

文章编号:1004-7220(2010)06-0399-07

· 口腔生物力学专栏 ·

无托槽隐形矫治技术生物力学效应的有限元法研究

唐娜^{1a}, 赵志河^{1a}, 王军^{1a}, 刘展^{1b}, 田杰²

(四川大学 1a. 华西口腔医院 正畸科, 口腔疾病研究国家重点实验室, 1b. 生物力学工程实验室, 成都 610041;

2. 北京时代天使生物科技有限公司上海分公司, 上海 200135)

摘要: 目的 初步构建无托槽隐形矫治技术的生物力学基础研究模型, 分析该矫治体系的应力分布情况, 为优化该技术的临床应用提供依据。方法 基于 CT 扫描 1 例成人干颅标本的影像数据, 运用 Mimics 及 ABAQUS 软件建立上颌牙列前牙段的无托槽矫治技术三维有限元模型, 包括牙颌组织模型、无托槽矫治器模型以及两者的装配, 采用非线性有限元法分析牙体牙周组织及矫治器本身的应力分布情况, 并与传统固定矫治加载相比较。结果 无托槽矫治器作用下, 牙周组织瞬时应力约为固定矫治加载时的 50~500 倍; 矫治牙互相影响, 矫治牙的移动趋势与预先设计之间相比有差异, 拟近远中向平移的尖牙表现为倾斜移动趋势; 矫治器本身有应力集中现象, 但是最大应力峰值小于材料的弹性极限 53.1 MPa。结论 无托槽矫治器作用下牙周瞬时应力很大, 矫治器在正畸牙近远中移动过程中的三维控制能力有限, 不能完全代替传统固定矫治器, 建议临床上使用该技术时通过应用附件、改进矫治器材料力学性能等手段, 来加强对正畸牙移动的控制。

关键词: 隐形矫治器; 有限元方法; 生物力学; 弹性模量; 应力分布

中图分类号: R318.01 文献标志码: A

Biomechanical effects of bracketless appliance technology: a finite element method study

TANG Na^{1a}, ZHAO Zhi-he^{1a}, WANG Jun^{1a}, LIU Zhan^{1b}, TIAN Jie² (1a. Department of Orthodontics, West China Hospital of Stomatology, State Key Laboratory of Oral Diseases; 1b. Laboratory of Biomechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610041, China; 2. Shanghai Division of Peking Angle-align® Company, Shanghai 200135, China)

Abstract: Objective To develop an initial numerical model for bracketless appliance technology, and to analyze the biomechanical effects. To provide the fundamental basis to optimize the clinical application of bracketless appliance technology. **Method** A 3D numerical model of a dry skull was developed from sequential computed tomography (CT) scan images taken at 0.5-mm intervals by using Mimics and ABAQUS software. This model consisted of three parts: a dento-maxillary model of upper anterior section, a matching bracketless appliance model, and their assembly to simulate orthodontic force stressed by bracketless appliance. The nonlinear finite element method (FEM) was used to analyze the instant biomechanical effects. As the control group, the same dento-maxillary model was loaded to simulate fixed appliance working pattern. **Results** The instant dento-periodontal stress with bracketless appliance loading was much higher than that with fixed appliance working pattern by 50~500 times. With bracketless appliance loading, the tendency of tooth movement wasn't exactly performed as planned with orthodontic teeth tending to affect each other. The canine designed to do mesiodistal translation tended to do tipping movement rather than bodily movement. Bracketless appliance itself performed stress concentration mainly in places of great deformation, but the maximal stress was less than its elastic limit of 53.1 MPa.

收稿日期:2010-11-06; 修回日期:2010-11-22

作者简介:唐娜(1984-),女,研究方向:错牙合畸形的矫治机理;赵志河(1963-),男,教授,研究方向:口腔生物力学。

通讯作者:赵志河, E-mail: zhaozhihe1963@yahoo.com.cn。

Conclusions In this study, bracketless appliance loading performed unexpected high instant stress on dento-periodontal tissue, with limit in controlling tooth movements. The bracketless appliance is not suggested to replace the traditional fixed appliance. This study suggested bracketless appliances should be designed more reasonable, and the material of Anglealign® appliances used should be further improved, to enhance the control of orthodontic tooth movement. An ideal material for the bracketless appliance was expected to perform smaller elastic modulus, higher elastic limit and better stress relaxation.

