

## 运用中空超声电机的血管介入手术机器人系统\*

郑炬炬<sup>1</sup>, 孙志峻<sup>1</sup>, 闫鹤<sup>1</sup>, 杨建林<sup>1</sup>, 郭语<sup>2</sup>, 钱丰<sup>1</sup>

(1. 南京航空航天大学机械结构力学及控制国家重点实验室 南京, 210016)

(2. 金陵科技学院机电工程学院 南京, 211169)

**摘要** 传统的血管介入手术需要医生在 X 射线下协同操控导丝、导管进行, 不可避免的遭受 X 射线的辐射, 而目前的血管介入机器人系统不能在一套装置上操控导丝和导管, 限制了其使用范围。为了能在同一装置上操控导丝和导管, 研制了基于中空超声电机的新型血管介入手术主从控制机器人系统, 实现了在同一套装置中协同操控导丝、导管。根据中空超声电机的中空结构以及低速大扭矩的特点, 设计出一种可协同操控导丝和导管的关键机构——中空旋转机构, 并根据医生操控导丝和导管的习惯, 设计出线性驱动机构。精选了比例-积分-微分控制器 (proportion-integral-derivative, 简称 PID) 控制算法并对该系统进行了主从跟随累计误差、滞后时间、最小操控分辨率等实验。实验结果显示, 系统作旋转运动和直线运动的主从跟随累计误差分别小于  $0.2^\circ$ ,  $0.4\text{ mm}$ , 最小操控分辨率分别小于  $0.2^\circ$ ,  $0.4\text{ mm}$ , 滞后时间小于  $300\text{ ms}$ , 满足了临床基本要求。

**关键词** 血管介入手术; 主从控制机器人; 中空超声电机; 导丝; 导管  
**中图分类号** TH789; TP242.3

### 引言

近年来, 心脑血管的发病率不断增加, 根据世界卫生组织调查, 全球每年约有 1 700 万人因患心脑血管疾病死亡, 占有死亡人数的 29.2%, 心脑血管疾病显然已经成为导致死亡的重大疾病之一<sup>[1]</sup>。微创血管介入手术因其创口小、愈合周期短及复发少等特点, 已经成为心脑血管疾病的主要治疗手段<sup>[2]</sup>。

在目前的血管介入手术中, 为了随时观察导丝和导管在人体血管中的位置, 手术过程必须在 X 射线照射下进行。医生只能身处 X 射线环境中, 一边递送或旋转导丝、导管, 一边通过显示屏观察它们在血管中的位置。医生为了减少辐射, 必须穿着沉重的铅服, 长时间的手术会使医生疲劳, 从而容易产生误操作<sup>[3]</sup>。医生即使穿上铅服, 也不能完全避免被 X 射线辐射<sup>[4]</sup>。在做手术的过程中, 由于人手操作的精度较低, 需要反复尝试才能将导丝、导管送到病灶处。微创血管介入手术经验要求高, 医院中经验丰富的医生很少, 并且医生需要长时间的培训才能具备操作导丝、导管的能力。

为了解决上述问题, 国内外学者开展了微创血管介入手术主从控制机器人的研究。国外对这方面

的研究开展较早, 以色列海法心血管疾病研究院设计出了一种适用于心脏介入治疗的血管介入手术主从控制机器人系统——Remote navigation system<sup>[5]</sup>。美国的 Corindus 公司研发了 Corpath 200 血管介入手术机器人系统, 并进行了人体实验<sup>[6]</sup>。Catheter Robotic 公司研发了一款主从导管操作机器人系统, 并做了一些临床实验<sup>[7]</sup>。文献[8-9]研制出了最早在实际中应用的主动导管机器人系统。Thakur 等<sup>[10]</sup>研制了一套包含导管感应器和导管操作的机器人系统。日本香川大学的郭书祥团队设计了导管介入主从操作系统, 通过导管末端的力传感器感知导管与血管壁的接触力, 然后反馈给主手, 从而实现力反馈<sup>[11-12]</sup>。近年来, 国内也开始了相关研究。上海交通大学设计了用于肿瘤化疗的介入手术机器人系统。中国科学自动化研究所、北京航空航天大学也进行了相关的设计研究<sup>[13-14]</sup>。

目前, 由于机构设计的局限, 大量在研的血管介入机器人系统尚不能在一套装置上实现对导丝和导管的操控<sup>[15]</sup>。进入市场的 Corpath200 系统, 由于只能对导管进行操控, 导致其无法进行心脑血管、动脉肿瘤等需要导丝、导管一起配合运动治疗的手术。为了能在同一套装置中实现对导丝和导管的操控, 笔

\* 国家自然科学基金资助项目(51775274); 江苏省自然科学基金资助项目(BK20170119); 南京航空航天大学研究生创新基地(实验室)开放基金资助项目(kfj20180103)

