

文章编号:1004-7220(2017)01-0060-06

无托槽隐形矫治器各参数对尖牙压低移动治疗的影响

蔡永清^a, 杨晓翔^b, 何炳蔚^b

(福州大学 a. 石油化工学院, b. 机械工程与自动化学院, 福州 350116)

摘要: **目的** 研究隐形矫器不同参数(厚度、矫治位移量及弹性模量)在下颌尖牙压低移动治疗中对尖牙位移和牙周膜应力的影响。**方法** 通过有限元方法模拟下颌尖牙在48个不同隐形矫治器模型作用下的压低治疗。**结果** 尖牙的初始位移和牙周膜应力均与隐形矫治器厚度、压低位移和弹性模量成正比关系,隐形矫治器包含的压低位移量是对牙齿压低移动治疗影响最大的因素。在尖牙的压低移动治疗中,牙周膜压应力是最敏感最易受参数变化影响的参数。**结论** 增大矫治器的厚度、压低位移和弹性模量可以提高尖牙的压低位移,但是同时牙周膜应力也将增大,并且牙周膜压应力增大的幅度最大。要加速无托槽隐形矫治治疗正畸牙移动,只能辅助以诸如黏贴附件、托槽弓丝矫治治疗和辅助外加种植支抗等其他附加的设备或者措施。

关键词: 无托槽隐形矫治器; 尖牙移动; 压低位移; 弹性模量; 压应力

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.01.010

Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters

CAI Yong-qing^a, YANG Xiao-xiang^b, HE Bing-wei^b (a. School of Chemical Engineering, b. School of Mechanical Engineering and Automation, Fuzhou University, Fuzhou 350116, China)

Abstract: **Objective** To study the effects of different parameters (thickness, orthodontic displacement, elastic modulus) from Invisalign on canine displacement and periodontal ligament (PDL) stress during mandibular canine intrusion treatment. **Methods** Forty-eight different Invisalign models were used to simulate canine intrusion treatment by using the finite element method. **Results** The initial displacement of the canine and stress on canine PDL were proportional to the thickness, intrusion displacement, and elastic modulus of the Invisalign, and the intrusion displacement had the greatest influence on canine displacement. During canine intrusion treatment, the compressive stress on PDL was the most sensitive and changed easily with the change of parameters. **Conclusions** The canine displacement may increase with the thickness, intrusion displacement and elastic modulus of Invisalign increasing, however, the stress on PDL will also increase, showing the largest increasing magnitude in compressive stress on PDL meanwhile. Therefore, to accelerate tooth movement in Invisalign treatment, it is suggested to use the assisted devices or some other measures such as attachment, supplement of bracket-wires treatment, or implant anchorage.

Key words: Invisalign; Canine movement; Intrusion displacement; Elastic modulus; Compressive stress

随着三维图形成像和计算机辅助设计/建模技术的发展,隐形矫治技术在1997年得以问世^[1-5]。目前,大多数关于该技术的研

究^[6]、口腔卫生^[7]以及案例报告^[8-10],而有关隐形矫治技术的生物力学研究还很少。矫治牙齿移动是由生物力引起的一系列复杂的生物响应^[11-12],通过给

收稿日期:2016-01-04; 修回日期:2016-04-02

基金项目:福建省教育厅项目(2012Y4007),福建卫生厅项目(JA11010)。

通信作者:杨晓翔,教授,博士研究生导师, E-mail: yangxx@fzu.edu.cn。

牙齿施加矫治力系以引起牙槽骨吸收从而完成牙齿移动^[13]。研究隐形矫治器的作用力系,对隐形矫治器的设计生产及临床应用具有重要意义。

自从1973年Farah等^[14]将有限元方法应用于口腔生物力学研究以来,该方法已经成为用于分析不同组织(如牙周膜、牙齿和牙槽骨)应力和位移的有效工具。目前已经开展了许多有关正畸生物力学的有限元研究^[15-17],关于无托槽隐形矫治(Invisalign)技术的有限元生物力学研究也多见报道。彭立国等^[18]通过有限元研究发现,无托槽隐形矫治器的作用力系为分布力系,与传统固定矫治器的相对集中力系有着极大区别。分析无托槽隐形矫治器作用时牙体及牙周组织的应力大小及分布情况,可以预见牙体移动趋势,从而初步判断治疗效果是否符合医生治疗计划的要求。白玉兴等^[19]使用有限元方法分析无托槽隐形矫治与传统固定矫治治疗尖牙远中移动的生物力学特点,结果发现,尖牙均产生倾斜移动,但无托槽隐形矫治中尖牙的移动更接近整体移动,应力分布更加均匀合理。夏舒迟等^[20]通过有限元方法计算不同硬度无托槽隐形矫治器产生的力学效应,为无托槽隐形矫治器的材料选择和设计提供理论依据;该计算结果发现,无托槽隐形矫治器的硬度越大,目标矫治牙的位移量和矫治效能增大,但对牙齿在三维方向上的移动控制能力并未增强,故建议临床上添加附件或是配合传统固定矫治器可以实现牙齿的整体移动。

