文章编号:1004-7220(2025)04-0807-07

拔牙病例隐形矫治内收前牙的有限元研究进展

金意欣, 王沛棋, 靳晓晗, 薛超然, 韩向龙
(口腔疾病防治全国重点实验室;国家口腔医学中心;国家口腔疾病临床医学研究中心;
四川大学华西口腔医院 口腔正畸科, 成都 610041)

摘要:随着我国经济的发展和隐形矫治技术的进步,隐形矫治已成为错殆畸形的重要治疗手段。然而在拔牙后前牙内收病例中,受限于其三维力学控制能力,易出现前牙舌倾、覆殆加深及后牙支抗丧失等问题,增加治疗难度与不确定性。有限元分析作为模拟复杂生物力学行为的有效工具,能量化牙齿位移与牙周应力分布,为优化矫治设计提供理论支持。本文聚焦拔牙病例中隐形矫治器用于前牙内收的有限元研究进展,总结该过程牙齿移动特征,并探讨矫治器参数、移动模式、附件设计、辅助装置等关键因素对移动效果的影响。最后,展望有限元技术在动态仿真与个性化建模方面的发展趋势,以期为提升治疗可预测性与临床效果提供参考。

关键词: 隐形矫治器; 拔牙病例; 前牙内收; 正畸牙齿移动; 有限元分析; 生物力学
中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A
DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.04.002

Advances in Finite Element Analysis of Anterior Tooth Retraction with Clear Aligners in Extraction Cases

JIN Yixin, WANG Peiqi, JIN Xiaohan, XUE Chaoran, HAN Xianglong
(*State Key Laboratory of Oral Diseases*; *National Center for Stomatology*; *National Clinical Research Center for Oral Diseases*; *Department of Orthodontics*, *West China Hospital of Stomatology*, *Sichuan University*, *Chengdu 610041*, *China*)

Abstract: With the advancement of economic development and clear aligner technology, invisible orthodontics has become an important treatment approach for malocclusion. However, in extraction cases involving anterior tooth retraction, the limited three-dimensional force control of aligners often leads to lingual tipping of incisors, deepened overbite, and anchorage loss of posterior teeth, thereby increasing the complexity and uncertainty of orthodontic treatment. As an effective tool for simulating complex biomechanical behaviors, finite element analysis (FEA) enables quantitative assessment of tooth movement and stress distribution in the periodontium, providing theoretical support for optimizing aligner design. This review focuses on FEA studies of anterior tooth retraction using clear aligners in extraction cases, summarizes tooth movement characteristics, and discusses key influencing factors including aligner parameters, movement patterns, attachment design, and auxiliary appliances. Finally, the future directions of FEA in dynamic simulation and personalized modeling are explored to support more predictable and effective clinical outcomes.

Key words: clear aligners; extraction cases; anterior tooth retraction; orthodontic tooth movement; finite element analysis; biomechanics

收稿日期:2025-04-30; **修回日期:**2025-06-05
基金项目:国家重点研发计划项目(2024YFC2510700),国家自然科学基金青年科学基金项目(82401170),四川省自然科学基金创新研究群体(2025NSFTD0026)
通信作者:韩向龙,教授,E-mail:xhan@scu.edu.cn

错𬌗畸形是口腔三大常见多发病之一,严重影响患者的牙颌功能、颜面美观及身心健康。近年来,隐形矫治凭借其美观性、舒适度及易清洁性等优势,成为错𬌗畸形的重要治疗手段[1]。随着矫治器材料的发展与数字化技术的进步,隐形矫治的适应证范围由早期仅限于轻中度牙列不齐,逐步拓展至复杂错𬌗畸形,能够满足大部分类型的错畸形治疗要求[2]。

在正畸治疗中,通过拔牙获取间隙、内收前牙是解决牙列拥挤程度和协调侧貌的常用方案,但该过程三维力学控制难度显著高于非拔牙病例[3]。隐形矫治器依赖材料弹性形变传递矫治力,控根移动难,在前牙内收时易出现前牙舌向倾斜、覆合加深及后牙支抗丧失等"过山车效应",延长治疗时间、增加治疗不确定性[4]。因此,对该过程的生物力学进行深入解析,是优化矫治方案的关键切入点。

