

文章编号:1671-6833(2025)01-0009-08

面向肺部介入的光纤光栅三维力传感器设计

刘艳红, 苗亚洲, 张宽, 陈鹏冲, 霍本岩

(郑州大学 电气与信息工程学院, 河南 郑州 450001)

摘要: 支气管曲折复杂的环境对肺部介入手术中柔性机器人末端力感知造成了较大的困难, 现有的力传感器难以满足其要求。根据肺部介入手术的需求, 为柔性机器人提供精确、实时的末端力反馈, 设计了分段式光纤光栅三维力传感器, 并对其结构进行了有限元仿真分析与优化, 设计了解耦算法, 完成传感器内部4根光栅受到三维力时波长变化的解耦, 从而实现了对横向力与轴向力的检测。设置温补光栅进行温度补偿, 设计了补偿策略, 降低了温度变化对传感精度的影响。最后, 对所设计的光纤光栅力传感器进行了校准与实验验证。实验结果表明: 设计的光纤光栅三维力传感器的横向力灵敏度系数分别为431.3 pm/N与517.6 pm/N, 轴向力灵敏度系数为153.5 pm/N, 均方根误差分别为0.026、0.025、0.041 N。

关键词: 柔性机器人; 光纤光栅; 肺部介入手术; 温度补偿; 三维力

中图分类号: TP212 **文献标志码:** A **doi:** 10.13705/j.issn.1671-6833.2025.01.012

近年来, 以医疗机器人为辅助的微创手术发展越来越迅速, 也越来越流行。与传统手术不同, 微创手术具有疼痛低、创口小、流血少、术后恢复快的优点, 因此被越来越多的患者所接受和选择^[1]。对于经自然腔道的微创手术, 如肺部介入手术, 可以借助柔性机器人自由度高的优点对肺部进行接触与诊断, 因此目前国内外医疗机器人在肺部诊疗方面都有很多的应用。然而目前的微创手术主要是通过图像信息判断与器官组织的接触情况, 医疗机器人的末端力反馈仍是缺失的^[2]。通常来说人体器官是很脆弱的, 在力反馈缺失的情况下, 手术的操作仅能依赖医生的经验, 而过大的力会对人体造成不可预料的伤害, 因此末端力的信息对微创手术来说非常重要。

目前, 微创手术中对末端力的测量有间接与直接两类方法。间接方法主要是基于建模的方法对末端力进行预估^[3], 或是基于图像中末端形变进行力估算^[4]。而在肺部介入手术中, 肺部复杂的环境使得间接测力的方法难以保证模型的稳定性与图像的清晰度, 因此会影响力测量的准确性^[5]。直接方法通常采用力传感器对末端力进行测量。现有的力传

感器种类很多, 如应变计^[6]、电容传感器^[7]、光纤光栅力传感器^[8-10]等, 其中光纤光栅传感器以其灵敏度高、生物相容性好、抗电磁噪声的优点^[11-12]使得越来越多的人将其作为检测手术机器人末端力的选择。

He等^[13]与Zhang等^[14]分别设计了可用于视网膜手术的光纤光栅力传感器, 通过管壁镂空增强光栅形变, 展现出小型化与高精度特点, 但传感器的测力范围受限。Lai等^[15]针对柔性内窥镜手术设计了一种光纤光栅力传感器, 能检测柔性内窥镜手术机器人腱鞘结构上的压缩力, 且结构简单; 而Lou等^[16]设计的光纤光栅力传感器适用于心房颤动手术, 能检测轴向力并补偿温度。但是这两种传感器只能检测一维力, 难以应对复杂环境的精确力检测。Shi等^[17]与Li等^[18]采用凹槽设计以提高光纤光栅力传感的形变量, 分别实现了二维与三维力检测, 具有较高的分辨率, 但其光纤暴露在传感器外部易受到损坏, 且中心硬结构设计会影响轴向的分辨率。

考虑到上述问题, 本文设计了一种可介入肺叶支气管的光纤光栅力传感器。该传感器采用分段式结构, 能够进行分段加工, 可以有效降低加工难度, 且整体结构组装容易。在传感器内部悬挂放置4根光纤,

收稿日期: 2024-07-14; 修订日期: 2024-09-30

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFB4703203, 2022YFB4703202); 国家自然科学基金资助项目(62103376)

作者简介: 刘艳红(1970—), 女, 河南郑州人, 郑州大学教授, 博士, 博士生导师, 主要从事机器人建模与控制研究, E-mail: liuyh@zzu.edu.cn。

引用本文: 刘艳红, 苗亚洲, 张宽, 等. 面向肺部介入的光纤光栅三维力传感器设计[J]. 郑州大学学报(工学版), 2025, 46(1): 9-16. (LIU Y H, MIAO Y Z, ZHANG K, et al. Design of three-dimensional force sensor based on FBG for pulmonary intervention[J]. Journal of Zhengzhou University (Engineering Science), 2025, 46(1): 9-16.)