隐形矫治器主要通过和牙冠接触后产生弹性反弹力作为矫治力来移动牙齿。从力学角度来看,弹性体的反弹力与其结构和材料特性有关,变形量、结构和材料特性等都会影响弹性体的反弹力。对于隐形矫治器而言,其几何形状主要由患者的牙颌形状决定,而矫治器的厚度、材料特性以及矫治器设计的压低位移这3个参数则由设计者决定。

本文通过有限元的模拟计算,研究下颌尖牙在隐形矫治器不同参数(厚度、压低位移和弹性模量)情况下的压低移动治疗,并确定这些参数在尖牙压低移动治疗中对牙周膜应力和尖牙位移的影响趋势和程度。

1 材料与方法

1.1 牙列-牙周膜-下颌骨模型的建立

参考同系列研究使用的牙颌模型^[21-24]进行计

算。该三维牙颌模型由下颌前牙、牙周膜、牙槽骨组成。利用西门子16排螺旋CT机(Siemens公司,德国)进行计算机断层扫描(200 mA,120 kV,扫描层间距0.5 mm,512 × 512 像素),得到志愿者下颌初始数据。使用Mimics 10.1和Geomagic Studio 12软件完成三维下颌骨和前牙列模型的重建。牙周膜假设为牙根周围0.25 mm厚的薄层^[25-27]。设定相邻的牙齿之间无接触。将重建得到的矫治器、牙列、牙周膜组织和下颌骨模型导入有限元软件ABAQUS 6.10中进行进一步分析。各组织和矫治器的有限元模型如图1所示。

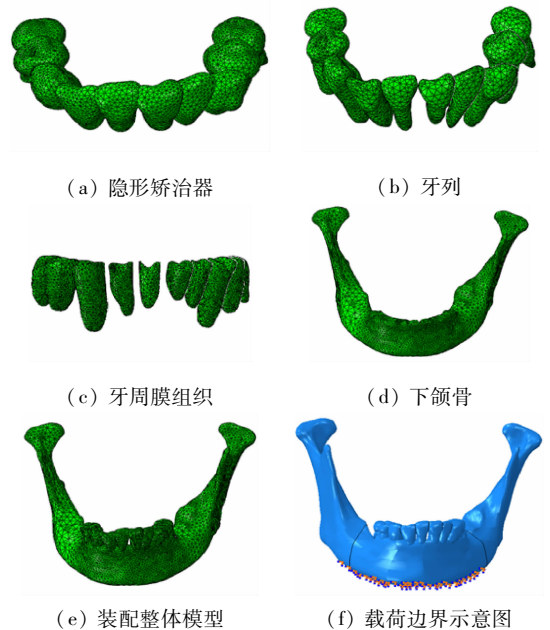


图1 下颌牙周组织的有限元模型

Fig.1 Finite element model of the mandibular tissues

(a) Invisalign, (b) Dentition, (c) Periodontal ligament, (d) Mandible, (e) The assemble model, (f) Schematic of load and boundary condition

1.2 矫治器建模

研究隐形矫治器的参数(厚度、压低位移和弹性模量)对尖牙压低移动的影响。研究的参数包括矫治器3种厚度(0.8、1.0、1.2 mm)、4种压低位移(0.15、0.20、0.25、0.30 mm)和4种弹性模量(528^[28]、415.6^[20]、816.3^[20-21]、2400^[20,29] MPa)。因此,需要建立48个隐形矫治器并进行48次模拟计算。有限元法通过改变材料属性参数来改变模型弹性模量,故需要建立12个不同厚度和压低位移的