收稿日期: 2019-04-27; 修回日期: 2019-06-18

者利用中空旋转超声电机设计了一种新型的血管介入手术主从控制机器人系统。精选了PID控制算法,并进行了重复定位精度、累计误差、主从跟随轨迹、滞后时间的实验测量与评估。

## 1 微创血管介入手术机器人系统

为了将医生从X射线环境中解放出来,血管介入机器人系统一般采用主从控制方式,如图1所示。微创血管介入手术机器人系统主要分为主手和从手,主手放在手术室外,从手则放在手术台旁边,代替医生实时操控导丝、导管。在主手端,医生直接操作主手,主手上的旋转、直线位置信息由传感器的采集并传递给控制器,经过控制器的处理,再传递给从手的驱动器,从而驱动从手进行相应的运动,实现对导丝、导管的操控。

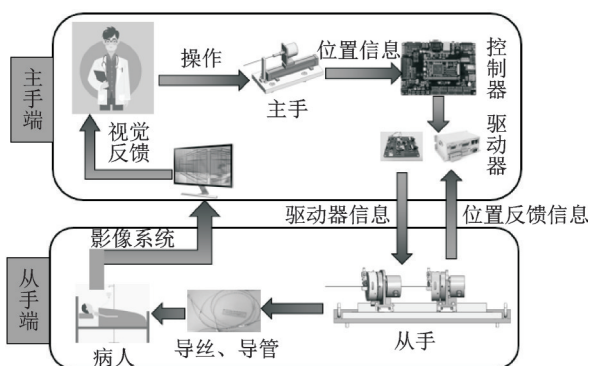


图1 血管介入机器人系统原理图

Fig.1 The schematic diagram of the vascular intervention surgical robot system

影像系统将导丝、导管在人体血管内的位置信息,通过显示器反馈给医生,以便医生根据当前手术状况进行对导丝和导管的下一步操作,直至导丝、导管被送到病灶处。主手放置在没有X射线的手术室外,从手放在具有X射线辐射的手术室内。通过主从控制的方式,医生能在手术室外操控导丝、导管。医生在做手术的过程中,对从手跟随主手运动的精度要求比较高。在设计的过程中采用了以下标准<sup>[12]</sup>:①从手跟随主手的直线运动累计误差小于1 mm;②从手跟随主手的旋转运动累计误差小于1°;③从手跟随主手运动的滞后时间小于300 ms。

### 1.1 从手的机械结构

医生在做复杂的血管介入手术时,为了将导丝、导管等医疗器械送到病灶处,一方面需要操控导丝、

导管沿血管腔轴向进退,另一方面,在前进过程中遇到血管分叉,可以旋转导丝,选择前进的路线。因此,导丝、导管的操控都需要沿轴向进退、周向旋转两个自由度。

根据旋转中空超声电机具有中空轴的特点,设计了一种中空机构,导丝、导管能够同时从中空机构中穿过,从而能在同一套装置上操控导丝、导管。中空旋转超声电机同时也具有低速大扭矩的特点,在设计中,省去了齿轮传动系统<sup>[16-17]</sup>。如图2所示,导丝、导管能从中空机构中穿出,为了把中空超声电机的旋转运动传递给导丝、导管,导丝和导管的夹持机构与中空旋转超声电机转子固连,这样中空旋转超声电机就可以带动夹持机构做旋转运动。设计了2个中空机构分别实现对导丝、导管的旋转运动操控。

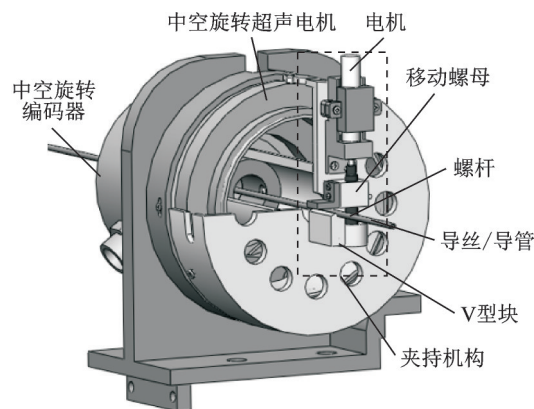


图2 中空机构结构图

Fig.2 The internal structure of hallow mechanism

夹持机构由一个质量很轻的小电机提供动力源,这样可以减轻中空机构的转动惯量,以及提高旋转响应能力。采用丝杠螺母传动方式,将小电机的旋转运动,转化成了夹紧的直线运动。为了更好地使夹持机构夹持导丝/导管,选用了V型块定位。相应地,选用中空旋转编码器,实现对导丝、导管旋转角度的实时检测。

