

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2514091

# 融合双平面透视图像的光纤传感介入导管形状重建方法<sup>\*</sup>

黄宇辰,周虹吉,杨梦雪,艾森,何彦霖

(北京信息科技大学光电测试技术及仪器教育部重点实验室 北京 100016)

**摘要:**血管介入手术导管的精准三维形状测量是提升手术质量的关键。现有二维影像、电磁等方法存在导管三维形状测量误差大等问题,严重制约手术安全性与效率。面向血管介入手术导管精准导航的需求,提出一种融合双平面透视图像与光纤光栅传感的介入导管形状重建方法,实现介入手术导管三维形状的精确重建。首先基于光纤光栅传感理论,求解出光栅节点的曲率与方向角,同时,为了减小光纤扭转产生的误差累积,通过对极几何立体视觉匹配方法,融合双平面透视图像逆解导管节点信息,对光纤光栅重建的导管曲率与方向角几何参数进行修正。最后结合 Frenet 标架进行迭代坐标计算,将修正后的节点几何参数映射到三维空间,实现介入导管三维形状的精确重建。为验证所提出融合双平面透视图像的光纤传感介入导管形状重建方法的有效性和可行性,进行了导管形状重建实验测试,结果表明:所提方法可将介入导管形状的最大重建误差由 2.52 mm 降至 1.46 mm,较传统光纤光栅形状重建方法误差降低约 42%,表明所提方法在血管介入手术机器人精准导航、柔性机器人精准测量等方面具有广阔的应用前景。

**关键词:**多芯光纤传感;双平面透视图像;三维形状重建;介入导管;融合算法

**中图分类号:** TH74 TP39      **文献标识码:** A      **国家标准学科分类代码:** 460.40 520.60

## A fiber-optic sensing and biplane fluoroscopy integrated method for shape reconstruction of interventional catheters

Huang Yuchen, Zhou Hongji, Yang Mengxue, Ai Sen, He Yanlin

(Key Laboratory of the Ministry of Education for Optoelectronic Measurement Technology and Instrument,  
Beijing Information Science & Technology University, Beijing 100016, China)

**Abstract:** Accurate three-dimensional shape measurement of vascular intervention surgical catheters is the key to improving surgical quality. The existing two-dimensional imaging, electromagnetic, and other methods have problems such as large measurement errors in the three-dimensional shape of catheters, which seriously restrict the safety and efficiency of surgery. This article proposes a shape reconstruction method for interventional catheters that integrates biplane perspective images and fiber Bragg grating sensing to meet the precise navigation requirements of vascular interventional surgical catheters, achieving accurate reconstruction of the three-dimensional shape of interventional surgical catheters. Firstly, based on the theory of fiber optic grating sensing, the curvature and directional angle of the grating nodes are solved. Meanwhile, to reduce the error accumulation caused by fiber optic torsion, the polar geometric stereo vision matching method is used to fuse the biplane perspective image to inverse solve the information of the conduit nodes, and the geometric parameters of the conduit curvature and directional angle reconstructed by the fiber optic grating are corrected. Finally, by combining the Frenet framework for iterative coordinate calculation, the corrected node geometric parameters are mapped to three-dimensional space to achieve accurate reconstruction of the three-dimensional shape of the interventional catheter. To evaluate the effectiveness and feasibility of the proposed fiber optic sensing interventional catheter shape reconstruction method by fusing biplane perspective images, an experimental test of catheter shape reconstruction is conducted. The results show that the proposed method can reduce the maximum reconstruction error of interventional catheter shape from 2.52 mm to 1.46 mm, which is about 42% lower than the

traditional fiber optic grating shape reconstruction method. This indicates that the proposed method has broad application prospects in the precise navigation of vascular interventional surgical robots and the precise measurement of flexible robots.

**Keywords:** multicore fiber sensing; biplane fluoroscopic images; 3D shape reconstruction; interventional catheter; fusion algorithm

## 0 引言

微创介入手术具有创伤小、恢复快等特点,是治疗心血管疾病的主要方式之一<sup>[1]</sup>。目前,微创介入手术主要医学成像方法包括荧光透视、超声成像和磁共振成像<sup>[2-3]</sup>。荧光透视图像配合造影剂的使用可清晰显示出人体组织结构,但其术中需持续注射大量造影剂损伤人体,且仅能提供二维图像,缺乏深度信息,增加了医生的治疗难度;超声成像无辐射,可以显示血管结构。然而,它的信噪比较低,难以提供血管和导管形状相对位置的准确信息。磁共振成像具有更高的对比度,可以在不使用造影剂的情况下清晰显示组织结构,无辐射风险,但其成像时间较长且抗干扰能力较差,难以满足实际临床需求。

