

文章编号:1004-7220(2013)06-0654-05

不同硬度隐形矫治器关闭中切牙间隙的有限元分析

夏舒迟^{1,2}, 卢燕勤², 韩景芸³, 徐琳², 肖子轶²

(1. 复旦大学附属中山医院 口腔科, 上海 200032; 2. 中南大学湘雅口腔医院 正畸科, 长沙 410008;

3. 北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 北京 100191)

摘要: **目的** 计算不同硬度隐形矫治器产生的力学效应,为其材料选择和设计提供理论依据。**方法** 建立中切牙近中移动0.3 mm矫治设计量,弹性模量分别为415.6、816.308、2 400 MPa的3个隐形矫治器有限元模型,用三维非线性分析方法计算矫治器、牙齿、牙周组织的应力分布及位移,对不同弹性模量隐形矫治器作用下的上述结果进行比较分析。**结果** 实验条件下,中切牙所受的应力及位移最大,最大位移量为0.17 mm,其冠方的初始位移大于根方,矫治牙始终做倾斜移动;侧切牙次之且位移与中切牙相反,最大位移量为0.10 mm。材料的弹性模量增大,隐形矫治器产生的应力增大,牙周组织所受的应力及矫治牙位移增大。**结论** 隐形矫治器的硬度越大,目标矫治牙的位移量和矫治效能增大,但对于牙齿三维方向上的移动控制能力并未增强,临床上建议添加附件或是配合固定矫治器达到牙齿的整体移动。

关键词: 隐形矫治器; 弹性模量; 有限元分析; 应力分布

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Finite element analysis on space closure of central incisors using invisible appliance with different material hardness

XIA Shu-chi^{1,2}, LU Yan-qin², HAN Jing-yun³, XU Lin², XIAO Zi-yi² (1. Department of Stomatology, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China; 2. Department of Orthodontics, Xiangya Stomatology Hospital, Central South University, Changsha 410008, China; 3. Biological and Medical Engineering College, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: **Objective** To analyze the mechanical effect of invisible appliances with different material hardness and provide theoretical basis for selecting the suitable material for invisible appliance and its clinical application. **Methods** Three different three-dimensional (3D) finite element models of invisible appliance were established, of which the elastic modulus was chosen as 415.6, 816.308 and 2 400 MPa, respectively. In these models, the upper central incisors were all designed to move 0.3 mm mesially. Then 3D nonlinear finite element method was used to analyze the stress distribution in invisible appliance, teeth and periodontal ligament and the instant displacement of every tooth. The comparative study was made among three invisible appliances with different hardness. **Results** Under experimental condition, the most instant stress and displacement of teeth was the upper central incisor, with initial displacement greater in crown section than that in apical section and the greatest displacement was 0.17 mm. The tendency of central incisor movement was tipping in all situations. The movement of lateral incisor had the second greatest distance (the greatest displacement was 0.10 mm) and the tendency of its movement was in the opposite directions of aimed teeth. When elastic modulus of material decreased, the stress on the invisible appliance increased. The stress in periodontal ligament and the displacement of aimed teeth were also increased. **Conclusions** If the hardness of invisible appliance increases, the displacement of the

收稿日期:2012-10-11; 修回日期:2013-01-23

基金项目:湖南省科学技术厅一般项目(2011SK3255)。

通信作者:卢燕勤, 副教授, E-mail: lu_yanqin@163.com。

designed tooth and treatment efficacy increases, but the appliance with more hardness couldn't provide better ability in controlling of orthodontic tooth movement. The study suggested clinicians should use attachments or cooperate with fixed appliance to help move teeth bodily.

Key words: Invisible appliance; Elastic modulus; Finite element analysis; Stress distribution

20 世纪是口腔正畸学快速发展的时期,关键材料和技术的不断进步成为矫治技术发展的重要动力,其中最新最具代表的当属隐形矫治技术的研制成功;该技术首次将透明压模式矫治器的概念与先进的三维数字化技术结合起来,从而达到移动牙齿的目的。

