

一种基于多磁偶极子模型的磁传感手术导航方法

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 在计算机辅助手术(CAS)中,需对深入病人体内的手术器械进行定位。为避免光学定位(OPT)中视线(LOS)限制的问题,目前多采用磁定位(MT)技术。提出一种新的多磁偶极子模型,旨在克服磁定位系统中,圆柱形永磁体的单磁偶极子近似模型不准确,所导致的定位范围减小、定位精度降低的问题。该模型将圆柱形磁偶极子等效为一组沿磁体轴线排布的多个点磁偶极子,并通过自适应粒子群优化算法(PSO)对定位结果解算。相比于经典模型,该模型能够保证自身在磁体近场区域的有效性。实验表明,较传统方法,位置定位误差可减小15.5%~31.6%,姿态估计误差可减小10.5%~24.4%。

关键词 测量;内窥镜手术;磁定位;磁场模型;自适应粒子群优化

中图分类号 O436

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201542.0804001

A Magnetic Sensing Method for Surgical Navigation Based on Multi-Dipole Model

Du Chengyang Chen Xiaodong Niu Desen Wang Yi Yu Daoyin

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

Abstract In computer-assisted surgery (CAS), the surgical instruments in patient need to locate. To avoid the line of sight (LOS) problem in the optical tracking (OPT), magnetic tracking (MT) technology is usually adopted. A new multi-dipole model of cylindrical magnets, which can avoid limited tracking range and lower tracking accuracy problems that appear in signal magnetic dipole model of cylindrical permanent magnet, is proposed. This model approximates cylindrical magnetic dipole as multiple dipoles ranging along the magnet's axis, and tracking results are obtained through adaptive particle swarm optimization (APSO). Compared with classical method, the proposed model can ensure its validity in near magnets region. Experiments show that, the solution can decrease positioning error by 15.5%~31.6%, and decrease orientation error by 10.5%~24.4%.

Key words measurement; endoscope surgery; magnetic tracking; magnetic model; adaptive particle swarm optimization

OCIS codes 120.0280; 170.1610; 170.2680

1 引 言

在介入式内窥镜手术、胶囊内窥镜手术等计算机辅助手术^[1](CAS)中,常需要对深入病人体内的手术器械进行跟踪^[2]。但由于人体组织的遮挡,无法在手术中实施光学定位^[3-4](OPT)。基于永磁体^[5]或线圈^[6-7]的磁定位(MT)系统因无视线(LOS)限制^[8],已成为最具潜力的替代方案。

在众多磁定位手段中,基于前端永磁体的定位方法是将磁体安装在待定位器械前端,通过体外的磁强计阵列测量磁体的空间磁场分布,并根据测量结果解算永磁体的姿态与位置^[5]。该类定位系统前端永磁体体积小、无供电需求,测量单元与磁体间无需线缆连接,因此具有广阔的临床前景^[9]。

收稿日期: 2015-01-25; 收到修改稿日期: 2015-03-13

基金项目: 国家十二五科技支撑计划项目(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)

在基于前端永磁体的磁定位系统中,多采用圆柱形永磁体。为解算磁体的位置与姿态,需建立其磁场分布模型。通常假设观测点距磁体各点的距离等于其距磁体中心的距离,进而将磁体近似为一个位于其几何中心的点状磁偶极子^[10]。当观测点距磁体的距离较远时,该近似模型误差较小。然而,在磁体的近场区域内,上述假设不再成立,进而导致模型的误差增大,并降低系统的定位精度。

针对上述问题,本文提出圆柱形磁体的多磁偶极子模型。该模型认为磁体中同一横截面内的各点到观测点的距离相同,为该截面中心到观测点的距离;而不同截面上的点到观测点的距离有异,需分别计算并累加。根据此模型,磁体将被等效为一列沿其轴线排布的点磁偶极子组。通过构建上述简化程度更低的模型,试图提升模型在近场区域的符合度,进而拓宽定位范围,并提升精度。

