



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105411505 B

(45)授权公告日 2019.08.23

(21)申请号 201510567611.9

(22)申请日 2015.09.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105411505 A

(43)申请公布日 2016.03.23

(30)优先权数据

14/486,131 2014.09.15 US

(73)专利权人 上海安翰医疗技术有限公司

地址 200135 上海市浦东新区中国(上海)

自由贸易试验区金穗路2218号1楼

(72)发明人 段晓东 肖国华 王新宏

(74)专利代理机构 北京国帆知识产权代理事务

所(普通合伙) 11334

代理人 李增朝

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 5/07(2006.01)

A61B 5/06(2006.01)

(56)对比文件

WO 2013/168710 A1,2013.11.14,

CN 103932654 A,2014.07.23,

CN 101623196 A,2010.01.13,

CN 101001563 A,2007.07.18,

审查员 廖怡芳

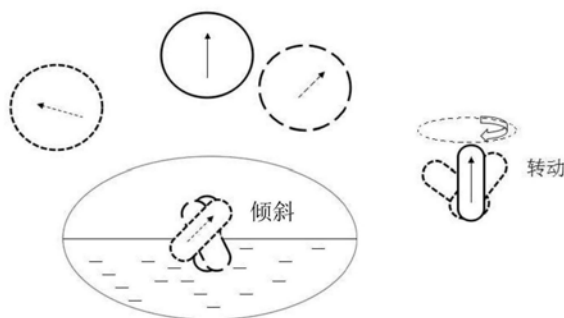
权利要求书1页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种控制胶囊内窥镜在人体消化道运动的装置及方法

(57)摘要

本发明描述了一种能够使胶囊内窥镜在人体消化道液体/气体界面悬浮的装置及方法。胶囊内窥镜包含永久磁偶极子,且其密度大于人体消化道内液体的密度。一个球形外部磁体用于实现胶囊内窥镜在人体消化道液体/气体界面的悬浮和定位。胶囊内窥镜根据外部磁体的运动,可以沿各轴移动,转动且倾斜。外部磁体同时发生移动和转动来保持胶囊内窥镜静止且固定在液体/气体界面同一位置。在转动期间外部磁体调整其到液体/气体界面的距离,来给胶囊内窥镜提供一个恒定的磁场力。



1. 一种胶囊内窥镜装置,包括:

胶囊内窥镜,其悬浮在具有液体/气体界面的液体环境中,所述胶囊内窥镜的密度大于液体的密度,胶囊内窥镜与液体/气体界面形成一个倾斜角,所述胶囊内窥镜包含:

永久磁偶极子,其中胶囊内窥镜有一个质心且永久磁偶极子有一个磁心;以及胶囊内窥镜在液体环境中悬浮时有一个有效重心;

其特征在于,

所述胶囊内窥镜装置包括用于施加外部磁场的球形外部磁体,通过在45-135度之间转动所述球形外部磁体并且与所述胶囊内窥镜内部的永磁偶极子发生相互作用,来改变所述胶囊内窥镜的倾斜角,以控制所述胶囊内窥镜在气体/液体界面的位置和方向,从而连接所述磁心和质心的连线不垂直于所述气体/液体界面;

其中,通过转动球形外部磁体并改变球形外部磁体与胶囊内窥镜之间的距离,从而实现胶囊内窥镜的平稳转动;

其中,球形外部磁体和胶囊内窥镜满足以下关系:在转动前球形外部磁体中心到气体/液体界面的距离为30cm,当外部磁体打算转动90°时,则外部磁体需沿其垂直位置调整,使 d/z 的值达到1.18,其中 d 为球形外部磁体中心到气体/液体界面的距离, z 为液气界面和胶囊内窥镜磁心的垂直距离。

2. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜的质量大于3g。

3. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜内部永久磁偶极子的磁矩范围为0.001-0.6Am²。

4. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜的质量范围为3-8g。

5. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,外部磁场的磁矩为2000Am²。

6. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜内部永久磁偶极子的磁心与胶囊内窥镜质心间的距离小于2mm。

7. 根据权利要求1所述的胶囊内窥镜装置,胶囊的长度L小于12mm。

8. 根据权利要求6所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜只有1个摄像头。

9. 根据权利要求7所述的胶囊内窥镜装置,胶囊内窥镜有2个摄像头。

一种控制胶囊内窥镜在人体消化道运动的装置及方法

[0001] 相关申请

[0002] 本专利申请是2013年05月23日提交的PCT申请PCT/CN2013/076162的继续申请。特此将PCT申请的全部内容并入到本文作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及医疗器械,具体地指一种控制胶囊内窥镜在人体消化道运动的装置及方法。

背景技术

[0004] 随着大规模集成电路技术、MEMS、无线通信、光学技术的发展,胶囊内窥镜作为一种有效的诊断肠道疾病的方法,目前已被广泛的研究并得到了迅速的发展。国内外第一代胶囊内窥镜的研究已有成熟的产品和深厚的研究基础。以色列Given Imaging公司生产的M2A,日本的Olympus公司开发的Endo Capsule及中国的重庆金山科技公司投入市场的产品,都在胶囊内窥镜领域占有很大的份额。由于第一代胶囊在肠道内的运动仅仅依靠人体的肠道蠕动系统,其自身在任意时刻的运动姿态、速度、方向、位置状态都将是随机的,这不利于医生对肠道内病灶部位信息的获取与诊断。

[0005] 如果不能对胶囊内窥镜在体内进行定位和控制,将会导致胶囊内窥镜在遍历肠道检测的过程中产生很多问题。现有各类胶囊内窥镜在人体内主要依靠器官的蠕动和收缩来完成沿消化道运动,运动速度缓慢,检测效率很低,同时检查也存在盲区。它不能前后驱动胶囊停留在某个部位进行进一步检查或某种操作,同时难以实现运动姿态的控制及运动快慢和方向的控制,进而无法完成针对某个特定病变部位实施诊断或手术。

