

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680008863.7

[43] 公开日 2008 年 3 月 12 日

[11] 公开号 CN 101141913A

[22] 申请日 2006.2.21

[21] 申请号 200680008863.7

[30] 优先权

[32] 2005. 3. 29 [33] JP [31] 095716/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2006/303074 2006.2.21

[87] 国际公布 WO2006/103846 日 2006.10.5

[85] 进入国家阶段日期 2007.9.18

[71] 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 竹村尚

[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

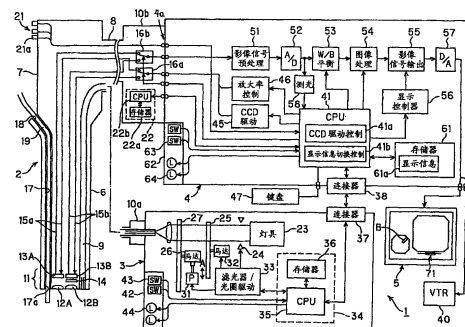
权利要求书 3 页 说明书 17 页 附图 5 页

[54] 发明名称

电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置

[57] 摘要

本发明提供电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置。设有多个固体摄像元件的电子内窥镜与电子内窥镜用信号处理装置的内窥镜连接部连接。电子内窥镜用信号处理装置具有：选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在与内窥镜连接部连接的电子内窥镜内的多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；信号处理电路，其根据选择信号，对所选择的 1 个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及信息切换控制部，其对应于选择了输出信号的 1 个固体摄像元件，对显示在显示装置上的电子内窥镜相关信息进行切换。



1.一种电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，该电子内窥镜用信号处理装置具有：

内窥镜连接部，其与至少设有多个固体摄像元件的电子内窥镜连接；

选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在与上述内窥镜连接部连接的上述电子内窥镜内的上述多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；

信号处理电路，其根据上述选择信号，对所选择的1个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及

信息切换控制部，其对应于选择了上述输出信号的1个固体摄像元件，对显示在显示装置上的上述电子内窥镜的相关信息进行切换。

2.根据权利要求1所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，该电子内窥镜用信号处理装置具有驱动信号产生电路，该驱动信号产生电路根据上述选择信号，对所选择的1个固体摄像元件施加驱动信号。

3.根据权利要求1所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，上述电子内窥镜的相关信息是与上述多个固体摄像元件各方相关联的固体摄像元件关联信息。

4.根据权利要求1所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，上述电子内窥镜的相关信息是用于评价当由上述多个固体摄像元件各方进行拍摄得到的各图像显示在上述显示装置上时的长度的比例信息。

5.根据权利要求3所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，上述电子内窥镜的相关信息是与处置工具分别出现在上述多个固体摄像元件的摄像范围内的方向相关的处置工具关联信息，该处置工具从配置在上述多个固体摄像元件的周边部的处置工具通道的前端开口突出，上述多个固体摄像元件配置在上述电子内窥镜的前端部。

6.根据权利要求5所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，上述处置工具关联信息包含上述处置工具通道的内径信息。

7.根据权利要求1所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，

该电子内窥镜用信号处理装置具有读出部，该读出部从与上述内窥镜连接部连接的上述电子内窥镜读出存储在上述电子内窥镜内的信息存储部内的存储信息。

8.根据权利要求1所述的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，上述电子内窥镜用信号处理装置还与光源装置电连接，该光源装置选择性地射出多种照明光，该多种照明光包含：与在可见区域内进行观察的第一观察模式对应的可见区域的第一照明光；以及至少波长不同于上述第一照明光的与第二观察模式对应的第二照明光。

9.根据权利要求8所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述选择操作部是产生选择上述第一或第二观察模式的模式选择信号作为上述选择信号的观察模式选择部。

10.根据权利要求9所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述光源装置根据上述模式选择信号选择性地射出与上述第一或第二观察模式对应的第一或第二照明光。

11.根据权利要求9所述的电子内窥镜装置，其特征在于，通过产生上述模式选择信号，进行是否进行切换的切换判定，该切换用于从在上述模式选择信号产生前所选择的1个固体摄像元件的输出信号选择为另一固体摄像元件的输出信号。

12.一种电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有：

电子内窥镜，其设有多个固体摄像元件；

选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在上述电子内窥镜内的上述多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；

信号处理电路，其根据上述选择信号，对所选择的1个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及

信息切换控制部，其对应于选择了上述输出信号的1个固体摄像元件，对显示在显示装置上的上述电子内窥镜的相关信息切换。

13.根据权利要求12所述的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有驱动信号产生电路，该驱动信号产生电路根据上述选择

信号对所选择的 1 个固体摄像元件施加驱动信号。

14.根据权利要求 12 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述电子内窥镜的相关信息是与上述多个固体摄像元件各方相关联的固体摄像元件关联信息。

15.根据权利要求 12 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述电子内窥镜的相关信息是用于评价当由上述多个固体摄像元件各方进行拍摄得到的各图像显示在上述显示装置上时的长度的比例信息。

16.根据权利要求 12 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述多个固体摄像元件中的至少一方是内置有信号放大功能的固体摄像元件。

17.根据权利要求 12 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述电子内窥镜具有存储与上述电子内窥镜相关的内窥镜信息的信息存储部。

18.根据权利要求 17 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述信息切换控制部使用从上述信息存储部读出的内窥镜信息来生成上述电子内窥镜的相关信息。

19.根据权利要求 12 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述电子内窥镜装置还包含光源装置，该光源装置选择性地射出多种照明光，该多种照明光包含：与在可见区域内进行观察的第一观察模式对应的可见区域的第一照明光；以及至少波长不同于上述第一照明光的与第二观察模式对应的第二照明光。

20.根据权利要求 19 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，上述选择操作部是产生选择上述第一或第二观察模式的模式选择信号作为上述选择信号的观察模式选择部，上述光源装置根据上述模式选择信号选择性地射出与上述第一或第二观察模式对应的第一或第二照明光。

21.根据权利要求 19 所述的电子内窥镜装置，其特征在于，通过产生上述模式选择信号，进行是否进行切换的切换判定，该切换用于从在上述模式选择信号产生前所选择的 1 个固体摄像元件的输出信号选择为另一固体摄像元件的输出信号。

电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置

技术领域

本发明涉及对具有多个固体摄像元件的电子内窥镜进行信号处理的电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置。

背景技术

在插入部的前端部设有固体摄像元件的电子内窥镜广泛用于医疗用领域中的内窥镜检查、使用处置工具的处置等。

例如在作为现有例的日本特开 2003—26410 号公报中，在监视器的画面上显示电子内窥镜的处置工具通道的信息。通过该显示，现有例使用户知道可使用的钳子等的处置工具的外径、在内窥镜画面上处置工具从哪个方向出来等。

然而，上述现有例不能合适地应对在插入部的前端部安装有 2 个固体摄像元件的电子内窥镜。

当把上述现有例应用于安装有 2 个固体摄像元件的电子内窥镜的情况时，在从用于观察的固体摄像元件向另一个固体摄像元件切换了使用的情况或者选择了使用的情况下，处置工具通道的前端开口位置相对于所切换的固体摄像元件而变化。因此，在现有例中，即使在使用相同钳子的情况下，钳子在观察视场中出现的方向也不同，与显示中的处置工具通道信息不同。

并且，在上述现有例中，在内窥镜画面上显示缩放比例（zoom scale）的情况下，在切换到不同的固体摄像元件来进行使用的情况下，其大小值出现偏差。

发明内容

本发明是鉴于上述方面而作成的，本发明的目的是提供一种在选择

了安装有多个固体摄像元件的电子内窥镜中的实际使用的 1 个固体摄像元件的情况下，能显示与该选择合适对应的信息的电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置。