能够有效保护光纤光栅,并且悬挂放置的方法相比于直接将光纤粘贴在传感器表面,可以有效避免啁啾效应。内部4根光纤可以感知传感器的受力应变,分别用来检测横向力与轴向力,能够实现力的三维检测,并且在传感器外部设置了温补光栅,进行温度补偿。

1 传感器设计与仿真分析

1.1 设计要求

为了满足肺部介入手术的使用要求,需要对传感器的尺寸与规格进行确定。肺部叶支气管直径一般在10~15 mm,为了实现在内部的力检测,传感器的尺寸要小于叶支气管的尺寸;肺部手术的接触力通常在0~0.8 N,因此传感器在满足测力范围的同时还需要达到小于0.02 N的分辨率^[19]。

1.2 传感器结构设计

传感器结构如图1所示,传感器外部直径为8 mm,小于规格要求的10 mm直径,长度为15 mm,元件间采用螺丝固定。传感器内部悬挂放置4根光纤,光纤1~3以120°间隔分布,光纤4位于传感器中心,光纤1~4在传感器内部各有一段光栅,而光栅5位于传感器外部,光栅段的长度均为5 mm。传感器方向沿传感器轴向为Z方向,沿光纤1到光纤4的延长线方向为X方向,Y方向在光纤1与光纤3之间,且与X方向垂直。

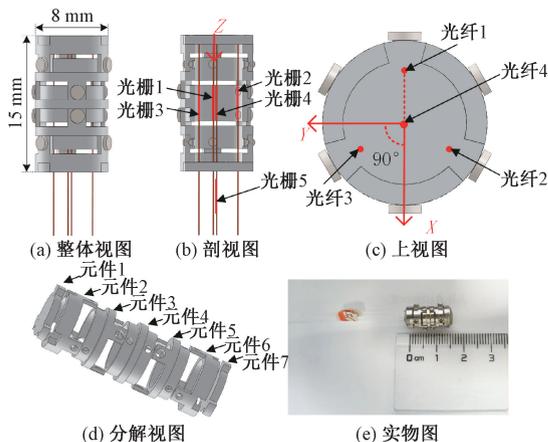


图1 传感器结构与实物图

Figure 1 Structure of sensor and physical image

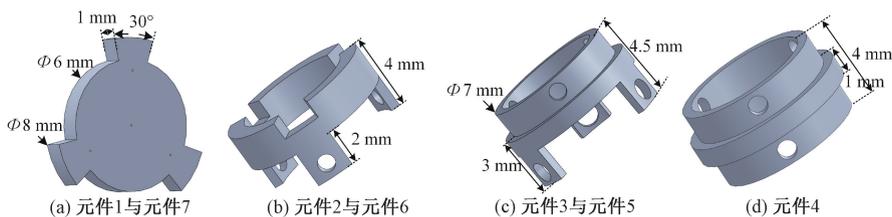


图2 元件结构图

Figure 2 Structure diagram of component

传感器由7个元件组成,元件均采用铝合金材料进行加工。传感器整体具有对称结构,元件1与元件7、元件2与元件6、元件3与元件5两两相同,各元件的结构如图2所示。元件1结构中心处有4个通孔,4根光纤从中穿过,与元件2连接处的结构扇形角度为30°,传感器的内部直径为6 mm。元件2~元件4上均有螺纹孔,元件与元件之间通过螺纹孔固定。传感器整体为镂空结构以增加在受力时的形变量,光纤采用悬挂安装方式,使用环氧树脂将光纤固定在元件1和元件7上,并且在安装时对每根光纤施加了0.5 N的预紧力,以确保光纤处于绷紧状态。

1.3 仿真分析

为了验证传感器结构的可行性及其效果,使用ANSYS Workbench对传感器结构进行有限元分析。在仿真中对传感器X、Y以及Z方向分别施加1 N的作用力,分析在1 N作用力下光纤产生的应变,仿真结果如图3所示。可以看出,当对传感器X方向施加作用力时,光纤1会产生较大的应变,光纤2、光纤3的应变较小,而光纤4对X方向受力不敏感;当对传感器Y方向施加作用力时,光纤2、光纤3会产生较大应变,而光纤1、光纤4对Y方向受力不敏感;当对传感器Z方向施加作用力时,光纤4会产生较大的应变,而光纤1、光纤2、光纤3的应变较小;当对传感器施加作用力时,光纤的应变只会发生在内部的光栅段,外部的光栅不会受到影响。

仿真结果表明,传感器在Z方向受力时,中心光纤会产生更大的应变,光纤4的设置可以提高传感器在Z方向的分辨率。传感器在Z方向受到1 N力时产生的应变最小,Z方向最大微应变为45.8,而光纤的应变灵敏度系数为每微应变1.2 pm,使用的光纤光栅解调仪最小分辨率为1 pm,则Z方向分辨率为0.018 N,满足分辨率小于0.02 N要求,说明设计的传感器结构能满足使用的要求。4根光纤在各个方向受力时产生的应变不同,因此在传感器与目标进行接触时,可通过对4根光纤的应变情况进行解耦与分析,进而计算出传感器的三维受力。

