



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102740760 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 20

(21) 申请号 201180005842. 0

(22) 申请日 2011. 06. 07

(30) 优先权数据

2010-146537 2010. 06. 28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 07. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/063064 2011. 06. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/002115 JA 2012. 01. 05

(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)

(56) 对比文件

CN 101010029 A, 2007. 08. 01,

US 2006/0197831 A1, 2006. 09. 07,

JP 特开 2007-117724 A, 2007. 05. 17,

US 2009/0066787 A1, 2009. 03. 12,

审查员 涂燕君

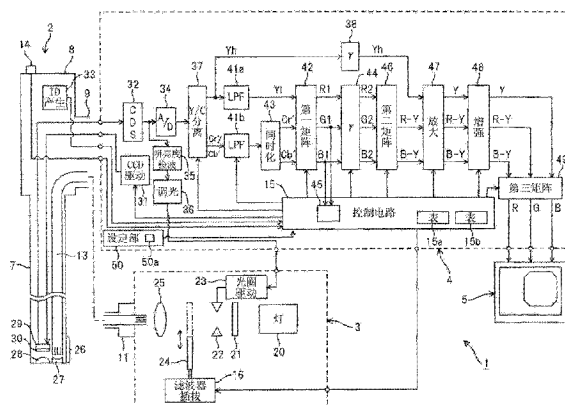
权利要求书2页 说明书18页 附图12页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜装置,通过具备滤色器的 CCD 对由照明单元照射到被检体的光的返回光进行拍摄,在使用增强电路对通过 Y/C 分离电路等生成的作为图像信号的亮度信号 Y 与色差信号 R-Y、B-Y 进行清晰度的增强的情况下,根据观察模式、CCD 的种类来切换增强的处理特性,从而减少伪色、颜色波纹。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,具有:

摄像单元,其具备颜色分离部,该摄像单元接收由该颜色分离部将照明单元照射到被检体的光的返回光进行颜色分离得到的光来进行拍摄;

增强处理单元,其对由上述摄像单元得到的图像信号进行清晰度的增强处理;

保存单元,其保存以下信息,该信息用于:根据因上述摄像单元的种类及观察模式不同而不同的入射到上述摄像单元的上述返回光的分光特性,来变更上述增强处理单元的处理内容;以及

控制单元,其进行控制以根据上述保存单元中保存的信息来变更上述增强处理单元的处理内容,

其中,上述保存单元保存以下信息,该信息用于:在上述观察模式为在白色光的照明下进行拍摄的第一观察模式的情况下,将由上述增强处理单元进行增强处理的图像信号设定为亮度信号和两个色差信号,在上述观察模式为在窄频带照明光的照明下进行拍摄的第二观察模式的情况下,将由上述增强处理单元进行增强处理的图像信号设定为亮度信号和一个色差信号,

在上述第一观察模式和上述第二观察模式的情况下,上述增强处理单元以如下增强特性进行清晰度的增强处理:上述图像信号中的上述亮度信号在全频率范围内增强量大于上述色差信号。

2. 一种内窥镜装置,其特征在于,具备:

摄像单元,其具备颜色分离部,该摄像单元接收由该颜色分离部将照明单元照射到被检体的光的返回光进行颜色分离得到的光来进行拍摄;

增强处理单元,其对由上述摄像单元得到的图像信号进行清晰度的增强处理;

保存单元,其保存以下信息,该信息用于:根据因上述摄像单元的种类及观察模式不同而不同的入射到上述摄像单元的上述返回光的分光特性,来变更上述增强处理单元的处理内容;以及

控制单元,其进行控制以根据上述保存单元中保存的信息来变更上述增强处理单元的处理内容,

其中,上述保存单元保存以下信息,该信息用于:在上述观察模式为在白色光的照明下进行拍摄的第一观察模式的情况下,将由上述增强处理单元进行增强处理的图像信号设定为亮度信号和两个色差信号,在上述观察模式为在窄频带照明光的照明下进行拍摄的第二观察模式的情况下,将由上述增强处理单元进行增强处理的图像信号设定为亮度信号和一个色差信号,

在上述第一观察模式的情况下,上述增强处理单元以如下增强特性进行清晰度的增强处理:上述图像信号中的上述两个色差信号在频率高的高频侧的空间频率范围内增强量小于上述亮度信号,输出被进行了增强处理的上述两个色差信号和上述亮度信号,在上述第二观察模式的情况下,上述增强处理单元以如下增强特性进行清晰度的增强处理:上述图像信号中的上述一个色差信号在高频侧的空间频率范围内增强量小于上述亮度信号,输出被进行了增强处理的上述一个色差信号和上述亮度信号。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述保存单元保存以下信息,该信息用于:根据与构成上述颜色分离部的、透过特性各

自不同的多个滤波器元件的单位像素相应的排列结构,由上述增强处理单元对上述图像信号中的上述亮度信号和上述一个色差信号、或者上述亮度信号和上述两个色差信号,以不同的增强特性进行清晰度的增强处理。

4. 根据权利要求 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述增强处理单元以如下增强特性进行清晰度的增强处理:使上述图像信号中的特定的色差信号在频率高的高频侧的空间频率范围内增强量小于上述亮度信号。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述摄像单元为单片的摄像元件、双片的摄像元件、三片的摄像元件中的任一种。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

还具有矩阵电路以及信号强度比计算电路,在上述第二观察模式的情况下,该矩阵电路进行根据由上述摄像单元得到的图像信号生成 G、B 的颜色信号的矩阵运算,该信号强度比计算电路计算上述 G、B 的颜色信号的信号强度比。

7. 根据权利要求 1 或 2 所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述摄像单元由单片的摄像元件构成,并且上述颜色分离部由补色系滤色器构成。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对搭载于内窥镜的摄像单元进行图像处理的内窥镜装置。

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中。

[0003] 在进行内窥镜检查的情况下,有以下内窥镜装置:同时式的内窥镜装置,其在白色光的照明下,使用搭载了具备滤色器的摄像元件的电子内窥镜,来进行彩色摄像;以及面顺次方式的内窥镜装置,其使用搭载了单色摄像元件的电子内窥镜在 R、G、B 的面顺次的照明光下分别进行拍摄,其中,两者的信号处理系统(图像处理系统)不同。

[0004] 作为使用了具备滤色器的摄像元件的电子内窥镜的内窥镜装置的第一以往例,在日本专利第 4009626 号公报中公开了一种具备以下增强电路的内窥镜装置,即仅对亮度信号进行轮廓或者结构增强。

[0005] 在该结构的情况下,通过进行系统的信号处理的增强电路来实现,因此能够缩小电路规模。但是,在根据增强后的亮度信号和未增强的色差信号来生成的作为三原色信号的 RGB 信号中,按照各颜色成分的每个颜色成分再现的图像信息发生变化,在内窥镜的观察图像中关于血管图像等产生明亮度、色调的变化。

[0006] 另一方面,在作为使用了搭载具备滤色器的摄像元件的电子内窥镜的内窥镜装置的第二以往例的日本特开 2006-61621 号公报中公开了一种对亮度信号和色差信号进行增强处理的内窥镜装置。

[0007] 然而,上述第二以往例那样,如果除了亮度信号以外还对色差信号进行增强处理则再现性得到改善,但是在每个颜色信号的像素密度不同的摄像元件中,由于采样密度的不同,在 RGB 信号中在边缘部等上并发伪色、颜色波纹。

[0008] 本发明是鉴于上述点而完成的,目的在于提供一种能够进行增强处理来一边改善生物体粘膜的再现性一边抑制伪色、颜色波纹的内窥镜装置。

发明内容

[0009] 用于解决问题的方案

[0010] 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,其具备颜色分离部,该摄像单元接收由该颜色分离部将照明单元照射到被检体的光的返回光进行颜色分离得到的光来进行拍摄;增强处理单元,其对由上述摄像单元得到的图像信号进行清晰度的增强处理;保存单元,其保存以下信息,该信息用于:根据因上述摄像单元的种类及观察模式不同而不同的入射到上述摄像单元的上述返回光的分光特性,来变更上述增强处理单元的处理内容;以及控制单元,其进行控制以根据上述保存单元中保存的信息来变更上述增强处理单元的处理内容。

附图说明

- [0011] 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。
- [0012] 图 2 是表示窄频带用滤波器的分光特性例的特性图。
- [0013] 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的结构图。
- [0014] 图 4 是表示增强电路的亮度和色差信号用的增强特性例的图。
- [0015] 图 5 是第一实施方式中的主要动作说明用的流程图。
- [0016] 图 6 是表示变形例的增强电路的增强特性例的图。
- [0017] 图 7 是表示第一实施方式的变形例的内窥镜装置的结构框图。
- [0018] 图 8 是表示本发明的第二实施方式的内窥镜装置的结构框图。
- [0019] 图 9 是表示第二实施方式的滤色器的滤波器排列的图。
- [0020] 图 10 是表示设置于内窥镜的前端部的双片摄像部周边部的结构图。
- [0021] 图 11 是表示使用于双片摄像部的滤色器的滤波器排列的图。
- [0022] 图 12 是表示第三实施方式的内窥镜装置的结构框图。
- [0023] 图 13 是由三片摄像部将颜色分离为三原色的说明图。
- [0024] 图 14 是表示针对应用于本发明的第四实施方式中的荧光模式的情况下的摄像部根据补色单片、原色单片、双片、原色三片通过增强电路进行增强的被增强信号的增强特性的设定例的图。
- [0025] 图 15 是表示针对拍摄蓝色光和红色光的荧光来生成观察图像的情况下的摄像部根据补色单片、原色单片、双片、三片通过增强电路进行增强的被增强信号的增强特性的设定例的图。
- [0026] 图 16 是表示针对拍摄蓝色光来生成观察图像的情况下的摄像部根据补色单片、原色单片、双片、三片通过增强电路进行增强的被增强信号的增强特性的设定例的图。
- [0027] 图 17 是表示针对拍摄红色光来生成观察图像的情况下的摄像部根据补色单片、原色单片、双片、三片通过增强电路进行增强的被增强信号的增强特性的设定例的图。
- [0028] 图 18 是表示本发明中的入射光、通过增强电路进行增强的被增强信号以及增强量减弱的信号的概要的图。

具体实施方式

[0029] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0030] (第一实施方式)

[0031] 如图 1 所示,第一实施方式的内窥镜装置 1 具备插入到体腔内进行内窥镜检查的电子内窥镜(以下简称为内窥镜)2 以及将照明光提供给该内窥镜 2 的光源装置 3。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,其驱动内置于内窥镜 2 的摄像单元,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后得到的图像显示为内窥镜图像。

[0032] 内窥镜 2 具有:细长的插入部 7;设置于该插入部 7 的后端的操作部 8;以及从该操作部 8 延伸出的通用线缆 9,该通用线缆 9 端部的光导件连接器 11 以拆卸自如的方式连接于光源装置 3,信号连接器以拆卸自如的方式连接于视频处理器 4。

[0033] 在上述插入部 7 内插入传输照明光的光导件 13,将该光导件 13 中的近手侧端部的

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 的照明光提供给光导件 13。

[0034] 在通常白色光观察(简称为 WLI)模式时,光源装置 3 产生覆盖可见波长区域的白色照明光,作为照明光提供给光导件 13。

[0035] 另一方面,在窄频带光观察(简称为 NBI)模式时,光源装置 3 产生窄频带的照明光,作为照明光提供给光导件 13。

[0036] 例如能够通过由在内窥镜 2 的操作部 8 上设置的内窥镜开关构成的模式切换开关 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 除了可以由在内窥镜 2 内设置的内窥镜开关构成以外,还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,还可以由未图示的键盘构成。

[0037] 该模式切换开关 14 的切换信号输入到视频处理器 4 内的控制电路 15,当输入切换信号时,该控制电路 15 对光源装置 3 的滤波器插拔机构 16 进行控制,选择性地切换通常白色光和窄频带照明光。

