



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104473611 A

(43) 申请公布日 2015. 04. 01

(21) 申请号 201510025465. 7

(22) 申请日 2015. 01. 19

(71) 申请人 吉林大学

地址 130012 吉林省长春市前进大街 2699 号

(72) 发明人 杨本全 林君 朱凯光

(74) 专利代理机构 台州市方圆专利事务所
33107

代理人 蔡正保 董小英

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

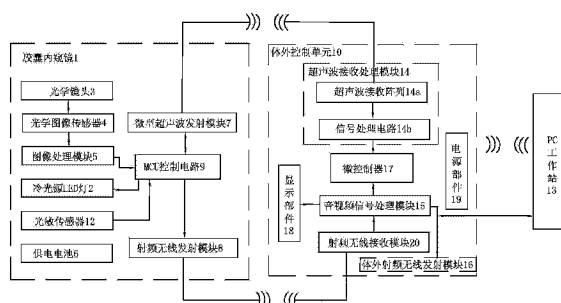
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统

(57) 摘要

本发明提供了一种具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,属于医疗器械辅助设备技术领域。它解决了现有的技术增加了定位系统的复杂程度的问题。本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,包括胶囊内窥镜和体外控制单元,胶囊内窥镜内设置有 MCU 控制电路以及与 MCU 控制电路连接的微型超声波发射模块和射频无线发射模块,体外控制单元包括微控制器以及与微控制器连接的射频无线接收模块和超声波接收处理模块,微控制器与射频无线接收模块之间连接有音视频信号处理模块,微控制器利用声速温度补偿公式和空间定位算法即可实时得到胶囊内窥镜在患者体内的精确位置。本胶囊内窥镜系统能实时得到胶囊内窥镜在患者体内的精确位置,定位精确度高。



1. 具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述胶囊内窥镜系统包括胶囊内窥镜(1)和体外控制单元(10),所述胶囊内窥镜(1)内设置有MCU控制电路(9)以及与所述MCU控制电路(9)连接的微型超声波发射模块(7)和射频无线发射模块(8),所述体外控制单元(10)包括微控制器(17)以及与所述微控制器(17)连接的射频无线接收模块(20)和超声波接收处理模块(14),所述微控制器(17)与射频无线接收模块(20)之间连接有音视频信号处理模块(15),所述MCU控制电路(9)控制微型超声波发射模块(7)向体外发射超声波信号的同时,通过射频无线发射模块(8)向体外控制单元(10)发射超声波发射时间的标识信号,所述超声波接收处理模块(14)用于接收胶囊内窥镜(1)发射的超声波信号并进行处理后输出脉冲信号给微控制器(17),所述音视频信号处理模块(15)对射频无线接收模块(20)接收的由患者体内发出的超声波发射时间的标识信号进行处理,进而发送处理后的时间标识脉冲信号给微控制器(17),所述微控制器(17)根据接收脉冲信号和时间标识脉冲信号的时间差以及超声波实时传播速度计算出微型超声波发射模块(7)与超声波接收处理模块(14)之间的距离,进而通过空间定位算法得到胶囊内窥镜(1)在患者体内的位置信息。

2. 根据权利要求1所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述微型超声波发射模块(7)所发超声波为全向性球面波,波前为球面,由球面超声波换能器产生。

3. 根据权利要求1所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述超声波接收处理模块(14)包括超声波接收阵列(14a)和信号处理电路(14b),所述超声波接收阵列(14a)包括若干个超声波接收传感器。

4. 根据权利要求3所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述超声波接收阵列(14a)包括至少三个超声波接收传感器。

5. 根据权利要求4所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述微控制器(17)计算胶囊内窥镜(1)中微型超声波发射模块(7)发射超声波到超声波接收处理模块(14)接收到超声波之间的时间差,将该时间差设定为 Δt_i ,实时超声波传播速度设定为 v ,胶囊内窥镜(1)中的微型超声波发射模块(7)与超声波接收处理模块(14)中的各个超声波接收传感器之间的距离设定为 s_i , $s_i = v \cdot \Delta t_i$, $i = 1, 2, \dots, N$,其中 N 为超声波接收传感器的个数,所述微控制器(17)进而通过空间定位算法实时得出胶囊内窥镜(1)在患者体内的精确位置信息,经过音视频信号处理模块(15)加载到图像数据上并进行存储。

6. 根据权利要求5所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述体外控制单元(10)还包括与微控制器(17)连接的温度传感器,所述温度传感器用于实时监测患者服用胶囊内窥镜(1)后所处环境温度 T ,超声波传播速度 $v = 331.45 + \eta T$, η 为常数。

7. 根据权利要求1或5或6所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述胶囊内窥镜(1)系统还包括PC工作站(13),所述PC工作站(13)通过有线或者无线方式将体外控制单元(10)存储的包含位置信息的图像数据进行接收处理。

8. 根据权利要求1所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述体外控制单元(10)还包括用于对所述体外控制单元(10)提供电源的电源部件(19)以及与音视频信号处理模块(15)连接的显示部件(18)。

9. 根据权利要求 1 所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述胶囊内窥镜 (1) 包括胶囊壳体 (1a) 和透明光学前盖 (1b),所述胶囊壳体 (1a) 和透明光学前盖 (1b) 通过卡扣或者胶接方式进行连接。

10. 根据权利要求 9 所述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述胶囊内窥镜 (1) 壳体内,沿着胶囊内窥镜 (1) 轴线从透明光学前盖 (1b) 起还依次设置有光学镜头 (3)、LED 灯板 (11)、光学图像传感器 (4)、图像处理模块 (5) 和供电电池 (6),所述图像处理模块 (5) 分别与光学图像传感器 (4) 和射频无线发射模块 (8) 相连接,所述 LED 灯板 (11) 上设置有冷光源 LED 灯 (2)、光敏传感器 (12) 和光学镜头 (3),所述 MCU 控制电路 (9) 分别与所述光敏传感器 (12) 和冷光源 LED 灯 (2) 连接,所述供电电池 (6) 分别与所述 LED 灯板 (11)、光学图像传感器 (4)、图像处理模块 (5)、MCU 控制电路 (9) 和射频无线发射模块 (8) 连接。

具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械辅助设备技术领域,涉及一种具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,特别是一种适用于消化道疾病检查、诊断和定位功能的医用胶囊内窥镜系统。

背景技术

[0002] 胶囊内窥镜又称医用无线内镜。工作机理为:当胶囊内窥镜被患者吞下,借助人体消化道的蠕动,沿着消化道以每秒数帧的速率记录图像,并通过无线方式将图像数据发送到体外数据记录仪或者可穿戴设备,整个过程持续8-15个小时,记录大约5-9万张图片,具有临床经验的医生借助PC电脑或图像显示设备检查所有图片和分析消化道疾病,给出诊断结果。该检查方式具有无创伤、无痛苦、无交叉感染,不影响患者的正常工作学习等优点,可做为消化道疾病诊断的优选方法,被医学界称为21世纪内窥镜发展的革命和方向。

[0003] 目前医疗领域使用的胶囊内窥镜不可避免的存在患者体内滞留和所得图片无位置信息等问题,对疾病的诊断主要依靠医生的临床经验,因此具有定位功能的胶囊内窥镜被提上日程。目前国际上主要有以下几种定位方式:RF射频信号定位、内置永磁元件的磁场定位、声音定位、RF射频信号+CT定位或者MRI定位,更甚者采用辐射源定位。上述的几种定位方式,要么需要采用昂贵、笨重的辅助设备,如RF射频信号定位和内置永磁元件的磁场定位需要穿戴式医疗辅助设备完成定位;要么对人体产生或多或少的危害,如内置永磁元件的磁场定位和辐射源定位。

[0004] 针对上述存在的问题,2014年6月25日公告的CN103876702A的中国发明专利说明书公开了一种具有超声定位功能的胶囊内镜系统及其胶囊内镜,用于在拍照的同时获取照片的位置信息,以解决过多依赖医生的临床经验的问题。但是,该胶囊内镜采用体外超声波阵列发射超声波,体内超声波接收模块用于接收超声波信号后再输出时标信号,再通过射频模块将时标信号输出到体外记录仪。该种信号处理方式,过多的依赖射频发射模块,增加了定位系统的复杂程度;而且该系统需要专门的定位床,需要患者在医院才可进行检查,限制了患者的检测舒适度;此外,该系统并没有给出具体的理论计算模型、算法和具体实现过程。

发明内容

[0005] 本发明的目的是针对现有的技术存在上述问题,提出了一种具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,该胶囊内窥镜系统能实时得到胶囊内窥镜在患者体内的精确位置,定位精确度高。

[0006] 本发明的目的可通过下列技术方案来实现:具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,其特征在于,所述胶囊内窥镜系统包括胶囊内窥镜和体外控制单元,所述胶囊内窥镜内设置有MCU控制电路以及与所述MCU控制电路连接的微型超声波发射模块和射频无线发射模块,所述体外控制单元包括微控制器以及与所述微控制器连接的射频无线接收模块和超声波接收处理模块,所述微控制器与射频无线接收模块之间连接有音视频信号处理模块,

所述 MCU 控制电路控制微型超声波发射模块向体外发射超声波信号的同时,通过射频无线发射模块向体外控制单元发射超声波发射时间的标识信号,所述超声波接收处理模块用于接收胶囊内窥镜发射的超声波信号并进行处理后输出脉冲信号给微控制器,所述音视频信号处理模块对射频无线接收模块接收的由患者体内发出的超声波发射时间的标识信号进行处理,进而发送处理后的标识脉冲信号给微控制器,所述微控制器根据接收脉冲信号和标识脉冲信号的时间差以及超声波实时传播速度计算出微型超声波发射模块与超声波接收处理模块之间的距离,进而通过空间定位算法得到胶囊内窥镜在患者体内的位置信息。

