



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410049564.0

[43] 公开日 2005 年 2 月 2 日

[11] 公开号 CN 1572229A

[22] 申请日 2004.6.18

[21] 申请号 200410049564.0

[30] 优先权

[32] 2003. 6. 18 [33] JP [31] 174001/2003

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[72] 发明人 道口信行 高桥义典 今泉克一

小泽刚志 竹端荣 平尾勇实

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

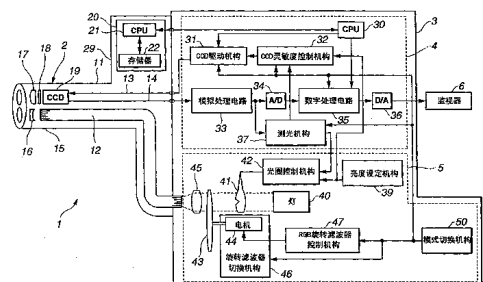
代理人 黄剑锋

权利要求书 4 页 说明书 46 页 附图 18 页

[54] 发明名称 内窥镜装置

[57] 摘要

一种内窥镜装置，具备配有通过积蓄电荷来拍摄被摄物像的固体摄像元件的内窥镜。配备存储机构，存储多个关于该固体摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的信息；和驱动机构，根据存储在该存储部中的关于积蓄时间的信息，控制固体摄像元件的积蓄时间。



ISSN 1008-4274

1、一种内窥镜装置，具备配有通过积蓄电荷来拍摄被摄物的固体摄像元件的内窥镜，其特征在于，具备：

存储机构，存储多个关于所述固体摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的信息；和

驱动机构，根据存储在所述存储机构中的关于积蓄时间的信息，进行所述固体摄像元件的积蓄时间的控制。

2、一种内窥镜，配有通过积蓄电荷来拍摄被摄物的固体摄像元件，其特征在于，具备：

存储机构，存储多个关于所述固体摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的信息，以提供给进行所述固体摄像元件的积蓄时间的控制的驱动机构。

3、一种内窥镜装置，具备配有拍摄被摄物像的摄像元件和设置了旋转不对称的表面形状的光学部件的光学系统的内窥镜，其特征在于，具备：

存储机构，存储用于复原所述光学部件引起的光学性能的变化复原数据；和

信号处理机构，根据存储在所述存储机构中的复原数据，进行来自所述摄像元件的输出信号的复原的信号处理。

4、一种内窥镜装置，具备配有拍摄被摄物像的摄像元件和设置了具有旋转不对称的表面形状的光学部件的光学系统的内窥镜，其特征在于，具备：

存储机构，存储关于所述摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的多个信息、和复原所述光学部件引起的光学性能的变化用的复原信息；

驱动机构，根据存储在所述存储机构中的关于积蓄时间的信息，进行所述摄像元件的积蓄时间的控制；和

信号处理机构，根据存储在所述存储机构中的复原信息，进行对来自所述摄像元件的输出信号复原的信号处理。

5、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

关于所述积蓄时间的信息，是根据由所述固体摄像元件拍摄的光的每个波长范围而被确定的。

6、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

具有基于可视区域的波长范围的通常光的第1拍摄模式、和基于波长范围与所述通常光不同的特殊光的第2拍摄模式，并且根据所述第1拍摄模式和所述第2拍摄模式每一个确定关于所述积蓄时间的信息。

7、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述固体摄像元件是具有下述功能的固体摄像元件，通过放大提供脉冲状信号而生成的电荷，在该固体摄像元件内可改变灵敏度。

8、根据权利要求7所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述固体摄像元件具有电荷放大部，通过所提供的所述脉冲状信号来产生碰撞离化，放大通过所述脉冲状信号的振幅或脉冲数的控制所生成的电荷，使灵敏度可变。

9、根据权利要求8所述的内窥镜装置，其特征在于：

在内置于所述固体摄像元件中的水平传输路径与输出放大器之间、或每个像素中设置所述电荷放大部。

10、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

还具有照明所述被摄物的光源装置。

11、根据权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述光源装置是可切换进行通常光观察的通常光与进行特殊光观察的多个特殊光来照明所述被摄物的光源装置。

12、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述特殊光观察是基于荧光的荧光观察。

13、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述多个特殊光是荧光用的蓝色激励光与反射光用的绿区域和红区域的窄频带光。

- 14、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述特殊光观察是基于窄频带光的窄频带观察。
- 15、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述多个特殊光是蓝、绿、红区域中至少一波长的窄频带光。
- 16、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述特殊光观察是基于红外光的红外观察。
- 17、根据权利要求11所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述多个特殊光包含近红外光。
- 18、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述多个积蓄时间是针对特殊光观察时的多个波长的积蓄时间。
- 19、根据权利要求18所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述特殊光观察是基于荧光的荧光观察。
- 20、根据权利要求19所述的内窥镜装置，其特征在于：
在所述荧光观察时，荧光与反射光下所述积蓄时间不同。
- 21、根据权利要求20所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述荧光的所述积蓄时间比所述反射光的所述积蓄时间长。
- 22、根据权利要求18所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述特殊光观察是基于窄频带光的窄频带观察。
- 23、根据权利要求22所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述窄频带观察中的相对蓝色区域的窄频带光的所述积蓄时间比在绿色或红色的窄频带光情况下的长。
- 24、根据权利要求18所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述特殊光观察是基于红外光的红外观察。
- 25、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述多个积蓄时间是相对于通常光模式时的红、绿、蓝的积蓄时间。
- 26、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：
所述多个积蓄时间是相对于通常光模式时的红、绿、蓝与特殊光观察

时的多个波长的积蓄时间。

27、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

具有可改变脉冲状信号来控制所述固体摄像元件的电荷放大率的灵敏度控制机构。

28、根据权利要求27所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述灵敏度控制机构具有自动增益控制电路，控制所提供的脉冲的振幅，从而增减所述固体摄像元件的电荷放大率，以便所述特殊光观察时的所述固体摄像元件的输出信号变为预定的值。

29、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述驱动机构通过向所述固体摄像元件施加电子快门信号，进行设定成应设定的所述积蓄时间的控制，所述电子快门信号用于舍弃在比所述应设定的所述积蓄时间长的曝光时间中被积蓄在所述固体摄像元件中的电荷。

30、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

作为权利要求1的内窥镜装置，所述存储机构被设置在所述内窥镜中。

31、根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于：

具有用于在所述固体摄像元件中光学成像的光学系统的旋转不对称表面形状的光学部件；

存储对应于所述光学部件的光学特性的补偿信息的补偿信息存储机构；和

根据所述补偿信息存储机构来补偿所述固体摄像元件的输出信号的补偿机构。

内窥镜装置

技术领域

本发明涉及一种由通过积蓄电荷来拍摄被摄物像的摄像元件而得到图像的内窥镜装置。

背景技术

一般，进行内窥镜检查的内窥镜装置由具有固体摄像元件的电子内窥镜等内窥镜、处理器、光源装置和监视器构成。

这种现有的内窥镜装置将内窥镜的插入部插入体腔内，经由内置于内窥镜中的光导管传输来自光源装置的照射光，照射到被摄物上。之后，由装载在内窥镜前端的物镜将来自被摄物的反射光在固体摄像元件上光学成像，由固体摄像元件光电转换该光学像。将该光电转换得到的输出信号输入作为信号处理装置的处理器，由该处理器进行信号处理。将该信号处理后的视频信号显示于监视器中。

近年来，有时向生物体组织的观察对象部位照射激励光，由固体摄像元件拍摄由该激励光从生物体组织产生的自荧光或由向生物体内注入的药剂产生的荧光，来作为 2 维图像。另外，随着在使用根据该荧光图像来诊断癌（ガン）等疾患状态(疾患的种类或浸润范围等)的技术，开发了进行该荧光观察用的荧光观察装置。

就自荧光而言，若向生物体组织照射激励光，则由该激励光在长波长侧产生荧光。作为生物体中的荧光物质，例如有 NADH(烟酸腺腺嘌呤ジュクレオチド)、FMN(黄素单核苷酸)、骨胶原等。最近，随着产生这种荧光的生物体内因性物质与疾患的相互关系变得明确，通过观察这些荧光可诊断癌等。

另外，就药剂的荧光而言，作为注入生物体内的荧光物质，使用 HpD(血卟啉)、Photofrin、ALA(δ -amino levulinic acid)等。这些药剂具有向癌等的特

异聚集性，通过预先向生物体内注入这些物质并观察荧光，可诊断病变部位。还有向单克隆抗体附加荧光物质，通过抗原抗体反应来使荧光物质聚集在病变部位的方法。

作为荧光观察装置，有日本专利特开 2001-29313 号公报，其中，以取得荧光单色图像为目的，可变控制装载在内窥镜前端的 CCD 的灵敏度（感光度），使荧光图像的画面平均恒定、即监视器的亮度平均恒定。

根据这种现有的荧光观察装置，若向支气管或消化道的粘膜照射激励光，则得到自荧光，但自荧光强度相对通常的照明光照射时得到的反射光而言非常弱，同时，存在自荧光与反射光的强度比在支气管、上消化道(食道、胃)及下消化道(大肠)等各部位大不相同的情况。

这里，在可变控制 CCD 的灵敏度以使图像的画面平均（画面平均）恒定的荧光观察装置中，若考虑取得荧光与反射光，则自荧光强度相对反射光而言非常微弱。

另外，由于强度比在不同部位各不相同，所以若设定 CCD 的灵敏度以使荧光图像的画面平均变为预定值，则荧光强度相对反射光强度而言非常微弱，所以反射光会饱和，难以得到荧光图像与反射光图像的适当的合成图像。另外，若设定 CCD 的灵敏度以使反射光图像的画面平均变为预定值，则反射光强度相对荧光强度而言非常大，所以荧光图像过暗，此时，难以得到适当的合成图像。

为了以更适当的亮度与画质来取得荧光图像与反射光图像，期望不使荧光图像与反射光图像各自饱和地取得不过暗的适当亮度的图像。

发明内容

本发明的目的在于提供一种即使在拍摄条件不同的情况下也能分别简单地取得适当亮度的图像的内窥镜装置。

另外，本发明的另一目的在于提供一种内窥镜装置，即使在通过强度大不相同的多个特定波长区域的光来进行拍摄的情况下，也可分别取得适当亮度的图像，并使它们的合成图像成为更好的图像。

另外，本发明的再一目的在于提供一种可复原由光学系统引起的光学性能的变化了的内窥镜装置。

本发明是一种具备配有通过积蓄电荷来拍摄被摄物的固体摄像元件的内窥镜的内窥镜装置，其特征在于：具备

存储机构，存储多个关于所述固体摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的信息；和

驱动机构，根据存储在所述存储机构中的关于积蓄时间的信息，进行所述固体摄像元件的积蓄时间的控制。

效果

根据本发明，可对应于内窥镜的种类，适当根据最佳的信息来进行观察，在特殊光模式时，当拍摄强度大不相同的荧光与反射光、多个反射光时，通过设为每个波长下不同的积蓄时间，可使各波长的图像的亮度变为大致相等水平的强度。

因此，根据本发明，各图像可以适当的亮度拍摄，即得到良好的画质，作为这些合成图像的特殊光图像。

另外，在本发明中，根据存储在存储机构中的复原数据来复原来自所述摄像元件的输出信号，从而可在维持已有的被写界深度的同时，减小物镜光学系统的 F 值，所以即使是来自相同强度的被摄物，也可增大至固体摄像元件的入射强度，尤其是可在微弱光拍摄时得到高 S/N 的画质。

附图说明

图 1 到图 11B 涉及本发明的实施方式 1，图 1 是表示本发明实施方式 1 的内窥镜装置的示意结构框图。

图 2 是根据本发明实施方式 1 的电荷耦合元件型固体摄像元件的框图。

图 3A、图 3B 和图 3C 分别是表示灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 、水平传输脉冲 Φ_{S1} 、和 Φ_{S2} 的时间图。

图 4 是表示关于 CCD 灵敏度的 CMD 施加电压与 CMD 放大率的关系的说明图。

图 5A 至图 5F 是说明特殊光模式时的 CCD 的驱动动作的时间图。
图 6A 至图 6F 是说明通常光模式时的 CCD 的驱动动作的时间图。
图 7 是表示 CCD 灵敏度特性(监视器输出信号)的曲线。
图 8 是表示 CCD 灵敏度特性(S/N)的曲线。
图 9 是表示 RGB 旋转滤波器的结构的俯视图。
图 10 是表示荧光观察下的光源装置的分光特性的曲线。
图 11A 是表示荧光观察下的荧光和反射光的分光特性的曲线。
图 11B 是表示实施方式 1 下的示意动作的流程图。
图 12 是表示本发明实施方式 2 的内窥镜装置的示意结构的框图。
图 13 是表示本发明实施方式 3 的内窥镜装置的示意结构的框图。
图 14 到图 18 涉及本发明的实施方式 4, 图 14 是表示本发明实施方式 4 的内窥镜装置的示意结构的框图。

图 15A 至图 15E 是说明 CCD 的驱动动作的时间图。

图 16 是表示 RGB 旋转滤波器的结构的俯视图。

图 17 是表示窄频带光观察下的光源装置的分光特性的曲线。

图 18 是表示窄频带光观察下的反射光的分光特性的曲线。

图 19 是表示本发明实施方式 5 的内窥镜装置的示意结构的框图。

图 20 是表示本发明实施方式 6 的内窥镜装置的示意结构的框图。

具体实施方式

下面, 参照附图来说明本发明的各实施方式。

实施方式 1

参照图 1 至图 11B 来说明本发明的实施方式 1。

结构

首先, 说明本实施方式的结构。

如图 1 所示, 实施方式 1 的内窥镜装置 1 由电子内窥镜(下面简称为内窥镜)2、处理器 3 和监视器 6 构成。

所述内窥镜 2 可自由拆装地连接于处理器 3 上。另外, 处理器 3 内置

信号处理装置 4 和光源装置 5。也可与处理器独立地设置光源装置。

监视器 6 连接于处理器 3 上，显示由该处理器 3 进行图像处理后的视频信号。

内窥镜 2 具有插入患者体腔内的细长的插入部 11。

这里，插入部 11 在用于消化管、用于支气管、用于头颈部(咽喉部)或用于膀胱的情况下，由软性部件构成，在用于腹腔、胸腔或子宫的情况下，由硬性部件构成。

另外，该内窥镜 2 将如后所述具备可在元件内部改变放大率的功能的电荷耦合元件(简称为 CCD)19 内置于插入部 11 的前端部 15 中，作为固体摄像元件。

在插入部 11 的内部，配置传输照明光的光导管 12、连接于 CCD19 的传输 CCD 驱动信号的 CCD 驱动信号线 13、和传输由 CCD19 进行光电变换后的 CCD 输出信号的 CCD 输出信号线 14。

在插入部 11 的前端部 15 上固定有光导管 (light guide) 12 的前端，在与该前端面相对的照明窗中配置照明透镜 16。

该光导管 12 将光源装置 15 的照明光传输到光导管 12 的前端面。另外，通过经照明透镜 16 从该前端面射出的照明光来照明体腔内的患部等被摄物。

在邻接于前端部 15 中的照明窗的观察窗(拍摄窗)中配置物镜 17、激励光截止滤波器 18 和 CCD19。

物镜 17 在配置在其成像位置上的作为图像传感器的 CCD19 的拍摄面(感光面)上，光学成像被摄物。

激励光截止滤波器 18 配置在 CCD19 的前面，仅透过特定波段的光、即荧光。在本实施方式中，该激励光截止滤波器 18 具有从生物体组织产生的自身荧光(大致 500nm 以上的波长)透过、激励光不透过分光特性。

即，在本实施方式中，来自被摄物的反射光和自身荧光经物镜 17 和激励光截止滤波器 18 成像在 CCD19 的感光面上。

另外，图1中，通过在向插入部11的长度方向的前方侧射出照明光的同时，以将该前方侧设为观察(拍摄)的视野方向的直视类型状地配置照明和拍摄的光学系统、即照明透镜16、物镜17、CCD19等的结构来表示，但也可以斜视类型或侧视类型状配置光学系统。

另外，CCD19经驱动信号线13连接于处理器3内的信号处理装置4的CCD驱动机构31上。CCD19通过CCD驱动机构31生成的驱动信号来进行电子快门(電子シャッタ)控制、信号电荷的积蓄、灵敏度控制和读出。

通过物镜17和激励光截止滤波器18成像在CCD19的感光面上的被摄物像在由CCD19的各像素进行光电变换后，被传送，从输出放大器(出力アンプ)输出。来自该CCD19的输出信号经CCD输出信号线14提供给处理器3内的信号处理装置4的模拟处理电路33。

另外，内窥镜2在其基端侧的例如连接器29的内部内置存储装置20。另外，也可以在连接器29以外的例如操作部等中设置存储装置20。该存储装置20由CPU21和存储器22构成。

存储器22例如使用非易失性EEPROM、或快闪存储器等可电改写的半导体存储器来形成，可电写入和读出数据。

CPU21在进行对存储器22的数据读出和写入控制的同时，控制与处理器3侧的数据交换(通信)。

在存储器22中存储通常光模式时的R、G、B的3波长积蓄时间(电子快门速度)、和特殊光模式(荧光观察)时的Ex1(荧光)、Ex2(绿反射光)、Ex3(红反射光)等3波长的积蓄时间(电子快门速度)。

另外，存储器22中也可存储电荷清除时间或R、G、B或Ex1、Ex2、Ex3等3波长的积蓄时间比来代替积蓄时间。

就存储器22而言，在荧光波长与反射光等2波长下，将荧光波长的积蓄时间设定得比反射光的2波长的积蓄时间长。

将存储在存储器22中的通常光模式的R、G、B的3波长的积蓄时间

设定成比装载非 CCD19 等灵敏度可变 CCD 的一般 CCD 的内窥镜短的时间。

作为存储在存储器 22 中的特殊光模式的 3 波长的积蓄时间,按照多个内窥镜的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部、用于膀胱等)来分别设定最佳的积蓄时间。这是因为每个部位得到的荧光强度与反射光强度不同,在不同部位相对 3 波长设定积蓄时间,使荧光强度与反射光强度变为同等程度的强度。

存储器 22 中,除存储所述积蓄时间的数据外,还存储关联内窥镜的其它数据等。

作为此时的存储数据,例如有内窥镜机型(种类)名称、内窥镜编号、白平衡设定值{通常光用、特殊光用(荧光观察)}、将内窥镜连接于处理器上接通电源的次数、内窥镜的钳子通道的信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

在本实施例中,信号处理装置 4 具有 CPU30、CCD 驱动机构 31、CCD 灵敏度控制机构 32、模拟处理电路 33、模/数变换器(下面称为 A/D 变换器)34、数字处理电路 35、数/模变换器(下面称为 D/A 变换器)36 和测光机构 37。

光源装置 5 具备灯 40、光圈 41、光圈控制机构 42、RGB 旋转滤波器 43、电机 44、聚光透镜 45、旋转滤波器切换机构 46、RGB 旋转滤波器控制机构 47 和模式切换机构 50。

若用户将内窥镜 2 连接到处理器 3 上,则 CPU30 经 CPU21 来读出存储在存储器 22 中的各种数据,并进行控制。此时,将存储在存储器 22 中的各种数据经 CPU21 输出到 CPU30,CPU30 从存储器 22 读出各种数据。

另外,CPU30 将从存储器 22 取得的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)时的 3 波长的积蓄时间数据输出到 CCD 驱动机构 31。

并且,CPU30 将内窥镜机型名称、编号、或白平衡设定值(通常光用、特殊光用)等输出到数字处理电路 35。

下面，详细说明 CCD19。

在本实施例中，作为 CCD19，例如使用 U.S.PAT.No.5,337,340 号“Charge Multiplying Detector (CMD) suitable for small pixel CCD image sensors”中记载的使用碰撞离化（衝突電離）现象的灵敏度可变的 CCD。

