

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 1/04 (2006.01)

G02B 23/24 (2006.01)

G02B 23/26 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410061651.8

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100405967C

[22] 申请日 2004.6.23

[21] 申请号 200410061651.8

[30] 优先权

[32] 2003.6.23 [33] JP [31] 178652/2003

[73] 专利权人 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 大河文行

今泉克一 小泽刚志 平尾勇实

竹端荣

[56] 参考文献

US4803550A 1989.2.7

EP1099405A1 2001.5.16

EP1294186A2 2003.3.19

US4967269A 1990.10.30

审查员 栾志超

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 胡建新

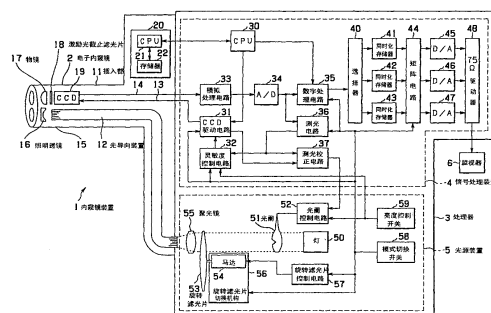
权利要求书 4 页 说明书 37 页 附图 18 页

[54] 发明名称

得到适当的调光状态观察图像的内窥镜装置

[57] 摘要

本发明涉及利用摄像元件来获得图像的内窥镜装置。 CCD 驱动电路为改变 CCD 的灵敏度，而对 CCD 可变地提供脉冲状信号。 测光电路对来自 CCD 的输出信号测光。 灵敏度控制电路根据上述测光电路的测光结果，通过控制 CCD 的电荷放大率控制 CCD 的灵敏度。 测光校正电路根据来自灵敏度控制电路的电荷放大率校正来自测光电路的测光结果。 光阑控制电路根据测光校正电路校正的亮度信号控制光阑。 由此，可以适当的调光状态取得光强度变动大的被摄体像的图像。



1. 一种内窥镜装置，其特征在于包括：

内窥镜，具有摄像元件，该摄像元件通过用被供给的脉冲状信号放大生成的电荷，来改变灵敏度；

光源单元，用于向被摄体照射光；

光阑单元，用于调整向上述被摄体照射的光量；

驱动单元，向上述摄像元件可变地供给上述脉冲状信号，以改变上述摄像元件的灵敏度；

测光单元，根据来自上述摄像元件的输出信号，生成亮度信号；

灵敏度控制单元，根据上述测光单元的亮度信号，向上述驱动单元供给灵敏度控制信号，该灵敏度控制信号用于生成控制上述摄像元件的电荷放大率的上述脉冲状信号；

测光校正单元，根据上述电荷放大率，校正上述测光单元生成的亮度信号；

光阑控制单元，根据由上述测光校正单元校正的亮度信号，控制上述光阑单元。

2. 一种内窥镜装置，其特征在于包括：

内窥镜，具有摄像元件，该摄像元件通过用被供给的脉冲状信号放大生成的电荷，来改变灵敏度；

光源单元，用于向被摄体照射光；

光阑单元，用于调整向上述被摄体照射的光量；

驱动单元，向上述摄像元件可变地供给上述脉冲状信号，以改变上述摄像元件的灵敏度；

测光单元，根据来自上述摄像元件的输出信号生成亮度信号；

灵敏度控制单元，根据上述测光单元的亮度信号，向上述驱动单元供给灵敏度控制信号，该灵敏度控制信号用于生成控制上述摄像元件的电荷放大率的上述脉冲状信号；

光阑控制单元，根据上述测光单元的亮度信号，控制上述光阑单元；

调光切换单元，对应于规定条件，有选择地使上述灵敏度控制单元对上

述摄像元件的灵敏度控制或上述光阑控制单元对上述光阑单元的控制中的任一方动作。

3. 根据权利要求1或2所述的内窥镜装置，其特征在于：

上述摄像元件具有电荷放大单元，该电荷放大单元利用被供给的上述脉冲状信号产生碰撞电离，并对通过上述脉冲状信号的振幅或脉冲数控制而生成的电荷进行放大，使灵敏度可变。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于：

上述电荷放大单元设置在水平输送路径和输出放大器之间或每个像素上。

5. 根据权利要求1或2所述的内窥镜装置，其特征在于：

上述光源单元可切换进行寻常光观察的寻常光和进行特殊光观察的多个特殊光，来进行照明。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜装置，其特征在于：

上述光源单元具有模式切换单元，切换进行上述寻常光观察的寻常光模式和进行上述特殊光观察的特殊光模式。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜装置，其特征在于：上述特殊光模式是荧光观察。

8. 根据权利要求7所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是荧光用的激射光和反射光用的照明光。

9. 根据权利要求7所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是荧光用的蓝色激射光和反射光用的绿色区域和红色区域的照明光。

10. 根据权利要求6所述的内窥镜装置，其特征在于：上述特殊光模式是窄带观察。

11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是至少1个波长的波长带被限制的窄带照明光。

12. 根据权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是在蓝色、绿色、红色区域中至少1个波长的波长带被限制的窄带光。

13. 根据权利要求6所述的内窥镜装置，其特征在于：上述特殊光模式是红外观察。

14. 根据权利要求6所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是近红外区域的照明光。

15. 根据权利要求 6 所述的内窥镜装置，其特征在于：上述特殊光模式是药剂荧光观察。

16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜装置，其特征在于：上述多个特殊光是荧光用的激射光和反射光用的照明光。

17. 根据权利要求 16 项所述的内窥镜装置，其特征在于：上述测光校正单元进行将来自上述测光单元的亮度信号除以来自上述灵敏度控制单元的上述摄像元件的灵敏度放大率的运算。

18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜装置，其特征在于：

上述调光切换单元，当上述摄像元件的灵敏度放大率成为规定值时，固定灵敏度放大控制，并向光阑控制单元输出光阑控制的许可信号；或者，当光阑位置成为规定位置时，将光阑位置固定在规定的开关位置，并输出上述摄像元件的灵敏度放大率控制的许可信号。

19. 根据权利要求 18 所述的内窥镜装置，其特征在于：上述灵敏度放大率的规定值为 1 倍。

20. 一种内窥镜装置的信号处理方法，该内窥镜装置包括：内窥镜，具有摄像元件，该摄像元件通过用被供给的脉冲状信号放大生成的电荷，来改变灵敏度；光源单元，用于向被摄体照射光；光阑单元，用于调整向上述被摄体照射的光量，其特征在于，包括：

驱动工序，向上述摄像元件可变地供给上述脉冲状信号，以改变上述摄像元件的灵敏度；

测光工序，根据来自上述摄像元件的输出信号，生成亮度信号；

灵敏度控制工序，根据上述测光单元的亮度信号，向上述驱动工序供给灵敏度控制信号，该灵敏度控制信号用于生成控制上述摄像元件的电荷放大率的上述脉冲状信号；

测光校正工序，根据在上述电荷放大率校正上述测光工序中生成的亮度信号；

光阑控制工序，根据在上述测光校正工序中被校正的亮度信号，控制上述光阑单元。

21. 一种内窥镜装置的信号处理方法，该内窥镜装置包括：内窥镜，具有摄像元件，该摄像元件通过用被供给的脉冲状信号放大生成的电荷，来改变灵敏度；光源单元，用于向被摄体照射光；光阑单元，用于调整向上述被

摄体照射的光量，其特征在于，包括：

驱动工序，向上述摄像元件可变地供给上述脉冲状信号，以改变上述摄像元件的灵敏度；

测光工序，根据来自上述摄像元件的输出信号，生成亮度信号；

灵敏度控制单元，根据上述测光单元的亮度信号，向上述驱动工序供给灵敏度控制信号，该灵敏度控制信号用于生成控制上述摄像元件的电荷放大率的上述脉冲状信号；

光阑控制工序，根据上述测光工序的亮度信号，控制上述光阑单元；

调光切换工序，对应于规定条件，有选择地使上述灵敏度控制工序中对上述摄像元件的灵敏度控制或上述光阑控制工序中对上述光阑单元的控制中的任一方动作。

得到适当的调光状态观察图像的内窥镜装置

技术领域

本发明涉及利用摄像元件来获得图像的内窥镜装置，该摄像元件通过储存电荷对被摄体进行摄像。

背景技术

现有技术中，内窥镜装置一般包括：具有固体摄像元件的电子内窥镜等的内窥镜、处理器、光源装置和监视器。这种现有的内窥镜装置中，内窥镜的插入部插入体腔中，将来自光源装置的照射光经由光导向装置后照射到被摄体而产生的反射光，用搭载在内窥镜前端的固体摄像元件进行光电变换，并将通过该光电变换得到的输出信号用处理器进行信号处理，在监视器上显示该信号。所述光导向装置内置于内窥镜中。

近年来，正在使用这样的诊断技术，即，向生物体组织的观察对象部位照射激光，并将通过该激光从生物体组织产生的自身荧光或注入生物体内的药剂的荧光作为二维图像进行摄像，根据该荧光图像诊断癌等的病变（疾病的种类或浸润范围等）。随着所述诊断技术的使用，开发出了用于进行该荧光观察的荧光观察装置。

在自身荧光中，当向生物体组织照射激光时，在该激光作用下在该激光的长波长侧产生荧光。作为生物体中的荧光物质，有例如 NADH(烟酰胺腺嘌呤双核苷酸：ニコチンアミドアデニンジユクレオチド)、FMN(flavin mononucleotide, 即，黄素单核苷酸)、胶原等。最近，产生这种荧光的生物体内因性物质与疾病的相互关系变得明确，随之可通过观察这些荧光来诊断癌症等。

在药剂的荧光中，作为注入生物体内的荧光物质，可使用 HpD(血卟啉)、Photofrin、ALA(δ 氨基乙酰丙酸)等。这些药剂对癌症等有特异的集结性，通过向生物体内预先注入这些并观察荧光，可诊断病变部。还有向单克隆抗体 (Monoclonal Antibody) 附加荧光物质，通过抗原抗体反应向病变部集结荧光物质的方法。

作为荧光观察装置，作为一个实施例，为使荧光图像的画面平均为一定，

即为使监视器的亮度的均匀一定，可变地控制搭载在内窥镜前端的 CCD 型固体摄像元件的灵敏度。

用这种荧光观察装置摄取微弱的荧光时，将设置在光源的光阑全部打开，放大灵敏度可变的电荷放大型固体摄像元件的灵敏度，再通过对该电荷放大型固体摄像元件的灵敏度进行自动增益控制，来取得荧光图像。

如以上说明，根据原来的荧光观察装置，通过将光源光阑全打开，可拍摄微弱的自身荧光，但即便自身荧光非常微弱，例如非常接近作为被摄体的生物体组织的情况下，入射到电荷放大型固体摄像元件的荧光强度增大，光源光阑全部打开的画面中仍可能产生饱和（光晕）。这样，在原来的荧光观察装置中有时难以根据使用状况进行适当的调光动作，此时难以得到适当的观察图像。

发明内容

本发明鉴于上述情况作出，目的是提供一种内窥镜装置，对光强度较大变动的被摄体，能够容易得到适当的调光状态的观察图像。

本发明的内窥镜装置包括：内窥镜，具有摄像元件，该摄像元件通过用被供给的脉冲状信号放大生成的电荷，来改变灵敏度；光源单元，用于向被摄体照射光；光阑单元，用于调整向上述被摄体照射的光量；驱动单元，向上述摄像元件可变地供给上述脉冲状信号，以改变上述摄像元件的灵敏度；测光单元，根据来自上述摄像元件的输出信号，生成亮度信号；灵敏度控制单元，根据上述测光单元的亮度信号，向上述驱动单元供给灵敏度控制信号，该灵敏度控制信号用于生成控制上述摄像元件的电荷放大率的上述脉冲状信号；测光校正单元，根据上述电荷放大率，校正上述测光单元生成的亮度信号；光阑控制单元，根据由上述测光校正单元校正的亮度信号，控制上述光阑单元。

效果

根据本发明的内窥镜装置，对光强度变动大的被摄体，能够容易得到适当的调光状态的观察图像。

附图说明

图 1 到图 13 涉及本发明的第一实施方式。

图 1 是表示内窥镜装置的示意结构的框图；

图 2 是 CCD 的框图；

图 3 (a) 是 CCD 的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的定时图, 图 3 (b) 是 CCD 的水平输送脉冲 Φ_{S1} 的定时图, 图 3 (c) 是 CCD 的水平输送脉冲 Φ_{S2} 的定时图;

图 4 是表示对与 CCD 灵敏度有关的电荷放大部外加的电压和灵敏度放大率关系的曲线;

图 5 (a) 是寻常光模式时的旋转滤光片动作的定时图, 图 5 (b) 是寻常光模式时的垂直输送脉冲 Φ_{P1} , Φ_{P2} 的定时图, 图 5 (c) 是寻常光模式时的水平输送脉冲 Φ_{S1} , Φ_{S2} 的定时图, 图 5 (d) 是寻常光模式时的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的定时图, 图 5 (e) 是寻常光模式时来自 CCD 的输出信号的定时图, 图 5 (f) 是特殊光模式时的旋转滤光片的动作的定时图, 图 5 (g) 是特殊光模式时的垂直输送脉冲 Φ_{P1} , Φ_{P2} 的定时图, 图 5 (h) 是特殊光模式时的水平输送脉冲 Φ_{S1} , Φ_{S2} 的定时图, 图 5 (i) 是特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的定时图, 图 5 (j) 是特殊光模式时来自 CCD 的输出信号的定时图;

图 6 是表示图 1 的测光电路结构的框图;

图 7 是表示图 1 的灵敏度控制电路结构的框图;

图 8 是表示图 1 的测光校正电路结构的框图;

图 9 是表示旋转滤光片结构的平面图;

图 10 是表示 CCD 灵敏度特性 (监视器输出信号) 的曲线;

图 11 是表示 CCD 灵敏度特性 (S/N 特性) 的曲线;

图 12 是表示特殊光观察 (荧光观察) 的光源装置的分光特性的曲线;

图 13 是表示特殊光观察 (荧光观察) 中的荧光和反射光的分光特性的曲线。

图 14 和图 15 涉及本发明的第二实施方式。

图 14 是表示内窥镜装置的示意结构的框图;

图 15 是表示图 14 的灵敏度控制电路结构的框图。

图 16 到图 21 涉及本发明的第三实施方式。

图 16 是表示内窥镜装置的示意结构的框图;

图 17(a) 是旋转滤光片的动作的定时图, 图 17 (b) 是垂直输送脉冲 Φ_{P1} , Φ_{P2} 的定时图, 图 17 (c) 是特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的定时图, 图 17 (d) 是水平输送脉冲 Φ_{S1} , Φ_{S2} 的定时图, 图 17 (e) 是

来自 CCD 的输出信号的定时图；

图 18 是表示窄带光观察中光源装置的分光特性的曲线；

图 19 是表示窄带光观察的反射光的分光特性的曲线；

图 20 是表示 CCD 灵敏度特性（监视器输出信号）的曲线；

图 21 是表示 CCD 灵敏度特性（S/N 特性）的曲线。

图 22 和图 23 涉及本发明的第四实施方式。

图 22 是表示内窥镜装置的示意结构的框图；

图 23 是表示图 22 的灵敏度控制电路结构的框图。

具体实施方式

第一实施例

（结构）

如图 1 所示，第一实施例的内窥镜装置 1 包括电子内窥镜（下面简称为内窥镜）2、处理器 3 和监视器 6。

内窥镜 2 将 CCD19 内置于内窥镜前端部 15。

处理器 3 上可装卸地连接上述内窥镜 2。此外，处理器 3 中内置有信号处理装置 4 和光源装置 5。另外，可将光源装置与处理器分开设置。

监视器 6 与处理器 3 连接，显示用该处理器 3 进行图像处理的图像信号。

接着，详细说明内窥镜 2。

内窥镜 2 具有插入患者体腔内的细长的插入部 11。

在此，当插入部 11 为消化管用、支气管用、头颈部用（咽喉部用）或膀胱用的情况下，由软性部件构成；在为腹腔、胸腔、子宫用的情况下，由硬性部件构成。

在插入部 11 的内部，配置光导向装置 12、CCD 驱动信号线 13 和 CCD 输出信号线 14。

插入部 11 的前端部 15 上，设置光导向装置 12 的前端侧、照明透镜 16、物镜 17、激光光截止滤光片 18 和 CCD19。

光导向装置 12 将来自设置在处理器 3 上的光源装置 5 的照明光导向到插入部 11 的前端部 15。

照明透镜 16 搭载在插入部 11 的前端部 15 上，配置在光导向装置 12 的前端面侧。

由光导向装置 12 从光源装置 5 导出来的照明光，经照明透镜 16 照射在

被摄体上。

物镜 17 对来自被摄体的光进行成像。

激光截止滤光片 18 搭载在 CCD19 的前面，仅透过特定波长带的光。本实施例中，该激光截止滤光片 18 具有使从生物体组织产生的自身荧光（大概 500nm 以上波长）透过，使激光（大概 470nm 以下的波长）不透过

的分光特性。来自被摄体的反射光和自身荧光，经物镜 17、激光截止滤光片 18 后成像在 CCD19 的受光面上。

CCD19 设置在插入部 11 的前端部 15 上，是在物镜 17 的成像位置上配置的图像传感器。图 1 中按正视状配置，但也可斜视状、侧视状地配置。

此外，CCD19 经多个驱动信号线 13，与处理器 3 内的信号处理装置 4 的 CCD 驱动电路 31 连接。CCD19 根据在 CCD 驱动电路 31 产生的驱动信号进行电子快门控制、信号电荷的储存、灵敏度控制和读取。

物镜 17 和激光截止滤光片 18 在 CCD19 的受光面上成像的被摄体像，在 CCD19 的各像素经光电变换后输送后，从输出放大器输出。来自该 CCD19 的输出信号经多个 CCD 输出信号线 14，供给处理器 3 内的信号处理单元 4 的模拟处理电路 33。

此外，在内窥镜 2 的基端侧，搭载了存储装置 20。存储装置 20 包含 CPU21 和存储器 22。

作为存储单元的存储器 22，使用例如非易失性的 EEPROM 等，存储 CCD19 的灵敏度放大率特性等数据。

CPU21 进行对存储器 22 的数据读取和写入控制，并控制与处理器 3 的数据发送接收（通信）。

存储器 22 中，除 CCD19 的上述灵敏度放大率特性的数据外，还存储与内窥镜相关的下述数据等。

作为此时的存储数据，有例如内窥镜机型（种类）名称、内窥镜序列号、白平衡设定值{寻常光用、特殊光用（多个）}、内窥镜的钳子信道信息、内窥镜的前端部外径数据、内窥镜的插入部外径数据等。

本实施例中，信号处理装置 4 具有 CPU30、CCD 驱动电路 31、灵敏度控制电路 32、模拟处理电路 33、模/数转换器（下面叫 A/D 转换器）34、数字处理电路 35、测光电路 36、测光校正电路 37、选择器 40、同时化存储器

41、42、43、矩阵电路 44、数/模转换器（下面叫 D/A 转换器）45、46、47、75Ω 驱动器 48。

光源装置 5 具有灯 50、光阑 51、光阑控制电路 52、旋转滤光片 53、马达 54、聚光透镜 55、旋转滤光片切换机构 56、旋转滤光片控制电路 57、模式切换开关 58、亮度控制开关 59。

当内窥镜 2 与处理器 3 连接时，CPU30 经 CPU21 读取存储在存储器 22 中的各种数据并进行控制。此时，存储器 22 中存储的各种数据经 CPU21 输出到 CPU30，由 CPU30 进行各种数据的读取。

