

文章编号: 1004-7220(2021)05-0769-07

内镜柔性器械腱鞘传动模型及实验研究

艾辽元, 潘贞, 于锡潼, 宋成利

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 现代微创医疗器械及技术教育部工程研究中心, 上海 200093)

摘要:目的 建立内镜柔性器械腱鞘系统的推力传动模型, 研究影响传动效率的关键因素。方法 建立腱鞘系统在器械推送作用下力和位移的传动模型并进行仿真计算; 搭建腱鞘系统传动测试的实验平台以验证模型的准确性, 研究传动速度、腱鞘直径比、弯曲半径等对传动效率的影响。结果 腱鞘传动过程中存在显著的非线性传递现象, 传动模型仿真与实验结果基本符合; 传动速度、腱鞘直径比、弯曲半径均对内镜柔性器械的推力传动有较大影响, 对位移传动的的影响相对小一些。结论 该模型可用于内镜柔性器械中腱鞘系统推力传动的计算, 提供给医生器械工作末端的力反馈, 以保证器械的安全操作和提高手术效果; 在内镜柔性器械的精准控制中需要综合考虑传动速度、腱鞘传动比、弯曲半径等对运动传递的影响。

关键词: 内镜外科手术; 柔性器械; 腱鞘系统; 非线性传动模型; 力反馈

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.05.017

Transmission Model of Tendon-Sheath System for Endoscopic Flexible Instrument and Experimental Study

AI Liaoyuan, PAN Zhen, YU Xitong, SONG Chengli

(Shanghai Institute for Minimally Invasive Therapy, School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Objective To establish the pushing transmission model of tendon-sheath system (TSS) for endoscopic flexible instrument, and study the key influencing factors of transmission efficiency. **Methods** The force and displacement transmission models of TSS in pushing configuration were built and simulated. The tendon-sheath transmission testing platform was designed to validate the model. The influencing factors, such as transmission velocity, tendon-sheath diameter ratio, curvature radius, were explored using this setup. **Results** There were obvious nonlinear phenomenon in force and displacement transmission. The model simulation results accorded quite well with the experiment results. Transmission velocity, tendon-sheath diameter ratio, curvature radius all had great effects on pushing force transmission of endoscopic flexible instrument, while they had a smaller effect on displacement transmission. **Conclusions** The proposed model can be used for calculating pushing force transmission of tendon-sheath system for endoscopic flexible instrument, so as to provide the doctors with force feedback at the tip of the end effector, and ensure the safe operation and improve the surgical effects. For better design and control of endoscopic flexible instrument, the transmission velocity, tendon-sheath diameter ratio, curvature radius must be comprehensively considered.

Key words: endoscopic surgery; endoscopic flexible instruments; tendon-sheath system; nonlinear transmission models; force feedback

收稿日期: 2020-07-06; 修回日期: 2020-08-21

基金项目: 国家自然科学基金项目(51735003), 上海市科委项目(18441900200)

通信作者: 宋成利, 教授, E-mail: csong@usst.edu.cn

消化内镜手术作为微创手术的一类,相比于传动开放手术而言,具有创伤小、失血少、住院时间短、术后恢复快等优点,受到越来越多医生和患者的青睐^[1-3]。在内镜手术中,医生首先将内窥镜从患者的食道或者肛肠送入,并在影像帮助下控制内窥镜找到病灶部位,再从内镜的工作钳道送入内镜器械。由于人体消化道是一个柔软狭长并且有很多生理弯曲结构的通道,故消化内镜所用的器械多为柔性器械。医生通过在器械终端施加一定位移或者推拉力驱动器械执行端完成抓取、牵引、切割、缝合等手术操作,器械终端控制执行端的运动和传递力以及位移的精度往往影响手术时间和效果。然而,由于内镜柔性器械的传动结构细长,加上内镜工作钳道的摩擦力以及人体消化道的复杂结构,使得精准控制器械的难度大大增加。

