



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103732114 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 06

(21) 申请号 201280037986. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 05. 31

A61B 1/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2011-165808 2011. 07. 28 JP

(56) 对比文件

US 2009/0275801 A1, 2009. 11. 05,
JP 特开 2011-130840 A, 2011. 07. 07,
JP 特开 2010-104518 A, 2010. 05. 13,
JP 特开 2005-81005 A, 2005. 03. 31,
CN 101099658 A, 2008. 01. 09,
US 2005/0049488 A1, 2005. 03. 03,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 01. 28

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/064108 2012. 05. 31

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/015018 JA 2013. 01. 31

审查员 涂燕君

(73) 专利权人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 堺洋平 吉田直树 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

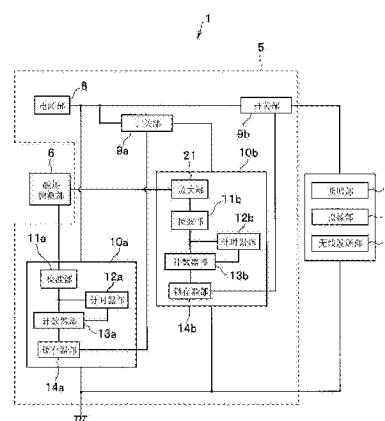
权利要求书2页 说明书21页 附图12页

(54) 发明名称

生物体信息获取系统以及生物体信息获取系统的驱动方法

(57) 摘要

本发明的生物体信息获取系统具有构成为具备生物体信息获取部的生物体信息获取装置以及磁场产生部,生物体信息获取装置具有:电源部,其能够提供用于驱动生物体信息获取部的电力;磁场检测部,其生成与从磁场产生部产生的磁场的检测结果相应的磁场检测信号并输出该磁场检测信号;第一切换控制部,其根据磁场检测信号的输出状态进行控制,以切换或者维持与电源部相连接的第一开关部的接通和断开状态;以及第二切换控制部,其根据磁场检测信号的输出状态进行控制,以切换或者维持连接在第一开关部与生物体信息获取部之间的第二开关部的接通和断开状态。



1. 一种生物体信息获取系统, 具有生物体信息获取装置以及磁场产生部, 该生物体信息获取装置构成为具备能够获取被检体内部的生物体信息的生物体信息获取部, 该磁场产生部构成为能够产生脉冲状的交流磁场, 上述生物体信息获取装置具有:

电源部, 其能够提供用于驱动上述生物体信息获取部的电力; 以及

磁场检测部, 其生成与从上述磁场产生部产生的脉冲状的交流磁场的检测结果相应的磁场检测信号并输出该磁场检测信号,

上述生物体信息获取系统的特征在于, 上述生物体信息获取装置还具有:

第一切换控制部, 其根据上述磁场检测信号的输出状态进行控制, 以切换或者维持与上述电源部相连接的第一开关部的接通和断开状态; 以及

第二切换控制部, 其在通过上述第一开关部接通而被上述电源部提供电力的情况下, 根据上述磁场检测信号的输出状态进行控制, 以切换或者维持连接在上述电源部与上述生物体信息获取部之间的第二开关部的接通和断开状态。

2. 根据权利要求 1 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述第一切换控制部在检测出按规定的输出间隔从上述磁场检测部输出的上述磁场检测信号的输出次数达到第一阈值时, 进行控制以切换上述第一开关部的接通和断开状态,

上述第二切换控制部在检测出按上述规定的输出间隔从上述磁场检测部输出的上述磁场检测信号的输出次数达到小于上述第一阈值的第二阈值时, 进行控制以切换上述第二开关部的接通和断开状态。

3. 根据权利要求 1 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述第一切换控制部在检测出按第一输出间隔以上的输出间隔从上述磁场检测部输出的上述磁场检测信号输出规定次数时, 进行控制以切换上述第一开关部的接通和断开状态,

上述第二切换控制部在检测出按短于上述第一输出间隔的、第二输出间隔以上的输出间隔从上述磁场检测部输出的上述磁场检测信号输出上述规定次数时, 进行控制以切换上述第二开关部的接通和断开状态。

4. 根据权利要求 1 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述第一切换控制部在上述磁场检测信号的信号水平小于规定值的情况下, 进行控制以维持上述第一开关部的接通和断开状态。

5. 根据权利要求 2 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述第一切换控制部在上述磁场检测信号的信号水平小于规定值的情况下, 进行控制以维持上述第一开关部的接通和断开状态。

6. 根据权利要求 3 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述第一切换控制部在上述磁场检测信号的信号水平小于规定值的情况下, 进行控制以维持上述第一开关部的接通和断开状态。

7. 根据权利要求 1 ~ 6 中的任一项所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

构成为还具备通知部, 该通知部能够通知上述第一开关部是否被接通。

8. 根据权利要求 7 所述的生物体信息获取系统, 其特征在于,

上述通知部构成为具备发光元件, 该发光元件通过根据上述第一开关部的接通和断开

状态来发光或者消光,由此能够通知上述第一开关部是否被接通。

9. 根据权利要求 7 所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述通知部构成为具备无线信号发送电路,该无线信号发送电路能够以无线方式发送通知信号,该通知信号用于使显示装置显示表示上述第一开关部的接通和断开状态的信息。

10. 根据权利要求 1 ~ 6 中的任一项所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取部构成为具有:照明部,其发出用于照明上述被检体内部的被摄体的照明光;以及摄像部,其拍摄由上述照明部照明的上述被摄体而获取图像数据,

上述照明部构成为具备以下功能:根据上述第一开关部的接通和断开状态来发光或者消光,由此能够通知上述第一开关部是否被接通。

11. 根据权利要求 1 ~ 6 中的任一项所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取装置为胶囊内窥镜。

12. 根据权利要求 7 所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取装置为胶囊内窥镜。

13. 根据权利要求 8 所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取装置为胶囊内窥镜。

14. 根据权利要求 9 所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取装置为胶囊内窥镜。

15. 根据权利要求 10 所述的生物体信息获取系统,其特征在于,

上述生物体信息获取装置为胶囊内窥镜。

16. 一种生物体信息获取系统的驱动方法,是根据上述权利要求 1 至权利要求 15 中的任一项所述的生物体信息获取系统的驱动方法,其特征在于,具有以下步骤:

在以规定的周期逐次产生的脉冲状的交流磁场从上述磁场产生部产生第一次数时,通过上述第一切换控制部的控制,来开始从上述电源部向上述第二切换控制部提供电力;以及

在从上述电源部向上述第二切换控制部提供电力的情况下,在每次以上述规定的周期逐次产生的脉冲状的交流磁场从上述磁场产生部产生小于上述第一次数的第二次数时,通过上述第二切换控制部的控制,来切换从上述电源部向上述生物体信息获取部的电力提供状态。

17. 一种生物体信息获取系统的驱动方法,是根据上述权利要求 1 至权利要求 15 中的任一项所述的生物体信息获取系统的驱动方法,其特征在于,具有以下步骤:

在以第一周期逐次产生的脉冲状的交流磁场从上述磁场产生部产生规定次数时,通过上述第一切换控制部的控制,来开始从上述电源部向上述第二切换控制部提供电力;以及

在从上述电源部向上述第二切换控制部提供电力的情况下,在每次以短于上述第一周期的第二周期逐次产生的脉冲状的交流磁场从上述磁场产生部产生上述规定次数时,通过上述第二切换控制部的控制,来切换从上述电源部向上述生物体信息获取部的电力提供状态。

生物体信息获取系统以及生物体信息获取系统的驱动方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物体信息获取系统,特别是涉及一种能够获取生物体内的信息的生物体信息获取系统以及生物体信息获取系统的驱动方法。

背景技术

[0002] 以往,医疗领域中的内窥镜使用于生物体内的观察等用途。而且,近年来,作为上述内窥镜的种类之一,提出了以下胶囊内窥镜:通过由被检者咽下而配置在体腔内,随着蠕动运动一边在体腔内移动一边拍摄被摄体的像,能够将拍摄得到的被摄体的像作为摄像信号以无线方式传输到外部。

[0003] 而且,作为具有与上述胶囊内窥镜大致相同结构的胶囊内窥镜,例如,存在日本特开 2010-104518 号公报所公开的胶囊内窥镜。

[0004] 具体地说,在日本特开 2010-104518 号公报中公开了以下结构:在内置有磁场检测用的电路和电源控制用的电路的胶囊内窥镜中,由磁场检测用的天线(磁场检测部)检测从胶囊内窥镜的外部施加的磁场,并且仅在根据检测出的该结果生成的脉冲信号在规定的期间内被输入到电源控制用的电路规定次数以上的情况下,切换胶囊内窥镜的电源的接通和断开。

[0005] 通常,胶囊内窥镜的壳体形成为能够由被检者咽下程度的体积。随之,内置于胶囊内窥镜的磁场检测用的天线等的各结构要素的大小被限制为配合壳体的体积的大小。

[0006] 而且,在考虑上述胶囊内窥镜所特有的情形,的情况下,为了将如日本特开 2010-104518 号公报那样构成的胶囊内窥镜配置在生物体内来检测磁场,例如,需要从生物体外(持续地)施加强度提高到能够由能内置于胶囊内窥镜的较小型的天线来检测这种程度的磁场。其结果,根据日本特开 2010-104518 号公报所公开的结构,例如产生以下问题:存在即使从生物体外对配置于生物体内的胶囊内窥镜施加磁场、与胶囊内窥镜的电源的接通和断开的切换有关的动作也不能正常进行的情况。

[0007] 本发明是鉴于上述情形而完成的,目的在于提供一种能够可靠地进行生物体信息获取装置的电源的接通和断开的切换的生物体信息获取系统以及生物体信息获取系统的驱动方法。

发明内容

[0008] 本发明的生物体信息获取系统具有生物体信息获取装置以及磁场产生部,该生物体信息获取装置构成为具备能够获取被检体内部的生物体信息的生物体信息获取部,该磁场产生部构成为能够产生脉冲状的交流磁场,该生物体信息获取系统的特征在于,上述生物体信息获取装置具有:电源部,其能够提供用于驱动上述生物体信息获取部的电力;磁场检测部,其生成与从上述磁场产生部产生的脉冲状的交流磁场的检测结果相应的磁场检测信号并输出该磁场检测信号;第一切换控制部,其根据上述磁场检测信号的输出状态进行控制,以切换或者维持与上述电源部相连接的第一开关部的接通和断开状态;以及第二

切换控制部,其在通过上述第一开关部接通而被上述电源部提供电力的情况下,根据上述磁场检测信号的输出状态进行控制,以切换或者维持连接在上述第一开关部与上述生物体信息获取部之间的第二开关部的接通和断开状态。

附图说明

[0009] 图 1 是表示本发明的实施例所涉及的生物体信息获取系统的主要部分的结构的图。

[0010] 图 2 是表示生物体信息获取装置的内部结构的一例的图。

[0011] 图 3 是表示生物体信息获取装置所具有的磁场检测部的结构的一例的图。

[0012] 图 4 是表示生物体信息获取装置所具有的一个检波部的结构的一例的图。

[0013] 图 5 是表示生物体信息获取装置所具有的其它检波部的结构的一例的图。

[0014] 图 6 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的一例的时序图。

[0015] 图 7 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6 不同的例子的时序图。

[0016] 图 8 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6 和图 7 不同的例子的时序图。

[0017] 图 9 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6、图 7 以及图 8 不同的例子的时序图。

[0018] 图 10 是用于说明第二实施例中的生物体信息获取装置的动作的一例的时序图。

[0019] 图 11 是用于说明第二实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 10 不同的例子的时序图。

[0020] 图 12 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部的情况下的结构的一例的图。

[0021] 图 13 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部和控制部的情况下的结构的一例的图。

[0022] 图 14 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部和控制部的情况下的结构的、与图 13 不同的例子的图。

具体实施方式

[0023] 以下,参照附图说明本发明的实施方式。

[0024] (第一实施例)

[0025] 图 1 至图 9 是本发明的第一实施例所涉及的图。

[0026] 图 1 是表示本发明的实施例所涉及的生物体信息获取系统的主要部分的结构的图。

[0027] 如图 1 所示,生物体信息获取系统 101 具备生物体信息获取装置 1 以及在生物体信息获取装置 1 的外部产生交流磁场的磁场产生部 7。

[0028] 生物体信息获取装置 1 构成为例如胶囊内窥镜那样的、具有能够配置于被检者的体腔内的尺寸和形状等的装置。

[0029] 另外,生物体信息获取装置 1 的内部具有:照明部 2,其产生用于照明被检者的体

腔内的被摄体的照明光；摄像部 3，其拍摄由照明部 2 照明的被摄体而获取图像数据；无线发送部 4，其将由摄像部 3 获取到的图像数据调制成无线信号而发送到外部；电力提供部 5，其能够提供用于驱动照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部的驱动电力；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。

