



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101803923 B

(45) 授权公告日 2013.06.05

(21) 申请号 201010126279.X

(22) 申请日 2010.03.15

(73) 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园北京
100084-82 信箱

(72) 发明人 王自强 谢翔 张春 谷荧柯
孙天佳 王志华

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 胡小永

(51) Int. Cl.

A61B 5/06 (2006.01)

(56) 对比文件

WO 2009/083409 A1, 2009.07.09, 说明书第
7 页第 21 行至第 13 页第 33 行、附图 2-5.

CN 100469310 C, 2009.03.18,

CN 101444426 A, 2009.06.03,

CN 100356892 C, 2007.12.26,

CN 101668472 A, 2010.03.10,

审查员 高虹

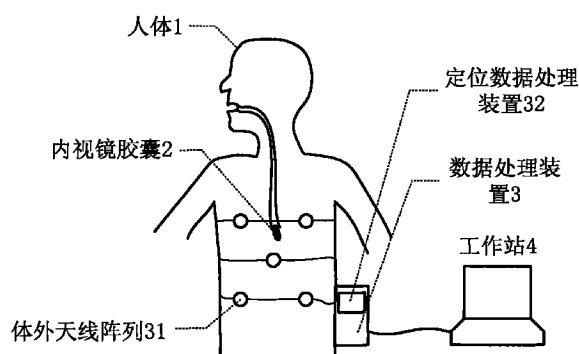
权利要求书3页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法及其系统

(57) 摘要

本发明公开了一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法,包括步骤:S1,利用位于人体内的内视镜胶囊向外发射电磁波,所述电磁波是包含相位信息的信号;S2,在人体胸前或后背利用分布于平板内的N根天线接收该电磁波;S3,以平板内的一根天线为参考天线,该参考天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,根据其余N-1根天线中的i根天线到参考天线之间的直线距离,以及该i根天线各自接收到的电磁波信号的相位与所述参考相位之差,计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该i根天线的直线距离,从而确定出内视镜胶囊的位置,其中i为3至N-1之间的整数,N是大于3的整数。本发明的技术方案可提高定位精度、成本低、操作简单。



1. 一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1,利用位于人体内的内视镜胶囊向外发射电磁波,所述电磁波是包含相位信息的信号;

S2,在人体胸前或后背利用分布于平板内的 5 根天线接收该电磁波;

S3,以平板内的一根天线为参考天线,该参考天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,根据其余 4 根天线中的 3 根天线到参考天线之间的直线距离,以及该 3 根天线各自接收到的电磁波信号的相位与所述参考相位之差,计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该 3 根天线的直线距离,从而确定出内视镜胶囊的位置;

所述内视镜胶囊分别到参考天线和该 3 根天线的直线距离的计算方法具体为:

4 根接收天线正交分布在平板 P 上,接收天线 A_1 与接收天线 A_2 之间的连线 A_1A_2 和天线 A_3 与天线 A_4 之间的连线 A_3A_4 垂直,平板 P 中心 O 处布设第 5 个天线,即参考天线,中心 O 到其余各个天线的距离分别为:

$$\begin{cases} A_1O = A_2O = a \\ A_3O = A_4O = b \end{cases} \quad (1)$$

内视镜胶囊 M 到中心 O 的距离为 R,到天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 的距离分别为 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 , OM 直线和 OA_1 、 OA_3 直线的夹角分别是 γ 、 ψ ,得到内视镜胶囊 M 与接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 之间距离的关系为:

$$\begin{cases} R_1^2 = R^2 + a^2 - 2aR \cos \gamma \\ R_2^2 = R^2 + a^2 + 2aR \cos \gamma \\ R_3^2 = R^2 + b^2 - 2bR \cos \psi \\ R_4^2 = R^2 + b^2 + 2bR \cos \psi \end{cases} \quad (2)$$

相加得到:

$$\begin{cases} R_1^2 + R_2^2 - 2R^2 = 2a^2 \\ R_3^2 + R_4^2 - 2R^2 = 2b^2 \end{cases} \quad (3)$$

把式(3)改写为:

$$\begin{cases} (R_1 - R)(R_1 + R) + (R_2 - R)(R_2 + R) = 2a^2 \\ (R_3 - R)(R_3 + R) + (R_4 - R)(R_4 + R) = 2b^2 \end{cases} \quad (4)$$

根据胶囊和接收天线之间的位置关系,有:

$$\begin{cases} R_1 - R = c \frac{\Delta \phi_1}{2\pi f} \\ R_2 - R = c \frac{\Delta \phi_2}{2\pi f} \\ R_3 - R = c \frac{\Delta \phi_3}{2\pi f} \\ R_4 - R = c \frac{\Delta \phi_4}{2\pi f} \end{cases} \quad (5)$$

c 为电磁波速度, f 为电磁波频率, $\Delta \phi_1$ 、 $\Delta \phi_2$ 、 $\Delta \phi_3$ 、 $\Delta \phi_4$ 分别为接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、

A_4 各自接收到的电磁波信号的相位和参考相位的差；

根据方程组(4)和(5)求解得到所述内视镜胶囊分别到参考天线和该3根天线的直线距离。

2. 如权利要求1所述的利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法,其特征在于,所述平板P采用不变形材料制成。

3. 如权利要求1所述的利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法,其特征在于,在所述内视镜胶囊M还发射包含其拍摄得到的影像数据的电磁波。

4. 一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位系统,其特征在于,包括:

