

文章编号:1004-7220(2013)04-0072-06

基于有限元单侧上颌骨缺损修复材料的生物力学研究

毕丽霞^{1,2}, 孙嘉恂^{3*}, 王燕一¹, 王丽珍³, 樊瑜波³

(1. 解放军总医院 口腔科, 北京 100853; 2. 第二炮兵总医院 口腔科, 北京 100088;

3. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

摘要: **目的** 采用三维有限元分析方法研究不同修复体材料对上颌骨单侧缺损修复的生物力学影响。**方法** 利用医学图像处理软件 MIMICS 重建单侧缺损上颌骨模型, 采用镜像技术生成修复体模型, 经模型处理最终建立单侧缺损修复的上颌骨有限元模型及健康上颌骨有限元模型, 并模拟口腔咬合状态下上颌骨受力状态。**结果** 不同修复材料修复上颌骨的最大应力都集中在与颧骨连接的上颌骨边缘, 即颧小肌与提口角肌附着位置。利用三磷酸钙 (TCP) 复合材料修复后, 修复侧的上颌骨边缘应力最小为 8.471 MPa; 利用羟基磷灰石 (HA) 修复后, 修复侧的上颌骨边缘应力最大, 达到 17.55 MPa。**结论** 不同修复材料对修复后上颌骨健侧受力影响不显著, 对修复侧受力影响较大。弹性模量的大小可作为临床上用于缺损上颌骨修复的材料选择依据。

关键词: 单侧上颌骨; 有限元分析; 修复材料; 弹性模量; 应力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanical study on repair materials of unilateral maxilla defect based on finite element model

BI Li-xia^{1,2}, SUN Jia-yi^{3*}, WANG Yan-yi¹, WANG Li-zhen³, FAN Yu-bo³ (1. Department of Stomatology, General Hospital of PLA, Beijing 100853, China; 2. Department of Stomatology, the Second Artillery General Hospital, Beijing 100088, China; 3. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To study the biomechanical effect from different prosthetic materials used on unilateral maxillary defect repair by three-dimensional finite element (FE) analysis method. **Methods** The maxillary unilateral defect model was reconstructed by medical image processing software MIMICS. The prosthesis was generated by mirroring technology. After processing, the FE unilateral maxillary defect model and healthy maxillary model were established to simulate stress distributions on the maxilla during occlusion. **Results** The maximum stress on maxilla using different repair materials was always found concentrated on the edge of maxilla connected with zygoma (the positions attaching zygolabialis and levator anguli oris). The minimum stress of from the maxilla edge on the repair side was 8.471 MPa by using tricalcium phosphate (TCP) composite. The maximum stress from the maxilla edge on the repair side was 17.55 MPa by using hydroxyapatite (HA) material. **Conclusions** Different repair materials had no significant effect on natural side of the maxilla after restoration, while a greater

收稿日期:2013-03-20; 修回日期:2013-04-17

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11202017), 教育部博士点新教师基金项目(20121102120039), 北京市自然科学基金项目(7133245)。

通信作者:王丽珍, 硕士研究生导师, Tel:(010)82339861, E-mail:lizhenwang@buaa.edu.cn;

王燕一, 主任医师, 教授, 硕士研究生导师, Tel:(010)66936968, E-mail:wyy301@hotmail.com。

* 共同第一作者

impact of force status on the repair side was found. The elastic modulus of different repair materials can be used as a basis for maxilla restoration in clinic.

