

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810145250.9

[43] 公开日 2009 年 2 月 11 日

[11] 公开号 CN 101361646A

[22] 申请日 2008.8.4

[21] 申请号 200810145250.9

[30] 优先权

[32] 2007.8.10 [33] JP [31] 2007-210003

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 高桥智也

[74] 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

代理人 黄纶伟

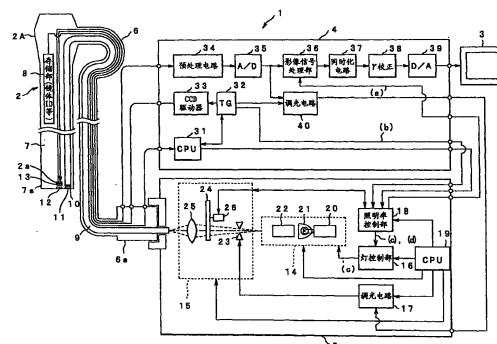
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 3 页

[54] 发明名称

内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供一种内窥镜装置，其具有：可以连接具有 CCD 的内窥镜的连接部；具有对 CCD 的观察对象照射照明光的光源部的光源装置；变更光源部照射的照明光的照明时间的照明时间可变单元；变更部；设置在内窥镜上，存储有适于内窥镜的照明光的照明时间信息的存储部；按照内窥镜的连接，读取存储在存储部中的照明时间信息，控制照明时间可变单元，使得光源部的照明时间与读取出的照明时间信息一致的照明率控制部。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于，该内窥镜装置具备：
连接部，其可以连接具有摄像部的医疗设备；
光源部，其对上述摄像部的观察对象照射照明光；
照明时间变更部，其变更上述光源部所照射的照明光的照明时间；
存储部，其设置在上述医疗设备上，存储有适于上述医疗设备的照明光的照明时间信息；以及

控制部，其按照上述医疗设备的连接，读取存储于上述存储部中的上述照明时间信息，并控制上述照明时间变更部，使得上述光源部的照明时间与上述读取出的照明时间信息一致。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述控制部在无法从上述存储部读取上述照明时间信息的情况下，判别上述所连接的上述医疗设备的摄像部的CCD的种类，并且控制上述照明时间变更部，使得根据该判别结果来变更上述光源部的照明时间。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述控制部还判定上述光源中使用的灯的种类，并控制上述照明时间变更部，使得根据该判别结果来变更上述光源部的照明时间。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述医疗设备是可以切换多种观察模式的内窥镜，上述控制部按照上述内窥镜的观察模式的切换，变更上述光源部的照明时间。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述照明时间变更部通过对配置在上述光源部的光路上的多个旋转滤色器的旋转相位差进行控制，来变更上述光源部的照明时间。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述光源部是进行所设定时间的频闪发光的频闪光源，

上述照明时间变更部通过对上述频闪光源的发光定时进行控制，来变更上述光源部的照明时间。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，上述存储部设

置在具有上述光源部的光源装置上。

8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，其特征在于，上述摄像部在上述医疗设备上设置有多个，

上述存储部存储有与上述多个摄像部的观察模式对应的各照明时间信息。

内窥镜装置

技术领域

本发明涉及内窥镜装置，更详细而言是涉及可任意设定对摄像部的观察对象照射照明光的光源装置的照明时间的内窥镜装置。

背景技术

当前，医疗用的内窥镜装置正被广泛地普及使用。上述内窥镜装置通过把细长的插入部插入到体腔内，来观察食道、胃、小肠、大肠等消化道和肺等气管。另外，上述内窥镜装置按照需要，可以使用插穿于处置器械通道内的处置器械来进行各种治疗处理。特别地，作为摄像部而具有电荷耦合元件（CCD）等固体摄像元件的电子内窥镜装置正被广泛地应用。上述电子内窥镜装置可以在彩色监视器上实时显示动态图像。因此上述电子内窥镜使操作内窥镜的医务人员的疲劳感较轻。

上述电子内窥镜装置具有：将上述 CCD 内置于细长的插入部的前端部中的电子内窥镜；进行影像信号处理的处理器装置；以及提供照明光的光源装置。上述电子内窥镜可以拆装自如地与上述处理器装置和上述光源装置连接。

因此，上述电子内窥镜装置可以把各种类型的电子内窥镜与 1 台处理器装置、光源装置组合起来使用。另外，上述电子内窥镜按照所插入的部位和用途，安装像素数等不同的 CCD。上述 CCD 读取电荷所需的时间因 CCD 的种类而异。

关于在上述电子内窥镜中使用的 CCD，为了减小元件的大小而有时使用由电荷蓄积部兼作电荷传输路径的类型的 CCD。这种情况下，电子内窥镜装置在读取上述 CCD 的电荷的期间中，需要切断照明被摄体的照明光，以使被摄体像不在上述 CCD 上成像。

因此，在依次照射红、蓝、绿光进行摄像的面顺序式电子内窥镜装

置中，使在各色滤色器之间设置了遮光部分的滤光板旋转。由此，上述面顺序式电子内窥镜装置对遮光期间的光进行切断。该遮光期间的长度按照读取电荷所耗费的时间最长的 CCD 来进行设定。

这种面顺序式电子内窥镜由于作为所使用的摄像部的电荷耦合元件（CCD）等固体摄像元件的种类不同，电荷读取时间、即摄像时间（允许曝光时间）也不同。因此，电子内窥镜装置由于固体摄像元件的种类不同，其所需的遮光期间，换言之，所需的光源装置的照明时间（CCD 的允许曝光期间范围内的光量出射时间）也不同。

