

文章编号: 1004-7220(2024)01-0164-08

无托槽牙齿矫治器个性化设计与3D成型

关天民, 李新, 马强, 翟贇

(大连交通大学 机械工程学院, 辽宁 大连 116028)

摘要:目的 对牙齿矫治器开展有限元仿真分析以确定不同工况的矫正量,制定无托槽牙齿矫治器的设计方案,使熔融沉积工艺成型的矫治器具备个性化的矫治效果。**方法** 结合患者CT数据逆向重构牙齿模型,通过有限元方法确立牙齿在倾斜、扭转、平移3种工况下的矫治量。选择不同弹性模量的材料3D成型不同矫治类型无托槽牙齿矫治器,并测量正畸力。**结果** 针对不同工况可设计不同的矫治偏移量,从而使矫治器具备个性化治疗效果。无托槽牙齿矫治器的正畸力随着弹性模量和厚度的增加而增大。在给定工况下,当矫治器材料为热可塑性聚氨酯(TPU)时正畸力最小(90 mN);当矫治器材料为聚乳酸(PLA)时正畸力最大(61.66 N)。**结论** 设计应根据患者的牙齿情况,在整个矫治过程中每一步矫治所需要正畸力的大小,选择不同弹性模量和不同厚度的无托槽牙齿矫治器对患者畸形牙齿进行治疗,从而实现分阶段矫治效果。

关键词: 无托槽牙齿矫治器; 逆向重构; 熔融沉积工艺; 结构优化; 正畸力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.024

Customized Design and Three-Dimensional Molding of Bracketless Orthodontic Appliance

GUAN Tianmin, LI Xin, MA Qiang, ZHAI Yun

(School of Mechanical Engineering, Dalian Jiaotong University, Dalian 116028, Liaoning, China)

Abstract: Objective A finite element simulation analysis of a bracketless orthodontic appliance was carried out to determine the correction amount under different working conditions. A design scheme for the bracketless orthodontic appliance was also formulated to create an orthodontic appliance formed by the fused deposition process with a personalized orthodontic effect. **Methods** Combined with the computed tomography data of the patient, a tooth model was reversely reconstructed. The correction amount of the tooth under tilting, twisting, and translation working conditions was established using the finite element method. Materials with different elastic moduli were chosen to make three-dimensional (3D) shaped bracketless orthodontic appliance, and the orthodontic force was measured. **Results** Different correction amounts could be designed according to different working conditions so that the orthodontic appliance had a personalized treatment effect. The orthodontic force of the bracketless orthodontic appliance increased with elastic modulus and thickness. Under the given working conditions, the orthodontic force was minimal (90 mN) when the orthodontic material was at the minimum (90 mN). The orthodontic force reached its maximum value when the orthodontic material was at the maximum (61.66 N). **Conclusions** According to the patient's tooth condition and the size of the orthodontic force required for each step of correction in the whole correction process, the design should consider bracketless orthodontics with different elastic moduli and thicknesses to treat deformed teeth to realize the effect of staged orthodontic correction.

Key words: bracketless orthodontic appliance; reverse refactoring; fused deposition molding; structural optimization; orthodontic force

收稿日期: 2023-07-17; 修回日期: 2023-08-16

基金项目: 辽宁省教育厅面上项目(LJKZ0500)

通信作者: 翟贇, 讲师, 硕士生导师, E-mail: yunzhai5@vip.163.com

无托槽牙齿矫治器最初被应用与治疗牙齿畸形时,只能治疗简单的牙齿畸形,如牙齿轻度拥挤和缩小齿间缝隙,材料最初是塑料或者橡胶^[1-2]。伴随着无托槽牙齿矫治器材料的改进,制作工艺的优化,以及牙科医生对治疗牙齿畸形病例经验的总结,目前无托槽牙齿矫治畸形牙齿的类型也在增加,不仅可以闭合齿间缝隙和牙齿远移,还可以扭转牙齿、改变前牙转矩,因而更加受到患者欢迎^[3-6]。目前,对于一些复杂牙齿畸形病例能否使用无托槽矫治器治疗并达到预期效果,业界尚无统一观点^[7-11]。原因在于此类研究相对较少,缺乏足够的临床治疗案例。

3D 打印成型无托槽牙齿矫治器所涉及的相关技术多被国外垄断,我国的牙齿正畸治疗仍处于初步探索阶段^[7]。医生在使用无托槽牙齿矫正器矫治牙齿时,常常忽视矫治器变形量与正畸力两者之间的变化规律。因此,在无托槽牙齿矫治器矫治牙齿领域,仍缺乏足够的理论研究^[12]。在临床病例治疗中制成无托槽牙齿矫治器并没有进行结构优化和细节调整,因而无法达到预期矫治效果,甚至会对非矫治牙齿产生副作用^[13-14]。在此背景下,需要对牙齿矫治器开展有限元仿真分析以确定单步矫正量,使 3D 成型出的矫治器起到更好的矫治效果。

