



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102917633 B

(45) 授权公告日 2015. 03. 11

(21) 申请号 201180026322. 8

(22) 申请日 2011. 06. 07

(30) 优先权数据

2010-144083 2010. 06. 24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 11. 27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/063063 2011. 06. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/162099 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 山崎健二

(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)

A61B 1/00(2006. 01)

H04N 7/18(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 2008036035 A, 2008. 02. 21, 全文.

CN 101437438 A, 2009. 05. 20, 全文.

JP 2000209605 A, 2000. 07. 28, 全文.

US 2005068427 A1, 2005. 03. 31, 全文.

JP 2004321608 A, 2004. 11. 18, 全文.

CN 101420899 A, 2009. 04. 29, 全文.

EP 1488732 A1, 2004. 12. 22, 全文.

审查员 宋文晓

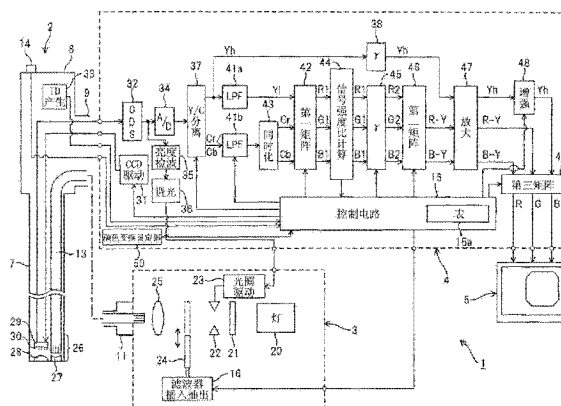
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明涉及内窥镜装置,由具备颜色分离滤波器的 CCD 拍摄得到的信号经由 Y/C 分离电路而被分离为第一亮度信号和第一色差信号之后,经由第一矩阵电路和第二矩阵电路被变换为三原色信号和第二色差信号,并且由插入在第一矩阵电路与第二矩阵电路之间的信号强度比计算电路计算三原色信号的信号强度比。第一亮度信号与第二色差信号通过第三矩阵电路,根据信号强度比进行变换,来对第一亮度信号实施颜色分离。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

照明单元,其对体腔内部进行照明;

摄像单元,其对基于上述照明单元的从上述体腔内部返回的光进行拍摄;

照明切换单元,其能够在从上述照明单元照射的白色光和窄频带波长的照明光之间进行切换;

第一颜色分离单元,其将由上述摄像单元拍摄得到的摄像图像分离为第一亮度信号和第一色差信号;

第一颜色变换单元,其基于上述第一亮度信号和上述第一色差信号变换为第一三原色信号;

第二颜色变换单元,其将来自上述第一颜色变换单元的输出信号变换为第二色差信号;

第二颜色分离单元,其对上述第一亮度信号和来自上述第二颜色变换单元的输出信号进行颜色分离的矩阵运算,以变换为第二三原色信号;

信号强度比计算单元,其计算从上述第一颜色变换单元输出的上述第一三原色信号的强度比;

表,其存储矩阵系数,该矩阵系数用于根据由上述信号强度比计算单元算出的第一三原色信号的各信号强度比来对上述第一亮度信号和来自上述第二颜色变换单元的输出信号进行上述第二颜色分离单元中的颜色分离处理;以及

控制单元,其根据由上述信号强度比计算单元算出的第一三原色信号的各信号强度比,参照上述表来设定用于进行上述第二颜色分离单元中的颜色分离处理的矩阵系数,并且与上述照明切换单元的切换相应地,对是否根据上述第一三原色信号的各信号强度比来设定上述矩阵系数进行控制。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

在上述照明单元以白色光进行照明的状态下上述摄像单元进行拍摄的情况下,根据入射到上述摄像单元的光的光谱特性来切换用于由上述第一颜色变换单元进行变换的第一矩阵系数。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

在上述照明单元以规定的窄频带波长的照明光进行照明的状态下上述摄像单元进行拍摄的情况下,根据入射到上述摄像单元的光的光谱特性来切换用于由上述第一颜色变换单元进行变换的第一矩阵系数。

4. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

在上述照明单元以规定的窄频带波长的照明光进行照明的状态下上述摄像单元进行拍摄的情况下,根据上述信号强度比计算单元的输出结果来切换用于由上述第二颜色分离单元进行颜色分离的变换的上述矩阵系数;

在上述照明单元以白色光进行照明的状态下上述摄像单元进行拍摄的情况下,将用于由上述第二颜色分离单元进行颜色分离的变换的上述矩阵系数设定为固定值。

5. 根据权利要求3所述的内窥镜装置,其特征在于,

在上述照明单元以规定的窄频带波长的照明光进行照明的情况下,将用于由上述第二颜色变换单元进行变换的第二矩阵系数设定为固定值,切换用于由上述第二颜色分离单元

进行变换的上述矩阵系数。

6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述信号强度比计算单元基于上述摄像单元而按每个场或者每个帧来计算上述第一三原色信号的强度比,上述第二颜色分离单元根据由上述信号强度比计算单元算出的强度比的输出结果,来动态地切换用于按每个场或者每个帧进行颜色分离的变换的上述矩阵系数。

7. 根据权利要求 1 所述的内窥镜装置,其特征在于,

在对规定的基准被摄体进行拍摄的状态下,上述信号强度比计算单元在所指示的时刻计算上述第一三原色信号的强度比,上述第二颜色分离单元根据在上述时刻算出的强度比的输出结果,来将用于进行颜色分离的变换的上述矩阵系数作为固定值来使用。

8. 根据权利要求 2 或者 3 所述的内窥镜装置,其特征在于,

将限制对于上述第一色差信号的通频带的滤波器的通频带设定为,上述摄像单元基于规定的窄频带波长的照明光进行拍摄的情况下的通频带比上述摄像单元基于白色光的照明光进行拍摄的情况下的通频带宽。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及对设置于内窥镜的摄像单元进行信号处理来生成内窥镜图像的内窥镜装置。

背景技术

[0002] 近年来,具备摄像单元的电子内窥镜广泛应用于各种内窥镜检查等。

[0003] 存在以下两种内窥镜装置,两者的信号处理系统不同:同时式的内窥镜装置,其在使用电子内窥镜进行内窥镜检查的情况下,在白色光的照明下,使用具备滤色器的摄像元件,进行彩色摄像;以及场序方式的内窥镜装置,其使用单色摄像元件在 R、G、B 的场序列的照明光下分别进行拍摄,由此生成彩色图像。

[0004] 在日本特开 2007-300972 号公报的现有例中,公开了同时式的内窥镜装置。在该现有例的图 1 中,采用具备包括补色系滤色器的摄像单元的内窥镜,作为对该摄像单元的信号处理装置,通过 Y/C 分离电路来分离亮度信号 Y 与颜色信号 C。

[0005] 另外,在该信号处理装置中,生成使亮度信号 Y 通过低通滤波器而得到的亮度信号 Y_L 以及没有通过低通滤波器的亮度信号 Y_H。

[0006] 另外,在该信号处理装置中,具有以下结构:与普通白色光观察(WLI)和窄频带光观察(NBI)的观察模式切换连动地,通过选择器 39 将亮度信号 Y_H 和从第二矩阵电路 46 输出的 NBI 的观察模式时的亮度信号 Y_{NBI} 进行切换并输出到后级侧。

[0007] 因此,WLI 的观察模式下的亮度信号 Y_H 在与作为第二矩阵电路 46 的输出信号的亮度信号 Y 偏离的状态下在后级侧进行信号处理,因此没有充分进行颜色分离。

[0008] 另外,期望设为不通过该现有例中的选择器 39 来进行切换,而将共用的亮度信号 Y_H 输出到后级侧的结构,由此设为简单的结构。

[0009] 但是,在设为将共用的亮度信号 Y_H 输出到后级侧的结构的情况下,也与上述现有例的情况同样地,没有对亮度信号 Y_H 实施与构成摄像单元的摄像元件、照明光的光谱特性相应的颜色分离处理。

[0010] 因此,特别是在窄频带光的照明下进行拍摄的窄频带光观察(NBI)等中,导致在显示单元中作为内窥镜图像而显示的情况下的图像的对比度下降。

[0011] 更具体地进行说明,手术操作者有时为了详细观察血管图像、粘膜细微结构,设定为 NBI 的观察模式。但是,在上述结构中,亮度信号 Y_H 作为与 NBI 中的颜色信号的图像信号相独立的状态的图像信号而输出到显示单元。因此,导致血管图像、粘膜细微结构的对比度下降。

[0012] 本发明是鉴于上述点而完成的,目的在于提供一种通过提高颜色分离来能够生成对比度下降小的内窥镜图像的内窥镜装置。

发明内容

[0013] 本发明的一个方式的内窥镜装置的特征在于,具有:摄像单元,其对体腔内部进行

拍摄；第一颜色分离单元，其将由上述摄像单元拍摄得到的摄像图像分离为第一亮度信号和第一色差信号；第一颜色变换单元，其基于上述第一亮度信号和上述第一色差信号变换为第一三原色信号；第二颜色变换单元，其将来自上述第一颜色变换单元的输出信号变换为第二色差信号；第二颜色分离单元，其将上述第一亮度信号和来自上述第二颜色变换单元的输出信号变换为第二三原色信号；以及信号强度比计算单元，其计算从上述第一颜色变换单元输出的上述第一三原色信号的强度比，其中，根据上述信号强度比计算单元的输出结果来切换上述第二颜色分离单元的处理内容。

