

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311883

尖牙反骀矫治人字形和 T 形曲组合正畸弓丝 矫治力建模*

姜金刚^{1,2}, 李长鹏², 李凤潇², 孙健鹏², 张永德^{1,2}

(1. 哈尔滨理工大学 先进制造智能化技术教育部重点实验室 黑龙江 哈尔滨 150080;
2. 哈尔滨理工大学 机器人技术及工程应用研究中心 黑龙江 哈尔滨 150080)

摘要:固定矫治技术是治疗牙齿反骀最为有效的矫治手段,主要通过正畸弓丝释放的矫治力来达到反骀矫治中的矫治空间预留、反骀牙齿回收的目的。在牙齿反骀畸形中,尖牙反骀是最为常见的牙齿反骀畸形,常使用人字形和 T 形组合曲关闭上颌牙列间隙。本文旨在正畸治疗前量化人字形和 T 形组合曲释放矫治力的情况,为正畸医师提供尖牙反骀矫治的理论参考。分析人字形和 T 形组合曲的形变过程,将其形变过程分为弹性形变和弹塑性形变两类,并对两种形变下的矫治力微分方程进行了构建,将其释放的矫治力分为闭隙矫治力和倾覆矫治力两种,完成了人字形和 T 形组合曲理论模型的建立,其次对有限元仿真值与理论值的误差率进行计算,得到闭隙矫治力仿真值与理论值的误差率在 0.43%~8.33% 之间,倾覆矫治力的仿真值与理论值的误差率在 2.13%~9.76% 之间,搭建实验测量平台得到了闭隙矫治力实验值与理论值误差率为 0%~9.30%、倾覆矫治力实验值与理论值的误差率为 0%~9.76%,实验测量数据与理论值具有相同的非线性变化趋势,验证了人字形和 T 形组合曲理论预测模型的正确性,该模型能帮助医师在治疗前对正畸力进行详细的定量分析,从而为个性化治疗方案的制定提供依据,更好地满足患者需求。

关键词: T 形曲;人字形曲;矫治力模型;有限元仿真;矫治力测量

中图分类号: TP242 TH789 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.5599

Modeling of orthodontic force of herringbone and T-shaped loop combined orthodontic archwire for the treatment of canine crossbite

Jiang Jingang^{1,2}, Li Changpeng², Li Fengxiao², Sun Jianpeng², Zhang Yongde^{1,2}

(1. Key Laboratory of Advanced Manufacturing and Intelligent Technology, Ministry of Education, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China; 2. Robotics & its Engineering Research Center, Harbin University of Science and Technology, Harbin 150080, China)

Abstract: Fixed orthodontic technique is the most effective method for the treatment of canine crossbite. The purpose of space reservation and tooth retraction in crossbite treatment is mainly achieved through the orthodontic force released by the orthodontic archwire. Among the tooth crossbite, the canine crossbite is the most common deformities of teeth. The combination of herringbone and T-shaped loop is often used to close the maxillary dental space. This article aims to quantify the release of orthodontic force by herringbone and T-shaped combination before orthodontic treatment. It can provide a theoretical reference for orthodontists in the treatment of crossbite. The deformation process of herringbone and T-shaped composite curve is analyzed, and the deformation process is divided into elastic deformation and elastoplastic deformation. The differential equations of the orthodontic force under the two kinds of deformation are established, and the released orthodontic force is divided into two kinds, including retraction force and overturning force. The theoretical model of herringbone and T-shaped combined loop is established. Secondly, the error rate of the finite element simulation data and the theoretical value are calculated, and the error rate between the simulated and theoretical values of the retraction correction force is 0.43%~8.33%, and the error rate between the simulated and theoretical values of the overturning correction force is 2.13%~9.76%.

收稿日期: 2023-09-05 Received Date: 2023-09-05

* 基金项目: 黑龙江省自然科学基金项目(LH2021E081)、中国博士后基金特别资助项目(2018T110313)资助

The experimental measurement platform is established. The error rate between the experimental and theoretical values of the retraction force is 0%~9.30%, and the error rate between the experimental and theoretical values of the overturning force is 0%~9.76%. The experimental measured data showed the same nonlinear variation trend with the theoretical values, which verified the correctness of the theoretical prediction model of the herringbone and T-shaped combination loop. This model can help physicians to conduct a detailed quantitative analysis of orthodontic force before treatment to provide a basis for the formulation of personalized treatment plans and better meet the needs of patients.

Keywords: T-shaped loop; herringbone loop; orthodontic force model; finite element simulation; orthodontic force measurement

0 引 言

尖牙反骀畸形作为反骀畸形中的一种,不仅会造成牙齿与颌部或面部的不协调问题,还会对患者的身心健康造成多种影响^[1-3],包括上颌骨发育受限、下颌后缩、发音异常、咀嚼功能异常以及颌干扰、运动轨迹异常等^[4]。目前,临床上常采用固定矫治技术完成尖牙反骀畸形的矫治,通过固定矫治器控制牙齿实现有效正畸^[5]。固定矫治器通过连成一体性的弓丝形成支抗力、对牙齿位移进行引导和控制,通过矫治弓丝的弹性形变来改善牙间或颌间关系,在目前的正畸治疗中,对牙齿运动的生物学和力学的研究主要分为定量方法和定性方法^[6-7],其中,定量方法以数字模式描述牙齿的运动或相关的骨骼结构运动,如引导尖牙发生 1 mm 的移动;定性方法以非数值的术语描述运动,如从锥形束计算机断层扫描 (cone-beam computed tomography, CBCT)、实体模型推断牙齿的移动。然而,定量或定性的方法仅能描述牙齿运动而不能描述运动中的受力情况^[8-10]。因此,如果能够将正畸力量化表示,那么便能进一步揭示尖牙反骀正畸过程中力与正畸矫治弓丝的关系,为临床情况中应用的复杂矫治系统奠定基础。目前的获取正畸力方式中,包括了对矫治器进行力学建模分析、对口腔环境的有限元静力学仿真^[11]、和直接^[12]、间接^[13]的正畸力测量装置,由于口腔正畸方式的复杂性,以上各种正畸力测量方式都具有一定合理性和实用性。Jiang 等^[14-16]基于梁微形变原理和相互作用原理对不同特殊功能曲变形时的挠曲线方程进行推导,对产生的正畸力进行了理论建模,并对滑动法关闭牙齿间隙过程中弓丝与托槽产生的摩擦力进行计算, Kim^[17]等采用卡氏定理计算了功能曲在矫治时的角度变形情况, Cai 等^[18]利用有限元方法对不同参数下曲的激活力进行了分析,并对不同参数的开大垂直曲、靴形曲和 T 形曲的 M/F 比进行了分析,探究了弹性模量、横截面尺寸、几何尺寸对开大垂直曲、靴形曲和 T 形曲的 M/F 比的影响, Hamanaka^[19]等对不同截面的弓丝进行了有限元分析,并对支抗情况下前牙的内缩矫治进行了