本文通过 CT 扫描患者获取患者口腔牙列数据,逆向重构得到患者牙列的三维模型,使用相关软件制作出个性化无托槽牙齿矫治器的模型,采用有限元法分析其变形后的形态,以此为依据,对无托槽牙齿矫治器结构进行针对性设计,从而可以使预矫治牙齿达到更好的治疗效果,更精准地按照矫治方案执行。通过调整打印参数,使用熔融沉积工艺制作无托槽矫治器,总结出一种适用于直接 3D 打印制作无托槽矫治器的工艺流程;对厚度不同但弹性模量相同材料以及同种厚度弹性模量不同材料制作的无托槽牙齿矫治器进行正畸力测量,来选出符合患者个性化定制需求的矫治器。

1 材料和方法

1.1 模型逆向重构

用椎体束 CT 扫描 1 位 15 岁男性患者的头面部,牙齿畸形类型为安氏 I 类牙性错颌,下前牙轻度拥挤,个别牙扭转。扫描平面与眶耳平面平行,

扫描层厚为 0.4 mm,将所得数据以 DICOM 格式保存。使用 Mimics 软件分离蒙版提取下颌骨和牙体组织,最后对提取的单个下颌牙齿和牙槽骨模型进行修补和初步光滑后,将三维数字模型以 STL 格式导出。将该 STL 文件导入 Geomagic 中对牙齿和下颌牙槽的点云模型进行处理,通过重画网格、光顺处理、减少模型表面的噪声、修补漏洞以及删除模型表面的体外孤点,最终通过曲面拟合得到实体模型。根据无托槽矫治器建模的原理^[15],在排牙时,将牙齿的单步倾斜矫治量设置为 2°,将畸形牙齿移动到单步矫治 2°后的位置,以此作为无托槽牙齿矫治器的初始模型。将排列好的牙列模型以 STL 格式保存。

以牙冠的外表面为基准[见图 1(a)],进行不同厚度的外扩后得到牙列偏移后模型[见图 1(b)]。之后进行裁剪[见图 1(c)]以及布尔运算,从而得到不同厚度的无托槽牙齿矫治器模型[见图 1(d)、(e)],畸形牙齿以绿色显示。

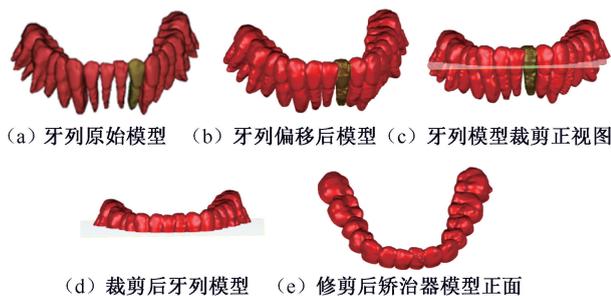


图 1 无托槽矫治器模型建立过程

Fig. 1 Establishment process of the bracketless orthodontic appliance model (a) Original dentition model, (b) Dentition model after offset, (c) The front view of cutting dentition model, (d) Cut dentition model, (e) The front view of orthodontic appliance after cutting

1.2 有限元分析

1.2.1 材料赋值与边界约束 首先采用 HyperMesh 软件对其进行网格划分。无托槽牙齿矫治器有限元网格模型的单元数为 380 838 个,节点数为 109 447 个[见图 2(a)]。当施加约束时,无托槽牙齿矫治器的磨牙区选择不在 1 条直线上的 3 点,在 a 点处施加沿 x 、 y 、 z 坐标轴平动的约束;因为远处磨牙的作用是支撑,可以忽略其在 x 、 y 轴方向的移动,所以在 b 点处限制 x 、 y 轴方向平移的自由度,同时避免其绕 z 坐标轴旋转;在 c 点处主要对 z 轴

的平移自由度进行约束,从而限制其绕 x 和 y 坐标轴旋转;通过对这3点施加约束,可以消除刚度矩阵的奇异性[见图2(b)]。本文主要是对前牙区牙齿进行有限元分析,施加边界约束的位置相对较远,不会对有限元仿真结果造成影响。之后会根据不同的正畸情况(倾斜、扭转、平移),分别计算矫治位移量。