[0006] 国内的重庆金山集团曾用手动的磁铁在人体外控制胶囊内窥镜在消化道的定位和控制,这种方式虽然造价低廉,但是人工控制毕竟没有机械设备控制精准,不能实现智能化。还有些科研机构用长条形状的体外磁铁来对磁性胶囊内窥镜进行定位和控制,这种方法虽然在直线路线情况下速度快定位准,但我们的消化道不是直线,尤其我们的肠道是弯弯曲曲的,所以在这种环境下用长条形的磁铁对胶囊内窥镜定位和控制还是很困难的。

[0007] 关于带有磁场胶囊的悬浮在美国专利US20070221233、US20100268026、US20110054255、US20110184235已经提到过。在这些专利的应用中,磁胶囊被周围的液体所悬浮,这要求胶囊的密度要小于液体密度。在临床实践中最常用的液体是水,这种悬浮胶囊的重量就要限制在3g以下。如果胶囊配置永久磁偶极子来实现更好的定位,胶囊的重量将很容易超过3g。对于比重大于水及重量超过3g的胶囊内窥镜如何实现稳定的悬浮,还没有被公开过。

发明内容

[0008] 本发明攻克现有技术的技术难题,提供了一种控制胶囊内窥镜在人体消化道运动的装置及方法。这里公开的装置及方法,可以精确产生5维运动旋转磁场并对磁性胶囊内窥

镜产生远程作用力,使其悬浮在气液界面。

[0009] 本发明的一个方面,胶囊内窥镜包含一个胶囊形壳体和以固定方式放置在胶囊形壳体内部的成像单元,当胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面时,使用成像单元拍摄器官内部的图像。液体和气体被引入患者的器官。本发明的一个实施例,胶囊内窥镜悬浮在气液界面包含永久磁偶极子,其中胶囊内窥镜有一个质心,在胶囊内窥镜里的永久磁偶极子有一个磁心。胶囊内窥镜通过与外部磁体相互作用改变其位置或方向。

[0010] 在本发明的一个实施例中,胶囊内窥镜的密度大于液体密度。本发明的另一实施例,胶囊内窥镜的质量大于3g。

[0011] 在本发明的另一实施例中,胶囊内窥镜的质心与磁心之间的距离小于2mm。

[0012] 本发明的第二个方面,公开了一种使用具有永久磁偶极子胶囊内窥镜的方法。这种方法包含胶囊内窥镜在液体/气体界面形成一个倾斜角度时,局部转动胶囊内窥镜来观察内部器官。这种方法包括:

[0013] 提供一个包含永久磁偶极子和摄像头的胶囊内窥镜;

[0014] 使胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面;

[0015] 通过外部磁体提供磁场给永久磁偶极子;

[0016] 当胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面同一位置时,通过沿着一个或多个轴向转动和移动外部磁体来改变胶囊内窥镜的倾斜角度;

[0017] 通过永久磁偶极子接收恒定的磁场力。

[0018] 通过阅读以下本发明优选实施例的详细描述,并同时结合附图,将更透彻地理解本发明上述和其他特征、优势和技术及工业意义。

附图说明

[0019] 图1为依照本发明的一个方面,胶囊内窥镜的一个实例原理图;

[0020] 图2为依照本发明的一个方面,胶囊内窥镜的重力和磁矩的变化曲线图,说明了胶囊内窥镜达到稳定悬浮的最大允许重量;

[0021] 图3为本发明公开的装置横截面视图的示意图,其中胶囊内窥镜感应水平运动的外部磁体,在水平方向运动;

[0022] 图4为本发明公开的装置横截面视图的示意图,其中胶囊内窥镜感应垂直运动的外部磁体,在垂直方向运动;

[0023] 图5为本发明公开的装置横截面视图的示意图,解释说明了悬浮在气体/液体界面时,胶囊内窥镜在器官里如何进行转动,其中外部磁体的组合运动只改变胶囊的倾斜角度,其在液体/气体界面的位置几乎未改变;

[0024] 图6为本发明公开的装置横截面视图的示意图,解释说明了胶囊悬浮在气体/液体界面时,在外部磁体转动作用下,胶囊内窥镜离开原先位置,这不只是在原先位置的简单转动;

[0025] 图7为外部磁体磁矩的垂直旋转角度和胶囊内窥镜的偏离位置的关系示意图(用归一化数值表示);

[0026] 图8为外部磁体磁矩的垂直旋转角度和沿垂直方向调整距离(用归一化数值表示)的关系示意图,距离调整是为了将恒定磁场力作用于胶囊内窥镜;

[0027] 图9为胶囊内窥镜的转动角度和外部球形磁体的磁矩垂直转动角度的关系曲线图；

[0028] 图10为根据本发明的胶囊内窥镜悬浮气体/液体界面的原理图，依照本发明的一个方面说明了胶囊内窥镜悬浮时有一个倾斜角及受到的各种力；

[0029] 图11为依照本发明的一个方面的外部自动磁体的一个实施例。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步的详细说明，以下实施例是对本发明的解释而本发明并不局限于以下实施例。

[0031] 可服用的无线医药胶囊在医学领域已被熟知。吞服这种无线胶囊后，胶囊遍历人体消化道，在此过程中采集并传输数据，如果配置摄像头还能够采集图像。当胶囊内窥镜配置永久磁偶极子，在检查期间胶囊内窥镜能够在目标位置停留。

[0032] 本发明的一个目的是在目标区域(可能是病灶区域)精确定位胶囊内窥镜，并采集实时的医学相关信息以便医生能对准确目标位置做出诊断或进行手术。

[0033] 进一步地当胶囊内窥镜被放置在目标位置，为了采集准确信息或不模糊的图像，胶囊内窥镜需被固定在目标位置，并在一段特定时期内保持大致稳定。稳定，在这是指胶囊的状态，即保持胶囊的位置及方向不发生改变，或不发生可检测的变化，或不发生显著变化，以至于这种变化在理想适用的实验或临床设置上可被忽略。根据本发明，胶囊内窥镜包含永久磁偶极子。磁偶极子是一个矢量。本发明涉及的胶囊内窥镜的定位，包含其相对于参考位置的定位，和相对于参考位置的角度。胶囊内窥镜的方向包含相对于参考位置的方向。在此，目标位置包含液体和气体，且具有明确的液体/气体界面。

