



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575118 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910856996.9

A61B 1/31(2006.01)

(22)申请日 2019.09.11

(71)申请人 安翰科技(武汉)股份有限公司

地址 430000 湖北省武汉市东湖新技术开发区
高新大道666号

(72)发明人 杨戴天杙 刘浩 王新宏

(74)专利代理机构 苏州威世朋知识产权代理
务所(普通合伙) 32235

代理人 苏婷婷

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/273(2006.01)

A61B 5/07(2006.01)

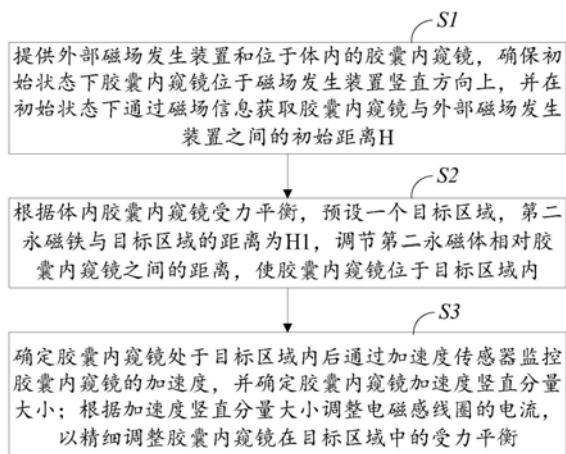
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

胶囊内窥镜控制方法、系统,电子设备及可
读存储介质

(57)摘要

本发明提供了一种胶囊内窥镜控制方法、系
统,电子设备及可读存储介质,所述方法包括:确
保初始状态下胶囊内窥镜位于磁场发生装置竖
直方向上,并在初始状态下通过磁场信息获取胶
囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离
H;根据体内胶囊内窥镜受力平衡,预设一个目标
区域,调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距
离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;监控胶囊内
窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分
量大小;根据加速度竖直分量大小调整电磁感线
圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中
的受力平衡。本发明在悬浮控制时,直接使用胶
囊内置的加速度传感器测得的加速度值作为反
馈信号,通过闭环控制,达到悬浮的目的。



1. 一种胶囊内窥镜控制方法,其特征在于,所述方法包括:

S1、提供外部磁场发生装置和胶囊内窥镜,确保初始状态下胶囊内窥镜位于磁场发生装置竖直方向上,并在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H;其中,胶囊内窥镜包括:第一永磁体,磁传感器以及加速度传感器;外部磁场发生装置包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;

S2、根据体内胶囊内窥镜受力平衡,预设一个目标区域,第二永磁体与目标区域的距离为H1,调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;

S3、确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;根据加速度竖直分量大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜控制方法,其特征在于,步骤S1具体包括:S11、获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} ,根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;

则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$,其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度;

S12、根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

3. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜控制方法,其特征在于,步骤S2具体包括:

S21、在所述预设目标区域内,胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$,其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值,根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1;

S22、沿竖直方向移动第二永磁体,移动距离为H-H1,使胶囊内窥镜位于目标区域内。

4. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜控制方法,其特征在于,步骤S3具体包括:监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值,若是,控制电磁感线圈处于关闭状态;

若否,控制电磁感线圈开启,通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度,进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小,使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值;

其中, $I = U(t) / R$, $U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right]$, $e(t) = 0 - a_z(t)$,t表示时间;U(t)为t时刻电磁感线圈两端的电压值,R为电磁感线圈的电阻,K_p为比例系数,T_i为积分时间常量,T_d为微分时间常量; $a_z(t)$ 是t时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小; $\int e(t) dt$ 表示积分

运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

5. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜控制方法,其特征在于,所述方法还包括:在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定阈值时,调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动;并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差是否在有效范围内变化,若是,继续监测;

若否,则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并循环执行步骤S1。

6. 一种电子设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述程序时实现权利要求1-5任意一项所述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

7. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现权利要求1-5中任一项所述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

8. 一种胶囊内窥镜控制系统,其特征在于,所述系统包括:

胶囊内窥镜,其包括:第一永磁体,磁传感器以及加速度传感器;

外部磁场发生装置,其在初始状态下位于胶囊内窥镜的竖直方向上;其包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;

粗调模块,用于根据体内胶囊内窥镜的受力平衡预设一个目标区域,所述第二永磁体与目标区域的距离为H1;

所述粗调模块还用于:在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H,根据H与H1的大小关系调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;

精调模块,用于在确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度的竖直分量大小;根据加速度的竖直分量大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

9. 根据权利要求8所述的胶囊内窥镜控制系统,其特征在于,粗调模块具体用于:获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} , 根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;

则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$, 其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度;

根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

10. 根据权利要求8所述的胶囊内窥镜控制系统,其特征在于,粗调模块具体用于:在所述预设目标区域内,胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$, 其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值, 根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1;

沿竖直方向移动第二永磁体,移动距离为H-H1,使胶囊内窥镜位于目标区域内。

11. 根据权利要求8所述的胶囊内窥镜控制系统,其特征在于,精调模块具体用于:监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值,若是,控制电磁感线圈处于关闭状态;

若否,控制电磁感线圈开启,通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度,进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小,使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值;

$$\text{其中, } I = U(t) / R, U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right], e(t) = 0 - a_z(t), t \text{ 表示时间; } U$$

(t) 为t时刻电磁感线圈两端的电压值,R为电磁感线圈的电阻,K_p为比例系数,T_i为积分时间常量,T_d为微分时间常量;a_z(t) 是t时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;∫e(t) dt表示积分运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