稳定在 (1.75 ± 0.05) mm。FDM 打印机电机驱动送丝轮旋转挤压成型材料,再经加热熔化,输送至喷嘴逐层堆积成型。FDM 工作原理如图3(a)所示。

使用 Raise 3D 公司的 E2 独立双喷头打印设备进行 3D 打印,成型过程中,熔融的打印材料持续层层累积,自下而上形成最终的零件。支撑结构支架部分打印速度为 45 mm/s,支撑结构底座部分打印速度为 40 mm/s,内壁打印速度为 30 mm/s,外壁打印速度为 30 mm/s;填充速度为 35 mm/s,笛卡尔坐标系 X/Y 轴移动速度为 150 mm/s, Z 轴移动速度为 15 mm/s。填充率设置为 100%。为防止打印材料在熔融状态下外溢喷嘴,需启用 3D 打印机回退设置,包括回退速度 40 mm/s、材料回退量 1.5 mm、触发回退最短距离 0.6 mm、触发回退最少挤出量 0.02 mm,以及回退恢复速度 25 mm/s。采用网格支撑结构的支撑方式。设置好打印参数后将模型转换为 G 代码导出,传输至 3D 打印机。

在本文中,成型的材料为丙烯腈-丁二烯-苯乙烯共聚物(ABS)、聚乳酸(poly(lactic acid), PLA)以及热塑性聚氨酯(thermoplastic polyurethane, TPU),数量共计 45 个。通过熔融沉积工艺制作出 3 种牙齿畸形类型的下颌牙齿模型,并将成型好的不同矫治类型的无托槽牙齿矫治器佩戴在其对应的牙齿模型上,对 3 种工况下的正畸力进行测试,并将测量结果记录。使用压力薄膜传感器^[20]对佩戴无托槽牙齿矫治器后的唇侧正畸力进行测量。正畸力的测量方法为:将压力薄膜传感器放置在矫治器待测区,将矫治器安装在牙齿上,等待 5 s 数值变化停止后记录读数,重复 3 次,取平均值。图3(b)为上海澄科电子科技有限公司生产的压力薄膜传感器,图3(c)为用其进行正畸力测量的过程。

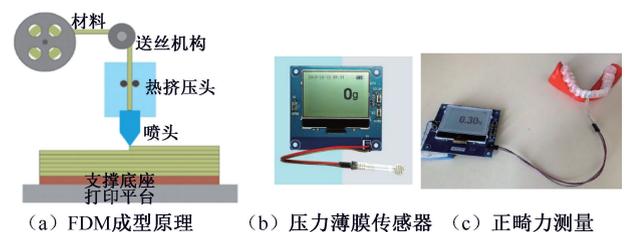


图3 成型与测量方法

Fig. 3 Fabrication and measurement (a) Principle of FDM, (b) Film pressure sensor, (c) Measurement of orthodontic force

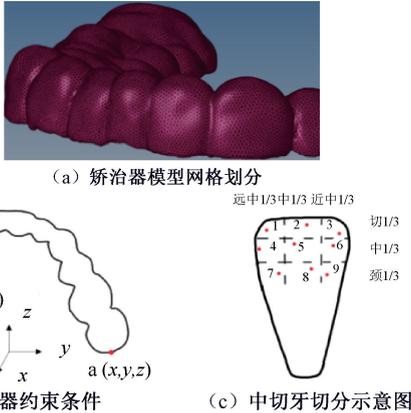


图2 无托槽矫治器有限元网格模型与约束条件

Fig. 2 The finite element meshing and constraints of bracketless orthodontic appliance model (a) Meshing of orthodontic appliance, (b) Orthodontic appliance restraint conditions, (c) Segmentation diagram of the central incisor

根据以往牙齿模型有限元仿真的研究,下颌牙齿和牙槽骨弹性模量分别为 18.6、13.7 GPa,泊松比均为 0.3,密度均为 2.28 g/cm^3 ^[16-18]。

1.2.2 设定观测指标 在口腔解剖学中,为便于进行牙齿局部病理及受力分析的研究^[19],将牙齿牙冠的唇侧面分为切 1/3、中 1/3、颈 1/3;将舌侧面分为近中 1/3、中 1/3、远中 1/3,从而将牙齿划分为 9 个区域,以下颌中切牙为例,在区域内选择不共线的 9 个点并标号,以此为观测目标[见图2(c)]。

1.3 成型工艺设备与测试方法

矫治器的成型工艺选择熔融沉积成型(fused deposit modeling, FDM)。FDM 打印技术是将热塑性材料加热至熔化状态,然后进行冷却凝固来进行成型,实现 3D 打印的成型方式。具体步骤包括:绘制三维模型并转换为 STL 格式;对模型进行切片分层、路径规划以及添加支撑,生成相应的 Gcode 文件;将 Gcode 输入 FDM 打印机;打印机通过文件完成打印。FDM 打印机包括送丝系统、喷头、工作台、运动机构以及加热工作室等核心组成部件。为保持喷嘴通畅,送丝系统须稳定提供丝料,确保丝径