[0038] 另外,如后述那样,该控制电路 15 还进行以下控制: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,对视频处理器 4 内的信号处理系统的特性进行切换。并且,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,由此能够进行适合于 WLI 模式和 NBI 模式的各自观察模式的信号处理。

[0039] 光源装置 3 内置产生照明光的灯 20,该灯 20 产生包含可见波长区域的照明光。关于该照明光,通过红外线截止滤波器 21 来截止红外光而设为大致接近白色光的波长频带的照明光之后,入射到光圈 22。通过光圈驱动电路 23 对该光圈 22 的开口量进行调整而控制其通过光量。

[0040] 通过该光圈 22 的照明光在 NBI 模式时通过窄频带用滤波器 24 或者在 WLI 模式时不通过窄频带用滤波器 24,由聚光透镜 25 会聚入射到光导件 13 的近手侧的端面、即入射端面,其中,通过由栓塞铁芯(plunger)等构成的滤波器插拔机构 16 将该窄频带用滤波器 24 插入到照明光路中或从照明光路中拔出。

[0041] 图 2 示出窄频带用滤波器 24 的分光特性的一例。该窄频带用滤波器 24 示出双峰式滤波器特性,例如在绿色(G)、蓝色(B)的各波长区域内分别具有窄频带透过滤波器特性部 Ga、Ba。

[0042] 更具体地说,窄频带透过滤波器特性部 Ga、Ba 的中心波长分别为 540nm、420nm,具有半值宽度为 20nm ~ 40nm 的带通滤波器特性。

[0043] 因而,在将窄频带用滤波器 24 配置在照明光路中的情况下,透过了该窄频带透过滤波器特性部 Ga、Ba 的两个频带的窄频带照明光入射到光导件 13。

[0044] 与此相对,在不将窄频带用滤波器 24 配置在照明光路中的情况下,将宽频带的白色光提供给光导件 13。

[0045] 来自光导件 13 的照明光通过光导件 13 传输到其前端面,经过在插入部 7 的前端部 26 设置的照明窗上安装的构成照明单元的照明透镜 27 而出射到外部,照射到作为被检体的例如体腔内的患部等生物体组织的表面,通过照明光照明其表面。

[0046] 在前端部 26,与照明窗相邻地设置观察窗,在该观察窗安装有物镜 28。该物镜 28 对来自作为被检体的生物体组织的作为返回光(或者入射光)的例如反射光的光学图像进行成像。在该物镜 28 的成像位置处配置有构成摄像单元的作为摄像元件的一个电荷耦合

元件（简称为 CCD）29，通过该 CCD29 来进行光电变换。

[0047] 在该 CCD29 的摄像面上在各像素单位安装图 3 所示的补色系滤色器，作为具有光学地进行颜色分离而进行彩色摄像的颜色分离部的功能的滤色器 30，例如。也就是说，本实施方式的摄像部（摄像元件）为补色单片的摄像元件。

[0048] 该补色系滤色器为，在各像素前配置品红色（Mg）、绿色（G）、浅青色（Cy）、黄色（Ye）这四色的色片，在水平方向上交替地配置 Mg 与 G，在垂直方向上分别以 Mg、Cy、Mg、Ye 与 G、Ye、G、Cy 的排列顺序进行配置。在该二维排列结构中，形成水平方向的两个像素与垂直方向的四个像素共计八个像素周期地排列而成的进行彩色摄像的单位的（二维）排列结构。

[0049] 并且，在使用了该补色系滤色器的 CCD29 的情况下，将在垂直方向上相邻的两列像素相加而依次读出，但是此时以奇数场和偶数场来错开像素列来读出。并且，从 CCD29 读出的信号通过后级侧的（作为第一颜色分离单元）Y/C 分离电路 37，如同公知那样生成亮度信号和色差信号。

[0050] 并且，根据图 3 的滤色器 30 的单位排列结构、即每个颜色信号的像素密度（像素密度）来设定后述的增强电路 48 的增强特性。

[0051] 上述 CCD29 与信号线的一端相连接，该信号线的另一端连接于信号连接器，该信号连接器与视频处理器 4 进行连接，由此上述 CCD29 与视频处理器 4 内的 CCD 驱动电路 31 和 CDS 电路 32 相连接。

[0052] 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 所固有的识别信息（ID），由 ID 产生部 33 产生的 ID 输入到控制电路 15，控制电路 15 根据 ID 来识别与视频处理器 4 相连接的内窥镜 2 的种类、该内窥镜 2 所内置的 CCD29 的像素数、种类。

[0053] 并且，控制电路 15 控制 CCD 驱动电路 31，使得适当地驱动所识别的内窥镜 2 的 CCD29。

[0054] 关于 CCD29，通过从 CCD 驱动电路 31 施加 CCD 驱动信号而光电变换后的摄像信号输入到相关双采样电路（简称为 CDS 电路）32。在由 CDS 电路 32 从摄像信号中抽取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，并且输入到明亮度检波电路 35，来检测明亮度（信号的平均亮度）。

[0055] 由明亮度检波电路 35 检测出的明亮度信号输入到调光电路 36，生成用于根据与基准明亮度（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 的调光信号输入到光圈驱动电路 23，光圈驱动电路 23 调整光圈 22 的开口量，使得成为基准明亮度。

[0056] 从 A/D 变换电路 34 输出的数字信号输入到 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）行顺序的色差信号 Cr'、Cb'。该 Y/C 分离电路 37 形成第一颜色分离单元。

[0057] 亮度信号 Y 经由 γ 电路 38 输入到放大电路 47（将该亮度信号记为 Yh），并且输入到对信号的通过频带进行限制的第一低通滤波器（简称为 LPF）41a。

[0058] 该 LPF41a 与亮度信号 Y 对应地设定为宽通过频带，根据该 LPF41a 的通过频带特性来设定的频带的亮度信号 YL 输入到第一矩阵电路 42。

[0059] 另外，色差信号 Cr'、Cb' 经由对信号的通过频带进行限制的第二 LPF41b 输入到（行顺序）同时化电路 43。

[0060] 在该情况下,由控制电路 15 根据观察模式来变更第二 LPF41b 通过频带的特性。具体地说,在 WLI 模式时,与第一 LPF41a 相比将第二 LPF41b 设定为低频带。也就是说,在 WLI 模式时,设定为进行遵照标准的影像信号的规范化的信号处理(图像处理)。

[0061] 另一方面,在 NBI 模式时,将第二 LPF41b 变更为比 WLI 模式时的低频带更宽的频带。例如将第二 LPF41b 设定(变更)为与第一 LPF41a 大致相同的宽频带。

[0062] 这样,第二 LPF41b 形成为如下处理特性变更单元:与观察模式的切换连动地变更针对色差信号 Cr'、Cb' 的限制通过频带的处理特性。

[0063] 将第二 LPF41b 的信号通过的频带特性设为宽频带化,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),从而得到容易进行诊断的像质良好的图像,其中,所述接近表层附近的血管分布状态是根据在与窄频带透过滤波器特性部 Ga 产生的亮度信号接近的 G 的照明光下拍摄得到的 G 的颜色信号而得到的。

[0064] 同时化电路 43 生成同时化的色差信号 Cr'、Cb',色差信号 Cr'、Cb' 输入到第一矩阵电路 42。

[0065] 第一矩阵电路 42 将亮度信号 Y1 和色差信号 Cr'、Cb' 变换为三原色信号 R1、G1、B1。第一矩阵电路 42 将所生成的三原色信号 R1、G1、B1 输出到进行伽玛校正的 γ 电路 44。此外,如上所述,在 NBI 模式下不使用红色波长频带的照明光,但是通过后述的[式 4] 示出的矩阵 Mat1 将颜色信号 R1 变得与颜色信号 G1 相等。

[0066] 此外,三原色信号 R1、G1、B1(中的两个颜色信号 G1、B1) 例如还输入到控制电路 15,控制电路 15 内的信号强度比计算电路 45 算出 NBI 模式时的颜色信号 G1、B1 的信号强度比。信号强度比计算电路 45 并不仅限于设置在控制电路 15 内部的情况,也可以构成为设置于控制电路 15 外部而将所算出的信号强度比输出到控制电路 15。

[0067] 信号强度比计算电路 45 以场或者帧为单位来累加颜色信号 G1、B1 的各信号电平,根据累加结果来算出颜色信号 G1、B1 的各信号强度比 t、u。

[0068] 信号强度比计算电路 45 例如也可以在一场或者一帧的图像区域内设定的规定区域内进行累加来算出各信号强度比 t、u。

[0069] 当将规定区域内的颜色信号 G1、B1 的累加值分别设为 iG、iB 时,各信号强度比 t、u 成为,

$$[0070] \quad t = iG / (iG + iB), u = iB / (iG + iB) \quad (1)$$

[0071] 满足 $t + u = 1$ 的条件。因此,也可以算出信号强度比 t、u 这两个或者算出两个中的一个,从 $t + u = 1$ 的条件算出剩余的一个。信号强度比 t、u 的值反映到由后述的第三矩阵电路 49 进行矩阵运算得到的矩阵 Mat3。

[0072] 此外,并不仅限于以各场或者帧单位进行累加而动态地算出信号强度比 t、u 的情况(也就是说,信号强度比 t、u 动态地发生变化),也可以在初始设定的时刻或者由手术操作者等用户指示的时刻算出信号强度比 t、u,固定为所算出的该值。

[0073] 通过控制电路 15 来控制第一矩阵电路 42,第一矩阵电路 42 根据 CCD29 的滤色器 30 的特性、窄频带用滤波器 24 的特性来(决定第一矩阵电路 42 的变换特性)变换为变更了矩阵系数的值而得到的三原色信号 R1、G1、B1。

[0074] 例如,由于实际与视频处理器 4 相连接的内窥镜 2 不同,而会有搭载于该内窥镜 2 的 CCD29 的滤色器 30 的特性不同的情况,控制电路 15 参照 ID 信息而根据实际使用的 CCD29

的种类、滤色器 30 的分光特性,来对由第一矩阵电路 42 变换三原色信号 R1、G1、B1 时用的矩阵系数进行变更。

[0075] 此外,控制电路 15 内置有参照用表 15a,在设定第一矩阵电路 42、后述的第二矩阵电路 46 以及第三矩阵电路 49 的矩阵系数时参照该参照用表 15a。

[0076] γ 电路 44 也是通过控制电路 15 来控制的。具体地说,在 NBI 模式时,变更为比 WLI 模式时更增强 γ 校正的特性的 γ 特性。由此,低信号电平侧的对比度得到增强,从而成为更容易识别的显示特性。

[0077] 由该 γ 电路 44 进行 γ 校正后的三原色信号 R2、G2、B2 输入到第二矩阵电路 46,通过该第二矩阵电路 46 如以下那样变换为色差信号 R-Y、B-Y。

[0078] [式 1]

[0079]

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

[0080] 此外,如式 (2b) 那样表示矩阵 Mat2。

[0081] 不论是切换为 WLI 模式和 NBI 模式中的任一个观察模式,该第二矩阵电路 46 都例如采用固定的固定值(共用的设定值)矩阵系数。

[0082] 由第二矩阵电路 46 输出的色差信号 R-Y、B-Y 与由 γ 电路 38 进行伽玛校正后的亮度信号 Yh 一起输入到进行放大处理的放大电路 47。

[0083] 在由该放大电路 47 对亮度信号 Yh(以下简称为 Y)和色差信号 R-Y、B-Y 进行放大处理之后,输入到对清晰度进行增强处理的增强处理单元即增强电路 48。与亮度信号 Y 和两个色差信号 R-Y、B-Y 相对应地通过三个系统的电路结构来设置放大电路 47 和增强电路 48。

[0084] 增强电路 48 对在图像信号中再现的粘膜图像的轮廓或者结构的清晰度进行增强,将增强得到的亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y 输出到作为第二颜色分离单元的第三矩阵电路 49。

