



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103006164 A

(43) 申请公布日 2013. 04. 03

(21) 申请号 201210543507. 2

(22) 申请日 2012. 12. 13

(71) 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

(72) 发明人 陈晓冬 王森 欧阳孜孜 汪毅
郁道银

(74) 专利代理机构 天津佳盟知识产权代理有限公司 12002

代理人 李益书

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

A61B 5/06 (2006. 01)

A61B 5/05 (2006. 01)

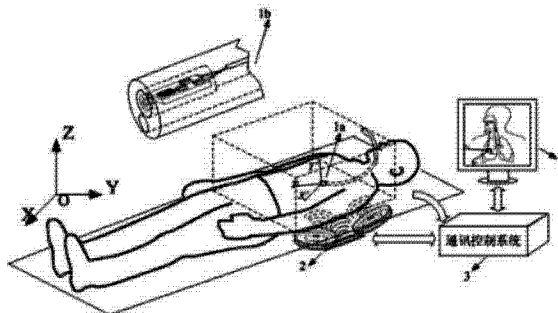
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 3 页

(54) 发明名称

基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置

(57) 摘要

本发明设计了一种基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置,包括内窥镜前端姿态采集模块,通讯与控制中心,励磁线圈模块,PC 处理中心四部分构成。内窥镜前端探头中放置微型的多传感器系统,包括 MEMS 三轴加速度计,三轴陀螺仪和三轴磁场传感器,可以实时的探测内窥镜探头载体在转动和移动过程当中传感信息变化,根据不同的内镜结构,利用无线或者有线的方式,将传感信息周期性导入通讯与控制中心,控制中心根据跟踪定位的算法需求,周期性的驱动外场线圈,同时将传感器信息进行初步处理后传入 PC 机中,PC 经过姿态解算后,利用数字人模型实现对内窥镜的动态同步显示。



1. 基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置,其特征在于该装置包括:内窥镜前端姿态采集模块、通讯与控制中心、励磁线圈模块,PC 处理中心四部分构成;

内窥镜前端姿态采集模块:由固定在内窥镜探头处的多传感器系统构成,所述的多传感器系统包括三轴陀螺仪、三轴加速度计和三轴磁场传感器,这三个传感器同时由 3.3V 的电源供电,各传感器的 SDA 和 SCL 数据线合并在一条信息通路,对内窥镜探头的姿态和位置变化过程中空间矢量的分布进行测量输出,前端探头和通讯与控制中心直接相连;

通讯与控制中心:该部分以单片机为核心,外部挂载多种通讯方式,包括串口, I2C 以及无线接收装置,同时对外置的励磁线圈进行数字选通控制,该通讯与控制中心作为通讯的中介模块,位于人体外部,作为传统内窥镜图像处理器的辅助功能部分,以内窥镜的多传感信息为输入连接内窥镜的输出端,以数字选通和串口作为输出分别连接励磁线圈和 PC 机;

励磁线圈模块:包含三个多匝、密绕的铜线圈构成的励磁线圈,根据定位算法需求在一定周期内循环通电和放电,构建符合定位需求的环绕磁场,三个励磁线圈放置在病床下部,正对人体腹腔中心部位,分别与通讯与控制中心的数字选通端相连,通过单片机的 IO 口来进行数字控制;

PC 处理中心:和通讯与控制中心的串口输出端连接进行数据通讯,波特率为 38400,传输速率约 110KHZ,在 MFC 的环境下,包含两个独立软件功能模块,分别为:

(1) 传感信息姿态解算模块:主要利用跟踪定位算法,根据多传感器系统采集到的信息,在 PC 机中完成对姿态角和位置信息的解算;

(2). 同步模型显示模块:为了便于人机交互,以 PC 的图形构建功能,创建数字人和跟踪的内窥镜模型,以模型动作仿真真实环境,方便医生进行对比诊断。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征就在于所述的内窥镜前端姿态采集模块,根据软管式内窥镜以及胶囊内窥镜的不同结构,分别通过软管内的导线通路或者胶囊内的微型无线装置与通讯控制中心进行通讯。

3. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征就在于所采用的多传感器系统,既包含目前常用的三轴陀螺仪对倾角姿态变化进行积分,又加入三轴加速度计和三轴磁场传感器对姿态的误差进行修正,姿态定位精度较高;采用多个励磁线圈选通定位的方法,对人体无伤害,而且其特殊组合位置,保证了人体位于其磁场强度较大的区域,方便解算和测量。

4. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征就在于所述的励磁线圈采用多匝、圆柱密绕的方式,并且采用定制的 160mm 非标准大直径绕制,励磁线圈的磁场分布范围较广,相比采用磁偶极子的点磁场而言,具有更好的空间对称性和磁场强度,便于传感器进行高精度采集。

5. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征就在于在实际使用中,用户主要通过以下几个步骤来完成对该装置的初始化和使用:

第 1、将内窥镜放置于标定的水平面上,并作初始化数据采集与传感器灵敏度标定,排除定位范围内的磁干扰的手机、电磁干扰设备,以及其他软磁性的物质,为磁场定位清理环境干扰,输入人体的体重和身高数据,为数字人建模提供比例标准;

