

光纤光栅曲线重建算法中的曲率连续化研究^{*}

肖海, 章亚男, 沈林勇, 钱晋武

(上海大学机电工程与自动化学院 上海 200072)

摘要:在医疗内窥镜形状检测方面,传感器的定位精度对病灶的诊断和手术方案的制定起到了关键性的作用。本文在基于利用大长度的光纤光栅曲率传感器进行形状重建的方法上,对抛物、正弦和反正切形式下的理论曲线和实际曲线弧段中的曲率连续化方法进行了优化性研究,提出了三次样条曲率连续化方法。经过实验数据分析得出在算法优化后,对接近光纤光栅弯曲极限的实际曲线弧段中,X、Y方向上使用三次样条曲率连续化法后的坐标点平均拟合精度能够相对提升4.8%和2.2%,成功对二维曲线重建进行了精度改进。同时,曲线的重建响应时间为19 ms,能够满足实时性要求。

关键词: 光纤光栅;形状重建;曲率连续化;算法优化

中图分类号: TP212 TH73 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

Research on curvature serialization in the curve reconstruction algorithm based on fiber Bragg gratings

Xiao Hai, Zhang Ya'nan, Shen Linyong, Qian Jinwu

(School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: In medical endoscope shape detection, the positioning precision of the sensor has a key effect on the diagnosis of lesions and surgical plan. Optimization of the curvature serialization method is carried out for the theoretical curve of the parabola, sine, arc-tangent shape and the practical curve segment based on a long FBG curvature shape sensor. Meanwhile, the cubic spline curvature continuous method is presented. Experimental results show that the average fitting precision of coordinate points in the X and Y axis can be improved by 4.8% and 2.2% respectively under the optimized algorithm, when the strain of FBG sensor on the practical curve segment is moved to the limit. The reconstruction accuracy of the two-dimensional curve is improved. The response time of the curve reconstruction is 19ms, which can meet the real-time requirements.

Keywords: fiber Bragg grating; shape reconstruction; curvature serialization; algorithm optimization

1 引言

在无创微创医疗方面,不少场合需要对内窥镜或导管的末端位置进行定位^[1],定位的精度高低将直接影响手术计划的制定及手术质量。由于人体内部器官管道以及病症定位的特殊性要求对医疗内窥镜的定位精度有极高的要求。针对医疗内窥镜形状重建及定位方面,各研究机构进行了诸多实验,诸如使用磁场定位法^[2]、射频定位法^[3]、应变片镜体定位法^[4]等等。以上方法均存在精度低、可靠性差、传感器尺寸过大等问题。上海大学医疗

机器人研究课题组曾较早利用基于离散曲率的平面和空间曲线重建方法,制作出了光纤光栅曲线形状重建传感器,将其直接伸入猪肠道中,并成功检测了肠道形状^[5]。传感器的原理是通过采集栅点光学波长信号的变化,经处理转换为曲率,再通过重建算法将曲率转换为坐标点从而最终显示出细长管道形状。近年来,国外的研究机构也采用了类似的方法对活检探针检测^[6-7]、心脏手术导管形状显示^[8]、脊柱形状检测^[9]等方面进行了基础性的研究。结果表明光纤光栅曲线形状传感器检测系统能够有效地对人体诸多器官的形状进行重建,同时可以在进一步研究的基础上使精度得到提高。

针对以上的检测系统,曲线重建算法精度对最终的显示结果起到了十分重要的作用。上海大学医疗机器人研究课题组曾经对基于曲率信息的曲线重建方法进行过讨论^[10-12],通过对相邻离散点之间的线段进行细分并由离散点的曲率连续化得出细分微段的曲率值,最终通过若干曲率值计算出微段末端点坐标值,3个步骤得出曲线的末端定位误差为10%^[13]。为了使曲线重建精度得到提高,本文将从算法中的曲率连续化方法出发,对其进行详细分析,通过理论和实验得出较高的重建精度。

