

文章编号:1004-7220(2021)01-0079-06

# Power Arm 在隐形矫治器联合微种植钉整体内收上前牙中的作用

白煜<sup>1</sup>, 赵贺剑<sup>1</sup>, 杨富刚<sup>2</sup>, 曹猛<sup>1</sup>

(1. 第四军医大学 口腔医院 正畸科, 军事口腔医学国家重点实验室, 国家口腔疾病临床医学研究中心, 陕西省口腔疾病临床研究中心, 西安 710032; 2. 中国人民解放军 61150 部队医院 五官科, 陕西 榆林 719000)

**摘要:**目的 探讨 Power Arm 在无托槽隐形矫治器 (clear aligner, CA) 联合微种植体支抗 (micro-implant anchorage, MIA) 整体内收上前牙中的作用。方法 建立 CA 联合 MIA 整体内收上前牙三维有限元模型, 在尖牙或尖牙所对应矫治器上加入高 6 mm 的 Power Arm, 分析矫治器施力+尖牙 150 g 牵引力整体内收上前牙、矫治器施力+矫治器 Power Arm 150 g 牵引力整体内收上前牙、矫治器加力+尖牙 Power Arm 150 g 牵引力整体内收上前牙 3 种工况下上颌前后牙初始位移和最大牙周膜等效应力。结果 3 种工况下, 矢状向上, 上中切牙的冠根位移差分别为 129、129、133  $\mu\text{m}$ , 第 1 磨牙牙冠近移量分别为 -23.3、-23.5、-26.8  $\mu\text{m}$ ; 上中切牙和第 1 磨牙的最大牙周膜等效应力分别为 48.4、72.6、40.0 kPa 以及 5.3、10.5、5.8 kPa。结论 尚不能证实 150 g 牵引力作用下, 高于牙槽嵴顶 5 mm 的微种植钉与尖牙或矫治器上 6 mm 高 Power Arm 牵引能够较直接在尖牙上牵引更有利于前牙的整体移动、后牙支抗保护和最大牙周膜应力的减小。

**关键词:** 无托槽隐形矫治; 微种植体支抗; 整体内收

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.013

## The Role of Power Arm by Combined Use of Clear Aligner and Miniscrew in En-Masse Retraction of Maxillary Anterior Teeth

BAI Yu<sup>1</sup>, ZHAO Hejian<sup>1</sup>, YANG Fugang<sup>2</sup>, CAO Meng<sup>1</sup>

(1. State Key Laboratory of Military Stomatology & National Clinical Research Center for Oral Diseases & Shanxi Clinical Research Center for Oral Diseases, Department of Orthodontics, School of Stomatology, the Fourth Military Medical University, Xi'an 710032, China; 2. Department of Ophthalmology and Otorhinolaryngology, the Hospital of Chinese People's Liberation Army 61150, Yulin 719000, Shanxi, China)

**Abstract: Objective** To investigate the role of Power Arm in en-masse retraction of maxillary anterior teeth using clear aligner (CA) and micro-implant anchorage (MIA). **Methods** The three-dimensional (3D) model of maxillary anterior teeth by combined use of CA and MIA was established, and the 6 mm-height Power Arm, was attached to the canine or appliance. The initial displacement and the maximum von Mises stress of periodontal ligament under three loading conditions were analyzed, namely the force was loaded by CA+150 g retraction force at canine, CA+150 g retraction force on Power Arm at appliance, CA+150 g retraction force on Power Arm at canine. **Results** In sagittal direction, the crown and root displacement difference of maxillary central incisor was 129, 129, 133  $\mu\text{m}$ , respectively. The crown displacement of the maxillary first molar was -23.3, -23.5,

收稿日期:2019-10-24; 修回日期:2019-12-29

基金项目:军事口腔医学国家重点实验室(2017ZB03)

通信作者:曹猛,副主任医师,副教授,E-mail:caomeng@fmmu.edu.cn

-26.8  $\mu\text{m}$ , respectively. The maximum von Mises stress of periodontal ligament in central incisor was 48.4, 72.6, 40.0 kPa, respectively, and that of the first molar was 5.3, 10.5, 5.8 kPa, respectively. **Conclusions** It can not be testified that retraction of the 6 mm-height Power Arm at canine or appliance with 5 mm-height mini-screw has more advantages than retraction of the canine directly for more favorably controlling the torque of incisors, saving anchorage of posterior teeth and decreasing von Mises stress of the periodontal ligament.