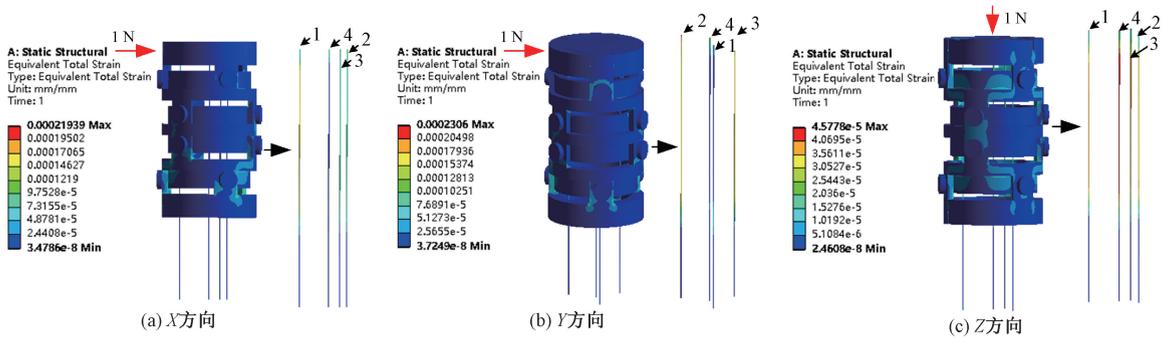


图 3 有限元仿真传感器三维受力和应变图

Figure 3 Three-dimensional force and strain plot from finite element simulation of the sensor

2 光纤光栅力解耦与温度补偿

2.1 光纤光栅原理

光纤经过相干曝光法或激光写入法在光纤上形成永久性、周期性的光栅段。如图 4 所示,光从光源发出后沿光纤传输,在经过光栅时会发生耦合,一部分光继续前进,另一部会被反射送入解调仪,反射光的中心波长由固定的光栅周期决定,当光纤发生应变或温度变化时,反射光的中心波长会发生改变。反射光中心波长 λ_B 为

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (1)$$

式中: n_{eff} 为光纤的有效折射率; Λ 为光栅周期。当光纤产生应变或外界温度发生变化时,光栅周期会发生变化,而有效折射率变化不大,可被视为常数,则波长变化与温度、应变之间的关系为

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = K_\varepsilon\varepsilon + K_T\Delta T \quad (2)$$

式中: $\Delta\lambda_B$ 为波长的变化; ε 为传感器的应变; ΔT 为温度的变化; K_ε 与 K_T 分别为应变系数与温度变化系数。

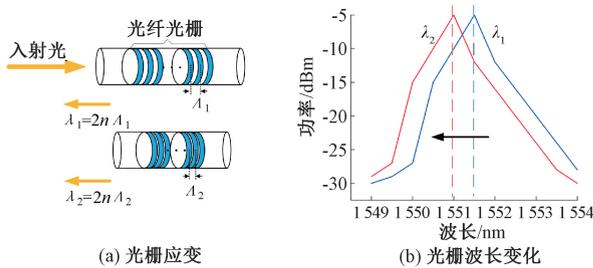


图 4 光纤光栅原理

Figure 4 Principle of FBG

2.2 温度补偿

传感器中共有 4 根光纤,4 根光纤上共有 5 段光栅,其中光纤 1~3 各有一段光栅,光纤 4 有两段光栅,光栅段的中心波长变化可表示为

$$\frac{\Delta\lambda_i}{\lambda_i} = K_{\varepsilon_i}\varepsilon_i + K_{T_i}\Delta T \quad (3)$$

式中: $i = 1, 2, \dots, 5$, 表示第 i 个光栅段。实验中使用的光纤均来自同一生产厂家,光栅段的初始中心波长分别为 1 547、1 550、1 550、1 548、1 545 nm。

传感器的 5 个光栅中,光栅 5 位于传感器外部,在 1.3 节的仿真中可知其不会受到接触力的影响,所以可知光栅 5 的波长变化量只与温度相关:

$$\frac{\Delta\lambda_5}{\lambda_5} = K_{T_5}\Delta T \quad (4)$$

在温度变化时,利用光栅 5 的波长变化就可以对光栅 1~4 进行温度补偿,结果如下:

$$\begin{cases} \frac{\Delta\lambda'_1}{\lambda'_1} = \frac{\Delta\lambda_1}{\lambda_1} - \frac{K_{T_1}}{K_{T_5}} \cdot \frac{\Delta\lambda_5}{\lambda_5} = K_{\varepsilon_1}\varepsilon_1; \\ \frac{\Delta\lambda'_2}{\lambda'_2} = \frac{\Delta\lambda_2}{\lambda_2} - \frac{K_{T_2}}{K_{T_5}} \cdot \frac{\Delta\lambda_5}{\lambda_5} = K_{\varepsilon_2}\varepsilon_2; \\ \frac{\Delta\lambda'_3}{\lambda'_3} = \frac{\Delta\lambda_3}{\lambda_3} - \frac{K_{T_3}}{K_{T_5}} \cdot \frac{\Delta\lambda_5}{\lambda_5} = K_{\varepsilon_3}\varepsilon_3; \\ \frac{\Delta\lambda'_4}{\lambda'_4} = \frac{\Delta\lambda_4}{\lambda_4} - \frac{K_{T_4}}{K_{T_5}} \cdot \frac{\Delta\lambda_5}{\lambda_5} = K_{\varepsilon_4}\varepsilon_4. \end{cases} \quad (5)$$

2.3 横向力的计算

横向力分别为 X 方向与 Y 方向的力,为了区分两个方向需要对 X 方向与 Y 方向进行力解耦。首先定义光栅 $i = 1, 2, 3$ 的平均波长变化 $\Delta\lambda_m$ 为

$$\Delta\lambda_m = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 \frac{\Delta\lambda'_i}{\lambda'_i} \quad (6)$$

