

文章编号:1004-7220(2014)04-0382-04

隐形矫治技术生物力学研究进展

胡海楠, 张晓蓉

(昆明医科大学附属口腔医院 正畸科, 昆明 650031)

摘要: 隐形矫治技术是最新的计算机图象处理和辅助设计技术、快速成形技术应用于口腔正畸领域的产物,它的出现顺应了人们追求美观、舒适、健康的现代治疗观,深受广大患者和医生的青睐,现已应用于临床各类错颌畸形的矫治,但有关该技术的临床疗效、生物学和生物力学机理的研究还不多。本文就隐形矫治技术生物力学研究进展做一综述,为临床上更加合理、科学、有效地应用隐形矫治技术提供理论依据。

关键词: 隐形矫治; 正畸; 生物力学; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Progress of biomechanical research on invisible appliance technology

HU Hai-nan, ZHANG Xiao-rong (Department of Orthodontics, the Affiliated Stomatology Hospital of Kunming Medical University, Kunming 650031, China)

Abstract: Invisible appliance technology is the latest product resulting from image processing, computer-aided design and rapid prototyping technology in the field of orthodontics, and its development conforms to people's pursuit for clinical treatment with modern concept of being beautiful, comfortable and healthy. The invisible appliance technology now has been widely used for treating different types of clinical orthodontic malocclusions by doctors, but researches on its clinical efficacy, biological and biomechanical mechanism still show quite deficiency. In this paper, the progresses of biomechanical research on invisible appliance technology were reviewed with the purpose to provide theoretical references for the reasonable, scientific and effective application of invisible appliance technology in clinic.

Key words: Invisible appliance; Orthodontics; Biomechanics; Finite element analysis

自1998年美籍巴基斯坦人赞切斯帝受正畸正位器的启迪发明隐形矫正器以来,隐形矫治技术受到了众多医生和患者的青睐。该技术具有舒适、美观、便捷等优点,已在欧美国家得到广泛的应用。在过去的10余年里,全世界范围内有超过30万患者接受了无托槽隐形矫治治疗^[1]。Meier等^[2]研究发现,20~29岁的年轻女性因美观和治疗时间短更愿意选择隐形矫治器。传统的固定矫治器利用弓丝和托槽控制牙齿移动以实现矫正,而隐形矫治器是一种计算机辅助设计制作的透明弹性塑料活动矫牙装

置,对牙齿矫治不使用托槽和弓丝,其工作原理是:矫治器的形状与牙冠的外形存在差异,当被戴到牙齿上后,矫治器被强制性发生了形状改变(有位移产生),产生分布式反作用力(即矫治力)作用于牙齿上,致使牙齿移动。

无论应用何种矫治装置,矫治中牙周组织应力大小和分布对正畸效果具有决定性作用,应力是牙齿移动的始动因素^[3],只有科学地对牙齿施力,才能得到理想的应力分布模式。因此,在口腔正畸治疗中,施力系统的科学与否是矫治成败的关键。固

收稿日期:2013-09-16; 修回日期:2013-10-25

基金项目:国家自然科学基金资助项目(81060089)。

通信作者:张晓蓉,教授, E-mail: xiaorongzhang36@hotmail.com。

定矫治技术是通过托槽在需要移动的牙及牙周组织施加一个适当的集中力或力偶,使牙齿移动以达到正畸目的;而隐形矫治技术的力系是一种由矫治器形变所引起的作用于牙冠的分布力,该分布力作用是不直观的,且作用位置也不确定。由此可见,这两种矫治技术对牙及牙周组织的应力分布显然不一样,故有必要对隐形矫治技术的力系进行深入研究,为临床更加合理、科学、有效地应用隐形矫治技术提供理论依据。

无托槽隐形矫治作为一种新发明的数字化矫治技术,有关其生物力学方面的研究甚少,主要是因为无托槽隐形矫治器的设计使其力学机制的研究存在很大难度。第一,它与活动矫治器一样,不是黏着于牙齿表面进行施力的刚性物体,这就造成隐形矫治器与牙齿之间有极为复杂的相互作用方式;第二,它本身复杂的形状,其矫治力可以作用在牙冠表面的任何一处,很难确认其作用力部位及产生何种力量和力矩;第三,牙齿外形个体差异大,隐形矫治器与牙齿之间的交互作用是因人而异的。因此,上述各种因素使得无托槽隐形矫治器的生物力学机制尚不明确。近年来,随着生物力学及计算机技术的快速发展,有限元分析法(finite element method, FEM)已成为正畸材料开发和研制的重要研究手段之一。三维有限元法是一种常用的理论应力分析方法,自1980年代以来被广泛应用于口腔正畸牙移动的研究^[4]。早期建立的模型比较粗糙,研究对象也多以单个牙为主;近年来,计算机科技进步迅速使得建立合理、系统化的正畸矫治力系三维有限元模型成为可能,模型的仿真程度日趋提高,为进一步研究牙齿的移动机制及矫治器的作用机制提供理论依据,为临床提供直接而有效的指导。