有限元分析作为一种用于计算复杂结构应力与应变的数值模拟方法,可通过离散化建模将复杂口腔结构转化为有限单元网络,精确解析隐形矫治过程中矫治器-牙体-牙周组织的力学相互作用[5-6]。在拔牙病例中,有限元分析不仅可以量化前牙内收时的应力分布规律与牙齿位移特征,还可通过参数化模拟优化矫治器设计与力学加载方案,显著提升治疗可预测性并降低临床试错成本[7]。因此,通过有限元分析揭示隐形矫治前牙内收的生物力学问题,对进一步提升隐形矫治技术的临床疗效具有重要意义。

本文综述拔牙病例中使用隐形矫治器进行前牙内收的有限元研究进展,旨在探讨该过程的生物力学原理与影响因素,以期为临床方案优化提供理论依据。

1 隐形矫治器用于拔牙病例前牙内收的生物力学基础

正畸牙移动的核心机制在于牙周组织对矫治力的生物响应与牙槽骨的适应性重塑,遵循"压力-张力"理论,即当矫治力作用于牙体,压力侧牙周膜压缩,破骨细胞活化并启动骨吸收;而张力侧牙周膜拉伸,激活成骨细胞活性并促进新骨形成[8-9]。在拔牙病例中,前牙内收过程通常伴随较大范围的牙移动,此时隐形矫治器产生矫治力。隐形矫治器通过与牙齿表面预设的几何偏差产生弹性形变,形成储能并释放回弹力,经由牙冠传导至牙根及牙周膜,引发组织改建,从而决定牙齿的移动方式及其潜在风险[10-11]。

不同于传统弓丝-托槽系统的刚性传导,隐形矫治器的力学传递具有非线性、滞后性与力值衰减等特点,且矫治力大小、方向、作用点较难精确控制[12]。在拔牙后前牙内收的病例中,这种三维力学控制的局限性尤为突出。在前牙矢状向移动的过程中需要实现转矩控制,隐形矫治器仅靠纯弹性形变产生的控根效果远小于固定矫治,且矫治器材料应力松弛可能导致应力衰减,降低牙移动效率。为了实现有效控制牙齿移动方式,临床需结合过矫治设计及附件、支抗装置等辅助设计,以补偿其生物力学不足[13]。

依据力矩/力比(M/F)的不同,隐形矫治器在前牙内收时可出现3种移动模式:① 倾斜移动。隐形矫治器包绕牙冠,若缺乏特殊结构与附件辅助,M/F 较低,牙齿多以根尖1/3为旋转中心发生冠舌向倾斜,牙周膜应力易集中于上颌中切牙舌侧根尖区、侧切牙舌侧颈部和根尖区及尖牙远中颈部[14],牙根与牙槽骨吸收风险高;② 整体移动。通过附件等装置形成力偶,可增加 M/F,使旋转中心上移至根中1/2,使根冠位移比接近1。此模式下牙周膜应力分布更均匀,有效降低应力集中程度,降低牙根吸收风险[15];③ 控根移动。通过腭侧附件或微种植钉支抗等可施加根舌向转矩,实现"冠不动、根内收"的牙移动模式,此时牙周膜张力侧集中于根尖1/3区,成骨活动显著增强。深入理解上述生物力学原理,有助于优化隐形矫治器在拔牙病例中前牙内收的设计与力学加载方案,提升治疗可预测性与安全性。

2 有限元分析在拔牙后前牙内收病例中的应用基础

2.1 有限元法的基本原理与建模流程

有限元分析通过将连续的口腔结构离散为有限个单元,将复杂的力学问题转化为线性方程组求解,从而获得应力、应变及位移的三维分布结果。

2.1.1 几何建模 通过锥形束计算机断层(cone beam computed tomography, CBCT)扫描获取患者牙

颌结构数据,利用 Mimics 等软件重建三维实体模型,重点细化牙周膜(厚度约 0.2 mm)、矫治器等关键结构(见图 1)。

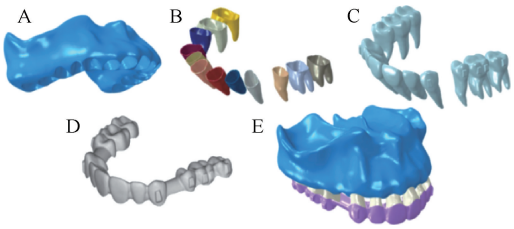

图 1 三维有限元模型[16]

