



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102688014 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201210156822. X

(22) 申请日 2006. 12. 27

(30) 优先权数据

2005-376277 2005. 12. 27 JP

(62) 分案原申请数据

200680049631. 6 2006. 12. 27

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

(72) 发明人 内山昭夫 木村敦志 青木勲

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 5/07(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0060702 A1, 2003. 03. 27,

US 2003/0060702 A1, 2003. 03. 27,

US 2002/0188174 A1, 2002. 12. 12,

US 2002/0188174 A1, 2002. 12. 12,

CN 1589729 A, 2005. 03. 09,

US 5681260 A, 1997. 10. 28,

WO 01/60275 A1, 2001. 08. 23,

CN 1654027 A, 2005. 08. 17,

审查员 张雯

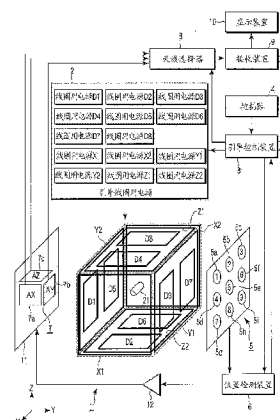
权利要求书1页 说明书12页 附图7页

(54) 发明名称

胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法

(57) 摘要

本发明提供一种胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法,其配置感应线圈,使得将产生感应磁场的面至少分割为前后两个区域,形成用于抵消施加到胶囊内窥镜主体的重力的磁场,并且叠加到使其移动或者改变姿势的磁场上,减少接触体腔表面的内窥镜的接触面积,从而减少摩擦阻力并进行移动。



1. 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,具备:

胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;

磁场产生部,其由多个线圈组成,产生用于使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动的磁场,

其中,上述磁场产生部具备:

第1磁场产生部,其产生第1磁场,该第1磁场作用于上述磁铁,使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动;以及

第2磁场产生部,其产生第2磁场,该第2磁场作用于上述磁铁,使作用在上述胶囊型医疗装置上的重力减轻;以及

控制部,其与上述输出信号的发送同步地控制上述第1磁场产生部以及上述第2磁场产生部,使得在施加上述第2磁场来抵消作用于上述胶囊型医疗装置的重力的状态下,通过上述第1磁场来施加向要使上述胶囊型医疗装置移动的方向倾斜的梯度磁场。

2. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

上述第2磁场产生部产生用于减轻作用在上述胶囊型医疗装置上的浮力的磁场。

3. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

通过调整脉冲性地产生磁场的持续时间来控制从上述第1磁场产生部和上述第2磁场产生部中的至少一个产生的磁场。

4. 根据权利要求1所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,

通过调整磁场脉冲的个数来控制从上述第1磁场产生部和上述第2磁场产生部中的至少一个产生的磁场。

5. 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,具备:

胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;

位置检测部,其检测与上述胶囊型医疗装置的位置以及姿势相关的信息;

磁场产生部,其产生用于使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动的磁场;以及

控制部,其与上述输出信号同步地控制上述磁场产生部,以使得在发送上述输出信号时上述磁场产生部不产生磁场,在没有发送上述输出信号时上述磁场产生部产生磁场,

其中,上述控制部接受由上述位置检测部检测出的与上述胶囊型医疗装置的位置以及姿势相关的信息,根据与上述胶囊型医疗装置的位置以及姿势相关的信息对从上述磁场产生部产生的磁场的方向以及大小进行计算处理,并且根据所述计算处理的结果产生将作用于上述磁铁以使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动的磁场、和作用于上述磁铁以使作用在上述胶囊型医疗装置上的重力减轻的磁场合成得到的磁场。

胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法

[0001] 本申请是申请日为 2006 年 12 月 27 日、申请号为 200680049631.6 (国际申请号为 PCT/JP2006/326146)、发明名称为“胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种用于插入体腔内来获取体内信息的胶囊型医疗装置的引导系统及其控制方法。

背景技术

[0003] 目前,在获取体内信息的医疗装置中,已知一边在体腔内移动一边定期发送图像信息的胶囊型医疗装置。

[0004] 作为该胶囊型医疗装置,提出了如日本特开 2004-255174 号公报所公开的能够进行磁感应的医疗装置引导系统。在该方案中,插入到体腔内、外表面设置有螺旋状突起的胶囊主体内置有沿与其长度方向垂直的方向磁化的磁铁,医疗装置引导系统能够通过由磁场控制装置以及旋转磁场产生装置根据操作指示而产生的磁场来平滑地改变胶囊主体的行进方向。通过自由地改变胶囊主体的行进方向,能够在拍摄时改变胶囊主体的朝向,拍摄期望部位。

[0005] 另外,特开 2003-111720 号公报中提出了如下装置:为了在体内通过远程控制使承载体(carrier head)移动并决定位置而产生 3D 梯度磁场来拍摄患者的检查区域,其中该承载体装载测量工具、检体采取工具等,具备线状磁铁,成为自由移动的体内机器人。

发明内容

[0006] 根据本发明实施方式的第 1 胶囊型医疗装置引导系统,具备:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号输出到外部的通信部、以及磁铁;磁场产生部,其产生磁场,该磁场作用于上述磁铁,使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动;以及控制部,其与由上述通信部发送的上述输出信号同步地控制上述磁场产生部。

[0007] 并且,第 2 胶囊型医疗装置引导系统具备:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;位置检测部,其检测上述胶囊型医疗装置的位置;以及磁场产生部,其产生磁场,该磁场作用于上述磁铁,使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动,上述控制部与上述输出信号同步地控制上述磁场产生部,上述位置检测部与上述输出信号同步地检测上述胶囊型医疗装置的位置。

[0008] 另外,第 3 胶囊型医疗装置引导系统具备:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;位置检测部,其检测上述胶囊型医疗装置的位置;磁场产生部,其产生磁场,该磁场作用于上述

磁铁,使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动;控制部,其与上述输出信号同步地控制上述磁场产生部,当发送上述输出信号时,上述控制部接受由上述位置检测部检测出的与上述胶囊型医疗装置的位置以及姿势相关的信息,根据上述信息对从上述磁场产生部产生的磁场的方向以及大小计算处理,当没有发送上述输出信号时,上述控制部进行控制使得从上述磁场产生部产生磁场。

[0009] 并且,第4胶囊型医疗装置引导系统具备:具备:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;第1磁场产生部,其产生磁场,该磁场作用于上述磁铁,使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动;第2磁场产生部,其产生磁场,该磁场作用于上述磁铁,使作用在上述胶囊型医疗装置上的重力减轻;以及控制部,其与上述输出信号同步地控制上述第1以及第2磁场产生部。

[0010] 另外,第5胶囊型医疗装置引导系统具备:具备:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取的体内信息作为输出信号向外部输出的通信部、以及磁铁;磁场产生部,其产生将作用于上述磁铁、用于使上述胶囊型医疗装置向目的方向移动的磁场、和作用于上述磁铁、用于使作用在上述胶囊型医疗装置上的重力减轻的磁场合成得到到磁场;以及控制部,其与上述输出信号同步地控制上述磁场产生部。

[0011] 第6胶囊型医疗装置引导系统的控制方法,是通过作用于设置在胶囊型医疗装置内的磁铁的磁场、引导在体腔内一边向目的方向移动一边对该体腔内进行观察的胶囊型医疗装置的系统的控制方法,当上述胶囊型医疗装置将在上述体腔内获取的体内信息作为输出信号向外部输出时,与发送的上述输出信号同步地在发送上述输出信号的期间内停止上述磁场的产生。

[0012] 第7胶囊型医疗装置引导系统的控制方法,是通过作用于设置在胶囊型医疗装置内的磁铁的磁场、根据检测出的位置引导在体腔内一边向目的方向移动一边对该体腔内进行观察的胶囊型医疗装置的系统的控制方法,当上述胶囊型医疗装置将在上述体腔内获取的体内信息作为输出信号向外部发送时,与发送的上述输出信号同步地在发送上述输出信号的期间停止上述磁场的产生、并且检测上述胶囊型医疗装置的位置。

[0013] 第8胶囊型医疗装置引导系统的控制方法,是通过作用于设置在胶囊型医疗装置内的磁铁的磁场、根据检测出的位置以及姿势引导在体腔内一边向目的方向移动一边对该体腔内进行观察的胶囊型医疗装置的系统的控制方法,当发送上述输出信号时,根据与检测出的上述胶囊型医疗装置的位置以及姿势相关的信息,计算出产生的上述磁场的方向以及大小,当没有发送上述输出信号时,根据计算结果产生上述磁场。

[0014] 第9胶囊型医疗装置引导系统的控制方法,是通过作用于设置在胶囊型医疗装置内的磁铁的磁场、根据检测出的位置以及姿势引导在体腔内一边向目的方向移动一边对该体腔内进行观察的胶囊型医疗装置的系统的控制方法,通过调整产生磁场的持续时间来控制所产生的上述磁场的大小。

[0015] 第10胶囊型医疗装置引导系统的控制方法,是通过作用于设置在胶囊型医疗装置内的磁铁的磁场、根据检测出的位置以及姿势引导在体腔内一边向目的方向移动一边对该体腔内进行观察的胶囊型医疗装置的系统的控制方法,通过调整磁场脉冲的个数来控制产生的上述磁场的大小。

附图说明

[0016] 图 1 是表示本发明的一个实施方式所涉及的胶囊型医疗装置引导系统的结构的图。

[0017] 图 2 是表示本实施方式中的第 1 胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0018] 图 3 是表示本实施方式中的第 2 胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0019] 图 4 是表示本实施方式中的第 3 胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0020] 图 5 是表示本实施方式中的第 4 胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0021] 图 6 是表示本实施方式中的第 5 胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0022] 图 7 是表示从 Y 轴方向观察的与对第 1 胶囊内窥镜进行的引导有关的磁场的一例的图。