在 CCD19 中，在 CCD 内的水平传输路径与输出放大器之间、或每个像素中设置电荷放大部，通过从处理器 3 向该电荷放大部施加高电场的脉冲，信号电荷从强电场获得能量，冲击价电子带的电子，并通过碰撞离化来重新生成信号电荷(2 次电子)。

例如，在利用雪崩效应的情况下，在施加 1 脉冲下，2 次电子的生成连锁反应式地产生，但在利用碰撞离化的情况下，在施加较低电压的 1 脉冲下，仅生成 1 组电子-空穴对。

在该 CCD19 中，当在输出放大器前级设置电荷放大部的情况下，通过控制施加脉冲的电压值(振幅)，可任意放大信号电荷数。

另一方面，在每个像素中设置电荷放大部的情况下，通过控制施加的脉冲的电压值(振幅)或脉冲数，可任意放大信号电荷数。

另外，在本实施方式的情况下，作为 CCD19，如图 2 所示，使用将电荷放大部装载在水平传输路径与输出放大器之间的 FFT(Full Frame Transfer)型的单色 CCD。

CCD19 具有图像区域 60、OB(Optical Black)部 61、水平传输路径 62、伪部件 63、电荷放大部 64、输出放大器 65。另外，电荷放大部 64 由与水平传输路径 62 的单元数量大致相同的单元数量或约 2 倍单元数量构成。

通过图 5B 所示的垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ ，在每 1 个水平线将在图像区域 60 的各像素生成的信号电荷传输给水平传输路径 62。

传输给水平传输路径 62 的信号电荷通过图 3B 和图 3C(以及图 5D)所示的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 传输给伪部件 63 和电荷放大部 64。另外，通过向由多个单元构成的电荷放大部 64 的各单元施加图 3A 或图 5C 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，边在各单元传输信号电荷，边 1 级 1 级地依次放大，

依次传输到输出放大部 65。

输出放大部 65 将来自电荷放大部 64 的信号电荷变换为电压信号，作为 CCD 输出信号输出到该 CCD19 的外部。即，经 CCD 输出信号线 14 将从输出放大部 65 输出的 CCD 输出信号输入到处理器 3。

另外，在本实施方式中，灵敏度控制脉冲 ΦCMD 与水平传输脉冲 ΦS1 、 ΦS2 的相位关系如图 3A-图 3C 所示，在水平传输脉冲 ΦS1 上升之前，灵敏度控制脉冲 ΦCMD 上升，在水平传输脉冲 ΦS1 下降之前， ΦCMD 下降。另外，在灵敏度控制脉冲 ΦCMD 下降时，水平传输脉冲 ΦS2 上升，在灵敏度控制脉冲 ΦCMD 上升时，水平传输脉冲 ΦS2 下降。

通过使从 CCD 驱动机构 31 施加到电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值(振幅)的大小变化，由电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率(灵敏度或放大率)可变。

由电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率如图 4 所示，相对电荷放大部 64 的施加电压，具有若超过某个阈值 V_{th} ，则电荷放大开始，灵敏度指数函数地增大的特性。

另外，灵敏度控制脉冲 ΦCMD 在 $0(\text{V})$ -阈值 V_{th} 时，不进行信号电荷的放大，仅由电荷放大部 64 来传输。另外，电荷放大开始的阈值或对施加电压的灵敏度放大率的陡峭率在设计上可变。

在 CCD19 中设置电子快门(電子シャッタ)功能。电子快门的动作原理与一般的 CCD 一样，例如是利用施加到溢出漏极(Over Flow Drain)上的脉冲电压值(振幅)引起的溢出特性的变化的基板排出形式。

在将施加于溢出漏极的电子快门用的脉冲 ΦOFD 输入到 CCD19(H 电平)的期间，将 CCD19 像素内的信号电荷(含噪声电荷)排出到基板，在 CCD19 的像素中不积蓄信号电荷。

另一方面，在未将电子快门脉冲 ΦOFD 输入 CCD19 的期间，在 CCD19 的像素中积蓄信号电荷。

另外，因为可设定任意值来作为 ΦOFD 的脉冲宽度或脉冲数，所以

CCD19 的信号电荷的积蓄时间可在任意时间进行控制。

图 5A-图 5F 是表示特殊光模式时的 3 波长内、1 波长大小的 CCD19 的驱动信号与输出信号的时间图。

此时，图 5A 表示特殊光模式时的 RGB 旋转滤波器 43 的动作，图 5B 表示特殊光模式时的垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ ，图 5C 表示特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，图 5D 表示特殊光模式时的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，图 5E 表示特殊光模式时的电子快门脉冲 ΦOFD ，图 5F 表示特殊光模式时的 CCD19 的输出信号。

图 6A-图 6F 表示通常光模式时的 3 波长内、1 波长大小的 CCD19 的驱动信号与输出信号的时间图。图 6A 表示通常光模式时的 RGB 旋转滤波器 43 的动作，图 6B 表示通常光模式时的垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ ，图 6C 表示通常光模式时的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，图 6D 表示通常光模式时的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，图 6E 表示通常光模式时的电子快门脉冲 ΦOFD ，图 6F 表示通常光模式时的 CCD19 的输出信号。

CCD 驱动机构 31 向 CCD19 输出垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 、灵敏度控制脉冲 ΦCMD 、水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 、电子快门脉冲 ΦOFD ，作为驱动信号。

这里，在图 5A-图 5F 和图 6A-图 6F 中，所谓 1 周期表示 3 波长内的 1 波长大小的周期，表示 RGB 旋转滤波器 43 的 1/3 旋转大小的动作。

期间 TE(特殊光模式)、TE'(通常光模式)是曝光期间。CCD19 在该曝光期间中对从被摄物入射到 CCD19 感光面上的光进行光电变换，并可作为信号电荷来积蓄。

另外，期间 TD(特殊光模式)、TD'(通常光模式)是如下期间，即在每 1 个水平线通过垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 将分别在期间 TE、TE'中积蓄在图像区域 60 中的信号电荷传输到水平传输路径 62，并通过水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 依次传输给伪部件 63、电荷放大部 64、输出放大部 65，由输出放大部 65 进行电荷电压变换后输出的期间。

在特殊光模式时，对 RGB 旋转滤波器 43 设定 1 周期中图 5A 所示的曝光期间 TE 与遮光期间 TD。

图 5E 所示的电子快门脉冲（電子シャッタパルス） ΦOFD 在图 5A 所示曝光期间 TE 的起点变为进行 CCD19 的像素的电荷清除用的高电平的脉冲期间 TC，之后，变为下降到低电平、使电荷积蓄在 CCD19 的像素中的电荷积蓄期间 TA。

在图 5A 所示的遮光期间 TD、即 CCD19 的读出期间 TD 中，CCD 驱动机构 31 输出图 5B 所示的垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 、图 5C 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 、图 5D 所示的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，由此执行 CCD19 的读出，得到图 5F 所示的 CCD19 的输出信号。

这里，CCD 驱动机构 31 对于图 5C 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，可根据从 CCD 灵敏度控制机构 32 提供的数据来改变电压值(振幅)。CCD 驱动机构 31 按与图 5D 所示的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 的相位关系(图 3A-图 3C 中更详细表示)，将图 5C 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 输出到 CCD19。

从而，在特殊光模式时，CCD 驱动机构 31 使施加于电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值(振幅)变化，控制 CCD19，以得到期望的灵敏度放大率。

在通常光模式时，RGB 旋转滤波器 43 在 1 周期中设定图 6A 所示的曝光期间 TE'与遮光期间 TD'。

图 6E 所示的电子快门脉冲 ΦOFD 在图 6A 所示曝光期间 TE'的起点变为进行 CCD19 像素的电荷清除用的高电平的脉冲期间 TC'，之后，变为下降到低电平、使电荷积蓄在 CCD19 的像素中的电荷积蓄期间 TA'。

在图 6A 所示的遮光期间 TD'、即 CCD19 的读出期间 TD'中，CCD 驱动机构 31 输出图 6B 所示的垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 、图 6D 所示的水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，由此执行 CCD19 的读出，得到图 6F 所示的 CCD19 的输出信号。

这里, CCD 驱动机构 31 在通常光模式时, 如图 6C 所示, 不输出灵敏度控制脉冲 ΦCMD 。或者, 也可输出电压值 V_{th} 以下的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 。

从而, 在通常光模式时, 在电荷放大部 64 不执行电荷放大, 灵敏度放大率为 1 倍。

另外, 在将不装载 CCD19 等灵敏度可变的 CCD 的一般内窥镜连接于处理器 3 上的情况下, CCD 驱动机构 31 执行图 6 所示的通常光模式时的动作。

图 5E 和图 6E 所示的电子快门脉冲 ΦOFD 是将各像素中积蓄的电荷排出到基板的脉冲, 从曝光期间开始直到期间时间结束(遮光期间开始), 以任意的脉冲宽度或多个脉冲数被输出。

图 5A-图 5F 和图 6A-图 6F 中所示的期间 TE 、 TE' 是由 CCD19 的图像区域 60 可积蓄被摄物像的期间, 而输出图 5E 和图 6E 所示的电子快门脉冲 ΦOFD 的期间 TC 、 TC' 不积蓄信号电荷。

另外, 若不输出图 5E 和图 6E 所示的电子快门脉冲 ΦOFD , 则 CCD19 的各像素中开始积蓄信号电荷。从积蓄开始到遮光期间开始的期间 TA (=期间 TE -期间 TC)(特殊光模式)、 TA' (=期间 TE' -期间 TC')(通常光模式)变为实质的积蓄时间。

将各波长的电子快门脉冲 ΦOFD 根据来自 CPU30 的各波长的积蓄时间的脉冲宽度或脉冲数输出到 CCD19。

例如, 若为特殊光模式时的 3 波长 Ex1 、 Ex2 、 Ex3 , 则存储在存储器 22 中的特殊光模式时的 3 波长间的积蓄时间为 $\text{TA}(\text{Ex1})=\text{TE}$ 、 $\text{TA}(\text{Ex2})=0.2*\text{TE}$ 、 $\text{TA}(\text{Ex3})=0.1*\text{TE}$ 的情况下, 经 CPU30 将这些数据提供给 CCD 驱动机构 31, 从 CCD 驱动机构 31 输出到 CCD19 的电荷清除的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度变为 $\text{OFD}(\text{Ex1})=0*\text{TE}$ 、 $\text{OFD}(\text{Ex2})=0.8*\text{TE}$ 、 $\text{OFD}(\text{Ex3})=0.9*\text{TE}$ 。

另外, 存储在存储器 22 中的通常光模式时的 3 波长间的积蓄时间例如

为 $TA'(R)=0.7*TE'$ 、 $TA'(G)=0.7*TE'$ 、 $TA'(B)=0.7*TE'$ 的情况下,经 CPU30 将这些数据提供给 CCD 驱动机构 31,根据这些数据,从 CCD 驱动机构 31 向 CCD19 输出电子快门脉冲 ΦOFD 。进行电荷清除的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度变为 $OFD(R)=OFD(G)=OFD(B)=0.3*TE'$ 。

在模拟处理电路 33 中,设置用于放大来自 CCD19 的 CCD 输出信号的预置放大器和为了降低 CCD 噪声而进行相关 2 重采样的 CDS 电路。将由模拟处理电路 33 进行 CDS 处理后的信号输出到 A/D 变换器 34,变换成数字信号。向数字处理电路 35 输出 A/D 变换器 34 的输出。

数字处理电路 35 在对从 A/D 变换器 34 输入的视频信号实施箝位处理、白平衡处理、色变换处理、电子放大处理、 γ 变换处理和图像增强处理等信号处理后,实施 3 波长的同时化处理,输出到 D/A 变换器 36。

D/A 变换器 36 将来自数字处理电路 35 的数字视频信号变换成模拟信号后输出。

将从 D/A 变换器 36 输出的模拟视频信号输出到监视器 6,显示各种图像。另外,将从 D/A 变换器 36 输出的视频信号也输出到未图示的作为外围设备的图像记录装置等。

这里,白平衡处理或色变换处理在通常光模式与特殊光模式(荧光观察)的各个观察模式下不同,数字处理电路 35 对应于来自模式切换机构 50 的模式切换信号来实现不同的处理。

在特殊光模式(荧光观察)的色变换处理下,对荧光的波长与反射光的 2 波长乘以一定的矩阵系数,构筑荧光的波长与反射光的 2 波长的合成图像。

另外,在白平衡处理中,通过经由 CPU30 将存储在存储器 22 中的设定值输入到数字处理电路 35,设定在通常光模式与特殊光模式(荧光观察)下不同的白平衡。

测光机构 37 输入来自模拟处理电路 33 的视频信号,算出通常光模式与特殊光模式(荧光观察)下的 3 波长的亮度的画面平均值。

这里,测光机构 37 对应于来自模式切换机构 50 的模式切换信号,进

行画面平均值算出法在通常光模式与特殊光模式(荧光观察)下不同的动作。

在通常光模式下,测光机构 37 根据对 R、G、B3 波长的画面平均值,算出亮度信号,输出到光源装置 5 的光圈控制机构 42。

另外,在特殊光模式(荧光观察)下,测光机构 37 算出对 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 波长的画面平均值,生成由荧光的波长与反射光的 2 波长构成的合成图像的画面平均值,输出到 CCD 灵敏度控制机构 32 和光圈控制机构 42。

CCD 灵敏度控制机构 32 在特殊光模式时控制设置在 CCD19 中的电荷放大部 64,进行 AGC(Auto Gain Control)。CCD 灵敏度控制机构 32 对应于入射到 CCD19 感光面的被摄物的强度变化,进行 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率控制,使来自 CCD19 的输出信号电平的平均变为期望值。

从测光机构 37 向 CCD 灵敏度控制机构 32 输入荧光图像与反射光的合成图像的画面平均值,比较该画面平均值与治疗者任意设定的监视器亮度值。

另外,治疗者可从设置在光源装置 5 中的亮度设定机构 39 来设定监视器画面的任意亮度的目标值。另外,也可将亮度设定机构 39 设置在信号处理装置 4 一侧。

CCD 灵敏度控制机构 32 比较所述画面平均值与亮度设定值(目标值),根据比较结果(大小关系),算出从 CCD 驱动机构 31 输出到 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值(振幅),输出到 CCD 驱动机构 31。

下面说明 CCD 灵敏度控制机构 32 的 AGC 控制法。

由下式来近似图 4 所示的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值与灵敏度放大率的关系。

$$M(V)=C \cdot \text{Exp} \{ \alpha (V-V_{th}) \} \cdots (1)$$

其中, $M(V)$ 是灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值(振幅)为 $V(v)$ 时的灵敏度放大率, V_{th} 是开始电荷放大的阈值电压, C 、 α 、 V_{th} 是在设计上可变的器件固有的常数。

在由 CCD 拍摄一定强度的被摄物的情况下,利用图像的画面平均值随着灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值的增减而呈指数函数变化,CCD 灵敏度控制机构 32 针对来自被摄物的荧光与反射光强度的变化,使灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值(振幅)的大小变化(增减),以使合成后的荧光图像的画面平均值与治疗者设定的监视器亮度同目标值一致。另外,CCD 灵敏度控制机构 32 控制 CCD 驱动机构 31,使在灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值为阈值以下的情况下,施加电压变为 0(V)。

图 7 和图 8 表示通过使输入电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值(振幅)变化来使灵敏度放大率变化时的、相对于显示于监视器 6 中的被摄物强度的信号输出和 S/N 特性。

如图所示,具有如下特性,即在微弱光区域(被摄物强度小)中,在灵敏度放大率 1 倍(未放大)下,监视器上的亮度暗,画质(S/N)低,而随着灵敏度放大率变大,监视器变亮,且变为高画质。

模式切换机构 50 是治疗者可任意选择通常光模式与特殊光模式(荧光观察)之一的观察模式的开关。

可以将模式切换机构 50 的设置部位设置在处理器 3、光源装置 5、内窥镜 2 或上述所有部件中。

将来自模式切换机构 50 的模式切换信号输出到旋转滤波器切换机构 46、RGB 旋转滤波器控制机构 47、测光机构 37、CCD 驱动机构 31、CCD 灵敏度控制机构 32、数字处理电路 35。

下面,详细说明光源装置 5。

灯 40 由氙气灯、卤素灯、LED、LD(半导体激光器)等构成,产生照明光。

聚光透镜 45 将从灯 40 经光圈 41 和 RGB 旋转滤波器 43 导入的照明光的光束聚光在光导管 12 的后端面上。

将光圈 41 和 RGB 旋转滤波器 43 插入灯 40 与聚光透镜 45 之间。RGB 旋转滤波器 43 可旋转地连接于电机 44 的旋转轴上,由 RGB 旋转滤波器控

制机构 47 以预定的速度进行旋转控制。

RGB 旋转滤波器控制机构 47 通过来自模式切换机构 50 的模式切换信号, 可将 RGB 旋转滤波器 43(旋转其的电机 44)的旋转速度控制到预定的旋转速度。RGB 旋转滤波器控制机构 47 也可使特殊光模式时的旋转速度慢于通常光模式, 从而延长曝光时间。

从测光机构 37 向光圈控制机构 42 输入画面平均值, 比较该画面平均值与治疗者任意设定的监视器亮度目标值。另外, 治疗者可通过设置在光源装置 5 中的亮度设定机构 39 来任意设定监视器画面的亮度。

光圈控制机构 42 通过根据所述比较结果(大小关系), 控制配置在灯 40 与 RGB 旋转滤波器 43 之间的光圈 41 的开闭动作, 由次控制到光导管 12 后端面的光量。

RGB 旋转滤波器 43 如图 9 所示, 构成在内周部分与外周部分具有 2 组滤波器组 48、49 的 2 重结构。

如图 1 所示, 旋转滤波器切换机构 46 选择性地将图 9 所示 RGB 旋转滤波器 43 内周侧的第 1 滤波器组 48 与外周侧的第 2 滤波器组 49 之任一在连结灯 40 与光导管 12 后端面的照明光的光轴上移动。此时, 旋转滤波器切换机构 46 移动 RGB 旋转滤波器 43 整体, 在照明光路上配置内周侧的第 1 滤波器组 48 或外周侧的第 2 滤波器组 49。

具体而言, 在通常光模式时, 旋转滤波器切换机构 46 在来自灯 40 的照明光路上配置内周侧的滤波器组 (フィルタセット) 48。另外, 使来自灯 40 的光束 P1(图 9 的实线)入射到内周侧的滤波器组 48。

在特殊光模式时, 旋转滤波器切换机构 46 在来自灯 40 的照明光路上配置外周侧的滤波器组 49(使来自灯 40 的光束 P2(图 9 中虚线)入射到外周侧的滤波器组 49)。

如图 9 所示, RGB 旋转滤波器 43 的内周部分的第 1 滤波器组 48 是通常光模式用的 R、G、B 的 3 个滤波器, 配有具有透过红(R)、绿(G)、蓝(B)波段的分光特性的滤波器 48R、48G、48B。

在外周部分的第2滤波器组49中设置具有特殊光模式(荧光观察)用分光特性的Ex1、Ex2、Ex3等3个滤波器51、52、53。

例如,在本实施方式中,Ex1的滤波器51是透过390-470nm区域的激励光用滤波器。

Ex2的滤波器52是具有在中心波长550nm附近、半值宽度为10nm左右的窄频带下且透过率为数%左右分光特性的反射光用滤波器。

Ex3的滤波器53是具有在中心波长600nm附近、半值宽度为10nm左右的窄频带下且透过率为数%左右分光特性的反射光用滤波器。

在特殊光模式下,从内窥镜2的照明透镜16照射的照明光具有例如图10所示的分光特性。

滤波器48R、48G、48B对应于CCD19的曝光期间,设置在各滤波器48R、48G、48B之间54中的遮光部对应于CCD19的遮光期间(读出期间)。这在第2滤波器组49中也一样。