内视镜胶囊,用于发射电磁波,所述电磁波是包含相位信息的信号;

信号接收装置,包括平板以及固定于所述平板上的5根天线,所述5根天线用于接收所述电磁波;以及

定位数据处理装置,用于根据5根天线中参考天线到其余4根天线 A_1 、 A_2 、 $\cdots$ 、 A_4 中的3根天线之间的直线距离,以及该3根天线各自接收到的电磁波信号的相位与参考天线接收到的电磁波信号的相位之差,计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该3根天线的直线距离,从而确定出内视镜胶囊的位置;

所述内视镜胶囊分别到参考天线和该3根天线的直线距离的计算方法具体为:

4根接收天线正交分布在平板P上,接收天线 A_1 与接收天线 A_2 之间的连线 A_1A_2 和天线 A_3 与天线 A_4 之间的连线 A_3A_4 垂直,平板P中心O处布设第5个天线,即参考天线,中心O到其余各个天线的距离分别为:

$$\begin{cases} A_1O = A_2O = a \\ A_3O = A_4O = b \end{cases} \quad (1)$$

内视镜胶囊M到中心O的距离为R,到天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 的距离分别为 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 , OM直线和 OA_1 、 OA_3 直线的夹角分别是 γ 、 ψ ,得到内视镜胶囊M与接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 之间距离的关系为:

$$\begin{cases} R_1^2 = R^2 + a^2 - 2aR \cos \gamma \\ R_2^2 = R^2 + a^2 + 2aR \cos \gamma \\ R_3^2 = R^2 + b^2 - 2bR \cos \psi \\ R_4^2 = R^2 + b^2 + 2bR \cos \psi \end{cases} \quad (2)$$

相加得到:

$$\begin{cases} R_1^2 + R_2^2 - 2R^2 = 2a^2 \\ R_3^2 + R_4^2 - 2R^2 = 2b^2 \end{cases} \quad (3)$$

把式(3)改写为:

$$\begin{cases} (R_1 - R)(R_1 + R) + (R_2 - R)(R_2 + R) = 2a^2 \\ (R_3 - R)(R_3 + R) + (R_4 - R)(R_4 + R) = 2b^2 \end{cases} \quad (4)$$

根据胶囊和接收天线之间的位置关系,有:

$$\begin{cases} R_1 - R = c \frac{\Delta \phi_1}{2\pi f} \\ R_2 - R = c \frac{\Delta \phi_2}{2\pi f} \\ R_3 - R = c \frac{\Delta \phi_3}{2\pi f} \\ R_4 - R = c \frac{\Delta \phi_4}{2\pi f} \end{cases} \quad (5)$$

c 为电磁波速度, f 为电磁波频率, $\Delta \phi_1$ 、 $\Delta \phi_2$ 、 $\Delta \phi_3$ 、 $\Delta \phi_4$ 分别为接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 各自接收到的电磁波信号的相位和参考相位的差;

根据方程组(4)和(5)求解得到所述内视镜胶囊分别到参考天线和该 3 根天线的直线距离。

5. 如权利要求 4 所述的利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位系统, 其特征在于, 所述平板 P 采用不变形材料制成。

利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法及其系统

技术领域

[0001] 本发明涉及物体定位技术领域,尤其涉及一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法及其系统。

背景技术

[0002] 目前医疗中使用的以拍照方式工作的内视镜胶囊大大降低了病人做胃镜、肠镜的痛苦,是一种革新的检测手段。但该手段必须采用精确定位的方法,把定时拍照的影像和该时刻胶囊在体内的位置对应起来,才能使医生对消化道中各器官的状况进行分析,进而确定诊断和治疗的方法。因此定位是人体腔道介入诊疗设备必须解决的关键技术。

[0003] 传统的胶囊定位方法一般采用 X 射线透视、核医学影像及荧光造型定位、B 超成像等技术。但是这些定位方法存在着不具有实时性、长时间或者多次检测会对人体造成伤害、检测成本高,使用复杂等问题。

[0004] 目前在医院中已经使用的几种胶囊,主要采用以下两种定位技术。一是放射性同位素闪烁照相定位,Innovative Devices 公司生产的 IntelliSite 射频激活、药物释放胶囊将 gamma 放射性同位素密封在胶囊内,每隔一段时间利用对放射性敏感的 gamma 相机照相以确定胶囊的位置。这种方法虽然简单,但要借助昂贵的设备,且不是一种连续跟踪定位方法,对人体有一定的辐射危害;二是根据电磁波信号强度定位。目前大多数无线遥测胶囊采用的是这种方法。如以色列生产的内视镜胶囊“M2A”(专利号为 6904308 的美国专利),该定位系统包含一个穿在病人身上的天线阵列,用来接收胶囊发射的影像信号,根据不同位置处天线接收的信号强度来计算胶囊在体内的位置。该方法的定位平均位置误差为 3.77cm,最大误差为 11.4cm。日本 RFSysstem Lab 公司 2001 年研制的 Norika v3 内视镜胶囊同样利用天线背心接收到的信号能量计算胶囊在体内的位置和方向。这些定位方法利用的都是体内胶囊发射的电磁信号的强度。由于人体是一种非常复杂的电磁结构,电磁波在人体组织内的传播受多种因素影响,因此迄今为止,对于体表处接收的电磁场强度和体内的辐射源之间没有准确定量的对应关系。因此,根据电磁波强度定位的方法其定位精度并不理想。