附图说明

[0014] 图 1 是表示本发明的第一实施方式的内窥镜装置的结构框图。

[0015] 图 2 是表示窄频带用滤波器的光谱特性例的特性图。

[0016] 图 3 是表示设置于固体摄像元件的颜色分离滤波器的滤波器排列结构的图。

[0017] 图 4 是表示计算信号强度比的规定区域的图。

[0018] 图 5 是用于说明第一实施方式中的主要动作的流程图。

[0019] 图 6 是表示本发明的第二实施方式的内窥镜装置的结构框图。

[0020] 图 7 是用于说明第二实施方式中的主要动作的流程图。

[0021] 图 8 是表示本发明的第三实施方式的内窥镜装置的结构框图。

[0022] 图 9 是用于说明第三实施方式中的主要动作的流程图。

[0023] 图 10 是用于说明第三实施方式的变形例中的主要动作的流程图。

具体实施方式

[0024] 下面，参照附图说明本发明的实施方式。

[0025] （第一实施方式）

[0026] 如图 1 所示，第一实施方式的内窥镜装置 1 具备：电子内窥镜（以下简称为内窥镜）2，其插入到体腔内，进行内窥镜检查；以及光源装置 3，其对该内窥镜 2 提供照明光。另外，该内窥镜装置 1 具备：作为内窥镜用影像信号处理装置的视频处理器 4，其对内置于内窥镜 2 的摄像单元进行驱动，并且对摄像单元的输出信号进行信号处理；以及监视器 5，其被输入从视频处理器 4 输出的影像信号，由此将对由摄像单元拍摄得到的摄像图像进行信号处理而得到的图像作为内窥镜图像而显示。

[0027] 内窥镜 2 具有细长的插入部 7、设置于该插入部 7 后端的操作部 8、以及从该操作部 8 延伸出的通用线缆 9，该通用线缆 9 的端部的光导件连接器 11 与光源装置 3 以拆卸自由的方式连接，信号连接器与视频处理器 4 以拆卸自由的方式连接。

[0028] 在上述插入部 7 内插入传送照明光的光导件 13，将该光导件 13 的近侧端部的光导件连接器 11 与光源装置 3 进行连接，由此来自光源装置 3 的照明光被提供给光导件 13。

[0029] 光源装置 3 在普通白色光观察（简称为 WLI）模式时，作为照明光而产生覆盖可见波长范围的白色照明光，提供给光导件 13。

[0030] 另一方面，在窄频带光观察（简称为 NBI）模式时，作为照明光而产生窄频带的照明光，提供给光导件 13。

[0031] 例如能够通过设置于内窥镜 2 的操作部 8 的内窥镜开关等的模式切换开关 14 来

进行 WLI 模式与 NBI 模式的切换指示。此外,模式切换开关 14 除了由设置于内窥镜 2 的内窥镜开关构成以外,也可以由脚踏开关构成,也可以在视频处理器 4 的前置面板上设置模式切换开关,也可以由未图示的键盘构成等。

[0032] 该模式切换开关 14 的切换信号被输入到视频处理器 4 内的控制电路 15,当被输入切换信号时,该控制电路 15 控制光源装置 3 的滤波器插入抽出机构 16,来选择性地切换普通白色光与窄频带照明光。

[0033] 另外,如后文中所述,该控制电路 15 也与从光源装置 3 提供给光导件 13 的照明光的切换控制连动地进行控制,来切换视频处理器 4 内的信号处理系统的特性。而且,通过模式切换开关 14 的切换操作,来切换信号处理系统的特性,由此进行适合于 WLI 模式和 NBI 模式各自的观察模式的信号处理。

[0034] 光源装置 3 内置产生照明光的灯 20,该灯 20 产生包括可见波长范围的照明光。该照明光的红外光被红外截止滤波器 21 截止而成为大致白色光的波长频带附近的照明光之后,入射到光圈 22。由光圈驱动电路 23 调整该光圈 22 的孔径尺寸 (aperture size),而控制该光圈 22 的通过光量。

[0035] 通过了该光圈 22 的照明光,在通过窄频带用滤波器 24 的 NBI 模式时或者在不通过窄频带用滤波器 24 的 WLI 模式时,被聚光透镜 25 聚光而入射到光导件 13 的近侧的端面、即入射端面,其中,利用由插棒式铁心等构成的滤波器插入抽出机构 16 将该窄频带用滤波器 24 插入到照明光路中和将该窄频带用滤波器 24 从照明光路中抽出。

[0036] 图 2 示出窄频带用滤波器 24 的光谱特性的一例。该窄频带用滤波器 24 表现出双峰滤波器特性,例如在绿色、蓝色的各波长范围中分别具有窄频带透过滤器特性部 Ga、Ba。

[0037] 更具体地说,窄频带透过滤器特性部 Ga、Ba 具有中心波长分别为 540nm、420nm,其半值宽度 20~40nm 的带通特性。

[0038] 因而,在将窄频带用滤波器 24 配置于照明光路中的情况下,透过了该窄频带透过滤器特性部 Ga、Ba 的两个带的窄频带照明光入射到光导件 13。

[0039] 与此相对,在将窄频带用滤波器 24 不配置于照明光路中的情况下,宽频带的白色光提供给光导件 13。

[0040] 来自光导件 13 的照明光被光导件 13 传送到前端面,经过照明透镜 27 出射到外部,对体腔内的患部等生物体组织的表面进行照明,其中,该照明透镜 27 构成在设置于插入部 7 的前端部 26 的照明窗安装的照明单元。

[0041] 在前端部 26 上与照明窗相邻地设置了观察窗,该观察窗安装有物镜 28。该物镜 28 将由来自生物体组织的反射光产生的光学图像进行成像。在该物镜 28 的成像位置处配置了电荷耦合元件 (简称为 CCD) 29 作为构成摄像单元的固体摄像元件,通过该 CCD 29 进行光电变换。

[0042] 在该 CCD 29 的摄像面上,作为以光学方式进行颜色分离的颜色分离滤波器 30 而例如如图 3 所示按各像素单位安装了补色系滤色器。

[0043] 该补色系滤色器为,在各像素前,使用品红色 (Mg)、绿色 (G)、青色 (Cy)、黄色 (Ye) 这四色的色卡,在水平方向上交替地配置 Mg 和 G,在纵方向上按照 Mg、Cy、Mg、Ye 以及 G、Ye、G、Cy 的排列顺序来分别进行配置。

[0044] 而且,在使用了该补色系滤色器的C CD 29的情况下,将在纵方向上相邻的两列像素相加并依次读出,但此时在奇数场与偶数场错开像素列读出。而且,从 CCD 29 读出的信号通过后级侧的(作为第一颜色分离单元的)Y/C分离电路 37,如公知那样生成亮度信号和色差信号。

[0045] 上述 CCD 29 与信号线的一端连接,将该信号线的另一端所连接的信号连接器与视频处理器 4 进行连接,由此与视频处理器 4 内的 CCD 驱动电路 31 和 CD S 电路 32 连接。

[0046] 此外,各内窥镜 2 具备 ID 产生部 33,该 ID 产生部 33 产生该内窥镜 2 固有的识别信息(ID),ID 产生部 33 产生的 ID 被输入到控制电路 15,控制电路 15 根据 ID 对与视频处理器 4 连接的内窥镜 2 的种类、内置于该内窥镜 2 的 CCD 29 的像素数、种类等进行识别。

[0047] 而且,控制电路 15 控制 CCD 驱动电路 31,使得正确地驱动识别出的内窥镜 2 的 CCD 29。

[0048] 对 CCD 29 施加来自 CCD 驱动电路 31 的 CCD 驱动信号,由此光电变换后的摄像信号被输入到相关双采样电路(简称为 CDS 电路)32。通过 CDS 电路 32 从摄像信号中提取出信号成分而变换为基带信号之后,输入到 A/D 变换电路 34,变换为数字信号,并且输入到亮度检波电路 35,检测出亮度(信号的平均亮度)。

[0049] 由亮度检波电路 35 检测出的亮度信号被输入到调光电路 36,生成用于根据与基准的亮度(调光的目标值)的差来进行调光的调光信号。来自该调光电路 36 的调光信号被输入到光圈驱动电路 23,光圈驱动电路 23 调整光圈 22 的孔径尺寸,使得成为基准的亮度。

[0050] 从 A/D 变换电路 34 输出的数字信号被输入到 Y/C 分离电路 37, Y/C 分离电路 37 生成亮度信号 Y 和(作为广义的颜色信号 C 的)行序的色差信号 Cr、Cb。该 Y/C 分离电路 37 形成第一颜色分离单元,因而,作为 Y/C 分离电路 37 的输出信号的亮度信号 Y 相当于第一亮度信号,色差信号 Cr、Cb 相当于第一色差信号。

[0051] 亮度信号 Y 通过 γ 电路 38 被输入到放大电路 47(将该亮度信号称为 Yh),并且输入到对信号的通频带进行限制的第一低通滤波器(简称为 LPF)41a。

[0052] 该 LPF 41a 与亮度信号 Y 对应地被设定为宽的通频带,以该 LPF 41a 的通频带特性而设定的频带的亮度信号 Y1 被输入到作为第一颜色变换单元的第一矩阵电路 42。

[0053] 另外,色差信号 Cr、Cb 经由对信号的通频带进行限制的第二 LPF 41b 而被输入到(行序)同时化电路 43。

[0054] 在该情况下,通过控制电路 15,根据观察模式,变更第二 LPF 41b 的通频带的特性。具体地说,在 WLI 模式时,第二 LPF41b 被设定为比第一 LPF 41a 低的频带。也就是说,在 WLI 模式时,设定为进行遵照标准的影像信号标准的信号处理。

[0055] 另一方面,在 NBI 模式时,第二 LPF 41b 被变更为比 WLI 模式时的低频带宽的频带。例如,第二 LPF 41b 与第一 LPF 41a 大致同样地被设定(变更)为宽频带。

[0056] 这样,第二 LPF 41b 形成处理特性变更单元,该处理特性变更单元与观察模式的切换连动地变更对色差信号 Cr、Cb 进行通频带制限的处理特性。

[0057] 使第二 LPF 41b 的信号通过的频带特性进行宽频带化,由此能够提高毛细血管的分布状态、接近表层附近的血管分布状态等的分辨率(resolution),从而得到易于诊断的画质良好的图像,其中,接近表层附近的血管分布状态是利用 G 的颜色信号得到的,该 G 的

颜色信号是以由窄频带透过滤器特性部 Ga 产生的与亮度信号相接近的 G 的照明光进行拍摄得到的。

[0058] 同时化电路 43 生成同时化的色差信号 Cr、Cb, 该色差信号 Cr、Cb 被输入到作为第一颜色变换单元的第一矩阵电路 42。

[0059] 第一矩阵电路 42 将亮度信号 Y1 和色差信号 Cr、Cb 变换为第一三原色信号 R1、G1、B1, 输出到算出信号强度比的信号强度比计算电路 44。另外, 第一三原色信号 R1、G1、B1 还被输入到进行伽玛校正的 γ 电路 45。

