

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2209244

垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝 矫治力建模及实验研究^{*}

姜金钢^{1,2}, 姚亮², 孙健鹏², 张永德^{1,2}, 刘怡³

(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; 3. 北京大学口腔医学院 北京 100081)

摘要:目前临床正畸治疗过程主要依赖医师经验,所施加矫治力大小难以量化。而在弓丝末端弯制 Omega 曲可以对同弓丝弯制的垂直关闭曲实现持续及多次加力的效果,减少医师和患者的临床治疗时间,提高正畸治疗效率。为了量化垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝在正畸过程中所产生的矫治力,分析一丝多曲组合正畸弓丝的受力特征,并基于梁微形变原理和相互作用力原理,建立垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝的矫治力学模型。探究一丝多曲组合正畸弓丝弯制参数对矫治力的影响规律。通过构建一丝多曲组合正畸弓丝的三维模型和矫治力测量实验平台,进行有限元仿真分析和实验测量。将力学模型计算得到的计算数据和仿真分析得到的仿真数据分别与基于一维力传感器的矫治力测量实验得到的实验数据进行相关性分析,得到计算数据与实验数据的相关性系数 $\xi_r \geq 98.192\%$, 仿真数据与实验数据的相关性系数 $\xi_A \geq 97.34\%$, 验证了所建立力学模型的准确性及仿真模型和仿真过程的可靠性。该力学模型和仿真模型能够辅助医师安全、高效的设计个性化正畸弓丝,为正畸弓丝的应用提供理论依据,并进一步为临床数字化正畸治疗奠定基础。

关键词: 垂直关闭曲; Omega 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 and experiment study of orthodontic force of combined vertical-closure-loop and Omega-loop orthodontic archwire

Jiang Jingang^{1,2}, Yao Liang², Sun Jianpeng², Zhang Yongde^{1,2}, Liu Yi³

(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; 3. Peking University School of Stomatology, Beijing 100081, China)

Abstract: The current clinical orthodontic treatment process mainly relies on the doctors' experience. It is difficult to quantify the magnitude of the applied orthodontic force. The Omega-loop bent at the end of the orthodontic archwire can realize the effect of continuous and multiple reloading on the vertical-closure-loop bent at the same orthodontic archwire. Thus, this can reduce the clinical treatment time, and improve the efficiency of orthodontic treatment. The aim of this study is to quantify the orthodontic force generated by combining vertical closure and Omega loop orthodontic archwire. The force characteristics of the one-wire multi-loop combination orthodontic archwire is analyzed, and the orthodontic force is established by using the principle of beam micro-deformation and the principle of interaction force. The influence of bending parameters of the one-wire multi-loop combination orthodontic archwire on the orthodontic force is investigated. By formulating a 3D model of the one-wire multi-loop combination orthodontic archwire and an experimental platform for orthodontic force measurement, the finite element simulation analysis and experimental measurements are performed. The correlation analysis is conducted between the calculated data obtained from the mechanical model and the simulation data obtained from the simulation analysis and the experimental data obtained from the orthodontic force measurement experiment based on the

收稿日期: 2022-01-22 Received Date: 2022-01-22

^{*} 基金项目: 黑龙江省自然科学基金(LH2021E081)、黑龙江省普通高校基本科研业务费专项资金(LGYC2018JQ016)、中国博士后基金特别项目(2018T110313)资助

one-dimensional force sensor. The correlation coefficient is $\xi_T \geq 98.192\%$ between the calculated and the experimental data, and the correlation coefficient is $\xi_A \geq 97.34\%$ between the simulated and the experimental data. The accuracy and the reliability of the mechanical model, the simulation model and the simulation process are evaluated. The mechanical model and simulation model can assist physicians to design the personalized orthodontic archwire safely and efficiently. It provides theoretical basis for effective orthodontic treatment and further lays the foundation for clinical personalized and digital orthodontic treatment.

Keywords: vertical-closure-loop; Omega-loop; orthodontic force model; finite element simulation; orthodontic force measurement

0 引 言

由先天的遗传因素或后天的环境因素造成的口腔错颌畸形严重影响患者的生理和心理健康^[1]。固定矫治技术是临床上治疗口腔错颌畸形的最常用手段之一,正畸医师及辅助弯丝机器人根据患者的畸形牙齿弯制正畸弓丝,将成型弓丝佩戴在患者的牙齿上,并加力后绑扎于托槽,依靠成型弓丝的恢复力作为矫治力来达到对畸形牙齿的固定矫正作用^[2-3]。牙齿间隙是临床常见的一种口腔错颌畸形,牙齿间隙过大影响美观、发音,并造成食物嵌塞,长期以往会导致患者出现心理及生理疾病^[4-6]。

垂直关闭曲是在临床固定矫治技术中,常用于关闭牙齿间隙的一种特殊功能曲。在应用时,首先将其放置在牙齿间隙处,并将远离磨牙一侧的水平臂利用结扎丝固定在托槽中,后对垂直关闭曲施加沿弓丝方向的力并固定近磨牙一侧的水平臂,加力后的垂直关闭曲产生的矫治力通过两侧水平臂柔和、持久的施力于两侧牙齿。固定矫治通常不能一次矫正到位,当垂直关闭曲产生的矫治力小于牙齿移动所需要的力时,需要拆除固定垂直关闭曲用的结扎丝后,重新对垂直关闭曲进行加力或替换弓丝后再固定,极大地增加了医师和患者的临床治疗时间,以及对患者造成伤害的概率。因此在弯制有垂直关闭曲的正畸弓丝上,对应第二磨牙托槽远中缘处弯制 Omega 曲,加力时通过牵引结扎丝配合磨牙带环上的牵引钩与 Omega 曲加力结扎,以及实现在不完全拆卸固定用结扎丝时对垂直关闭曲的二次加力,从而减少临床治疗时间,提高正畸治疗效率^[7]。

在临床正畸治疗过程中,垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝的弯制形状、作用效果和加力大小主要取决于医生的经验和患者的耐受程度,医生经验的差异是导致正畸失败的主要原因,甚至对患者造成无法挽回的伤害^[8]。因而建立数学模型,揭示预弯制正畸弓丝参数变化和矫治力之间的关系,实现临床正畸治疗的参数化、数字化表达,进而制定个性化的正畸治疗方案并提供理论依据,不仅可以使医师从繁重的工作中解放出来,而且有助于减少对患者造成的伤害,提高正畸治疗效果及安全性。

