



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102883650 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 08

(21) 申请号 201180021292. 1

A61B 1/00(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 06. 10

G02B 23/24(2006. 01)

(30) 优先权数据

审查员 喻赛男

2010-145252 2010. 06. 25 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 10. 26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/063350 2011. 06. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/162111 JA 2011. 12. 29

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 秋山大辅 菅武志 滨田敏裕

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 1/04(2006. 01)

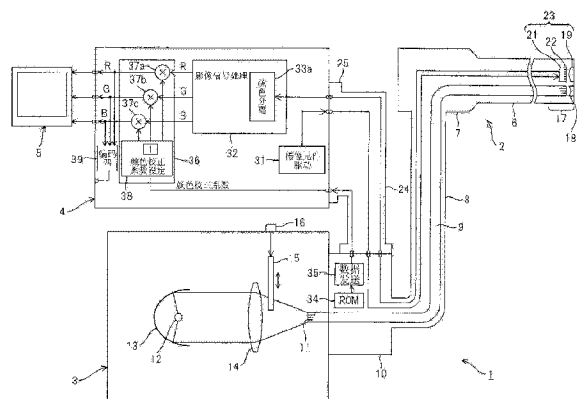
权利要求书1页 说明书16页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

在内窥镜装置中,在内窥镜内部存储有颜色校正系数的数据,该颜色校正系数与安装在内窥镜中的、传送来自光源装置的光源光的光导件中的多个光谱线所对应的数值孔径的种类相对应,对安装在内窥镜中的摄像元件的输出信号进行信号处理的处理器利用颜色校正系数对生成的R、G、B信号的R、B信号进行颜色校正处理。



1. 一种内窥镜装置,其具备:

内窥镜,其安装有摄像元件和用于射出照明光的光导件;

信号处理装置,其以装卸自如的方式与上述内窥镜连接,并对所连接的上述内窥镜中安装的上述摄像元件的输出信号进行信号处理;以及

颜色校正单元,其设置于上述信号处理装置,将颜色校正系数与由上述信号处理装置生成的 B、G、R 颜色信号中的至少一个相乘来进行颜色校正处理,其中,该颜色校正系数是基于在所连接的上述内窥镜中安装的光导件的、与照明光的波长频带中包含的多个不同的波长相应的多个数值孔径而设定的,

关于上述颜色校正系数,

以由上述信号处理装置根据上述摄像元件的输出信号生成的 R、G、B 颜色信号中的 G 颜色信号为基准,利用下面 (1) 式的 B 信号校正系数和 (2) 式的 R 信号校正系数,分别利用 (3) 式~ (5) 式的系数的条件来对 B、R 颜色信号进行颜色校正,

$$B \text{ 信号校正系数} = (NA_g/NA_e/\alpha_B)^\beta \cdots (1)$$

$$R \text{ 信号校正系数} = (NA_C/NA_e/\alpha_R)^\beta \cdots (2)$$

$$1 \leq \alpha_B \leq 1.2 \cdots (3)$$

$$0.9 \leq \alpha_R \leq 1 \cdots (4)$$

$$1 < \beta \leq 5 \cdots (5)$$

其中, NA_g 、 NA_e 、 NA_C 分别是 g 线、e 线、C 线的光导件的数值孔径,上述 g 线、e 线、C 线的波长分别为 435.8nm、546.1nm、656.3nm, α_B 、 α_R 是基于作为基准的光导件的 NA_g 、 NA_e 、 NA_C 而设定的系数, β 是根据与上述内窥镜连接的光源装置的光学特性而设定的系数。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述信号处理装置具有白平衡调整单元,该白平衡调整单元进行白平衡调整,使得根据上述摄像元件的输出信号生成的多个颜色信号的相对电平实现白平衡,

使用上述颜色校正系数,以设定上述白平衡调整单元进行白平衡调整的目标值。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,还具备:

上述光源装置,其对上述光导件提供用于射出上述照明光的光源光;以及

光圈,其设置于上述光源装置,用于改变提供到上述光导件的上述光源光的光量,

在与上述白平衡调整时的光量不同的观察时的光量的状态下,上述颜色校正单元预先设定上述颜色校正系数,使用上述颜色校正系数来得到对上述多个颜色信号的相对电平进行白平衡调整时所需的目标值。

4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,还具备:

第一观察模式,其基于白色照明光进行彩色摄像;以及

第二观察模式,其基于与上述白色照明光不同的波长频带进行摄像,

针对上述第一观察模式和上述第二观察模式分别设定上述颜色校正系数;

上述颜色校正单元根据观察模式的切换来切换上述颜色校正系数来进行颜色校正处理。

5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具备信息存储单元,该信息存储单元存储上述颜色校正系数的数据,将该数据输出到上述颜色校正单元。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及使用内窥镜对被检体内部进行观察的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 一般地,内窥镜装置包括:内窥镜,其具备用于拍摄作为被摄体的体内组织的摄像元件、传送用于照射被摄体的照明光的光导件等;作为信号处理装置的处理单元,其对来自内窥镜内的摄像元件的影像信号进行处理并输出到监视器;以及光源装置,其对内窥镜内的光导件提供照明光。

[0003] 在这种内窥镜装置中,例如在像上部消化管用、下部消化管用等那样的种类不同的内窥镜的情况下,有时也能够利用共用的光源装置。而且,在使用了种类不同的内窥镜的情况下还期望能够在监视器上显示颜色再现性良好的观察图像。

[0004] 在作为第一现有例的日本特开平 8-126607 号公报所公开的内窥镜装置中具备光束控制单元,该光束控制单元通过光源灯的施加电压、屏蔽光路的光圈对提供到光导件的光源光的光束进行控制。

[0005] 而且,在该第一现有例中,与光源光的光束的控制状态相应地,色调校正单元按照将内窥镜图像分割为多个部分(多个区域)而得到的各部分,对由摄像元件产生的内窥镜图像的图像信号进行色调校正。

[0006] 但是,在第一现有例中,构成为根据光束控制单元对提供到光导件的光源光的光束进行控制的状态,按内窥镜图像的各部分(按区域)进行色调校正,因此需要根据按各部分预先设定的信息来进行色调校正。

[0007] 但是,照射到内窥镜图像各部分的照明光根据从摄像单元到被摄体的距离的不同而不同,因此在距离发生变化的使用环境下,如果不是与距离一起变更信息本身的构成,则不能够适当地进行色调校正。

[0008] 另外,该第一现有例中,根据光束控制单元对提供到光导件的光源光的光束进行控制的状态,按内窥镜图像的各部分进行色调校正,但是在光导件的数值孔径(称为 NA)发生了变化的情况下,难以适当地进行内窥镜图像的颜色再现。

[0009] 当基于横跨可见光波长频带的白色照明光进行彩色摄像时,即使在可见光波长频带中,光导件在该波长频带中的不同波长下的数值孔径也具有各不相同的值。

[0010] 因而,即使在可见光波长频带中,如果不与该波长频带中的各不相同的多个波长下的各数值孔径相应地进行颜色校正,则难以得到颜色再现性良好的观察图像、即内窥镜图像。

[0011] 此外,在作为第二现有例的日本特开 2006-26128 号公报的光源装置中形成有产生可见光的可见光源、产生激励光的激励光源以及连接器部,该连接器部通过光路合成元件将来自两个光源的可见光和激励光的光路进行共用化处理,并连接有光导件。

[0012] 而且,该第二现有例公开了以下内容:根据与光源装置的连接器部相连接的内窥镜的光导件的数值孔径,对会聚可见光的聚光透镜的光束直径进行切换。也就是说,该第二

现有例仅公开了根据内窥镜的光导件的数值孔径对聚光的聚光透镜的光束直径进行切换的情况。以往,在内窥镜装置的设计中选择了具有与光源装置的聚光特性的条件相对应的 NA 的光导件,但是近年作为包括相同的光源装置的内窥镜装置,出现了使用具有与设计时的设想不同的各种特性的光导件的情况。

[0013] 例如,当前的光导件的成分中大都含有铅,但是在为了符合 RoHS 命令(为了使电气、电子装置中不含有有害物质而制定的制度)而对光导件进行无铅化的情况下,很可能难以与以往同样地确保以 NA 为主的光学特性。

[0014] 因此,期望如下一种内窥镜装置:即使在使用了安装在内窥镜中的光导件的 NA 在照明光的波长频带中不同的内窥镜的情况下,也能够容易地获得颜色再现良好的观察图像。

[0015] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供如下一种内窥镜装置:即使在使用了光导件的数值孔径在照明光的波长频带中不同的内窥镜的情况下,也能够获得颜色再现良好的观察图像、即内窥镜图像。

发明内容

[0016] 发明要解决的问题

[0017] 本发明的一个方式的内窥镜装置的特征在于,具备:内窥镜,其安装有摄像元件和用于射出照明光的光导件;信号处理装置,其以装卸自如的方式与上述内窥镜连接,并对安装在所连接的上述内窥镜中的上述摄像元件的输出信号进行信号处理;信息存储单元,其存储与多个数值孔径的种类相对应的信息,该数值孔径的种类与以装卸自如的方式连接于光源装置的上述光导件中的、上述照明光的波长频带中包含的多条不同的光谱线相对应;以及颜色校正单元,其被设置在上述信号处理装置中,根据上述信息,与上述光导件中的多条不同的光谱线所对应的多个数值孔径的种类相应地对上述摄像元件的输出信号进行颜色校正处理。

附图说明

[0018] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0019] 图 2 是表示对光导件端面提供由光源装置产生的光源光的情况的图。

