文章编号:1004-7220(2025)04-0795-12

·专家论坛·

口腔正畸生物力学 2024 年度研究进展

肖圣钊, 沈灿奥, 房 兵
(上海交通大学医学院附属第九人民医院 口腔正畸科;上海交通大学口腔医学院;国家口腔医学中心;
国家口腔疾病临床医学研究中心;上海市口腔医学重点实验室;上海市口腔医学研究所, 上海 200011)

摘要:口腔正畸生物力学通过多学科交叉融合,在牙齿移动机制解析、矫治技术优化及个体化诊疗领域取得显著进展。研究表明,三维有限元模型精准揭示了牙周组织应力分布与骨改建的动态关联,强调轻力控制对治疗安全性的核心作用;隐形矫治器通过低摩擦弹性附件(low-friction elastic handle,LFEH)、协同支抗策略及材料力学优化,显著提升牙齿移动可预测性,其中 LFEH 设计可降低唇舌向倾斜应力。生物活性材料与智能弓丝的应用,在增强釉质抗脱矿能力与维持持续轻力释放方面成效显著。人工智能技术深度融合诊疗全流程:基于深度学习的动态预测模型优化施力方案,实时力学监测系统动态校准移动路径,推动诊疗向精准化转型。然而,个体差异对生物力学响应的影响及复杂移动仍是关键挑战。未来需整合多模态数据构建智能诊疗体系,开发力学响应性生物材料与可降解支抗装置,深化分子-细胞-组织跨尺度机制研究,以实现从"力导向"到"生物学响应导向"的精准正畸跃升。

关键词:正畸生物力学; 牙齿移动机制; 正畸矫治器; 人工智能; 个体化诊疗
中图分类号:R 318.01 **文献标志码**:A
DOI:10.16156/j.1004-7220.2025.04.001

Research Advances in Orthodontic Biomechanics in 2024

XIAO Shengzhao, SHEN Canao, FANG Bing
(*Department of Orthodontics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine; College of Stomatology, Shanghai Jiao Tong University; National Center for Stomatology; National Clinical Research Center for Oral Diseases; Shanghai Key Laboratory of Stomatology; Shanghai Research Institute of Stomatology, Shanghai 200011, China*)

Abstract: Orthodontic biomechanics, through the integration of multiple disciplines, has made significant advancements in understanding tooth movement mechanisms, optimizing orthodontic techniques, and providing personalized treatment. Research indicates that three-dimensional finite element models accurately reveal the dynamic relationship between the stress distribution in periodontal tissues and bone remodeling, highlighting the critical role of light force control in ensuring treatment safety. Clear aligners, through low-friction elastic handle (LFEH), collaborative anchorage strategies, and material mechanics optimization, significantly enhance the predictability of tooth movement, with LFEH design reducing lingual and buccal tilting stresses. The application of biologically active materials and smart archwires has significantly enhanced enamel resistance to demineralization and sustained light force release. Artificial intelligence technology is deeply integrated into the entire treatment process: dynamic prediction models based on deep learning optimize force application schemes, while real-time mechanical monitoring systems dynamically calibrate movement paths, promoting the precision of treatment.

收稿日期:2025-07-08; **修回日期**:2025-07-13
基金项目:国家自然科学基金项目(12202274, 11932012),国家重点研发计划项目(2022YFC2405900)
通信作者:房兵,教授,E-mail:fangbing@sjtu.edu.cn

However, individual differences in biomechanical responses and complex movements remain key challenges. Future efforts should focus on integrating multimodal data to build intelligent diagnostic systems, developing mechanically responsive biomaterials and degradable anchorage devices, and deepening research on molecular-cell-tissue cross-scale mechanisms to achieve a leap from 'force-oriented' to 'biological response-oriented' precision orthodontics.

Key words: orthodontic biomechanics; tooth movement mechanism; orthodontic appliances; artificial intelligence; individualized diagnosis and treatment

口腔正畸生物力学作为精准控制牙齿移动的核心学科,近年来通过多学科交叉融合实现了显著突破。研究聚焦于牙齿移动机制的深入解析(如倾斜、整体及旋转移动的生物力学特征)、矫治技术的优化创新,以及个体化治疗策略的完善。三维有限元模型等分析手段揭示了牙周组织应力分布与骨改建的动态关联,强调轻力控制对治疗安全性的关键作用;隐形矫治器(clear aligner, CA)通过低摩擦弹性附件(low-friction elastic handle, LFEH)设计、材料力学优化及协同支抗管理,显著提升了牙齿移动的可预测性并降低了并发症风险。同时,生物活性材料(如纳米羟基磷灰石涂层)与智能弓丝(如镍钛合金)的应用,在增强釉质抗脱矿能力、维持持续轻力释放方面取得实质性进展。人工智能(artificial intelligence, AI)技术的深度融合进一步推动诊疗范式革新,基于深度学习的动态预测模型与实时力学监测系统可优化施力策略,缩短疗程并提升精度。然而,个体差异(如牙槽骨密度、牙周状态及年龄因素)对生物力学响应的影响、旋转中心精准调控等难题仍需突破。未来需整合多模态数据构建智能化诊疗体系,开发响应性生物材料与可降解支抗装置,以实现真正意义上的个性化精准正畸。本文综述上述领域的 2024 年度研究进展,为临床实践与科研方向提供理论依据。

1 牙齿移动分析

1.1 牙齿移动的生物力学分析与矫正技术优化

牙齿移动的生物力学分析主要关注矫治力作用下牙周组织的应力分布与骨改建机制。有限元研究表明,牙槽骨高度显著影响正畸牙移动的生物力学特性:牙槽骨高度降低 2/3 时,舌侧及远中移动的牙周膜(periodontal ligment, PDL)等效应力达到峰值(150 g 载荷下),牙齿倾斜移动趋势加重,提示牙周条件较差的患者需降低矫治力以保障治疗安全[1]。

牙齿移动主要分为倾斜移动、整体移动和旋转移动 3 种类型,其生物力学机制与 PDL 应力分布密切相关。而 CA 可以通过优化附件设计(如 LFEH)和材料力学特性调控应力分布。在临床治疗中,当牙冠舌侧倾斜时,可以设计唇侧内收附着型 CA 来缓解牙齿的舌侧倾斜和侵入。然而,当牙冠向唇部倾斜时,有必要结合 LFEH。唇侧根部控制脊型 CA 可以增强牙冠的唇部运动,但对于具有初始舌侧倾斜的牙齿,需要 LFEH。这些移动类型的生物力学差异直接影响破骨/成骨活动的平衡,进而决定正畸治疗的效率与安全性[2]。

1.1.1 *倾斜移动* 倾斜移动是指牙冠和牙根以牙根尖为支点向相反方向移动的常见正畸方式,常用于早期排齐或轻度错位矫正。其机制涉及压力侧牙槽骨吸收和张力侧骨重建,但过度倾斜可能导致牙根吸收或骨开窗。孙纪威等[3]研究指出,轻力(30~60 g)可显著减少倾斜移动的副作用,而高力可能导致治疗周期延长。此外,Eid 等[4]研究显示,数字化隐形矫治软件因算法差异导致倾斜移动的可预测性不足,尤其在复杂病例中需结合锥形束 CT(CBCT)优化设计。并且倾斜移动的生物学基础与 PDL 内炎症反应及破骨细胞活化密切相关,外科干预(如骨皮质切开术)可加速其进程[5]。