本发明的电子内窥镜用信号处理装置，其特征在于，该电子内窥镜用信号处理装置具有：

内窥镜连接部，其与至少设有多个固体摄像元件的电子内窥镜连接；

选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在与上述内窥镜连接部连接的上述电子内窥镜内的上述多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；

信号处理电路，其根据上述选择信号，对所选择的 1 个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及

信息切换控制部，其对应于选择了上述输出信号的 1 个固体摄像元件，对显示在显示装置上的上述电子内窥镜的相关信息进行切换。

根据上述结构，可通过信息切换控制部，对应于实际选择出的固体摄像元件的情况来使显示在显示装置上的电子内窥镜相关信息成为合适信息。

本发明的电子内窥镜装置，其特征在于，该电子内窥镜装置具有：

电子内窥镜，其设有多个固体摄像元件；

选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在上述电子内窥镜内的上述多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；

信号处理电路，其根据上述选择信号，对所选择的 1 个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及

信息切换控制部，其对应于选择了上述输出信号的 1 个固体摄像元件，对显示在显示装置上的上述电子内窥镜相关信息进行切换。

根据上述结构，可通过信息切换控制部，对应于实际选择出的固体摄像元件的情况来使显示在显示装置上的电子内窥镜相关信息成为合适信息。

附图说明

图 1 是示出具有本发明的实施例 1 的电子内窥镜装置的整体结构的框图。

图 2 是前端部的正面图。

图 3 是示出旋转滤光器的结构或滤光器特性等的图。

图 4 是示出本实施例中的动作内容的流程图。

图 5A 是示出通常观察模式时的监视器的显示画面的图。

图 5B 是示出荧光观察模式时的监视器的显示画面的图。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施例进行说明。

（实施例 1）

参照图 1 至图 5 对本发明的实施例 1 进行说明。

本实施例的目的是提供一种在安装有种类不同的 2 个固体摄像元件的电子内窥镜中，即使在切换了要驱动的固体摄像元件的情况下，也能对应于在切换前后实际驱动的固体摄像元件来合适显示电子内窥镜相关信息的电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置。

如图 1 所示，具有本发明的实施例 1 的电子内窥镜装置 1 具有：电子内窥镜 2，其插入在体腔内，观察和处置患部等的被摄体；光源装置 3，其把通常观察用的 RGB 光和特殊观察用的特殊光提供给该电子内窥镜 2；作为电子内窥镜用信号处理装置的处理器 4，其对由电子内窥镜 2 所拍摄的内窥镜影像信号进行信号处理，生成影像信号；监视器 5，其通过被输入从该处理器 4 所输出的影像信号，来显示与该影像信号对应的内窥镜图像；以及作为影像信号记录装置的例如 VTR（Video Tape Recorder，磁带录像机）40，其以动态图像形式记录影像信号。

另外，在构成显示单元的监视器 5 上，在进行了观察模式的选择（或切换）操作的情况下，显示有与实际切换的固体摄像元件相关联的信息，以及由实际选择使用的固体摄像元件所拍摄的内窥镜图像。

电子内窥镜 2 具有：插入在患者体腔内的插入部 6，以及设置在该

插入部 6 的后端的操作部 7，从该操作部 7 延伸出通用连接缆 8。在该插入部 6 内插通有传送照明光的导光路 9，其后端的导光路连接器 10a 与光源装置 3 自由拆装地连接。

该导光路 9 传送来自光源装置 3 的照明光（在特殊光观察模式中的荧光观察时为激励光），从安装在插入部 6 的前端部 11 的照明窗上的导光路前端面 9a、9b（参照图 2）向外部射出照明光，对患部等的被摄体进行照明（在荧光观察时照射激励光）。

如图 2 所示，与照明窗邻接地设有 2 个观察窗（摄像窗），在该 2 个观察窗上分别安装有物镜系统 12A、12B。然后，如图 1 所示，在物镜系统 12A、12B 的各成像位置分别配置有作为固体摄像元件的第一和第二电荷耦合元件（简称为 CCD）13A、13B。

另外，第二 CCD 13B 是在 CCD 元件内部具有放大功能的高感光度 CCD，仅在特殊光观察模式中的荧光观察模式时使用。相比之下，第一 CCD 13A 在可见区域内进行观察的通常观察模式（可见观察模式）时和特殊光观察模式中的（除了荧光观察模式以外的）红外光观察模式和窄带光观察模式时使用。

另外，作为物镜系统 12A、12B，形成有变焦光学系统，其借助未作图示的驱动单元使物镜系统 12A、12B 的一部分透镜朝光轴方向移动，从而可变更变焦倍率。电子内窥镜 2 根据其种类，有物镜系统 12A、12B 是变焦光学系统的电子内窥镜、以及物镜系统 12A、12B 不是变焦光学系统的电子内窥镜。

如上所述，第二 CCD 13B 在 CCD 13B 前设有激励光截止滤光器 14，用于在荧光观察模式时，截止激励光来进行荧光观察。

一端与该两个 CCD 13A、13B 连接的信号线 15a、15b 插通在插入部 6、操作部 7 以及通用连接缆 8 内，其另一端到达通用连接缆 8 的端部的信号连接器 10b。然后，该信号连接器 10b 与处理器 4 的信号连接器支座 4a 自由拆装地连接。该信号连接器支座 4a 构成与电子内窥镜 2 自由拆装地连接的内窥镜连接部。

并且，在信号连接器 10b 内设有可联动切换的切换开关 16a、16b。

然后，通过经由切换开关 16a、16b 切换与两个 CCD 13A、13B 连接的信号线 15a、15b，可根据观察模式选择实际拍摄使用的一个 CCD。

另外，在本实施例中，在电子内窥镜 2 内设有切换两个 CCD 13A、13B 的切换单元，然而可以不设置切换单元，而在处理器 4 侧切换要驱动的 CCD。

并且，在插入部 6 内设有通道 17，该通道 17 在操作部 7 的前端附近的处置工具插通口 18 作有开口，医生可从该处置工具插通口 18 插入处置工具 19。该通道 17 在前端部 11 的前端面中作有开口，作为前端开口 17a。然后，医生使插通在通道 17 内的处置工具 19 的前端侧从前端开口 17a 突出，可进行提取患部组织、或者使用处置工具切除病变部等的处置。

并且，在插入部 6 内设有未作图示的送气送水管路，该送气送水管路的前端的喷嘴 20，例如如图 2 所示，与物镜系统 12B 及其延长端的物镜系统 12A 对置。然后，医生通过进行送气或送水操作，可进行附着在物镜系统 12B 和物镜系统 12A 的外表面上的妨碍观察视场的附着物的去除等。

并且，在该电子内窥镜 2 的例如操作部 7 内设有由多个操作开关构成的镜体开关部 21，在该镜体开关部 21 内设有切换或选择观察模式的观察模式选择开关 21a 等。

并且，如后所述，观察模式选择开关 21a 等的观察模式选择操作单元具有选择观察模式的观察模式选择信号的功能，并且还作为对应于观察模式来选择（切换）实际使用的 CCD 的 CCD 选择信号执行功能。

并且，在该电子内窥镜 2 的例如信号连接器 10b 内设有存储有该电子内窥镜 2 的固有信息的镜体信息存储部 22。

该镜体信息存储部 22 由以下构成，即：作为存储单元的存储器 22a，其存储有镜体信息；以及 CPU 22b，其进行把信息存储在该存储器 22a 内、或者读出所存储的信息等的处理。

另外，在该存储器 22a 内存储有多个（例如 38 个）白平衡设定值数据，数据的具体数据结构例如是“光源装置序列号”+“滤色器类别数据”

+ “白平衡设定值”的形式，这种结构的数据被存储在存储器 22a 内。

并且，在存储器 22a 内，除了上述白平衡设定值数据以外，如下所述，还存储有与固体摄像元件相关联的数据等。

- 1) 内窥镜机型名
- 2) 内窥镜序列号
- 3) 内窥镜对应的观察光的种类数据
- 4) 设置在内窥镜内的固体摄像元件的数量和种类数据
- 5) 设置在内窥镜内的各固体摄像元件的像素数数据
- 6) 表示内窥镜有无对应于光学放大观察的数据