[0023] 图 8 是用于说明胶囊型医疗装置引导系统的第 1 控制方法的时序图 (time chart)。

[0024] 图 9 是用于说明胶囊型医疗装置引导系统的第 2 控制方法的时序图。

[0025] 图 10 是用于说明胶囊型医疗装置引导系统的第 3 控制方法的、从 Y 轴方向观察的与引导有关的磁场的一例的图。

[0026] 图 11 是用于说明胶囊型内窥镜中考虑了重力的姿势控制的图。

[0027] 图 12 是用于说明胶囊型内窥镜中考虑了浮力的姿势控制的图。

具体实施方式

[0028] 下面参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0029] 说明图 1 所示的本发明一个实施方式所涉及的胶囊型医疗装置引导系统。该胶囊型医疗装置引导系统大致分为图 2 至图 6 所示的胶囊型医疗装置 21、以及产生用于引导胶囊内窥镜的磁场的磁性引导装置 1。作为本实施方式中的胶囊型医疗装置,将胶囊内窥镜 21 作为一例进行说明。

[0030] 磁性引导装置 1 主要由以下部分构成:感应线圈群 (X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7、D8)、感应线圈用电源 2、引导控制装置 3、控制器 4、检测线圈 (sense coil) 部 5(5a~5i)、位置检测装置 6、接收天线部 7(7a、7b、7c)、天线选择器 8、接收装置 9、显示装置 10、传动线圈 11、以及传动线圈驱动部 12。

[0031] 另外,14 个感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、D1 至 D8 分别具有空芯电磁铁,形成感应磁场产生部。本实施方式中的感应线圈配置在长方体的各面上。在此,如图 1 的箭头所示,将胶囊内窥镜 21 前后行进的方向(或者成为被检体的人体所移动的方向)设为 X 轴方向,将与该 X 轴方向水平正交的方向设为 Y 轴方向,以及将与 X 轴垂直正交的上下方向(重力方向)设为 Z 轴方向。

[0032] 在这些轴方向中,感应线圈 X1、X2 相向并在 X 轴方向上形成磁力线,分别配置在垂直于该 X 轴方向的前后面的周围。在以下的方向中,将感应线圈 X1 侧设为前方,将感应线圈 X2 侧设为后方。另外,将从感应线圈 X2 朝向感应线圈 X1 的移动设为前进,向其反方向移动设为后退。

[0033] 另外,感应线圈 Y1、Y2 相向并在 Y 轴方向上形成磁力线,分别配置在垂直于 Y 轴方

向的两侧面的周围。在这些两侧面的一个面中,在感应线圈 Y1 的内侧配置有两个感应线圈 D3、D7 对面进行 2 分割,在另一个相对面中,在感应线圈 Y2 的内侧配置有两个感应线圈 D1、D5 对面进行 2 分割。

[0034] 同样地,感应线圈 Z1、Z2 相向并在 Z 轴方向上形成磁力线,分别配置在相对于该 Z 轴方向的上下面的周围。在其中的上表面中,在感应线圈 Z1 的内侧配置有两个感应线圈 D4、D8 对面进行 2 分割,在相对的下表面中,在感应线圈 Z2 的内侧配置有两个感应线圈 D2、D6 对面进行 2 分割。在以下的方向中,将感应线圈 Z1 侧设为上方,感应线圈 Z2 侧设为下方。另外,将从感应线圈 Z2 朝向感应线圈 Z1 的移动设为上升,向其反方向移动设为下降。

[0035] 另外,由传动线圈 11 形成的交变磁场作用在磁感应线圈 31 上生成感应电流,从磁感应线圈产生磁场。该交变磁场包括一个或者多个由设置在胶囊内窥镜 21 内的后述线圈(磁感应线圈 31)和电容器 33 形成的谐振频率附近的频率成分。

[0036] 通过多个检测线圈 5a~5i 检测该产生的感应磁场,生成包括位置信息的信号,并发送到位置检测装置 6。在位置检测装置中,根据该信号算出胶囊内窥镜 21 中的位置以及姿势信息。将该位置以及姿势信息发送到引导控制装置 3,使用在求出应该由感应线圈群产生的磁场的计算中。

[0037] 感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、以及 D1 至 D8 是第 1 磁梯度产生单元,其产生作用于胶囊内窥镜 21 内磁铁的磁梯度(第 1 磁梯度),通过前进后退、上升下降、以及左右移动来向期望的方向牵引。

[0038] 另外,在通过上述感应线圈群使胶囊内窥镜 21 上升从而向期望的方向牵引时,感应线圈 Z1 产生作用于胶囊内窥镜 21 内的磁铁的磁梯度(第 2 磁梯度),使得抵消由重力造成的使胶囊内窥镜 21 下降的力,从而排除重力带来的影响。此外,在感应线圈 D4、D8 中也能够产生与感应线圈 Z1 相同的作用。该感应线圈 Z1 是第 2 磁梯度产生单元,其排除向期望方向移动时作用的重力带来的影响。另一方面,在通过上述感应线圈群使胶囊内窥镜 21 下降从而向期望的方向牵引时,感应线圈 Z2 产生作用于胶囊内窥镜 21 内磁铁的磁梯度,使得抵消通过浮力作用使胶囊内窥镜 21 浮起的浮力,排除浮力带来的影响。此外,在感应线圈 D2、D6 中也能够产生与感应线圈 Z1 相同的作用。

[0039] 具体地说,相向配置的感应线圈 X1 和 X2、Y1 和 Y2、Z1 和 Z2 在向相同方向产生磁场的情况下能够在被这些感应线圈包围的空间内形成均匀磁场,在分别向相反方向产生磁场的情况下能够形成倾斜磁场。另外,D1~D8 线圈同样能够通过适当驱动而形成均匀性高的磁场、或者倾斜磁场等。因而,通过分别控制这些 14 个感应线圈,能够在期望的空间位置上产生具有期望的磁场强度、期望的磁梯度的磁场。

[0040] 根据这种感应线圈群的配置,不仅能够相对于胶囊内窥镜 21 前进后退、上升下降以及左右移动,还能够通过感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2 以及 D1 至 D8 的组合,产生使胶囊内窥镜 21 倾斜的、例如使前端侧为上方并使后端侧为下方的磁场,得到前方升高的倾斜姿势。

[0041] 这些感应线圈连接到单独驱动的感应线圈用电源 2 上。该感应线圈用电源 2 来自引导控制装置 3 的指令进行控制,通过对磁场形成所需的感应线圈适当通电,在期望的空间中生成期望的磁场。

[0042] 在本实施方式中,用于检测胶囊内窥镜 21 的位置信息(空间位置)的位置检测系

统（位置检测单元）由如下部分构成：传动线圈 11，其用于形成使设置在胶囊内窥镜 21 内的线圈中产生感应磁场的磁场；检测线圈群 5，其用于检测胶囊内窥镜 21 所产生的感应磁场；位置检测装置 6，其从基于由检测线圈群 5 得到的感应磁场的信号生成胶囊内窥镜 21 的位置信息（3 维空间中的位置和胶囊内窥镜的朝向）；以及传动线圈驱动部 12，其通过位置检测装置 6 的指示来驱动传动线圈 11。

[0043] 构成检测线圈群 5 的 9 个检测放大器 $5a \sim 5i$ 相对于设置有感应线圈 Y1 的侧面平行且在面内均匀地被配置，以求出胶囊内窥镜 21 的正确位置和姿势。此外，在本实施方式中示出了设置相向配置的一对检测线圈群 5 和传动线圈 11 来检测与 Z 轴相关的位置的例子，但是为了对位置以及姿势进行 3 维检测，优选为在交叉的两面，例如上面和侧面分别设置一对。并且，为了提高检测精度，检测线圈的数量在某种程度上也是越多越好。

[0044] 位置检测装置 6 从引导控制装置 3 接收指示检测位置信息的时机，根据该指示驱动传动线圈驱动部 12。传动线圈驱动部 12 对传动线圈 11 提供交流电流来形成磁场，从磁场内的胶囊内窥镜 21 产生感应磁场。检测线圈群 5 的各检测线圈检测基于胶囊内窥镜 21 所产生的感应磁场的信号，并输出到位置检测装置 6。位置检测装置 6 从基于感应磁场的信号生成胶囊型内窥镜 21 的位置以及姿势信息，输出到引导控制装置 3。引导控制装置 3 考虑由位置检测装置 3 得到的胶囊内窥镜 21 的位置以及姿势信息来决定期望的移动方向，对感应线圈用电源 2 进行指示，来生成适合该移动的磁场。感应线圈用电源 2 根据引导控制装置 3 的指示对感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2 以及 D1 至 D8 流通电流。由此，能够通过感应线圈群生成适合该移动的磁场，平稳地引导胶囊内窥镜 21。

[0045] 控制器 4 是输入装置，其通过将操作员所操作的输入操作部、例如操纵杆倒向任意方向，由此指示胶囊型内窥镜 21 的行进方向以及倾斜度。作为控制器 4 的输入用操作部，除了操纵杆之外，还可以使用配置为能够在全方位的行进方向上进行指示的按钮、触摸面板、视线输入装置等各种部件。

[0046] 引导控制装置 3 接受来自控制器 4 的指示信号、来自位置检测装置 6 的位置和姿势信息、以及来自接收装置 9 的与各个感应线圈的驱动状况相关的信号，算出用于将胶囊内窥镜 21 移动到期望位置的磁力（磁场），求出为了产生该磁力、各个感应线圈 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2 以及 D1 至 D8 所承担的磁力，向各感应线圈用电源发送指令。

[0047] 另外，引导控制装置 3 在将胶囊内窥镜 21 所拍摄的图像数据向接收装置 9 发送的通信期间，进行停止产生磁场的处置。同时在通信期间，位置检测装置 6 根据引导控制装置的指示来驱动传动线圈 11，获取来自检测线圈群 5 的位置信息。