设 Δs_i 为光栅 i 与 $\Delta\lambda_m$ 波长变化的差值:

$$\Delta s_i = \frac{\Delta\lambda'_i}{\lambda'_i} - \Delta\lambda_m = \frac{\Delta\lambda'_i}{\lambda'_i} - \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 \frac{\Delta\lambda'_i}{\lambda'_i} \quad (7)$$

将式(5)代入式(7)可得

$$\Delta s_i = K_{\varepsilon_i}\varepsilon_i - \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 K_{\varepsilon_i}\varepsilon_i \quad (8)$$

此外,光栅 $i = 1, 2, 3$ 的应变与力之间的关系为

$$\varepsilon_i = K_{F_i}F \quad (9)$$

式中: K_{F_i} 为光栅应变与力之间的系数; F 为传感器

接触力。将式(9)代入式(8)可得

$$\Delta s_i = K_{\varepsilon_i} K_{F_i} F - \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 K_{\varepsilon_i} K_{F_i} F = (K_{\varepsilon_i} K_{F_i} - \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 K_{\varepsilon_i} K_{F_i}) F_0 \quad (10)$$

设 $F = \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \end{bmatrix}$, 则有

$$F = K_{xy} \Delta s_{xy} \quad (11)$$

式中: K_{xy} 为 2×3 的系数矩阵; Δs_{xy} 为 3×1 的波长差值矩阵。通过式(11)的处理,既可以实现 X 方向与 Y 方向的力解耦,也可以补偿掉 Z 方向力带来的应变。

2.4 轴向力的计算

在传感器有限元仿真中,光纤4对横向力不敏感,且光纤4在轴向施力时产生的应变最大,因此使用光纤4对 Z 方向力进行计算。由式(5)可得

$$\frac{\Delta \lambda'_4}{\lambda'_4} = K_{\varepsilon_4} \varepsilon_4 \quad (12)$$

将式(9)代入式(12)可得

$$F_z = \frac{1}{K_{F_4} K_{\varepsilon_4}} \frac{\Delta \lambda'_4}{\lambda'_4} = K_z \Delta s_z \quad (13)$$

式中: $K_z = \frac{1}{K_{F_4} K_{\varepsilon_4}}$ 为光栅波长变化与力之间的系数;

$\Delta s_z = \frac{\Delta \lambda'_4}{\lambda'_4}$ 为温度补偿后光栅的波长变化。

3 温度补偿与三维力校准实验

3.1 温度补偿实验与验证

为排除温度对光纤光栅传感器测量精度的影响,先要进行温度校准。实验利用热水箱调控温度,考虑到传感器使用环境的温度变化,将温度校准范

围设定在 $22 \sim 40 \text{ }^\circ\text{C}$, 每隔 $5 \text{ }^\circ\text{C}$ 记录波长变化,并通过解调仪收集数据,实验结果如图5所示。实验结果表明,5段光栅对温度都有较好的线性响应,光栅1到光栅5的 R^2 分别为 0.997 、 0.996 、 0.999 、 0.999 和 0.998 ,其温度灵敏度系数 K_{T_i} 分别为 16.9 、 25.4 、 22.7 、 30.6 、 $10.2 \text{ pm}/^\circ\text{C}$ 。随后将光栅5作为温补光栅对温度补偿效果进行验证,由图5可知,未补偿时,光栅1至光栅4的中心波长线性增长;经补偿处理后,波长变化趋近于0。结果表明,设计的传感器具有较好的温度补偿效果。

3.2 三维力校准实验

为了获得传感器的实际分辨率,需要对传感器进行力校准实验。校准实验平台如图6所示,其中光纤光栅解调仪为 Micron Optics Si155,分辨率为 1 pm ;力传感器分辨率为 0.01 N ;三维移动平台的最小刻度为 0.01 mm ,精度为 0.03 mm 。

传感器安装在三维移动平台上,在移动平台上对传感器的位置进行移动,从而与力传感器进行力接触,并精准施加作用力,力传感器通过显示屏记录数据;光纤光栅力传感器通过光纤与解调仪连接,解调仪将波长变化的数据传输到计算机中。计算机记录下测力计的受力数据与解调仪的波长变化数据,通过 MATLAB 对数据进行计算与处理,从而实现传感器的力校准。

从横向力的计算可知,横向力中 X 方向与 Y 方向的力对光栅波长的变化存在一定的耦合作用,因此在校准实验中需要分别对 X 方向与 Y 方向进行实验,在两个方向的校准实验结束后分别得到在不同施力方向下光栅的力灵敏度系数,并计算系数矩阵 K_{xy} 。横向力校准实验如图7所示,在实验中,分别沿 X 方向与 Y 方向施加力,力的值为 $0 \sim 1 \text{ N}$,每

