http://bhxb.buaa.edu.cn jbuaa@buaa.edu.cn
DOI: 10.13700/j.bh.1001-5965.2018.0162

基于薄板样条函数的电磁定位系统位姿校正方法

关少亚[1], 孟偲[2,3,*], 万元宇[4], 贾佳[4], 王田苗[1,3], 郑莉芳[4]

(1. 北京航空航天大学 机械工程及自动化学院, 北京 100083; 2. 北京航空航天大学 宇航学院, 北京 100083;
3. 北京航空航天大学 生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100083; 4. 北京科技大学 机械工程学院, 北京 100083)

摘 要: 电磁定位系统(EM)凭借其精度高、反应灵活、操作简便、价格便宜以及无遮挡效应等优点,被广泛应用于各种需要进行跟踪定位的领域。在介入手术中,EM 可以很好地解决因人体组织对介入器械的遮挡而无法进行精确光学定位的问题,能够对介入器械的位姿进行精确定位。但 EM 是通过电磁感应原理对介入器械进行跟踪定位,因此手术环境中存在的铁磁性物质产生的干扰磁场会导致 EM 的磁场产生畸变,从而影响其定位精度。对 EM 的定位原理进行了分析,通过分析 EM 受干扰前后传感器在相同位置的位姿变化,提出一种基于薄板样条函数的电磁定位系统校正方法,对 EM 受干扰后的位姿进行校正,并通过实验验证该方法的有效性。

关 键 词: 电磁定位; 介入手术; 磁场畸变; 位姿校正; 薄板样条函数
中图分类号: TP242.3
文献标识码: A **文章编号**: 1001-5965(2018)11-2350-06

电磁定位系统(Electromagnetic tracking system, EM)是利用电磁感应原理测量位姿的空间定位装置,由磁场发生器、信号接收器和数据处理模块组成。EM 具有精度高、反应灵活、操作简便、价格便宜以及无遮挡效应等优点,被广泛应用于医学领域手术器械的跟踪定位[1-4]。将 EM 与计算机断层扫描(Computed Tomography, CT)图像、X-ray 图像、超声图像以及光学图像等结合可以对穿刺手术中穿刺器械的跟踪定位[5-6]以及血管介入手术中对介入器械的实时追踪[7-11]等。

铁磁性物质会对 EM 的工作磁场产生干扰,造成对医疗器械的定位误差,因此在不同的使用环境下,必须对 EM 的误差进行定量分析并对 EM 进行标定[12-15]。为了提高三维电磁导航系统的定位精度,Boutaleb 等设计出一种60 mm×60 mm×15 mm 的可移动标定块,对穿刺手术中的穿刺针的位置和姿态误差进行定量分析,进而提高 EM 对穿刺针的定位精度[16]。Kwartowitz 等设计出一种用于测量定位系统空间定位误差的平面模型,并用该模型测量了电磁跟踪系统的定位精度[17]。Gergel 等将一个三脚架并行机械臂作为标定机器人,将 EM 的传感器固定在机械臂末端并设计程序同时自动采集机械臂及 EM 测量的位姿,通过比较二者的差异来测定 EM 的定位精度[18]。Atuegwu 和 Galloway 基于乐高和布孔均匀的亚克力板设计的定位精度测量模型,通过点的空间几何位置和放置于该点的 EM 传感器的测量值计算基准定位误差(Fiducial Localization Error, FLE),通过 FLE 来衡量 EM 的定位精度[19]。

虽然上述学者采用多种不同的方法对 EM 的误差进行测量,并对 EM 进行标定。但是到目前为止还没有一种行之有效的、可用于临床的校正

收稿日期: 2018-03-27; **录用日期**: 2018-05-25; **网络出版时间**: 2018-06-19 16:17
网络出版地址: kns.cnki.net/kcms/detail/11.2625.V.20180615.0838.001.html
基金项目: 国家自然科学基金 (61533016)
* **通信作者**. E-mail: tsai@buaa.edu.cn

引用格式: 关少亚, 孟偲, 万元宇, 等. 基于薄板样条函数的电磁定位系统位姿校正方法[J]. 北京航空航天大学学报, 2018, 44(11): 2350-2355. GUAN S Y, MENG C, WAN Y Y, et al. A thin plate spline based method for correction of position and posture of electromagnetic tracking system[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2018, 44(11): 2350-2355 (in Chinese).