**Key words:** clear aligner (CA); micro-implant anchorage (MIA); en-mass retraction

突面畸形是一类常见的错合畸形,造成这类错合的原因主要有牙齿、牙槽骨或颌骨前突,对面部美观的影响较大。对于牙性或轻度骨性前突,以往主要通过拔除第1前磨牙使用固定矫治技术最大程度地内收前牙改善侧貌。近年来,随着无托槽隐形矫治器(clear aligner, CA)及其技术的飞速发展,CA受到越来越多正畸患者的青睐,其最大的优点是保证了治疗过程中的美观和舒适。但是,CA尚不能精确控制牙齿的三维移动<sup>[1]</sup>。特别是针对前突需拔牙内收的病例,如何控制前牙转矩和后牙支抗一直是技术难点。因此,针对隐形矫治的生物力学研究成为热点<sup>[2-5]</sup>。在临床实践过程中,众多医生通过将Power Arm和微种植体支抗(micro-implant anchorage, MIA)与CA联合使用,取得了不错的临床效果。本文构建三维模型,使用有限元方法研究Power Arm在CA联合MIA整体内收上前牙中的作用,以为相关临床实践提供生物力学指导。

## 1 材料与方法

### 1.1 建立CA联合MIA内收上前牙三维有限元模型

**1.1.1 研究对象** 选取1名上颌前突并拔除第1前磨牙矫治的成人患者,其牙周牙体组织无异常,近半年无系统性全身药物服用史。经患者知情同意,排齐整平后行颞弓至上颌骀平面的锥形束计算机断层扫描(cone beam computed tomography, CBCT)(HiRes3D口腔CBCT,北京朗视仪器有限公司),扫描条件100 kV、4 mA,扫描间距0.125 mm,获取320张影像图像,以DICOM格式储存。

**1.1.2 上颌骨、上牙列、牙周膜、CA三维模型建立** 将所得DICOM格式文件导入Mimics 17.0(Materialise公司,比利时),根据各组织灰度的不同,通过阈值化操作提取皮质骨、松质骨、牙体组织信息,并运用Calculate 3D命令生成初步的三维模型。使用Geomagic Studio 2016(3D Systems公

司,美国)对照口内照和X光片对该初始模型进行表面优化和修复,生成牙齿模型。同时使用HyperMesh 14.0(Altair公司,美国),通过沿牙根表面法向均匀向外扩展0.2 mm生成实体单元的方式,得到牙周膜模型;使用Atreat Manufacture软件(时代天使医疗器械有限公司,中国)自动填充邻牙间隙,在第1前磨牙处形成平滑的弧面过渡,沿牙冠表面法向向外均匀扩展形成厚度均匀0.6 mm壳单元,并用该软件根据冠根的分界线与牙弓曲线生成矫治器切割线,沿着切割线删除其龈方部分,根据实际情况进行其他细节处理,最终生成符合临床实际需求的CA。上述工作均由手工结合布尔运算完成。

### 1.1.3 MIA、舌钮、Power Arm、附件三维模型建立

采用新亚1.5 mm  $\times$  10 mm规格不锈钢钉、粘接式舌钮和6 mm高的Power Arm数据,使用NX 8.5(Siemens公司,德国)绘制出草图,经过精细化处理使其符合实际情况。采用时代天使医疗器械有限公司2.8 mm  $\times$  4 mm  $\times$  1 mm水平斜面附件以及2 mm  $\times$  4 mm  $\times$  1 mm垂直矩形附件和双垂直矩形附件。

