

一种基于惯性传感的自适应手术导航方法

杜承阳 陈晓冬 牛德森 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 针对介入式内窥镜手术中手术器械实时定位的需要,提出基于惯性导航的手术定位方法,该方法既能够有效避免传统光学定位(OPT)中视线遮挡引发的定位区域受限问题,又能够克服电磁定位(EMT)对磁场干扰过于敏感的问题。从姿态估计与位置定位两个方面分析了传感器干扰的影响,并改进了已有的抗干扰技术。实验结果表明,在磁干扰情况下,姿态估计的误差在 3° 以内,位置测量的误差在4 mm以内,均达到临床应用要求。

关键词 传感器;内窥镜手术;惯性传感;磁干扰;自适应处理

中图分类号 TH772 文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201542.0404002

An Adaptive Surgical Navigation Method Based on Inertial Sensing

Du Chengyang Chen Xiaodong Niu Desen Wang Yi Yu Daoyin

Key Laboratory on Opto-Electronic Information Technology of Ministry of Education, College of Precision Instruments and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

Abstract Real-time tracking for surgical instruments is required in modern inversion endoscope surgery. Compared with traditional tracking methods, the surgical navigation method based on inertial sensing can effectively avoid the limited tracking region caused by optical tracking (OPT), and overcome high sensitivity to magnetic disturbance in electromagnetic tracking (EMT). Meanwhile, the effect from the sensors' interference in both of orientation estimate and position determination is considered and the anti-interference technique achieving more stable output is improved. The experimental results show that even under magnetic disturbance, the orientation error is less than 3° and position error is less than 4 mm. Both of them meet the requirements of clinical applications.

Key words sensors; endoscope surgery; inertial sensing; magnetic disturbance; adaptive processing

OCIS codes 120.0280; 170.1610; 170.2680

1 引言

在介入式内窥镜手术^[1]中,实时获取手术器械的姿态与位置是手术成功的关键^[2]。传统的光学定位方法(OPT)因观察视线受遮挡,无法应用于介入式医疗^[3-4]。传统的电磁定位方法(EMT)因自身对磁干扰敏感度过高,难以稳定地完成定位任务^[5-6]。针对这些问题,本文提出基于惯性导航系统(INS)^[7]的手术定位技术。

在之前的工作中,已设计并实现了一种基于惯性导航与电磁定位的混合定位方法,并通过实验证明了该方法的有效性^[8]。该系统首先统计传感器输出的标量误差,并以此构建加权的姿态误差函数,进而对姿态进行自适应的高斯-牛顿(G-N)收敛;再结合姿态收敛输出,通过电磁系统得到实时位置结果。

但上述系统仍存在如下不足:1)在姿态测量中,虽然添加了自适应的处理过程以应对传感器干扰,但是由于误差统计的不全面性,姿态跟踪结果在磁干扰条件下的表现仍不理想;2)在动态定位过程中,位置或姿态的改变可能导致无效的定位结果;3)电磁定位系统对磁干扰过于敏感,工作空间内的铁磁性物质会严重影响电磁定位的输出结果。

收稿日期:2014-10-11;收到修改稿日期:2014-11-24

基金项目:国家“十二五”科技支撑计划(2012BAI19B02)

作者简介:杜承阳(1991—),男,硕士研究生,主要从事手术定位及传感融合等方面的研究。E-mail:dcy_tju@126.com

导师简介: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(通信联系人)

针对上述问题,提出手术导航系统的改进方案。1)进一步完善抗干扰处理过程。将干扰对各传感器的影响结果进一步细化,更为全面地分析其对姿态估计带来的影响,从而构建对干扰适应度更高的姿态跟踪方法。2)去除系统中的电磁定位部分,依托动态特性更为优秀的惯性导航系统进行位置定位。解决电磁系统动态定位效果差、对磁干扰敏感度高等问题。通过一个集成于内镜前端由陀螺仪、加速度计和磁强计组成的惯性传感单元(IMU)^[9]完成了对内镜的六自由度定位任务。

相对于其他已报道的传统电磁定位方法^[5-6],该系统有两点明显的改进:1)硬件上,省去了常包含几十个单元的磁传感系统,简化系统架构,提升系统易用性;2)算法上,系统性地对环境干扰进行评估,并将其结果用于定位解算,提高系统的稳健性,拓宽手术定位系统的临床应用前景。

