

主从式血管介入系统的力反馈实现^①

刘 龙^{②*} 曹 形^{③*} 刘 达^{**} 王 栋^{*} 曹旭东^{*}

(* 北京科技大学机械工程学院 北京 100083)

(** 北京航空航天大学机器人所 北京 100191)

摘要 为保证主从式血管介入系统的手术安全性,在其主端集成了力反馈装置。研制了侧壁力传感器,结合光纤传感器共同进行了力的测量;主端计算机读取两路测量信号,将最终融合力值施加到主端设备,形成功力反馈回路。当导管与血管碰撞时,电机会产生相应转矩,医生通过感知反馈力判断导管状态,实现力觉引导。经实验验证,主从控制精度高、延迟小,传感器测量一致性好,主端力反馈实时有效,可望能实现引导医生进行手术作业。

关键词 血管介入, 力反馈, 主从控制, 侧壁力传感器, 遥操作

0 引言

医疗机器人技术与血管介入技术有机结合,可将医生从复杂的手术环境中解脱出来,避免医生受X射线的辐射,推进血管介入手术的进一步扩展。借助主从遥操作方式,医生可远程控制导管运动,为保证手术安全,需在主端集成功力反馈装置,国内外学者积极开展了相关研究。在国外,Fukuda等开发出一套微创血管介入手术远程医疗系统^[1],其导管前端集成微力传感器可使医生产生力觉临场感,但是,该系统不能测量导管头部受力;郭书祥等开发了一套带力觉反馈的血管介入遥操作系统^[2];2007年Medical等研发了新一代心脏消融微创介入手术辅助系统^[3],实现了力觉传感器与主动导管的结合,该系统已开始临床使用。在国内,浙江大学设计了一种新型的微创血管介入医疗机器人,实现了快速悬浮倒退;中科院自动化研究所研制了血管介入手术送管机构^[4]。国内主要进行机构方面的研究,少有力反馈的集成。

本研究主要进行了侧壁力传感器的研制,通过加载标定出电压与力值的关系,结合光纤传感器共同测量导管头部受力;构建了力反馈回路,在主端集成了力反馈装置,通过电机将反馈力传递给主端医生。从医生的角度来评价,新型主控装置使用方便

灵活,能实时反馈导管头部介入状态,从而提高系统的效率和可靠性。

1 系统机构

主从式血管介入系统由主端控制装置、从端推进机构、可编程多轴控制器(programmable multi-axis controller,PMAC)及PC机组成。其控制过程为:医生按照手术路径推拉、旋转主端手柄,编码器采集运动信息并传至PMAC控制卡进行处理,最后由PMAC发送指令控制推进机构运动。PC机实时返回运动信息,为医生提供手术依据,利用行程开关实现主端空回程运动的切换。

1.1 从端推进机构

图1所示为实验室从端推进机构样机,它具有

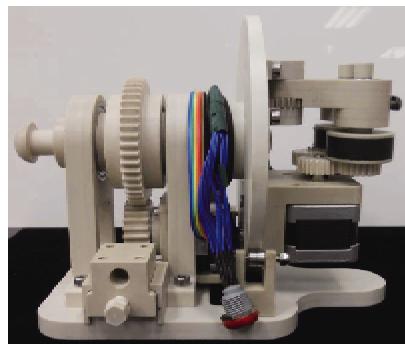


图1 导管推进机构

① 863 计划(2010AA044001)资助项目。

② 男,1989 年生,硕士生,研究方向:医疗机器人技术;E-mail: llbeike@126.com

③ 通讯作者,E-mail: caotong1601@163.com

(收稿日期:2013-09-06)

两个自由度,完成导管直线、旋转复合运动。基于临床无菌要求,机构方便拆装、消毒;摩擦轮夹紧可靠,实现轴向连续进给;齿轮传动平稳,旋转振动小。其工作原理为:进给电机将运动传递给摩擦轮,摩擦轮夹紧导管轴向运动;旋转电机通过啮合的齿轮带动转盘旋转,进给运动从属于旋转运动^[5]。

1.2 主端机构

图 2 是主端控制装置模型,手柄有两个自由度,编码器分别安装在两自由度末端,手柄运行到极限位置时,按下行程开关切换至空回程运动。为了便于检测,将手柄的直线运动通过线传动转换为旋转运动,测量转动轮的转动方向和角度,推出传动线的轴向运动方向和距离。线传动装置固定在滑块上,燕尾导轨固定在底板上随滑块轴向移动,紧定螺钉安装在张紧支撑座上,通过调节螺钉改变钢丝绳张紧程度。