Key words: Unilateral maxilla; Finite element analysis; Repair material; Elastic modulus; Stress

单侧上颌骨缺损是临床上颌骨缺损疾病中常见的口腔病症,约占上颌骨缺损患者总数的 $2/3$ ^[1],主要由肿瘤切除、创伤及先天因素所致。上颌骨缺损不仅会给患者带来颜面部畸形,还会影响患者行使口腔功能,包括咀嚼、吞咽、发音和呼吸,若不及时治疗也会直接影响患者身心健康^[2]。

目前,单侧上颌骨缺损的修复方法主要采用赝复体修复和外科手术重建修复^[3]。赝复体修复是采用树脂、硅橡胶等材料塑形,形成与缺损骨相同的形状,通过固位技术固定在上颌骨上;外科手术重建修复主要选择类似上颌骨牙槽骨形状的自体骨进行移植,常用的自体骨有腓骨、髂骨、肩胛骨等。由于赝复体未采用具有活性组织的材料,长期使用对患者造成不适感且使用寿命短;相比之下,外科手术重建修复在治疗单侧缺损的上颌骨越来越得到重视。但目前临床上常出现术后由于一些功能障碍而不能提供自体骨的情况,且上颌骨缺损部分形状复杂,符合形态、大小、数量及塑形方面的自体骨来源也受到限制,故使用骨替代材料用于上颌骨缺损修复^[4]。

手术过程中所选择的修复材料特性不同,单侧上颌骨缺损修复后周围的生物力学环境会有差异。目前常用的骨替代材料包括同种异体骨和异种骨、具有材料可调性的人工复合材料,它们各有优缺点^[5-7]。例如 Bio-Oss(瑞士盖氏骨粉,从牛骨中提取的碳酸盐磷灰石结晶体,与人体骨结构几乎相同)是天然、无抗原的骨替代材料;羟基磷灰石(HA)是骨中主要的无机成分,三磷酸钙(TCP)也是常用骨替代材料中的无机物,它们与高分子有机物复合可提高材料的力学强度,从而满足骨替代材料的产品需求^[6-7]。

本文针对外科手术重建修复中不同修复材料用于单侧上颌骨修复后的生物力学响应进行研究,利用数值模拟方法建立单侧缺损的上颌骨和修复体三维有限元模型进行生物力学分析,量化研究 Bio-Oss、腓骨、TCP 复合材料、HA 4 种不同骨替代材料对于修复后上颌骨周围力学环境的影响,进而为修复材料选取提供参考建议和生物力学理论依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

对患者进行单侧缺损上颌骨 CT 断层扫描,患者为左侧上颌骨缺损,利用三维医学图像处理软件 MIMICS(Materialise 公司,比利时)重建单侧上颌骨缺损模型,进行基本模型处理保存为 STL 格式文件;将 STL 格式文件读入逆向工程软件 Geomagic Studio(Geomagic 公司,美国),利用镜像技术建立颌骨缺损区模型,对整体模型进行进一步光滑处理^[8];提取轮廓线后生成 NURBS 模型保存为 IGES 格式文件;使用 Hypermesh(Altair 公司,美国)对 NURBS 模型进行三维四面体网格划分,分别以壳单元和实体单元模拟皮质骨与松质骨,其中单侧缺损上颌骨实体模型包括节点 31 490 个,四面体单元 133 476 个;单侧缺损上颌骨壳单元包括节点 15 968 个,面单元 31 665 个;缺损区模型包括节点 14 004 个,四面体单元 56 588 个。根据修复单侧上颌骨缺损模型,模拟健康上颌骨模型并对其进行三维四面体网格划分,分别以壳单元和实体单元模拟皮质骨与松质骨,其中实体模型包括节点 15 938 个,四面体单元 62 367 个;壳单元包括节点 9 190 个,面单元 18 104 个。

将 *.inp 模型导入有限元应用软件 Abaqus(Simulia 公司,美国),生成单侧缺损上颌骨、修复体以及健康上颌骨有限元模型,利用所建立模型模拟日常咬合行为。

1.2 材料赋予

假设模型中各种材料和组织为连续、均质、各向同性的线弹性材料,材料变形为小变形。本研究所引用的材料属性见表 1^[9-11]。

羟基磷灰石与有机材料的复合后的弹性模量会随着有机成分所占比例的增加而增大,为研究材料属性改变对上颌骨应力的影响,将弹性模量值分别增大为原值(见表 1 中 HA1)的 1.5 倍、2 倍和 2.5 倍(见表 1 中 HA2、HA3、HA4),观察上颌骨应力分布。