[0030] 即，本实施例中的生物体信息获取部构成为具备照明部 2 和摄像部 3。

[0031] 磁场产生部 7 具有以下结构：根据未图示的开关等的操作，能够产生用于切换生物体信息获取装置 1 中的电源状态的脉冲状的交流磁场。具体地说，磁场产生部 7 构成为例如在后述的各种磁场产生开关每接通一次时，能够产生多次脉冲状的交流磁场。

[0032] 图 2 是表示生物体信息获取装置的内部结构的一例的图。图 3 是表示磁场检测部的结构的一例的图。

[0033] 如图 2 所示，电力提供部 5 构成为具有：电源部 8，其由内置电池等构成，该内置电池能够提供用于驱动生物体信息获取装置 1 的各部的电力；开关部 9a 和 9b；以及信号接收部 10a 和 10b。

[0034] 磁场检测部 6 构成为例如如图 3 所示那样的由线圈 LA 和电容器 CA 构成的谐振电路。另外，磁场检测部 6 生成与从磁场产生部 7 产生的交流磁场的检测结果（检测时的波形）相应的电信号即磁场检测信号而输出到信号接收部 10a 和 10b。

[0035] 电源部 8 连接成始终向信号接收部 10a 提供电力，经由开关部 9a 向信号接收部 10b 提供电力，经由开关部 9b 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力。

[0036] 开关部 9a 构成为与电源部 8 相连接，根据来自具备作为第一切换控制部的功能的信号接收部 10a 的切换信号的输出状态而接通或者断开，由此能够切换从电源部 8 向信号接收部 10b 的电力提供状态。

[0037] 开关部 9b 构成为连接在开关部 9a 与照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部之间，根据来自具备作为第二切换控制部的功能的信号接收部 10b 的切换信号的输出状态而接通或者断开，由此能够切换从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部的电力提供状态。

[0038] 如图 2 所示，信号接收部 10a 构成为具有：检波部 11a，其对具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号进行检波而输出脉冲信号；计时器部 12a，其从检波部 11a 开始输出脉冲信号起到经过固定时间 TA1 为止进行时间的计测；计数器部 13a，其通过对来自检波部 11a 的脉冲信号的输入次数逐个地进行计数来得到计数值；以及锁存器部 14a，其在每次被输入来自计数器部 13a 的输出信号时将用于切换开关部 9a 的接通和断开状态的切换信号的输出反转。

[0039] 图 4 是表示生物体信息获取装置所具有的一个检波部的结构的一例的图。

[0040] 检波部 11a 构成为例如如图 4 所示那样的由二极管 DB、电容器 CB 以及电阻 RB 构成的峰值保持电路。

[0041] 即，检波部 11a 构成为在从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的输出间隔为由电容器 CB 的容量与电阻 RB 的电阻值的积决定的时间常数 τ 1 以上的情况下，能够适当地对从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号进行检波。而且，检波部 11a 构成为针对每个时间常数 τ 1 以上的输出间隔对从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号进行检测，由此能够连续地对计数器部 13a 输出数量与从磁场产生部 7 脉冲状地输出的交流磁场的输出次数（从磁场

检测部 6 输出的磁场检测信号的输出次数)一致的脉冲信号。

[0042] 计时器部 12a 进行动作,使得在经过固定时间 TA1 时使计数器部 13a 的计数值复位至 0。

[0043] 此外,本实施例的计时器部 12a 并不限定于从检波部 11a 开始输出脉冲信号起到经过固定时间 TA1 为止进行时间的计测,例如,也可以对相当于从检波部 11a 输出的脉冲信号的输出间隔的时间进行计测,或者也可以同时进行这两个时间的计测。并且,在计时器部 12a 构成为对相当于从检波部 11a 输出的脉冲信号的输出间隔的时间进行计测的情况下,也可以使上述时间常数 $\tau 1$ 与计时器部 12a 的计测时间大致一致。

[0044] 计数器部 13a 构成为在检测出对来自检波部 11a 的脉冲信号的输入次数逐个地进行计数所得到的计数值达到信号输出计数值 PA 时,将输出信号输出到锁存器部 14a。

[0045] 另一方面,如图 2 所示,信号接收部 10b 构成为具有:放大部 21,其将从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的信号水平放大到阈值 TH2 以上的信号水平;检波部 11b,其对具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号进行检波而输出脉冲信号;计时器部 12b,其从检波部 11b 开始输出脉冲信号起到经过固定时间 TA2 为止进行时间的计测;计数器部 13b,其通过对来自检波部 11b 的脉冲信号的输入次数逐个地进行计数来得到计数值;以及锁存器部 14b,其在每次被输入来自计数器部 13b 的输出信号时将用于切换开关部 9b 的接通和断开状态的切换信号的输出反转。

[0046] 图 5 是表示生物体信息获取装置所具有的其它检波部的结构的一例的图。

[0047] 检波部 11b 构成为例如如图 5 所示那样的由二极管 DC、电容器 CC 以及电阻 RC 构成的峰值保持电路。

[0048] 即,检波部 11b 构成为在从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的输出间隔为由电容器 CC 的容量与电阻 RC 的电阻值的积决定的时间常数 $\tau 2$ 以上的情况下,能够适当地对从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号进行检波。而且,检波部 11b 构成为针对每个时间常数 $\tau 2$ 以上的输出间隔对从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号进行检波,由此能够连续地对计数器部 13b 输出数量与从磁场产生部 7 脉冲状地输出的交流磁场的输出次数(从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的输出次数)一致的脉冲信号。

[0049] 计时器部 12b 进行动作,使得在经过固定时间 TA2 时使计数器部 13b 的计数值复位至 0。

[0050] 此外,本实施例的计时器部 12b 并不限定于从检波部 11b 开始输出脉冲信号起到经过固定时间 TA2 为止进行时间的计测,例如,也可以对相当于从检波部 11b 输出的脉冲信号的输出间隔的时间进行计测,或者也可以同时进行这两个时间的计测。并且,在计时器部 12b 构成为对相当于从检波部 11b 输出的脉冲信号的输出间隔的时间进行计测的情况下,也可以使上述时间常数 $\tau 2$ 与计时器部 12b 的计测时间一致。

[0051] 另外,根据本实施例,上述固定时间 TA1 和 TA2 可以设定为相同时间,或者也可以设定为 TA1>TA2。

[0052] 计数器部 13b 构成为在检测出对来自检波部 11b 的脉冲信号的输入次数逐个地进行计数所得到的计数值达到信号输出计数值 PB 时,将输出信号输出到锁存器部 14b。

[0053] 此外,上述信号输出计数值 PA 和 PB 只要具有 PA>PB 的大小关系,也可以分别设定为任意的值。

[0054] 另外,在本实施例中,对电容器 CB 和 CC 的容量和电阻 RB 和 RC 的电阻值分别进行设定使得检波部 11a 的时间常数 $\tau 1$ 与检波部 11b 的时间常数 $\tau 2$ 为相同的值。

[0055] 在此,适当地参照图 6 的时序图来详细说明在被检者的体腔内配置生物体信息获取装置 1 的情况。图 6 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的一例的时序图。

[0056] 此外,在与图 6 的时序图有关的说明中,为了简单,以锁存器部 14a 和 14b 分别由 D 触发器构成并且与信号的上升同步地进行动作来进行说明。另外,在与图 6 的时序图有关的说明中,为了简单,以将上述信号输出计数值 PA 的值设为 24 并且将上述信号输出计数值 PB 的值设为 16 的情况为例进行说明。

[0057] 首先,在相当于时刻 t1 之前的期间的初始状态下,不从磁场产生部 7 产生交流磁场,因此开关部 9a 和 9b 均被断开。而且,在这样的初始状态下,对信号接收部 10a 提供来自电源部 8 的电力,另一方面,不对照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部提供来自电源部 8 的电力。另外,在上述初始状态下,照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部的动作完全停止,并且随着不从磁场产生部 7 产生交流磁场,信号接收部 10a 几乎不进行动作。因此,在上述初始状态下,在从电源部 8 提供的电力的消耗被抑制为最小限度的状态下,维持来自磁场检测部 6 的磁场检测信号的输入待机状态。

[0058] 而且,在时刻 t1,例如当由手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第一磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 24 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0059] 另外,在时刻 t1,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始用于计测固定时间 TA1 的计时动作。并且,随着在时刻 t1 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 1。

[0060] 之后,在时刻 t2,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第 24 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t2 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 24,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 从断开被切换为接通。

[0061] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t2 的时间点,随着开关部 9a 被接通,开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0062] 此外,在时刻 t2 之前不向信号接收部 10b 提供电力,因此即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10b(的放大部 21),也不从锁存器部 14b 输出切换信号而开关部 9b 保持断开状态。

[0063] 另一方面,计时器部 12a 在时刻 t2 之后的时刻 t3,在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t1 至时刻 t3 的期间的固定时间 TA1 为止计数器部 13a 的计数值没有达到 24 的情况下,计数器部 13a 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14a 输出的切换信号维持没有反转

的状态,开关部 9a 不从断开切换为接通,因此不开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0064] 接着,在时刻 t3 之后的时刻 t4,被检者咽下生物体信息获取装置 1,由此生物体信息获取装置 1 被配置在被检者的体腔内。

[0065] 之后,在时刻 t5,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第二磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0066] 另外,在时刻 t5,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t5 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0067] 之后,在时刻 t6,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t6 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从断开切换为接通。

[0068] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t6 的时间点,随着开关部 9b 被接通,开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力,即,转变为能够获取被检者的体腔内的图像数据的状态。

[0069] 此外,在时刻 t5 之后,因将生物体信息获取装置 1 配置于被检者的体腔内而导致从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的信号水平小于能够在检波部 11a 中检波的阈值 TH1。因此,在时刻 t5 之后,在生物体信息获取装置 1 配置于被检者的体腔内时,即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10a(的检波部 11a),从锁存器部 14a 输出的切换信号也不反转,开关部 9a 保持接通状态。

[0070] 另一方面,计时器部 12b 在时刻 t6 之后的时刻 t7,在完成用于计测固定时间 TA2 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t5 至时刻 t7 的期间的固定时间 TA2 为止计数器部 13b 的计数值没有达到 16 的情况下,计数器部 13b 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14b 输出的切换信号维持没有反转的状态,开关部 9b 不从断开切换为接通,因此不开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力。

[0071] 之后,在时刻 t8,例如,当手术师等再次接通设置于磁场产生部 7 的第二磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0072] 另外,在时刻 t8,随着从磁场产生部 7 产生总计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈

值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b, 对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b, 在计时器部 12b 中开始用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且, 随着在时刻 t8 进行这种动作, 计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0073] 之后, 在时刻 t9, 随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场, 从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号, 被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b, 对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且, 随着在时刻 t9 进行这种动作, 计数器部 13b 的计数值被更新为 16, 从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b, 从锁存器部 14b 输出的切换信号反转, 开关部 9b 被从接通切换为断开。

[0074] 因而, 根据上述说明的各部的动作, 在达到时刻 t9 的时间点, 随着开关部 9b 被从接通切换为断开, 停止从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力, 即, 从能够获取被检者的体腔内的图像数据的状态转变为不能获取的状态。

[0075] 另外, 根据从上述说明的时刻 t8 至时刻 t9 为止的动作, 例如, 在通过使在时刻 t7 之后获取到的图像数据显示在未图示的监视器等中进行确认而判明生物体信息获取装置 1 还未到达期望的观察部位的情况下等, 能够暂时停止向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力。

[0076] 另一方面, 计时器部 12b 在时刻 t9 之后的时刻 t10, 在完成用于计测固定时间 TA2 的计时动作时, 进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。换言之, 在直到经过相当于从时刻 t8 至时刻 t10 的期间的固定时间 TA2 为止计数器部 13b 的计数值没有达到 16 的情况下, 计数器部 13b 的计数值复位至 0, 由此从锁存器部 14b 输出的切换信号维持没有反转的状态, 开关部 9b 不从接通切换为断开, 因此继续从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力。