方法对 EM 在手术过程中受干扰后的位姿进行实时校正。基于此,本文提出一种基于薄板样条函数(Thin Plate Spline, TPS)的 EM 位姿校正方法,通过同时测量磁场空间 16 个点受干扰前后的位姿,对 EM 整个工作空间内测量点的位姿误差进行校正,并通过多组实验对本文提出的方法进行验证。

1　理论分析

1.1　干扰情况

EM 在无干扰时,其定位原理如下:磁场发生器在特定区域产生已知磁场,电磁传感器进入磁场区域后,会影响其位置周围的磁场分布产生电信号,数据处理模块根据信号接收器传回的信号进行计算得出传感器的位置信息(x, y, z)和姿态信息(α,β,γ)。

设发射矩阵为$\boldsymbol{f}_{\mathrm{t}}$,磁场中位置以球坐标($\rho$,$\varphi$,$\psi$)表示的传感器获得的接收矩阵为$\boldsymbol{f}_{\mathrm{r}}$,则由接收矩阵到发射矩阵的变换满足:

$$\boldsymbol{f}_{\mathrm{r}} = \frac{\boldsymbol{G}}{\rho^3}\boldsymbol{M}\boldsymbol{A}\boldsymbol{f}_{\mathrm{t}} \tag{1}$$

式中:$\boldsymbol{G}$ 为系统增益;ρ 为接收矩阵到发射矩阵的定位距离;$\boldsymbol{A}$ 为位置变换矩阵;$\boldsymbol{M}$ 为姿态变换矩阵。通过 $\boldsymbol{M}$ 和 $\boldsymbol{A}$ 即可通过传感器内置函数计算该点的位置(x,y,z)及姿态(α,β,γ)。

当受到金属物质干扰时,磁场发生器发射的磁场在金属材料内产生涡流,激发二次磁场,使得磁场产生畸变,从而使计算得到的位置变换矩阵 $\boldsymbol{A}$ 和姿态变换矩阵 $\boldsymbol{M}$ 发生变化,最终导致测得位姿参数(x,y,z)和(α,β,γ)出现误差。在临床使用中,手术室中存在铁磁性的手术刀等会对 EM 定位产生干扰的手术器械,因此本文需要对 EM 受干扰后的位姿进行校正。基于此,笔者提出 1.2 节的校正模型,对 EM 受干扰后测得的位姿进行校正。NDI Aurora 电磁跟踪系统组成,如图 1所示。

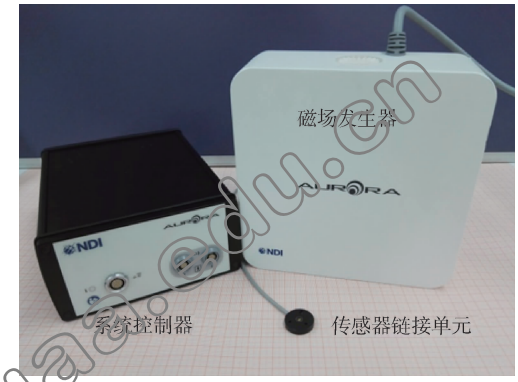


图 1　NDI Aurora 电磁跟踪系统组成

Fig. 1　Composition of NDI Aurora electromagnetic tracking system

1.2　校正模型

1.2.1　控制点选取

能够在不影响实际手术环境的情况下选取尽可能的少的采样点才能减少 EM 对手术环境的干扰,满足临床使用要求。同时,控制点的选取还受到 EM 工作空间大小的影响,控制点的分布要与 EM 实际工作空间大小相当。本文通过在 EM 工作空间中选取 16 个点,其中 8 个点分布在磁场发射器近端,另外 8 个分布在磁场发生器远端。通过分析 16 个点受干扰前后位姿的变化来拟合整个 EM 空间受干扰后的位姿变化函数。控制点受干扰前后的位姿分别记为 $\boldsymbol{P}$ 和 $\boldsymbol{Q}$:

$$\boldsymbol{P} = \{\boldsymbol{P}_i \mid \boldsymbol{P}_i = (x_i, y_i, z_i, \alpha_i, \beta_i, \gamma_i),\ i = 1,2,\cdots,16\}$$

$$\boldsymbol{Q} = \{\boldsymbol{Q}_i \mid \boldsymbol{Q}_i = (x_i, y_i, z_i, \alpha_i, \beta_i, \gamma_i),\ i = 1,2,\cdots,16\}$$

1.2.2　薄板样条插值

根据 2 个点集中控制点的特定对应性,在 d 维空间中找到一个合适的变形函数 f,使得罚函数 J 最小,同时满足插值条件:

$$f(\boldsymbol{P}_i) = \boldsymbol{Q}_i \qquad i = 1,2,\cdots,16 \tag{2}$$

罚函数用来描述变形的平滑度和不规则性,为了保证高阶平滑,罚函数一般都包括高阶导数。在三维空间中,薄板样条函数的罚函数可以表示为式(3)所示。

$$J(f) = \sum_{j=1}^{3}\iiint_{\mathbf{R}^3}\left[\left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial u^2}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial v^2}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial z^2}\right)^2 + 2\left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial u\partial v}\right)^2 + 2\left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial v\partial z}\right)^2 + 2\left(\frac{\partial^2 f_j}{\partial u\partial z}\right)^2\right]\mathrm{d}u\mathrm{d}v\mathrm{d}z \tag{3}$$

为使得罚函数值最小,即薄板样条函数具有最好的光滑性和规则性时,TPS 插值函数可以描述为[20]

$$f(\boldsymbol{x}) = \boldsymbol{c} + \boldsymbol{a}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{x} + \boldsymbol{w}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{s}(\boldsymbol{x}) \tag{4}$$

$$\boldsymbol{s}(\boldsymbol{x}) = (\sigma(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{x}_1), \sigma(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{x}_2), \cdots, \sigma(\boldsymbol{x}-\boldsymbol{x}_N))^{\mathrm{T}} \tag{5}$$

$$\sigma(\boldsymbol{x}) = \|\boldsymbol{x}\|_2^2 \lg\|\boldsymbol{x}\|_2 \tag{6}$$

式中:D_1 为自变量 $\boldsymbol{x}$ 的维度;D_2 为函数值的维度;下标 N 为控制点个数;$\boldsymbol{c} \in \mathbf{R}^{D_2\times 1}$;$\boldsymbol{a} \in \mathbf{R}^{D_1\times D_2}$;$\boldsymbol{w} \in \mathbf{R}^{N\times D_1}$。在插值条件式(2)以及边界条件:

$$\sum_{k=1}^{N} w_k = 0 \tag{7}$$

http://bhxb.buaa.edu.cn

$$\sum_{k=1}^{N} x_k^d w_k = 0 \qquad d = 1,2,\cdots,D_1 \tag{8}$$

的约束下，可以将上述问题转化为矩阵的形式求解：

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{S} & \boldsymbol{1}_N & \boldsymbol{P} \\ \boldsymbol{1}_N^{\mathrm{T}} & 0 & \boldsymbol{0} \\ \boldsymbol{P}^{\mathrm{T}} & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \boldsymbol{w}_d \\ \boldsymbol{c}_d \\ \boldsymbol{a}_d \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{Q}_d \\ 0 \\ \boldsymbol{0} \end{bmatrix} \qquad d = 1,2,\cdots,D_1 \tag{9}$$

式中：$\boldsymbol{S}$ 为 $N \times N$ 的方阵，$S_{ij} = \sigma(x_i - x_j)$；$\boldsymbol{1}_N$ 表示值全为 1 的 N 维列向量。通过求解 $\boldsymbol{w}$、$\boldsymbol{c}$ 和 $\boldsymbol{a}$，求得 EM 工作空间内的点受干扰前后位姿变化规律，从而对工作空间内所有点受干扰后的位姿进行校正。