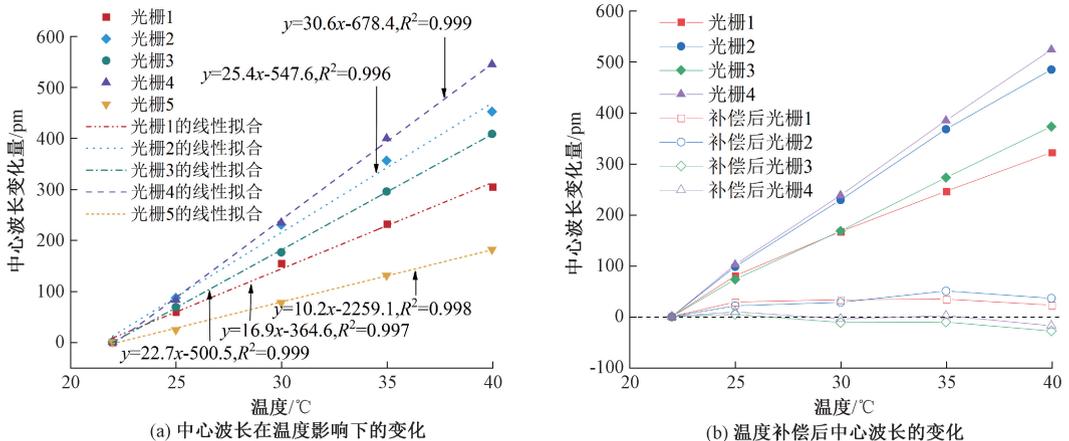


图5 温度补偿前后中心波长变化

Figure 5 Change in central wavelength before and after temperature compensation

隔 0.2 N 记录 1 次中心波长数据。

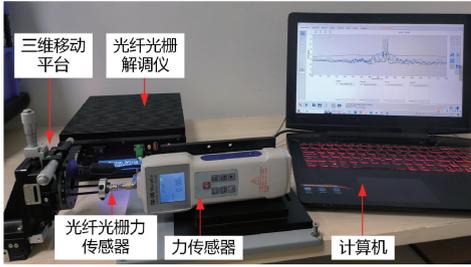


图 6 实验平台

Figure 6 Experimental platform

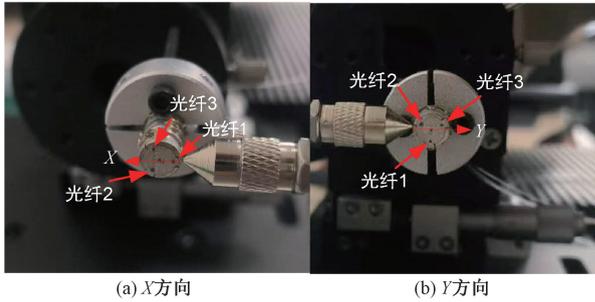


图 7 横向力校准实验

Figure 7 Calibration experiment of lateral force

X 方向校准实验结果如图 8(a) 所示,使用最小二乘法分别对 3 根光栅的中心波长变化量进行线性拟合,3 条线段的斜率分别代表 3 根光栅的力灵敏度系数 K_{F_x} 。实验结果显示,在 X 方向施加力时,光栅 1 的力敏感度系数最高为 431.3 pm/N,光栅 2 与光栅 3 的力敏感度系数接近,分别为 204.4 pm/N 和 226.9 pm/N,验证了仿真结果中光纤 1 会产生最大应变的结论。3 根光栅的 R^2 分别为 0.998、0.993 和 0.995,表明 3 根光栅对 X 方向 0~1 N 的力都有较好的线性响应。

Y 方向校准实验结果如图 8(b) 所示,实验数据处理方法与 X 方向校准实验相同。实验结果显示,

在 Y 方向施加力时,光栅 1 对力不敏感,力灵敏度系数为 60.8 pm/N,光栅 2 与光栅 3 的力灵敏度系数分别为 517.6 pm/N 和 456.7 pm/N,验证了仿真结果中 Y 方向施加力时,相较于光纤 1 对 Y 方向力的不敏感,光纤 2 与光纤 3 会产生较大应变的结论。3 段光栅的 R^2 分别为 0.976、0.994 和 0.995,结果表明 2 段光栅对 Y 方向 0~1 N 的力有较好的线性响应。

通过横向力校准实验得到光栅 1~3 分别对 X 方向与 Y 方向力的力灵敏度系数,在初始中心波长已知的情况下,横向力系数矩阵为

$$K_{xy} = \begin{bmatrix} 1\ 943.4 & -884.1 & -1\ 059.3 \\ 414.8 & 2\ 316.4 & -2\ 731 \end{bmatrix} \quad (14)$$

从 Z 方向受力仿真可知,与光纤 1~3 相比,中心光纤会产生更大的应变。因此,为了提高 Z 方向力检测的分辨率,使用中心光纤对轴向力进行力校准。在实验中,沿轴向施加 0 到 1 N 的力,每隔 0.2 N 记录 1 次中心波长数据。轴向校准实验结果如图 8(c) 所示,波长数据经线性拟合后,光栅 4 的力灵敏度系数为 153.5 pm/N, R^2 为 0.999,实验结果显示光纤 4 对轴向 0~1 N 的力有较好的线性响应。在中心波长已知的情况下,可得 K_z 为 1.0078×10^4 pm/N。

4 实验验证

得到本文所设计的力传感器在各个方向最大的力灵敏度系数后,考虑到解调仪的最小分辨率为 1 pm,则 X 、 Y 、 Z 方向的分辨率分别为 2.3、1.9、6.5 mN。目前关于光纤光栅力传感器的应用中,比较有代表性的研究如表 1 所示。与其他力传感器相比,本文中所设计的力传感器具有 3 自由度的测力能力,在拥有满足使用需求的测力范围的同时,还具有较高的分辨率。