7) 内窥镜的处置工具通道信息（通道的内径、固体摄像元件针对摄像视场范围的方向位置、可应用的处置工具的识别色信息）

- 8) 内窥镜的前端部外径数据
- 9) 内窥镜的插入部外径数据

10) 表示在内窥镜对应于光学放大观察的情况下，在最大放大时观察 1mm 的尺寸的物体时，在画面上几 mm 处能看见的比例数据（各固体摄像元件）。

另一方面，光源装置 3 具有产生包含可见光的照明光的灯具 23。

从该灯具 23 射出的照明光经过配置在其光路中的光圈 24，入射到带切换滤光器 25。透射了带切换滤光器 25 的光入射到旋转滤光器 27。透射了旋转滤光器 27 的光由聚光透镜进行会聚，入射到导光路 9 的入射端。

旋转滤光器 27 与使该旋转滤光器 27 围绕照明光的光轴旋转的马达 26 一起，借助例如柱塞（plunger）31 朝与照明光的光路垂直的方向（图 1 的符号 A 表示的箭头方向）移动。例如，马达 26 安装在柱塞 31 的臂的端部上，通过使臂的突出量可变，来使旋转滤光器 27 和马达 26 朝与照明光的光路垂直的方向（图 1 的符号 A 的箭头方向）移动。

另外，带切换滤光器 25 自由转动地安装在马达 32 的旋转轴上，该马达 32 由滤光器/光圈驱动电路 33 驱动。并且，该滤光器/光圈驱动电路 33 驱动光圈 24，并还驱动柱塞 31。该滤光器/光圈驱动电路 33 由设置在光源装置 3 内的光源控制电路 34 控制。

该光源控制电路 34 具有：作为控制单元的 CPU 35，以及存储有光源装置 3 的固有信息等的存储器 36。

在该存储器 36 内存储有下述数据。

- 1) 光源装置的序列号
- 2) 安装在光源装置上的特殊光滤光器的识别信息
- 3) 光源装置的使用状况数据（光源装置的使用次数、使用时间、灯具的总亮灯时间、RGB 滤光器/各特殊光滤光器的总使用次数/时间）。

上述 CPU 35 经由设置在光源装置 3 内的连接器 37，借助通信用的信号线与设置在处理器 4 内的连接器 38 连接。然后，CPU 35 可与设置在处理器 4 的内部的作为控制单元的 CPU 41 进行双向通信。

如后所述，CPU 41 通过由用户进行的观察模式选择开关 21a 等的操作来进行了观察模式的切换（或选择）等的操作时，与具有光源装置 3 内的照明光射出控制单元的功能的 CPU 35 进行通信。然后，CPU 41 进行控制而实现经由 CPU 35 把与观察模式对应的照明光提供给（射出到）电子内窥镜 2 的导光路 9。

并且，在光源装置 3 内设有前面板 42。在该前面板 42 内设有多个操作开关 43 和 LED（图 1 中简记为 L）44，该多个操作开关 43 进行在观察中使用的照明光（也称为观察光）的切换或选择操作等，该 LED 44 通过亮灯/灭灯向用户告知在该光源装置 3 的情况下是否是可选择的观察光。

操作开关 43 和 LED 44 经由信号线与 CPU 35 连接。另外，在设置于光源装置 3 的前面板 42 内的多个操作开关 43 内也设置有切换观察模式的模式切换开关，在操作了该模式切换开关的情况下，进行观察模式的切换。

下面参照图 3，对设置在光源装置 3 内的旋转滤光器 27 和带切换滤光器 25 的结构和特性进行说明。图 3 是针对在电子内窥镜 2 中使用的滤光器的结构和各滤光器的特性的说明图。

如图 3（A）所示，旋转滤光器 27 在同心圆状的内周侧配置有通常观察用的 RGB 滤光器 28，在同心圆状的外周侧配置有荧光观察用滤光器

29。然后，根据观察模式选择任一滤光器，插入在照明光的光路上。

配置在内周侧的通常观察用的 RGB 滤光器 28 由 R 滤光器 28a、G 滤光器 28b 以及 B 滤光器 28c 构成，这些滤光器如图 3 (B) 所示，具有覆盖可见波长区域的透射特性。

即，R 滤光器 28a 被设定成透射 600nm—700nm 的红波长带，G 滤光器 28b 被设定成透射 500nm—600nm 的绿波长带，B 滤光器 28c 被设定成透射 400nm—500nm 的蓝波长带。

并且，由于 RGB 滤光器 28 也用于红外光观察，因而 R 滤光器 28a 和 G 滤光器 28b 被设定成透射 790nm—820nm 的波长带，B 滤光器 28c 被设定成透射 900nm—980nm 的波长带。

配置在外周侧的荧光观察用的荧光观察用滤光器 29 由 G2 滤光器 29a、E 滤光器 29b 以及 R2 滤光器 29c 构成，各滤光器具有图 3 (C) 所示的透射特性。

即，G2 滤光器 29a 被设定成透射 540nm—560nm 的波长带，E 滤光器 29b 被设定成透射 400nm—470nm 的波长带，R2 滤光器 29c 被设定成透射 600nm—660nm 的波长带。另外，G2 滤光器 29a 和 R2 滤光器 29c 的透射特性被设定为低级别，通过将在这些窄带照明光下所拍摄的绿色和红色信号（以下分别表示为 G2 信号、R2 信号）与荧光信号进行合成，可进行彩色显示以供荧光观察用。

并且，如图 3 (E) 所示，带切换滤光器 25 在同心圆上配置有通常/荧光观察用滤光器 25a、窄带光观察用滤光器 25b 以及红外光观察用滤光器 25c，根据观察模式选择任一滤光器，插入在照明光的光路上。

如图 3 (F) 所示，通常/荧光观察用滤光器 25a 被设定成透射 400nm—660nm 附近的波长带，红外光观察用滤光器 25c 被设定成透射 780nm—950nm 附近的波长带。并且，窄带光观察用滤光器 25b 由具有 3 个峰值的滤光器构成，如图 3 (G) 所示，被设定成透射 400nm—430nm 附近、530nm—550nm 附近、600nm—630nm 附近的 3 个离散波长带。

在具有本实施例的电子内窥镜装置 1 中，通过限制照射光的波长带，可在通常观察以及与特殊光观察对应的窄带光观察、红外光观察和荧光

观察的3种的计4种观察模式下观察被摄体。更具体地说，在通常观察的情况下，在R、G、B的可见光区域的面顺序光下进行拍摄，针对所拍摄的信号生成通常的内窥镜图像。

相比之下，在窄带光观察、红外光观察和荧光观察的情况下，进行在照明或摄像中使用的波长带限制等来生成与各方对应的图像。并且，在本实施例中，特别是在荧光观察的情况下的荧光强度与其他观察时相比非常弱，因而切换到在上述的CCD元件内部具有信号放大功能的高感光度的CCD 13B来使用。

这些观察模式是由用户操作观察模式选择开关 21a 等的选择操作单元来设定的。当操作了观察模式选择开关 21a 时，向构成处理器 4 内的控制单元的CPU 41 输出指示信号。

CPU 41 把观察模式选择开关 21a 的指示信号（更具体地说是模式选择信号）发送到光源装置 3 的CPU 35。然后，CPU 35 经由滤光器/光圈驱动电路 33 控制柱塞 31 或马达 32 的旋转量（旋转角），根据所指示的观察模式，把配置在灯具 23 的照明光路中的滤光器切换到 RGB 滤光器 28 或荧光观察用滤光器 29 等，选择控制带切换滤光器 25。

