

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2412674

垂直关闭曲联合微种植体矫正前牙内收矫治力建模*

姜金钢^{1,2}, 谭余健², 李长鹏², 翟硕建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 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 哈尔滨 150080)

摘要: 牙列拥挤是错颌畸形中最常见的类型。在正畸治疗中,为了缓解患者的牙齿拥挤状况,通常会采用拔除第一前磨牙,进行整体前牙内收的治疗方案。在前牙内收的过程中通常采用垂直关闭曲联合微种植体支抗实现关闭牙齿间隙的效果。然而在治疗过程中,医生多采用定性非量化的方式来描述受力和运动,导致治疗效果难以精确预测。针对这一问题,采用叠加定理得到以弓丝截面尺寸、形状和微种植体牵引高度为参数的垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力、矫治力矩预测模型。并通过有限元分析对各工况理论值和仿真值进行对比和误差值计算,得到了矫治力仿真值与理论值的误差值在 0.09 N 以内,矫治力矩仿真值与理论值的误差值在 0.75 N·mm 以内,基于下颌蜡质牙模完成对矫治力、矫治力矩的测量,得到了低位牵引时矫治力理论数据与实验数据的误差值处于 0.03~0.18 N 之间,矫治力矩误差值处于 0.51~1.1 N·mm 之间,高位牵引时,矫治力误差值处于 0.03~0.17 N 之间,矫治力矩误差值处于 0.23~1.30 N·mm 之间,验证了理论模型的准确性和仿真条件的可靠性。该模型能够对矫治过程中的力进行参数化表达,从而为个性化治疗方案的制定提供依据,并提升治疗效果和安全性。

关键词: 前牙内收;垂直关闭曲;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

Orthodontic force modeling of vertical closing loop combined with micro-implant for the treatment of anterior teeth adduction

Jiang Jingang^{1,2}, Tan Yujian², Li Changpeng², Zhai Shuojian², 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: Dental crowding is the most prevalent type of malocclusion. To alleviate the condition of tooth crowding in orthodontic treatment, the typical approach involves the extraction of the first premolars and subsequent comprehensive retraction of the anterior teeth. During the retraction process, a combination of vertical closing loops and micro-implant anchorage is often used to close the gaps between the teeth. However, in the course of treatment, physicians often rely on qualitative non-quantitative methods to describe forces and movements, which makes it challenging to accurately predict the treatment outcomes. To address this problem, the superposition theorem was used to obtain a model for predicting the orthodontic force and torque of vertical closing loop combined with micro-implant anchorage, which was parameterized by the cross-section size and shape of the archwire and the height of micro-implant traction. The theoretical and simulated values for each operational condition were compared, and the error was determined through finite element analysis. The error between the simulated and theoretical values for corrective force was within 0.09 N, while for corrective torque, it was within 0.75 N·mm. Further measurements of orthodontic force and moment on mandibular wax models revealed that, with low traction, the error between theoretical and experimental values for orthodontic force ranged from 0.03~0.18 N, and for orthodontic moment from 0.51~1.1 N·mm. With high traction, the force error ranged from 0.03~0.17 N, and the moment error from 0.23~1.30 N·mm. This serves to validate the accuracy of the theoretical model and the reliability of the simulation conditions. The model can

收稿日期: 2024-03-31 Received Date: 2024-03-31

* 基金项目: 黑龙江省自然科学基金(LH2021E081)、中国博士后科学基金(2018T110313)项目资助

parametrically represent the force in the correction process, thus providing a foundation for personalized treatment planning and enhancing treatment efficacy and safety.

Keywords: anterior retraction; vertical closing loop; orthodontic force model; finite element simulation; orthodontic force measurement

0 引 言

牙列拥挤是指牙齿在牙弓上位置不够或间隙不足而呈重叠错位的现象,是错颌畸形中最常见的类型,表现为牙齿拥挤、错位、上下牙弓关系不协调、咬合紊乱等^[1],常引发牙周病、龋病,甚至导致颌面部畸形。目前临床上约有 70% 的患者需要减数拔牙治疗^[2],通常采用拔除第 1 前磨牙进行整体前牙内收的治疗方案,通过关闭曲法和滑动法实现关闭牙齿间隙的效果^[3-4],为了在拔牙病例中最大限度地收下颌前牙,通常在下颌第 2 前磨牙和第 1 磨牙之间植入微种植体,配合垂直关闭曲进行前牙内收。在正畸治疗研究中,对牙齿及其相关骨骼运动的探究主要分为定量与定性两种方法。然而,不论是定量还是定性方法,它们仅能表述牙齿的运动情况,却不能量化正畸过程中牙齿所承受的力^[5-7]。因此,预测和测量正畸过程中产生的力是尤为重要的。如果能够实现正畸力的量化表示,便能将固定矫治器械联合微种植体支抗正畸过程中产生的矫治力参数化表达,为临床治疗中组合矫治器械矫治力系统的分析提供理论基础。

牙齿的正畸力测量按照测量方式可分为体内测量、体外测量两种形式。Midorikawa 等^[8]设计了基于力传感器的六轴正畸力/正畸力矩体外测量系统,并设计了用于校准和标定的检验装置;Dragomirescu 等^[9]分别在干-湿状态条件下进行试验,测量了不同弓丝-托槽组合时的静摩擦力;Shimoda 等^[10]设计了一种使用力臂测量的六轴正畸力/力矩传感装置;Wucher 等^[11]采用体内测量的方式,对单颗牙齿的目标正畸力进行预测,系统采集基于牙周韧带上受力和位移的行为数据,采用经过训练的机器学习模型对牙周韧带受力和位移进行计算;Tachi 等^[12]等讨论了尖牙间宽度 (intercanine width, ICW) 和磨牙间宽度 (intermolar width, IMW) 对不同型号的预成型镍钛弓丝产生的正畸力的影响;Shimada 等^[13]采用光弹性法对隐形矫治器产生的正畸力进行测量,通过分析近红外二维双折射测量系统测量外力作用于透明弹性材料时光的延迟现象,从而评估作用于整个牙列或单个牙齿表面正畸力的大小和分布;Lee 等^[14]对隐形牙套产生的矫治力进行了测量;Dotzer 等^[15]设计了一种使用工业机械臂动态测量多托槽正畸力/力矩的系统。目前正畸力有限元分析通常针对某一种类曲或某一类型矫治情况进行仿真,对于实际临床中的应用的微种植体支抗联合矫治所进行的仿真较少。Park 等^[16]讨论了微种植体滑动法关闭牙齿间隙时,不同

