

牙齿牙周矫治装置三合一三维有限元模型的建立*

卢红飞, 艾虹, 麦志辉, 陈奇, 陈越

Establishment of three-dimensional finite element model of maxillary anterior teeth, periodontal tissues and orthotic devices

Lu Hong-fei, Ai Hong, Mai Zhi-hui, Chen Qi, Chen Yue

Department of
Stomatology, Third
Affiliated Hospital of
Sun Yat-sen
University,
Guangzhou
510630, Guangdong
Province, China

Lu Hong-fei*,
Master, Attending
physician,
Department of
Stomatology, Third
Affiliated Hospital of
Sun Yat-sen
University,
Guangzhou
510630, Guangdong
Province, China
lhf_dr@163.com

Correspondence to:
Ai Hong, Chief
physician,
Department of
Stomatology, Third
Affiliated Hospital of
Sun Yat-sen
University,
Guangzhou
510630, Guangdong
Province, China

Received: 2009-12-29
Accepted: 2010-02-10

中山大学附属第三
医院口腔科, 广东
省广州市
510630

卢红飞*, 女,
1972年生, 广东
省广州市人, 汉
族, 2003年中山
大学毕业, 硕士,
主治医师, 主要从
事口腔正畸研究。
lhf_dr@163.com

通讯作者: 艾
虹, 主任医师, 中
山大学附属第三
医院口腔科, 广东
省广州市
510630

中图分类号: R318
文献标识码: A
文章编号: 1673-8225
(2010)22-04010-04

收稿日期: 2009-12-29
修回日期: 2010-02-10
(20091228015/GW-Z)

Abstract

BACKGROUND: Teeth and their sustentacular tissues are characterized by irregular shapes, variant mechanical properties, as well as complex stress distribution, which result in difficulty in simulating their stress states. A series of maxillary dentition finite element model (FEM) with high precision has been established since Tanne established the first maxillary central incisor finite element model. However, studies with regard to maxillary anterior teeth combined with orthotic devices are rarely reported. **OBJECTIVES:** To establish a high precision three-dimensional FEM of maxillary anterior teeth segment-periodontal tissues-orthotic devices using thin-layer CT technique combined with image processing softwares and three-dimensional modeling. **METHODS:** A healthy young woman was selected to get CT scan on maxillary anterior teeth segment, periodontal supporting tissues, treatment devices and a three-dimensional FEM was generated, including maxillary anterior teeth segment, periodontal tissues (periodontium, cortical bone, cancellous bone) and orthotic devices (brackets and wire). **RESULTS AND CONCLUSIONS:** The three-dimensional FEM of maxillary anterior teeth was established, and divided by three pyramid tetrahedron structure, which consisted of 131 920 elements and 194 321 nodes. The three-dimensional FEM of maxillary anterior segment exhibits a better geometric similarity and mechanical similarity. By simplifying periodontium as linear elastic material, this model benefits further analysis and optimizations biomechanical design.

Lu HF, Ai H, Mai ZH, Chen Q, Chen Y. Establishment of three-dimensional finite element model of maxillary anterior teeth, periodontal tissues and orthotic devices. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(22): 4010-4013. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 由于牙齿及其支持组织的外形不规则, 力学性质不同的以及受力作用的复杂性等, 令其受力的状态很难模拟。自 Tanne 首次建立上颌中切牙三维有限元模型以来, 国内外相继建立了精度较高的组牙有限元模型, 但结合矫治装置前牙段的三维有限元模型却少见报道。

目的: 将薄层 CT 技术和多种图像处理软件及三维建模方法相结合, 建立牙齿牙周矫治装置三合一的高精度三维有限元模型。**方法:** 采集 1 名健康女青年上颌前牙段及牙槽骨的螺旋 CT 扫描及原始数据, 通过三维模型修饰、划分网格等程序建立起一个上颌前牙段牙齿、牙周组织(牙周膜、皮质骨、松质骨)及矫治装置(弓丝、托槽)三合一的三维有限元模型。