内镜柔性器械的操作端和执行端之间通常采用腱鞘系统传递力和位移,因为腱鞘系统具有体积小、结构简单、传动自由度高、传输距离远、可以通过任意狭长的通道进行传输等优点^[4-5]。但是由于外鞘管和腱索之间的摩擦力以及间隙,使得腱鞘系统在传动过程中会发生非线性传动现象,例如迟滞现象、回弹、摩擦损失等,这加大了内镜柔性器械的操作和控制难度。同时,由于内镜钳道的尺寸限制(柔性器械的外径一般小于2.6 mm)以及灭菌要求,使得在器械前端加装传感器变得尤为困难。因此,内镜柔性器械的传动只能是一个开环系统,很难获得执行端的力反馈。研究表明,器械前端的力反馈数据可以给医生提供参考,并对手术质量产生很大的影响。腱鞘系统传动模型可以代替传动的传感器,通过数学方法计算器械前端的作用力。研究腱鞘传动特点可以帮助医生精准控制柔性器械,同时更好指导内镜柔性器械的设计,提高内镜柔性器械在内镜手术中的表现。

研究者针对腱鞘系统提出了许多摩擦力模型以及传动模型。Kaneko等^[6-7]用质量集中法和库伦摩擦模型建立腱鞘拉力传动模型;Palli等^[8-10]研究了腱鞘传动系统的非线性迟滞现象;Agrawal等^[11-12]针对任意弯折角度和初始预紧力提出一个数学离散模型,用偏微分方程来预测腱鞘系统传递的拉力;Do等^[13-16]提出一个动态摩擦模型,估算通过腱鞘传动系统施加在执行端上的载荷。此外,还

有许多动态摩擦模型以及力补偿模型也被建立起来^[17-18]。但是上述传动以及摩擦模型都是针对腱鞘系统拉力传动而建立,而目前针对腱鞘传动系统,还没有一个简单有效的数学模型可以用来估算腱鞘传动系统推力传递的力和位移。

在柔性器械中,为了实现器械前端功能的多样,腱鞘传动系统不仅用来传递拉力,而且还被用来传递推力^[19-20]。腱索通常采用的是刚度较大而且柔韧性比较好的钢丝,腱索在传递推力的过程中,腱索本身没有预紧力,但是在弯曲过程中自身会随着鞘管的外形发生弯曲变形,加大腱索与鞘管之间的摩擦力,故力的传递情况会与拉力的传递情况不一致。本文首先建立腱鞘系统传递推力的传动模型,其次建立腱鞘传动系统传递推力的实验平台,将传动模型的仿真结果与实验平台的测试结果进行验证,并进一步分析传动速度、腱鞘直径比、弯曲半径等对力传动的的影响。

1 材料与方法

1.1 传动过程分析

在内镜柔性器械中,腱鞘传动系统主要有外鞘管、腱索组成,外鞘管是一个中空的螺旋线圈,起到引导和保护的作用,内部的腱索一般采用的是直钢丝,可以用来传递推力和拉力。腱鞘系统的一端连接着操作手柄(控制器),一段连接着器械前端(执行器)[见图1(a)]。因为本文重点研究腱鞘传动系统,故对控制器和执行器进行删减。

为了研究腱索传递力的情况,假设外鞘管维持固定的弯曲弧度,同时腱索和外鞘管之间的摩擦因数保持恒定,对其中任意一段弯曲段取微元进行力的分析。图1(b)所示为腱鞘系统机构受力图。其中, R 为微元弯曲半径, $d\theta$ 为弯曲角度, $F(s)$ 为输入端推力, $F(s+ds)$ 为输出端推力, ds 为微元弧长, F_f 为腱索和鞘管之间的摩擦力, F_N 为鞘管施加在腱索上的正压力。