Key words : Bracketless appliance; Finite element method; Biomechanics; Elastic modulus; Stress distribution

无托槽隐形矫治器最早由 Align Technology Inc (ALGN)公司于1997年研制出(Invisalign®)^[1],并于1998年投放市场应用于临床。我国具有自主知识产权的无托槽隐形矫治技术由首都医科大学与清华大学合作研发,2004年开始应用于临床(Anglealign®)^[2]。

无托槽矫治器是一种计算机辅助设计和制作的透明弹性塑料可摘式牙套^[3-4],又称隐形矫治器。无托槽隐形矫治器的作用原理和正位器相似,通过不断的小范围牙移动(minor tooth movement, MTM)达到牙齿的矫治目的。该矫治体系的关键技术主要包括牙颌模型数字化技术、矫治过程计算机辅助设计技术、光固化快速成形技术以及热压模成形技术。与传统固定正畸技术相比,无托槽隐形矫治技术的加力方式不同,矫治力的产生不再是弓丝、螺旋簧或橡皮圈的形变,而是矫治器材料的弹性形变,施力作用部分由托槽的小面积接触变为临床牙冠表面的大面积接触。理论上,矫治力在每次戴用矫治器初始最大,牙齿在牙槽窝内瞬时移位,之后随着牙周组织的改建和牙齿的移动,矫治力衰减,直至牙移动至母模设定的位置。目前,正畸医生以及隐形矫治器设计生产者还不能对隐形矫治器的作用力系有直观和量化的判断和控制;研究无托槽矫治器的作用力系,以及在其作用下牙周组织的应力分布,对设计生产及临床应用无托槽矫治器具有重要的意义。目前无托槽隐形矫治技术的临床研究^[5-9]在不断丰富中,内容以隐形矫治器的临床疗效研究为主,而在口腔生物力学分析方面的基础研究有限^[10-11]。

本研究旨在构建无托槽隐形矫治技术的三维有限元模型,模拟隐形矫治技术对牙齿施力的情况,进行力学分析,为隐形矫治器的设计优化、矫治过程的应力预测、有限元分析/CAD/CAM联合软件的开发应用等提供依据,促进我国无托槽隐形矫治技术的进步。

1 材料与方法

1.1 无托槽隐形矫治器材料力学性能的测定

按照隐形矫治器加工方(北京时代天使科技有限公司 Anglealign® 隐形矫治器加工中心)常规加工流程,将用于制作隐形矫治器的膜片材料进行热加工处理,不压膜直接冷却。按照中华人民共和国国家标准 GB/T 16421-1996 的要求,用牙科高速涡轮手机将膜片切割成标准试件若干,打磨边缘至光滑。利用万能材料实验机(日本岛津 AG-IS 型)对标准试件进行拉伸性能和泊松比的测试,两种测试各实验6个试件,得到各试件的弹性模量 E 、弹性极限强度、拉伸极限强度和泊松比 ν 。各项测试结果取平均值设为隐形矫治器材料的相关参数值(见表1)。

表1 材料属性

Tab. 1 Material properties

材料	E/MPa	ν
牙体	18 600	0.31
牙槽骨	13 700	0.30
牙周膜	0.68	0.49
隐形矫治器	816.31	0.30

1.2 无托槽隐形矫治技术有限元建模及分析

1.2.1 模拟矫治前牙颌模型的建立

取经过防腐处理的成人干颅标本1例,其牙列完整,牙冠解剖形态及牙根长度正常。螺旋CT(64排 LightSpeed VCT, GE 公司,美国),对整个头颅标本进行连续扫描,螺旋扫描间距为0.5 mm。将扫描得到的 DICOM 文件导入软件 MIMICS 10.0 (Materialise, Leuven, 比利时)进行三维重建。根据骨组织与牙体组织的灰度值的差异,通过阈值化操作分别提取上颌各个前牙的相关数据,得到上颌骨及上前

牙牙体的三维模型。将得到的模型导入软件 ABAQUS 6.5 (ABAQUS, Inc, 美国), 重新组装, 调整 6 颗前牙的相对位置, 模拟正畸治疗前轻度异常的