结果与结论: 建立了上颌前牙段牙齿牙周矫治装置三合一的三维有限元模型, 划分的单元采用三棱锥四面体结构, 共生成 131 920 个单元, 194 321 个节点。将薄层 CT 技术和多种图像处理软件及三维建模方法相结合, 建立了精度较高的包括矫治系统(托槽、弓丝)的上颌前牙段及其牙周支持组织(牙周膜、皮质骨、松质骨)的三维有限元模型。该模型具有较好的几何相似性和力学相似性, 适当的将牙周膜简化成可以满足分析要求, 能较好的模拟临床实际情况进行力学研究, 为进一步的生物力学分析和优化设计提供可靠的研究途径。

关键词: 上颌前牙; 三维有限元; 多层螺旋 CT; 牙周; 矫治装置; 数字化口腔科技技术
doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.22.005

卢红飞, 艾虹, 麦志辉, 陈奇, 陈越. 牙齿牙周矫治装置三合一三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(22):4010-4013. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

0 引言

随着正畸新技术的发展, 三维有限元法作为一种研究生物力学的有效手段被应用于多方面的力学研究^[1-3]。但由于牙齿及其支持组织的外形不规则, 力学性质不同以及受力作用的复杂性等, 令其受力的状态很难模拟。自 Tanne 等^[4]首次建立上颌中切牙三维有限元模型以来, 国内外相继建立了精度较高的组牙有限元模型^[5], 而结合矫治装置前牙段三维有限元模型却少见报道。本实验通过螺旋 CT 扫描正常个体, 建立起

上颌前牙段牙齿-牙周支持组织-矫治系统的三维有限元模型, 更精确地反映出牙体、牙周的应力分布状况。现将建模情况报告如下。

1 材料和方法

1.1 建模素材 选择一名成年女性志愿者, 要求牙列完整、牙周健康、牙齿排列整齐、磨牙中性关系、覆合覆盖正常。上颌前牙完整无明显缺损和磨耗、大小形态正常(右上中切牙冠长 10.2 mm, 冠宽 8.4 mm, 冠厚 7.5 mm; 右上侧切牙冠长 7.8 mm, 冠宽 7.1 mm, 冠厚 6.8 mm;

右上尖牙冠长8.9 mm, 冠宽7.9 mm, 冠厚7.8 mm), 牙齿形态符合中国人牙标准^[6]。X射线片示上前牙根尖无吸收, 牙槽骨高度正常。

1.2 实验设备

硬件及软件	来源
多层螺旋 CT 机	美国 GE 公司 Light Speed QX/I
游标卡尺	中国武汉教学仪器厂
Mimics10.1	比利时 Materialise 公司
Ansys11.0	美国 Ansys 公司
FreeForm6.0	美国 Sensable 公司

1.3 扫描条件及原始数据采集 被检对象取仰卧位, 颈部抬高, 使下颌下缘与水平面垂直, 头部固定, 并戴用预先制作的咬台板, 使被测者微张口, 避免上、下牙列接触重叠, 扫描全过程, 要求口腔处于安静状态。

使用螺旋扫描CT机行上颌骨水平位薄层扫描, 扫描标志线与下颌骨下缘平行。由下至上进行横断面扫描, 下起上前牙切缘, 上达鼻窦底部。床速3.75 mm/r, 模式HQ Pitch=3, 层厚2.5 mm。

扫描完成后对二维图像进行回顾性重建, 层厚1.25 mm, 层间距0.4 mm。然后将CT扫描的薄层水平位图像传输至AW4.1后台工作站, 应用辅助工具在同一屏幕上重建成连续的冠状位、矢状位等三维图片, 转换成BMP通用格式, 连同原DICOM格式一并记录在光盘上。

1.4 三维模型的初步建立及处理

初步建立模型: 将BMP格式的CT数据扫描图像输入Mimics进行三维模型重建, 依据CT扫描横断图像建立直角坐标系X、Y、Z轴(X轴为水平向, Y轴为垂直向, Z轴为矢状向)。在牙齿外轮廓线矢量图的基础上生成0.25 mm厚的牙周膜, 并分别添加1 mm厚的皮质骨和周围的松质骨。图像分割后获得包括各部分的三维模型。

建立上颌六个前牙的三维托槽模型。

三维模型的“修饰”: 将初步建立的三维模型导入FreeForm进行模型修改和手工铺面, 建立上颌前牙段、矫治装置及牙周组织的曲面模型。见图1。

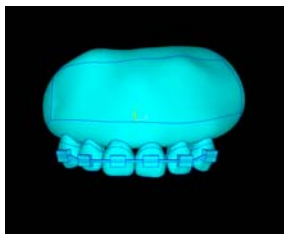


Figure 1 Three-dimensional finite element model of maxillary anterior teeth segment-periodontal tissues-brackets-wires
图1 上颌前牙段牙齿-牙周支持组织-托槽-弓丝三维有限元拟合模型