具体地说，在设定为通常观察模式、窄带光观察模式以及红外光观察模式的情况下，配置在旋转滤光器 27 的内周侧的 RGB 滤光器 28 被插入在照明光的光路上。在设定了荧光观察模式的情况下，配置在旋转滤光器 27 的外周侧的荧光观察用滤光器 29 被插入在照明光的光路上。

并且，在设定为通常观察模式和荧光观察模式的情况下，通常/荧光观察用滤光器 25a 被插入在照明光的光路上。在设定为窄带光观察模式的情况下，窄带光观察用滤光器 25b 被插入在照明光的光路上。在设定为红外光观察模式的情况下，红外光观察用滤光器 25c 被插入在照明光的光路上。

即，在通常观察模式中，从灯具 23 射出的照明光透射具有图 3 (F) 所示的特性的通常/荧光观察用滤光器 25a 和具有图 3 (B) 所示的特性的 RGB 滤光器 28，从而仅红、绿、蓝的波长带的光被滤出，从光源装置 3 向导光路 9 顺次射出。

并且,在窄带光观察模式中,从灯具 23 射出的照明光透射具有图 3 (G) 所示的特性的窄带光观察用滤光器 25b 和具有图 3 (B) 所示的特性的 RGB 滤光器 28,从而仅 600nm—630nm、530nm—560nm、400nm—430nm 的波长带的光被滤出,从光源装置 3 向导光路 9 顺次射出。

并且,在红外光观察模式中,从灯具 23 射出的照明光透射具有图 3 (F) 所示的特性的红外光观察用滤光器 25c 和具有图 3 (B) 所示的特性的 RGB 滤光器 28,从而仅 790nm—820nm、790nm—820nm、900nm—980nm 的波长带的光被滤出,从光源装置 3 向导光路 9 顺次射出。

并且,在荧光观察模式中,从灯具 23 射出的照明光透射具有图 3 (F) 所示的特性的通常/荧光观察用滤光器 25a 和具有图 3 (C) 所示的特性的荧光观察用滤光器 29,从而仅 540nm—560nm、390nm—450nm、600nm—620nm 的波长带的光被滤出,从光源装置 3 向导光路 9 顺次射出。这里,390nm—450nm 的波长带的光作用于从生物体组织自激励荧光的激励光。

入射到导光路 9 的照明光如图 3 所示,从导光路 9 的前端面 9a、9b 射出,照射到被检查对象部位等的被摄体上。在通常观察模式中,R、G、B 的面顺序的照明光被照射到被摄体上,在荧光观察模式中,G2、E、R2 的面顺序的照明光被照射到被摄体上(E 的照明光用作激励光)。

在荧光观察模式中,使用 CCD 13B,在该 CCD 13B 和物镜系统 12B 之间的光路上配置有激励光截止滤光器 14,该激励光截止滤光器 14 遮断来自被摄体的反射光中的 390nm—450nm 的激励光并抽出荧光。

激励光截止滤光器 14 如图 3 (D) 所示,被设定成透射 470nm 以上的波长带,并被设定成与 E 滤光器 29b 的透射特性不重叠。

照射面顺序的照明光,从被摄体产生散射光、反射光或者荧光。这些光透射激励光截止滤光器 14,由物镜系统 12B 成像在 CCD 13B 的光电转换面上,在 CCD 13B 中进行光电转换。

在本实施例中,与通过了旋转滤光器 27 各自的滤光器的照射光对应的图像信号从 CCD 13A 或 13B 以时间序列形式向处理器 4 顺次输出。

另外,以时间序列形式输出的图像信号(摄像信号)在通常观察模

式中是 R、B、G 的色信号，在荧光观察模式中是在 G2 的照明光下所拍摄的 G2 信号、在 E 的激励光下所拍摄的荧光信号、在 R2 信号的照明光下所拍摄的信号。并且，在窄带光观察模式和红外光观察模式中是与各自的照明光的顺序对应的信号。

下面参照图 1 对处理器 4 的内部结构进行说明。在处理器 4 内设有驱动 CCD 13A 和 13B 的 CCD 驱动电路 45。CPU 41 控制 CCD 驱动电路 45，以使与观察模式的选择（切换）对应的 CCD 被驱动。即，CPU 41 具有选择控制要驱动的 CCD 的 CCD 驱动控制功能 41a。

更具体地说，由于 CCD 13A 和 13B 是种类不同的 CCD，并且像素数不同，因而当由用户选择了观察模式时，CPU 41 控制 CCD 驱动电路 45，以便输出驱动与该观察对应的 CCD 的 CCD 驱动信号。并且，CPU 41 还对应于观察模式的选择来控制切换开关 16a、16b 的切换。

并且，在处理器 4 内设有放大率控制电路 46，在选择荧光观察模式来实际进行荧光摄像的期间中，从 CCD 驱动电路 45 向 CCD 13B 输出 CCD 驱动信号，同时放大率控制电路 46 输出放大率控制信号。

CPU 41 在实际进行荧光摄像的期间（使用上述 E 滤光器 29b 照射激励光来进行荧光摄像的期间）中，向该放大率控制电路 46 发送控制信号，并输出例如设定成与预先设定的荧光观察对应的标准放大率的放大率控制信号。

该放大率控制信号与 CCD 驱动信号叠加来施加给 CCD 13B，在 CCD 13B 的元件内部进行了光电转换的信号由放大率控制信号放大，从 CCD 13B 输出所放大的信号。

另外，用户通过从例如键盘 47 把设定成任意放大率的指示信号发送到 CPU 41，可变更放大率。并且，通过将使分配给镜体开关部 21 的多个操作开关的放大率增大或减小的操作开关的指示信号发送到 CPU 41，也能变更放大率。在该情况下，CPU 41 也仍根据这些指示信号，把对应的控制信号发送到放大率控制电路 46，设定成所指示的放大率。

上述 CCD 13A 或 CCD 13B 通过被施加 CCD 驱动信号，来输出进行了光电转换的摄像信号。该摄像信号被输入到处理器 4 内的影像信号预

处理电路 51，由该影像信号预处理电路 51 进行 CDS 处理等。

该影像信号预处理电路 51 的输出信号被输入到将模拟信号转换成数字信号的 A/D 转换电路 52。转换成数字信号的影像信号被输入到实施白平衡处理的白平衡电路（图 1 中简记为 W/B 平衡）53。该白平衡电路 53 的输出信号被输入到进行例如结构强调和色彩强调等的图像处理的图像处理电路 54。

该图像处理电路 54 的输出信号被输入到影像信号输出电路 55，该影像信号输出电路 55 将该输出信号和与由显示控制器 56 所生成的各种图像对应的影像信号进行合成来输出。该影像信号输出电路 55 的输出信号被输入到 D/A 转换电路 57，被转换到模拟影像信号来输出到监视器 5。

并且，A/D 转换电路 52 的输出信号被输入到测定图像上的明亮度的测光电路 58，由该测光电路 58 进行测光，用于进行照明光量的自动控制。作为测光模式，具有：检测图像的明亮度峰值的峰值测光、检测平均明亮度的平均测光、以及检测中央附近的明亮度的自动测光。

该测光电路 58 或者被输入该测光信号的 CPU 41 将所测光的信号与要设定的（明亮度的）基准值相比较，生成调光信号，以减小它们的差。然后，该调光信号经过连接器 38、37 被发送到光源装置 3 内的 CPU 35，该 CPU 35 经由滤光器/光圈驱动电路 33 调整光圈 24 的开口量，自动调光成与基准值相当的合适的明亮度。

并且，在处理器 4 内设有存储各种信息的存储器 61，CPU 41 参照存储在该存储器 61 内的显示信息 61a 等，进行显示在监视器 5 上的显示信息的切换控制。即，CPU 41 具有显示信息切换控制 41b 的功能。另外，后面对显示在监视器 5 上的显示信息的切换进行描述。

