



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101822525 A

(43) 申请公布日 2010.09.08

(21) 申请号 201010117088.7

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2005.08.29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/04 (2006.01)

2004-250979 2004.08.30 JP

2004-250978 2004.08.30 JP

2004-252862 2004.08.31 JP

2004-256141 2004.09.02 JP

2004-256140 2004.09.02 JP

2005-009477 2005.01.17 JP

2005-244083 2005.08.25 JP

(62) 分案原申请数据

200580029053.5 2005.08.29

(71) 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 后野和弘 大岛睦巳 天野正一

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

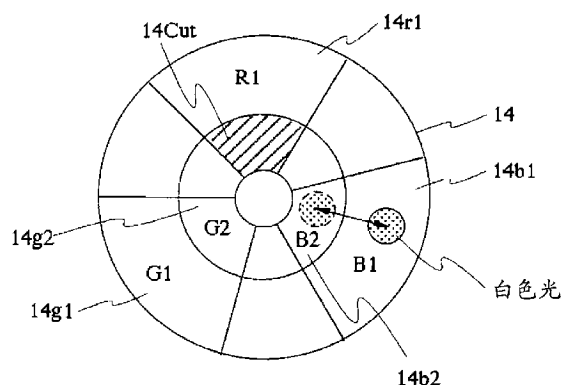
权利要求书 1 页 说明书 37 页 附图 44 页

(54) 发明名称

内窥镜装置

(57) 摘要

在本发明的内窥镜装置中,在根据旋转滤波器的第二滤波器组进行体腔内组织的窄带域光观察时,G2 滤波器部、B2 滤波器部、遮光滤波器部使照明光为具有离散的分光特性的 2 频带的窄带域的按面顺序的光,根据 B2 滤波器部的利用 CCD 拍摄的摄像信号成为具有浅层中的组织信息的频带图像,根据 G2 滤波器部的利用 CCD 拍摄的摄像信号成为具有中层中的组织信息的频带图像。由此根据便宜且简单的结构得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息。



1. 一种内窥镜装置,具备:

信号处理装置,其对于来自安装在内窥镜上的设置了用于进行彩色摄像的色彩分离用光学滤波器的摄像单元的输出信号,进行利用色彩分离单元分离为亮度信号和色差信号而生成彩色的影像信号的信号处理;以及

光源装置,切换地产生可见光区域的照明光和窄带域的照明光,

该内窥镜装置的特征在于,具备:

处理特性变更单元,与上述可见光区域的照明光和窄带域的照明光之间的切换联动,变更对于利用上述色彩分离单元进行了色彩分离的信号的处理特性。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

具有对于利用上述色彩分离单元进行了分离的上述色差信号进行带域限制的带域限制单元,在从上述可见光区域的照明光切换到窄带域的照明光的情况下,上述处理特性变更单元将上述带域限制单元的通过带域的特性变更为宽带域。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

具有变换单元,该变换单元从由上述色彩分离单元分离出的上述亮度信号以及色差信号变换为三基色信号,在从上述可见光区域的照明光切换到窄带域的照明光的情况下,上述处理特性变更单元变更决定上述变换单元的变换特性的变换系数。

内窥镜装置

[0001] 本申请是申请日为 2005 年 08 月 29 日、申请号为 200580029053.5、发明名称为“内窥镜装置”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种拍摄生物体组织的像并进行信号处理的内窥镜装置。

背景技术

[0003] 以往,广泛应用了照射照明光并得到体腔内的内窥镜图像的内窥镜装置。在这种内窥镜装置中,使用具有如下摄像单元的电子内窥镜,通过利用视频处理器对来自摄像单元的摄像信号进行信号处理,在观察监视器上显示内窥镜图像并观察患部等观察部位,其中,上述摄像单元使用光导部件(light guide)等将来自光源装置的照明光导入体腔内,根据该返回光来拍摄被摄体。

[0004] 在内窥镜装置中进行普通的生物体组织观察的情况下,由光源装置发出可见光区域的白色光,通过例如经过 RGB 等的旋转滤波器将按面顺序的光照射到被摄体,利用视频处理器同时化该按面顺序的光的返回光并进行图像处理从而得到彩色图像,或者通过在内窥镜摄像单元的摄像面的前面配置色卡(color chip)、利用色卡按各色成分来分离白色光的返回光从而进行拍摄,利用视频处理器进行图像处理,由此得到彩色图像。

[0005] 另一方面,在生物体组织中,根据照射的光的波长不同,光的吸收特性以及散射特性不同,因此例如在日本特开 2002-95635 号公报中,提出了一种窄带域光内窥镜装置,该窄带域光内窥镜装置将可见光区域的照明光作为离散的分光特性的、窄带域的、RGB 的按面顺序的光而照射到生物体组织上,得到生物体组织的所希望的深部的组织信息。

[0006] 在色卡的 CCD、特别是在补色滤波器的 CCD 中,R 窄带域成分的光透过多个滤色器并作为图像信息被抽出,因此为了从 G 窄带域成分以及 B 窄带域成分的图像信息中分离 R 窄带域成分的光的图像信息,存在图像信息处理系统的结构变得复杂的问题。

[0007] 另外,也会使生成 R 窄带域、G 窄带域、B 窄带域这 3 个频带(band)的窄带域按面顺序的光的光学滤波器的结构复杂化。

[0008] 本发明是鉴于上述问题而完成的,其目的在于提供一种可以利用便宜且简单的结构得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息的内窥镜装置。

发明内容

[0009] 用于解决问题的手段

[0010] 本发明的内窥镜装置具备:信号处理装置,其对于来自安装在内窥镜上的设置了用于进行彩色摄像的色彩分离用光学滤波器的摄像单元的输出信号,进行利用色彩分离单元分离为亮度信号和色差信号而生成彩色的影像信号的信号处理;以及光源装置,切换地产生可见光区域的照明光和窄带域的照明光,该内窥镜装置的特征在于,具备:处理特性变更单元,与上述可见光区域的照明光和窄带域的照明光之间的切换联动,变更对于利用上

述色彩分离单元进行了色彩分离的信号的处理特性。

[0011] 根据本发明,具有如下的效果,即,可以通过便宜且简单的结构得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息。

附图说明

[0012] 图 1 是表示与本发明的实施例 1 相关的内窥镜装置的结构的结构图。

[0013] 图 2 是表示图 1 的旋转滤波器的结构的结构图。

[0014] 图 3 是表示图 2 的旋转滤波器的第一滤波器组的分光特性的图。

[0015] 图 4 是表示图 2 的旋转滤波器的第二滤波器组的分光特性的图。

[0016] 图 5 是表示利用图 1 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图。

[0017] 图 6 是说明来自图 1 的内窥镜装置的照明光的在生物体组织的层方向上的到达状态的图。

[0018] 图 7 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。

[0019] 图 8 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图。

[0020] 图 9 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图。

[0021] 图 10 是表示根据透过图 4 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。

[0022] 图 11 是表示根据透过图 4 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图。

[0023] 图 12 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第一图。

[0024] 图 13 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第二图。

[0025] 图 14 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第三图。

[0026] 图 15 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第四图。

[0027] 图 16 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第五图。

[0028] 图 17 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第六图。

[0029] 图 18 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第七图。

[0030] 图 19 是表示图 1 的内窥镜装置的变形例的结构图。

[0031] 图 20 是表示图 19 的窄带域限制滤波器的分光透过特性的图。

[0032] 图 21 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第一干涉膜滤波器的分光透过特性的图。

[0033] 图 22 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第二干涉膜滤波器的分光透过特性的图。

[0034] 图 23 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第三干涉膜滤波器的分光透过特性的图。

[0035] 图 24 是表示图 20 的窄带域限制滤波器的变形例的分光透过特性的图。

[0036] 图 25 是表示图 1 的旋转滤波器的第一变形例的结构图。

- [0037] 图 26 是表示图 1 的旋转滤波器的第二变形例的结构的结构图。
- [0038] 图 27 是表示使用图 26 的旋转滤波器时的内窥镜装置的结构的图。
- [0039] 图 28 是表示具备本发明的实施例 2 的内窥镜装置的结构的框图。
- [0040] 图 29 是表示设置在固体摄像元件的色彩分离滤波器滤波器排列的结构的图。
- [0041] 图 30 是表示窄带域用滤波器的分光特性的特性图。
- [0042] 图 31 是表示调光信号生成电路的结构例的图。
- [0043] 图 32 是用于说明本实施例 2 的动作的流程图。
- [0044] 图 33 是表示变形例中的调光信号生成电路外围部的结构的图。
- [0045] 图 34 是以往的按面顺序方式的内窥镜装置的示意结构图。
- [0046] 图 35 是以往的同时式的内窥镜装置的示意结构图。
- [0047] 图 36 是表示具备本发明的实施例 3 的内窥镜装置的结构的框图。
- [0048] 图 37 是表示旋转滤波器的结构以及透过特性的图。
- [0049] 图 38 是表示调光信号生成电路的结构的电路图。
- [0050] 图 39 是表示变形例的视频处理器的结构的框图。
- [0051] 图 40 是表示具备本发明的实施例 4 的内窥镜装置的结构的框图。
- [0052] 图 41 是表示窄带域用滤波器的分光特性例的特性图。
- [0053] 图 42 是表示设置在固体摄像元件上的色彩分离滤波器的滤波器排列的结构的图。
- [0054] 图 43 是用于说明本实施例 4 的动作的流程图。
- [0055] 图 44 是表示亮度信号和色差信号中的信号带域的图。
- [0056] 图 45 是表示考虑图 44 的特性而在第一变形例中设定的第二矩阵电路的系数的图。
- [0057] 图 46 是表示第二变形例中的窄带域用滤波器的分光特性的特性图。
- [0058] 图 47 是表示在图 46 的情况下设定的第二矩阵电路的系数的图。
- [0059] 图 48 是表示现有例的影像信号处理装置的结构的框图。
- [0060] 图 49 是表示具备本发明的实施例 5 的内窥镜装置的结构的框图。
- [0061] 图 50 是表示与本发明的实施例 1 相关的内窥镜装置的外观结构的外观图。
- [0062] 图 51 是表示图 50 的光源装置的前面板的图。
- [0063] 图 52 是表示图 50 的视频处理器的前面板的图。
- [0064] 图 53 是表示图 50 的内窥镜装置的结构的图。
- [0065] 图 54 是表示图 53 的旋转滤波器的结构的图。
- [0066] 图 55 是表示图 54 的旋转滤波器的第一滤波器组的光谱特性的图。
- [0067] 图 56 是表示图 54 的旋转滤波器的第二滤波器组的光谱特性的图。
- [0068] 图 57 是表示利用图 53 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图。
- [0069] 图 58 是说明来自图 53 的内窥镜装置的照明光在生物体组织的层方向上的到达状态的图。
- [0070] 图 59 是表示根据透过图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。
- [0071] 图 60 是表示根据透过图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二

