

主从式遥操作血管介入机器人

曹彤¹, 王栋¹, 刘达², 曾玉祥¹

(1. 北京科技大学机械工程学院, 北京 100083; 2. 北京航空航天大学机器人所, 北京 100191)

摘 要: 传统的血管介入手术需要医生徒手操控导管, 存在医生受辐射和人为因素影响手术质量等弊端. 针对该问题, 设计了用于辅助医生手术的主从式遥操作血管介入机器人. 根据临床手术的要求, 基于模块化理念, 分别对机器人的从端推进机构、主端操控装置进行了结构设计, 为主从模式的实现做了相关的软、硬件开发; 对机器人样机进行了必要的性能测试, 证实了该机器人具有小于 1 mm 的运动控制精度和 0.44 ms 的主从运动实时性. 结果表明: 该机器人系统解决了传统手术中的问题, 在功能和性能上完全满足血管介入手术的要求, 具有较高的临床使用价值.

关键词: 血管介入; 机器人; 临床手术; 控制精度; 实时运动

中图分类号: TP 242.3 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2014)04-0569-05

Master-Slave Remote Controlled Vascular Interventional Robot

CAO Tong¹, WANG Dong¹, LIU Da², ZENG Yu-xiang²

(1. School of Mechanical Engineering, University of Science and Technology Beijing, Beijing 100083, China; 2. Robotics Institute, Beihang University, Beijing 100191, China. Corresponding author: CAO Tong, E-mail: caotong1601@163.com)

Abstract: Catheter should be controlled by doctor's hands during the traditional vascular interventional surgery which had some disadvantages, as the doctor absorbed radiation and operation quality was affected by human factors. To solve the problem, master-slave remote controlled vascular interventional robot assisting doctor was designed. According to the requirements of clinical surgery, the subordinate feed mechanism and master operational device were designed respectively on the basis of the modular concept, the hardware and software were developed to achieve the master-slave mode. The necessary performances were tested, the motion control accuracy of less than 1 mm and the master-slave real-time motion of 0.44 ms were confirmed. The results showed that the robot system can solve the problems of traditional surgery, and meet the requirements of vascular interventional surgery on function and performance, which has high value for clinical application.

Key words: vascular intervention; robot; clinical surgery; control accuracy; real-time motion

血管介入技术的发展与成熟使得其在许多外科手术中得到应用, 然而传统的血管介入手术需要医生徒手把持导管, 存在医生受辐射、人为因素影响手术效果等问题^[1-2]. 医疗机器人技术的发展促进了传统外科手术的革新, 国内外很多学者积极开展辅助血管介入手术机器人的研究^[3-5]. 国外开始比较早, 具有代表性的主要有: 2006年以色列海法医学院的 Beyar 等开发出一套用于心血管介入手术的微创机器人^[6], 2007年英国的 Hansen

科技^[7]设计出一套主从血管介入机器人系统, 美国纽约州立大学的 Govindarajan Srimathveeravalli 也于 2009 年开展了相应的血管介入手术机器人系统的研究; 国内对血管介入手术机器人的研究还处于起步阶段^[8-9], 主要有: 浙江大学根据鳃蚌游动原理设计了一种驱动机构, 哈尔滨工业大学研制了一种集成有双电磁传感器的可定位导管机器人, 国内的相关研究还停留在实验室阶段. 北京航空航天大学与海军总医院、卫生部北京医院等

单位合作,从整个手术系统出发,针对临床血管介入手术中存在的问题,研究开发了更具操作性和安全性的主从式遥操作血管介入手术机器人系统。

1 主从式机器人

图 1 为主从式血管介入机器人系统的控制过程:

1) 医生通过主端手柄的轴向推力和旋转操作,实现主端导管的轴向进给与周向旋转运动。

2) 编码器采集主端运动信息,传递给 PMAC 控制卡处理。

3) PMAC 发送从端导管推进机构的运动指令,同时将主从端的运动信息反馈给 PC 机。

4) 医生通过返回信息决定后续操作。

由控制过程可知:主从式血管介入机器人在机构上主要由从端导管推进机构和主端操控装置组成。其中,从端导管推进机构在手术室内代替医生把持导管,直接实现对导管的运动控制;医生则在手术室外通过主端操控装置间接控制从端推进机构来完成血管介入手术。