2 定位原理

本文提出的微机电惯性传感单元如图1所示,主要由一枚集成了加速度计与陀螺仪的MPU6050芯片及一枚磁强计芯片HMC5883L组成。整个传感单元的最大宽度小于8 mm,可方便地安装在待定位器械的前端,并在手术期间对器械前端实施定位。六自由度内镜定位流程可分为两步:1)评估加速度计干扰及磁强计干扰对姿态定位的影响,并以此构建自适应收敛方程,进行姿态收敛,得到姿态估计结果;2)结合姿态定位结果,利用加速度计输出信号获取线性加速度矢量,并通过对线性加速度矢量的二次积分实现位置定位。



图1 用于手术导航的微机电惯性传感单元

Fig.1 Micro-electromechanical IMU for surgical navigation

2.1 姿态算法

2.1.1 基于矢量的传感器输出误差

内镜在体腔中运动趋势平稳且运动速度缓慢,非惯性运动引发的加速度计干扰在数值上远小于重力加速度,可近似认为干扰只改变加速度计输出的大小,而并不影响其矢量的方向。计算加速度计的输出误差时,只考虑标量误差,结果为

$$E_g = \left| \frac{\|\tilde{\mathbf{g}}^b\| - \|\mathbf{g}^n\|}{\|\mathbf{g}^n\|} \right|, \quad (1)$$

式中 $\tilde{\mathbf{g}}^b$ 为载体坐标系下的加速度计输出, \mathbf{g}^n 为参考坐标系下加速度计的输出。

在干扰条件下,磁强计输出磁干扰与地磁矢量的和值。手术室中的磁干扰源会明显地改变磁强计输出矢量的大小与方向^[2]。所以,构建磁强计输出相对误差时,应当考虑标量误差与角度误差两方面的因素。

仿照(1)式,首先得到磁强计输出的标量误差为

$$E_{m1} = \left| \frac{\|\tilde{\mathbf{m}}^b\| - \|\mathbf{m}^n\|}{\|\mathbf{m}^n\|} \right|, \quad (2)$$

式中 $\tilde{\mathbf{m}}^b$ 为载体坐标系下的磁强计输出, \mathbf{m}^n 为参考坐标系下磁强计的输出。

同时,由于加速度计输出矢量的方向并不会受到明显的干扰,故可将其作为标准,以加速度计矢量与磁强计矢量的夹角为观测角,对磁强计输出的角度误差进行测量。换言之,按照(3)式定义初始状态下的标准观测角,(4)式定义定位过程中的实时观测角。

$$\beta^n = \arccos \left(\frac{\mathbf{g}^n \cdot \mathbf{m}^n}{\|\mathbf{g}^n\| \|\mathbf{m}^n\|} \right), \quad (3)$$

$$\widetilde{\beta}^b = \arccos \left(\frac{\widetilde{\mathbf{g}}^b \cdot \widetilde{\mathbf{m}}^b}{\|\widetilde{\mathbf{g}}^b\| \|\widetilde{\mathbf{m}}^b\|} \right). \quad (4)$$

通过(3)式和(4)式可以得到磁强计输出的角度误差为

$$E_{m_2} = \left| \frac{\widetilde{\beta}^b - \beta^n}{\beta^n} \right|. \quad (5)$$

由(2)式和(5)式即可得到总的磁强计输出误差为

$$E_m = k_1 \cdot E_{m_1} + k_2 \cdot E_{m_2}, \quad (6)$$

式中 k_1 与 k_2 为经验值, 可以通过它们调节标量误差与角度误差在总误差中的权重。

2.1.2 改进的自适应 G-N 姿态收敛

欧拉角与四元数是常用的姿态表示方法。为避免欧拉角的奇异问题, 使用四元数来表述待定位器械的姿态^[10-11]:

$$\mathbf{Q} = q_0 + q_1 \cdot \mathbf{i} + q_2 \cdot \mathbf{j} + q_3 \cdot \mathbf{k}, \quad (7)$$

式中 \mathbf{i} 、 \mathbf{j} 、 \mathbf{k} 为四元数的三个基元, 且满足 $\mathbf{i}^2 = \mathbf{j}^2 = \mathbf{k}^2 = -1$, $\mathbf{i} \cdot \mathbf{j} = \mathbf{k}$, $\mathbf{j} \cdot \mathbf{k} = \mathbf{i}$, $\mathbf{k} \cdot \mathbf{i} = \mathbf{j} = \mathbf{i} \cdot \mathbf{k}$ 。

