



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104822304 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 05

(21) 申请号 201380060906. 6

代理人 刘成春 王朋飞

(22) 申请日 2013. 11. 13

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/00(2006. 01)

10-2012-0133515 2012. 11. 23 KR

A61B 1/012(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 05. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/010271 2013. 11. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/081150 K0 2014. 05. 30

(71) 申请人 全南大学校产学协力团

地址 韩国光州广域市

(72) 发明人 朴锡滢 朴钟午 李青 崔玄哲

郑世美

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司

11002

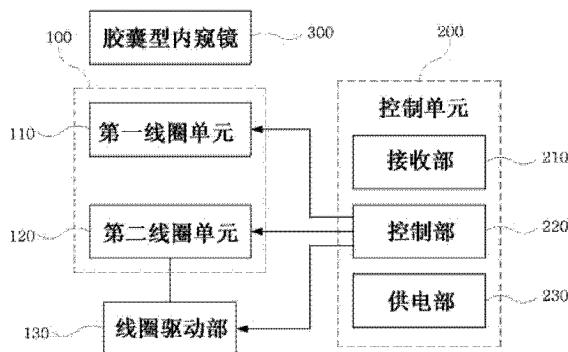
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统

(57) 摘要

本发明涉及一种胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该控制系统的胶囊型内窥镜系统,本发明的胶囊型内窥镜驱动控制系统包括:磁场生成部(100),其包括设置在三个正交轴上并产生磁场的第一线圈单元(110)和由用于产生梯度磁场的线圈结构形成的第二线圈单元(120);机械线圈驱动部(130),用于三维地旋转第二线圈单元(120),从而产生旋转磁场和梯度磁场,由此,能够只通过最小的线圈系统来生成使胶囊型内窥镜螺旋运动的旋转磁场和梯度磁场,从而具有简化胶囊型内窥镜的驱动控制系统的优点。



1. 一种胶囊型内窥镜驱动控制系统,其特征在于,包括:

第一线圈单元,固定设置在相互正交的三个轴上,在各轴上设置能够向各正交轴方向产生磁场的线圈部;

第二线圈单元,对于所述第一线圈单元产生的磁场,向一个轴方向产生梯度磁场;

线圈驱动部,能够三维地驱动所述第二线圈,从而调整梯度磁场方向;

控制单元,其包括接收部,接收从胶囊型内窥镜传送的图像信号;控制部,通过控制向所述第一线圈单元和第二线圈单元供给的电流来调整所产生的磁场,并且控制所述线圈驱动部的驱动;

其中,所述第一线圈单元产生旋转磁场,所述第二线圈单元产生梯度磁场,所述胶囊型内窥镜利用通过所述旋转磁场进行的旋进运动和所述梯度磁场产生的推进力,沿管型器官螺旋运动。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜驱动控制系统,其特征在于,所述线圈驱动部是通过独立驱动的两轴旋转来实现所述第二线圈单元的三维旋转。

3. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜驱动控制系统,其特征在于,所述第一线圈单元的各线圈部为亥姆霍兹线圈。

4. 根据权利要求1所述的胶囊型内窥镜驱动控制系统,其特征在于,所述第二线圈单元为一个麦克斯韦线圈。

5. 一种胶囊型内窥镜系统,包括权利要求1至4中任意一项所述的胶囊型内窥镜驱动控制系统,所述胶囊型内窥镜系统包括胶囊型内窥镜,所述胶囊型内窥镜具有相对于壳体的长度方向具有锐角( $0 < \delta < 90^\circ$ )范围内的倾斜度的磁化,并且设置有能够拍摄图像的相机模块,从而能够将所拍摄的图像传送到外部。

6. 一种胶囊型内窥镜,所述胶囊型内窥镜通过从外部产生的旋转磁场和梯度磁场,通过沿着管型器官内部的螺旋运动来进行移动,具有相对于壳体的长度方向具有锐角( $0 < \delta < 90^\circ$ )范围内的倾斜度的磁化,并且能够将所拍摄的图像传送到外部。

## 胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统，更为具体地，涉及一种胶囊型内窥镜沿着管型器官螺旋形运动来进行移动，从而能够正确诊断出管壁的胶囊型内窥镜驱动控制系统及胶囊型内窥镜系统。

### 背景技术

[0002] 为了诊断出消化器官内壁的溃疡性疾病，会将有线内窥镜通过口腔或肛门插入，在此过程中对患者带来很多痛苦。为解决上述问题而开发的胶囊型内窥镜具有方便通过口腔进入消化器官中的形状，通过消化器官的蠕动运动而在消化器官的内部移动，并拍摄消化器官的内部进行诊断。

[0003] 但是，由于内窥镜是通过蠕动运动被动地移动，因此很难正确诊断，并且，由于通过口腔插入，因此其大小也受到限制，因此具有很难在胶囊型内窥镜上设置驱动功能装置的缺点。

[0004] 为了改善这种缺点，正在研究利用电磁驱动系统赋予胶囊型内窥镜运动功能的驱动机制。

[0005] 另外，目前公开有用于驱动胶囊型内窥镜的线圈系统，例如，在美国公开专利 US2008/0272873 号（以下简称为‘现有技术文献’）中公开了用于驱动胶囊型内窥镜的线圈系统，该系统能够利用总共由 18 个线圈组成的线圈将胶囊型内窥镜以任意方向排列并移动。

