



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102551642 A

(43) 申请公布日 2012.07.11

(21) 申请号 201110402416.2

(22) 申请日 2011.11.30

(30) 优先权数据

2010-276915 2010.12.13 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 峰苦靖浩 山口博司

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 杨静

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/04 (2006.01)

A61B 1/06 (2006.01)

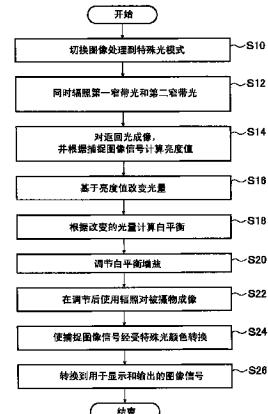
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 8 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明的目的是提供内窥镜装置，其中，用户在确认捕捉图像时不需要有意地调节辐照光量，以及关于对活体的结构或成分的观察，在不被成像距离所限制的情况下，总是可以获得明亮并具有稳定色彩的捕捉图像。内窥镜装置包括第一光源部、第二光源部、控制辐照和辐照光量的光源控制装置、获得捕捉图像的成像装置、计算亮度值的亮度值计算装置、根据亮度值改变辐照光量的光源光量改变装置、计算白平衡调节值的白平衡调节值计算装置以及对成像装置的增益进行调节的增益调节装置。



1. 一种内窥镜装置，包括：

第一光源部，辐照第一窄带光，所述第一窄带光具有根据作为被摄物的活体的结构或成分的频谱特性而带宽变窄的预定波长带宽；

第二光源部，辐照具有与所述第一窄带光不同的波长频带的第二窄带光或者具有包括可见光在内的宽波长频带的宽带光；

光源控制装置，对来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照和辐照光量以及来自所述第二光源部的第二窄带光或者宽带光的辐照和辐照光量分别进行控制；

成像装置，使用顺序或者同时辐照到所述被摄物的第一窄带光以及第二窄带光或宽带光的来自所述被摄物的返回光，获得所述被摄物的捕捉图像，以输出捕捉图像信息；

亮度值计算装置，根据由所述成像装置成像的捕捉图像信息，计算捕捉图像的亮度值；

光源光量改变装置，根据在所述亮度值计算装置中计算的亮度值，改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量以及来自所述第二光源部的第二窄带光或宽带光的辐照光量；

白平衡调节值计算装置，根据当前执行辐照的所述第一光源部和所述第二光源部的在所述光源光量改变装置中被改变的辐照光量来计算用于进行捕捉图像的白平衡的白平衡调节值；以及

增益调节装置，根据在所述白平衡调节值计算装置中计算的白平衡调节值，调节所述成像装置的增益，以使得捕捉图像的白平衡变为基本白平衡。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置，

其中，所述基本白平衡是在所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量分别被最大化的情况下对白板成像时获得的捕捉图像的白平衡。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置，

其中，所述光源光量改变装置是改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量和来自所述第二光源部的第二窄带光的辐照光量的比率的装置。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置，

其中，所述光源光量改变装置是改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量和来自所述第二光源部的宽带光的辐照光量的比率的装置。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的内窥镜装置，

其中，所述光源光量改变装置在所计算的亮度值变大时增加来自所述第一光源部的辐照光量的比率，以及在所计算的亮度值变小时增加来自所述第二光源部的辐照光量的比率，由此将所计算的亮度值设置为预定亮度值。

6. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的内窥镜装置，

其中，所述光源光量改变装置根据捕捉图像的亮度值逐步改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量。

7. 根据权利要求 1 至 5 中任一项所述的内窥镜装置，

其中，所述光源光量改变装置根据捕捉图像的亮度值连续改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的内窥镜装置，

其中,如果所述基本白平衡是 [R_base, G_base, B_base],所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量的比率是 $\alpha : 1-\alpha$,所述第一光源部的白平衡是 [R_1,G_1,B_1],以及所述第二光源部的白平衡是 [R_2,G_2,B_2],则通过以下公式来表达由所述增益调节装置调节的所述成像单元的增益 [WB_gainR, WB_gainG, WB_gainB] :

$$WB_gainR = (\alpha R_1 + (1-\alpha) R_2) / R_{base}$$

$$WB_gainG = (\alpha G_1 + (1-\alpha) G_2) / G_{base}$$

$$WB_gainB = (\alpha B_1 + (1-\alpha) B_2) / B_{base}$$

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的内窥镜装置,还包括对捕捉图像信息执行预定图像处理的图像处理部,

其中,所述图像处理部具有提前获得的颜色转换系数表,所述颜色转换系数表示出了以下二者之间的关系:所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量的比率,以及用于调节捕捉图像的色彩以执行图像处理并从而不改变捕捉图像的白平衡的颜色转换系数,以及

其中,所述图像处理部基于由所述光源光量改变装置调节的所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量的比率,从所述颜色转换系数表中选择颜色转换系数。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,

其中,所述第一光源部包括发射宽带光的宽带光源,以及包括仅让从所述宽带光源发射的宽带光中的第一窄带光透射的第一颜色滤波器;

其中,第二光源部包括所述宽带光源,以及包括仅让从该宽带光源发射的宽带光中的第二窄带光透射的第二颜色滤波器;以及

其中,所述光源光量改变装置是将所述第一颜色滤波器和所述第二颜色滤波器中的至少一个切换为具有不同半值宽度的颜色滤波器的装置。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及可以使用宽带光（例如白色照明光）和特定窄带光来执行特殊光观察的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来，使用了可以执行所谓的特殊光观察的内窥镜装置，特殊光观察将特定的窄波长频带的光（窄带光）辐照到活体的粘膜组织并获取在身体组织的期望深度处的组织信息。这种类型的内窥镜装置可以简单地将在例如普通观察图像中没有获取到的活体信息视觉化，例如强化在粘膜层或者粘膜下层中产生的新血管的表层微细结构以及病变部。例如，当观察目标是癌症病变部时，如果将蓝色（B）窄带光辐照到粘膜组织上，可以更详细地观察到组织表层的微细血管或者微细结构的状态。因此，可以更准确地诊断病变部。

[0003] 即使在该特殊光观察以及普通光（宽带光）观察中，也必须对所获取的捕捉图像执行白平衡处理，以稳定色调的再现性并执行更准确的诊断。

[0004] JP 2006-68321A 公开了可以分别在普通光观察和特殊光观察中在短时间内执行白平衡处理的内窥镜装置。

[0005] 在特殊光观察中，当患病组织和特殊光的辐照位置之间的距离短时，可以对能被毫无困难地明亮地查看到的组织表层的微细血管或者微细结构进行成像。然而，存在的问题是当距离增加时，所捕捉的图像变暗并且不容易被看到。一般采取增加辐照光量的措施。然而，在辐照光量的增加（具体地，特殊光的光量的增加）中存在限制。问题在于如果使用普通光对特殊光的光量短缺进行补偿，则改变了捕捉到的图像的色彩（tint）。

发明内容

[0006] 本发明的目的是提供内窥镜装置，其中，用户在确认普通光观察和特殊光观察下的已捕捉图像时不需要有意地调节辐照光量，以及，在不受与对活体的结构或成分（例如表层微细血管）进行观察相关的成像距离的限制的情况下，总是可以获得明亮并具有稳定色彩的捕捉图像。

[0007] 为了实现上述目的，本发明提供了一种内窥镜装置，包括：

[0008] 第一光源部，辐照第一窄带光，所述第一窄带光具有根据作为被摄物的活体的结构或成分的频谱特性而带宽变窄的预定波长带宽；

[0009] 第二光源部，辐照具有与所述第一窄带光不同的波长频带的第二窄带光或者辐照具有包括可见光在内的宽波长频带的宽带光；

[0010] 光源控制装置，对来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照和辐照光量以及来自所述第二光源部的第二窄带光或者宽带光的辐照和辐照光量分别进行控制；

[0011] 成像装置，使用顺序或者同时辐照到所述被摄物的第一窄带光以及第二窄带光或宽带光的来自所述被摄物的返回光，获得所述被摄物的捕捉图像，以输出捕捉图像信息；

[0012] 亮度值计算装置，根据由所述成像装置成像的捕捉图像信息，计算捕捉图像的亮

度值；

[0013] 光源光量改变装置，根据在所述亮度值计算装置中计算的亮度值，改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量以及来自所述第二光源部的第二窄带光或宽带光的辐照光量；

[0014] 白平衡调节值计算装置，根据当前执行辐照的所述第一光源部和所述第二光源部的在所述光源光量改变装置中被改变的辐照光量来计算用于进行捕捉图像的白平衡的白平衡调节值；以及

[0015] 增益调节装置，根据在所述白平衡调节值计算装置中计算的白平衡调节值，调节所述成像装置的增益，以使得捕捉图像的白平衡变为基本白平衡。

[0016] 此外，优选地，所述基本白平衡是在所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量分别被最大化的情况下对白板成像时获得的捕捉图像的白平衡。

[0017] 此外，优选地，所述光源光量改变装置是改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量和来自所述第二光源部的第二窄带光的辐照光量的比率的装置；以及

[0018] 所述光源光量改变装置是改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量和来自所述第二光源部的宽带光的辐照光量的比率的装置。

[0019] 此外，优选地，所述光源光量改变装置在所计算的亮度值变大时增加来自所述第一光源部的辐照光量的比率，以及在所计算的亮度值变小时增加来自所述第二光源部的辐照光量的比率，由此将所计算的亮度值设置为预定亮度值。

[0020] 此外，优选地，所述光源光量改变装置根据捕捉图像的亮度值逐步改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量；以及

[0021] 所述光源光量改变装置根据捕捉图像的亮度值连续改变来自所述第一光源部的第一窄带光的辐照光量。

[0022] 此外，优选地，如果所述基本白平衡是 $[R_{base}, G_{base}, B_{base}]$ ，所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量的比率是 $\alpha : 1-\alpha$ ，所述第一光源部的白平衡是 $[R_1, G_1, B_1]$ ，以及所述第二光源部的白平衡是 $[R_2, G_2, B_2]$ ，则通过以下公式来表达由所述增益调节装置调节的所述成像单元的增益 $[WB_gainR, WB_gainG, WB_gainB]$ ：

$$WB_gainR = (\alpha R_1 + (1-\alpha) R_2) / R_{base}$$

$$WB_gainG = (\alpha G_1 + (1-\alpha) G_2) / G_{base}$$

$$WB_gainB = (\alpha B_1 + (1-\alpha) B_2) / B_{base}$$

[0026] 本发明还提供了一种内窥镜装置，进一步包括：

[0027] 图像处理部，对捕捉图像信息执行预定图像处理，

[0028] 其中，所述图像处理部具有提前获得的颜色转换系数表，所述颜色转换系数表示出了以下二者之间的关系：第一光源部的辐照光量和第二光源部的辐照光量的比率，以及用于调节捕捉图像的色彩以执行图像处理并从而不改变捕捉图像的白平衡的颜色转换系数，

[0029] 其中，所述图像处理部基于由所述光源光量改变装置调节的所述第一光源部的辐照光量和所述第二光源部的辐照光量的比率，从所述颜色转换系数表中选择颜色转换系数。