通过对微元的力平衡分析,可以得到以下方程:

$$ds = Rd\theta \quad (1)$$

$$F_N = Td\theta \quad (2)$$

$$F_f = dT \quad (3)$$

$$F_f = \mu \operatorname{sgn}(\dot{s}) F_N \quad (4)$$

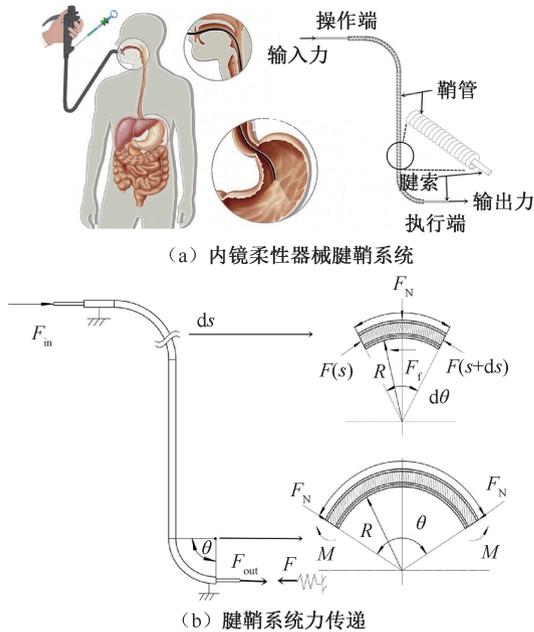


图1 内镜柔性器械中腱鞘传动示意图

Fig.1 Schematic diagram of transmission in tendon-sheath system for endoscopic flexible instrument (a) Tendon-sheath system in flexible endoscopic instrument, (b) Force of tendon-sheath system in endoscopic flexible system

结合式(1)~(4)可得:

$$\frac{dT}{T} = \mu d\theta \quad (5)$$

则微元 ds 处所受到的推力可以表示为:

$$F(s) = F_{in} e^{-\mu\theta(s) \operatorname{sgn}(\dot{s})} \quad (6)$$

式中: $F(s)$ 为腱索末端受到的推力; $\theta(s) = \int_0^s k(s) ds$ 。对于位移传动而言,其压缩量可以表示为:

$$\delta(s) = F(s)/(EA) \quad (7)$$

式中: E 为腱索的弹性模量; A 为腱索的横截面积。

结合式(6)和(7),位移的传动方程可以表示为:

$$X(s) = X_{in} - \frac{F(s)}{EA} \operatorname{sgn}(\dot{s}) \quad (8)$$

假设外鞘管存在很多任意形状任意长度的弯曲形状,为了建立模型,将外鞘管分割成 n 段,设置 R_i 表示第 i 段的弯曲半径, θ_i 表示弯曲角度, $R_i \theta_i$ 表示弧长[见图 1(b)],则对于整个腱鞘系统而言,传递的力和位移可以用如下方程表示:

$$F_{out} = F_{in} e^{(-\mu\theta(1) \operatorname{sgn}(s_1) - \mu\theta(2) \operatorname{sgn}(s_2) - \dots - \mu\theta(i) \operatorname{sgn}(s_i))} \quad (9)$$

$$X_{out} = X_{in} - \frac{F_{in}}{EA} \int_0^{L(\theta)} e^{-\mu\theta(s) \operatorname{sgn}(\dot{s})} ds \quad (10)$$

如果每个微元都向前滑动,则腱索输入端和输出端的力方程可以改写为:

$$F_{out} = F_{in} e^{(-\mu L(\theta) \operatorname{sgn}(\dot{s}))} \quad (11)$$

$$X_{out} = X_{in} - \frac{F_{in}}{EA} \int_0^{L(s)} e^{-\mu\theta(s) \operatorname{sgn}(\dot{s})} ds \quad (12)$$

