

文章编号 1004-924X(2007)08-1247-06

用于体内胶囊式遥测系统的电磁跟踪定位方法

姜萍萍, 颜国正, 郭旭东, 赵 润

(上海交通大学 电子信息与电气工程学院, 上海 200240)

摘要:提出了基于电磁检测原理的定位方法。该方法在体表布置多个电磁发射线圈,通过胶囊内密封的接收线圈检测所在点的磁感应强度,利用检测值,根据磁感应强度和该点位置坐标之间的函数模型反向求解出位置信息。设计的悬浮式单维接收线圈,能始终保持接收方向的恒定,不仅大大减少了接收线圈和发射线圈维数,也大大降低了求解模型的复杂性,满足了胶囊内严格的空間限制和功耗限制。设计了完整的电磁定位系统,构建了三维实验平台,并开展了38个位置点处的检测,将结果代入定位软件求解后表明,三个坐标方向的定位误差均在4 cm以下,平均定位误差在2 cm以下,小于同类研究的定位误差。

关键词:胶囊式遥测系统;跟踪定位;电磁定位;定位误差

中图分类号:TH773;TP212.13 **文献标识码:**A

Electro-magnetic tracking system for capsule-typed telemetric device

JIANG Ping-ping, YAN Guo-zheng, GUO Xu-dong, ZHAO Run

(*School of Electronic Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China*)

Abstract: An electro-magnetic tracking method was proposed. Putting several circular current loops on body surface, a well-designed receiving coil in the capsule can always keep its orientation. Through detecting the magnetic field strength by a receiving coil, and deducing the functional relationship between the position parameters of the coil and the magnetic field strength, the position of the capsule can be determined. This design not only simplifies the structure of the whole system compared with a common one, but also makes the arithmetic easy for ensuring its feasibility in application of capsule positioning. The transmitting and receiving system and a three-coordinate experimental device were constructed. A test including 38 points was carried out to verify the method and the system. The result shows that the maxim positioning errors of x , y , z coordinates are less than 4 cm, while the mean errors are less than 2 cm, which is better than current precision of other positioning methods for the capsule-typed device.

Key words: capsule-typed telemetric device; tracking and positioning; electro-magnetic tracking; positioning error

收稿日期:2007-01-24;修订日期:2007-05-29.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 30570485);国家 863 高技术计划资助项目(No. 2004AA404013)

1 引言

近年来随着 MEMS 技术、微电子技术、新型材料技术的发展,出现了各类胶囊式无创诊查系统,如胶囊内窥镜、胃肠压力、pH 值检测胶囊、胃肠温度记录胶囊等^[1-3]。这类设备工作于消化道内,具有体积小、功耗低、体内外系统能无线通讯的特点,能实现对体内生理参数和状态的长期连续监测,从而为医学界提供很多之前未知的生理信息。目前这类遥测胶囊皆属于被动式,即只能在人体自身消化活动的推动下完成全部或部分消化道的检查。跟踪遥测胶囊在体内的运行轨迹,建立检测的生理信息和生理位置的准确对应关系,是借助这类系统实施准确诊断和治疗的关键所在。

对于这类位置不断改变的体内目标定位,国内外学者开展了各种研究。如以色列的胶囊内窥镜系统 PillCam 采用基于射频信号能量检测的方法^[3],瑞士和德国的一些研究机构研究了基于永久磁铁磁标记物的方法^[4-5],国内重庆大学也开展了类似研究。这些方法虽然可以提供体内目标的大致定位信息,但在定位精度上还存在较大缺陷,有些必须借助昂贵的检测设备并限制人员的活动,无法实现便携式应用,距离满足临床诊断和治疗要求较远。针对这一现状,本文提出了一种基于交流电磁场检测的遥测胶囊定位系统结构设计和理论分析方法,力求提高系统的定位精度并能满足便携式应用要求,给出了具体实验结果。