弓丝刚度和摩擦力对牙齿位移产生的影响;Mo 等^[17]对不同的人字曲角度的镍钛弓丝使用牵引装置联合微种植体进行前牙闭隙过程中扭矩控制进行有限元分析;Sidhu 等^[18]讨论了微种植体在不同植入角度和承受不同载荷时,下颌骨组织、牙周膜及微种植体本身的应力分布情况;Kushwah 等^[19]对腭部微种植体矫治过程中的应力分布和位移进行分析;Mesic 等^[20]通过拔出试验验证微种植体-骨系统的承载能力,对影响微种植体初期稳定性的参数进行分析;Hamanaka 等^[21]对双截面弓丝搭配微种植体进行滑动法内收前牙的过程进行分析;Mazhari 等^[22]对临床治疗中四种不同植入策略的微种植体正畸过程进行动力学分析,并通过分析牙周膜静水压强进行安全性验证;Hwang 等^[23]对上颌微种植体内收前牙过程中牙齿随时间运动的过程进行了有限元分析,以确认在拔牙模型中微种植体放置位置和牵引钩长度对内收前牙的影响。

综上所述,目前在正畸治疗研究中,缺少对垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治的定量分析,该组合矫治器械的力学机理尚不明确,医师在使用垂直关闭曲联合微种植体支抗对患者进行正畸治疗的过程中缺少相应的理论支撑。为此,本文结合垂直关闭曲的加载特征,几何参数和材料性质以及正畸镍钛螺旋一维拉压情况下外力与形变关系建立了前牙内收的垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力理论模型,以预测治疗过程中矫治力的大小,并建立了组合矫治器械有限元模型,将理论计算值与仿真值进行对比,验证了理论预测模型的正确性。搭建组合矫治器械矫治力测量平台,通过构建下颌的蜡质颌堤模型、模拟口腔环境,对尖牙位置牙齿受力情况进行测量,并通过理论与实验相结合的方式验证理论模型的准确性。

1 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力建模

1.1 垂直关闭曲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^[3,24]。

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

1.2 垂直关闭曲矫治力预测模型的建立

在弯制特殊功能曲时,正畸弓丝特定区域被弯制成需要的形状以便在激活后弓丝能产生持续的正畸力,这种使弓丝产生永久变形的情况并不完全适用弹性假设,因此将正畸弓丝的塑性变形加入理论正畸力的预测模型

中更加符合实际临床应用。

为了便于理论上的分析,做出如下假设:梁的所有与轴线平行的纵向纤维之间无挤压;纵向纤维层的应变与纤维层到中性层的距离成正比,忽略弯曲剪应力及中性轴的内移现象。

如图1所示,垂直关闭曲产生的闭隙矫治力主要是由于两侧的竖直臂的弯曲变形而引起的,在弯制过程中

竖直臂并未达到塑性变形,但顶端圆弧在加载过程中超过了其屈服极限,所以在上下表面附近会产生塑性变形。发生塑性变形的部分卸载后不能完全恢复到其原始尺寸,并且在再次加载时会再次出现塑性变形。对于同时存在塑性变形区域和弹性变形区域的弓丝,需要分别考虑其在加载过程中塑性区和弹性区的变形来计算梁的挠曲线方程。

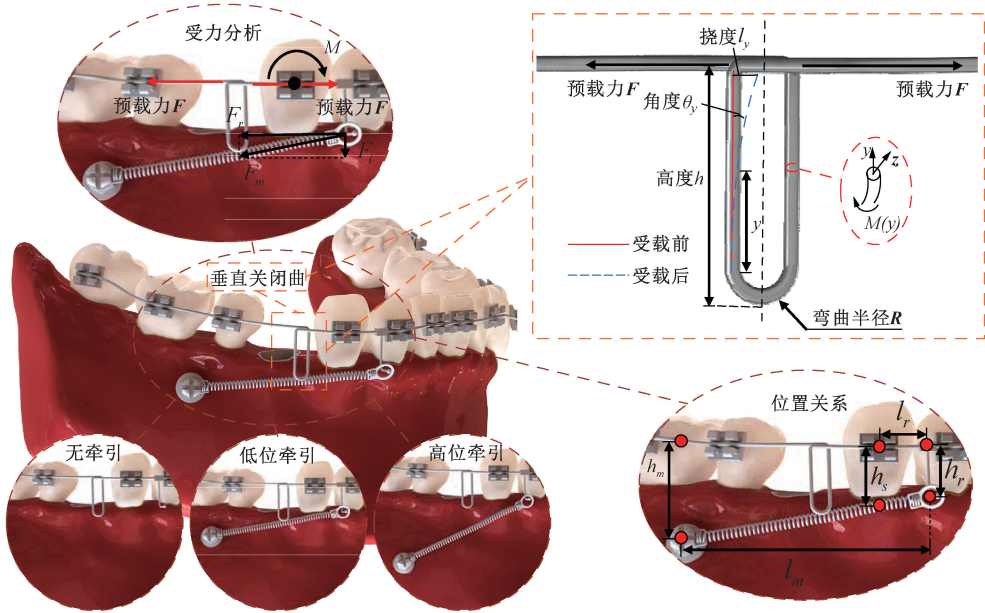


图1 垂直关闭曲联合微种植体支抗组合力学分析及位置关系

Fig. 1 Orthodontic force analysis and positional relationship of the combination of the vertical closing loop and micro-implant anchorage