式中: $L(\theta) = \sum_1^n \int_0^s k(s) ds$, $L(s) = \sum_1^n R_i \theta_i$ 。由于腱索通常采用具有一定刚度和柔韧度的琴钢丝,腱索受推力的过程中,腱索为发生弯曲,从而产生弯矩,加大腱索和外鞘管的接触力,故会加大两者间的摩擦力。由弯矩公式可以得到:

$$\frac{1}{R} = \frac{M}{EI} \quad (13)$$

$$F_N R \sin(\theta/2) = M \quad (14)$$

式中: M 为腱索由于弯曲变形产生的弯矩; F_N 为腱索施加在微元上的正向压力; E 为腱索的弹性模量; I 为腱索的横截面积。因此,由腱索弯曲变形产生的摩擦力为:

$$F_{fr} = \mu F_N = \frac{\mu EI}{R^2 \sin(\theta/2)} \quad (15)$$

同样对于具有 n 个不同弯曲的腱索而言,由于腱索弯曲刚度造成的初始摩擦力可以表示为:

$$f_{initial} = \sum_1^n \frac{\mu EI}{R^2 \sin(\theta_i/2)} \quad (16)$$

因此,结合式(11), F_N 可以改写成:

$$F_{out} = \left(F_{in} - \frac{\mu EI}{R^2 \sin(\theta/2)} \right) e^{(-\mu L(\theta) \operatorname{sgn}(\dot{s}))} - f_{initial} \quad (17)$$

1.2 实验装置

为了验证模型中计算的力和位移的传动模型,并研究腱索和鞘管的直径比、腱索传动速度和矫俏弯曲角度等因素对传动特性的影响,搭建一个腱鞘传动的实验平台(见图 2)。实验平台包括一个由 1 根外鞘管、1 根腱索、1 个实验平板、1 个步进电动机驱动的丝杆滑块、2 个称重传感器(ZNLBM-5 kg, 精度 0.1 N)以及由单片机组成的数据采集模块。外鞘管是聚乙烯树脂材料制成的透明管,外鞘管内径为 2.0 mm,外径为 4.0 mm,固定在实验平板上。

腱索采用的是直钢丝,直径为0.2~1.0 mm,穿插在外鞘管内部。丝杆会随着步进电动机的转动而转动,从而带动其上的滑块产生直线位移,通过滑块的运动对腱索产生向前的推力。称重传感器一个安置在丝杆滑块上,测量输入力的大小;另一个固定在腱索的末端,用于测量腱索输出端的输出力。传感器的前端添加了1个圆筒,钢丝置于圆筒内,从而保证钢丝固定在圆筒内部,不会发生滑移。2个称重传感器还可以替换成激光位移传感器(HG-C1050,精度0.03 mm),腱索末端连接有位置标志物,通过测量位置标志物的位移记录腱索出入端和输出端的位移。传感器信号可以通过AD转换模块和单片机模块(Arduino Uno r3)采集到并记录。根据测量对象的不同,可以将实验分成3个部分,分别研究腱索和外鞘管的直径比、腱索传动速度、弯曲半径等因素对传动的特性。每次实验,通过控制丝杆滑块将腱索先前推动到一定位置,然后反向旋转,回到初始位置,记录该过程中输入端和输出端的力和位移。

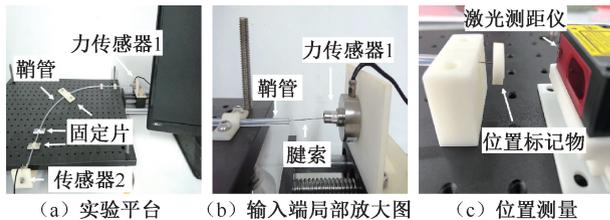


图2 腱鞘系统实验平台

Fig.2 Experiment setup for tendon-sheath transmission

- (a) Experiment setup, (b) Partial enlarged drawing,
(c) Position measurement

1.2.1 传动速度影响探究实验 速度为唯一变量,其他参数不变。设置速度为0.5、2.0 mm/s。外鞘管被固定在实验平板上,弯曲半径为175 mm,腱索在鞘管内做往复匀速运动。外鞘管内、外径分别为2.0、4.0 mm,腱索直径为1.0 mm。

