

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103002788 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 27

(21) 申请号 201180032806. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 07. 01

A61B 1/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2010-155193 2010. 07. 07 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 12. 31

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2011/065213 2011. 07. 01

(87) PCT申请的公布数据

W02012/005196 JA 2012. 01. 12

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 菅野清贵 田渊浩一郎 筒井启介

小野诚

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

代理人 李辉 于靖帅

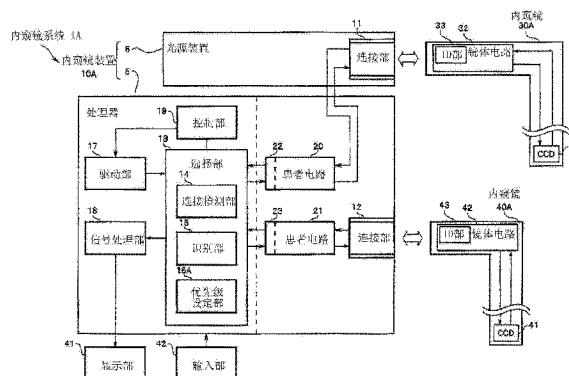
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 11 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

内窥镜装置(10)具有:多个连接部(11、12),它们分别能够连接内窥镜;优先级设定部(16),其设定作为多个连接部(11、12)的驱动优先级的连接优先级;驱动部(17),其对1个内窥镜供给驱动信号;以及控制部(19),其根据连接优先级进行控制,使得驱动部(17)对任意一个内窥镜供给驱动信号。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:
多个连接单元,它们分别能够连接内窥镜;
连接优先级设定单元,其设定作为所述多个连接单元的驱动优先级的连接优先级;
驱动单元,其对一个内窥镜供给驱动信号;以及
驱动控制单元,其根据所述连接优先级进行控制,使得所述驱动单元对任意一个内窥镜供给所述驱动信号。

2. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:
多个连接单元,它们分别能够连接内窥镜;
驱动单元,其对 1 个内窥镜供给驱动信号;
识别单元,其识别所连接的内窥镜的种类;以及
种类优先级设定单元,其设定作为所述内窥镜的每个种类的驱动优先级的种类优先级,
所述驱动控制单元根据所述种类优先级,选择由所述驱动单元供给所述驱动信号的内窥镜。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述内窥镜装置具有连接优先级设定单元,该连接优先级设定单元设定作为所述多个连接单元的驱动优先级的连接优先级,

在连接了所述种类优先级相同的多个内窥镜的情况下,所述驱动控制单元根据所述连接优先级,选择由所述驱动单元供给所述驱动信号的内窥镜。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述识别单元根据消除所述连接单元处的接触电阻而检测到的、配设在所述内窥镜中的根据所述内窥镜的种类而不同的固有电阻的电阻值,识别所述种类。

5. 根据权利要求 4 所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述内窥镜具有经由所述连接单元连接的 ID 信号线和接地线、使所述 ID 信号线与所述接地线之间电连接的所述固有电阻、能够形成使所述固有电阻短路的旁通电路的旁通电路形成单元,

所述识别单元具有规定电阻值的基准电阻,对经由所述 ID 信号线而串联连接的所述基准电阻和所述固有电阻施加规定电压,根据所述基准电阻的分电压检测所述固有电阻的电阻值,并且,根据形成有所述旁通电路时的所述基准电阻的分电压检测所述 ID 信号线的所述连接单元处的接触电阻,由此消除所述接触电阻而检测所述固有电阻的电阻值。

6. 根据权利要求 1 ~ 5 中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述内窥镜装置具有多层布线板,该多层布线板安装有用于对患者电路进行绝缘的作为绝缘单元的脉冲变压器、和分别与所述脉冲变压器的一次侧和二次侧连接的两个共模噪声滤波器,在所述多层布线板的所述脉冲变压器和所述两个共模噪声滤波器的安装部位的正下方没有导体层。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能够连接多个内窥镜的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 在医疗领域和工业领域等中广泛利用由内窥镜和内窥镜装置构成的内窥镜系统。例如,在医疗领域中,内窥镜系统用于活体组织等的观察和各种处置。

[0003] 在日本特开 2009-95466 号公报中公开了能够连接种类不同的 2 个内窥镜的内窥镜装置。

[0004] 但是,在同时对 1 台内窥镜装置连接种类不同的多个内窥镜的情况下,可能驱动或误操作违反使用者意图的种类的内窥镜,有时不能说操作性优良。

[0005] 本发明的目的在于,提供操作性优良的内窥镜装置。

发明内容

[0006] 用于解决课题的手段

[0007] 本发明的实施方式的内窥镜装置具有:多个连接单元,它们分别能够连接内窥镜;连接优先级设定单元,其设定作为所述多个连接单元的驱动优先级的连接优先级;驱动单元,其对 1 个内窥镜供给驱动信号;以及驱动控制单元,其根据所述连接优先级进行控制,使得所述驱动单元对任意 1 个内窥镜供给所述驱动信号。

附图说明

[0008] 图 1 是第 1 实施方式的内窥镜装置的大概外观图。

[0009] 图 2 是具有第 1 实施方式的内窥镜装置的内窥镜系统的结构图。

[0010] 图 3 是具有第 2 实施方式的内窥镜装置的内窥镜系统的结构图。

[0011] 图 4 是用于说明第 2 实施方式的内窥镜装置的动作流程的流程图。

[0012] 图 5 是具有第 2 实施方式的变形例的内窥镜装置的内窥镜系统的结构图。

[0013] 图 6A 是用于说明第 2 实施方式的变形例的内窥镜装置的识别部的动作的电路图。

[0014] 图 6B 是用于说明第 2 实施方式的变形例的内窥镜装置的识别部的动作的电路图。

[0015] 图 7 是第 3 实施方式的内窥镜装置的绝缘部的立体图。

[0016] 图 8 是用于说明第 3 实施方式的内窥镜装置的绝缘部的多层布线板的截面构造的图。

[0017] 图 9A 是用于说明第 3 实施方式的内窥镜装置的绝缘部的多层布线板的构造的图。

[0018] 图 9B 是用于说明第 3 实施方式的内窥镜装置的绝缘部的多层布线板的构造的图。

[0019] 图 9C 是用于说明第 3 实施方式的内窥镜装置的绝缘部的多层布线板的构造的图。

[0020] 图 10 是用于说明第 4 实施方式的内窥镜装置的信号处理部的结构图。

具体实施方式

[0021] < 第 1 实施方式 >

[0022] 如图 1 所示,本发明的第 1 实施方式的内窥镜装置 10 具有:光源装置 6,其具有能够连接第 1 内窥镜 30 的作为第 1 连接单元的第 1 连接部 11;以及处理器 5,其具有能够连接第 2 内窥镜 40 的作为第 2 连接单元的第 2 连接部 12。另外,在图 1 中,示出在第 1 连接部 11 上连接第 1 内窥镜(以下称为“镜体”)30、在第 2 连接部 12 上未连接内窥镜的状态的内窥镜系统 1。

[0023] 即,如图 2 所示,内窥镜系统 1 例如具有第 1 内窥镜 30、第 2 内窥镜 40、内窥镜装置 10。光源装置 6 具有氙灯等光源(未图示),经由所连接的内窥镜的光导(未图示)从内窥镜的前端部照射照明光。

[0024] 例如,第 1 内窥镜 30 是如下的数字内窥镜:利用镜体电路 32 将配设在前端部的作为摄像部的 CCD31 所摄像的摄像信号转换为数字信号并传送到内窥镜装置 10。另一方面,例如,第 2 内窥镜 40 是如下的模拟内窥镜:将配设在前端部的作为摄像部的 CCD41 所摄像的摄像信号作为模拟信号传送到内窥镜装置 10。

