

不同厚度与边缘无托槽隐形矫治器推磨牙远移的三维有限元分析

程亚男, 于佳志, 刘印倡, 吴杰, 于彤, 王璐, 李晓光

<https://doi.org/10.12307/2025.980>

投稿日期: 2024-10-08

采用日期: 2024-11-28

修回日期: 2025-01-15

在线日期: 2025-01-23

中图分类号:

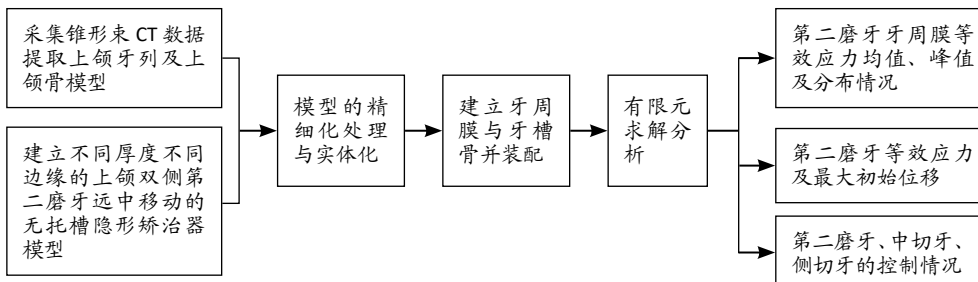
R459.9; R319; R783.5

文章编号:

2095-4344(2026)02-00310-09

文献标识码: A

文章快速阅读: 有限元分析不同厚度与边缘无托槽隐形矫治器推磨牙远移的生物力学



文题释义:

无托槽隐形矫治器边缘: 无托槽隐形矫治器热压成型后需要进行边缘切割, 目前常见的边缘形态主要有3种, 分别是颊舌侧均为扇贝形的边缘、沿游离牙龈边缘的直线型边缘和延长型边缘, 延长高度一般在0-4 mm之间。

磨牙远移: 对于轻度拥挤的错殆畸形病例, 临床中常采用推磨牙远移的方式来扩展间隙、解除拥挤。无托槽隐形矫治器是一个连续的弹性整体, 在推磨牙远移时除矫治牙齿外同牙弓其他牙齿均为支抗牙, 因此它在推磨牙远中移动时具有优势。

摘要

背景: 无托槽隐形矫治的优势之一是推磨牙远移, 但在矫治过程中会出现牙齿倾斜移动、前牙支抗丧失等现象, 是否可通过选择不同厚度与边缘的无托槽隐形矫治器来改善这些问题, 以提高临床治疗效果, 相关研究较少。

目的: 通过三维有限元分析不同厚度与边缘的无托槽隐形矫治器在推上颌第二磨牙远中移动时对中切牙、侧切牙和第二磨牙的控制能力。

方法: 利用Mimics、Geomagic Wrap、3-matic和SolidWorks软件分别建立不同厚度与边缘的上颌双侧第二磨牙远中移动的无托槽隐形矫治器-上颌牙列-牙周膜-牙槽骨的三维有限元分析模型, 包括4种厚度(0.4, 0.5, 0.625, 0.75 mm)和4种边缘(扇贝形、直线型、直线延长2 mm和直线延长4 mm)的组合, 共16组。分别导入Ansys Workbench软件中设计并求解, 分析第二磨牙牙周膜等效应力均值、峰值及分布情况, 第二磨牙等效应力及最大初始位移, 以及各组矫治器对第二磨牙、中切牙、侧切牙的控制能力。

结果与结论: ①16组模型中第二磨牙牙周膜等效应力均值、第二磨牙等效应力和第二磨牙最大初始位移都是随矫治器边缘的延长而增大, 随矫治器厚度的增加而增大。②当矫治器厚度相同时, 直线型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力峰值最大, 直线延长型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力峰值大于扇贝形矫治器组; 当矫治器边缘相同时, 第二磨牙牙周膜等效应力峰值随矫治器厚度的增加而增大。直线延长型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力分布较扇贝形矫治器组、直线型矫治器组更均匀。③当矫治器厚度相同时, 扇贝形矫治器对第二磨牙的控制最差; 当矫治器边缘相同时, 随矫治器厚度的增加, 直线延长型矫治器对第二磨牙的控制逐渐强于直线型矫治器。直线延长2 mm矫治器对中切牙的控制较强且稳定, 直线型矫治器对侧切牙的控制较强且稳定。④结果表明, 使用无托槽隐形矫治器推磨牙远中移动时, 延长矫治器边缘可增强对磨牙的控制, 减少牙齿倾斜移动; 对中切牙设计直线延长2 mm边缘、侧切牙设计直线型边缘, 可增强对支抗切牙的控制, 减少前牙唇倾。

关键词: 隐形矫治器; 无托槽隐形矫治; 磨牙远移; 膜片厚度; 边缘设计; 切割线设计; 边缘伸展; 三维有限元分析; 工程化口腔材料

Three-dimensional finite element analysis of molar distalization with clear aligners with different thicknesses and edges

Cheng Yanan, Yu Jiashi, Liu Yinchang, Wu Jie, Yu Tong, Wang Lu, Li Xiaoguang

School of Stomatology, Jiamusi University; Affiliated Stomatological Hospital of Jiamusi University; Heilongjiang Key Laboratory of Oral Biomedical Materials and Clinical Application; Experimental Center of Stomatology Engineering, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China
Cheng Yanan, Master candidate, Attending physician, School of Stomatology, Jiamusi University; Affiliated Stomatological Hospital of Jiamusi University; Heilongjiang Key Laboratory of Oral Biomedical Materials and Clinical Application; Experimental Center of Stomatology Engineering, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China

佳木斯大学口腔医学院, 佳木斯大学附属口腔医院, 黑龙江省口腔生物医学材料及临床应用重点实验室, 佳木斯大学口腔医学工程实验中心, 黑龙江省佳木斯市 154002

第一作者: 程亚男, 女, 1992年生, 山东省德州市人, 汉族, 佳木斯大学口腔医学院在读硕士, 主治医师, 主要从事口腔正畸学方面的研究。

通讯作者: 李晓光, 硕士, 副教授, 主任医师, 硕士生导师, 佳木斯大学口腔医学院, 佳木斯大学附属口腔医院, 黑龙江省口腔生物医学材料及临床应用重点实验室, 佳木斯大学口腔医学工程实验中心, 黑龙江省佳木斯市 154002

<https://orcid.org/0009-0008-5767-9874>(程亚男)

基金资助: 黑龙江省卫生健康委科研课题(20230808030397), 课题名称: 无托槽隐形矫治器结合磁力实现磨牙远中移动的效果分析, 项目负责人: 李晓光

引用本文: 程亚男, 于佳志, 刘印倡, 吴杰, 于彤, 王璐, 李晓光. 不同厚度与边缘无托槽隐形矫治器推磨牙远移的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2026, 30(2):310-318.



Corresponding author: Li Xiaoguang, MS, Associate professor, Chief physician, Master's supervisor, School of Stomatology, Jiamusi University; Affiliated Stomatological Hospital of Jiamusi University; Heilongjiang Key Laboratory of Oral Biomedical Materials and Clinical Application; Experimental Center of Stomatology Engineering, Jiamusi University, Jiamusi 154002, Heilongjiang Province, China

Abstract

BACKGROUND: One of the advantages of clear aligner treatment is molar distalization. However, tooth tilting movement and loss of anterior anchorage may occur during treatment. There are few studies on whether these problems can be improved by selecting clear aligners with different thicknesses and edges to improve the clinical treatment effect.