[0048] 三个接收天线 7 通过进行选择动作的天线选择器 8 而连接到接收装置。这些接收天线 7 由从 X 轴方向接收通信数据（包含图像数据的体内信息）的接收天线 7a (AX)、从 Y 轴方向接收体内信息的接收天线 7b (AY)、以及从 Z 轴方向接收体内信息的接收天线 7c (AZ) 构成，能够检测 3 轴方向上的体内信息。

[0049] 天线选择器 8 选择在通信中使用的天线 7a、7b、7c。该天线选择器 8 接受各个接收天线的位置中感应线圈群所产生的磁场强度、方向以及磁场倾斜的量，识别最不受磁场影响的接收天线，并选择该接收天线。通过选择该接收天线 7，能够使胶囊内窥镜 21 和接收装置 9 之间的通信稳定。

[0050] 接收装置 9 将接收来自胶囊内窥镜 21 的体内信息的时机发送到引导控制装置 3。

如前所述,引导控制装置 3 在对体内信息(图像数据)进行通信的通信期间,使感应线圈群以及传动线圈 11 停止产生感应磁场。通过该停止处置,能够由接收装置不受感应磁场的影响而从胶囊内窥镜 21 接收体内信息。通过该停止处置,通信期间和移动动作以及位置检测期间不重叠,因此能够排除感应磁场对体内信息造成的噪声、感应磁场对接收天线的影响。

[0051] 因此,在胶囊内窥镜 21 附近生成的磁场的强度、磁场倾斜量较大的情况下、或者在接收天线 7 附近生成的磁场的强度、磁场倾斜量较大的情况下,该停止处置有助于不向图像数据造成噪声影响、能够排除感应磁场对接收天线的影响。另外,即使在从感应线圈产生的磁场强度较高的情况下,也能够使位置检测装置 6 正确地动作。

[0052] 显示装置 10 例如由液晶显示器等构成,对由接收装置 9 生成的由胶囊型内窥镜 21 拍摄的图像进行屏幕显示。进行该图像显示时,也可以将与显示图像相关的数据、例如拍摄状况等与图像一并显示在显示屏幕上。接着,参照图 2 至图 5 说明本实施方式中的胶囊内窥镜 21 中的第 1 至第 5 结构例。

[0053] 图 2 表示本实施方式中的第 1 胶囊内窥镜的的截面结构。

[0054] 该第 1 胶囊内窥镜 21 的胶囊容器 23 由前端容器 23a 以及后端容器 23b 构成,其中该前端容器 23a 为透明的半球形状,配置在前端侧,该后端容器 23b 为可透过红外线的正圆柱形状且后端成半球形状。该胶囊容器 23 收纳后述的胶囊内窥镜主体,以水密结构密封。该胶囊内窥镜 21 的推进方向例如设为由图 2 的 C 表示的圆柱轴方向。

[0055] 说明胶囊内窥镜主体。

[0056] 胶囊内窥镜主体大致由以下部分构成:拍摄被检体体腔内管路的内壁面的摄像部、驱动摄像部的电源部、通过上述传动线圈 11 产生感应磁场的感应磁场产生部、驱动胶囊型内窥镜 21 的驱动用磁铁、以及将包含所拍摄的图像数据的体内信息发送到接收天线 7 的发送部。

[0057] 首先,摄像部具备:摄影光学系 26,其具有固定焦点透镜;摄像元件 25,其由安装在摄像侧基板 24a 上的 CMOS 或者 CCD 等构成;照明部 39,其由设置在摄影光学系 26 附近的可调光的 LED 构成;以及图像处理电路 27,其被安装在相对于摄像元件 25 反面侧的摄像侧基板 24a 上,对来自摄像元件 25 的图像信号实施规定的图像处理。另外,摄像侧基板 24a、电源侧基板 24b 以及前方的电池用基板 43a 作为连接固定部 29 而用粘接剂密封并固定为一体。

[0058] 并且,电源部具备:小型电池 32,其由纽扣电池等构成;一对电池用基板 43(43a、43b),其设置有从小型电池取出电源的未图示的电源端子;热收缩管 34,其通过使电池用基板夹住小型电池 32 来进行固定;电源侧基板 24b,其电路布线通过弹性基板等与摄像侧基板 24a 的电路布线电气连接;以及电源电路 28,其被设置在电源侧基板 24b 上,并提供小型电池 32 的电源。

[0059] 磁场产生部具备:磁性体 30,其设置在连接固定部 29 的外周上;感应线圈 31,其通过磁性体 30 设置;以及电容器 33,其被设置前端侧的电池用基板上,与感应线圈 31 构成 CL 谐振电路。

[0060] 该感应线圈 31 形成为具有比胶囊容器 23 的内径略小的最大外径的环形状。磁性体 30 具有使来自外部的磁场收敛到感应线圈 31 内的作用。磁性体 30 适用非晶质磁性体、FINE MET(日立金属)等饱和磁通密度、导磁率都高的材料。另外,当使用整形为薄膜的材

料时,配置在胶囊内窥镜内时得到能够减小磁性体的体积的效果。

[0061] 并且,在后方的电池用基板 43b 上配置有圆盘形状的驱动用磁铁 42。作为磁铁 42 的材质优选钕钴等,但是并不限于此。对该磁铁 42 的上方磁化为 N 极,下方磁化为 S 极,使得磁力线的方向沿着 Z 轴方向。通过这样设定极性,胶囊内窥镜 21 相对于磁性引导装置 1 的感应线圈群始终朝向固定方向。因而,能够决定拍摄的图像中的绝对的上下。

[0062] 发送部具备:通信电路 36,其安装在发送用基板 40 的里面侧(磁铁 42 侧);天线 37,其配置在发送用基板 40 的表面侧(后端容器 23b);屏蔽部 35,其覆盖露出的通信电路 36,屏蔽磁铁 42 的磁力;以及光开关 38,其安装在设置有天线 37 一侧的发送用基板 40 上,对胶囊内窥镜驱动进行导通截止。

[0063] 在这种配置中,磁铁 42 的磁化方向和连接导发送电路 36 的天线 37 的朝向为改变 90 度角进行配置。这是为了使从磁铁 42 产生的磁场与天线 37 的朝向偏差 90 度而入射的条件成立。由此将来自磁铁的磁场对天线 37 的影响抑制为较小。

[0064] 屏蔽部 35 的材料由磁性材料构成,具有吸收天线 37 附近的磁场的效果。因而,能够减轻向天线 37 入射的磁场强度,能够将磁场对发送电路 36 和天线 37 间的无线通信的影响抑制为较低,从而实现稳定的无线通信。

[0065] 另外,光开关 38 对红外线等具有灵敏度。胶囊容器 23 的后端容器 23b 至少在光开关附近由透过红外线(在光开关具有灵敏度的波长中)的材料构成。当从未图示的红外线发光装置对光开关 38 照射红外线时,光开关 38 导通,从小型电池 32 通过电源电路通电从而起,开始摄像处理以及发送处理。该光开关 38 构成进行触发动作的电路,当照射一次红外线时胶囊内窥镜维持导通状态。另外,也可以追加在导通状态时再次照射红外线则截止的结构。

[0066] 通过由该屏蔽部 35 覆盖通信电路 36 的结构,能够将磁铁 42 中的强力磁场对发送电路、无线电路的影响(例如叠加噪声、或者可通信距离变短等)抑制为较低。由此,能够对接收装置 9 发送噪声少的鲜明的图像数据。

[0067] 图 3 示出本实施方式中的第 2 胶囊内窥镜的截面结构。

[0068] 该第 2 胶囊内窥镜相对于上述第 1 胶囊内窥镜,在胶囊容器 23 的外周上具备将截面为圆形的线材螺旋状缠绕而成的螺旋部 25。除此之外的结构部位与第 1 胶囊内窥镜相同,附加相同的附图标记并省略说明。

[0069] 通过该结构,从感应线圈用电源 2 对感应线圈群形成对第 2 胶囊内窥镜的旋转磁场,使第 2 胶囊内窥镜 21 以图 3 所示轴 C 为中心向 R 方向旋转。第 2 胶囊内窥镜 21 根据螺旋部 25 的旋转方向沿着轴 C 方向前进或者后退。并且,还能够控制感应线圈群,使第 2 胶囊内窥镜 21 以实现倾斜姿势的状态进行旋转,因此也能相对于倾斜方向前进或者后退。这样构成的第 2 胶囊内窥镜能够得到与上述第 1 胶囊内窥镜所得到的作用效果相同的作用效果。

[0070] 图 4 示出了本实施方式中的第 3 胶囊内窥镜的截面结构。

[0071] 该第 3 胶囊内窥镜配置为对上述第 1 胶囊内窥镜结构中的磁铁 42 和感应线圈 31 进行了替换。除此之外的结构部位与第 1 胶囊内窥镜相同,附加相同的附图标记并省略说明。

[0072] 相对于在第 1 胶囊内窥镜中为环形状的感应线圈 31,在第 3 胶囊内窥镜中交叉地

配置两根直线的棒状感应线圈 52、53。图 4 示出了分别在 Z 轴方向和 Y 轴方向配置有感应线圈 52、53 的结构例。另外,在这些感应线圈 52、53 的附近配置有用于连接到各个线圈两端来形成 LC 谐振电路的电容器 54、55,进行调整使其谐振频率不同。该交叉的感应线圈 52、53 通过由传动线圈 11 形成的磁场产生感应磁场。由此感应线圈 52、53 都相对于轴 C 垂直地朝向各自不同的方向,因此能够用各自的谐振频率求出各自的感应线圈的朝向,从而检测轴 C 的方向(也就是胶囊内窥镜的推进方向)。另外,第 3 胶囊内窥镜使磁铁 51 的磁极朝向沿着胶囊内窥镜的圆柱轴(轴 C 方向)的方向(N 极为前方,S 极为后方)配置。另外,替换上述第 1 胶囊内窥镜中的圆盘形状的磁铁 42,例如将环形或者条形磁铁排列为樽状的结构,设置在连接固定部 29 的外周上。这样构成的第 3 胶囊内窥镜也能够得到与上述第 1 胶囊内窥镜所得到的作用效果相同的作用效果。