2 基于交变电磁场检测的遥测胶囊跟踪定位原理

2.1 电磁定位方法基本原理

根据刚体动力学,三维物体共需要六个独立变量或称为自由度(DOF)来描述其在空间的位置和姿态,即由在 x, y, z 坐标轴方向的平移及围绕 x, y, z 坐标轴的旋转来决定。本文通过定位系统的设计来跟踪和确定遥测胶囊每一时刻相对于体外绝对坐标系的空间位姿 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$, 其中 x, y, z 三方向的位置坐标是必备信息。

遥测胶囊工作于体内,而人体是非导磁体,人

体磁导率与空气磁导率相同,对磁场无干扰。如果采用静磁场检测,则地磁场和周围随机变化的环境磁场干扰难以消除,因此设计了基于电磁感应法检测交流电磁场强度的目标跟踪定位方法。

电磁定位方法的基本原理如图 1 所示。在人体体表平面布置多个扁平圆形发射线圈,采用正弦交流信号分时激励产生交变电磁场,并在遥测胶囊内密封微型单轴接收线圈。由于接收线圈和遥测胶囊固连为一体,两者的空间方位始终保持一致。接收线圈检测遥测胶囊每一时刻所处位置的磁感应强度,根据空间电磁场分布与空间位置坐标之间的函数关系 $B = f(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$, 可由测得的磁感应强度,逆向求解空间位置坐标,从而实现遥测胶囊在体内位置的连续跟踪。

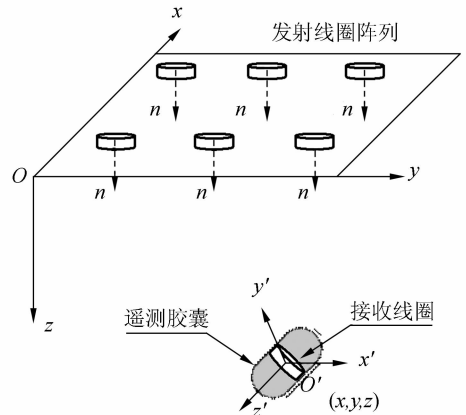


图 1 胶囊式遥测系统电磁跟踪定位方法示意图

Fig. 1 Electromagnetic tracking system of inner capsule

2.2 电磁定位方法理论模型

由以上分析可知,求解胶囊位置坐标 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$, 首先必须建立载流圆线圈空间磁场分布模型。设半径为 a 的圆环载有电流 I , 以圆心 O 为原点,法线方向为 z 轴,建立坐标系如图 2 所示。

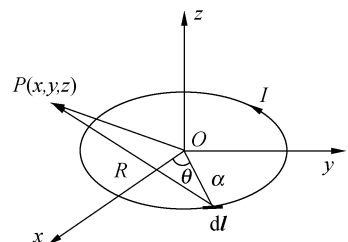


图 2 载流圆线圈空间磁场分布模型示意图

Fig. 2 Magnetic field of current loop

计算圆电流在空间任一点 $P(x, y, z)$ 的磁感应强度^[6]。在圆电流上任意选取微元 Idl , 有:

$$Idl = -aI \cdot \sin \theta \cdot d\theta \mathbf{i} + aI \cdot \cos \theta \cdot d\theta \mathbf{j}, \quad (1)$$

微元与场点的矢径 \mathbf{R} 为:

$$\mathbf{R} = (x - a \cdot \cos \theta) \mathbf{i} + (y - a \cdot \sin \theta) \mathbf{j} + z \mathbf{k}, \quad (2)$$

其中, $\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ 分别是 x, y, z 方向的单位矢量。根据“毕奥-萨伐尔定律”, 圆电流 I 在 P 点产生的磁感应强度为:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint \frac{Idl \times \mathbf{R}}{R^3}, \quad (3)$$