第 2、启动通讯控制中心,将各通讯通道开启,预备开始数据采集和控制,励磁线圈按照算法需求进行高速选通,构建不同点的瞬态磁场;

第 3、将内窥镜连接软管或者采用胶囊内窥镜,送入人体,系统开始连续数据采集,通讯

控制中心周期性的采集传感信息并传回 PC 中进行姿态解算；

第 4、PC 内姿态解算和同步显示双线程完成,通过数据通道,将姿态信息从不同线程中进行通讯,同步数字人显示模型不断刷新,实现“连续”动态跟踪；

第 5、重复第 3 步 - 第 4 步的过程,对内窥镜镜头的运动和方位实时探测和跟踪。

基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置

技术领域

[0001] 本发明属于多传感器跟踪定位领域,尤其适合内窥镜探头等微小区域的方位探测。

背景技术

[0002] 在医疗上,医生一般通过内窥镜采集到的图像,依靠经验来对病变位置进行判断,具有较大误差。而在一些特殊场合下,医生需要结合内窥镜得到的病变位置信息,配合手术等措施进行综合治疗,因此对病变位置的方位精度要求较高。在日本,美国一些发达国家,胶囊内窥镜应用逐渐普遍,对其定位和控制也是目前的研究热点。

[0003] 目前国内外采用的内镜定位技术,多为采用以磁场分布为核心的测算方法,分为体内置磁场传感器,体外多点磁场源,或者体内磁场发射源,体外数十个探测器阵列两种。以磁场分布为核心的定位系统,需要耗费大量的磁场源或磁场传感器探测装置,定位的速度和精度都有所下降,而且以体内放置的磁场源,一般为磁偶极子,其磁场发射范围有限,作为永磁体其使用寿命和磁场衰减等都会干扰到长期使用,本专利应用传感技术对空间位置进行解算,采用电磁场线圈产生磁场,磁场稳定且衰减较小,实现方法较为快捷。

[0004] 多传感器的姿态测量系统,已经广泛应用在航天,卫星姿态等领域,但是由于传感器的体积和精度原因,一直无法适用于微型探测领域。近年来,随着微型 MARG 多传感器模组(MEMS 三轴陀螺仪,三轴加速度计,三轴磁强计)的诞生,使得多传感定位技术的应用层面逐渐扩大,甚至可以嵌入手机进行翻转跟踪,本专利的设计更加微型化,即为将微型多传感器模组置于内窥镜探头中,实现微小载体下姿态的精准测量。

[0005] 多传感器的姿态定位算法,其核心思想是利用陀螺仪的姿态累积保证姿态跟踪的连续性,以辅助传感器结合卡尔曼滤波方法,来修正陀螺仪的累积误差,从而保证姿态跟踪的精确性,这种方法适合于姿态变化缓慢的大型载体的定位。本专利在此基础上进行方法优化,适应了内窥镜等小载体对快速姿态跟踪的需求。在内窥镜的绝对位置定位上,相比其它的定位技术,例如,利用机械特性进行定位,精度较低且结构复杂,而对磁场源进行全空间建模则过于复杂,不易实现。

[0006] 数字人技术,目前主要应用在医学图像还原,人体结构分析等领域,大多数是应用在静态的病理分析上,在同步跟踪方面的应用较少,本专利应用 OPEN GL 技术,将定位信息与数字人技术结合,实现了对定位信息的动态综合显示。

发明内容

[0007] 本发明的目的是克服现有技术的上述不足,提供一种基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示的一体化装置。该一体化装置,通过多传感器技术和磁场定位技术,实现对姿态的高速采集和准确定位,通过与数字人显示技术结合,实现了定位信息的动态显示,使内窥镜的定位跟踪结果更加直观。

[0008] 该装置利用的方法是将多传感器模组微缩到内窥镜探头前端,探头作为载体在发生姿态旋转时,通过传感信息的解算,可以得到大地坐标系到载体坐标系的转换矩阵的具体表达,以大地坐标系为基准,转换矩阵就对应了当前载体的姿态。在完成姿态解算的同时,间歇通电人体附近的多个励磁线圈,利用线圈磁场的特殊分布,并结合当前具体姿态,综合得到载体所在的空间位置。之后,由 OPEN GL 的建模技术,将接受观测的人体的体重和身高输入,在 MFC 界面仿真得到一个包括器官模型在内的透视的数字人模型,并将姿态和位置信息传输给 PC 机,在数字人内,以合适比例建立动态的内窥镜模型,从而完成姿态和位置的定位,实现内窥镜在人体内移动过程的同步再现。

[0009] 该装置包括:内窥镜前端姿态采集模块、通讯与控制中心、励磁线圈模块,PC 处理中心四个主要部分,其具体结构和连接关系分别如下;

[0010] 内窥镜前端姿态采集模块:由固定在内窥镜探头处的多传感器系统构成,所述的多传感器系统包括三轴陀螺仪、三轴加速度计和三轴磁场传感器,这三个传感器同时由 3.3V 的电源供电,各传感器的 SDA 和 SCL 数据线合并一条信息通路,对内窥镜探头的姿态和位置变化过程中空间矢量的分布进行测量输出,前端探头与通讯与控制中心直接相连。