[0073] 图 5 示出了本实施方式中的第 4 胶囊内窥镜的的截面结构。

[0074] 该第 4 胶囊内窥镜配置为对上述第 1 胶囊内窥镜的结构中的磁铁 42、发送电路 36 以及天线 37 进行了替换。除此之外的结构部位与第 1 胶囊内窥镜相同,附加相同的附图标记并省略说明。

[0075] 第 4 胶囊内窥镜通过屏蔽部 62 包围除天线 37 的电磁波发射方向之外的发送电路 36 以及天线 37,在一部分中开口为光开关窗,并配置有光开关 38。也可以在不同方向上设置多个光开关 38。将该屏蔽部 62 设置为连接到电池用基板 43b 上,其后方设置与第 1 胶囊内窥镜的磁铁 42 相同的磁铁 63。胶囊容器 23 的后端容器 61 的后端不形成半球形状而形成平坦面。但是,后端也可以是半球形状。

[0076] 这样构成的第 4 胶囊内窥镜能够起到与上述第 1 胶囊内窥镜所起到的作用效果相同的作用效果。并且,根据这种结构,天线 37 附近的磁力线将贯穿屏蔽部 62 内,从而能够降低强度。因而,能够减少磁铁 62 所生成的磁场带给天线 37 的影响,防止发送性能的下降。

[0077] 另外,使用蒸镀或者喷镀等薄膜形成技术在基板上形成成为屏蔽构件的磁性体,由此能够减少进入基板内的磁通量。因而,能够防止形成在胶囊内窥镜 21 内的电路受到磁铁的磁场以及感应线圈的磁场带来的坏影响而发生误动作的情况。

[0078] 图 6 表示本实施方式中的第 5 胶囊内窥镜的的截面结构。

[0079] 上述第 1 胶囊内窥镜结构中的体内信息(图像数据)是使用通信电路 36 以及天线 37 通过无线(使用电波的无线)发送的,但是该第 5 胶囊内窥镜设置有在胶囊容器表面露出的电极 64、65,有时通过作为被检体的体腔组织流过成为体内信息的电流信号,从而在生物体内产生电场。该第 5 胶囊内窥镜是使用如下所谓电场通信方式的结构,其替代接收天线,而通过安装在患者体表面上的电场传感器来接收该体内信息。除此之外的结构部位与第 1 胶囊内窥镜相同,附加相同的附图标记并省略说明。

[0080] 根据该结构,除了上述第 1 胶囊内窥镜所得到的作用效果之外,不将无线用作通信媒体,因此能够消除与接收装置以及它们之间的传输通路有关的影响,难以叠加噪声,从而能够获取稳定的清晰的图像。由于能够省略通信电路以及天线,因此结构变得简单,能够实现胶囊容器的进一步小型化。另外,如果在发送电路上设置扬声器并且在接收装置侧连接麦克风,通过声波的通信也能够得到同样的作用效果。

[0081] 下面说明这样构成的胶囊型内窥镜医疗装置引导系统的第 1 控制方法。

[0082] 图 7 是表示相对于图 2 示出的第 1 胶囊内窥镜引导时的从 Y 轴方向观察的磁场中

的磁力线的一例。该磁场形成在由感应线圈 Z1、Z2、D2、D4、D6 以及 D8 包围的空间内,在该空间内胶囊内窥镜的前端朝向从图 6 所示感应线圈 X2 到感应线圈 X1 的方向(X 轴方向)。

[0083] 该磁场内的感应线圈 Z1 中产生在如图所示的 Z 轴方向中向上的磁力。胶囊内窥镜 21 的下方(感应线圈 Z2 侧)磁场强度较弱,上方产生较强的磁场强度。这样在存在磁梯度的空间内,胶囊内窥镜 21 内的磁铁 42 产生向磁场较强的方向、即向上方牵引的引力(在此称为上升引力)。

[0084] 当受到该上升引力时,胶囊内窥镜 21 在空间内上升。通过由引导控制装置 3 控制该上升引力的强度,能够作出抵消作用于胶囊内窥镜 21 的重力的状态。此时,例如在感应线圈 D2、D4 中形成如图 7 所示的磁场来产生前进的牵引力。由此,当在感应线圈 Z1 的磁场中叠加感应线圈 D2、D4 的磁场时,胶囊内窥镜 21 抵消对内窥镜本身起作用的重力并且前进。

[0085] 也就是说,以往,胶囊内窥镜 21 在体腔组织内带着自身重量(胶囊内窥镜的质量 $\times$ 重力加速度)的状态下移动。与此相对,在本实施方式中,胶囊内窥镜 21 在减轻自身重量、粘性的反作用力减弱的状态下移动,因此用比以往更弱的磁场强度也能够进行同样的移动。但是,当该上升引力过强时,会使胶囊内窥镜 21 从体腔组织上浮至需要以上。当胶囊内窥镜 21 一旦从体腔组织浮起时,接近感应线圈 Z1,因此引力会进一步变强,此时被感应线圈 Z1 剧烈吸引,可能会导致上浮至用户期望以上。

[0086] 如图 8 的时序图所示进行控制,防止这种上浮状态并且进行移动,并且稳定地进行体内信息的通信。图 8(a) 表示通过感应线圈 Z1 向 Z 轴方向产生上升引力的磁场强度的大小和产生时机,图 8(b) 表示感应线圈 D2、D4 向 X 轴方向产生牵引力的磁场强度大小和产生时机。并且,图 8(c) 表示位置检测装置 6 从检测线圈群 5 的各检测线圈获取基于感应磁场的信号(位置以及姿势信息信号)的时机,图 8(d) 表示从胶囊内窥镜 21 向接收装置 9 发送体内信息和暂停或者进行拍摄的时机,图 8(e) 表示体腔表面和内窥镜的 Z 方向的位置关系。

[0087] 在本实施方式中,用由胶囊内窥镜 21 进行拍摄和进行图像数据的发送的时机为基准而设定图 8 中的各动作的时机。当然,不限于这种发送时机,也可以适当地设定成为基准的时机。

[0088] 首先,对胶囊内窥镜 21 的位置进行检测,在胶囊内窥镜 21 的位置沉入体腔表面(图 8(e) 的 n1)、磁场强度低于目标值的情况下,在下一个时机加强感应线圈 Z1 的磁场强度来使其上升(n2)。此时,在胶囊内窥镜 21 过度上升的情况下,减弱在下一个时机中产生的磁场强度(n3)。此外,概念性地表示图 8(e) 所示的体腔表面和胶囊内窥镜 21 的 Z 方向的位置关系,实际上,胶囊内窥镜 21 是大致接触体腔表面的状态,是重量不施加于体腔表面的状态(或者没有由于重量而沉入的状态)。

[0089] 此时,对感应线圈 D2、D4 产生如图 7 所示的 Z 方向的向上的磁场。该磁场的磁梯度在从感应线圈 X2 朝向感应线圈 X1 的方向上变大,对于胶囊内窥镜 21 成为沿着 X 轴方向上向前方牵引的引力。因而,胶囊内窥镜 21 在通过感应线圈 Z1 的电场抵消重力的状态下由感应线圈 D2、D4 向前方牵引,与体腔表面的摩擦较少而顺利地移动。

[0090] 随着其胶囊内窥镜 21 的前进,感应线圈 D2、D4 造成的胶囊内窥镜的位置中的磁场梯度变大,牵引力增大。即、移动速度加快。为了使胶囊内窥镜 21 以固定速度移动,需要恒

定地保持推进力,因此,如图 8(b) 所示,逐渐减少在感应线圈 D2、D4 中产生的磁场强度。

[0091] 如上所述,根据胶囊内窥镜 21 的位置信息来控制磁场强度,维持抵消所受到的重力的状态,减轻作用于胶囊内窥镜 21 和体腔内组织之间的摩擦力。在抵消其重力的状态下,通过产生向要使胶囊内窥镜 21 移动的方向倾斜的梯度磁场,能够减少伴随移动而产生的阻力而容易地进行引导的操作,并且在比以往更弱的磁场强度下也能够同样地进行移动。

[0092] 下面说明胶囊型医疗装置引导系统的第 2 控制方法。

[0093] 如图 9(a)、(b) 所示,该第 2 控制方法是根据在一个磁场形成期间内对施加到感应线圈 Z1、D2 以及 D4 的驱动信号施加预先确定的短时脉宽的导通信号的次数来控制磁场强度的方法。利用该方法,通过使各个感应线圈脉冲性地产生磁场并控制其产生的磁场的间隔来控制磁场强度。能够通过感应线圈用电源 2 附加公知的开关电路来实现这种控制。

[0094] 通过这种结构,通过各感应线圈 Z1、D2 以及 D4 分别脉冲性地产生磁场并控制其产生的磁场的间隔来控制磁场强度。通过这种控制,能够使感应线圈用电源的结构简单。另外,作为相同的控制方式,应用控制导通时间(脉宽)的 PWM(Pulse Width Modulation:脉宽调制)控制方式也能够同样地实现这种控制。

[0095] 下面说明胶囊型医疗装置引导系统的第 3 控制方法。

[0096] 相对于上述第 1 控制方法,图 10 所示的第 3 控制方法分别驱动不同的感应线圈的组合来实现同样的胶囊内窥镜 21 的移动。图 4 示出的第 3 胶囊内窥镜适合于第 3 控制方法。