目前在正畸治疗过程中,由正畸弓丝产生的力学问题的研究主要是力学建模分析^[9-10]、有限元仿真分析^[11-16]和测量装置的研发^[17-21]。这些方法虽然取得了一定的成功,但仍存在局限性。Jiang 等^[9-10]对单个特殊功能曲进行建模,建模方法较为单一,并且只通过模拟实验测量对模型进行验证,虽然文献^[10]采用蜡质牙颌模型进行实验测量具有一定的可行性,但鉴于口腔复杂的生理环境和人体组织的活化性质,并不能完全保证所建立力学模型及实验过程的准确性和可靠性。Zhou 等^[11]和 Cai^[14]则是采用不受正畸弓丝形状、环境及受作用对象的限制的有限元仿真分析方法对特殊功能曲产生的矫治力力学问题进行研究。但二者也仅是对单个简单的特殊功能曲进行仿真分析,并没有对一丝多曲组合形式的正畸弓丝进行研究,虽然 Zhou 等^[11]通过 CT 图像逆向重建了牙列、牙周组织和颌骨三维模型,能够最大程度的还原正畸弓丝作用位置,但并未建立矫治力、正畸弓丝和仿真分析三者之间的关系,同时缺少必要的实验验证。在矫治力测量装置的研发当中,微传感器的研发,无疑极大地促进了对正畸领域的研究,如遥感智能陶瓷托槽^[17]、安装于牙根中的微型力/力矩传感器^[18],但研发成本高、周期长,且微传感器仅是对矫治力/力矩进行测量,并没有建立矫治力/力矩与正畸弓丝的形变关系,对临床应用正畸弓丝的指导作用较弱。

本文针对上述问题,结合临床正畸应用,对正畸弓丝形变及特征参数变化与矫治力问题进行研究,建立垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝矫治力力学模型,量化矫治力与弓丝形变的关系,并通过有限元仿真分析和实验研究,验证所建立力学模型的准确性。该模型有望对临床个性化、数字化正畸治疗提供理论依据,进而提高临床正畸治疗的安全性和可靠性。

1 垂直关闭曲和 Omega 曲组合矫治力建模

1.1 矫治力力学模型的基本形式

通过分析常用预弯制正畸弓丝的加载特点,归纳影响矫治力 F 的主要参数包括弓丝截面几何参数 S (截面积 S_A , 截面形状 S_s), 弓丝材料属性 M 和特征参数 Q 。设定矫治力力学模型的基本形式,如式(1)所示。

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

其材料的性能参数为泊松比 μ ,弹性模量 E ,密度 ρ ,预弯制垂直关闭曲的特征参数为间隙距离 m 和高度 h ,预弯制 Omega 曲的特征参数为间隙距离 m_Ω 、高度为 h_Ω 。

1.2 力学模型的建立

垂直关闭曲(带圈)和 Omega 曲组合正畸弓丝的临床应用如图 1 所示。在建立矫治力力学模型之前,对垂直关闭曲和 Omega 曲组合的结构特征和受载方式进行分析,确定矫治力的加载方式^[22-23],得到受载前后的垂直关闭曲和 Omega 曲组合矫治力力学分析图,并且为更加具体化的表示一丝多曲组合正畸弓丝的作用位置和关系,绘制了牙颌和托槽模型,如图 2 所示。

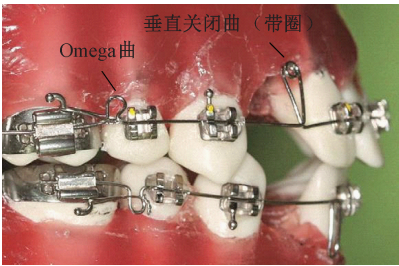


图 1 垂直关闭曲(带圈)和 Omega 曲组合正畸弓丝
Fig. 1 Combined vertical closing loop (with ring) and Omega loop orthodontic archwires

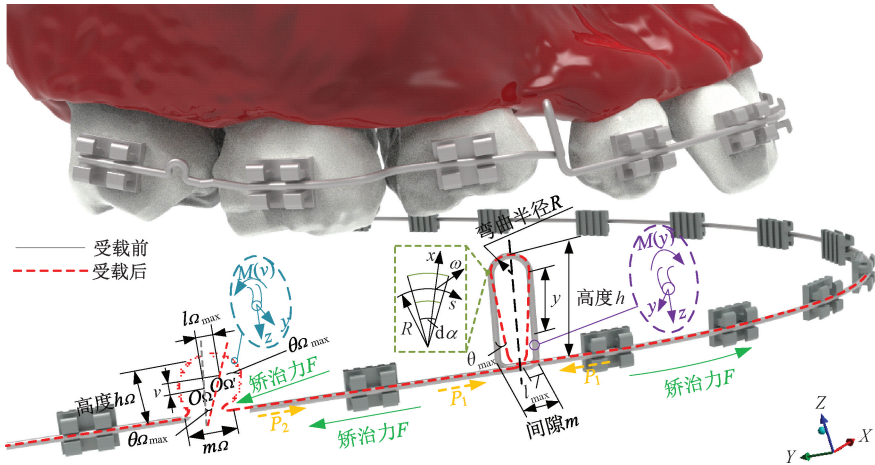


图 2 垂直关闭曲和 Omega 曲组合力学分析
Fig. 2 Mechanical analysis of the combination of vertical closing loop and Omega loop

由垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝的结构特征可知,在对垂直关闭曲施加矫治力时,通过 Omega 曲与磨牙带环上的牵引钩配合在牵引结扎丝的作用下加力结扎,达到对垂直关闭曲加力的效果,所施加的矫治力则通过垂直关闭曲的两交错连接弓丝释放,同时垂直关闭曲相互对称的两竖直臂发生弯曲变形,根据力的相互作用原理,只需对对称部分的一侧进行分析,并对 Omega 曲进行静力学分析。

垂直关闭曲的整体高度为 h ,顶部弯曲半径为 R ,预载力为 F ,间隙为 m ,在不施加预载力的情况下 $m=2R$,Omega 曲的间隙为 m_Ω 、高度为 h_Ω 。

得到垂直关闭曲的挠曲线近似微分方程为^[24]:

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

式中: $M(y)$ 是垂直关闭曲的竖直臂与顶端圆弧连接点 y 距离处所受弯矩; l 为竖直臂的弯曲挠度,即垂直关闭曲连接弓丝的移动距离; I_z 为弓丝截面对 z 轴的惯性矩,对于圆弓丝 $I_z=\pi D^4/64$, D 为圆丝直径,对于矩形弓丝 $I_z=(c_1c_2)^3/12$, c_1 和 c_2 为矩形弓丝截面上相邻两条边的长度。

对式(2)分别进行一次积分和两次积分,得到垂直关闭曲的挠度方程 $l(y)$ 和转角方程 $\theta(y)$ 为:

$$l(y) = \iint \frac{M(y)}{EI_z} dy dy + Cy + D \quad (3)$$

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

式中: C 和 D 是积分常数,由边界条件确定。而垂直关闭曲竖直臂的弯矩方程为^[25]:

$$M(y) = -P_1(h - R - y) \quad (5)$$

式中: P_1 为垂直关闭曲的恢复力。将式(5)代入到式(3)中进行积分,可得:

$$l(y) = \iint \frac{P_1}{EI_z} (y + R - h) dy dy = \frac{P_1}{EI_z} \left(\frac{y^3}{6} + \frac{Ry^2 - hy^2}{2} \right) + Cy + D \quad (6)$$

$$\theta(y) = \int \frac{P_1}{EI_z} (y + R - h) dy = \frac{P_1}{EI_z} \left(\frac{y^2}{2} + Ry - hy \right) + C \quad (7)$$

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点,即 $y=0$ 处的形变量进行求解。由于顶端圆弧所受外力都在纵向对称面上,变形前后无扭转,横截面一直为平面并垂直于轴线,属于曲梁的平面弯曲变形问题,因此可将一侧的顶端圆弧等效成弧度为 $\pi/4$,曲率半径为 R ,截面直径为 D 的弯曲梁,对其取一段弧度为 $d\alpha$ 微元,如图2所示。