1.1.2 *整体移动* 整体移动是指牙冠与牙根等距离同向移动,需持续轻力控制以避免牙周损伤,常用于关闭间隙或调整中线。其难点在于需平衡力学系统以实现牙槽骨均匀改建。贾一凡等[6]研究发现,隐形矫治中整体移动的可预测性不足,需依赖数字化监测技术校准移动路径,如口内扫描与有限元分析(finite element analysis, FEA),其中垂直向误差仍是主要挑战。Schmidt 等[7]提出基于力与

力矩平衡的预测模型,证明在单颌封闭系统中,整体移动的颊舌向和近远中向精度较高(差异< 0.5 mm),但垂直向受生长发育影响较大。此外,微种植体辅助微骨穿孔术(micro-osteoperforations, MOP)可通过局部骨改建加速整体移动,且未显著增加牙根吸收风险[5]。

1.1.3 *旋转移动* 旋转移动是指通过力偶(方向相反、非共线的力)调整牙齿长轴,常见于扭转牙矫正。其难点在于易复发,需长期保持并精确控制旋转中心。Eid 等[4]对比 4 种隐形矫治软件发现,旋转中心设定差异(如牙冠中部或牙根顶点)导致相同参数下旋转角度偏差显著,尤其在严重拥挤病例中,AI 自动分割误差进一步降低可预测性。差异化能量激光调控(如 650 nm 二极管激光)可通过调节 RANKL/OPG 表达促进破骨活动,加速旋转移动,但高能量密度(>100 J/cm^2)可能抑制移动并增加骨量丧失。此外,30 Hz 循环加载振动可通过刺激骨细胞信号通路增强旋转效率,临床研究显示其移动速度较传统方法提高 46%[5]。

1.1.4 *正畸力调控的骨改建* 正畸治疗中施加的矫治力会在牙齿移动方向的压力侧产生骨改建。该机械力刺激 PDL 组织,触发局部炎症反应和破骨细胞活化。这些破骨细胞分泌酸性物质和酶,溶解并吸收牙槽骨的矿物质和有机基质,使牙槽窝壁改建,为牙齿移动创造空间。这种生理性、受控的骨改建是牙齿得以在颌骨内安全移动的生物学基础。

一系列研究表明,静息状态下上唇压力在上颌前牙缺失区牙槽嵴唇侧形成倒 V 形应力集中区(峰值达完整牙列的 1.4 倍),这种不利应力可能导致骨宽度减小并干扰愈合过程,是临床牙槽嵴吸收的重要机制,而抵抗唇压的干预措施可能减缓骨吸收[8]。在正畸力学响应中,过度的正畸力(600~640 g/侧)会因 PDL 毛细血管堵塞引发炎症性牙根吸收,而 180~200 g/侧的最佳力因 PDL 静水压力分布均匀可避免根尖吸收[9]。大鼠模型进一步揭示,40 g 力即可诱导破骨细胞在根尖远侧(A~D 区)积聚启动骨改建,80 g 力则引发明显牙根吸收,证实 A~D 区是力学敏感靶点[10]。针对过大正畸诱导性牙根吸收,新型 tFNAs-rGO 纳米复合物通过调控 PDLCs 成骨分化(增强 ALP 活性及矿化)并诱导巨噬细胞 M2 极化,协同改善炎症微环境且不影响牙齿移动效率[11]。

1.2 磨牙远中移动

近期研究深入探讨微型螺钉支抗(orthodontic mini-implant, OMI)在 CA 磨牙远中移动中的生物力学特性。多项研究一致表明,微型螺钉的应用至关重要,且其植入位置显著影响疗效[12]。特别指出,直接腭侧植入的微型螺钉支抗效果最优。与颊侧植入(无论是直接还是间接)相比,腭侧 OMI 能更有效地增加磨牙的远中移动量,同时显著减少前磨牙的近中移动,并最大程度地限制前牙的唇向倾斜(唇倾),从而更好地保护前牙支抗[13]。即使在颊侧植入中,将微型螺钉置于第一磨牙与第二磨牙之间的颧下嵴区域,比置于第一磨牙与第二前磨牙之间效果更好,在维持前牙支抗和提升磨牙远移效率方面更具优势[13]。

有研究通过评估颌间Ⅱ类弹性牵引在磨牙远中移动中的作用以及矫正器设计策略发现,Ⅱ类牵引单独用于磨牙远移的效果不如微型螺钉支抗显著,且可能伴随潜在的不利影响,例如导致上前牙的压低和舌向倾斜,以及下颌支抗的丧失[14]。因此,若使用Ⅱ类牵引,需要精细的设计与控制。建议采用精确切割的矫正器配置,并配合在第二磨牙设计垂直附件,以优化力的传递并减少副作用。此外,适当的矫正器“过度治疗”被证明是一种有价值的策略,它有助于实现更充分的磨牙远移目标,同时最大限度地减少对支抗牙的不良生物力学影响[14]。

磨牙远中移动过程中一个关键挑战是效率问题。研究发现,当治疗进行到前磨牙开始向远中移动的阶段时,已经部分远移的磨牙常会发生近中复发移动,这大大降低了整体远移效率[15]。针对这一现象,研究提出了阶段性的矫正器设计调整策略。具体而言,在前磨牙远移阶段,去除覆盖第一和第二磨牙的矫正器远端部分(即“磨牙后部开窗”设计),被证明能有效阻止磨牙的近中运动。这种设计打断了可能促使磨牙前移的力传导路径,从而显著提高了磨牙远中移动的整体效率[15]。

综上所述,2024 年的研究为 CA 进行上颌磨牙远中移动提供了更精细化的生物力学指导:优先选择直接腭侧植入微型螺钉作为最佳支抗方式;若颊侧植入,颧下嵴区域是更优选择。Ⅱ类牵引需谨慎

使用并配合精确的附件与切割设计,且其效果弱于微型螺钉。合理应用矫正器过度治疗有助于目标达成。在治疗后期(前磨牙远移阶段),采用去除磨牙覆盖部分的阶段性矫正器设计(如“磨牙后部开窗”)是防止磨牙近中复发、提升整体效率的有效策略。这些发现共同优化了临床方案,旨在实现更高效、更可控的磨牙远移,同时最大程度保护支抗牙。

1.3 CA 力学特性优化

为保证 CA 引起牙齿移动的可预测性及准确性,牙齿移动相关的方案设计、测量方法及辅助工具需要以生物力学为基础。改善 CA 材料性能和改变 CA 几何设计是开发生物力学优化力系统的两种主要方法[16]。从生物力学角度,CA 目前在改善材料性能和力传递方面面临挑战。对新型材料和制造技术的探索对于在 CA 的机械性能方面取得革命性进步至关重要。修改 CA 系统的形态或几何设计可能有助于探索生物力学优化的力传递模式[16]。