[0030] 此外，优选地，所述第一光源部包括发射宽带光的宽带光源，以及包括仅让从所述

宽带光源发射的宽带光中的第一窄带光透射的第一颜色滤波器；

[0031] 所述第二光源部包括所述宽带光源，以及包括仅让从该宽带光源发射的宽带光中的第二窄带光透射的第二颜色滤波器；以及

[0032] 所述光源光量改变装置是将所述第一颜色滤波器和所述第二颜色滤波器中的至少一个切换为具有不同半值宽度的颜色滤波器的装置。

[0033] 根据本发明的内窥镜装置，对特殊光源和白色照明光源的发光条件进行有序控制，以使得在普通光观察和特殊光观察下，使用成像单元检测到的返回光的光量总是变得大于等于预定值。此外，当执行普通光观察和特殊光观察，以在图像处理部中根据特殊光源和白色照明光源的发光条件执行用于调节色彩的预定图像处理时，例如，即使远离病变部执行成像或者即使靠近病变部执行成像，用户不需要在确认捕捉图像时有意地调节光源的发光条件和捕捉图像的色彩，以及在不被成像距离所限制的情况下（具体地，在对病变部、表层微细血管等的特殊光观察下以及在普通光观察下），总是可以获得具有稳定色彩的捕捉图像。

附图说明

[0034] 图 1 是示意性地示出本发明的内窥镜装置的第一实施例的总体配置的框图。

[0035] 图 2 是示出从蓝紫色激光光源辐照的蓝紫色激光束和白色光的发射光谱的图，该白色光来自从蓝色激光光源辐照的蓝色激光束以及被激发的荧光体的荧光，这些光源用于图 1 中示出的内窥镜装置的光源部。

[0036] 图 3 是示出相应部的信号处理系统的框图，包括图 1 中示出的内窥镜装置的处理器的一个示例的详细配置。

[0037] 图 4 是示出在图 3 中示出的特殊光图像处理部的特殊光颜色转换部中提供的颜色转换表的一个示例的图。

[0038] 图 5 是本发明的内窥镜装置的第一实施例的操作示例的流程图。

[0039] 图 6 是示意性地示出本发明的内窥镜装置的第二实施例的总体配置的框图。

[0040] 图 7 是示出图 6 中示出的内窥镜装置的滤波器组的一个示例的正视图，该滤波器组包括第一颜色滤波器和第二颜色滤波器。

[0041] 图 8A 是示出具有窄的半值宽度的蓝色滤波器（第一颜色滤波器）和具有窄的半值宽度的绿色滤波器（第二颜色滤波器）的光谱特性的示例的图，以及图 8B 是示出具有宽的半值宽度的蓝色滤波器（第一颜色滤波器）和具有宽的半值宽度的绿色滤波器（第二颜色滤波器）的光谱特性的示例的图。

[0042] 图 9 是示出相应部的信号处理系统的框图，包括图 6 中示出的内窥镜装置的处理器的一个示例的详细配置。

[0043] 图 10 是本发明的内窥镜装置的第二实施例的操作示例的流程图。

具体实施方式

[0044] 下面，将基于附图中示出的优选实施例对本发明的内窥镜装置进行详细描述。

[0045] 图 1 是示意性地示出本发明的内窥镜装置的第一实施例的总体配置的框图。

[0046] 如该图中所示，本发明的内窥镜装置 10 具有内窥镜 12、光源设备 14、处理器 16 以

及输入输出部 18。在此,光源设备 14 和处理器 16 构成了内窥镜 12 的控制设备,以及内窥镜 12 光学连接到光源设备 14,并且电连接到处理器 16。此外,处理器 16 电连接到输入输出部 18。输入输出部 18 具有:显示部(监视器)38,显示图像信息等作为输出;记录部(记录设备)42(参见图 3),输出图像信息等;以及输入部(模式切换部)40,起到接收输入操作和功能设置的 UI(用户接口)的功能,输入操作是例如在普通观察模式(也称为普通光模式)和特殊光观察模式(也称为特殊光模式)之间的模式切换。

[0047] 内窥镜 12 是具有从其远端辐照照明光的照明光学系统以及对要观察的区域进行成像的成像光学系统的电子内窥镜。此外,虽然没有示出,内窥镜 12 包括:插入被摄物的内窥镜插入部分、执行内窥镜插入部分的远端的弯曲操纵以及用于观察的操纵的操纵部分、以及将内窥镜 12 可拆下地连接到控制设备的光源设备 14 和处理器 16 的连接器部分。此外,虽然未示出,在操纵部分和内窥镜插入部分内部提供了各种通道,例如允许用于组织采样的治疗工具等插入其中的钳子通道(forceps channel),以及供气和供水通道。

[0048] 如图 1 中所示,在辐照端口 28A 中提供构成照明光学系统以及构成白色光源的荧光体 24(其细节将在下面描述),辐照端口 28A 允许光通过其辐照到在内窥镜 12 的远端部分处要观察的区域。将成像单元(传感器)26 布置在与辐照端口 28A 相邻的光接收部分 28B 处,成像单元 26 是例如作为获取要观察区域的图像信息的成像装置的 CCD(电荷耦合器件)图像传感器或者 CMOS(互补金属氧化物半导体)图像传感器。在内窥镜 12 的辐照端口 28A 处布置构成照明光学系统的保护玻璃罩或镜头(未示出),在光接收部分 28B 处布置构成照明光学系统的保护玻璃罩或镜头(未示出)以及在光接收部分 28B 的成像单元 26 的光接收表面处布置构成成像光学系统的物镜单元(未示出)。

[0049] 通过操纵部分的操纵使得内窥镜插入部分可弯曲,可以根据在其中使用内窥镜 12 的被摄物的部位,在任意的方向上并以任意的角度弯曲内窥镜插入部分,以及可以将辐照端口 28A 和光接收部分 28B(即,成像单元 26 的观察方向)引导到所期望的观察部位。

[0050] 此外,虽然优选地,成像单元 26 是彩色成像传感器或者互补颜色传感器(包括光接收区域中的颜色滤波器(例如,RGB 颜色滤波器或者互补颜色滤波器)),RGB 彩色成像传感器更是优选的。

[0051] 光源设备 14 包括作为发光源的中心波长为 405nm 的蓝紫色激光光源(405LD)32(被用作特殊光模式下的特殊光源)以及中心波长为 445nm 的蓝色激光光源(445LD)34(被用作普通光模式和特殊光模式下的白色照明光的光源)。蓝紫色激光光源 32 辐照作为第一窄带光的蓝紫色激光束,以及蓝色激光光源 34 辐照作为第二窄带光的蓝色激光束。此外,由于来自蓝紫色激光光源 32 的中心波长为 405nm 的蓝紫色激光束是具有根据活体的结构或者成分的频谱特性而带宽变窄的波长带宽的窄带光,优选地,与该特性相一致,活体的结构或成分的可检测性非常好。

[0052] 光源控制装置 48(参见图 3)对从光源 32 和 34 中的每个的半导体发光单元发射的光进行单独控制,以及,可以改变光源 32 和 34 中的每个的发光条件,即,蓝紫色激光光源 32 的照明光与蓝色激光光源 34 的照明光的光量以及光量比率。

[0053] 蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 可以使用宽区域类型的基于 InGaN 的激光二极管,以及还可以使用基于 InGaNAs 的激光二极管或者基于 GaNAs 的激光二极管。此外,可以使用光发射器(例如,放光二极管)来配置以上光源。

[0054] 通过聚光透镜 (condensing lense) (未示出) 将从蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 辐照的激光束分别输入到光纤 22 中, 经由复用器 (未示出) 将其发送到连接器部分。此外, 本发明不限于此, 并且可以具有以下配置: 不使用复用器, 将来自蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的激光束分别直接传递到连接器部分。

[0055] 复用中心波长为 405nm 的蓝紫色激光束以及中心波长为 445nm 的蓝色激光束, 以及发送到连接器部分的激光束通过构成照明光学系统的光纤 22 传播到内窥镜 12 的远端部分。然后, 在内窥镜 12 的远端处, 蓝色激光束激发荧光体 24, 由此使得荧光体发出荧光, 荧光体 24 是布置在光纤 22 的光辐照端处的波长转换元件。此外, 一部分蓝色激光束照原样透过了荧光体 24。虽然一部分蓝紫色激光束激发了荧光体 24, 束的大部分透过荧光体 24 而不激发荧光体, 并变为窄带波长的照明光 (所谓的窄带光)。

[0056] 蓝紫色激光光源 32 构成了本发明的第一光源部, 以及蓝色激光光源 34 和荧光体 24 构成了本发明的第二光源部。

[0057] 光纤 22 是多模光纤, 以及可以使用纤芯直径 105 μm、包层直径 125 μm 的微细直径光纤缆线作为示例, 其包括作为外皮的保护层在内的直径是 0.3 至 0.5mm。

[0058] 对荧光体 24 进行配置, 以使得其包括多种荧光体 (例如, 诸如基于 YAG 的荧光体或者 BAM(BaMgAl₁₀O₁₇) 荧光体之类的荧光体), 荧光体吸收一部分蓝色激光束和一部分蓝紫色激光束, 并且被激发为发射绿色到黄色的光。由此, 把将蓝色激光束和蓝紫色激光束作为激发光的绿色到黄色的激发光以及透过荧光体 24 而没有因此被吸收的蓝色激光束和蓝紫色激光束合在一起, 变为白色 (伪白色) 照明光。如果如本配置示例一样, 使用发射中心波长为 445nm 的蓝色激光束的半导体发光单元作为激发光源, 可以以高的发光效率获得高强度的白色光, 可以容易地调节白色光的强度, 并将白色光的色温和色度的改变抑制为低。

[0059] 荧光体 24 可以防止由于激光束的相干所造成的散斑而导致的 (变为成像障碍的) 噪声的重叠或者当执行运动图像显示时出现闪烁。此外, 优选地, 考虑到构成荧光体的荧光材料和变为填充材料的进行固定和凝固的树脂之间的折射率差, 关于荧光体材料自身和填充材料的颗粒尺寸, 荧光体 24 由对红外光具有小吸收和大散射的材料制成。由此, 在不降低红光或者红外光的光强度的情况下增强了散射效应, 并且光学损耗变小了。

[0060] 图 2 是示出来自蓝紫色激光光源 32 的蓝紫色激光束以及与通过荧光体 24 从蓝色激光束转换而来的荧光相合并的来自蓝色激光光源 34 的蓝色激光束的发射光谱的图。由中心波长 405nm 的发射谱线 (轮廓 (profile) A) 来表达蓝紫色激光束, 蓝紫色激光束是本发明的窄带光, 并主要被用作特殊光。此外, 由中心波长 445nm 的发射谱线来表达蓝色激光束, 以及由蓝色激光束造成的来自于荧光体 24 的荧光具有发射强度在大致 450nm 至 700nm 的波长频带中增加的谱密度分布。上述的白色光由包括荧光和蓝色激光束在内的轮廓 B 形成, 主要被用作普通光。作为白色光的普通光是具有包括可见光在内的宽波长频带的宽带光。此外, 虽然未示出, 荧光体 24 甚至受到蓝紫色激光束的激发, 以光量大约为基于蓝色激光束的光量的 1/20 的荧光进行辐照, 并形成宽带光。

