

DOI: 10.3901/JME.2018.17.028

# 具有折展与变刚度特征的 NOTES 手术器械臂\*

张国凯<sup>1,2</sup> 马家耀<sup>1,2</sup> 尚祖峰<sup>1,2</sup> 陈焱<sup>1,2</sup> 由衷<sup>3</sup> 易波<sup>4</sup> 王树新<sup>1,2</sup>

- (1. 天津大学机构理论与装备设计教育部重点实验室 天津 300350;
2. 天津大学机械工程学院 天津 300350;
3. 英国牛津大学工程科学系 牛津 OX1 3PJ 英国;
4. 中南大学湘雅三医院普外科 长沙 410013)

**摘要:** 自然腔道手术(Natural orifice transluminal endoscopic surgery, NOTES)具有恢复快、创伤小、疼痛轻等优点,在临床应用潜力巨大。为适应人体复杂腔道环境,NOTES 中常采用长器械臂为手术工具提供通路及支撑。现有的器械臂往往尺寸较大且刚度低,不能满足 NOTES 的要求。提出一种可折展、变刚度的器械臂,采用编织结构作为骨架实现径向折展,同时借助包覆在编织结构交叉点处的热熔胶实现刚度调节。建立了器械臂的数学模型,得到了柔态和刚态下的刚度解析表达式。试验结果表明,通过加热及冷却热熔胶,器械臂可以实现刚柔两态转化,其刚度比接近 20,并且转换时间小于 30 s,同时可以实现约 2 倍的径向展开比。

**关键词:** 自然腔道手术; 编织结构; 可变刚度; 展开比; 器械臂

**中图分类号:** TH112

## Deployable Manipulator with Tunable Stiffness for Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery

ZHANG Guokai<sup>1,2</sup> MA Jiayao<sup>1,2</sup> SHANG Zufeng<sup>1,2</sup> CHEN Yan<sup>1,2</sup>  
YOU Zhong<sup>3</sup> YI Bo<sup>4</sup> WANG Shuxin<sup>1,2</sup>

- (1. Key Laboratory of Mechanism Theory and Equipment Design of the Ministry of Education, Tianjin University, Tianjin 300350;
2. School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350;
3. Department of Engineering Science, University of Oxford, Oxford OX1 3PJ, UK;
4. The Third Xiangya Hospital of Central South University, Changsha 410013)

**Abstract:** Natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) has great potential in clinical applications due to its shorter and better recoveries, less trauma and postoperative pain compared with open surgery. In NOTES, a long manipulator is always placed through a tortuous human orifice to create a channel for surgical instruments and provide support when they are operated. Currently most manipulators have a large profile and low stiffness, and therefore are not able to meet the requirements of NOTES. A new deployable manipulator with tunable stiffness is proposed. The manipulator takes a braided structure to achieve radial deployment/folding, whereas hot melt adhesive is placed at the intersection points of the structure to adjust its stiffness. A mathematical model is built to calculate the stiffness in the rigid and flexible states, respectively. Experimental results demonstrate that by heating and cooling the adhesive, a flexible and a rigid states are achieved, and the ratio of bending stiffness in the rigid state to that in the flexible state reaches around 20. The stiffness switch is complete in less than 30 s. In addition, a deployable over folding ratio of around 2 is also achieved.

**Key words:** natural orifice transluminal endoscopic surgery; braided structure; tunable stiffness; deployment/folding ratio; manipulator

## 0 前言

微创手术(Minimally invasive surgery, MIS)是通

过病人体表的微小切口或自然腔道,利用细长的手术工具探入人体内进行手术操作<sup>[1]</sup>。随着科学技术的发展,微创手术模式也经历着由腹腔镜手术到单孔手术,再到自然腔道手术(Natural orifice transluminal endoscopic surgery, NOTES)的术式革新<sup>[2]</sup>。与传统手术相比,微创手术具有创伤小、疼痛轻、恢复快等

\* 国家自然科学基金资助项目(51290293, 51575377)。20180117 收到初稿, 20180425 收到修改稿

优点, 腹腔镜手术已被广泛应用于临床中<sup>[3-4]</sup>。而 NOTES 能够实现无瘢痕手术, 使得微创手术的优点进一步扩大<sup>[4]</sup>, 因而具有良好的发展前景。

但是目前 NOTES 尚有很多技术难题没有得到有效解决, 导致其未能在临床上广泛应用。其中一非常重要的问题就是手术工具。在 NOTES 中, 需要先将一个中空的内器械臂沿人体自然腔道伸入体内到达病灶处, 再将末端手术工具沿器械臂内腔进入体内固定在器械臂末端进行相关手术操作。因此器械臂的两个主要功能是为末端工具进入体内提供通道和为末端工具的操作提供相应的固定支撑。前者要求器械臂内部必须有足够的空间来包含末端工具, 后者要求器械臂自身必须具备较大的刚度。然而基于内窥镜的器械臂为了能安全顺利进入和离开病人弯曲的自然腔道, 要求其外径尺寸尽量小而且结构具有相当的柔性。由此可见器械臂在进出自然腔道和实施手术的两个过程中存在着刚度矛盾和尺寸矛盾。

