



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101267761 B

(45) 授权公告日 2010.07.21

(21) 申请号 200680034548.1
 (22) 申请日 2006.08.03
 (30) 优先权数据
 288214/2005 2005.09.30 JP
 (85) PCT申请进入国家阶段日
 2008.03.20
 (86) PCT申请的申请数据
 PCT/JP2006/315377 2006.08.03
 (87) PCT申请的公布数据
 W02007/039981 JA 2007.04.12
 (73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社
 地址 日本东京
 (72) 发明人 后野和弘
 (74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
 代理人 黄纶伟
 (51) Int. Cl.
 A61B 1/00 (2006.01)
 A61B 1/04 (2006.01)

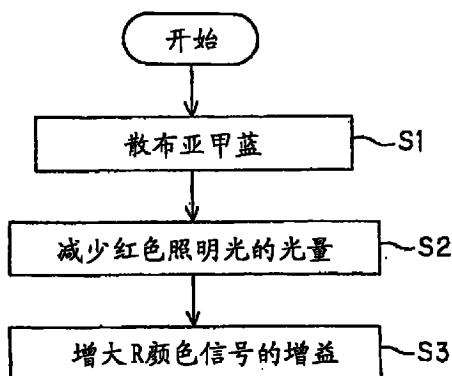
(56) 对比文件
 JP 特开 2003-93335 A, 2003.04.02, 图 1-5、说明书第 18-21 段。
 JP 特开平 5-84218 A, 1993.04.06, 图 15-19、说明书第 54-66 段。
 JP 特开 2001-299696 A, 2001.10.30, 全文。
 JP 特开平 8-307890 A, 1996.11.22, 全文。
 审查员 路凯

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 7 页

(54) 发明名称
 内窥镜装置

(57) 摘要

一种内窥镜装置,具有:内窥镜,其具有能插入到生物体内的插入部;照明部,其向生物体内的观察对象部位侧射出照明光;光量控制部,其进行至少减少照明光中的激发投放到观察对象部位的光敏物质的红色波长区域的光量的光量控制;以及信号处理部,其对应于该光量控制,进行增大在照明光下进行了拍摄的情况下的与红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:
内窥镜,其具有能插入到生物体内的插入部;
照明单元,其向上述生物体内的观察对象部位侧射出照明光;
光量控制单元,其进行至少减少上述照明光中的对投放到上述观察对象部位的光敏物质进行激发的红色波长区域的光量的光量控制;以及
信号处理单元,其对应于减少上述红色波长区域的光量的光量控制,进行增大在上述照明光下进行了拍摄的情况下的与红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光量控制单元还具有增大上述红色波长区域的光量的控制功能,在进行增大上述光量的控制的情况下,上述信号处理单元进行减少在上述照明光下进行了拍摄的情况下的与上述红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。
3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明光除了上述红色波长区域的光以外,还包含绿色和蓝色波长区域的光,在上述红色波长区域的光量减少到几乎为0的情况下,上述信号处理单元根据与上述绿色和蓝色波长区域对应的绿色和蓝色信号中的至少一方生成与红色波长区域对应的红色信号。
4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光量控制单元通过减少上述红色波长区域的光量的光量控制,来抑制上述光敏物质导致的活性氧种的产生。
5. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,在向上述观察对象部位中的病变部投放了上述光敏物质的情况下,为了进一步使用因上述光敏物质产生的活性氧种来执行光动力治疗,上述光量控制单元增大上述红色波长区域的光量。
6. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元具有检测是否向上述观察对象部位投放了光敏物质的检测单元,上述光量控制单元根据上述检测单元的检测输出来进行上述光量控制。
7. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元对应于由上述光量控制单元控制的减少上述红色波长区域的光量的光量变化,进行维持与上述光量变化前实质上相同的白平衡状态的信号处理。
8. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元对应于由上述光量控制单元控制的增加上述红色波长区域的光量的光量变化,进行维持与上述光量变化前实质上相同的白平衡状态的信号处理。
9. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明单元以时分方式射出覆盖可见区域的互不相同的多个波长区域的照明光。
10. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明单元射出覆盖可见区域的白色光。
11. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明单元具有以时分方式射出上述红色、绿色、蓝色的各个波长区域的照明光的旋转滤波器。
12. 一种内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:
内窥镜,其具有能插入到生物体内的插入部;
照明单元,其向生物体内的观察对象部位侧射出照明光;
光量控制单元,其进行上述照明光中的引起投放给上述观察对象部位的光敏物质导致

的活性氧种的产生的红色波长区域的光量控制；以及

信号处理单元,其对应于上述红色波长区域的光量控制,进行变更在上述照明光下进行了拍摄的情况下的与红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。

13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光量控制单元进行至少减少上述红色波长区域的光量以便抑制上述活性氧种的产生量的控制。

14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述光量控制单元还具有增加上述红色波长区域的光量的控制功能,在进行增加上述光量的控制的情况下,上述信号处理单元进行减少在上述照明光下进行了拍摄的情况下的与上述红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。

15. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明光除了上述红色波长区域的光以外,还包含绿色和蓝色波长区域的光,在上述红色波长区域的光量减少到几乎 0 的情况下,上述信号处理单元根据与上述绿色和蓝色波长区域对应的绿色和蓝色信号中的至少一方生成与红色波长区域对应的红色信号。

16. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元具有检测是否向上述观察对象部位投放了光敏物质的检测单元,上述光量控制单元根据上述检测单元的检测输出来进行上述光量控制。

17. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元对应于由上述光量控制单元控制的减少上述红色波长区域的光量的光量变化,进行维持与上述光量变化前实质上相同的白平衡状态的信号处理。

18. 根据权利要求 14 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述信号处理单元对应于由上述光量控制单元控制的增加上述红色波长区域的光量的光量变化,进行维持与上述光量变化前实质上相同的白平衡状态的信号处理。

19. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明单元以时分方式射出覆盖可见区域的互不相同的多个波长区域的照明光。

20. 根据权利要求 12 所述的内窥镜装置,其特征在于,上述照明单元射出覆盖可见区域的白色光。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及适合于观察散布有光敏物质的生物体的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,有时对生物体进行染色(着色)以便更容易识别凹凸等,来进行内窥镜观察。作为这样进行染色的色素剂(染色剂),广泛使用亚甲蓝(methylene blue)。

[0003] 例如在作为第1现有例的日本特开平5-84218号公报中公开了一种使用亚甲蓝进行染色来进行内窥镜观察的内窥镜装置。

[0004] 并且,在作为第2现有例的日本特开平6-339459号公报中公开了一种可使用色素来进行色素内窥镜检查的内窥镜装置。并且,在该公报中还公开了使照明光的光量变化的功能。

[0005] 图11是示出非专利文献1(Scott Prahl “Optical Absorption of Methylene Blue”[online][平成17年9月12日检索],因特网<URL: <http://omlc.ogi.edu/spectra/mb/index.html>>)上记载的亚甲蓝的吸光度系数的特性例。如图11所示,亚甲蓝的溶液在600nm附近至700nm附近具有大的吸收峰值。

[0006] 并且,上述亚甲蓝公知为光敏物质。如该非专利文献1所记载的那样,该亚甲蓝对红色波长区域的光具有感光度,通过照射该红色波长区域的光而被激发,亚甲蓝产生活性氧种(Reactive Oxygen Species)。

[0007] 并且,在作为第3现有例的W001/015694号公报中公开了一种用于实施使用亚甲蓝等光敏物质的光动力治疗(PDT)的方法。

[0008] 然而,在上述第2现有例中,尽管公开了将亚甲蓝用作色素剂的内窥镜装置,然而未公开下面的内容:使红色波长区域的光量变化,以及对应于该光量的变化在信号处理装置侧使对应的颜色信号减少或增加。

[0009] 并且,第1现有例公开了在将亚甲蓝用作色素剂的内窥镜装置中,增大红色波长侧的光量,并对应于此在信号处理装置侧进行增益校正。然而,该第1现有例完全未暗示也未公开与基于亚甲蓝的光敏物质的功能对应的光量控制等。

[0010] 即,可利用基于亚甲蓝的染色剂的功能来容易地识别观察对象部位的凹凸等,然而在该第1现有例中,通过使红色波长区域的光量增大,而未考虑光敏物质的功能,因而活性氧种也增多。