2 实验平台的搭建与检测机理

2.1 光纤光栅检测机理

光纤布拉格光栅(fiber Bragg grating, FBG)是利用紫外线通过相位模板对光纤曝光,在光纤中产生折射率的周期分布而形成^[14]。根据耦合模理论,当宽带光在光纤光栅中传输时,产生模式耦合,其布拉格反射峰波长与光纤光栅周期的关系为:

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

式中: n_{eff} 是纤芯等效折射率, Λ 为光栅的栅距周期。

任何外界力、热负荷都将改变光纤布拉格光栅的 Λ 和 n_{eff} ,使得反射或透射波长发生漂移,通过对传感器反射或透射光谱的检测,实现温度量或应变量的绝对测量。当在温度恒定的情况下,光栅点的中心波长漂移量 $\Delta\lambda_{Bi}$ 如下所示:

$$\Delta\lambda_{Bi} = (1 - P_e)\lambda_{Bi}\varepsilon_i \quad (2)$$

式中: λ_{Bi} 为光栅点的中心波长, ε_i 为光栅点的应变变量, P_e 为光纤的有效弹光系数

2.2 传感器实验平台的组成

本实验的整体平台包括3个部分,如图1所示。其中FBG解调仪的采样频率为250 Hz,即数据读取的时间为4 ms,为曲线的实时重建提供了基础。解调仪通过4个通道与FBG阵列相连通,从每个通道发射出宽带光后采集栅点的反射波长信号。FBG阵列通过4根光纤光栅与一根镍钛记忆合金丝封装而成,每根光纤上各布置5个栅点,同一根光纤上的相邻栅点间相距200 mm。两个相邻为90°的栅点测量一个空间点坐标,一共可测得10个离散点的空间坐标。FBG解调仪和显示系统之间通过以太网线连接,通过TCP/IP协议进行数据传输。



图1 实验平台系统

Fig. 1 Diagram of the experimental platform system

通过图2能更直观地看出每一个空间检测点上的两个FBG之间的位置关系。假设FBG在封装后的弯曲为纯弯曲,则封装体的曲率与FBG的应变之间存在以下关系:

$$\varepsilon_i = \frac{h}{2\rho_i} \quad (3)$$

式中: h 为上下两串FBG之间的距离, ρ_i 为封装体弯曲的曲率半径。

由式(2)、(3)可得出光纤光栅测得的曲率 k_i :

$$k_i = \frac{1}{\rho_i} = \frac{2\Delta\lambda_{Bi}}{(1 - P_e)\lambda_{Bi}h} \quad (4)$$

实验时, P_e 、 λ_{Bi} 和 h 全为常数,则可看出波长变化量 $\Delta\lambda_{Bi}$ 和曲率 k_i 呈正比。从图3可求得对于每一个空间坐标重建点,其空间曲率由相邻垂直的两个方向上的曲率组合而成,如下式:

$$|k_i| = \sqrt{k_{1i}^2 + k_{2i}^2} \quad (5)$$

在求出离散点的空间曲率值后,便可通过曲线重建算法在计算机中重建出曲线的形状。

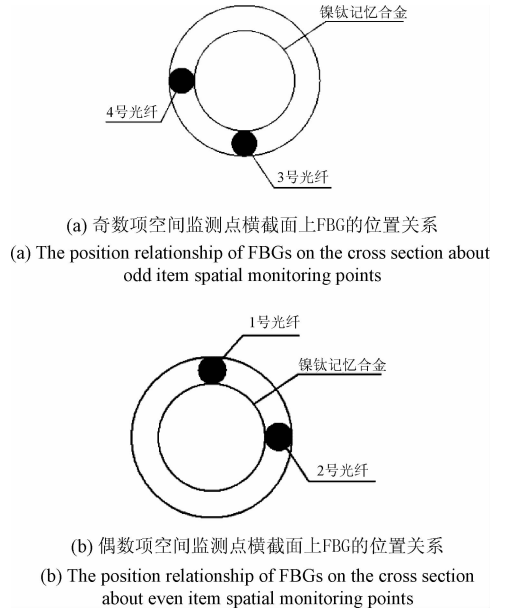


图2 横截面上FBG的位置关系

Fig. 2 The position relationship of FBGs on the cross section

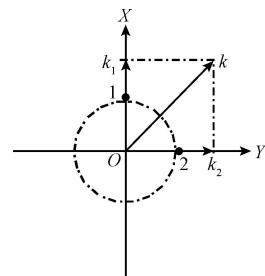


图3 空间曲率的合成

Fig. 3 The synthesis of the spatial curvature

2.3 Frenet 标架下的坐标点拟合法

在实验平台上的 FBG 阵列中,全长为 900 mm,相邻的空间检测点的距离为 100 mm,仅通过这些曲率值进行曲线坐标点拟合会因为曲线中间缺失较多曲率信息而导致坐标点拟合精度很低。故求得若干离散检测点的曲率后,需将离散点间的曲线段进行细分,再通过曲率插值的方法得到每一个微段的曲率值,从而提升坐标点拟合精度。传感器在纯弯条件下,每一个微段都在一个密切平面上,如图 4 所示。假设第 i 段曲线位于 π_0 平面内,根据微分几何^[15]的定义,微段切线方向为 T_i 、主法线方向 N_i 为微段曲率方向、副法线方向 B_i 为 T_i 与 N_i 的叉乘。根据图示,可算出坐标从 O_i 点移动至 O_{i+1} 点的平移量为:

$$p_{i+1} = [- (1 - \cos(\theta_i)) / k_i \quad 0 \quad \sin(\theta_i) / k_i]^T \quad (6)$$

式中: k_i 为第 i 点的曲率值, ds 为微段弧长, $\theta_i = ds \times k_i$ 。平移后将坐标沿着 B_i 轴旋转 θ_i 角度,记旋转矩阵为 $T_{B_i}^{\theta_i}$ 。如下式所示:

$$T_{B_i}^{\theta_i} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & 0 & -\sin(\theta_i) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ \sin(\theta_i) & 0 & \cos(\theta_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

接着将新坐标系沿着 T_i 轴旋转 $\Delta\varphi_{i+1}$ 角度,具体如图 5 所示, $\Delta\varphi_{i+1}$ 通过以下式子得出:

$$\begin{cases} \Delta\varphi_{i+1} = \varphi_{i+1} - \varphi_i, & (\varphi_{i+1} \geq \varphi_i) \\ \Delta\varphi_{i+1} = 2\pi + \varphi_{i+1} - \varphi_i, & (\varphi_{i+1} < \varphi_i) \end{cases} \quad (8)$$

从式(8)中可以看出 $\Delta\varphi_{i+1}$ 必须为非负数。记旋转矩阵为 $T_{T_i}^{\Delta\varphi_{i+1}}$,如下式所示:

$$T_{T_i}^{\Delta\varphi_{i+1}} = \begin{bmatrix} \cos(\Delta\varphi_{i+1}) & -\sin(\Delta\varphi_{i+1}) & 0 & 0 \\ \sin(\Delta\varphi_{i+1}) & \cos(\Delta\varphi_{i+1}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

从而能够得到运动坐标系的变换矩阵为:

$$t_{i+1} = \begin{bmatrix} T_{i+1} & p_{i+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

式中: $T_{i+1} = T_{B_i}^{\theta_i} T_{T_i}^{\Delta\varphi_{i+1}}$ 。

通过此坐标系变换矩阵,可以不断建立运动坐标系,并求出每一个微段的末端点在相应的运动坐标系中的坐标。将这些坐标通过坐标变换全部修正为在绝对坐标系 $x-y-z$ 中的值,将它们全部连接起来便形成一条拟合曲线。

