

文章编号: 1004-7220(2021)05-0776-07

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

郭芳¹, 黄硕¹, 刘宁¹, 薛洋², 胡敏³, 刘昌奎¹

(1. 西安医学院 口腔医学院, 西安 710021; 2. 空军军医大学 口腔医学院, 西安 710032;

3. 中国人民解放军总医院 口腔颌面外科, 北京 100853)

摘要:目的 设计一种具有多孔和支撑结构的个性化钛下颌修复体,通过有限元分析其应力分布特征,评估修复体的临床应用价值及应用前景。**方法** 拔除比格犬右侧下颌第4前磨牙及磨牙,愈合3个月后拍摄螺旋CT并建立下颌三维模型,模拟手术过程切除3cm下颌骨并用个性化修复体重建,该修复体由基牙、支柱、实体单元、多孔单元及固位单元组成。建立个性化钛下颌修复体有限元模型A,分析负荷时修复体的峰值应力,当构成假体每部分的最大应力均小于其材料的屈服强度时进行下一步研究;构建假体、下颌骨以及螺钉装配完成的有限元模型B,加载咀嚼力,记录下颌骨的应力、应变及位移分布。**结果** 当基牙垂直加载载荷100N时,修复体实体、多孔结构的峰值应力分别为147.03、75.36 MPa,均小于其材料的屈服强度;皮质骨、松质骨的峰值应力分别为53.713、4.2167 MPa,应变分别为3.7536、3.5625;修复体最大位移338.3 μm。**结论** 以犬下颌骨为例,通过有限元分析表明,设计的具有多孔和支撑结构的个性化修复体应力分布均匀,具有较好的力学性能。研究结果为修复下颌骨缺损的假体设计提供了一种新方法。

关键词: 下颌骨缺损; 修复体重建; 多孔结构; 有限元分析; 力学性能

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.018

Reconstruction of Segmental Mandibular Defects Restored by Prosthesis with Support and Porous Structure: A Biomechanical Study

GUO Fang¹, HUANG Shuo¹, LIU Ning¹, XUE Yang², HU Min³, LIU Changkui¹

(1. College of Stomatology, Xi'an Medical University, Xi'an 710021, China; 2. College of Stomatology, the Air Force Military Medical University, Xi'an 710032, China; 3. Department of Oral and Maxillofacial Surgery, General Hospital of PLA, Beijing 100853, China)

Abstract: Objective To design a personalized titanium mandibular prosthesis with porous and support structure, and analyze its stress distribution characteristics through finite element analysis, so as to evaluate clinical value and prospect of the prosthesis. **Methods** The fourth mandibular premolar and molar from the right mandible of Beagle dogs were removed. The spiral CT was taken after three-month healing, and the three-dimensional (3D)

收稿日期: 2020-06-19; 修回日期: 2020-09-05

基金项目: 国家自然科学基金项目(81801034), 陕西省西安市未央区科技计划项目(201929), 西安医学院高层次人才引进基金项目(2018RCYJ03)

通信作者: 刘昌奎, 教授, E-mail: dentistlck@126.com

model of the mandible was established. Resection of 3 cm mandible with simulated surgical procedure and reconstruction with personalized restoration were conducted. The prosthesis consisted of abutment, pillar, solid unit, porous unit and retention unit. A personalized titanium mandibular prosthesis finite element model A was established, to analyze the prosthesis stress under loading, and further study was proceeded when the maximum stress of each part constituting the prosthesis was smaller than yield strength of its material. The finite element model B with the assembly of the prosthesis, mandible and screw was constructed and loaded with the mastication force, and the stress, strain and displacement distributions of the mandible were recorded. **Results** When the abutment was under 100 N vertical loading, the peak stress of the prosthesis with solid structure and porous structure was 147.03 and 75.36 MPa, respectively, which was smaller than yield strength of its material; the peak stress of the cortical bone and cancellous bone was 53.713, 4.216 7 MPa, and the strain was 3.753 6, 3.562 5, respectively; the maximum displacement of the restoration was 338.3 μm . **Conclusions** Taking the canine mandible as an example, the personalized prosthesis with porous and support structure shows the uniform stress distribution and good mechanical properties through finite element analysis. The results provide a new method for the design of prosthesis for repairing mandibular defects.

