



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108042094 A

(43)申请公布日 2018.05.18

(21)申请号 201711405987.5

A61B 5/07(2006.01)

(22)申请日 2017.12.22

A61B 1/31(2006.01)

(71)申请人 宜宾学院

地址 644007 四川省宜宾市翠屏区酒圣路8号

(72)发明人 阳万安 成奎 戴厚德 胡超

蔡乐才 苏诗荐 陈冬君 李彦

(74)专利代理机构 北京远大卓悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11369

代理人 靳浩 张清

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

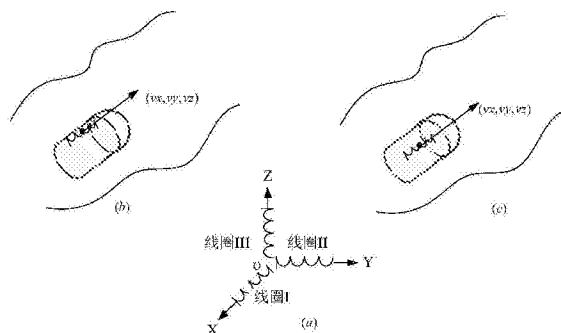
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法

(57)摘要

本发明提供的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法,包括设置于人体外且三轴正交的发射线圈、采样模块、位置及方向计算模块、无线发送模块、体外无线接收模块和位于体内的无线胶囊内窥镜,采用在人体外设置一个三轴正交的发射线圈,在无线胶囊内窥镜内只布置一个单轴感应线圈,发射线圈放置在人体附近,发射线圈的线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不同的信号构成一个周期,即在一个周期内,每个线圈要发射2个频率和幅值均不同的信号;从而建立方程组进行三维位置和三维姿态的计算,该方法集成方便、单轴感应线圈占用无线胶囊内窥镜空间少,能实时连续对无线胶囊内窥镜定位,方便后续操作,安全可靠,成本低廉。



1. 无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,包括设置于人体外且三轴正交的发射线圈、位置及方向计算模块、体外无线接收模块和位于体内的无线胶囊内窥镜,其特征在于:

所述无线胶囊内窥镜内置有一个单轴感应线圈、采样模块、无线发送模块,三轴正交的发射线圈与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈通过交变磁场形成磁路,采样模块与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈直接连接,无线胶囊内窥镜内置的无线发送模块与体外无线接收模块通过无线信号连接,位置及方向计算模块与体外无线接收模块直接连接;

所述发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成,所述线圈I、线圈II和线圈III顺序发射各自频率的信号,线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不同的信号构成一个周期,即在一个周期内,每个线圈要发射2个频率和幅值均不同的信号。

2. 根据权利要求1所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,其特征在于,所述无线胶囊内窥镜还包括信号放大模块和模数转换模块;所述单轴感应线圈与信号放大模块直接连接,所述信号放大模块与采样模块直接连接。

3. 根据权利要求1或2所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,其特征在于,所述无线胶囊内窥镜还设置有对采集的信号进行滤除的采集滤波模块,体外无线接收模块还连接有对接收的采样信号进行噪声滤除的接收滤波模块。

4. 根据权利要求1所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,其特征在于,所述单轴感应线圈布置在无线胶囊内窥镜的中轴线上或与无线胶囊内窥镜中轴线平行的方向上。

5. 根据权利要求1所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,其特征在于,所述线圈I按固定时间间隔发射2个频率和幅值均不同的信号;然后,所述线圈II按固定时间间隔发射2个与线圈I频率和幅值均不同的信号;最后,所述线圈III按固定时间间隔发射2个与线圈I和线圈II频率和幅值均不同的信号。

6. 根据权利要求1所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,其特征在于,所述线圈I、线圈II、线圈III依次发射1个不同频率和幅值的信号;然后,所述线圈I、线圈II、线圈III再依次发射一个与前一次均不同频率和幅值的信号。

7. 无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、在人体外设置三轴正交的发射线圈,在无线胶囊内窥镜内设置有单轴感应线圈和无线发送模块并随无线胶囊内窥镜进入人体内,发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成;

步骤2、以发射线圈所在三个轴建立的坐标系OXYZ作为参考坐标系,单轴感应线圈中心点在OXYZ坐标系的坐标为 (x, y, z) ,将其换算成无线胶囊内窥镜中心在参考坐标系的位置;单轴感应线圈在OXYZ坐标系的方向向量为 (v_x, v_y, v_z) ,代表无线胶囊内窥镜的方向;单轴感应线圈中心点的坐标 (x, y, z) 和方向向量 (v_x, v_y, v_z) 为定位的参数;

步骤3、上电后,发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III在每一个周期内顺序发射2个频率和幅值均不同的信号;

步骤4、无线胶囊内窥镜内的放大模块放大单轴感应线圈的输出电压;

步骤5、无线胶囊内窥镜内模数转换模块采样经过放大的输出电压;

步骤6、无线胶囊内窥镜内的无线发送模块发送采样信号;

步骤7、体外无线接收模块接收采样信号,并发送给位置及方向计算模块;

步骤8、位置及方向计算模块计算无线胶囊内窥镜的位置和方向信息过程如下:

求解无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数 (x, y, z, vx, vy, vz) ;