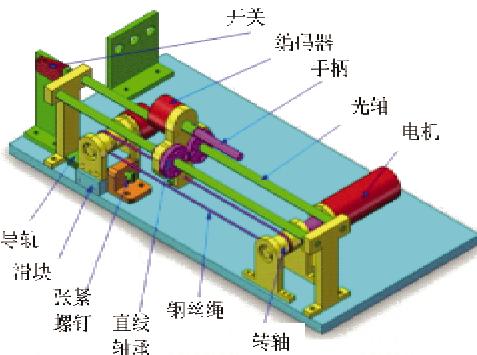


图 2 线传动控制模型

2 力反馈

2.1 力反馈装置集成

手术中,医生必须实时掌控导管介入状态,国内多数血管介入系统主端无力反馈装置,限制了其临床推广^[6]。针对这一问题,设计了符合医生操作习惯的主端并集成功力反馈装置,保证医生实时把握导管与血管壁的相互作用。

如图 3 所示,选择 maxon 电机作为力反馈的驱动元件,当导管与血管发生碰撞时,电机输出与导管前进方向相反的转矩,通过传动线以轴向反馈力的形式传递到医生手上。采用电流模式控制电机的输出转矩,电流是直接控制变量,由式

$$F = T/r, T = K_M I \quad (1)$$

可以获得电流与反馈力之间的关系

$$F = K_M I/r \quad (2)$$

其中: F —反馈力的大小(N);

— 546 —

T —电机输出转矩(mN·m);
 K_M —电机转矩常数(mN·m/A);
 r —线传动传动轮半径(mm);
 I —电机输出电流(A)。

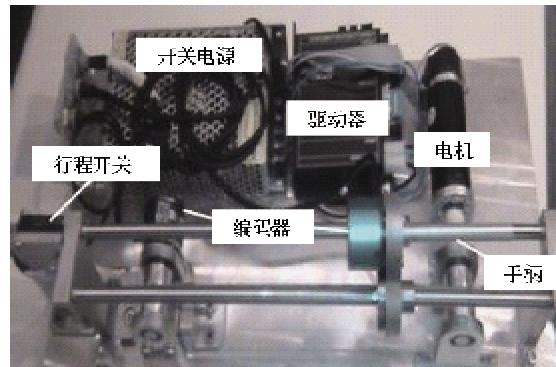


图 3 主端设备

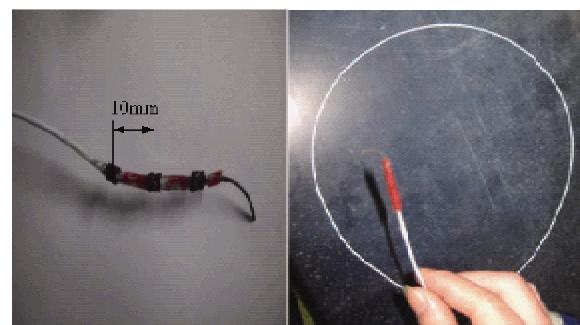
主从式血管介入机器人系统中,主从的运动速度很低,电机将会工作在低速甚至堵转情况下,采用电流控制方式可以很好地限制电流的极限,确保不会电流过大而烧坏电机。

2.2 力测量

本文研发的导管侧壁力传感器如图 4(b)所示。



(a) 头部光纤传感器



(b) 刮壁压力传感器

图 4 光纤和导电橡胶传感器

导管侧壁包覆 $4\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ 导电橡胶作为1个传感单元,共集成了3个传感单元,间隔 10mm ,形成了一个沿导管轴向分布的测量矩阵,提高了侧壁力测量的空间分辨率。传感单元最外层采用了软质聚氯乙烯(PVC)薄膜作为保护层。

基于导电橡胶的压阻特性,通过图5所示方式加载标定,获得3个传感单元输出电压与受力的关系,标定数据如表1~表3所示。



图5 导电橡胶传感器标定

表1 第一个传感单元的标定数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	40	55	92	135	197	287	323
电压(V)	0.1	1.0	2.3	3.0	3.6	4.0	4.4

