

引入应变灵敏度矩阵的探针形状光纤测量方法

何超江¹, 何彦霖^{1*}, 骆 飞¹, 祝连庆^{1,2}

- (1. 北京信息科技大学 光电测试技术与仪器教育部重点实验室, 北京 100192;
2. 北京信息科技大学 光纤传感与系统北京实验室, 北京 100016)

摘要: 介入探针形状监测技术能够为医生在手术中提供重要参考信息, 是保证手术安全性的必要手段。为提高介入探针形状测量精度, 文中提出一种引入应变灵敏度矩阵的光纤光栅传感阵列介入探针形状测量方法。首先, 基于光纤光栅传感理论, 分析了植入在探针中光纤光栅波长漂移量与其应变的关系, 同时引入了应变灵敏度矩阵, 研究了光纤光栅中心波长漂移量与其弯曲曲率的关系。然后, 推导了探针的局部单元几何参数关系和坐标转换方程, 建立了基于光纤光栅的探针形状测量模型。最后, 为了验证引入应变灵敏度矩阵对形状测量精度的影响, 对植入光纤光栅传感阵列的介入探针进行了不同弯曲状态下的形状测量实验, 对比分析了引入应变灵敏度矩阵前后形状测量的误差。实验结果表明, 引入光纤光栅应变灵敏度矩阵可有效提升介入探针的测量精度, 在不同弯曲情况下, 介入手术探针末端偏移量平均误差降低了 1.385 mm, 最大误差降低了 3.317 mm。文中所提出的基于光纤光栅传感阵列的形状测量方法在介入手术柔性医疗器械的形状重构方向具有广阔的应用前景。

关键词: 光纤布拉格光栅; 应变灵敏度; 形状传感; 介入手术探针

中图分类号: TN253; TH73 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3788/IRLA20210623

Needle shape optical fiber measurement method introducing strain sensitivity matrix

He Chaojiang¹, He Yanlin^{1*}, Luo Fei¹, Zhu Lianqing^{1,2}

- (1. Key Laboratory of the Ministry of Education for Optoelectronic Measurement Technology and Instrument, Beijing Information Science & Technology University, Beijing 100192, China;
2. Beijing Laboratory of Optical Fiber Sensing and System, Beijing Information Science and Technology University, Beijing 100016, China)

Abstract: Interventional needle shape monitoring method can provide doctors with important information during surgery and is a necessary means to ensure the safety of surgery. In order to improve interventional needle shape measurement accuracy, a fiber grating sensor (FBG) array was presented, which introduced a strain sensitivity matrix to measure the shape of the probe. Firstly, based on the theory of FBG, the relationship between the wavelength shift of the fiber grating implanted in the probe and its strain was analyzed, and the strain sensitivity matrix was introduced, the relationship between the FBG center wavelength shift and its bending curvature was studied. Then the geometric parameter relations and coordinate transformation equations of the needle's local elements were deduced, and the needle shape reconstruction model based on fiber grating was

收稿日期: 2021-08-30; 修订日期: 2021-10-08

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金 (61903041); 北京市自然科学基金 (4204101, 7202017); 河北省高层次人才资助项目-博士后科研项目择优资助 (B2020003020)

作者简介: 何超江, 男, 硕士生, 主要从事光纤传感与器件方面的研究。

导师(通讯作者)简介: 何彦霖, 女, 副教授, 主要从事光纤传感及其应用、智能材料微型机器人、软体机器人等方面的研究。

established. Finally, in order to verify the influence of introducing the strain sensitivity matrix on the shape measurement accuracy, the shape measurement experiment of the intervention needle implanted with the FBGs array under different bending states was carried out, and the error of the shape measurement before and after the strain sensitivity matrix was compared and analyzed. The experimental results show that the introduction of the FBG's strain sensitivity matrix can effectively improve the measurement accuracy of the needle. Under different bending conditions, the average error of the end of the interventional surgical needle is reduced by 1.385 mm, and the maximum error is reduced by 3.317 mm. The shape measurement method based on FBGs array proposed in this paper has broad application prospects in the direction of shape measurement of flexible medical instruments in interventional surgery.

Key words: fiber Bragg grating; strain sensitivity; shape sensing; interventional needle

0 引言

近年来,现代医疗技术朝着微创和局部化治疗发展,其中最为广泛应用的微创手术是经皮穿刺介入手术。经皮穿刺介入手术是指在诸如 X-射线、电子计算机断层扫描 (Computed Tomography, CT)、磁共振成像 (Magnetic Resonance Imaging, MRI)、超声成像等医学影像^[1-3]的引导下将医疗器械精确的植入到病灶中并进行组织提取或治疗的一种典型微创手术。因其造成的创口小、疼痛小、术后恢复快,受到了国内外研究学者的广泛关注。在经皮穿刺介入手术治疗过程中,探针是最基础的微创手术医疗器械。大量的手术过程均要求探针准确穿刺到特定位置。高精度的形状传感方法是提升经皮穿刺介入手术成功率的关键。

在先前的研究中,操控探针进入到软组织器官过程中,通过使用例如 X-射线、CT、MRI、超声成像等医学影像技术来显示探针的形状。但这些方法具有各自不同的缺点:超声成像虽然可以反馈实时形状信息,但组织对比度较低;MRI 速度较慢,无法满足实时反馈的需求;CT 扫描会对患者产生大剂量的辐射。且经皮穿刺介入手术探针的控制主要依赖于医生的操作经验,对医生专业技术水平要求极高^[4]。正是由于传统的传感方法存在若干缺点,基于光传感原理的光纤传感作为一种柔性微型器件测量方法受到国内外学者的广泛关注^[5]。