[0007] 本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统在使用时,将体外控制单元中的超声波接收处理模块按照一定的规则放置于患者家庭、工作学习场所或者医院内,当胶囊内窥镜进入患者体内时,胶囊内窥镜中的微型超声波发射模块按照一定时间间隔向空间发射超声波信号,在此同时,MCU 控制电路将微型超声波发射模块发射超声波信号的时间标识信号通过射频无线发射模块发送给体外控制单元,体外控制单元中的射频无线接收模块接收该时间标识信号并输送给音视频信号处理模块,该音视频信号处理模块接收该时间标识信号并进行处理,处理后输出时间标识脉冲信号给体外控制单元中的微控制器;体外控制单元中的超声波接收处理模块接收胶囊内窥镜发射的超声波信号并进行处理,进而输出脉冲信号给微控制器,微控制器根据接收到时间标识脉冲信号和脉冲信号得出发射信号和接收信号之间的时间差,根据该时间差即可计算出胶囊内窥镜中微型超声波发射模块到超声波接收处理模块之间的距离,进而再通过空间定位算法即可实时得到胶囊内窥镜在患者体内的位置信息。本系统采用体内发射超声波信号,体外接收,体外设置多个超声波接收处理模块,处理速度快,定位精确度高,另外,本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统无需定位床,患者可自主完成检查、输出诊断结果、运行轨迹绘制和存储,真正实现了方便快捷的舒适治疗。

[0008] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述微型超声波发射模块所发超声波为全向性球面波,波前为球面,由球面超声波换能器产生。

[0009] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述微型超声波发射模块包括一个超声波发射传感器。该超声波发射传感器发射全向性球面波,可以使设置在不同位置上的超声波接收处理模块接收到超声波信号,提高定位精确度。

[0010] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述超声波发射传感器为利用压电晶体的谐振方式工作的压电式超声波换能器。

[0011] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述超声波发射传感器为利用磁致伸缩方式工作的磁致伸缩式超声波换能器。

[0012] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述超声波接收处理模块包括超声波接收阵列和信号处理电路,所述超声波接收阵列包括若干个超声波接收传感器。

[0013] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述超声波接收阵列包括至少三个超声波接收传感器。

[0014] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中,所述微控制器计算胶囊内窥镜中微型超声波发射模块发射超声波到超声波接收处理模块接收到超声波之间的时间差,将该时间差设定为 Δt_i ,实时超声波传播速度设定为 v ,胶囊内窥镜中的微型超声波发射模块与超声波接收处理模块中的各个超声波接收传感器之间的距离设定为 s_i , $s_i = v \cdot \Delta t_i$, i

$= 1, 2, \dots N$, 其中 N 为超声波接收传感器的个数, 所述微控制器进而通过空间定位算法实时得出胶囊内窥镜在患者体内的精确位置信息, 经过音视频信号处理模块加载到图像数据上并进行存储。

[0015] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中, 所述体外控制单元还包括与微控制器连接的温度传感器, 所述温度传感器用于实时监测患者服用胶囊内窥镜后所处环境温度 T , 超声波传播速度 $v = 331.45 + \eta T$, η 为常数。 η 值可通过试验方法进行测定。超声波是一种声波, 其声速与温度、湿度、压强等因素有关, 其中, 声速受温度影响较大, 经实际测试, 温度每升高 1°C , 声速增加约 $\eta \text{ m/s}$, 因此, 在体外控制单元上设置温度传感器, 可有效提高测定胶囊内窥镜在患者体内位置信息的精确度。

[0016] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中, 所述胶囊内窥镜系统还包括 PC 工作站, 所述 PC 工作站通过有线或者无线方式将体外控制单元存储的包含位置信息的图像数据进行接收处理。

[0017] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中, 所述体外控制单元还包括用于对所述体外控制单元提供电源的电源部件以及与音视频信号处理模块连接的显示部件。

[0018] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中, 所述胶囊内窥镜包括胶囊壳体 and 透明光学前盖, 所述胶囊壳体和透明光学前盖通过卡扣或者胶接方式进行连接。

[0019] 在上述的具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统中, 所述胶囊内窥镜壳体内, 沿着胶囊内窥镜轴线从透明光学前盖处开始还依次设置有光学镜头、LED 灯板、光学图像传感器、图像处理模块和供电电池, 所述图像处理模块分别与光学图像传感器和射频无线发射模块相连接, 所述 LED 灯板上设置有冷光源 LED 灯、光敏传感器和光学镜头, 所述 MCU 控制电路分别与所述光敏传感器和冷光源 LED 灯连接, 所述供电电池分别与所述 LED 灯板、光学图像传感器、图像处理模块、MCU 控制电路和射频无线发射模块连接。胶囊内窥镜在进入患者体内后, 光敏传感器实时监测患者体内组织发射的光线亮度并反馈给 MCU 控制电路, MCU 控制电路根据得到的光线亮度值, 通过脉宽调制方式实时控制冷光源 LED 灯的亮度, 以便于光学镜头可得到患者组织内壁清晰的图像。

[0020] 与现有技术相比, 本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统具有以下优点:

[0021] 1、本发明可消除超声波多径效应干扰和抑制环境噪声干扰, 得到患者组织内壁清晰图像, 实时监控胶囊内镜在患者体内精确位置, 利于疾病诊断。

[0022] 2、本发明无需定位床, 检测场所无局限性, 不影响生活工作, 实现了方便快捷的舒适治疗。

[0023] 3、本发明在体内设置一个向空间全向性发射超声波信号的微型超声波发射模块, 体外设置多个超声波接收传感器, 用于全方位定位胶囊内窥镜在体内的位置, 而且在超声波信号接收方面实时性高, 接收处理速度快, 进而提高了定位胶囊内窥镜在患者体内位置的精确度。

附图说明

[0024] 图 1 是本发明中胶囊内窥镜的示意图。

[0025] 图 2 是本发明的结构示意图。

[0026] 图 3 是本发明胶囊内窥镜工作流程图。

[0027] 图 4 是本发明的工作流程图。

[0028] 图 5 是本发明超声波接收传感器第一种放置位置示意图。

[0029] 图 6 是本发明超声波接收传感器第二种放置位置示意图。

[0030] 图 7 是本发明超声波接收传感器第三种放置位置示意图。

[0031] 图 8 是本发明超声波接收传感器第四种放置位置示意图。

[0032] 图 9 是本发明信号处理过程的示意图。

[0033] 图中,1、胶囊内窥镜;1a、胶囊壳体;1b、透明光学前盖;2、冷光源 LED 灯;3、光学镜头;4、光学图像传感器;5、图像处理模块;6、供电电池;6a、第一电池;6b、第二电池;7、微型超声波发射模块;8、射频无线发射模块;8a、RF 射频无线发射模块;8b、发射天线;9、MCU 控制电路;10、体外控制单元;11、LED 灯板;12、光敏传感器;13、PC 工作站;14、超声波接收处理模块;14a、超声波接收阵列;14b、信号处理电路;15、音视频信号处理模块;16、体外射频无线发射模块;17、微控制器;18、显示部件;19、电源部件;20、射频无线接收模块。

具体实施方式

[0034] 以下是本发明的具体实施例并结合附图,对本发明的技术方案作进一步的描述,但本发明并不限于这些实施例。

[0035] 如图 1、2 所示,本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统,包括胶囊内窥镜 1、体外控制单元 10 和 PC 工作站 13,其胶囊内窥镜 1 包括胶囊壳体 1a 和透明光学前盖 1b,两者通过卡扣或者胶接方式连接,胶囊内窥镜 1 壳体内,沿着胶囊内窥镜 1 轴线从透明光学前盖 1b 开始依次设置有光学镜头 3、LED 灯板 11、光学图像传感器 4、图像处理模块 5、供电电池 6、MCU 控制电路 9 及射频无线发射模块 8,图像处理模块 5 分别与光学图像传感器 4、射频无线发射模块 8 相连接,供电电池 6 分别与 LED 灯板 11、光学图像传感器 4 及图像处理模块 5、MCU 控制电路 9、射频无线发射模块 8 相连接;胶囊内窥镜 1 还包括分别与供电电池 6、MCU 控制电路 9 相连接的微型超声波发射模块 7,微型超声波发射模块 7 设置在胶囊内窥镜 1 的几何中心和胶囊内窥镜 1 的重心;LED 灯板 11 上设置有冷光源 LED 灯 2、光敏传感器 12 和光学镜头 3,冷光源 LED 灯 2 发光颜色为高亮白光,冷光源 LED 灯 2 发光方向沿着胶囊内窥镜 1 轴线朝着透明光学前盖 1b,光敏传感器 12 光学接收面沿着胶囊内窥镜 1 轴线朝着透明光学前盖 1b,光学镜头 3 固定在 LED 灯板 11 的正中心。其体外控制单元 10 包括超声波接收处理模块 14、射频无线接收模块 20、音视频信号处理模块 15、微控制器 17、电源部件 19 和显示部件 18,其中电源部件 19 用于对体外控制单元 10 提供电源,电源部件 19 分别与超声波接收处理模块 14、射频无线接收模块 20、音视频信号处理模块 15、微控制器 17 和显示部件 18 电性连接,超声波接收处理模块 14 和射频无线接收模块 20 分别与微控制器 17 连接,射频无线接收模块 20 与微控制器 17 之间连接音视频信号处理电路 14b,显示部件 18 与音视频信号处理电路 14b 连接,体外控制单元 10 中的超声波接收处理模块 14 用于接收胶囊内窥镜 1 中微型超声波发射模块 7 发出的超声波信号,体外控制单元 10 通过射频无线接收模块 20 接收胶囊内窥镜 1 通过射频无线发射模块 8 发出的模拟视频信号和超声波发射时间标识信号,PC 工作站 13 通过有线或者无线的方式与体外控制单元 10 连接,在体外控制单元 10 内还设置有与微控制器 17 连接的体外射频无线发射模块 16,体外控制单元 10 通过体外射频无线发射模块 16 与 PC 工作站 13 进行无线通讯。MCU 控制电路