[0011] 通讯与控制中心:该部分以单片机为核心,外部挂载多种通讯方式,包括串口, I2C 以及无线接收装置,同时对外置的励磁线圈进行数字选通控制,该通讯与控制中心作为通讯的中介模块,位于人体外部,作为传统内窥镜图像处理器的辅助功能部分,以内窥镜的多传感信息为输入连接内窥镜的输出端,以数字选通和串口作为输出分别连接励磁线圈和 PC 机。

[0012] 励磁线圈模块:包含三个多匝、密绕的铜线圈构成的励磁线圈,根据定位算法需求在一定周期内循环通电和放电,构建符合定位需求的环境磁场,三个励磁线圈放置在病床下部,正对人体腹腔中心部位,分别与通讯与控制中心的数字选通端相连,通过单片机的 I/O 口来进行数字控制。

[0013] PC 处理中心:与通讯控制中心的串口输出端连接进行数据通讯,波特率为 38400,传输速率约 110KHZ,在 MFC 的环境下,包含两个独立软件功能模块,分别为:

[0014] (1) 传感信息姿态解算模块:主要利用跟踪定位算法,根据多传感器系统采集到的信息,在 PC 机中完成对姿态角和位置信息的解算;

[0015] (2). 同步模型显示模块:为了便于人机交互,以 PC 的图形构建功能,创建数字人和跟踪的内窥镜模型,以模型动作仿真真实环境,方便医生进行对比诊断。

[0016] 前端采集模块中涉及的传感模组结构,针对软管有线内窥镜和胶囊无线内窥镜可以分别设计不同的传感器的位置结构和通讯方式,扩展了姿态定位技术的应用范围和灵活性;而且,所采用的多传感器系统,既包含目前常用的三轴陀螺仪对倾角等姿态变化进行积分,又加入三轴加速度计和三轴磁场传感器对姿态的误差进行修正,姿态定位精度较高。采用多个励磁线圈选通定位的方法,对人体无伤害,而且其特殊组合位置,保证了人体位于其磁场强度较大的区域,方便解算和测量。

[0017] 本发明所述的励磁线圈采用多匝,圆柱密绕的方式,并且采用定制的 160mm 非标准大直径绕制,其磁场分布范围较广,相比采用磁偶极子的点磁场而言,具有更好的空间对称性和磁场强度,便于传感器进行高精度采集;磁场线圈位于人体下方。

[0018] 通过上述装置,可以实现在内窥镜的诊断过程中,对人体内的姿态和位置进行一

一体化的跟踪和显示,方便医生的操作和对比观察,一体化的装置,便于医生对内窥镜位置的直观认识,结合内窥镜镜头采集到的图像和 PC 机内的数字模型,可相对准确的判断出病变位置,在实际使用中,用户主要通过以下几个步骤来完成对该装置的初始化和使用:

[0019] 第 1、将内窥镜放置于标定的水平面上,并作初始化数据采集与传感器灵敏度标定,排除定位范围内的磁干扰的手机等电磁干扰设备,以及其他软磁性的物质,为磁场定位清理环境干扰,输入人体的体重和身高数据,为数字人建模提供比例标准。

[0020] 第 2、启动通讯控制中心,将各通讯通道开启,预备开始数据采集和控制,励磁线圈按照算法需求进行高速选通,构建不同点的瞬态磁场。

[0021] 第 3、将内窥镜连接软管或者采用胶囊内窥镜,送入人体,系统开始连续数据采集,通讯控制中心周期性的采集传感信息并传回 PC 中进行姿态解算。

[0022] 第 4、PC 内姿态解算和同步显示多线程完成,通过数据通道,将姿态信息从不同线程中进行通讯,同步数字人显示模型不断刷新,实现“连续”动态跟踪。

[0023] 第 5、重复第 3 步 - 第 4 步的过程,对内窥镜镜头的运动和方位实时探测和跟踪。

[0024] 本发明的优点和积极效果:

[0025] a) 采用多传感定位,精度较高。同传统的利用磁场空间分布或者采用加速度和地磁的欧拉角定位方式,该装置采用三传感器的融合定位,角度定位的精度较高。而且,采用多个外部磁场线圈,综合实现位置定位,比单纯利用一个磁场源,采用多个传感器,位置定位的范围和精度提高。

[0026] b) 通用性好,应用面广。随着目前越来越多的处理电路进入内窥镜前端,实现一些特殊功能(例如 CMOS 的前端电路,胶囊内窥镜的无线发射电路等)。MEMS 技术带来的微型传感器模组可以植入多种内窥镜的前端电路中,实现各类内窥镜的跟踪定位,为医生提供额外的判断标准。而且在工业上一些特殊环境下,利用这种导航式跟踪方法,比用 X 光穿透照射等安全,而且快捷。