Fig. 1 Three-dimensional finite element model[16]

注:(A)牙槽骨;(B)牙周韧带;(C)拔除第一前磨牙后的上颌牙列;(D)隐形矫治器;(E)组装研究模型。

2.1.2 *材料属性赋值* 牙齿设为均质弹性体,矫治器根据材料类型赋予不同弹性参数,牙周膜简化为具有黏弹性特性的薄层结构,采用超弹性本构模型表征其非线性力学行为;颌骨(含牙槽骨)则视为多孔弹性体,区分皮质骨与松质骨的弹性模量和泊松比参数,以更贴近真实生理环境下的力学响应。

2.1.3 *接触关系与边界约束* 通常固定颌骨底面及后缘,模拟咀嚼肌约束;将附件和牙齿、牙齿和牙周膜、牙周膜和牙槽骨等设定为绑定接触关系,而隐形矫治器和牙齿之间设定为摩擦接触关系。

2.2 关键力学指标与临床意义

有限元分析不仅可提供三维静力或瞬态响应的图像化结果,还可提取关键生物力学指标(见表 1),指导临床正畸治疗设计。

表 1 口腔正畸有限元模型构建参数与结果评价指标

Tab. 1 Construction Parameters and result indicators of finite element models in orthodontics

指标	指标释义
构建参数	
牙齿/牙周组织三维建模	前牙及牙周膜、牙槽骨的精确三维几何结构(基于 CT/MRI 数据)
牙齿/牙周组织特性	牙齿弹性模量、泊松比;牙周膜非线性弹性参数;牙槽骨骨密度属性等
矫治器几何参数	隐形矫治器的厚度、边缘形态及与牙面的贴合度
矫治器材料特性	矫治器的弹性模量、泊松比、断裂强度等力学特性
边界与约束条件	牙槽骨底部固定约束、牙周膜边界条件
矫治力加载方式	矫治器施加的力值、力的作用方向
接触设置	矫治器与牙面的接触类型及摩擦系数
网格划分参数	单元类型、网格密度
结果指标	
牙齿移动量	前牙内收(矢状向)位移量、垂直向位移量、旋转角度等
牙周组织主应力	单元内内拉/压应力状态(正值为拉应力,负值为压应力);
矫治器应力分布	矫治器自身的力分布状态,用于评估矫治器应力集中情况
von Mises 应力	牙周膜及牙槽骨的应力分布状态,用于评估组织应力集中情况
牙齿移动效率系数	单位力作用下的内收位移量,反映矫治器力学设计效率
牙周组织损伤风险	应力超过牙周膜生理阈值的区域占比

2.2.1 *von Mises 应力* 又称等效应力,是三维坐标系中复杂力学问题简化后的应力分布,反映牙周膜及牙槽骨的综合受力状态,von Mises 应力较为集中时,不利于牙体牙周健康。

2.2.2 *主应力* 在有限元中,某个单元中应力数值大小是对拉伸和压缩应力区的描述,其最大的正值为最大主应力,表示拉应力,最小的负值为最小主应力,表示压应力。

2.2.3 *牙齿位移矢量* 通过根冠位移比区分整体移动与倾斜移动,是评估矫治效率的核心指标。

有限元分析为复杂正畸力学问题提供了精准的三维量化手段,弥补了传统实验研究在组织建模与力学参数提取方面的不足。

3 拔牙病例中隐形矫治器内收前牙的关键影响因素分析

在隐形矫治拔牙病例中,前牙内收的效果受到多个因素的共同影响,包括矫治器物理参数、牙齿移动模式、附件设计、辅助支抗系统。

3.1 矫治器几何参数

矫治器的厚度、材料与结构设计直接影响力学传递与应力分布,进而牙齿移动效果与效率。

3.1.1 矫治器厚度 矫治器厚度是影响矫治力大小和牙齿移动效果的关键因素[17]。研究表明,较厚的矫治器能够提供更大的最大应力,从而提高牙齿移动效率并更好地控制牙齿移动方向,减少前牙倾斜移动[18]。Alhasyimi 等[19]指出,0.75~0.85 mm 是前牙内收的理想厚度范围,既能提供有效矫治力,又能提供均匀的牙周膜应力,保证牙周安全。部分学者创新性地提出矫治器的局部增厚策略以达到局部力学性能优化,如通过适度增厚后牙区矫治器,可以减少前牙内收时的支抗牙近中倾斜[16]。

