

文章编号:1004-7220(2012)05-0556-06

下颌全牙列-直丝弓矫治器的生物力学建模

刘展^{1,2}, 牟雁东^{3*}, 钱英莉⁴, 蒋文涛¹, 樊瑜波⁵

- (1. 四川大学生物力学工程省重点实验室,成都 610065; 2. 成都理工大学地质灾害防治与地质环境保护国家重点实验室,成都 610059;
3. 四川省人民医院口腔科,成都 610071; 4. 中航工业成都飞机设计研究所二部,成都 610041;
5. 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** 建立下颌全牙列-直丝弓矫治器的生物力学模型,分析其在滑动法关闭间隙的载荷作用下牙根及牙周组织的应力和位移分布。**方法** 根据志愿者颌面部 CT 扫描图像建立下颌骨(皮质骨和松质骨)和全牙列(牙釉质、牙本质、牙髓、牙周膜)的模型,并以 Roth 托槽的实际数据建立一套托槽模型,与牙齿间的空隙用粘结剂来填充;弓丝和每个托槽都考虑接触,并使用弹簧元连接托槽和弓丝,模拟扎丝的作用,施加滑动法关闭间隙的载荷。**结果** 切牙出现牙冠向舌侧、牙根向唇侧的转矩移动,其牙周组织和牙根的应力较高,特别是中切牙,其牙周膜的最大应力为 3.97 kPa;第 1 磨牙远中根也出现应力集中,牙周膜的最大应力达到 5.75 kPa。**结论** 为了避免切牙的牙根吸收,可考虑增加前牙托槽的转矩;第 1 磨牙远中根也容易发生牙根吸收,建议适当降低正畸力值或采用微植体作为支抗。

关键词: 牙周组织;直丝弓矫治器;有限元分析;CT 扫描;应力分布;牙根吸收

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Biomechanical modeling of dentulous mandible-straight wire appliance

LIU Zhan^{1,2}, MU Yan-dong^{3*}, QIAN Ying-li⁴, JIANG Wen-tao¹, FAN Yu-bo⁵ (1. Key Laboratory for Biomechanical Engineering of Sichuan Province, Sichuan University, Chengdu 610065, China; 2. State Key Laboratory of Geohazard Prevention and Geoenvironment Protection, Chengdu University of Technology, Chengdu 610059, China; 3. Department of Stomatology, People's Hospital of Sichuan Province, Chengdu 610072, China; 4. Second Department, AVIC Chengdu Aircraft Design & Research Institute, Chengdu 610041, China; 5. 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 establish the model of dentulous mandible and straight wire appliance and investigate the stress and displacement distributions of the roots and periodontal tissues under en masse space closure with sliding mechanics. **Methods** The three-dimensional finite element model of mandible and teeth was developed from CT images, which consisted of the dentin, enamel, dental pulp, PDL (periodontal ligament), cortical and cancellous bone. The models of Roth straight wire brackets with actual data were also constructed. The dental adhesives were used to stick the brackets on the corresponding teeth. Contact elements were used to simulate the interaction between the stainless steel arch wire and the brackets. Moreover, spring elements were used to connect the brackets and the arch wire. The load with the vale of 1 N was applied on the model to close the space. **Results** The lingual tipping of lateral and central incisors was found, corresponding with the clinical ob-

收稿日期:2011-11-09; 修回日期:2011-12-28

基金项目:中央高校基本科研业务费重点基础研究专项资助项目(2010SCU21017),国家自然科学基金项目(11202143)。

通讯作者:刘展,副教授,E-mail: bmelizhan@163.com;樊瑜波,教授,E-mail: yubofan@buaa.edu.cn。

* 共同第一作者

ervation of en masse space closure with sliding mechanics. High stress in the teeth and periodontal tissue appeared at the incisors and the distal roots of the first molars. The maximum von Mises stresses in PDL of the central incisors and the distal roots of the first molars were 3.97 kPa and 5.75 kPa, respectively. Conclusions In order to avoid root resorption of incisors, the torque of the brackets could be increased. Less orthodontic forces or orthodontic implant could be used to avoid distal roots of first molars.