12. 根据权利要求8所述的胶囊内窥镜控制系统,其特征在于,所述系统还包括:反馈模块,用于在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值,调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动;并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差是否在有效范围内变化,若是,继续监测;

若否,则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并重新通过粗调模块和精调模块的配合使胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值。

胶囊内窥镜控制方法、系统,电子设备及可读存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种胶囊内窥镜控制方法、系统,电子设备及可读存储介质。

背景技术

[0002] 胶囊内窥镜是一种医疗设备,胶囊内窥镜将摄像头、无线传输天线等核心器件集成于一个可被人体吞咽的胶囊内,在进行检查过程中,将胶囊内窥镜吞入体内,内窥镜在体内采集消化道图像并同步传送到体外,以根据获得的图像数据进行医疗检查。

[0003] 为提高胶囊内窥镜进行消化道检查时的控制灵活度,以提高定位的准确性,需要胶囊内窥镜具有主动控制的运动能力;主动控制的动力主要来自胶囊内部,如电机等推进装置,或通过外部磁场控制。为减小胶囊的体积和工作功率,目前最主流的主动控制方式是通过外部磁场进行控制;其原理为:胶囊内窥镜内置小型的永磁体,外部控制部分通过大型的永磁体对体内胶囊的方位进行控制。

[0004] 然而,当前的体外主动控制方法主要是开环控制,缺少胶囊的实际物理空间位置或运动状态的精确反馈,因此,胶囊内窥镜的控制精度受限;例如:现有技术中,当胶囊内窥镜处于消化道内时,通常只能处于底部、顶部或液面三个位置;如果可以将胶囊内窥镜稳定悬浮在胃部腔体中,同时还可以自由移动和调整方向,则可大大提高控制的精度。

[0005] 现有技术中,为了使胶囊内窥镜悬浮在目标区域中,通常采用下述方法进行控制,专利公告号CN 107773205 A、申请名称:一种胶囊式内窥镜磁控系统指出:外部磁场发生模块包括:产生基础磁场的永磁体,以及产生可变磁场的电磁线圈,胶囊内窥镜中设置霍尔传感器,以感测外部磁场强度,从而估计胶囊内窥镜在垂直方向的位置。该种方式虽然可以闭环反馈胶囊内窥镜的位置,但在实际应用中确存在下述问题。问题1:信噪比低,该实施方式中需要将霍尔传感器放置在胶囊内窥镜内部,由于霍尔传感器与胶囊内部的磁体相距较近,因此磁体在磁传感器处的磁场约为10mT量级。同时,在磁悬浮稳定点附近,为克服胶囊内窥镜的自身重力,外部磁场发生模块的基础磁场通常也在1~10mT量级。因此,霍尔传感器需要在10~102mT量级的基准磁场强度水平上感知胶囊内窥镜位置微小抖动,在复杂的电磁环境下,周围设备产生的磁场强度较强,如0.01~0.1mT量级,同时还存在随时间和位置的波动;因此,通过测量磁场反馈位置信息的方式,存在信噪比低的问题,影响控制精度。问题2:功耗高,霍尔传感器的功耗通常较高,以MLX90393为例,工作电压在1V量级,标称工作电流在100μA量级,因此,采用该方案设计的胶囊内窥镜不利于长期悬浮。

发明内容

[0006] 为解决上述技术问题,本发明的目的在于提供一种胶囊内窥镜控制方法、系统,电子设备及可读存储介质。

[0007] 为了实现上述发明目的之一,本发明一实施方式提供一种胶囊内窥镜控制方法,所述方法包括:S1、提供外部磁场发生装置和位于体内的胶囊内窥镜,确保初始状态下胶囊

内窥镜位于磁场发生装置竖直方向上,并在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H;其中,胶囊内窥镜包括:第一永磁体,磁传感器以及加速度传感器;外部磁场发生装置包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;

[0008] S2、根据体内胶囊内窥镜受力平衡,预设一个目标区域,第二永磁体与目标区域的距离为H1,调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;

[0009] S3、确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;根据加速度竖直分量大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

[0010] 作为本发明一实施方式的进一步改进,步骤S1具体包括:S11、获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} ,根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;

[0011] 则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$,其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度;

[0012] S12、根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

[0013] 作为本发明一实施方式的进一步改进,步骤S2具体包括:

[0014] S21、在所述预设目标区域内,胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$,其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值,根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1;

[0015] S22、沿竖直方向移动第二永磁体,移动距离为H-H1,使胶囊内窥镜位于目标区域内。

[0016] 作为本发明一实施方式的进一步改进,步骤S3具体包括:监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值,若是,控制电磁感线圈处于关闭状态;

[0017] 若否,控制电磁感线圈开启,通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度,进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小,使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值;

[0018] 其中, $I = U(t) / R$, $U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right]$, $e(t) = 0 - a_z(t)$, t表示时

间;U(t)为t时刻电磁感线圈两端的电压值,R为电磁感线圈的电阻,K_p为比例系数,T_i为积分时间常量,T_d为微分时间常量;a_z(t)是t时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小; $\int e(t) dt$ 表示积分运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

[0019] 作为本发明一实施方式的进一步改进,所述方法还包括:在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值时,调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动;并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高

度差是否在有效范围内变化,若是,继续监测;

[0020] 若否,则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并循环执行步骤S1。

[0021] 为了解决上述发明目的之一,本发明一实施方式提供一种电子设备,包括存储器和处理器,所述存储器存储有可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现上述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