OBJECTIVE: To analyze the control ability of clear aligners with different thickness and edges on the central incisor, lateral incisor, and second molar when pushing the maxillary second molar distally by three-dimensional finite element analysis.

METHODS: Three-dimensional finite element analysis models of bilateral maxillary second molar distalization with clear aligner, maxillary dentition, periodontal ligament, and alveolar bone with different thicknesses and margins were established by Mimics, Geomagic Wrap, 3-matic and SolidWorks software, respectively. There were 16 combinations of four thicknesses (0.4, 0.5, 0.625, and 0.75 mm) and four margins (scallop, straight, straight extension 2 mm and straight extension 4 mm). The data were imported into Ansys Workbench software for design and solution. The mean value, peak value and distribution of the periodontal ligament equivalent stress of the second molar, the equivalent stress and the maximum initial displacement of the second molar, and the control ability of each appliance on the second molar, central incisor, and lateral incisor were analyzed.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The mean equivalent stress of periodontal ligament of the second molar, the equivalent stress of the second molar and the maximum initial displacement of the second molar increased with the extension of the appliance edge and the increase of the thickness of the appliance in the 16 groups of models. (2) When the thickness of appliances was the same, the maximum equivalent stress of the second molar in the linear appliance group was the highest, and the maximum equivalent stress of the second molar in the linear extended appliance group was greater than that in the scallop appliance group. When the edge of the appliance was the same, the periodontal ligament equivalent stress peak of the second molar increased with the increase of the thickness of the appliance. The equivalent stress distribution in the periodontal ligament of the second molar in the linear extendable appliance group was more uniform than that in the scallop appliance group and the linear appliance group. (3) When the thickness of the appliance was the same, the scallop-shaped appliance had the worst control on the second molar. When the edge of the appliance was the same, with the increase of the thickness of the appliance, the control of the second molar by the linear extender appliance was gradually stronger than that by the linear appliance. The control of the central incisor was stronger and more stable with the linear extended 2 mm appliance, while the control of the lateral incisor was stronger and more stable with the linear appliance. (4) The results showed that when using clear aligners to push molars distally, extending the edge of the appliance could improve the control of the molars and reduce the tilting movement of the teeth. The design of a straight extension margin of 2 mm for the central incisor and a straight edge for the lateral incisor can enhance the control of the anchorage incisor and reduce the labial inclination of the anterior teeth.

Key words: clear aligner; clear aligner treatment; molar distalization; film thickness; edge design; cutting line design; margin extended; three-dimensional finite element analysis; engineered dental material

Funding: Scientific Research Project of Health Commission of Heilongjiang Province, No. 20230808030397 (to LXG)

How to cite this article: CHENG YN, YU JZ, LIU YC, WU J, YU T, WANG L, LI XG. Three-dimensional finite element analysis of molar distalization with clear aligners with different thicknesses and edges. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2026;30(2):310-318.

0 引言 Introduction

无托槽隐形矫治器因舒适美观的特点被临床医生和患者广泛接受^[1],其作用方式是矫治器与移动牙齿不完全匹配产生矫治力,使牙齿小范围移动,从而达到矫治目的^[2]。相关临床研究显示无托槽隐形矫治的优势之一是推磨牙远中移动获得间隙^[3],从而使一些拔牙临界病例可以采取不拔牙的方案进行矫治^[4],但在矫治过程中会出现牙齿倾斜移动^[2, 5]、前牙支抗丧失^[6]、“嘴突”风险增加等情况^[7]。虽然无托槽隐形矫治器的应用很广泛,但其生物力学仍不明确,其矫治效果受矫治器厚度^[8]、边缘^[9]、材料属性^[10]、移动量和附件的影响^[11-13]。目前对矫治器厚度和边缘的研究主要集中在前牙^[14],对无托槽隐形矫治器推磨牙远中移动的研究主要集中在磨牙远移方式和颌间牵引加载上^[15-16],而对于不同厚度与边缘的无托槽隐形矫治器可否在推磨牙远中移动过程中起到积极作用的研究较少。

在不同的矫治系统下,无托槽隐形矫治器的设计各不相同,根据各生产商的建议,无托槽隐形矫治器的厚度范围为0.5-1.0 mm^[17],边缘形态主要有扇贝形、直线型和延伸至牙龈线以外的延长型^[18],边缘高度在0-4 mm之间^[19]。随着矫治器厚度的增加,无托槽隐形矫治器产生的矫治力也随之增加^[20]。COWLEY等^[18]通过实验发现,直线型和直线延

长2 mm矫治器的固位力高于扇贝形矫治器。有研究表明,直线型矫治器产生的矫治力大于扇贝形矫治器,但是在延长2 mm时两种边缘形态的矫治器并没有明显差异^[21]。另一项研究表明,直线延长2 mm的矫治器可产生更好的应力分布模式,并可以更好地表达复杂的牙齿运动^[22]。有研究认为对于中切牙唇腭向的整体移动,可使用边缘为直线延长2 mm、厚度0.3 mm的矫治器^[14]。同时咨询了国内膜片销售商,目前采用的最薄膜片厚度是0.4 mm。在推磨牙远中移动时,延长矫治器的边缘、减少矫治器厚度可否达到矫治目的,此次实验进行了相关分析。

评估无托槽隐形矫治器生物力学特性的研究方法主要有三维有限元分析法^[23]、应变计传感器^[24]、压力敏感膜等^[9]。三维有限元分析法是一种精确的数值工程工具,用于解决复杂的解析方程,已被广泛应用于各个领域,它可以即时计算出力加载后矫治器内产生的应力以及牙齿和牙周膜的生物力学反应,适用于临床前研究,无需进行临床操作,亦不产生不良反应。

鉴于此,此次实验使用三维有限元分析不同厚度与边缘无托槽隐形矫治器在推上颌第二磨牙远中移动时对中切牙、侧切牙和第二磨牙的控制情况,探讨其生物力学原理,旨在为无托槽隐形矫治器的设计提供理论基础。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 三维有限元分析。

1.2 时间及地点 实验于 2024 年 1-7 月在佳木斯大学口腔医学工程实验中心完成。

1.3 材料 锥形束 CT(Sirona 公司, 德国), 计算机 (Alienware 公司, 美国), Mimics 21.0 软件 (Materialise 公司, 比利时鲁汶), Geomagic Wrap 2021 软件 (3D System 公司, 美国), 3-matic 13.0 软件 (Materialise 公司, 比利时鲁汶), SolidWorks 2021 软件 (Dassault System 公司, 美国), Ansys Workbench 19.0 软件 (Swanson Analysis 公司, 美国)。

1.4 实验方法

1.4.1 模型建立

数据获取: 选择 1 名 24 岁磨牙关系为安氏 II 类的男性志愿者拍摄锥形束 CT。该志愿者口腔颌面部骨骼发育正常, 牙列完整, 上颌牙弓左右基本对称, 牙齿大小形态正常, 牙周组织健康, 双侧颞下颌关节无明显异常, 无正畸治疗史、无系统性疾病史。该志愿者对实验知情同意并签署知情同意书。实验方案已通过佳木斯大学附属口腔医院伦理委员会批准 (伦理审查编号: 2024-KQYY-XS-21)。