[0020] 图 3 是表示光导件的数值孔径根据材质的不同而发生变化的特性例的图。

[0021] 图 4 是表示第一实施方式的第一变形例的内窥镜装置的整体结构的图。

[0022] 图 5 是表示第一实施方式的第二变形例的颜色校正电路周边部分的结构图。

[0023] 图 6 是表示第一实施方式的第三变形例的内窥镜装置的整体结构的图。

[0024] 图 7 是表示本发明的第二实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0025] 图 8 是表示在光圈量小和光圈量大的情况下从光源装置对光导件端面提供的光源(放射)光的放射光度的特性例的图。

[0026] 图 9 是表示光导件出射光的色温的特性例的图。

[0027] 图 10 是表示发明的第三实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0028] 图 11 是表示针对光导件的波长的数值孔径的特性例和白色光的光谱分布例的图。

[0029] 图 12 是表示针对光导件的波长的数值孔径的特性例和窄频带光的光谱分布例的图。

具体实施方式

[0030] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0031] (第一实施方式)

[0032] 如图 1 所示,本发明的第一实施方式的内窥镜装置 1 具有:内窥镜 2,其将体腔内的患部等作为被摄体,拍摄该被摄体并输出摄像信号;光源装置 3,其用于对该内窥镜 2 提供照明光;作为信号处理装置的处理器 4,其对内窥镜 2 的摄像信号进行信号处理;以及作为显示装置的监视器 5,其将与从处理器 4 输出的影像信号相对应的图像作为内窥镜图像进行显示。

[0033] 内窥镜 2 具有插入体腔内的插入部 6、设置在该插入部 6 的后端的操作部 7 以及从该操作部 7 延伸出的通用线缆 8。

[0034] 在该通用线缆 8 内贯穿有光导件 9,该光导件 9 传送从光源装置 3 入射的照明用光(光源射出光或者光源光)并将其作为照明光射出。

[0035] 在通用线缆 8 的端部设置的连接器 10 中形成有光导件连接器,该光导件连接器通过从该连接器 10 突出而使作为光源光的入射端部的的光导件端面 11 突出。

[0036] 光源装置 3 具备作为反射镜的抛物面镜 13,具有光源灯 12 和聚光透镜 14,该光源灯 12 产生光源光,该聚光透镜 14 作为光源光学系统将通过该光源灯 12 的抛物面镜 13 的反射而生成的大致平行的光束的光源光进行会聚并提供到光导件端面 11。

[0037] 另外,在光源装置 3 中设置有对由该聚光透镜 14 会聚的光源光量进行调整的光量光圈(以下仅略记为光圈)15。通过操作光圈设定部 16,该光圈 15 能够如箭头所示那样向光源灯 12 的光路侧移动,或者通过从光路退回,通过进行该操作能够调整光源光量。

[0038] 通过使光圈 15 向光路侧移动,能够使对入射到光导件端面 11 的光源光量进行遮挡的比例变大,从而限制光源光量,通过使光圈 15 沿从光路退回的方向移动,能够使对光源光量进行遮挡的比例变小从而减少光圈量。

[0039] 此外,在图 1 的例子中,示出了以手动方式调整光源光量的结构例,但是也能够如后述的实施方式那样构成为自动调整光源光量(调光)使得能够获得预先设定的适当亮度的内窥镜图像。

[0040] 从该光源装置 3 提供到光导件 9 的光源光经由内窥镜 2 内部的光导件 9 进行传送,并从在照明窗的内侧配置的光导件前端面经由照明光学系统 18 而作为照明光射出到外部,将体腔内的患部等的生物体组织作为被摄体来对其进行照明,上述照明窗设置在插入部 6 的前端部 17。

[0041] 在前端部 17 处与该照明窗相邻地设置有观察窗(或者摄像窗),该观察窗中设置有对物光学系统 19,在其成像位置处配置有电荷耦合元件(略记为 CCD)等摄像元件 21。此外,在摄像元件 21 的摄像面上设置有滤色器 22,以各像素为单位对形成在摄像面上的光学图像进行光学颜色分离。通过对物光学系统 19 和摄像元件 21 来形成作为进行彩色摄像的摄像单元的摄像部 23。

[0042] 该摄像元件 21 与贯穿内窥镜 2 内部的信号线相连接,该信号线与贯穿于从连接器

10 延伸出的线缆 24 内的信号线相连接,该线缆 24 的端部的电连接器 25 以装卸自如的方式连接于处理器 4。

[0043] 通过施加从处理器 4 内部的摄像元件驱动电路 31 来的驱动信号,使摄像元件 21 输出光电转换得到的信号。摄像元件 21 的输出信号输入到在处理器 4 内部设置的影像信号处理电路 32。

[0044] 该影像信号处理电路 32 与滤色器 22 的配列结构相对应地进行对摄像元件 21 的输出信号进行颜色分离的颜色分离电路 33a 等的信号处理。然后,该影像信号处理电路 32 例如生成红色 (R)、绿色 (G)、蓝色 (B) 三原色的颜色信号 (即 R、G、B 信号),作为影像信号从该影像信号处理电路 32 输出。另外,在本实施方式中,各内窥镜 2 例如具备 ROM (只读存储器) 34,该 ROM 34 作为信息存储单元,存储各内窥镜 2 中安装的各光导件 9 的多个数值孔径 (NA) 的种类所对应的信息 (数据)。

[0045] 另外,内窥镜 2 具有数据发送部 35,该数据发送部 35 读出在 ROM 34 中存储的数据并将该数据发送到处理器 4。ROM 34 和数据发送部 35 例如设置在连接器 10 内。此外,ROM 34 并不限于设置在内窥镜 2 的连接器 10 内部的情况。

[0046] 电连接器 25 与处理器 4 相连接,由此存储在 ROM 34 中的数据、具体地说是颜色校正系数的数据通过数据发送部 35 输出到颜色校正电路 36,该颜色校正电路 36 设置在处理器 4 内进行颜色校正处理。

[0047] 此外,并不限于在内窥镜 2 侧设置 ROM 34 和数据发送部 35 的结构例,例如也可以构成为,在内窥镜 2 侧设置 ROM 34,在处理器 4 侧设置从该 ROM 34 读出数据的数据读出部。

[0048] 颜色校正电路 36 例如由乘法电路 37a、37b、37c 以及对输出到乘法电路 37a、37b、37c 的颜色校正系数进行设定的颜色校正系数设定电路 38 构成。该颜色校正系数设定电路 38 例如由存储器构成,存储从数据发送部 35 发送来的颜色校正系数,并将所存储的颜色校正系数输出到乘法电路 37a、37b、37c。

[0049] 乘法电路 37a、37b、37c 将输入到第一输入端的从影像信号处理电路 32 输出的 R、G、B 信号与输入到第二输入端的颜色校正系数设定电路 38 侧的颜色校正系数进行乘法运算。在本实施方式中,例如将 G 信号相对于 R、B 信号设定为作为基准的颜色校正系数的 1。换句话说,以 G 信号为基准将其它颜色信号的颜色校正系数标准化。

[0050] 在图 1 中示意性地示出针对 G 信号将颜色校正系数设定为 1 的情况。在构成为将 G 信号设定为基准的颜色校正系数的结构的情况下,还能够构成为省略乘法电路 37b 的结构。

[0051] 另外也可以是,取代在颜色校正电路 36 侧以 G 信号为基准对 R、B 信号进行颜色校正,而通过在存储颜色校正系数的数据的 ROM 34 侧以 G 信号为基准对 R、B 信号进行颜色校正的方式来存储颜色校正系数的数据 (以下的动作以该情况进行说明)。

[0052] 该颜色校正电路 36 与光导件 9 的 NA 的种类 (具体地说是多个波长的多个 NA 的值) 相对应地,对 R、G、B 信号 (更为具体地说是以 G 信号为基准对 R、B 信号) 适当地进行颜色校正处理。从颜色校正电路 36 输出的 R、G、B 信号输出到监视器 5。此外,例如也可以根据多个波长的多个 NA 的值而分类为多个种类来设定颜色校正系数,根据多个种类来进行颜色校正处理。

[0053] 另外,也可以结构为通过编码器 39 将 R、G、B 信号转换为合成信号、S 视频信号等其它信号形式的影像信号,即使在信号形式不同的监视器 5 的情况下也能够应对的结构。将进行颜色校正后得到的 R、G、B 信号(更为具体地说是以 G 信号为基准进行颜色校正后得到的 R、B 信号)输出到监视器 5。

[0054] 即使在光导件 9 的 NA 不同的情况下,监视器 5 也适当地显示进行颜色校正后得到的颜色再现性良好的观察图像、即内窥镜图像。

[0055] 接着,针对本实施方式的光导件 9 的 NA 不同的情况,说明进行颜色校正的必要性和动作。

[0056] 图 2 表示在本实施方式的图 1 中示出的光源装置 3 的一部分和与该光源装置 3 相连接的光导件 9 的光导件端面 11。

[0057] 来自光源装置 3 的光源光从端面 11 入射的光导件 9 中,存在与入射到光导件 9 的光源光的容许入射角相当的 NA。根据构成光导件 9 的光纤的芯体的折射率 n_c 和包层的折射率 n_k ,利用下面的公式求出光导件 9 的 NA。而且,光的入射角的容许角 θ_i 以上的角度的光不会被传送。

$$[0058] \quad NA = \sin \theta_i = (n_c^2 - n_k^2)^{1/2}$$

[0059] 因此,光导件 9 的 NA 通常设定为比所连接的光源装置 3 的 NA、即射出光角度大,但是实际上比光源装置 3 的 NA 大的角度的光也从光源装置 3 射出。因此,众所周知即使假设使用 NA 比光源装置 3 的 NA 大的光导件 9,只要是 NA 不同的光导件 9,所传送的光量也发生变化。

