



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102014727 A

(43) 申请公布日 2011. 04. 13

(21) 申请号 200980114433. 7

(22) 申请日 2009. 03. 23

(30) 优先权数据

2008-111609 2008. 04. 22 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 10. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/055652 2009. 03. 23

(87) PCT申请的公布数据

W02009/130962 JA 2009. 10. 29

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 吉泽深

(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)

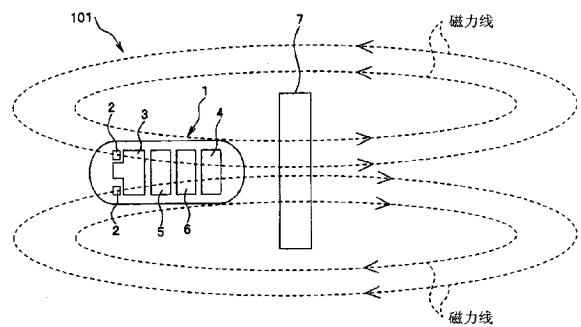
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54) 发明名称

生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法

(57) 摘要

本发明的生物体观察系统具有生物体信息获取装置和被配置在生物体信息获取装置的外部的磁场产生部,其中,该生物体信息获取装置具备:生物体信息获取部,其在生物体内获取生物体信息;无线传送部,其将生物体信息通过无线传送到生物体外;电源部,其提供生物体信息获取部和无线传送部的驱动电力;磁场检测部,其检测来自外部的磁场,并将检测结果作为电信号进行输出;以及电力供给控制部,其根据电信号,控制从电源部向生物体信息获取部和无线传送部提供驱动电力的提供状态,该磁场产生部具备:谐振电路,其通过谐振产生磁场;以及驱动电路,其提供用于驱动谐振电路的驱动电压。



1. 一种生物体观察系统，其特征在于，具有生物体信息获取装置和被配置在上述生物体信息获取装置的外部的磁场产生部，其中，

该生物体信息获取装置具备：生物体信息获取部，其在生物体内获取生物体信息；无线传送部，其将该生物体信息通过无线传送到该生物体外；电源部，其提供该生物体信息获取部和该无线传送部的驱动电力；磁场检测部，其检测来自外部的磁场，并将检测结果作为电信号进行输出；以及电力供给控制部，其根据该电信号，控制从该电源部向该生物体信息获取部和该无线传送部提供的驱动电力的提供状态，

该磁场产生部具备：谐振电路，其通过谐振产生磁场；以及驱动电路，其提供用于驱动该谐振电路的驱动电压。

2. 根据权利要求 1 所述的生物体观察系统，其特征在于，

上述驱动电路将具备规定频率的矩形波状的电压作为上述驱动电压提供给上述谐振电路。

3. 根据权利要求 2 所述的生物体观察系统，其特征在于，

上述谐振电路的谐振频率与上述规定频率一致。

4. 根据权利要求 2 所述的生物体观察系统，其特征在于，

上述磁场检测部具备如下电路：能够利用与上述规定频率一致的谐振频率来检测从上述磁场产生部产生的磁场。

5. 根据权利要求 1 所述的生物体观察系统，其特征在于，

上述驱动电路将阶梯状的电压作为上述驱动电压提供给上述谐振电路。

6. 根据权利要求 1 所述的生物体观察系统，其特征在于，

上述生物体信息获取装置是胶囊型内窥镜。

7. 一种生物体观察系统的驱动方法，用于驱动上述权利要求 1 所述的生物体观察系统，该驱动方法的特征在于，

在每次从上述磁场产生部产生上述磁场时，将上述生物体信息获取装置的电源状态切换为接通或者断开。

8. 根据权利要求 7 所述的生物体观察系统的驱动方法，其特征在于，

上述生物体信息获取装置是胶囊型内窥镜。

生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法，尤其是涉及一种具备由电池等构成的电源部的生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法。

背景技术

[0002] 以往，在医疗领域等中广泛地应用了内窥镜。特别地，医疗领域的内窥镜主要用于生物体内的观察等用途。并且，作为上述内窥镜的种类之一，近年来提出如下一种胶囊型内窥镜：通过由被检查者咽下来配置在体腔内，随着蠕动运动在该体腔内移动的同时拍摄被摄体的图像，并能够将所拍摄的该被摄体的图像作为摄像信号而无线传送到外部。

[0003] 作为具有与上述胶囊型内窥镜大致相同功能的装置，例如有日本特开 2001-224553 号公报中所提出的装置。

[0004] 在日本特开 2001-224553 号公报中记载了如下一种胶囊内窥镜的结构：将在置于磁场中的状态下接点打开的磁簧开关用作非接触型的电源开关。并且，日本特开 2001-224553 号公报所记载的胶囊内窥镜构成为利用上述磁簧开关的作用，例如在将胶囊内窥镜收纳在具备磁铁的包装箱或者收纳盒中的情况下，随着上述磁簧开关的接点打开而胶囊内窥镜的电源断开，并且在从该包装箱或者该收纳盒中取出胶囊内窥镜的情况下，随着上述磁簧开关的接点闭合而胶囊内窥镜的电源接通（由电池供给电源）。

