



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101351142 B

(45) 授权公告日 2010.08.18

(21) 申请号 200680049628.4

(22) 申请日 2006.12.27

(30) 优先权数据

375538/2005 2005.12.27 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008.06.27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2006/326147 2006.12.27

(87) PCT申请的公布数据

W02007/074887 JA 2007.07.05

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 木村敦志 内山昭夫 穗满政敏

(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 2005/0062562 A1, 2005.03.24, 全文.

CN 1709196 A, 2005.12.21, 全文.

CN 1647749 A, 2005.08.03, 全文.

US 2004/0236180 A1, 2004.11.25, 全文.

JP 特开 2005-130943 A, 2005.05.26, 全文.

JP 特开 2003-135389 A, 2003.05.13, 全文.

审查员 吕媛

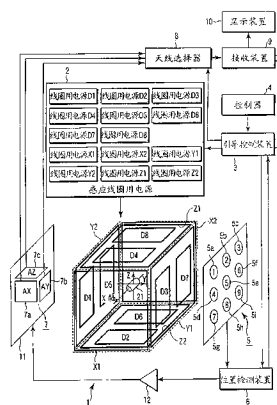
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 4 页

(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

按照本发明的实施方式的胶囊内窥镜系统在磁性引导装置(1)的接收装置(9)与分别具有多个指向性的多个接收天线(7)之间设置天线选择器(8),选择受到用于引导胶囊内窥镜(21)的磁场的影响的接收天线(7)并将其断开,通过所选择的适当的接收天线来获取体内信息。另外,具备如下功能:防止对接收装置施加由感应电动势引起的过载电流,防止对胶囊内窥镜(21)的发送电路(36)以及磁场发生装置(1)的接收装置(9)施加由根据胶囊内窥镜(21)的剧烈动作产生的、或者根据磁场的磁梯度的急剧变化产生的感应电动势引起的过载电流。



1. 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,由如下部分构成:

胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取到的体内信息作为输出信号而向外部发送的通信部、以及磁铁;

多个接收天线,上述多个接收天线的各自的指向性中接收灵敏度最高的方向相互不同,上述多个接收天线接收上述输出信号;

选择器,其连接在上述多个接收天线上,切换其信号的路径;

接收装置,其连接在上述选择器上,接收来自切换后的上述接收天线的信号;

磁场发生部,其产生用于对上述磁铁起作用而使上述胶囊型医疗装置向目标方向进行移动的引导用磁场;以及

控制部,其控制上述磁场发生部的生成信号,

其中,上述控制部还确定由于引导用磁场而流动过载电流的接收天线,并控制选择器使得该流动过载电流的接收天线从接收装置断开。

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,

上述控制部算出上述磁场发生部产生的上述引导用磁场的方向与上述多个接收天线的各自的指向性的方向所形成的角度,根据其结果选择被判断为最不平行接收天线的接收天线并将该被判断为最不平行接收天线的接收天线连接到上述接收装置上。

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,

在上述多个接收天线的各自的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有磁簧开关。

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,

在上述多个接收天线的各自的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有齐纳二极管阵列。

5. 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,

在上述多个接收天线的各自的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有由传输线路形成的短截线。

6. 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,

上述通信部包含发送天线,在该发送天线的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有磁簧开关。

7. 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,

上述通信部包含发送天线,在该发送天线的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有齐纳二极管阵列。

8. 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,

上述通信部包含发送天线,在该发送天线的两端子间、或者电气上等效的端子间,连接有由传输线路形成的短截线。

9. 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,

上述通信部具有由磁性材料形成的屏蔽部。

10. 一种胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,由如下部分构成:

胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、包含将获取到的体内信息作为输出信号而向外部发送的发送天线的通信部、以及磁铁;

多个接收天线,上述多个接收天线接收上述输出信号;

磁场发生部,其产生用于对上述磁铁起作用而使上述胶囊型医疗装置向目标方向进行移动的引导用磁场;以及

控制部,其控制上述磁场发生部的生成信号,

上述胶囊型医疗装置引导系统具有天线控制元件,该天线控制元件在上述接收天线和上述发送天线中的至少一方中,根据在上述至少一方的配置位置上的引导用磁场的强度来改变该天线的电气特性。

11. 根据权利要求 10 所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,
上述天线控制元件是磁簧开关。

12. 根据权利要求 10 所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,
上述天线控制元件是齐纳二极管阵列。

13. 根据权利要求 10 所述的胶囊型医疗装置引导系统,其特征在于,
上述天线控制元件是由传输线路形成的短截线。

胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种针对被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

[0002] 以往,在获取体内信息的医疗装置中已知一边在体腔内进行移动、一边定期地发送包含拍摄内壁等而得到的图像数据的体内信息的胶囊型医疗装置。

[0003] 作为该胶囊型医疗装置,在日本特开 2004-255174 号公报中提出了一种能够磁性引导胶囊内窥镜的医疗装置引导系统。该医疗装置引导系统在外周面上设置了螺旋状突起的胶囊内窥镜主体中内置有在与其长度(圆筒轴)方向正交的方向上被磁化的磁铁,通过由基于操作指示的磁场控制装置和旋转磁场发生装置产生的磁场使胶囊主体一边进行旋转、一边平滑地改变前进方向而进行移动,来拍摄所希望的部位。通过无线从胶囊内窥镜内的无线电路(天线)向医疗装置主体侧的无线电路(天线)发送所拍摄得到的图像数据。

发明内容

[0004] 按照本发明的实施方式提供一种具备指向性的方向不同的多个接收天线而选择适合接收从胶囊型医疗装置发送的体内信息的接收天线的胶囊型医疗装置引导系统及其控制方法。