2 结果

2.1 矫治器成型效果

使用深圳中微科创科技有限公司 ZWSP-2KCH 显微镜对无托槽牙齿矫治器的形貌进行观察。

FDM 打印机打印方式为层层堆叠,相邻层通过熔融材料黏结在一起,因此成型方向上,结构的强度仅依靠熔融的材料融合度确定,而垂直于成型方向上,结构强度由材料本身强度决定。因此多数情况下成型方向结构强度较弱,而垂直成型方向的结构强度较高。相对地,牙齿矫治器对牙齿的作用力的方向多数情况下为水平方向。因此,该成型原理适用于矫治器基于磨牙作为支抗,对目标牙齿进行矫治的工况。不同材料的矫治器成型效果如图 4 所示,其中俯视、正视图分别为从牙冠方向、牙齿唇侧进行拍照的结果。

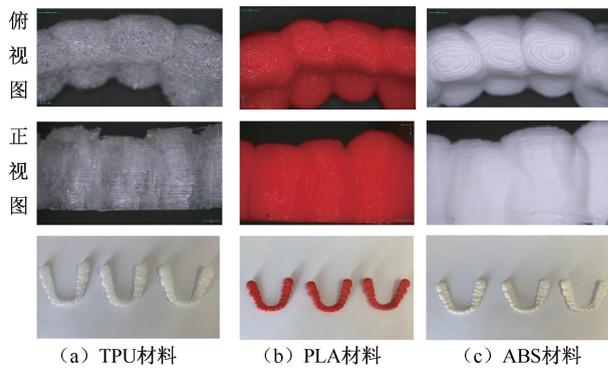


图 4 不同材料无托槽牙齿矫治器成型效果图

Fig. 4 Forming effect diagram of bracketless orthodontic appliance with different materials (a) Thermoplastic polyurethanes, (b) Polylactic acid, (c) Acrylonitrile butadiene styrene

2.2 不同工况分析结果

不同的矫治方法需要对牙齿不同位置施加大小和方向各异的载荷。主要的矫治方案有倾斜矫治、扭转矫治和平移矫治。

2.2.1 不同工况载荷分析 为了对畸形牙齿实现倾斜矫治,需要在牙冠的切缘处施加 1 个 0.30 mm 位移 D_1 ,与牙根共同产生 1 个与倾斜方向相反的扭转力矩,以此矫正倾斜牙齿。此时无托槽牙齿矫治器弹性变形所产生的正畸力作用在牙冠的切缘处^[21]。为了对畸形牙齿实现旋转矫治,需要在牙冠的远中部分和近中部分施加大小相等、方向相反的

载荷以施加扭转力矩,这时无托槽牙齿矫治器因为弹性变形所产生的正畸力作用在牙冠的远中近中位置,使牙齿以中心长轴为固定轴进行旋转,此时无托槽牙齿矫治器所提供的正畸力产生扭矩,使牙齿产生旋转移动^[22]。在本文的设计中,将两个方向相反 0.30 mm 位移载荷 D_2 施加到无托槽牙齿矫治器所对应牙冠的远中和近中位置处以形成为力矩 T 。畸形牙齿的一种情况是与正常位置相比发生了一定的位移。为了对畸形牙齿实现平移矫治,需要在预矫治牙齿施加位移载荷。本文的设计中,在无托槽牙齿矫治器的唇侧面施加 1 个 0.30 mm 位移载荷 D_3 (见图 5)。

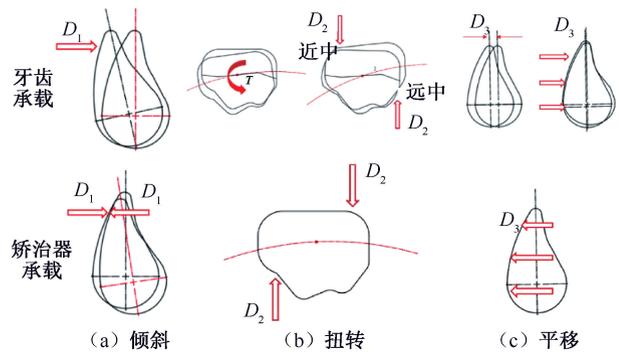


图 5 不同工况下载荷施加示意图

Fig. 5 Schematic diagram of load application under different working conditions (a) Teeth tilting, (b) Teeth twisting, (c) Teeth translation

注:图 5(c) 平移工况下牙齿承载左图所示为平移牙齿预矫治位移。

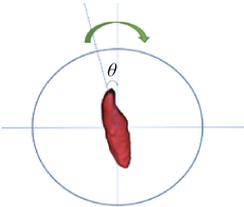
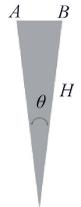
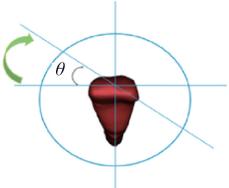
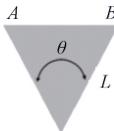
将牙齿矫治时所受的位移载荷施加到无托槽牙齿矫治器所对应的部分。为便于施加载荷,表 1 为位移与角度换算关系^[23]。其中,牙长 H 与牙宽 L 的分类参照典型病例的分类^[19]。

