论著

DOI:10.16016/j.1000-5404.201411148

微种植体舌侧内收上前牙力系三维有限元非线性模型的建立

姜 琴[1,2],邓 锋[1,2],王 超[1,2],张向凤[1,2],张 翼[1,2] (400015 重庆,重庆医科大学附属口腔医院正畸科[1];401147 重庆,口腔疾病与生物医学重庆市重点实验室[2])

[摘要] **目的** 建立具有高度几何相似性和力学相似性的微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型。**方法** 通过高精度的螺旋CT扫描获得组牙与颌骨的结构信息,运用MIMICS软件进行三维重建,在Solidworks软件中建立包含舌侧托槽、弓丝、牵引钩及微种植体的三维几何模型。将上述三维几何模型导入ANSYS软件,并生成非线性牙周膜及非均质性颌骨,最终生成微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型,并对模型进行加载检测。**结果** 成功建立了高仿真的微种植体舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型。在100×g内收载荷作用下,上颌前牙发生舌向倾斜的初始位移,同时上颌切牙的腭侧龈缘与颊侧根尖出现压应力集中区,而腭侧根尖与颊侧龈缘出现牵张应力区。**结论** 根据上颌骨正交各向异性以及牙周膜非线性的材料属性,建立了具有高度几何相似性和力学相似性的微种植体舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型,可用于该舌侧矫治力系的生物力学分析。

[关键词] 非线性;三维有限元;舌侧内收力系;微种植体支抗
[中图法分类号] R318.01;R319;R782.12 [文献标志码] A

Construction of nonlinear 3-D finite element model for maxillary anterior teeth lingual retraction force system with micro-implant anchorage

Jiang Qin[1,2], Deng Feng[1,2], Wang Chao[1,2], Zhang Xiangfeng[1,2], Zhang Yi[1,2] ([1]Department of Orthodontics, the Stomatological Hospital of Chongqing Medical University, Chongqing, 400015; [2]Chongqing Key Laboratory for Oral Diseases and Biomedical Sciences, Chongqing Medical University, Chongqing, 401147, China)

[**Abstract**] **Objective** To construct a nonlinear three-dimensional (3-D) finite element model with highly geometric similarity and mechanical similarity for maxillary anterior teeth lingual retraction force system with micro-implant anchorage. **Methods** The 3-D geometrical model of maxillary bone and teeth was constructed based on the data from spiral CT scanning with high resolution by using MIMICS software, and the model of lingual appliance and micro-implant were constructed in the Solidworks CAD software. The parameters of periodontal membranes were set as nonlinear and the maxilla bone as non-homogeneous and anisotropy. ANSYS software was used to mesh the model and construct the nonlinear 3-D finite element model of maxillary anterior teeth lingual retraction force system with micro-implant anchorage. **Results** The nonlinear 3-D finite element model of maxillary anterior teeth lingual retraction force system with micro-implant anchorage was constructed with good similarity in geometrics and mechanics. Under the load of 100 g retraction force, retroclination initial displacements of maxillary anterior teeth were observed. Pressure stress concentration zone was located in the lingual marginal and buccal apical area, while stretching stress concentration zone was located in the buccal marginal and lingual apical area. **Conclusion** The nonlinear 3-D finite element model of maxillary anterior teeth lingual retraction force system is demonstrated to be an ideal biomechanical tool in the study on such complicated lingual orthodontic force system.

[基金项目] 国家自然科学基金面上项目(11402042);重庆市卫生局一般项目(2013-2-069)
[通信作者] 张 翼,E-mail:cqmuzhang@163.com
[优先出版] http://www.cnki.net/kcms/detail/51.1095.R.20150310.1653.009.html(2015-03-10)

[**Key words**] nonlinear; three-dimensional finite element; lingual retraction force system; micro-implant anchorage

Supported by the General Program of National Natural Science Foundation of China (11402042) and the Project of Chongqing Municipal Health Bureau (2013-2-069). Corresponding author: Zhang Yi, E-mail:cqmuzhang@163.com