多芯光纤凭借其尺寸微小、重量轻、柔韧性好以及生物相容性高等特点,近年来已成为柔性医疗设备形状传感的理想选择<sup>[4]</sup>,已有许多学者对用于医疗领域的光纤形状传感器进行深入研究。Roesthuis 等<sup>[5]</sup>通过布置光纤布拉格光栅(fiber Bragg grating, FBG)传感器阵列测量轴向应变,并通过曲率重建三维探针的形状。Khan 等<sup>[6]</sup>提出一种可应用于柔性医疗器械的多芯光纤形状传感方法,该方法将 4 根多芯光纤嵌入到导管中,结合 Frenet-Serret 框架与曲率和扭转信息重建导管形状,但其结构复杂难以应用于实际手术。Zhang 等<sup>[7]</sup>设计并实现了一个直径为 0.6 mm 的由 5 个光纤布拉格光栅作为三元器件安装的传感针,建立了一种新的局部曲率模型用来消除误差因素对形状重建的影响,并用于减少中点曲率和平均曲率之间的差异,效果良好但只能用于柔性针结构。Han 等<sup>[8]</sup>针对多芯光纤温度敏感性问题,研究提出一种温度补偿方法,有效降低了温度变化对形状测量的干扰。Zhang 等<sup>[9]</sup>提出的优化螺旋延伸方法精确测量血管曲率,一定程度上消除扭转对形状重建的影响,但其需要提前对光纤进行标定,在实际应用中存在局限。Wang 等<sup>[10]</sup>提出了一种基于 4 层应变传递模型的光纤形状传感器,有效地感知了导管形状,但封装复杂。上述光纤传感方法难以解决由扭转产生的误差累积难题。国内外已有较多学者对此进行研究并提出了不同的传感器融合办法来跟踪导管的三维形状。其中研究较多是基于电磁传感器的融合方式<sup>[11-14]</sup>。其中较为突出的是 Ha 等<sup>[15]</sup>引入贝塞尔曲线拟合,利用光纤光栅和电磁传感器在 EMT 坐标系下重建导管形状,虽然能够以高精度进行重建,但导

管结构复杂,且容易受到其他器械的电磁干扰。同时,电磁传感器的集成往往带来导管结构复杂、直径增加等问题,降低导管的适用性。An 等<sup>[16]</sup>提出了一种将光纤光栅传感器与惯性测量单元结合的形状重建方法,虽然精度和鲁棒性较高,但集成困难且体积过大难以实际应用。

上述研究中,传统荧光透视图像方法仅能显示导管二维信息,光纤传感方法虽然能够重建导管三维形状,但由于扭转引起的误差累积较大,导致形状重建精度不足,且融合电磁传感器等方法存在集成困难和体积过大等问题。因此,提出一种融合双平面透视图像的光纤传感介入导管形状重建方法。首先基于光纤光栅传感理论求解光栅节点曲率与方向角信息,通过对极几何关系从双平面透视图像重建出导管形状,并逆求解节点处的曲率和方向角,然后融合双平面透视图像逆解导管节点信息,对导管曲率与方向角几何参数进行修正,实现导管形状的精确重建。最后,通过介入导管形状重建对比实验,验证方法的有效性。

## 1 介入导管光纤传感三维形状重建方法

本研究采用的四芯光纤传感器如图 1 所示,每个纤芯上刻写了 8 个相距 20 mm 的光栅,栅区的长度为 10 mm。本文采用相邻角 120°的 3 个纤芯用于导管形状重建,中间纤芯用于温度补偿。

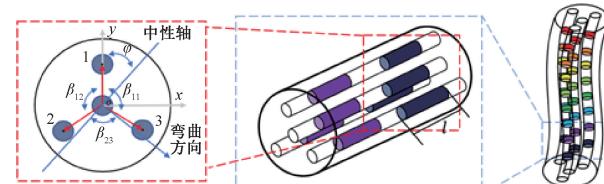


图 1 多芯光纤传感器阵列结构

Fig. 1 Multi-core fiber optic sensor array structure diagram

FBG 传感器可以反射部分入射光。反射光的波长为布拉格波长  $\lambda_B$ ,根据模态耦合理论,这与光栅周期和有效折射率有关,即:

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

其中,  $\lambda_B$  为 FBG 的反射波长;  $n_{eff}$  为光纤的有效折射率;  $A$  为光栅周期。

光纤所受应变和光纤到中性面距离的关系,即:

$$\varepsilon = \frac{ds - dl}{dl} = \frac{(r + \delta)d\theta - rd\theta}{rd\theta} = \frac{\delta}{r} = k\delta \quad (2)$$

