

文章编号:1004-7220(2012)05-0562-05

# 记忆合金弓丝变形历史对正畸力的影响

魏志刚, 汪敏

(安徽工业大学 机械工程学院, 安徽 马鞍山 243032)

**摘要:**目的 评估弓丝变形历史对弓丝产生的正畸力的影响。方法 建立未变形状态的弓丝和托槽的有限元模型,根据激光扫描牙齿石膏模型获得托槽的临床位置;使用热-机械记忆合金模型,通过有限元方法按照两种不同的路径将弓丝和托槽移动到临床位置,对两种路径获得的正畸力进行比较,并分析产生这种差异的原因。结果 两种不同加载路径获得 NiTi 合金弓丝产生的正畸力的相对差值范围在 0.3~8.0,存在明显的差别;先过加载后反向卸载到研究状态会减少变形路径对正畸力的影响,但弓丝上不同部位减少程度差别加大,部分数据误差增大。结论 镍钛合金弓丝产生的正畸力与弓丝变形历史有着直接的关系,正畸力的求取需要追踪记忆合金弓丝的变形历史。

**关键词:** 变形历史; 正畸力; 记忆合金; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Influence from deformation history of NiTi shape-memory-alloy arch-wires on orthodontic force

WEI Zhi-gang, WANG Min (School of Mechanical Engineering, Anhui University of Technology, Maanshan 243002, Anhui, China)

**Abstract:** Objective To evaluate the influence from deformation history of arch-wires on its orthodontic force. Methods A finite element model including brackets and arch-wires in free status was built, and the position of brackets under clinical condition was obtained through laser scanning on the plaster dental model. Based on the finite element method, the brackets were moved to the clinical position through two different movement pathways, using a thermal-mechanical shape-memory-alloy model of arch-wires. The orthodontic force obtained from the two pathways were then compared and analyzed. Results The relative differences in the orthodontic force obtained from the two pathways were significant, with a range from 0.3 to 8.0. The influence of deformation pathway on the orthodontic force was reduced if the arch-wire was first overloaded and then unloaded to the clinical condition, but reduction of the orthodontic force varied at different positions of arch-wires, and the relative differences might increase at certain positions. Conclusions The deformation history of arch-wires has some direct relation with the orthodontic force produced on the NiTi shape-memory-alloy, and the evaluation on the orthodontic force should trace its deformation history.

**Key words:** Deformation history; Orthodontic force; Shape-memory-alloy; Finite element analysis

在正畸过程的牙齿排齐阶段,通常使用记忆合金弓丝进行加力。正畸弓丝施加到牙齿上的力即正畸力,其大小和方向对正畸过程的牙齿排齐速度和排齐效果具有重要的作用<sup>[1-2]</sup>。因此,获得正畸临床

中的正畸力是一个非常重要的问题。当前测量正畸力的主要方法有体内实验、体外实验以及有限元仿真。采用体内实验来获取正畸力的大小和方向是最理想的方法<sup>[3-4]</sup>,但需要设计和制作体积非常小、精

收稿日期:2011-12-05; 修回日期:2012-03-09

通讯作者:魏志刚,副教授,E-mail:weizgforever@yahoo.com.cn。

度非常高的传感器,成本高、技术不成熟;同时体内实验需要在口内引出很多导线,不符合医学伦理的要求,影响患者的日常生活,不适合长期佩戴。体外实验通过在患者矫治前的牙模上安装弓丝和托槽,将分割开的牙齿连同弓丝和托槽移动到临床位置,测量出弓丝产生的正畸力<sup>[5-6]</sup>。体外实验不需要患者的太多参与,但可靠度还难以证实。有限元仿真和体外实验类似,通过再现弓丝在体内的状态来计算得到正畸力<sup>[7-9]</sup>。后两种方法能够较大程度地减少患者的参与,操作性比第一种方法强;但它们并不追踪弓丝变形历史,而是通过各种方式将弓丝变形到临床位置进行测量。线弹性材料应力和应变状态是唯一对应的,由弓丝变形状态能够确定正畸力,但记忆合金材料应力状态与变形状态、金相成分和加卸载状态有关,具有变形历史的相关性,故有必要研究弓丝变形历史对体外实验以及仿真对正畸力的影响。