CPU30 向 CCD 驱动电路 31 输出从存储器 22 取得的 CCD19 的灵敏度放大率特性数据。

另外，CPU30 向数字处理电路 35 输出内窥镜机型名称、序列号、白平衡（white balance）设定值等。

接着详细说明 CCD19。

本实施例中，作为 CCD19，使用在例如美国专利 No.5337340 号“Charge Multiplying Detector(CMD) suitable for small pixel CCD image sensors”中记载的、利用碰撞电离现象的灵敏度可变的固体摄像元件。

CCD19 上，在 CCD 内的水平输送路径和输出放大器之间，或按每个像素设置电荷放大部，通过从处理器向该电荷放大部施加高电场的脉冲，信号电荷从强电场得到能量，与价电子带的电子碰撞，通过碰撞电离新生成电荷（2 次电子）。

例如，利用雪崩效果的情况下，通过施加脉冲，2 次电子生成以连锁反应的方式产生；但利用碰撞电离的情况下，通过施加比雪崩效果低的电压的脉冲，仅可生成 1 组电子—空穴对。

该 CCD19 中，在输出放大器前级设置电荷放大部的情况下，通过控制所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。

另一方面，电荷放大部对每个像素设置的情况下，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。

并且，本实施例的情况下，作为 CCD19，如图 2 所示，使用在水平输送路径和输出放大器之间搭载电荷放大部的 FFT(全帧转移：Full Frame Transfer)型单色 CCD。

CCD19 具有受光部的图像区 60、OB 部（光学黑体 Optical Black）61、

水平输送路径 62、虚拟部 63、电荷放大部 64 和输出放大器部 65。电荷放大部 64 由与水平输送路径 62 的单元数大致相同或约 2 倍的单元数构成。

CCD19 可以是设置有电荷储存部的 FT(帧转移: Frame Transfer)型。

在图像区 60 的各像素生成的信号电荷, 通过垂直输送脉冲 $\Phi P1$, $\Phi P2$ 针对每 1 水平线输送到水平输送路径 62, 通过水平输送脉冲 $\Phi S1$, $\Phi S2$ 从水平输送路径 62 输送到虚拟部 63 和电荷放大部 64。并且, 通过向由多个单元构成的电荷放大部 64 的各单元施加灵敏度控制脉冲 ΦCMD , 电荷一边在各单元上通过, 一边 1 级 1 级地依次放大, 依次输送到输出放大器部 65。输出放大器部 65 将来自电荷放大部 64 的电荷变换为电压并输出。

此外, 灵敏度控制脉冲 ΦCMD 和水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 的相位, 如图 3 (a) 到图 3 (c) 所示, 在 $\Phi S1$ 上升前, ΦCMD 上升; 在 $\Phi S1$ 下降前, ΦCMD 下降。

在电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率, 通过使从 CCD 驱动电路 31 向电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值(振幅)的大小变化, 而变得可变。在电荷放大部 64 中, 在各单元中 1 级 1 级地进行放大。在电荷放大部 64 得到的灵敏度放大率如图 4 所示, 相对于外加电压, 当高出某阈值 V_{th} 时, 开始电荷放大, 具有灵敏度按指数函数放大的特性。

此外, 灵敏度控制脉冲 ΦCMD 为 0 (V) ~ 阈值 V_{th} 的情况下, 不进行电荷放大, 信号电荷仅由电荷放大部 64 输送。灵敏度放大率相对于开始电荷放大的阈值或外加电压的陡峭度依赖于 CCD 参数, 在设计上是可变的。

图 5 (a) 到 5 (j) 是寻常光模式和特殊光模式(荧光观察)模式时的 CCD19 的驱动信号和输出信号的定时图, 图 5 (a) 表示寻常光模式时的旋转滤光片 53 的动作, 图 5 (b) 表示寻常光模式时的垂直输送脉冲 $\Phi P1$, $\Phi P2$, 图 5 (c) 表示寻常光模式时的水平输送脉冲 $\Phi S1$, $\Phi S2$, 图 5 (d) 表示寻常光模式时的灵敏度控制脉冲 ΦCMD , 图 5 (e) 表示寻常光模式时来自 CCD19 的输出信号, 图 5 (f) 表示特殊光模式时的旋转滤光片 53 的动作, 图 5 (g) 表示特殊光模式时的垂直输送脉冲 $\Phi P1$, $\Phi P2$, 图 5 (h) 表示特殊光模式时的水平输送脉冲 $\Phi S1$, $\Phi S2$, 图 5 (i) 表示特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 ΦCMD , 图 5 (j) 表示特殊光模式时来自 CCD19 的输出信号。

如图 5 (a) ~ 图 5 (j) 所示, CCD 驱动电路 31 在寻常光模式和特殊光(荧光观察)模式中, 向 CCD19 输出垂直输送脉冲 $\Phi P1$, $\Phi P2$ 、水平输送

脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 、未图示的电子快门脉冲 ΦOFD ，作为驱动信号。

CCD 驱动电路 31 在寻常光模式的情况下，不输出供给 CCD19 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，在特殊光（荧光观察）模式的情况下向 CCD19 输出灵敏度控制脉冲 ΦCMD 。另外，寻常光模式时，输出灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，但电压值可在阈值 V_{th} 以下。

寻常光模式时，CCD19 在图 5 (a) 所示的 R、G、B 的曝光期间，通过将入射到 CCD19 的受光面的光进行光电变换，而可作为信号电荷进行储存。

在图 5 (a) 所示的遮光期间，CCD 驱动电路 31 输出图 5 (b) 所示的垂直输送脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 、图 5 (c) 所示的水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，由此，进行 CCD19 的读取，从 CCD19 得到图 5 (e) 所示的输出信号。

这里，CCD 驱动电路 31 如上所述，在寻常光模式时不输出灵敏度控制脉冲 ΦCMD 。

由此，在寻常光模式时，电荷放大部 64 中不进行电荷放大，灵敏度放大率为 1 倍（不放大）。

特殊光模式时，CCD19 在图 5 (f) 所示的 3 波长 $Ex1$ 、 $Ex2$ 、 $Ex3$ 的曝光期间，通过对入射到 CCD19 的受光面的光进行光电变换，而可作为信号电荷进行储存。

在图 5 (f) 所示的遮光期间，即 CCD19 的读取期间，CCD 驱动电路 31 输出图 5 (g) 所示的垂直输送脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 、图 5 (h) 所示的水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 、图 5 (i) 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，由此，进行 CCD19 的读取，从图 5 (j) 所示的 CCD19 得到输出信号。

这里，CCD 驱动电路 31 根据由灵敏度控制电路 32 供给的数据，可改变图 5 (i) 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值（振幅）。并且，CCD 驱动电路 31 按与图 5 (h) 所示的水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 同步的相位关系，向 CCD19 输出图 5 (i) 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 。

由此，在特殊光模式时，CCD 驱动电路 31 通过改变向电荷放大部 64 施加的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值（振幅），来控制 CCD19，以得到希望的灵敏度放大率。

这样，在曝光期间，电荷在 CCD19 的图像区 60 的各像素被储存量；在遮光期间，向 CCD19 输出驱动信号，电荷在各像素，针对每 1 水平线，通

过垂直输送脉冲 $\Phi P1$ 、 $\Phi P2$ 输送到水平输送路径 62，通过水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ 依次输送到虚拟部 63、电荷放大部 64 和输出放大器部 65，在输出放大器部 65 进行电荷电压转换后，作为电压信号被输出。

CCD19 的曝光期间根据特殊光模式的种类而不同，在本实施例中，荧光观察模式的曝光时间（储存时间）是寻常光模式的约 3 倍。

CCD19 对应于由模式切换开关 58 选择的观察模式（模式切换信号），来切换驱动和读取定时。

从灵敏度控制电路 32 向 CCD 驱动电路 31 输入与输出到电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值相关的计数值。此外，从存储装置 20 的存储器 22 经 CPU21 和 CPU30，输入 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率特性（外加电压和灵敏度放大率的关系）的数据。

计数值和对电荷放大部 64 的外加电压值的对应关系，在计数值最小的情况下，被设定为图 4 所示的电压 V_{th} ；或者在计数值最大的情况下，被设定为图 4 所示的电压 V_{max} ；与来自灵敏度控制电路 32 的计数值对应的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，在 $V_{th} \sim V_{max}$ 的范围内输出到电荷放大部 64。灵敏度放大率特性，因每个 CCD 或驱动信号线的偏差等而变化，因此灵敏度控制电路 32 具有一校正单元，该校正单元使灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压的最小值 V_{th} 和最大值 V_{max} ，与计数值的最小值和最大值一致。

图 2 所示的电荷放大部 64 的灵敏度控制脉冲 ΦCMD 的电压值和灵敏度放大率的关系，用下式表示。

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

其中， $M(V)$ 是 ΦCMD 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} 是设备固有的常数。

例如，对电荷放大部 64 的外加电压值为 $V(V)$ 的情况下，计数值 ± 1 变化时，与计数值变化 1 相当的电压值为 $\Delta V(V)$ 时，外加电压 $V' = V \pm \Delta V(V)$ ，因此，此时的灵敏度放大率如下。

$$\begin{aligned} M(V') &= C \cdot \text{Exp}\{\alpha (V' - V_{th})\} \\ &= C \cdot \text{Exp}\{\alpha (V \pm \Delta V - V_{th})\} \quad \dots\dots\dots(2) \end{aligned}$$

此外，此时的灵敏度放大率的变化率如下。

$$\begin{aligned} M(V')/M(V) &= C \cdot \text{Exp}\{\alpha (V \pm \Delta V - V_{th})\} / C \cdot \text{Exp}\{\alpha (V - V_{th})\} \\ &= \text{Exp}(\pm \alpha \cdot \Delta V) \quad \dots\dots\dots(3) \end{aligned}$$

使用这种关系式，CCD 驱动电路 31 从灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值计算电荷放大器 64 的灵敏度放大率，将灵敏度放大率输出到测光校正电路 37。

模拟处理电路 33 上设置有 CDS 电路，该 CDS 电路放大来自 CCD19 的 CCD 输出信号的预置放大器和为降低 CCD 噪声而进行相关 2 次采样的。模拟处理电路 33 进行 CDS 处理的信号输出到 A/D 转换器 34 中，变换为数字信号。A/D 转换器 34 的输出被输出到数字处理电路 35。

数字处理电路 35 对从 A/D 转换器 34 输入的图像信号实施箝位处理、白平衡处理、色变换处理、电子缩放处理、 γ 变换处理和图像强调处理等的信号处理后，实施 3 波长的同时化处理，输出到选择器 40。

数字处理电路 35 中，白平衡处理可对应来自模式切换开关 58 的模式切换信号，在寻常光和多个特殊光的观察模式下设定为不同的值。对应于各观察模式的设定值，存储在存储器 22 中的设定值经由 CPU30 输入到数字处理电路 35。

选择器 40 对从数字处理电路 35 输出的、寻常光模式或特殊光模式的时间序列的图像进行分离，输出到 3 轴的同时化存储器 41、42、43。

同时化存储器 41、42、43 存储寻常光模式或特殊光模式的图像，通过同时读取 3 个存储器将而将画面顺序图像同时化，输出到矩阵电路 44。

矩阵电路 44 根据来自模式切换开关 58 的模式切换信号，在寻常光模式和特殊光模式下进行不同的色变换处理。

特殊光模式的情况下，矩阵电路 44 按选择的每个特殊光模式，对来自同时化存储器 41、42、43 的各图像乘以规定的矩阵系数，构成合成图像。矩阵电路 44 将构成的图像输出到 D/A 转换器 45、46、47 中。

寻常光模式的情况下，矩阵电路 44 对来自同时化存储器 41、42、43 的各图像不实施色变换处理，而输出到 D/A 转换器 45、46、47。

D/A 转换器 45、46、47 将来自矩阵电路 44 的各图像变换为模拟的图像信号并输出。

75 Ω 驱动器 48 向监视器 6 或未图示的记录装置等周边设备，输出从 D/A 转换器 45、46、47 输入的寻常光模式和特殊光模式时的模拟图像信号。

测光电路 36 如图 6 所示，具有子采样电路 71 和积分电路 72 以及亮度信号计算电路 73。

子采样电路 71 将与从 A/D 转换器 34 输入的、各观察模式的各波长对应的图像信号间除，输出到积分电路 72。本实施方式中，通过用子采样电路 71 进行子采样，可缩小后级的积分电路 72 的电路规模。

积分电路 72 对每个半帧积分从子采样电路 71 输入的寻常光模式或特殊光模式的图像，算出每个半帧的积分值。积分电路 72 将积分结果输出到亮度信号计算电路 73。

亮度信号计算电路 73 根据积分电路 72 算出的各波长的每半帧的积分值，算出亮度信号。

亮度信号计算电路 73 对亮度信号的计算，是根据模式切换开关 58 的模式切换信号，依每个观察模式而不同。

寻常光模式下，亮度信号计算电路 73 分别对 R、G、B 的各半帧的积分值乘以 0.3 倍、0.59 倍、0.11 倍后相加，从而算出亮度信号。

特殊光模式下，亮度信号计算电路 73 对各半帧的积分值乘以规定的系数后相加，算出亮度信号。

由亮度信号计算电路 73 对每个观察模式算出的亮度信号，被输出到灵敏度控制电路 32 和测光校正电路 37。

如图 7 所示，灵敏度控制电路 32 具有：比较电路 81、一览表电路（LUT 电路）82、上下计数器 83 和解码电路 84。

LUT 电路 82 用亮度控制开关 59 将操作者所选择的电平变换为目标值，并输出到比较电路 81。

若更详细地说明，则 LUT 电路 82 具有与寻常光模式和特殊光模式对应的多个 LUT（Look Up Table），根据由模式切换开关 58 选择的寻常光模式或多个特殊光模式的模式切换信号，切换选择 LUT，并用切换选择的 LUT，将被控制开关 59 选择的电平转换为目标值，输出到比较电路 81。

比较电路 81 将从测光电路 36 输入的寻常光模式和特殊光模式的亮度信号，与从 LUT 电路 82 输入的监视器亮度的目标值进行比较，将比较结果输出到上下计数器 83。此外，比较电路 81 具有在亮度信号和目标值的差分大的情况下，为提高灵敏度放大率的响应性而增大计数值的增减的功能。

上下计数器 83 根据从比较电路 81 输入的亮度信号和亮度目标值的比较结果，对计数值进行上下计数（ $C=C\pm 1$ ）。并且，上下计数器 83 将计数值输出到 CCD 驱动电路 31 和解码电路 84。

上下计数器 83 在从解码电路 84 输入停止信号的情况下, 停止计数器输出。此外, 上下计数器 83 在来自模式切换开关 58 的模式切换信号为寻常光模式时, 停止计数器输出。即, 灵敏度控制电路 32 仅在特殊光模式下动作。

解码电路 84, 根据由上下计数器 83 输入的计数值判别为上溢或下溢, 并在产生上溢、下溢的情况下, 向上下计数器 83 输出停止信号。

此时, 存储在存储装置 20 的存储器 22 中的 CCD19 的灵敏度放大率特性数据, 如图 4 所示, 将开始电荷放大的阈值 V_{th} ~灵敏度放大率成为最大值的 V_{max} 的区域, 分割为与上下计数器 83 的计数总数相当的数量, 可按组存储电压值(振幅)和灵敏度放大率。外加电压和灵敏度放大率 $M(V)$ 的关系, 根据 $M(V) = C \cdot \text{Exp}\{\alpha (V - V_{th})\}$, 可将存储数据设为与 C 、 α 、 V_{th} 和 V_{max} 等灵敏度放大率相关的参数。

测光校正电路 37 如图 8 所示, 根据从测光电路 36 输入的寻常光模式和特殊光模式的亮度信号和从 CCD 驱动电路 31 输入的电荷放大部 64 的灵敏度放大率, 进行将亮度信号除以灵敏度放大率的运算。并且, 测光校正电路 37 将其运算结果输出到光阑控制电路 52。

测光校正电路 37 的目的是, 因为输入的亮度信号根据由电荷放大部 64 进行灵敏度放大的 CCD 输出值算出, 因而通过将亮度信号除以灵敏度放大率, 取得与灵敏度放大率 1 倍(未放大)相当的校正的亮度信号。

模式切换开关 58 是从寻常光观察或多个特殊光观察(荧光观察、窄带光观察、红外光观察等)中, 由操作者可任意选择某一观察模式的开关。

模式切换开关 58 的设置场所, 可设置在处理器 3、键盘、脚踏开关(foot switch)、内窥镜 2 或其中任一个上。

用模式切换开关 58 选择的模式切换信号(观察模式)输出到旋转滤光片切换机构 56、旋转滤光片控制电路 57、测光电路 36、CCD 驱动电路 31、数字处理电路 35、矩阵电路 44、灵敏度控制电路 32。

亮度控制开关 59 是可由操作者从多个阶段中任意选择监视器画面的亮度目标值的开关。

亮度控制开关 59 的设置场所是处理器 3 的前面板。

根据亮度控制开关 59 的操作的信号输出到灵敏度控制电路 32 和光阑控制电路 52。

下面详细说明光源装置 5。

光源装置 5 的灯 50 由氙灯、卤素灯、LED、LD(半导体激光器)等构成，产生照明光。

聚光镜 55 将从灯 50 经光阑 51 和旋转滤光片 53 导出的照明光的光束会聚到光导向装置 12 的后端面上。

光阑 51 和旋转滤光片 53 插入于灯 50 和聚光镜 55 之间。旋转滤光片 53 可旋转地连接马达 54 的旋转轴，通过旋转滤光片控制电路 57 以规定速度进行旋转控制。

旋转滤光片控制电路 57 可根据来自模式切换开关 58 的模式切换信号，将旋转滤光片 53（马达 54）的旋转速度控制为规定的旋转速度。旋转滤光片控制电路 57 根据观察模式，使得旋转滤光片 53 的旋转速度不同。旋转滤光片控制电路 57 在特殊光观察模式的情况下，将旋转速度设定为相对于寻常光模式的 1/2 的旋转速度。

光阑控制电路 52 从测光校正电路 37 输入亮度信号，将亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值进行比较。光阑控制电路 52 根据比较结果，通过插入于灯 50 和旋转滤光片 53 的照明光路上的光阑 51 的开关动作控制，控制到光导向装置 12 的后端面的照明光量。

旋转滤光片 53 如图 9 所示，其结构为在内周部分和外周部分设置 2 组的滤光片组 66,67 的 2 重结构。

旋转滤光片切换机构 56 是有选择地使旋转滤光片 53 的内周侧的第一滤光片组 66 和外周侧的第二滤光片组 67 中一个，在连结灯 50 和光导向装置 12 的后端面的照明光轴上移动，移动旋转滤光片 53 整体的机构。旋转滤光片切换机构 56 通过特殊光观察的种类，有时不移动旋转滤光片 53。

寻常光模式时，旋转滤光片切换机构 56 将内周侧的滤光片组 66 配置在照明光轴上。

特殊光模式时，旋转滤光片切换机构 56 将外周侧的滤光片组 67 配置在照明光轴上。

如图 9 所示，旋转滤光片 53 的内周部分的第一滤光片组 66 是寻常光模式用的 R、G、B 的 3 块滤光片，分别具有滤光片 66R、66G、66B，该滤光片 66R、66G、66B 具有透过红（R）、绿（G）、蓝（B）波长带的分光特性。