其中,  $ds$  为光纤所在弧长;  $dl$  为中性面弧长;  $\delta$  为光纤到中性面的距离;  $k$  为曲率;  $r$  为曲率半径;  $d\theta$  表示角度变化。可得到曲率和波长漂移量的关系, 即:

$$k = \frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_{B,0}(1 - P_e)} \quad (3)$$

其中,  $P_e$  为光弹性系数;  $\lambda_{B,0}$  表示初始中心波长。由多芯光纤的应变截面角度关系计算曲率和方向角, 即:

$$\begin{cases} \varepsilon_1 = k\delta_1 = krsin(\varphi) + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_2 = k\delta_2 = krsin(\varphi + \theta_0) + \varepsilon_0 \\ \varepsilon_3 = k\delta_3 = krsin(\varphi + 2\theta_0) + \varepsilon_0 \end{cases} \quad (4)$$

其中,  $\varepsilon_i$  表示应变;  $\delta$  为光纤到中性轴的距离;  $\varphi$  表示方向角;  $\theta_0$  表示 3 个纤芯各相邻  $120^\circ$ ;  $\varepsilon_0$  表示应变偏差, 由温度变化引起, 3 个纤芯的应变偏差相同。

根据微分几何理论, 可得到微弧长和对应角度的关系:

$$\theta_i = \frac{ds}{r_i} \quad (5)$$

为重构出导管形状, 需要建立坐标系以计算各个坐标点数值。根据微分几何理论, 建立运动坐标系  $O_i$  ( $i = 1, 2, \dots, n$ ), 假设  $i$  点的曲率大小为  $k_i$ , 第  $2$  个节点为  $O_{i+1}$ , 两点之间的弧长为  $ds$ , 对应角度为  $\theta$ , 推导出  $O_{i+1}$  节点在  $O_i$  坐标系下的坐标:

$$\begin{cases} x_{i+1} = r_i(1 - \cos\theta_i)\cos\varphi_i \\ y_{i+1} = r_i(1 - \cos\theta_i)\sin\varphi_i \\ z_{i+1} = r_i\sin\theta_i \end{cases} \quad (6)$$

其中,  $(x_i, y_i, z_i)$  为点  $O_i$  的坐标。

通过计算平移矩阵  $T_i$ , 得到多芯光纤上所有传感点在第 1 传感点  $O_0$  节点坐标系下的坐标, 即:

$$\begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} = T_i \cdot \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (i = 1, 2, \dots, n) \quad (7)$$

其中,  $(X_i, Y_i, Z_i)$  分别对应  $x, y, z$  轴。

综上所述, 使用各点的曲率和方向角, 通过 Frenet-Serret 标架可以获得介入导管形状, 即在全局框架中表示出每个 FBG 截面的位置和方向。但是从 FBG 传感器获得的波长和应变信号存在噪声, 因光纤光栅传感器产生的内部扭转可能导致曲率和方向角不准确, 且光纤形状传感算法中每一个点的坐标的计算都是基于前一个点的信息, 尤其是在传感长度较长的情况下, 形状重建误差会随着光纤长度而累积。

## 2 融合双平面透视图像的多芯光纤介入导管形状重建方法

融合双平面透视图像的多芯光纤介入导管形状重建方法流程图如图 2 所示。首先利用光纤实时重建导管形状, 通过双平面相机进行透视图像采集, 使用对极几何立体视觉匹配方法重建导管形状并逆求解曲率与方向角, 以此对光纤重建形状的对应信息进行修正。结合 Frenet 标架将修正后的参数映射到三维空间, 对双平面透视图像信息与光纤传感信息进行高效融合后可重建导管的三维形状。