## 1 材料和方法

选择一名志愿者,基于临床情况对其上颌进行建模。治疗所用弓丝为 0.36 mm NiTi 预成型弓丝(无预应力),托槽为西湖巴尔不锈钢托槽。首先建立初始弓丝模型,然后将托槽装配到弓丝上面,建立整体模型(见图 1),托槽用刚性体建模。

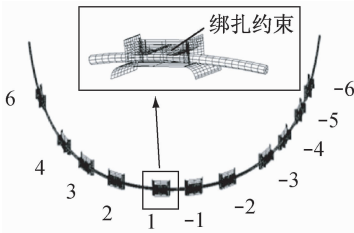


图1 弓丝有限元模型

Fig.1 Finite element model of the archwire

绑扎丝的约束用一个刚性面建模,该刚性面的位置由临床测量得出。通过牙齿印模制作临床矫治状态牙颌的石膏模型,通过激光扫描石膏模型和逆向软件 Imageware 得到托槽临床矫治位置和由初始位置移动到矫治位置的位移矩阵(见图 2)。由位移矩阵,使用有限元软件 MSC. Marc 模拟弓丝随同托槽从初始位置到矫治位置这个过程,获得矫治位置的正畸力。为研究弓丝移动路径对正畸力的影响,加载分为两种方式:① 同时移动所有托槽到矫治位

置(见图 3(a));② 逐次移动托槽,从右到左依次移动每个托槽到矫治位置(见图 3(b))。这两种方式移动均为空间一般刚体运动,位移矩阵由托槽的初始位置坐标和矫治位置坐标求得。

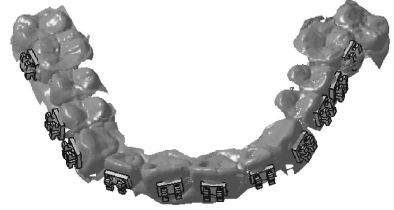
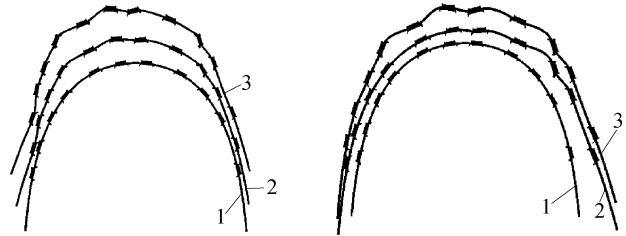


图2 托槽临床矫治位置的确定

Fig.2 Determination for the clinical position of brackets



(a) 同时移动各个托槽

(b) 逐次移动各个托槽

图3 加载方式示意图

Fig.3 Schematic of the loading modes (a) Move the brackets simultaneously, (b) Move the brackets one by one

1 为初始位置,2 为中间某个位置,3 为矫治位置

弓丝材料模型使用热-机械记忆合金模型,为增量形式的模型,增量总应变为

$$\Delta \boldsymbol{\varepsilon} = \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{el}} + \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{th}} + \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{pl}} + \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{ph}} \quad (1)$$

式中: $\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{el}}$ 为增量弹性应变, $\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{th}}$ 为增量热应变, $\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{pl}}$ 为塑性应变增量, $\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{ph}}$ 为相变应变增量,为奥氏体转变应变和马氏体去孪晶应变:

$$\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{ph}} = \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{trip}} + \Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{twin}} \quad (2)$$