前牙排列。用包绕牙根的实体模型模拟牙周膜, 厚度假设为均匀的 0.25 mm^[12]。从而建立了模拟矫治前的牙列-牙周膜-牙槽骨模型 M (见图 1a)。

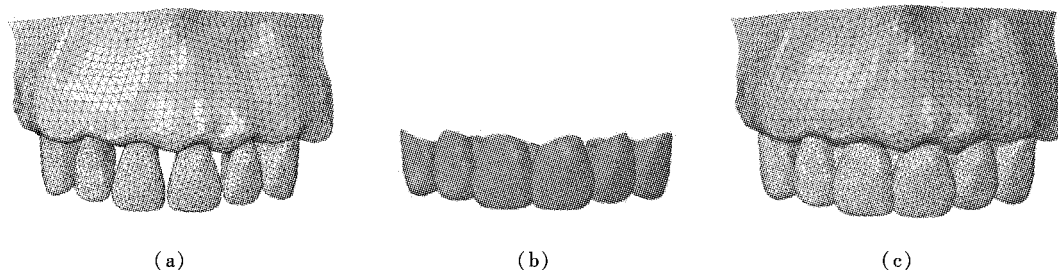


图1 无托槽隐形矫治技术有限元模型 (a)模拟矫治前牙颌模型,(b)隐形矫治器模型,(c)佩戴隐形矫治器的牙颌模型

Fig.1 FE model of bracketless appliance technology (a) Model of before-treatment tissue, (b) Model of bracketless appliance, (c) Model of bracketless appliance working pattern

1.2.2 模拟矫治过程牙颌模型的建立

模仿隐形矫治器的模拟矫治设计过程及标准, 对矫治前牙颌模型的牙齿进行移动: 右侧切牙沿牙冠长轴向近中扭转 2°; 左中切牙绕牙体阻力中心冠舌向旋转 2°, 即冠舌倾移动; 左尖牙近中平移 0.15 mm。其余牙齿设为支抗牙, 保持位置不动。于是得到模拟矫治过程的牙颌模型 M'。

1.2.3 无托槽隐形矫治器模型的建立

建模过程如下: (1) 将模型 M' 中牙冠部分的外表面沿法线向外扩展 0.8 mm, 模拟出矫治器的厚度。 (2) 独立处理每一颗牙齿, 剪去其与邻牙发生重叠和交叉的部分。 (3) 将上面得到的模型进行处理, 沿牙颈缘的弧度剪去龈方的部分, 同时剪去 M' 的部分, 得到矫治器模型的雏形。 (4) 依据矫治器实体的情况, 处理模型细节。最后得到一个外形上与实际相符的隐形矫治器模型 MI (见图 1b)。所有工作均由手工及布尔运算完成。

1.2.4 参数定义及网格划分

依据临床情况与生物材料特性, 模型被区分为牙体、牙周膜、牙槽骨和隐形矫治器 4 种材料。模型中各种材料均考虑为均质、各向同性的线弹体。牙体、牙周膜、牙槽骨力学性能参数采用相关文献的参考数值^[13], 矫治器的参数采用本实验前述部分的测试结果, 详见表 1。模型各部分均采用四面体单元, 单元划分结果详见表 2。

表 2 无托槽隐形矫治技术有限元模型单元数及节点数

Tab.2 Unit and node numbers of FE model of bracketless appliance technology

	单元数	节点数
牙体	78 256	17 149
牙槽骨	63 961	15 020
牙周膜	33 734	11 488
隐形矫治器	27 184	7 711
总计	203 135	51 368

1.2.5 边界条件及载荷

牙槽骨外周固定约束。牙根与牙周膜、牙周膜与牙槽骨之间不发生相对滑动。模型 M 和 MI 以 M' 为定位标准进行装配 (见图 1c), 模拟矫治器的佩戴。隐形矫治器内表面与各牙冠表面为“柔性-柔性”接触关系。隐形矫治器没有任何约束和载荷条件。

1.2.6 应力计算和结果输出

选取 Von Mises 综合等效应力作为衡量应力水平的主要指标。利用有限元软件 ABAQUS 的非线性接触分析方法计算模型各部分的应力, 得到牙体牙周组织及矫治器的三维应力分布图和应力值。