[0060] 由控制电路 15 控制该第一矩阵电路 42, 该第一矩阵电路 42 根据 CCD 29 的颜色分离滤波器 30 的特性、窄频带用滤波器 24 的特性 (决定变换特性) 来变更 (切换) 矩阵系数的值。也就是说, 第一矩阵电路 42 根据入射到作为摄像单元的 CCD 29 的光的光谱特性, 来对变换为第一三原色信号 R1、G1、B1 的矩阵系数的值进行变更。而且, 第一矩阵电路 42 变换为没有混色或者几乎消除了混色的三原色信号 R1、G1、B1。此外, 如上所述, 在 NBI 模式下, 不使用红色的波长频带的照明光, 因此不具有 R1 的颜色信号。

[0061] 例如, 有时由于与视频处理器 4 实际连接的内窥镜 2 不同而搭载于该内窥镜 2 的 CCD 29 的颜色分离滤波器 30 的特性不同, 控制电路 15 根据基于 ID 信息实际使用的 CCD 29 的颜色分离滤波器 30 的特性, 通过第一矩阵电路 42 对变换为第一三原色信号 R1、G1、B1 的矩阵系数进行变更。

[0062] 通过设为这种结构, 即使在实际使用的摄像单元的种类不同的情况下也能够正确地进行应对, 防止产生伪色、或者能够变换为混色少的第一三原色信号 R1、G1、B1。

[0063] 另外, 信号强度比计算电路 44 算出经过第一矩阵电路 42 输入的三原色信号 R1、G1、B1 的信号强度比 s、t、u, 将算出的信号强度比 s、t、u 的信息输出到控制电路 15。

[0064] 因此, 信号强度比计算电路 44 按场单位分别累加从第一矩阵电路 42 输出的第一三原色信号 R1、G1、B1 的各信号电平, 根据累加结果来算出三原色信号 R1、G1、B1 的各信号强度比 s、t、u。

[0065] 在该情况下, 例如如图 4 所示那样在设定于一个场的图像区域 Ro 内的规定区域 Rd 内进行累加而算出各信号强度比 s、t、u。此外, 例如也可以将信号强度比计算电路 44 设置于控制电路 15 内部。

[0066] 当将规定区域 Rd 内的三原色信号 R1、G1、B1 的累加值分别设为 iR、iG、iB 时, 各信号强度比 s、t、u 成为

$$[0067] \quad s = iR / (iR + iG + iB)$$

$$[0068] \quad t = iG / (iR + iG + iB)$$

$$[0069] \quad u = iB / (iR + iG + iB)$$

[0070] 满足 $s+t+u=1$ 这条件。因此, 也可以不算出 s、t、u 这三个, 算出 s、t、u 这三个中的两个, 根据 $s+t+u=1$ 的条件来算出其余的一个。

[0071] 另外, 在 NBI 模式时, R1 的颜色信号成为 0, 因此成为 $s=0$ 。在该情况下, 也可以算出 t、u 这两个、算出或者这两个中的一个而根据 $t+u=1$ 的条件来算出其余的一个。

[0072] 在本实施方式中, 按照各场单位来算出三原色信号 R1、G1、B1 的各信号强度比 s、t、u, 在后文中所述那样以场单位动态地对构成第二颜色分离单元的第三矩阵电路 49 的矩阵系数进行变更。

[0073] 此外,控制电路 15 内置有用于由第一矩阵电路 42、第二矩阵电路 46 以及第三矩阵电路 49 设定矩阵系数所参照的参照用表 15a。

[0074] γ 电路 45 也被控制电路 15 控制。具体地说,在 NBI 模式时,变更为与 WLI 模式时相比将 γ 校正的特性增强的 γ 特性。由此,对低信号电平侧的对比度进行增强,而成为更容易识别的显示特性。

[0075] 由该 γ 电路 45 进行 γ 校正得到的三原色信号 R2、G2、B2 被输入到构成第二颜色变换单元的第二矩阵电路 46,由该第二矩阵电路 46 如以下那样变换为色差信号 R-Y、B-Y。此外,例如 (3) 式那样表示矩阵 Mat2。

[0076] [式 1]

[0077]

$$\begin{pmatrix} R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = \text{Mat2} \cdot \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad (1)$$

[0078] 该第二矩阵电路 46 与观察模式的切换无关,例如采用固定为固定值的矩阵系数。

[0079] 由第二矩阵电路 46 输出的色差信号 R-Y、B-Y 与亮度信号 Yh 一起被输入到进行放大处理的放大电路 47。

[0080] 由该放大电路 47 进行放大处理后的亮度信号 Yh 被增强电路 48 进行轮廓增强之后,被输入到第三矩阵电路 49,由放大电路 47 进行放大处理得到的色差信号 R-Y、B-Y 没有通过增强电路 48 而被输入到第三矩阵电路 49。

[0081] 由作为第二颜色分离单元的第三矩阵电路 49,将亮度信号 Yh 和色差信号 R-Y、B-Y 变换为三原色信号 R、G、B。该三原色信号 R、G、B 被未图示的 D/A 变换电路变换为模拟的影像信号而从影像信号输出端输出到监视器 5。

[0082] 根据由第一矩阵电路 42 生成的第一三原色信号 R1、G1、B1 的各信号强度比 s、t、u,来由控制电路 15 动态地切换第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3(的矩阵系数)。

[0083] 具体地说,当将第二矩阵电路 46 的两行三列的矩阵设为 Mat2 并使用上述第一三原色信号 R1、G1、B1 的各信号强度比 s、t、u 时,矩阵 Mat3 被动态地切换使得成为以下式。

[0084] [式 2]

[0085]

$$\text{Mat3} = \begin{pmatrix} s & t & u \\ \text{Mat2} \end{pmatrix}^{-1} \quad (2)$$

[0086] 在此,矩阵 Mat2 例如被设定为以下式。

[0087] [式 3]

[0088]

$$\text{Mat2} = \begin{pmatrix} 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (3)$$

[0089] 在此, $()^{-1}$ 是指逆矩阵。

[0090] 另外, 在本实施方式中设置颜色变换设定部 50, 该颜色变换设定部 50 进行如下设定: 在 NBI 模式时在监视器 5 中将内窥镜图像进行彩色显示的情况下为了比以实际颜色信号进行显示的情况提高可视性, 而进行颜色变换来显示。

[0091] 在进行颜色变换的情况下, 手术操作者进行打开该颜色变换设定部 50 中的未图示的颜色变换开关的操作, 其操作信号被输出到控制电路 15。

[0092] 在指示由该颜色变换设定部 50 进行颜色变换的情况下, 控制电路 15 例如参照预先保存到表 15a 内的用于进行标准的颜色变换的矩阵要素 (也称为矩阵系数) $k1$ 、 $k2$ 、 $k3$, 取代使用式 (2) 的矩阵 $Mat3$, 而使用以下式 (4) 的矩阵 $Mat3$ 。

[0093] [式 4]

[0094]

$$Mat3 = M_{Trans} \cdot \begin{pmatrix} s & t & u \\ Mat2 \end{pmatrix}^{-1}$$

[0095]

$$= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} s & t & u \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix}^{-1} \quad (4)$$

[0096] 根据上述表达式可知, 将式 (2) 中的矩阵 $Mat3$ 乘以包括颜色变换用的矩阵要素 $k1$ 、 $k2$ 、 $k3$ 的颜色变换矩阵 M_{Trans} 而得到式 (4) 中的矩阵 $Mat3$ 的矩阵。其中, 在 NBI 模式时, 式 (3) 中的信号强度比 s 为零 (即 $s=0$)。

[0097] 此外也可以是, 手术操作者能够操作颜色变换设定部 50, 来对进行颜色变换的情况下的颜色变换用的矩阵要素 $k1$ 、 $k2$ 、 $k3$ 的值进行可变设定。

[0098] 另外, 关于增强电路 48 的轮廓增强也可以是, 经由控制电路 15 根据 CCD 29 和颜色分离滤波器 30 等的种类对其增强特性 (将增强频带设为中低频带还是中高频带) 等进行变更。

[0099] 特别是, 在 NBI 模式时, 当对亮度信号 Yh 进行增强处理时, 进行对生物体表层附近的毛细血管等结构进行增强的处理, 由此能够清楚地显示所关注的图像成分。

[0100] 在这种本实施方式中, 与观察模式的切换连动地, 按每个场来算出规定区域 Rd 内的作为第一矩阵电路 42 的输出信号的第一三原色信号 $R1$ 、 $G1$ 、 $B1$ 的各信号强度比 s 、 t 、 u 。

[0101] 而且, 使用所算出的各信号强度比 s 、 t 、 u , 由第三矩阵电路 49 根据亮度信号 Yh 和色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 的颜色分离处理, 来生成在监视器 5 中显示内窥镜图像的情况下的作为其图像信号的三原色信号 R 、 G 、 B 。也就是说, 在本实施方式中, 通过使用了第三矩阵电路 49 的矩阵 $Mat3$ 的矩阵运算, 对由 Y/C 分离电路 37 生成的亮度信号 Yh 实施反映了第一三原色信号 $R1$ 、 $G1$ 、 $B1$ 的各信号强度比的颜色分离处理。

[0102] 具有这种结构的内窥镜装置 1 具有: 作为摄像单元的 CCD29, 其对体腔内进行拍摄; 作为第一颜色分离单元的 Y/C 分离电路 37, 其对由上述摄像单元拍摄得到的摄像图像分离出第一亮度信号和第一色差信号; 以及作为第一颜色变换单元的第一矩阵电路 42, 其

根据上述第一亮度信号和上述第一色差信号来变换为第一三原色信号。

[0103] 另外,内窥镜装置 1 的特征在于,具备:作为第二颜色变换单元的第二矩阵电路 46,其将来自上述第一颜色变换单元的输出信号变换为第二色差信号;作为第二颜色分离单元的第三矩阵电路 49,其将来自上述第一亮度信号和上述第二颜色变换单元的输出信号变换为第二三原色信号;以及作为信号强度比计算单元的信号强度比计算电路 44,其计算从上述第一颜色变换单元输出的上述第一三原色信号的强度比,其中,根据上述信号强度比计算单元的输出结果来切换上述第二颜色分离单元的处理内容。