1.2.2 腱鞘直径比影响实验 腱索直径为唯一变量,保持外鞘管的内径不变,通过改变腱索的直径,改变腱鞘的直径比,其他参数不变。设置直径为0.2~1.0 mm。外鞘管被固定在实验平板上,弯曲半径为175 mm,外鞘管内、外径分别2.0、4.0 mm,推动速度为0.5 mm/s。

1.2.3 弯曲半径影响实验 外鞘管的弯曲半径

为唯一变量,其他参数不变。设置外鞘管的弯曲半径分别为175、225、275 mm。传动的钢丝外径为1 mm,外鞘管的内径为2 mm,测试时,先将外鞘管固定成特定的弯曲角度,然后以0.5 mm/s速度推动腱索向前运动管道指定位置,然后反向运动回到初始位置,记录该过程中输入端和输出端的力。

2 实验结果

2.1 模型仿真结果

根据模型计算公式,采用MATLAB分析计算输入与输出端的力,并与实验测量结果进行对比。模型计算采用的参数如表1所示。

表1 仿真参数

Tab.1 Parameters of the simulation

参数	数值	参数	数值
腱索直径, D/mm	1.0	弹性模量, E/GPa	150
线密度, $\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-1})$	25	μ_s , 静摩擦因数	0.2
微元个数, n	50	μ_d , 动摩擦因数	0.15
弯曲角度, θ	$\pi/2$	刚度, $k/(\text{N}\cdot\text{m}^{-1})$	10^4
弯曲半径, R/mm	275		

图3所示为模型仿真结果和实验测量结果的对比。可以看出,两者的曲线趋势是很接近的,最大误差为0.2 N。从力传递的关系曲线上,可以将传动的过程分为4个阶段: ab 段表示迟滞区段, bc 段表示加载区段, cd 段表示运动死区, de 段表示卸载区段。由图可见,加载段和卸载段,模型仿真的斜率和实验测得结果非常接近,但是在迟滞区间和运动死区的大小上,存在一定的误差。

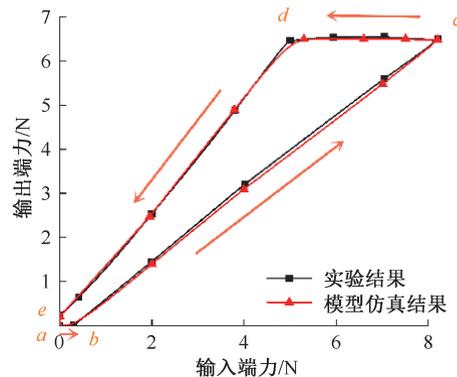


图3 模型仿真与实验结果对比

Fig.3 Comparison between the simulation results and experiment results

2.2 传动速度影响探究实验结果

输入端与输出端在不同传动速度下力和位移的传动情况如图4所示。加载时,传动速度越大,加载区段的斜率越小;卸载时,传动速度越大,卸载区段的斜率越大;另外,传动速度越大,传动过程中的迟滞区间和运动死区也越大。从