[0060] 另外,为了将来自光源灯 12 的光源光高效地会聚到内窥镜 2 内的光导件 9,光源装置 3 的聚光透镜 14(在图 1、图 2 中简略地用单个的凸透镜表示)大多用透镜片数少、放大率强的正透镜群构成。在该结构中根据因凸透镜而产生的色像差,如图 2 所示光源光的最大射出角、即汇集到光导件端面 11 的光的最大入射角会根据波长不同而不同。

[0061] 在图 2 中,在白色光的波长频带中,与例如作为波长长的光的红色光的情况下汇集到光导件端面 11 的光的最大入射角 θ_R 相比,作为波长短的光的例如蓝色光的情况下汇集到光导件端面 11 的光的最大入射角 θ_B 大。也就是说 $\theta_B > \theta_R$ 。

[0062] 图 3 是在白色光的可见光波长频带中,以实线、虚线以及点划线示出光源装置 3 的最大射出光角度(NA)以及芯体与包层的阿贝数之差不同的光导件的 NA 的特性的一例。

[0063] 此外,在图 3 中示出了芯体与包层的阿贝数之差大的光导件 9A 的情况下的 NA 和在芯体与包层的阿贝数之差小的光导件 9B 的情况下的 NA。此外,在图 3 等附图中将光导件略记为 LG。

[0064] 此外,在图 3 中,示出了作为蓝色、绿色、红色各波长区域中的三条光谱线的 g 线(435.8nm)、e 线(546.1nm)或者 d 线(587.6nm)、C 线(656.3nm)。

[0065] 将因玻璃的折射率的波长导致的变化、即色散以阿贝数来表示,在芯体与包层的阿贝数之差各不相同的情况下,如在图 3 中示出的两个光导件 9A、9B 的特性例那样,相对于 NA 波长的变化曲线的斜率不同。在图 3 中,e 线(或者 d 线)所对应的两个光导件 9A、9B 的 NA 相同,与光源射出光(光源光)的最大射出角的关系也相同,因此两个光导件 9A、9B 传送绿色光的比例大致相同。

[0066] 但是,当波长偏离 e 线(或者 d 线)时,9A、9B 的 NA 产生差异,从光源吸收的光的

比例按照每个波长而存在差异。例如,在蓝色的频带中光导件 9A 覆盖了大部分光源光,因此光导件 9A 大量吸收光源的蓝色光从而使照明光接近蓝色,与此相对地光导件 9B 不能传递接近一半的光源光,因此照明光的颜色不接近蓝色。

[0067] 当在内窥镜装置 1 中连接有安装了这种 NA 不同的各种光导件 9A、9B 的内窥镜群时,根据内窥镜的不同,内窥镜图像的颜色再现也不同的可能性变高。

[0068] 使用者还能够手动地调整颜色,但是对于使用者来说,每次对每个内窥镜设定最佳的颜色会耗费大量的时间与精力而成为一种负担。因此,在本实施方式中,与安装在内窥镜中的光导件的 NA 相应地,在构成内窥镜装置 1 的处理器 4 中自动进行颜色校正处理以使得能够实现良好的颜色再现。更为具体地说,在本实施方式中,关于因光导件 9 的 NA 而具有波长依赖性的光的传送特性对照明造成的影响,使用颜色校正系数对从构成摄像单元的摄像元件 21 输出的、进行彩色摄像得到的 R、G、B 信号进行颜色校正,由此来消除由上述光导件 9 的 NA 的传送特性造成的影响。

[0069] 这种结构的本实施方式的内窥镜装置 1 具有:内窥镜 2,其安装有摄像元件 21 和射出照明光的光导件 9;以及作为信号处理装置的处理器 4,其以装卸自如的方式连接有上述内窥镜 2,并对由在所连接的上述内窥镜 2 中安装的上述摄像元件 21 拍摄而得到的信号进行信号处理。

[0070] 另外,该内窥镜装置 1 的特征在于,具备:作为信息存储单元的 ROM 34,其存储与多个数值孔径的种类相对应的信息进行,该多个数值孔径与以装卸自如的方式连接于光源装置 3 的上述光导件 9 中的、上述照明光的波长频带中包含的多个不同的光谱线相对应;以及作为颜色校正单元的颜色校正电路 36,其设置在上述信号处理装置中,根据上述信息,根据与上述光导件中的多个不同的光谱线所对应的多个数值孔径的种类来相应地对上述摄像元件 21 的输出信号进行颜色校正处理。

[0071] 接着,说明本实施方式的动作。

[0072] 当进行内窥镜检查时,内窥镜装置 1 的使用者即手术操作者将内窥镜 2 如图 1 所示那样地与光源装置 3 和处理器 4 相连接。于是,通过数据发送部 35 读出 ROM 34 中存储的数据并发送到处理器 4 内的颜色校正电路 36,该 ROM 34 将与在内窥镜 2 中安装的光导件 9 的多个波长下的多个 NA 相对应的数据进行存储。

[0073] 如上所述,在 ROM 34 内存储有根据与在该内窥镜 2 中安装的光导件 9 的 g 线、e 线、C 线对应的三个 NA 而导出的颜色校正系数的数据。

[0074] 作为更为具体的例子,例如对使用内窥镜 2A 作为内窥镜 2 的情况和使用内窥镜 2B 作为内窥镜 2 的情况进行说明。设为内窥镜 2A 具有光导件 9A,内窥镜 2B 具有光导件 9B。光导件 9A、9B 具有不同种类的 NA。

[0075] 在内窥镜 2A 中安装有光导件 9A 的情况下,与光导件 9A 相对应的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数存储到 ROM 34 内,另一方面,在内窥镜 2B 中安装有光导件 9B 的情况下,光导件 9B 的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数存储到 ROM 34 内。

[0076] 光导件 9A 的 B 信号校正系数 = 1.00

[0077] 光导件 9A 的 R 信号校正系数 = 1.00

[0078] 光导件 9B 的 B 信号校正系数 = 1.08

[0079] 光导件 9B 的 R 信号校正系数 = 0.96

[0080] 此外,光导件 9A 和光导件 9B 的光学特性如下。

[0081] 光导件 9A :芯体 $n_e = 1.643$ 、 $v_e = 59.8$ 、

[0082] 包层 $n_e = 1.51$ 、 $v_e = 59.3$

[0083] $NA_g = 0.649$ 、 $NA_e = 0.642$ 、 $NA_c = 0.638$

[0084] 光导件 9B :芯体 $n_e = 1.652$ 、 $v_e = 33.5$ 、

[0085] 包层 $n_e = 1.52$ 、 $v_e = 59.0$

[0086] $NA_g = 0.672$ 、 $NA_e = 0.641$ 、 $NA_c = 0.626$

[0087] 而且,能够利用下式来求出上述颜色校正系数。

[0088] B 信号校正系数 = $(NA_g/NA_e/\alpha_B)^\beta \dots (1)$

[0089] R 信号校正系数 = $(NA_c/NA_e/\alpha_R)^\beta \dots (2)$

[0090] (1) 式和 (2) 式中的 α_B 和 α_R 以如下方式来确定 :为了不使校正处理、图像的颜色再现的基准本身复杂化,从与内窥镜装置 1 相连接或者可能连接的某个光导件中选择成为颜色的基准的光导件,且使该光导件的各颜色校正系数为 1。在本实施方式中,光导件 9A 和光导件 9B 均是用基于下式的 α_B 和 α_R 来设定颜色校正系数。

[0091] $\alpha_B = (\text{光导件 9A 的 } NA_g) / (\text{光导件 9A 的 } NA_e) = 1.011$

[0092] $\alpha_R = (\text{光导件 9A 的 } NA_c) / (\text{光导件 9A 的 } NA_e) = 0.994$

[0093] 另外,根据还依赖于聚光透镜 14 的色像差、光分布特性以及光源灯 12 的射出光谱而通过实验求出 (1) 式和 (2) 式中的 β , 该聚光透镜 14 是连接有内窥镜 2 的光源装置 3 的光源光学系统。在本实施方式中 $\beta = 2$ 。

[0094] 在本实施方式中,一般情况下作为 NA 使用的基准波长下的 NA 在两个光导件 9A、9B 中大致相同。但是,在蓝色波长域 (g 线)、红色波长域 (C 线) 中 NA 不同,因此从光导件 9A、9B 分别照射到体腔内的被摄体的光的颜色 (颜色平衡) 不同。

[0095] 通过数据发送部 35 将上述颜色校正系数读入到处理器 4 内的颜色校正电路 36。在处理器 4 内,通过影像信号处理电路 32 的颜色分离电路 33a 将从内窥镜 2 的摄像元件 21 输出的信号分离为 R、G、B 信号。并且,在进行 γ 校正、轮廓增强等信号处理之后,影像信号处理电路 32 将 R、G、B 信号输出到颜色校正电路 36。颜色校正电路 36 内的乘法电路 37a、37c 分别将 R 信号与 R 信号校正系数相乘、将 B 信号与 B 信号校正系数相乘来进行颜色校正。

[0096] 进行颜色校正而得到的影像信号的 R、G、B 信号在转换为监视器 5 的信号形式或者适用于监视器 5 的信号形式之后输出到监视器 5,在监视器 5 的显示面上显示保持了良好的颜色再现的内窥镜图像,作为观察图像。并且,手术操作者能够观察保持了良好的颜色再现的内窥镜图像。