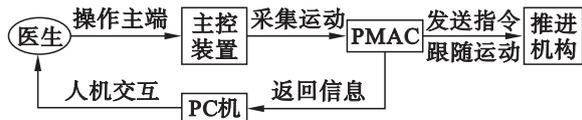


图 1 主从式血管介入手术机器人控制过程

Fig. 1 Control process of master-slave vascular interventional robot

1.1 从端导管推进机构

血管介入手术需要导管完成两个动作:沿血管轴向进退和血管分支处的周向旋转。因此血管介入机器人的从端导管推进机构需要满足以上两个自由度的运动要求,同时考虑到便于导管的装夹、机构的拆卸与消毒等,采用模块化设计理念,将机构分解为轴向进给模块和周向旋转模块。通过对传动机构的综合分析比较,轴向进给机构采用结构简单、传动平稳无噪音、可实现过载保护摩擦轮传动,周向旋转机构采用传动比精确、工作可靠、效率高的齿轮传动。为了减小从端推进机构的空间体积,且满足导管的旋转运动,令轴向进给机构附属于周向旋转机构,即轴向运动从属于旋转运动。

图 2 为从端导管推进机构的结构示意图和样机,轴向进给模块由电机、传动齿轮副及摩擦滚轮等组成,电机将运动通过齿轮副传递给摩擦滚轮,

摩擦滚轮夹紧导管,自身的旋转运动转换为导管的轴向进给运动。周向旋转模块由电机、传动齿轮副及主轴等组成,电机通过齿轮传动带动主轴旋转,固定在主轴上的整个轴向进给模块随之旋转,从而实现被摩擦滚轮夹紧的导管的旋转运动。

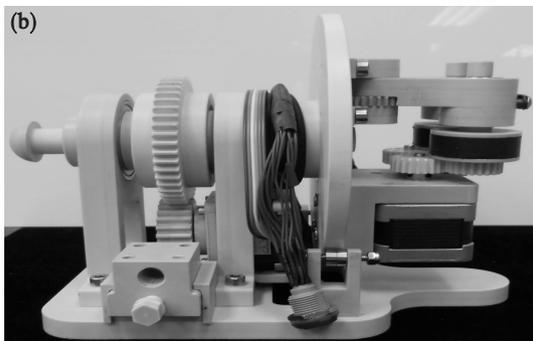
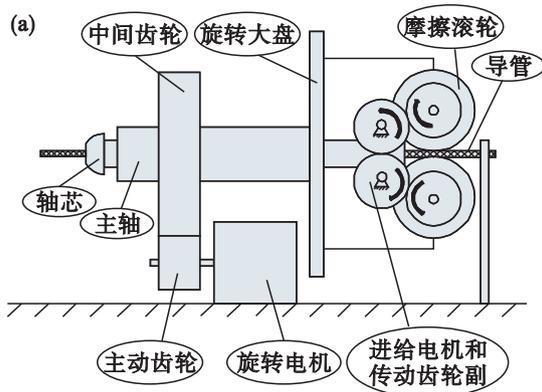


图 2 机器人从端推进机构

Fig. 2 Slave propulsive mechanism of robot

(a) —结构示意图; (b) —样机。

推进机构的轴向运动和旋转运动由步进电机驱动,利用步进电机驱动器的高细分数可以达到很高的控制精度,以保证 1 mm 以内的推进误差。该从端推进机构具有体积小、结构紧凑、方便操作和维护等特点。

1.2 主端操控装置

从端推进机构是导管的直接驱动装置,主端则是医生的操控平台。通过操作主控设备间接控制从端推进机构的运动,实现对导管的遥操作。图 3 为主端操控装置的传动模型和样机,考虑到医生对导管的操作习惯,且利于机器人的培训与推广,将主控端也设计为两自由度的机构,旋转运动从属于直线运动,医生通过旋转或轴向推拉手柄控制从端导管的运动。操作手柄末端的编码器检测旋转运动,轴向直线运动转换为旋转运动后再检测,考虑传动的精度、摩擦及可移动部件的机械惯性、结构的简化,采用线传动方式实现运动转换。

