



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104473611 B

(45)授权公告日 2018.01.30

(21)申请号 201510025465.7

审查员 何琛

(22)申请日 2015.01.19

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104473611 A

(43)申请公布日 2015.04.01

(73)专利权人 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(普通合伙) 33107

代理人 蔡正保 董小英

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

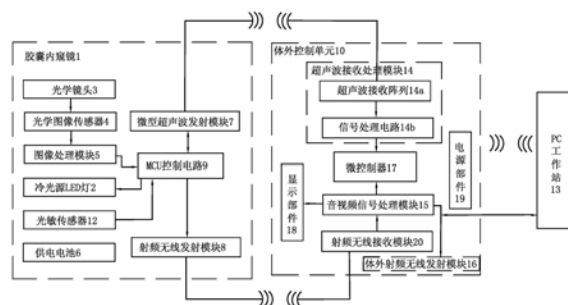
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(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,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),所述信号处理电路(14b)包括用于消除超声波多径效应干扰和抑制环境噪声干扰的相关器,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),所述相关器用于接收超声波信号 $Y(t)$ 和参考信号 $X(t)$,所述参考信号 $X(t)$ 为与微型超声波发射模块(7)同频同幅和时间同步的振荡信号,所述相关器在对超声波信号 $Y(t)$ 和参考信号 $X(t)$ 进行处理后输出:

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

其中, $Y(t) = \alpha X(t-\Delta t_i) + \beta X(t-\Delta t_i-t') + W(t)$;

其中, α 为直达波衰减因子; $\Delta t_i, i=1,2,\dots,N$ 是发射超声波与接收到超声波的时间差; 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;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,所述超声波接收阵列(14a)包括若干个超声波接收传感器。

3. 根据权利要求2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。

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。

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 $v = 331.45 + \eta T, \eta$ 为常数。

6. 根据权利要求1或4或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。

7.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)。

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。

9.根据权利要求8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和透明光学前盖, 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, Δt_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 $\Delta t_i, i=1, 2, \dots, N$,其中N为超声波接收阵列14a中超声波接收传感器的个数,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_0 , 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

$$[0070] \quad \begin{cases} x = L_0 \cos \beta \\ y = L_0 \cos \gamma \\ \tan \alpha = y/x \\ (y-d)^2 + (L_0 \sin \gamma)^2 = L_A^2 \\ (x-d)^2 + (L_0 \sin \beta)^2 = L_B^2 \\ L_0 = v\Delta t_0 \\ L_A = v\Delta t_A \\ L_B = v\Delta t_B \end{cases}$$

[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, $\Delta t_0, \Delta t_A, \Delta t_B$ 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

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

[0077] 容易得到超声波发射点 T_X 所在的位置矢量 $\vec{r}_s$, 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

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

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

[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

$$[0081] \quad \begin{cases} r_5 = |\bar{r}_5| = \sqrt{x_5^2 + y_5^2 + z_5^2}, 0 \leq r_5 < +\infty \\ \varphi_5 = \arctan \frac{y}{x}, 0 \leq \varphi_5 \leq 2\pi \\ \theta_5 = \theta_5, 0 \leq \theta_5 \leq \pi \end{cases}$$

[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 $s_1 = v t_1$, t_1 为超声波经过程差 s_1 的时间差, v 为超声波传播速度。类似有 $s_2 = v t_2, s_3 = v t_3$, 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