[0097] 这样,根据本实施方式,即使在使用了光导件 9 的数值孔径 (NA) 在照明光的波长频带中的多个波长下不同的内窥镜 2 (具体例中的 2A、2B) 的情况下,也能够恰当地对作为观察图像的内窥镜图像进行颜色再现。

[0098] 因而,手术操作者通过在颜色再现良好的状态下观察内窥镜图像,能够顺利地对病变部的症状等进行诊断。另外,根据本实施方式,仅通过将 R、G、B 信号或者 R、B 信号分别乘以一个颜色校正系数来进行颜色校正处理,就能够容易地进行颜色再现性良好的颜色校正。也就是说,仅使用三个或者两个颜色校正系数就能够进行颜色再现性良好的颜色校

正。因此,能够以低成本且简单的结构来进行颜色校正。

[0099] 图 4 表示第一实施方式的第一变形例的内窥镜装置 1B。在图 1 所示的内窥镜装置 1 中,构成为从内窥镜 2 向处理器 4 发送(输出)颜色校正系数的数据,但是也可以如图 4 所示的本变形例那样构成为输出与在内窥镜 2 中安装的光导件 9 的 NA(的种类)相对应的光导件识别信号(或者光导件种类信号)。

[0100] 在这种情况下,设置在内窥镜 2 中的 ROM 34B 存储与光导件 9 的 NA 的值或者种类相对应的光导件识别信号的数据。作为该数据,例如可以利用内窥镜固有的识别序号、识别码。在这种情况下,可以根据识别序号的一部分来获知光导件的 NA 的种类。

[0101] 在本变形例中,处理器 4B 具有 ROM 41,该 ROM 41 根据光导件识别信号预先存储与对应于该光导件识别信号的 NA 相对应的颜色校正系数的数据。而且,例如将光导件识别信号作为读出信号(地址信号),从 ROM 41 中读出与光导件识别信号相对应的颜色校正系数的数据,并输出到颜色校正系数设定电路 38。此外,可以将 ROM 41 设置在颜色校正电路 36 的内部。

[0102] 在图 4 所示的结构例中,示出了不具有乘法电路 37b 的结构。其它结构与图 1 的结构相同。

[0103] 本变形例具有与图 1 的内窥镜装置 1 的情况大致相同的效果。另外,如上所述也可以构成为在内窥镜 2 侧仅设置 ROM34B,在处理器 4B 侧设置用于读出 ROM 34B 的数据的电路。

[0104] 在本变形例的情况下,具有还能够广泛应用于具备固有识别信息的现有的内窥镜的优点。也就是说,即使是现有的内窥镜的情况下,只要将与安装在该内窥镜的光导件的 NA 相对应的颜色校正系数的数据与现有的内窥镜中的固有的识别信息相关联地登录到处理器 4B 侧的 ROM 41,也能够容易地应对。

[0105] 此外,也可以代替上述 ROM 41 而选择如下的存储部:由分别存储与各光导件的 NA 种类相对应的颜色校正系数的数据的多个存储部和从多个存储部中切换为(选择)所对应的一个存储部的开关构成,根据光导件识别信号来输出与光导件的 NA 种类相对应的颜色校正系数。

[0106] 另外,作为第二变形例,也可以是如图 5 所示的结构。图 5 表示第二变形例的颜色校正电路 36 周边部分的结构。与本变形例的处理器 4C 相连接的例如在内窥镜 2 的连接器 10 内设置的数据发送部 35 不发送 ROM 34C 中存储的光导件识别信号,而是将安装在内窥镜 2 中的光导件 9 的 g 线、e 线、C 线所对应的 NA 值(即 NA_g 、 NA_e 、 NA_C)作为光导件识别信号分别发送到处理器 4C。

[0107] 在这种情况下,在处理器 4C 内的例如颜色校正电路 36C 的内部具有计算颜色校正系数的颜色校正系数计算电路 45。颜色校正系数计算电路 45 通过上述(1)式和(2)式来计算出颜色校正系数。

[0108] 计算出的颜色校正系数发送到颜色校正系数设定电路 38,颜色校正系数设定电路 38 将颜色校正系数设定为在乘法电路 37a、37c 中相乘的颜色校正系数,由此如图 1、图 4 等那样进行颜色校正。在本变形例中,颜色校正电路 36C 进行颜色校正系数的计算和颜色校正。本变形例也具有与第一实施方式大致相同的效果。

[0109] 图 6 表示第三变形例的内窥镜装置 1D。在本变形例中,在内窥镜 2 中设置的 ROM

34D 存储有与光导件 9 的 NA 的种类相对应的颜色校正系数的数据和作为选择信号的校正标志,该校正标志用于与该颜色校正系数的范围等相对应地将由颜色校正电路 36C 进行的颜色校正设为实际上有效和无效。

[0110] 而且,数据发送部 35 将从 ROM 34D 读出的颜色校正系数输出到处理器 4D 内的颜色校正电路 36,并且将校正标志输出到处理器 4D 中设置的选择器 51 中。

[0111] 另外,在本变形例的处理器 4D 中,影像信号处理电路 32 经由颜色校正电路 36 将 R、G、B 信号输出到选择器 51 的一个输入端,并且不经由颜色校正电路 36 而将 R、G、B 信号输出到选择器 51 的另一个输入端。

[0112] 选择器 51 以如下方式进行切换:根据校正标志的二值信号(例如使校正有效的 H 电平,使校正无效的 L 电平)来选择输入到两个输入端的输入信号中的一个。将由选择器 51 进行切换得到的输入信号作为输出信号输出到监视器 5 侧。

[0113] 例如设定为,在颜色校正系数大幅偏离于 1 的情况下,将校正标志设定为控制选择器 51 的切换,以使得选择由颜色校正电路 36 进行颜色校正后得到的信号。

[0114] 另一方面,在颜色校正系数几乎没有偏离于 1 的情况(在规定的范围内的情况)下,有时不进行颜色校正即可。在这种情况下,将校正标志设定为选择不进行颜色校正的信号。其它结构例如是与图 1 或者图 4 的相同的结构。

[0115] 另外,还能够根据手术操作者的喜好对校正标志进行任意设定。因而,手术操作者还能够在颜色校正系数几乎没有偏离于 1 的情况下,当将校正标志进行设定使得不进行颜色校正时,将影像信号处理电路 32 的输出信号以未进行颜色校正的状态输出到监视器 5 侧。

[0116] 此外,能够允许手术操作者等使用者根据颜色校正系数的范围的程度选择校正标志的设定,或者也可以不允许使用者选择校正标志的设定、即设定为不能变更校正标志。另外,除了在上述可见区域中进行普通观察的普通观察模式之外,还能够如后述的实施方式那样设为在与普通观察模式不同的其它观察模式下对校正标志的设定进行变更。

[0117] 在本变形例中,关于颜色校正电路 36 的功能,能够扩展使用者的选择项。除此之外,具有与第一实施方式相同的效果。

[0118] (第二实施方式)

[0119] 图 7 表示本发明的第二实施方式的内窥镜装置 1E。本实施方式的处理器 4E 例如在影像信号处理电路 32 内具有颜色分离电路 33a,除此之外还具有生成用于对光源光量(或者照明光量)进行自动调整(调光)的调光信号的调光电路 33b。

[0120] 另外,影像信号处理电路 32 具有:白平衡调整电路 33c,其根据使用者的白平衡调整指示,基于拍摄白色被摄体时的影像信号的颜色信息求出白平衡系数,来进行白平衡调整;以及图像处理电路 33d,其进行 γ 校正等图像处理。此外,在附图中将白平衡略记为 W/B。

[0121] 另外,在本实施方式中,颜色校正电路 36 使用白平衡系数进行颜色校正,将颜色信号校正为白平衡调整的目标值。为此,具备白平衡系数记录部 56,该白平衡系数记录部 56 记录由白平衡调整电路 33c 求出的白平衡系数,并将该白平衡系数输出到颜色校正电路 36 内的颜色校正系数设定电路 38。

[0122] 然后,颜色校正电路 36 将白平衡系数用作颜色校正系数,与上述颜色校正系数的

情况同样地进行颜色校正处理。这样,通过利用白平衡系数进行颜色校正处理,能够将白色被摄体显示为白色被摄体的图像。

[0123] 此外,白平衡调整电路 33c 和白平衡系数记录部 56 可以被设置在影像信号处理电路 32 内或者颜色校正电路 36 内。

[0124] 在发出设定为拍摄白色被摄体的状态的白平衡调整指示时,白平衡调整电路 33c 计算出将所输入的 R、G、B 信号例如乘以 ROM 34E 的颜色校正系数而得到的值,来作为白平衡系数(实际上,以 G 信号为基准来计算针对 R、B 信号的白平衡系数)。

[0125] 因而,在本实施方式中,ROM 34E 中存储的颜色校正系数是为了计算作为进行白平衡调整的目标值的白平衡系数而使用的颜色校正信息。

[0126] 该影像信号处理电路 32 的输出信号经由进行颜色校正处理的颜色校正电路 36 输出到监视器 5。

[0127] 上述调光电路 33b 根据进行了颜色分离的 R、G、B 信号来生成亮度信号,将该亮度信号与调光电路 33b 内部的明亮度目标值相比较时的差值信号作为调光信号被输出到光源装置 3E。此外,明亮度目标值设定为易于以适当的亮度进行诊断、观察的内窥镜图像时的亮度信号的平均值。

[0128] 关于上述调光信号,例如通过使光源装置 3E 的光圈 15 进行旋转来驱动光圈驱动电路 61,该光圈驱动电路 61 能够改变光圈 15 的光圈量(开口量)。