3 曲线重建算法的优化分析及理论验证

根据对结肠镜检查的工作范围的研究^[16],其在人体大肠内大致可形成类抛物线、类正弦或类反正切曲线几

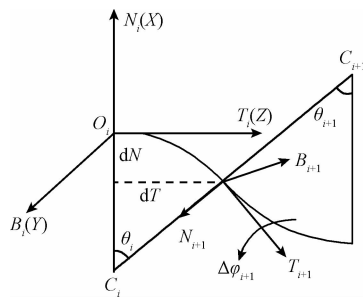


图4 坐标点拟合法图示

Fig. 4 Diagram of the coordinate point fitting method

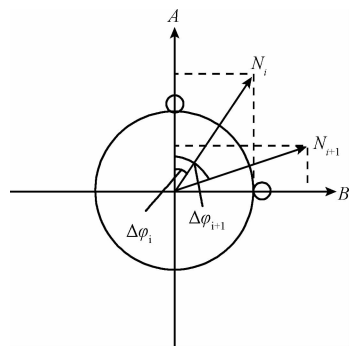


图5 运动坐标系绕微段切线方向的旋转变换

Fig. 5 The rotation transformation of the moving coordinate system around the tangent direction of the micro-segment

种形式。本章将针对抛物线、正弦曲线以及反正切曲线 3 种形式,对算法中的曲率连续化方法加以讨论,并对弧长为 900 mm 的各理论曲线进行拟合验证。通过对比初步得出算法各方面在不同方案下的拟合效果。

3.1 曲率连续化方法的对比研究

一般来说,对离散曲率的连续化是通过对相邻离散点之间进行线性插值来完成^[17],这样做的目的是能快速产生若干微段的曲率值,优点是运算时间较快,但缺点是将曲率分割得较简单,实际空间曲线的曲率变化要比线性变化规律更复杂。

这里提出另一种曲率插值方法,即三次样条法^[18]。样条曲线是实际工程中作曲线平滑时常使用的工具,三次样条是其中精度较高的一种。这里将用于坐标点连续化拟合的方法用于曲率连续化拟合。该插值方法具有在相邻两段曲率插值曲线连接点处的一阶和二阶导数相等的特性,能够保证拟合出来的曲率连续化曲线是绝对光滑的,更加满足实际曲率曲线的特点。在弯曲幅度较大的曲线中能够比线性曲率插值更接近于真实的曲率曲线。

首先通过弧长与理论曲线方程计算出每一个检测点

的 X 、 Y 坐标值作为理论坐标值。再通过理论坐标值与曲率公式计算出每一个检测点的曲率值,将每一个检测点的曲率值和弧长作为已知条件输入程序中,分别通过线性曲率连续化以及三次样条曲率连续化进行曲率值细分,再由 Frenet 标架下的坐标点拟合法拟合出每一个检测点的坐标值。经过对比得出拟合坐标值与理论坐标值的差距来分析两种曲率连续化方法的优劣程度。

3.2 理论抛物线的拟合结果分析

表 1 显示了在 X 方向跨度为 600 的抛物线中使用两种曲率连续化方法得出的 10 个检测点的平均绝对误差、标准方差以及平均绝对误差相对减小量。其中平均绝对误差为 10 个误差绝对值的平均值;平均绝对误差相对减小量为三次样条曲率连续化结果的平均绝对误差与线性曲率连续化结果的平均绝对误差相减后与线性曲率连续化结果的平均绝对误差的比值。

表 1 两种曲率连续化方法在理论抛物线上的实验结果
Table 1 The result of the two curvature serialization methods on the theoretical parabola

结果	线性曲率连续化		三次样条曲率连续化		平均绝对误差相对减小量(%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
平均绝对误差/mm	2.550	2.116	2.144	2.063	15.9	2.5
标准方差/mm	2.650	2.734	2.306	2.582		