但是，以往的面顺序式电子内窥镜装置无论使用何种电子内窥镜时，都与电子内窥镜的 CCD 的允许曝光时间无关，光源装置的照明时间（CCD 的允许曝光期间范围内的光量出射时间）为恒定。

因此，现有的面顺序式电子内窥镜装置中，即使 CCD 的摄像时间（允许曝光时间）比上述照明时间长，由于该遮光期间也无法得到需要的光量，因此不利于电子内窥镜装置本身的明亮度提高。

另外，由于上述光源装置的照明时间为恒定，所以即便为了提高电子内窥镜装置的明亮度而增加电子内窥镜的光导数量，或是增大照明光学系统的照明透镜的 FNo 等来进行努力，也会导致电子内窥镜的直径变粗，或者照明光学系统的设计变得复杂，可能会对今后新电子内窥镜的规格提高产生妨碍。

另外，当上述电子内窥镜的 CCD 为像素较高且明亮的 CCD 的情况下，由于上述光源装置的上述照明时间为恒定，所以在进行近点观察的情况下，也无法通过光圈来聚集光量，其结果是可能在内窥镜图像上引起高亮度或漏光（しろとび）等光晕。

进而，虽然由于特殊光观察模式等观察模式和上述光源装置的光源种类而导致出射光的波长与亮度平衡的适当值不同，然而由于上述光源装置的上述照明时间恒定，因而难以将上述出射光的波长与亮度平衡控制为适当值。

即，优选现有的面顺序式电子内窥镜装置无论使用哪种电子内窥镜，都可以按照该电子内窥镜来变更上述光源装置的上述照明时间。

例如在日本国特开 2002-119468 号公报中公开了关于如下的内窥镜装置的技术，即：在光源灯的光路上设置用于控制是否让来自该光源灯的照明光入射到光传递单元侧的光调制设备，并且具有存储了用于判别作为电子内窥镜的摄像部的 CCD 的 CCD 判别信息的 CCD 判别元件，根据来自该 CCD 判别元件的 CCD 判别信息，控制上述光调制设备，设定光源装置的照明时间。

但是在日本国特开 2002-119468 号公报中记载的现有的内窥镜装置之中，仅使用来自上述电子内窥镜的 CCD 判别元件的 CCD 判别信息作为用于设定光源装置的照明时间的信息，根据该 CCD 判别信息，在视频处理器侧设定上述光源装置的上述照明时间。

然而，适于作为电子内窥镜的摄像部的 CCD 的光源装置的照明时间除了依赖 CCD 之外，还很大程度上依赖于物镜、光导数量等构成光学系统的构成部分。因此，现有的内窥镜装置中，仅能在事先知晓使用何种 CCD 作为摄像部的 CCD 的情况下才能设定光源装置的照明时间，存在无法设定基于上述 CCD 和光学系统的构成要素的上述光源装置的上述照明时间的问题点。

发明内容

于是，本发明就是鉴于上述情况而完成的，其目的在于提供一种无论使用何种电子内窥镜的情况下，都能按照电子内窥镜的种类来任意地设定光源装置的照明时间的内窥镜装置。

本发明的内窥镜装置具备：连接部，其可以连接具有摄像部的医疗设备；光源部，其对上述摄像部的观察对象照射照明光；照明时间变更部，其变更上述光源部所照射的照明光的照明时间；存储部，其设置在上述医疗设备上，存储有适于上述医疗设备的照明光的照明时间信息；以及控制部，其按照上述医疗设备的连接，读取存储于上述存储部中的上述照明时间信息，并控制上述照明时间变更部，使得上述光源部的照明时间与上述读取出的照明时间信息一致。

附图说明

图 1 是表示本发明第 1 实施方式的内窥镜装置的结构图。是用于说明图 1 的内窥镜装置的作用的时序图。

图 2A 是表示在第 1 实施方式之中，从光源装置的照明率控制部输出到影像信号处理部的 R、G、B 识别信号的定时的图。

图 2B 是表示在第 1 实施方式之中，由视频处理器的定时信号发生器所生成的 CV-光源同步信号的定时的图。

图 2C 是表示在第 1 实施方式之中，存储在照明率控制部内未图示的存储部中的照明时间信息的默认值的图。

图 2D 是表示在第 1 实施方式之中，所取入的照明时间信息的图。

图 2E 是表示在第 1 实施方式之中的 CCD 的曝光期间（摄像期间）的图。

图 3A 是表示在第 2 实施方式之中，从光源装置的照明率控制部输出到影像信号处理部的 R、G、B 识别信号的定时的图。

图 3B 是表示在第 2 实施方式之中，由视频处理器的定时信号发生器所生成的 CV-光源同步信号的定时的图。

图 3C 是表示在第 2 实施方式之中的频闪光源的点亮定时的图。

图 3D 是表示在第 2 实施方式之中的 CCD 的曝光期间（摄像期间）的图。

具体实施方式

下面参照附图说明本发明的实施方式。

（第 1 实施方式）

图 1 至图 2E 涉及本发明的第 1 实施方式。图 1 是表示本发明第 1 实施方式的内窥镜装置的结构图。图 2A 是表示在第 1 实施方式之中，从光源装置的照明率控制部输出到影像信号处理部的 R、G、B 识别信号的定时的图。图 2B 是表示在第 1 实施方式之中，由视频处理器的定时信号发生器所生成的 CV-光源同步信号的定时的图。图 2C 是表示在第 1 实施方式之中，存储在照明率控制部内未图示的存储部中的照明时间信息的默