隐形矫治器的工作原理有别于传统的矫治技术,它是利用矫治器的外形和牙冠外形存在差异,当就位于牙齿后,隐形矫治器被强制性地发生形变,产生反作用力作用于牙冠。虽然不同矫治技术的生物力学基础本质上都是牙周组织对矫治力的反应,但隐形矫治器的矫治力系统更为复杂,因为其施加的力量并非作用于某个确定的点上,矫治力的作用部位取决于牙冠的解剖外形、矫治器材料的性能、矫治器与牙冠的密合程度、矫治设计量以及摩擦力大小等因素。因此,研究无托槽隐形矫治器的作用力及其作用下的牙齿移动及牙周应力分布等生物力学问题对于指导设计和临床应用颇具意义。虽然近期国内有相关报道,但其实验方法的仿真性和精确性不高,研究仍处于瓶颈时期,急待得到突破。

本研究采用三维非线性有限元法对 3 种不同硬度隐形矫治器作用下的牙齿初始位移、牙周应力大小和分布、隐形矫治器的应力等进行分析,为临床上使用隐形矫治器提供理论依据。

1 材料和方法

1.1 创建无托槽隐形矫治系统的有限元模型

选取一上中切牙之间存在少量间隙的成人患者为研究对象,用螺旋 CT 和层析技术建立患者上颌牙列、牙槽骨、牙周膜的母模。按照第 1 步矫治方案,将中切牙沿 X 轴负方向(即近中)移动 0.3 mm,提取牙冠表面轮廓处理后的数据即为隐形矫治器的内表面,然后将其沿法向抽壳,形成最终的矫治器几何模型。使用 Abaqus 6.8-1 非线性有限元分析软件

进行网格划分,建立上颌牙列-牙周组织-隐形矫治器的整体三维有限元模型。运用非线性接触分析方法计算模型各个组成部分的应力,得到牙列-牙周组织-矫治器的应力和具体数值,进行比较分析。

1.2 条件和载荷设定

1.2.1 材料特性 实验中各组织材料的弹性模量和泊松比参考相关文献[1-3],均假设为各向同性、均质连续的线弹性体材料,选取 1、2、3 号 3 种不同弹性模量的材料分别进行有限元模型的计算,材料的弹性模量和泊松比见表 1。

表 1 材料属性^[1-3]

Tab. 1 Material properties

	弹性模量/MPa	泊松比
牙槽骨	1.372×10^4	0.30
牙齿	2.548×10^4	0.30
牙周膜	48	0.49
1 号隐形矫治器	415.6	0.30
2 号隐形矫治器	816.308	0.30
3 号隐形矫治器	2 400	0.30

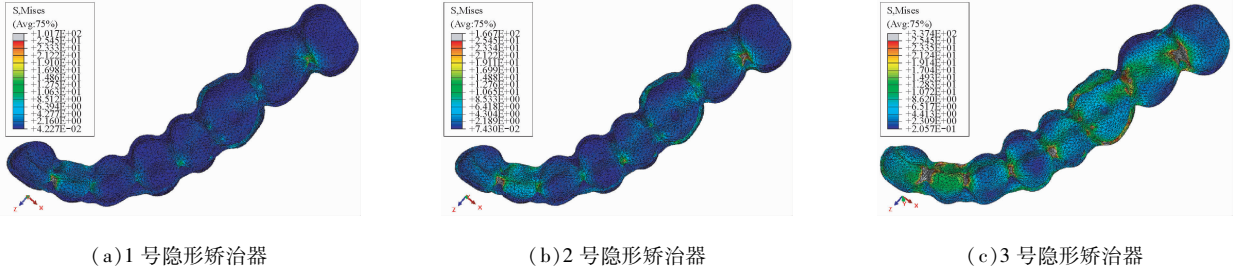
1.2.2 边界约束 在牙槽骨近远中基底部施加 6 个方向的全约束,同时牙槽骨的左侧断面设为对称约束关系。将牙根-牙周膜、牙槽骨-牙周膜之间定义为粘接关系,将牙冠-隐形矫治器、牙冠-牙冠之间定义为接触关系。

1.2.3 矫形载荷的模拟 通过分析隐形矫形器与原始牙列的差异,将位移控制与不同接触关系的定义相结合,计算牙冠表面与无托槽矫治器内表面各接触点的形状差异量,这些形状差异量作为位移约束施加到无托槽矫治器内表面对应接触点上,根据牛顿第 3 定律,矫治器接触点上的力将反向施加到牙冠表面的对应节点上,从而模拟矫治器的佩戴过程,获得真实的牙列的受力。