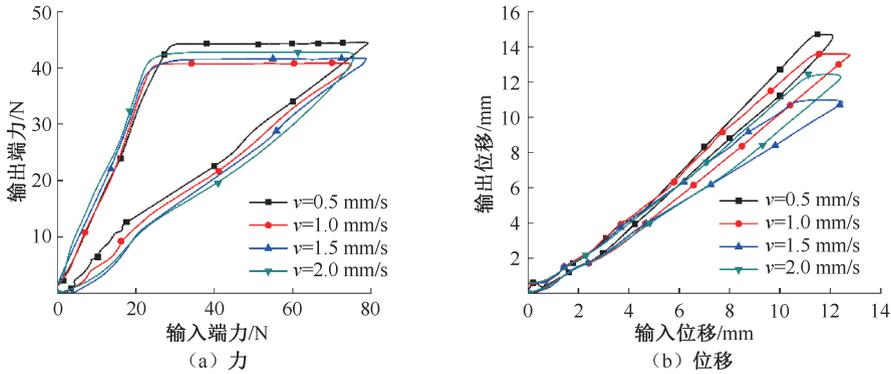


图4 传动速度对力和位移的影响

Fig.4 Effects of transmission velocities on force and displacement (a) Force, (b) Displacement

2.3 腱索直径影响探究实验结果

输入端和输出端在不同腱索直径下力和位移的传动情况如图5所示。对于力传递和位移传递而言,加载时,腱索直径越小,传动斜率越大;卸载时,腱索直径越大,传动斜率越大,而且运动死区和

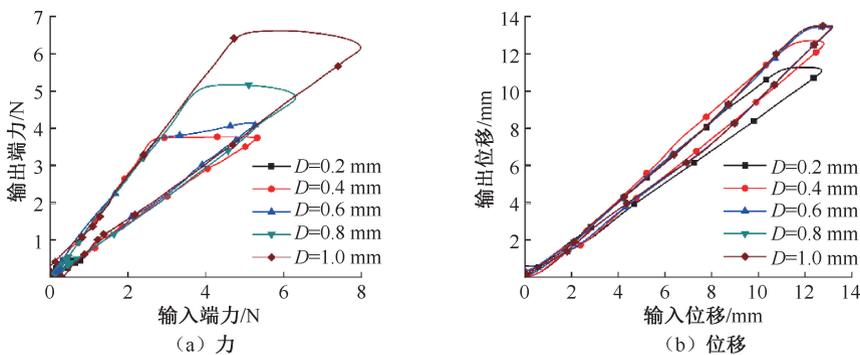


图5 腱索直径对力和位移传动的影响

Fig.5 Effects of diameters on force and displacement transmission (a) Force, (b) Displacement

2.4 弯曲半径影响探究实验结果

输入端和输出端在不同弯曲半径下力和位移的传动情况如图6所示。当弯曲半径变大时,迟滞区间和运动死区均变小。加载时,弯曲半径越大,直线的斜率越大,即力传递的损失越小;卸载时,弯曲半径越

位移传动情况来看,速度越大,其位移损失越大,但是对运动死区和迟滞区间的影响不大。以输出端力和输入端力的比值表示力传动效率,力传递效率的范围为53.6%~57.4%,加载段的斜率越大,说明推力传递过程中,力的损失越小,传递效率越高。

迟滞区间也越大。加载时,力的传递效率范围为69.2%~81.2%,加载段斜率越大,其推力传递效率越高,力损失越小。随着直径的增大,其力的传递效率越低。

小,直线的斜率越大。从传递效率来看,弯曲的半径越小,其力损失越大,力的传递效率越低。加载时,力的传递效率为70.5%~73.1%,加载段的斜率越高,其力传递效率越高,力损失越小。力的传递效率随着弯曲半径的变小而增加。

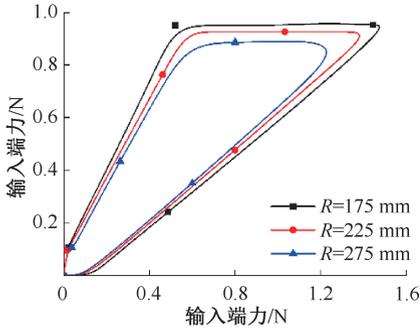


图6 弯曲半径对传动的影

Fig.6 Effects of arc radius on transmission

3 讨论

本文主要考察内镜柔性器械操作端通过腱鞘传动系统施加在执行端的力和位移,以确定传递到末端执行器的力。结果表明,模型仿真计算得到的输入力和输出力关系与实验测量结果基本符合。

