

文章编号:1004-7220(2020)03-0319-06

基于牙颌模型的正畸弓丝初始回复力口外测量技术

仵健磊¹, 刘云峰², 张建兴³, 彭伟², 陈晨¹

(1. 宁波职业技术学院 中德智能制造学院, 浙江 宁波 315800; 2. 浙江工业大学 特种装备制造与先进加工技术教育部/浙江省重点实验室, 杭州 310014; 3. 浙江省人民医院 口腔科, 杭州 310014)

摘要:目的 利用模拟牙颌模型实现正畸弓丝初始回复力的口外测量。方法 以1例临床病例作为研究对象,通过3D打印制作与患者真实牙列分布相一致的上颌牙颌模型,并以此为基础利用Nano17 F/T力学传感器搭建矫治力测量系统,测量直径为355.6 μm标准圆镍钛弓丝佩戴在牙颌模型上后施加在患者2颗上颌中切牙上的初始回复力。结果 患者上颌中切牙21受到的初始矫治力较中切牙11更大,且2颗中切牙所受到的矫治力系均不利于牙齿的理想移动,需要添加辅助装置改善牙齿受力状况。在优化正畸治疗方案后,患者在治疗18个月后获得满意的矫治效果。结论 利用患者的模拟牙颌模型可以准确测量正畸弓丝作用在目标牙齿上的矫治力系,预估牙齿的移动形式,并以此为基础改进牙齿矫治方案。矫治力的口外测量技术为临床正畸治疗提供重要参考,为矫治方案的优化设计开创新思路。

关键词:口腔正畸; 牙颌模型; 弓丝回复力; 口外测量

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.03.009

The Extra-Oral Measuring Technique of Initial Restoring Force Produced by Orthodontic Archwire Based on Dental Model

WU Jianlei¹, LIU Yunfeng², ZHANG Jianxing³, PENG Wei², CHEN Chen¹

(1. Sino-German Institute of Intelligent Manufacturing, Ningbo Polytechnic, Ningbo 315800, Zhejiang, China; 2. Key Laboratory of Special Purpose Equipment & Advanced Manufacturing Technology, Ministry of Education & Zhejiang Province, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310014, China; 3. Department of Stomatology, Zhejiang Provincial People's Hospital, Hangzhou 310014, China)

Abstract: Objective To realize the extra-oral measurement of initial recovery force produced by orthodontic wire using simulated dental model. **Methods** A clinical patient was selected as the study objective, and maxillary dental models, which were in accordance with the real dentition of patient, were fabricated by three-dimensional printing. An orthodontic force measuring system was constructed using Nano17 F/T mechanical sensors to measure the initial recovery forces on two maxillary central incisors, which were produced by a standard circle Ni-Ti wire with the diameter of 355.6 μm after the archwire was assembled on the dental model. **Results** Central incisor 21 suffered a larger initial orthodontic force compared with incisor 11, and the force systems on two incisors were both adverse to tooth ideal movement, therefore, an assistive device was necessary to improve force status

收稿日期:2019-03-25; 修回日期:2019-06-24

基金项目:浙江省教育厅一般科研项目(Y2019A1138),国家自然科学基金项目(51775506),浙江省自然科学基金项目(LQ20E050013, LY18E050022),宁波市自然科学基金项目(2019A610243),宁波市产业技术创新重大项目(2016B10012),宁波市“科技创新2025”重大项目(2018B10012)

通信作者:刘云峰,教授,E-mail:liuyf76@126.com

of the teeth. When the orthodontic treatment plan was optimized, a satisfactory result was obtained after 18 months of treatment. **Conclusions** Force systems caused by orthodontic wire and exerted on the teeth could be accurately measured using the simulated dental model of patient, so as to predict the teeth moving type, and improve teeth treatment plan on this basis. The extra-oral measuring technique of orthodontic force provides an important reference for clinical orthodontic treatment, and creates a novel idea for the optimal design of orthodontic plan.