选取垂直关闭曲其中一侧进行受力分析,垂直关闭曲圆弧段和竖直臂端整体长度为 h , 顶部圆弧段半径为 R , 单侧水平臂所受预载力为 F , 垂直关闭曲竖直臂长度 y 处挠曲线近似方程为:

$$\frac{d^2 l}{dy^2} = \frac{M(y)}{(EI_z)_p} \quad (2)$$

式中: $(EI_z)_p$ 为弹塑性纯弯曲时抗弯刚度, $(EI_z)_p = \frac{10}{7}EI_z\left(\frac{M}{M_e} - 1\right)$; M_e 为梁的弹性极限弯矩 $M_e = \frac{\pi}{4}\sigma_s r^3$; $M(y)$ 为竖直臂在外力 P 作用时的弯矩, $M(y) = -P(h - R - y)$; 对式(2)进行积分得到垂直关闭曲关于挠度和转角方程:

$$l(y) = \iint \frac{M(y)}{(EI_z)_p} dy dy + C_1 y + D_1 \quad (3)$$

$$\theta(y) = \frac{df(y)}{dy} = \int \frac{M(y)}{(EI_z)_p} dy + C_1 \quad (4)$$

式中: C_1, D_1 为积分常数,通过边界条件可以确定。

将 $M(y)$ 代入到式(3)、(4)中,得到:

$$l(y) = 0.7 \frac{PM_e}{EI_z} \iint \frac{(y + R - h)}{P(y + R - h) - M_e} dy dy + C_1 y + D_1 \quad (5)$$

$$\theta(y) = 0.7 \frac{PM_e}{EI_z} \int \frac{(y + R - h)}{P(y + R - h) - M_e} dy + C_1 \quad (6)$$

为确定垂直关闭曲竖直臂的边界条件,需对垂直关闭曲竖直臂和顶端圆弧的连接处,即 $y = 0$ 处的形变量进行求解,将一侧的顶端圆弧等效为弧度为 $\pi/4$, 曲率半径为 R , 截面直径为 D 的弯曲梁, M_0 为圆弧段所受转矩, $M_0 = M|_{y=0} = -P(h - R)$, 由平面曲杆理论有:

$$u(\alpha) = \frac{M_0 R^2}{(EI_z)_p} \sin \alpha - \frac{M_0 R^2}{(EI_z)_p} \quad (7)$$

平面曲杆的转角方程为:

$$\beta(\alpha) = \frac{du}{ds} = \frac{M_0 R \cos \alpha}{EI_\omega} \quad (8)$$

I_ω 为截面对轴的惯性矩,由于竖直臂与顶端圆弧处的弯曲类型一致,有 $I_\omega = I_z$, 因此,有边界条件

$l|_{y=0} = u|_{\alpha=0} = -\frac{M_0 R^2}{(EI_z)_p}, \theta|_{y=0} = \beta|_{\alpha=0} = \frac{M_0 R}{(EI_z)_p}$, 解得:

$$C_1 = 0.7 \frac{M_e}{EI_z} \left[\frac{M_0 R}{M_0 - M_e} - \frac{M_e \ln(|M_0 - M_e|)}{P} \right] \quad (9)$$

$$D_1 = -0.7 \frac{M_e}{EI_z} \left[\frac{2M_e [M_0 - M_e] \ln(|M_0 - M_e|)}{2P^2} + \frac{M_0 R^2}{M_0 - M_e} \right] \quad (10)$$

将 C_1 、 D_1 带入式中可得到完整的挠度方程 $l(y)$ 、角度方程 $\theta(y)$ 。因为最大挠度及最大转角均产生在水平臂与竖直臂交接处,即 $y = h - R$ 处,最大挠度即为水平弓丝移动距离,由此,可以解出弓丝形变产生的闭隙矫治力 P 。

1.3 微种植体支抗矫治过程中镍钛弹簧的变形与外力的关系

微种植体支抗产生的牵引力由镍钛螺簧的形变产生,恒温变形情况时,形状记忆合金剪切模量表示为:

$$G(\xi) = G_A - \xi(G_A - G_M) \quad (11)$$

式中: ξ 为马氏体体积分数; G_A 为奥氏体的剪切模量, $G_A = E_A/[2(1 + \nu)]$; G_M 为马氏体的剪切模量, $G_M = E_M/[2(1 + \nu)]$; ν 为泊松比。

对于圆柱形密圈螺旋弹簧,如图2所示,只考虑扭矩 T 对弹簧变形的影响,而不计剪力 F_Q 对弹簧变形的影响,截取一弧长为 ds 的微段弹簧,设该段簧丝的轴线为 AB ,弹簧直径为 D ,弹簧半径 $OA = OB = D/2$ 。

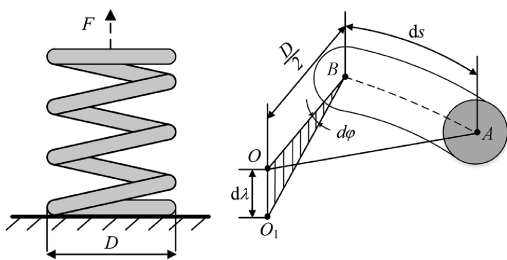


图2 圆柱弹簧受力分析

Fig. 2 Force-deformation analysis of cylindrical spring

当弹簧受力 F 拉伸后,整个弹簧伸长量为:

$$\lambda = \int_0^l \frac{8FD^2}{G\pi d^4} ds = \frac{8FD^2}{G\pi d^4} \int_0^l ds \quad (12)$$

因为簧丝的总长度 $l = \int_0^l ds = \pi Dn$,其中 n 代表弹簧有效圈数,弹簧轴向变形与外力的对应关系为:

$$F = \frac{G(\xi) \cdot \lambda d^4}{8D^3 n} \quad (13)$$

将式(11)代入式(13)得到完整的镍钛螺簧变形与

外力关系:

$$F = \frac{(G_A - \xi(G_A - G_M)) \lambda d^4}{8D^3 n} \quad (14)$$

1.4 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力预测模型的建立

为了内收前牙,微种植体常规种植于下颌颊侧第2前磨牙和第1磨牙之间,当微种植体距主弓丝不足6 mm时,为低位牵引。当微种植体距主弓丝8 mm以上时,为高位牵引。微种植体与牵引钩的位置,牵引挂钩与弓丝及托槽的位置关系如图1所示,对下颌一侧受力情况进行分析。 h_r 为牵引挂钩距弓丝垂直高度, h_s 为托槽到镍钛螺簧竖直距离, l_r 为牵引点距尖牙托槽水平距离, h_m 为微种植体植入位置到弓丝竖直距离, l_m 为微种植体到牵引挂钩的水平距离, θ_r 为微种植体牵引角度。