认值的图。图 2D 是表示在第 1 实施方式之中，所取入的照明时间信息的图。图 2E 是表示在第 1 实施方式之中的 CCD 的曝光期间（摄像期间）的图。

如图 1 所示，第 1 实施方式的内窥镜装置 1 构成为具有：内置 CCD 2a 作为摄像部的电子内窥镜（仅内窥镜）2；对由上述内窥镜 2 的 CCD 2a 摄像的摄像信号进行信号处理，在监视器 3 上显示观察图像的视频处理器 4；以及向上述内窥镜 2 提供照明光的光源装置 5。并且，上述内窥镜 2 构成上述医疗设备。

上述内窥镜 2 构成为在细长的插入部 7 的基端侧具有操作部 2A。上述内窥镜 2 从该操作部 2A 的侧部延伸出去，经由在内插有后述的光导等的通用线缆 6 的端部上设置的连接器部 6a，拆装自如地与上述光源装置 5 和上述视频处理器 4 连接。并且，上述连接器部 6a 构成上述连接部。

上述内窥镜 2 中，上述 CCD 2a 内置于上述插入部 7 的前端部 7a。

另外，上述内窥镜 2 构成为在上述操作部 2A 内设置存储部 8，该存储部 8 存储了用于设定光源装置 5 的照明时间的照明时间信息，其中该光源装置 5 的照明时间适于该内窥镜 2 的 CCD 2a 和物镜等构成光学系统的构成部分。

并且，该存储部 8 既可以设置在连接器部 6a 上，也可以设置在插入部 7 内。另外，除了上述照明时间信息之外，在上述存储部 8 中还存储着具有该存储部 8 的内窥镜 2 的镜体 ID 等信息。

作为上述照明时间信息，是与 R、G、B 各光对应的照明时间、例如 R：10msec、G：10msec、B：10msec 那样的照明时间信息。

上述内窥镜 2 从上述插入部 7 的前端部 7a 起到上述通用线缆 6 的连接器部 6a 为止插穿有可传递被摄体像的光导 9。从上述光导 9 传递的来自光源装置 5 的照明光经过照明用透镜 10 和照明用玻璃罩 11 对被摄体进行照明。上述内窥镜 2 通过物镜光学系统 13，在上述 CCD 2a 的摄像面上对经由摄像用玻璃罩 11 取入的被摄体像进行成像。

这种内窥镜 2 如上所述通过连接器部 6a，拆装自如地与上述光源装置 5 和上述视频处理器 4 相连。

上述视频处理器 4 构成为具有：读取存储在上述内窥镜 2 的存储部 8 中的照明时间信息和镜体 ID 等信息，发送给上述光源装置 5 的 CPU 31；按照该 CPU 31 检测出的电荷读取时间来提供内置于上述内窥镜 2 中的上述 CCD 2a 的读取定时以及与该读取定时同步的处理定时信号（例如如图 2B 所示的视频处理器-光源同步信号）的定时产生器（下面称之为 TG）32；利用在上述 TG 32 中产生的读取信号来驱动上述 CCD 2a 的 CCD 驱动器 33；对来自上述 CCD 2a 的摄像信号进行 CDS（相关双采样）等处理的预处理电路 34；将从该预处理电路 34 输出的摄像信号从模拟信号转换为数字信号的 A/D 转换电路 35；将在上述 A/D 转换电路 35 中数字化的摄像信号进行信号处理，使其成为视频信号的影像信号处理部 36；把在该影像信号处理部 36 中经过了信号处理的视频信号依次存储在未图示的多个同时化用存储器中，通过同时读取所存储的视频信号，来进行面顺序图像的同时化的同时化电路 37；对来自该同时化电路 37 的视频信号进行 γ 校正的 γ 校正电路 38；以及将在该 γ 校正电路 38 中经过了 γ 校正的数字视频信号转换为模拟信号的 D/A 转换电路 39。

另外，上述视频处理器 4 具有调光电路 40，该调光电路 40 根据在上述 TG 32 中产生的处理定时，通过上述 A/D 转换电路 35 中被数字化的摄像信号，将上述光源装置 5 的光圈 23 的信号输出到上述光源装置 5 的调光电路 17。

上述视频处理器 4 的上述 TG 32 将与该 TG 32 中产生的上述 CCD 2a 的读取定时同步的 CV-光源同步信号（参见图 2B）输出到上述光源装置 5 的照明率控制部 18。

上述影像信号处理部 36 被提供来自上述光源装置 5 的照明率控制部 18 的 R、G、B 识别信号（参见图 2A）。而且，上述影像信号处理部 36 根据该提供的 R、G、B 识别信号的定时，将数字化的影像信号进行信号处理，使其成为视频信号。

下面说明上述光源装置 5 的结构。

上述光源装置 5 构成为具有：产生用于向上述内窥镜 2 提供照明光的光并放射照明光的光源部 14；用于变更来自该光源部 14 的照明光的照

明时间的照明时间可变单元 15；控制上述光源部 14 的灯控制部 16；控制上述照明时间可变单元 15 内的光圈 23 的调光电路 17；被提供来自上述视频处理器 4 的上述 CPU 31 的照明时间信息，控制上述照明时间可变单元 15，使得照明时间成为基于该照明时间信息的照明时间的照明率控制部 18；以及对包含上述光源部 14、上述照明时间可变单元 15、上述灯控制部 16、上述调光电路 17 和上述照明率控制部 18 的光源装置 5 的整体进行控制的 CPU 19。