表1 修复材料属性^[9-11]

Tab. 1 Repair material properties

材料	弹性模量/MPa	泊松比
骨皮质	13 400	0.30
骨松质	1 370	0.31
天然牙	20 300	0.30
人工牙	2 700	0.35
Bio-oss	11 000	0.30
腓骨	11 460	0.20
TCP 复合材料	3 000	0.30
HA1	10 910	0.33
HA2	16 365	0.33
HA3	21 820	0.33
HA4	27 275	0.33

1.3 边界条件及施加载荷

由于修复体材料具有生物活性,最终将与患者上颌骨长合为一体,故设定二者不发生相对滑动。对单侧缺损上颌骨上方各节点处 X 、 Y 、 Z 3 个方向位移约束为 0,健康上颌骨模型也做相同的约束。

对于上颌骨缺损修复模型,健侧余留牙总共加载 150 N,分布在中切牙 25 N、第 1 前磨牙 25 N、第 1 磨牙 50 N 及第 2 磨牙 50 N。修复体上人工牙齿总共加载 75 N,受力分别为同健侧余留牙位置对应载荷的 1/2。加载方式为咬合面均布加载,垂直加载方向。在颧骨弓处加载 300 N,沿 X 、 Y 、 Z 方向的加载分别为 12.42、53.04、25.14 N^[12],模拟咬合时咬肌对颧骨受力。健康上颌骨模型同上颌骨缺损修复模型加载方式相同。边界条件及载荷如图 1 所示。

2 结果

健康上颌骨两侧受力分别沿着尖牙支柱、颧突支柱经眼眶传递至额骨和颧突支柱经颧弓传递至颅底,使用文献[13]中的数据对本模型进行验证,上颌骨额突、颧骨额蝶突、颧弓最大等效应力分别为 3.651 6、8.968 9、3.969 4 N;本模型中,上颌骨额突、颧骨额蝶突、颧弓最大等效应力分别为 3.144、8.693、3.713 N。计算所得应力分布趋势一致,验证了本模型的有效性。

健康上颌骨及利用 Bio-Oss、腓骨、TCP 复合材料以及 HA 作为修复材料修复后的单侧缺损的上颌

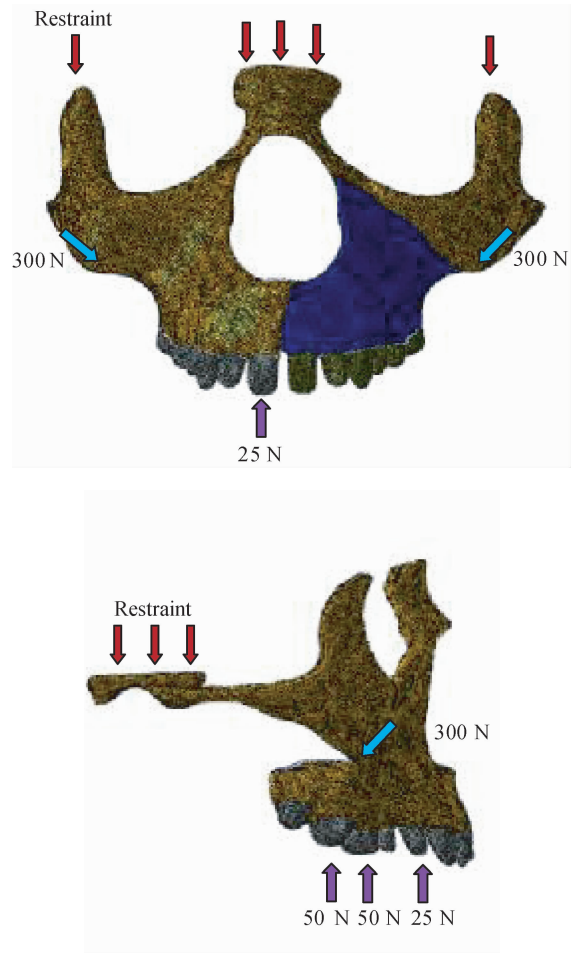


图1 边界条件及载荷示意图

Fig. 1 Schematic of boundary conditions and loading

骨应力分布如图 2 所示,主应力矢量/张量如图 3 所示。使用不同材料修复后上颌骨模型应力传导基本一致,故采用 Bio-Oss 修复的主应力矢量/张量图作为代表。