**1.1.4 各部分模型装配** 根据临床实际情况,MIA在第1磨牙与第2前磨牙之间,位于牙槽嵴顶上方5 mm,与上颌骀平面呈60°角,骨内长度8 mm<sup>[6]</sup>。舌钮位于尖牙牙冠颈部,Power Arm位于尖牙牙冠颈部或此处所对应矫治器上,内收力为150 g。在尖牙临床冠中心点添加水平斜面附件(加入Power Arm后不再添加此附件),在第2前磨牙和第2磨牙临床冠中心点添加垂直矩形附件,在第1磨牙近远中颊尖临床冠中心点添加双垂直矩形附件。将所建上颌骨、上牙列、牙周膜、CA、种植钉、舌钮、Power Arm、附件的三维模型按照设定的组合条件建立多个组合模型,并导入ANSYS Workbench 14(ANSYS公司,美国),最终生成实验所需的三维有限元模型(见图1)。

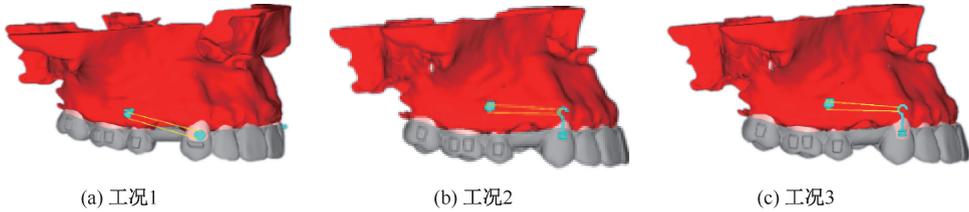


图 1 不同工况下隐形矫治器联合微种植钉及 Power Arm 整体内收上前牙三维有限元模型

Fig.1 Three-dimensional finite element models for en-masse retraction of maxillary anterior teeth by combined use of clear aligner and miniscrew under different working conditions (a) Working condition 1, (b) Working condition 2, (c) Working condition 3

## 1.2 实验条件设定

**1.2.1 参数定义与网格划分** 设置牙齿为弹塑性材料,材料参数主要包括弹性模量。牙周膜为体积近乎不可压缩的线弹性材料,主要材料参数包括体积模量和泊松比。牙槽骨为可压缩的线弹性材料,主要材料参数包括弹性模量和泊松比。各材料均为均质、各向同性,牵引皮圈设定为 LS-DYNA 求解器独有的离散弹簧单元(Element-discrete)。材料的力学参数见表 1,其中矫治器相关参数参考国家标准《GB/T 1040.3-2006/ISO 527-3:1995 塑料 拉伸性能的测定 第 3 部分:薄膜和薄片的试验条件》,由时代天使医疗器械有限公司测定。模型采用三角形壳单元和五面体实体单元,可划分为468 725个单元和234 856个节点。

表 1 模型力学参数<sup>[7-9]</sup>

Tab.1 Material parameters of the model<sup>[7-9]</sup>

材料	弹性模量/MPa	泊松比
骨皮质	13 800	0.26
骨松质	345	0.38
牙体	20 000	0.30
牙周膜	0.68	0.49
矫治器	2 000	0.30
附件	8 100	0.40
种植钉/舌钮/Power Arm	201 000	0.33

**1.2.2 边界和计算条件设定** 牙槽骨外周固定约束,牙齿与牙周膜共享有限元节点,牙周膜与牙槽骨共享有限元节点,故牙齿可在牙槽骨内受牙周膜约束在各个方向上移动。种植钉与颌骨、舌钮与牙齿、Power Arm 与牙齿和矫治器、附件与牙齿的接触定义为绑定接触,牙齿与 CA 的接触定义为面-面接触,接触定义中设置最大穿透检查倍数为 4,黏滞摩擦系数为 40,指数衰减系数为 0.1。基于模型的对称性,以其右侧为研究对象,定义 X、Y、Z 轴分别为