[0005] 此外,还有超声波定位方法和磁场定位方法等。超声波定位方法(如专利申请号为 02137174 的中国专利申请)来源于超声波成像,在该方法中,将多个探头分布在人体外的几个“关键点”,用超声波探测胶囊通过与否。该方法需要额外的超声波检测设备,且长时间使用可能对人体造成伤害。

[0006] 磁场和电磁场相比,具有不受人体的影响、磁场分布稳定、对人体无害等优点。磁场定位方法可分成两种情况。一是在胶囊内设永磁体,以形成一定的磁场;同时在人体表面设多个磁感应装置,确定磁场的场强。当胶囊运动的时候,磁场发生变化,通过计算可以实时地得到胶囊的位置,甚至姿态信息;二是在人体表面设多个永磁体,胶囊内部设磁感应装置,该装置接收多个永磁体产生的磁力线。根据磁场方程可以计算它相对于多个永磁体的位置。由此可见,上述磁场定位的方法需要永磁体和磁感应装置,放置于胶囊内部的磁器件会占用空间,结构也更复杂。

发明内容

[0007] (一) 要解决的技术问题

[0008] 本发明的目的是针对现有技术中存在的缺陷和不足,提供了一种可提高定位精度、成本低、操作简单的人体内视镜胶囊定位方案。

[0009] (二) 技术方案

[0010] 为达到上述目的,本发明提出了一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法,包括以下步骤:

[0011] S1,利用位于人体内的内视镜胶囊向外发射电磁波,所述电磁波是包含相位信息的信号;

[0012] S2,在人体胸前或后背利用分布于平板内的 N 根天线接收该电磁波;

[0013] S3,以平板内的一根天线为参考天线,该参考天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,根据其余 $N-1$ 根天线中的 i 根天线到参考天线之间的直线距离,以及该 i 根天线各自接收到的电磁波信号的相位与所述参考相位之差,计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该 i 根天线的直线距离,从而确定出内视镜胶囊的位置,其中 i 为 3 至 $N-1$ 之间的整数, N 是大于 3 的整数。

[0014] 其中,在步骤 S3 中根据最优化原则计算所述内视镜胶囊 M 分别到参考天线和该 i 根天线的直线距离。

[0015] 其中,所述平板 P 采用不变形材料制成。

[0016] 其中,在所述内视镜胶囊 M 还发射包含其拍摄得到的影像数据的电磁波。

[0017] 本发明还提供了一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位系统,包括:

[0018] 内视镜胶囊,用于发射电磁波,所述电磁波是包含相位信息的信号;

[0019] 信号接收装置,包括平板以及固定于所述平板上的 N 根天线,所述 N 根天线用于接收所述电磁波;以及

[0020] 定位数据处理装置,用于根据 N 根天线中参考天线到其余 $N-1$ 根天线 $A_1, A_2, \dots, A_{N-1}$ 中的 i 根天线之间的直线距离,以及该 i 根天线各自接收到的电磁波信号的相位与参考天线接收到的电磁波信号的相位之差,计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该 i 根天线的直线距离,从而确定出内视镜胶囊的位置,其中 i 为 3 至 $N-1$ 之间的整数。

[0021] 该系统中,所述平板 P 采用不变形材料制成。

[0022] (三) 有益效果

[0023] 本发明的上述技术方案具有如下优点:通过电磁波相位差实现定位,提高了人体内视镜胶囊定位的精度,并简化了定位的操作;不需要昂贵的设备,降低了成本,且对人体无害。

附图说明

[0024] 图 1 为本发明实施例的系统的使用示意图;

[0025] 图 2 是本发明实施例的系统中的内视镜胶囊的部分结构框图;

[0026] 图 3 是本发明实施例的系统中的体外模块的结构框图;

[0027] 图 4 是本发明实施例的方法的 4 天线定位原理图;

- [0028] 图 5 是本发明实施例的方法的人体外 4 天线布局示意图；
- [0029] 图 6 是本发明实施例的方法的 5 天线定位原理图；
- [0030] 图 7 是本发明实施例的方法的人体外 5 天线布局示意图；
- [0031] 图 8 是本发明实施例的方法的体外天线坐标定义示意图。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图和实施例,对本发明的具体实施方式作进一步详细描述。以下实施例用于说明本发明,但不用来限制本发明的范围。

[0033] 图 1 是本发明实施例的人体内窥镜胶囊定位系统的使用示意图。患者(通常为人体)1 吞服的内窥镜胶囊 2 在消化道内运动,胶囊向体外发射定位用的电磁波信号,该电磁波是包含相位信息的信号。该胶囊还拍摄所经消化道的影像(图 2 中未示出胶囊内的拍摄装置),这些影像数据通过无线传输的方式以电磁波为载体发送到体外(相位信息和影像数据可以同时发送(这时,二者的信号频率不同),也可以不同时发送,因此可以得到(近似)同一时刻的相位信息和影像数据)。安置于人体体表的的天线阵列 31(本实施例中为 5 根天线)接收该含有影像数据的电磁波信号或相位信息的电磁波信号,并以有线方式传送给数据处理装置 3。数据处理装置 3 中的定位数据处理装置 32 对接收到的电磁波经过专门处理得到定位数据。当内视镜胶囊完成任务后,这些定位数据和拍摄所得的影像数据同时在工作站 4 中进行处理,将每一时刻的胶囊位置和该时刻的影像相关联,从而得到不同时刻、不同位置检查到的体内影像信息。