不同修复材料修复上颌骨的最大应力都集中在与颧骨连接的上颌骨边缘,即颧小肌与提口角肌附着位置。不同材料修复缺损上颌骨的健侧和修复侧最大应力及最大主应变情况如图 4、5 所示。

缺损修复后的上颌骨健侧和修复侧最大应力同健康上颌骨受力时颧骨与上颌骨之间最大应力相比均增大,利用 Bio-Oss、腓骨以及 4 种 HA 材料修复后的上颌骨修复侧最大应力均大于健侧;而利用 TCP 复合材料修复后的上颌骨修复侧最大应力小于健侧,与健康上颌骨两侧最大应力比较情况相同。利用 Bio-Oss、腓骨、TCP 复合材料以及 4 种 HA 修复

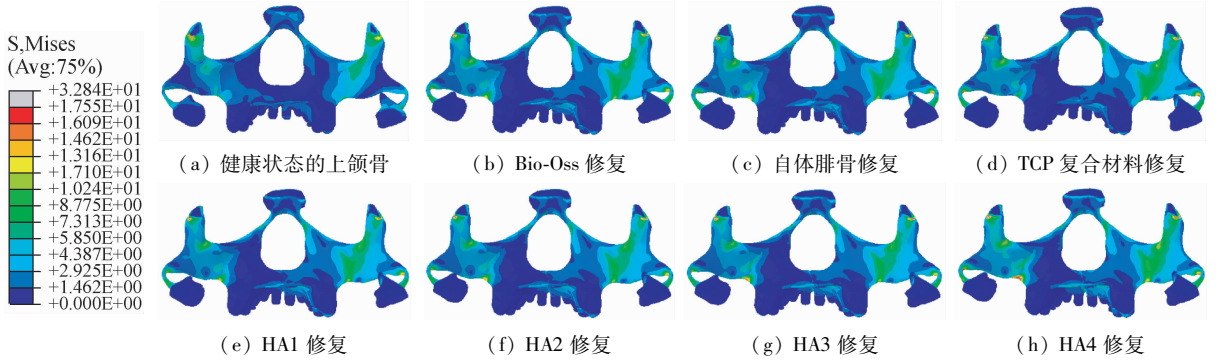


图2 健康人及不同修复材料修复后的上颌骨应力分布

Fig.2 Stress distributions on the maxilla (a) Healthy maxilla, (b) Defect maxilla by Bio-Oss repair material, (c) Defect maxilla by fibula repair material, (d) Defect maxilla by TCP composite repair material, (e) Defect maxilla by HA1 repair material; (f) Defect maxilla by HA2 repair material, (g) Defect maxilla by HA3 repair material, (h) Defect maxilla by HA4 repair material

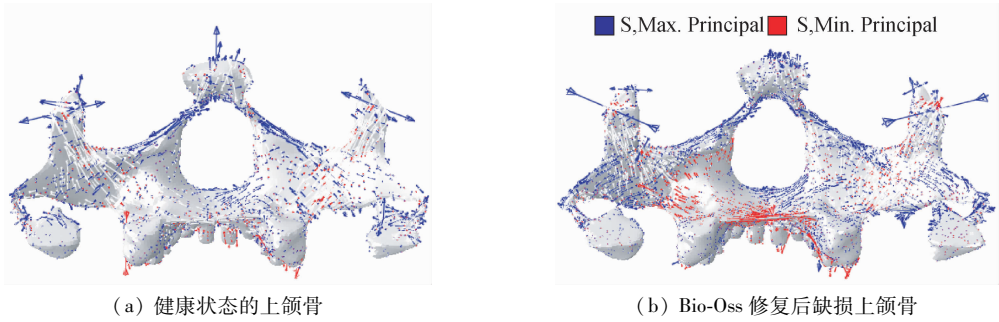


图3 不同修复材料修复后的上颌骨应力矢量/张量

Fig.3 Stress vector/tensor on the maxilla (a) Healthy maxilla, (b) Restoration of defect maxilla by Bio-Oss