2.2.2 矫治器有限元仿真 参考 2.2.1 节,分别将载荷施加到矫治器上。根据不同的工况,将矫治器的截面按照不同方式划分取点,其中截面均为中切牙 7 的截面;之后,在不同的点上施加不同的位移量;最后,得到不同工况下的矫治器变形(见图 6)。

本文规定无托槽牙齿矫治器向唇侧方向变形为正值,向舌侧方向变形为负值。结果显示,在倾斜矫治中,预矫治牙齿 7 旁的牙齿 5,以及牙齿 6 的远中 1/3 和中 1/3 位置对应的无托槽牙齿矫治器部分,发生了唇侧外凸变形。同时牙齿 8,9,以及牙齿 6

表1 角度与位移换算关系

Tab.1 Conversion relationship between angle and displacement

| 牙齿移动方式 | 载荷示意图 | 角度示意图 | |
|--|---|---|---------|
| 倾斜 |  |  | |
| 扭转 |  |  | |
| 牙长 H/mm | | | |
| | 8.91 | 9.10 | 9.09 |
| 倾斜 $\theta=2^\circ$ 时 移动距离 AB/mm | 0.311 0 | 0.317 5 | 0.317 2 |
| 牙宽 L/mm | | | |
| | 6.90 | 6.88 | 6.89 |
| 转动 $\theta=2.5^\circ$ 时 移动的距离 AB/mm | 0.30 | 0.29 | 0.30 |

的近中1/3位置对应的无托槽牙齿矫治器部分出现向舌侧内凹的变形。

在扭转矫治中,与矫治牙齿相邻的牙齿7,牙齿8、9、10所对应的矫治器部分会向唇侧外凸变形,而牙齿5则会向舌侧内凹变形。该变形会导致无托槽矫治器舌侧面施加力,使非矫治牙齿7、8、9、10出现向唇侧迁移的趋势。而在唇侧面施加力,则会使非矫治牙齿5向舌侧发生移动。

在平移矫治中,无托槽牙齿矫治器在牙齿7处的舌侧面产生的变形略高于唇侧面,在矫治器舌侧面牙齿7和8相接处的变形量最大。

基于有限元分析结果进行测量,可获得无托槽牙齿矫治器在前牙区的具体变形量。根据3种工况的变形曲线,可以得到牙齿在矫治时无托槽牙齿矫治器的具体变形量。这为后续对无托槽牙齿矫治器的结构优化和变形验证提供数据支持。

2.3 正畸力影响因素

2.3.1 不同材料对正畸力的影响 分别制作相同厚度(0.75 mm)3种不同材料TPU、ABS、PLA的无托槽牙齿矫治器,通过将3种材料根据国标制作成标准哑铃型拉伸件,然后进行拉伸实验。其中,标准哑铃型拉伸件的总长度为115 mm,夹持长度为20 mm,中梁长度37 mm,端部宽度25 mm,中梁宽

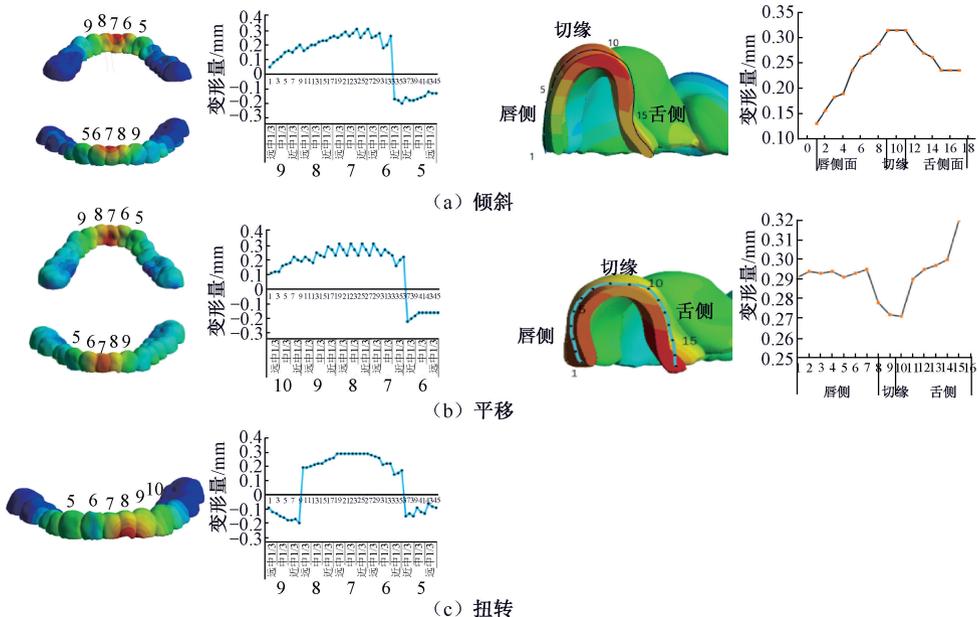


图6 基于不同工况矫治器修型

Fig.6 Deformation of bracketless orthodontic appliance based on different working conditions