9 用于控制微型超声波发射模块 7 向体外发射超声波信号的同时,通过射频无线发射模块 8 向体外控制单元 10 发射超声波发射时间的标识信号,超声波接收处理模块 14 用于接收胶囊内窥镜 1 发射的超声波信号并进行处理后输出脉冲信号给微控制器 17,音视频信号处理模块 15 对射频无线接收模块 20 接收的由患者体内发出的超声波发射时间的标识信号进行处理,进而发送处理后的标识脉冲信号给微控制器 17,微控制器 17 根据接收脉冲信号和超声波发射时间的标识信号的时间差以及超声波实时传播速度计算出微型超声波发射模块 7 与超声波接收处理模块 14 之间的距离,进而通过空间定位算法得到胶囊内窥镜 1 在患者体内的位置信息。

[0036] 具体来说,

[0037] 微控制器 17 计算胶囊内窥镜 1 中微型超声波发射模块 7 发射超声波到超声波接收处理模块 14 接收到超声波之间的时间差,将该时间差设定为 Δt_i ,实时超声波传播速度设定为 v ,胶囊内窥镜 1 中的微型超声波发射模块 7 与超声波接收处理模块 14 中的各个超声波接收传感器之间的距离设定为 s_i , $s_i = v \cdot \Delta t_i$, $i = 1, 2, \dots, N$,其中 N 为超声波接收传感器的个数,微控制器 17 进而再通过空间定位算法实时得出胶囊内窥镜 1 在患者体内的精确位置信息,经过音视频信号处理模块 15 加载到图像数据上并进行存储。

[0038] 作为优选,体外控制单元 10 还包括与微控制器 17 连接的温度传感器,温度传感器用于实时监测患者服用胶囊内窥镜 1 后所处环境温度 T ,超声波传播速度 $v = 331.45 + \eta T$, η 为常数。 η 通过试验方法进行测定。超声波是一种声波,其声速与温度、湿度、压强等因素有关,其中,声速受温度影响较大,经实际测试,温度每升高 1°C ,声速增加约 $\eta \text{ m/s}$,因此,在体外控制单元 10 上设置温度传感器,可有效提高测定胶囊内窥镜 1 在患者体内位置信息的精确度。

[0039] 作为优选,体外射频无线发射模块 16 包括体外 RF 射频无线发射模块和体外发射天线,其中体外 RF 射频无线发射模块具有模拟视频信号无线发射功能和模拟音频信号无线发射功能,并与体外发射天线相连接。

[0040] 胶囊内窥镜 1 中的微型超声波发射模块 7 所发超声波为全向性球面波,波前为球面,由球面超声波换能器产生;

[0041] 微型超声波发射模块 7 包括一个超声波发射传感器;

[0042] 微型超声波发射模块 7 的超声波发射传感器为利用压电晶体的谐振方式工作的压电式超声波换能器或者利用磁致伸缩方式工作的磁致伸缩式超声波换能器。

[0043] 作为优选,微型超声波发射模块 7 的超声波发射时间间隔由 MCU 控制电路 9 控制,通过 MCU 控制电路 9 控制超声波定时发射,该时间间隔可设定为 500ms ,即间隔 500ms 向空间发射一列超声波。

[0044] 作为优选,射频无线发射模块 8 包括 RF 射频无线发射模块 8a 和发射天线 8b,其中 RF 射频无线发射模块 8a 具有模拟视频信号无线发射功能和模拟音频信号无线发射功能,并与发射天线 8b 相连接。

[0045] 胶囊内窥镜 1 中的光学图像传感器 4 为 CMOS 图像传感器或者 CCD 图像传感器;

[0046] 体外控制单元 10 中的超声波接收处理模块 14 包括超声波接收阵列 14a 和信号处理电路 14b,超声波接收阵列 14a 通过信号处理电路 14b 与微控制器 17 连接,信号处理电路 14b 一般由集成放大处理电路或者相关检测电路构成,当超声波接收阵列 14a 某个接收

模块检测到超声波时,该信号处理电路 14b 进行处理后输出脉冲信号。

[0047] 作为优选,信号处理电路 14b 还包括相关器,用于消除超声波多径效应干扰和抑制环境噪声干扰。如图 9 所示,具体处理过程为:微型超声波发射模块 7 产生一个平稳的随机信号 $X(t)$,超声波接收阵列 14a 除了接收到直达波外,还有经过不同路径反射过来的反射波,超声波接收阵列 14a 及信号处理电路 14b 某一路超声波接收传感器接收的反射波和直达波信号用 $Y(t)$ 表示, $Y(t) = \alpha X(t - \Delta t_i) + \beta X(t - \Delta t_i - t') + W(t)$,其中 α 为直达波衰减因子, $\Delta t_i, i = 1, 2, \dots, N$ 是微型超声波发射模块 7 发射超声波到超声波接收阵列 14a 接收到直达波的时间差,反映了微型超声波发射模块 7 与超声波接收阵列 14a 之间的距离, β 为发射波衰减因子, t' 为反射波相对于直达波的时延, $W(t)$ 为超声波接收阵列 14a 接收到的总的噪声,通常为白噪声,与微型超声波发射模块 7 发射的超声波信号统计独立。参考信号 $X(t)$ 为与微型超声波发射模块 7 同频同幅、时间同步的振荡信号,将参考信号 $X(t)$ 与接收信号 $Y(t)$ 同时加到一个相关器,相关器的输出为

$$[0048] \quad R_{YX}(\tau) = E[Y(t+\tau)X(t)] = E\{\alpha X(t - \Delta t_i + \tau) + \beta X(t - \Delta t_i - t' + \tau) + W(t+\tau)\} X(t)\}$$

$$[0049] \quad = \alpha R_X(\tau - \Delta t_i) + \beta R_X[\tau - (\Delta t_i + t')]$$

[0050] 根据相关函数的性质,相关器的输出在 $\tau = \Delta t_i$ 时达到最大。由于超声波的传播速度 v 是实验可测定,因此,如果检测到相关器的输出峰值的位置,就可以估算出目标的距离。通常 α 是小于 1, $\alpha \gg \beta$, 因此后一项 $\beta R_X[\tau - (\Delta t_i + t')]$ 将比较小,减小了反射波对直达波的影响,同时抑制噪声对输出结果的影响。

[0051] 作为优选,超声波接收阵列 14a 包括多个超声波接收传感器;

[0052] 优选的,超声波接收阵列 14a 包括至少 3 个超声波接收传感器;

[0053] 优选的,超声波接收传感器为利用压电晶体的谐振方式工作的压电式超声波换能器或者利用磁致伸缩方式工作的磁致伸缩式超声波换能器;

[0054] 体外控制单元 10 中的射频无线接收模块 20 包括接收天线和 RF 射频无线接收模块;

[0055] 作为优选,RF 射频无线接收模块上集成模拟视频信号和模拟音频信号前置放大和处理电路,RF 射频无线接收模块输出为标准的 CVBS 视频信号和放大后的音频信号;

[0056] 作为优选,供电电池 6 包括第一电池 6a 和第二电池 6b,微型超声波发射模块 7 位于第一电池 6a 和第二电池 6b 之间。

[0057] 作为优选,音视频信号处理模块 15 上集成高速 ADC 转换、视频解码、视频拍照、摄像和自动存储、显示驱动、视频输出、时间标识信号转换等功能;

[0058] 优选的,音视频信号处理模块 15 的视频信号为标准视频输出信号,可直接通过电缆线驱动 TV 监视器或者具有类似功能设备;

[0059] 优选的,音视频信号处理模块 15 的视频拍照、摄像和自动存储、无线或者有线发送功能的触发信号可控,由微控制器 17 提供;

[0060] 优选的,音视频信号处理模块 15 的显示驱动电路可驱动显示器为 TFT、OLED 或者类似显示装置;

[0061] 体外控制单元 10 中的电源部件 19 可以为直流稳压电源或者开关电源;