与(7)式对应的旋转矩阵可由(8)式得到:

$$\mathbf{C}_n^b = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_0 q_3 + q_1 q_2) & 2(q_1 q_3 - q_0 q_2) \\ 2(q_1 q_2 + q_3 q_0) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_0 q_1 + q_2 q_3) \\ 2(q_0 q_2 + q_1 q_3) & 2(q_2 q_3 - q_0 q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix}. \quad (8)$$

以加速度计输出与磁强计输出为标准矢量, 构建姿态误差函数, 如(9)式所示。其中, 以加速度计输出误差作为磁强计估计误差项的权重, 以磁强计输出误差作为加速度计估计误差项的权重。当任一传感器的输出误差增大时, 会增加另一传感器在姿态误差函数中的比重。上述过程削弱了无效测量对收敛的影响, 并达到对干扰自适应的目的。

$$\mathbf{F}_{ad} = E_m \left(\widetilde{\mathbf{g}}^b - \widehat{\mathbf{C}}_n^b \cdot \mathbf{g}^n \right)^2 + E_g \left(\widetilde{\mathbf{m}}^b - \widehat{\mathbf{C}}_n^b \cdot \mathbf{m}^n \right)^2, \quad (9)$$

对(9)式进行高斯-牛顿收敛, 即可得到自适应的姿态收敛结果。

2.2 位置算法

2.2.1 位置矢量的获取

理论上, 加速度计的输出为线性加速度、重力加速度及向心加速度的和值, 在载体坐标系下, 结果为^[12]

$$\widetilde{\mathbf{g}}^b = \mathbf{a}^b + \boldsymbol{\omega}^b \times \mathbf{v}^b + \mathbf{g}^b, \quad (10)$$

式中 \mathbf{a}^b 为线性加速度矢量, $\boldsymbol{\omega}^b$ 为角速度矢量, \mathbf{v}^b 为速度矢量, \mathbf{g}^b 为重力加速度矢量。其中, $\boldsymbol{\omega}^b$ 由陀螺仪直接输出。通过姿态估计获取的旋转矩阵, 将(10)式中部分矢量在参考坐标系下标出, 并将线性加速度表示为速度关于时间的一阶微分:

$$\widetilde{\mathbf{g}}^b = \widehat{\mathbf{C}}_n^b \cdot \frac{\partial \mathbf{v}^n}{\partial t} + \boldsymbol{\omega}^b \times \left(\widehat{\mathbf{C}}_n^b \cdot \mathbf{v}^n \right) + \widehat{\mathbf{C}}_n^b \cdot \mathbf{g}^n, \quad (11)$$

整理(11)式, 可以得到

$$\frac{\partial \mathbf{v}^n}{\partial t} = \widehat{\mathbf{C}}_n^{bT} \cdot \widetilde{\mathbf{g}}^b - \left(\widehat{\mathbf{C}}_n^{bT} \cdot \boldsymbol{\omega}^b \right) \times \mathbf{v}^n - \mathbf{g}^n, \quad (12)$$

(12)式即为载体坐标系下速度关于时间的一阶微分方程。理论上, 通过(12)式解得实时速度矢量, 并将结果进行积分, 即可得到实时位置结果。

2.2.2 离散采样中的位置获取

在系统实际工作过程中, 传感器的采样过程是不连续的, 需要对算法进行离散化处理。对(12)式在采样

周期 T 上进行离散,即可得到离散采样过程中加速度及速度的递推公式为

$$\mathbf{a}_{k+1}^n = \widehat{\mathbf{C}}_{n_{k+1}}^{\text{T}} \cdot \widehat{\mathbf{g}}_{k+1}^b - \left(\widehat{\mathbf{C}}_{n_{k+1}}^{\text{T}} \cdot \widehat{\boldsymbol{\omega}}_{k+1}^b \right) \times \mathbf{v}_k^n - \mathbf{g}^n, \quad (13)$$

$$\mathbf{v}_{k+1}^n = \mathbf{v}_k^n + \mathbf{a}_{k+1}^n \cdot T. \quad (14)$$

同时可得到离散采样过程中位置矢量的递推公式为

$$\mathbf{p}_{k+1}^n = \mathbf{p}_k^n + \mathbf{v}_{k+1}^n \cdot T, \quad (15)$$

根据(13)~(15)式在时域上实时更新内镜的位置信息。

3 实验与分析

使用自行设计的姿态位置跟踪评估平台^[8],对所提出的定位方法进行全自由度定位结果评估。实验一 对比在干扰条件下改进前后的自适应高斯-牛顿法的收敛精度。实验二分别在无干扰及存在磁干扰的条 件下获取内镜实时位置定位结果,并与原电磁定位结果进行对比。