[0034] 在一个实施例中，胶囊内窥镜至少需要在拍摄到合适分辨率图像或进行一个简单测试或过程的持续时间段保持稳定。

[0035] 截至目前各种现有技术提供了多种精确定位胶囊内窥镜的方法，本发明公开的装置及方法，主要针对胶囊内窥镜在预定位置处于稳定悬浮状态下，如何使用外部磁体改变其方向。

[0036] 在此公开的装置包含胶囊内窥镜，其被放置在本质由液体和气体组成的目标区域。胶囊内窥镜包含一个胶囊形壳体和以固定方式安置于胶囊形壳体内部的成像单元，当胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面时，使用成像单元拍摄目标区域内部的图像。本发明的一个实施例，在液体/气体界面悬浮的胶囊内窥镜包含永久磁偶极子，其中胶囊内窥镜有一个质心，永久磁偶极子有一个磁心。胶囊内窥镜通过与外部磁体相互作用改变其位置与方向。

[0037] 在一个实例中，目标区域是内脏器官。在一个实例中，目标区域是胃。在另一个实例中，胃部部分充有液体。

[0038] 在一个实例中，在目标区域腾空后将液体和气体引入目标区域。在一个实例中，液体是水。在另一实例中，气体是空气。在另一实例中，气体是附加二氧化碳的空气，由口服产气剂产生。

[0039] 本发明针对胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面。“悬浮在液体/气体界面”并不限于胶囊一部分在液体或气体中的情况。在本发明范围内，只要胶囊受到液体的浮力，胶囊就被认为是悬浮着的，包含胶囊完全沉浸和胶囊大部分暴露在空气中的情况，但是这些例子并

不是使用本发明的最好模式。

[0040] 在本发明中胶囊内窥镜有一个壳体。在通用技术领域,胶囊内窥镜可以是任何形状或任何大小的药丸。在一实例中,胶囊是圆柱形的、两端为半球面状的、胶囊形但一端的尺寸大于另一端,或橄榄球状的。本发明的胶囊内窥镜沿其长轴方向是对称的。胶囊内窥镜有一个质心,即在空气中测量的重心,这是由于胶囊内窥镜的结构所固有的,其不会因为放置的环境而发生改变。胶囊内窥镜包含永久磁偶极子,有一个磁矩中心,即称为磁偶极子的中心。

[0041] 在此公开的胶囊内窥镜的密度是由胶囊的材料和结构组件所决定的固有特性,不会因为放置的环境而发生改变。不同于现有技术公开的大多数悬浮胶囊内窥镜,通常要求胶囊密度小于液体密度。为了能成功并准确悬浮在目标位置,本发明胶囊内窥镜密度要求大于液体密度。

[0042] 在此公开的装置包含一个外部磁体,产生外部磁场、5维运动及旋转磁场,来远程控制磁性胶囊内窥镜。

[0043] 参考图1,其是胶囊内窥镜稳定悬浮的示意图。在这个实例中,如图所示,胶囊内窥镜是一个基本的三维几何形态,包含一个两端为半球面的圆柱体。所述的胶囊的长度为L,半球面端的半径为R。胶囊内窥镜有永久磁偶极子,被放置于胶囊内窥镜的圆柱部分内。所述的胶囊内窥镜磁偶极子的磁矩为m。胶囊内窥镜进一步包含一个或多个成像器件。在一个实例中,成像器件为摄像头。摄像头被放置于胶囊内窥镜的一端。当有2个摄像头被放置于胶囊内窥镜,优选地,将2个摄像头分别放置在胶囊的两端。本装置进一步包含一个外部磁体,为球体状,且磁矩为M。

[0044] 这样的一个胶囊内窥镜,悬浮在液体/气体界面,会受到3个力,胶囊的重力W、外部磁场的磁场力 F_m ,及液体的浮力 F_{float} 。在稳定悬浮状态,胶囊由浮力 F_{float} ,和外部磁场力 F_m 支撑。胶囊的重力W,浮力 F_{float} 和磁力 F_m 具有以下关系(公式1)。

[0045] $F_m + F_{float} = W$ ……公式1

[0046] $F_m = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{6Mm}{(D+z)^4}$ ……公式2

[0047] $F_{float} = \rho_{liquid} (L/2+z) \pi R^2$ ……公式3

[0048] 进一步地,在相同情况下,浮力 F_{float} 和外部磁场力 F_m 由公式2和公式3确立。其中M是本装置外部磁体的磁矩,m是磁性胶囊内磁偶极子的磁矩。D是外部磁体的磁心到磁性胶囊磁心的垂直距离;z是液气界面到胶囊磁心的垂直距离,如图1所示。

[0049] 磁性胶囊的稳定悬浮,须满足以下条件(公式4和公式5):

[0050] $\frac{\partial(W - F_m - F_{float})}{\partial z} = \frac{\mu_0}{\pi} \frac{6Mm}{(D-L/2)^5} - \rho_{liquid} \pi R^2 < 0$ ……公式4

[0051] $D/L > 4\rho_{capsule}/\rho_{liquid} + 1/2$ ……公式5

[0052] 因此,根据公式1-5可得出胶囊达到稳定悬浮允许的最大重量W。图2根据本发明的各方面设置了胶囊内窥镜的关键配置限制。为了得到有效及有用的胶囊内窥镜悬浮系统,胶囊内窥镜磁偶极子的磁矩m和胶囊内窥镜的重量须满足图2的关系要求。图2中,在曲线下面的区域是允许范围,在曲线上面的区域是禁止范围。图2表明,整个装置外部磁体的磁矩

