

文章编号: 1004-7220(2021)02-0257-07

不同控根附件对无托槽隐形矫治远移尖牙的影响

杜庆玲¹, 李伯休², 王栋才³, 潘恩飏¹, 林新平^{1,4}

(1. 浙江中医药大学 口腔医学院, 杭州 310053; 2. 浙江大学医学院附属第二医院 口腔矫形科, 杭州 310009;
3. 浙江工业大学 机械工程学院, 杭州 310014; 4. 杭州牙博艺口腔门诊部, 杭州 310000)

摘要:目的 分析不同控根附件在无托槽隐形矫治远中移动尖牙时的控根效果及对牙周膜应力的影响。方法 通过三维有限元技术,建立由4种附件(附件A:无附件;附件B:传统垂直矩形附件;附件C:1/4球形双优化附件;附件D:门拱形双优化附件)和3种载荷(载荷a:矫治器预设0.15 mm远中位移;载荷b:载荷a+对附件受力面施加30 N·mm逆时针力矩;载荷c:载荷a+对整个牙冠施加30 N·mm逆时针力矩)组成的11组模型。模拟右上颌尖牙在不同载荷无托槽隐形矫治作用下远中移动的控根效果。结果 所有模型的位移模式均为远中倾斜移动。门拱形双优化附件远中移动尖牙时控根效果最佳。两组双优化附件控根效果优于传统矩形附件。添加附件对尖牙的控根效果明显优于只施加逆时针力偶。无附件时牙周膜应力主要集中于远中牙槽嵴及根尖,有附件时牙周膜应力主要集中于远中牙槽嵴。结论 临床无托槽隐形矫治器在远移尖牙时,门拱形双优化附件有较强的控根效果。

关键词:无托槽隐形矫治;牙周膜;控根附件;尖牙移动

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.014

Influences of Different Root Control Attachments on Canine Distal Translation with Plastic Aligner

DU Qingling¹, LI Boxiu², WANG Dongcai³, PAN Enjiu¹, Lin Xinping^{1,4}

(1. School of Stomatology, Zhejiang Chinese Medical University, Hangzhou 310053, China; 2. Department of Orthodontics, the Second Affiliated Hospital of Medical College of Zhejiang University, Hangzhou 310009, China; 3. School of Mechanical Engineering, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310014, China; 4. Hangzhou Yaboyi Oral Clinic, Hangzhou 310000, China)

Abstract: Objective To study the effects of different root control attachment on root control and periodontal ligament (PDL) stress during canine distal translation in plastic aligner-based orthodontic treatment. **Methods** Through three-dimensional (3D) finite element technology, 11 models composed of 4 attachments and 3 kinds of loading were established. Namely, attachment A: no attachments; attachment B: traditional vertical rectangular attachment; attachment C: 1/4 spherical double optimized attachment; attachment D: double optimized door arch attachment; load a: 0.15 mm distal translation of the canine; b: load a + application of 30 N·mm counterclockwise torque to stress surface of the attachment; load c: load a + application of 30 N·mm counterclockwise torque to the entire crown. The root control effect of distal translation of the right maxillary canine was simulated with plastic aligner under different loads. **Results** Displacement modes of all models were distally

收稿日期:2020-04-07; 修回日期:2020-05-26

基金项目:浙江省基础公益研究计划(LGF18H140002)

通信作者:林新平,主任医师,E-mail: xinpinglein@163.com

tipped translation. The double optimized door arch attachment showed the optimal root control effect during canine distal translation. The root control effect for two groups of double optimized attachment was better than that of traditional rectangular attachment. The effect of adding attachments on root control of the canine was better than that of applying only counterclockwise couple. The PDL stress mainly appeared in distal alveolar ridge and root apex without attachment, while the PDL stress mainly appeared in distal alveolar ridge with attachment.

Conclusions The most suitable measure to improve the effect of root control during canine distal translation is to use the double optimized door arch attachment in clinic.