[0077] 即, 根据上述说明的从时刻 t5 至时刻 t10 为止的动作, 在开关部 9a 被接通的情况下, 随着手术师等切换第二磁场产生开关 (未图示) 的接通和断开而切换开关部 9b 的接通和断开。因此, 根据上述说明的从时刻 t5 至时刻 t10 为止的动作, 能够将与从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力有关的动作视为随着第二磁场产生开关 (未图示) 的接通和断开切换而产生的触发动作。

[0078] 接着, 适当地参照图 7 的时序图详细说明在生物体信息获取装置 1 配置于被检者的体腔内之前进行动作确认的情况。图 7 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6 不同的例子的时序图。

[0079] 此外, 在与图 7 的时序图有关的说明中, 为了简单, 以锁存器部 14a 和 14b 分别由 D 触发器构成并且与信号的上升同步地进行动作来进行说明。另外, 在与图 7 的时序图有关的说明中, 为了简单, 以将上述信号输出计数值 PA 的值设为 24 并且将上述信号输出计数值 PB 的值设为 16 的情况为例进行说明。并且, 在与图 7 的时序图有关的说明中, 为了简单, 以上述的 TA1 = TA2 的情况为例进行说明。

[0080] 首先, 在相当于时刻 t11 之前的期间的初始状态下, 不从磁场产生部 7 产生交流磁场, 因此开关部 9a 和 9b 均被断开。而且, 在这种初始状态下, 对信号接收部 10a 提供来自

电源部 8 的电力,另一方面,不对照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部提供来自电源部 8 的电力。

[0081] 而且,在时刻 t11,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第一磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 24 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0082] 另外,在时刻 t11,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始用于计测固定时间 TA1 的计时动作。并且,随着在时刻 t11 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 1。

[0083] 之后,在时刻 t12,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第 24 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t12 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 24,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 被从断开切换为接通。

[0084] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t12 的时间点,随着开关部 9a 被接通,开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0085] 此外,在时刻 t12 之前,不向信号接收部 10b 提供电力,因此即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10b(的放大部 21),也不从锁存器部 14b 输出切换信号,开关部 9b 保持断开的状态。

[0086] 另一方面,计时器部 12a 在时刻 t12 之后的时刻 t13,在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t11 至时刻 t13 的期间的固定时间 TA1 为止计数器部 13a 的计数值没有达到 24 的情况下,计数器部 13a 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14a 输出的切换信号维持没有反转的状态,开关部 9a 不从断开切换为接通,因此不开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0087] 接着,在时刻 t13 之后的时刻 t14,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第二磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0088] 另外,在时刻 t14,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t14 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0089] 之后,在时刻 t15,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部

21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t15 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从断开切换为接通。

[0090] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t15 的时间点,随着开关部 9b 被接通,开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力,即,转变为能够确认生物体信息获取装置 1 的动作的状态。

[0091] 另一方面,计时器部 12a 在时刻 t15 之后的时刻 t16,在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。另外,计时器部 12b 在时刻 t15 之后的时刻 t16,在完成用于计测固定时间 TA2 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。

[0092] 在此,在时刻 t14 之后,因生物体信息获取装置 1 被配置于被检者的体腔内之前而导致从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的信号水平为能够在检波部 11a 中进行检波的阈值 TH1 以上。但是,在经过相当于从时刻 t14 至时刻 t16 的期间的固定时间 TA1 时,没有达到 16 的计数器部 13a 的计数值复位至 0,因此即使超过时刻 t16,从锁存器部 14a 输出的切换信号也不会反转,即,即使超过时刻 t16,开关部 9a 也保持接通的状态。

[0093] 接着,在完成生物体信息获取装置 1 的动作确认之后的时刻 t17,例如,当手术师等再次接通设置于磁场产生部 7 的第一磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 24 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0094] 而且,在时刻 t17,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA1 的计时动作。另外,在时刻 t17,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t17 进行这种动作,计数器部 13a 和计数器部 13b 的计数值分别被更新为 1。

[0095] 之后,在时刻 t18,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t18 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从接通切换为断开。

[0096] 另外,在时刻 t18 之后的时刻 t20,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第 24 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出

到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t20 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 24,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 被从接通切换为断开。

[0097] 此外,在大致紧接着时刻 t18 之后的时刻 t19 之后,随着从磁场产生部 7 产生合计 24 次中的第 17 次的脉冲状的交流磁场,计数器部 13b 的计数值再次逐个增加。但是,在大致紧接着时刻 t20 之后随着开关部 9a 被断开,停止向信号接收部 10b 提供电力而无法从锁存器部 14b 输出切换信号,因此即使超过时刻 t20,开关部 9b 也保持断开的状态。

[0098] 因而,手术师等在配置到被检体的体腔内之前进行生物体信息获取装置 1 的动作确认之后,通过操作设置于磁场产生部 7 的第一磁场产生开关,能够使生物体信息获取装置 1 的电源状态从照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部进行动作的高耗电电力的状态向相当于来自磁场检测部 6 的磁场检测信号的输入待机状态的低耗电电力状态转变一次。

[0099] 如上所述,根据本实施例,具备以下结构:根据与脉冲状地产生的交流磁场的检测结果相应地输出的磁场检测信号的输出次数,能够进行用于变更生物体信息获取装置的电源状态的控制。因此,根据本实施例,例如,即使不使内置于生物体信息获取装置的天线大型化,与以往相比,也能够可靠地切换生物体信息获取装置的电源的接通和断开。

[0100] 此外,根据本实施例,例如也可以构成为除了上述第一和第二磁场产生开关以外,在磁场产生部 7 还设置用于以规定的周期逐次产生合计 40 次的脉冲状的交流磁场的第三磁场产生开关(未图示)。

[0101] 在此,适当地参照图 8 和图 9 的时序图详细说明在被检体的体腔内配置生物体信息获取装置 1 之前根据上述第三磁场产生开关的操作来变更生物体信息获取装置 1 的电源状态的情况。图 8 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6 和图 7 不同的例子的时序图。图 9 是用于说明第一实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 6、图 7 和图 8 不同的例子的时序图。

[0102] 此外,在与图 8 和图 9 的时序图有关的说明中,为了简单,以锁存器部 14a 和 14b 分别由 D 触发器构成并且与信号的上升同步地进行动作来进行说明。另外,在与图 8 和图 9 的时序图有关的说明中,为了简单,以将上述信号输出计数值 PA 的值设为 24 并且将上述信号输出计数值 PB 的值设为 16 的情况为例进行说明。并且,在与图 8 和图 9 的时序图有关的说明中,为了简单,以设为上述 $TA1 = TA2$ 的情况为例进行说明。

[0103] 首先,在相当于时刻 t31 之前的期间的初始状态下,不从磁场产生部 7 产生交流磁场,因此开关部 9a 和 9b 均被断开。而且,在这种初始状态下,对信号接收部 10a 提供来自电源部 8 的电力,另一方面,不对照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部提供来自电源部 8 的电力。

[0104] 而且,在时刻 t31,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第三磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 40 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0105] 另外,在时刻 t31,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计

时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA1 的计时动作。并且,随着在时刻 t31 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 1。

[0106] 之后,在时刻 t32,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 24 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t32 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 24,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 被从断开切换为接通。

[0107] 计时器部 12a 在大致紧接着经过时刻 t32 之后,在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。

[0108] 而且,在时刻 t33,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 40 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t33 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从断开切换为接通。

[0109] 此外,在时刻 t33 之后,例如在被检体的体腔内配置生物体信息获取装置 1 并且手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第二磁场产生开关(未图示)的情况下,进行与图 6 的从时刻 t8 至时刻 t9 为止的动作相同的动作,由此开关部 9b 被从接通切换为断开,并且停止向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电源。

[0110] 另一方面,在时刻 t33 之后的时刻 t41,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第三磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以规定的周期逐次产生合计 40 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0111] 而且,在时刻 t41,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA1 的计时动作。另外,在时刻 t41,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t41 进行这种动作,计数器部 13a 和计数器部 13b 的计数值分别被更新为 1。

[0112] 之后,在时刻 t42,随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t42 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输

出的输出信号被输入到锁存器部 14b, 从锁存器部 14b 输出的切换信号反转, 开关部 9b 被从接通切换为断开。

[0113] 另外, 在时刻 t_{43} , 随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 24 次的脉冲状的交流磁场, 从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号, 对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且, 随着在时刻 t_{43} 进行这种动作, 计数器部 13a 的计数值被更新为 24, 从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a, 从锁存器部 14a 输出的切换信号反转, 开关部 9a 被从接通切换为断开。

[0114] 计时器部 12a 在大致紧接着经过时刻 t_{43} 之后, 在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时, 进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。

[0115] 此外, 即使在经过时刻 t_{42} 之后也继续进行计时器部 12b 的计时动作和计数器部 13b 的计数值获取。但是, 在大致紧接着时刻 t_{43} 之后随着开关部 9a 被断开而停止向信号接收部 10b 提供电力, 不从锁存器部 14b 输出切换信号, 因此即使超过时刻 t_{43} , 开关部 9b 也保持断开的状态。

[0116] 另外, 在经过时刻 t_{43} 之后, 从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 25 次的脉冲状的交流磁场, 计数器部 13a 的计数值再次逐个增加。但是, 在时刻 t_{43} 之后的时刻 t_{44} , 随着从磁场产生部 7 产生合计 40 次中的第 40 次的脉冲状的交流磁场, 在固定时间 TA1 的计测期间中计数器部 13a 的计数值无法达到 24, 因此即使超过时刻 t_{44} , 从锁存器部 14a 输出的切换信号也不会反转, 即, 即使超过时刻 t_{44} , 开关部 9a 也保持断开的状态。

[0117] 即, 根据上述说明的能够与设置于磁场产生部 7 的第三磁场产生开关的操作相应地切换生物体信息获取装置 1 的电源状态的结构, 在被检体的体腔内配置生物体信息获取装置 1 之前, 能够通过视觉识别容易地确认生物体信息获取装置 1 是否接通或者断开。

[0118] 此外, 根据本实施例, 示出在磁场产生部 7 设置第一磁场产生开关、第二磁场产生开关以及第三磁场产生开关 (均未图示) 并产生与各个开关的操作相应的次数的脉冲状的交流磁场的例子, 但是并不限于这种结构。具体地说, 例如, 关于产生 16 次、24 次以及 40 次的脉冲状的交流磁场的线圈, 可以一体地构成或者也可以将其一部分或者全部独立地构成。另外, 例如, 关于产生 16 次、24 次以及 40 次的脉冲状的交流磁场的装置, 可以 (如磁场产生部 7 那样) 一体地构成或者也可以将其一部分或者全部独立地构成。

[0119] (第二实施例)

[0120] 图 10 和图 11 是与本发明的第二实施例有关的图。

[0121] 此外, 在本实施例中, 省略具有与第一实施例相同的结构等的部分的详细的说明, 并且主要说明具有与第一实施例不同的结构等的部分。

[0122] 本实施例能够应用具备与第一实施例大致相同的结构的生物体信息获取系统 101, 另一方面, 与第一实施例的不同点在于分别设定电容器 CB 和 CC 的容量以及电阻 RB 和 RC 的电阻值使得检波部 11a 的时间常数 τ_1 为大于检波部 11b 的时间常数 τ_2 的值。

[0123] 另外, 在本实施例中, 将计数器部 13a 的信号输出计数值 PA 和计数器部 13b 的信号输出计数值 PB 设定为相同的值。

[0124] 并且, 在本实施例的磁场产生部 7, 代替第一、第二以及第三磁场产生开关而设置有后述的第四和第五磁场产生开关。

[0125] 此外,对于上述时间常数 τ_1 和 τ_2 ,只要具有 $\tau_1 > \tau_2$ 的大小关系,也可以分别设定为任意的值。

[0126] 在此,适当地参照图 10 的时序图详细说明在被检者的体腔内配置生物体信息获取装置 1 的情况。图 10 是用于说明第二实施例中的生物体信息获取装置的动作的一例的时序图。

[0127] 此外,在与图 10 的时序图有关的说明中,为了简单,以锁存器部 14a 和 14b 分别由 D 触发器构成并且与信号的上升同步地进行动作来进行说明。另外,在与图 10 的时序图有关的说明中,为了简单,以将上述信号输出计数值 PA 和 PB 的值均设为 16 并且将时间常数 τ_2 设为时间常数 τ_1 的一半的情况为例进行说明。