水平向、矢状向、垂直向,分别以向右、向后、向下为正。选定测量观察点,分别为切牙切缘中点、根尖点、尖牙牙尖顶点、根尖点,第 2 前磨牙颊舌尖顶点、根尖点,第 1 磨牙近远中颊舌尖顶点、腭根根尖点,第 2 磨牙近远中颊尖顶点、舌尖顶点、腭根根尖点(见图 2)。

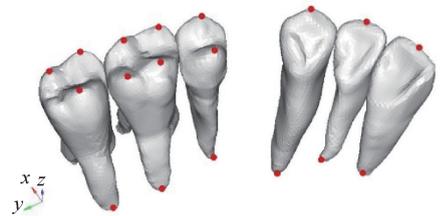


图 2 测量观察点

Fig.2 Location of the selected nodes

工况 1:模拟 CA 加力(沿 Y 轴方向将矫治器在上颌尖牙远中缩减 0.25 mm)+尖牙舌钮处 150 g 牵引力整体内收上前牙;工况 2:模拟 CA 加力+矫治器 Power Arm 处 150 g 牵引力整体内收上前牙;工况 3:模拟 CA 加力+尖牙 Power Arm 处 150 g 牵引力整体内收上前牙。

使用 ANSYS 的 LS-DYNA 求解器,通过隐式动力学的求解方法,迭代计算牙齿在接触受力后发生位移变化过程中每一瞬间的平衡状态,直至整个系统的力系达到平衡状态。仿真终止时,输出牙齿在三维空间坐标系下的位移量。

## 2 结果

### 2.1 牙周膜等效应力

3 种工况下,牙周膜等效应力主要集中在前牙区,即切牙唇侧根尖区、舌侧牙颈部区及尖牙近中根尖区、远中牙颈部区,尖牙的牙周膜最大等效应力依次增加,侧切牙的依次减小,其余无规律性变

化(见表2、图3)。

表2 不同工况下各牙齿最大牙周膜等效应力

Tab.2 Maximum von Mises stress of parodontium for different tooth under different working conditions

牙齿	应力/kPa		
	工况1	工况2	工况3
中切牙	48.4	72.6	40.0
侧切牙	37.3	25.3	20.3
尖牙	25.2	38.8	43.3
第2前磨牙	5.1	7.2	5.0
第1磨牙	5.3	10.5	5.8
第2磨牙	8.8	8.6	8.8

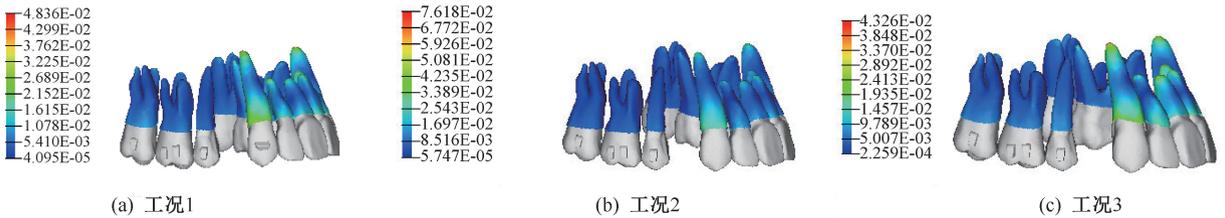


图3 不同工况下各牙齿牙周膜等效应力分布

Fig.3 Von Mises stress distributions of parodontium for different teeth under different working conditions (a) Working condition 1, (b) Working condition 2, (c) Working condition 3

表3 不同工况下上颌前牙矢状向位移

Tab.3 Displacement of anterior teeth in sagittal direction under different working conditions

牙齿	位移/ $\mu\text{m}$								
	工况1			工况2			工况3		
	牙冠	牙根	冠根位移差	牙冠	牙根	冠根位移差	牙冠	牙根	冠根位移差
中切牙	105.0	-24.2	129.0	112.0	-17.4	129.0	111.0	-21.4	133.0
侧切牙	81.6	-17.0	98.6	75.1	-15.2	90.3	76.1	-16.5	92.6
尖牙	129.0	-35.4	164.0	139.0	-41.7	181.0	135.0	-38.6	174.0