Key words: plastic aligner; periodontal ligament (PDL); root control attachment; canine translation

无托槽隐形矫治技术自从1997年问世以来,因其美观、舒适、可摘戴等优点,受到广大医生、患者的青睐^[1]。然而,鉴于矫治器与牙齿特有的接触方式,难以实现牙齿转矩控制、整体移动、扭转纠正等移动^[2-9]。隐形矫治器在关闭前磨牙拔牙间隙时,拔牙区两侧的牙齿易发生倾斜移动,出现“拱形”效应。如何避免牙齿发生倾斜移动,一直备受正畸医生关注。

临床上正畸医生通过在牙齿上粘贴附件,以此提供力偶进行控根,实现牙齿整体移动^[10]。近年来,众多学者将三维有限元技术应用于口腔研究,为临床实践提供理论依据^[11-14]。研究表明,控根附件的形状、位置、摆放方向、尺寸大小等都会影响控根效果^[15-22]。在选择不同控根附件时,正畸医生往往缺乏理论依据指导。本文利用三维有限元技术,分析隐形矫治在不同控根附件及不同载荷作用下,上颌尖牙远中移动时的初始位移及牙周膜的应力分析,以此比较不同控根附件的作用效果,为临床设计合理矫治方案提供参考。

1 材料与方法

1.1 建立模型

选取1名24岁健康男性志愿者。右上颌尖牙形态、大小、质地均正常,无龋坏,牙周组织健康。使用64排Lightspeed VCT(GE公司,美国)对头颅到下颌骨进行扫描。将二维CT图像导入Mimics 17.0软件进行处理,随后在UG 10.0软件中三维重建,获得上颌尖牙实体模型^[23]。

以尖牙的重心为原点建立三维坐标系,颊舌向设置为X轴,唇向为正;近远中向为Y轴,近中为正;冠根向为Z轴,根向为正。建立1个20 mm×20 mm×22.5 mm(沿牙长轴方向为长度方向)包裹

尖牙牙根的长方体牙槽骨骨块。长方体由两部分组成,表面2 mm为皮质骨,内部为松质骨。将尖牙沿法线方向增厚0.25 mm,通过布尔运算,原牙槽骨模型减去增厚0.25 mm尖牙模型,获得最终的牙槽骨模型;求解牙槽骨模型和增厚模型的交集,获得统一厚度为0.25 mm的牙周膜模型^[24]。将尖牙牙冠和附件表面沿法线方向增厚0.6 mm,建立隐形矫治器外形^[16],且近远中包裹在邻接触区颌方及颊腭侧外展隙,得最终尖牙-牙周膜-牙槽骨有限元模型(见图1)。

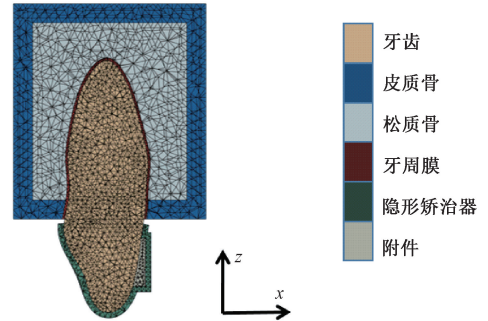


图1 隐形矫治器-附件-尖牙-牙周膜-牙槽骨模型

Fig.1 Model of plastic aligner, attachment, canine, periodontal ligament and alveolar bone

建立4组无托槽隐形矫治器的三维有限元分析模型(见图2)。附件A:无附件(对照组);附件B:传统垂直矩形附件,矩形附件长5 mm,宽2 mm,高1 mm;附件C:1/4球形双优化附件,直径2 mm;附件D:门拱形双优化附件(1/4球形与半圆柱楔形多面体结合)长2.5 mm,宽度2 mm,高1 mm,斜截面高度0.5 mm。以临床冠中心设立附件,附件C、D均在骀龈向允许范围内尽可能远离,附件中心骀龈向距离5 mm。

