

导丝头端柔性压力传感器设计及灵敏度分析*

张立品, 彭瀚旻, 唐雄峰

(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)

摘要 为了感知血管介入手术时导丝头端与血管壁的接触力大小,通过分析导电复合高分子材料的传感机理,研制了一种以羧基化单壁碳纳米管(carboxylated single-walled carbon nanotubes,简称 COOH-SWCNTs)为导电填料的压阻式柔性压力传感器,安装在导丝头端,其外径为 1.8 mm,长度为 5 mm,具有尺寸小、灵敏度高的优点。首先,通过有限元方法,建立了压阻的灵敏度仿真计算模型;其次,搭建了实验平台测试其灵敏度曲线,对传感器进行标定;最后,建立了血管介入手术过程的仿体模型,测量了导丝介入时头端与血管壁的接触力变化值。仿真计算和实验结果表明:柔性压力传感器的灵敏度为 $2.05 \times 10^4 \Omega/\text{N}$,量程为 1 N,在导丝介入血管的过程中,导丝头端与血管壁的最大接触力不超过 0.5 N,能够有效感知血管介入时导丝头端与血管壁动态的接触情况,为血管介入手术机器人的力反馈控制提供了新的方法。

关键词 导丝;力感知;压阻式柔性压力传感器;羧基化单壁碳纳米管;血管介入器械

中图分类号 TP212.3;TH789

引言

随着导丝导管等医疗器械的发展,微创血管介入手术因具有效果明确、创伤小、手术时间及病人恢复时间短等优点,成为目前治疗冠心病的主要手段^[1]。介入手术中最重要的环节就是要将导丝送至病灶处,而由于手术环境的恶劣,导丝头端与血管会发生复杂的接触,如导丝进入血管内膜下或者破坏斑块导致硬化的动脉血管栓塞,从而对患者产生二次损伤,因此手术过程中导丝头端与血管壁的力感知是介入手术的关键技术^[2-3]。

目前,介入手术的力检测主要有以下 4 类方案:①在导丝或导管的末端设计力或扭矩传感器;②在导丝或导管头端设计力传感器;③利用成像等非接触方式^[11];④设计智能导丝或导管。Chen 等^[4]设计并标定了一种用于圆周力反馈装置的夹紧机构,为导丝和导管的圆周力反馈装置提供精确的夹紧力。Yang^[5]等利用力/扭矩传感器记录导管尖端力,得到了导丝导管推送速度、血管深度及血管宽度等因素对导管尖端力的影响。此外,还有基于应力应变^[6]或磁流变^[7]等原理设计的力传感器,但末端的传感器使得信号的传输时间变长。Stefanova 等^[8]设计了一款以钨线圈为敏感材料的导丝头端力传感器,其

外径为 0.36 mm,但能检测的最大的力只有 50 mN。文献[9-10]分别在导管头端粘接聚偏二氟乙烯以及应变片作为传感器,这使导管外径变大从而限制了应用。文献[12-13]根据导管与血管的相对接近度,运用动态活动约束以及虚拟力生成算法提供接触信息,虽然安全但是准确性不高。Ganet 等^[14]等利用电致伸缩材料制作了一款智能导丝,能兼顾转向和力反馈,但其驱动需要电场控制,这将给手术时的血管造影造成干扰,且电致伸缩材料的血液相容性较差。

笔者研制了一种置于导丝头端的柔性压力传感器,其敏感材料为以羧基化单壁碳纳米管为导电填料的导电复合材料。首先,分析了传感机理,设计了传感器的结构;其次,对传感器模型进行三维有限元仿真;然后,搭建实验平台对传感器进行标定测试;最后,进行了模拟血管介入实验,验证了传感器能够有效感知导丝头端与血管壁的接触进行力。

1 柔性压力传感器的结构设计

柔性压力传感器的结构与实物如图 1 所示,主要由导丝、硅胶底座、柔性电极、敏感材料、封装外壳以及信号线组成。选用导丝的直径为 0.8 mm,长度

* 国家自然科学基金资助项目(51875280);机械结构力学及控制国家重点实验室自主研究课题资助项目(MCMS-I-0322K01);江苏高校优势学科资助项目

收稿日期:2022-08-31;修回日期:2022-11-15

为 1.5 m,材料为弹簧钢。在导丝顶端制作并安装一个尺寸为 1 mm × 1 mm × 3 mm 的底座,材料为硅胶。电极选用的是碳纳米管金属复合薄膜,可反复弯折,导电性大于 3×10^5 S/m,在兼顾良好导电性的情况下也具有较好的柔韧性,其厚度不到 0.02 mm,尺寸为 1 mm × 2 mm。在底座和 2 个电极围成的空间区域内填充敏感材料,敏感材料的尺寸为 1 mm × 1 mm × 0.8 mm。信号线是外径为 0.01 mm 的漆包铜线。用 1 层硅胶外壳作为传感器的封装,最终制成的传感器外径为 1.8 mm,长度约为 5 mm 左右。