根据力的平行四边形法则,将微种植体牵引力 F_m 分解为收缩力 F_r 和侵入力 F_i 并且有 $F_m = \sqrt{(F_r)^2 + (F_i)^2}$, 根据微种植体的位置关系得到:

$$F_r = F_m \cdot \cos\theta_r = F_m \cdot \frac{l_m}{\sqrt{(l_m)^2 + (h_m - h_r)^2}} \quad (15)$$

$$F_i = F_m \cdot \sin\theta_r = F_m \cdot \frac{h_m}{\sqrt{(l_m)^2 + (h_m - h_r)^2}} \quad (16)$$

微种植体支抗产生的牵引力由镍钛螺簧的形变产生,因此收缩力 F_r 和侵入力 F_i 分别表示为:

$$F_r = \frac{(G_A - \xi(G_A - G_M)) \lambda d^4}{8D^3 n} \cdot \frac{l_m}{\sqrt{(l_m)^2 + (h_m - h_r)^2}} \quad (17)$$

$$F_i = \frac{(G_A - \xi(G_A - G_M)) \lambda d^4}{8D^3 n} \cdot \frac{h_m}{\sqrt{(l_m)^2 + (h_m - h_r)^2}} \quad (18)$$

通过叠加法可得到垂直关闭曲联合微种植体支抗组合矫治力 F 为镍钛螺簧收缩力 F_r 与弓丝形变产生的力 P 之和。

根据托槽到镍钛螺簧竖直距离 h_s 计算牵引力对托槽产生的力矩 M ,当微种植体牵引高度与牵引挂钩水平时 $h_s = h_r$, 于是有:

$$M = \frac{(G_A - \xi(G_A - G_M)) \lambda d^4}{8D^3 n} \cdot h_r \quad (19)$$

当微种植体牵引高度与牵引挂钩不在同一水平位置时,微种植体支抗对托槽牵引作用后的力矩为:

$$M_i = \frac{(G_A - \xi(G_A - G_M)) \lambda d^4}{8D^3 n} \cdot \frac{l_m \cdot h_s}{\sqrt{(l_m)^2 + (h_m - h_r)^2}} \quad (20)$$

2 前牙内收矫治的垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力有限元仿真

通过 CBCT 图像完成下颌骨、牙周膜、牙齿的三维重建,得到完整的下颌模型,依据临床操作完成垂直关闭曲的设计,在左右侧牙齿间隙的近中侧绘制垂直关闭曲,并在弓丝上绘制用于微种植体牵引的挂钩,托槽采用 T35,将所有零件装配好,绘制了 18 组组合模型,并以字母和数字组合的方式对其进行命名。

正畸弓丝编号规则为:字母 S 表示正畸弓丝材料为不锈钢丝,第 1~4 位数字代表弓丝截面尺寸,单位为英寸,第 5 位字母代表下颌微种植体牵引高度,L 代表低位牵引,H 代表高位牵引。如 S0016L 代表不锈钢圆形截面弓丝,截面半径为 0.016 英寸(0.406 4 mm),微种植体采用低位牵引高度,S1616H 代表不锈钢矩形截面弓丝,截面尺寸为 0.016 英寸×0.016 英寸(0.406 4 mm×0.406 4 mm),微种植体采用高位牵引。以使用率较高的不锈钢丝为基础材料,不锈钢金属丝的性能参数如表 1 所示,托槽性能参数如表 2 所示。

表 1 不锈钢正畸弓丝物理性能参数

Table 1 Physical property parameters of stainless steel orthodontic archwire

材料参数	弓丝
杨氏模量/MPa	1.93×10^5
体积模量/MPa	1.69×10^5
剪切模量/MPa	7.37×10^4
屈服强度/MPa	2.1×10^2
切线模量/MPa	1.8×10^3
泊松比	0.31

表 2 托槽物理性能参数

Table 2 Physical performance parameters of brackets

材料参数	托槽
杨氏模量/MPa	2.06×10^5
体积模量/MPa	1.72×10^5
剪切模量/MPa	7.92×10^4
泊松比	0.3

如图 3 所示,在 Ansys 软件中对模型各部分进行网格划分生成节点和单元,其中弓丝网格形状选择四面体,托槽的单元尺寸设置为 0.6 mm 并在弓丝和托槽的接触面上进行加密网格划分提高计算精度,划分后的模型节点数为 61 289,单元数为 278 694。通过参考临床内收前

牙矫治过程,完成有限元仿真边界条件的设定。

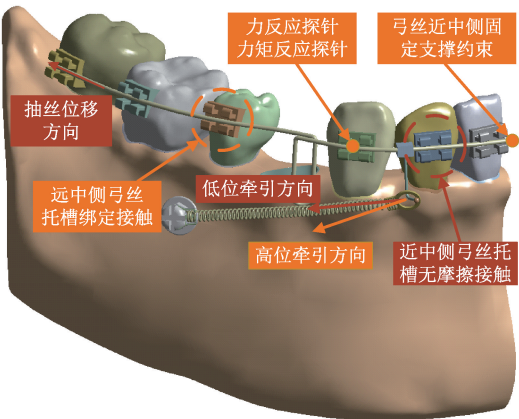


图 3 前牙内收有限元仿真边界条件的设定
Fig. 3 Setting boundary conditions for finite element simulation of anterior teeth retraction

牙矫治过程中,弓丝受到的载荷分为两部分,一是两侧微种植体通过挂钩将牵引力传递到弓丝上,二是通过对弓丝两侧末端进行抽丝 1 mm 的位移载荷,使垂直关闭曲产生形变而作用在托槽上的力,考虑到抽丝过程两种载荷之间可能存在的干扰,因此将载荷添加过程分为两个载荷步,在第 1 个载荷步中,将微种植体牵引力 1 N 在 1 s 内添加在弓丝挂钩上,第 2 个载荷步中,将弓丝末端向后分为 10 个子步移动 1 mm。记录仿真结果。