[0006] 但是，由于所述现有技术文献的用于实现胶囊型内窥镜移动的线圈数量多，具有耗电大，各线圈的作用不明确的问题。

### 发明内容

[0007] （一）要解决的技术问题

[0008] 本发明是为了解决上述现有技术中存在的问题而提出的，其目的在于提供一种胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统，胶囊型内窥镜沿着管型器官移动的同时获得图像信息，所述胶囊型内窥镜沿着管型器官螺旋移动，以便对管壁进行更为准确的诊断。

[0009] 另外，本发明提供一种胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统，为了实现胶囊型内窥镜的螺旋运动，从外部施加的旋转磁场和梯度磁场可通过最小的线圈系统的结构来生成，从而能够简化整个系统的结构，可容易控制和驱动胶囊型内窥镜。

[0010] 另外，本发明提供一种通过从外部产生的旋转磁场和梯度磁场的相互作用，能够沿着管型器官螺旋移动的、具有磁化配置的胶囊型内窥镜。

[0011] （二）技术方案

[0012] 实现上述目的的本发明的胶囊型内窥镜驱动控制系统包括：第一线圈单元，分别固定在相互垂直的三个轴上，在各轴上设置能够向正交轴方向产生磁场的线圈部；第二线圈单元，对于所述第一线圈单元产生的磁场，向一个轴方向产生梯度磁场；线圈驱动部，能够三维地驱动所述第二线圈，从而调整梯度磁场方向；控制单元，其包括接收部，接收从胶囊型内窥镜传送的图像信号；控制部，通过控制向所述第一线圈单元和第二线圈单元供给的电流来调整所产生的磁场，并且控制所述线圈驱动部的驱动。

[0013] 优选地，本发明的特征在于，所述线圈驱动部是通过独立驱动的两轴旋转来实现所述第二线圈单元的三维旋转。

[0014] 优选地，本发明的特征在于，所述第一线圈单元的各线圈部为亥姆霍兹线圈。

[0015] 优选地，本发明的特征在于，所述第二线圈单元为一个麦克斯韦线圈。

[0016] 另外，本发明的胶囊型内窥镜系统，包括所述胶囊型内窥镜驱动控制系统，具有相对于壳体的长度方向具有锐角 ( $0 < \delta < 90^\circ$ ) 范围内的倾斜度的磁化，并且设置有能够拍摄图像的相机模块，从而能够将所拍摄的图像传送到外部。

[0017] 另外，本发明的胶囊型内窥镜通过从外部产生的旋转磁场和梯度磁场，通过沿着管型器官内部的螺旋运动而进行移动，具有相对于壳体的长度方向具有锐角 ( $0 < \delta < 90^\circ$ ) 范围内的倾斜度的磁化，并且能够将所拍摄的图像传送到外部。

[0018] (三) 有益效果

[0019] 本发明的胶囊型内窥镜系统包括磁场生成部和机械线圈驱动部，其中，所述磁场生成部包括设置在三个正交轴上并产生磁场的线圈单元和由用于产生梯度磁场的线圈结构形成的第二线圈单元，所述线圈驱动部用于三维地旋转第二线圈单元，从而所述胶囊型内窥镜系统产生旋转磁场和梯度磁场，因此能够只通过最小的线圈系统来生成用于使胶囊型内窥镜螺旋运动的旋转磁场和梯度磁场，从而具有简化胶囊型内窥镜的驱动控制系统的优点。

[0020] 另外，本发明的胶囊型内窥镜具有通过从外部产生的旋转磁场和梯度磁场，能够沿着管型器官内部螺旋移动的磁化特性，从而能够提供在管型器官内适于螺旋运动的结构。

## 附图说明

[0021] 图 1 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的结构的图，

[0022] 图 2 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的第一线圈单元的优选实施例的图，

[0023] 图 3 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的第二线圈单元和线圈驱动部的优选实施例的图，

[0024] 图 4 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的优选实施例的结构图，

[0025] 图 5 及图 6a、图 6b 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的磁化结构的优选实施例的图，

[0026] 图 7 是用于说明本发明的胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的平移运动的图，

[0027] 图 8 是用于说明本发明的胶囊型内窥镜系统的胶囊型内窥镜的旋进运动的图，

[0028] 图 9 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的操作例的照片。

[0029] 附图说明标记

[0030]	110 :第一线圈单元	111 :x 轴线圈部
[0031]	112 :y 轴线圈部	113 :z 轴线圈部
[0032]	120 :第二线圈单元	130 :线圈驱动部
[0033]	131 :垂直杆	132 :旋转臂
[0034]	133 :可动臂	200 :控制单元
[0035]	210 :接收部	220 :控制部
[0036]	300 :胶囊型内窥镜	301 :壳体
[0037]	310 :永久磁铁	320 :相机模块
[0038]	330 :数据传送模块	340 :供电模块

### 具体实施方式

[0039] 在本发明的实施例中提出的特定结构或功能性说明只是为了说明本发明的概念的实施例而例示的,根据本发明的概念的实施例可以以多种形式实施。而且,不能解释为本发明限定于在本说明书中说明的实施例,应当理解为包含在本发明的思想及技术范围内的所有变形物、同等物及代替物均包括在本发明。