并且，上述照明时间可变单元 15 构成上述照明时间变更部。另外，上述灯控制部 16、上述调光电路 17、上述照明率控制部 18 和上述 CPU 19 构成上述控制部。

上述光源部 14 构成为具有：放射用于向上述内窥镜 2 提供照明光的光的氙灯等光源灯 21；用于驱动该光源灯 21 的驱动器 20；以及使来自上述光源灯 21 的出射光均一的积分仪 22。

另外，上述照明时间可变单元 15 包括：限制被上述积分仪 22 均一化的照射光量的照明光光圈（以下仅称之为光圈）23；透过被该光圈 23 限制的照射光的红、绿、蓝的波长的光的旋转滤色器板 24；以及将透过该旋转滤色器板 24 的红、绿、蓝的波长的光会聚在上述光导 9 的入射端面的会聚透镜 25。

虽然没有在图中表示出来，然而上述旋转滤色器板 24 配置有分别透过红、绿、蓝的波长的光的 R 透过部、G 透过部、B 透过部。上述旋转滤色器板 24 通过电动机 26 而被旋转驱动。并且，虽然没有在图中表示出来，然而上述旋转滤色器板 24 设有另一块遮光器（遮光板），这些旋转滤色器板 24 和遮光器通过上述照明率控制部 18 对电动机 26 的控制而进行旋转同步，同时相位得到控制。即，通过控制上述旋转滤色器板 24 和遮光器的相位，可以进行照明时间的变更。

在本实施方式的内窥镜装置 1 中，通过上述视频处理器 4 的 CPU 31 将存储在上述内窥镜 2 的存储部 8 中的照明时间信息取入到上述光源装置 5 内的照明率控制部 18，而且通过该照明率控制部 18 来控制上述照明时间变更单元 15，使得上述光源装置 5 的照明时间与该取入的照明时间

信息一致，由此来设定上述光源装置 5 的照明率。

下面参照图 2A~图 2D 来说明如上构成的内窥镜装置 1 的动作。

并且，图 2A 表示从光源装置 5 的照明率控制部 18 输出到影像信号处理部的 R、G、B 识别信号，图 2B 表示通过视频处理器 4 的 TG 32 生成的 CV-光源同步信号，图 2C 表示存储在照明率控制部 18 内的未图示的存储部中的照明时间信息的默认值，图 2D 表示所取入的照明时间信息，图 2E 表示 CCD 2a 的曝光期间（摄像期间）。

首先，医务人员将内窥镜 2 的连接器部 6a 连接到光源装置 5 和视频处理器 4 上，接通电源进行内窥镜检查。

上述视频处理器 4 的 CPU 31 读取存储在在内窥镜 2 的存储部 8 中的照明时间信息和镜体 ID 等信息，将该读取出的照明时间信息输出到光源装置 5 的照明率控制部 18 中。

另外，CPU 31 根据镜体 ID 等信息检测 CCD 2a 的电荷读取时间。TG 32 按照该 CPU 31 检测到的电荷读取时间，产生 CCD2a 的读取定时和与该读取定时同步的 CV-光源同步信号的产生处理定时，输出到调光电路 40 和光源装置 5 的照明率控制部 18 中。

在上述光源装置 5 的上述照明率控制部 18 内部设有存储部（未图示），该存储部存储了与上述光源部 14 和上述照明时间可变单元 15 对应的照明时间信息的默认值（预先设定的时间信息）。

例如当连接有不具备存储部 8 的通常的内窥镜 2 的情况下，上述照明率控制部 18 控制上述照明时间可变单元 15，使得光源装置 5 的照明时间与存储在上述存储部内的照明时间信息的默认值、例如图 2C 所示那样的 R、G、B 各自的照明时间为 5msec 的默认值一致。

另一方面，在本实施方式之中，连接有具备存储部 8 的内窥镜 2 的情况下，上述照明率控制部 18 控制上述照明时间可变单元 15，使得上述光源装置 5 的照明时间与所取入的照明时间信息一致，由此来设定上述光源装置 5 的照明率。

此处，如图 2D 所示，如果所取入的上述照明时间信息例如为 R: 10msec、G: 10msec、B: 10msec，则这种情况下，上述照明率控制部 18

控制上述照明时间可变单元 14, 使得 R、G、B 的旋转滤色器板 24 的 R 透过部配置在光路上的从 t1 到 t3 为止的照明时间为 10msec。然后, 控制照明时间可变单元 14, 使得旋转滤色器板 25 的 G 透过部、B 透过部的照明时间也同样为 10msec。

这种情况下, 照明率控制部 18 对于在光路上从上述旋转滤色器的 R 透过部切换到 G 透过部的期间 (图 2D 中的 t3 到 t6 的期间), 控制上述照明时间可变单元 15, 使得通过未图示的遮光器来遮蔽来自光源部 14 的照明光。之后, 也同样控制旋转滤色器板 25 的 G 透过部、B 透过部的切换期间。

并且, 当从上述内窥镜 2 取入的上述照明时间信息为 R、G、B 彼此不同的照明时间信息的情况下, 上述照明率控制部 18 也可以进行控制, 以设定基于该彼此不同的 R、G、B 照明时间信息的照明率。

另外, 当没有通过与上述视频处理器 4 的 CPU 31 通信而在上述内窥镜 2 的存储部 8 内存储有上述照明时间信息的情况下, 或者存储部 8 本身不位于上述内窥镜 2 内的情况下, 上述照明率控制部 18 设定照明率, 使得光源装置 5 的照明时间成为存储在未图示的存储部中的照明时间的默认值 (参见图 2C)。