图 6 显示了对抛物线使用两种曲率连续化法拟合后的每一个检测点在两个方向上的误差率对比。每一个检测点的误差率为其拟合值与理论值之差与相应弧长的比值。通过对比得出使用三次样条曲率插值法比线性曲率插值法在 X 方向上的平均绝对误差减小了 15.9%、在 Y 方向上的平均绝对误差减小了 2.5%;且两方向上的标准方差均有所减小,误差的精密度更高。

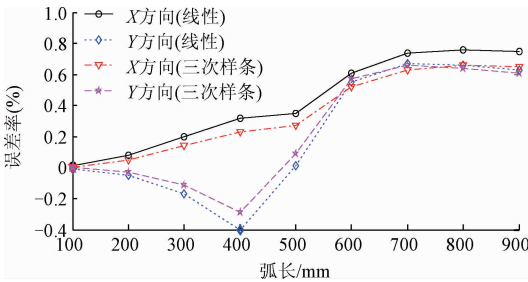


图 6 理论抛物线的实验结果

Fig. 6 The result of the theoretical parabola

3.3 理论正弦曲线的拟合结果分析

表 2 显示了在 X 方向跨度为 600 mm 的单周期正弦

曲线中使用两种曲率连续化方法得出的 10 个检测点的平均绝对误差、标准方差以及平均绝对误差相对减小量。

表 2 两种曲率连续化方法在理论正弦曲线上的实验结果

Table 2 The result of the two curvature serialization methods on the theoretical sinusoid

结果	线性曲率连续化		三次样条曲率连续化		平均绝对误差相对减小量(%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
平均绝对误差/mm	11.628	6.312	9.983	5.252	14.1	16.8
标准方差/mm	10.528	6.592	9.774	5.907		

图 7 显示了对理论正弦曲线使用两种曲率连续化法拟合后的每一个检测点在两个方向上的误差率对比。通过对比得出使用三次样条曲率插值法比线性曲率插值法在 X 方向上的平均绝对误差减小了 14.1%、在 Y 方向上的平均绝对误差减小了 16.8%;且两方向上的标准方差均有所减小,误差的精密度同样更高。

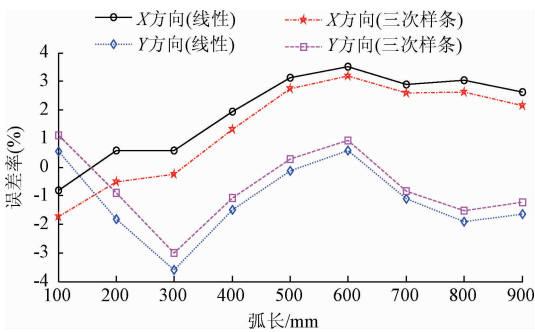


图 7 理论正弦曲线的实验结果

Fig. 7 The result of the theoretical sinusoid

3.4 理论反正切曲线的拟合结果分析

表 3 显示了在 X 方向跨度为 600 mm 的反正切曲线中使用两种曲率连续化方法得出的 10 个检测点的平均绝对误差、标准方差以及平均绝对误差相对减小量。

表 3 两种曲率连续化方法在理论反正切曲线上的实验结果

Table 3 The result of the two curvature serialization methods on the theoretical arc-tangent curve

结果	线性曲率连续化		三次样条曲率连续化		平均绝对误差相对减小量(%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
平均绝对误差/mm	3.932	2.336	3.065	1.782	22.0	23.7
标准方差/mm	2.984	1.650	2.267	1.267		

图8显示了对理论反正切曲线使用2种曲率连续化法拟合后的每一个检测点在两个方向上的误差率对比。通过对比得出使用三次样条曲率插值法比线性曲率插值法在X方向上的平均绝对误差减小了22.0%、在Y方向上的平均绝对误差减小了23.7%;且两方向上的标准方差均有所减小,误差的精密度同样上升。