3 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力实验测量

根据实验测量需要,完成下颌蜡质颌堤和矫治器械的制备,对垂直关闭曲所在位置进行标记。蜡模成型后,将托槽与人工牙列进行粘接,垂直关闭曲定位于缺牙间隙近中侧,在尖牙托槽与侧切牙托槽间安装游离牵引钩,微种植体分别植入在距离弓丝 6 mm 和 10 mm 处位置代表低位牵引和高位牵引位置,微种植体与牵引钩之间使用镍钛螺簧进行连接。弓丝一侧水平臂与磨牙颊面管接触端作为弓丝抽丝端,另一侧弓丝水平臂通过弹性结扎圈分别与尖牙、侧切牙和中切牙托槽绑定作为固定端,使用六维力、力矩传感器并与尖牙根部连接。

蜡质颌堤内部温度处于 75℃~79℃ 时牙齿能产生合理的移动,因此测量时将蜡模置于水浴加热 75℃ 的环境中^[25];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 且最大量程大于垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力数值);通过六维力采集器和上位机来完成矫治力数据的采集。实验平台的搭建如图 4 所示。

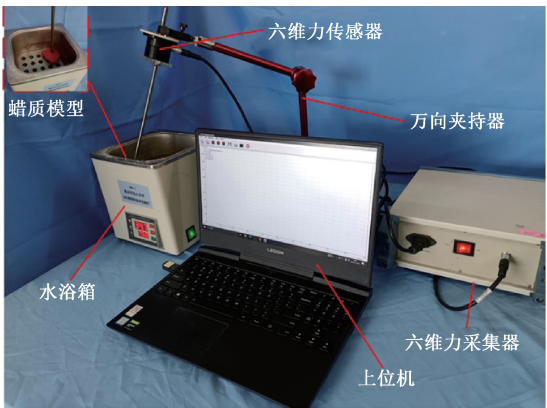


图4 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力测量装置
Fig.4 Orthodontic force measurement with the combination of vertical closing loop and micro-implant anchorage

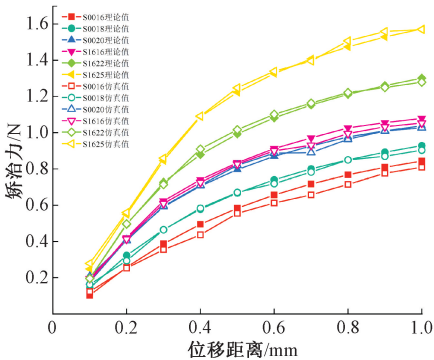
4 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力预测模型、有限元仿真及实验测量结果分析

与文献[3,24]对一丝多曲组合正畸弓丝进行研究不同,本文的研究对象为包括单一功能曲与微种植体支抗在内的一种组合矫治器械。在文献[3]中是采用一维力传感器对矫治力进行测量,文献[24]中是采用六维力传感器对矫治过程中牙齿受到的闭隙力和倾覆力进行了测量。在本实验中,由于镍钛弹簧的牵引会对托槽产生一个力矩,所以不仅要测量尖牙所受的矫治力,还要测量其受到的矫治力矩,并将测量值与仿真值和实验值进行对比,验证理论模型的正确性和仿真条件的可靠性。

4.1 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力仿真结果分析

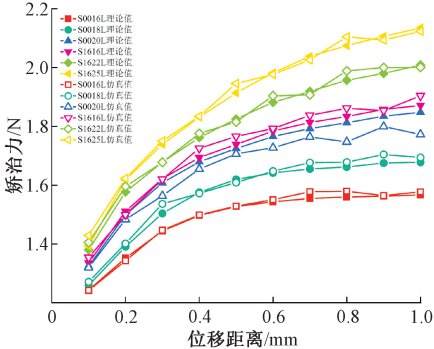
对比不同牵引状态下垂直关闭曲闭隙矫治力仿真值与理论值结果,如图5所示,对比相同截面形状不同截面尺寸的垂直关闭曲在微种植体无牵引、低位牵引和高位牵引的理论及仿真数据可发现,单侧闭隙矫治力理论计算值与仿真值均保持非线性的增长趋势,抽丝距离一定的条件下,闭隙矫治力随弓丝截面尺寸的增大而增大,当闭隙力达到稳定值后继续增加抽丝距离,会产生持续而温和的正畸力;对比弓丝在不同截面形状时产生的矫治力数值可以得出,矩形截面弓丝在闭隙矫治上升阶段具有更大的斜率,且稳定期时的闭隙矫治力均比圆形截面弓丝的大,但在抽丝距离较小时,圆形截面弓丝矫治力增加的更为温和。

对比相同截面形状、不同截面尺寸在牵引状态时闭隙矫治力的数据可知,牵引状态时的闭隙矫治力均大于无牵引状态,随抽丝位移的增加,闭隙矫治力同无牵引状态时一样呈相同的非线性增长趋势。在闭隙矫治力表现



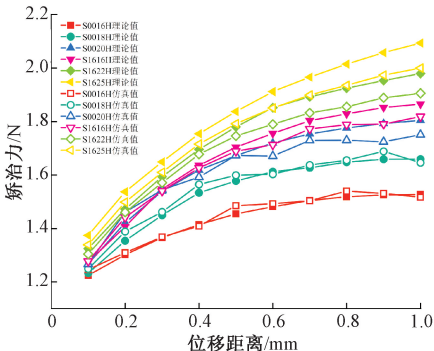
(a) 无牵引闭隙矫治力理论仿真对比

(a) The simulation value and the theoretical value of the orthodontic force without traction orthodontic force



(b) 低位牵引闭隙矫治力理论仿真对比

(b) The simulation value and the theoretical value of the orthodontic force with low traction orthodontic force



(c) 高位牵引闭隙矫治力理论仿真对比

(c) The simulation value and the theoretical value of the orthodontic force with high traction orthodontic force

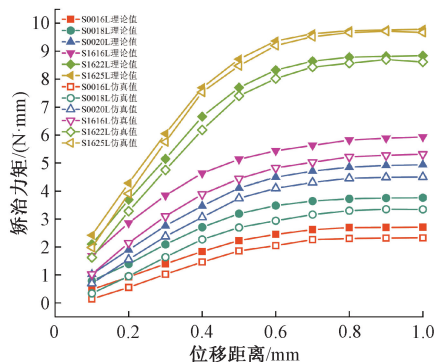
图5 闭隙矫治力仿真值与理论值对比

Fig.5 The simulation value and the theoretical value of the retraction orthodontic force