[0040] 另外,在本说明书中使用的术语只是为了说明特定的实施例而使用的,本发明并不限于此。只要在文理上没有明确地表示其他含义,单数包括复数。在本说明书中,“包括”或“具有”等术语应当理解为,只是想要指出所实施的特征、数字、步骤、操作、组成部分、部件或它们的组合的存在,而不是事先要排除一个或一个以上的其他特征、数字、步骤、操作、组成部分、部件或它们的组合的存在或附加的可能性。

[0041] 下面,参照附图对本发明的实施例进行详细说明。

[0042] 参照图 1,本发明的胶囊型内窥镜驱动控制系统,包括:第一线圈单元 110 和第二线圈单元 120,其产生磁场;线圈驱动部 130,用于将第二线圈单元 200 三维地旋转并驱动;控制单元 200,接收从胶囊型内窥镜 300 传送的信息,且控制施加到第一线圈单元 110 和第二线圈单元 120 的电源,通过磁场控制胶囊型内窥镜 300 的运动。

[0043] 这样的本发明的驱动控制系统中,所述第一线圈单元 110 产生旋转磁场,所述第二线圈单元 120 产生梯度磁场,所述胶囊型内窥镜 300 利用通过所述旋转磁场进行的旋进运动和所述梯度磁场产生的推进力,沿管型消化器官移动时紧贴着管壁进行螺旋运动。下面,对各个结构进行说明。

[0044] 胶囊型内窥镜 300 通过包括第一线圈单元 110 和第二线圈单元 120 的磁场生成部 100 所产生的磁场来实现无线控制。

[0045] 如图 2 所示,第一线圈单元 110 分别固定并设置在互相垂直的 3 个轴上,在各轴上分别设置能够向各正交轴方向产生磁场的线圈部 111、112、113。

[0046] 虽然图中未示出,但应当理解为,为了固定设置各线圈部可设置支撑结构物。

[0047] 各线圈部 111、112、113 可分别由 x 轴线圈部 111、y 轴线圈部 112 及 z 轴线圈部 113 组成,基本上各线圈部 111、112、113 的结构是可根据施加的电流的大小和方向能够向任意方向产生均匀磁场或旋转磁场或梯度磁场的线圈结构。

[0048] 作为具体例,可使用亥姆霍兹线圈 (Helmholtz coil) 或麦克斯韦线圈 (Maxwell coil)。

[0049] 亥姆霍兹线圈是由两个线圈成对组成,具有两个线圈在中心轴隔开半径大小的距离的结构,并且向两个线圈施加相同大小和方向的电流,从而可产生均匀的磁场。

[0050] 另外,亥姆霍兹线圈能够根据两个线圈上的电流的大小和方向产生均匀磁场,并且将三对亥姆霍兹线圈结合在一起能够产生旋转磁场,关于这方面的内容,在本申请人的授权专利公报第 10-1128034 号(授权日:2012 年 3 月 12 日)中进行了详细的说明。

[0051] 麦克斯韦线圈是由两个线圈成对组成,两个线圈具有特定的设置结构,并且向两个线圈施加大小相同且方向相反的电流,从而能够产生梯度磁场。

[0052] 另外,优选地,在本发明中第一线圈单元 110 使用容易设置在三个轴上的亥姆霍兹线圈,以便实现相互垂直,在图 2 中示出由亥姆霍兹线圈组成的第一线圈单元。

[0053] 如上所述,分别固定设置在 3 个轴上且产生均匀的磁场的三个线圈部 111、112、113 根据施加在各线圈部的电流的大小和方向能够产生旋转磁场,利用所述旋转磁场引导胶囊型内窥镜的旋进运动,关于这方面的内容下面再具体说明。

[0054] 图 3 是示出在本发明中能够产生梯度磁场的第二线圈单元的优选例的图,可通过向一个轴方向产生梯度磁场的线圈提供。

[0055] 可产生梯度磁场的线圈单元是由并排设置的两个成对的线圈组成,使施加在两个线圈的电流的方向呈反方向,从而产生梯度磁场。在本发明中的第二线圈优选采用亥姆霍兹线圈。

[0056] 如图 3 所示,第二线圈单元 120 为由一对线圈组成的亥姆霍兹线圈 121,亥姆霍兹线圈 121 设置成可裹住第一线圈单元 110。

[0057] 亥姆霍兹线圈 121 沿着中心轴方向形成梯度磁场,在中心部位形成具有接近于线形(linear)的倾斜度的梯度磁场。

[0058] 使第二线圈单元 120 能够以第一线圈单元 110 为中心三维地驱动的机械结构,设置有线圈驱动部 130。

[0059] 线圈驱动部 130 可使第二线圈单元 120 向任意的两个方向  $\alpha$ 、 $\beta$  旋转,因此可以将第二线圈单元 120 产生的梯度磁场的方向调整为任意方向。

[0060] 尤其是,在本发明中提供使胶囊型内窥镜进行平移运动的推进力的第二线圈单元 120,其主要特征在于,所述第二线圈单元只使用一个线圈结构,利用能够使第二线圈单元 120 三维地旋转的机械线圈驱动部 130 来调整梯度磁场的方向,从而整体上简化驱动胶囊型内窥镜的线圈驱动系统的结构。