1 隐形矫治器三维有限元模型的建立

在有限元分析中,建立合理的模型是进行准确力学模拟和分析的基础。国内现有的隐形矫治器有限元模型都是单个牙或组牙的数字模型。彭立国^[5]成功建立了包括牙槽骨、牙周膜和牙髓在内的上颌尖牙三维有限元模型及其无托槽隐形矫治模型,该隐形矫治器模型是在牙齿模型的基础上得到一个外形与实际相符的模型,只是围绕在单颗牙齿上尖牙的部分,与实际矫治器的作用方式相差较大。唐娜等^[6]运用 Mimics 和 Abaqus 软件创新性地建立了上颌前牙列的无托槽隐形矫治器的整体模型,白

玉兴等^[7]采取中国成年女性下颌拔除第1前磨牙CT图像三维重构的方法获取了牙颌及矫治器模型有限元模型;以上两位研究者希望通过对6个前牙建模达到整体研究隐形矫治技术力学效能的目的,但所建模型没有后牙段,忽略了后牙的支抗及固位作用,拟移动牙比实际佩戴全牙列矫治器的情况所受载荷小,前牙段的支抗牙会受到较大载荷,模拟的矫治器实际效能下降。徐琳等^[8]成功建立了上颌牙列、牙槽骨、牙周膜、无托槽隐形矫治器的三维有限元模型,夏舒迟^[9]建立了上颌牙列-牙周膜-隐形矫治器的整体三维有限元模型;以上两位研究者都克服了上述建模的局限性,通过镜像条件的设定,以左上牙列模拟上颌全牙列在佩戴矫治器时所受的力学作用,对生物体的生物形态和生物力学性能的模拟都比较逼近临床实际,该方法目前在国内是较先进且接近临床实际的建模。相比之下,国外在计算机核心软硬件技术及生物材料学方面较先进^[10-11],建模的仿真性高,对复杂错颌畸形使用隐形矫治器可使用一体化的三维可视诊断和治疗,能有效评估牙齿移动和应力情况,从而更好地指导临床控制牙齿移动。

2 隐形矫治技术对牙及牙周组织作用力

王凡等^[12]利用三维有限元方法,探讨隐形矫治技术一步达到尖牙远中整体移动的最佳施力方法,结果发现在对尖牙施加远中矫治力的同时施加反方向的力矩后,尖牙倾斜移动的趋势将减少,当施加的远中力与逆时针力偶的力量比例为100:125~130,即力与力矩的比例为7.25~7.50时,尖牙根部远中面受力最为均匀,接近整体移动。徐琳^[8]对无托槽隐形矫治器关闭上中切牙间隙开展三维非线性有限元分析,结果发现:①中切牙牙周膜颈部近远中存在较高的应力集中区,根尖区没有出现过高的应力集中;②矫治牙的瞬时转动中心位于牙根距根尖1/3处,转动中心在牙齿的阻抗中心根方;③矫治牙的移动类型为倾斜移动。周杰珉等^[13]对无托槽隐形矫治技术远中移动磨牙效果进行三维评估,结果发现无托槽隐形矫治技术远中移动上颌磨牙的效率为90.16%(磨牙实际位移量/间隙总量),磨牙的预期移位表达率可达85.5%(磨牙实际位移量/预期位移量),前牙存在少量近中及唇向移位;无托槽隐形矫治技术可以在支抗损失轻微的情况下有效地远中移动上颌磨牙,但仍存在一定程度的矫治滞

后。唐娜等^[14]分析该矫治体系的应力分布情况,结果发现无托槽矫治器作用下牙周瞬时应力很大,正畸牙近远中移动的三维控制能力有限。Neal等^[15]探讨隐形矫治器移动牙齿的实际效能时,把401颗前牙预期移动的位移量和实际位移量用可视化计算机软件进行重叠,结果发现牙齿发生的实际平均位移量只有预期的41%,其中最为有效的移动方式是舌向内收(47.1%),最难控制的移动形式是伸长牙齿(29.6%),而近远中移动牙齿的有效率约为30%。由此可见,隐形矫治技术在牙齿的整体移动和三维方向的控制仍存在一定的局限性,不能完全代替固定矫治技术,仍需对该矫治器的矫治力系进行更深入的研究。