[0085] 通过作为控制单元的控制电路 15 对放大电路 47 的放大处理和增强电路 48 的增强处理进行控制。

[0086] 另外,该控制电路 15 具有作为保存单元的表 15b,其保存根据由于作为摄像单元的 CCD29 的种类(类型)以及观察模式不同而不同的(入射到 CCD29)光的分光特性来变更(切换)增强电路 48 的处理内容的信息。

[0087] 此外,也可以将作为保存单元的上述表 15b 设置在控制电路 15 的外部。另外,也可以将该表 15b 设置在增强电路 48 内。

[0088] 控制电路 15 形成进行如下控制的控制单元:从表 15b 读出与 CCD29 的种类以及观察模式相对应的信息,按照该信息来自动地变更增强电路 48 的处理内容。

[0089] 控制电路 15 根据来自 ID 产生部 33 的 ID 来识别 CCD29 的种类。另外,控制电路 15 通过模式切换开关 14 的切换操作来识别观察模式。控制电路 15 进行控制,使得按照 CCD29 的种类和观察模式来将增强电路 48 的处理内容根据观察模式自动地变更为在 WLI 模式和

NBI 模式中的不同的处理内容。

[0090] 另外,控制电路 15 例如能够根据来自设置于视频处理器 4 的设定部 50 的由手术操作者等用户进行的手动指示,与该指示对应地变更清晰度的增强量。

[0091] 第三矩阵电路 49 将所输入的亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y 变换为三原色信号 R、G、B。由第三矩阵电路 49 生成的三原色信号 R、G、B 由未图示的 D/A 变换电路变换为模拟影像信号而从影像信号输出端输出到监视器 5。

[0092] 第三矩阵电路 49 设定为该矩阵 Mat3 在 WLI 模式时为第二矩阵电路 46 的矩阵 Mat2 的逆矩阵。

[0093] 具体地说,在将第二矩阵电路 46 的由 3 行 3 列的矩阵要素构成的矩阵设为 Mat2 的情况下,当 Mat2^{-1} 表示矩阵 Mat2 的逆矩阵时, WLI 模式时的矩阵 Mat3 设定为

[0094] $\text{Mat3} = \text{Mat2}^{-1}$ (2a)。

[0095] 该矩阵 Mat2 作为用于从 RGB 信号变换为 Y 色差信号的矩阵,使用以下那样公知的运算系数等。

[0096] [数 2]

[0097]

$$\text{Mat2} = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (2b)$$

[0098] 另一方面,在 NBI 模式时, $\text{Mat2}'$ 表示将上述矩阵 Mat2 中的第一行矩阵要素替换为 0、t、u 的矩阵,

[0099] [数 3]

[0100]

$$\text{Mat2}' = \begin{pmatrix} 0 & t & u \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix}$$

[0101] 第三矩阵电路 49 如以下那样将该矩阵 Mat3 设定为第二矩阵电路 46 的矩阵 $\text{Mat2}'$ 的逆矩阵。

[0102] 当 $\text{Mat2}'^{-1}$ 表示 $\text{Mat2}'$ 矩阵的逆矩阵时,将 NBI 模式时的矩阵 Mat3 设定为

[0103] $\text{Mat3} = \text{Mat2}'^{-1}$ (2c)

[0104] 此外,将第一矩阵电路 42 在 NBI 模式时如以下式 (3) 所示那样设定为由矩阵要素 m_{21} 、 \dots 、 m_{33} 构成的矩阵 Mat1。第一行的矩阵要素 m_{21} 、 m_{22} 、 m_{23} 与第二行的矩阵要素变为相同,变换输出在第一行和第二行中相同。

[0105] [数 4]

[0106]

$$\text{Mat1} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} \quad (3)$$

[0107] 另外,在本实施方式中,例如在设定部 50 内设置有显示颜色变换设定部 50a,该显示颜色变换设定部 50a 对 NBI 模式时的内窥镜图像进行以下设定等:变换显示颜色来进行显示使得能够以手术操作者易于视觉识别的方式进行彩色显示。

[0108] 并且,在该显示颜色变换设定部 50a 中的显示颜色变换功能启动的情况下,控制电路 15 进行控制使得使用将上述矩阵 Mat2' 的逆矩阵乘以进行显示颜色变换的矩阵 $\text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}}$ 而得到的矩阵 Mat3。

[0109] 在该情况下,将矩阵 Mat3 设定为

$$\text{Mat3} = \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} \cdot \text{Mat2}'^{-1} \quad (4)。$$

[0111] 在此,在将具有矩阵要素 k1、k2、k3 的矩阵设为 K 的情况下,用以下式 5 来表示矩阵 $\text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}}$ 。

[0112] [数 5]

[0113]

$$\begin{aligned} \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} &= K \\ &= \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (5)$$

[0114] 此外,手术操作者还能够操作显示颜色变换设定部 50a 来将进行显示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。

[0115] 如上所述,在本实施方式中,根据观察模式在增强电路 48 中针对被增强处理的作为图像信号的被增强信号进行的处理内容因观察模式不同而不同。具体地说,在 WLI 模式时,增强电路 48 对亮度信号 Y 和两个色差信号 R-Y、B-Y 进行增强处理,以将使用规定滤波大小的数字滤波器(DC 成分=0)而得到的卷积运算结果与向增强电路 48 输入的信号(亮度信号 Y 和两个色差信号 R-Y、B-Y)相加。

[0116] 因此,在表 15b 中,根据 WLI 模式用和 NBI 模式用来保存由增强电路 48 进行增强处理的数字滤波器的滤波器系数。

[0117] 在构成作为颜色分离部的滤色器 30 的上述多个滤波器要素单位的排列结构中,生成亮度信号 Yh 的像素密度大于生成色差信号 Cr'、Cb' 的像素密度,因此根据与该像素密度对应的排列结构来如以下那样设定滤波器系数。也就是说,对像素密度高的图像信号设定滤波器系数,使得形成增强量比像素密度低的图像信号的情况更大的增强特性。在后述的其它实施方式等中,也基本上根据与颜色分离部的像素密度对应的排列结构来设定滤波器系数。

[0118] WLI 模式用的增强处理用的滤波器系数保存亮度信号用的滤波器系数 WLI-Y、色差信号 R-Y 用的滤波器系数 WLI-R-Y(即 WLI-Cr)以及色差信号 B-Y 用的滤波器系数 WLI-B-Y(WLI-Cb)。色差信号用的滤波器系数 WLI-Cr、WLI-Cb 保存将亮度信号用的滤波器

系数 WLI-Y 的滤波器系数全部乘以常数 k_a ($k_a < 1$) 倍而得到的值。

[0119] 另外, NBI 模式用的增强处理用的滤波器系数保存亮度信号用的滤波器系数 NBI-Y、色差信号 R-Y 用的滤波器系数 NBI-R-Y (即 NBI-Cr) 以及色差信号用的滤波器系数 NBI-B-Y (NBI-Cb), 亮度信号用的滤波器系数 NBI-Y 保存与亮度信号用的滤波器系数 WLI-Y 相等的值, 色差信号用的滤波器系数 NBI-Cr 全部保存零的滤波器系数, 色差信号用的滤波器系数 NBI-Cb 保存将亮度信号用的滤波器系数 NBI-Y 的滤波器系数全部乘以常数 k_b ($k_b < 1$) 倍而得到的值。

[0120] 另外, 在该情况下, 将常数 k_a 、 k_b 设定为 $k_a < k_b$ 即在 NBI 模式时对色差信号 Cb 的增强量大于 (强于) WLI 模式的情况。

[0121] 因而, 图 4 示出通过增强电路 48 在 WLI 模式时和 NBI 模式时使用上述增强处理用的系数进行增强处理的情况下的增强特性例的概要。如图 4 所示, 设定为用实线表示的亮度信号 Y 在全频率范围内增强量大于用虚线表示的色差信号 Cr、Cb。

[0122] 此外, 在 NBI 的情况下, 将亮度信号 Y 和一个色差信号 Cb 大致设定为相同的趋势。但是, 如上所述, 将对于亮度信号 Y 的色差信号 Cb 的相对增强特性设定为大于 WLI 模式的情况的特性。在图 4 中用双点划线表示其样子。

[0123] 也能够根据来自设定部 50 中的增强设定部的操作, 通过控制电路 15, 根据 CCD29 和滤色器 30 等的种类, 来变更增强电路 48 的增强处理的增强特性。

[0124] 具有这种结构的本实施方式的内窥镜装置 1 具有作为摄像单元的 CCD29 以及作为增强处理单元的增强电路 48, 该 CCD29 具备作为将由照明单元照射到被检体的光的返回光进行颜色分离而接收并拍摄的颜色分离部的滤色器 30, 该增强电路 48 对基于上述摄像单元的图像信号进行清晰度的增强处理。

[0125] 另外, 该内窥镜装置 1 的特征在于, 具有作为保存单元的表 15b 和作为控制单元的控制电路 15, 该表 15b 保存将根据上述摄像单元的种类和观察模式不同而不同的入射到上述摄像单元的上述返回光的分光特性来使上述增强处理单元的处理内容变更的信息, 控制电路 15 进行控制使得根据上述保存单元的信息来变更上述增强处理单元的处理内容。

[0126] 接着, 下面参照图 5 说明本实施方式的主要动作。

[0127] 手术操作者如图 1 所示那样将内窥镜 2 与光源装置 3 和视频处理器 4 进行连接而接通电源, 由此视频处理器 4 的控制电路 15 开始进行初始设定的处理。并且, 如步骤 S1 所示, 控制电路 15 例如将光源装置 3 和视频处理器 4 设为与 WLI 模式的观察模式对应的动作模式的设定状态。此外, 控制电路 15 也可以设定为手术操作者所指示的观察模式。

[0128] 在该 WLI 模式的设定状态下, 将光源装置 3 设定为图 1 的实线所示那样窄频带用滤波器 24 从照明光路脱离的状态, 形成以白色照明光来通过内窥镜 2 进行拍摄的状态。另外, 视频处理器 4 侧的各部也形成以 WLI 模式的状态进行信号处理的设定状态。

[0129] 步骤 S2 示出的控制电路 15 根据来自 ID 产生部 33 的 ID 来识别摄像单元的种类、即 CCD29 的种类为单片 CCD 且 CCD29 的滤色器 30 为单片补色系滤色器的情况。

[0130] 并且, 如步骤 S3 所示, 控制电路 15 使用观察模式和 CCD29 的种类信息, 参照表 15b, 进行通过增强电路 48 进行增强处理的情况下所使用的滤波器系数的设定、即增强特性的设定。

[0131] 这样, 图 4 示出设定了滤波器系数的增强电路 48 的增强特性。如图 4 所示那样设

定为亮度信号的增强量大于色差信号的增强量。通过这样进行设定,在以使生物体组织等边缘部变得更清晰的方式来增强清晰度的情况下,设定为与像素密度对应的增强特性,因此能够抑制产生伪色、颜色波纹并进行增强。

[0132] 另外,如步骤 S4 所示,控制电路 15 参照表 15a 通过第一矩阵电路 42、第二矩阵电路 46、第三矩阵电路 49 来分别设定进行矩阵运算的矩阵系数。

[0133] 如步骤 S5 所示,视频处理器 4 使用上述滤波器系数和矩阵系数来进行图像处理,经由第三矩阵电路 49 来生成作为内窥镜图像的图像信号的三原色信号 R、G、B,输出到监视器 5。在监视器 5 中显示与该图像信号对应的作为观察图像的内窥镜图像。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。

[0134] 在后续步骤 S6 中,控制电路 15 监视是否进行了模式切换操作。在没有进行模式切换操作的情况下,返回到步骤 S5,在 WLI 模式的状态下持续进行显示内窥镜图像的处理。

[0135] 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,手术操作者操作模式切换开关 14。

[0136] 当操作模式切换开关 14 时,如步骤 S7 所示,控制电路 15 将光源装置 3 和视频处理器 4 的观察模式变更为 NBI 模式的设定状态。

[0137] 具体地说,控制电路 15 对光源装置 3 进行控制,使得如图 1 中的双点划线表示那样将窄频带用滤波器 24 配置于照明光路中。在图 2 中表示其透过特性那样将窄频带用滤波器 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 Ga、Ba 的窄频带照明光来进行照明。