[0061] 如图 3 所示,在本实施例中线圈驱动部 130 可包括与地面垂直地固定的垂直杆 131、在垂直杆 131 上以水平方向设置的可旋转的旋转臂 132、固定并支撑第二线圈单元 120 且被旋转臂 132 的前端支撑且可上下移动的可动臂 133。

[0062] 应当理解为,在相对于垂直杆 131 可旋转的旋转臂 132 和在旋转臂 132 的前端可上下移动的可动臂 133 上设置有马达等周知的促动器,从而能够根据从外部施加的电流或液压或气动信号来实现正确的驱动控制。

[0063] 优选地,可动臂 133 具有能够将第二线圈单元 120 的中枢(与第一线圈单元的中枢相同)C 作为虚拟的旋转轴,实现第二线圈单元 120 的三维旋转的具有适当的曲率半径的圆弧形状。

[0064] 如上所述,线圈驱动部 130 被设置成第二线圈单元 120 可以两轴旋转,从而实现三

维旋转,由此能够任意调整第二线圈单元 120 的梯度磁场方向。

[0065] 在本实施例中例示线圈驱动部可两轴旋转的万向节结构 (Gimbal),但本发明并不限于所述结构,还可以利用并行机制 (史都华六轴工具机:stewart platform) 或机器臂等能够使第二线圈单元 120 三维旋转的各种机械装置。

[0066] 图 4 是示出胶囊型内窥镜结构的图,胶囊型内窥镜 300 具有形成外观的壳体 301,该壳体 301 内可容纳永久磁铁 310、相机模块 320、数据传送模块 330 及供电模块 340。

[0067] 永久磁铁 310 在任意方向形成磁化,通过与外部磁场的相互作用提供胶囊型内窥镜 300 的驱动力。

[0068] 相机模块 320 是用于获得图像信息的装置,所述模块可固定设置在壳体 301 的前面、背面或侧面。另外,为了通过相机模块 320 在身体内获得准确的图像信息,在胶囊型内窥镜 300 上可进一步设置照明装置。

[0069] 数据传送模块 330 执行将从相机模块 320 获得的图像信息传送到外部的功能。

[0070] 供电模块 340 供给驱动相机模块 320 和数据传送模块 330 所需的驱动电源,若增设其他照明装置,还可供给照明装置等所需的电源,这种供电模块 340 可通过电池来提供。

[0071] 图 5 是概略示出胶囊型内窥镜的外观形状的图,所述胶囊型内窥镜具有大致长形的圆筒形状,长度方向  $v$  和磁化方向  $M$  具有一定的倾斜角度  $\delta$ 。特别是在本发明中,优选地,胶囊型内窥镜 300 的磁化方向  $M$  与长度方向  $v$  形成锐角 ( $0 < \delta < 90^\circ$ )。

[0072] 在本发明的操作例中会再次详细说明,若磁化方向与长度方向一致,则在外部的旋转磁场的作用下无法实现胶囊型内窥镜的旋进运动,若磁化方向与长度方向垂直,则存在胶囊型内窥镜在停止的位置上只能进行旋进运动,在外部梯度磁场的作用下无法进行平移运动的问题。

[0073] 图 6a、图 6b 是胶囊型内窥镜在任意方向形成磁化的例子,可以使用两个相互垂直设置的永久磁铁 311、312。

[0074] 如图 6a 所示,胶囊型内窥镜 300 可包括具有任意的磁化  $M1$ 、 $M2$  且相互垂直的两个永久磁铁 311、312。所述永久磁铁的设置由两个磁化  $M1$ 、 $M2$  决定,形成相对于长度方向具有一定角度的磁化  $M$ 。

[0075] 再次参照图 1,控制单元 200 包括控制部 220,所述控制部控制向构成磁场生成部 100 的第一线圈单元 110 和第二线圈单元 120 供给的电流的大小和方向,由此控制胶囊型内窥镜 300 的驱动,此时,控制部 220 控制线圈驱动部 130 的驱动,由此可调节第二线圈单元 120 的梯度磁场的方向。

[0076] 而且,控制单元 200 包括接收从胶囊型内窥镜 300 传送的图像信号的接收部 210,且包括供给控制单元 200 的运行电源的供电部 230。

[0077] 在本实施例中虽然示出第一线圈单元 110、第二线圈单元 120 及线圈驱动部 130 由一个控制部 220 实现控制,但应当理解为,各线圈单元和线圈驱动部可根据处理数据的速度或属性通过另设置的专用控制模块来实现控制。

[0078] 而且,在本实施例中虽未具体提及,但控制单元可增设如利用 X 线能够追踪胶囊型内窥镜位置的胶囊型内窥镜位置追踪装置或用于显示由接收部 210 接收的图像信息的显示器等周知的外围设备。

[0079] 如此构成的本发明的胶囊型内窥镜系统中,胶囊型内窥镜 300 在由固定设置的第

一线圈单元 110 产生的旋转磁场的作用下进行旋进运动,与此同时在由第二线圈单元 120 产生的梯度磁场的作用下沿着管型器官进行螺旋运动,由此使胶囊型内窥镜进行移动,并在移动过程中能够获得所需的图像信息。下面对具体的操作例进行说明。

