

文章编号 10042924X(2004)0520518207

渐进式内窥镜形状的感知和重建

钱晋武, 郑庆华, 张伦伟, 沈林勇, 章亚男
(上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072)

摘要: 给出并分析了一种内窥镜镜体形状感知系统, 特别是给出了曲率传感头的检测原理, 及介入装置和控制子系统的设计。将中心波长为 1 539. 234 nm 和 1 538. 882 nm 的两根布拉格光纤光栅(Fiber Bragg Grating)封装在细径基材上, 构成直径为 3 mm 应变测量传感器。在介入装置作用下, 传感器沿内窥镜活检钳道按平均速度 30 mm/s 间歇式推进, 并在介入过程中, 每隔 50 mm 等间隔距离采样传感器上的 Bragg 波长变化值, 推算出各点的应变和空间曲率信息。最终运用基于离散点曲率信息的空间曲线拟合方法重建内窥镜镜体的空间形状。实验结果表明: 系统原理的可行性, 对圆形实验模型的测试表明, 传感器插入 1 000 mm 后其末端在 x、y 和 z 方向上的误差分别为 0.5 mm、0.8 mm 和 - 3.4 mm。同时也表明: 介入人体的肠道内窥镜形状显示可极大地提高内窥检查安全性。

关键词: 内窥镜; 光纤光栅; 介入机构; 形状重建

中图分类号: TN253 文献标识码: A

Deformation sensing and incremental shape reconstruction for intelligent colonoscope

QIAN Jinwu, ZHENG Qinghua, ZHANG Lunwei, SHEN Linyong, Zhang Yanan

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

Abstract: This paper analyzes a shape detecting system for colonoscope, especially gives the detecting principle of a curvature sensor, the design of an inserting device and its control system. Two Fiber Bragg Gratings (FBGs) with central wavelength of 1 539. 234 nm and 1 538. 882 nm are mounted on a cylindrical slim string, which compose a detecting sensor with a diameter of 3 mm. The string sensor moves step by step along the biopsy channel by the inserting device, the average velocity of which is 30 mm/sec. In the insertion process, the data of the Bragg wavelength change on the sensor is picked up every 50 mm of insertion and memorized at equidistance points, on which the space curvature information is calculated. At last, the shape of the colonoscope is reconstructed by the use of the space curve fitting method, which is based on curvature information of discrete points. The experiment results verify the proposed shape reconstruction method is effective and efficient. Experiment with a circular model shows that the far end positioning error is 0.5 mm, 0.8 mm and - 3.4 mm for x, y, and z directions, respectively, while inserting 1 000 mm sensing string. The display of the colonoscope shape inside human body will greatly increase the inspection safety during colonoscopy operation.

收稿日期: 2004-05-20; 修订日期: 2004-08-09.

基金项目: 国家自然科学基金(No. 50075050)、863 计划(No. 2001AA422180)、教育部优秀青年教师资助计划项目、上海市重点科技攻关项目(No. 021111115)资助

Key words: colonoscope; Fiber Bragg Grating; pushing device; shape reconstruction

1 引言

结肠癌占现代工业化国家癌症发病率的第二位,而90%的结肠癌是由良性息肉发展而来,据统计结肠息肉的发病率约为10%左右^[12]。因此及早地发现及切除息肉是预防和治疗结肠癌的重要措施。然而大多数的结肠息肉并无特殊的症状,诊断主要依靠临床检查。采用内窥镜进行诊疗则是最重要、最精确的诊疗方法。内窥镜师可以通过目镜或图显系统的显示屏观察到二维图像。检查过程中,利用二维图像的色差信息和手感来控制插入。内窥镜通过结肠的弯曲部分时,会产生称为/WO环的现象。由于/WO环现象,使得传统内窥镜发生扭转和倒转,进一步增大了内窥镜和结肠壁之间的作用力,由于无法在插入过程中了解体内的纤维镜的形状,有时会发生缠绕的情况,如图1所示^[3]。

