

## 上颌第二磨牙生物力学有限元分析

林娟颖<sup>1</sup>, 刘晓颖<sup>1</sup>, 吕建成<sup>2</sup>, 郝艳华<sup>1</sup>

1. 华侨大学机电及自动化学院, 福建 厦门 361021; 2. 厦门市口腔医院口腔颌面影像科, 福建 厦门 361021

**【摘要】**针对人体咀嚼时上颌第二磨牙的受力情况,建立与人体具有高度几何相似性的上颌第二磨牙有限元模型,以研究其生物力学特性为目的,对龋齿后的第二磨牙进行生物力学有限元分析。将人体上颌第二磨牙经锥形束CT扫描,生成三维CT扫描数据,利用MIMICS、Geomagic等软件对人体上颌第二磨牙进行几何重建,建立有限元模型,并分别对人体3种咀嚼状态进行有限元分析。本文通过对上颌第二磨牙的有限元分析,对第二磨牙咀嚼时的生物力学特性进行数值模拟,帮助牙科医生深入了解第二磨牙的生物力学特性,为临床医学牙科治疗提供理论依据。

**【关键词】**上颌第二磨牙;生物力学;有限元分析;应力

**【中图分类号】**R783.3

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2017)08-0832-05

## Finite element analysis for the biomechanical properties of maxillary second molars

LIN Juanying<sup>1</sup>, LIU Xiaoying<sup>1</sup>, LÜ Jiancheng<sup>2</sup>, HAO Yanhua<sup>1</sup>

1. College of Mechanical Engineering and Automation, Huaqiao University, Xiamen 361021, China; 2. Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Xiamen Stomatological Hospital, Xiamen 361021, China

**Abstract:** Based on the stress of maxillary second molars during chewing, a finite element model of maxillary second molars with high geometric similarity was established for analyzing the biomechanical properties, and the maxillary second molars with dental caries were also analyzed with finite element method. The three-dimensional CT scanning data of human maxillary second molars were generated through cone beam CT images. MIMICS, Geomagic and other software were used to reconstruct the maxillary second molar, and to establish the finite element model. Three kinds of human chewing statuses were analyzed with finite element method. In this study, the finite element analysis of maxillary second molars is used to perform numerical simulation for the biomechanical properties of the second molars during chewing, which helps dentists to understand the biomechanical properties of the second molars and provides a theoretical basis for the dental treatment.

**Keywords:** maxillary second molar; biomechanics; finite element analysis; stress

## 前言

人体齿面在不同的咀嚼过程中承受不同的压力,而磨牙是口腔内承受咀嚼压力最大以及使用频率最高的牙齿,也是容易发生蛀牙的一颗磨牙,由于磨牙组织结构外形的不规则性和咀嚼过程中受力的

复杂性,给医学实验分析带来了巨大的困难,无法准确分析磨牙受力情况。1943年,Courant<sup>[1]</sup>首次提出有限元的思想,当时有限元思想主要用于研究飞机结构的静力学以及动力学分析问题。随着有限元的不断发展,研究范围不断扩大。1973年,Thresher等<sup>[2]</sup>将有限元法首次应用到了口腔领域。牙齿形状较小且外表面不规则,建模就是一大难点,对于这种复杂架构分析最有效的分析方法便是有限元法。朱强等<sup>[3]</sup>利用MIMICS软件,对下颌磨牙种植义齿的颌骨进行三维重建,通过SolidWorks建立三维有限元模型,并进行有限元分析,为修复下颌第一磨牙种植体周围骨的研究提供理论支撑。钱江松等<sup>[4]</sup>将锥形束CT扫描数据,通过MIMICS软件对上颌中切牙进行三维重建,并将生成的三维有限元模型导入ANSYS划分网格,建立高效精确的上颌中切牙三维有限元