1.3.1 *LFEH 设计减少唇舌向倾斜* 矫正器在正畸中的高效生物力学涉及附件设计和优化力系统的考虑。附件是粘在牙齿上的齿色形状,有助于扭矩、旋转和挤压运动,形成优化后的力系统确保力沿着所需的运动路径引导,减少对周围组织的不必要的压力[17]。例如,LFEH 通过减小矫治器与牙面间的滑动阻力,增强水平向力的传递精准性。在唇舌向移动中,垂直矩形附件或水平斜面附件可形成力偶效应,减少牙冠倾斜。研究显示,结合 0.08°前牙正转矩设计,LFEH 可将唇舌向倾斜的应力集中降低 30%~40%,使旋转中心接近根尖,实现牙根协同移动[18]。此外,动态黏弹性 PDL 模型模拟表明,此类附件可优化 PDL 方向的正应力分布,减少骨开窗风险[19]。

此外,Kaur 等[20]通过在右上颌中切牙的不同位置放置凹坑来创建 4 个不同的模型,评估使用凹坑的矫正器的生物力学性能及其垂直放置对右上颌中切牙的影响。结果发现,右中切牙的垂直凹痕位置对矫正器的生物力学有显著影响。

1.3.2 *CA 厚度与力学设计优化* CA 的厚度显著影响应力分布。较厚 CA 在远中区域产生更高应变,适用于转矩控制;而较薄设计更适合精细调整,但需通过附加附件增强力学强度。Qiang 等[18]提出“协同支抗管理”策略,通过前后牙区力学互动设计(如上颌第一磨牙 11.33°远中倾斜配合前牙 4.8°唇向转矩),显著减少“过山车效应”导致的舌倾。Chen 等[21]使用三维有限元模型完善 CA 治疗中的临床设计,探索最大支抗下前牙退缩与侵入的适当比例。该研究评估了 19 种第一前磨牙拔除的载荷情况,确定前牙退缩的最佳力角为 45°~55°。研究结果对于加深对透明矫治器正畸生物力学原理的理解至关重要,为有效治疗提供了重要见解。

颞下颌关节(temporomandibular joint, TMJ)的生物力学响应分析显示,固定矫治器(fixed appliance, FA)比 CA 更易控制垂直维度,但 FA(尤其在拔牙病例中)会导致下颌顺时针旋转及髁突位置改变,而 CA 对 TMJ 参数影响最小,适用于关节稳定性优先的病例,治疗期间需定期监测 TMJ 参数以降低颞下颌紊乱(temporomandibular disorder, TMD)风险[22]。对于已存在 TMD 的患者,混合使用 CA、FA 及暂时性支抗装置(temporary anchorage device, TAD)可有效管理症状,但需在炎症控制后通过咬合重建(如咬合夹板)稳定关节功能[23]。

1.3.3 *生物力学响应与临床适配* CA 通过微小持续力(20~150 g)诱导 PDL 成纤维细胞响应,促进 RANKL 表达和骨改建平衡。研究表明,周期性张应力(如咀嚼模拟)可增强成骨活性,而静态压应力易引发局部缺血,因此结合低值高频机械振动可提升移动效率 30%~50%[18-19]。不同牙齿移动类型的应力分布差异直接影响组织响应,CA 通过 LFEH、三维力控及动态载荷优化,显著改善生物力学性能。2024 年研究进一步量化了力学参数与骨改建的关系,推动个性化矫治设计进入精准化时代[18,24]。未来研究需结合智能材料(如响应性水凝胶)与生物力学模型,进一步提升疗效与安全性[24-25]。

1.4 患者个体差异对矫正效果的影响

在口腔正畸治疗中,患者个体差异对矫正效果的影响显著,涉及牙槽骨密度、PDL 厚度、性别、年龄等因素。结合近年研究,综合解析这些因素的作用机制及临床意义。

1.4.1 *牙槽骨密度* 牙槽骨密度直接影响牙齿移动的效率和稳定性。低密度牙槽骨可能导致矫治力分布不均,增加牙根吸收风险或延长治疗周期。

研究表明,牙槽骨密度较低的患者(如牙周炎患者),其骨吸收与再生速率失衡,需采用轻力矫治

以避免骨破坏。例如,赵健美等[26]研究指出,低能量激光治疗(low-level laser therapy, LLLT)可通过调控基质金属蛋白酶(MMPs)和细胞因子表达,促进牙槽骨改建,尤其适用于骨密度不足的患者。对于牙槽骨薄或吸收严重的患者,需结合植骨术或个性化矫治方案。例如,某临床案例分析显示,通过术前三维影像评估和精准施力设计,牙槽骨薄患者仍可取得稳定效果,但需避免过大转矩力。

1.4.2 PDL 厚度 PDL 是牙齿移动的生物学基础,其厚度与矫治反应密切相关。PDL 较薄的患者(如老年人或牙周病恢复期患者),其机械信号传递效率降低,牙齿移动速度可能减缓。Nguyen 等[27]一项前瞻性研究发现,前牙单侧咬合垫(anterior unilateral bite turbos, AUBTs)通过调整咬合力分布,可优化 PDL 受力,减少因 PDL 过薄导致的移动偏差。PDL 厚度不足常伴随慢性炎症,需联合牙周治疗。有病例报告显示,牙周炎患者通过菌斑控制和微创矫治技术,可改善 PDL 状态,提升正畸效果[28]。

1.4.3 性别和年龄因素 性别通过激素水平和骨代谢差异影响矫正效果。女性患者因雌激素波动可能对矫治力更敏感。Liu 等[29]研究指出,女性在尖牙移动中需更精细的力值调控,以避免牙根吸收。

同时,年龄也是决定正畸适应证和预后的核心因素之一。青少年骨改建活跃,矫治周期短;成人骨密度高且代谢缓慢,需延长治疗时间。赵健美等[26]强调 LLLT 可加速成人牙槽骨改建,缩短疗程约 30%。老年患者常伴牙槽骨吸收和 PDL 退化,需综合评估全身状况。成人细胞和牙周组织中与年龄相关的力学感应和力学传导减弱可能导致骨代谢迟缓和不平衡,从而阻碍正畸治疗期间的牙槽骨重建。与青少年患者相比,成年患者在正畸治疗期间通常表现出较慢的牙齿移动速度和更明显的牙槽骨丢失[30]。

1.4.4 牙周炎病症的影响 牙周炎患者的正畸治疗需采用多学科协作与定制化生物力学方案,例如悬臂梁、微种植钉支抗和箱型曲装置可解决支抗不足问题,实现安全的三维牙齿移动[31]。生物力学分析表明,牙周支持丧失(尤其周向骨吸收达 80%)会显著增加牙齿移位和 PDL 应变,且牙根吸收会进一步放大移位效应[32]。CA 远移磨牙时,牙槽骨吸收程度直接影响力学响应:骨吸收越多则磨牙初始远移及倾斜幅度越大,第二磨牙复发倾向更显著;减小移动步距可有效降低 PDL 压应力及牙根/骨应力,保护剩余支持组织[33]。值得注意的是,牙周健康状态是决定正畸移动安全性的关键因素,存在炎症时压入移动风险极高,而伸出移动相对安全且具组织再生潜力[34],临床中需严格采用轻力设计并优先选择简化装置以控制菌斑[35]。PDL 通过其非线性力学特性传递机械力,其中压缩力激活破骨分化和炎症通路(如 YAP/PIEZO1),张力则促进成骨分化[36]。力学敏感通道 Piezo1 被证实是力学信号传导的核心介质,重力条件下通过抑制线粒体钙内流削弱 cGAS-STING 通路,从而减缓单核细胞向破骨细胞转化[37]。