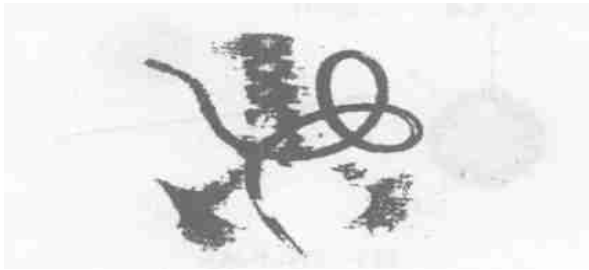


图1 纤维镜在体内缠绕照片
Fig.1 Picture of twisting endoscope

如果能够显示内窥镜在人体内的形状,可以有效地防止肠镜缠绕的发生。目前国内外内窥镜形状重建研究主要有以下几种方式:内窥镜磁场空间定位系统,超声定位系统等。内窥镜磁场空间定位系统具体方法如下:一个变化的磁场能使其中的金属线圈产生电压,该电压值可以精确的描述线圈相对磁场的相对位置信息。3个大的励磁线圈放在病人下面,用以产生低频电磁脉冲,在内窥镜钳道中内置了12个传感线圈,每隔一个采样周期进行一次采样,采样数据反映连续磁场的变化,经计算机计算得到每个传感器的空间位置,然后用计算机将这些离散的点拟合成连续的曲线,并在计算机上进行三维显示^[4]。超声定位系

统具体方法是身体内外各放置一个超声传感器,其中体内的为扫描探测器,而体外为位置标志器且二者为同步的。根据超声定位,确定在探测图像上的位置标志器的相对位置,而体外的探测器的位置则由光学定位系统确定^[5]。但是内窥镜磁场空间定位系统,超声定位系统要求使用环境比较严格。

本文研究的是基于单点光纤光栅传感器,运用推进机构沿着内窥镜工作钳道渐进地推进传感头并等距离采集数据,然后根据采样数据重建出内窥镜的空间曲线形状感知系统。

2 系统组成

一个自由的圆柱柔性杆各个点的曲率与其圆柱表面的应变值成正比关系,所以对各个点的曲率测量可以转换为对各个点的应变测量。因此在选用传感器来测量各个点的曲率时,可以用测量应变的传感器。于是可以光纤光栅应用于曲率检测,这方面的工作已经在上海大学进行了研究^[67]。对于空间曲线而言,就需要测得离散点上两个方向(一般是两个正交方向)上的曲率,然后引进运动坐标系和密切平面,在运动坐标系和密切平面中进行曲线位置分析和坐标系的递推,从而确定整条空间曲线的位置表达式^[89]。要重建出内窥镜的空间曲线,就要知道内窥镜上一些离散点的空间曲率。应用光栅传感头来检测各点的曲率有以下2种方法:多点光栅传感检测和单点光栅检测。其中多点的光栅传感检测方法是将两根具有多光栅的光纤张贴在基材上做成一个具有分布式传感头的传感柔性杆,在检测工程中传感柔性杆直接插入内窥镜工作钳道中,通过光纤光栅解调仪一次性检测出各个光栅传感头的波长变化值,然后推出各点的空间曲率,从而拟合出整个内窥镜的空间曲线。这种多点的做法具有实时性的优点,但是成本高,对光纤光栅解调仪的测量频率和检测范围的要求也比较高的不足。单点光纤光栅检测基本上可以避免多点光纤光栅检测的不足,但是它的实时性存在限制,运用的前提条件是内窥镜的形状保持不变,以轨迹代替形状。具体方案是:针对两根有单点光栅的光纤设计一个

微小的传感头和介入装置。该推进机构沿内窥镜工作钳道渐进等距地推进传感头,并在各个等距点应用光纤光栅解调仪采集这些点传感头的数 据。将这些数据进行处理转换成这些点的空间曲 率,然后根据各点空间曲率重建出内窥镜的空间 曲线形状。整个系统如图 2 和实际工作图 3 所 示。其中各个部分作用分别为:

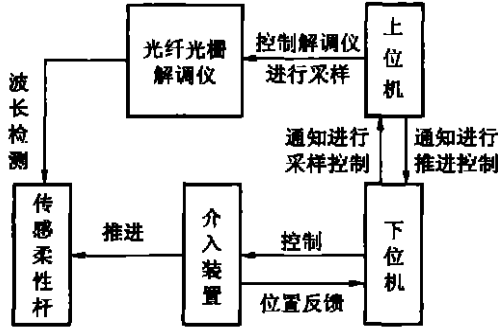


图 2 系统图
Fig. 2 Schematic diagram of system



图 3 实际工作图
Fig. 3 Photo of system

传感柔性杆: 在测量一点空间曲率时,通过测量传感柔性杆上传感头的光纤光栅中心波长变化值,根据这些中心波长变化量可以推导出各个点的空间曲率。

介入装置: (1)将传感头送入内窥镜的工作钳道,并沿工作钳道推进传感头。(2)保证光纤光栅传感头能够每隔一定的距离采样一次传感头检测到的数据。(3)光纤光栅进行数据采集时,光纤光栅传感头相对于内窥镜是静止的。

光纤光栅解调仪: 用于测量传感头内 2 个光纤光栅的波长值。

下位机: 用于控制介入装置工作。同时跟上

位机进行通信,并且通过上位机控制光纤光栅解调仪的工作。

上位机: 与下位机和光纤光栅解调仪进行通信,控制下位机和光纤光栅解调仪的工作。同时进行空间曲线拟合和形状重建。

3 单点光纤曲率传感头研制与测试

单点光纤光栅传感头要从内窥镜的工作钳道进入内窥镜并且对内窥镜的若干等距点进行曲率检测。光纤光栅本身有尺寸细小、柔软、易断等缺点,不能直接做成传感头应用。为了比较准确地测得内窥镜若干等距点的曲率,选择了回复能力极好直径为 0.8 mm 的弹性钢丝作为基材,把光纤光栅粘贴在基材的表面。由于内窥镜的形状是一条空间曲线,这就要求在光纤粘贴母线平面相夹 90° 的 2 根光纤光栅同时进行检测。然后对基材和光纤光栅进行封装,最终传感头的尺寸为 3 mm 左右,结构如图 4。这样整个传感部分可以看

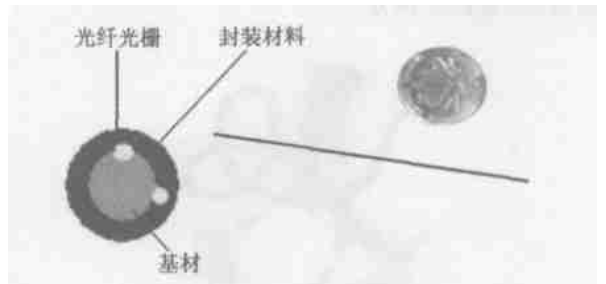


图 4 FBG 传感头
Fig. 4 FBG sensor

成一个柔性杆。内窥镜的曲率检测可以转换为对这个柔性杆曲率的检测。根据光纤耦合模理论,当宽带光在 FBG 中传输时,产生模式耦合,满足 Bragg 条件的光被反射^[10]:

$$K_B = 2n_{eff} + \Lambda \tag{1}$$

式中 Λ 为光栅周期, n_{eff} 为有效折射率, Λ 和 n_{eff} 都受外界环境影响而发生变化 $\Delta \Lambda$ 和 Δn_{eff} , 导致符合 Bragg 条件的反射波长发生移位 ΔK 。由 Bragg 条件可得^[10]:

$$\Delta K = 2\Delta n_{eff} + \Delta \Lambda \tag{2}$$

该式表明反射波长偏移与光纤芯的有效折射率和光栅常数的变化有关。当光纤光栅受到轴向应力作用或温度的变化影响时, n_{eff} 和 Λ 都会发生变化。应力作用下的光弹效应导致折射率变化,形

变使光栅常数变化, 温度导致的光热效应使有效折射率改变, 而热膨胀系数致使光栅常数改变。由于本系统是医院室内的环境可以忽略温度对光纤光栅的影响, 对于应力的影响, 有^[10]:

$$\frac{\$K}{K} = \frac{\$+}{+} + \frac{\$n}{n} = \frac{\$L}{L} - \frac{1}{2} n^2 [(1-L) P_{12} - IP_{11}] E - PE = (1-P) E, \tag{3}$$