将三轴发射线圈的每个轴都等效为磁偶极子,根据毕奥萨法尔定律,磁偶极子在无线胶囊内窥镜内部单轴感应线圈中心处产生的磁通量密度为 $\vec{B}$, $\vec{B}$ 沿参考坐标系 OXYZ 的 X、Y、Z 轴的三个正交分量如公式 (1)、(2)、(3) 所示:

$$B_x = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](x-a)}{L^5} - \frac{m}{L^3} \right\} \quad (1)$$

$$B_y = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](y-b)}{L^5} - \frac{n}{L^3} \right\} \quad (2)$$

$$B_z = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](z-c)}{L^5} - \frac{p}{L^3} \right\} \quad (3)$$

其中, (x, y, z) 是单轴感应线圈中心的位置, (m, n, p) 是发射线圈各轴的方向向量, (a, b, c) 是发射线圈的位置, B_T 是与发射线圈有关的一个常量, L 是感应线圈到发射线圈的距离, L 如公式 (4) 所示:

$$L = \sqrt{(x-a)^2 + (y-b)^2 + (z-c)^2} \quad (4)$$

磁通量密度 $\vec{B}$ 与单轴感应线圈的方向向量存在夹角,磁通量密度 $\vec{B}$ 在感应线圈单位方向向量上的投影向量如公式 (5) 所示:

$$\vec{B}' = (\vec{B} \cdot (vx, vy, vz)) (vx, vy, vz) \quad (5)$$

其中 (vx, vy, vz) 为单轴感应线圈所在单位方向向量, $\vec{B}$ 沿参考坐标系 OXYZ 的 X、Y、Z 轴的三个正交分量,分别如公式 (6)、(7)、(8) 所示:

$$B'_x = (\vec{B} \cdot (vx, vy, vz)) \cdot vx \quad (6)$$

$$B'_y = (\vec{B} \cdot (vx, vy, vz)) \cdot vy \quad (7)$$

$$B'_z = (\vec{B} \cdot (vx, vy, vz)) \cdot vz \quad (8)$$

单轴感应线圈输出电压信号,根据法拉第电磁感应定律,单轴感应线圈产生的感应电动势,如公式 (9) 所示:

$$\varepsilon = -\frac{d\phi}{dt} = -N \cdot \frac{d}{dt} \oint_S \vec{B}' \cdot d\vec{S} \quad (9)$$

其中, N 为单轴感应线圈匝数, ϕ 为穿过曲面 S 的磁通量。

由于单轴感应线圈非常小,故可将其体积忽略,认为单轴感应线圈各处磁通量密度相等,所以公式 (9) 变为公式 (10) 所示:

$$\varepsilon = -N \cdot \frac{d(\vec{B}' \cdot \vec{S})}{dt} \quad (10)$$

因为 $\vec{B}'$ 方向与单轴感应线圈的方向相同,所以得到如公式 (11) 所示:

$$\vec{B}' \cdot \vec{S} = B' S \quad (11)$$

若发射已知频率的正弦信号,磁通量密度描述为如公式 (12) 所示:

$$\vec{B}' = \vec{B}'_{\max} \cdot \sin(\omega t + \varphi) \quad (12)$$

至此,可以得出单轴感应线圈输出电压值与磁通量密度之间的关系式,如公式(13)所示:

$$\varepsilon = -\omega N \cdot B'_{\max} \cdot S \cdot \cos(\omega t + \varphi) \quad (13)$$

单轴感应线圈的输出电压信号是与发射信号同频率的余弦信号,取该信号的幅值来建立方程组,令 $E_T = -\omega N \cdot S$,得到公式(14)所示:

$$\varepsilon_{\max} = -\omega N \cdot B'_{\max} \cdot S = E_T \cdot B'_{\max} \quad (14)$$

用快速傅里叶变换提取余弦信号的幅值;

三轴发射线圈依次发射各自幅值和频率的正弦信号,在一个周期内,单轴感应线圈输出6组电压信号,从而可以建立6个方程,求解描述无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数;由于单轴感应线圈的方向向量(v_x, v_y, v_z)用单位向量,所以,再增加一个约束方程,如公式(15)所示:

$$v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 = 1 \quad (15)$$

设 $\varepsilon_{i\max}$ ($i=1,2,3,4,5,6$) 是无线胶囊内窥镜内单轴感应线圈的输出电压幅值, $\varepsilon_{i\max}$ 是幅值的理论表达式,定义误差 E 如公式(16)所示:

$$E = (v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 - 1)^2 + \sum_{i=1}^6 (\varepsilon_{i\max} - \varepsilon'_{i\max})^2 \quad (16)$$

利用优化算法,使 E 最小,可以求解出无线胶囊内窥镜的位置和方向参数(x, y, z, v_x, v_y, v_z);

步骤9、位置及方向计算模块将无线胶囊内窥镜的位姿信息发送给显示终端,实时反映当前无线胶囊内窥镜的位姿,便于操作者观察或后续应用。

8. 根据权利要求7所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,其特征在于,所述步骤5中还包括:无线胶囊内窥镜内设置的采集滤波模块对采样的信号进行噪声滤除。

9. 根据权利要求7所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,其特征在于,所述步骤7中还包括:体外无线接收模块还连接有接收滤波模块,对接收的采样信号进行噪声滤除。