外周部分的第二滤光片组 67 上，设置有具有特殊光模式（荧光观察）用的分光特性的 Ex1、Ex2、Ex3 的 3 块滤光片 91、92、93。

例如, 在本实施方式中, Ex1 的滤光片 91 是透过 390~470nm 区域的激光光用滤光片。

Ex2 的滤光片 92 是中心波长 550nm 附近、半幅值 30nm 左右的窄带且具有数%左右透过率的分光特性的反射光用滤光片。

Ex3 的滤光片 93 是中心波长 600nm 附近、半幅值 30nm 左右的窄带且具有数%左右透过率的分光特性的反射光用滤光片。

特殊光模式中, 从内窥镜 2 的照明透镜 16 照射的照明光, 具有例如图 12 所示的分光特性。

滤光片 66R、66G、66B 对应 CCD19 的曝光期间, 设置在各滤光片 66R、66G、66B 之间 68 的遮光部对应 CCD19 的遮光期间 (读取期间)。这在第二滤光片组 67 中也同样。

第二滤光片组 67 的每一个的大小在本实施方式中设定为第一滤光片组 66 的约 1.5 倍。此外, 旋转滤光片 53 的旋转速度在荧光观察模式中, 设定为寻常光模式下的 1/2。特殊光模式的曝光时间 (储存时间) 被设定为寻常光模式的 3 倍。自身荧光是非常微弱的光, 因此可加长曝光时间。

此外, 图 9 中, 寻常光用的滤光片 66R、66G、66B 设置在内周上, 特殊光用的滤光片 91、92、93 设置在外周上, 但也可相反地配置。

第二滤光片组 67 的滤光片数值孔径与寻常光相同, 可针对每个波长改变数值孔径。

(作用)

下面说明该第一实施方式的内窥镜装置 1 的使用方法。

每当开始内窥镜检查时, 操作者将与观察部位或观察种类对应的种类的内窥镜 2 从多种内窥镜连接于处理器 3 上。

由此, 处理器 3 的 CPU30 经内窥镜 2 的 CPU21 读取存储器 22 中存储的与内窥镜 2 有关的各种数据。存储在存储器 22 中的 CCD19 的灵敏度放大率特性 (电压值和灵敏度放大率的关系) 数据, 经 CPU30 输出到 CCD 驱动电路 31。

接着, 说明寻常光模式和特殊光模式 (荧光观察) 下的作用。

操作者将内窥镜 2 的插入部 10 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), 进行寻常光观察。

进行寻常光观察 (寻常光模式) 时, 旋转滤光片切换机构 56 在照明光

路上配置第一滤光片组 66、CCD19 的灵敏度放大率设定为 1 倍（不放大）。在该状态下，通过从灯 50 照射的照明光透过第一滤光片组 66，R(红)、绿(G)、蓝(B)的面顺序的照明光，经内窥镜 2 的光导向装置 12，从照明透镜 16 按时间序列照射到生物体组织上。

在测光电路 36 算出在监视器画面上显示的亮度信号，输出到灵敏度控制电路 32 和测光校正电路 37。此外，在寻常光模式下，从灵敏度控制电路 32 到 CCD 驱动电路 31 的计数器输出停止。因此，不从 CCD 驱动电路 31 向 CCD19 输出灵敏度控制脉冲 Φ CMD，CCD19 的灵敏度放大率成为 1 倍。

因此，从 CCD 驱动电路 31 向测光校正电路 37 输出灵敏度放大率 1 倍（未放大）的数据。测光校正电路 37 中，将来自测光电路 36 的亮度信号用来自 CCD 驱动电路 31 的灵敏度放大率相除，由于灵敏度放大率为 1 倍，向光阑控制电路 52 输出与来自测光电路 36 的输出值相同的值。

光阑控制电路 52 将亮度信号与操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值相比，根据比较结果（大小关系）进行光阑 51 的开关控制。亮度信号比目标值明亮时，向关闭光阑 51 的方向（对光导向装置 12 的后端面的照射强度减小）动作，另一方面，在监视器画面比目标值暗的情况下，向打开光阑 51 的方向（对光导向装置 12 的后端面的照射强度增大）动作，通过对生物体组织照射的光的照射强度变化，借助光阑 51 的控制来进行自动调光动作（光源装置的光阑开关控制进行的自动增益控制），可使监视器 6 的亮度维持操作者的设定值。

来自生物体组织的 R、G、B 的反射光依次入射到 CCD19 的受光面（图像区 60）上，对应于 R、G、B 的反射光的 CCD19 的输出信号输入到信号处理装置 4，用模拟处理电路 33、数字处理电路 35 实施各种信号处理，经选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、75 Ω 驱动器 48，输出到监视器 6 或记录装置等周边设备中。由此，在监视器 6 或周边设备中进行寻常光图像的显示或记录。

另外，数字处理电路 35 中，R、G、B 的白平衡系数为存储在存储器 22 中的寻常光模式的设定值。矩阵电路 44 中，R、G、B 图像不实施色变换处理而输出。

监视器 6 上显示的寻常光图像的输出信号及其 S/N 特性，得到在图 10 和图 11 中虚线的特性。

进行荧光观察（特殊光观察）时，操作者从模式切换开关 58 的多个观察模式中选择荧光观察。随着该选择指示，旋转滤光片切换机构 56 在照明光路上配置旋转滤光片 53 的第二滤光片组 67。

从光源装置 5 的灯 50 照射的照明光，其透过旋转滤光片 53 的第二滤光片组 67 而产生的、作为滤光片 Ex1 的激光光的蓝色光，滤光片 Ex2 的绿色照明光，滤光片 Ex3 的红照明光，分别经聚光镜 55 入射到光导向装置 12 的后端面上，并作为具有例如图 12 所示的分光特性（频谱、强度）的照明光，从设置在内窥镜 2 的前端部 15 的照明透镜 16，按时间序列照射到生物体组织上。

物镜 17 中入射对生物体组织的激光光照射引起的激光光自身的反射光（返回光）和在激光光的作用下从生物体组织发出的大概在 520nm 附近具有峰值的微弱的自身荧光，但激光光自身的反射光被激光光截止滤光片 18 截止，仅自身荧光入射到 CCD19 的受光面上。此外，绿和红的照明光的反射光入射到物镜 17，透过激光光截止滤光片 18 而入射到 CCD19 的受光面上。由此，CCD19 的受光面上入射如图 13 所示的自身荧光和反射光的分光特性的光。

来自生物体组织的荧光、绿和红的反射光依次入射到 CCD19 中，与各波长对应的 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 实施规定的信号处理，经选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、75 Ω 驱动器 48，将荧光图像记录在监视器 6 或记录装置中。在数字处理电路 35 中，进行荧光、绿和红反射光摄像时，白平衡系数从存储器 22 中存储的多个中设定为用于荧光观察的系数。此外，在矩阵电路 44 中，例如各波长的输出实施规定的色变换，使得荧光输出到 G 信道、红反射光输出到 B 信道、绿反射光输出到 R 信道。

在荧光观察中，进行生物体组织的观察时，随着生物体组织的状态或生物体组织和内窥镜 2 的前端的距离变动等，入射到 CCD19 的入射光强度变动，监视器 6 的亮度信号有时与操作者通过亮度控制开关 59 选择的目标值（基准值）不一致。此时，进行如下调光。

测光电路 36 中，算出由荧光的波长和反射光的 2 波长构成的荧光图像的亮度信号，向灵敏度控制电路 32 和测光校正电路 37 输出亮度信号。灵敏度控制电路 32 用比较电路 81 比较操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度

的目标值和上述亮度信号，并将对应于该比较结果的计数值，从上下计数器 83 输出到 CCD 驱动电路 31。

CCD 驱动电路 31 将灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值，作为与计数值对应的电压输出到电荷放大部 64。CCD19 的灵敏度放大率对应于灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值而增减，CCD 驱动电路 31 进行控制，增减灵敏度放大率，从而校正到 CCD19 的入射光强度变动的部分，来改变监视器 6 的图像的亮度，以使亮度信号与亮度目标值一致。

CCD 驱动电路 31 从灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值算出电荷放大部 64 的灵敏度放大率，将该算出的灵敏度放大率输出到测光校正电路 37。测光校正电路 37 根据来自测光电路 36 的亮度信号和来自 CCD 驱动电路 31 的灵敏度放大率，进行[(亮度信号)/(灵敏度放大率)]的运算，将把灵敏度放大率校正为 1 倍的亮度信号输出到光阑控制电路 52。光阑控制电路 52 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，对应该比较结果进行光阑 51 的开关控制。

此时，作为内窥镜装置 2，亮度信号比目标值明亮时，向关闭光阑 51 的方向动作，在亮度信号比目标值暗时，向打开光阑 51 的方向动作，通过使照射到生物体组织的照射光的照射强度改变，通过光阑 51 的控制进行自动调光控制，使得监视器 6 的亮度与目标值一致。

自身荧光微弱、在远处~近处荧光观察生物体组织的情况下，为得到充分的监视器亮度，灵敏度放大率成为数十倍。因此，校正的亮度信号非常小，从而光阑 51 在打开方向上被控制，保持在全开位置上。灵敏度控制电路 32 进行如下控制：比较监视器亮度的目标值和亮度信号，并由 CCD 驱动电路 31 根据比较结果使灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值（振幅）增减，由此，增减灵敏度放大率，改变亮度信号，使得亮度信号与亮度目标值一致。此时，仅通过 CCD19 的电荷放大部 64 的灵敏度放大率进行自动调光动作（根据电荷放大部 64 的灵敏度放大率的优先控制进行调光动作）。

当在近处对生物体组织进行荧光观察，并使入射到 CCD19 的入射光强度变大、成为寻常光电平时，不需要对 CCD19 的灵敏度放大。因此，从 CCD 驱动电路 31 向测光校正电路 37 输出的灵敏度放大率成为 1 倍，测光校正电路 37 中，进行亮度信号和灵敏度放大率的相除，从灵敏度放大率 1 倍向光阑控制电路 52 输出与来自测光电路 36 的输出值相同的值。光阑控制电路

52 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，根据该比较结果进行光阑 51 的开关控制。亮度信号比目标值亮时，光阑控制电路 52 向关闭光阑 51 的方向动作，在监视器画面比目标值暗时，光阑控制电路 52 在打开光阑 51 的方向上动作。此时，仅通过光阑 51 进行自动调光控制（光阑开关动作的优先控制进行的调光动作）。

在近处对生物体组织进行荧光观察，并使入射到 CCD19 的入射光强度比寻常光强度大时，产生灵敏度放大率 1~2 倍的状况，被校正的亮度信号增大。光阑控制电路 52 使得操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值和被校正的亮度信号成为相等电平。在向入射到 CCD19 的入射光强度增大的方向上产生变动时，灵敏度放大率慢慢减小，且光阑 51 也联动而慢慢地在关闭的方向上动作。此外，在向入射到 CCD19 的入射光强度减小的方向上变动时，进行这样的控制，即，光阑 51 也慢慢地在打开的方向上动作，随之灵敏度放大率也慢慢增大。此时，进行电荷放大部 64 的灵敏度放大率和光阑 51 的关闭联动而同时动作的自动调光动作（根据灵敏度放大率进行的调光动作和光阑开关动作的联动控制而进行的调光动作）。

由此，监视器 6 上得到图 10 和图 11 中实线所示的输出信号和其 S/N 特性。自身荧光区域（图 10 和图 11 的 CCD 入射光强度为 0.01[a.u.]附近）中，通过对寻常光模式延长曝光时间和提高 CCD19 的灵敏度放大率，得到灵敏度放大率 1 倍、3 倍、30 倍等的输出信号和 S/N 特性。在自身荧光区域中，寻常光观察时的特性（虚线）中，监视器画面暗，S/N 特性非常恶化。但是，通过将灵敏度放大率从数倍增大到数十倍，得到监视器画面明亮且高 S/N 特性（高画质）的荧光图像（荧光和反射光的合成图像）。另外，灵敏度放大率可通过外加电压值（振幅）任意放大。

所谓荧光观察是利用了当向生物粘膜照射例如蓝色区域的激射光时，得到在 520nm 附近具有峰值的自身荧光，相对正常部位而言，该自身荧光强度在病变部位小的特性。此外，在荧光观察中，通过使用敏锐捕捉血液的影响，即血红蛋白吸收带的绿反射光以及用作参照光（没有血液影响的波长带）的红反射光，对观察对象部位摄像得到的合成图像除炎症（血液）的影响外，可敏锐观察到有无病变。例如，通过荧光观察，血管和炎症表现为与正常组织不同的颜色，并且腺肿胀或癌症的部位表现为与正常组织及血管或炎症不同的颜色。由此，荧光观察与通常观察相比，肿瘤性病变的测算检测容易。

（效果）

根据该第一实施方式，特殊光模式（荧光观察）时，通过适当地使灵敏度可变 CCD 的灵敏度放大率和光源的光阑联动地进行调光动作，提高调光动作的响应性，作为荧光与反射光的合成图像的荧光图像，即便入射到 CCD19 的入射强度变动大，也防止图像饱和，得到亮度更加适当且高画质的图像。

第二实施方式

在使用图 14 和图 15 的第二实施方式的说明中，对于和图 1 到图 13 所示的第一实施例相同的构成要素，标注相同的标记，省略说明。

（结构）

在图 1 到图 13 所示的第一实施方式中，在进行特殊光模式下的调光动作时，使灵敏度可变 CCD 的灵敏度放大率与光源的光阑联动，但图 14 和图 15 所示的第二实施方式的内窥镜装置 101 中，设置调光切换电路 137，通过 CCD19 的灵敏度放大率可变或光阑开关动作之一，来进行调光动作。

如图 14 所示，第二实施方式的内窥镜装置 101 具有内窥镜 2、处理器 103 和监视器 6。

处理器 103 上可装卸地连接内窥镜 2。此外，处理器 103 中内置信号处理装置 104 和光源装置 105。另外，可将光源装置 105 与处理器 103 分开设置。

监视器 6 与处理器 103 连接，显示由该处理器 103 经图像处理的图像信号。

在本实施方式中，信号处理装置 104 具有 CPU30、CCD 驱动电路 131、灵敏度控制电路 132、模拟处理电路 33、A/D 转换器 34、数字处理电路 35、测光电路 136、调光切换电路 137、选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、D/A 转换器 45、46、47 以及 75Ω 驱动器 48。

光源装置 105 具有灯 50、光阑 51、光阑控制电路 152、旋转滤光片 53、马达 54、聚光透镜 55、旋转滤光片切换机构 56、旋转滤光片控制电路 57、模式切换开关 58、亮度控制开关 59。

在第二实施方式中，寻常光模式和特殊光模式（荧光观察）中的旋转滤光片 53 的动作（曝光、遮光）、CCD 驱动电路 131 向 CCD19 供给的驱动信号的定时、来自 CCD19 的输出信号的定时与图 5 所示的第一实施方式相同。

从后述的灵敏度控制电路 132 向 CCD 驱动电路 131 输入计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 。

该计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 与从灵敏度控制电路 132 向 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）输出的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值有关。

CCD 驱动电路 131 中，从存储装置 20 的存储器 22 经 CPU21 和 CPU30 输入 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度放大率特性（外加电压和灵敏度放大率的关系）数据。

计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 和对电荷放大部 64（参考图 2）的外加电压值 $V_{\text{th}} \sim V_{\text{max}}$ （参考图 4）的对应被设定为：在计数值最小 C_{\min} 的情况下为电压 V_{th} ，并在计数值最大 C_{\max} 的情况下为电压 V_{max} 。

并且，CCD 驱动电路 131 在 $V_{\text{th}} \sim V_{\text{max}}$ 的范围内向 CCD19 的电荷放大部 64，输出与计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 对应的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 。

另外，CCD19 的灵敏度放大率特性因每个 CCD 和驱动信号线的偏差等而变化，因此，CCD 驱动电路 131 中进行校正，使得灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 电压的最小值 V_{th} 和最大值 V_{max} 与计数值的最小 C_{\min} 和最大 C_{\max} 一致。

供给电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值和 CCD19 的灵敏度放大率的关系和第一实施方式相同。

测光电路 136 中，与第一实施方式不同的是将针对每一种观察模式算出的亮度信号，除灵敏度控制电路 132 外，还输出到光阑控制电路 152。

灵敏度控制电路 132 如图 15 所示，具有比较电路 81、LUT 电路 82、上下计数器 183 和解码电路 184。

上下计数器 183 根据从比较电路 81 输入的亮度信号和亮度目标值的比较结果，对计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 进行上下计数（ $C' = C \pm 1$ ）。上下计数器 183 将上述计数值输出到 CCD 驱动电路 131、调光切换电路 137 和解码电路 184。上下计数器 183 在从解码电路 184 输入停止信号时，用最大值 C_{\max} 停止计数器输出。此外，上下计数器 183 在来自模式切换开关 58 的模式切换信号为寻常光模式时，将计数器输出设置为最小值 C_{\min} ，停止计数器动作。即，灵敏度控制电路 132 仅在特殊光模式下动作。

解码电路 184 判断从上下计数器 183 输入的计数值是否上溢，在上溢的情况下，向上下计数器 183 输出停止信号。

这里，所谓上溢是指从 CCD 驱动电路 131 向电荷放大部 64（参考图 2）

施加的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值（振幅），成为与最大电压 V_{max} 对应的计数值 C_{max} 的情况。

调光切换电路 137 切换选择调光许可信号和调光停止信号中之一，输入到上下计数器 183。上下计数器 183 通过调光许可信号输入开始计数动作，此外，通过调光停止信号输入，仍以计数值 C_{min} 停止计数动作。

光源装置 105 中，与第一实施方式不同的构成要素仅是光阑控制电路 152。

光阑控制电路 152 从测光电路 136 输入亮度信号，比较该亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值。接着，光阑控制电路 152 根据上述比较结果，通过控制插入于灯 50 和旋转滤光片 53 的光路上的光阑 51 的开关控制，控制照射到光导向装置 12 的后端面的照明光量。

从调光切换电路 137 向光阑控制电路 152 输入调光许可信号或调光停止信号。

光阑控制电路 152 通过调光许可信号输入，开始光阑 51 的开关控制，并且，通过调光停止信号输入，将光阑 51 的开关位置固定（保持）在规定位置上。这里所谓规定位置是表示入射到光导向装置 12 的后端面的入射光强度为最大的光阑 51 的开关位置，是全开或接近其的开关位置。

由此，内窥镜装置 101 的调光方式有 CCD19 的灵敏度放大率可变和光源装置 105 的光阑 51 的开关动作的 2 种，调光切换电路 137 决定并切换上述 2 种中的一重调光方式。

从灵敏度控制电路 132 向调光切换电路 137 输入表示灵敏度放大率的计数值 $C_{\text{min}} \sim C_{\text{max}}$ 。调光切换电路 137 在输入与灵敏度放大率 1 倍对应的计数值 C_{min} 时，向灵敏度控制电路 132 输出调光停止信号。此外，调光切换电路 137 与调光停止信号向灵敏度控制电路 132 的输出同步地、向光阑控制电路 152 输出调光许可信号。

从光阑控制电路 152 向调光切换电路 137 输入光阑 51 的开关位置信息。调光切换电路 137 在光阑 51 位于规定位置时，向光阑控制电路 152 输出调光停止信号。此外，调光切换电路 137 与调光停止信号对光阑控制电路 152 的输出同步地、向灵敏度控制电路 132 输出调光许可信号。

调光切换电路 137 不向光阑控制电路 152 和灵敏度控制电路 132 二者输出调光许可信号或调光停止信号，而向一方输出调光许可信号时，向另一方

输出调光停止信号。

（作用）

下面说明第二实施方式的荧光观察时的调光。

在荧光观察中，进行生物体组织的观察时，随着生物体组织的状态、生物体组织和内窥镜 2 的前端的距离的变动等，入射到 CCD19 的入射光强度变动，监视器 6 的亮度画面平均值有时与操作者通过亮度控制开关 59 选择的目标值（基准值）不一致。