隐形矫治器。

隐形矫治器的建模过程如下：

(1) 获得矫治治疗后的牙颌模型。在 3-Matic 中将需要矫治的牙齿移到矫治器,完成治疗后的理想位置；

(2) 牙冠的增厚。将(1)中获得的牙颌模型的牙冠导入 Geomagic Studio 中,利用模型增厚的功能将每个牙冠向外增厚到矫治器的厚度值；

(3) 将增厚的牙冠合并为一个整体。将所有的获得的增厚的牙冠导入 ABAQUS 中,应用前处理模块的布尔加运算将它们合并成一个整体；

(4) 隐形矫治器模型的获得。应用 ABAQUS 中的布尔运算,对(3)中所得到的牙冠增厚整体模型和(1)中所获得的矫治治疗后的牙颌模型相减,得到隐形矫治器的三维实体模型。

1.3 参数定义和网格划分

假设牙齿、牙周膜和牙槽骨为均匀、各向同性、线弹性材料。牙颌三维模型的几何形状复杂且不规则,故有限元模型选用 10 节点四面体单元。模型的材料参数以及单元数和节点数如表 1 所示。

表 1 有限元模型的材料参数^[21]以及单元和节点数

Tab. 1 Material properties and unit and node numbers of the finite element model

材料	弹性模量/MPa	泊松比	单元数	节点数
牙齿	1.86×10^4	0.31	16 243	27 635
牙槽骨	1.37×10^4	0.30	50 878	79 098
牙周膜	0.68	0.49	13 054	26 032
Invisalign	528/415.6/ $816.3/2.4 \times 10^3$	0.30	29 991	52 988

1.4 载荷和边界条件

设定每个牙齿与相邻的牙齿之间无接触。将下颌骨远离牙列区域的底部约 5 000 个节点[见图 1 (f)]的 6 个自由度约束固定住。牙根与牙周膜、牙周膜与牙槽骨之间的接触设为没有任何相对滑动的粘结接触。牙颌模型(矫治前)和矫治器模型以牙颌模型(矫治前)的整体坐标系为基准模拟矫治器的佩戴进行装配。矫治器上没有施加任何载荷或约束,牙冠与矫治器之间为无摩擦接触。

2 结果

2.1 尖牙的初始位移

尖牙的最大初始位移位于尖牙的牙冠顶端,而最小初始位移位于牙根尖端处。图 2(a)和(b)所示为当矫治器弹性模量为 415.6 MPa 时,尖牙初始位移随矫治器厚度和压低位移量增加的变化趋势。图 3(a)和(b)所示为矫治器厚度为 0.8 mm 时,尖牙初始位移随矫治器弹性模量和压低位移量增加的变化趋势。从图中可以看出,尖牙的初始位移量随矫治器的厚度、压低位移和弹性模量的增加而增加。

2.2 尖牙牙周膜应力

Von Mises 应力主要集中在牙周膜颈缘和底部。最大主应力主要位于牙周膜上部,最小主应力位于牙根底部。图 2(c)~(e)所示为当矫治器弹性模量

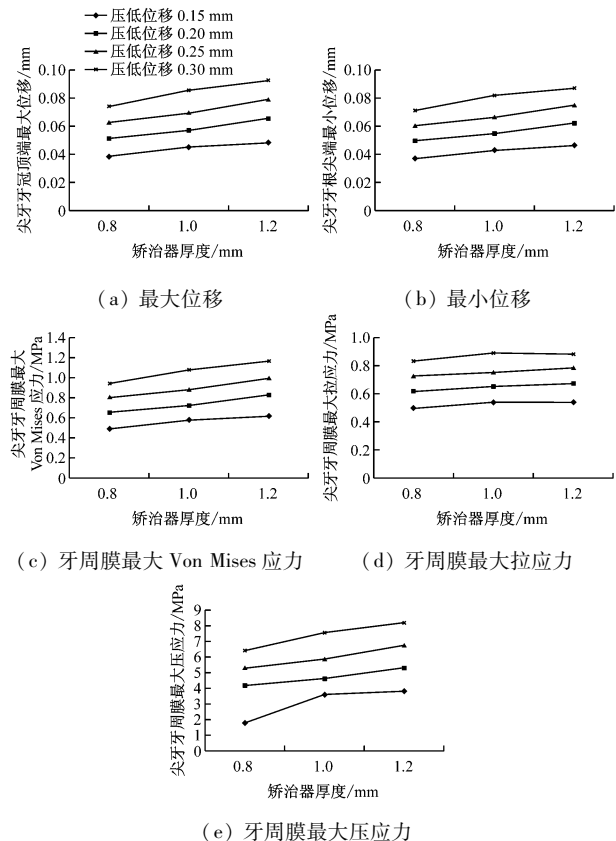
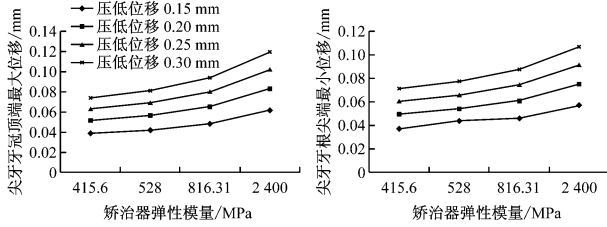