[0061] 在此, 在从蓝紫色激光光源 32 发射的中心波长为 405nm 的蓝紫色激光束中存在着很多 405nm 窄带光分量以及所伴随的来自荧光体 24 的荧光, 并且对表层组织的观察 (获取关于表层组织的信息) 非常好。另一方面, 由于存在来自荧光体 24 的少量的荧光分量, 用于对背景成像的白色光的辐照光量没有增加。因此, 当至被摄物的距离小时, 作为背景的白色

光的辐照光量是充足的。然而,当至被摄物的距离大时,在蓝紫色激光束所产生的荧光中,白色光的辐照光量是不足的。

[0062] 此外,虽然从蓝色激光光源 34 发射的中心波长为 445nm 的蓝色激光束与所伴随的来自荧光体 24 的荧光在观察表层组织方面要次于蓝紫色激光束,蓝色激光束可以强烈地激发荧光体 24,以增加作为背景的白色光的辐照光量。因此,即使当至被摄物的距离远时,也可以充分确保白色光的光量。

[0063] 因此,当距离被摄物远时,可以使用蓝色激光光源 34 来补偿从来自蓝紫色激光光源 32 的蓝紫色激光束所获得的白色光的光量短缺。

[0064] 此外,不将本发明中的白色光严格限制为包括可见光中的所有波长分量,例如,可以包括特定波长频带(例如,R、G 和 B)的光,包括上述的伪白色光。例如,白色光广泛地包括了以下光:包括从绿色到红色的波长分量的光、包括从蓝色到绿色的波长分量的光等。

[0065] 在内窥镜装置 10 中,可以对轮廓 A 和轮廓 B 的发射强度进行控制,以使得可以通过光源控制装置 48 来进行相对增加或降低,以产生具有任意的亮度平衡的照明光。此外,在本发明的内窥镜装置 10 中,在普通光模式下仅使用轮廓 B 的光。在特殊光模式下,原则上使用轮廓 A 的光以及基于轮廓 A 的光的荧光(未示出),以及叠加轮廓 B 的光以补偿未示出的荧光的光量短缺。

[0066] 如上所述,从内窥镜 12 的远端部分处的辐照端口 28A 向要观察的被摄物的区域辐照以下照明光:由从基于来自蓝紫色激光光源 32 的蓝紫色激光束的窄带光(轮廓 A)与来自荧光体 24 的荧光(未示出)获得的白色光组成的照明光以及由来自蓝色激光光源 34 的蓝色激光束与来自荧光体 24 的荧光获得的白色光组成的照明光(轮廓 B)。从使用照明光辐照的要观察的区域返回的光经由光接收部分 28B 聚焦在成像单元 26 的光接收表面上,并且成像单元 26 对要观察的区域成像。

[0067] 将在成像之后从成像单元 26 输出的已捕捉图像的图像信号通过视界线缆(scope cable)30 输入到处理器 16 的图像处理系统 36。

[0068] 接下来,包括处理器 16 的图像处理系统 36 在内的信号处理系统对成像单元 26 以这种方式捕捉到的图像的图像信号进行图像处理,并将其输出到监视器 38 或者记录设备 42,以及提供给用户观察。

[0069] 图 3 是示出相应部的信号处理系统的框图,包括本发明的内窥镜装置的处理器的一个示例的详细配置。

[0070] 如该图中所示,内窥镜装置 10 的信号处理系统具有:内窥镜 12 的信号处理系统、光源设备 14 的信号处理系统、处理器 16 的信号处理系统(图像处理系统 36)以及输入输出部 18 的监视器 38、输入部(模式切换部)40 和记录设备 42。

[0071] 内窥镜 12 的信号处理系统是针对成像之后来自于成像单元 26 的捕捉图像的图像信号的信号处理系统,并具有用于对捕捉图像信号(模拟信号)执行相关双采样(CDS)或者自动增益控制(AGC)的 CDS•AGC 电路 44,以及具有将在 CDS•AGC 电路 44 中经过采样和增益控制的模拟图像信号转换为数字图像信号的 A/D 转换器 46。将在 A/D 转换器 46 中进行了 A/D 转换的数字图像信号经由连接器部分输入到处理器 16 的图像处理系统 36。

[0072] 此外,光源设备 14 的信号处理系统具有执行蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的开/关控制和光量控制(强度控制)的光源控制装置 48。在本发明中,光量包括强度。

在第一实施例中，光源控制装置 48 主要改变光源的辐照强度，以改变其辐照光量。

[0073] 在此，光源控制装置 48 根据与内窥镜装置 10 的启动相伴随的光源开启 (ON) 信号来开启蓝紫色激光光源 32，根据来自于模式切换部 40 的特殊光模式和普通光模式之间的切换信号来执行蓝紫色激光光源 32 的开 / 关控制，或者通过控制蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的发射强度来控制激光光源的辐照光量，即，由光源光量改变装置 55 通过光源控制装置 48 来控制通过蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的驱动电流的电流值，以使得根据从亮度值计算装置 50 计算的捕捉图像信息的亮度值，前述捕捉图像信号的亮度值变为预定的亮度值（下面将要描述）。此外，在本发明中，预定亮度值指的是适于观察捕捉图像的亮度值的预定范围。

[0074] 此外，处理器 16 的信号处理系统是图像处理系统 36（参见图 1），并具有亮度值计算装置 50、DSP（数字信号处理器）52、去噪电路 54、光源光量改变装置 55、白平衡调节值计算装置 57、增益调节装置 59、图像处理切换部（开关）60、普通光图像处理部 62、特殊光图像处理部 64 和图像显示信号产生部 66。

[0075] 亮度值计算装置 50 使用经由连接器从内窥镜 12 的 A/D 转换器 46 输入的数字图像信号（捕捉图像信息），计算成像单元（传感器）26 中接收到的返回光的光量，即，捕捉图像的亮度值。然后，将计算出的亮度值输出到光源控制装置 48 和光源光量改变装置 55。

[0076] 光源光量改变装置 55 接收与由光源控制装置 48 驱动蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的电流的电流值有关的信息，并基于所计算的亮度值改变蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量以及光量比率。

[0077] 例如，向光源控制装置 48 发出降低蓝色激光光源 34 的辐照光量的指令，以使得如果捕捉图像信息的亮度值小（暗），则增加蓝色激光光源 34 的辐照光量，使得发射荧光来作为白色光的蓝色激光束增加，以及如果捕捉图像信息的亮度值大（亮），则增加蓝紫色激光光源 32 的辐照光量的比率，使得窄带光的光量比率增加。由此，捕捉图像的亮度值变为适于观察的预定亮度值。

[0078] 此外，还向白平衡调节值计算装置 57 输出以及通过增益调节装置 59 向特殊光图像处理部 64 输出在光源光量改变装置 55 中与蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量以及光量比率有关的信息。

[0079] 光源控制装置 48 基于与前述亮度值有关的信息和来自光源光量改变装置 55 的指令，控制流入蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的驱动电流和光源的辐照光量。

[0080] 可以对辐照光量进行控制，以根据前述亮度值进行连续改变，以及进行逐步改变，以使得当亮度值在预定范围内时，蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 具有预定的辐照光量。

[0081] 基于光源光量改变装置 55 中的蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量以及光量比率，白平衡调节值计算装置 57 计算当使用照明光执行成像时的白平衡，并且计算为了当使用照明光执行成像时采用白平衡所需的作为白平衡增益的白平衡调节值，以作为基本白平衡。

[0082] 如果当由蓝紫色激光光源 32 执行成像时的白平衡是 [WB_R1, WB_G1, WB_B1]，当由蓝色激光光源 34 执行成像时的白平衡是 [WB_R2, WB_G2, WB_B2]，以及所辐照的蓝紫色激光光源 32 的辐照光量和蓝色激光光源 34 的辐照光量之间的比率（驱动电流值的比率）分别

是 α 和 $1-\alpha$, 则将当使用照明光执行成像时的白平衡计算为 $[(\alpha \text{WB_R1} + (1-\alpha) \text{WB_R2}), (\alpha \text{WB_G1} + (1-\alpha) \text{WB_G2}), (\alpha \text{WB_B1} + (1-\alpha) \text{WB_B2})]$ 。

[0083] 此外, 如果基本白平衡是 [WB_Rbase, WB_Gbase, WB_Bbase], 则可以如下计算为了在使用照明光执行成像时采用白平衡而作为基本白平衡的所需白平衡增益 :

[0084] $\text{WB_gainR} = (\alpha \text{WB_R1} + (1-\alpha) \text{WB_R2}) / \text{WB_Rbase}$

[0085] $\text{WB_gainG} = (\alpha \text{WB_G1} + (1-\alpha) \text{WB_G2}) / \text{WB_Gbase}$

[0086] $\text{WB_gainB} = (\alpha \text{WB_B1} + (1-\alpha) \text{WB_B2}) / \text{WB_Bbase}$

[0087] 此外, 例如, 对于当由蓝紫色激光光源 32 执行成像时的白平衡和当由蓝色激光光源 34 执行成像时的白平衡, 可以在对被摄物成像之前将白板安装为面向内窥镜的远端, 蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 可以独立地执行辐照来执行成像, 以及当使用蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 执行成像时, 所获得的相应捕捉的图像(捕捉的图像信息)的白平衡可以是白平衡 [WB_R1, WB_G1, WB_B1] 和 [WB_R2, WB_G2, WB_B2]。

[0088] 此外, 例如, 与以上描述类似, 对于基本白平衡, 可以在对被摄物成像之前将白板安装为面向内窥镜的远端, 以最大值的蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量辐照照明光来执行对白板的成像, 以及在这种情况下获得的捕捉图像的白平衡可以是基本白平衡 [WB_Rbase, WB_Gbase, WB_Bbase]。

[0089] 将当由蓝紫色激光光源 32 执行成像时的白平衡、当由蓝色激光光源 34 执行成像时的白平衡以及基本白平衡提前存储在白平衡调节值计算装置 57 中。

[0090] 增益调节装置 59 基于在前述的白平衡调节值计算装置 57 中计算的白平衡增益 [WB_gainR, WB_gainG, WB_gainB], 在 CDS • AGC 电路 44 中调节捕捉图像信息的白平衡。

[0091] 此外, 可以将计算出的白平衡增益输出到图像处理部 62 和特殊光图像处理部 64, 并且可以用于颜色转换和特殊光颜色转换。

[0092] 通过使用增益调节装置 59 调节白平衡, 即使捕捉图像的亮度值已经改变, 也可以获得白平衡始终稳定的捕捉图像。

[0093] 在亮度值计算装置 50 计算捕捉图像信号(捕捉图像信息)的亮度值之后, DSP 52(数字信号处理器)对从 A/D 转换器 46 输出的数字图像信号执行伽马校正和颜色校正处理。

[0094] 去噪电路 54 在图像处理中执行去噪方法(例如, 移动平均法或者中值滤波法), 并从在 DSP 52 中经过伽马校正和颜色校正处理的数字图像信号移除噪声。

[0095] 以这种方式从内窥镜 12 输入到处理器 16 的数字图像信号在 DSP 52 和去噪电路 54 中经过预处理, 例如伽马校正、颜色校正处理以及去噪。

[0096] 图像处理切换部 60 是这样的开关: 基于下面将要描述的来自模式切换部(输入部)的指令(切换信号), 对在后续阶段将已预处理的数字图像信号发送到普通光图像处理部 62 还是发送到特殊光图像处理部 64 进行切换。