[0011] 并且,在第3现有例中,未公开进行信号处理的情况。

[0012] 因此,在现有例中未公开对光敏物质的特性作了考虑的内窥镜装置,并且未公开进行与对该光敏物质的特性作了考虑的光量控制对应的信号处理。

发明内容

[0013] 本发明是鉴于上述方面而完成的,本发明的目的是提供一种具有亚甲蓝等的在红色波长区域的光敏物质的功能、并适合于进行对该光敏物质的特性作了考虑的内窥镜观察

等的内窥镜装置。

[0014] 本发明的内窥镜装置,其特征在于,该内窥镜装置具有:内窥镜,其具有能插入到生物体内的插入部;照明单元,其向上述生物体内的观察对象部位侧射出照明光;光量控制单元,其进行至少减少上述照明光中的激发投放到上述观察对象部位的光敏物质的红色波长区域的光量的光量控制;以及信号处理单元,其对应于减少上述红色波长区域的光量的光量控制,进行增大在上述照明光下进行了拍摄的情况下的与红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。

[0015] 根据上述结构,在向观察对象部位投放了光敏物质的情况下,进行使对于该光敏物质为激发光的红色波长区域的光量减少、并对应于使该光量减少的控制而使红色信号的亮度级增大的信号处理,从而可抑制因光敏物质导致的活性氧种的产生,并抑制由红色波长区域的光量变化引起的色调变化,可在适当的色调下进行内窥镜观察。

附图说明

[0016] 图 1 是示出本发明的实施例 1 的内窥镜装置的整体结构的框图。

[0017] 图 2 是示出设置在旋转滤波器中的 R、G、B 滤波器的透射特性的图。

[0018] 图 3A 是本实施例中的第 1 观察模式时的动作的时序图。

[0019] 图 3B 是本实施例中的第 2 观察模式时的动作的时序图。

[0020] 图 3C 是本实施例中的第 2 观察模式时的动作的时序图。

[0021] 图 4A 是本实施例中的第 2 观察模式时的作用的流程图。

[0022] 图 4B 是本实施例中的第 2 观察模式时的作用的流程图。

[0023] 图 5 是示出本发明的实施例 2 的内窥镜装置的整体结构的框图。

[0024] 图 6 是示出第 1 带通滤波器和第 2 带通滤波器的透射率特性的图。

[0025] 图 7 是示出本发明的实施例 3 中的光源装置的结构框图。

[0026] 图 8 是示出第 3 滤波器的透射率特性的图。

[0027] 图 9 是示出处理器中的伪 R 信号生成电路的结构框图。

[0028] 图 10A 是示出第 1 灰度校正电路的输入输出特性的图。

[0029] 图 10B 是示出第 2 灰度校正电路的输入输出特性的图。

[0030] 图 11 是示出亚甲蓝的吸光特性的图。

具体实施方式

[0031] 以下,参照附图对本发明的实施例进行说明。

[0032] (实施例 1)

[0033] 参照图 1 至图 4B 对本发明的实施例 1 进行说明。

[0034] 如图 1 所示,本发明的实施例 1 的内窥镜装置 1 包括:电子内窥镜(以下简称为内窥镜)3,其能插入到体腔内,对体腔内的患部等观察对象部位 2 进行拍摄来进行内窥镜观察等;光源装置 4,其可自由拆装地与该内窥镜 3 连接,并产生观察用的照明光;处理器 5,其可自由拆装地与内窥镜 3 连接,并进行针对所拍摄的图像信号的信号处理等;以及监视器 6,其与该处理器 5 连接,被输入从处理器 5 输出的影像信号,并显示与该影像信号对应的图像。

[0035] 内窥镜 3 具有：插入到体腔内的细长的插入部 8，设置在该插入部 8 的后端的操作部 9，以及从该操作部 9 延伸的通用线缆 10。

[0036] 在内窥镜 3 的插入部 8 内插通有传送照明光的光导光纤 11，该光导光纤 11 的后端侧被插通在通用线缆 10 内，通过使其后端的光导连接器 12 可自由拆装地与光源装置 4 连接，从光源装置 4 提供照明光。

[0037] 由该光导光纤 11 所传送的照明光从安装在插入部 8 的前端部的照明窗上的前端面进一步经由照明透镜 13 射出到体腔内的观察对象部位 2 侧。

[0038] 在与该照明窗相邻设置的观察窗（摄像窗）上安装有物镜 14，在其成像位置配置有固态摄像元件，具体地说是 CCD 15，其对在其摄像面上成像的光学像进行光电转换。该 CCD 15 经由信号线，其端部的连接器可自由拆装地与处理器 5 连接。

[0039] 并且，在内窥镜 3 的插入部 8 内设置有可将处理工具等插通于其中的通道 16。在本实施例中，经由该通道 16 插通着注射器 18，该注射器 18 内收纳有具有进行染色的色素剂的功能、并具有光敏功能的亚甲蓝 17 的溶液，向观察对象部位 2 投放（更具体地说是散布）亚甲蓝 17 的溶液，可进行观察。

[0040] 该亚甲蓝 17 如图 11 所示在 600nm 至 700nm 附近的红色波长区域中，具有光吸收峰值（更具体地说在 668nm 具有最大峰值，在 609nm 具有第 2 峰值），并具有通过该光吸收产生活性氧种的光感光功能，更具体地说是光敏（作为物质）的功能。

[0041] 即，亚甲蓝 17 还可以称为以该光吸收峰值的波长段的光作为激发光来产生活性氧种的光敏物质。

[0042] 在本实施例中，除了使用通常的面顺次照明光的通常观察模式（以下称为第 1 观察模式）以外，还能在适合于散布（投放）了该亚甲蓝 17 的情况下的染色或者光敏观察模式（以下称为第 2 观察模式）下进行观察。在内窥镜 3 的例如操作部 9 设置有：模式切换开关 SW1，其切换第 1 和第 2 观察模式；以及光量变更开关 SW2，其在切换到了第 2 观察模式的情况下，设定到适合于染色或光敏的功能的状态，变更红色波长区域的光量以使用户能简单地进行变更设定。

[0043] 另外，该光量变更开关 SW2 由增大红色波长区域的光量的光量增大开关 SWu 和减少该光量的光量减少开关 SWd 构成。

[0044] 光源装置 4 内置有放射覆盖可见区域的光的氙灯等灯 21，该灯 21 可利用来自灯点亮电路 22 的灯点亮功率来改变其发光量。

[0045] 并且，在该灯 21 的照明光路上设置有增减其通过光量的光圈 23，该光圈 23 通过光圈马达 24 来改变其开口量，增减通过该开口量的通过光量。

[0046] 并且，通过了该光圈 23 的光入射到旋转滤波器 25，在该旋转滤波器 25 的周向上设置有覆盖可见区域的红色 (R)、绿色 (G)、蓝色 (B) 各波长区域的光可透射的 R、G、B 滤波器 25R、25G、25B。图 2 示出 R、G、B 滤波器 25R、25G、25B 的透射特性。如图 2 所示，R、G、B 滤波器 25R、25G、25B 分别在以宽频带下使 R、G、B 的各波长区域通过。

[0047] 该旋转滤波器 25 被马达 26 驱动以一定速度旋转，在光路中依次配置有 R、G、B 滤波器 25R、25G、25B。并且，透射过该旋转滤波器 25 的配置在光路中的滤波器的 R、G、B 照明光被聚光透镜 27 聚光，并依次以时分方式入射到光导光纤 11 的后端面。即，本实施例中的光源装置 4 产生面顺次式的照明光。

[0048] 并且,在旋转滤波器 25 中,与旋转滤波器 25 相接近地设置有检测该旋转滤波器 25 的旋转位置的传感器 28,该传感器 28 检测在光路中配置了哪个滤波器,并输出到光源控制电路 29。

[0049] 该光源控制电路 29 根据传感器 28 的输出信号控制马达 26 的旋转速度,或者对应于光量变更开关 SW2 的指示操作来对灯点亮电路 22 的灯点亮功率进行变更控制。即,当在光路中配置了 R 滤波器 25R 的时机增大或减少灯 21 的发光量。另外,光圈马达 24 根据来自处理器 5 的调光电路 30 的调光信号来调整光圈 23 的开口量。