[0022] 为了解决上述发明目的之一,本发明一实施方式提供一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上所述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

[0023] 为了解决上述发明目的另一,本发明一实施方式提供一种胶囊内窥镜图像的控制系统,所述系统包括:胶囊内窥镜,其包括:第一永磁体,磁传感器以及加速度传感器;

[0024] 外部磁场发生装置,其在初始状态下位于胶囊内窥镜的竖直方向上;其包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;

[0025] 粗调模块,用于根据体内胶囊内窥镜的受力平衡预设一个目标区域,所述第二永磁体与目标区域的距离为H1;

[0026] 所述粗调模块还用于:在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H,根据H与H1的大小关系调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;

[0027] 精调模块,用于在确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;根据竖直分量加速度大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

[0028] 作为本发明一实施方式的进一步改进,粗调模块具体用于:获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} ,根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;

[0029] 则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$,其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度;

[0030] 根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

[0031] 作为本发明一实施方式的进一步改进,粗调模块具体用于:在所述预设目标区域内,胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$,其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值,根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1;

[0032] 沿竖直方向移动第二永磁体,移动距离为H-H1,使胶囊内窥镜位于目标区域内。

[0033] 作为本发明一实施方式的进一步改进,精调模块具体用于:监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值,若是,控制电磁感线圈处于关闭状态;

[0034] 若否,控制电磁感线圈开启,通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度,进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小,使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于阈值;

[0035] 其中, $I = U(t) / R$, $U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right]$, $e(t) = 0 - a_z(t)$, t 表示时间; $U(t)$ 为 t 时刻电磁感线圈两端的电压值, R 为电磁感线圈的电阻, K_p 为比例系数, T_i 为积分时间常量, T_d 为微分时间常量; $a_z(t)$ 是 t 时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小; $\int e(t) dt$ 表示积分运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

[0036] 作为本发明一实施方式的进一步改进, 所述系统还包括: 反馈模块, 用于在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于阈值时, 调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动; 并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差是否在有效范围内变化, 若是, 继续监测;

[0037] 若否, 则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差, 并重新通过粗调模块和精调模块的配合使胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于阈值。

[0038] 与现有技术相比, 本发明的有益效果是: 本发明的胶囊内窥镜控制方法、系统, 电子设备及可读存储介质, 在悬浮控制时, 直接使用胶囊内置的加速度传感器测得的加速度值作为反馈信号, 通过闭环控制, 达到悬浮的目的。

附图说明

- [0039] 图1是本发明一实施方式中胶囊内窥镜的结构示意图;
- [0040] 图2是本发明一实施方式中外部磁场发生装置的结构示意图;
- [0041] 图3是本发明一实施方式提供的胶囊内窥镜控制方法的流程示意图;
- [0042] 图4是本发明一较佳实施方式提供的胶囊内窥镜控制方法的流程示意图;
- [0043] 图5是本发明一实施方式的胶囊内窥镜控制系统的模块示意图;
- [0044] 图6是本发明一较佳实施方式的胶囊内窥镜控制系统的模块示意图。

具体实施方式

[0045] 以下将结合附图所示的具体实施方式对本发明进行详细描述。但这些实施方式并不限制本发明, 本领域的普通技术人员根据这些实施方式所做出的结构、方法、或功能上的变换均包含在本发明的保护范围内。

[0046] 胶囊内窥镜100指可吞入体内的胶囊状设备, 通常在检测过程中, 处于人体的肠道内, 用于拍摄肠道内的图像进行外部处理。

[0047] 结合图1所示, 本发明具体实施方式中, 胶囊内窥镜100包括: 生物相容性外壳11, 设置于外壳11内部的图像采集单元12, 第一永磁体体13, 磁传感器14, 加速度传感器15; 另外还包括电控制电路、通讯电路等模块。

[0048] 较佳的, 图像采集单元12通常为摄像头, 用于观察消化道内的环境以及拍摄图像输出; 对于图像采集单元12前端的外壳11为光学前壳, 以提供更加良好的的摄像环境; 磁传感器14距离第一永磁体体13距离较远, 通常为其间距 $\geq 10\text{mm}$, 用于粗略估计胶囊内窥镜100与外部磁场发生装置200的距离, 协助胶囊内窥镜100的磁悬浮控制; 加速度传感器15用于测量胶囊内窥镜100在体内的运动状态, 特别的, 在该系统中, 加速度传感器15作为胶囊

内窥镜100状态的反馈参数,用作磁悬浮的PID控制。以下内容中还会继续描述。

[0049] 通常情况下,胶囊内窥镜100与体外的外部磁场发生装置200配合使用,相应的,外部磁场发生装置200包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;结合图2所示,本发明具体实施方式中,第二永磁体21为球形或圆柱型,例如:该第二永磁体21由直径约200nm的钕铁硼N55磁铁,在机械装置控制下,该第二永磁体21可沿着X、Y、Z轴做平移,同时也可以绕X、Z轴旋转,达到5DOF控制的目的。电磁感线圈23与第二永磁体21同轴设置,其可设置于第二永磁体21下方,或环绕第二永磁体21设置;例如为线径0.5mm的铜丝,500~5000匝,安装在第二永磁体21的下方,电磁感线圈23可跟随着第二永磁体21沿着X、Y、Z方向平移。

