

文章编号: 1004-7220(2020)05-0449-06

数值分析力矩比对尖牙平移移动的影响

蔡永清

(海南大学 机电工程学院, 海口 570100)

摘要:目的 通过有限元方法分析不同大小力矩比(M/F)和力对尖牙位移、牙周膜应力的影响。方法 根据临床CT图像构建三维下颌模型,应用只有矫治力和有不同 M/F 矫治力系统对尖牙进行平移移动的模拟计算。分析在每一种情况下尖牙的位移平移情况,并推导出最优的能实现尖牙平移的矫治力系统。结果 在所有计算中牙周膜应力均随力增大而增大。牙周膜应力则先随 M/F 增加而减小,达到一定值 $M/F=10.1$ mm后(最优 M/F)随 M/F 增加而增大。尖牙的初始位移都是倾斜移动,当采用精确的最优 M/F 时,尖牙的初始位移最接近平移移动。结论 尖牙移动需要适合的力值,防止牙根吸收,然而平移移动需要有最佳的 M/F ,且是必须在生理适合力范围内的 M/F 。了解力和力矩对牙齿平移的影响有助于施加更加合理的矫治力系和设计更加合理的正畸器械装置。

关键词:力矩比;尖牙平移移动;矫治力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.05.010

Effects of Moment-to-Force Ratio on Canine Translation by Numerical Analysis

CAI Yongqing

(Mechanical and Electrical Engineering College, Hainan University, Haikou 570100, China)

Abstract: Objective To study the influence of different moment-to-force ratios (M/F) and forces on canine displacement and periodontal ligament (PDL) stress. **Methods** A three-dimensional (3D) mandibular model was established based on CT images. The orthodontic force systems without a moment and with various M/F were applied to the canine for numerical calculation of its translation. An optimum force system to realize canine translation was validated by analyzing translation displacement of the canine in each case. **Results** The PDL stress increased with an increase in force magnitude in all cases. The PDL stress first decreased with an increase in the M/F before the M/F reached the optimum value ($M/F=10.1$ mm), and then increased with an increase in the M/F . The initial displacement of the canine was inclined movement, which was most close to translation when the precise optimum M/F was applied. **Conclusions** The canine movement requires an appropriate force to prevent root absorption, whereas the translation movement requires an optimal M/F value which is within the physiological range. Understanding the influence of force and moment on tooth translation can help to apply more reasonable orthodontic force system and design more reasonable orthodontic device.

Key words: moment-to-force ratios (M/F); canine translation; orthodontic force

收稿日期:2019-08-18; 修回日期:2019-10-20

基金项目:海南省自然科学基金青年项目(118QN184),海南大学科研启动基金(KYQD(ZR)1835)

通信作者:蔡永清,讲师,E-mail: caiyongqing33@126.com

正畸治疗是在牙冠上施加矫治力,通过牙周膜传递到牙槽骨来达到治疗错牙颌的目的。牙周膜上受拉一侧会有新骨生成,而受压一侧会产生骨吸收,从而最终获得牙齿的移动^[1-2]。但是如果牙周膜上的应力太大,会引起如疼痛、牙周膜组织功能障碍或坏死,以及牙根吸收等副作用。

目前正畸治疗过程中牙周等生物组织的生物响应属于不可控变量,相对而言,给牙齿施加的矫治力则属于可控变量^[3-4]。正畸治疗中最具挑战性的是如何在不产生任何副作用的情况下,用最佳的矫治力系(即能在不损害牙周组织的情况下最大限度地移动牙齿的矫治力系统)将牙齿移动到预期位置^[5-6]。因此,正畸生物力学研究将有助于临床医生快速地制定出副作用最小的高效治疗方案。