[0050] 另外,用户通过操作设置在光源装置 4 上的操作面板 20,还能进行与光量变更开关 SW2 等相同的指示操作。

[0051] 另一方面,处理器 5 内置有 CCD 驱动电路 31,由该 CCD 驱动电路 31 产生的 CCD 驱动信号被施加给 CCD 15。CCD 15 通过 CCD 驱动信号的施加而在 R、G、B 的面顺次的照明光下进行拍摄,并依次输出进行了光电转换的 CCD 输出信号,即 R、G、B 信号。

[0052] R、G、B 信号被输入到处理器 5 内的放大器 32 进行放大,之后被输入到处理电路 33。在由该处理电路 33 进行了 CDS 处理等之后,输入到 A/D 转换电路 34,从模拟信号被转换成数字信号,之后被输入到构成白平衡电路 35 的增益可变放大器 35a。

[0053] 并且,处理电路 33 的输出信号被输入到生成调光信号的调光电路 30,生成调光信号。然后,根据该调光信号,通过光圈马达 24 调整光圈 23 的开口量。

[0054] 并且,该增益可变放大器 35a 的输出信号被输入到构成光量控制单元的控制电路 36,并经由选择器 37 被依次存储在构成同时化电路 38 的 R、G、B 存储器 38R、38G、38B 内。

[0055] 控制电路 36 在白平衡调整时,取入增益可变放大器 35a 的输出信号,并根据增益控制电压来调整增益可变放大器 35a 的增益值,以便实施白平衡。即,根据施加给增益可变放大器 35a 的增益控制端的增益控制电压进行调整。

[0056] 然后,在白平衡调整后,在 R、G、B 的颜色信号被输入到增益可变放大器 35a 的时机施加上述增益控制电压来维持白平衡状态。

[0057] 并且,控制电路 36 在第 2 观察模式时,把与光量变更开关 SW2 的指示操作对应的信号发送到光源控制电路 29,光源控制电路 29 对应于光量变更开关 SW2 的指示操作进行控制,以在 R 滤波器 25R 被配置在光路中的时机变更灯点亮电路 22 的灯点亮功率,变更红色照明光的光量。

[0058] 并且,该控制电路 36 在第 2 观察模式时,把与光量变更开关 SW2 的指示操作对应的信号如上所述发送到光源控制电路 29,使红色照明光的光量变更,并与该红色照明光的光量变更同步而变更在该照明光的照明状态下所拍摄的 R 颜色信号的增益。

[0059] 在该情况下,控制电路 36 在其内部的作为非易失性存储器的例如 EEPROM 36a 内存储有将增益可变放大器 35a 的增益设定为任意值的查找表的信息。例如,在查找表内存储有将增益控制电压与根据该增益控制电压而设定的增益相关联的信息。

[0060] 然后,当对红色照明光的光量进行了变更设定时,根据被变更设定的指示值,参照变更前的红色照明光的光量状态下的增益值,变更设定成即使红色照明光的光量变化也能维持白平衡状态的增益。

[0061] 这样,本实施例在进行了红色照明光的光量变更的情况下,也控制处理器 5 中的信号处理,以便抑制由红色照明光的光量变化引起的观察图像的色调变化。即,本实施例具

有以下结构,即:即使在进行了红色照明光的光量变更的情况下,也控制处理器 5 中的信号处理,以便维持光量变更前的白平衡状态。

[0062] 如上所述,增益可变放大器 35a 的输出信号经过选择器 37 被依次存储在构成同时化电路 38 的 R、G、B 存储器 38R、38G、38B 内。

[0063] 即,在 R、G、B 各照明光下所拍摄的 R、G、B 颜色信号分别被依次存储在 R、G、B 存储器 38R、38G、38B 内。

[0064] 存储在 R、G、B 存储器 38R、38G、38B 内的 R、G、B 颜色信号被同时读出,被输入到图像处理电路 39 进行 γ 校正、轮廓强调等图像处理,之后由 D/A 转换电路 40R、40G、40B 转换成模拟的颜色信号。然后,被输出到监视器 6,在其显示面上彩色显示由 CCD 15 所拍摄的图像。

[0065] 以下对这种结构的本实施例的作用进行说明。

[0066] 在将内窥镜 3 插入到体腔内进行内窥镜检查之前,使用未作图示的白色被摄体来进行白平衡调整。设定成拍摄白色被摄体的状态,操作未作图示的白平衡调整开关。

[0067] 于是,对被 R、G、B 的面顺次的照明光所照明的白色被摄体进行了拍摄得到的 R、G、B 颜色信号被输入到增益可变放大器 35a,其输出信号被控制电路 36 取入。在该初始状态下,控制电路 36 在例如将增益可变放大器 35a 的增益设定为 1 的状态下,把 R、G、B 颜色信号的亮度级的平均值存储在该控制电路 36 内部的 EEPROM 36a 内。

[0068] 然后,根据存储在 EEPROM 36a 内的 R、G、B 颜色信号的亮度级的平均值,控制电路 36 利用增益控制电压控制增益可变放大器 35a 的增益 G_r 、 G_g 、 G_b ,以使从增益可变放大器 35a 输出的 R、G、B 颜色信号的亮度级一致。

[0069] 即,在 R、G、B 颜色信号被输入到增益可变放大器 35a 的时机,控制电路 36 向增益可变放大器 35a 施加增益控制电压,设定成从增益可变放大器 35a 输出的 R、G、B 颜色信号的亮度级一致的白平衡状态的增益 G_r 、 G_g 、 G_b 。另外,控制电路 36 将调整为白平衡状态后的增益 G_r 、 G_g 、 G_b (或者增益控制电压)的值存储保存在 EEPROM 36a 内。

[0070] 另外,在进行白平衡调整的情况下,也可以将 1 个颜色信号作为基准,调整其他 2 个颜色信号。即,也可以将 3 个增益中的一个固定为基准值,对剩余 2 个值进行可变控制。

[0071] 这样在结束了白平衡设定之后,进行内窥镜检查。在进行通常的观察的情况下,在第 1 观察模式下进行。在该第 1 观察模式中,旋转滤波器 25 的 R、G、B 滤波器 25R、25G、25B 如图 3A 的上侧所示依次配置在照明光路中,依次进行 R、G、B 的照明。

[0072] 并且,图 3A 的下侧示出该情况下的增益 G_r 、 G_g 、 G_b 。在图 3A 中,为了简化,示出第 1 观察模式中的增益 G_r 、 G_g 、 G_b 相同的情况(为了容易理解与第 1 观察模式对应的第 2 观察模式时的动作)。

[0073] 在该第 1 观察模式中,即使在调光功能进行了工作的情况下,由于同时变更 R、G、B 的照明光的光量,因而图 3A 的上侧和下侧的相对关系变得相同。另外,图 3A 至图 3C 中的横轴 t 表示时间。

[0074] 另一方面,存在以下情况,即:通过对观察对象部位 2 使用亚甲蓝 17 的染色剂功能,散布该亚甲蓝 17,手术者期望能更容易识别并观察该观察对象部位 2 的凹凸状况。

[0075] 在该情况下,手术者如图 1 所示将注射器 18 的管插通到通道 16 内,进一步使其前端侧从通道 16 的前端开口突出向观察对象部位 2 散布(投放)亚甲蓝 17。所散布的亚甲

蓝 17 根据观察对象部位 2 的表面的凹凸状况而堆积,根据该情况下的染色浓度或光吸收强度更容易识别凹凸状况。

[0076] 并且,在该情况下,手术者通过操作光量变更开关 SW2 中的光量减少开关 SWd,来减少红色照明光的光量。

[0077] 通过操作光量减少开关 SWd,红色照明光的光量如图 3B 的上侧所示减小。并且,与此同步,通过控制电路 36,如图 3B 的下侧所示增大对 R 颜色信号的增益 Gr,维持白平衡状态。在图 3B 中示出将例如红色照明光的光量设定为图 3A 的情况下的 1/3 的情况,图 3B 所示的对 R 颜色信号的增益 Gr 为图 3A 的增益 Gr 的 3 倍。