2 结果和分析

2.1 不同硬度隐形矫治器的应力分布

3种不同硬度矫治器的 von Mises 应力分布见



(a)1号隐形矫治器

(b)2号隐形矫治器

(c)3号隐形矫治器

图1 不同隐形矫治器 von Mises 应力分布

Fig.1 The Von mises stress distributions on different invisible appliances (a) No. 1 invisible appliance, (b) No. 2 invisible appliance, (c) No. 3 invisible appliance

2.2 不同硬度隐形矫治器作用下牙周膜的应力分布

不同硬度隐形矫治器作用下牙周膜的 von Mises 应力分布及三者之间的比较见表2和图2。随着矫治器硬度增加, von Mises 应力、最大主应力、最小主应力都增大, 3号矫治器应力集中区域较1、2号增多, 中切牙近中及侧切牙远中牙颈部牙周膜受压应力, 中切牙远中和侧切牙近中牙颈部牙周膜受张应力。

表2 不同硬度矫治器作用下的牙周膜应力大小及分布的比较

Tab.2 Comparison of stress distributions on periodontal ligament of the invisible appliances with different hardness

	1号矫治器	2号矫治器	3号矫治器
von Mises 应力范围/MPa	0.007 04 ~ 4.193	0.011 92 ~ 5.623	0.024 85 ~ 8.739
von Mises 应力集中部位	中切牙和侧切牙的牙颈部, 第2双尖牙、第3磨牙的牙颈部	同1号矫治器	中切牙和侧切牙的牙颈部, 第2双尖牙、第1、2、3磨牙的牙颈部
最大主应力范围/MPa	-13.49 ~ 23.02	-20.64 ~ 22.58	-37.16 ~ 30.86
最大主应力应力集中区域	中切牙及侧切牙近远中面的牙颈部、第1磨牙近中颈部	同1号矫治器	中切牙及侧切牙近远中邻面的牙颈部、第1、3磨牙近中面的牙颈部
最小主应力范围/MPa	-14.58 ~ 21.65	-22.28 ~ 21.21	-40.08 ~ 28.60

图1。1~3号隐形矫治器的应力值依次增大, 应力峰值分别为8.512、13.96、28.31 MPa, 同时应力集中和接触区域也依次增多。

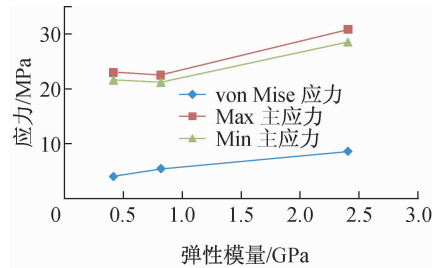


图2 不同硬度矫治器弹性模量和应力最大值变化的比较

Fig.2 Comparison of elastic modulus and max stresses in the invisible appliances with different hardness

2.3 不同硬度隐形矫治器作用下牙齿的位移情况

不同硬度矫治器作用下上颌牙列的总体位移趋势相近(见图3), 三者位移量之间的比较见图4。

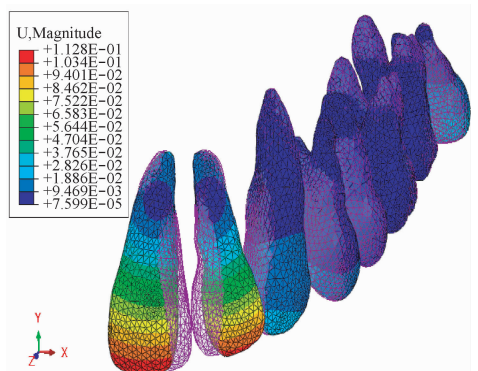


图3 2号隐形矫治器作用下的上颌牙列的总体位移

Fig.3 Total displacement of the upper teeth for No.2 invisible appliance

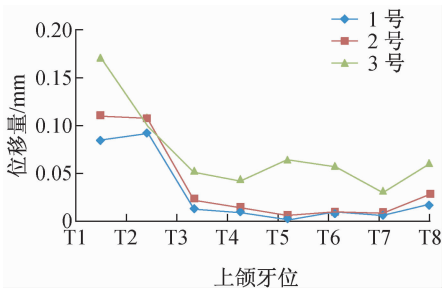


图4 不同硬度的隐形矫治器作用下各个牙齿位移量的比较

Fig. 4 Comparison of tooth displacement of the invisible appliances with different hardness