此时，测光电路 136 算出由荧光的波长和反射光的 2 波长构成的荧光图像的亮度信号，向灵敏度控制电路 132 和光阑控制电路 152 输出亮度信号。

在远处~近处距离处对生物体组织进行荧光观察，并使入射到 CCD19 的入射强度与寻常光观察时相比非常小的情况下，进行如下调光动作。

此时，调光切换电路 137 向灵敏度控制电路 132 输出调光许可信号，并且，向光阑控制电路 152 输出调光停止信号。

灵敏度控制电路 132 用比较电路 81 比较操作者通过亮度控制开关 59 选择的目标值和亮度信号，并根据比较结果，从上下计数器 183 向 CCD 驱动电路 131 和调光切换电路 137 输出被上下计数的计数值 $C_{min} \sim C_{max}$ 。

CCD 驱动电路 131 输出与上述上下计数的计数值 $C_{min} \sim C_{max}$ 对应的电压 $V_{th} \sim V_{max}$ ，作为向电荷放大部 64（参考图 2）施加的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 。根据灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压增减，增减 CCD19 的灵敏度放大率，灵敏度控制电路 132 改变亮度信号，以校正入射到 CCD19 的入射光强度变动的部分，进行自动增益控制，使得亮度信号与亮度目标值一致

另外，由于从调光切换电路 137 向光阑控制电路 152 输入调光停止信号，光阑控制电路 152 强制停止光阑 51 的开关动作，光阑 51 固定（保持）在规定位置上。由此，向光导向装置 12 的后端面入射的照射强度成为最大值。

对生物体组织进行近距离荧光观察，且入射到 CCD19 的入射光强度成为与寻常光观察时相同的电平时，进行如下的调光动作。

此时，调光切换电路 137 向光阑控制电路 152 输出调光许可信号，并向灵敏度控制电路 132 输出调光停止信号。

光阑控制电路 152 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，根据比较结果，进行光阑 51 的开关动作的控制。

光阑控制电路 152 在亮度信号比目标值亮的情况下，向关闭光阑 51 方

向动作，在监视器画面比目标值暗的情况下，向使光阑 51 打开的方向动作。由此，光阑控制电路 152 进行控制，改变照射到生物体组织的照射光的照射强度，使得监视器画面的亮度维持在操作者的目标值。

另一方面，由于从调光切换电路 137 向灵敏度控制电路 132 输入调光停止信号，上下计数器 183 被强制停止；驱动电路 131 和调光切换电路 137 中输出计数值 C_{min} ，CCD19 的灵敏度放大率固定为 1 倍。

在近距离附近对生物体组织进行荧光观察，并在入射到 CCD19 的入射强度与寻常光观察时相比小的情况下，进行如下调光动作。

此时，调光切换电路 137 根据状况，交替地向光阑控制电路 152 和灵敏度控制电路 132 输出调光许可信号（调光停止信号）。

在灵敏度放大率为 1~2 倍的状态下，向入射到 CCD19 的入射光强度减小的方向变动时，来自 CCD 驱动电路 131 的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值慢慢减少，并与此相应地，CCD19 的灵敏度放大率也减少，灵敏度放大率成为 1 倍。

从上下计数器 183 向调光切换电路 137 输出的计数值成为与灵敏度放大率的 1 倍对应的 C_{min} ，因此，调光切换电路 137 向灵敏度控制电路 132 输出调光停止信号，并停止上下计数器 183 的动作。

由此，输出到 CCD 驱动电路 131 的计数器输出固定在 C_{min} ，CCD19 的灵敏度放大率固定为 1 倍。

另一方面，调光切换电路 137 向光阑控制电路 152 输出调光许可信号，许可光阑 51 的开关动作。并且，光阑控制电路 152 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，根据比较结果，进行光阑 51 的开关动作的控制。

在光阑 51 动作的状态下，在向入射到 CCD19 的入射光强度增大的方向变动的情况下，光阑 51 在打开的方向上动作，并到达规定位置。然后，从光阑控制电路 152 向调光切换电路 137 输出的光阑位置信息成为规定位置，调光切换电路 137 向光阑控制电路 152 输出调光停止信号，将光阑 51 的开关位置固定在规定位置上。

另一方面，调光切换电路 137 向灵敏度控制电路 132 输出调光许可信号，许可上下计数器 183 的计数动作。并且，灵敏度控制电路 132 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，根据比较结果，通过计

数值的上下计数，进行这样的控制，即，将 CCD 驱动电路 131 输出的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值增减，从而增减 CCD19 的灵敏度放大率。

（效果）

根据该第二实施方式，特殊光模式（荧光观察）时，通过适当地切分灵敏度可变 CCD 的灵敏度放大率和光源的光阑来进行调光动作，作为荧光与反射光的合成图像的荧光图像，即便入射到 CCD 的入射强度变动大，也通过防止图像饱和，而得到具有更加适当的亮度且高画质的图像。

第三实施方式

在使用图 16 到图 21 的本发明的第三实施方式的说明中，对于与图 1 到图 13 所示的第一实施方式相同的构成要素，标注相同的标记，省略说明。

（结构）

如图 16 所示，第三实施方式的内窥镜装置 201 是作为特殊光模式对应于窄带光观察的装置，具有：内窥镜 202、处理器 203 和监视器 206。

处理器 203 上可装卸地连接上述内窥镜 202。处理器 203 中内置信号处理装置 204 和光源装置 205。另外，可将光源装置 205 与处理器 203 分开设置。

内窥镜 202 具有插入患者体腔内的细长的插入部 211。

在插入部 211 内部配置光导向装置 12、CCD 驱动信号线 13 和 CCD 输出信号线 14。

在插入部 211 的前端部 215 上设置光导向装置 12 的前端侧、照明透镜 16、物镜 17 和 CCD19。其中，在第三实施例中的前端部 215 上，不设置激光截止滤光片。

光导向装置 12 将来自设置在处理器 203 上的光源装置 205 的照明光导向到插入部 211 的前端部 215。

来自被摄体的光经物镜 17 在 CCD19 的受光面上成像。

此外，CCD19 经驱动信号线 13 与处理器 203 内的信号处理装置 204 的 CCD 驱动电路 231 连接。CCD19 通过在 CCD 驱动电路 231 产生的驱动信号，进行电子快门控制和信号电荷的储存。

透过物镜 17 在 CCD19 的受光面上成像的被摄体像，由 CCD19 的各像素光电变换后输送，并从输出放大器输出。

来自 CCD19 的输出信号经 CCD 输出信号线 14 输出到处理器 203 内的

信号处理单元 204 的模拟处理电路 33。

内窥镜 202 搭载有存储装置 220。存储装置 220 由 CPU221 和非易失性存储器 222 构成。

CPU221 进行对存储器 222 的数据读取和写入控制，以及控制与处理器 203 的数据的发送接收（通信）。

作为存储单元的存储器 222 中，存储寻常光模式时的 R、G、B 的 3 波长的储存时间（电子快门速度）、特殊光模式（窄带光观察）时的 3 波长的储存时间（电子快门速度）。

在本实施方式中，信号处理装置 204 具有 CPU30、CCD 驱动电路 231、灵敏度控制电路 32、模拟处理电路 33、A/D 转换器 34、数字处理电路 35、测光电路 36、测光校正电路 37、选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、D/A 转换器 45、46、47 以及 75Ω 驱动器 48。

此外，光源装置 205 具有灯 50、光阑 51、光阑控制电路 52、旋转滤光片 253、马达 54、聚光透镜 55、旋转滤光片切换机构 256、旋转滤光片控制电路 257、模式切换开关 58、亮度控制开关 59、滤光片切换机构 281 和选择滤光片 282。

图 17 (a) 到图 17 (e) 是 3 波长中的 1 波长部分的 CCD19 的驱动信号和输出信号的定时图，图 17 (a) 是旋转滤光片 253 的动作，图 17 (b) 是垂直输送脉冲 $\Phi P1$ ， $\Phi P2$ ，图 17 (c) 表示特殊光模式时的灵敏度控制脉冲 ΦCMD ，图 17 (d) 表示水平输送脉冲 $\Phi S1$ ， $\Phi S2$ ，图 17 (e) 表示来自 CCD19 的输出信号。

图 17 (a) 到图 17 (e) 中，CCD19 在图 17 (a) 所示的曝光期间内，将从被摄体入射到 CCD19 的受光面上的光通过光电变换，可作为信号电荷进行储存。

在图 17 (a) 所示的遮光期间内，CCD 驱动电路 131 向 CCD19 输出图 17 (b) 所示的垂直输送脉冲 $\Phi P1$ ， $\Phi P2$ ，图 17 (d) 所示的水平输送脉冲 $\Phi S1$ 、 $\Phi S2$ ，以及图 17 (c) 所示的灵敏度控制脉冲 ΦCMD （特殊光模式时）。

CCD19 针对每 1 水平线通过图 17 (b) 所示的垂直输送脉冲 $\Phi P1$ ， $\Phi P2$ ，将在曝光期间内储存的信号电荷输送到水平输送路径，通过图 17 (d) 所示的水平输送脉冲 $\Phi S1$ ， $\Phi S2$ ，将其依次输送到 CCD19 的输出放大器中，由输出放大器部进行电荷电压变换后，作为图 17 (e) 所示的输出信号输出。

这里,在本实施方式中,在寻常光模式和特殊光模式(窄带光观察)中,形成旋转滤光片 253 的透过部和遮光部,以使得曝光时间(储存时间)相同。

此外,CCD19 的除灵敏度控制脉冲 Φ CMD 外的驱动信号和 CCD19 的输出定时,在寻常光模式和特殊光模式(窄带光观察)下相同。

旋转滤光片 253 插入于灯 50 和聚光镜 55 之间的照明光路上,并与马达 54 的旋转轴连接,通过旋转滤光片控制电路 257 以规定速度进行旋转。

旋转滤光片控制电路 257 可任意控制旋转滤光片 253 (马达 54) 的旋转速度。在本实施方式中,旋转滤光片控制电路 257 在特殊光模式(窄带光观察)下的旋转速度与寻常光模式下相同。

旋转滤光片切换机构 256 是有选择地使旋转滤光片 253 的内周侧的第一滤光片组和外周侧的第二滤光片组中一个,在连结灯 50 和光导向装置 12 的后端面的照明光轴上移动,从而移动旋转滤光片 253 整体的机构。旋转滤光片切换机构 256 通过特殊光观察种类,有时不移动旋转滤光片 253。旋转滤光片切换机构 256 在窄带光观察中不移动旋转滤光片 253,与寻常光一样。

选择滤光片 282 是相对于旋转滤光片 253 的 R、G、B 的宽带波长,具有限制至少 1 个波长的频带的透过特性的滤光片。

在本实施方式中,选择滤光片 282 具有下面的 3 峰性的透过特性。

选择滤光片 282 的 B' 的透过特性是中心波长 415nm、半值宽 30nm。选择滤光片 282 的 G' 的透过特性是中心波长 540nm、半值宽 30nm。选择滤光片 282 的 R' 的透过特性是中心波长 620nm、半值宽 30nm。

当选择滤光片 282 插入于连结灯 50 和光导向装置 12 的后端面的照明光轴上时,从灯 50 照射的照明光透过选择滤光片 282 和旋转滤光片 253,如图 18 的实线所示的窄带分光特性的照明光入射到光导向装置 12 的后端面上。此外,图 18 的虚线表示旋转滤光片 253 对 R、G、B 的宽带的分光特性。

滤光片切换机构 281 是移动选择滤光片 282 整体的机构,在连结灯 50 和光导向装置 12 的后端面的照明光轴上,移动(装卸)选择滤光片 282。

滤光片切换机构 281 对应来自模式切换开关 58 的模式切换信号(窄带光)而动作。

滤光片切换机构 281 在寻常光模式时,从照明光路上取下选择滤光片 282,并在特殊光模式(窄带光观察)时,在照明光路上配置选择滤光片 282。

(作用)

下面说明该第三实施方式的内窥镜装置 201 的使用方法。

每当开始内窥镜检查时，操作者将与观察部位或观察种类对应的种类的内窥镜 202，从多种内窥镜连接于处理器 203 上。处理器 203 的 CPU30 经内窥镜 202 的存储装置 220 的 CPU221，读取存储器 222 中存储的与内窥镜 202 有关的各种数据。存储在存储器 222 中的 CCD19 的灵敏度放大率特性（电压值和灵敏度放大率的关系）的数据，经 CPU30 输出到 CCD 驱动电路 231 中。

接着，说明作为特殊光模式的窄带观察的作用。

进行窄带光观察时，操作者从模式切换开关 58 的多个观察模式中选择窄带光观察。与此同步，滤光片切换机构 281 动作，选择滤光片 282 配置在灯 50 和光导向装置 12 的照明光路上。并且，旋转滤光片切换机构 256 不动作，旋转滤光片 253 与寻常光观察时同样，将第一滤光片组配置在照明光路上。

从光源装置 205 的灯 50 照射的照明光透过选择滤光片 282 和旋转滤光片 253 的第一滤光片组，如图 18 所示的 R'、G'、B' 的波长区域的窄带光的照明光，经聚光镜 55 入射到光导向装置 12 的后端面上，并从在内窥镜 202 的前端部 215 上设置的照明透镜 16 按时间序列照射到生物体组织上。

CCD19 的受光面上入射经物镜 17 照射到生物体组织上的窄带光的反射光（返回光）。此时，CCD19 的受光面上，入射具有图 19 所示的分光特性的光。

来自图 19 所示的生物体组织的蓝（B2）、绿（G）、红（R）的窄带反射光依次入射到 CCD19 上，对应各波长的 CCD19 的输出信号输入信号处理装置 204 中，由模拟处理电路 33、数字处理电路 35 实施规定的信号处理，经选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、75Ω 驱动器 48，输出到监视器 6 或周边设备中，显示和记录窄带反射光图像。

另外，数字处理电路 35 中，蓝、绿和红的窄带反射光摄像时的白平衡系数，则从存储在存储器 222 中的多个中设定为用于窄带光观察的系数。此外，在矩阵电路 44 中，在各波长的图像之间实施规定的色变换。

在这样的窄带光观察中，进行生物体组织的观察时，随着生物体组织的状态、生物体组织和内窥镜 202 的前端部 215 的距离的变动等，入射到 CCD19 的入射光强度变动，监视器 6 的亮度信号与操作者通过亮度控制开

关 59 选择的目标值有时不一致。此时，进行如下的调光。

测光电路 36 算出由 3 波长的窄带反射光构成的窄带光图像的亮度信号，向灵敏度控制电路 32 和测光校正电路 37 输出亮度信号。灵敏度控制电路 32 用比较电路（参考图 7 的比较电路 81）比较操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值和亮度信号，根据该比较结果，将上下计数器（参考图 7 的上下计数器 83）上下计数的计数值，向 CCD 驱动电路 231 输出。CCD 驱动电路 231 将输出到 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度控制脉冲 Φ CMD，变为与上述上下计数的计数值对应的电压值。由此，对 CCD19 的灵敏度放大率进行控制，以便对应灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值增减，在内窥镜装置 201 整体中，增减 CCD19 的灵敏度放大率来校正入射到 CCD19 的入射光强度变化的部分，从而改变监视器 6 的亮度，使得亮度信号与亮度目标值一致。

CCD 驱动电路 231 将电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度放大率输出到测光校正电路 37。在测光校正电路 37 中，根据来自测光电路 36 的亮度信号和来自 CCD 驱动电路 231 的灵敏度放大率，进行[(亮度信号)/(灵敏度放大率)]的运算，将灵敏度放大率为 1 倍的状态的亮度信号输出到光阑控制电路 52 中。

光阑控制电路 52 比较上述亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值，根据该比较结果，进行光阑 51 的开关控制。

光阑控制电路 52 在亮度信号比目标值明亮的情况下，向关闭光阑 51 方向动作，在亮度信号比目标值暗的情况下，向使光阑 51 打开的方向动作，通过改变照射到生物体组织的照射光的照射强度，通过光阑 51 的控制进行自动调光控制，使得监视器 6 的亮度与目标值一致。

这里，窄带光的反射光相对寻常光弱，因此在远处窄带光观察生物体组织时，为得到充分的监视器的亮度，灵敏度放大率为数十倍左右。因此，由于测光校正电路 37 校正的亮度信号非常小，光阑 51 被向打开的方向控制，保持在全开位置。在灵敏度控制电路 32 中，比较监视器 6 的亮度目标值和上述亮度信号，通过根据比较结果对 CCD 驱动电路 231 进行增减灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值（振幅）的控制，可增减 CCD19 的灵敏度放大率，改变亮度信号，进行使得亮度信号与亮度目标值一致的控制。此时，仅通过 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度放大率，进行自动调光动作

(通过优先控制电荷放大部 64 的灵敏度放大率进行的调光控制)。

在近处窄带光观察生物体组织并使入射到 CCD19 的入射光强度增大,成为与寻常光电平相同时,不需要进行 CCD19 的灵敏度放大。这样,从 CCD 驱动电路 231 向测光校正电路 37 输出的灵敏度放大率为 1 倍,测光校正电路 37 中,使用灵敏度放大率 1 倍,进行亮度信号和灵敏度放大率的相除,从而向光阑控制电路 52 输出与来自测光电路 36 的输出值相同的值。

光阑控制电路 52 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值,根据该比较结果,进行光阑 51 的开关控制。进行这样的控制,即,在亮度信号比目标值明亮时,向关闭光阑 51 的方向动作;在亮度信号比目标值暗时,向打开光阑 51 的方向动作。此时,仅通过光阑 51 进行自动调光动作(通过优先控制光源装置的光阑开关动作进行的调光动作)。

在近处窄带光观察生物体组织,并使入射到 CCD19 的入射光强度比寻常光小时,产生灵敏度放大率为 1~2 倍的状况,在测光校正电路 37 校正的亮度信号变大。光阑控制电路 52 使得操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值和被校正的亮度信号成为相同的电平。

由此,在向入射到 CCD19 的入射光强度增大的方向变动时,慢慢减小 CCD19 的灵敏度放大率,并且,光阑 51 也联动地慢慢向关闭的方向动作。

在向入射到 CCD19 的入射光强度减小的方向变动时,变成这样的控制,即,光阑 51 慢慢向打开的方向动作,并且,CCD19 的灵敏度放大率也联动慢慢变大。此时,进行使电荷放大部 64(参考图 2)的灵敏度放大率与光阑 51 的开关联动地同时动作的自动调光动作(通过 CCD 的灵敏度放大率和光源装置的光阑开关动作的联动控制进行的调光动作)。

监视器 6 上得到图 20 和图 21 的实线所示的输出信号和其 S/N 特性。窄带光区域(图 20 和图 21 的 CCD 入射光强度为 0.01~0.1[a.u.]附近)中,通过对寻常光模式提高 CCD19 的灵敏度放大率,得到灵敏度放大率 1 倍、3 倍、30 倍等的输出信号和 S/N 特性。在窄带光区域中,灵敏度放大率 1 倍时,监视器画面暗,S/N 特性非常恶化。但是,通过将灵敏度放大率增大到数倍、数十倍,可得到监视器画面明亮,并且高 S/N 特性(高画质)的窄带光图像。另外,灵敏度放大率可通过外加电压值(振幅)的控制增大到任意值。

窄带光观察具有如下特征:通过向生物体组织特别照射蓝色区域(短波

长侧)的波长带受到限制的窄带光,与寻常光观察相比,例如是消化管时,可敏锐地捕捉粘膜表层(浅层)的微细结构和毛细血管像。

这是由于光向粘膜深度方向的到达深度依赖于波长,越短波长,由于散射的影响到达深度越小(浅),由于粘膜(生物体)在415nm附近有血红蛋白大的吸收带,因此,尤其是照射400~450nm附近的窄带光时,可优异地检测出粘膜表层的微细结构和毛细血管。因此,在寻常光观察中,非常难以观察的粘膜表层的结构和毛细血管的行进图案,通过使用窄带光观察可非常明了地描绘出。粘膜表层的微细结构和毛细血管的行进图案通过例如扩大观察等进行详细观察,等可容易作出肿瘤/非肿瘤、良性肿瘤/恶性肿瘤等的质的诊断。