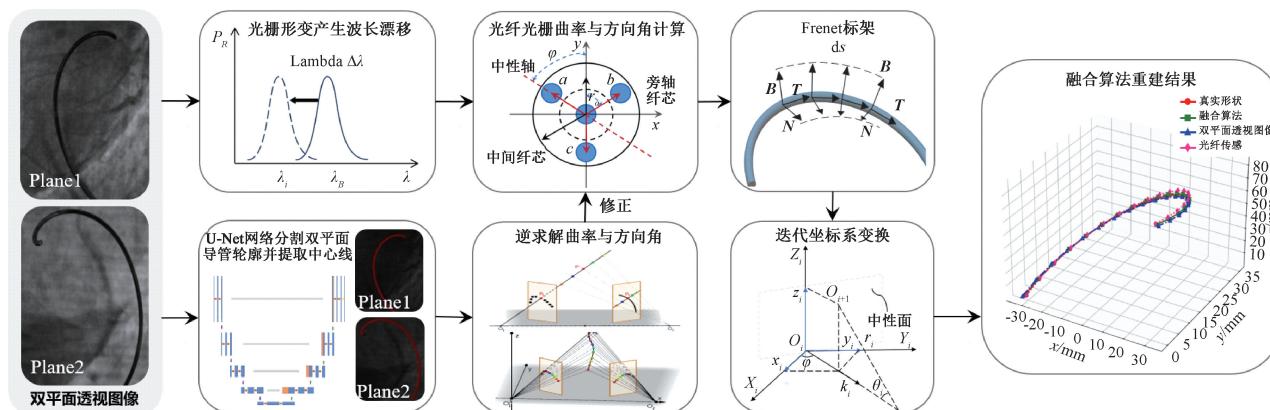


Fig. 2 Flowchart of the fusion algorithm

### 2.1 基于对极几何的立体视觉匹配方法

双平面透视图像生成导管形状的核心原理是通过特定角度的双视角 X 射线成像实现三维重建, 此前已开展双平面透视图重建介入手术导管形状的研究<sup>[17]</sup>。首先

通过 U-Net 网络分割出双平面荧光透视图像中导管的轮廓, 然后采用骨架化算法提取出导管的中心线。此外, 为解决立体视觉匹配问题, 采用对极几何极线与导管中心线相交的求解方法, 通过求解导管的三维空间点并进行

拟合,实现导管形状的三维重建。

## 2.2 坐标系配准

为重建导管三维形状,首先将双平面透视坐标系下重建的导管形状点集,通过旋转和平移变换,精确映射到光纤坐标系中。采用鲁棒点匹配<sup>[18]</sup>(robust point matching, RPM)算法完成配准。

首先对两组形状的坐标点集进行初始化匹配,定义基于多芯光纤光栅重建的导管形状为点集  $G(s) = (G_1, \dots, G_M)$ , 将双平面介入导管形状真值定义为点集  $B(s) = (B_1, \dots, B_M)$ , 使用最近邻匹配算法匹配点对。得到匹配点对集合  $\{(G_i(s), B_j(s))\}$ 。通过最小二乘法计算旋转矩阵  $R$  与平移向量  $H$ 。

在得到初始变换矩阵后,将对光纤形状坐标与双平面透视导管形状坐标间每一对匹配点的误差进行计算得到误差系数  $Error(G_i(s), B_j(s))$ 。

随后根据计算的误差为每一对匹配点分配权重,通过加权的方式,减少离群点对配准结果的影响。权重的计算方法使用鲁棒损失函数  $\omega(G_i(s), B_j(s))$ 。

RPM 算法的关键在于反复迭代优化旋转矩阵  $R$  和平移矩阵  $H$ 。在每一轮迭代中,优化目标是最小化加权误差函数,即:

$$E(R, T) = \sum_{(G_i(s), B_j(s))} \omega(G_i(s), B_j(s)) \cdot \|B_j(s) - (R \cdot G_i(s) + H)\|^2 \quad (8)$$

通过不断迭代优化,最终将光纤坐标系  $G(s)$  配准到双平面透视坐标系  $B(s)$ 。此时,变换矩阵  $R$  和  $H$  就是最终的刚性变换,能够有效地将光纤坐标点集与双平面透视坐标点集对齐。

## 2.3 导管形状的逆求解

为了精确计算曲率和方向角,首先需要对这些离散的坐标点进行平滑插值,生成一条连续的曲线。采用三次 B 样条插值方法对离散点进行插值。

通过对曲线函数进行一阶求导,可以得到曲线的切向量,对于双平面透视坐标系曲线  $B(s) = (x(s), y(s))$  切向量  $T(s)$  为:

$$T(s) = \left( \frac{dx}{ds}, \frac{dy}{ds} \right) \quad (9)$$

其中  $\frac{dx}{ds}$  和  $\frac{dy}{ds}$  分别代表曲线在  $x$  和  $y$  在点  $s$  的导数。

方向角可以通过计算切向量的方向余弦并使用反正切函数来得到:

$$\theta(s) = \arctan2\left(\frac{dy}{ds}, \frac{dx}{ds}\right) \quad (10)$$

曲率  $k(s)$  衡量曲线的弯曲程度,曲线的定义为切向量的变化率,即曲线的二阶导数,对于一条平面曲线,曲率通过曲线的二阶导数来获得。曲率  $k(s)$  可以通过切向量的

