

文章编号:1004-7220(2019)05-0522-07

# 不同移动方式下隐形矫治器的三维有限元分析

路苗苗<sup>1,2</sup>, 赵凝<sup>1</sup>

(1. 太原理工大学 生物医学工程学院, 材料强度与结构冲击山西重点实验室, 太原 030024;

2. 北京理工大学 生命学院, 北京 100081)

**摘要:**目的 采用有限元方法分析不同弹性模量、厚度、牙齿移动方式对隐形矫治器变形的影响,为正畸医生制定矫治方案提供理论依据。方法 建立4种厚度、3种弹性模量共12种隐形矫治器有限元模型。对12种模型施加倾斜移动的位移载荷,分析矫治器最大 Von Mises 应力和变形量;对最适模型分别施加倾斜、平行以及压低移动的位移载荷,分析矫治器变形情况。结果 最大 Von Mises 应力随弹性模量、隐形矫治器厚度的增加而增大,变形量随矫治器厚度增加而减小;倾斜和平行移动时,隐形矫治器均在拟移动牙齿对应部位有最大的变形,拟不动牙齿对应部位有的向唇侧外凸变形,有的向舌侧内凹变形;压低移动时,矫治器严重向牙冠顶端偏移。结论 隐形矫治器最适厚度为 0.75 mm,临床上目前使用弹性模量 816.31 MPa 隐形矫治器是合适的;在数字模型上将向唇侧外凸部位对应的牙齿舌侧面和向舌侧内凹对应的牙齿唇侧面增厚,用增厚后的数字模型制作隐形矫治器,优化矫治器。

**关键词:**隐形矫治器; 矫治器变形; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.011

## Three-Dimensional Finite Element Analysis on Invisible Dental Appliance under Different Moving Modes

LU Miaomiao<sup>1,2</sup>, ZHAO Ning<sup>1</sup>

(1. Shanxi Key Laboratory of Material Strength and Structural Impact, School of Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China; 2. School of Life Science, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)

**Abstract: Objective** To analyze effects of different elastic modulus, thickness and tooth movement on deformation of the invisible dental appliance by finite element method, so as to provide theoretical references for orthodontic doctor to formulate the orthodontic treatment scheme. **Methods** A total of 12 finite element models of invisible appliances were established with 4 kinds of thickness and 3 kinds of elastic modulus. The displacement load of the tilting movement was applied to the 12 models, and the maximum Von Mises stress and deformation of the appliance were analyzed; the deformation of the appliance was analyzed by applying the displacement load of inclined, parallel and intrusion to the optimal model. **Results** The maximum Von Mises stress increased with the elastic modulus and thickness of the invisible appliance increasing. The deformation decreased with the appliance thickness increasing. When the tooth was under inclined and parallel movement, the maximum deformation was found in the corresponding part of the tooth. Some of the corresponding parts of the immovable teeth were deformed to the lip convex side and some to the tongue side with internal concave deformation, and the appliance deviated seriously to top of the crown when the tooth was under intrusion movement. **Conclusions** The optimum

收稿日期:2018-07-19; 修回日期:2018-11-06

通信作者:赵凝,副教授,Email:zhao7ning7@hotmail.com

thickness of invisible dental appliance was 0.75 mm, and the elastic modulus 816.31 MPa that currently used in clinic was suitable. In the digital model, the tongue side of the teeth corresponding to the labial protruding part and the lip side of the tooth corresponding to the concave side of the tongue side can be thickened, and the invisible appliance can be optimized by using the thickened digital model.

**Key words:** invisible appliance; orthodontic deformation; finite element analysis

隐形牙齿矫治器的工作原理是利用矫治器形状和牙冠外形的差异,配戴矫治器时,将矫治器变形产生的力作用于牙齿。因此,矫治器变形是应用隐形矫治器的关键。但目前有关矫治器变形的研究较少,多数研究旨在分析矫治器作用下牙齿、牙周膜的受力情况<sup>[1-2]</sup>,或部分矫治器的变形<sup>[3]</sup>。也有学者应用电阻应变法对整个矫治器的变形进行研究<sup>[4]</sup>,但这些方法都无法直观获得整个矫治器的变形情况,影响对矫治器变形规律的分析总结,使得临床上正畸医生仍依靠经验制定矫治方案,缺乏理论依据。