1.2.3 校正结果分析

校正结果定量的用检测点校正前后的位姿参数的平均变化量以及均方根误差（Root Mean Square error，RMS）来衡量。

$$\mathrm{RMS_t} = \frac{1}{K}\sum_{k=1}^{K} \left\| (\Delta x_k, \Delta y_k, \Delta z_k) \right\|_2 \tag{10}$$

$$\mathrm{RMS_r} = \frac{1}{K}\sum_{k=1}^{K} \left\| (\Delta \alpha_k, \Delta \beta_k, \Delta \gamma_k) \right\|_2 \tag{11}$$

式中：K 为检测点个数；$\mathrm{RMS_t}$ 和 $\mathrm{RMS_r}$ 分别为位置及姿态平均误差。

2 实验验证

2.1 模型设计

如图 1 所示，试验用磁场发生器为 NDI Aurora 方盒型磁场发生器，接收器为直径为 25 mm 的圆盘形六自由度（$x,y,z,\alpha,\beta,\gamma$）定位线圈。磁场接收器与带有定位销的放置架固定，保证实验过程中接收器重复测量同一的位置的位姿不会发生变化。

设计实验用校正模型如图 2 及图 3 所示，其中亚克力板上红框内均布 10 × 10 共 100 个定位孔，用以固定与磁场接收器固连的磁场接收器放置架。

2.2 校正实验及结果

2.2.1 同一平面不同干扰位置校正结果

固定一块带有定位孔的亚克力板，将干扰源（手术刀柄）固定到 4 个不同的位置（A，B，C，D），实验中为保证干扰的随机性，A，B，C，D 以及待测点位置相对于磁场发生器均不对称，如图 2 所示。在每个干扰位置测量 10 行 10 列共 100 个点（如图 2红框所示）受干扰前后的位置及姿态误差，并通过 TPS 函数对干扰前后的误差进行校正。校正后各参数相对于校正前的平均位姿误差用

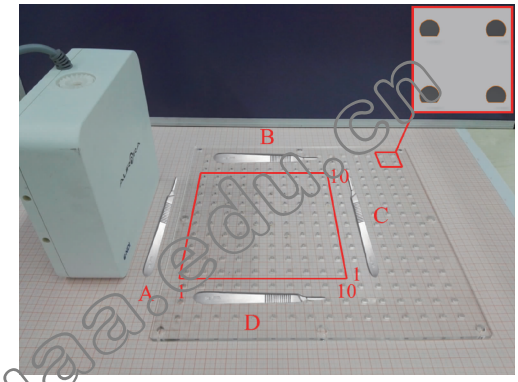


图 2 同一平面不同干扰位置实验设计

Fig. 2 Experimental design of interference in different positions on the same plane

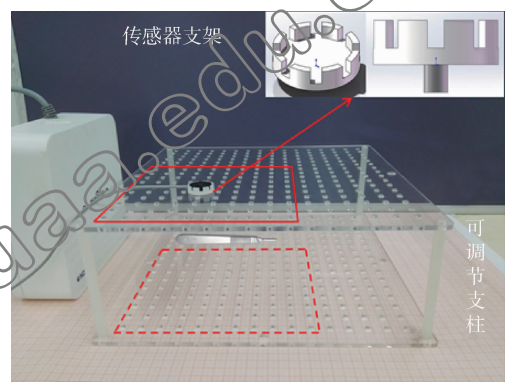


图 3 同一干扰位置空间校正实验设计

Fig. 3 Experimental design of correction in space for the same interference position

（$\Delta x,\Delta y,\Delta z,\Delta\alpha,\Delta\beta,\Delta\gamma$）来表示。绘制受干扰后位置误差 Δr 及姿态误差 Δw 如图 4 所示，图中水平面的 2 个坐标轴上的 1 ~ 10 用来对应图 2 中 100 个点的位置，$\Delta r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$，$\Delta w = \sqrt{\Delta\alpha^2 + \Delta\beta^2 + \Delta\gamma^2}$。