10. 根据权利要求7所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,其特征在于,所述步骤3中发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III发射频率和幅值方式为:首先,线圈I按固定时间间隔发射2个频率和幅值均不同的信号;然后,所述线圈II按固定时间间隔发射2个与线圈I频率和幅值均不同的信号;最后,所述线圈III按固定时间间隔发射2个与线圈I和线圈II频率和幅值均不同的信号。

11. 根据权利要求7所述的无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,其特征在于,所述步骤3中发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III发射频率和幅值方式为:首先,线圈I、线圈II、线圈III依次发射1个不同频率和幅值的信号;然后,所述线圈I、线圈II、线圈III再依次发射一个与前一次均不同频率和幅值的信号。

无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法

【技术领域】

【0001】 本发明涉及磁定位技术,尤其涉及无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法。

【背景技术】

【0002】 当前,无线胶囊内窥镜进入人体消化道后,在重力和肠胃道蠕动的共同作用下自由移动,缺乏实时的、精确的定位。因此,对无线胶囊内窥镜的位姿控制工作不能有效开展;由于图像没有镜头的位置和方向匹配信息,消化道重建工作也无法开展;没有实时定位数据,在检查过程中医生不能确认胶囊是否被卡住。

【0003】 Given Imaging公司较早利用无线射频技术对无线胶囊内窥镜进行定位,后来包括重庆金山科技有限公司都采用该方法。在人体表面粘贴8个或者更多无线射频天线,接收来自体内无线胶囊内窥镜发射的射频信号,根据射频信号传播模型建立方程组,通过算法求解方程组获得无线胶囊内窥镜的位置。该方法定位精度不高,平均定位精度为37.7毫米,临床应用效果不好。

【0004】 有人提出无线胶囊内窥镜永磁定位方法,在无线胶囊内窥镜内部嵌入小型永磁体,或者在胶囊外部套上永磁环,在人体周围布置磁场传感器阵列采集多点磁场,根据永磁空间分布模型建立方程组,通过算法求解方程组获得无线胶囊内窥镜的位置;永磁定位具有精度高、速度快的优点。但是,永磁定位存在一个比较大的缺陷就是定位距离近,对于能放入目前胶囊的永磁体,一般有效探测距离在10cm左右,难以满足人体尺寸要求。

【0005】 也有人提出在胶囊内布置两个三轴感应线圈,在体外让永磁体在震动模块的作用下作往复运动产生变化的磁场,胶囊内的两个三轴感应线圈输出感应电动势;可是,两个三轴感应线圈要占用胶囊较多空间。

【0006】 影像学检查如X光成像,CT(计算机断层扫描)成像和MRI(核磁共振)成像也可以用于定位无线胶囊内窥镜。但X光成像、CT成像存在射线损害,不宜长时间定位;MRI成像目前费用较贵。

【发明内容】

【0007】 为了解决现有技术的不足,本发明提供一种基于交变磁场,采用一个三轴发射线圈、一个单轴感应线圈的无线胶囊内窥镜5自由度定位系统及其定位方法。单轴线圈占用无线胶囊内窥镜空间少,集成方便,可实时定位,安全可靠,成本低廉,具有为后续操作提供方便的优点。

【0008】 为了实现上述发明目的,本发明采用的技术方案是:

【0009】 该发明的第一发明目的,提供无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统,包括设置于人体外且三轴正交的发射线圈、采样模块、位置及方向计算模块、体外无线接收模块和位于体内的无线胶囊内窥镜,所述无线胶囊内窥镜内置有一个单轴感应线圈和无线发送模块,三轴正交的发射线圈与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈通过交变磁场形成磁路,采样模

块与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈直接连接,无线胶囊内窥镜内置的无线发送模块与体外无线接收模块通过无线信号连接,位置及方向计算模块与体外无线接收模块直接连接;所述发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成,所述线圈I、线圈II和线圈III顺序发射各自固定频率的信号,线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不同的信号构成一个周期,即在一个周期内,每个线圈要发射2个频率和幅值均不同的信号。

[0010] 进一步地,所述无线胶囊内窥镜还包括信号放大模块和模数转换模块;所述单轴感应线圈与信号放大模块直接连接,所述信号放大模块与无线发送模块直接连接。

[0011] 进一步地,所述无线胶囊内窥镜还设置有对采集的信号进行噪声滤除的采集滤波模块,体外无线接收模块还连接有对接收的采样信号进行噪声滤除的接收滤波模块。

[0012] 进一步地,所述单轴感应线圈布置在无线胶囊内窥镜的中轴线上或与无线胶囊内窥镜中轴线平行的方向上。

[0013] 进一步地,所述线圈I按固定时间间隔发射2个频率和幅值均不同的信号;然后,所述线圈II按固定时间间隔发射2个与线圈I频率和幅值均不同的信号;最后,所述线圈III按固定时间间隔发射2个与线圈I和线圈II频率和幅值均不同的信号。

[0014] 进一步地,所述线圈I、线圈II、线圈III依次发射1个不同频率和幅值的信号;然后,所述线圈I、线圈II、线圈III再依次发射一个与前一次均不同频率和幅值的信号。

[0015] 该发明第二发明目的,提供无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法,包括以下步骤:

[0016] 步骤1、在人体外设置三轴正交的发射线圈,在无线胶囊内窥镜内设置有单轴感应线圈和无线发送模块并随无线胶囊内窥镜进入人体内,发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成;

[0017] 步骤2、以发射线圈所在三个轴建立的坐标系OXYZ作为参考坐标系,单轴感应线圈中心点在OXYZ坐标系的坐标为(x,y,z),将其换算成无线胶囊内窥镜中心在参考坐标系的位置;单轴感应线圈在OXYZ坐标系的方向向量为(vx,vy,vz),代表无线胶囊内窥镜的方向;单轴感应线圈中心点的坐标(x,y,z)和方向向量(vx,vy,vz)为定位的参数;

[0018] 步骤3、上电后,发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III在每一个周期内顺序发射2个频率和幅值均不同的信号;

[0019] 步骤4、无线胶囊内窥镜内的放大模块放大单轴感应线圈的输出电压;

[0020] 步骤5、无线胶囊内窥镜内模数转换模块采样经过放大的输出电压;

[0021] 步骤6、无线胶囊内窥镜内的无线发送模块发送采样信号;

[0022] 步骤7、体外无线接收模块接收采样信号,并发送给位置及方向计算模块;

[0023] 步骤8、位置及方向计算模块计算无线胶囊内窥镜的位置和方向信息过程如下:

[0024] 求解无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数(x,y,z,vx,vy,vz);

[0025] 将三轴发射线圈的每个轴都等效为磁偶极子,根据毕奥萨法尔定律,磁偶极子在无线胶囊内窥镜内部单轴感应线圈中心处产生的磁通量密度为 $\vec{B}$, $\vec{B}$ 沿参考坐标系OXYZ的X、Y、Z轴的三个正交分量,如公式(1)、(2)、(3)所示:

$$[0026] \quad B_x = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](x-a)}{L^5} - \frac{m}{L^3} \right\} \quad (1)$$

$$[0027] \quad B_y = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](y-b)}{L^5} - \frac{n}{L^3} \right\} \quad (2)$$

$$[0028] \quad B_z = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](z-c)}{L^5} - \frac{p}{L^3} \right\} \quad (3)$$

[0029] 其中, (x, y, z) 是单轴感应线圈中心的位置, (m, n, p) 是发射线圈各轴的方向向量, (a, b, c) 是发射线圈的位置, B_T 是与发射线圈有关的一个常量, L 是感应线圈到发射线圈的距离, L 如公式 (4) 所示:

$$[0030] \quad L = \sqrt{(x-a)^2 + (y-b)^2 + (z-c)^2} \quad (4)$$

[0031] 磁通量密度 $\vec{B}$ 与单轴感应线圈的方向向量存在夹角, 磁通量密度 $\vec{B}$ 在感应线圈单位方向向量上的投影向量, 如公式 (5) 所示:

$$[0032] \quad \vec{B}' = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) (v_x, v_y, v_z) \quad (5)$$

[0033] 其中 (v_x, v_y, v_z) 为单轴感应线圈所在单位方向向量, $\vec{B}'$ 沿参考坐标系 OXYZ 的 X、Y、Z 轴的三个正交分量, 分别如公式 (6)、(7)、(8) 所示:

$$[0034] \quad B'_x = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_x \quad (6)$$

$$[0035] \quad B'_y = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_y \quad (7)$$

$$[0036] \quad B'_z = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_z \quad (8)$$

[0037] 单轴感应线圈输出电压信号, 根据法拉第电磁感应定律, 单轴感应线圈产生的感应电动势, 如公式 (9) 所示:

$$[0038] \quad \varepsilon = -\frac{d\phi}{dt} = -N \cdot \frac{d}{dt} \oint_S \vec{B}' \cdot d\vec{S} \quad (9)$$

[0039] 其中, N 为单轴感应线圈匝数, ϕ 为穿过曲面 S 的磁通量。

[0040] 由于单轴感应线圈很小, 故可将其体积忽略, 认为单轴感应线圈各处磁通量密度相等, 所以公式 (9) 变为公式 (10) 所示:

$$[0041] \quad \varepsilon = -N \cdot \frac{d(\vec{B}' \cdot \vec{S})}{dt} \quad (10)$$

[0042] 因为 $\vec{B}'$ 方向与单轴感应线圈的方向相同, 所以得到如公式 (11) 所示:

$$[0043] \quad \vec{B}' \cdot \vec{S} = B' S \quad (11)$$

[0044] 若发射已知频率的正弦信号, 当然也可用已知频率的其它信号, 不能利用其限定发射所采用的信号, 磁通量密度描述为如公式 (12) 所示:

$$[0045] \quad \vec{B}' = \vec{B}'_{\max} \cdot \sin(\omega t + \varphi) \quad (12)$$

[0046] 至此, 可以得出单轴感应线圈输出电压值与磁通量密度之间的关系式, 如公式 (13) 所示:

$$[0047] \quad \varepsilon = -\omega N \cdot B'_{\max} \cdot S \cdot \cos(\omega t + \varphi) \quad (13)$$