本文建立4种不同厚度隐形矫治器模型,并赋予3种材料属性,以倾斜移动为例,运用有限元方法分析材料弹性模量、厚度对矫治器变形的影响,得到最适模型;然后用最适模型分析不同牙齿移动方式下矫治器的变形情况,并提出优化方案,为临

床上应用隐形矫治器提供理论基础。

## 1 材料和方法

### 1.1 建立隐形矫治器有限元模型

搜集1例牙列完整、牙冠解剖形态正常女性患者头颅螺旋CT扫描DICOM数据,导入软件Mimics 19.0重建下牙颌全牙列牙冠模型,然后在3-Matic软件中通过曲线分离出隐形矫治器的内表面,并扩展出4种不同厚度(0.25、0.5、0.75、1 mm)的隐形矫治器模型(见图1)。厚度0.25 mm隐形矫治器的单元数和节点数分别为41 982、14 120;厚度0.50 mm隐形矫治器的单元数和节点数分别为50 057、18 861;厚度0.76 mm隐形矫治器的单元数和节点数分别为47 828、15 108;厚度1 mm隐形矫治器的单元数和节点数分别为54 177、16 924。

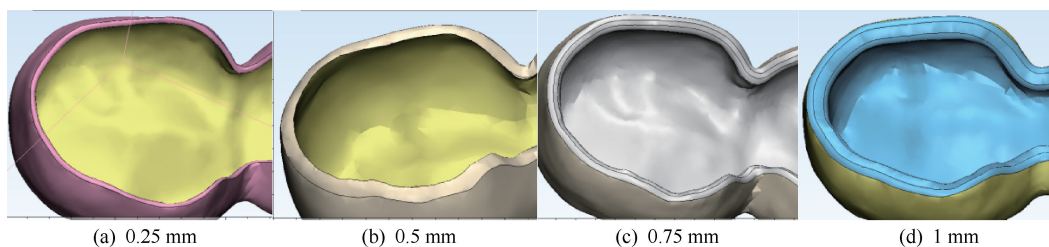


图1 4种不同厚度的隐形矫治器模型

Fig.1 Four types of invisible dental appliance models with different thickness (a) 0.25 mm, (b) 0.5 mm, (c) 0.75 mm, (d) 1 mm

### 1.2 材料属性

假设使用的隐形矫治器为各向同性、均质连续的线弹性体材料,泊松比为0.4,并赋予矫治器3种不同的弹性模量,分别为415.6 MPa(软材料)<sup>[5]</sup>、816.31 MPa(国内目前正使用的矫治材料)<sup>[1-3]</sup>以及1 676 MPa(参考岳彦芳等<sup>[6]</sup>研究中的所用材料)。

### 1.3 边界约束

郑伟龙等<sup>[7]</sup>通过分析已有文献阐述了隐形矫治控制牙齿向各个方向移动的准确性。研究表明,

隐形矫治不适用牙伸长,而控制牙压低移动效果较好<sup>[8-11]</sup>,故本文对倾斜、平行和压低移动进行研究。

牙齿移动方式为倾斜移动和平行移动时,矫治器在后牙段完全就位,不需要考虑垂直方向的变形,而压低移动时垂直方向的变形很大,不应忽略。因此,研究倾斜、整体移动和研究压低移动需要施加不同的边界约束。

研究倾斜、平行移动时,在矫治器内表面两侧第2磨牙末端各选择1点,限制其 $x$ 、 $y$ 、 $z$ 3个方向的

平动自由度,在除中切牙 11 外的其余牙齿部位的舌侧内表面底端各选择 1 点,约束  $z$  方向的自由度[见图 2(a)]。研究压低移动时,在矫治器内表面两侧第 2 磨牙末端各选择 3 点,约束其  $x$ 、 $y$ 、 $z$  3 个方向的平动自由度[见图 2(b)]。

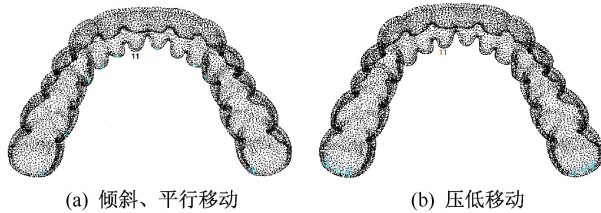


图 2 边界条件示意图

Fig.2 Schematic diagram of boundary conditions (a) Tilt or parallel movement, (b) Low pressure movement