由矢量叉乘公式得:

$$d\mathbf{l} \times \mathbf{R} = a \cdot d\theta [z \cos \theta \mathbf{i} + z \sin \theta \mathbf{j} - (y \sin \theta + x \cos \theta - a) \mathbf{k}], \quad (4)$$

又因为:

$$R^3 = [(x - a \cdot \cos \theta)^2 + (y - a \cdot \sin \theta)^2 + z^2]^{3/2}, \quad (5)$$

由式(3)、(4)、(5)可得:

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0 I a}{4\pi} \int_0^{2\pi} [z \cos \theta \mathbf{i} + z \sin \theta \mathbf{j} + (a - x \cos \theta - y \sin \theta) \mathbf{k}] d\theta \cdot [(x - a \cos \theta)^2 + (y - a \sin \theta)^2 + z^2]^{-3/2}, \quad (6)$$

\mathbf{B} 的三个分量为:

$$\begin{aligned} B_x &= \frac{\mu_0 I a z}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos \theta d\theta}{[(x - a \cdot \cos \theta)^2 + (y - a \cdot \sin \theta)^2 + z^2]^{3/2}} \\ B_y &= \frac{\mu_0 I a z}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\sin \theta d\theta}{[(x - a \cdot \cos \theta)^2 + (y - a \cdot \sin \theta)^2 + z^2]^{3/2}} \\ B_z &= \frac{\mu_0 I a}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a - x \cos \theta - y \sin \theta) d\theta}{[(x - a \cdot \cos \theta)^2 + (y - a \cdot \sin \theta)^2 + z^2]^{3/2}}, \end{aligned} \quad (7)$$

本文采用电磁感应法测交变磁场的强度, 接收线圈中的感应电动势随交变磁场的变化而变化。设胶囊也即接收线圈轴线矢量的方向余弦为 $(\cos \alpha, \cos \beta, \cos \gamma)$, 则接收线圈中产生的感应电动势为:

$$e = -\frac{d\Phi}{dt} = -N \frac{d(\mathbf{B} \cdot \mathbf{S})}{dt} = -N \left[\frac{d(B_x \cdot \mathbf{S} \cdot \cos \alpha)}{dt} + \right.$$

$$\left. \frac{d(B_y \cdot \mathbf{S} \cdot \cos \beta)}{dt} + \frac{d(B_z \cdot \mathbf{S} \cdot \cos \gamma)}{dt} \right] =$$

$$-NS(\cos \alpha \frac{dB_x}{dt} + \cos \beta \frac{dB_y}{dt} + \cos \gamma \frac{dB_z}{dt}), \quad (8)$$

N, S 分别为接收线圈的匝数和面积。设发射线圈中所通的交变电流为: $I = I_m \sin \omega t$, 则:

$$e = -NS(\cos \alpha \cdot B_{xm} \cdot \omega \cos \omega t + \cos \beta \cdot B_{ym} \cdot \omega \cos \omega t + \cos \gamma \cdot B_{zm} \cdot \omega \cos \omega t)$$

$$e_m = -NS\omega(B_{xm} \cos \alpha + B_{ym} \cos \beta + B_{zm} \cos \gamma), \quad (9)$$

同时还满足: $\cos^2 \alpha + \cos^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1$ 。

至此, 建立了接收线圈感应电动势峰值 e_m 和对应时刻胶囊位置坐标 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ 之间的函数关系, 检测到 e_m , 通过上述方程组(9)求逆, 即可获得 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ 的值。由于有六个未知数, 所建方程个数至少在六个以上, 考虑到胶囊体积有限, 最合理且可行的方式是采用单维接收线圈, 为此必须在体表布置至少六个单维发射线圈或两个三维发射线圈。传统的工业或虚拟现实用磁跟踪系统, 一般工作于自由空间内, 为构建足够数目的方程, 大多采用三维发射和接收线圈, 系统体积较大, 线圈之间存在相互影响, 同时定位过程中必须考虑姿态变量, 使模型的形式和求解过程非常复杂, 这些因素都必然影响定位精度。出于降低系统功耗和复杂性考虑, 同时方便实现系统的便携化, 设计了一种空间浮动式接收线圈, 该线圈由一个浮动的机构支撑, 能使线圈的自适应保持在一种姿态, 即保证了接收线圈的姿态参数 (α, β, γ) 为常数, 将胶囊的位置信息 (x, y, z) 减少到三个。这样在体表平面内布置三个单维发射线圈或一个三维发射线圈即可, 同时也大大简化了方程的逆向求解过程。

