面向自然腔道微创介入的在体感知与柔性操作

李言民^{①②}, 刘浩^{①*}, 李贵祥^①, 周圆圆^①, 闫杰^{①③}, 李洪谊^{①②}

① 中国科学院沈阳自动化研究所, 机器人学国家重点实验室, 沈阳 110016;

② 中国科学院大学, 北京 100049;

③ 沈阳理工大学机械工程学院, 沈阳 110159

* 联系人, E-mail: liuhao@sia.cn

2013-08-20 收稿, 2013-10-11 接受

国家自然科学基金(61105099)和国家科技支撑计划(2012BAI14B03)资助

摘要 针对导管、胃镜等柔性介入器械在治疗心血管、消化道等腔道类疾病时存在近端操作无法完全映射到远端和形变能量释放易损伤组织的问题, 引入在体感知, 采用局部位置闭环控制, 实现器械的柔性操作以降低手术风险. 在利用弹性体实现力位转化的基础上, 通过光纤测距反解获得器械与组织的三维交互力; 并结合器械的可控自由度实现器械操作的局部闭环控制. 随后以心脏射频消融导管为应用案例, 验证控制策略的有效性. 仿真结果与初步实验表明, 本文提出的柔性操作方法可快速降低接触力, 有效保护人体组织.

关键词

自然腔道
微创介入
光纤力传感器
在体感知
柔性操作
局部闭环控制

以消化道与血管为代表的人体自然腔道主要完成物质与能量传输的功能, 满足人体各个器官新陈代谢的需求. 目前, 腔道类疾病已成为人类的主要杀手. 就心血管疾病而言, 全球每年死亡人数大约为 1700 万. 我国每年死亡 350 万人, 占总死亡人数的 40%, 居世界第一位^[1]. 此外, 大约有 70% 的人患有不同程度的消化道疾病, 而且随着生活节奏的加快, 消化道疾病发病率也在不断增加. 针对这类疾病, 自然腔道微创介入治疗以其创伤小、出血少、恢复快的优点得到了广泛的应用. 自然腔道微创介入治疗是指医生在人体静脉或动脉进行穿刺或以口鼻、结肠等作为入口, 输送导管或胃肠镜等柔性器械通过血管或消化道等至病变位置, 对病变进行消融、切除、剥离或者放置支架等操作. 典型的手术有治疗冠心病常用的经皮冠状动脉介入治疗(PCI)^[2]、治疗心律失常的导管射频消融术(Catheter Ablation)^[3]、治疗消化道早期肿瘤的内镜黏膜下剥离术(ESD)^[4]与内镜下黏膜切除术(EMR)^[5]以及用于胆胰管疾病诊断与治疗的经内镜逆行胰胆管造影术(ERCP)^[6]等. 在自然腔道微

创介入手术中, 医生通常以 X 射线图像作为反馈, 通过在近端施加推拉、扭转等动作来控制器械末端的位置. 传统的介入手术存在以下弊端: (1) 器械介入操作要求高, 手工输送容易误操作损伤组织; (2) 用于图像引导的 X 射线会对人体产生辐射, 其长期累积会影响医生的身体健康; (3) 医生在操作的过程中不能准确获取器械远端与组织之间的接触力信息, 仅凭借腕部的感觉和操作经验来估计器械与组织间的交互. 由于力信息的缺失导致操作力过大或过小引发的并发症会对患者造成巨大的危害; (4) 人手操作的精度有限且手颤会对手术的效果产生影响; (5) 由于器械具有柔性的特点, 因此器械鞘管或末端与组织接触部分易变形累积能量. 能量的突然释放会使器械末端对组织产生较大冲击, 增大了损伤甚至撕裂组织的风险. 为此, 国内外科研人员尝试借助机器人辅助医生进行主从操作来提高自然腔道器械介入操作的精度与稳定性, 并通过在器械近端或远端集成各种形式的力传感器将力信息反馈至主手提高操作的安全性.