1.3 与传统固定矫治载荷方式的比较

为了客观分析隐形矫治器的力学效应, 本研究在同一个牙颌模型 (M) 上设计了传统固定矫治载荷来与之比较。加载的牙位及拟移动方式和无托槽隐形矫治的设计相同, 加载的力值参考学者建议的正

畸力^[14],加载部位简化为点加载。具体载荷方式如下:(1)右侧切牙拟沿牙体长轴近中舌向旋转移动,以牙冠唇面中心点为中心,垂直于牙体长轴向近远中分别延伸1.25 mm,得到两个相距2.5 mm(模拟侧切牙托槽近远中翼间距)的加力点。近中加力点施以垂直于牙面的舌向力0.49 N,远中加力点施以垂直于牙面的唇向力0.49 N(见图2a)。(2)左中切牙拟绕阻力中心舌倾移动,以牙冠唇面中心点为中心,沿牙冠长轴向牙合龈分别延伸0.28 mm,得到两个相距0.56 mm(模拟0.022英寸的托槽槽沟宽度)的加力点。牙合方加力点施以垂直于牙面的舌向力0.49 N,龈方加力点施以垂直于牙面的唇向力

0.49 N(见图2b)。(3)左尖牙拟近中移动,模拟倾斜移动及整体移动两种移动方式分别设计载荷(见图2c);模拟近中倾斜移动;施以近中向切过牙冠唇面中心点的力,大小1.47 N;模拟近中整体移动;施以近中向切过中心点的力,大小1.47 N,并同时施加对抗牙齿向近中倾斜的逆时针力矩和对抗牙齿向近中扭转的顺时针力矩,力矩的大小根据模型计算而得,并使用等效力代替。计算得到传统固定矫治加载方式下载荷牙牙体牙周组织的应力。比较拟矫治牙在无托槽隐形矫治和固定矫治两种加载方式下的牙体牙周应力大小及分布情况。

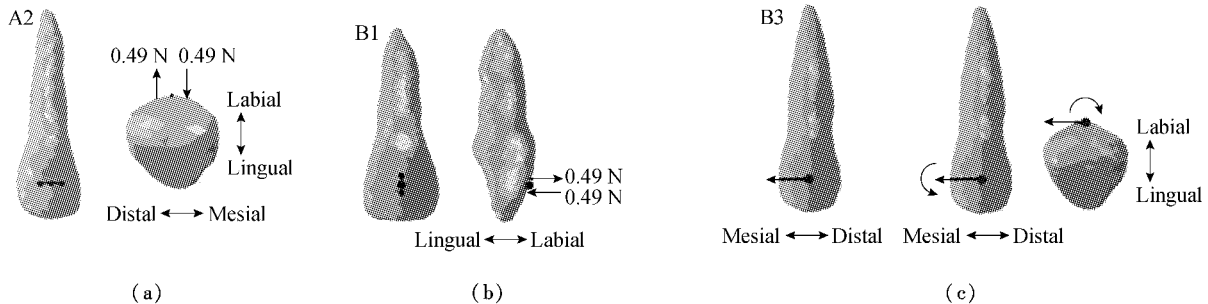


图2 传统固定矫治加载方式 (a)右侧切牙,(b)左中切牙,(c)左尖牙

Fig.2 Modes of traditional fixed appliance loading (a) Right lateral incisor, (b) Left incisor, (c) Left canine

2 结果及分析

物理测试实验结果显示:Anglealign® 隐形矫治器的弹性模量为816.31 MPa,拉伸极限强度62.45 MPa,弹性极限强度53.1 MPa,泊松比0.30。

有限元分析结果输出得到无托槽隐形矫治加载方式下所有牙齿的牙体-牙周膜-牙槽骨应力分布情况(见图3)和矫治器本身的受力情况(见图4)以及固定矫治加载方式下载荷牙的牙体-牙周应力分布情况。载荷牙的 Von Mises 应力峰值详见表3。

无托槽隐形矫治加载方式下,矫治器本身非均匀受力,拟矫治牙位的矫治器因变形大而在相应区域出现应力集中现象,应力峰值36.1 MPa,小于材料弹性极限和拉伸极限强度。对牙体-牙周而言,所有牙均受矫治力影响,支抗牙应力水平和拟矫治牙接近。