[0138] 另外,控制电路 15 对视频处理器 4 中的各部的设定进行变更、具体地说控制电路 15 使 LPF41b 的频带特性宽频带化。

[0139] 另外,使 LPF41b 的信号通过的频带特性宽频带化,如上述那样提高毛细血管的分布状态、根据以与窄频带透过滤波器特性部 Ga 的亮度信号相接近的 G 的照明光拍摄得到的 G 的颜色信号得到的接近表层附近的血管分布状态等分辨率(resolution)。

[0140] 另外,在后续步骤 S8 中,控制电路 15 根据向 NBI 模式的变更,参照表 15b 进行通过增强电路 48 进行增强处理的情况下所使用的滤波器系数的设定、即增强特性的设定。

[0141] 图 4 示出这样设定了滤波器系数的增强电路 48 的增强特性。在 NBI 模式下,与 WLI 模式的情况同样地也设定为亮度信号 Y 的增强量大于色差信号 Cb 的增强量。通过这样进行设定,与 WLI 模式时的情况同样地,能够抑制产生伪色、颜色波纹的情形并进行增强。另外,将色差信号的增强量设为大于 WLI 模式时,由此更容易识别血管的轮廓、边缘部等。

[0142] 另外,在步骤 S9 中,信号强度比计算电路 45 算出信号强度比 t。并且,控制电路 15 参照所算出的信号强度比 t 的值、表 15a 来设定通过第一矩阵电路 42、第二矩阵电路 46、第三矩阵电路 49 分别进行矩阵运算的矩阵系数。

[0143] 如步骤 S10 所示,视频处理器 4 使用上述滤波器系数和矩阵系数来进行图像处理,经由第三矩阵电路 49 来生成作为内窥镜图像的图像信号的三原色信号 R、G、B,输出到监视器 5。在监视器 5 中显示与该图像信号对应的作为观察图像的内窥镜图像。

[0144] 此外,在显示颜色变换设定部 50a 停止的情况下,第三矩阵电路 49 生成没有进行显示颜色变换的作为三原色信号的颜色信号 R、G、B,在显示颜色变换设定部 50 启动的情况下,第三矩阵电路 49 生成进行了显示颜色变换的三原色信号 R、G、B。

[0145] 手术操作者以一边观察该内窥镜图像一边更详细地易于识别体腔内检查对象组织表面附近的毛细血管等的分布状态的状态下进行内窥镜检查。

[0146] 在后续步骤 S11 中,控制电路 15 监视是否进行了模式切换操作。在没有进行模式切换操作的情况下,返回到步骤 S10,在 NBI 模式的设定状态下持续进行显示内窥镜图像的处理。

[0147] 另一方面,在进行了模式切换的操作的情况下,返回到步骤 S1。

[0148] 根据这样动作的本实施方式,增强电路 48 能够抑制产生伪色、颜色波纹而进行增强处理。因而,根据本实施方式,能够提供手术操作者易于进行诊断等的作为品质良好的观察图像的内窥镜图像。

[0149] 另外,根据本实施方式,在 NBI 模式下,使色差信号的信号频带高频化,因此也能够得到分辨率良好的内窥镜图像,并且能够在更清楚地易于识别的状态下显示毛细血管等的分布状态。

[0150] 另外,在本实施方式中,在 NBI 模式下,构成为根据颜色信号 G1、B1 的信号强度比 t、u 而通过第三矩阵电路 49 的矩阵运算来生成图像信号,因此根据颜色信号 G1、B1 的信号强度进行向亮度信号的颜色信号的变换,从而能够防止 NBI 模式下内窥镜图像的对比度降低。

[0151] 另外,根据本实施方式,通过对信号处理系统(图像处理系统)中一部分的处理特性进行切换,能够简单地应对 WLI 模式和 NBI 模式两者,因此成为在内窥镜检查时非常方便且有用的装置。

[0152] 另外,在光源装置 3 中除了设置普通白色光的照明单元以外,还设置在光路中插拔窄频带用滤波器 24 的单元,由此能够简单形成窄频带光的光源装置。

[0153] 此外,在上述第一实施方式中,如图 4 所示那样设定了增强电路 48 的增强特性,但是作为增强特性的变形例也可以设定为如图 6 所示那样的增强特性。

[0154] 图 6 示出的增强特性在 WLI 模式时将亮度信号 Y 均设定为与图 4 示出的情况相同的增强特性,另一方面,设定色差信号 Cr、Cb(WLI 模式时)或者 Cb(NBI 模式时)的滤波器系数,使得成为在频率高的高频频带侧增强量变小的频率特性。

[0155] 通过设为这种频率特性,能够降低在高频频带侧产生明显的颜色波纹。

[0156] 作为变形例,在 WLI 模式时,也可以仅将亮度信号 Y 设为被增强信号,通过增强电路 48 仅增强亮度信号 Y,另一方面,在 NBI 模式时,将亮度信号 Y 和色差信号 Cb 设为被增强信号,通过增强电路 48 对亮度信号 Y 和色差信号 Cb 进行增强。

[0157] 另外,作为其它变形例,也可以将窄频带用滤波器的分光特性设为三峰,还具有窄频带透过滤器特性部 Ra(中心波长 600nm、半值宽度 20 ~ 40nm),在 NBI 模式时将亮度信号 Y 和色差信号 Cb(B-Y)、Cr(R-Y) 设为被增强信号,通过增强电路 48 对亮度信号 Y 和色差信号 Cb、Cr 进行增强处理,使得色差信号 Cb、Cr 比亮度信号 Y 更弱且色差信号 Cb 和 Cr 成为相同增强特性。

[0158] (第一实施方式的第一变形例)

[0159] 图 7 示出本发明的第一实施方式的第一变形例的内窥镜装置 1B 的整体结构。本变形例构成为在图 1 示出的第一实施方式中的视频处理器 4 内的增强电路 48 前设置了第四矩阵电路 51。

[0160] 该第四矩阵电路 51 进行以下矩阵运算：通过矩阵 Mat4 将从放大电路 47 输出而输入到该第四矩阵电路 51 的亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y，生成降低颜色波纹的降低效果高的被增强信号 Y、Cr、Cb。

[0161] 也就是说，当如上所述那样通过 Y、Cr、Cb 表示成为向增强电路 48 的输入信号的被增强信号时，第四矩阵电路 51 如式 (6) 那样变换，并且在 WLI 模式时、NBI 模式时分别采用式 (7)、式 (8) 那样的矩阵 Mat4。

[0162] [数 6]

[0163]

$$\begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} = \text{Mat4} \cdot \begin{pmatrix} Y \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} \quad (6)$$

[0164] $\text{Mat4} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & a & 0 \\ 0 & 0 & b \end{pmatrix}$ (WLI 模式) (7)

[0165] $\text{Mat4} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c \end{pmatrix}$ (NBI 模式) (8)

[0166] 在此， $a, b, c \leq 1$

[0167] 此外，在 WLI 模式时与第一实施方式同样地，将本实施方式中的第三矩阵电路 49 的矩阵 Mat3 设定为

[0168] $\text{Mat3} = \text{Mat2}^{-1}$ (9)。

[0169] 另一方面，在 NBI 模式时，与第一实施方式不同，设定为

[0170] $\text{Mat3} = \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} \cdot \text{Mat41}_{\text{NBI}}^{-1}$ (10)。

[0171] 在此，用以下式表示矩阵 $\text{Mat41}_{\text{NBI}}$ 。

[0172] [数 11]

[0173]

$$\text{Mat41}_{\text{NBI}} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \end{pmatrix} \quad (11)$$

[0174] 此外，矩阵要素 m11、m12、m13 为规定的值。根据亮度信号 Yh 中的 R、G、B 信号强度比来设定矩阵要素 m11、m12、m13。或者使用上述信号强度比计算电路 45 算出的各信号强度比 t、u 来设定为 $m12 = t$ 、 $m13 = u$ 、 $m11 = 0$ 。

[0175] 其它结构与第一实施方式相同。根据本变形例，生成颜色波纹的降低效果高的被增强信号，通过增强电路 48 来进行增强处理，因此与第一实施方式的情况相比能够进一步降低颜色波纹。除此以外，具有与第一实施方式相同的作用效果。

[0176] 此外，在通过第四矩阵电路 51 如式 (6) 那样变换的情况下，也可以设为以下第二

变形例。

[0177] 在第二变形例中,在NBI模式时代替式(8),作为以下Mat4也可以以下那样使用以下式。

$$[0178] \quad \text{Mat4} = \text{Mat42}_{\text{NBI}} \cdot \text{Mat41}_{\text{NBI}}^{-1} \quad (12)$$

[0179] 在此,用以下式表示Mat42_{NBI}。

[0180] [数 13]

[0181]

$$\text{Mat42}_{\text{NBI}} = \begin{bmatrix} m11 & m12 & m13 \\ 0 & 0 & 0 \\ m31 & m32 & m33 \end{bmatrix} \quad (13)$$

[0182] 在此,矩阵要素m31、m32、m33为规定的值。矩阵要素m31、m32、m33成为满足 $m11 \cdot m31 + m12 \cdot m32 + m13 \cdot m33 = 0$ 的值。此外,用式(11)表示Mat41_{NBI}。

[0183] 另外,在该情况下,在WLI模式时与第一实施方式同样地,将第三矩阵电路49的矩阵Mat3设定为

$$[0184] \quad \text{Mat3} = \text{Mat2}^{-1} \quad (14)。$$

[0185] 另一方面,在NBI模式时,与第一实施方式不同,设定为

$$[0186] \quad \text{Mat3} = \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tf}} \cdot \text{Mat42}_{\text{NBI}}^{-1} \quad (15)。$$

[0187] 此外,用式(5)表示矩阵Mat_{NBI-C-Tf}。在用式(13)表示的Mat42_{NBI}的逆矩阵的情况下不限定矩阵Mat42_{NBI}⁻¹。

[0188] 例如,也可以是导出由矩阵Mat42_{NBI}的第一、第三行要素构成的矩阵(两行三列)的伪逆矩阵(三行两列)而将其第一、第二列的要素分别设为第一列、第三列的要素(第二列的要素全部为0)的三行三列的矩阵。该第二变形例具有大致与第一变形例相同的作用效果。

[0189] (第二实施方式)

[0190] 图8示出本发明的第二实施方式的内窥镜装置1C的整体结构。该内窥镜装置1C由内窥镜2C、光源装置3、视频处理器4C以及监视器5构成。

[0191] 内窥镜2C例如代替图1的内窥镜2中的补色单片的摄像元件而采用原色单片的摄像元件。也就是说,在CCD29的摄像面中如图9所示那样采用原色单片拜耳(Bayer)排列的滤色器30c。

[0192] 该滤色器30c以水平方向和垂直方向的两行两列着四个滤波器要素为单位而形成在水平和垂直方向上周期地排列的滤波器排列。在该情况下,在水平方向和垂直方向上交替排列了R、G和G、B的滤色器要素。

[0193] 例如与第一实施方式同样地通过CCD驱动电路31来驱动CCD29。该情况下的视频处理器4C构成为在图1的视频处理器4中A/D变换电路34的输出信号经过以未图示的像素单位切换的切换电路被输入到LPF52。

[0194] 通过该LPF52,算出在各像素位置中缺少的颜色信号的像素值,生成同时化的三原色信号R、G、B。在将通过该LPF52生成的三原色信号R、G、B通过白平衡电路(简称为WB电路)53进行白平衡处理之后,输入到进行伽玛校正的γ电路54。

[0195] 将从该 γ 电路 54 输出的三原色信号 R、G、B 与图 1 的视频处理器 4 的结构同样地输入到放大电路 47 而进行放大处理之后,输入到对三个系统的信号进行清晰度的增强处理的增强电路 48。

