

胶囊内窥镜位置方向磁场定位技术的研究

胡超^{1,2} 宋霜^{2,3} 阳万安^{4,2} 孟庆虎^{5,2} 李抱朴^{5,2}

曾德文² 李萧萧^{2,3} 朱红梅^{2,3}

¹ (浙江大学宁波理工学院信息学院 宁波 315100)

² (中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

³ (中国科学院研究生院 北京 100049)

⁴ (宜宾学院计算机与信息科学系 宜宾 644000)

⁵ (香港中文大学电子系 香港)

摘要 胶囊内窥镜是极有潜力的新型胃肠道检查手段,但是目前的临床胶囊内窥镜产品还存在一些问题需要解决,其准确定位跟踪是关键之一。在各种可能的定位方法中,利用磁体的定位技术具有明显的优势:无需供电、占用胶囊空间小、可以连续跟踪、实时性强和无副作用。本文重点讨论基于磁场传感器阵列实现对胶囊中磁体进行定位的方法,通过算法和系统的优化设计,实现了以磁偶极子为数学模型的3维位置和2维方向实时定位跟踪。为了消除人体运动对胶囊跟踪的干扰影响,本文提出对胶囊和参考目标磁体同时定位的方法,也提出了对胶囊的3维位置和3维方向的全6维定位算法以开展三维重建和病变组织的准确测算。实验结果证明本系统可对胶囊内窥镜实现2~3mm精度的定位跟踪。

关键词 胶囊内窥镜;位置方向;磁定位技术

On the Magnetic Localization Techniques for Position and Orientation of the Capsule Endoscope

HU Chao^{1,2} SONG Shuang^{2,3} YANG Wan-an^{4,2} MENG Qing-hu^{5,2} LI Bao-pu^{5,2}

ZENG De-wen² LI Xiao-xiao^{2,3} ZHU Hong-mei^{2,3}

¹ (School of Information Science & Engineering, Ningbo Institute of Technology, Zhejiang University, Ningbo 315100)

² (Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055)

³ (Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049)

⁴ (Department of Computer & Information Sciences, Yibin University, Yibin, 644000)

⁵ (Department of Electronic Engineering, The Chinese University of Hong Kong, Hong Kong)

Abstract Wireless Capsule Endoscope (WCE) is a very promising tool for the examination of the gastrointestinal (GI) tract. However, there are some problems to be solved for the existed WCE, and one key problem is the accurate localization and tracking of the WCE. Among the possible localization methods, the magnet-based localization technique has its advantages: no need for power, not much space occupation, continuously tracking ability, and no negative effect. In this paper, we present the localization method for the magnet objective inside the WCE based on the magnetic sensor array outside the human body. Through the algorithm and system design we realize real time tracking of 3D position and 2D orientation of the magnet based on the magnetic dipole model. In order to overcome the interference of the human body movement, we propose the multi-magnets' localization method; also, the 3D positioning and 3D orientation method is proposed, which can be used to make the 3D recovery of the GI tract and the accurate computation of the physiological

胡超, 博导, 浙江大学宁波理工学院, 三江学者特聘教授, 研究方向为自动化、机器人控制和传感器技术。E-mail: chao.hu@siat.ac.cn。宋霜, 博士研究生, 研究方向为计算机应用和定位技术。阳万安, 副教授, 研究方向为医疗机器人、定位技术和图像处理。孟庆虎, 教授, IEEE Fellow, 研究方向为生物医学工程、机器人控制、自动化和传感器技术。李抱朴, 副研究员, 博导, 智能传感中心副主任, 研究方向为生物医学工程、图像处理和模式识别。曾德文, 硕士研究生, 科研助理, 研究方向为电子技术和嵌入式系统。李萧萧, 硕士研究生, 研究方向为嵌入式系统和传感器技术。朱红梅, 博士研究生, 研究方向为电子和传感器技术。

tissue parameters. The real experiments show that the proposed localization system can run well and obtain the accuracy with 2~3mm for the magnet.

Keywords capsule endoscope; position and orientation; magnetic localization and tracking technique

1 引 言

无线胶囊内窥镜（以下称胶囊内镜）M2A(如图1)于2000年在以色列Given Image公司首先开发成功^[1]，次年通过美国FDA并应用于临床。该胶囊内镜大小为11mm×28mm；由光学成像、图像采集、无线收发与天线、LED照明、电池、处理器和外罩组成。通过吞服，它能拍摄食道、胃、小肠和大肠图像，完成全消化道系统的观测。由于能实现完整小肠（5~7m）的检查，且避免了给病人带来大的痛苦，其发展潜力明显，是内窥镜检查术的一个重大突破^[2]。此后，该公司又推出用于人体食道检测和肠道检测的品种，胶囊内镜年销售量达20多万颗。后来，日本的Olympus^[3]和RF Co. Ltd.^[4]，韩国的Intelligent Micro-system Center^[5]也相继推出商业化产品，见图2。国内的一个突破是重庆金山科技集团在2004年推出称为OMOM^[6]的胶囊内镜，实现了临床应用。这些已在应用的胶囊内镜有共同的特点，主要实现了图像采集并向体外传送功能。



图1 M2A胶囊内窥镜系统(现名PillCam)