#### 1.4 位移载荷

对矫治器施加位移载荷。研究认为,隐形牙齿矫治技术中的矫治载荷是由预置在矫治器中的变形表达,而此变形就是在数字模型上设计的牙齿移动量<sup>[12]</sup>。例如,患者戴上与中切牙 11 有 0.2 mm 位移差别的矫治器时,相当于中切牙 11 对矫治器施加 0.2 mm 位移载荷使其变形。

**1.4.1 倾斜移动** 假设拟移动牙齿中切牙 11 需向舌侧倾斜移动 0.2 mm。由于中切牙牙齿表面不是一个绝对的平面,在配戴由牙齿倾斜移动后模拟出的隐形矫治器时,矫治器内表面只与牙面凸起的地方紧密接触,而凹陷的部位与矫治器内表面接触小甚至不接触,因而导致牙面凸起部位受到较大的向舌侧移动的矫治力,矫治器内表面受到牙齿给的向唇侧的反作用力,大小与牙齿受力相同,方向相反。凸起部位可能是一点,也可能是几点或一条线,本文假设凸起部位为一点,将矫治器内表面中切牙 11 对应部位的节点图侧放,选择唇侧面最凸出的点作为施加载荷点,施加向唇侧方向 0.2 mm 位移载荷。

**1.4.2 平行移动** 假设拟移动牙中切牙 11 向舌侧整体移动 0.2 mm。由数字模型模拟创建的隐形矫治器内表面与牙齿表面相同,但中切牙 11 对应矫治器部位比实际牙齿靠近舌侧 0.2 mm,配戴由平行移动后的牙颌形态模拟出的矫治器时,矫治器内表面会与牙齿唇侧表面紧密接触,整个中切牙 11 唇侧表面都会受到向舌向移动的矫治力,矫治器相应部位受到反作用力,故在隐形矫治器中切牙 11 对

应的整个内表面施加向唇侧方向 0.2 mm 位移载荷。

**1.4.3 压低移动** 假设使中切牙 11 向牙根方向移动 0.2 mm,配戴矫治器时,中切牙 11 牙冠顶端会受到向下矫治力,矫治器内表面与其接触的地方受到反作用力,在该部位施加 0.2 mm 位移载荷,方向垂直向上。

## 2 隐形矫治器变形结果

### 2.1 不同弹性模量、厚度隐形矫治器数值模拟结果

**2.1.1 Von Mises 应力** 倾斜移动情况下,不同弹性模量、不同厚度矫治器均在拟移动牙中切牙 11 对应部位出现 Von Mises 应力峰值;与中切牙 11 相邻的牙齿 12、21 对应部位也有相对较大的应力,距离中切牙越远应力越小,磨牙区应力几乎为零。材料弹性模量不变情况下,隐形矫治器厚度增大,最大 Von Mises 应力也增大,其中 0.5、0.75 mm 矫治器最大应力相差较小;隐形矫治器厚度一定情况下,最大 Von Mises 应力随材料弹性模量的增大而增大(见表 1)。

表 1 不同弹性模量、厚度隐形矫治器最大 Von Mises 应力比较  
Tab.1 Comparison of the maximum Von Mises stress for invisible appliance with different elastic modulus and thickness

弹性模量/MPa	最大 Von Mises 应力/MPa			
	0.25 mm	0.5 mm	0.75 mm	1 mm
415.6	1.044 93	1.877 09	2.049 54	2.552 63
816.31	2.052 43	3.686 93	4.025 65	5.013 80
1 676	4.213 93	7.569 79	8.265 22	10.294 00

**2.1.2 位移变形情况** 分析 12 种隐形矫治器模型的位移变形可知,在隐形矫治器厚度不变的情况下,隐形矫治器的位移变形量与材料弹性模量无关。因此,以弹性模量 816.31 MPa 为例,分析厚度对矫治器变形的影响。由不同厚度矫治器最大位移变形量曲线可知,0.5、0.75 mm 矫治器最大位移变形量相差较小,与最大 Von Mises 应力的规律相似(见图 3)。