[0104] 下面,参照图 5 说明本实施方式的主要动作。

[0105] 如图 1 所示,手术操作者将内窥镜 2 与光源装置 3 和视频处理器 4 进行连接,接通电源,由此视频处理器 4 的控制电路 15 开始初始设定的处理,如步骤 S1 所示,作为光源装置 3 和视频处理器 4 的动作模式,例如设为 WLI 模式的设定状态。

[0106] 在该状态下,光源装置 3 被设定为如图 1 的实线所示那样的窄频带用滤波器 24 从照明光路抽出的状态,成为基于白色照明光而通过内窥镜 2 进行拍摄的状态。另外,视频处理器 4 侧的各部也处于在 WLI 模式的状态下进行信号处理的设定状态。

[0107] 如步骤 S2 所示,处理器 4 内的信号强度比计算电路 44 按每个场来算出信号强度比 s 、 t 。

[0108] 如步骤 S3 所示,控制电路 15 根据信号强度比 s 、 t 并参照表 15a 来设定第三矩阵电路 49 的矩阵 $Mat3$ 。在该情况下,根据 $s+t+u=1$ 的条件来算出信号强度比 u 。如步骤 S4 所示,第三矩阵电路 49 使用矩阵 $Mat3$ 进行矩阵运算。通过该矩阵运算,如步骤 S5 所示那样在根据信号强度比 s 、 t 、 u 对亮度信号 Y_h 进行颜色分离处理的状态下,第三矩阵电路 49 生成三原色信号 R 、 G 、 B 。

[0109] 而且,如步骤 S6 所示,在监视器 5 显示与三原色信号 R 、 G 、 B 对应的内窥镜图像。手术操作者一边观察该内窥镜图像一边对体腔内的患部等、检查对象组织进行内窥镜检查。

[0110] 在手术操作者想要更详细地观察检查对象组织表面的血管分布状态等的情况下,手术操作者操作模式切换开关 14。

[0111] 如步骤 S7 所示,控制电路 15 监视是否操作了模式切换开关 14,在没有操作模式切换开关 14 的情况下,返回到步骤 S2 而维持 WLI 模式状态,在操作了模式切换开关 14 的情况下,进入到下一个步骤 S8。

[0112] 在步骤 S8 中,控制电路 15 将光源装置 3 和视频处理器 4 的动作模式变更为 NBI 模式的设定状态。

[0113] 具体地说,控制电路 15 对光源装置 3 进行控制,使得如图 1 的双点划线所示那样将窄频带用滤波器 24 配置于照明光路中。将表现出图 2 所示透过特性的窄频带用滤波器 24 配置于照明光路中,由此以通过窄频带透过滤波器特性部 G_a 、 B_a 得到的窄频带照明光来进行照明。

[0114] 另外,控制电路 15 变更视频处理器 4 中的各部的设定,具体地说,控制电路 15 将 LPF 41b 的频带特性进行宽频带化。

[0115] 另外,将 LPF 41b 的信号通过的频带特性进行宽频带化,如上所述提高对于毛细血管的分布状态、接近表层附近的血管分布状态等的分辨率(resolution),其中,接近表层附近的血管分布状态是利用 G 的颜色信号得到的,该 G 的颜色信号是以由窄频带透过滤波

器特性部 Ga 产生的与亮度信号相接近的 G 的照明光进行拍摄得到的。

[0116] 在以下步骤 S9 中,信号强度比计算电路 44 按每个场来算出信号强度比 t 。

[0117] 如以下步骤 S10 所示,控制电路 15 根据信号强度比 t 参照表来设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3。在该情况下,根据 $t+u=1$ 的条件来算出信号强度比 u 。

[0118] 如步骤 S11 所示,第三矩阵电路 49 使用矩阵 Mat3 进行矩阵运算。通过该矩阵运算,如步骤 S12 所示那样,根据信号强度比 t 、 u 在对亮度信号 Y_h 进行颜色分离处理的状态下,第三矩阵电路 49 生成三原色信号 G、B 或者 R、G、B。

[0119] 此外,在颜色变换设定部 50 为关闭 (OFF) 的情况下,第三矩阵电路 49 生成三原色信号 G、B,在颜色变换设定部 50 为打开 (ON) 的情况下,第三矩阵电路 49 生成三原色信号 R、G、B。

[0120] 而且,如步骤 S13 所示,在监视器 5 中显示与三原色信号 G、B 或者 R、G、B 对应的内窥镜图像。

[0121] 手术操作者一边观察该内窥镜图像一边设定为可更详细且容易地对体腔内的检查对象组织表面附近的毛细血管分布状态进行观察的状态,来进行内窥镜检查。

[0122] 在以下步骤 S14 中,控制电路 15 监视是否操作了模式切换开关 14,在没有操作模式切换开关 14 的情况下,返回到步骤 S9 的处理,维持 NBI 模式的状态,在操作了模式切换开关 14 的情况下,返回到步骤 S1。

[0123] 根据这样进行动作的本实施方式,在 WLI 模式下,保持现有的同时式的彩色摄像功能,并且在 NBI 模式下变更对视频处理器 4 内各部系数等的设定进行变更等的处理特性,由此能够充分确保 NBI 模式下的观察功能。

[0124] 也就是说,得到分辨率良好的内窥镜图像,并且能够将在窄频带照明光下拍摄得到的毛细血管分布状态以更清楚地容易识别的状态来进行显示。

[0125] 另外,在本实施方式中,还对亮度信号 Y_h 进行与根据被摄体而变化的第一三原色信号 R1、G1、B1 的各信号强度比 s 、 t 、 u 相应的颜色分离处理,因此在 NBI 模式下颜色分离功能提高,还能够防止 NBI 模式下的对比度降低。

[0126] 另外,根据本实施方式,通过切换信号处理系统中的一部分处理特性,能够简单地应对 WLI 模式和 NBI 模式两者,因此形成内窥镜检查时非常便利且有用的装置。

[0127] 另外,在光源装置 3 中,除了普通白色光的照明单元以外,还设置将窄频带用滤波器 24 插入到光路中和从光路中抽出的单元,由此能够简单地形成窄频带光的光源装置。

[0128] 此外,在上述第一实施方式的说明中,在 WLI 模式时和 NBI 模式时,均根据信号强度比计算电路 44 的信号强度比的计算结果对第三矩阵电路 49 的矩阵系数进行了变更。

[0129] 作为第一实施方式的变形例,也可以仅在 NBI 模式时,根据信号强度比计算电路 44 的信号强度比的计算结果来对第三矩阵电路 49 的矩阵系数进行变更 (切换),在 WLI 模式时在信号强度比计算电路 44 的信号强度比的计算结果不同的情况下,第三矩阵电路 49 的矩阵系数设定为规定的固定值而以该固定值来使用。

[0130] 在这种情况下,在 NBI 模式时成为与第一实施方式相同的作用效果。另一方面,在 WLI 模式时,即使固定了第三矩阵电路 49 的矩阵系数,在 NBI 模式时也可以减少由于对亮度信号 Y_h 进行颜色分离处理而引起的对比度降低的影响。

[0131] 此外,如上所述在 WLI 模式时在将第三矩阵电路 49 的矩阵系数设定为规定的固定

值的情况下,也可以设定为与信号强度比计算电路 44 在规定条件下(例如在初始设定的情况下、进行了后述的白平衡指示的时刻等的情况下)的信号强度比的计算结果相对应的固定值。

[0132] (第二实施方式)

[0133] 接着,说明本发明的第二实施方式。图 6 示出本发明的第二实施方式的内窥镜装置 1B 的结构。关于该内窥镜装置 1B,在图 1 的内窥镜装置 1 中,例如在内窥镜 2 上设置进行获取白平衡(简称为 WB)的指示操作的 WB 开关 14b。此外,也可以将 WB 开关 14b 设置于视频处理器 4。另外,也可以设置于内窥镜 2 和视频处理器 4。

[0134] 此外,在 WLI 模式时设定为如下状态:利用内窥镜 2 拍摄预先准备的白色被摄体等规定的基准被摄体的状态,由手术操作者等操作该 WB 开关 14b。

[0135] 另外,在 NBI 模式时设定为如下状态:在窄频带的照明光下对 NBI 模式时预先准备的规定的基准被摄体进行照明和拍摄的状态,操作该 WB 开关 14b。

[0136] 在该情况下,在 WLI 模式时和 NBI 模式时,可共用基准被摄体,也可用不同的基准被摄体。在以下说明中,为了使简化说明,以共用基准被摄体的例子来进行说明。

[0137] 当手术操作者等操作者操作该 WB 开关 14b 时,WB 开关 14b 将获取 WB 的指示信号发送到控制电路 15。控制电路 15 在输入了该指示信号的时刻获取由信号强度比计算电路 44 对第一三原色信号 R1、G1、B1 算出的信号强度比 s、t、u 的信息。

[0138] 此外,与上述实施方式同样地,在 WLI 模式时使用信号强度比 s、t、u(当包括 $s+t+u=1$ 的条件时为两个)信息,而在 NBI 模式时使用信号强度比 t、u(当包括 $t+u=1$ 的条件时为一个)信息。

[0139] 而且,控制电路 15 进行控制,以使用在该时刻获取到的信号强度比 s、t、u(或者 t、u)的信息将第三矩阵电路 49 的矩阵系数的值设定为规定的固定值,以后只要不操作 WB 开关 14b,则不变更该矩阵系数的值来使用。

[0140] 因而,在本实施方式中,信号强度比计算电路 44 具有以下功能:在对第三矩阵电路 49 反映了在拍摄基准被摄体的条件下获取到的信号强度比的信息的状态下,生成(对亮度信号 Yh 实施了颜色分离的)三原色信号。

[0141] 另外,在本实施方式中,例如控制电路 15 具有存储器 15b,该存储器 15b 存储有在 WLI 模式时操作 WB 开关 14b 的情况下的信号强度比 s、t、u 的信息以及在 NBI 模式时操作 WB 开关 14b 的情况下的信号强度比 t、u 的信息。其它结构与第一实施方式相同。

[0142] 图 7 示出用于说明本实施方式的主要动作的流程图。

[0143] 手术操作者首先进行初始设定。因此,在步骤 S21 中,准备规定的基准被摄体。在以下步骤 S22 中设定为,由内窥镜 2 对该规定的基准被摄体进行拍摄的状态,设定为 WLI 模式,操作 WB 开关 14b。