3.1 干扰条件下的姿态估计实验

该实验旨在检验在干扰条件下改进的自适应 G-N 法的输出表现。姿态估计阶段的干扰主要包括工作空 间的铁磁性物质引发的磁干扰,以及内镜非惯性运动施加的加速度干扰。通过铁质器械施加磁干扰,其大小 控制在地磁场大小的 $\pm 50\%$ 以内。通过非平稳地移动传感器施加加速度干扰,其大小控制在重力加速度大小 的 $\pm 25\%$ 以内。实验过程中,以改进前的自适应 G-N 法^[8]作为对比,统计两种方法的均方根误差(RMSE)。

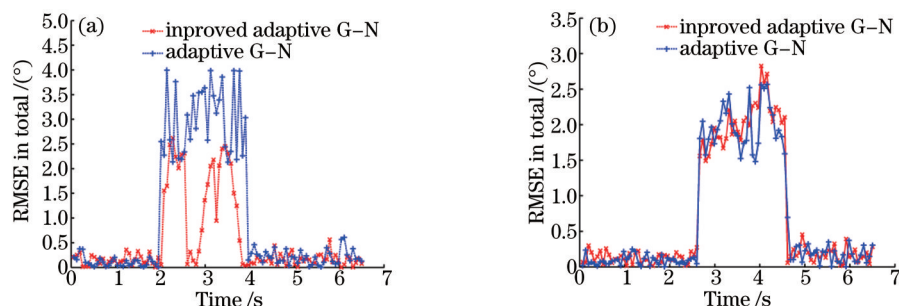


图2 干扰条件下姿态估计的RMSE。(a)磁干扰下的RMSE;(b)非惯性运动下的RMSE

Fig.2 RMSE for orientation estimate under disturbance. (a) RMSE under magnetic disturbance; (b) RMSE under acceleration

从图2(a)可以看出,在磁干扰条件下,相比于改进前的自适应G-N法^[8],新算法精度得到了明显的提升, 误差约为改进前的一半。这是因为改进的自适应G-N法在统计磁强计标量误差的同时,也充分地考虑了磁 强计的角度误差带来的影响。从而使自适应收敛方向的调节更为精确,最优解与真实姿态的距离更为接 近。从图2(b)中可以看出,加速度干扰条件下两种方法的精度相当。这是因为两者的加速度误差获取方法 相同,具有相同的自适应效果。数值上,在两类干扰存在的条件下,改进的自适应G-N法能将姿态估计误差 控制在 3° 以内,精度达到临床应用要求。

3.2 位置定位实验

该实验旨在检验位置定位算法在动态跟踪中的输出表现。分别在无干扰及存在磁干扰的条件下,沿标 准定位板给定的圆弧移动传感器模块,得到惯性系统及电磁系统的动态输出结果^[8],结果如图3所示。

从图3(a)可以看出,在无干扰条件下,提出的基于惯性导航的定位方法的精度更高且定位结果的变化更 为平缓。从图3(b)可以看出,在干扰条件下,电磁定位方法出现较大的定位误差,甚至导致定位失效;而惯性 定位方法虽然误差有所增大,但仍能够保证定位的准确性。定位效果的提升是由于以下两方面的原因:1) 惯性导航并不需要在同一定位点进行多次测量,定位结果可以准确地实时更新,保证了动态定位的精度与 稳定性;2)改进的自适应G-N法姿态收敛对磁噪声的高抗性阻断了磁强计噪声对位置定位的干扰,进而也 保证了位置定位对磁干扰的低敏感度。数值上,当不存在磁干扰时,定位误差为2.8 mm;在磁干扰条件下, 定位误差为3.7 mm。无论是否存在磁场干扰,位置定位误差均能控制在4 mm以内,达到了内镜定位5 mm 的精度要求^[13-14]。

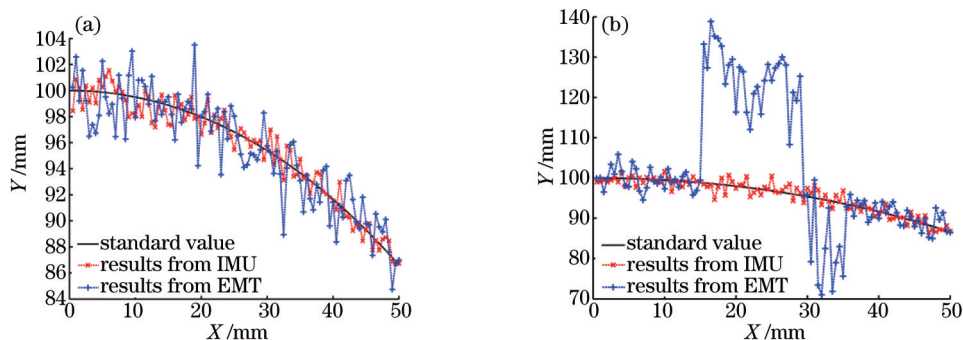


图3 位置定位实验结果。(a) 无磁干扰下输出; (b) 磁干扰下分布

Fig.3 Results for position determination experiments. (a) Results without magnetic disturbance; (b) results under magnetic disturbance