图。

[0072] 图 61 是表示根据透过图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图。

[0073] 图 62 是表示根据透过图 56 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。

[0074] 图 63 是表示根据透过图 56 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图。

[0075] 图 64 是表示图 53 的白平衡电路的结构的框图。

[0076] 图 65 是表示图 50 的内窥镜装置的第一变形例的外观结构的外观图。

[0077] 图 66 是表示图 50 的内窥镜装置的第二变形例的外观结构的外观图。

[0078] 图 67 是表示作为图 53 的内窥镜装置的变形例的同时式的内窥镜装置的结构的结构图。

[0079] 图 68 是表示图 67 的白平衡电路的结构的框图。

[0080] 图 69 是表示根据本发明的实施例 7 的白平衡电路的结构的结构图。

[0081] 图 70 是表示与本发明的实施例 8 相关的内窥镜装置的结构的结构图。

[0082] 图 71 是表示图 70 的旋转滤波器的结构的结构图。

[0083] 图 72 是表示图 71 的旋转滤波器的第一滤波器组的分光特性的图。

[0084] 图 73 是表示图 71 的旋转滤波器的第二滤波器组的分光特性的图。

[0085] 图 74 是表示利用图 70 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图。

[0086] 图 75 是说明来自图 70 内窥镜装置的照明光的在生物体组织的层方向上的到达状态的图。

[0087] 图 76 是表示根据透过图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。

[0088] 图 77 是表示根据透过图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图。

[0089] 图 78 是表示根据透过图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图。

[0090] 图 79 是表示根据透过图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图。

[0091] 图 80 是表示根据透过图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图。

[0092] 图 81 是表示根据透过图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图。

[0093] 图 82 是表示图 70 的白平衡电路的结构的框图。

[0094] 图 83 是表示图 82 的白平衡电路的变形例的结构的框图。

[0095] 图 84 是表示图 70 的内窥镜装置的第一变形例的结构的结构图。

[0096] 图 85 是表示图 84 的白平衡电路的结构的框图。

[0097] 图 86 是表示图 70 的内窥镜装置的第二变形例的结构的结构图。

[0098] 图 87 是表示图 86 的白平衡电路的结构的框图。

[0099] 图 88 是表示图 86 的白平衡电路的变形例的结构的框图。

具体实施方式

[0100] 下面参照附图说明本发明的实施例。

[0101] (实施例 1)

[0102] 图 1 至图 27 涉及本发明的实施例 1, 图 1 是表示内窥镜装置的结构的结构图; 图 2 是表示图 1 的旋转滤波器的结构的结构图; 图 3 是表示图 2 的旋转滤波器的第一滤波器组的分光特性的图; 图 4 是表示图 2 的旋转滤波器的第二滤波器组的分光特性的图; 图 5 是表示利用图 1 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图; 图 6 是说明来自图 1 的内窥镜装置的照明光的在生物体组织的层方向上的到达状态的图; 图 7 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图; 图 8 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图; 图 9 是表示根据透过图 3 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图; 图 10 是表示根据透过图 4 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图; 图 11 是表示根据透过图 4 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图; 图 12 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第一图; 图 13 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第二图; 图 14 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第三图; 图 15 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第四图; 图 16 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第五图; 图 17 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第六图; 图 18 是说明图 4 的第二滤波器组的制作方法的第七图; 图 19 是表示图 1 的内窥镜装置的变形例的结构的图; 图 20 是表示图 19 的窄带域限制滤波器的分光透过特性的图; 图 21 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第一干涉膜滤波器的分光透过特性的图; 图 22 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第二干涉膜滤波器的分光透过特性的图; 图 23 是表示实现图 19 的窄带域限制滤波器的第三干涉膜滤波器的分光透过特性的图; 图 24 是表示图 20 的窄带域限制滤波器的变形例的分光透过特性的图; 图 25 是表示图 1 的旋转滤波器的第一变形例的结构的结构图; 图 26 是表示图 1 的旋转滤波器的第二变形例的结构的结构图; 图 27 是表示使用图 26 的旋转滤波器时的内窥镜装置的结构图。

[0103] 如图 1 所示, 本实施方式的内窥镜装置 1 由以下部分构成: 作为插入到体腔内而对体腔内组织进行拍摄的摄像单元具有 CCD2 的电子内窥镜 3、对电子内窥镜 3 提供照明光的光源装置 4、对来自电子内窥镜 3 的 CCD2 的摄像信号进行信号处理而将内窥镜图像显示在观察监视器 5 或者对内窥镜图像进行编码而作为压缩图像输出到归档 (ファイリング) 装置 6 的视频处理器 7。

[0104] 光源装置 4 具备: 氙灯 11, 发出照明光; 热线切断滤波器 12, 遮挡 (遮断) 白色光的热线; 光圈 (絞り) 装置 13, 控制经过了热线切断滤波器 12 的白色光的光量; 旋转滤波器 14, 使照明光成为按面顺序的光; 聚光透镜 16, 使经过了旋转滤波器 14 的按面顺序的光在配置于电子内窥镜 3 内的光导部件 15 的入射面上聚光; 以及控制电路 17, 控制旋转滤波器 14 的旋转。

[0105] 如图 2 所示, 旋转滤波器 14 具有构成为圆盘状并且以中心为旋转轴的 2 重结构, 在外侧直径部分配置了构成第一滤波器组的 R1 滤波器部 14r1、G1 滤波器部 14g1、B1 滤波器部 14b1, 该第一滤波器组用来输出适合如图 3 所示的色彩再现的重叠的分光特性的按

面顺序的光,在内侧直径部分配置了构成第二滤波器组的 G2 滤波器部 14g2、B2 滤波器部 14b2、遮光滤波器部 14Cut,该第二滤波器组用来输出具有如图 4 所示的可抽出所希望的层组织信息的离散的分光特性的、二频带的窄带域的按面顺序的光。

[0106] 此外,例如将 B2 滤波器部 14b2 的波长域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ 设为 405 ~ 425nm,将 G2 滤波器部 14g2 的波长域 $\lambda_{21} \sim \lambda_{22}$ 设为 530 ~ 550nm。

[0107] 此外,也可以将波长域 $\lambda_{11} \sim \lambda_{12}$ 设为 400 ~ 440nm,将波长域 $\lambda_{21} \sim \lambda_{22}$ 设为 530 ~ 550nm。

[0108] 然后,如图 1 所示,旋转滤波器 14 根据控制电路 17 进行旋转滤波器电动机 18 的驱动控制而进行旋转,另外,根据来自后述的视频处理器 7 内的模式切换电路 42 的控制信号,利用模式切换电动机 19 进行径向的移动(作为与旋转滤波器 14 的光路垂直的移动,选择性地使旋转滤波器 14 的第一滤波器组或者第二滤波器组在光路上移动)。

[0109] 此外,由电源部 10 对氙灯 11、光圈装置 13、旋转滤波器电动机 18 以及模式切换电动机 19 提供电力。

[0110] 视频处理器 7 具备:驱动 CCD2 的 CCD 驱动电路 20、将利用 CCD2 经过对物光学系统 21 对体腔内组织进行拍摄的摄像信号放大的放大器 22、对经过了放大器 22 的摄像信号进行相关双采样以及噪声的除去等的处理电路 23、将经过了处理电路 23 的摄像信号变换为数字信号的图像数据的 A/D 变换器 24、对来自 A/D 变换器 24 的图像数据进行白平衡处理的白平衡电路(W. B.)25、用来使根据旋转滤波器 14 的按面顺序的光同时化的选择器 26 以及同时化存储器 27、28、29、读出保存在同时化存储器 27、28、29 中的按面顺序的光的各图像数据并进行伽马校正处理、轮廓强调处理、色彩处理等的图像处理电路 30、将来自图像处理电路 30 的图像数据变换为模拟信号的 D/A 电路 31、32、33、对来自图像处理电路 30 的图像数据进行编码的编码电路 34、输入来自光源装置 4 的控制电路 17 的与旋转滤波器 14 的旋转同步的同步信号并将各种定时信号输出到上述各电路的定时生成器(T. G.)35。

[0111] 此外,在电子内窥镜 2 中设置有模式切换指示开关 41,将该模式切换指示开关 41 的输出输出到视频处理器 7 内的模式切换电路 42。视频处理器 7 的模式切换电路 42 将控制信号输出到调光电路 43、调光控制参数切换电路 44 以及光源装置 4 的模式切换电动机 19。调光控制参数切换电路 44 将与旋转滤波器 14 的第一滤波器组或者第二滤波器组相应的调光控制参数输出到调光电路 43 中,调光电路 43 根据来自模式切换电路 42 的控制信号以及来自调光控制参数切换电路 44 的调光控制参数,控制光源装置 4 的光圈装置 13 并且进行适当的亮度控制。