1.5 上颌前牙段、矫治装置及牙周组织有限元模型的建立

划分网格: 将平滑化处理后的模型以Iges格式导入有限元软件ANSYS, 对牙体、托槽、弓丝、牙周膜、皮质骨及松质骨进行有限元网格划分(图2, 3), 网格划分结构采取三棱锥四面体结构。

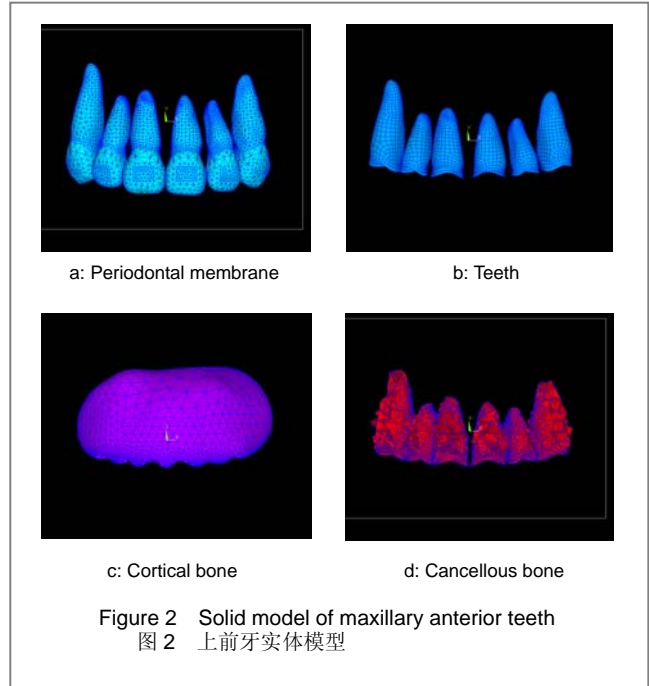


Figure 2 Solid model of maxillary anterior teeth
图2 上前牙实体模型

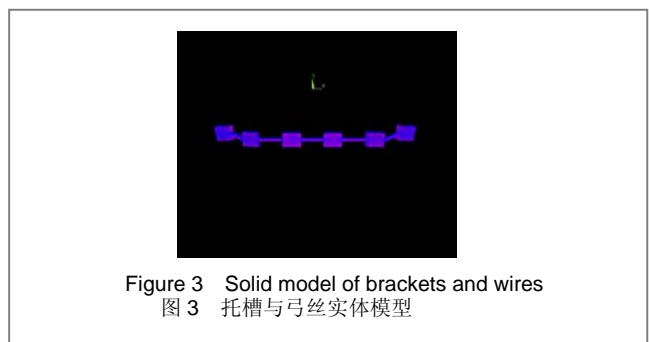


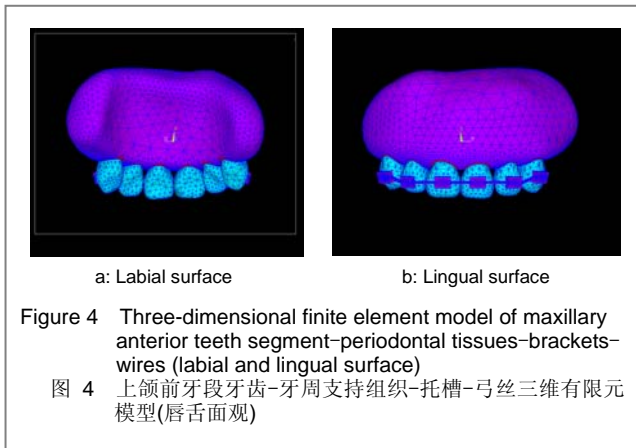
Figure 3 Solid model of brackets and wires
图3 托槽与弓丝实体模型

假设条件和材料参数: 本实验的生物材料均假设为均质、连续、各向同性的线性弹性体; 材料受力变形为小变形; 牙周膜厚度为0.25 mm、牙槽骨硬骨板厚度为0.25 mm^[7]; 颌骨体边界面的自由度全部刚性约束。