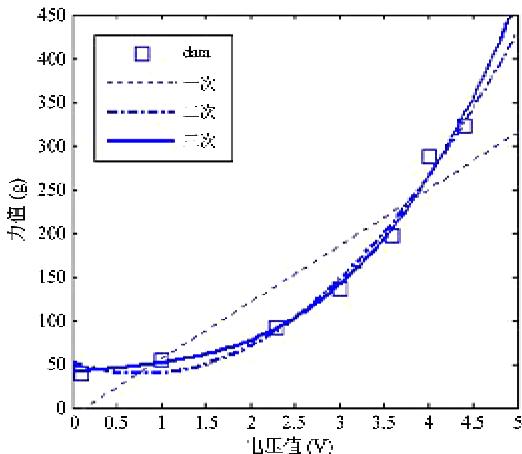
表2 第二个传感单元的标定数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	40	65	86	145	204	276	302
电压(V)	0.1	0.6	1.5	2.3	2.7	3.1	3.5

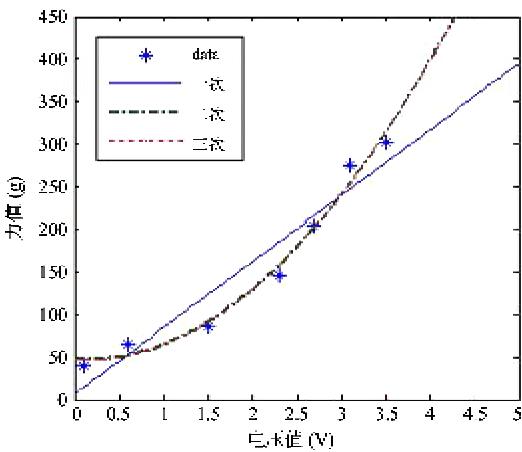
表3 第三个传感单元的标定数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	10	20	44	86	113	152	215
电压(V)	0.1	0.7	1.8	2.5	2.9	3.4	3.7

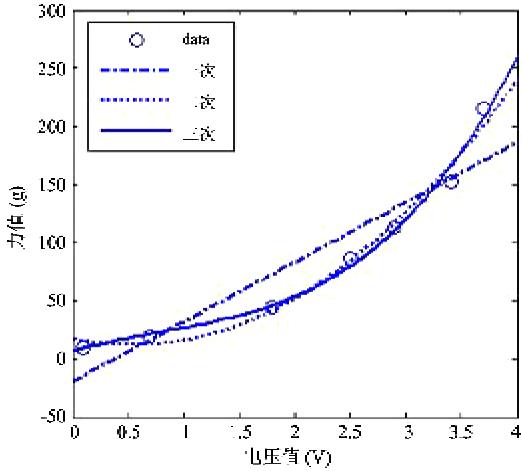
将以上数据写入MATLAB软件,进行基于最小二乘法的曲线拟合,得三次多项式已经非常接近测量数据,所以建立3个传感器单元的数学模型如式 $f_1 = 3.7070u^3 - 3.6750u^2 + 11.1478u + 40.4022$
 $f_2 = -0.2368u^3 + 24.6684u^2 - 7.3401u + 47.2403$
 $f_3 = 5.4614u^3 - 13.0512u^2 + 27.8898u + 6.4286$ (3)所示,式中 f 代表力值, u 代表电压值,标定曲线如图6所示。



(a) 第一个传感单元的标定曲线



(b) 第二个传感单元的标定曲线



(c) 第三个传感单元的标定曲线

图6 侧壁传感器标定曲线

2.3 力反馈回路构建

图7所示力反馈回路包含正向和逆向两条通道。正向临场感实现:医生操作主端手柄运动,计算机内的临场感处理算法将该运动解释为电机控制命令,通过PMAC^[7]控制从端推进机构运动。逆向临场感实现:导管头部集成微型力传感器,测量导管头

部与血管的碰撞状态,以电信号的形式传送给计算机;临场感算法采集、融合两路电信号,得出与传统尾端把持一致的头部介入状态表征力,施加至主端操控装置;医生感知反馈力值,结合已有力觉经验判断当前导管头端与血管的作用状态,向主端设备采取下一步介入动作。