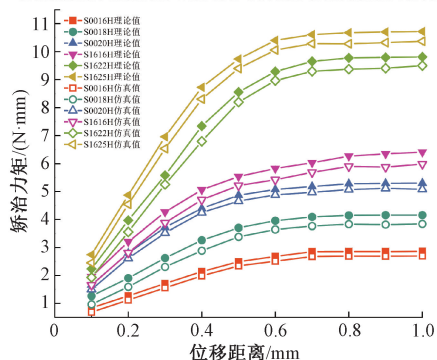
上,垂直关闭曲联合微种植体支抗在低位牵引时可以获得比高位牵引更大的闭隙矫治力,牵引角度与闭隙矫治力呈负相关,高位牵引时牙齿受到额外的压入力。文献[26-27]认为给牙齿施加的最佳矫治力的范围是1.0~2.5 N,无牵引状态时(I~VI组)抽丝距离达到1 mm时存在两组未满足要求,低位牵引(VII~XII组)和高位牵引(XIII~XVIII组)由于牵引力的作用闭隙矫治力在抽丝1 mm内均满足要求。

4.2 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力矩仿真结果分析

将矫治力矩的仿真值与理论值进行对比分析,如图6所示,对比相同截面形状不同截面尺寸的垂直关闭曲在微种植体低位牵引和高位牵引的理论及仿真数据可发现,矫治力矩理论计算值与仿真值均保持非线性的增长趋势,随着抽丝距离的增加,矫治力矩均随之增大,且弓丝截面尺寸越大,矫治力矩越大,当矫治力矩达到稳定值后继续增加抽丝距离,会产生持续而温和的矫治力矩;对比弓丝在不同截面形状时产生的矫治力矩数值可以得出,矩形截面弓丝在矫治力矩上升阶段具有更大的斜率,且稳定期时的矫治力矩均比圆形截面弓丝更大;相同截面尺寸时,圆形截面弓丝能更快达到矫治力矩稳定区,且在抽丝距离较小时,圆形截面弓丝矫治力矩增加的更为温和。



(a) 低位牵引矫治力矩仿真值与理论值对比
(a) The simulation value and the theoretical value of the orthodontic moment with low traction orthodontic force



(b) 高位牵引矫治力矩仿真值与理论值对比
(b) The simulation value and the theoretical value of the orthodontic moment with high traction orthodontic force

图6 矫治力矩仿真值与理论值对比

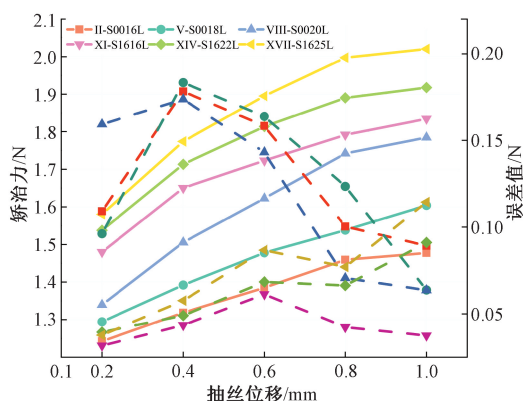
Fig. 6 The simulation value and the theoretical value of the orthodontic moment

对比相同截面形状和不同截面尺寸在牵引状态时矫治力矩的数据可知,不同牵引高度时,镍钛螺簧与弓丝平面呈现不同的牵引角度从而导致力臂距离产生变化,高位牵引时,支抗力作用点与尖牙托槽中心点具有更长的

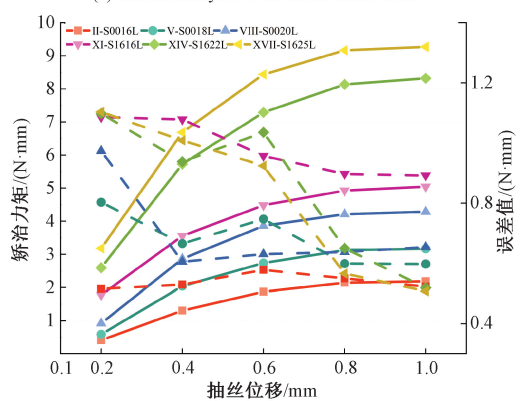
力臂,因此在前牙内收的过程中高位牵引相对于低位牵引对托槽中心点具有更多大的矫治力矩且为逆时针方向,矫治力矩呈相同的非线性增长趋势。

4.3 垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力及矫治力矩实验结果分析

如图7所示,将低位牵引时矫治、矫治力矩测量结果与矫治力预测模型进行对比并进行误差值计算,实线部分为实验测量数据,虚线为计算的理论偏差率。



(a) 矫治力结果分析
(a) Results analysis of the orthodontic force



(b) 矫治力矩结果分析
(b) Results analysis of the orthodontic moment

图7 垂直关闭曲联合微种植体支抗低位牵引结果分析
Fig. 7 Results analysis of the combination of the vertical closing loop and micro-implant anchorage with low traction orthodontic force

对比代号II、V、VIII、XI、XIV、XVII及无牵引状态矫治力实验数据如图7(a)所示,牵引状态下单向矫治力显著大于无牵引状态,且抽丝距离达到1 mm时,矫治力增长进入稳定期,相同截面尺寸时,矩形截面弓丝闭隙矫治力大于圆形截面弓丝,且矩形截面弓丝矫治力增加阶段具有更大的上升斜率,圆形截面弓丝产生的矫治力更加温和,理论数据与实验数据的误差值处于0.03~0.18 N之间,在矫治力处于稳定期时误差值较低且波动较小。对比矫治力矩实验数据如图7(b)所示,相同牵引高度

情况下,矫治力矩与弓丝截面尺寸呈正相关关系,且矩形截面弓丝相比圆形截面弓丝在相同变形率下能产生更大的矫治力矩,矩形截面弓丝在增长阶段具有更大的上升斜率,低位牵引时理论矫治力矩误差值处于 0.51~1.1 N·mm 之间。

分别对低位牵引时矫治力、矫治力矩相关系数进行计算,得到矫治力理论数据与仿真数据相关系数 ξ_b 为 0.997,理论数据与实验数据相关系数 ξ_c 为 0.969,矫治力矩理论数据与仿真数据相关系数 ξ_f 为 0.999,理论数据与实验数据相关系数 ξ_e 为 0.998,代表低位牵引状态时理论模型的正确性和仿真条件的可靠性。