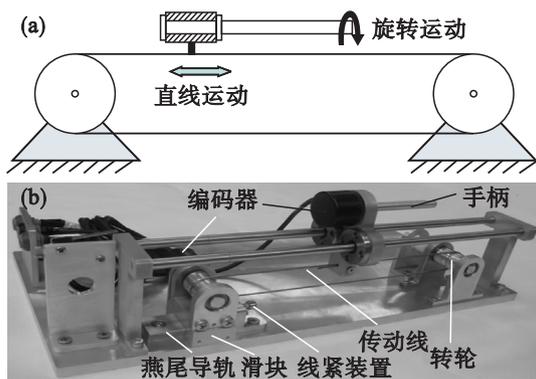


图 3 机器人主端操控装置

Fig. 3 Master control mechanism of robot

(a)—结构示意图；(b)—样机。

在预紧力作用下,传动线的直线运动带动传动轮旋转,而直线运动与旋转运动的速度和位移都成正比关系,则通过检测传动轮的运动就能间接获得传动线的直线运动信息。

钢丝绳的预紧力由张紧装置来调节,线传动装置的一端与滑块连接,通过调节螺钉使其沿燕尾导轨轴向移动,从而改变钢丝绳的张紧程度.线传动结构简单、精度高、传动平稳,能够大幅度地减小装置的摩擦和机械惯性。

该主控装置根据医生操作习惯,专为血管介入手术设计,具有结构简单、成本低,利于培训与推广等特点。

2 主从操作模式的实现

2.1 系统硬件设计

针对血管介入机器人控制系统精度高、稳定性好、响应速度快等要求,采用运算速度、采集频率、分辨率均比较高的 PMAC 多轴运动控制卡作为机器人系统的处理器.采用集散式控制方式,PMAC 作为信号处理中心,与 PC 机实时通讯,实现人机交互,也方便系统的集成与扩展。

利用 PMAC 运动控制卡的位置跟随功能实现机构上没有关联的主动轴与随动轴的运动同步.医生操纵主端手柄时,PMAC 实时检测两个方向编码器的脉冲频率和个数,并发送指令,控制从端推进机构的两个电机跟随主端运动,从而实现主从运动的一致性。

图 4 为系统硬件结构设计,包括 PC 机、PMAC 运动控制卡、步进电机驱动器、步进电机和编码器等.PMAC 的 J4 口为从端推进机构的电机接口,J3 口为主端编码器的脉冲输入接口,系统中 2 个主动轴和 2 个从动轴需要占用 PMAC 4 个

通道:3[#]为进给编码器通道,控制 1[#]进给电机的随动;4[#]为旋转编码器通道,控制 2[#]旋转电机的随动。

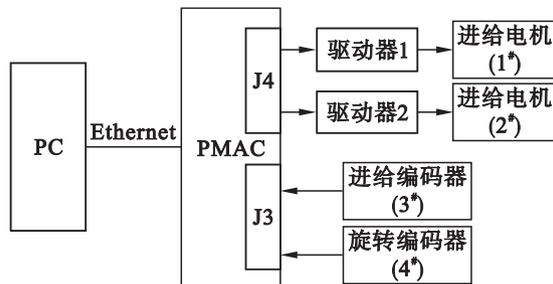


图 4 系统硬件连接示意图

Fig. 4 System hardware connection diagram

2.2 系统软件设计

图 5 为主从血管介入机器人系统的控制流程,程序由 PMAC 参数初始化模块、PLC 模块、主从跟随使能模块和主从运动信息显示模块组成.PMAC 参数初始化主要进行手轮脉冲跟随功能模式相关的 I 变量设置,使主从机器人系统工作在位置跟随模式下并保证主从间 1:1 的运动关系;PLC 模块循环执行以检测开关的状态,开关每按下一次,定义变量 C 就会在 0 与 1 之间变化. $C = 1$ 时,主从机器人跟随使能,从端推进机构跟随主端操控装置的运动; $C = 0$ 时,主从跟随不使能,主端操控装置到极限位置后返回,从端推进机构停止等待主端下次的动作.主从信息显示模块返回主从运动信息,包括运动状态、位移及速度等,方便医生对自身动作进行调整。

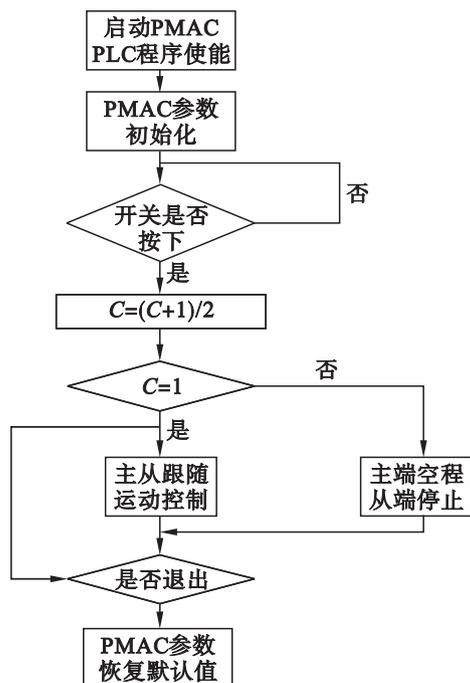


图 5 系统控制流程图

Fig. 5 Control flowchart of system

3 系统性能评价

对于应用于临床手术的主从式血管介入机器人系统,控制精度和实时性是评价其性能的重要指标,也决定了该机器人系统的临床应用价值.