$$[0096] \quad \varphi = \arctan \frac{t_{24}}{t_{13}}$$

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

[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。

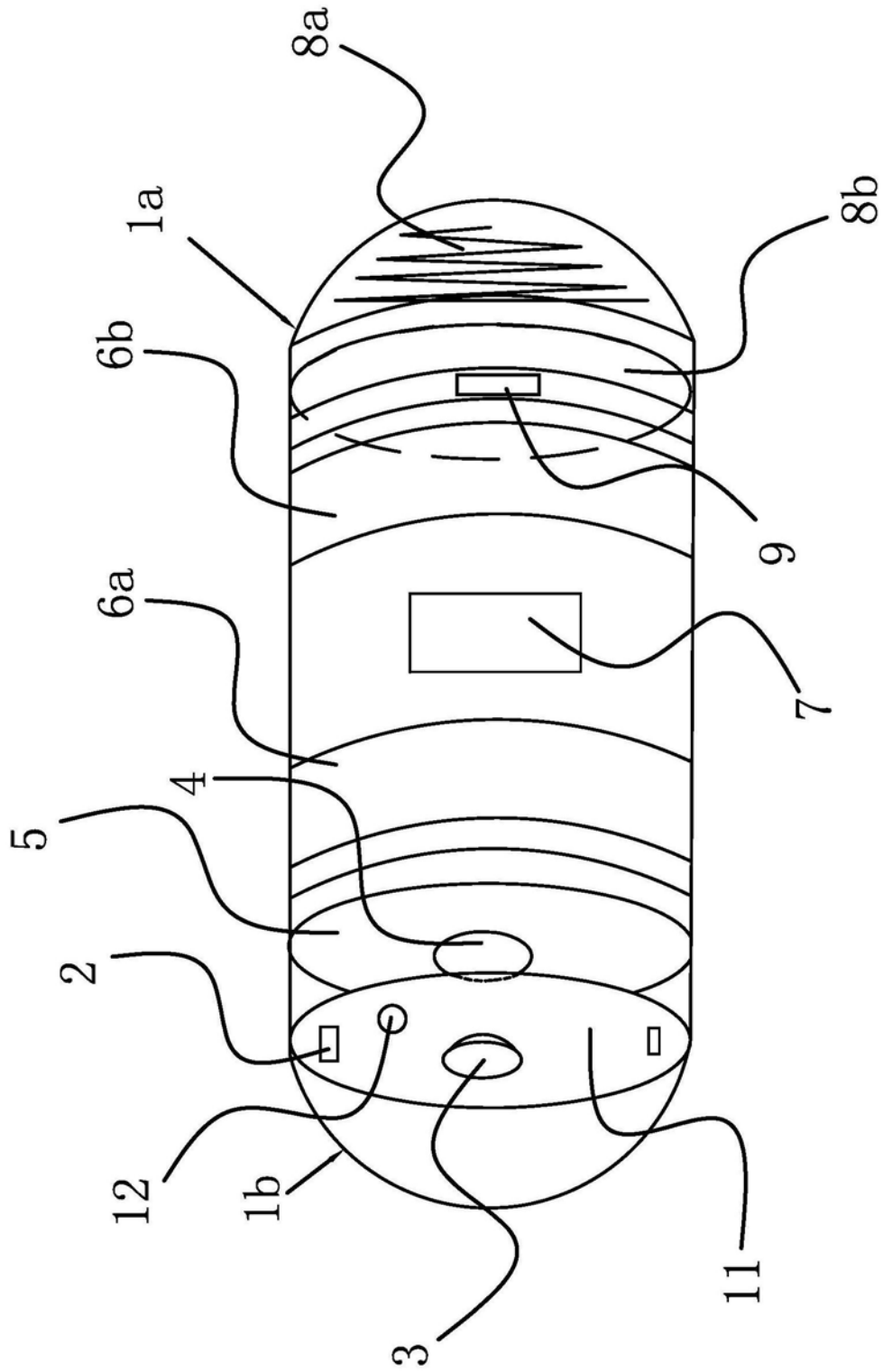


图1