人体活动是随机的, 当人体姿态改变造成绝对坐标系的旋转时, 为了仍能求解出在变化后的坐标系中的位置坐标, 必须跟踪绝对坐标系的旋转。为此在体外便携式定位系统中布置了一个空间姿态传感器, 以检测任一时刻人体的绝对姿态, 比对前后时刻体外姿态传感器的输出变化, 即可确定人体绝对坐标系的旋转改变, 以将所有位置统一到同一坐标系中。最后按时间顺序依次连接所有位置点, 构成胶囊在肠道内的完整通过轨迹。

3 定位系统的结构设计

遥测胶囊的电磁跟踪定位系统总体结构如图3所示, 主要包括工作于体外的交变磁场发生装置和体内的磁场检测装置。

体外部分由波形发生电路、功率放大电路、发射线圈、无线通信接收、存储电路、控制电路组成。波形发生电路产生的频率为 9.2 kHz 的正弦信

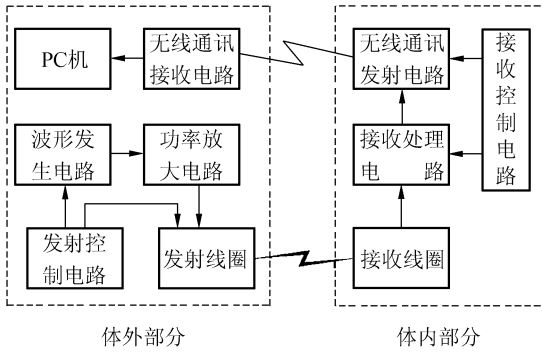


图 3 电磁跟踪定位系统总体框图

Fig. 3 Block diagram of electro magnetic positioning system

号经功率放大后在发射控制电路作用下分时驱动三个发射线圈。发射线圈激发的交变磁场被胶囊内的接收线圈检测,产生感应电动势。

体内接收系统的核心模块是信号接收处理电路,其构成如图 4 所示。经接收线圈感应的微弱信号中不可避免包含由周围环境引起的其他交变成分,因此在对信号进行前级放大后,必须经带通滤波器滤除干扰频率成分。胶囊在消化道内运动时,发射和接收线圈之间的相对距离从几厘米变化到数十厘米,造成原始接收信号的动态范围很大。为防止后续放大电路的饱和失真,同时为满足后续 A/D 转换电路的最佳输入范围,设计了可编程增益放大电路,通过对原始信号的检测,由单片机自适应选择合适放大倍数,从而获得最佳量程的输出。峰值检测电路用来检测接收线圈输出的感应电势峰值,经过 A/D 转换,送体内无线通信发射电路,数据经射频方式发送到体外接收和存储。检查结束后,将全部检测数据上传到计算机中,经定位分析处理软件计算,获得胶囊每一时刻的位置坐标。

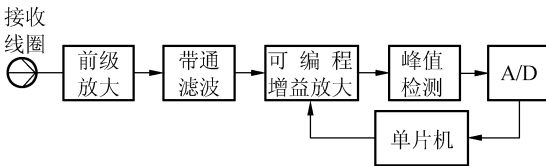


图 4 接收处理电路框图

Fig. 4 Block diagram of signal processing circuit of receiving system

设计的发射线圈是一个圆环线圈,尺寸为 $\Phi 40\text{ mm} \times 10\text{ mm}$,由直径为 0.18 mm 的漆包线绕制 400 匝而成;接收线圈也为圆环形,尺寸为