模型的复杂化给定位输出的解算带来了挑战。为避免传统最小二乘收敛算法中梯度求解的困难^[10]以及经典粒子群优化(PSO)中的早熟收敛问题^[11],将 Zhan 等^[12]提出的自适应粒子群优化(APSO)算法^[12]引入磁定位解算中。该算法可根据粒子群的聚合程度,自动调节优化参数,快速得到全局最优解。相对于上述两种传统方法,APSO既能有效避免磁定位中因误差函数不连续所引发的收敛发散问题,也能减轻最优解搜索过程中由粒子随机行为所引发的定位输出的不确定性,因而适合定位结果的实时精确解算。

2 定位原理

2.1 永磁体的多磁偶极子模型

2.1.1 永磁体的磁偶极子近似

如图2所示,一个高度为 $2L$ 、半径为 R 且磁化强度为 M 的圆柱永磁体被放置在参考坐标系 $O-XYZ$ 中。磁体几何中心 C 的坐标为 (x_o, y_o, z_o) ;同时,磁体与 Z 轴夹角为 θ ,且其在 OXY 平面上的投影与 X 轴夹角为 φ 。由此可知,该磁体的轴线所对应方向矢量为

$$\mathbf{e} = (e_x, e_y, e_z) = (\sin \theta \cdot \cos \varphi, \sin \theta \cdot \sin \varphi, \cos \theta). \quad (1)$$

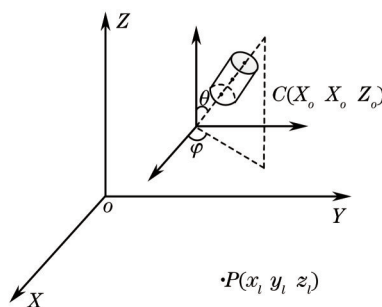


图1 参考坐标系下的圆柱形永磁体

Fig.1 Cylindrical magnet in the earth frame refernece coordinate

通常将上述永磁体近似成一个位于其几何中心处的点磁偶极子,该磁偶极子在观测点 $P(x_i, y_i, z_i)$ 的磁感应强度为 $\mathbf{B} = (B_x, B_y, B_z)$ ^[10],其中:

$$B_x = \frac{\mu_0 R^2 LM}{2r^5} \left\{ e_x [2(x_i - x_o)^2 - (y_i - y_o)^2 - (z_i - z_o)^2] + 3e_y (x_i - x_o)(y_i - y_o) + 3e_z (x_i - x_o)(z_i - z_o) \right\}, \quad (2)$$

$$B_y = \frac{\mu_0 R^2 LM}{2r^5} \left\{ e_y [2(y_i - y_o)^2 - (x_i - x_o)^2 - (z_i - z_o)^2] + 3e_x (x_i - x_o)(y_i - y_o) + 3e_z (y_i - y_o)(z_i - z_o) \right\}, \quad (3)$$

$$B_z = \frac{\mu_0 R^2 LM}{2r^5} \left\{ e_z [2(z_i - z_o)^2 - (y_i - y_o)^2 - (x_i - x_o)^2] + 3e_x (x_i - x_o)(z_i - z_o) + 3e_y (y_i - y_o)(z_i - z_o) \right\}, \quad (4)$$

$$r = \sqrt{(x_i - x_o)^2 + (y_i - y_o)^2 + (z_i - z_o)^2}. \quad (5)$$

综合(1)~(5)式,可将等效磁偶极子在观测点的磁感应强度表示为磁体几何中心坐标 (x_o, y_o, z_o) ,磁体姿态角 (φ, θ) ,观测点坐标 (x_i, y_i, z_i) 及磁体半高 L 的函数,记为

$$\mathbf{B} = b(x_o, y_o, z_o, \varphi, \theta, x_i, y_i, z_i, L). \quad (6)$$

上述近似方法存在误差。原则上,为保证磁偶极子模型的精度,观测距离 r 应为磁体半高 L 的 20 倍以上^[10],且为磁体半径 R 的 10 倍以上^[5]。该限制条件表明,当观测距离与磁体半径的关系满足时,磁体的半高越小,其对应磁偶极子模型的有效范围就越大。