[0025] 如图 2 所示,与直接连接处理器 5 的第 2 内窥镜 40 的摄像信号同样,在处理器 5 中对与内窥镜装置 10 的光源装置 6 连接的第 1 内窥镜 30 的摄像信号也进行信号处理。即,在内窥镜装置 10 中,第 1 内窥镜 30 与光源装置 6 连接,但是,即使 2 个内窥镜 30、40 均能够与处理器 5 连接,以下的动作等也相同。进而,即使是未与光源装置连接的在前端部具有 LED 照明部的内窥镜,以下的动作等也相同。

[0026] 处理器 5 具有控制部 19、作为驱动单元的驱动部 17、信号处理部 18、选择部 13、患者电路 20、21。处理器 5 根据使用者经由输入部 42 等的指示,进行用于在显示部 41 中显示由内窥镜 30 的 CCD31 或内窥镜 40 的 CCD41 中的任意一方拍摄的摄像信号的处理。

[0027] 控制部 19 具有进行处理器 5 的整体控制并对驱动部 17 进行控制的作为驱动控制单元的功能。在连接了 2 个内窥镜的情况下,选择部 13 对驱动哪个内窥镜进行选择。

[0028] 即,使用者能够在内窥镜装置 10 上连接 2 个内窥镜 30、40。但是,能够同时驱动的内窥镜仅为 1 台。因此,可能驱动违反使用者意图的内窥镜而使操作性变差。但是,如后所述,在内窥镜装置 10 中,由于选择部 13 自动选择适当的内窥镜,所以操作性优良。

[0029] 为了确保患者的安全,患者电路 20、21 具有绝缘部 22、23,该绝缘部 22、23 用于使包含显示部 41 等的电路部(2 次电路)与和插入体内的电路部具有相同电位的电路绝缘。绝缘部 22、23 在后面详细叙述。

[0030] 选择部 13 具有作为连接检测单元的连接检测部 14 和作为连接优先级设定单元的优先级设定部 16。连接检测部 14 对在连接部 11、12 上连接内窥镜的情况进行检测。在连接了 2 个内窥镜的情况下,优先级设定部 16 设定/存储驱动部 17 优先驱动与哪个连接部连接的内窥镜的连接优先级,但是,也可以经由输入部 42 等对存储内容进行变更。另外,在图 2 中,选择部 13 配设在 2 次电路中,但是,也可以将至少一部分配设在患者电路中。

[0031] 控制部 19 根据连接优先级对驱动部 17 进行控制,使得对选择部 13 选择出的任意 1 个内窥镜供给驱动信号。

[0032] 另外,优选内窥镜装置 10 具有向使用者告知由选择部 13 选择并由驱动部 17 驱动的内窥镜的种类的作为告知单元的告知部。例如,告知单元通过标志等在显示部 41 中显示所连接的 2 个内窥镜的种类,用框包围其中进行驱动的内窥镜的标志或改变颜色进行明

示。或者,也可以是在内窥镜装置 10 的连接部 11、12 的附近配设 LED、能够通过 LED 的点亮或颜色使使用者识别的告知单元。例如,在 LED 未点亮的情况下表示未连接状态,在以绿色点亮的情况下表示连接状态,在以红色点亮的情况下表示驱动状态。

[0033] 具有向使用者告知驱动状态的内窥镜的告知单元的内窥镜装置的操作性更加优良。

[0034] 并且,由于以机械方式与连接部连接的内窥镜与内窥镜装置 10 电连接,所以在各个镜体电路中流过规定电流。即,未处于驱动状态的内窥镜也消耗电力。

[0035] 为了降低电力消耗量,在内窥镜装置 10 中,如图 2 所示,优选具有各个内窥镜用的患者电路 20、21,控制部 19 进行如下控制:仅对各个患者电路 20、21 中的待机中也需要处于工作状态的电路供给电力。换言之,优选控制部 19 进行如下控制:使未驱动的内窥镜和患者电路成为最小消耗电力。

[0036] 另外,有时因内窥镜 30、40 相对于内窥镜装置 10 的调换等,针对患者电路 20、21 的电力供给状态被切换。在这种电力供给状态的切换时,控制部 19 可以按照如下方式对电力供给状态进行控制:设置在一定时间内不对任何患者电路供给电力的期间。根据所述控制,能够进一步降低电力消耗量,并且,能够确保用于按照规定顺序停止对当前供给电力的患者电路供给电力的时间的余量,并且,能够在新供给电力的患者电路向内窥镜输出的信号成为稳定状态后进行供给。

[0037] 并且,优选控制部 19 在切换针对患者电路 20、21 的电力供给状态时,对保持在控制部 19 内的用于控制患者电路的设定进行初始化。由于在患者电路的切换前后没有继承所述设定,所以能够防止由于控制部 19 中保持的设定与电力供给状态切换后由控制部 19 控制的患者电路之间的组合不良而导致的系统错误。

[0038] 并且,优选控制部 19 按照如下方式对信号处理部 18 进行控制:在针对患者电路 20、21 的电力供给状态的切换中,在一定时间内屏蔽影像信号(不向显示部 41 输出影像信号)。这是为了在切换针对患者电路的电力供给状态时不会在显示部 41 中显示紊乱的影像。

[0039] 为了使配设在 2 次电路中的控制部 19 具有患者电路控制功能,各患者基板 20、21 采用独立的构造。因此,与 2 次电路连接的患者电路的增减简单,容易开发新的患者电路。

[0040] 进而,由于在 2 次电路侧对患者基板 20、21 的控制定时进行调整,所以患者基板 20、21 的电源电路的负载较小,因此,能够使用小容量的电源电路。并且,为了使控制部 19 根据连接检测信息和选择信息与控制,可以预先保存这些信息作为记录信息。当存在记录信息时,由于在故障时等能够容易地掌握内窥镜系统 1 的工作状态,所以能够降低由于系统的复杂化而导致的维护作业的复杂化。

[0041] 在内窥镜装置 10 中,即使连接 2 个内窥镜,也设定(存储)驱动部 17 优先驱动与哪个连接部连接的内窥镜的优先级,所以能够驱动依照使用者意图的内窥镜。因此,内窥镜装置 10 的操作性优良。

[0042] 另外,在以上的说明中,说明了能够同时连接 2 个内窥镜 30、40 的内窥镜装置 10,但是,即使是能够同时连接 3 个以上的内窥镜装置的内窥镜装置,也能够得到同样的效果。

[0043] < 第 2 实施方式 >

[0044] 由于图 3 所示的本发明的第 2 实施方式的内窥镜装置 10A 与第 1 实施方式的内窥镜装置 10 类似,所以对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0045] 如图 3 所示,具有本实施方式的内窥镜装置 10A 的内窥镜系统 1A 能够同时连接 2 个内窥镜 30A、40A。而且,内窥镜 30A、40A 分别具有用于识别内窥镜种类的 ID 部 33、43。

[0046] 另一方面,内窥镜装置 10A 的选择部 13A 具有作为识别单元的识别部 15 和作为优先级设定单元的优先级设定部 16A。识别部 15 识别所连接的内窥镜的种类。优先级设定部 16A 设定并存储内窥镜的每个种类的驱动优先级即种类优先级。即,在连接了 2 个内窥镜的情况下,优先级设定部 16A 存储驱动部 17 优先驱动哪个种类的内窥镜,但是,也可以经由输入部 42 等对存储内容进行变更。

[0047] 这里,识别部 15 根据在内窥镜 30、40 的 ID 部 33、34 中配设的例如固有电阻 33R 的电阻值 R2 (参照图 5),识别内窥镜的种类。即,在种类不同的内窥镜的 ID 部 33、34 中分别配设电阻值不同的固有电阻。预先决定内窥镜的种类与固有电阻的电阻值之间的关系。

[0048] 在内窥镜装置 10A 中,即使同时连接 2 个内窥镜,识别部 15 也识别内窥镜的种类,通过优先级设定部 16A 设定并存储驱动部 17 优先驱动哪个种类的内窥镜的优先级,所以能够自动驱动合乎使用者意图的种类的内窥镜。因此,内窥镜装置 10A 的操作性优良。

[0049] 另外,在内窥镜装置 10A 中,优先级设定部 16A 不仅存储内窥镜的每个种类的驱动优先级即种类优先级,也可以与第 1 实施方式的优先级设定部 16 同样,存储连接部的优先级即连接优先级。下面,使用图 4 的流程图对该内窥镜装置中的控制方法的处理流程进行说明。