[0005] 按照本发明的实施方式的第一胶囊型医疗装置引导系统由如下部分构成:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、将获取到的体内信息作为输出信号而向外部发送的通信部、以及磁铁;多个接收天线,上述多个接收天线的各自的指向性中接收灵敏度最高的方向相互不同,上述多个接收天线接收上述输出信号;选择器,其连接在上述多个接收天线上,切换其信号的路径;接收装置,其连接在上述选择器上,接收来自切换后的上述接收天线的信号;磁场发生部,其产生用于对上述磁铁起作用而使上述胶囊型医疗装置向目标方向进行移动的引导用磁场;以及控制部,其控制上述磁场发生部的生成信号,其中,上述控制部还确定由于引导用磁场而流动过载电流的接收天线,并控制选择器使得从接收装置断开该接收天线。

[0006] 并且,第二胶囊型医疗装置引导系统由如下部分构成:胶囊型医疗装置,其具有获取体内信息的体内信息获取部、包含将获取到的体内信息作为输出信号而向外部发送的发送天线的通信部、以及磁铁;多个接收天线,上述多个接收天线接收上述输出信号;磁场发生部,其产生用于对上述磁铁起作用而使上述胶囊型医疗装置向目标方向进行移动的引导用磁场;以及控制部,其控制上述磁场发生部的生成信号,上述第二胶囊型医疗装置引导系统具有天线控制元件,该天线控制元件在上述接收天线和上述发送天线中的至少一方中,根据在上述至少一方的配置位置上的引导用磁场的强度来改变该天线的电气特性。

[0007] 另外、第三胶囊型医疗装置引导系统的控制方法是通过对设置在胶囊型医疗装置内的磁铁起作用的磁场来对在体腔内一边向目标方向进行移动、一边发送上述体腔内的体

内信息的胶囊型医疗装置进行引导的系统的控制方法,该胶囊型医疗装置引导系统的控制方法的特征在于,根据所发送的上述体内信息的接收灵敏度而切换朝向不同方向的多个接收天线来接收上述体内信息,并且从接收路径断开由于上述磁场而流动过载电流的上述接收天线。

附图说明

[0008] 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。

[0009] 图 2 是表示本实施方式中的胶囊内窥镜的截面结构的图。

[0010] 图 3 是表示本实施方式中的接收天线与感应线圈中的磁力线的关系的图。

[0011] 图 4 是表示本实施方式中的变形后的接收天线与感应线圈中的磁力线的关系的图。

[0012] 图 5 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第一例的电路结构的图。

[0013] 图 6 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第二例的电路结构的图。

[0014] 图 7 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第三例的电路结构的图。

[0015] 图 8 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第四例的电路结构的图。

[0016] 图 9 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第五例的电路结构的图。

[0017] 图 10 是表示本实施方式中的具备了防止施加由感应电动势引起的过载电流的功能的第六例的电路结构的图。

具体实施方式

[0018] 下面参照附图详细说明本发明的实施方式。

[0019] 说明图 1 所示的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。图 2 示出了本实施方式中的胶囊内窥镜的截面结构。

[0020] 该胶囊型医疗装置引导系统大致分为胶囊型医疗装置 21 和产生用于引导胶囊内窥镜的磁场的磁性引导装置 1。

[0021] 磁性引导装置 1 主要由感应线圈群 (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 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 构成。

[0022] 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,形成感应磁场发生部。本实施方式中的感应线圈的配置被配置在长方体的各面。在此,如图 1 的箭头所示,将胶囊内窥镜 21 前进后退的方向(或者成为被检体的人体进行移动的方向)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,并且将与该 X 轴方向垂直正

交的上下方向（重力方向）设为 Z 轴方向。

[0023] 在这些轴方向中，感应线圈 X1、X2 相向，在 X 轴方向上形成磁力线，分别被配置在垂直于该 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。在此，将从感应线圈 X2 朝向感应线圈 X1 进行移动的情形设为前进，将与其相反的情形设为后退。另外，感应线圈 Y1、Y2 相向，在 Y 轴方向上形成磁力线，分别被配置在垂直于 Y 轴方向的两侧面的周围。在这两侧面的一个面上，在感应线圈 Y1 的内侧将面进行二分割地配置两个感应线圈 D3、D7，在另一个相向面上，在感应线圈 Y2 的内侧将面进行二分割地配置两个感应线圈 D1、D5。

[0024] 同样地，感应线圈 Z1、Z2 相向，在 Z 轴方向上形成磁力线，分别被配置在垂直于该 Z 轴方向的上下面的周围。在这些面中的上面，在感应线圈 Z1 的内侧将面进行二分割地配置两个感应线圈 D4、D8，在相向的下面，在感应线圈 Z2 的内侧将面进行二分割地配置两个感应线圈 D2、D6。在以下的方向中，将感应线圈 Z1 侧设为上方，将感应线圈 Z2 侧设为下方。另外，将从感应线圈 Z2 朝向感应线圈 Z1 进行移动的情形设为上升，将与其相反的情形设为下降。

[0025] 感应线圈群例如被提供交流电流而形成交变磁场。该交变磁场包含由设置在胶囊内窥镜 21 内的后述的线圈（磁感应线圈 31）和电容器 33 形成的谐振频率附近的一个或多个频率成分。另外，利用传动线圈 11 形成的交变磁场作用于磁感应线圈 31 而使磁感应线圈 31 生成感应电流，从而从磁感应线圈产生磁场。由多个检测线圈 5a ~ 5i 检测出所产生的该感应磁场并生成包含位置信息的信号，发送到位置检测装置 6。在位置检测装置中根据该信号来算出胶囊内窥镜 21 的位置以及姿势信息。该位置以及姿势信息被发送到引导控制装置 3，被使用在求出由感应线圈群应该生成的磁场的计算中。

[0026] 感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、以及 D1 至 D8 是通过产生对胶囊内窥镜 21 内的磁铁起作用的磁梯度（第一磁梯度）而使该胶囊内窥镜 21 进行前进后退、上升下降以及左右移动来向所希望的方向牵引的第一磁梯度发生单元。