2.1.2 多磁偶极子模型

对于上述圆柱磁体,可将其视为由 N 个尺寸相同的子磁体沿轴向磁通顺次紧密排布而成。由于各子磁体的磁场恒定,根据麦克斯韦方程组,它们之间的磁场分布不会相互影响。

从圆柱磁体的顶端开始为各子磁体编号,号码为 1 到 N 。此 N 个子磁体的轴线相互重合,且对应方向矢量 \mathbf{e} 可直接由(1)式得到。对于第 $k(k=1,2,\dots,N)$ 个子磁体,其几何中心坐标 $(x_k \ y_k \ z_k)$ 可表示为

$$x_k = x_o + \frac{L}{N}(2k - 1 - N)e_x, \quad (7)$$

$$y_k = y_o + \frac{L}{N}(2k - 1 - N)e_y, \quad (8)$$

$$z_k = z_o + \frac{L}{N}(2k - 1 - N)e_z. \quad (9)$$

对每个子磁体进行磁偶极子近似。考虑到子磁体的半高均为 L/N ,根据(6)式,由第 k 个子磁体在观测点 P 产生的磁感应强度为

$$\mathbf{B}_k = b\left(x_k, y_k, z_k, \varphi, \theta, x_l, y_l, z_l, \frac{L}{N}\right). \quad (10)$$

子磁体队列在观测点产生的总磁感应强度 \mathbf{B}_s 为各子磁体磁感应强度的加和,即

$$\mathbf{B}_s = \sum_{k=1}^N \mathbf{B}_k = \sum_{k=1}^N b\left(x_k, y_k, z_k, \varphi, \theta, x_l, y_l, z_l, \frac{L}{N}\right). \quad (11)$$

同样,为保证近似模型的有效性,观测距离 r 应为各子磁体半高 L/N 的 20 倍以上,即为圆柱磁体半高 L 的 $20/N$ 倍以上。该限定条件比原单磁偶极子模型的限定条件更为宽松,因而拓宽了近似模型的有效范围。

2.2 定位算法

2.2.1 定位方程的构造

在定位空间中布置 M 个位置已知的磁强计,并通过它们对固定于内镜前端的圆柱磁体磁场进行测量。其中,第 $j(j=1,2,\dots,M)$ 个磁强计的坐标为 $(x_j \ y_j \ z_j)$,且其测得的磁体磁场与地磁场的和值为 \mathbf{B}_j 。通过多磁偶极子模型对磁体磁场进行近似,由 2.1 节内容可得

$$\mathbf{B}_j = \sum_{k=1}^N b\left(x_k, y_k, z_k, \varphi, \theta, x_j, y_j, z_j, \frac{L}{N}\right) + \mathbf{B}_E, \quad (12)$$

式中 \mathbf{B}_E 为参考坐标系下的地磁场矢量。

联立 M 个传感器对应的矢量方程,即可求得磁体的中心坐标 $(x_o \ y_o \ z_o)$ 与姿态角 $(\varphi \ \theta)$ 。

2.2.2 定位方程的求解

采用 APSO 算法^[12]对(12)式求解。规定种群规模为 n ,其中,第 $i(i=1,2,\dots,n)$ 个粒子可表示为位置向量 $\mathbf{X}_i = (x_i \ y_i \ z_i \ \varphi \ \theta)_i$,且其对应速度向量为 \mathbf{V}_i 。根据 APSO 一般公式,有第 k 次迭代所对应的更新方程为

$$\mathbf{V}_i^{k+1} = \omega(f^k) \cdot \mathbf{V}_i^k + c_1(f^k) \cdot r_1(\mathbf{P}_i^k - \mathbf{X}_i^k) + c_2(f^k) \cdot r_2(\mathbf{P}_g^k - \mathbf{X}_i^k), \quad (13)$$

$$\mathbf{X}_i^{k+1} = \mathbf{X}_i^k + \mathbf{V}_i^{k+1}. \quad (14)$$

与经典 PSO 不同,在 APSO 中,惯性权重 ω 与加速度因子 c_1 、 c_2 均非定值,而是关于当前进化因子 f^k 的函数。进化因子表征了当前粒子群的聚合程度;根据聚合程度不同,APSO 能够自动调整各优化参数,以获取全局最优解。各参数与进化因子的具体对应关系已在文献[12]中得到了充分的讨论,这里不再赘述。