但是，从临床应用中反馈来看，现有胶囊内窥镜有很多问题需要进一步解决。

(1) 病理组织的位置确定问题：胶囊运动是自主的，医生不能确定其位置和姿态（以下简称位姿）及发现的病理组织的位置，使进一步的手术或医疗措施变得困难^[2, 7, 8]；

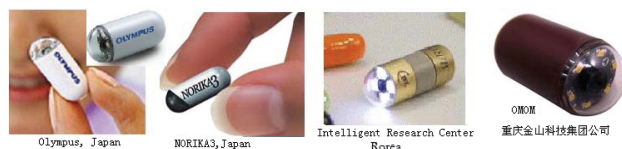


图2 相关胶囊内窥镜产品

(2) 胶囊运动主动反馈控制问题：这是制约胶囊内镜应用的关键因素。现有临床使用的胶囊内窥镜的运动由胃肠蠕动引起，不能受医生控制，检查中可能失去重要区域和细节的观测。需对胶囊位姿进行遥控，以使医生实现对特定部位有针对性地观测^[2-4]；

(3) 图像质量问题：现有胶囊内镜的图像分辨率较低^[1]，需要提高；

(4) 图像的观测问题：一次胶囊内镜检查会产生几万张图片，医生难以每张仔细观测，要有自动分析手段来发现特定部位的病理组织及异常^[18]；还要测算出病理组织尺寸，以采取进一步的医疗措施；

(5) 供电问题：现有胶囊用电池只能用于图像拍摄传输7~8小时，不能满足全肠胃道的检查，且难以用于其它功能。

对上述问题进行分析，均与胶囊的位置确定和运动主动控制相关。要实现优质可靠的胶囊驱动，需要高精度的胶囊位姿信息，以进一步实现反馈式导航控制。但是，目前胶囊内镜还没有相应胶囊位姿反馈信息的有效应用，这方面的技术将是近期需要突破关键技术之一。Given Imaging公司曾提出一种基于无线射频信号的定位技术。利用人体外8个天线接收源自胶囊内的射频信号，并用算法计算出胶囊位置。该技术的优点是利用胶囊内已有的射频天线，不须任何附加元件。但是，该系统的定位精度太低，平均精度为37.7mm^[7]，难以临床应用。X线和CT和MRI医学影像技术也可以用来定位，但需要三维重建技术，过程复杂，其精度和速度都受限，还有射线损害和用时不宜长等问题。3D超声是一个适宜的技术，通过一个跟踪装置对超声探头的6维位姿进行跟踪，然后综合扫描得到的胶囊图像，通过三维重建确定胶囊位置。但是，该技术难以准确发现胶囊的姿态，且应用技术还不成熟，精度、速度和可实现性都有待提高。

当胶囊内窥镜出现后，本文作者对其进展非常关注，并在2004年提出利用胶囊内嵌磁体进行定位的方法^[2, 8]。由于磁体是静磁场信号，人体对其没有（遮挡）影响，所以能获得高的定位精度；同时，该技术直接确定胶囊的位姿参数，速度快且使用直

接, 适宜实时定位跟踪。结构上可在胶囊外环套上磁套, 占用胶囊内部空间很少。类似研究早期有面向药物在肠胃道中的传送, 采用超导量子干涉器件 (superconductivity quantum interference device, SQUID) 技术对肠胃道内磁标志物进行跟踪^[9], 但是该技术要求磁屏蔽环境和低温冷却, 使用很不方便。Schlageter等提出用霍尔传感器阵列及非线性拟合算法对磁铁标志物进行跟踪^[10], 但是报道的技术细节和信息不多, 且没有系统研发的进一步报道。国内近年来有一些报道。侯文生、彭承琳等提出利用体内微型装置中永磁体和体外至少三个磁传感器, 来发现体内永磁体的坐标及轨迹^[11]。姜萍萍等提出用胶囊内磁铁作标记物, 在体表布置6个磁传感器检测体表的磁感应强度, 然后用遗传算法求解胶囊位置, 报道的最大距离误差为8mm, 最大姿态误差在7°^[12]。何文辉等提出在体表布置三个线圈, 依次通入直流信号产生交替静态磁场, 胶囊内设置三轴磁传感器检测相关信号, 并将信号发射到体外的数据接收器中, 计算胶囊的位姿^[13]。这些研究为胶囊内窥镜的定位跟踪提供了很好的思路。

本文作者也对胶囊内窥镜磁定位进行了多年的研究, 提出了基于磁偶极子模型的线性定位算法^[14]和非线性定位算法^[8]。进一步提出线性算法和非线性优化算法综合的算法, 保证了算法的鲁棒性和速度。在此基础上设计了立体式四面4×16AMR磁阻传感器阵列及完整的定位跟踪系统样机^[15], 实现了对磁体的3维位置和2维方向的实时跟踪。此后又提出了同时跟踪多个磁体目标的方法^[16]和对3维位置和3维方向的定位方法^[17]。这些研究成果为胶囊的实时定位临床应用打下了坚实的基础。本文以下部分将对上述研究内容进行介绍。

2 具有磁定位功能的胶囊内窥镜结构

如图3, 普通胶囊内窥镜包括光学外罩、光学镜头、LED发光照明、无线收发器与处理器、天线和供电电池等部分组成。我们提出在胶囊内窥镜的外周套上一个圆环型薄磁套。在保证磁场强度的同时, 不会占用胶囊内部的较大空间。在人体外布置磁场传感器阵列测量该磁套产生的静态磁场 (见图4)。显然, 传感器接收的磁场信号与胶囊内磁体相对传感器的位置和方向有关。对这些传感器信号进行处理和采样后, 计算机可根据传感器信号利用算法计算出胶囊磁