从测量的 100 个点中选取距离磁场发生器最近及最远各 8 个点，用以计算 TPS 函数；剩余的 82 个点作为检测点，用求得的 TPS 函数对其受干扰后的位姿进行校正，并从中选取受干扰最大区域内的 20 个点计算校正前后的位姿的变化及 RMS，用以衡量校正结果的优劣，计算结果如表 1 所示。

2.2.2 同一干扰位置空间校正结果

为了验证本文提出的校正方法在空间中的校正效果，将干扰源固定到图 2 中的 B 位置，按照图 3 中的方式调节支柱的高度，在 0、30 和120 mm 的 3 个高度位置测量与图 2 中红框位置相对应的 100 个点受干扰前后位姿的变化。并从测量的 300 个点中选取距离磁场发生器最近及最远各 8 个点，用以计算 TPS 函数，剩余的 284 个点作

http://bhxb.buaa.edu.cn

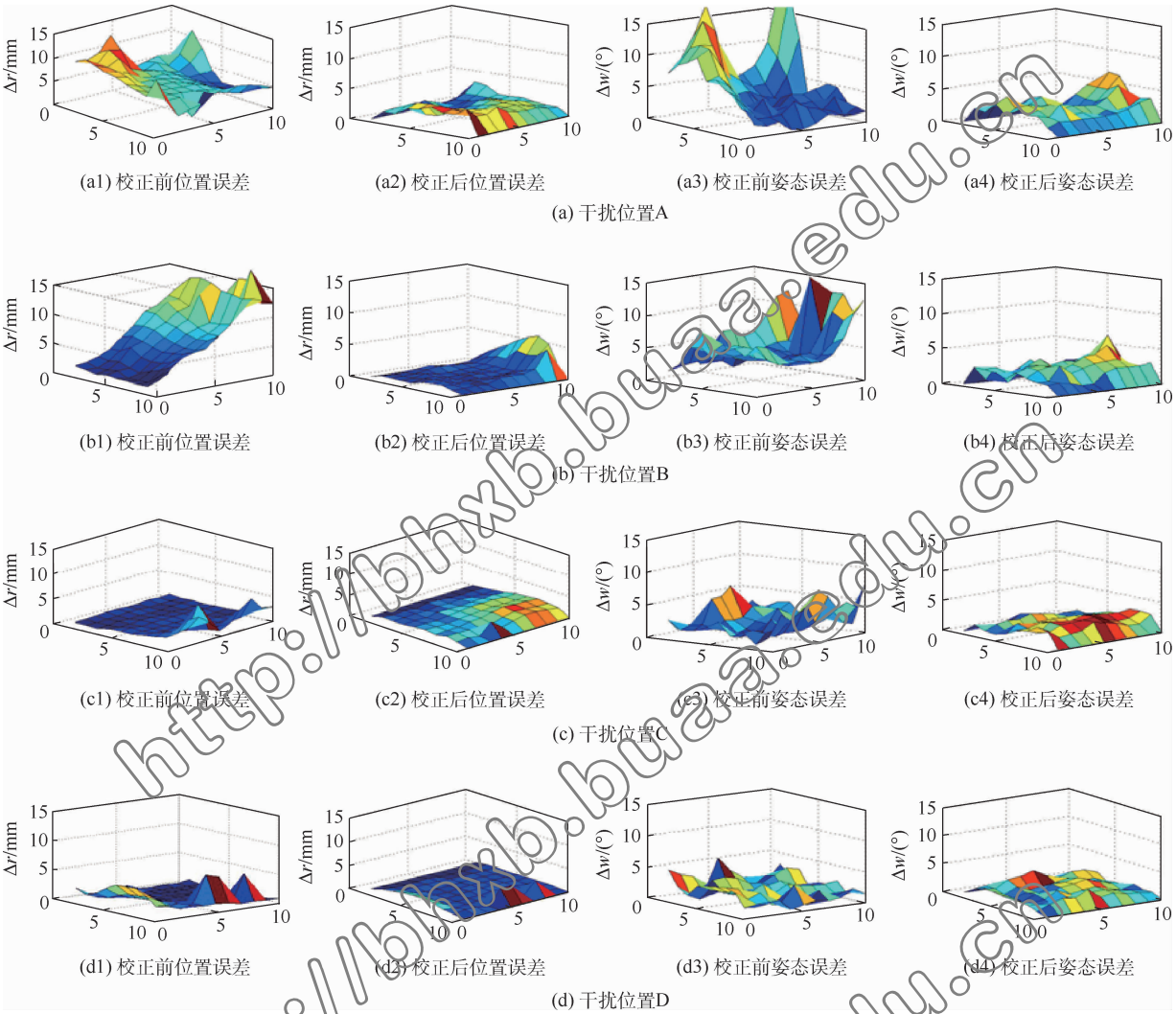


图 4　同一平面不同干扰位置校正前后位置及姿态误差对比

Fig. 4　Comparison of position and posture errors before and after correction of different interference positions on the same plane

表 1　同一平面不同干扰源校正结果

Table 1　Correction results of different interferences on the same plane

干扰位置	Δx/mm	Δy/mm	Δz/mm	$\Delta\alpha$/(°)	$\Delta\beta$/(°)	$\Delta\gamma$/(°)	RMS_t/mm	RMS_r/(°)