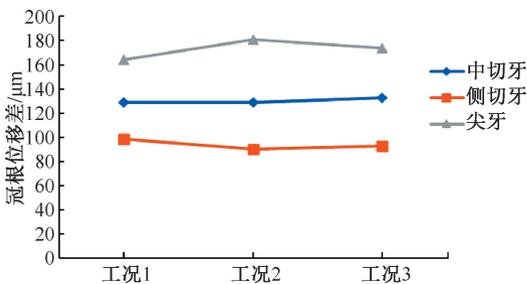


图4 不同工况下上颌前牙矢状向冠根位移差

Fig.4 Displacement differences in crown and root of anterior teeth in sagittal direction under different working conditions

2.2.2 后牙移动趋势 矢状向上,3种工况加载下,后牙均表现为牙冠近中(-Y)、牙根远中(+Y)的

## 2.2 牙齿移动趋势

2.2.1 前牙移动趋势 矢状向上,3种工况加载下,切牙均表现为牙冠舌侧(+Y)、牙根唇侧(-Y)的倾斜移动趋势,尖牙均表现为牙冠远中(+Y)、牙根近中(-Y)的倾斜移动趋势,中切牙倾斜移动趋势无明显变化,侧切牙倾斜移动趋势依次减小,尖牙倾斜移动趋势依次增大(见表3、图4)。垂直向上,3种工况加载下,前牙牙冠均表现为伸长(+Z),侧切牙和尖牙在工况1时伸长量最小,中切牙在工况2时伸长量最小(见表4)。总体上看,加入 Power Arm 对前牙矢状向及垂直向的控制并不比在尖牙上直接牵引更有优势。

表4 不同工况下上颌前牙垂直向位移

Tab.4 Displacement of anterior teeth in vertical direction under different working conditions

牙齿	位移/ $\mu\text{m}$					
	工况1		工况2		工况3	
	牙冠	牙根	牙冠	牙根	牙冠	牙根
中切牙	38.7	-42.1	36.1	-43.0	39.3	-40.6
侧切牙	20.9	-40.8	27.8	-24.6	28.8	-27.8
尖牙	5.7	-36.3	11.4	-29.2	9.3	-26.1

倾斜移动趋势,第1和第2磨牙牙冠位移量依次增大,第2前磨牙牙冠在工况2时最小(见表5、图5)。垂直向上,3种工况加载下,在工况1时第1磨牙牙冠均表现为压入(-Z),第2磨牙牙冠均表现为伸长(+Z),第2前磨牙由工况1的压入(-Z)转变为工

况 2、3 的伸长 (+Z), 见表 6。总体来看, 加入 Power Arm 后对后牙在矢状向和垂直向的控制并不比直接在尖牙上牵引更有优势。

表 5 不同工况下上颌后牙矢状向位移

Tab.5 Displacement of posterior teeth in sagittal direction under different working conditions

牙齿	位移/ $\mu\text{m}$					
	工况 1		工况 2		工况 3	
	牙冠	牙根	牙冠	牙根	牙冠	牙根
第 2 前磨牙	-18.0	6.2	-14.2	4.3	-20.0	6.9
第 1 磨牙	-23.3	7.5	-23.5	5.9	-26.8	9.1
第 2 磨牙	-30.0	10.3	-30.4	9.3	-32.0	11.1

注: 牙冠位移指牙冠各标志点的算术均值。

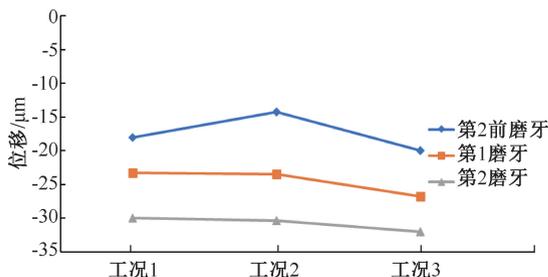


图 5 不同工况下后牙牙冠矢状向位移量

Fig.5 Crown displacement of the posterior teeth in sagittal direction under different working conditions

