

一种用于介入式内窥镜手术的多传感融合定位方法

陈晓冬 杜承阳 朱晓田 汪毅 郁道银

(天津大学精密仪器与光电子工程学院光电信息技术教育部重点实验室, 天津 300072)

摘要 在介入式内窥镜手术中,需要对手术器械精确定位。传统电磁定位(EMT)方法因稳健性低、复杂度高,难以应用于临床。为解决上述问题,在电磁系统的基础上加入惯性传感单元(IMU),实现了多传感定位方法。多种传感信息的融合可提高系统的抗干扰能力。同时,惯性子系统可降低电磁系统的复杂度,提高整体的实用性。实验结果表明,姿态跟踪误差低于 1° ,位置定位误差低于 3 mm;即使存在干扰,姿态误差也可被控制在 3.5° 以内。精度达到临床应用要求。

关键词 医用光学;内窥镜手术;传感融合;电磁定位;惯性传感

中图分类号 O436 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/CJL201441.1204001

A Sensing-Fusion Tracking Method for Inversion Endoscope Surgery

Chen Xiaodong Du Chengyang Zhu Xiaotian Wang Yi Yu Daoyin

(Key Laboratory Opto-Electronics Information Technology, Ministry of Education, College of Precision Instruments and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072)

Abstract In inversion endoscope surgery, high-accuracy tracking for medical instruments is demanded. Traditional electromagnetic tracking (EMT) methods are confined by their low robustness and high complexity, which restrict EMT from clinical application. To solve the problems, an inertial measurement unit (IMU) is added to EMT system to realize multi-sensing tracking. The effective fusion techniques provide anti-interference ability for the tracking system. At the same time, IMU can also help to simplify EMT and improve practicality on system level. The experimental results show that orientation error is less than 1° , and position error is less than 3 mm. Even under disturbances, orientation error can be controlled under 3.5° , which meets the clinical requirements.

Key words medical optics; endoscope surgery; sensing fusion; electromagnetic tracking; inertial sensing

OCIS codes 170.2150; 170.3890; 120.3890

1 引言

介入式内窥镜手术具备微创性和术后恢复迅速等特点,有良好的临床应用前景^[1]。由于多种手术设备的引入及自身不可见的特点,对内窥镜器械的准确定位是介入式医疗成功的关键因素之一^[2]。

光学定位(OPT)具有较高的定位精度^[3],已成为手术导航领域的黄金准则^[4]。在使用 OPT 系统时,须保证从相机到目标点存在无遮挡的视线(LOS)。而在介入式内镜手术中,待定位的手术器械被人体组织器官遮盖,使得 LOS 条件无法满足,导致 OPT 无法应用于介入式内镜手术定位^[5]。

另一种常用的定位技术是基于磁传感的电磁跟踪(EMT)技术^[6]。然而,由于如下两个因素,该技术同样难以直接应用于临床。1) 电磁定位设备对磁场畸变的敏感度过高^[7]。当工作环境中存在其他手术器材或铁磁性物体时,磁场的扰动将严重影响其定位精度^[8]。2) EMT 系统在架构及操作上的复杂度过高^[9]。电磁定位系统的发射阵列常常包含十几个到几十个线圈,庞大的硬件结构给手术环境带来了不必要的压力^[10];同时,术前对系统的校准与标定工作也极大地影响了手术的效率^[11]。

针对上述两个问题,本文将电磁定位与惯性导

收稿日期: 2014-06-15; 收到修改稿日期: 2014-07-15

基金项目: 国家“十二五”科技支撑计划(2012BAI19B02)

作者简介: 陈晓冬(1975—),男,教授,博士生导师,主要从事光电检测技术及仪器等方面的研究。

E-mail: xdchen@tju.edu.cn

航^[12]相结合,构建了一套混合定位方法。通过有效的传感融合技术,提升系统整体的抗干扰能力;通过削弱电磁定位的作用,降低其软硬件需求,简化系统并提高了其实用性。

2 定位原理

电磁惯性混合定位系统在工作流程上主要分为两步:1) 采用由加速度计、陀螺仪及磁强计组成的惯性测量单元(IMU)进行自适应的姿态估计;2) 结合第一步结果,采用简化的 EMT 子系统完成位置定位。