[0048] 单轴感应线圈的输出电压信号是与发射信号同频率的余弦信号, 取该信号的幅值来建立方程组, 令 $E_T = -\omega N \cdot S$, 得到公式 (14) 所示:

$$[0049] \quad \varepsilon_{\max} = -\omega N \cdot B'_{\max} \cdot S = E_T \cdot B'_{\max} \quad (14)$$

[0050] 用快速傅里叶变换提取余弦信号的幅值, 当然也可用其它方法, 不能利用其限定

提取余弦信号幅值的方式;

[0051] 三轴发射线圈依次发射各自幅值和频率的正弦信号,在一个周期内,单轴感应线圈输出6组电压信号,从而可以建立6个方程,求解描述无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数;由于单轴感应线圈的方向向量 (v_x, v_y, v_z) 用单位向量,所以,再增加一个约束方程,如公式(15)所示:

$$[0052] \quad v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 = 1 \quad (15)$$

[0053] 设 $\varepsilon'_{i\max}$ ($i=1, 2, 3, 4, 5, 6$) 是无线胶囊内窥镜内单轴感应线圈的输出电压幅值, $\varepsilon_{i\max}$ 是幅值的理论表达式,定义误差E如公式(16)所示:

$$[0054] \quad E = (v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 - 1)^2 + \sum_{i=1}^6 (\varepsilon_{i\max} - \varepsilon'_{i\max})^2 \quad (16)$$

[0055] 利用优化算法,如Levenberg-Marquardt算法,当然也可用其它方法,不能利用其限定所采用的优化算法;使E最小,可以求解出无线胶囊内窥镜的位置和方向参数 (x, y, z, v_x, v_y, v_z) ;

[0056] 步骤9、位置及方向计算模块将无线胶囊内窥镜的位姿信息发送给显示终端,实时反映当前无线胶囊内窥镜的位姿,便于操作者观察或后续应用。

[0057] 进一步地,所述步骤5中还包括:无线胶囊内窥镜内设置的采集滤波模块对采样的信号进行噪声滤除。

[0058] 进一步地,所述步骤7中还包括:体外无线接收模块还连接有接收滤波模块,对接收的采样信号进行噪声滤除。

[0059] 进一步地,所述步骤3中发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III发射频率和幅值方式为:首先,线圈I按固定时间间隔发射2个频率和幅值均不同的信号;然后,所述线圈II按固定时间间隔发射2个与线圈I频率和幅值均不同的信号;最后,所述线圈III按固定时间间隔发射2个与线圈I和线圈II频率和幅值均不同的信号。

[0060] 进一步地,所述步骤3中发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III发射频率和幅值方式为:首先,线圈I、线圈II、线圈III依次发射1个不同频率和幅值的信号;然后,所述线圈I、线圈II、线圈III再依次发射一个与前一次均不同频率和幅值的信号。

[0061] 本发明的有益效果是:

[0062] 本发明基于交变磁场,在人体附近布置三轴正交的发射线圈,在无线胶囊内窥镜内布置一个单轴感应线圈,以发射线圈所在的三个轴建立参考坐标系OXYZ,单轴感应线圈中心点在OXYZ坐标系的坐标为 (x, y, z) ,可将其换算成无线胶囊内窥镜中心在参考坐标系的位置;单轴感应线圈在OXYZ坐标系的方向向量为 (v_x, v_y, v_z) ,可代表无线胶囊内窥镜的方向;单轴感应线圈中心点的坐标 (x, y, z) 和方向向量 (v_x, v_y, v_z) 为定位的参数。

[0063] 发射线圈的线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不相同的信号,线圈I、线圈II、线圈III发射完6个信号,称为一个周期;三轴线圈在不同周期发射信号对应相同。单轴感应线圈在一个周期内可输出6个频率和幅值均不相同的电压信号,从而可以建立包含6个方程的方程组,采用优化算法求解方程组可获取定位的参数,实现5自由度(位置:3自由度,方向:2自由度)的测量。

[0064] 通过采用一个三轴发射线圈、一个单轴感应线圈,单轴感应线圈占用无线胶囊内窥镜空间少,集成方便,可实时定位,安全可靠,成本低廉,可为后续操作提供方便。

【附图说明】

[0065] 图1是本发明体外三轴发射线圈和无线胶囊内窥镜内部单轴线圈布局的放大结构示意图；

[0066] 图2是本发明的定位流程图。

【具体实施方式】

[0067] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。

[0068] 无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统，如图1所示，无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统，包括设置于人体外且三轴正交的发射线圈、采样模块、位置及方向计算模块、体外无线接收模块和位于体内的无线胶囊内窥镜，在无线胶囊内窥镜内置有一个单轴感应线圈和无线发送模块，如图1中的a部分所示，一个单轴感应线圈布置在无线胶囊内窥镜内；三轴正交的发射线圈与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈通过交变磁场形成磁路，采样模块与无线胶囊内窥镜内置的单轴感应线圈直接连接，无线胶囊内窥镜内置的无线发送模块与体外无线接收模块通过无线信号连接，位置及方向计算模块与体外无线接收模块直接连接；该发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成，所述线圈I、线圈II和线圈III顺序发射各自固定频率的信号，线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不同的信号构成一个周期，即在一个周期内，每个线圈要发射2个频率和幅值均不同的信号；所述发射线圈与无线胶囊内窥镜之间通过交变磁场形成磁路，所述无线胶囊内窥镜与体外无线接收模块之间通过无线信号连接，所述位姿计算模块与体外无线接收模块之间直接连接。