各部分材料参数^[8-9]:

材料类型	弹性模量(MPa)	泊松比
牙齿	1.96×10^4	0.30
松质骨	1.37×10^3	0.30
皮质骨	1.37×10^4	0.30
牙周膜	0.667	0.45
托槽和弓丝(不锈钢)	2.0×10^5	0.30

上颌前牙段牙齿、矫治装置及牙周组织的有限元模型 见图4。



2 结果

本实验建立了上颌前牙段牙齿、牙周组织(牙周膜、皮质骨、松质骨)及矫治装置(弓丝、托槽)的三维有限元模型,划分单元均采用三棱锥四面体结构,共生成131 920个单元,194 321个节点。

建模结果:

材料名称	单元数	结点数
牙周膜	3 643	3 753
牙齿	52 000	68 026
皮质骨	20 626	31 231
松质骨	44 427	69 415
弓丝	5 049	10 115
托槽	6 175	11 781

3 讨论

3.1 三维有限元模型的建立 三维有限元法最基础而又最关键的工作是有限元模型的建立,它直接影响研究结果的准确性^[10-11]。

牙齿及其支持组织受力后的应力分布是一个非常复杂的问题。这是因为,牙齿及其支持组织的结构、组成以及力学性质等十分复杂^[12]: ①牙齿及其支持组织的外形不规则,这使力学模型制作非常困难,同时也影响测量结果的准确性。②各种组织的非均质性。牙齿及其支持组织由多种软、硬组织构成,它们的力学性质(如弹性模量、泊松比等)均不同。③同一组织内存在各向异性。同种组织在不同的方向由于其结构和密度的差异而表现不同的力学性质。④牙周膜内部的黏弹性力学性质非常复杂。⑤牙齿受力的复杂性。牙齿在口腔内常常受到多个力的作用,并且力的大小、方向、作用点都影响牙齿及其支持组织的应力分布。牙齿负荷的复杂性使其受力的状态很难模拟。⑥应力随时间的变化而变化。除上

述以外,年龄、牙周健康、个体差异等因素也增加了测量和计算的难度。

原始数据的获取:数据获取是建模的第一步,原始数据的准确与否不仅直接关系到下一步三维模型的准确性,还会对最终模型的精确度产生很大影响。因此,如何获取高精度的图像数据成为建模的首要任务。

以往口腔医学中三维有限元的建模方法主要有片磨法、三维测量法及CT图像处理法等。其中片磨法不仅需专用设备、成本高,还是一种破坏性建模方法^[13];三维测量法只能得到表面数据,不能反映组织内在的材料特性^[14];而CT图像处理法虽然在无创伤建模和获取组织内部信息方面有所提高,但扫描所得二维断面图像的质量与扫描精度密切相关,并且图像处理过程繁琐,这直接影响到三维建模的准确性及建模速度^[15]。

本实验采用Dicom数据直接建模法,在这一阶段采用先进螺旋CT做连续超薄扫描,所获得的二维断面图像精度较以往大大提高,可以全面准确地显示牙齿(包括髓腔)、牙槽骨等复杂结构;在CT图像处理及转换过程中,大量的数据信息依照Dicom标准直接存储传输,避免造成信息丢失,进一步提高了数据的准确度和建模速度^[16]。

FreeForm软件可以按照组织结构分模建立出牙体、牙周膜、牙槽骨、托槽和弓丝的三维模块,使得模型具有更大的灵活性^[17]。通过对包括矫治系统(托槽、弓丝)的上颌前牙段及其牙周支持组织(牙周膜、皮质骨、松质骨)的三维有限元模型的重建和对各个模块独立划分模格,总计生成131 920个单元,194 321个节点,使分析计算更趋于合理化、准确化。在本实验中,使用FreeForm软件参与建模是本研究相比其他三维有限元模型建立方法的一个独特之处。