**【收稿日期】**2017-04-11

**【基金项目】**国家自然科学基金(51375180);福建省青年基金(2017J05006);泉州市科技项目(2014Z115);华侨大学科研启动基金(11BS412);华侨大学研究生科研创新能力培育计划资助项目(1511303044)

**【作者简介】**林娟颖,硕士研究生,E-mail:632099468@qq.com

**【通信作者】**刘晓颖,博士,讲师,硕士生导师,E-mail:yinglxy@hqu.edu.cn

模型。张彤等<sup>[5]</sup>用螺旋CT扫描及三维影像重建软件与ANSYS软件相结合的方法,建立了健康人上颌骨复合体三维有限元模型,探索出一条适用于活体的三维有限元建模方法。陆晓丰等<sup>[6]</sup>通过Micro-CT仪器获得的磨牙断层图像,基于逆向工程建立了高精度的上颌第一恒磨牙。许诺<sup>[7]</sup>利用CT扫描数据,建立了精确度较高的下颌第一磨牙缺失的下颌牙列三维有限元模型,将微种植体植入不同的位置,分析牙周膜的Von-Mises应力最大值,得出第二磨牙的最适矫治力,并探讨如何使磨牙近中整体移动的方法,为临床治疗提供生物力学依据。武倩倩<sup>[8]</sup>通过螺旋CT技术和有限元法建立人体下颌第二磨牙以及其支持的组织的三维有限元模型,在近中和直立移动过程中,对牙周膜进行应力应变分析,为磨牙近中和直立移动的矫正提供一定的理论依据。Chieruzzi等<sup>[9]</sup>建立牙齿完整的三维有限元模型,分别对在不同的负载条件下,研究通过不同材料的根管治疗后牙齿内的应力分布情况,为临床上牙髓修复提供理论基础。郭克峰<sup>[10]</sup>通过建立MBT直丝弓矫治器以及人体上下颌牙列、牙周膜的三维几何模型,并按照实际矫治情况对其进行加载,分析牙齿和关节盘的位移以及应力分布情况,对临床牙齿的矫正提供一定的理论指导。

虽然近年来,国内外研究人员对牙齿做了许多有限元分析与研究,但仍然忽略许多重要的问题,例如:(1)较少人在建模的同时考虑到牙床建模,而牙床对牙齿有限元分析的结果正确性有较大的影响,如在全咬合状态下,有限元分析结果如图1所示,从应力图上得知,牙根部分存在应力集中现象,且牙根部分采用全约束亦不符合实际情况。因此,对于牙齿的建模,其牙床不可忽略。(2)较少人运用逆向工程软件Geomagic Studio,使得牙齿表面较为粗糙,影响有限元分析结果。(3)较少人分析蛀牙后磨牙的受力情况,牙釉质是牙冠外层的白色半透明钙化程度最高的坚硬组织,而人蛀牙后,牙釉质被破坏,使得咀嚼时牙体承受的应力增大,从而牙齿硬组织破坏的速度加快,随着牙齿硬组织的不断破坏,可逐渐造成残冠、残根,终至牙齿丧失、咀嚼器官的完整性破坏。蛀牙的发病率极高,但是却不受人们的重视。本文从生物力学角度出发,通过MIMICS、Geomagic Studio、UG等软件建立真实的口腔磨牙模型,并采用有限元方法,模拟人体龋齿咀嚼时的受力情况,观察人体第二磨牙受力后的Von Mises应力分布情况以及位移趋势,分析其受力后的生物力学特征,为临床医学牙科的治疗提供理论依据。

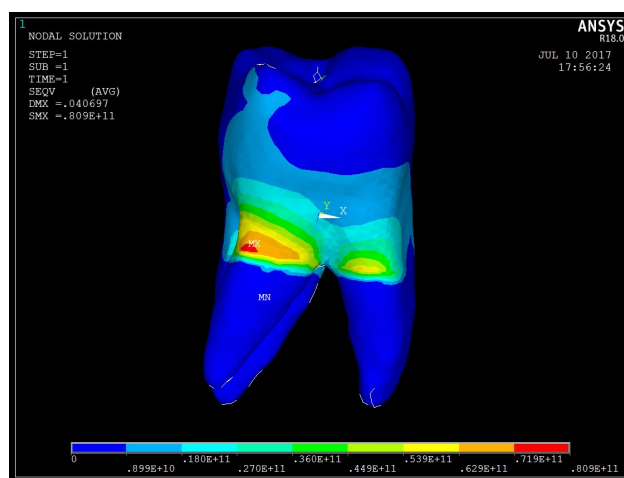


图1 无牙床情况下Von-mises应力图

Fig.1 Von-mises stress diagram without gum

## 1 有限元理论

对于弹性均匀表面线载荷的问题<sup>[11]</sup>,在笛卡尔坐标系中,其应力为:

$$\begin{aligned}\sigma_{xx} &= \sigma_r \sin^2 \theta = -\frac{2P}{\pi} \frac{x^2 y}{(x^2 + y^2)^2} - \frac{2Q}{\pi} \frac{x^3}{(x^2 + y^2)^2} \\ \sigma_{yy} &= \sigma_r \cos^2 \theta = -\frac{2P}{\pi} \frac{y^3}{(x^2 + y^2)^2} - \frac{2Q}{\pi} \frac{xy^2}{(x^2 + y^2)^2} \\ \sigma_{xy} &= \sigma_r \sin \theta \cos \theta = -\frac{2P}{\pi} \frac{xy^2}{(x^2 + y^2)^2} - \frac{2Q}{\pi} \frac{x^2 y}{(x^2 + y^2)^2}\end{aligned}\quad (1)$$