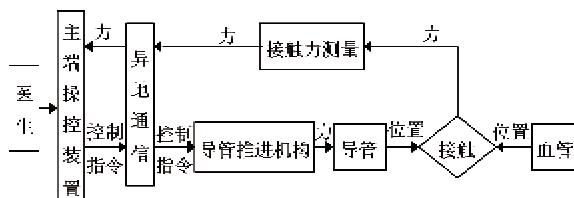


图 7 机器人手术中的力觉临场感回路

2.4 力反馈软件实现

光纤信号处理器最大采样频率只有 250Hz,而力反馈装置中 EPOS2 的通信频率为 5kHz,不能将信号采集和刷新输出反馈力的程序代码放在一起实现,所以借助 VC++ 中多线程技术完成^[8]。

图 8 所示为整个主从血管介入手术机器人的程序控制流程,根据系统集成的目标,开辟了 2 个线程:主控线程和 AD 线程。主控线程:(1)运行频率 $\geq 1\text{kHz}$;(2)完成主从机器人的运动控制;(3)读取模糊力觉融合的结果,更新主端输出反馈力。AD 线程:(1)运行频率 $\leq 250\text{Hz}$;(2)软件轮询 AD 采集卡,获取传感器的测量电压值;(3)实现两路测量信号的模糊融合,给出反馈力。

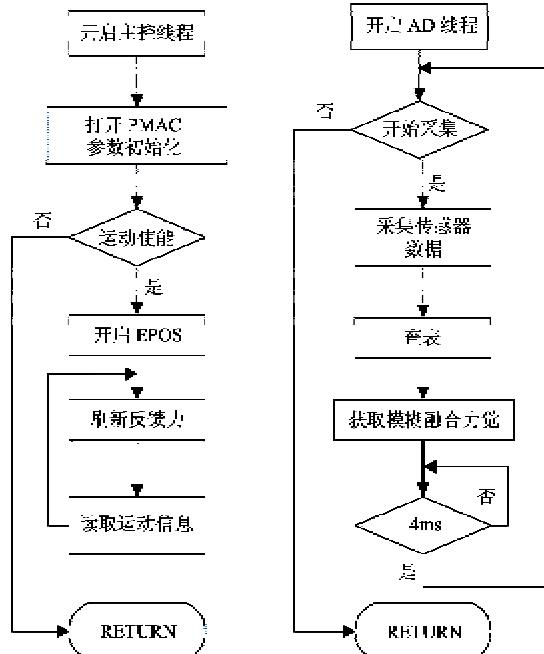


图 8 系统整体程序流程图

3 系统性能评价

3.1 精度实验

为了验证系统的可靠性,进行精度实验,检验主从控制方式下导管的推进精度。实验中将手柄重复推到指定距离,采集主手编码器和从端推进机构进给电机的脉冲数,分别转换为直线运动距离,再测量导管的轴向运动距离,比较三者的误差。已知主手转轮直径为 20mm,进给编码器为 2500 线/4 倍频,即编码器转一圈向 PMAC 输入 10000 个脉冲;从端摩擦轮直径 36mm,进给电机步距角 1.8°/100 纕分数控,即电机转一圈需接收 20000 个脉冲。将主端脉冲和从端脉冲分别转换为主端距离和从端距离,转化公式为

$$l_{主} = (C_{主}/4000) \times \pi \times 20 (\text{mm}) \quad (4)$$

$$l_{从} = (C_{从}/20000) \times \pi \times 36 (\text{mm})$$

表 4 给出了系统主从控制精度,图 9 给出了主从控制绝对误差。由表 4、图 9 可以看出,主从控制绝对误差在 0.8mm 以内,满足手术控制精度 1mm 以内 的要求;同时,由于采用 PMAC 随动控制,主从延迟仅为 0.44ms,系统实时性好;其次,通过 PMAC 自带的滤波功能进行电动机滤波处理,主从运动平稳可靠。

表 4 系统主从控制精度

序号	主端距离 (mm)	从端距离 (mm)	导管距离 (mm)	绝对误差 (mm)
1	21.8	21.76	21.6	0.2
2	35.837	35.833	35.47	0.37
3	52.32	52.3	51.8	0.52
4	75.23	75.227	74.6	0.63
5	105.7	105.7	105.2	0.5
6	134.92	134.87	134.5	0.42
7	156.058	156.05	155.3	0.76
8	178.237	178.234	177.75	0.49