[0050] < 步骤 S10> 电源接通

[0051] 内窥镜装置的电源被接通。

[0052] < 步骤 S11> 检测连接部 11

[0053] 连接检测部 14 对在连接部 11 上是否连接内窥镜进行检测。

[0054] < 步骤 S12> 检测连接部 12

[0055] 在未连接的情况下(S11:否),连接检测部 14 对在连接部 12 上是否连接内窥镜进行检测。

[0056] < 步骤 S13> 未动作

[0057] 在连接部 11 和连接部 12 上未连接内窥镜的情况下(S12:否),驱动部 17 不进行操作。

[0058] < 步骤 S14> 驱动连接部 12

[0059] 在连接部 12 上连接了内窥镜的情况下(S12:是),驱动部 17 驱动与连接部 12 连接的内窥镜。

[0060] < 步骤 S15> 检测连接部 12

[0061] 在连接部 11 上连接了内窥镜的情况下(S11:是),连接检测部 14 对在连接部 12 上是否连接内窥镜进行检测。

[0062] < 步骤 S16> 驱动连接部 11

[0063] 在连接部 12 上未连接内窥镜的情况下(S15:否),驱动部 17 驱动与连接部 11 连接的内窥镜。

[0064] < 步骤 S17> 优先顺序判断

[0065] 在连接部 11 和连接部 12 上连接了内窥镜的情况下(S15:是),选择部 13 根据识别部 15 识别出的内窥镜的种类和连接部,按照优先级设定部 16A 的设定,选择进行驱动的内

窥镜。

[0066] <步骤 S18> 驱动连接部 11

[0067] 在与连接部 11 连接的内窥镜的优先级高于与连接部 12 连接的内窥镜的情况下、或者 2 个内窥镜的种类优先级相同且连接部 11 的连接优先级较高的情况下,驱动部 17 驱动与连接部 11 连接的内窥镜。

[0068] <步骤 S19> 驱动连接部 12

[0069] 在与连接部 12 连接的内窥镜的优先级高于与连接部 11 连接的内窥镜的情况下、或者 2 个内窥镜的种类优先级相同且连接部 12 的连接优先级较高的情况下,驱动部 17 驱动与连接部 12 连接的内窥镜。

[0070] 另外,在存在内窥镜的调换的情况下,再次进行从步骤 S11 起的处理。

[0071] 在同时连接种类优先级相同的 2 个内窥镜的情况下,上述内窥镜装置能够根据连接优先级,选择驱动部 17 供给驱动信号的内窥镜。因此,该内窥镜装置的操作性更加优良。

[0072] <第 2 实施方式的变形例>

[0073] 图 5 是具有第 2 实施方式的变形例的内窥镜装置 10B 和内窥镜 30B 的内窥镜系统 1B 的局部电路图。由于本变形例的内窥镜装置 10B 与内窥镜装置 10A 类似,所以对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0074] 如图 5 所示,在内窥镜装置 10A 中,例如,识别部 15B 根据在内窥镜 30B 的 ID 部 33B 中配设的固有电阻 33R 的电阻值 R2,识别内窥镜 30B 的种类。但是,由于在连接部 11 中产生的接触电阻 11R,识别部 15B 可能无法检测到固有电阻 33R 的正确电阻值 R2。

[0075] 在内窥镜系统 1B 中,当在内窥镜装置 10B 的连接部 11 的连接器座部 11A 上连接内窥镜 30B 的连接器 34 时,经由多个电触点而连接多个信号线。在图 5 中,仅显示多个信号线中的内窥镜种类识别用的 ID 信号线和接地电位线 E。

[0076] 在内窥镜装置 10B 的连接部 11 的连接器座部 11A 与内窥镜 30B 的连接器 34 之间的 ID 信号线的电触点产生接触电阻 11R。另外,由于接地电位线 E 实际上不是 1 根而存在多个连接触点,所以与 ID 信号线的电触点的接触电阻 11R 相比,接地电位线 E 的电触点的接触电阻极小,因而能够忽略。

[0077] 如图 5 所示,内窥镜 30B 具有经由连接部 11 与内窥镜装置 10B 连接的 ID 信号线和接地线 E、使 ID 信号线与接地线 E 之间电连接的固有电阻 33R、以及能够形成使固有电阻 33R 短路的旁通电路的旁通电路形成部 35。旁通电路形成部 35 具有脉冲产生器 36、下拉电阻 35R、电压变更晶体管 35A。当脉冲产生器 36 产生脉冲电压信号时,通过下拉电阻 35R 使电压变更晶体管 35A 成为导通状态,形成旁通电路,所以固有电阻 33R 的两端成为被连接的状态(短路状态)。

[0078] 另一方面,内窥镜装置 10B 的识别部 15 具有规定电阻值 R1 的基准电阻 15R、施加规定电压 VCC 的电压施加部(未图示)、AD 转换器 15B、ID 判定部 15C。AD 转换器 15B 将所输入的电压信号转换为数字信号,ID 判定部根据来自 AD 转换器 15B 的数字信号,识别内窥镜的种类。

[0079] 接着,使用图 6A ~ 图 6C 对内窥镜的种类识别动作中的接触电阻 11R 的消除方法进行说明。如图 6A 所示,在内窥镜 30B 的电压变更晶体管 35A 为截止状态时,输入到 AD 转换器 15B 的电压 V1 成为由以下的(式 1)计算出的值。

[0080] $V1 = VCC \times (R_s + R2) / (R1 + R_s + R2) \quad \dots (式 1)$

[0081] 这里,在接触电阻 R_s 较小的情况下($R_s \approx 0$),电压 $V2$ 成为由以下的(式 2)计算出的值。

[0082] $V2 = VCC \times (R2) / (R1 + R2) \quad \dots (式 2)$

[0083] 由于基准电阻 15R 的电阻值 $R1$ 和 VCC 已知,所以 ID 判定部 15C 能够根据基准电阻 15R 的分电压来计算所连接的内窥镜的固有电阻 33R 的电阻值。因此,识别部 15 根据存储在优先级设定部 15A 中的固有电阻的电阻值与内窥镜种类之间的对应关系,识别内窥镜种类。

[0084] 但是,在接触电阻 R_s 较大的情况下,根据(式 2)计算出的固有电阻 33R 的电阻值有时成为错误的值。于是,识别部 15B 误识别所连接的内窥镜的种类。

[0085] 例如,以基准电阻 15R 的电阻值 $R1$ 和固有电阻 33R 的电阻值 $R2$ 相同、接触电阻 11R 的电阻值 R_s 为基准电阻 15R 的电阻值 $R1$ 的 10 倍的情况为例进行说明。

[0086] 此时的电压 $V3$ 成为由以下的(式 3)计算出的值。

[0087] $V3 = VCC \times (10 \times R1 + R2) / (R1 + 10 \times R1 + R2) \quad \dots (式 3)$

[0088] 于是,识别部 15B 判断为固有电阻 33R 的电阻值为基准电阻 15R 的电阻值的 11 倍,其结果,误识别内窥镜的种类。

[0089] 但是,在内窥镜装置 10B 中,根据通过旁通电路形成部 35 形成旁通电路时的基准电阻 15R 的分电压,检测连接内窥镜 30B 和内窥镜装置的 ID 信号线的接触电阻 R_s ,由此,能够消除连接部 11 中的接触电阻 R_s 而检测固有电阻 33R 的电阻值 $R2$ 。

[0090] 即,如图 6B 所示,在内窥镜 30B 的电压变更晶体管 35A 为导通状态时,输入到 AD 转换器 15B 的电压 $V4$ 成为由以下的(式 4)计算出的值。

[0091] $V4 = VCC \times (R_s) / (R1 + R_s) \quad \dots (式 4)$

[0092] 即,ID 判定部 15C 能够根据(式 4)计算连接部 11 中的接触电阻 11R 的电阻值 R_s 。

[0093] 因此,识别部 15B 能够根据计算出的电阻值 R_s ,根据(式 1)消除连接部 11 中的接触电阻 R_s ,根据计算出的固有电阻 33R 的电阻值 $R2$,准确地识别内窥镜的种类。