并且，在处理器 4 内设有存储各种信息的存储器 61，CPU 41 参照存储在该存储器 61 内的信息来进行控制，以便通过 LED 64 的亮灯/灭灯显示告知是否是能执行分配给设置在处理器 4 的前面的前面板（操作面板）62 的多个操作开关 63 的功能的状态。

操作开关 63 和 LED 64 经由信号线与 CPU 41 连接。CPU 41 对应于操作开关 63 的操作来进行图像处理电路 54 的动作控制。

该 CPU 41 除了图像处理电路 54 以外,还控制白平衡电路 53 和显示控制器 56 等。

在这种结构的本实施例中的处理器 4 内具有 CPU 41, 该 CPU 41 将与该处理器 4 自由拆装地连接的电子内窥镜 2 的种类等相关信息从设置在该电子内窥镜 2 内的存储器 22a 中读出, 该 CPU 41 把所读出的信息临时存储在存储器 61 内。并且, 在电子内窥镜 2 内置有多个 CCD 的情况下, CPU 41 具有切换判定部的功能, 该切换判定部根据由用户进行的观察模式选择, 进行是否切换要驱动的 CCD 的判定。

并且, 具有以下特征, 即: 在切换要驱动的 CCD 的情况下, CPU 41 根据该切换进行显示信息的切换控制, 以使显示在监视器 5 上的显示信息与 CCD 对应。另外, 在电源投入的初始状态下, CPU 41 或 CPU 35 设定为把通常观察模式的照明光提供给内窥镜(电子内窥镜或光纤镜体)的状态, 并且处理器 4 的信号处理系统也处于与通常观察模式对应的状态。

下面, 参照图 4 对显示与这样构成的本实施例的电子内窥镜装置 1 中的所连接的电子内窥镜 2 相关联的信息的作用进行说明。

如图 1 所示, 在电子内窥镜与光源装置 3 和处理器 4 连接的状态下, 当投入了光源装置 3 和处理器 4 的电源时, 光源装置 3 和处理器 4 处于动作状态。

于是, 光源装置 3 的 CPU 35 和处理器 4 的 CPU 41 读入例如存储在内部的 ROM 等内的程序, 如步骤 S1 所示进行初始设定处理。

在该初始设定处理中, 例如 CPU 41 为了判定与处理器 4 连接的电子内窥镜 2 的类别等, 读出设置在与处理器 4 连接的电子内窥镜 2 的内部的存储器 22a 内所存储的信息, 来进行内窥镜信息的读出处理。

然后, 如步骤 S2 所示, CPU 41 根据从存储器 22a 中读出的信息, 判定为该电子内窥镜 2 是具有 2 个 CCD 13A、13B 的电子内窥镜, 进行设定为通常观察模式的状态的控制。

因此, CPU 41 在驱动 CCD 13A 的状态下控制切换开关 16a、16b, 并与光源装置 3 的 CPU 35 进行通信, 在 CPU 35 的控制下, 光源装置 3 的照明光处于把通常观察模式的照明光提供给电子内窥镜 2 的状态。

并且，在下一步骤 S3 中，CPU 41 进行把与电子内窥镜 2 相关联的信息显示在监视器 5 上的显示信息控制或显示信息切换控制，所述与电子内窥镜 2 相关联的信息更具体地说为，在与由该电子内窥镜 2 实际驱动的 CCD 13A 对应的状态下的与电子内窥镜 2 相关联的信息。

在该情况下，进行以下信息的控制处理，即：与处理器 4 连接的该电子内窥镜 2 的处置工具通道 17 的内径信息、和在其动作状态下的 CCD 13A（具体地说是通常观察模式时的 CCD 13A）的情况下的处置工具出现在摄像范围（视场范围）内的处置工具方向信息等的处置工具信息；以及把成像在 CCD 13A 上的物镜系统 12A 的当前缩放比例等显示在监视器 5 上的显示信息。

图 5A 示出该情况的监视器 5 上的显示例。如图 5A 所示，在监视器 5 的显示面上的大致中央附近（稍靠右上部侧）具有显示由 CCD 13A 所拍摄的内窥镜图像的内窥镜图像显示区域 5a，在该区域的左侧具有显示患者信息等的患者信息等显示区域 5b。

在该患者信息等显示区域 5b 的一部分区域中设有将内窥镜图像显示区域 5a 的尺寸减小的处置工具信息显示区域 5c。然后，在 CPU 41 的控制下，在该处置工具信息显示区域 5c 中显示有处置工具信息，该处置工具信息由该电子内窥镜 2 的处置工具通道 17 的内径（图 5A 中的表示是 3.7mm 的 3.7）信息 A 和处置工具出现在摄像范围内的处置工具方向信息 B 构成。

并且，在 CPU 41 的控制下，在该内窥镜图像显示区域 5a 的下侧显示有缩放比例 71，该缩放比例 71 表示由当前驱动的 CCD 13A 使用物镜系统 12A 所拍摄且显示在内窥镜图像显示区域 5a 内的内窥镜图像中的大致比例。

该缩放比例 71 由表示在最大放大时观察例如 1mm 的大小的物体时在画面上几 mm 处能看到的远点侧比例 71a 和近点侧比例 71b 构成，两比例 71a、71b 根据存储在存储器 22a 内的光学放大观察信息，在 CPU 41 的控制下显示。

现进一步说明，缩放比例 71 表示在最大放大时的规定长度在画面上

实际显示时为何种程度的长度，在本实施例中由最大放大时的深度（对焦范围）的近点侧比例 71a（范围最前侧）和远点侧比例 71b（最后侧）的 2 个比例构成。这样在内窥镜图像显示区域 5a 的下侧显示有能评价（测定）图像中的长度的比例，因而用户通过参照该比例，可掌握患部等的图像部分的尺寸，容易进行诊断。

上述处置工具信息显示区域 5c 的图像和缩放比例 71 的显示用图像在 CPU 41 的控制下，由显示控制器 56 生成。所生成的显示用图像的影像信号在影像信号输出电路 55 中与由 CCD 13A 所拍摄的内窥镜图像的影像信号混合（合成），所合成的图像如图 5A 所示显示在监视器 5 上。这样在监视器 5 的显示面上显示有与实际连接在处理器 4 上的电子内窥镜 2 相关联的信息，更具体地说与实际使用的 CCD 13A 对应的（与电子内窥镜 2 相关联的）信息。

之后，在下一步骤 S4 中，CPU 41 进行是否有向特殊光观察模式中的荧光观察模式的切换指示，换句话说向第二 CCD 13B 的切换指示的判定。然后，CPU 41 持续该显示状态直到有该切换指示。其中，当进行了缩放变更的指示操作时，进行与该缩放变更对应的缩放比例 71 的显示。

医生在通常观察模式中观察患部等、进而在荧光观察模式中想要观察病变部分的情况下，进行使用例如观察模式选择开关 21a 来选择荧光观察模式的操作。

当进行了向荧光观察模式的切换指示操作时，如步骤 S5 所示，CPU 41 等进行切换处理，以便进行与荧光观察模式对应的照明等。具体地说，CPU 41 把进行向荧光观察模式的切换的指示信号发送到光源装置 3 的 CPU 35。

然后，光源装置 3 处于把与荧光观察模式对应的照明光提供给电子内窥镜 2 的状态。并且，CPU 41 进行控制而实现对切换开关 16a、16b 进行切换，而且使从 CCD 驱动电路 45 所输出的 CCD 驱动信号成为驱动 CCD 13B 的信号，同时 CPU 41 控制放大率控制电路 46。

