

文章编号:1004-7220(2013)06-0659-00

# 个性化舌侧自锁矫治器咬合过程 瞬态动力学分析及优化

夏琴香<sup>1</sup>, 常琛扬<sup>1</sup>, 蔡斌<sup>2</sup>, 翟敬梅<sup>1</sup>

(1. 华南理工大学 机械与汽车工程学院, 广州 510640;

2. 中山大学光华口腔医学院·附属口腔医院, 广东省口腔医学重点实验室, 广州 510055)

**摘要:** **目的** 研究瞬态咬合力作用下个性化舌侧自锁矫治器的应力分布特点,并以此为基础对其进行优化。**方法** 采用CT扫描、逆向工程和计算机辅助设计技术构建全牙列、个性化舌侧矫治器及弓丝的整体三维模型,对其进行咬合过程的瞬态动态动力学非线性分析及优化设计,并通过制造出优化后的舌侧矫治器进行试验研究,验证有限元模型的可靠性。**结果** 托槽底板处产生的等效应力均要大于托槽体上其他部位的应力;通过在托槽盖上设置加强筋,使得托槽盖的最大等效应力降低了60.9%,避免了弓丝与托槽盖作用时过大的应力集中;托槽盖加载试验结果与模拟结果基本吻合。**结论** 临床进行舌侧正畸时,应关注咬合力作用点与矫治器的相对位置,避免影响矫治器的自锁性能;通过对矫治器进行优化,可将弓丝的弹性势能更加有效地传递到牙齿上,减少正畸力的损耗。

**关键词:** 舌侧正畸; 矫治器设计; 咬合力; 动态模拟; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Transient dynamic analysis and optimization of a new customized lingual self-locking appliance during occluding

XIA Qin-xiang<sup>1</sup>, CHANG Chen-yang<sup>1</sup>, CAI Bin<sup>2</sup>, ZHAI Jing-mei<sup>1</sup> (1. School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China; 2. Guangdong Provincial Key Laboratory of Oral Medicine, Guanghua School of Stomatology, Hospital of Stomatology, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510055, China)

**Abstract: Objective** To study the characteristics of stress distributions on a customized lingual self-locking orthodontic appliance under transient occlusal force and optimize its structure. **Methods** A whole 3D model including denture, appliances and wire was established by CT scanning, reverse engineering method and CAD technology; transient nonlinear dynamic analysis on this model during occluding and its structural optimization were conducted, and the optimized lingual appliance was made based on rapid prototyping technology to verify reliability of the finite element model. **Results** The equivalent stress on the bracket bottom was larger than that on other parts of the bracket; the maximum equivalent stress on the bracket cover was decreased by 60.9% after installing a reinforcing rib on it, which could effectively prevent stress concentration caused by the contact between the arch wire and bracket cover. The simulation results fundamentally agreed with the loading experiment on the bracket cover. **Conclusions** For lingual orthodontic treatment in clinic, the relative position between interaction points of the occlusal force and brackets should be concerned so as to avoid impairing the self-locking function; through optimizing the appliance design, the elastic potential energy of arch wire can be transferred more effectively to the teeth and reduce losses of the orthodontic force.

**Key words:** Lingual orthodontics; Appliance design; Occlusal force; Dynamic simulation; Finite element analysis

收稿日期:2013-01-05; 修回日期:2013-01-21

基金项目:广东省教育部产学研结合项目(2010 B080701101)。

通信作者:夏琴香,教授,博士研究生导师, Tel:(020)22236092; E-mail: meqxxia@scut.edu.cn。

随着成年正畸患者的日益增多,美观、快捷成为现代矫治器设计理念的首要特征;舌侧自锁托槽技术开创性地将自锁托槽应用于舌侧矫治中,自锁托槽固有的短期治疗疗程和节省门诊椅旁操作时间等特点可有效提高正畸矫治的效率。但是由于牙体舌侧形态复杂而且个体差异大、托槽定位粘结和临床操作复杂,舌侧正畸技术体系一直未能得到广泛推广<sup>[1]</sup>;同时,口腔具有非常复杂的环境,人每天要进行数千次的具有固定规律和重复性的咀嚼活动,在咀嚼的过程中牙齿和舌侧矫治器会发生接触,整个矫治器系统会受到咬合力的影响而发生变形及应力变化。由于舌侧正畸的特殊性,咬合力对舌侧矫治器的影响更为突出。然而,目前文献对舌侧矫治器在咬合力作用下的瞬态动力学分析及其应力分布规律的研究鲜有报道。