1.4.5 其他个体差异 遗传因素:先天牙槽骨形态异常(如骨性Ⅲ类错颌)需联合正颌手术。有病例显示,骨性偏斜超过 4 mm 时,单纯正畸难以纠正,需正畸-正颌联合治疗[38]。口腔不良习惯如吮指、咬唇等可干扰矫治力,导致复发。此类习惯需在矫治前纠正,否则可能延长保持期。患者个体差异需通过多维度评估制定个性化方案。近年研究趋势强调生物力学优化(如 AUBTs、MOP 技术)和辅助疗法(如 LLLT)的应用,以提高不同人群的矫治成功率。未来研究可进一步探索基因调控与骨代谢的关联,为精准正畸提供依据。

2 正畸材料评估

2.1 正畸材料的生物力学特性与临床应用

2.1.1 生物活性正畸材料 新一代生物活性材料(如抗菌涂层、再矿化复合物)通过整合再矿化、抗蛋白黏附和抗菌功能,优化了材料的力学响应。例如,含纳米羟基磷灰石的托槽粘接剂可增强釉质表面的抗脱矿能力,同时维持足够的剪切强度(15 ~ 20 MPa),确保矫治器稳定性[39]。此类材料被用于预防正畸治疗中常见的釉质脱矿,尤其适用于青少年患者。2024 年的一项综述指出,含生物活性玻璃的矫治器附件能减少 50% 脱矿面积,但其长期力学稳定性仍需更多体内研究验证[39]。

2.1.2 镍钛合金(NiTi)弓丝 NiTi 弓丝因超弹性和形状记忆效应,成为早期排齐阶段的首选。其弹性模量(34 ~ 41 GPa)允许持续轻力释放(50 ~

150 g),减少 PDL 应力峰值。反向 Spee 曲线弓丝可调整力分布,例如 30 mm 深度弓丝在 MBT 托槽中产生的横向位移较 Roth 托槽高 15%,但 PDL 应力增加 20%[40]。适用于深覆合矫正,但需根据患者牙周状况选择弓丝参数。研究表明,0.022 in(558.8 μm)槽沟的 MBT 托槽搭配中深度弓丝(20 mm)可平衡效率与安全性[40]。

2.1.3 CA 材料 矫治器械的生物力学优化研究表明,3D 打印形状记忆材料 TC-85 在 37 ℃时形状恢复率达 54.9%(传统材料仅 1.5%~2.9%),其低温弯曲力(0.3~0.7 N)通过持续力学输出减少应力松弛,显著提升矫治效能[41]。CA 的力学分布呈非均匀性(牙面中 1/3 区力值最高达 85.9 N),增加单层刚性材料厚度可提升矫治力 52% 并优化力偶分布,促进牙齿整体移动[42]。外科干预中,皮质切开术通过巨噬细胞 ATF6 介导的 TNFα 分泌增强破骨活性,靶向该通路可成为非侵入性加速策略[43]。

除了以上研究,还有研究表明热塑性聚氨酯是主流材料,弹性模量(1.5~3.0 GPa)影响矫治力传递效率。研究显示,0.75 mm 厚矫治器产生的初始正畸力为 1.5~6.7 N,反作用力需通过弹性牵引补偿(如按钮牵引保留 98.1% 的力)[44]。适用于轻度至中度错颌,但复杂移动(如磨牙远移)需结合附件设计优化。Zhu 等[44]研究指出,激光切割挂钩的力损失率(15.2%)较高,而粘接按钮更适用于精确控制切牙转矩。

2.1.4 牛骨矿物移植物(BG 材料) 牛骨矿物移植物是一种用于牙槽骨缺损修复的生物材料,通过模拟天然骨基质结构促进骨再生。研究表明,BG 材料在正畸牙齿移动(orthodontic tooth movement,OTM)中可作为支架支持细胞迁移和骨重塑,显著增加移植区域的骨体积和小梁厚度。其机制涉及机械力诱导的 M2 巨噬细胞极化,通过 cAMP/PKA/RAC1 通路增强吞噬作用,同时减少促炎因子(如 IL-1β)释放,优化骨改建微环境。该材料为牙槽骨条件不足患者的正畸治疗提供了可行性解决方案[45]。

2.2 正畸治疗的生物力学评估与临床应用

2.2.1 生物力学评估方法

2.2.1.1 FEA 与数字化建模 通过三维扫描获取患者颌骨与牙列数据,构建包含牙齿、PDL、牙槽骨的多层生物力学模型,模拟不同矫治力作用下的应力分布与位移趋势[40,46]。空军军医大学团队利用 FEA 发现,在拔牙病例中,单独加强后牙支抗设计会导致前牙舌倾增加 76.4%,而结合前牙 0.08°正转矩补偿可减少舌倾风险达 37.2%[46]。Yilmaz 等[40]研究显示,反向 Spee 曲线 NiTi 弓丝在 MBT 托槽(0.022 in 槽沟)中产生的横向位移较 Roth 托槽高 15%,但 PDL 应力增加 20%,需通过 FEA 筛选最佳弓丝深度(如 20 mm 中深度弓丝)以平衡效率与安全性。

近期基于 FEA 的口腔正畸生物力学研究,深入探讨了不同矫治设计对牙齿移动模式的影响,为临床优化提供了量化依据。在固定矫治领域,研究发现使用二维弓丝配合长动力臂,相较于传统矩形弓丝,能更有效地控制上颌中切牙的移动,尤其是实现根舌向扭矩[47]。具体表现为,该系统可在动力臂高度水平诱导中切牙产生 8~10 mm 的牙冠唇向整体移动,同时伴随约 10 mm 的牙根舌向移动,显著提升了控根能力[47]。

对于 CA 系统,针对上颌中切牙 1°扭转的 FEA 揭示了附件设计的关键作用。无辅助附件时,牙齿存在唇向倾斜、近中倾斜和压低等不良移动趋势。对比不同附件,半椭圆形附着体不仅能有效增大对牙齿唇舌向倾斜度的控制能力,矫正唇舌倾斜效果更佳,而且使矫正器-牙齿系统的应力分布更为均匀[48]。而 Power ridge 附件则有助于减小唇舌向倾斜度的变异性,提供更一致的控根效果。应力分布的均匀性被证实与更可控的三维牙齿移动密切相关[48]。

进一步研究动力臂高度在颧下嵴微型螺钉支抗全牙列远移中的影响,FEA 明确了施力点高度对前牙即时移动趋势的精细调控作用[49]。研究发现,动力臂高度(4、7、10 mm)显著改变前牙的移动类型,而左右侧无明显差异。低动力臂(4 mm)易导致上颌中切牙明显的压低和舌向倾斜,应力集中于根尖和颈根区域[49]。相反,高动力臂(10 mm)则避免了中切牙的压低趋势,但可能引起其颊向倾斜和侧切牙的压低,同时尖牙的舌向倾斜和压低趋势增加[49]。随动力臂高度增加,中切牙移动从舌倾伴压低转变为颊倾且无压低,而尖牙的舌倾和压低趋势增强。这深刻反映了力臂高度变化通过改变力偶矩(M/F ratio)决定了牙齿是发生倾斜还是整体移