如图3所示,为了能使导丝、导管分别产生直线运动,选用了2个直线电机。上述的中空超声电机以及夹紧机构与滚动导轨固连,直线电机驱动滚动导轨直线运动,从而实现对导丝和导管的直线操控。相应地,选用了光栅尺作为传感器,实时检测导丝、导管的直线位移。

如图4所示,从手主要由导丝操控装置和导管操控装置两部分组成。导丝、导管操控装置分别使导丝、导管产生旋转、直线运动,从而实现在一套装置中对导丝、导管的操控。

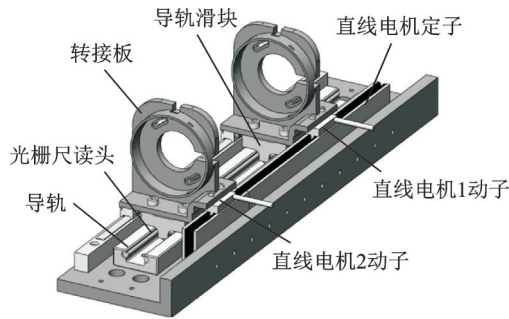


图3 线性驱动机械结构

Fig.3 The structure of linear motion platform

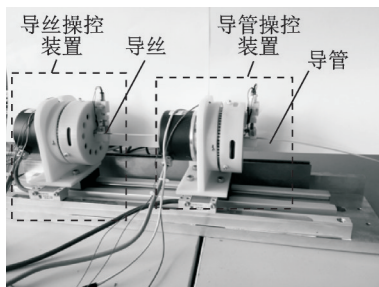


图4 从手机械结构

Fig.4 The salve manipulator

由表1和表2的数据可知,选用的直线电机、中空旋转超声电机的性能指标满足医生操控导丝和导管的基本技术指标。

表1 医生操控过程中的技术指标<sup>[18]</sup>

Tab.1 Operating indicators of surgery

技术特性	数值
最大角速度 $\omega/(\text{rad}\cdot\text{s}^{-1})$	0.95
最大位移速度 $V/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	0.562
最大扭矩 $M/(\text{mN}\cdot\text{m})$	14
最大轴向力 $F/\text{N}$	4.5

表2 中空超声电机与直线电机的性能指标

Tab.2 The performance index of ultrasonic motor and linear motor

电机特性	数值
最大角速度 $\omega/(\text{rad}\cdot\text{s}^{-1})$	1.27
最大位移速度 $V/(\text{m}\cdot\text{s}^{-1})$	5
最大扭矩 $M/(\text{mN}\cdot\text{m})$	450
最大轴向力 $F/\text{N}$	36

### 1.2 主手机械结构

为了不改变医生的操作习惯,主手端的操控对象是真实的导丝,如图5所示。医生操控导丝、导管产生的旋转角度和直线位移,分别由旋转编码器和直线位移传感器检测。

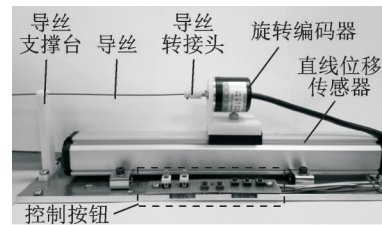


图5 主手机械机构

Fig.5 The master manipulator

## 2 控制系统的设计

控制方法对于整个微创血管介入手术机器人系统非常重要,它影响着整个系统的动态性能。而PID控制方法不需要数学模型,可以根据经验在线调试,从而获得满意的控制效果,能用于参数经常发生变化的系统<sup>[16]</sup>。因为建立超声电机的数学模型比较困难,因此选用了PID控制。其离散PID控制规律为

$$u(k) = K_p e(k) + K_i \sum_{i=1}^k e(i) + K_D [e(k) - e(k-1)] \quad (1)$$

其中: $u(k)$ 为控制器 $k$ 时刻的输出量; $K_p$ 为比例系数; $K_i$ 为积分系数; $K_D$ 为微分系数; $e(k)$ 为当前时刻电机的期望位置与实际的差值; $e(k-1)$ 为上一次采样时刻电机的期望位置与时间的差值。

本研究除了增量PID控制方法外,还测试了积分分离PID、抗饱和积分PID、不完全微分PID等控制方法。为了便于整定PID控制参数,以阶跃信号为跟踪目标,选用稳态误差作为性能指标。

从表3,4中可以看出,最好的控制方式都是积分分离PID控制,其离散控制算法可以表示为

$$u(k) = K_p e(k) + \alpha K_i \sum_{i=1}^k e(i) + K_D [e(k) - e(k-1)] \quad (2)$$

$$\text{其中: } \alpha = \begin{cases} 1 & (e(k) \leq A) \\ 0 & (e(k) > A) \end{cases}$$