[0050] 该具体实施方式中,第二永磁体21提供基础磁场,用于驱动胶囊内窥镜100的平移、翻转、调整视角等;电磁感线圈23施加可变电流形成强度可调的辅助磁场,以在基础磁场上提供精调,使胶囊内窥镜100在某位置做小幅度、迅速的方位调整,特别的,在该系统中,第二永磁体21和电磁感线圈23相互配合用于控制胶囊内窥镜100在目标区域的悬浮;悬浮控制时,第二永磁体21提供主要的拉力使胶囊系统在平衡点附近,而电磁感线圈23产生的磁场主要是用于维持悬浮的稳定,且在稳定悬浮时,只需要提供很小的电流,实现低功耗和且发热量低。

[0051] 另外,本发明可实现方式中,还可以选择性提供工作站,用于记录、处理、控制外部磁场发生装置200和胶囊内窥镜100,所述工作站例如:服务器、个人电脑或显示设备。该工作站上安装有相应的操作软件,可用于显示胶囊内窥镜100拍摄的图像及各种传感器信息、执行复杂计算、调控胶囊内窥镜100以及外部磁场发生装置200的工作状态等。

[0052] 如图3所示,本发明第一实施方式中提供一种胶囊内窥镜控制方法,所述方法包括:

[0053] S1、提供外部磁场发生装置和位于体内的胶囊内窥镜,为了保证胶囊内窥镜仅在竖直方向上受力,确保初始状态下胶囊内窥镜位于磁场发生装置竖直方向上,并在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H;其中,胶囊内窥镜包括:第一永磁体,磁传感器以及加速度传感器;外部磁场发生装置包括:被配置为形成较强基础磁场的第二永磁体以及被配置为施加可变电流形成强度可调的辅助磁场的电磁感线圈;

[0054] S2、根据体内胶囊内窥镜受力平衡,预设一个目标区域,第二永磁体与目标区域的距离为H1,调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内;

[0055] S3、确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;根据加速度竖直分量大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

[0056] 对于步骤S1,通过外部磁场发生装置的磁性驱动,使胶囊内窥镜在消化道内自由移动,以及控制胶囊内窥镜通过某一区域,该区域例如:幽门。相应的,步骤S1具体包括:

S11、获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} ,根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$,其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场

强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度; S12、根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

[0057] 本发明具体示例中, \vec{B}_{mag} 由磁传感器14实时监测获得, 由于第一永磁体体13和磁传感器14的相对位置固定, 如此, \vec{B}_{in} 为一个常量, 通常在10mT量级; \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场, 其大小与使用环境相关, 如地磁、空间中其他设备产生的磁场等, 通常在0.01~0.1mT量级; 即上述公式中的 \vec{B}_{in} 和 \vec{B}_{bg} 通常为固定值, 如此, 可通过上述公式获得 \vec{B}_E , 并进一步通过 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H; 需要说明的是, 该方式获得的距离差H的误差在毫米量级, 如此以达到粗调节的目的, 通过 \vec{B}_E 获得胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的距离为现有技术, 在此不做进一步的赘述。

[0058] 根据体内胶囊内窥镜受力平衡, 预设一个目标区域, 该目标区域例如消化道, 需要说明的是, 该技术应用时, 通常需要被测试者饮用较多清水以使消化道充盈, 如此, 胶囊内窥镜通常浸没在水中。相应的, 对于胶囊内窥镜, 有以下公式成立: $\vec{G} + (\vec{F}_{pm} + \vec{F}_{coil}) + \vec{F}_b + \vec{F}_t = 0$, 其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, 通常为0.02~0.05N, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_{coil} 为电磁感线圈的磁场对胶囊内窥镜的磁力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, 通常为0.02~0.03N, \vec{F}_t 目标区域内壁对胶囊内窥镜的支撑力。

[0059] 具体的, 外部磁场发生装置通常处于胶囊内窥镜的正上方, 通过位置关系, 及上述公式, 可以明确上述公式中各参数的正负关系, 在此不做进一步的赘述。

[0060] 本发明具体示例中, 初始状态下, 电磁感线圈未启动, 如此, $\vec{F}_{coil} = 0$, 外部磁场发生装置距离胶囊内窥镜较远, 胶囊内窥镜受到的重力 \vec{G} 大于其处于水中时受到的浮力 \vec{F}_b , 即该胶囊内窥镜处于消化道底部, 为了使胶囊内窥镜处于悬浮状态, 消化道内壁对胶囊内窥镜的支撑力 $\vec{F}_t = 0$, 同时, 需要对其产生拉力, 以使得 $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$ 。

[0061] 具体的, 本发明一具体示例中, 步骤S2具体包括: S21、在所述预设目标区域内, 胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$, 其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值, 根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1; S22、沿竖直方向移动第二永磁体, 移动距离为H-H1, 使胶囊内窥镜位于目标区域内。相应的, 通过 \vec{F}_{pm} 获得第二永磁体距离预设目标区域的距离H1同样为现有技术, 在此不做进一步的赘述。

[0062] 本发明具体实施方式中, 步骤S3具体包括: 监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值, 若是, 控制电磁感线圈处于关闭状态; 若否, 控制电磁感线圈开启, 通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度, 进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小, 使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈

值;其中, $I = U(t) / R$, $U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right]$, $e(t) = 0 - a_z(t)$, t 表示时间; U

(t) 为 t 时刻电磁感线圈两端的电压值, R 为电磁感线圈的电阻, K_p 为比例系数, T_i 为积分时间常量, T_d 为微分时间常量; $a_z(t)$ 是 t 时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小; $\int e(t) dt$ 表示积分运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