有限元分析。该研究将不同种类的弓丝分别安置于构建的上颌牙列模型中,并选用不同长度的力臂对牙齿施加转矩,采用有限元方法模拟了前牙内收过程中牙齿的移动, Jiang 等^[20]讨论了在进行正畸矫正时振动载荷下牙槽骨的重建机制,并通过三维重建牙齿和颌骨模型对振动载荷对正畸加速中起到的作用进行仿真,通过牙槽骨骨密度、弹性模量等参数确认了载荷施加的最佳效果。与有限元仿真相比,通过正畸力测量装置得到结果较为准确,但同样受到口腔内复杂环境的影响, Shimoda 等^[21]设计了正畸力/力矩测量装置,对矫治过程中金属弓丝的偏转与牙齿移动方向的关系进行了分析,并对产生的力矩进行了测量。 Wu 等^[22]对上颌尖牙最优正畸力进行了测量,并以牙周韧带 (periodontal ligament, PDL) 的承受应力为指标,探讨了上颌尖牙的最佳正畸力。

本文结合弓丝形变特点、人字形和 T 形组合曲的几何参数、材料属性,完成矫治力微分方程的构建,建立尖牙反骀矫治的人字形和 T 形组合曲矫治力理论模型,对矫治力进行理论计算和表达,并结合不同截面的人字形和 T 形组合曲的结构参数,重建多组正畸弓丝人字形和 T 形组合曲有限元模型,通过仿真数据与理论值相结合的方式,验证理论预测模型的正确性。搭建尖牙反骀矫治组合曲矫治力测量平台,通过构建上颌的蜡质颌堤模型、模拟口腔环境,对非对称牙列的承受矫治力情况进行测量,并通过理论与测量相结合的方式验证理论模型的准确性。

1 人字形曲和 T 形曲组合矫治力建模

1.1 矫治力力学模型的基本形式

参考临床特殊功能曲弯折及加载特点,总结出影响矫治力 F 的主要参数,包括弓丝截面几何参数 S , 及弓丝自身材料属性 M 和功能曲特征参数 Q 。设定矫治力力学模型的基本形式,如式(1)所示。

$$F = F(S, M, Q) \quad (1)$$

1.2 人字形和T形组合曲形变区域划分及力学模型的建立

由正畸弓丝在弯制过程中的形变情况可知,在弯制过程中,人字形和T形组合曲的不同位置发生了不同程度的弹性形变和弹塑性形变。因此结合其弹性、弹塑性形变特征^[23],对人字形和T形组合曲的形变区域进行划分,依据组合曲弯曲过程中的形变特点分析及组合曲的对称性,选择组合曲的右半部分作为分析对象,并将右半部分分为4个形变区域,其中,区域1、2、3为成型段,可将其视为弹塑性形变区域进行计算,区域4为与成型段相邻区域,与成型段相连,产生弹性形变,可将其视为弹性形变区域进行计算。

在分析正畸弓丝的弯曲回弹时,为了简化计算过程,采用如下基本假设:正畸弓丝材料由连续介质组成,分布均匀且为各向同性材料,忽略材料的包辛格效应;在弯曲过程中,垂直于弓丝中心轴的横截面在弯曲前后均为平面,且不发生畸变;在弯曲过程中,弯曲件外侧受拉部分与内侧受压部分的材料硬化规律相同,材料塑性变形不会引起体积的变化。

位于弹性弯曲阶段的正畸弓丝,其弯曲回弹及受到加载弯矩下的弯曲回弹均可视为弹性形变,在将弓丝段

视为外伸梁模型进行分析时,弓丝所受加载弯矩 M 可视为弓丝在某点受到一集中力作用 F ,图1区域4中, θ_b 为弓丝受到弯曲力矩后产生的弯曲角, θ_s 为弓丝回弹角, l 为弓丝结扎入槽后位于两托槽间部分的长度, n 为弓丝结扎入槽后弯曲段长度,对第 n 弯曲段及第 l 弯曲段进行积分计算,可得到正畸弓丝第 n 段弹性形变的弯曲角方程及挠曲线方程 v_n 为:

$$\begin{cases} \theta_b = \frac{dv_n}{dx} \Big|_{x_4=l_4+n_4} = -\frac{Fn}{6EI}(2l_4+3n_4) \\ v_n = -\frac{F(x_4-l_4)}{6EI}[n_4(3x_4-l_4)-(x_4-l_4)^2] \end{cases} \quad (2)$$

式中: E 为材料的弹性模量; I 为弓丝截面对 x 轴的惯性矩,对于弓丝 $I=c_1c_2/12$, c_1 为矩形丝截面上与 x 轴垂直边的长度, c_2 为矩形丝截面上与 x 轴平行边的长度。对第 l 弯曲段进行积分计算,可得到正畸弓丝第 l 段弹性形变的弯曲角方程及挠曲线方程 v_l 为:

$$\begin{cases} \theta_s = \frac{dv_l}{dx} \Big|_{x_4=l_4} = -\frac{Fn_4l_4}{3EI} \\ v_l = \frac{Fn_4x_4}{6El_4}(l_4^2-x_4^2) \end{cases} \quad (3)$$

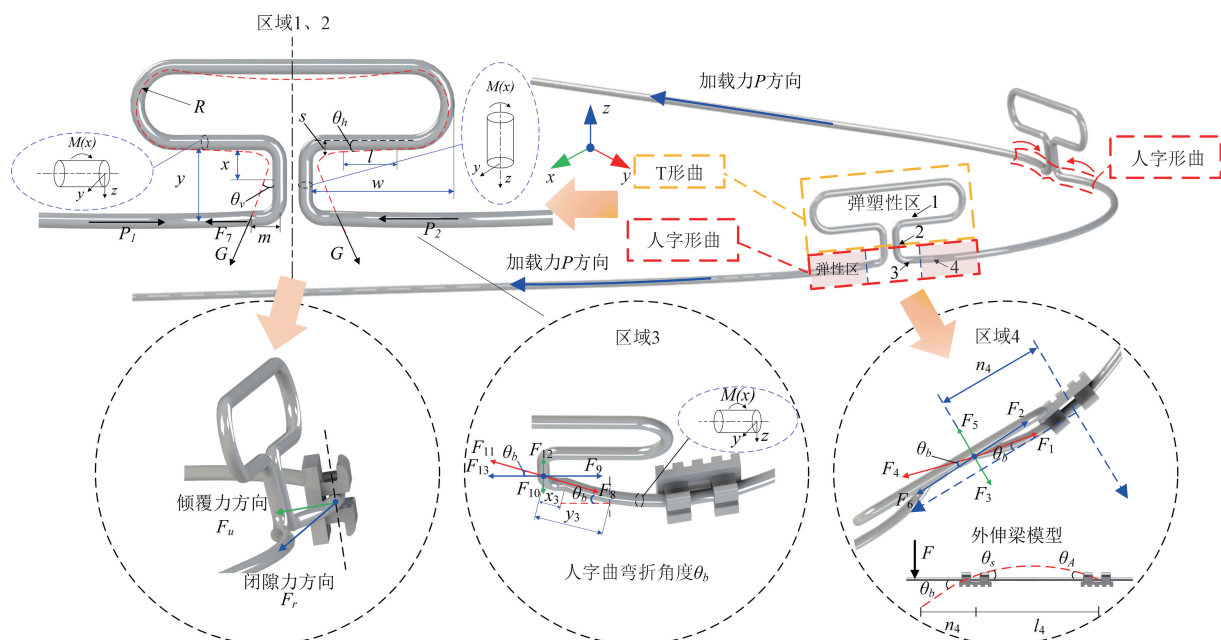


图1 人字形和T形曲组合力学分析

Fig. 1 Orthodontic force analysis of the combination of herringbone and T-shaped loop