[0027] c) 科学性高,显示直观。整体定位采用的方法较为科学,姿态解算以陀螺仪为核心进行姿态累积,以加速度计和地磁传感器作为姿态的收敛修正,算法的科学性和反馈性较好。且位置定位采用的是线圈磁场分布的某一特征,该特征在整个人体空间内都符合要求可以利用,使得位置解算的科学性较好。医生需要看到的不是坐标和角度等信息,利用数字人技术同步显示的方法,直观显示内窥镜与器官的相对位置等,便于医学上的实时判断与应用。

附图说明

[0028] 图 1 是整体定位与显示的功能示意图,1a 和 1b 表示内窥镜前端的传感模块结构;2 表示人体下方的电励磁线圈;3 表示通讯与控制中心;4 表示 PC 处理中心。

[0029] 图 2 是有线软管内窥镜的前端传感结构和通讯方式示意图,11 表示隔离层;12 表示软管内窥镜前端定位探头;13 表示照明光纤;14 为 CMOS 摄像镜头驱动电路;15 表示搭载在 14 上的多传感器系统;

[0030] 图 3 是无线胶囊内窥镜的前端传感结构和通讯方式示意图。16 为胶囊前端 LED 与镜头;17 表示多传感器系统在胶囊内窥镜内的位置结构;18,19 表示胶囊内窥镜的无线发射结构;20 表示胶囊内窥镜形状示意;

[0031] 图 4 是体外线圈的绕线方式以及多线圈的空间位置结构。

[0032] 图 5 是通讯控制中心与 PC 处理中心的组成和功能结构图,5 表示内窥镜微型模组的组成;6 为三组励磁线圈;7 为两种通讯方式;8 表示通讯控制中心;9,10 表示 PC 机内的两个主要功能模块。

[0033] 图 6 是数字人跟踪定位效果图。

具体实施方式

[0034] 实施例 1

[0035] 如图 1 所示,本发明提供的基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置包括,内窥镜前端姿态采集模块、通讯与控制中心、励磁线圈模块,PC 处理中心四部分构成。每个部分的主要结构组成及功能如下:

[0036] 1. 内窥镜前端姿态采集模块:由固定在内窥镜探头处的多传感器系统 1b 构成,所述的多传感器系统包括三轴陀螺仪、三轴加速度计和三轴磁场传感器,这三个传感器同时由 3.3V 的电源供电,各传感器的 SDA 和 SCL 数据线合并一条信息通路,根据两种典型内窥镜结构,分别通过软管或者无线的方式,多传感器技术对内窥镜探头的姿态和位置变化过程中的各空间矢量的分布进行数据采集并输出给通讯与控制中心;

[0037] 该模块放置于软管内窥镜或者胶囊内窥镜前端,可以与 CCD 或者 CMOS 微型镜头的驱动或者封装电路进行集成,考虑到不同传感器对准性的问题,内窥镜前端装置所采用的传感器尽量采用融合芯片,目前的多传感融合芯片(例如 MPUXX50 系列)一般将,三轴陀螺仪和三轴加速度计封装在一起,保证其坐标系三轴的对准性,融合芯片的对角长度在 5mm 以内。而地磁传感器由于所需磁阻的微型原理,不能与 MEMS 芯片一同进行封装,因此整个前端多传感器采集装置,一般包含两个主芯片,及其它周边电路,由于内窥镜前端面积较小,因此周边电路的贴片封装一般采用最小化的电阻和电容体积。

[0038] 内窥镜前端采集的数据,一般包括载体三轴上的实时角速度,通过陀螺仪来测量,而三轴加速度计和三轴磁场传感器分别以当前载体作为观测点,测量空间中的重力加速度和磁场矢量在其坐标系下的三轴分布,每个轴上的采集数据位数一般为 16 位,芯片的采集模式和采集速度等均由通讯中心进行通讯命令控制。

[0039] 2. 通讯与控制中心:以单片机为核心,外部挂载多种通讯方式,包括串口, I2C 以及无线接收装置,同时对外部励磁线圈进行数字选通控制;

[0040] 根据不同的内窥镜种类,其通讯方法有所区别,如图 2,对于一般常用的软管式内窥镜,其内窥镜的图像采集信息一般通过软管中的微型线缆可以进行传输,则这种情况下只需在其传输线缆的信号线中增加 I2C 的 SDA 和 SCK 的通讯路径,就可以将前端采集装置的信息通过 I2C 协议传输给通讯控制中心。

[0041] 如图 3,在胶囊内窥镜上,由于胶囊内窥镜目前采用的是微型的无线传输,其主要信号传输方式是无线装置,因此姿态采集装置需要首先连接到一块支持 I2C 协议的缓存 SDRAM 中,该 SDRAM 可以与无线传输信号联系,从而与同样支持无线传输的通讯控制中心建立通讯。

[0042] 如图 5 中的连接方式所示,由于 PC 无法方便的控制 IO 以及 I2C 的命令等原因,因此需要经过一个通讯控制中心,对各个命令和算法步骤的顺序等进行调度,该部分作为数

据采集和控制调度的中心,一般包括一个核心的 8 位处理 MCU,支持多个通讯接口,包括串口, I2C 协议以及无线通讯协议,通过对单片机内主循环程序的设计,并且与 PC 进行交互,实现对传感信息的实时采集和处理。