[0062] 体外控制单元 10 中的显示部件 18 为 TFT 显示、OLED 显示器或者类似显示装置,

特别是 2.5 寸或者 3.5 寸显示装置；

[0063] 优选的,PC 工作站 13 用于对体外控制单元 10 得到的图像数据和位置信息进行分类存储、显示、处理得到包含位置信息的图像数据。

[0064] 优选的,PC 工作站 13 用于对体外控制单元 10 得到的图像数据利用上位机软件进行分类、对比、筛选和输出诊断结果。

[0065] 优选的,PC 工作站 13 用于对体外控制单元 10 得到的位置信息利用上位机软件进行胶囊内窥镜 1 在患者体内运行轨迹绘制和存储。

[0066] 本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜 1 系统的工作原理为：

[0067] 如图 3、4 所示,将体外控制单元 10 中的超声波接收阵列 14a 合理的放置于消化内科内窥镜患者待检室、患者家庭或者工作学习场所内,其中超声波接收阵列 14a 包括多个超声波接收传感器,将多个超声波接收传感器合理的放置在患者所处的环境中,当胶囊内窥镜 1 进入患者体内时,图像处理模块 5 对光学图像传感器 4 采集到的数据进行实时处理得到模拟视频信号,并通过射频无线发射模块 8 将模拟视频数据发射出去;光敏传感器 12,实时监测患者体内组织反射光线的亮度,并反馈给 MCU 控制电路 9,MCU 控制电路 9 根据得到的光线亮度值,通过脉宽调制 (PWM) 方式实时控制冷光源 LED 灯 2 的亮度,确保光学图像传感器 4 可以得到患者组织内壁清晰的图像;与此同时,胶囊内窥镜 1 内设置的微型超声波发射模块 7 在 MCU 控制电路 9 的控制下,按照固定时间间隔向患者体外以球面波方式发射超声波信号,同时 MCU 控制电路 9 通过射频无线发射模块 8 的模拟音频通道将超声波发射时间标识信号发射到患者体外控制单元 10,体外控制单元 10 中的射频无线接收模块 20 利用无线方式接收患者体内的胶囊内窥镜 1 通过射频无线发射模块 8 发射的模拟视频信号和超声波发射时间标识信号,再经过音视频信号处理模块 15 将射频无线接收模块 20 输出的放大后的音频信号转换为时间标识脉冲,将模拟视频信号进行处理后进行存储,以便 PC 工作站 13 获取患者体内的图像信息;音视频信号处理模块 15 将处理后的时间标识脉冲输出给微控制器 17,微控制器 17 在接收到音视频信号处理模块 15 输出的时间标识脉冲信号上升沿时,启动内部各个计数器阵列开始计时,超声波接收处理模块 14 中的超声波接收阵列 14a 用于接收胶囊内窥镜 1 中微型超声波发射模块 7 发出的超声波信号,信号处理电路 14b 用于对超声波接收阵列 14a 各路接收的超声波信号进行前置放大和处理后输出脉冲信号给微控制器 17,当微控制器 17 接收到超声波接收处理模块 14 某一路输出脉冲信号时控制相应的计时器停止计时,得到胶囊内窥镜 1 微型超声波发射模块 7 发射超声波到该路超声波接收处理模块 14 接收到超声波之间的时间差,该时间差设定为 Δt_i , $i = 1, 2, \dots, N$, 其中 N 为超声波接收阵列 14a 中超声波接收传感器的个数,实时超声波传播速度 v ,则可计算出超声波发射模块与超声接收阵列中各个超声波接收传感器之间的距离 $s_i = v \cdot \Delta t_i$, $i = 1, 2, \dots, N$,其中 N 为超声波接收阵列 14a 中超声波接收传感器的个数,其中超声波传播速度受温度影响较大,体外控制单元 10 上设置的温度传感器实时监测患者家庭、工作学习场所或者医院内环境温度 T ,利用 $v = 331.45 + \eta T$ 可得到比较精确的实时超声波传播速度 v ,此处 η 可通过实验方法测定;体外控制单元 10 再通过空间定位算法实时得到胶囊内窥镜 1 在患者体内的精确位置信息,其中空间定位算法根据超声波接收阵列 14a 中超声波接收传感器的个数不同或者设置位置的不同,其空间定位算法也不同,具体过程包括：

[0068] 第一种放置位置:如图 5 所示,将超声波接收阵列 14a 固定于患者家庭、工作学习

场所或者医院内墙壁左上角位置,避免遮挡,超声波接收阵列 14a 由排成等腰直角三角形的 3 个超声波接收传感器组成,3 个超声波接收传感器分别命名为 R1、R2 和 R3, R2 设置于等腰直角三角形的直角上, R1 到 R2 的间距和 R3 到 R2 的间距为 d。在胶囊内窥镜 1 进入患者体内后,患者处在上述超声波接收阵列 14a 设置的空间内,设微型超声波发射模块 7 位于 T_x 处,坐标为 (x, y, z) ,到超声波接收传感器 R2 的斜距为 L_O ,到超声波接收传感器 R1 的斜距为 L_A ,到超声波接收传感器 R3 的斜距为 L_B , S 为 T_x 在 xOy 平面上的投影,它与 x 轴的夹角 α 为目标水平方位角, β 为 OT_x 与 x 轴的夹角, γ 为 OT_x 与 y 轴的夹角。

[0069] 当微型超声波发射模块 7 位置满足远场条件,微型超声波发射模块 7 发射全向性球面波,根据空间几何关系有

$$[0070] \quad \begin{cases} x = L_O \cos \beta \\ y = L_O \cos \gamma \\ \tan \alpha = y/x \\ (y-d)^2 + (L_O \sin \gamma)^2 = L_A^2 \\ (x-d)^2 + (L_O \sin \beta)^2 = L_B^2 \\ L_O = v \Delta t_O \\ L_A = v \Delta t_A \\ L_B = v \Delta t_B \end{cases}$$

[0071] 从而得到 $T_x(x, y, \alpha, \beta, \gamma)$, 唯一的确定了胶囊内窥镜 1 在人体内的位置。其中, v 为超声波的传播速度, $\Delta t_O, \Delta t_A, \Delta t_B$ 为从微型超声波发射模块 T_x 发射超声波信号分别到超声波接收传感器 R_1, R_2, R_3 接收超声波信号的时间差。

[0072] 第二种放置位置:如图 6 所示,将超声波接收阵列 14a 放置于患者家庭、工作学习场所或者医院内墙角位置,避免遮挡;超声波接收阵列 14a 由四个超声波接收传感器组成,设置位置通常按照直角方位配置,在坐标原点 $(0, 0, 0)$, $(X, 0, 0)$, $(0, Y, 0)$, $(0, 0, Z)$ 四个位置设置超声波接收模块 R_0, R_X, R_Y, R_Z 。

[0073] 胶囊内窥镜 1 内设置微型超声波发射模块 7,分别测量各个超声波接收传感器到超声波发射模块之间的距离,经过计算后便可得到胶囊内窥镜 1 在身体内的具体位置。当超声波发射模块位置满足远场条件,微型超声波发射模块 7 向空间发射全向性球面波,根据空间几何关系有

$$[0074] \quad \begin{cases} x_s^2 + y_s^2 + z_s^2 = l_1^2 \\ (X - x_s)^2 + y_s^2 + z_s^2 = l_2^2 \\ x_s^2 + (Y - y_s)^2 + z_s^2 = l_3^2 \\ x_s^2 + y_s^2 + (Z - z_s)^2 = l_4^2 \end{cases}$$

[0075] 求解可得

$$[0076] \quad \begin{cases} x_5 = \frac{l_1^2 - l_2^2 + X^2}{2X} \\ y_5 = \frac{l_1^2 - l_3^2 + Y^2}{2Y} \\ z_5 = \frac{l_1^2 - l_4^2 + Z^2}{2Z} \end{cases}$$

[0077] 容易得到超声波发射点 T_x 所在的位置矢量 $\vec{r}_5$, 其中 $\vec{a}_x, \vec{a}_y, \vec{a}_z$ 分别为直角坐标系中 x, y, z 方向的单位矢量

$$[0078] \quad \vec{r}_5 = \vec{a}_x \cdot x_5 + \vec{a}_y \cdot y_5 + \vec{a}_z \cdot z_5$$

$$[0079] \quad r_5 = |\vec{r}_5| = \sqrt{x_5^2 + y_5^2 + z_5^2}$$

[0080] 通过直角坐标 (x_5, y_5, z_5) 到球坐标 $(r_5, \varphi_5, \theta_5)$ 的换算, 可知

[0081]

$$\begin{cases} r_5 = |\vec{r}_5| = \sqrt{x_5^2 + y_5^2 + z_5^2}, 0 \leq r_5 < +\infty \\ \varphi_5 = \arctan \frac{y}{x}, 0 \leq \varphi_5 \leq 2\pi \\ \theta_5 = \theta_5, 0 \leq \theta_5 \leq \pi \end{cases}$$

[0082] 从而得到 $T_x(x_5, y_5, z_5, r_5, \varphi_5, \theta_5)$, 唯一的确定了胶囊内窥镜 1 在人体内的位置。其中, l_1, l_2, l_3, l_4 为从超声波发射模块 T_x 分别到坐标原点 o, x 轴, y 轴, z 轴超声波接收模块之间的距离。

[0083] 其中由于超声波的传播具有一定的发散性和绕射作用, 受到空间条件限制较少。即使在主体和接收点之间有障碍物, 只要不完全阻断超声波的传播, 系统都可稳定工作。

[0084] 第三种放置位置: 如图 7 所示, 将该超声波接收阵列 14a 放置于患者家庭、工作学习场所或者医院内墙壁中间位置, 避免遮挡。

[0085] 超声波接收阵列 14a 由超声波接收传感器 R_D, R_E, R_F, R_G 构成基阵, 当微型超声波发射模块 7 位置满足远场条件, 微型超声波发射模块 7 向空间发射全向性球面波, 根据空间几何关系, 建立测量方程

$$[0086] \quad \begin{cases} \sqrt{(x_6 + a)^2 + y_6^2 + z_6^2} - h_6 = s_1 \\ \sqrt{(x_6 - a)^2 + y_6^2 + z_6^2} - h_6 = s_2 \\ \sqrt{x_6^2 + (y_6 - a)^2 + z_6^2} - h_6 = s_3 \end{cases}$$

[0087] 式中 a 为基阵元坐标, 设微型超声波发射模块 7 位于 T_x 处, 坐标为 (x_6, y_6, z_6) , 到超声波接收传感器 R_E 的斜距为 h_6 , $h_6 = \sqrt{x_6^2 + y_6^2 + z_6^2}$, s_1, s_2, s_3 为微型超声波发射模块 7 发射超声波到超声波接收传感器 R_D, R_F, R_G 分别与超声波接收传感器 R_E 之间的程差。其中程差 $s_1 = vt_1$, t_1 为超声波过程差 s_1 的时间差, v 为超声波传播速度。类似有 $s_2 = vt_2$, $s_3 = vt_3$, 因此, 在声速可试验测定, 只要测出 t_1, t_2, t_3 , 根据上式就可计算出胶囊内窥镜 1 在患者体内的实际位置 $T_x(x_6, y_6, z_6)$ 。由于超声波来自同一发射源 T_x , 而且微型超声波发射模块

7 具有极强的选频特性,因此超声波接收传感器收到的超声波信号频率是相同的,也是两两相关的,因此也可以根据两列波的相位差解算时间差。

[0088] 第四种放置位置:如图 8 所示,将该超声波接收阵列 14a 放置于患者家庭、工作学习场所或者医院内墙壁任何位置,避免遮挡,本系统具备全空域超声波定位能力。