[0097] 此外, 在本发明中, 为了进行区分, 将使用普通光图像处理部 62 和特殊光图像处理部 64 进行图像处理之前的数字图像信号称为图像信号, 而将进行图像处理之前和之后的数字图像信号称为图像数据。

[0098] 普通光图像处理部 62 是这样的部: 在普通光学模式下, 基于使用蓝色激光光源 34 和荧光体 26 的白色光(轮廓 B), 执行适于已预处理的数字图像信号的普通光的图像处理,

且普通光图像处理部 62 具有颜色转换器 68、颜色增强部 70 和结构增强部 72。

[0099] 颜色转换器 68 对已预处理的 RGB 3 通道数字图像信号执行颜色转换处理,例如 3x3 的矩阵处理、灰度级转换处理以及三维 LUT 处理,并将图像信号转换为已进行过颜色转换处理的 RGB 图像数据。

[0100] 颜色增强部 70 在屏幕上给出血管和粘膜之间的色彩差,以增强血管使其容易被看到,并当查看屏幕(例如,查看全屏的平均色彩)时对已进行过颜色转换的 RGB 图像数据执行处理,以及在给出血管和粘膜之间的色彩差高于平均值的方向上执行增强色彩的处理。

[0101] 结构增强部 72 对已进行过颜色增强的 RGB 图像数据执行结构增强处理,例如锐度或者轮廓增强。

[0102] 将已经在结构增强部 72 中经过结构增强处理的 RGB 图像数据从普通光图像处理部 62 输入到图像显示信号产生部 66,作为普通光的已进行过图像处理的 RGB 图像数据。

[0103] 特殊光图像处理部 64 是这样的部:在特殊光学模式下,基于来自蓝紫色激光光源 32 的蓝紫色激光束(轮廓 A)以及来自蓝色激光光源 34 和荧光体 26 的白色光(轮廓 B),执行适于已预处理的数字图像信号的特殊光的图像处理,且特殊光图像处理部 64 具有特殊光颜色转换器 74、颜色增强部 76 和结构增强部 78。

[0104] 特殊光颜色转换部 74 将输入的已预处理的 RGB 3 通道的数字图像信号的 G 图像信号乘以预定的系数,以将作为结果的值分配给 R 图像数据,将 B 图像信号乘以预定系数以将作为结果的值分别分配给 B 图像数据和 G 图像数据,由此产生 RGB 图像数据,并在然后以与颜色转换部 68 相类似地对所产生的 RGB 图像数据执行颜色转换处理,例如 3x3 的矩阵处理、灰度级转换处理以及三维 LUT 处理。

[0105] 具体地,特殊光转换部 74 在该分配后将关于 R、G 和 B 图像数据的亮度值归一化,并产生 R_{norm} 、 G_{norm} 和 B_{norm} 图像数据。接下来,执行将归一化 R_{norm} 、 G_{norm} 和 B_{norm} 图像数据校正到根据光量比率的色调。如果色调校正之后的图像数据是 R_{adj} 、 G_{adj} 和 B_{adj} 图像数据,通过如公式(1)所示的操作获得在色调校正之后的 R_{adj} 、 G_{adj} 和 B_{adj} 图像数据。

$$[0106] (R_{adj}, G_{adj}, B_{adj}) = (K_R, K_G, K_B) \begin{pmatrix} R_{norm} \\ G_{norm} \\ B_{norm} \end{pmatrix} \quad \dots \quad (1)$$

[0107] 在此, K_R 、 K_G 和 K_B 是相应颜色的颜色转换系数,并且是根据在光源光量改变装置 55 中调节的蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的光量比率而获得的。如图 4 中所示,特殊光转换器 74 包括对与所调节的光量比率相对应的相应颜色的颜色转换系数进行确定的颜色转换系数表 80,并基于前述的光量比率从颜色转换系数表 80 确定颜色转换系数 K_R 、 K_G 和 K_B 。如图 4 中所示,将颜色转换系数表 80 的颜色转换系数 K_R 、 K_G 和 K_B 设置为 $R_{00} \sim$ 、 $G_{00} \sim$ 和 $B_{00} \sim$,以对应于相应的光量比率。通过将与在光源光量改变装置 55 中调节的光量比率相对应的颜色转换系数代入到公式(1)中,获得经过色调校正的图像数据 R_{adj} 、 G_{adj} 和 B_{adj} 。

[0108] 例如,当在光源控制装置 48 中控制的蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的光量的比率是 90 : 10 时,图 4 中示出的颜色转换系数表将颜色转换系数获得为 $(K_R, K_G, K_B) = (R_{10}, G_{10}, B_{10})$ 。

[0109] 颜色转换系数不限于在图 4 中示出的表中所表达的这些,并且可以通过数值公式

来表达。此外,可以仅量化代表性的点,而可以通过插值操作来获得其他点。

[0110] 颜色增强部 76 与颜色增强部 70 相类似,在屏幕上给出血管和粘膜之间的色彩差,以增强血管使其容易被看到,并当查看屏幕(例如,查看全屏的平均色彩)时对已进行过颜色转换处理的 RGB 图像数据执行处理,以及在给出血管和粘膜之间的色彩差高于平均值的方向上执行增强色彩的处理。

[0111] 结构增强部 78 与结构增强部 72 相似,对已进行过颜色增强的 RGB 图像数据执行结构处理,例如锐度或者轮廓增强。

[0112] 将在结构增强部 78 中经过最优频率增强处理的 RGB 图像数据从特殊光图像处理部 64 输出到图像显示信号产生部 66,作为特殊光的已进行过图像处理的 RGB 图像数据。

[0113] 此外,如上所述,当光量不足并且蓝色激光光源 34 的辐照光量增加时,用于成像的光量是充足的。然而,捕捉图像的色调改变了,以及关于捕捉图像的与使用特殊光观察的表层血管的微细结构有关的信息也变得不太显眼。

[0114] 从而,同样为了增强捕捉图像上的表层血管,特殊光图像处理部 64 在颜色转换器 68 的前面阶段中执行帧添加处理或装仓(binning)处理。

[0115] 在此,帧添加处理一般是添加多个帧的处理,该处理在一个帧中产生一个图像,以及装仓处理是以多个像素为单位使构成图像的像素成为一体的处理。

[0116] 此外,除了帧添加处理和装仓处理之外,可以提前加长成像单元 26 的电荷存储时间。获得与帧添加处理几乎相同的效果。

[0117] 图像显示信号产生部 66 将在普通光模式下从普通光图像处理部 62 输入的已进行过图像处理的 RGB 图像数据以及在特殊光模式下从特殊光图像处理部 64 输入的已进行过图像处理的 RGB 图像数据转换为显示图像信号,以在监视器 38 中作为软拷贝图像显示,或者在记录设备 42 中作为硬拷贝图像输出。

[0118] 监视器 38 在普通光模式下基于在成像单元 26 中通过白色光的辐照并在处理器 16 中经过预处理和普通光图像处理而获得的显示图像信号,显示作为软拷贝图像的普通光观察图像,以及在特殊光模式下基于在成像单元 26 中通过特殊光加上白色光的辐照并在处理器 16 中经过预处理和特殊光图像处理而获得的显示图像信号,显示作为软拷贝图像的特殊光观察图像。

[0119] 记录设备 42 还在普通光模式下将通过白色光的辐照而获得的普通光观察图像输出作为硬拷贝图像,以及在特殊光模式下将通过白色光和特殊光的辐照而获得的特殊光观察图像输出作为硬拷贝图像。

[0120] 此外,虽然没有示出,如果需要,可以存储在图像显示信号产生部 66 中产生的显示图像信号,作为由存储器或存储设备组成的存储部中的图像信息。

[0121] 另一方面,模式切换部(输入部)40 具有模式切换按钮,用于执行普通光模式和特殊光模式之间的切换,以及来自模式切换部 40 的模式切换信号被输入到光源设备 14 的光源控制装置 48。在此,虽然将模式切换部 40 布置为输入输出部 18 的输入部,然而可以将模式切换部 40 布置在处理器 16、内窥镜 12 的操纵部分或者光源设备 14 处。此外,将来自模式切换部 40 的切换信号输出到光源控制装置 48 和图像处理切换部 60。

[0122] 基本上,如上所述配置本发明的第一实施例的内窥镜装置 10。

[0123] 接下来,将参照图 5 描述本发明的第一实施例的内窥镜装置 10 的操作。

[0124] 在当前实施例中,首先,应在普通光模式下执行普通光观察。即,启动蓝色激光光源 34,在普通光图像处理部 64 中对基于白色光的捕捉图像数据执行普通光图像处理。

[0125] 在此,用户根据图 5 中示出的步骤执行切换到特殊光模式。当用户操作模式切换部 40 时输出模式切换信号(特殊光启动),以及将图像处理器切换部 60 中的图像处理切换到特殊光模式。此外,可以不通过操作模式切换部 40 而是通过操作前述内窥镜 12 的操纵部分(未示出)来执行切换到特殊光模式(S10)。

[0126] 当执行切换到特殊光模式时,同时辐照来自蓝紫色激光光源 32 的预定量的第一窄带光(中心波长为 405nm)和来自蓝色激光光源 34 的预定量的第二窄带光(中心波长为 445nm),以及从内窥镜的远端向被摄物辐照第一窄带光、第二窄带光和荧光,作为照明光(S12)。

[0127] 被摄物反射所辐照的照明光,返回光被成像单元 26 获取,作为捕捉图像信号(捕捉图像信息),以及在亮度值计算装置 50 中计算成像单元 26 所获得的捕捉图像信号的亮度值。将所计算的捕捉图像信号的亮度值输出到光源光量改变装置 55 和光源控制装置 48(S14)。

[0128] 然后,光源光量改变装置 55 基于与在亮度值计算装置 50 中计算的亮度值有关的信息以及与从光源控制装置 48 获得的蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量和光量比率有关的信息,调节蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的相应辐照光量以及调节其光量比率,以使得捕捉图像不是太亮也不是太暗,并且亮度值变为预定的亮度值。这些调节实际上是通过调节通过光源控制装置 48 流到蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的驱动电流的值来执行的。然后,将关于已调节的辐照光量和光量比率的信息分别输出到光源控制装置 48 和白平衡调节值计算装置 57(S16)。

[0129] 由于根据亮度值的改变来执行步骤 S14 和步骤 S16,这些步骤是根据内窥镜的远端与被摄物之间的位置关系的改变来执行的。

[0130] 此外,白平衡调节值计算装置 57 首先基于与前述调节的辐照光量和光量比率有关的信息来计算捕捉图像的白平衡。如上所述,在基于蓝紫色激光光源 32 的照明光的白平衡、基于蓝色激光光源 34 的照明光的白平衡以及蓝紫色激光束和蓝色激光束的辐照光量和光量比率的基础上计算白平衡(S18)。

[0131] 然后,根据计算出的白平衡和基本白平衡,计算为了维持白平衡所需的白平衡增益,并通过增益调节装置 59 在 CDS • AGC 电路 44 中调节白平衡增益(S20)。

[0132] 在通过光源光量改变装置 55 改变蓝紫色激光光源 32 和蓝色激光光源 34 的辐照光量和光量比率,以及通过增益调节装置 59 调节白平衡增益之后,执行被摄物的成像并由成像单元 26 获得捕捉图像信号(S22)。