套的位置和方向参数。

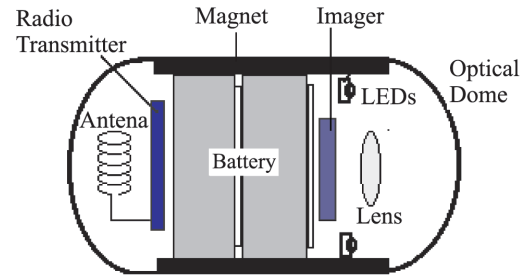


图3 磁套胶囊内窥镜

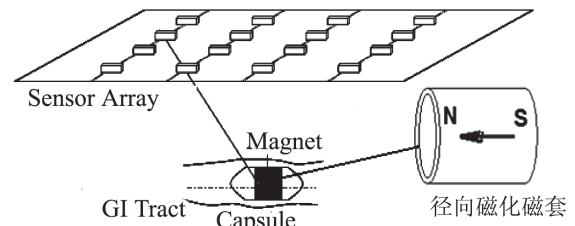


图4 轴向磁化磁套及定位

3 定位定向算法

轴向磁化圆形磁套产生的磁场所处的位置和磁体的磁化方向有关。如图5坐标系, 磁体中心用矢量 $[a, b, c]^T$ 表示; 在位置 $[x_l, y_l, z_l]^T$ 上放置传感器 (序号为 $l, l=1, 2, \dots, N$), 其磁场强度 B_l 即为

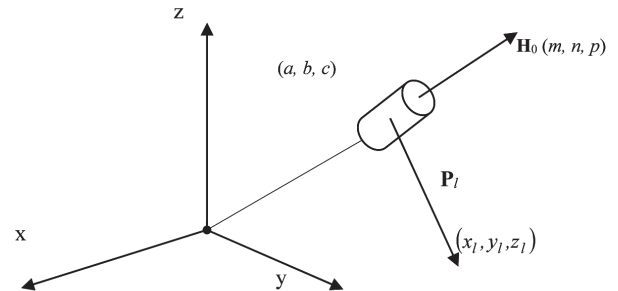


图5 轴向圆形磁体 (磁偶极子) 模型

$$B_l = B_x i + B_y j + B_z k = \frac{\mu_r \mu_0 M_T}{4\pi} \left(\frac{3(\mathbf{H}_0 \cdot \mathbf{P}_l) \mathbf{P}_l}{R_l^5} - \frac{\mathbf{H}_0}{R_l^3} \right) =$$

$$B_l \left(\frac{3(\mathbf{H}_0 \cdot \mathbf{P}_l) \mathbf{P}_l}{R_l^5} - \frac{\mathbf{H}_0}{R_l^3} \right) \quad (l=1, 2, \dots, N) \quad (1)$$

式中 B_x, B_y 和 B_z 为该位置上的3个分量; N 为总传感器数量; μ_r 为相对导磁率 (空气中 $\mu_r \approx 1$); μ_0 为真空导磁率 ($\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ T} \cdot \text{m/A}$); M_T 为表征磁体磁场强度的常数 (与体积和磁化强度相关); $\mathbf{P}_l ([x_l - a, y_l - b, z_l - c]^T)$ 为第 l 个传感器位置相对磁体中心位置的矢量; R_l 为 \mathbf{P}_l 的模, 即 $R_l = \sqrt{(x_l - a)^2 + (y_l - b)^2 + (z_l - c)^2}$ 。 $\mathbf{H}_0 (= [m, n, p]^T)$

为表征磁体磁场方向的矢量，是2维的，所以加上约束 将式(1)展开，有

$$m^2 + n^2 + p^2 = 1 \tag{2}$$

$$B_{lx} = B_T \left\{ \frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (x_l - a)}{R_l^5} - \frac{m}{R_l^3} \right\} \tag{3}$$

$$B_{ly} = B_T \left\{ \frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (y_l - b)}{R_l^5} - \frac{n}{R_l^3} \right\} \tag{4}$$

$$B_{lz} = B_T \left\{ \frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (z_l - c)}{R_l^5} - \frac{p}{R_l^3} \right\} \tag{5}$$

现在，需要用式(2)~(5)解出[a, b, c]^T和 [m, n, p]^T。因为有5个未知参数需要求解，需要传感器数目N≥5。我们定义一个目标误差函数如下：

$$E = E_x + E_y + E_z \tag{6}$$

其中

$$E_x = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{lx} - B_T \left[\frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (x_l - a)}{R_l^5} - \frac{m}{R_l^3} \right] \right\}^2 \tag{7}$$

$$E_y = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{ly} - B_T \left[\frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (y_l - b)}{R_l^5} - \frac{n}{R_l^3} \right] \right\}^2 \tag{8}$$

$$E_z = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{lz} - B_T \left[\frac{3[m(x_l - a) + n(y_l - b) + p(z_l - c)] \cdot (z_l - c)}{R_l^5} - \frac{p}{R_l^3} \right] \right\}^2 \tag{9}$$