然后，在进行荧光摄像的期间（即，照射通过了图 3（A）的 E 滤光器 29b 的激励光来进行荧光摄像的期间）中，来自放大率控制电路 46 的

放大率控制信号与 CCD 驱动信号叠加来施加给 CCD 13B。由此,进行了荧光摄像的荧光摄像信号的信号电平接近使用其他反射光进行拍摄得到的信号电平。

并且, CPU 41 与要驱动的 CCD 从 CCD 13A 向 CCD 13B 的切换联动,进行把与所切换并实际驱动的 CCD 13B 对应的电子内窥镜 2 相关信息显示在监视器 5 上的显示控制处理(以切换前和后的关系来说,进行所显示的信息的切换控制)。

具体地说, CPU 41 进行把在该 CCD 13B 的情况下的处置工具出现在摄像范围内的处置工具方向信息等的处置工具信息和在使用该 CCD 13B 的情况下的当前缩放比例等显示在监视器 5 上的显示处理。

如图 5B 所示,在该荧光观察模式时,变更为与实际摄像使用的 CCD 13B 的情况对应的电子内窥镜 2 相关联信息的显示内容。

即,对应于图 5A 的情况下的从 CCD 13A 向 CCD 13B 的切换来切换显示内容。具体地说,处置工具信息以及物镜系统 12B 和 CCD 13B 的当前缩放比例 71 等显示在监视器 5 上。

在该情况下,电子内窥镜 2 的处置工具通道 17 的内径信息 A 与图 5A 相同,然而处置工具出现在摄像范围内的处置工具方向信息 B 在与图 5A 不同的状态下,成为与 CCD 13B 对应的显示。即,在图 5A 中,处置工具方向信息 B 是处置工具从右侧的上侧朝向中央的方向,而在图 5B 中,处置工具方向信息 B 是处置工具从右侧的下侧朝向中央的方向。

并且,显示在内窥镜图像的正下方的缩放比例 71 变更为在当前摄像使用的 CCD 13B 上成像的物镜系统 12B 的值。在图 5B 的例中,显示为比物镜系统 12A 的情况小的缩放比例 71。

在步骤 S5 后的步骤 S6 中, CPU 41 处于等待向通常观察模式(CCD 13A)的切换的状态。然后,当进行了向通常观察模式的切换操作时,回到步骤 S2。

根据本实施例,在安装有 2 个 CCD 13A、13B 的电子内窥镜 2 的情况下,即使在从一个向另一个切换 CCD 来使用的情况下,也能根据该切换合适显示与所切换的 CCD 对应的电子内窥镜 2 相关联信息。

因此，容易进行使用处置工具的处置，并在对患部等进行放大观察等的情况下，也容易掌握其大小，容易进行诊断。即，在医生进行内窥镜检查或者使用处置工具的处置等的情况下，可在使用便利性良好的状态下进行。即，可确保良好的操作性。

另外，在上述说明中，在电子内窥镜 2 与处理器 4 连接的情况下，处理器 4 读出存储在电子内窥镜 2 中内置的存储器 22a 内的该电子内窥镜 2 相关信息，利用该信息并显示在监视器 5 上。

在该情况下，在存储器 22a 内存储有电子内窥镜 2 的固有识别信息，可以把与该识别信息对应的该电子内窥镜 2 相关信息存储在处理器 4 侧。

另外，在上述说明中，对例如 CCD 13B 是在 CCD 元件内部具有信号放大功能的 CCD 的情况作了说明，然而也能应用于像素数等与 CCD 13A 不同的 CCD 的情况。并且，作为 CCD 13A，可以在 CCD 13B 那样的 CCD 元件内部具有信号放大功能。

另外，在上述说明中，对根据观察模式的选择来选择（切换）要驱动的 1 个 CCD 的情况作了说明，然而当考虑能使用公共的驱动信号来驱动多个 CCD 的情况时，可以使用公共的驱动信号来始终驱动多个 CCD。然后，可以采用根据观察模式的选择来选择多个 CCD 的输出信号中的 1 个的结构。

在使用公共的驱动信号来驱动多个 CCD 的情况下，可以采用产生驱动像素数大的 CCD 的驱动信号的 CCD 驱动电路。

根据本发明，在切换固体摄像元件的前和后，可使输出到显示单元的上述电子内窥镜相关信息与要切换的固体摄像元件对应，从而提高操作性。

产业上的可利用性

根据观察模式的选择操作等来从 2 个 CCD 中选择并使用对应的 CCD，并显示与所使用的 CCD 对应的电子内窥镜相关联信息，从而可在使用便利性更加良好的状态下进行内窥镜检查和使用处置工具的处置等。