[0133] 如果再次获得捕捉图像信号,通过 CDS • AGC 44 和 A/D 转换器 46 向亮度值计算装置 50 输出捕捉图像信号,以及计算捕捉图像(信号)的亮度值。之后,通过 DSP 52 和去噪电路 54 向特殊光图像处理部 64 输出捕捉图像信号。在特殊光图像处理部 64 的特殊光颜色转换部 74 中,根据与前述已改变的辐照光量和光量比率有关的信息和颜色转换系数表 80 来设置针对特殊光颜色转换所使用的颜色转换系数 K_R 、 K_G 和 K_B ,以及由特殊光颜色转换部 74 将输入到特殊光图像处理部 64 的捕捉图像信号变为预定的 RGB 图像数据。此外,可以在特殊光颜色转换之前执行诸如帧添加处理等的图像增强处理。此外,RGB 图像数据在颜色增

强部 76 和结构增强部 78 中经过各种图像处理，并被输出到图像显示信号产生部 66 (S24)。

[0134] 将输出到图像显示信号产生部 66 的 RGB 图像数据转换为可以显示的图像显示信号，并作为特殊光图像显示在监视器 38 上，以及记录在记录设备 42 中 (S26)。

[0135] 以上是本发明的第一实施例。

[0136] 接下来，将描述本发明的第二实施例。图 6 是示意性地示出本发明的内窥镜装置的第二实施例的总体配置的框图。

[0137] 如图 6 中所示，第二实施例和第一实施例的构成差异是光源设备 114 的配置，以及在第一实施例中安装在内窥镜 112 的远端的荧光体 24 在第二实施例中不是必需的。因此，将描述与第一实施例的差异。

[0138] 如上所述，除了荧光体 24 没有出现在内窥镜的远端之外，图 6 的内窥镜 112 与第一实施例的内窥镜 12 相同。因此，光纤 112 与光纤 22 相同，辐照端口 128A 与辐照端口 28A 相同，光接收部分 128B 与光接收部分 28B 相同，成像单元 126 与成像单元 26 相同，以及视界线缆 130 与视界线缆 30 相同，并且这些组件分别执行相同的操作。

[0139] 此外，如图 6 中示出的，光源设备 114 包括宽带光源 132、光量光圈 133、包括第一颜色滤波器 134B 和第二颜色滤波器 134G 的滤波器组 134 以及聚光透镜 135。此外，光源设备 114 通过宽带光源 132 和第一颜色滤波器 134B 的组合而形成第一光源部，以及通过宽带光源 132 和第二颜色滤波器 134G 的组合而形成第二光源部。例如，宽带光源 132 是辐照例如氩光并辐照预定的宽带光（白色光）的氩光源。

[0140] 此外，宽带光源 132 使用光量光圈 133 执行光量调节。由于与第一实施例中的激光光源不同，宽带光源 132 的发射强度的调节很困难，通过光量光圈 133 来调节光量。因此，宽带光源 132 的发射强度原则上是恒定的。

[0141] 此外，在本实施例中，使用氩光来作为宽带光，以及使用氩光源来作为宽带光源 132。然而，在本发明中，只要采用的光源辐照能够使用第一颜色滤波器和第二颜色滤波器来将带宽变窄的白色照明光，对光源没有具体的限制。除了氩光源之外，可以使用包括放电类型的高亮度灯光源在内的放电管，例如水银灯或者金属卤化物灯。

[0142] 此外，也可以使用将激光光源和荧光体合并在一起的白色光源。在这种情况下，由于与以上描述不同，可以根据激光光源的驱动电流值调节发射强度，光量光圈 133 不是必需的。

[0143] 在作为聚光系统 (convergence optical system) 的反射器 (未示出) 将所辐照的宽带光变为实质上平行的射束，以及由光量光圈 133 调节其光量之后，通过滤波器组 134 的预定滤波器来发送光。

[0144] 通过第一颜色滤波器 134B 和第二颜色滤波器 134G 发送的窄带光通过聚光透镜 135 在光纤 112 的入射端聚光，并进入光纤 112。已经进入的光由光纤 112 进行引导，并从内窥镜的远端辐照。

[0145] 通过第一颜色滤波器 134B 发送的宽带光作为第一窄带光从内窥镜的远端辐照，以及通过第二颜色滤波器 134G 发送的宽带光作为第二窄带光从内窥镜的远端辐照。

[0146] 如图 7 中所示，滤波器组 134 由以下各项组成：第一颜色滤波器 134B，将宽带光转换为蓝色窄带光 (B 光或者第一窄带光)；第二颜色滤波器 134G，将宽带光转换为绿色窄带光 (G 光或者第二窄带光)；和透射部分 134T，允许宽带光以原样透射通过透射部分

134T。此外,第一颜色滤波器 134B 由具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1 和具有宽的半值宽度的蓝色滤波器 134B2 组成,以及第二颜色滤波器 134G 由具有窄的半值宽度的绿色滤波器 134G1 和具有宽的半值宽度的绿色滤波器 134G2 组成。根据来自光源控制装置 148 的指令,移动装置和旋转装置(未示出)对滤波器组 134 进行切换(参见图 9)。

[0147] 图 8A 是示出具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1 和具有窄的半值宽度的绿色滤波器 134G1 的频谱特性的示例的图,以及图 8B 是示出具有宽的半值宽度的蓝色滤波器 134B2 和具有宽的半值宽度的绿色滤波器 134G2 的频谱特性的示例的图。

[0148] 当即使将光量光圈 133 开到最大来最大化辐照光量,光量也不足的时候,可以如上所述通过执行从具有窄的半值宽度的滤波器向具有宽的半值宽度的滤波器的切换来进一步增加辐照光量。

[0149] 图 9 是示出响应部的信号处理系统的框图,包括本发明的内窥镜装置的第二实施例的处理器的详细配置。与图 3 中示出的第一实施例的差异是光源设备 114。此外,由于内窥镜 112 和内窥镜 12 之间的差异仅在于荧光体 24,在示出图 9 的信号处理系统的框图中没有构成差异。

[0150] 相应地,与以上描述类似,将描述作为与第一实施例的差异的光源设备 114。

[0151] 光源设备 114 的信号处理系统具有光源控制装置 148,光源控制装置 148 执行以下控制:对宽带光源 132 的开 / 关控制,使用光量光圈 133 的光量控制,使用移动装置(未示出)从具有窄的半值宽度的滤波器 134B1 和 134G1 到具有宽的半值宽度的滤波器 134B2 和 134G2 的切换控制、以及使用旋转装置(未示出)对第一颜色滤波器 134B、第二颜色滤波器 134G 和透射部分 134T 的切换控制。

[0152] 在此,光源控制装置 148 根据与内窥镜装置 10 的启动相伴随的光源开启信号来开启宽带光源 132,根据来自模式切换部 40 的普通光模式和特殊光模式之间的切换信号来控制滤波器组 134 的透射部分 134T 以及第一颜色滤波器 134B 和第二颜色滤波器 134G 之间的切换,使用光源光量改变装置 55 来控制宽带光的光量,即,通过光源控制装置 148 控制光量光圈 133,由此控制来自宽带光源 132 的辐照光量,以使得根据从亮度值计算装置 50 计算的捕捉图像信息的亮度值,将前述捕捉图像信号的亮度值变为预定的亮度值,并执行滤波器组 134 从具有窄的半值宽度的滤波器 134B1 和 134G1 到具有宽的半值宽度的滤波器 134B2 和 134G2 的切换,由此控制其辐照光量。

[0153] 光源光量改变装置 55 基于与使用光源控制装置 148 的光量光圈 133 有关的信息、与滤波器组 134 已安装的滤波器有关的信息以及计算出的亮度值,从第一颜色滤波器 134B 和第二颜色滤波器 134G 中具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1 和具有窄的半值宽度的绿色滤波器 134G1 切换到具有宽的半值宽度的滤波器蓝色 134B2 和具有宽的半值宽度的绿色滤波器 134G2。在此,已安装的滤波器指的是实际允许宽带光透射过的滤波器。此外,与已安装的滤波器有关的信息是关于前述滤波器 134B1、134B2、134G1 和 134G2 中任意滤波器的信息,以及将透射部分 134T 选择作为已安装的滤波器。

[0154] 例如,当不需要提高捕捉图像的亮度值以及辐照光量充足的时候,将辐照光量提高到固定值或者更高不是必需的。因此,具有窄的半值宽度的滤波器 134B1 和 134G1 足够了。当有必要提高捕捉图像的亮度值并且有必要将辐照光量提高到固定值或者更高时,能通过具有窄的半值宽度的滤波器发送的光量存在着限制。因此,向光源控制装置 148 发出

用于切换第一颜色滤波器 134B 和第二颜色滤波器 134G 的指令,以使得可以执行从具有窄的半值宽度的滤波器 134B1 和 134G1 向具有宽的半值宽度的滤波器 134B2 和 134G2 的切换。由此,捕捉图像的亮度值变为适于观察的预定亮度值。此外,前述的固定值指的是当使用具有窄的半值宽度的滤波器 134B1 和 134G1 作为已安装的滤波器将光量光圈 133 最大化时的辐照光量。

[0155] 此外,也将与光源光量改变装置 55 中的宽带光源 132 的光量光圈 133 有关的信息和与滤波器组 134 的已安装滤波器有关的信息输出到白平衡调节值计算装置 57。

[0156] 光源控制装置 148 基于与前述亮度值有关的信息和来自光源光量改变装置 55 的指令,控制光量光圈 133,由此控制来自宽带光源 132 的辐照光量,以及将已安装的滤波器从滤波器组 134 的具有窄的半值宽度的滤波器 B1 和 G1 切换到具有宽的半值宽度的滤波器 B2 和 G2,由此控制辐照光量。

[0157] 基于光源光量改变装置 55 中的宽带光的辐照光量以及与滤波器组 134 的已安装滤波器有关的信息,白平衡调节值计算装置 57 计算当使用照明光执行成像时的白平衡,并且为了当使用照明光执行成像时采用白平衡,计算作为白平衡增益的所需的白平衡调节值,以作为基本白平衡。

[0158] 取决于是否已经通过具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1、具有宽的半值宽度的蓝色滤波器 134B2、具有窄的半值宽度的绿色滤波器 134G1 以及具有宽的半值宽度的绿色滤波器 134G2 中的任意滤波器发送了宽带光,如图 8A 和 8B 中所示地确定了透射之后的窄带光的波长轮廓。

[0159] 因此,发现取决于通过前述滤波器 134B1、134B2、134G1 和 134G2 透射的宽带光的辐照光量,提前唯一地确定了白平衡。

[0160] 图 9 的白平衡调节值计算装置 57 包括提前通过关于已安装的滤波器的类型来测量在辐照光量和白平衡之间的关系而记录的白平衡表(未示出),并使用白平衡表,根据与光量改变装置 55 输出的宽带光的辐照光量有关的信息以及与已安装的滤波器有关的信息来计算捕捉图像信息的白平衡。

[0161] 此外,对于基本白平衡,可以采用当使用具有窄的半值宽度的滤波器 B1 和 G1 来执行成像时所捕捉的图像的白平衡作为基本白平衡。

[0162] 白平衡受到破坏的原因在于:由于光量不足而使用了具有宽的半值宽度的滤波器 B2 和 G2,以及如果采用当使用具有窄的半值宽度的滤波器 B1 和 G1 作为已安装的滤波器来获取捕捉图像信息时的捕捉图像的白平衡作为基本白平衡,当光量充足时,没有增益调节的必要。