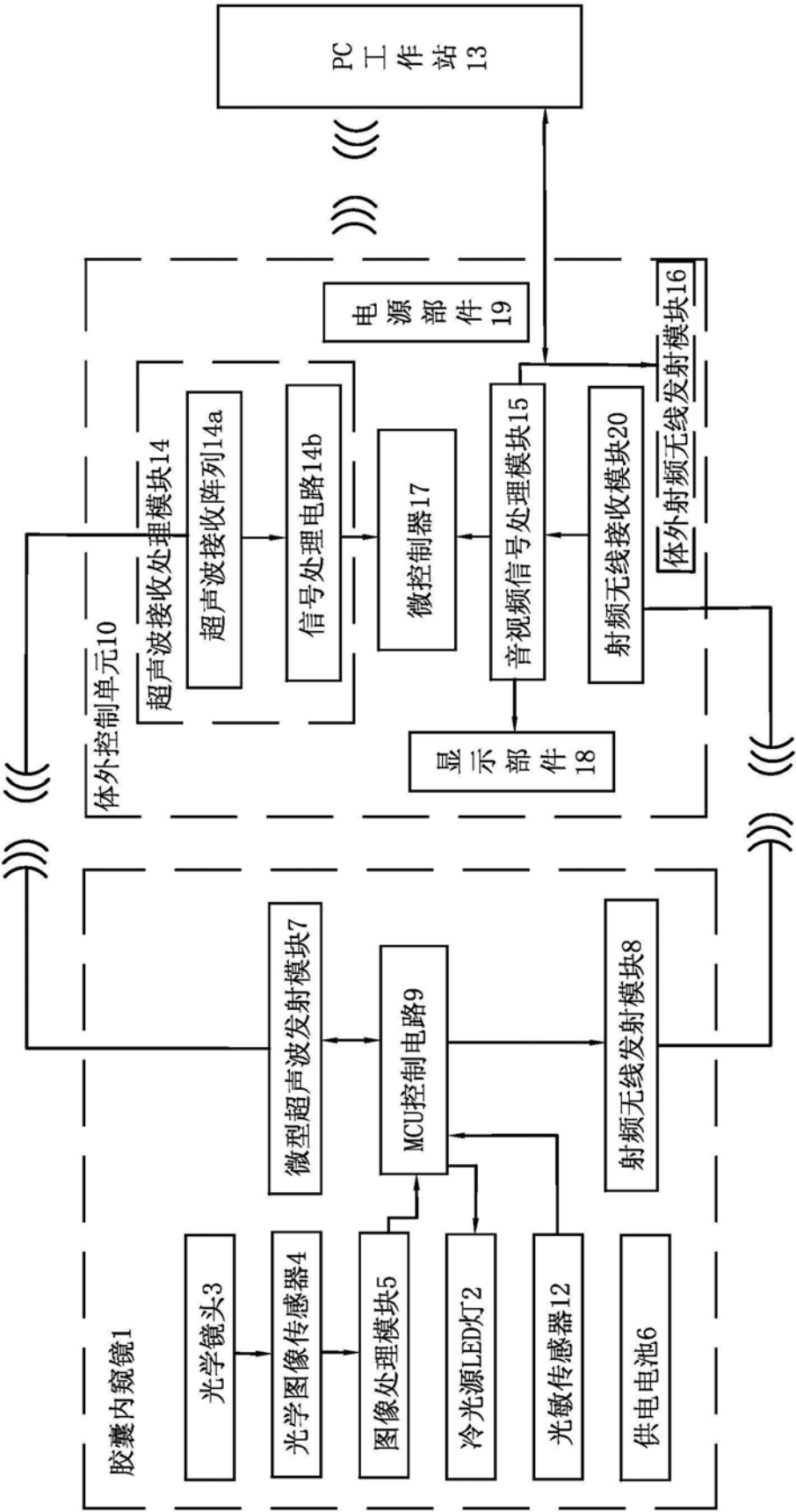


图2

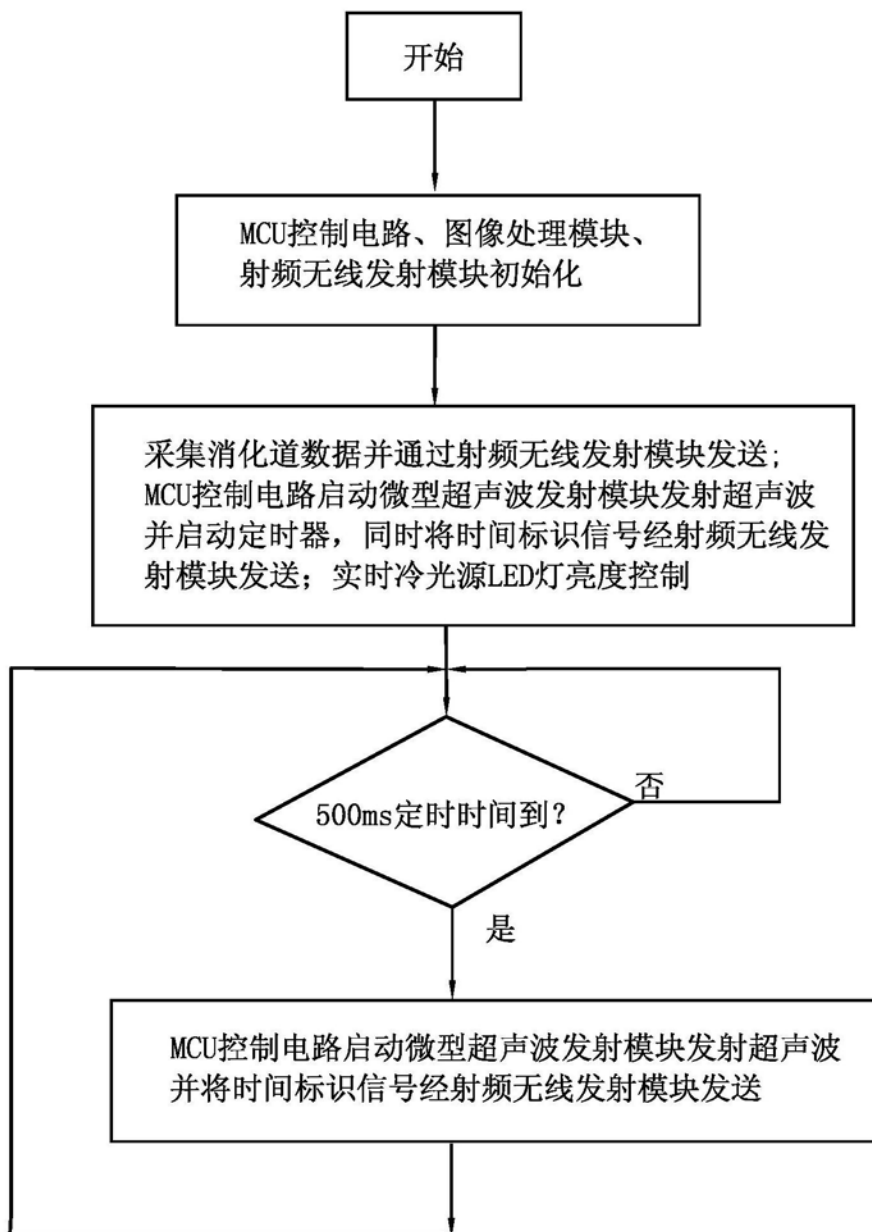


图3

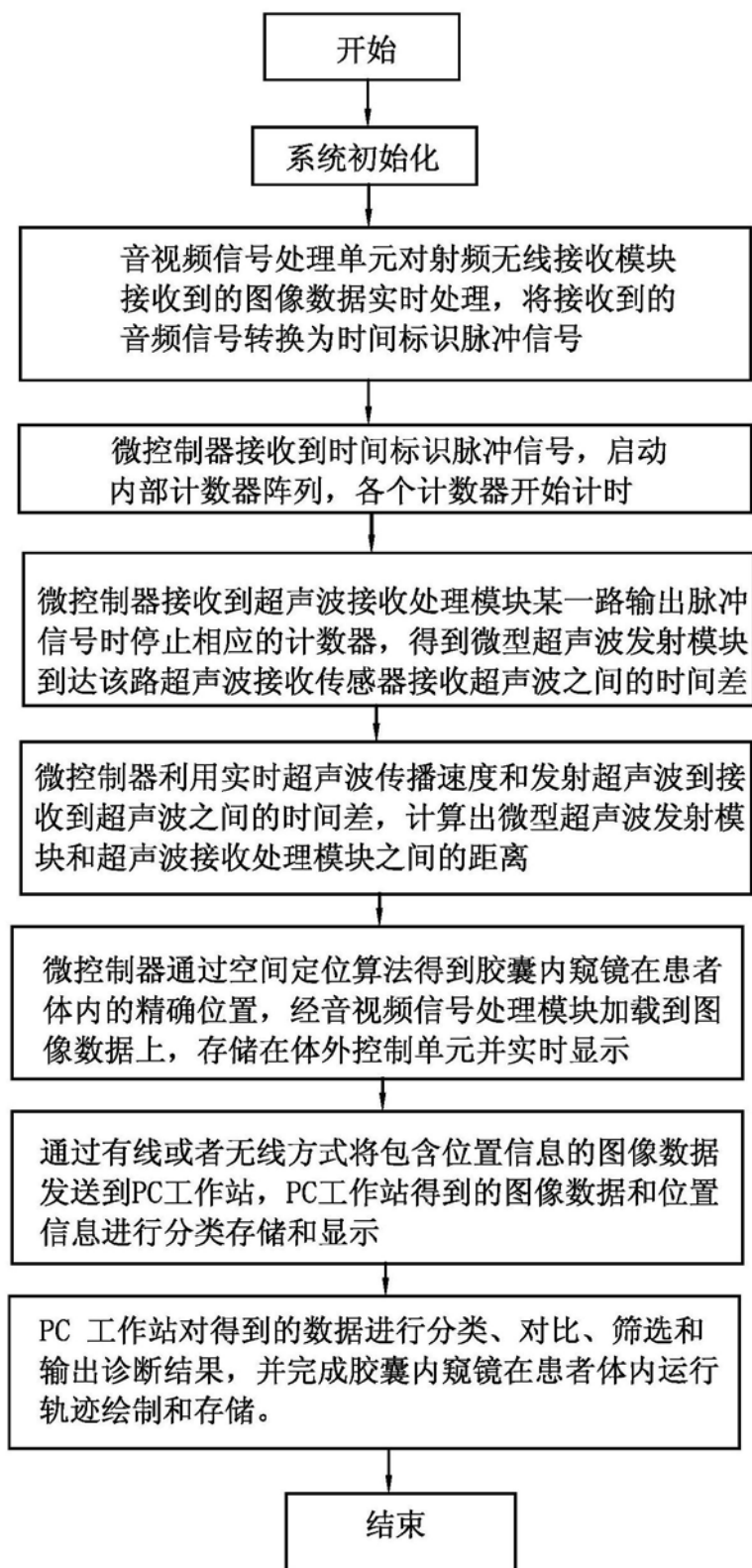