[0089] 由于来自同一超声波发射源的信号之间存在一定的相关性,通过计算不同超声波接收传感器接收到的信号之间的相关函数,可以估计出 TDOA 的值,其中 TDOA 是一种无线定位技术。超声波接收阵列 14a 由 7 个超声波接收传感器组成七元超声波接收阵列 14a,具备全空域声源定位能力。

[0090] 在直角坐标系中,坐标原点设置超声波接收传感器 $F_0(0, 0, 0)$, x, y, z 三个方向上的两个超声波接收传感器到坐标原点的距离是相等的,设为 $2D$ 。则 6 个接收阵元坐标分别为: $F_1(D, 0, 0)$ 、 $F_2(0, D, 0)$ 、 $F_3(-D, 0, 0)$ 、 $F_4(0, -D, 0)$ 、 $F_5(0, 0, D)$ 、 $F_6(0, 0, -D)$ 。设微型超声波发射模块 7 的坐标为 $T_x(x_7, y_7, z_7)$, 到坐标系原点距离为 r_{70} , 俯仰角为 θ_7 , 方位角为 φ_7 。微型超声波发射模块 7 与各超声波接收传感器 $F_0, F_1, F_2, F_3, F_4, F_5, F_6$ 的距离分别为 $r_{70}, r_{71}, r_{72}, r_{73}, r_{74}, r_{75}, r_{76}$ 。

[0091] 超声波自微型超声波发射模块 7 发出,以各方向等速度的球面波方式,到达 F_1 的时间与到达 F_3 的时间间隔为 t_{13} ,依次类推可知 t_{24}, t_{56} ,设超声波传播速度为 v 。当超声波发射模块位置满足远场条件,微型超声波发射模块 7 向空间发射全向性球面波,根据空间几何关系可以得出:

$$[0092] \quad \begin{cases} (x_7 - D)^2 + y_7^2 + z_7^2 = r_{71}^2 \\ x_7^2 + (y_7 - D)^2 + z_7^2 = r_{72}^2 \\ (x_7 + D)^2 + y_7^2 + z_7^2 = r_{73}^2 \\ x_7^2 + (y_7 + D)^2 + z_7^2 = r_{74}^2 \\ x_7^2 + y_7^2 + (z_7 - D)^2 = r_{75}^2 \\ x_7^2 + y_7^2 + (z_7 + D)^2 = r_{76}^2 \\ x_7^2 + y_7^2 + z_7^2 = r_{70}^2 \end{cases}$$

[0093] 由于微型超声波发射模块 7 距超声波接收阵列 14a 的距离远远大于各超声波接收传感器之间的距离,故

$$[0094] \quad \begin{cases} x_7 = \frac{r_{70}(r_{73} - r_{71})}{2D} = \frac{r_{70}vt_{13}}{2D} \\ y_7 = \frac{r_{70}(r_{74} - r_{72})}{2D} = \frac{r_{70}vt_{24}}{2D} \\ z_7 = \frac{r_{70}(r_{76} - r_{75})}{2D} = \frac{r_{70}vt_{56}}{2D} \end{cases}$$

[0095] 综上所述,计算出俯仰角和方位角分别为

[0096]

$$\varphi = \arctan \frac{t_{24}}{t_{13}}$$

$$[0097] \quad \theta = \arctan \frac{\sqrt{t_{13}^2 + t_{24}^2}}{t_{56}}$$

[0098] 可见,由超声波发射模块到超声波接收阵列 14a 阵元的延时即可求出超声波发射模块的位置 $T_X(x_7, y_7, z_7, r_{70}, \varphi_7, \theta_7)$ 。

[0099] 根据上述任一空间中定位算法得到胶囊内窥镜 1 在患者体内的精确位置信息后,经过音视频信号处理模块 15 加载到图像数据上存储在体外控制单元 10,并通过有线或者无线方式将包含位置信息的图像数据发送到 PC 工作站 13,PC 工作站 13 用于对所述的体外控制单元 10 得到的图像数据和位置信息进行分类存储和显示,利用上位机软件进行分类、对比、筛选和输出诊断结果,进行胶囊内窥镜 1 在患者体内运行轨迹绘制和存储,患者可自主完成检查、输出诊断结果、运行轨迹绘制和存储等功能,真正实现方便快捷的舒适治疗,利于消化道疾病诊断。

[0100] 本文中所描述的具体实施例仅仅是对本发明精神作举例说明。本发明所属技术领域的技术人员可以对所描述的具体实施例做各种各样的修改或补充或采用类似的方式替代,但并不会偏离本发明的精神或者超越所附权利要求书所定义的范围。

[0101] 尽管本文较多地使用了胶囊内窥镜 1、胶囊壳体 1a、透明光学前盖 1b、冷光源 LED 灯 2、镜头 3、光学图像传感器 4、图像处理模块 5、供电电池 6、微型超声波发射模块 7、射频无线发射模块 8、RF 射频无线发射模块 8a、发射天线 8b、MCU 控制电路 9、体外控制单元 10、LED 灯板 11、光敏传感器 12、PC 工作站 13、超声波接收处理模块 14、超声波接收阵列 14a、信号处理电路 14b、音视频信号处理模块 15、体外射频无线发射模块 16、微控制器 17、显示部件 18、电源部件 19、射频无线接收模块 20 等术语,但并不排除使用其它术语的可能性。使用这些术语仅仅是为了更方便地描述和解释本发明的本质;把它们解释成任何一种附加的限制都是与本发明精神相违背的。