[0097] 将上述的第 3 胶囊内窥镜的磁铁 51 沿着胶囊内窥镜的圆柱轴(X 轴方向)朝向磁极(N 极为前方,S 极为后方)而配置。磁感应线圈 52、53 交叉(在此是正交),相对于磁铁 51 的磁力线的方向也彼此正交配置。另外,本实施方式中的感应线圈 52、53 是在由针状磁性体形成的铁心上卷绕绕线,并且分别连接有电容器 54、55。调整 L 成分或者 C 成分,使得该两个感应线圈 52、53 具有不同的谐振频率。

[0098] 通过这种结构,能够将来自磁铁 51 的磁力线的指向配置为与感应线圈 52、53 的长度方向的指向垂直,因此能够将来自磁铁 51 的磁场的影响抑制到最小,并且能够通过分别检测两个磁感应线圈 52、53 的方向来求出胶囊内窥镜的方向。

[0099] 另外,内置在图 10 所示的胶囊内窥镜 21 中的磁铁的指向朝向胶囊内窥镜 21 的推进方向(图 10 所示的 X 方向),但是通过施加如图 10 所示的磁场能够与图 7 所示的状态同样地进行控制。也就是说,由感应线圈 D4、D8 产生沿 Z 方向(向上)磁场强度变强的梯度磁场,由此形成与重力相反的引力,产生随着从感应线圈 X1 向 X 方向(纸面左方向)移动而磁场强度变强的梯度磁场,能够使胶囊内窥镜 21 在减轻重力的状态下向 X 方向推进。

[0100] 下面参照图 11 说明胶囊内窥镜 21 的姿势控制。

[0101] 使用上述的图 1 中的磁性引导装置 1 和图 4 示出的第 3 胶囊内窥镜 21 来进行说明。

[0102] 说明将胶囊内窥镜 21 的姿势从水平方向斜向倾斜的姿势的情况,例如内窥镜前端部上升而后端部接触消化管内壁那样的倾斜姿势。为了实现这种姿势,在 14 个感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2 以及 D1 至 D8 中,例如使用感应线圈 Z1、Z2 的组形成朝向 Z 轴方向的上方的第 1 磁场、和由感应线圈 X1、X2 形成的沿 X 轴方向的纸面左方向的第 2 磁场。此

外,也可以仅通过感应线圈 Z1、Z2 形成的第 1 磁场使其倾斜。在此,由第 1 磁场和第 2 磁场合成的磁场成为图 11 所示的外部磁场 H。然而,胶囊内窥镜 21 受到重力作用,因此胶囊内窥镜 21 不会与外部磁场 H 平行,而会朝向胶囊内窥镜 21 的指向的方向。此时,将磁铁 42 的磁化设为 M,外部磁场设为 H,M 和 H 所形成的角度设为 δ ,胶囊内窥镜 21 的质量设为 m,重力加速度设为 g,Z 方向与胶囊内窥镜 21 的指向之间形成的角度设为 θ ,胶囊内窥镜 21 的重心设为 G,使胶囊内窥镜 21 指向上方向而改变 θ 时成为转动中心的支点设为 P,与支点 P 之间的距离设为 l。此时,可以为了简单而将支点 P 设为胶囊内窥镜 21 内没有设置摄像光学系 26 一侧的外壳端部的半球状形状的中心。通过使用上述定义的事项,能够表示为:

$$[0103] \quad \delta = \sin^{-1} \left(\frac{mgl \sin \theta}{H \cdot M} \right)$$

[0104] 由此,为了使胶囊内窥镜 21 朝向 θ 方向,只要向 $\Theta = \theta - \delta$ 方向施加磁场即可。这样地控制由感应线圈群产生的磁场。通过施加该 Θ 方向的磁场,由此能够不受施加到胶囊内窥镜 21 的重力的影响而朝向期望的方向(θ 方向)。在这种磁场中胶囊内窥镜 21 以倾斜姿势存在的情况下,例如当在感应线圈 X1 中形成向远方产生牵引力的电场时,胶囊内窥镜 2 在仅使胶囊容器 23 的后端部接触消化管内壁、保持倾斜姿势的状态下向远方移动。这种移动即使在消化管内上的壁移动路径中存在一些凹凸,也能够容易地跨越并移动。并且,通过叠加上述使用感应线圈 Z1 抵消重力的电场,还能够减少摩擦力而进行移动。

[0105] 另一方面,在体腔内残留有水等的情况下,存在产生超过重力的浮力的情况。当成为这种状态时,可能变成相对于水比重较重的一侧朝向下方的倾斜姿势,从而难以拍摄期望的部位。与此相对,在本实施方式中,通过感应线圈群形成磁场来实现期望的姿势。例如,在消化管内壁上残留水、胶囊内窥镜 21 前端部上浮的情况下,使用感应线圈 X1、X2 和感应线圈 Z1、Z2 的组作出如图 12 所示的倾斜姿势。即,使用这些感应线圈,形成感应线圈 Z1、Z2 引起的朝向 Z 轴下方向的第 3 磁场和感应线圈 X1、X2 引起的朝向 X 轴方向的第 4 磁场。通过这种磁场,即使由于浮力而成为胶囊内窥镜 21 的前端部或者后端部上浮的姿势,也能够容易地控制姿势,从而拍摄期望的部位。

[0106] 如上所述,本发明的胶囊内窥镜系统形成用于抵消对胶囊内窥镜产生的重力的磁场,叠加到使其移动或者改变姿势的磁场,使装置整体上浮,减少接触体腔表面的胶囊内窥镜的接触面积,减少摩擦阻抗,由此能够容易地控制胶囊内窥镜动作,并且能够排除移动时以及姿势指向操作时由于重力的影响而产生的与操作员的感觉之间的移动误差,能够实现与操作量对应的动作。

[0107] 并且,与胶囊内窥镜的数据发送同步地控制从位置检测装置以及感应线圈群产生的磁场,因此不受感应线圈所产生的磁场影响,就能够进行数据发送和位置检测,由此提高胶囊型医疗装置引导系统的稳定性。

[0108] 另外,通过控制胶囊内窥镜的姿势,能够在采取前端向上方上升的倾斜姿势的状态下进行移动,从而即使在位于通过路径上的体腔表面存在凹凸而难以移动的部位,也能够容易地跨越。另外,与用于使胶囊内窥镜整体上浮的磁场相比,能够利用较弱的磁场强度来实现以这种倾斜姿势使后端部或者前端部接触到体腔表面的状态下进行的移动,因此不需要感应线圈用电源的较大的输出,从而能够实现小型化。

[0109] 此外,本发明不限于上述实施方式,在不改变发明的宗旨的范围内可以进行各种

变更。另外,本发明中说明的实施方式的结构部位不需要全部安装,可以仅利用可实施的结构部位。

[0110] 本发明能够提供一种胶囊型内窥镜医疗装置引导系统,其能够对胶囊型医疗装置生成朝向期望的方向的磁场环境,排除重力对操作带来的移动误差,并且减少对胶囊型医疗装置产生的摩擦阻力,能够在低引力下正确地进行动作。