[0034] 本发明实施例的定位系统包括体内、体外两个模块以及体内发端、体外收端的天线(阵)。其中体内模块为胶囊内和定位相关的装置。如图 2 所示,体内定位模块 21 包括定位数据产生单元 211 和定位数据发射单元 212。其中定位数据产生单元 211 生成需要发送的低频信号,该单元可以用数字电路或者模拟电路实现,需要产生的电磁波(定位数据)可以是包含幅度、相位信息的信号,例如正弦波。定位数据发射单元 212 把定位数据产生单元 211 生成的低频信号(比如说数字信号,或者低频模拟信号)调制到射频,并进行放大滤波等操作,然后通过天线 22 发射。天线 22 也可以用于向体外发射调制后的体内影像数据。可替换地,该影像数据也可以用另一天线(图 2 中未示出)发送。

[0035] 本发明实施例的定位系统体外部分如图 3 所示。天线阵列 31 由位于人体体表不同部位的多个天线构成,它接收体内胶囊发射的电磁波信号。定位系统体外模块,即定位数据处理装置 32,位于数据处理装置 3 中。它包括天线阵列选择单元 321、信号相位差检测单元 322、数据存储单元 323 和数据处理单元 324。天线阵列选择单元 321 从天线阵列 31 接收的多个信号中选择出需要的几个信号(例如 4 个或 5 个)。信号相位差检测单元 322 测量以上选择出的若干接收信号的相位差,并将测得的模拟信号转换为数字信号,供后面的数字电路使用。数据存储单元 323 用来存信号相位差信息,供数据处理单元 324 使用。数据处理单元 324 一方面根据其它单元提供的数据进行定位计算,得到实时的胶囊定位信息;一方面将定位数据输出给工作站 4。或者数据处理单元 324 本身不进行运算,只实现数据格式处理和传输功能,将定位计算交由工作站 4。工作站 4 完成胶囊定位信息的最终处理。

[0036] 本发明根据体外天线阵列 31 中各个天线接收信号的相位差来定位。该天线阵列可分为线阵、面阵和立体阵。对于固定阵列来说,线阵只能对阵列所在直线为界的半个平面

进行定位,否则没有唯一解。面阵可以在整个平面对目标进行定位,也可以对阵列所在平面为界的半个空间进行定位。立体阵则可以对整个空间定位,但其算法要复杂得多。由于实际应用中,天线阵列 31 或者位于人体 1 胸前,或者位于人体 1 背后,体内胶囊位于天线阵列所在的平面事先能够确定,因此本实施例中采用平面阵进行定位。

[0037] 本发明实施例提出 4 天线相位差定位方法。图 4 是使用 4 天线、三角形布局的天线定位原理图。3 个接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 分布在平板 P (接收天线和平板组成信号接收装置) 上,中心 O 再布设 1 个接收天线,中心 O 到各天线 A_1 、 A_2 、 A_3 的距离分别为 a 、 b 、 c ,为已知量。以位于中心 O 天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 各自接收到的电磁波信号的相位和参考相位的差为 $\Delta \phi_1$ 、 $\Delta \phi_2$ 、 $\Delta \phi_3$,该 3 个相位差是已知量。被测胶囊 M 到中心 O 的距离为 R_0 ,到天线 A_1 、 A_2 、 A_3 的距离分别为 R_1 、 R_2 、 R_3 ,OM 直线和 OA_1 、 OA_2 、 OA_3 直线的夹角分别是 γ 、 θ 、 ψ 。7 个参数 R_0 、 R_1 、 R_2 、 R_3 、 γ 、 θ 、 ψ 是未知量。6 个已知量和 7 个未知量之间存在 6 个独立的关系方程,且由空间几何关系, γ 、 θ 、 ψ 之间存在约束关系。由此可以求出 R_0 、 R_1 、 R_2 、 R_3 和 γ 、 θ 、 ψ 的值,从而得到胶囊的位置 (本发明中只关注前四个参数的计算,不计算后三个参数)。

[0038] 图 5 是根据 4 天线相位差定位原理而得的人体外 4 天线布局示意图。如图 5 所示,体外 4 天线阵列 31A 中的 4 个天线 (其中之一为天线 311A) 位于同一平面 312A 中。在本实施例中,平面 312A 由某种不变形的材料构成,且紧贴人体,并固定在人体表面。天线阵列 31A 中的各天线在平面 312A 中具有固定的位置,且能通过有线方式和数据处理装置 3 (图 5 中未示出) 相连。图中天线阵列 31A 位于人体胸前,不失一般性,天线阵列也可位于人体后背。

[0039] 4 天线相位差定位方法计算复杂,且会出现多解的情况,对多个解的取舍较为麻烦。为了简化运算,避免多解,本发明再提出 5 天线相位差定位方法。

[0040] 图 6 是 5 天线定位原理图。其中 4 个接收天线正交分布在平板 P 上,连线 A_1A_2 和 A_3A_4 垂直。中心 O 处布设第 5 个接收天线,中心 O 到 A_1 、 A_2 天线的距离为 a ,到 A_3 、 A_4 天线的距离为 b 。 a 、 b 为已知量。以位于中心 O 天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,接收天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 各自接收到的电磁波信号的相位和参考相位的差为 $\Delta \phi_1$ 、 $\Delta \phi_2$ 、 $\Delta \phi_3$ 、 $\Delta \phi_4$,该 4 个相位差是已知量。被测胶囊 M 到中心 O 的距离为 R_0 ,到天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 的距离分别为 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 。5 个参数 R_0 、 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 是未知量。6 个已知量和 5 个未知量之间存在 6 个独立的关系方程,构成典型的线性超定方程组,根据一定的优化原则 (如最小二乘,最小方差) 可以得到唯一的解。由于该方法只涉及对线性方程组的求解,计算量不大,且不会出现多解的问题。计算方法如下:

[0041] 其中 4 个接收天线正交分布在平板 P 上,连线 A_1A_2 和 A_3A_4 垂直。中心 O 处布设第 5 个接收天线,中心 O 到各个天线的距离分别为:

$$[0042] \quad \begin{cases} A_1O = A_2O = a \\ A_3O = A_4O = b \end{cases} \quad (1)$$

[0043] 被测胶囊 M 到中心 O 的距离为 R ,到天线 A_1 、 A_2 、 A_3 、 A_4 的距离分别为 R_1 、 R_2 、 R_3 、 R_4 ,OM 直线和 OA_1 、 OA_3 直线的夹角分别是 γ 、 ψ 。可以得到目标与各个天线之间距离的关系为:

$$[0044] \quad \begin{cases} R_1^2 = R^2 + a^2 - 2aR \cos \gamma \\ R_2^2 = R^2 + a^2 + 2aR \cos \gamma \\ R_3^2 = R^2 + b^2 - 2bR \cos \psi \\ R_4^2 = R^2 + b^2 + 2bR \cos \psi \end{cases} \quad (2)$$

[0045] 相加得到：

$$[0046] \quad \begin{cases} R_1^2 + R_2^2 - 2R^2 = 2a^2 \\ R_3^2 + R_4^2 - 2R^2 = 2b^2 \end{cases} \quad (3)$$

[0047] 把 (3) 式改写如下：

$$[0048] \quad \begin{cases} (R_1 - R)(R_1 + R) + (R_2 - R)(R_2 + R) = 2a^2 \\ (R_3 - R)(R_3 + R) + (R_4 - R)(R_4 + R) = 2b^2 \end{cases} \quad (4)$$

[0049] 相位测距是测定两个接收信号的相位差来间接测量信号到达两点的距离差，距离差和相位差的关系为：

$$[0050] \quad \Delta d = \lambda \frac{\Delta \phi}{2\pi} = \frac{c \Delta \phi}{2\pi f} \quad (5)$$

[0051] 其中 Δd 为目标物距离 2 个接收天线的距离差， $\Delta \phi$ 为测量信号到达 2 个天线的相位差， λ 为电磁波波长， c 为电磁波速度， f 为电磁波频率。考虑到图 6 中胶囊和接收天线之间的位置关系，有：

$$[0052] \quad \begin{cases} R_1 - R = c \frac{\Delta \phi_1}{2\pi f} \\ R_2 - R = c \frac{\Delta \phi_2}{2\pi f} \\ R_3 - R = c \frac{\Delta \phi_3}{2\pi f} \\ R_4 - R = c \frac{\Delta \phi_4}{2\pi f} \end{cases} \quad (6)$$

[0053] 结合方程组 (4) 和 (6)，共有 6 个方程，包含 5 个未知数 ($R, R_1 \sim R_4$)，这是典型的线性超定方程组，根据一定的优化原则（如最小二乘，最小方差）可以得到唯一的解，有：

$$[0054] \quad Ar = b \quad (7)$$

[0055] 其中：

$$[0056] \quad r = [R_1 R_2 R_3 R_4 R]^T \quad (8)$$

$$[0057] \quad A = \begin{bmatrix} \frac{c\Delta\phi_1}{2\pi f} & \frac{c\Delta\phi_2}{2\pi f} & 0 & 0 & \frac{c(\Delta\phi_1 + \Delta\phi_2)}{2\pi f} \\ 0 & 0 & \frac{c\Delta\phi_3}{2\pi f} & \frac{c\Delta\phi_4}{2\pi f} & \frac{c(\Delta\phi_3 + \Delta\phi_4)}{2\pi f} \\ 1 & 0 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & -1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$[0058] \quad b = \left[2a^2 \quad 2b^2 \quad \frac{c\Delta\phi_1}{2\pi f} \quad \frac{c\Delta\phi_2}{2\pi f} \quad \frac{c\Delta\phi_3}{2\pi f} \quad \frac{c\Delta\phi_4}{2\pi f} \right]^T \quad (10)$$

[0059] 可以广义逆计算其最小二乘解,从而得到一组确定的数据。显然,采用这种 5 天线的定位方法,避免了非线性高次方程组,只涉及对线性方程组的求解,计算量不大,且不会出现多解的问题。

[0060] 图 7 是根据 5 天线相位差定位原理而得的人体外 5 天线布局示意图。如图所示,体外 5 天线阵列 31B 中的 5 个天线(其中之一为天线 311B)位于同一平板 312B 中,且 5 个天线的位置分布满足以上所述 5 天线定位原理的要求。在本实施例中,平板 312B 由某种不变形的材料构成,且紧贴人体,并固定在人体表面。天线阵列 31B 中的各天线在平面 312B 中具有固定的位置,且能通过有线方式和数据处理装置 3(图中未示出)相连。图中天线阵列 31B 位于人体胸前,不失一般性,天线阵列也可位于人体后背。