不同硬度矫治器作用下所产生的中切牙和侧切牙位移明显。中切牙表现为在近远中向上的倾斜移动, 旋转中心位于根中 1/2 偏根尖处, 且矫治器硬度增加, 位移量增加, 3 号矫治器作用下的位移量增加较明显; 侧切牙以向远中倾斜移动为主。其他牙齿的位移量较小, 但 3 号矫治器作用下第 1 磨牙牙冠向远中向颊侧倾斜移动明显。

3 讨论

3.1 三维非线性有限元分析法的特点

在结构力学模拟中有 3 种非线性的来源: 材料非线性、边界非线性、几何非线性。有研究^[4,5]显示, 在牙颌畸形矫治载荷条件下, 对所涉及的材料进行均匀、弹性、线性的简化, 不会对有限元计算结果的可靠性产生明显影响, 故本实验在材料方面并没有做非线性的设计, 而是对边界条件方面运用了非线性分析。因为当模拟分析中发生接触时, 结构的响应特性会在瞬时发生很大的变化, 这与用线性分析所得到结果会有较大的差别; 而无托槽矫治技术的矫治载荷分布非常复杂, 必须通过运用接触条件来解决这一问题。本实验选用 Abaqus 有限元分析软件, 先设定牙齿与牙齿、牙齿与矫治器之间可能发生接触的面, 运用迭代运算法进行计算, 直到接触状态不再变化才结束迭代。这样就能确定隐形矫治器和牙齿之间的接触面, 并计算出所产生的接触压力。

3.2 隐形矫治器材料的弹性模量

隐形矫治器产生的矫治力来自于矫治器材料本身的变形, 矫治力及牙齿移动的多少除了与设计移动量、材料厚度等有关, 与材料本身固有的硬度也密切相关。无托槽隐形矫治器要求材料具有足够的硬

度, 以满足产生矫治力并使牙齿移动的要求。另一方面, 如果材料的刚度太大, 会给患者摘戴矫治器造成困难。因此, 研究不同硬度隐形矫治器材料的力学效应是探讨隐形矫治器材料力学性能非常重要和有意义的一部分。弹性模量是衡量材料产生弹性变形难易程度的指标, 其值越大, 表示材料硬度越大。唐娜等^[2]对目前国内使用的压制隐形矫治器的膜片进行力学性能的测量 (816.308 MPa), 认为其能满足临床的矫治需要; 祁鹏^[3]测量出较软材料的弹性模量为 415.6 MPa, 故本研究选用上述两人测得的弹性模量以及国外最常用矫治器用材的弹性模量 (2.4 GPa), 来代表不同硬度隐形矫治器材料, 以便在有限元模型上对其产生的力学现象做进一步分析。

3.3 无托槽隐形矫治器技术的生物力学效应

从隐形矫治器的力学效应分析, 不同硬度隐形矫治器就位于上颌牙列后变形趋势基本一致, 其中 1、2 号矫治器所受应力绝大部分在 10 MPa 左右, 应力集中部位主要位于中切牙远中邻面对应的矫治器内侧面, 该处的应力可增大十几倍, 说明矫治器戴入的瞬时应力较大, 但牙齿在矫治器作用下很快会发生位移, 应力也会明显下降, 故临床上并不会出现矫治器就位后断裂的情况。3 号矫治器与前两者相比, 应力值明显增大, 并且应力集中区域增多, 说明随着矫治器材料硬度的增加, 所受到的作用力也增大, 硬度过大的隐形矫治器部分区域的应力强度可能会超过材料本身的极限强度, 发生矫治器的破坏。

从隐形矫治器作用下牙周组织的应力分布分析, 不同硬度矫治器作用下牙周膜的应力分布变化接近, 中切牙和侧切牙牙周膜上的应力值较大, 并且由于发生的是近远中向倾斜移动, 故应力集中区主要位于牙周膜邻面的颈部, 中切牙近中侧及侧切牙远中侧牙周膜所受的是压应力, 中切牙远中侧及侧切牙近中侧牙周膜所受的是张应力, 这与牙齿的移动方式相符, 应力分布合理。文献^[2]中研究了隐形矫治器作用下的尖牙远中移动, 发现牙周膜上的应力分布不均, 受压侧应力较大, 且从牙颈部向根部逐渐减小, 这与本实验的结果一致。另外, 通过比较 3 种隐形矫治器之间的差别发现, 随着材料硬度的增大, 隐形矫治器作用下牙周组织的 von Mises 应力、最大主应力、最小主应力都增加, 尤其是 3 号矫治器所产生的应力增加明显, 提示弹性模量为