图 2 矫治器弹性模量为 415.6 MPa 时尖牙位移的变化趋势

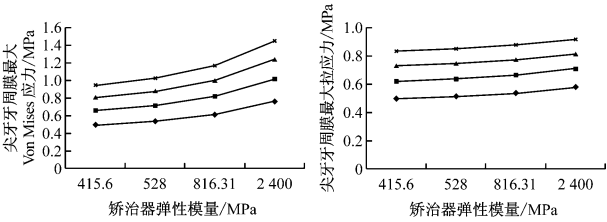
Fig. 2 Change trend of the canine with Invisalign elastic modulus of 415.6 MPa (a) Maximum displacement, (b) Minimum displacement, (c) Maximum Von Mises stress of PDL, (d) Maximum tensile stress of PDL, (e) Maximum compressive stress

为 415.6 MPa 时,牙周膜应力随矫治器厚度和压低位移量增加的变化趋势。图 3(c) ~ (e) 所示为矫治器厚度为 0.8 mm 时,牙周膜应力随矫治器弹性模量和压低位移量增加的变化趋势。由图可见,牙周膜的应力随矫治器的厚度、压低位移量和弹性模量的增加而增加。



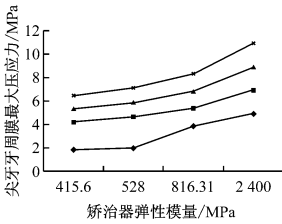
(a) 最大位移

(b) 最小位移



(c) 牙周膜最大 Von Mises 应力

(d) 牙周膜最大拉应力



(e) 牙周膜最大压应力

图 3 矫治器厚度为 0.8 mm 时尖牙位移的变化趋势

Fig. 3 Change trend of the canine with Invisalign thickness of 0.8 mm (a) Maximum displacement, (b) Minimum displacement, (c) Maximum Von Mises stress of PDL, (d) Maximum tensile stress of PDL, (e) Maximum compressive stress of PDL

2.3 位移和应力的相对变化率

为了研究矫治器的厚度、压低位移量和弹性模量对尖牙位移和牙周膜应力的影响程度,应用

$$RIR = \left| \frac{Q_i - Q_j}{P_i - P_j} \right| \times 100\% \quad (1)$$

计算尖牙位移和牙周膜应力对各参数的相对变化率 RIR。式中: Q_i 和 Q_j 为在算例 i 和 j 时尖牙位移或牙周膜应力的值, P_i 和 P_j 为在算例 i 和 j 时研究参数的值。在其他两个参数不变的基础上,计算每个参数的平均变化率。表 2 所示为计算得到尖牙位移

和牙周膜应力随矫治器厚度、压低位移量和弹性模量变化的 RIR 值。

表 2 相对变化率 RIR 的值

Tab. 2 Relative increasing rate (RIR) values

参数	Invisalign 厚度	压低位移	Invisalign 弹性模量
最大位移	0.035	0.323	0.270×10^{-4}
最小位移	0.029	0.292	0.220×10^{-4}
最大 Von Mises 应力	0.415	3.907	2.341×10^{-4}
最大第 1 主应力	0.126	2.295	0.696×10^{-4}
最小第 3 主应力	3.636	34.230	9.400×10^{-4}

3 讨论

尖牙位移和牙周膜应力都与矫治器的厚度、压低位移和弹性模量成正比关系。

RIR 反映了尖牙位移和牙周膜应力对矫治器参数的灵敏度以及矫治器参数对尖牙位移和牙周膜应力的影响程度。对每一模拟计算中的尖牙位移和牙周膜应力来说,矫治器厚度、压低位移量和弹性模量的 RIR 大小关系为 $RIR_{ID} > RIR_{AT} > RIR_{AEM}$ (下标 ID、AT、AEM 分别代表压低位移量、矫治器厚度、矫治器弹性模量),表明矫治器的压低位移对尖牙位移和牙周膜应力的影响最大,矫治器厚度的影响程度次之,矫治器弹性模量的影响最小。