阻力中心通常用于描述牙齿移动形式(平移、倾斜、旋转等)。前牙阻力中心在牙长轴上,位于距离牙根尖约牙根长度的 $1/3 \sim 1/2$ 处^[7]。后牙阻力中心位于距离牙槽嵴至根尖方向 $0.3 \sim 0.4$ mm处^[8]。如果牙齿所受的矫治力的合力是一个通过阻力中心的集中力,则牙齿会沿着集中力的方向平移。与平移移动相比,控根移动和倾斜移动更容易引起牙周膜局部高应力^[9]。因此,为了避免牙周膜上出现局部高应力,牙齿的移动应尽量选择平移移动。由于阻力中心都位于牙根上,通常不可能直接将矫治力施加在牙齿阻力中心上。在正畸治疗中,牙齿移动都是通过通过在牙冠上施加矫治力得以实现^[10-11]。

在牙冠上施加一个集中力,通常会使得牙齿产生旋转运动。旋转的趋势是由力矩来衡量,其大小等于集中力与该力作用线到阻力中心垂直距离的乘积。为了抵消牙齿的旋转趋势,需要给牙齿再施加1个力偶矩(见图1)。该力偶矩与集中力的比值被称为力矩比(moment-to-force ratio, M/F)。如果 M/F 等于集中力作用线到牙齿阻力中心的垂直距离,牙齿就会平移移动。否则,牙齿就会倾斜移动。 M/F 作为决定正畸牙齿移动形式的关键参数,对控制牙齿的平移移动起着至关重要的作用^[12-13]。

在评价牙齿移动和正畸力系时,牙周膜的应力分布是必须的评价参数,因为它与正畸力系有直接联系。研究牙周膜应力情况也可判断牙齿的移动

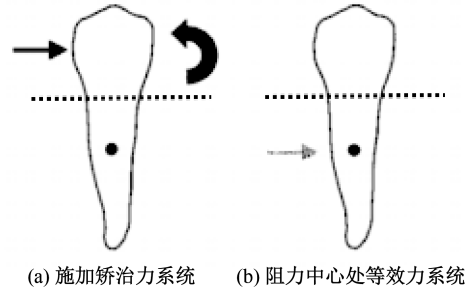


图1 牙齿平移移动示意图

Fig.1 Schematic of tooth translation (a) Applied force system, (b) Equivalent force system at the center of resistance

是否理想^[14]。了解正畸力系与其所产生的牙齿移动之间的关系、分析牙齿的运动机理,可以有助于临床医生设计和更高效地使用正畸器械,获得最佳的牙齿移动且组织损伤最小,缩短治疗时间,满足患者的治疗需求。

有限元法是可以分析包括活组织在内的材料应力分布的有效且没有破坏性的研究工具,也是检验正畸牙移动理论的一种有效方法^[15-17]。

本文利用有限元法评价各种正畸力系(不同力和 M/F 的组合)对下颌尖牙在平移过程中牙周膜应力分布和尖牙位移分布的影响,以及尖牙平移移动的最佳力值和 M/F 。

1 材料和方法

1.1 建立牙列-牙周膜-下颌骨模型

假设本文研究的治疗牙牙周健康,牙槽嵴顶无吸收,位于釉牙骨质交界处。建立下颌尖牙三维有限元模型,通过三维有限元方法计算各种正畸力系(不同的力和 M/F 的组合)作用下的下颌尖牙平移移动,并比较牙周膜应力分布和尖牙的平移移动。采用之前研究中构建的下颌组织三维模型^[22-23]。建立该三维模型的初始数据是由Siemens Sensation 16螺旋CT(Siemens公司,德国)扫描提供,利用Mimics 10.1和Geomagic Studio 12软件重建包含下颌前牙、牙周膜和牙槽骨模型。主要考虑单颗牙的移动,故忽略牙齿之间的接触。牙周膜假设为牙根周围 0.25 mm厚的薄膜组织^[16-18]。以左下颌尖牙作为治疗牙(见图2)。

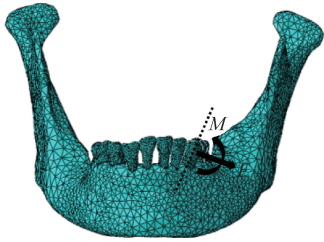


图2 下颌骨有限元模型

Fig.2 Finite element model of the mandible

1.2 材料特性

所有实体模型均导入 ABAQUS 6.14 进行下颌牙周组织有限元模型构建和有限元分析。考虑材料为连续各向同性、均质线性弹性,单元采用 10 节点四面体单元,具体参数见表 1。