圆弧部分的挠曲线微分方程如下:

$$\frac{d^2 u}{ds^2} + \frac{u}{R^2} = -\frac{M_0}{EI_\omega} \quad (8)$$

式中: u 为顶端圆弧横截面在 x 方向上的位移,即为竖直臂与顶端圆弧交接处,竖直臂在 $y=0$ 处的初始挠度;圆弧段所受转矩 $M_0 = M|_{y=0} = -P_1(h-R)$; I_ω 为截面对 ω 轴的惯性矩,由于竖直臂与顶端圆弧处的弯曲类型一致,有 $I_\omega = I_z$ 。

由弧长公式可知 $ds = R d\alpha$, 因此圆弧段的挠度公式可变为:

$$\frac{d^2 u}{d\alpha^2} + u = -\frac{M_0 R^2}{EI_\omega} \quad (9)$$

解常系数非齐次微分方程求得:

$$u(\alpha) = A \cos \alpha + B \sin \alpha - \frac{M_0 R^2}{EI_\omega} \quad (10)$$

由于顶端圆弧的对称性,顶端圆弧的边界条件为

$$u|_{\alpha=\pi/2} = 0, \frac{du}{d\alpha}|_{\alpha=\pi/2} = 0, \text{解得 } A = 0, B = \frac{M_0 R^2}{EI_\omega}。$$

则弯梁的挠度方程为:

$$u(\alpha) = \frac{M_0 R^2}{EI_\omega} \sin \alpha - \frac{M_0 R^2}{EI_\omega} \quad (11)$$

弯梁的转角方程为:

$$\beta(\alpha) = \frac{du}{ds} = \frac{du}{R d\alpha} = \frac{M_0 R \cos \alpha}{EI_\omega} \quad (12)$$

因此,有边界条件 $l|_{y=0} = u|_{\alpha=0} = -\frac{M_0 R^2}{EI_\omega}$, $\theta|_{y=0} =$

$$\beta|_{\alpha=0} = \frac{M_0 R}{EI_\omega}, \text{解得 } C = \frac{M_0 R}{EI_\omega}, D = -\frac{M_0 R^2}{EI_\omega}。$$

将 C 、 D 代入式(6)、(7)可得:

$$l(y) = \frac{P_1}{EI_z} \left[\frac{y^3}{6} - \frac{(h-R)y^2}{2} \right] + \frac{M_0 R}{EI_\omega} y - \frac{M_0 R^2}{EI_\omega} \quad (13)$$

因为最大挠度产生在水平臂与竖直臂交接处,即 $y = h - R$ 处,最大挠度即为垂直关闭曲水平臂弓丝移动距离 d_1 ,可知:

$$P_1 = -\frac{3EI_z \left[d_1 + \frac{M_0 R^2}{EI_\omega} - \frac{M_0 R}{EI_\omega} (h-R) \right]}{(h-R)^3} \quad (14)$$

由力的相互作用原理,矫治力 F_1 即为引起垂直关闭

曲形变而产生的恢复力 P_1 的反力,且 $I_\omega = I_z$ 得:

$$F_1 = -P_1 = \frac{3EI_z d_1 + 3M_0 R (2R - h)}{(h-R)^3} \quad (15)$$

同时,得到 Omega 曲的挠曲线近似微分方程如下^[24]:

$$\frac{d^2 l_\Omega}{dv^2} = \frac{M(v)}{EI_\Omega} \quad (16)$$

式中: l_Ω 为 Omega 曲受矫治力一侧弧形弓丝的弯曲挠度,即 Omega 曲中心点 O_Ω 的移动距离; $M(v)$ 是受载一侧弓丝所受弯矩,即为受载前中心点 O_Ω 与受载后中心点 O_Ω' 之间竖直距离 v 的弯矩。对式(16)进行积分,得到 Omega 曲的挠度方程 $l_\Omega(v)$ 和转角方程 $\theta_\Omega(v)$ 为:

$$l_\Omega(v) = \iint \frac{M(v)}{EI_\Omega} dv dv + C_2 v + D_2 \quad (17)$$

$$\theta_\Omega(v) = \frac{df(v)}{dv} = \int \frac{M(v)}{EI_\Omega} dv + C_2 \quad (18)$$

式中: C_2 和 D_2 是积分常数,由边界条件确定。而 Omega 曲受载一侧弧形弓丝的弯矩方程为^[25]:

$$M(v) = -P_2(h_\Omega - v) \quad (19)$$

式中: P_2 为 Omega 曲的恢复力。将式(19)代入式(17)和(18)进行积分,可得:

$$l_\Omega(v) = \iint \frac{P_2}{EI_\Omega} (v - h_\Omega) dv dv = \frac{P_2}{EI_\Omega} \left(\frac{v^3}{6} - \frac{h_\Omega v^2}{2} \right) + C_2 v + D_2 \quad (20)$$

$$\theta_\Omega(v) = \int \frac{P_2}{EI_\Omega} (v - h_\Omega) dv = \frac{P_2}{EI_\Omega} \left(\frac{v^2}{2} - h_\Omega v \right) + C_2 \quad (21)$$

为确定 Omega 曲的边界条件,需对 Omega 曲的受载一侧弧形弓丝和未受载侧弧形弓丝的交接处,即 $v=0$ 处的形变量进行求解,由受力分析可得,Omega 曲的交接处所受外力都在纵向对称面上,变形前后无扭转变形,横截面一直为平面,且垂直于轴线,属于梁的平面弯曲变形问题,而在梁的交接处转角和挠度均为0,即存在的边界条件为 $\theta_\Omega|_{v=0} = C_2 = 0$, $l_\Omega|_{v=0} = D_2 = 0$, 得到 $C_2 = 0$, $D_2 = 0$ 。

将 C_2 、 D_2 代入式(20)和(21)可得:

$$l_\Omega(v) = \frac{P_2}{EI_\Omega} \left(\frac{v^3}{6} - \frac{h_\Omega v^2}{2} \right) \quad (22)$$

$$\theta_\Omega(v) = \frac{P_2}{EI_\Omega} \left(\frac{v^2}{2} - h_\Omega v \right) \quad (23)$$

因为 Omega 曲的最大挠度及最大转角均产生在 Omega 曲的受载一侧弧形弓丝和未受载一侧弧形弓丝的交接处,即 $v=h_\Omega$ 处,最大挠度即为 Omega 曲水平臂移动距离 d_2 ,可知:

$$P_2 = -\frac{3d_2 EI_\Omega}{h_\Omega^3} \quad (24)$$

由力的相互作用原理,矫治力 F_2 即为引起 Omega 曲形变而产生的恢复力 P_2 的反力:

$$F_2 = - P_2 = \frac{3d_2EI_{\Omega}}{h_{\Omega}^3}$$

(25)

最终得到垂直关闭曲和 Omega 曲组合作用所需矫治力 F 为:

$$F = F_1 + F_2 = \frac{3EI_2d_1 + 3M_0R(2R - h)}{(h - R)^3} + \frac{3d_2EI_{\Omega}}{h_{\Omega}^3}$$

(26)