[0196] 在通过该增强电路 48 进行增强处理之后,通过第三矩阵电路 49 生成作为观察图像的内窥镜图像的作为图像信号的三原色信号 R、G、B,输出到监视器 5。

[0197] 在本实施方式中,在 WLI 模式时,被增强信号为三原色信号 R、G、B,增强电路 48 对作为被增强信号的三原色信号 R、G、B 进行增强处理。关于该情况下的增强量,以对于 G 的增强量大于对于其它 R、B 的增强量的方式,WLI 用滤波器系数被保存到表 15b。

[0198] 另一方面,在 NBI 模式时,被增强信号成为三原色信号 (中的两个颜色信号)G、B,增强电路 48 对 (作为) 被增强信号 (的颜色信号)G、B 进行增强处理。关于该情况下的增强量,以对于 G 的增强量大于对于其它 B 的增强量的方式,NBI 用滤波器系数被保存到表 15b。

[0199] 也就是说,在表 15b 中,作为 WLI 用滤波器系数而保存 WLI-RB 用滤波器系数和 WLI-G 用滤波器系数,并且作为 NBI 用滤波器系数而保存 NBI-B 用滤波器系数和 NBI-G 用滤波器系数。

[0200] 并且,将 WLI-RB 用滤波器系数和 NBI-B 用滤波器系数设定为将 WLI-G 用滤波器系数、NBI-G 用滤波器系数全部乘以常数 k_a ($k_a < 1$) 倍的值。

[0201] 此外,在本实施方式中,在 WLI 模式和 NBI 模式下,设定为共用的常数 k_a ,但是也可以如第一实施方式那样在 WLI 模式和 NBI 模式下设定常数 k_a 、 k_b 且设定为 $k_a < k_b$ 。

[0202] 另外,在本实施方式中,第三矩阵电路 49 在 WLI 模式时以单位矩阵进行矩阵运算。另一方面,第三矩阵电路 49 在 NBI 模式时以上述式 (5) 示出的矩阵 $\text{Mat}_{\text{NBI-C-Tr}}$ 进行矩阵运算。也就是说,在将对第三矩阵电路 49 的输入输出信号 RGB 分别设为 R_{in} 、 G_{in} 、 B_{in} 、 R_{out} 、 G_{out} 、 B_{out} 的情况下,第三矩阵电路 49 进行以下那样的矩阵运算。

[0203] [数 16]

[0204]

$$\begin{pmatrix} R_{out} \\ G_{out} \\ B_{out} \end{pmatrix} = \text{Mat}_{\text{NBI-C-Tr}} \cdot \begin{pmatrix} R_{in} \\ G_{in} \\ B_{in} \end{pmatrix}$$

[0205] 此外,在表 15a 中,保存由第三矩阵电路 49 使用的矩阵系数。

[0206] 具有这种结构的本实施方式的动作中,被增强信号与第一实施方式不同,但是基本动作与第一实施方式类似。

[0207] 本实施方式的增强电路 48 也被设定为与像素密度对应的增强特性,因此能够抑制产生伪色、颜色波纹而进行增强处理。因而,根据本实施方式,能够提供一种手术操作者易于进行诊断等的作为品质良好的观察图像的内窥镜图像。

[0208] 另外,根据本实施方式,在 NBI 模式下,也不进行频带限制,因此得到分辨率良好的内窥镜图像,并且能够在更清楚地易于识别毛细血管等的分布状态的状态下进行显示。

[0209] 另外,根据本实施方式,通过切换信号处理系统中一部分的处理特性,能够简单地

应对 WLI 模式和 NBI 模式两者,因此形成在内窥镜检查时非常方便且有用的装置。

[0210] 此外,在本实施方式中,在原色单片的摄像元件的情况下进行了说明,但是也可以采用原色双片的摄像元件、即由两个摄像元件构成的摄像部。

[0211] 图 10 示出该情况下的内窥镜 2C' 的前端部 26 中的摄像部周边部的结构。在物镜 28 的光轴上的成像位置处配置有第一 CCD29a。在该光轴上的两端之间配置有允许入射光的约 50% 透过和反射的半透半反镜 56。

[0212] 并且,在由半透半反镜 56 反射的光轴上的成像位置处配置有第二 CCD29b。在第一 CCD29a 和第二 CCD29b 的摄像面中,作为颜色分离部,配置有图 11 示出的原色滤色器 30a、30b。

[0213] 滤色器 30a 仅由作为滤波器要素的 G 构成。另一方面,滤色器 30b 由作为滤波器要素的 R、B 构成。

[0214] 使用两个滤色器 30a、30b,其用于进行彩色摄像的生成颜色信号的单位排列结构相当于两行两列的像素,由单位像素生成的颜色信号为 $4G+2(R+B)$ 。此外,在图 9 的滤色器 30c 的情况下,与生成颜色信号的单位排列相当的由两行两列的像素生成的颜色信号为 $2G+R+B$ 。通过共用 CCD 驱动电路 31 来驱动第一 CCD29a 和第二 CCD29b。另外,第一 CCD29a 和第二 CCD29b 的输出信号分别通过 CDS 电路 32a、32b 被变换为基带信号成分。

[0215] CDS 电路 32a、32b 的输出信号在通过未图示的放大器对半透半反镜 56 的特性进行校正的增益调整之后,由加法器 57 进行相加而输入到图 8 示出的 A/D 变换电路 34。

[0216] 输入到 A/D 变换电路 34 的信号成为图 8 的情况下的两倍分辨率的信号。A/D 变换电路 34 以后的处理与图 8 相同。

[0217] 根据本变形例,能够生成分辨率更高的内窥镜图像。除此以外具有与第二实施方式相同的作用效果。

[0218] 另外,作为对于上述第二实施方式和其变形例的变形例,也可以代替将颜色信号 G 的增强量设为大于颜色信号 R 和 B(WLI 模式时)或者 B(NBI 模式时)的增强量,而仅在高频侧对于颜色信号 G 的增强量设定为大于颜色信号 R 和 B(WLI 模式时)或者 B(NBI 模式时)的滤波器系数。

[0219] 另外,在图 8 示出的实施方式中,构成为增强电路 48 对颜色信号 R、G、B(WLI 模式时)或者 G、B(NBI 模式时)进行增强处理,但是也可以构成为变换为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb,增强电路 48 对变换后的亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 进行增强处理。

[0220] (第三实施方式)

[0221] 图 12 示出本发明的第三实施方式的内窥镜装置 1D 的整体结构。该内窥镜装置 1D 由内窥镜 2D、光源装置 3、视频处理器 4D 以及监视器 5 构成。内窥镜 2D 代替配置于图 1 的内窥镜 2 中的插入部 7 的前端部 26 上的一个摄像元件(构成的摄像部),而搭载了由原色三片的摄像元件构成的摄像部。

[0222] 在物镜 28 的光轴上设置有颜色分离为 R、G、B 的作为颜色分离部的颜色分离棱镜 61a、61b、61c 以及分别配置在成像位置的三个 CCD29R、29G、29B。因而,在该情况下,三个 CCD29R、29G、29B 分别按照每个像素单位来输出 R、G、B 的颜色信号。本实施方式中,这样一个像素相当于进行彩色摄像的情况下的单位的排列。

[0223] 因而,在本实施方式的情况下,输出如图 13 所示那样分别按照每个像素单位来将

颜色分离为 R、G、B 的信号。此外,并不限定于由具有图 12 示出结构的原色三片的摄像元件构成的摄像部的结构例,也可以使用在三个 CCD 的摄像面分别安装图 13 示出的进行颜色分离的原色滤色器的三片摄像元件。

[0224] 通过共用的 CCD 驱动电路 31 来驱动上述 CCD29R、29G、29B。

[0225] 另外,CCD29R、29G、29B 的输出信号被输入到由三个系统构成的 CDS 电路 32',从该 CDS 电路 32'将基带颜色信号 R、G、B 输出到由三个系统构成的 A/D 变换电路 34',并且输出到明亮度检波电路 35。

[0226] 由 A/D 变换电路 34'进行 A/D 变换后的数字颜色信号 R、G、B 被输入到 RGB-Y/C 分离电路 62,变换为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb。

[0227] 对于来自 RGB-Y/C 分离电路 62 的作为输出信号的亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 之后的处理结构与图 1 示出的结构例相同。但是,以下增强电路 48 的增强特性与图 1 的情况不同。

[0228] 在本实施方式中,在表 15b 中保存有通过增强电路 48 进行增强处理的滤波器系数。

[0229] 本实施方式中,作为保存在表 15b 中的进行增强处理的滤波器系数,保存有 WLI-Y/Cr/Cb 用滤波器系数和 NBI-Y/Cb 用滤波器系数,WLI-Y/Cr/Cb 用滤波器系数和 NBI-Y/Cb 用滤波器系数全部保存有相同的值(此外,NBI-Cr 用滤波器系数为零)。在本实施方式中像素密度、即生成颜色信号 R、G、B 的像素密度也相同,但是设定为与相同的值对应的增强特性。

[0230] 控制电路 15 按照每个观察模式参照表 15b 来设定通过增强电路 48 进行增强处理的滤波器系数。

[0231] 另外,在表 15a 中,与第一实施方式同样地,保存有第一矩阵电路 42、第二矩阵电路 46、第三矩阵电路 49 的矩阵系数。并且,进行与第一实施方式相同的矩阵运算。

[0232] 本实施方式的动作与将第一实施方式中的由具备补色系滤色器的单片摄像元件构成的摄像部的情况称为由原色三片摄像元件构成的摄像部的情况下的动作类似。

[0233] 但是,本实施方式中,与第一实施方式不同,与原色三片的摄像元件对应地对亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 以相同增强特性进行增强处理。

[0234] 这样进行与原色三片的摄像元件对应的增强处理,因此能够改善由增强处理产生的血管图像等的再现性。另外,由于使用原色三片的摄像元件,因此得到分辨率高于第一实施方式的情况的内窥镜图像。

[0235] 此外,作为本实施方式的变形例,也可以构成为将图 12 的 A/D 变换电路 34' 的输出信号输出到图 8 的 WB 电路 53。

[0236] 在该情况下,作为保存在表 15b 中的进行增强处理的滤波器系数,保存有 WLI-RGB 用滤波器系数和 NBI-RGB 用滤波器系数,WLI-RGB 用滤波器系数和 NBI-RGB 用滤波器系数全部保存相同的值(此外,NBI-R 用滤波器系数为零)。

[0237] 并且,控制电路 15 按照每个观察模式参照表 15b 来设定通过增强电路 48 进行增强处理的滤波器系数。此外,在表 15a 中,与第二实施方式同样地,保存第一矩阵电路 42、第二矩阵电路 46、第三矩阵电路 49 的矩阵系数。并且,进行与第二实施方式相同的矩阵运算。

[0238] 在本变形例的结构的情况下,被增强信号不同但是起到与第三实施方式相同的作用效果。也就是说,在本变形例中也进行与原色三片的摄像元件对应的增强处理,因此与上述第三实施方式同样地,能够改善由增强处理产生的血管图像等的再现性。另外,由于使用原色三片的摄像元件,因此得到分辨率高的内窥镜图像。

[0239] (第四实施方式)

[0240] 在上述实施方式中,说明了 WLI 模式和 NBI 模式的情况。本发明并不限于上述实施方式那样的 WLI 模式和 NBI 模式的情况,还能够应用于 WLI 模式和 NBI 模式中的至少一个观察模式和进行荧光观察的荧光模式的情况。作为进行荧光观察的荧光模式,进行从绿色至红色或者从绿色至近红外的荧光观察。

[0241] 在该荧光模式的情况下,如图 14 所示,摄像部(摄像元件)根据补色单片、原色单片、双片、原色三片而如增强量一栏那样来增强被增强信号。即使在设为这种结构的情况下,也能够一边降低产生伪色、颜色波纹,一边改善生物体粘膜的再现性,获取易于诊断的内窥镜图像。