这是一个非线性最小二乘求解问题。当传感器数目多于未知变量数(5个)，我们通过优化算法寻找[a, b, c]^T和[m, n, p]^T使目标误差E最小。为了衡量算法的有效性，定义定位和定向误差如下：

$$E_p = \sqrt{(a_c - a_t)^2 + (b_c - b_t)^2 + (c_c - c_t)^2} \tag{10}$$

$$E_o = \sqrt{(m_c - m_t)^2 + (n_c - n_t)^2 + (p_c - p_t)^2} \tag{11}$$

式中(a_t b_t c_t m_t n_t p_t)和(a_c b_c c_c m_c n_c p_c)表示设定和计算的位置和方向参数。图6和图7显示的是各种算法(Levenberg-Marquardt、MCS、DIRECT、Downhill、Powell's)相对算法初始设定(initial

guess)位置误差所计算的E_p和E_o。显然Levenberg-Marquardt(LM)算法和MCS算法具有很好的准确性。在计算速度上，则是LM算法要快得多，所以LM算法是更合适的。

除了上述的利用非线性优化算法的方法，我们还提出了基于三轴磁场传感器阵列的线性计算方法，使计算速度大为提高，具体见文献[14, 15]。

4 多磁体目标定位技术

由于人的呼吸、移动和其它动作会使被跟踪胶囊

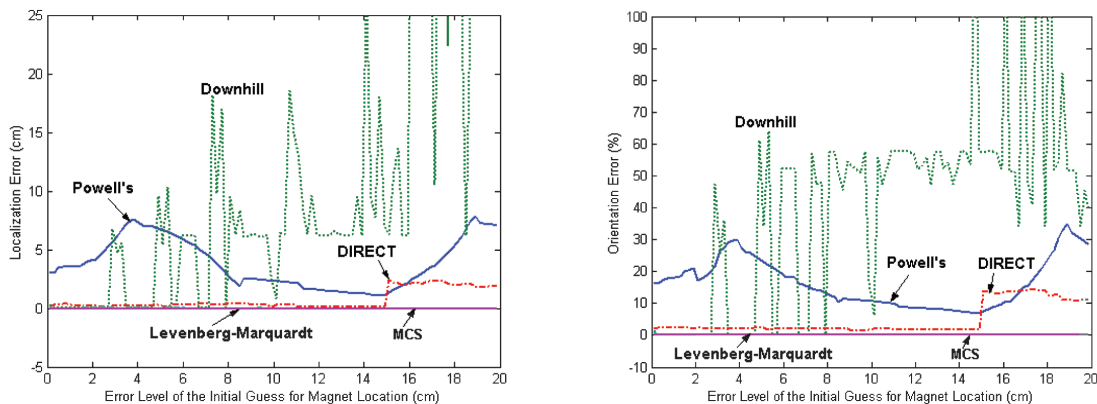


图6 各种非线性优化算法的计算精度

目标产生相对传感器的移动，导致定位误差。所以在实施胶囊定位时，希望能在人体体外设置参考目标，即要同时跟踪两个或多个目标。跟踪时，同时获取体内和参考目标的定位数据，做差分比较后即可获得体内目标相对参考点的位置轨迹，从而消除或降低人体运动干扰影响，使定位结果更为连续和准确。

现假定有多个 (M 个) 磁体 (或磁偶极子) 目

$$B_{lx} = \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](x_l - a_q)}{R_{lq}^5} - \frac{m_q}{R_{lq}^3} \right\} \quad (12)$$

$$B_{ly} = \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](y_l - b_q)}{R_{lq}^5} - \frac{n_q}{R_{lq}^3} \right\} \quad (13)$$

$$B_{lz} = \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](z_l - c_q)}{R_{lq}^5} - \frac{p_q}{R_{lq}^3} \right\} \quad (14)$$

式中， $R_{lq} = \sqrt{(x_l - a_q)^2 + (y_l - b_q)^2 + (z_l - c_q)^2}$ ；另外，我们有 $m_q^2 + n_q^2 + p_q^2 = 1$ ， $q = 1, 2, \dots, M$ 。如式

标，如图7所示，其磁体位置分别为 (a_1, b_1, c_1) ， $(a_2, b_2, c_2) \dots$ ，和 (a_M, b_M, c_M) ；方向参数分别为 (m_1, n_1, p_1) ， (m_2, n_2, p_2) ， \dots ，和 (m_M, n_M, p_M) 。当各个磁体之间间距相对磁体尺寸比较大时，假定传感器上的磁场为各个磁体产生的磁场之线性叠加。则在传感器位置 (x_l, y_l, z_l) 上的磁感应强度三个分量为：

(6)，定义目标误差函数 $E = E_x + E_y + E_z$ ，式中：

$$E_x = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{lx} - \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](x_l - a_q)}{R_{lq}^5} - \frac{m_q}{R_{lq}^3} \right\} \right\}^2 \quad (15)$$

$$E_y = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{ly} - \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](y_l - b_q)}{R_{lq}^5} - \frac{n_q}{R_{lq}^3} \right\} \right\}^2 \quad (16)$$

$$E_z = \sum_{l=1}^N \left\{ B_{lz} - \sum_{q=1}^M B_{Tq} \left\{ \frac{3[m_q(x_l - a_q) + n_q(y_l - b_q) + p_q(z_l - c_q)](z_l - c_q)}{R_{lq}^5} - \frac{p_q}{R_{lq}^3} \right\} \right\}^2 \quad (17)$$