### 2.2 不同移动方式下隐形矫治器变形情况

图 4 所示为弹性模量 816.31 MPa、厚度 0.75 mm 隐形矫治器在不同牙齿移动方式下的变形情况。由倾斜移动时矫治器变形对比可知,拟移动

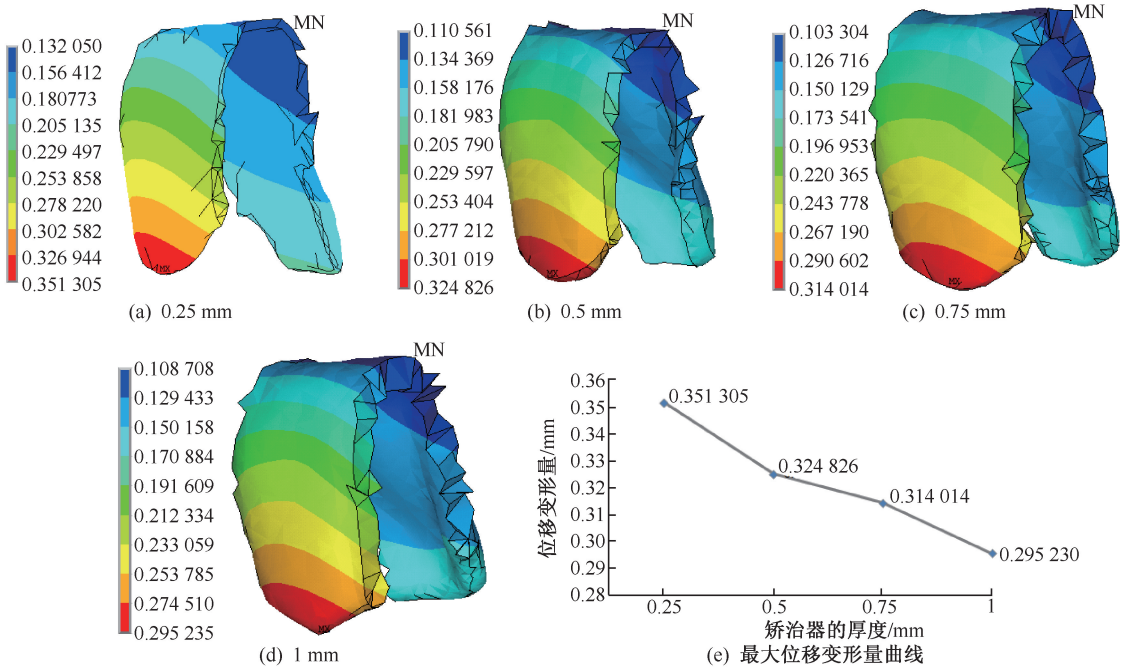


图3 弹性模量为 816.31 MPa 时,不同厚度隐形矫治器位移变形

Fig.3 Displacement deformation of invisible appliance with different thickness at elastic modulus of 816.31 MPa

(a) 0.25 mm, (b) 0.5 mm, (c) 0.75 mm, (d) 1 mm, (e) Maximum displacement deformation curve

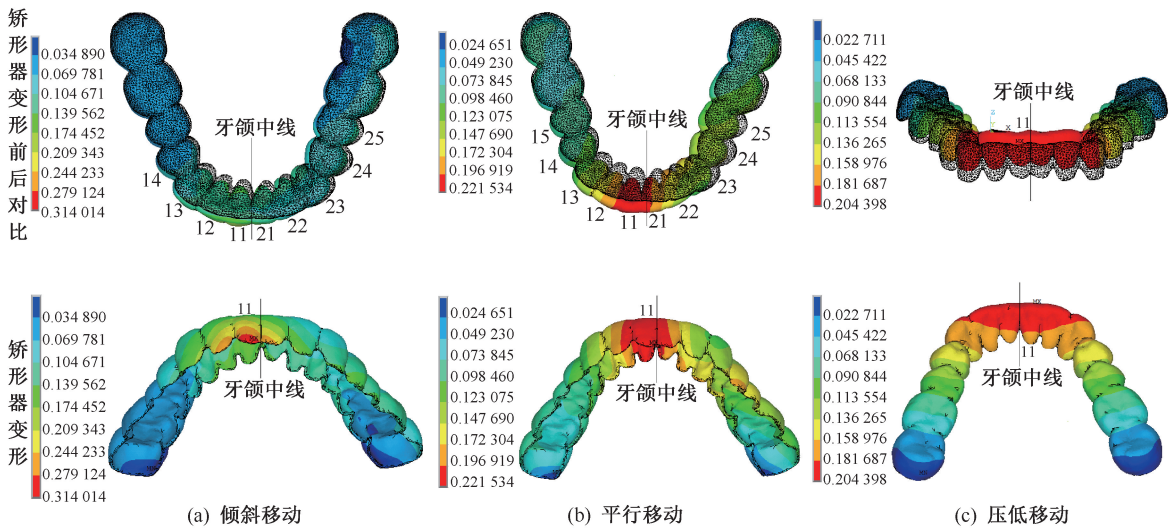


图4 不同移动方式下隐形矫治器变形情况

Fig.4 Deformation of invisible appliance under different moving modes (a) Under tilt movement, (b) Under parallel movement, (c) Under low movement