表 1 下颌牙周组织有限元模型材料性质、单元和节点数

Tab.1 Material properties, element and node numbers for finite element model of mandibular tissues

材料	弹性模量/MPa	泊松比	单元数	节点数
牙齿	18 600	0.31	15 457	26 371
颌骨	13 700	0.30	51 502	80 282
牙周膜	0.68	0.49	12 891	26 396

1.3 荷载和边界条件

牙槽骨在底部受 6 个自由度的约束。将牙槽骨-牙周膜、牙根-牙周膜之间设置为绑定约束。本文中矫治力系统采用不同 M/F 和力的组合模拟尖牙的平移。第 1 种力系统没有力矩,力的范围 1~5 N [见图 3(a)]。第 2 种力系统将 1 N 的力和不同弯矩(8~12 N·mm)组合起来,求出最优 M/F [见图 3(b)]。然后,将 1~7 N 的力与求出的最优的 M/F 相结合,得到最优的矫治力系。

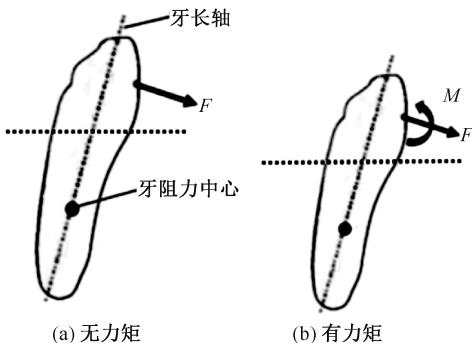


图3 两种矫治力系情况

Fig.3 Two cases of the force system (a) Without a force moment, (b) With a force moment

本文通过牙周膜的应力分布判断最优 M/F 的条件。假设正畸集中力不变,随着 M/F 变化找出牙周膜应力分布最均匀时最佳的 M/F ,再保持该最佳 M/F 不变而改变正畸集中力,以牙周膜上最大应力且不超过毛细血管压力时的正畸集中力为最佳正畸集中力。

2 结果

在第 1 种力系统中,只对尖牙牙冠施加了一个集中力,此时尖牙的最大位移位于牙冠上,尖牙倾斜移动 [见图 4(a)]。最大牙周膜应力集中在牙周膜牙槽嵴处 [见图 4(b)]。尖牙最大位移和牙周膜最大应力随着集中力的增大而增大 [见图 4(c)、(d)]。

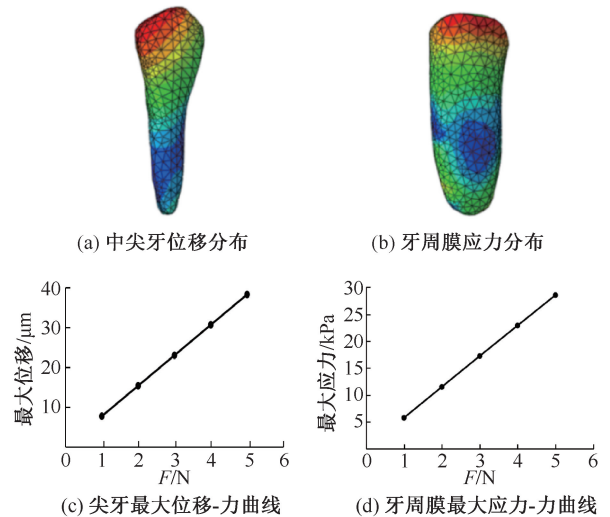


图4 在第 1 种力系计算结果

Fig.4 Calculation results from Case 1 of the force system

(a) Displacement distribution of the canine, (b) Stress distributions on the PDL, (c) Variation of the maximum canine displacement with force, (d) Variation of the maximum PDL stress with force