表3 超声电机的多种PID控制方法的比较

Tab.3 The comparison of multiple PID control methods

控制方式	PID控制参数	稳态误差/%
开环		9.19
增量PID	$K_p=0.10$	7.70
积分分离PID	$K_p=0.05, K_i=0.05$	6.73
抗饱和积分PID	$K_p=0.05, K_i=0.10$	8.12
不完全微分PID	$K_p=0.10, K_i=0.05$	7.04
梯形积分PID	$K_p=0.05$	8.12
变积分PID	$K_p=0.05, K_i=0.01$	8.94



表4 直线电机的多种PID控制方法比较

Tab.4 The comparison of multiple PID control methods

控制方式	PID控制参数	稳态误差/%
开环		10.19
增量PID	$K_p=1.5, K_i=2.0$	8.52
积分分离PID	$K_p=1.5, K_i=1.0$	7.56
抗饱和积分PID	$K_p=2.0, K_i=1.5$	8.34
不完全微分PID	$K_p=1.5, K_i=0.5, K_d=0.5$	7.95
梯形积分PID	$K_p=0.05$	9.05
变积分PID	$K_p=0.05, K_i=0.01$	9.36

A 为人为设定的阈值,通过实验确定 A,在本实验中超声电机的控制阈值为  $20^\circ$ ,直线电机的控制阈值为 5 mm。在使用积分分离 PID 控制时,当误差  $e(k)$  大于阈值 A 时,即系统的误差较大,此时,系统取消积分环节,避免了在启动时 PID 运算的累计误差。当误差  $e(k)$  小于阈值 A 时,系统引入积分环节,消除系统的静态误差。

### 3 系统的性能评估

为了评估设计出的主从控制机器人系统,设计了4个实验:①验证从手的旋转与直线运动精度;②验证从手上的导丝操控装置和导管操控装置分别跟随主手的运动性能;③测量从手跟随主手运动的最小可操控分辨率;④验证导丝操控装置和导管操控装置协同运动时的运动精度。

#### 3.1 从手的旋转与直线运动测试实验

使用导丝、导管机器人做手术时,从手跟随主手的运动精度是非常关键的。在测量主从运动跟随的技术指标之前,必须先验证导丝、导管操控装置的运动精度。

当夹持机构夹持导丝、导管作直线运动时,导丝、导管与夹持机构之间没有打滑。对导丝、导管直线运动的测量,可以转化成对夹持机构直线运动的测量。通过光栅尺测量从手的直线位移。用上位机控制直线电机运动,每次单向运动 25 mm,运动 20 次,并记录每次运动的位移。在测量旋转定位精度时,通过控制器给中空旋转超声电机发命令,每次单向运动  $30^\circ$ ,旋转 12 次,并用控制器记录每次编码器的角位移。导丝操控机构、导管操控机构都以同样的方式进行实验测量。

#### 3.2 导丝/导管主从跟随轨迹测试实验

从手跟随主手运动精度的高低是保证手术是否成功的重要因素。从手跟随主手运动主要分为直线运动跟随、旋转运动跟随。对操控导丝、导管的装置分别进行了测试实验。

首先对从手操控导丝装置的直线运动跟随能力测试。主手上采用的是磁致伸缩直线位移传感器,从手上采用光栅尺。主手的最大行程设计为 40 mm,在开关的控制下,操作者可以反复的操控主手作直线运动,从而使从手做跟随运动,并记录主手和从手的每次位移量。然后对从手操控导丝装置的旋转运动跟随能力进行测试。主手上采用旋转编码器,从手上采用中空旋转编码器。操作者操作主手上的导丝,使导丝连续旋转多次,通过上位机软件,读出控制器采集到的主手、从手旋转角度,并记录。对导管操控装置运动的测试也采用上述测试方法。

#### 3.3 导丝/导管主从跟随最小操控分辨率测试实验

当导丝、导管被送到病灶处附近时,需要对它们进行细微操控,使它们更准确地被送到病灶处。本实验目的是测试导丝、导管做主从跟随运动时,可以最小直线位移和旋转位移运动。

在旋转运动的测试中,主手和从手分别使用各自的旋转编码器进行测量。经多次轻微旋转主手上的导丝,读取主手和从手转动的角度。在直线运动的测试中,主手和从手分别使用磁致伸缩直线位移传感器和光栅尺进行测量。多次轻推导丝运动,读取主手的直线位移。导丝和导管的从手操控装置,都采取上述的实验方法。

#### 3.4 导丝、导管协同操控运动测试实验

为了分析系统中的导丝操控装置和导管操控装置协同运动时,是否会相互影响,设计了以下实验。首先通过主手操控从手,控制导丝运动约 30 mm,再通过主手控制从手,操控导管沿着导丝运动约 30 mm,重复此过程,直至走到行程的最大处。记录每次行走的位移量。主从控制的旋转运动与直线运动类似,主手控制从手,操控导丝旋转约  $30^\circ$ ,再通过主手控制从手,操控导管旋转相近的角度,并记录每次的角位移。