3 实验与分析

基于永磁体的手术导航系统如图 2(a)所示。系统采用高度为 20 mm,半径为 5 mm 的钕铁硼磁体作为前端;16 个作为测量单元的 HMC-5983 磁强计被布置于同一玻璃平板上。单片机(MCU)通过 I²C 总线顺次采

集每个磁强计的传感输出,并通过串口将其上传至个人计算机(PC),以完成定位结果解算。为获取磁体的标准位置与姿态,设计了如图2(b)所示的标准定位板。通过机械固定,前端磁体可被锁紧在标准定位板上的一系列坐标已知的位置。

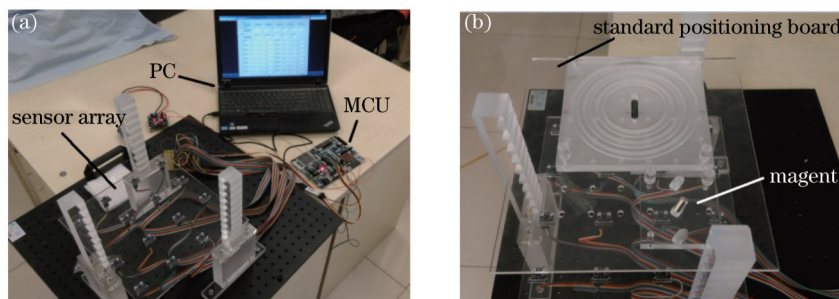


图2 磁定位系统与标准定位板。(a) 磁定位系统; (b) 标准定位板

Fig.2 Magnetic tracking system and standard positioning board. (a) Magnetic tracking system; (b) standard positioning board

3.1 多磁偶极子模型精度实验

实验旨在评估多磁偶极子模型的精度表现。固定磁强计,并从其量程极限位置开始,向远处移动磁体。记录移动过程中磁体的真实姿态位置以及对应磁强计输出。分别设定子磁体数目为1到4,并构建对应的多磁偶极子模型。在不同位置下,分别计算模型等效磁场矢量与传感器输出矢量的欧式距离,作为模型的绝对误差,并由此得到其相对误差。

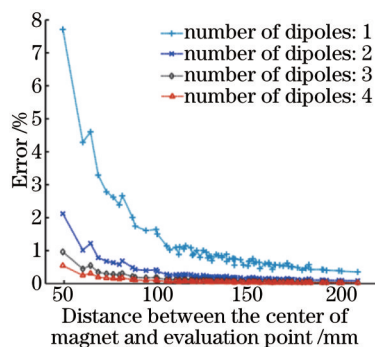


图3 多磁偶极子模型相对误差

Fig.3 Relative errors in multi-dipole model

多磁偶极子模型相对误差如图3所示。可以看出,无论子磁偶极子的数目如何选取,在磁强计与磁体的距离增大过程中,模型的误差在趋势上都会逐渐减小。同时,在同一距离上,子磁体的数目越多,等效模型的精度就越高。按照惯例,定义距磁体几何中心 $20L$ 以内的范围为磁体的近场区域^[10]。可以看出,传统的单磁偶极子模型($N=1$)在近场区域的误差大于0.5%,且会随着距离的减小而继续上升。但是,多磁偶极子模型($N=4$)误差能够将近场区域的误差控制在0.5%以内。可将0.5%的误差作为磁体模型有效性的判据^[5];因此,多磁偶极子模型能够保证自身在近场区域内的有效性。相对于传统单磁偶极子等效,新方法拓宽了模型的有效范围。