变化率  $|T'(s)|$  和切向量的模长  $|T(s)|$  计算,即:

$$k(s) = \frac{|T'(s)|}{|T(s)|} \quad (11)$$

## 2.4 曲率与方向角融合

为了减小光纤光栅形状重建过程中因扭转导致的累积误差,本节融合双平面透视图像逆解导管节点信息,对光纤光栅传感的导管曲率与方向角几何参数进行修正。由 2.1 节可知,光纤的光栅点在光纤坐标系中可表示为点集  $B^*(s)$ , 双平面透视图像重建出的导管形状在光纤坐标系中对应的采样点集为  $G^*(s)$ 。为了实现介入手术导管实时重建,在融合算法中加入时间变量  $t$ 。光纤光栅点可表示为  $B_{FBG}^*(s, t)$ , 其曲率与方向角分别为  $k_{FBG}^*(s, t)$ 、 $\theta_{FBG}^*(s, t)$ 。

由于双平面透视图像实时重建会导致辐射剂量增加,因此在固定时间间隔时完成一次双平面透视图像采集与介入导管空间形状重建,并根据 2.2 节的过程求解节点处的曲率与方向角,其曲率与方向角可表示为  $k_{img}^*(s, t)$ 、 $\theta_{img}^*(s, t)$ 。在某一时刻  $t_i$ , 通过图像重建导管形状逆求解出的曲率和方向角分别为  $k_{img}^*(s, t_i)$ 、 $\theta_{img}^*(s, t_i)$ , 通过光纤重建算法得到的曲率和方向角分别为  $k_{FBG}^*(s, t_i)$ 、 $\theta_{FBG}^*(s, t_i)$ , 两者作差可得:

$$\begin{cases} \Delta k(s, t_i) = k_{FBG}^*(s, t_i) - k_{img}^*(s, t_i) \\ \Delta \theta(s, t_i) = \theta_{FBG}^*(s, t_i) - \theta_{img}^*(s, t_i) \end{cases} \quad (12)$$

因此,在时刻  $t_i$  时可得到曲率与方向角的差分值  $\Delta k(s, t_i)$  和  $\Delta \theta(s, t_i)$ , 为了实现对光纤形状重建过程的补偿,从时刻  $t_i$  到  $t_{i+1}$ , 采用  $\Delta k(s, t_i)$  和  $\Delta \theta(s, t_i)$  对光纤形状重建过程中的曲率和方向角进行补偿,即当  $t_i \leq t < t_{i+1}$  时,有如式(13)所示。

$$\begin{cases} k_{FBG}(s, t) = k_{FBG}^*(s, t_i) - \Delta k(s, t_i) \\ \theta_{FBG}(s, t) = \theta_{FBG}^*(s, t_i) - \Delta \theta_{img}^*(s, t_i) \end{cases} \quad (13)$$

其中,  $t_{i+1} - t_i$  为固定值,表示两次图像采用的时间间隔。随后,可根据光纤形状重建算法实现介入导管三维形状实时重建。

## 3 实验测试及结果分析

### 3.1 实验设置及评估指标

为了验证所提方法的有效性,建立的实验系统平台如图 3 所示,整个实验系统平台放置在光学防震台平面。采用双平面相机系统进行介入手术导管形状重建实验,该系统由 2 套 MV-CH250-90GC 面阵相机及视觉支架组成,镜头采用 MVL-KF1640-25MP, 两相机投影平面的夹角随机配置。3D 打印了 4 种内径为 0.9 mm 的具有不同几何形状的导管模型,形状如图 4 所示,将多芯光纤传感器用胶水封装在套管内,将套管置于导管模型中。考虑