1.2 参数定义和网格划分

在ABAQUS 2018中导入上述模型,划分网格并

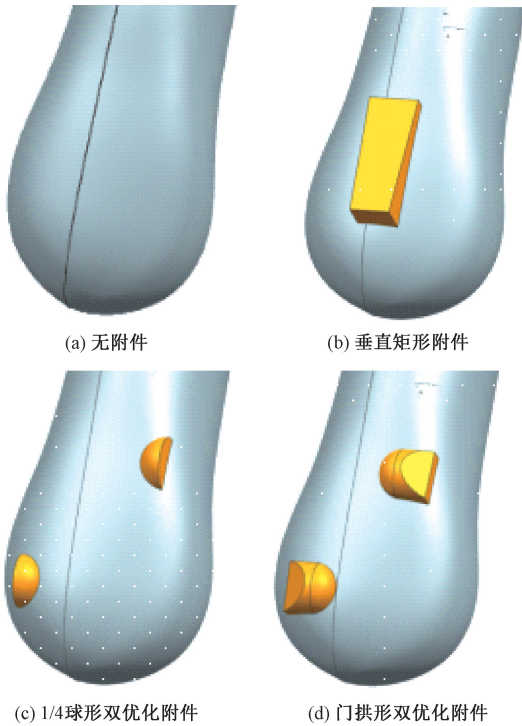


图2 黏接附件示意图

Fig.2 Schematic of bonding attachment (a) No attachment, (b) Vertical rectangular attachment, (c) 1/4 spherical double optimized attachment, (d) Double optimized door arch attachment

赋予材料参数^[10]。假设尖牙、皮质骨、松质骨、牙周膜、牙齿、隐形矫治器及附件为各向同性、均质、线弹性材料。有限元网格使用10节点四面体单元。模型的材料参数、单元数和节点数具体如下:尖牙弹性模量为20 GPa,泊松比为0.3,共44 536个单元,64 145个节点;牙槽骨弹性模量为15.07 GPa,泊松比为0.3,共58 850个单元,102 064个节点;牙周膜弹性模量为0.68 MPa,泊松比为0.49,共31 466个单元,46 150个节点;隐形矫治器弹性模量为528 MPa,泊松比为0.36,共7 700~9 700个单元,14 000~17 000个节点;附件弹性模量为12.5 GPa,泊松比为0.36,共900~2 800个单元,1 600~4 500个节点。

1.3 载荷和边界条件

将皮质骨基底表面设置为完全固定, X 、 Y 、 Z 三维方向位移为0,尖牙不可绕 Z 轴旋转。牙根与牙周膜、牙冠与附件、牙周膜与牙槽骨、皮质骨与松质骨之间设为绑定接触。隐形矫治器与牙冠和附件

表面设定为可相对滑动的摩擦接触,摩擦系数为0.2^[10]。

每组有限元模型施加3次不同载荷。载荷a:矫治器预设0.15 mm远中位移;载荷b:矫治器预设0.15 mm远中位移外,并在近中殆向和远中龈向的附件受力面上施加30 N·mm力矩;载荷c:矫治器预设0.15 mm远中位移外,并对整个牙冠施加30 N·mm逆时针力矩(见图3)。参数设置同文献[16],实验分组如表1所示。