(效果)

根据该第三实施例,特殊光模式(窄带光观察)时,通过使灵敏度可变CCD19的灵敏度放大率和光源装置205的光阑51适当地联动,来进行调光控制,作为窄带光图像,即便入射到CCD19的入射强度的变动大,也可防止图像饱和,得到亮度更加适当并且高画质的图像。

第四实施方式

在使用图22和图23的第四实施例的说明中,对于和图16到图21所示的第三实施例相同的构成要素,标注相同的标记,省略说明。

(结构)

在图16到图21所示的第三实施方式中,在特殊光模式下进行调光动作时,使灵敏度可变CCD的灵敏度放大率与光源的光阑联动,但第四实施方式的内窥镜装置301中,设置调光切换电路337,通过CCD19的灵敏度放大率可变或光阑51的开关动作之一,进行调光动作。

如图22所示,第四实施方式的内窥镜装置301具有:内窥镜202、处理器303和监视器6。

处理器303上可装卸地连接有上述内窥镜202。此外,处理器303中内置有信号处理装置304和光源装置305。另外,可将光源装置305与处理器303分开设置。

监视器6与处理器303连接,显示用该处理器303经图像处理的图像信号。

在本实施方式中,信号处理装置304具有CPU30、CCD驱动电路331、

灵敏度控制电路 332、模拟处理电路 33、A/D 转换器 34、数字处理电路 35、测光电路 336、调光切换电路 337、选择器 40、同时化存储器 41、42、43、矩阵电路 44、D/A 转换器 45、46、47 以及 75Ω 驱动器 48。

光源装置 305 具有：灯 50、光阑 51、光阑控制电路 352、旋转滤光片 253、马达 54、聚光透镜 55、旋转滤光片切换机构 256、旋转滤光片控制电路 257、模式切换开关 58、亮度控制开关 59、滤光片切换机构 281 和选择滤光片 282。

寻常光模式和特殊光（窄带光观察）模式的旋转滤光片 253 的动作（曝光、遮光）、CCD 驱动电路 331 向 CCD19 供给的驱动信号的定时、来自 CCD19 的输出信号的定时，与图 17（a）到图 21 所示的第三实施例相同。

从灵敏度控制电路 332 向 CCD 驱动电路 331 输入计数值 $C_{min}\sim C_{max}$ 。

计数值 $C_{min}\sim C_{max}$ 与从灵敏度控制电路 332 向 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）输出的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值有关。

此外，从存储器 222 经 CPU221 和 CPU30，向 CCD 驱动电路 331 输入 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度放大率特性（外加电压和灵敏度放大率的关系）的数据。

计数值 $C_{min}\sim C_{max}$ 和对电荷放大部 64（参考图 2）的外加电压值 $V_{th}\sim V_{max}$ （参考图 4）的对应与第二实施例同样，设定为：在计数值最小 C_{min} 的情况下，为电压 V_{th} ；在计数值最大 C_{max} 的情况下，为电压 V_{max} 。

并且，CCD 驱动电路 331 在 $V_{th}\sim V_{max}$ 的范围内向 CCD19 的电荷放大部 64（参考图 2），输出与计数值 $C_{min}\sim C_{max}$ 对应的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 。

另外，CCD 驱动电路 331 进行校正，使得灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 电压的最小值 V_{th} 和最大值 V_{max} ，与计数值的最小 C_{min} 和最大 C_{max} 一致。

在第四实施方式中，电荷放大部 64（参考图 2）的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} 的电压值和灵敏度放大率的关系，与第三实施方式相同。

在第四实施方式的测光电路 336 中，与第三实施方式不同的是将针对每一观察模式算出的亮度信号追加到灵敏度控制电路 332，并且输出到光阑控制电路 352。

灵敏度控制电路 332 如图 23 所示，具有比较电路 381、LUT 电路 382、上下计数器 383 和解码电路 384。

上下计数器 383 根据从比较电路 381 输入的亮度信号和亮度的目标值的

比较结果，对计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 进行上下计数 ($C' = C \pm 1$)。

上下计数器 383 将计数值输出到 CCD 驱动电路 331、调光切换电路 337 和解码电路 384。并且，在从解码电路 384 输入停止信号时，当上下计数器 383 以最大值 C_{\max} 停止计数器输出。此外，在来自模式切换开关 58 的模式切换信号为寻常光模式时，上下计数器 383 将计数器输出设置为最小值 C_{\min} ，并停止计数器动作。即，灵敏度控制电路 332 仅在特殊光模式下动作。

解码电路 384 根据从上下计数器 383 输入的计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 判别是否上溢(在第二实施方式中的说明)，在为上溢的情况下，向上下计数器 383 输出停止信号。

调光切换电路 337 切换选择调光许可信号和调光停止信号中之一，输入到上下计数器 383。上下计数器 383 通过调光许可信号输入开始计数动作，并且，通过调光停止信号的输入，仍以计数值 C_{\min} 停止计数动作。

在第四实施方式的光源装置 305 中，与第三实施方式不同的光源装置 205 不同点是光阑控制电路 352。

光阑控制电路 352 从测光电路 336 输入亮度信号，比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值。光阑控制电路 352 根据比较结果，进行插入在灯 50 和旋转滤光片 253 的光路上的光阑 51 的开关动作控制，控制照射到光导向装置 12 的后端面的照明光量。

此外，从调光切换电路 337 向光阑控制电路 352 输入调光许可信号或调光停止信号。光阑控制电路 352 通过调光许可信号输入，开始光阑 51 的开关动作控制；还通过调光停止信号的输入，将光阑 51 固定（保持）在规定位置（第二实施方式中的说明）上。

处理器 303 的调光方式有 CCD19 的灵敏度放大率可变和光源装置 305 的光阑 51 开关动作的 2 种，但调光切换电路 337 是决定并切换上述 2 种中的一种调光方式的电路。

从灵敏度控制电路 332 向调光切换电路 337 输入表示灵敏度放大率的计数值 $C_{\min} \sim C_{\max}$ 。调光切换电路 337 在输入与灵敏度放大率 1 倍对应的计数值 C_{\min} 时，向灵敏度控制电路 332 输出调光停止信号。此外，调光切换电路 337 与调光停止信号对灵敏度控制电路 332 的输出同步地、向光阑控制电路 352 输出调光许可信号。

从光阑控制电路 352 向调光切换电路 337 输入光阑 51 的开关位置信息。调光切换电路 337 在光阑 51 位于规定位置时，向光阑控制电路 352 输出调光停止信号。此外，调光切换电路 337 与调光停止信号向光阑控制电路 352 的输出同步地、向灵敏度控制电路 332 输出调光许可信号。

调光切换电路 337 不向灵敏度控制电路 332 和光阑控制电路 352 二者输出调光许可信号或调光停止信号，而向一方输出调光许可信号时，向另一方输出调光停止信号。

（作用）

下面说明第四实施方式的内窥镜装置 301 的使用方法。

下面，说明窄带光观察时的调光。

在进行窄带光观察时，操作者从模式切换开关 58 的多个观察模式中选择窄带光观察。与此同步，滤光片切换机构 281 动作，选择滤光片 282 配置在灯 50 和光导向装置 12 的照明光路上。此外，旋转滤光片切换机构 256 不动作，旋转滤光片 253 与寻常光观察时同样，将第一滤光片组配置在照明光路上。

在窄带光观察中，进行生物体组织的观察的情况下，随着生物体组织的状态或生物体组织和内窥镜 202 前端的距离的变动等，入射到 CCD19 的入射光强度变动，且监视器 6 的画面平均值与操作者通过亮度控制开关 59 选择的目标值，有时不一致。

测光电路 336 算出由 3 波长的窄带反射光构成的窄带光图像的亮度信号，向灵敏度控制电路 332 和光阑控制电路 352 输出亮度信号。

在远距离处对生物体组织进行窄带光观察，并且入射到 CCD19 的入射光强度与寻常光观察时相比非常小的情况下，进行如下的调光动作。

调光切换电路 337 向灵敏度控制电路 332 输出调光许可信号，向光阑控制电路 352 输出调光停止信号。灵敏度控制电路 332 用比较器 381 比较操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值与亮度信号，根据该比较结果，将上下计数的计数值 $C_{min} \sim C_{max}$ 从上下计数器 383 输出到 CCD 驱动电路 331 和调光切换电路 337 中。

CCD 驱动电路 331 将向电荷放大部 64（参考图 2）施加的灵敏度控制脉冲 Φ_{CMD} ，以与上下计数的计数值 $C_{min} \sim C_{max}$ 对应的电压 $V_{th} \sim V_{ma}$ 进行输出，。

CCD19 的灵敏度放大率对应于灵敏度控制脉冲 Φ CMD 电压的增减而增减, 灵敏度控制电路 332 改变亮度信号, 以校正入射到 CCD19 的入射光强度变动的部分, 进行自动增益控制, 使得亮度信号与亮度目标值一致。

由于从调光切换电路 337 向光阑控制电路 352 输入调光停止信号, 因此, 光阑控制电路 352 强制停止光阑 51 的开关动作, 光阑 51 被固定在规定位置上。由此, 向光导向装置 12 的后端面的照射强度成为最大值。

在近距离处窄带光观察生物体组织、且入射到 CCD19 的入射光强度为与寻常光观察相同的电平时, 进行如下的调光动作。

此时, 调光切换电路 337 向光阑控制电路 352 输出调光许可信号, 向灵敏度控制电路 332 输出调光停止信号。

光阑控制电路 352 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度目标值, 根据比较结果, 进行光阑 51 的开关动作的控制。

光阑控制电路 352 在亮度信号比目标值亮的情况下, 向关闭光阑 51 方向动作, 在监视器画面比目标值暗的情况下, 向使光阑 51 打开的方向动作。由此, 光阑控制电路 352 进行控制, 改变照射到生物体组织上的照射光的照射强度, 使得监视器 6 的画面的亮度维持在操作者的目标值。

另一方面, 由于从调光切换电路 337 向灵敏度控制电路 332 输出调光停止信号, 强制停止上下计数器 383, 向 CCD 驱动电路 331 和调光切换电路 337 输出计数值 C_{min} , CCD19 的灵敏度放大率被固定为 1 倍。

在近距离处附近对生物体组织进行窄带光观察、且入射到 CCD19 的入射强度与寻常光观察时相比小的情况下, 进行如下调光动作。

调光切换电路 337 根据状况交替地向光阑控制电路 352 和灵敏度控制电路 332 输出调光许可信号 (调光停止信号)。

在灵敏度放大率 1~2 倍的状态下, 向入射到 CCD19 的入射光强度减小的方向变动时, 来自 CCD 驱动电路 331 的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值慢慢减少, 与此相应地, CCD19 的灵敏度放大率也减小, 灵敏度放大率成为 1 倍。从上下计数器 383 向调光切换电路 337 输出的计数值成为与灵敏度放大率 1 倍对应的 C_{min} , 因此, 调光切换电路 337 向灵敏度控制电路 332 输出调光停止信号, 停止上下计数器 383 的动作。由此, 向 CCD 驱动电路 331 的计数器输出固定为 C_{min} , CCD19 的灵敏度放大率固定为 1 倍。另一方面, 调光切换电路 337 向光阑控制电路 352 输出调光许可信号, 许可光阑

51 的开关动作，光阑控制电路 352 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度的目标值，根据该比较结果，进行光阑 51 的开关动作的控制。

在光阑 51 动作的状态下，在向入射到 CCD19 的入射光强度增大的方向变动的情况下，光阑 51 向打开的方向动作，到达规定位置。然后，从光阑控制电路 352 向调光切换电路 337 输出的光阑位置信息成为规定位置，调光切换电路 337 向光阑控制电路 352 输出调光停止信号，并将光阑 51 的开关位置固定在规定位置上。另一方面，调光切换电路 337 向灵敏度控制电路 332 输出调光许可信号，许可上下计数器 383 的计数动作，灵敏度控制电路 332 比较亮度信号和操作者通过亮度控制开关 59 选择的亮度的目标值，根据比较结果，利用计数值的上下计数使 CCD 驱动电路 331 所输出的灵敏度控制脉冲 Φ CMD 的电压值进行增减，从而进行增减 CCD19 的灵敏度放大率的控制。

（效果）

根据该第四实施方式，特殊光模式（窄带光观察）时，通过适当地切分灵敏度可变 CCD19 的灵敏度放大率和光源的光阑来进行调光动作，作为窄带光图像，即便入射到 CCD19 的入射强度的变动大，也可防止图像饱和，得到亮度更适当并且高画质的图像。

变形例：

（1）第一和第四实施方式中，对每个像素搭载电荷放大部。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进行，灵敏度放大率通过灵敏度控制脉冲的电压值或脉冲数的控制而可改变。

（2）第一和第四实施方式中，使计数值成为最小的值对应于灵敏度放大率成为 1 倍（不放大）的灵敏度控制脉冲的电压值（振幅），但可使计数值成为最小的值对应于灵敏度放大率为 1 倍以外的规定灵敏度放大率的电压值（振幅）。

（3）第一到第四实施方式中，表示出相对计数值的 ± 1 的变化，对电荷放大部的外加电压值线性地变为 $\pm \Delta V(V)$ 的例子，但计数值和外加电压的变化大小可以是非线性的。例如，可以按在计数值小的区域（灵敏度放大率小的区域）中，使外加电压变化大，另一方面，计数值大（灵敏度放大率小的区域）的区域中，使外加电压的变化小等进行各种应用。

(4) 第一到第四实施方式中, 示出了在内窥镜前端搭载 1 个作为固体摄像元件的 CCD 的例子, 但可在内窥镜前端搭载 2 个 CCD, 将第一 CCD 用于寻常光模式, 将第二 CCD 用于特殊光模式。

此时, 在内窥镜内部或连接内窥镜和处理器的线缆内部, 设置由中继器等构成的 CCD 驱动信号和读取信号的 CCD 切换单元, 根据来自模式切换开关的模式切换信号, 可进行对应各观察模式的 CCD 的驱动和读取。

此时, 例如, 2 个 CCD 共用的多个信号使用机械式、电方式的多个中继器来切换, 2 个 CCD 不共用的信号可连接在 CCD 和处理器之间。

这样, 连接处理器和内窥镜的线缆根数可减少。处理器内可设置与 2 个 CCD 对应的 CCD 驱动和读取电路。为 2 个 CCD 类型的效果是进行寻常光观察时, 在 CCD 前面不用设置激射光截止滤光片, 得到更好的色再现性。

(5) 第一到第四实施方式中, 将 CCD 搭载在内窥镜前端部, 但在内窥镜内设置传送图像的图像光纤的纤维内窥镜的外部(插入部以外的场所)搭载 CCD、并作成一体型的混合型结构或自由装卸型的结构也是可以的。其效果是由于不用在内窥镜前端设置 CCD, 因此, 可使插入部外径为细径。

(6) 第一到第四实施方式中, 与寻常光观察相比, 为拍摄弱的入射光而使用灵敏度可变的 CCD, 但为了以更高的 S/N 特性进行摄像, 可组合储存时间的延迟或在 CCD 内加上周边像素的像素合成(pixel binning)读取等, 或在处理器内进行相加多个半帧图像等的运算处理。

(7) 第一到第四实施方式中, 将灵敏度放大率特性数据存储在内窥镜上搭载的存储装置中, 但灵敏度放大率特性数据可存储在处理器中。

(8) 第一和第二实施方式中, 将荧光观察的 3 波长设为荧光、绿反射光、红反射光, 但可适用各种激射光和反射光的波长数、波长带、透过率等的选择或组合, 仅用荧光取得图像也可以。

(9) 第一和第二实施方式中, 作为荧光观察的特殊波长, 示出了自身荧光和反射光的例子, 但不限于自身荧光, 可以是药剂荧光和反射光的组合。此时, 可适用各种激射光和反射光的波长数、波长带等的选择或组合, 仅用药剂荧光取得图像也可以。

(10) 第三和第四实施方式中, 将窄带光的 3 波长设为蓝、绿、红的各个窄带光, 但可适用各种限制波长带而作为窄带光的波长数、中心波长等的选择或组合。

(11) 第三和第四实施方式中, 将生成窄带光的滤光片设置在选择滤光片上, 但可设置在旋转滤光片的第二滤光片上。此时, 不需要和寻常光用 R、G、B 滤光片组合, 因此, 作为窄带的波长数、中心波长等的选择或组合的自由度加宽。例如, 考虑在蓝色区域设置 3 波长, 将至少 1 个波长设为窄带光或在紫外光~可见光的频带中将至少 1 个波长设为窄带。

(12) 第一到第四实施方式中, 作为特殊光模式的例子, 示出了荧光观察和窄带光观察的例子, 但可向生物体组织静脉注入在 800nm 附近具有强吸收带的 ICG(インドシアシングリーン), 向生物体组织照射 800nm 附近的波长带(主要观察 ICD 吸收的程度)和 900nm 附近的波长带(参照光的作用)的多个波长, 观察其反射光的红外观察也改变滤光片的波长特性。可适用各种红外观察时照明的波长数、波长带等的选择、组合。

(13) 第一到第四实施方式中, 寻常光观察时停止固体摄像元件的灵敏度放大率控制, 但寻常光观察时, 也可以与特殊光观察时同样, 进行固体摄像元件的灵敏度放大率控制。

(14) 第一到第四实施方式中, 适当组合 CCD 的灵敏度放大率控制和光源的光阑控制来进行调光动作, 但还可组合电子快门。

(15) 第一到第四实施方式中, 也可以是用模拟处理电路 33 的预置放大器的增益值根据观察模式切换的结构。在该结构的情况下, 相对寻常光模式而言, 可将特殊光模式的上述预置放大器的增益值设定得较大。通过与模式切换开关 58 的操作同步切换上述预置放大器的增益, 相对寻常光而言, 特殊光的 CCD 输出信号通过上述预置放大器大幅度放大。

在本发明中, 在较宽的范围内的不同的实施方式, 不背离本发明精神和范围的情况下, 显然可根据本发明构成。本发明除由后附的权利要求限定外, 不受这里的特定实施方式制约。