[0112] 下面说明这样构成的本实施方式的内窥镜装置的作用。

[0113] 如图 5 所示,体腔内组织 51 在很多情况下具有例如在深度方向上不同的血管等吸收体分布结构。在粘膜表层附近,主要分布较多的毛细血管 52,另外在比该层深的中层中,除了毛细血管以外还分布比毛细血管粗的血管 53,并且在深层中分布更粗的血管 54。

[0114] 另一方面,光对体腔内组织 51 的光的深度方向的深度到达度依靠光的波长,如图 6 所示,包含可见光区域的照明光在如蓝(B)色那样波长短的光的情况下,由于生物体组织中的吸收特性以及散射特性,光只能到达表层附近,观察到在到那里为止的深度的范围中被吸收、散射并从表面出来的光。此外,波长比蓝(B)色光长的绿(G)色光的情况下,深达到比蓝(B)色光所深达到的范围更深的位置,观察到在该范围中被吸收、散射并从表面出

来的光。此外,波长比绿(G)色光长的红(R)色光的情况下,光到达更深范围。

[0115] 在普通观察时,根据控制信号,视频处理器7内的模式切换电路42控制模式切换电动机19,使得作为旋转滤波器14的第一滤波器组的R1滤波器14r1、G1滤波器14g1、B1滤波器14b1位于照明光的光路上。

[0116] 对体腔内组织51进行普通观察时,R1滤波器部14r1、G1滤波器部14g1、B1滤波器部14b1为了使各波长域如图3所示那样地重叠,

[0117] (1)在根据B1滤波器部14b1的利用CCD2进行拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图7所示的浅层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0118] (2)此外,在根据G1滤波器14g1的利用CCD2进行拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图8所示的中层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0119] (3)此外,在根据R1滤波器14r1的利用CCD2进行拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图9所示的深层中的组织信息的中层以及深层组织信息的频带图像进行拍摄。

[0120] 而且,根据视频处理器7,将这些RGB摄像信号同时化而进行信号处理,由此,作为内窥镜图像,可以得到所希望的或者再现了自然的色彩的内窥镜图像。

[0121] 另一方面,按下电子内窥镜3的模式切换指示开关41时,将该信号输入到视频处理器7的模式切换电路42。模式切换电路42通过将控制信号输出到光源装置4的模式切换电动机19,对光路驱动旋转滤波器14,以移动在普通观察时位于光路上的旋转滤波器14的第一滤波器组,并且将第二滤波器组配置在光路上。

[0122] 根据第二滤波器组对体腔内组织51进行窄带域光观察时,G2滤波器部14g2、B2滤波器部14b2、遮光滤波器部14Cut为了使照明光如图4所示那样成为具有离散的分光特性的二频带窄带域的按面顺序的光、并不使各波长域重叠,

[0123] (4)在根据B2滤波器部14b2的利用CCD2进行拍摄的摄像信号中,拍摄具有如图10所示的浅层中的组织信息的频带图像,

[0124] (5)另外,在根据G2滤波器部14g2的利用CCD2进行拍摄的摄像信号中,拍摄具有如图11所示的中层中的组织信息的频带图像。

[0125] 此时,如图3以及图4可知,相对于根据第一滤波器组的透过光量,根据第二滤波器组的透过光量的带域变窄、减少,因此调光控制参数切换电路44将与旋转滤波器14的第一滤波器组或者第二滤波器组相应的调光控制参数输出到调光电路43,由此,调光电路43控制光圈装置13,因此即使是在观察窄带域光时也可以得到亮度充足的图像数据。

[0126] 另外,图像处理电路30在观察窄带域光时的图像的彩色化中,作为R频道←G窄带域图像数据、G频道←B窄带域图像数据、B频道←B窄带域图像数据,生成RGB3频道的彩色图像。

[0127] 即,对于G窄带域图像数据(G)以及B窄带域图像数据(B),图像处理电路30根据以下的式(1)生成RGB3频道的彩色图像(R'、G'、B')。

[0128] [式1]

$$[0129] \quad \begin{pmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} h11 & h12 \\ h21 & h22 \\ h31 & h32 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

[0130] 例如,设 $h11 = 1$ 、 $h12 = 0$ 、 $h21 = 0$ 、 $h22 = 1.2$ 、 $h31 = 0$ 、 $h32 = 0.8$ 。

[0131] 为了得到图 12 所示的以往的三频带的窄带域的按面顺序的光,需要用于 B 窄带域光的具有如图 13 以及图 14 所示的分光透过率特性的干涉膜滤波器的蒸镀、用于 G 窄带域光的具有如图 15 以及图 16 所示的分光透过率特性的干涉膜滤波器的蒸镀、用于 R 窄带域光的具有如图 17 以及图 18 所示的分光透过率特性的干涉膜滤波器的蒸镀,但是在本实施例中,根据具有如图 13 以及图 14 所示的分光透过率特性的干涉膜滤波器的蒸镀来制作 B2 滤波器部 14b2,根据具有如图 15 以及图 16 所示的分光透过率特性的干涉膜滤波器的蒸镀来制作 G2 滤波器部 14g2。

[0132] 在这样制作光学滤波器的情况下,普通利用多层干涉膜滤波器的蒸镀的情况较多,在该制造方法中,为了使其分光透过率特性窄带域化,必须蒸镀很多层的膜,因此存在成本增加和滤波器厚度增加的问题,但是在本实施例中,通过进行必要的最小限度的多层干涉膜滤波器的蒸镀,可以得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息,例如可以在早期癌症等伴随粘膜表层附近的细胞排列的混乱的疾病的识别诊断中利用。

[0133] 此外,在上述实施例的内窥镜装置 1 中,以由光源装置 4 提供按面顺序的光、由视频处理器 7 将按面顺序的图像信息同时化而进行图像化的面顺序式内窥镜装置为例进行了说明,但是不限于此,也可以应用于同时式内窥镜装置中。

[0134] 即,如图 19 所示,由提供白色光的光源装置 4a、在 CCD2 的摄像面的前面具备色卡 100 的电子内窥镜 3a、对来自电子内窥镜 3a 的摄像信号进行信号处理的视频处理器 7a 构成的同时式内窥镜装置 1a 中也可以应用本实施例。

[0135] 在光源装置 4a 中,经过热线切断滤波器 12 的来自氙灯 11 的白色光,利用光圈装置 13 控制光量,射出到配置在电子内窥镜 3a 内的光导部件 15 的入射面。在该白色光的光路上可插拔(插脱)地设置变换为具有如图 20 所示的离散的分光特性的二频带窄带域光 A1、A2 的窄带域限制滤波器 14a。

[0136] 此外,窄带域限制滤波器 14a 的窄带域光 A1、A2 可以通过具有如图 21 至图 23 所示的分光透过率特性的多个干涉膜滤波器的蒸镀而实现。在此,作为窄带域光 A1 的波长域以及窄带域光 A2 的波长域,假定为

[0137] 窄带域光 A1 = 405 ~ 425nm,窄带域光 A2 = 530 ~ 550nm

[0138] 窄带域光 A1 = 405 ~ 425nm,窄带域光 A2 = 490 ~ 510nm

[0139] 窄带域光 A1 = 405 ~ 425nm,窄带域光 A2 = 440 ~ 460nm

[0140] 窄带域光 A1 = 440 ~ 460nm,窄带域光 A2 = 530 ~ 550nm

[0141] 的各组合,但是也可以包含近紫外域或者近红外域。

[0142] 在电子内窥镜 3a 中,经过色卡 100,利用 CCD2 拍摄体腔内组织 51 的像。

[0143] 在视频处理器 7a 中,来自 A/D 变换器 24 的图像数据通过 Y/C 分离电路 101 分离为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb,通过 RGB 矩阵电路 102 变换为 RGB 信号,输出到白平衡电路 25。其他结构以及作用与图 1 的内窥镜装置相同。

[0144] 另外,由于 R 窄带域成分的光不照射到体腔内组织 51,因此在观察窄带域光时所得到的信息中,不包含根据 R 窄带域光的组织信息,不分离根据 R 窄带域成分的光的图像信息就可以得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息,具有信息处理变得容易的效果。

[0145] 此外,也可以将旋转滤波器 14 的第二滤波器组中的 B2 滤波器部 14b2 以及 G2 滤波器部 14g2 的分光透过特性设为如图 24 所示那样,使 G 窄带域中的分光积比 B 窄带域光

中的分光积小。这对于窄带域限制滤波器 14a 的窄带域光 A1 (相当于 B 窄带域光) 以及窄带域光 A2 (相当于 G 窄带域光) 也是同样的。

[0146] 或者在 CCD2 的入射光中,使 G 带域光的分光积 SG 比 B 带域光中的分光积 SB 小。例如,设为 $0.10 \leq SG/SB \leq 0.35$ 。

[0147] $SG = \int^G S(\lambda) d\lambda$

[0148] $SB = \int^B S(\lambda) d\lambda$

[0149] $S(\lambda) = \text{Lamp}(\lambda) \times \text{LIRCut}(\lambda) \times \text{NBIFilter}(\lambda)$

[0150] $\times \text{LG}(\lambda) \times \text{IRCut}(\lambda) \times \text{YagCut}(\lambda)$