牙中切牙 11 以及与其相邻的左侧侧切牙 12、尖牙 13、第 1 前磨牙 14 和右侧的中切牙 21 对应的矫治器部位发生向唇侧外凸变形,而右侧的侧切牙 22、第 1、2 前磨牙 23、24 和第 1 磨牙 25 对应矫治器部位发生向舌侧内凹变形。隐形矫治器在拟移动

牙齿 11 对应部位有最大变形量,为 314.014  $\mu\text{m}$ ,变形量逐渐向起支抗作用的磨牙区减小。

由平行移动时隐形矫治器变形情况可知,隐形矫治器在拟移动牙齿 11 以及拟不动牙齿 12、13、14、15、21、22、23 的近中 1/3 对应部位均发生向唇

侧外凸变形,而牙齿 23 的中 1/3、远中 1/3 和牙齿 24、25 则向舌侧内凹变形;与倾斜移动类似,拟移动牙齿 11 对应矫治器部位变形最大,变形量为 221.534  $\mu\text{m}$ ,变形量自切牙区逐渐向起支抗作用的磨牙区递减。

压低移动情况下,隐形矫治器的变形是以牙颌中线为对称轴左右俩边对称分布,整体向与牙根相反的方向移动,变形量自中切牙 11、12 逐渐向起支抗作用的磨牙区递减,拟移动牙齿中切牙 11 对应的矫治器部位有最大变形量,为 204.398  $\mu\text{m}$ 。

### 3 讨论

#### 3.1 弹性模量及厚度对隐形矫治器变形的影响

拟移动牙齿中切牙 11 向舌侧倾斜 0.2 mm,对 3 种不同材料弹性模量、4 种不同厚度的隐形矫治器施加相同的边界条件与载荷,可以得到 12 种隐形矫治器模型的位移变形及 Von Mises 应力分布。分析可得:① 不同弹性模量、厚度矫治器均在拟移动牙齿 11 对应的部位出现 Von Mises 应力峰值。距离拟移动牙齿 11 越远,应力越小,磨牙区应力几乎为 0。矫治器变形的变化规律相同。② 隐形矫治器的厚度不变,弹性模量增加,最大 Von Mises 应力也增加,而其最大位移变形量不变。弹性模量越大,材料硬度越大,所施加的载荷为位移载荷,因此要使矫治器变形到设定的位移,硬度越大的矫治器所需要的力就越大,最大 Von Mises 增加。③ 弹性

模量不变,隐形矫治器厚度增大,最大 Von Mises 应力增加,而矫治器总位移变形量减小。厚度越大,材料硬度越大,故 0.25 mm 矫治器硬度小更容易发生变形,矫治器的变形量就大。

0.5、0.75 mm 矫形器之间的位移变形量和应力相差较小,故选取厚度为 0.5、0.75 mm 最适。考虑到临床上用矫治器矫治牙齿时要想达到最好的矫治效果,就需要矫治器的变形尽可能小,因而选择较大硬度的矫治器,即弹性模量和厚度尽可能大。但硬度太大会导致佩戴不适,影响牙齿咬合,也会对牙周组织造成影响。因此,要选择最适硬度的矫治器,即厚度为 0.75 mm、材料弹性模量为 816.31 MPa 的矫治器。

#### 3.2 牙齿移动方式对隐形矫治器在拟不动牙齿对应部位变形的影响

倾斜移动和平行移动时,隐形矫治器的变形规律相似。蔡永清等<sup>[2]</sup>通过模拟发现,平移和倾斜移动时,牙周膜的应力分布和尖牙的运动趋势类似。为直观看出整个矫治器的变形规律,在牙齿 11~14、21~25 对应矫治器外表面按图 5(a)所示方式取点,绘制曲线图,设唇侧外凸为正值,舌侧内凹为负值[见图 5(b)]。平行移动更易使矫治器在拟不动牙齿对应部位向唇侧外凸变形,当矫治器向唇侧外凸变形时,矫治器唇侧内表面会与牙齿脱离接触,而舌侧面内表面则与牙齿发生挤压,产生力使牙齿向唇侧偏移;矫治器向舌侧内