对于刚度矛盾, 传统刚性手术工具因其不具备可变形的功能而无法适应复杂的人体腔道; 而柔性工具<sup>[5-8]</sup>刚度不足, 导致器械操作力不足, 且缺乏稳定性, 精度难以保证<sup>[4, 9]</sup>。手术过程中采用具有可变刚度的器械臂是解决手术器械刚度矛盾的有效方法<sup>[2, 4, 10]</sup>, 目前已有多种变刚度机制被提出: ① 利用磁流变和电流变材料实现刚度转变。这种材料已被应用于机器人领域中<sup>[11-12]</sup>, 但是其刚度较小, 难满足 NOTES 需求<sup>[10]</sup>; ② 通过增大丝张紧力, 增加结构单元间摩擦力也可以提高结构刚度<sup>[5, 9]</sup>。但是其要求结构具有较高强度承受丝的张力, 因此很难制成紧凑结构; ③ 利用相变材料调节器械刚度。目前已有依此原理设计成的微创手术器械<sup>[13-15]</sup>, 可以实现较大的刚度比, 但是响应时间过长, 其应用具有较大的局限性; ④ 借助负压使颗粒材料挤压实现变刚度<sup>[16-17]</sup>, 但是其往往需要占用较大体积; ⑤ 通过气压或液压控制, 借助摩擦或形锁合实现可变刚度, 目前已有多种变刚度器械臂依据此类原理设计成功<sup>[10, 18-20]</sup>; ⑥ 通过聚合物多重转变<sup>[21]</sup>以及形状记忆聚合物相态转变<sup>[22]</sup>同样可以实现可变刚度。

对于尺度矛盾, 现有的变刚度器械臂都不具有可变尺度, 难以解决这一问题。而折展结构的概念可以为 NOTES 器械的设计提供一个新思路。折展结构是一种在满足基本承载要求的前提下, 能够大尺寸改变其几何形状的新型结构, 广泛应用于航空航天<sup>[23-24]</sup>, 植入式医疗器械<sup>[25]</sup>等领域。作为一种典型的折展结构, 编织管是一种由多股

螺旋线编织缠绕形成的管状结构<sup>[26]</sup>。与传统机械弹簧相比, 编织线的螺旋角, 即编织角较大, 因此具有良好的径向折展特性。此外, 编织管还具有壁薄, 柔顺性好, 结构稳定等特点<sup>[27]</sup>, 非常适合 NOTES 环境。但是编织管的编织线相互搭接, 仅靠摩擦力束缚, 因此其刚度较低, 难以作为末端手术工具提供足够支撑。

针对目前 NOTES 手术工具存在的问题, 提出了一种新型可折展、变刚度器械臂。器械臂采用编织管作为主体结构实现径向折展, 并且在编织管交叉节点处包覆热熔胶实现刚度可调, 从而同时解决刚度矛盾和尺度矛盾。

## 1 结构与模型制造

### 1.1 结构设计

折展变刚度器械臂主体采用编织管结构。编织管由左右旋编织线交错缠绕而成, 其几何尺寸由编织线直径  $d$ , 编织线股数  $n$ , 编织角  $\beta$ , 编织管直径  $D$  以及长度  $L$  决定。其几何结构如图 1 所示。螺旋线圈数  $c$ , 编织线长  $l_w$ , 可以通过下式计算得到

$$\begin{cases} c = L / (\pi D \tan \beta) \\ l_w = c \pi D / \cos \beta \end{cases} \quad (1)$$

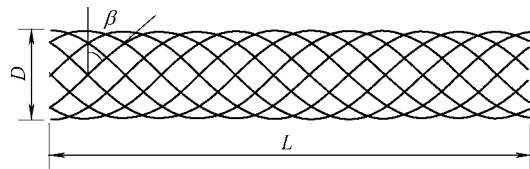


图 1 编织管几何结构

当编织角  $\beta$  变化时, 编织管长度及直径会随之变化, 从而实现径向折展。变形过程中编织线长度可以认为不变, 因此有

$$l_w = \frac{c \pi D}{\cos \beta} = \frac{c \pi D'}{\cos \beta'} \quad (2)$$

其中变形后的参数用上角标“'”标识。简化式(2), 可得变形后的编织管直径的表达式

$$D' = \frac{\cos \beta'}{\cos \beta} D \quad (3)$$

理论上, 编织角  $\beta$  变化范围为  $0^\circ \sim 90^\circ$ , 当其趋于下限  $0^\circ$  时, 直径最大, 为  $D / \cos \beta$ ; 当其趋于上限时, 直径最小, 趋于  $2d$ 。因此编织管理论最大径向展开比, 即最大最小直径之比, 可表示为

$$r = \frac{D}{2d \cos \beta} \quad (4)$$

由于编织线在交叉节点可以相对运动, 编织管

整体刚度较差。针对这一问题，利用热熔胶包覆交叉节点的方法来调整结构刚度。热熔胶是一种可以在加热时软化，呈现可塑状态，而降至常温后呈现固态的材料<sup>[28]</sup>。在可塑状态下，热熔胶对编织管交叉节点约束较小，编织管刚度低；在固态时，热熔胶能够完全限制交叉点的相对运动，从而大大提高编织管的刚度。此外，热熔胶可以多次进行硬化软化循环，有利于结构的重复使用。