[0069] 而且，该无线胶囊内窥镜还包括信号放大模块和模数(AD)转换模块，单轴感应线圈与信号放大模块直接连接，信号放大模块与无线发送模块直接连接；在无线胶囊内窥镜内还设置有对采集的信号进行噪声滤除的采集滤波模块，在体外无线接收模块还连接有对接收的采样信号进行噪声滤除的接收滤波模块。

[0070] 继续如图1所示，单轴感应线圈布置在无线胶囊内窥镜的中轴线上或与无线胶囊内窥镜中轴线平行的方向上；如图1中的b部分所示，单轴感应线圈布置在与无线胶囊内窥镜中轴线平行的方向上；如图1中的c部分所示，单轴感应线圈布置在无线胶囊内窥镜的中轴线上。

[0071] 其中，发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III中的发射频率和幅值采用两种方式发射，一种方式为：首先，线圈I按固定时间间隔发射2个频率和幅值均不同的信号；然后，所述线圈II按固定时间间隔发射2个与线圈I频率和幅值均不同的信号；最后，所述线圈III按固定时间间隔发射2个与线圈I和线圈II频率和幅值均不同的信号。另一种方式为：首先，线圈I、线圈II、线圈III依次发射1个不同频率和幅值的信号；然后，所述线圈I、线圈II、线圈III再依次发射一个与前一次均不同频率和幅值的信号。

[0072] 该实施例的无线胶囊内窥镜5自由度的定位方法，如图2所示，包括以下步骤：

[0073] 步骤1、在人体外设置三轴正交的发射线圈，在无线胶囊内窥镜内设置有单轴感应线圈和无线发送模块并随无线胶囊内窥镜进入人体内，发射线圈由三轴正交的线圈I、线圈II和线圈III组成；

[0074] 步骤2、以发射线圈所在三个轴建立的坐标系OXYZ作为参考坐标系,单轴感应线圈中心点在OXYZ坐标系的坐标为 (x, y, z) ,将其换算成无线胶囊内窥镜中心在参考坐标系的位置;单轴感应线圈在OXYZ坐标系的方向向量为 (v_x, v_y, v_z) ,代表无线胶囊内窥镜的方向;单轴感应线圈中心点的坐标 (x, y, z) 和方向向量 (v_x, v_y, v_z) 为定位的参数;

[0075] 步骤3、上电后,发射线圈的线圈I、线圈II和线圈III在每一个周期内顺序发射2个频率和幅值均不同的信号;

[0076] 步骤4、无线胶囊内窥镜内的放大模块放大单轴感应线圈的输出电压;

[0077] 步骤5、无线胶囊内窥镜内模数(AD)转换模块采样经过放大的输出电压,在该步骤5中还包括无线胶囊内窥镜内设置的采集滤波模块对采样的信号进行噪声滤除;

[0078] 步骤6、无线胶囊内窥镜内的无线发送模块发送采样信号;

[0079] 步骤7、体外无线接收模块接收采样信号,并发送给位置及方向计算模块;在该步骤中体外无线接收模块还连接有接收滤波模块,对接收的采样信号进行噪声滤除;

[0080] 步骤8、位置及方向计算模块计算无线胶囊内窥镜的位置和方向信息过程如下:

[0081] 求解无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数 (x, y, z, v_x, v_y, v_z) ;

[0082] 将三轴发射线圈的每个轴都等效为磁偶极子,根据毕奥萨法尔定律,磁偶极子在无线胶囊内窥镜内部单轴感应线圈中心处产生的磁通量密度为 $\vec{B}$, $\vec{B}$ 沿参考坐标系OXYZ的X、Y、Z轴的三个正交分量,如公式(1)、(2)、(3)所示:

$$[0083] \quad B_x = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](x-a)}{L^5} - \frac{m}{L^3} \right\} \quad (1)$$

$$[0084] \quad B_y = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](y-b)}{L^5} - \frac{n}{L^3} \right\} \quad (2)$$

$$[0085] \quad B_z = B_T \left\{ \frac{3[m(x-a) + n(y-b) + p(z-c)](z-c)}{L^5} - \frac{p}{L^3} \right\} \quad (3)$$

[0086] 其中, (x, y, z) 是单轴感应线圈中心的位置, (m, n, p) 是发射线圈各轴的方向向量, (a, b, c) 是发射线圈的位置, B_T 是与发射线圈有关的一个常量, L 是感应线圈到发射线圈的距离, L 如公式(4)所示:

$$[0087] \quad L = \sqrt{(x-a)^2 + (y-b)^2 + (z-c)^2} \quad (4)$$

[0088] 磁通量密度 $\vec{B}$ 与单轴感应线圈的方向向量存在夹角,磁通量密度 $\vec{B}$ 在感应线圈单位方向向量上的投影向量,如公式(5)所示:

$$[0089] \quad \vec{B}' = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) (v_x, v_y, v_z) \quad (5)$$