Key words: oral orthodontics; dental model; archwire recovery force; extra-oral measurement

在口腔正畸治疗中,错位牙齿的矫正主要依赖矫治器回复所产生的矫治力。矫治力作用在患者的牙冠上,并通过牙体将矫治力传递给牙槽骨骼中的牙周组织,矫治力经牙周组织的缓冲和吸收后作用于牙槽骨,激发牙槽骨改建等一系列生物力学响应^[1-4]。受压侧的牙槽骨细胞不断被吸收,受拉侧的牙槽骨细胞则不断分裂沉淀产生新骨^[5-7],在矫治力作用下牙齿不断发生移动,实现错位牙齿的矫正。

在牙齿矫正过程中,寻找一组合适的矫治力系至关重要^[8-9]。一方面,矫治力过大可能会引起不必要的牙根吸收,牙根吸收会使牙齿逐渐剥离牙周组织,降低牙齿的咀嚼能力,久而久之可能致使牙齿脱落^[10],并且牙齿的矫正几乎是不可逆,矫正失败的牙齿很难进行修复^[11];另一方面,矫治力过小,牙齿则不会移动或者移动速度较低,这将延长治疗周期,降低患者配合治疗的意愿,达不到正畸治疗的目的^[12-14]。

目前临床治疗中,正畸医生并没有过多考虑矫治器在患者佩戴之后所施加的矫治力,对矫治器所产生的矫治力大小及方向缺乏有效的科学认识。矫治方案设计主要依靠医生的临床经验和主观判断^[15],并普遍采用边治疗边调整的保守式试错性治疗方式,这无疑会增加病人的医院回访次数,延长治疗周期^[16]。对于疑难易失败病例而言,这个问题显得更加突出,因为模棱两可的矫治方式很可能引起过量的牙根或骨组织吸收,最终导致矫治失败,造成不可恢复的影响。

对于牙齿矫治力的实验测量,许多学者开展了针对性研究。一种是基于力学传感器的口内测量,需要在托槽与和牙齿之间插入插拔垫片^[17]。但由于现有的矫治器械均是根据人体口腔尺寸设计成标准尺寸的元件,不允许插入多余辅件,否则会影响病人戴上器械后的舒适性和治疗效果,也会大大

增加临床医生的工作量,故无法得到真正的实施。更为重要的是,测量的是已经佩戴了矫治器后的力学数据,无法用于临床实施前的正畸治疗方案设计中。另外一种比较常用的矫治力测量方法是基于模拟模型的口外测量技术^[18-20],模型材料包括石膏、石蜡及树脂等。这种测量方式相比于第一种实施起来更加方便,测量数据也更加准确。

为了更加准确地探究矫治器在佩戴在患者口腔之后产生的初始矫治力系,评价矫治方式的安全性,并进一步指导矫治方案的优化设计,本文基于3D打印牙颌模型,提出一种牙齿矫治力口外测量方法。在矫治方案实施以前,首先对矫治装置的矫治力系进行测量,预估可能产生的矫治效果,并以此为基础,对矫治方案进行优化设计,以保证牙齿能够按照理想方式移动。

1 材料与方法

1.1 临床案例简述

选择1位年龄35岁女性临床病例作为研究对象,其临床症状主要表现为上颌中切牙11和21牙冠偏舌侧内凹,牙根偏唇侧外凸,且牙齿所处的牙槽骨骨质条件较差,唇侧骨量仅有0.45 mm,属于非常规的复杂正畸案例(见图1)。为达到理想牙列标准,牙齿牙冠需要向唇侧外移,同时牙根向舌侧内收,其理想矫治方式如图2所示,实线、虚线分别表示牙齿的实际所处位置和牙齿矫治目标位置。

临床惯用的矫治方式是采用固定式矫治器的标准弓丝直接佩戴到患者牙列上,依靠弓丝的形变回复牵引牙齿移动,并最终使得矫正牙齿移动至与标准弓丝相匹配的理想牙列。然而,在牙齿矫治过程中,弓丝施加在目标牙齿上的矫治力大小并不明确,牙齿的错位量越大,弓丝变形产生的回复力就越大,而矫治力并不是越大越好。因此,矫治力大

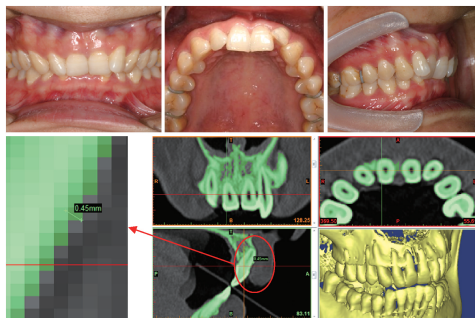


图1 患者临床症状

Fig.1 Clinical symptoms of the patient



图2 错位牙齿的理想矫治方式

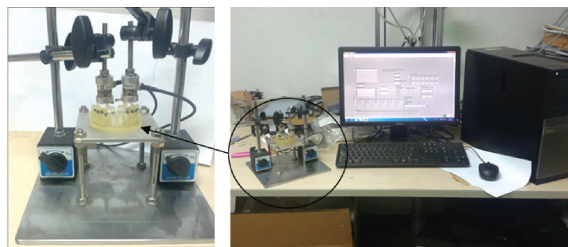
Fig.2 Ideal correction type of the malposed tooth