并且基于默认值或者照明时间信息的照明时间都被设定为处于图 2E 所示的 CCD 曝光期间 (摄像期间) 范围内。

而且, 如果内窥镜装置 1 像这样被设定光源装置 5 的照明时间来执行, 则视频处理器 4 的调光电路 41 和光源装置 5 的调光电路 17 根据来自 TG 32 的处理定时, 通过在 A/D 转换电路中被数字化的摄像信号, 向光圈 23 发送光圈控制信号, 使得图像为适当的明亮度。

上述光圈 23 通过视频处理器 4 的调光电路 41, 按照从光源装置 5 的调光电路 17 输出的光圈控制信号, 限制从光源装置 5 出射的光的光量, 使得不会在 CCD 2a 所摄像的图像上产生显著的饱和。

而且, 上述照明率控制部 18 根据在上述 TG 32 中产生的 CV-光源同步信号 (参见图 2B) 和如上所述那样设定的照明率, 控制旋转滤色器板 24 的电动机 26, 使其以规定的速度被旋转驱动。于是, 旋转滤色器板 25

通过电动机 26 的旋转,使 R 透过部、G 透过部、B 透过部在上述所设定的照明时间的期间内依次进入光路上,使红、绿、蓝色光透过。

入射到内窥镜 2 的光导 9 的光从插入部 7 的前端部 7a 照射到消化道等被摄体上。在被摄体上散射、反射的光在插入部 7 的前端部 7a 的 CCD 2a 上成像。

CCD 2a 根据 TG 32 的定时信号,与旋转滤色器板 24 的旋转同步地被 CCD 驱动器 33 所驱动,与透过 R 透过部、G 透过部、B 透过部等旋转滤色器板 24 的各滤色器的照射光对应的摄像信号依次输出到视频处理器 4。

输入到视频处理器 4 的摄像信号首先被输入到预处理电路 34,被施加 CDS(相关双采样)等处理,通过 A/D 转换电路 35 从模拟信号转换为数字信号。而且,被数字化的摄像信号在影像信号处理部 36 中经过信号处理而成为视频信号,依次被存储到未图示的多个同时化用存储器中。而且,同时化电路 37 同时读取依次存储在多个同时化用存储器中的视频信号,进行面顺序图像的同时化。而且经过了同时化的面顺序图像在 γ 校正电路 38 中进行 γ 校正,通过 D/A 转换电路 39 转换为模拟信号,输出到监视器 3 中。

因此,根据第 1 实施方式,从所连接的内窥镜 2a 取入直接照明时间信息,设定上述光源装置 5 的照明率,使得光源装置 5 的照明时间与该取入的照明时间信息一致,因此无论使用何种内窥镜 2a,都可以按照内窥镜 2 的种类,任意地设定光源装置 5 的照明时间。

并且,在上述第 1 实施方式中,根据上述光源装置 5 的上述照明时间可变单元 15 的种类,有时照明时间的可变范围、来自新内窥镜 2 的上述照明时间信息会彼此不同。因此,当上述光源装置 5 的照明率控制部 18 所取得的照明时间信息是无法进行照明时间的变更的值(例如处于照明可变范围之外)的情况下,上述照明率控制部 18 也可以将照明时间设定为最接近所取得的上述照明时间信息的照明时间。

具体而言,上述照明率控制部 18 具有比较单元,该比较单元比较上述取得的照明时间信息是否处于与设置在光源装置上的照明时间可变单

元 15 对应的照明时间的可变范围内,当通过该比较单元比较为没有比较结果的情况下,设定为最接近上述照明时间信息的照明时间。

例如对于照明时间的可动范围在 1msec~10msec 的光源装置 5,从内窥镜 2 取得了为 13msec 的上述照明时间信息的情况下,上述照明率控制部 18 控制照明时间可变单元 15,使得照明时间为 10msec。

另外,在上述第 1 实施方式之中,说明了在内窥镜 2 中设置了存储上述照明时间信息的存储部 8 的结构,然而并不限于此,也可以在上述光源装置 5 的照明率控制部 18 内设置存储了与内窥镜 2 的 CCD 2a 的种类对应的照明时间信息的存储部。

这种情况下,通过使用上述现有的专利文献 1 中公开的技术(根据 CCD 判别信息来设定照明时间),当没有在内窥镜 2 的存储部 8 中存储照明时间信息的情况下、或者存储部 8 自身没有设置在内窥镜 2 中的情况下,视频处理器 4 的 CPU 31 通过与视频处理器 4 的 CPU 31 的通信来探测到该情况,同时向光源装置 5 的照明率控制部 18 输出 CCD 2a 的种类的判别结果。

而且,光源装置 5 的上述照明率控制部 18 也可以根据该判别结果,从未图示的上述存储部读取与 CCD 2a 的种类对应的照明时间信息,并进行设定。

另外,在上述第 1 实施方式中,也可以分别在内窥镜 2 与视频处理器 4 之间、视频处理器 4 与光源装置 5 之间、光源装置 5 与内窥镜 2 之间设置探测是否连接的连接探测单元,把来自各连接探测单元的连接探测结果发送给上述照明率控制部 18,而且该照明率控制部 18 在根据所提供的各连接探测结果判断为都没有正常连接的情况下,可以将照明率设定为使光源装置 5 的照明时间成为存储在存储部中的照明时间的默认值(参见图 2C)。