和固定矫治加载方式的作用相比,无托槽隐形

矫治加载方式下牙体-牙周的瞬时应力值远高于前者,差异最显著者相差近1 000倍。

表3 无托槽隐形矫治器及载荷牙的 Von Mises 应力峰值(单位:MPa)

Tab.3 The peak Von Mises stresses of bracketless appliance and loaded teeth(Unit:MPa)

		无托槽隐形矫治加载		固定矫治加载	
右侧切牙	牙体	5.9		1.1×10^{-1}	
	牙周膜	7.8×10^{-2}		1.6×10^{-3}	
	牙槽骨	3.24		4.8×10^{-2}	
左中切牙	牙体	16.9		1.6×10^{-2}	
	牙周膜	1.25×10^{-1}		1.5×10^{-4}	
	牙槽骨	11.5		1.1×10^{-2}	
左尖牙	牙体	2.74	3.9×10^{-1}	3.5×10^{-1}	整体移动
	牙周膜	1.8×10^{-2}	3.7×10^{-3}	4.5×10^{-4}	
	牙槽骨	1.74	1.9×10^{-1}	3.5×10^{-2}	

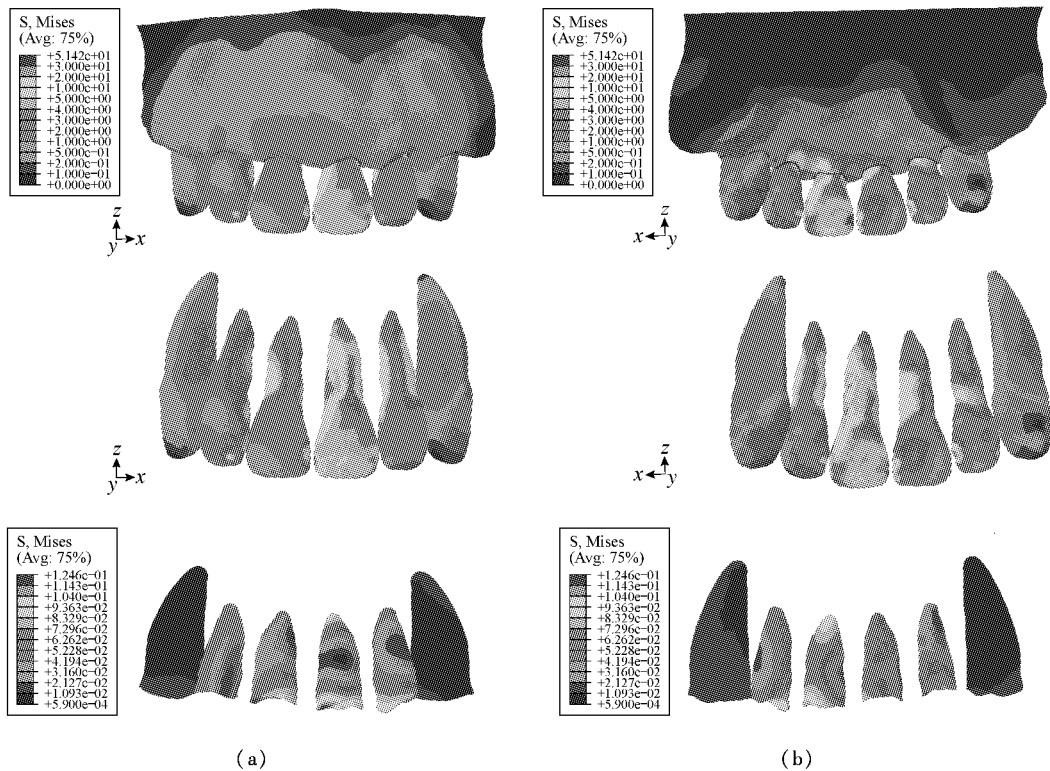


图3 无托槽隐形矫治牙体-牙周膜-牙槽骨应力分布图 (a)唇面观,(b)舌面观

Fig.3 Stress distribution of dento-periodontal tissue loaded by the bracketless appliance (a) Labial view, (b) Lingual view