为 2000Am^2 ,则胶囊内窥镜内部磁偶极子的磁矩范围为 $0.01\text{--}0.6\text{Am}^2$,为了使胶囊能够悬浮,胶囊的重量范围须为 $3\text{--}8\text{g}$ 。从一个角度来看,设计胶囊内窥镜要有一个已知的且固定的磁矩,图2描述了胶囊的重量限制。换句话说,在一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.1Am^2 ,胶囊的重量要小于 6g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。在另一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.2Am^2 ,胶囊的重量要小于 6.2g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。在另一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.3Am^2 ,胶囊的重量要小于 7g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。在另一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.4Am^2 ,胶囊的重量要小于 7.5g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。在另一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.5Am^2 ,胶囊的重量要小于 7.8g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。在另一个实例中,当胶囊的磁矩为 0.6Am^2 ,胶囊的重量要小于 8g ;否则胶囊将会太重而不能悬浮。

[0053] 另一方面,在一些特殊的实例中,当配置胶囊内窥镜使其有一个期望重量或重量范围,图2提出了胶囊内窥镜磁偶极子对应磁矩的限制。在一个实例中,当胶囊的目标重量为 5g 时,胶囊内窥镜的磁矩要大于 0.05Am^2 。在另一个实例中,当胶囊的目标重量为 6g 时,胶囊内窥镜的磁矩要大于 0.15Am^2 。在另一个实例中,当胶囊的目标重量为 7g 时,胶囊内窥镜的磁矩要大于 0.3Am^2 。在另一个实例中,当胶囊的目标重量为 8g 时,胶囊内窥镜的磁矩要大于 0.55Am^2 。

[0054] 在上述实例中,公开了一个固定系统,其中外部磁体配置具有磁矩的机械臂。公式1-5和图1和图2,表明了在不同情况下如何改变胶囊的重量或磁矩,来获得稳定系统。但上述实例应该被理解为一个限制。相反,公式1-5也可以用来设计这样一个系统,胶囊内窥镜有固定的重量和磁矩,外部磁体可以在不同情况下发生改变。例如,在一个便携式系统中,外部磁体是一个手持装置,尽管它不是本发明的一个优选应用。

[0055] 参阅图3和图4,本发明涉及一种具有外部自动磁体的磁性内窥镜系统,其中胶囊内窥镜能在人体内液体悬浮,胶囊内窥镜的密度大于人体内液体密度。没有外部自动磁体的作用力 F_m ,胶囊不能悬浮或漂浮在液体中。也就是说,胶囊内窥镜运动只能靠响应外部磁体的运动。如图1所示,磁性胶囊内窥镜跟随外部磁体在XY平面内运动。当外部磁体进行平移,胶囊内窥镜响应磁场力做同样的动作。在XY平面,磁性胶囊内窥镜与外部磁体同向运动。当外部磁体向右移动,胶囊内窥镜也向右移动。当外部磁体向前移动,胶囊内窥镜也向前移动,及所示的X轴方向。当外部磁体进行平移,磁性胶囊受磁场力作用做同样的动作。

[0056] 磁性胶囊内窥镜也能够垂直运动,如图4所示沿着Z轴方向。本发明的一个实例,病人平躺在一个平面上,与XY平面平行,胶囊内窥镜在病人的胃部。胶囊内窥镜悬浮在人体内液体或液体/气体界面。当外部磁体上下垂直运动时,胶囊内窥镜响应外部磁体变化位置也在垂直方向运动。如图3所示相反的移动路径,其中胶囊内窥镜与外部磁体同向运动。图4所示为磁性胶囊内窥镜与外部磁体反向运动。当外部磁体向下运动,产生的磁场更接近于胶囊内窥镜的磁偶极子,胶囊内窥镜被吸引向上运动。当外部磁体向上运动,即远离磁性胶囊内窥镜运动,随着外部磁体向上运动磁场减弱,胶囊内窥镜则向下运动。通过控制外部磁体沿垂直方向或Z轴方向运动,能精确控制胶囊沿Z轴方向的位置。当检查胃时,胶囊内窥镜可以方便定位,先获取一个远程视图,随后通过胃粘膜的近视图观察胃壁的顶部或底部。

[0057] 如图3-4所示沿三轴方向移动,磁性胶囊内窥镜也能作旋转运动,包含在外部磁体产生的磁场影响下发生的倾斜和转动。在临床中,倾斜和旋转是非常必要的,当胶囊内窥镜稳定悬浮在固定位置,能使医生检查胃时有更广阔的视野。图5所示为倾斜和旋转运动的区

别。

[0058] 本发明的胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面,胶囊与液体/气体界面形成一个角度。所述的角度定义为倾斜角。依据本发明倾斜角的范围为 $0-360^{\circ}$ 。在一个实例中,为了更容易和准确的定位,所述的倾斜角范围为 $45-135^{\circ}$ 。

[0059] 依据本发明的各方面,旋转或旋转运动意味着磁性胶囊内窥镜在二维平面或三维空间改变其方向。旋转或旋转运动既包含倾斜,在二维平面改变胶囊和气体/液体界面的角度,又包含旋转,在三维空间改变胶囊和气体/液体界面的角度,其中胶囊内窥镜在液体/气体界面的位置在运动过程中不发生改变,但倾斜角或在旋转的二维横截面视图的倾斜角在旋转之前和之后发生改变。在一实施例中,旋转运动是倾斜运动。倾斜发生在Z轴平面,由球形磁体的垂直旋转磁矩引起,如图5所示,其中胶囊改变其倾斜角如同钟摆移动。在另一实施例中,旋转运动是转动。转动发生在XYZ三维空间,如图5所示在液体/气体界面胶囊内窥镜绕其固定位置转动。胶囊内窥镜依据外部球形磁体的磁矩在XY平面的水平投影转动。图5中,胶囊内窥镜的长轴和液体/气体界面的表面之间的角度在转动过程中是保持一致的。在旋转的横截面视图中,胶囊的长轴和液体/气体界面形成的角度投影依据外部磁体的运动而变化。