[0027] 另外，在利用上述感应线圈群使胶囊内窥镜 21 上升而向所希望的方向牵引时，感应线圈 Z1 产生对胶囊内窥镜 21 内的磁铁起作用的磁梯度（第二磁梯度）使得抵消由重力起作用的使胶囊内窥镜 21 下降的力，从而排除重力的影响。另外，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 是在向所希望的方向进行移动时排除重力作用的影响的第二磁梯度发生单元。另一方面，在利用上述感应线圈群使胶囊内窥镜 21 下降而向所希望的方向牵引时，感应线圈 Z2 产生对胶囊内窥镜 21 内的磁铁起作用的磁梯度使得抵消由浮力起作用的使胶囊内窥镜 21 浮起的浮力，从而排除浮力的影响。此外，在感应线圈 D2、D6 中也能够产生与感应线圈 Z2 相同的作用。

[0028] 具体地说，被相向配置的感应线圈 X1 和 X2、Y1 和 Y2、Z1 和 Z2 在由这些感应线圈包围的空间内向同一方向产生了磁场的情况下可形成均匀磁场，在分别向相反方向产生了磁场的情况下可形成倾斜磁场。另外，通过同样地对感应线圈 D1 至 D8 的线圈适当地进行驱动，可形成均匀性较高的磁场或倾斜磁场等。因而，能够通过单独地控制这些 14 个感应线圈，在所希望的空间位置上产生具有所希望的磁梯度的磁场。

[0029] 根据这种感应线圈群的配置，不仅能够使胶囊内窥镜 21 进行前进后退、上升下降以及左右移动，还可以利用感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、以及 D1 至 D8 的组合来产生

磁场使得胶囊内窥镜 21 倾斜、例如顶端侧处于上方以及后端侧处于下方,从而可采取前方立起的倾斜姿势。

[0030] 这些感应线圈被连接在单独地进行驱动的感应线圈用电源 2。通过来自引导控制装置 3 的指令来控制该感应线圈用电源 2,适当地对形成磁场所需的感应线圈进行通电,从而在所希望的空间生成所希望的磁场。

[0031] 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,其形成用于使设置在胶囊内窥镜 21 内的线圈产生感应磁场的电场;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,其根据由检测线圈群 5 得到的基于感应磁场的信号生成胶囊内窥镜 21 的位置信息(在三维空间上的位置和胶囊内窥镜的方向);以及传动线圈驱动部 12,其根据位置检测装置 6 的指示来驱动传动线圈 11。

[0032] 构成检测线圈群 5 的 9 个检测放大器 5a ~ 5i 被均匀配置在与设置有感应线圈 Y1 的侧面平行的面内,使得求出胶囊内窥镜 21 的正确的位置以及姿势。此外,在本实施方式中,示出了设置被相向配置的一对检测线圈群 5 和传动线圈 11 来检测与 Z 轴有关的位置的例子,但是为了三维检测位置以及姿势,最好在相交的两个面、例如上面和侧面分别设置一对。并且为了进一步提高检测精确度,检测线圈的数量也最好在一定程度上较多。

[0033] 位置检测装置 6 从引导控制装置 3 被指示检测位置信息的时机,根据该指示来驱动传动线圈驱动部 12。传动线圈驱动部 12 向传动线圈 11 提供交流电流来使传动线圈 11 形成磁场,从而从磁场内的胶囊内窥镜 21 产生感应磁场。检测线圈群 5 的各检测线圈对基于胶囊内窥镜 21 所产生的感应磁场的信号进行检测,并输出到位置检测装置 6。位置检测装置 6 根据基于感应磁场的信号生成胶囊内窥镜 21 的位置以及姿势信息,并输出到引导控制装置 3。引导控制装置 3 考虑位置检测装置 3 的胶囊内窥镜 21 的位置以及姿势信息,来决定所希望的移动方向,并对感应线圈用电源 2 进行指示使得生成适合该移动的磁场。感应线圈用电源 2 按照引导控制装置 3 的指示使电流流过感应线圈群 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、以及 D1 至 D8。由此,由感应线圈群生成适合该移动的磁场,从而能够平滑地引导胶囊内窥镜 21。

[0034] 控制器 4 是通过向任意的方向扳倒由操作员进行操作的输入操作部、例如操纵杆来指示胶囊内窥镜 21 的前进方向、倾斜度的输入装置。作为控制器 4 的输入用操作部,除了可应用操纵杆之外,还可以应用配置成能够指示全方位的前进方向的按钮、触摸面板,视线输入装置等各种部件。

[0035] 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 的与感应线圈的各自的驱动状况有关的信号,算出用于使胶囊内窥镜 21 移动到所希望的位置的磁力(磁场),为了产生该磁力,求出各个感应线圈 X1、X2、Y1、Y2、Z1、Z2、以及 D1 至 D8 所负担的磁力,并向各感应线圈用电源发送指令。

[0036] 另外,在胶囊内窥镜 21 正在向接收装置 9 发送拍摄得到的图像数据的通信期间,引导控制装置 3 进行停止产生磁场的处理。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,从而获取来自检测线圈群 5 的位置信息。

[0037] 三个接收天线 7 通过进行选择动作的天线选择器 8 而被连接在接收装置上。这些接收天线 7 由从 X 轴方向接收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,能够检测在三个轴方向上的体内信息。

[0038] 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 接受感应线圈群在各个接收天线的位置上产生的磁场的强度、方向以及磁场倾斜的量,识别最不受磁场的影响的接收天线,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 与接收装置 9 之间的通信稳定。

[0039] 接收装置 9 将接收作为来自胶囊内窥镜 21 的体内信息的体内信息的时机发送到引导控制装置 3。如上所述,在对体内信息(图像数据)进行通信的通信期间,引导控制装置 3 使由感应线圈群和传动线圈 11 进行的感应磁场的产生停止。通过该停止处理,能够不受感应磁场的影响而由接收装置接受来自胶囊内窥镜 21 的体内信息。通过该停止处理,通信期间与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产生的噪声、感应磁场对接收天线的影响。