舌侧正畸矫治技术由于其良好的美学效果正成为成人正畸美学矫治的重要选择。研究表明在相同正畸力作用下,舌侧正畸矫治力系统具有与传统唇侧矫治完全不同的生物力学效应[1]。Liang 等[2]认为舌侧矫治在前牙整体内收过程中更容易产生前牙转矩的丢失,Lombardo 等[3]则认为在舌侧矫治力系中后牙更容易发生颊向移动和近中倾斜。在舌侧矫治力系中,每个受力牙齿的应力应变分布以及初始位移趋势是影响医师临床力学控制的重要因素,有必要运用相应的生物力学研究手段对其进行系统的研究。三维有限元分析法作为一种经典的理论力学研究方法已广泛应用于正畸矫治力系的生物力学效应研究,而以往所建立的研究舌侧矫治力系的模型均将材料属性定义为各向同性、均质性以及线弹性[4]。在三维有限元研究中,牙周膜、颌骨等生物体的材料力学属性对正畸牙移动过程中的受力分析具有重要影响。因此,尽管牙周膜参数的简化可以减少计算工作量,但也会对计算结果的精度造成一定影响[5-6]。本研究旨在建立具有高度几何相似性和力学相似性的微种植体滑动法舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型,并模拟临床实际对模型进行力学加载,检测模型的准确性。

1 材料与方法

1.1 上颌骨-组牙三维几何模型的建立

选取牙列保存完整,牙弓形态基本对称的个别正常矜成人干颅 1 例。使用 64 排 lightspeed VCT(GE company, American) 对颅骨进行扫描。扫描间距 0.50 mm,每两层之间重叠 0.20 mm,总共得到 784 张断层图像。将二维 CT 图像文件导入 Mimics 软件(Materialise, Leuven, Belgium),通过阈值化操作,分别提取上颌骨及各个牙齿的相关结构信息,并对其进行三维重建生成上颌骨-组牙的三维模型。

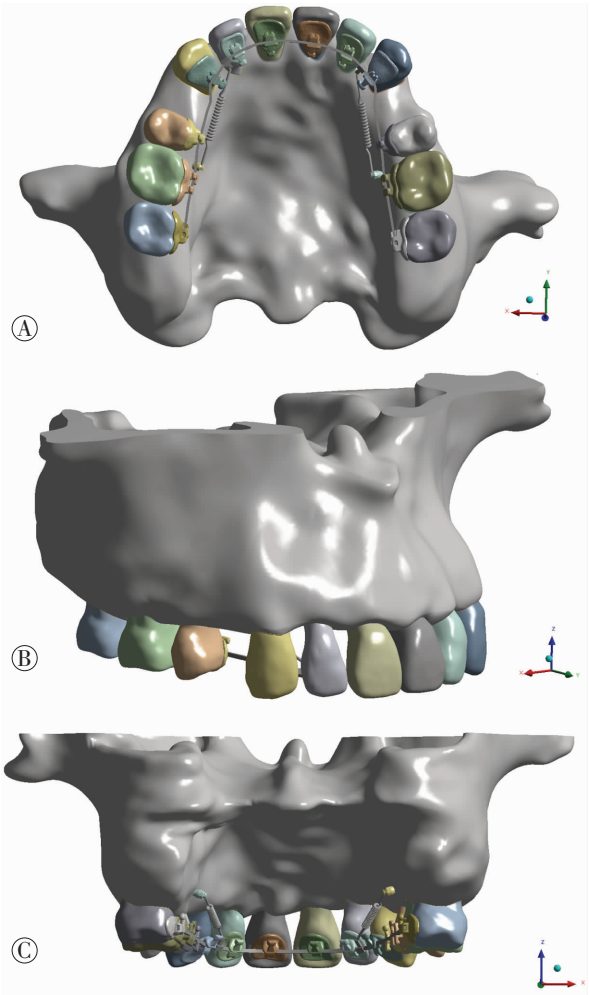
将上述模型以点云文件格式输出到逆向工程软件 Geomagic(Geomagic Co., Morrisville, USA)中去除噪点和边缘部分,运用松弛命令对颌骨及牙齿的表面进行拟合,之后进行自动曲面化处理,将曲面化模型转化为 CAD 实体模型。

根据临床数据,设定所建立的牙周膜 CAD 模型的平均厚度为 0.20 mm,表面优化后的上颌牙齿运用偏移命令向外均匀扩展 0.20 mm ,得到牙周膜的前体模型。对两者进行布尔运算,得到牙周膜的实体模型,最终得到颌骨、牙齿和牙周膜的三维几何模型。