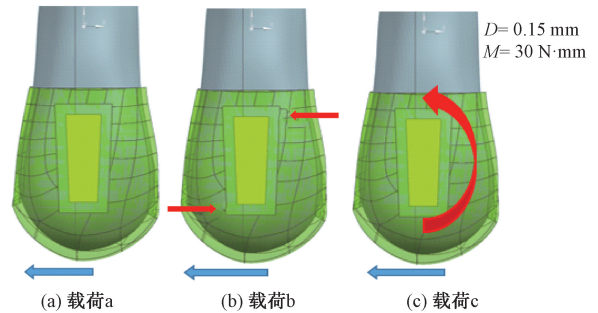


图3 有限元分析加载条件

Fig.3 Loading conditions for finite element analysis

(a) Load a, (b) Load b, (c) Load c

表1 实验分组

Tab.1 Grouping of experiments

载荷	附件			
	A	B	C	D
a	Aa	Ba	Ca	Da
b	-	Bb	Cb	Db
c	Ac	Bc	Cc	Dc

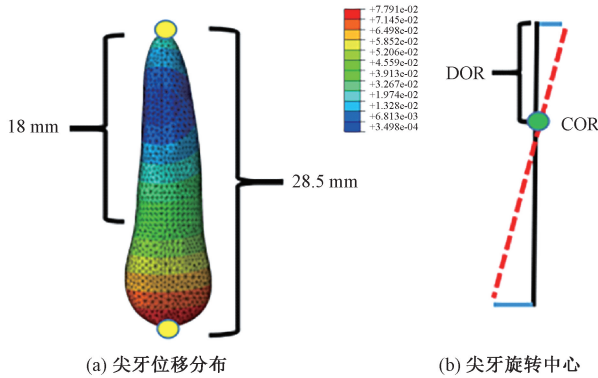
1.4 控根效果评估方法

为对不同控根附件及载荷进行评估,首先确定衡量标准,即旋转中心(center of rotation, COR)距离根尖的距离越小,控根效果越好。从图4(a)可知,越接近蓝色位移量越小,应力分布越均匀,应力越小。越接近红色位移量越大,应力越集中,应力越大。最深的蓝色区域代表初始位移量为0,即COR所在位置,可以通过读取牙冠和根尖黄色标记点的位移量来计算[见图4(b)]。

COR与根尖距离的表达式为:

$$D_{COR} = \frac{L \times D_R}{|D_C| + D_R} \quad (1)$$

式中: D_{COR} 为COR与根尖距离; L 为尖牙长度; D_C 、 D_R 分别为牙冠、根尖的位移量。



绿点代表旋转中心 COR;黑色实线代表牙长轴初始位置;红色虚线代表加载后位置;蓝色线段代表牙冠、根尖位移量

图4 有限元分析位移结果

Fig.4 Displacement results of finite element analysis

(a) Displacement distributions of the canine, (c) Rotation center of the canine

COR 位置表达式为:

$$COR = \frac{D_{COR}}{L_R} \quad (2)$$

式中: D_{COR} 为 COR 距根尖的距离; L_R 为牙根长度。

变化率是不同控根附件在不同载荷下的尖牙 COR 与对照组的对比。变化率越高,说明 COR 越接近根尖,控根效果越好。变化率表达式为:

$$C = \frac{COR_{Aa} - COR_{Lj}}{COR_{Aa}} \times 100\% \quad (3)$$

式中: COR_{Aa} 为对照组 COR 的位置; COR_{Lj} 是不同附件及加载条件下 COR 的位置。

2 结果

2.1 尖牙初始位移

由表2分析结果可知,11组模型尖牙均为牙冠往远中向(Y 轴负方向),根尖往近中向(Y 轴正方向)的倾斜移动。附件B牙冠的初始最大位移为0.184~0.188 mm,附件C、D为0.170~0.179 mm,说明附件B对尖牙远移的作用力较附件C、D大。当载荷a施加在附件A(Aa)时,COR距离根尖6.890 mm,距离根尖约1/3处。在附件B、C、D施加载荷a时,变化率分别为21.21%、35.61%、37.75%,COR较Aa更近根尖,说明附件D控根效果最好,附件C次之,明显优于附件B。当对3组附件施加相同载荷b、c时,附件间的控根效果对比同载荷a。

表2 不同控根附件在不同加载条件下尖牙初始位移

Tab.2 Initial displacement of the canine under different loading conditions for different control root attachments

分组	牙根初始位移/mm	牙冠初始位移/mm	COR 距根尖距离/mm	COR 位置/%	变化率/%
Aa	0.022	-0.069	6.890	38.28	0.00
Ba	0.044	-0.187	5.429	30.16	21.21
Ca	0.033	-0.179	4.436	24.65	35.61
Da	0.031	-0.175	4.289	23.83	37.75
Bb	0.040	-0.184	5.089	28.27	26.14
Cb	0.028	-0.175	3.931	21.84	42.95
Db	0.025	-0.170	3.654	20.30	46.97
Ac	0.020	-0.065	6.706	37.25	2.67
Bc	0.040	-0.188	5.000	27.78	27.43
Cc	0.027	-0.173	3.848	21.38	44.16
Dc	0.024	-0.170	3.526	19.59	48.83

对比分别施加载荷a、b、c后3组附件的变化率可知,载荷c作用的变化率稍高于载荷b,较明显高于载荷a。该结果表明,在附件相同的情况下,施加转矩后COR位置更靠近根尖,且转矩施加在牙冠上的控根效果优于施加在附件上。当载荷c施加在附件A(Ac)时,变化率仅改善2.67%,控根效果变化不大(见图5)。