[0128] 首先,在相当于时刻 t51 之前的期间的初始状态下,不从磁场产生部 7 产生交流磁场,因此开关部 9a 和 9b 均被断开。而且,在这种初始状态下,对信号接收部 10a 提供来自电源部 8 的电力,另一方面,不对照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部提供来自电源部 8 的电力。另外,在上述初始状态下,照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部的动作完全停止,并且随着不从磁场产生部 7 产生交流磁场,信号接收部 10a 几乎不进行动作。因此,在上述初始状态下,在从电源部 8 提供的电力的消耗被抑制为最小限度的状态下,维持来自磁场检测部 6 的磁场检测信号的输入待机状态。

[0129] 然后,在时刻 t51,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第四磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以与时间常数 τ_1 一致的周期 TB1 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0130] 另外,在时刻 t51,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA1 的计时动作。并且,随着在时刻 t51 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 1。

[0131] 之后,在时刻 t52,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t52 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 16,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 被从断开切换为接通。

[0132] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t52 的时间点,随着开关部 9a 被接通,开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0133] 此外,在时刻 t52 之前不向信号接收部 10b 提供电力,因此即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10b(的放大部 21),也不会从锁存器部 14b 输出切换信号,开关部 9b 保持断开的状态。

[0134] 另一方面,计时器部 12a 在时刻 t52 之后的时刻 t53,在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t51 至时刻 t53 的期间的固定时间 TA1 为止计数器部 13a 的计数值没有达到 16 的情况下,计数器部 13a 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14a 输出的切换信号维持没有

反转的状态,开关部 9a 不从断开切换为接通,因此不开始从电源部 8 向信号接收部 10b 的电力提供。

[0135] 接着,在时刻 t53 之后的时刻 t54,被检者咽下生物体信息获取装置 1,由此生物体信息获取装置 1 被配置在被检者的体腔内。

[0136] 之后,在时刻 t55,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第五磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以与时间常数 $\tau 2$ 一致的周期 TB2 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0137] 另外,在时刻 t55,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t55 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0138] 之后,在时刻 t56,从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t56 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从断开切换为接通。

[0139] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t56 的时间点,随着开关部 9b 被接通,开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力,即,转变为能够获取被检者的体腔内的图像数据的状态。

[0140] 此外,在时刻 t55 之后,因生物体信息获取装置 1 被配置于被检者的体腔内而导致从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的信号水平变得小于在检波部 11a 中能够检波的阈值 TH1。另外,在被设定为时间常数 $\tau 1$ 的检波部 11a 中,无法与按周期 TB1 一半的周期 TB2 从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的输出间隔同步地进行检波。因此,在时刻 t55 之后,在生物体信息获取装置 1 配置于被检者的体腔内时,即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10a(的检波部 11a),从锁存器部 14a 输出的切换信号也不反转,开关部 9a 保持被接通的状态。

[0141] 另一方面,计时器部 12b 在时刻 t56 之后的时刻 t57,在完成用于计测固定时间 TA2 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t55 至时刻 t57 的期间的固定时间 TA2 为止计数器部 13b 的计数值没有达到 16 的情况下,计数器部 13b 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14b 输出的切换信号维持没有反转的状态,开关部 9b 不从断开切换为接通,因此不开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部的电力提供。

[0142] 之后,在时刻 t58,例如,当手术师等再次接通设置于磁场产生部 7 的第五磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以与时间常数 $\tau 2$ 一致的周期 TB2 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0143] 另外,在时刻 t58,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且,随着在时刻 t58 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0144] 之后,在时刻 t59,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备小于阈值 TH1 的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且,随着在时刻 t59 进行这种动作,计数器部 13b 的计数值被更新为 16,从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b,从锁存器部 14b 输出的切换信号反转,开关部 9b 被从接通切换为断开。

[0145] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t59 的时间点,随着开关部 9b 被从接通切换为断开,停止从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力,即,从能够获取被检者的体腔内的图像数据的状态转变为不能获取的状态。

[0146] 另外,根据上述说明的从时刻 t58 至时刻 t59 为止的动作,例如,在通过使在时刻 t57 之后获取的图像数据显示在未图示的监视器等中并进行确认而判明生物体信息获取装置 1 还未到达期望的观察部位的情况下等,能够暂时停止向照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部提供电力。

[0147] 另一方面,计时器部 12b 在时刻 t59 之后的时刻 t60,在完成用于计测固定时间 TA2 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。换言之,在直到经过相当于从时刻 t58 至时刻 t60 的期间的固定时间 TA2 为止计数器部 13b 的计数值没有达到 16 的情况下,计数器部 13b 的计数值复位至 0,由此从锁存器部 14b 输出的切换信号维持没有反转的状态,开关部 9b 不会被从接通切换为断开,因此继续从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 和无线发送部 4 的各部提供电力。

[0148] 接着,适当地参照图 11 的时序图来详细说明在将生物体信息获取装置 1 配置于被检者的体腔内之前进行动作确认的情况。图 11 是用于说明第二实施例中的生物体信息获取装置的动作的、与图 10 不同的例子的时序图。

[0149] 此外,在与图 11 的时序图有关的说明中,为了简单,以锁存器部 14a 和 14b 分别由 D 触发器构成并且与信号的上升同步地进行动作来进行说明。另外,在与图 11 的时序图有关的说明中,为了简单,以将上述信号输出计数值 PA 和 PB 的值均设为 16 并且将时间常数 τ_2 设为时间常数 τ_1 的一半的情况为例进行说明。并且,在与图 11 的时序图有关的说明中,为了简单,以设为上述 $TA1 = TA2$ 的情况为例说明。

[0150] 首先,在相当于时刻 t61 之前的期间的初始状态下,不从磁场产生部 7 产生交流磁场,因此开关部 9a 和 9b 均被断开。而且,在这种初始状态下,对信号接收部 10a 提供来自电源部 8 的电力,另一方面,不对照明部 2、摄像部 3、无线发送部 4 以及信号接收部 10b 的各部提供来自电源部 8 的电力。

[0151] 而且,在时刻 t61,例如,当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第四磁场产生开

关（未图示）时，从磁场产生部 7 产生以与时间常数 τ_1 一致的周期 TB1 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0152] 另外，在时刻 t61，随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场，从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号，对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a，在计时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA1 的计时动作。并且，随着在时刻 t61 进行这种动作，计数器部 13a 的计数值被更新为 1。

[0153] 之后，在时刻 t62，随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场，从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号，对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且，随着在时刻 t62 进行这种动作，计数器部 13a 的计数值被更新为 16，从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a，从锁存器部 14a 输出的切换信号反转，开关部 9a 被从断开切换为接通。

[0154] 因而，根据上述说明的各部的动作，在达到时刻 t62 的时间点，随着开关部 9a 被接通，开始从电源部 8 向信号接收部 10b 提供电力。

[0155] 此外，在时刻 t62 之前，不向信号接收部 10b 提供电力，因此即使来自磁场检测部 6 的磁场检测信号被输入到信号接收部 10b（的放大部 21），也不会从锁存器部 14b 输出切换信号，开关部 9b 保持断开的状态。

[0156] 另一方面，计时器部 12a 在时刻 t62 之后的时刻 t63，在完成用于计测固定时间 TA1 的计时动作时，进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。换言之，在直到经过相当于从时刻 t61 至时刻 t63 的期间的固定时间 TA1 为止计数器部 13a 的计数值没有达到 16 的情况下，计数器部 13a 的计数值复位至 0，由此从锁存器部 14a 输出的切换信号维持没有反转的状态，开关部 9a 不从断开切换为接通，因此不开始从电源部 8 向信号接收部 10b 的电力提供。

[0157] 接着，在时刻 t63 之后的时刻 t64，例如，当手术师等接通设置于磁场产生部 7 的第五磁场产生开关（未图示）时，从磁场产生部 7 产生以与时间常数 τ_2 一致的周期 TB2 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0158] 另外，在时刻 t64，随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场，从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号，被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b，对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b，在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA2 的计时动作。并且，随着在时刻 t64 进行这种动作，计数器部 13b 的计数值被更新为 1。

[0159] 之后，在时刻 t65，随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场，从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH1 以上的信号水平的磁场检测信号，被放大为具备阈值 TH2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b，对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b。并且，随着在时刻 t65 进行这种动作，计数器部 13b 的计数值被更新为 16，从计数器部 13b 输出的输出信号被输入到锁存器部 14b，从锁存器部 14b 输出的切换信号反转，开关部 9b 被从

断开切换为接通。

[0160] 因而,根据上述说明的各部的动作,在达到时刻 t_{65} 的时间点,随着开关部 9b 被接通,开始从电源部 8 向照明部 2、摄像部 3 和无线发送部 4 的各部提供电力,即,转变为能够进行生物体信息获取装置 1 的动作确认的状态。

[0161] 另一方面,计时器部 12a 在时刻 t_{65} 之后的时刻 t_{66} ,在完成用于计测固定时间 TA_1 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13a 的计数值复位至 0。另外,计时器部 12b 在时刻 t_{65} 之后的时刻 t_{66} ,在完成用于计测固定时间 TA_2 的计时动作时,进行动作以使计数器部 13b 的计数值复位至 0。

[0162] 在此,在时刻 t_{64} 之后,因是生物体信息获取装置 1 被配置于被检者的体腔内之前而导致从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的信号水平为在检波部 11a 中能够检波的阈值 TH_1 以上。但是,在被设定为时间常数 τ_1 的检波部 11a 中,无法与按周期 TB_1 一半的周期 TB_2 从磁场检测部 6 输出的磁场检测信号的输出间隔同步地进行检波。而且,根据这种检波部 11a 的动作,即使经过相当于从时刻 t_{64} 至时刻 t_{66} 的期间的固定时间 TA_1 ,计数器部 13a 的计数值也不会达到 16,因此即使超过时刻 t_{66} ,从锁存器部 14a 输出的切换信号也不会反转,即,即使超过时刻 t_{66} ,开关部 9a 也保持被接通的状态。

[0163] 接着,在完成生物体信息获取装置 1 的动作确认之后的时刻 t_{67} ,例如,当手术师等再次接通设置于磁场产生部 7 的第四磁场产生开关(未图示)时,从磁场产生部 7 产生以与时间常数 τ_1 一致的周期 TB_1 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场中的、第一次的脉冲状的交流磁场。

[0164] 而且,在时刻 t_{67} ,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH_1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a,在计时器部 12a 中开始进行用于计测固定时间 TA_1 的计时动作。另外,在时刻 t_{67} ,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第一次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH_1 以上的信号水平的磁场检测信号,被放大为具备阈值 TH_2 以上的信号水平的磁场检测信号被从放大部 21 输出到检波部 11b,对来自放大部 21 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11b 输出到计数器部 13b,在计时器部 12b 中开始进行用于计测固定时间 TA_2 的计时动作。并且,随着在时刻 t_{67} 进行这种动作,计数器部 13a 和计数器部 13b 的计数值分别被更新为 1。

[0165] 之后,在时刻 t_{68} ,随着从磁场产生部 7 产生合计 16 次中的第 16 次的脉冲状的交流磁场,从磁场检测部 6 输出具备阈值 TH_1 以上的信号水平的磁场检测信号,对来自磁场检测部 6 的磁场检测信号进行检波而得到的脉冲信号被从检波部 11a 输出到计数器部 13a。并且,随着在时刻 t_{68} 进行这种动作,计数器部 13a 的计数值被更新为 16,从计数器部 13a 输出的输出信号被输入到锁存器部 14a,从锁存器部 14a 输出的切换信号反转,开关部 9a 被从接通切换为断开。

[0166] 另一方面,在时刻 t_{68} ,随着开关部 9a 被从接通切换为断开,停止向信号接收部 10b 提供电力,不从锁存器部 14b 输出切换信号,因此开关部 9b 也被从接通切换为断开。

[0167] 因而,手术师等在配置于被检体的体腔内之前进行生物体信息获取装置 1 的动作确认之后,通过操作设置于磁场产生部 7 的第四磁场产生开关,能够将生物体信息获取装

置 1 的电源状态从照明部 2、摄像部 3 以及无线发送部 4 的各部进行动作的高耗电电力的状态向相当于来自磁场检测部 6 的磁场检测信号的输入待机状态的低耗电电力状态转变一次。

[0168] 此外,根据本实施例,例如,也可以除了上述第四和第五磁场产生开关以外,将第六磁场产生开关(未图示)设置于磁场产生部 7,该第六磁场产生开关(未图示)用于连续地产生以周期 TB1 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场以及以周期 TB2 逐次产生合计 16 次的脉冲状的交流磁场。