[0242] 此外,在摄像部例如为原色单片和双片的情况下,对颜色信号 G、R 进行增强处理,使得颜色信号 G 的增强量大于颜色信号 R 的增强量。

[0243] 在该情况下,如备注栏所示,也可以在将颜色信号 G、R 变换为亮度信号 Y 和色差信号 Cr 之后,通过增强电路 48 进行增强处理使得亮度信号 Y 的增强量大于色差信号 Cr 的增强量。

[0244] 另外,在摄像部为原色三片的情况下,对原色单片和双片的情况下的颜色信号 G、R 进行增强处理,使得颜色信号 G 的增强量与颜色信号 R 的增强量相等。另外,在该情况下,如备注栏所示,也可以在将颜色信号 G、R 变换为亮度信号 Y 和色差信号 Cr 之后,通过增强电路 48 进行增强处理使得亮度信号 Y 的增强量与色差信号 Cr 的增强量相等。

[0245] 此外,代替在全频率范围内设定图 14 示出那样的增强量,也可仅在高频范围内设定减弱增强量的滤波器系数。即使在设为这种结构的情况下,也能够一边降低由颜色波纹而产生伪色,一边改善生物体粘膜的再现性,获取易于诊断的内窥镜图像。

[0246] 另外,在作为其它观察模式中的第一观察模式而对蓝色光的反射光和红色光的荧光进行拍摄来生成作为观察图像的内窥镜图像的情况下,也可以图 15 所示那样根据补色单片、原色单片、双片、三片,而如增强量一栏那样增强被增强信号。

[0247] 另外,在作为其它观察模式中的第二观察模式而拍摄蓝色光来生成作为观察图像的内窥镜图像的情况下,也可以图 16 所示那样根据补色单片、原色单片、双片、三片,仅对一个被增强信号 Y 或者 B 进行增强。此外,在图 16 的情况下,不需要对多个被增强信号的增强量的关系进行表示的增强量一栏,用 - 来表示。

[0248] 另外,在作为其它观察模式中的第三观察模式而拍摄红色光来生成作为观察图像的内窥镜图像的情况下,也可以图 17 所示那样根据补色单片、原色单片、双片、三片来如增强量一栏那样增强被增强信号。

[0249] 另外,针对上述实施方式整体,在总结减弱入射光、被增强信号和增强量的信号等特征时,形成图 18 的结构。

[0250] 在图 18 中,例如在向摄像部入射的入射光或者照明单元的照明光为白色的情况下,摄像部进行设定,使得在补色单片或者原色单片的情况下,被增强信号成为亮度信号 Y、

色差信号 Cr、Cb,在该情况下(针对亮度信号 Y 的增强量)减弱色差信号 Cr、Cb 的增强量。

[0251] 在原色双片的情况下,表示与用 ← 表示左侧的补色单片或者原色单片的情况相同的情形。另外,在原色三片的情况下,被增强信号成为颜色信号 R、G、B,在该情况下设定为不存在减弱增强量的信号(换言之,设定为 R、G、B 的信号的增强量变得相同)。其它情况也通过同样的标记方法来表示。

[0252] 此外,例如在标记为蓝色入射光的情况下,也可以是近紫外的入射光。同样地,在标记为红色入射光的情况下,也可以是近红外的入射光。

[0253] 此外,将上述实施方式等进行部分组合而构成的实施方式等也属于本发明。

[0254] 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。

[0255] 本申请主张 2010 年 6 月 28 日在日本申请的特愿 2010-146537 号的优先权基础,将上述公开内容引用于本申请的说明书、权利要求中。