2 垂直关闭曲和 Omega 曲组合矫治力有限元仿真

首先根据实验用正畸弓丝的参数规格在三维建模软件中建立垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝的三维模型,并为了更加具体化的表示一丝多曲组合正畸弓丝在托槽上的作用位置,因此在弓丝相应位置安装托槽。

在仿真实验中,采用姚森等^[26]通过 TY-IV 强度测试仪分别给国产不锈钢弓丝和澳丝加载拉力载荷(加载速度为 10 mm/min),测试其弹性模量、弹性极限及抗拉强度,如表 1 所示。

表 1 弓丝物理性能参数

Table 1 Physical property parameters of archwire MPa

性能参数	不锈钢丝	澳丝	托槽
弹性模量	85 200	74 900	193 000
弹性极限	2 060	2 080	2 050
抗拉强度	2 120	2 300	1 035
泊松比	0.3	0.3	0.3

此外为方便表示不同参数的垂直关闭曲和 Omega 曲组合,定义有限元分析以及实验中用到的一丝多曲的命名规则如下:由 1 位大写字母和 10 位数字构成,字母置于首位表示弓丝材料属性,如 A 表示澳丝,T 表示钛丝,S 表示不锈钢丝;1~4 位数字表示弓丝截面规格,如 0012 表示 0.012 in (in = 25.4 mm) 圆丝,1 622 表示 0.016×0.022 in 方丝;5,6 位数字表示垂直关闭曲的高度 h ,7,8 位数字表示垂直关闭曲的间隙距离 m 。Omega 曲仅是通过形变对垂直关闭曲进行加力及重复加力的作用,设置 Omega 曲的高度 h_{Ω} = 3.0 mm、间隙距离 m_{Ω} = 2.2 mm。如 S16220620 表示 0.016×0.022 in 不锈钢方丝,垂直关闭曲的高度 h = 6.0 mm,间隙距离 m = 2.0 mm。

根据垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝在连接弓丝切线方向的矫治力加载特征,在连接弓丝部分至 Omega 曲方向取 2.0 mm 的移动距离 d_1 ,即 Omega 曲的

间隙距离 m_{Ω} 减少 2.0 mm,并对 2.0 mm 的移动距离均分 10 个测量点进行有限元仿真分析。对弓丝材料为不锈钢丝和澳丝,弓丝截面尺寸为 0.014 in 的圆丝、0.016 in 的圆丝和 0.017×0.025 in 的方丝,以及垂直关闭曲的高度 h 为 6.0 和 7.0 mm,间隙距离 m 为 2.0 和 2.5 mm,交叉组合成 13 种不同参数的垂直关闭曲和 Omega 曲组合进行仿真实验,13 种组合代号如下: I -S00140620; II -S00140625; III -S00140720; IV -S00140725; V -S00160620; VI -S00160625; VII -S00160720; VIII -S16220620; IX -S16220625; X -S16220720; XI -A00160620; XII -A00160625; X III -A00160720。

将三维模型导入有限元仿真软件中,分别对不同特征参数的 13 种一丝多曲组合正畸弓丝进行有限元仿真分析,分析垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝的加载前特征为设置 10 个分析步,每个分析步的位移增量均为 0.2 mm,采用三角形四面体网格划分方法并得到网格平均表面积为 2.53 mm²,同时对模型的不同部位在网格划分时需保持单元数和节点数近似一致,得到 Workbench 中网格划分的单元数取值范围为 55 900~62 000,节点数取值范围为 27 900~36 000。确定托槽及弓丝的边界条件为:对托槽均施加固定约束;对一丝多曲组合两侧弓丝与托槽采用绑定约束;由于一丝多曲组合正畸弓丝加载前后,均为微小力,所以弓丝不发生塑性形变,因此形变量沿弓丝方向等大传递,且设定连接弓丝加载前后与托槽无任何接触和约束。对 Omega 曲和垂直关闭曲中间部分的连接弓丝施加 2 mm、10 等分点位移载荷,从而获取在该位移量下一丝多曲组合正畸弓丝所产生的矫治力,得到应力分布云图如图 3 所示。

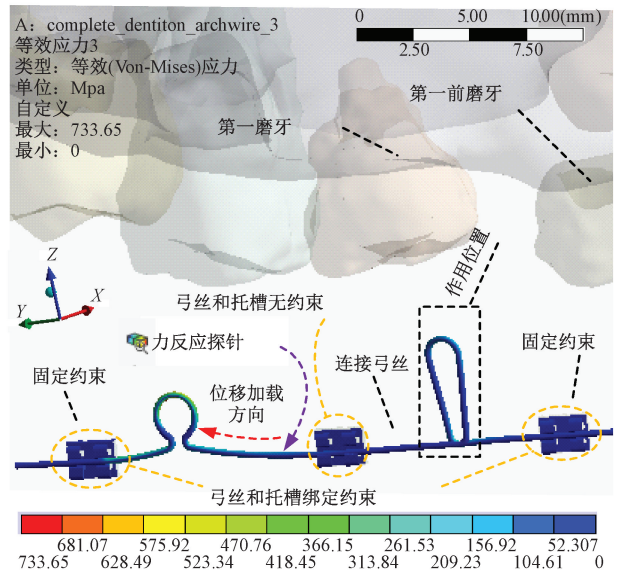


图 3 垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝有限元仿真分析
Fig. 3 Finite element simulation of the combination of vertical closing loop and Omega loop orthodontic archwire

此外在 Workbench 的求解模块中,对垂直关闭曲与式(15)和(25)并根据力的相互作用关系得到反向作用力,由力即为矫治力,仿真数据如表 2 所示。

表 2 垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝矫治力计算数据、仿真数据及实验数据

Table 2 Summary of calculated, simulated and experimental data on orthodontic forces for combined vertical closure and Omega loop orthodontic archwire