这里， $l = 1, 2, \dots, N$ ，表示传感器的序号； $q = 1, 2, \dots, M$ ，表示磁体的序号。

可以看出定位问题转化为通过测量传感器位置 (x_l, y_l, z_l) 上的磁感应强度 B_{lx} ， B_{ly} ，和

B_{lz} ($l = 1, 2, \dots, N$)，然后用非线性优化算法计算磁体的位置参数 (a_q, b_q, c_q) 和方向参数 (m_q, n_q, p_q) ，($q = 1, 2, \dots, M$)，使目标误差函数 E 为最小。

5 胶囊内镜的位置方向全6维参数定位技术

对于轴线方向磁化的磁体，由于其绕中心轴转动产生的磁场效果是相同的，缺少了一维 (绕中心轴) 转动信息。这种磁定位技术基于磁偶极子模型，只能提供3维位置和2维 (轴线) 方向信息。由于对胶囊的肠胃道三维重建、病变组织尺寸计测和胶囊主动驱动控制等要求，少了一维方向参数会使计算变得困难，所以有必要确定胶囊位置和方向的全6维参数。一种6维位置方向定位方法是利用矩形磁体。如图8，矩形磁体的长度为 L 、宽度为 W 、高度为 H ，有均匀磁化强

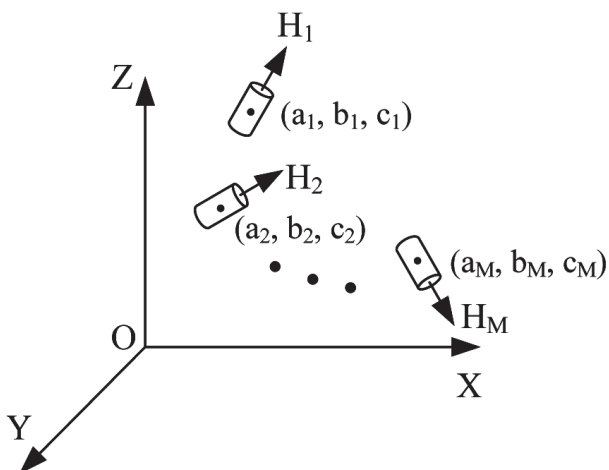


图7 多磁体目标空间分布图

度 $M=M_0$ (Amp/m, 沿 z' 轴方向)。图中 $X'Y'Z'$ 表示局部坐标系, $p=(a', b', c')$ 表示磁体周围的一空间点, 该点上的三个磁通密度为^[17]

$$B_x' = -\frac{k}{2}[\Gamma(L-a', b', c') + \Gamma(L-a', W-b', c') - \Gamma(a', b', c') - \Gamma(a', W-b', c')]_0^H \quad (18)$$

$$B_y' = -\frac{k}{2}[\Gamma(W-b', a', c') + \Gamma(W-b', L-a', c') - \Gamma(b', a', c') - \Gamma(b', L-a', c')]_0^H \quad (19)$$

$$B_z' = -k[\Phi(b', L-a', c') + \Phi(W-b', L-a', c') + \Phi(a', W-b', c') + \Phi(L-a', W-b', c') + \Phi(W-b', a', c') + \Phi(b', a', c') + \Phi(L-a', b', c') + \Phi(a', b', c')]_0^H \quad (20)$$

式中 $k = \frac{\mu_0 J}{4\pi}$, J 为一与 $X'OY'$ 平行的与磁体磁通密度相关的常数。而

$$\Gamma(r_1, r_2, r_3) = \ln \frac{\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + (r_3 - \hat{z})^2} - r_2}{\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + (r_3 - \hat{z})^2} + r_2} \quad (21)$$

$$\Phi(\phi_1, \phi_2, \phi_3) = \begin{cases} \arctan \left[\frac{\phi_1}{\phi_2} \frac{\phi_3 - \hat{z}}{\sqrt{\phi_1^2 + \phi_2^2 + (\phi_3 - \hat{z})^2}} \right] & (y \neq 0) \\ 0 & (y = 0) \end{cases} \quad (22)$$

其中 $[\bullet]_0^H$ 表示 $\hat{z}=H$ 和 $\hat{z}=0$ 时的函数差。

图8中, 为局部坐标系的坐标, (a, b, c) 为相同点在全局坐标系 (O, X, Y, Z) 中的坐标。定义

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -x_0 & -y_0 & -z_0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\alpha \cos\gamma + \sin\alpha \sin\beta \sin\gamma & -\cos\alpha \sin\gamma + \sin\alpha \sin\beta \cos\gamma & \sin\alpha \cos\beta & 0 \\ \sin\gamma \cos\beta & \cos\gamma \cos\beta & -\sin\beta & 0 \\ -\sin\alpha \cos\gamma + \cos\alpha \sin\beta \sin\gamma & \sin\gamma \sin\alpha + \cos\alpha \sin\beta \cos\gamma & \cos\alpha \cos\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