同理,在笛卡尔坐标系中,其位移可表示为:

$$\begin{aligned}u_x &= \frac{P(1+\nu)}{\pi E} \frac{xy}{x^2 + y^2} - \frac{P(1-\nu)}{\pi E} \arctan \frac{x}{y} \\ u_y &= \frac{2P}{\pi E} \left[ \frac{\nu+1}{2} \frac{x^2}{x^2 + y^2} + \ln \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{y^*} \right]\end{aligned}\quad (2)$$

其中,  $y^*$  为基板的厚度。

## 2 材料与方法

### 2.1 数据收集

成年男性志愿者1名,选取其龋齿后的第二磨牙,其牙釉质已完全被磨损,无其他牙体疾病,磨牙咬合关系正常,用16排螺旋CT机进行口腔第二磨牙扫描,选择512×512扫描栅格,曝光时间0.5 s,扫描层厚0.5 mm,使牙髓、牙本质等不同区域的密度变化显示出来,数据以DICOM格式输出保存。

### 2.2 建立上颌第二磨牙三维有限元模型

将CT扫描的数据导入医学图像处理软件Mimics中,通过设定阈值来提取相应的组织,建立人体上颌第二磨牙的几何模型,输出为.STL文件;将.STL文件导入逆向工程软件Geomagic Studio,通过对模型进行去噪、平滑等操作,最后拟合为NURBS曲面,

输出为 .Iges 格式;再导入三维建模软件 proe 中进行实体建模,建立牙髓与牙本质三维有限元模型。在真实的磨牙受力中,牙体根部受力复杂,在有限元仿真的过程中难以真实模拟真实的受力情况。因此,本文在 proe 中建立牙床模型,并对牙床与第二磨牙进行装配,生成牙床-磨牙实体模型,在牙床与牙体根部施加相应的约束,能够更为真实地模拟牙体根部的受力情况。其三维有限元模型如图 2 所示。最后,导入有限元分析软件 ANSYS 中,选用 solid187 空间实体单元进行有限元计算分析。

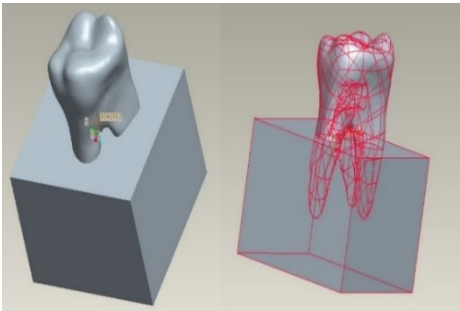


图 2 人体上颌第二磨牙三维实体图  
Fig.2 Three-dimensional solid figure of human maxillary second molar

2.3 上颌第二磨牙有限元建模分析

2.3.1 选择合适的本构 本文建立的人体第二磨牙三维模型包含两个实体部分,分别为牙本质部分和牙髓腔部分,将模型中的材料和组织假设为连续、均质以及各向同性的线弹性材料<sup>[12]</sup>,其材料参数如表 1 所示<sup>[13-14]</sup>。根据第四军医大学口腔医学院牙体科侯

波<sup>[15]</sup>研究表明,定义牙床与磨牙之间的接触为面-面接触,其摩擦系数为 0.2 较符合实际情况。

表 1 人体第二磨牙材料特性表  
Tab.1 Material characteristics of human second molar

Material	Modulus of elasticity/Pa	Poisson ratio
Dentin	18.6×10 <sup>9</sup>	0.31
Dental pulp	30 000	0.34
Gums (Pure titanium)	110×10 <sup>9</sup>	0.33