1.2 个性化舌侧矫治器三维几何模型的建立

根据上述牙齿实体模型,通过数字化排牙技术获得个性化舌侧托槽模型(eBrace,广州瑞通生物科技有限公司),槽沟尺寸为 0.018 英寸 ×0.025 英寸。其中前牙为垂直型槽沟,后牙为水平型槽沟。采用全尺寸的不锈钢带状弓丝,弓丝尺寸为 0.018 英寸 ×0.025 英寸。

利用 CAD 软件建立微种植体模型,将微种植体的实体模型植入到上颌第二前磨牙和第一磨牙牙根之间,植入高度位于距牙槽嵴顶 2 mm 处。最终得到上颌骨-个性化舌侧矫治器-微种植体的三维几何模型(图 1)。



A:矜面观;B:侧面观;C:后面观

图 1 微种植体舌侧内收上前牙力系三维几何模型

1.3 微种植体舌侧内收上颌前牙力系三维有限元模型的建立

将上颌骨-个性化舌侧矫治器-微种植体的几何模型导入有限元分析软件 ANSYS Workbench 中进行有限元计算，利用 solid189 四面体单元进行网格划分划分网格，共生成单元数 512 538，节点数 663 212。

模型的接触关系定义：皮质骨与松质骨、牙槽骨与牙周膜、牙周膜与牙齿、牙齿与托槽之间使用 Bonded 固定连接。托槽与弓丝之间使用 Contact 接触连接，摩擦系数为 0.3。牙齿与牙齿之间设置为 Frictionless 无摩擦连接。最终生成微植体舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元模型。

1.4 材料属性与载荷设置

模型中颌骨设置为非均质、正交各向异性的线弹性材料（表 1）[7]，牙周膜设置为非均质、各向异性的非线弹性材料（图 2）[8]。牙齿、托槽、弓丝及牵引钩设置为均质、各向同性的线弹性材料：牙齿的弹性模量 2×10^4 MPa，泊松比 0.30；托槽的弹性模量 2.14×10^5 MPa，泊松比 0.30；弓丝、牵引钩的弹性模量 2.14×10^5 MPa，泊松比 0.30。材料变形均为小变形。利用弹簧单元在微种植体支抗和牵引钩之间施加颌内牵引力（方向水平向后与正中矢状面成 15°），牵引力力值为 $100 \times g$。

表 1 正交各向异性颌骨的材料特性

组别	E_1	E_2	E_3	G_{12}	G_{13}	G_{23}	v_{12}	v_{13}	v_{23}
皮质骨	12.5	17.9	26.6	4.5	5.3	7.1	0.18	0.31	0.28
松质骨	0.21	1.148	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322

E_i 代表杨氏模量（GPa）；G_{ij} 代表剪切模量（GPa）；v_{ij} 代表泊松比

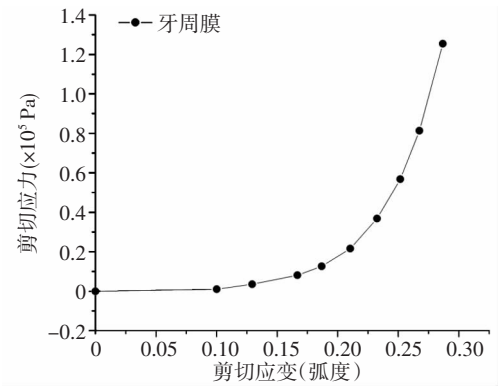


图 2 非线性牙周膜的材料特性

2 结果

2.1 建立了微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型

通过高精度 CT 扫描、Mimics 三维重建以及 ANASYS 软件划分网格最后生成具有高度几何相似性和力学相似性的微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性仿真模型。该模型包括 41 个实体模型：其中牙、牙周膜、托槽各 12 个，上颌皮质骨 1 个，上颌松质骨 1 个，微种植体 2 个，弓丝 1 个。网格划分后共得到节点 663 212 个，单元 512 538 个。其中上颌皮质骨 67 951 个节点，39 177 个单元；上颌松质骨 390 598 个节点，263 540 个单元；牙 19 060 个节点，10 028 个单元；牙周膜 60 596 个节点，29 860 个单元；托槽和弓丝 109 835 个节点，59 140 个单元；微种植体 15 172 个节点，8 038 个单元；接触连接 102 755 个单元。