3.1.2 材料特性 常用材料如聚氨酯/聚碳酸酯(thermoplastic polyurethanes/polycarbonate, TPU/PC)与聚对苯二甲酸乙二醇酯改性(polyethylene terephthalate glycol-modified,PETG)等均能满足基本矫治需求。但 Chen 等[20]研究发现,TPU/PC 在牙周膜中产生的主应力以及在牙槽骨内诱导的 von Mises 应力和应变均略高于 PETG 材料,提示其在大量前牙内收等大范围牙移动场景中可能更为适用。材料的力学特性(如弹性模量、硬度等)直接影响矫治力传递效率[19]。若力学性能不稳定,可能导致矫治力衰减快,从而影响治疗效果与可预测性。

3.1.3 特殊结构设计 添加特殊结构,如矫治器表面向牙面凸起的"嵴"结构,有助于增强矫治器对特定牙移动的控制。例如,转矩嵴则常位于切牙唇侧颈部或舌侧切缘,能够提供逆时针力矩,有效控制牙根的转矩,产生"根舌向、冠唇向"的力效,避免前牙内收中过程中的切牙舌倾[21]。研究表明,随转矩嵴深度增加,牙冠位移减少而牙根位移增加,即牙齿唇倾度增加[21]。此外,转矩嵴切龈径(即嵴高)越大,也越有利于牙根舌向移动。Cheng 等[22]研究表明,在前牙内收时,当上切牙初始唇倾度正常时,较高的转矩嵴(0.7 mm)可使前牙内收过程的切牙移动最接近平移;而在初始唇倾度过大的情况下,较低的转矩嵴(0.4 mm)则更有助于恢复前牙正常唇倾度。应充分考虑前牙的初始状态与治疗目标,合理选择转矩嵴的深度和高度参数,以优化牙移动效果。

3.2 移动模式规划

在前牙内收过程中,作用力的方向不仅决定了矫治力的分量,还影响力线与牙齿阻力中心的相对空间关系,直接影响牙齿的移动方式与生物力学机理。Chen 等[23]研究发现,内收力与水平面夹角为45°~55°时,前牙冠根位移相对平衡,有利于整体移动,同时可实现前牙压低,为前牙内收的最佳施力角度范围。该研究建议采用 0.19 mm 内收结合 0.16 mm 压低的设计方案,可有效实现精准的牙齿移动控制。

隐形矫治器基于其牙体包裹特性,形成整体内收和分步内收两种前牙内收策略。三维有限元分析显示,下颌前牙分步内收能显著降低后牙牙周膜应力,保护后牙支抗[24]。整体内收则易出现"过山车效应",此时可通过设计尖牙内收量对来改善该问题:在前牙整体内收而未设计尖牙内收时,易出现切牙舌倾,尖牙近中倾斜;增加尖牙内收量,能减少切牙舌倾,但会使伸长量增加。在该模型中,当尖牙内收量分别设为 0.26、0.23 mm 时,可实现中切牙与侧切牙的整体移动[25]。

此外,预设前牙间隙也影响牙移动方式:前牙间隙增加使中切牙切端和尖牙牙尖的应力逐渐减小,而侧切牙切端的应力增加[26],可以有效减轻前牙伸长,缓解"过山车效应",使切牙更接近整体移动,但此时矢状向移动也会相应减少,增加对后牙支抗的消耗[26-27]。因此,在临床应用中需要根据患者具体情况,合理设计前牙间隙,以兼顾前牙移动可控性与整体矫治效率。

3.3 附件设计

在隐形矫治系统中,附件通过改变矫治器与牙面接触界面形态来辅助矫治器固位和传递矫治力[28]。其形状与位置差异会导致牙齿位移和应力分布的变化,进而影响矫治效果。

3.3.1 附件形状设计(图2) Alhasyimi 等[19]通过对比中切牙上矩形、椭圆形和金字塔形附件发现,椭圆形附件在满足应力分布均匀性的同时能产生较大的矫治力,在正畸前牙内收时优势明显。垂直向控制上,矩形附件对中切牙的初始压低效果优于椭圆形、楔形附件[29-30];在冠状向控制方面,矩形与弯弧形附件表现更佳[30]。临床上应根据预期牙齿移动方向选择最优附件形态,以实现精准的正畸力学控制。