对于同一参数(矫治器厚度、压低位移和弹性模量)而言,各个位移和应力 RIR 值的大小关系为 $RIR_{CS} > RIR_{VS} > RIR_{TS} > RIR_{MaxD} > RIR_{MinD}$ (下标 CS、VS、TS、MaxD、MinD 分别代表最大压应力、最大 Von Mises 应力、最大拉应力、最大位移、最小位移),表明压应力是最易受矫治器参数影响(最敏感)的参数,其次是 Von Mises 应力、拉应力、最大位移,最后是最小位移。

最大的牙周膜压应力主要集中在牙周膜底部。压低位移量是对压应力影响最大的参数。为了设计适当的矫治器以实现合理的正畸治疗,矫治器的压低位移是控制牙周膜应力的关键设计参数,而矫治器的厚度和弹性模量对牙齿移动的影响较小。

想要增大下颌尖牙的初始位移,可以增大矫治器的压低位移、矫治器厚度和矫治器的弹性模量。但是牙周膜的应力也随之增大,而且牙周膜应力增

大的幅度远远大于位移增大的幅度。压应力过大可能会引起牙根尖吸收^[30]。因此,矫治器的压低位移、厚度和弹性模量都不能太大,以避免损伤牙周组织。矫治器的厚度太厚对患者的口内异物感和舒适性有较大的影响,这就限制了矫治器的厚度不能太大,临床上矫治器的厚度范围一般为0.6~1.2 mm。矫治器的弹性模量由矫治器的材料所决定,临床上矫治器材料的选择主要考虑患者佩戴的舒适度和矫治器制作工艺的需要,而目前临床使用的矫治材料已基本固定。根据本计算结果可知,通过提高矫治器弹性模量增大尖牙初始位移的效率不大。因此,在上述条件的限制下,目前临床矫治治疗中,矫治器压低位移的取值范围为0.15~0.35 mm。

从以上分析可知,鉴于牙周组织性质以及矫治器材料厚度和弹性模量的限制,在临床中通过增大矫治器的压低位移来加速正畸牙的移动是不可行的。正畸医生需要借助其他的措施(如黏贴辅助附件等辅助设备、托槽弓丝矫治治疗、辅助外加种植支抗)加速无托槽隐形矫治治疗。然而目前有关这些辅助设备和措施对无托槽隐形矫治治疗的影响,还没有具体深入的研究。

4 结语

尖牙的初始位移和牙周膜应力均随着矫治器厚度、压低位移和弹性模量的增加而增加;尖牙压低位移治疗中,牙周膜压应力是最敏感、最易受影响的参数;矫治器的压低位移是对牙齿压低位移治疗影响最大的因素。若要加速无托槽隐形矫治治疗中正畸牙的移动,只能辅助以其他附加的设备或者措施,如黏贴附件、辅以托槽弓丝矫治和种植支抗等。对这些辅助设备和措施的辅助效果的研究将成为今后无托槽隐形矫治治疗的主要研究热点。

参考文献:

[1] MEIER B, WIEMER KB, MIETHKE RR. Invisalign patient profiling. Analysis of a prospective survey [J]. J Orofac Orthop, 2003, 64(5): 352-358.

[2] KUO E, MILER RJ. Automated custom-manufacturing technology in orthodontics [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 123(5): 578-581.

[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] BOYD RL. Esthetic orthodontic treatment using the Invisalign appliance for moderate to complex malocclusions [J]. J Dent Educ, 2008, 72(8): 948-967

[5] KRIEGER E, SEIFERTH J, SARIC I, *et al.* Accuracy of invisalign® treatments in the anterior tooth region [J]. J Orofac Orthop, 2011, 72(2): 141-149.

[6] SCHOTT TC, GÖZ G. Color fading of the blue compliance indicator encapsulated in removable clear Invisalign Teen aligners [J]. Angle Orthod, 2011, 81(2): 185-191.

[7] LOW B, LEE W, Seneviratne CJ, *et al.* Ultrastructure and morphology of biofilms on thermoplastic orthodontic appliances infast and slow plaque formers [J]. Eur J Orthod, 2011, 33(5): 577-538.