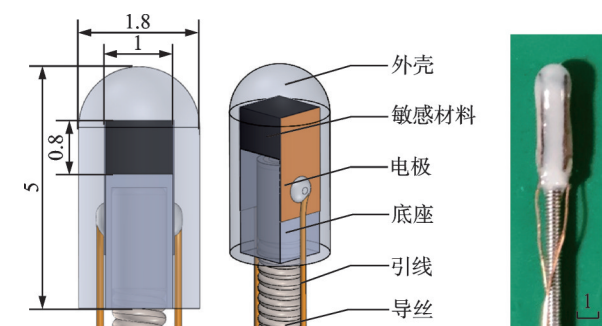


图 1 柔性压力传感器的结构与实物图(单位:mm)
Fig.1 Structure and physical diagram of the flexible pressure sensor (unit:mm)

柔性压力传感器的敏感材料是一种导电复合材料,使用羧基化单壁碳纳米管作为导电填料,其纯度大于 95%,直径为 1~2 nm,长度为 5~30 μ m,长径比超过 1 000 : 1,是一种理想的高强度纤维材料。传感器敏感材料是将 3% 的海藻酸钠、1% 的羧基化单壁碳纳米管的混合溶液与硅胶以 1 : 1 的比例混合,喷涂少量 5% 的氯化钙溶液,经过一定时间后固化得到。

2 传感原理与有限元仿真

2.1 传感原理

根据导电复合材料的渗流理论,控制羧基化单壁碳纳米管的浓度为敏感材料的渗流阈值(0.5%)。当传感器不受力时,碳纳米管相互搭接形成一定数量的导电通路;传感器受到轴向力时,由于敏感材料受到挤压发生形变,部分导电通路被截断,导电通路的数量减少,敏感材料的电阻率变大,故电阻变大。同理,当传感器卸载时,原本的导电通路恢复,敏感材料的电阻率变小,故电阻变小,因此制成的传感器可视为一个压阻传感器。传感原理如图 2 所示。

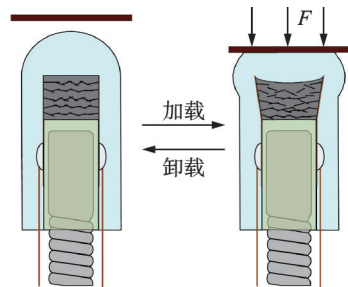


图 2 传感原理
Fig.2 Sensing principle

2.2 有限元仿真

通过有限元方法对传感器进行建模分析,在 COMSOL 软件中建立有限元模型。仿真设置如图 3 所示。其中,上层面板为刚性域,敏感材料为线弹性的压阻材料,外壳为超弹性材料,采用 Mooney-Rivlin 双参数本构模型,其余均采用常规线弹性材料。材料参数见表 1。刚性板下底面 and 外壳的外表面设置为罚函数接触,底座的下边界为固定约束,一个电极接地,另一个电极施加 1 A 电流。敏感材料和刚体域采用扫掠划分网格,其他域采用自由四面体网格。

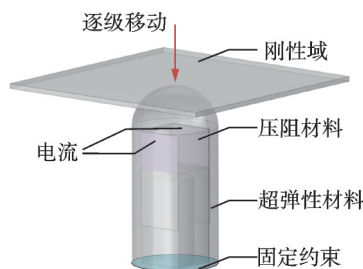


图 3 仿真设置
Fig.3 Simulation settings

表 1 材料参数表

Tab.1 Material parameter table

模型材料参数	数值
Mooney-Rivlin 参数 C_{10} /MPa	0.10
双参数(外壳) 参数 C_{01} /MPa	0.03
体积模量(外壳)/MPa	7 500
弹性模量(敏感材料)/MPa	100
泊松比(敏感材料)	0.32
弹性模量(底座)/MPa	200 000
泊松比(底座)	0.32
弹性模量(电极)/MPa	0.01
泊松比(电极)	0.2
压阻耦合矩阵分量 $\Pi_{12}/(\text{m}^4 \cdot (\text{s} \cdot \text{A}^2)^{-1})$	0.000 018