目前国外主流的舌侧自锁矫治器有 Adenta Evolution、In-Ovation-L 及 Phantom 等<sup>[2]</sup>,而国内具有自主知识产权的舌侧自锁托槽却较少。随着数字化信息技术的发展,根据每个患者独特的解剖形态学特征,同时考虑咀嚼过程中咬合力对舌侧矫治系统的影响,运用 CAD/CAE 技术设计制造出个性化的舌侧矫治器迫在眉睫<sup>[3-5]</sup>。

针对以上存在问题,本文设计了一款新型个性化舌侧自锁矫治器,同时结合逆向工程技术及 CAD/CAE 技术进行矫治系统及全牙列模型的瞬态动力学有限元分析,得到舌侧矫治系统在咬合过程中的应力变化及分布规律,并以此为基础进行结构优化,最后基于快速成型技术研制出具有自锁功能的个性化舌侧矫治器。

## 1 材料和方法

### 1.1 研究对象

新型舌侧自锁矫治器包括槽体、槽盖和连接销,通过连接销连接槽体与槽盖,并利用槽盖上的凸台和槽体上的锁盖槽这一卡扣式结构实现槽体与槽盖的自锁;同时,槽盖外形为圆弧状,极大提高了在口腔中的舒适度<sup>[6]</sup>(见图1)。

选择一名牙列完整、牙周组织正常、无任何口腔病变的健康成年女性为被测试对象,采用基于逆向工程技术的方法实现上、下颌全牙列三维模型重建。

通过 CT 对人体口腔进行连续扫描,应用 Mim-

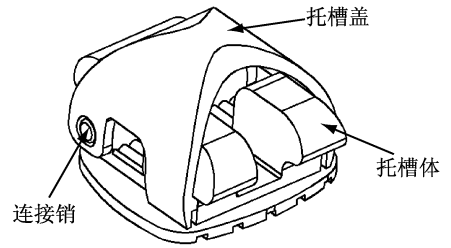


图1 新型舌侧自锁矫治器结构示意图

Fig.1 Structure of the new lingual self-locking appliance

ics 10.0 软件对扫描的断层图像进行阈值处理,获取上、下颌全牙列点云数据;导入 Geomagic 12.0 及 UG NX6 中进行曲面重建,利用中国人标准直丝弓方程生成弓丝<sup>[7]</sup>。在正畸牙齿移动的许可范围内,对分离后的牙齿按照上、下牙列的标准弓丝形状及正常颌牙齿排列标准进行诊断性模拟排牙,其排牙结果预示着正畸矫治结束后牙齿所处的位置;并根据患者的具体情况进行调整,从而确定各个牙齿间的咬合及位置关系。同时参考中国人临床托槽定位值<sup>[8]</sup>及结合临床经验定位矫治器与牙齿粘贴的位置,建立上、下颌全牙列、矫治器及弓丝三维实体模型<sup>[9]</sup>(见图2)。

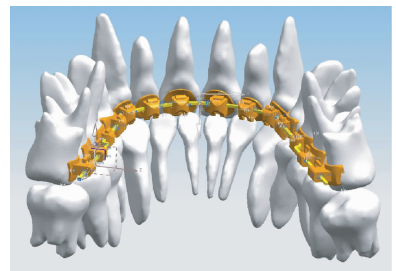


图2 全牙列、矫治器及弓丝三维模型

Fig.2 3D model including denture, appliances and wire

### 1.2 参数设置及加载

将各部分材料均假设为均质、连续、各向同性的线弹性体,材料受力变形为小变形<sup>[10]</sup>。矫治器的材料选用马氏体沉淀不锈钢。依照矫治器材料性质,确定其阻尼比为 0.02<sup>[11]</sup>;根据标准《金属材料室温拉伸试验方法》(GB/T 228—2002)对马氏体沉淀硬化不锈钢标准试件进行拉伸试验,获得该材料的性能参数。所涉及生物材料的具体参数见表1。

表1 材料参数<sup>[11-12]</sup>

Tab.1 Mechanical properties

部位	弹性模量/ GPa	泊松比
牙冠(包括牙釉质、牙本质)	51.72	0.3
牙根(包括牙本质)	18.62	0.3
矫治器	202.60	0.31
弓丝	176	0.3