[8] CHAZALON JF. Invisalign for adolescents: An alternative to multibracket attachments? Illustrated treatment of a clinical case [J]. J Dentofacial Anom Orthod, 2013, 16(4): 406-414.

[9] KRIEGER E, SEIFERTH J, MARINELLO I, *et al.* Invisalign treatment in the anterior region [J]. J Orofac Orthop, 2012, 73(5): 365-376.

[10] SCHUPP W, HAUBRICH J, NEUMANN I. Treatment of anterior open bite with the Invisalign system [J]. J Clin Orthod, 2010, 44(8): 501-507.

[11] REITAN K. Effect of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types [J]. Angle Orthod, 1964, 34(4): 244-255.

[12] DAVIDOVITCH Z. Tooth movement [J]. Crit Rev Oral Biol Med, 1991, 2(4): 411-450.

[13] REITAN K. Biomechanical principles and reactions [M]// GRABER TM, SWAIN BF (Eds.). Current orthodontic concepts and techniques. Saunders; Mosby Year Book, 1975: 111-229.

[14] FARAH JW, CRAIG RG, SIKARSKIE DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar [J]. J Biomech, 1973, 6(5): 511-520.

[15] MCGUINNESS N, WILSON AN, JONES M, *et al.* Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament: A finite element study [J]. Angle Orthod, 1992, 62(1): 15-22.

[16] WILSON AN, MIDDLETON J, JONES ML, *et al.* The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces [J]. J Orthod, 1994, 21(2): 161-167.

[17] MCGUINNESS NJ, WILSON AN, JONES ML, *et al.* A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings [J]. Eur J Orthod, 1991, 13(3): 231-242.

- [18] 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.* Biomechanical study of canine bodily movement distally with invisible bracketless appliance [J]. J Med Biomech, 2007, 22(2): 127-132.
- [19] 白玉兴, 王凡, 祁鹏, 等. 无托槽隐形矫治技术与固定矫治技术尖牙远中移动的有限元对比分析 [J]. 现代口腔医学杂志, 2009, 23(3): 261-264.
- [20] 夏舒迟, 卢燕勤, 韩景芸, 等. 不同硬度隐形矫治器关闭中切牙间隙的有限元分析 [J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 654-658.
XIA SC, LU QY, HAN JY, *et al.* Finite element analysis on space closure of central incisors using invisible appliance with different material hardness [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 654-658.
- [21] 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.* Biomechanical effects of bracketless appliance technology: A finite element method study [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 399-405.
- [22] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚. 隐形矫治中不同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.
- [23] CAI YQ, YANG XX, HE BW. Influence of friction in transparent tooth correction treatment: Finite element method [J]. J Mech Med Biol, 2015, 15(4): 1550052.
- [24] CAI YQ, YANG XX, HE BW, *et al.* Numerical analysis of tooth movement in different plans of transparent tooth correction therapies [J]. Technol Health Care, 2015, 23(3): 299-305.
- [25] MCGUINNESS N, WILSON AN, JONES M, *et al.* A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings [J]. Eur J Orthod, 1991, 13(3): 231-242.
- [26] MCGUINNESS N, WILSON AN, JONES M, *et al.* Stresses induced by edgewise appliances in the periodontal ligament: A finite element study [J]. Angle Orthod, 1992, 62(1): 15-22.
- [27] WILSON AN, MIDDLETON J, JONES ML, *et al.* The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces [J]. J Orthod, 1994, 21(2): 161-167.
- [28] GOMEZ JP, PEÑA FM, MARTÍNEZ V, *et al.* Initial force system during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments A three-dimensional finite element analysis [J]. Angle Orthod, 2015, 85(3): 454-460.
- [29] 卢燕勤, 高雪梅, 韩景芸, 等. 直丝弓矫治器滑动法关闭间隙的三维非线性有限元建模及数值分析 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(4): 301-305.
LU YQ, GAO XM, HAN JY, *et al.* Space closure using preadjusted appliance and sliding mechanics: The 3D non-linear finite element modeling and numerical analysis [J]. J Med Biomech, 2008, 23(4): 301-305.
- [30] PIZZO G, LICATA ME, GUIGLIA R, *et al.* Root resorption and orthodontic treatment. Review of the literature [J]. Minerva Stomatol, 2007, 56(1-2): 31-44.