另外,在上述第 1 实施方式的内窥镜装置 1 中,通常光观察模式与特殊光观察模式中每种光的波长所需要的明亮度水平不同。另外,该明亮度水平根据内窥镜 2 的种类不同也不同。

因此,也可以按照通常光观察模式与特殊光观察模式等观察模式的

种类来设置存储于上述内窥镜 2 的存储部 8 中的上述照明时间信息。并且，当上述内窥镜 2 设有多个 CCD 2a 的情况下，与这些多个 CCD 2a 的观察模式的种类对应的照明时间信息存储于上述存储部 8 中。由此，照明率控制部 18 所取得的照明时间信息是基于观察模式的照明时间信息，因此可获得最适于观察模式的照明时间，能得到所需的明亮度水平。

进而，在第 1 实施方式之中，照明光的波长、明亮度按照光源部 15 内的光源灯 21 的种类不同而不同。于是也可以构成为，在上述照明率控制部 8 内设置照明时间校正部，该照明时间校正部根据内窥镜 2 的上述照明时间信息，按照安装于光源装置 5 中的光源灯 21 的种类，在 CCD 2a 的曝光期间（摄像期间）范围内校正照明时间，进行照明时间的校正处理。由此，即使光源灯 21 由氙灯或者其他灯构成，来自光源装置 5 的照明光的光量也为最佳。

另外，例如当连接有观察模式不同的内窥镜 2 的情况下，上述照明时间校正部例如通过使规定的系数与默认值、或者照明时间信息相乘，从而对 R、G、B 各自的照明时间进行校正。由此，即使在具有多个观察模式不同的 CCD 2 的情况、或者连接有观察模式不同的内窥镜 2 的情况下，光源装置 5 的照明光的光量也为最佳。

并且，上述光源灯 21 会随着时效变化而有时突发地出现明亮度降低。这种情况下，上述照明率控制部 8 的上述照明时间校正部也可以构成为，按照上述光源灯 21 的时效变化、即点亮时间，来校正照明率。由此可按照光源灯 21 的时效变化，将光源灯 21 的光量控制为最佳光量。

（第 2 实施方式）

图 3A 到图 3D 涉及本发明第 2 实施方式。图 3A 是表示在第 2 实施方式之中，从光源装置的照明率控制部输出到影像信号处理部的 R、G、B 识别信号的定时的图。图 3B 是表示在第 2 实施方式之中，由视频处理器的定时信号发生器所生成的 CV-光源同步信号的定时的图。图 3C 是表示在第 2 实施方式之中的频闪光源的点亮定时的图。图 3D 是表示在第 2 实施方式之中的 CCD 的曝光期间（摄像期间）的图。并且，在图 3A 到图 3D 中，对与上述第 1 实施方式相同的信号赋予相同符号。

第2实施方式的内窥镜装置1中,上述光源装置5的上述光源部14和上述照明时间可变单元15的结构不同。

具体而言,上述光源部14是在所设定的时间内进行频闪发光的频闪光源,上述照明时间可变单元15通过对上述频闪光源的发光定时的控制,变更上述光源装置5的照明时间。

而且,当连接有具备存储部8的内窥镜2的情况下,上述照明率控制部18对上述照明时间可变单元15控制上述频闪光源的点亮定时,使得上述光源装置5的照明时间与所取入的照明时间信息一致,由此来设定上述光源装置5的照明率。

这种情况下,上述照明率控制部18对上述照明时间可变单元15控制上述频闪光源的点亮定时,使得R、G、B的旋转滤色器板24的R透过部配置在光路上的从t1到t2为止的照明时间为基于上述照明时间信息的期间。之后,同样控制旋转滤色器板25的G透过部、B透过部上的照明时间。

这种情况下,上述照明率控制部18在光路上从上述旋转滤色器的R透过部切换为G透过部的期间(图3C中的t2到t5的期间),控制为熄灭所点亮的上述频闪光源。之后,同样控制旋转滤色器板25的G透过部、B透过部的切换期间。

并且与上述第1实施方式相同地,需要将上述频闪光源的点亮定时设定为图3D所示的CCD曝光期间(摄像时间)范围之内。另外,即便不是面顺序式结构,第2实施方式的内窥镜装置1也能应用于同时式的内窥镜装置。