[0169] 另外,也可以适当地组合在第一实施例中说明的结构以及在本实施例中说明的结构。

[0170] 此外,根据本实施例,示出了在磁场产生部 7 中设置第四磁场产生开关、第五磁场产生开关以及第六磁场产生开关(均未图示)而产生具备与各个开关操作相应的周期的脉冲状的交流磁场的例子,但是并不限定于这种结构。具体地说,例如,关于产生周期分别不同的脉冲状的交流磁场的线圈,可以一体地构成,或者也可以将其一部分或者全部独立地构成。另外,例如,关于产生周期分别不同的脉冲状磁场的装置,(如磁场产生部 7 那样)可以一体地构成或者也可以将其一部分或者全部独立地构成。

[0171] 如上所述,根据本实施例,具备以下结构:根据能够对检测脉冲状地产生的交流磁场所得到的磁场检测信号进行检波的信号水平的阈值以及用于决定是否能够进行与上述磁场检测信号的输出间隔同步的检波的时间常数的组合,来进行用于变更生物体信息获取装置的电源状态的控制。因此,根据本实施例,例如,即使不使内置于生物体信息获取装置的天线大型化,与以往相比,也能够可靠地切换生物体信息获取装置的电源的接通和断开。

[0172] 另外,根据如上所述的第一和第二实施例,例如也可以构成为如图 12 那样的、具备对上述电力提供部 5 附加通知部 31 的电力提供部 5A 的生物体信息获取装置 1A。图 12 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部的情况下的结构的一例的图。

[0173] 如图 12 所示,电力提供部 5A 的通知部 31 连接成在开关部 9a 被接通的情况下从电源部 8 对通知部 31 提供电力并且在开关部 9a 被断开的情况下停止从电源部 8 对通知部 31 提供电力。

[0174] 另外,通知部 31 构成为具有 LED 等发光元件或者无线信号发送电路,该 LED 等发光元件将在开关部 9a 被接通时发光的发光面配置成朝向生物体信息获取装置 1A 的外表面,该无线信号发送电路能够生成在开关部 9a 被接通时以无线方式向生物体信息获取装置 1A 的外部发送的通知信号。此外,通知部 31 只要具备能够对手术师等通知开关部 9a 被接通的结构,也可以具备与上述结构不同的结构。

[0175] 在此,在构成为通知部 31 具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被接通时通知部 31 发光。另外,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被断开时通知部 31 消光。

[0176] 因而,在构成为通知部 31 具有发光元件的情况下,手术师等通过视觉识别通知部 31 的发光状态,能够容易地确认开关部 9a 是否被接通。其结果,手术师等例如能够在可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1A 配置于被检者的体腔内。

[0177] 此外,在构成为通知部 31 具有发光元件的情况下,例如,在手术师能够视觉识别的范围内缩小发光元件的光量,由此能够极力抑制电源部 8 的电力消耗。

[0178] 另一方面,在构成为通知部 31 具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从断开切换为接通的定时,开始以无线方式发送表示开关部 9a 被接通的意思的通知信号。另外,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从接通切换为断开的定时,停止以无线方式发送表示开关部 9a 被接通的意思的通知信号。

[0179] 而且,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,接收从该无线信号发送电路以无线方式发送的通知信号后实施各种信号处理,由此能够使表示开关部 9a 被接通的图像或者文字列等显示在显示装置(未图示)。

[0180] 因而,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,手术师等通过视觉识别随着从无线信号发送电路以无线方式发送通知信号而显示在显示装置(未图示)中的图像或者文字列等,能够容易地确认开关部 9a 是否被接通。其结果,手术师等例如能够在可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1A 配置于被检者的体腔内。

[0181] 此外,根据上述说明的生物体信息获取装置 1A,并不限于分开设置上述通知部 31,例如,也可以将上述通知部 31 的功能安装于照明部 2 或者无线发送部 4 中的任一个。另外,在构成为将通知部 31 的功能安装于照明部 2 时,例如,也可以在开关部 9a 被接通并且开关部 9b 被断开的情况与开关部 9a 和 9b 两者被接通的情况之间使照明部 2 的发光间隔等发光状态相互不同。

[0182] 另外,根据上述说明的第一和第二实施例,例如也可以构成为如图 13 所示那样、具备对上述电力提供部 5 附加通知部 31 和控制部 32 所得到的电力提供部 5B 的生物体信息获取装置 1B。图 13 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部和控制部的情况下的结构的一例的图。

[0183] 电力提供部 5B 的通知部 31 具备与电力提供部 5A 的通知部 31 大致相同的结构和功能。

[0184] 如图 13 所示,电力提供部 5B 的控制部 32 串联连接在开关部 9a 的输出侧与通知部 31 的输入侧之间。因此,在开关部 9a 被接通的情况下,对控制部 32 和通知部 31 两者提供来自电源部 8 的电力,并且在开关部 9a 被断开的情况下,停止对控制部 32 和通知部 31 两者提供电力。

[0185] 另外,电力提供部 5B 的控制部 32 构成为在开关部 9a 被接通的情况下能够输出用于使通知部 31 间歇地进行动作的控制信号。因此,例如,在构成为通知部 31 具有发光元件的情况下,根据来自控制部 32 的控制信号来使发光元件闪烁。另一方面,例如,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,以无线方式发送具备与来自控制部 32 的控制信号相应的波形的通知信号。

[0186] 在此,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被接通时通知部 31 闪烁。另外,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被断开时通知部 31 消光。

[0187] 因而,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,手术师等通过视觉识别通知部 31 的闪烁状态,能够容易地确认开关部 9a 是否被接通。其结果,手术师等例如能够在可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1B 配置于被检者的体腔内。

[0188] 此外,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,例如在手术师能够视觉识别的范围内缩小发光元件的光量,由此能够极力抑制电源部 8 的电力消耗。

[0189] 另一方面,例如,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从断开切换为接通的定时,开始以无线方式发送表示开关部 9a 被接通的意思的通知信号。另外,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从接通切换为断开的定时,停止以无线方式发送表示开关部 9a 被接通的意思的通知信号。

[0190] 而且,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,接收从该无线信号发送电路以无线方式发送的通知信号而实施各种信号处理,由此能够将表示开关部 9a 被接通的图像或者文字列等显示在显示装置(未图示)。

[0191] 因而,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,手术师等通过视觉识别随着从无线信号发送电路以无线方式发送通知信号而显示在显示装置(未图示)中的图像或者文字列等,能够容易地确认开关部 9a 是否被接通。其结果,手术师等例如能够在可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1B 配置于被检者的体腔内。

[0192] 即,根据具备上述电力提供部 5B 的生物体信息获取装置 1B,能够得到与具备电力提供部 5A 的生物体信息获取装置 1A 大致相同的作用效果,并且与具备电力提供部 5A 的生物体信息获取装置 1A 相比,能够进一步降低在通知开关部 9a 被接通的意思时所需的消耗电力。

[0193] 另外,根据上述说明的第一和第二实施例,例如也可以构成为如图 14 所示那样、具备对上述电力提供部 5 附加通知部 31 和控制部 32a 的电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C。图 14 是表示对图 2 的生物体信息获取装置附加通知部和控制部的情况下的结构的、与图 13 不同的例子的图。

[0194] 电力提供部 5C 的通知部 31 具备与电力提供部 5A 的通知部 31 大致相同的结构和功能。

[0195] 如图 14 所示,电力提供部 5C 的控制部 32a 串联连接在开关部 9a 的输出侧与通知部 31 的输入侧之间。因此,在开关部 9a 被接通的情况下,对控制部 32a 和通知部 31 两者提供来自电源部 8 的电力,并且在开关部 9a 被断开的情况下,停止对控制部 32a 和通知部 31 两者提供电力。

[0196] 另外,电力提供部 5C 的控制部 32a 构成为在开关部 9a 被接通的情况下,能够根据来自信号接收部 10b 的锁存器部 14b 的切换信号的输出状态来检测开关部 9b 的接通和断开状态,并且根据检测出的该结果,向通知部 31 输出用于使动作状态与开关部 9b 的接通和断开状态相反的控制信号。因此,控制部 32a 在根据来自信号接收部 10b 的锁存器部 14b 的切换信号的输出状态例如检测出开关部 9b 被断开的情况下,输出使通知部 31 进行动作的控制信号。另外,控制部 32a 在根据来自信号接收部 10b 的锁存器部 14b 的切换信号的输出状态例如检测出开关部 9b 被接通的情况下,输出使通知部 31 的动作停止的控制信号。

[0197] 此外,控制部 32a 也可以构成为具备与电力提供部 5B 的控制部 32 大致相同的功能。具体地说,控制部 32a 也可以构成为在检测出开关部 9b 被断开的情况下输出用于使通知部 31 间歇地进行动作的控制信号。

[0198] 根据具备上述电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C,在开关部 9a 被接通并且开关部 9b 被断开的情况下,通知部 31 进行动作(或者间歇地进行动作)。另外,根据具备上述电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C,在开关部 9a 和 9b 两者被接通的情况下,停止通知部 31 的动作。

[0199] 在此,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被接通并且开关部 9b 被断开时通知部 31 发光(或者闪烁)。另外,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 被断开时通知部 31 消光。并且,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,在开关部 9a 和 9b 两者被接通时通知部 31 消光。

[0200] 因而,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,手术师等通过视觉识别通知部 31 的发光(或者闪烁)状态,能够在开关部 9b 被断开的状态下容易地确认开关部 9a 被接通的情况。其结果,手术师等例如能够在断开开关部 9b 并且可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1C 配置于被检者的体腔内。

[0201] 此外,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,例如,在手术师能够视觉识别的范围内缩小发光元件的光量,由此能够极力抑制电源部 8 的电力消耗。

[0202] 另一方面,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从断开切换为接通的定时以及开关部 9b 被从接通切换为断开的定时,开始以无线方式发送表示仅开关部 9a 被接通的意思的通知信号。另外,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,在开关部 9a 被从接通切换为断开的定时以及开关部 9b 被从断开切换为接通的定时,停止以无线方式发送表示仅开关部 9a 被接通的意思的通知信号。

[0203] 而且,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,接收从该无线信号发送电路以无线方式发送的通知信号而实施各种信号处理,由此能够在开关部 9b 被断开的状态下将表示开关部 9a 被接通的图像或者文字列等显示在显示装置(未图示)。

[0204] 因而,在通知部 31 构成为具有无线信号发送电路的情况下,手术师等通过视觉识别随着从无线信号发送电路以无线方式发送通知信号而显示在显示装置(未图示)中的图像或者文字列等,能够在开关部 9b 被断开的状态下容易地确认开关部 9a 被接通的情况。其结果,手术师等例如能够在断开开关部 9b 并且可靠地接通开关部 9a 的状态下将生物体信息获取装置 1C 配置于被检者的体腔内。

[0205] 即,根据具备上述电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C,能够得到与具备电力提供部 5A 的生物体信息获取装置 1A 大致相同的作用效果,并且与具备电力提供部 5A 的生物体信息获取装置 1A 相比,能够进一步降低通知开关部 9a 被接通的意思时所需的消耗电力。

[0206] 另外,根据具备上述电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C,例如,在通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,随着开关部 9b 被接通而该发光元件消光。因此,在上述电力提供部 5C 的通知部 31 构成为具有发光元件的情况下,能够防止由摄像部 3 获取图像数据时可能产生的该发光元件的映射。

[0207] 此外,在生物体信息获取装置 1C 的电力提供部 5C 中能够安装生物体信息获取装置 1B 的电力提供部 5B 的功能。而且,根据具备安装电力提供部 5B 的功能而构成的电力提供部 5C 的生物体信息获取装置 1C,与具备电力提供部 5B 的生物体信息获取装置 1B 相比,能够进一步降低通知开关部 9a 被接通的意思时所需的消耗电力。

[0208] 此外,本发明并不限于上述各实施例,在不脱离发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、应用,这是不言而喻的。

[0209] 本申请是以 2011 年 7 月 28 日在日本申请的特愿 2011-165808 号为优先权基础的申请,上述公开内容被引用到本申请的说明、权利要求、附图中。