## 4 实验结果与讨论

### 4.1 从手的旋转、直线运动测试

如图6所示,虚线表示导丝操控装置直线运动的位移曲线,它随着上位机的命令,每次运行25 mm,命令之间间隔0.5 s,位移曲线成阶梯状。最终累计误差小于0.4 mm。实线表示导丝操控装置旋转运动的角位移曲线,每次命令之间间隔1 s,同样成阶梯状,每次转动30°,最终累计误差小于0.2°。同理,在图7中导管的操控装置的直线运动累计误差也小于0.4 mm,旋转运动的累计误差也小于0.2°。

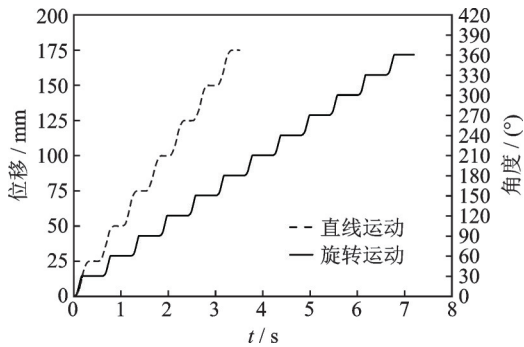


图6 导丝操控装置直线与旋转运动精度图

Fig.6 The accuracy of the linear and rotary motion of the guidewire manipulator

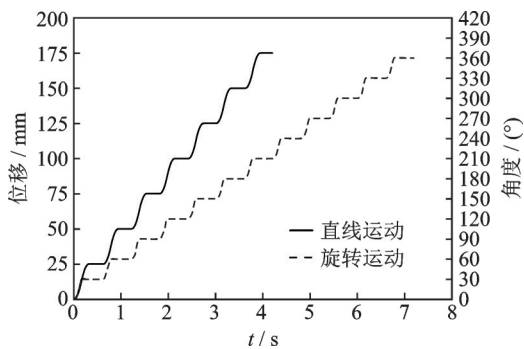


图7 导管操控装置直线与旋转运动精度图

Fig.7 The accuracy of the linear and rotary motion of the catheter manipulator

导丝、导管操控装置的直线运动、旋转运动累计误差的原因主要有两方面:①受光栅尺、中空旋转编码器的精度影响;②机械结构的加工精度,以及各个部件的装配误差也会对运动精度造成影响。要提高传感器以及加工的精度,对应的成本也会增加。本实验测得导丝、导管操控装置的直线运动累计误差小于0.4 mm,旋转运动的累计误差小于0.2°,能满足要求<sup>[12]</sup>。

### 4.2 导丝/导管主从跟随轨迹测试

在图8中,实线表示主手的位移变化,虚线表示从手跟随主手的位移变化,从图中可以看出,直线运动的主从跟随滞后时间小于200 ms。在图9中,实线为主手的旋转运动轨迹曲线,虚线为从手操控导丝的旋转运动曲线。从图9中可以看到,主从跟随运动之间有一定时间上的滞后,最大滞后不超过300 ms。虽然主手传感器存在一定的线性误差,但不影响测量导丝操控装置跟随主手运动的滞后时间。从图10中,可以看到直线运动的跟随定位误差小于0.4 mm,旋转运动的跟随定位误差小于0.2°。

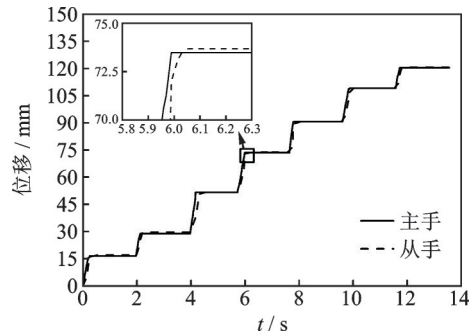


图8 操控导丝直线运动主从跟随图

Fig.8 The linear tracking performance of the guidewire manipulator

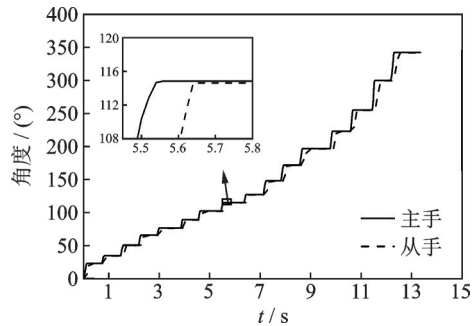


图9 操控导丝旋转运动主从跟随图

Fig.9 The rotary tracking performance of the guidewire manipulator

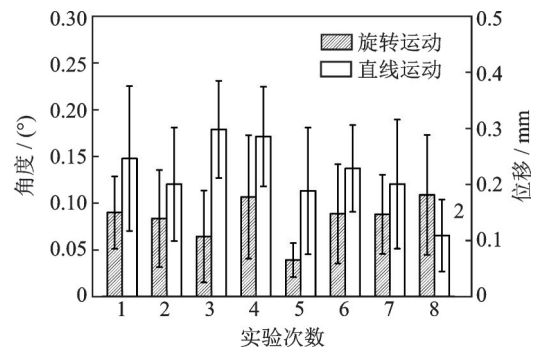


图10 导丝主从跟随直线与旋转运动定位误差

Fig.10 The linear displacement and rotary movement tracking error of the guidewire manipulator