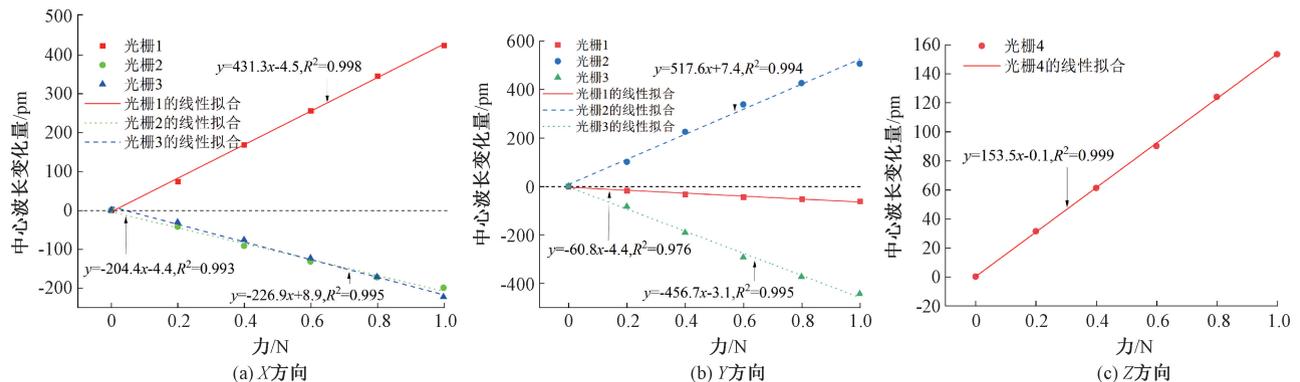


图 8 力校准实验

Figure 8 Force calibration experiment

表1 光纤光栅力传感器对比

Table 1 Comparison of FBG force sensors

方法	自由度	分辨率	测力范围
文献[13]	3	0.083 mN(x, y 方向) 0.44 mN(z 方向)	-20~20 mN
文献[14]	3	0.122 mN(x, y 方向) 1.808 mN(z 方向)	-25~25 mN
文献[15]	1	29.29 mN	0~25 N
文献[16]	1	10 mN	0~2 N
文献[17]	2	4.6 mN(x, y 方向)	0~3.5 N
本文	3	2.3 mN(x, y 方向) 6.5 mN(z 方向)	0~1 N

为了检验校准后力传感器有效性,本文分别设计实验,对其在横向力与轴向力检测的重复性与准确性做了进一步研究与分析。

4.1 横向力验证

横向力实验施加力的范围与校准实验相同,施加0到1 N的力,每隔0.2 N记录1次光纤光栅力传感器的波长数据,使用得到的横向力系数矩阵计算出作用在传感器末端的力,与测力计的参考力进行对比,每组实验重复进行5次, X 方向实验结果与 Y 方向实验结果如图9、10所示。从图9、10的实验误差曲线图可知,误差曲线的趋势呈现一致性,说明分段式力传感器结构在0~1 N时,力与形变之间不

是严格的线性关系,存在微小的偏差。从图9、10的箱线图可以看出,实验误差具有一定的稳定性。实验误差的结果显示,传感器在测量末端横向力时, X 方向和 Y 方向的最大误差分别为0.049、0.045 N,线性误差分别为4.9%、4.5%,均方根误差分别为0.026、0.025 N。由实验结果的分析可知,本文设计的传感器在检测横向力时具有较高的准确性与稳定性。

4.2 轴向力验证

传感器 Z 方向力检验平台与校准实验平台相同,传感器末端与力检测器沿轴向接触,施加0~1 N的力,每隔0.2 N记录1次光栅波长数据,通过得到的 Z 方向波长变化与力之间的系数 K_z 计算得到光纤光栅力传感器的测量值, Z 方向实验结果如图11所示。

由于实验误差存在着波动,考虑到力传感末端使用了环氧树脂固定光纤,存在一定的不平整性,会导致每次实验施力方向存在细微的偏差,因此实验误差会有波动。从箱线图可以看出,误差的稳定性有一定波动,但实验中并没有异常值。实验误差结果显示, Z 方向最大误差为0.049 N,线性误差为4.9%,均方根误差为0.041 N。实验结果表明,本文设计的传感器在 Z 方向力检测同样具有较高的准确性与稳定性。