[0080] 在以下的说明中,第一线圈单元 110 在相互垂直的三个轴上具有亥姆霍兹线圈,作为第二线圈单元 120 举例说明麦克斯韦线圈。

[0081] 如图 7 所示,胶囊型内窥镜的轴方向以  $v$  表示,若利用位于  $v$  轴上的 MC 产生梯度磁场,则会产生向轴方向  $v$  具有  $g$  大小的倾斜度的磁场以及向半径方向  $r$  具有  $-0.5g$  的倾斜度的磁场。

[0082] 此时,胶囊型内窥镜通过梯度磁场产生磁力,磁力大小可通过如下数学式表示。

[0083] [数学式 1]

$$[0084] F_v = MV_g \sin \delta$$

$$[0085] F_r = -0.5MV_g \cos \delta$$

[0086] 在 [数学式 1] 中, $M$  表示包括在胶囊型内窥镜的磁铁的磁化强度, $V$  表示磁铁的体积, $g$  表示由 MC 的作用下产生的倾斜度, $\delta$  表示轴方向矢量  $v$  与磁化强度  $M$  之间的角度。

[0087] 从图 7 可知,在这种条件下胶囊型内窥镜在  $v-r$  平面产生与  $v$  轴形成一定角度的磁力  $F$ ,从而向对角线方向实现平移运动,力的方向(移动方向)会根据在胶囊型内窥镜的磁铁设置的作用下而形成的磁化方向,即会根据  $\delta$  而改变。

[0088] 接着,参照图 8,为了在三维空间上胶囊型内窥镜的中心轴位于  $v$  轴上,对倾斜角度为  $\delta$  的磁化方向产生旋进运动,在亥姆霍兹线圈中适当决定磁场的方向和大小,从而产生旋转磁场而实现旋进运动。

[0089] 图 8 中  $v$  表示旋转中心轴, $P$  表示旋转中心轴的法线矢量( $v-z$  平面), $\Phi$  是将矢量  $v$  影射到  $x-y$  平面上时与  $x-y$  平面所形成的角度, $\theta$  表示将矢量  $v$  影射到  $x-y$  平面上时与  $x$  轴所形成的角度。

[0090] 参照图 8,若胶囊型内窥镜的磁化方向以  $v$  轴为中心旋转,且向位于  $v$  轴上的麦克斯韦线圈施加电流,则胶囊型内窥镜同时产生向  $v$  轴方向产生的磁力和向  $r$  轴方向(参照图 7)作用的磁力,在所述两种磁力的合力的作用下,胶囊型内窥镜能够通过旋转和对角线方向的平移运动,实现螺旋形运动。

[0091] 另外,胶囊型内窥镜要在三维空间内沿着管型器官实现螺旋运动,应当满足以下两个条件。

[0092] 首先参照图 8,为了胶囊型内窥镜的旋进运动而需在各亥姆霍兹线圈产生的磁场可由以下 [数学式 2] 表示。

[0093] [数学式 2]

[0094]

$$B_{c,x,t} = a(\cos\phi\cos\theta) + b(-\sin\phi\cos\theta\cos 2\pi\omega t + \sin\theta\sin 2\pi\omega t)$$

$$B_{c,y,t} = a(\cos\phi\sin\theta) + b(-\sin\phi\sin\theta\cos 2\pi\omega t - \cos\theta\sin 2\pi\omega t)$$

$$B_{c,z,t} = a(\sin\phi) + b(\cos\phi\cos 2\pi\omega t)$$

[0095] 在 [数学式 2] 中, $a$  和  $b$  分别是  $M\cos \delta$ 、 $M\sin \delta$ ,  $\omega$  是旋转频率。

[0096] 接着,要使  $v$  轴和麦克斯韦线圈一致。若  $v$  轴和麦克斯韦线圈的方向一致,则只要通过调节施加到麦克斯韦线圈上的电流强度和方向,就能够容易实现胶囊型内窥镜的螺旋形运动。

[0097] 图 9 是示出本发明的胶囊型内窥镜系统的操作例的照片,示出在由三对亥姆霍兹线圈和一对麦克斯韦线圈产生的旋转磁场和梯度磁场的作用下,永久磁铁紧贴着玻璃管壁面以上下方向实现螺旋形运动。

[0098] 以上所说明的本发明并不限于前述的实施例及附图,在不脱离本发明的技术思想的范围内可进行各种置换、变形及变更,这对本发明所属技术领域的普通技术人员来说是显而易见的。