4 结 论

提出了一种新的基于惯性传感的手术定位方法。该方法具有良好的抗干扰能力。在姿态跟踪方面,改进的自适应G-N算法稳定性高,能更为有效且全面地抑制传感器输出误差对姿态结果的影响。在位置定位方面,通过使用惯性系统替代电磁系统,提高了动态条件下的定位精度,并实现了位置定位的抗干扰特性。在存在多种干扰的环境下,该方法无论在姿态估计还是位置测量方面,都能保证输出精度达到临床应用要求。

参 考 文 献

- 1 Jenssen C. Diagnostic endosonography—state of the art 2009[J]. *Endoskopie Heute*, 2009, 22(2): 89–104.
- 2 Hummel J, Figl M, Kollmann C, *et al.*. Evaluation of a miniature electromagnetic position tracker[J]. *Med Phys*, 2002, 29(10): 2205–2212.
- 3 Zou Yuanyuan, Zhao Mingyang, Zhang Lei. Direct calibration method of laser stripe vision sensor based on gauge block[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(11): 1108002.
邹媛媛, 赵明扬, 张雷. 基于量块的线结构光视觉传感器直接标定方法[J]. *中国激光*, 2014, 41(11): 1108002.
- 4 Wang Mengjun, Yang Lu, Wang Xia, *et al.*. Color images feature extracting based on visual perception and parameters setting[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(s1): s109005.
王蒙军, 阳路, 王霞, 等. 彩色图像特征提取的视觉感知理论与参数选取[J]. *中国激光*, 2014, 41(s1): s109005.
- 5 Yang W, Hu C, Li M, *et al.*. A new tracking system for three magnetic objectives[J]. *IEEE Trans Magn*, 2010, 46(12): 4023–4029.
- 6 Nakamoto M, Nakada K, Sato Y, *et al.*. Intraoperative magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker for 3-D ultrasound-based navigation in laparoscopic surgery[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2008, 27(2): 255–270.
- 7 Wang Sen, Chen Xiaodong, Du Chengyang, *et al.*. Multi-sensor attitude computation for endoscope in magnetic interference environment [J]. *Chinese Journal of Sensors 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.
- 8 Chen Xiaodong, Du Chengyang, Zhu Xiaotian, *et al.*. A sensing-fusion tracking method for inversion endoscope surgery[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(12): 1204001.
陈晓冬, 杜承阳, 朱晓田, 等. 一种用于介入式内窥手术的多传感融合定位方法[J]. *中国激光*, 2014, 41(12): 1204001.
- 9 Yuri X P, Bachmann E R, McGhee R B. A simplified quaternion-based algorithm for orientation estimation from earth gravity and magnetic field measurements[J]. *IEEE Trans Instrum Meas*, 2008, 57(3): 638–650.
- 10 Yun X P, Bachmann E R. Design, implementation, and experimental results of a quaternion-based Kalman filter for human body motion tracking[J]. *IEEE Trans Robot*, 2006, 22(6): 1216–1227.
- 11 Huang Xu, Wang Changhong, Yi Guoxing, *et al.*. Extended Kalman filter for IMU attitude estimation using magnetometer, MEMS accelerometer and gyroscope[J]. *Journal of Chinese Inertial Technology*, 2005, 13(2): 27–30.
黄旭, 王常虹, 伊国兴, 等. 利用磁强计及微机械加速度计和陀螺的姿态估计扩展卡尔曼滤波器[J]. *中国惯性技术学报*, 2005, 13(2): 27–30.
- 12 Ren H, Rank D, Merdes M, *et al.*. Multisensor data fusion in an integrated tracking system for endoscopic surgery[J]. *IEEE Trans Inform Technol Biomed*, 2012, 16(1): 106–111.
- 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]. *Int J CARS*, 2012, 7(1): 13–25.

栏目编辑: 吴秀娟