当所受弯矩 $M > M_e$ 时,截面从弹性变形阶段进入弹塑性变形阶段,弓丝内部产生了部分塑性变形弓丝在受到加载力矩后,其转角和挠度的变化不再随加载力矩的增加而线性增加。参照梁的弹塑性弯曲弯矩计算方法,将弓丝截面中弹塑性交界处设为 $y = \zeta$,弓丝截面参数为

$b \times h$,利用正应力合成为弯矩 M 这一特点,得到弹塑性阶段弓丝所受弯矩 M 与交界线 ζ 的方程式为:

$$M(x) = \int \sigma_y dA = 2b \left(\int_0^{\zeta} \sigma_s \frac{y}{\zeta} y dy + \int_{\zeta}^{\frac{h}{2}} \sigma_s y dy \right) =$$

$$\frac{\sigma_s b h^2}{4} \left(1 - \frac{4\xi^2}{3h^2} \right) \quad (4)$$

弓丝弹塑性弯曲阶段的曲率完全由弓丝中性层附近的弹性区域决定。在弹性部分的边缘处,即 $y = \xi$ (由于对称关系,取正的 y 坐标进行计算),取 $\varepsilon_s = \sigma_s / E$,代入式 $\varepsilon = y / \rho$,得到弓丝弹塑性弯曲阶段曲率 $1/\rho = h/2\xi \cdot \rho_e$,并代入 $\frac{\sigma_s b h^2}{4} = \frac{3}{2} M_e$,由 $\frac{1}{\rho} = \frac{d^2 \omega}{dx^2}$ 得到矩形截面弓丝弹塑性弯曲的曲率公式为:

$$\frac{d^2 \omega}{dx^2} = \frac{2\sigma_s}{Eh \sqrt{3 - 12 \frac{M(x)}{\sigma_s b h^2}}} \quad (5)$$

对弹性区域 4 进行受力分析如图 1 所示,在弓丝弯制过程中,弓丝受到沿弓丝水平臂方向加载力 F_1 ,由作用力反作用力原则可知,由组合曲 4 号区域形变产生的矫治力 F_4 即为产生该变形量所需力的反力。从正畸弓丝的俯视角度可知,其矫治 F_4 可分解为力 F_5 和 F_6 , F_5 为作用在托槽上的倾覆力, F_6 为组合曲产生的闭隙力, F_5 、 F_6 分别与 F_3 和 F_2 等大反向,其中,力 F_3 可通过弹性弯曲阶段弓丝弯曲方程进行求解,进而可得出力 F_5 、 F_6 的值,可知力 F_5 可对前牙段产生逆时针的转矩。区域 4 右侧两托槽间弓丝距离为 l_4 ,区域 4 投影距离为 n_4 ,弓丝所受弯矩为 M ,弯矩 M 视为外伸梁受到集中力 F_3 作用,根据弹性弯曲阶段弓丝弯曲角方程 θ_b 和挠曲线方程 v_n 可得:

$$\begin{cases} \theta_b = \frac{dv_n}{dx} \Big|_{x_4=l_4+n_4} = -\frac{F_3 n_4}{6EI} [2l_4 + 3n_4] \\ v_n = -\frac{F_3 (x_4 - l_4)}{6EI} [n_4 (3x_4 - l_4) - (x_4 - l_4)^2] \end{cases} \quad (6)$$

可解得 $F_3 = -\frac{6EI\theta_b}{n_4(2l_4 + 3n_4)}$,由力 F_3 可知,

力 $F_1 = \frac{F_3}{\sin\theta_b} = -\frac{6EI\theta_b}{n_4 \sin\theta_b (2l_4 + 3n_4)}$,由作用力反作用力原则可知,由组合曲区域 4 形变产生的矫治力即为产生该变形量所需力的反力,即:该区域曲产生转矩的力为:

$F_5 = \frac{6EI\theta_b}{n_4(2l_4 + 3n_4)}$,该区域曲释放的闭隙矫治力 F_6 可通过力矩合成计算,即 $F_6 = \frac{6EI\theta_b \cot\theta_b}{n_4(2l_4 + 3n_4)}$,其中角 θ_b 为组合曲龈向弯折角度。区域 2 为弹塑性形变区,T 形曲竖直臂 x 距离处的弯矩方程为 $M(x) = -P(y-x)$, P 为区域 2 所受加载力,弹塑性变形转角方程 $\theta_e(x)$ 和弹塑性变形

挠度方程 $v(x)$ 为:

$$\begin{cases} \theta_e(x) = \int \frac{1}{\rho_e \sqrt{3 - 2 \frac{-P(y-x)}{M_e}}} dx = \\ -\frac{M_e \sqrt{\frac{2P(y-x)}{M_e} + 3}}{P\rho_e} + C_1 \\ v(x) = \iint \frac{1}{\rho_e \sqrt{3 - 2 \frac{-P(y-x)}{M_e}}} dx dx = \\ \frac{M_e (3M_e + 2P(y-x)) \sqrt{\frac{3M_e + 2P(y-x)}{M_e}}}{3P^2 \rho_e} + \\ C_2 x + C_3 \end{cases} \quad (7)$$

式中: x 为 T 形曲水平臂变形后的挠度; y 为竖直臂长度。式中待定系数 C_1 、 C_2 、 C_3 可由边界条件确定:弓丝弯制成形后结扎入槽,未进行抽丝, $x=0$, $\theta_e(x)=0$;弓丝结扎入槽后,抽丝距离为 m ,在 $x=y$ 处达到最大挠度,代入解得:

$$\begin{cases} C_1 = \frac{M_e \sqrt{\frac{2Py}{M_e} + 3}}{P\rho_e} \\ C_2 = -\frac{M_e (3M_e + 2Py) \sqrt{\frac{3M_e + 2Py}{M_e}}}{3P^2 \rho_e y} - \frac{M_e^2 \sqrt{3}}{P^2 \rho_e y} + \frac{m}{y} \\ C_3 = -\frac{M_e (3M_e + 2Py) \sqrt{\frac{3M_e + 2Py}{M_e}}}{3P^2 \rho_e} \end{cases} \quad (8)$$