3.2 基于多磁偶极子模型的磁定位实验

实验旨在测试基于多磁偶极子模型与APSO算法的磁定位方法输出精度。如图2(b)所示,将磁体固定于标准定位板,并设置定位板与传感器固定平板的间距分别为70、90、110、130、150 mm。在每个间距上,对磁体定位99次,得到每次定位的位置输出与姿态角输出。实验过程中,以基于单磁偶极子模型与L-M收敛的传统定位方法^[5]作为对比,并分别统计两种方法在不同间距上的位置均方根误差(RMSE)与姿态角均方根误差。

定位误差如表1所示。由表1可知,当标准定位板与传感器固定平板距离较近时(两者间距为70 mm),由于多磁偶极子模型在磁体近场区域的良好精度表现,较传统方法,新方法的位置误差降低了31.6%,姿态误差降低了24.4%。当两平板间间距增大时,各传感器距磁体的距离会相应增大。由图3可知,此时多磁偶极子模型的精度优势将逐渐缩小;因而,多磁偶极子模型带来的定位精度提升效果会随之减弱。当定位板距传感器固

定平板距离较远时(两者间距为 150 mm),较传统方法,位置误差降低了 15.5%,姿态误差降低了 10.5%。

表 1 本文方法与传统方法的定位误差比较

Table 1 Comparison of position error in the proposed method and traditional method

Distance between the two plates /mm	70	90	110	130	150
Position error of the proposed method /mm	3.249	3.099	2.638	2.459	2.196
Position error of traditional method /mm	4.750	4.115	3.352	2.898	2.536
Orientation error of the proposed method	3.017°	2.612°	2.238°	1.983°	1.722°
Orientation error of traditional method	3.988°	3.360°	2.623°	2.178°	1.924°

4 结 论

针对磁定位中单磁偶极子模型近场定位精度降低的问题,提出了一种新的多磁偶极子模型。该等效方法提高了磁体近场区域的定位精度,拓宽了模型的有效范围。结合自适应的粒子群优化算法,多磁偶极子模型可直接用于定位结果解算中。经实验,相对于经典磁定位算法,当磁体距离传感阵列较近时,可减小 31.6%的位置误差和 24.4%的姿态误差。当磁体远离传感阵列后,仍可减小 15.5%的位置误差与 10.5%的姿态误差。

参 考 文 献

- 1 C Jenssen. Diagnostic endosonography—state of the art 2009[J]. Endoskopie Heute, 2009, 22(2): 89–104.
- 2 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.
- 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 W Yang, C Hu, M Li, *et al.*. A new tracking system for three magnetic objectives[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2010, 46(12): 4023–4029.
- 6 H T Sen, P Kazanzides. Particle filtering to improve the dynamic accuracy of electromagnetic tracking[J]. Sensors, 2013 IEEE, 2013: 1–4.
- 7 X Guo, C Song, R Yan. Optimization of multilayer cylindrical coils in a wireless localization system to track a capsule-shaped micro-device[J]. Measurement, 2013, 46(1): 117–124.
- 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镜手术的多传感融合定位方法[J]. 中国激光, 2014, 41(12): 1204001.
- 9 P Swain, A Toor, F Volke, *et al.*. Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans (with videos)[J]. Gastrointestinal Endoscopy, 2010, 71(7): 1290–1293.
- 10 X Wang, Meng M Q H, C Hu. A localization method using 3-axis magnetoresistive sensors for tracking of capsule endoscope[J]. 28th Annual International Conference of the IEEE, 2006: 2522–2525.
- 11 X Guo, C Wang, R Yan. An electromagnetic localization method for medical micro-devices based on adaptive particle swarm optimization with neighborhood search[J]. Measurement, 2011, 44(5): 852–858.
- 12 Z Zhan, J Zhang, Y Li, *et al.*. Adaptive particle swarm optimization[J]. Systems, Man, and Cybernetics, Part B: Cybernetics, IEEE Transactions on, 2009, 39(6): 1362–1381.

栏目编辑: 苏 岑