[0040] 因而,该停止处理在如下方面起作用:当在胶囊内窥镜 21 附近生成的磁场的强度、磁场倾斜的量较大的情况、或者在接收天线 7 的附近生成的磁场的强度、磁场倾斜的量较大的情况下,不会对图像数据产生噪声的影响,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 正常地进行动作。

[0041] 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、由胶囊内窥镜 21 拍摄得到的图像进行画面显示。在进行该图像显示时,也可以将与所显示的图像有关的数据、例如摄影状况等与图像一起显示在显示画面上。接着参照图 2 至图 5 来说明本实施方式的胶囊内窥镜 21 的结构例。

[0042] 图 2 示出了本实施方式中的胶囊内窥镜的截面结构。

[0043] 该胶囊内窥镜 21 的胶囊容器 23 由配置在前端侧的透明且半球形状的顶端容器 23a、和透过红外线的正圆筒形状的、后端形成为半球形状的后端容器 23b 构成。该胶囊容器 23 容纳后述的胶囊内窥镜主体,通过水密结构密封。将该胶囊内窥镜 21 的前进方向例如设为由图 2 的 C 表示的圆筒轴方向。

[0044] 说明胶囊内窥镜主体。

[0045] 胶囊内窥镜主体大致由如下部分构成:摄像部,其拍摄被检查者的体腔内管路的内壁面;电源部,其驱动摄像部;感应磁场发生部,其通过上述传动线圈 11 产生感应磁场;驱动用磁铁,其驱动胶囊内窥镜 21;以及发送部,其向接收天线 7 发送包含拍摄得到的图像数据的体内信息(通信数据)。

[0046] 首先,作为摄像部,具备:摄像光学系统 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 CCD 等构成;照明部 39,其由设置在摄像光学系统 26 的附近的可调光的 LED 构成;以及图像处理电路 27,其对来自被安装在相对于摄像元件 25 里面侧的摄像侧基板 24a 上的摄像元件 25 的图像信号实施规定的图像处理。另外,将摄像侧基板 24a、电源侧基板 24b 以及前方的电池用基板 43a 作为粘接固定部 29 而利用粘接剂密封从而固定为一体。

[0047] 并且作为电源部,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),在上述一对电池用基板 43 上设置有从小型电池 32 取出电源的未图示的电源

端子；热收缩管 34，其利用电池用基板来夹持小型电池 32 地固定小型电池 32；电源侧基板 24b，该电源侧基板 24b 的电路配线通过柔性基板等与摄像侧基板 24a 的电路配线电气连接；以及电源电路 28，其被设置在电源侧基板 24b 上，被提供小型电池 32 的电源。

[0048] 作为磁场发生部，具备：磁性体 30，其设置在粘接固定部 29 的外周上；通过磁性体 30 设置的感应线圈 31；以及电容器 33，其被设置在前端侧的电池用基板上，与感应线圈 31 构成 CL 谐振电路。

[0049] 该感应线圈 31 形成为具有比胶囊容器 23 的内径稍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在感应线圈 31 内的作用。磁性体 30 适用非晶质磁性体、FINE MET（注册商标）（日立金属）等饱和磁通密度、导磁率都较高的材料。另外，当使用整形成薄膜的材料时，在配置在胶囊内窥镜内的情况下得到可减小磁性体的体积的效果。

[0050] 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，钕钴等较适合，但是并不限于于此。该磁铁 42 的上方被磁化为 N 极、下方被磁化为 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，能够决定所拍摄的图像的绝对的上下。

[0051] 作为发送部，具备：发送电路 36，其被安装在发送用基板 40 的里面侧（磁铁 42 侧）；天线 37，其被配置在发送用基板 40 的表面侧（后端容器 23b）；屏蔽部 35，其覆盖露出的发送电路 36 而遮蔽磁铁 42 的磁力；以及光控开关 38，其被安装在设置有天线 37 的侧的发送用基板 40 上，进行胶囊内窥镜驱动的起动和停止。

[0052] 在这种配置中，配置成磁铁 42 的磁化方向与连接在发送电路 36 上的天线 37 的方向相差 90 度角度。这是为了成立从磁铁 42 产生的磁场与天线 37 的方向偏离 90 度角度而入射的条件。由此将来自磁铁 42 的磁场对天线 37 的影响抑制为较小。

[0053] 屏蔽部 35 将磁性材料作为其材料而构成，具有吸引天线 37 附近的磁场的效果。因而，能够降低入射到天线 37 的磁场的强度，从而能够将磁场对发送电路 36 与天线 37 之间的无线通信的影响抑制为较低，来实现稳定的无线通信。

[0054] 另外，光控开关 38 对红外线等具有灵敏性。胶囊容器 23 的后端容器 23b 至少在光控开关附近是由透过红外线（以光控开关具有灵敏性的波长）的材料构成。当从未图示的红外线发光装置向光控开关 38 照射红外线时，光控开关 38 被接通，从小型电池 32 通过电源电路进行通电而起动，开始进行摄像处理以及发送处理。该光控开关 38 构成电路使得进行触发动作，一旦被照射红外线胶囊内窥镜就维持接通状态。另外，也可以追加在接通状态时一旦被照射红外线就关闭的结构。

[0055] 通过由该屏蔽部 35 覆盖发送电路 36 的结构，能够将磁铁 42 的强力磁场对发送电路、无线电路的影响（例如，噪声叠加或缩短可通信距离等）抑制为较低。由此能够向接收装置 9 发送噪声小的清晰的图像数据。

[0056] 接着说明本实施方式中的胶囊型医疗装置引导系统中的胶囊内窥镜 21 和磁性引导装置 1 的动作。

[0057] 如上所述，同时由多个感应线圈产生的、具有磁梯度的磁场被叠加而形成一磁场，使胶囊内窥镜 21 进行移动。用于引导该胶囊内窥镜 21 的磁场强度或磁梯度与胶囊内窥镜 21 发送体内信息的电波（电磁波）相比非常强，有时该感应电流作为超过被设置在接收装置 9 上的接收元件（例如，前置放大器）的可输入范围的信号而被施加，从而损坏这些