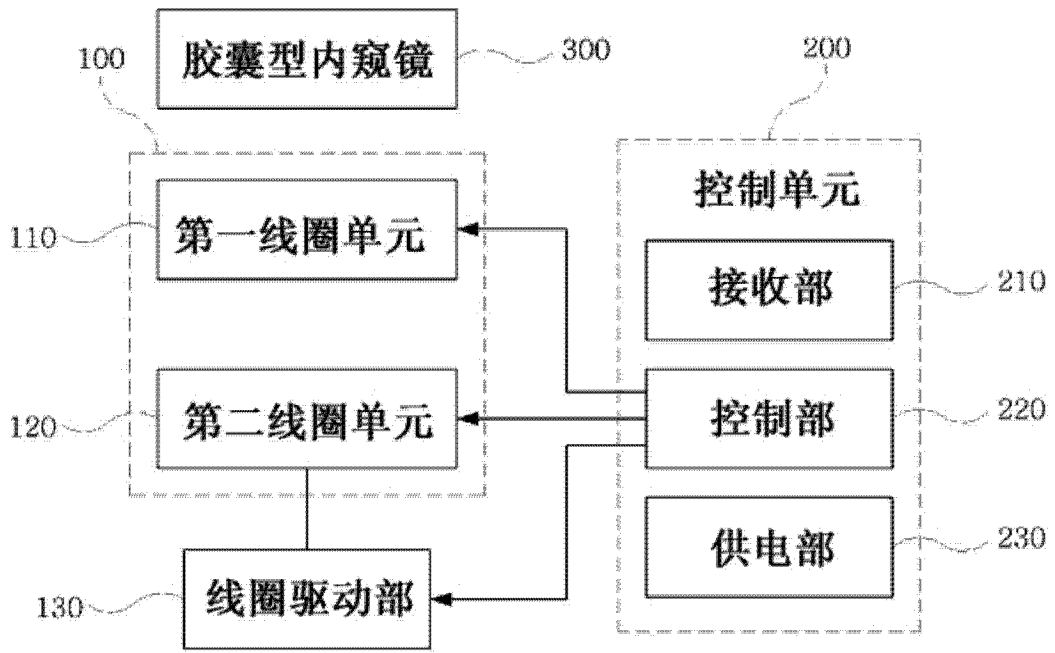


图 1

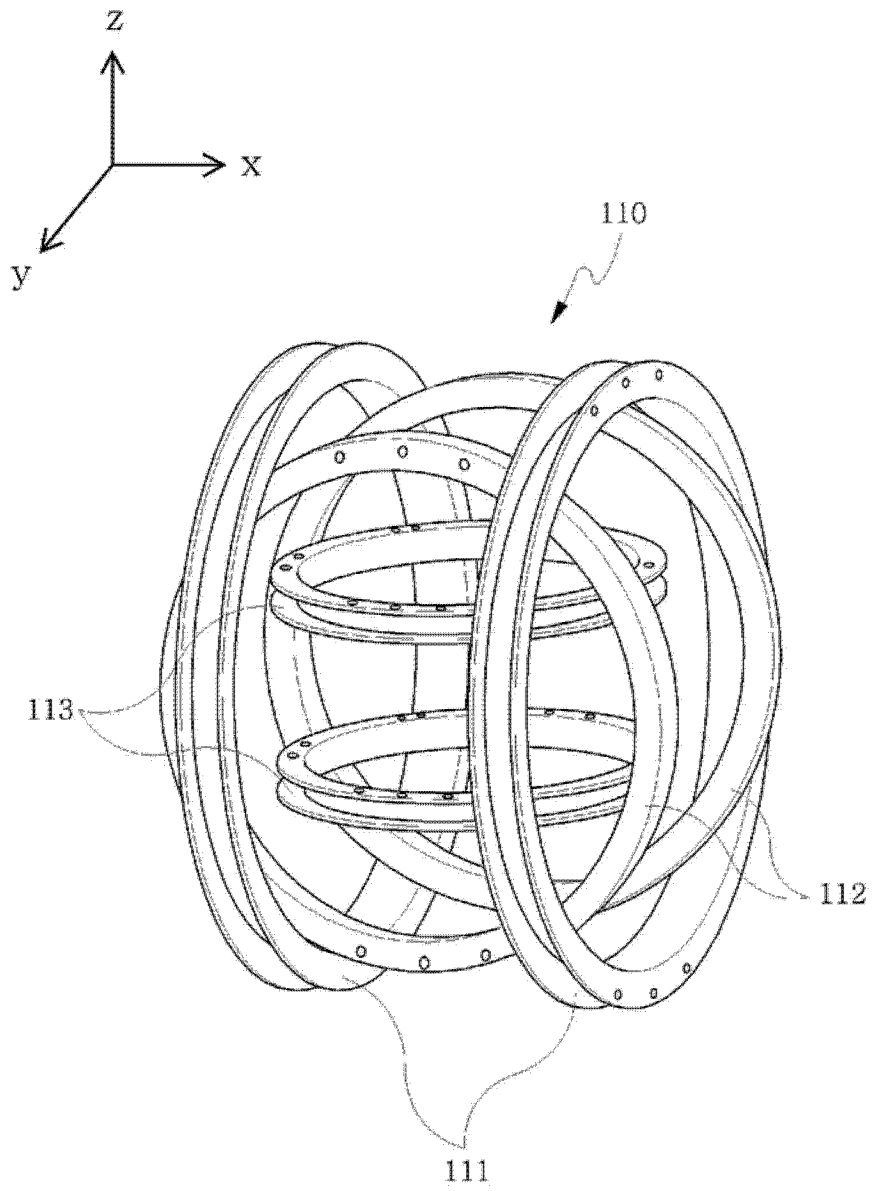


图 2

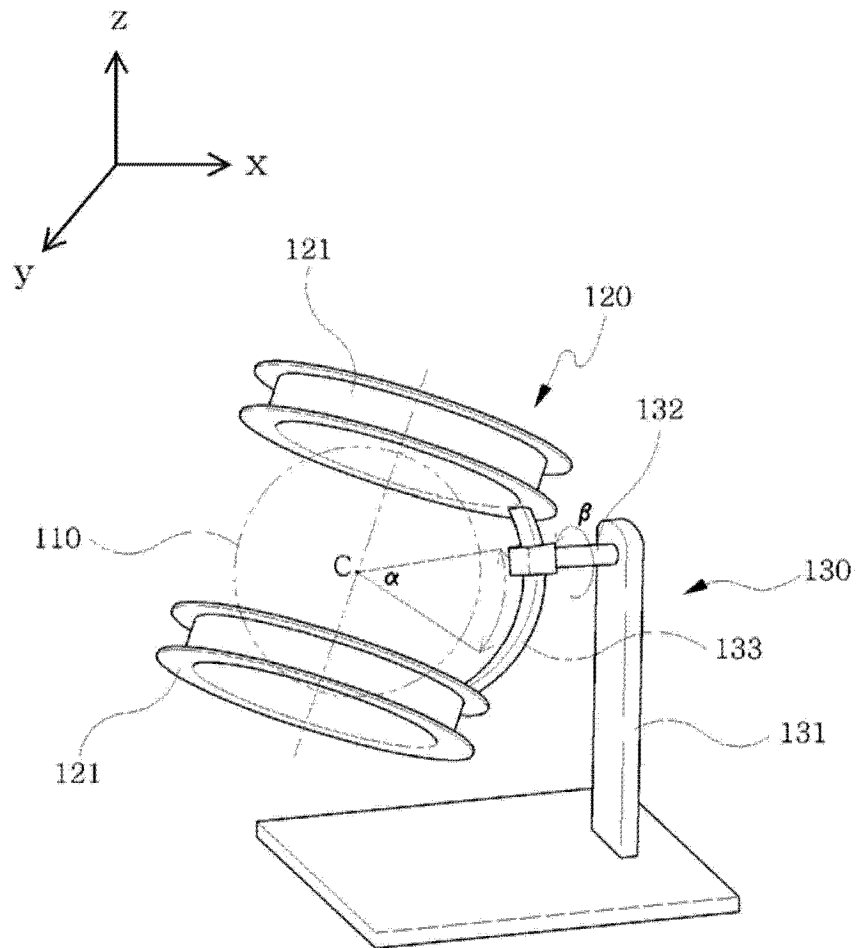


图 3

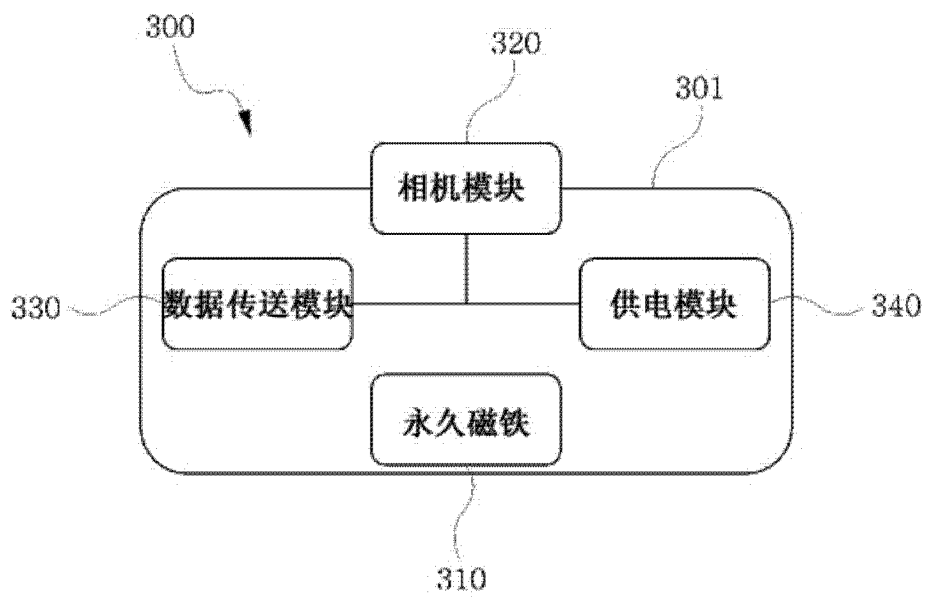


图 4

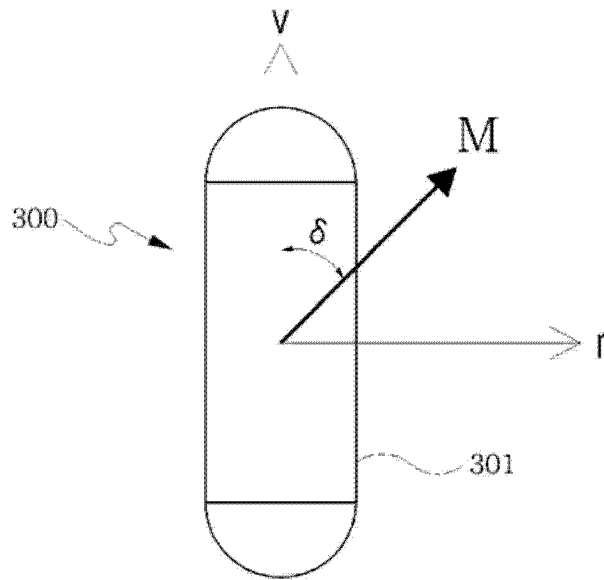


图 5

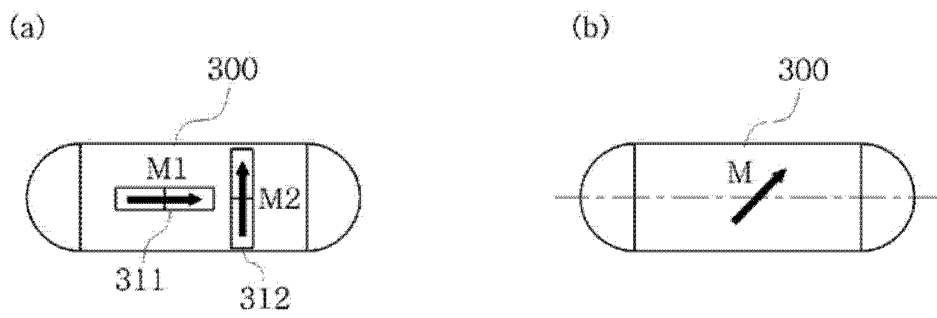


图 6

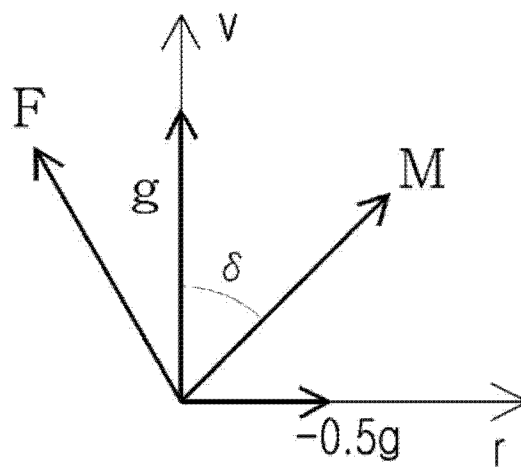


图 7

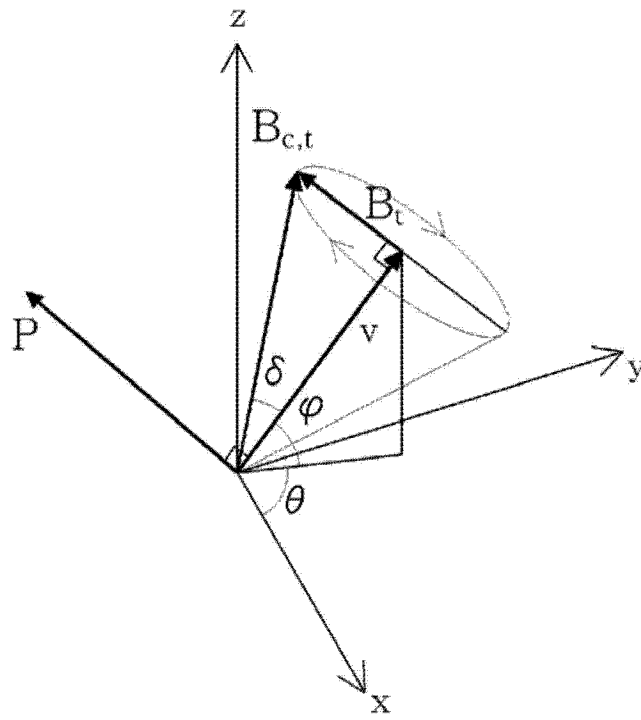


图 8



图 9