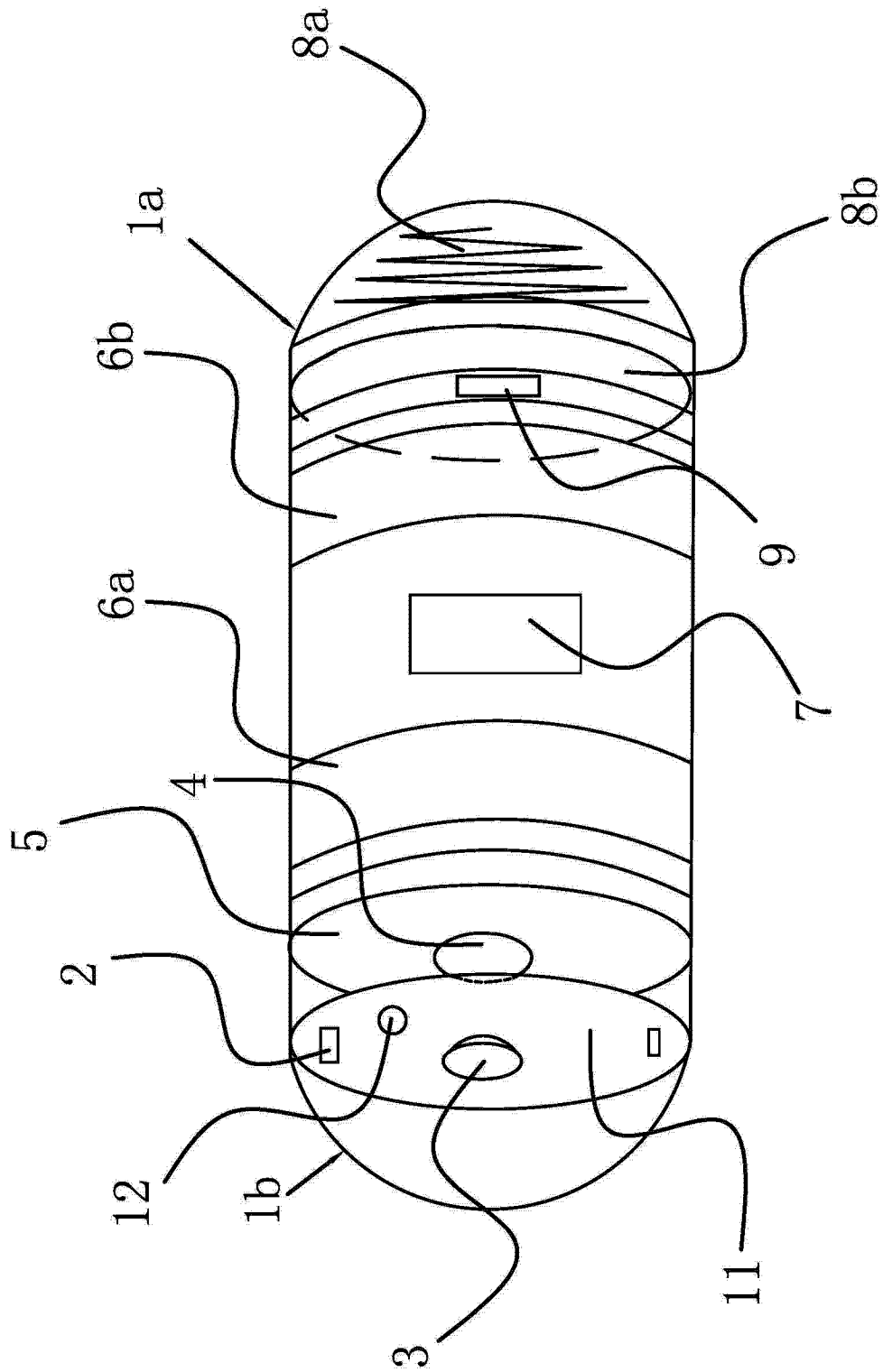


图 1

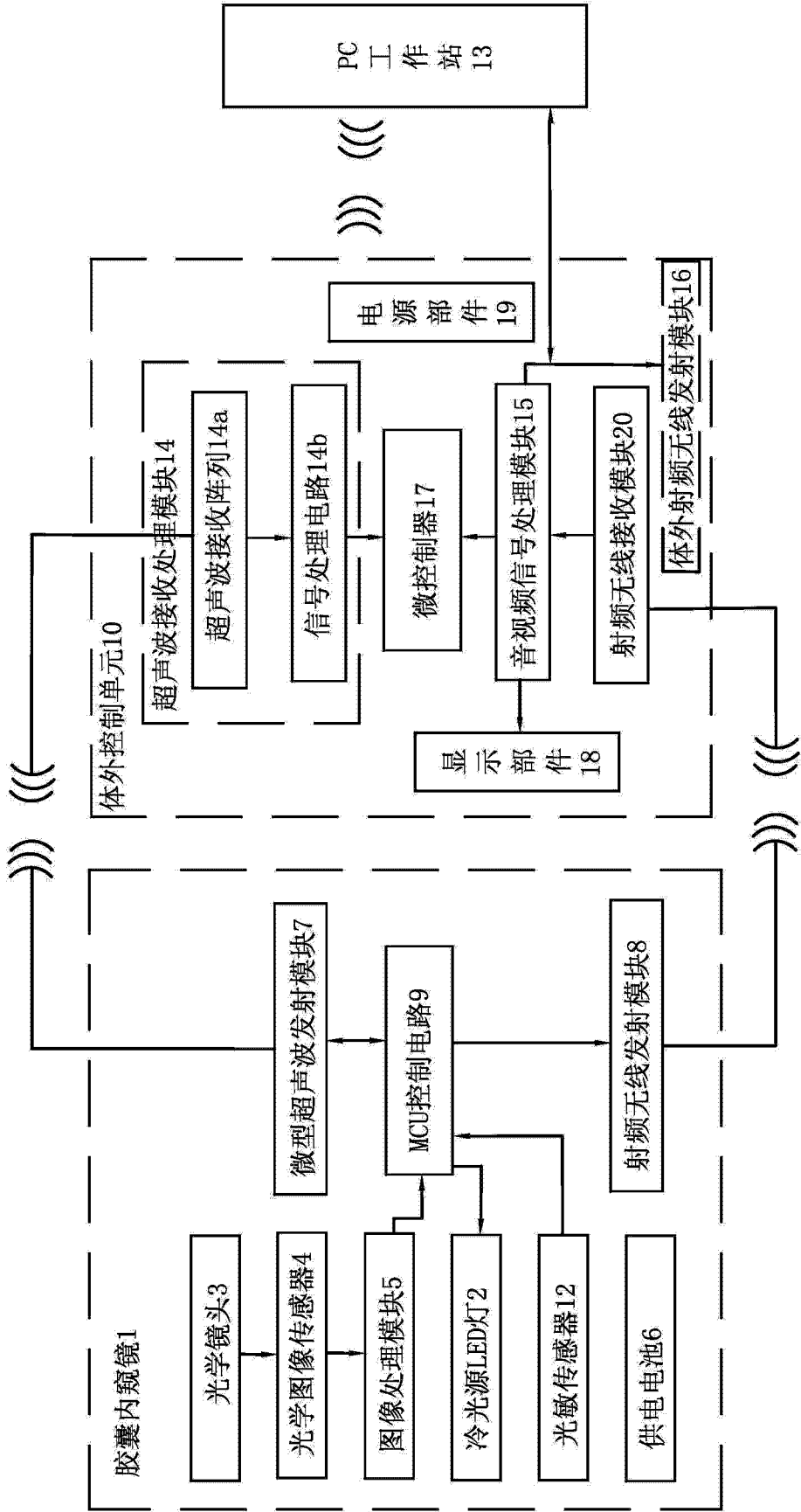


图 2

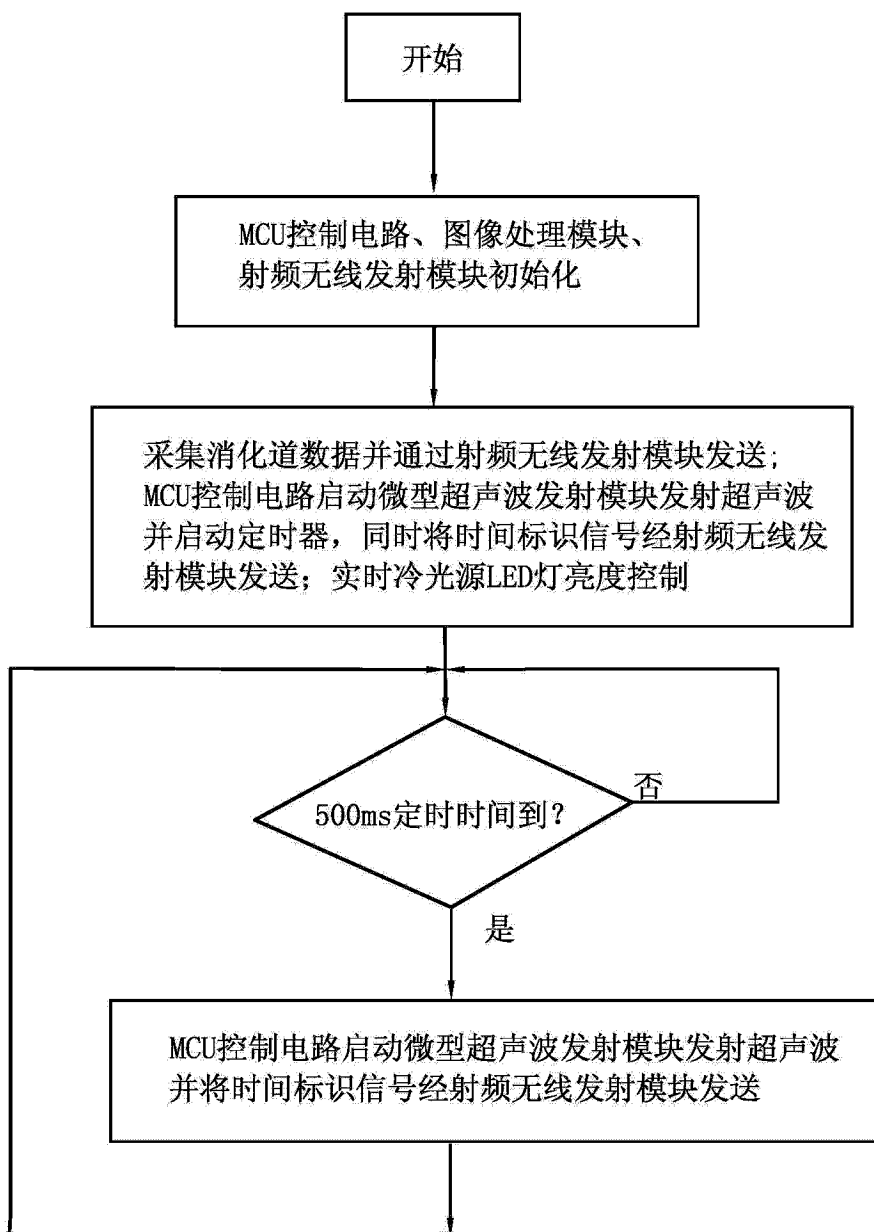


图 3

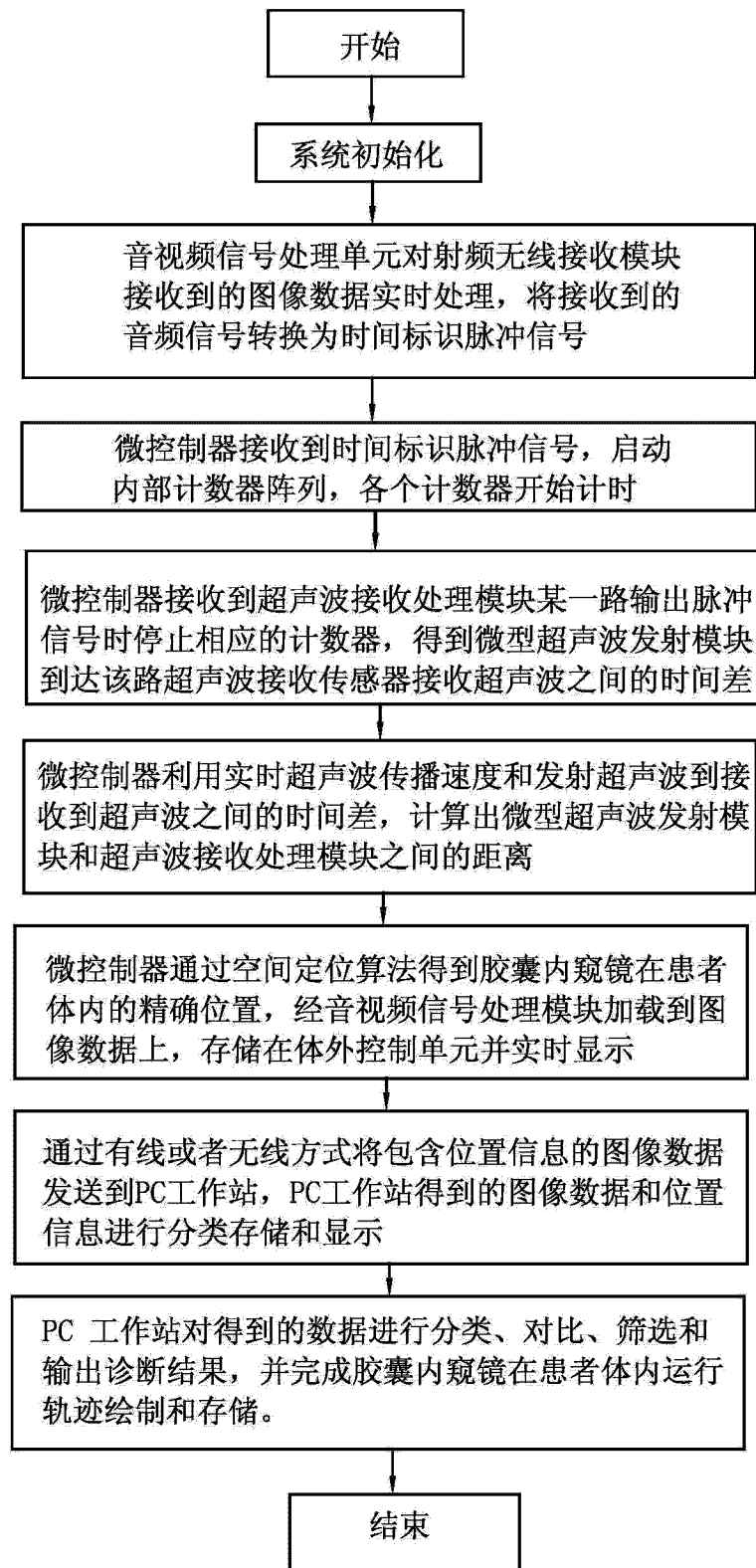


图 4

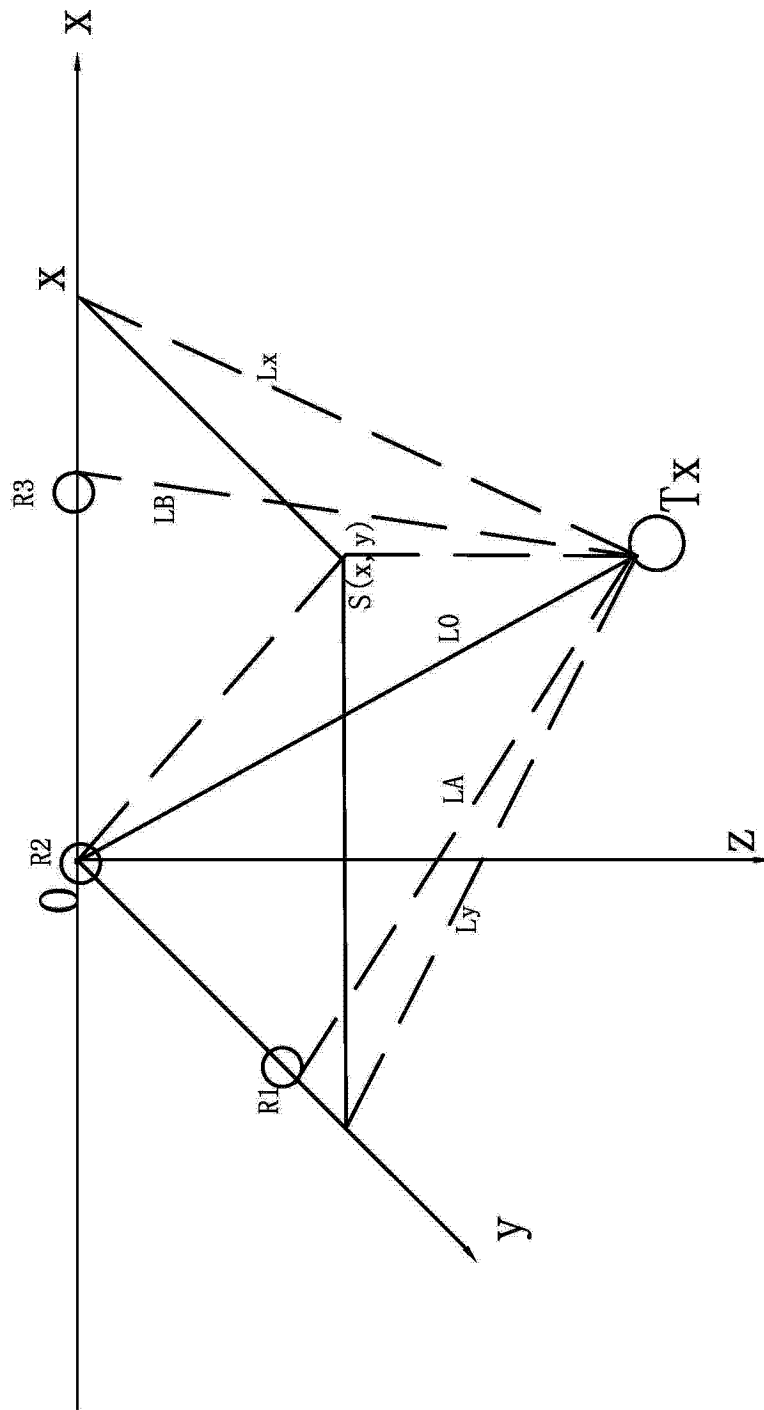


图 5

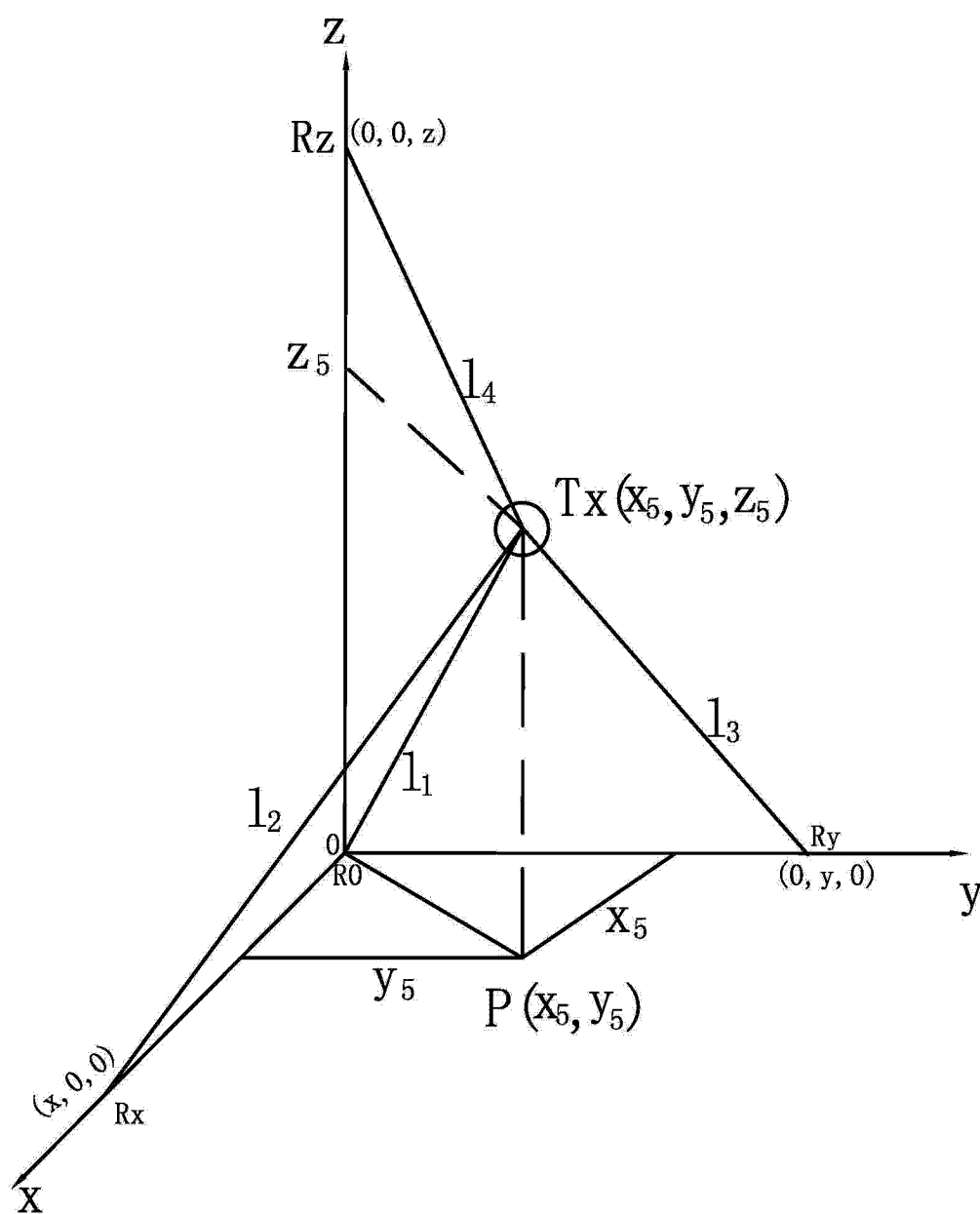


图 6

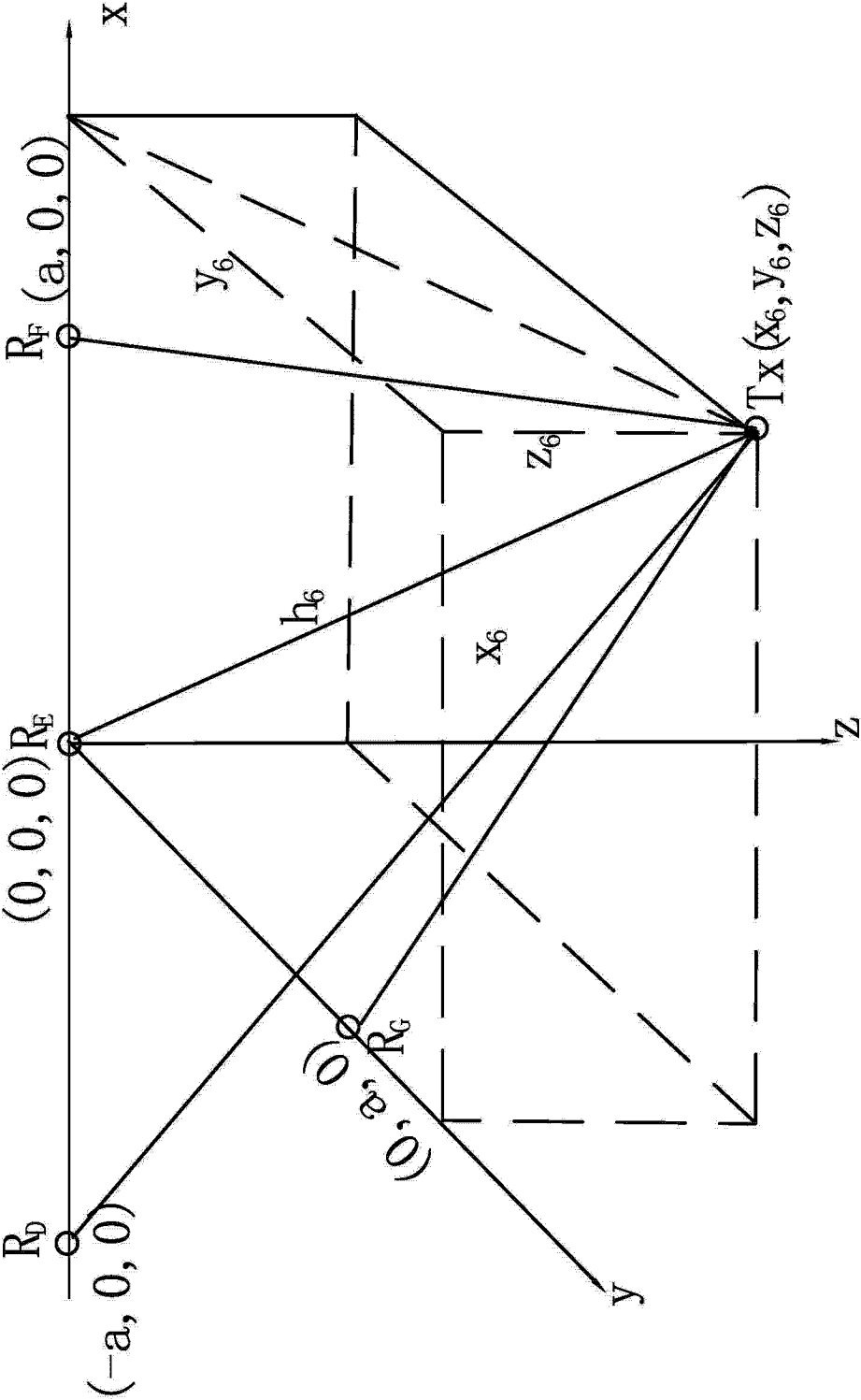


图 7

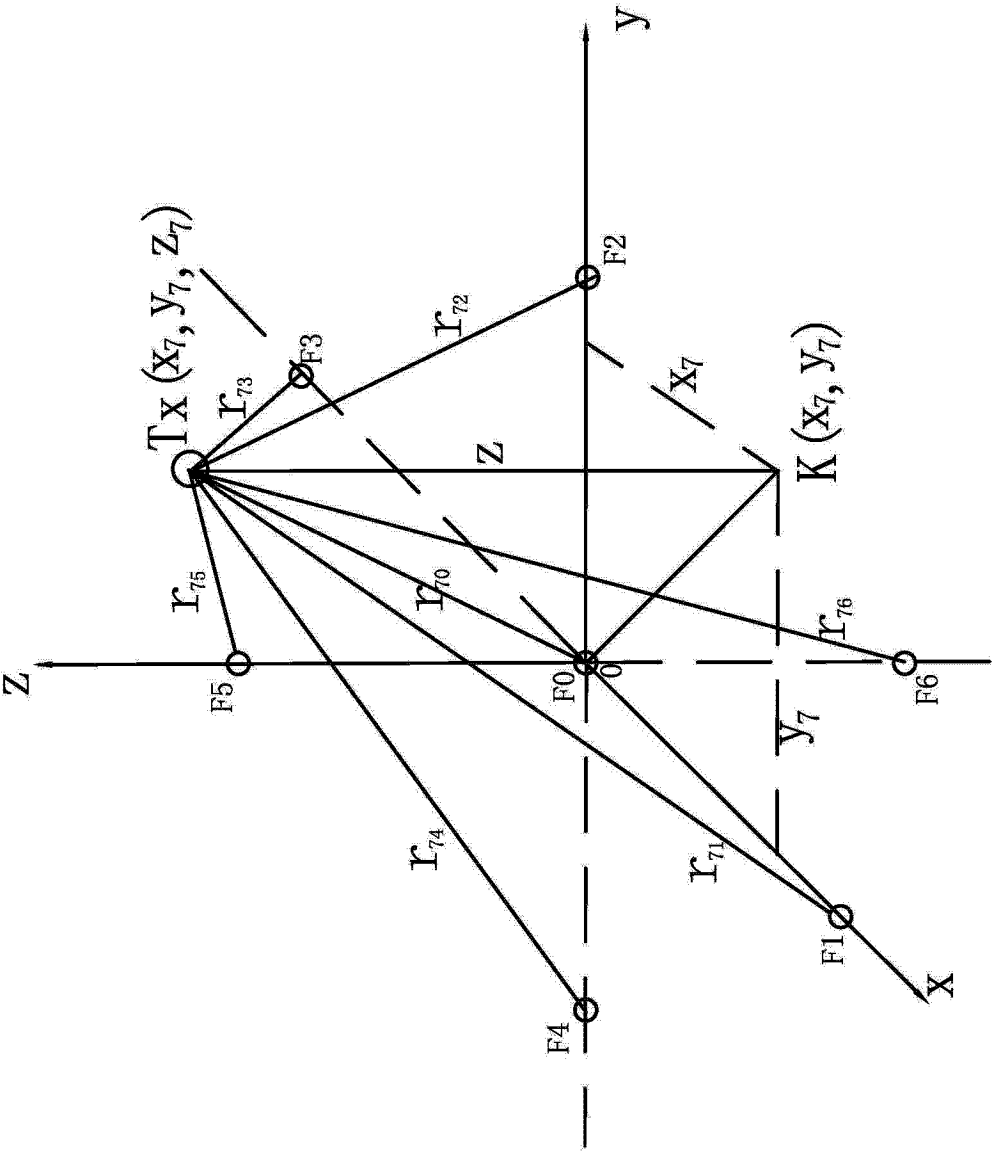


图 8