2.2 微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系三维有限元非线性模型的验证

当微种植体高度位于距牙槽嵴顶 2 mm 时，在 $100 \times g$ 舌向内收力下，上颌中、侧切牙切缘在矢状向上均表现为舌向倾斜初始位移，上颌尖牙切缘表现为远中倾斜移动趋势，而上述牙齿的根尖则出现相反方向的初始位移（图 3），其中上颌侧切牙的初始位移最大（图 4A、B）。在垂直向上，上颌前牙的切缘出现伸长初始位移（图 3）。其中上颌侧切牙伸长初始位移最大，其次为上颌中切牙，上颌尖牙伸长初始位移较小（图 4C）。

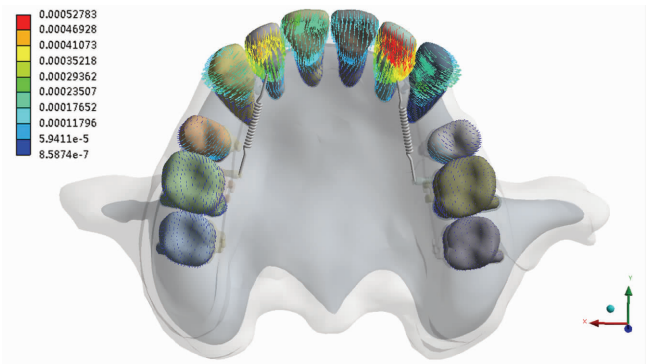
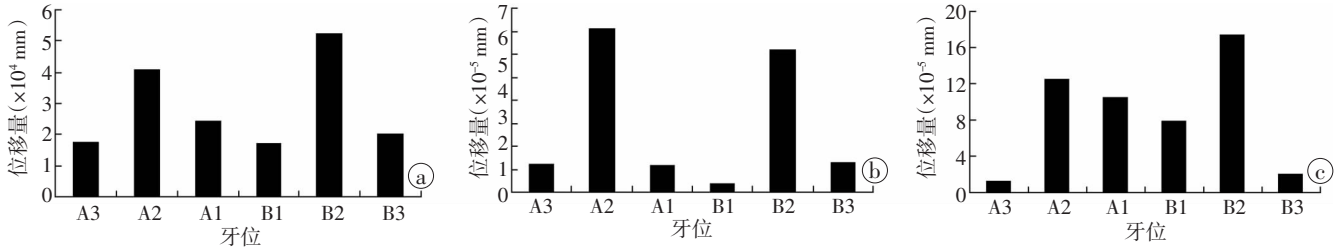


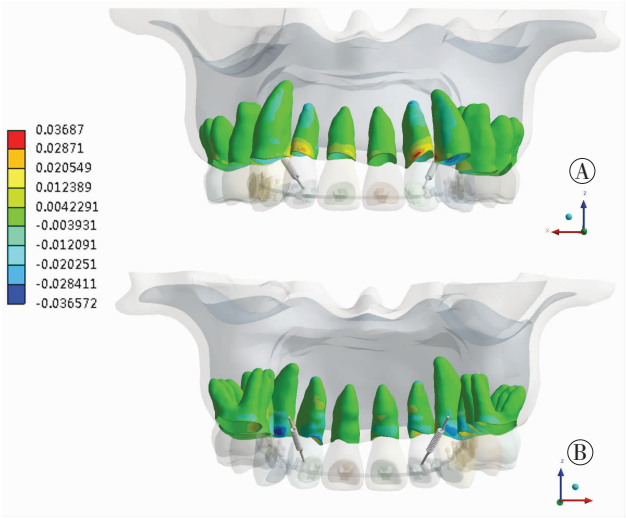
图 3 腭向加力 $100 \times g$ 时，牙齿的位移趋势图

舌向内收力作用下，上颌前牙唇面牙颈部和舌面根尖表现为牵张应力集中区，舌面牙颈部和唇面根尖则表现为压应力集中区（图 5）。上颌左右侧切牙唇面牙颈部牙周膜静水压平均值为 14.285 kPa，唇面根尖牙周膜静水压平均值为 −13.042 kPa，舌面牙颈部牙周膜静水压平均值为 −17.613 kPa，舌面根尖牙周膜静水压平均值为 3.416 kPa（表 3）。上颌中切牙及上颌尖牙牙周膜静水压均小于上颌侧切牙。



a:腭向加力 100×g 时,牙齿切缘位移;b:腭向加力 100×g 时,牙齿根尖位移;c:腭向加力 100×g,牙齿切缘垂直位移 A1:上颌右侧中切牙;A2:上颌右侧侧切牙;A3:上颌右侧尖牙;B1:上颌左侧中切牙;B2:上颌左侧侧切牙;B3:上颌左侧尖牙