日本名古屋大学^[7]研制了多款导管介入装置, 制

引用格式: 李言民, 刘浩, 李贵祥, 等. 面向自然腔道微创介入的在体感知与柔性操作. 科学通报, 2013, 58(增刊 II): 175-180

Li Y M, Liu H, Li G X, et al. *In-vivo* perception and flexible operation focused on minimally invasive intervention of natural orifice (in Chinese). Chin Sci Bull (Chin Ver), 2013, 58(Suppl. II): 175-180, doi: 10.1360/972013-947

作了专门的主手,并将利用半导体应变片制成的力传感器集成在导管远端,还将输送导管的摩擦副悬挂在悬臂梁上,表面设置应变片来反映导管输送遇到的阻力;日本香川大学先后将 PVDF(聚偏氟乙烯)薄膜与 PSR(压敏橡胶)贴在导管远端表面,对导管与血管壁间的压力进行测量^[8,9],为机器人操作导管介入提供力参考.该导管力传感器与名古屋大学的一样,都存在力反馈信息单一的问题;加拿大西安大略大学研制了一款与现有医生插管手术类似的系统^[10],该系统由主从 2 部分构成,主端的传感部检测医生手部对导管的进退与扭转操作,从端的操作部复现主端检测到的动作.该系统充分利用医生的操作经验,但不含力反馈;约翰霍普金斯大学研制的柔性喉镜机器人通过控制喉镜近端的 3 个自由度来实现对喉镜远端的操作,不含力反馈^[11];加拿大滑铁卢大学借鉴柔性连续机器人的研究成果,对导管远端弯曲段进行圆弧简化,利用 D-H 法建立了导管远端的运动学模型^[12].目前已投入临床使用的主从柔性器械介入系统有美国 Stereotaxis 公司生产的 Niobe 磁导航系统、Hansen Medical 公司生产的 Sensei 机器人导管系统和德国 Invendo Medical 公司生产的 Inven-doscopy 肠镜机器人系统等. Niobe 系统利用外磁场从远端引导导管,配合近端输送; Sensei 系统通过振动在近端测量导管与血管组织间的接触阻力; Inven-doscopy 主要工作在于对肠镜结构的改善,减小与肠壁的接触力,三者都不包含接触力信息传感功能.国内哈尔滨工业大学^[13]和北京航空航天大学^[14]分别研制了针对心脑血管介入的主从操作导管介入机器人系统,但都存在力反馈欠缺或单一的问题.

综上所述,国内外研究机构对柔性器械的机器人辅助介入技术已经有了初步的研究,但是针对器械柔性特点的操作方法研究较少.本文考虑了柔性操作的 2 个关键点: (1) 在体感知. 设计一款基于光纤测距的微型力传感器,将其集成至柔性器械末端,测量器械与组织间的三维接触力; (2) 局部闭环控制. 以接触力信息作为反馈,结合器械的可控自由度,引入局部位置闭环控制; 构建控制系统,实现实时安全的柔性介入操作. 以心脏射频消融导管为应用案例,搭建控制系统,通过仿真与初步实验证明操作方法的安全性.

1 在体感知实现

在体感知是实现柔性操作与提高操作安全性的

基础. 在自然腔道微创介入手术中,对操作安全影响最大的是器械与组织间的接触力信息. 为了实时测量接触力,需要将力传感器集成至器械末端. 因此,力传感器的尺寸必须要小. 此外,器械在与组织交互时可能受到轴向正面或者侧面的压力,因此需要力传感器测量三维接触力信息. 国内外学者尝试使用 PVDF 压电薄膜^[8]、PSR^[9]与压电电阻传感器^[15]制作力传感器,并将其集成到器械末端,但是 PVDF 低频特性较差,不能测量静态信号,其与 PSR 一样都存在应用形式单一、力反馈信息不全面的问题. 鉴于以上要求与问题,本文基于光纤测距的原理设计加工力传感器并将其集成在器械末端测量三维力信息.

1.1 光纤力传感器组成

光纤三维力传感器的结构如图 1 所示,主要由 3 部分组成: 受力产生变形的弹性铰链,其作用是将力转换为位移; 安装在器械末端与弹性铰链之间的镜面,用于反射光纤发射的光; 间隔 120°分布、沿器械轴向放置的 3 条光纤,用于发射与接收光信号. 传感器工作是基于反射光强测距机理. 当器械末端受力时,弹性铰链发生形变,将力变化转换为镜面与光纤端面间的距离变化,通过近端检测器测得光强变化,进而反解计算出接触力信息.