Senturia^[15]提出的压阻耦合模型表示为

$$E = \rho J + \Delta \rho J$$

$$\Delta \rho = \Pi \sigma$$

其中: E 为电场强度; J 为电流密度; ρ 为压阻材料初始(0应力)状态下电阻率; $\Delta \rho$ 为电阻率的变化; σ 为压阻材料中的应力场; Π 为压阻耦合矩阵。

式(1)为电流求解模块的本构关系。该敏感材料某一方向的电阻率与其垂直方向的压力呈正相关关系,具体求解时通过控制刚性板沿传感器轴向向下移动进行逐级加载,通过压阻耦合仿真得到传感器的轴向接触力与电阻关系。

3 实验设计

3.1 传感器标定实验

传感器标定实验如图 4 所示。标定实验平台主要由安装在导丝上的传感器、力加载平台、测力计、数字万用表和上位机组成。实验步骤如下:

- 1) 将测力计固定在加载平台上,导丝用铁架台固定,并将传感器与测力计的加载螺栓摆放在同一竖直线;
- 2) 旋转加载平台的摇把,对传感器施加力;
- 3) 在上位机中分别保存力与电阻的数据。

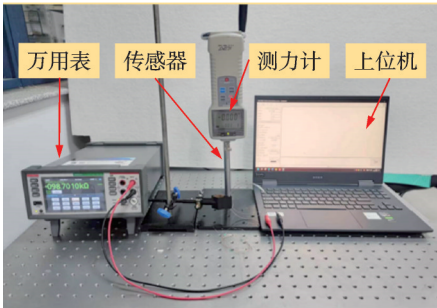
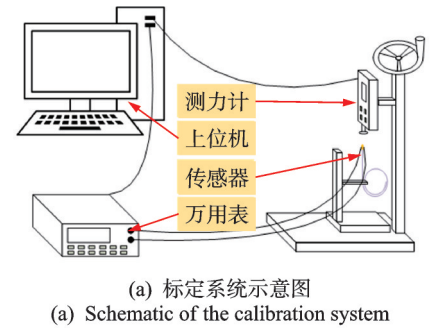


图 4 传感器标定实验

Fig.4 Calibration experiment of the sensor

3.2 模拟血管介入实验

传感器标定完成之后,得到传感器力与阻值的函数关系,进行模拟血管介入实验,如图 5 所示。实验平台主要包括血管模型、导丝、数字万用表和上位机。

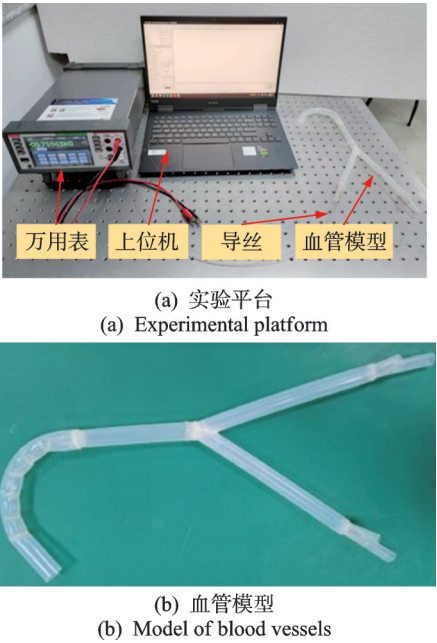


图 5 模拟血管介入实验

Fig.5 Experimental for simulating vascular intervention

为了与真实的血管接近,血管模型由不同内径的硅胶软管制作,血管路径从股动脉到冠状动脉,在股动脉处设置穿刺点,用于导丝的进入。各部分血管尺寸如表 2 所示。主动脉弓内径为 15 mm,曲率半径为 30 mm,弯曲角度为 55°。