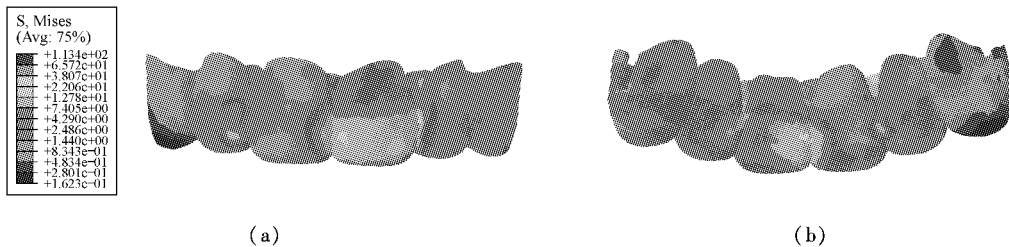


图4 无托槽隐形矫治器应力分布图 (a)唇面观,(b)舌面观

Fig.4 Stress distribution of the bracketless appliance (a) Labial view, (b) Lingual view

右侧切牙拟沿牙冠长轴旋转,其在两种加载方式下的牙周膜应力分布均呈现越近颈缘应力越大的趋势,但是固定矫治载荷时其唇舌侧、近远中的应力分布更加均匀。

左中切牙拟绕牙体阻力中心舌向旋转,其在两种加载方式下的牙周应力分布情况相似:根中1/3阻力中心附近的牙周膜应力较小,根尖1/3和颈缘1/3的牙周膜应力相对集中。

左尖牙拟近中平移,隐形矫治载荷时,近远中牙周膜受力不均,远中应力自根尖向颈缘方增大,近中应力在根中份小而在根尖方和颈缘方相对集中,此

趋势与固定矫治倾斜移动加载时的情况类似,但是后者应力集中区更偏向唇方(见图5)。说明隐形矫治载荷下,尖牙有近中倾斜移动的趋势,旋转中心在近中根中份;固定矫治倾斜移动载荷的尖牙则另有唇倾趋势。固定矫治整体移动加载时,近远中牙周膜受力比较均匀,唇面应力相对较大(见图5)。

3 讨论

3.1 建模依据及特点

用有限元法进行力学分析的关键是建模的准确性。隐形矫治器是一个有弹性的连续整体,利用拟

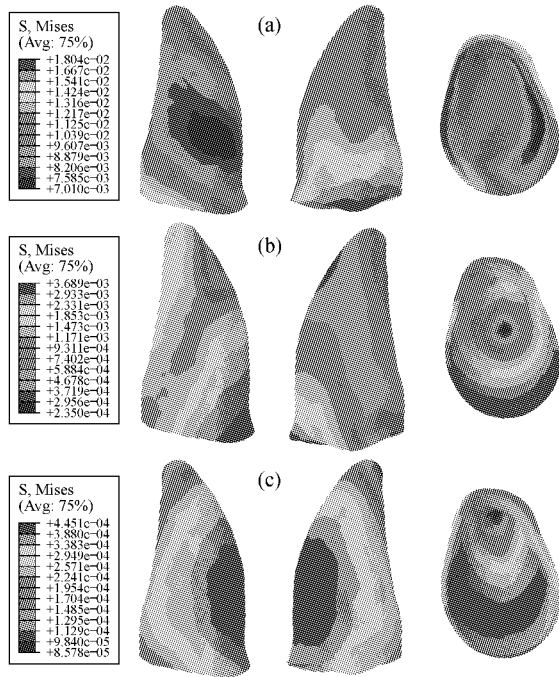


图5 载荷尖牙牙周膜应力分布图 (a) 无托槽隐形矫治器加载, (b) 传统固定矫治加载, 倾斜移动, (c) 传统固定矫治加载, 整体移动
(近中面、远中面、牙合面)

Fig. 5 Stress distribution of the periodontal membrane of the canine (a) Loaded by the bracketless appliance, (b) Loaded by the fixed appliance, designed to do tipping movement, (c) Loaded by the fixed appliance, designed to do bodily movement (mesial view, distal view, occlusal view)