[0005] 但是，由于日本特开 2001-224553 号公报的胶囊内窥镜构成为在从具备磁铁的包装箱或者收纳盒中取出胶囊内窥镜的同时电源接通，因此导致在将胶囊内窥镜配置在生物体内以前的阶段就开始消耗内置电池。其结果是日本特开 2001-224553 号公报的胶囊内窥镜具有如下问题：胶囊内窥镜在到达生物体内的期望部位以前，内置电池的余量降低到无法对该期望部位进行摄像的程度，由此存在无法观察该期望部位的情况。并且，在这种情况下，由于利用胶囊内窥镜的观察被中断，导致需要再次进行观察。

[0006] 另外，一旦接通电源之后，要再次断开日本特开 2001-224553 号公报的胶囊内窥镜的电源，需要使用永久磁铁等对该胶囊内窥镜施加与磁簧开关的朝向相应的、规定强度以上的磁场。即，日本特开 2001-224553 号公报的胶囊内窥镜具有如下问题：一旦接通电源之后，如果要再次断开电源则需要进行复杂的操作。

[0007] 本发明是鉴于上述情形而完成的，其目的在于提供一种由于能够容易地进行电源的接通和断开的切换而与以往相比能够容易地控制内置电池的消耗的生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法。

发明内容

[0008] 用于解决问题的方案

[0009] 本发明的生物体观察系统的特征在于，包括生物体信息获取装置以及被配置在上述生物体信息获取装置的外部的磁场产生部，其中，上述生物体信息获取装置具备：

生物体信息获取部，其在生物体内获取生物体信息；无线传送部，其将该生物体信息通过无线传送到该生物体外；电源部，其提供该生物体信息获取部和该无线传送部的驱动电力；磁场检测部，其检测来自外部的磁场，并将检测结果作为电信号进行输出；以及电力供给控制部，其根据该电信号，控制从该电源部向该生物体信息获取部和该无线传送部提供的驱动电力的提供状态；上述磁场产生部具备：谐振电路，其通过谐振产生磁场；以及驱动电路，其提供用于驱动该谐振电路的驱动电压。

[0010] 本发明的生物体观察系统的驱动方法用于驱动生物体观察系统，该生物体观察系统包括生物体信息获取装置以及被配置在上述生物体信息获取装置的外部的磁场产生部，其中，上述生物体信息获取装置具备：生物体信息获取部，其在生物体内获取生物体信息；无线传送部，其将该生物体信息通过无线传送到该生物体外；电源部，其提供该生物体信息获取部和该无线传送部的驱动电力；磁场检测部，其检测来自外部的磁场，并将检测结果作为电信号进行输出；及电力供给控制部，其根据该电信号，控制从该电源部向该生物体信息获取部和该无线传送部提供的驱动电力的提供状态；上述磁场产生部具备：谐振电路，其通过谐振产生磁场；以及驱动电路，其提供用于驱动该谐振电路的驱动电压，该生物体观察系统的驱动方法的特征在于，在每次从上述磁场产生部产生上述磁场时，将上述生物体信息获取装置的电源状态切换为接通或者断开。

附图说明

[0011] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的生物体观察系统的主要结构的图。

[0012] 图 2 是表示本发明的第一实施方式的磁场产生部的具体结构的一例的图。

[0013] 图 3 是表示本发明的第一实施方式的电力供给部和磁场检测部的具体结构的一例的图。

[0014] 图 4 是表示本发明的第一实施方式的磁场产生部的动作状态的时序图。

[0015] 图 5 是表示本发明的第一实施方式的电力供给部的动作状态与胶囊型内窥镜的电源状态的相关的时序图。

[0016] 图 6 是表示本发明的第二实施方式的磁场产生部的动作状态的时序图。

[0017] 图 7 是表示本发明的第二实施方式的电力供给部的动作状态与胶囊型内窥镜的电源状态的相关的时序图。

具体实施方式

[0018] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0019] （第一实施方式）

[0020] 图 1 至图 5 涉及本发明的第一实施方式。图 1 是表示本发明的第一实施方式的生物体观察系统的主要结构的图。图 2 是表示本发明的第一实施方式的磁场产生部的具体结构的一例的图。图 3 是表示本发明的第一实施方式的电力供给部和磁场检测部的具体结构的一例的图。图 4 是表示本发明的第一实施方式的磁场产生部的动作状态的时序图。图 5 是表示本发明的第一实施方式的电力供给部的动作状态与胶囊型内窥镜的电源状态的相关的时序图。

[0021] 如图 1 所示，生物体观察系统 101 具备胶囊型内窥镜 1 和磁场产生部 7，该胶囊

型内窥镜 1 构成为具有能够配置在生物体内的尺寸和形状等，该磁场产生部 7 在胶囊型内窥镜 1 的外部产生磁场。

[0022] 如图 1 所示，胶囊型内窥镜 1 在内部具有：照明部 2，其发出用于照明生物体内的被摄体的照明光；摄像部 3，其拍摄由照明部 2 照明的被摄体，并作为摄像信号输出；无线传送部 4，其将从摄像部 3 输出的摄像信号通过无线传送到生物体外；电力供给部 5，其提供驱动照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 的各部分所需的驱动电力；以及磁场检测部 6，其能够检测在磁场产生部 7 中产生的磁场。

[0023] 即，本实施方式的生物体信息获取部构成为具有照明部 2 和摄像部 3。

[0024] 磁场产生部 7 具有如下结构：能够根据由用户对未图示的开关等进行的操作来将磁场的产生状态切换为开启或者关闭。

[0025] 另外，如图 2 所示，磁场产生部 7 构成为具有谐振电路 20 以及驱动谐振电路 20 的驱动电路 50。另外，谐振电路 20 具备磁场产生用线圈 18 和谐振用电容器 19。