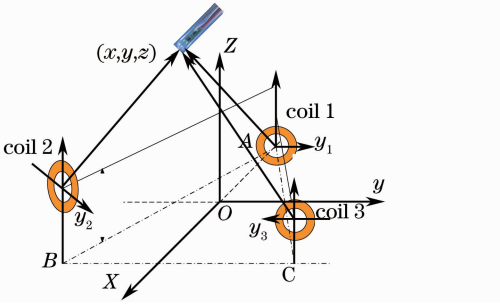


图 1 混合传感定位原理图

Fig. 1 Fusion-sensing tracking system

2.1 姿态算法

2.1.1 四元数模型

物体的姿态通常有欧拉角法和四元数法两种表示方法。为避免欧拉角的奇异问题,采用四元数来定义内镜前端的姿态:

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

作为刚体,内镜前端的姿态变化符合四元数微分方程:

$$\dot{\mathbf{Q}} = \frac{1}{2} \mathbf{Q} \otimes \boldsymbol{\omega} = \boldsymbol{\Omega} \cdot \mathbf{Q}, \quad (2)$$

$$\boldsymbol{\Omega} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 0 & -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z \\ \omega_x & 0 & \omega_z & -\omega_y \\ \omega_y & -\omega_z & 0 & \omega_x \\ \omega_z & \omega_y & -\omega_x & 0 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

式中 ω_x 、 ω_y 及 ω_z 为载体坐标系下三轴对应的角速度。

根据上述微分方程,可以得到一次采样时间 Δt 的离散四元数递推公式:

$$\mathbf{Q}_{t+\Delta t} = \exp(\boldsymbol{\Omega}_t \cdot \Delta t) \mathbf{Q}_t, \quad (4)$$

获取当前四元数后,即可得到其对应的旋转矩阵:

$$\mathbf{C}_n^b = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_0 q_3 + q_1 q_2) & 2(q_1 q_3 - q_0 q_2) \\ 2(q_1 q_2 + q_3 q_0) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_0 q_1 + q_2 q_3) \\ 2(q_0 q_2 + q_1 q_3) & 2(q_2 q_3 - q_0 q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix}. \quad (5)$$

2.1.2 自适应的高斯-牛顿姿态收敛

和传统高斯-牛顿法(G-N)相同,自适应 G-N 仍通过重力矢量和地磁矢量对传感器的姿态进行收敛。在收敛过程中,根据加速度计输出与重力加速度的差异及磁强计输出与地磁强度的差异来分配权重因子。

为了实现上述过程,构建两个自适应因子:

$$f_{\text{adg}} = \left\| \frac{\|\tilde{g}^b\| - \|g^n\|}{g^n} \right\|, \quad (6)$$

$$f_{\text{adm}} = \left\| \frac{\|\tilde{m}^b\| - \|m^n\|}{m^n} \right\|, \quad (7)$$

式中 \tilde{g}^b 为加速度计在载体坐标系的输出, \tilde{m}^b 为磁强计在载体坐标系的输出; g^n 为加速度计在参考坐标系的输出, m^n 为磁强计在参考坐标系的输出。

当 IMU 处于加速阶段时,加速度计输出的比力矢量与真实的重力加速度矢量产生的偏差,可通过 f_{adg} 来表征。偏差增大时,加速度计输出的可信

度减小,因而在收敛过程中应提高磁强计测量权重。同理,通过 f_{adm} 来表征磁强计输出的可信度。根据这一原理,可构建一个能自适应干扰的误差观测函数:

$$E_{\text{ad}} = f_{\text{adm}} (\tilde{g}^b - \hat{\mathbf{C}}_n^b g^n)^2 + f_{\text{adg}} (\tilde{m}^b - \hat{\mathbf{C}}_n^b m^n)^2, \quad (8)$$

式中 $\hat{\mathbf{C}}_n^b$ 为旋转矩阵的估计。

根据(8)式,可构造出相应的收敛目标矩阵:

$$\mathbf{F}_{\text{ab}} = \begin{bmatrix} \sqrt{f_{\text{adm}}} (\tilde{g}^b - \hat{\mathbf{C}}_n^b g^n) \\ \sqrt{f_{\text{adg}}} (\tilde{m}^b - \hat{\mathbf{C}}_n^b m^n) \end{bmatrix}, \quad (9)$$