不动的牙齿作为支抗,来发挥对拟移动牙齿的作用,支抗类型近似交互支抗,所以以往单个牙齿研究^[10-11]的临床意义有限。本研究利用软件模拟牙齿移动过程来间接造型,建立了符合实际外形的连续的隐形矫治器模型,并与牙颌模型进行准确装配,能够研究隐形矫治技术对牙列的整体作用。建模过程中,牙齿拟移动量的设计在矫治器加工方的直接指导下完成,设计了3种最常见的正畸牙移动方式,具有临床反馈价值。

参数定义方面,无托槽隐形矫治器的力学性能参数尚未见报道,故本研究在进行有限元分析前测试了矫治器材料的相关参数。加工隐形矫治器用的膜片为热塑性高分子材料,膜片经热加工处理后性能会发生改变,所以本研究将热处理过的膜片作为测试对象,最后得到了隐形矫治器的主要力学性能参数,为有限元分析及相关研究提供了参考数据。

此外,依据真实情况设定的约束条件及非线性有限元分析法的应用,均保证了本研究模型能在最大程度上模拟隐形矫治技术的真实工作情况。

3.2 无托槽隐形矫治技术的生物力学效应及临床提示

无托槽隐形治疗的实质是,牙齿在隐形矫治器变形产生的回复力作用下移动,力通过与矫治器内表面接触的牙面向牙根及牙周组织传递,引起组织改建产生牙齿的移动,达到一个平衡力系。支抗牙的应力分析结果显示,支抗牙因矫治器的变形作用受力情况复杂。在本模型的设计中,拟矫治牙和支抗牙的牙周膜总面积相当,此情况下表现出支抗易丧失的应力分布情况,支抗牙受力大小和拟矫治牙相当(见图3)。说明隐形矫治器纳入后牙支抗是必需的,纳入第2磨牙的全牙列矫治器更能有效工作。

拟矫治牙的应力分布结果显示:隐形矫治时,设计为旋转和唇舌向倾斜移动的拟矫治牙,牙周瞬时受力情况反应出的牙移动趋势,和预先设计的期望趋势差异不明显;但是拟近中平移的尖牙表现出近中倾斜移动的趋势,0.15 mm的拟移动量能使牙周受到足够的瞬时载荷。以上结果解释了隐形矫治的临床疗效:Bollen等^[15]和Kravitz等^[16]的前瞻性临床研究发现 Invisalign® 隐形矫治器牙齿移动目标的完成率平均为41%,其中唇舌向移动和切牙旋转移动的目标完成率较好达近60%,伸长移动和近远中向移动的目标完成率较低不超过30%。Djeu等^[17]的研究结果表明隐形矫治器的矫治效能不如传统固定矫治器,尤其是在纠正咬合关系、改善覆盖、治疗严重拥挤病例方面。许多学者^[1,7-8,18-19]均认为隐形矫治器近远中向移动牙齿的效果是倾斜移动。Kuncio等^[5]则比较了隐形矫治和tip-edge固定矫治的治疗后保持效果,结果显示前者保持效果相对差,可能与前者控根效果不佳有关。目前,隐形矫治器对牙齿移动的三维控制效果很难赶上传统固定矫治技术。ALGN公司的Wheeler^[19]明确表示:隐形矫治技术涉及多个方面,矫治器只是一部分,和任何矫治技术一样,隐形矫治同样包括精细调整阶段。所以临床使用隐形矫治器时,需要通过应用附件、过矫治设计等手段加强对正畸牙的控制。例如,对拟远中平移的牙齿,在牙冠整体平移的设计基础上加上冠向近中倾斜的设计,并使用矩形附件,更有