特殊光观察用的第2滤波器组49的各个圆周方向的长度比通常光观察用的第1滤波器组48长。这是因为特殊光观察时比通常光观察时曝光时间变长。

另外,图9中,在内周设置通常光用滤波器48R、48G、48B,在外周设置特殊光用滤波器51、52、53,但也可倒过来配置。

在本实施方式中,存储装置20的存储器22形成存储多个CCD19积蓄电荷的积蓄时间的存储机构。

另外,CCD驱动机构31构成根据积蓄在该存储装置20的存储器22中的积蓄时间的信息、控制作为固体摄像元件的CCD19的积蓄时间的控制的驱动机构。

另外,所谓所述多个积蓄时间表示通常光模式与特殊模式各自的积蓄时间、和通常光模式与特殊模式各自的3波长各自的积蓄时间。

作用

下面说明这种实施方式1的内窥镜装置1的使用方法。

每当开始内窥镜检索时,治疗者如图 11B 的步骤 S1 所示,将内窥镜 2 连接于处理器 3 上。治疗者将多种内窥镜中、机型对应于观察部位的内窥镜 2 连接于处理器 3 上。

从而,如步骤 S2 所示,处理器 3 的 CPU30 从内窥镜 2 的存储器 22 中读出关于内窥镜 2 的各种数据。即,处理器 3 的 CPU30 经存储装置 20 内的 CPU1 读出存储在内窥镜 2 的存储装置 20 的存储器 22 中的关于内窥镜 2 的各种数据。

此时,还从存储器 22 中将对应于作为各种数据之一的内窥镜种类的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)各自的 3 波长的 CCD19 的电荷积蓄时间读出到 CPU30。

之后,如步骤 S3 所示,CPU30 将各种数据中对应于观察模式(拍摄模式)的电荷积蓄时间数据发送到 CCD 驱动机构 31。从而,如下所述,可对应于观察模式来驱动 CCD19,以变为最佳的电荷积蓄时间。

接着,治疗者如步骤 S4 所示,操作模式切换机构 50 等,进行观察模式的选择。通过该选择的指示信号,如步骤 S5 所示,光源装置 5 侧变为将对应于观察模式的滤波器组插入照明光路中的状态。另外,如步骤 S6 所示,从光源装置 5 经内窥镜 2 将对应于该观察模式的照明光照射到观察部位侧。

如步骤 S7 所示,CCD 驱动机构 31 进行对应于该观察模式的电荷积蓄时间的控制。具体而言,CCD 驱动机构 31 使用 CCD19 产生的电子快门脉冲 ΦOFD ,进行电荷积蓄时间的控制。

下面,详细说明在选择的各观察模式情况下的作用。即,依次说明在通常光模式和特殊光模式(荧光观察)情况下的作用。

治疗者将内窥镜 2 的插入部 1 插入患者体腔内(支气管、食道、胃、大肠、腹腔、胸腔、膀胱、子宫等),进行观察。

在发出进行通常光观察(通常光模式)的选择指示的情况下,旋转滤波器 43 将第 1 滤波器组 48 配置在照明光路上,将 CCD19 的灵敏度放大率设定成 1 倍(无灵敏度放大)。通过从灯 40 照射的照明光透过第 1 滤波器组 48,

从照明透镜 16 经内窥镜 2 的光导管 12 向成为被摄物的生物体组织按时序照射 R(红)、G(绿)、B(蓝)的场序照明光。

CCD 驱动机构 31 根据从 CPU30 输入的通常光模式时的 R、G、B 的积蓄时间数据,在 R、G、B 的反射光的各曝光时间向 CCD19 输出电子快门脉冲 Φ OFD,控制被电子清除的脉冲期间,进行期望的积蓄时间的控制。

CCD19 中像素的电荷积蓄时间比未装载灵敏度可变的 CCD19 的一般内窥镜短。由于自身荧光弱,所以必需增大向 CCD19 的感光面的入射光量,例如光导管 12 的条数比一般的内窥镜多,物镜 17 装载比一般的内窥镜亮的透镜。

因此,若进行通常光观察,则与一般内窥镜相比,因为至 CCD19 感光面的入射强度变大,所以对应于内窥镜的种类来设定积蓄时间,以通过缩短积蓄时间来调整信号电荷量。

测光机构 37 算出显示于监视器画面中的亮度信号,输出到光圈控制机构 42。光圈控制机构 42 比较亮度信号与治疗者设定的监视器亮度的基准值(目标值),对应于比较结果(大小)来进行光圈 41 的开闭控制。

该光圈控制机构 42 在监视器画面(亮度信号)比基准值亮的情况下,使光圈 41 沿关闭方向(至光导管 12 的后端面的照射强度变小)动作。另一方面,在监视器画面(亮度信号)比基准值暗的情况下,使光圈 41 沿打开方向(至光导管 12 的后端面的照射强度变大)动作。

这样,内窥镜装置 1 通过使至生物体组织的照射强度变化,进行基于光圈 41 的开口量控制的自动调光动作(基于光源装置 5 的光圈开闭控制的调光),将监视器 6 的亮度维持在治疗者的设定值。

将来自生物体组织的 R、G、B 的反射光依次入射到 CCD19。将来自 CCD19 的对应于 R、G、B 反射光的 CCD 输出信号输入到信号处理装置 4,由模拟处理电路 33、数字处理电路 35 实施各种信号处理,输出到监视器 6 或图像记录机构等的外围设备。从而,在监视器 6 或外围设备中进行通常光图像的显示或记录。

在监视器 6 中得到图 7 和图 8 所示的对应于灵敏度放大率为 1 倍的输出信号和 S/N 特性。

在进行荧光观察(特殊光模式)的情况下,治疗者通过设置在内窥镜 2 或处理器 3 中的构成模式切换机构 50 的模式切换开关等的操作,选择特殊光模式(荧光观察)。按照该选择指示,旋转滤波器切换机构 46 将 RGB 旋转滤波器 43 的第 2 滤波器组 49 配置在照明光路上。另外,由于至 CCD19 的入射光强度小,所以光圈控制机构 42 将光圈 41 保持在大致全开的位置上。

在内窥镜 2 接近生物体组织进行放大观察的情况下,至 CCD19 的荧光的入射强度变大,有时即使电荷放大部 64 的灵敏度放大率为 1 倍(无放大),监视器画面也饱和。此时,光圈控制机构 42 沿关闭方向控制光圈 41,由此进行调整至被摄物的照射光量的控制。

从光源装置 5 的灯 4 照射的照明光透过 RGB 旋转滤波器 43 的第 2 滤波器组 49 所产生的、作为滤波器 Ex1 的激励光的蓝色频域、滤波器 Ex2 的绿窄频带光、滤波器 Ex3 的红窄频带光分别经聚光透镜 45 入射到光导管 12 的后端面(入射端面),作为具有例如图 10 所示的分光特性(频谱和强度)的照明光,依次从装载在内窥镜 2 的前端部 15 上的照明透镜 16 照射到生物体组织上。

CCD 驱动机构 31 根据从 CPU30 输入的特殊光模式(荧光观察)时的荧光、绿反射光、红反射光各自的积蓄时间数据,在 CCD19 控制荧光波长与反射光的 2 波长的拍摄时电子快门脉冲 Φ OFD 的电荷清除脉冲宽度(期间),变为期望的积蓄时间。

因为荧光波长与反射光的 2 波长积蓄时间中荧光比反射光的 2 波长长,所以反射光的 2 波长的电子快门脉冲 Φ OFD 的脉冲宽度比荧光长。

因为自身荧光强度相对于反射光强度非常微弱,另外,荧光的波长与反射光的 2 波长强度比在每个部位都不同,所以若向正常的生物体组织照射例如图 10 所示的照射光,则在位于 CCD19 的感光面上的部位(多个内窥镜种类的一种),得到例如图 11A 所示的自身荧光的波长与反射光的 2 波长

的频谱。

这里，假设各波长的强度比例如大致为荧光：绿反射光(绿窄频带)：红反射光(红窄频带)=1：5：10。

在存储器 22 中存储特殊光模式时的各波长的积蓄时间 TA，例如荧光=TE、绿反射光为 0.2*TE、红反射光为 0.1*TE。这里，符号*是乘法符号。另外，若以这种积蓄时间拍摄，则在各波长下将荧光的波长与反射光的 2 波长设为同等程度的画面平均值。

这样，以荧光比反射光的 2 波长长的积蓄时间来进行拍摄。另外，若在其它部位荧光与反射光的强度大不相同，则 CPU30 考虑该强度比，算出荧光的波长与反射光的 2 波长的积蓄时间。在存储器 22 中存储最适于内窥镜 2 的每个种类的积蓄时间数据。

测光机构 37 算出关联监视器画面亮度的荧光与反射光的合成图像的画面平均值，将结果输出到 CCD 灵敏度控制机构 32 和光圈控制机构 42。

CCD 灵敏度控制机构 32 比较画面平均值与治疗者设定的监视器亮度的基准值(目标值)，控制从 CCD 驱动机构 31 输出到 CCD19 的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值(振幅)，以对应于比较结果(大小)来进行 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率控制。

在监视器画面比基准值亮的情况下，CCD 灵敏度控制机构 32 通过进一步减少灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值，减少灵敏度放大率。

另一方面，在监视器画面比基准值暗的情况下，CCD 灵敏度控制机构 32 通过进一步增大灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值(振幅)，增大灵敏度放大率。

通过这些动作，对于亮度变化的被摄物，使 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率变化，进行自动调光动作(基于电荷放大部 64 的灵敏度放大率控制的 AGC)，以将监视器 6 的亮度维持在治疗者的设定值(目标值)。

另外，即使灵敏度放大率由于 CCD 的温度变化而变化，也进行使 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率变化的自动调光控制，以将监视器

6 的亮度维持在治疗者的设定值(目标值)。

向物镜 17 入射通过向生物体组织照射激励光而产生的激励光自身的反射光和通过激励光从生物体组织发出的在大致 520nm 附近具有峰值的自身荧光,但激励光截止滤波器 18 截止激励光自身,仅自身荧光入射到 CCD19 的感光面。另外,对应于绿窄频带和红窄频带的照明光的反射光入射到物镜 17,并且通过激励光截止滤波器 18 后,入射到 CCD19 的感光面。

来自生物体组织的荧光、绿反射光、红反射光依次入射到 CCD19。将来自 CCD19 的各波长所对应的 CCD 输出信号输入信号处理装置 4,由模拟处理电路 33、数字处理电路 35 实施各种规定的信号处理,在监视器 6 或个人计算机等外围设备中进行荧光图像的显示或存储。

另外,数字处理电路 35 将荧光、绿反射光、红反射光的拍摄时的白平衡系数切换成与存储在存储器 22 中的通常光模式不同的特殊光模式(荧光观察)的设定值。

另外,在色变换处理中,例如对各波长的输出实施色变换,以便输出荧光作为 G 通道的色信号,输出红反射光作为 B 通道的色信号,输出绿反射光作为 R 通道的各信号。

从而,在监视器 6 中得到如图 7 和图 8 所示的任意灵敏度放大率所对应的输出信号和 S/N 特性。尤其是在微弱光区域中,通过改变对 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值(振幅),增大灵敏度放大率,由此在监视器 6 中得到相当于灵敏度放大率的 3 倍或 10 倍等的输出信号和 S/N 特性。另外,灵敏度放大率不仅是 3 倍、10 倍,也可通过控制灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值(振幅)来放大成任意值。

荧光观察中利用如下特性,即若向粘膜照射例如蓝色区域的激励光,则得到在 520nm 附近具有峰值的自身荧光,该自身荧光的强度比在病变部位比正常部位小。

另外,通过使用敏锐捕捉血液影响、即血红蛋白吸收带的绿反射光,和将红反射光用作参照光(没有血液影响的波长频域),拍摄观察对象部位而

得到的合成图像形成可敏锐检测出去除炎症(血液)影响后的有无病变的图像。

例如,通过荧光观察,将炎症或增生显示为与正常组织相同的颜色,用与正常组织不同的颜色来显示腺瘤或癌的部位。从而,与通常观察相比,肿瘤性病变的获取变得容易。

效果

根据该实施方式1,可得到如下效果。

根据本实施方式,可通过存储在存储装置20的存储器22中的关于内窥镜2的各种数据,对应于内窥镜的种类(观察部位),适当根据最佳的信息来进行观察。

另外,根据本实施方式,通过读入存储的数据并进行控制,以简单的控制来完成,在特殊光模式(例如荧光观察)时,在拍摄强度大不相同的荧光或反射光时,通过以每个波长下积蓄时间都不同的方式进行控制,可以适当的亮度来分别拍摄荧光与反射光的各图像。

另外,根据本实施方式,可得到荧光与反射光的合成图像,此时,荧光观察图像部分也可变为适当的亮度,得到适于诊断的良好画质。

实施方式2

图12是表示根据本发明实施方式2的内窥镜装置的示意结构框图,向与图1至图11B所示的实施方式1一样的结构要素附加相同符号,省略说明。

结构

在图1至图11B所示的实施方式1中,在内窥镜中装载存储根据多个内窥镜的每个种类而不同的波长间的积蓄时间数据的存储机构,但在本实施方式的内窥镜装置71中,在处理器73上装载存储积蓄时间数据的存储机构。

在处理器73的信号处理装置74中装载存储装置81。

在本实施方式中,存储装置81包含CPU82和作为存储机构的存储器

(EEPROM 等)83。

存储器 83 是存储数据的非易失性存储器。

CPU82 在执行对存储器 83 的数据读出和写入控制的同时, 执行与处理器 73 的 CPU80 的数据收发(通信)控制。

在存储器 83 中, 存储通常光模式时的 R、G、B 的 3 波长积蓄时间(电子快门速度)、和特殊光模式(荧光观察)时的 Ex1(荧光)、Ex2(绿反射光)、Ex3(红反射光)等 3 波长的积蓄时间(电子快门速度)。

另外, 存储器 83 中也可积蓄电荷清除时间或 3 波长的积蓄时间比来代替积蓄时间。

在荧光波长与反射光的 2 波长下, 将荧光的积蓄时间设定得比反射光的 2 波长还长。

设定比装载非 CCD19 这样的灵敏度可变 CCD 的一般 CCD 的内窥镜短的时间, 作为存储在存储器 83 中的通常光模式的 R、G、B 的 3 波长的积蓄时间。

存储在存储器 83 中的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)的 3 波长积蓄时间, 按照多个内窥镜的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部等)来分别设定最佳的积蓄时间, 存储相当于多个内窥镜的种类的数据。

在内窥镜 72 中装载存储装置 90。

存储装置 90 包含 CPU91 和存储器(EEPROM 等)92。存储器 92 是存储数据的非易失性存储器。

CPU91 在执行对存储器 92 的数据读出和写入控制的同时, 执行与处理器 73 的 CPU80 的数据收发(通信)控制。

另外, 在存储器 92 中, 还存储内窥镜机型(种类)名称、内窥镜编号、白平衡设定值{通常光用、特殊光用(荧光观察)}、将内窥镜连接于处理器上接通电源的次数、内窥镜的钳子通道的信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

在信号处理装置 74 上装载 CPU80。该 CPU80 分别经 CPU91 和 CPU82 读出存储在存储器 92 中的关于内窥镜的各种数据、和存储在存储器 83 中的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)的 3 波长的积蓄时间数据, 并进行控制。

CPU80 根据从存储器 92 读出的各种数据来判断连接于处理器 73 上的内窥镜的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部等), 并从存储器 83 中读出与所连接的内窥镜的种类相当的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)时的 3 波长的积蓄时间数据, 输出到 CCD 驱动机构 31。

将来自存储器 92 的内窥镜机型名、编号、或白平衡设定值(通常光用、特殊光用)输出到数字处理电路 35。

从而, 若将内窥镜 72 连接于处理器 73 上, 则由 CPU80 分别经 CPU91 读出存储在存储器 92 中的各种数据, 经 CPU82 读出存储在存储器 83 中的积蓄时间数据。

作用

下面说明这种实施方式 2 的内窥镜装置 71 的使用方法。

每当开始内窥镜检查时, 治疗者对应于部位, 从多种内窥镜中选择内窥镜 72, 将其连接于处理器 73 上。处理器 73 的 CPU80 经内窥镜 72 的存储机构 90 的 CPU91, 读出存储在存储器 92 中的关于内窥镜 72 的各种数据。

CPU80 根据从存储器 92 中读出的各种数据来判断连接于处理器 73 上的内窥镜 72 的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部等), 并从存储器 83 中读出与所连接的内窥镜 72 的种类对应的通常光模式与特殊光模式(荧光观察)时的 3 波长积蓄时间数据, 输出到 CCD 驱动机构 31。CCD 驱动机构 31 对应于来自模式切换机构 50 的模式切换信号, 驱动控制 CCD19。

效果

本实施方式具有如下效果。

根据本实施方式, 在特殊光模式(荧光观察)时, 在拍摄强度大不相同的

荧光或反射光时，通过在每个波长下积蓄时间不同，可以适当的亮度来分别拍摄荧光与反射光的各图像。另外，根据本实施方式，这些合成图像的荧光观察图像可得到适当的亮度，并且得到高画质的图像。

另外，根据本实施方式，将通常光模式与特殊光模式(荧光观察)的积蓄时间数据存储装载在处理器上的存储机构中，所以装载在内窥镜 72 上的存储机构的容量可减少这部分容量。

实施方式 3

图 13 是表示根据本发明实施方式 3 的内窥镜装置的示意结构框图，向与图 1 至图 11B 所示的实施方式 1 一样的结构要素附加相同符号，省略说明。

如图 13 所示，实施方式 3 的内窥镜装置 101 是在从图 1 至图 11B 所示的实施方式 1 中重新设置空间频率特性变换机构(光瞳调制元件 pupil modulation element)和空间频率复原机构。从而，如下所述，在使用例如镜径大的透镜来作为包含成像在 CCD19 中的物镜 17 的光学系统的情况下，也可防止被写界深度降低，得到 S/N 特性良好的图像。

即，设置通过调制来变更成像在 CCD19 上的光学系统中的光学特性的光学部件，通过对由该光学部件成像后由 CCD19 输出的输出信号电气执行基于对应于所述光学部件的复原处理的补偿处理，得到 S/N 特性更好的图像。

在内窥镜装置 101 的插入部 111 的前端部 115 中，在物镜 17 与激励光截止滤波器 18 之间，设置变换空间频率特性的空间频率特性变换机构 171。

装载在内窥镜装置 101 上的空间频率特性变换机构 171 与后述的空间频率特性复原机构 172 例如是日本专利特开 2000-5127 号公报中记载的技术。

空间频率特性变换机构 171 由光瞳调制元件构成，当设 Z 为光学系统的光轴，设 A 为系数，设 X 为与固体摄像元件的像素排列的水平方向(监视器的水平方向)平行并与所述 Z 轴正交的轴，设 Y 为与固体摄像元件的像素

排列的垂直方向(监视器的垂直方向)平行并与所述 Z 轴正交的轴时,所述光学元件具有由满足 $Z=A(X^3+Y^3)$ 的 3 维曲面表示的表面形状。这具有由旋转不对称的光学元件而产生旋转不对称的模糊(旋转不对称的像差)的特性。在本实施方式中,作为物镜 17, 尽管相对孔径较大(即 F 值小)、能得到亮的图像,但也可以采用被写界深度短的透镜。