对(9)式进行 G-N 下降即可得到自适应的姿态收敛结果。

2.2 位置算法

2.2.1 圆柱线圈磁场分布特性

定义垂直且平分线圈上下底面的平面为线圈的

中垂面。由毕奥—萨伐尔定律可知,对于任意一个圆柱线圈,其激发的磁场关于所有中垂面对称。故,对空间任一点,线圈在该点激发的磁场总是位于过该点的线圈中垂面上。换言之,过该点的线圈中垂面的法向量与线圈在该点的磁矢量相互垂直。与此同时,该中垂面穿过线圈的几何中心,且垂直于线圈的横截面。综上,在参考坐标系中,给定线圈位置后,测量出该线圈在定位点的磁矢量,即可唯一确定过定位点的线圈中垂面。

2.2.2 定位点坐标的获取

在定位空间中放置三个位置已知的线圈,并确定它们各自在定位点的磁矢量,即可得到三个相互独立的中垂面,三平面相交唯一确定定位点坐标。磁矢量的测量可通过磁强计完成。考虑到磁强计是在载体坐标系下输出的,需首先通过姿态对应的旋转矩阵,获取磁矢量在参考坐标系下的表达式。

在线圈组激励过程中,地磁被外加磁场干扰,无法进行姿态收敛。故只能在收敛获得的姿态估计 \tilde{Q}_0 的基础上,通过对陀螺仪输出积分以更新姿态:

$$\tilde{Q}_i = \exp(\Omega_i \cdot \Delta t) \tilde{Q}_{i-1}, (i = 1, 2, 3), (10)$$

已知采样时刻 i 的估计四元数后,根据(5)式可得到相应的估计旋转矩阵 $\hat{C}_{n_i}^b$,并可获取线圈 i 在定位点上激发的磁矢量 $m_{G_i}^n$ 为

$$m_{G_i}^n = (\hat{C}_{n_i}^b)^T \cdot m_i^b - m^n, (i = 1, 2, 3), (11)$$

给定线圈 i 的横截面在参考坐标系中的表达式:

$$A_i(x - x_i) + B_i(y - y_i) + C_i(z - z_i) = 0, (i = 1, 2, 3), (12)$$

过定位点的线圈 i 的中垂面由为

$$(A_i^* \ B_i^* \ C_i^*) = (A_i \ B_i \ C_i) \times m_{G_i}^n, (i = 1, 2, 3), (13)$$

$$A_i^*(x - x_i) + B_i^*(y - y_i) + C_i^*(z - z_i) = 0, (i = 1, 2, 3), (14)$$

联立三线圈对应的中垂面,即可解出定位点在参考坐标系下的位置坐标。

3 实验与分析

实验平台如图2所示。该实验平台的评估装置由一个标准定位板和一个三轴转台组成。姿态跟踪时,标准定位板可提供从 0° 到 360° 每隔 15° 的角度标准值;位置定位时,标准定位板可提供半径分别为2.5, 5, 7.5, 10 cm的同心圆上每隔 15° 的坐标标准值。三轴转台可提供动态跟踪中的姿态角标准值。

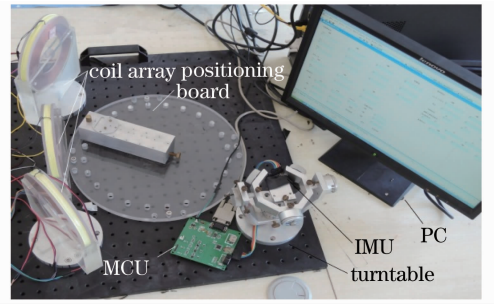


图2 姿态位置跟踪评估平台

Fig. 2 Evaluating platform for orientation and position tracking

3.1 无干扰下的姿态估计实验

在无干扰的情况下,通过标准定位板得到静态定位结果,并通过三轴转台得到动态定位结果。实验过程中,以非自适应处理的G-N法为对比,统计两种方法的均方根误差(RMSE),如表1所示。

表1 无干扰下自适应G-N与非自适应G-N的RMSE
Table 1 RMSE for adaptive and none-adaptive G-N without disturbances