数据类型	距离/mm	矫治力/N												
		I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	XI	XII	X III
计算数据	0.2	0.009	0.022	0.011	0.011	0.066	0.138	0.075	0.169	0.132	0.064	0.037	0.054	0.022
	0.4	0.077	0.083	0.052	0.047	0.141	0.325	0.185	0.378	0.243	0.170	0.140	0.292	0.085
	0.6	0.145	0.280	0.132	0.128	0.397	0.553	0.365	1.257	0.730	0.678	0.302	0.503	0.265
	0.8	0.194	0.506	0.186	0.224	0.582	0.810	0.560	1.806	1.356	1.624	0.630	0.704	0.446
	1.0	0.285	0.632	0.259	0.330	0.805	1.138	0.785	2.595	1.783	2.230	0.737	0.885	0.553
	1.2	0.366	0.709	0.295	0.415	1.023	1.365	0.890	3.713	2.839	2.536	1.214	1.106	0.712
	1.4	0.470	0.886	0.379	0.541	1.369	1.593	1.154	4.332	3.736	3.042	1.452	1.407	0.972
	1.6	0.595	1.012	0.433	0.667	1.564	1.820	1.319	4.951	4.612	3.248	1.718	1.708	1.118
	1.8	0.669	1.139	0.487	0.753	1.760	2.048	1.484	5.570	5.189	3.654	1.933	1.909	1.405
	2.0	0.744	1.265	0.541	0.849	1.955	2.275	1.649	6.189	5.766	4.060	2.274	2.110	1.685
仿真数据	0.2	0.018	0.039	0.017	0.059	0.216	0.160	0.085	0.359	0.125	0.269	0.026	0.042	0.090
	0.4	0.144	0.224	0.091	0.145	0.329	0.311	0.278	1.041	0.825	0.656	0.186	0.202	0.243
	0.6	0.188	0.319	0.137	0.217	0.494	0.574	0.416	1.562	1.455	0.953	0.355	0.423	0.413
	0.8	0.225	0.459	0.182	0.289	0.658	0.703	0.625	2.083	2.066	1.366	0.530	0.592	0.584
	1.0	0.285	0.532	0.228	0.361	0.823	0.957	0.694	2.604	2.426	1.708	0.721	0.700	0.737
	1.2	0.385	0.639	0.273	0.434	0.987	1.223	0.833	3.025	2.911	2.050	1.022	0.931	0.899
	1.4	0.438	0.725	0.326	0.562	1.152	1.340	0.971	3.645	3.396	2.665	1.125	1.100	1.078
	1.6	0.500	0.895	0.364	0.578	1.316	1.532	1.255	4.166	4.026	3.120	1.446	1.269	1.222
	1.8	0.563	1.025	0.410	0.651	1.481	1.803	1.562	5.266	5.237	3.074	1.855	1.525	1.402
	2.0	0.626	1.325	0.486	0.723	1.706	1.914	1.776	5.003	6.325	3.856	2.125	1.752	1.582
实验数据	0.2	0.01	0.02	0.01	0.01	0.01	0.03	0.02	0.01	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02
	0.4	0.07	0.06	0.06	0.05	0.13	0.3	0.17	0.39	0.26	0.16	0.13	0.27	0.09
	0.6	0.16	0.25	0.12	0.12	0.38	0.51	0.35	1.2	0.81	0.62	0.33	0.46	0.25
	0.8	0.18	0.48	0.17	0.21	0.55	0.77	0.52	1.87	1.45	1.73	0.57	0.64	0.42
	1.0	0.27	0.57	0.24	0.35	0.78	1.05	0.72	2.68	1.94	2.36	0.78	0.84	0.59
	1.2	0.38	0.66	0.27	0.45	0.96	1.31	0.86	3.44	2.98	2.71	1.12	1.12	0.76
	1.4	0.45	0.85	0.35	0.51	1.27	1.68	1.17	4.49	3.63	3.27	1.47	1.48	0.95
	1.6	0.56	1.04	0.46	0.62	1.45	1.89	1.41	5.29	4.46	3.55	1.76	1.81	1.14
	1.8	0.67	1.21	0.52	0.79	1.69	2.02	1.52	5.67	5.07	3.86	2.15	2.04	1.36
	2.0	0.74	1.27	0.57	0.86	1.97	2.29	1.65	6.19	5.75	4.06	2.39	2.29	1.62

3 垂直关闭曲和 Ω 曲组合矫治力实验测量

3.1 实验用模型分析

为验证所建立力学模型的准确性,建立垂直关闭曲和 Ω 曲组合矫治力测量实验平台。由一丝多曲组合正畸弓丝的结构特征可知,在正畸弓丝不发生塑性变形的情况下,弓丝末端 Ω 曲间隙距离 m_0 的减少量,即为垂直关闭曲水平臂移动距离 d_1 的增加量,矫治力的加载方向为固定沿连接弓丝的切线方向,即在对弓丝末端弯制的 Ω 曲加力时同样沿连接弓丝的切线方向,因此可采用一维力传感器进行测量。同时在加载前后连接弓丝与托槽无任何接触和约束,以及避免在连接弓丝处

添加支撑托槽而引起的额外力对测量结果产生的影响,连接弓丝处不添加托槽等装置。

随后利用固定夹具对一丝多曲组合右端进行固定,而左端则采用结扎丝固定在模拟牙齿上的托槽中而非采用自锁托槽,其目的是避免实验过程中多次替换不同弯制参数的一丝多曲组合而导致自锁托槽的固定功能降低,进而影响实验结果,可调夹具则通过牵引结扎丝与连接弓丝方向一致,结合滑台对移动端进行驱动,利用滑台间接对水平臂施加不同加载距离 d ,研究不同加载距离 d 与矫治力的相关性。此外对垂直关闭曲的高度 h 、间隙 m 、截面属性 S 和材料属性 M 对矫治力大小的影响进行研究,实验用一丝多曲组合正畸弓丝的命名方式与仿真过程相同。矫治力测量装置如图 4 所示。

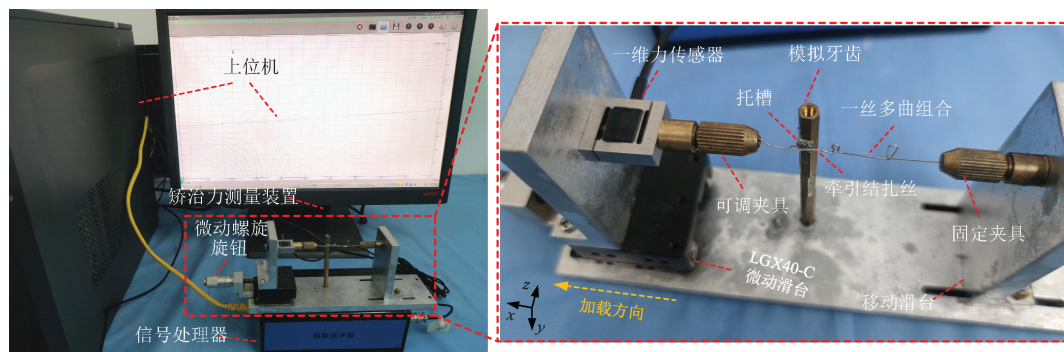


图 4 垂直关闭曲和 Ω 曲组合正畸弓丝矫治力测量装置

Fig. 4 One filament multi-loop combination correction force measurement device

3.2 矫治力测量平台的设计、构建及测量

对于垂直关闭曲和 Ω 曲组合正畸弓丝矫治力测量装置的设计应满足如下 3 点要求^[27]。

1) 测量装置能够实现对一丝多曲组合正畸弓丝产生的矫治力进行测量。

2) 可调加载距离 d 能够实现精密调整,且变形量的调整精度应达到 0.1 mm 量级,可精确调节的变形范围应 ≥ 5 mm。

3) 矫治力测量装置的量程应大于一丝多曲组合矫治力的最大值,一维力传感器的量程应 ≥ 10 N,分辨率应 $\leq 1\%$ 。

由一丝多曲组合正畸弓丝的结构特征可知,在进行矫治力测量时,力传感器、装夹装置应与待测弓丝的切向方向保持一致,以保证矫治力的稳定、可靠测量,且装夹装置可实现在微动滑台 x 方向上的移动及微调,因此选用 LGX40-C 微动滑台作为调整移动间隙距离的驱动装置并实现微调,通过调节微动螺旋旋钮控制其工作台沿固定面相对移动。为满足矫治力测量装置的使用要求,采用分辨率为 0.01 mm 的微动滑台,可调整范围为 10 mm,一维力传感器量程为 15 N。