(a) Teeth tilting, (b) Teeth twisting, (c) Teeth translation

度 6 mm。分别测得 TPU、ABS、PLA 这 3 种材料的弹性模量为 26 MPa 和 2.013、3.405 GPa。相同矫治量的情况下,在 3 种牙齿畸形工况下对矫治器正畸力进行测试。测量所得数据如表 2 所示。

表 2 倾斜矫治正畸力测量值

Tab. 2 Measurement of orthodontic force in tilting correction

| 工况 | 单步矫治量 | 矫治器材料 | | |
|----|---------|-------|-------|-------|
| | | TPU | ABS | PLA |
| 倾斜 | 1.5° | 0.21 | 16.82 | 28.45 |
| | 2.0° | 0.29 | 22.45 | 37.97 |
| | 2.5° | 0.36 | 28.00 | 47.49 |
| 旋转 | 2.0° | 0.25 | 19.48 | 32.95 |
| | 2.5° | 0.31 | 24.35 | 41.19 |
| | 3.0° | 0.38 | 29.22 | 49.43 |
| 平移 | 0.10 mm | 0.09 | 7.03 | 11.89 |
| | 0.20 mm | 0.18 | 14.06 | 23.78 |
| | 0.30 mm | 0.27 | 21.08 | 35.56 |

单位: N

2.3.2 不同厚度对正畸力的影响 使用 3 种材料分别制作厚度为 0.50、0.75、1.00 mm 的无托槽牙齿矫治器,在相同矫治量的情况下对 3 种牙齿畸形情况正畸力进行测试,结果如表 3 所示。

表 3 3 种材料矫治器测量正畸力(矫治量一致)

Tab. 3 Measured orthodontic forces of appliance with different materials (consistent with correction amount)

| 矫治器材料 | 矫治类型 | 厚度/mm | | |
|-------|------|-------|-------|-------|
| | | 0.50 | 0.75 | 1.00 |
| TPU | 倾斜移动 | 0.14 | 0.29 | 0.45 |
| | 扭转移动 | 0.15 | 0.31 | 0.47 |
| | 平行移动 | 0.13 | 0.27 | 0.43 |
| ABS | 倾斜移动 | 10.69 | 22.45 | 34.76 |
| | 扭转移动 | 10.80 | 24.35 | 36.45 |
| | 平行移动 | 10.34 | 21.08 | 33.51 |
| PLA | 倾斜移动 | 18.10 | 37.97 | 58.80 |
| | 扭转移动 | 18.27 | 41.19 | 61.66 |
| | 平行移动 | 17.48 | 35.56 | 56.88 |

单位: N

3 讨论

本文使用熔融沉积打印技术进行牙齿矫治器的成型。这种成型技术是单向逐层沉积成型,打印喷头的出丝直径会影响成型件表面粗糙度和力学性能各向异性。文中所展示的已成型矫形器的表面质量仍需改善。可以通过两种方法:使用成型精度更高的 FDM 打印机,以获得更小的出丝直径;或者在成型后进行物理抛光(如砂纸打磨,抛光机打磨

等)或化学抛光处理(如丙酮浸泡,之后进行水洗)。

本文采用熔融沉积工艺成型的无托槽薄壁结构牙齿矫治器的正畸力范围在 0.14~61.66 N 区间,Moga 等^[24]采用压膜成型法制备的牙齿矫治器的正畸力范围在 0.1~5.0 N 区间。这意味着增材制造技术成型的矫治器可以通过控制材料和结构实现矫治器更大范围的正畸力调试。如表 2 数据所示,成型材料的更换可以对正畸力进行大幅度调整。表 3 数据表明,可以通过调整矫治器的厚度对正畸力进行小范围的微调。正畸力的在 3 种不同的畸形牙齿矫治工况的相同单步矫治量下,随着材料弹性模量的增加,无托槽牙齿矫治器所提供的正畸力也增大。TPU、ABS 和 PLA 这 3 种材料在微小变形量的情况下满足应力应变线性关系。在保证相同的矫治量前提时,矫治器成型材料弹性模量越大,提供的正畸力也越大。在无托槽牙齿矫治过程中,所使用弹性材料的正畸力与弹性模量呈现正相关。在形状相同时,增加矫治器的厚度,将使其在佩戴时对牙齿提供更大的正畸力。这种现象原因在于,矫治器在佩戴后发生了一定形变,这种形变会对矫治器内部产生压应力,而对矫治器外部产生拉应力。矫治器薄壁结构厚度的增加导致整体结构刚度增加,从而能够提供较大的正畸力。因此,使用更高弹性模量的材料,以及增加矫治器的厚度都会使矫治器施加的正畸力增加。但过大的正畸力可能会对牙齿和周围组织造成不良影响,在增加矫治器厚度时,也需要考虑患者舒适度和牙齿健康状况的影响,应该根据患者的具体情况来选择合适的矫治器厚度。