RMSE	Adaptive G-N	None-adaptive G-N
Static pitch angle	0.694°	0.676°
Dynamic pitch angle	0.753°	0.823°
Static roll angle	0.696°	0.701°
Dynamic roll angle	0.723°	0.814°
Static heading angle	1.069°	1.127°
Dynamic heading angle	1.168°	1.563°

可以看出,在静态条件下,自适应G-N与非自适应G-N的误差相当。而在动态条件下,自适应G-N的误差要小于非自适应G-N的误差,这是由自适应G-N对线性加速度的抑制作用所引起的。此时,自适应G-N和非自适应G-N的精度均达到要求。

3.2 干扰下的姿态估计实验

姿态估计过程中的干扰主要有磁场扰动及线性加速度两种。实验通过在定位空间中布置金属物体施加磁场扰动,磁畸变的大小控制在地磁强度大小的 $\pm 50\%$ 以内。通过非平稳地移动传感器施加线性加速度,线性加速度的大小控制在重力加速度大小的 $\pm 25\%$ 以内。仍以非自适应的G-N法为对比,统计两种方法的RMSE,结果如图3所示。

从图3可以看出,无论是磁场干扰或是线性加速度干扰,都会使非自适应的G-N收敛方法失效;与此同时,所提出的自适应的G-N收敛可以将误差控制在 3.5° 以内,精度达到临床要求。

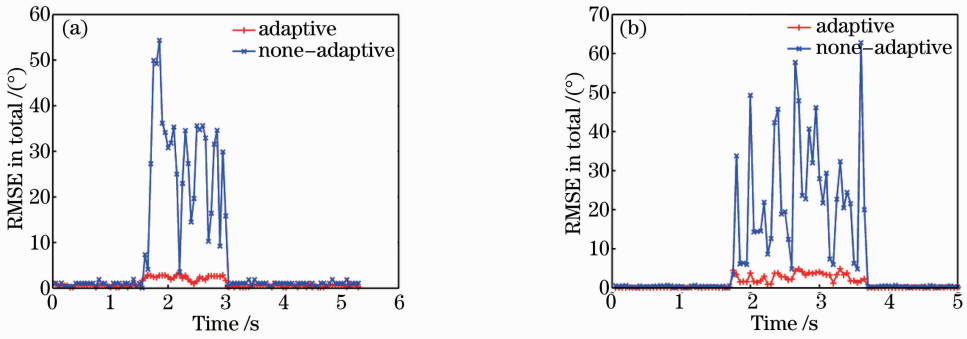


图 3 干扰下姿态估计的 RMSE。(a) 磁畸变下的 RMSE; (b) 线性加速下的 RMSE

Fig. 3 RMSE for orientation estimate within disturbances. (a) RMSE under magnetic distortion; (b) RMSE under linear acceleration

3.3 位置定位实验

在标准定位板的每个观测点上分别进行 20 次定位输出,结果如图 4(a)所示。统计所有定位结果的 RMSE,并将结果绘制成箱线图,如图 4(b)所示。

从图 4(a)可以看出,每个观测点上的定位结果的分散程度相当,输出稳定。图 4(b)给出了具体的定位精度误差:系统的整体定位误差在 3mm 以内,达到了内镜定位 5mm 的精度要求^[13-14]。

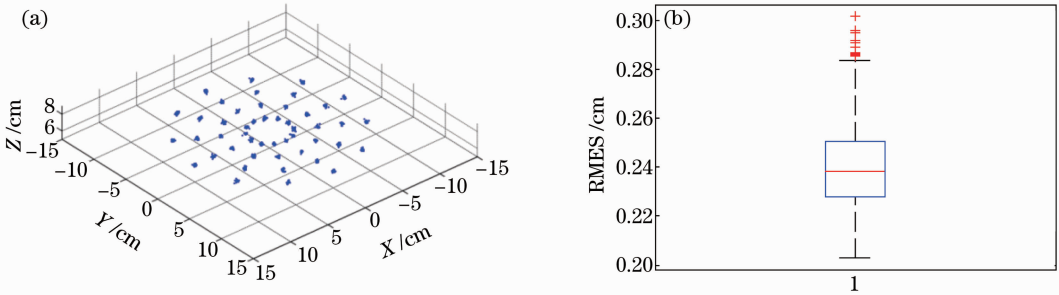


图 4 位置定位实验结果。(a)定位输出; (b)误差分布

Fig. 4 Results of position determination experiment. (a) Tracking output; (b) error distribution