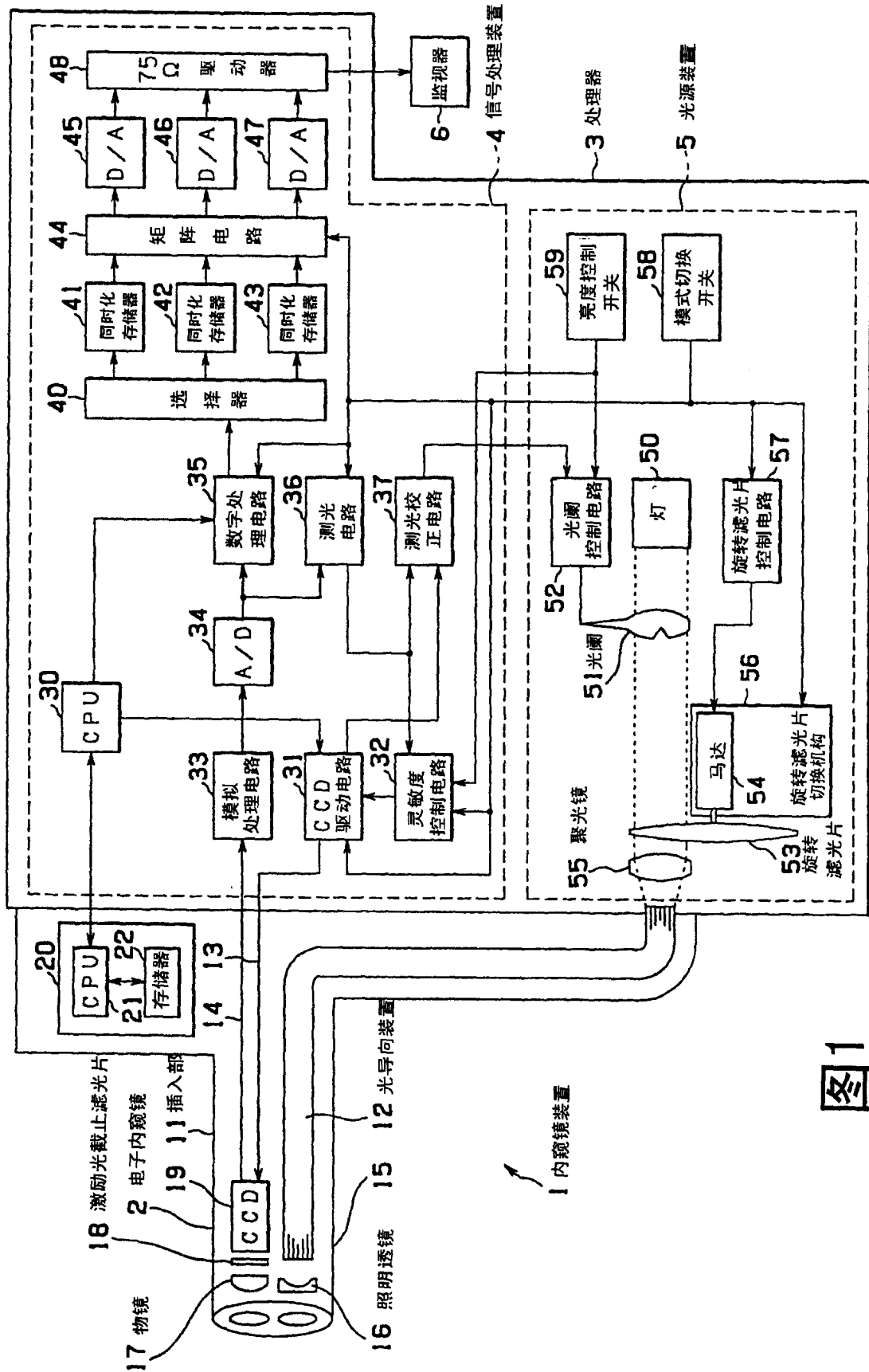


图1

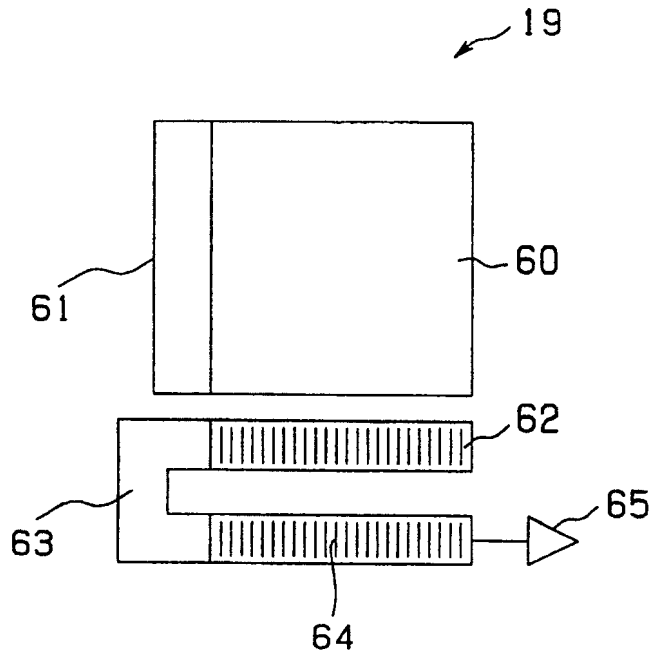


图2

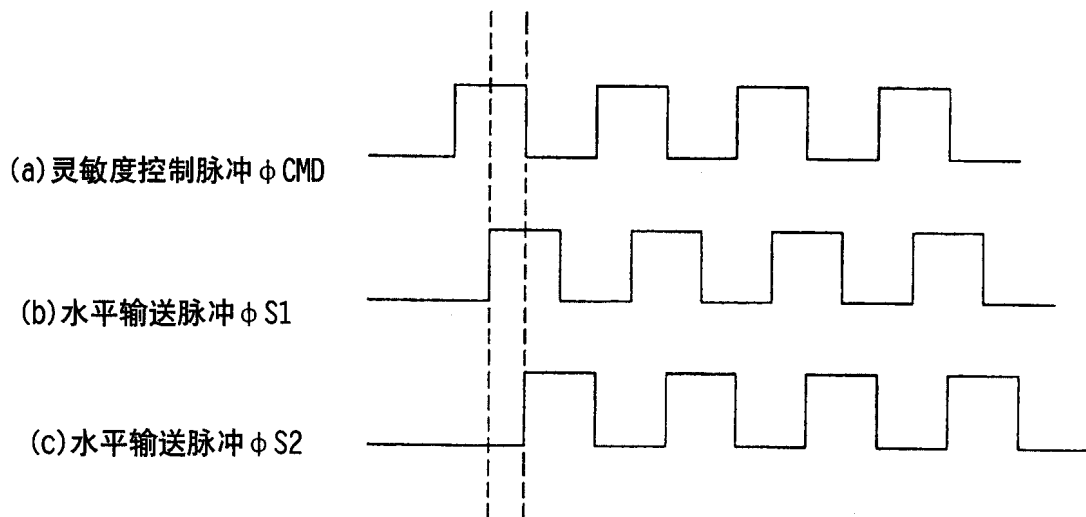


图3

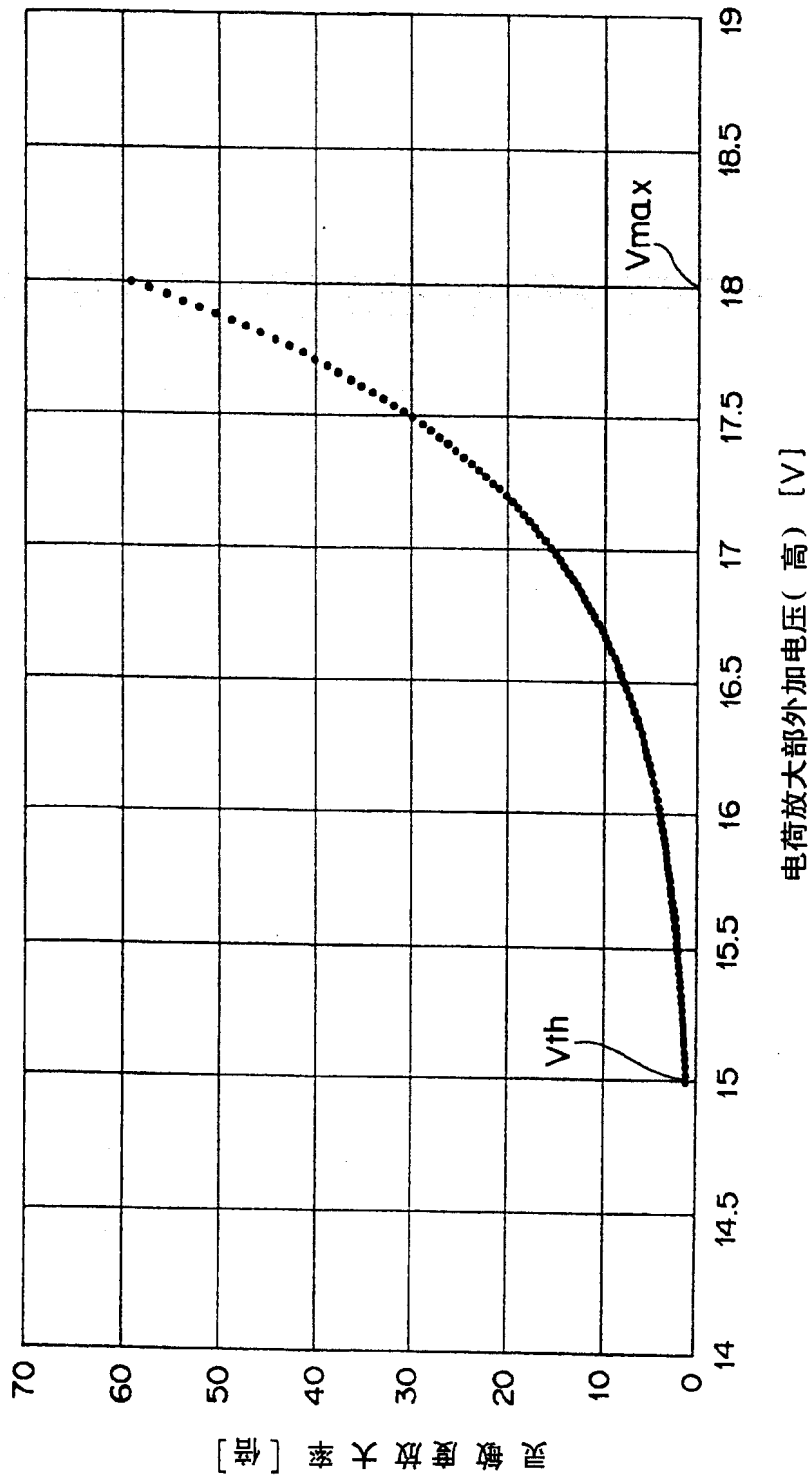


图4

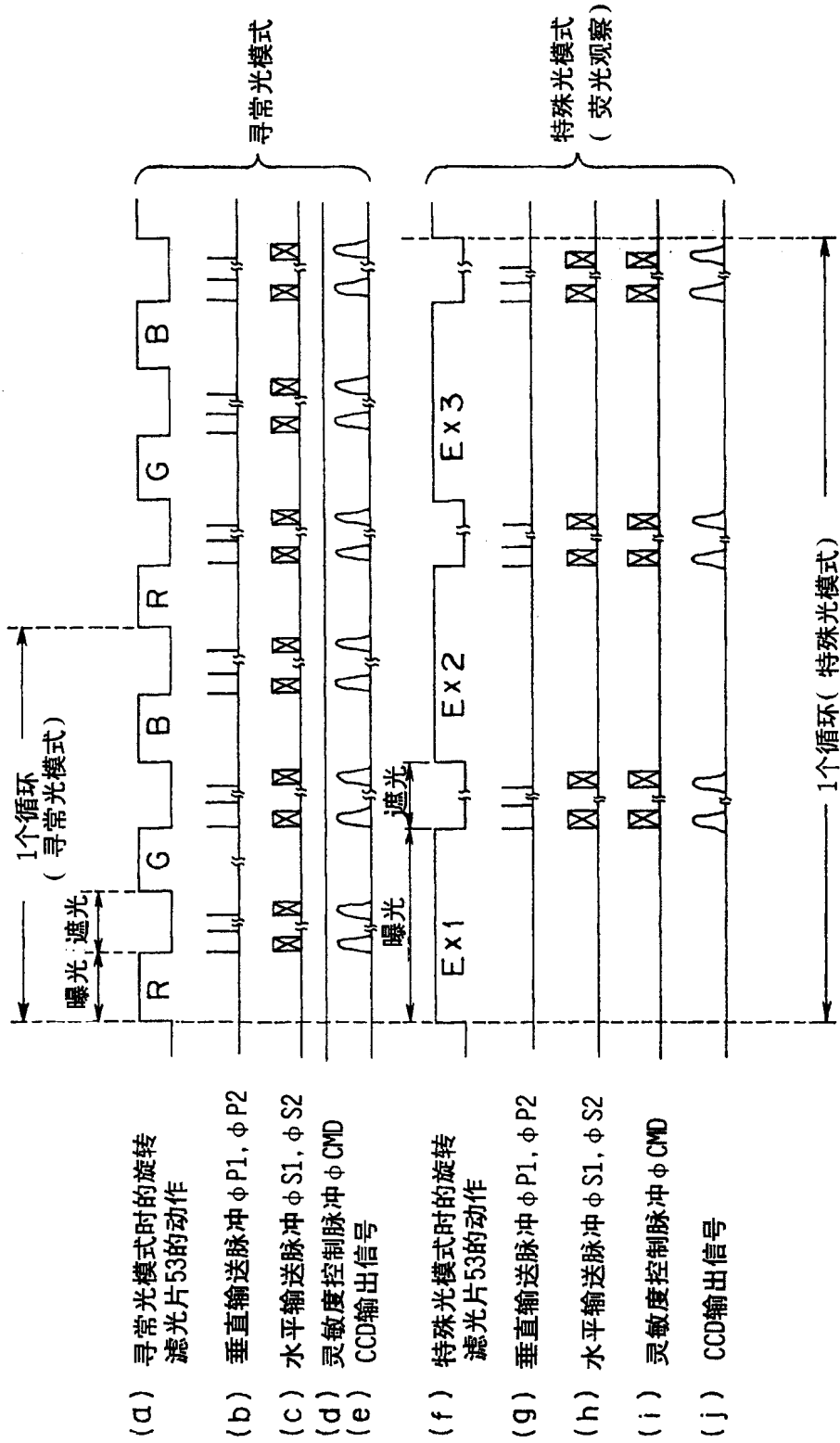


图5

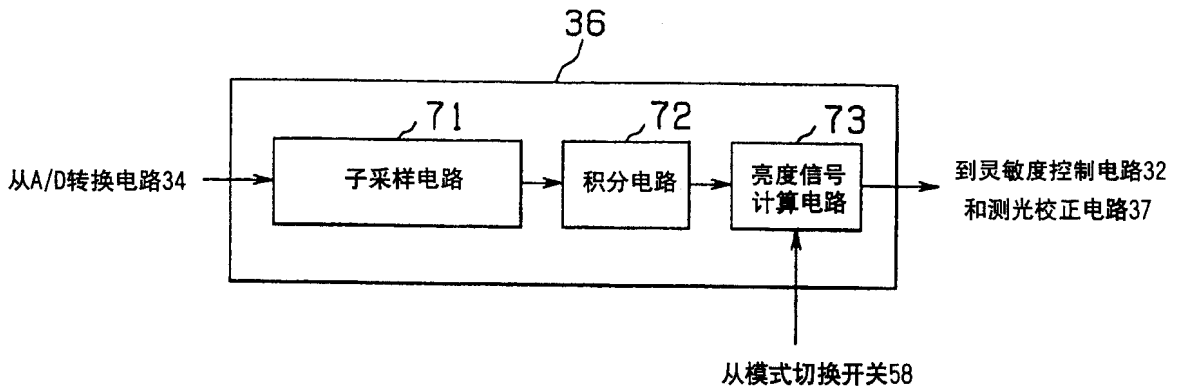


图6

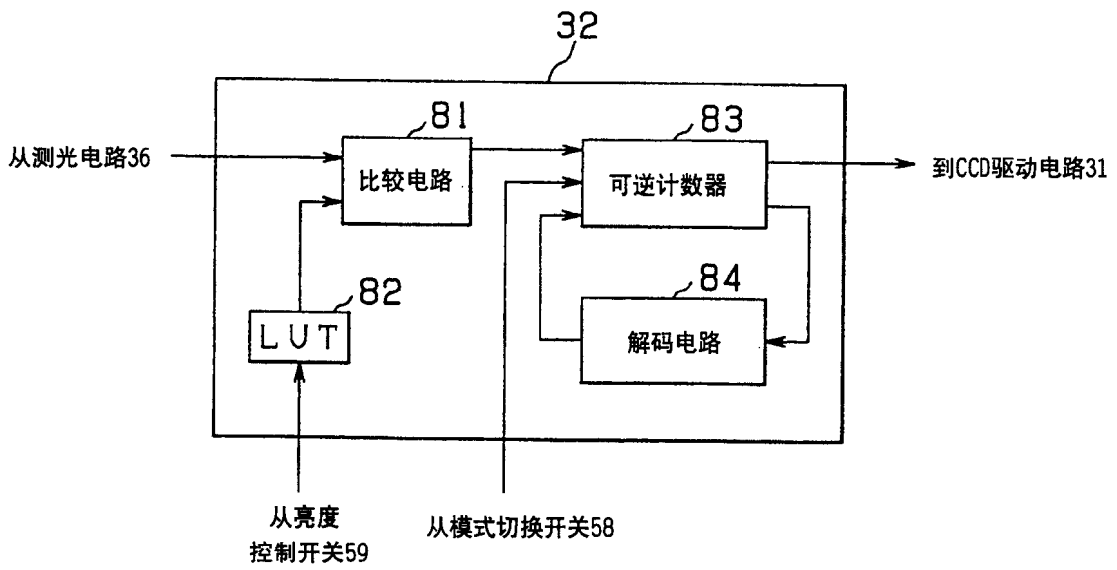


图7

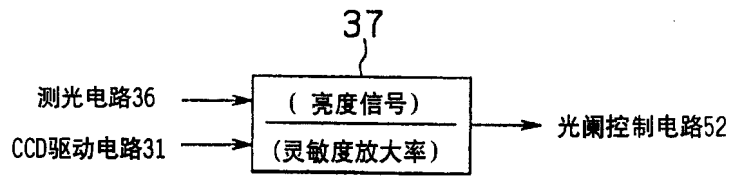


图8

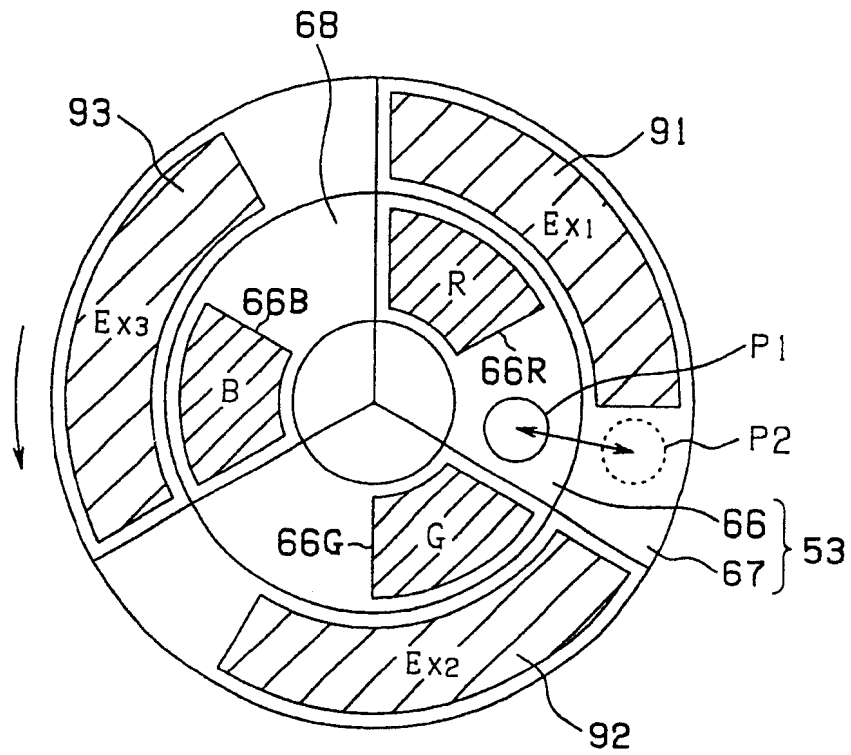


图9

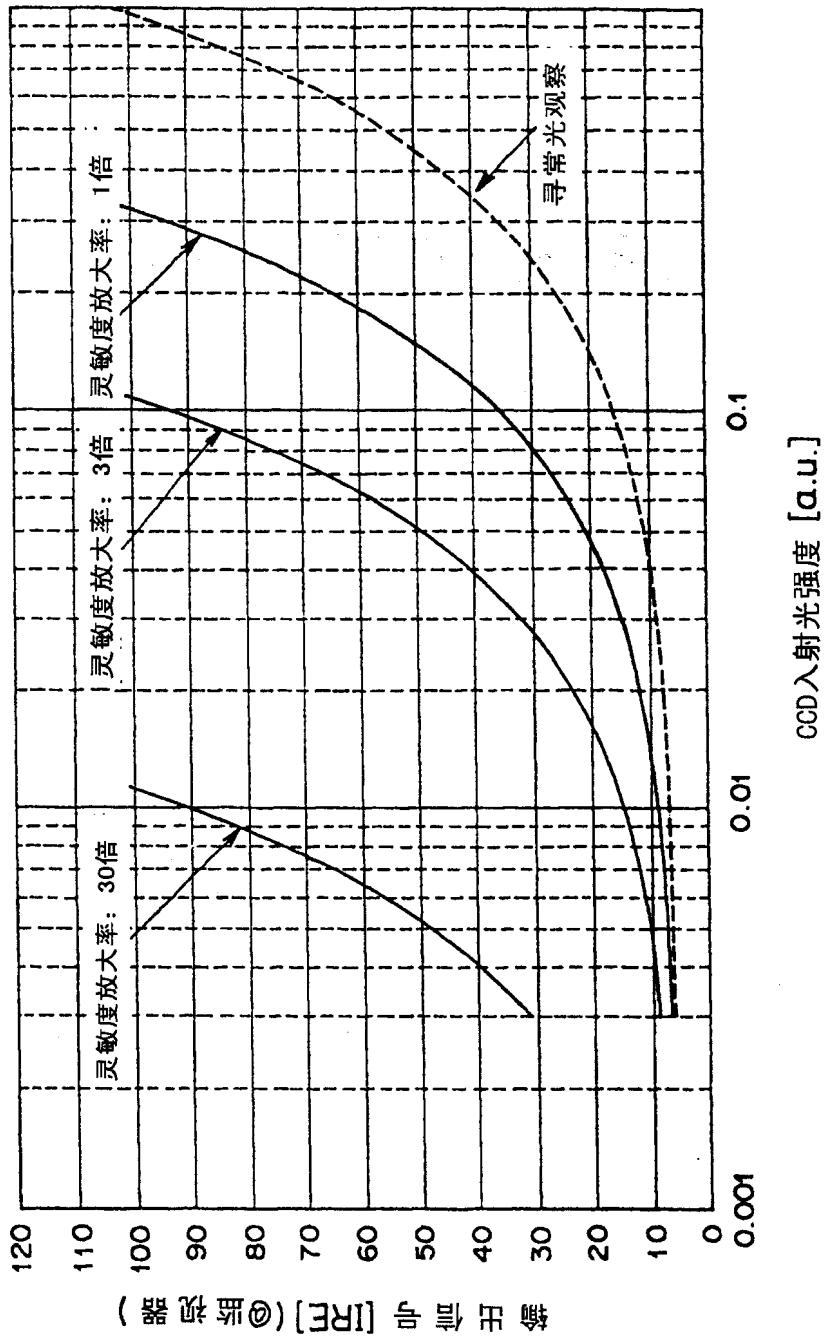


图10

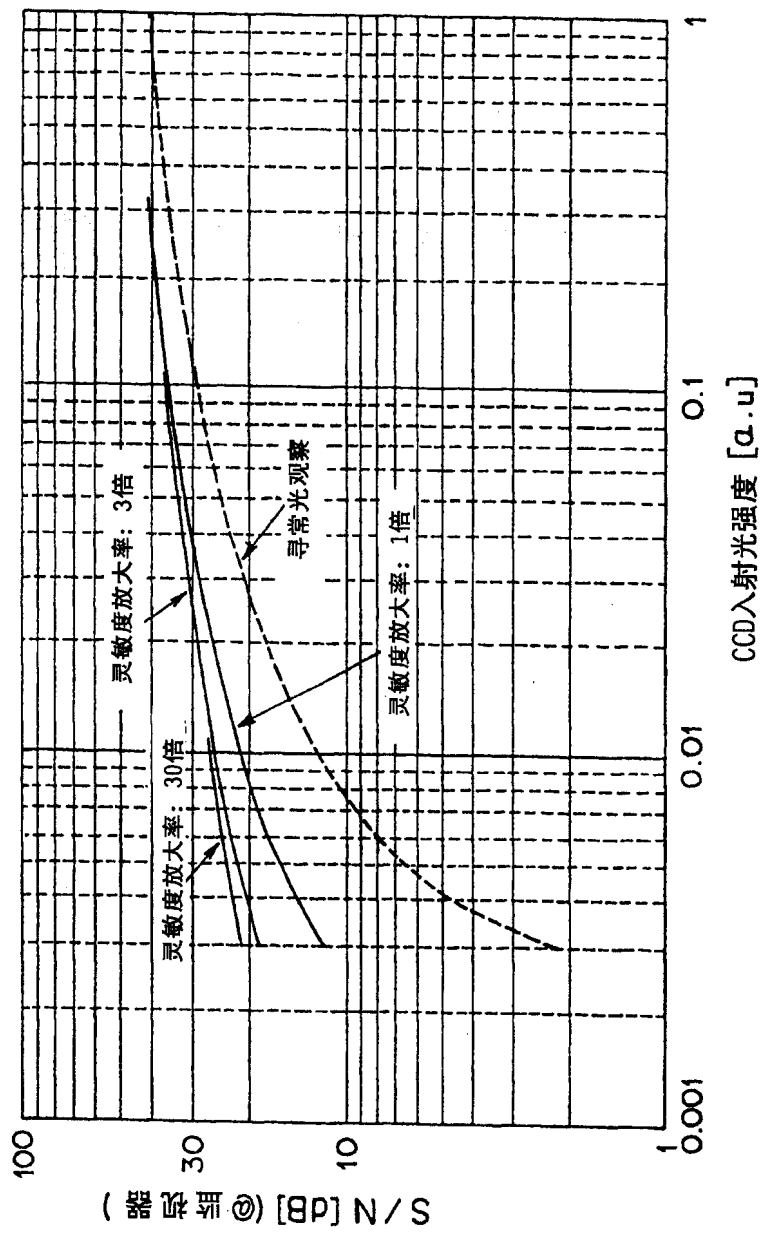


图11

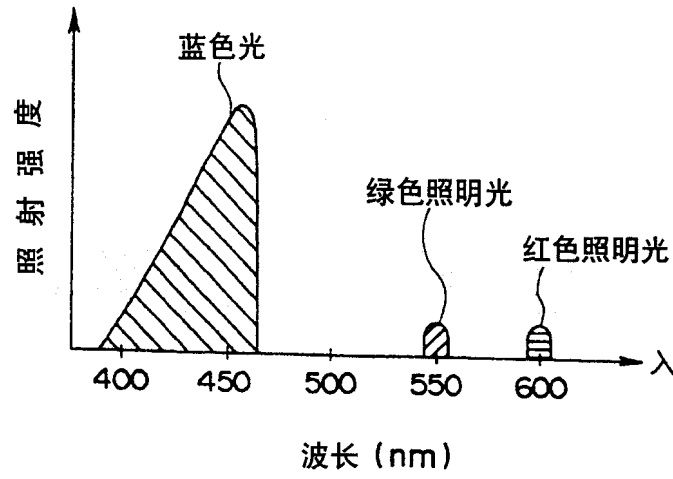


图12

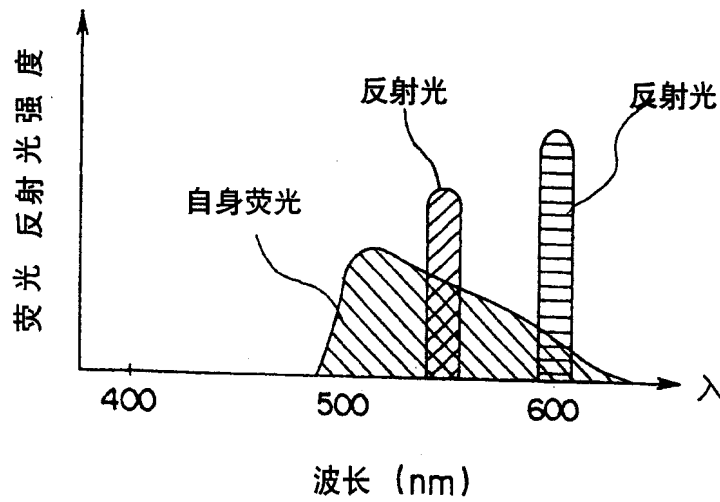


图13

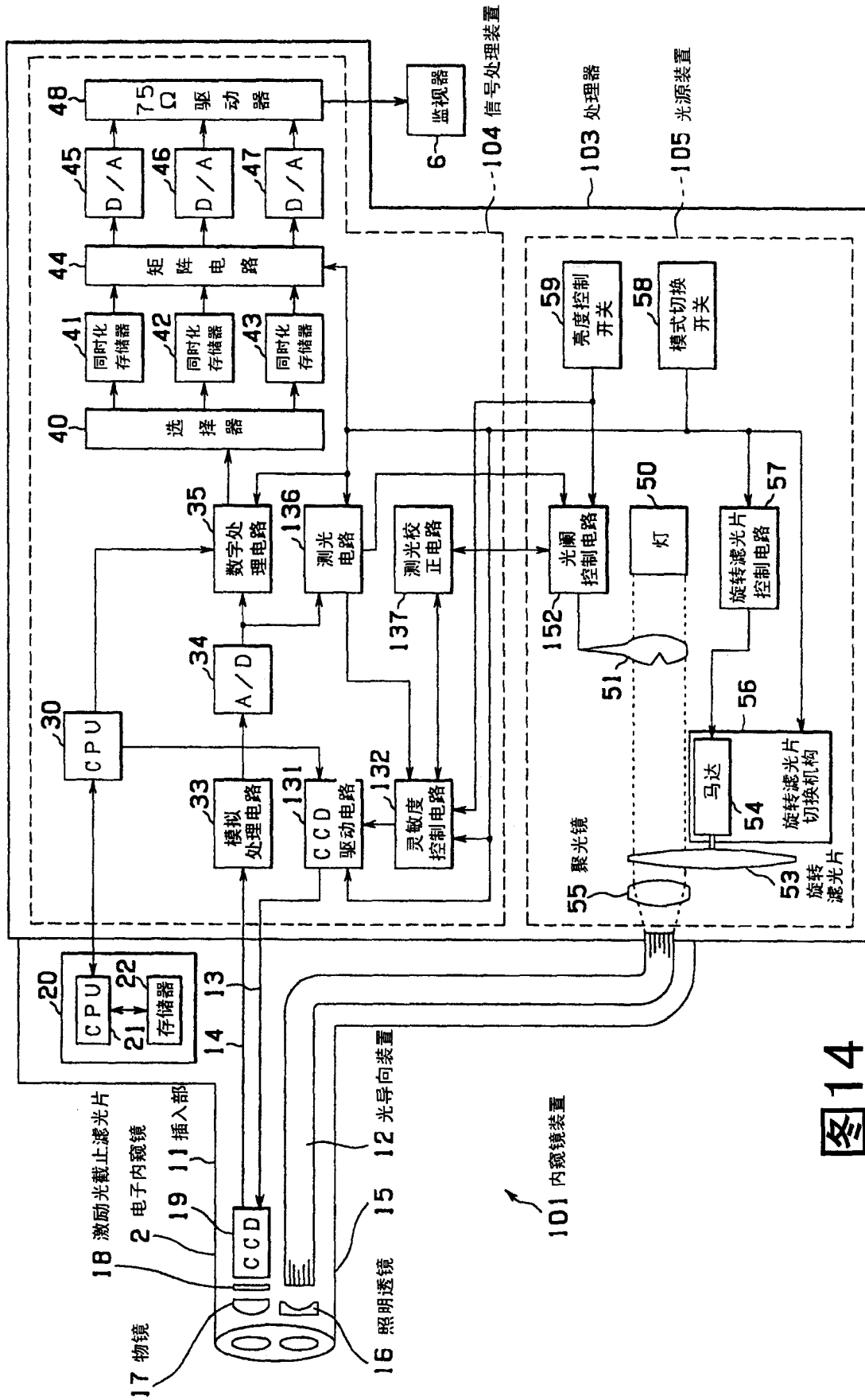


图14