[0129] 例如,当基于由摄像元件 21 拍摄得到的信号而生成的亮度信号的平均值的亮度水平高于明亮度目标值时,调光信号使光圈 15(开口量)变小,即由光圈驱动电路 61 进行调光(光量调整)以使得限制光圈 15。另一方面,当基于由摄像元件 21 拍摄得到的信号生成的亮度信号的平均值的亮度水平低于明亮度目标值时,由光圈驱动电路 61 对调光信号进行调光以使得光圈 15 的开口量变大。

[0130] 在本实施方式中,像这样地根据摄像元件 21 的输出信号来生成调光信号,根据该调光信号自动调整光源装置 3E 的光源光量,以获得适于观察的亮度的内窥镜图像。

[0131] 例如利用在柄部的前端侧设置大致楔形的切口的圆板状的遮光板来形成光圈 15,通过由光圈驱动电路 61 使柄部侧进行旋转,来改变面向光路的切口决定的开口量。

[0132] 在该情况下,入射到光导件端面 11 的光源光量依赖于光圈 15 的遮光部分和切口部分的形状。另外,在这种情况下,由上述聚光透镜 14 聚光后朝向光导件端面 11 放射的光源光的放射光度随着波长发生变化。

[0133] 图 8 表示使用通常广泛采用的光圈 15 的情况下对光导件端面 11 提供(放射)的蓝色和红色的光源光的光分布特性例。此外,实线和虚线分别表示红色光源光和蓝色光源光的光分布特性。另外,横轴表示入射到光导件端面 11 的入射角,纵轴表示放射光度。

[0134] 另外,图 8 表示在光圈量小即将光圈量小的光源光量增大的状态下和在光圈量大即将光源光量减小的状态下对光导件端面 11 进行放射的放射强度。呈现出如下一种趋势:在入射角小的范围内(作为放射光度特性,依赖于波长长的红光和波长短的蓝光的波长而发生变化)波长依赖性比较小,在入射角变大的范围内波长依赖性变大。

[0135] 在图 8 的左侧示出的光圈量小的情况下,入射角小且波长依赖性也比较小的范围的放射光度大,入射角变大且波长依赖性也大的范围的放射光度小。

[0136] 另一方面,在图 8 的右侧示出的光圈量大的情况下,在被设定为光源光量小的状

态下,入射角小且波长依赖性也比较小的范围的放射光度相对较小,入射角变大且波长依赖性也大的范围的放射光度相对较大。在这种情况下,与光圈量小的情况相比,波长依赖性的影响变得更大。

[0137] 因此,例如在图 8 所示的 NA 小的光导件和 NA 大的光导件的情况下,特别是在光圈量大的情况下,与光圈量小的情况相比需要进一步考虑该波长依赖性。

[0138] 图 9 表示由光导件传送从光源装置 3 提供的光源光,并作为照明光从照明窗向被摄体侧射出的情况下的光导件出射光(即照明光)的色温的特性例。

[0139] 此外,横轴表示(基于光圈 15)的光源光量的大小,纵轴表示光导件出射光的色温。另外,实线和点划线表示 NA 大的光导件 9C 的情况下的特性例和 NA 小的光导件 9D 的情况下的特性例。根据该图 9 可知色温依赖于光源光量而发生变化,特别是在光源光量小(低)的区域该变化明显。

[0140] 在自动调整光源光量的状态或者为了得到合适的明亮度的内窥镜图像而设定光源光量并使用内窥镜 2 观察体内的被摄体的情况下,被摄体的生物体组织的表面为观察对象,因此成为图 9 中的观察时所表示的范围 La 的光源光量的情况多。

[0141] 与此相对地,当进行白平衡调整时,作为白平衡调整用的基准被摄体而采用了反射率高(也就是明亮)的白色被摄体。这样在白平衡调整时将白色被摄体拍进画面中,因此为了无饱和地拍进该白色被摄体,成为光源装置 3 将其光源光量抑制为比正常观察时低的状态。而且,成为图 9 中的进行白平衡调整时所表示的范围 Lb 的光源光量。

[0142] 在现有例中,当进行白平衡调整时,通过白平衡调整电路设定 R、G、B 信号的电平,使得作为基准被摄体的白色被摄体显示为白色图像。但是,如图 9 所示,白平衡调整时的光源光量与实际观察时的光源光量相比变得很小,因此其色温为偏离观察时的色温的状态的值。因而,考虑到相对于进行实际观察的观察时的色温的偏移量,需要进行白平衡调整。

[0143] 因此,在本实施方式中,为了对白平衡调整时的色温相对于观察时的色温的偏离量进行校正,根据光导件 9 的 NA 进行(与通常情况不同)白平衡调整,并以观察时的光源光量的状态拍摄白色被摄体,在这种情况下,为了作为白色被摄体的图像进行颜色再现而进行颜色校正。

[0144] 当使用图 9 说明该颜色校正方法时,如下所述。在图 9 中的观察时的光源光量的范围 La 中,设为处于拍摄白色被摄体的第一观察状态。

[0145] 而且,在该第一观察状态下,例如在将 R、G、B 信号的信号电平(信号强度)设为 R_a 、 G_a 、 B_a 的情况下,为了能够作为白色被摄体的图像进行颜色再现而(例如通过乘法运算)进行校正,需要通过进行白平衡调整来计算出成为 $R_a \times C_{ra} = G_a \times C_{ga} = B_a \times C_{ba} = 1$ 那样的白平衡系数 C_{ra} 、 C_{ga} 、 C_{ba} 。

[0146] 另一方面,当进行白平衡调整时,在图 9 的范围 Lb 中,处于拍摄白色被摄体的第二观察状态。在该第二观察状态下,例如当将 R、G、B 信号的信号电平(信号强度)设为 R_b 、 G_b 、 B_b 时,为了以 R_b 、 G_b 、 B_b 为基础将白平衡系数计算为 C_{ra} 、 C_{ga} 、 C_{ba} ,需要预先设定系数 C_{rb} 、 C_{gb} 、 C_{bb} 使得 $C_{ra} = C_{rb}/R_b$ 、 $C_{ga} = C_{gb}/G_b$ 、 $C_{ba} = C_{bb}/B_b$ 。

[0147] 在 ROM 34E 中,将相当于 C_{rb} 、 C_{gb} 、 C_{bb} 的系数预先存储为颜色校正系数即可。实际上,通过利用 G 信号进行标准化,存储 R 信号用和 B 信号用的两个颜色校正系数即可。

[0148] 这样,作为信息存储单元的 ROM 34E 中存储有作为颜色校正信息的颜色校正系

数,该颜色校正信息是用于根据进行白平衡调整时得到的 R、G、B 信号的信号强度比的信息来使得在观察时拍摄白色被摄体的情况下能够颜色再现为白色被摄体的图像。

[0149] 然后,能够将白平衡系数计算为颜色校正系数,该白平衡系数能够用于根据上述颜色校正信息和在进行白平衡调整时基于其光源光量的状态下的摄像元件 21 的输出信号的 R、G、B 信号,在观察时的光源光量的状态下进行白平衡。

[0150] 其它结构与上述实施方式相同。

[0151] 接着说明本实施方式的动作。在下面的说明中,将图 9 所示的安装有光导件 9C 的内窥镜 2 设为 2C、将安装有光导件 9D 的内窥镜 2 设为 2D 并进行说明。

[0152] 在内窥镜 2C、2D 的 ROM 34E 内分别存储有根据安装在该内窥镜 2C、2D 中的光导件 9C、9D 的 g 线、 e 线、 C 线处的 NA 等而导出的颜色校正系数。

[0153] 具体的值如下所示。在内窥镜 2C 中安装有光导件 9C 的情况下,光导件 9C 的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数被存储到 ROM 34E 内,在内窥镜 2D 中安装有光导件 9D 的情况下,光导件 9D 的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数被存储到 ROM 34E 内。

[0154] 光导件 9C 的 B 信号校正系数 = 1.00

[0155] 光导件 9C 的 R 信号校正系数 = 1.00

[0156] 光导件 9D 的 B 信号校正系数 = 0.93

[0157] 光导件 9D 的 R 信号校正系数 = 1.04

[0158] 此外,光导件 9C 和光导件 9D 的光学特性如下所述。

[0159] 光导件 9C :芯体 $n_e = 1.652$ 、 $v_e = 33.5$ 、

[0160] 包层 $n_e = 1.51$ 、 $v_e = 62.2$

[0161] $NA_g = 0.696$ 、 $NA_e = 0.665$ 、 $NA_c = 0.649$

[0162] 光导件 9D :芯体 $n_e = 1.620$ 、 $v_e = 60.0$ 、

[0163] 包层 $n_e = 1.49$ 、 $v_e = 64.2$

[0164] $NA_g = 0.639$ 、 $NA_e = 0.631$ 、 $NA_c = 0.626$

[0165] 另外, α_B 、 α_R 以及 β 使用下面的值。

[0166] $\alpha_B = (\text{光导件 9C 的 } NA_g) / (\text{光导件 9C 的 } NA_e) = 1.047$

[0167] $\alpha_R = (\text{光导件 9C 的 } NA_c) / (\text{光导件 9C 的 } NA_e) = 0.977$

[0168] $\beta = 2$

[0169] 在本实施方式中,当使用者通过操作来指示进行白平衡调整时,白平衡调整电路 33c 通过数据发送部 35 读出在内窥镜 2 内的 ROM 34E 存储的颜色校正系数。

[0170] 白平衡调整是如下的调整:为了使原本显现为白色的被摄体对使用者显示为白色,针对影像信号来计算应该校正的颜色校正量,将白平衡调整电路 33c 之后的影像信号乘以计算出的颜色校正量。