当器械末端不受力时,光检测器的测量电压是维持不变的. 对器械施加轴向的压力时,弹性铰链变形使得镜面与 3 根光纤端面之间的距离以相同量变小,此时光检测器测量到的 3 组电压会随着施加力的增加同步增加. 而当器械末端从侧面受到挤压力时,柔性铰链变形使镜面发生倾斜,各光纤与镜面之间的距离变化不同,光电检测器也会因此检测到 3 组不

图 1 光纤测力传感器结构示意图

同的电压。

1.2 光纤力传感器数学模型

本文光波的发射与接收采用同一光纤。光波由光纤出射面经空气照射到镜面后，反射传回光纤端面。在接收光纤端面的反射光斑可等效为镜面后发射光纤的像直接投射到接收光纤端面的光斑。实际接收到的光通量为光纤端面接收到的光强的积分。经后端电路处理，对检测的光信号放大、滤波后得到的电压信号与光通量成正比，测量电压理论值为^[16]

$$V_{th,a} = K \cdot \mu \cdot \int_0^R 2\pi x I_1(x) dx, \quad (1)$$

其中 R 为光纤的半径， K 为输出电压与光通量之间的比例系数， μ 表示由于光纤弯曲或安装错位引起的光能损耗系数， x 表示离光纤中心的径向距离， $I_1(x)$ 为反射光波在光纤中沿径向分布的光强，可近似为高斯分布。

当器械末端受到侧面方向的力时，弹性铰链变形、反射面倾斜与光纤光轴不垂直，反射光束在接收光纤端面所在平面形成椭圆形的光斑。设光波光强在光纤径向分布函数为 $I_2(x, y)$ ， x, y 为光纤上一点在以椭圆光斑中心为原点的坐标系中的坐标， D 为反射光纤端面在坐标系中对应的区域，后端电路采集到的电压值为

$$V_{th,l} = K \cdot \mu \cdot \iint_D I_2(x, y) dx dy. \quad (2)$$

得到光纤力传感器位移与电压值的关系之后，设计弹性铰链使其受力与变形满足线性关系。器械末端受力信息可表示为 $[F_x \ F_y \ F_z] = A \cdot [V_1 \ V_2 \ V_3]$ ，其中 F_x, F_y, F_z 为器械末端所受的 3 个方向的力， V_1, V_2, V_3 为后端电路测得的光强的电压值。力与电压之间关系为 3×3 的矩阵，矩阵系数通过实验进行标定。

1.3 在体感知系统性能测试

本文将集成的光纤力传感器安装在柔性导管末端，使用 Futek 力传感器对其轴向力传感进行了初步的性能测试，实验平台如图 2 所示。

将力反馈导管固定在实验台上，使用直线电机带动 Futek 力传感器对光纤力传感器施加力，记录施加力与光功率的关系，实验结果如图 3 所示。可以看出，在 0~35 nW 光功率增量之间，力与功率呈现良好

图 2 力传感器性能测试平台

图 3 力与光功率关系图

的线性关系。随着光功率的增大，力增大速度变慢，最后基本保持不变。

2 器械局部闭环与柔性操作

本文以心脏射频消融导管为应用案例，结合接触力信息，利用器械的可控自由度形成导管末端位置在心腔范围内的局部闭环控制，实现器械的柔性操作，解决器械末端由于能量释放产生大位移损伤组织的问题。

系统控制框图如图 4 所示。控制对象包括 3 部分：一为导管模型，即导管近远端对应关系；二为导管末端相对心肌平面的位移与远端弯曲角度 θ 的对应关系；三为心肌组织力与形变关系模型。

参照 Ganji 和 Janabi-Sharifi^[17]的研究工作，借鉴连续体机器人建立的导管模型，将导管弯曲段假设为圆弧，如图 5 所示。射频消融导管由 3 部分组成：(1) 手柄，用于医生在体外控制导管在体内的位姿；(2) 管身，用于将近端的操作传递到远端；(3) 远端部，包括弯曲段与尖端部。弯曲段的弯曲角度由手柄旋钮控制。尖端部用于安装消融电极，不可弯曲。设旋钮

图 4 系统控制原理框图

图 5 柔性器械模型

旋转角度为 θ_k ，半径为 $R_{\text{kno}}=6 \text{ mm}$ ，弯曲段长度为 $L_1=60 \text{ mm}$ ，尖端部长度为 $L_2=10 \text{ mm}$ ，器械外径为 $D_c=2.5 \text{ mm}$ ，弯曲段弯曲角度为 θ ，对应圆心角为 α ， k 为绳索松弛产生的间隙误差系数， $0 \leq k \leq 1$ ，本文简化取 $k=0$ ， θ_k 与 θ 满足 $\theta = \frac{R_{\text{kno}}(1+k)}{2D_c} \cdot \theta_k = K\theta_k$ 。