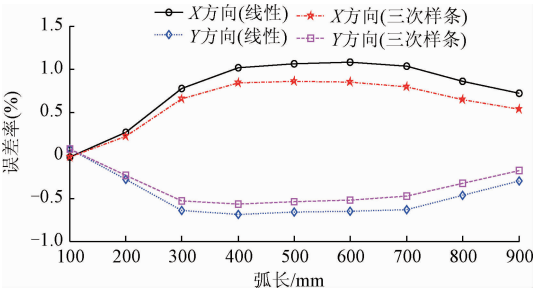
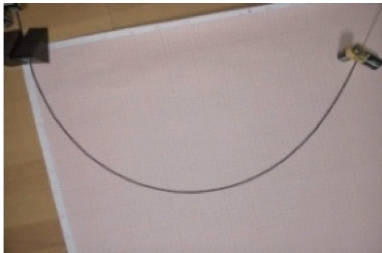


图8 理论反正切曲线的实验结果

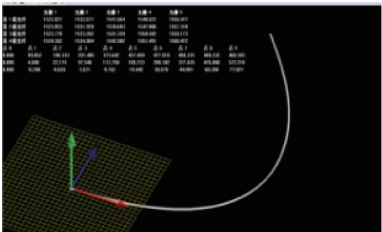
Fig.8 The result of the theoretical arc-tangent curve

4 曲线实时重建实验验证

将封装好的传感器弯成了如图9(a)所示的曲线,并进行了实时重建。为了保证空间绝对坐标的精度,将传感器置于毫米方格纸上,读出相应重建点的二维坐标值作为理论值。同时我们在 Visual Studio 2010 软件的 MFC 框架下编制了曲线重建程序界面,通过解调仪传输的数据进行曲线实时重建。图9(b)为曲线重建软件中显示的曲线形状。



(a) 实验曲线实际形状
(a) The real shape of the experimental curve



(b) 实验曲线拟合形状
(b) The fitting shape of the experimental curve

图9 实验曲线的实际与拟合形状对比
Fig.9 The comparison between the real shape and the fitting shape about the experimental curve

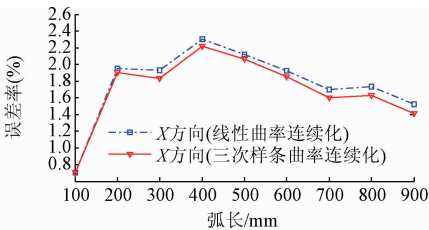
4.1 曲率连续化对比实验

在弧长为900mm的实际曲线上使用两种曲率连续化方法后在程序中重建出了相邻100mm的弧长检测点上的拟合值,将其与理论值比较后得出了每一个检测点在2个方向上的误差。从这些误差中可以计算出曲线在2个方向上的平均绝对误差、标准方差以及平均绝对误差相对减小量,如表4所示。

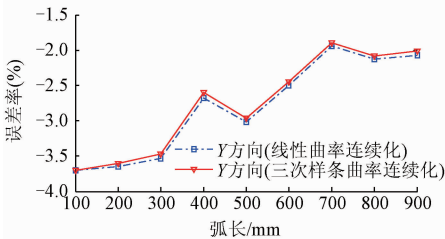
表4 两种曲率连续化方法在实际曲线上的实验结果
Table 4 The result of the two curvature serialization methods on the practical curve

结果	线性曲率连续化		三次样条曲率连续化		平均绝对误差相对减小量(%)	
	X	Y	X	Y	X	Y
平均绝对误差/mm	8.110	11.160	7.720	10.920	4.8	2.2
标准方差/mm	5.171	5.975	4.870	5.817		

图10(a)与图10(b)分别表示在曲线的两个方向上利用线性曲率插值法与三次样条曲率插值法拟合出的每一个检测点的误差率结果对比。



(a) 不同曲率插值法在实际曲线 X 方向的拟合效果
(a) The fitting result of different curvature interpolation methods along the X direction on the practical curve



(b) 不同曲率插值法在实际曲线 Y 方向的拟合效果
(b) The fitting result of different curvature interpolation methods along the Y direction on the practical curve