[0078] 更一般的是,在将图 3A 的状态下的红色照明光的光量值设定为 1 并从该值开始变更,例如设定为光量值 Q_r 的情况下,该情况下的对 R 颜色信号的增益值被设定为与光量值 Q_r 成反比例的增益值。

[0079] 由此,通过减少作为由亚甲蓝 17 导致的活性氧种的产生的激发光的红色照明光的光量,可成为抑制活性氧种的产生量并容易识别观察对象部位 2 的凹凸状况的状态,可进一步维持白平衡状态并进行观察。

[0080] 即,与现有例相比抑制了亚甲蓝 17 导致的活性氧种的产生量,因而可减少该亚甲蓝 17 导致的活性氧种给观察对象部位 2 带来的影响,可在更符合期望的状态下进行观察(诊断)。

[0081] 另一方面,在观察对象部位 2 例如是病变部、并且可充分确定出该病变部的情况下,向该病变部散布(投放)亚甲蓝 17,可利用亚甲蓝 17 的光敏功能来进行使用活性氧种对病变部进行光动力治疗(PDT)的处理。即,可使用亚甲蓝 17 的光敏功能来将亚甲蓝 17 用作药剂。

[0082] 在该情况下,手术者通过操作光量增大开关 SWu,如图 3C 的上侧所示增大红色照明光的光量。并且,通过该操作,如图 3C 的下侧所示减小对 R 颜色信号的增益 Gr,维持白平衡状态。

[0083] 由于红色照明光的光量增大,向病变部所散布的亚甲蓝 17 可吸收该光而增大活性氧种的产生量,可使所产生的活性氧种高效地作用于病变部,作为进行治疗的药剂产生作用。

[0084] 在该情况下,由于维持白平衡状态,因而可保持通常色调进行显示。因此,可防止作为对内窥镜检查而言很重要的要因的色调走样,手术者可顺利地进行内窥镜检查。

[0085] 用流程图表示图 3B 和图 3C 的情况下的动作内容,分别为图 4A 和图 4B 那样。在使用亚甲蓝 17 的更容易识别观察对象部位 2 的凹凸状况的染色剂功能进行观察的情况下,如图 4A 所示。

[0086] 即,如步骤 S1 所示,手术者向观察对象部位 2 的表面散布亚甲蓝 17。

[0087] 在下一步骤 S2 中,手术者操作光量减少开关 SWd。于是,控制电路 36 经由光源装置 4 的光源控制电路 29,减少在红色照明光射出时的灯 21 的发光量。由此,即使在向亚甲蓝 17 照射了红色照明光的情况下,也能抑制由于其光敏功能而产生活性氧种的比例。

[0088] 并且,与步骤 S2 的操作连动,控制电路 36 如步骤 S3 所示增大对 R 颜色信号的增益,维持白平衡状态。由此,可确保自然的色调。

[0089] 另一方面,在针对观察对象部位 2 利用亚甲蓝 17 的光敏功能来进行基于药剂的治

疗处理的情况下,如图 4B 所示。

[0090] 如步骤 S11 所示,手术者向观察对象部位 2 的病变部散布亚甲蓝 17。

[0091] 在下一步骤 S12 中,手术者操作光量增大开关 SWu。于是,控制电路 36 经由光源装置 4 的光源控制电路 29,增大在红色照明光射出时的灯 21 的发光量。由此,可利用向亚甲蓝 17 照射了红色照明光时的光敏功能来增大活性氧种的产生。并且,可使用活性氧种来对散布有该亚甲蓝 17 的病变部进行治疗。

[0092] 并且,与步骤 S12 的操作连动,控制电路 36 如步骤 S13 所示减少对 R 颜色信号的增益,维持白平衡状态。由此,可确保自然的色调。

[0093] 这样根据本实施例,在使用亚甲蓝 17 来进行观察和处理的情况下,考虑亚甲蓝 17 的光敏特性和功能来进行照明和信号处理,因而与现有例相比,可进行有效利用了亚甲蓝 17 的光敏特性和功能的适当的观察和处理等。

[0094] (实施例 2)

[0095] 下面,参照图 5 和图 6 对本发明的实施例 2 进行说明。图 5 示出实施例 2 的同时式的内窥镜装置 1B 的结构。

[0096] 该内窥镜装置 1B 由内窥镜 3B、光源装置 4B、处理器 5B 以及监视器 6 构成。

[0097] 内窥镜 3B 是在图 1 的内窥镜 3 中还具有在 CCD 15 的摄像面设置有颜色分离滤波器 51 的彩色摄像用 CCD 的同时式的内窥镜。并且,在该内窥镜 3B 的操作部 9,与实施例 1 的情况类似,设置有:模式切换开关 SW1,其用于切换到与通常观察对应的第 1 观察模式;光量增大开关 SWu,其进行增大第 2 观察模式下的红色照明光的光量的指示操作;以及光量减少开关 SWd,其用于减少光量。这里也与实施例 1 的情况一样,将光量增大开关 SWu 和光量减少开关 SWd 总称为光量变更开关 SW2。

[0098] 并且,光源装置 4B 采用在图 1 的光源装置 4 中不具有旋转滤波器 25 的结构,并构成为通过操作模式切换开关 SW1 而将设置在滤波器板 52 上的透明部 53T 插到(配置于)照明光路中。

[0099] 该滤波器板 52 在旋转板的周向上除了透明部 53T 以外,还设置有第 1 带通滤波器 53A 和第 2 带通滤波器 53B。并且,通过利用马达 54 使滤波器板 52 旋转规定角度,可从配置了透明部 53T 的状态将第 1 带通滤波器 53A 配置在光路中,或者将第 2 带通滤波器 53B 配置在光路中。

[0100] 图 6 示出第 1 带通滤波器 53A 和第 2 带通滤波器 53B 的透射率特性。

[0101] 如图 6 所示,第 1 带通滤波器 53A 具有以下特性,即:使蓝色和绿色波长区域的光通过,抑制成为亚甲蓝的特征性光吸收区域的红色波长区域的光的透射。并且,第 2 带通滤波器 53B 具有与蓝色和绿色波长区域的光的透射相比增大红色波长区域的光的透射的特性。

[0102] 并且,在通过模式切换开关 SW1 设定为第 1 观察模式时,成为如图 5 所示在光路中配置了透明部 53T 的状态。另外,透明部 53T 与开口一样,针对所有波长区域具有透明的特性(一样的特性)。

[0103] 并且,当操作了光量减少开关 SWd 时,成为在光路中配置了第 1 带通滤波器 53A 的状态。

[0104] 并且,当操作了光量增大开关 SWu 时,成为在光路中配置了第 2 带通滤波器 53B 的

状态。在该情况下,光源控制电路 29 进一步使灯点亮电路 22 的灯点亮功率增大,设定成如图 6 的虚线的等效特性 53B' 所示那样。

[0105] 该虚线的等效特性 53B' 是以下特性,即:保持与蓝色和绿色波长区域中的照明光的光量通过透明部 53T 的情况相同的光量,并与上述情况相比进一步增大红色照明光的光量。

[0106] 并且,本实施例中的处理器 5B 具有对 CCD 15 的输出信号进行放大的放大器 32,该放大器 32 的输出信号经过 CDS 电路 54 被输入到 A/D 转换电路 34 和调光电路 30。

[0107] A/D 转换电路 34 的输出信号被输入到 Y/C 分离/同时化电路 56,由该 Y/C 分离/同时化电路 56 生成亮度信号 Y 和同时化的色差信号 Cr/Cb。

[0108] 该 Y/C 分离/同时化电路 56 的输出信号被输入到矩阵电路 57,从亮度信号 Y 和色差信号 Cr/Cb 被转换成 RGB 信号。

[0109] 该矩阵电路 57 的输出信号被输入到白平衡电路 58 进行白平衡处理,之后与实施例 1 一样经过图像处理电路 39 和 D/A 转换电路 40R ~ 40B 被输出到监视器 6。

[0110] 并且,内窥镜 3B 的光量变更开关 SW2 等的指示操作的信号被输入到控制电路 59。该控制电路 59 进行上述矩阵电路 57 和白平衡电路 58 的控制。