式中:

$$\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{trip}} = \Delta f^{(+)} g(\boldsymbol{\sigma}_{\text{eq}}) \boldsymbol{\varepsilon}_{\text{eq}}^{\text{T}} \frac{3\boldsymbol{\sigma}'}{2\sigma_{\text{eq}}} + \Delta f^{(+)} \boldsymbol{\varepsilon}_I^{\text{T}} + \Delta f^{(-)} \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{ph}} \quad (3)$$

$$\Delta \boldsymbol{\varepsilon}^{\text{twin}} = \Delta f g(\boldsymbol{\sigma}_{\text{eq}}) \frac{3\boldsymbol{\sigma}'}{2\sigma_{\text{eq}}} \{ \boldsymbol{\sigma}_{\text{eq}} \} \{ \boldsymbol{\sigma}_{\text{eq}} - \boldsymbol{\sigma}_{\text{eff}}^{\text{g}} \} \quad (4)$$

$$\Delta f = \Delta f^{(+)} + \Delta f^{(-)} \quad (5)$$

式中: $\boldsymbol{\sigma}'$ 为偏应变张量, $\Delta f^{(+)}$ 为马氏体增加率, $\Delta f^{(-)}$ 为马氏体的减少率, $\boldsymbol{\varepsilon}_{\text{eq}}^{\text{T}}$ 为奥氏体转变为单晶马氏体产生的偏应变的等效应变, $\boldsymbol{\varepsilon}_I^{\text{T}}$ 为奥氏体转变为单晶马氏体的体积应变, $\boldsymbol{\sigma}_{\text{eff}}^{\text{g}}$ 为马氏体去孪晶化开始时

的等效应力。函数

$$g(\sigma_{eq}) = 1 -$$

$$\exp \left[ g_a \left( \frac{\sigma_{eq}}{g_0} \right)^{g_b} + g_c \left( \frac{\sigma_{eq}}{g_0} \right)^{g_d} + g_e \left( \frac{\sigma_{eq}}{g_0} \right)^{g_d} \right] \quad (6)$$

变量  $g_a \sim g_f$  采用有限元程序默认值。热膨胀系数采用式(7)计算:

$$a = (1 - f)a^A + fa^M \quad (7)$$

因为分析中温度设为室温 20 °C, 不计热膨胀效应。应力矩阵为

$$\Delta\sigma = L\Delta\varepsilon^{el} \quad (8)$$

式中:  $L$  为虎克弹性矩阵, 随记忆合金中马氏体和奥

氏体的比例变化, 为两种成分各自弹性矩阵的加权和, 即

$$L = L^A(1 - \xi_s) + L^M\xi_s \quad (9)$$

其中,  $\xi_s$  为马氏体体积分数。

金相转变温度随应力的变化采用以下公式计算:

$$\begin{aligned} M_s &= M_s^0 + \frac{\sigma_{eq}}{C_m}, & M_f &= M_f^0 + \frac{\sigma_{eq}}{C_m} \\ A_s &= A_s^0 + \frac{\sigma_{eq}}{C_a}, & A_f &= A_f^0 + \frac{\sigma_{eq}}{C_a} \end{aligned} \quad (10)$$

分析中所用的热-机械记忆合金模型材料参数如表 1 所示。

表 1 热-机械记忆合金模型材料参数<sup>[10]</sup>

Tab. 1 Parameters of the thermal-mechanical shape memory alloy model

弹性模量/GPa	相变温度/°C	相变参数/ MPa/°C	相变应变	屈服强度/MPa	泊松比
$E_M = 2\ 630$	$M_s^0 = 18.4, M_f^0 = 9$	$C_m = 8$	$\varepsilon_{eq}^T = 0.067$	$\varepsilon_m = 100$	0.3
$E_A = 6\ 700$	$A_s^0 = 34.5^\circ, A_f^0 = 49.0$	$C_a = 13.8$	$\varepsilon_s^T = 0.003$	$\varepsilon_a = 600$	

## 2 结果

分别对两种移动路径进行有限元分析, 经过多个增量步达到同一的正畸临床矫治状态, 计算得到该状态的弓丝正畸力系, 该正畸力系是在指定点上

的合成力系(该点可以任意指定, 本文中为托槽槽沟底面的中心点, 即托槽底板上表面的中心点)。求得的正畸力系各分量如表 2 所示。可以看出, 两种弓丝移动路径获得的正畸力系存在相当大的差异。