图10 实际曲线两方向上的拟合效果对比
Fig.10 The fitting result comparison along two directions on the practical curve

4.2 实验对比结果分析

在此条曲线中,通过测量计算得出 FBG 的最大应变量为2355μ ϵ ,接近了3000μ ϵ 的极限值。通过表4以及图7得出使用三次样条曲率插值法比线性曲率插值法

在 X 方向上的平均绝对误差减小了 4.8%、在 Y 方向上的平均绝对误差减小了 2.2%；且两方向上的标准方差全部减小。说明在实际的曲线弧段中使用三次样条曲率插值法相对线性曲率插值法能取得改进。在算法重建时间方面,通过在程序中加入对算法运算时间的采集代码后,发现两种曲率连续化算法的运算时间都为 15 ms。将此时间加上波长数据读取的 4 ms 后,得出传感器变形后至曲线重建于屏幕上的响应时间为 19 ms,符合重建实时性的要求。

在实际的复杂曲线中,较多情况下会出现类似于以上曲线形式的弧段,对于这种弧段的坐标点拟合算法中便可使用三次样条曲率连续化来代替线性曲率连续化,从而达到重建精度提高的目的。

5 结 论

在基于光纤光栅传感器进行曲线形状重建的过程中,从重建算法的曲率插值方法展开,对 3 种典型的理论曲线进行了验算分析、对实际曲线进行了实验分析。通过对以上数据的分析可以得到以下结论:

在基于曲率信息的曲线重建算法中使用三次样条曲率插值来代替线性曲率插值对于曲线重建精度的提高是有效的。

对于接近光纤光栅应变极限情况下的平面曲线弧段,其 X 、 Y 方向的平均绝对误差减小量能够达到 4.8% 和 2.2%。

传感器从变形后到重建曲线显示在屏幕上的响应时间为 19 ms,符合重建曲线的实时性要求。

使用传感器内置人体器官管道的方法克服了传统医疗内窥镜形状检测的诸多缺点,目前所做出的精度改进对于医用内窥镜或导管定位来说有实际意义,将来还将针对算法的其他方面作进一步改进。

参考文献

- [1] KULATUNGA T N, RANASINGHE R, RANATHUNGA R A C, et al. Real time endoscope trajectory tracking in the 3D space using MEMS sensors [C]. IEEE 8th International Conference on Industrial and Information Systems, 2013:605-609.
- [2] SHAH S G, BROOKER J C, WILLIAMS C B, et al. Effect of magnetic endoscope imaging on colonoscopy performance: a randomised controlled trial [J]. The Lancet, 2000, 356(9243): 1718-1722.
- [3] 吴光琳. 水平定向钻进铺设管线的测量技术[J]. 探矿工程:岩土钻掘工程, 2003(2): 49-52.
WU G L. Survey technologies for pipe and cable installation with horizontal directional drilling [J]. Prospecting Engineering: Geotechnical Drilling and Digging Engineering, 2003(2): 49-52.
- [4] 沈林勇, 陈建军, 钱晋武, 等. 利用应变片实现曲线形状的实时检测[J]. 机器人, 2004, 26(3): 204-206.
SHEN L Y, CHEN J J, QIAN J W, et al. Real-time inspection of the curve using strain gauges [J]. Robot, 2004, 26(3): 204-206.
- [5] 张伦伟, 钱晋武, 章亚男, 等. 基于 FBG 传感网络的新型内窥镜形状实时检测系统[J]. 机械工程学报, 2006, 42(2): 177-182.
ZHANG L W, QIAN J W, ZHANG Y N, et al. An Innovative Endoscopic Shape Real-time Detection System Based on FBG Network [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2006, 42(2): 177-182.
- [6] ELAYAPERUMAL S, PLATA J C, HOLBROOK A B, et al. Autonomous real-time interventional scan plane control with a 3-D shape-sensing needle [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2014, 33(11): 2128-2139.
- [7] LEDERMANN C, HERGENHAN J, WEEDE O, et al. Combining shape sensor and haptic sensors for highly flexible single port system using Fiber Bragg sensor technology [C]. Proceedings of 8th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications, 2012:196-201.
- [8] SHI C, GIANNAROU S, LEE S L, et al. Simultaneous catheter and environment modeling for trans-catheter aortic valve implantation [C]. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2014: 2014-2029.
- [9] ARATA J, TERAOKAWA S, FUJIMOTO H. Fiber optic force sensor for medical applications within a backbone-shape structure [J]. Procedia CIRP, 2013, 5: 66-69.
- [10] 杨东英, 吴家麒, 钱晋武. 内窥镜镜体形状的三维重建方法研究[J]. 应用科学学报, 2003, 21(4): 406-410.
YANG D Y, WU J Q, QIAN J W. A research on the 3D reconstruction of the shape of the endoscope [J]. Journal of Applied Sciences, 2003, 21(4): 406-410.
- [11] 易新华, 钱晋武, 张伦伟, 等. 一种新型的内窥镜三维形状重构与定位算法[J]. 仪器仪表学报, 2008, 29(1): 55-60.
YI X H, QIAN J W, ZHANG W L, et al. New algorithm for 3D shape reconstruction and orientation of endoscope [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2008, 29(1): 55-60.
- [12] 沈林勇, 肖海, 钱晋武, 等. 智能内窥镜的形状重建和可视化方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(12): 2725-2730.
SHEN L Y, XIAO H, QIAN J W, et al. Shape