[0063] 胶囊内窥镜处于目标区域时,为了保持胶囊内窥镜在竖直方向上始终处于悬浮状态,当其加速度竖直分量朝上时,说明胶囊内窥镜受到的合力向上,此时,通过调节电磁感线圈的电流,以减小胶囊内窥镜受到向上的拉力或增大其向下的压力;当胶囊内窥镜加速度竖直分量朝下时,说明胶囊内窥镜受到的合力向下,此时,通过调节电磁感线圈的电流,以增大胶囊内窥镜受到向上的拉力或减小其向下的压力。相应的,本发明在该具体实施方式中,通过加速度传感器探测胶囊内窥镜加速度竖直分量大小,进而判断胶囊内窥镜的受力方向,以通过调节电磁感线圈的电流间接使胶囊内窥镜处于悬浮的状态。

[0064] 需要说明的,胶囊内窥镜加速度竖直分量的大小不可能完全为零,在本实施例中,加速度竖直分量大小的绝对值持续小于一定的阈值,可以代表胶囊内窥镜在此时达到平衡状态。另外,为了达到更好的调控效果,加速度传感器需要高速反馈,通常其采用频率设置为 $1\sim 5\text{kHz}$,以迅速传递数据,调整胶囊内窥镜的实时运动状态。

[0065] 本发明具体应用过程中,胶囊内窥镜有可能因为碰触消化道内壁而使得加速度传感器在竖直方向上的探测的加速度为0,在该种状态下,胶囊内窥镜并不是悬浮状态;本发明较佳实施方式中,为了克服该问题的存在,本发明较佳实施方式中,所述方法还包括:采用较低的监测频率进行监控调整,该监测频率例如 1Hz 或者更低。相应的,结合图4所示,所述方法还包括:S4、在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值时,调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动;并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差 $H2$ 是否在有效范围内变化,若是,继续监测;若否,则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并循环执行步骤S1。

[0066] 所述有效范围根据 $H1$ 的大小进行确定,其数值等于 $H1 \pm \Delta H$,即有效范围为在 $H1$ 具体数值基础上增加偏差幅度,例如:有效范围区间为 $(H1 - \Delta H, H1 + \Delta H)$, ΔH 例如 2mm 。

[0067] 在该实施方式中,若发现形成的 $H2$ 与 $H1$ 差异较大,则表示胶囊内窥镜未跟随外部磁场发生装置而进行移动,此时,胶囊内窥镜没有悬浮,可能与消化道内壁有接触;为了解决该问题,当判断该种情况存在时,调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并循环执行步骤S1。本发明可实现实施方式中,当对外部磁场发生装置做向上提升运动时,若胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差不断增大,表示胶囊内窥镜落在消化道底部;当驱动外部磁场发生装置做向下运动时,若胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差不断减小,表示胶囊内窥镜与消化道顶壁有接触。

[0068] 本发明一实施方式提供一种电子设备,所述电子设备包括存储器和处理器,所述存储器存储有可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述程序时实现上述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

[0069] 本发明一实施方式提供一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述

计算机程序被处理器执行时实现上述胶囊内窥镜控制方法的步骤。

[0070] 结合图5所示,本发明一实施方式提供一种胶囊内窥镜图像的控制系统,上述的胶囊内窥镜100和外部磁场发生装置200;所述系统还包括:粗调模块300以及精调模块400。

[0071] 粗调模块300用于根据体内胶囊内窥镜的受力平衡预设一个目标区域,所述第二永磁体与目标区域的距离为H1;且在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H,根据H与H1的大小关系调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离,使胶囊内窥镜位于目标区域内。精调模块400用于在确定胶囊内窥镜处于目标区域内后通过加速度传感器监控胶囊内窥镜的加速度,并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小;根据加速度竖直分量大小调整电磁感线圈的电流,以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。

[0072] 本发明一较佳实施方式中,粗调模块300具体用于:获取初始状态下磁传感器探测到的磁场强度 \vec{B}_{mag} ,根据 \vec{B}_{mag} 计算第二永磁体在胶囊内窥镜处产生的磁场 \vec{B}_E ;则 $\vec{B}_E = \vec{B}_{mag} - \vec{B}_{in} - \vec{B}_{bg}$,其中 \vec{B}_{in} 为第一永磁体在磁传感器的磁场强度, \vec{B}_{bg} 为环境本底磁场强度;根据计算获得的 \vec{B}_E 计算胶囊内窥镜与第二永磁体的距离差H。

[0073] 进一步的,粗调模块400具体用于:在所述预设目标区域内,胶囊受力情况如下: $\vec{G} + \vec{F}_{pm} + \vec{F}_b \approx 0$,其中, \vec{G} 为胶囊内窥镜所受的重力, \vec{F}_{pm} 为第二永磁体对胶囊内窥镜的拉力, \vec{F}_b 为胶囊内窥镜完全浸没在液体中所受到的浮力, \vec{G} 、 \vec{F}_b 均为已知值,根据 \vec{F}_{pm} 可求出第二永磁体距离预设目标区域的距离H1;沿竖直方向移动第二永磁体,移动距离为H-H1,使胶囊内窥镜位于目标区域内。

[0074] 精调模块400具体用于:监控胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值是否小于一定的阈值,若是,控制电磁感线圈处于关闭状态;若否,控制电磁感线圈开启,通过调整电磁感线圈输入电流I的大小以调整辅助磁场的强度,进而调整胶囊内窥镜受到的推力或拉力大小,使得胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值;其中,I=U(t)/R,

$$U(t) = K_p \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int e(t) dt + T_d \frac{de(t)}{dt} \right], \quad e(t) = 0 - a_z(t), \quad t \text{ 表示时间}; \quad U(t) \text{ 为 } t \text{ 时刻电磁感线圈}$$