[0151] $\text{Lamp}(\lambda)$:灯的分光特性

[0152] $\text{LIRCut}(\lambda)$:光源装置内的热线切断滤波器的分光特性

[0153] $\text{NBIFilter}(\lambda)$:窄带域限制滤波器(NBI 滤波器)的分光特性

[0154] $\text{LG}(\lambda)$:光导部件的分光特性

[0155] $\text{IRCut}(\lambda)$:内窥镜内红外光切断滤波器的分光特性

[0156] $\text{YagCut}(\lambda)$:内窥镜内激光切断滤波器的分光特性

[0157] 在此, $\int^G$ 、 $\int^B$ 分别表示 G 窄带域光、B 窄带域光中的波长域中的积分运算。

[0158] 以往,窄带域限制滤波器(NBI 滤波器)的透过率的设计中,由于抑制白帽(标准白色板)摄影时的 R、B 信号中的噪声,白平衡的校正值设为在 RGB 中大致相等。

[0159] 然而,在观察生物体粘膜时,由于根据 Hb(血红蛋白)的吸光度在 B 带域光中比 G 带域光高,因此 B 信号相对变暗。为了根据色彩变换处理来提高 NBI 的粘膜信息的识别性,有必要使 G、B 信号的亮度大致相等,但是由于需要使 B 信号提高增益,因此存在 B 信号的噪声变得显著的问题。进而,在补色滤波器的 CCD 中,如果透过率的调整不合适,则 Y/Cr/Cb 的饱和点对每个信号分别不同,在通过线性运算从 YCrCb 信号变换成的 RGB 信号中,色彩再现性会恶化。

[0160] 因此,通过使 G 窄带域中的分光积比 B 窄带域光中的分光积小,可以得到根据 NBI 的良好的画质。

[0161] 即,通过使 G 带域的透过率比 B 带域低,可以使观察生物体粘膜时的 G、B 信号输出的差变少,结果,可以减小 B 信号的增益,因此可以抑制噪声。

[0162] 另外,在观察生物体粘膜时,可以缩小 Y/Cr/Cb 的饱和点的差,因此在变换后的 RGB 信号中,可以相对于亮度加宽信号输出的线性变化的范围(range),结果,色彩再现性的范围也变宽。

[0163] 此外,在图 1 中,旋转滤波器 14 的第二滤波器组由 G2 滤波器部 14g2、B2 滤波器部 14b2、遮光滤波器部 14Cut 构成(参照图 2),但是如图 25 所示,也可以在遮光滤波器部 14Cut 部分中还配置 B2 滤波器部 14b2,使第二滤波器组由 B2 滤波器部 14b2、G2 滤波器部 14g2、B2 滤波器部 14b2 构成,通过这样构成,在一个场期间执行 2 次根据 B2 滤波器部 14b2 的在 CCD2 中的摄像,对该摄像信号进行运算处理,例如可以通过进行 B 加法处理而改善窄带域 B 图像的亮度、通过进行平均处理提高 SN。

[0164] 另外,也可以是,将图 1 中的 2 重结构的旋转滤波器 14,仅利用由图 26 所示的 1 重结构的 R1 滤波器部 14r1、G1 滤波器部 14g1、B1 滤波器部 14b1 构成的第一滤波器组来构成旋转滤波器 140,并且,如图 27 所示,在该旋转滤波器 140 的入射光轴前段,在光轴上可插拔

地配置图 19 所示的窄带域限制滤波器 14a 而构成光源装置 4,在该情况下,在 CCD2 的前面不需要设置色卡 100,利用图 1 中示出的结构的视频处理器 7,可以进行根据普通的按面顺序的光的观察和根据窄带域的按面顺序的光的观察。

[0165] (实施例 2)

[0166] 图 28 至图 35 与本发明的实施例 2 有关,图 28 表示具备本发明的实施例 1 的内窥镜装置的结构;图 29 表示设置在固体摄像元件中的色彩分离滤波器的滤波器排列的结构;图 30 表示窄带域用滤波器的分光特性;图 31 表示调光信号生成电路的结构;图 32 表示用于说明本实施例的动作的流程图;图 33 表示变形例中的调光信号生成电路外围部的结构;图 34 表示以往的按面顺序方式的内窥镜装置的示意结构图的结构;图 35 表示以往的同时式的内窥镜装置的示意结构图。

[0167] 近年来,在各种内窥镜检查等中广泛采用具备摄像单元的电子内窥镜。

[0168] 另外,最近,利用窄带域的照明光得到窄带域光观察图像的内窥镜装置正在实用化。

[0169] 图 34 表示采用按面顺序方式、可以得到普通光观察像和窄带域光观察像的以往例的内窥镜装置 1070 的示意结构。

[0170] 光源装置 1071 在普通光观察时产生宽带域的 R、G、B 的按面顺序的照明光,在窄带域光观察时产生窄带域的 R、G、B 的按面顺序的照明光,对被摄体进行照明。

[0171] 对于被照明的被摄体,利用 CCD1072 按面顺序进行拍摄。该 CCD1072 是摄像面上没有设置色彩分离用的滤色器的 CCD,即单色(モノクロ)CCD。利用该 CCD1072,将进行了光电变换的按面顺序的摄像信号输入到影像处理电路 1073 的 CDS 电路 1074 中,在抽出信号成分之后,输入到 A/D 变换电路 1075,并且输入到亮度检波电路 1076 中。

[0172] 输入到 A/D 变换电路 1075 的按面顺序的模拟信号,在变换为数字信号之后,输入到同时化电路 1077 中,变换为被同时化了的 RGB 信号。从该同时化电路 1077 输出的 RGB 信号,由放大电路 1078 进行放大处理之后,输入到强调电路 1079 中,进行了轮廓强调之后,从输出端输出到未图示的监视器,对普通光观察模式或者窄带域光观察模式的内窥镜图像进行彩色显示。

[0173] 另外,亮度检波电路 1076 对输入的按面顺序的 R、G、B 信号进行积分等而生成调光基准信号,将与基准亮度值的差分信号作为调光信号而输出到光源装置 1071。而且,利用该调光信号,调整根据光源装置 1071 的照明光量。

[0174] 在以往例中在普通光观察时可以利用生成的调光基准信号适当进行调光,但是在窄带域光观察时,由于成为窄带域的照明光,因此照明光量降低,利用与普通光观察时相同的调光基准信号的生成单元不能进行适当的调光。

[0175] 此外,在普通光观察时,可以用由各色彩成分信号整体构成的亮度级别来规定该图像的亮度,但是在窄带域光观察时,有时候特定的色彩信号成为重要的图像信息,因此与普通光观察时同样地生成调光基准信号时,存在在宽光量范围中不能适当地进行调光的缺点。

[0176] 也就是说,在普通光观察时,可以利用各信号的平均值进行调光,但是在窄带域光观察时由于特定的色彩成分的图像信息变得重要,因此存在仅利用各信号的平均值不能进行适当的调光的缺点。

[0177] 此外,作为采用按面顺序的方式、可以得到普通光观察像和窄带域光观察像的以往例的内窥镜装置,例如有日本特开 2002-95635 号公报,在该公报中,在普通光观察时和窄带域光观察时,变更共用的调光电路中的调光控制参数。

[0178] 根据该公报的现有例,根据图 34 的电路结构的情况,虽然可以改善,但是由于还是采用共用的调光电路,因此存在即使变更调光控制参数也难以在窄带域光观察时适当地进行调光的缺点。

[0179] 另一方面,图 35 表示利用安装了具备光学滤波器的摄像单元的内窥镜,进行普通光观察和窄带域光观察的同时式的现有例的内窥镜装置 1080 的示意结构。

[0180] 光源装置 1081 在普通光观察时产生白色光的照明光,在窄带域光观察时产生 R、G、B 的窄带域的照明光,对被摄体进行照明。

[0181] 对于被照明的被摄体,利用在摄像面上设置了滤色器 1082 的 CCD1083 进行拍摄。利用该 CCD1083 进行光电变换的摄像信号输入到影像处理电路 1084 的 CDS 电路 1085 中,抽出信号成分之后,输入到 Y/C 分离电路 1086 中,并且输入到亮度检波电路 1087 中。

[0182] 输入到 Y/C 分离电路 1086 的摄像信号,在分离为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb 之后,输入到第一矩阵电路 1088 中,变换为 RGB 信号。将该 RGB 信号输入到第二矩阵电路 1089 中,变换为亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y。

[0183] 该亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y,利用放大电路 1090 进行放大处理之后,输入到强调电路 1091 中,进行轮廓强调之后,输入到第三矩阵电路 1092 中,变换为 RGB 信号(三基色信号)之后,从输出端输出到未图示的监视器,对普通光观察模式或者窄带域光观察模式的内窥镜图像进行彩色显示。

[0184] 另外,亮度检波电路 1087 对输入的 CDS 输出信号进行积分等,算出 CDS 输出信号中的平均值生成调光基准信号,将与基准亮度值的差分信号作为调光信号输出到光源装置 1081 中。然后,利用该调光信号,调整根据光源装置 1081 的照明光量。

[0185] 在图 35 中示出的同时方式的情况下也与按面顺序的方式中所做的说明相同,由于在普通光观察时和窄带域光观察时利用共用的电路结构生成调光基准信号,因此存在难以在窄带域光观察时适当地进行调光的缺点。

[0186] 本实施例 2 以及后述的实施例 3 的目的在于,提供在普通光观察时和窄带域光观察时的任一个中都可以适当地进行调光的内窥镜装置。

[0187] 如图 28 所示,具备实施例 2 的内窥镜装置 1001 具备:电子内窥镜(以下简称为内窥镜)1002,插入到体腔内等进行内窥镜检查;光源装置 1003,对该内窥镜 1002 提供照明光;视频处理器 1004,驱动内置于内窥镜 1002 中的摄像单元,并且进行对于摄像单元的输出信号的信号处理;以及监视器 1005,通过输入从该视频处理器 1004 输出的影像信号,显示由摄像单元拍摄的内窥镜图像。