[0060] 为阐明目的,倾斜是指胶囊内窥镜在XYZ坐标系中不改变其位置,仅改变胶囊的长轴和重力方向间的角度,优选气体/液体界面。依据本发明的各方面,转动是指胶囊内窥镜在XYZ坐标系中不改变其位置,仅改变胶囊长轴沿液体/气体界面的方向,造成在相应的二维横截面视图中倾斜角的变化。

[0061] 不同于旋转运动,外部自动磁体一步操作就能将胶囊内窥镜引导入目标位置;转动是一个更复杂的过程。当外部自动磁体转动,建立稳定的悬浮系统将受到多方面的干扰。在液体/气体界面最强磁场位置,在液体/气体界面外部磁场强度,和外部磁场方向(或角度)都会改变。外部磁体需要1)转动的同时移动来保持胶囊内窥镜静止(如图6和图7);2)更靠近液体/气体界面,来弥补因转动而减弱的磁场,为了在转动期间给胶囊提供恒定的磁场力(如图8);3)当外部磁场的方向仍相对较小时,在 $45-135^{\circ}$ 范围内转动,以便胶囊内窥镜跟随外部磁体的转动改变其倾斜角(如图9);或者,4)一旦胶囊的质心和磁心距离小于2mm时,通过改变磁场方向来改变胶囊内窥镜的倾斜角(如图10)。

[0062] 为了转动胶囊内窥镜只改变其倾斜角,同时仍保持在原位置,外部球形磁体,须同时转动和移动。如果外部磁体仅转动,由外部磁体产生的旋转磁场不仅转动胶囊内窥镜,也会使胶囊内窥镜无意中在XY坐标系移动,例如,在液体/气体界面改变胶囊内窥镜的位置,因为与旋转磁场响应从一个位置到另一个位置时,液体/气体界面的最强磁场已发生改变,具有永久磁偶极子的胶囊内窥镜被液体/气体界面的第二强磁场吸引。例如,如图6所示,当外部自动磁体转动,胶囊也转动改变其在液体/气体界面的倾斜角。同时当转动发生时,胶囊内窥镜从 X_0 水平移动到 X_1 。图6中,虚线画的椭圆,是等磁场线,气体/液体界面上的切点是最强磁场点 B_m ,图7中从 X_0 到 X_1 的距离称为偏移距离 t 。图7描绘了外部磁体的转动角(度)和胶囊不期望的运动之间的关系,由 x/d 的值得出,其中 d 是外部磁体的中心到液体/气体界面的距离, x 是胶囊内窥镜的磁心到外部磁体中心在液体/气体界面的投影点之间的距离,与 X_0 到 X_1 的距离相同。根据图7,当外部球形磁体旋转大约 10° ,胶囊内窥镜将水平移动,此时 x/d 的值为0.25,即表明了当距离 d 为30cm,胶囊会无意地移动7.5cm。

[0063] 无论如何,这种无意的运动无论在X或Y坐标系都是不期望的,因此在这公开了最小化方法。图3所示为胶囊内窥镜跟随外部磁体在X或Y方向上移动。为了避免由于外部磁体转动引起的胶囊内窥镜不期望运动,本发明的外部磁体也将在X或Y方向上移动来抵消。外部磁体的运动方向将与胶囊不期望运动方向相反,外部磁体的移动距离将根据胶囊内窥镜不期望运动的距离来计算。图7中相同选择的例子,当距离d为30cm,且外部磁体转动 10° ,通过将外部磁体再向右移动7.5cm来修正胶囊向左移动的7.5cm,这与将胶囊向右移动7.5cm是等价的。在悬浮胶囊的控制下,当磁体的磁矩平行于地球,它直接位于外部球形磁体下方,因此与液体/气体界面垂直。当外部球形磁体沿水平角倾斜,胶囊将完全遵循水平角。如图5所示为胶囊的轴线和外部球形磁体的磁化线平面图。该平面旋转对称。所以如果我们在XY平面修正平移运动,那么

$$[0064] \quad X = X_0 + t \sin \alpha$$

$$[0065] \quad Y = Y_0 + t \cos \alpha$$

[0066] 其中 X_0 、 Y_0 为外部球形磁体的原始位置; X 、 Y 是外部球形磁体的最终位置。 α 是水平转动角, t 是图5所示的偏移距离。

[0067] 平移可能发生在转动期间或在转动之前/之后。最好是在外部磁体转动的同时进行平移。

[0068] 本发明的一个实施例,公开了一种胶囊内窥镜在转动时保持在同一位置的方法,其中胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面有一个初始的倾斜角。这个方法包含提供一个含有永久磁偶极子和摄像头的胶囊内窥镜;使胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面,其中胶囊内窥镜在液体/气体界面形成一个倾斜角来观察器官内部;通过一个外部磁体提供磁场力给永久磁偶极子;当胶囊在液体/气体界面相同位置悬浮时,通过转动和沿一个或多个轴向移动外部磁体改变倾斜角的角度。

[0069] 进一步地,除了平移期间保持胶囊内窥镜在同一位置,也期望在转动过程中使胶囊内窥镜受到相同的磁场力来实现平稳转动。当外部磁体转动,磁场力经历了胶囊内窥镜变化。为了给胶囊内窥镜提供恒定的磁场力,需要改变外部磁体和磁性胶囊间的距离。其计算结果如图8所示。图8描绘了外部磁球依据其转动角度所需要移动距离的计算结果。例如,在一个系统中,在转动前外部球形磁体中心到气体/液体界面的距离d为30cm,当外部磁体打算转动 90° ,则外部磁体需沿其垂直位置调整,使 d/z 的值达到1.18,也就意味着在转动后,外部磁体在一个位置,其中 $z = d/1.18 = 30/1.18 = 25.4\text{cm}$ 。这个计算结果进一步表明外部磁体需更靠近液体/气体界面 $30 - 25.4 = 4.6\text{cm}$ 。