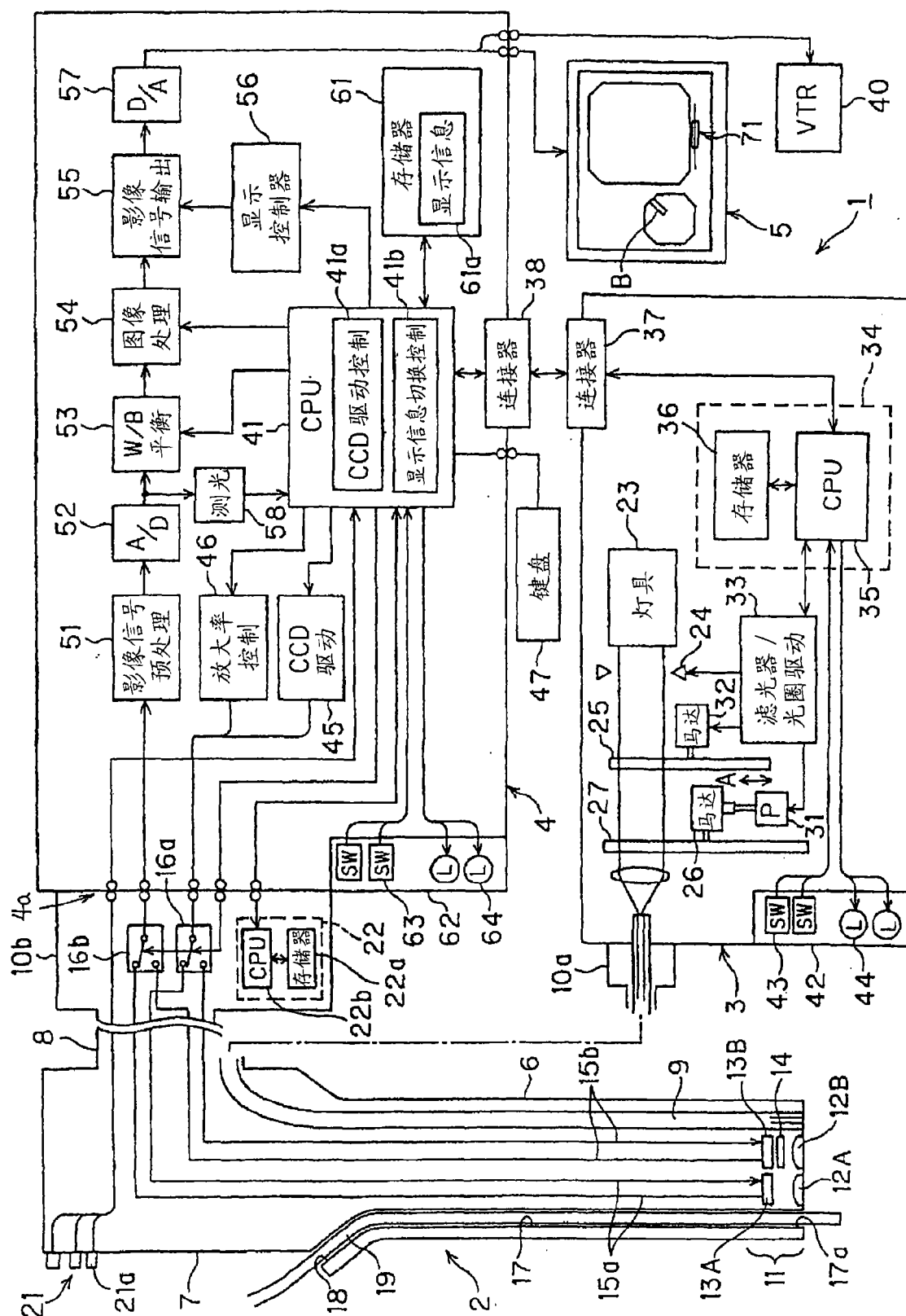


图 1

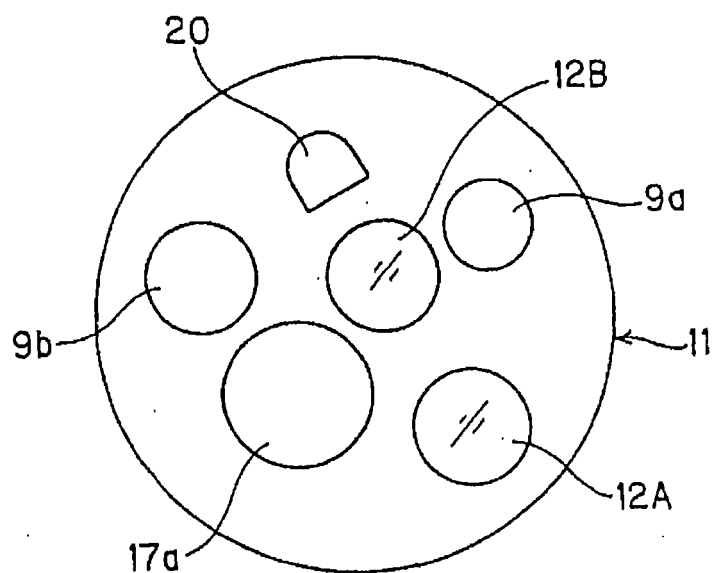


图 2

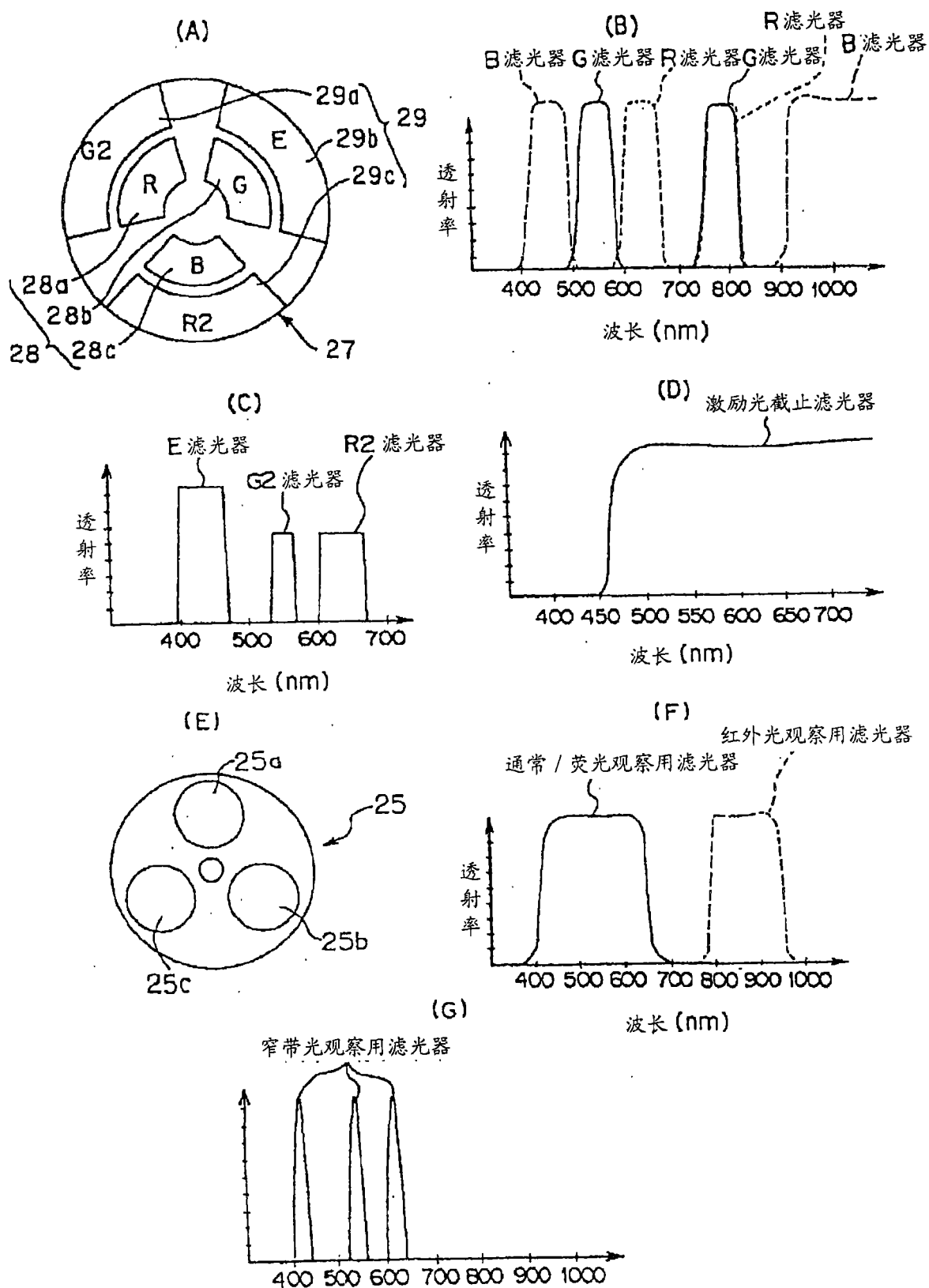


图 3

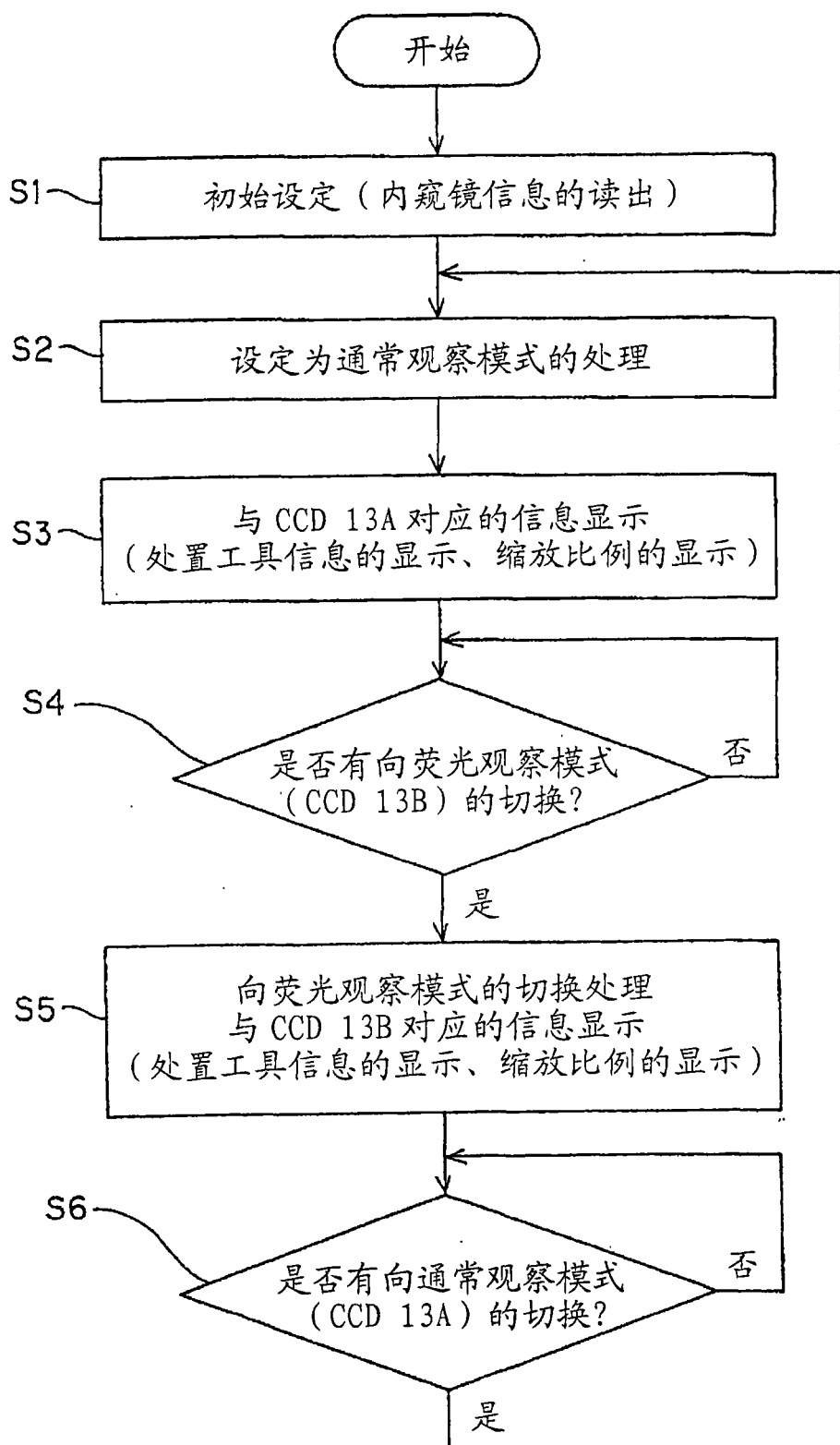


图 4

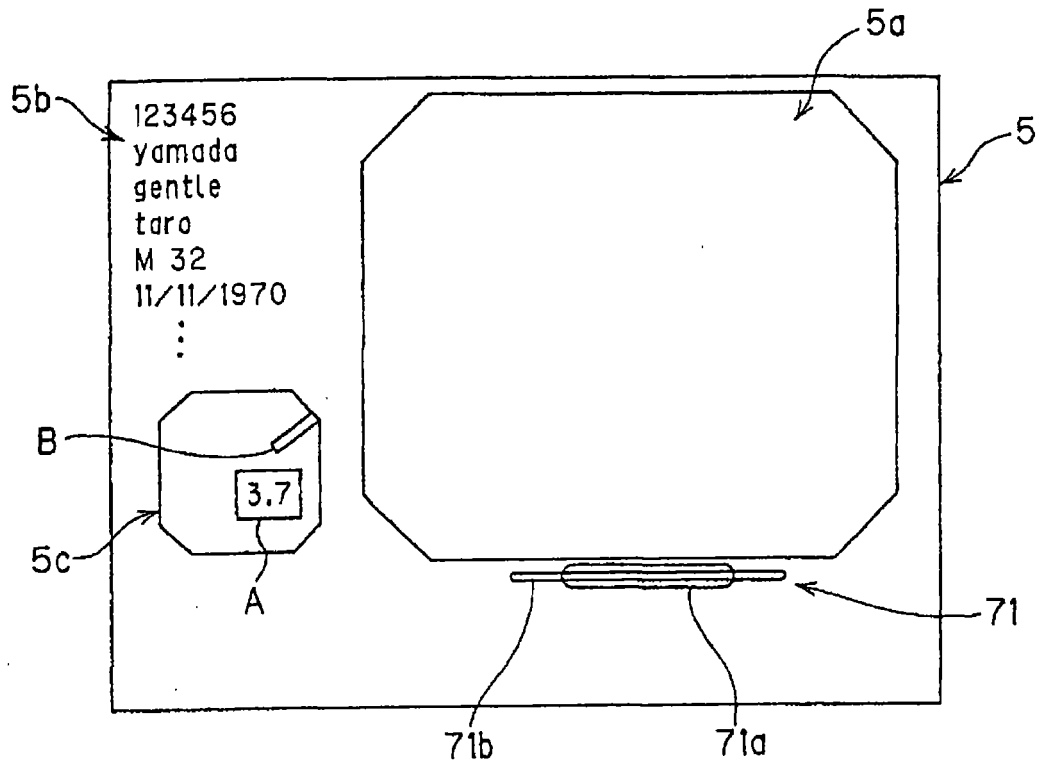


图 5A

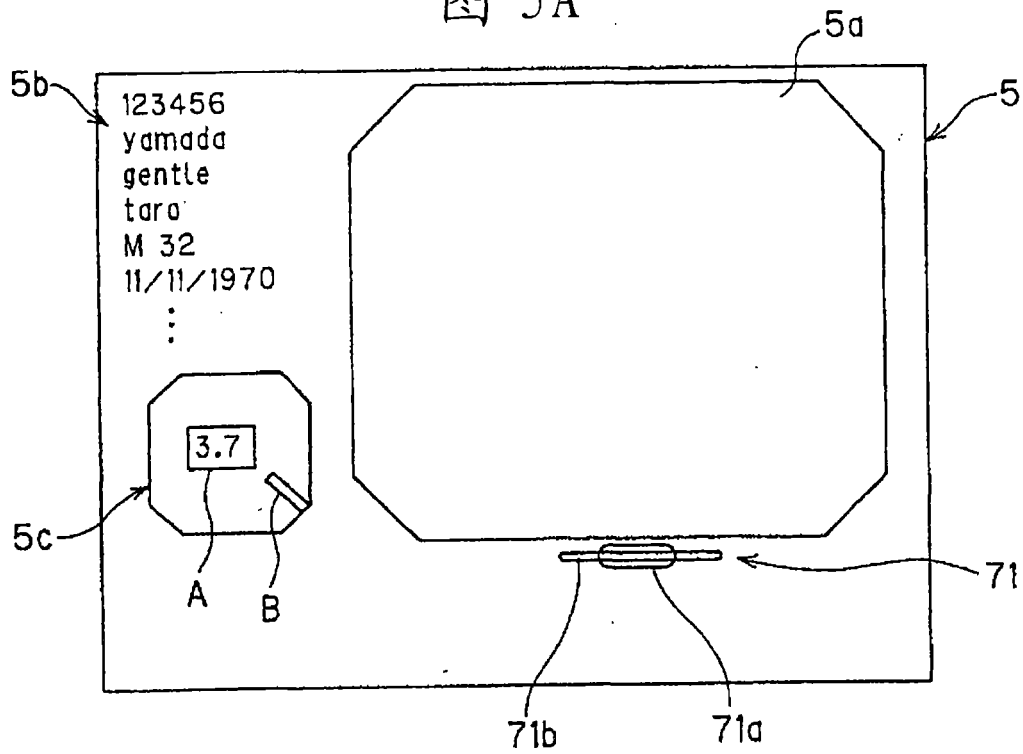


图 5B

专利名称(译)	电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101141913A	公开(公告)日	2008-03-12
申请号	CN200680008863.7	申请日	2006-02-21
[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	竹村尚		
发明人	竹村尚		
IPC分类号	A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	H04N7/183 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638		
优先权	2005095716 2005-03-29 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供电子内窥镜用信号处理装置和电子内窥镜装置。设有多个固体摄像元件的电子内窥镜与电子内窥镜用信号处理装置的内窥镜连接部连接。电子内窥镜用信号处理装置具有：选择操作部，其用于进行产生选择信号的操作，该选择信号用于对设置在与内窥镜连接部连接的电子内窥镜内的多个固体摄像元件中的至少一方的输出信号进行选择；信号处理电路，其根据选择信号，对所选择的1个固体摄像元件的输出信号进行信号处理，生成影像信号；以及信息切换控制部，其对应于选择了输出信号的1个固体摄像元件，对显示在显示装置上的电子内窥镜相关信息进行切换。