当 $x=y$ 时,最大转角为 $\tan\theta_{\max} = \frac{m}{y}$,代入 ρ_e 、 M_e 后区域 2 弹塑性形变产生的矫治力 P_1 为:

$$P_1 = \frac{\sigma_s b h^2 y}{3E^2 h^2 \arctan \frac{m}{y}} \quad (9)$$

在区域 1 中 T 形曲水平臂 l 距离处的弯矩方程为 $M(l) = -G(w-R-l)$, G 为该区域所受加载力的分解力, R 为 T 形曲圆弧部分弯曲半径, w 为圆弧部分水平臂长度,与区域 2 的计算过程相同在区域 1 的转角方程 $\theta_h(l)$ 和挠度方程 $v(l)$ 中存在待定系数 C_4 、 C_5 和 C_6 ,通过边界条件:弓丝结扎入槽,未进行抽丝, $l=0$, $\theta_h(l)=0$ 、 $v(l)=0$;抽丝后, $l=w-R$ 时,弓丝转角及挠度达到最大值,其中,最大挠度为 $s = \sqrt{m^2 + y^2} - y$,可解得:

$$\left\{ \begin{aligned} C_4 &= \frac{M_e \sqrt{-\frac{2G(R-w) - 3M_e}{M_e}}}{G\rho_e} \\ C_5 &= \frac{3M_e^2\sqrt{3} - M_e^2\left(3 - \frac{2G(R-w)}{M_e}\right)^{3/2}}{3G^2\rho_e(w-R)} + \\ &\quad \frac{\sqrt{m^2 + y^2} - y}{w-R} \\ C_6 &= -\frac{M_e^2\left(3 - \frac{2G(R-w)}{M_e}\right)^{3/2}}{3G^2\rho_e} \end{aligned} \right. \quad (10)$$

当 $l = w - R$ 时, 该段弓丝转角值达到最大, 且

$\theta_{\max} = \arctan \frac{m}{y}$, 计算可得加载力 G 为:

$$G = \frac{\frac{\sqrt{M_e^6(R-w)^2 + 9M_e^4\rho_e^2\theta_{\max}^2}}{\rho_e^2} - \frac{M_e^3(R-w)}{\rho_e^2}}{3\theta_{\max}^2} \quad (11)$$

由图1可知, 设该区域弓丝释放的矫治力为 P_2 , 依据力的合成与分解, 有 $F_7 = G \times \sin\theta_e$, 因此, 沿抽丝端方向的矫治力 P_2 即为由组合曲区域1形变产生该变量所需力沿抽丝端方向分力的反力, 即:

$$P_2 = \frac{M_e^3(R-w) - \sqrt{M_e^6(R-w)^2 + 9M_e^4\rho_e^2\theta_{\max}^2}}{3\rho_e^2\theta_{\max}^2} \sin\theta_v \quad (12)$$

从横断面视角对组合曲区域3的形变状态进行分析, 组合曲区域3抽丝后的形变情况如图1所示, 弓丝在受到抽丝加载力后向红色虚线方向发生形变, 抽丝后, 两臂向唇侧弯曲, 伴随抽丝长度的增加, 弓丝弯曲角度 θ_b 逐渐减小, 直至趋近于 0° , 此时, 可通过 F_8 、 F_9 和 F_{10} 间的关系计算出力 F_{11} 、 F_{12} 、 F_{13} 的大小。因弓丝具有弹性, 组合曲区域3在发生形变后会产生一定回复力, 即相反的作用力 F_{11} , 使曲向抽丝前状态收缩, 并通过回复力使前牙牙齿发生倾斜。同时, 因弓丝入槽后力作用方向发生改变。区域3中该段弓丝所受弯矩 $M(x_3)$ 可转化为在端点处受引发弓丝形变的集中力 F_{12} , 即 $M(x_3) = F_{12}(y_3 - x_3)$ 。同理区域3得转角方程 $\theta(x_3)$ 和挠度方程 $v(x_3)$ 中的待定系数 C_7 、 C_8 和 C_9 可通过边界条件确定: 弓丝结扎入槽, 未进行抽丝时, $x_3 = 0$ 、弓丝转角、挠度未发生变化, 即 $\theta(x_3) = 0$ 、 $v(x_3) = 0$; 抽丝后, 区域3弓丝段发生形变, 最大形变发生在 $x_3 = y_3$ 时, 即此时弓丝转角及挠度达到最大值, 其中, 区域3最大挠度为 $v = y_3 \sin\theta_b$, 最大转角 θ_b 为人字形曲龈向弯折角度。结合边界条件可解得:

$$\left\{ \begin{aligned} C_7 &= -\frac{M_e \sqrt{-\frac{2F_{10}y_3}{M_e}} + 3}{F_{10}\rho_e} \\ C_8 &= \frac{M_e \sqrt{-\frac{2F_{10}y_3 + 3M_e}{M_e}} (3M_e - 2y_3F_{10})}{3y_3F_{10}^2\rho_e} + \\ &\quad \sin\theta_b - \frac{\sqrt{3}M_e^2}{y_3F_{10}^2\rho_e} \\ C_9 &= -\frac{M_e \sqrt{-\frac{2F_{10}y_3 + 3M_e}{M_e}} (3M_e - 2y_3F_{10})}{3F_{10}^2\rho_e} \end{aligned} \right. \quad (13)$$

确定 C_7 、 C_8 和 C_9 后, 可计算区域3弓丝弯曲角度为 θ_b 时所受加载力为:

$$F_{10} = \frac{2M_e(\sqrt{3}\theta_b\rho_e - y_3)}{\theta_b^2\rho_e^2} \quad (14)$$

结合力 F_8 、 F_9 、 F_{10} 的矢量分解、作用力与反作用力原则可知, 组合曲区域3所产生的矫治力即为引起组合曲产生形变时所需力的反力, 即:

$$F_{11} = \frac{2M_e(\sqrt{3}\theta_b\rho_e - y_3)}{\theta_b^2\rho_e^2 \sin\theta_b} \quad (15)$$

则通过平行四边形法则计算可知, 水平向闭隙力 F_{13} 和产生转矩的倾覆力 F_{10} 为:

$$\left\{ \begin{aligned} F_{13} &= \frac{2M_e(\sqrt{3}\theta_b\rho_e - y_3)}{\theta_b^2\rho_e^2} \\ F_{10} &= \frac{2M_e(\sqrt{3}\theta_b\rho_e - y_3) \cot\theta_b}{\theta_b^2\rho_e^2} \end{aligned} \right. \quad (16)$$

最终, 基于区域划分法对人字形和T形组合曲计算所得的闭隙矫治力 F_r 和倾覆矫治力 F_u 为:

$$\left\{ \begin{aligned} F_r &= P_1 + P_2 + F_6 + F_{13} \\ F_u &= F_5 + F_{12} \end{aligned} \right. \quad (17)$$

2 尖牙反骀矫治的人字形和T形组合曲矫治力有限元仿真

通过参考尖牙反骀CT图像完成上颌骨、牙周膜、牙齿的三维重建, 绘制人字形和T形组合区弓丝模型及托槽并完成所有零件的装配, 如图2所示, 为探究不同参数弓丝释放矫治力的情况, 以使用率较高的不锈钢丝为基础材料, 托槽性能参数如表1所示, 不锈钢金属丝的性能参数如表2所示。