[0171] 但是,当如上所述进行白平衡调整时,光源装置 3E 将其光源光量抑制得比普通的观察时的光量低,因此使入射到光导件的光的角度特性和颜色平衡发生变化。并且当考虑到基于光导件的 NA 的特性时,经由光导件射出到被摄体侧的照明光的颜色与从光源装置 3E 提供的光源光量的变化相应地如图 9 所示那样地变化。

[0172] 在进行白平衡调整时调整为小光量,与此相对地在进行观察时调整为需要更多光量的光源光量,因此依赖于光导件的特性而在白平衡调整时和观察时在照明光的颜色上产

生差异（色温发生变化）。

[0173] 因此,在进行白平衡调整时,即使以使单纯白色被摄体成为白色被摄体图像那样地以同一颜色进行再现的方式进行白平衡调整,也会产生如图 9 所示那样的问题,即由于依赖于该光导件 9 的 NA 特性而在观察时成为不同的颜色再现。

[0174] 因此,在本实施方式中利用在白平衡调整时的光源光量的状态下得到的 R、G、B 信号计算出在观察时的光源光量的状态下进行白平衡调整时的白平衡系数,将计算出的白平衡系数作为颜色校正系数并通过颜色校正电路 36 进行颜色校正处理。

[0175] 例如,在现有例中,通过进行白平衡调整,将从白平衡调整电路 33c 输出的 R、G、B 信号的信号强度比调整为 R :G :B = 1 :1 :1、即调整为白色,与此相对地在本实施方式中,通过进行白平衡调整特意调整为与白色不同的颜色,以使得在观察时与作为基准的光导件相同的颜色再现,也就是说使白色被摄体成为白色图像。

[0176] 在本实施方式中,例如在与安装有光导件 9D 的内窥镜 2D 相连接的情况下,计算出应该与原来的影像信号相乘的白平衡系数,使得在白平衡调整下白色被摄体的影像信号为 R :G :B = 0.93 :1 :1.04。

[0177] 在将计算出的白平衡系数记录到白平衡系数记录部 56 中之后,将白平衡系数发送到颜色校正电路 36,对之后的影像信号进行基于白平衡系数的颜色校正处理。然后,将通过颜色校正电路 36 进行颜色校正而获得的影像信号、例如 R、G、B 信号输出到监视器 5。

[0178] 根据以这种方式进行动作的本实施方式,与第一实施方式的情况同样地,即使在使用光导件的数值孔径在照明光的波长频带中不同的内窥镜的情况下,也能够得到颜色再现良好的观察图像、即内窥镜图像。

[0179] 另外,根据本实施方式,通过进行白平衡调整,即使在观察时也能够将白色被摄体作为白色被摄体的图像进行颜色再现。

[0180] 另外,根据本实施方式,通过进行白平衡调整,能够对摄像元件 21 的分光特性的偏差等进行校正。也就是说,根据安装在内窥镜 2 中的摄像元件 21、特别是作为光学过滤器的滤色器 22 的种类等而分光特性不同。

[0181] 因此,如本实施方式那样,通过进行白平衡调整能够如上述那样地校正摄像元件 21 的分光特性的偏差。换句话说,在本实施方式的颜色校正电路 36 中使用的颜色校正系数除了包含与 ROM 34E 内存储的 NA 的种类相对应的信息之外,还包括与摄像元件 21 的分光特性相对应的信息。

[0182] 因而,根据本实施方式,即使在内窥镜 2 中安装的摄像元件 21 的种类不同的情况下也能够实现良好的颜色再现。

[0183] （第三实施方式）

[0184] 接着,说明本发明的第三实施方式。图 10 表示本发明的第三实施方式的内窥镜装置 1F。

[0185] 上述实施方式是利用可见区域的照明光进行普通的彩色摄像以及将进行彩色摄像得到的图像在监视器 5 上进行彩色显示的普通观察模式的内窥镜装置。与此相对地,本实施方式除了普通观察模式之外,还具备窄频带光观察模式 (NBI 观察模式),该窄频带光观察模式在窄频带的照明光的照明下进行摄像,并将窄频带图像在监视器 5 上进行显示。

[0186] 因此,本内窥镜装置 1F 的光源装置 3F 还在图 8 的内窥镜装置 1E 的光源装置 3E

中设置窄频带过滤器 71 和过滤器插拔机构 72, 该过滤器插拔机构 72 在光路中插入和拔出该窄频带过滤器 71 且使用了马达等。

[0187] 另外, 过滤器插拔机构 72 根据由使用者对模式选择开关 73 操作而产生的模式选择信号来将窄频带过滤器 71 配置在光路中或使其从光路中退出。在使用者通过模式选择开关 73 选择了 NBI 观察模式的情况下, 窄频带过滤器 71 被配置在光路中。在没有将该窄频带过滤器 71 配置在光路中的情况下, 光源装置 3F 如图 11 所示那样将具有横跨 (用 BGR 表示的) 可见区域的宽频带的光谱分布的白色光提供到光导件 9。

[0188] 另一方面, 在窄频带过滤器 71 被配置在光路中的情况下 (在图 10 中用双点划线表示), 如图 12 所示, 例如在 B、G 的波长区域中将具有窄频带光谱的窄频带光提供到光导件 9。此外, 在图 11、图 12 中, 还示出了光导件 9C、9D 的 NA 的特性 (其 NA 值与波长相应地变化的 NA 曲线) 的例子。

[0189] 如通过比较图 11、图 12 所获知那样, 光源光的光谱分布不同, 因此由于光导件的 NA 特性不同而实际上经由光导件对被摄体射出的照明光的颜色平衡, 在普通观察模式下和在 NBI 观察模式下是不同的。

[0190] 因此, 在本实施方式中, 构成为分别与各观察模式相对应地进行颜色校正。因而, 在本实施方式的 ROM 34F 中除了存储普通观察模式下的颜色校正系数的数据之外, 还存储 NBI 观察模式下的颜色校正系数的数据, 切换并使用与实际选择并使用的观察模式相对应的颜色校正系数。

[0191] 因此, 处理器 4F 具有控制电路 74, 该控制电路 74 被输入模式选择开关 73 的模式选择信号。该控制电路 74 进行以下控制: 将从数据发送部 35 输入的两种颜色校正系数的数据中的与模式选择的信号相对应的颜色校正系数输出到白平衡调整电路 33c。其它结构与图 8 相同。

[0192] 此外, 普通观察模式下的颜色校正系数的数据与第二实施方式的情况相同。另外, 该普通观察模式下的动作也与第二实施方式的情况相同。

[0193] 另一方面, 在选择了 NBI 观察模式的情况下, 由于不具有红色的波长区域的照明光, 因此处理器 4F 中的颜色校正电路 36 只需对 G、B 信号进行颜色校正处理即可。

[0194] 另外, 白平衡调整电路 33c 也对 G、B 信号进行白平衡调整。此外, 在本实施方式中, 即使在 NBI 观察模式下也与普通观察模式下同样地进行白平衡调整。

[0195] 接着, 说明本实施方式的动作。此外, 利用在第二实施方式中已说明的内窥镜 2C、2D、光导件 9C、9D 进行说明。

[0196] 如上所述, 在本实施方式中, 在作为内窥镜 2 内的信息存储单元的 ROM 34F 内存储有每个观察模式的颜色校正系数。此外, 在下面的说明中, 为了能够应对作为 NBI 观察用的窄频带光还存在 R 的窄频带光的情况, 使用还存储有 R 信号校正系数的情况进行了说明, 但是在颜色校正电路中也可以不使用 R 信号校正系数。

[0197] 该值如下所示, 在内窥镜 2C 中安装有光导件 9C 的情况下光导件 9C 的白色观察用的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数以及 NBI 观察用的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数被存储到 ROM34F 内, 在内窥镜 2D 中安装有光导件 9D 的情况下, 光导件 9D 的白色观察用的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数以及 NBI 观察用的 B 信号校正系数和 R 信号校正系数被存储到 ROM 34F 内。

[0198] 光导件 9C 的白色观察用 B 信号校正系数 = 1.00

[0199] 光导件 9C 的白色观察用 R 信号校正系数 = 1.00

[0200] 光导件 9C 的 NBI 观察用 B 信号校正系数 = 1.00

[0201] 光导件 9C 的 NBI 观察用 R 信号校正系数 = 1.00

[0202] 光导件 9D 的白色观察用 B 信号校正系数 = 0.93

[0203] 光导件 9D 的白色观察用 R 信号校正系数 = 1.04

[0204] 光导件 9D 的 NBI 观察用 B 信号校正系数 = 0.89

[0205] 光导件 9D 的 NBI 观察用 R 信号校正系数 = 1.07

[0206] 作为导出上述颜色校正系数的公式, α_B 和 α_R 与第二实施方式的值相同的值。

[0207] 但是, 在白色观察和 NBI 观察中, 如图 11、图 12 所示, 光源光的光谱不同。在所使用的波长频带的宽度窄的 NBI 观察中, 如实地显示光导件 9 的 NA 的差异, 因此本实施方式中, 利用求出 NBI 观察用的 B 信号校正系数的公式通过试验求出 $\beta = 3.5$ 的值。

[0208] 此外, 根据光源装置 3F 的光学特性、具体地说根据色像差、光分布特性、射出光光谱以试验来确定该变量 β , 但是一般情况下光源的光分布越广且中央部的光度相对越低则 β 越大, 另外, 如上所述光源光的光谱的频带的宽度越窄则 β 越大。因此, 基于光源装置 3F 的光学特性等将变量 β 设定为 1 ~ 5 左右的范围内的适当的值。另外, 将系数 α_B 和 α_R 分别设定在大约 1 ~ 1.2 和 0.9 ~ 1 左右的范围内。