重建上颌牙列及上颌骨模型: 获取该志愿者的锥形束 CT 数据, 以 DICOM 格式储存, 导入 Mimics 21.0 软件中, 确定三维方向, 根据人体硬组织各部分的密度调整灰度阈值创建蒙版, 调整阈值范围, 分割和重建单个牙齿和上颌骨, 提取上颌牙列和上颌骨数据, 对上颌模型进行三维重建, 见图 1, 并以 STL 格式导出。然后导入到 Geomagic Wrap 2021 软件中, 对各个三维模型在 多边形工具栏中经过重画网格、去除钉状物、松弛、光滑等处理, 见图 2; 继续在精确曲面中进行探测和绘制轮廓线、构造和修理曲面片、构造格栅等操作, 见图 3, 以 STEP 格式导出。

建立牙周膜和牙槽骨模型: 在 Geomagic Wrap 2021 软件中, 将上颌牙齿模型整体向外偏移 0.2 mm 后进行实体化^[25], 作为牙周膜的构建工具, 并以 STEP 格式导出。将上述上颌骨、14 颗牙齿、14 颗牙周膜的初始模型导入 SolidWorks 2021 软件中, 通过布尔运算得到牙周膜和牙槽骨的三维模型, 见图 4。

建立无托槽隐形矫治器模型: 在 Geomagic Wrap 2021 软件中, 对上颌双侧第二磨牙远中移动 0.25 mm 后形成的牙列模型进行搭桥, 以 STL 格式导出。然后导入 3-matic 13.0 软件中画矫治器边缘线, 分别是沿正常牙龈缘设计的扇贝形边缘、沿牙龈顶点水平连线设计的直线型边缘、延伸至牙龈顶点以上 2 mm 设计的直线延长 2 mm 边缘、延伸至牙龈顶点以上 4 mm 设计的直线延长 4 mm 边缘, 分离矫治器内表面,

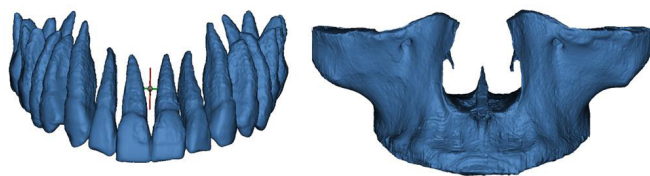


图 1 | Mimics 软件提取上颌牙列 (左) 和上颌骨 (右)
Figure 1 | Maxillary dentition (left) and maxillary bone (right) extracted using Mimics software

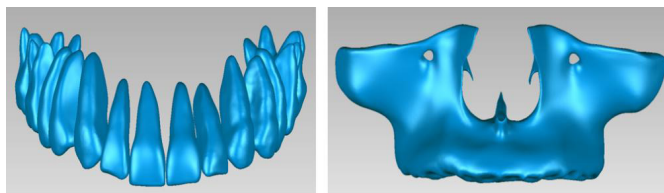


图 2 | Geomagic Wrap 软件精细化处理上颌牙列 (左) 和上颌骨 (右)
Figure 2 | Geomagic Wrap software refines the maxillary dentition (left) and maxilla (right)

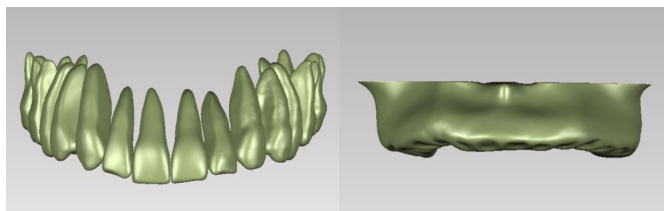


图 3 | Geomagic Wrap 软件实体化上颌牙列 (左) 和上颌骨 (右)
Figure 3 | Geomagic Wrap software solidifies the maxillary dentition (left) and maxilla (right)

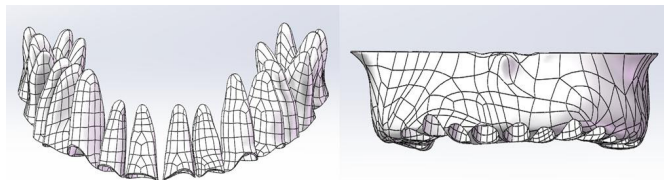
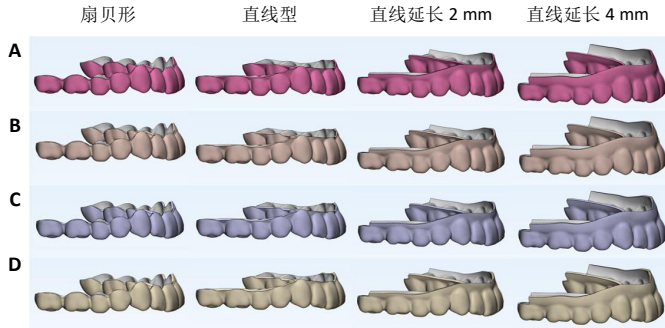


图 4 | SolidWorks 软件建立牙周膜 (左) 及牙槽骨 (右)
Figure 4 | SolidWorks software creates periodontal ligament (left) and alveolar bone (right)

通过抽壳向外分别扩展 0.4, 0.5, 0.625, 0.75 mm, 共生成 16 组无托槽隐形矫治器模型, 见图 5。实验分组见表 1。

建立有限元模型: 将上述建立好的无托槽隐形矫治器、上颌牙列、牙周膜和牙槽骨模型导入 SolidWorks 2021 软件中进行装配, 得到无托槽隐形矫治器-上颌牙列-牙周膜-牙槽骨的三维有限元模型, 见图 6, 并以 XT 格式保存。

1.4.2 有限元分析 将有限元模型导入 Ansys Workbench 19.0 软件中, 对模型各部分设置材料属性、划分网格、约束边界、建立坐标系等。



图注：图 A-D 分别为厚度 0.4, 0.5, 0.625, 0.75 mm 的矫治器模型。

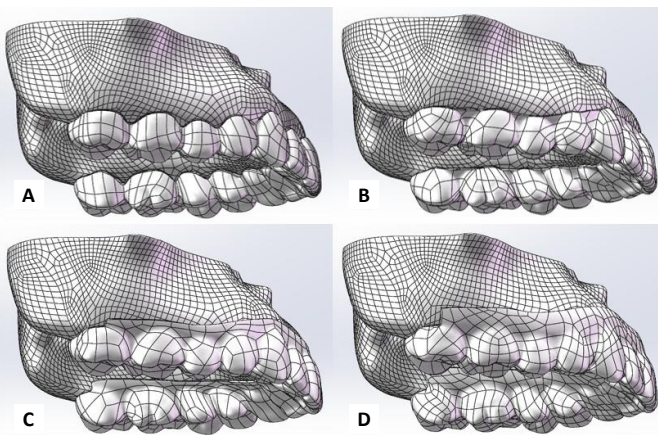
图 5 | 无托槽隐形矫治器模型

Figure 5 | Clear aligner model

表 1 | 实验分组

Table 1 | Experimental grouping

模型编号	矫治器厚度 (mm)	边缘设计
A1	0.4	扇贝形
A2	0.4	直线型
A3	0.4	直线延长 2 mm
A4	0.4	直线延长 4 mm
B1	0.5	扇贝形
B2	0.5	直线型
B3	0.5	直线延长 2 mm
B4	0.5	直线延长 4 mm
C1	0.625	扇贝形
C2	0.625	直线型
C3	0.625	直线延长 2 mm
C4	0.625	直线延长 4 mm
D1	0.75	扇贝形
D2	0.75	直线型
D3	0.75	直线延长 2 mm
D4	0.75	直线延长 4 mm