接收元件。另外,在由于多个感应线圈中产生的磁力线的磁梯度叠加而磁场(磁力线)非常急剧地发生变化的情况下,对胶囊内窥镜 21 引起剧烈的运动,使形成胶囊内窥镜 21 的发送天线 37 的线圈产生大的感应电动势而对发送电路造成大的过载。另外,即使在不超过构成部件的电气耐性的情况下,也存在无线通信主体瘫痪的可能性。

[0058] 因此在本实施方式中,对磁性引导装置 1 的接收天线,从设置的多个接收天线中选择受到用于引导胶囊内窥镜 21 的磁场的影响的、即产生了由感应电动势引起的过载电流的接收天线并断开,从而防止感应电动势对接收装置施加过载电流。另外,说明具备防止对胶囊内窥镜 21 的发送电路 36 以及磁场发生装置 1 的接收装置 9 施加由从胶囊内窥镜 21 的剧烈的运动中产生的、或者从磁场的磁梯度的急剧的变化所产生的感应电动势引起的过载电流的功能的电路结构。

[0059] 如图 1 所示,本实施方式的磁性引导装置 1 具备分别在 X、Y、Z 轴方向上具有指向性的三个接收天线 7 (AX、AY、AZ)。在此,将感应线圈 Y2 和接收天线 7 (AX、AY、AZ) 作为一例来进行说明。

[0060] 首先,作为第一控制方法,说明从设置的多个接收天线中选择较佳的接收天线来防止接收由感应电动势引起的过载电流的操作。

[0061] 被通电的感应线圈 Y2 所产生的磁力线如图 3 所示那样通过接收天线 AX、AY、AZ。在这些接收天线中,接收天线 AY 的方向(接收天线的指向性的方向)与磁力线平行。在该接收状态下,由于感应线圈 Y2 产生的磁场而在接收天线 AY 中有可能流过由感应电动势引起的过载电流。关于其它的接收天线 AX、AZ,如图 3 所示,磁力线以相对于各接收天线的指向性的方向都接近 90 度的角度而进入,因此几乎不流过由在感应线圈 Y2 中生成的磁场所产生的感应电动势引起的过载电流,从而能够正常地获取来自胶囊内窥镜 21 的体内信息。根据以上,接收天线 AY 中流过由最强的感应电动势引起的过载电流,有可能无法获取本来必须获取的来自胶囊内窥镜 21 的体内信息。

[0062] 因而,只要排除由于接收天线的指向性而产生最强的由磁场引起的感应电动势的接收天线并选择能够正常地接收的接收天线即可。在本实施方式中,设置天线选择器 8 来进行天线选择。在上述条件下,能够通过选择接收天线 AX、AZ 中的任一个来从胶囊内窥镜 21 接收包含正常的图像数据的体内信息。另外,在本实施方式中,配置三个接收天线使得在相互正交的 3 个轴方向上具有指向性,但是并不限于此,即使是朝向同一方向的多个接收天线的结构,如果考虑磁力线的方向则也可进行同样的控制。

[0063] 图 4 示出了在同轴方向上排列了三个接收天线 7 (AY1、AY2、AY3) 的变形例。

[0064] 在这些接收天线中,接收天线 AY2 被配置在三个接收天线中的中央并与感应线圈 Y2 的中央正相对。根据该位置关系,接收天线 AY2 的接收灵敏度最高的指向性与由感应线圈 Y2 生成的磁场的磁力线的方向一致。

[0065] 因而,导致在接收天线 AY2 中较多地流过由感应线圈 Y2 的感应电动势引起的过载电流,有可能对与胶囊内窥镜 21 之间的通信产生障碍。与此相对,由于接收天线 AY1、AY3 的磁力线都是从倾斜方向入射,因此将由感应电动势引起的过载电流抑制为较低,从而能够正常地接收来自胶囊内窥镜 21 的体内信息。

[0066] 通过这样在同轴方向上隔开任意的间隔而配置多个接收天线 7 并选择使用较佳的的天线,始终能够适当地接收从胶囊内窥镜 21 发送的体内信息。

[0067] 此外,在如上所述那样由多个感应线圈同时产生的磁力线被叠加而形成的磁场中,利用该磁场的方向、强度来进行评价。通过选择磁力线从磁力线的入射方向相对于接收天线的指向性的方向最接近 90 度的方向入射的接收天线,能够维持正常的通信状态。作为选择接收天线的理想的方法,最好也考虑在接收天线的位置上生成的磁场的强度以及变化率、考虑磁场的入射方向来进行评价。

[0068] 关于由感应电动势引起的过载电流 I ,存在 $I \propto (dH/dt) \cdot \cos(\theta)$ 的关系。此外,将 H 设为由多个磁场发生装置生成的接收天线的位置的磁场强度,将 θ 设为磁场与接收天线的指向性的方向形成的角。因此, dH/dt 表示磁场的变化率,但是即使代替该变化率而利用 H ,由于是在有限的空间生成磁场的装置所生成的磁场,因此存在 H 越大 dH/dt 也越大的关系,从而能够大致等效地使用。

[0069] 具体说明接收天线 7 的选择方法。

[0070] 1) 由引导控制装置 3 通过计算等而求出磁场之后,决定由各感应线圈用电源 2(或者感应线圈)产生的磁场的强度。2) 求出在各接收天线 7 的位置上形成的磁场的强度(磁场的变化率)和其方向。3) 求出与流过各接收天线 7 的感应电流成比例的系数。或者,求出各接收天线的指向性的方向与磁场形成的角。4) 利用天线选择器 8 选择与感应电流(由感应电动势引起的过载电流)成比例的系数最小的接收天线。或者,利用天线选择器 8 选择指向性的方向与磁场形成的角最接近 90 度的接收天线。