2.4 GPa的材料可能硬度太大,对牙周组织产生不利影响的风险性增大。

从矫治器作用下牙齿的初始位移分析,不同硬度矫治器作用下牙齿的初始位移有以下特点:

(1) 中切牙和侧切牙的位移量明显高于其他牙,后牙的位移量很小。说明近远中移动牙齿时,矫治器对目标矫治牙能产生有效的矫治效能,但最初戴入时对邻牙会产生不良的副作用。

(2) 虽然隐形矫治器设计的移动方式是将中切牙向近中整体移动0.3 mm,但3种情况下实际发生的都是倾斜移动,这与矫治设计有差异。Joffe^[6]认为该矫治器适应症较窄,在近远中移动牙齿时产生的移动形式是倾斜移动,这与本研究的结果相符,可见即使增加隐形矫治器的硬度,也无法达到整体移动牙齿的目的。

(3) 不同硬度矫治器作用下中切牙最大位移量分别为85.1、112.8、174.6 μm ,与预期矫治量300 μm 相比,其矫治效能分别为28.37%、37.6%、58.2%,说明在一定条件下,随着材料硬度增加,隐形矫治器的矫治效能增大。Neal等^[7]研究隐形矫治器移动牙齿的实际效能,发现只有预期的41%,其中近远中移动牙齿的有效率约为30%,这与本研究结果接近。

(4) 3号矫治器除了侧切牙的位移量与1、2号接近,其他牙齿的位移量明显增加,尤其是中切牙、第2双尖牙和第1磨牙。

文献[8-10]中对矫治器的硬度进行了一项临床随机设计实验,研究表明材料的硬度对于矫治结果的影响没有统计学意义,但在4个实验组中,戴用硬性矫治器、2周更换的患者得到的矫治效果最好,这与本实验中较硬材料隐形矫治器所产生的位移增大有相似之处。以上分析说明硬度较大的矫治器能使目标牙的矫治效能提高,但对其他牙的控制无明显优势,对于维持良好咬合尤为重要的第1磨牙有可能会产生不良的位移。

综上所述,隐形矫治器硬度不同,其作用下牙齿产生的力学效应也不同。硬度太小的矫治器对于牙齿的控制能力减弱,硬度太大的矫治器对牙周组织

可能造成损伤,临床上应选择合适硬度的隐形矫治器,或是通过增加附件等其他方式来达到矫治目的。

参考文献:

- [1] 卢燕勤,高雪梅,韩景芸,等. 直丝弓矫治器滑动法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.
Lu YQ, Gao XM, Han JY, *et al.* Space closure using preadjusted appliance and sliding mechanics: The 3D non-linear finite element modeling and numerical analysis [J]. J Med Biomech, 2008, 23(4): 301-305.
- [2] 唐娜,赵志河,王军,等. 无托槽隐形矫治技术生物力学效应的有限元法研究[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 399-405.
Tang N, Zhao ZH, Wang J, *et al.* Biomechanical effects of bracketless appliance technology: A finite element method study [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 399-405.
- [3] 祁鹏. 无托槽隐形牙矫治器设计与制造技术研究[D]. 北京: 清华大学博士学位论文, 2004.
- [4] Tanne K, Yoshida S, Kawata T, *et al.* An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects [J]. Br J Orthod, 1998, 25(2): 109-115.
- [5] Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanical behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement [J]. Angle Orthod, 1995, 65(2): 123-128.
- [6] Joffe L. Invisalign: Early experiences [J]. J Orthod, 2003, 30(4): 348-352.
- [7] Neal D, Kusnoto B, BeGole E, *et al.* How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign [J]. Am J Orthod Dent Orthop, 2009, 135(1): 27-35.
- [8] Bollen AM, Huang G, King G, *et al.* Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: ability to complete treatment [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 124(5): 496-501.
- [9] Clements KM, Bollen AM, Huang G, *et al.* Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 2: dental improvements [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 124(5): 502-508.
- [10] Danilek K, King G, Douglas S, *et al.* Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 3: premolar extraction patients [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2008, 133(6): 837-845.