[0209] 根据本实施方式, 在选择了普通观察模式的情况下, 能够得到与第二实施方式相同的效果。

[0210] 另外, 即使在选择了 NBI 观察模式的情况下, 也能够在该情况下与从光源装置 3F 提供的光源光的光谱分布相应地, 在考虑了光导件 9 的 NA 的差异之后适当地进行白平衡调整和颜色校正。因而, 在选择了 NBI 观察模式的情况下, 即使在使用了 NA 的值不同的光导件的情况下也能够以颜色再现良好的状态详细地观察生物体组织的表层附近的血管结构。

[0211] 此外, 在 NBI 观察模式下, 也可以与光导件 9 中的 g 线、e 线 (或者 d 线) 这两个光谱所对应的 NA 的值或者种类相对应地适当地设定颜色校正系数。

[0212] 此外, 例如也可以存储实际连接有内窥镜 2 的光源装置 3E 或者 3F 的种类的信息, 来作为 ROM 34F 中存储的颜色校正系数的数据。而且, 处理器 4E 或者 4F 也可以采用与实际与内窥镜 2 一起使用的光源装置 3E 或者 3F 的种类相对应的颜色校正系数的数据, 来进行颜色校正处理。

[0213] 另外, 例如在图 4 中示出了使用乘法电路 37a、37c 进行颜色校正的例子, 但是并不限于该例, 也可以使用除法电路、能够改变增益 (放大率) 的放大器 (amplifier)、衰减器等。

[0214] 另外, 例如示出了对 R 信号、B 信号等颜色信号进行颜色校正的例子, 但是也可以构成为对亮度信号和色差信号进行颜色校正。

[0215] 另外, 在上述实施方式等中, 例如图 1 所示并不限于在影像信号处理电路 32 的后级侧设置颜色校正电路 36 的情况。例如, 也可以对图 1 中的颜色分离电路 33a 的输出信号进行颜色校正处理。也就是说可以设置在影像信号处理电路 32 中, 在进行伽码校正、色调校正等图像处理之前进行颜色校正处理。而且, 也可以不影响图像处理的特性地进行颜色校正处理。另外, 还可以在图 7 的图像处理电路 33d 与白平衡调整电路 33c 之间设置颜

色校正电路 36。

[0216] 另外,本发明中采用的光源装置并不限于如上所述的由光源灯 12 产生的光源与聚光透镜 14 组合成的光源装置,也能够适用于使用了发光二极管(LED)的情况。

[0217] LED 原本就发出荧光体的漫射光,因此光分布广,而且例如来自发出黄色光的荧光体与来自发出蓝色光的半导体的激励光的光分布不同,因此即使是不存在透镜的光学系统,也与上述实施方式等中说明的色像差同样地由于颜色的不同而产生影响。

[0218] 另外,将上述实施方式等进行部分地组合而构成的实施方式也属于本发明。

[0219] 本发明并不限于上述实施例,在不改变本发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0220] 本发明是以 2010 年 6 月 25 日在日本提出的专利申请 2010-145252 号为优先权的基础进行申请的,本申请的说明书、权利要求引用了上述公开内容。