[0111] 即,控制电路 59 与光源装置 4B 的光源控制电路 29 进行通信,在成为通常观察的第 1 观察模式中,进行与在照明光路中配置了透明部 53T 的通常照明状态对应的白平衡电路 58 的白平衡调整,并进行矩阵转换。

[0112] 并且,控制电路 59 对应于内窥镜 3B 的光量变更开关 SW2 的指示操作,变更矩阵电路 57 中的从信号 Y、Cr、Cb 转换成 R、G、B 的情况下的矩阵系数,从而即使在增大或减少了红色照明光的光量的情况下,也维持白平衡状态。

[0113] 因此,在控制电路 59 内的例如 EEPROM 59a 内,除了透明部 53T 的情况下的转换矩阵系数的信息以外,还存储有设定为第 1 带通滤波器 53A 和第 2 带通滤波器 53B 的情况下的矩阵系数的信息。

[0114] 对这种结构的本实施例的作用进行说明。本实施例的作用与针对实施例 1 中的面顺次地进行 R、G、B 照明,同时进行 R、G、B 照明的情况下的作用大致相同。

[0115] 即,在第 1 观察模式的情况下,光源装置 4B 射出灯 21 的白色照明光,用白色光对观察对象部位 2 进行照明。

[0116] 然后,被照明的观察对象部位 2 被设置有颜色分离滤波器 51 的 CCD15 进行彩色拍摄。该 CCD 15 的输出信号由处理器 5B 进行信号处理,并在监视器 6 上进行彩色显示。在该情况下,如果进行了白平衡调整,则白色被摄体被显示成白色。

[0117] 并且,在通过向观察对象部位 2 侧散布亚甲蓝 17 进行染色,以更容易识别并观察凹凸状况的情况下,只要如实施例 1 所说明的那样操作光量减少开关 SWd 即可。通过进行该操作,在光路中配置第 1 带通滤波器 53A,减少红色照明光的光量。然后,成为抑制亚甲蓝 17 的光敏功能的状态。即,抑制活性氧的产生。

[0118] 并且,在该情况下,增大对 R 颜色信号的增益,维持白平衡状态,可在适当的色调下进行观察。

[0119] 并且,在要向观察对象部位 2 中的病变部投放亚甲蓝 17、并利用其光敏功能来治疗病变部的情况下,只要如实施例 1 所说明的那样来操作光量增大开关 SWu 即可。通过进

行该操作,在光路中配置第 2 带通滤波器 53B,然后增大红色照明光的光量。然后,可成为能使用因投放给病变部的亚甲蓝 17 的光敏功能而产生的活性氧种来治疗病变部的状态。

[0120] 这样,本实施例具有与实施例 1 的情况相同的效果。

[0121] (实施例 3)

[0122] 下面参照图 7 对本发明的实施例 3 进行说明。实施例 3 具有变更了例如实施例 2 中的一部分的结构。图 7 示出实施例 3 中的光源装置 4C 的结构。该光源装置 4C 具有以下结构,即:在例如图 5 中的光源装置 4B 中,取代设置滤波器板 52,而使用滤波器插卸装置 61 将多个滤波器 62a ~ 62c 中的 1 个滤波器选择性配置在照明光路中。

[0123] 该滤波器插卸装置 61 的动作由光源控制电路 29 控制。在本实施例中,在照明光路中未配置任何滤波器的状态对应于实施例 2 中的将透明部 53T 配置在照明光路中的状态,即通常观察。

[0124] 然后,在利用滤波器插卸装置 61 将第 1 滤波器 62a 或第 2 滤波器 62b 配置在照明光路中的情况下,对应于实施例 2 中的配置了第 1 带通滤波器 53A 或第 2 带通滤波器 53B 的状态。

[0125] 因此,本实施例除了变形为在照明光路中自由插卸地配置滤波器的结构以外,是实现与实施例 2 相同的功能的装置,本实施例的处理器 5C 具有实施例 2 的处理器 5B 的功能。

[0126] 在本实施例中,还能将第 3 滤波器 62c 配置在照明光路中,该第 3 滤波器 62c 具有例如图 8 所示的透射特性。该第 3 滤波器 62c 具有在第 1 带通滤波器 53A 的透射特性中使红色波长区域的光的透射实质上为 0 的特性。

[0127] 因此,本实施例的处理器 5C 在实施例 2 的处理器 5B 中的进行轮廓强调等图像处理的图像处理电路 39 中还具有图 9 所示的伪 R 信号生成电路 65。并且,具有例如根据 G 信号生成伪 R 信号的结构。另外,在图 9 中仅示出处理器 5C 中的主要部分。

[0128] 另外,本实施例中的内窥镜是在实施例 2 的内窥镜 3B 中还设置了进行把第 3 滤波器 62c 配置在照明光路中的操作的开关(这里称为红色截止开关)SWc 的内窥镜。除了该例以外,还可以在例如光量减少开关 SWd 进行了多次操作的情况下作为红色截止开关起作用。

[0129] 如图 9 所示,白平衡电路 58 由放大器 58R、58G、58B 构成。并且,在操作了红色截止开关 SWc 的情况下,控制电路 59 将伪 R 信号生成电路 65 设定为动作状态,将从放大器 58G 所输出的 G 信号输入到伪 R 信号生成电路 65,生成伪 R 信号。

[0130] 输入到该伪 R 信号生成电路 65 的 G 信号保持 G 信号的状态通过而被输入到 D/A 转换电路 40G,并被输入到空间频率分离电路(在图 9 中简记为 F 分离)66,空间频率分离电路 66 将输入信号以规定的空间频率为边界分离成比边界高的频率分量和比边界低的频率分量。

[0131] 该规定的空间频率被设定为特征性地表示例如接近粘膜表面的细血管的走行状态的轮廓的空间频率与特征性地表示较之更深部侧的更粗的血管的走行状态的轮廓的空间频率之间的值。另外,空间频率分离电路 66 可由高通滤波器和低通滤波器构成。

[0132] 然后,从该空间频率分离电路 66 所输出的高频带侧的信号由第 1 灰度校正电路 67a 进行第 1 灰度校正,在被输入放大器 58R 的输出信号的加法器 68 中进行相加而作为 R

信号被输入到 D/A 转换电路 40R。

[0133] 并且,从空间频率分离电路 66 所输出的低频带侧的信号由第 2 灰度校正电路 67b 进行第 2 灰度校正,在被输入放大器 58R 的输出信号的加法器 68 中进行相加而作为 R 信号被输入到 D/A 转换电路 40R。

[0134] 图 10A 和图 10B 示出第 1 和第 2 灰度校正电路 67a 和 67b 的灰度特性。第 1 灰度校正电路 67a 被设定为针对输入值抑制输出值的灰度的特性,因此抑制高频带侧的信号的亮度值。相比之下,第 2 灰度校正电路 67b 被设定为针对输入值增大输出值的灰度的特性,因此增大低频带侧的信号的亮度值。

[0135] 因此,在观察了生物体粘膜的情况下,可如同用实际的红色波长区域的光进行观察那样,用红色来伪显示捕捉了生物体表层的深部侧的更粗的血管的走行状态的轮廓的图像。因此,即使在不将红色波长区域用于照明光的情况下,也能如同将红色波长区域用于照明光那样使用自然的色调进行图像显示。

[0136] 因此,根据本实施例,即使在实施例 2 中进一步减少红色照明光的光量而截止其光量的情况下,也能在功能上使用自然的色调进行图像显示。此外,还具有与实施例 2 相同的作用效果。另外,尽管对根据 G 颜色信号生成 R 颜色信号的例子作了说明,然而还可以根据 G 和 B 双方或 B 颜色信号来生成 R 颜色信号。

[0137] 另外,在本实施例中,使用同时式的情况对截止红色照明光的光量的结构和作用作了说明,然而还能应用于面顺次式的情况。在该情况下,只要在例如图 1 中的图像处理电路 39 中设置图 9 所示的伪 R 信号生成电路 65 即可。