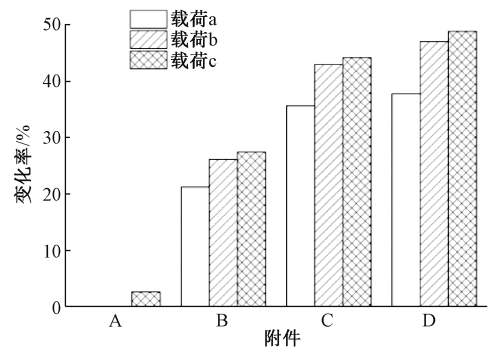


图5 不同附件在不同载荷下旋转中心变化率

Fig.5 Change rates of rotation center for different attachments under different loads

2.2 尖牙牙周膜 von Mises 应力

比较所有模型牙周膜最大 von Mises 应力发现,加载方式对应力大小及分布影响甚微,而有无附件对应力影响明显(见表3)。无附件时,应力主要集中于远中牙槽嵴和根尖;有附件时,应力主要集中于远中牙槽嵴(见图6)。

表3 不同附件和载荷下牙周膜最大 von Mises 应力比较

Tab.3 Comparison of the maximum von Mises stress of PDL under different attachments and loads 单位:MPa

载荷	附件 A	附件 B	附件 C	附件 D
a	0.324	0.915	0.913	0.927
b	-	0.906	0.900	0.909
c	0.309	0.919	0.908	0.920

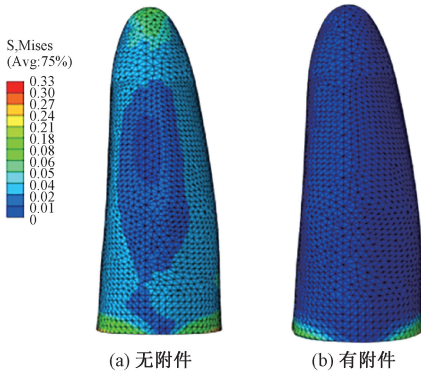


图6 牙周膜 von Mises 应力分布

Fig.6 Von Mises stress distributions of PDL

(a) Without attachment, (b) With attachment

3 讨论与结论

本文建立 11 组有限元分析模型,分别研究无附件、传统垂直矩形控根附件、优化附件及不同力学加载条件下,右侧上颌尖牙远中移动的初始位移模式及牙周膜应力分析。尖牙几何模型根据 CT 数据重建,而且牙槽骨分为皮质骨和松质骨,与实际组织有较好的几何相似性。

当施加在尖牙上合力矩与合力的比值 M/F 等于合力作用点离阻抗中心的距离时,尖牙会产生整体移动^[25]。因此,设计控根附件时,可以从增加附件力矩、减小合力以及减小合力离阻抗中心的距离 3 个方面考虑。本文中,附件 C 的受力面和远中位移方向垂直,与文献[10]中有角度的球形附件相比,可提供更大转矩。相较先前研究的附件形状,本文新增 1 组形状为门拱形的优化附件,根据临床附件的体积和佩戴要求等因素,附件 D 设计时,保证龈嵴向投影附件不重叠,尽可能增加近远中向尺寸,避免摘戴矫治器时出现附件受力过大导致脱落的情况。

根据表 2 可知,附件 D 控根效果稍优于附件 C,

较明显优于附件 B,故门拱形双优化附件可能更适用于尖牙远移,但具体控根效果还需临床病例进一步研究。附件 B 控根效果不如附件 C、D,可能是因为以整个近中面作为主要受力面的附件 B 受到远中移动力时,仅在近中殆方及远中龈方一小部分产生力矩。而附件 C、D 虽然体积小,当尖牙受远中移动力发生倾斜后,远中移动力仍接触近中龈向远中殆向附件的大部分受力面,产生较大力矩,达到控根效果。由表 2 及图 5 可知,附件 C、D 的 COR 位置只差 0.03 mm。以近远中垂直方向的投影看门拱形双优化附件受力面比 1/4 球形附件大很多,去掉门拱形上部弧形部分留下矩形截面则和 1/4 球形附件几乎相等,说明力矩和垂直远中向附件的受力面积相关,附件斜面几乎不产生力矩,可能与斜面角度小有关,这有待其他研究进一步验证。