小必须在合适的范围,才能获得更好的治疗效果。另一方面,弓丝产生的矫治力方向也不确定,错误的引导方向可能适得其反。该患者牙齿 11 和 21 所处的唇侧骨壁较薄,在牙齿牵引过程中必须限制其牙根的唇侧移动,否则牙根可能会被拉出,造成牙齿脱落。因此,对于此类疑难病例,在弓丝佩戴前,首先需要对弓丝的矫治力系进行测量评估,以确保矫治方案的可靠性。

1.2 矫治力测量系统

基于模拟牙颌模型的口外矫治力测量系统主要部件包括模拟牙颌模型和力学传感器(见图3)。模拟牙颌模型是基于患者口腔的仿造模型,在利用三维建模软件设计出模拟牙颌的数字模型后,直接通过3D打印加工制造,模型材料为树脂(见图4)。矫治力的测量对象为上颌中切牙 11 和 21,模拟牙颌模型中测量牙齿与其他牙周组织相互分离,并依靠上下6根固位销定位,中切牙的顶部设计有连接杆,其主要作用是扩大力学传感器摆放空间,连接杆与力传感器连接。测量所采用的力学传感器为 Nano17 F/T(ATI 公司,美国)六维力学传感器,可同时测量牙齿所受3个方向上的力和力矩,测量精度

分别为 $1/160\text{ N}$ 和 $1/32\text{ N}\cdot\text{mm}$ 。矫治力测量过程中使用的正畸弓丝为直径 $355.6\ \mu\text{m}$ 标准镍钛弓丝(SE-D-14-U,北京智能科技有限公司),托槽为正畸自锁托槽(31027,浙江普特医疗器械有限公司)。为保证实验测量的准确可靠性,所有涉及的托槽黏贴、弓丝佩戴、数据记录等临床工作均由正畸医生完成。弓丝回复力测量共进行3次,取其平均值作为测量结果。



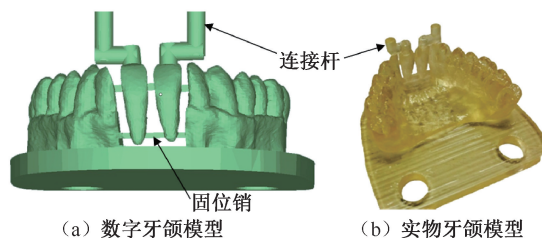
(a) 局部图

(b) 总览图

图3 口外矫治力测量系统

Fig.3 Extra-oral measuring system of orthodontic force

(a) Local view, (b) General view



(a) 数字牙颌模型

(b) 实物牙颌模型

图4 模拟牙颌模型

Fig.4 Simulated dental model (a) Digital dental model,

(b) Physical dental model

矫治力测量过程包括以下3个步骤:①对模拟牙颌模型装配正畸弓丝和托槽后,将其固定在矫治力测量系统上;②调整传感器的位置和角度,使传感器的测量端与牙齿的连接杆相连接,并对力传感器的尾端进行固定。③打开矫治力测量软件,进行矫治力的数据采集,同时用刀片将固位销割断,随后保持一段时间后停止数据采集。弓丝在装配到错位牙列之后会产生形变回复力,并通过黏贴在牙冠上的托槽传递给牙体。在固位销割断前,矫治力依靠固位销钉进行平衡;当固位销割断后,牙齿除与弓丝和传感器连接外,不与其他组织相接触,弓丝所产生的矫治力直接传递给力学传感器,从而实现矫治力的精确测量。该装置只