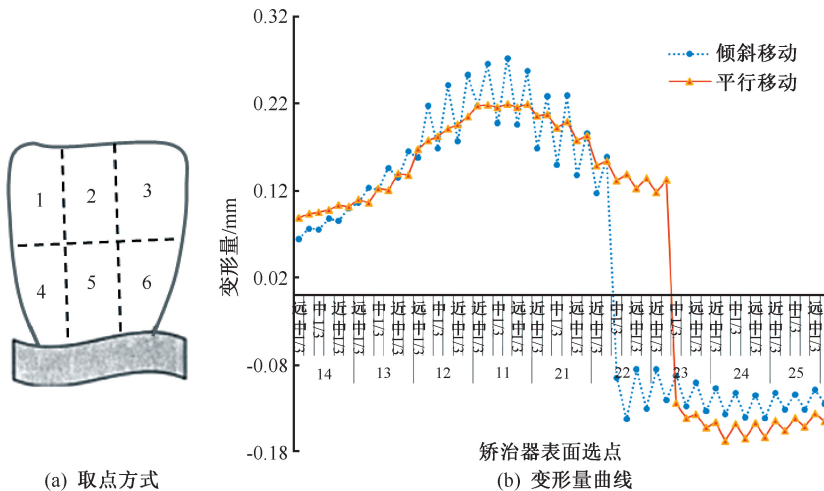


图5 隐形矫治器变形量曲线

Fig.5 Deformation curve of invisible appliance (a) Point selection, (b) Deformation curve

凹变形时,矫治器舌侧内表面与牙齿表面脱离接触,唇侧内表面与牙齿推挤使牙齿向舌侧移动,使拟不动牙齿发生了预期外的移动。因此,隐形矫治器在矫治时不仅会使拟移动牙齿向设定好的位置移动,还会对拟不动牙齿造成不良影响,目前临床上常通过添加附件减小矫治器变形对拟不动牙齿的影响。岳彦芳等<sup>[6]</sup>提出通过将矫治器向唇侧外凸变形部位牙齿的舌侧面和向舌侧内凹的牙齿的唇侧面进行增厚,增大矫治器内部空间,避免矫治器变形后与牙齿的接触。

### 3.3 边界约束的影响

本文仅有隐形矫治器一个研究对象,故其边界条件的设定十分关键。岳彦芳等<sup>[6]</sup>建立了不等厚覆盖全牙列的隐形矫治器有限元模型,并施加3点约束的边界条件,分析倾斜移动情况下矫治器变形情况。而本文建立了厚度均匀的模型,并结合实际创新地提出对不同的移动方式施加不同的边界条件。与岳彦芳等<sup>[6]</sup>结果相比,隐形矫治器整体变形情况相同,在牙齿11、12、13、14、21、22的近中1/3

对应部位向唇侧外凸变形,在牙齿22的中、远中1/3以及牙齿23、24对应部位向舌侧内凹变形,且在拟移动牙齿11发生最大变形,但拟移动牙齿对应部位的具体变形情况不同。

图6所示为倾斜移动时矫治器在拟移动牙齿11对应部位变形的结果。在矫治器表面选点,绘制变形量曲线图,并与岳彦芳等<sup>[6]</sup>的结果进行比较。本文结果表明,矫治器在唇侧面牙龈缘处发生最大变形,变形量为314.014  $\mu\text{m}$ ,唇舌两侧的变形均自牙龈缘处向牙冠顶端减小;而岳彦芳等<sup>[6]</sup>研究表明,唇舌两侧变形量自牙冠顶端最大向牙龈缘处逐步减小,舌侧面变形较大且没有明显的递减趋势,该结果与本文结果相反。

由施加倾斜移动载荷的原理可知,矫治器最先与靠近牙冠顶端的凸起部位接触,产生向唇侧外凸变形,而牙龈缘处无约束,与牙冠顶端一起向唇侧外凸变形,故本研究更符合实际。后续应建立牙齿和牙槽骨的模型,通过定义接触来研究矫治器的变形,以得到更加准确的结果。