动及其方向[49]。

综上所述,这些有限元研究共同强调了精确设计力系统对控制牙齿三维移动(包括冠根转矩、唇舌向倾斜、垂直向压入/伸长以及整体或倾斜移动)的重要性。无论是选择二维弓丝与动力臂长度、CA 附件类型,还是精细调控动力臂高度,都需要基于目标牙齿和期望的移动类型进行个体化生物力学规划。FEA 作为强大的工具,能够深入解析复杂的应力分布和预测牙齿移动趋势,为优化矫治器设计、提高治疗效果和安全性提供了坚实的理论基础。

2.2.1.2 体外力学测试平台 陆军军医大学开发了集成 Nano17 六轴力传感器的体外模型,量化 CA 激活时不同牙位的初始正畸力(1.52~6.77 N)及反作用力(1~6.48 N),发现弹性牵引仅能抵消 32%~53%的反作用力,需通过定期更换弹性带或调整佩戴时间优化力平衡[44]。粘接复合按钮的力传递效率(98.1%)显著优于激光切割挂钩(84.8%),因后者易因边缘弯曲应力导致 15.2%的能量损失[44]。

2.2.1.3 OTM 的分子机制与细胞响应 分子机制与细胞响应也是评估正畸生物力学的一个常见方法。有研究揭示,过大的正畸力通过激活 Piezo1 离子通道抑制线粒体钙稳态,降低 cGAS-STING 通路活性,从而减少破骨细胞分化,延缓牙齿移动。阻断 Piezo1 或增强 STING 信号可逆转此效应[50]。此外,Radermacher 等[51]还对干细胞进行全面分析,观察到在压缩条件下,不同类型的干细胞表现出不同的形态和增殖变化。细胞外信号调节激酶(ERK)和蛋白激酶 B(AKT)的信号传导及其各自的磷酸化过程对压缩显示出多样的反应。上颌和下颌上 PDL 干细胞、脂肪来源间充质干细胞以及骨髓来源间充质干细胞在牙周重塑和正畸治疗方面的潜力非常重要。

骨改建生物标志物监测:微种植体支抗早期加载时,监测龈沟液中 BMP-2、RANKL/OPG 比值变化,可动态评估骨整合率,避免过载导致的骨界面吸收[52]。

OTM 的分子机制涉及机械应力触发牙周组织复杂的生物学级联反应。在分子机制层面,Piezo1 作为 PDLCs 的核心力学传感器,通过 β-catenin 依赖通路促进成骨分化(RUNX2/OSX ↑),同时经独立途径提高 RANKL/OPG 比以协同调控骨改建[53]。咬合力缺失时,成骨细胞 Piezo1-STAT3/ESR1-FASL 通路抑制减弱破骨细胞凋亡,导致牙槽骨丢失,而 Piezo1 激动剂 Yoda1 可逆转此过程[54]。PLEXIN-B2 则介导张力成骨响应:循环张力通过激活 RHOA/ROCK2/LIMK2/COFILIN 磷酸化级联稳定 F-肌动蛋白,驱动 YAP 核转位促进成骨,敲除 PLEXIN-B2 会显著抑制新骨形成[55]。压缩力通过 CD97-Rap1a/ERK 通路上调巨噬细胞 CD97 表达,抑制破骨分化;靶向阻断该通路可加速牙齿移动[56]。细胞程序性死亡研究揭示:压缩力经 TRPV4 触发 PDL 祖细胞焦亡(NLRP3 ↑、GSDMD 切割),释放 IL-1β 提高 RANKL/OPG 比促进骨改建,抑制焦亡可减缓牙齿移动[57];TNF-α 则通过 RIP3/MLKL 通路诱导骨细胞坏死性凋亡,释放 DAMPs 直接增强破骨形成[58];PDLC 凋亡释放的囊泡可激活 $Lepr^+$ 骨祖细胞,驱动其成骨分化以促进压力侧骨沉积[59]。年龄因素通过削弱 PDLSCs 的 PINK1/Parkin 依赖线粒体自噬,导致线粒体功能障碍(ROS 累积、ATP ↓)及 RANKL/OPG 比下降,减缓骨改建[60],而牙髓缺氧通过巨噬细胞 M1 向 M2 极化(ARG-1 ↑)抑制炎症并促进血管重建[61]。高盐饮食则经骨髓 p38α/MAPK 上调巨噬细胞 PTGS2 和破骨活性以加速牙齿移动[62]。转录组分析进一步揭示上下颌 PDL 响应的时空差异:早期(7 d)以骨吸收基因为主(CXCL13/MMP9 ↑),晚期(28 d)转向骨再生通路(PI3K-AKT ↑),其中上颌持续骨吸收而下颌以细胞增殖为主[63-64]。

Ubuzima 等[65]通过阐明细胞释放的化学信使的作用,研究了 OTM 背后的分子机制。当牙齿受到机械应力时,骨生长和重塑都可能发生。这些化学物质在牙槽骨重塑过程中对成骨细胞、破骨细胞和骨细胞的刺激和调节具有显著作用。Li 等[66]提出了一个关于 PDL 细胞和骨细胞在 OTM 机制中主要作用的新假设,并按 OTM 的时间顺序,通过 4 个步骤总结了牙周组织在 OTM 中的生物力学和生物学反应:① 牙周组织的细胞外力学;② PDL 细胞和骨细胞对机械刺激的感知、转导和调节;③ 成骨细胞和破骨细胞的活化和分化机制,力诱导的无菌炎症,以及由传感器和效应器组成的通信网络;④ 骨和 PDL 在受压侧和张力侧对机械刺激和牙根吸收

的反应。该研究同时也讨论了 OTM 机制的临床意义,包括最佳正畸力、加速 OTM 和预防牙根吸收等。

当前研究不仅揭示了 OTM 的分子-细胞互作网络,也为开发精准正畸策略(如加速移动和支抗控制)提供了理论依据,但基础研究与临床转化间的差距仍需进一步探索。

2.2.2 临床应用策略

2.2.2.1 生物活性材料的临床转化 在临床实践中,生物活性材料的转化应用正取得进展。含介孔生物活性玻璃的托槽粘接剂在体外实验中显著提升了釉质硬度(达 2.1 倍),其 ΔF 明显高于氟化凝胶组($P<0.05$),特别适用于青少年高龋风险患者[67]。此外,聚多巴胺修饰的 PCL/PLGA 纳米纤维支架(PC/PL-PD-Ce-CL)通过 Ce^{3+}/Ce^{45} 氧化还原循环展现出双重功能:一方面能有效抑制金黄色葡萄球菌(抑菌圈扩大 37%),另一方面可促进 MG63 细胞的成骨分化(BMP2 表达上调 2.3 倍),为修复正畸治疗中相关的骨缺损提供了新的选择[68]。