2.3.2 边界条件及载荷 牙床底部设定为固定约束,限制 6 个自由度,牙齿的颊舌面进行全约束。载荷的加载方式有静载荷与动载荷两种方式,田力丽等<sup>[16]</sup>模拟磨牙咀嚼动态过程,对磨牙分别进行静载荷和动载荷有限元分析,有限元分析结果表明,动载荷分析与静载荷分析结果相差不大,因此,使用静载荷分析是实际可行的。因此本文根据人体咀嚼过程中磨牙的真实受力情况,将加载分为 3 种情况:(1)在牙冠上施加一个正压力 120 N;(2)全咬合状态加载,载荷条件设定为静态面加载,加载部位为牙冠咬合面处,加载方向与牙体长轴方向同向,均匀载荷设定在 10.48 MPa,与之相应的是 833 N,分布在 79.5 mm<sup>2</sup>磨牙咬合面区域;(3)中央窝咬合状态加载,载荷条件设定为静态面加载,加载部位为牙冠中心窝处,加载方向与牙体长轴方向同向,载荷大小为 120 N,加载面积约为 19 mm<sup>2</sup>。3 种加载状态从左至右分别为承受正压力状态、全咬合状态以及中央窝咬合状态,如图 3 所示。

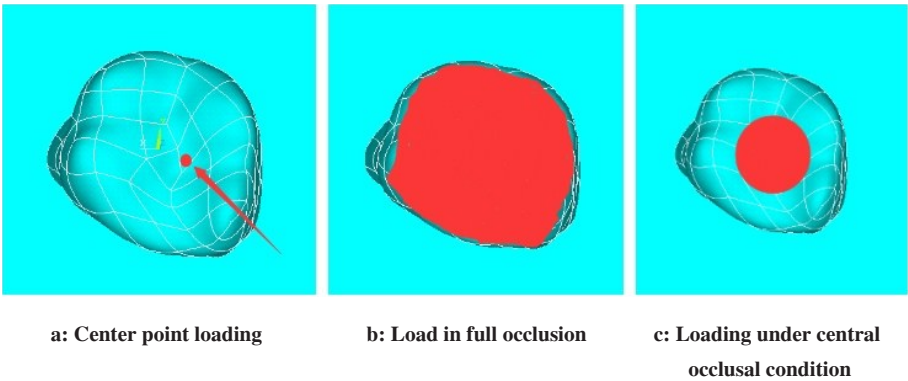


图 3 3 种加载情况示意图  
Fig.3 Schematic diagram of three loading cases

3 有限元分析结果

3.1 牙冠表面施加一个垂直的 120 N 压力

人体上颌第二磨牙牙体模型其应力峰值为

16.9 MPa,如图 4 所示,应力极值发生在牙颈和加载压力处。如果忽略应力集中的影响,最危险的地方为牙颈,即临床中常见的牙冠折裂问题。

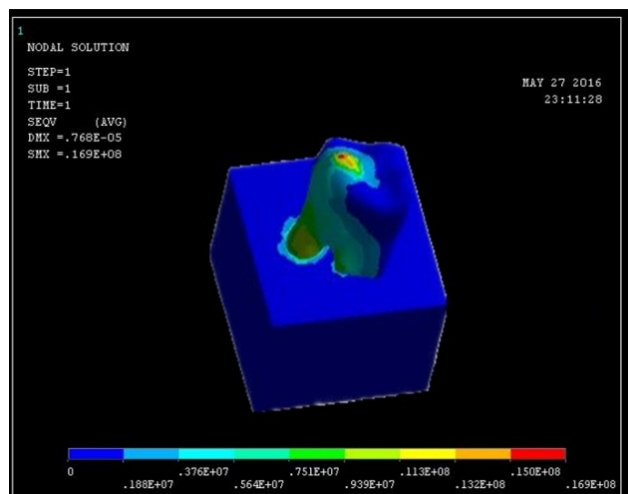


图4 120 N压力载荷 Von-mises 应力图

Fig.4 Von-mises stress diagram under 120 N pressure loading

### 3.2 全咬合状态下应力分析

在全咬合状态下,其应力云图如图5所示。人体上颌第二磨牙牙体模型应力峰值为3.65 MPa,其牙体应力分布均匀,应力峰值较低并发生于牙颈部,颊尖区域显示应力很低。其应力分布均匀,牙体内外受力平衡,能够使牙体应力峰值得以释放,降低较高峰值带来的不利影响。