瞬态动力学分析中关键要素之一是时间历程载荷的定义。将所建立的三维模型导入到大型有限元分析软件 ANSYS Workbench 12.0 中,利用其 Transient Structural 模块进行瞬态动态力学分析。由于一个咀嚼周期中咬合接触时间约为 0.2 s,同时在咬合过程中力的时间加载过程是动态变化的<sup>[13]</sup>,故采用半正弦脉冲激励来动态模拟咬合加载过程。

在接触设置方面,对于牙齿与矫治器的接触设置采用 ANSYS 中的 Create Automatic Contact 功能,自动探测上述排牙后三维模型的咬合接触关系,并结合临床实际进行局部调整,以确定下颌牙列各牙齿与矫治器的咬合面,在咬合面上设置接触<sup>[14]</sup>;下颌各牙齿与矫治器的接触关系为无摩擦(frictionless)接触<sup>[15-16]</sup>。对于矫治系统接触设置:托槽体、托槽盖及轴三者之间为两两摩擦接触,采用库仑摩擦模型,参考常用材料的摩擦系数<sup>[11]</sup>,可得相互间摩擦系数为 0.15;托槽与弓丝之间为摩擦接触,其摩擦系数设定为 0.2;托槽体和牙齿之间绑定约束,使得托槽体与牙齿的舌侧面不发生相对滑动,与临床上在托槽体与牙面之间采用粘结剂的实际情况相一致。同时,由于两接触网格单元间可能有较小的缝隙或初始穿透,使得接触单元高估接触力,导致不收敛;解决方法是采用自适应调节法在模型运算前调整接触关系,目标面和接触面可以达到“刚好”接触的效果,避免穿透。使用增强型的拉格朗日算法对非线性接触问题进行求解,可有效降低难以收敛的危险,同时提高模拟的效率。

咬合力加载位置及其大小参考文献<sup>[13]</sup>中测试实验过程及结果,载荷加载位置在下颌各牙齿的咬合面上,各牙齿所施加的最大咬合力数值见表 2。

参照上、下牙列咬合过程中的运动特点,对上牙列牙根部牙周膜附着区域,在  $x$ 、 $y$ 、 $z$  方向进行固定

表2 下颌牙列最大咬合加载力<sup>[13]</sup>

Tab.2 Maximum occlusal loading force of mandibular dentition

序号	右侧牙位	载荷/N	序号	左侧牙位	载荷/N
7	第2磨牙	418	1	中切牙	114
6	第1磨牙	423	2	侧切牙	114
5	第2双尖牙	308	3	尖牙	175
4	第1双尖牙	246	4	第1双尖牙	248
3	尖牙	176	5	第2双尖牙	308
2	侧切牙	116	6	第1磨牙	412
1	中切牙	113	7	第2磨牙	422

约束;对下牙列各个牙齿建立局部坐标系,下牙列各个牙齿长轴方向为自由约束,而在其他方向对位移和旋转进行约束,使得下牙列的全部牙齿在上、下颌长轴所形成的平面内发生相对运动。下颌每个牙齿从 0 s 开始运动,并同时在 0.2 s 终止运动,从而动态模拟咬合加载过程,实现同步运动,达到与下颌骨和牙齿一起运动时相一致的效果。

## 2 结果

### 2.1 托槽体等效应力分布规律

最大咬合力作用下上颌牙列托槽体的等效应力分布如图 3 所示。托槽体产生的最大等效应力为 662.91 MPa(小于材料屈服强度 983.5 MPa),位于上颌右侧尖牙的托槽底板处;同时各个牙齿托槽底板处受到的等效应力均要大于托槽体上其他部位的应力,这是由于在咬合的过程中下牙列的咬合力直接作用于托槽底板处。

为了进一步研究右侧尖牙处托槽体等效应力随时间的变化情况,选取出现最大等效应力的位置点

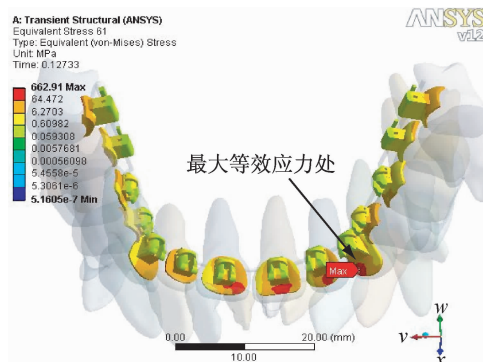


图3 矫治器等效应力分布云图

Fig.3 Equivalent stress distributions on the bracket

A 及实现自锁的关键部位锁盖槽处 B 点为研究对象,其变化曲线如图 4 所示。最大等效应力曲线基本呈现正弦规律变化,在最大咬合力的作用下,锁盖槽处 B 点的应力分布较小,其最大值为 1.608 6 MPa,故咬合力并不会对该托槽的自锁性能造成影响;但是咬合力对托槽底板会产生最大值为 662.91 MPa的作用力,若该力直接作用于 B 点,将对矫治器的自锁性能造成直接影响。因此,临床在矫治的过程中应关注咬合力作用点和矫治器的相对位置关系,避免咬合力直接作用于矫治器实现自锁处,从而延长矫治器的寿命。