表 2 两种移动方式获得正畸力系

Tab. 2 Orthodontic force system obtained from two moving methods

牙齿	同时移动托槽						逐次移动托槽					
	$F_x/$ N	$F_y/$ N	$F_z/$ N	$M_x/$ (N·mm)	$M_y/$ (N·mm)	$M_z/$ (N·mm)	$F_x/$ N	$F_y/$ N	$F_z/$ N	$M_x/$ (N·mm)	$M_y/$ (N·mm)	$M_z/$ (N·mm)
6	0.06	0.10	-0.12	-1.08	1.43	-0.47	-0.03	0.06	-0.03	-0.80	0.77	-0.39
4	-3.46	-1.00	0.96	1.48	-8.37	0.11	-0.88	-0.70	-1.41	1.75	-6.06	0.46
3	-12.43	1.81	5.94	1.48	-29.00	1.86	0.02	0.59	1.44	3.09	-10.75	2.65
2	0.06	0.04	-3.89	0.29	1.25	1.76	0.16	0.28	0.45	-0.10	0.27	-0.41
1	3.61	-0.13	-0.32	1.77	31.65	-5.13	-4.01	0.56	0.80	0.32	7.24	-3.63
-1	3.72	-1.68	-11.88	-1.37	-11.39	3.91	1.61	-1.04	-5.06	-0.69	-4.35	0.60
-2	1.03	-0.86	4.76	-1.14	-5.05	2.35	-0.84	-0.58	1.47	-0.34	-0.68	1.19
-3	4.55	1.84	-1.08	0.05	16.23	-1.69	2.32	0.69	-3.02	-2.02	7.35	-0.40
-4	1.69	-0.20	7.85	1.48	6.40	0.02	1.98	-1.54	5.37	-5.61	0.56	1.36
-5	0.73	-0.13	-0.11	1.27	-0.95	0.24	1.96	1.53	-0.46	-6.72	-7.99	-0.01
-6	-0.82	0.14	-2.19	0.76	-5.00	-0.74	-3.75	1.55	0.94	-1.37	-8.99	-1.29

图 4 所示为弓丝上同一点在两种路径加载过程的中等应力-等效应变曲线, 各个点的时刻对应加载的增量步时间。可以看出, 同一节点沿不同路径

加载获得应力-应变曲线存在明显的差别, 即使对应同一应变状态, 其应力状态也不相同, 对应的弹性模量存在较大的差别。

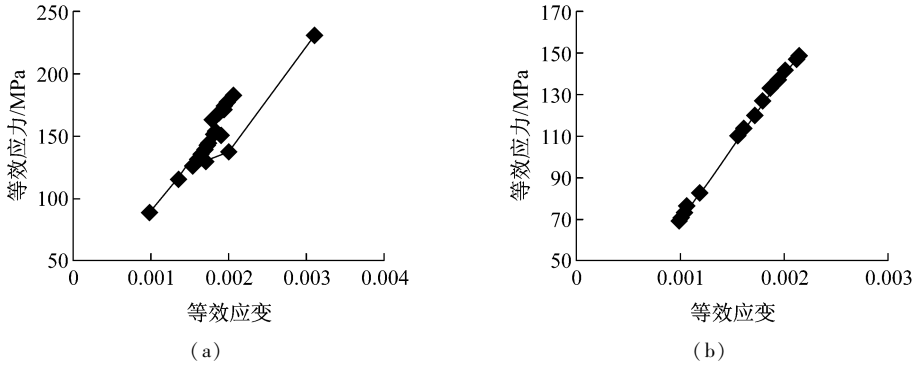


图4 同时移动托槽 (a) 和逐次移动托槽 (b) 获得的等效应变-等效应力曲线

Fig. 4 Equivalent stress- equivalent strain curves obtained through moving all brackets simultaneously (a) and through moving all brackets one by one (b)

弓丝安装到托槽上以后,牙齿在正畸力的作用下发生移动,对应于弓丝的一变形状态,其加卸载状态不确定。如果弓丝处于完全卸载状态,对应同一应变状态,影响应力状态的只有弓丝的马氏体分数,不同路径加载得到应力差异可能变小。为对这种情