表 2 各部分血管尺寸

Tab.2 Vessel size of each part

mm

参数	股动脉	髂动脉	腹主动脉	胸主动脉
内径	8	10	12	12
长度	20	150	100	100

血管介入过程如图 6 所示。将导丝的头端先放入预先做好的股动脉穿刺点处,向前推送导丝至腹

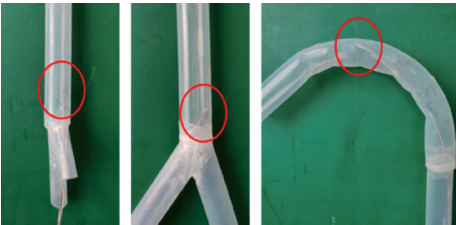


图 6 血管介入过程

Fig.6 Process of vascular intervention

主动脉与髂总动脉分支处,进入腹主动脉后再到达主动脉弓,等待数秒后将导丝撤回。

4 结果分析

4.1 传感器标定结果

通过仿真与实验得到传感器灵敏度曲线对比图,仿真与实验对比如图7所示。一般情况下,导丝头端与血管壁的接触力不超过0.8 N,所以仿真与实验时对传感器的加载都不超过1 N。由实验与仿真的结果可以得到,传感器的接触力与电阻呈线性关系,因此分别将仿真数据与实验数据进行线性拟合,得到仿真条件下传感器的灵敏度为 $1.71 \times 10^4 \Omega/\text{N}$,实验测得传感器的灵敏度为 $2.05 \times 10^4 \Omega/\text{N}$ 。由拟合曲线对比可知,实验结果与仿真结果相近,验证了仿真的正确性。

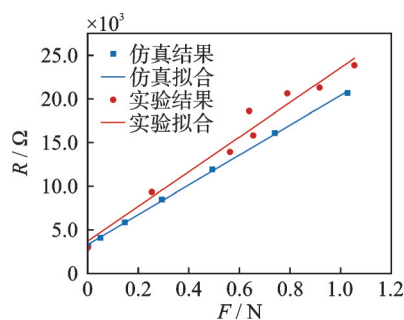


图7 仿真与实验对比图

Fig.7 Comparison diagram of simulation and experiment

4.2 模拟介入实验结果

根据标定完成的接触力-电阻的函数关系,得到血管介入过程中导丝头端与血管壁的接触力,如图8所示。通过多次模拟血管介入实验后,发现导丝头端与血管壁有3种接触情况,即正常介入、介入良好与介入受阻。3种情况中,在血管分支处的最大接触力约为0.15 N,在主动脉弓处的最大接触力在0.35~0.45 N之间。当介入良好时,在血管分支处的接触力几乎没有变大;当介入受阻时,在大部分的导丝推进过程中接触力变化剧烈,其原因是由于导丝与血管壁摩擦较大使送丝的速度不稳定。

在介入开始时初始的力为负,这是因为导丝刚开始介入时,由于血管没有出现分支或弯曲,导丝一直贴着血管壁运动,此时头端仅受到一点侧向力的作用。在导丝回撤的过程中,在主动脉弓处出现较大的接触力,这是因为介入深度过长,导丝已经过了一段血管分叉而发生了变形,此外主动脉弓的曲率

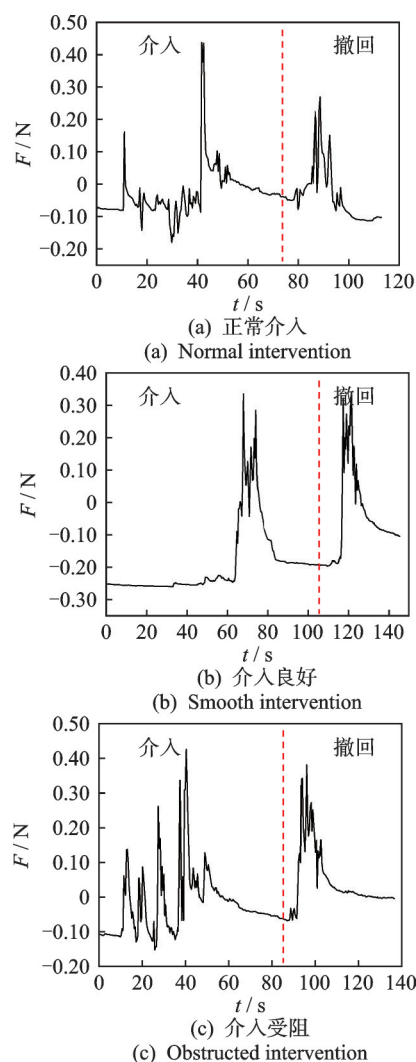


图8 血管介入过程中导丝头端与血管壁的接触力

Fig.8 Contact force between the tip of the guide wire and the vessel wall during vascular intervention

半径相对较小,所以撤回时导丝头端与血管会有接触,且回撤时的接触力略低于介入时的接触力。

综上所述,实验验证了该传感器能有效感知血管介入时导丝头端与血管壁复杂的接触情况。

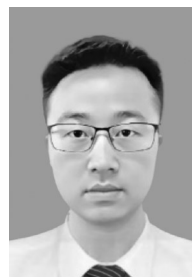
5 结束语

为了感知血管介入手术时导丝头端与血管壁的接触力大小,基于导电复合高分子材料的渗流理论与有限元仿真,在导丝头端设计了一种以羧基化单壁碳纳米管为导电填料的压阻式柔性压力传感器,通过实验测试传感器的灵敏度,验证了仿真模型的正确性。实验结果表明,传感器的灵敏度为 $2.05 \times 10^4 \Omega/\text{N}$,量程为1 N。在模拟血管介入手术过程中,导丝头端与血管壁的接触力会出现3种情况:介入正常时,在血管分支处出现最大接触力为