在第 2 种力系统中,所有情况下尖牙最大位移都出现在冠上,但在力不变的情况下,当 $M/F = 8$ 或 9 mm 时,尖牙最大位移位偏左侧。当 $M/F = 10.1$ mm 时,牙冠最大位移的区域在中测且区域最大。当 $M/F > 10.1$ mm 时,牙冠的最大位移移动到牙冠远端 [见图 5(a)]。

对尖牙的平移,尖牙各部分的位移应相同。鉴于尖牙的最初位移都是倾斜的,应使得初始位移的倾斜度尽可能小,以保证后续尖牙移动达到平移移

动的目的。因此,最佳 $M/F = 10.1$ mm。当施加最优 M/F 时,应力沿牙周膜几乎是均匀分布,根尖应力最大。当 M/F 为其他值时,牙周膜牙槽嵴处出现比较严重的应力集中现象[见图 5(b)]。

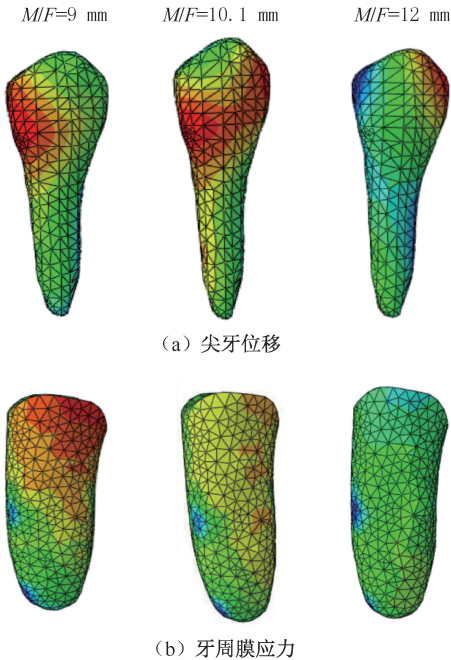


图5 第2种矫治力系中尖牙位移和牙周膜应力分布
 Fig.5 Distribution of canine displacement and PDL stress in Case 2 of the force system (a) Canine displacement, (b) PDL stress

当矫治力恒定时,尖牙最大位移和牙周膜最大 von Mises 应力刚开始随着 M/F 增加而降低,随后又随着 M/F 增加而增加。在 $M/F = 10.1$ mm 时,相比其他 M/F 的情况尖牙最大位移最小,而牙周膜最大应力在 $M/F = 10$ mm 时最小(见图 6)。

在第2种力系统中,当 M/F 恒定时($M/F = 10.1$ mm),尖牙的最大位移和牙周膜的最大 von Mises 应力与矫治力成正比的关系(见图 7)。

3 讨论与结论

牙周牙槽骨附着高度会影响同样长度牙齿的抗力中心的位置,如临床上很多牙周病患者牙槽骨高度下降后牙齿抗力中心改变,正畸施力与受力特征也会和正常无牙周病患者不同。本文假设所治疗的尖牙牙周健康,牙槽嵴顶无吸收,位于釉牙骨质交界处。

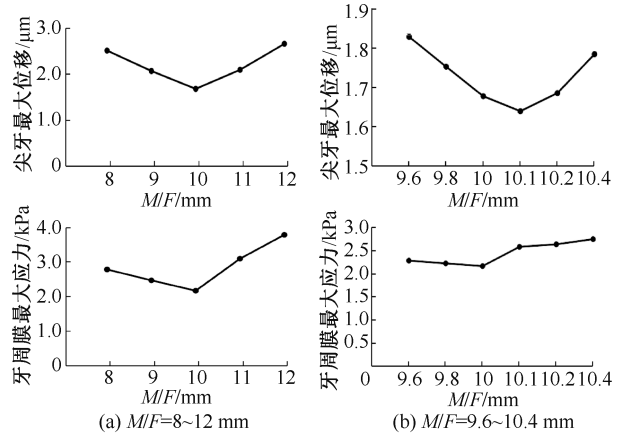


图6 第2种矫治力系中尖牙的最大位移和牙周膜最大应力随 M/F 变化趋势

Fig.6 Variation of maximum canine displacement and maximum PDL stress with the M/F in Case 2 of the force system (a) $M/F = 8-12$ mm, (b) $M/F = 9.6-10.4$ mm