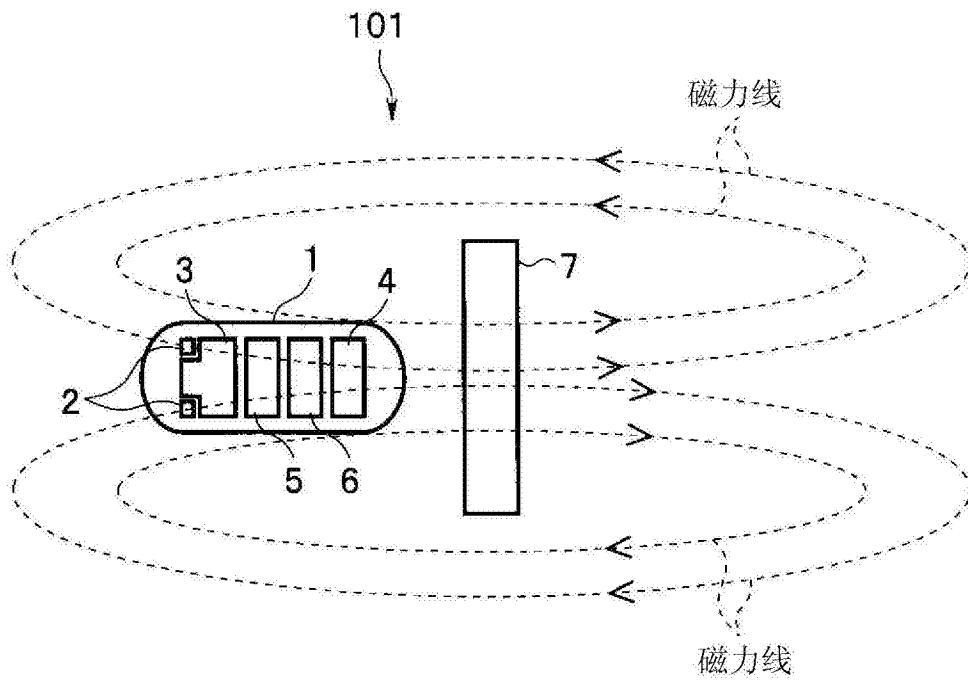


图 1

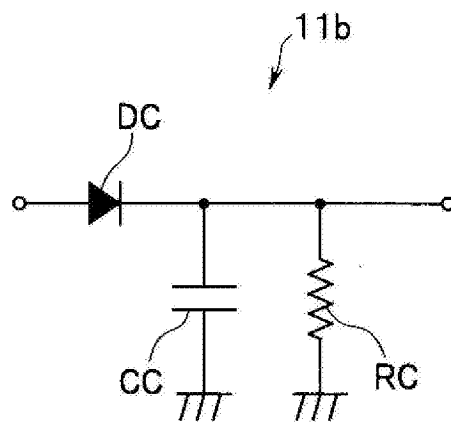


图 5

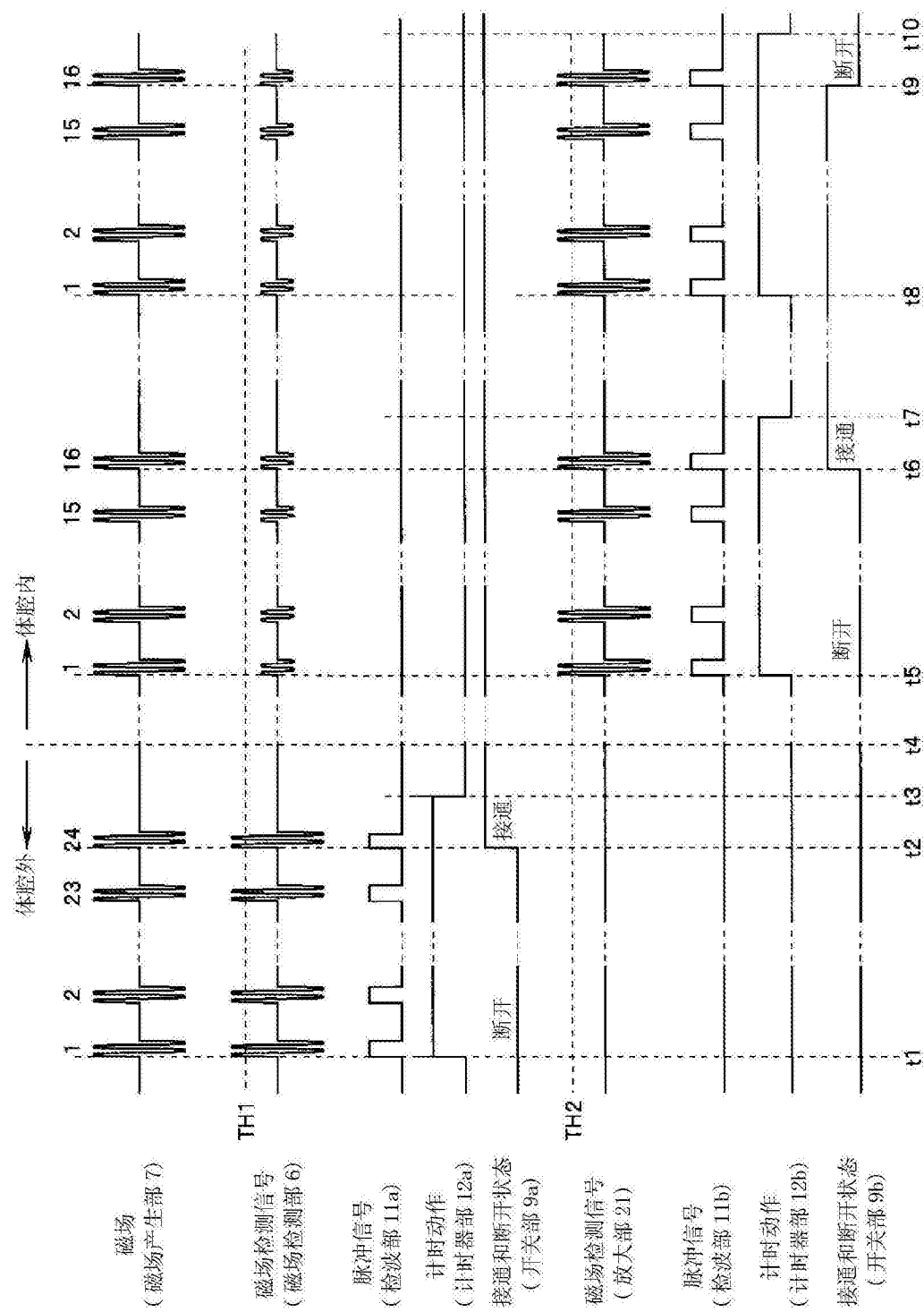


图 6

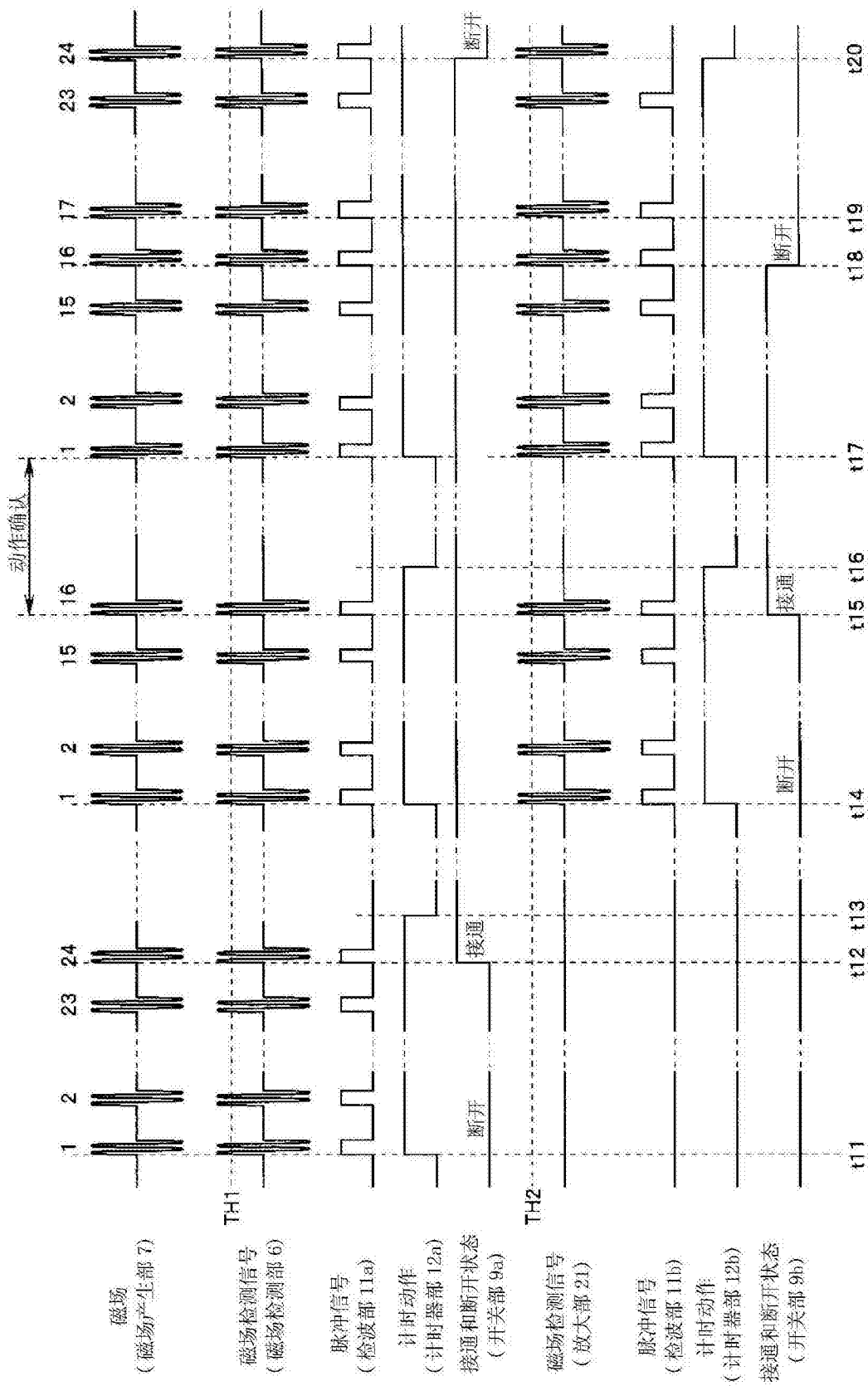


图 7

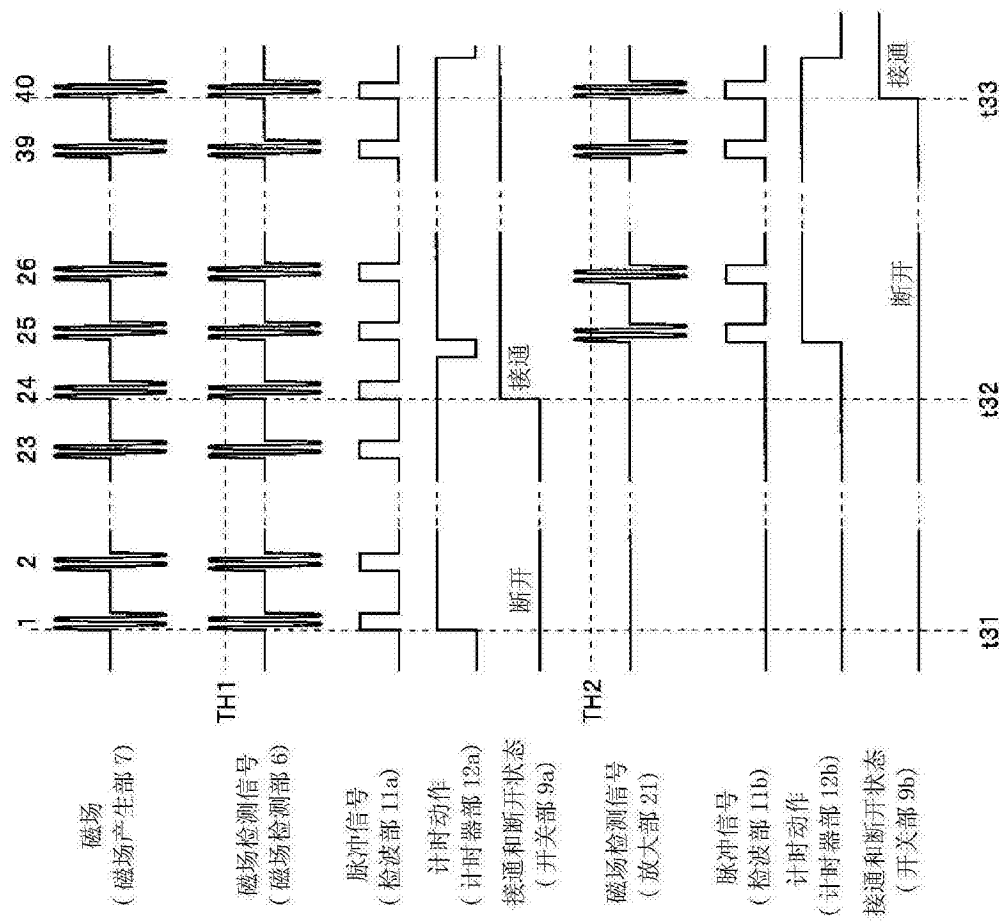


图 8

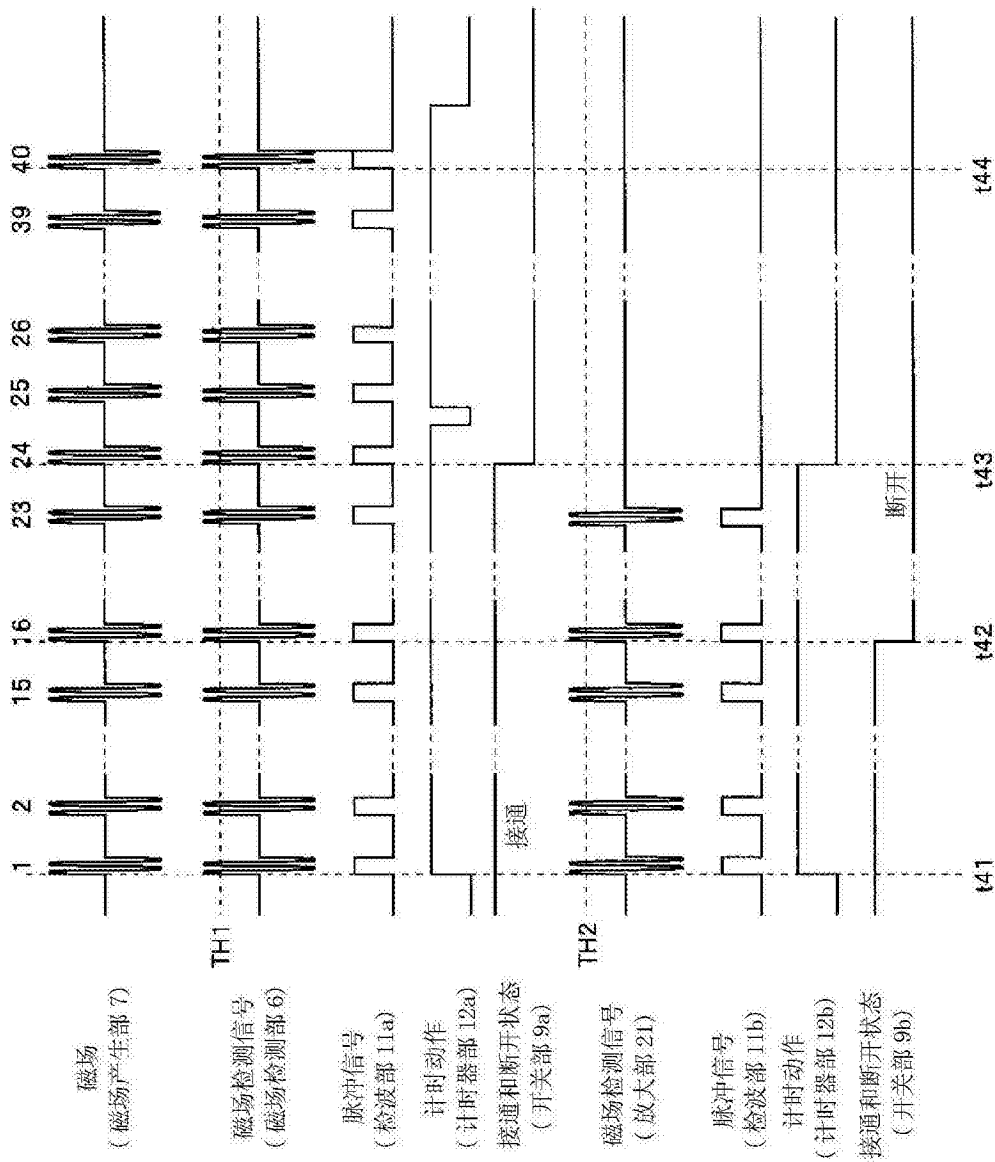


图 9

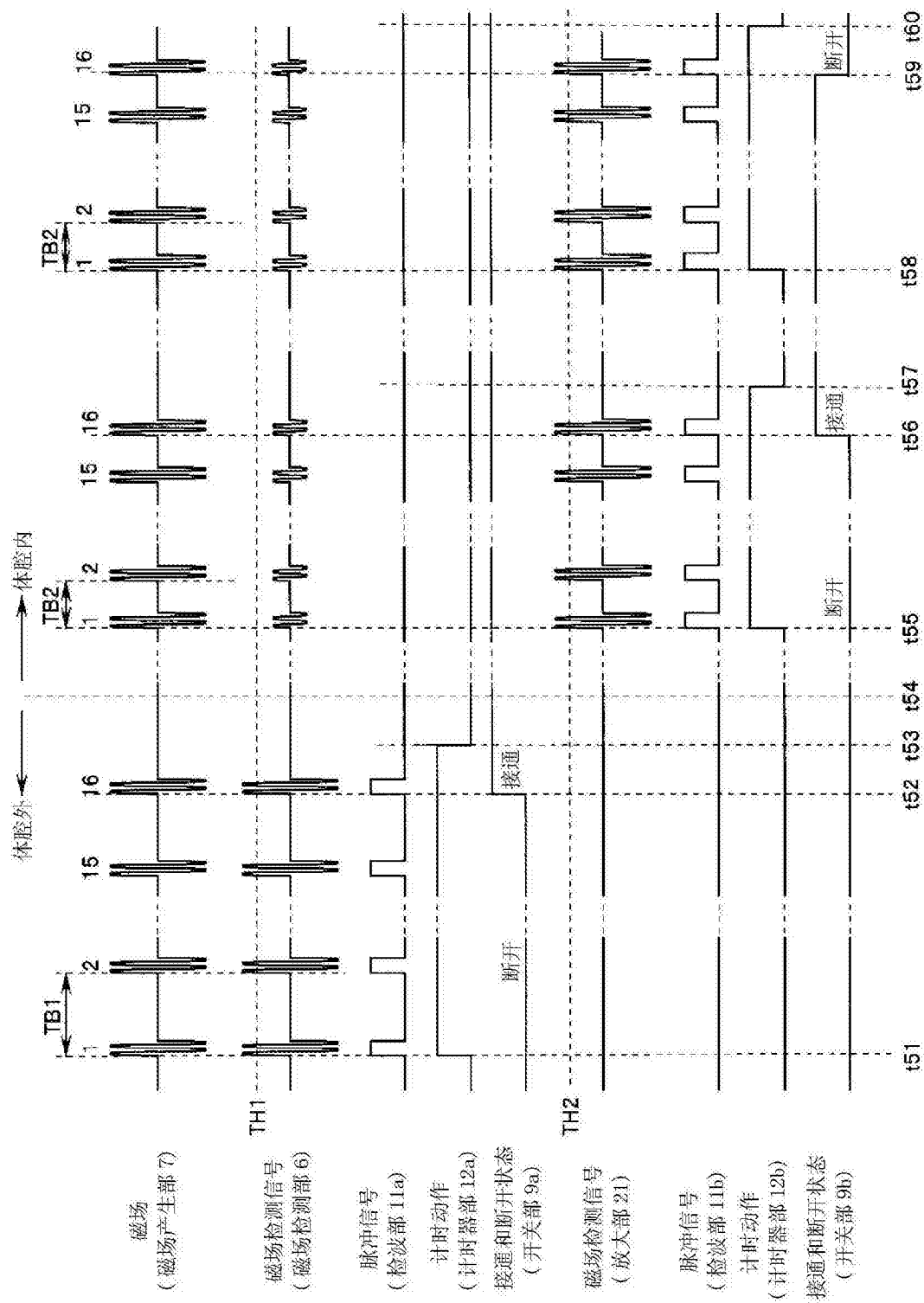


图 10

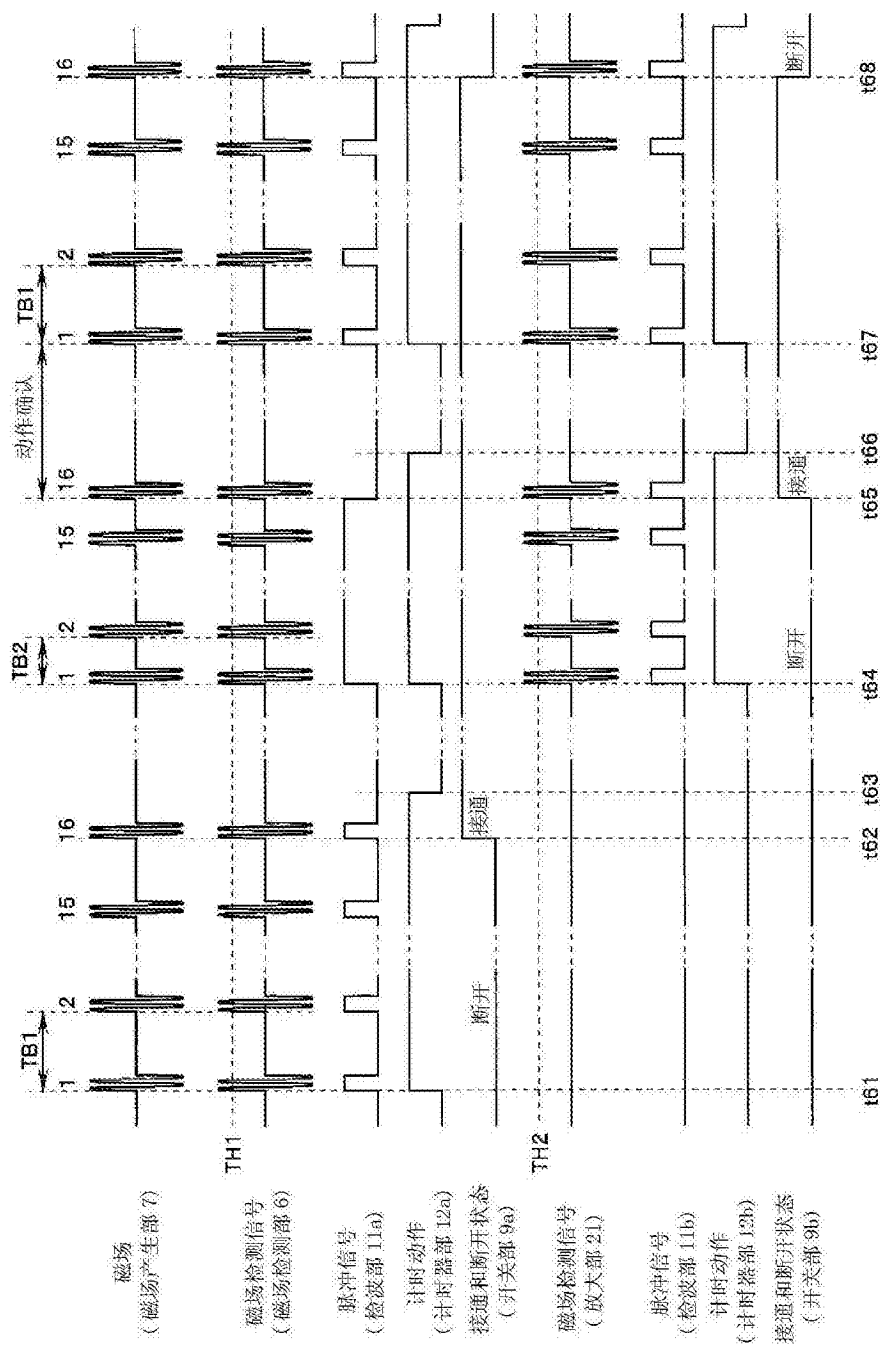


图 11

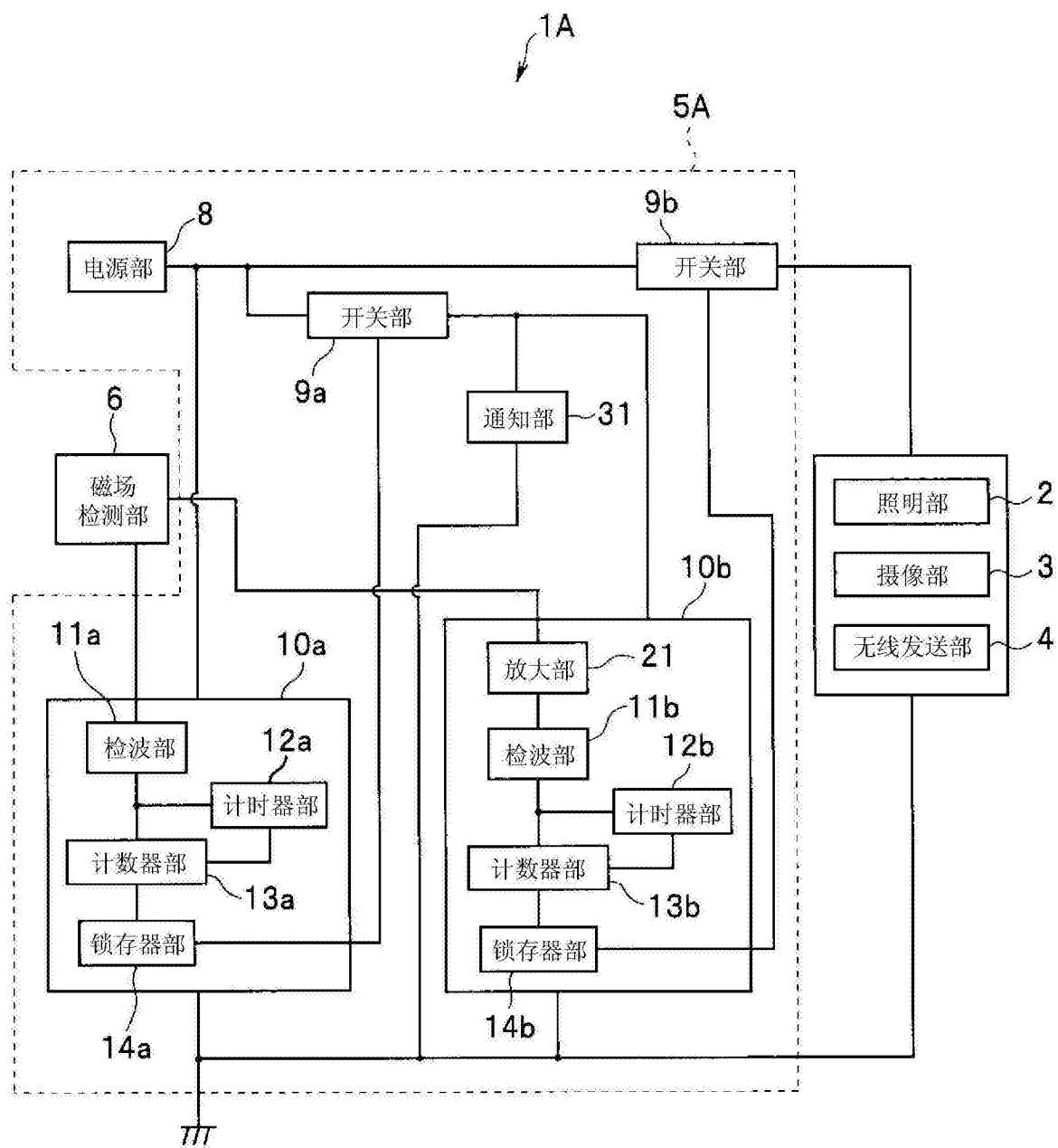