$\Phi 8\text{ mm} \times 6.2\text{ mm}$,用直径为 0.08 mm 的漆包线绕 960 匝后由屏蔽线引出;线圈骨架材料选用了 ABS 塑料。

4 实验结果

4.1 实验方法和装置

为验证定位原理的可行性,了解定位系统的定位精度,开展了如下实验。由于接收线圈与遥测胶囊密封为一体,因此定位目标也即接收线圈。

自行设计了三维坐标实验平台,由非导磁导轨、玻璃底面、可旋转活动平台、塑料支撑杆构成,如图 5 所示,能对平台空间内的任一点准确测知其三维坐标及该位置处某一矢量的两个方向角 (x, y, z, α, β) 。当将接收线圈放置在可旋转支撑杆上时,即可获得其空间方位的真值。将发射线圈布置在玻璃底面的三个固定位置点处 $(0, 0.17, 0.008)$ 、 $(0.06, 0.017, 0.018)$ 、 $(0.06, 0.12, 0.008)$,调节支架,变换接收线圈的位置,但保持其轴线方向恒定,记录接收线圈在实验平台中的位置坐标,同时,每变化一个位置时,测定接收系统输出的一组电信号,由此得到一系列的实验数据。实验中,发射线圈的激励信号为频率 9.2 kHz,有效值为 0.06 A 的正弦电流。将实验数据代入非线性方程组求解程序,求得一系列线圈位置的理論值。根据实际应用时的具体情况,实验时使发射线圈中心与接收线圈中心的距离在 0.03 ~ 0.4 m 之间变动,共测试了 38 个位置。



图 5 定位系统三维实验平台

Fig. 5 Three-coordinate experimental system

将测出的线圈感应电势根据式(9)转换成相应磁感应强度后,即可根据磁场分布模型式(7)求解目标点的位置坐标。由模型可知,这是一组多

元非线性方程组,考虑到检测结果中不可避免存在的误差,将方程组求逆问题转化为目标函数的寻优问题。由模型式(7)可知,转化后的目标函数的表达式非常复杂,具有变量个数多、不单调的特点,目标函数值随自变量的变化而频繁振荡,含有多个局部极值点,因此增加了寻优问题的难度。若采用传统的确定类搜索寻优方法,容易陷入问题的局部极值,所得到的最终解的质量与选取的初始值有很大关系。因此采用了改进的微粒群算法进行全局寻优,该算法具有收敛速度快、不依赖于初值的良好性能,成功求解出位置坐标。

4.2 实验结果分析

本实验中,由于始终保持接收线圈的姿态不变(借助精心设计的结构可以保证),它在空间的位置变量减少到(x, y, z)。

定义定位误差为:

$$\Delta x = |x - x'|, \Delta y = |y - y'|$$

$$\Delta z = |z - z'|, \Delta r = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2 + \Delta z^2}$$

其中(x, y, z)为目标真值,(x', y', z')为实验结果。

实验中 38 个位置点处 x, y, z 三方向的定位误差如图 6 所示。各方向的最大定位误差和平均定位误差统计结果如表 1 所示。可见,各方向的最大位置误差均在 4 cm 以下,最大绝对位置误差为 5 cm。各方向的平均误差在 2 cm 以下,平均绝对位置误差为 2.4 cm。将此结果和以色列胶囊内镜系统比较发现,本实验的平均定位误差已小于其 3 cm 的定位精度。产生定位误差的原因