[0138] 并且,在本实施例中 3 个滤波器 62a ~ 62c 在照明光路中可自由插卸,然而还可以增多可插卸的滤波器数量,可选择设定更适当的特性的滤波器。

[0139] 另外,在上述的各实施例中,可以在例如观察对象部位 2 侧设置是否投放了亚甲蓝 17 等光敏物质的检测单元。

[0140] 亚甲蓝 17 由于具有蓝色的色素剂的功能,因而在例如图 5 的处理器 5B 内的例如图像处理电路 39 内的检测部(双点划线的符号 71)的信号处理中检测是否检测出某个值以上的蓝色信号在规定值以上的像素数。然后,在对此作了检测的情况下,检测部 71 将该检测信号发送到控制电路 59。

[0141] 控制电路 59 也可以根据该检测信号,(如同手动操作光量减少开关 SWd 那样)进行自动减少红色光量的(红色)光量自动控制。与此连动,增大红色信号的增益。

[0142] 这样,当亚甲蓝 17 被散布在观察对象部位 2 侧时,通常自动地使红色照明光减少,可自动抑制由亚甲蓝 17 的光敏物质导致的活性氧种的产生量来进行观察。因此,手术者无需手动进行减少红色光量的操作,可提高操作性。

[0143] 并且,在向病变部集中投放亚甲蓝 17 来执行光动力治疗的情况下,如果解除上述(红色)光量自动控制的设定,从而手动地增大红色光量来进行处理,则也能适当地应对执行光动力治疗的情况。即,也可以从进行使红色光量自动减少的光量控制的模式切换到手动的光量控制。

[0144] 另外,使用图 5 的情况对设置用于检测是否向观察对象部位 2 侧投放了亚甲蓝 17 等光敏物质的检测单元的具体例等作了说明,然而还可以应用于其他实施例。另外,在上述的各实施例中,将氙灯等灯 21 用作进行照明的光源,然而不限于此,还可以将激光二极管

或发光二极管(LED)用作光源。

[0145] 并且,在使用例如LED的情况下,可以将该LED设置在插入部8的前端部,不使用光导光纤11,向观察对象部位2侧射出照明光。并且,将上述的各实施例进行部分组合等而构成的实施例等也属于本发明。

[0146] 产业上的利用可能性

[0147] 在体腔内的使用内窥镜进行观察的部位具有亚甲蓝等的染色和光敏两个功能的情况下,考虑光敏功能而抑制成为其激发光的红色波长区域的光量,容易通过染色来识别凹凸,并且还能适当地应对执行光动力治疗的情况。

[0148] 本申请是以在2005年9月30日在日本所申请的日本特愿2005-288214号作为优先权主张的基础来提出申请的,上述的公开内容被引用在了本申请的说明书、权利要求书和附图中。