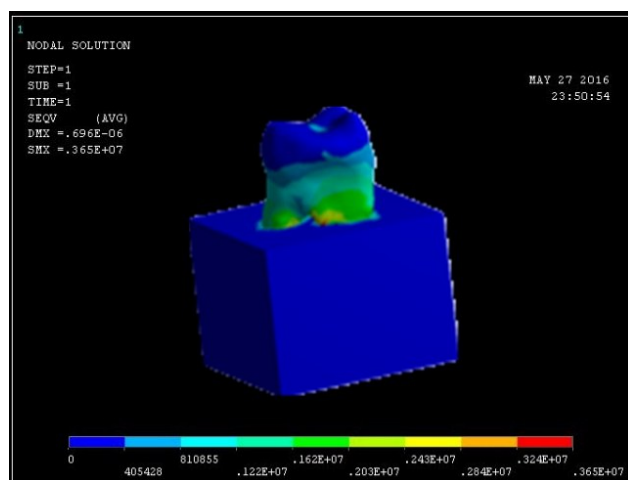


图5 全咬合状态下 Von-mises 应力图

Fig.5 Von-mises stress diagram in full occlusion

### 3.3 中央窝咬合状态下应力分析

中央窝咬合是模拟非正中咬合状态加载,其应力云图如图6所示,人体上颌第二磨牙牙体模型应力峰值为1.58 MPa。所产生的应力峰值是3种加载状态中最低的,但近远中向窝沟处应力集中比较严重,在这种咬合状态下,牙齿受到的力对其他区域几乎不产生影响,从应力云图显示牙体模型的应力峰值

随载荷作用的面积减小而减小;随加载位置从边缘向中间区域移动而减小,故牙尖折裂的危险性极小。

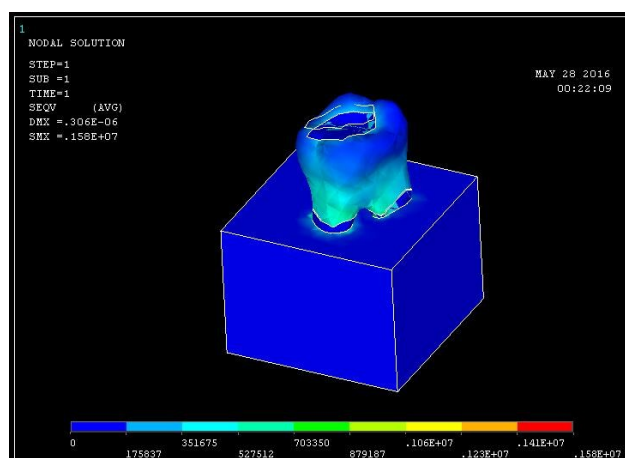


图6 中央窝咬合状态下 Von-mises 应力图

Fig.6 Von-mises stress diagram of the central occlusion

## 4 结果分析

本文建立带有牙床的人体第二磨牙三维有限元模型,共344 797个节点,具有较好的几何相似性。(1)在牙冠120 N正压力下,其最大应力为16.9 MPa,应力极值发生在牙颈和加载压力处,如果忽略应力集中的影响,最危险的地方为牙冠,即临床中常见的牙冠折裂问题;(2)在全咬合状态下,其受力面积增大,最大应力为3.65 MPa,发生在牙床与牙齿交界处其牙体应力分布均匀,应力峰值较低并发生于牙颈部,表明出现牙尖斜行折断危险性较大,颊尖区域显示应力很低;(3)中央窝咬合是模拟非正中咬合状态加载,所产生的应力峰值均显著升高,其最大应力值为1.58 MPa,发生在牙冠中心窝处,近远中向窝沟处应力集中比较严重,这种工况下的力几乎对其他区域不产生影响,故牙尖折裂的危险性极小;(4)有限元结果显示载荷作用面积与位置均对牙体应力分布有影响作用,相同条件下,模拟正中咬合状态的接触能有效防止牙折。

## 5 结论

根据北京医科大学用合力计测得462例男女青壮年的最大合力均数,上颌牙的最大合力约为120 N左右,因此本研究将载荷取为120 N,与牙咬合力研究成果相近,符合实际情况,结果真实可靠。有限元分析结果表明:人体上颌第二磨牙牙体模型的应力峰值随载荷作用的面积减小而减小;随加载位置从边缘向中间区域移动而减小。在3种典型受力情况

下,应力极值多发生在牙尖、咬合面凹陷处和牙颈处,如果忽略应力集中的影响,最危险的地方为牙颈,即临床中常见的牙冠折裂。本文采用三维有限元法得到了较为直观的分析结果,并对磨牙的生物力学性能进行研究,对临床口腔的诊断、治疗与修复有一定的参考价值。