固定板上安装有移动滑台和微动滑台,固定夹具和可调夹具则安装在移动滑台和微动滑台之间,一维力传感器安装在可调夹具和微动滑台之间,通过调节微动螺旋旋钮改变两夹具之间的距离,进而调节加载距离 d ,产生的矫治力由一维力传感器测量并采集后发送到上位机测力软件,对矫治力 F 随加载距离 d 的变化情况进行实时测量。

利用矫治力测量装置对不同参数条件下的一丝多曲组合正畸弓丝进行矫治力测量,对于垂直关闭曲的间隙距离 m 和高度 h 的弯制误差均控制在 3% 范围内,则认为是有效样本,同时对每个一丝多曲组合正畸弓丝取 3 个有效样本进行 3 次同样的重复实验,对测得的 3 次矫治力取算术平均值作为该组合的有效测量值(表 2)^[28]。

4 垂直关闭曲和 Ω 曲组合矫治力预测模型、有限元仿真及实验测量结果分析

为验证所建立力学模型的准确性,首先通过对 13 种不同参数条件下的一丝多曲组合正畸弓丝进行力学模型

计算(表 2)。随后首先通过构建 3 种数据的三维分层对比图,纵向对比数据之间的波动差异。随后通过计算数据之间的相关性系数,进行相关性分析,Jiang 等^[9-10]进行的偏差分析不同,本文进行的相关性分析能够更直接的表示数据之间的线性相关性,同时能够综合考虑进行相关性分析的数据之间的相互影响情况,对数据的分析准确程度要高于偏差分析。最后对比实验数据中不同参数条件对矫治力的影响情况与力学模型反应情况进行比较,能够最大程度的在验证矫治力学模型准确性的同时,相互验证仿真分析结果及过程和实验过程的准确性和可靠性。

4.1 计算数据、仿真数据和实验数据的相关性分析

为对表 2 中 3 种数据进行对比分析,验证 3 种数据之间的相关性,首先绘制三维分层对比图如图 5 所示,可知计算数据和实验数据的变化趋势基本一致,而仿真数据相比实验数据和计算数据在 3 种方形弓丝、移动距离为 1.0~2.0 mm 处出现不同的较小波动情况。

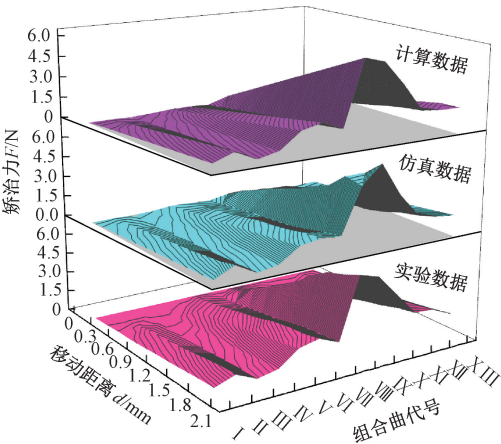


图 5 计算数据、实验数据以及仿真分析数据对比分析
Fig. 5 Comparative analysis of calculated, simulated and experimental data

因此,为进一步对计算数据、仿真数据和实验数据进行相关性分析,验证力学模型、结果和仿真结果、过程的准确性,定义实验数据与计算数据的相关性系数为 ξ_T ,实验数据与仿真数据的相关性系数为 ξ_A , ξ_T 和 ξ_A 分别反映了计算数据和仿真数据与实验数据的相关程度,相关性系数 ξ_T 和 ξ_A 越大,说明计算数据分别与仿真数据和实验数据的相关性越强,计算数据和仿真数据越准确。计算数据、仿真数据分别与实验数据的相关性分析如图 6 所示,由图 6 可知,实验与仿真数据的相关性系数 $\xi_A \geq 97.34\%$,即实验数据与仿真数据具有较强的相关性,实验与计算数据的相关性系数 $\xi_T \geq 98.192\%$,即实验数据与计算数据同样具有较强的相关性。

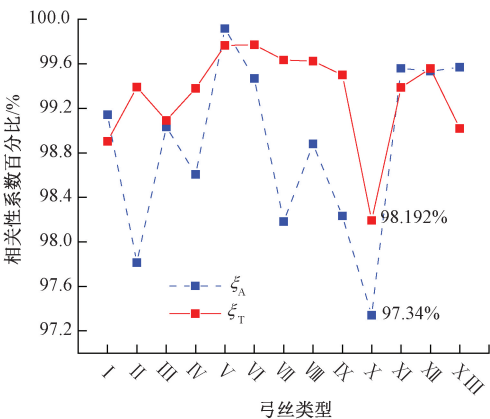


图 6 计算数据、仿真数据分别与实验数据的相关性
Fig. 6 Correlation of calculated and simulated data with experimental data, respectively

4.2 力学模型验证分析

通过对比不同参数条件下一丝多曲组合正畸弓丝的实验数据,得到一丝多曲组合的不同参数对矫治力影响强弱情况。

弓丝直径一定,对比不同高度和宽度的垂直关闭曲(代号 I、II、III、IV)的实验数据可知,在高度一定的情况下,矫治力与宽度成正相关,载荷变形率升高的速度逐渐降低;而在宽度一定的情况下,矫治力与高度成负相关,载荷变形率升高的速度逐渐增加,因此在相同截面尺寸的正畸治疗过程中,为获得矫治力更加的持久温的矫治效果,应选用宽度较宽、高度较低的组合曲,即采用 6 mm 高度、2.5 mm 间隙的垂直关闭曲与 Omega 曲组合情况下的矫治力范围为 0.02~1.27 N,较为适合一般的组合曲正畸矫治需求^[29-31],如图 7 所示。

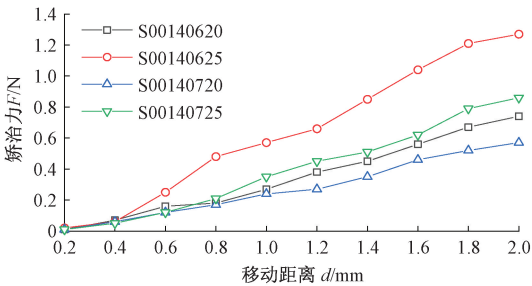


图 7 不同高度和宽度对矫治力影响
Fig. 7 Effect of different heights and widths on orthodontic forces

高度一定,对比不同宽度的垂直关闭曲和弓丝直径(代号 I、II、V、VI)的实验数据可知,在高度和宽度一定的情况下,矫治力与弓丝截面尺寸成正相关,且通过载荷变形率对比宽度和截面尺寸变化对矫治力变化的影响发现,截面尺寸的变化对矫治力的影响较强,其影响效果要远高于宽度对矫治力的影响,如图 8 所示。