另外,在设置空间频率特性变换机构 171 的内窥镜 102 中的存储器 122 中,存储空间频率特性复原用数据 173。

另外,也可使 CCD19 的像素排列的方向与光瞳调制元件的方向(X、Y)不一致。另外,不特别限定光瞳调制元件(瞳变调素子)的形状。

数字处理电路 135 在实施方式 1 的数字处理电路 35 中重新设置了空间频率特性复原机构 172。

空间频率特性变换机构 171 具有由旋转不对称的光学元件来产生旋转不对称的模糊(旋转不对称的像差)的特性,空间频率特性复原机构 172 是通过电气信号处理来补偿该模糊用的机构。空间频率特性复原机构 172 例如进行空间滤波处理等,在空间滤波处理中周围像素的加权滤波系数是由不对称的数值构成的。

另外,滤波系数是由空间频率特性变换机构 171 产生的旋转不对称像差,是由模糊的程度决定的值。另外,在模糊小的情况下,滤波系数(筛选系数)也可以是对称的数值。

空间频率特性复原机构 172 仅在存储器 122 中存储空间频率特性复原用数据 173 的情况下才执行运算处理。

存储装置 120 由 CPU121 和非易失性存储器 122 构成。

存储器 122 使用非易失性 EEPROM 等来存储用于复原空间频率特性的滤波系数等的空间频率特性复原用数据 173。

CPU121 在执行对存储器 122 的数据读出和写入控制的同时,控制与处理器 3 的数据收发(通信)。

CPU130 经 CPU121 读出存储在存储器 122 中的空间频率特性复原用数

据 173，并输出到数字处理电路 135。

另外，在本实施方式中，空间频率特性变换机构 171 构成拍摄被摄物像的固体摄像元件与具有旋转不对称表面形状的光学部件。

存储器装置 120 的存储器 122 构成存储用于复原所述光学部件引起的光学性能变化的复原数据的存储机构。

作用

下面说明这种实施方式 3 的内窥镜装置 101 的使用方法。

每当开始内窥镜检查时，治疗者从多种内窥镜中选择对应于部位的内窥镜 102，将其连接于处理器 103 上。处理器 103 的 CPU130 经内窥镜 102 的存储装置 120 的 CPU121，读出存储在存储器 122 中的关于内窥镜 102 的各种数据。还从存储器 122 中将对应于作为各种数据之一的多个内窥镜种类的空间频率特性复原用数据(滤波系数)读出到 CPU130，输出到数字处理电路 135。

在通常光观察时，R、G、B 的反射光从生物体组织经物镜 17、空间频率特性变换机构 171、激励光截止滤波器 18 依次入射到 CCD19，在荧光观察时，绿反射光、红反射光从生物体组织经物镜 17、空间频率特性变换机构 171、激励光截止滤波器 18 依次入射到 CCD19，将对应于各波长的 CCD 输出信号输出到信号处理装置 104。

在装载有空间频率特性变换机构 171 的情况下，与没有空间频率特性变换机构 171 的情况相比，输出到信号处理装置 104 的图像信号模糊。

信号处理装置 104 的数字处理电路 135 的空间频率特性复原机构 172 使用经 CPU130 输入的存储器 122 的空间频率特性复原用数据，针对全部像素，向各像素的周围像素乘以空间频率特性复原用的滤波系数，进行空间滤波处理。从而，由空间频率特性变换机构 171 复原模糊的图像。另外，还实施其它预定的信号处理，对监视器 6 或个人计算机等外围设备执行通常光图像的显示或存储。

效果

本实施方式具有如下效果。

根据本实施方式,除得到与实施方式1一样的效果外,通过装载空间频率特性变换机构171,在维持以前的被写界深度的同时,还可减小物镜光学系统的F值(可采用亮的透镜)。

因此,根据本实施方式,即使来自相同强度的被摄物,也可增大至CCD的入射强度,尤其是在微弱光拍摄时,可取得具有高的S/N特性的画质。

在实施方式1-3中,也可将针对通常光模式与特殊光模式(荧光观察)的积蓄时间存储在处理器中装载的存储机构中,将空间频率特性复原数据173存储在窥视镜上装载的存储机构中。

在实施方式1-3中,作为图像传感器,设为在元件自身中配备灵敏度可变的功能的CCD19,但也可装载一般的CCD、背面入射型CCD、CMOS图像传感器等。另外,也可装载由雪崩光电二极管构成像素或构成水平寄存器的APD(Avalanche Photodiode Device)型图像传感器等。

也可对每个像素装载电荷放大部。此时,电荷放大可通过从处理器向CCD的电荷放大部施加灵敏度控制脉冲来进行,灵敏度放大率可通过灵敏度控制脉冲的电压值(振幅)或脉冲数的控制来实现。

在实施方式1-3中,示例在窥视镜前端装载一个作为固体摄像元件的CCD,但也可在窥视镜前端装载两个CCD,并将第1CCD用于通常光模式,将第2CCD用于特殊光模式。

此时,在窥视镜内部或连接窥视镜与处理器的电缆的内部设置由继电器等构成的CCD驱动信号或读出信号的CCD切换机构,对应于来自模式切换机构的模式切换信号,执行对应于各观察模式的CCD的驱动和读出。另外,也可在处理器内设置对应于两个CCD的CCD驱动和读出电路。

在实施方式1-3中,将特殊光模式的3波长设为荧光、绿反射光、红反射光,但也可适当选择或组合激励光或反射光的波长数、中心波长、波长频域等。

在实施方式1-3中,示出自身荧光与反射光的实例来作为特殊光模式

时的特殊波长，但不限于该组合，也可是药剂荧光与反射光的组合。另外，也可是多个反射光的组合。此时，可进行激励光或反射光的波长数、波长频域等的选择或组合的各种组合。

在实施方式 1-3 中，将 CCD 装载在内窥镜前端部，但也可在设置了向内窥镜内传输图像的图像光纤的光纤镜的外部(插入部以外的部位)装载 CCD，构成一体化的混合型结构，也可以不是一体型而是自由拆卸型的结构。

在实施方式 1-3 中，为了拍摄微弱的自身荧光，使用灵敏度可变的 CCD，但为了以更高的 S/N 特性拍摄自身荧光，也可组合在 CCD 内将周围像素相加的像素重新分级(pixel binning)读出等。

实施方式 4

参照图 14-图 18 来说明本发明的实施方式 4。

在使用图 14-图 18 的本发明实施方式 4 的说明中，向与图 1-图 11B 所示的实施方式 1 一样的结构要素附加相同的符号，省略说明。

结构

如图 14 所示，实施方式 4 的内窥镜装置 201 作为特殊光模式，对应于窄频带光(狭带域光)观察，具有内窥镜 202、处理器 203 和监视器 6。

内窥镜 202 具有插入到患者体腔内的细长的插入部 211。

在插入部 211 的内部设置光导管 12、多个 CCD 驱动信号线 13 和多个 CCD 输出信号线 14。

在插入部 211 的前端部 215 设置光导管 12 的前端侧、照明透镜 16、物镜 17 和 CCD219。即，不在前端部 215 设置激励光截止滤波器。

光导管 12 将来自设置在处理器 3 中的光源装置 5 的照明光引导到插入部 211 的前端部 215。

来自被摄物的光经物镜 17 成像在 CCD219 的感光面上。

CCD219 设置在插入部 211 的前端部 215 中，是配置在物镜 17 的成像位置上的图像传感器。图 14 中示出配置成直视类型，但也可配置成斜视或

侧视类型。

另外, CCD219 经驱动信号线 13 连接于处理器 203 内的信号处理装置 204 的 CCD 驱动机构 213 上,通过 CCD 驱动机构 231 产生的驱动信号来驱动 CCD219。通过该驱动信号, CCD219 执行电子快门控制与信号电荷积蓄。

透过物镜 17 后成像在 CCD219 的感光面上的被摄物像在 CCD219 的各像素中进行光电变换后被输出。

CCD219 的输出信号经 CCD 输出信号线 14 输出到处理器 203 内的信号处理机构 204 的模拟处理电路 33。

内窥镜 202 装载存储装置 220。存储装置 220 由 CPU221 和非易失性存储器 222 构成。

存储器 222 使用 EEPROM 等,是非易失性的,存储数据。

CPU221 在执行对存储器 222 的数据读出和写入控制的同时,控制与处理器 203 的数据收发(通信)。

在存储器 222 中,存储通常光模式时的 R、G、B 波长的积蓄时间(电子快门速度)和特殊光模式(窄频带光观察)时的 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 波长积蓄时间(电子快门速度)。另外,也可在存储器 222 中存储电荷清除时间或 3 波长的积蓄时间比来取代积蓄时间。

存储在存储器 222 中的特殊光模式的 3 波长的积蓄时间对应于多个内窥镜种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部、用于膀胱等),分别设定最佳的积蓄时间,将蓝色窄频带光的积蓄时间设定得比绿、红窄频带光长。

将存储在存储器 222 中的通常光模式的 R、G、B 的 3 波长积蓄时间设定成比进行一般的通常观察的内窥镜短的时间。

在存储器 222 中,除上述积蓄时间的数据外,还存储关联内窥镜的下述数据等。

即,在存储器 222 中,存储内窥镜机型(种类)名称、内窥镜编号、白平衡设定值{通常光用、特殊光用(窄频带光观察)}、将内窥镜连接于处理器上

接通电源的次数、内窥镜的钳子通道的信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

信号处理装置 204 具有 CPU230、CCD 驱动机构 231、模拟处理电路 33、A/D 变换器 34、数字处理电路 235、D/A 变换器 36 和测光机构 237。

光源装置 205 具有灯 40、光圈 41、光圈控制机构 42、RGB 旋转滤波器 243、电机 244、聚光透镜 45、旋转滤波器切换机构 246、RGB 旋转滤波器控制机构 247 和模式切换机构 250。

在信号处理装置 204 上装载 CPU230。

若将内窥镜 202 连接到处理器 203 上，则 CPU230 经 CPU221 来读出存储在存储器 222 中的各种数据，并进行控制。此时，将存储在存储器 222 中的各种数据经 CPU221 输出到 CPU230。即，CPU230 从存储器 222 中读出各种数据。

另外，CPU230 将从存储器 222 取得的通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)时的 3 波长的积蓄时间数据输出到 CCD 驱动机构 231。另外，CPU230 将内窥镜机型名称、编号、或白平衡设定值(通常光用、特殊光用)等输出到数字处理电路 235。

图 15A-图 15E 表示 3 波长的 1 波长大小的 CCD219 的驱动信号与输出信号的时间图。具体而言，图 15A 表示 RGB 旋转滤波器 243 的动作，图 15B 表示垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ ，图 15C 表示水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，图 15D 表示电子快门脉冲 ΦOFD ，图 15E 表示 CCD219 的输出信号。

图 15A-图 15E 中，期间 TE 是曝光期间，CCD219 在该期间中，通过光电变换，积蓄对从被摄物入射到 CCD219 感光面上的光，作为信号电荷。

期间 TD 是如下期间，即在每 1 个水平线通过垂直传输脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 将期间 TE 中积蓄的信号电荷传输到水平传输路径，并通过水平传输脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 依次传输给 CCD219 的输出放大部，由输出放大部进行电荷电压变换，如图 15 所示输出。

图 15D 所示的电子快门脉冲 ΦOFD 在从曝光时间开始至曝光时间结束

(遮光时间开始)的范围内以任意的脉冲宽度或脉冲数输出,可使各像素中积蓄的电荷排出到基板。

其间 TE 是 CCD219 的各像素的感光部可积蓄被摄物像的期间,输出电子快门脉冲 ΦOFD 的期间 TC 之间不积蓄信号电荷。另外,若不输出电子快门脉冲 ΦOFD ,则开始在各像素中积蓄信号电荷,在遮光期间开始前的期间 $TA(=期间 TE-期间 TC)$ 为实质的积蓄期间。

根据来自 CPU230 的各波长的积蓄时间,将各波长的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度或多个脉冲数输出到 CCD219。

例如,在存储在存储器 222 中的特殊光模式时的 3 波长间的积蓄时间为 $TA(Ex1)=TE$ 、 $TA(Ex2)=0.7TE$ 、 $TA(Ex3)=0.7*TE$ 的情况下,经 CPU230 将这些数据提供给 CCD 驱动机构 231。从而,从 CCD 驱动机构 231 输出到 CCD219 的电荷清除的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度变为 $OFD(Ex1)=0*TE$ 、 $OFD(Ex2)=0.3*TE$ 、 $OFD(Ex3)=0.3*TE$ 。

另外,在存储在存储器 222 中的通常光模式时的 3 波长间的积蓄时间为 $TA(R)=0.7*TE$ 、 $TA(q)=0.7*TE$ 、 $TA(B)=0.7*TE$ 的情况下,经 CPU230 将这些数据提供给 CCD 驱动机构 231,从 CCD 驱动机构 231 输出到 CCD219 的进行电荷清除的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度变为 $OFD(R)=OFD(G)=OFD(B)=0.3*TE$ 。

在模拟处理电路 33 中,放大来自 CCD219 的 CCD 输出信号,由 CDS 电路进行 CDS 处理,输出到 A/D 变换器 34。向数字处理电路 235 输出 A/D 变换器 34 的输出。

数字处理电路 235 在对从 A/D 变换器 34 输入的视频信号实施箝位处理、白平衡处理、色变换处理、电子放大处理、 γ 变换处理和图像增强处理等信号处理后,实施 3 波长的同时化处理,输出到 D/A 变换器 36。

D/A 变换器 36 将来自数字处理电路 235 的数字视频信号变换成模拟信号后输出。

将从 D/A 变换器 36 输出的模拟视频信号输出到监视器 6,显示各种图

像。另外，将从 D/A 变换器 36 输出的视频信号也输出到未图示的作为外围设备的显示装置或记录装置等。

在数字处理电路 235 中，白平衡处理或色变换处理在通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)下不同，对应于来自模式切换机构 250 的模式切换信号来实现不同的处理。

在特殊光模式(窄频带光观察)的色变换处理下，对各波长的图像乘以一定的矩阵系数，构筑窄频带光 3 波长的合成图像。另外，在白平衡设定中，经由 CPU230 将存储在存储器 222 中的设定值输入数字处理电路 235，设定在通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)下不同的白平衡。

测光机构 237 根据从模拟处理电路 33 输入的视频信号，算出通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)下的 3 波长的亮度的画面平均值。

另外，测光机构 237 对应于来自模式切换机构 250 的模式切换信号，进行画面平均值算出法在通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)下不同的动作。在通常光模式下，根据对 R、G、B 波长的画面平均值，算出亮度信号，将该亮度信号输出到光源装置 205 的光圈控制机构 42。

另外，在特殊光模式(窄频带光观察)下，算出对 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 波长的画面平均值，生成由窄频带光 3 波长构成的合成图像的画面平均值，输出到光圈控制机构 42。

模式切换机构 250 是治疗者可任意选择通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)之一的观察模式的开关，可以将模式切换机构 250 的设置部位设置在处理器 203、内窥镜 202 或上述两个部件中。

将来自模式切换机构 250 的模式切换信号输出到旋转滤波器切换机构 246、RGB 旋转滤波器控制机构 247、测光机构 237、数字处理电路 235。

将 RGB 旋转滤波器 243 插入灯 40 与聚光透镜 45 之间，可旋转地连接于电机 244 的旋转轴上，由 RGB 旋转滤波器控制机构 247 以预定的速度进行旋转控制。

RGB 旋转滤波器控制机构 247 通过模式切换信号，可任意控制 RGB

旋转滤波器 243(电机 244)的旋转速度。

RGB 旋转滤波器控制机构 247 也可使特殊光模式时的电机 244 的旋转速度慢于通常光模式的旋转速度, 延长曝光时间。

光圈控制机构 42 从测光机构 237 输入亮度的画面平均值, 比较该画面平均值与治疗者任意设定的监视器亮度值, 控制光圈 41。

另外, 治疗者可通过设置在光源装置 205 中的亮度设定机构 39 来设定监视器画面的任意亮度(目标值)。

光圈控制机构 42 通过根据所述比较结果(大小关系), 控制插入在灯 40 与 RGB 旋转滤波器 243 之间的光圈 41 的开闭动作, 由此控制到光导管 12 后端面的光量。

旋转滤波器切换机构 46 选择性地使 RGB 旋转滤波器 243 内周侧的第 1 滤波器组 248 与外周侧的第 2 滤波器组 249 在连结灯 40 与光导管 12 后端面的照明光的光轴上移动地进行配置。

在通常光模式时, 旋转滤波器切换机构 46 在来自灯 40 的照明光路上配置内周侧的滤波器组 248(使来自灯 40 的光束 P11(图 16 的实线)入射到内周侧的滤波器组 248)。

在特殊光模式时, 旋转滤波器切换机构 46 在来自灯 40 的照明光路上配置外周侧的滤波器组 249(使来自灯 40 的光束 P12(图 16 的虚线)入射到外周侧的滤波器组 249)。

如图 16 所示, RGB 旋转滤波器 243 形成在内周部分与外周部分设置 2 组滤波器组 248、249 的 2 重结构。

内周部分的第 1 滤波器组 248 是通常光模式用的 R、G、B 的 3 个滤波器, 由具有透过红(R)、绿(G)、蓝(B)波长范围的分光特性的滤波器 248R、248G、248B 构成。

外周部分的第 2 滤波器组 249 由具有特殊光模式(窄频带光观察)用分光特性的 Ex1、Ex2、Ex3 等 3 个滤波器 251、252、253 构成。将多个波长中、至少 1 波长的频带宽度限制成窄频带。尤其是将蓝色频带的波长的频带宽

度限制成窄频带。

例如,在本实施方式中,Ex1 的滤波器 251 是中心波长在 415nm 附近、半值宽度在 20-30nm 左右的窄频带滤波器。

Ex2 的滤波器 252 是中心波长在 540nm 附近、半值宽度在 20-30nm 左右的窄频带滤波器。

Ex3 的滤波器 Ex253 是中心波长在 620nm 附近、半值宽度在 20-30nm 左右的窄频带滤波器。

经第 2 滤波器组 249 从内窥镜 202 的照明透镜 16 照射的照明光具有例如图 17 的实线所示的分光特性。

另外,图 17 的虚线是使用第 1 滤波器组 248 的通常观察中使用的 R、G、B 波长的分光特性。

滤波器 248R、248G、248B 对应于 CCD219 的曝光期间,设置在各滤波器 248R、248G、248B 之间的遮光部 254 对应于 CCD219 的遮光期间(读出期间)。这在第 2 滤波器组 249 中也一样。

图 16 中,在内周设置通常光用滤波器,在外周设置特殊光用滤波器,但也可倒过来配置。另外,图 16 中,通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)的滤波器的中心角大致相同,但例如也可构成为特殊光用滤波器的中心角大小比通常光用滤波器大,延长曝光期间。

作用

下面说明这种实施方式 4 的内窥镜装置 1 的使用方法。

每当开始内窥镜检索时,治疗者从多种内窥镜中、将种类对应于观察部位的内窥镜 202 连接于处理器 203 上。

处理器 203 的 CPU230 经内窥镜 202 的存储装置 220 的 CPU221,读出存储在作为存储机构的存储器 222 中的关于内窥镜 202 的各种数据。

还从存储器 222 中将对应于作为各种数据之一的内窥镜种类的通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)的各自的 3 波长的积蓄时间读出到 CPU230,对应于观察模式将积蓄时间数据输出到 CCD 驱动机构 231。

下面,说明通常光模式和特殊光模式(窄频带光观察)的作用。

治疗者对应于观察部位,将内窥镜 202 的插入部 211 插入患者体腔内(支气管、食道、胃、大肠、头颈部、腹腔、胸腔、膀胱、子宫等),进行观察。

在进行通常光观察(通常光模式)时,将旋转滤波器 243 的第 1 滤波器组 248 配置在照明光路上。

通过从灯 40 照射的照明光透过第 1 滤波器组 248,从照明透镜 16 经内窥镜 202 的光导管 12 向生物体组织按时序照射 R(红)、G(绿)、B(蓝)的场序照明光。