[0188] 内窥镜 1002 具有细长的插入部 1007、设置在该插入部 1007 的后端的操作部 1008、从该操作部 1008 延伸出来的通用电缆 1009,该通用电缆 1009 的端部的光导部件连接器 1011 与光源装置 1003 可装卸地连接,信号连接器与视频处理器 1004 可装卸地连接。

[0189] 在上述插入部 1007 内,插通传送照明光的光导部件 1013,将该光导部件 1013 中的身边一侧端部的光导部件连接器 1011 连接到光源装置 1003,由此将来自光源装置 1003 的照明光提供到光导部件 1013 中。

[0190] 光源装置 1003 在普通光观察模式时,产生作为普通照明光的白色光(可见光区域)的照明光,提供到光导部件 1013,在窄带域光观察模式时,产生窄带域的照明光,提供到光导部件 1013。

[0191] 普通光观察模式和窄带域光观察模式的切换指示,例如可以利用设置在内窥镜 1002 的操作部 1008 中的内窥镜开关等的模式切换开关 1014 进行。此外,模式切换开关 1014 除了由设置在内窥镜 1002 中的内窥镜开关构成之外,还可以由脚踏开关构成,也可以设置在视频处理器 1004 的前面板,也可以是由未图示的键盘构成等。

[0192] 该模式切换开关 1014 的模式切换信号,输入到视频处理器 1004 内的控制电路 1015 中,模式切换信号输入时,该控制电路 1015 控制光源装置 1003 的滤波器插拔机构 1016,选择性地切换普通照明光和窄带域照明光。

[0193] 另外,如后所述,该控制电路 1015 与从光源装置 3 提供到光导部件 1013 的照明光的切换控制联动,也进行切换视频处理器 1004 内的影像信号处理系统的特性的控制。

[0194] 光源装置 1003,内置产生照明光的灯 1020,该灯 1020 产生覆盖(红、绿、蓝等的)可见光的波长区域的照明光。在由红外切断滤波器 1021 切断红外光而成为略白色照明光之后,该照明光入射到光圈 1022。该光圈 1022 利用光圈驱动电路 23,控制其开口量。而且控制通过该光圈 1022 的照明光量。

[0195] 通过了该光圈 1022 的照明光,通过利用由柱塞等构成的滤波器插拔机构 1016 在照明光路中插拔的窄带域用滤波器 1024,或者不通过窄带域用滤波器 1024 而入射到聚光透镜 1025 中,由该聚光透镜 1025 进行聚光而入射到光导部件 1013 的身边一侧的端面,也就是入射端面。

[0196] 图 30 表示窄带域用滤波器 1024 的分光特性的一例。该窄带域用滤波器 1024 表示 3 峰性滤波器特性,例如,具有红、绿、蓝各波长域中的各个窄带域透过滤波器特性部 Ra、Ga、Ba。

[0197] 更具体地说,窄带域透过滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 具有中心波长分别为 600nm、540nm、420nm,其半幅值为 20 ~ 40nm 的带通特性。

[0198] 因此,将窄带域用滤波器 1024 配置在照明光路中的情况下,透过了该窄带域透过滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 的 3 频带的窄带域照明光入射到光导部件 1013 中。

[0199] 与此相对,在没有将窄带域用滤波器 1024 配置在照明光路中的情况下,将白色光提供到光导部件 1013 中。

[0200] 来自光导部件 1013 的照明光通过光导部件 1013 传送到其前端面,经过安装在设置于插入部 1007 的前端部 1026 的照明窗的照明透镜 1027,射出到外部,对体腔内的患部等生物体组织的表面进行照明。

[0201] 在前端部 1026 中,与照明窗相邻设置有观察窗,在该观察窗上安装有物镜 1028。该物镜 1028 对根据来自生物体组织的反射光的光学像成像。在该物镜 1028 的成像位置中,作为固体摄像元件配置有电荷耦合元件(略称为 CCD)1029,利用该 CCD1029 进行光电变换。

[0202] 在该 CCD1029 的摄像面上,作为进行光学上色彩分离的色彩分离滤波器 1030,以各像素单位安装例如图 29 所示的补色系滤波器。

[0203] 该补色系滤波器在各像素前分别配置品红(Mg)、绿(G)、蓝绿(Cy)、黄(Ye)四种色彩的色卡,在水平方向上使 Mg 和 G 交叉配置,在纵向以 Mg、Cy、Mg、Ye 和 G、Ye、G、Cy 的排列

顺序分别配置。

[0204] 而且,在使用了该补色系滤波器的 CCD1029 的情况下,将在纵向相邻的两列像素相加而顺序读出,但是此时在奇数场和偶数场中使像素列错开读出。而且,利用后段侧中的色彩分离电路,如公知技术那样生成亮度信号和色差信号。

[0205] 上述 CCD1029 与信号线的一端连接,将与该信号线的另一端连接的信号连接器连接到视频处理器 1004,由此视频处理器 1004 内的 CCD 驱动电路 1031 和 CDS 电路 1032 连接。

[0206] CCD1029 根据来自 CCD 驱动电路 1031 的 CCD 驱动信号的施加,将进行了光电变换的摄像信号输入到 CDS 电路 1032 中。信号成分通过 CDS 电路 1032 从摄像信号抽出变换为基带信号之后,输入到进行 Y/C 分离和同时化的 Y/C 分离 / 同时化电路 1033 中,并且,经过构成生成调光信号的调光信号生成电路 1034 的选择器 1035、积分电路 1036,输入到调光电路 1037 中。

[0207] Y/C 分离 / 同时化电路 1033 在生成亮度信号 Y 和按照线顺序的色差信号之后,分别通过未图示的低通滤波器作为规定带域的亮度信号 Y 和按照线顺序的色差信号。此外,对于按照线顺序的色差信号,利用未图示的迟延线等作为同时化的色差信号 $Cr (= 2R-G)$ 、 $Cb (= 2B-G)$,与亮度信号 Y 一起输出到第一矩阵电路 1038 中。

[0208] 此外,根据模式切换开关 1014 的操作,从普通光观察模式切换到窄带域光观察模式的情况下,控制电路 1015 将 Y/C 分离 / 同时化电路 1033 中的色差信号 Cr、Cb 通过的低通滤波器的通过带域变更为宽带域,提高其分解能力(分辨率)。

[0209] 该第一矩阵电路 1038 使输入的亮度信号 Y、色差信号 Cr、Cb 变换为色彩信号 R、G、B,将变换后的色彩信号 R、G、B 输出到第二矩阵电路 1039 中。

[0210] 该第一矩阵电路 1038 使输入的亮度信号 Y、色差信号 Cr、Cb 变换为没有混色的色彩信号 R、G、B。

[0211] 另外,第二矩阵电路 1039 使色彩信号 R、G、B 变换为亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y。

[0212] 在这一情况下,第二矩阵电路 1039 在普通光观察模式时,以公知的方法从色彩信号 R、G、B 变换为亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y,但是在窄带域光观察模式时,利用控制电路 1015 变更矩阵系数,进行使波长短的 G、B 的色彩信号对波长长的 R 的色彩信号的比率,特别是波长最短的 B 的色彩信号对波长长的 R 的色彩信号的比率变大的变换。

[0213] 也就是说,在窄带域光观察模式时,控制电路 1015 使得从色彩信号 R、G、B 生成特别是对于 B 信号的权重加大的亮度信号 Y_{nbi} 以及色差信号 R-Y、B-Y。

[0214] 如果使用 3 行 3 列的矩阵 A、K,则在这种情况下的变换式如下。

[0215] [式 2]

$$[0216] \begin{pmatrix} Y_{nbi} \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad \dots (2)$$

[0217] 在此,矩阵 K 由例如 3 个实数系数 $k1 \sim k3$ (其他系数成分是 0) 构成,根据该式 (2) 这样的变换式,如上所述压制波长长的 R 的色彩信号,与此相反加大短波长侧的 G、B 的色彩信号的权重。此外,在普通光观察模式时,进行省略了式 (2) 中的矩阵 K 的变换。

[0218] 另外, A 是用来从 RGB 信号变换为 Y 色差信号的矩阵 (矩阵), 使用以下的公知的运算系数 (3) 等。

[0219] [式 3]

$$[0220] \quad A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

[0221] 从第二矩阵电路 1039 输出的亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y 输入到放大电路 1040, 进行放大处理。此外, 亮度信号 Y 输入到选择器 1035 中。

[0222] 放大电路 1040 的输出信号输入到强调电路 41 中, 进行构造强调处理。该强调电路 1041 的输出信号输入到第三矩阵电路 1042 中。此外, 也可以利用强调电路 1041 仅对亮度信号 Y 成分进行强调处理。

[0223] 输入到第三矩阵电路 1042 中的亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y 利用第三矩阵电路 1042 变换为色彩信号 R、G、B, 从输出端输出到监视器 1005。而且, 在监视器 1005 的显示面上, 显示由 CCD1029 进行拍摄的内窥镜图像。

[0224] 上述控制电路 1015 根据模式切换信号控制根据选择器 1035 的信号选择。

[0225] 具体来说, 在切换到窄带域光观察模式的情况下, 控制电路 1015 切换为使从第二矩阵电路 1039 输出的亮度信号 Y 经过选择器 1035 输入到积分电路 1036 以及调光电路 1037 中。此外, 对输入信号进行积分输出平均值的积分电路 1036 也可以是生成平均值的平均化电路。

[0226] 另一方面, 在普通光观察模式时, 控制电路 1015 切换为使 CDS 电路 1032 的输出信号经过选择器 1035 输入到积分电路 1036 以及调光电路 1037 中。

[0227] 利用以下的图 31 说明调光信号生成电路 1034 的结构, 本实施例中的调光信号生成电路 1034 在普通光观察模式时对 CDS 电路 1032 的输出信号进行平均化生成调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$, 在窄带域光观察模式时对经过第二矩阵电路 1039 输出的亮度信号进行平均化生成调光基准信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ 。