3 隐形矫治器材料力学性能

研究隐形矫治器材料的力学性能,有助于选择正确的矫治设计,获得良好的治疗效果。制作隐形矫治器的材料主要是热塑性塑料(thermoplastic),目前的热塑性材料多为聚丙烯类的聚合物和共聚酯类的聚合物。市场上有很多品牌的热压膜膜片,例如美国生产的Exxis系列、德国生产的Erkodent等,但它们的成分和制作工艺都是保密的。隐形矫治器材料的性能可分为力学性能和非力学性能;从力学方面来看,弹性模量是材料的一种重要而基本的属性,是施加的应力与相应的材料变形之间的比值,可视作衡量材料产生弹性变形难易程度的指标;其值越大,使材料发生弹性变形的应力也越大,即材料硬度越大,亦即在一定应力作用下,发生弹性变形越小。隐形矫治器采用的弹性模量不准确或差异均会造成研究结果不准确。彭立国^[5]在建立无托槽矫治器的有限元模型时,将矫治器的弹性模量设为301.734 MPa,其值是参考硅橡胶材料的特性,相对于临床上使用的材料而言硬度太小,差别较大。王邦康^[16]对目前国内使用的压制隐形矫治器的膜片进行力学性能测量,并认为能满足临床的矫治需要。祁鹏^[17]测量了5种无托槽矫治器制作的牙齿正位器用材,其中可运用于临床的较软的材料弹性模量为415.6 MPa。赵志河等^[6]采用非线性有限元法分析无托槽矫治器作用下颌组织及矫治器本身的应力情况,并测量国内无托槽矫治器的主要力学性能,结果发现矫治器弹性模量为816.308 MPa,极限强度约为62.45 MPa,弹性极限为53.1 MPa/210 N,泊松比为0.30,填补了无托槽矫治器材料学研究的

空白,为有限元法的计算分析及相关研究提供了参考数据,而国外最常用矫治器用材的弹性模量是2.4 GPa。Bollen等^[18]研究发现,不同硬度材料制作的隐形矫治器,疗效基本相同,2周更换比1周更换好。夏舒迟^[9]通过研究不同弹性模量隐形矫治器移动牙齿分析牙周膜应力大小,建议选用弹性模量较小、强度极限高、具有良好应力松弛的材料制作隐形矫治器;通过非线性方法计算不同硬度和不同矫治设计量的隐形矫治器产生的力学效应并比较其结果,得出如下结论:①隐形矫治器的硬度越大,矫治牙产生的位移量和矫治效能增大,矫治器和牙周组织所受的应力也增大;②隐形矫治器作用下矫治牙移动形式为倾斜移动,增加材料硬度也不能实现矫治牙的整体移动。由此可见,隐形矫治器材料性能的不同会产生不同的力学效应,矫治效果就有差异,然而目前国内外缺乏相关研究。本文认为,应该合理设计矫治器,避免发生变形和破坏,不断提高和改进矫治器的生物力学性能。

4 隐形矫治技术和固定矫治技术生物力学对比

彭立国^[5]对比分析两种矫治技术作用于尖牙的生物力学特性,发现上颌尖牙的牙周各组织应力最大值相近,当无托槽隐形矫治器唇舌双侧区域接触方式作用时,牙体及牙周组织应力变化趋势相似。杨斌等^[19]探讨两种矫治技术治疗牙周病致前牙间隙牙周应力分布的异同,结果发现相对于固定矫治技术而言,无托槽隐形技术产生的应力分布更小更均匀,有利于牙周病患者治疗时牙周组织的健康。白玉兴等^[7]认为,两种矫治技术在远中移动尖牙时均使尖牙产生倾斜移动,但使用无托槽隐形矫治技术尖牙的旋转中心更接近根尖,且应力分布更为合理。

上述研究虽都采用三维有限元法分析隐形矫治器的力学性能,但只是在牙齿某个点或指定的面加载荷载线性计算;而在实际的矫正中,隐形矫治技术的矫治载荷分布非常复杂。矫治器戴入后,只有部分矫治器的内侧面与牙齿接触,其余部分没有接触,这些接触的面并不确定,接触时产生力的大小也各不相同,这些都是正畸医生想要了解的,必须通过运用接触条件来解决这一问题。在有限元分析法中,接触条件是一类特殊的不连续的约束,只有当两个表面接触时才用到接触条件,力才能从模型的一部