[0061] 本发明还提出 N 根天线(N 大于 5)的相位差定位方法。在一定的天线布局下,中心 0 处布设的参考天线到其它 N-1 根天线 $A_1, A_2, \dots, A_{M-1}$ 的距离分别是 $a_1, a_2, \dots, a_{M-1}$,均为已知量。以位于中心 0 天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位,接收天线 $A_1, A_2, \dots, A_{M-1}$ 各自接收到的电磁波信号的相位和参考相位的差为 $\Delta\phi_1, \Delta\phi_2, \dots, \Delta\phi_{M-1}$,均为已知量。被测胶囊 M 到中心 0 的距离为 R_0 ,到天线 $A_1, A_2, \dots, A_{M-1}$ 的距离分别为 $R_1, R_2, \dots, R_{M-1}$,均为未知量。OM 直线和 $OA_1, OA_2, \dots, OA_{M-1}$ 直线的夹角分别是 $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_{M-1}$,均为未知量。且由空间几何关系, $\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_{M-1}$ 之间存在约束关系。根据包含已知量和未知量在内的 M 个以上独立的关系方程,根据一定的优化原则,可以得到关于未知量的唯一解,从而确定胶囊的位置。也可以通过天线阵列选择单元,从 M 根天线中选出 4 根或者 5 根天线,从而用 4 天线或者 5 天线法求定位信息计算方法进行定位计算。

[0062] 图 8 是体外天线坐标定义示意图。如图所示,以使用 5 天线的定位方法为例,在 5 天线所在平板 312B 中,沿人体水平方向规定为 X 轴,沿人体垂直方向规定为 Y 轴,作为相位参考的接收天线所在坐标为坐标系的原点,进而可以确定其他天线在坐标系中的坐标。有各天线坐标之后,可以计算体内胶囊相对于该坐标系的位置信息。

[0063] 由以上实施例可以看出,本发明通过电磁波相位差实现定位,提高了人体内视镜胶囊定位的精度,并简化了定位的操作;不需要昂贵的设备,降低了成本,且对人体无害。

[0064] 以上所述仅是本发明的实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明技术原理的前提下,还可以做出若干改进和变型,这些改进和变型也应视为本发明的保护范围。