[0090] 其中 (v_x, v_y, v_z) 为单轴感应线圈所在单位方向向量, $\vec{B}$ 沿参考坐标系OXYZ的X、Y、Z轴的三个正交分量,分别如公式(6)、(7)、(8)所示:

$$[0091] \quad B'_x = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_x \quad (6)$$

$$[0092] \quad B'_y = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_y \quad (7)$$

$$[0093] \quad B'_z = (\vec{B} \cdot (v_x, v_y, v_z)) \cdot v_z \quad (8)$$

[0094] 单轴感应线圈输出电压信号,根据法拉第电磁感应定律,单轴感应线圈产生的感

应电动势,如公式(9)所示:

$$[0095] \quad \varepsilon = -\frac{d\phi}{dt} = -N \cdot \frac{d}{dt} \oint_S \vec{B} \cdot d\vec{S} \quad (9)$$

[0096] 其中,N为单轴感应线圈匝数, ϕ 为穿过曲面S的磁通量。

[0097] 由于单轴感应线圈很小,故可将其体积忽略,认为单轴感应线圈各处磁通量密度相等,所以公式(9)变为公式(10)所示:

$$[0098] \quad \varepsilon = -N \cdot \frac{d(\vec{B} \cdot \vec{S})}{dt} \quad (10)$$

[0099] 因为 $\vec{B}$ 方向与单轴感应线圈的方向相同,所以得到如公式(11)所示:

$$[0100] \quad \vec{B} \cdot \vec{S} = B \cdot S \quad (11)$$

[0101] 若发射已知频率的正弦信号,当然也可用已知频率的其它信号,不能利用其限定发射所采用的信号,磁通量密度描述为如公式(12)所示:

$$[0102] \quad \vec{B} = \vec{B}_{\max} \cdot \sin(\omega t + \varphi) \quad (12)$$

[0103] 至此,可以得出单轴感应线圈输出电压值与磁通量密度之间的关系式,如公式(13)所示:

$$[0104] \quad \varepsilon = -\omega N \cdot B_{\max} \cdot S \cdot \cos(\omega t + \varphi) \quad (13)$$

[0105] 单轴感应线圈的输出电压信号是与发射信号同频率的余弦信号,取该信号的幅值来建立方程组,令 $E_T = -\omega N \cdot S$,得到公式(14)所示:

$$[0106] \quad \varepsilon_{\max} = -\omega N \cdot B'_{\max} \cdot S = E_T \cdot B'_{\max} \quad (14)$$

[0107] 用快速傅里叶变换提取余弦信号的幅值,当然也可用其它方法,不能利用其限定提取余弦信号幅值的方式;

[0108] 三轴发射线圈依次发射各自幅值和频率的正弦信号,在一个周期内,单轴感应线圈输出6组电压信号,从而可以建立6个方程,求解描述无线胶囊内窥镜位置和方向的6个未知参数;由于单轴感应线圈的方向向量(v_x, v_y, v_z)用单位向量,所以,再增加一个约束方程,如公式(15)所示:

$$[0109] \quad v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 = 1 \quad (15)$$

[0110] 设 $\varepsilon'_{i\max}$ ($i=1,2,3,4,5,6$)是无线胶囊内窥镜内单轴感应线圈的输出电压幅值, $\varepsilon_{i\max}$ 是幅值的理论表达式,定义误差E如公式(16)所示:

$$[0111] \quad E = (v_x^2 + v_y^2 + v_z^2 - 1)^2 + \sum_{i=1}^6 (\varepsilon_{i\max} - \varepsilon'_{i\max})^2 \quad (16)$$

[0112] 利用优化算法,如Levenberg-Marquardt算法,当然也可用其它方法,不能利用其限定所采用优化算法;使E最小,可以求解出无线胶囊内窥镜的位置和方向参数(x, y, z, v_x, v_y, v_z);

[0113] 步骤9、位置及方向计算模块将无线胶囊内窥镜的位姿信息发送给显示终端,实时反映当前无线胶囊内窥镜的位姿,便于操作者观察或后续应用。

[0114] 以上所述实施例只是为本发明的较佳实施例,并非以此限制本发明的实施范围,除了具体实施例中列举的情况外,凡依本发明原理所作的等效变化,均应涵盖于本发明的