基于光纤传感的柔性医疗器械测量成为微创手术精密测量的发展方向^[6-12],为经皮穿刺介入手术探针的精准形状传感提供了新的思路和契机。Tian 等基于马赫-曾德尔干涉仪和光纤传感原理设计了一种曲率传感器,该传感器可以对弯曲平面方向和弯曲

转角进行测量^[13]。杨等基于马赫-曾德尔干涉仪设计了光纤曲率传感器,通过在光子晶体光纤上刻写光纤光栅,形成测量曲率和温度的传感器^[14]。虽然基于马赫-曾德尔干涉仪的传感器具有较好的灵敏度,但由于其结构复杂、体积大限制了此类传感器在微创手术中的应用。刘浩与 Farvardin 等为骨质疏松手术的治疗研制了光纤形状传感器,将与镍钛丝粘贴的两根光纤放置在软体机器人两侧,通过改变形变中性层的位置增大光纤的检测范围^[15]。Xu 等将光纤传感器螺旋缠绕到柔性镍钛合金手术操作器中测量其形状参数,通过建立的操作器非线性的力-曲率-应变传感模型,可以实现柔性镍钛合金操作器曲率、扭转角和力的测量^[16]。但是此类传感器只适用于外科软体操作器上,不能满足介入手术的临床应用需求。美国哈佛大学 Yong-Lae Park 等人首次利用兼容 MRI 的光纤布拉格光栅 (Fiber Bragg Grating, FBG) 传感器对探针进行实时形状检测^[17]。HenKen 等人利用嵌入三根光纤光栅的探针对于肝肿瘤细胞进行检测^[18],并证明了该方法的有效性,实验结果表明平均误差为 0.89 mm,精度较低,限制了该传感器的实际应用。Roesrhius 等人将光纤光栅粘贴到探针表面,通过对光纤芯位置的校正和使用基于单元法提升探针形状重构精度^[19]。Kirsten 等人分析了 FBG 的数量、位置对于形状重构精度的影响^[20]。尽管上述方法对于减小形状测量误差有显著作用,但忽略了由于介入探针受力不均、每个 FBG 不同位置所受应变不同、制造工艺有缺陷等因素所导致的多个光纤光栅传感器应变灵敏度差异对形状测量精度的影响。目前对于多个光纤光栅传感器应变灵敏度差异的相关研究鲜有报道,而应变灵敏度是形

状传感算法的基础,所以研究每个光纤光栅传感器的应变灵敏度至关重要。

针对上述问题,文中提出一种引入应变灵敏度矩阵的光纤光栅传感阵列介入探针形状测量方法。首先基于光纤光栅传感理论,分析了植入在探针中光纤光栅波长漂移量与其应变的关系,同时引入了应变灵敏度矩阵,研究了光纤光栅中心波长漂移量与其弯曲曲率的关系。然后推导了探针的局部单元几何参数关系和三维坐标转换方程,建立了基于光纤光栅的探针形状测量模型。最后通过实验对比分析了引入应

变灵敏度矩阵前后形状测量的误差,实验结果表明引入光纤光栅应变灵敏度矩阵可有效提升介入探针的测量精度。

1 光纤光栅形状传感方法

1.1 光纤光栅传感理论

介入手术探针三维形状传感算法流程图如图 1 所示。首先通过光纤光栅传感器测量应变,由应变求得各个测量点的曲率和弯曲角度,根据曲率和弯曲角度重构出探针形状。

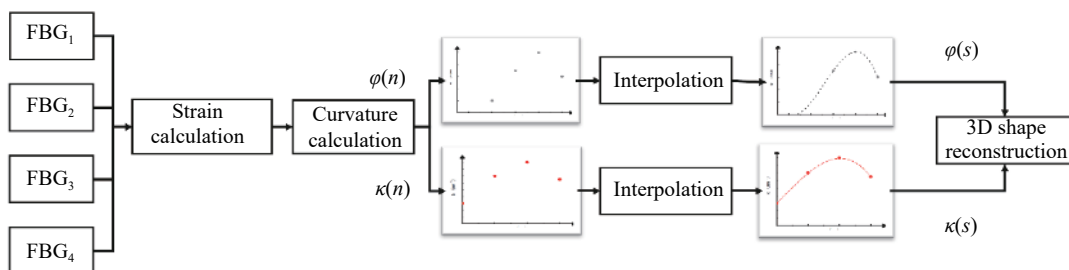


图 1 形状重构算法流程图

Fig.1 Flowchart of shape reconstruction algorithm

文中所采用的传感器为光纤布拉格光栅,根据模式耦合理论,当宽带光在 FBG 种传输时,满足布拉格波长条件的光被反射,反射光的中心波长 λ_B 满足以下的条件:

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

式中: λ_B 为布拉格光纤光栅的中心波长; n_{eff} 为有效折射率; Λ 为光栅周期,如图 2 所示。对公式(1)进行全微分得:

$$d\lambda = 2(\Lambda dn + n d\Lambda) + 2\left(\Lambda \frac{dn}{dT} + n \frac{d\Lambda}{dT}\right) dT \quad (2)$$

不考虑波导效应,即不考虑光线轴向变形对折射率得影响,布拉格波长漂移量 $\Delta\lambda_B$ 与受到的应变 $d\varepsilon_x$ 和温度变化 dT 的关系如公式(3):