[0144] 于是,如步骤 S23 所示,信号强度比计算电路 44 在操作 WB 开关 14b 时的场或者帧算出信号强度比 s、t,输出到控制电路 15。控制电路 15 将信号强度比 s、t 的值存储到存储器 15b。控制电路 15 将表示存储了信号强度比 s、t 的值的显示在监视器 5 中。

[0145] 在以下步骤 S24 中,手术操作者操作模式切换开关 14,切换为 NBI 模式。在切换为 NBI 模式之后,在以下步骤 S25 中,手术操作者操作 WB 开关 14b。

[0146] 于是,如步骤 S26 所示,信号强度比计算电路 44 在操作 WB 开关 14b 时的场或者帧

算出信号强度比 t , 输出到控制电路 15。控制电路 15 将信号强度比 t 的值存储到存储器 15b。控制电路 15 将表示存储了信号强度比 t 的值的显示在监视器 5 中。这样结束初始设定。

[0147] 接着, 开始内窥镜检查。因此, 手术操作者例如操作模式切换开关 14 而设定为 WLI 模式。光源装置 3 和视频处理器 4 成为 WLI 模式的设定状态。

[0148] 另外, 如步骤 S28 所示, 控制电路 15 参照来自存储器 15b 的 WLI 模式的信号强度比 s 、 t 的值以及表 15a, 设定矩阵 $Mat3$ 。如步骤 S29 所示, 第三矩阵电路 49 使用矩阵 $Mat3$ 进行矩阵运算。而且, 在监视器 5 中显示内窥镜图像。

[0149] 在步骤 S30 中控制电路 15 监视是否操作了模式切换开关 14。如果没有操作模式切换开关 14, 则返回到步骤 S29, 使用相同的矩阵 $Mat3$ 进行矩阵运算, 在监视器 5 中显示内窥镜图像。

[0150] 手术操作者在想要更详细地观察检查对象组织表面的血管分布状态等的情况下操作模式切换开关 14。于是, 如步骤 S 31 所示, 光源装置 3 和视频处理器 4 成为 NBI 模式的设定状态。此外, LPF 41b 被切换为宽频带的特性。

[0151] 另外, 如步骤 S32 所示, 控制电路 15 参照来自存储器 15b 的 NBI 模式的信号强度比 t 的信息以及表 15a 来设定矩阵 $Mat3$ 。如步骤 S32 所示, 第三矩阵电路 49 使用矩阵 $Mat3$ 进行矩阵运算。而且, 在监视器 5 中显示内窥镜图像。

[0152] 另外, 如步骤 S33 所示, 控制电路 15 监视是否进行了模式切换的操作。如果没有进行模式切换的操作, 则返回到步骤 S32, 使用相同的矩阵 $Mat3$ 进行矩阵运算。而且, 在监视器 5 中显示内窥镜图像。另一方面, 当进行模式切换的操作时, 返回到步骤 S27 而设定为 WLI 模式, 反复进行上述处理。

[0153] 根据本实施方式, 显示与实施了颜色分离处理的情况相对应的内窥镜图像, 该颜色分离处理反映了操作 WB 开关 14b 而拍摄规定的基准被摄体的状态下的信号强度比。

[0154] 这样在本实施方式中, 进行与拍摄规定的基准被摄体的状态相对应的颜色分离处理, 因此适合于针对相同病变部等来比较随时间的治愈状态的情况。

[0155] 另外, 在本实施方式中, 根据检查对象组织来对 NBI 模式时的规定的基准被摄体进行选择设定, 由此还能够以高的对比度显示检查对象组织的毛细血管等。

[0156] 另外, 与第一实施方式的情况同样地, 在本实施方式中也在基准被摄体的情况下对亮度信号 Y_h 实施颜色分离处理, 生成作为内窥镜图像使用于显示的三原色信号, 因此能够防止在监视器 5 中显示的内窥镜图像的对比度降低。

[0157] 此外, 也能够选择第一实施方式和第二实施方式的动作模式。例如, 也可以对 WLI 模式时选择在第二实施方式的动作模式下进行动作, 对 NBI 模式时选择在第一实施方式的动作模式下进行动作。另外, 也能够选择在与之相反的动作模式下进行动作。

[0158] (第三实施方式)

[0159] 接着说明本发明的第三实施方式。图 8 示出本发明的第三实施方式的内窥镜装置 1C 的结构。本实施方式的内窥镜装置 1C 不具有图 1 示出的内窥镜装置 1 中的信号强度比计算电路 44。

[0160] 另外, 本实施方式的内窥镜装置 1C 具有构成为: 与搭载于内窥镜 2 的 CCD 29 的颜色分离滤波器 30 的光谱灵敏度特性等的种类、经过光源装置 3 或者内窥镜 2 的光导件 13

从照明透镜 27 出射的白色光或者窄频带光即观察模式相应地,切换第一矩阵电路 42 和第三矩阵电路 49 的矩阵系数。

[0161] 因此,视频处理器 4 中的例如控制电路 15 基于由来自内窥镜 2 的 ID 产生部 33 的 ID 得到的 CCD 29 的种类判定结果与观察模式的组合,例如参照设置于控制电路 15 的表 15c,设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3。

[0162] 在该表 15c 中保存以下数据:设定与 CCD 29 的颜色分离滤波器 30 的光谱灵敏度特性与观察模式的组合相应的矩阵 Mat3(的矩阵系数)的数据。此外,第二矩阵电路 46 的矩阵是固定值。

[0163] 更具体地说,根据亮度信号中的 R、G、B(或者 G、B)的各波长频带的、从照明系统至摄像系统的作为各种光谱特性的积即光谱积的积分值的比,来计算(设定)上述矩阵 Mat3 的矩阵系数。

[0164] 通过这样进行设定,在搭载于作为内窥镜装置而使用的内窥镜 2 的 CCD 29 的光谱灵敏度特性、光源装置 3 的照明光的光谱特性、照明光传送单元的光谱特性不同的情况下,也根据这些特性来对亮度信号 Yh 实施适当的颜色分离,该照明光传送单元是传送来自光源装置 3 的照明光并使照明光从其前端部出射到体腔内的检查对象组织的光导件 13。其它结构与第一实施方式相同。

[0165] 图 9 示出本实施方式的概要动作。在最初的步骤 S41 中,控制电路 15 根据内窥镜 2 的 ID 产生部 33 的 ID 来判断 CCD 29 的种类。

[0166] 另外,在步骤 S42 中,控制电路 15 掌握根据模式切换开关 14 的开关操作而设定(选择)的观察模式。

[0167] 在步骤 S43 中,控制电路 15 根据 CCD 29 的种类和观察模式参照表 15c,设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3。

[0168] 在步骤 S44 中,第三矩阵电路 49 使用矩阵 Mat3 进行矩阵运算,生成在监视器 5 中显示的内窥镜图像的图像信号。然后,如步骤 S45 所示,该内窥镜图像显示在监视器 5 中。

[0169] 根据本实施方式,根据从照明系统至摄像系统的各种光谱特性的光谱积的积分比,来设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3 而进行矩阵运算。

[0170] 因而,在作为内窥镜装置而使用的内窥镜 2 中搭载的 CCD29、光源装置 3、光导件 13 等的光谱特性不同的情况下,也对亮度信号 Yh 实施与这些光谱特性相应的颜色分离。因而,颜色分离的功能提高,能够防止对比度的降低。

[0171] 此外,在上述说明中,说明了判断(检测)CCD 29 的种类并且参照观察模式根据表 15c 设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3 的矩阵系数的情况。作为本实施方式的变形例,也可以在各内窥镜 2 中保持按搭载于该内窥镜 2 的每个 CCD 29 和每个观察模式来决定的矩阵 Mat3 的信息。

[0172] 而且,在该情况下,控制电路 15 根据该信息参照表 15c 来决定对应的矩阵 Mat3 的矩阵系数。而且,第三矩阵电路 49 使用该矩阵 Mat3 进行矩阵运算。

[0173] 此外,作为决定矩阵 Mat3 的信息的具体例。例如说明了在构成 ID 产生部 33 产生的 ID 的多个位部分中包括该信息的情况。也就是说, ID 中的规定的多个位包括决定矩阵 Mat3 的矩阵系数的信息。

[0174] 图 10 示出该变形例的情况下的概要动作。

[0175] 在最初的步骤 S51 中,控制电路 15 掌握根据模式切换开关 14 的开关操作来设定(选择)的观察模式。

[0176] 在以下步骤 S52 中,内窥镜 2 的 ID 产生部 33 对视频处理器 4 的控制电路 15 输出包括决定矩阵 Mat3 的信息的 ID。

[0177] 另外,在步骤 S53 中,控制电路 15 从该 ID 中提取出决定每个观察模式的矩阵 Mat3 的矩阵系数的多个位的数据。

[0178] 然后,在步骤 S54 中,控制电路 15 根据与当前的观察模式对应的多个位的数据参照表 15c 来设定第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3。

[0179] 在以下步骤 S55 中,第三矩阵电路 49 使用矩阵 Mat3 进行矩阵运算,生成在监视器 5 中显示的内窥镜图像的图像信号。然后,如步骤 S56 所示,该内窥镜图像显示在监视器 5 中。

[0180] 本变形例具有与上述第三实施方式大致相同的作用效果。

[0181] 此外,将上述实施方式等部分地组合而构成的实施方式也属于本发明。另外,在上述第一至第三实施方式中,说明了 WLI 模式与 NBI 模式的观察模式的情况,但是还可以应用于使用激励光进行荧光观察的荧光模式的观察模式。

[0182] 例如,在切换为荧光模式的情况下,根据入射到内窥镜的摄像单元的荧光的光谱特性和摄像单元中的颜色分离滤波器的特性,来切换相当于第一矩阵电路的矩阵系数,并且还根据相当于第一矩阵电路的电路输出信号的信号强度比来切换相当于第三矩阵电路的矩阵电路的矩阵系数,对亮度信号 Yh 实施颜色分离处理。

[0183] 本发明并不限于上述实施例,在不改变本发明的主旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0184] 本申请主张 2010 年 6 月 24 日在日本申请的日本特愿 2010-144083 号的优先权,以此为基础进行申请,上述公开内容被引用于本申请的说明书、权利要求。