图4

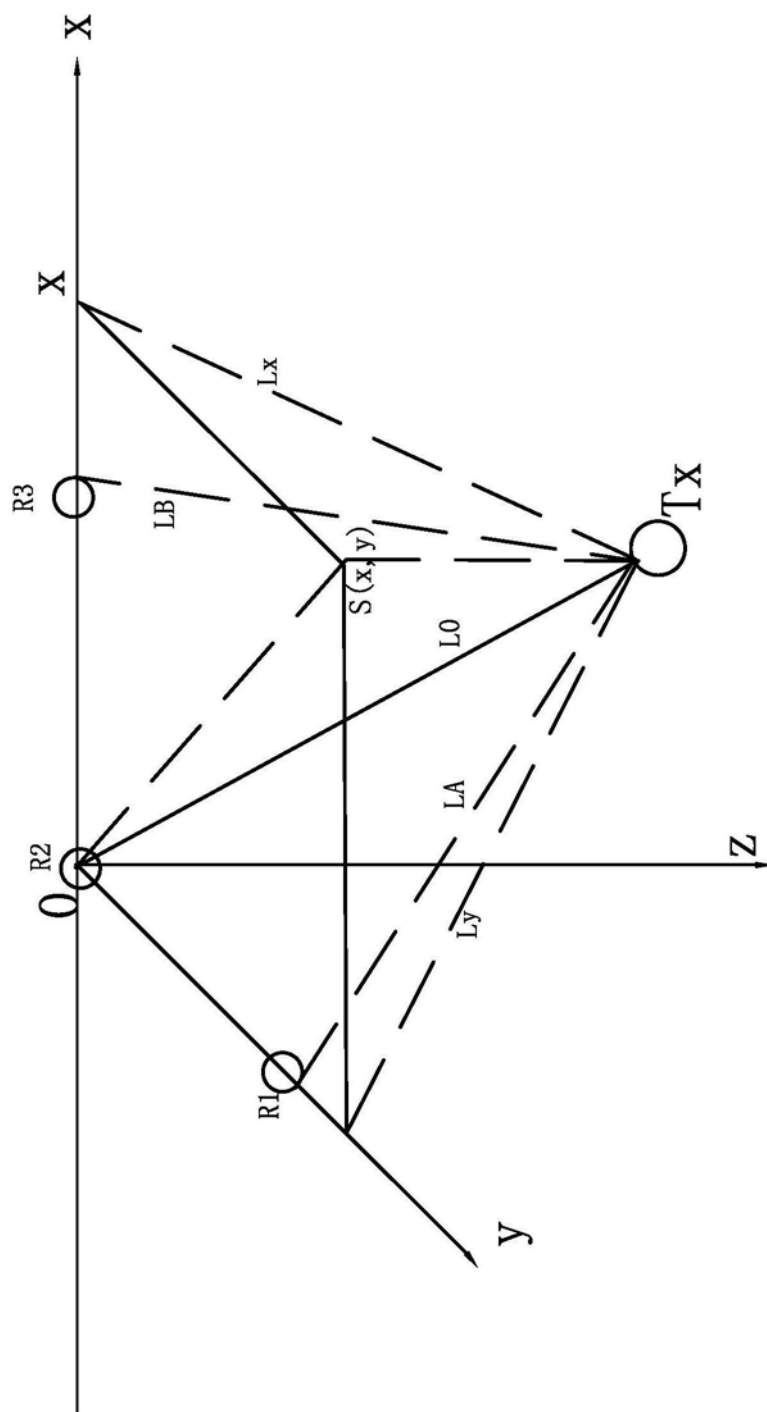


图5

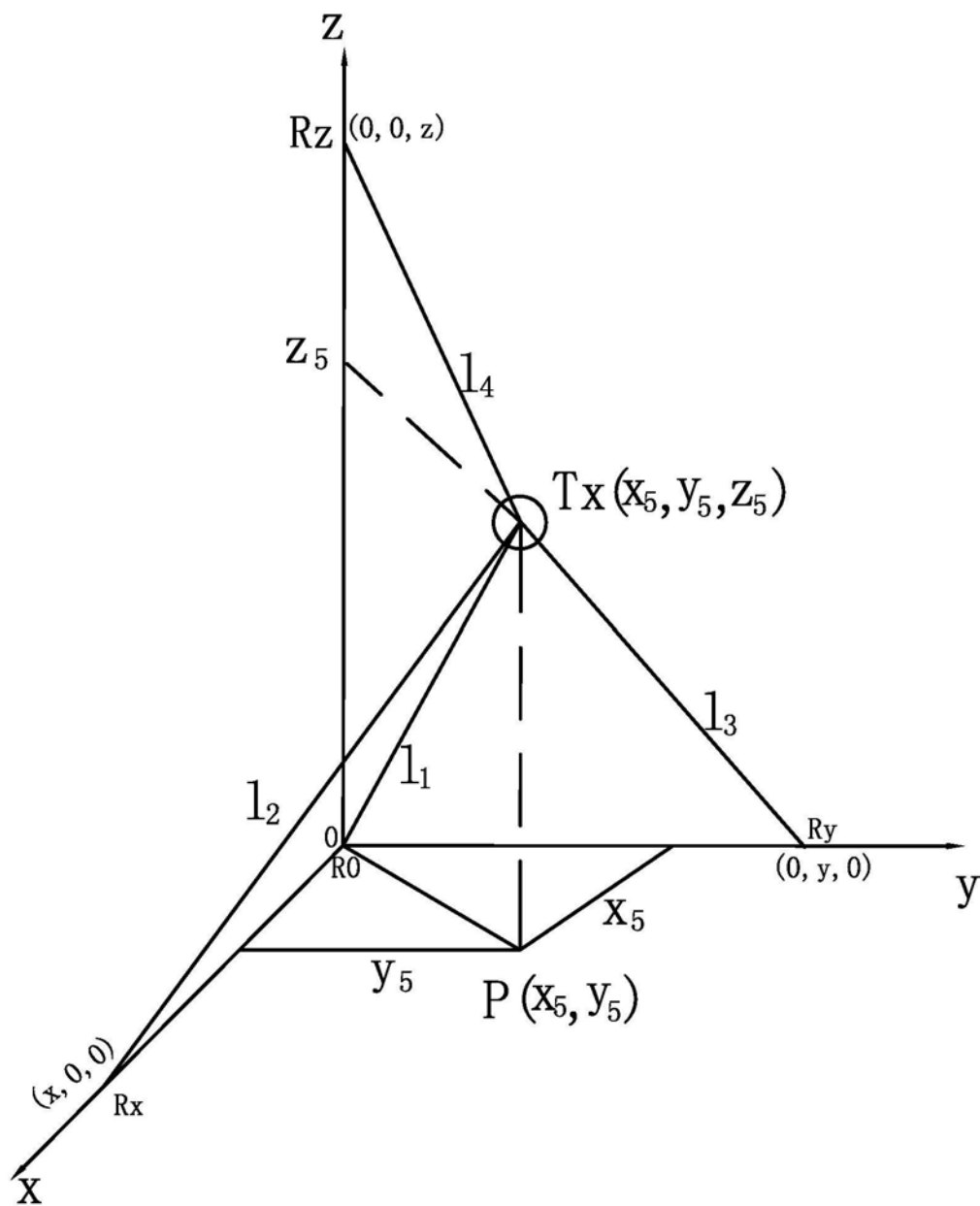


图6