[0070] 本发明的另一实施例,公开了一种当转动时给胶囊内窥镜提供恒定磁场的方法,其中胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面有一个初始的倾斜角。这个方法包含提供一个含有永久磁偶极子和摄像头的胶囊内窥镜;使胶囊内窥镜悬浮在液体/气体界面,其中胶囊内窥镜在液体/气体界面形成一个倾斜角来观察器官内部;通过一个外部磁体提供磁场力给永久磁偶极子;当胶囊在液体/气体界面相同位置悬浮时,通过转动外部磁体改变胶囊内窥镜的倾斜角;在转动期间,调整外部磁体和液体/气体界面间的距离来提供给胶囊内窥镜恒定的磁场力。

[0071] 参阅图9,在外部磁体转动期间,根据转动角其磁场方向也会发生改变。图9中,y轴是外部磁场在气体/液体界面最强磁场位置的视场角(方向)。当磁场很强,或胶囊重心和磁

偶极子中心很接近,胶囊将跟随外部磁场方向。通过转动外部球形磁体,胶囊内窥镜的倾斜角将发生相应变化。图9表明了如果胶囊的转动角度在 45° - 135° ,则角度控制相对容易些。

[0072] 然而有时在临床设置中,操纵胶囊内窥镜通过一个较宽的范围,并完成更大的水平倾斜消除胶囊内窥镜重新定位的需要,并允许一个快速有效的过程。

[0073] 本发明的替选实施例,如果胶囊的磁心和胶囊的质心间的距离很小,改变外部磁场的方向能改变胶囊内窥镜的倾斜角。在一实例中,胶囊的磁心和胶囊的质心间的距离小于2mm。所述的胶囊的磁心是胶囊内窥镜内部磁偶极子的中心。

[0074] 参阅图10,胶囊悬浮受到3个力, F_{float} 是浮力, W 是胶囊的重力, W' 是胶囊在液体悬浮的有效重量,在这个实例中液体为水。 D_1 是由部分胶囊占有或取代的液体的重心(质心)到胶囊有效重心的水平距离; D_2 是被部分胶囊占有的液体的重心(质心)到胶囊质心的水平距离。进一步地, F_m 是作用于胶囊内部磁偶极子的磁场力; B 是磁场,其与水平面的夹角为 β , m 是胶囊内部磁偶极子的磁矩。 D_{dm} 是胶囊内部磁偶极子的中心与胶囊的有效重心(质心)间的距离。 θ 是连接磁偶极子中心与胶囊有效重心连线的外加的倾斜角。在稳定状态,建立以下公式:

[0075] $W' = W - F_{float}$ 公式6

[0076] $D_1 = D_2 W' / W$ 公式7

[0077] $F_m = W'$ 公式8

[0078] $B \cdot m \sin \theta = W' \cdot D_{dm} \cdot \sin (\beta - \theta)$ 公式9

[0079] 可以通过上述公式得出,改变外部磁场 B 的方向,可以控制悬浮胶囊的倾斜角。尽管有效重心随胶囊浸没体积的变化而变化,它仍然围绕质心。为了更易控制倾斜角, D_{dm} 应当足够小,因此优选地使胶囊的磁偶极子接近胶囊的质心,例如 $< 2\text{mm}$ 。在一个优选实例中,当胶囊内窥镜有一个摄像头,磁偶极子和质心间的距离小于2mm。在一替选实例中,胶囊内窥镜的长度为 L ,当胶囊有2个摄像头,且分别在胶囊的一端,其长度大于12mm。

[0080] 如图11,依照本发明的各方面,所示为外部自动磁体的一个实施例,提供一个球形外部磁体,允许平移、垂直运动,水平和垂直转动。

[0081] 本领域的技术人员很容易想到其他实施例及其修改。因此,本发明在其更广泛的方面不局限于在此显示和描述的具体细节和代表性实施例。因此,不脱离由附加权利要求及其等同物规定的本发明内容的精神和范围,可做各种修改。