况进行分析,在托槽移动到矫治位置后将托槽沿加载的反方向移动一个小的位移进行卸载,两种不同路径得到结果的相对差值((逐次移动结果-同时结果)/同时移动结果)如表3所示。可以看出,卸载后相对差值有所减少,仍然有相当大的差异。

表3 两种移动方式获得正畸力系的相对差值

Tab.3 Relative differences of the orthodontic force systems obtained from the moving methods

牙齿	无卸载不同路径相对差值						反向卸载不同路径差值					
	$F_x/$	$F_y/$	$F_z/$	$M_x/$	$M_y/$	$M_z/$	$F_x/$	$F_y/$	$F_z/$	$M_x/$	$M_y/$	$M_z/$
	N	N	N	(N·mm)	(N·mm)	(N·mm)	N	N	N	(N·mm)	(N·mm)	(N·mm)
6	-1.46	-0.34	-0.77	-0.26	-0.46	-0.15	-0.65	-0.26	-1.73	-0.25	-0.32	-0.19
4	-0.75	-0.30	-2.46	0.18	-0.28	3.40	-0.39	-0.19	0.18	-0.04	-0.24	1.55
3	-1.00	-0.68	-0.76	1.08	-0.63	0.42	2.73	1.53	-0.65	-0.08	-0.22	-0.28
2	1.44	5.39	-1.12	-1.35	-0.78	-1.23	3.75	-0.10	0.45	-1.16	-0.95	-1.31
1	-2.11	-5.12	-3.53	-0.82	-0.77	-0.29	0.59	3.93	-0.11	-0.80	-0.75	0.61
-1	-0.57	-0.38	-0.57	-0.50	-0.62	-0.85	-0.31	1.06	-0.24	-11.74	0.68	-0.96
-2	-1.82	-0.33	-0.69	-0.70	-0.87	-0.49	-0.11	-0.12	0.17	0.60	-0.74	0.30
-3	-0.49	-0.62	1.80	-43.12	-0.55	-0.76	-0.36	-0.48	-2.19	6.64	-0.44	-0.85
-4	0.17	6.64	-0.32	-4.80	-0.91	78.75	147.95	-8.19	61.55	-5.03	-0.99	-12.34
-5	1.69	-13.16	3.26	-6.29	7.39	-1.03	-0.43	-6.62	-1.74	-6.31	11.55	-0.13
-6	3.59	10.47	-1.43	-2.80	0.80	0.74	0.31	-2.01	-1.39	-0.90	-0.02	0.08

### 3 讨论

常温下未加载的记忆合金弓丝为单一奥氏体,当温度升高超过马氏体相变开始温度后,奥氏体开始转变为马氏体。在记忆合金弓丝加载过程中,马氏体相变开始温度随着的应变增加而升高,一旦应力使马氏体相变开始温度升高到环境温度,奥氏体开始转变为马氏体,马氏体的分数发生改变。记忆

合金的弹性模量为马氏体和奥氏体弹性模量的加权和,马氏体和奥氏体的弹性模量不同,故记忆合金的弹性模量与马氏体的分数有关,马氏体的分数发生变化,记忆合金材料的整体力学性能随之发生变化。在卸载的过程中正好相反,马氏体会转变成奥氏体,也会改变记忆合金的力学性能,但马氏体相变开始温度和奥氏体相变开始温度不同,故马氏体的分数还与弓丝的加卸载状态相关。

在弓丝沿不同路径加载时,记忆合金弓丝应变状态的变化过程不同,导致弓丝加载到最终位置的马氏体分数不同;因此,两种情况下弓丝的弹性模量不同,得到的正畸力大小不一致,使得记忆合金弓丝产生的正畸力表现出与弓丝变形路径的相关性。本研究表明,弓丝在正畸临床范围的变形中,产生的正畸力与变形路径的相关性非常明显,仅仅复制弓丝的临床变形状态不能保证测量的正畸力结果是准确的。如果弓丝材料为与加载历史无关的弹性材料,加载过程中弓丝的力学性能不发生变化,只要弓丝的最终变形状态是一致的,弓丝施加到托槽上的正畸力就是一致的。如果记忆合金弓丝的应力不超过相变应力,或者加载引起记忆合金相变不大,记忆合金的力学性能不会发生明显的变化,由弓丝的变形状态仍然可以较准确地确定正畸力的大小。由于弓丝的变形状态可以由托槽的位置确定(相当于通过插值法确定一条曲线),对于线弹性材料的弓丝和加载力不引起相变的记忆合金弓丝,该方法是有用的。