[0026] 此外，在磁场产生用线圈 18 的电感是 L1、谐振用电容器 19 的电容是 C1 的情况下，通过下述式 (1) 算出谐振电路 20 的谐振频率 fr1 的值。另外，在本实施方式的磁场产生部 7 中，分别设定电感 L1 和电容 C1 的值使得谐振频率 fr1 与从驱动电路 50 提供的驱动电压的频率 f1 一致。

$$[0027] \quad fr1 = 1/2\pi\sqrt{L1 \cdot C1} \quad \dots (1)$$

[0028] 另一方面，如图 3 所示，电力供给部 5 构成为具有由电池等构成的电源部 8、P 沟道型 FET 9 以及对来自磁场检测部 6 的输出信号进行二分频的分频电路 15。

[0029] 在 P 沟道型 FET 9 中，源极连接在电源部 8 上，栅极连接在分频电路 15 的输出端上，并且漏极分别连接在照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 上。

[0030] 此外，电力供给部 5 不限于使用 P 沟道型 FET 9 构成，也可以使用具有同样的开关功能的电子开关等构成。

[0031] 磁场检测部 6 构成为具有磁场检测用线圈 11、整流部 40、电阻 14 以及谐振用电容器 16，其中，该磁场检测用线圈 11 输出与在磁场产生部 7 中产生的磁场相应的电信号，该整流部 40 对从磁场检测用线圈 11 输出的该电信号进行整流并输出。

[0032] 此外，磁场检测用线圈 11 可以由例如螺线管型线圈或者平面线圈等构成，也可以具有任意的形状，只要是能够配置在胶囊型内窥镜 1 中的形状即可。

[0033] 整流部 40 具有输入端与磁场检测用线圈 11 的输出端相连接的二极管 12 以及将从二极管 12 输出的电信号平滑化的平滑电容器 13。此外，本实施方式的整流部 40 不限于进行半波整流，也可以进行全波整流。

[0034] 电阻 14 与平滑电容器 13 并联连接在二极管 12 的输出端。

[0035] 谐振用电容器 16 与磁场检测用线圈 11 并联连接在二极管 12 的输入端。

[0036] 此外，在磁场检测用线圈 11 的电感是 L2、谐振用电容器 16 的电容是 C2 的情况下，通过下述式 (2) 算出由磁场检测用线圈 11 和谐振用电容器 16 构成的谐振电路的谐振频率 fr2 的值。另外，在本实施方式的磁场检测部 6 中，分别设定电感 L2 和电容 C2 的值使得谐振频率 fr2 与从驱动电路 50 提供的驱动电压的频率 f1 一致。

$$[0037] \quad fr2 = 1/2\pi\sqrt{L2 \cdot C2} \quad \dots (2)$$

[0038] 在此，针对本实施方式的电力供给部 5、磁场检测部 6 以及磁场产生部 7 的动作进行说明。

[0039] 首先，如图 4 所示，驱动电路 50 在时刻 t_1 至时刻 t_2 的期间（期间 T1）按照频率 f_1 连续地产生矩形波状的驱动电压。并且，将频率 f_1 的上述驱动电压提供给磁场产生用线圈 18 和谐振用电容器 19。

[0040] 在本实施方式的磁场产生部 7 中，分别设定电感 L1 和电容 C1 的值使得谐振频率 f_{r1} 与频率 f_1 一致。由此，在本实施方式的磁场产生部 7 中，在设定驱动电路 50 的驱动电压的大小的情况下，只要考虑谐振电路 20 所产生的各寄生元件中仅由电阻成分引起的损失即可。其结果是根据本实施方式的磁场产生部 7，能够将消耗电力抑制为较低并且产生磁场。

[0041] 另外，如图 4 所示，驱动电路 50 在时刻 t_2 至时刻 t_3 的期间（期间 T2）停止驱动产生电压。

[0042] 然后，驱动电路 50 在时刻 t_3 以后也重复进行如上所述的驱动电压的产生和停止。

[0043] 另一方面，如图 4 所示，在时刻 t_1 至时刻 t_2 的期间，在驱动电路 50 中所产生的驱动电压被提供给谐振电路 20，由此在谐振电路 20 中产生谐振频率 f_{r1} 的谐振，交流的线圈电流流过磁场产生用线圈 18。

[0044] 由此，磁场产生用线圈 18 在时刻 t_1 至时刻 t_2 的期间产生与上述线圈电流相应的磁场、即频率 f_1 的磁场。此外，磁场产生用线圈 18 在停止提供来自驱动电路 50 的驱动电压的期间、即时刻 t_2 至时刻 t_3 的期间不产生上述磁场。

[0045] 然后，谐振电路 20 的磁场产生用线圈 18 在时刻 t_3 以后也重复进行如上所述的频率 f_1 的磁场的产生和停止。

[0046] 另一方面，当在时刻 t_1 开始从磁场产生部 7 产生磁场时，在磁场检测用线圈 11 的两端由于电磁感应而产生电位差之后，向整流部 40 输出与该电位差相应的交流的电信号。