图注：A 为扇贝形矫治器装配后模型；B 为直线型矫治器装配后模型；C 为直线延长 2 mm 矫治器装配后模型；D 为直线延长 4 mm 矫治器装配后模型。

图 6 | 无托槽隐形矫治器 - 上颌牙列 - 牙周膜 - 牙槽骨三维有限元模型

Figure 6 | Clear aligner - maxillary dentition - periodontal ligament - alveolar bone three-dimensional finite element model

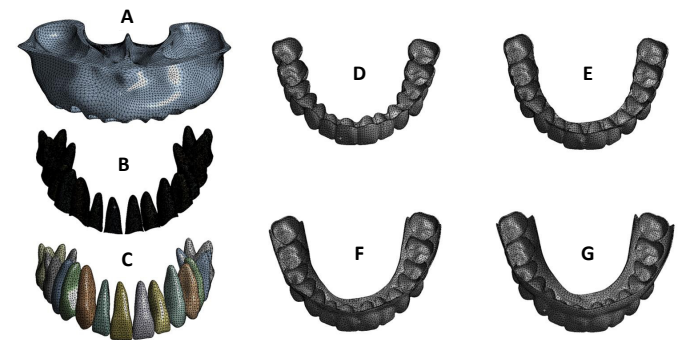
设置材料属性：假设无托槽隐形矫治器、牙齿、牙周膜和牙槽骨为各向同性、连续、均质的线性弹性材料。根据以往研究^[26]，各部分的材料属性见表 2。

表 2 | 无托槽隐形矫治器 - 上颌牙列 - 牙周膜 - 牙槽骨三维有限元模型中的材料属性

Table 2 | Material properties of clear aligner - maxillary dentition - periodontal ligament - alveolar bone three-dimensional finite element model

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
牙齿	19 600.00	0.30
牙槽骨	13 700.00	0.30
牙周膜	0.68	0.45
无托槽隐形矫治器	528.00	0.36

划分网格：将上颌骨的网格单元大小设定为 2 mm，牙齿和无托槽隐形矫治器的网格单元大小设定为 1 mm，牙周膜的网格单元大小设定为 0.2 mm，见图 7。各组模型的节点数与单元数见表 3。



图注：A 为完成网格划分的上颌骨；B 为完成网格划分的牙周膜；C 为完成网格划分的牙齿；D 为完成网格划分的扇贝形矫治器；E 为完成网格划分的直线型矫治器；F 为完成网格划分的直线延长 2 mm 矫治器；G 为完成网格划分的直线延长 4 mm 矫治器。

图 7 | 有限元模型划分网格

Figure 7 | Finite element model meshes

表 3 | 有限元模型总节点数与总单元数

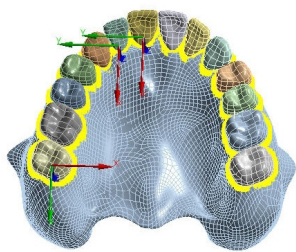
Table 3 | Total number of nodes versus total number of elements in the finite element models

模型编号	总节点数	总单元数
A1	2 069 819	1 142 645
A2	2 071 668	1 143 791
A3	2 079 347	1 147 839
A4	2 088 291	1 152 290
B1	2 064 965	1 140 258
B2	2 071 787	1 144 180
B3	2 082 126	1 149 680
B4	2 091 450	1 154 337
C1	2 066 175	1 141 232
C2	2 071 050	1 143 972
C3	2 082 648	1 150 212
C4	2 091 534	1 154 933
D1	2 065 822	1 141 384
D2	2 071 088	1 144 547
D3	2 085 728	1 152 630
D4	2 092 261	1 155 960

设定边界条件：此次研究将牙槽骨的边界约束类型设置为固定约束，牙周膜与牙槽骨、牙周膜与牙齿之间设置为绑定接触关系，相邻牙齿之间接触面设置为不分离，牙齿与无

托槽隐形矫治器之间设置为摩擦接触关系，摩擦系数为 0.2。在直线型、直线延长 2 mm 和直线延长 4 mm 组中，牙槽骨与无托槽隐形矫治器之间设置为摩擦接触关系，摩擦系数为 0.2。

建立坐标系：基于模型左右两侧基本对称，该研究仅对右侧的中切牙、侧切牙和第二磨牙进行分析讨论。使用共用坐标系建立上颌右侧坐标系，如图 8，设定 X 轴为颊舌方向，舌侧为正；Y 轴为近远中方向，远中为正；Z 轴为垂直方向，根方为正。



图注：X 轴为颊舌方向，舌侧为正；Y 轴为近远中方向，远中为正；Z 轴为垂直方向，根方为正。
图 8 | 上颌右侧坐标系
Figure 8 | Right maxillary coordinate system

施加载荷：无托槽隐形矫治器是在上颌双侧第二磨牙远移后的牙列模型上建立的，所以矫治器加载在初始牙列模型上时二者会产生过盈接触，发生弹性形变，产生的回弹力施加在上颌双侧第二磨牙区。

1.5 主要观察指标 上颌第二磨牙牙周膜等效应力均值、峰值及分布情况，第二磨牙等效应力及最大初始位移量，各组矫治器在推上颌第二磨牙远中移动时对中切牙、侧切牙、第二磨牙的控制能力 (R/C 值，即牙根移动量与牙冠移动量的比值，用牙齿在矢状向上的极值计算)。

2 结果 Results

2.1 各组模型中第二磨牙牙周膜等效应力均值、峰值及分布情况 16 组模型中第二磨牙牙周膜等效应力均值如图 9 所示。当矫治器厚度相同时，第二磨牙牙周膜等效应力随着矫治器边缘的延长而增大；当矫治器边缘相同时，第二磨牙牙周膜等效应力随着矫治器厚度的增加而增大。

各组模型中第二磨牙牙周膜等效应力峰值如图 10 所示。当矫治器厚度相同时，直线型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力峰值最大，直线延长型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力峰值比扇贝形矫治器组大，而直线延长 2 mm 矫治器组和直线延长 4 mm 矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力峰值相差不大；当矫治器边缘相同时，第二磨牙牙周膜等效应力峰值随矫治器厚度的增加而增大。

各组模型中第二磨牙牙周膜等效应力分布如图 11 所示。直线延长型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力分布比扇贝形