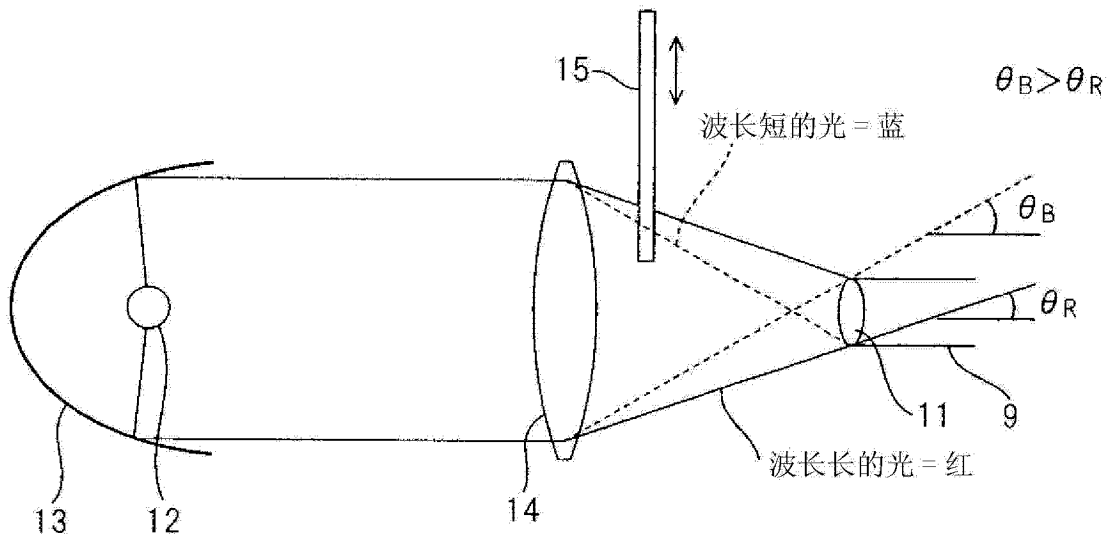


图 2

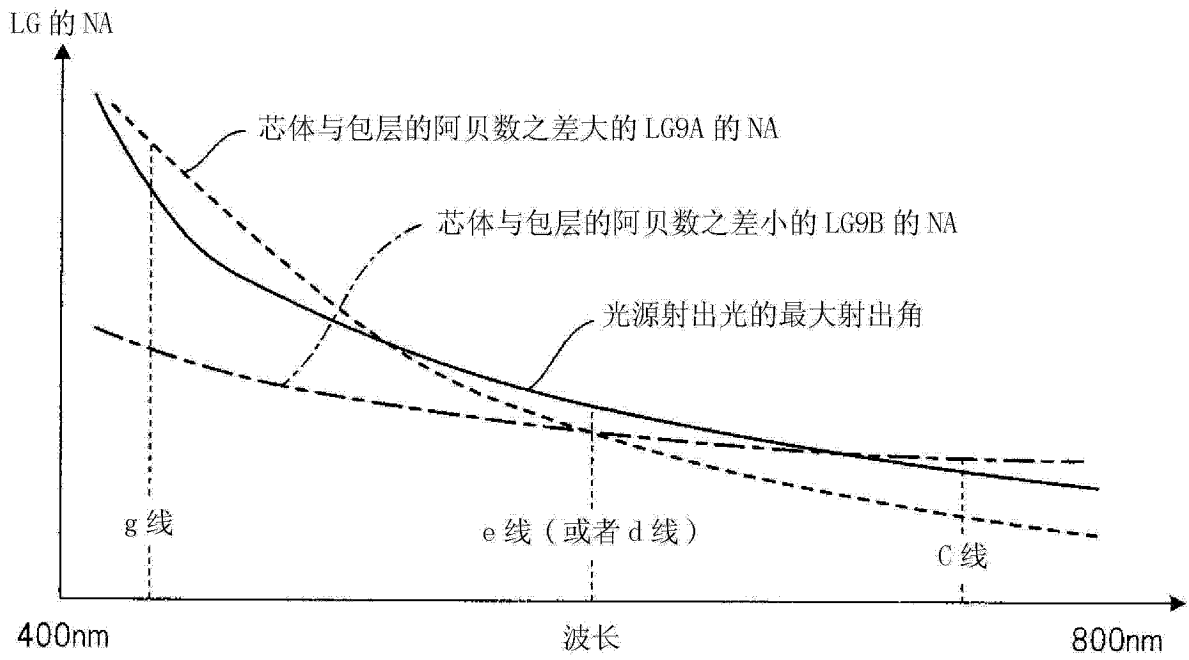


图 3

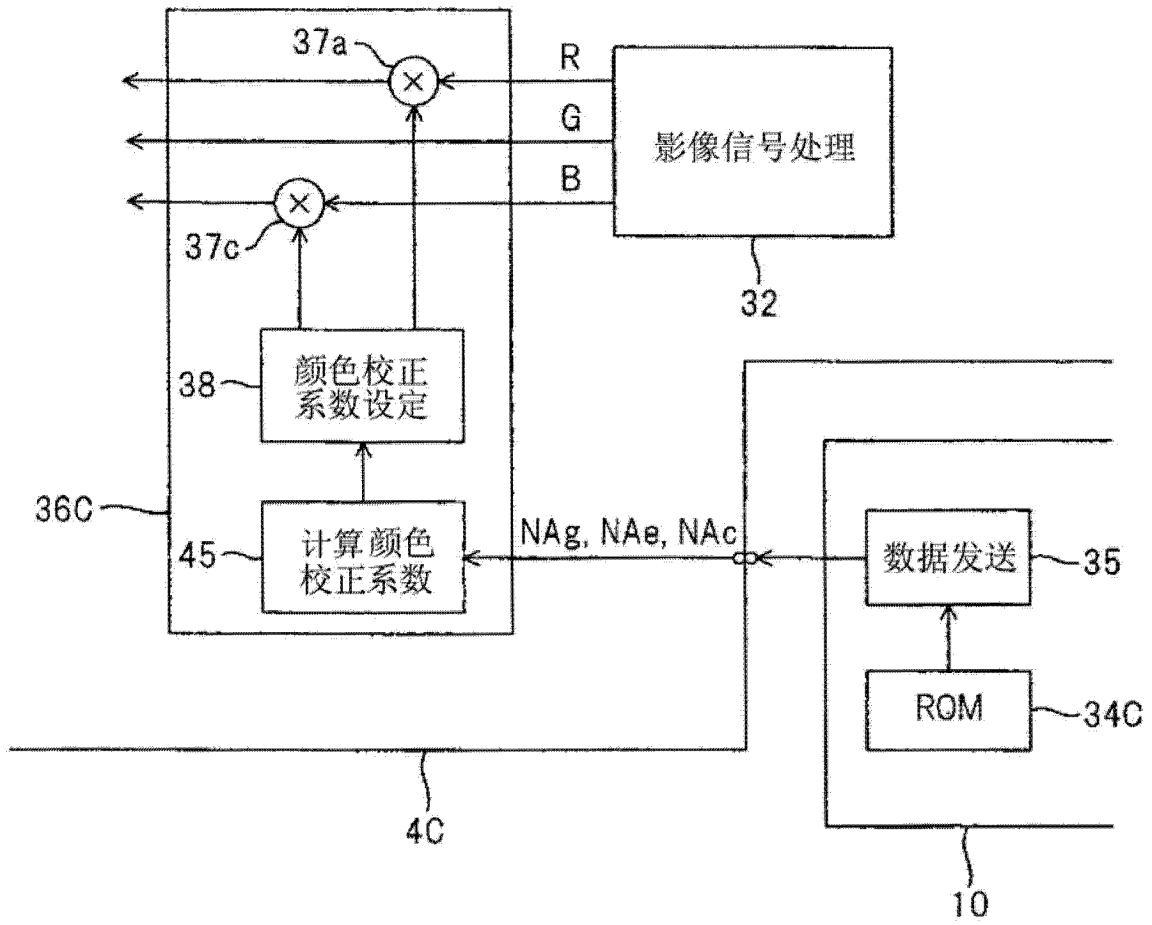


图 5

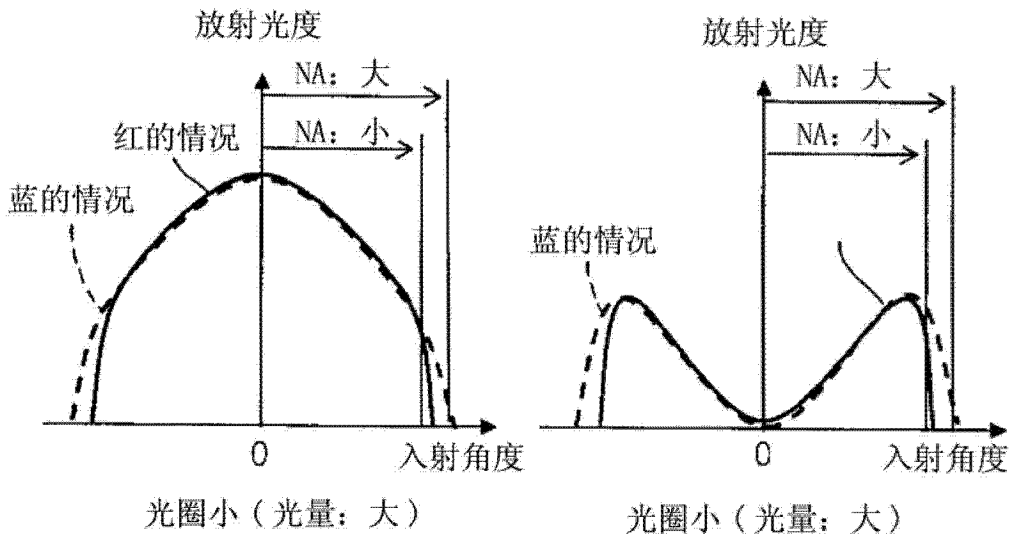


图 8

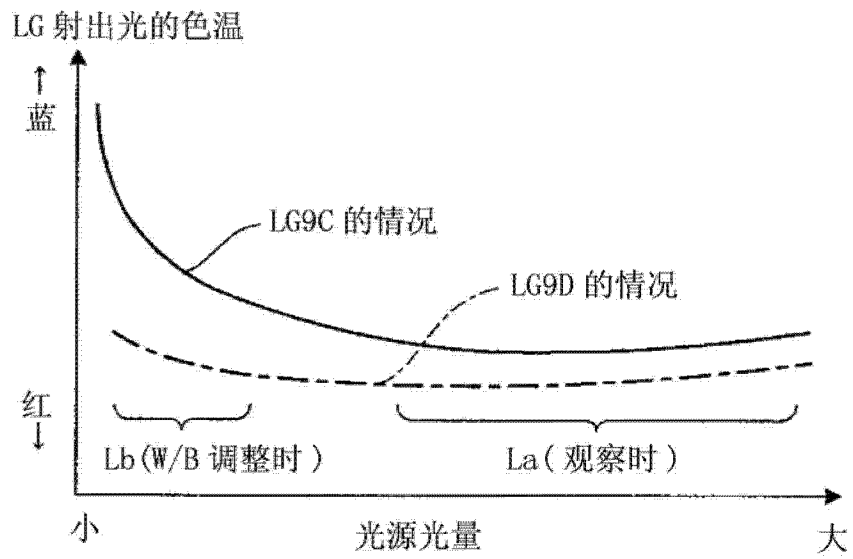


图 9

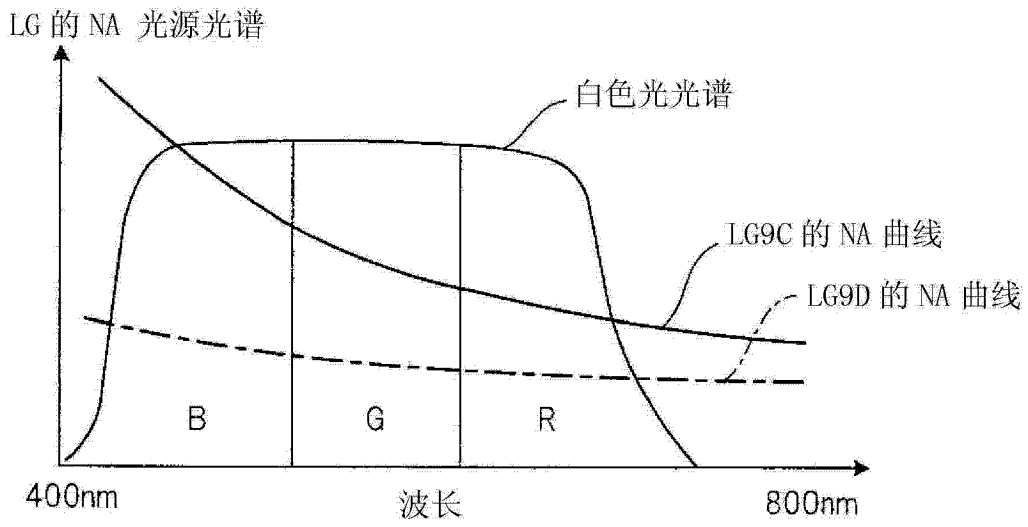


图 11

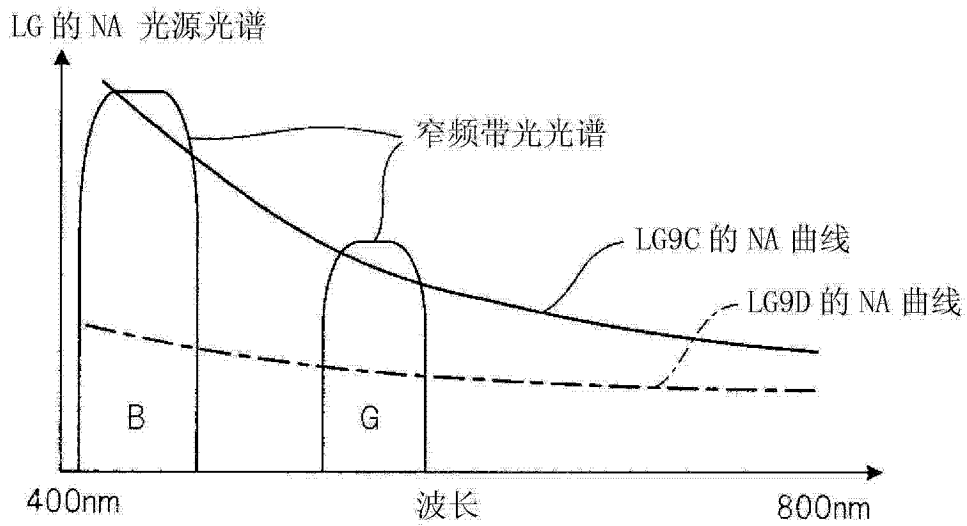


图 12

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN102883650B | 公开(公告)日 | 2015-04-08 |
| 申请号 | CN201180021292.1 | 申请日 | 2011-06-10 |
| [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 | 秋山大辅 菅武志 滨田敏裕 | | |
| 发明人 | 秋山大辅 菅武志 滨田敏裕 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 | | |
| CPC分类号 | A61B1/07 A61B1/00126 A61B1/05 G02B23/2453 G02B23/2469 A61B1/00009 A61B1/0669 H04N2005/2255 A61B1/0638 G02B23/2484 G02B26/007 A61B1/0646 | | |
| 代理人(译) | 刘新宇 | | |
| 优先权 | 2010145252 2010-06-25 JP | | |
| 其他公开文献 | CN102883650A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

在内窥镜装置中，在内窥镜内部存储有颜色校正系数的数据，该颜色校正系数与安装在内窥镜中的、传送来自光源装置的光源光的光导件中的多个光谱线所对应的数值孔径的种类相对应，对安装在内窥镜中的摄像元件的输出信号进行信号处理的处理器利用颜色校正系数对生成的R、G、B信号的R、B信号进行颜色校正处理。