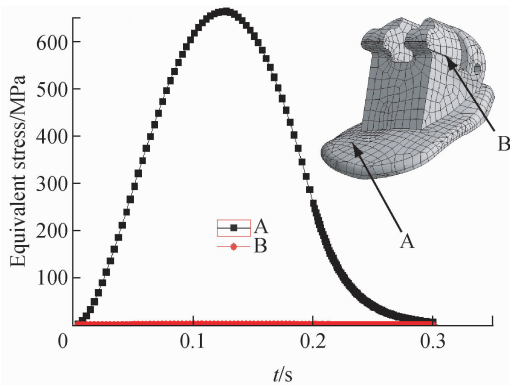


图 4 右侧尖牙托槽体等效应力变化曲线  
Fig.4 Equivalent stress distributions on right canine bracket of the maxillary dentition

### 2.2 托槽盖等效应力分布规律

最大咬合力作用下各个牙位的托槽盖最大等效

应力分布如图 5 所示。整个牙列的最大等效应力为 23.653 MPa,同样位于右侧尖牙处,其余各牙位处托槽盖的最大等效应力在 13 MPa 左右进行波动;同时,在托槽盖与弓丝的接触处由于受到弓丝的作用产生较大的应力集中,使得弓丝中有益于矫治牙齿的弹性势能过多消耗于应力集中处,用于矫治牙齿的能量便会降低,故应重点对托槽盖与弓丝接触处进行优化,减少弓丝弹性势能在该处的过多损耗。

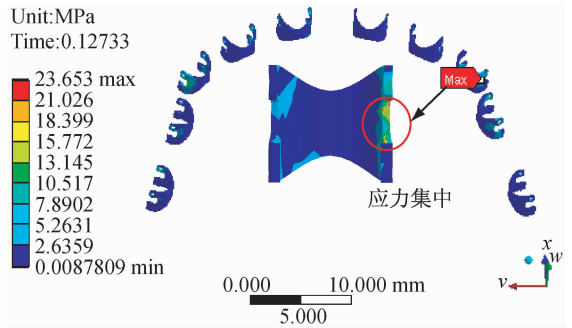


图 5 各个牙位托槽盖最大等效应力分布云图  
Fig.5 Distributions of equivalent stress on bracket covers

### 2.3 托槽盖优化方案

为了减少应力集中,所采用的优化方案为增大弓丝与托槽盖之间的接触面积。具体的实施方法是在托槽盖上增加加强筋,使其宽度与托槽体的槽沟宽一致,这一方面保证所增加的加强筋不会影响托槽盖与托槽体之间的配合关系,另一方面可以有效增加弓丝与托槽盖的接触面积,降低应力集中的趋势。优化后的矫治器二维图如图 6 所示。

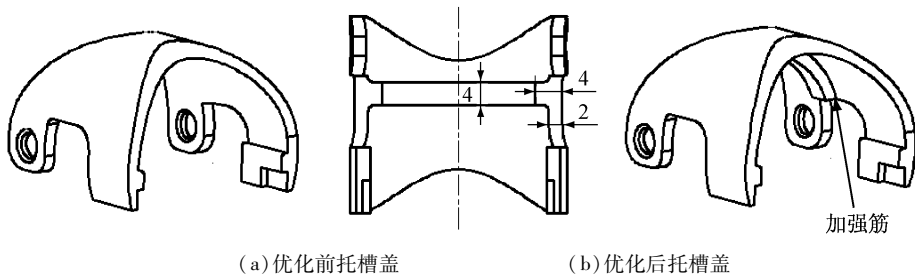


图 6 优化前后的托槽盖二维图  
Fig.6 2D model of the bracket cover (a) Before optimization, (b) After optimization