## 【参考文献】

- [1] COURANT R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations[J]. Bull Am Math Soc, 1943, 49: 1-23.
- [2] THRESHER R W, SAITO G E. The stress analysis of human teeth[J]. J Biomech, 1973, 6(5): 443-449.
- [3] 朱强,汪大林,邱小倩,等. 逆向工程法建立下颌第一磨牙种植体有限元模型[J]. 中国组织工程研究, 2010, 14(4): 637-640.  
ZHU Q, WANG D L, QIU X Q, et al. The finite element model of mandibular first molar implant constructed by reverse engineering[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering, 2010, 14(4): 637-640.
- [4] 钱江松,陈贵丰,刘斌,等. 上颌中切牙三维有限元模型的锥形束CT扫描建模[J]. 临床医学工程, 2015, 22(11): 1405-1406.  
QIAN J S, CHEN G F, LIU B, et al. Modeling of three-dimensional finite element model of maxillary central incisor by cone beam CT scanning[J]. Clinical Medical Engineering, 2015, 22 (11): 1405-1406.
- [5] 张彤,刘洪臣,王延荣. 上颌骨复合体三维有限元模型的建立[J]. 中华口腔医学杂志, 2000, 35(5): 374-376.  
ZHANG T, LIU H C, WANG Y R. Establishment of three-dimensional finite element model of maxillary complex[J]. Chinese Journal of Stomatology, 2000, 35(5): 374-376.
- [6] 陆晓丰,吴凤鸣,董宁,等. 基于逆向工程的上颌第一恒磨牙有限元模型的建立[J]. 口腔医学, 2011, 31(11): 653-656.  
LU X F, WU F M, DONG N, et al. Establishment of finite element model of maxillary first molar based on reverse engineering[J]. Stomatology, 2011, 31(11): 653-656.
- [7] 许诺. 微型种植体支抗近中移动下颌第二磨牙的三维有限元分析[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2013.  
XU N. Three dimensional finite element analysis of mini implant supported mandibular second molar movement[D]. Hefei: Medical University of Anhui, 2013.
- [8] 武倩倩. 水平埋伏下颌第三磨牙近中和直立移动的三维有限元分析与临床研究[D]. 合肥: 安徽医科大学, 2012.  
WU Q Q. Three dimensional finite element analysis and clinical study of horizontally impacted mandibular third molar mesial and upright movement [D]. Hefei: Medical University of Anhui, 2012.
- [9] CHIERUZZI M, PAGANO S, CIANETTI S, et al. Effect of fibre posts, bone losses and fibre content on the biomechanical behaviour of endodontically treated teeth: 3D-finite element analysis[J]. Mater Sci Eng C, 2017, 74(1): 334-346.
- [10] 郭克峰. 利用Mimics重建上下颌骨和牙列及有限元分析[D]. 长春: 吉林大学, 2008.  
GUO K F. Reconstruction of upper and lower dentition and finite element analysis using Mimics[D]. Changchun: Jilin University, 2008.
- [11] GIANNAKOPOULOS A E, KORDOLEMIS A, ZISIS T. Development of strong surfaces using functionally graded composites inspired by natural teeth-a theoretical approach[J]. Adv Exp Med Biol, 2010, 669 (132): 3-7.
- [12] ANDERSEN K L, PEDERSEN E H, MELSEN B. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1991, 99(5): 427-440.
- [13] MCGUINNESS N J, WILSON A N, JONES M L, et al. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings [J]. Eur J Orthod, 1991, 13(3): 231-242.
- [14] MIDDLETON J, JONE M, WILSON A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model[J]. Am J Orthod Dentofac, 1996, 109 (2): 155-162.
- [15] 侯波. 不同材料嵌体修复MOD洞型对牙体组织应力分布影响的三维有限元分析[D]. 西安: 第四军医大学, 2008.  
HOU B. Three dimensional finite element analysis of the effect of different inlay materials on the stress distribution of MOD dental implant[D]. Xi'an: the Fourth Military Medical University, 2008.
- [16] 田力丽,梁伟,李凌旻,等. 下颌第一磨牙牙体缺损修复后静力与冲击动力的三维有限元分析[J]. 华西口腔医学杂志, 2007, 25(6): 595-598.  
TIANG L L, LIANG W, LI L M, et al. Three-dimensional finite element analysis of static and impact dynamics of mandibular first molar after tooth restoration [J]. West China Journal of Stomatology, 2007, 25(6): 595-598.

(编辑:陈丽霞)