A(校正前)	2.210	1.906	6.414	5.977	1.739	4.752	7.533	8.147
A(校正后)	0.715	0.841	0.604	0.872	0.862	0.838	1.447	1.642
B(校正前)	7.730	4.542	3.215	3.826	3.158	2.154	9.913	5.873
B(校正后)	0.697	0.995	0.909	0.845	1.615	0.889	1.665	2.136
C(校正前)	0.697	1.824	1.560	2.191	2.538	1.690	2.661	4.010
C(校正后)	0.383	1.209	0.765	1.722	1.019	0.755	1.708	2.356
D(校正前)	1.607	0.534	1.204	0.897	1.081	1.723	2.157	2.383
D(校正后)	0.317	0.177	0.420	0.368	0.564	0.445	0.604	0.901

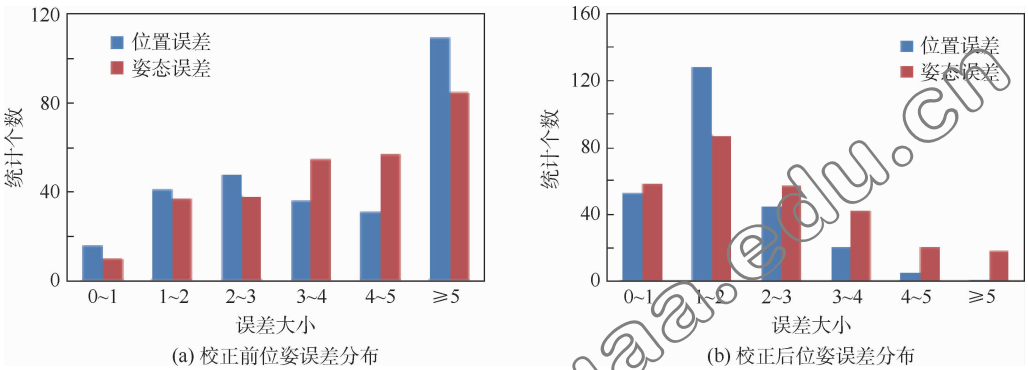
为检测点,统计 284 个点校正前后位置误差 Δr 以及姿态误差 Δw 的分布情况,如图 5 所示。并从中选取受干扰最大区域内的 20 个连续的点计算校正前后的位姿的变化及 RMS,用以衡量校正结果的优劣,校正结果如表 2 所示。

3　实验结果分析

同一平面不同干扰位置的实验结果可知干扰源距离磁场发射器越近,对测量结果的干扰越大;干扰源处于靠近工作空间中心位置比处于边缘位置对测量结果的影响更为显著。同时由图 4 以及表 1 可知,当磁场受干扰后,本文提出的方法可以得到较高的校正精度,校正后的位置误差可以控制在 2 mm 以内,姿态误差可以控制在 2°以内。