CCD 驱动机构 231 根据从 CPU230 输入的通常光模式时的 R、G、B 的积蓄时间数据,在 R、G、B 的反射光的各曝光时间向 CCD219 输出电子快门脉冲 Φ OFD,控制被电荷清除的脉冲宽度(期间),进行期望的积蓄时间的控制。

由于内窥镜 202 是可兼用通常光观察与特殊光观察的特殊内窥镜,所以 CCD 的积蓄时间比一般进行通常光观察的内窥镜短。主要原因在于窄频带光在通常光观察下相比,反射光强度小,所以增大至 CCD219 的感光面的入射光量,故设计成例如光导管 12 的条数比一般的内窥镜多,装载亮的透镜来作为物镜 17。

因此,若进行通常光观察,则与一般内窥镜相比,因为至 CCD219 感光面的入射强度变大,所以设定对应于内窥镜的种类的 CCD 的积蓄时间,以便通过缩短积蓄时间来调整信号电荷量。

测光机构 237 算出显示于监视器画面中的亮度信号,输出到光圈控制机构 42。光圈控制机构 42 比较亮度信号与治疗者设定的监视器亮度的基准值(目标值),对应于比较结果(大小),光圈控制机构进行光圈 41 的开闭控制。

在监视器画面比基准值亮的情况下,光圈控制机构使光圈 41 沿关闭方向动作,另一方面,在监视器画面比基准值暗的情况下,使光圈 41 沿打开方向动作。这样,通过使至生物体组织的照射强度变化,进行基于光圈 41

的控制的自动调光动作，以便将监视器 6 的亮度维持在治疗者的设定值。

将来自生物体组织的 R、G、B 的反射光依次入射到 CCD219。将对应于 R、G、B 反射光的 CCD 输出信号输入信号处理装置 204，由模拟处理电路 33、数字处理电路 235 实施各种信号处理，在监视器 6 或个人计算机等外围设备进行通常光图像的显示或存储。

在进行窄频带光观察(特殊光模式)的情况下，进行通常光观察的治疗者通过设置在内窥镜 202 或处理器 203 中的构成模式切换机构 250 的模式切换开关等的操作，选择特殊光模式(窄频带光观察)。此时，旋转滤波器切换机构 246 与之同步动作，将 RGB 旋转滤波器 243 的第 2 滤波器组 249 配置在照明光路上。

从光源装置 205 的灯 40 照射的照明光透过 RGB 旋转滤波器 243 的第 2 滤波器组 249，从而滤波器 Ex1 的蓝色频带光、滤波器 Ex2 的绿窄频带光、滤波器 Ex3 的红窄频带光经聚光透镜 45 入射到光导管 12 的后端面，从装载在内窥镜 202 的前端部 215 上的照明透镜 16 按时序向生物体组织照射具有例如图 17 所示的分光特性(频谱和强度)的照明光。

CCD 驱动机构 231 根据从 CPU230 输入的特殊光模式(窄频带光观察)时的蓝窄频带光、绿窄频带光、红窄频带光的积蓄时间数据，控制 CCD219，以控制 3 波长拍摄时电子快门脉冲 ΦOFD 的进行电荷清除的脉冲宽度，控制 CCD219 的积蓄时间。

因为蓝窄频带光的 3 波长积蓄时间比绿和红窄频带光长，所以绿和红窄频带光的电子快门脉冲 ΦOFD 的脉冲宽度比蓝窄频带光长。

与绿和红窄频带反射强度相比，蓝窄频带反射光强度非常小。例如若向生物体组织照射图 17 所示的照射光，则得到图 18 所示的反射光。在生物体组织中，尤其是在 415nm 附近，由于存在血红蛋白吸收带等的生物体组织特有的分光特性或各波长的强度比在每个部位都不同，所以这里将各波长的强度比假设为例如蓝窄频带光：绿窄频带光：红窄频带光=1：5：10 来进行说明。

在存储器 222 中存储例如蓝窄频带光 $=TE$ 、绿反射光 $=0.2*TE$ 、红反射光 $=0.1*TE$ ，作为特殊光模式时的各波长的积蓄时间 TA ，若以这种积蓄时间拍摄 3 波长，则在各波长下成为同等程度的画面平均值。这样，以蓝窄频带光比绿和红的窄频带光长的积蓄时间来进行拍摄。

测光机构 237 算出显示于监视器画面中的 3 波长的合成图像的画面平均值，将算出的值输出到光圈控制机构 42。光圈控制机构 42 比较合成图像的画面平均值与治疗者设定的监视器亮度的基准值(目标值)，对应于比较结果(大小)，光圈控制机构 42 进行光圈 41 的开闭控制。

例如，在监视器画面比基准值亮的情况下，光圈控制机构 42 使光圈 41 沿关闭方向动作，另一方面，在监视器画面比基准值暗的情况下，使光圈 41 沿打开方向动作。这样，通过使至生物体组织的照射强度变化，进行基于光圈 41 的控制的自动调光动作，使监视器 6 的亮度维持治疗者的设定值。

从生物体组织经物镜 17 向 CCD219 的感光面入射如图 18 所示的蓝窄频带、绿窄频带和红窄频带照明光的反射光，进而依次入射到 CCD219。另外，将对应于各波长的 CCD 输出信号输入到信号处理装置 204，由模拟处理电路 33、数字处理电路 235 实施各种信号处理，在监视器 6 和个人计算机等外围设备中进行荧光图像的显示或记录。

另外，数字处理电路 235 将 3 波长的白平衡系数切换成与通常光模式不同的特殊光模式(窄频带光观察)的存储在存储器 222 中的设定值。

另外，色变换处理中，例如通过对各波长的图像乘以预定的矩阵系数，构筑 3 波长的合成图像。

窄频带光观察的特征在于，通过向生物体组织照射特别限制了蓝色区域(短波长一侧)的波长宽度的窄频带光，例如若是消化道，则与通常光观察相比，可敏锐捕捉粘膜表层(浅层)的细微结构或毛细血管像。

这是因为光至粘膜深度方向的深度到达度具有波长依赖性，波长越短，由于杂散的影响，深度到达度越小(浅)，在粘膜(生物体)中由于在 415nm

附近存在血红蛋白的大的吸收带，从而尤其是通过照射 400-450nm 附近的窄频带光，可特异检测出粘膜表层的细微结构和毛细血管。

从而，通过使用窄频带光观察，可非常清楚地描绘在通常光观察下非常难以观察的粘膜表层的结构或毛细血管的行走图案。

治疗者通过例如放大观察粘膜表层的细微结构和毛细血管的行走图案等，进行详细观察，从而可容易进行肿瘤/非肿瘤、良性肿瘤/恶性肿瘤等质的诊断等。

效果

本实施方式具有如下效果。

根据本实施方式，在特殊光模式(窄频带光观察)时，在拍摄强度大不相同的蓝、绿、红各窄频带光的反射光时，通过设定每个波长下积蓄时间不同，可以适当的亮度来分别拍摄各波长的各图像。

因此，根据本实施方式，可得到更适当的亮度且更高画质的合成图像。

实施方式 5

图 19 是表示根据本发明实施方式 5 的内窥镜装置的示意结构框图，向与图 14 至图 18 所示的实施方式 4 一样的结构要素附加相同符号，省略说明。

结构

在图 14 至图 18 所示的实施方式 4 中，在内窥镜中装载存储在多个内窥镜的每个种类下不同波长间的积蓄时间数据的存储机构，但在实施方式 5 的内窥镜装置 271 中，在处理器 273 上装载存储积蓄时间数据的存储机构。

在处理器 273 的信号处理装置 274 中装载存储装置 281。

存储装置 281 包含 CPU282 和所述存储机构的存储器(EEPROM 等)283。

存储器 283 是存储数据的非易失性存储器。

CPU282 在执行对存储器 283 的数据读出和写入控制的同时，控制与处理器 273 的 CPU280 的数据收发(通信)。

在存储器 283 中, 存储通常光模式时的 R、G、B 的 3 波长积蓄时间(电子快门速度)、和特殊光模式(窄频带光观察)时的 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 波长的积蓄时间(电子快门速度)。

另外, 存储器 283 中也可积蓄电荷清除时间或 3 波长的积蓄时间比来代替积蓄时间。

将存储在存储器 283 中的通常光模式的 R、G、B 的 3 波长的积蓄时间设定得比进行一般的通常光观察的内窥镜的积蓄时间短。

作为存储在存储器 283 中的特殊光模式(窄频带光观察)的 3 波长积蓄时间, 按照多个内窥镜的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部、用于膀胱等)来分别设定最佳的积蓄时间。这是因为在每个部位得到的 3 波长的窄频带光强度不同, 根据不同部位在 3 波长间设定积蓄时间, 使他们成为同等程度的强度。

在内窥镜 272 中装载存储装置 290。

存储装置 290 包含 CPU291 和存储器(EEPROM 等)292。

存储器 292 是存储数据的非易失性存储器。

CPU291 在执行对存储器 292 的数据读出和写入控制的同时, 控制与处理器 273 的 CPU280 的数据收发(通信)。

另外, 在存储器 292 中, 还存储关联内窥镜的下述数据等。

即, 在存储器 292 中存储内窥镜机型(种类)名称、内窥镜编号、白平衡设定值{通常光用、特殊光用(窄频带光观察)}、将内窥镜连接于处理器上接通电源的次数、内窥镜的钳子通道的信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

在信号处理装置 274 上装载 CPU280。该 CPU280 分别经 CPU291 和 CPU282 读出存储在存储器 292 中的关于内窥镜的各种数据、和存储在存储器 283 中的通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)的 3 波长的积蓄时间数据, 并进行控制。

CPU280 根据从存储器 292 中读出的各种数据来判断连接于处理器 273

上的内窥镜 272 的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部等), 并从存储器 283 中读出对应于所连接的内窥镜 272 的种类的通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)时的 3 波长的积蓄时间数据, 输出到 CCD 驱动机构 231。

另外, 将其它的内窥镜机型名、编号、或白平衡设定值(通常光用、特殊光用)输出到数字处理电路 235。

从而, 若将内窥镜 272 连接于处理器 273 上, 则分别经 CPU291 将存储在存储器 292 中的各种数据读出到 CPU280, 经 CPU282 将存储在存储器 283 中的积蓄时间数据读出到 CPU280。

作用

下面说明这种实施方式 5 的内窥镜装置 271 的使用方法。

每当开始内窥镜检索时, 治疗者从多种内窥镜中选择对应于部位的内窥镜 272, 将其连接于处理器 273 上。处理器 273 的 CPU280 经内窥镜 272 的存储装置 290 的 CPU291, 读出存储在存储器 292 中的关于内窥镜 272 的各种数据。

CPU280 根据从存储器 292 中读出的各种数据来判断连接于处理器 273 上的内窥镜 272 的种类(用于支气管、用于上消化道、用于下消化道、用于头颈部等), 并从存储器 283 中读出对应于所连接的内窥镜 272 的种类的通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)时的 3 波长积蓄时间数据, 输出到 CCD 驱动机构 231。CCD 驱动机构 231 对应于来自模式切换机构 250 的模式切换信号, 驱动控制 CCD219。

效果

本实施方式具有如下效果。

根据实施方式 5, 在特殊光模式(窄频带光观察)时, 在拍摄强度大不相同的多个反射光时, 通过以每个波长下不同的积蓄时间拍摄, 可以适当的亮度来分别拍摄各反射光的各图像, 所以可得到更适当的亮度且更高画质的合成图像。另外, 将通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)的积蓄时间

数据存储在装载在处理器上的存储机构中，所以装载在内窥镜上的存储机构的容量可减少这部分容量。

实施方式6

图20是表示根据本发明实施方式6的内窥镜装置的示意结构框图，向与图14至图18所示的实施方式4一样的结构要素附加相同符号，省略说明。

结构

如图20所示，实施方式6的内窥镜装置301是在从图14至图18所示的实施方式4中重新设置空间频率特性变换机构(光瞳调制元件)和空间频率特性复原机构。

在内窥镜装置301的插入部311中，在物镜17与CCD219之间，设置空间频率特性变换机构371。

装载的空间频率特性变换机构371与空间频率特性复原机构使用图13的实施方式3中说明的空间频率特性变换机构171与空间频率特性复原机构说明的技术。

数字处理电路335在实施方式4的数字处理电路235中重新设置了空间频率特性复原机构。

空间频率特性变换机构371具有由旋转不对称(回轉非対象)的光学元件来产生旋转不对称的模糊(旋转不对称的像差)的特性。

空间频率特性复原机构仅在存储器322中存储空间频率特性复原用数据的情况下才执行运算处理。

存储装置320由CPU321和非易失性存储器322构成。

存储器322使用EEPROM等，是非易失性的，除实施方式4的各种数据外，还按每个内窥镜的种类来存储空间频率特性复原用的数据。

存储器322在通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)下存储相同的值，作为空间频率特性复原用的数据。

CPU321在执行对存储器322的数据读出和写入控制的同时，控制与

处理器 3 的数据收发(通信)。

CPU130 经 CPU321 读出存储在存储器 322 中的空间频率特性复原用数据(滤波系数), 输出到数字处理电路 335。

作用

下面说明这种实施方式 6 的内窥镜装置 301 的使用方法。

每当开始内窥镜检索时, 治疗者从多种内窥镜中选择对应于部位的内窥镜 302, 将其连接于处理器 303 上。

处理器 303 的 CPU330 经内窥镜 302 的存储装置 320 的 CPU321, 读出存储在存储器 322 中的关于内窥镜 302 的各种数据。还从存储器 322 中将对应于作为各种数据之一的所连接的内窥镜种类的空间频率特性复原用数据(滤波系数)读出到 CPU330, 输出到数字处理电路 335。

在通常光观察时, R、G、B 的反射光从生物体组织经物镜 17 和空间频率特性变换机构 371 依次入射到 CCD219, 在窄频带光观察时, 蓝反射光、绿反射光、红反射光从生物体组织经物镜 17 和空间频率特性变换机构 371 依次入射到 CCD219。

将对应于各波长的 CCD 输出信号输出到信号处理装置 304。在依次入射空间频率特性变换机构 371 的情况下, 与没有空间频率特性变换机构 371 的情况相比, 输出到信号处理装置 304 的图像信号模糊。

信号处理装置 304 的数字处理电路 335 使用经 CPU330 输入的存储器 322 的空间频率特性复原用数据, 针对全部像素, 向各像素的周围像素乘以空间频率特性复原用的滤波系数, 进行空间滤波处理。

从而, 由空间频率特性变换机构 371 复原模糊的图像, 还实施其它预定的信号处理, 对监视器 6 或存储机构等外围设备执行通常光图像的显示或存储。

效果

本实施方式具有如下效果。

根据实施方式 6, 除得到与实施方式 4 一样的效果外, 通过装载空间

频率特性变换机构,在维持以前的被写界深度的同时,还可减小物镜光学系统的 F 值(可采用亮的透镜)。

因此,根据实施方式 6,即使来自相同强度的被摄物,也可增大至 CCD 的入射强度,尤其是即使在取得反射光强度弱的被摄物图像时,也可取得具有高的 S/N 特性的画质。

在实施方式 4-6 中,也可将针对通常光模式与特殊光模式(窄频带光观察)的积蓄时间存储在装载在处理器中的存储机构中,将空间频率特性复原数据存储在装载在内窥镜上的存储机构中。

在实施方式 4-6 中,作为图像传感器,设为 CCD,但也可装载背面入射型 CCD、CMOS 图像传感器或实施方式 1-3 所示的灵敏度可变的 CCD 等。

在实施方式 4-6 中,虽示例在内窥镜前端装载一个作为固体摄像元件的 CCD,但也可在内窥镜前端装载两个 CCD,并将第 1 CCD 用于通常光模式,将第 2 CCD 用于特殊光模式。此时,可以在内窥镜内部或连接内窥镜与处理器的电缆的内部,设置由继电器等构成的 CCD 驱动信号或读出信号的 CCD 切换部件,对应于来自模式切换机构的模式切换信号,执行对应于各观察模式的 CCD 的驱动和读出。另外,也可在处理器内设置对应于两个 CCD 的驱动和读出电路。

在实施方式 4-6 中,将特殊光模式的 3 波长设为蓝、绿、红的各窄频带光,但也可进行各种组合,选择或组合限制波长的频带从而成为窄频带的波长数、中心波长等。组合例如是在蓝色区域中 3 波长的窄频带光、蓝色频带与绿色区域的 2 波长的各窄频带光、蓝色区域的窄频带光与绿区域为半值宽度宽的宽频带光等。

在实施方式 4-6 中,将特殊光模式的 3 波长装载在 RGB 旋转滤波器的第 2 滤波器组中,但也可在灯与聚光透镜的光路上设置在特殊光模式时插入的选择滤波器。

选择滤波器例如是在蓝、绿、红的各波长区域中具有窄频带的 3 峰性的透过特性的滤波器,与 RGB 旋转滤波器的通常光观察用的第 1 滤波器组

相组合来使用。

从灯照射的照明光经选择滤波器后，被分光成蓝、绿、红的窄频带光。经通常光用的第1滤波器组的R、G、B的宽频带的滤波器，按时序向光导管入射蓝、绿、红区域的窄频带光，从物镜依次向被摄物照明蓝、绿、红区域的窄频带光。

从而，得到与使用实施方式4-6所示的第2滤波器组时同等的效果。

另外，特殊光模式不将蓝、绿、红限定为窄频带光，还可适用各种构成窄频带的波长数、中心波长、半值宽度的选择或组合。

在实施方式4-6中，作为特殊光模式时的特殊波长，设为基于可视频域的窄频带光照明的反射光，但也可以是紫外区域或近红外-红外区域。例如，也可适用于红外观察，即向生物体组织静脉注射在800nm附近具有强的吸收带的ICG(吲哚菁绿インドシアニングリーン)，并向生物体组织照射800nm附近的波长范围(主要观察ICG吸收的程度)与900nm附近的波长范围(起参照光作用)的多个波长，观察其反射光。此时，可适用各种照明的波长数、波长频域等的选择或组合。

在实施方式4-6中，将CCD装载在内窥镜前端部，但也可在设置了向内窥镜内传输图像的图像光纤的光纤镜的外部(插入部以外的部位)装载CCD，构成一体型的混合型结构，也可以不是一体型而是自由拆卸型的结构。

为了以更高的S/N特性来拍摄与通常光相比强度弱的窄频带光，还可将窄频带光拍摄时的积蓄时间的延长、或CCD内将周围像素相加的像素重新分级(binning)=读出等进行组合。

已参照附图来说明了本发明的最佳实施例，但应该明白，本发明不限于这些特定实施例，对本领域的技术人员而言，在不脱离下面权利要求定义的本发明的精神或范围下可进行各种改变或变更。