[0228] 在窄带域光观察模式时, 通过利用第二矩阵电路 1039 进行使短波长侧的色彩信号的比率加大的变换等, 使调光基准信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ 中的各色彩信号的比率与调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$ 的情况不同。

[0229] 图 31 表示该调光信号生成电路 1034 的结构例。

[0230] 将如上所述利用选择器 1035 选择的信号输入到积分电路 1036, 成为以规定周期进行积分并平均化的调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$ 或者 $\langle Y_{nbi} \rangle$ (在本说明书以及附图中记为 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$), 输入到构成调光电路 1037 的减法电路 1045 中。此外, 积分电路 1036 内置进行抽样 / 保持 (S/H) 的 S/H 电路, 将根据来自控制电路 1015 的 S/H 控制信号 Ssh 以规定周期进行了积分的积分值输出到减法电路 1045 中。

[0231] 该减法电路 1045 将从调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 减去利用基准值发生电路 (目标值发生电路) 1046 产生的与适当的亮度对应的基准值 (调光的目标值) E_n / E_{nbi} 的值作为调光信号, 输出到光源装置 1003 的光圈驱动电路 1023 中。

[0232] 此外, E_n 是普通光观察模式时的基准值, E_{nbi} 是窄带域光观察模式时的基准值。通过这样在普通光观察模式时以及窄带域光观察模式时分别设定成为调光基准的目标值,

可以在各自的模式中调光到适当的目标值。

[0233] 此时,控制电路 1015 与模式切换信号联动,利用切换控制信号 Sc 切换选择器 1035 和基准值 E_n/E_{nbi} 。另外,对积分电路 1036 施加将以规定周期积分了的调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 进行抽样 / 保持输出到减法电路 1045 的控制信号 Ssh。

[0234] 从调光电路 1037 输出的调光信号输出到光圈驱动电路 1023 中。

[0235] 光圈驱动电路 1023 在调光信号例如为正值时减小光圈 1022 的开口量,反之在负值的情况下加大光圈 1022 的开口量,由此调整照明光量,进行自动调光使得调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 成为适当的亮度的基准值 E_n/E_{nbi} 。

[0236] 根据该自动调光,由 CCD 的 1029 拍摄、显示在监视器 1005 上的内窥镜图像总是保持适当的亮度。

[0237] 此外,实际上从影像信号输出端输入到监视器 1005 的 R、G、B 各频道的三基色信号 R、G、B,在窄带域光观察模式时,采用了式 (1) 的情况下,成为 G、B、B 的信号 (虽然权重根据系数而不同),特别是 B 信号的比率变得最大,可以以容易识别的状态显示 B 信号的与生物体表层附近的毛细血管等的结构对应的内窥镜图像。

[0238] 也就是说,在窄带域光观察模式时分别输入到监视器 1005 中的 R、G、B 频道的信号实际上成为 G、B、B 信号,提高识别性。

[0239] 以下参照图 32 说明根据本实施例的作用。

[0240] 手术者如图 28 所示将内窥镜 2 连接到光源装置 1003 以及视频处理器 1004,并投入电源,由此,视频处理器 1004 的控制电路 1015 开始初始设定的处理,如步骤 S1 所示,作为光源装置 3 以及视频处理器 1004 的动作模式,设为例如为普通光观察模式的设定状态。

[0241] 在该状态中,如图 28 所示,光源装置 1003 设定为窄带域用滤波器 1024 脱离了照明光路的状态,以白色照明光为基础,成为利用内窥镜 1002 进行拍摄的状态。另外,视频处理器 1004 侧的各部分也成为以普通光观察模式的状态进行信号处理的设定状态。

[0242] 在这种情况下,控制电路 1015 控制选择器 1035 的信号切换,使得来自 CDS 电路 1032 的输出信号输入到积分电路 1036 侧。并且,根据 CDS 电路 1032 的输出信号,生成调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$,进而将由调光电路 1037 减去了亮度的基准值 E_n 的调光信号发送到光源装置 1003 的光圈驱动电路 1023,控制光圈 1022 成为适当的照明光量。

[0243] 手术者通过将内窥镜 1002 的插入部 1007 插入到患者的体腔内,可以以能够得到适当亮度的图像的照明状态进行内窥镜检查。想要更详细地观察体腔内的患部等检查对象组织的表面血管走向状态等的情况下,手术者操作模式切换开关 1014。

[0244] 如步骤 S2 所示,控制电路 1015 监视模式切换开关 1014 是否被操作,在模式切换开关 1014 没有被操作的情况下,维持其状态,在模式切换开关 1014 被操作了的情况下,进入下一个步骤 S3。

[0245] 在步骤 S3 中,控制电路 1015 将光源装置 1003 以及视频处理器 1004 的动作模式变更为窄带域光观察模式的设定状态。

[0246] 具体来说,控制电路 1015 对光源装置 1003 进行控制使得窄带域用滤波器 1024 如图 28 中的两点划线所示那样配置在照明光路中。如图 30 中示出的其透过特性,通过将窄带域用滤波器 1024 配置在照明光路中,利用窄带域透过滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 的窄带域照明光进行照明。

[0247] 另外,控制电路 1015 变更视频处理器 4 中的各部分的设定,具体来说,控制电路 1015 变更为,使得第二矩阵电路 1039 的矩阵系数特别是根据亮度信号 Y_{nbi} 中的(根据窄带域通过滤波器特性部 Ba 的)色彩信号 B 的信号成分的比率变大。

[0248] 另外,切换选择器 1035,来自第二矩阵电路 1039 的亮度信号 Y_{nbi} 经过选择器 1035 输入到积分电路 1036,成为调光基准信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$,此外由调光电路 1037 减去亮度的基准值 En_{bi} 生成调光信号。根据该调光信号调整照明光量。而且在该窄带域光观察模式中设定为容易进行诊断的适当的照明光量。

[0249] 另外,通过进行上述信号处理系统的变更设定,在窄带域光观察模式中,例如变更第二矩阵电路 1039 的矩阵系数,使得特别是根据色彩信号 B 的信号成分的比率变大,因此可以在容易识别的状态下观察以根据窄带域通过滤波器特性部 Ba 的 B 的照明光为基础拍摄的生物体组织的表层附近的毛细血管的走向状态。

[0250] 另外,使生成 Y/C 分离/同时化电路 1033 中的色差信号 Cr、Cb 时的带域特性宽带域化,因此可以提高以毛细血管的走向状态、或根据窄带域通过滤波器特性部 Ga 的 G 的照明光为基础拍摄的比表层深的部分侧的血管走向状态等的分辨率。

[0251] 在下一个步骤 S4 中,控制电路 1015 监视模式切换开关 1014 是否被操作,在模式切换开关 1014 没有被操作的情况下,维持其状态,在模式切换开关 1014 被操作了的情况下,回到下一个步骤 S1。

[0252] 这样根据本实施例,无论在普通光观察模式中还是在窄带域光观察模式中,都从各自的亮度信号生成与调光适合的调光信号,因此得到适合各自的观察的亮度的内窥镜图像。

[0253] 另外,通过保持普通的同时式的彩色摄像功能,并且即使在窄带域光观察模式中也变更视频处理器 1004 内的各部分的系数等设定,可以充分确保根据窄带域光观察模式的观察功能。

[0254] 下面说明在普通光观察模式以及窄带域光观察模式中,分别适当设定了生成调光基准信号的各色彩信号的贡献的比率的具体例。

[0255] 图 33 表示变形例中的调光信号生成电路 1034B 的外围部的结构。在该调光信号生成电路 1034B 中,第一矩阵电路 1038 的色彩信号 R、G、B 分别输入到乘法器 1047a、1047b、1047c 中,与从保存了乘法系数的 ROM1048 输出的系数分别相乘之后,在加法电路 1049 中相加。

[0256] 在 ROM1048 中,保存有普通光观察模式时的系数和窄带域光观察模式时的系数,控制电路 1015 与模式切换信号联动,读出对应的系数输出到乘法器 1047a、1047b、1047c 中。

[0257] 具体来说,在普通光观察模式时,从 ROM1048 输入 5 : 9 : 3 比率的系数(在平均化的情况下是 $5/17$: $9/17$: $3/17$)到乘法器 1047a、1047b、1047c,与 R、G、B 的色彩信号分别相乘之后,利用加法电路 1049 将它们相加。

[0258] 因此,在普通光观察模式时从加法电路 1049 输出的被平均化之前的调光基准信号 Y_n 成为 $Y_n = 5R/17 + 9G/17 + 3B/17$ 。

[0259] 另外,在窄带域光观察模式时,从 ROM1048 输入 0 : 5 : 12 比率的系数(在平均化的情况下是 $0/17$: $5/17$: $12/17$)到乘法器 1047a、1047b、1047c,与 R、G、B 的色彩信号

分别相乘之后,利用加法电路 1049 将它们相加。

[0260] 因此,在窄带域光观察模式时从加法电路 1049 输出的被平均化之前的调光基准信号 Y_{nbi} 成为 $Y_{nbi} = 0 \times R/17 + 5G/17 + 12B/17$ 。这样,加法电路 1049 的输出信号 Y_n 或者 Y_{nbi} (也就是 Y_n/Y_{nbi}) 被输入到积分电路 1036 中,被积分而分别成为调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$,输入到调光电路 1037 中。

[0261] 其他结构与实施例 2 相同。

[0262] 根据本变形例,与实施例 2 的情况同样地,分别在普通光观察模式和窄带域光观察模式中,适当地设定色彩信号的比率生成调光基准信号,因此在各模式中可以得到容易诊断的亮度的图像。