矫治器组、直线型矫治器组更均匀。直线型矫治器包裹牙槽嵴顶，相应牙周膜颈缘处等效应力增大；而直线延长型矫治器包裹面积增大，牙周膜等效应力分布也更均匀。

2.2 各组模型中第二磨牙等效应力及最大初始位移 16 组模型中第二磨牙等效应力如图 12 所示。当矫治器厚度相同时，第二磨牙等效应力随矫治器边缘的延长而增大；当矫治器边缘相同时，第二磨牙等效应力随矫治器厚度的增加而增大。第二磨牙最大初始位移量随矫治器边缘的延长而增大，随矫治器厚度的增加而增大，见图 13。

2.3 各组模型中第二磨牙、中切牙、侧切牙的控制情况

2.3.1 第二磨牙的控制情况 矫治器对牙齿移动的控制能力用 R/C 值表示^[21]，即牙根移动量与牙冠移动量的比值。此次研究所有模型中牙根与牙冠的移动趋势相反，因此该比值为负数，该比值越接近于 0，说明牙根与牙冠的相对移动量越小，矫治器对牙齿移动的控制效果就越好。当矫治器厚度相同时，扇贝形矫治器对第二磨牙的控制最差；当矫治器边缘相同时，随矫治器厚度的增加，直线延长型矫治器对第二磨牙的控制逐渐强于直线型矫治器，见图 14。

2.3.2 中切牙和侧切牙的控制情况 直线延长 2 mm 矫治器对中切牙的控制较强且稳定，直线延长 4 mm 矫治器对中切牙的控制不稳定，见图 15。直线型矫治器对侧切牙的控制较强且稳定，直线延长 2 mm 矫治器对侧切牙的控制不稳定，见图 16。

3 讨论 Discussion

对于轻度拥挤的错殆畸形病例，临床中常采用推磨牙远移的方式来扩展间隙、解除拥挤。传统磨牙远移装置有依赖型矫治器如头帽口外弓、头帽 J 钩等，它们需要患者高度配合；非依赖型矫治器如摆式、Jones jig 等，这些矫治器异物感明显^[27-28]。近年来因舒适美观等优点逐渐被医生和患者接受的无托槽隐形矫治器在推磨牙远移方面具有显著优势，但是在矫治过程中容易出现磨牙远中倾斜移动、前牙唇倾等情况，从而影响治疗效果。无托槽隐形矫治器的生物力学非常复杂，对其矫治效果有显著影响的因素有矫治器厚度和边缘设计。因此，此次研究模拟临床病例，通过建立不同厚度与边缘的上颌双侧第二磨牙远中移动的无托槽隐形矫治器-上颌牙列-牙周膜-牙槽骨三维有限元模型，在 Ansys Workbench 19.0 软件中进行设计并计算。

临床中常用 0.75 mm 厚、扇贝形的 D1 组矫治器^[29]，分析实验结果如表 4，因此在进行推磨牙远中移动时，可以考虑用厚度为 0.5 mm、边缘为直线延长型的矫治器来替代临床中常用的 D1 矫治器，矫治器变薄，患者在矫治过程中更

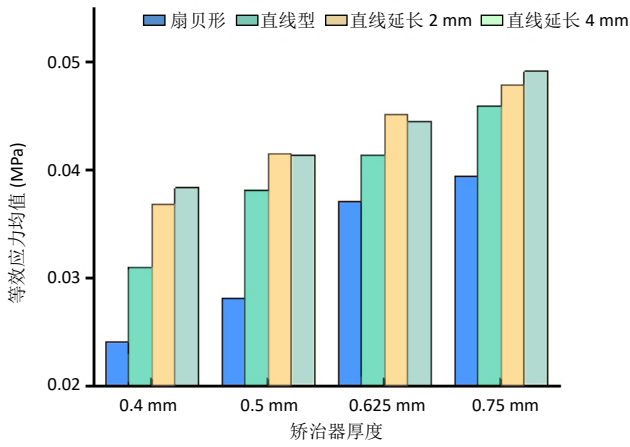


图 9 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙牙周膜等效应力均值
Figure 9 | Mean equivalent stress of the periodontal ligament of the second molar of clear aligner models of each group

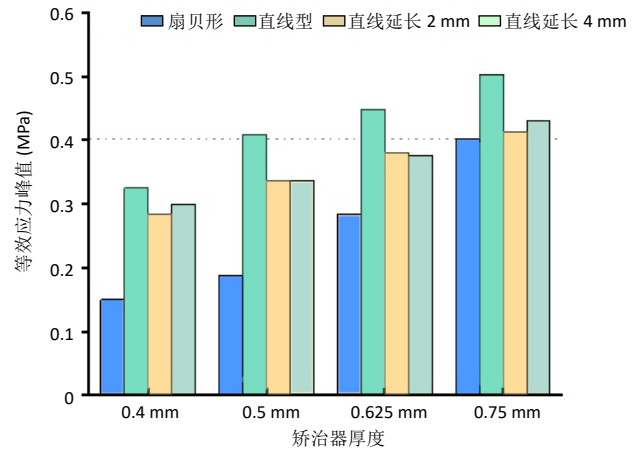
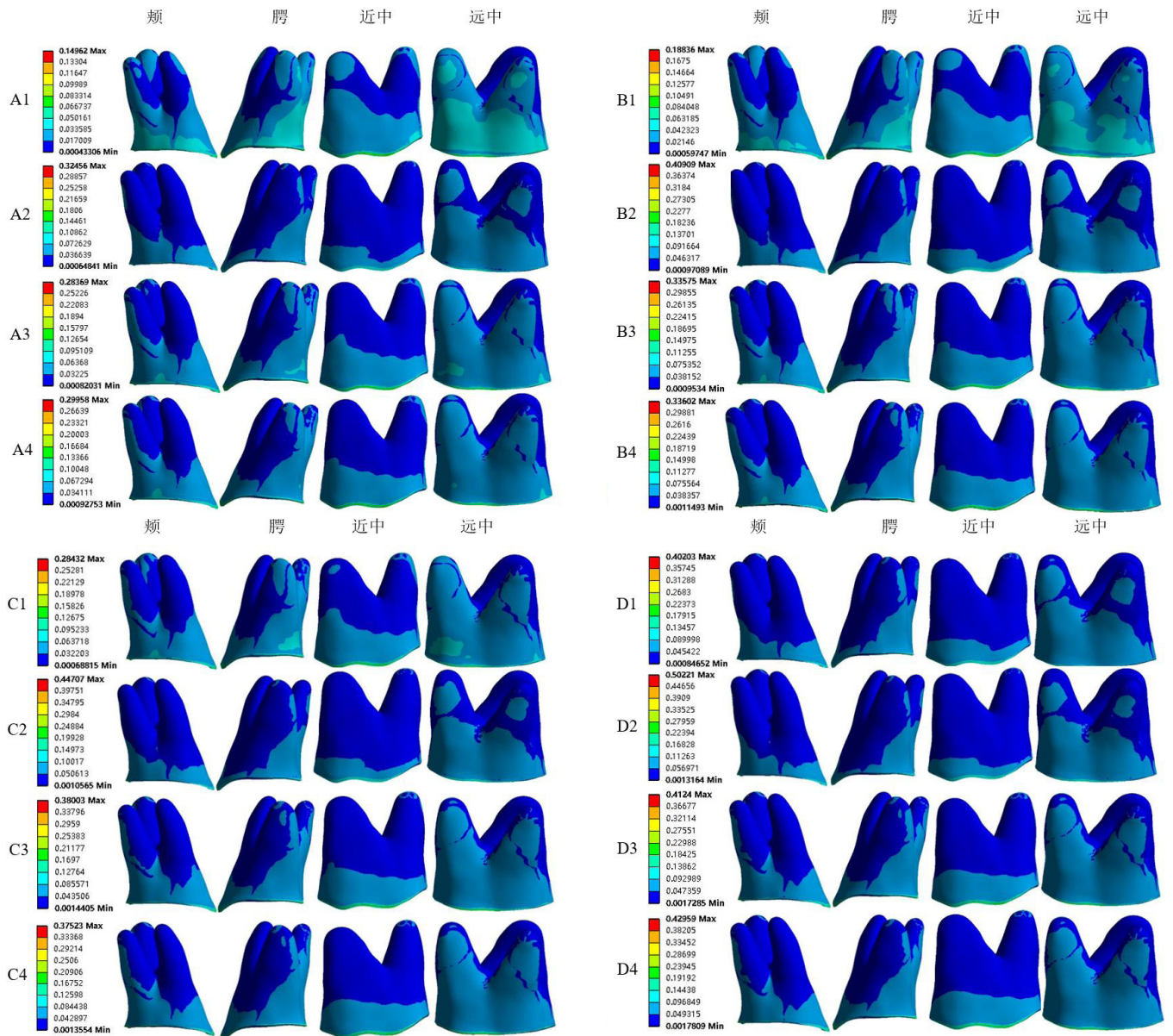