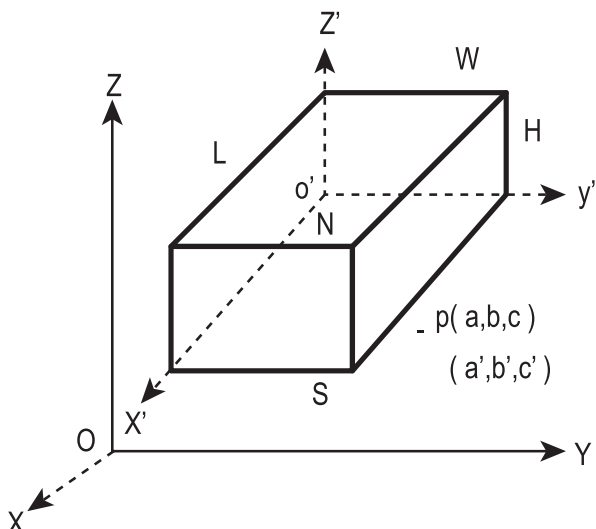


图8 矩形磁体定位模型

式中 $\alpha, \beta,$ 和 γ 为矩形磁体在 Y, X, Z 轴旋转到局部坐标系轴的欧拉角。这样有

$$[a, b, c, 1] \cdot \mathbf{T} \cdot \mathbf{R} = [a', b', c', 1] \quad (23)$$

显然, 有6个参数 $(a, b, c, \alpha, \beta, \gamma)$ 需要确定, 这6个参数就是对应的磁体3维位置和3维方向参数。利用测量得到的三轴磁场强度数据和上述函数式, 可定义目标误差函数, 并设计相应的非线性算法。通过对LM算法、基因算法和PSO (particle swarm optimizer, 粒子群优化) 算法的应用测试, 我们发现PSO是有效的算法。图9显示的为16个传感器在不同分布下 $(0.12\text{m} \times 0.12\text{m}, 0.48\text{m} \times 0.48\text{m}, 0.96\text{m} \times 0.96\text{m})$ 的算法(粒子数120, 递归次数120)位置计算误差。显然, 传感器分布略大使定位误差降低。

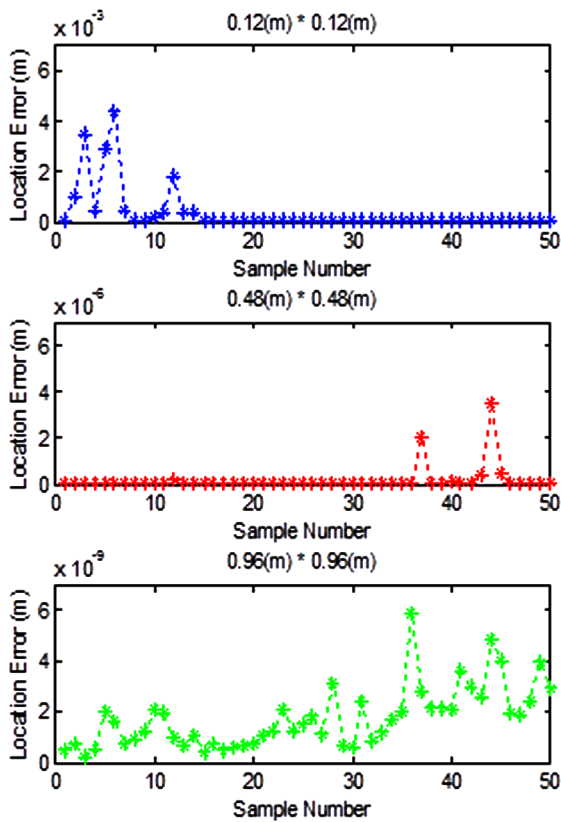


图9 16个传感器在不同分布下的算法（粒子数120，递归次数120）位置计算误差

矩形磁体定位能够实现3维位置和3维方向的确，但是在胶囊中要占用一定的空间。所以，我们提出用径向磁化的圆环磁体（见图10）套在胶囊内窥镜外部（见图3）。这种磁体无论哪个方向转动都能引起磁场的变化，可确定其3维位置和3维方向。径向磁化磁套的磁场数学模型是复杂的，且未见报道。所以，要寻找准确合理的磁场数学模型，即磁场分布与磁套6维位姿之间的函数或数值关系。要对各种非线性优化算法进行应用测试和针对性选择，设计定位算法进行仿真，改进形成快速算法，并在实际磁场传感器阵列定位系统中得以实时实现。

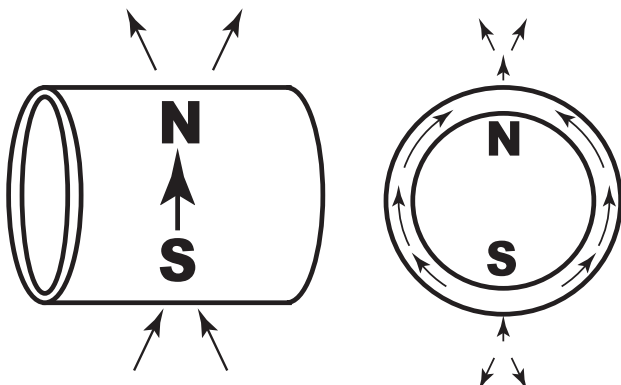


图10 径向磁化的圆环磁体

6 磁定位传感器阵列系统和实验结果

图11显示我们制作的内部空间为0.5m×0.5m×0.5m的立体式磁场传感器阵列装置。4个平面上均匀分布4×4传感器阵列，磁体可以在其内自由行走。传感器都采用霍尼韦尔三轴磁场传感器HMC1043，其分辨率为 $1.2 \times 10^{-8}T$ ，范围为 $\pm 610^{-4}T$ 。传感器的输出通过屏蔽电缆接到后续的放大和处理电路，然后计算机通过快速AD转换器对磁场型号进行采样。通过标定后，系统就能准确获得各传感器位置的三轴磁场强度数据。传感器阵列平面用透明有机玻璃板制作，面上都进行刻度形成实验台（见图12），可对系统进行标定和测试。通过实时算法软件，对各种传感器数据进行滤波、灵敏度校正等处理，并计算磁体所在的位置和方向。然后在计算机显示屏上对磁体的位置方向和参数进行显示，并对磁体的运动位置变化实现实时跟踪显示。图13为显示和操作界面，图中显示同时跟踪三个磁体的情况，包括各磁体的二维和三维的轨迹，位置和方向参数，以及运行时间和状态参数等。