3.2 有限元模型的相似性

几何相似性:有限元模型是对物体原始形态的重建,其仿真程度越高,实验结果的可信度也越高。本研究牙齿部分的建模采用CT扫描技术获取截面影像,截面结构形态完整,几何形状精确,误差小,模型与实物相比近似性好。牙周膜的厚度在牙根周围不同位置处各不相同,且受年龄、个体差异等因素的影响较大,平均厚度为0.15~0.38 mm,本实验根据大多数文献资料^[18-19],采用0.25 mm建模。牙槽骨的形态对研究牙齿受正畸力后应力和位移的影响很大,建模要求十分精确。以往研究多将牙槽骨简化为柱状、方块状等形态,忽略了牙槽骨厚度的移行变化。本研究利用正常人牙槽骨的CT扫描数据,建立了牙槽骨的模型(皮质骨、松质骨分别建模),形态逼真,可较为真实地模拟牙齿受力状态。托槽部分的建模参照中切牙、侧切牙和尖牙托槽真实形态和尺寸加以简化而成。弓丝模型的建立则是依据弓丝的真实尺寸而建立并嵌于托槽槽沟当中。因此,本实验建立的上颌前牙段牙齿-牙周支持组织-托槽-弓丝的三维有限元

模型的几何相似性较高。

力学相似性: 目前大多数FEM建立在均匀的、各向同性的线弹性材料这一假设之上。本研究是对正畸矫治力作用下牙齿初始移动的静力分析, 故将各种组织假设为连续、均匀、各向同性的线弹性材料, 是对实际情况的近似模拟。

牙体组织: 牙齿的实体结构较为复杂, 包括牙釉质、牙本质和牙髓等不同组织, 虽然各种组织的性质不同, 但从成组牙齿角度分析受正畸力后的变化, 上述各种组织相对于牙周膜组织的材料属性差异很小, 可以适当简化, 用同一种材料来代表牙体组织。

牙槽骨: 有学者认为, 将牙槽骨分为松质骨和皮质骨的研究结果与不分开结果有一定差别^[20], Tanne等^[21]将皮质骨和松质骨均化成弹性模量、泊松比相同的均质体, 不具典型代表意义。本实验将皮质骨和松质骨分开建模, 准确模拟真实情况, 观察牙槽骨的骨质变化情况。

牙周膜: 牙周膜属于软组织, 有非线性、黏弹性、各项异性和非均质性的特点^[22-23]。有研究认为赋予牙周膜双线性的弹性模量时, 三维有限元法理论计算的牙齿位移量与实际测量数值更匹配^[24-25]。但由于牙周膜特殊的解剖学特性和研究方法的不同, 其力学性质研究十分困难。牙周膜的弹性模量很低, 受力时可产生很大的弹性变形, 如果采用小变形假设可能引起一定的误差, 如果考虑大变形所导致的非线性, 那么在动力分析时, 由于结构的规模较大, 将使计算时间大为增加。故在大多数有限元研究中, 为简化分析, 将牙周膜假设为均匀厚度、各向同性的线弹性材料。

3.3 牙齿牙周矫治装置三合一三维有限元模型建立的意义 在正畸治疗中, 合理应用矫治力是成功的关键。牙齿移动是牙齿、牙周及矫治装置三者在一一定的矫治力下相互作用的结果, 因此准确的力学分析尤为重要。而以往的三维有限元模型多建立在组牙分析的基础上, 而结合了牙齿、牙周与矫治装置的三维有限元模型能更准确反映出牙体真实的受力状况, 能更好地指导临床工作。

综上所述, 将薄层CT技术和多种图像处理软件及三维建模方法相结合, 建立了精度较高的包括矫治系统(托槽、弓丝)的上颌前牙段及其牙周支持组织(牙周膜、皮质骨、松质骨)的三维有限元模型。该模型具有较好的几何相似性和力学相似性, 适当的将牙周膜简化成线弹性材料可以满足分析要求, 能较好的模拟临床实际情况进行力学研究, 并为进一步的生物力学分析和优化设计提供可靠的研究途径。

4 参考文献

[1] Zhang Y,Zhang L,Fan YB,et al.Huaxi Kouqiang Yixue Zazhi.2009; 27(5):557-560.
张翼,张磊,樊瑜波,等.微种植体支抗滑动法内收上颌前牙的三维有限元研究[J].华西口腔医学杂志,2009,27(5):557-560.

[2] Zhou LH,Peng GF,Yang SW.Kouqiang Yixue.2009; 29(7):383-384.
周奕慧,彭高峰,杨四维.正畸支抗种植体的三维有限元研究进展.[J] 口腔医学,2009,29(7)383-384.