[0043] 同时该装置通过 IO 周期的控制多个励磁线圈的通断,按照位置定位的算法要求,实现对外部电磁线圈的上电和放电,并利用延时保证上电和放电的过程中不进行定位计算。

[0044] 3. 励磁线圈励磁模块:包含三个多匝、密绕的铜线圈构成的励磁线圈,根据定位算法需求在一定周期内循环通电和放电,构建符合定位需求的环绕磁场。

[0045] 如图 4,为了实现对内窥镜的实时定位,需要在人体外部构建一个周期性的位移磁场,利用磁场的分布特性,来对内镜进行定位。通过多匝多层密绕的方式,定制的 160mm 直径大尺寸励磁线圈,在 0.14A 的稳定电流下,即可产生可供精确探测的 300mGauss-4000mGauss 的磁场强度范围,距离线圈越近强度越强;采用三个线圈,循环供电,实现对不同位置的线圈的信息采集,综合建模即可实现定位。由于实际定位当中,内窥镜的活动范围有限,因此磁场线圈的分布采用集中化的方法,保证了人体体腔范围内的磁场环境和磁场强度。

[0046] 4. PC 处理中心:接收通讯控制中心的数据上传,包含两个独立软件功能模块,分别为:

[0047] (1). 传感信息姿态解算模块 9:主要利用跟踪定位算法,根据多传感器系统采集到的信息,在 PC 机中完成对姿态角和位置信息的解算;

[0048] (2). 同步模型显示模块 10:为了便于人机交互,以 PC 的图形构建功能,创建数字人和跟踪的内窥镜模型,以模型动作仿真真实环境,方便医生进行对比诊断。

[0049] 如图 5,PC 经过串口从通讯控制中心将传感信息接收到后,利用 MFC 经过一系列的姿态解算方法,主要包括陀螺仪的四元数姿态解算和重力加速度,地磁场的矢量收敛,配合不同位置的静态磁场下传感器的不同输出,综合解算出内窥镜当前的空间坐标,完成姿态解算。

[0050] 另一个线程下,电脑不断刷新数字人的显示模型,从姿态解算线程,将姿态解算结果传递过来后,结合内窥镜的小模型,一同在数字人模型下进行显示,利用 OPENGL 的光照模型,展示出内窥镜头所处方位,镜头图像所拍摄的器官的范围分布等。

[0051] 该装置所采用的方法,主要是以三轴陀螺仪,三轴加速度计以及三轴磁强计组成的多传感器探测系统为核心,实现对内窥镜探头姿态方位的测量,同时结合人体外部的励磁线圈组,通过磁场线圈的磁场特征,综合建模得到内窥镜探头的位置坐标。将内窥镜的形状和当前的姿态位置信息导入 PC 的数字人模型中,同步刷新渲染实现动态同步显示。

[0052] 通过上述装置实现一体化的姿态定位和同步显示,算法和装置整体设计好后,只需要医生对装置进行初始化设定,以及对病人的身高体重等进行输入,即可完成全程的跟踪。其主要实施操作步骤如下:

[0053] 步骤 1. 定位装置和软件参数的初始化

[0054] 在使用整套系统前,需要进行初始化,包括陀螺仪和磁场传感器的标定,磁场线圈的放置调整,磁场环境的清理和病人基本信息的输入。

[0055] 其中,陀螺仪的标定主要是为了将各轴角速度的输出静态偏置消除,而磁场传感

器的标定则是对 XYZ 轴探测灵敏度的比例和范围修正。这部分修正只需在首次使用时进行一次即可,陀螺仪的修正方法是,静态下观测三轴输出,求各轴角速度输出的平均值,分别将各轴上的静态平均值记录在 PC 内配套的软件参数中作为修正误差,这部分操作在 MFC 下的功能操作中可以一键完成。

[0056] 地磁场的标定修正,则需要用户将内窥镜载体在水平面内以及垂直水平面内分别 360 度旋转,这个过程,三轴的输出均包含磁场分布最大和最小值,从而通过平均得到其中心偏差和有效范围,进而得到三轴的灵敏度比例,进行归一化,这部分参数在第一次使用中,进行标定,并且存入 PC 内作为软件参数,通过 MFC 下的功能操作即可简单完成。

[0057] 磁场线圈位置的调整,由于根据内窥镜进入人体的路径不同,以及所探测的病变位置不同,可以将磁场线圈位移到特定范围内,保证其定位范围有效,该操作可以通过导轨和导轨上几个特殊的卡位点来实现。

[0058] 另外,为了保证数字人以及内部器官的对应位置尽量接近被检测病人的实际情况,需要根据病人的一些人体特征,例如体重,身高,腰围,胸围,来对数字人以及器官进行比例缩放。

[0059] 步骤 2. 前端探头的传感器放置与传感信息的采集

[0060] 针对两种典型的内窥镜,分别对应着两种不同的传感器放置,以及采集传输方式。

[0061] 如图 2 中所示,表示针对软管内窥镜的传感信息采集装置和采集过程,在有线方式下,以 1/6inch 的微型 CMOS 探头 12 为例,多传感器模组 15 可以放置于 CMOS 的驱动电路中 14,通过 CMOS 的信号线将传输信息发送给通讯控制中心进行处理,主要方式是将多传感器全部置于一总的 I2C 通讯线上,通过单片机对传感信息的采集顺序等进行调度,其中管道 13 表示照明光纤通路。