以导管弯曲段起始点为原点建立直角坐标系，利用几何方法能够计算出导管末端相对于心肌平面的位移。坐标系沿半径指向圆心方向为 X 轴正向，沿弯曲段切线方向为 Y 轴正向，如图 6 所示。由导管模型可计算出其末端的坐标为 $(L_1(\sin \theta)^2/\theta + L_2 \sin(2\theta), L_1 \sin \theta \cos \theta/\theta + L_2 \cos(2\theta))$ ；设导管弯曲段所在平面与心肌平面夹角为 β ($0 < \beta < \pi$)，导管弯曲段起始点切线延长线与两平面交线所成夹角为 γ ($0 < \gamma < \pi$)；导管末端相对心肌平面位移为 Δz ，初始值 $\Delta z_0 = -5 \text{ mm}$ ， Δz 可通过调节近端 θ_k 改变；导管末端与平面交线所成角为 $\delta = \pi - 2\theta - \gamma$ ， δ 范围为 $0 \sim \pi$ 。

在进行器械介入操作过程中，通过经食管超声测定器械的位置与姿态，由末端安装的力反馈传感器获得接触力信息。本文将心肌假设为弹簧阻尼系统^[18]，取探头直径为 4 mm ，心肌厚度 5 mm ，得出离体心肌三元素模型串联弹性系数 $K_1=0.032 \text{ N/mm}$ ，并联弹性系数为 $K_2=0.462 \text{ N/mm}$ ，并联阻尼为 $\eta=37.93$

图 6 相对位移关系模型

N s/mm ，接触力与相对位移的传递函数为 $\frac{F(s)}{X(s)} = 0.032 \cdot \frac{s+0.012}{s+0.013}$ 。

控制器由 PID 偏差整定和控制量输出判定 2 部分构成。当 $0 < \delta < \pi/2$ 时，降低 θ_{ku} ，减小导管组织间相对位移；当 $\pi/2 < \delta < \pi$ 时，控制量 θ_{ku} 增加，减小导管组织间相对位移。使用 Simulink 进行仿真，采样时间为 0.025 s 。设定不同的初值，得到仿真结果如图 7 所示，由图可知经过调节 PID 参数，可使接触力在 1 个周期内降到 0。经优化后，PID 控制器比例系数 $P=2$ ，积分系数 $I=1$ 。

本文通过使用自行研发设计的具有真实解剖结

图7 系统仿真结果: 接触力 F 随时间变化关系

(a) $\beta=\pi/4$, $\gamma=\pi/4$, $\theta=0.012$ ($P=1$); (b) $\beta=\pi/4$, $\gamma=\pi/2$, $\theta=0.012$ ($P=1$);
(c) $\beta=\pi/4$, $\gamma=\pi/2$, $\theta=0.012$ ($P=2$)

构的心脏模拟器与自然腔道微创介入机器人对控制方法的有效性进行初步验证, 实验平台如图 8 所示. 利用自然腔道微创介入机器人将导管输送至模拟心

图8 力反馈控制实验平台

脏中, 使导管末端受到一定的接触力, 之后引入力反馈控制算法并实时记录接触力. 设定光功率计采样周期为 170 ms, 经测试机器人可在 5 个周期内将输送力减小到给定值 0.

3 讨论和结论

本文设计了一种可集成至自然腔道微创介入器械末端的微型三维力传感器, 为操作者提供器械与组织间的交互力信息, 实现介入器械的在体力感知. 理论分析与初步实验结果表明该传感器可有效测量器械末端与组织间的接触力信息. 以接触力信息作为反馈, 利用器械的可控自由度设计控制器引入局部闭环控制, 实现了器械的柔性操作. 以心脏射频消融导管为例的仿真分析与初步试验表明, 控制器可快速将接触力降低至期望值, 减小器械组织交互能量释放引起的大范围位移冲击对组织的损伤. 在后续工作中, 将以现有系统为基础, 集成导管可控自由度, 对控制算法进行进一步的优化分析与验证, 提高系统的可靠性与安全性.