[0263] 此外,如上所述在窄带域光观察模式时,进行压制了根据窄带域透过滤器部 Ra 的 R 的色彩信号的信号处理,因此作为图 30 中示出的窄带域用滤波器 1024,也可以采用不具有该窄带域透过滤器部 Ra 的透过特性的窄带域用滤波器。在这种情况下,窄带域用滤波器成为具有窄带域透过滤器部 Ga、Ba 的 2 峰性滤波器,可以进一步降低成本。

[0264] (实施例 3)

[0265] 下面参照图 36 至图 39,说明本发明的实施例 3。实施例 3 与实施例 2 大致相同,因此仅说明不同点,对相同结构赋予相同附图标记,省略其说明。

[0266] 图 36 表示具备本发明的实施例 3 的内窥镜装置 1001B 的结构。在实施例 2 中,使用具备滤色器(色彩分离用光学滤波器)的同时式的内窥镜 1002 进行彩色摄像的同时式的内窥镜装置 1001,但本实施例是使用不具有滤色器的面顺序式的内窥镜 1002B、按面顺序进行彩色摄像的面顺序式的内窥镜装置 1001B。

[0267] 如图 36 所示,该内窥镜装置 1001B 具备:内窥镜 1002B;光源装置 1003B,对该内窥镜 1002B 提供照明光;视频处理器 1004B,驱动内置于内窥镜 1002B 中的摄像单元,并且对摄像单元的输出信号进行信号处理;以及监视器 1005,通过输入从该视频处理器 1004B 输出的影像信号而显示由摄像单元拍摄的内窥镜图像的。

[0268] 内窥镜 1002B 不采用在图 28 的内窥镜 1002 中设置了色彩分离滤波器 1030 的 CCD1029,而采用不具有色彩分离滤波器 1030 的 CCD1029,即单色 CCD。

[0269] 另外,光源装置 1003B 在图 28 的光源装置 1003 中,例如在光圈 1022 和滤波器 1024 之间的光路中配置旋转滤波器 1051,该旋转滤波器 1051 利用电动机 1052 以固定速度进行旋转。

[0270] 在该旋转滤波器 1051 中,如图 37(A) 所示,在圆周方向上安装了分别透过 R、G、B 的各带域的光的 R、G、B 滤波器 1053R、1053B、1053B。这些 R、G、B 滤波器 1053R、1053B、1053B 的透过特性如图 37(B) 所示,分别具备在宽带域中透过 R、G、B 的波长域的透过部 Rb、Gb、Bb。

[0271] 而且,在普通光观察模式时,透过了旋转滤波器 1051 的 R、G、B 滤波器 1053R、1053B、1053B 的宽带域的 R、G、B 照明光按面顺序提供到光导部件 1013 中。

[0272] 另一方面,在窄带域光观察模式时,在光路中还配置窄带域用滤波器 1024,透过了旋转滤波器 1051 的 R、G、B 滤波器 1053R、1053B、1053B 的宽带域的 R、G、B 照明光还根据窄带域用滤波器 1024 成为窄带域的 R、G、B 照明光,按面顺序提供到光导部件 1013 中。

[0273] 另外,在本实施例的视频处理器 1004B 中,利用 CCD 驱动电路 1031 驱动 CCD1029,

由 CCD1029 拍摄的摄像信号输入到 CDS 电路 1032 中,进行 CDS 处理。

[0274] 该 CDS 电路 1032 的输出信号输入到 A/D 变换电路 1054 中,变换为数字信号,并且,经过构成调光信号生成电路 1055 的检波电路 1056,输入到调光电路 1057 中。

[0275] 根据 A/D 变换电路 1054 生成的数字信号输入到同时化电路 1058,将在构成同时化电路 1058 的存储器中暂时保存了按面顺序拍摄的 R、G、B 的色彩成分图像后,将被同时读出并被同时化的 R、G、B 信号输出到矩阵电路 1059 中。

[0276] 该矩阵电路 1059 的矩阵系数根据控制电路 1015 在普通光观察模式时和窄带域光观察模式时时间变更。具体来说,在普通光观察模式时是单位矩阵,但是在窄带域光观察模式时变更矩阵系数而具有与实施例 2 的第二矩阵电路 1039 类似的功能。

[0277] 该矩阵电路 1059 的输出信号,与实施例 2 同样地利用放大电路 1040、强调电路 1041 分别进行放大处理和强调处理之后,从输出端输出到监视器 1005。

[0278] 图 38 表示调光信号生成电路 1055 的电路例。按面顺序的 R、G、B 信号输入到构成检波电路 1056 的例如增益控制放大器(简称为 GCA)1061 中,在该 GCA1061 的增益控制端子上施加来自控制电路 1015 的增益控制信号 Sgc。GCA1061 根据增益控制信号 Sgc 的信号水平,对输入信号进行放大,可变地控制输出时的增益(放大率)进行。

[0279] 增益控制信号 Sgc 在每个按面顺序的输入信号的信号期间发生变化,在普通光观察模式时,例如 GCA1061 的增益相对于 R、G、B 的输入信号,例如设定为 5 : 9 : 3 的比率。平均化(标准化)的情况下的比率设定中,成为 5/17 : 9/17 : 3/17。

[0280] 另一方面,在窄带域光观察模式时,例如 GCA1061 的增益相对于 R、G、B 的输入信号,例如设定为 0 : 5 : 12 的比率。平均化的情况下的比率设定中,成为 0/17 : 5/17 : 12/17。

[0281] 另外,将上述 GCA1061 的输出信号输入到积分电路 1036,进行积分生成调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 。

[0282] 在普通光观察模式时的调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$ 成为 $\langle Y_n \rangle = 5\langle R \rangle / 17 + 9\langle G \rangle / 17 + 3\langle B \rangle / 17$ 。

[0283] 此外,在窄带域光观察模式时的调光基准信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$ 成为 $\langle Y_{nbi} \rangle = 0 \times \langle R \rangle / 17 + 5\langle G \rangle / 17 + 12\langle B \rangle / 17$ 。

[0284] 从该积分电路 1036 输出的调光基准信号 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 输入到构成调光电路 1057 的减法电路 1045 中,将减去了基准值发生电路 1046 的基准值 E_n / E_{nbi} 的信号作为调光信号输出到光圈驱动电路 1023 中。

[0285] 另外,基准值 E 也根据来自控制电路 1015 的切换控制信号 Sc,与普通光观察模式时以及窄带域光观察模式时相应地对其值进行可变设定。

[0286] 此外,检波电路 1056 也可以由乘法器以及系数器构成。

[0287] 根据具有这样的结构以及作用的本实施例,与实施例 2 的变形例的情况同样地,可以分别在普通光观察模式以及窄带域光观察模式时,适当地对照明光量进行自动调整。

[0288] 图 39 表示变形例的视频处理器 1004C 的结构。该视频处理器 1004C 应用了作为同时式的实施例 2 中的调光信号生成电路 1034,具有与该调光信号生成电路 1034 类似的面顺序式的调光信号生成电路 1034C。

[0289] 因此,该视频处理器 1004C 在图 36 的视频处理器 1004B 中采用实施例 2 的第二矩

阵电路 1039 代替矩阵电路 1059。该第二矩阵电路 1039 将从同时化电路 1058 输出的 R、G、B 信号变换为亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y。

[0290] 在该情况下,该第二矩阵电路 1039 的矩阵系数如实施例 2 那样与模式切换联动地由控制电路 1015 切换。

[0291] 也就是说,在普通光观察模式时,第二矩阵电路 1039 从 RGB 信号变换为亮度信号 Y 和色差信号 R-Y、B-Y,但是在窄带域光观察模式时,如实施例 2 中说明的式 (2) 那样进行变换。

[0292] 而且,在窄带域光观察模式时的亮度信号 Y_{nbi} ,经过构成调光信号生成电路 1034C 的选择器 1035,由积分电路 1036 积分成为调光基准信号 $\langle Y_{nbi} \rangle$,输入到调光电路 1037 而成为调光信号。

[0293] 另外,在普通光观察模式时,CDS 电路 1032 的输出信号,经过构成调光信号生成电路 1034C 的选择器 1035,由积分电路 1036 积分而成为调光基准信号 $\langle Y_n \rangle$,输入到调光电路 1037 中成为调光信号。

[0294] 此外,强调电路 1041 的输出信号输入到第三矩阵电路 1042,变换为色彩信号 RGB 之后,从输出端输出到监视器 1005。

[0295] 根据利用这种结构的变形例,在面顺序式的情况下也可以得到与实施例 2 相同的作用效果。

[0296] 此外,例如,即使在实施例 3 中,作为窄带域用滤波器 1024,也可以使用如实施例 2 说明了的不具有窄带域透过滤波器部 Ra 的透过特性而具有窄带域透过滤波器部 Ga、Ba 的 2 峰性滤波器。

[0297] (实施例 4)

[0298] 图 40 至图 48 与本发明的实施例 4 有关,图 40 表示具备本发明的实施例 4 的内窥镜装置的结构;图 41 表示窄带域用滤波器的分光特性例;图 42 表示设置在固体摄像元件上的色彩分离滤波器的滤波器排列的结构;图 43 表示用于说明本实施例的动作的流程图;图 44 表示亮度信号和色差信号中的信号带域;图 45 表示考虑图 44 的特性在第一变形例中设定的第二矩阵电路的系数;图 46 表示第二变形例中的窄带域用滤波器的分光特性;图 47 表示在图 46 的情况下设定的第二矩阵电路的系数;图 48 是表示现有例的影像信号处理装置的结构框图。

[0299] 近年来,具备摄像单元的电子内窥镜在各种内窥镜检查等中得到广泛采用。

[0300] 在采用电子内窥镜进行内窥镜检查的情况下,有:在白色光下使用具备彩色的光学滤波器的摄像元件进行彩色摄像的同时式内窥镜装置,和使用单色摄像元件通过在 R、G、B 的按面顺序的照明光下分别进行拍摄、生成彩色图像的面顺序方式的内窥镜装置,在两者中的信号处理系统不同。