腱鞘传动在传递推力时选用的一般为直径较大而且具有一定刚度的硬钢丝。当受到推力时,钢丝会发生弯曲变形,从而贴紧弯曲部位的外侧,自身除了承受推力之外,还会因为弯曲变形产生对侧壁的压力,这会增大腱索和鞘管之间的摩擦力,从而对推力的传动产生影响。腱鞘传动系统的非线性力传递关系可以分为4个阶段:

(1) 迟滞阶段。此时为运动初始阶段,输入端有推力,而输出端没有推力。此阶段多与腱索和鞘管之间的摩擦力有关,同时还有腱索初始弯曲变形产生的对鞘管壁的压力,此阶段的摩擦力主要为静摩擦力;

(2) 加载阶段。此时为整体运动阶段,摩擦力的方向一致且都为动摩擦。在该阶段输入力与输出力呈现线性关系,直线的斜率可以反映传递的效率,斜率越高,力损失越小,斜率越低,力损失越大;

(3) 运动死区。此时为运动方向发生改变的阶段,输出端没有即时响应输入端力的变化;

(4) 卸载阶段。此时与加载阶段情况基本相同,整体为动摩擦力。

为了提高控制的精准性以及通过减少力传递的损失和迟滞区间,应该选用小的腱索直径和低的传动速度。但是腱索直径以及弯曲刚度与传递的推力以及腱鞘系统的柔顺性有关,在内镜柔性器械

的设计中,要同时兼顾控制的精准性以及器械的性能。从研究结果来看,力的传递效率为53.6%~81.2%,而位移的传递效率为86.5%~97.6%,传动速度、腱索直径比以及弯曲半径都对力传动产生了较大影响,而对位移传动的影

响相对较小。在内镜手术中,由于病人的生理弯曲不同以及胃肠等部位尺寸存在差异,内镜通过消化道时会形成不同的形状,故无法确定具体的传递效率范围。此外,医生的操作习惯以及器械的使用特点也使得传递效率出现变化。器械的末端执行器需要受到足够的力以实现组织的抓取或者穿刺等,而过大的力又会对组织造成损伤或者穿透伤害到其他器官,故器械末端的力反馈显得非常重要。不同器械的功能设计与使用情况不一样。以内镜下连发施夹器为例,器械末端需要施加6~15 N力以实现夹子穿刺胃肠组织并闭合,并且保证夹子不会顶开抓钳穿刺其他部位。同时,末端受力大小又对其缝合效果产生影响,故末端力反馈对于器械使用安全性和缝合效果产生非常大的影响^[19-20]。由实验得知,随着鞘管弯曲形状的改变,其力传递效率发生很大改变,在这种情况下很难确定器械操作端是否传递足够的推力给执行端。本文提供的腱鞘传动模型可以针对具体的操作情况,通过测量医生施加在柔性器械末端的推力计算出传递到器械末端执行器的推力,从而为医生提供器械使用过程中的力反馈,提高器械操作的安全性和手术的效果。此外,该模型还可用于介入手术的导丝输送装置中,以确定导丝前进过程中对血管造成的力。

4 结论

本文建立了内镜柔性器械腱鞘传动系统的推力传动模型,并对模型中传动速度、腱鞘直径比、弯曲半径等参数对传动的影

参考文献:

- [1] HIGASHIHARA E, FUJIME M, NIIJIMA T. Minimally invasive surgery [J]. *Endoscopy*, 1999, 31(1): 110-116.
- [2] AZAGRA JS, GOERGEN M, SIMONE PD, *et al.* Minimally invasive surgery for gastric cancer [J]. *Surg Endosc*, 1999, 13(4): 351-357.
- [3] SHAH A, SHAH A. Minimally invasive surgery [J]. *Indian J Pediatr*, 2008, 75(9): 925-929.
- [4] CHIANG LS, JAY PS, VALDASTRI P, *et al.* Tendon sheath analysis for estimation of distal end force and elongation[C]// *Proceeding of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*. Singapore: IEEE, 2009.
- [5] PHEEJ SJ, LOWJ SC, DARIO P, *et al.* Tendon sheath analysis for estimation of distal end force and elongation for sensorless distal end [J]. *Robotica*, 2010, 28(7): 1073-1082.
- [6] KANEKO M, WADA M, MAEKAWA H, *et al.* A new consideration on tendon-tension control system of robot hands [C]// *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Sacramento: IEEE, 1991.
- [7] KANEKO M, PAETSCH W. Input-dependent stability of joint torque control of tendon-driven robot hands [J]. *IEEE T Ind Electron*, 1992, 39(2): 96-104.
- [8] PALLI G, MELCHIORRI C. Model and control of tendon-sheath transmission systems[C]// *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Orlando: IEEE, 2006.
- [9] PALLI G, BORGHEGAN G, MELCHIORRI C. Tendon-based transmission systems for robotic devices: Models and control algorithms [C]//*Proceedings of IEEE International Conference on Robotics & Automation*. Kobe: IEEE, 2009.
- [10] PALLI G, MELCHIORRI C. Friction compensation techniques for tendon-driven robotic hands [J]. *Mechatronics*, 2014, 24(2): 108-117.
- [11] AGRAWAL V, PEINE WJ, YAO B. Modeling of transmission characteristics across a cable-conduit system [J]. *IEEE T Robot*, 2010, 26(5): 914-924.
- [12] AGRAWAL V, PEINE WJ, YAO B. Modeling of a closed loop cable-conduit transmission system[C]// *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Pasadena: IEEE, 2008.
- [13] DO TN, TJAHHJOWIDODO T, LAU MWS, *et al.* Hysteresis modeling and position control of tendon-sheath mechanism in flexible endoscopic systems [J]. *Mechatronics*, 2014, 24(1): 12-22.
- [14] DO TN, TJAHHJOWIDODO T, LAU MWS, *et al.* A new approach of friction model for tendon-sheath actuated surgical systems: Nonlinear modelling and parameter identification [J]. *Mech Mach Theory*, 2015, 85: 14-24.
- [15] DO TN, TJAHHJOWIDODO T, LAU MWS, *et al.* Adaptive control for enhancing tracking performances of flexible tendon-sheath mechanism in natural orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) [J]. *Mechatronics*, 2015, 28: 67-78.
- [16] DO TN, TJAHHJOWIDODO T, LAU MWS, *et al.* Dynamic friction model for tendon-sheath actuated surgical robot: modeling and stability analysis [C]// *Proceedings of Iftomm International Symposium on Robotics & Mechatronics*. Singapore: [s.n.], 2013.
- [17] JIA X, ZHANG Y, JIANG J, *et al.* Design and analysis of a novel long-distance double tendon-sheath transmission device for breast intervention robots under MRI field [J]. *Adv Mech Eng*, 2020, 12(3): 168781402090456.
- [18] LI X, CAO L, TIONG AMH, *et al.* Distal-end force prediction of tendon-sheath mechanisms for flexible endoscopic surgical robots using deep learning [J]. *Mech Mach Theory*, 2019, 134: 323-337.
- [19] 李明阳, 葛书晨, 艾辽元, 等. 新型内镜连续缝合器械的结构改进及分析[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(2): 137-142.
- [19] LI MY, GE SC, AI LY, *et al.* Structural improvement and analysis of a novel endoscopic succession closing device [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(2): 137-142.
- [20] 葛书晨, 宋成利, 闫士举, 等. 新型内镜连续止血闭合器械的设计与分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 36-40.
- [20] GE SC, SONG CL, YAN SJ, *et al.* Design and analysis of a novel endoscopic successive hemostasis and closing device [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 36-40.