3.1 运动控制精度

系统误差:

$$\delta = \delta_1 + \delta_2. \quad (1)$$

式中: δ_1 为主从运动控制的误差,通过检测主端编码器和从端电机运动脉冲数,并转换成轴向进给距离,两者的差值即为控制误差; δ_2 是从端推进机构本身的机械误差,导管和电机的轴向运动距离之差即为机械误差.

已知:

$$\left. \begin{aligned} L_1 &= \frac{C_1}{P_1} \pi D_1; \\ L_2 &= \frac{C_2}{P_2} \pi D_2; \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

$$\delta_1 = L_1 - L_2. \quad (3)$$

式中: L_1, L_2 分别为主从的轴向进给距离; C_1, C_2 为主端编码器和从端电机的脉冲数; P_1, P_2 为编码器和电机转一圈对应的脉冲数; D_1, D_2 为主端传动轮和从端摩擦滚轮的直径.

通过主从机器人系统的精度测试实验,来检验主从控制方式下导管的推进精度.实验中将手柄多次推拉一定的距离,采集主端编码器和从端电机的脉冲数,并转换为直线运动距离,得到系统的控制误差;同时测量导管的实际推送距离,得到机械误差,进而得到系统的整体误差.

表 1 为主从系统的控制精度.由表 1 知,主端

表 1 主从系统控制精度

Table 1 Control precision of master-slave system

实验次数	主端手柄距离/mm	从端电机距离/mm	导管进给距离/mm	绝对误差
1	25.850	25.852	25.6	0.25
2	48.921	48.917	48.3	0.62
3	57.148	57.147	56.7	0.45
4	75.030	75.024	74.5	0.53
5	124.400	124.400	123.9	0.50
6	178.910	178.910	178.5	0.41
7	144.055	144.057	143.3	0.76
8	69.410	69.412	68.8	0.61
9	43.316	43.314	42.8	0.52
10	199.100	199.080	198.3	0.71

手柄和从端电机的运动距离几乎一样,则系统误差主要来源于推进机构本身摩擦传动等不可避免的机械误差,即采用此主从操作方式,不会放大系统的轴向推进误差;该系统完全满足 1 mm 的推进精度.运动控制精度的实验结果表明:该机器人系统的运动精度满足临床手术的要求,不会因运动误差带来手术伤害,保证了手术的安全性.

3.2 主从运动实时性

采用主从操作模式后,医生失去了对导管的直接把持,主从运动控制的实时性就尤为重要,决定了医生后续的操作,进而影响到手术效果.

图 6 为主从血管介入机器人运动控制过程,在 0 时刻,医生开始操作主端手柄,主端位移曲线平滑上升,由于此时 PMAC 检测到主端的位移是 0,因此从端导管推进机构停止不动;在 T 时刻,PMAC 再次采样,获得主端的位移为 S_1 ,PMAC 进行数据处理,计算得主端的平均速度为 S_1/T ,并发送指令,控制从端推进机构在时间 $[T, 2T]$ 内以 S_1/T 的速度匀速运动 S_1 的位移,而这段时间内,主端又有 $S_2 - S_1$ 的位移,在 $2T$ 时刻,PMAC 再发送指令,控制从端导管推进机构在 $[2T, 3T]$ 内以 $(S_2 - S_1)/T$ 的速度匀速运动 $S_2 - S_1$ 的位移,以此类推.