Key words: Periodontal tissue; Straight wire appliance; Finite element analysis; CT scans; Stress distribution; Root resorption

错颌畸形不仅影响口腔功能及颜面的美观、妨碍牙齿及牙周组织的健康,甚至影响口腔颌面组织的正常发育、降低咀嚼功能。对错颌畸形的矫治是通过矫治器对错位的牙齿施以矫治力,使错位牙移动,从而恢复和重建平衡的颌受力关系。直丝弓矫治器不需在弓丝上弯制第1、2、3序列弯曲,用一根有基本弓形的平直弓丝插入托槽,简化了临床操作、缩短了就诊时间,避免了因弓丝弯制误差造成的牙齿往返移动,使牙齿定位更精确、迅速,疗程也得以缩短。直丝弓矫治器是最近50年来口腔正畸学领域的3个突破性进展之一,已为80%以上的正畸医师所使用。

正畸即给牙齿加力的过程,牙槽骨在应力刺激下产生骨组织的沉积和吸收,从而导致相应牙齿的移动。牙周组织的应力/应变分布决定了该牙齿的移动方式和距离,但其无法通过实验进行测量,故有限元分析已成为主要的研究方法。然而,目前的相关有限元研究大多以单颗牙或部分牙列为对象,没有建立矫治器的模型,而是直接将矫治力以外载的方式施加给牙齿,分析牙周组织的应力/应变分布^[1-4]。实际上,弓丝通过托槽将牙齿联系起来,矫治力会通过弓丝传递给其他牙齿,故有必要对全牙列和矫治器系统进行建模和分析。

近年来,一些研究者建立了包含矫治器、牙列及牙周组织的模型,分析各种参数对滑动法整体内收前牙效果的影响,如牵引钩的位置和高度^[5-6]、正畸力和摩擦系数的大小^[7]、微植体和牵引钩的高度、补偿曲线和中线垂直牵引^[8]、转矩大小^[9]。然而,这些研究中的牙齿模型都未区分牙釉质、牙本质和牙髓,甚至将其考虑为刚体^[6-7]。相关研究表明,不区分牙釉质或牙髓会导致牙根应力的最大差异分别达到21.43%和9.25%^[4]。有的模型仅包含6颗前牙^[6]或考虑对称仅包含左侧牙齿^[7];牙槽骨模型大

多没有区分皮质骨和松质骨^[5-6,8]或设置为刚体^[7]。另外,托槽都建成简单的几何构形,没有将倾斜角和转矩角预置在槽沟^[6-9],甚至弓丝直接穿过托槽而处理为槽洞^[5],不具备直丝弓托槽的特点。如果不考虑托槽的预置转矩角,就只能将转矩以外载的方式施加给弓丝^[9],这样无法保证施加的转矩与托槽预置转矩角的一致性。弓丝和槽沟的尺寸相同^[5,7-9],甚至更大^[6],在临床上这样的弓丝无法入槽。一些研究在弓丝和托槽的相互作用上也做了简化,Kojima等^[7]将前牙节点直接与弓丝的节点相连接,仅考虑弓丝和后牙槽沟间的接触;Sung等^[8]只考虑弓丝轴向与槽沟的无摩擦接触,其他方向弓丝和托槽绑定到一起。这些对牙颌系统的结构和矫治器参数的简化会降低模型的相似性,并对计算结果的准确性产生影响。本研究选择一位志愿者,通过CT扫描图像数据建立下颌骨(区分皮质骨和松质骨)和全牙列(区分牙釉质、牙本质和牙髓)的三维有限元模型,并根据托槽和弓丝的实际构形建立模型,考虑弓丝和槽沟间的接触,施加滑动法关闭间隙的正畸力,分析牙周组织的应力分布及牙齿的移动规律。