到实际手术室环境温度在 22℃~24℃ 范围内,本文实验在 23℃~25℃ 的室温下进行。此外,引入真实造影图像作为背景图,以确保与实际手术场景的相关性。

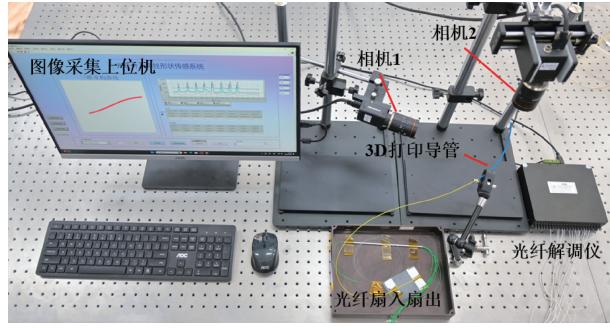


图 3 实验系统平台

Fig. 3 Experimental system platform

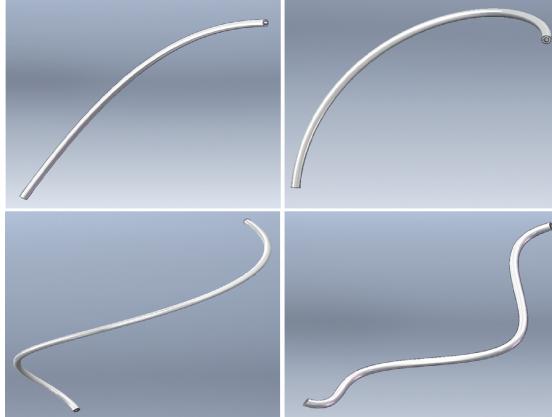


图 4 3D 打印导管形状

Fig. 4 3D printed catheter shapes

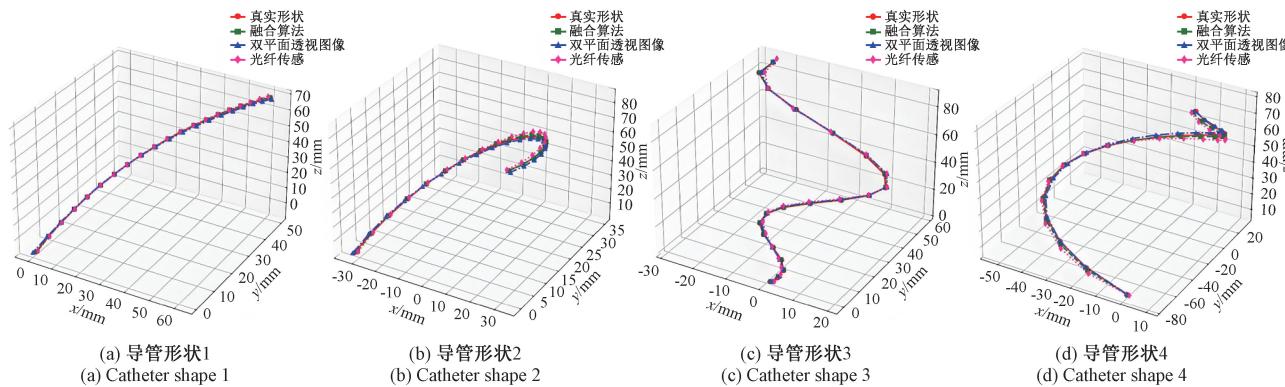


图 5 导管重建结果

Fig. 5 Catheter reconstruction results

介入手术导管三维形状虽然也与真值形状较为接近,但是持续采用该方法进行形状重建需要使用大量的造影剂,导致辐射严重,而采用融合算法仅需要采用荧光透视图像重建导管形状,预计能够减少造影剂使用剂量和辐

射剂量。表 1 所示为基于 FBG 的导管形状重建算法与 FBG 融合双平面透视的形状重建精度对比结果。由表 1 可知,采用融合算法重建介入导管形状的最大距离误差不超过 1.55 mm,均方误差不超过 0.98 mm,豪斯多夫距

本研究使用的评价指标包括:  
1) 形状重建最大误差(maximum error, MAE),衡量重建形状和地面真实形状之间偏差最大的采样点对距离,用于反映最差拟合点的情况。

$$e_{MAE} = \max_i \sqrt{(x_i - \hat{x}_i)^2 + (y_i - \hat{y}_i)^2 + (z_i - \hat{z}_i)^2} \quad (14)$$

2) 均方误差(mean squared error, MSE),通过计算真实曲线与拟合曲线在三维空间中每一对点之间欧氏距离的平方,并取平均值,来评估整体拟合的准确度。

$$e_{MSE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\sqrt{(x_i - \hat{x}_i)^2 + (y_i - \hat{y}_i)^2 + (z_i - \hat{z}_i)^2})^2 \quad (15)$$

3) 豪斯多夫距离(Hausdorff distance),计算形状上所有点到另一形状上最近点的最大距离,用于度量两条曲线之间最大不匹配的程度,有效捕捉了形状间的全局差异。

$$h(A, B) = \max_{a \in A} \min_{b \in B} \sqrt{(x_{ai} - x_{bi})^2 + (y_{ai} - y_{bi})^2 + (z_{ai} - z_{bi})^2} \quad (16)$$

$$e_{Hausdorff} = \max(h(A, B), h(B, A))$$

### 3.2 结果讨论分析

本节通过系统实验平台进行融合方法重建导管实验,重建结果如图 5 所示。

在 3 种重建方法中,采用融合算法重建的介入手术导管形状与导管的真值形状在整体上最为接近。相比之下,仅采用光纤传感方法重建导管形状时,误差较大,尤其在导管末端位置的重建误差最为显著,这是因为光纤传感存在较大的累积误差。采用双平面透视图像重建