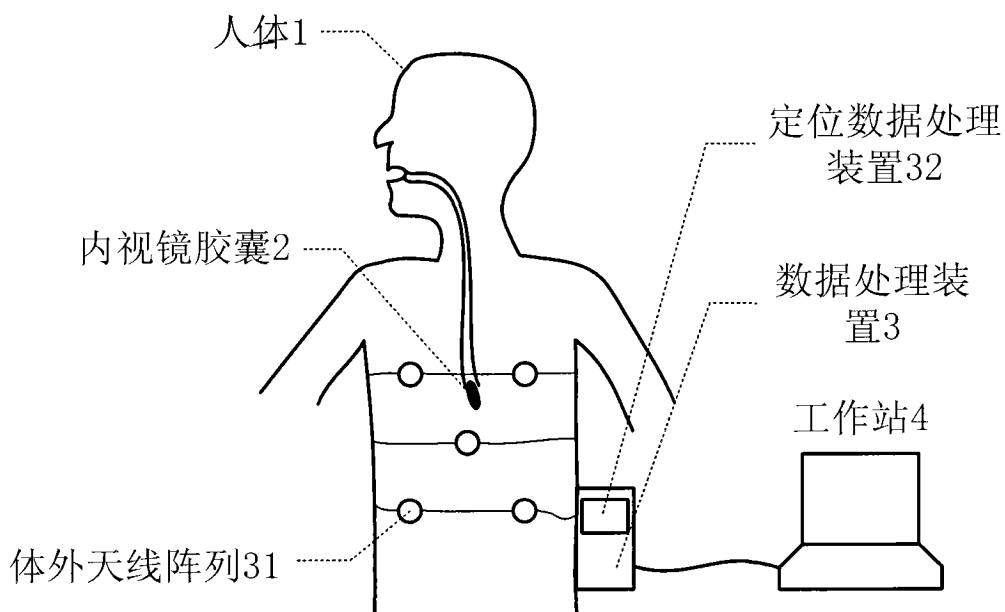


图 1

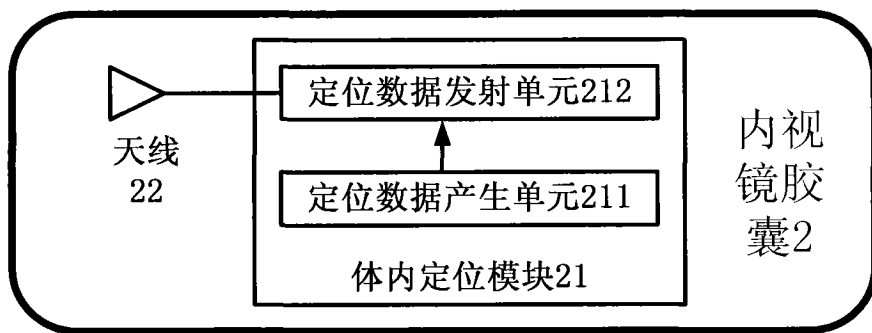


图 2

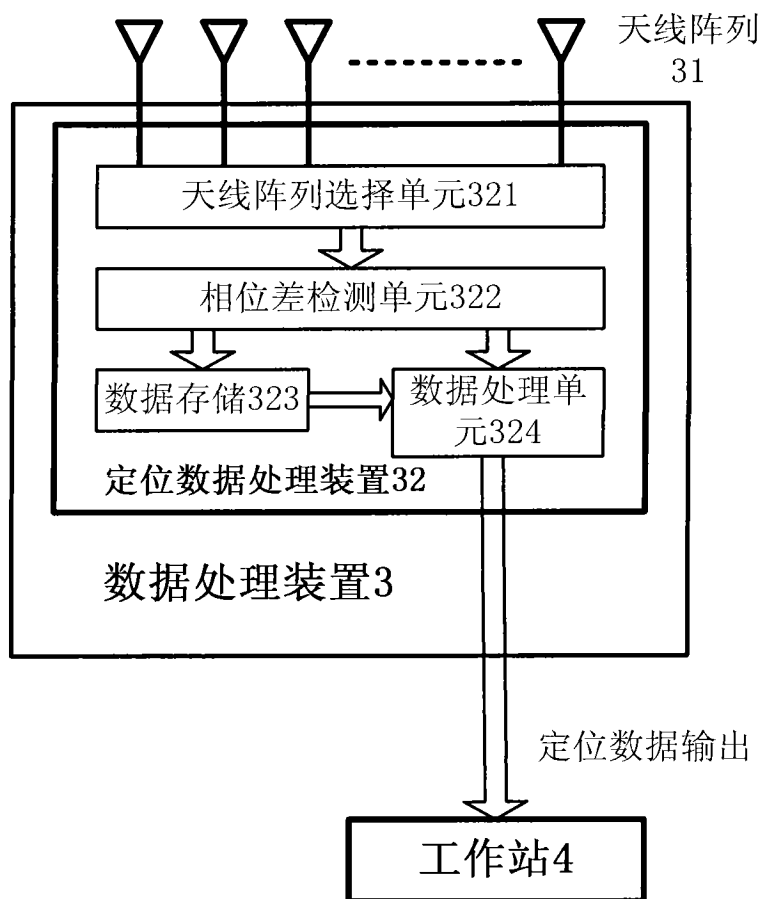


图 3

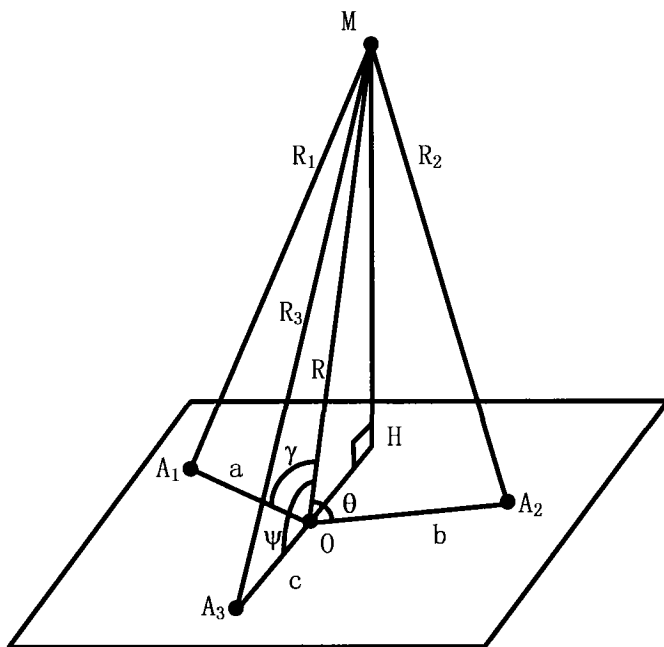


图 4

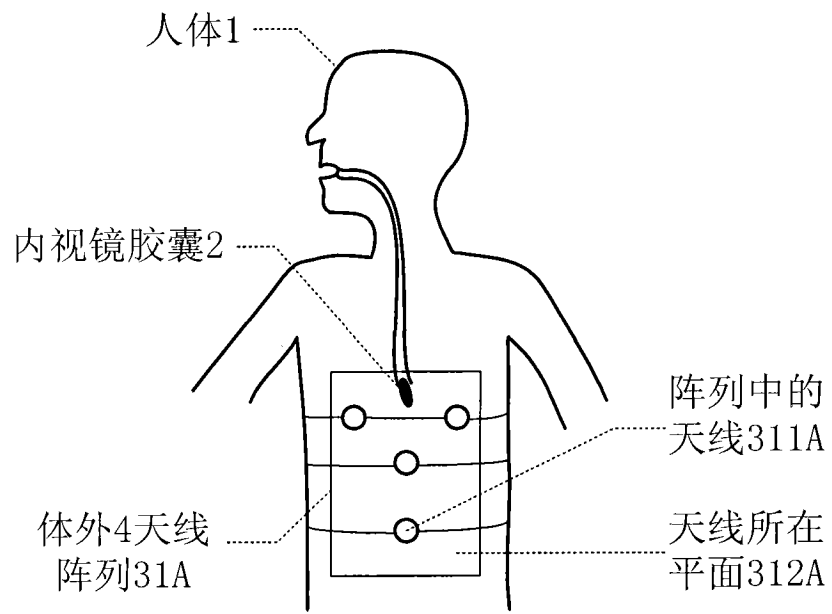


图 5

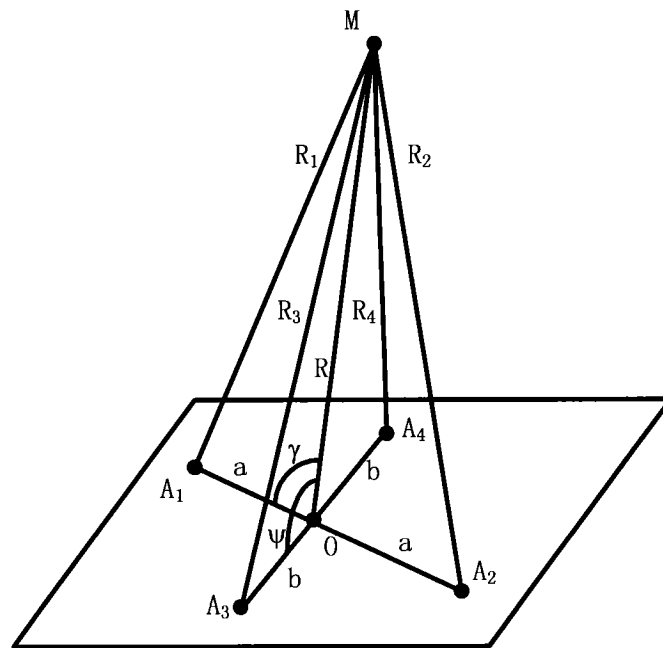


图 6

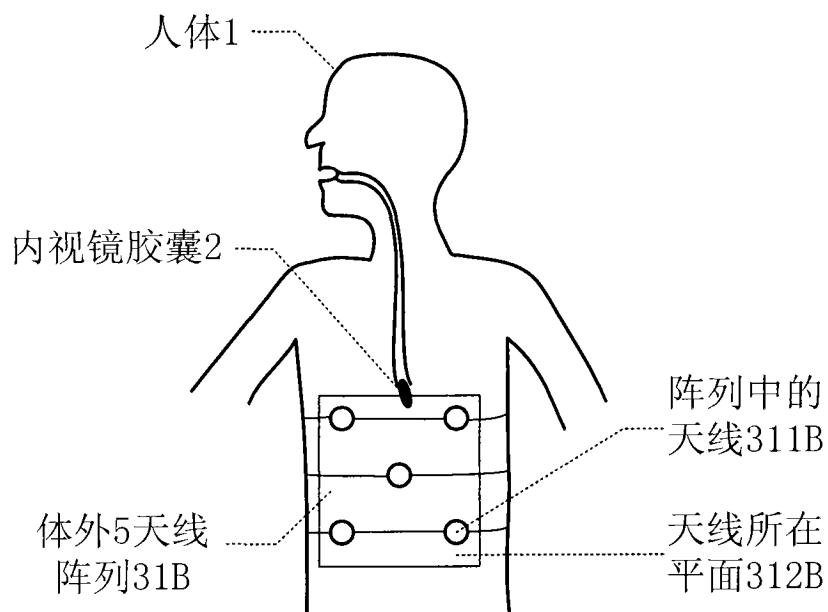


图 7

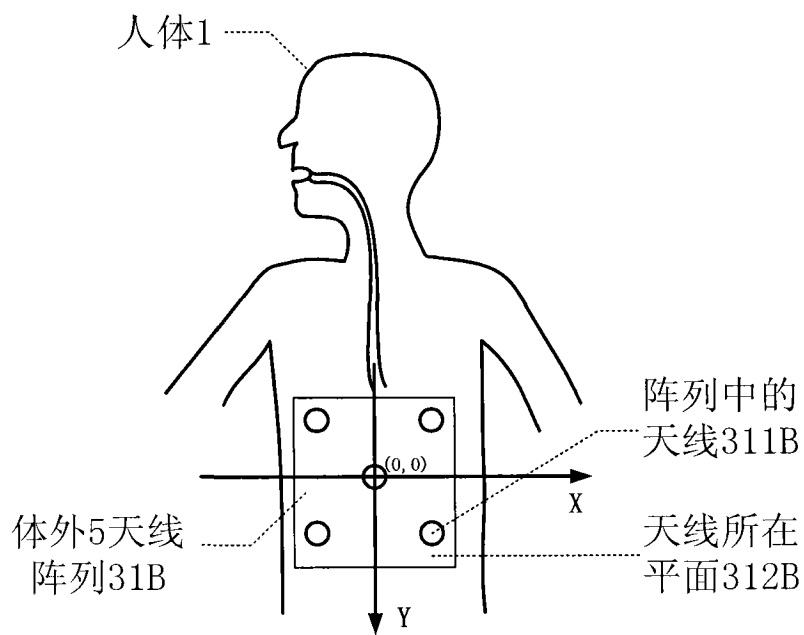


图 8

专利名称(译)	利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法及其系统		
公开(公告)号	CN101803923B	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	CN201010126279.X	申请日	2010-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	王自强 谢翔 张春 谷荧柯 孙天佳 王志华		
发明人	王自强 谢翔 张春 谷荧柯 孙天佳 王志华		
IPC分类号	A61B5/06		
代理人(译)	胡小永		
审查员(译)	高虹		
其他公开文献	CN101803923A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种利用电磁波相位差的人体内视镜胶囊定位方法，包括步骤：S1，利用位于人体内的内视镜胶囊向外发射电磁波，所述电磁波是包含相位信息的信号；S2，在人体胸前或后背利用分布于平板内的N根天线接收该电磁波；S3，以平板内的一根天线为参考天线，该参考天线接收到的电磁波信号的相位为参考相位，根据其余N-1根天线中的i根天线到参考天线之间的直线距离，以及该i根天线各自接收到的电磁波信号的相位与所述参考相位之差，计算所述内视镜胶囊分别到参考天线和该i根天线的直线距离，从而确定出内视镜胶囊的位置，其中i为3至N-1之间的整数，N是大于3的整数。本发明的技术方案可提高定位精度、成本低、操作简单。