保护范围内。

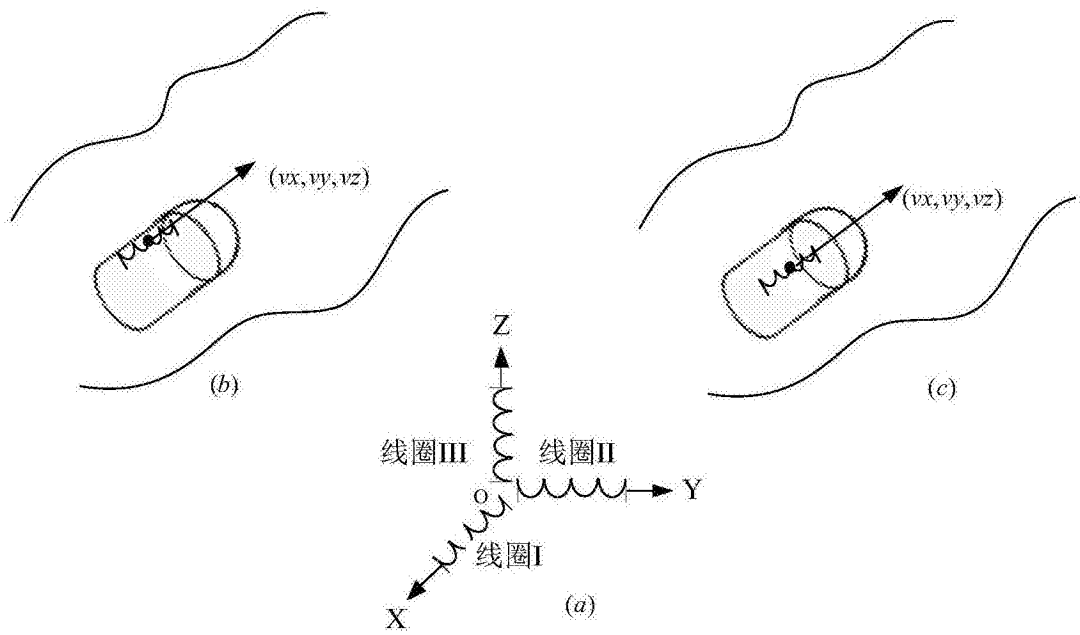


图1

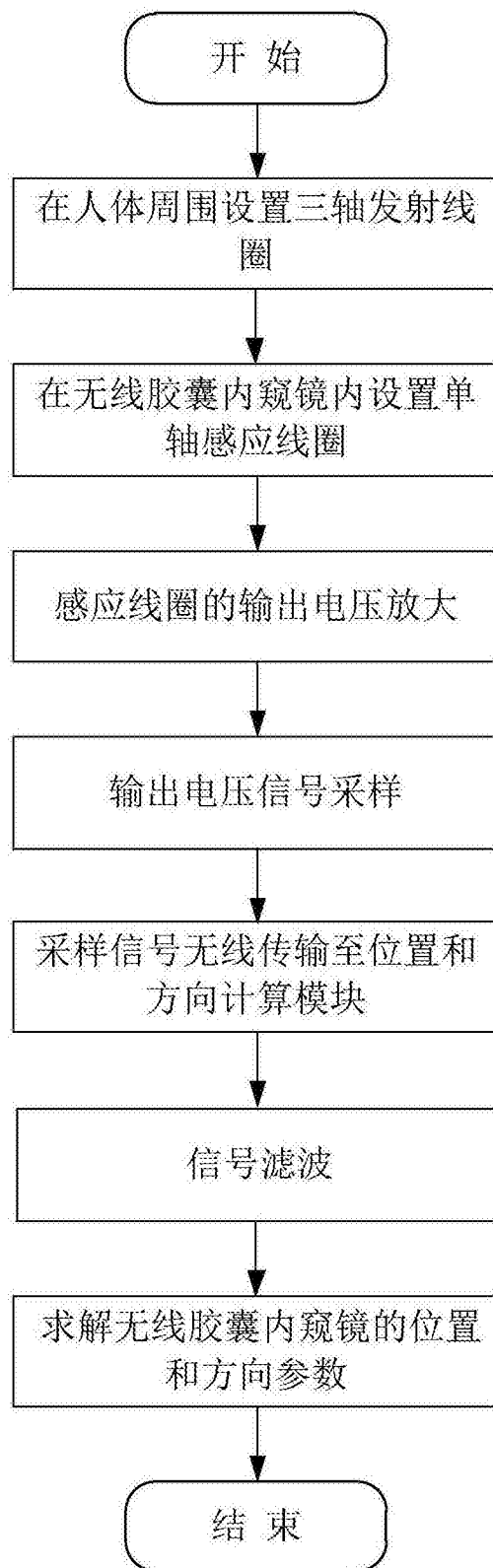


图2

专利名称(译)	无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法		
公开(公告)号	CN108042094A	公开(公告)日	2018-05-18
申请号	CN201711405987.5	申请日	2017-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	宜宾学院		
申请(专利权)人(译)	宜宾学院		
当前申请(专利权)人(译)	宜宾学院		
[标]发明人	阳万安 成奎 戴厚德 胡超 蔡乐才 苏诗荐 陈冬君 李彦		
发明人	阳万安 成奎 戴厚德 胡超 蔡乐才 苏诗荐 陈冬君 李彦		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/045 A61B1/00 A61B1/273 A61B5/07 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00016 A61B1/00131 A61B1/00158 A61B1/045 A61B1/2736 A61B1/31 A61B5/07		
代理人(译)	靳浩 张清		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供的无线胶囊内窥镜5自由度的定位系统及其定位方法，包括设置于人体外且三轴正交的发射线圈、采样模块、位置及方向计算模块、无线发送模块、体外无线接收模块和位于体内的无线胶囊内窥镜，采用在人体外设置一个三轴正交的发射线圈，在无线胶囊内窥镜内只布置一个单轴感应线圈，发射线圈放置在人体附近，发射线圈的线圈I、线圈II、线圈III顺序发射6个频率和幅值均不同的信号构成一个周期，即在一个周期内，每个线圈要发射2个频率和幅值均不同的信号；从而建立方程组进行三维位置和三维姿态的计算，该方法集成方便、单轴感应线圈占用无线胶囊内窥镜空间少，能实时连续对无线胶囊内窥镜定位，方便后续操作，安全可靠，成本低廉。