离不超过 1.43 mm。相较于光纤形状重建算法和双平面透视图像重建算法,该方法能够有效补偿光纤形状重建过程中引入的累积误差,还可以实现了较高的重建精度,在复杂血管环境下的表现明显优于单一的光纤重建方法。表明本文提出的融合算法在误差抑制和重建精度方面均取得了显著进展,可为介入手术的精准导航提供了可靠的技术支持。

表 1 介入手术导管形状重建的实验数据

Table 1 Experimental data on shape reconstruction

of interventional catheters (mm)

导管	方法	最大距离误差	均方根误差	豪斯多夫距离
1	FBG	3.51	2.62	3.12
	FBG 融合图像	<b>1.32</b>	<b>0.63</b>	<b>1.23</b>
2	FBG	3.78	2.69	3.35
	FBG 融合图像	<b>1.25</b>	<b>0.87</b>	<b>1.53</b>
3	FBG	3.85	2.76	3.25
	FBG 融合图像	<b>1.35</b>	<b>0.86</b>	<b>1.15</b>
4	FBG	4.14	3.30	3.43
	FBG 融合图像	<b>1.55</b>	<b>0.98</b>	<b>1.43</b>

此外,为进一步验证融合算法在减少光纤形状重建累积误差方面的有效性,分别在重建初始时刻( $t=0 \text{ min}$ )和重建 3 min 后( $t=3 \text{ min}$ )进行了两组对比实验:一组采用融合算法重建导管形状,另一组仅依赖光纤重建导管形状,分别计算重建形状与导管真实值之间的欧几里得距离作为评价指标,实验结果如图 6 所示。

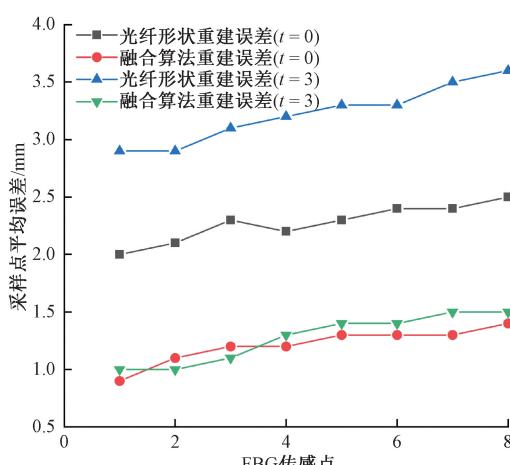


图 6 导管传感点形状重建误差

Fig. 6 Error maps for shape reconstruction of catheter sensing points

在图 6 中, $t=0 \text{ min}$  时采用融合算法的导管形状重建方法相较于采用光纤形状重建算法的导管形状重建方

法,形状重建平均误差从 2.27 mm 降至 1.21 mm 减小约 46%; $t=3 \text{ min}$  时采用融合算法的导管形状重建方法相较于采用光纤形状重建算法的导管形状重建方法,形状重建最大误差由 2.52 mm 降至 1.46 mm,减少约 42%。从图 6 可以看出,随着时间的推移,光纤重建算法的导管形状误差逐渐累积,而融合算法的误差变化相对较小,表现出更好的稳定性。此外,无论是光纤重建算法还是融合算法,重建形状的误差均随着光纤长度的增加而逐渐增大,但融合算法在抑制误差累积方面表现更为优异。

## 4 结 论

本研究提出一种融合双平面透视图像的光纤传感导管三维形状重建方法,实现了介入导管三维形状重建。通过融合双平面重建导管的几何参数修正光纤传感形状的曲率与方向角信息,结合 Frenet 标架将修正后的几何参数重建导管三维形状。实验结果表明,融合算法形状重建最大误差不超过 1.55 mm,均方误差不超过 0.98 mm,豪斯多夫距离不超过 1.43 mm,对比实验显示,导管形状重建最大误差由 2.52 mm 降至 1.46 mm,减少约 42%。本文所提出的融合方法在介入手术导管的形状重建领域具有极高的潜力和应用价值。