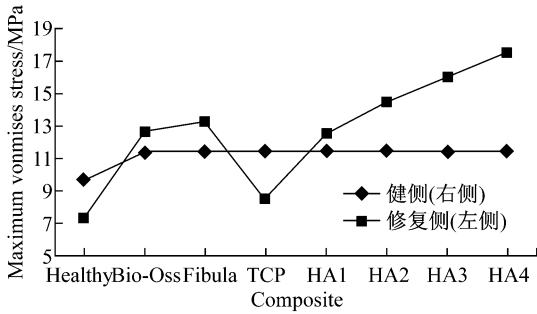


图4 不同修复材料的上颌骨健侧和修复侧最大应力

Fig.4 The maximum stress of normal maxilla and prosthesis after repair using different materials

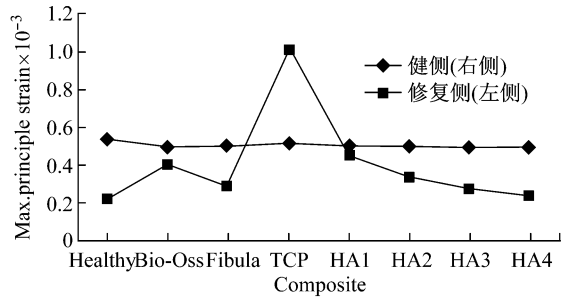


图5 不同修复材料的上颌骨健侧和修复侧最大主应变

Fig.5 The maximum principle strain of normal maxilla and prosthesis after repair using different materials

缺损上颌骨健侧(右侧)最大应力分别较健康上颌骨右侧(9.621 MPa)增大 19.01%、19.11%、19.95%、19.01%、19.11%、19.22%、19.32%,其中受应力最小的是利用 Bio-Oss 材料和 HA1 材料(11.45 MPa)修复,受应力最大的是利用 TCP 复合材料(11.54 MPa)修复;而上颌骨修复侧(左侧)最

大应力分别较健康上颌骨左侧(7.294 MPa)增大 73.84%、81.66%、16.14%、71.79%、98.79%、120.46%、140.61%,其中受应力最小的是利用 TCP 复合材料(8.471 MPa)修复,受应力最大的是利用 HA4 材料(17.55 MPa)修复。

缺损修复后的上颌骨健侧和修复侧最大应变部

位与最大应力集中部位相同,即与颧骨相连的上颌骨边缘。利用 Bio-Oss、腓骨以及4种 HA 材料修复的上颌骨健侧最大应变大于修复侧,同健康上颌骨左右两侧应变比较情况相同,而利用 TCP 复合材料修复的上颌骨健侧最大应变小于修复侧。利用 Bio-Oss、腓骨、TCP 复合材料以及4种 HA 材料修复的上颌骨健侧最大应变分别较健康上颌骨右侧最大应变(3.557×10^{-4})减小7.31%、7.27%、4.22%、7.35%、7.78%、7.98%、8.09%,其中应变最小的是利用 HA4 材料(4.917×10^{-4})修复,应变最大的是利用 TCP 复合材料(5.124×10^{-4})修复;而上颌骨修复侧修复体最大应变分别较健康上颌骨左侧最大应变(2.112×10^{-4})增大89.20%、33.57%、381.06%、106.77%、57.86%、30.45%、12.50%,其中应变最小的是利用 HA4 材料(2.376×10^{-4})修复,应变最大的是利用 TCP 复合材料(1.016×10^{-3})修复。