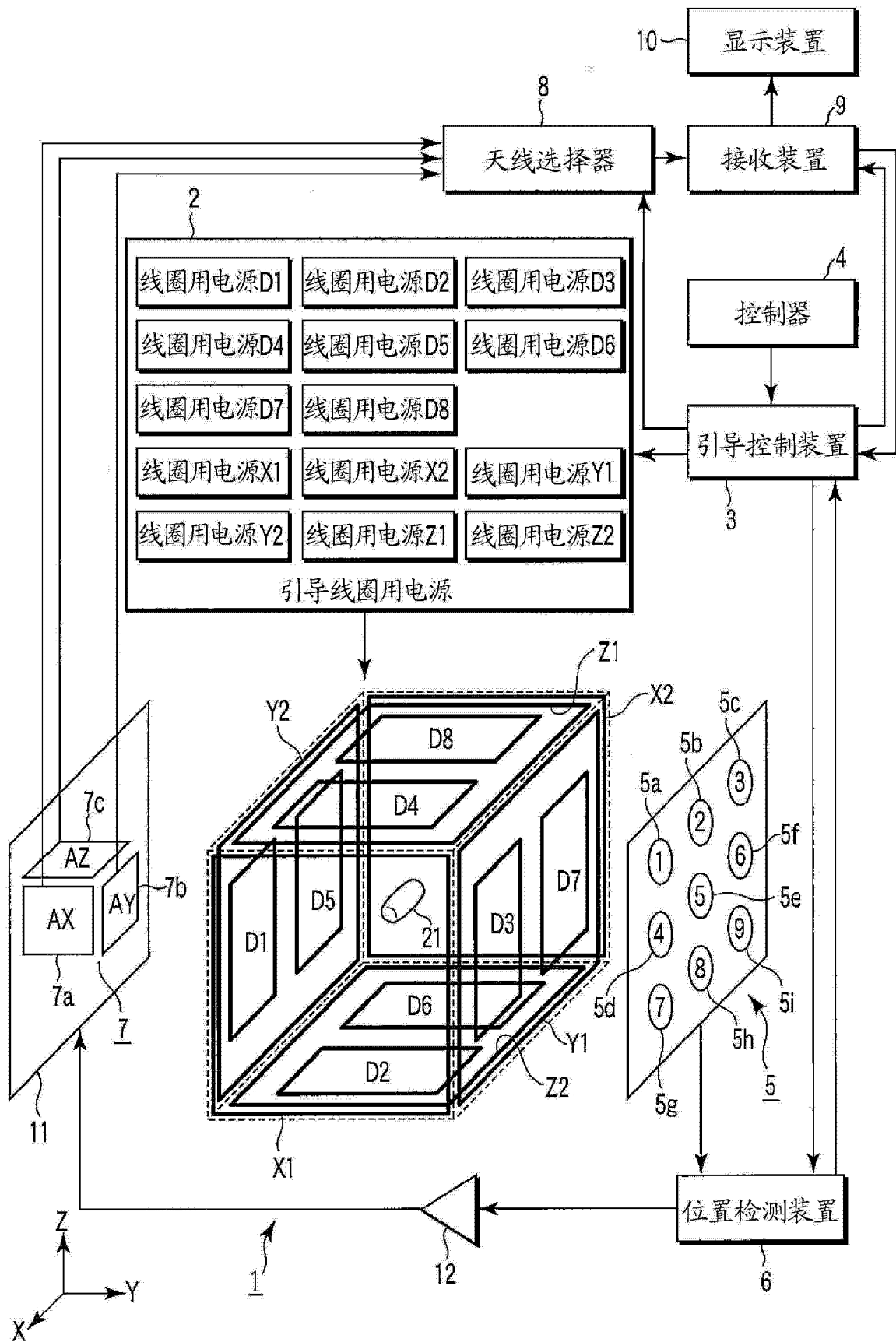


图 1

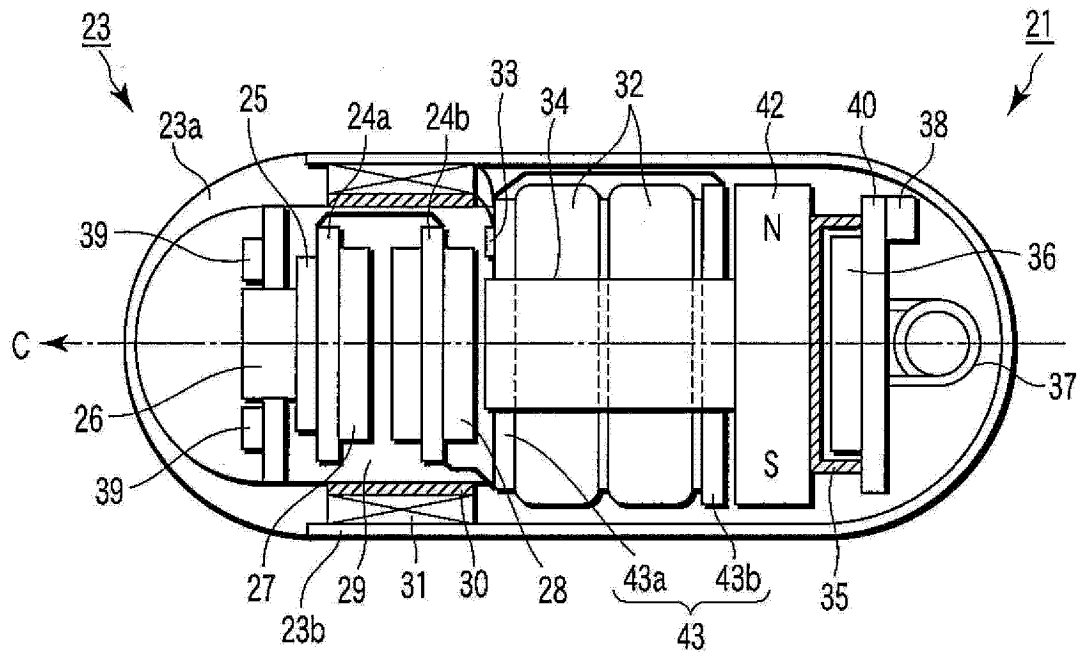


图 2

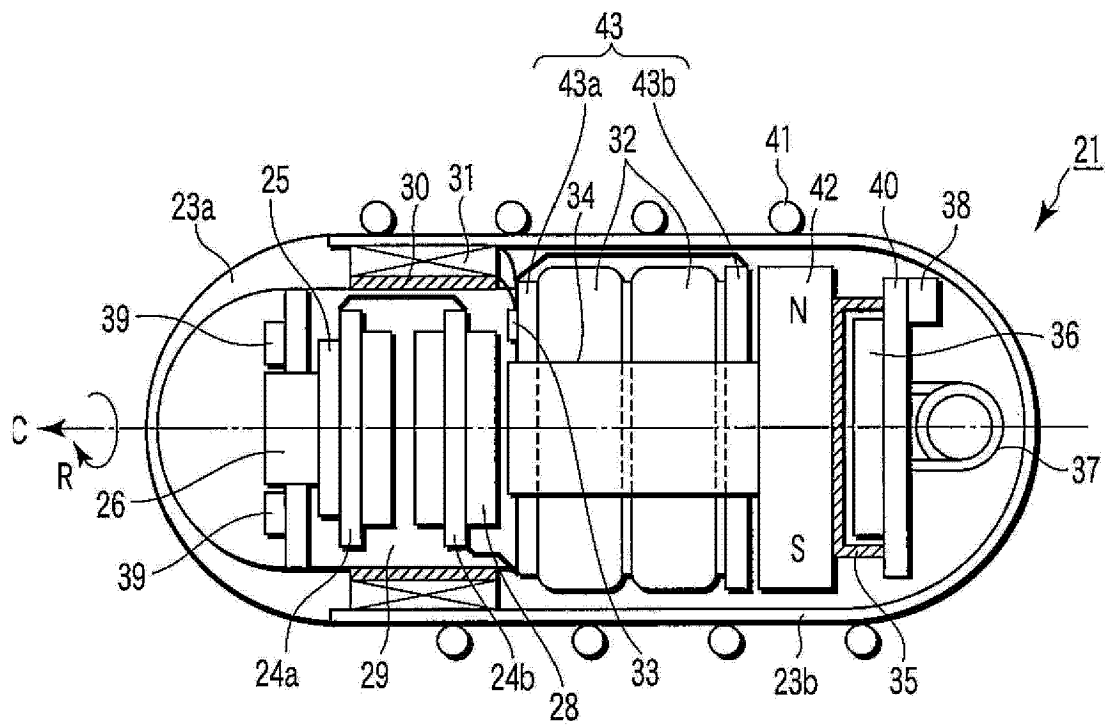


图 3

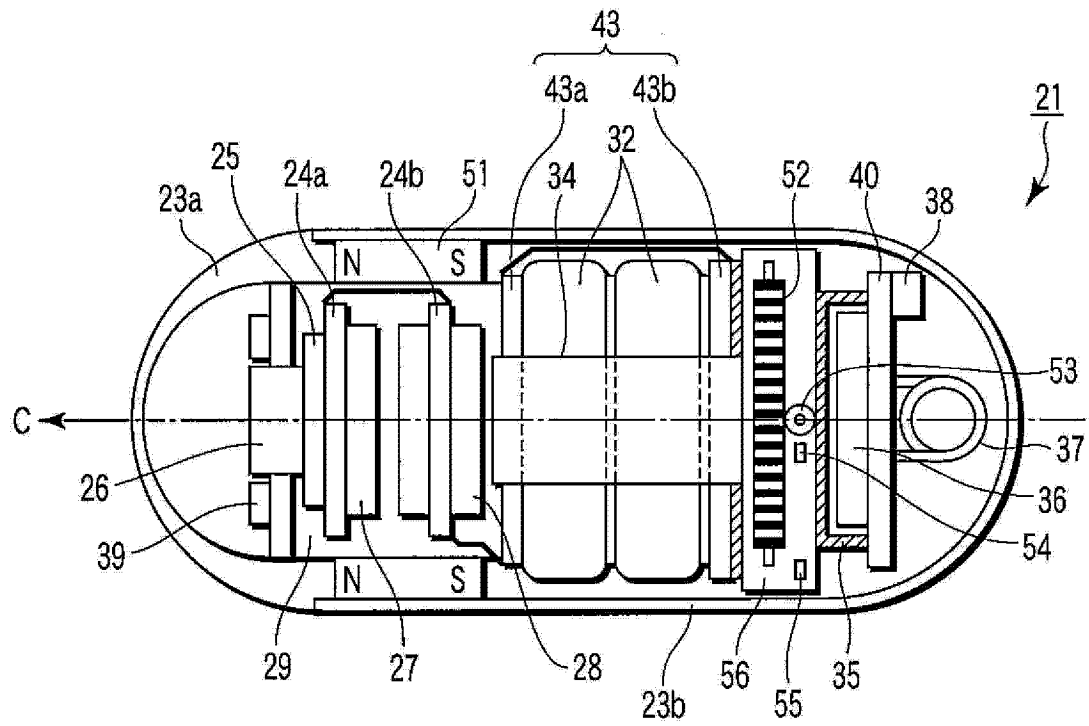


图 4

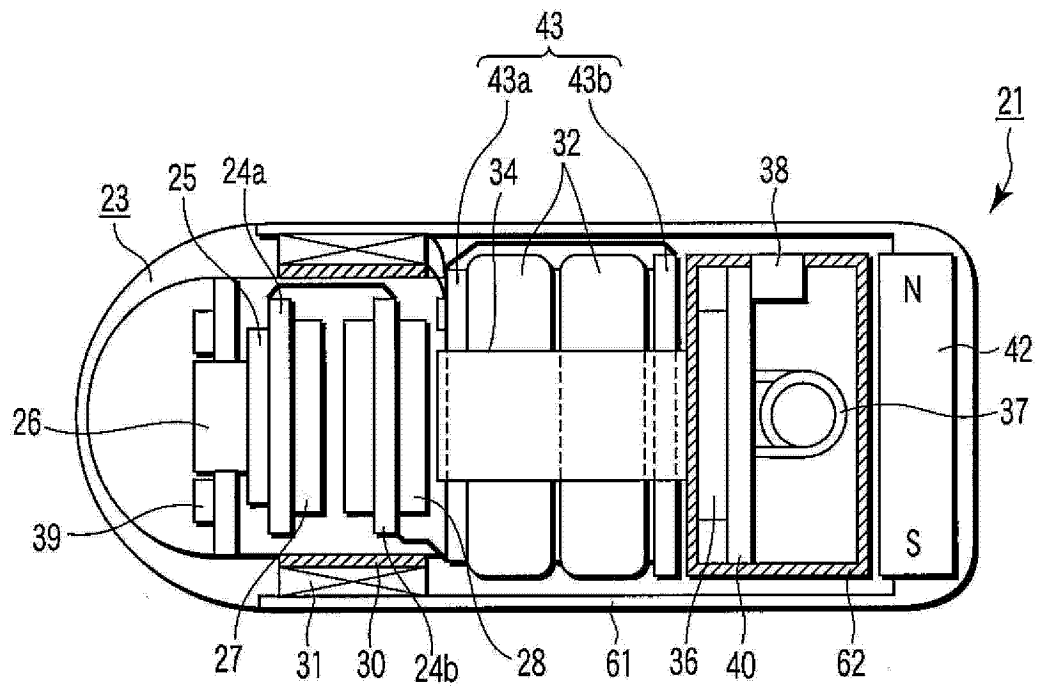


图 5

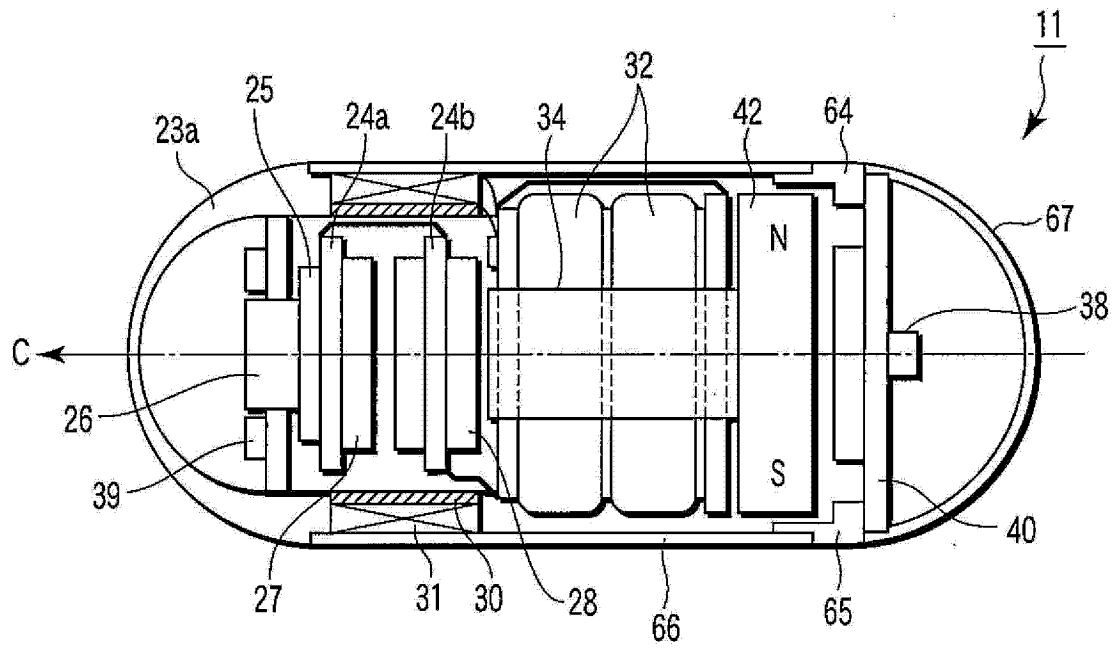


图 6

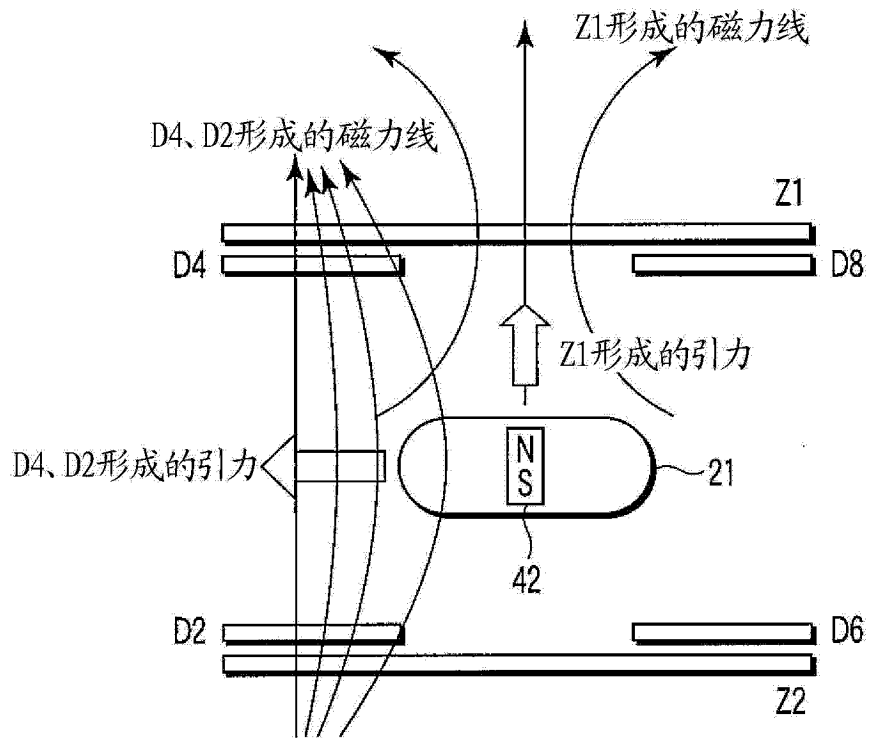


图 7

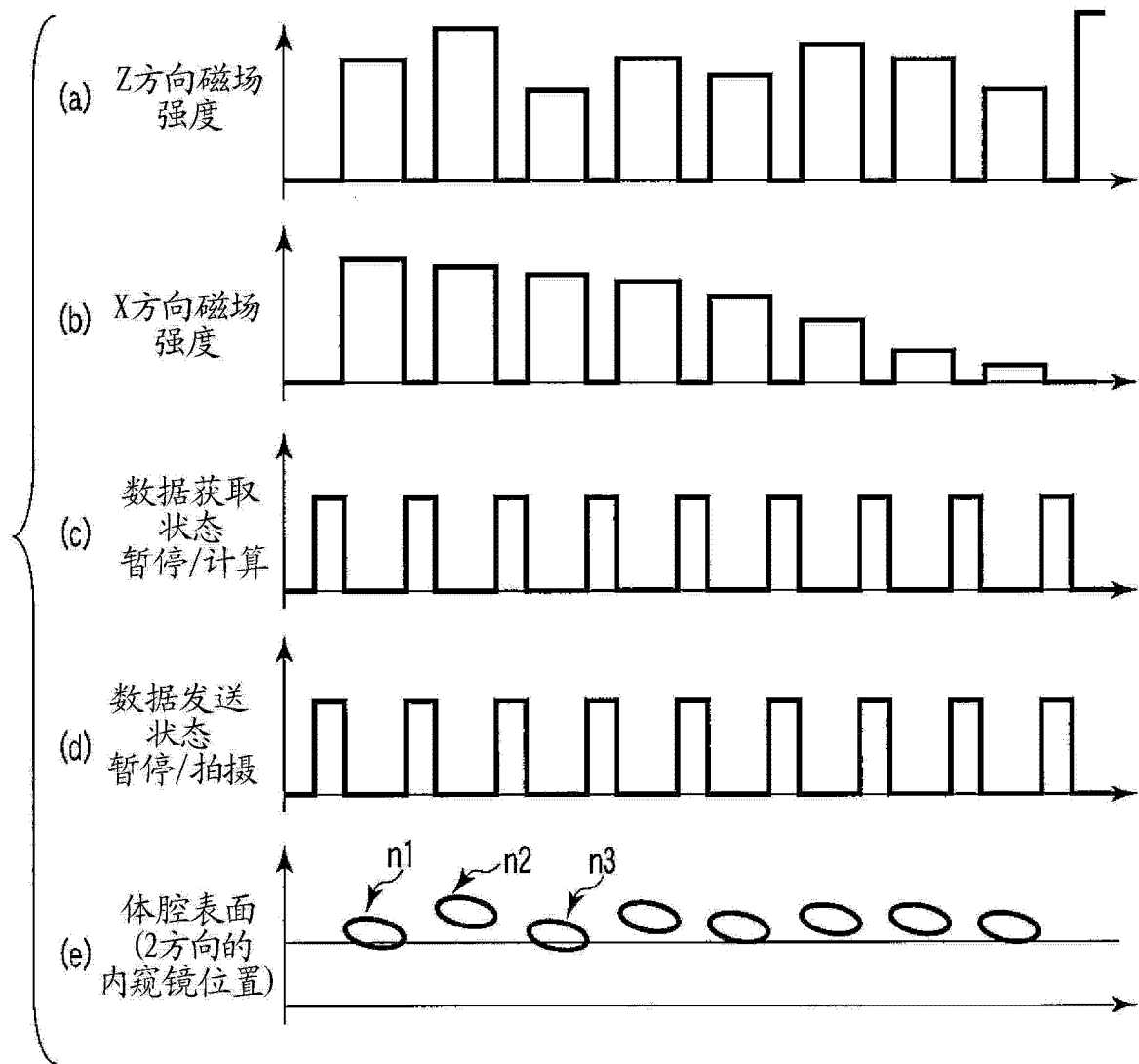


图 8