3.3.2 附件位置设计 附件位置的变化会改变矫治力的作用点和方向。Ahmed 等[11]研究指出,无附件或仅有腭侧附件时,上颌切牙切端位移明显,即

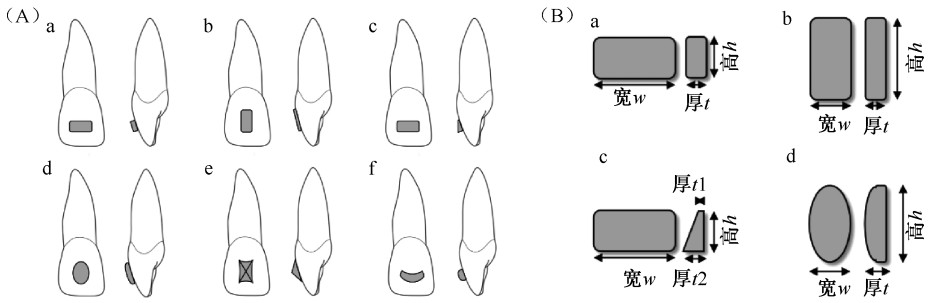

图 2　主要附件类型

Fig. 2　Main types of the attachment

注:(A)以右上颌中切牙唇侧附件为例,其中 a~f 分别为水平矩形、垂直矩形、楔形、椭圆形、金字塔形、弯弧形附件。(B)代表性附件的常见尺寸,其中 a 为水平矩形附件,宽 3~4 mm,高 2~3 mm,厚 1~1.5 mm;b 为垂直矩形附件,宽 2~3 mm,高 3~4 mm,厚 1~1.5 mm;c 为楔形附件,宽 4 mm,高 2 mm,顶边厚 0~0.25 mm,底边厚 1~1.25 mm;d 为椭圆形附件,宽 2~3 mm,高 3~4 mm,厚 1~1.5 mm。

切牙易发生舌向倾斜;而唇侧附件或唇腭侧双附件可使应力集中于牙根中部,减少牙根颈部应力集中,有助于控制牙齿唇倾度,实现更稳定的前牙内收。针对对于不同临床冠长的上颌中切牙,唇腭侧双附件在倾斜移动和整体移动两种模式下均表现出优异的力学控制[31]。

3.4　辅助支抗装置

在拔牙病例中,微种植钉等辅助装置能有效减少后牙支抗消耗,并通过调整矫治力方向提升牙移动可控性。例如,在切牙唇侧根方植入微种植钉施加压低力,可避免内收过程中前牙伸长与舌倾。其中,在上颌中切牙之间植入微种植钉更有利于转矩控制,而上颌中切牙与侧切牙之间植入微种植钉则更适用于单纯压低需求[32]。在相同矢状向内收矫治力下,压低力与咬合平面的夹角越大,切牙压低效果越明显,但内收量相应减少[33]。在后牙区植入微种植钉并通过尖牙颈部牵引钩施力,可实现矢状向内收与垂直向压低协同控制,且唐云等[34]研究表明,微种植钉植入高度对矫治效果影响显著:当微种植钉在牙槽嵴顶上方距离 $l \leqslant 4$ mm 时,前牙区最大牙周膜等效应力和矢状向倾斜位移随微种植钉高度增加而增大;而高度 $h \geqslant 5$ mm 时,应力与位移反而减小。基于此,研究主张将微种植钉植入高度控制在 $h \geqslant 5$ mm,以利于前牙整体移动和垂直向控制。

在隐形矫治拔牙病例中,腭侧支抗装置(palatal anchorage device,PAD)也展现出独特的生物力学优势。其通常植于腭中缝区域,可避开牙根、神经血管束及上颌窦等重要解剖结构,治疗安全性较高。研究发现,PAD 可为第一磨牙提供稳定的支抗,有效抑制其近中倾斜趋势,还可通过弹力橡皮筋牵引前牙,减轻其舌倾与伸长[35]。在此基础上,个性化复合支抗装置的设计也逐渐受到关注,如结合腭板或舌侧牵引器等的改良型隐形矫治器,通过精确把控牵引高度,实现对前牙转矩与垂直向位置的有力调控。这种复合支抗策略强化后牙支抗的同时,实现前牙三维方向的精准矫治,为复杂正畸病例提供可靠方案[12]。