### 2.4 优化后验证分析

通过在托槽盖上增加加强筋修改其几何形状,重新对矫治器进行数值建模,并保持各个牙列中牙齿间相互位置及作用关系不变,将所建立的优化后

的三维模型进行瞬态动力学分析,模型的约束和加载方式不变,从而分析矫治器在最大咬合力作用下矫治器中的托槽盖的受力情况,并与未优化前的情况进行对比分析。

图7所示为优化前、后托槽盖中最大等效应力分布,整个矫治系统中托槽盖最大等效应力为9.245 4 MPa,而未优化之前的最大等效应力为23.653 MPa,降低了60.9%;且优化后各个托槽盖的产生的等效应力均低于优化前托槽盖的应力分布。

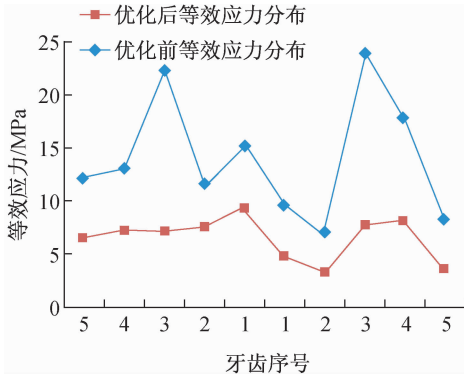


图7 优化前、后托槽盖中最大等效应力分布图

Fig.7 Equivalent stress distributions on bracket covers before and after optimization

## 2.5 有限元模型验证

为了验证所建立有限元模型的可靠性及其与实际相符合程度,利用快速原型制造方法进行个性化舌侧矫治器的加工,成型后的矫治器产品如图8所示。

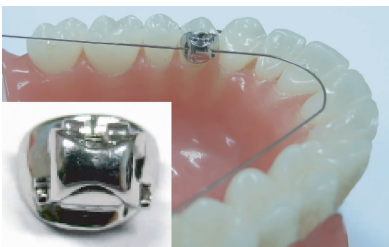


图8 新型个性化舌侧自锁矫治器

Fig.8 Picture of the new lingual self-locking appliance

进行实物加载变形测试实验,并使用 YF-1510 型二次元影像测量仪进行测量,将实验结果与有限元模拟结果进行比较。

如图9所示,将托槽盖轴孔的一端固定于支撑架上,支撑架与二次元测量仪的工作台固定在一起;托槽盖的另一端与牵引钢丝相连,同时牵引钢丝的末端悬挂质量为200 g的标准砝码,即施加1.96 N

集中力,测出该托槽盖轴孔最大变形量为118  $\mu\text{m}$ 。

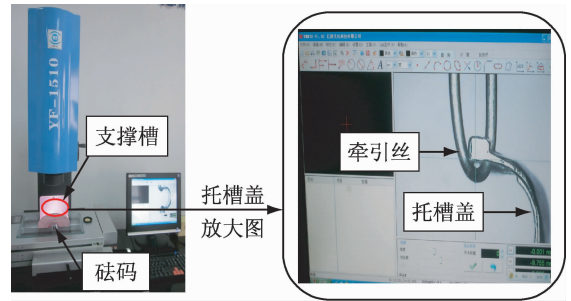


图9 试验装置图

Fig.9 Picture of the experimental apparatus

在有限元软件中建立托槽盖的有限元模型,与实验过程中托槽盖的施加载荷方式一致,求解得到托槽盖对应位置的最大变形量为110.75  $\mu\text{m}$ ,该实物测量结果与模拟结果存在6.5%的误差。综合考虑实验和有限元模拟结果,认为该误差在可接受范围内,有效验证了有限元模型的合理性和可靠性。

## 3 结论与讨论

本研究采用先进螺旋CT做连续超薄扫描,所获得的二维断面图像精度高,几何形状精确。运用Mimics对DICOM数据进行处理,通过设定不同的灰度值及阈值,可有效地从数据中提出所需数据,实现了复杂不规则实体间的无交叉无缝隙建模,保证模型与实物具有较高的几何相似性<sup>[17]</sup>;在进行咬合力加载方面,采用半正弦脉冲激励来模拟咬合加载过程,经验证采用该方法与临床实际更为接近<sup>[18]</sup>;对优化后的个性化舌侧矫治器进行实物加载变形测试实验,数值模拟结果与实验吻合较好,模型具有一定的有效性和可靠性。