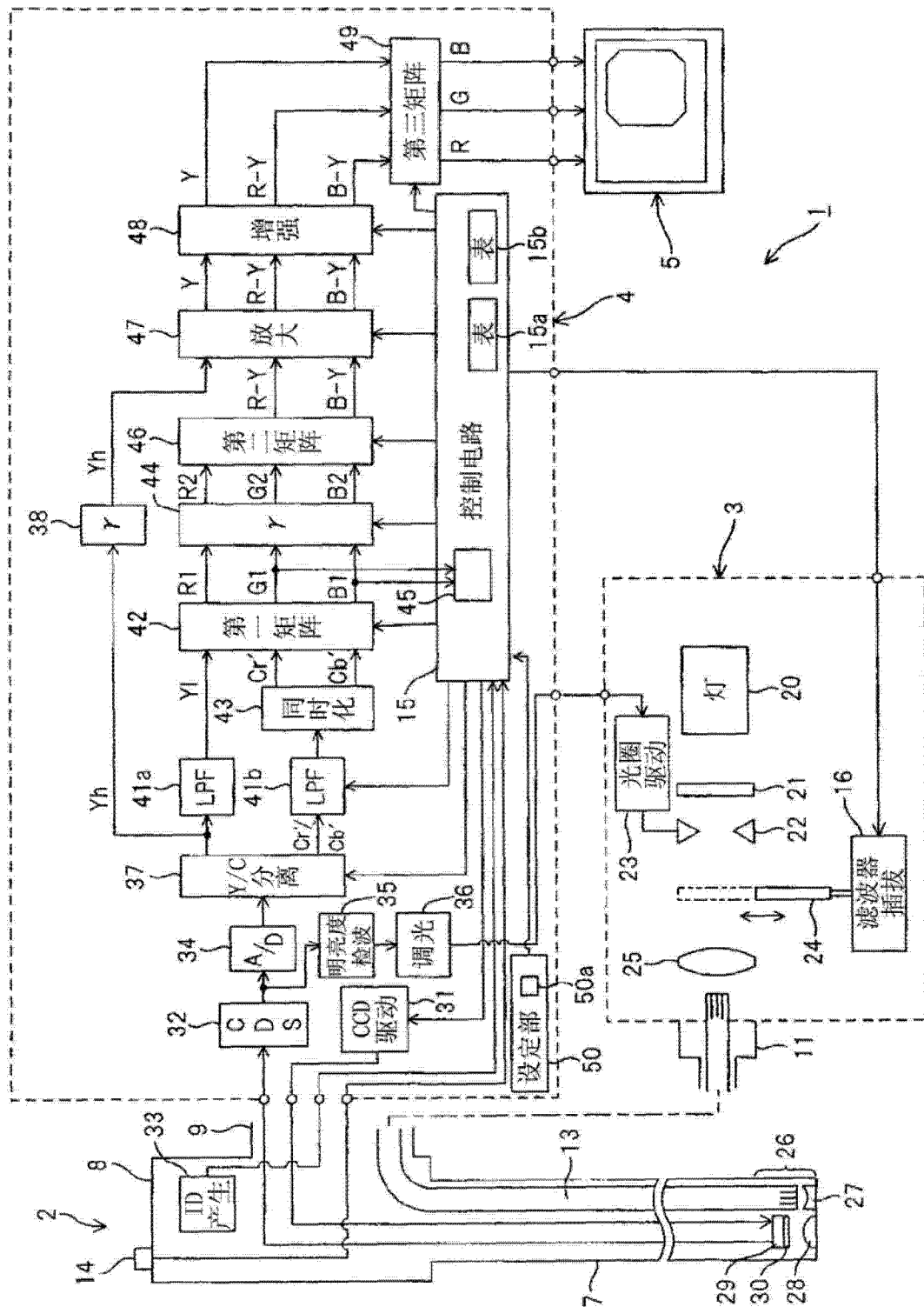


图 1

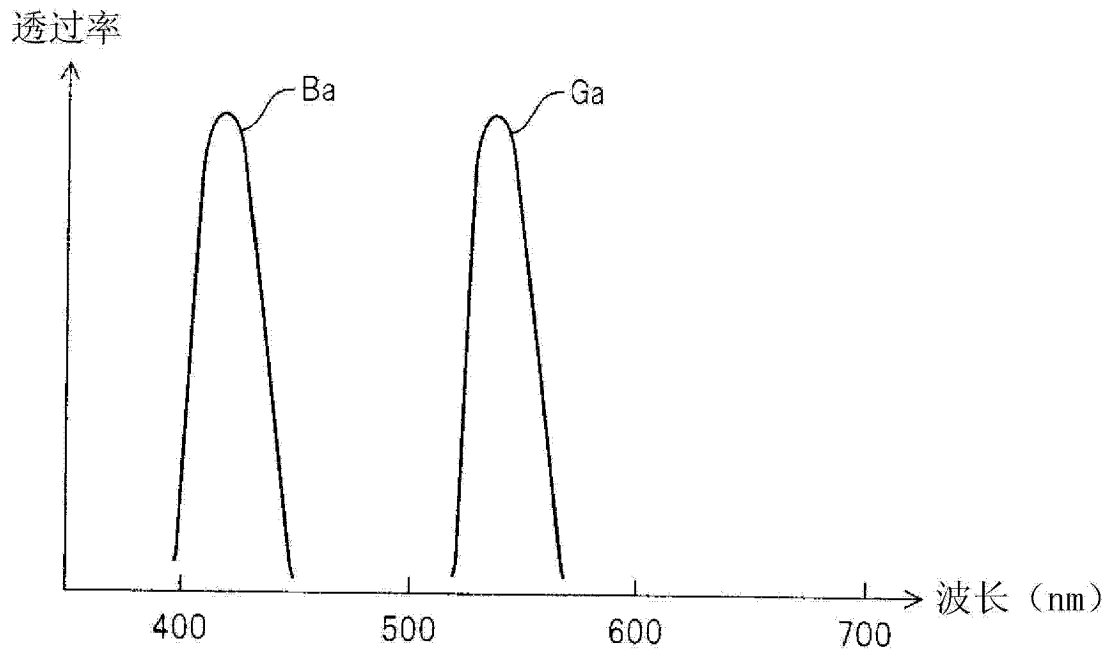


图 2

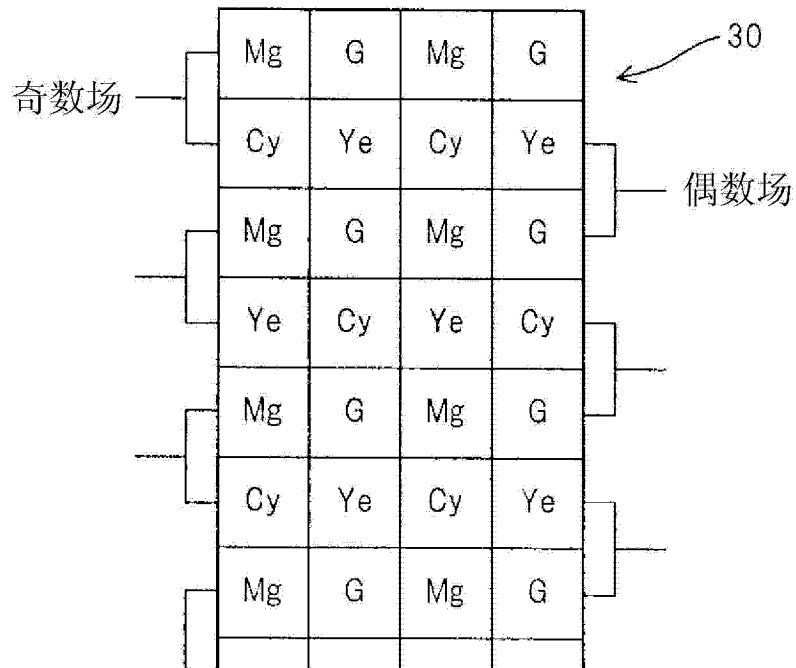


图 3

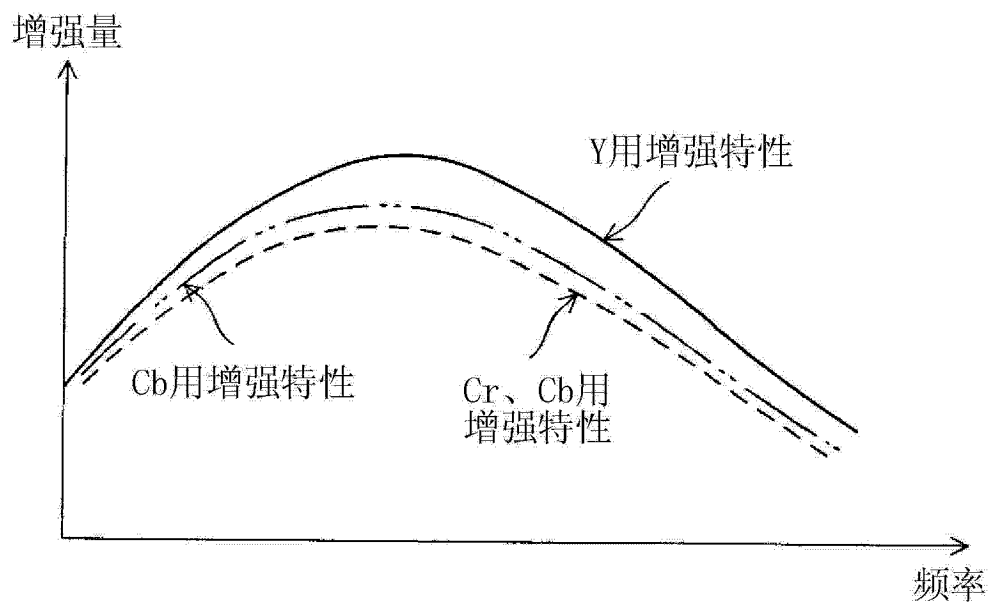


图 4

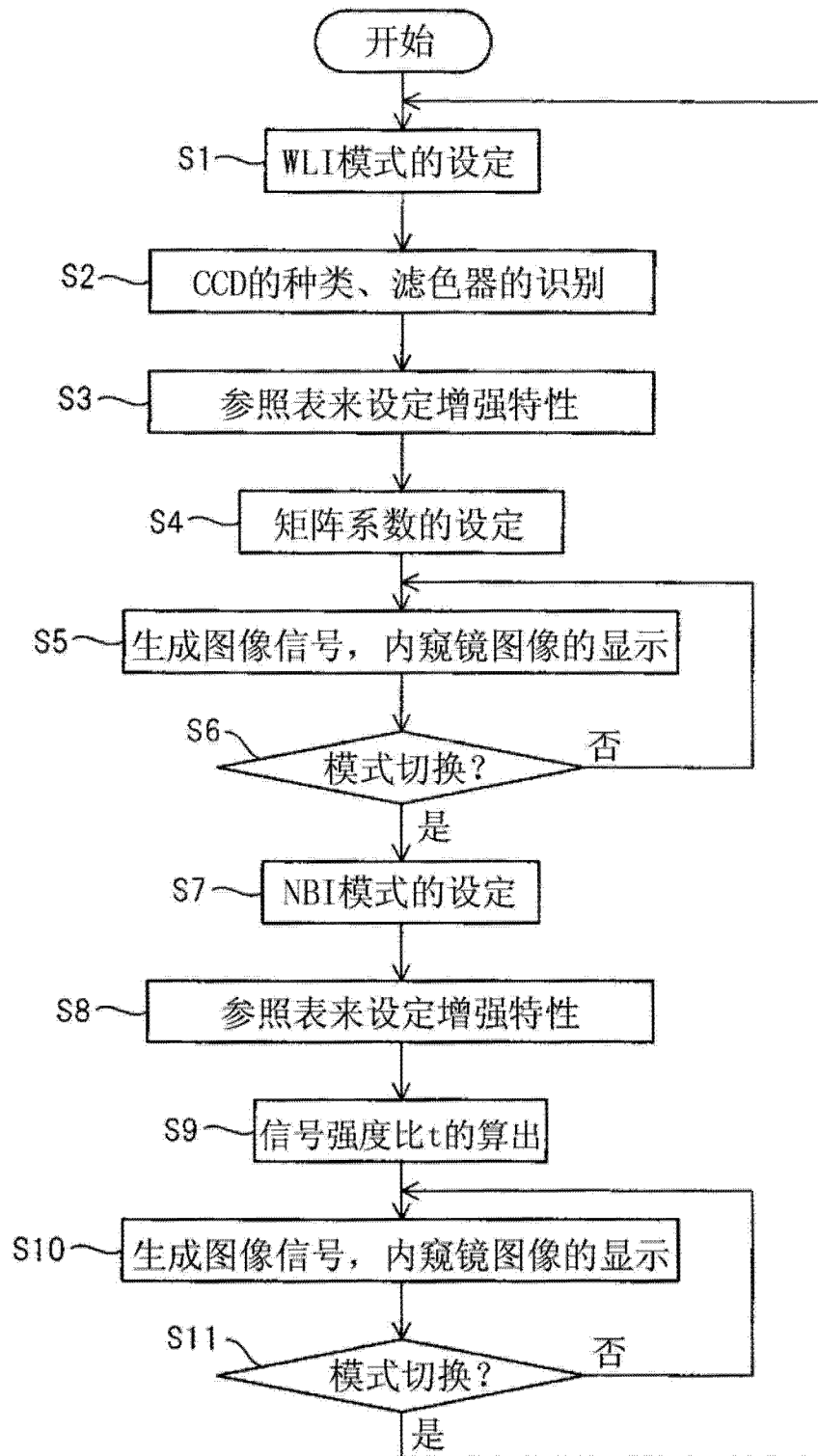


图 5

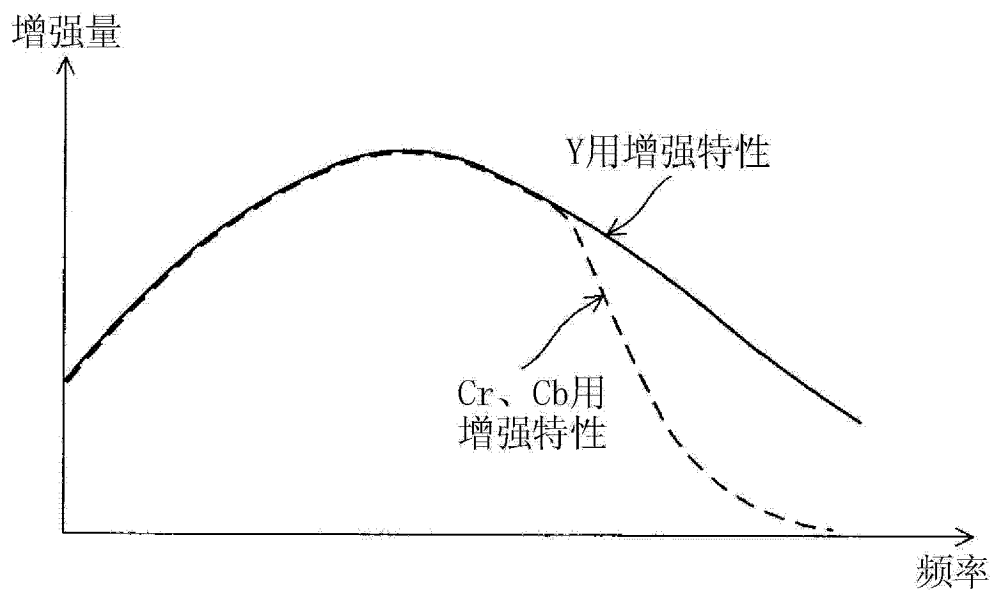


图 6

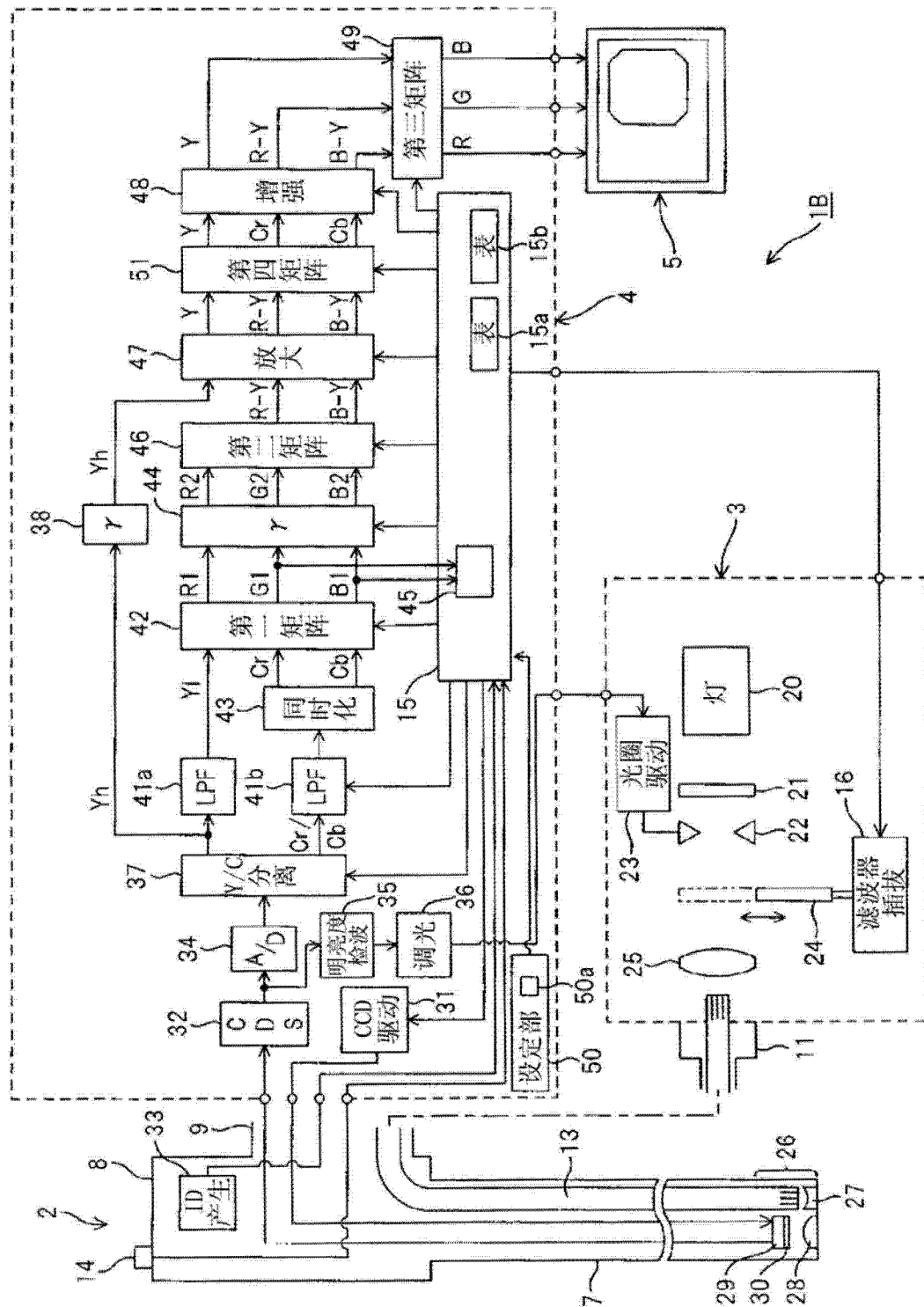


图 7

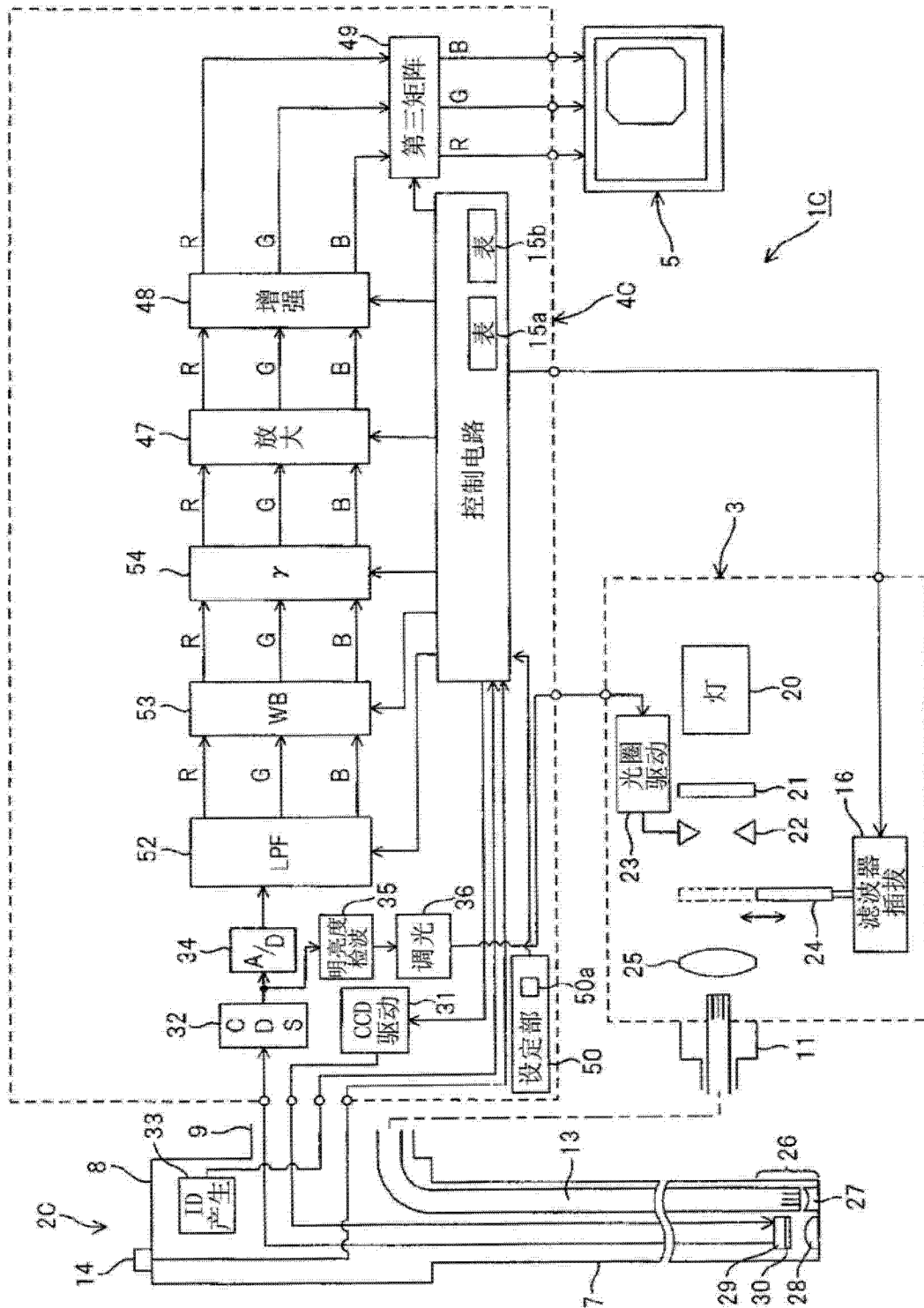


图 8

30c

R	G	R	G
G	B	G	B
R	G	R	G
G	B	G	B

图 9

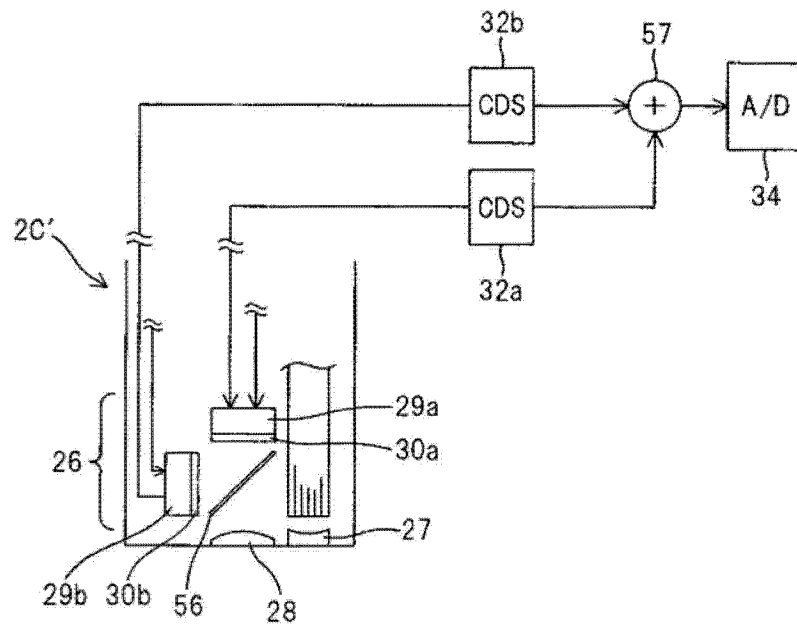


图 10

30a

G	G	G	G
G	G	G	G
G	G	G	G
G	G	G	G

30b

R	B	R	B
B	R	B	R
R	B	R	B
B	R	B	R

图 11

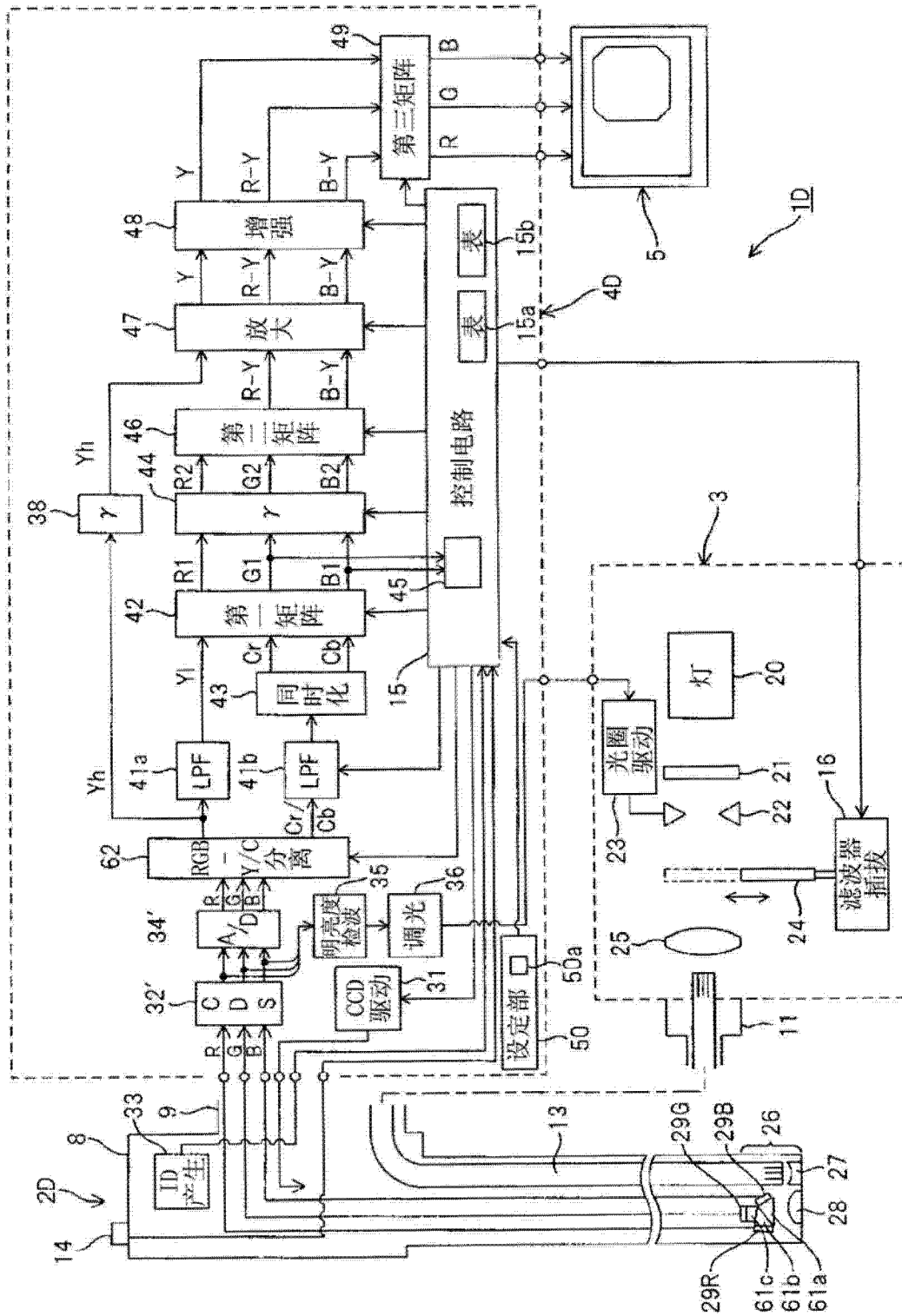


图 12

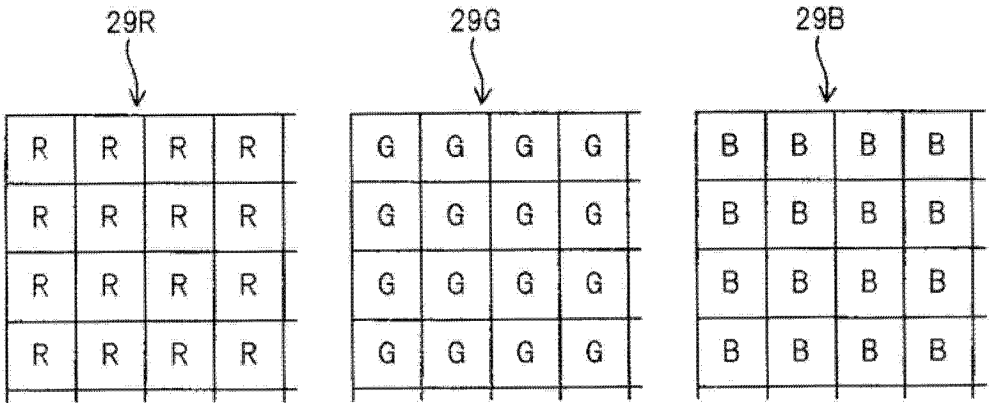


图 13

摄像部	被增强信号	增强量	备注
补色单片	Y/Cr	$Y > Cr$	
原色单片/双片	G/R	$G > R$	GR→YCr变化后, 增强量 $Y > Cr$
原色三片	G/R	$G = R$	GR→YCr变化后, 增强量 $Y > Cr$

图 14

摄像部	被增强信号	增强量	备注
补色单片	Y/Cr/Cb	$Y > Cr, Cb$	
原色单片/双片/三片	B/R	$B = R$	BGR→YCrCb变化后, 增强量 $Y > Cr, Cb$

图 15