Key words: mandibular defects; restoration reconstruction; porous structure, finite element analysis; mechanical properties

炎症、外伤、肿瘤及先天性疾病等常导致下颌骨发生形态缺陷,功能丧失,严重影响患者的生活质量^[1]。因此,如何进行理想的功能外形重建、恢复稳定的咬合关系是修复缺损时必须面临和解决的问题。自体骨移植、同种异体骨移植和牵张成骨重建修复均存在不足^[2-3]。自体骨移植只能达到功能上的近似,不能实现解剖学意义上的重建,且来源有限,容易发生供区并发症;同种异体骨具有与骨组织相似的结构,但移植后成骨缓慢,且来源有限;牵张成骨的治疗周期较长,费用高,患者的依从性差。因此,下颌骨缺损的修复重建仍是口腔颌面外科领域的难题。而人工假体具有稳定不吸收、能模仿正常解剖形态、与宿主贴合、不需另行取材等优点,使得人工假体进行下颌骨重建成为临床可选择的有效方法之一。

钛及钛合金具有质量轻、耐腐蚀、强度高、生物相容性好的优点,且能够与骨组织形成骨结合,是临床上最常用的金属材料^[4]。常通过改性钛植入物表面来提高骨整合能力,包括粉末冶金、发泡法、凝胶注模成型法、等离子喷涂法、纤维烧结法等,但这些方法都无法有效控制孔隙的贯通性以及结构、大小和孔隙率,不能精确调控钛合金的弹性模量,假体的机械性能亦无法与骨组织相匹配^[5-6]。相比之下,3D打印技术制作的多孔钛合

金假体不仅外形结构与缺损区一致,而且内部的孔隙大小、结构和孔隙率可精确调控,更有利于细胞和血管的长入,成为较理想的下颌骨重建假体之一。

新型下颌假体的研制需要在临床试验之前先进行动物实验^[7-8]。犬的下颌骨结构与人类类似且可以灵活制备缺损区尺寸,其下颌骨重建模型已被广泛地用于临床前实验^[9]。为了减少动物实验的失败率,术前可采用有限元分析预测假体结构的强度及动物模型中骨转运过程的生物力学效应。本文开发了一种具有多孔和支撑结构的个性化下颌骨修复体,并通过有限元方法评估修复体的结构强度以及其在比格犬下颌骨内产生的生物力学模式,为动物实验提供一定的理论依据。

1 材料和方法

1.1 模型建立

1只6月龄雄性成年比格犬(体质量8 kg),无牙齿脱落或咬合异常。麻醉方式:全麻+局麻。注射用盐酸替来他明盐酸唑拉西洋(舒泰)按照15 mg/kg进行肌注全麻,2%利多卡因用于拔牙部位局部浸润麻醉,常规消毒铺巾。采用微创拔牙的方式拔除其右侧下颌第4前磨牙和磨牙,牙槽窝放置胶原蛋白塞(倍菱)关闭拔牙创口。

1.2 下颌骨三维模型重建

犬拔牙创口愈合3个月后进行颅颌面CT扫描(uCT760,上海联影医疗科技有限公司),CT数据以DICOM格式导入Mimics 20.0软件,调节不

同的灰度值(皮质骨:1 230~1 500 HU;松质骨:390~460 HU;牙齿:1 420~1 750 HU),获得包括皮质骨、松质骨和牙列的犬下颌骨三维重建模型(见图1)。