4　总结与展望

隐形矫治器因其美观性与舒适性在正畸临床中广泛应用,但其在拔牙病例前牙内收中面临控根移动难度大、支抗控制要求高等力学挑战。有限元分析通过高精度建模与仿真,揭示了矫治器在不同移动模式下对牙周膜应力分布和牙齿位移特征的影响,为临床设计提供了重要依据。

现有研究显示,在拔牙病例前牙内收过程中,隐形矫治器若仅依赖材料自身弹性,易导致倾斜移动,引发局部应力集中,增加牙根吸收风险。矫治器材料特性、附件设计、移动模式规划及辅助支抗装置应用等因素通过改变生物力学模式对牙齿移动效率产生显著影响。研究表明,适当增加矫治器厚度至 0.75~0.85 mm[19]、优化牙移动模式[26,36]、设计优化附件[29]并联合应用微种植钉支抗等[1,35],

可有效增加 M/F,促使前牙整体移动或控根移动,保护后牙支抗,优化牙周组织应力分布,提升矫治效果。

尽管有限元分析在拔牙病例隐形矫治研究中取得重要进展,但其在模拟真实生理环境、动态载荷响应及个体差异适应性方面仍存在关键瓶颈。现有模型虽能构建牙齿、牙周膜等基本结构,但难以全面模拟口腔内唾液润滑、咀嚼动态负荷等真实生理环境[37];多数研究局限于静态模型,仅将矫治力纳入分析,而忽略了咀嚼力、吞咽力等动态载荷的影响,无法准确反映长期矫治过程中牙齿移动和牙周组织改建的动态过程;此外,当前骨重塑模拟模型多采用统一力学参数,未考虑患者骨密度、骨皮质边界等个体特征的差异,导致其普适性受限[38]。

为突破上述困境,未来研究可通过学习模拟动态对称切咬食物过程的多体动力学-有限元耦合等模型,建立动态对称切咬过程的仿真体系[39];通过识别正畸系统的拓扑结构,依据各物体类型建立不同的标记点。以小变形柔性体的牙周膜为例,指定其初始位置和坐标系,通过相应公式计算出标记点在运动过程中的位置和姿态矩阵,以此描述其运动状态;基于标记点对物体间的连接关系进行力学运算,并结合测量函数,输出精确的约束方程和力的表达式,实现正畸过程中咀嚼力、矫治力等多种动态载荷的精确映射。

同时,可结合牙根、颌骨等更多的临床数据,提升模型对个体差异的适应性。利用CBCT扫描的三维重建优势[40],通过影像分割获取颌骨形态、牙根位置、骨密度分布等个体解剖数据[41],结合阈值法与区域生长算法实现皮质骨-松质骨边界的精确划分,人工智能图像识别技术确定力学参数,可实现牙齿、牙周组织、颌骨等结构的个性化建模。此外,基于有限元分析结果,可进一步探索新型材料与结构设计,以提升隐形矫治技术的临床应用效果。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:金意欣负责文献收集整理、论文撰写和绘图;王沛棋负责内容构建、论文撰写和论文修改;靳晓晗、薛超然负责文献整理和论文修改;韩向龙提出论文构想,并修改论文。

参考文献:

[1] NASSAR N, GERAMY A, KMEID R, *et al*. En masse maxillary dentition distalization with clear aligners using infrazygomatic mini-implants: A finite element study [J]. Korean J Orthod, 2025, 55(3): 183-192.

[2] 胡超, 贾骏. 隐形矫治器疗效的研究进展[J]. 临床口腔医学杂志, 2025, 41(3): 187-190.

[3] GUO R, LI L, LAM XY, *et al*. Tooth movement analysis of maxillary dentition distalization using clear aligners with buccal and palatal mini-screw anchorages: A finite element study[J]. Orthod Craniofac Res, 2024,27(6): 868-876.