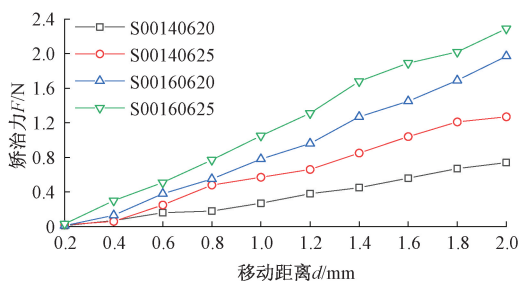


图 8 不同截面尺寸和宽度对矫治力影响

Fig. 8 Effect of different section sizes and widths on the correction force

高度一定,对比不同宽度的垂直关闭曲和弓丝类型(代号 I、II、VIII、IX)的实验数据可知,在高度和宽度一定的情况下,矫治力与弓丝截面形状成正相关,且通过载荷变形率对比宽度和截面形状对矫治力的影响发现,截面形状的变化对矫治力的影响较强,其影响效果要远高于宽度对矫治力的影响。

综合以上两点,在宽度一定的情况下,截面形状的变化对矫治力的影响最大,且远高于截面尺寸变化对矫治力的影响,从相同弓丝不同宽度对矫治力的载荷增长速率来看,宽度变化对矫治力的影响作用最弱,如图 9 所示。

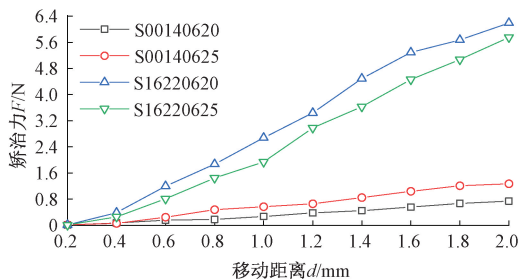


图 9 不同截面形状和宽度对矫治力影响

Fig. 9 Effect of different cross-sectional shapes and widths on orthodontic forces

弓丝直径和垂直关闭曲高度一定,对比宽度和弓丝材料不同(代号 V、VI、XI、XII)的实验数据可知,在弓丝形状和直径一定的情况下,各间隙宽度下矫治力变化曲线较为接近,表明矫治力与材料属性的相关性较弱,但是相比于不锈钢丝,澳丝对于不同间隙宽度下的矫治力载荷波动情况较为稳定、平缓,如图 10 所示。

垂直关闭曲宽度一定,对比高度和弓丝材料、截面形状不同(代号 I、III、V、VII、VIII、X)的实验数据可知,在同种截面尺寸弓丝中,一丝多曲组合矫治力与高度成负相关,且对比不同截面的一丝多曲组合发现,方形弓丝比圆形弓丝所产生的矫治力载荷波动较大,因此选用圆形弓丝弯制正畸功能曲组合较为合适,如图 11 所示。

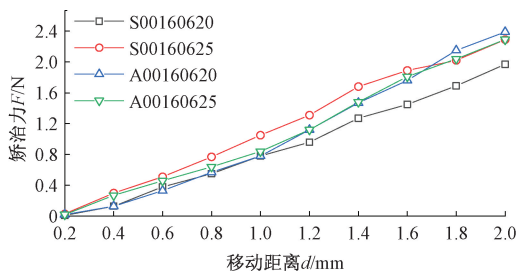


图 10 不同材料和宽度对矫治力影响

Fig. 10 Effect of different materials and widths on orthodontic force

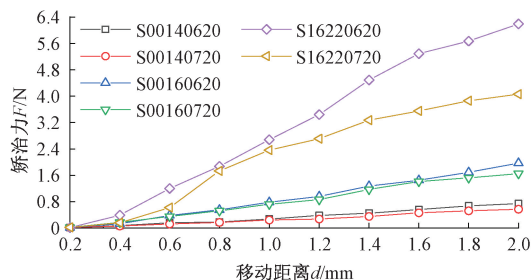


图 11 不同截面尺寸、形状和高度对矫治力影响

Fig. 11 Effect of different cross-sectional sizes, shapes and heights on the correction force

垂直关闭曲高度、高度一定,对比弓丝材料、截面形状不同(代号 V、VII、VIII、X、XI、XIII)的实验数据可知,在同种截面尺寸和截面形状的弓丝中,澳丝和不锈钢丝所产生的矫治力较为近似,但澳丝的高度变化对矫治力的影响与不锈钢丝相比,更为稳定、平缓,因此选用圆形澳丝弯制一丝多曲组合更为合适,如图 12 所示。

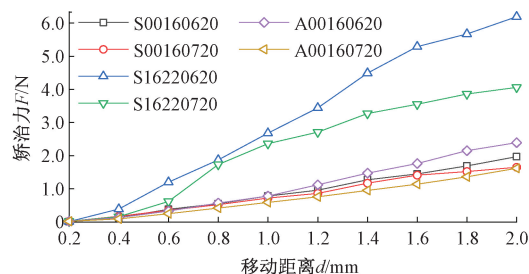


图 12 不同截面形状、材料和高度对矫治力影响

Fig. 12 Effect of different cross-sectional shapes, materials and heights on orthodontic forces

由第 1.2 节的力学模型可知, Ω 曲只起到加力结扎的作用,即 Ω 曲间隙宽度 m_0 的变化量与垂直关闭曲间隙宽度 m 的变化量相等,同时在整个测量过程中, Ω 曲的高度 h_0 和宽度 m_0 为定值,因此预测模型中矫治力 F 大小与垂直关闭曲的间隙距离 m 、弹性模

量 E 和惯性矩 I_0 成正相关,与垂直关闭曲的高度 h 成负相关。同时实验中各变量参数对矫治力的影响与力学模型中所反映的趋势相同。

5 结 论

本文结合临床正畸治疗,分析了垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝的力学特性,并基于梁的微形变原理和相互作用力原理,建立了一丝多曲组合正畸弓丝的矫治力力学模型。基于 Workbench 实现了对一丝多曲组合正畸弓丝的有限元仿真分析,并通过力反应探针得到仿真数据;基于一维力传感器搭建了一丝多曲组合正畸弓丝矫治力测量装置,并实现对矫治力的测量;基于临床实际应用及多变量控制法,实现了 13 组不同变量参数的静力学有限元仿真分析和矫治力测量实验。通过构建三维分层对比分析图,得出 13 组不同参数变量的垂直关闭曲与 Omega 曲组合正畸弓丝矫治力的计算结果、仿真结果和实验结果的波动及趋势基本一致;通过对 3 种数据进行相关性分析,得出计算数据与实验数据的相关性均 $\geq 98.192\%$,仿真数据与实验数据的相关性均 $\geq 97.34\%$,即 3 种数据具有较强的相关性;通过对比分析不同参数条件下的实验数据,得出不同参数条件对矫治力的影响情况与力学模型所反映情况一致。因此,可以验证所建立的垂直关闭曲和 Omega 曲组合正畸弓丝矫治力力学模型的准确性,以及相互验证了仿真和实验的过程和结果的可靠性。

本文所建立的力学模型能够辅助医师快速、准确和安全的为不同患者制定个性化的正畸治疗方案以及提供相应的理论依据,同时为临床正畸治疗的数字化奠定基础。

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] 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.
- [3] 张永德, 左思浩, 姜金刚, 等. 个性化正畸弓丝曲线

交互调整方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(7): 1616-1624.

ZHANG Y D, ZUO S H, JIANG J G, et al. Study on the interactive adjustment method of individualized orthodontic archwire curves [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(7): 1616-1624.

- [4] 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 S H, 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.

- [5] 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.

- [6] 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. The effect of malocclusion on adult mental health status[J]. Journal of Shandong University (Medical Edition), 2014, 52(6): 94-97.