图 10 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙牙周膜等效应力峰值
Figure 10 | Peak equivalent stress in the periodontal ligament of the second molar of clear aligner models of each group



图注：图中 A-D 分别代表厚度 0.4, 0.5, 0.625, 0.75 mm 的矫治器，1-4 分别代表扇贝形矫治器、直线型矫治器、直线延长 2 mm 矫治器、直线延长 4 mm 矫治器。直线延长型矫治器组第二磨牙牙周膜等效应力分布比扇贝形矫治器组、直线型矫治器组更均匀。

图 11 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙牙周膜等效应力分布
Figure 11 | Equivalent stress distribution in the periodontal ligament of the second molar of clear aligner models of each group

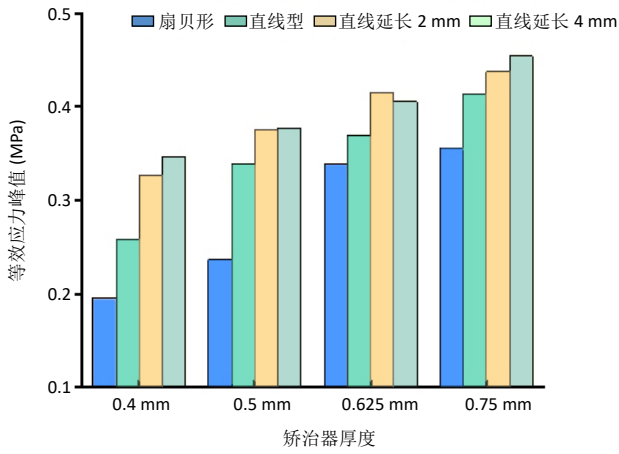
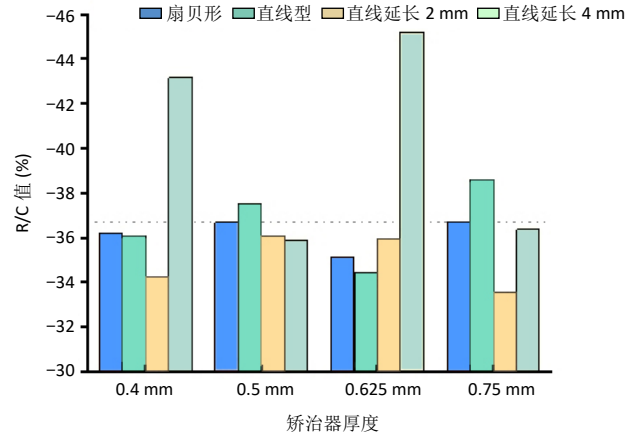


图 12 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙等效应力
Figure 12 | Equivalent stress of the second molar of clear aligner models of each group



图注: R/C 值为牙根移动量与牙冠移动量的比值。
图 15 | 各组无托槽矫治模型中中切牙 R/C 值
Figure 15 | R/C values of central incisors of clear aligner models of each group

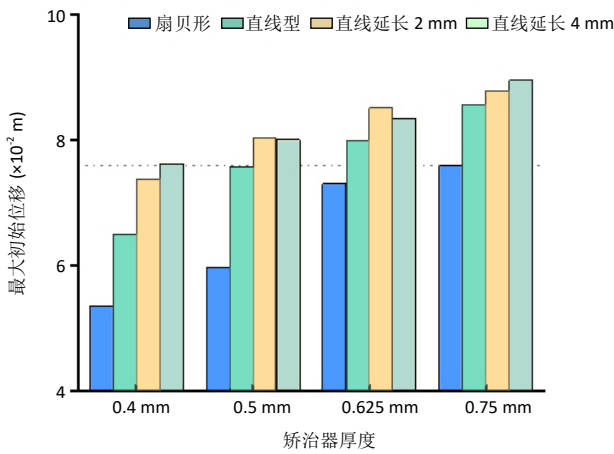
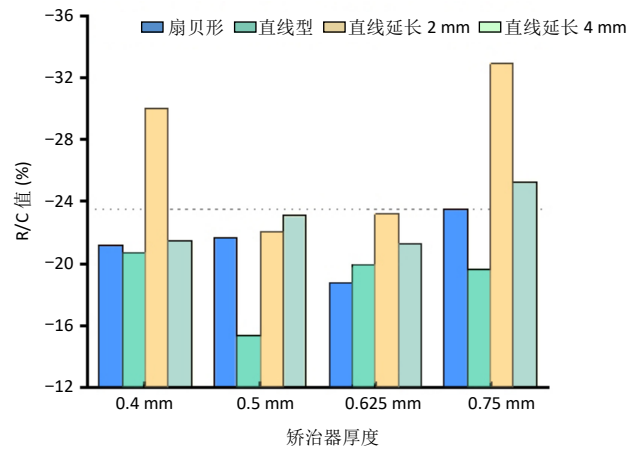
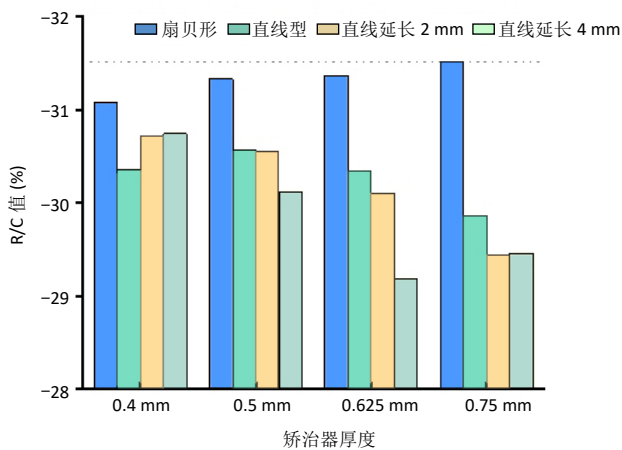