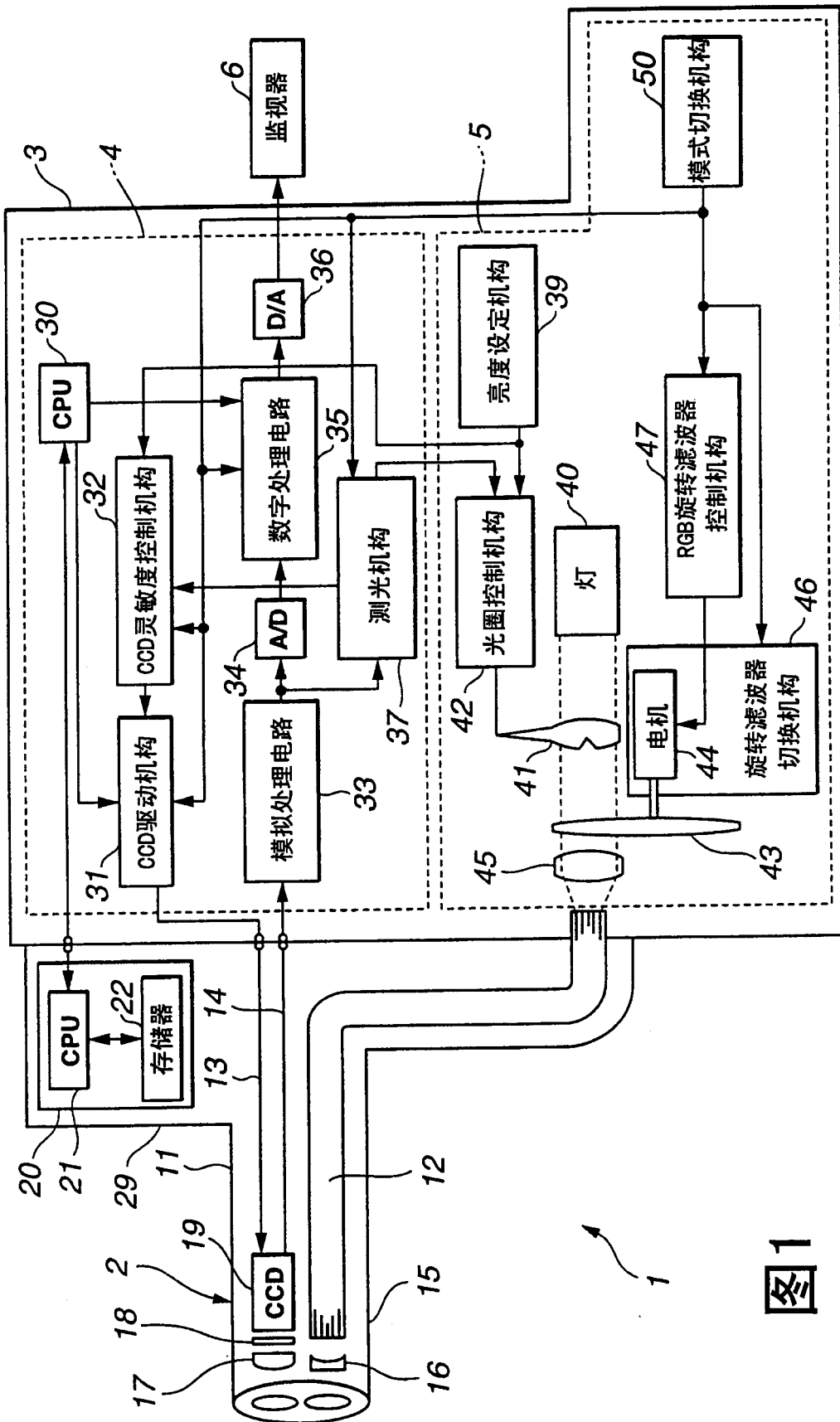


图1

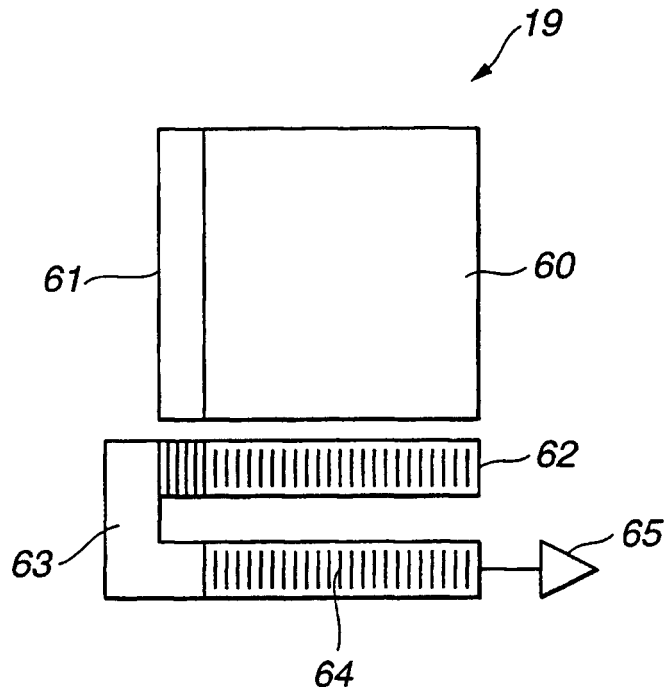


图2

图3A

灵敏度控制
脉冲 Φ CMD

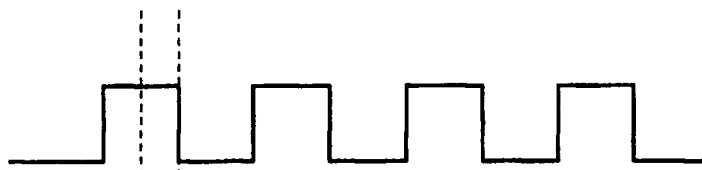


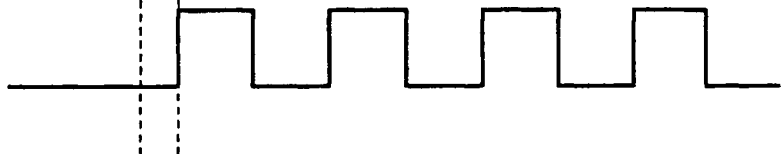
图3B

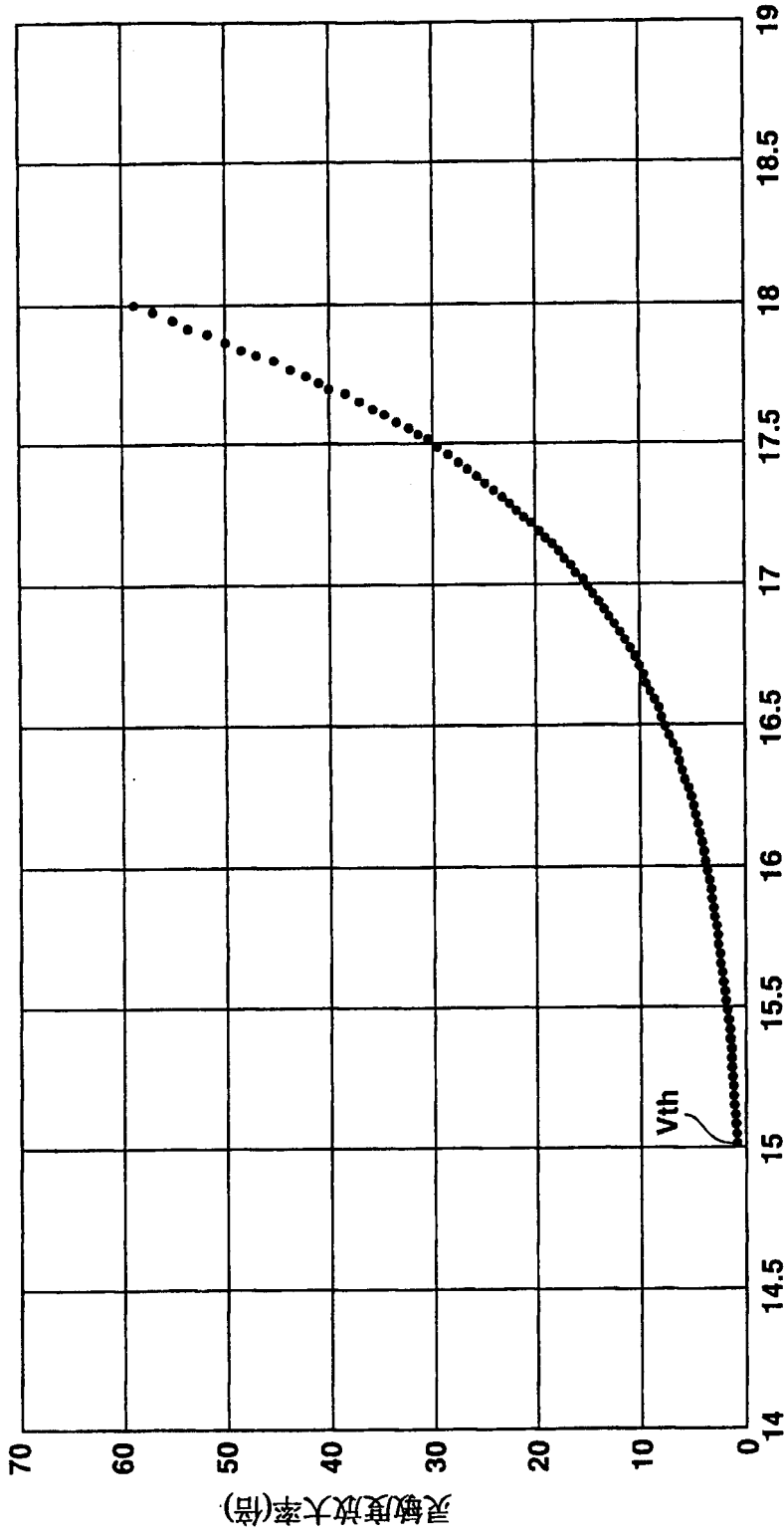
水平传输
脉冲 Φ S1



图3C

水平传输
脉冲 Φ S2





电荷放大部施加电压 (High) [V]