### 1.2 模型制造

为了验证折展变刚度器械臂的可行性，设计并制造了具有表1中几何参数的物理模型。制作物理模型所采用的编织线为聚酯类毛细管，其室温及60℃下弹性模量分别为1350.4 MPa、463.8 MPa；使用的热熔胶为TPU，经测定其软化温度为48.8℃。模型制造过程为：①利用3D打印制作一表面带有12个螺旋沟槽的圆柱状模具(图2a)；②沿沟槽交叉缠绕中空管状编织线，形成编织管(图2b)；③对编织管进行加热处理以定型，加热温度为100℃，时间为20s(图2c)；④将编织管从模子上取下，在交叉点处粘覆约为0.05 cm<sup>3</sup>的热熔胶，并将各股编织线端部用硅胶管相连形成一通路(图2d)。器械臂刚度变化通过在中空编织线内进行冷、热水循环实现。编织线与液泵相连，通入低于热熔胶软化温度的冷水时，热熔胶变为固态，器械臂呈现刚态；通入高于热熔胶软化温度的热水时，热熔胶变为可塑态，器械臂呈现柔态。器械臂的刚度控制系统如图3所示。

表1 模型几何参数

参数	数值
直径 $D/\text{mm}$	22.68
长度 $L/\text{mm}$	138.00
编织角 $\beta/(\text{°})$	47.32
股数 $n$	12
编织线外径 $d/\text{mm}$	1.40
编织线内径 $d_i/\text{mm}$	0.90

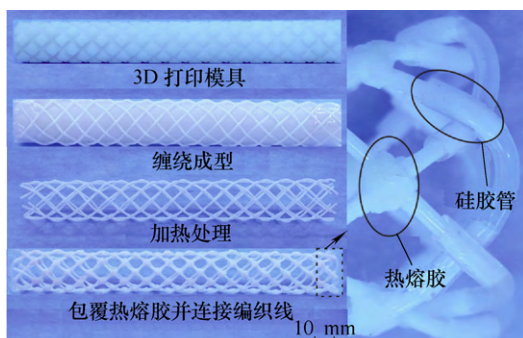


图2 模型制造过程

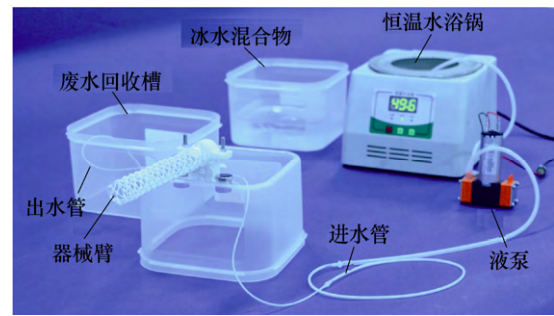


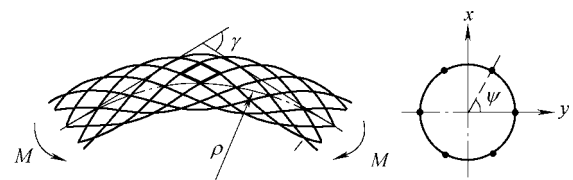
图3 器械臂刚度控制系统

## 2 抗弯刚度理论分析

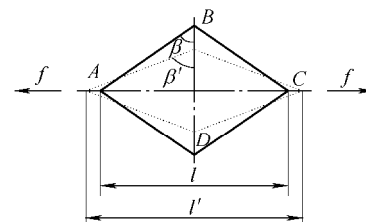
器械臂的抗弯刚度决定其能否为手术工具提供足够支撑，是器械臂的主要评价指标。在纯弯曲状态下，建立器械臂的力学模型，得到其在柔态和刚态下的抗弯刚度。

### 2.1 柔态下抗弯刚度

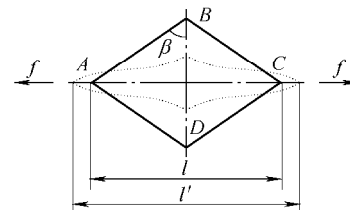
长度为  $L$  的编织管在纯弯曲变形下的形状如图4a所示。此时编织管的弯曲角度为  $\gamma$ ，曲率半径为  $\rho$ ，并且有  $\rho=L/\gamma$ 。当器械臂处于柔态时，热熔胶处于可塑状态。此时编织管的交叉节点处允许发生相对转动，但由于热熔胶对节点有一定的约束作用，转动过程会导致热熔胶发生变形。因此弯矩做功一部分用于使编织管变形，一部分用于使热熔胶变形。假设两部分变形相互独立，则器械臂的抗弯刚度等于编织管的刚度与热熔胶的刚度之和。下面将对这两部分刚度分别讨论。



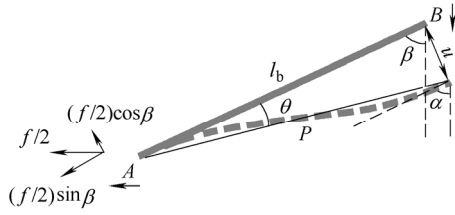
(a) 结构弯曲变形侧视图及截面图



(b) 柔态下菱形单元变形形式



(c) 刚态下菱形单元变形形式



(d) 刚态下菱形单元受力分析

图4 结构弯曲变形

对于编织管部分,做如下假设:①每股编织线简化为一根螺旋弹簧,并且各股编织线无相互作用;②弯曲过程中编织角变化很小。根据 WAHL<sup>[29]</sup>及张英会<sup>[30]</sup>的弹簧理论,编织管的抗弯刚度为所有编织线抗弯刚度的和,其表达式为

$$EI_1 = \frac{2nEI \sin \beta}{1 + \sin^2 \beta + \frac{EI}{GI_p} \cos^2 \beta} \quad (5)$$