图 13 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙最大初始位移量
Figure 13 | Maximum initial displacement of the second molar of clear aligner models of each group



图注: R/C 值为牙根移动量与牙冠移动量的比值。
图 16 | 各组无托槽矫治模型中侧切牙 R/C 值
Figure 16 | R/C values of lateral incisors of clear aligner models of each group



图注: R/C 值为牙根移动量与牙冠移动量的比值。
图 14 | 各组无托槽矫治模型中第二磨牙 R/C 值
Figure 14 | R/C values of the second molar of clear aligner models of each group

表 4 | 可替代 D1 的薄矫治器
Table 4 | A thin appliance that can replace D1

参考指标	优于 D1 组
第二磨牙牙周膜等效应力峰值	A1、A2、A3、A4、B1、B3、B4、C1、C3、C4
第二磨牙最大初始位移	A4、B3、B4、C2、C3、C4
第二磨牙 R/C 值	A1、A2、A3、A4、B1、B2、B3、B4、C1、C2、C3、C4
中切牙 R/C 值	A1、A2、A3、B1、B3、B4、C1、C2、C3
侧切牙 R/C 值	A1、A2、A4、B1、B2、B3、B4、C1、C2、C3、C4

表注: R/C 值为牙根移动量与牙冠移动量的比值。A-D 分别代表厚度 0.4, 0.5, 0.625, 0.75 mm 的矫治器, 1-4 分别代表扇贝形矫治器、直线型矫治器、直线延长 2 mm 矫治器、直线延长 4 mm 矫治器。

舒适, 同时也更符合轻力矫治的概念^[30], 但其效果仍需要临床验证。

此次实验不仅对矫治牙位即第二磨牙进行了分析, 还对临床中容易出现支抗丧失的前牙进行了分析, 分析结果发

现, 相同厚度和边缘的矫治器在推上颌第二磨牙远中移动时, 对中切牙、侧切牙和第二磨牙的控制能力并不相同, 初始位移量增大, R/C 值不一定增大, 矫治器对牙齿移动的控制能力并不一定增强, 分析与志愿者的牙齿解剖结构及其周围组织结构有关^[31]。影响牙齿移动的因素主要有 2 个, 一个是施加的矫治力, 取决于力的作用点、方向和大小; 另一个是牙齿的阻抗中心。实现目标牙齿特定方向的整体移动, 矫治力应该通过其阻抗中心, 牙齿的阻抗中心与牙根的几何中心基本相一致。上颌第二磨牙的阻抗中心在根分叉向根尖方向 1.0–2.0 mm, 因此需要无托槽隐形矫治器作用在牙龈缘处的力大于牙尖处, 否则会出现倾斜移动, 此次研究结果显示所有矫治器均无法实现这一点。扇贝形矫治器产生的矫治力距离阻抗中心较远, 易发生倾斜移动, 而直线延长型矫治器在靠近牙龈区域的地方可以施加更大的力, 更靠近阻抗中心, 对目标牙齿的控制更强, 牙齿更倾向于整体移动。中切牙和侧切牙为单根牙, 阻抗中心位于牙长轴上近牙槽嵴端, 为根长的 1/3–1/2, 侧切牙的阻抗中心相较于中切牙更靠近牙槽嵴, 因此直线型矫治器对侧切牙的控制要好, 直线延长 2 mm 矫治器对中切牙的控制要好; 而直线延长 4 mm 矫治器对中切牙的控制不稳定, 直线延长 2 mm 矫治器对侧切牙的控制不稳定, 分析原因可能与志愿者的颌骨解剖形态有关, 该志愿者为安氏 II 类 2 分类患者, 切牙周围颌骨表面较凸出, 模型导入 Ansys 中划分网格后模型中节点间过早接触导致。

此次研究中没有涉及附件。附件主要起到增加矫治器固位和辅助牙齿移动的作用, 牙齿移动的临床表达更多地依赖矫治方案的精确设计和矫治器材料的选择, 而不仅仅是附件^[32]。有临床研究显示, 远移上颌磨牙时有无使用附件的矫治效果未见明显差异^[6, 33]; 适合度高且固位良好的矫治器可以传递更大的力, 实现更准确的牙齿移动, 因此, 在磨牙上设计附件的主要目的是增强矫治器在磨牙区的固位。另外, 临床中常将矫治器边缘修整成扇贝形, 制作过程中的热压、抛光等操作会使材料变弱、边缘过度柔韧, 导致矫治器颈部力量减小, 对牙齿的固位较差; 然而当采用直线延长型边缘时, 抛光步骤减少, 矫治器的固位会增强, 同时可以减少用于固位的附件^[34]。也有文献表明, 延长矫治器边缘可以增强对牙齿移动的控制, 在某些情况下可以替换附件^[35], 因此, 未设计附件并不影响此次研究的适用性。

该研究也存在一些局限性: ①虽然三维有限元分析是目前正畸生物力学体外研究中最常用且是唯一将牙周组织纳入研究的应力分析方法, 是一种可靠、有效、非侵入性技术, 但是数值结果和临床结果之间可能存在差异。三维有限元分析不能探索时间因素在矫治中的影响, 仅模拟了矫治器

戴入时产生的瞬时力学效应, 而正畸牙齿移动是一个动态的过程; 也没有模拟口腔内环境随时间引起的矫治器材料特性变化^[36]。②目前制作矫治器主要采用热压成型的方式, 热压成型过程中膜片在牙齿模型上被拉伸成型, 厚度会大幅度减少 60%–75%, 最薄处在牙龈边缘附近^[9, 37], 此次研究为了简化模型和可重复实验, 建立 4 种厚度均匀的矫治器模型, 因此建议 3D 打印矫治器^[38], 获得厚度均匀的矫治器。③三维有限元分析采用理想化的材料属性, 而材料类型也会影响力的分布, 从而影响牙齿移动, 这都需要进行严格的临床研究来进一步验证, 未来也需要使用更复杂的数字化模拟和人工智能模型来进行研究。

结论: 牙周膜等效应力、牙齿等效应力和牙齿位移量呈正相关。直线延长型矫治器可以使矫治力分布更均匀。使用无托槽隐形矫治器推磨牙远中移动时, 延长矫治器边缘可增强对磨牙的控制, 减少牙齿倾斜移动; 对中切牙设计直线延长 2 mm 边缘、侧切牙设计直线型边缘, 可增强对支抗切牙的控制, 减少前牙唇倾。理论上可以使用 0.5 mm 直线延长型矫治器推磨牙远中移动。

作者贡献: 实验设计与实验实施为程亚男, 实验评估为李晓光、于佳志, 资料收集为刘印倡、吴杰、于彤、王璐, 程亚男成文, 李晓光审核。

利益冲突: 文章的全部作者声明, 在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章, 根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享 4.0”条款, 在合理引用的情况下, 允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展, 同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献, 并为之建立索引, 用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专业反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。文章经小同行外审专家双盲外审, 同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] GAO M, YAN X, ZHAO R, et al. Comparison of pain perception, anxiety, and impacts on oral health-related quality of life between patients receiving clear aligners and fixed appliances during the initial stage of orthodontic treatment. *Eur J Orthod.* 2021;43(3):353-359.
- [2] ROSSINI G, PARRINI S, CASTROFLORIO T, et al. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod.* 2015;85(5):881-889.
- [3] 谢贤聚. 无托槽隐形矫治技术推磨牙向远中的机制与优势 [J]. *中国实用口腔科杂志*, 2019, 12(8):459-463.
- [4] 赖文莉. 无托槽隐形矫治技术推磨牙向后的临床应用策略 [J]. *国际口腔医学杂志*, 2019, 46(4):373-382.

