假体的安全性。

本研究的局限性主要有 3 点:①下颌骨主要由皮质骨组成,中间附带些许松质骨。然而,本研究并未考虑松质骨的影响。②下颌骨的咬合方式很多,本研究

只考虑了最常见的正中咬合。③需要更多的动物实验验证本研究的正确性。

4 结论

研究了 3 种构型支架在不同孔隙率下的力学性能,结果表明:支架的力学性能与构型、孔隙率密切相关,同构型下 HE 支架的承载能力最强且与孔隙率成反比。结合 SLM 成形技术和压缩试验,获得了 HE 支架的弹性模量-孔隙率曲线,设计了力学性能与下颌骨匹配的多孔假体,得到结论如下:

1) 多孔结构的力学性能与构型密切相关且与孔隙率成反比,选择合适孔隙率的多孔结构能调整支架的力学性能。

2) 假体的多孔结构与内固定板的连接处有应力集中效应,需要评估连接的安全性。

3) 结合 SLM 成形技术,可以减少假体的成形时间、提高成形效率并制造出个性化多孔假体。

参考文献 (References)

- [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.
BIN ZhiWen, WANG Fang, HOU JinSong. Research progress on the reconstruction of mandibular defects in adolescents [J]. Journal of Prevention and Treatment for Stomatological Diseases, 2021, 29(10): 711-715 (In Chinese).
- [2] HIDALGO D A. Fibula free flap: a new method of mandible reconstruction [J]. Plastic and Reconstructive Surgery, 1989, 84(1): 71-79.
- [3] DUPRET-BORIES A, VERGEZ S, MERESSE T, et al. Contribution of 3D printing to mandibular reconstruction after cancer [J]. European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases, 2018, 135(2): 133-136.
- [4] OKAY D, AL SHETAWI A H, MOUBAYED S P, et al. Worldwide 10-year systematic review of treatment trends in fibula free flap for mandibular reconstruction [J]. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2016, 74(12): 2526-2531.
- [5] HUTMACHER D W. Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage [J]. Biomaterials, 2000, 21(24): 2529-2543.
- [6] LIU S Y, SHIN Y C. Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: a review [J]. Materials and Design, 2019, 164: 107552.
- [7] HOLLISTER S J. Scaffold design and manufacturing: from concept to clinic [J]. Advanced Materials, 2009, 21(32/33): 3330-3342.
- [8] NINOMI M, LIU Y, NAKAI M, et al. Biomedical titanium alloys with Young's moduli close to that of cortical bone [J]. Regenerative Biomaterials, 2016, 3(3): 173-185.
- [9] AHMADI S M, YAVARI S A, 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 (Basel), 2015, 8(4): 1871-1896.
- [10] GAO H, LI X, WANG C J, et al. Mechanobiologically optimization of a 3D titanium-mesh implant for mandibular large defect: a

- simulated study [J]. *Materials Science & Engineering. C-Materials for Biological Applications*, 2019,104: 109934.
- [11] XIAO Z F, YANG Y Q, XIAO R, et al. Evaluation of topology-optimized lattice structures manufactured via selective laser melting [J]. *Materials & Design*, 2018,143: 27-37.
- [12] WU S L, LIU X M, YEUNG K W K, et al. Biomimetic porous scaffolds for bone tissue engineering [J]. *Materials Science & Engineering R: Reports*, 2014,80(1): 1-36.
- [13] ASHBY M F, MEDALIST R F M. The mechanical properties of cellular solids [J]. *Metallurgical and Materials Transactions. A: Physical Metallurgy and Materials Science*, 1983,14(9): 1755-1769.
- [14] 吴曙春. 人和哺乳类动物皮质骨力学性能的测试研究 [J]. *生物医学工程学进展*, 1984(增刊1): 16-17.
WU ShuChun. Experimental research on the mechanical properties of cortical bones in human and mammalian animals [J]. *Biomedical Engineering*, 1984(Suppl. 1): 16-17 (In Chinese).
- [15] DOUGLAS T, WOLLNY P, SHERRY E, et al. Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering [J]. *Tissue Engineering-Part C: Methods*, 2009,15(2): 115-124.
- [16] BHERING C L B, MESQUITA M F, KEMMOKU D T, et al. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: a prototyping guided 3D-FEA study [J]. *Materials Science & Engineering. C: Materials for Biological Applications*, 2016,69: 715-725.
- [17] HUANG H L, SU K C, FUH L J, et al. Biomechanical analysis of a temporomandibular joint condylar prosthesis during various clenching tasks [J]. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 2015,43(7): 1194-1201.
- [18] LETTRY S, SEEDHOM B B, BERRY E, et al. Quality assessment of the cortical bone of the human mandible [J]. *Bone*, 2003,32(1): 35-44.
- [19] FROST H M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians [J]. *The Angle Orthodontist*, 2004,74(1): 3-15.
- [20] LIU R S, SU Y X, YANG W F, et al. Evaluation of porous titanium structures and lightweight for mandibular prosthesis [J]. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2022,42(6): 922-930.
- [21] XIAO R, FENG X B, FAN R, et al. 3D printing of titanium-coated gradient composite lattices for lightweight mandibular prosthesis [J]. *Composites. Part B: Engineering*, 2020,193: 108057.