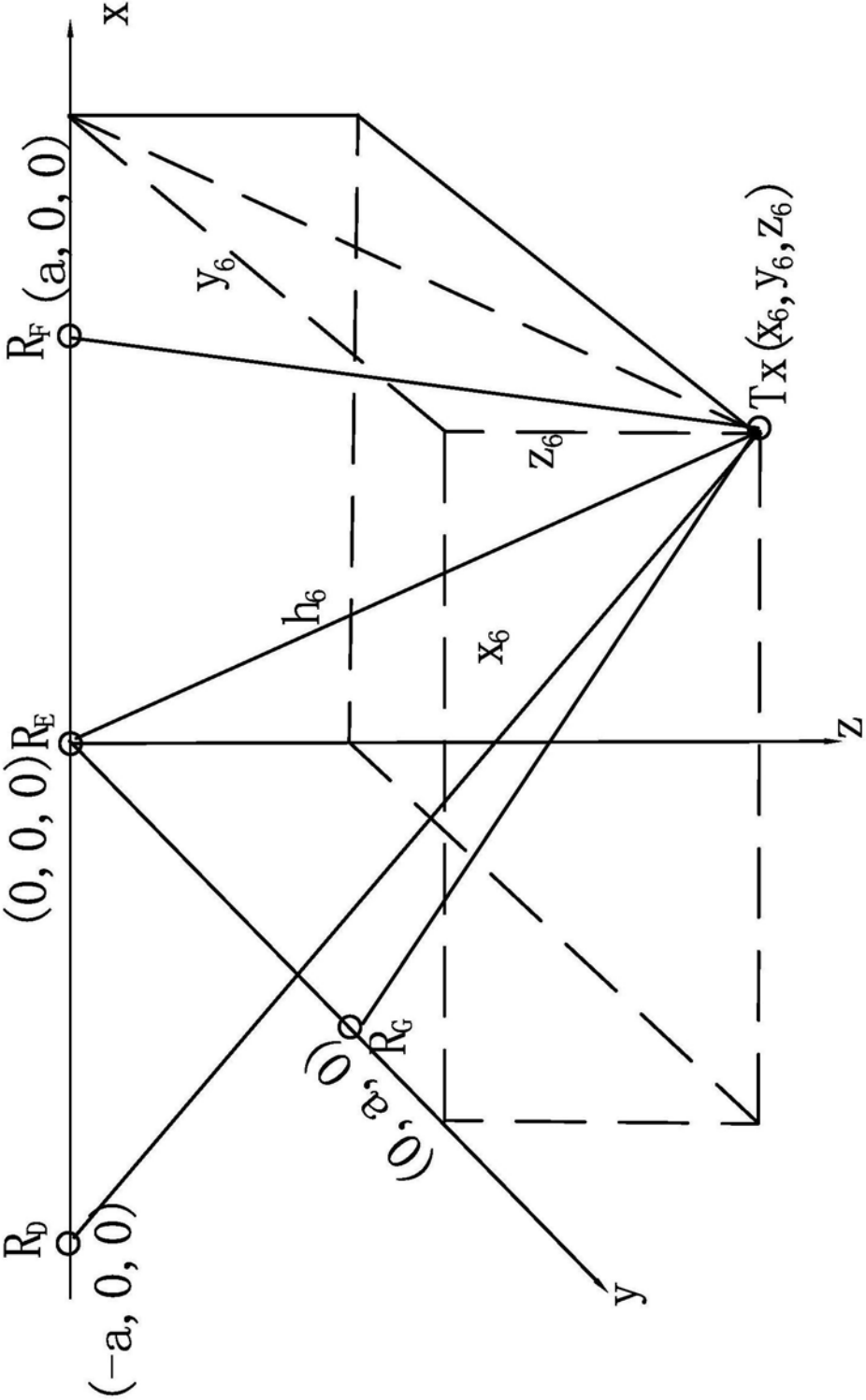


图7

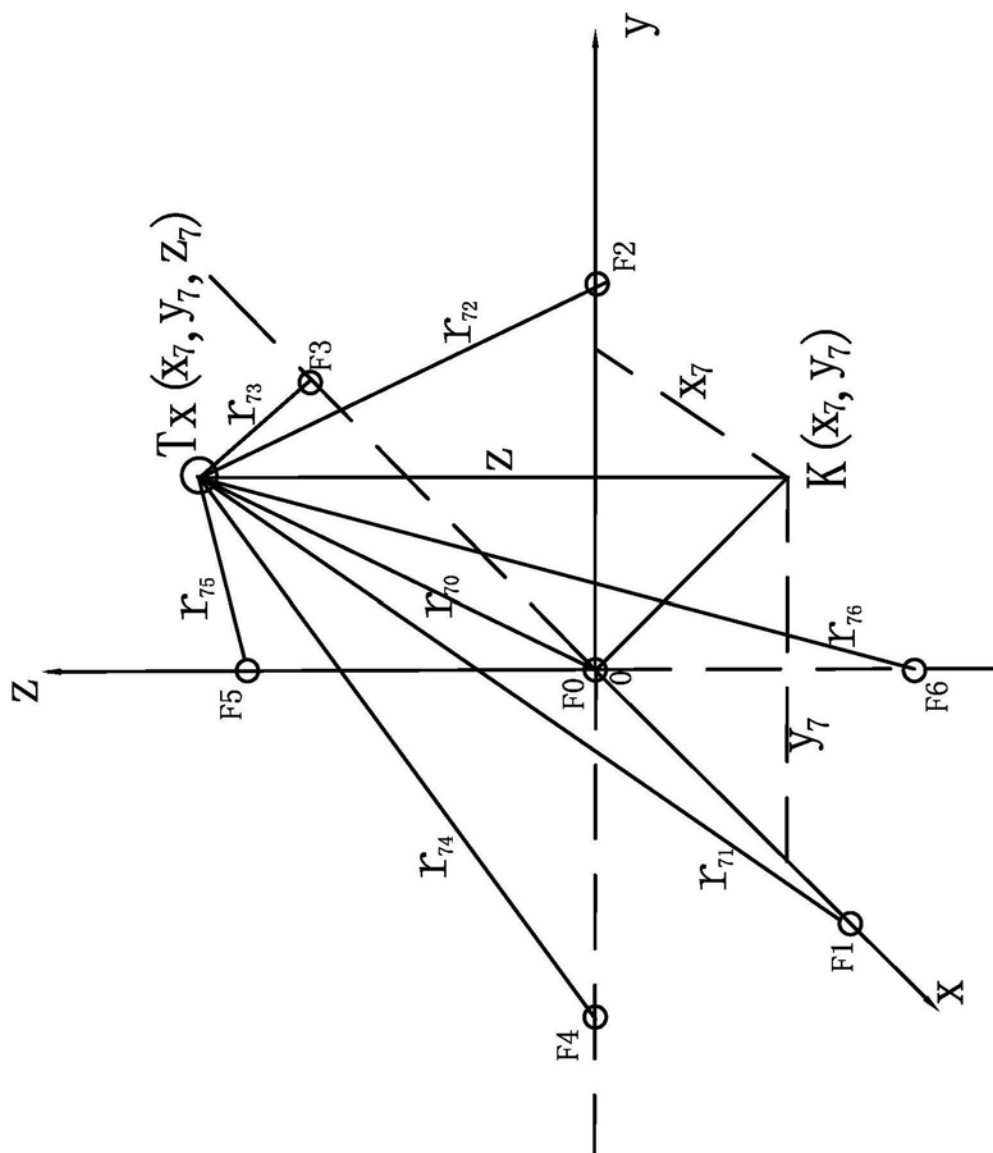


图8

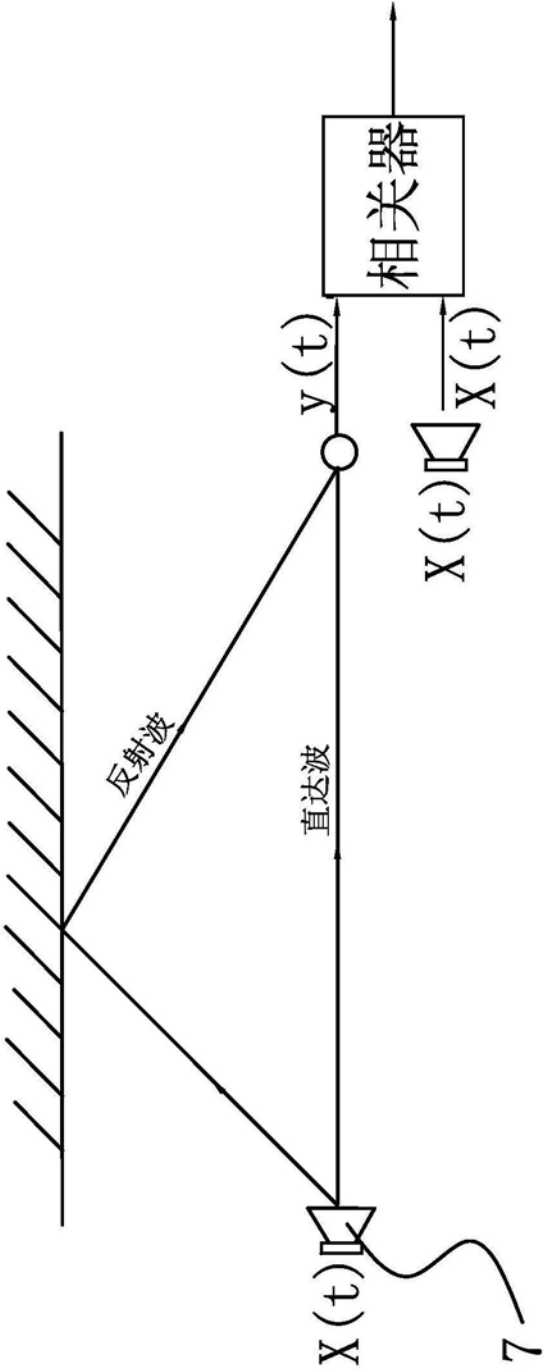


图9

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	CN104473611B	公开(公告)日	2018-01-30
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		
审查员(译)	何琛		
其他公开文献	CN104473611A		
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。