- reconstruction and visualization of intelligent endoscope[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(12): 2725-2730.
- [13] 余见能, 沈林勇, 张震, 等. 废墟搜救机器人形位检测系统[J]. 上海大学学报:自然科学版, 2011, 17(3): 253-258.
- YU J N, SHEN L Y, ZHANG ZH, et al. Shape and position of search and rescue robot used in ruins[J]. Journal of Shanghai University: Natural Science Edition, 2011, 17(3): 253-258.
- [14] HILL K O, MALO B, BILODEAU F, et al. Bragg gratings fabricated in monomode photosensitive optical fiber by UV exposure through a phase mask[J]. Applied Physics Letters, 1993, 62(10): 1035-1037.
- [15] 梅向明, 黄敬之. 微分几何(第四版)[M]. 北京:高等教育出版社, 2008.
- MEI X M, HUANG J ZH. Differential geometry (Forth edition)[M]. Beijing: Higher Education Press, 2008.
- [16] 张伦伟. 基于光纤光栅传感器的智能内窥镜性状感知系统[D]. 上海:上海大学, 2005.
- ZHANG L W. Novel shape detection systems based on FBG sensor net for intelligent endoscope[D]. Shanghai: Shanghai University, 2005.
- [17] ZHU X, JI L, JIN X, et al. Fitting and reconstruction of three-dimensional curve based on orthogonal curvature[C]. The 9th IEEE International Conference on Electronic Measurement & Instruments, 2009: 4-323-4-328.
- [18] 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.

作者简介



肖海, 2013 年于上海大学获得学士学位, 现为上海大学机电工程与自动化学院硕士研究生, 主要研究方向为光纤光栅形状传感技术。

E-mail: hai-xiao@163.com

Xiao Hai received his B. Sc. degree from Shanghai University in 2013. He is now a postgraduate student in Shanghai University. His main research interest is Fiber Bragg grating shape sensing technology.



章亚男(通讯作者), 1982 年于浙江大学获得学士学位, 2011 年于上海大学获得博士学位, 现为上海大学机电工程与自动化学院教授, 主要研究方向为数字医疗设备与光电传感技术。

E-mail: ynzhang@shu.edu.cn

Zhang Yanan (Corresponding author) received her B. Sc. degree from Zhejiang University in 1982, and Ph. D from Shanghai University in 2011. She is now a professor of Shanghai University. Her main research interest is digital medical facilities & optic-electrical sensing.