## 参考文献

- [1] National Center for Cardiovascular Diseases, The Writing Committee of the Report on Cardiovascular Health and Diseases in China, HU SH SH. Report on cardiovascular health and diseases in China 2023: An updated summary[J]. Biomedical and Environmental Sciences, 2024, 37(9): 949-992.
- [2] 于昌新,何彦霖,祝连庆,等.光纤传感微创手术探针末端三维力测量方法[J].仪器仪表学报,2023,44(1): 38-45.  
YU CH X, HE Y L, ZHU L Q, et al. Three-dimensional end-force measurement method of optic fiber sensing minimally invasive surgical probe[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(1): 38-45.
- [3] 董兆冉,董明利,何彦霖,等.血管介入手术导丝末端检测方法研究[J].仪器仪表学报,2023,44(2): 221-229.  
DONG ZH R, DONG M L, HE Y L, et al. Study on the detection method of putting guide wire end in vascular interventional surgery[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(2): 221-229.
- [4] 韩国庆,刘显明,雷小华,等.光纤传感技术在航空发动机温度测试中的应用[J].仪器仪表学报,2022,43(1): 145-164.  
HAN G Q, LIU X M, LEI X H, et al. Application of

- optical fiber sensing in aero-engine temperature test [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2022, 43(1): 145-164.
- [5] ROESTHUIS R J, KEMP M, VAN DEN DOBBELSTEEN 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.
- [6] KHAN F, DENASI A, BARRERA D, et al. Multi-core optical fibers with Bragg gratings as shape sensor for flexible medical instruments [J]. IEEE Sensors Journal, 2019, 19(14): 5878-5884.
- [7] ZHANG L F, LI CH L, DONG H J, et al. Fiber Bragg Grating-based sensor system for sensing the shape of flexible needles [J]. Measurement, 2023, 206: 112251.
- [8] HAN F, HE Y L, ZHU H W, et al. A novel catheter shape-sensing method based on deep learning with a multi-core optical fiber [J]. Sensors, 2023, 23(16): 7243.
- [9] ZHANG T X, GAO AN ZH, ZHU J J, et al. A vascular shape reconstruction method based on multicore FBG sensing [J]. IEEE Sensors Journal, 2023, 24(3): 2769-2778.
- [10] WANG F W, JIANG Q, YE M SH, et al. Shape sensing technology based on fiber Bragg grating for flexible instrument [J]. Measurement, 2025, 243: 116282.
- [11] 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]. 2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2018: 50-57.
- [12] JACKLE S, GARCÍA-VÁZQUEZ V, VON HAXTHAUSEN F, et al. 3D catheter guidance including shape sensing for endovascular navigation [C]. Medical Imaging 2020, 2020, 11315: 21-29.
- [13] HA X T, OURAK M, AL-AHMAD O, et al. Robust catheter tracking by fusing electromagnetic tracking, fiber Bragg grating and sparse fluoroscopic images [J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(20): 23422-23434.
- [14] HA X T, WU D, TRAUZETEL F, et al. Fusion framework for coaxial catheter tracking [J]. IEEE Sensors Journal, 2023, 23(19): 22580-22591.
- [15] HA X T, WU D, OURAK M, et al. Sensor fusion for shape reconstruction using electromagnetic tracking sensors and multi-core optical fiber [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2023, 8(7): 4076-4083.
- [16] AN X, CUI Y F, DONG X G, et al. Shape reconstruction of soft continuum robots via the fusion of local strains and global poses [J]. Cell Reports Physical Science, 2024, 5(10): 102224.
- [17] 王康, 何彦霖, 黄宇辰, 等. 基于 U-Net 网络和对极几何的介入导管空间形状重建方法 [J]. 仪器仪表学报, 2025, 46(1): 147-156.
- WANG K, HE Y L, HUANG Y CH, et al. A spatial shape reconstruction method for interventional surgical catheters based on U-Net and epipolar geometry [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2025, 46(1): 147-156.
- [18] YEW J Z, LEE G H. RPM-Net: Robust point matching using learned features [C]. 2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2020, 11821-11830.

## 作者简介



黄宇辰, 2023 年于南京理工大学泰州科技学院获得学士学位, 现为北京信息科技大学硕士研究生, 主要研究方向为光纤传感与光电器件。

E-mail: 1209674260@qq.com

**Huang Yuchen** received his B. Sc. degree from Taizhou Institute of Sci. & Tech. NJUST in 2023. He is currently a master student at Beijing Information Science and Technology University. His main research interests include fiber optic sensing and optoelectronic devices.



何彦霖(通信作者), 2011 年于兰州交通大学获得学士学位, 2018 年于北京理工大学获得博士学位, 现为北京信息科技大学教授、博士生导师, 主要研究方向为软体手术机器人导航、光机电一体化与智能系统等。

E-mail: heyanlin@bistu.edu.cn

**He Yanlin**(Corresponding author) received her B. Sc. degree from Lanzhou Jiaotong University in 2011 and her Ph. D. degree from Beijing Institute of Technology in 2018. She is currently a professor and a Ph. D. advisor at Beijing Information Science and Technology University. Her main research interests include soft surgical robot navigation, opto-mechatronics and intelligent systems, etc.