式中,  $I$  和  $I_p$  分别为编织线的惯性矩与极惯性矩;  $E$  和  $G$  分别为编织线的弹性模量及切变模量。

对于热熔胶部分,由于其主要作用是约束编织管交叉节点处的相对转动,可以将其简化为一个劲度系数为  $k$  的线性扭簧。而每个交叉节点的编织角变化量可以通过编织管在纯弯曲下的几何关系得到。以菱形单元  $ABCD$  为例,其变形前后的形状分别用图 4b 中的实线及虚线表示。考虑节点在编织管周向的位置可以用图 4a 中的横截面周向角  $\psi$  表示,菱形单元变形前后有几何关系式

$$\begin{cases} l'/l = 1 + D \cos \psi / 2\rho \\ 2\pi D / n = l / \tan \beta = l' / \tan \beta' \end{cases} \quad (6)$$

式中,  $l$  与  $l'$  为菱形单元变形前后沿编织管轴向长度。整理式(6)可得

$$\tan \beta' - \tan \beta = \frac{\gamma D \tan \beta \cos \psi}{2L} \quad (7)$$

由于弯曲时编织角的变化较小,式(7)可简化为

$$\beta' - \beta = \frac{\gamma D \sin 2\beta \cos \psi}{4L} \quad (8)$$

则节点处的相对转动为  $2(\beta' - \beta) = \frac{\gamma D \sin 2\beta \cos \psi}{2L}$ 。

根据虚功原理<sup>[31]</sup>,有

$$\frac{1}{2} M \gamma = \sum \frac{1}{2} k (2\beta' - 2\beta)^2 \quad (9)$$

根据材料力学<sup>[32]</sup>可以求得由全部  $cn^2/2$  个节点处的热熔胶变形提供的抗弯刚度为

$$EI_2 = \frac{M}{\gamma} = \frac{kD^2 \sin^2 2\beta \sum_i^{cn^2/2} \cos^2 \psi_i}{4L} \quad (10)$$

将编织线和热熔胶的抗弯刚度线性叠加,可以得到

柔态下器械臂的抗弯刚度  $EI_f$  为

$$EI_f = \frac{2nEI \sin \beta}{1 + \sin^2 \beta + \frac{EI}{GI_p} \cos^2 \beta} + \frac{kD^2 \sin^2 2\beta \sum_i^{cn^2/2} \cos^2 \psi_i}{4L} \quad (11)$$

## 2.2 刚态下抗弯刚度

当器械臂处于刚态时,热熔胶处于固态,可以认为其不可变形。此时各股编织线不再相对独立,而是在交叉节点处被完全固定,因此整个结构可以简化为由多个菱形单元刚性连接成的薄壁圆管结构。仍以菱形单元  $ABCD$  为例,由于其处于中性轴上方,因此受拉伸变形,假设其两端受拉力  $f$ 。菱形单元每条边可视为刚性连接,考虑梁  $AB$ ,其受力分析见图 4d。梁  $AB$  的长度可以根据编织管几何参数由式(12)得到

$$l_b = \frac{\pi D}{n \cos \beta} \quad (12)$$

根据梁变形前后的形状可以得到以下的几何关系

$$\begin{cases} u = 2l_b \sin(\theta/2) \\ \theta = \alpha - \beta \\ (l' - l)/2 = l_b (\sin \alpha - \sin \beta) \end{cases} \quad (13)$$

式中,  $u$  为  $B$  点相对  $A$  点的挠度,  $\theta$  为梁转角。式(13)可化简为

$$u = 2l_b \sin \frac{\arcsin\left(\frac{(l' - l)}{2l_b} + \sin \beta\right) - \beta}{2} \quad (14)$$

由于菱形单元的对称性,承受拉力时  $A$  点水平方向移动而  $B$  点竖直方向移动。 $P$  为梁  $AB$  中点,  $AP$  与  $BP$  旋转对称,因此一根梁可视为两段相同的悬臂梁模型。将  $f/2$  正交分解,由于梁轴向刚度大,因此忽略梁轴向分力,而只剩垂直梁轴向分力。根据材料力学悬臂梁模型<sup>[32]</sup>,可得

$$f/2 = \frac{12uEI}{l_b^3 \cos \beta} \quad (15)$$

合并式(14)、(15),可得

$$f = \frac{48EI}{l_b^2 \cos \beta} \sin \frac{\arcsin\left(\frac{(l' - l)}{2l_b} + \sin \beta\right) - \beta}{2} \quad (16)$$

同样采用纯弯曲的受力模型分析结构的抗弯刚度。在纯弯曲状态下,每个梁沿管轴向的变形量为

$$l' - l = \frac{\gamma D l_b \sin \beta \sin \psi}{L} \quad (17)$$

作用在结构上的力矩可表示为

$$M = \sum_i^{n/2} \frac{D}{2} f_i \sin \psi_i \quad (18)$$

根据材料力学原理, 结构抗弯刚度为

$$EI_r = \frac{ML}{\gamma} = \frac{12n^2 EIL \cos \beta}{\gamma \pi^2 D} K \quad (19)$$

$$K = \sum_i^n \sin \frac{\arcsin \left( \sin \beta \left( \frac{\gamma D \sin \psi_i}{2L} + 1 \right) \right) - \beta}{2} \sin \psi_i$$