其中 E 是轴向应变, L 是泊松比, P 为光纤光栅应变灵敏度系数。式中 P 为有效光弹系数, 值约为 0.22。

根据材料力学, 对于圆截面弹性梁, 应变、曲率之间存在以下关系。

$$E = \frac{r}{Q} = r @ C, \tag{4}$$

E 为应变值, Q 为传感器感测位置的曲率半径, C 为对应的曲率, r 为传感器安装位置到中性面的距离。在给定 r、C 的情况下, 光栅的应变能够求出。而应变与光纤光栅的中心波长偏摆成正比。所以曲率与 \$K_B\$ 成正比。由以公式(3)(4)可得到 \$K_B\$ 与曲率之间的关系。

$$\$K_B = (1-p) K_B r C = KC, \tag{5}$$

具体到某一种封装, r, \$K_B, P\$ 均为常数, 曲率 C 与 \$K_B\$ 之间存在线性关系。为了检测空间曲线的各个等距点的曲率在设计传感头时, 两根光纤光栅母线平面相夹角 90b角(如图 5)。由于整个传感部分可以当成是柔性杆, 当柔性杆在 OMZ 平面内绕 NNc轴作曲率半径为 \$Q_M\$ 的弯曲时: NNc轴为中性层, 所以 X 方向的光纤光栅到中性层的距离 \$D_x = |PPc| = (r_{基材} + r_{光纤}) \cos B\$, Y 方向的光

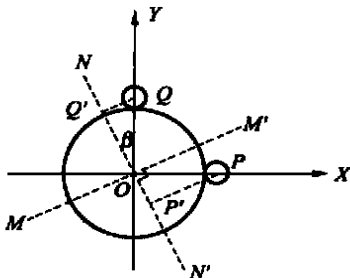


图 5 光纤粘贴示意图
Fig. 5 Schematic diagram of mounted FBGs

纤光栅到中性层的距离 \$D_y = |QQc| = (r_{基材} + r_{光纤}) \sin B\$。根据式(4) X 方向和 Y 方向的光纤

光栅的应变量为各为:

$$E_x = \frac{(r_{基材} + r_{光纤}) \cos B}{Q_M}, \tag{6}$$

$$E_y = \frac{(r_{基材} + r_{光纤}) \sin B}{Q_M}. \tag{7}$$

将式(5)、(6)代入式(3), 分别得到 X 方向和 Y 方向的光纤光栅的波长偏移量为:

$$\$K_x = (1-P) K \frac{(r_{基材} + r_{光纤}) \cos B}{Q_M}$$

$$\$K_y = (1-P) K \frac{(r_{基材} + r_{光纤}) \sin B}{Q_M}, \tag{8}$$

其中 \$\frac{\cos B}{Q_M}\$ 为曲率 X 方向分量, \$\frac{\sin B}{Q_M}\$ 为曲率 Y 方向分量。所以合成曲率与 X 轴的夹角 B 为:

$$B = \arctan\left(\frac{\$K_y}{\$K_x}\right), \tag{9}$$

\$K_x, \\$K_y\$ 可以由光纤光栅解调仪测得的 X, Y 方向的波长值分别减去 X, Y 方向上的光纤光栅的原始波长得到。所以这种设计的光纤光栅传

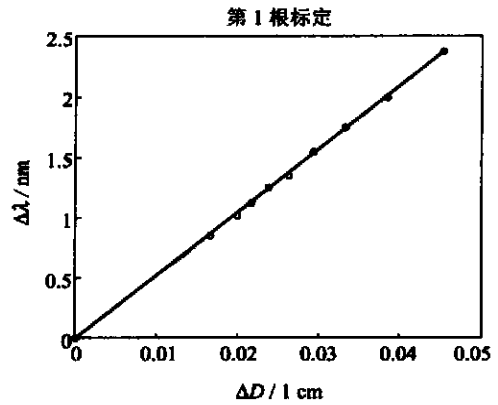


图 6 1539.234 nm 中心波长光栅标定曲线
Fig. 6 Calibrating result of 1 539.243 nm FBG

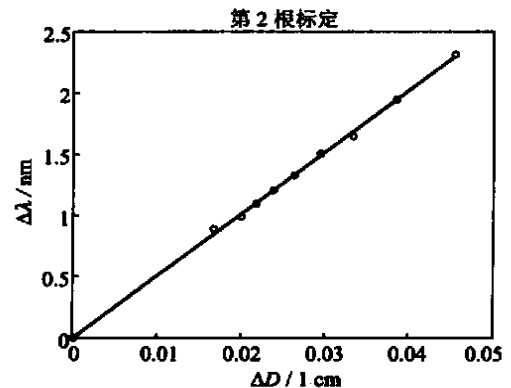


图 7 1538.882 nm 中心波长光栅标定曲线
Fig. 7 Calibrating result of 1 538.882 nm FBG

感头在理论上完全可以准确测量柔性杆的空间曲率,也就是可以准确地测得内窥镜若干等距点的曲率。

现用光纤光栅解调仪对光纤传感头进行标定,分别求取封装在传感头内的两根中心波长为 1 539. 234 nm, 1 538. 882 nm 的光纤光栅的 K 值 52. 499 5, 49. 809 5 值。根据试验数据分析, 波长偏摆和曲率具有良好的线性关系, 如图 6, 7 所示。

4 光纤传感头介入装置和控制

由于是基于单点光纤光栅传感头的内窥镜形状感知系统因此要想重建出内窥镜的这个空间形状,就要单点传感头可以沿着内窥镜工作钳道采样内窥镜上等距离一系列点的波长变化量。这就要求设计一种介入装置。同时式(9)推出的空间 B 是相对 XOY 平面坐标的,把 XOY 平面坐标固定可以使 B 有一个基准的参考平面。在本系统中的推进机构的目的和要求是(1)将传感头送入内窥镜的工作钳道,并沿工作钳道推进传感头。(2)保证光纤光栅传感头能够每隔一定的距离采样一次传感头波长变化量。(3)光纤光栅传感头在推进过程基准参考平面不会发生偏转。(4)在检测波长变化量时,光纤光栅传感头相对于内窥镜是静止的。因此整个推进机构的设计可以包括以下几个部分设计:(1)传动机构的设计、(2)传送头设计、夹持手的设计、(3)推进机构和内窥镜接口的设计。整个介入机构的结构原理图如图 8。下面主要介绍传动机构和传送头。

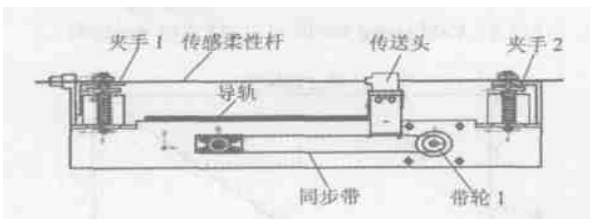


图 8 推进机构的原理图
Fig. 8 Schematic diagram of pushing device

本介入机构推进的对象光纤传感头是比较容易损伤的,所以本介入机构采用抗冲击性能较好的同步带间歇式传动方式。利用直流电机和同步带带动安放在导轨上的传送头。在推进时传送头自动夹紧传感柔性杆,同时夹手 1, 2 松开,推进传感柔性杆。在回程是传送头自动松开,同时夹手

1, 2 夹持保持传感柔性杆静止。

在推进传感柔性杆时,要求传送头自动夹紧传感柔性杆,由传送头带动柔性杆前进。在回程的时候,要求传送头自动松开。

根据上面的要求设计的传送头的结构原理图如图 9 所示。给弹簧一个预压力 F,使得成 120°角分别在送料芯上的三个小钢珠与传感柔性之间产生正压力 N₁,钢珠与柔性杆之间摩擦系数 L。

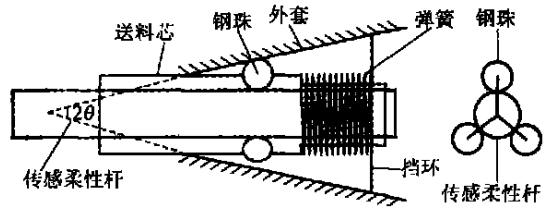


图 9 传送头的原理图
Fig. 9 Schematic diagram of carrier

试验测得柔性杆在内窥镜工作钳道推进过程中的最大阻力由试验测得为 0.4 kg。经计算证明当 H= 15b, 弹簧的预紧力 F₁= 3 N, 传送头机构完全可以满足工作要求。