图 4 微种植体舌侧内收上颌前牙力系牙齿位移



A:腭向加力 100×g 时,牙周膜静水压正面观;B:腭向加力 100×g 时,牙周膜静水压后面观

图 5 微种植体内收上颌前牙力系牙周膜静水压

表 3 上颌前牙牙周膜静水压(kPa)

部位	A3	A2	A1	B1	B2	B3
唇侧牙颈部	1.540	14.766	4.375	2.757	13.804	0.161
舌侧牙颈部	−4.312	−14.135	−3.231	−0.558	−21.090	−4.447
唇侧根尖	−0.674	−10.603	−2.486	−0.932	−15.481	−2.191
舌侧根尖	−0.432	−5.014	0.419	0.096	−1.817	−0.595

A1:上颌右侧中切牙;A2:上颌右侧侧切牙;A3:上颌右侧尖牙;B1:上颌左侧中切牙;B2:上颌左侧侧切牙;B3:上颌左侧尖牙

此外,载荷通过牵引钩传递到主弓丝使得与牵引钩相连接的主弓丝段发生扭转形变,从而使临近侧切牙处应力集中。

3 讨论

3.1 模型在几何相似性、力学相似性以及接触关系方面的考虑

三维有限元数值仿真分析法在正畸固定矫治力系的生物力学效应研究方面被证明高效,其对临床指导意义取决于模型的几何相似性和力学相似性。在本研究中,高精度的 CT 扫描,Mimics 三维重建,ANSYS 计算已经是一条成熟的建模思路,可以保障颌骨以及组牙的几何相似性。舌侧托槽的几何外形以及定位较为复杂,为保证正畸矫治器的几何相似性,本研究采用针对牙齿外形个性化定制通过专业 CAD 软件设计的个性化舌侧托槽,从而避免了矫治器方面的几何误差。

在力学相似性方面,以往研究中通常将模型中的材料属性设置为均质性、各向同性的线弹性材料[4],在简化模型的同时也损失了部分力学属性信息。事实上,牙周膜和颌骨生物材料性能表现为各向异性,牙周膜是粘弹性的非线性材料[9]。Stephanie 等研究发现下颌前磨牙线性与非线性的二维平面-应变有限元模型在载荷后其牙周膜所受的应力有很大差别,因此在计算机模拟模型中使用非线性的牙周膜属性数据可以提高模型分析结果的准确性。Liao 等[7-8]对颌骨以及牙周膜材料属性的解剖数据进行研究,获得了颌骨和牙周膜非线性材料力学参数。根据上述研究结果,本研究中颌骨的材料属性被定义为非均质、正交各向异性的线弹性材料,牙周膜被定义为非线性材料,最终生成非线性的微种植体舌侧内收上颌前牙的三维有限元模型。

在复杂的舌侧矫治正畸矫治力系中,除了模型的几何相似性和材料的力学属性外,各个力学元件间的接触关系定义也会对模型的仿真程度造成显著影响[10]。本研究将弓丝和托槽间的接触关系定义为 contact 连接。接触问题是一种高度的非线性行为,当两个不同物体的表面相互接触并互切时,称之为处于接触状态。不同的物体间可以传递正压力和切向摩擦力,但是不能传递法向正拉力,其刚度依赖于接触状态,而呈非线性变化。本研究通过接触关系的合理化设定,有效避免了由于模型误差所造成的实验误差。

3.2 初步力学加载对于模型相似性的验证

本研究分别通过测量上颌前牙的初始位移以及牙周膜静水压验证微种植体舌侧内收上颌前牙正畸矫治力系中上颌各前牙受力瞬间牙齿移动趋势以及牙周膜的应力分布状态。

结果显示,在距牙槽嵴顶 2 mm 微种植体施加的

向后 100 ×*g* 载荷作用下,上颌中切牙和侧切牙以及尖牙均发生牙冠舌向根唇向的初始位移,牙冠的移动距离大于牙根的移动距离。在垂直向上,上颌六个前牙均出现切缘的伸长初始位移。这一趋势与 Robbins 等[11-12]的研究结果一致。提示在应用舌侧矫治力系内收上颌前牙过程中,应该通过增加弓丝前牙冠唇向转矩或改变微种植体支抗高度的方式加强上颌前牙的三维方向控制。