[0062] 如图 3 中所示,表示胶囊内窥镜的传感信息采集过程,其中,胶囊的前端为内窥镜的前端视频采集镜头 16,末端为胶囊内窥镜的视频无线传输电路 19,为了实现胶囊内窥镜的定位,在胶囊中间增加多传感器的探测模块 17,探测模块将传感信息放入无线发射队列 18 中,总的无线传输内容分为两部分,分别在这两部分内容中加入不同的标识码,标识码 C 表示该无线内容直接传输给 PC 做视频显示处理,而标识码 D 被通讯中心获取,表示该信息代表传感器探测信息,传输过程如图 3 下方的框图所示。这部分信息经过通讯中心的初步处理后,和上一种的内窥镜的后续处理方式相同,均由串口导入 PC 中做算法和模型显示处理。

[0063] 步骤 3. PC 姿态解算和同步模型显示

[0064] 如图 5 中所示,PC 经过串口从通讯控制中心将传感信息接收到后,利用 MFC 经过一系列的姿态解算 9,主要包括陀螺仪的四元数姿态解算和重力加速度,地磁场的矢量收敛,配合不同位置的静态磁场下传感器的不同输出,综合解算出内窥镜当前的空间坐标,完成全自由度解算。

[0065] 另一个线程下,电脑不断刷新数字人的显示模型 10,从姿态解算线程,将姿态解算结果传递过来后,结合内窥镜的小模型,一同在数字人模型下进行显示,利用 OPENGL 的光照模型,展示出内窥镜镜头所处方位,镜头图像所拍摄的器官的范围分布等,实际的定位效果如图 6。

[0066] 多传感器的内窥镜跟踪与同步动态显示装置,以步骤 1-3 作为一次定位显示的完

整周期,系统不断重复该循环,来实现对传感器模组所在的载体的动态跟踪,传感器模组以 70HZ 的采样速率将角速度,加速度以及磁场信息,通过 I2C 方式上传给单片机,单片机通过串口将采样信息以 250HZ 的速率传送给 PC,并在 MFC 的窗口下进行算法处理,同时,单片机需要驱动磁场线圈产生磁场,磁场的稳定时间为 10ms,姿态定位可以在位置定位的间隙内完成,定位频率为 60HZ,位置定位需要多个磁场循环激励得到,其定位频率为 15HZ,完成一次完整的姿态与位置定位的时间小于 0.1s。