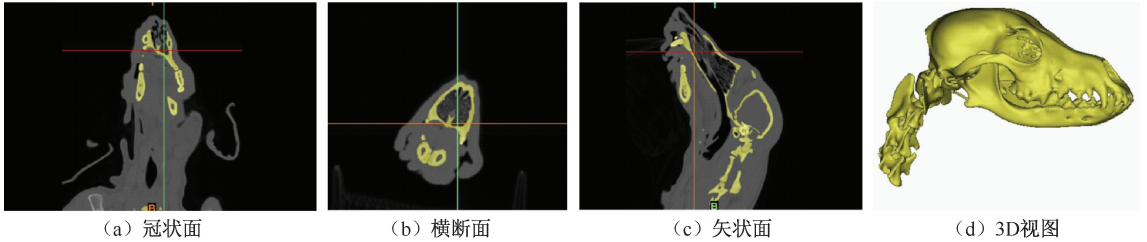


图1 CT数据重建的下颌骨3D模型

Fig.1 Three-dimensional (3D) model of the mandible reconstructed from CT images (a) Coronal plane, (b) Transverse plane, (c) Sagittal plane, (d) 3D view

1.3 个性化下颌骨假体的设计

将下颌骨STL格式文件导入3-matic 13.0,按照手术要求模拟截骨(3 cm骨缺损)并设计假体。假体由5个部分组成,分别为基牙、支柱、实体单元、多孔单元、固位单元。基牙的形状符合全瓷牙冠的预备标准;支柱共10根,按照天然牙根的方向对多孔结构给予加强,并分散骀力;实体单元位于重建颌骨的上表面,远中侧1 mm,近中1.5 mm,实体单元近中侧略厚是为了防止前磨牙周围骨组织吸收导致多孔结构暴露;实体单元的下方在基牙相应位置增加对抗钛柱,防止侧向力造成多孔结构和实体结构疲劳断裂,高度0.8 mm;多孔单元的孔隙率为70%,孔径和丝径均为0.5 mm,多孔结构为正十二面体结构;固位板厚度为1 mm,钉孔直径2 mm。最终所建的个性化植入物的3D模型如图2所示。

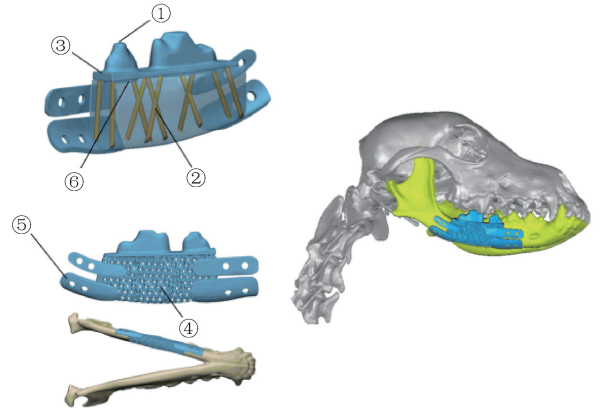


图2 个性化下颌骨假体3D模型

Fig.2 Three-dimensional (3D) model of personalized mandible prosthesis

注:①基牙,②支柱,③实体单元,④多孔单元,⑤固位单元,⑥对抗钛柱。

1.4 有限元分析

通过Geomagic Studio 2016和Solidworks 2016软件将假体数字模型实体化后获得有限元分析模型A[见图3(a)],采用ANSYS Workbench 14.5有限元软件包进行网格划分后,共包含259 890个节点(157 933个元素)。假定所有材料为均质、各向同性的线弹性材料。钛合金、70%孔隙率多孔钛弹性模量分别为110、5.4 GPa,泊松比均为0.3^[10-12]。将100 N垂直加载(F_1)和100 N颊向45°加载(F_2)的咀嚼负荷以均布的方式施加到每颗基牙上,记录假体的应力分布。当假体每部分的峰值应力低于

其材料的屈服强度时,才被考虑进行下一步的分析。假体的钉孔保持固定。

应用3-matic 13.0设计螺钉8颗,再通过Geomagic Studio、Solidworks软件将下颌骨、螺钉和假体数字模型进行实体化并装配,获得有限元分析模型B[见图3(b)],将其导入ANSYS中对各实体部件进行网格划分后,共包含156 434个节点(88 351个元素)。皮质骨、松质骨弹性模量分别为14.4、0.48 GPa,泊松比分别为0.309、0.225^[13]。假定所有材料均质、线性弹性和各向同性。假体和骨之间为100%完全骨整合,其接触界面设置为绑定接触,对髁突头部和下颌角设置固定约束^[14]。将