牙周膜静水压是判断正畸治疗过程中出现牙根吸收可能性的生物力学常用指标。研究显示,当牙周膜静水压超过毛细血管压(0.002 0 ~0.004 7 MPa)时牙根发生吸收的风险显著增加[13-14]。本研究使用临床常用的 100 ×*g* 力内收上颌前牙时,上颌尖牙及上颌中切牙所受牙周膜静水压均未超过牙周膜毛细血管压的上限。而双侧上颌侧切牙所受的牙周膜静水压较大,其唇侧牙颈部、唇侧根尖区和舌侧牙颈部应力集中区的牙周膜静水压均超过了牙周膜毛细血管压的上限。这也提示了牙周膜面积的大小以及距离力的加载点的远近对于牙周膜静水压的影响显著,临床上应该通过合理的力学载荷设计避免牙周膜应力的过度集中。

有限元计算过程中发现加载过程中主弓丝出现显著的形变,由于牵引钩的位置更靠近侧切牙,因此弓丝发生形变所产生的应力使得上颌侧切牙牙周膜承受弓丝形变所产生的额外扭力。此外,计算结果还提示由于唇舌侧解剖形态的差异,舌侧托槽间距显著小于唇侧托槽间距。在相同载荷作用下,舌侧矫治较唇侧矫治所受牙周膜应力更大,因此更容易造成牙周损害[15]。

力是使得牙齿发生正畸移动的始动因子,然而临床医师无法对每个牙齿进行加力而是通过正畸矫治器传递外加载荷。因此,载荷如何通过矫治器进行传递的生物力学机制非常重要。二维的传统力学分析尽管对于揭示舌侧矫治器系统的总体受力有一定帮助,但是无法对每个牙齿进行精确的受力分析,同时更无法对于矫治器系统本身的受力进行分析。本研究通过“高精度 CT 扫描-Mimics 三维重建-ANSYS 有限元建模”这一技术路线,建立了具有高度几何相似性和力学相似性的微种植体支抗舌侧内收上颌前牙力系的三维有限元非线性模型。该模型为深入研究这一力系的生物力学效应提供了良好的基础。

参考文献:

[1] Lombardo L, Stefanoni F, Mollica F, *et al*. Three-dimensional finite-element analysis of a central lower incisor under labial and lingual loads[J]. Prog Orthod, 2012, 13(2): 154 - 163.

[2] Liang W, Rong Q, Lin J, *et al*. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009, 135(3): 316 - 322.

[3] Lombardo L, Scuzzo G, Arreghini A, *et al*. 3D FEM comparison of lingual and labial orthodontics in en masse retraction [J]. Prog Orthod , 2014, 15(1): 38.

[4] Kamble R H, Lohkare S, Hararey P V, *et al*. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study[J]. Angle Orthod, 2012, 82(5): 799 - 805.

[5] Tuna M, Sunbuloglu E, Bozdag E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament: a validated nonlinear contact model[J]. J Biomech, 2014, 47(12): 2883 - 2890.

[6] Toms S R, Dakin G J, Lemons J E, *et al*. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament[J]. J Biomech, 2002, 35(10): 1411 - 1415.

[7] Liao S H, Tong R F, Dong J X. Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT[J]. Comput Med Imaging Graph, 2008, 32(1): 53 - 60.

[8] Toms S R, Eberhardt A W. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 123(6): 657 - 665.

[9] Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, *et al*. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation[J]. Angle Orthod, 2011, 81(2): 229 - 236.

[10] Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review [J]. J Prosthodont Res, 2014, 58(2): 92 - 101.

[11] Robbins J W. Differential diagnosis and treatment of excess gingival display[J]. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1999, 11(2): 265 - 272.

[12] Levine R A, McGuire M. The diagnosis and treatment of the gummy smile [J]. Compend Contin Educ Dent, 1997, 18(8): 757 - 762, 764.

[13] Schwarz A M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement[J]. The International Journal of Orthodontic, Oral Surgery and Radiography, 1932, 18(4): 331 - 352.

[14] Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, *et al*. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment[J]. Angle Orthod, 2007, 77(4): 653 - 659.

[15] Sifakakis I, Pandis N, Makou M, *et al*. A comparative assessment of forces and moments generated by lingual and conventional brackets[J]. Eur J Orthod, 2013, 35(1): 82 - 86.

(**收稿**:2014-11-18;**修回**:2015-01-02)

(编辑 黄 超)