图4

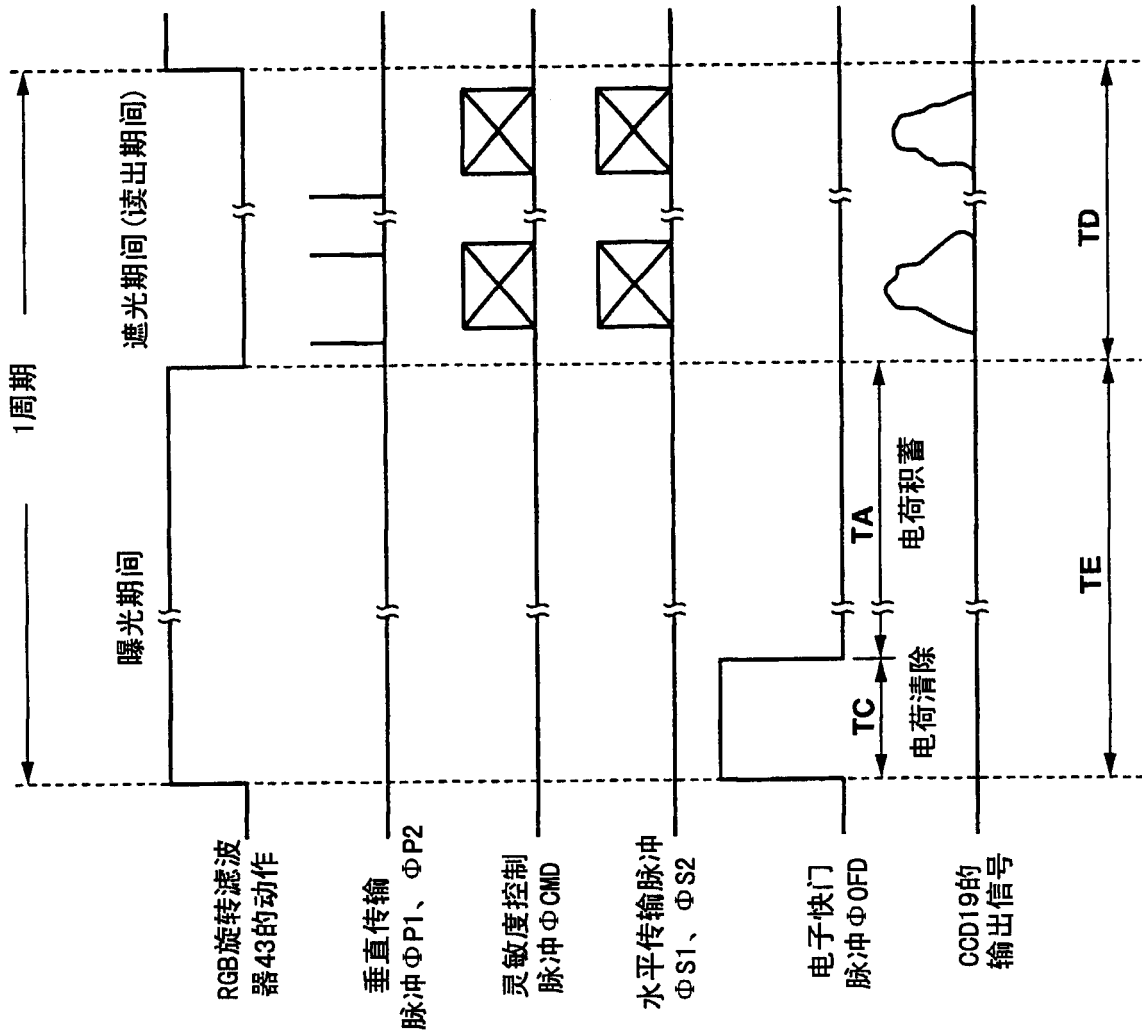


图5A

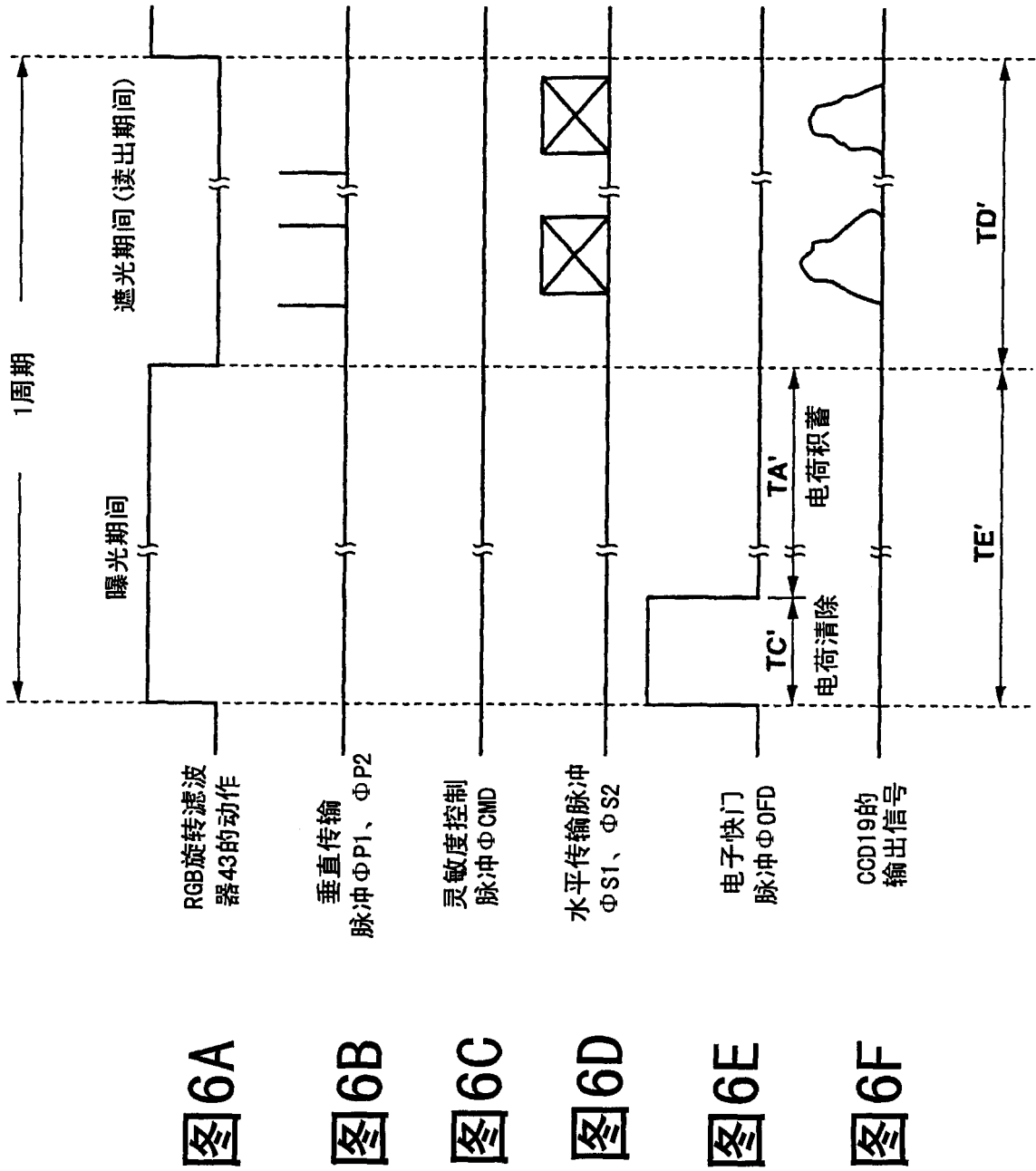
图5B

图5C

图5D

图5E

图5F



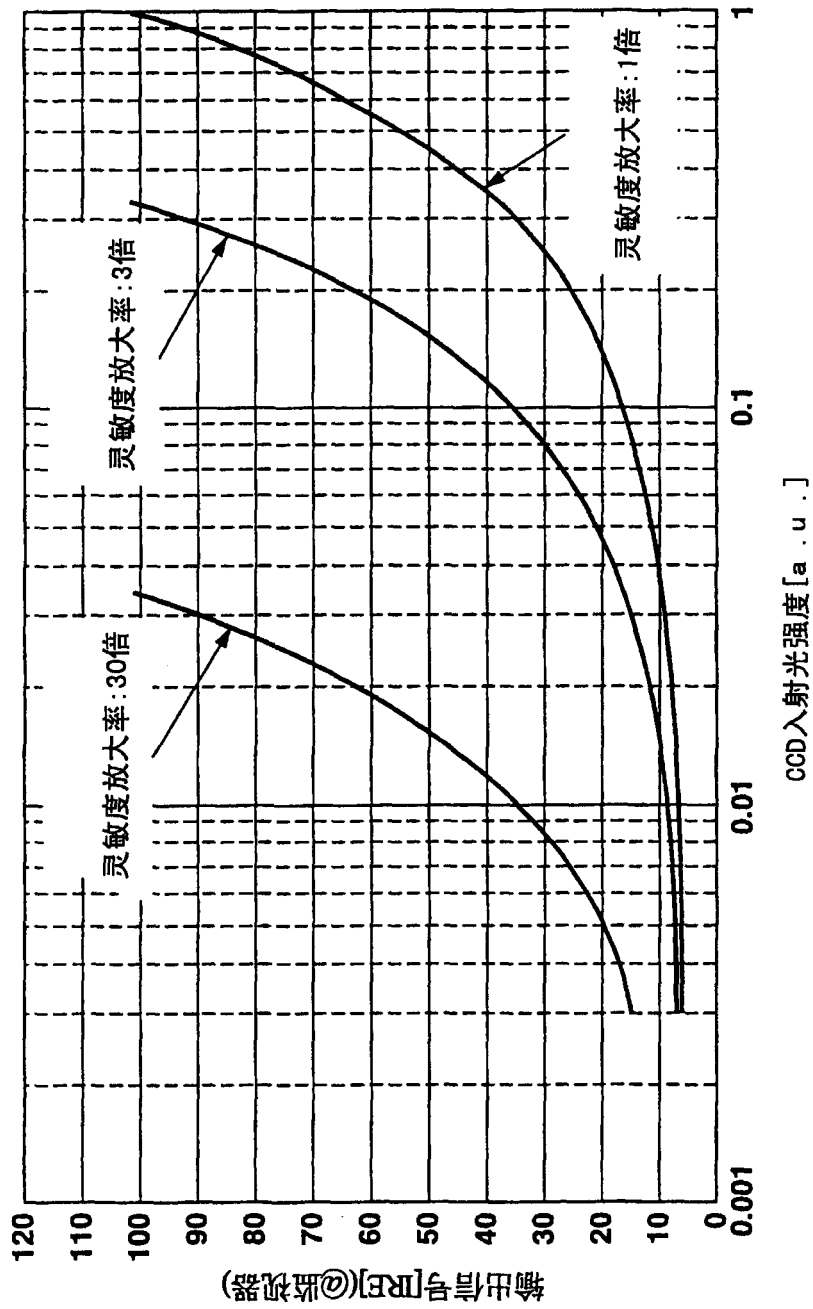


图7

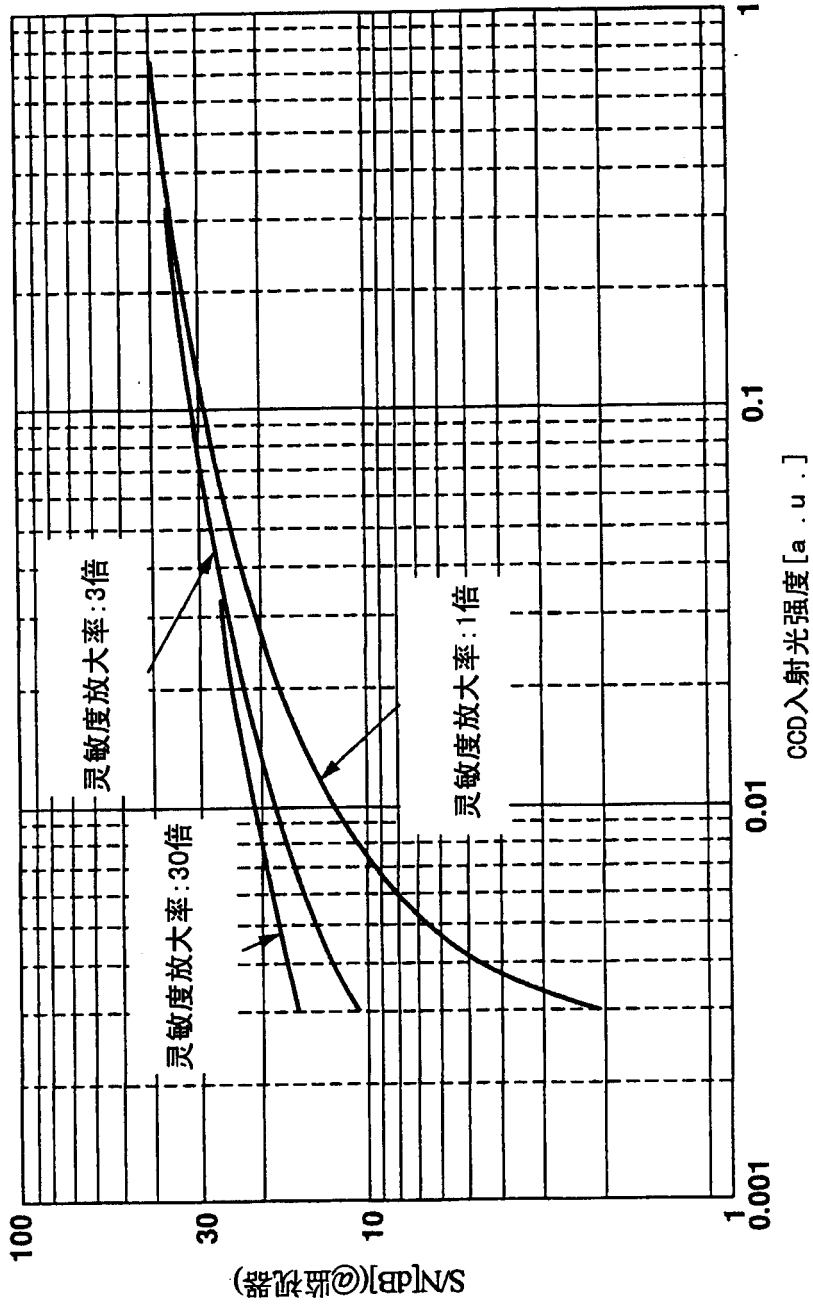


图8

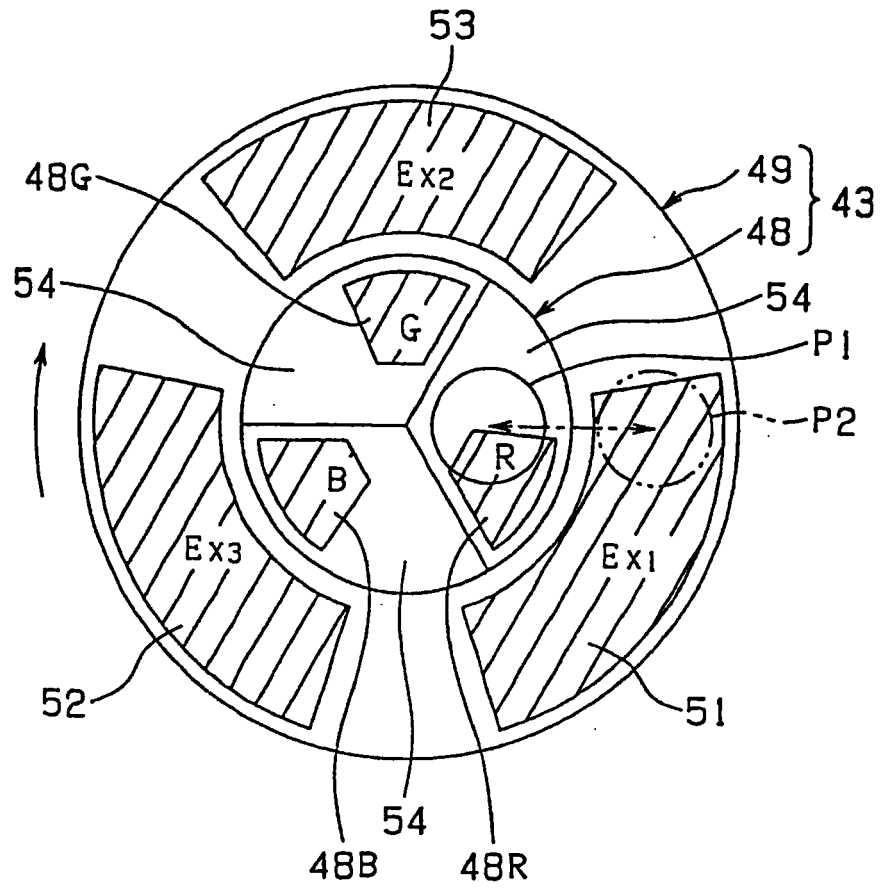


图9

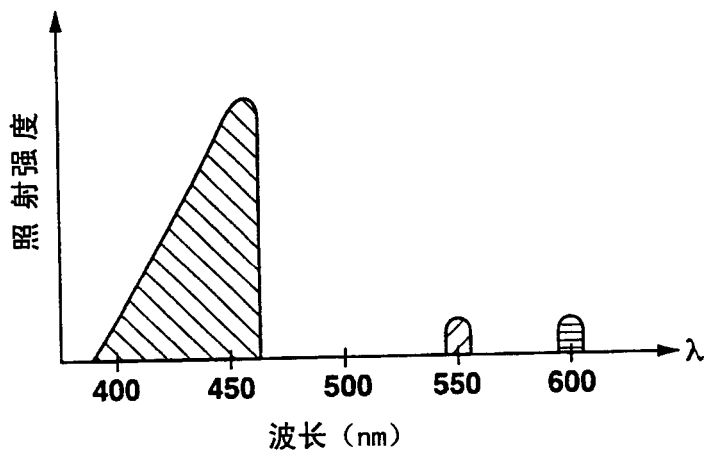


图10

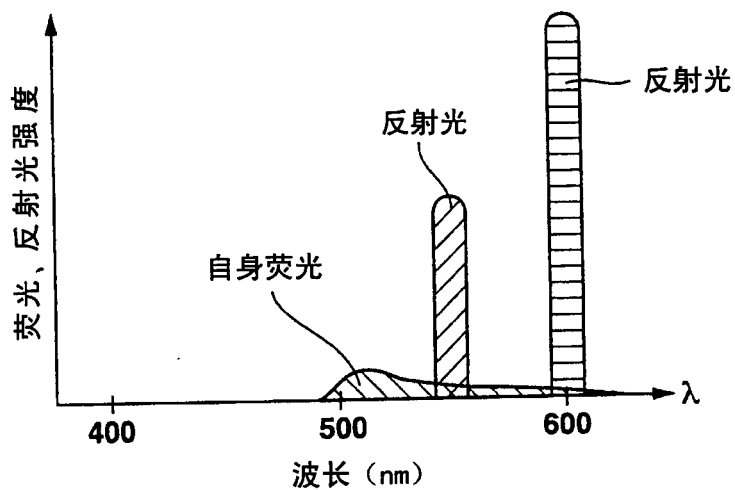


图11A

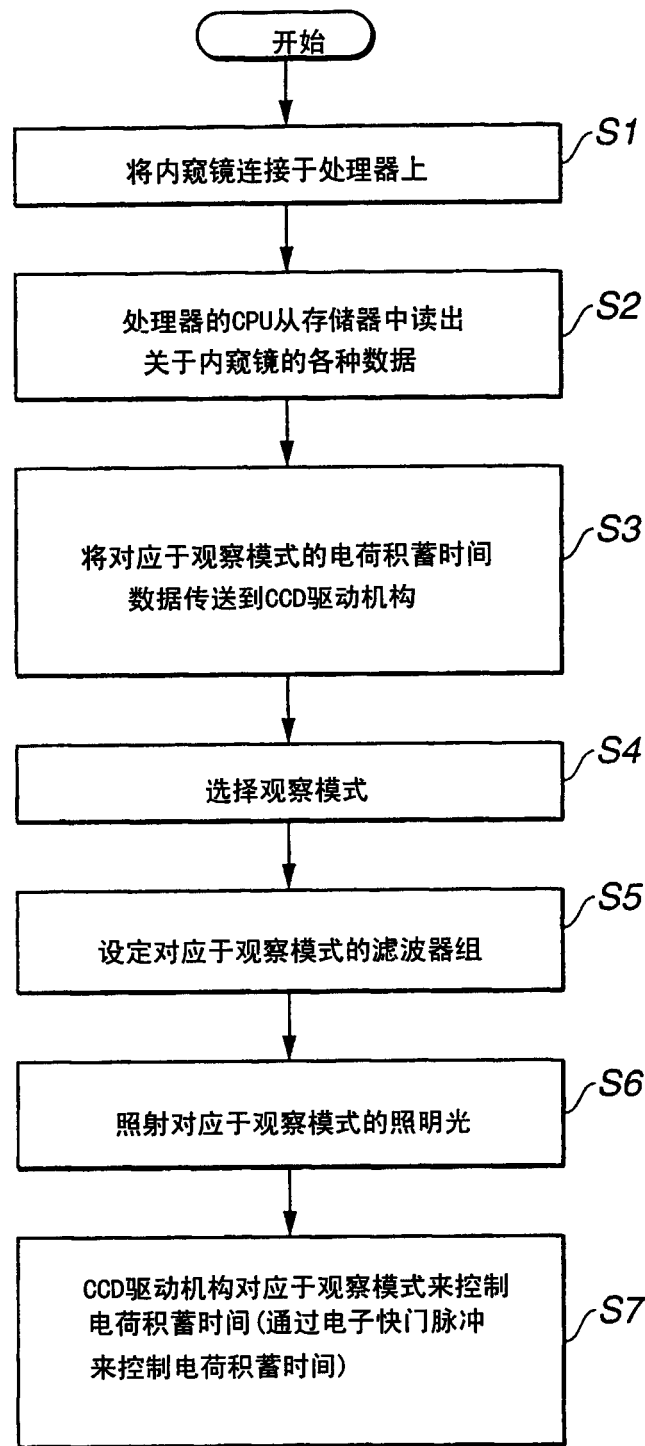


图11B

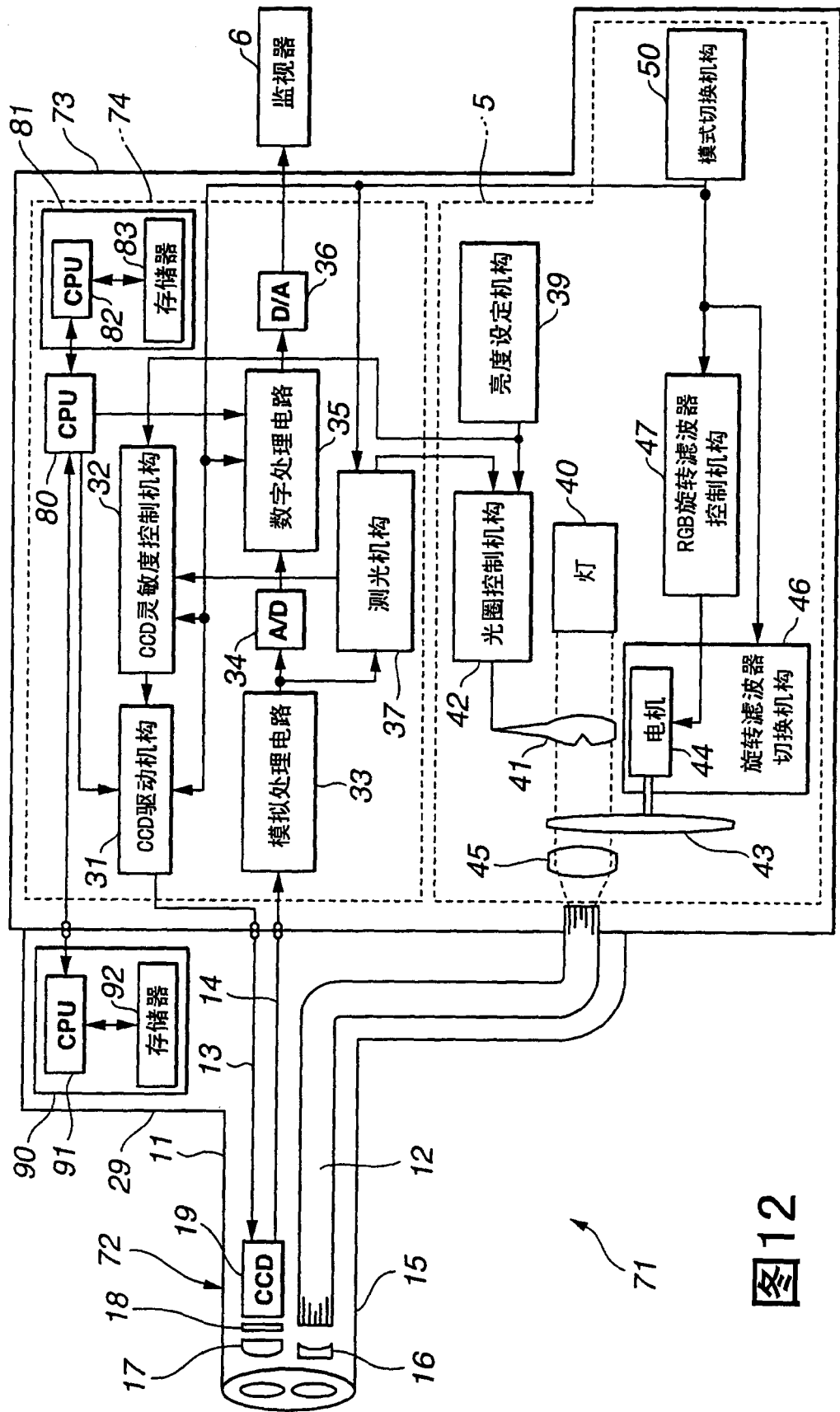


图12

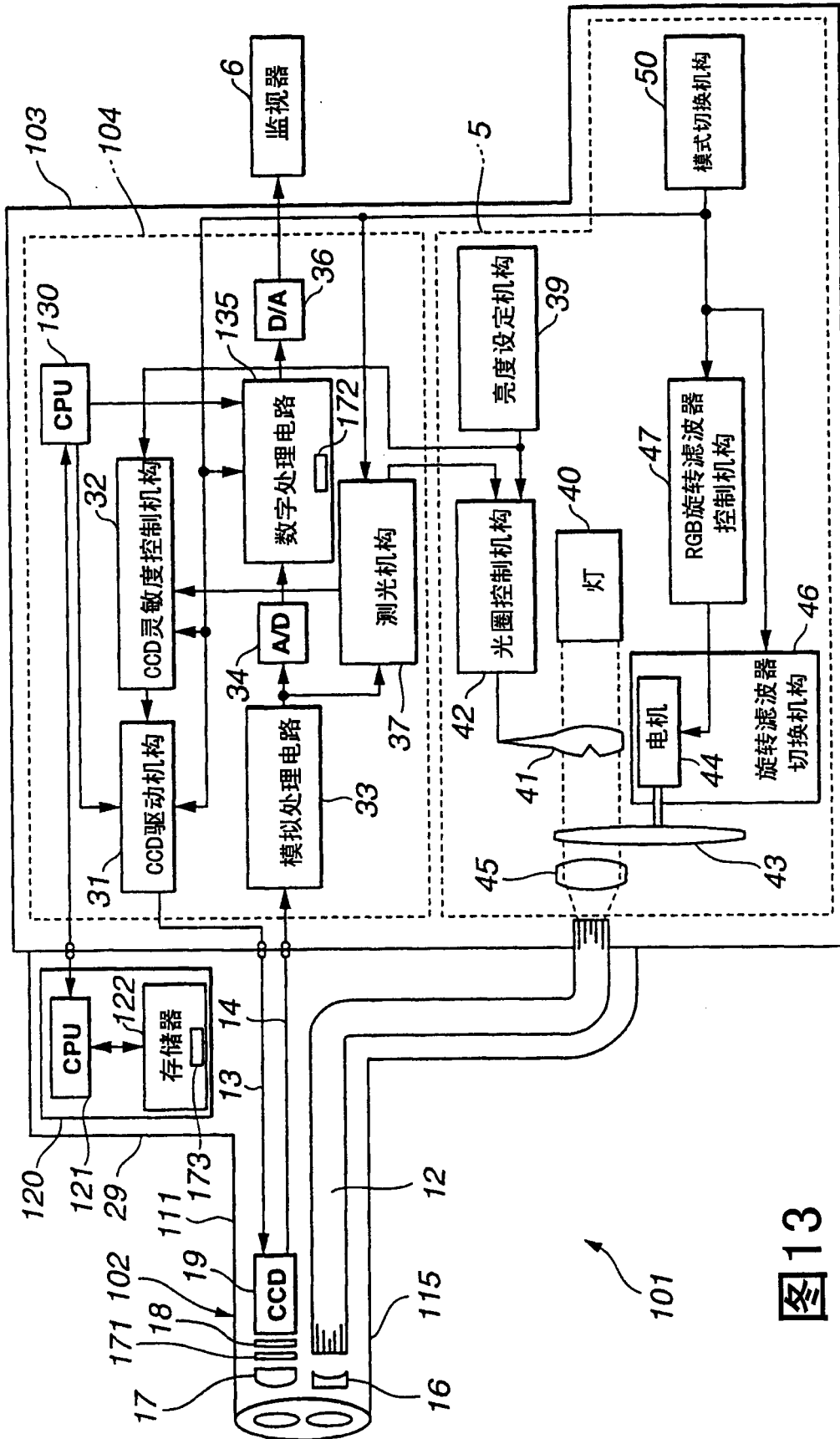


图13

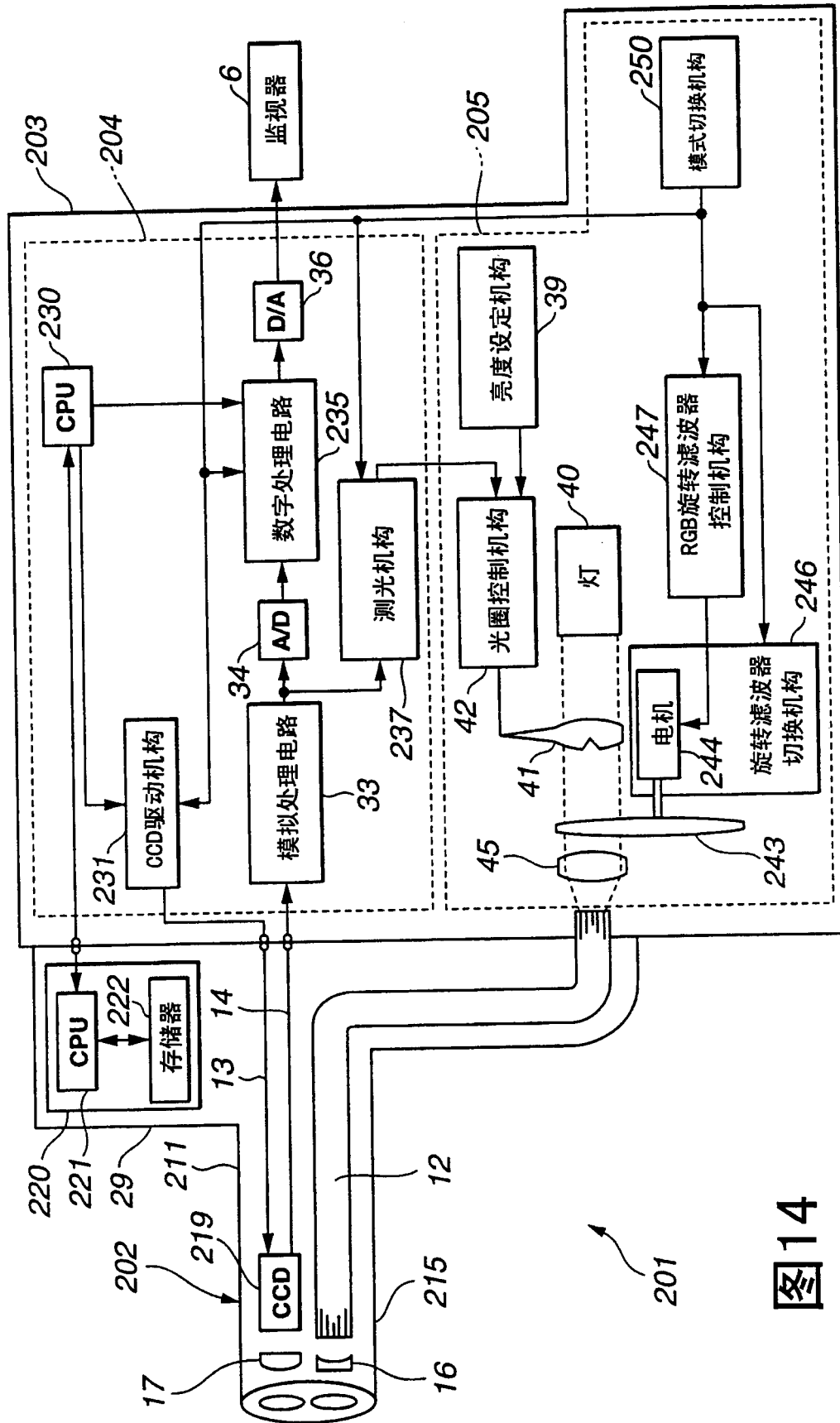


图14

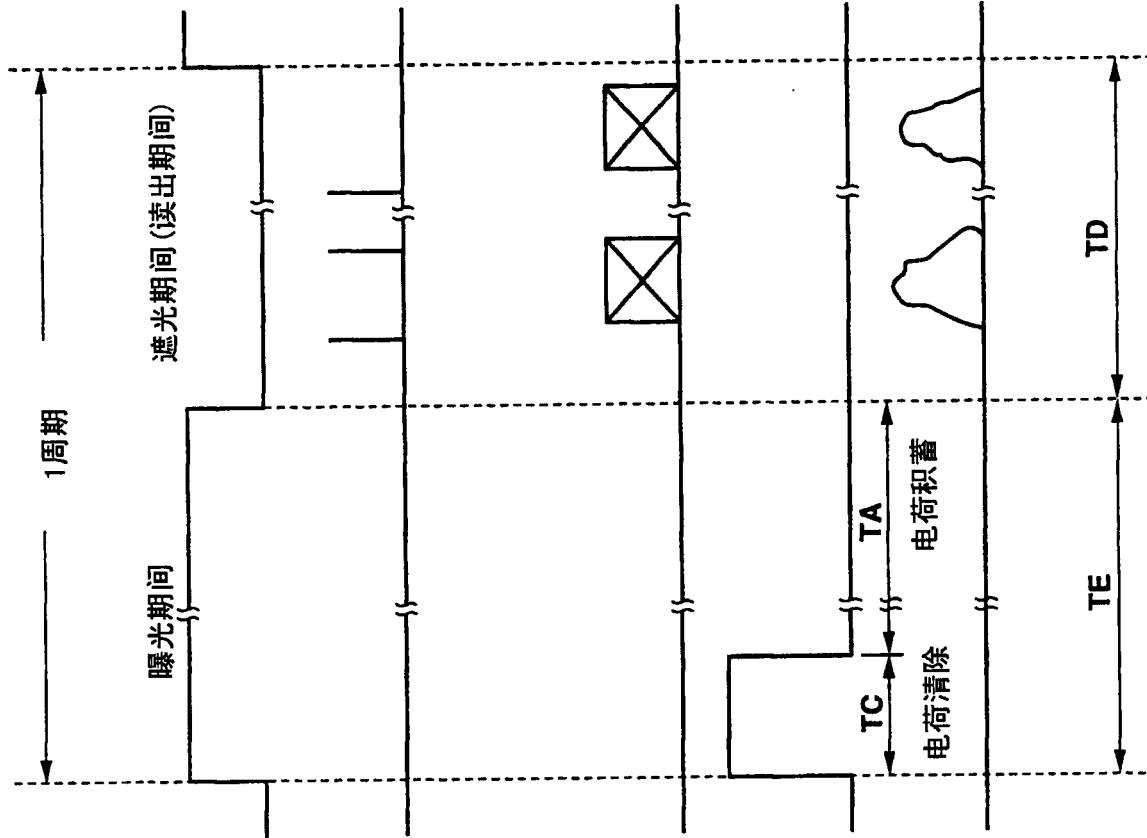


图15A

图15B

图15C

图15D

图15E

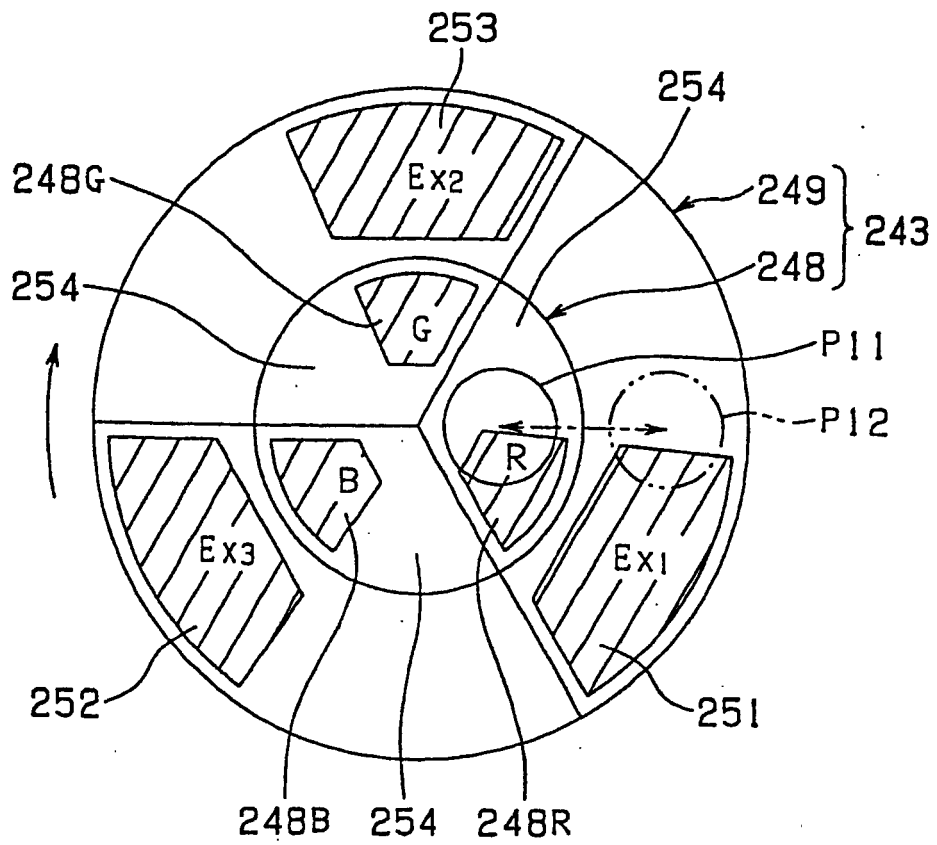


图16

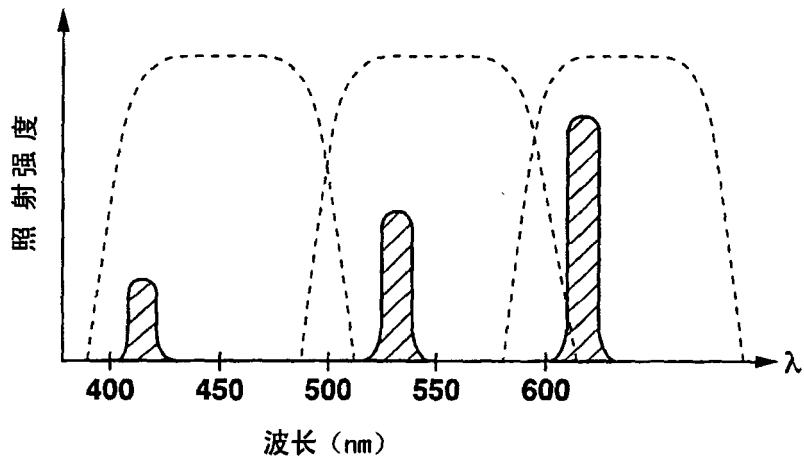


图17

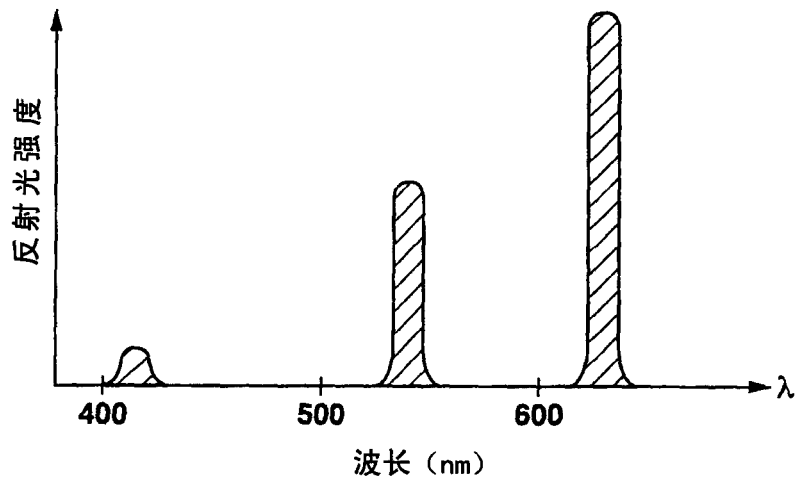


图18

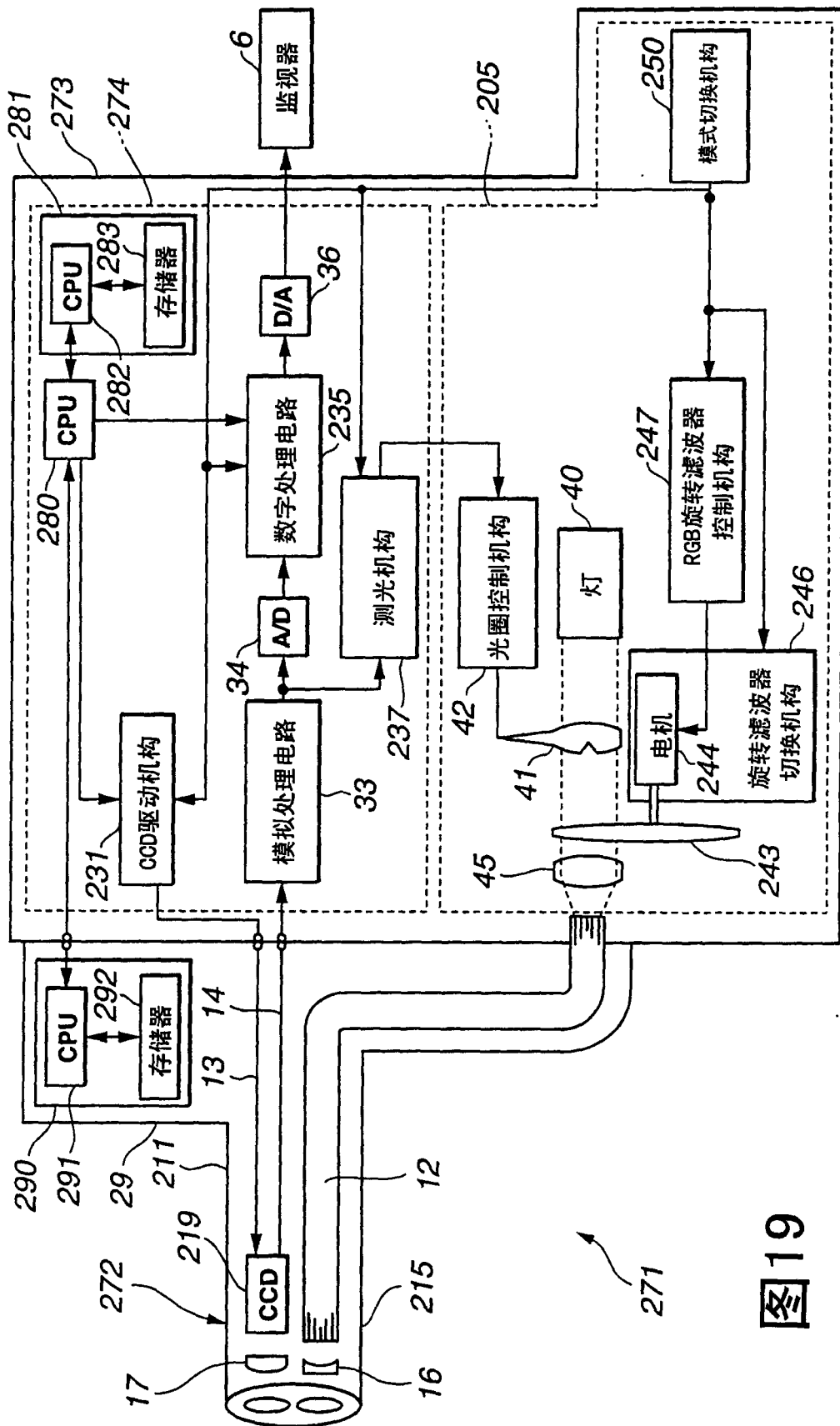