图14显示的是系统的定位（位置和方向）误差与传感器数量的关系。显然，传感器数量较少时，如5个时，定位误差很大，有几十毫米。当传感器数量增加到十个以上，定位误差显著降低，为几个毫米。图15为跟踪特殊轨迹和圆管的特性，图16为单磁体目标定位跟踪结果。在100个均匀分布样本中，97%的样本定位结果优于4mm，总的平均定位精度为1.8mm；100%的样本定向精度优于 5° ，96%样本定向优于 3° ，平均定向精度为 1.54° 。对于三磁体目标定位，跟踪

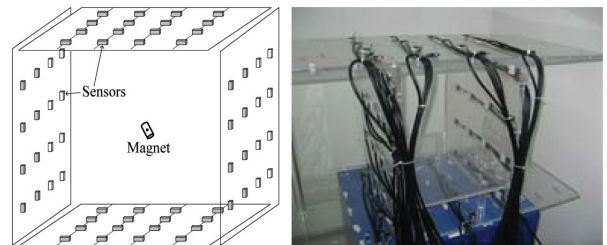


图11 立体磁传感器阵列

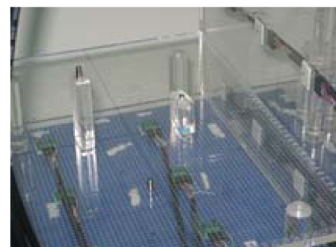


图12 磁体跟踪实验台

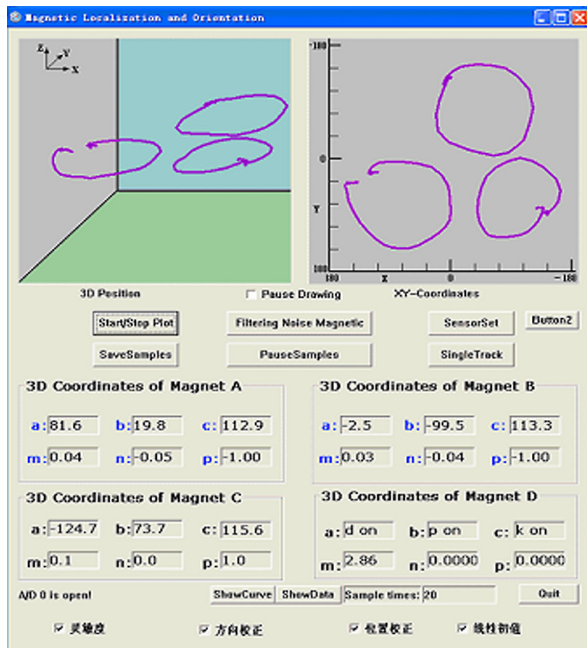


图13 定位跟踪显示界面

界面如图13所示，而图17为其跟踪精度。在115均匀采样样本中，100%样本定位精度优于8mm，平均定位精度为2.1mm；99%的样本定向精度优于8°，平均定向精度为2.1°。这样的结果已能满足胶囊内窥镜的诊断相关要求，也达到了我们预定的平均定位精度5mm，平均定向精度4°的目标。