- [5] CARUSO S, NOTA A, EHSANI S, et al. Impact of molar teeth distalization with clear aligners on occlusal vertical dimension: a retrospective study. *BMC Oral Health*. 2019;19(1):182.
- [6] SIMON M, KEILIG L, SCHWARZE J, et al. Treatment outcome and efficacy of an aligner technique--regarding incisor torque, premolar derotation and molar distalization. *BMC Oral Health*. 2014;14:68.
- [7] 程钰迅, 金作林, 马艳宁, 等. 无托槽隐形矫治生物力学研究进展 [J]. *中华口腔正畸学杂志*, 2022,29(3):169-172.
- [8] SEO JH, EGHAN-ACQUAH E, KIM MS, et al. Comparative Analysis of Stress in the Periodontal Ligament and Center of Rotation in the Tooth after Orthodontic Treatment Depending on Clear Aligner Thickness-Finite Element Analysis Study. *Materials (Basel)*. 2021;14(2):324.
- [9] ELSHAZLY TM, KEILIG L, SALVATORI D, et al. Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: An in vitro study. *J Dent*. 2022;125:104276.
- [10] HO CT, HUANG YT, CHAO CW, et al. Effects of different aligner materials and attachments on orthodontic behavior. *J Dent Sci*. 2021;16(3):1001-1009.
- [11] LI X, REN C, WANG Z, et al. Changes in force associated with the amount of aligner activation and lingual bodily movement of the maxillary central incisor. *Korean J Orthod*. 2016;46(2):65-72.
- [12] ELSHAZLY TM, BOURAUDEL C, ALDESOKI M, et al. Computer-aided finite element model for biomechanical analysis of orthodontic aligners. *Clin Oral Investig*. 2023;27(1):115-124.
- [13] ELKHOLY F, MIKHAIL B, REPKY S, et al. Effect of different attachment geometries on the mechanical load exerted by PET-G aligners during derotation of mandibular canines: An in vitro study. *J Orofac Orthop*. 2019;80(6):315-326.
- [14] ELSHAZLY TM, BOURAUDEL C, CHAVANNE P, et al. Numerical biomechanical finite element analysis of different trimming line designs of orthodontic aligners: An in silico study. *J World Fed Orthod*. 2024;13(2):65-71.
- [15] 雷鹤, 陶洪, 罗晶, 等. 不同II类牵引模式对无托槽隐形矫治磨牙远移作用的比较: 三维有限元研究 [J]. *中华口腔正畸学杂志*, 2021, 28(3):152-156.
- [16] 雷鹤, 高冲, 吴冬雪, 等. 隐形矫治磨牙远移的三维有限元分析 [J]. *口腔医学*, 2021,41(8):692-698.
- [17] 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):278-281.
- [18] COWLEY DP, MAH J, O'TOOLE B. The effect of gingival-margin design on the retention of thermoformed aligners. *J Clin Orthod*. 2012;46(11):697-702,705.
- [19] KIM TW, ECHARRI P. Clear aligner: an efficient, esthetic, and comfortable option for an adult patient. *World J Orthod*. 2007;8(1):13-18.
- [20] KOHDA N, IJIMA M, MUGURUMA T, et al. Effects of mechanical properties of thermoplastic materials on the initial force of thermoplastic appliances. *Angle Orthod*. 2013;83(3):476-483.
- [21] LYU X, CAO X, YAN J, et al. Biomechanical effects of clear aligners with different thicknesses and gingival-margin morphology for appliance design optimization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2023;164(2):239-252.
- [22] ELSHAZLY TM, SALVATORI D, ELATTAR H, et al. Effect of trimming line design and edge extension of orthodontic aligners on force transmission: A 3D finite element study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;140:105741.
- [23] BARONE S, PAOLI A, RAZIONALE AV, et al. Computational design and engineering of polymeric orthodontic aligners. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2017;33(8):e2839.
- [24] TRAVERSA F, CHAVANNE P, MAH J. Biomechanics of clear aligner therapy: Assessing the influence of tooth position and flat trimline height in translational movements. *Orthod Craniofac Res*. 2024. doi: 10.1111/ocr.12796.
- [25] QIAN Y, FAN Y, LIU Z, et al. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23 Suppl 1:S48-S52.
- [26] LIU JQ, ZHU GY, WANG YG, et al. Different biomechanical effects of clear aligners in bimaxillary space closure under two strong anchorages: finite element analysis. *Prog Orthod*. 2022;23(1):41.
- [27] BOZKAYA E, TORTOP T, YUKSEL S, et al. Evaluation of the effects of the hybrid Pendulum in comparison with the conventional Pendulum appliance. *Angle Orthod*. 2020;90(2):194-201.
- [28] VILANOVA L, HENRIQUES J, PATEL MP, et al. Class II malocclusion treatment changes with the Jones jig, Distal jet and First Class appliances. *J Appl Oral Sci*. 2020;28:e20190364.
- [29] 刘妍. 无托槽隐形矫治临床应用的优势与不足 [J]. *中华口腔医学杂志*, 2017, 52(9):538-542.
- [30] SUN W, XIA K, HUANG X, et al. Knowledge of orthodontic tooth movement through the maxillary sinus: a systematic review. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):91.
- [31] 何梦佳, 周宇, 王思婕, 等. 无托槽隐形矫治器推上颌磨牙远移的效率及影响因素研究进展 [J]. *口腔医学*, 2022,42(9):851-855.
- [32] ELKHOLY F, WEBER S, REPKY S, et al. Are aligners capable of inducing palatal bodily translation or palatal root torque of upper central incisors? A biomechanical in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2023;27(8):4289-4300.
- [33] SIMON M, KEILIG L, SCHWARZE J, et al. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014;145(6):728-736.
- [34] PUTRINO A, BARBATO E, GALLUCCIO G. Clear Aligners: Between Evolution and Efficiency-A Scoping Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(6):2870.
- [35] ELSHAZLY TM, BOURAUDEL C, ALDESOKI M, et al. Effect of attachment configuration and trim line design on the force system of orthodontic aligners: A finite element study on the upper central incisor. *Orthod Craniofac Res*. 2024. doi: 10.1111/ocr.12779.
- [36] ELSHAZLY TM, NANG D, GOLKHANI B, et al. Effect of thermomechanical aging of orthodontic aligners on force and torque generation: An in vitro study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;143:105911.
- [37] GOLKHANI B, WEBER A, KEILIG L, et al. Variation of the modulus of elasticity of aligner foil sheet materials due to thermoforming. *J Orofac Orthop*. 2022;83(4):233-243.
- [38] JINDAL P, JUNEJA M, SIENA FL, et al. Mechanical and geometric properties of thermoformed and 3D printed clear dental aligners. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019;156(5):694-701.

(责任编辑: 关伟, 邱杨, 张楠)