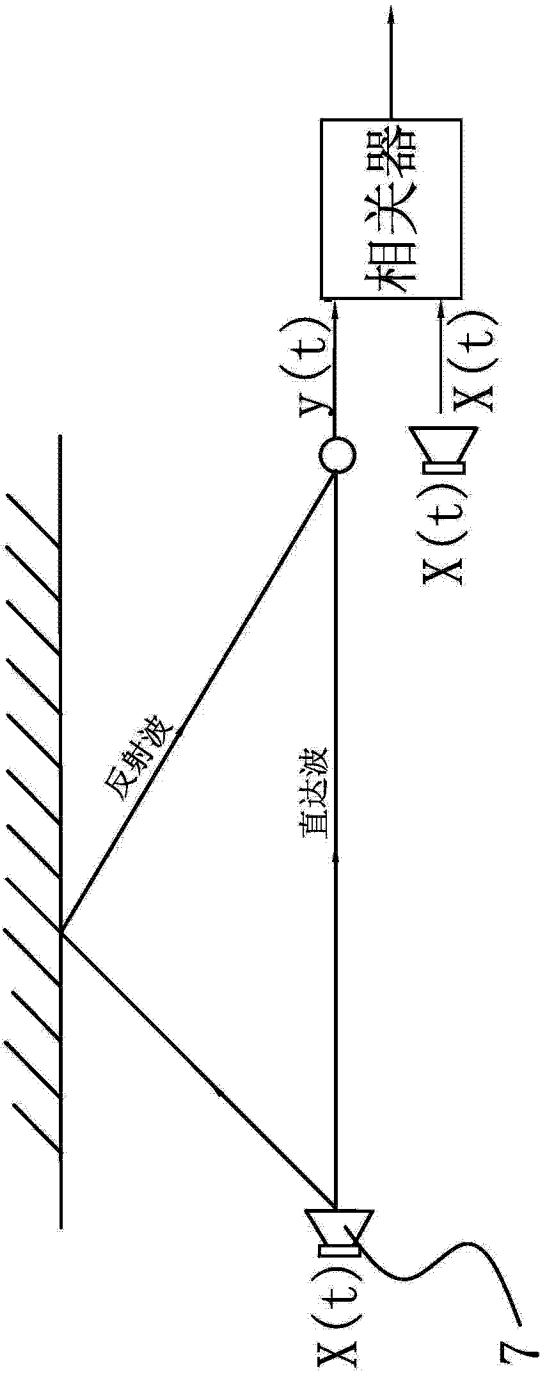


图 9

专利名称(译)	具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统		
公开(公告)号	CN104473611A	公开(公告)日	2015-04-01
申请号	CN201510025465.7	申请日	2015-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	吉林大学		
申请(专利权)人(译)	吉林大学		
当前申请(专利权)人(译)	吉林大学		
[标]发明人	杨本全 林君 朱凯光		
发明人	杨本全 林君 朱凯光		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/00147 A61B1/041 A61B8/0841		
代理人(译)	蔡正保 董小英		
其他公开文献	CN104473611B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统，属于医疗器械辅助设备技术领域。它解决了现有的技术增加了定位系统的复杂程度的问题。本具有超声波定位功能的胶囊内窥镜系统，包括胶囊内窥镜和体外控制单元，胶囊内窥镜内设置有MCU控制电路以及与MCU控制电路连接的微型超声波发射模块和射频无线发射模块，体外控制单元包括微控制器以及与微控制器连接的射频无线接收模块和超声波接收处理模块，微控制器与射频无线接收模块之间连接有音视频信号处理模块，微控制器利用声速温度补偿公式和空间定位算法即可实时得到胶囊内窥镜在患者体内的精确位置。本胶囊内窥镜系统能实时得到胶囊内窥镜在患者体内的精确位置，定位精确度高。