绘制了不同截面尺寸、不同龈向倾斜角的圆丝和方丝共计14组, 并以字母和数字的方式对其进行命名。其中, 弓丝代号中的字母S代表不锈钢丝; 弓丝代

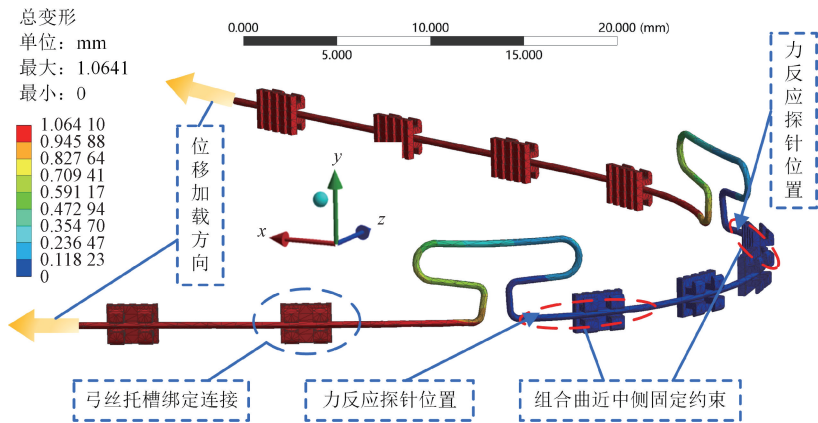


图 2 人字形和 T 形组合曲有限元仿真分析过程

Fig. 2 Finite element simulation of the herringbone and T-shaped combination loop an analytical process

表 1 托槽物理性能参数

Table 1 Physical performance parameters of brackets

		MPa
弓丝类型	托槽	
性能参数		
弹性模量	193 000	
弹性极限	2 050	
抗拉强度	1 035	
泊松比	0.3	

表 2 不锈钢弓丝物理性能参数

Table 2 Physical property parameters of stainless steel archwires

弓丝类型	不锈钢丝
性能参数	
杨氏模量	1.93×10^{11} Pa
泊松比	0.31
体积弹性模量	1.693×10^{11} Pa
剪切模量	7.3664×10^{10} Pa
屈服强度	2.1×10^8 Pa
切线模数	1.8×10^9 Pa

号中的第 1~4 位数字所表示的为弓丝截面尺寸,单位为英寸;弓丝代号中的第 5~6 位数字所表示的人字形曲的龈向倾斜角度。如 I-S161615 代表弓丝材料为不锈钢丝,弓丝截面尺寸为 0.406 4 mm×0.406 4 mm,龈向倾斜角度为 15°,完整弓丝代号如下: I-S161615; II-S161610; III-S162215; IV-S162210; V-S162515; VI-S162510; VII-S001415; VIII-S001410; IX-S001615; X-S001610; XI-S001815; XII-S001810; XIII-S002015; XIV-

S002010。

根据人字形和 T 形组合曲的加载特征,在对其进行求解时采取 10 个分析步,经后处理计算后,在反作用力与位移关系图中,在 0.1~1 mm 之间位移增量为 0.1 mm,同时,为保证仿真精度和仿真的真实性,不同模型在网格划分时均采用 Automatic 划分法,并通过调整 Relevance Center 保持单元数和节点数近似一致,得到 Workbench 自动网格划分的单元数取值范围为 50 771~54 469,节点数取值范围为 25 405~27 266。

3 人字形和 T 形组合曲组合矫治力实验测量

3.1 实验用模型分析

在测量前,应对不同尺寸及角度的圆形截面、方形截面的正畸弓丝进行弯制,所选弓丝代号与仿真分析部分相同。根据基托蜡的材料属性可知,基托蜡质地软、坚韧而不脆,适合作为口腔上颌模型制备的材料,由于蜡模在低温下无法表现出粘流性的特征,结合之前的研究结果,蜡质颌堤内部温度处于 75℃~79℃时牙齿能产生合理的移动,因此将蜡模置于水浴加热 75℃的环境中^[24]。

本研究采取具有牙齿缺失特点的上颌牙列作为实验对象,对应患者牙列情况,在蜡质颌堤的制作过程中移除缺失牙齿。在尖牙反骀矫治过程中,患者牙齿承受矫治力的情况与开闭隙矫治不同,采集时既需要对牙齿承受的闭隙力进行测量,还需要对牙齿承受的倾覆力进行测量。因此采用六维力传感器,在测量时将传感器连接杆与牙齿模型相连接,并通过力反馈法对牙齿进行矫治力测量。此外,现阶段的研究中对矫治力的测量仅为单侧测量,缺少对同一曲作用下左右侧牙齿受力的测量,因此基于力反馈法,通过搭建实验平台对左右侧不完全对称的牙列进行矫治力测量。

3.2 矫治力测量平台的设计、构建及测量

对实验平台进行搭建,待测组合曲的型号与仿真分析保持相同,并按照实验方案设计中组合曲的位置标定对其进行弯制,共弯制不同型号正畸弓丝 14 组。为还原牙列真实情况,采用非对称方式布置齿间缝隙、移除缺失牙齿,使用藻酸盐对颌列阴模进行制备,并在浇筑前将牙齿与力传感器的连接杆相连,蜡质颌堤浇筑成形后,在树脂牙齿上粘贴托槽,并通过结扎丝将弯制成形的人字形和 T 形组合曲固定于托槽上;为保证口腔环境还原的真实性和测量时需将制备完成的蜡质颌堤放入恒温水箱中,并调节温度至 75℃;采用六维力传感器对牙齿所受矫治力进行测量(分辨率不小于 0.01 N 且最大量程大于人字形和 T 形组合曲矫治力数值);通过六维力采集器和上位机来完成矫治力数据的采集。实验平台如图 3 所示。

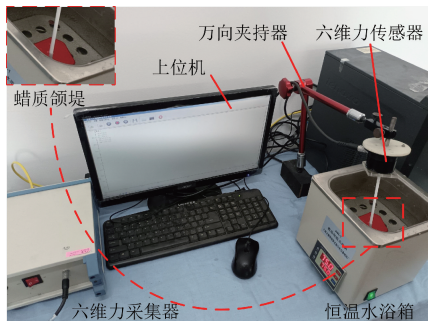


图 3 人字形和 T 形曲组合矫治力测量装置
Fig. 3 Herringbone and T-shaped combination loop force measurement device

4 人字形和 T 形曲组合矫治力预测模型、有限元仿真及实验测量结果分析

为验证所建立的人字形和 T 形组合曲矫治力预测模型的准确性,通过对所建立的矫治力预测模型计算 14 种不同参数组合的组合曲预测矫治力进行分析,同时对比有限元分析中,由力反应探针所测量得到的结果和实验测量结果,对比结果的准确性。对人字形和 T 形组合曲左右侧的闭隙力和倾覆力结果误差率进行计算,如图 4(a)、(b)所示,正畸弓丝组 S16 1610~S00 2010 左侧闭隙力仿真值与理论值的误差率处于 0.69%~8.33%之间,倾覆力仿真值与理论值的误差率处于 3.92%~9.76%之间,右侧闭隙力仿真值与理论值的误差率处于 0.56%~5.88%之间,倾覆力仿真值与理论值的误差率处于 2.13%~9.09%之间,正畸弓丝组 S16 1615~S00 2015 左侧闭隙力仿真值与理论值的误差率处于 0.73%~6.25%之间,倾覆力仿真值与理论值的误差率处于