[0094] 如以上说明的那样,除了第 2 实施方式的内窥镜装置 10A 所具有的效果以外,本变形例的内窥镜装置 10B 还能够更加准确地识别所连接的内窥镜的种类,所以操作性更加优良。

[0095] < 第 3 实施方式 >

[0096] 由于图 2 所示的本发明的第 3 实施方式的内窥镜装置 10C 与第 1 实施方式的内窥镜装置 10 等类似,所以对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0097] 如已经说明的那样,在内窥镜装置 10C 中,为了确保安全性,流过与在插入患者体内的部件内部流过的电流具有相同电平的电流的电路(患者电路)和与监视器等周边设备连接的电路(2 次电路)通过绝缘部 22、23 进行绝缘。而且,流过患者电路的电流是对患者造成的影响较小的低电流。

[0098] 例如,如图 7 所示,绝缘部 22 具有脉冲变压器 24、以及与脉冲变压器 24 的 1 次侧和 2 次侧连接的 2 个共模噪声滤波器(共模扼流器)25、26。脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25、26 安装在多层布线板 27 的表面。另外,作为共模噪声滤波器 25、26,优选信号频率和 3 倍频率中的差动阻抗较高。

[0099] 如图 7 和图 8 所示, 多层布线板 27 层叠有通过电介质层(绝缘层) 27Y (27Y1 ~ 27Y4) 绝缘的多个导体层 27X (27X1 ~ 27X4), 被构图的导体层 27X 经由电介质层 27Y 的导通布线而形成电路。最上层的导体层 27X1 成为连接脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25、26 的布线。并且, 导体层 27X2 是接地电位层(GND 层)。为了进行高效的高频传送, 由最上层的导体层 27X1 构成的布线和导体层 27X2 被设计成规定的耦合状态、例如特性阻抗为 $50\ \Omega$ 。

[0100] 而且, 在多层布线板 27 中, 在脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25、26 的下方和周围的区域 28 中没有导体层 27X。即, 通过构图而删除多层布线板 27 的区域 28 的导体层 27X。

[0101] 这是为了防止由于经由脉冲变压器 24 传送高频差动信号而产生放射噪声(高频信号成分的放射)。关于放射噪声的降低, 还能够使用低通滤波器等, 但是, 在传送高频信号的情况下, 传送特性劣化。

[0102] 但是, 通过删除区域 28 的导体层 27X, 能够防止在线圈中产生的共模噪声与导体层 27X2 ~ 27X4、特别是作为 GND 层的 27X2 耦合。

[0103] 即, 为了防止在 1 次侧线圈中产生的共模噪声返回发送信号线中, 配设共模噪声滤波器 26, 进一步删除包含共模成分的脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 26 下方的导体层。

[0104] 并且, 为了防止在 2 次侧线圈中产生的共模噪声朝向接收信号线, 配设共模噪声滤波器 25, 进一步删除包含共模成分的脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25 下方的导体层。

[0105] 因此, 传送包含共模噪声的信号的信号线 27X1A 不会与导体层 27X2 等耦合。

[0106] 例如, 通过删除区域 28 的导体层 27X, 在传送频率为 204MHz 的差动信号的情况下, 能够使 3 倍的 816MHz 的放射噪声成分减少 7dB。

[0107] 另外, 区域 28 至少是脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25、26 的正下方区域、即部件安装面积内的区域, 但是, 优选包含正下方周边区域。这里, 周边区域例如是部件安装面积的 100% ~ 150% 的范围的区域, 例如是从正下方朝向外侧 0mm ~ 20mm 的范围。如果是所述范围, 则不会使布线基板大型化, 能够高效抑制放射噪声的产生。

[0108] 即, 如图 9A 所示, 删除导体层 27X 的区域 28 是脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25、26 的下方和周边。另外, 由于 1 次电路与 2 次电路之间的导体层 27X 绝缘, 所以包含接地电位层(GND 层) 27X2 在内进行删除。

[0109] 另外, 如图 9B 所示, 删除了脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 25 的下方和周边的区域 28A 的导体层 27X 后的布线板 27A 也具有放射噪声降低效果。

[0110] 同样, 如图 9C 所示, 删除了脉冲变压器 24 和共模噪声滤波器 26 的下方和周边的区域 28B 的导体层 27X 后的布线板 27B 也具有放射噪声降低效果。

[0111] 如以上说明的那样, 内窥镜装置 10C 具有内窥镜装置 10 等所具有的效果, 能够进一步降低放射噪声。

[0112] < 第 4 实施方式 >

[0113] 由于图 10 所示的本发明的第 4 实施方式的内窥镜系统 1C 的内窥镜装置 10C 与第 2 实施方式的内窥镜装置 10A 等类似, 所以对相同结构要素标注相同标号并省略说明。

[0114] 能够在连接部 12 上连接不同种类的模拟内窥镜、例如 3 个种类的内窥镜中的任意一方的内窥镜装置 10A 的患者电路 21 的模拟信号处理电路需要与各个内窥镜对应的多个系统的信号处理电路。

[0115] 与此相对,如图 10 所示,包含内窥镜装置 10C 的 AFE (模拟前端) 部 60 在内的模拟信号处理电路 21C 成为对种类不同的内窥镜进行处理共同电路。

[0116] 内窥镜装置 10C 具有存储与内窥镜的种类对应的 AFE 增益设定和 CDS/ADC 的采样定时设定值等的存储部 56。

[0117] 当连接内窥镜后,通过作为镜体检测电路的识别部 15 识别所连接的内窥镜的种类。

[0118] AFE 部 60 具有 PA (前置放大器)部 61、作为相关双重采样部的 CDS (Correlation Double Sampling) 部 62、作为模拟增益控制放大器的 GCA 部 63、AD 转换部 64。

[0119] 根据来自镜体检测电路的镜体检测信号,通过由 FPGA(Field Programmable Gate Array :现场可编程门阵列) 50 构成的数字电路生成对内窥镜的 CCD 进行驱动的信号、CDS/AD 采样脉冲和 AFE 增益。即, FPGA50 具有 CCD 驱动脉冲生成部 51、CDS 脉冲生成部 52、AD 采样脉冲生成部 54、增益控制部 55、DLL (相位延迟) 电路 53。

[0120] 根据由来自 CCD 的输出信号再生的时钟信号,通过 PLL (倍增频率)电路 57 和 DLL 电路 53 对脉冲宽度和相位进行调整,输出 CDS/AD 采样脉冲。并且,以由 CCD 输出信号再生的时钟信号的相位为基准,对 2 次电路发送数字影像信号。并且,利用 FPGA50 检测由 CCD 输出信号再生的时钟信号与来自 2 次侧的时钟信号(主时钟信号)之间的相位差,进行使其不会产生像素偏移等的处理。

[0121] 除了内窥镜装置 10A 所具有的效果以外,内窥镜装置 10C 还能够实现部件数量的削减、成本降低、布线板面积的缩小。并且,由于利用同一 FPGA50 对处理中使用的各种脉冲信号进行管理,所以不会产生像素偏移等问题。

[0122] 另外,在模拟内窥镜的情况下,模拟信号处理电路 21C 配设在内窥镜装置的患者电路中,但是,也可以配设在内窥镜中。例如,在第 1 实施方式所示的数字内窥镜即内窥镜 30 中, AFE 电路 60 等配设在镜体电路 32 中。

[0123] 本发明不限于上述实施方式或变形例等,能够在不改变本发明主旨的范围内进行各种变更、改变等。

[0124] 本申请以 2010 年 7 月 7 日在日本申请的日本特愿 2010-155193 号为优先权主张的基础进行申请,上述公开内容被引用到本申请说明书、权利要求书和附图中。