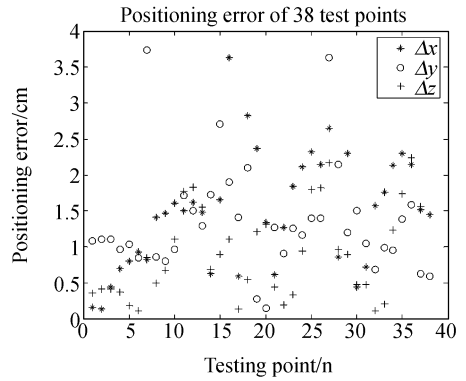


图 6 38 个实验点处的三坐标方向的位置误差
Fig. 6 Position errors of three coordinates of all testing points

是,处于开放式环境中,环境电磁场产生的干扰无法完全消除,造成检测数据的误差。定位方程的非线性求解算法仍有待优化。

5 结 论

采用电磁方法对工作于体内的遥测胶囊进行跟踪定位,相对现有根据射频能量定位和永磁场定位方法具有抗干扰能力强、数学模型准确、检测范围大、检测方法简单的特点。为适应遥测胶囊在肠道内运行的这种特殊应用环境,独特设计的悬浮式接收线圈能始终保持接收方向的恒定,从而保证系统接收的可靠性,同时大大简化了系统结构及理论模型,求解过程相应简单。综合以上这些原因,本实验系统能获得比上述两种方法好的定位精度。实验结果也证明了这一结论。目前课题组通过对系统的初步设计和实验验证了这一方法的可行性和效果,下一步将开展的工作是实现系统参数的优化、全套系统的便携化及与胶囊式遥测系统其他功能模块的集成,并取得人体实验结果。

表 1 38 个实验点定位误差的统计结果

Tab. 1 Statistic results of positioning errors of all testing points

定位误差(cm)	Δx	Δy	Δz	Δr
最大误差	3.64	3.74	3.78	4.99
平均误差	1.48	1.34	0.98	2.4

参考文献:

[1] MICHEL D, GÉRARD G. Capsule endoscopy in 2005: facts and perspectives [J]. *Best Practice & Research Clinical Gastroenterology*, 2006, 20: 23-39.
 [2] 姜萍萍, 颜国正, 王文兴. 人体全消化道微型介入式诊查系统研制[J]. *机器人技术与应用*, 2003, 4: 33-35. JIANG P P, YAN G ZH, WANG W X. Research on a micro-system for the whole GI inspection [J]. *Robotics Technique and Application*, 2003, 4: 33-35. (in Chinese)
 [3] 孙立宁, 刘品宽, 吴善强, 等. 管内移动微型机器人研究与发展现状[J]. *光学精密工程*, 2003, 11(4): 325-332.

SUN L N, LIU P K, WU SH Q, *et al.*. Status and development of in-pipe micro robots [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2003, 11(4): 325-332. (in Chinese)

- [4] JACOB H, LEVY D, SHREIBER R, *et al.*. Localization of the given M2A ingestible capsule in the given diagnostic imaging system [J]. *Gastrointestinal Endoscopy*, 2002, 55 (5): 135.
- [5] CORDOVA-FRAGA T, BERNAL-ALVARADO J J, GUTIERREZ-JUAREZ G, *et al.*. Gastric activity studies using a magnetic tracer [J]. *Physiological Measurement*, 2004, 25:1261-1270.
- [6] 侯文生, 郑小林, 彭承琳. 基于永磁体空间磁场检测的体内微型诊疗装置定位系统的研究[J]. *北京生物医学工程*, 2004, 23(2): 81-83.
- HOU W SH, ZHENG X L, PENG CH L. Study of micro medical device location system inside human body based on permanent magnet field detecting [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2004, 23(2): 81-83. (in Chinese)
- [7] 黎滨洪, 金荣洪, 张佩玉. *电磁场与波*[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2002.
- LI B H, JIN R H, ZHANG P Y. *Electromagnetic Field and Wave*[M]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University Press, 2002. (in Chinese)

作者简介:姜萍萍(1975—),女,安徽安庆人,上海交通大学讲师,博士,主要从事医学精密工程及智能系统方面的研究工作。E-mail:jpp99@sjtu.edu.cn