[0047] 然后，从磁场检测用线圈 11 输出的交流的电信号通过在整流部 40 中进行整流，被变换为直流的电信号并且被输出到分频电路 15 的输入端。与此同时，节点 N1 的电位电平如图 5 所示那样，在大致紧邻时刻 t_1 之后的定时的时刻 t_{1a} 从低（以后称为 L）电平转变为高（以后称为 H）电平。

[0048] 之后，当在时刻 t_2 停止从磁场产生部 7 产生磁场时，平滑电容器 13 所蓄积的电荷通过电阻 14 进行放电。与此同时，节点 N1 的电位电平如图 5 所示那样从 H 电平转变为 L 电平。

[0049] 即，在本实施方式的磁场检测部 6 的输出端侧的节点 N1 处，在从磁场产生部 7 产生磁场的期间 T1 电位电平从 L 电平转变为 H 电平，另外，在没有从磁场产生部 7 产生磁场的期间 T2 电位电平从 H 电平转变为 L 电平。

[0050] 另外，对分频电路 15 的输入端输入具备节点 N1 的电位电平的输出信号。由此，分频电路 15 的输出端侧的节点 N2 的电位电平在时刻 t_{1a} 从 H 电平转变为 L 电平。

[0051] 并且，随着节点 N2 的电位电平从 H 电平转变为 L 电平，P 沟道型 FET 9 从截止状态转变为导通状态，从而开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 的各

部分提供驱动电力。即，如图 5 所示，在时刻 t_{1a} ，胶囊型内窥镜 1 的电源被接通。

[0052] 如图 5 所示，节点 N2 的电位电平即使在节点 N1 的电位从 H 电平转变为 L 电平的情况下也维持 L 电平。因此，节点 N2 的电位电平直到时刻 t_{3a} 为止仍维持 L 电平，时刻 t_{3a} 是节点 N1 的电位再次从 L 电平转变为 H 电平的定时并且是大致紧邻时刻 t_3 之后的定时。由此，胶囊型内窥镜 1 如图 5 所示那样在时刻 t_{1a} 至时刻 t_{3a} 的期间维持接通状态。

[0053] 另外，如图 5 所示，节点 N2 的电位电平在时刻 t_{3a} 从 L 电平转变为 H 电平。与此同时，P 沟道型 FET 9 从导通状态转变为截止状态，从而停止从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 的各部分提供驱动电力。由此，如图 5 所示，在时刻 t_{3a} ，胶囊型内窥镜 1 的电源被断开。

[0054] 即，本实施方式的胶囊型内窥镜 1 具有如下的结构和作用：在每次将磁场产生部 7 的磁场的产生状态从关闭切换为开启时进行电源的接通和断开的切换。

[0055] 因此，根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够在用户期望的定时容易地进行胶囊型内窥镜 1 的电源的接通和断开的切换，其结果是与以往相比，能够容易地控制胶囊型内窥镜 1 的电源部 8 的消耗。

[0056] 另外，根据本实施方式的生物体观察系统 101，构成为从磁场产生部 7 产生的磁场的频率 f_1 与由磁场检测用线圈 11 和谐振用电容器 16 构成的谐振电路的谐振频率 f_2 一致。因此，根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够提高磁场检测部 6 对从磁场产生部 7 产生的磁场的检测灵敏度，并且能够降低磁场检测部 6 对不期望的干扰磁场的检测灵敏度。其结果是根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够稳定且可靠地进行胶囊型内窥镜 1 的电源的接通和断开的切换。

[0057] 并且，根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够降低在磁场产生部 7 中产生磁场时所需的驱动电压。

[0058] 此外，如上所述的胶囊型内窥镜 1 的电源的接通和断开的切换不限于胶囊型内窥镜 1 被配置在生物体内的情况，在胶囊型内窥镜 1 被配置在生物体外的情况下也能够同样地进行上述切换。

[0059] （第二实施方式）

[0060] 图 6 和图 7 涉及本发明的第二实施方式。图 6 是表示本发明的第二实施方式的磁场产生部的动作状态的时序图。图 7 是表示本发明的第二实施方式的电力供给部的动作状态与胶囊型内窥镜的电源状态的相关的时序图。

[0061] 此外，本实施方式的生物体观察系统具有与第一实施方式的生物体观察系统 101 大致相同的结构。因此，在本实施方式中，主要针对进行与第一实施方式的生物体观察系统 101 不同的动作的部分进行说明。

[0062] 在此，针对本实施方式的电力供给部 5、磁场检测部 6 以及磁场产生部 7 的动作进行说明。

[0063] 首先，如图 6 所示，驱动电路 50 在时刻 t_{11} 产生阶梯状的驱动电压。并且，将阶梯状的上述驱动电压提供给磁场产生用线圈 18 和谐振用电容器 19。

[0064] 另一方面，通过将在驱动电路 50 中产生的驱动电压提供给谐振电路 20，来在谐振电路 20 中产生谐振频率 f_1 的谐振，交流的线圈电流开始流过磁场产生用线圈 18。

[0065] 流过磁场产生用线圈 18 的交流的线圈电流如图 6 所示那样由于寄生在谐振电路 20 中的电阻成分导致的损失而逐渐衰减，到时刻 t_{12} 为止变为 0。即，上述线圈电流仅在从驱动电路 50 提供驱动电压的定时以后的规定期间内流过磁场产生用线圈 18，该规定期间是比从时刻 t_{11} 到时刻 t_{12} 的期间短的时间。