2.2.2.2 NiTi 弓丝与托槽系统的适配原则 NiTi 弓丝与托槽系统的适配对于治疗效果至关重要。在托槽选择上,MBT 托槽更适用于需要轻力渐进式移动的病例,例如深覆合的矫正;而 Roth 托槽则适合需要施加较大初始矫治力的复杂错颌病例。关于弓丝参数的匹配,推荐采用 0.022 in 槽沟的 MBT 托槽搭配 20 mm 深度的反向 Spee 曲线 NiTi 弓丝,该组合能够在确保 PDL 应力峰值不超过 0.2 MPa 的条件下,较好地平衡牙齿高效排齐与牙周治疗安全性之间的关系[40]。

2.2.2.3 CA 的协同力学设计 CA 的成功应用依赖于精密的协同力学设计。在处理拔牙病例时,矫治序列中(例如每 60 步)需要设计约 4.8°的前牙唇向转矩,以有效抵消常见的“过山车效应”导致的前牙舌倾。后牙支抗的控制则需要分级策略:当拔除第一前磨牙时,应设计上颌第一磨牙约 11.33°的远中倾斜;若拔除的是第二前磨牙,则需要设计约 16.03°的远中倾斜并结合尖牙轴倾度的稳定化设计。在附件优化方面,垂直矩形附件有助于提升矫治器与牙面的贴合度,减少矫治力传递过程中的损耗;而对于复杂的牙齿移动(如磨牙远移),在尖牙区域粘接复合按钮能保留高达 98.1% 的牵引力,实现更精确的力学控制[44-46]。

2.2.2.4 BG 材料 研究表明,使用 BG 材料移植的牙槽缺损对 OTM 具有可行性,该区域的 OTM 距离、骨体积和小梁厚度显著增加[45]。扫描电子显微镜观察显示,移植物在 OTM 期间充当细胞迁移和重塑缺陷中 BG 材料的支架。此外,M2 巨噬细胞的数量在体内和细胞培养中均显著增加,响应与 BG 颗粒结合的机械力,通过 cAMP/PKA/RAC1 通路的吞噬作用增强。相比之下,在相同情况下,M1 巨噬细胞群减少。此外,细胞培养中 IL-4 水平升高、IL-1β 水平降低和 MMP-9 活性降低也表明 M2 巨噬细胞极化。探讨 OTM 期间牛骨矿物移植物机械力诱导牙槽骨重塑的机制,结果为是否可以将牙齿移入移植材料等相关临床问题提供分析见解,以及这些材料如何在机械力下进行生物重塑和降解。

3 AI 与生物力学结合的前沿实践

AI 与口腔正畸生物力学的结合,正在推动正畸诊疗从经验模式向精准化和个性化方向转型。以下从 AI 技术应用与个性化治疗设计两方面,结合近年研究成果进行阐述。

3.1 AI 技术在口腔正畸中的应用

领健悦见与上海交通大学医学院合作成立的“隐形正畸生物力学及人工智能实验室”,开发了基于 AI 的正畸诊断系统。该系统通过深度学习分析患者的三维影像数据(如 CBCT),结合生物力学模型预测牙齿移动路径,优化矫治方案。例如,其发布的“悦见 L6 拔牙矫治解决方案”通过三维个性化设计,显著提升了临床可预测性,并利用双视图系统简化医患沟通。

此外,中国科学院深圳先进技术研究院的“精准口腔正畸诊疗机器人”系统,通过 AI 算法重构口腔组织模型,模拟正畸力分布与牙齿移动,实现矫治器的个性化制备,缩短治疗周期约 50%。

3.2 动态治疗监控与优化

AI 结合传感器技术可实时监测矫治器施力效果。陆军军医大学的研究表明,CA 在远移上颌牙列时,弹性牵引的力学分布需通过多传感器平台量化分析。AI 模型通过实时数据反馈调整牵引方案,减少非目标牙齿的位移,提升治疗效率[44]。

3.3 材料科学与力学调控

领健悦见发布的 PreciseMove Max 正畸材料,结合 AI 算法优化材料弹性与矫治力释放曲线,确保矫治器在反复摘戴后仍保持稳定的力学输出,显著降低重启率。低强度脉冲超声的应用研究显示,其通过调控 YAP1 信号通路促进牙骨质矿化,减少正畸力引发的炎症性根吸收,为个性化力值选择提供新思路[69]。

3.4 未来发展方向

基于 2024 年口腔正畸生物力学领域的研究进展,未来发展方向将呈现多学科深度交叉融合的特征,聚焦于智能化诊疗体系构建领域。在智能化诊疗方面,AI 与生物力学模型的深度融合将推动诊疗范式革新。当前基于深度学习的动态预测模型虽已实现牙齿移动路径的三维模拟,但未来需进一步整合多模态数据,构建个体化治疗响应图谱。

4 总结与展望

基于 2024 年口腔正畸生物力学领域的研究进展,本领域已实现从经验性治疗向精准化、个体化范式的深刻转型,其核心突破体现在三大维度:① 在牙齿移动机制解析层面,三维有限元模型结合分子生物学技术揭示了牙周组织应力分布与骨改建的动态关联,明确了轻力控制对治疗安全性的关键作用,并证实机械敏感通道 Piezo1 通过调控 β-catenin/RANKL 轴介导力学信号转导,而压缩力诱导的 PDL 祖细胞焦亡及骨细胞坏死性凋亡成为骨改建加速的新靶点。② 在矫治技术优化层面,CA 通过 LFEH 设计、材料力学性能提升及协同支抗策略,显著改善牙齿移动可预测性,同时微型螺钉支抗的精准植入与阶段性矫治器设计有效解决了磨牙远移中的效率与复发难题。③ 在跨学科融合层面,AI 深度参与诊疗全流程。从基于深度学习的动态预测模型优化施力方案,到机器人系统实现矫治器个性化制备,再到实时力学传感反馈闭环调控,而生物活性材料与加速技术的革新进一步拓展了治疗边界。

然而,个体差异及复杂移动仍是核心挑战,未来需着力构建多模态数据驱动的智能诊疗体系,开发力学响应性生物材料,深化分子-细胞-组织跨尺度机制研究,并建立基于牙周状态、骨密度及年龄的个体化力学生物学干预策略,最终实现从“力导向”到“生物学响应导向”的精准正畸跃升。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:肖圣钊负责论文撰写、内容构建和论文修改;沈灿奥负责文献收集整理、内容构建和论文撰写;房兵负责论文构想提出和论文修改。

参考文献:

[1] 王婧. 不同牙槽骨高度下正畸牙移动的三维有限元分析[D]. 兰州: 兰州大学, 2024.

[2] XIAO S, CHENG C, LI H, *et al*. Biomechanical analysis of clear aligners for mandibular anterior teeth intrusion and its clinical application in the design of new aligner attachment[J]. Prog Orthod, 2025, 26(1): 11.

[3] 孙纪威, 张曼, 唐清明, 等. 加速正畸牙齿移动技术的研究新进展[J]. 中国实用口腔科杂志, 2024, 17(1): 37-44.

[4] EID FY, SABOUNI W, ZAHER A, *et al*. Comparison of three-dimensional tooth movements in virtual setups using different software packages for clear aligner therapy[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 549.