从本文的分析可以看出,弓丝加载后再部分卸载,弓丝变形历史对当前正畸力计算的影响会减少,在仿真计算中将弓丝过变形然后卸载到临床状态,有益于获得正确的弓丝正畸力。总体上来说,临床中弓丝在刚绑扎到托槽上时变形最大,矫治的过程是弓丝变形逐渐恢复的过程,但弓丝局部在某些时段可能由于内部应力的重新分布导致局部应力增大。因此,虽然是整体的卸载过程,但并不是每段弓丝都在卸载,部分弓丝仍然会处于一种加载状态,对应于这时的弓丝变形状态,应变状态仍然不唯一,从而产生的正畸力系不唯一。同时,对应卸载之前弓丝变形状态,有无穷多可能的应力状态,导致该卸载应变状态对应的马氏体分数可能有多种,在卸载到另外一个应变状态时,马氏体分数不能达到一个统一的值。因此,仅仅依靠当前的弓丝形态无法准确得到弓丝的应变。除非追踪弓丝从零应变状态开始的变形过程,否则难以获得准确的结果。

综上所述,对于超弹性合金弓丝产生的正畸力,采用体外实验和有限元仿真的方法来求解时,在难以准确确定弓丝的加卸载状态的情况下,需采用较多的增量步,较精确地追踪弓丝变形的历史,否则无法获得正确的弓丝正畸力。通过增加临床中记录托

槽位置的次数,在仿真实验中对每个位置进行追踪,将获得较好的结果。对于体外实验,精确追踪托槽的位置需要对测量头进行6个自由度的复杂控制,实现难度较大。记忆合金弓丝的应变和应力状态不——对应的特性,对于精确控制正畸力的情况是不适合的,临床情况一般也仅将其用在牙齿初始排齐阶段。后期矫治用不锈钢等线弹性材料情况下,可以不考虑弓丝的变形历史,容易地确定正畸力。

#### 参考文献:

- [1] Bergius M, Berggren U, Kiliaridis S. Experience of pain during an orthodontic procedure [J]. *Eur J Oral Sci*, 2002, 110(2): 92-98.
- [2] Mengoni M, Ponthot JP. Isotropic continuum damage/repair model for alveolar bone remodeling [J]. *J Comput Appl Math*, 2010, 234(7): 2036-2045.
- [3] Lapatki GB, Oliver P. Smart brackets for 3D-force-moment measurements in orthodontic research and therapy- developmental status and prospects [J]. *J Orofac Orthop*, 2007, 68(5): 377-396.
- [4] Alexander D, Vardimon AD, Robbins D, et al. In-vivo von mises strains during invisalign treatment [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2010, 138(4): 399-409.
- [5] Fuck LM, Drescher D. Force systems in the NiTiAl phase of orthodontic treatment -A comparison of different leveling archwires [J]. *J Orofac Orthop*, 2006, 67(1): 6-18.
- [6] Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, et al. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth [J]. *Angle Orthod*, 2009, 79(5): 928-933.
- [7] Badawi HM, Toogood RW, Carey JP, et al. Three-dimensional orthodontic force measurements [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2009, 136(4): 518-28.
- [8] Sung SJ, Baik HS, Moon YS, et al. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2003, 123(4): 441-450.
- [9] Lisniewska-Machorowska B, Cannon J, Williams SC, et al. Evaluation of force systems from a "free-end" force system [J]. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 2008, 133(6): 791.e1-e10.
- [10] Burton DS, Gao X, Brinson LC. Finite element simulation of a self-healing shape memory alloy composite [J]. *Mech Mater*, 2006, 38(5-6): 525-537.