专利名称(译)	胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该系统的胶囊型内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104822304A</a>	公开(公告)日	2015-08-05
申请号	CN201380060906.6	申请日	2013-11-13
[标]申请(专利权)人(译)	全南大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	全南大学校产学协力团		
当前申请(专利权)人(译)	全南大学校产学协力团		
[标]发明人	朴锡濤 朴钟午 李青 崔玄哲 郑世美		
发明人	朴锡濤 朴钟午 李青 崔玄哲 郑世美		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/012		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/00158 A61B1/00016		
代理人(译)	王朋飞		
优先权	1020120133515 2012-11-23 KR		
其他公开文献	CN104822304B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种胶囊型内窥镜驱动控制系统及包括该控制系统的胶囊型内窥镜系统，本发明的胶囊型内窥镜驱动控制系统包括：磁场生成部(100)，其包括设置在三个正交轴上并产生磁场的第一线圈单元(110)和由用于产生梯度磁场的线圈结构形成的第二线圈单元(120)；机械线圈驱动部(130)，用于三维地旋转第二线圈单元(120)，从而产生旋转磁场和梯度磁场，由此，能够只通过最小的线圈系统来生成使胶囊型内窥镜螺旋运动的旋转磁场和梯度磁场，从而具有简化胶囊型内窥镜的驱动控制系统的优点。