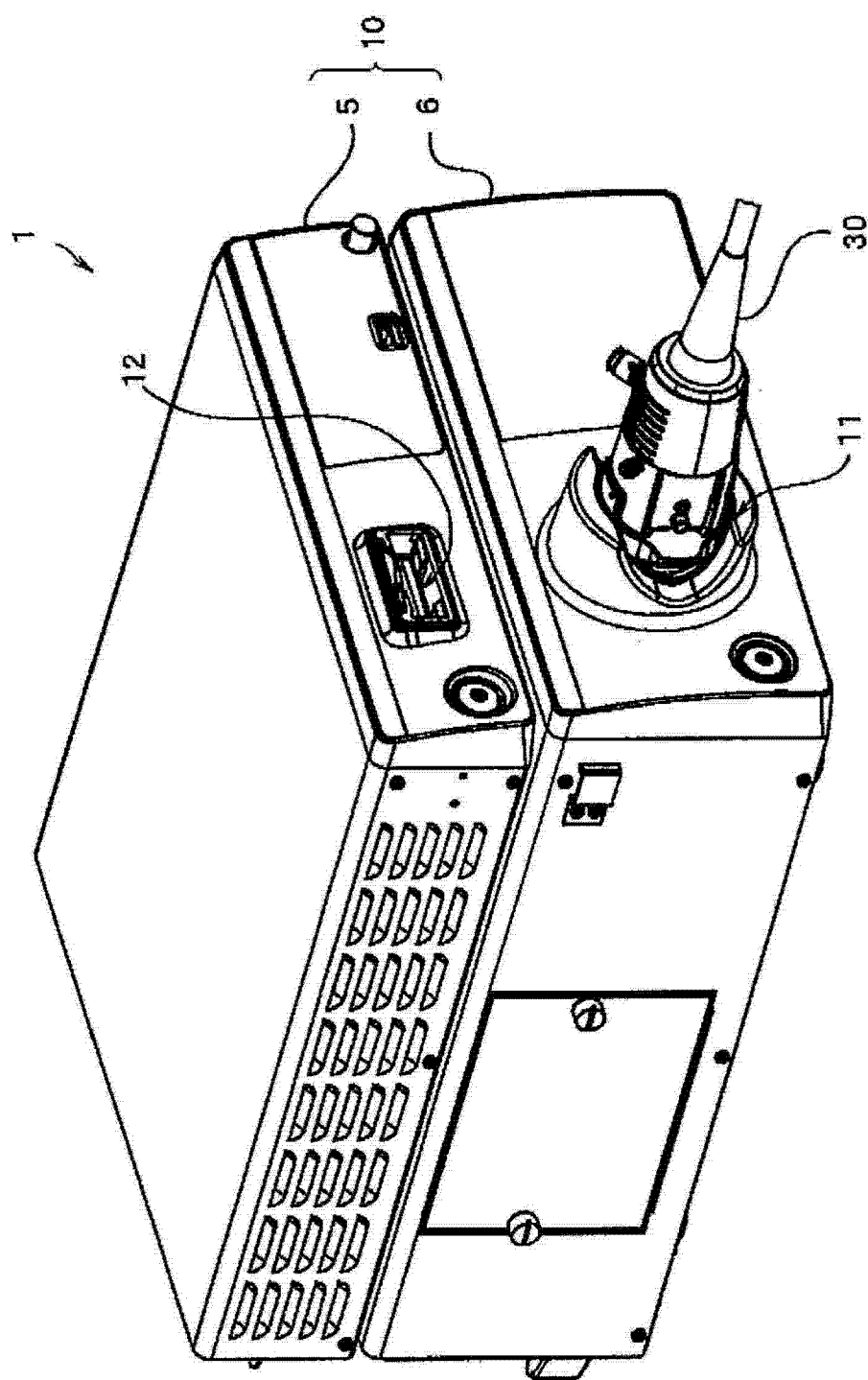


图 1

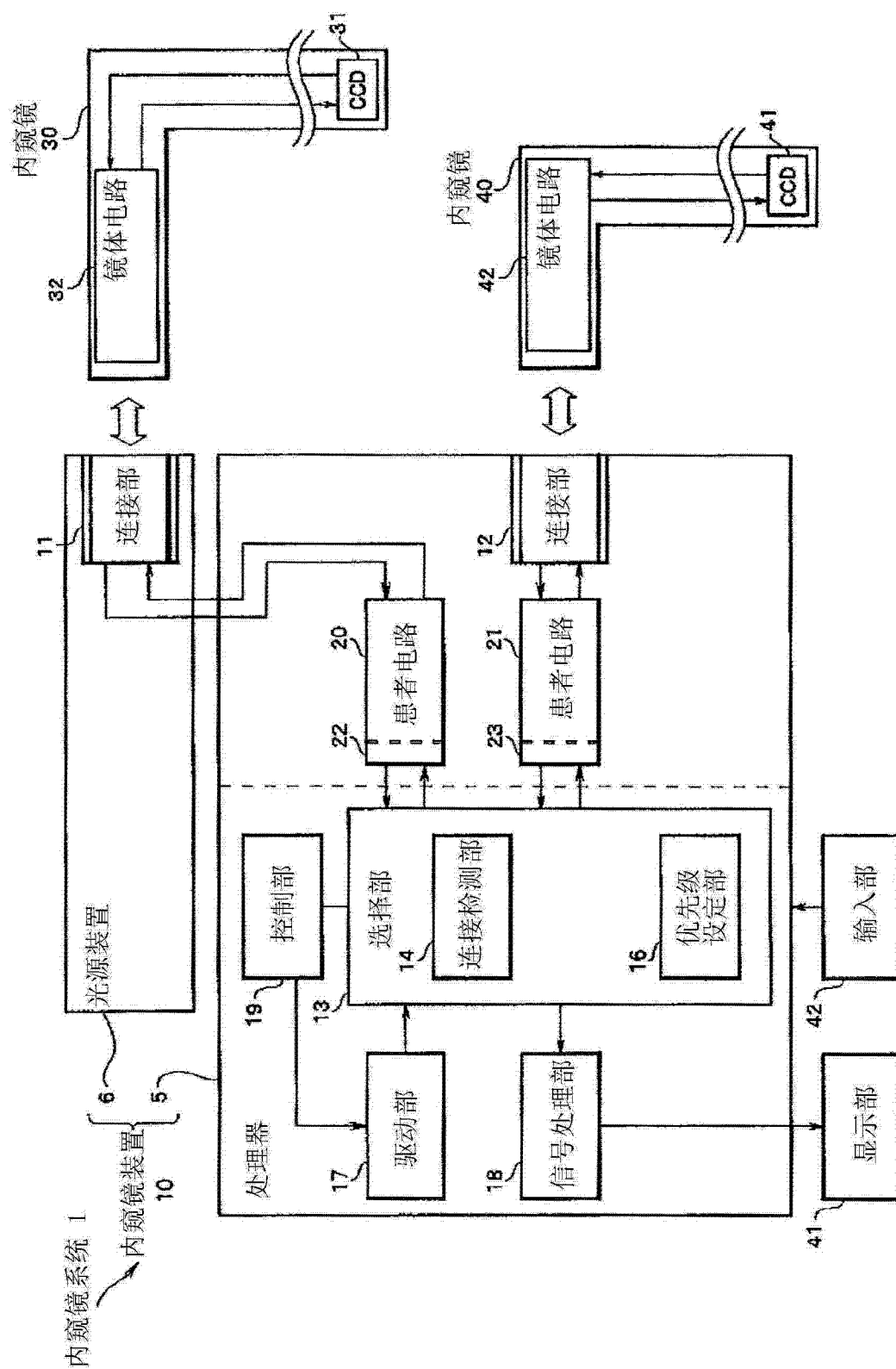


图 2

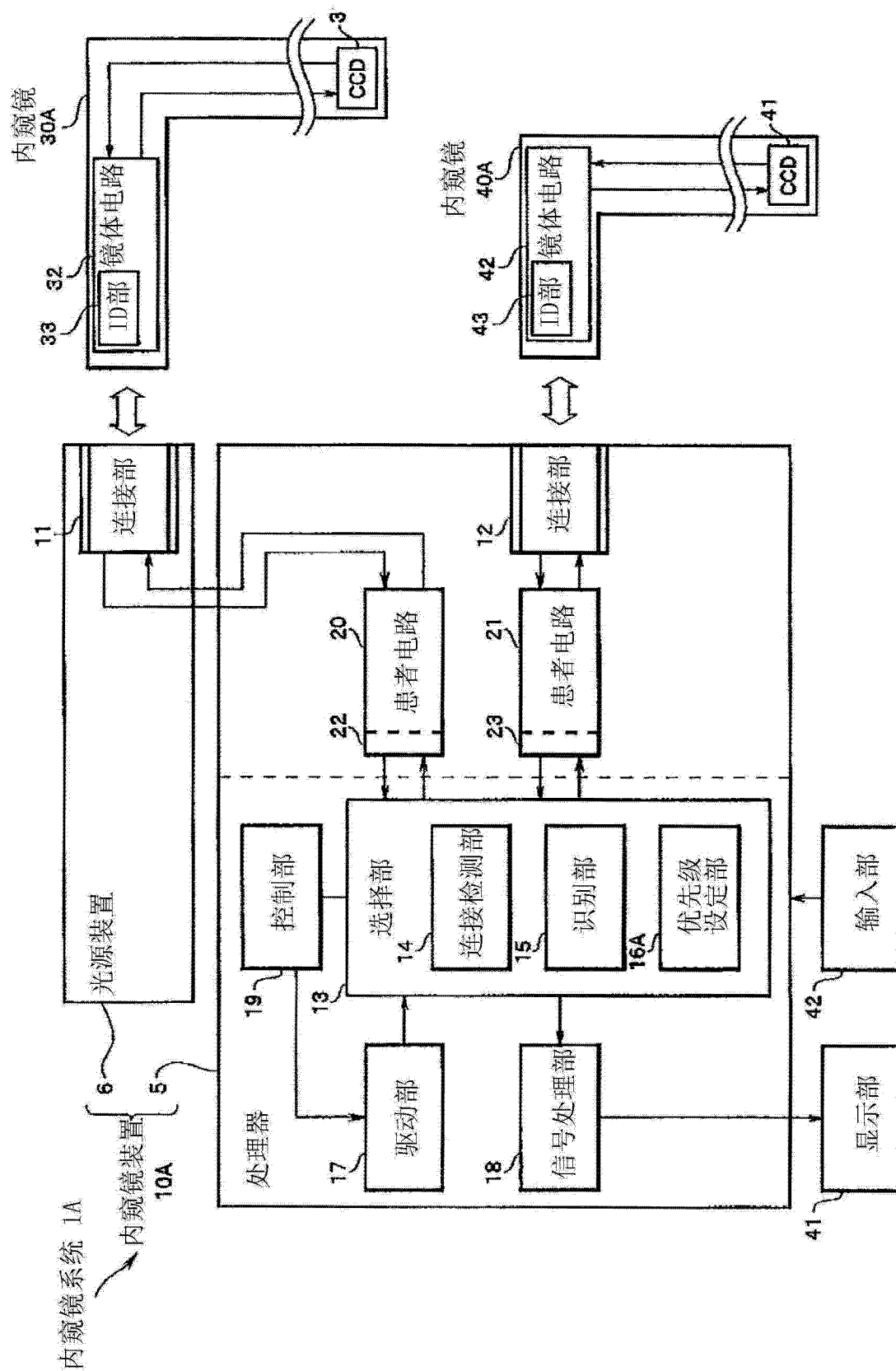


图 3

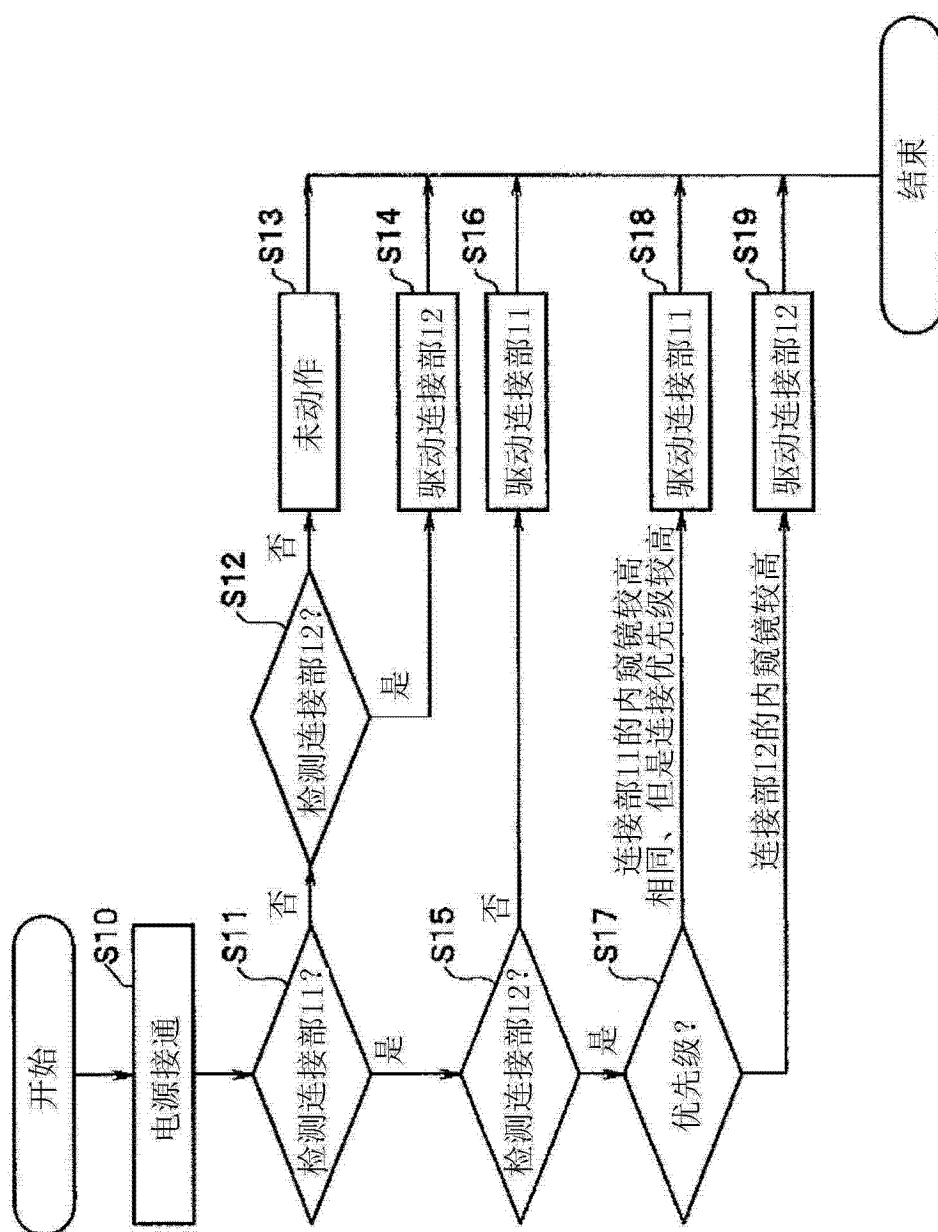


图 4

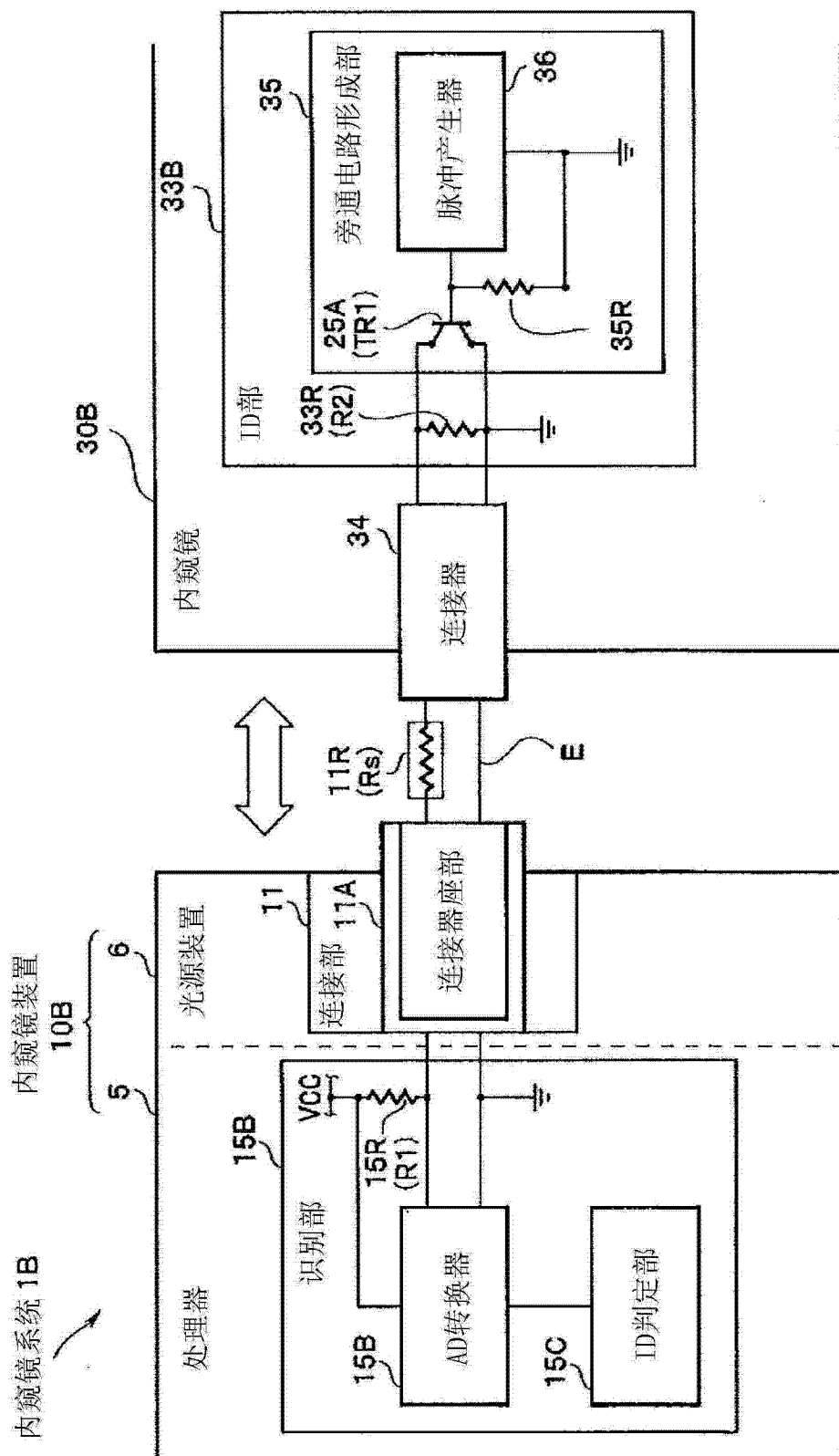


图 5

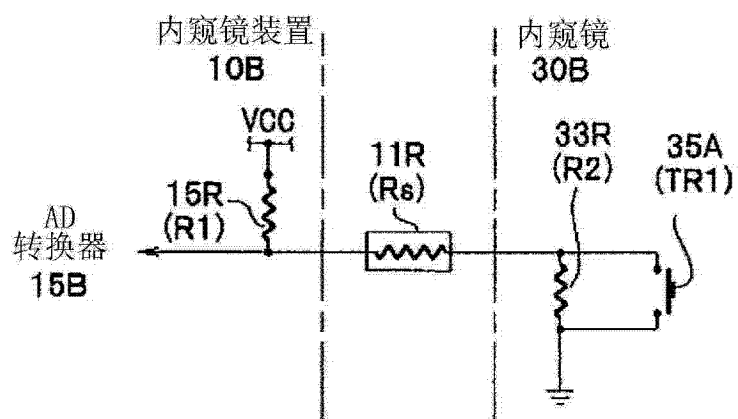


图 6A

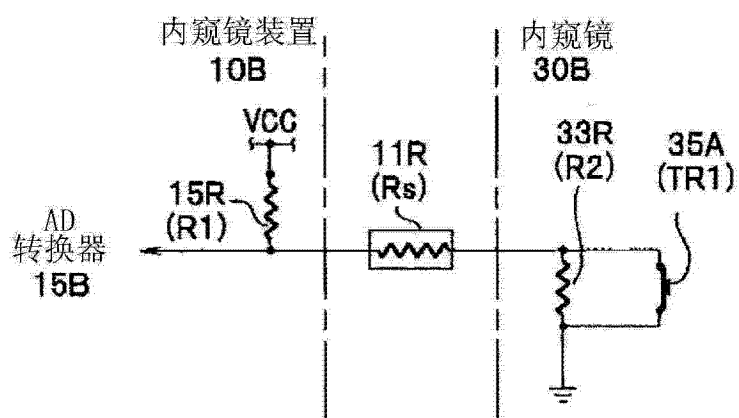


图 6B