1 材料与方法

1.1 有限元模型的建立

选择一位处于关闭拔牙间隙阶段的志愿者,对其进行颌面部CT扫描,将得到的DICOM文件导入MIMICS软件中。根据以往的研究^[4],当研究对象是牙体时,模型应区分牙釉质、牙本质和牙髓。在MIMICS中,根据灰度值的差异区分出牙釉质、牙本质、牙、皮质骨和松质骨,分别进行三维重建。将得到的下颌骨及全牙列的模型导入ABAQUS中,牙周膜采用平均0.2 mm的厚度建立实体模型^[4](见图1)。

如图2所示,本研究选用临床上广泛使用的Roth托槽,这是一套专门针对拔牙病例的直丝弓矫

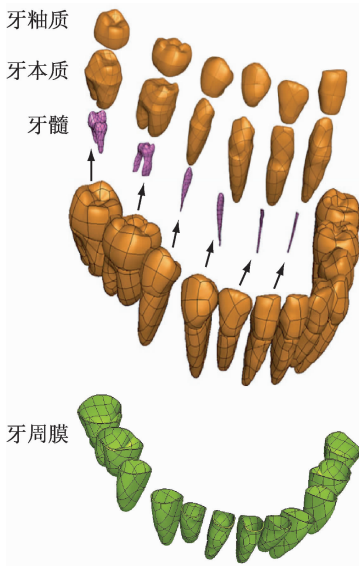


图1 牙齿及牙周膜的模型

Fig.1 Models of the teeth including enamel, dentin and pulp, and the periodontal ligaments

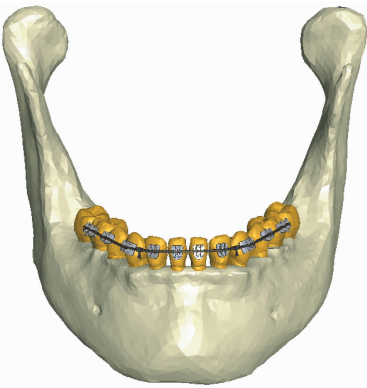


图2 下颌全牙列-直丝弓矫治器的模型

Fig.2 Model of the dentulous mandible and straight wire appliance

治器托槽,通过调节托槽底的厚度来达到各牙齿正常的冠突度,不需弯制第1序列弯曲;将轴倾角置于各托槽的槽沟,不需弯制第2序列弯曲;将转矩角置于托槽底,不需弯制第3序列弯曲。以实际数据建立一套托槽模型,并放置于对应的牙冠处(通常滑动法关闭间隙时都不在7上贴托槽,故模型中包含双侧1、2、3、5、6的10个托槽)。临床上,托槽是通过粘接剂与牙齿贴合的,故本模型中托槽与牙齿间的空隙用粘接剂来填充。另外,建立滑动法关闭拔牙间隙时使用的不锈钢方丝模型(0.018×0.025

in)。在临床中常用细丝将托槽和弓丝绑结,模型中使用弹簧元连接托槽和弓丝,模拟扎丝的作用。考虑弓丝和每个托槽之间的接触作用,其摩擦系数设定为0.2^[5-7,9]。

模型的材料包括皮质骨、松质骨、牙釉质、牙本质、牙髓、牙周膜、弓丝、托槽和粘结剂,各种材料都考虑为均质、各向同性的线弹性材料^[10-14],其弹性模量和泊松比如表1所示。模型采用四面体单元进行网格划分,经优化后共生成295 610个单元。

表1 材料属性

Tab.1 Material properties

材料	弹性模量/MPa	泊松比
松质骨	7 930	0.3
皮质骨	13 700	0.3
牙釉质	84 100	0.3
牙本质	18 600	0.31
牙周膜	0.68	0.49
牙髓	2	0.45
弓丝、牵引钩	176 000	0.3
托槽	210 000	0.3
粘合剂	11 721	0.21