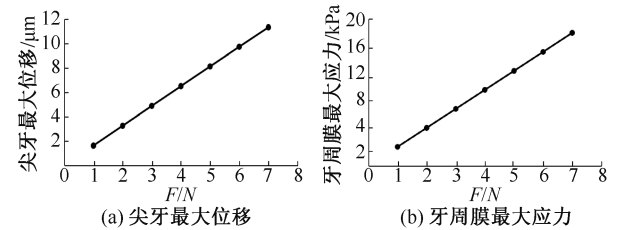


图7 $M/F = 10.1$ mm 时第2种矫治力系中尖牙最大位移和牙周膜最大应力随矫治力变化趋势

Fig.7 Variation of maximum canine displacement and maximum PDL stress with orthodontic force when $M/F = 10.1$ mm in Case 2 of force system (a) Maximum displacement of the canine, (b) Maximum stress of the PDL

为了获得效率高的牙齿移动,临床医生必须了解所施加的矫治力的性质以及其对牙周组织的应力分布和牙齿移动位移的影响^[19]。力、力矩和 M/F 是决定牙齿移动的重要因素。因此,临床医生应该从本质上掌握牙齿移动相关的生物力学原理以评价矫治力系统的性能。需要建立一个客观的准则来评估所施加的矫治力是否就是最佳的力、力矩和 M/F 。本文的计算结果表明,在相同 M/F 下,力与牙周膜的应力分布成正比。因此,力的大小在判断牙周膜组织是否发生功能障碍或坏死以及根吸收过程中起着关键作用。大量关于牙根吸收的研究发现,当正畸力超过毛细管压力(2.0~4.7 MPa)时,就会发生牙根吸收^[20-21]。根据计算结果,本研究的

最佳矫治力值应在 2 N 左右。

而 M/F 是尖牙平移移动最主要的参数。本文结果表明, M/F 对尖牙的初始位移影响最大。尖牙的初始位移是倾斜的, 牙冠沿力的方向移动, 而牙根向力相反的方向移动。然而, 牙根的移动可以通过牙槽骨的后续吸收和再生得到补偿, 最终实现尖牙的平移移动。为此, 应尽量减小尖牙初始位移的倾斜趋势, 使整个平移移动易于实现。在相同的矫治力作用下, 当 M/F 为最佳值时, 尖牙的初始位移分布更加均匀, 牙根向相反方向的移动最小。此外, 与其他 M/F 值相比, 当 M/F 为最佳值时应力在整个牙周膜中的分布更均匀。对本文研究的尖牙而言, 最佳的 $M/F = 10.1 \text{ mm}$, 这与前人的研究一致^[22-23]。当尖牙受到最佳的 $M/F (10.1 \text{ mm})$, 且矫治力为 1 N 时, 牙周膜的最大应力为 2.579 kPa, 牙根不会产生吸收的风险。根据计算结果, 只有在尖牙上作用最佳的 M/F 才能实现该尖牙的平移移动, 稍微的偏差都会影响尖牙移动的结果。研究表明, M/F 的微小差异会使得尖牙的移动为倾斜移动而不是平移移动^[24-25]。因此, 给需要平移移动的牙齿施加最优的矫治力系和精确的 M/F 非常重要。 M/F 是正畸矫治器具设计的重要参数。

在临床治疗中, 使用托槽弓丝装置可以很容易地产生力矩, 但对弓丝的精确控制仍然是一个挑战。由于无法精确控制正畸矫治力系统, 可能会导致不良的牙齿移动, 降低整体治疗效率。因此, 要实现将最佳 M/F 用于临床治疗, 还需要对正畸治疗器械(弓丝等)产生力矩的原理以及控制方法等进行深入的研究。

综上所述, 尖牙移动需要适合的力值, 防止牙根吸收, 然而平移移动需要有最佳的 M/F 。因此, 对正畸矫治器而言, 需要有能够精确控制 M/F 的能力, 且是必须在生理适合力范围内的 M/F 。