7 结 论

胶囊内窥镜是极有潜力的消化道检查手段，但是目前的临床产品还有一些问题需要解决，胶囊内窥镜

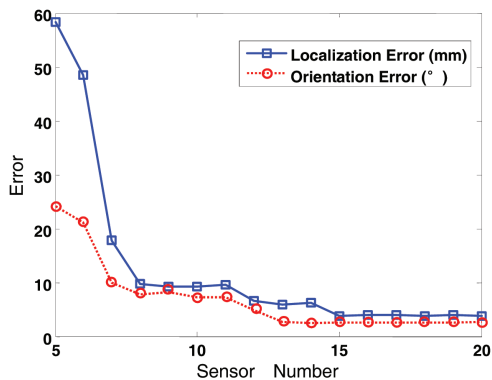


图14 定位（位置和方向）误差与传感器数量的关系

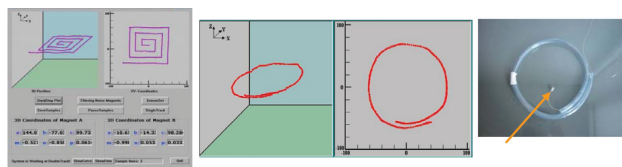


图15 跟踪特殊轨迹和圆管

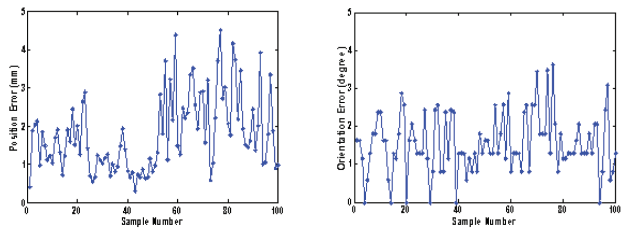


图16 单目标定位和定向精度

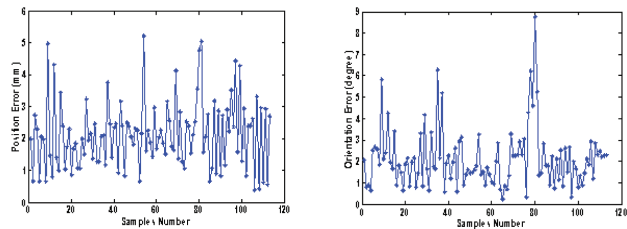


图17 三目标定位和定向精度

的准确定位跟踪是关键之一。在各种可能的定位方法中，利用磁体的定位技术具有明显的优势：无需供电、占用胶囊空间小、可以连续跟踪、实时性强和无副作用。本文重点讨论了基于磁场传感器阵列实现对胶囊中磁体进行定位的方法，通过算法和系统的优化设计，实现了以磁偶极子为数学模型的3维位置和2维方向实时定位跟踪。为了人体运动对胶囊跟踪的干扰影响，我们提出胶囊和参考目标磁体同时定位的方法，也提出了对胶囊的3维位置和3维方向的全6维定位的算法。实验结果证明系统可对胶囊内窥镜实现2~3mm精度的定位跟踪。

进一步将着重定位系统的临床应用开展工作。要研究图像序列中病理组织的分割方法，及基于定位定向参数确定病理组织三维坐标的方法，实现对病理组织的面积和体积三维计算。要研究基于定位数据的胶囊在消化道各个区域的运动轨迹拟合技术，医生对轨迹积分起点和终点交互式确定方法，及基于轨迹拟合的深度积算方法。

参 考 文 献

- [1] Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy [J]. Nature, 2000, 405(6785): 417.
- [2] Meng M Q-H, Mei T, Pu J, et al. Wireless robotic capsule endoscopy: state-of-the-art and challenges [C] //IEEE. Hangzhou: Proc of the 5th World Congress on Intelligent Control and Automation 2004, 6: 5561-5565.
- [3] Olympus Medical Systems Corporation. Endocapsule-taking capsule endoscopy to the next level [EB/OL]. 2011 [2011-10-17]. www.olympus-europa.com/endoscopy/2001_5491.htm.
- [4] RF Co. Ltd. Soyaka-the next generation capsule endoscope

- [EB/OL]. Japan: RF Co., Ltd, 2011 [2011-10-17]. <http://www.rfamerica.com/sayaka/index.html>.
- [5] Kim T S, Song S Y, Jung H, et al. Micro capsule endoscope for gastro intestinal tract [C] //29th Annual International Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Lyon, 2007: 2823-2826.
- [6] 重庆金山科技集团有限公司. 胶囊内窥镜姿态控制和采样系统 [EB/OL]. 2010 [2011-10-17]. <http://www.jinshangroup.com/产品中心>.
- [7] Fischer D, Schreiber R, Levi D, et al. Capsule endoscopy: the localization system [J]. *Gastrointestinal Endoscopy Clinics of North America*, 2004, 14: 25-31.
- [8] Hu C, Meng M Q-H, Mandal M. Efficient magnetic localization and orientation technique for capsule endoscopy [J]. *International Journal of Information Acquisition*, 2005, 2(1): 23-36.
- [9] Weitschies W, Wedemeyer J, Stehr R, et al. Magnetic markers as a noninvasive tool to monitor gastrointestinal transit [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1994, 41(2): 192-195.
- [10] Schlageter V, Besse P-A, Popovic R S, et al. Tracking system with five degrees of freedom using 2d-array of hall sensors and a permanent magnet [J]. *Sensors and Actuators A*, 2001, 92: 37-42.
- [11] 侯文生, 郑小林, 彭承琳, 等. 体内微型诊疗装置磁定位简化模型的实验研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2005, 26(9): 895-901.
- [12] 姜萍萍, 颜国正, 田社平, 等. 人体全消化道生理参数遥测胶囊体外连续跟踪定位方法 [J]. *上海交通大学学报*, 2005, 39(6): 864-868.
- [13] 何文辉, 颜国正, 郭旭东. 基于磁阻传感器的消化道诊查胶囊的位置检测 [J]. *仪器仪表学报*, 2006, 27(10): 1187-1190.
- [14] Hu C, Meng M Q-H, Mandal M. A linear algorithm for tracing magnet's position and orientation by using 3-axis magnetic sensors [J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2007, 43(12): 4096-4101.
- [15] Hu C, Li M, Song S, et al. A cubic 3-axis magnetic sensor array for wirelessly tracking magnet position and orientation [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2010, 10(5): 903-913.
- [16] Yang W, Hu C, Li M, et al. A new tracking system for three magnetic objectives [J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2010, 46(12): 4023-4029.
- [17] Yang W, Hu C, Meng M Q-H, et al. A six-dimensional magnetic localization algorithm for a rectangular magnet objective based on a particle swarm optimizer [J]. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2009, 45(8):3092-3099.
- [18] Li B P, Meng M Q-H. Computer-aided detection of bleeding regions for capsule endoscopy images [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, 56(4) :1032-1039.