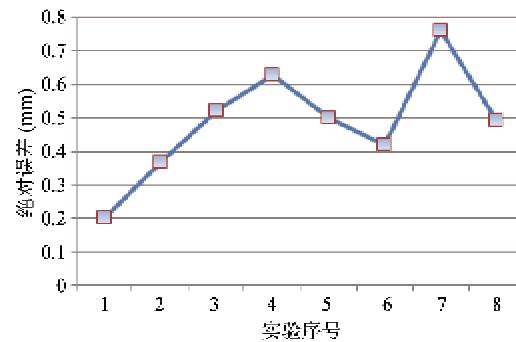
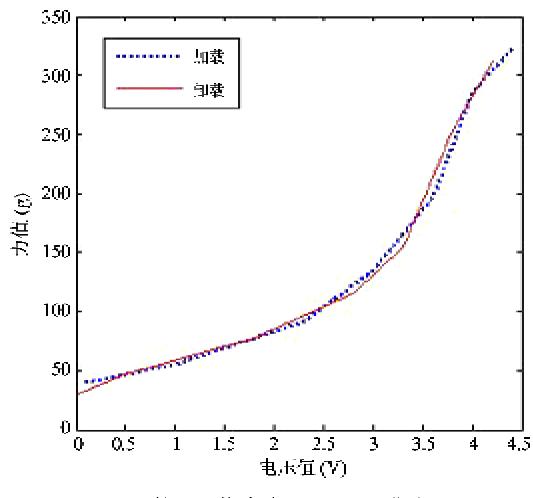


图 9 主从控制绝对误差

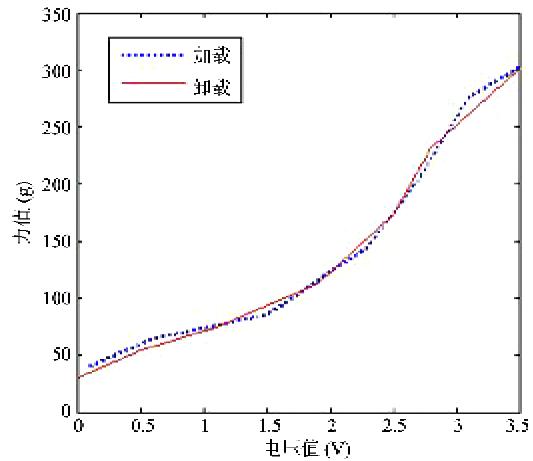
3.2 力反馈实验

为保证力反馈实时有效,采用图 5 所示方法进行传感器卸载特性验证实验,同时进行血管模型实验,实时获取传感器测量数据,验证融合结果。

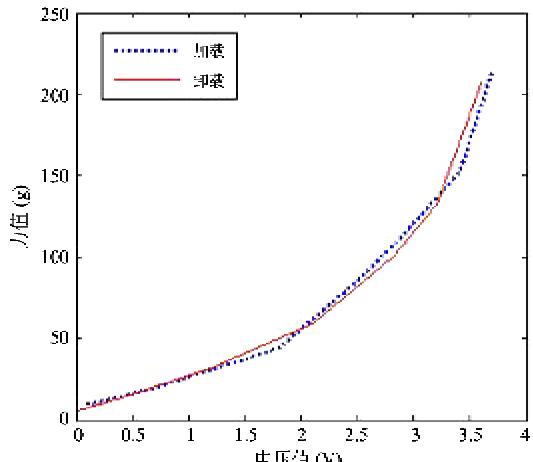
如图 10 所示,侧壁传感器测量一致性好,保证



(a) 第一个传感单元的一致性曲线



(b) 第二个传感单元的一致性曲线



(c) 第三个传感单元的一致性曲线

图 10 侧壁传感器加载、卸载曲线

表 5 第一个传感单元的卸载数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	312	254	155	116	78	47	30
电压(V)	4.2	3.8	3.3	2.8	1.8	0.5	0.0

表 6 第二个传感单元的卸载数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	301	232	173	113	75	54	30
电压(V)	3.5	2.8	2.5	1.9	1.1	0.5	0.0

表 7 第三个传感单元的卸载数据

	1	2	3	4	5	6	7
力(g)	207	132	100	59	32	14	6
电压(V)	3.6	3.2	2.8	2.1	1.2	0.4	0.0

了手术过程中反馈的力觉信息不存在延迟,能够为医生提供准确的引导。卸载数据见表 5~表 7。

图 11 所示为力反馈及融合结果。反馈力的大小受前端及侧壁介入状态的共同影响,以局部平滑的反馈力表征导管与血管的整体作用状态,力反馈更加直观,两路传感器融合效果可靠。海军总医院医生采用该方法进行了动物实验,结果表明,通过介入力的反馈及图像的引导,手术方便可靠,为其临床应用奠定了基础。