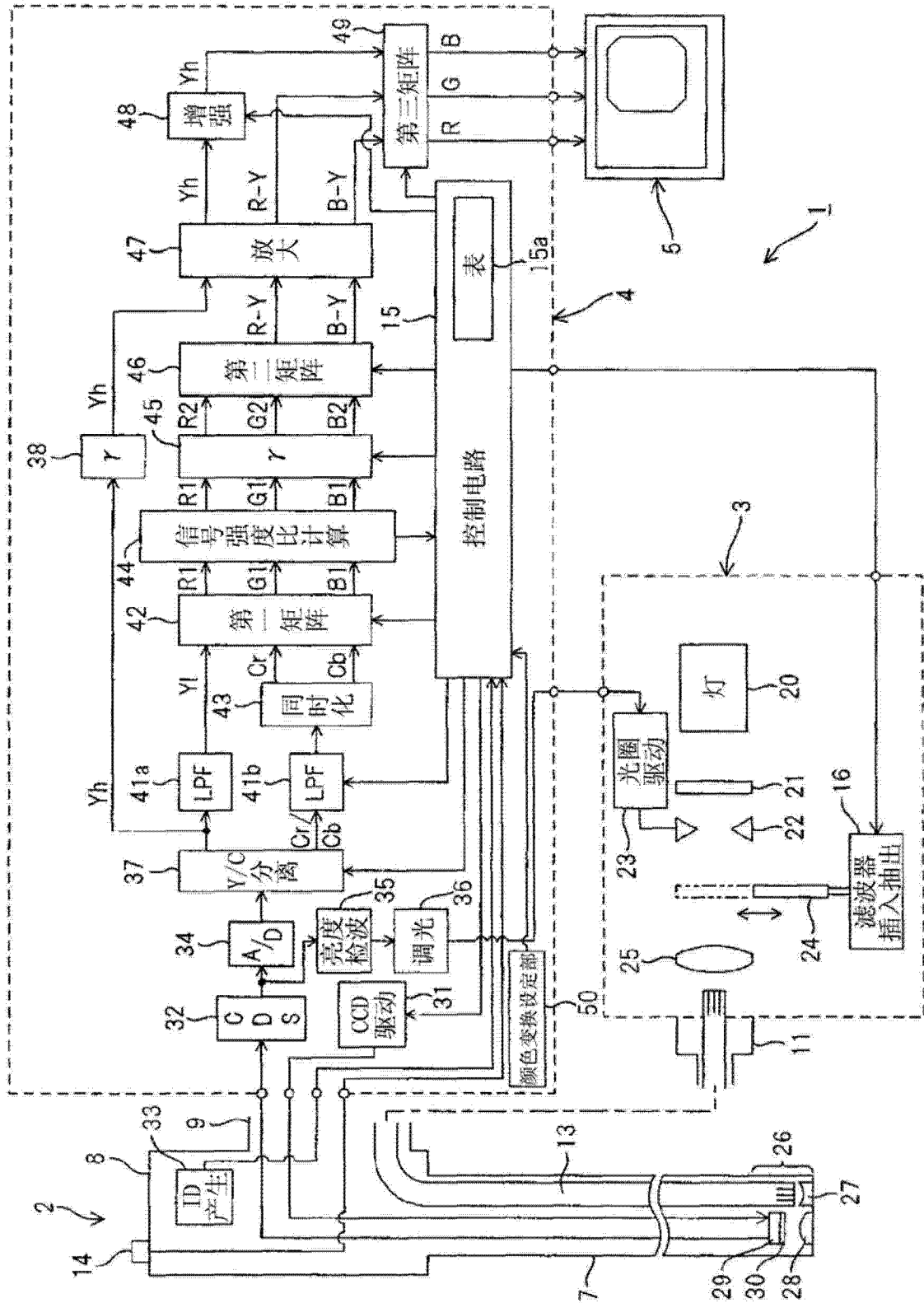


图 1

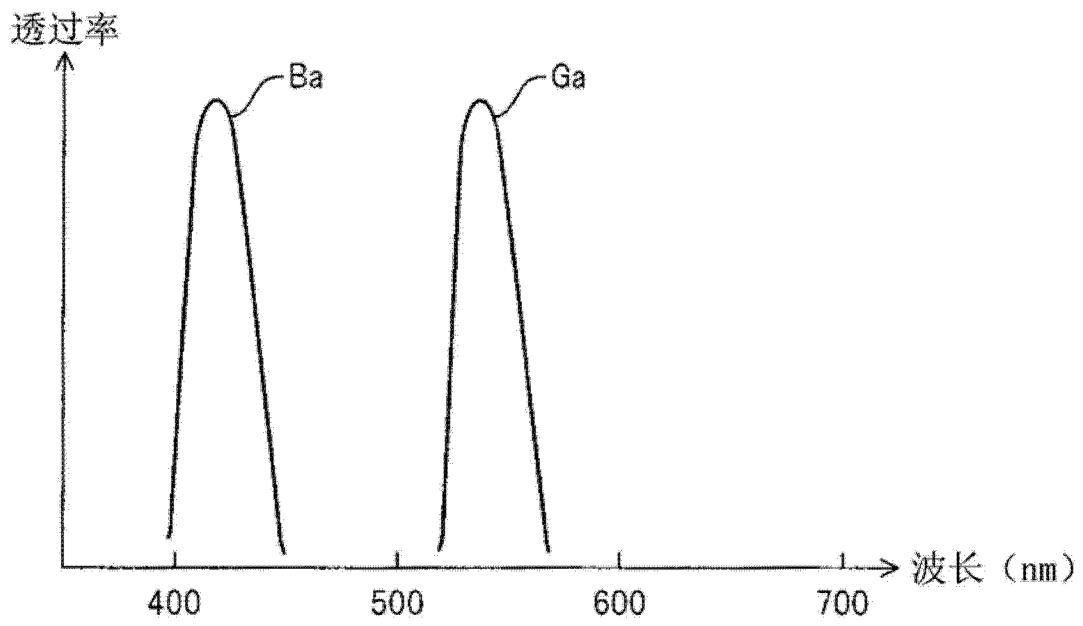


图 2

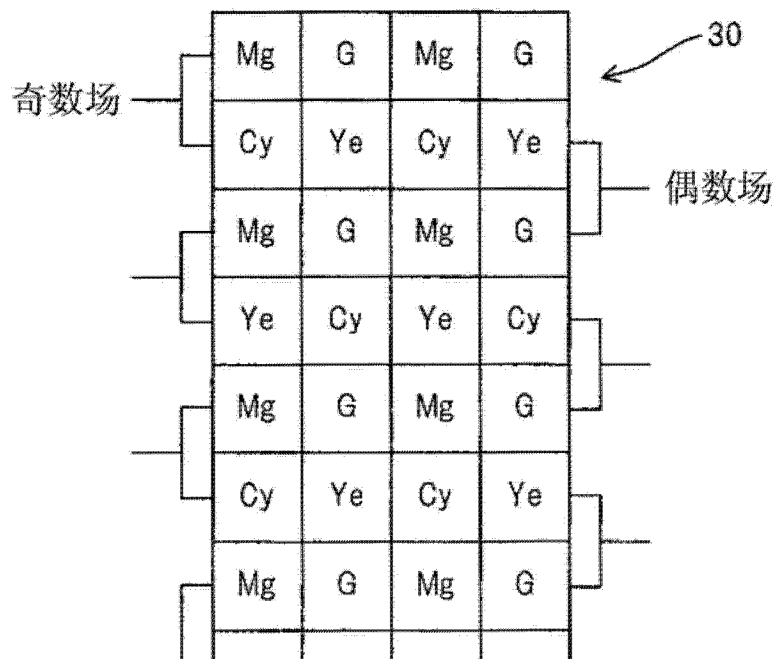


图 3

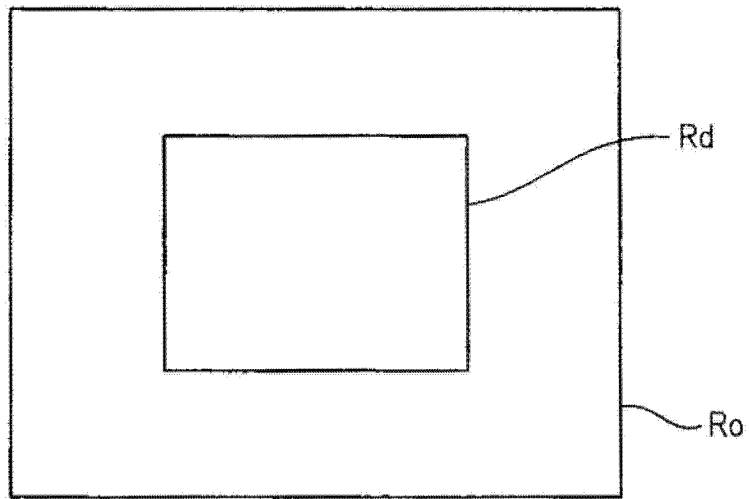


图 4

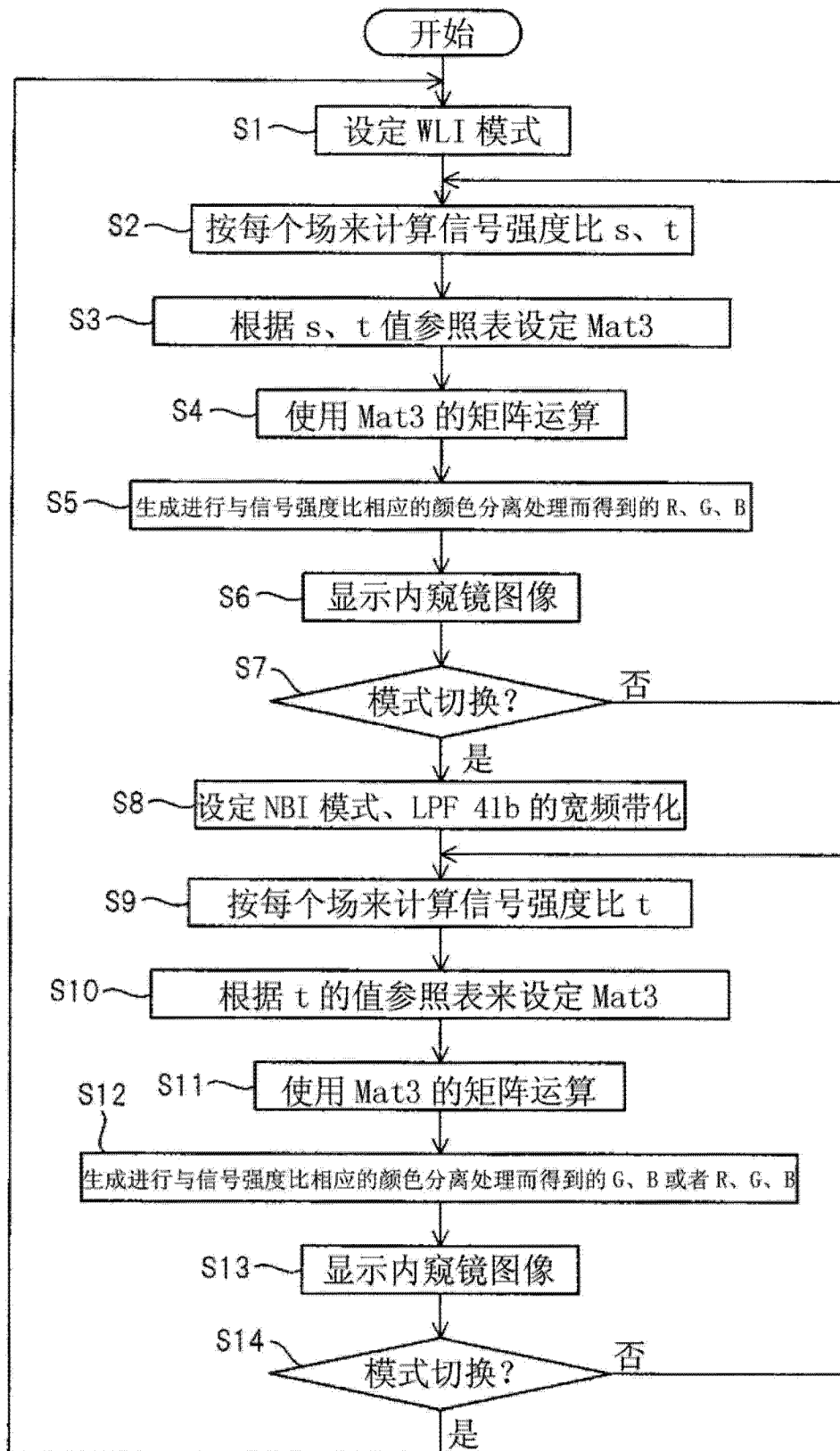


图 5

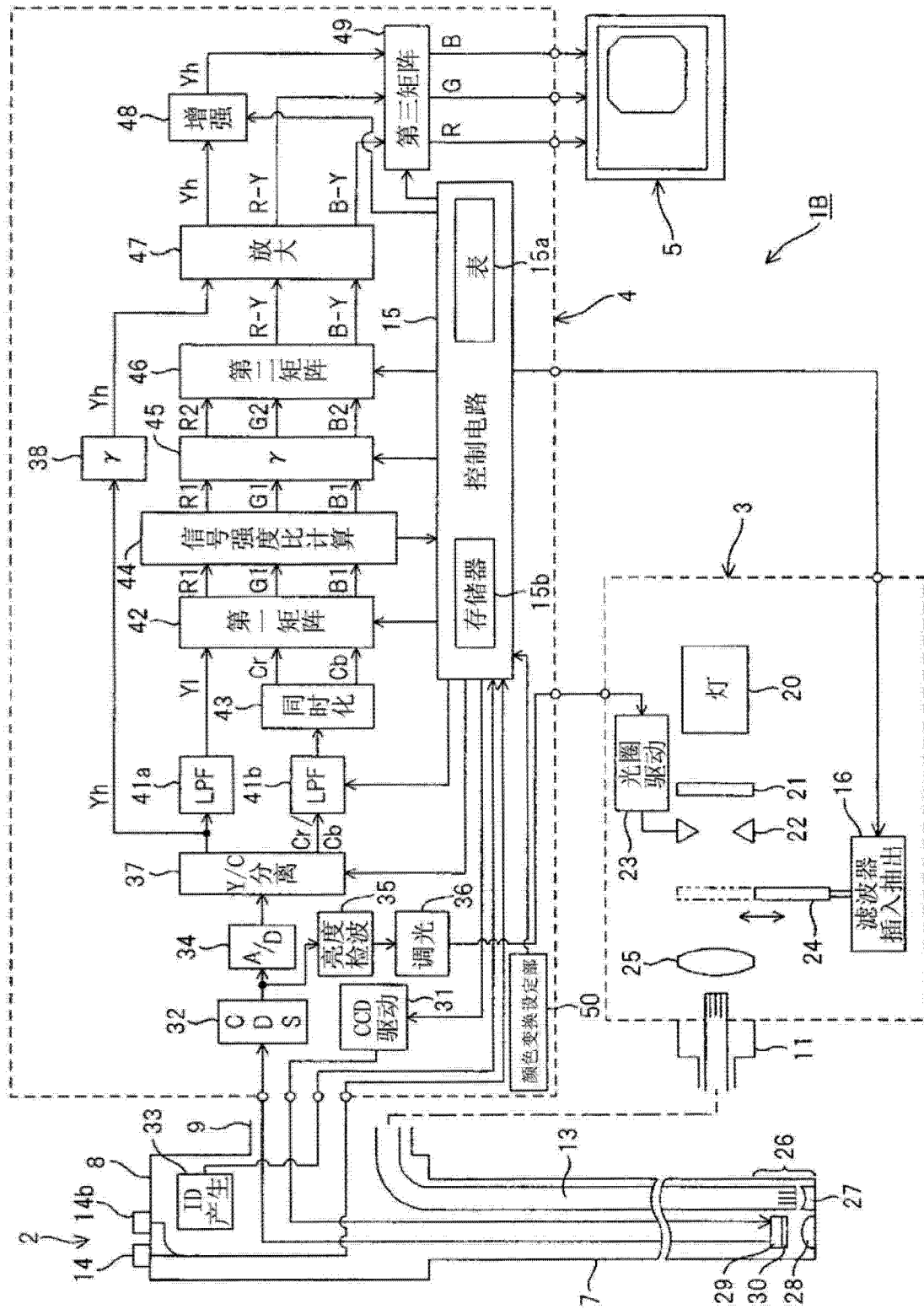


图 6

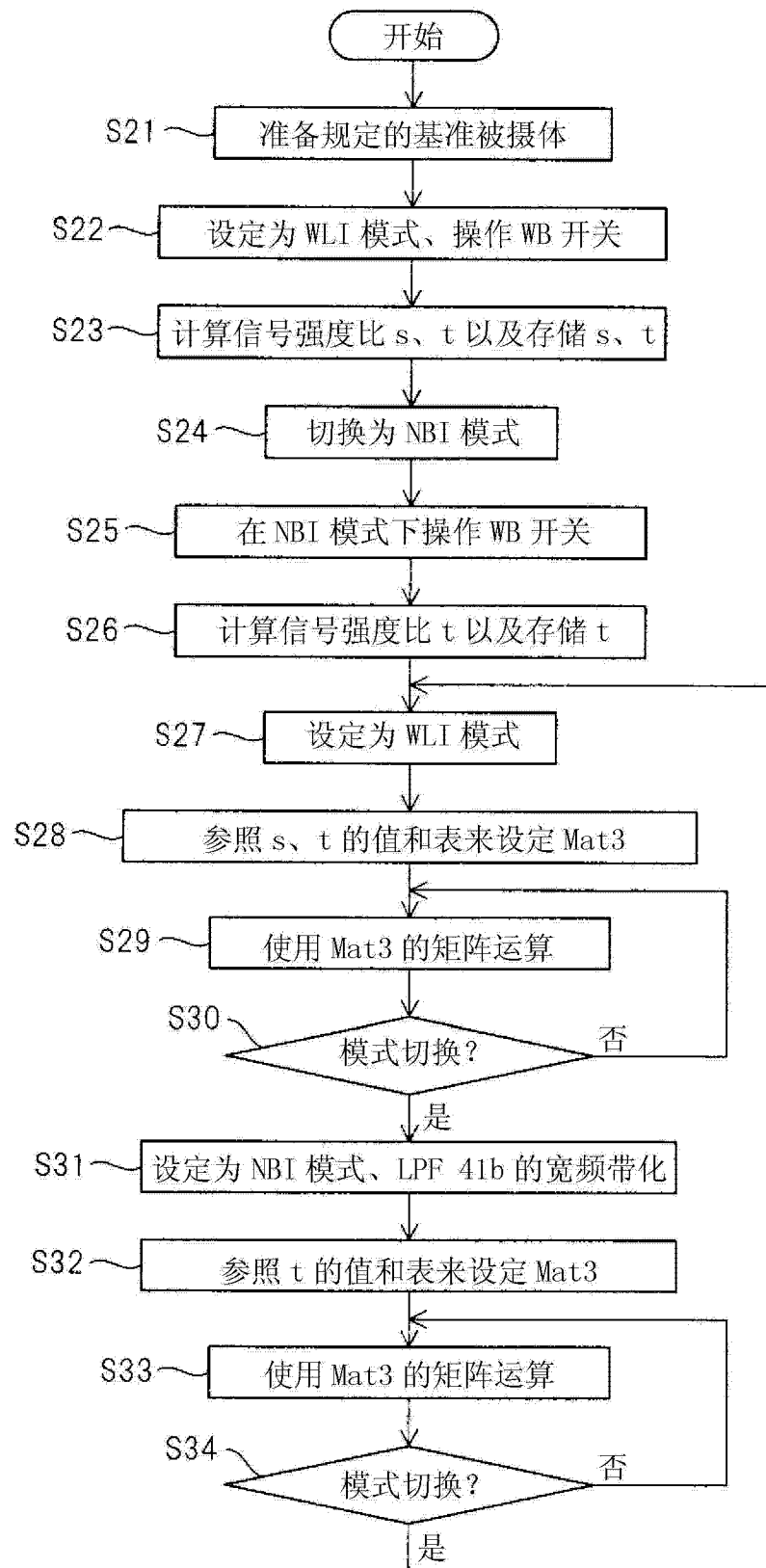


图 7

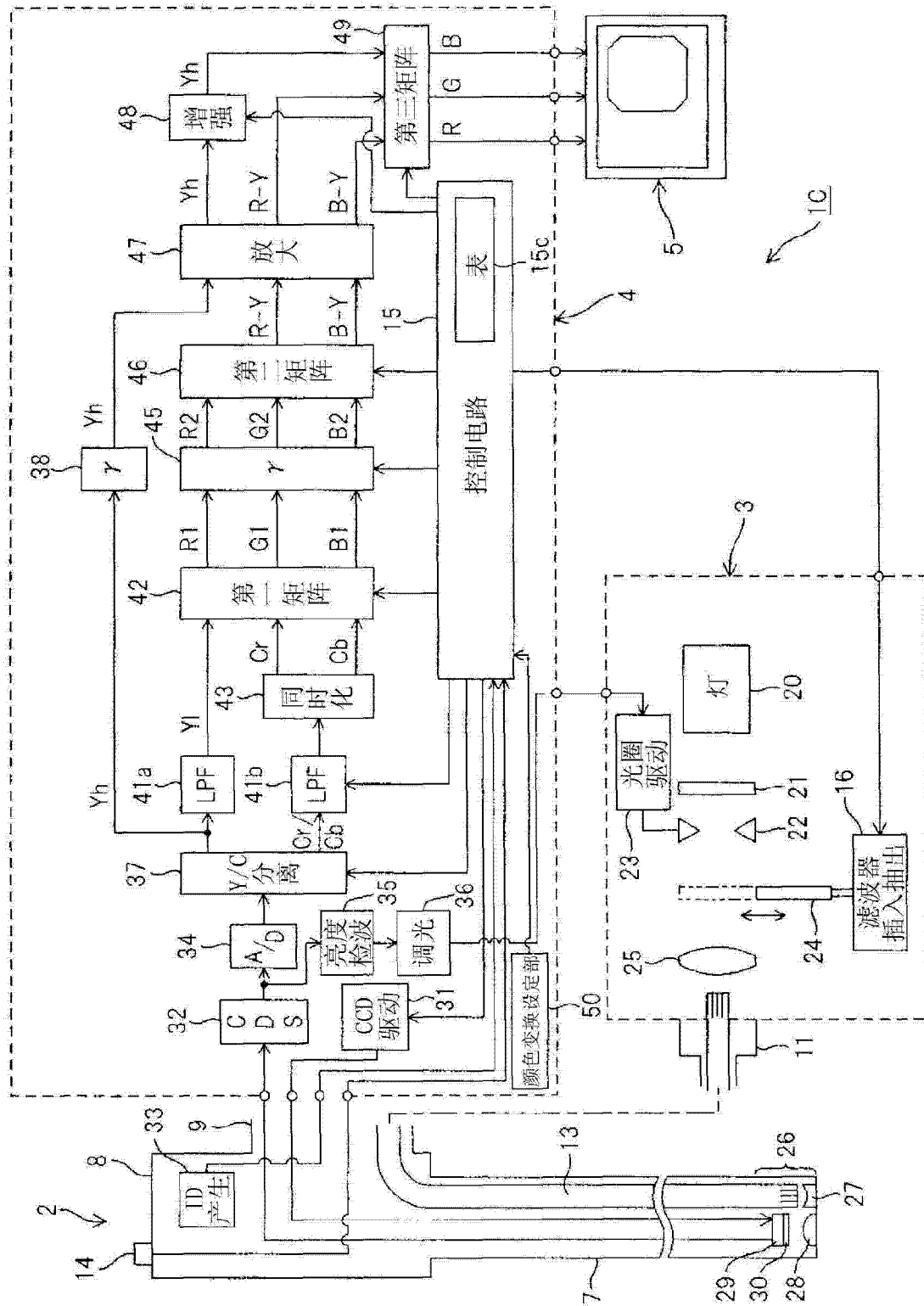