图 12

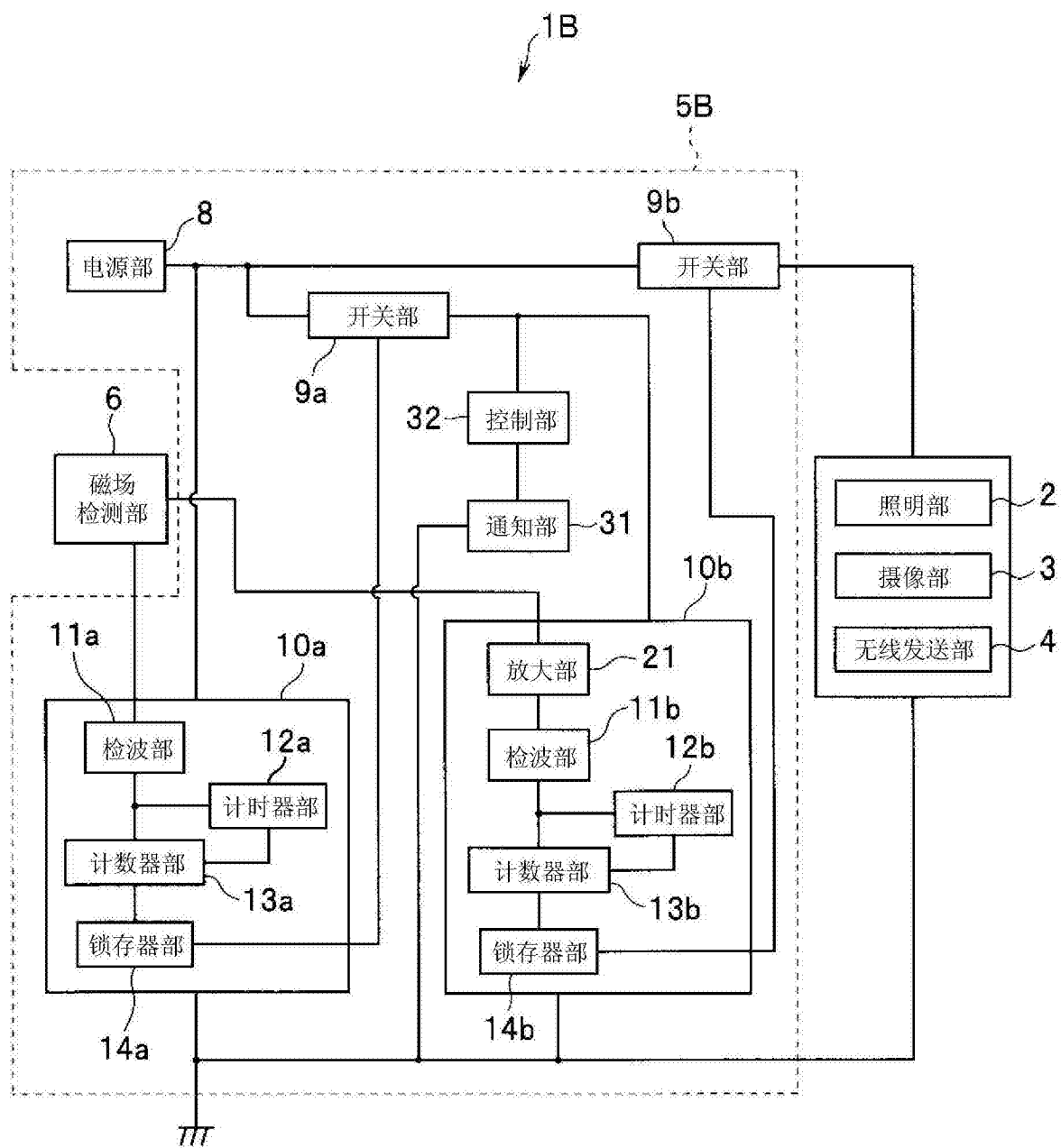


图 13

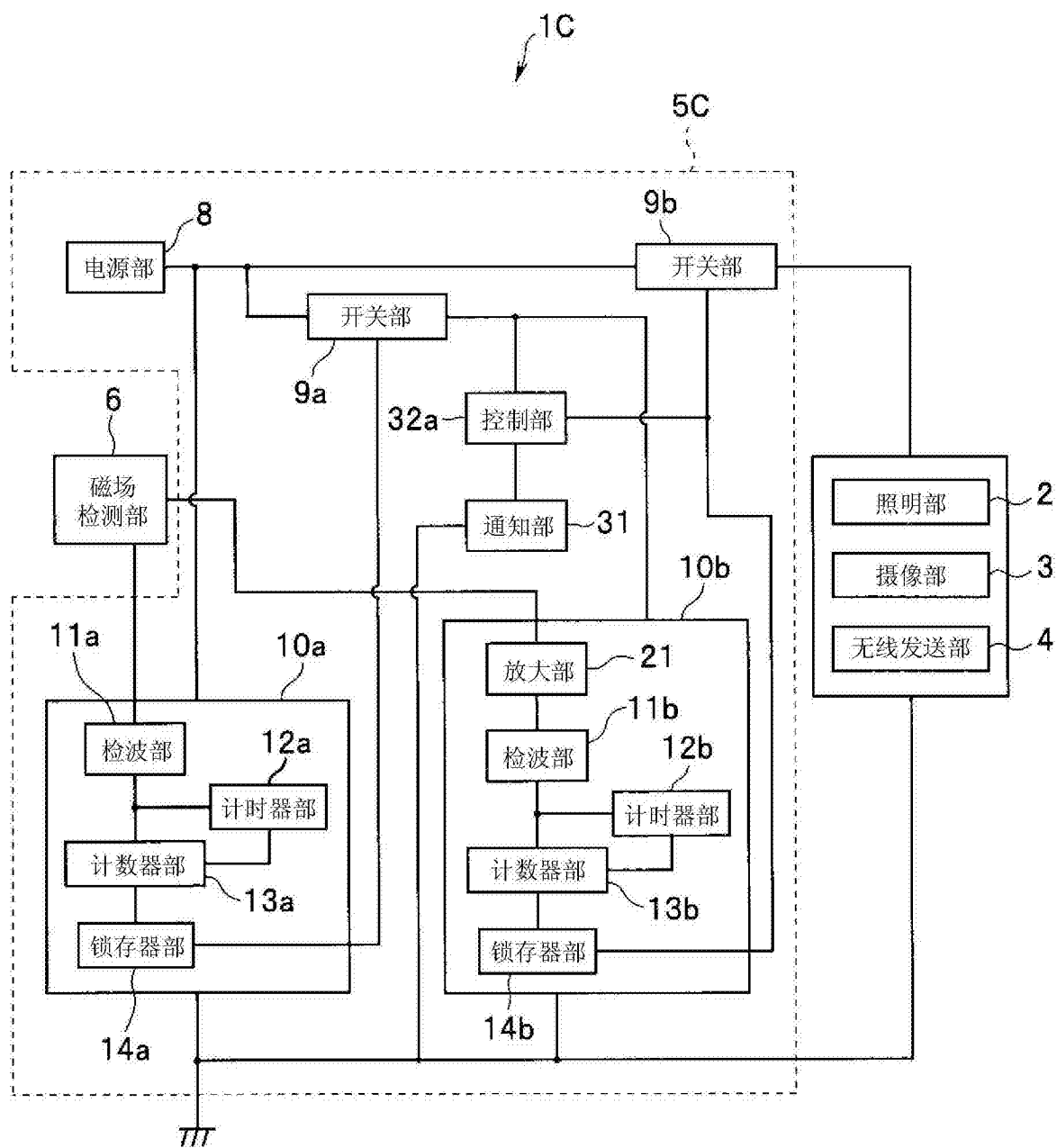


图 14

专利名称(译)	生物体信息获取系统以及生物体信息获取系统的驱动方法		
公开(公告)号	CN103732114B	公开(公告)日	2016-01-06
申请号	CN201280037986.9	申请日	2012-05-31
[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	堺洋平 吉田直树 吉泽深		
发明人	堺洋平 吉田直树 吉泽深		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G01N27/72 A61B1/00036 A61B1/041 A61B5/073		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2011165808 2011-07-28 JP		
其他公开文献	CN103732114A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的生物体信息获取系统具有构成为具备生物体信息获取部的生物体信息获取装置以及磁场产生部，生物体信息获取装置具有：电源部，其能够提供用于驱动生物体信息获取部的电力；磁场检测部，其生成与从磁场产生部产生的磁场的检测结果相应的磁场检测信号并输出该磁场检测信号；第一切换控制部，其根据磁场检测信号的输出状态进行控制，以切换或者维持与电源部相连接的第一开关部的接通和断开状态；以及第二切换控制部，其根据磁场检测信号的输出状态进行控制，以切换或者维持连接在第一开关部与生物体信息获取部之间的第二开关部的接通和断开状态。