0.16 N, 主动脉弓处出现最大接触力为 0.45 N; 介入良好时, 仅在主动脉弓处出现最大接触力为 0.35 N; 介入受阻时, 虽然也在分支处和主动脉弓处出现最大接触力, 分别为 0.15 N 和 0.45 N, 但是介入过程中接触力变化剧烈。因此, 该传感器能够有效感知血管介入时导丝头端与血管壁动态的接触情况, 为血管介入手术机器人的力反馈控制提供了新的方法。

参 考 文 献

- [1] ZHAO Y, MEI Z Y, LUO X X, et al. Remote vascular interventional surgery robotics: a literature review[J]. Quantitative Imaging in Medicine and Surgery, 2022, 12(4): 2552-2574.
- [2] ZHANG L S, GUO S X, YU H D, et al. Design and performance evaluation of collision protection-based safety operation for a haptic robot-assisted catheter operating system[J]. Biomedical Microdevices, 2018, 20(2): 22.
- [3] 杨勇. 冠心病介入治疗的现状与研究进展综述[J]. 中西医结合心血管病电子杂志, 2016, 4(22): 11-12.
YANG Yong. Review on the status quo and research progress of interventional therapy for coronary heart disease[J]. Cardiovascular Disease Journal of Integrated Traditional Chinese and Western Medicine (Electronic), 2016, 4(22): 11-12.(in Chinese)
- [4] CHEN Z, GUO S, ZHOU W. A novel clamping mechanism for circumferential force feedback device of the vascular interventional surgical robot [C] //2020 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA). Beijing: IEEE, 2020: 1625-1630.
- [5] YANG C, GUO S, LYU C, et al. Force analysis of catheter tip influenced by multiple factors in interventional surgery robot[C]//2021 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Takamatsu, Japan: IEEE, 2021: 1065-1070.
- [6] 金晓亮. 微创血管介入手术机器人操作安全性研究[D]. 天津: 天津理工大学, 2019.
- [7] GUO S, WANG P, GUO J, et al. A novel master-slave robotic catheter system for vascular interventional surgery [C] //2013 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Takamatsu, Japan: IEEE, 2013: 951-956.
- [8] STEFANOVA N, HESSINGER M, OPITZ T, et al. Characteristic of a force sensing guide wire for minimally invasive cardiac surgery [C] //2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando, FL, USA: IEEE, 2016: 5220-5223.
- [9] WANG T M, ZHANG D P, DA L. Remote-controlled vascular interventional surgery robot[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2010, 6(2): 194-201.
- [10] PAYNE C J, RAFII T H, YANG G. A force feedback system for endovascular catheterisation [C] //2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Vilamoura-Algarve, Portugal: IEEE, 2012: 1298-1304.
- [11] 李辉, 周浩, 赵岩, 等. 血管介入机器人导管递送力实时检测系统研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2022, 39(2): 359-369.
LI Hui, ZHOU Hao, ZHAO Yan, et al. Research on real-time detection system of catheter delivering force in vascular interventional robots[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2022, 39(2): 359-369.(in Chinese)
- [12] DAGNINO G, LIU J, ABDELAZIZ M E M K, et al. Haptic feedback and dynamic active constraints for Robot-Assisted endovascular catheterization [C] //2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Madrid, Spain: IEEE, 2018: 1770-1775.
- [13] PARK J W, CHOI J, PARK Y, et al. Haptic virtual fixture for robotic cardiac catheter navigation[J]. Artificial Organs, 2011, 35(11): 1127-1131.
- [14] GANET F, LE M Q, CAPSAL J F, et al. Development of a smart guide wire using an electrostrictive polymer: option for steerable orientation and force feedback [J]. Scientific Reports, 2015, 5: 18593.
- [15] SENTURIA S D. Microsystem design [M]. Boston: Springer, 2002: 469-495.



第一作者简介:张立品,男,1998年8月生,硕士生。主要研究方向为血管介入导丝导管力反馈系统设计。
E-mail: zhanglipin@nuaa.edu.cn

通信作者简介:彭瀚旻,男,1984年4月生,博士、教授。主要研究方向为压电换能器理论分析、设计及应用。
E-mail: penghm@nuaa.edu.cn