针对弓丝装配在牙颌模型上的初始矫治力进行测量,并不考虑矫治过程中随牙齿移动所产生的矫治力变化。

2 测量结果

为方便随后的分析计算,以牙齿牙冠中心为原点建立空间局部坐标系, x 、 y 和 z 轴分别对应牙齿的近远中向、唇舌向和根冠向。矫治力数据采集共持续140 s,采样频率为1 Hz,共 1.4×10^5 个样本点,其中时间段120~140 s的样本点为牙齿固位销切断后的数据,即弓丝变形所产生的回复力系。在矫治力测量过程中,由于传感器的测量中心并不是牙齿牙冠中心,故测得的数据并不是弓丝变形直接施加在牙齿上的矫治力系。矫治力的测量单元模型如图5所示,测得的数据需要进行坐标转换方可使用:

$$\left. \begin{aligned} F_x &= F'_x, T_x = T'_x - F'_y \times d_z - F'_z \times d_y \\ F_y &= F'_y, T_y = T'_y - F'_x \times d_z - F'_z \times d_x \\ F_z &= F'_z, T_z = T'_z - F'_x \times d_y - F'_y \times d_x \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

式中: F 、 T 分别为牙齿实际所受到的正畸力和力矩; F' 、 T' 分别为力传感器测得的正畸力和力矩; d 为牙齿牙冠中心到传感器测量中心的垂直距离; $F_x/F_y/F_z$ 、 $T_x/T_y/T_z$ 为牙齿实际受到的3个坐标轴方向上的正畸力和力矩。

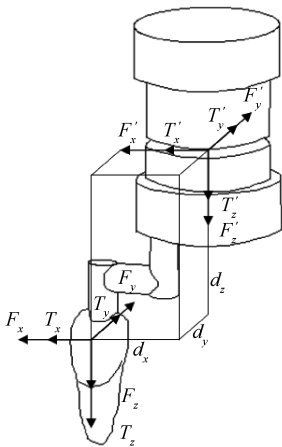


图5 矫治力测量单元示意图

Fig.5 Schematic diagram of the measurement unit

经过数据转换之后,计算得到牙齿所受的矫治力系如表1所示。

表1 上颌中切牙11和21所受矫治力系

Tab.1 Force systems on maxillary central incisor 11 and 21

正畸力/mN		$M/(mN \cdot m)$	
F_{11x}	0	T_{11x}	-5.4
F_{11y}	2.1	T_{11y}	51.9
F_{11z}	-4.3	F_{11z}	1.6
F_{21x}	602.4	F_{21x}	30 871.1
F_{21y}	-805.0	F_{21y}	-26 525.7
F_{21z}	-1 204.8	F_{21z}	4 858.6

3 讨论

由测量结果可知,中切牙11所受到的矫治力和力矩相对于中切牙21较小,这主要是由于牙齿11相对于其两边相邻的牙齿12和21的错位差较小,致使弓丝在牙齿11处的变形量较小,故所产生的矫治力也相对较小。相比之下,牙齿21所受到的矫治力更大,推测牙齿21与其相邻的牙齿22之间存在较大的错位量,导致弓丝在牙齿21处的变形量较大,作用在牙齿21上的矫治力也更大^[21]。

牙齿11在3个方向上所受到的力较小,弓丝变形所施加在牙齿上的载荷主要为扭矩,其中最大为近中向扭矩85.4 mN·mm,近中向的扭矩迫使牙齿11牙冠向舌侧移动,牙根向唇侧移动,与其理想移动方式相反,矫治装置所产生的近中向扭矩并不利于牙齿的矫正治疗,应当设法消除其影响,并同时增加牙齿11远中向的反扭矩,迫使牙齿牙冠沿唇侧外移,牙根沿舌侧内收。

牙齿21所受到的矫治力系相对于牙齿11更大,其唇向矫治力为805 mN,冠向拔出力为1 204.8 mN。唇向和冠向的矫治力相互作用,牵引牙齿向唇侧的拔出向移动,导致牙齿21的牙根沿唇侧外移,极有可能由于位移量过大造成唇侧骨壁的破裂,致使矫治失败。因此,在牵引牙齿21牙冠沿唇侧外移的时,应同时严格限制其牙根的唇向移动,并尽可能迫使牙根向舌侧移动。

另外,牙齿21所受到的远中向的扭矩为30.871 N·mm,为3个方向中的扭矩最大值。远中向扭矩的作用效果是促使牙齿21牙冠向舌侧扭转,同时牙根向唇侧扭转,这种移动方式与设想的牙齿21矫治方式完全相反,不仅不能达到治疗的目的,而且可能会由于牙根压迫唇侧骨壁而导致骨组织吸收,甚至骨壁刺穿,酿成不良后果。因