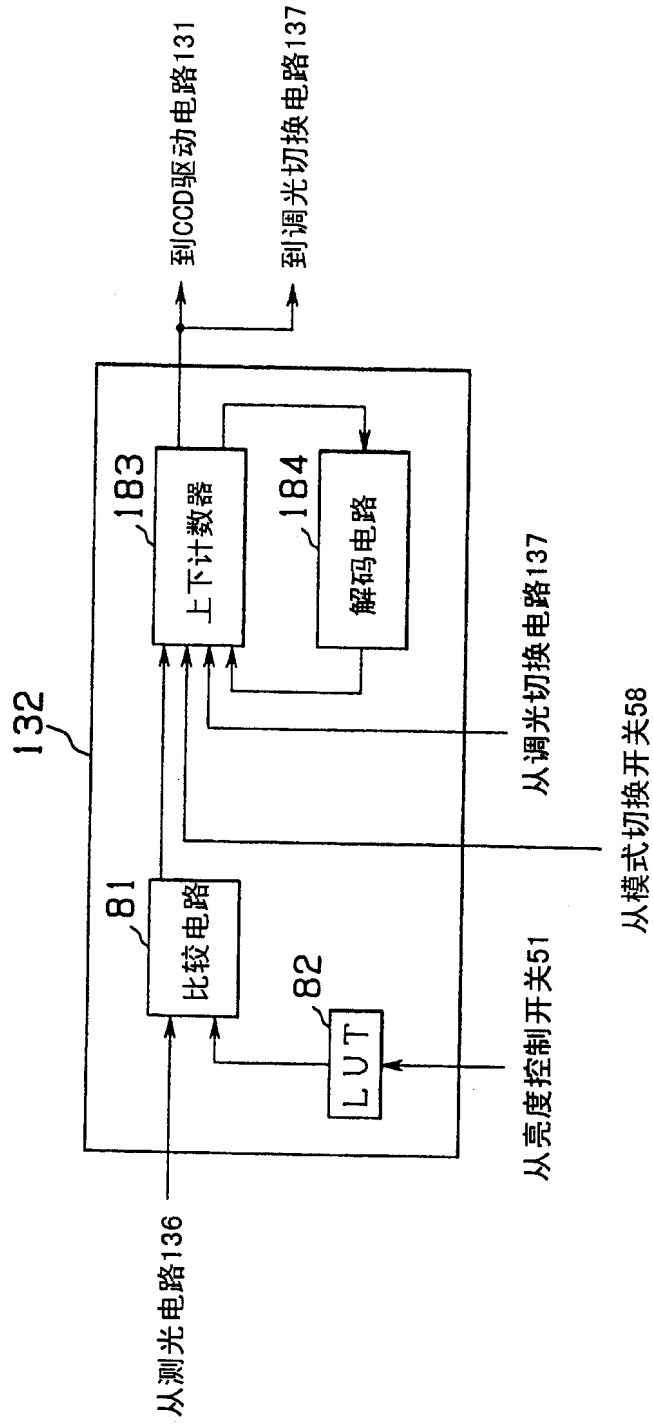


图15

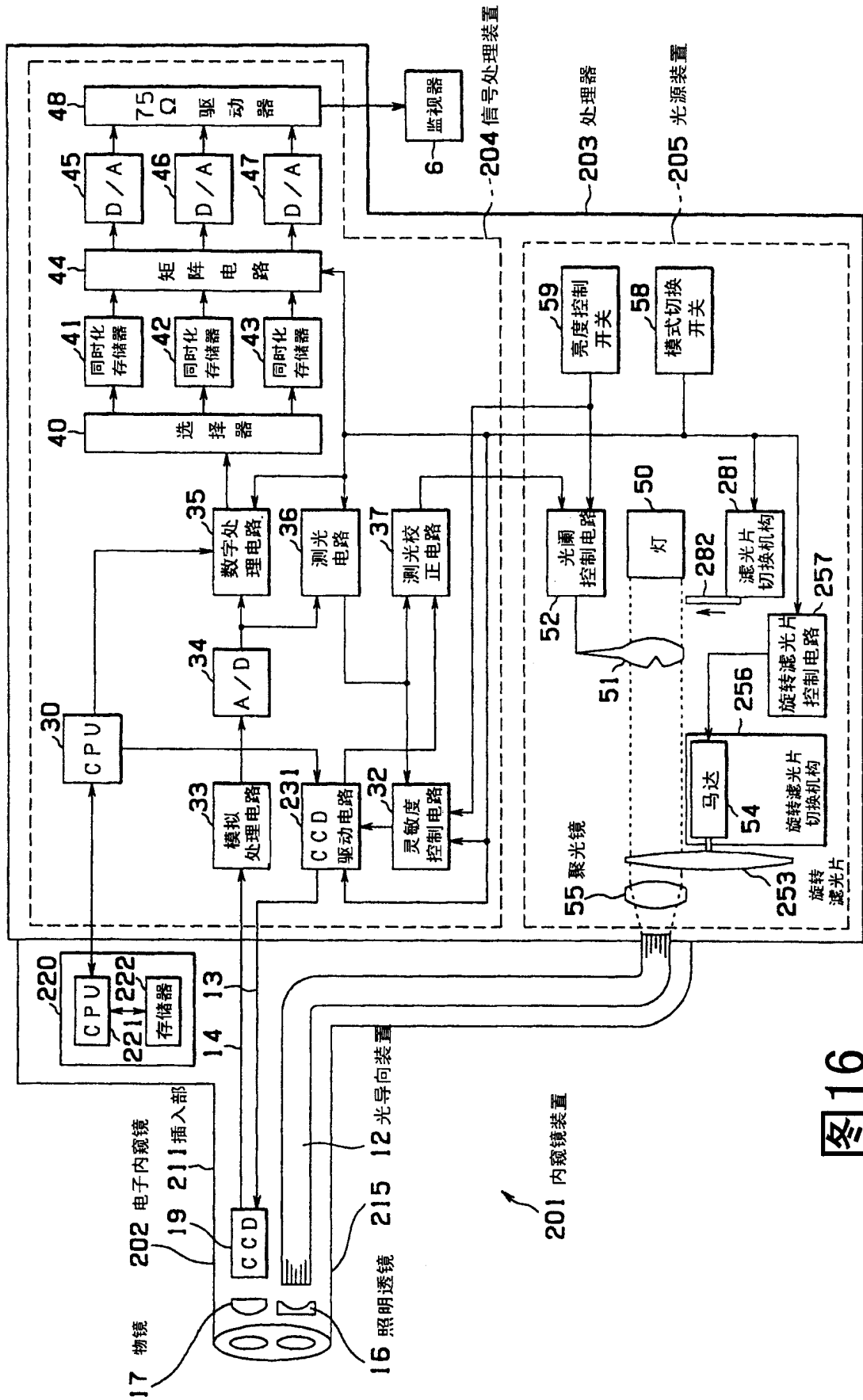


图16

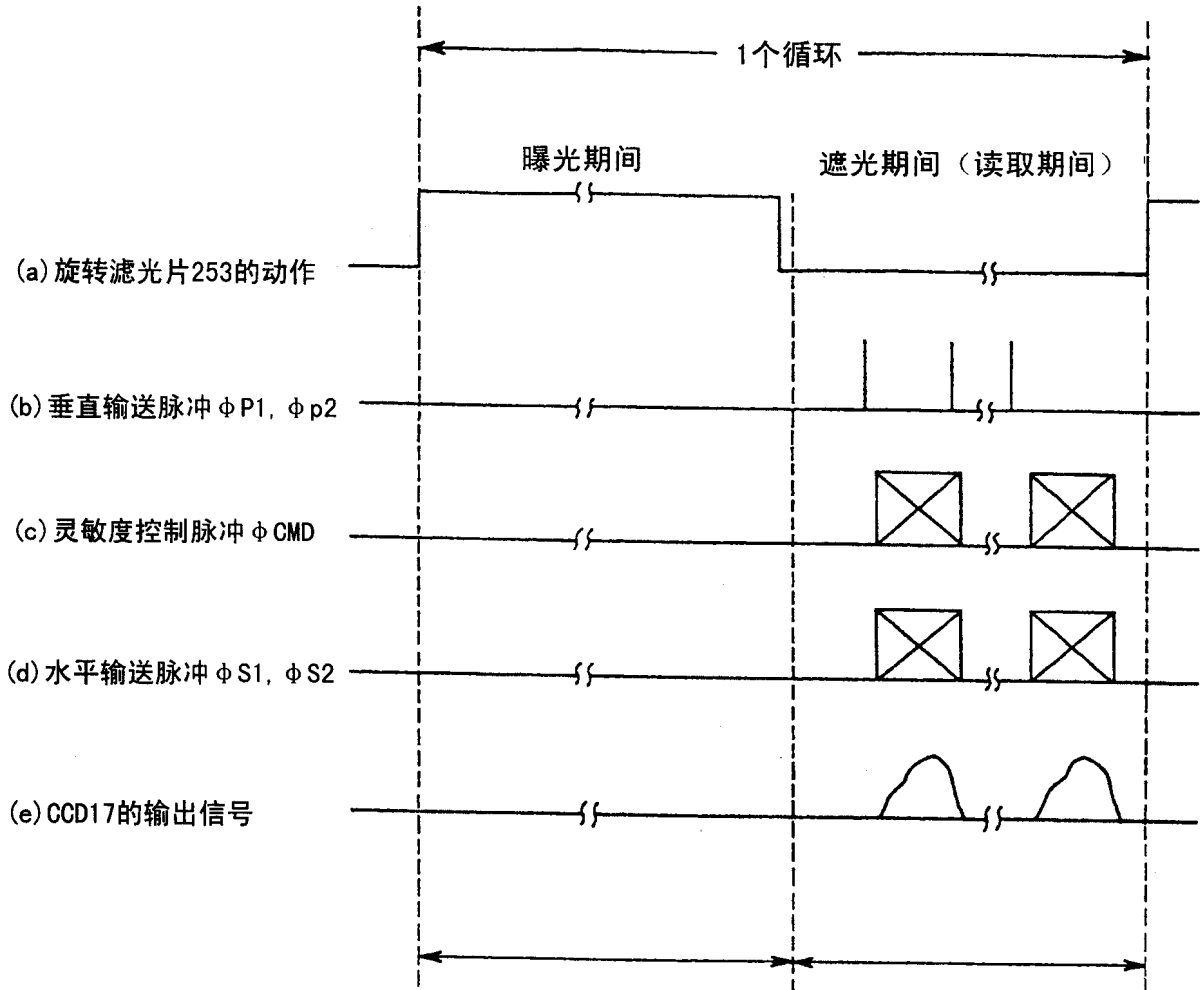


图17

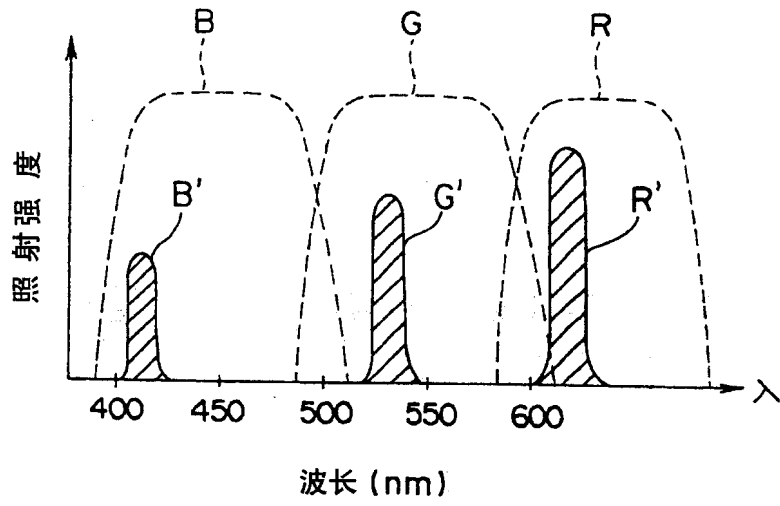


图18

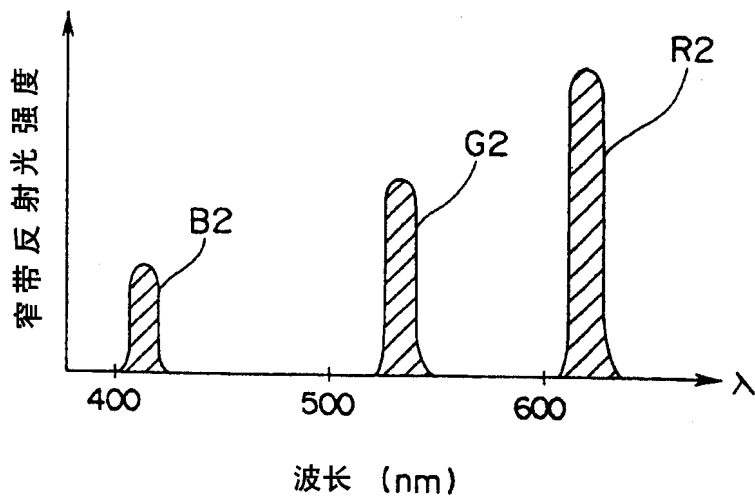


图19

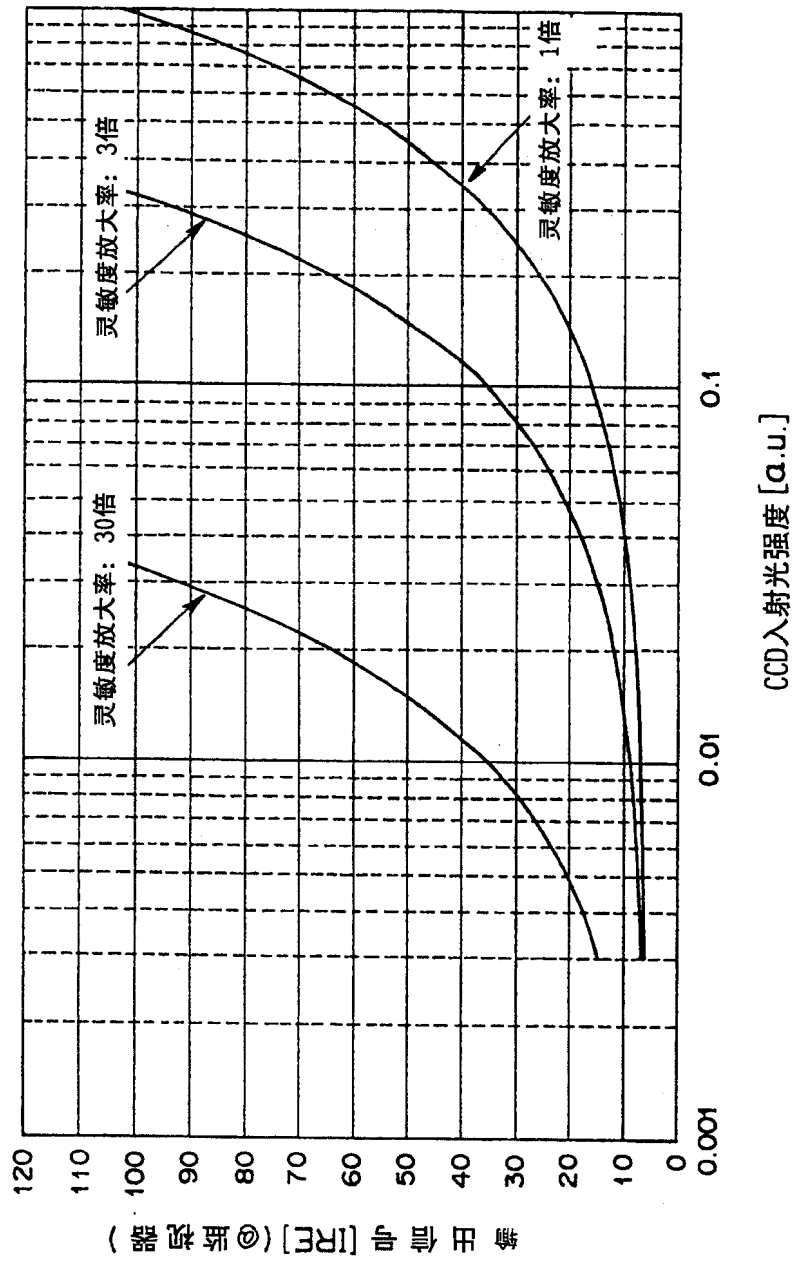


图20

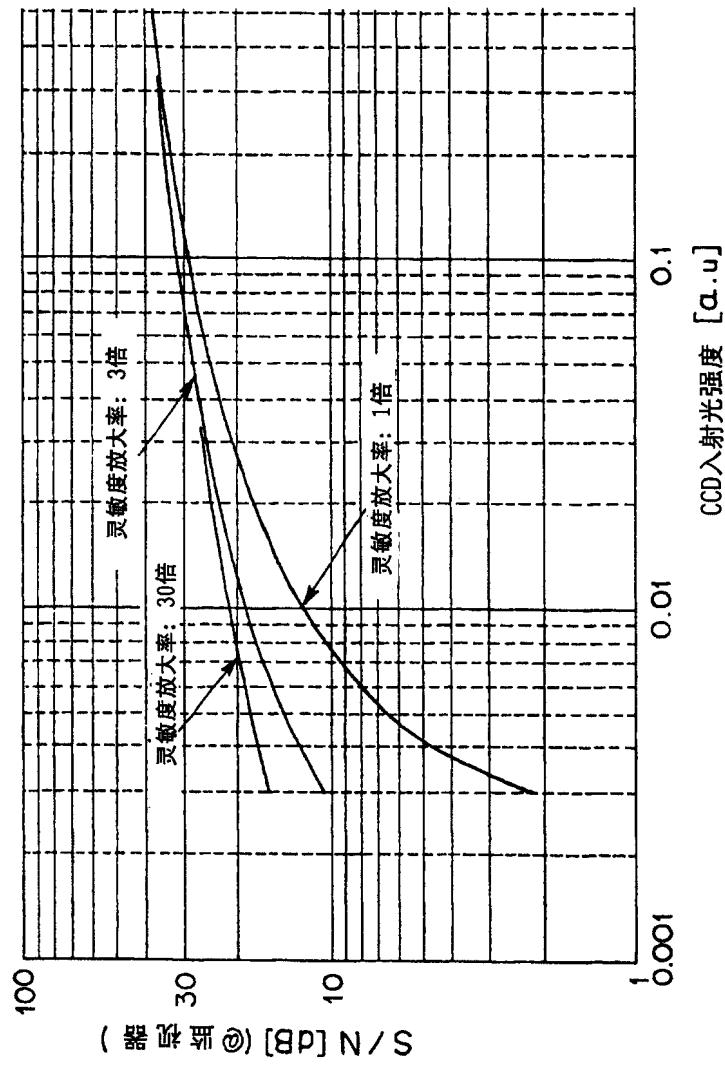


图21

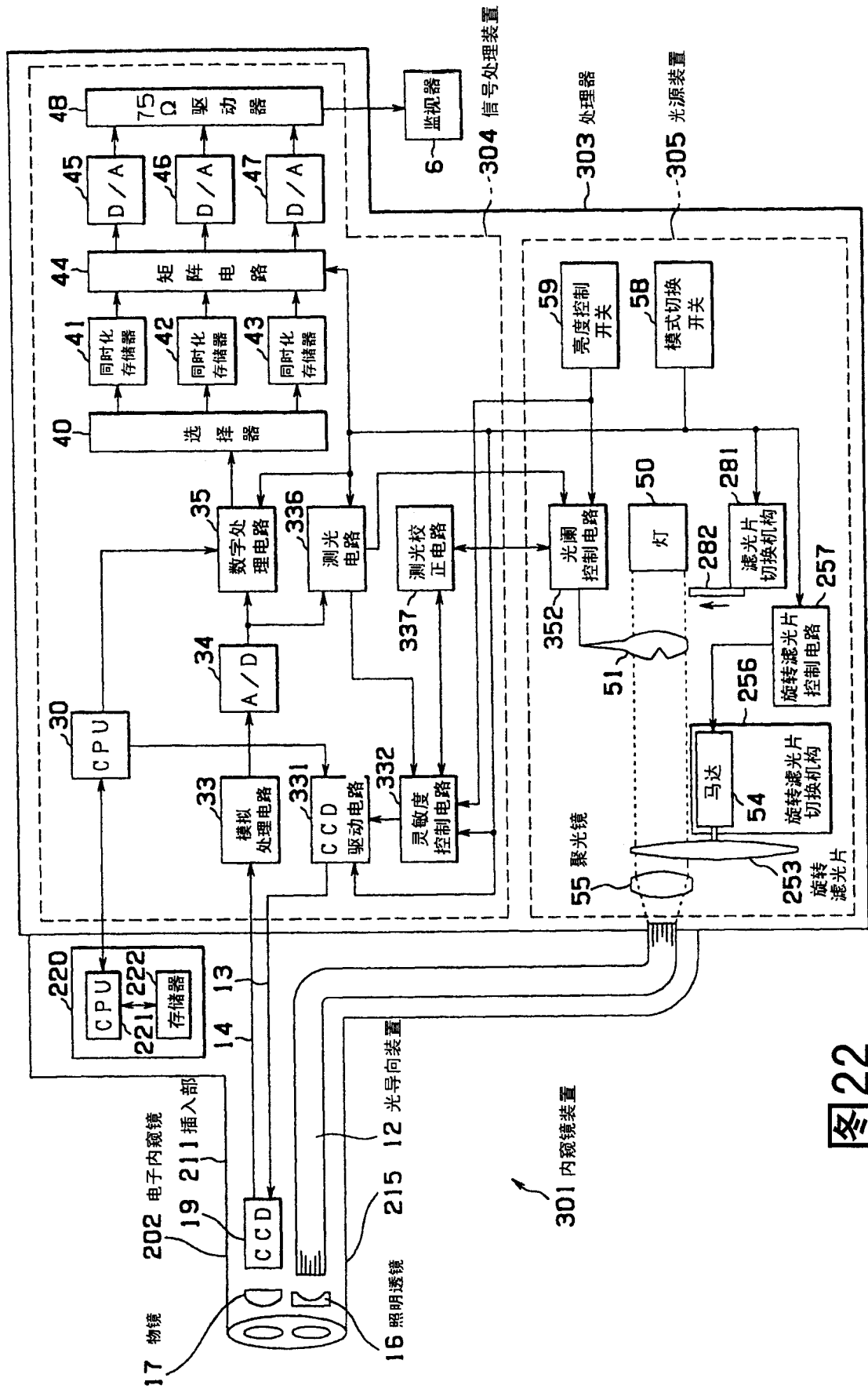


图22

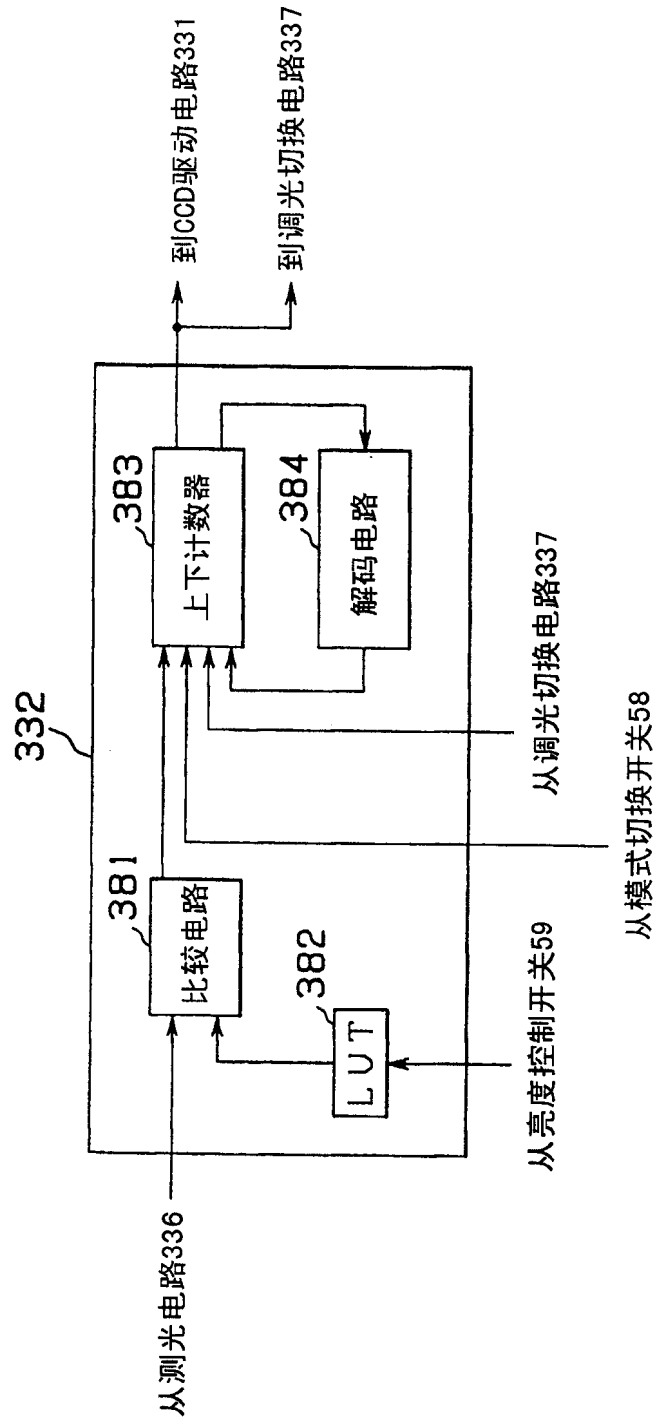


图23

专利名称(译)	得到适当的调光状态观察图像的内窥镜装置		
公开(公告)号	CN100405967C	公开(公告)日	2008-07-30
申请号	CN200410061651.8	申请日	2004-06-23
[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 大河文行 今泉克一 小泽刚志 平尾勇实 竹端荣		