- [7] 顾泽旭, 李变榕, 张杰, 等. 一种牙齿正畸器的弓丝: CN201079455Y[P]. 2008.

GU Z X, LI B R, ZHANG J, et al. An archwire for orthodontic appliances: CN201079455Y[P]. 2008.

- [8] 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): 198-748.

- [9] JIANG J G, MA X F, ZHANG Y D, et al. Prediction model and examination of open vertical loop orthodontic force[J]. Arabian Journal for Science and Engineering, 2019, 44(2): 1489-1499.

- [10] JIANG J G, CHEN H J, HUANG Z Y, et al. Orthodontic force prediction model of T-loop closing spring based on dynamic resistance model [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine, 2020,

- 234(7): 095441192094343.
- [11] ZHOU X W, XIA Z Y, GAN Y Z, et al. Orthodontic force simulation of tooth-PDL-bone complex under archwire loading [C]. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2016, 4(1): 6030-6033.
 - [12] HASEGAWA M, ADACHI T, TAKANO-YAMAMOTO T. Computer simulation of orthodontic tooth movement using CT image-based voxel finite element models with the level set method [J]. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 2016, 19(5-8): 474-483.
 - [13] RAZALI M F, MAHMUD A S, MOKHTAR N. Force delivery of Niti orthodontic arch wire at different magnitude of deflections and temperatures: A finite element study [J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, 77(1): 234-241.
 - [14] CAI Y. 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.
 - [15] 贾一凡, 胡敏. “2×4”矫治系统中前倾弯弓丝弯折位置变化对其力学行为影响的三维有限元分析 [J]. *吉林大学学报(医学版)*, 2018, 44(6): 1249-1255.
JIA Y F, HU M. Three-dimensional finite element analysis of the influence of bending position change on mechanical behavior of forward bending bow wire in “2×4” treatment system [J]. *Journal of Jilin University (Medical Edition)*, 2018, 44(6): 1249-1255.
 - [16] 毛善潇, 杜新杰, 沈兰花. 门型辅弓改善前牙转矩的三维有限元应用效果研究 [J]. *全科口腔医学电子杂志*, 2019, 6(32): 41, 45.
MAO SH X, DU X J, SHEN L H. A study on the effect of three-dimensional finite element application for improving anterior tooth torque with an incisor-type auxiliary arch [J]. *Electronic Journal of General Practice Dentistry*, 2019, 6(32): 41, 45.
 - [17] HAFNER J, LAPATKI B G, PAUL O. First telemetric smart orthodontic bracket for therapeutic applications [C]. *IEEE Sensors Conference*, 2018, 8(1): 1-4.
 - [18] BECKER F, LAPATKI B, PAUL O. Miniaturized six-degree-of-freedom force/moment transducers for instrumented teeth with single sensor chip [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(6): 2268-2277.
 - [19] SHIMODA K, TSUCHIHARA S, TAKEMURA H, et al. Orthodontic force and moment sensing device: Influence of deflection of wire and tooth's orientation [C]. 2019 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics (SMC), 2019, 1(1): 4337-4340.
 - [20] MIDORIKAWA Y, TAKEMURA H, MIZOGUCHI H, et al. Six-axis orthodontic force and moment sensing system for dentist technique training [C]. *Conference Proceedings of IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 2016, 5(1): 2206.
 - [21] HIGA R H, HENRIQUES J F C, JANSON G, et al. Force level of small diameter nickel-titanium orthodontic wires ligated with different methods [J]. *Progress in Orthodontics*, 2017, 18(1): 21.
 - [22] 魏云鹤. 垂直关闭曲与橡胶圈关闭拔牙间隙的比较 [J]. *中华临床医学杂志*, 2007, 8(7): 2.
WEI Y H. Comparison of vertical closure curve and rubber band closure of extraction gap [J]. *Chinese Journal of Clinical Medicine*, 2007, 8(7): 2.
 - [23] 敖同江, 王文, 戴琳. Ω 曲联合光固化树脂修复前牙缺失 [J]. *实用口腔医学杂志*, 2002, 18(4): 367-369.
AO T J, WANG W, DAI L. Restoration of missing anterior teeth with ω -loop combined light-curing resin [J]. *Journal of Practical Dentistry*, 2002, 18(4): 367-369.
 - [24] 郭家超. 悬臂梁挠曲线微分方程的误差分析 [J]. *山东工业技术*, 2019(6): 133-134.
GUO J CH. Error analysis of differential equations for cantilever beam deflection curves [J]. *Shandong Industrial Technology*, 2019(6): 133-134.
 - [25] NASH W A. 郭长铭, 译. 静力学与材料力学 [M]. 北京: 科学出版社, 2002: 87-99.
NASH W A. GUO CH M, tr. *Statics and mechanics of materials* [M]. Beijing: Science Press, 2002: 87-99.
 - [26] 姚森, 张伶军, 王国萍, 等. 不同正畸钢丝的机械性能测试比较及临床意义 [J]. *现代口腔医学杂志*, 2000, 14(2): 92-93.
YAO S, ZHANG L J, WANG G P, et al. Comparison of mechanical properties of different orthodontic wires and

- their clinical significance [J]. Journal of Modern Dentistry, 2000, 14(2): 92-93.
- [27] 常悦, 张小平, 王明洁, 等. 不同正畸力对大鼠牙周组织改建的相关研究[J]. 牙体牙髓牙周病学杂志, 2015, 25(9): 529-533.
- CHANG Y, ZHANG X P, WANG M J, et al. Correlation study of different orthodontic forces on periodontal tissue remodeling in rats [J]. Journal of Endodontics and Periodontology, 2015, 25 (9): 529-533.
- [28] JIANG J, MA X, HAN Y, et al. Experimentation and simulation of second sequential loop orthodontic moment prediction modeling [J]. IEEE Access, 2018, 6: 56258-56268.
- [29] CAI Y. 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.
- [30] NICOLAI R J. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction [J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1975, 68 (3): 290-302.
- [31] GJESSING P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canineretractor spring[J]. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, 1985, 87(5): 353-362.

作者简介



姜金刚(通信作者), 分别在 2005 年、2008 年和 2013 年于哈尔滨理工大学机械电子工程专业获得学士学位、硕士学位和博士学位, 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. degree, M. Sc. degree and Ph. D. degree from Harbin University of Science and Technology in 2005, 2008, and 2013, respectively. He is currently a professor and a Ph. D. advisor at Harbin University of Science and Technology. His main research interests include medical robot and biomimetic robot.



刘怡, 1996 年于北京医科大学获得学士学位、2002 年于北京大学口腔医学院获得博士学位, 现为北京大学口腔医学院主任医师、副教授、硕士生导师, 主要研究方向为锥形束 CT 及口腔三维数字化技术、颌颌功能与颞下颌关节病的正畸治疗。

E-mail: lyortho@163.com

Liu Yi received his B. Sc. degree from Peking Medical University in 1996, and Ph. D. degree from Peking University School of Stomatology in 2002. He is currently a chief physician, an associate professor and a master advisor in the School of Stomatology at Peking University. His main research interests include Cone-beam CT and oral three-dimensional digital technology, orthodontic treatment of occlusion function disorder and temporomandibular joint disease.