[0163] 白平衡调节值计算装置 57 计算白平衡增益作为用于将所计算的白平衡调节到基本白平衡的白平衡调节值,并向增益调节增值 59 输出该增益。

[0164] 当使用具有宽的半值宽度的滤波器 B2 和 G2 作为已安装的滤波器执行成像时,如上所述,为了将捕捉图像信号的白平衡调节为在使用具有窄的半值宽度的滤波器 B1 和 G1 作为已安装的滤波器时的白平衡,使用增益调节装置 59。

[0165] 在增益调节装置 59 中,将包括 B 光图像分量的 B 图像信号和包括 G 光图像分量的 G 图像信号(在其中对捕捉图像信号的白平衡进行了调节)分别输出到特殊光图像处理部 64,并合成到一个图像数据中。具体地,与在前述特殊光图像处理部 64 中执行的图像处理

相类似,通过将 G 图像信号分配给 R 图像数据,并将 B 图像信号分配给 B 图像数据和 G 图像数据来执行图像数据的合成。除了根据在两帧中成像的 B 图像信号和 G 图像信号合成一项图像数据之外,该处理与第一实施例的处理相同。

[0166] 此外,在第二实施例中,在特殊光颜色转换部 74 中使用来自宽带光源 132 的辐照光量和与已安装的滤波器有关的信息,而不是在第一实施例中使用与已改变的辐照光量和光量比率有关的信息。这是因为可以根据与辐照光量和已安装的滤波器有关的信息来计算第一实施例中的光量比率,即,照明光的 R 光分量、G 光分量和 B 光分量之间的比率。

[0167] 除了以上描述之外的配置与第一实施例的配置相同。基本上,如上所述配置本发明的内窥镜装置的第二实施例是。

[0168] 接下来,将参照图 10 的流程图描述本发明的内窥镜装置 110 的第二实施例的操作。部分省略了对与第一实施例中相同操作的描述,并将主要描述不同之处。

[0169] 即使在本实施例中,首先,应该在普通光模式下执行普通光观察。即,安装透射部分 134T 来作为已安装的滤波器,启动宽带光源,并且在普通光图像处理部 64 中对基于宽带光的捕捉图像数据执行普通光图像处理。

[0170] 在此,用户根据图 10 中示出的步骤执行切换到特殊光模式 (S110)。第二实施例采用人脸连续系统 (face sequential system),根据其配置,人脸连续系统在特殊光成像中将 B 图像数据和 G 图像数据成像在两个帧中。

[0171] 如果切换到特殊光模式,首先,安装具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1 作为第一帧中的已安装滤波器。然后,从宽带光源 132 发射宽带光,并且光量光圈 133 调节其辐照光量,由此通过具有窄的半值宽度的蓝色滤波器 134B1 将预定光量的宽带光变为第一窄带光,并从内窥镜的远端向被摄物辐照 (步骤 S112)。

[0172] 被摄物反射所辐照的第一窄带光,返回光被成像单元 126 获取,作为捕捉图像信号 (捕捉图像信息),以及在亮度值计算装置 50 中计算成像单元 126 所获得的捕捉信号的亮度值。将所计算的捕捉图像信号的亮度值输出到光源光量改变装置 55 和光源控制装置 148 (S114)。

[0173] 然后,光源光量改变装置 55 基于与在亮度值计算装置 50 中计算的亮度值有关的信息以及与从光源控制装置 148 控制的宽带光的光量有关的信息 (即,光量光圈 133 的信息和已安装的滤波器的信息),调节光量光圈 133 的光量以改变宽带光源 132 的辐照光量,使得捕捉图像不是太亮也不是太暗并且亮度值变为预定的亮度值,并将已安装的滤波器从具有窄的半值宽度的滤波器改变为具有宽的半值宽度的滤波器,以当辐照光量不足时改变辐照光量。然后,将关于已改变的辐照光量和已安装的滤波器的信息分别输出到光源控制装置 148 和白平衡调节值计算装置 57 (S116)。

[0174] 由于根据亮度值的改变来执行步骤 S114 和步骤 S116,这些步骤是根据内窥镜的远端与被摄物之间的位置关系的改变来执行的。

[0175] 此外,白平衡调节值计算装置 57 基于与前述已改变的辐照光量和已安装的滤波器有关的信息来计算捕捉图像的白平衡。基于宽带光的辐照光量、关于已安装的滤波器的信息以及上述的白平衡表 (未示出) 计算白平衡 (S118)。

[0176] 然后,根据所计算的白平衡和基本白平衡计算为了维持白平衡所需的白平衡增益,并通过增益调节装置 59 在 CDS • AGC 电路 44 中调节白平衡增益 (S120)。

[0177] 在光源光量改变装置 55 改变来自宽带光源 132 的辐照光量和已安装的滤波器, 以及增益调节装置 59 调节白平衡增益之后, 执行对被摄物的成像, 并且成像单元 26 获取第一帧的捕捉图像信号 (B 图像信号) (S122)。将所获取的 B 图像信号临时存储在特殊光图像处理部 64 中。

[0178] 接下来, 在第二帧中, 将已安装的滤波器切换到具有窄的半值宽度的绿色滤波器 134G1 (S124)。

[0179] 如果切换了已安装的滤波器, 重复执行之前的步骤 S114 至 S124, 并获取第二帧的捕捉图像信号 (G 图像信号) (S126)。与第一帧类似, 将所获取的 G 图像信号存储在特殊光图像处理部 64 中。

[0180] 将临时存储在特殊光图像处理部 64 中的 B 图像信号和 G 图像信号合成为一项 RGB 图像数据。与步骤 S24 相类似, 通过向 R 图像数据分配 G 图像信号以及向 B 图像数据和 G 图像数据分配 B 图像信号来合成 RGB 图像数据。与步骤 S24 类似, RGB 图像数据经过各种处理, 并输出到图像显示信号产生部 66 (S128)。

[0181] 与步骤 S26 类似, 将输出到图像显示信号产生部 66 的 RGB 图像数据转换为可以显示的图像显示信号, 并作为特殊光图像显示在监视器 38 上, 以及记录在记录设备 42 中 (S130)。

[0182] 通过这种方式, 当交替重复第一帧和第二帧时, 可以分别获取已经白平衡了的 B 光的图像分量和 G 光的图像分量。在特殊光图像处理部 64 中通过将以这种方式成像的 B 光的图像分量和 G 光的图像分量进行合成而获得了特殊光捕捉图像。