[4] 经典, 王瑞清, 房兵. 口腔正畸生物力学的研究进展[J]. 医用生物力学, 2023, 38(5): 864-873.
JING D, WANG RQ, FANG B. Progress of biomechanics in orthodontics[J]. J Med Biomech, 2023, 38(5): 864-873.

[5] CATTANEO PM, CORNELIS MA. Orthodontic tooth movement studied by finite element analysis: An Update. What can we learn from these simulations? [J]. Curr Osteoporos Rep, 2021, 19(2): 175-181.

[6] SAYED AJ, MOHSIN SF, GARG KK, *et al*. Finite element analysis (FEA) for influence of variation in dental implant dimensions (length and diameter) on peri-implant bone stress/strain distribution: A systematic review[J]. Pak J Med Sci, 2025,41(1): 318-330.

[7] 须敏依, 蔡云飞, 华滢婕,等. 牙齿隐形矫治的三维有限元分析[J]. 中国实用口腔科杂志, 2022, 15(1): 109-112.

[8] LI Y, ZHAN Q, BAO M, *et al*. Biomechanical and biological responses of periodontium in orthodontic tooth movement: Up-date in a new decade [J]. Int J Oral Sci, 2021, 13(1): 20.

[9] FIELDS H, LARSON B, SARVER D, *et al*. Contemporary orthodontics [M]. 7th ed. USA: Elsevier, 2025.

[10] ROSCOE MG, MEIRA JBC, CATTANEO PM. Association of orthodontic force system and root resorption: A systematic review [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2015, 147(5): 610-626.

[11] AHMED T, PADMANABHAN S, SATHYANARAYANA HP. Effects of varying attachment positions on palatal displacement of maxillary incisors with clear aligner therapy. A three-dimensional finite element analysis [J]. J Orofac Orthop, 2023, 84(3): 178-188.

[12] XIA Q, WANG W, WANG C, *et al*. Comparative assessment of orthodontic clear aligner versus fixed appliance for anterior retraction: A finite element study [J]. BMC Oral Health, 2024, 24(1): 80.

[13] WANG Y, LONG H, ZHAO Z, *et al*. Expert consensus on the clinical strategies for orthodontic treatment with clear aligners [J]. IntJ Oral Sci, 2025, 17(1): 19.

[14] LIU L, SONG Q, ZHOU J, *et al*. The effects of aligner overtreatment on torque control and intrusion of incisors for

anterior retraction with clear aligners. A finite-element study [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2022, 162(1): 33-41.

[15] 王建凯, 胡铮, 陆珮珺, 等. 附件对隐形矫治器内收上前牙影响的三维有限元分析[J]. 中国实用口腔科杂志, 2022, 15(4): 420-424.

[16] JIN X, TIAN X, LEE ZH, *et al.* The effect of enhanced structure in the posterior segment of clear aligners during anterior retraction: A three-dimensional finite element and experimental model analysis[J]. Prog Orthod, 2024, 25(1): 3.

[17] WENDL T, WENDL B, PROFF P. An analysis of initial force and moment delivery of different aligner materials [J]. Biomed Tech, 2025, 70(3): 259-267.

[18] 杨天梅, 王婧, 马福娟, 等. 不同厚度及刚性隐形矫治器内收上颌前牙的有限元分析[J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(22): 4671-4678.

[19] ALHASYIMI AA, AYUB A, FARMASYANTI CA. Effectiveness of the attachment design and thickness of clear aligners during orthodontic anterior retraction: Finite element analysis[J]. Eur J Dent, 2024, 18(1): 174-181.

[20] CHEN PY, HUANG HL, YU JH, *et al.* Effects of attachment design and aligner material on mandibular canine distal bodily movement in aligner treatment[J]. J Med Bio Eng, 2024, 44(5): 777-787.

[21] MENG X, WANG C, XU W, *et al.* Effects of different designs of orthodontic clear aligners on the maxillary central incisors in the tooth extraction cases: A biomechanical study[J]. BMC Oral Health, 2023, 23(1): 416.

[22] CHENG Y, GAO J, FANG S, *et al.* Torque movement of the upper anterior teeth using a clear aligner in cases of extraction: A finite element study[J]. Prog Orthod, 2022, 23(1): 26.