因此,根据第2实施方式,即使在使用频闪光源构成上述照明时间可变单元15的情况下,也能获得与上述第1实施方式相同的效果。

并且,本发明不限于上述实施方式,可以在不脱离发明主旨的范围内实施各种变形。

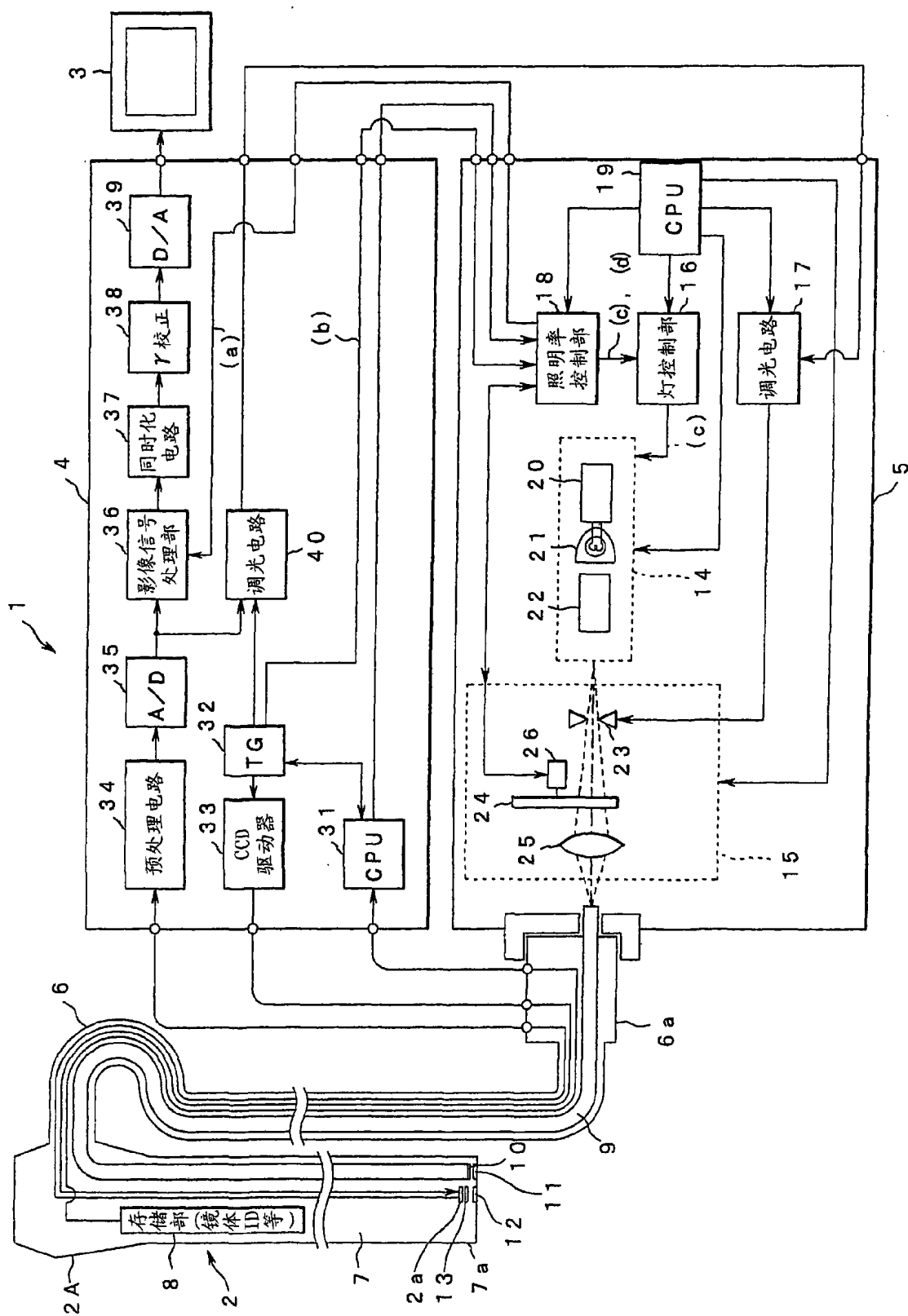
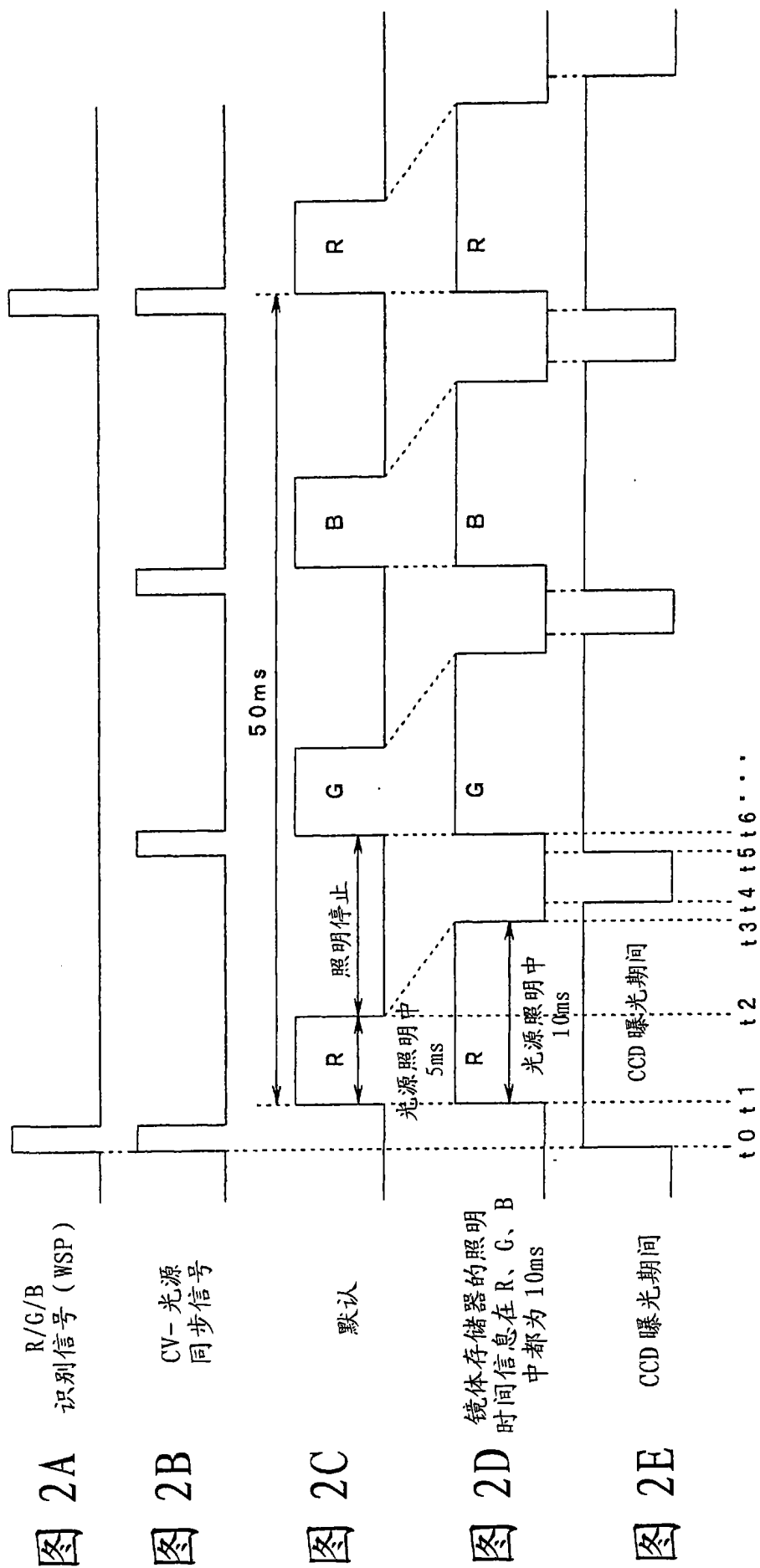
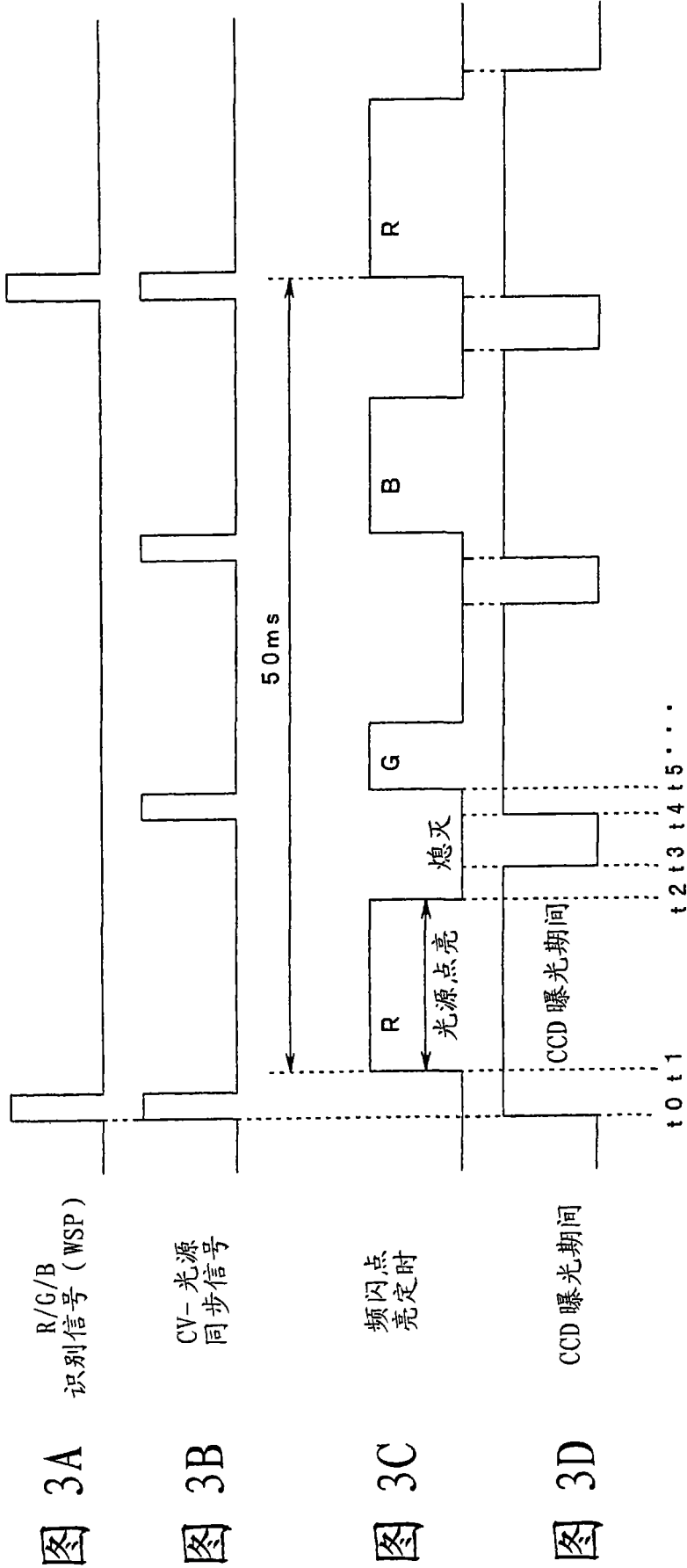


图1





专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101361646A	公开(公告)日	2009-02-11
申请号	CN200810145250.9	申请日	2008-08-04
[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	高桥智也		
发明人	高桥智也		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00059 A61B1/042 A61B1/051 A61B1/045 A61B1/06		
优先权	2007210003 2007-08-10 JP		
其他公开文献	CN101361646B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置，其具有：可以连接具有CCD的内窥镜的连接部；具有对CCD的观察对象照射照明光的光源部的光源装置；变更光源部照射的照明光的照明时间的照明时间可变单元；变更部；设置在内窥镜上，存储有适于内窥镜的照明光的照明时间信息的存储部；按照内窥镜的连接，读取存储在存储部中的照明时间信息，控制照明时间可变单元，使得光源部的照明时间与读取出的照明时间信息一致的照明率控制部。