同一干扰下,用本文提出的方法对受干扰后整个工作空间内的300个点进行校正,校正后的

http://bhxb.buaa.edu.cn



(a) 校正前位姿误差分布　　(b) 校正后位姿误差分布

位置误差单位为 mm;姿态误差单位为(°)。

图 5　同一干扰位置空间校正前后位姿误差分布统计

Fig. 5　Statistics of position and posture error distribution before and after correction in space for the same interference position

表 2　同一干扰源空间校正结果

Table 2　Correction results of the same interference in space

校正前后	Δx/mm	Δy/mm	Δz/mm	$\Delta\alpha$/(°)	$\Delta\beta$/(°)	$\Delta\gamma$/(°)	RMS_t/mm	RMS_r/(°)
校正前	7.910	9.046	3.328	3.074	2.932	2.398	9.602	5.577
校正后	1.024	0.772	1.331	1.889	1.182	1.782	2.184	3.042

位置和姿态误差也可以控制在 2 mm 及 2°以内。由图 5 所示的校正前后

位姿误差分布统计直方图可知,校正后多数检测点的位置和姿态误差大小均落在 0 ~3 范围内,校正结果显著。

4　结　论

本文提出一种基于少量点的 EM 定位系统位姿误差校正方法,并设计实验对不同干扰位置同一平面以及同一干扰位置空间内的点的位姿进行校正,均得到明显的校正结果,证明本文提出的方法对于 EM 定位系统的位姿校正的有效性。

参考文献(References)

[1] FRANZ A M, HAIDEGGER T, BIRKFELLNER W, et al. Electromagnetic tracking in medicine: A review of technology, validation, and applications[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2014, 33(8): 1702-1725.

[2] BIRKFELLNER W, WATZINGER F, WANSCHITZ F, et al. Calibration of tracking systems in a surgical environment[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, 17(5): 737-742.

[3] PÉRIÉ D, TATE A J, CHENG P L, et al. Evaluation and calibration of an electromagnetic tracking device for biomechanical analysis of lifting tasks[J]. Journal of Biomechanics, 2002, 35(2): 293-297.

[4] 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]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2009, 28(6): 951-967.

[5] SHAHRIARI N, HEKMAN E, OUDKERK M, et al. Design and evaluation of a computed tomography (CT)-compatible needle insertion device using an electromagnetic tracking system and CT images[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery, 2015, 10(11): 1-8.

[6] HARISH V, BAKSH A, UNGI T, et al. Measurement of electromagnetic tracking error in a navigated breast surgery setup[C]// Medical Imaging 2016, Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling. Bellingham: International Society for Optics and Photonics, 2016: 1-8.

[7] LUND K T, TANGEN G A, MANSTAD H F. Electromagnetic navigation versus fluoroscopy in aortic endovascular procedures: A phantom study[J]. International Journal of Computer Assisted Radiology & Surgery, 2016, 12(1): 1-7.

[8] VILLAGRAN C R T, IKEDA S, FUKUDA T, et al. Catheter insertion path reconstruction with autonomous system for endovascular surgery[C]// Computational Intelligence in Robotics and Automation, 2007. Piscataway, NJ: IEEE Press, 2007: 398-403.

[9] TERCERO C, IKEDA S, UCHIYAMA T, et al. Autonomous catheter insertion system using magnetic motion capture sensor for endovascular surgery[J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2007, 3(1): 52-58.

[10] FU Y L, GAO A, LIU H, et al. The master-slave catheterisation system for positioning the steerable catheter[J]. International Journal of Mechatronics and Automation, 2011, 1(3-4): 143-152.

[11] LIU H, FU Y L, ZHOU Y Y, et al. An in vitro investigation of image-guided steerable catheter navigation[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2010, 224(8): 945-954.

[12] FISCHER G S, TAYLOR R H. Electromagnetic tracker measurement error simulation and tool design[C]// International

http://bhxb.buaa.edu.cn

Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. Berlin:Springer,2005:73-80.