发明人	道口信行 高桥义典 大河文行 今泉克一 小泽刚志 平尾勇实 竹端荣		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 A61B1/00 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/06 A61B5/00 H04N5/225 H04N5/235 H04N5/238 H04N5/335 H04N5/353 H04N5/372 H04N5/376		
CPC分类号	A61B1/05 A61B5/0071 A61B1/0669 A61B1/00009 A61B1/0638 H04N5/2254 H04N5/2352 A61B1/043 A61B5/0084 H04N2005/2255 H04N5/2351 A61B1/063 A61B1/045 A61B1/0646		
代理人(译)	胡建新		
审查员(译)	栾志超		
优先权	2003178652 2003-06-23 JP		
其他公开文献	CN1572231A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及利用摄像元件来获得图像的内窥镜装置。CCD驱动电路为改变CCD的灵敏度，而对CCD可变地提供脉冲状信号。测光电路对来自CCD的输出信号测光。灵敏度控制电路根据上述测光电路的测光结果，通过控制CCD的电荷放大率控制CCD的灵敏度。测光校正电路根据来自灵敏度控制电路的电荷放大率校正来自测光电路的测光结果。光阑控制电路根据测光校正电路校正的亮度信号控制光阑。由此，可以适当的调光状态取得光强度变动大的被摄体像的图像。