图 8

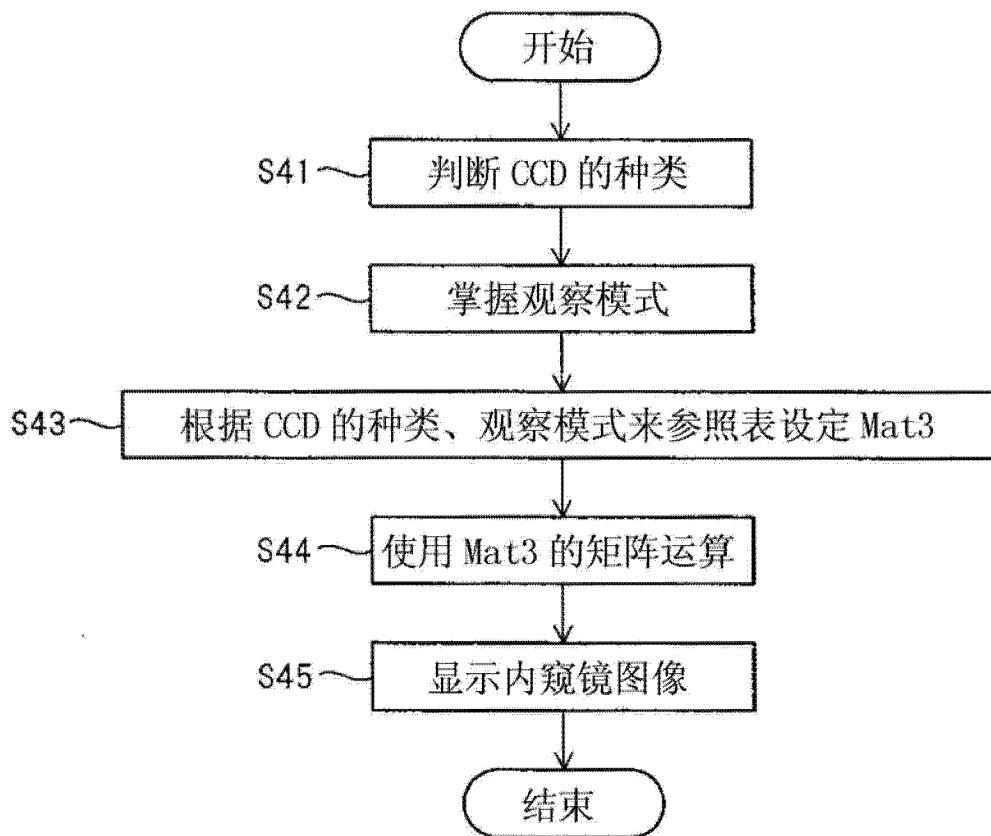


图 9

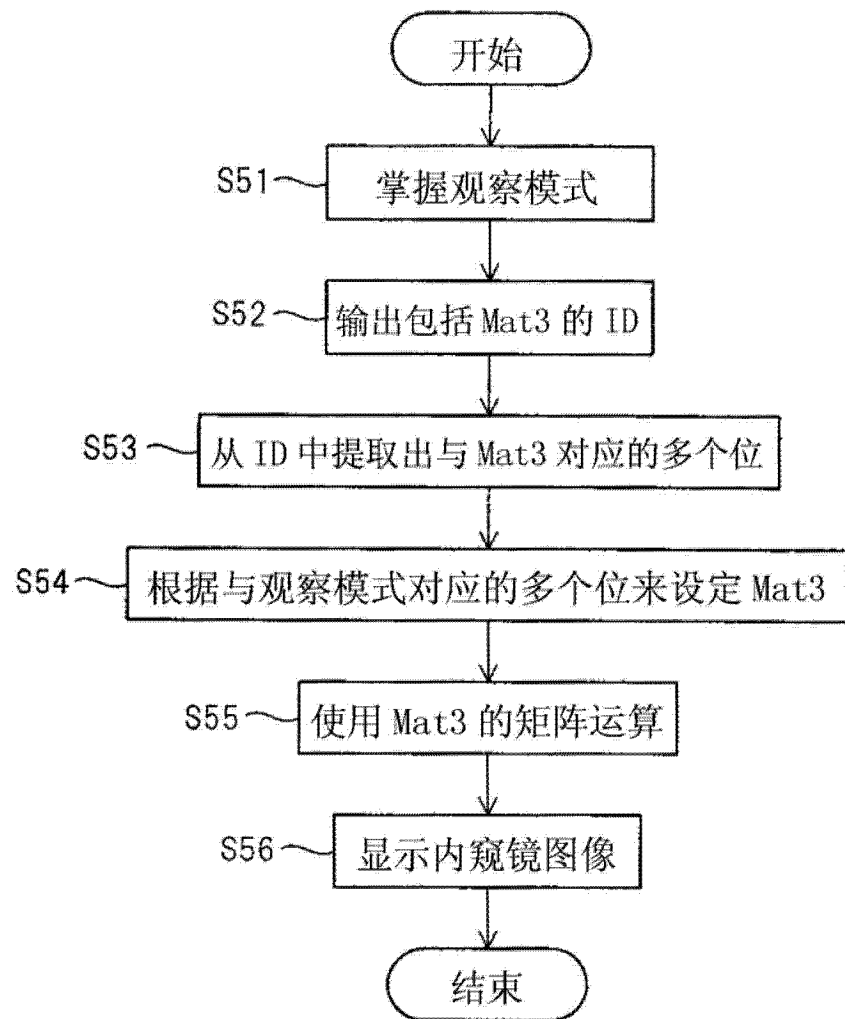


图 10

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102917633B	公开(公告)日	2015-03-11
申请号	CN201180026322.8	申请日	2011-06-07
[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	山崎健二		
发明人	山崎健二		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00059 H04N9/67 A61B1/00186 A61B1/00009 H04N2005/2255 H04N9/045 A61B1/05 A61B1/07		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010144083 2010-06-24 JP		
其他公开文献	CN102917633A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及内窥镜装置，由具备颜色分离滤波器的CCD拍摄得到的信号经由Y/C分离电路而被分离为第一亮度信号和第一色差信号之后，经由第一矩阵电路和第二矩阵电路被变换为三原色信号和第二色差信号，并且由插入在第一矩阵电路与第二矩阵电路之间的信号强度比计算电路计算三原色信号的信号强度比。第一亮度信号与第二色差信号通过第三矩阵电路，根据信号强度比进行变换，来对第一亮度信号实施颜色分离。