当弯曲角度比较小, 即  $\gamma$  比较小, 根据等价无穷小原理, 式(19)可化简为

$$EI_r = \frac{3n^3 EI \sin \beta}{2\pi^2} \quad (20)$$

由式(20)可知, 刚态下抗弯刚度与  $\sin \beta$ ,  $E$ ,  $n^3$ ,  $I$  成正比。实际应用中,  $\beta$  通常在  $30^\circ \sim 60^\circ$  范围内, 因此改变  $\beta$  对刚度最大影响仅约为  $\sin 60^\circ / \sin 30^\circ \approx 1.7$  倍, 效果并不明显。而增加股数  $n$  可以大幅提升刚态下的抗弯刚度; 而柔态下抗弯刚度与股数的关系如式(11)所示, 股数对柔态刚度影响相对较小, 因此提高股数还有利于提升刚柔两态的刚度比。

### 3 试验

#### 3.1 抗弯刚度

为了测试器械臂在刚态和柔态下的抗弯刚度, 以及验证理论分析的正确性, 利用 Instron 5982 力学试验机对器械臂物理模型在刚柔两态下的抗弯刚度进行了试验研究。由于实际手术操作时操作力常作用在器械末端, 因此采用悬臂梁模型来测试结构的抗弯刚度。试验设置如图 5 所示, 结构一端固定, 另一端通过连接在试验机牵引端的拉力线加载。加载速度为  $5 \text{ mm/min}$ , 最大挠度为  $20 \text{ mm}$ 。试验机采用的传感器量程及精度分别为  $100 \text{ N}$  及  $0.01 \text{ N}$ 。试验中挠度及作用力通过试验机自动读取。柔态试验

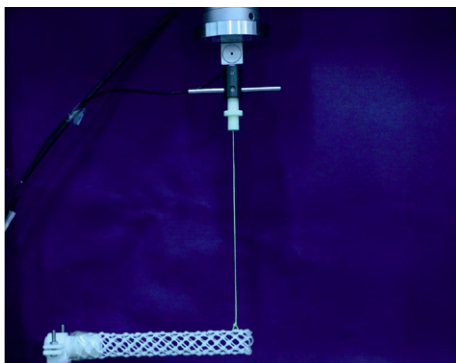


图5 试验设置

时, 编织线中通入  $60^\circ \text{C}$  的水; 刚态试验时, 通入  $20^\circ \text{C}$  的水。

器械臂在柔态下的作用力-挠度试验曲线如图 6 所示。从图中可以看到整个加载过程中作用力与挠度近似为线性关系, 通过线性拟合可以得到其斜率

$$s = \frac{F}{y} \quad (21)$$

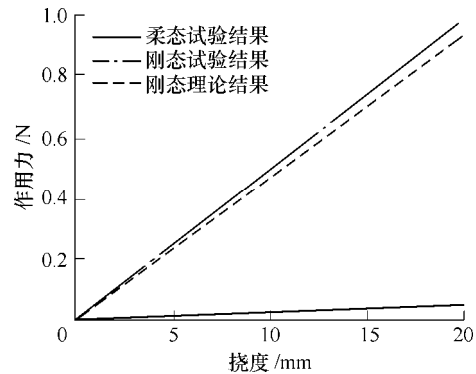


图6 抗弯刚度结果

根据材料力学悬臂梁挠度计算公式<sup>[32]</sup>

$$EI = \frac{L^3}{3} \frac{F}{y} \quad (22)$$

联立式(21)、(22)可以计算出柔态下的抗弯刚度  $EI_r = 22.4 \text{ N}\cdot\text{cm}^2$ 。根据式(11)可以得到热熔胶的扭簧模型劲度系数  $k = 29.5 \text{ N}\cdot\text{mm/rad}$ 。

器械臂在刚态下的作用力-挠度曲线如图 6 所示。与柔性结果相似, 作用力与挠度关系接近线性关系。用同样的方法可以计算出器械臂在刚态下的抗弯刚度  $EI_r = 428.3 \text{ N}\cdot\text{cm}^2$ , 是柔态下的 19.1 倍, 展现了该变刚度方法的有效性。医用内窥镜的抗弯刚度通常在  $160 \sim 240 \text{ N}\cdot\text{cm}^2$  的范围内<sup>[33]</sup>。折展变刚度器械臂在柔态时远低于此范围, 而刚态时高出此范围, 从而表明了其用于 NOTES 手术的可行性。