[0066] 另外，磁场产生用线圈 18 如图 6 所示那样产生与流过自身的交流的线圈电流相应的磁场。即，在磁场产生用线圈 18 中产生的磁场随着流过自身的线圈电流的衰减而逐渐衰减，到时刻 t_{12} 为止变为 0。

[0067] 另一方面，驱动电路 50 如图 6 所示那样在流过磁场产生用线圈 18 的线圈电流变为 0 以后的时刻 t_{12} 使提供给谐振电路 20 的驱动电压以与谐振电路 20 的谐振频率 f_{r1} 相比足够低的频率慢慢地减小。由此，能够在从时刻 t_{12} 到驱动电压减小到没有为止的期间防止磁场产生用线圈 18 产生磁场。

[0068] 本实施方式的磁场产生部 7 通过进行如上所述的动作，能够将消耗电力的期间限定为使从驱动电路 50 产生阶梯状的驱动电压的期间。因此，根据本实施方式，能够降低磁场产生部 7 的消耗电力。

[0069] 另外，如上所述，本实施方式的驱动电路 50 具有产生阶梯状的驱动电压的简单的结构。因此，根据本实施方式，能够比较简单地构成磁场产生部 7。

[0070] 另一方面，当在时刻 t_{11} 开始从磁场产生部 7 产生磁场时，在由于电磁感应而在磁场检测用线圈 11 的两端产生电位差之后，向整流部 40 输出与该电位差相应的交流的电信号。

[0071] 然后，从磁场检测用线圈 11 输出的交流的电信号通过在整流部 40 中进行整流，被变换为直流的电信号并且被输出到分频电路 15 的输入端。与此同时，节点 N1 的电位电平如图 7 所示那样在大致紧邻时刻 t_{11} 之后的定时、即时刻 t_{11a} 从 L 电平转变为 H 电平。

[0072] 之后，当来自磁场产生部 7 的磁场进一步衰减时，在平滑电容器 13 中蓄积的电荷通过电阻 14 进行放电。与此同时，节点 N1 的电位电平如图 7 所示那样从 H 电平转变为 L 电平。

[0073] 即，在本实施方式的磁场检测部 6 的输出端侧的节点 N1 处，在大致紧接着从磁场产生部 7 产生磁场之后电位电平从 L 电平转变为 H 电平，在该磁场的电平衰减到规定的电平以下时，电位电平从 H 电平转变为 L 电平。

[0074] 另外，对分频电路 15 的输入端输入具备节点 N1 的电位电平的输出信号。由此，分频电路 15 的输出端侧的节点 N2 的电位电平在时刻 t_{11a} 从 H 电平转变为 L 电平。

[0075] 并且，随着节点 N2 的电位电平从 H 电平转变为 L 电平，P 沟道型 FET 9 从截止状态转变为导通状态，从而开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 的各部分提供驱动电力。即，如图 7 所示，在时刻 t_{11a} 胶囊型内窥镜 1 的电源被接通。

[0076] 如图 7 所示，节点 N2 的电位电平即使在节点 N1 的电位从 H 电平转变为 L 电平的情况下也维持 L 电平。因此，节点 N2 的电位电平直到时刻 t_{13a} 为止仍维持 L 电平，该时刻 t_{13a} 是节点 N1 的电位再次从 L 电平转变为 H 电平的定时并且是大致紧邻从磁场产生部 7 再次产生磁场的时刻 t_{13} 之后的定时。由此，胶囊型内窥镜 1 如图 7 所示那样在从时刻 t_{11a} 到时刻 t_{13a} 的期间维持接通状态。

[0077] 另外，如图 7 所示，节点 N2 的电位电平在时刻 t13a 从 L 电平转变为 H 电平。与此同时，P 沟道型 FET 9 从导通状态转变为截止状态，从而停止从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线传送部 4 的各部分提供驱动电力。即，如图 7 所示，在时刻 t13a，胶囊型内窥镜 1 的电源被断开。

[0078] 即，本实施方式的胶囊型内窥镜 1 具有如下的结构和作用：在每次将磁场产生部 7 的磁场的产生状态从关闭切换为开启时进行电源的接通和断开的切换。

[0079] 因此，根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够在用户期望的定时容易地进行胶囊型内窥镜 1 的电源的接通和断开的切换，其结果是与以往相比，能够容易地控制胶囊型内窥镜 1 的电源部 8 的消耗。

[0080] 并且，如上所述，根据本实施方式的生物体观察系统 101，能够降低在磁场产生部 7 中消耗的电力，另外，能够简单地构成磁场产生部 7。

[0081] 此外，如上所述的胶囊型内窥镜 1 的电源的接通和断开的切换不限于胶囊型内窥镜 1 被配置在生物体内的情况，在胶囊型内窥镜 1 被配置在生物体外的情况下也能够同样地进行上述切换。

[0082] 另外，以上所述的各实施方式不限于被应用于胶囊型内窥镜中，例如也可以应用于具有用于获取生物体内的温度或者 pH 等生物体信息的结构的各种生物体信息获取装置。

[0083] 并且，在以上所述的各实施方式中，也可以附加用于抑制节点 N1 的电位上升的限幅电路。

[0084] 本发明当然不限于上述各实施方式，能够在不脱离发明的要旨的范围内进行各种变更、应用。

[0085] 本申请是以 2008 年 4 月 22 日在日本申请的专利申请 2008-111609 号为主张优先权的基础进行申请的，在本申请说明书、权利要求书、附图中引用上述公开内容。