4 结 论

通过将电磁定位与惯性传感相结合,提出了一种针对介入式内镜手术的混合定位方法。所采用的自适应 G-N 姿态估算法无需任何先验信息,易于工程实现,对磁场和加速度的噪声具有良好的抑制作用。同时位置定位算法综合了惯性测量与电磁测量,无需复杂校正即可完成位置跟踪,精度达到临床要求,且对软硬件要求较低。

参 考 文 献

- 1 Perry K A, Enestvedt C K, Diggs B S, *et al.*. Perioperative outcomes of laparoscopic transhiatal inversion esophagectomy compare favorably with those of combined thoracoscopic-laparoscopic esophagectomy[C]. *Surg Endosc*, 2009, 23(9): 2147-2154.
- 2 Hummel J, Figl M, Birkfellner W, *et al.*. Navigation system for flexible endoscopes[C]. *Medical Imaging 2003: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, 2003. 303-310.
- 3 Gao Lin, Tang Peng, Sheng Peng, *et al.*. Visual object tracking based on conditional random field under complex scene[J]. *Acta Optica Sinica*, 2010, 30(6): 1721-1728.

- 高琳,唐鹏,盛鹏,等. 复杂场景下基于条件随机场的视觉目标跟踪[J]. *光学学报*, 2010, 30(6): 1721-1728.
- 4 Kawamata T, Iseki H, Shibasaki T, *et al.*. Endoscopic augmented reality navigation system for endonasal transsphenoidal surgery to treat pituitary tumors; technical note [J]. *Neurosurgery*, 2002, 50(6): 1393-1397.
- 5 Hongliang R, Rank D, Merdes M, *et al.*. Multisensor data fusion in an integrated tracking system for endoscopic surgery[J]. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 2012, 16(1): 106-111.
- 6 Sen H T, Kazanzides P. Particle filtering to improve the dynamic accuracy of electromagnetic tracking[C]. *Sensors*, 2013 IEEE, 2013, (3-6): 1-4.
- 7 Sen H T, Kazanzides P. Bayesian filtering to improve the dynamic accuracy of electromagnetic tracking[C]. *Robotic and Sensors Environments (ROSE)*, 2013 IEEE International Symposium on, 2013, (21-23): 90-95.
- 8 Nakamoto M, Nakada K, Sato Y, *et al.*. Intraoperative magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker for 3D ultrasound-based navigation in laparoscopic surgery[C]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2008, 27(2): 255-270.
- 9 Feuerstein M, Reichl T, Vogel J, *et al.*. Magneto-optical tracking of flexible laparoscopic ultrasound: Model-based online detection and correction of magnetic tracking errors[J]. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 2009, 28(6): 951-967.
- 10 Ren H, Rank D, Merdes M, *et al.*. Development of a wireless

- hybrid navigation system for laparoscopic surgery[J]. *Studies in Health Technology and Informatics*, 2011, 163: 479–485.
- 11 Archip N, Clatz O, Whalen S, *et al.*. Compensation of geometric distortion effects on intraoperative magnetic resonance imaging for enhanced visualization in image-guided neurosurgery [J]. *Neurosurgery*, 2008, 62(3): 209–216.
- 12 Wang Sen, Chen Xiaodong, Du Chengyang, *et al.*. Multi-sensor attitude computation for endoscope in magnetic interference environment[J]. *Chinese Journal of Sensor and Actuators*, 2013, 26(8): 1110–1115.
- 王 森, 陈晓冬, 杜承阳, 等. 磁干扰环境下基于多传感器的内窥镜姿态定位技术[J]. *传感技术学报*, 2013, 26(8): 1110–1115.
- 13 Metson R B, Cosenza M J, Cunningham M J, *et al.*. Physician experience with an optical image guidance system for sinus surgery[J]. *The Laryngoscope*, 2000, 110(6): 972–976.
- 14 Linte C, Lang P, Rettmann M, *et al.*. Accuracy considerations in image-guided cardiac interventions: experience and lessons learned[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2012, 7(1):13~25.

栏目编辑:韩 峰