[0183] 以上是本发明的第二实施例。

[0184] 虽然以上已经详细描述了本发明的内窥镜装置, 本发明不限于以上实施例, 在不脱离本发明的范围的情况下, 可以执行各种改进和修改。

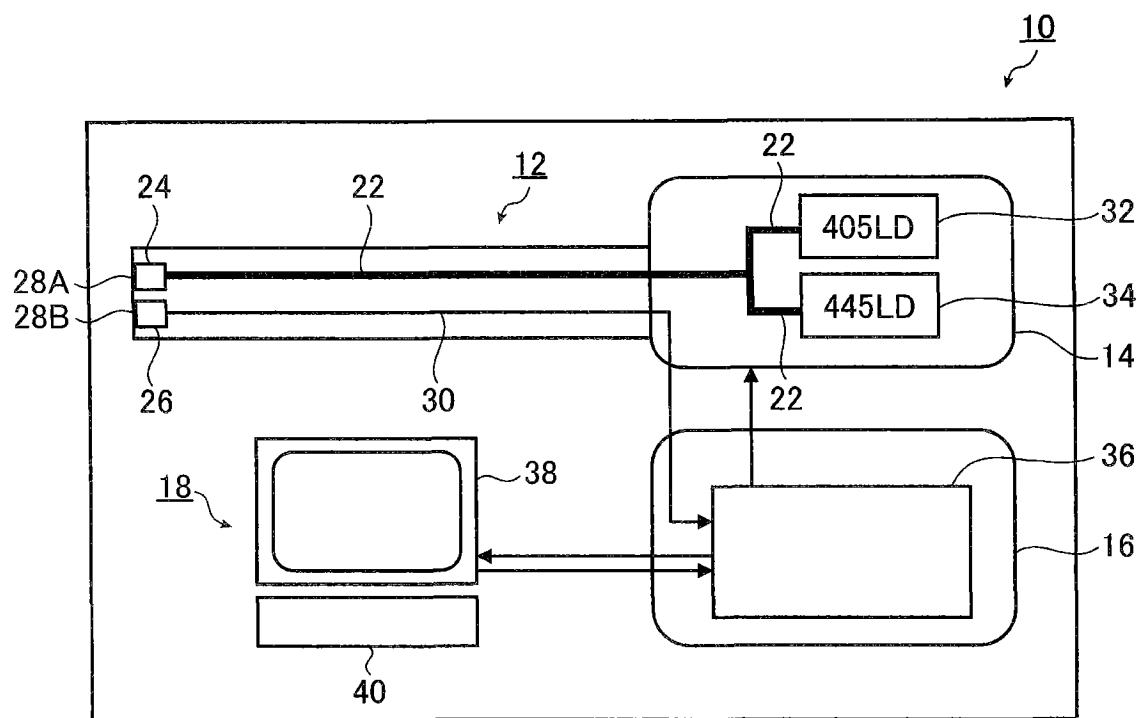


图 1

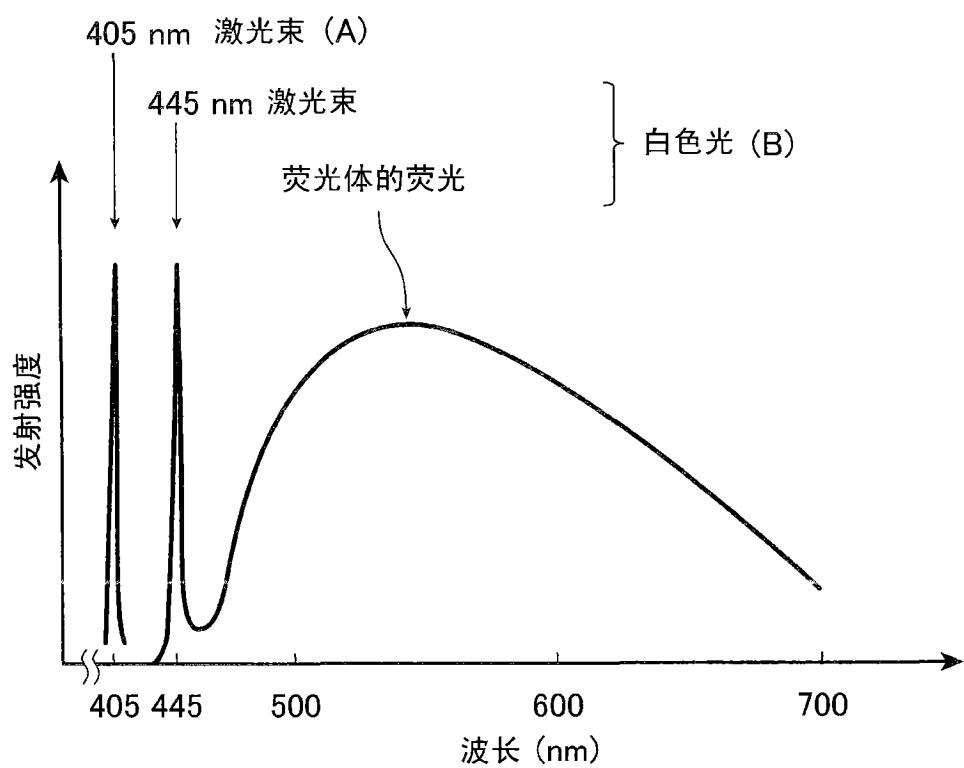


图 2

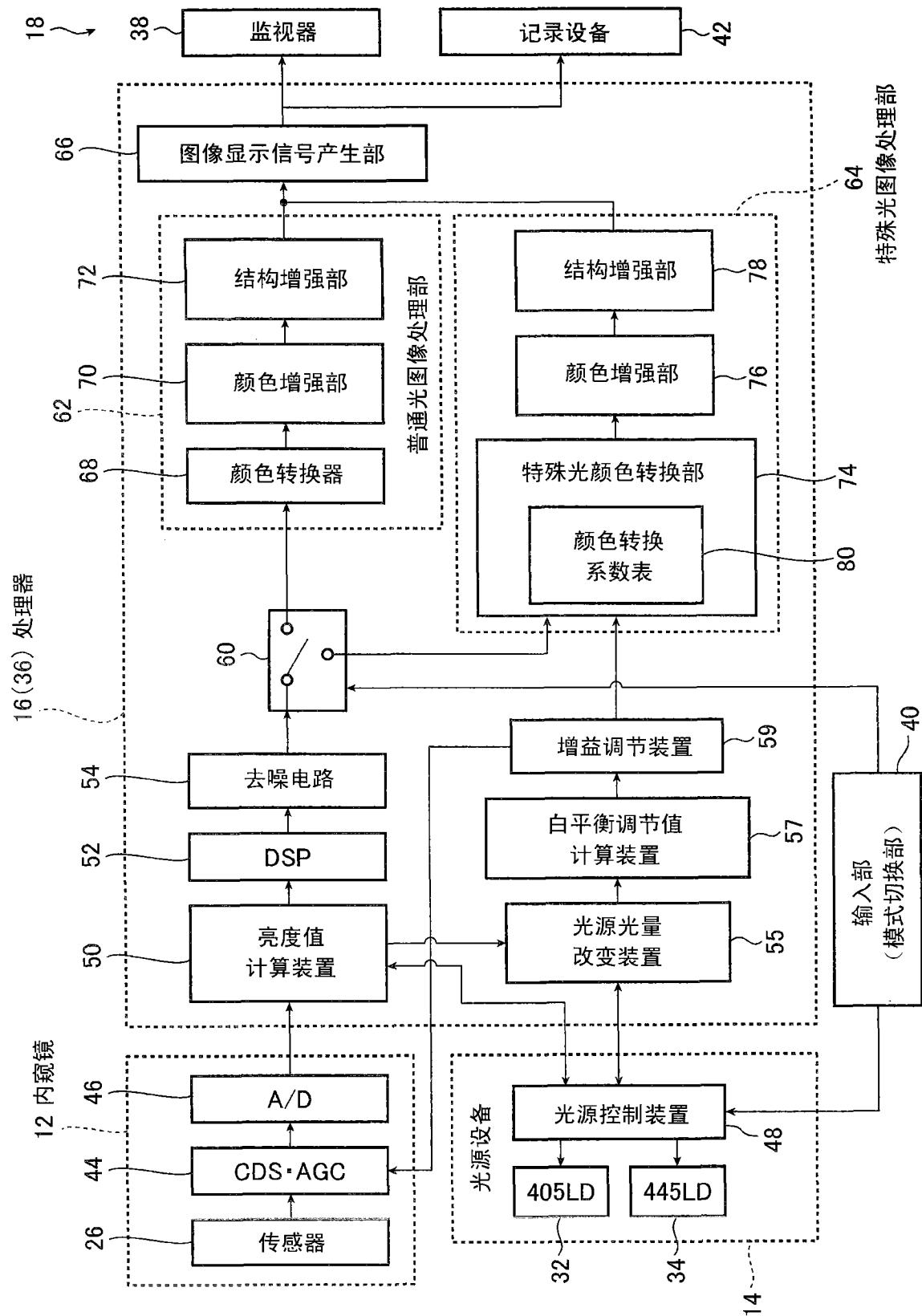


图 3

光量比率 (405LD:445LD)	颜色转换系数表		
	KR	KG	KB
100 : 0	R0	G0	B0
90 : 10	R10	G10	B10
· · ·	· · ·	· · ·	· · ·
50 : 50	R50	G50	B50
· · ·	· · ·	· · ·	· · ·
10 : 90	R90	G90	B90
0 : 100	R100	G100	B100