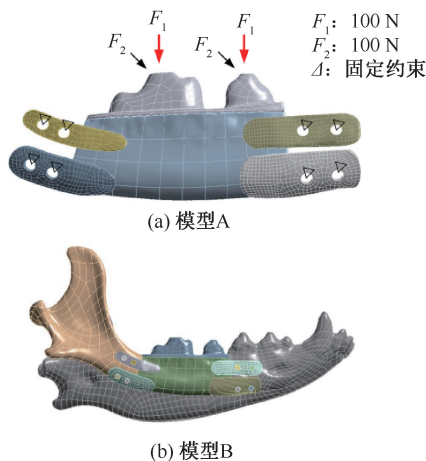


图3 下颌骨修复体的有限元分析模型构建及载荷

Fig.3 Reconstruction of finite element analysis model and loading of mandibular restoration (a) Model A, (b) Model B

100 N 垂直加载(F_1)和 100 N 颊向 45°加载(F_2)的咀嚼负荷以均布的方式施加到每颗基牙上,记录皮质骨和松质骨的最大应力、应变以及位移分布。

2 实验结果

2.1 假体应力分布

模型 A 有限元分析结果表明,当基牙垂直加载最大载荷 100 N 时,假体实体、多孔结构的峰值应力分别为 147.03、75.36 MPa;当基牙颊向 45°

加载 100 N 时,假体实体、多孔结构的峰值应力分别为 609.63、124.76 MPa(见图 5)。Roy 等^[15]研究表明,Ti6Al4V 合金的屈服强度为 970 MPa。多孔材料的屈服强度、密度、孔隙率的计算公式如下^[16]:

$$\sigma_y = \sigma_{y0} \times \rho_{rel}^{3/2} \quad (1)$$

$$\rho_{rel} = 1 - \varphi \quad (2)$$

$$\sigma_y = \sigma_{y0} \times (1 - \varphi)^3 \quad (3)$$

式中: σ_y 、 σ_{y0} 分别为多孔结构、致密部件的屈服强度; ρ_{rel} 为相对密度; φ 为孔隙率。孔隙率在一定程度上影响多孔结构屈服强度的趋势。由此计算出孔隙率为 70% 多孔钛的屈服强度为 159 MPa。因此,假体实体、多孔结构的峰值应力均小于其屈服强度,本文设计的具有多孔和支撑结构的个性化钛下颌假体可以进行下一步研究。

2.2 皮质骨和松质骨应力、应变分布

有限元模型 B 有限元分析结果表明,在 100 N 垂直载荷下,皮质骨、松质骨的峰值应力分别为 53.713、4.216 7 MPa,应变分别 3.753 6、3.562 5,螺钉的峰值应力为 29.401 MPa。在 100 N 颊向 45°载荷下,皮质骨、松质骨的峰值应力分别为 71.483、6.897 1 MPa,应变分别为 6.732 6、8.792,螺钉的峰值应力为 62.91 MPa[见图 6(a)]。