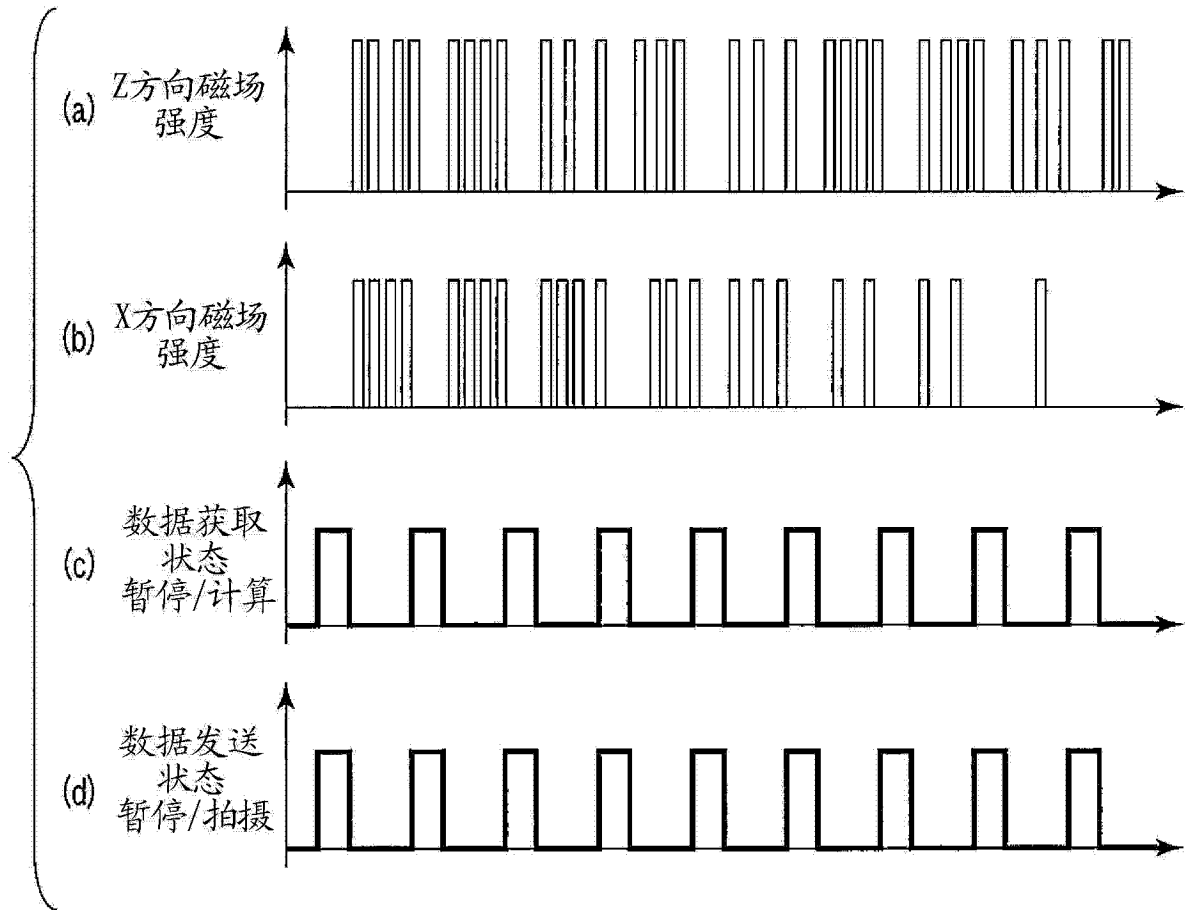


图 9

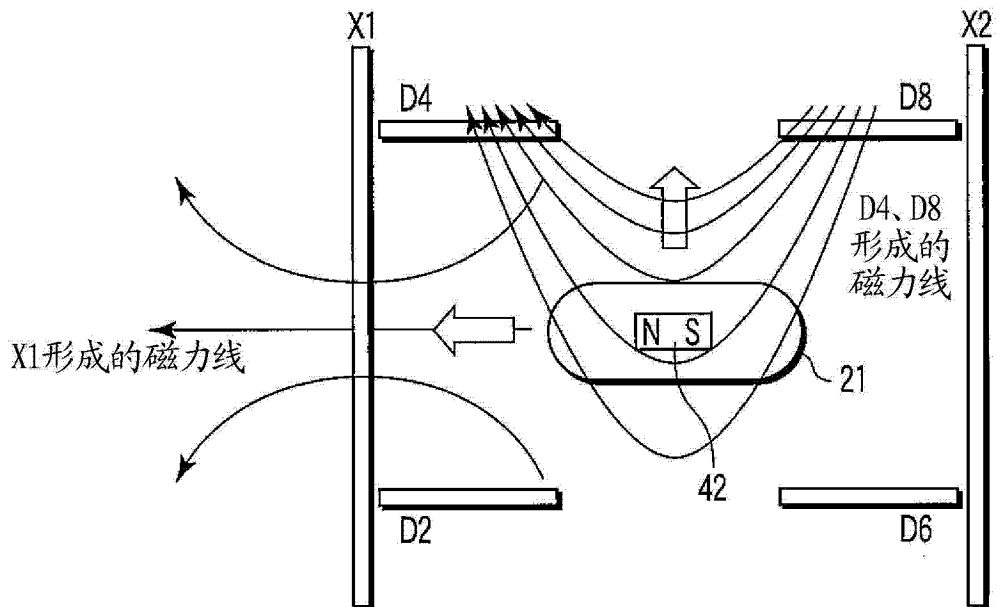


图 10

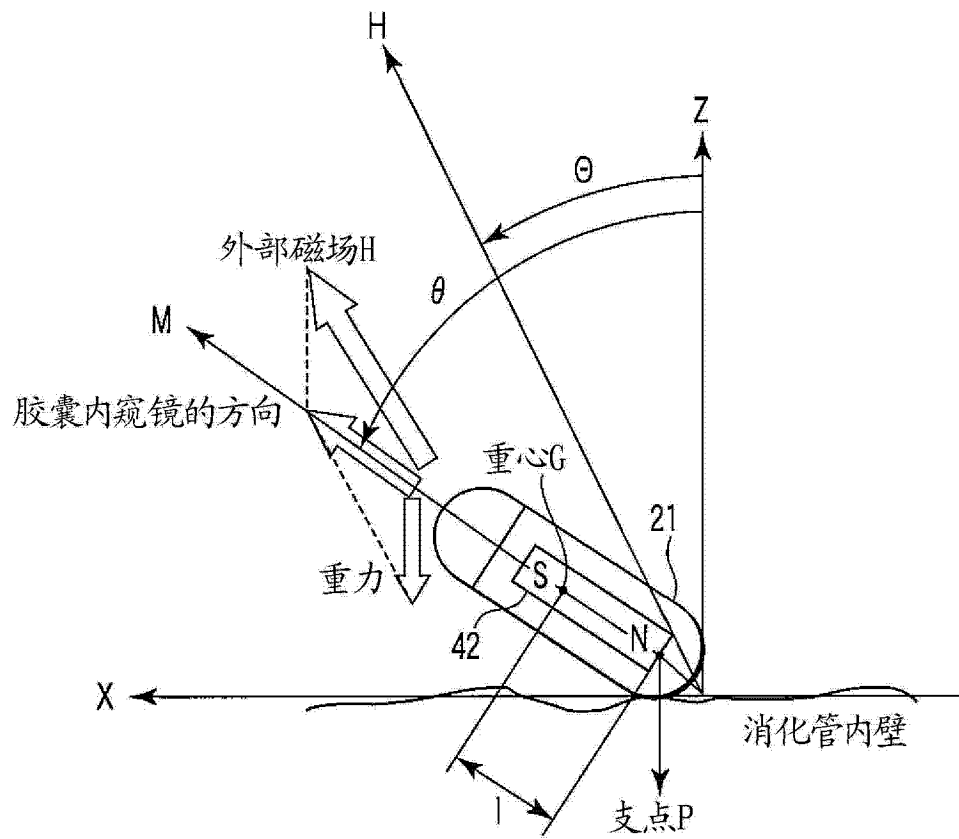


图 11

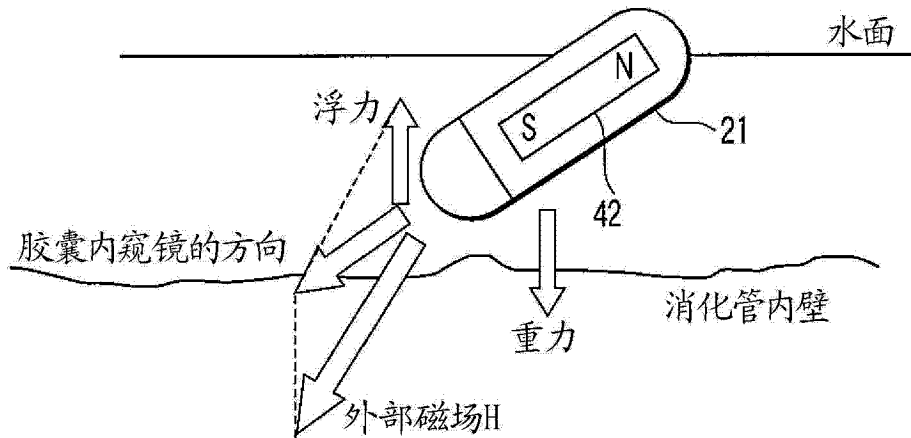


图 12

专利名称(译)	胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法		
公开(公告)号	CN102688014B	公开(公告)日	2015-03-18
申请号	CN201210156822.X	申请日	2006-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	内山昭夫 木村敦志 青木勲		
发明人	内山昭夫 木村敦志 青木勲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B1/00158 A61B1/041 A61B19/22 A61B2019/2253 A61B34/70 A61B34/73		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	张雯		
优先权	2005376277 2005-12-27 JP		
其他公开文献	CN102688014A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法，其配置感应线圈，使得将产生感应磁场的面至少分割为前后两个区域，形成用于抵消施加到胶囊内窥镜主体的重力的磁场，并且叠加到使其移动或者改变姿势的磁场上，减少接触体腔表面的内窥镜的接触面积，从而减少摩擦阻力并进行移动。