[23] CHEN J, ZHU D, ZHAO M, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of the optimal mechanical design for maximum inward movement of the anterior teeth with clear aligners[J]. Sci Rep, 2024,14(1): 13203.

[24] 曹世陶, 杨宜靓, 徐宝华. 无托槽隐形矫治器整体内收与分步内收下颌前牙的三维有限元对比分析[J]. 中日友好医院学报, 2022, 36(4): 207-210.

[25] TANG XY, JIANG T, SU H, *et al.* Effects of canine movement on maxillary anterior en-masse retraction with clear aligners: A finite element study [J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 337.

[26] CAO Y, WANG Z-W, CHEN D, *et al.* The effect of space arrangement between anterior teeth on their retraction with clear aligners in first premolar extraction treatment: A finite element study[J]. Prog Orthod, 2023, 24(1): 39.

[27] LI N, LEI X, CAO Y, *et al.* The effect of increasing the gaps between the front teeth on torque and intrusion control of the incisors for anterior retraction with clear aligners: A prospective study [J]. BMC Oral Health, 2024, 24(1): 115.

[28] CASTROFLORIO T, PARRINI S, ROSSINI G. Aligner biomechanics: Where we are now and where we are heading for [J]. J World Fed Orthod, 2024, 13(2): 57-64.

[29] LAOHACHAIAROON P, SAMRUAJBENJAKUN B, CHAICHANASIRI E. Initial displacement and stress distribution of upper central incisor extrusion with clear aligners and various shapes of composite attachments using the finite element method [J]. Dent J, 2022, 10(6): 114.

[30] 陈精诚, 赵梦丽, 程志恒,等. 隐形矫治器上前牙内收过程中侧切牙不同附件设计的三维有限元分析[J]. 上海口腔医学, 2024, 33(4): 360-366.

[31] ZHOU C, FENG Z, REN J, *et al.* The effects of clinical crown length on the sagittal movement of maxillary central incisor in clear aligner treatment: A finite element exploration[J]. Bmc Oral Health, 2025, 25(1): 357.

[32] 施则安, 夏恺, 罗良语, 等. 无托槽隐形矫治器联合微种植体内收并压低上前牙的三维有限元分析 [J]. 华西口腔医学杂志, 2022, 40(5): 589-596.

[33] KANG F, WU Y, CUI Y, *et al.* The displacement of teeth and stress distribution on periodontal ligament under different upper incisors proclination with clear aligner in cases of extraction: A finite element study [J]. Prog Orthod, 2023, 24(1): 38.

[34] 唐云, 罗思阳, 郑之峻, 等. 不同高度种植钉辅助隐形矫治器内收前牙的三维有限元分析[J]. 贵州医科大学学报, 2024, 49(4): 569-574.

[35] LIN S, LU T, ZHANG H, *et al.* Effectiveness of palatal anchorage device (PAD) for maxillary anterior retraction with clear aligners using finite element study [J]. Sci Rep, 2024, 14(1): 26176.

[36] 孟雪欢, 王春娟, 王超, 等. 无托槽隐形矫治整体内收减数正畸患者前牙的三维有限元分析[J]. 中华医学杂志, 2019, 54(11): 753-759.

[37] LAHOUD P, FAGHIHIAN H, RICHERT R, *et al.* Finite element models: A road to in-silico modeling in the age of personalized dentistry [J]. J Dent, 2024(150): 105348.

[38] 李慧, 张栋梁. 两种隐形正畸序列磨牙远移的有限元比较[J]. 医用生物力学, 2024, 39(2): 326-331.
LI H, ZHANG DL. Molar distalization with two invisible orthodontic sequences: A finite element comparison[J]. J Med Biomech, 2024, 39(2): 326-331.

[39] STRÓŻYK P, BAŁCHANOWSKI J. Modelling of the forces acting on the human stomatognathic system during dynamic symmetric incisal biting of foodstuffs [J]. J Biomech, 2018(79): 58-66.

[40] LIU Y, XIE R, WANG L, *et al.* Fully automatic AI segmentation of oral surgery-related tissues based on cone beam computed tomography images [J]. Int J Oral Sci, 2024, 16(1): 34.

[41] KAPILA SD, NERVINA JM. CBCT in orthodontics: Assessment of treatment outcomes and indications for its use [J]. Dentomaxillofac Radiol, 2015, 44(1): 20140282.