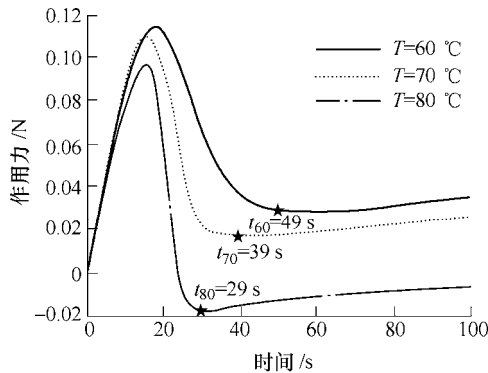
器械臂在刚态下的抗弯刚度理论值可以通过公式(20)得到。对于试验采用的模型, 理论计算其抗弯刚度为  $407.7 \text{ N}\cdot\text{cm}^2$ , 与试验结果的误差仅为 4.81%, 从而验证了理论分析的准确性。将抗弯刚度理论值代入式(22)即可得到作用力-挠度理论曲线。从图 6 中可以看出, 刚态下的试验曲线与理论曲线非常吻合。同时由式(20)可知, 提高刚态下的抗弯刚度最有效的方法是增加编织线股数  $n$ 。对于软组织手术操作, 需要的操作力最大值约为  $2.5 \text{ N}$ <sup>[34]</sup>。把此物理模型的股数提高到 24 股, 材料换为钢( $E = 200 \text{ GPa}$ ), 且直径为  $20 \text{ mm}$ , 长为  $400 \text{ mm}$ 。在  $2.5 \text{ N}$  载荷作用下, 通过式(20)、(22)可以计算其理论挠度仅为  $2.16 \text{ mm}$ , 证明此器械臂可以提供足够的抗弯刚度。

### 3.2 响应时间

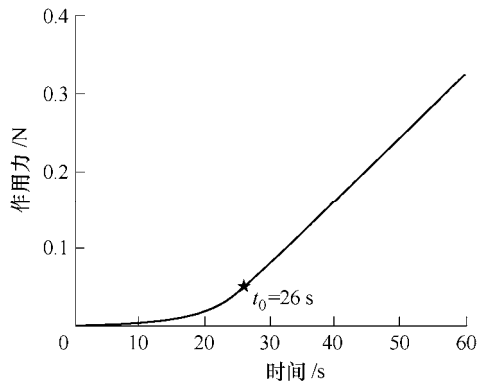
响应时间试验同样基于悬臂梁模型试验。在对器械臂自由端施加荷载的同时，向编织线内通入冷水和热水，控制结构变硬变软。整个过程中抗弯刚度是变化的，刚度稳定所需要的时间，即为响应时间。试验加载速度依旧为匀速 5 mm/min。

首先考虑刚态到柔态响应时间。图 7a 展示了分别通入 60 °C, 70 °C 和 80 °C 水时的作用力-软化时间曲线。从图 7 中可见，在前 15 s 内，作用力与作用时间(挠度)呈线性关系，抗弯刚度几乎没有变化，这是因为热水需要一定时间来布满整个结构中。随后热传递开始，作用力的值迅速下降。通入的水温度越高，作用力下降越明显。最后，整个系统温度稳定，结构刚度也趋于常值。取作用力降到最低值的时间作为响应时间，对于 60 °C, 70 °C 和 80 °C 水，软化时间分别为：49 s, 39 s 和 29 s。需要说明的是，在 80 °C 水试验时作用力出现了负值。这是由于在加载之前需要对试验机进行调零，此时试验机对器械臂有一个很小的拉力，而结构软化后，此初始微小拉力被释放，因而出现了负值，此现象对响应时间的测量无影响。

对于硬化时间，只测试了效率最高的 0 °C 水，试验结果如图 7b 所示。通入冷水过程，结构刚度逐渐提升，最终作用力与作用时间(挠度)呈现近似线性关系，证明结构刚度已稳定，硬化时间为 26 s。



(a) 软化时间试验结果



(b) 硬化时间试验结果

图 7 响应时间实验结果

由刚态到柔态转化试验结果可知，响应过程可分为两步。第一步中，水逐渐填充整个系统。这一步所需要的时间主要取决于水流流速  $v$ ，它由下式确定

$$v = V / A = 4V / \pi d_i^2 \tag{23}$$

式中， $V$  为液泵的排量。对于一个几何尺寸确定的器械臂，流速由液泵排量唯一确定。在此响应时间测试中，液泵的排量为 49.35 mL/min，选用一个排量更大的液泵会显著缩短响应时间。

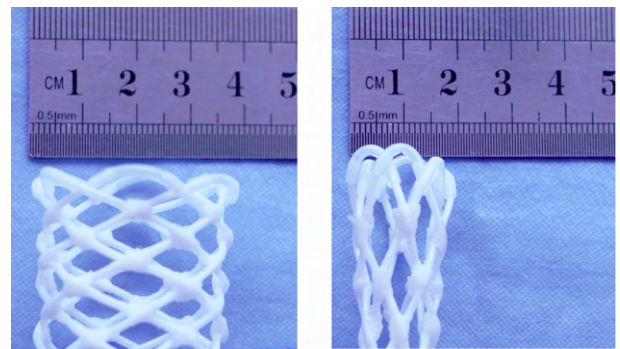
第二步中，热传递全面进行，响应时间取决于编织线单位长度的热流量，它由式(24)确定<sup>[35]</sup>

$$\phi = \frac{\pi(t_{\text{water}} - t_0)}{1 / hd_i + \ln(d / d_i) / 2\lambda} \tag{24}$$

式中， $t_{\text{water}}$  和  $t_0$  分别为水温和环境温度。温差越大，热流密度越大，响应速度越快。 $d_i, d$  分别为编织线内外径， $\lambda$  为导热系数， $h$  为传热系数。具有较大  $d_i$ 、 $\lambda$  及  $h$ ，较小  $d$  有利于缩短响应时间。