两端的电压值,R为电磁感线圈的电阻,K_p为比例系数,T_i为积分时间常量,T_d为微分时间常量;a_z(t)是t时刻胶囊内窥镜加速度竖直分量大小; $\int e(t) dt$ 表示积分运算, $\frac{de(t)}{dt}$ 表示微分运算。

[0075] 结合图6所示,本发明一较佳实施方式中,提供一种胶囊内窥镜图像的控制系统,该实施方式在图6所示实施方式上加以改进,其区别在于,所述系统还包括反馈模块500,反馈模块500用于在确认胶囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值时,调整第二永磁体在竖直方向上朝向胶囊内窥镜方向运动和/或远离胶囊内窥镜方向运动;并判断胶囊内窥镜与第二永磁体新形成的高度差是否在有效范围内变化,若是,继续监测;若否,则调整第二永磁体与胶囊内窥镜距离差,并重新通过粗调模块和精调模块的配合使胶

囊内窥镜加速度竖直分量大小的绝对值小于一定的阈值。

[0076] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统具体工作过程,可以参考前述方法实施方式中的对应过程,在此不再赘述。

[0077] 以上可知:本发明主要依靠加速度传感器的高速反馈对胶囊的悬浮状态进行保持,磁传感器只需要在粗调阶段及监控阶段偶尔开启,使用频率较低,因此可大大节省高功耗芯片的使用量。另外,加速度传感器测量加速度值不受磁场干扰,包括胶囊内窥镜的内部磁铁差异、环境磁场波动、电磁线圈电流波动等;同时,加速度传感器功耗低,采样速率高,能满足磁悬浮闭环控制的需求。

[0078] 综上所述,本发明的胶囊内窥镜控制方法、系统,电子设备及可读存储介质,通过磁传感器的探测结果粗调胶囊内窥镜的位置以及进行位置监控,通过加速度传感器的反馈信号以及配合外部的电磁感线圈辅助对胶囊内窥镜的位置进行精细调节,以使胶囊内窥镜达到悬浮的状态。

[0079] 为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本发明时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现。

[0080] 以上所描述的装置实施方式仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施方式方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0081] 应当理解,虽然本说明书按照实施方式加以描述,但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案,说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见,本领域技术人员应当将说明书作为一个整体,各实施方式中的技术方案也可以经适当组合,形成本领域技术人员可以理解的其他实施方式。

[0082] 上文所列出的一系列的详细说明仅仅是针对本发明的可行性实施方式的具体说明,它们并非用以限制本发明的保护范围,凡未脱离本发明技艺精神所作的等效实施方式或变更均应包含在本发明的保护范围之内。