2.90%~7.69%之间,右侧闭隙力仿真值与理论值的误差率处于 0.43%~5.46%之间,倾覆力仿真值与理论值的误差率处于 2.27%~8.82%之间。

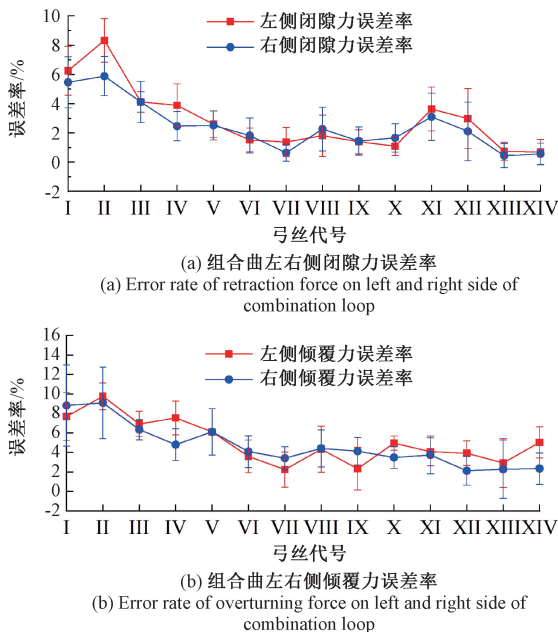


图 4 组合曲左右侧闭隙力、倾覆力误差率计算
Fig. 4 Calculation of error rate of retraction force and overturning force on the left and right sides of combination loop

4.1 理论值、仿真数据和实验数据的相关性分析

由理论值、仿真数据、实验数据绘制三维分层联合对比图。由图 5 可知,理论值、仿真数据和实验数据的变化趋势基本一致,且数据波动情况较小。计算实验数据与理论值发现,正畸弓丝组 S16 1610~S00 2010 左侧闭隙力实验值与理论值的误差率处于 0.35%~7.89%之间,倾覆力实验值与理论值的误差率处于 0%~9.52%之间,右侧闭隙力实验值与理论值的误差率处于 0%~2.83%之间,倾覆力实验值与理论值的误差率处于 0%~9.68%之间,正畸弓丝组 S16 1615~S00 2015 左侧闭隙力实验值与理论值的误差率处于 0.36%~8.82%之间,倾覆力实验值与理论值的误差率处于 0%~9.76%之间,右侧闭隙力实验值与理论值的误差率处于 0%~9.30%之间,倾覆力实验值与理论值的误差率处于 0%~9.68%之间。

分别与仿真数据和实验数据的相关性越强,代表理论模型的正确性和仿真条件的可靠性。如图 6 所示为理论值、仿真数据分别与实验数据的相关性分析,由图 6 得到各组实验与仿真数据、实验与理论值的相关性系数分别为 $\xi_A \geq 96.6\%$ 、 $\xi_B \geq 95.3\%$ 、 $\xi_M \geq 96.8\%$ 、 $\xi_N \geq 97.1\%$,即实验数据与仿真数据具有较强的相关性,实验数据与理论值同样具有较强的相关性,由此验证了矫治力理论模型和仿真的准确性。

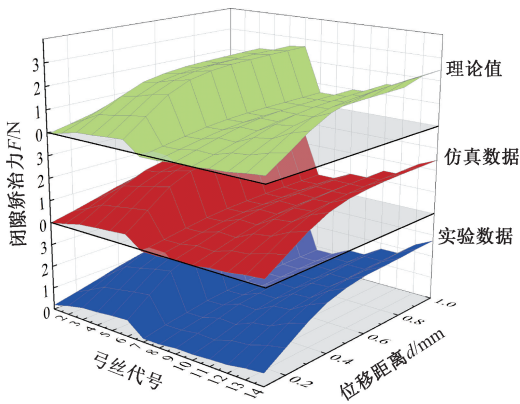


图 5 理论值、实验数据以及仿真分析数据对比分析

Fig. 5 Comparative analysis of theoretical value, experimental data and simulation analysis data

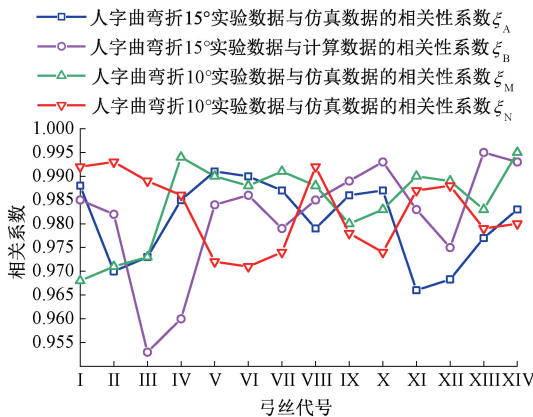


图 6 理论值、仿真数据与实验数据的相关性分析

Fig. 6 Correlation analysis of theoretical, simulation and experimental data

4. 2 矫治力预测模型验证分析

通过对比不同参数条件下实验测量数据,讨论不同截面几何参数对矫治力的影响。人字曲弯折角度相同为 15° 时,对比不同截面直径圆丝(代号Ⅶ、Ⅸ、Ⅺ、Ⅻ)的组合曲产生的闭隙力和倾覆力实验数据可知,随着组合曲位形变距离的增加,单侧牙齿受力情况随弓丝截面直径的增大而增大,且组合曲产生的闭隙矫治力上升阶段的斜率均大于倾覆矫治力,在位移距离达到 0.6 mm 后,闭隙矫治力和倾覆矫治力进入稳定期,在变形情况持续增加的情况下,弓丝保持温和而持久的矫治力,如图 7 所示。

对于矩形截面弓丝,当截面长度和人字曲弯折角度一定时,对比同侧不同宽度的组合曲(代号Ⅰ、Ⅲ、Ⅴ)的闭隙力和倾覆力实验数据可知,两种矫治力均与弓丝截面尺寸成正相关,倾覆力波动现象较为明显,且在闭隙力和倾覆力上升阶段,矩形截面弓丝相对于圆形截面具有

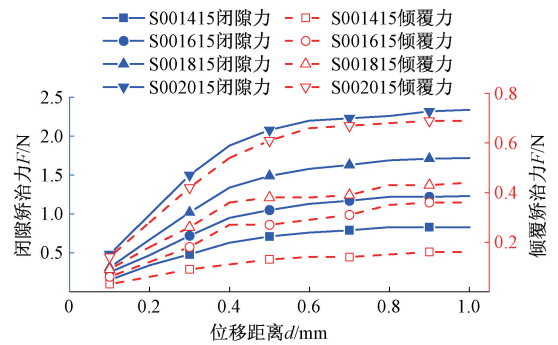


图 7 不同截面尺寸圆丝矫治力影响

Fig. 7 Effect of different radius of the archwire on orthodontic force

更大的上升斜率,且在到达稳定期后产生的闭隙力和倾覆力均大于圆形截面,矩形截面人字曲在相同的变形率下与圆形截面相比能产生更好的倾覆力控制效果,对前牙施加逆时针转矩,开颌的效果更加明显,而圆形截面组合曲的矫治力相比更加温和,如图 8 所示。