整个基于单点光纤光栅传感器的形状感知系统控制系统可以分为下位机控制部分和上位机监控及数据采集存储部分。下位机以 ATC89C52 为处理控制器,输出通道由 ULN2003 驱动步进电机和电磁铁,采用 hd44780 驱动器的 SMC1601 液晶显示推进系统推进的距离和状态。每次推进机构推进的距离通过脉冲数和步距角来判断。上位机监控及数据采集存储部分以 VB 编写,在软件上通过调用 MSCOMM 控件。



图 10 介入装置实物照片
Fig. 10 Picture of pushing device

下位机控制部分有以下几个控制功能:(1)开始,(2)暂停,(3)继续,(4)复位,(5)检测。在整个采样过程中可以分为 10 个不同的状态,在系统采样过程中循环执行 10 个不同步序。整个过程中

被控制的对象有: 直流电机, 电磁铁, 光电开关, 光纤光栅解调仪。介入装置最终实物如图 10 所示, 其推进速度: 30 mm/s, 在此推进速度下的最大推进力为 25 N, 每次推进距离为 50 mm。

5 重建形状的效果

为了验证内窥镜形状的渐进式感知和重建方法, 分别将内窥镜摆成平面(图 11)和空间(图 12)的两种曲线, 其中平面曲线长度为 80 cm, 空间曲线的曲线长度为 120 cm。然后运用上面介绍设备和方法来重新拟合重建出平面(图 13)和空间的曲线(图 14)。在曲线采样时, 各个采样点之间的距离都为 5 cm。为了验证本系统的精度, 于是将内窥镜摆成一个半径为 25 cm 的平面圆。然后对其进行了采样检测, 各个采样点之间的距离同为 5 cm。采样了 20 个点, 检测曲线总长度为 100 cm。在这 20 点中检测出来的半径为 R , 满足 $24 < R < 26.5$ 。以第一个检测点的坐标为 $(0, 0, 0)$ 在第 20 个点出理论上坐标是 $(-18.9, 41.3, 0)$, 实际检测出来第 20 点的坐标为 $(-18.4, 42.1, -3.4)$ 。因此第 20 点空间位置的绝对误差为 $(0.5, 0.8, -3.4)$, 现对于推进距离的误差率为 3.5%。分析可知产生误差的因素有以下几种: 传感头制作不标准引起误差; 标定引起误差; 温度引起误差; 重建程序算法引起误差; 传感柔性杆在工作钳道中扭转引起误差。通过比较可知这种内窥镜形状的渐进式感知和重建方法是可行的, 可望运用到实际医疗检查中。