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B \left[\underbrace{(1-p_e)d\varepsilon_x}_{\text{strain}} + \underbrace{S dT}_{\text{temperature}} \right] \quad (3)$$

式中: p_e 为光弹性系数,光弹性被定义为反射波长随轴向应变而发生的变化,与 FBG 自身特性有关; S 是光纤的温度灵敏度系数。考虑到微创手术环境温度变化较小,所以文中忽略温度变化即 $dT=0$ 。则当光纤

光栅被拉伸或压缩时,只与受到轴向应变 $d\varepsilon_x$ 有关。由于每个 FBG 应变灵敏度各不相同,会对形状测量结果产生影响,因此引入应变灵敏度矩阵 K :

$$K = \begin{bmatrix} K_{1-1} & \cdots & K_{1-n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ K_{m-1} & \cdots & K_{m-n} \end{bmatrix} \quad (4)$$

式中: K_{m-n} 代表第 m 根光纤,第 n 个光栅。此时每个 FBG 所受应变 ε 与其中心波长漂移量 $\Delta\lambda_B$ 的关系为:

$$\varepsilon_{(m \times n)} = \Delta\lambda_{B(m \times n)} \cdot K_{(m \times n)} \quad (5)$$

以嵌入三根光纤得探针形变为例,忽略扭转的影响,光纤发生纯弯曲,纯弯曲形变如图 3(a) 所示,则光纤的应变与旁轴纤芯到中性轴之间距离的关系为:

$$\varepsilon_x = \frac{ds - dl}{dl} = \frac{(\rho + \delta)d\theta - \rho d\theta}{\rho d\theta} = \frac{\delta}{\rho} = k\delta \quad (6)$$

式中: k 为曲率; ρ 为曲率半径; δ 为旁轴纤芯到中性轴的距离。联立公式(4)、(5)可推导出波长漂移量与曲率的关系:

$$k = \frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B(1-p_e)\delta} \quad (7)$$

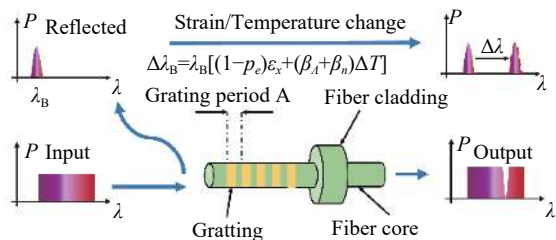


图 2 光纤布拉格光栅传感器示意图

Fig.2 Schematic of a FBG sensor

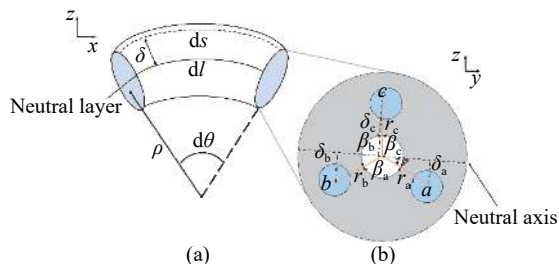


图 3 (a) 纯弯曲形变以及 (b) 某检测点横截面图

Fig.3 (a) Pure bending model and (b) cross section of the sensing point

1.2 探针曲率计算

选取探针中的一个传感点截面图为例,如图 3(b)所示,记由中心轴线指向纤芯 c 的方向为 z 轴正方向,该检测点指向下个检测点的方向为 x 轴正方向,右手螺旋准则判断 y 轴正方向。纤芯 a 与中性轴的夹角为 φ ,可以用来表示曲率的弯曲方向;

旁轴纤芯 (a, b, c) 之间的夹角 ($\beta_a, \beta_b, \beta_c$) 均为 120° ; 芯间距 (r_a, r_b, r_c) 由探针结构设计图可知; 在任意位置的三个纤芯的应变方程组可以表示为:

$$\begin{cases} \varepsilon_a = -k\delta_a = -kr_a \sin(\varphi) + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_b = -k\delta_b = -kr_b \sin(\varphi + \beta_a) + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_c = -k\delta_c = -kr_c \sin(\varphi + \beta_a + \beta_b) + \varepsilon_0 \end{cases} \quad (8)$$

式中: $r_a=r_b=r_c$, 所以芯间距用 r 表示。应变偏差 ε_0 通常由温度变化或外力作用所引起, 每根纤芯的 ε_0 均一样。通过解方程组 (8) 可以确定未知参数 (曲率 k 及其夹角 φ)。

1.3 探针三维坐标转换

根据微分几何理论, 引进运动坐标系概念, 建立运动坐标系 (见 图 4) 假设第 i 点曲率大小为 k_i , 且 $k_i \neq 0$ 时, 曲率半径大小为 ρ_i , 曲率方向与 X_i 轴正方向夹角为 φ_i , 已知每两个点之间弧线段长度为 ds , 每段圆弧对应的圆心角可以表示为:

$$\theta_i = \frac{ds}{\rho_i} \quad (9)$$

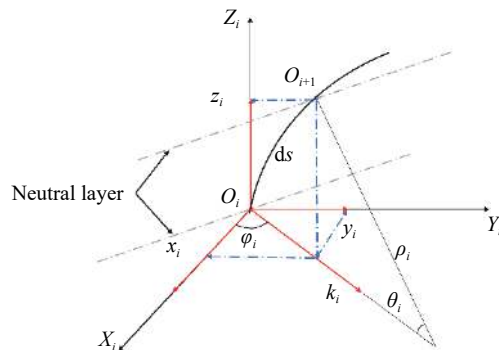


图 4 探针运动坐标系

Fig.4 The moving coordinate system of the needle

记 $i+1$ 点在 O_i 坐标系下的坐标为 $\{x_{i+1}, y_{i+1}, z_{i+1}\}$, 可以推算出 $i+1$ 点坐标的表达式:

$$x_{i+1} = \rho_i (1 - \cos d\theta_i) \cos \varphi_i \quad (10)$$

$$y_{i+1} = \rho_i (1 - \cos d\theta_i) \sin \varphi_i \quad (11)$$

$$z_{i+1} = \rho_i \sin d\theta_i \quad (12)$$

假设 $k_i=0$ 时, ρ_i 为无穷大, 则 $i+1$ 点在 O_i 坐标系下的坐标为:

$$x_{i+1} = 0 \quad (13)$$

$$y_{i+1} = 0 \quad (14)$$

$$z_{i+1} = ds \quad (15)$$

假设 $\{X_{i+1}, Y_{i+1}, Z_{i+1}\}$ 为在 O_{i+1} 坐标系下的坐标 (见 图 5), 则第 i 点从 O_i 坐标系转换到 O_{i+1} 坐标系的变换矩阵为:

$$R_{1z} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_i) & -\sin(\varphi_i) & 0 & 0 \\ \sin(\varphi_i) & \cos(\varphi_i) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$R_{2y} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & 0 & \sin(\theta_i) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta_i) & 0 & \cos(\theta_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$R_{3z} = \begin{bmatrix} \cos(\varphi_{i+1}) & -\sin(\varphi_{i+1}) & 0 & 0 \\ \sin(\varphi_{i+1}) & \cos(\varphi_{i+1}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$P_i = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & x_{i+1} \\ 0 & 1 & 0 & y_{i+1} \\ 0 & 0 & 1 & z_{i+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

由此得到 O_i 坐标系转换到 O_{i+1} 坐标系的表达式为:

$$O_{i+1} = t_{i+1} \cdot O_i (i = 1, 2, \dots, n) \quad (20)$$

其中,

$$t_{i+1} = P_i R_{3z} R_{2y} R_{1z} \quad (21)$$

由于第一个检测点 O_1 与基准点 O_0 重合, 因此 O_0 节点坐标系与 O_1 节点坐标系之间的转换矩阵为单位矩阵, 即对应的 t_1 为单位矩阵。因此, 从 O_{i+1} 坐标系转换到 O_i 坐标系的表达式为:

$$O_i = t_{i+1}^{-1} \cdot O_{i+1} (i = 0, 1, \dots, n-1) \quad (22)$$

从 O_i 节点坐标系转换到 O_0 坐标系的递推矩阵为 T_i , 即:

$$O_0 = T_i \cdot O_i (i = 1, 2, \dots, n) \quad (23)$$

由此可以推导出 T_i 与 t_{i+1} 的关系为:

$$T_{i+1} = T_i \cdot t_{i+1}^{-1} (i = 1, 2, 3, \dots, n-1) \quad (24)$$

式中: 当 $i=1$ 时, T_1 为单位矩阵。

因此, 空间中所有节点在 O_0 节点坐标系下的坐标为:

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} = T_i \cdot \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} (i = 1, 2, \dots, n) \quad (25)$$

因此, 通过公式 (25) 将 $i=1, 2, \dots, n$ 个离散空间坐标系中曲线段的点坐标依次换算到 O_0 节点坐标系中, 完成探针形状测量。

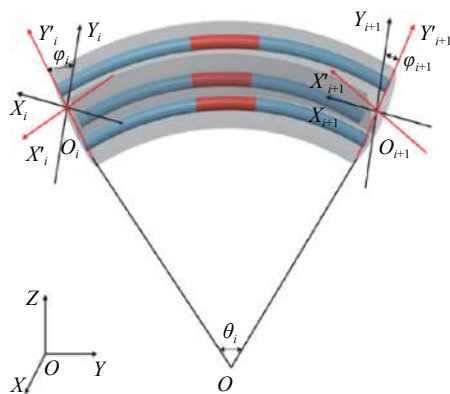


图 5 坐标系转换

Fig.5 Coordinate conversion

2 传感器封装

文中的 FBG 采用紫外光刻写掩模版法, 利用基于波长 248 nm 的紫外光激光器与相位掩模板相结合, 在经载氢后的 Corning SMF-28 光纤上刻写栅区为 6 mm 的 FBG。根据目前穿刺术中较为常见探针

的特点, 文中的探针选用直径为 1 mm 的镍钛记忆合金丝, 同时于镍钛合金针 (杨氏模量 $E=83$ GPa) 的外侧布设三根光纤光栅 ($\phi 250 \mu\text{m}$) 且互相成 120° 排列。每根光纤上以 40 mm 为间隔均匀分布四个栅区, 最后一个栅区 (光栅点 1) 距离针尖 20 mm, 如图 6 所示。使用按照 1 : 1 混合的 3M 公司的 DP2216 环氧胶将光纤光栅胶封于镍钛合金针中, 为防止 FBG 发生应力集中现象, 需要将搅拌均匀的 DP2216 环氧胶静置至气泡完全消失。