从图 11~13 可看到,导管操控机构直线运动的跟随定位误差小于 0.4 mm,滞后时间小于 200 ms,旋转运动的跟随定位误差小于 0.2°,滞后时间小于 300 ms。

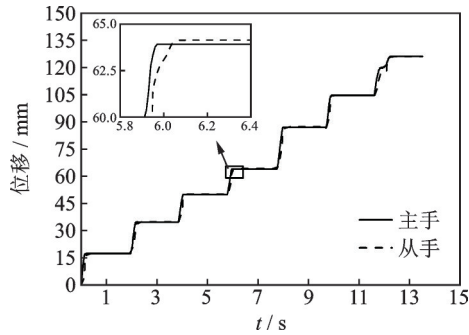


图 11 操控导管直线运动主从跟随图

Fig.11 The linear tracking performance of the catheter manipulator

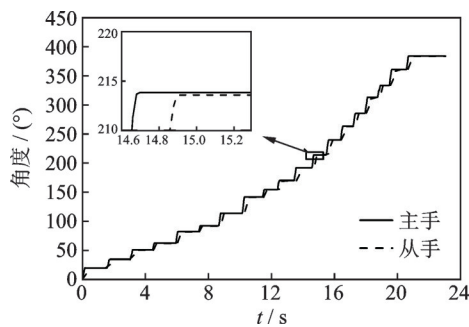


图 12 操控导管旋转运动主从跟随图

Fig.12 The rotary tracking performance of the catheter manipulator

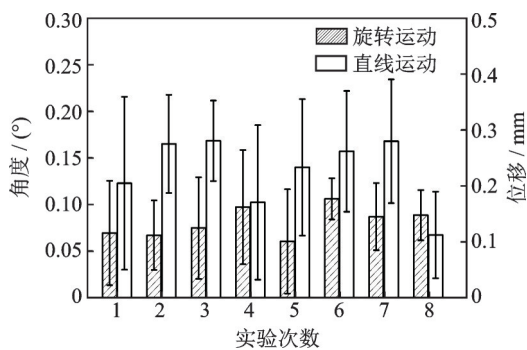


图 13 导管主从跟随直线与旋转运动定位误差

Fig.13 The linear displacement and rotary movement tracking error of the catheter manipulator

从手跟随主手运动的滞后时间长,会影响医生操作,可能直接导致医生手术失败。在图 8,9,11,12 中,有的滞后时间大,有的滞后时间小,这主要与操控主手的加速有关,加速度越大,滞后时间也会相应增大。但本系统的旋转运动跟随滞后时间小于 300 ms,直线运动跟随时间滞后小于 200 ms,在

Fabrizio 提出的 300 ms 的标准以内,满足手术要求<sup>[17-19]</sup>。下一步,将采用一些算法来优化滞后时间。

主从跟随的旋转运动、直线运动的累计定位误差都满足预期的标准<sup>[10]</sup>。它们可达的最小误差受硬件本身的影响,文中旋转跟随的累计误差受到中空旋转编码器的最小分辨率的影响,直线位移跟随累计误差受到主手上的直线位移传感器的影响。

### 4.3 导丝/导管主从跟随最小操控分辨率测试

由表 5 所示,最终测量的导丝、导管操控装置主从跟随旋转运动的最小操控分辨率分别为 0.176°, 0.175°。它受所测量的旋转编码器精度的影响,文中选用 1 024 线的中空旋转编码器,并经过软件 2 倍频进行旋转运动的检测。导丝、导管操控装置主从跟随直线运动的最小操控分辨率分别为 0.315, 0.321 mm,它的大小主要受主手直线传感器的影响,该传感器的最小电压变化约 0.02 V(直线传感器的总行程大小为 100 mm,两端电压为 5 V)。

表 5 操控分辨率

Tab.5 The resolution of tracking performance

参数	旋转角/(°)	直线运动距离/mm
导丝操控装置	0.176	0.315
导管操控装置	0.175	0.321

### 4.4 导丝、导管协同操控运动测试

如图 14 所示,图中有 4 条曲线,上面两条代表操控导管的从手跟随主手的运动曲线,下面两条代表操控导丝的手从跟随主手的运动曲线。操控导丝的装置与操控导管的装置在同一轴线上,成一定间隔布置。从图 14 中,可以观察滞后时间小于 200 ms。在图 14 中,两条跟随曲线轨迹的高度差,与导丝、导管装置的起始位置有关。从图 15 中,可以看到它们