[13] IKITS M,BREDERSON J D,HANSEN C D,et al. An improved calibration framework for electromagnetic tracking devices[C]// Proceedings IEEE Virtual Reality 2001. Piscataway,NJ:IEEE Press,2001:63-70.

[14] TRAUB J,KAUR S,KNESCHAUREK P,et al. Evaluation of electromagnetic error correction methods[C]// Bildverarbeitung Für Die Medizin 2007. Berlin:Springer,2007:363-367.

[15] HIMBERG H,MOTAI Y,BRADLEY A. Interpolation volume calibration:A multisensor calibration technique for electromagnetic trackers[J]. IEEE transactions on Robotics,2012,28(5):1120-1130.

[16] BOUTALEB S,RACINE E,FILLION O,et al. Performance and suitability assessment of a real-time 3D electromagnetic needle tracking system for interstitial brachytherapy[J]. Journal of Contemporary Brachytherapy,2015,7(4):280-289.

[17] KWARTOWITZ D M,RETTMANN M E,HOLMES D R,et al. A novel technique for analysis of accuracy of magnetic tracking systems used in image guided surgery[C]// Medical Imaging 2010:Visualization,Image-Guided Procedures,and Modeling. International Society for Optics and Photonics. San Diego:SPIE Medical Imaging,2010:1-8.

[18] GERGEL I,GAA J,MÜLLER M,et al. A novel fully automatic system for the evaluation of electromagnetic tracker[C]// Medical Imaging 2012:Image-Guided Procedures,Robotic Interventions,and Modeling. International Society for Optics and Photonics. San Diego:SPIE Medical Imaging,2012:1-10.

[19] ATUEGWU N C,GALLOWAY R L. Volumetric characterization of the Aurora magnetic tracker system for image-guided transorbital endoscopic procedures[J]. Physics in Medicine & Biology,2008,53(16):4355-4368.

[20] BOOKSTEIN F L. Principal warps:Thin-plate splines and the decomposition of deformations[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence,2002,11(6):567-585.

作者简介:

关少亚　女,博士研究生。主要研究方向:医疗机器人导航系统。

孟偲　男,博士,副教授。主要研究方向:机器视觉、机器人智能系统。

A thin plate spline based method for correction of position and posture of electromagnetic tracking system

GUAN Shaoya[1], MENG Cai[2,3,*], WAN Yuanyu[4], JIA Jia[4], WANG Tianmiao[1,3], ZHENG Lifang[4]

(1. School of Mechanical Engineering and Automation, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China;
2. School of Astronautics, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China; 3. Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100083, China;
4. School of Mechanical Engineering, University of Science and Technology Beijing, Beijing 100083, China)

Abstract: Electromagnetic tracking system (EM) is widely used in various environments needing tracking or positioning, due to its high accuracy, flexible reaction, simple operation, cheap price and insensitivity to blocks. In vascular interventional surgery, EM performs well in clinical environment with inaccurate optical positioning due to tissue occlusion. However, EM suffers a lot from the principle of electromagnetic induction which makes it sensitive to ferromagnetic material, like steel. The magnetic field generated by ferromagnetic materials in the operation environment will cause the distortion of the magnetic field of EM, which affects the positioning accuracy seriously. In this paper, the positioning principle of EM is analyzed. By analyzing the position and orientation changes of sensors at the same position before and after the EM interference, a correction method of the electromagnetic tracking system based on the thin plate spline function is proposed to correct the position and posture of the EM after interference. The effectiveness of our method is verified by experiments.

Keywords: electromagnetic tracking; interventional surgery; magnetic field distortion; position and posture correction; thin plate spline

Received: 2018-03-27; **Accepted**: 2018-05-25; **Published online**: 2018-06-19 16:17

URL: kns.cnki.net/kcms/detail/11.2625.V.20180615.0838.001.html

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (61533016)

* **Corresponding author**. E-mail: tsai@buaa.edu.cn

http://bhxb.buaa.edu.cn