[0071] 如上所述,选择最不被施加由用于进行胶囊内窥镜的位置引导、姿势控制的感应线圈所形成的感应电动势引起的过载电流的接收天线。

[0072] 接着,说明具备防止对胶囊内窥镜 21 的发送电路 36 以及磁场发生装置 1 的接收装置 9 施加由感应电动势引起的过载电流的功能的电路结构。首先,说明胶囊内窥镜 21 的发送电路 36。

[0073] 图 5 作为第一例,是在形成胶囊内窥镜 21 的发送天线 37 的线圈的两端间插入了齐纳二极管阵列 51 的例子。在该齐纳二极管阵列 51 中,将两个齐纳二极管的正极彼此连接使得能够与交流信号对应,并将各负极分别连接在线圈 37 的两端。

[0074] 根据该结构,在产生了规定以上的由感应电动势引起的过载电流的情况下,由于电流通过这些齐纳二极管流动,因此能够限制流入发送电路 36 侧的电流,从而能够防止对电路造成损坏。

[0075] 图 6 作为第二例,是在形成胶囊内窥镜 21 的发送天线 37 的线圈的两端间插入了磁簧开关 52 的例子。根据该结构,在产生了规定以上的磁场的情况下,由于磁簧开关 52 被接通而电流流过,因此能够限制流入发送电路 36 侧的电流,从而能够防止对电路造成损坏。在该第二例中,不是直接监视感应电动势,但是由于在产生了较大的感应电动势时需要较大的磁场的情况较多,因此能够得到同样的效果。

[0076] 接着说明磁场发生装置 1 的接收装置 9。

[0077] 图 7 作为第三例,是在接收装置 9 的接收天线 7(AY1、AY2、AY3)的两端间插入了齐纳二极管阵列 54 的例子。接收天线 7 通过变压器 53 被连接在接收装置 9 的输入端子上。在齐纳二极管阵列 54 中,将两个齐纳二极管的正极彼此连接,并将各负极分别连接在接收天线 7 的两端。此外,变压器 53 的输入输出在电气上等效。

[0078] 根据这种结构,在产生了规定以上的感应电动势的情况下,由于电流通过齐纳二

极管流动,因此能够限制流入接收装置 9 的电流,从而能够防止对接收装置 9 造成损坏。

[0079] 图 8 作为第四例,是在接收装置 9 的接收天线 7 (AY1、AY2、AY3) 的两端间插入了磁簧开关 55 的例子。在产生了规定以上的磁场的情况下,由于磁簧开关被接通而由感应电动势引起的过载电流通过磁簧开关 55 流动,因此能够限制流入接收装置 9 的电流,从而能够防止对接收装置 9 造成损坏。在该第四例中,不是直接监视感应电动势,但是由于在产生了较大的感应电动势时需要较大的磁场的情况较多,因此能够得到同样的效果。

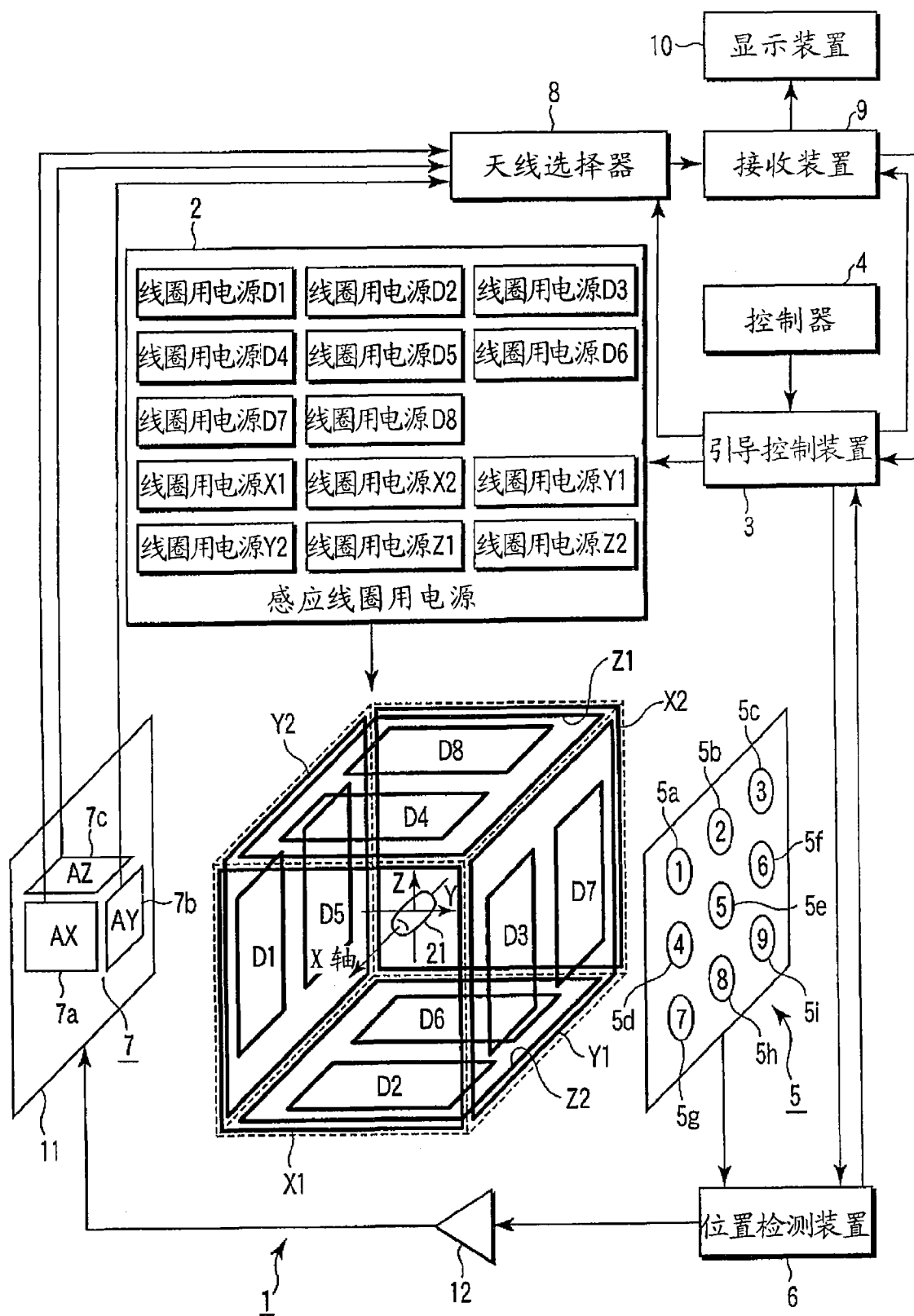
[0080] 图 9 作为第五例,是在通过变压器 56 连接接收天线 7 (AY1、AY2、AY3) 的接收装置 9 的输入线上设置了 $\lambda/4$ 短截线线路 61 的例子。此外,变压器 56 的输入输出在电气上等效。