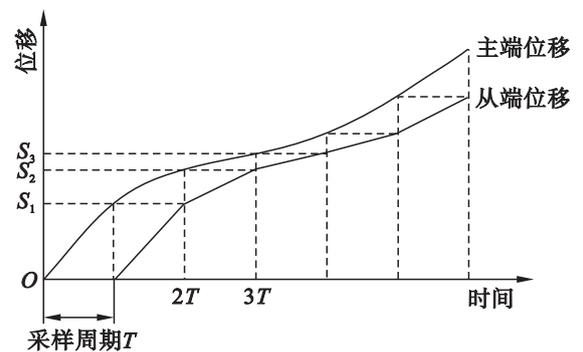


图 6 主从血管介入手术机器人运动过程

Fig. 6 Motion process of master-slave vascular interventional surgery robot

可见,主从血管介入机器人系统的实时性取决于 PMAC 的采样频率,频率越高,实时性越好.PMAC 的采样频率由变量 I7000, I7001 和 I7002 决定^[10].已知:

$$\text{MaxPhaseFreq} = 117964.8 \text{ kHz} / [2 * I7000 + 3],$$

$$\text{PhaseFreq} = \text{MaxPhaseFreq} / [I7001 + 1],$$

$$\text{SeroFreq} = \text{PhaseFreq} / [I7002 + 1].$$

整理得

$$\text{ServoFreq} = \frac{117964.8 \text{ kHz}}{(2 * I7000 + 3)(I7001 + 1)(I7002 + 1)}.$$

PMAC 默认 I7000 = 6527, I7001 = 1, I7002 = 3, 则

$$\text{ServoFreq} = \frac{117964.8 \text{ kHz}}{4(2 * 6527 + 3)} = 2.26 \text{ kHz},$$

$$T = 1/\text{ServoFreq} = 442.74 \mu\text{s}.$$

可见,主从血管介入手术机器人系统的实时性非常好,从端推进机构的运动只滞后于主端0.44 ms,医生操作时感觉不到运动的延迟.主从运动实时性实验结果表明:该机器人系统0.44 ms的运动延迟不会对手术造成任何影响,在手术中医生甚至不会察觉到该延迟,从而不会影响医生对后续操作的判断,不会导致医生的误操作.

4 结 论

1) 分别对从端推进机构、主端操控装置进行结构设计,满足了临床手术的功能要求.

2) 为主从操作模式的实现,基于 PMAC 进行了相关的软、硬件设计.

3) 该机器人具备小于 1 mm 的运动误差和 0.44 ms 的运动延迟,良好的性能满足临床手术的需要.

4) 该主从式遥操作血管介入机器人系统,解决了传统手术中的问题,在功能和性能上满足手术要求,具有很高的临床使用价值.

参考文献:

[1] Ma X, Guo S X, Xiao N, et al. Development of a novel robot-assisted catheter system with force feedback [C]// Proceeding of the 2011 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Beijing, 2011: 107 - 111.

[2] Wang T M, Zhang D P, Liu D. Remote-controlled vascular interventional surgery robot [J]. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 2:

194 - 201.

- [3] 卢旺盛,刘达,田增民,等.血管介入手术机器人的关键技术分析[J].生物医学工程研究,2009,28(4):303 - 306.
(Lu Wang-sheng, Liu Da, Tian Zeng-min, et al. The analysis of key technologies of intravascular intervention surgical robot [J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2009, 28(4): 303 - 306.)
- [4] Mack M J. Minimally invasive and robotic surgery [J]. *Journal of the American Medical Association*, 2001, 285(5): 568 - 572.
- [5] 段星光,陈悦,于华涛.微创血管介入手术机器人控制系统与零位定位装置设计[J].机器人,2012,34(2):129 - 136.
(Duan Xing-guang, Chen Yue, Yu Hua-tao. Design of the control system and home point position device for minimally invasive interventional surgery robot [J]. *Robot*, 2012, 34(2): 129 - 136.)
- [6] Beyar R, Gruberg L, Roguin A, et al. Remote-control percutaneous coronary interventions [J]. *Journal of American College of Cardiology*, 2006, 47(2): 296 - 300.
- [7] Saliba W, Vivek Y. Atrial fibrillation ablation using a robotic catheter remote control system: initial human experience and long-term follow-up results [J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2008, 51(24): 2407 - 2411.
- [8] Guo S X, Kondo H, Wang J, et al. A new catheter operating system for medical applications [C]// International Conference on Complex Medical Engineering. Beijing: IEEE/ICME, 2007: 82 - 86.
- [9] Saliba W, Cummings J E, Zhang Y, et al. A novel robotic catheter remote control system [J]. *Feasibility and Safety of Transseptal Puncture and Endocardial Catheter Navigation*, 2006, 17(10): 1102 - 1105.
- [10] 王益红,陈志同.基于 PMAC 的数控机床手轮功能的实现 [J].机械工程师,2005(12):68 - 70.
(Wang Yi-hong, Chen Zhi-tong. Application of hand wheel for CNC machine based on PMAC [J]. *Mechanical Engineer*, 2005(12): 68 - 70.)