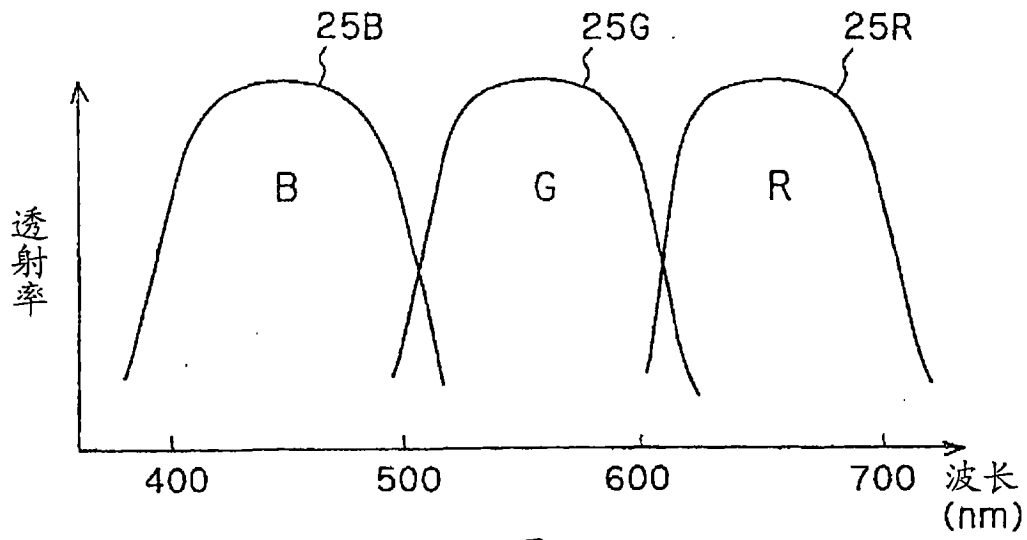


图 2

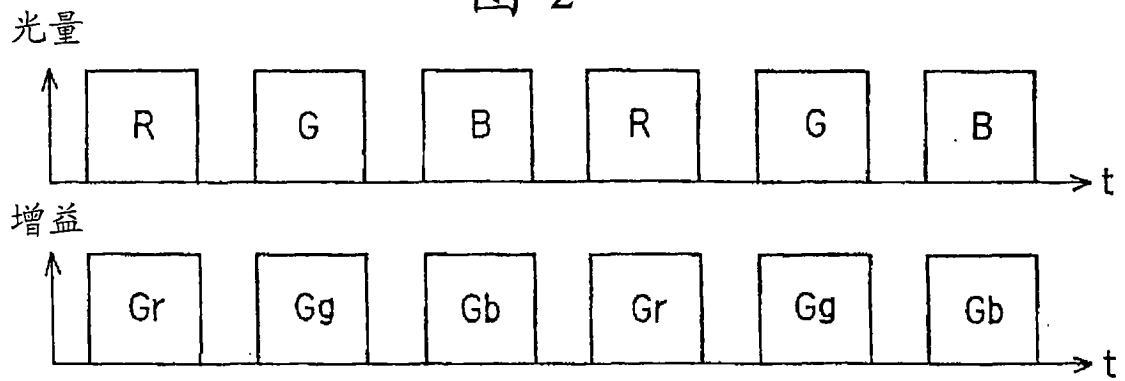


图 3A

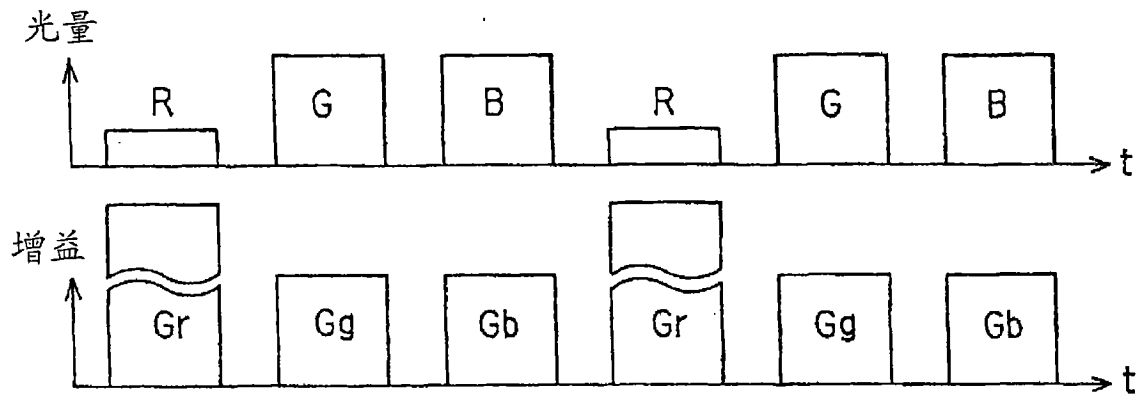


图 3B

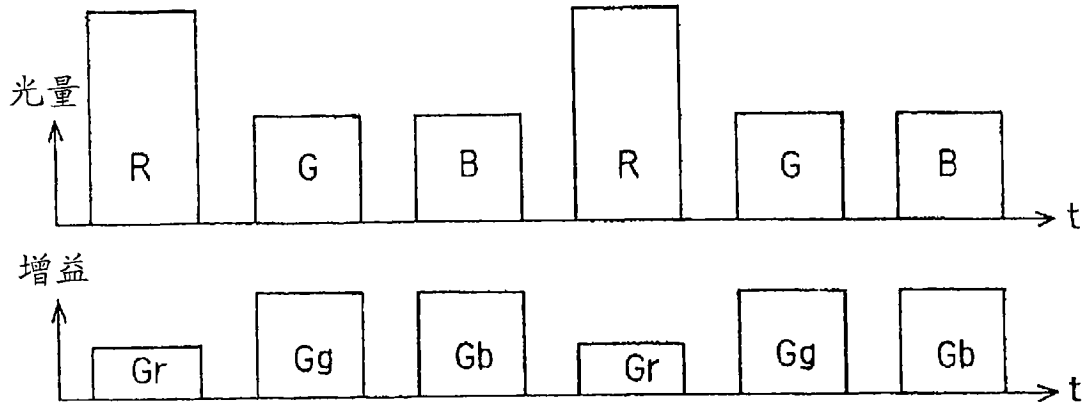


图 3C

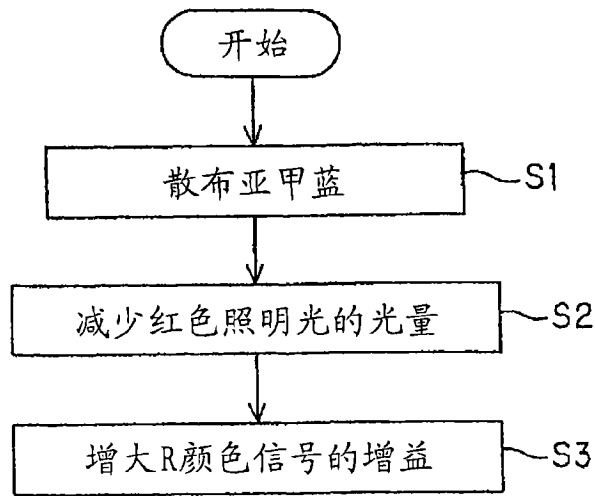


图 4A

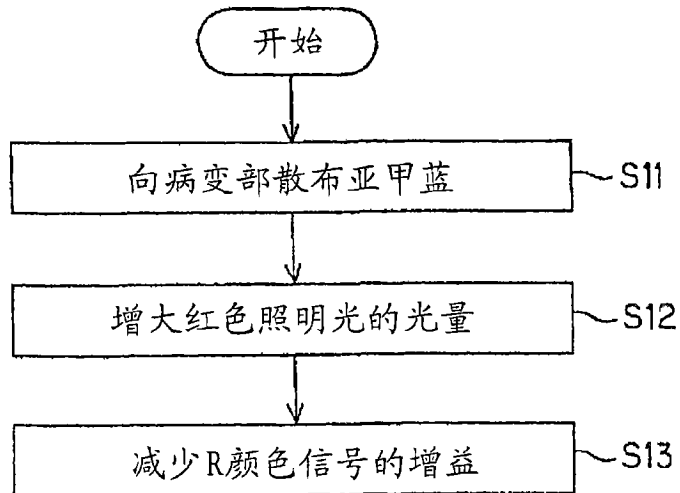


图 4B

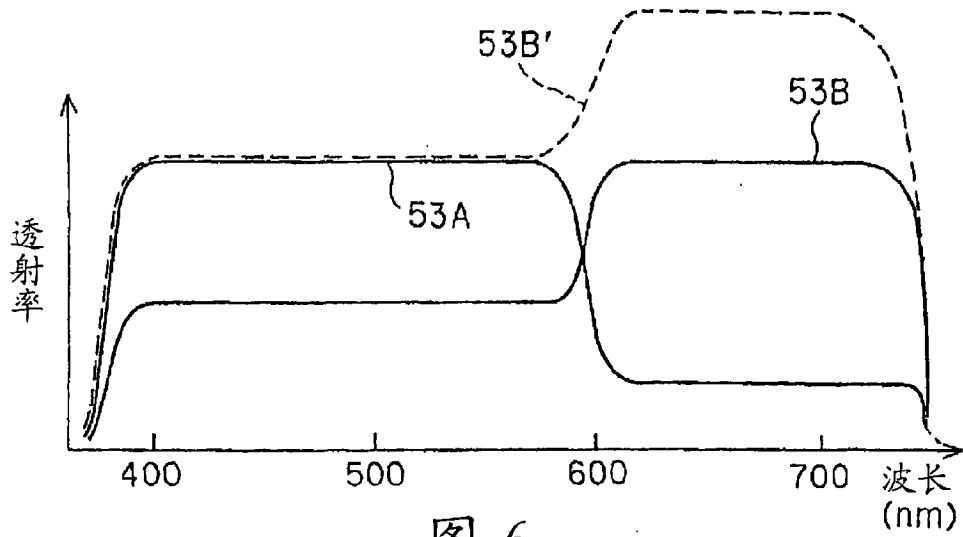


图 6

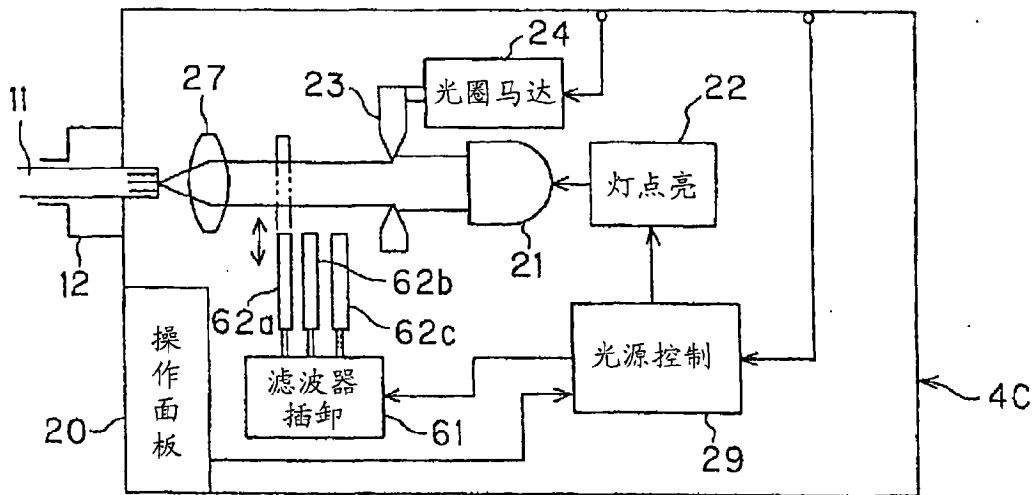


图 7

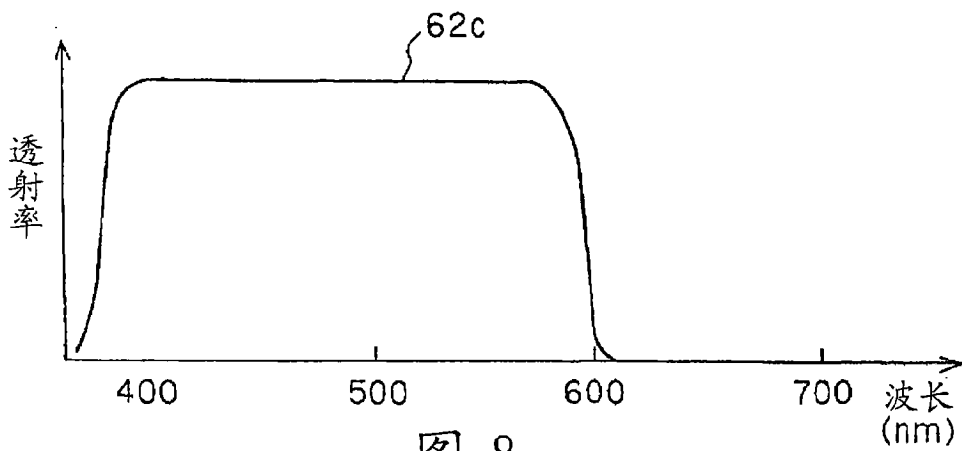


图 8

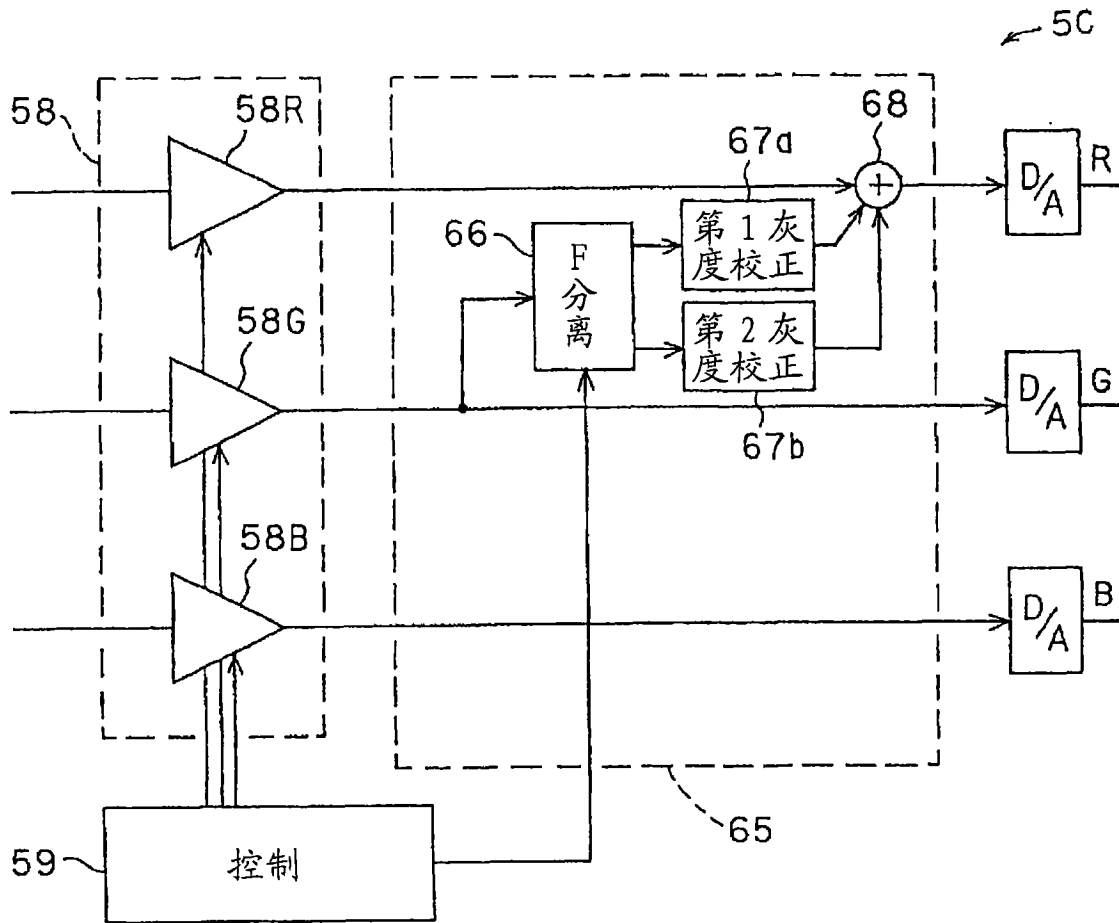


图 9

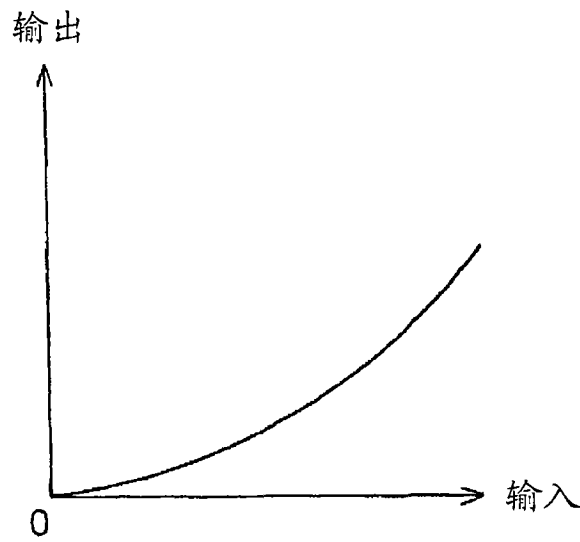


图 10A

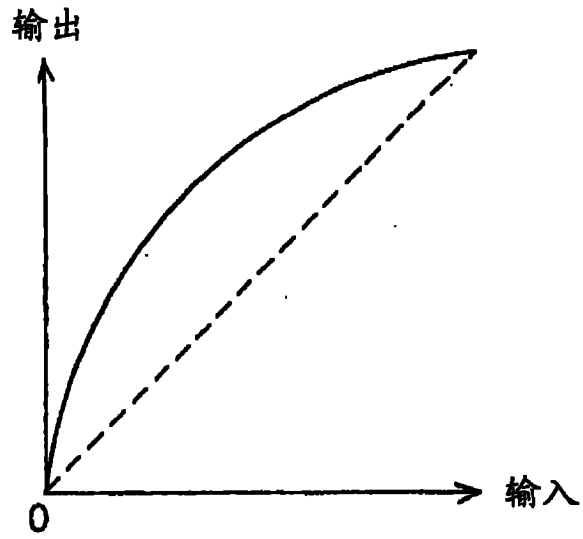