[5] LIU X, YU J, LIU K. Retrospective analysis of mini-implant assisted micro-osteoperforation for accelerating canine movement in adult orthodontics[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 1-9.

[6] 贾一凡, 包幸福, 胡敏. 无托槽隐形矫治中牙齿移动的监测[J]. 中华口腔医学杂志, 2024, 59(3): 295-300.

[7] SCHMIDT F, KILIC F, PIRO N E, *et al*. Novel method for superposing 3D digital models for monitoring orthodontic tooth movement[J]. Ann Biomed Eng, 2018, 46(8): 1160-1172.

[8] LI AK, HE YT, LI X, *et al*. Finite element analysis of the influence of perioral force on alveolar ridge healing in areas missing maxillary anterior teeth[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 24.

[9] KUC AE, SYBILSKI K, KOTUŁA J, *et al*. The hydrostatic pressure distribution in the periodontal ligament and the risk of root resorption—A finite element method (FEM) study on the nonlinear innovative model[J]. Materials, 2024, 17(7): 1661.

[10] ZHENG W, LU X, CHEN G, *et al*. The osteoclastic activity in apical distal region of molar mesial roots affects orthodontic tooth movement and root resorption in rats[J]. Int J Oral Sci, 2024, 16(1): 19.

[11] YUAN W, HUANG M, CHEN W, *et al*. Reduced graphene oxide loaded with tetrahedral framework nucleic acids for combating orthodontically induced root resorption[J]. J

Nanobiotechnol, 2024, 22(1): 700.
[12] GUO R, LAM XY, ZHANG L, *et al*. Biomechanical analysis of miniscrew-assisted molar distalization with clear aligners: A three-dimensional finite element study[J]. Eur J Orthod, 2024, 46(1): cjad077.
[13] GAO H, LUO L, LIU J. Three-dimensional finite element analysis of maxillary molar distalization treated with clear aligners combined with different traction methods[J]. Prog Orthod, 2024, 25(1): 1-11.
[14] LI J, YANG Y, TANG Z, *et al*. Biomechanical analysis of the effect of Class II traction configurations and aligner overtreatment on molar distalization: A finite-element study [J]. Eur J Orthod, 2024, 46(6): cjae055.
[15] MAO B, TIAN Y, LIU D, *et al*. The effect of maxillary premolar distalization with different designed clear aligners: A 4D finite element study with staging simulation[J]. Prog Orthod, 2024, 25(1): 46.
[16] LI J, SI J, XUE C, *et al*. Seeking orderness out of the orderless movements: An up-to-date review of the biomechanics in clear aligners[J]. Prog Orthod, 2024, 25 (1): 44.
[17] 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.
[18] QIANG R, WU J, GAO J, *et al*. An integrated approach to posterior anchorage preparation and incisor torque compensation in premolar extraction cases using clear aligners[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 558.
[19] LI SX, MA ZM, GAO WB, *et al*. Dynamic analysis on static-vibration coupled loading in accelerating orthodontic tooth movement [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 251-256.
[20] KAUR H, KHURELBAATAR T, MAH J, *et al*. *In vitro* biomechanics of divot use, and their placement, in orthodontic aligner therapy [J]. Orthod Craniofac Res, 2024, 27(4): 527-534.
[21] 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.
[22] AL-SOMAIRI MAA, ZHENG B, YANG X, *et al*. Three-dimensional quantitative temporomandibular joint changes in skeletal class I malocclusion treated with extraction and non-extraction protocols: A comparative study of fixed orthodontic appliances and clear aligners [J]. Prog Orthod, 2025, 26(1): 4.
[23] LU T, MEI L, LI BC, *et al*. Hybrid treatment of varied orthodontic appliances for a patient with skeletal class II and temporomandibular joint disorders: A case report and review of literature[J]. World J Clin Cases, 2024, 12(2): 431.
[24] YU F, LIAN R, LIU L, *et al*. Biomimetic hydroxyapatite nanorods promote bone regeneration via accelerating osteogenesis of BMSCs through T cell-derived IL-22[J]. ACS Nano, 2022, 16(1): 755-770.
[25] CHEN F, SUN WZ, MOKHTARI-ESBUIE F, *et al*. Responsive gelatin-hyaluronic acid hydrogel scaffold boosting antioxidant activity for enhanced diabetic wound healing[J]. Appl Mater Today, 2025(44): 102752.
[26] 赵健美, 安阳, 刘青梅. 低能量激光治疗在正畸保持中的基础研究进展[J]. 应用激光, 2024, 44(1): 155-160.
[27] NGUYEN VA, NGUYEN TA, DOAN TBN. The effectiveness of anterior unilateral bite turbos in correcting incisal plane cant and asymmetric overbite: A prospective clinical study[J]. Sci Rep, 2025, 15(1): 1-9.
[28] 殷沛, 李沙, 徐建林. 正畸联合口腔修复治疗先天性缺牙的效果[J]. 临床医学, 2023, 43(9): 75-77.
[29] LIU X, YU J, LIU K. Retrospective analysis of mini-implant assisted micro-osteoperforation for accelerating canine movement in adult orthodontics [J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 1-9.
[30] ZHANG Y, YAN J, ZHANG Y, *et al*. Age-related alveolar bone maladaptation in adult orthodontics: Finding new ways out[J]. Int J Oral Sci, 2024, 16(1): 52.
[31] SUM FHKMH, SHAN Z, CHAN YHD, *et al*. Biomechanical considerations in the orthodontic treatment of a patient with stabilised stage IV Grade C generalised periodontitis: A case report[J]. Bioengineering, 2024, 11(4): 403.
[32] FLATTEN J, GEDRANGE T, BOURAUL C, *et al*. The role of bone and root resorption on the biomechanical behavior of mandibular anterior teeth subjected to orthodontic forces: A finite element approach [J]. Biomedicines, 2024, 12(9): 1959.
[33] MA Y, FAN X, LIU X, *et al*. Biomechanical effects of periodontal status on molar sequential distalization with clear aligners: A finite element study[J]. Prog Orthod, 2025, 26(1): 15.
[34] ANTONARAKIS GS, ZEKERIDOU A, KILIARIDIS S, *et al*. Periodontal considerations during orthodontic intrusion and extrusion in healthy and reduced periodontium[J]. Periodontol 2000, 2024, doi: 10.1111/prd.12578.
[35] ZHONG W, ZHOU C, YIN Y, *et al*. Expert consensus on orthodontic treatment of patients with periodontal disease [J]. Int J Oral Sci, 2025, 17(1): 27.
[36] WEN X, PEI F, JIN Y, *et al*. Exploring the mechanical and biological interplay in the periodontal ligament[J]. Int J Oral Sci, 2025, 17(1): 23.

[37] ZHU Y, MENG X, ZHAI Q, *et al*. Heavy mechanical force decelerates orthodontic tooth movement via Piezo1-induced mitochondrial calcium down-regulation[J]. Genes Dis, 2025, 12(2): 101434.

[38] 米雁翎, 西文琼, 邓延伟, 等. 骨性Ⅲ类错殆伴骨性偏颌的正畸-正颌联合治疗[J]. 中华口腔医学杂志, 2019, 54(6): 391-395.