1.2 载荷与边界条件的施加

由相关研究的对比分析可知,牵引钩在2、3间能更好地控制前牙的移动^[5-6],故本研究在2、3托槽间的牵引钩和6颊面管拉钩上分别施加1 N的牵引力,方向朝向对方的施力点,以模拟临床上通过镍钛拉簧产生的关闭拔牙间隙的正畸力。约束条件为髁突表面采用固定约束,如图3所示。

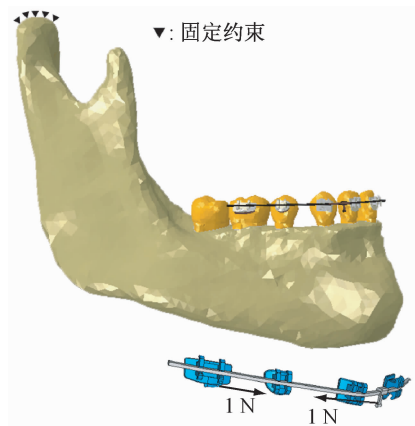


图3 载荷与边界条件

Fig.3 Load and boundary conditions of the model

2 结果

牙周组织中牙槽骨的应力较高,其高应力区出现在牙槽嵴顶附近,以中切牙附近的应力为最大(见图4),最大 von Mises 应力出现在左中切牙唇侧的嵴顶附近,其值为 226.5 kPa。

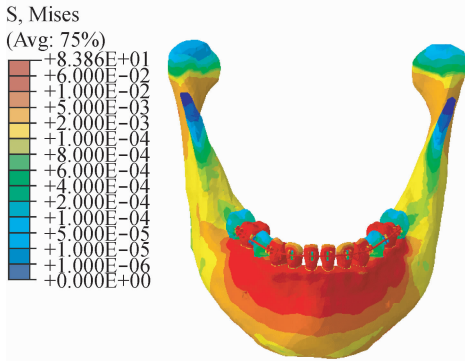


图4 模型的 von Mises 应力分布图(单位:MPa)

Fig. 4 Von Mises stress distributions of the model

如图5所示,牙周膜呈现出1(中切牙)和6(第1磨牙)的应力较高,而5(第2前磨牙)和7(第2磨牙)处于低应力水平的现象。右1的最大 von Mises 应力为 3.73 kPa,出现在唇侧牙槽嵴顶;左1则在牙槽嵴顶和牙根尖都出现高应力区,最大 von Mises 应力为 3.97 kPa,出现在牙根尖。两侧的2、3和左6的最大 von Mises 应力都在 1.5~2 kPa,除左6出现在远中根外,其余都出现在牙槽嵴顶附近。右6的最大 von Mises 应力为 5.75 kPa,出现在近、远中根中部。

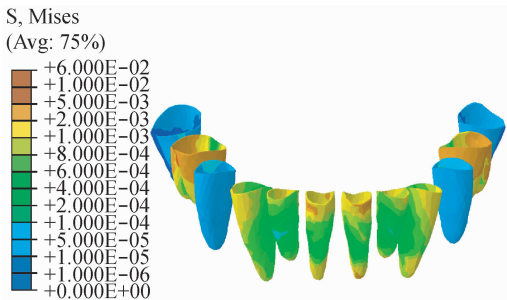


图5 牙周膜的 von Mises 应力分布图(单位:MPa)

Fig. 5 Von Mises stress distributions of the periodontal ligaments

牙根的应力分布规律与牙周膜接近,中切牙(左1、右1)和侧切牙(左2、右2)牙根的唇侧和舌

侧都有高应力区,最大 von Mises 应力为 309.52 kPa,出现在左1舌侧的牙槽嵴顶附近。在颌内牵引力的作用下,中切牙和侧切牙均出现舌向的初始位移,切缘处位移最大(见图6),其值为 2.33 μm ;在牙根 1/3 处位移值最小,而根尖则出现唇侧方向的位移。