2.3 假体和下颌骨位移分布

下颌假体的最大位移分布于假体近中侧的固

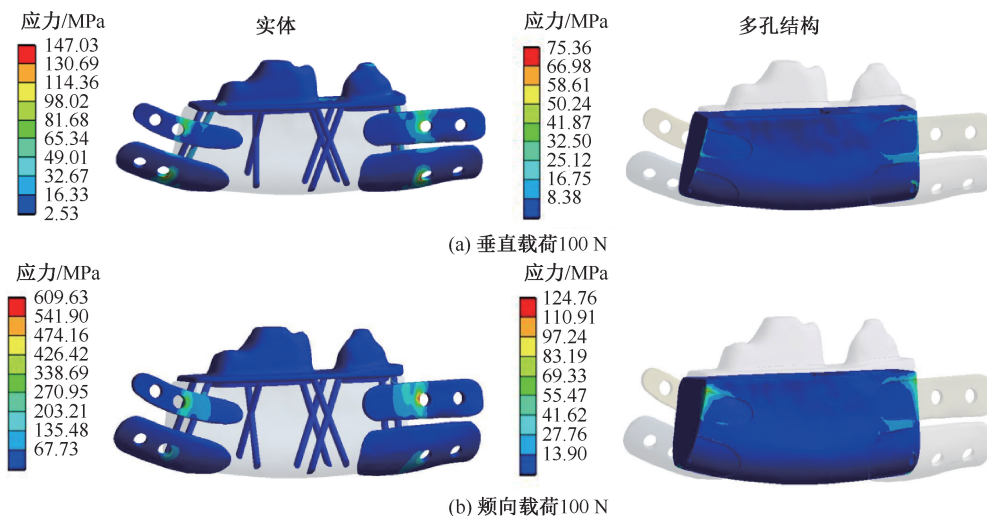


图5 不同载荷下假体实体和多孔结构应力分布

Fig.5 Stress distributions on implants with solid and porous structure under different loading

(a) 100 N vertical loading, (b) 100 N buccal loading

位板,垂直和颊向加载下分别为 338.3、436.6 μm 。随着与髁突头距离增加,假体各部位的位移逐渐增

大。就下颌骨而言,下颌骨前牙区的位移量最大 [见图 6(b)]。

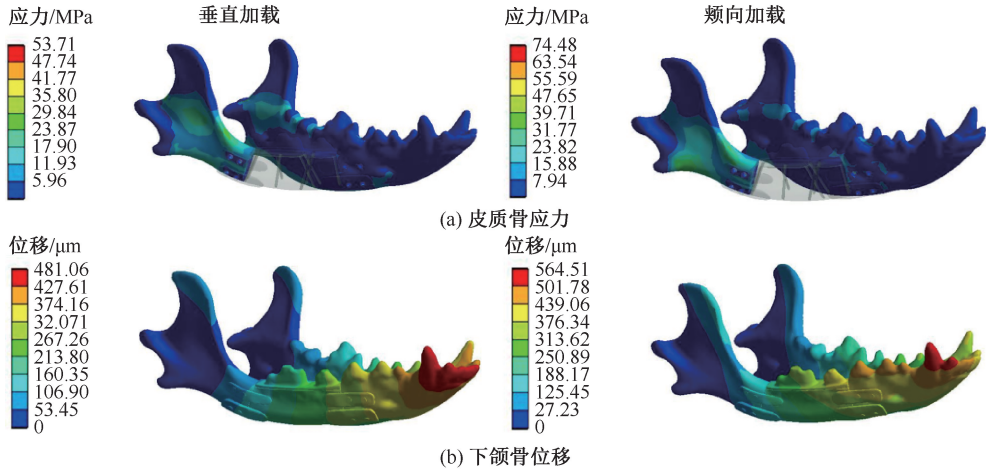


图6 不同载荷下下颌骨应力和位移分布

Fig.6 Stress and displacement distributions of the mandible under different loading (a) Stress of cortical bone, (b) Mandibular displacement

3 讨论

本文开发了一种个性化设计的具有多孔和支撑结构的3D打印钛下颌假体。定制的假体外形结构与缺损区一致,内部的孔隙大小、结构不仅有利于细胞和血管的长入以及物质的代谢,而且降低了材料的刚度,使其弹性模量和骨更为匹配,降低应力屏蔽的发生率;基牙底部按照天然牙根的方向设计了支撑支柱,起到对多孔结构给予加强和分散殆力的作用;固定单元被设计为实体单元,以提供固定力。此外,选择性激光熔化技术(selective laser melting, SLM)工艺适合于制造具有定制外形和复杂内部结构的个性化植入物,为本设计的制备提供技术支持。

力学载荷对骨再生和重建有着重要的影响,要避免应力遮挡现象,修复体的弹性模量需要与骨相匹配,多孔结构是减小修复体弹性模量的有效方式^[17],其具有以下优点:①多孔钛合金具有与骨骼相似的弹性模量,有助于防止钛合金在骨界面处的应力屏蔽。②多孔表面结构改善了植入物生物材料与周围天然骨之间的机械互锁,从而在此关键界面处提供了更高的机械稳定性^[18]。③孔隙增加了表面积,降低刚度,促进血管化和骨的生长,从而增强骨植入体界面的稳定性^[19]。根据 Karageorgiou