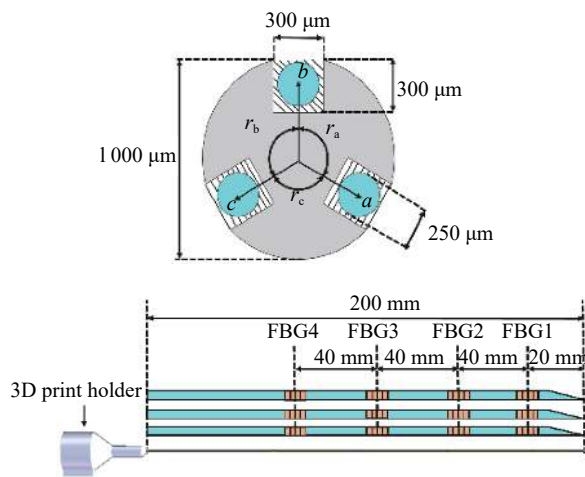


图 6 集成 FBG 的经皮穿刺介入手术针设计图

Fig.6 Integrated FBG design of needle for percutaneous intervention

3 实验分析与讨论

3.1 实验装置

应变灵敏度标定系统如图 7 所示, 主要由两台手动位移平台组成, 两台位移平台间距 230 mm, 位移平台采用微纳光科公司的 WN103TM13H 位移台, 行程 13 mm, 最小刻度 $10 \mu\text{m}$ 。光纤传感形状测量系统如图 8 所示, 主要包括运动控制系统、光纤传感系统、探针模型和计算机等。通过固定探针一端, 利用运动控制系统使探针实现不同方向、不同偏移量的弯曲。运动控制系统主要由运动控制器和电动多维位移台组成: 运动控制器采用微纳光科仪器公司 WNMC400 控制器, 多维位移台采用微纳光科公司 WN303ZA 位移台。光纤传感系统 (见图 8) 主要由 ASE 光源、光谱仪、耦合器等组成。ASE 光源选用接口类型为 FC/APC 的 Lightpromotech M1043-1, 其输出光谱为 1529~1605 nm, 功率为 13 dBm, 光平坦度小于 2 dB。光谱

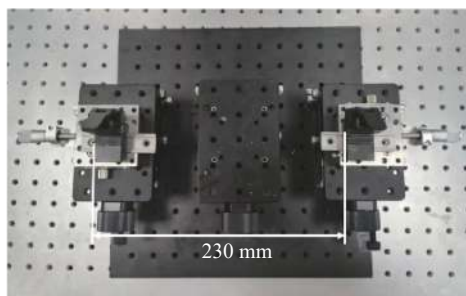


图 7 FBG 应变灵敏度标定系统

Fig.7 FBG strain sensitivity calibration system

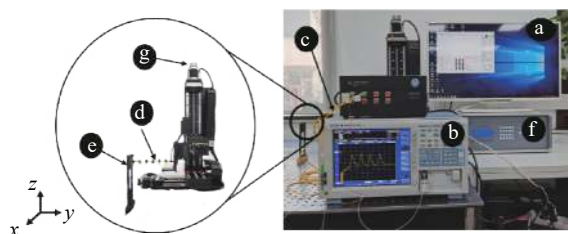


图 8 探针光纤传感形状测量系统。(a) 上位机; (b) 解调系统; (c) 光纤; (d) 探针; (e) 定位孔; (f) 运动控制器; (g) 六轴位移平台

Fig.8 Needle optical fiber sensing shape measurement system. (a) PC; (b) Interrogator; (c) Optical fiber; (d) Needle; (e) Location hole; (f) Motion control; (g) Six axis displacement

仪采用波长为 1200~2400 nm 的 YOKOGAWA AQ6375, 其功率为 -70~+20 dBm, 快速测量时间为 0.2 s, 跨度为 100 nm。光纤传感系统的反射信号被传输到光谱仪中并被转换成数字信号。利用上位机中 Matlab 软件对信号进行寻峰处理和差值运算, 利用形状重构算法完成对探针形状参数的计算。

3.2 传感器应变灵敏度标定实验

首先对光纤封装前后的状态进行对比。封装前, 从光栅点 1 到光栅点 4, FBG 的波长逐渐变大。实验测得三根光纤上的十二个光栅点在植入探针前后中心波长如表 1 所示。分析表 1 可以看出, 使用 3M 公司 DP2216 高性能粘合剂对光纤进行封装对其初始波长并无明显影响, 其中每个测量点数据测量 5 次, 每次测量光谱呈现相同的变化规律, 最大偏差不得超过 0.0196 nm, 具有较好的一致性。其次对三根无封装光纤光栅串传感器进行标定。将裸光纤光栅夹在标定台上后, 对光纤光栅的拉伸基本上是均匀的, 而对光纤光栅的压缩大多数情况下并不均匀。光纤光栅栅区长度本身有一定的尺寸, 进行压缩时, 存在栅距不均匀、光谱质量变差的问题, 会增大解调难度, 降低

表 1 不同 FBG 植入探针前后波长变化

Tab.1 Wavelength shift of different FBGs before and after integrating needle

Fiber	FBG	Wavelength before embedded/nm	Wavelength after embedded/nm
a	1	1525.8163	1525.7967
	2	1529.6933	1529.6742
	3	1533.7671	1533.7475
	4	1538.1146	1538.1146
b	1	1525.7575	1525.7575
	2	1529.8308	1529.8308
	3	1533.9042	1533.9042
	4	1537.8208	1537.8013
c	1	1525.9753	1525.9925
	2	1529.9092	1529.9092
	3	1533.7671	1533.7867
	4	1537.8600	1537.8600