分传递到另一部分,当两个接触的面分开时,就不再存在约束作用。因此,要准确地分析隐形矫治技术的施力系统,就要能够判断何时两个表面是接触的,并且采用相应的接触约束。从目前的技术发展来看,选用 Abaqus 有限元分析软件能很好解决上述问题。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。通过上述计算,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。徐琳^[8]在无托槽隐形矫治器关闭上中切牙间隙的三维非线性有限元分析中,采用非线性接触计算模拟无托槽隐形矫治器戴入口腔的过程,模型仿真性好,为进一步分析无托槽隐形矫治器力系提供良好平台。

目前隐形矫治技术已应用于临床各类错牙合畸形的矫治中,虽然其在美观、舒适、治疗可预见性方面显示很大的优越性,但它只能部分取代传统固定矫治,在很多方面仍存在一定局限性(如在拔牙病例的矫治上);随着这项技术的不断发展和完善,它一定能为更多患者提供更好的服务。有关无托槽隐形矫治器的临床疗效、生物学和生物力学机理的研究还不多,有待于今后进一步深入研究和探讨。国产无托槽隐形矫治技术的研究和临床应用起步较晚,应用的病例数量相对固定矫治技术较少,相关的核心计算机硬件和软件技术与国外相比还存在一定差距,很多方面仍需进一步研究和改进^[20-21]。相信随着计算机技术和生物材料学的发展,关于隐形矫治技术的生物力学机制会更加明确,将为临床应用提供更好的理论基础和指导。

参考文献:

[1] Kuncio D, Maganzini A, Shelton C, et al. 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.

[2] Meier B, Wiemer K, Miethke RR. Invisalign—patient profiling. Analysis of a prospective survey. [J]. *J Orofac Orthop*, 2003, 64(5): 352-358.

[3] Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics [J]. *Am J Orthodont*, 1957, 43(1): 32-45.

[4] Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human

teeth [J]. *J Biomech*, 1973, 6(5): 443-449.

[5] 彭立国. 无托槽正畸矫治器的生物力学研究[D]. 成都: 四川大学硕士学位论文, 2007.

[6] 赵志河, 唐娜, 王军, 等. 无托槽正畸矫治技术的基础建模及有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(S1): 73.

[7] 白玉兴, 王凡, 祁鹏, 等. 无托槽隐形矫治技术与固定矫治技术尖牙远中移动的有限元对比分析[J]. *现代口腔医学杂志*, 2009, 23(3): 261-264.

[8] 徐琳. 无托槽隐形矫治器关闭上中切牙间隙的三维非线性有限元分析[D]. 长沙: 中南大学硕士学位论文, 2010.

[9] 夏舒迟. 隐形矫治器的材料硬度和设计变化对其生物力学效应的影响[D]. 长沙: 中南大学硕士学位论文, 2010.

[10] Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, et al. Numerical fatigue 3D-FE modeling of indirect composite-restored posterior teeth [J]. *Dent Mater*, 2011, 27(5): 423-430.

[11] Martorelli M, Gerbino S, Giudice M, et al. A comparison between customized clear and removable orthodontic appliances manufactured using RP and CNC techniques [J]. *Dent Mater*, 2012, 29(2): e1-10

[12] 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. Wang F, Bai YX, Qi P, et al. Biomechanical study of canine bodily movement distally with invisible bracketless appliance [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(2): 133-136

[13] 周洁珉, 白玉兴, 郝玮. 无托槽隐形矫治技术远中移动磨牙效果的三维分析与评价[J]. *北京口腔医学*, 2011, 19(3): 157-159.

[14] 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.

[15] Womack WR. Four-premolar extraction treatment with Invisalign [J]. *J Clin Orthod*, 2006, 40(8): 493-500.

[16] 王邦康. 口腔正畸矫治方法的新进展——无托槽隐形矫治器的研究与展望[J]. *北京口腔医学*, 2005, 13(1): 2-5.

[17] 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.

[18] 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 Dentofac Orthop*, 2003, 124(5): 496-501.

[19] 杨斌, 白玉兴. 两种矫治技术治疗牙周病患者牙周组织应力的对比分析[J]. *现代口腔医学杂志*, 2009, 23(3): 232-234.

[20] 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.

[21] 颜永年. 快速成形技术发展的新趋势[J]. *CAD/CAM与制造业信息化*, 2002, 3: 5-9.