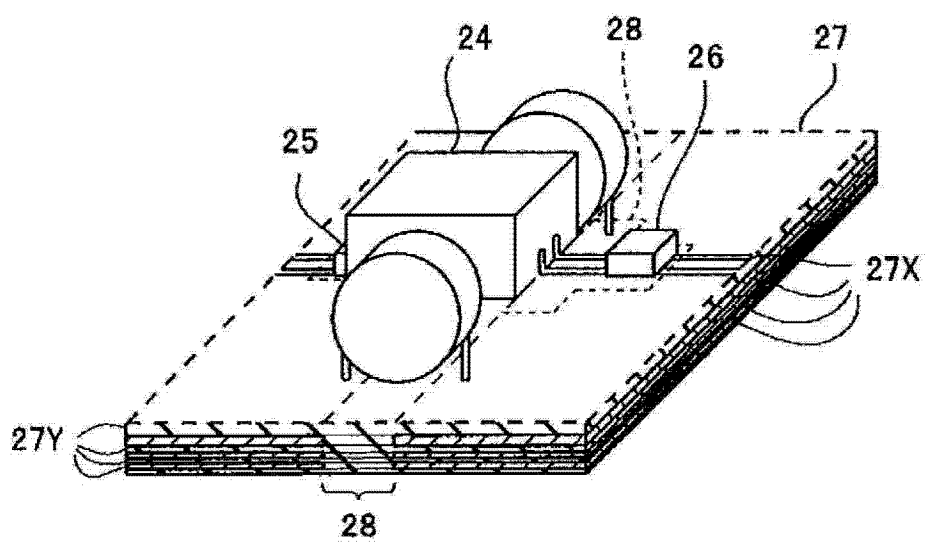


图 7

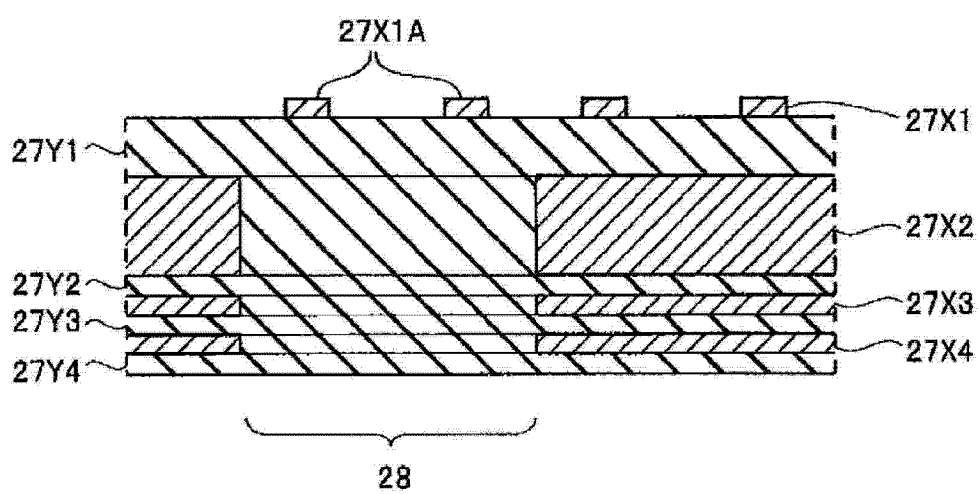


图 8

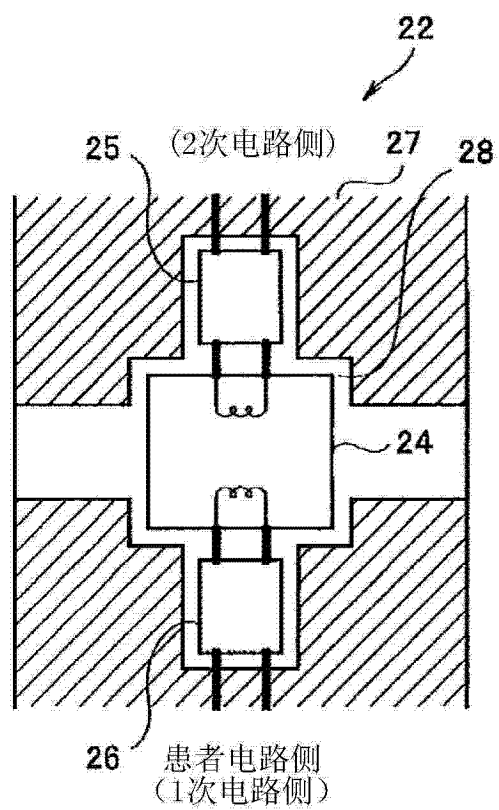


图 9A

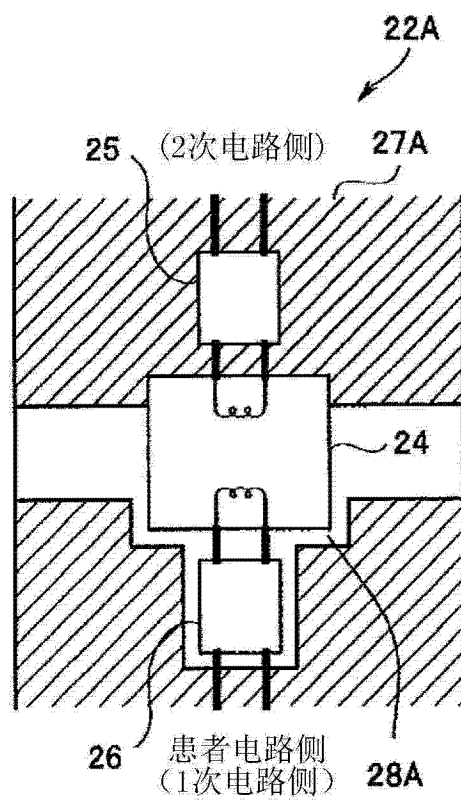


图 9B

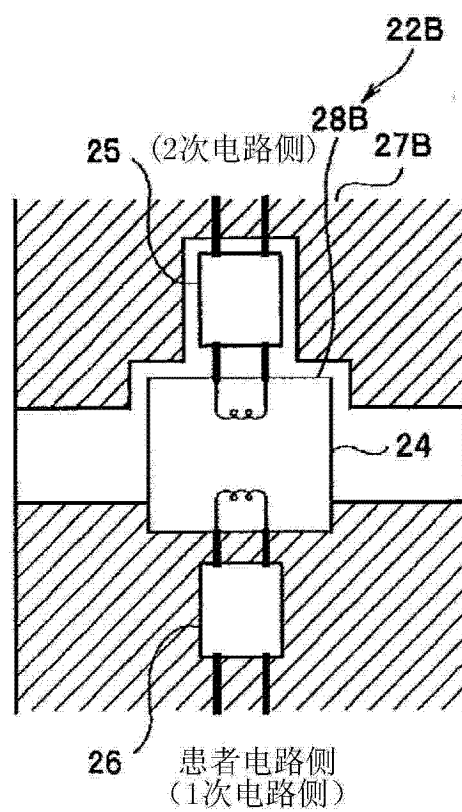


图 9C

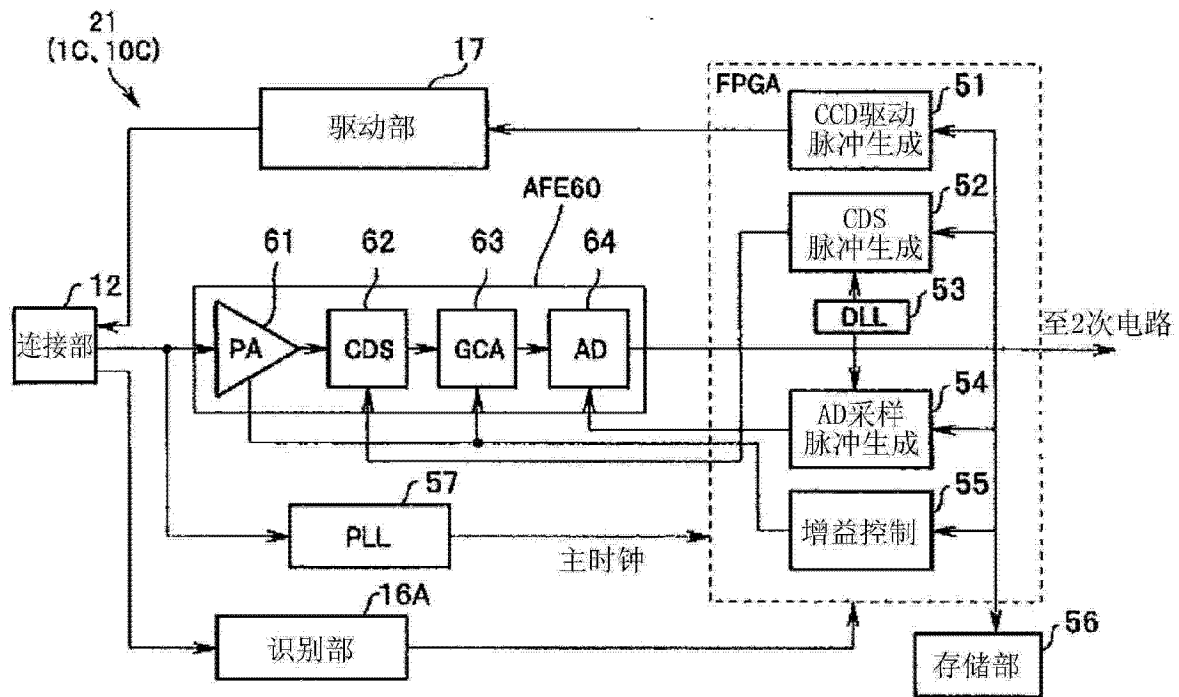


图 10

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN103002788A	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	CN201180032806.3	申请日	2011-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	菅野清贵 田渊浩一郎 筒井启介 小野诚		
发明人	菅野清贵 田渊浩一郎 筒井启介 小野诚		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00124 A61B1/00055 A61B1/051 A61B1/00117 A61B1/00 A61B1/0016 A61B1/00009 A61B1/00006 A61B1/0684 A61B1/07 A61B1/00059 A61B1/00025 A61B1/00036 A61B1/00045 A61B1/00114 A61B1/00032 A61B1/00018 A61B1/0676 A61B1/00039		
代理人(译)	李辉		
优先权	2010155193 2010-07-07 JP		
其他公开文献	CN103002788B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜装置 (10) 具有：多个连接部 (11、12)，它们分别能够连接内窥镜；优先级设定部 (16)，其设定作为多个连接部 (11、12) 的驱动优先级的连接优先级；驱动部 (17)，其对1个内窥镜供给驱动信号；以及控制部 (19)，其根据连接优先级进行控制，使得驱动部 (17) 对任意一个内窥镜供给驱动信号。