图19

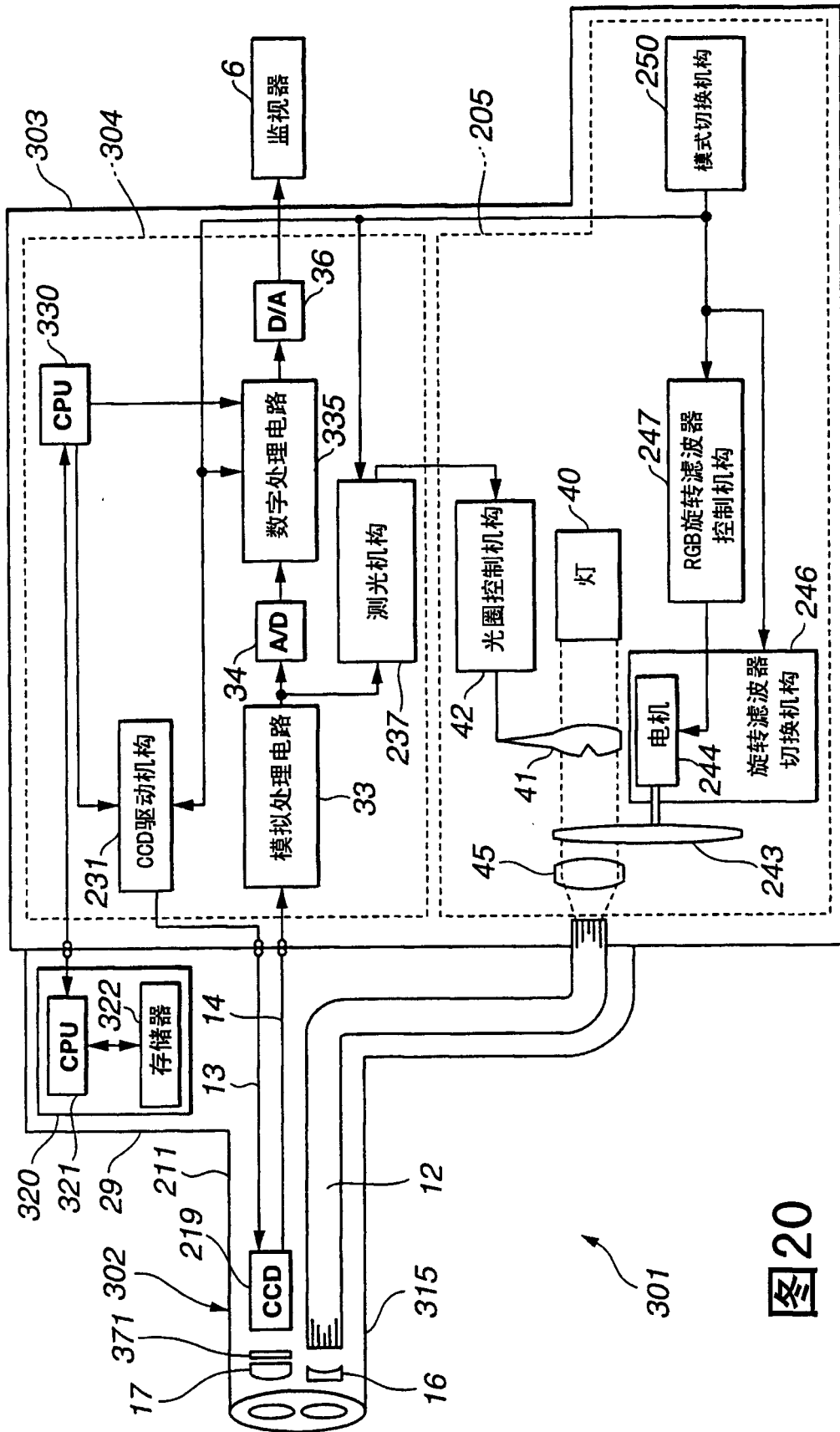


图20

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN1572229A	公开(公告)日	2005-02-02
申请号	CN200410049564.0	申请日	2004-06-18
[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	道口信行 高桥义典 今泉克一 小泽刚志 竹端荣 平尾勇实		
发明人	道口信行 高桥义典 今泉克一 小泽刚志 竹端荣 平尾勇实		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/045 A61B5/00 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232 H04N5/235 H04N7/18 H04N9/07 G02B23/26		
CPC分类号	H04N5/2354 A61B5/0084 A61B1/045 A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0669 H04N5/23209 H04N2005/2255 A61B1/0638 H04N9/07 A61B1/0646		
代理人(译)	黄剑锋		
优先权	2003174001 2003-06-18 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜装置，具备配有通过积蓄电荷来拍摄被摄物像的固体摄像元件的内窥镜。配备存储机构，存储多个关于该固体摄像元件积蓄电荷的积蓄时间的信息；和驱动机构，根据存储在该存储部中的关于积蓄时间的信息，控制固体摄像元件的积蓄时间。