将高位牵引时矫治力、矫治力矩测量结果与矫治力预测模型进行对比并进行误差值计算,如图 8 所示,图中实线部分为实验测量数据,虚线为计算的理论偏差率。

且抽丝距离达到 1 mm 时,矫治力增长进入稳定期,相同截面尺寸时,矩形截面弓丝闭隙矫治力大于圆形截面弓丝,且矩形截面弓丝矫治力增加阶段具有更大的上升斜率,圆形截面弓丝产生的矫治力更加温和,理论数据与实验数据的误差值处于 0.03~0.17 N 之间,在矫治力处于稳定期时误差值较低且波动较小。对比矫治力矩实验数据如图 8(b)所示,高位牵引状态时矫治力矩略大于低位牵引状态,相同牵引高度情况下,矫治力矩与弓丝截面尺寸呈正相关关系,且矩形截面弓丝相比圆形截面弓丝在相同变形率下能产生更大的矫治力矩,矩形截面弓丝与牵引挂钩及托槽槽沟可以更好的接触,具有更小的相对滑动,在抽丝加载时便于传递力矩且可以降低力矩的损失,高位牵引时理论矫治力矩误差值处于 0.23~1.30 N·mm 之间。

分别对高位牵引时矫治力、矫治力矩相关系数进行计算,得到矫治力理论数据与仿真数据相关系数 ξ_h 为 0.996,理论数据与实验数据相关系数 ξ_g 为 0.976,矫治力矩理论数据与仿真数据相关系数 ξ_j 为 0.999,理论数据与实验数据相关系数 ξ_i 为 0.997,代表低位牵引状态时理论模型的正确性和仿真条件的可靠性。

5 结 论

本文针对前牙内收这一矫治过程,建立了单一功能曲弹塑性弯曲阶段形变微分方程,并对微种植体支抗的牵引力作用进行分析,建立了正畸镍钛螺旋簧—维拉压情况下剪切刚度和外力—形变关系表达式,采用叠加定理建立了垂直关闭曲联合微种植体支抗矫治力、矫治力矩预测模型;通过设立边界条件得到不同截面参数、微种植体牵引高度时矫治力、矫治力矩有限元仿真数据,将其与理论模型进行对比,统计闭隙矫治力仿真值与理论值的误差值在 0.09 N 以内,矫治力矩仿真值与理论值的误差值在 0.75 N·mm 以内;基于下颌蜡质牙模完成对垂直关闭曲联合微种植体支抗模型矫治力、矫治力矩的测量,通过实验测得的低位牵引、高位牵引状态时矫治力、矫治力矩的结果,计算牵引状态下理论值与仿真值、实验值的误差值和相关系数,得到了低位牵引时矫治力理论数据与实验数据的误差值处于 0.03~0.18 N 之间,矫治力矩误差值处于 0.51~1.1 N·mm 之间;高位牵引时,矫治力误差值处于 0.03~0.17 N 之间,矫治力矩误差值处于 0.23~1.30 N·mm 之间;得到理论数据与仿真数据的相关性均 $\geq 99.60\%$,理论数据与实验数据的相关性均 $\geq 96.90\%$,验证了理论模型的正确性和仿真条件的可靠性。

本研究所建立的组合矫治器械矫治力预测模型,实现了矫治器械尺寸、位置的参数与矫治力之间的参数化表达,能够方便医生进行矫治前器械的参数选择和矫治

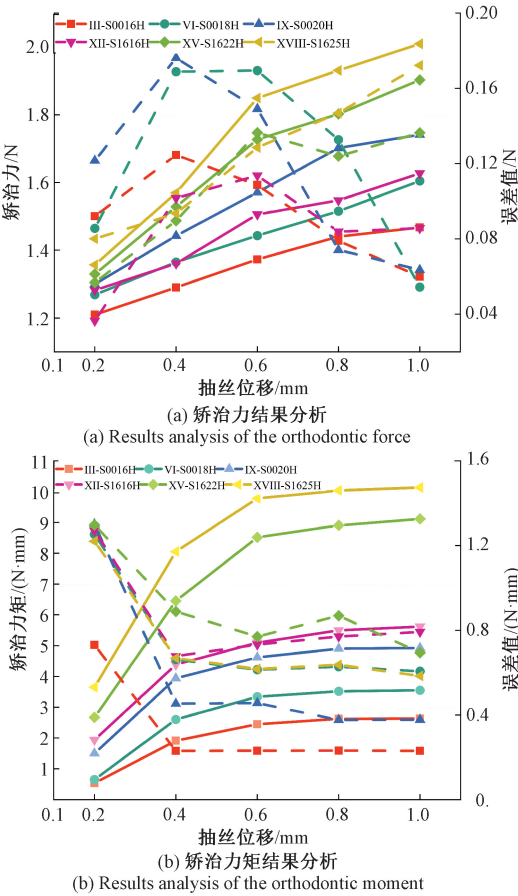


图 8 垂直关闭曲联合微种植体支抗高位牵引结果分析
Fig. 8 Results analysis of the combination of the vertical closing loop and micro-implant anchorage with high traction orthodontic force

对比代号 III、VI、IX、XII、XV、XVIII 及低位牵引、无牵引状态矫治力实验数据如图 8(a) 所示,高位牵引状态时单向矫治力略小于低位牵引状态且大于无牵引状态,

过程中对矫治力的精确调整,以提高治疗效果和安全性。此外,矫治力预测模型可与数字化诊断、治疗规划及跟踪监测相结合,进一步提高正畸治疗的精确性和个性化,为患者带来更优质的正畸治疗体验。