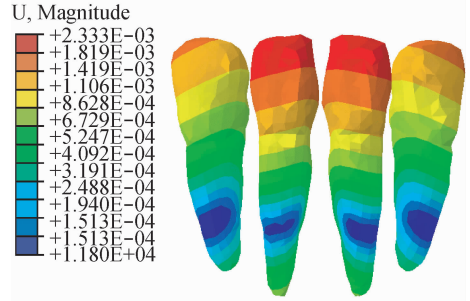


图6 切牙的初始位移分布图(单位:mm)

Fig. 6 Displacement distributions of the four incisors

3 讨论

模型中各牙齿都区分出牙釉质、牙本质、牙髓,并考虑了牙周膜,颌骨区分出皮质骨和松质骨,重现了下颌骨及牙齿的复杂结构。由于托槽是将正畸力传递至牙齿,使其产生正畸医生所期望的牙移动的关键装置,本研究根据 Roth 托槽的实际数据和几何构形,建立了精确的托槽模型,并考虑托槽和牙齿间的粘接作用,以及各托槽和弓丝间的接触作用和扎丝的作用,可以真实地模拟弓丝入槽后产生的冠唇根舌向转矩移动。

在颌内牵引力的作用下,中切牙和侧切牙的牙冠均出现舌向的初始位移,切缘位移最大,牙根 1/3 处位移值最小,牙冠的位移值大于牙根(见图6),切牙出现牙冠向舌侧、牙根向唇侧的转矩移动,与相关研究结果相吻合^[5-9],体现出切牙在颌内牵引力作用下的转矩移动特性。1、2、3、6 牙周组织的应力较高,特别是 1 和 6,而 5、7 处于低应力水平(见图4、5)。牙周膜内的应力分布提示压应力集中于切牙舌侧的牙颈部(牙槽嵴顶),一些研究者也得到类似的结果^[7,9]。Tominaga 等^[5]指出,槽沟实际尺寸、弓丝和槽沟间的相互作用、更精细的解剖结构等会对牙移动的生物力学特性产生影响,应该在以后的研究中考虑。Kojima 等^[7]和 Sung 等^[8]计算得到切牙

牙周膜的最大应力分别为 14 和 6.2 kPa,明显高于本研究得到的 3.97 kPa,这是由于本研究中采用 Roth 托槽的实际数据建立模型,托槽底预置的转矩角,弓丝入槽后将使切牙产生冠唇根舌向转矩移动,抵消了部分由正畸力的作用产生的冠舌根唇向转矩移动,切牙趋近于整体移动,使得牙周膜的应力值下降。由此可见,考虑托槽的实际数据会得到更加真实的结果。从牙颈部向牙根方向压应力逐渐减小,反映出切牙舌侧的牙颈部是关键的应力-应变区域;骨改建后出现的继发性牙移动与初始牙移动的方向一致,切牙将出现冠舌根唇向的转矩移动,符合临床颌内牵引后的切牙舌向移动。

牙根吸收是正畸治疗的常见并发症之一,其危害在于使牙齿根冠比减小从而稳定性降低,进行性的牙根吸收可能导致牙齿松动甚至脱落。相关研究表明,正畸治疗中 49.8% 的患者会发生牙根吸收^[15],且切牙在正畸治疗中更容易产生牙根吸收^[16]。本研究结果表明,中切牙牙周膜的牙槽嵴顶和牙根尖都出现高应力区,且 1、2 牙根的唇侧和舌侧从牙槽嵴顶附近到牙根尖都有高应力区,可能就是切牙容易出现牙根吸收的原因之一。可考虑改进矫治器来消除切牙的牙根吸收,如增加前牙托槽的预置转矩角。尖牙移动的距离虽远,但其应力分布较均匀,应力值也较切牙小,且牙根较长,故鲜有报导正畸治疗中尖牙的牙根发生吸收。Hohmann 等^[17]的研究发现,毛细血管(牙周膜)承受压力超过 4.7 kPa 时,牙根就可能会产生吸收。由图 5 可以看出,右 6 的最大应力(5.75 kPa)超过 4.7 kPa,出现在近、远中根中部,可能引起局部毛细血管压坏,从而导致牙根吸收。另外,左 6 的最大应力也出现在远中根,说明磨牙远中根是应力集中区,容易引起牙根吸收。为了避免磨牙远中根的牙根吸收,可以适当降低正畸力值;如要增加正畸力来缩短治疗周期,可采用微植体作为支抗。