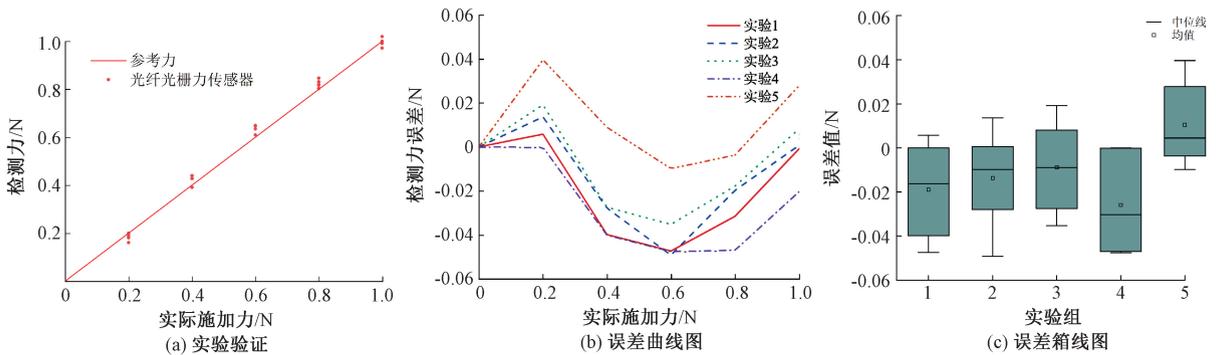


图9 X方向实验验证

Figure 9 Experimental verification of X direction

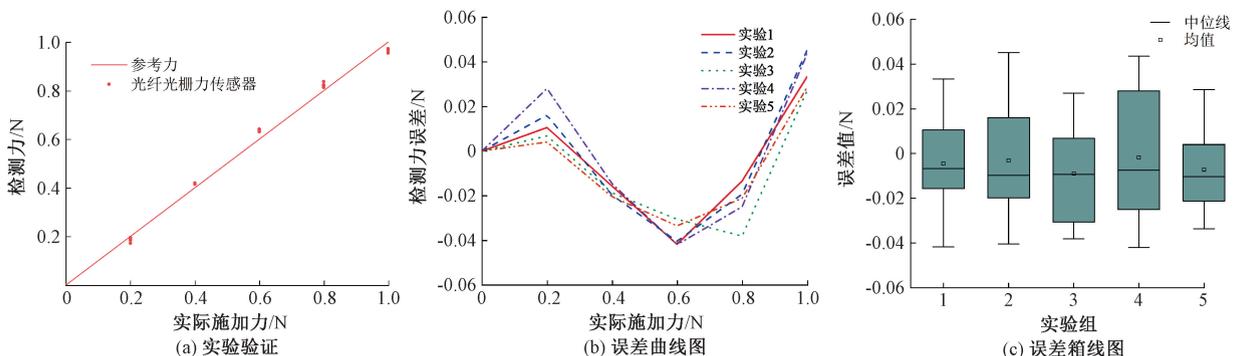


图10 Y方向实验验证

Figure 10 Experimental verification of Y direction

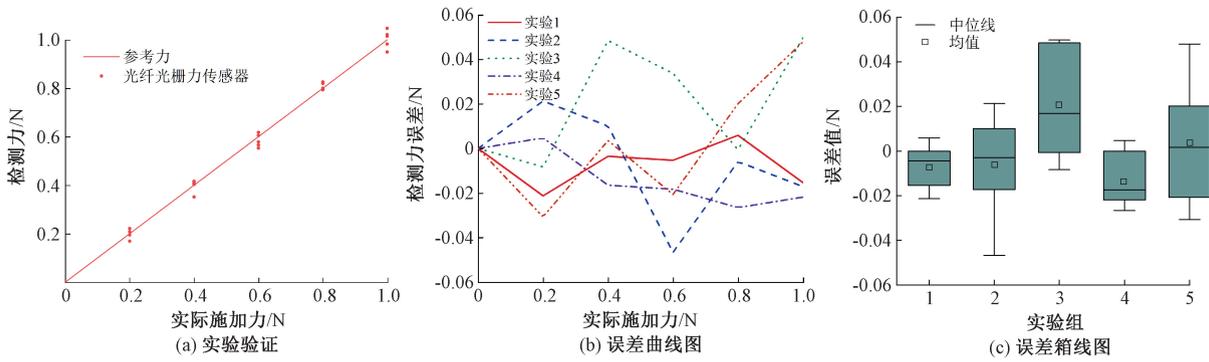


图 11 Z 方向实验验证

Figure 11 Experimental verification for Z direction

5 结论

本文设计了一种基于光纤光栅的三维力传感器,可以安装在连续体机器人末端,用于末端接触力的感知。为了降低传感器结构加工难度的同时提高其分辨率,设计了一种分段式的传感器结构,内部悬挂放置 4 根光纤。对传感器整体结构进行了有限元仿真分析,确定 4 根光纤分别用来检测横向力与轴向力,最后采用铝合金进行实物加工制作。通过设置温补光栅对传感器内部 4 段光栅进行温度补偿,并进行了温补实验,确定了传感器具有一定的温度补偿能力。通过校准实验确定了 X 、 Y 与 Z 方向的力与波长变化之间的系数矩阵,并进行了实验验证。实验结果表明,该传感器在 0 到 1 N 的测力范围内具有较好的准确性与稳定性,且具有较高的精度, X 、 Y 、 Z 方向的分辨率分别为 2.3、1.9、6.5 mN,力敏感度系数分别为 431.3、517.6、153.5 pm/N。该传感器可以避免电磁干扰,并且能进行温度补偿,为介入式微创手术末端力感知提供了一种解决方法。由于加工的限制,该传感器采用了分段式加工方式和铝合金材料制作,施加力过大时会有非线性的变化,对测力范围产生了一定的限制,未来的工作将会改进加工方式,以提高传感器的测力范围与分辨率。

参考文献:

- [1] STAUB C, ONO K, MAYER H, et al. Remote minimally invasive surgery-haptic feedback and selective automation in medical robotics[J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2011, 8(2): 221-236.
- [2] FONTANELLI G A, BUONOCORE L R, FICUCIELLO F, et al. An external force sensing system for minimally invasive robotic surgery[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2020, 25(3): 1543-1554.
- [3] DO T N, TJAHOJOWIDODO T, LAU M W S, et al. A new approach of friction model for tendon-sheath actuated surgical systems: nonlinear modelling and parameter identification[J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2015, 85: 14-24.
- [4] HAOUCHINE N, KUANG W, COTIN S, et al. Vision-based force feedback estimation for robot-assisted surgery using instrument-constrained biomechanical three-dimensional maps[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2018, 3(3): 2160-2165.
- [5] GAO A Z, ZHOU Y Y, CAO L, et al. Fiber Bragg grating-based triaxial force sensor with parallel flexure hinges[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2018, 65(10): 8215-8223.
- [6] ZHANG L S, GUO S X, YU H D, et al. Performance evaluation of a strain-gauge force sensor for a haptic robot-assisted catheter operating system[J]. *Microsystem Technologies*, 2017, 23(10): 5041-5050.
- [7] KIM U, KIM Y B, SEOK D Y, et al. A new type of surgical forceps integrated with three-axial force sensor for minimally invasive robotic surgery[C]//2016 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI). Piscataway: IEEE, 2016: 135-137.
- [8] 杜志叶, 赵鹏飞, 伍川, 等. 基于光纤传感器的输电杆塔角钢应变在线监测研究[J]. *郑州大学学报(工学版)*, 2022, 43(6): 49-56.
- [9] DU Z Y, ZHAO P F, WU C, et al. Research on online monitoring of angle steel strain of transmission tower based on FBG sensor[J]. *Journal of Zhengzhou University (Engineering Science)*, 2022, 43(6): 49-56.
- [10] JIANG Q, LI J H, MASOOD D. Fiber-optic-based force and shape sensing in surgical robots; a review[J]. *Sensor Review*, 2023, 43(2): 52-71.
- [11] AKINYEMI T O, OMISORE O M, LU G, et al. Toward a fiber Bragg grating-based two-dimensional force sensor for robot-assisted cardiac interventions[J]. *IEEE Sensors Letters*, 2022, 6(1): 5000104.
- [12] LI Y Z, CHEN F Y, GUO T, et al. Sensitivity enhance-

- ment of fiber Bragg grating accelerometer based on short grating[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 71: 7001705.
- [12] BIAZI-NETO V, MARQUES C A F, FRIZERA-NETO A, et al. FBG-embedded robotic manipulator tool for structural integrity monitoring from critical strain-stress pair estimation[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2022, 22(6): 5695–5702.
- [13] HE X C, HANDA J, GEHLBACH P, et al. A submillimetric 3-DOF force sensing instrument with integrated fiber Bragg grating for retinal microsurgery[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61(2): 522–534.
- [14] ZHANG H, YI H R, FAN Z B, et al. An FBG-based 3-DOF force sensor with simplified structure for retinal microsurgery[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2022, 22(15): 14911–14920.
- [15] LAI W J, CAO L, TAN R X, et al. force sensing with 1 mm fiber Bragg gratings for flexible endoscopic surgical robots[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2020, 25(1): 371–382.
- [16] LOU Y Y, YANG T Y, LUO D, et al. A novel catheter distal contact force sensing for cardiac ablation based on fiber Bragg grating with temperature compensation[J]. *Sensors*, 2023, 23(5): 2866.
- [17] SHI C Y, LI T L, REN H L. A millinewton resolution fiber Bragg grating-based catheter two-dimensional distal force sensor for cardiac catheterization[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2018, 18(4): 1539–1546.
- [18] LI T L, SHI C Y, REN H L. Three-dimensional catheter distal force sensing for cardiac ablation based on fiber Bragg grating[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2018, 23(5): 2316–2327.
- [19] NEUZIL P, REDDY V Y, KAUTZNER J, et al. Electrical reconnection after pulmonary vein isolation is contingent on contact force during initial treatment; results from the EFFICAS I study[J]. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, 2013, 6(2): 327–333.

Design of Three-dimensional Force Sensor Based on FBG for Pulmonary Intervention

LIU Yanhong, MIAO Yazhou, ZHANG Kuan, CHEN Pengchong, HUO Benyan

(School of Electrical and Information Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China)

Abstract: The tortuous and complex environment of the tracheobronchial tree poses significant challenges for force sensing at the distal end of flexible robots used in pulmonary interventional surgeries, with conventional force sensors often falling short of the required performance. To address the specific needs of these procedures and to equip flexible robots with precise and real-time force feedback, a segmented three-dimensional force fiber Bragg grating (FBG) sensor was designed. The sensor's structure was meticulously analyzed and optimized through finite element simulations, and a decoupling algorithm was devised to separate the wavelength shifts of the four internal gratings with three-dimensional forces, facilitating independent detection of lateral and axial forces. In order to mitigate the effects of temperature variations on sensing accuracy, temperature-compensating gratings were incorporated into the design, accompanied by a carefully tailored compensation strategy. Following this, the designed FBG force sensor underwent calibration and experimental validation. The outcomes revealed that the sensor exhibited lateral force sensitivities of 431.3 pm/N and 517.6 pm/N, an axial force sensitivity of 153.5 pm/N, and root mean square errors of 0.026 N, 0.025 N, and 0.041 N for the respective force dimensions.

Keywords: flexible robot; FBG; pulmonary interventional surgery; temperature compensation; three-dimensional force