利于牙齿的整体移动。

本研究结果还显示:隐形矫治的瞬时加力值远远高于固定矫治。牙周组织在如此大的力作用下会发生不利于牙移动的病理反应,这不仅相悖于实现成人正畸 MTM 的初衷,而且会引起牙槽骨病理性吸收。然而在临床上,尽管患者在戴用新的矫治器时会表示“感觉很紧”,矫治器甚至难以就位,但是没有发生牙槽骨病理性吸收的情况。分析原因可能是矫治器刚性较大,就位后牙周膜被强行压缩或压闭,瞬时应力很大,而随着变形时间的延长,矫治器会发生应力松弛。这样矫治力在初戴矫治器瞬间很大,随时间推移而迅速衰减,继而达到合适的水平,最后随矫治器残余应力的稳定而不再改变。所以临床上每副矫治器 2 周的佩戴时间是合理的,佩戴时间过长矫治器可能将失去矫治作用。和固定矫治一样,隐形矫治仍有正畸牙根吸收的风险,2008 年就有一则 Invisalign® 矫治致根吸收的病例报告^[9],根吸收原因纷繁,结合本研究结果,推测可能与隐形矫治产生的较大瞬时应力有关。所以,隐形矫治技术的改进,除了使模拟矫治设计更加合理外,改进矫治器材料的力学性能十分关键。和现用材料相比,理想的隐形矫治器应该有更小的弹性模量、更大的弹性极限和更合适的应力松弛。

4 结语

本研究初步构建了无托槽隐形矫治技术的有限元基础研究模型。分析结果显示,无托槽隐形矫治器作用下牙周瞬时应力很大,矫治器对正畸牙近远中移动的三维控制能力有限,不能完全代替传统固定矫治器,建议临床上通过应用附件、优化设计、改进矫治器材料力学性能等手段,来加强对正畸牙移动的控制。展望未来,随着材料的不断改进、设计的不断完善、经济水平的不断提高,隐形矫治技术的疗效将逐渐提高,应用将更加广泛。

参考文献:

[1] Melkos AB. Advances in digital technology and orthodontics: a reference to the Invisalign method[J]. *Med Sci Monitor*,2005,11(5):139-142.
[2] 白玉兴,周洁珉,王邦康,等. 国产无托槽隐形正畸矫治系统的开发与研制[J]. *北京口腔医学*,2004,12(2):89-92.

[3] Joffe L. Invisalign: early experiences[J]. *J Orthod*,2003,30(4):348-352.
[4] Chenin DA, Trosien AH, Fong PF, *et al.* Orthodontic treatment with a series of removable appliances [J]. *J Am Dent Assoc*, 2003,134(9):1232-1239.
[5] Kuncio D, Maganzini A, Shelton C. Invisalign and traditional orthodontic treatment postretention outcomes compared using the American board of orthodontics objective grading system[J]. *Angle Orthod*,2007,77(5):864-869.
[6] Womack WR, Day RH. Surgical-orthodontic treatment using the Invisalign system[J]. *J Clin Orthod*,2008,42(4):237-245.
[7] Boyd RL. Complex orthodontic treatment using a new protocol for the Invisalign appliance[J]. *J Clin Orthod*,2007,41(9):525-547.
[8] Giancotti A, Ronchin M. Pre-restorative treatment with the Invisalign system. *J Clin Orthod*,2006,40(11):679-682.
[9] Brezniak N, Wasserstein A. Root resorption following treatment with aligners [J]. *Angle Orthod*,2008,78(6):1119-1124.
[10] 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.
[11] 王凡,白玉兴,祁鹏,等. 无托槽隐形矫治尖牙整体移动的生物力学研究[J]. *医用生物力学*,2007,22(2):133-136.
[12] Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane[J]. *J Am Dent Assoc*,1937,24:1260-1270.
[13] 樊瑜波,张晓峰,唐高妍. 生理载荷作用下上颌中切牙牙周膜应力分布的三维有限元研究[J]. *生物医学工程学杂志*,1999,16(1):21-24.
[14] 罗颂椒,当代实用口腔正畸技术与理论[M]. 北京:北京医科大学中国协和医科大学联合出版社,1996:130-131.
[15] Bollen AM, Huang G, King G. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: ability to complete treatment [J]. *Am J Orthod Dentofac*, 2003,124(5):496-501.
[16] Kravitz ND, Kusnoto B, BeGole E. How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign[J]. *Am J Orthod Dentofac*, 2009,135(1):27-35.
[17] Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American board of orthodontics objective grading system[J]. *Am J Orthod Dentofac*, 2005,128(3):292-298.
[18] Bollen AM, Huang G, King G. Activation time and material stiffness of sequential removable orthodontic appliances. Part 1: ability to complete treatment [J]. *Am J Orthod Dentofac*,2003,124(5):496-501.
[19] Wheeler TT. Invisalign material studies[J]. *Am J Orthod Dentofac*,2003,124(5):496-501.