图 4

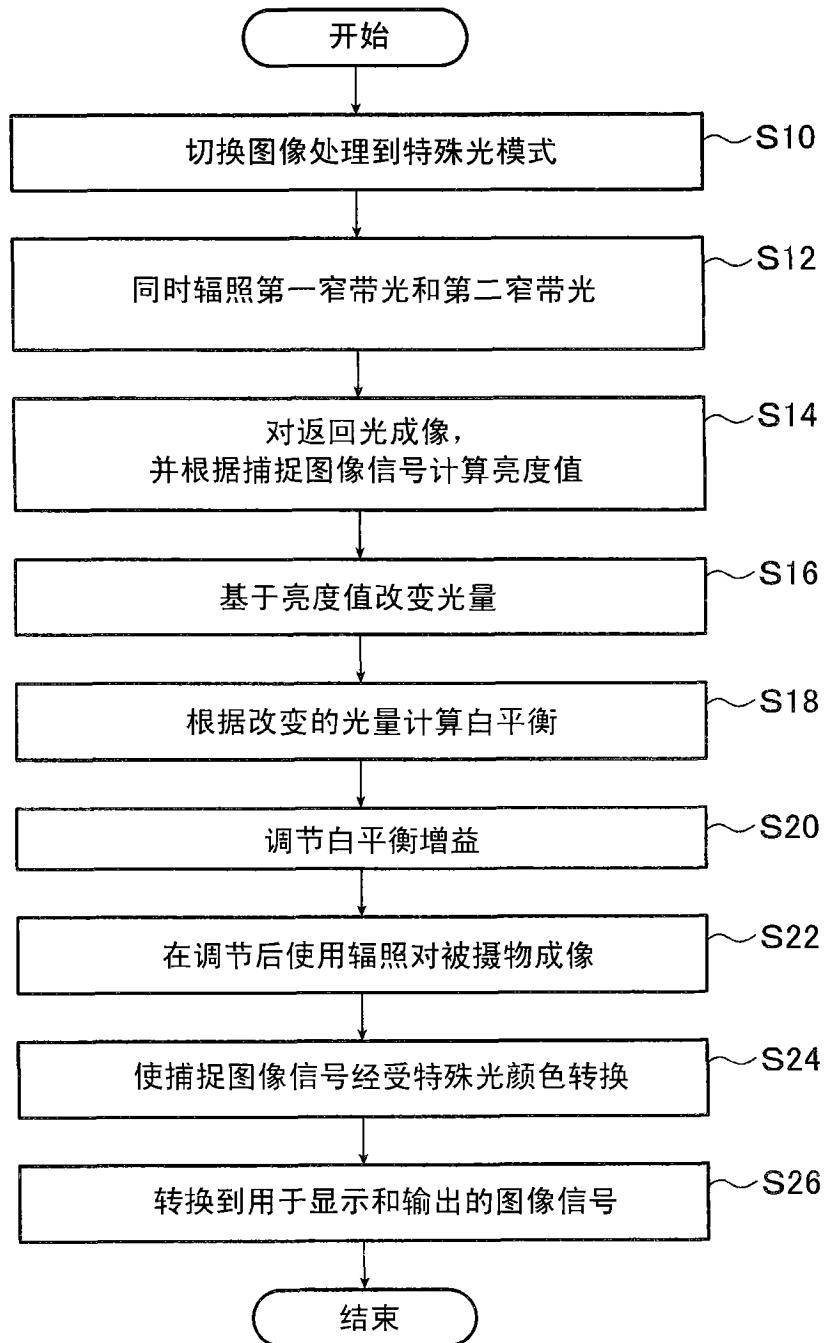


图 5

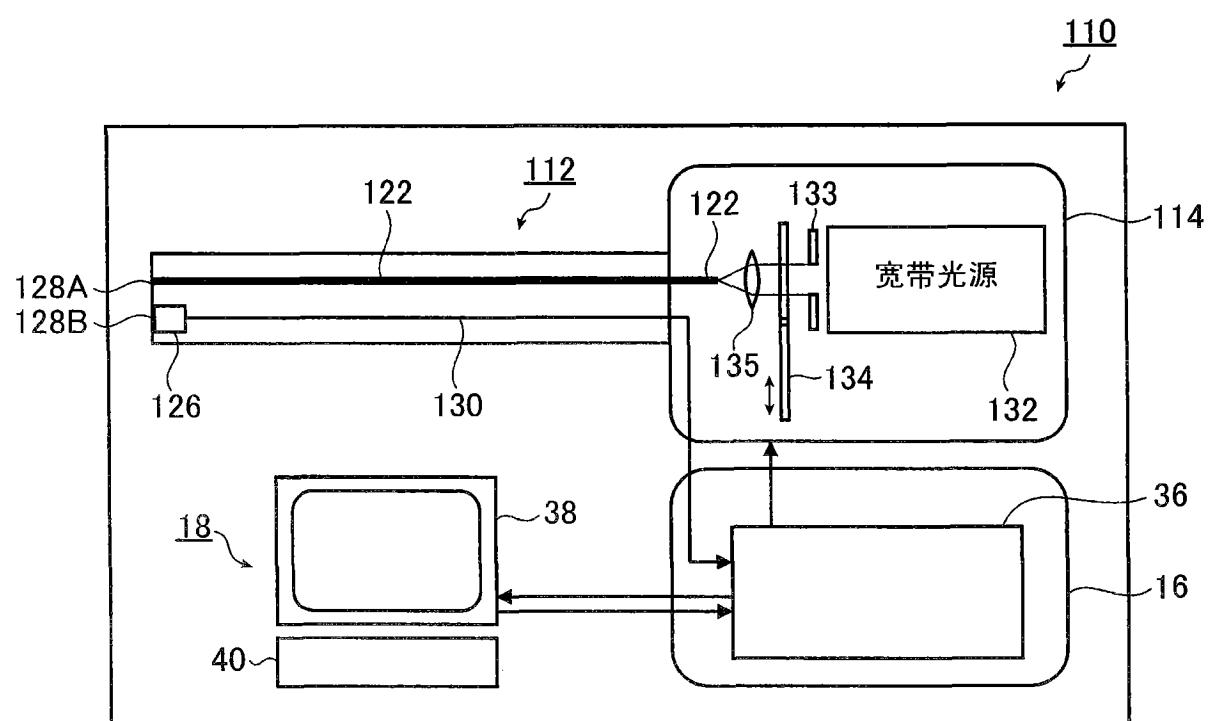


图 6

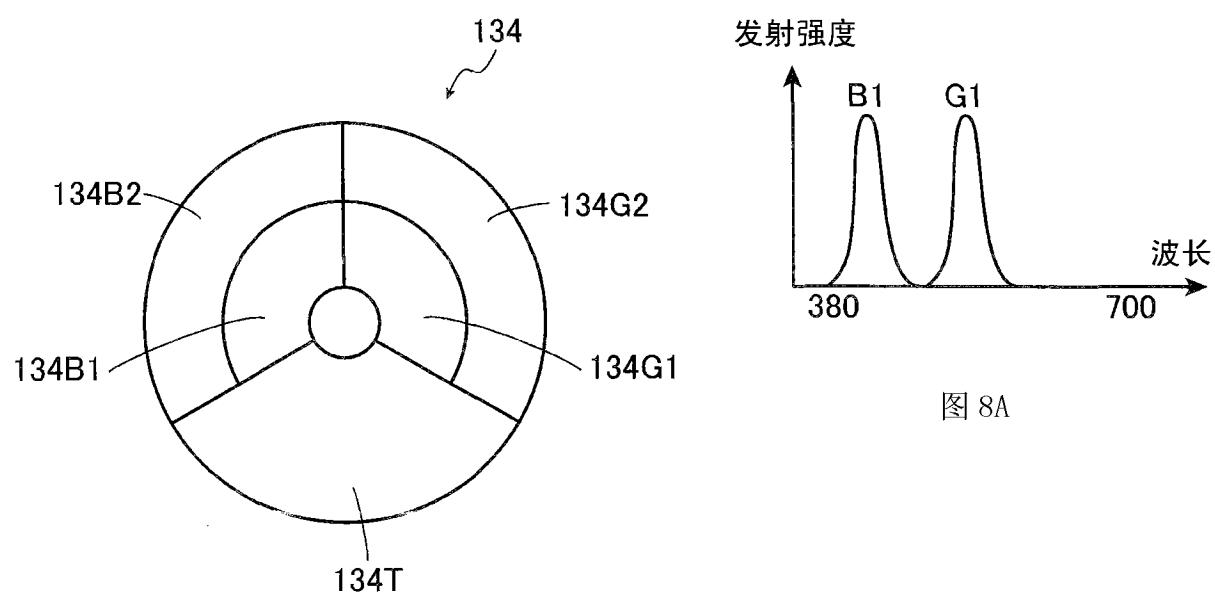


图 8A

图 7

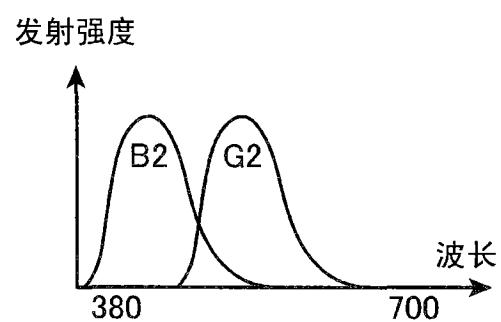


图 8B

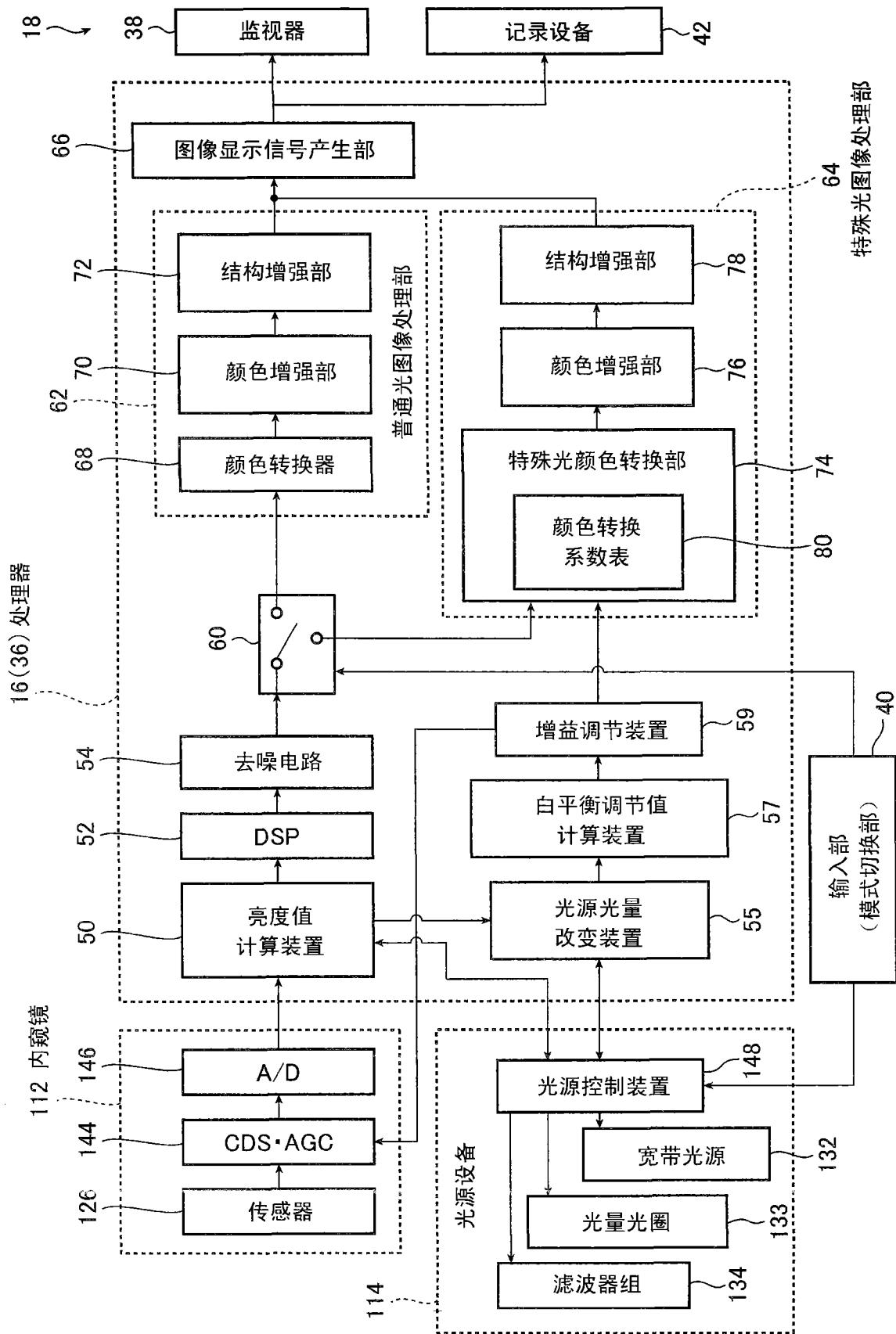


图 9

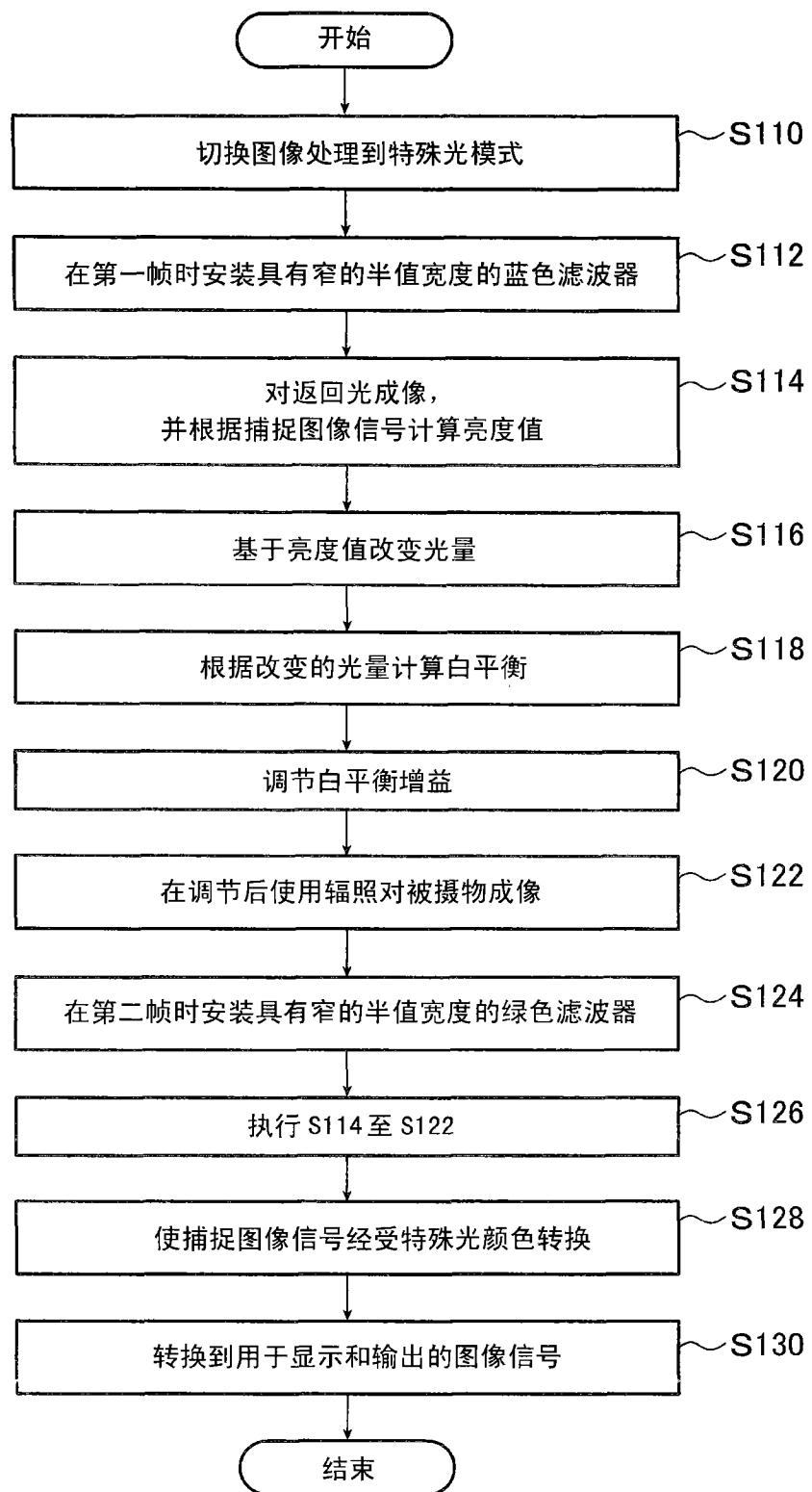


图 10

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102551642A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201110402416.2	申请日	2011-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	峰苦靖浩 山口博司		
发明人	峰苦靖浩 山口博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0661 A61B1/0653 A61B1/0638 A61B1/063 A61B5/686 A61B1/0646		
代理人(译)	杨静		
优先权	2010276915 2010-12-13 JP		
其他公开文献	CN102551642B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的目的是提供内窥镜装置，其中，用户在确认捕捉图像时不需要有意地调节辐照光量，以及关于对活体的结构或成分的观察，在不被成像距离所限制的情况下，总是可以获得明亮并具有稳定色彩的捕捉图像。内窥镜装置包括第一光源部、第二光源部、控制辐照和辐照光量的光源控制装置、获得捕捉图像的成像装置、计算亮度值的亮度值计算装置、根据亮度值改变辐照光量的光源光量改变装置、计算白平衡调节值的白平衡调节值计算装置以及对成像装置的增益进行调节的增益调节装置。