### 3.3 展开比

器械臂处于柔态时，热熔胶的影响有限，结构保持编织管的特性。编织管具有极好的伸缩性，其伸缩性能：最大径向展开比可由式(4)可确定。对结构施加轴向力，其径向尺度会发生显著变化。图 8 展示了同一器械臂大、小直径两种状态，经测量其外径分别为 35 mm 及 18 mm，展开比为 1.94。此处，从图 8 中可以看到在两种直径状态下，编织线均尚未接触，仍有继续折展的空间。



(a) 大直径状态

(b) 小直径状态

图 8 器械臂不同直径状态

## 4 结论

(1) 针对 NOTES 手术器械臂需求的刚度矛盾和尺度矛盾，设计了一种具有可变刚度及可变尺度的折展变刚度器械臂。器械臂主体采用编织结构，在柔态下具有良好的柔顺性和径向折展特性，能够安全顺利进出人体形状复杂的自然腔道，在刚态下，

能够为手术末端器械提供足够的支撑力。器械臂在编织结构交叉节点处包覆热熔胶,通过冷热水循环实现整体结构刚柔转换。理论研究和试验结果表明,折展变刚度器械臂能够实现 20 倍的刚度比和 2 倍的展开比,较好地解决了 NOTES 手术器械臂的两对矛盾。

(2) 目前使用的器械臂刚柔转化方式设计简单,可靠性好,但是转化速度还有待进一步提升,寻找更为快速有效的刚柔转化方式是今后的一个研究方向。此外,新型器械臂的驱动和控制也是决定其能否用于实际手术的关键问题,因此驱动和控制的选择和设计也将是今后研究的主要方向。

### 参 考 文 献

- [1] 李建民,王树新,张建勋,等. 微创手术机器人控制策略[J]. 天津大学学报, 2011, 44(10): 884-889.  
LI Jianmin, WANG Shuxin, ZHANG Jianxun, et al. Control strategies of minimally invasive surgery robot[J]. Journal of Tianjin University, 2011, 44(10): 884-889.
- [2] FLORA E D, WILSON T G, MARTIN I J, et al. A review of natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) for intra-abdominal surgery: Experimental models, techniques, and applicability to the clinical setting[J]. *Annals of Surgery*, 2008, 247(4): 583-602.
- [3] 王树新,王晓菲,张建勋,等. 辅助腹腔微创手术的新型机器人“妙手 A” [J]. 机器人技术与应用, 2011(4): 17-21.  
WANG Shuxin, WANG Xiaofei, ZHANG Jianxun, et al. A new type of assisted robot in minimally invasive endoscopic surgery “MicroHand A” [J]. *Robot Technique and Application*, 2011(4): 17-21.
- [4] ZUO S, WANG S. Current and emerging robotic assisted intervention for NOTES[J]. *Expert Review of Medical Devices*, 2016, 13(12): 1095-1105.
- [5] THOMPSON C C, RYOU M, SOPER N J, et al. Evaluation of a manually driven, multitasking platform for complex endoluminal and natural orifice transluminal endoscopic surgery applications (with video)[J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2009, 70(1): 121-125.
- [6] DING J, XU K, GOLDMAN R, et al. Design, simulation and evaluation of kinematic alternatives for insertable robotic effectors platforms in single port access surgery[C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 3-8, 2010, Anchorage Convention District, Anchorage, Alaska, Piscataway: IEEE, 2010: 1053-1058.
- [7] PICCIGALLO M, SCARFOGLIERO U, QUAGLIA C, et al. Design of a novel bimanual robotic system for single-port laparoscopy[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(6): 871-878.
- [8] SHAIKH S N, THOMPSON C C. Natural orifice transluminal surgery: Flexible platform review[J]. *World Journal of Gastrointestinal Surgery*, 2010, 2(6): 210-216.
- [9] KIM Y J, CHENG S, KIM S, et al. A stiffness-adjustable hyperredundant manipulator using a variable neutral-line mechanism for minimally invasive surgery[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2014, 30(2): 382-395.
- [10] KIM Y J, CHENG S, KIM S, et al. A novel layer jamming mechanism with tunable stiffness capability for minimally invasive surgery[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2013, 29(4): 1031-1042.
- [11] PETERSSON A, DAVIS S, GRAY J O, et al. Design of a magnetorheological robot gripper for handling of delicate food products with varying shapes[J]. *Journal of Food Engineering*, 2010, 98(3): 332-338.
- [12] CHEN J, LIAO W H. Design and control of a Magnetorheological actuator for leg exoskeleton[C]// IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. December 15-18, 2007, Sanya, Piscataway: IEEE, 2007: 1388-1393.
- [13] ZHAO R, YAO Y, LUO Y. Development of a variable stiffness over tube based on low-melting-point-alloy for endoscopic surgery[J]. *Journal of Medical Devices*, 2016, 10(2): 303-310.
- [14] WANG J, WANG S, LI J, et al. Development of a novel robotic platform with controllable stiffness manipulation arms for laparoendoscopic single-site surgery (LESS)[J]. *International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery Mrcas*, 2017(5): e1838.
- [15] LI J, LI X, WANG J, et al. Design and evaluation of a variable stiffness manual operating platform for laparoendoscopic single site surgery (LESS)[J]. *International Journal of Medical Robotics + Computer Assisted Surgery Mrcas*, 2017: e1797.
- [16] BROWN E, RODENBERG N, AMEND J, et al. Universal robotic gripper based on the jamming of granular material[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2010, 107(44): 18809-18814.
- [17] AMEND J R, BROWN E, RODENBERG N, et al. A positive pressure universal gripper based on the jamming of granular material[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2012, 28(2): 341-350.
- [18] LOEVE A J, PLETTENBURG D H, BREEDVELD P, et al. Endoscope shaft-rigidity control mechanism: “FORGUIDE”[J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2012, 59(2): 542-551.