参考文献

- 1 卫生部心血管病防治研究中心. 中国心血管病报告 2011. 北京: 中国大百科全书出版社, 2012
- 2 Stroupe K T, Morrison D A, Hlatky M A, et al. Cost-effectiveness of coronary artery bypass grafts versus percutaneous coronary intervention for revascularization of high-risk patients. *Circulation*, 2009, 114: 1251–1257
- 3 Piccini J P, Sinner M F, Greiner M A, et al. Outcomes of medicare beneficiaries undergoing catheter ablation for atrial fibrillation. *Circulation*, 2012, 126: 2200–2207
- 4 Gotoda T, Yamamoto H, Soetikno R M. Endoscopic submucosal dissection of early gastric cancer. *J Gastroenterol*, 2006, 41: 929–942
- 5 Ono H, Kondo H, Gotoda T, et al. Endoscopic mucosal resection for treatment of early gastric cancer. *Gut*, 2001, 48: 225–229
- 6 Adler D G, Baron T H, Davila R E, et al. ASGE guideline: The role of ERCP in diseases of the biliary tract and the pancreas. *Gastrointest Endosc*, 2005, 62: 1–8

- 7 Tanimoto M, Arai F, Fukuda T, et al. Telesurgery system for intravascular neurosurgery. In: The Third Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, 2000. 29–39
- 8 Feng W, Guo S, Chi C, et al. Realization of a catheter driving mechanism with micro tactile sensor for intravascular neurosurgery. In: IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, Kunming, 2006. 1628–1633
- 9 Wang J, Kondo H, Guo J, et al. A force sensors-based catheter operating system. In: IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Harbin, 2007. 1044–1049
- 10 Thakur Y, Bax J S, Holdsworth D W, et al. Design and performance evaluation of a remote catheter navigation system. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56: 1901–1908
- 11 Olds K, Hillel A, Kriss J, et al. A robotic assistant for trans-oral surgery: The robotic endo-laryngeal flexible (Robo-ELF) scope. J Robot Surg, 2012, 6: 13–18
- 12 Ganji Y, Janabi-Sharifi F. Catheter kinematics for intracardiac navigation. IEEE Trans Biomed Eng, 2009, 56: 621–632
- 13 付宜利, 高安柱, 刘浩, 等. 导管机器人系统的主从介入. 机器人, 2011, 33: 579–584, 591
- 14 Wang T, Zhang D, Da L. Remote-controlled vascular interventional surgery robot. Int J Med Robotics Comput Assist Surg, 2010, 6: 194–201
- 15 Tanimoto M, Arai F, Fukuda T, et al. Micro force sensor for intravascular neurosurgery and *in vivo* experiment. In: The Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, 1998
- 16 Polygerinos P, Puangmali P, Schaeffter T, et al. Novel miniature MRI-compatible fiber-optic force sensor for cardiac catheterization procedures. In: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2010. 2598–2603
- 17 Ganji Y, Janabi-Sharifi F. Kinematic characterization of a cardiac ablation catheter. In: IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2007. 1876–1881
- 18 李进嵩. 舒张心肌粘弹性特性检测与分析. 博士学位论文. 重庆: 重庆医科大学, 2007

***In-vivo* perception and flexible operation focused on minimally invasive intervention of natural orifice**

LI YanMin^{1,2}, LIU Hao¹, LI GuiXiang¹, ZHOU YuanYuan¹, YAN Jie^{1,3} & LI HongYi^{1,2}

¹State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China;

²University of Chinese Academy of Science, Beijing 100049, China;

³Department of Mechanical Engineering, Shenyang Ligong University, Shenyang 110159, China

During the treatment of natural orifice disease using flexible interventional instruments, such as catheter and gastroscope, there are two problems: the uncertain response between proximal operation and distal motion and tissue damage owing to release of the deformation energy. This paper employs flexible operation of instruments to decrease surgery risk by introducing *in-vivo* perception and local close-loop position control. Three-dimension interaction force between instruments and tissue was solved inversely via distance measurement by fiber reflecting based on force-position transformation realized by elastomer. Steerable freedom of instruments is combined with force to realize local close-loop control. Then ablation catheter was used as an application case to evaluate the effectiveness of the control strategy. Simulation results and preliminary experiments indicated that the flexible operation method could decrease the contact force rapidly and protect human tissues effectively.

natural orifice, minimally invasive intervention, optical force sensor, *in-vivo* perception, flexible operation, local close-loop control

doi: 10.1360/972013-947