此,牙齿 21 远中向的扭矩是有害的,应当设法消除,并施加其近中向的反扭矩以达到正畸治疗的目的。

通过以上分析可知,对于此类非常规病例装配标准弓丝进行矫正治疗,并不一定能够牵引牙齿向理想位置方向移动。相反,牙齿的移动方式可能与设想的牙齿矫治方式背道而驰,不仅不能达到矫正的目的,甚至会进一步恶化病症。因此,临床惯用的矫治方式并不一定适用于非常规疑难病例,对于此类病例需要针对其牙颌模型进行有效的矫治力

检测,以确定矫治装置施加在错位牙齿上的矫治力系是否合适,并进一步设计满足其矫治要求的个性化矫治装置^[22]。图 6(a)所示为针对文中病例所设计的个性化矫治装置,为了限制牙齿 11 和 21 牙根的唇向移动,在装配正畸弓丝的同时,在中切牙舌侧靠近牙根处添加铰链约束,以消除弓丝变形产生的不利力系。在经过 18 个月的正畸治疗后,该矫治装置实现了中切牙 11 和 21 理想移动,保证牙齿牙冠向唇侧外移的同时牙根向舌侧内收,充分验证了个性化矫治方式的安全有效性[见图 6(c)~(e)]。

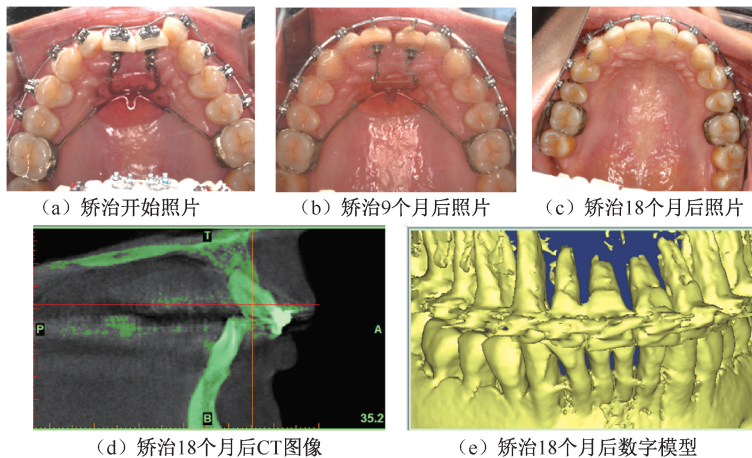


图 6 患者矫治过程中的临床照片及治疗 18 个月后 CT 图像

Fig.6 Clinical photos of patient during treatment and CT images after 18 months

(a) Initial photo, (b) Photo after 9 months, (c) Photo after 18 months, (d) CT image after 18 months, (e) Digital model after 18 months

临床口腔正畸治疗过程中,错位牙齿的移动受正畸弓丝回复力、相邻牙齿反作用力、弓丝与托槽之间摩擦力等各种因素的影响,并且还会受到正畸治疗过程中牙齿之间相互移动的影响,故正畸矫治过程中的牙齿受力非常复杂。不过,在影响牙齿移动的诸多因素中,弓丝回复力起着主导作用,而且邻牙间相互作用力、弓丝托槽间摩擦力和牙齿之间的相互移动均由弓丝引起,且受制于弓丝回复力。另外,从可操作性方面来讲,弓丝回复力可以直接通过实验或模拟手段获得,而其他影响因素则很难通过测量手段进行定量分析,故本文只讨论正畸弓丝回复力对牙齿移动的影响。另外,只针对正畸弓丝作用在目标牙齿上的初始矫治力进行测量,而没有考虑矫治过程中随着牙齿的移动,弓丝回复力的动态变化过程。因此,后续还需要对矫治力的动态测量进行研究,以获得更加准确

可靠的弓丝矫治力系。

4 结论

为了实现口腔正畸中牙齿矫治力的有效测量,本文选择 1 例临床非常规病例,通过 3D 打印制造其模拟牙颌模型,并基于牙颌模型对弓丝作用在中切牙 11 和 21 上的矫治力进行针对性测量。分析结果表明,牙齿 11 近中向的扭矩和牙齿 21 远中向的扭矩均不利于牙齿的移动。为实现牙齿的理想矫治,需要对牙齿牙根沿唇向的移动进行有效控制,并且消除牙齿 11 近中向以及牙齿 21 远中向的扭矩。基于以上研究结果针对患者临床症状设计个性化的矫治装置,在佩戴 18 个月后获得满意的治疗效果。矫治力检测为正畸治疗的安全性提供有力保障,为进一步优化矫治方案提供技术支持。

参考文献:

- [1] 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 Dentofac*, 2010, 137(5): 639-647.
- [2] LOMBARDO L, STEFANONI F, MOLLICA F, *et al.* Three dimensional finite-element analysis of a central lower incisor under labial and lingual loads [J]. *Prog Orthod*, 2012, 13(2): 154-163.
- [3] 赵志河, 李宇. 正畸牙移动细胞生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2010, 25(6): 393-398.
ZHAO ZH, LI Y. Advances in cytomechanics in orthodontic tooth movement [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(6): 393-398.
- [4] WU JL, LIU YF, PENG W, *et al.* A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis [J]. *J Zhejiang Univ-Sci B*, 2018, 19(7): 535-546.
- [5] JASNA LH, BERT VR, TANJA JL. Finite element model of load adaptive remodeling induced by orthodontic forces [J]. *Med Eng Phys*, 2018, 62: 63-68.
- [6] STEVEN WM, ULRICH W, PETER JW, *et al.* The biomechanical function of periodontal ligament fibres in orthodontic tooth movement [J]. *PLoS One*, 2014, 9(7): 56-72.
- [7] 李淑娴, 马宗民. 基于应力状态的细胞分子水平骨重建力生物学模型[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 446-451.
LI SX, MA ZM. Mechanobiological model of bone remodeling based on stress state at cellular and molecular level [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 446-451.
- [8] ROHAN M, LAXMIKANTH C, SATISH S, *et al.* A comparative study of forces in labial and lingual orthodontics using finite element method [J]. *J Indian Orthod Soc*, 2015, 49(1): 15-18.
- [9] HOHMANN A, WOLFRAM U, GEIGER M, *et al.* Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment [J]. *Angle Orthod*, 2007, 77(4): 653-659.
- [10] GIOVANPAOLO PP, GILIANA Z, CARLO C. Commentary: A translational medicine approach to tooth transplantation [J]. *J Periodontol*, 2017, 88(6): 519-525.
- [11] 徐庚池, 牟兰, 葛振林. 拔牙位点保存技术在口腔正畸领域的应用[J]. *口腔医学研究*, 2015, 31(3): 310-312.
- [12] AGUIAR MCD, PERINETTI G, CAPELLI JC. The gingival crevicular fluid as a source of biomarkers to enhance efficiency of orthodontic and functional treatment of growing patients [J]. *Biomed Res Int*, 2017, doi: 10.1155/2017/3257235.
- [13] 张巧余, 陈华. 活动矫治器与根尖转矩移动[J]. *口腔医学杂志*, 1986, 6(4): 189-191.
- [14] 郑建明. 正畸专用弹簧称的研制及临床应用[J]. *中国医师杂志*, 2002(S1): 242-243.
- [15] 叶铭, 姜献峰, 孟祥陈. 舌侧正畸牙齿移动的数值模拟[J]. *轻工机械*, 2015, 33(6): 68-74.
- [16] IWASAKI LR, FREYTAG LE, SCHUMACHER CA, *et al.* Validation of a modified McGill pain questionnaire for orthodontic patients [J]. *Angle Orthod*, 2013, 83(5): 906-913.
- [17] 刘云峰, 仵健磊, 周东, 等. 能模拟牙齿移动的三维正畸力动态测量方法及其装置: 中国, 201510543608.3[P]. 2017-01-25.
- [18] CHEN J, BULUCEA I, KATONA TR, *et al.* Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full arch wire: The role of triangular loop position [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2007, 132(2): 143.e1-e8.
- [19] CHEN J, ISIKBAY SC, BRIZENDINE EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop arch wires [J]. *Angle Orthod*, 2010, 80(4): 566-571.
- [20] MITTAL N, XIA Z, CHEN J, *et al.* Three-dimensional quantification of pretorqued nickel-titanium wires in edge-wise and prescription brackets [J]. *Angle Orthod*, 2013, 83(3): 484-451.
- [21] 黄跃, 黄思源, 瞿杨, 等. 不同槽沟方向舌侧托槽转矩控制性能三维有限元分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(1): 54-59.
HUANG Y, HUANG SY, QU Y, *et al.* Three-dimensional finite element analysis on torque performance of lingual brackets with slot in different directions [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(1): 54-59.
- [22] WU JL, LIU YF, ZHANG JX, *et al.* Biomechanical investigation of orthodontic treatment planning based on orthodontic force measurement and finite element method before implementation: A case study [J]. *Technol Health Care*, 2018, 26(S1): 347-359.