- [19] ZUO S, IJIMA K, TOKUMIYA T, et al. Variable stiffness outer sheath with "Dragon skin" structure and negative pneumatic shape-locking mechanism[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery*, 2014, 9(5): 857-865.
- [20] YAGI A, MATSUMIYA K, MASAMUNE K, et al. Rigid-flexible outer sheath model using slider linkage locking mechanism and air pressure for endoscopic surgery[C]// *Miccai International Conference on Medical Image Computing & Computer-assisted Intervention*, 2006, Copenhagen, Denmark, 2006: 503-510.
- [21] ARJO J. L., JOHANNES H. B., PAUL B., et al. Polymer rigidity control for endoscopic shaft-guide "Plastolock" — a feasibility study[J]. *Journal of Medical Devices*, 2010, 4(4): 045001.
- [22] CHENAL T P, CASE J C, PAIK J, et al. Variable stiffness fabrics with embedded shape memory materials for wearable applications[C]// *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. September 14-18, 2014, Chicago, Piscataway: IEEE, 2014: 2827-2831.
- [23] 余永辉, 关富玲, 陈向阳. 可展桁架运动过程动力学模拟[J]. *计算力学学报*, 2005, 22(2): 197-201.  
YU Yonghui, GUAN Fuling, CHEN Xiangyang. Dynamic simulation for deployable trusses[J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2005, 22(2): 197-201.
- [24] DENG Q, LI B, HUANG H L, et al. Design and analysis of a tapered deployable mast[J]. *Key Engineering Materials*, 2011, 450: 31-34.
- [25] PIEROT L. Flow diverter stents in the treatment of intracranial aneurysms: Where are we?[J]. *Journal of Neuroradiology*, 2011, 38(1): 40-46.
- [26] DE B M, VAN C S, MORTIER P, et al. Virtual optimization of self-expandable braided wire stents[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2009, 31(4): 448-453.
- [27] HU J. 3-D fibrous assemblies: Properties, applications and modeling of three-dimensional textile structures[M]. Boca Raton: CRC Press, Woodhead Pub. 2008.
- [28] 郑萌, 罗鑫, 陈婧玲, 等. 医用热熔胶的研究与应用[J]. *中国组织工程研究*, 2016, 20(38): 5758-5763.  
ZHENG Meng, LUO Xin, CHEN Jingling, et al. Hot-melt adhesives for medical applications[J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2016, 20(38): 5758-5763.
- [29] WAHL A M. *Mechanical spring*[M]. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1963.
- [30] 张会英. *弹簧*[M]. 北京: 机械工业出版社, 1982.  
ZHANG Yinghui. *Spring*[M]. Beijing: China Machine Press, 1982.
- [31] 贾启芬, 刘习军. *理论力学-第2版*[M]. 北京: 机械工业出版社, 2007.  
JIA Qifen, LIU Xijun. *Theoretical mechanics*[M]. 2nd ed. Beijing: China Machine Press, 2007.
- [32] 王世斌, 亢一澜, 王燕群, 等. *材料力学*[M]. 北京: 高等教育出版社, 2008.  
WANG Shibin, KANG Yilan, WANG Yanqun, et al. *Mechanics of materials*[M]. Beijing: Higher Education Press, 2008.
- [33] HELLIER D, ALBERMANI F, EVANS B, et al. Flexural and torsional rigidity of colonoscopes at room and body temperatures[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine*, 2011, 225(225): 389-399.
- [34] OKAMURA A M, SIMONE C, O'LEARY M D. Force modeling for needle insertion into soft tissue[J]. *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 2004, 51(10): 1707-1716.
- [35] 杨世铭. *传热学基础-第2版*[M]. 北京: 高等教育出版社, 2003.  
YANG Shiming. *Basics of heat transfer*[M]. 2nd ed. Beijing: Higher Education Press, 2003.

作者简介: 张国凯, 男, 1988 年出生, 博士研究生。主要研究方向为自然腔道手术器械及变刚度理论。

E-mail: zhang\_gk@tju.edu.cn

马家耀, 男, 1986 年出生, 博士, 副教授, 博士研究生导师。主要研究方向为折纸结构, 微创手术医疗器械等。

E-mail: jiyao.ma@tju.edu.cn

尚祖峰, 男, 1992 年出生, 博士研究生。主要研究方向为微创手术器械及编织结构。

E-mail: szf\_rai@tju.edu.cn

陈焱, 女, 1974 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为可展结构、机构学和折纸结构等。

E-mail: yan\_chen@tju.edu.cn

由衷, 男, 1963 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为可展结构和微创手术器械等。

E-mail: zhong.you@eng.ox.ac.uk

易波, 男, 1978 年出生, 博士, 主治医师。主要研究方向为微创手术机器人临床安全性与服役性。

E-mail: leonyi1997@aliyun.com

王树新(通信作者), 男, 1966 年出生, 博士, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为机械系统动力学、水下机器人与医疗手术机器人等。

E-mail: shuxinw@tju.edu.cn