本文采用有限元仿真法获取了矫治器矫治位移,研究矫治器在不同工况下的变形量以及应力分布,确保正畸力能够正确施加在待矫治牙齿上,并减小对相邻牙齿的影响,以此初步验证矫治器结构设计的合理性。采用 FDM 工艺成型薄壁结构矫治器,并测试其力学性能。获得了不同类型矫治器的正畸力施加范围,研究不同类型矫治器之间矫治力的关系,对比压膜成型矫治器的矫治力,验证这种设计的有效性,使得该个性化矫治器的设计拥有完整协调的设计流程。本文的设计方案为不同患者不同正畸要求制定个性化诊疗方案提供参考。通过对矫治器成型材料以及厚度的选

择,实现了相比传统压模成型矫治器更大范围的正畸力调控,有助于实现面向不同患者的个性化分阶段治疗。

4 结论

本文通过医用软件逆向重构患者牙列模型。首先,对患者头部进行CT扫描,获取口腔内牙颌信息,使用医学软件Mimics提取出牙齿和下颌牙槽骨。根据3种常见牙齿矫治类型以及正畸力的加载方式,针对不同牙齿矫治类型,建立无托槽牙齿矫治器的三维数字模型。

通过对3种不同牙齿移动情况下的载荷施加方式进行分析,确定有限元变形分析时对无托槽牙齿矫治器施加位移载荷的位置、大小和方向。对单颗牙齿分别在倾斜、旋转、平行矫治的情况下,对无托槽牙齿矫治器进行有限元分析,获得无托槽牙齿矫治器在预矫治牙齿部分和非矫治牙齿部分的具体变形结果,为后续无托槽牙齿矫治器的空间结构优化设计提供数据。

本文结果表明,在3种材料不同但厚度相同的矫治器中,随着矫治器材料弹性模量的增大,正畸力也随之变大。而在材料相同的矫治器中,厚度的增加会使矫治器所提供的正畸力增加。因此,正畸医生可以根据患者在整个矫治过程中每一步矫治所需要正畸力的大小,在患者口腔生理承受范围内,选择不同弹性模量和不同厚度的无托槽牙齿矫治器对患者畸形牙齿进行治疗,从而提高牙齿的矫治效率。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:关天民负责论文撰写;李新负责实验实施、数据统计分析;马强负责有限元计算;翟贇负责选题、研究实施和论文修改。

参考文献:

[1] JOFFE L. Invisalign: Early experiences [J]. J Orthod, 2004, 30(4): 348-52.

[2] PARRINI, SIMONE, ROSSINI, *et al.* Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review [J]. Angle Orthodontist, 2015, 85(5): 881-889.

[3] 肖圣钊, 冯齐平, 李一新, 等. 透明矫治器压低下前牙的生物力学分析[J]. 医用生物力学, 2023, 38(3): 587-593.

XIAO SZ, FENG QP, LI YX, *et al.* Analysis on mandibular anterior tooth intrusion with clear aligner [J]. J Med Biomech, 2023, 38(3): 587-593.

[4] CASTROFLORIO T, GARINO F, LAZZARO A, *et al.* Upper-incisor root control with Invisalign appliances [J]. J Clin Orthod, 2013, 47(6): 346.

[5] SHERIDAN JJ. The Readers' Corner. 2. What percentage of your patients are being treated with Invisalign appliances? [J]. J Clin Orthod, 2004, 38(10): 544-545.

[6] MARAÑÓN-VÁSQUEZ GA, BARRETO LSDC, PITHON MM, *et al.* Reasons influencing the preferences of prospective patients and orthodontists for different orthodontic appliances [J]. Korean J Orthod, 2021, 51(2): 115-125.

[7] GAO M, LIU S, ZHANG C, *et al.* Application of bracketless invisible orthodontic treatment combined with restoration in patients with anterior esthetics [J/OL]. Biotechnol Genet Eng Rev, 2023, doi: 10.1080/02648725.2023.2203000.

[8] 朱水翠, 朱凤节, 翟蕾, 等. 无托槽隐形矫治器及自锁托槽矫治器对牙周炎患者牙周及龈下菌群的影响[J]. 上海口腔医学, 2022, 31(2): 184-188.

[9] CHEN Y, WU X, WU W. Orthodontic treatment based on wearable mirror-type oral prosthetic tongue flap without bracket correction [J]. J Healthc Eng, 2021: 4979681.