参考文献:

- [1] AKIN E, GURTON AU, OLMEZ H. Effects of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004, 126(5) : 608-614.
- [2] AREDA T, RAUD S, PHILIPS MA, *et al.* Cat odour exposure decreases exploratory activity and alters neuropeptide gene expression in CCK(2) receptor deficient mice, but not in their wild-type littermates [J]. Behav Brain Res, 2006, 169(2) : 212-219.
- [3] MONTASSER MA, EL-BIALY T, KEILIG L, *et al.* Force levels in complex tooth alignment with conventional and self-ligating brackets [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2013, 143(4) : 507-514.
- [4] BADAWI HM, TOOGOOD RW, CAREY JPR, *et al.* Three-dimensional orthodontic force measurements [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009, 136(4) : 518-528.
- [5] GERAMY A, BOUSERHAL J, MARTIN D, *et al.* Bone stress and strain modification in diastema closure: 3D analysis using finite element method [J]. Int Orthod, 2015, 13(3) : 274-286.
- [6] ROOSTAIE M, SOLTANI M. Mechanical responses of maxillary canine and surrounding tissues under orthodontic loading: A non-linear three-dimensional finite element analysis [J]. J Braz Soc Mech Sci, 2017, 39(7) : 2353-2369.
- [7] BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces [J]. Am J Orthod, 1980, 77(1) : 396-409.
- [8] KUSY RP, TULLOCH JF. Analysis of moment/force ratios in the mechanics of tooth movement [J]. Am J Orthod, 1986, 90(2) : 127-131.
- [9] SIATKOWSKI RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification. Part II [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1997, 112(4) : 393-402.
- [10] 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) : e59-e71.
- [11] FIELD C, ICHIM I, SWAIN MV, *et al.* Mechanical responses to orthodontic loading: A 3-dimensional finite element multi-tooth model [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009, 135(2) : 174-181.
- [12] SAVIGNANO V, VIECILLI RF, PAOLI A, *et al.* Nonlinear dependency of tooth movement on force system directions [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2016, 149(6) : 838-846.
- [13] GERAMY A, TANNE K, MORADI M, *et al.* Finite element analysis of the convergence of the centres of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios [J]. Int Orthod, 2016, 14(2) : 161-170.
- [14] TOMS SR, EBERHARDT AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2003, 123(6) : 657-665.
- [15] CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B. The finite element method: A tool to study orthodontic tooth movement [J]. J Dent Res, 2005, 84(5) : 428-433.

- [16] 蔡永清, 杨晓翔, 何炳蔚, 等. 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, *et al.* Mechanical responses from mandibular canine with different movement types in Invisalign treatment [J]. J Med Biomech, 2014, 29(6): 543-547.
- [17] 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, *et al.* Effects on canine intrusion treatment with different Invisalign parameters [J]. J Med Biomech, 2017, 32(1): 60-65.
- [18] MCGUINNESS BN, 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.
- [19] ALLAHYAR G. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis [J]. Eur J Orthod, 2002, 24(1): 21-33.
- [20] SCHWARTZ AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement international [J]. J Orthod, 1932, 18(4): 331-352.
- [21] DOROW C, SANDER FG. Development of a model for simulation of orthodontic load on lower first premolar using FEM [J]. J Orofac Orthop, 2005, 66(3): 208-218.
- [22] LIAO Z, CHEN J, LI W. Biomechanical investigation into the role of the periodontal ligament in optimising orthodontic force: A finite element case study [J]. Arch Oral Biol, 2016, 66(1): 98-107.
- [23] SIATKOWSKI RE. Force system analysis of V-bend sliding mechanics [J]. J Clin Orthod, 1994, 28(9): 539-546.
- [24] BURSTONE CJ, PRYPUTNIEWICZ RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces [J]. Am J Orthod, 1980, 77(4): 396-409.
- [25] GJESSING P. Controlled retraction of maxillary incisors [J]. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1992, 101(2): 120-131.