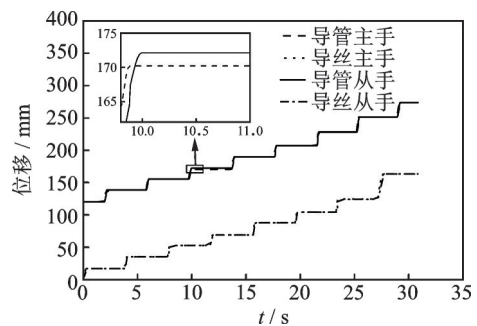


图 14 导丝、导管协同操控直线运动主从跟随轨迹图

Fig.14 The linear tracking performance of the cooperation of catheter manipulator and guidewire manipulator

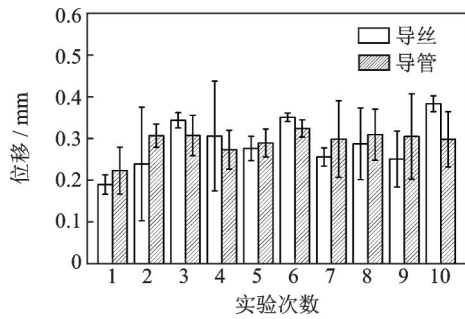


图15 导丝、导管协同操控直线运动跟随误差图

Fig.15 The linear tracking error of the cooperation of catheter manipulator and guidewire manipulator

的主从跟随的定位误差小于0.5 mm。

由于医生在做手术时,导丝、导管的初始的姿态会不相同,它们之间每次旋转的角度也会不相同,所以在图16中,曲线是相互交叉的。从图16中,产生的最大滞后时间小于300 ms,导丝、导管旋转跟随的最大误差如图17所示,误差值小于 $0.2^\circ$ 。

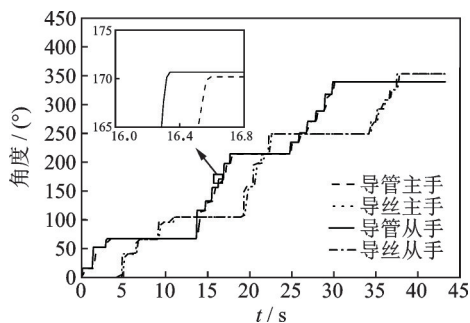


图16 导丝、导管协同操控旋转运动主从跟随轨迹图

Fig.16 The rotary tracking performance of the cooperation of catheter manipulator and guidewire manipulator

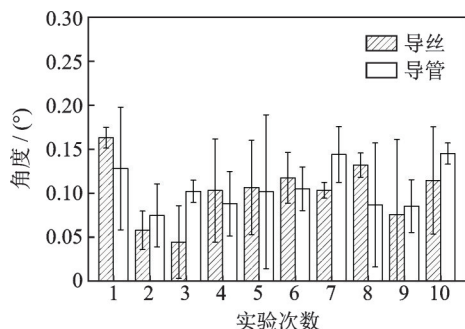


图17 导丝、导管协同操控旋转运动跟随误差图

Fig.17 The rotary tracking error of the cooperation of catheter manipulator and guidewire manipulator

从实验3,4对比发现,导丝、导管在一套装置上操控时,各自的定位精度,以及时间的滞后没有影响,均满足医生操作要求。

累计误差可能会随着实验次数的增加有所变化,虽然文中的实验次数小于医生实际做手术递送

或旋转导丝、导管的次数,但在实际的做手术中,X射线影像系统能提供给医生很好的视觉位置反馈。

与医生做活体手术相比,本研究只是做了一些精度测量、主从轨迹跟随、时间滞后等实验,测量出装置本身的固有特性,还没有考虑到真实的血管弯曲、血管中的血液等活体复杂情况的影响,将来我们会进一步完善。

## 5 结束语

阐述了一种新型的血管介入主从控制机器人系统,它能实现在同一装置上操控导丝、导管,能够实现导丝、导管的协同运动。通过对从手中空机构结构的设计,省去了以往的复杂传动系统。测试了多种PID控制算法,最终选择了对系统控制效果较好的积分分离PID控制算法。并对该系统的精确度、主从滞后时间、主从跟随性等方面进行了实验测量。实验结果显示,机器人系统的从手在做主从跟随的旋转和直线运动时,其累计误差分别小于 $0.2^\circ$ , 0.4 mm,最小操控分辨率分别小于 $0.2^\circ$ , 0.4 mm,主从滞后时间小于300 ms满足Fabrizio提出的标准<sup>[18]</sup>。