应变测量精度。在文中的应用环境中, 光纤光栅都是工作在预拉状态, 因此, 只需要测量出无封装 FBG 传感器拉应变的应变灵敏度系数就能满足应用需求。

实验过程中, 先测量光纤光栅在自由状态下的中心波长, 然后将光纤光栅安装到标定板上, 每拉伸 460 μm (相当于 200 με) 记录一组数据, 直至拉伸 6900 μm (3000 μm), 重复实验 5 次。同样的, 将光纤光栅封装到探针后重复上述实验, 测得光纤光栅的应变灵敏度如表 2, 封装后的应变灵敏度如图 9 所示。

表 2 FBG 应变灵敏度

Tab.2 Strain sensitivity of FBGs

Fiber	FBG	FBG strain sensitivity/ pm · με ⁻¹	FBG strain sensitivity after embedded/ pm · με ⁻¹
a	1	1.11	0.44
	2	1.12	0.79
	3	1.12	0.84
	4	1.12	0.84
b	1	1.13	0.56
	2	1.15	0.81
	3	1.14	0.83
	4	1.15	0.84
c	1	1.13	0.38
	2	1.14	0.77
	3	1.14	0.79
	4	1.15	0.78

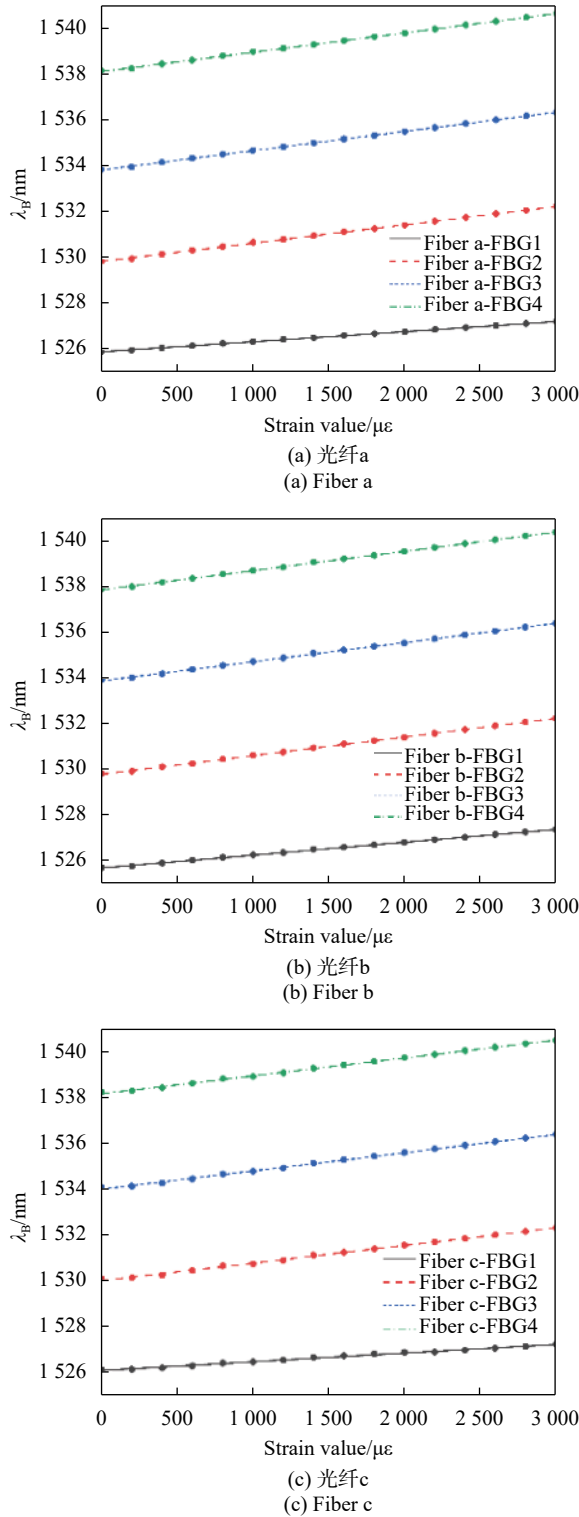


图 9 封装后 FBG 应变灵敏度

Fig.9 Strain sensitivity for encapsulated FBG sensor

3.3 传感器形状测量实验

文中实验通过将介入手术探针尖端固定,利用运动控制系统控制探针在 X 轴上进行移动。当介入手术探针的末端位置偏移量变化范围是 0~15 mm 时,

实验测得光纤光栅的光谱变化如图 10 所示。用寻峰算法计算得到每个 FBG 中心波长的漂移量,实验分析得出,当介入手术探针的末端位置偏移量 (Δx) 由

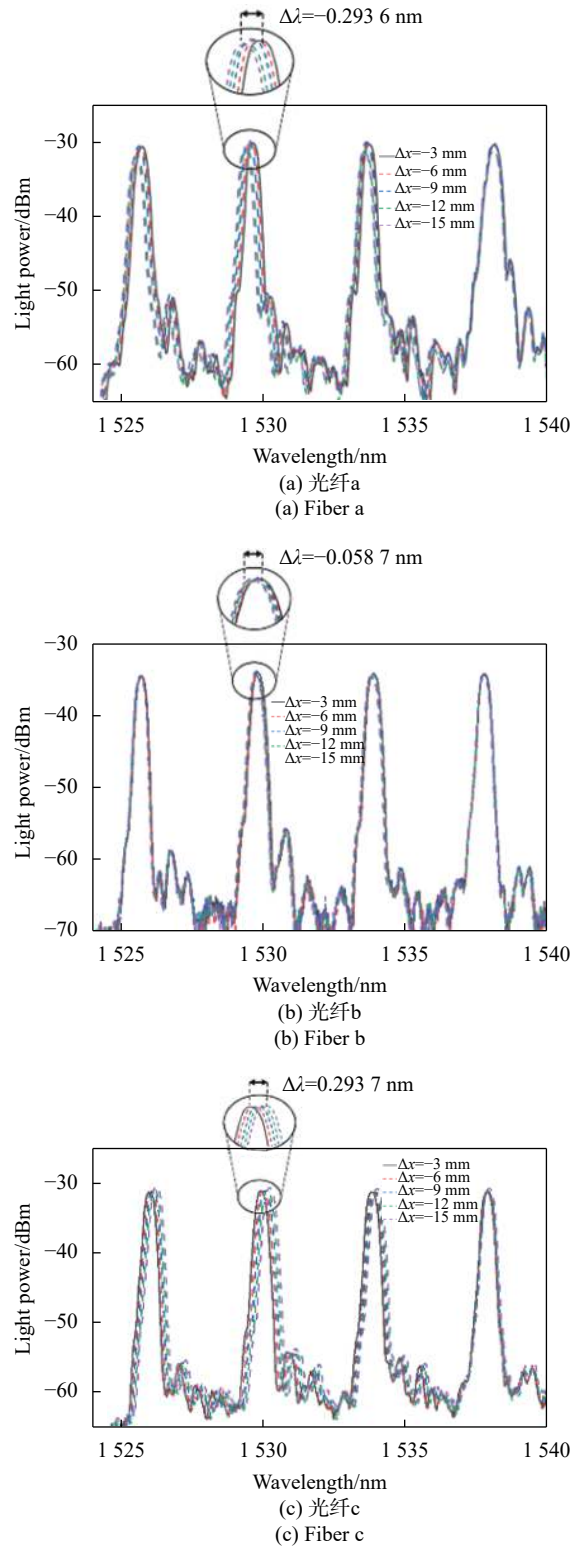


图 10 三根光纤在不同位置的波长漂移量

Fig.10 Wavelength shift of three fibers in different positions

0 变化到 -15 mm 时, 光纤 a 和光纤 b 的每个 FBG 光谱的峰值逐渐向波长减小的方向移动, 光纤 c 的峰值逐渐向波长增大的方向移动。利用 FBG 中心波长漂移量和插值算法可以建立介入探针变形测量的数据库, 即不同的偏移量与 FBG 的不同中心波长漂移量呈现一一对应的关系。分析图 10 可以得出不同光纤的中心波长漂移量的绝对值随着介入手术探针末端偏移量的增加而增大, 并且呈现线性关系。