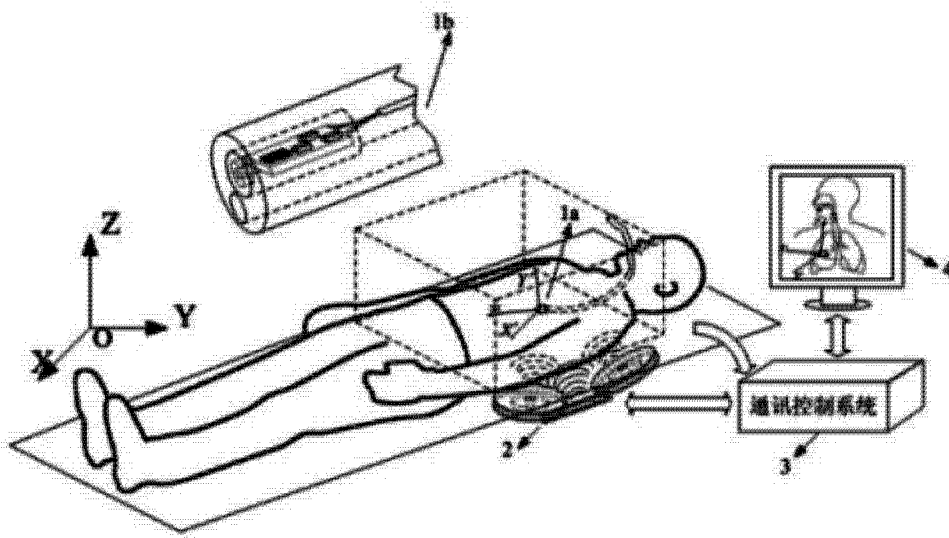


图 1

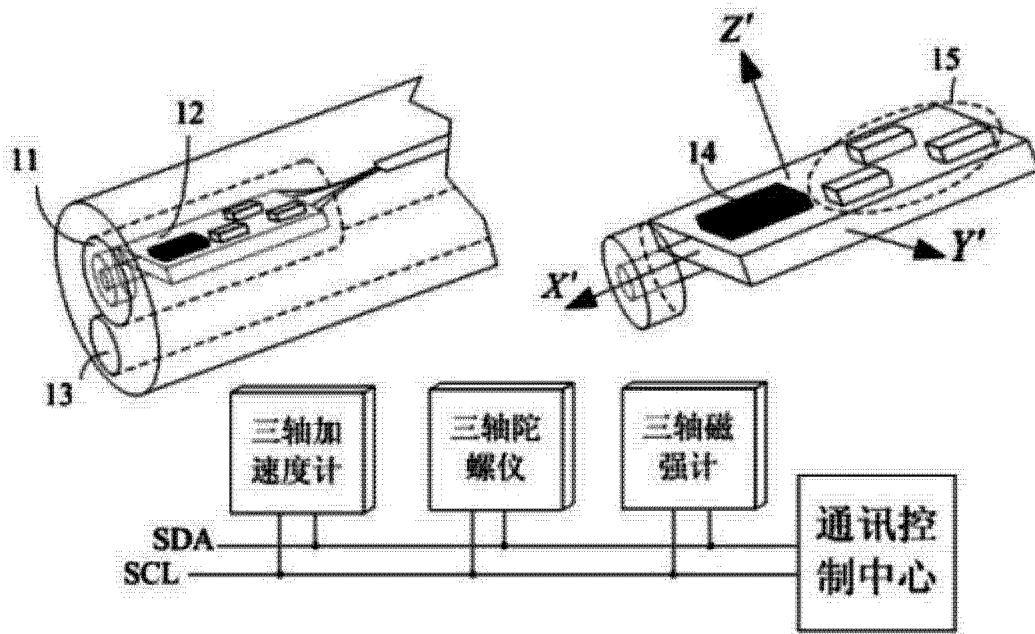


图 2

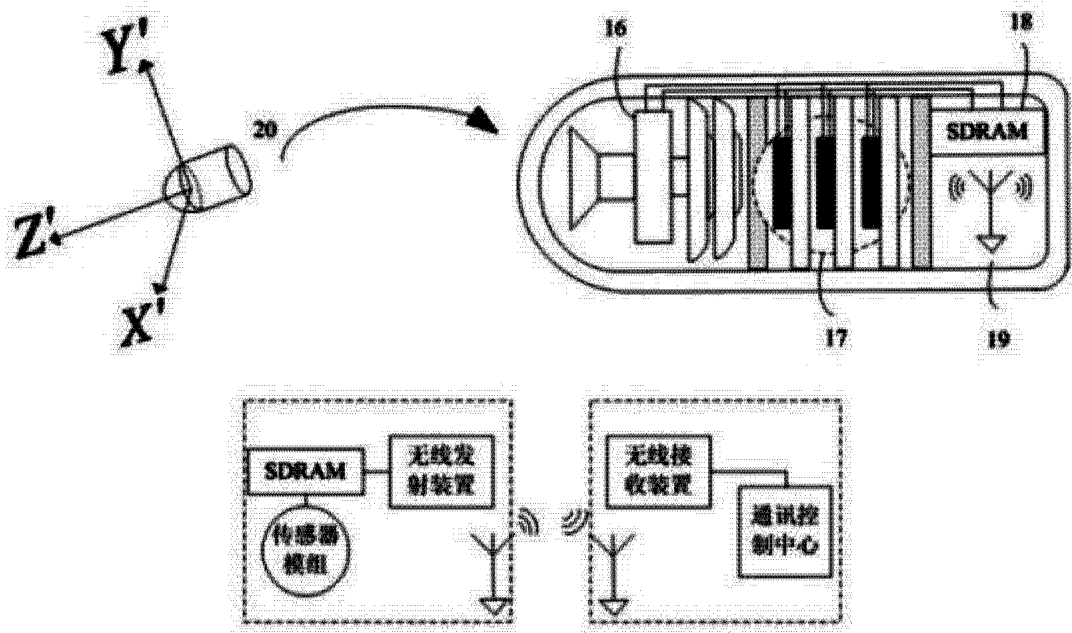


图 3

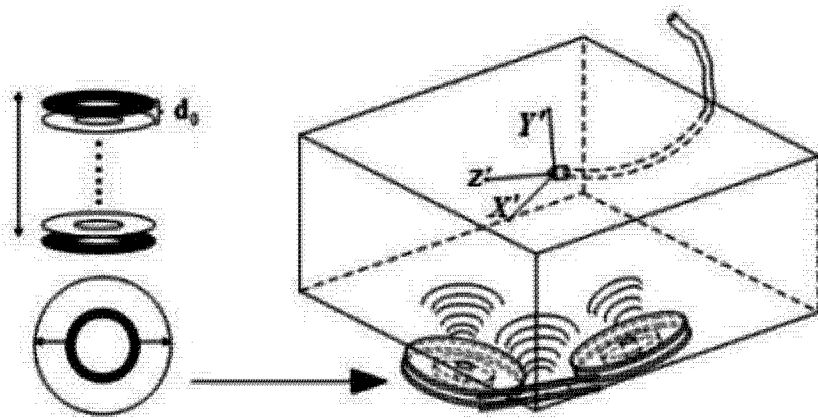


图 4

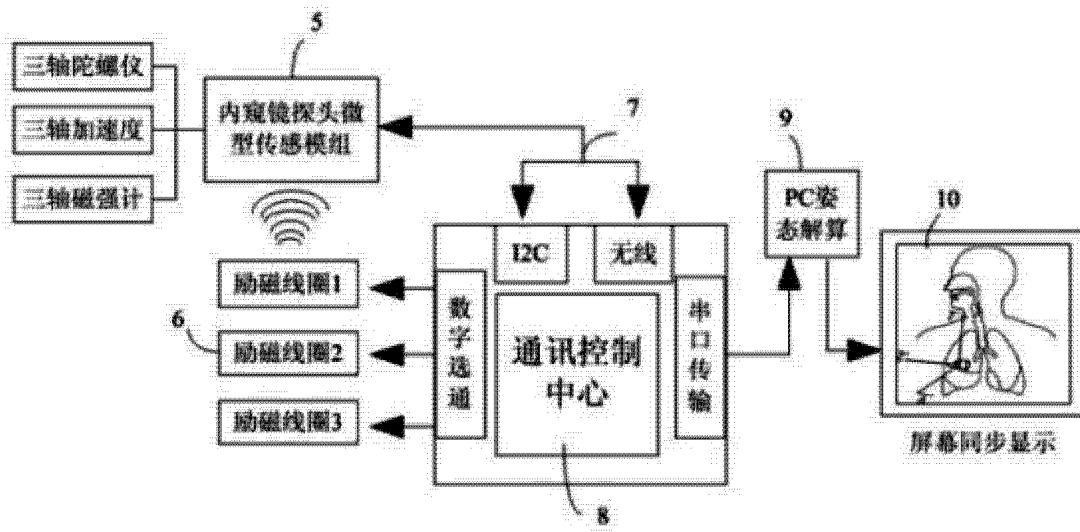


图 5

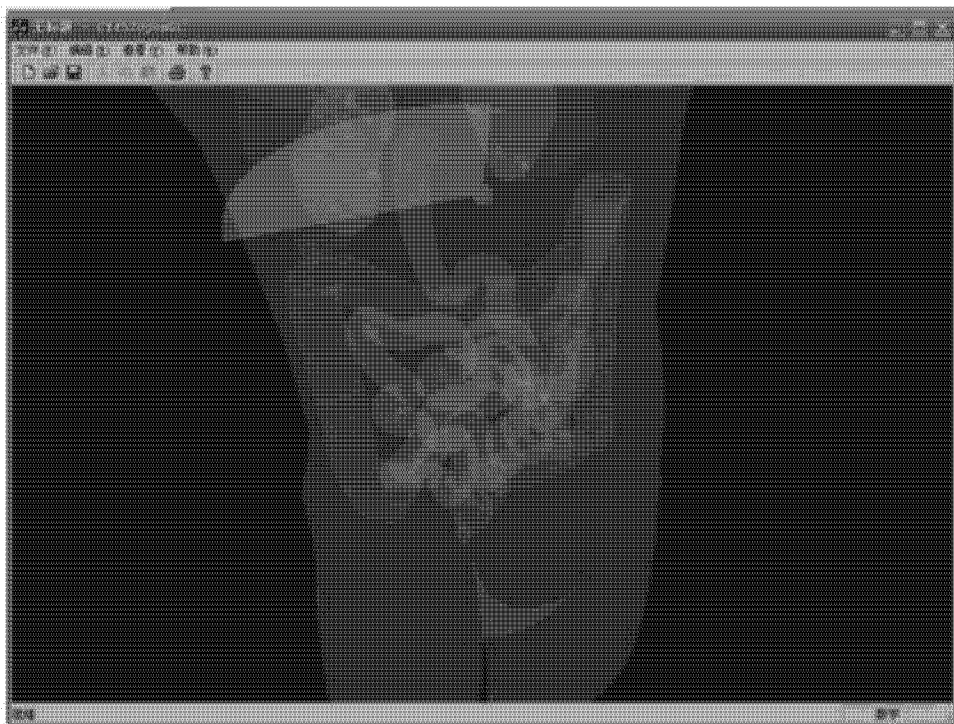


图 6

专利名称(译)	基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置		
公开(公告)号	CN103006164A	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	CN201210543507.2	申请日	2012-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	陈晓冬 王森 欧阳孜孜 汪毅 郁道银		
发明人	陈晓冬 王森 欧阳孜孜 汪毅 郁道银		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/06 A61B5/05		
代理人(译)	李益书		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明设计了一种基于多传感器的内窥镜跟踪定位与数字人动态同步显示装置，包括内窥镜前端姿态采集模块，通讯与控制中心，励磁线圈模块，PC处理中心四部分构成。内窥镜前端探头中放置微型的多传感器系统，包括MEMS三轴加速度计，三轴陀螺仪和三轴磁场传感器，可以实时的探测内窥镜探头载体在转动和移动过程当中的传感信息变化，根据不同的内镜结构，利用无线或者有线的通讯方式，将传感信息周期性导入通讯与控制中心，控制中心根据跟踪定位的算法需求，周期性的驱动外场线圈，同时将传感器信息进行初步处理后传入PC机中，PC经过姿态解算后，利用数字人模型实现对内窥镜的动态同步显示。