从图 6 可知,无附件组的应力主要集中于远中牙槽嵴和根尖,根尖应力越集中,越易造成牙根吸收,不利于牙周组织健康。有附件组的应力主要集中于远中牙槽嵴,范围较无附件组小,根面牙周膜应力分布均匀,利于牙周组织健康。由表 3 可得,本研究牙周膜应力范围为 0.30~0.93 MPa,属于牙周膜合理承受范围^[17];且应力越大,作用效果越明显。有附件组牙周膜应力约为无附件组 3 倍,说明使用附件可让矫治效果表达更为充分,但不同附件间的应力差别不大。

因为优化附件体积过小,模板清晰度较难掌控,且附件材料颜色为达到隐形效果与牙色基本一致,故在边界修正时,难以明确判断其边界和外形,使其实际形状无法达到设计要求,出现临床病例中双优化附件控根效果不如传统矩形附件的现象^[17]。而本文有限元分析的附件均为理想模式,根据分析结果可知,门拱形双优化附件体积比 1/4 球形双优化附件大,且控根效果略优。因此,结合临床,门拱形双优化附件更适用于尖牙远移。

本文位移加载模拟的临床矫治器戴入牙列时,矫治器与牙间不匹配;力矩加载模拟的是矫治器与附件或者牙冠预成一定向牙冠近中旋转的角度^[16,26]。结合表 2、图 5 可知,载荷 c 作用下,尖牙 COR 的变化率最大,载荷 b 其次,载荷 a 最小,说明逆时针力矩有一定控根效果,且力矩作用在牙冠表面的控根效果优于作用在附件上。但 Ac 控根能力

较 Aa 只提升了 2.67%, 与对照组控根效果差别不大。根据应力大小及分布结果也可知, 施加逆时针力矩效果不佳。李德水^[17] 研究认为, 一定量的逆时针力偶不能代替附件对牙齿整体移动的作用, 该结论支持本研究结果。且矫治器和牙齿错位过大时, 易导致牙套摘戴困难, 附件脱落风险增高, 故本文认为, 额外力矩的设计不适用于尖牙的整体远移。

本文仅模拟了在上颌尖牙远中移动情况下不同附件的控根效果。其中, 为模拟邻牙及矫治器对尖牙旋转的限制, 设置尖牙不可绕 Z 轴旋转的约束。结果表明, 限制旋转后的结果与多颗牙有限元分析结果^[22, 27] 更为接近, 更符合临床治疗效果。本文比较了 3 种附件的不同控根效果。添加控根附件后, 上颌尖牙的控根效率显著增加, 但是所有的附件组合均使尖牙发生远中倾斜移动。本文结论能够为临床设计合理矫治方案提供一定参考, 但仍需要进一步的体外实验及临床试验进行验证。

综上所述, 逆时针力矩和黏结附件均有助于提高无托槽隐形矫治远中移动尖牙的控根效果, 但施加逆时针力矩对控根效果改变甚微, 门拱形双优化附件的控根效果稍优于 1/4 球形双优化附件。

参考文献:

- [1] WEIR T. Clear aligners in orthodontic treatment [J]. Aust Dent J, 2017, 62(Suppl 1): 58-62.
- [2] MANTOVANI E, CASTROFLORIO E, ROSSINI G, *et al.* Scanning electron microscopy evaluation of aligner fit on teeth [J]. Angle Orthod, 2018, 88(5): 596-601.
- [3] KRAVITZ ND, KUSNOTO B, BEGOLE E, *et al.* How well does Invisalign work? A prospective clinical study evaluating the efficacy of tooth movement with Invisalign [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009, 135(1): 27-35.
- [4] PAPADIMTRIOU A, MOUSOULEA S, GKANTIDIS N, *et al.* Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: A systematic review [J]. Prog Orthod, 2018, 19(1): 37.
- [5] GALAN-LOPEZ L, BARCIA-GONZALEZ J, PLASSENCIAL E. A systematic review of the accuracy and efficiency of dental movements with Invisalign® [J]. Korean J Orthod, 2019, 49(3): 140-149.
- [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 [J]. BMC Oral Health, 2014, 14: 68-74.
- [7] 路苗苗, 赵凝. 不同移动方式下隐形矫治器的三维有限元分析[J]. 医用生物力学, 2019, 34(5): 522-528.
LU MM, ZHAO N. Three-dimensional finite element analysis on invisible dental appliance under different moving modes [J]. J Med Biomech, 2019, 34(5): 522-528.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] GOMEZ JP, PENA FM, MARTINEZ V, *et al.* Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis [J]. Angle Orthod, 2015, 85(3): 454-460.
- [11] JEON PD, TURLEY PK, MOON HB, *et al.* Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1999, 115(3): 267-274.
- [12] CAI Y, YANG X, HE B. Influence of friction in transparent tooth correction treatment: Finite element method [J]. J Mech Med Biol, 2015, 15(4): 1550052-1550062.
- [13] 彭立国, 樊瑜波, 刘展, 等. 无托槽矫治器作用下上颌尖牙的生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2007, 22(2): 127-132.
PENG LG, FAN YB, LIU Z, *et al.* Biomechanics research on maxillary canine under orthodontics forces with invisible appliances techniques [J]. J Med Biomech, 2007, 22(2): 127-132.
- [14] 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): 84-87.
HU HN, ZHANG XR. Progress of biomechanical research on invisible appliance technology [J]. J Med Biomech, 2014, 29(4): 84-87.
- [15] COMBA B, PARRINI S, ROSSINI G, *et al.* A three-dimensional finite element analysis of upper-canine distalization with clear aligners, composite attachments, and class II elastics [J]. J Clin Orthod, 2017, 51(1): 24-28.
- [16] 曾红. 控根附件对无托槽隐形矫治磨牙近中移动影响的三维有限元分析[D]. 重庆: 重庆医科大学, 2018.
- [17] 李德水. 无托槽隐形矫治器过矫正设计牙齿移动效率的对比

- 研究[D]. 济南: 山东大学, 2016.
- [18] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 隐形矫正中不同附件对下颌尖牙唇舌向平移移动的影响[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(2): 211-217.
- [19] 刘庆辉. 隐形矫治不同附件上下颌中切牙移动的有限元分析[D]. 唐山: 华北理工大学, 2018.
- [20] JONES ML, MAH J, O' TOOLE BJ. Retention of thermoformed aligners with attachments of various shapes and positions [J]. *J Clin Orthod*, 2009, 43(2): 113-117.
- [21] 何林. 不同大小的矩形附件对隐形矫治远移尖牙影响的三维有限元分析[J]. 安徽大学学报, 2019, 54(1): 143-146.
- [22] 许诺. 无托槽隐形矫治器不同附件远移上颌尖牙的三维有限元分析[D]. 兰州: 兰州大学, 2018.
- [23] MEYER BN, CHEN J, KATONA TR. Does the center of resistance depend on the direction of tooth movement? [J]. *Am J Orthod Dentofac*, 2010, 137(3): 354-361.
- [24] HEDAYATI Z, SHOMAL M. Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw; A 3D finite element study [J]. *Prog Orthod*, 2016, 17(1): 31.
- [25] 王凡, 白玉兴, 祁鹏, 等. 无托槽隐形矫治尖牙整体移动的生物力学研究[J]. 医用生物力学, 2007, 22(2): 133-136. WANG F, BAI YX, QI P, *et al.* Biomechanical study of canine bodily movement distally with invisible bracketless appliance [J]. *J Med Biomech*, 2007, 22(2): 133-136.
- [26] 曾红, 王超, 周建萍, 等. 无托槽隐形矫治不同控根附件对磨牙近中移动力学影响的三维有限元分析[J]. 上海口腔医学, 2018, 27(2): 139-145.
- [27] 徐琳. 无托槽隐形矫治器关闭上中切牙间隙的三维非线性有限元分析[D]. 长沙: 中南大学, 2010.