[3] Zhang ZY,Zhou H,Liu MZ,et al.Zhongguo Meirong Yixue.2009; 18(8):1152-1154.
张智勇,周洪,刘明智,等.T型曲及二类颌间牵引作用下上颌三维有限元应力比较分析[J].中国美容医学,2009,18(8):1152-1154.

[4] Tanne K, Sakuda M.Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the application of various types of orthodontic force:three-dimensional analysis by means of the finite element method. J Osaka Univ Dent Sch.1983;23:143-171.

[5] Zeng L,Hu LL,Lan ZD.Beijing Kouqiang Yixue.2009;17(1):27-30.
曾琳,胡玲玲,兰泽栋.上颌组牙三维有限元模型的建立及Carrire Distalizer矫治器的力学分析[J].北京口腔医学,2009,17(1): 27-30.

[6] Wang HY.Zhonghua Kouqiang Ke Zazhi.1959;7(3):149-152.
王惠芸.我国人牙的测定和统计[J].中华口腔科杂志,1959,7(3): 149-152.

[7] MeGuiunes NJ. A stress analysis of the Periodontal ligament under various orthodontics loadings. Eur J Orthod.1991;13:231-241.

[8] Tanne K, Hiraga J, Kakiuchi K, et al.Biomechanical effect of anteriorly directed extraoral forces on the craniofacial complex:A study using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop.1989;59(3):200-207.

[9] Middleton J, Jones M, Wilson A.Role of the periodontal ligament in bone modeling:the initial development of a time-dependent finite element model. Am J Orthod Denioacfacial Orthop.1996; 109(3): 155-162.

[10] Zhao YF. Beijing: Beijing Yike Daxue. Zhongguo Xiehe Yike Daxue Lianhe Chubanshe.1996.
赵云凤.口腔生物力学[M].北京:北京医科大学、中国协和医科大学联合出版社,1996.

[11] Li ZH.Shiyong Linchuang Yixue.2001;2(2):118-121.
李志华.有限元法在牙齿及其支持组织应力分布研究中的应用[J].实用临床医学,2001,2(2):118-121.

[12] Jayade V, Annigeri S, Jayade C,et al.Biomechancs of torque from twisted rectangular archwire.A finite element investigation. Angle Orthod. 2007;77(2): 210-214.

[13] Zhang JJ,Duan YZ,Huo N,et al.Linchuang Kouqiang Yixue Zazhi. 2006;22(2):85-87.
张菊菊,段银钟,霍娜,等.上颌第一磨牙及其支持组织三维有限元模型的建立[J].临床口腔医学杂志,2006,22(2):85-87.

[14] Hong J,Xia WW,Zhu YQ,et al.Shanghai Kouqiang Yixue.2001; 10(4):22-24.
洪瑾,夏文薇,朱亚琴,等.有限元法建立下颌第一磨牙模型及受力分析[J].上海口腔医学,2001,10(4):22-24.

[15] Taddei F, Ancanti A, Viceconti M.An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. Med EngPhys.2004;26(1):61-69.

[16] Guo W, Hu G, Yan J, et al.Analysis of DICOM and its application in teleradiology. J Biomed Eng.2003;20(1):171-174.

[17] Zhu Rixin. A process model-based monitoring and fault diagnosis methodology for freeform surface machining process. Ann Arbor. Mich. :UMI,2001.

[18] Kojima Y, Fukui H, A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2006;130(4): 452-459.

[19] Toms SR, Lemons JE,Bartolucci AA, et al. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2002;122(2):174-179.

[20] McGuinness N,Wilson AN, Jones M,et al.Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament a finite element study. Angle Orthod.1992;62(1):15-22.

[21] Tanne K, Sakuda M.Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the application of various types of orthodontic force:three-dimensional analysis by means of the finite element method. J Osaka Univ Dent Sch.1983;23:143-171.

[22] Jones ML, Hickman J, Middleton J, et al. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod.2001;28(1):29-38.

[23] Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, et al. Experimental evaluation of initial tooth displacement center of resistance and center of rotation under the influence of an orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop.2001;120(2):190-197.

[24] Popp M,Bourauel C,Jager A.Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models.J Orofac Orthop.2002;63(5):358-370.

[25] Ziegler A, Keilig L, Kawarizadeh A, et al. Numerical simulation of the biomechanical behavior of multi-rooted teeth. Eur J Orthod. 2005;27(4):333-339.