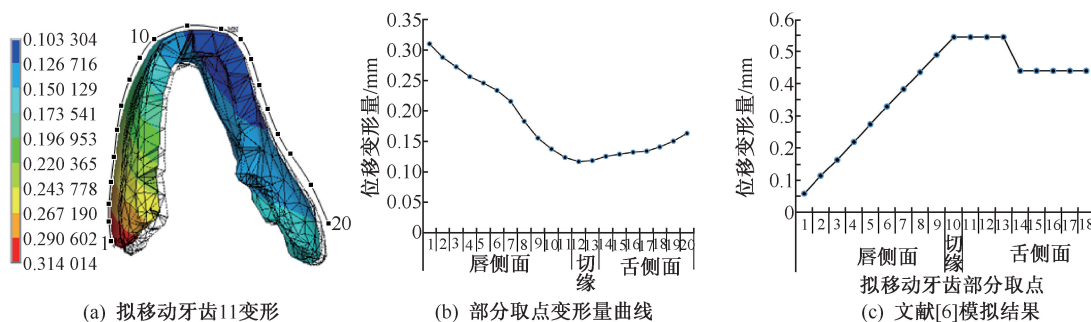


图6 倾斜移动时,拟移动牙齿11对应的矫治器部位变形情况

Fig.6 Deformation of the corresponding part of the tooth 11 to be moved with tilt movement (a) Deformation of pseudo moving tooth 11, (b) Deformation curve of partial selected points, (c) Simulation results by Ref. [6]

## 4 结论

本研究通过有限元方法模拟在不同弹性模量、厚度以及移动方式条件下隐形矫治器的变形分布,进而分析弹性模量、厚度对隐形矫治器变形的影响,验证了目前临床上使用的弹性模量816.31 MPa矫形器是合适的,同时得到最适厚度为0.75 mm;分析了倾斜、平行、压低3种移动方式下隐形矫治器的变形分布,提出将向唇侧凸位对应牙齿的舌侧面和向舌侧内凹对应牙齿的唇侧面增厚的方案制作

隐形矫治器的优化方案。这些数值模拟结果为临床上隐形矫治器的应用提供了理论依据。

### 参考文献:

- [1] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 无托槽隐形矫治器各参数对尖牙压低移动治疗的影响[J]. 医用生物力学, 2017, 32(1): 60-65. CAI YQ, YANG XX, HE BW. Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters [J]. J Med Biomech, 2017, 32(1): 60-65.
- [2] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 隐形矫治中不同移动方式下颌尖牙的机械响应[J]. 医用生物力学, 2014, 29(6): 60-65.

- CAI YQ, YANG XX, HE BW. Mechanical responses from mandibular canine with different movement types in Invisalign treatment [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6): 60-65.
- [ 3 ] 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.
- [ 4 ] 肖子轶. 不同厚度无托槽隐形矫治器力学特性的实验测定[D]. 长沙: 中南大学, 2010.
- [ 5 ] 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, 2004.
- [ 6 ] 岳彦芳, 王扬, 张永弟, 等. 隐形牙齿矫治器的有限元分析及优化设计[J]. 图学学报, 2015, 36(5): 686-690.
- [ 7 ] 郑伟龙, 原工杰. 隐形矫治器控制牙齿移动可预测性的研究进展[J]. 口腔医学研究, 2016, 32(10): 1103-1105.
- [ 8 ] KRAVITZ ND, 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 Dentofacial Orthop, 2009, 135(1): 27-35.
- [ 9 ] BURSTONE CR. Deep overbite correction by intrusion [J]. Am J Orthod, 1977, 72(1): 1-22.
- [ 10 ] WEILAND FJ, BANTLEON HP, DROSCHL H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients: A clinical study [J]. Orthod Dentofacial Orthop, 1996, 110(6): 647-652.
- [ 11 ] BOYD RL, WASKALIC V. Three-dimensional diagnosis and orthodontic treatment of complex malocclusions with the invisalign appliance [J]. Semin Orthod, 2001, 7(4): 274-293.
- [ 12 ] 武红梅, 王志兴. 隐形矫治技术的临床应用现状[J]. 中国美容整形外科杂志, 2014, 25(2): 111-113.
- [ 13 ] 夏舒迟, 卢燕勤, 韩景芸, 等. 不同硬度隐形矫治器关闭中切牙间隙的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 654-658.
- XIA SC, LU YQ, HAN JY, *et al.* Finite element analysis on space closure of central incisors using invisible appliance with different material hardness [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 654-658.