3 讨论

由于有限元分析法能够客观地反映出被分析受力结构的整体信息,在应力分析中具有广泛应用^[1]。口腔各组织结构的几何形态的不规则性、受力的复杂性等因素使得实验应力法受到局限,故与计算机技术密切结合的有限元法在口腔医学的研究领域中成为一种实用且有效的应力分析方法^[2]。本文利用有限元法研究了不同材料属性的修复材料对上颌骨受力情况的影响。

根据应力分布结果可以看出,上颌骨咬合力分别通过尖牙支柱和颧突支柱沿上颌骨至颧骨经眼眶传递至额骨,经颧弓传递至颅底,这与临床上的结论具有一致性^[14]。修复后修复体与上颌骨的上腭部位接触处应力相对集中,但相较于上颌骨与颧骨的应力要小,上颌骨最大应力集中于上颌骨与颧骨之间颧小肌与提口角肌附着部位。根据生理解剖结构,该部分上颌骨骨壁薄,故临床上在对患者进行治疗时修复侧的上颌骨部位应加强厚度,术后初期患者也应注意减少该处牙齿的咬合,以免修复体出现断裂现象。

修复材料的改变使上颌骨两侧的应力均发生改变。不同修复材料对修复后上颌骨健侧应力影响较小,但对修复侧的影响较大,且修复后的上颌骨所受

应力均大于健康的上颌骨。因此,患者在对缺损上颌骨进行手术修复治疗后,应加强对上颌骨的保护,尽量减少咬合用力,以免术后短时期内病情复发。不同修复材料属性之间的差异主要体现在弹性模量上,修复材料弹性模量越大,修复侧上颌骨应力越大,但对周围组织力学响应影响较小。由于对上颌骨修复侧施加的咬合力小于健侧,上颌骨修复侧的应力应大于健侧(见图4),自体骨、Bio-Oss 材料以及 HA 系列材料修复均满足这一情况,TCP 复合材料除外。这是由于 TCP 复合材料的弹性模量小于健侧上颌骨的弹性模量,故采用 TCP 复合材料修复的修复侧应力小于健侧。同时与其他修复材料相比其弹性模量最小,修复侧应力也最小。由于修复材料的改变对修复后的上颌骨应力均发生改变,故其应变结果也受到影响,其变化情况同应力呈相反趋势;由图5可知,TCP 复合材料的弹性模量最小,故其应变最大。

由于自体骨具有良好的相容性和强度,目前临床上单侧上颌骨缺损修复术多采用自体骨进行修复,然而很多情况下自体骨本身使病人易患术后并发症,寻找合适的骨修复替代材料成为一种趋势^[4],但是对于不同修复材料术后康复效果尚无定论^[6-7],本文的研究对于单侧上颌骨替代修复材料的选择及制备提供了生物力学依据。此外,本文中所建立的模型主要关注不同修复材料的修复效果,即针对不同修复材料修复缺损上颌骨后上颌骨、上腭以及基牙的生物力学变化进行研究,只建立了上颌骨模型,而未采用完整的颅骨模型,故本模型只能用于对整体上颌骨生物力学的分析。

4 结论

不同材料属性的修复材料对上颌骨受力存在影响,对修复侧的上颌骨影响较大。虽然材料弹性模量减小,修复材料抵抗弹性形变的能力减弱,修复侧应变增大,但修复侧上颌骨应力会减小。因此,在修复材料可承受的变形范围内,应尽量选择弹性模量小的材料用于缺损的上颌骨修复。复合材料作为骨替代修复材料具有可针对制备成份比例调节其材料属性的优势,以达到上颌骨缺损修复材料的最佳范围,不仅可以弥补自体骨不足的问题,也可以延长修复体使用寿命。

本模型只讨论了材料属性中弹性模量对修复的上颌骨的生物力学影响,在后续的研究中会考虑其他材料属性对修复的上颌骨的生物力学影响。

参考文献:

- [1] 洪凌斐. 单侧上颌骨缺损修复的生物力学研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2007.
- [2] 徐君伍. 现代口腔修复学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2000: 358-361.
- [3] Ali A, Fardy M, Patton D. Maxillectomy-to reconstruct or obdurate? Results of a UK survey of oral and maxillofacial surgeons [J]. *Brit J Oral Maxillofac Surg*, 1995, 33(4): 207-210.
- [4] 王小红. 骨修复材料的研究进展[J]. *生物医学工程学杂志*, 2001, 18(4): 647-652.
- [5] 丁永, 王佐林. Bio-Oss 参与天然骨重建机制研究进展及应用现状[J]. *口腔颌面外科杂志*, 2007, 17(1): 102-105.
- [6] 郝建原, 邓先模. 复合生物材料的研究进展[J]. *高分子通报*, 2002, 5: 1-6.
- [7] Kolk A, Handschel J, Drescher W, et al. Current trends and future perspectives of bone substitute materials-From space holders to innovative biomaterials [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 2012, 40(8): 706-718.
- [8] 王野平, 林小英, 周慧峰. Mimics 和 Geomagic 辅助下建立固定义齿的有限元模型[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 433-438.
- Wang YP, Lin XY, Zhou HF. The biomechanical analysis on platform switching implants with different planting depth in front maxilla [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 417-421.
- [9] 赵巍. 羟基磷灰石骨替代材料的静态力学相容性研究[D]. 天津: 天津大学硕士学位论文, 2008.
- [10] 耿威, 宿玉成, 林润台, 等. Bio-oss 复合 BMP 修复牙种植体周围骨缺损的骨组织学定性与定量分析[J]. *口腔医学研究*, 2005, 21(2): 119-122.
- [11] Waanders D, Janssen D, Mann KA, et al. The mechanical effects of different levels of cement penetration at the cement-bone interface [J]. *J Biomech*, 2010, 43(6): 1167-1175.
- [12] Ishak MI, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, et al. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae [J]. *Oral Maxillofac Surg*, 2012, 41(9): 1077-1089.
- [13] 张彤, 刘洪臣, 王延荣. 不同功能状态下健康人上颌骨复合体应力分布的三维有限元分析[J]. *中华口腔医学杂志*, 2007, 42(11): 687-689.
- [14] 彭歆, 毛驰, 俞光岩, 等. 游离腓骨复合组织瓣上颌骨重建的三维有限元分析[J]. *现代口腔医学杂志*, 2005, 19(6): 590-592.
- [15] 樊黎霞, 丁光兴, 费王华, 等. 基于 CT 图像的长管骨有限元材料属性研究及实验验证[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 102-107.
- Fan LX, Ding GX, Fei WH, et al. Study and verification test on finite element materials properties of the long bone based on CT images [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 102-108.
- [16] Miyamoto S, Ujigawa K, Kizu Y, et al. Biomechanical three-dimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. Design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010, 39(11): 1120-1126.
- [17] Wang M, Qu X, Cao M, et al. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients [J]. *J Biomech*, 2013, 46(6): 1155-1161.
- [18] 沈毅, 孙坚, 李军, 等. 正常人上颌骨的生物力学分析[J]. *组织工程和重建外科杂志*, 2009, 5(1): 25-28.
- [19] 王雅北, 张桂云, 周敬行. 上颌总义齿的牙合力测定及分析[J]. *实用口腔医学杂志*, 1989, 5(2): 91-93.
- [20] Jain V, Mathur VP, Abhishek K, et al. Effect of occlusal splint therapy on maximum bite force in individuals with moderate to severe attrition of teeth [J]. *J Prosthodont Res*, 2012, 56(4): 287-292.
- [21] Rohrle O, Pullan AJ. Three-dimensional finite element modeling of muscle forces during mastication [J]. *J Biomech*, 2007, 40: 3363-3372.
- [22] Freedman M, Ring M, Stassen LF. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: A finite element analysis study [J]. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2013, 42(5): 671-676.