摄像部	被增强信号	增强量	备注
补色单片	Y	—	
原色单片/双片/三片	B	—	BGR→YCrCb变化后, 仅增强Y

图 16

摄像部	被增强信号	增强量	备注
补色单片	Y	—	
原色单片/双片/三片	R	—	BGR→YCrCb变化后, 仅增强Y

图 17

入射光	减弱被增强(图像)信号/增强量的信号			
	摄像部的滤色器、片数			
	补色单片	原色单片	原色双片	原色三片
白色	YCrCb/CrCb		←	BGR/无
蓝色(包括近紫外) 绿色	YCb/Cb		←	BG/无
绿色~红色(包括近红外)	YCr/Cr		←	GR/无
蓝色(包括近紫外) 红色(包括近红外)	YCrCb/CrCb		←	BR/无
蓝色(包括近紫外)	Y/无		←	B/无
红色(包括近红外)	Y/无		←	R/无

图 18

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN102740760B	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN201180005842.0	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		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/051 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2010146537 2010-06-28 JP		
其他公开文献	CN102740760A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置，通过具备滤色器的CCD对由照明单元照射到被检体的光的返回光进行拍摄，在使用增强电路对通过Y/C分离电路等生成的作为图像信号的亮度信号Y与色差信号R-Y、B-Y进行清晰度的增强的情况下，根据观察模式、CCD的种类来切换增强的处理特性，从而减少伪色、颜色波纹。