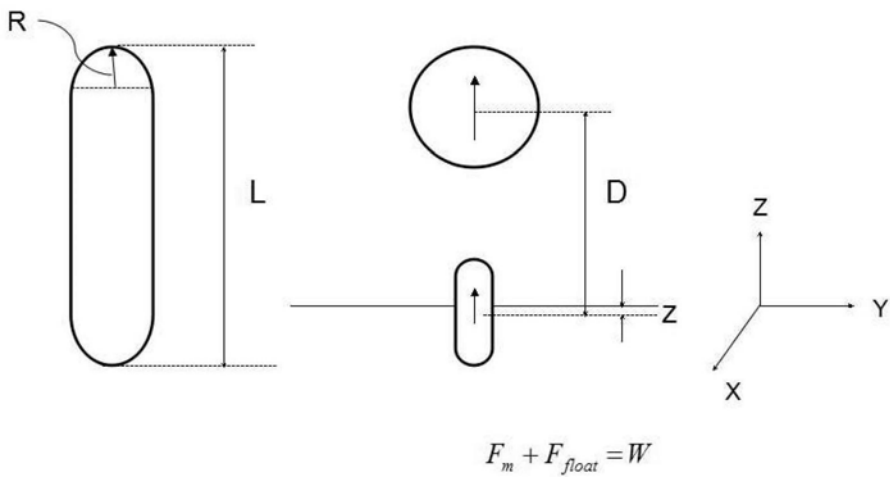


图1

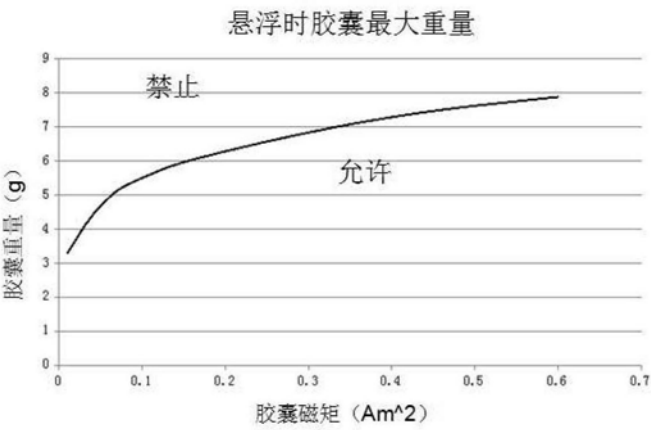


图2

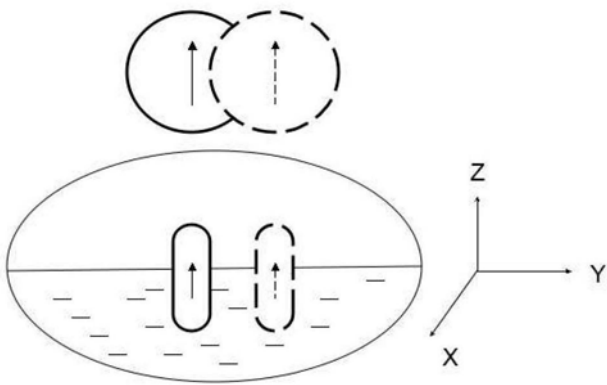


图3

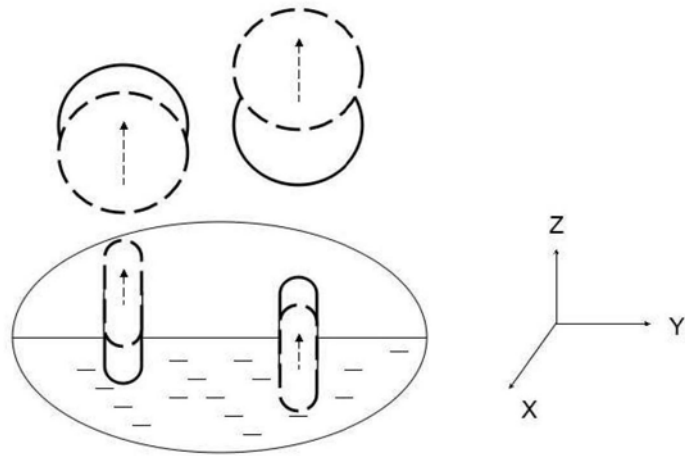


图4

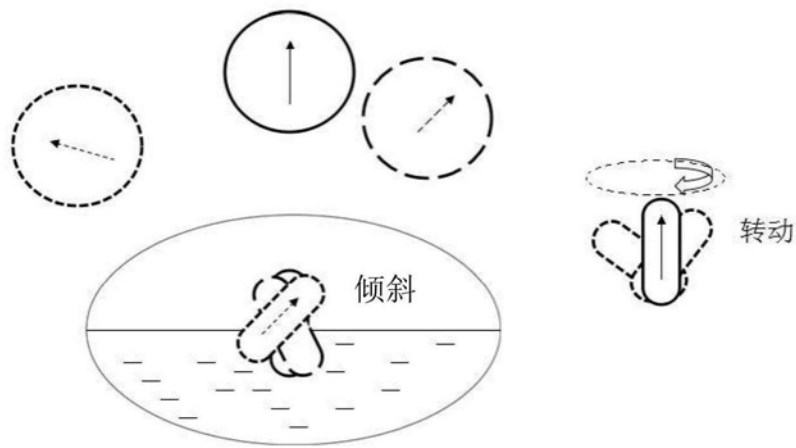


图5

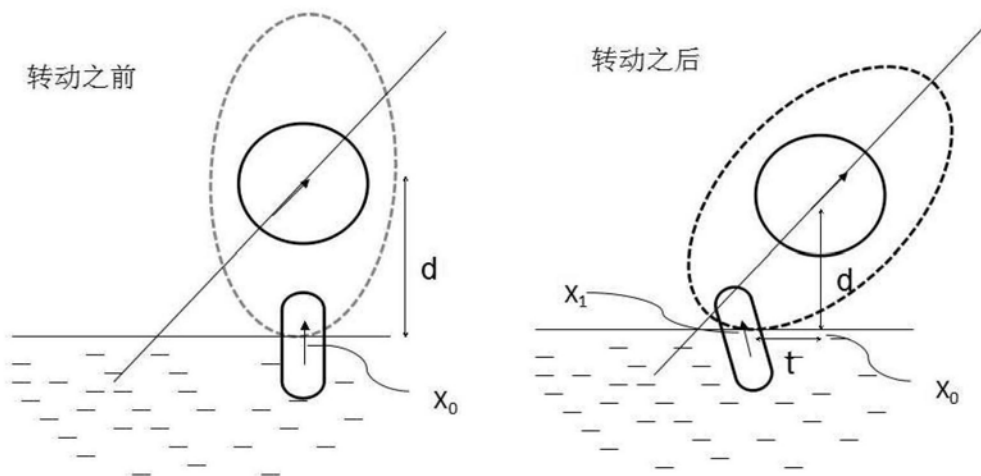


图6

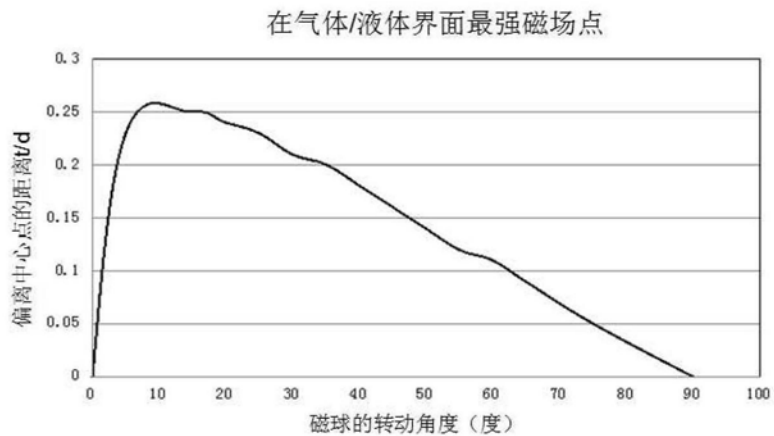


图7

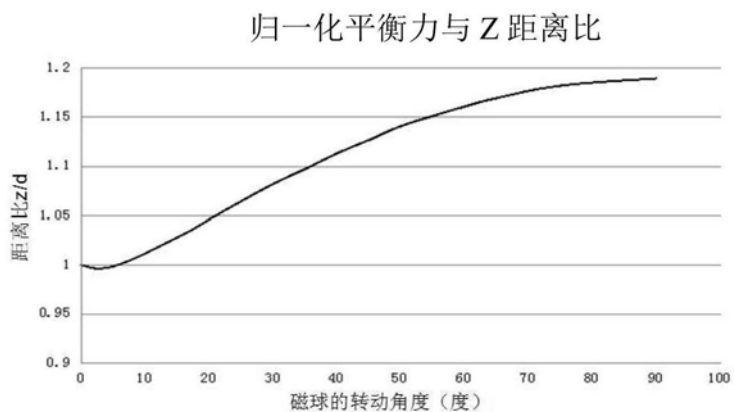


图8

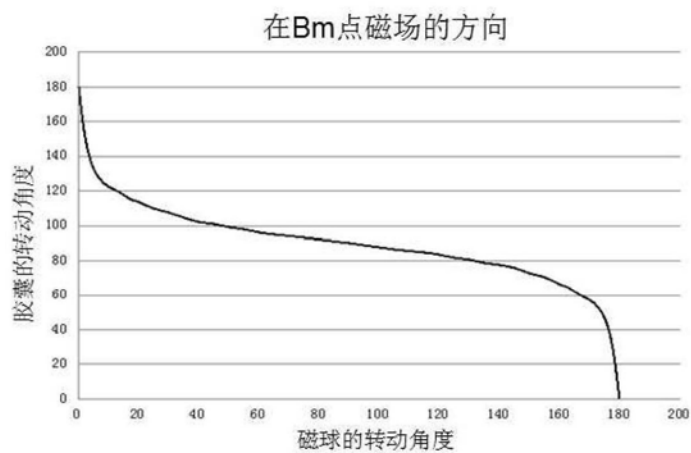


图9

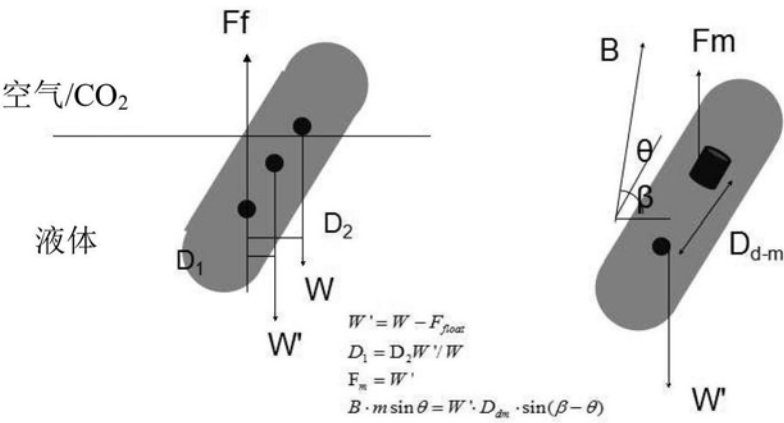


图10

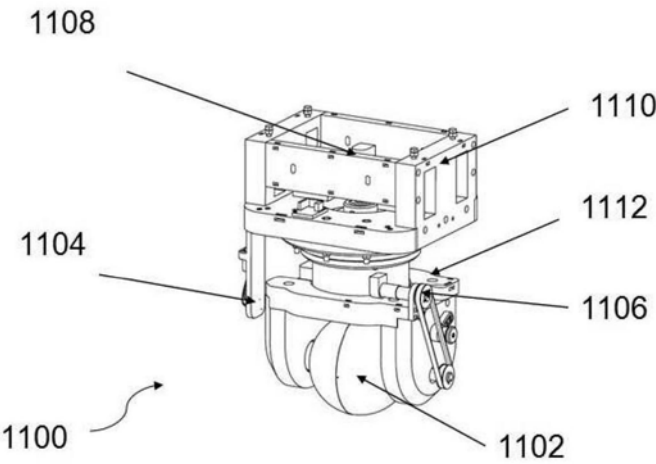


图11

专利名称(译)	一种控制胶囊内窥镜在人体消化道运动的装置及方法		
公开(公告)号	CN105411505B	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201510567611.9	申请日	2015-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	上海安翰医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	上海安翰医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	上海安翰医疗技术有限公司		
[标]发明人	段晓东 肖国华 王新宏		
发明人	段晓东 肖国华 王新宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07 A61B5/06		
代理人(译)	李增朝		
优先权	14/486131 2014-09-15 US		
其他公开文献	CN105411505A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明描述了一种能够使胶囊内窥镜在人体消化道液体/气体界面悬浮的装置及方法。胶囊内窥镜包含永久磁偶极子，且其密度大于人体消化道内液体的密度。一个球形外部磁体用于实现胶囊内窥镜在人体消化道液体/气体界面的悬浮和定位。胶囊内窥镜根据外部磁体的运动，可以沿各轴移动，转动且倾斜。外部磁体同时发生移动和转动来保持胶囊内窥镜静止且固定在液体/气体界面同一位置。在转动期间外部磁体调整其到液体/气体界面的距离，来给胶囊内窥镜提供一个恒定的磁场力。