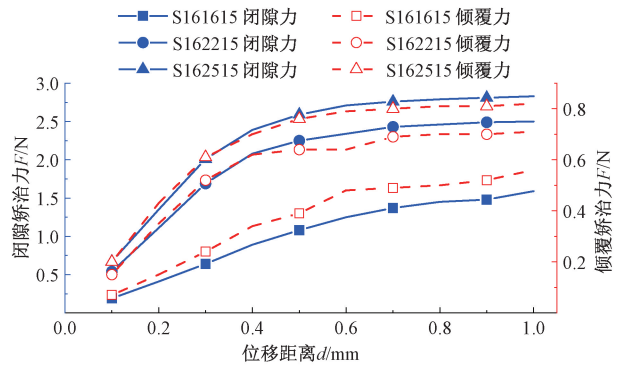


图 8 不同截面尺寸方丝矫治力影响

Fig. 8 Effect of different width of the archwire on orthodontic forces

对比相同尺寸不同人字曲弯折角度的矩形截面和圆形截面组合曲(代号Ⅰ、Ⅱ、Ⅸ、Ⅹ)的闭隙力和倾覆力实验数据,如图 9 所示,相同截面尺寸和截面形状的矩形截面组合曲,在人字形曲弯折角度较大时,产生的闭隙矫治力在上升阶段斜率明显变小,到达稳定期的位移也较长,到达稳定期后二者的闭隙矫治力无明显差别,而倾覆力的变化趋势和结果较为接近,截面形状为圆形的组合曲闭隙力受人字曲弯折角度影响较小,曲线的上升斜率和到达稳定期的时的矫治力较为重合,而在倾覆力表现上,圆形截面弓丝倾覆力与人字曲弯折角度成正相关。

人字曲弯折角度相同时,对比不同直径的圆形截面的组合曲(代号Ⅶ、Ⅸ、Ⅺ、Ⅻ)的闭隙矫治力实验数据如图 10 所示,随弓丝直径增加,各组闭隙矫治力变化趋

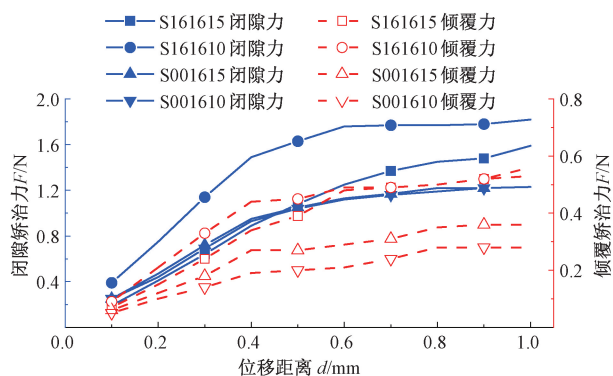


图 9 不同人字曲弯折角度对矫治力影响

Fig. 9 Effect of different bending angles of herringbone on the orthodontic force

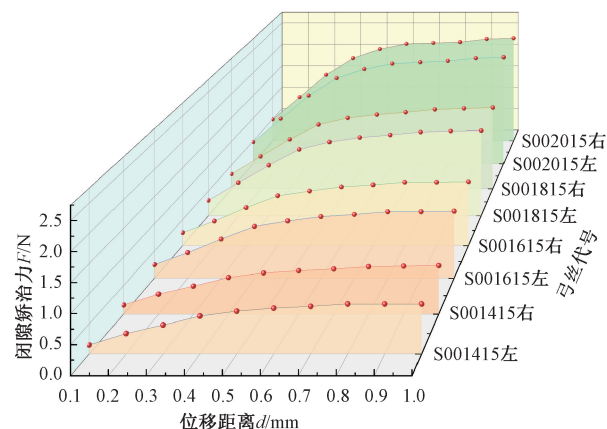


图 10 圆丝左右侧闭隙矫治力对比

Fig. 10 Comparison of the retraction forces on the left and right sides of the circular archwire

势相同,且截面尺寸越大对应上升阶段斜率越大,倾覆矫治力呈非线性增长。两侧牙齿虽然位置不完全对称,但在同一弓丝作用下所受的闭隙矫治力基本相同。

对比人字曲弯折角度为 15° 时圆形截面组合曲左右侧倾覆矫治力实验数据,如图 11 所示,倾覆力受组合曲放置位置的影响,导致右侧牙齿受到的倾覆矫治力略大于左侧。

5 结 论

本文针对尖牙反骀的矫治,分析了人字形和 T 形组合曲的材料和力学特性,通过区域划分,构建了其弹性弯曲阶段、弹塑性弯曲阶段微分方程,基于叠加原理分别建立了人字形和 T 形组合曲闭隙矫治力和倾覆矫治力的理论预测模型。基于 workbench 对 14 组人字形和 T 形组合曲左右侧同时添加位移,得出组合曲两侧释放的闭隙矫

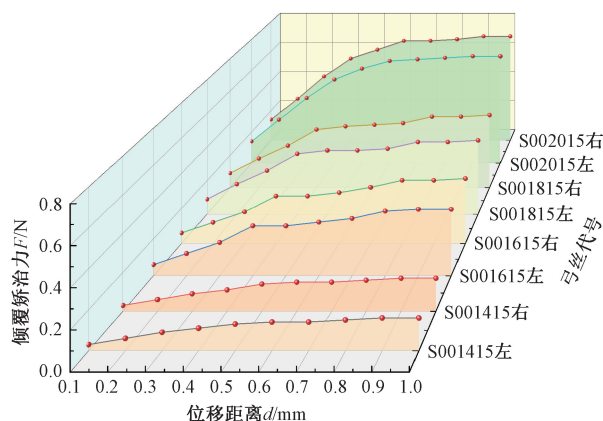


图 11 圆丝左右侧倾覆矫治力对比

Fig. 11 Comparison of the overturning forces on the left and right sides of the circular archwire

治力与倾覆矫治力的仿真结果,对仿真数据与理论预测模型的误差率进行计算。构建了模拟口腔环境,搭建了矫治力测量实验平台,验证了实验数据与仿真数据和计算数据的相关系数,证实了数据的可靠性,对比发现:闭隙矫治力的数值大小主要取决于 T 形曲的几何尺寸,在此基础上,随人字形曲角度的增大,对于截面参数较小的弓丝释放的闭隙矫治力基本相同,而对于截面参数较大的弓丝,闭隙矫治力会随着人字形曲角度的增大而发生小幅度的减少。矫治力在开隙距离 $0 \sim 0.6 \text{ mm}$ 区间内上升速度较快,在 $0.6 \sim 1 \text{ mm}$ 区间趋于稳定。组合曲的倾覆矫治力大小由人字形曲的弯折角度决定,随人字形角度的增大而增大,仿真与实验数据的结果与理论数据呈相同变化趋势,验证了人字形和 T 形组合曲矫治力理论预测模型的正确性。

本研究所建立的组合曲正畸力预测模型,旨在为临床正畸治疗过程和正畸仿真软件提供科学的理论参考。该模型能帮助医师在治疗前对正畸力进行详细的定量分析,从而为个性化治疗方案的制定提供依据,通过对治疗力度和方向的精确控制,可以有效地降低正畸治疗过程中的患者痛苦,提高治疗效果和安全性。此外,本模型对数字化正畸治疗具有一定价值,组合曲正畸力预测模型与数字化诊断、治疗规划及跟踪监测相结合,将进一步提高正畸治疗的精确性和科学性,为患者带来更优质的正畸治疗体验。

参考文献

- [1] TSUKIYAMA Y, YAMADA A, KUWATSURU R, et al. Bio-psycho-social assessment of occlusal dysaesthesia patients [J]. Journal of Oral Rehabilitation, 2012, 39(8): 623-629.
- [2] 郑博文, 曹杉, 郑颖, 等. 多发埋伏牙伴上前牙严重牙根吸收的正畸治疗 [J]. 中华口腔正畸学杂志,