分析图 10 可得, 位于探针中部的 FBG 所承受的剪切力最大, FBG 中心波长漂移对末端位置的响应程度与传感位置有着密切关系。并且由于三根光纤呈 120° 分布, 探针弯曲时不同位置的光纤受到的拉伸、压缩作用不同。我们设定拉伸状态是正应变, 压缩状态是负应变, 因此光纤 a、光纤 b 上受到压缩作用, FBG 中心波长漂移和末端位置的关系为单调递增, 光纤 c 收到拉伸作用, FBG 中心波长漂移和末端位置的关系为单调递减。

加入应变灵敏度矩阵前后的测量结果如图 11 所示。把使用应变灵敏度理论值的测量结果与加入实测应变灵敏度矩阵的测量结果进行比较, 比较结果如表 3 所示。分析表格得出, 随着末端偏移量的增加, 形状测量的误差也在逐渐递增。文中使用绝对误差 $r_e(k)$ 、相对误差 $r_{em}(k)$ 对视觉测量系统和光纤传感系统进行性能评估, 计算公式如下所示:

$$r_e(k) = \|\Upsilon(k) - \gamma(k)\| \quad (26)$$

$$r_{em} = \frac{r_e(k)}{\gamma(k)} \times 100\% \quad (27)$$

式中: $\Upsilon(k)$ 为形状测量系统测量结果; $\gamma(k)$ 为末端偏移量理论值。在不同弯曲状态下, 加入应变灵敏度矩阵的介入手术探针末端偏移量的平均误差为 0.415 mm, 最大误差为 0.601 mm, 最大误差百分比为 4.01%。相对于没有进行传感器应变灵敏度标定的系统, 利用文中提出的方法测量介入手术探针末端偏移量与算法改进前相比。平均误差降低了 1.385 mm, 最大误差降低了 3.317 mm, 说明该方法可有效提高测量精度。

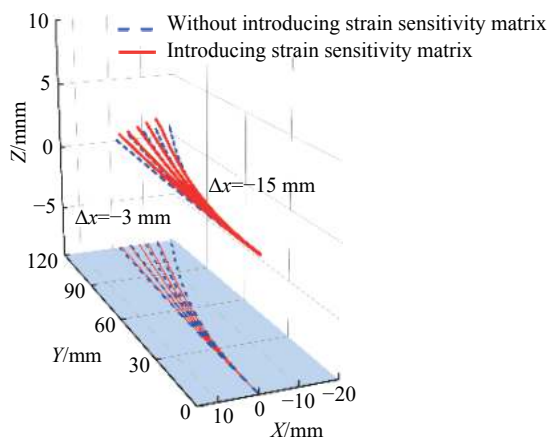


图 11 不同位置偏移量下探针重构结果

Fig.11 Reconstruction results of needle under different deformation

表 3 X 轴末端偏移量测量误差分析

Tab.3 Deformation measured error analysis of X-axis

Deformation theoretical value/mm	-3	-6	-9	-12	-15
Shape reconstruction without sensitivity matrix/mm	-2.181	-5.920	-10.684	-14.498	-18.918
Absolute error/mm	0.819	0.08	1.684	2.498	3.918
Relative error	5.46%	0.53%	11.23%	16.65%	26.12%
Shape reconstruction with sensitivity matrix/mm	-2.896	-5.667	-8.538	-11.425	-14.399
Absolute error/mm	0.104	0.333	0.462	0.575	0.601
Relative error	0.69%	2.22%	3.08%	3.83%	4.01%