4 结语

本研究建立了一个完整的直丝弓滑动法关闭拔牙间隙的三维有限元模型,考虑了托槽与牙齿间的粘接剂,真实地模拟出弓丝与各托槽间的接触和扎丝的作用。结果表明,在颌内牵引力的作用下,切牙出现冠舌根唇向的转矩移动,牙根出现高应力区,可

考虑改进矫治器来消除切牙的牙根吸收,如增加前牙托槽的预置转矩角。磨牙远中根是应力集中区,容易引起牙根吸收,建议适当降低正畸力值或采用微植体作为支抗。

参考文献:

- [1] Qian YL, Liu Z, Fan YB. Numerical simulation of canine bodily movement [J]. *Int J Numer Meth Biomed Eng*, 2010, 26(2): 157-163.
- [2] 彭立国,樊瑜波,刘展,等. 无托槽矫治器作用下上颌尖牙的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(2): 127-132.
Peng LG, Fan YB, Liu Z, *et al*. Biomechanics research on maxillary canine under orthodontics forces with invisible appliances techniques [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(2): 127-132.
- [3] Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, *et al*. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2011, 139(1): e59-71.
- [4] 刘展,钱英莉,樊瑜波. 牙釉质和牙髓不同材料属性对牙周组织应力分布的影响[J]. *四川大学学报(工程科学版)*, 2010, 42(6): 187-191.
- [5] Tominaga J, Tanaka M, Koga Y, *et al*. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics [J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(6): 1102-1107.
- [6] Kim T, Suh J, Kim N, *et al*. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 137(5): 639-647.
- [7] Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 138(6): 702. e1-702. e6.
- [8] Sung SJ, Jang GW, Chun YS, *et al*. Effective en-masse retraction design with orthodontic mini-implant anchorage: A finite element analysis [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 137(5): 648-657.
- [9] 张磊,樊瑜波. 转矩作用对微植体矫治力系内收上前牙影响的三维有限元研究[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(2): 151-155.
Zhang L, Fan YB. Three dimensional finite element analysis of the maxillary anterior teeth retraction under torque with micro-implant anchorage system [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(2): 151-155.
- [10] Fernandez JR, Gallas M, Burguera M, *et al*. A three-di-

- mensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates [J]. *J Biomech*, 2003, 36(3): 329-337.
- [11] Telli C, Gulkan P, Raab W. Additional studies on the distribution of stresses during vertical compaction of gutta-percha in the root canal [J]. *Brit Dent J*, 1999, 187(1): 32-37.
- [12] Cobo J, Sicilia A, Argüelles J, *et al.* Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force; Tridimensional analysis by means of the finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 1993, 104(5): 448-454.
- [13] Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement [J]. *J Biomed Eng*, 1990, 12(4): 319-327.
- [14] Knox J, Kralj B, Hübsch PF, *et al.* An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model [J]. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 2001, 119(1): 43-53.
- [15] Newmen WG. Possible etiologic factors in external root resorption [J]. *Am J Orthod*, 1975, 67(5): 522-539.
- [16] Malmgren O, Goldson L, Hill C, *et al.* Root resorption after orthodontic treatment of traumatized teeth [J]. *Am J Orthod*, 1982, 82(6): 487-491.
- [17] 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.