图 10B

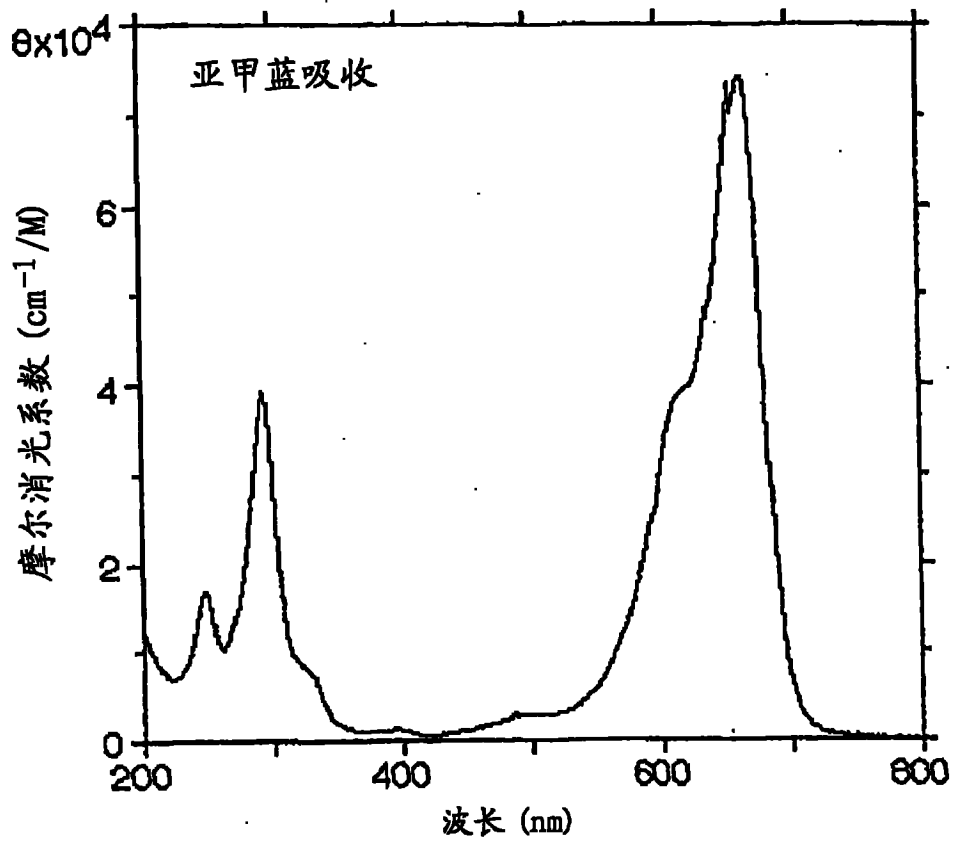


图 11

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101267761B	公开(公告)日	2010-07-21
申请号	CN200680034548.1	申请日	2006-08-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	后野和弘		
发明人	后野和弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0646		
审查员(译)	路凯		
优先权	2005288214 2005-09-30 JP		
其他公开文献	CN101267761A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜装置，具有：内窥镜，其具有能插入到生物体内的插入部；照明部，其向生物体内的观察对象部位侧射出照明光；光量控制部，其进行至少减少照明光中的激发投放到观察对象部位的光敏物质的红色波长区域的光量的光量控制；以及信号处理部，其对应于该光量控制，进行增大在照明光下进行了拍摄的情况下的与红色波长区域对应的红色信号的亮度级的信号处理。