表 6 不同工况下上颌后牙垂直向位移

Tab.6 Displacement of posterior teeth in vertical direction under different working conditions

牙齿	位移/ $\mu\text{m}$					
	工况 1		工况 2		工况 3	
	牙冠	牙根	牙冠	牙根	牙冠	牙根
第 2 前磨牙	-2.0	-2.4	3.1	0.9	0.2	-1.8
第 1 磨牙	-3.3	-5.4	-4.2	-10.2	-5.2	-10.1
第 2 磨牙	5.4	-2.5	5.7	-1.0	4.7	-1.7

注: 牙冠位移指牙冠各标志点的算术均值。

### 3 讨论

CA 自其概念 1946 年被提出至今, 其临床适应症已经有了极大的扩展<sup>[10-13]</sup>。然而, 由于材料特性, 决定了 CA 并不能精确控制牙齿的三维移动, 特别是对于需大范围整体移动牙齿的病例。在传统固定矫治中, Power Arm 是滑动内收方法中不可缺少的部分, 其位置和长度会显著影响前牙的移动方式。Tominag 等<sup>[14]</sup> 研究发现, 将 5.5 mm 高的 Power Arm 置于侧切牙与尖牙间, 当施加与弓丝平

行的 150 g 内收力时, 切牙将出现整体移动; 而将 Power Arm 置于尖牙远中时, 高度需增加至 11.2 mm, 切牙才出现整体移动。Kim 等<sup>[15]</sup> 则认为, 当侧切牙与尖牙、尖牙远中的 Power Arm 的高度分别为 4.987、8.218 mm 时, 前牙出现整体移动。

前牙内收是一个非常复杂的力学系统, 力的方向由两点确定, 只有将种植体和牵引钩结合起来分析才会更有意义。研究发现, 上颌后牙段 MIA 植入颊侧第 2 前磨牙和第 1 磨牙牙根间高于牙槽嵴顶 5~8 mm 区域最为安全<sup>[16-17]</sup>。苏杰华等<sup>[18]</sup> 研究发现, 当 MIA 植入高度和 Power Arm 高度分别为 8、4 mm 时, 侧切牙表现为整体移动; 或者分别为 14、3 mm 时, 侧切牙出现整体移动。Abhishek 等<sup>[19]</sup> 则研究发现, MIA 高度为 13.5 mm、Power Arm 高度为 5 mm 时, 前牙出现整体移动。

本实验考虑到临床实际, 为了方便患者的操作及适合大部分患者, MIA 植入高度为 5 mm。因为使用 CA 的原因, Power Arm 放置在尖牙上或其所对应的矫治器上, 其长度过长会影响患者的舒适性, 故选择临床常用高度为 6 mm 的 Power Arm。实验结果显示, 加入 Power Arm 后, 前牙的倾斜移动及伸长趋势并无明显改善, 尖牙甚至出现了恶化。分析其原因如下: ① 钉的高度与 Power Arm 的高度并不是很匹配。② 在工况 2、3 的设计中, 矫治力均无法很好地向切牙区传导。工况 2 时, 矫治器刚度较固定矫治关闭间隙时所使用的不锈钢方丝差距巨大, 受到牵引力后局部变形会比较严重; 工况 3 时, Power Arm 位于尖牙上, 牵引力先对尖牙产生作用后才会向切牙区传导。③ 工况 1 时, 在尖牙上设计有水平斜面附件, 可以起到辅助固位及控制尖牙轴倾的作用; 而在工况 2、3 中, 并未在尖牙上继续设计附件。④ 与传统固定矫治滑动内收的单力系统相比, 隐形矫治联合 MIA 是一个双力系统, 牙齿不仅会受到牵引力的作用, 更主要是会受到一个更大的起主导作用的 CA 初始力值, 故以往研究结果并不能完全套用到本实验结果中。但是并不能说施加牵引力与 Power Arm 对临床无益, 因为牵引力在 CA 力衰减后将会发挥主导作用。后续研究可通过采用更先进的技术方法来构建一种模拟矫治器力随时间衰减的模型, 以便能够更精确地研究正畸这一动态的过程, 为临床提供更确切的证据。