通过对个性化舌侧矫治器咬合过程进行瞬态动力学分析可知,在动态咬合力的作用下矫治器将产生最大为662.91 MPa的等效应力;因此,考虑到舌侧正畸的特殊性,临床正畸时应关注咬合力作用点与矫治器间的相对位置关系,避免因过大的咬合力直接作用于矫治器实现自锁的关键部位,影响其自锁性能。

在分析托槽盖应力分布的基础上,通过在其应力集中部位设置加强筋,使其受到咬合冲击时产生的最大等效应力减少60.9%,从而降低托槽盖上的

应力集中现象。因此,通过对矫治器进行优化,可将弓丝恢复标准形态时所释放的弹性势能更加有效地通过矫治器传递到牙齿上,减少正畸力的损耗,提高临床正畸效率。

本研究也存在一定的局限性。在进行咬合加载时,参考了文献[13]中的最大咬合力值,未能对所研究个体的咬合力进行测量;而在研究中应尽可能采用所研究个体的相关数据,使得分析结果更具有针对性。同时,后续的工作中,应建立包括上下颌骨、牙周膜、上下全牙列及矫治系统的数值模型,并进行多个咀嚼周期的连续加载,更加逼近真实口腔咀嚼状态,分析矫治器在循环载荷下的应力分布规律,对舌侧矫治系统及相关牙周组织进行更为全面的生物力学分析。

#### 参考文献:

- [1] Fujiata K. New orthodontic treatment with lingual bracket and mushroom arch wire appliance [J]. *Am J Orthod*, 1979, 76(6): 657-675.
- [2] 叶亮,朱双林. 舌侧自锁托槽矫治技术的研究进展[J]. *国际口腔医学杂志*, 2009, 36(5): 616-618.
- [3] Wiechmann D, Rummel V, Thalheim A, *et al*. Customized brackets and archwires for lingual orthodontic treatment [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003, 124(5): 593-599.
- [4] 刘展,牟雁东,钱英莉,等. 下颌全牙列-直丝弓矫治器的生物力学建模[J]. *医用生物力学*, 2012, 27(5): 556-561.  
Liu Z, Mu YD, Qian YL, *et al*. Biomechanical modeling of dentulous mandible-straight wire appliance [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(5): 556-561.
- [5] 卢燕琴,高雪梅,韩景芸,等. 直丝弓矫治器滑动发关闭间隙的三维非线性有限元建模及数值分析[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(4): 301-305.  
Space closure using preadjusted appliance and sliding mechanics: The 3D nonlinear finite element modeling and numerical analysis [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 301-305.
- [6] Chang CY, Zhai JM, Xia QX. *et al*. Application of particle swarm optimization based on support vector machine in multi-objective optimization [J]. *Appl Mech Mater*, 2012, 201-202: 283-286.
- [7] 梁炜,徐宝华. 舌侧正畸标准弓形研究[J]. *口腔医学研究*, 2002, 9(3): 118-120.
- [8] 杨新海,曾祥龙. 中国人牙齿临床冠中心高度的研究. [J]. *口腔正畸学*, 1998, 5(4): 1-3.
- [9] 翟敬梅,常琛扬,夏琴香,等. 基于逆向工程的个性化舌侧自锁矫治体系数字化设计[J]. *口腔医学研究*, 2012, 28(9): 900-902.
- [10] Sung SJ, Baik HS, Moon YS, *et al*. Comparative evaluation of different compensation curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003, 123(4): 441-450.
- [11] 徐灏. 机械设计手册 [M]. 北京: 机械工业出版社, 1991.
- [12] 李明勇,李斌,马轩祥,等. 模型转化法构建牙齿的三维有限元模型[J]. *实用口腔医学杂志*, 2003, 19(2): 151-153.
- [13] 皮晰. 口腔解剖生理学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1993.
- [14] 辛海涛,梁照,赵雯. 动态有限元法在前牙咬合过程分析中的应用[J]. *上海口腔医学*, 2008, 17(6): 648-651.
- [15] Ihde S, Goldmann T, Himmlova L, *et al*. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants [J]. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2008, 106(1): 39-48.
- [16] Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, *et al*. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials [J]. *Dent Mater*, 2007, 23(8): 983-993.
- [17] 王野平,林小英,周慧峰. Mimics & 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): 433-437.  
Wang YP, Lin XY, Zhou HF. Finite element model of fixed denture aided by Mimics & Geomagic [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 433-437.
- [18] 刘蔚,王美青. 下颌第一恒磨牙咬合应力分析[J]. *口腔医学研究*, 2010, 26(5): 646-650.