- 2016, 23(3): 171-173.
- ZHENG B W, CAO SH, ZHENG Y, et al. Orthodontic treatment of multiple ambiguous teeth with severe root resorption in upper anterior teeth[J]. Chinese Journal of Orthodontics, 2016, 23(3): 171-173.
- [3] 李小兵. 儿童错牙合畸形早期矫治的必要性和方法[J]. 中国实用口腔科杂志, 2013, 6(12): 709-717.
- LI X B. The necessity and methods of early orthodontic intervention of preadolescent malocclusions[J]. Chinese Journal of Practical Stomatology, 2013, 6(12): 709-717.
- [4] 曾婧, 郑德华, 王旭霞, 等. 错颌畸形对成人心理健康状况的影响[J]. 山东大学学报(医学版), 2014, 52(6): 94-97.
- ZENG J, ZHENG D H, WANG X X, et al. Effects of malocclusion on the psychological status of adults[J]. Journal of Shandong University (Health Sciences), 2014, 52(6): 94-97.
- [5] 陈慧霞, 何展飞, 秦燕军, 等. 替牙期伴功能性旋转前牙反牙合矫治方法的回顾性研究[J]. 口腔医学研究, 2018, 34(2): 198-202.
- CHEN H X, HE ZH F, QIN Y J, et al. Retrospective study on orthodontic appliances used to correct anterior crossbite with functional mandibular shift in mixed dentition[J]. Journal of Oral Science Research, 2018, 34(2): 198-202.
- [6] 冯岩, 董敏, 许潋于. 不同正畸力对上颌尖牙移动速率影响的分析[J]. 口腔医学研究, 2017, 33(4): 420-423.
- FENG Y, DONG M, XU L Y. Analysis of maxillary canine movement speed under different orthodontic forces[J]. Journal of Oral Science Research, 2017, 33(4): 420-423.
- [7] JIANG J G, ZHANG Y D, WEI CH G, et al. A review on robot in prosthodontics and orthodontics[J]. Advances in Mechanical Engineering, 2015, 7(1): 198748.
- [8] JIANG J G, MA X F, ZHANG Y D, et al. Experimentation and simulation of second sequential loop orthodontic moment prediction modeling [J]. IEEE Access, 2018, 6(1): 56258-56268.
- [9] 姜金刚, 郭晓伟, 张永德, 等. 基于有限点展成法的正畸弓丝成形控制点规划[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(3): 612-619.
- JIANG J G, GUO X W, ZHANG Y D, et al. Formed control point planning of orthodontic archwire based on finite point extension method [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(3): 612-619.
- [10] 钱英莉, 樊瑜波, 蒋文涛. 正畸力作用下牙齿移动的生物力学[J]. 医用生物力学, 2003, (3): 189-192.
- QIAN Y L, FAN Y B, JIANG W T. Biomechanical research on tooth movements [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2003, (3): 189-192.
- [11] JIANG J G, SUN J P, MA H Y, et al. Stress intensity factor of a cracked molar restored with different materials and designs: A 3D-FEA[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2023, 142: 105818.
- [12] HU J H, QIU Y, WANG X E, et al. Flexible six-dimensional force sensor inspired by the tenon-and-mortise structure of ancient Chinese architecture for orthodontics[J]. Nano Energy, 2022, 96: 107073.
- [13] TACHI A, TOCHIGI K, SAZE N, et al. Impact of the prefabricated forms of NiTi archwires on orthodontic forces delivered to the mandibular dental arch [J]. Progress in Orthodontics, 2021, 22(1): 1-12.
- [14] JIANG J G, YAO L, ZHANG Y D, et al. Establishment, FEM analysis and experimental validation of tooth movement prediction model of orthodontic archwire T-loop[J]. BMC Oral Health, 2022, 22(1): 1-15.
- [15] 姜金刚, 姚亮, 孙健鹏, 等. 垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝矫治力建模及实验研究[J]. 仪器仪表学报, 2022, 43(11): 283-294.
- JIANG J G, YAO L, SUN J P, et al. Modeling and experiment study of orthodontic force of combined vertical-closure-loop and Omega-loop orthodontic archwire[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(11): 283-294.
- [16] 姜金刚, 吴殿昊, 王磊, 等. 正畸弓丝与托槽间摩擦力建模及试验研究[J]. 摩擦学学报, 2022, 42(3): 520-531.
- JIANG J G, WU D H, WANG L, et al. Modeling and experimental study of friction force between orthodontic archwire and bracket [J]. Tribology, 2022, 42(3): 520-531.
- [17] KIM M J, PARK J H, KOJIMA Y, et al. A finite element analysis of the optimal bending angles in a running loop for mesial translation of a mandibular molar using indirect skeletal anchorage [J]. Orthodontics & Craniofacial Research, 2018, 21(1): 63-70.
- [18] CAI Y Q. Finite element analysis of archwire parameters and activation forces on the M/F ratio of vertical, L-and T-loops[J]. BMC Oral Health, 2020, 20(1): 70.
- [19] HAMANAKA R, CANTARELLA D, LOMBARDO L, et al. Dual-section versus conventional archwire for en-masse retraction of anterior teeth with direct skeletal anchorage: A finite element analysis [J]. BMC Oral

- Health, 2021, 21(1): 87.
- [20] JIANG J G, SUN J P, ZENG Y, et al. Determination of vibration acceleration mechanism and vibration load application duration from a non-biological perspective: Orthodontic acceleration[J]. Latin American Journal of Solids and Structures, 2023, 20(1): 474.
- [21] SHIMODA K, TSUCHIHARA S, TAKEMURA H, et al. Orthodontic force and moment sensing device: Influence of deflection of wire and tooth's orientation[C]. IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC). IEEE, 2019: 4337-4340.
- [22] WU J L, LIU Y F, WEI P, et al. A biomechanical case study on the optimal orthodontic force on the maxillary canine tooth based on finite element analysis[J]. Journal of Zhejiang University, 2018, 19(7): 535-546.
- [23] JIANG J G, MA X F, Zhang Y D, et al. Springback mechanism analysis and experimentation of orthodontic archwire bending considering slip warping phenomenon[J]. International Journal of Advanced Robotic Systems, 2018, 15(3): 1-13.

- [24] JIANG J G, HUANG ZH Y, MA X F, et al. Establishment and experiment of utility archwire dynamic orthodontic moment prediction model [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019, 67(7): 1958-1968.

作者简介



姜金刚(通信作者), 分别于2005、2008

和2013年于哈尔滨理工大学机械电子工程专业获得学士、硕士和博士学位, 现为哈尔滨理工大学教授、博士生导师, 主要研究方向为医疗机器人和仿生机器人。

E-mail: jiangjingang@hrbust.edu.cn

Jiang Jingang (Corresponding author) received the B. Sc. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree in the Mechatronic Engineering from Harbin University of Science and Technology in 2005, 2008 and 2013, respectively. Now he is a professor and Doctoral supervisor in Harbin University of Science and Technology. His current research interests include medical robot and biomimetic robot.