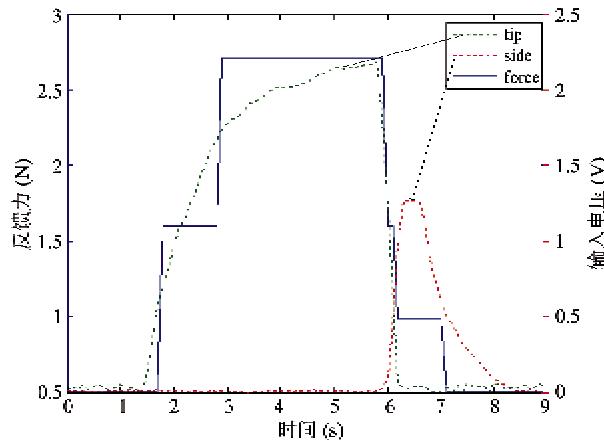


图 11 力反馈及融合结果

4 结 论

针对现有主从式血管介入系统存在的问题,本文在原有系统上集成了力反馈装置。研制的压力传感器简单可靠,它与光纤测力传感器结合进行力的测量,能够充分保证力反馈的实时性及准确性。系统将测力传感器集成到导管的头部,实时反馈两路

电信号,通过融合后能够表征导管的实际介入状态,反馈给主端一个介入阻力,帮助医生准确判断导管状态。主从装置采用 PMAC 随动控制,主从延迟仅为 0.44ms,控制精度在 0.8mm 以内,提高了手术的稳定性、精确度。

但是,微型力传感器占用了导丝通道,导致系统只能进行血管造影检查,无法完成具体治疗任务,降低了其临床应用价值。课题后期需要研究能够与导丝配合使用的传感系统,研制新型推进机构实现导管导丝协同运动;功能上一方面继续保持力反馈系统实时有效,另一方面可实现导管导丝协调运动,推动系统真正实现临床应用。

参考文献

- [1] Arai F, Fujimura R, Fukuda T, et al. New Catheter Driving Method Using Linear Stepping Mechanism for Intravascular Neurosurgery. In: Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation, Washington ,USA, 2002. 2944-2949
- [2] Guo S X, Kondo H, Wang J, et al. A New Catheter Operating System for Medical Applications. In: 2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, Beijing, China, 2007. 82-86
- [3] Prapa K, Michael K W, Daniel T W, et al. Experience of robotic catheter ablation in humans using a novel remotely steerable catheter sheath. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, 2008, 21(1):19-26
- [4] 李显凌. 用于微创介入手术的导管导向机器人研究: [博士学位论文]. 黑龙江: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2009. 118-121
- [5] 罗彪, 曹彤, 和丽等. 血管介入手术机器人推进机构及精度研究. 高技术通讯, 2010, (12):1281-1285
- [6] 陈拓汉, 宋爱国. 基于力/触觉反馈的虚拟血管介入手术系统. 南京信息工程大学学报: 自然科学版, 2011, 3 (5):414-418
- [7] Turbo PMAC/PMAC2 software Reference. Delta Tau Data System, Inc. 2004
- [8] 赵德朋, 刘达. 血管介入手术机器人系统力反馈的模糊融合. 机器人, 2013, 35(1):60-66

Achieving of force feedback in master-slave vascular intervention systems

Liu Long*, Cao Tong*, Liu Da**, Wang Dong*, Cao Xudong*

(* School of Mechanical Engineering, University of Science and Technology Beijing, Beijing 100083)

(** Robotics Institute, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100191)

Abstract

To ensure the operation safety of a master-slave vascular intervention system, forces feedback devices were integrated in to the master of the system. A sidewall force sensor was developed, and combined with fiber optic sensors, it was used to measure force. With the computer, two measurement signals were read, and the final value of fused force was applied to the master, thus a force feedback loop was built. When the catheter collided with a vascular, a corresponding torque was generated via the motor. By the feedback force, Doctors can determin the condition of catheter tip in order to realize haptic guidance. The experiments proved that the master-slave control precision was high, besides, the sensors had the good consistency in measurement, and the real-time and effective force feedback was achieved. It is expected to be used to guide doctors to conduct the surgery.

Key words: vascular interventional, forces feedback, master-slave control, sidewall sensor, teleoperation