等^[20]的研究,通常认为再生骨骼所需的最小孔径为100 μm 。如果孔径大于300 μm ,则有利于新生骨组织和毛细血管长入^[21]。因此,本研究中修复体多孔结构的孔径设计为500 μm ,并通过有限元分析研究修复体重建下颌骨缺损后修复体及下颌骨的应力分布特征,探讨其应用于下颌骨缺损重建的可行性。

为了确保修复体植入后的稳定性,修复体各部分 von Mises 应力均应小于其材料的屈服强度。Ti6Al4V 合金的屈服强度为970 MPa,70%孔隙率的多孔结构 Ti6Al4V 合金屈服强度为159 MPa。本文发现,当基牙负载100 N垂直载荷或100 N颊向45°载荷时,实体、多孔结构的峰值应力均小于其屈服强度。此外,Lin 等^[22]认为,骨骼过早微损伤的临界阈值是60 MPa。本文分析结果显示,垂直加载100 N时,皮质骨和松质骨所受 von Mises 应力均小于60 MPa;而颊向加载100 N时,皮质骨所受 von Mises 应力为71.483 MPa,大于60 MPa。研究认为,当骨组织所受应变低于0.2时,骨组织会发生废用性吸收;而当等效应变大于4,会出现病理性过度负载^[23-24]。本文分析结果显示,垂直加载100 N时,皮质骨、松质骨所受应变均在0.2~4之间;但颊向加载100 N时,皮质骨和松质骨的应变均大于4。犬下颌骨应力和应变结果说明,侧向力过大时会对骨壁产生破坏,患者应尽量避免咀嚼硬物。与

Zapata 等^[25]研究犬正常下颌骨磨牙负荷位移模式相比,本文修复体重建犬下颌骨后磨牙负荷位移模式与其相似,最大位移均位于切牙区。综上所述,本文设计的具有多孔和支撑结构的修复体从理论上分析不会出现修复体的断裂,且有利于修复体周围新骨的形成。

4 结论

随着数字化医学的快速发展,个性化下颌骨修复体的应用也日益增多,不仅提高了拟合精度,而且与标准板相比,最大限度地减少了手术时间,大大提高了植入物的配适性和稳定性。3D 打印个性化的多孔钛修复体由于制备方法简单,一次性成型,方便加工且材料利用率高,可以更有效地满足个性化需求。本文设计的具有多孔和支撑结构的修复体应力分布均匀,生物力学性能良好,为动物实验提供一定的理论依据。

参考文献:

- [1] WONG RCW, TIDEMAN H, KIN L, *et al.* Biomechanics of mandibular reconstruction: A review [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 39(4) : 313-319.
- [2] FANZIO PM, CHANG KP, CHEN HH, *et al.* Plate exposure after anterolateral thigh free-flap reconstruction in head and neck cancer patients with composite mandibular defects [J]. *Ann Surg Oncol*, 2015, 22(9) : 3055-3060.
- [3] DIMITIOU R, MATALIOTAKIS GI, ANGOULES AG, *et al.* Complications following autologous bone graft harvesting from the iliac crest and using the RIA: A systematic review [J]. *Injury*, 2011, 42(Suppl 2) : S3-15.
- [4] 徐玮,石新莹,关锐峰,等.孔隙率对多孔镍钛合金力学性能及离子析出量的影响[J].*医用生物力学*, 2011, 26(4) : 349-354.
XU W, SHI XY, GUAN RF, *et al.* Effect of different porosities on mechanical properties and ion release of porous NiTi alloy [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(4) : 349-354
- [5] ESEN Z, BOR S. Characterization of Ti-6Al-4V alloy foams synthesized by space holder technique [J]. *Mater Sci Eng A*, 2011, 528 : 3200-3209.
- [6] YANG D, SHAO H, GUO Z, *et al.* Preparation and properties of biomedical porous titanium alloys by gel casting [J]. *Biomed Mater*, 2011, 6(4) : 045010.
- [7] COPE JB, SAMCHUKOV ML, MUIRHEAD DE. Distraction osteogenesis and histogenesis in beagle dogs: The effect of gradual mandibular osteodistraction on bone and gingiva [J]. *J Periodontol*, 2002, 73(3) : 271-282.
- [8] SWENNEN G, SCHLIEPHAKE H, DEMPFF R, *et al.* Craniofacial distraction osteogenesis: A review of the literature. Part 1: Clinical studies [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2001, 30(2) : 89-103.
- [9] DJASJM UM, WOLVIUS EB, VAN NECK JW, *et al.* Recommendations for optimal distraction protocols for various animal models on the basis of a systematic review of the literature [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2007, 36(10) : 877-883.
- [10] LIU T, MU Z, YU T, *et al.* Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: A three-dimensional finite element analysis [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2019, 22(6) : 585-594.
- [11] BAHRAMI B, SHAHRBAF S, MIRZAKOUCHAKI B, *et al.* Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants: A 3D finite element analysis [J]. *Dent Mater*, 2014, 30(4) : 89-97.
- [12] SU KX, JI P, WANG H, *et al.* *In vivo* study of 3D printed porous tantalum implant on osseointegration [J]. *West Chin J Stomatol*, 2018, 36(3) : 291-295.
- [13] 沈梅洁,王格格,朱彤好,等.骨小梁微结构对牙种植体有限元分析的影响[J].*中华口腔医学杂志*, 2016, 51(9) : 542-545.
- [14] 张庆福,吕春堂,樊堂堂,等.计算机辅助下颌骨个体化功能性修复的三维有限元分析[J].*口腔颌面外科杂志*, 2005, 15(1) : 33-35.
- [15] ROY S, DAS M, CHAKRABORTY P, *et al.* Optimal selection of dental implant for different bone conditions based on the mechanical response [J]. *Acta Bioeng Biomech*, 2017, 19(2) : 11-20.
- [16] WANG Y, CHEN X, ZHANG C, *et al.* Studies on the performance of selective laser melting porous dental implant by finite element model simulation, fatigue testing and *in vivo* experiments [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2019, 233(2) : 170-180.
- [17] 赵春伶,贾少薇,李剑,等.基于3D打印多孔支架和植入体的结构设计研究进展[J].*医用生物力学*, 2019, 34(4) : 446-452.
ZHAO CL, JIAO SW, LI J, *et al.* Research progress in structural design of porous scaffolds and implants based on 3D printing [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(4) : 446-452.
- [18] CHEN LJ, HE HL, YI M, *et al.* Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures [J]. *T Nonferr Metal Soc*, 2011, 21(7) : 1602-1610.
- [19] LI JP, WIJI JR, BLITTERSWIJK CA, *et al.* Porous Ti6Al4V scaffold directly fabricating by rapid prototyping:

- Preparation and *in vitro* experiment [J]. *Biomaterials*, 2006, 27(8): 1223-1235.
- [20] KARAGEORGIOU V, KAPLAN D. Porosity of 3D biomaterial scaffolds and osteogenesis [J]. *Biomaterials*, 2005, 26(27): 5474-5491.
- [21] CHENG A, HUMAYUN A, COHEN DJ, *et al.* Additively manufactured 3D porous Ti-6Al-4V constructs mimic trabecular bone structure and regulate osteoblast proliferation, differentiation and local factor production in a porosity and surface roughness dependent manner [J]. *Biofabrication*, 2014, 6(4): 1-12.
- [22] LIN JX, ZHANG GJ, ZHEN Y, *et al.* Evaluation of biomechanical health degree of peri-implant bone through finite element analysis: A first approach [J]. *Int J Appl Mech*, 2019, 10(9): 1850097-1850116.
- [23] MARTIN RB, BURR DB. *Structure, function, and adaptation of compact bone* [M]. USA: Raven Press, 1990: 116-117.
- [24] MELLAL A, WISKOTT HWA, BOTSIS J, *et al.* Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by *In vivo* data [J]. *Clin Oral Implants Res*, 2004, 15(2): 239-248.
- [25] ZAPATA U, DECHOW PC, WATANABE I, *et al.* Biomechanics of the canine mandible during bone Transport Distraction Osteogenesis [J]. *J Biomech Eng*, 2014, 136(11): 111011.1-111011.8.