## 参 考 文 献

- [1] GUO J, GUO S X, SHAO L, et al. Design and performance evaluation of a novel robotic catheter system for vascular interventional surgery[J]. *Microsystem Technologies*, 2016, 22(9):2167-2176.
- [2] WEI P, HOU Z G, CHENG L, et al. An enhanced dual-finger robotic hand for catheter manipulating in vascular intervention: a preliminary study [C]//IEEE International Conference on Information & Automation. Piscataway, NJ: IEEE Service Center, 2014, 21: 356-361.
- [3] 黄文泰.介入式手术导管的主从输送装置研究[D].哈尔滨:哈尔滨工业大学,2010.
- [4] LINET M S, KIM K P, MILLER D L, et al. Historical review of occupational exposures and cancer risks in medical radiation workers[J]. *Radiation Research*, 2010, 174(6b):793-808.
- [5] BEYAR R, GRUBERG L, DELEANU D, et al. Remote-control percutaneous coronary interventions: concept, validation, and first-in-humans pilot clinical trial [J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2006, 47(2):296-300.



- [6] GRANADA J F, DELGADO J A, URIBE M P, et al. First-in-human evaluation of a novel robotic-assisted coronary angioplasty system [J]. *Jacc Cardiovascular Interventions*, 2011, 4(4):460-465.
- [7] KHAN E M, FRUMKIN W, NG G A, et al. First experience with a novel robotic remote catheter system: Amigo™ mapping trial [J]. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 2013, 37(2):121-129.
- [8] RIGA C V, BICKNELL C D, HAMADY M S, et al. Evaluation of robotic endovascular catheters for arch vessel cannulation [J]. *Journal of Vascular Surgery*, 2011, 54(3):799-809.
- [9] RIGA C V, BICKNELL C D, ROLLS A, et al. Robot-assisted fenestrated endovascular aneurysm repair (FEVAR) using the magellan system [J]. *Journal of Vascular and Interventional Radiology: JVIR*, 2013, 24(2):191-196.
- [10] THAKUR Y, BAX J S, HOLDSWORTH D W, et al. Design and performance evaluation of a remote catheter navigation system. [J]. *IEEE Transaction on Biomed Engineering*, 2009, 56(7):1901-1908.
- [11] GUO S X, PENG W, GUO J, et al. A novel master-slave robotic catheter system for vascular interventional surgery[C]//*IEEE International Conference on Mechatronics & Automation*. Piscataway, NJ: IEEE Service Center, 2013, 23: 256-261.
- [12] GUO J, GUO S X, YU Y. Design and characteristics evaluation of a novel teleoperated robotic catheterization system with force feedback for vascular interventional surgery [J]. *Biomedical Microdevices*, 2016, 18(5): 76-92.
- [13] 奉振球. 微创血管介入手术机器人的主从交互控制方法与实现[J]. *自动化学报*, 2016, 42(5):696-705.  
FENG Zhenqiu. Master-slave interactive control and implementation for minimally invasive vascular interventional Robots[J]. *Acta Automistica Sinica*, 2016, 42(5): 696-705. (in Chinese)
- [14] WANG T M, ZHANG D P, DA L. Remote-controlled vascular interventional surgery robot [J]. *International Journal of Medical Robotics Computer Assisted Surgery Mrcas*, 2010, 6(2):194-201.
- [15] SRIMATHVEERAVALLI G, KESAVADAS T, LI X. Design and fabrication of a robotic mechanism for remote steering and positioning of interventional devices [J]. *International Journal of Medical Robotics Computer Assisted Surgery Mrcas*, 2010, 6(2): 160-170.
- [16] 赵淳生. 超声技术与应用[M]. 北京:科学出版社, 2007:1-19.
- [17] 牛子杰. 行波型中空超声电机关键技术研究[D]. 南京:南京航空航天大学, 2016.
- [18] 牛子杰, 孙志峻, 吴金涛, 等. 傅里叶变换的行波型中空超声电机的系统效率[J]. *振动、测试与诊断*, 2015, 35(6):1012-1018.  
NIU Zijie, SUN Zhijun, WU Jintao, et al. Study of the system efficiency of the traveling wave and hollow type ultrasonic motor based on fourier transform [J]. *Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis*, 2015, 35(6):1012-1018. (in Chinese)
- [19] FABRIZIO M D, LEE B R, CHAN D Y, et al. Effect of time delay on surgical performance during telesurgical manipulation [J]. *Journal of Endourology*, 2000, 14(2):133-138.



**第一作者简介:**郑炬炬,男,1994年2月生,硕士生。主要研究方向为机电一体化。

E-mail:nuaazhengjuju@163.com

**通信作者简介:**孙志峻,男,1970年2月生,博士、教授。主要研究方向为机器人及机电一体化。

E-mail:meezjsun@nuaa.edu.cn