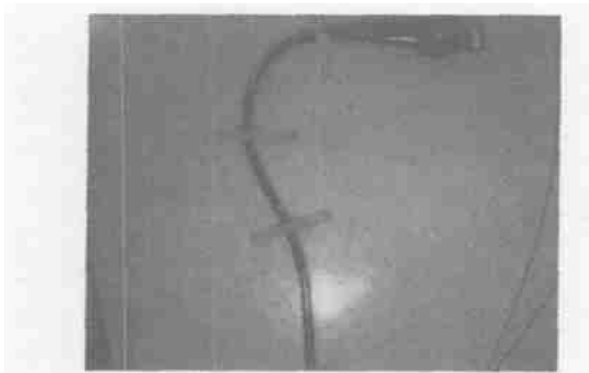


图 11 内窥镜平面曲线
Fig. 11 Shape in plan of endoscope

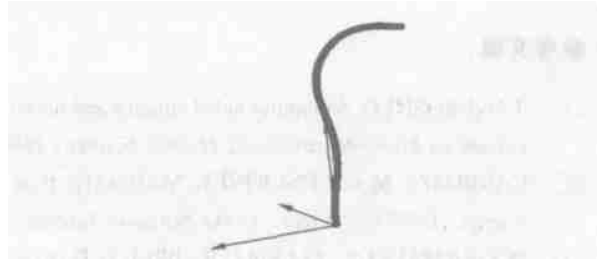


图 12 拟合重建出的平面曲线
Fig. 12 Reconstructed shape in plan of endoscope

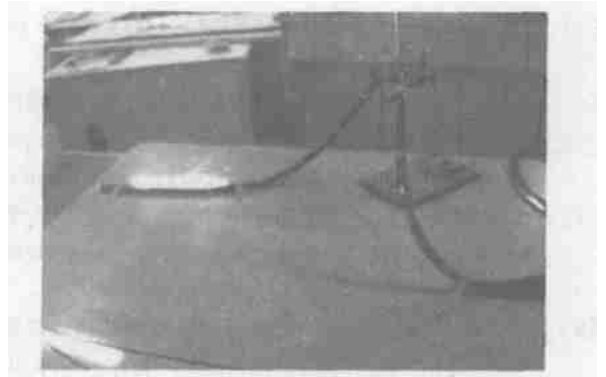


图 13 内窥镜空间曲线
Fig. 13 3D shape of endoscope

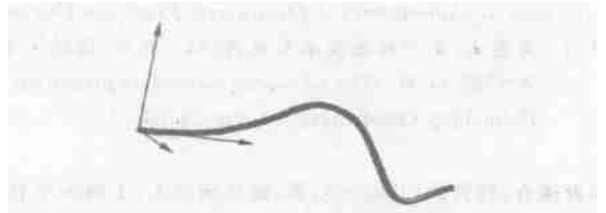


图 14 拟合重建的空间曲线
Fig. 14 3D reconstructed shape of endoscope

6 结论

介绍了内窥镜形状的渐进式感知和重建。这种方法重建出的曲线可以用于内窥镜的形状检测。这种渐进式重建方法对光信号解调仪的频率和波长检测范围的要求比较低。传感器中的光纤光栅点很少, 因此, 比较多点实时系统的成本低, 但这个方法的实时性受到了限制。此外提高传感头的有效寿命也是一项有待于进一步研究的工作。

参考文献:

- [1] TAKEYOSHI D. Computer aided surgery and micro machine, MHS 95[C]. Proc. of the Sixth International Symposium on Micro Machine and Human Science, 1995: 2224.
- [2] CARROZZA M C, LENCIONI L, MAGNANI B, et al. A Microrobot for colonoscopy, micro machine and human science, 1996[C]. Proc. of the Seventh International Symposium, 1996: 223228.
- [3] DOGRAMADZI S, ALLEN C R, BELL G D. Computer controlled colonoscopy[C]. IEEE instrumentation and measurement technology conference, 1998: 210213.
- [4] BLADEN A P, ANDERSON, BELL G D, et al. Nonradiological technique for three-dimensional images of endoscopes [J]. The Lancet, 1993, 341: 7192722.
- [5] TAMURA CH X, HIROAKI S N. 3D localizer for ultrasound endoscope by outside-body markers[J]. SPIE, 1998, 3545: 5002503.
- [6] 张伦伟, 钱晋武, 沈林勇. 光纤光栅大曲率传感器的试验研究[J]. 仪表技术与传感器, 2003, (8): 123.
ZHANG L W, QIAN J W, SHEN L Y. Experimental research on FBG sensor for 3D large curvature detection[J]. Instrument and Sensor, 2003, (8): 123. (in Chinese)
- [7] 杨大智. 智能材料与智能系统[M]. 天津: 天津大学出版社, 2000: 7680.
YANG D ZH. Intelligent materials and system[M]. Tianjin: Tianjin University Publishing Company, 2000: 7680. (in Chinese)
- [8] 吴家麒, 杨东英, 沈林勇. 内窥镜镜体形状三维重建方法研究[J]. 应用科学学报, 2003, (4): 46249.
WU J Q, YANG D Y, SHEN L Y. Research on 3D reconstruction of the endoscope body shape[J]. Journal of Applied Sciences, 2003, (4): 46249. (in Chinese)
- [9] 吴家麒, 杨东英, 沈林勇. 空间曲率检测中的标定误差分析和标定方法[J]. 光学精密工程, 2003, 11(2): 166170.
WU J Q, YANG D Y, SHEN L Y. Analysis of calibration error and research of calibration method in spatial curvature measurement[J]. Optics and Precision Engineering, 2003, 11(2): 166170. (in Chinese)
- [10] 王惠文. 光纤传感技术与应用[M]. 北京: 国防工业出版社, 2001.
WANG H W. The technologies and applications of optical fiber sensing[M]. Beijing: National Defense Industry Publishing Company, 2001. (in Chinese)

作者简介: 钱晋武(1962-), 男, 浙江绍兴人, 上海大学教授, 主要研究方向为机器人与柔性自动化技术、计算机辅助外科和数字医疗技术、智能材料与结构。