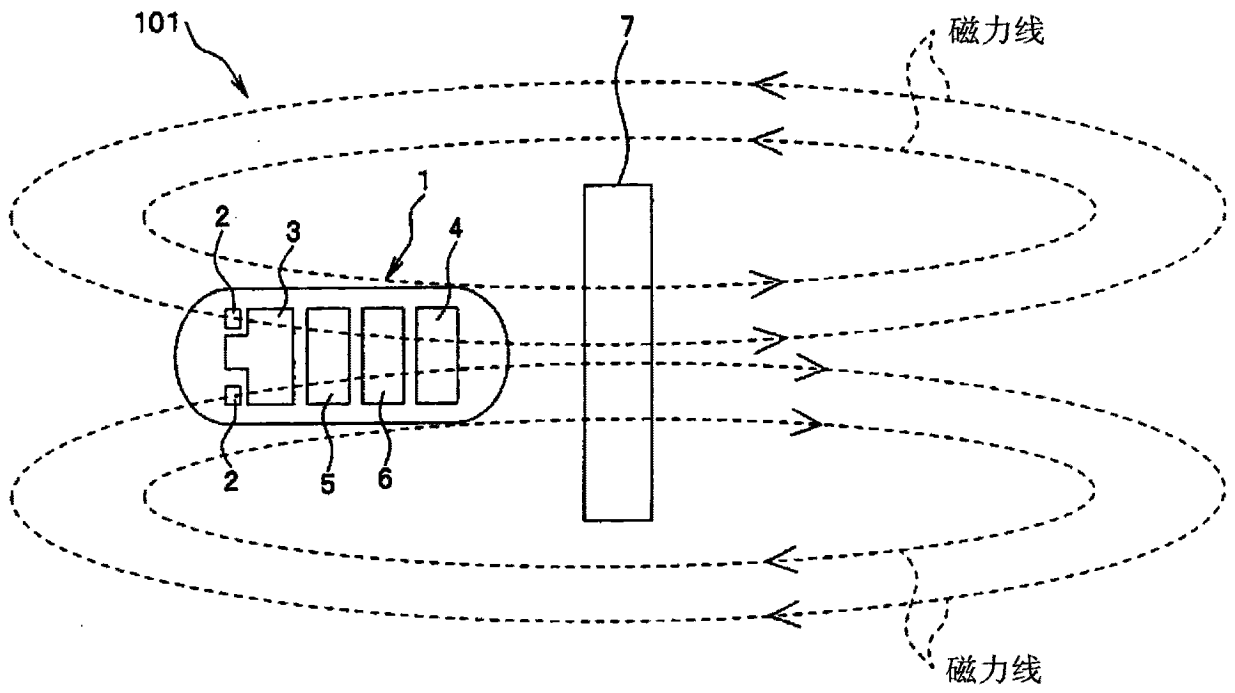


图 1

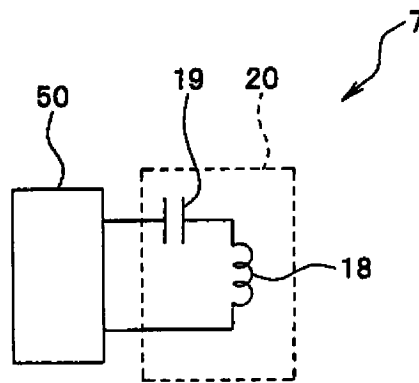


图 2

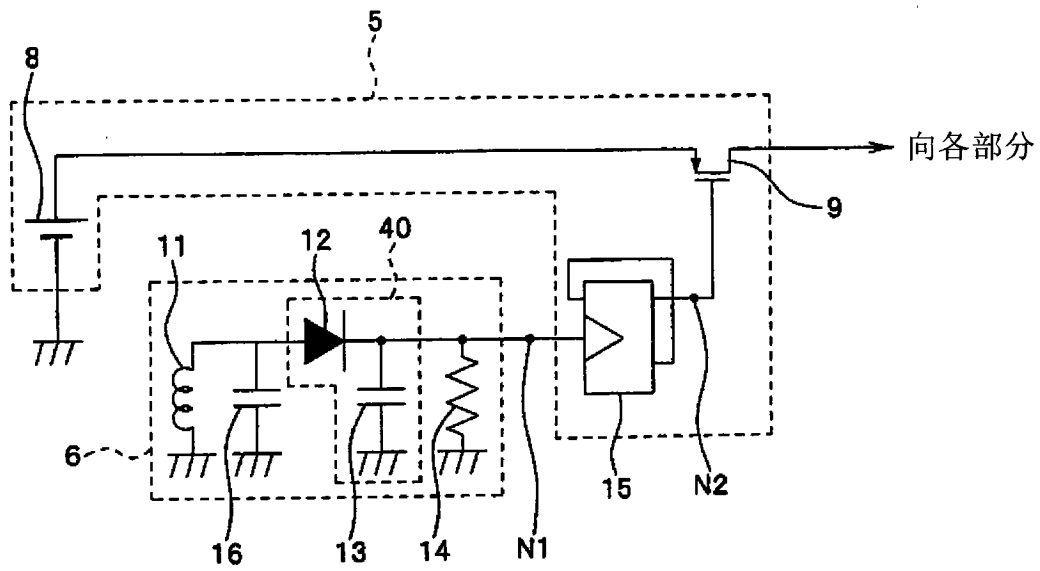


图 3

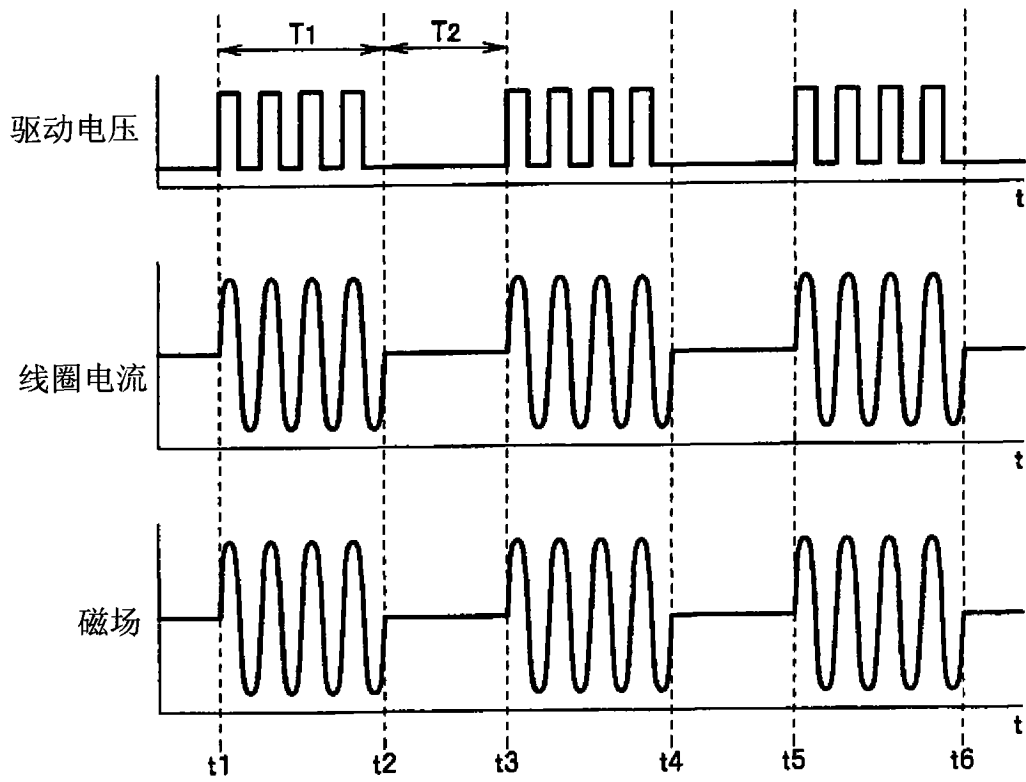


图 4

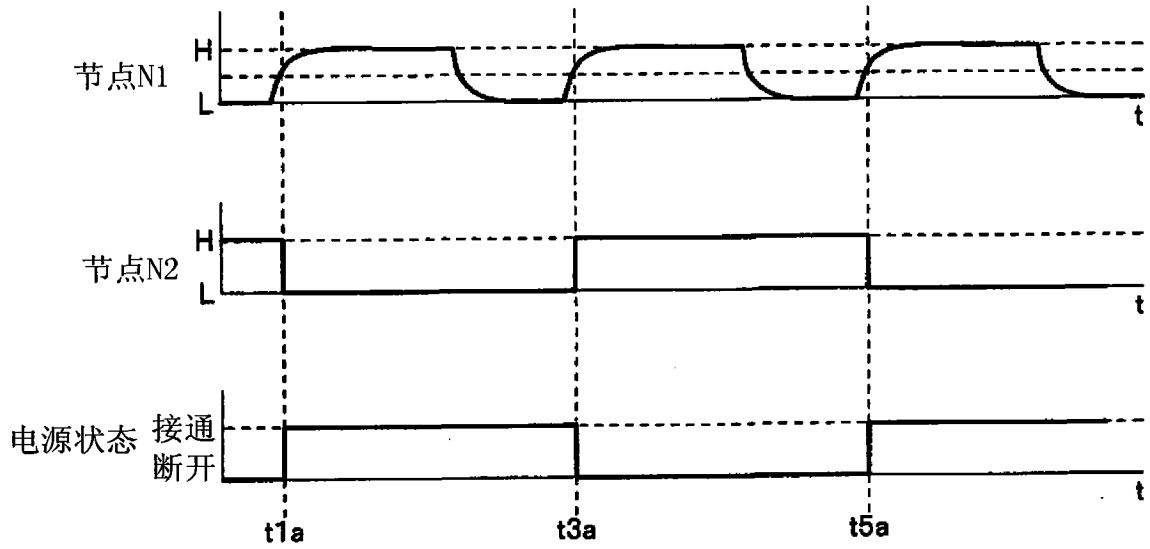


图 5

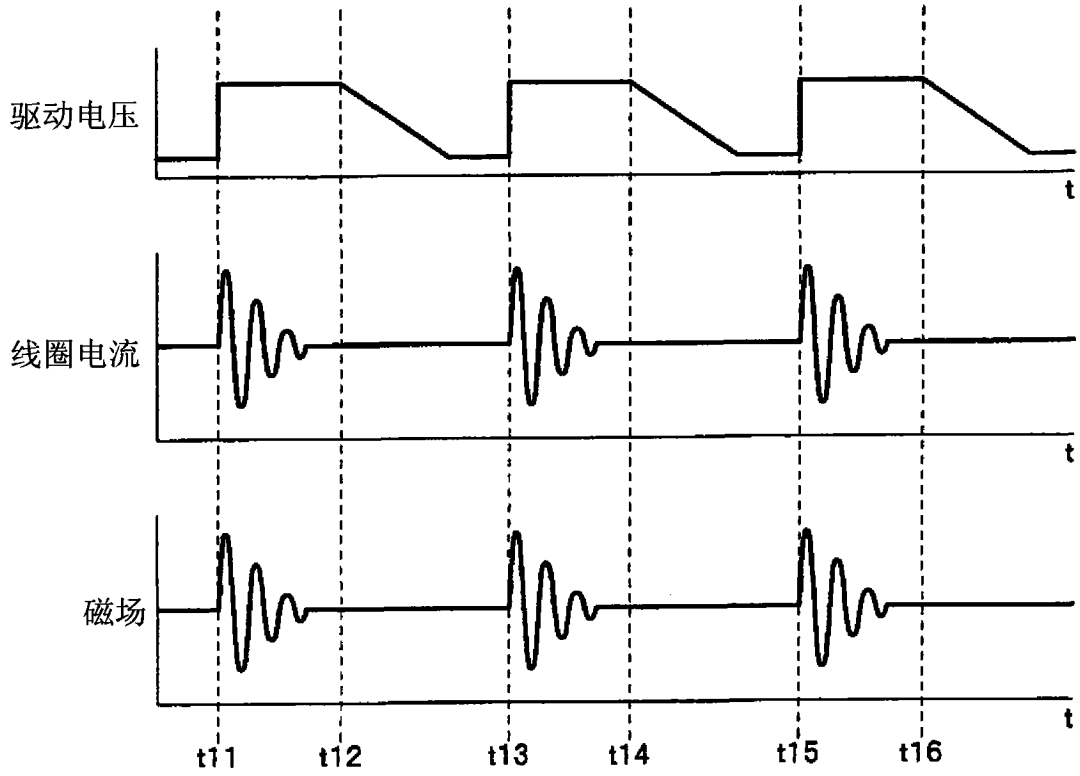


图 6

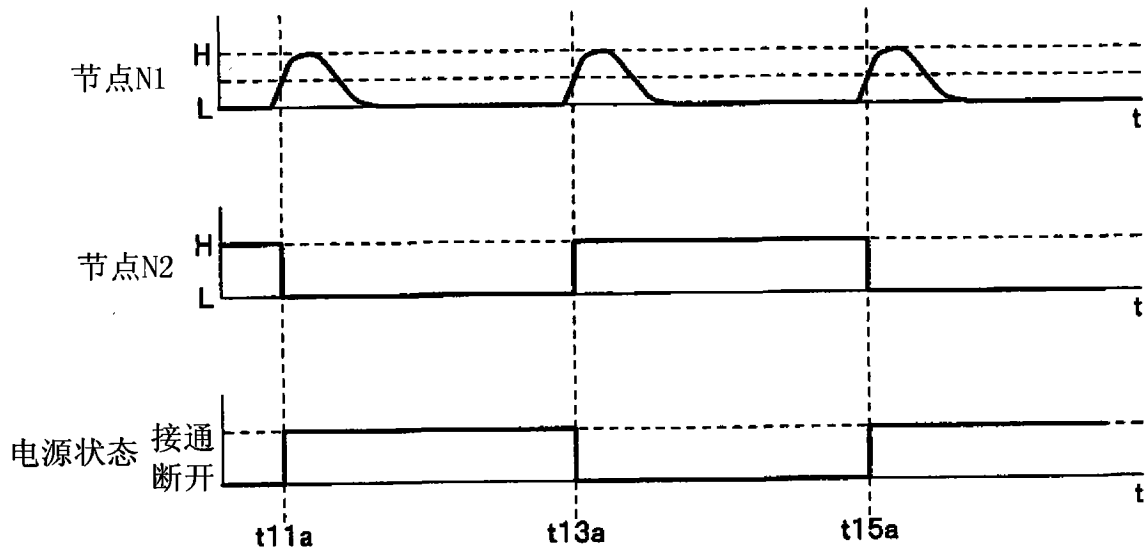


图 7

专利名称(译)	生物体观察系统以及生物体观察系统的驱动方法		
公开(公告)号	CN102014727A	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	CN200980114433.7	申请日	2009-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	吉泽深		
发明人	吉泽深		
IPC分类号	A61B1/00 A61B5/07		
CPC分类号	A61B5/073 A61B2560/0271 A61B1/041 A61B1/00016		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2008111609 2008-04-22 JP		
其他公开文献	CN102014727B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的生物体观察系统具有生物体信息获取装置和被配置在生物体信息获取装置的外部的磁场产生部，其中，该生物体信息获取装置具备：生物体信息获取部，其在生物体内获取生物体信息；无线传送部，其将生物体信息通过无线传送到生物体外；电源部，其提供生物体信息获取部和无线传送部的驱动电力；磁场检测部，其检测来自外部的磁场，并将检测结果作为电信号进行输出；以及电力供给控制部，其根据电信号，控制从电源部向生物体信息获取部和无线传送部提供驱动电力的提供状态，该磁场产生部具备：谐振电路，其通过谐振产生磁场；以及驱动电路，其提供用于驱动谐振电路的驱动电压。