[0081] 在相对于无线电路的使用波长 λ 以传输线路的 $\lambda/4$ 短截线来将该 $\lambda/4$ 短截线线路 61 的一端短路 (接地电位) 时,在该波长附近可将另一端视为开路状态。这种短截线的阻抗为 $Z = j \times Z_0 \times \tan(\beta l)$ 。其中, Z_0 为短截线线路 61 的特性阻抗, β 为相位常数 $2\pi/\lambda$, l 为短截线线路 61 的长度。在 $l = \lambda/4$ 的情况下的阻抗 Z 为 $j \times Z_0 \times \tan(\pi/2) = \infty$ (无穷大)。

[0082] 因而,对以 λ 进行动作的无线电路不产生任何影响,除此之外的频率被短路。如果急剧的磁场变化的频率成分没有无线通信的频率高,则能够通过该 $\lambda/4$ 短截线线路 61 来避免浪涌电压。因此,在产生了感应电动势的情况下,流过输入线的过载电流流入设置,从而防止对接收装置 9 造成损坏。

[0083] 图 10 作为第六例,是在发送电路 36 的发送天线 37 的两端间设置了 $\lambda/4$ 短截线线路 62 的例子。通过设置与第五例相同的 $\lambda/4$ 短截线线路 62,由感应电动势引起的过载电流被短路,因此能够限制流入发送电路 36 的电流,从而能够防止对发送电路 36 造成损坏。