[39] BIAN C, GUO Y, ZHU M, *et al*. New generation of orthodontic devices and materials with bioactive capacities to improve enamel demineralization[J]. J Dent, 2024(142): 104844.

[40] YILMAZ S, MOGUL EA, HALICIOGLU K. Evaluation of the effect of reverse curved spee Ni-Ti wires with different depths in MBT and Roth brackets on mandibular teeth during leveling and alignment using finite element analysis[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 496.

[41] ATTA I, BOURAUL C, ALKABANI Y, *et al*. Physiochemical and mechanical characterisation of orthodontic 3D printed aligner material made of shape memory polymers (4D aligner material)[J]. J Mech Behav Biomed Mater, 2024(150): 106337.

[42] ELSHAZLY TM, BOURAUL C, ISMAIL A, *et al*. Effect of material composition and thickness of orthodontic aligners on the transmission and distribution of forces: An *in vitro* study[J]. Clin Oral Investig, 2024, 28(5): 258.

[43] JIN Z, XU H, ZHAO W, *et al*. Macrophage ATF6 accelerates corticotomy-assisted orthodontic tooth movement through promoting Tnfα transcription[J]. Int J Oral Sci, 2025, 17(1): 28.

[44] SONG B, QI Y, SUN J, *et al*. Force distributions associated with different elastic traction methods for maxillary dentition distalization by clear aligners: An *in-vitro* study[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 587.

[45] DENG J, ZHUANG ZM, XU X, *et al*. Mechanical force increases tooth movement and promotes remodeling of alveolar bone defects augmented with bovine bone mineral[J]. Prog Orthod, 2024, 25(1): 2.

[46] QIANG R, WU J, GAO J, *et al*. An integrated approach to posterior anchorage preparation and incisor torque compensation in premolar extraction cases using clear aligners[J]. BMC Oral Health, 2025, 25(1): 558.

[47] KUGA D, HAMANAKA R, KOMAKI H, *et al*. Biomechanical effect of dual-dimensional archwire on controlled movement of anterior teeth compared with rectangular archwire: A finite element study[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2024, 166(1): 26-35.

[48] HONG YY, KANG T, ZHOU MQ, *et al*. Effect of varying auxiliaries on maxillary incisor torque control with clear aligners: A finite element analysis[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2024, 166(1): 50-60.

[49] SCHWERTNER A, DE ALMEIDA-PEDRIN RR, POLETI TMFF, *et al*. Biomechanical analysis of total arch maxillary distalization using infrazygomatic crest miniscrews: A finite element analysis study[J]. Prog Orthod, 2024, 25(1): 10.

[50] ZHU Y, MENG X, ZHAI Q, *et al*. Heavy mechanical force decelerates orthodontic tooth movement via Piezo1-induced mitochondrial calcium down-regulation[J]. Genes Dis, 2025, 12(2): 101434.

[51] RADERMACHER C, CRAVEIRO RB, JAHNEN-DECHENT W, *et al*. Impact of compression forces on different mesenchymal stem cell types regarding orthodontic indication[J]. Stem Cells Transl Med, 2024, 13(10): 1028-1039.

[52] 胡敏. 不同正畸力值作用下牙髓组织变化的实验研究[D]. 长春: 吉林大学, 2015.

[53] JIANG Y, CHEN Y, LAN Y, *et al*. Piezo1 contributes to alveolar bone remodeling by activating β-catenin under compressive stress[J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2024, 165(4): 458-470.

[54] YANG Y, DAI Q, GAO X, *et al*. Occlusal force orchestrates alveolar bone homeostasis via Piezo1 in female mice[J]. J Bone Miner Res, 2024, 39(5): 580-594.

[55] LI Q, CHEN X, LI X, *et al*. Plexin-B2 mediates orthodontic tension-induced osteogenesis via the RhoA/F-actin/YAP pathway[J]. J Periodont Res, 2024, doi: 10.1111/jre.13358.

[56] WANG W, WANG Q, SUN S, *et al*. CD97 inhibits osteoclast differentiation via Rap1a/ERK pathway under compression[J]. Int J Oral Sci, 2024, 16(1): 12.

[57] CHEN L, YU H, LI Z, *et al*. Force-induced Caspase-1-dependent pyroptosis regulates orthodontic tooth movement[J]. Int J Oral Sci, 2024, 16(1): 3.

[58] OHORI F, KITAURA H, MARAHLEH A, *et al*. Osteocyte necroptosis drives osteoclastogenesis and alveolar bone resorption during orthodontic tooth movement[J]. Sci Rep, 2025, 15(1): 1-14.

[59] LIU H, ZHANG Y, ZHANG Y, *et al*. Periodontal ligament cell apoptosis activates Lepr + osteoprogenitors in orthodontics[J]. J Dent Res, 2024, 103(9): 937-947.

[60] YAN T, LI H, YAN J, *et al*. Age-related mitophagy regulates orthodontic tooth movement by affecting PDLSCs mitochondrial function and RANKL/OPG[J]. FASEB J, 2024, 38(15): e23865.

[61] LI J, REN H, ZHANG Z, *et al*. Macrophage M2 polarization promotes pulpal inflammation resolution during orthodontic tooth movement[J]. J Cell Mol Med, 2024, 28(9): e18350.

[62] SCHRÖDER A, FISCHER F, REINERT B, *et al*. During high salt treatment myeloid p38α/MAPK fosters osteoclast activity and inflammatory macrophage responses promoting orthodontic tooth movement[J]. Front Immunol, 2025(16): 1571268.

[63] MENGJIA W, JUN J, XIN Z, *et al*. GPX4-mediated bone ferroptosis under mechanical stress decreased bone formation via the YAP-TEAD signalling pathway[J]. J Cell Mol Med, 2024, 28(7): e18231.

[64] ZHAO Z, TARCE M, GEORGOPOULOU M, *et al*. Periodontal ligament reactions to orthodontic force: A transcriptomic study on maxillary and mandibular human premolars[J]. J Periodont Res, 2025, 60(5): 484-503.

[65] UBUZIMA P, NSHIMIYIMANA E, MUKESHIMANA C, *et al*. Exploring biological mechanisms in orthodontic tooth movement: Bridging the gap between basic research experiments and clinical applications—A comprehensive review[J]. Ann Anat, 2024(255): 152286.

[66] 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.

[67] JEON SY, KIM YS, MIN JH. Enamel remineralization of mesoporous bioactive glass-*in vitro* study[J]. J Dent Hyg Sci, 2024, 24(4): 343-349.

[68] LUO C, KANG C, QIU S, *et al*. Fabrication of polydopamine-altered PCL/PLGA nanofibrous scaffolds on cerium to enhance cytocompatibility, microbial inhibition, and improved osteogenic properties for tissue regeneration in orofacial treatment[J]. Biochem Biophys Res Commun, 2025(766): 151852.

[69] ZHENG F, WU T, WANG F, *et al*. Effect of low-intensity pulsed ultrasound on the mineralization of force-treated cementoblasts and orthodontically induced inflammatory root resorption via the Lamin A/C-Yes associated protein axis[J]. J Periodont Res, 2025, 60(2): 189-199.