4 结 论

(1) 针对介入手术探针等微创柔性医疗器械形状测量的需求, 提出一种引入应变灵敏度矩阵的光纤光栅传感阵列介入探针形状测量方法。为了验证引入应变灵敏度矩阵对形状测量精度的影响, 文中对植入

光纤光栅传感阵列的介入探针进行了不同弯曲状态下的形状测量实验。

(2) 实验结果表明, 引入光纤光栅应变灵敏度矩阵可有效提升介入探针的测量精度。在不同弯曲情况下, 介入手术探针末端偏移量测量平均误差降低了 1.385 mm, 最大误差降低了 3.317 mm, 相对误差降低

了 22.11%。

(3) 在后续研究中,将探针形状测量方法与高速解调处理系统相结合,实现高精度实时测量,在柔性医疗器械及手术机器人精准测控领域中具有广阔的应用前景。

参考文献:

- [1] Sheafor D H, Paulson E K, Simmons C M, et al. Abdominal percutaneous interventional procedures: comparison of CT and US guidance. [J]. *Radiology*, 1998, 207(3): 705-10.
- [2] Tatli S, Morrison P R, Tuncali K, et al. Interventional MRI for oncologic applications [J]. *Techniques in Vascular & Interventional Radiology*, 2007, 10(2): 159-170.
- [3] Mahmud E, Cavendish J J, Salami A. Current treatment of peripheral arterial disease: Role of percutaneous interventional therapies. [J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2007, 50(6): 473-490.
- [4] Zhang L, Qian J, Shen L, et al. FBG sensor devices for spatial shape detection of intelligent colonoscope[C]//IEEE International Conference on Robotics & Automation, 2004.
- [5] Sun G K, Qu D M, Yan G, et al. Bending deformation of optical fiber sensing and shape reconstruction of soft pneumatic driver [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2019, 27(5): 1052-1059. (in Chinese)
- [6] He Yanlin, Zhu Lianqing, Sun Guangkai, et al. Design, measurement and shape reconstruction of soft surgical actuator based on fiber Bragg gratings [J]. *Applied Sciences*, 2018, 8(10): 1773.
- [7] He Y L, Zhang Xu, Sun G K, et al. Flexible curvature sensor based on composite substrate [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2019, 27(6): 1263-1269. (in Chinese)
- [8] Zhu Weitao, Sun Guangkai, He Yanlin, et al. Shape sensing method of soft manipulator based on fiber grating with spiral layout [J]. *Semiconductor Optoelectronics*, 2020, 41(6): 889-895. (in Chinese)
- [9] Yi X, Qian J, Shen L, et al. An innovative 3D colonoscope shape sensing sensor based on FBG sensor array[C]//International Conference on Information Acquisition, 2007.
- [10] Payo I, Feliu V, Cortázar O D. Fibre Bragg grating (FBG) sensor system for highly flexible single-link robots [J]. *Sensors & Actuators A: Physical*, 2009, 150(1): 24-39.
- [11] Moreira P, Boskma K J, Misra S. Towards MRI-guided flexible needle steering using fiber Bragg grating-based tip tracking[C]//2017 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2017.
- [12] Denasi A, Khan F, Boskma K J, et al. An observer-based fusion method using multicore optical shape sensors and ultrasound images for magnetically-actuated catheters[C]//IEEE International Conference on Robotics & Automation, 2018.
- [13] Tian Ye, Chai Quan, Tan Tao, et al. Directional bending sensor based on a dual side-hole fiber mach zehnder interferometer [J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2018, 30(4): 375-378.
- [14] Yang Tingting, Xie Dan, Li Zhihong, et al. Recent advances in wearable tactile sensors: Materials, sensing mechanisms, and device performance [J]. *Materials Science & Engineering R Reports*, 2017, 115: 1-37.
- [15] Liu H, Farvardin A, Grupp R, et al. Shape tracking of a dexterous continuum manipulator utilizing two large deflection shape sensors [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2015, 15(10): 5494-5503.
- [16] Xu R, Yurkewich A, Patel R V. Curvature, torsion, and force sensing in continuum robots using helically wrapped FBG sensors [J]. *IEEE Robotics & Automation Letters*, 2016, 1(2): 1052-1059.
- [17] Park Y L, Elayaperumal S, Daniel B, et al. Real-time estimation of 3-D needle shape and deflection for MRI-guided interventions [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(6): 906-915.
- [18] Henken K, Gerwen D V, Dankelman J, et al. Accuracy of needle position measurements using fiber Bragg gratings [J]. *Minimally Invasive Therapy*, 2012, 21(6): 408-414.
- [19] Roesthuis R J, Kemp M, Van D D J J, et al. Three-dimensional needle shape reconstruction using an array of fiber Bragg grating sensors [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014, 19(4): 1115-1126.
- [20] Henken K R, Dankelman J, Van D D J J, et al. Error analysis of FBG-based shape sensors for medical needle tracking [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2014, 19(5): 1523-1531.