## 4 结语

本实验数据的分析表明,尚不能证实在 150 g 牵引力作用下,高于牙槽嵴顶 5 mm 的 MIA 与尖牙或矫治器上 6 mm 高 Power Arm 牵引能够较直接在尖牙上牵引更有利于前牙的整体移动、垂直向控制及后牙支抗保护。

## 参考文献:

- [ 1 ] ROSSINI G, PARRINI S, CASTROFLORIO T, *et al.* Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: A systematic review [J]. *Angle Orthod*, 2015, 85(5): 881-889.
- [ 2 ] 胡海楠, 张晓蓉. 隐形矫治技术生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(4): 382-385.  
HU HN, ZHANG XR. Progress of biomechanical research on invisible appliance technology [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(4): 382-385.
- [ 3 ] 唐娜, 赵志河, 王军, 等. 无托槽隐形矫治技术生物力学效应的有限元法研究[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 399-405.  
TANG N, ZHAO ZH, WANG J, *et al.* Advances in cytomechanics in orthodontic tooth movement [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 399-405.
- [ 4 ] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 无托槽隐形矫治器各参数对尖牙压低移动治疗的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 60-65.  
CAI YQ, YANG XX, HE BW. Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 60-65.
- [ 5 ] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 隐形矫治中不同移动方式下颌尖牙的机械响应[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 543-547.  
CAI YQ, YANG XX, HE BW. Mechanical responses from mandibular canine with different movement types in Invisalign treatment [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 543-547.
- [ 6 ] ZHANG N, BAI Y, LI S. Treatment of a class II division 1 malocclusion with miniscrew anchorage [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2012, 141(6): e85-e93.
- [ 7 ] AMMAR HH, NGAN P, CROUT RJ, *et al.* Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2011, 139(1): 59-71.
- [ 8 ] QIAN Y, FAN Y, LIU Z, *et al.* Numerical simulation of tooth movement in a therapy period [J]. *Clin Biomech*, 2008, 23(1): S48-S52.
- [ 9 ] 吕晶晶, 米丛波. 牙周膜的生物力学性能[J]. *国际口腔医学杂志*, 2014, 41(3): 362-364.
- [ 10 ] KESLING HD. Coordinating the predetermined pattern and tooth positioner with conventional treatment [J]. *Am J Orthod Oral Surg*, 1946, 32(5): 285-293.
- [ 11 ] JOFFE L. Invisalign: Early experiences [J]. *J Orthod*, 2003, 30(4): 348-352.
- [ 12 ] PHAN X, LING PH. Clinical limitations of Invisalign [J]. *J Can Dent Assoc*, 2007, 73(3): 263-266.
- [ 13 ] 周洁琨, 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.
- [ 14 ] TOMINAGA JY, TANAKA M, KOGA Y, *et al.* Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics [J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(6): 1102-1107.
- [ 15 ] KIM T, SUH J, KIM N, *et al.* Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 137(5): 639-647.
- [ 16 ] POGGIO PM, INCORVATI C, VELO S, *et al.* "Safe zones": A guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch [J]. *Angle Orthod*, 2006, 76(2): 191-197.
- [ 17 ] PAN F, KAU CH, ZHOU H, *et al.* The anatomical evaluation of the dental arches using cone beam computed tomography: An investigation of the availability of bone for placement of mini-screws [J]. *Head Face Med*, 2013, 9: 13.
- [ 18 ] 苏杰华, 刘佳莉, 许潏于, 等. 牵引方向对上颌前牙整体内收影响三维有限元分析[J]. *中国实用口腔科杂志*, 2014, 7(11): 656-660.
- [ 19 ] PARASHAR A, AILENI KR, RACHALA MR, *et al.* Torque loss in en-masse retraction of maxillary anterior teeth using miniimplants with force vectors at different levels: 3D FEM study [J]. *J Clin Diagn Res*, 2014, 8(12): C77-C80.