[0084] 本发明能够提供一种具备指向性的方向不同的多个接收天线而选择适合接收从胶囊型医疗装置发送的体内信息的接收天线的胶囊型医疗装置引导系统。



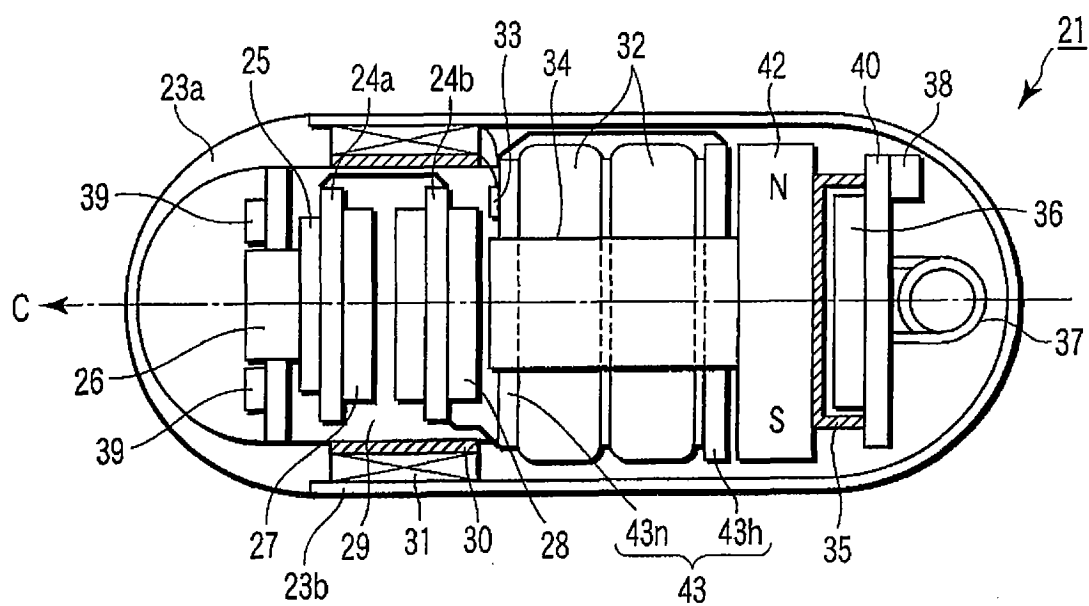


图 2

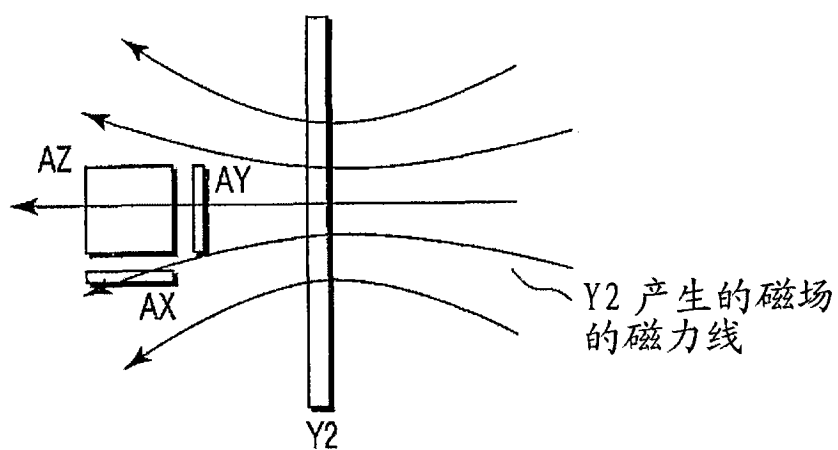


图 3

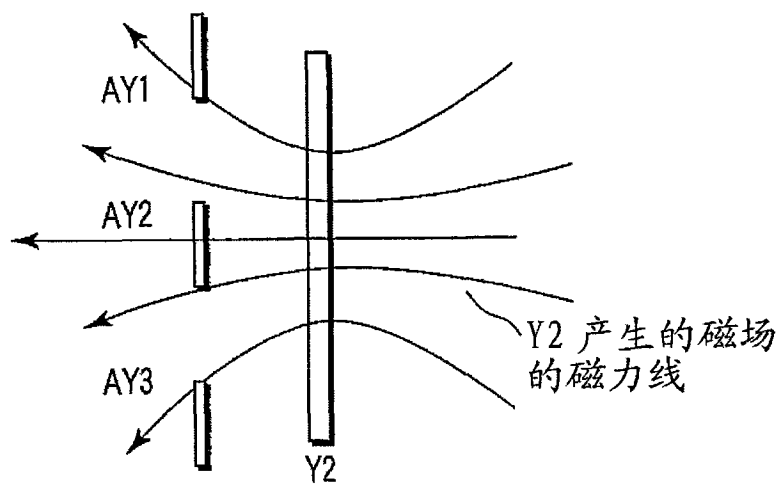


图 4

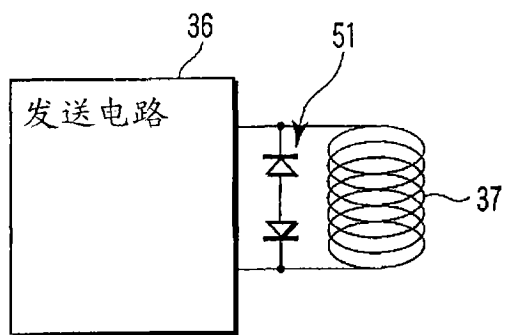


图 5

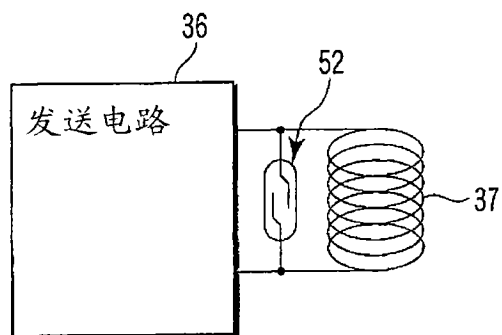


图 6

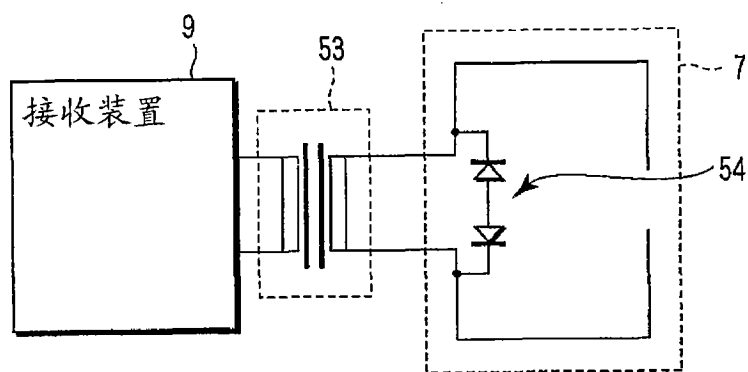


图 7

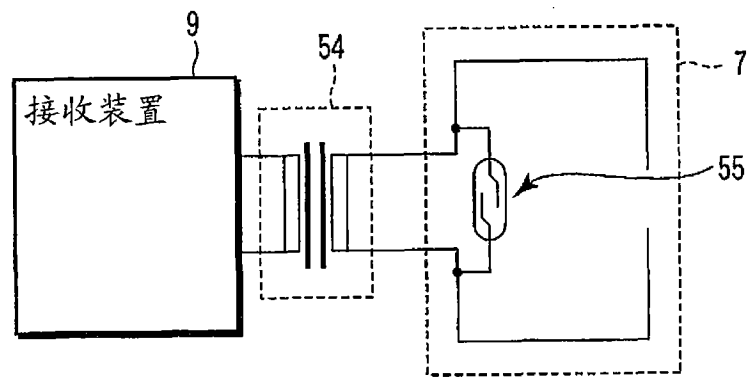


图 8

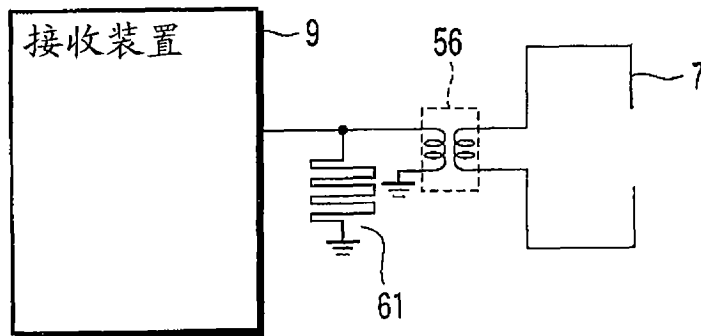


图 9

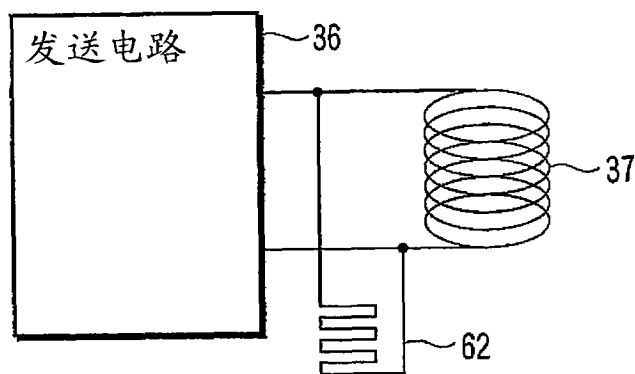


图 10