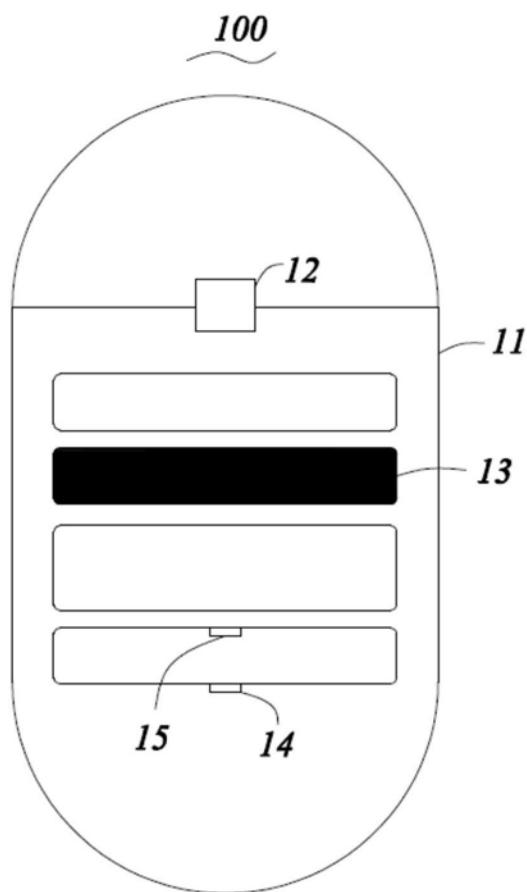


图1

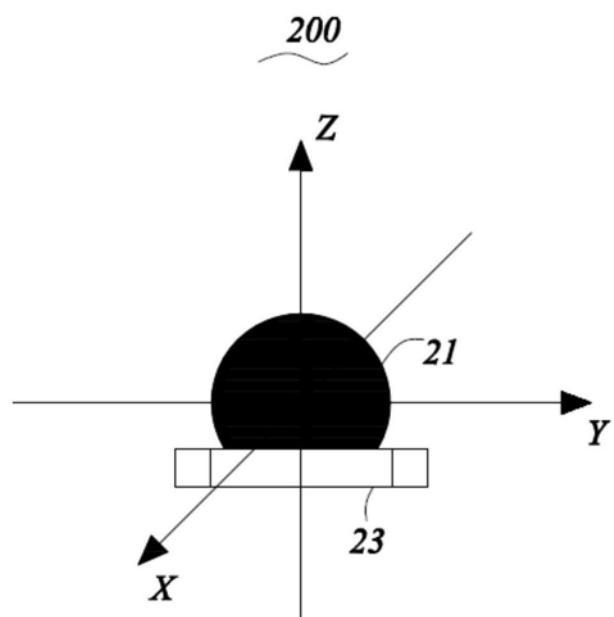


图2

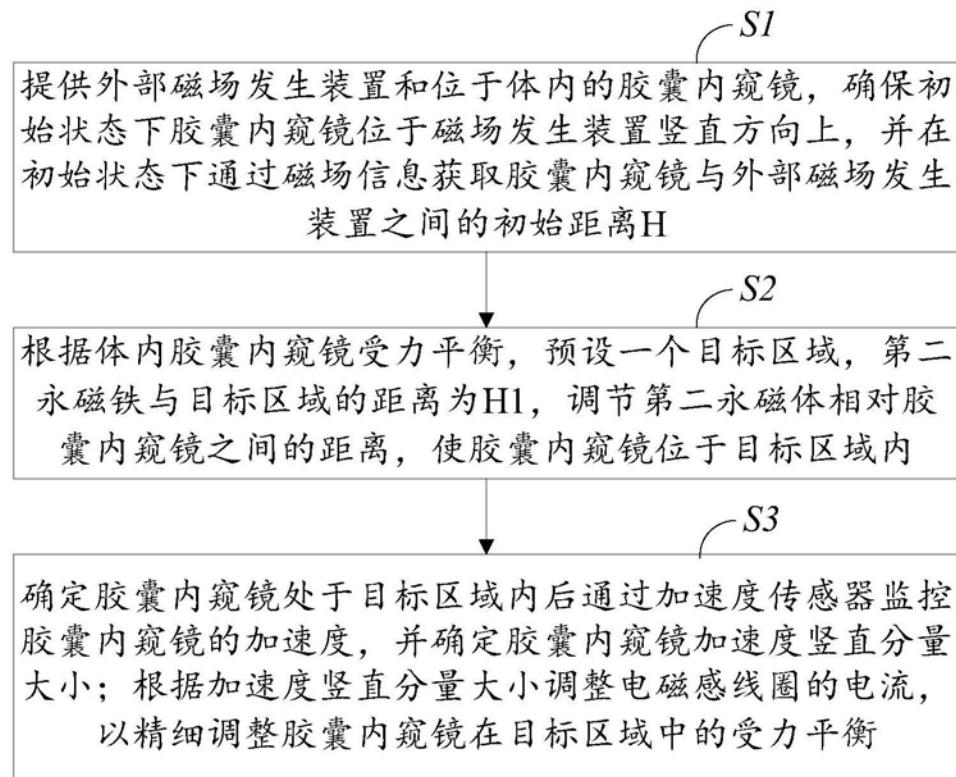


图3

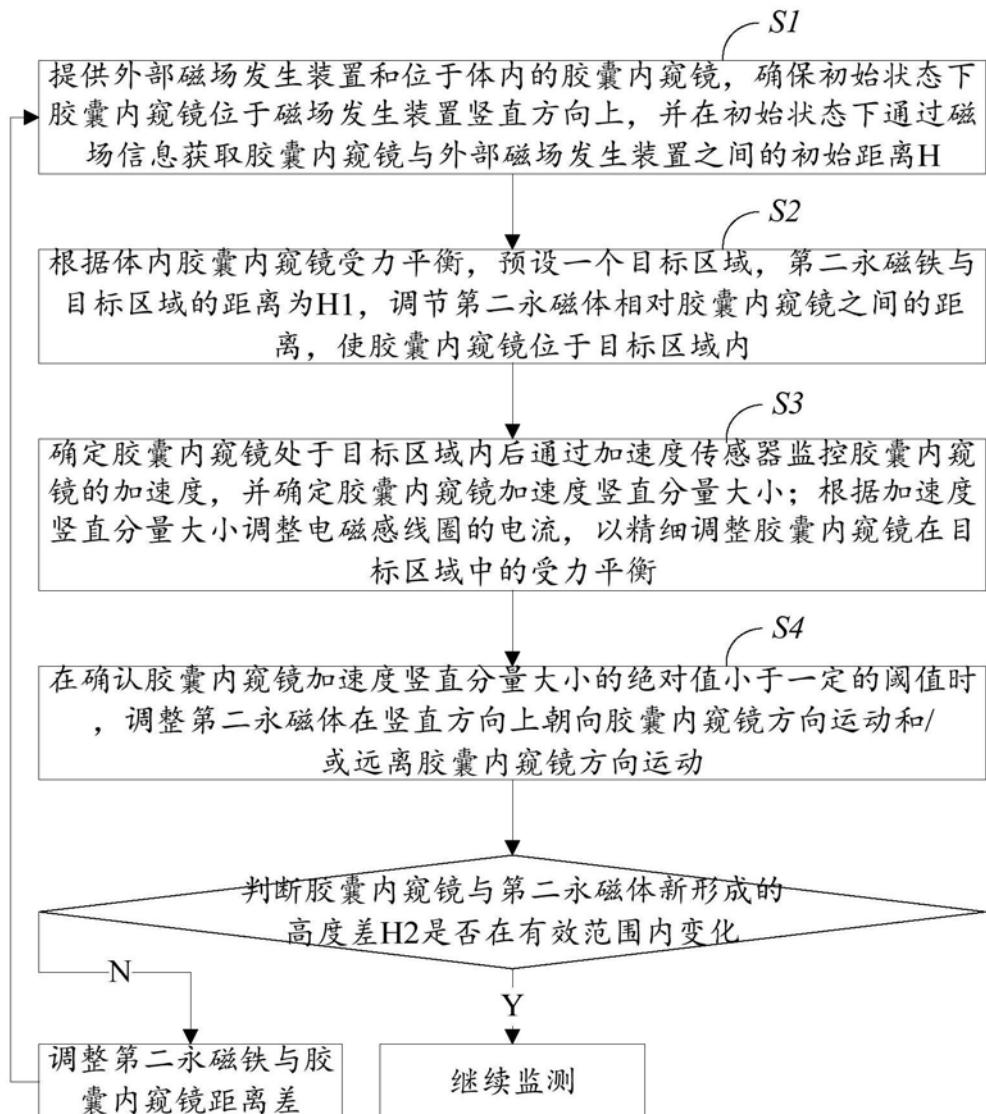


图4

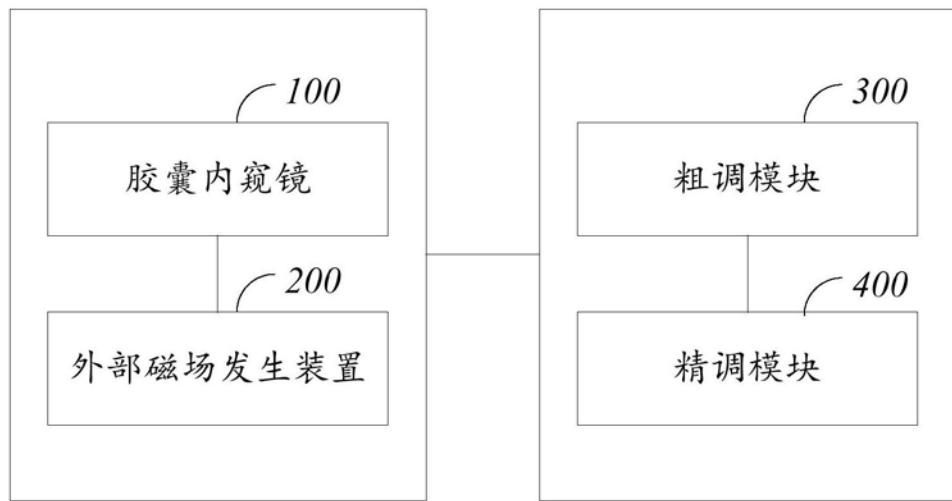


图5

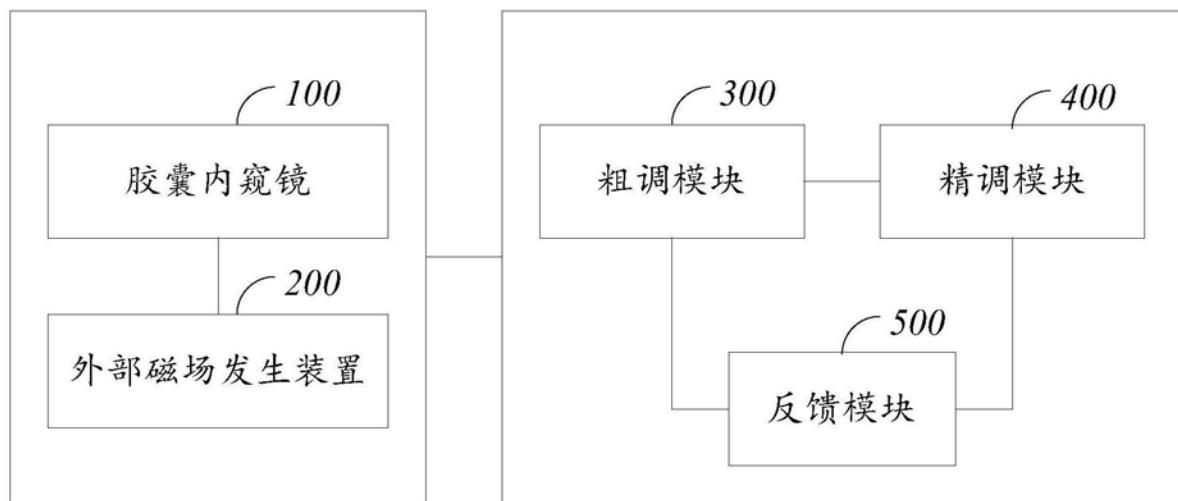


图6

专利名称(译)	胶囊内窥镜控制方法、系统，电子设备及可读存储介质		
公开(公告)号	CN110575118A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201910856996.9	申请日	2019-09-11
[标]发明人	杨戴天杙 刘浩 王新宏		
发明人	杨戴天杙 刘浩 王新宏		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/045 A61B1/00 A61B1/273 A61B5/07 A61B1/31		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00131 A61B1/00158 A61B1/041 A61B1/045 A61B1/2736 A61B1/31 A61B5/073		
代理人(译)	苏婷婷		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供了一种胶囊内窥镜控制方法、系统，电子设备及可读存储介质，所述方法包括：确保初始状态下胶囊内窥镜位于磁场发生装置竖直方向上，并在初始状态下通过磁场信息获取胶囊内窥镜与外部磁场发生装置之间的初始距离H；根据体内胶囊内窥镜受力平衡，预设一个目标区域，调节第二永磁体相对胶囊内窥镜之间的距离，使胶囊内窥镜位于目标区域内；监控胶囊内窥镜的加速度，并确定胶囊内窥镜加速度竖直分量大小；根据加速度竖直分量大小调整电磁感线圈的电流，以精细调整胶囊内窥镜在目标区域中的受力平衡。本发明在悬浮控制时，直接使用胶囊内置的加速度传感器测得的加速度值作为反馈信号，通过闭环控制，达到悬浮的目的。