[10] SHEN X, YU Z. The effects of bracketless invisible orthodontics on the PLI, SBI, SPD, and GI and on the satisfaction levels in children with malocclusions [J]. Am J Transl Res, 2021, 13(5): 5066-5072.

[11] LIAO TH, FANG J CC, WANG IK, *et al.* Characteristics and dental indices of orthodontic patients using Aligners or brackets [J]. Int J Environ Res Public Health, 2022, 19(11): 6569.

[12] 范典, 刘浩, 袁长永, 等. 无托槽隐形矫治器力学性能的影响因素及研究进展[J]. 口腔医学, 2023, 43(3): 278-81.

[13] 吕欣, 樊永杰. 无托槽隐形矫治技术研究热点的可视化分析[J]. 国际口腔医学杂志, 2023, 50(1): 72-81.

[14] 杜庆玲, 李伯休, 王栋才, 等. 不同控根附件对无托槽隐形矫治远移尖牙的影响[J]. 医用生物力学, 2021, 36(2): 257-263.

DU QL, LI LB, WANG DC, *et al.* Influences of different root control attachments on canine distal translation with plastic Aligner [J]. J Biomech, 2021, 36(2): 257-263.

[15] 中华口腔医学会口腔正畸专业委员会. 口腔正畸无托槽隐形矫治技术指南(2021版)[J]. 中华口腔医学杂志, 2021, 56(10): 983-988.

[16] KUNCIO D, MAGANZINI A, SHELTCN 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.
- [17] FIELD C, ICHIM I, SWAIN MV, *et al.* Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 135(2): 174-181.
- [18] YUN S. An ultra-thin piezoresistive stress sensor for measurement of tooth orthodontic force in invisible aligners [J]. *IEEE Sensors J*, 2012, 12(5): 1090-1097.
- [19] 周洁珉, 潘晓岗, 白玉兴, 等. 无托槽隐形矫治技术的适应证 [J]. *实用口腔医学杂志*, 2009, 25(3): 446-451.
- [20] BARBAGALLO LJ, SHEN G, JONES AS, *et al.* A novel pressure film approach for determining the force imparted by clear removable thermoplastic appliances [J]. *Ann Biomed Eng*, 2008, 36(2): 335-341.
- [21] 樊永杰, 寇雅婷. 无托槽隐形矫治拔牙病例的后牙不同轴倾度对牙齿三维力学影响[J]. *口腔医学*, 2023, 43(2): 104-109.
- [22] 陆美羊. 无托槽隐形矫治器治疗前磨牙轻度扭转的临床分析[J]. *中国医疗器械信息*, 2023, 29(5): 146-148.
- [23] 王扬. 隐形牙齿矫治器的优化设计方法 [D]. 石家庄: 河北科技大学, 2016.
- [24] MOGA RA, COSGAREA R, BURU SM, *et al.* Finite element analysis of the dental pulp under orthodontic forces [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2019, 155(4): 543-551.

(上接第 144 页)

- [14] THACKERAY C, BEESON P. Is in-toeing gait a developmental stage? [J]. *Foot*, 1996, 6(1): 19-24.
- [15] 蔡祖林, 李彦培, 王浩林, 等. 大学生不良步态的生物力学特征及影响因素 [J]. *体育学刊*, 2017, 24(4): 133-139.
- [16] SINCLAIR J, BROOKS D, TAYLOR PJ, *et al.* Effects of toe-in/ out toe-in gait and lateral wedge orthoses on lower extremity joint kinetics; An exploration using musculoskeletal simulation and Bayesian contrasts [J]. *Sport Sci Health*, 2021, 17(3): 781-795.
- [17] 李婷婷. 初中生“八字”步态自然行走足底压力分布特征的研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2018.
- [18] 中华人民共和国国家卫生和计划生育委员会. WS/T-428—2013 成人体重判定 [S]. 2013.
- [19] 刘焯, 董致彤, 李赞. 压力中心在运动员平衡能力测试中的应用表现及趋势展望 [C]//第十二届全国体育科学大会. 日照: [s.n.], 2022.
- [20] 姜焯文. 基于静态平衡能力的人体稳定性评价方法研究 [D]. 天津: 天津科技大学, 2020.
- [21] 吴秀琴, 杨威, 刘丽霞. 步行速度对大学男生步态的影响 [J]. *福建师范大学学报(自然科学版)*, 2015, 31(2): 121-124.
- [22] BALTIK J, VON TSCHARNER V, NIGG BM. Degradation of postural control with aging [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2015, 229(9): 638-644.
- [23] CHERN JS, LO CY, WU CY, *et al.* Dynamic postural control during trunk bending and reaching in healthy adults and stroke patients [J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2010, 89(3): 186-197.
- [24] 王芳芳. 外八字步态足部运动功能的研究 [D]. 西安: 陕西科技大学, 2017.