参考文献

- [1] 张欣钰,钟杰童,黄跃. 长臂牵引钩应用于隐形矫治中提高尖牙整体远移效率的研究[J]. 暨南大学学报(自然科学与医学版), 2022, 43(5): 521-531.
ZHANG X Y, ZHONG J T, HUANG Y. Study on the application of long arm traction hook in invisible orthodontics to improve the overall distal movement efficiency of canines [J]. Journal of Jinan University (Natural Science & Medicine Edition), 2022, 43(5): 521-531.
- [2] 王光平,李明霞,韩雨,等. 两种托槽对双颌前突患者正畸性根尖外吸收影响的比较[J]. 中国组织工程研究, 2021, 25(10): 1539-1544.
WANG G P, LI M X, HAN Y, et al. Comparison of the impacts of two kinds of brackets on external apical root resorption in orthodontic treatment of bimaxillary protrusion patients [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2021, 25(10): 1539-1544.
- [3] 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.
- [4] 徐子卿,王特,蒋健羽,等. 个性化舌侧上颌前牙滑动内收三维有限元构建与分析[J]. 上海口腔医学, 2022, 31(2): 162-166.
XU Z Q, WANG T, JIANG J Y, et al. Establishment of a 3-dimensional finite element system simulating en-masse retraction implemented by customized lingual appliances [J]. Shanghai Journal of Stomatology, 2022, 31(2): 162-166.
- [5] 张国瑞,张坤武,陈文远,等. 舌侧活动翼不同翼拉伸长度内收下前牙的生物力学特征[J]. 中国组织工程研究, 2024, 28(2): 247-251.
ZHANG G R, ZHANG K W, CHEN W Y F, et al. Effect of different stretching lengths of lingual movable wing on the adduction of mandibular anterior teeth: A biomechanical study [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2024, 28(2): 247-251.
- [6] BUCUR S M, VAIDA L L, OLTEANU C D, et al. A brief review on micro-implants and their use in orthodontics and dentofacial orthopaedics [J]. Applied Sciences, 2021, 11(22): 10719.
- [7] JIANG J G, ZHANG Y D, WEI C G, et al. A review on robot in prosthodontics and orthodontics [J]. Advances in Mechanical Engineering, 2015, 7(1): 198748.
- [8] MIDORIKAWA Y, TAKEMURA H, MIZOGUCHI H, et al. Six-axis orthodontic force and moment sensing system for dentist technique training [C]. Conference Proceedings IEEE Engineering Medicine Biology Society, 2016: 2206-2209.
- [9] DRAGOMIRESCU A O, RIZESCU C I, MIHAI A M, et al. In vitro evaluation of static frictional forces at the bracket-archwire interface [J]. Revista de Chimie, 2019, 70(4): 1192-1196.
- [10] SHIMODA K, TAKEMURA H, OBARA Y, et al. Development of a 6-axis orthodontic force measuring device for suppressing orthodontic treatment accidents [C]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2018: 1797-1800.
- [11] WUCHER T, WUCHER M, MEYER A. System and method for determining a target orthodontic force: US 11229504 [P]. 2022-01-25.
- [12] 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.
- [13] SHIMADA Y, YOSHIDA Y, ISOGAI R, et al. Visualization of orthodontic forces generated by aligner-type appliances [J]. Dental Materials Journal, 2022, 41(4): 608-615.
- [14] LEE S, LEE C, BOSIO J, et al. Smart flexible 3D sensor for monitoring orthodontics forces: Prototype design and proof of principle experiment [J]. Bioengineering, 2022, 9(10): 570.
- [15] DOTZER B, STOCKER T, WICHELHAUS A, et al. Biomechanical simulation of forces and moments of initial orthodontic tooth movement in dependence on the used archwire system by ROSS (robot orthodontic measurement simulation system) [J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2023, 144: 105960.
- [16] PARK C S, YU H S, CHA J Y, et al. Effect of archwire stiffness and friction on maxillary posterior segment displacement during anterior segment retraction: A three-dimensional finite element analysis [J]. Korean Journal of Orthodontics, 2019, 49(6): 393-403.

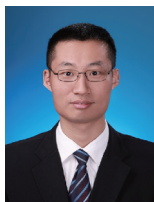
- [17] MO S S, NOH M K, KIM S H, et al. Finite element study of controlling factors of anterior intrusion and torque during temporary skeletal anchorage device (TSAD) dependent en-masse retraction without posterior appliances: Biocreative hybrid retractor (CH-retractor) [J]. The Angle Orthodontist, 2020, 90(2):255-262.
- [18] SIDHU M, CHUGH V K, DMELLO K, et al. Evaluation of stress pattern caused by mini-implant in mandibular alveolar bone with different angulations and retraction forces: A three-dimensional finite element study [J]. Turkish Journal of Orthodontics, 2020, 33(3):150-156.
- [19] KUSHWAH A, KUMAR M, PREMSAGAR S, et al. Finite element study to compare stress distribution and displacement in the palatal implant in lingual orthodontics in four different combinations of palatal implant and lever arm [J]. Orthodontic Journal of Nepal, 2022, 12(1):7-11.
- [20] MESIC E, MURATOVIC E, REDZEPAGIC-VRAZALICA L, et al. Experimental & FEM analysis of orthodontic mini-implant design on primary stability [J]. Applied Sciences, 2021, 11(12):5461.
- [21] 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.
- [22] MAZHARI M, KHANEHMASJEDI M, MAZHARY M, et al. Dynamics, efficacies, and adverse effects of maxillary full-arch intrusion using temporary anchorage devices (Miniscrews): A finite element analysis [J]. BioMed Research International, 2022, 2022(1):6706392.
- [23] HWANG J B, MO S S. Finite element analysis of maxillary teeth movement with time during en-masse retraction using orthodontic mini-screw [J]. Applied Sciences, 2023, 13(6):3579.
- [24] 姜金刚, 李长鹏, 李风潇, 等. 尖牙反(殆)矫治人字形

和 T 形曲组合正畸弓丝矫治力建模 [J]. 仪器仪表学报, 2024, 45(7):189-199.

JIANG J G, LI CH P, LI F X, et al. Modeling of orthodontic force of herringbone and T-shaped loop combined orthodontic archwire for the treatment of canine crossbite [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2024, 45(7):189-199.

- [25] 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.
- [26] REN Y J, MALTHA J C, VAN' T HOF M A, et al. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model [J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2004, 125(1):71-77.
- [27] BOUSQUET JR J A, TUESTA O, FLORES-MIR C. In vivo comparison of force decay between injection molded and die-cut stamped elastomers [J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 2006, 129(3):384-389.

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 his B.Sc., M.Sc. and Ph.D. in the Mechatronic Engineering all 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 main research interests include medical robot and biomimetic robot.