[0301] 另外,例如在日本特开 2002-95635 号公报中,公开了如下内窥镜装置,即,可以利用窄带域的照明光,将在普通的可见光的情况下所得到的光学信息中容易被埋没掉的粘膜表层附近的对深度方向上的血管走向状态等作为更容易识别的图像信息显示。

[0302] 在上述公报的现有例中,由于是按面顺序使用窄带域的照明光生成窄带域图像,因此如果变更为窄带域的照明光代替 R、G、B 的按面顺序的照明光,则不需要信号处理系统中的大的变更,可以比较简单地得到窄带域图像。

[0303] 另一方面,图 48 表示现有例的同时式电子内窥镜用的影像信号处理装置 2081 的结构。

[0304] 由具备了色彩分离滤波器 2082 的电荷耦合元件(简称为 CCD)2083 拍摄的彩色摄像信号被输入到影像信号处理装置 2081 内的 CDS 电路 2084 中,进行 CDS 处理抽出基带信号成分。

[0305] 该 CDS 电路 2084 的输出信号输入到 A/D 变换电路 2085 中,从模拟信号变换为数字信号。该数字信号输入到 Y/C 分离电路 2086 中,在该 Y/C 分离电路 2086 中,分离为亮度信号 Y 和按照线顺序的色彩信号(色差信号)C。

[0306] 该亮度信号 Y 经过 γ 电路 2087,输入到选择器 2088 中(该亮度信号设为 Y_h),并且输入到第一低通滤波器(简称为 LPF)2089 中。该 LPF 2089 设定为宽的带域,由该 LPF 2089 设定的带域的亮度信号 Y_1 输入到第一矩阵电路 2090。

[0307] 另外,色彩信号 C 经过第二 LPF 2091 输入到(按照线顺序的)同时化电路 2092 中。此时,第二滤波器 2091 的带域比第一 LPF 2089 低。

[0308] 同时化电路 2092 生成被同时化后的色差信号 $Cr(=2R-G)$ 、 $Cb(=2B-G)$,该色差信号 Cr 、 Cb 被输入到第一矩阵电路 2090 中。

[0309] 第一矩阵电路 2090 从亮度信号 Y_1 以及色差信号 Cr 、 Cb 变换为三基色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 ,输出到 γ 电路 2093 中。利用 γ 电路 2093 进行了 γ 校正的三基色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 输入到第二矩阵电路 2094 中,利用该第二矩阵电路 2094 变换为亮度信号 Y_{nbi} 、色彩信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 。

[0310] 在该情况下,利用第二矩阵电路 2094 将三基色信号 R_2 、 G_2 、 B_2 变换为亮度信号 Y_{nbi} 以及色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$,使得成为自然的色调。

[0311] 利用第二矩阵电路 2094 输出的亮度信号 Y_{nbi} ,经过选择器 2088 输入到放大电路 2095 中,色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 输入到放大电路 2095 中。选择器 2088 选择由 Y/C 分离电路 2086 进行了 γ 校正的亮度信号 Y_h 和经过第二矩阵电路 2094 输入的亮度信号 Y_{nbi} ,并输出到放大电路 2095 中。

[0312] 利用该放大电路 2095 进行了放大处理的亮度信号 Y_h/Y_{nbi} 经过强调电路 2096 输入到第三矩阵电路 2097 中,利用放大电路 2095 进行了放大处理的色差信号 $R-Y$ 、 $B-Y$ 不通过强调电路 2096 而输入到第三矩阵电路 2097 中。

[0313] 然后,利用该第三矩阵电路 2097 变换为三基色信号 R 、 G 、 B 输出到未图示的彩色监视器。

[0314] 此外,选择器 2088 在根据普通光的普通光观察的情况下选择亮度信号 Y_h 侧,在根据窄带域光的照明的窄带域光观察的情况下选择通过了第二矩阵电路 2094 的亮度信号,也就是 Y_{nbi} 。

[0315] 在该现有的影像信号处理装置 2081 中,为了进行依照标准的影像信号标准的信号处理,对于亮度信号 Y 实施根据宽带域的信号处理,对于色彩信号 C 实施低带域的信号处理。

[0316] 在图 48 所示的现有例中,存在如下缺点:虽然确保了普通光观察中的画质,但是在窄带域光观察中作为低带域的色彩信号进行处理,会成为分辨率低的图像。

[0317] 进而,在窄带域光观察(NBI 观察)时,由于将照明光窄带域化,因此存在观察图像

变暗的问题。

[0318] 本实施例以及后述的实施例 5 是鉴于上述的问题而完成的,其目的在于,提供一种内窥镜装置,不仅可以对应普通光观察,而且即使在窄带域光观察时也可以得到画质良好的内窥镜图像。

[0319] 如图 40 所示,具备实施例 4 的内窥镜装置 2001 具备:电子内窥镜(以下简称为内窥镜)2002,插入到体腔内等,进行内窥镜检查;光源装置 2003 对该内窥镜 2002 提供照明光;视频处理器 2004,作为内窥镜用影像信号处理装置,驱动内置于内窥镜 2002 中的摄像单元,并且对摄像单元的输出信号进行信号处理;以及监视器 2005,通过输入从该视频处理器 2004 输出的影像信号,显示由摄像单元拍摄的内窥镜图像。

[0320] 内窥镜 2002 具有细长的插入部 2007、设置在该插入部 2007 的后端的操作部 2008、从该操作部 2008 延伸出来的通用电缆 2009,该通用电缆 2009 的端部的光导部件连接器 2011 与光源装置 2003 可自由装卸地连接,信号连接器与视频处理器 2004 可自由装卸地连接。

[0321] 在上述插入部 2007 内,插通传送照明光的光导部件 2013,将该光导部件 2013 中的身边一侧端部的光导部件连接器 2011 连接到光源装置 2003,由此将来自光源装置 2003 的照明光提供到光导部件 2013 中。

[0322] 光源装置 2003 在普通光观察模式时,产生作为普通照明光的白色光(可见光区域)的照明光,提供到光导部件 2013 中,在窄带域光观察模式时,产生窄带域的照明光,提供到光导部件 2013 中。

[0323] 普通光观察模式和窄带域光观察模式的切换指示,例如可以利用设置在内窥镜 2002 的操作部 2008 中的内窥镜开关等的模式切换开关 2014 进行。此外,模式切换开关 2014 除了由设置于内窥镜 2002 的内窥镜开关构成之外,也可以由脚踏开关构成,也可以设置在视频处理器 2004 的前面板,也可以是由未图示的键盘构成等。

[0324] 根据该模式切换开关 2014 的模式切换信号,输入到视频处理器 2004 内的控制电路 2015 中,输入切换信号时,该控制电路 2015 控制光源装置 2003 的滤波器插拔机构 2016,选择性地切换普通照明光和窄带域照明光。

[0325] 另外,如后所述,该控制电路 2015 与从光源装置 3 提供到光导部件 2013 的照明光的切换控制联动,也进行切换视频处理器 2004 内的影像信号处理系统的特性的控制。并且,通过根据模式切换开关 2014 的切换操作切换影像信号处理系统的特性,由此可以分别进行适合普通光观察模式和窄带域光观察模式的信号处理。

[0326] 光源装置 2003,内置产生照明光的灯 2020,该灯 2020 产生包含可见光区域的照明光。在由红外切断滤波器 2021 切断红外光而成为接近略白色光的波长带域的照明光之后,该照明光入射到光圈 2022。该光圈 2022 利用光圈驱动电路 2023,调整开口量而控制其通过光量。

[0327] 通过了该光圈 2022 的照明光,通过利用由柱塞等构成的滤波器插拔机构 2016 在照明光路中插拔的窄带域用滤波器 2024(窄带域光观察模式时),或者不通过窄带域用滤波器 2024(普通光观察模式时),入射到聚光透镜 2025 中,由该聚光透镜 2025 聚光并入射到光导部件 2013 的身边一侧的端面,也就是入射端面中。

[0328] 图 41 表示窄带域用滤波器 2024 的分光特性的一例。该窄带域用滤波器 2024 表

示 3 峰性滤波器特性,例如,在红、绿、蓝各波长域中分别具有各个窄带域透过滤器特性部 Ra、Ga、Ba。

[0329] 更具体地说,窄带域透过滤器特性部 Ra、Ga、Ba 具有中心波长分别为 600nm、540nm、420nm,其半幅值为 20 ~ 40nm 的通带特性。

[0330] 因此,将窄带域用滤波器 2024 配置在照明光路中的情况下,透过了该窄带域透过滤器特性部 Ra、Ga、Ba 的 3 频带的窄带域照明光入射到光导部件 2013 中。

[0331] 与此相对,在没有将窄带域用滤波器 24 配置在照明光路中的情况下,将白色光提供到光导部件 2013。

[0332] 通过光导部件 2013 将来自光导部件 2013 的照明光传送到其前端面,经过安装在设置于插入部 2007 的前端部 2026 上的照明窗中的照明透镜 2027 射出到外部,对体腔内的患部等生物体组织的表面进行照明。

[0333] 在前端部 2026 中,邻接照明窗设置有观察窗,在该观察窗上安装有物镜 2028。该物镜 2028 将来自生物体组织的反射光而成的光学像成像。在该物镜 2028 的成像位置中,作为固体摄像元件配置有电荷耦合元件(略称为 CCD)2029,利用该 CCD2029 进行光电变换。

[0334] 在该 CCD2029 的摄像面上,作为光学上进行色彩分离的色彩分离滤波器 2030,以各像素单位安装例如图 42 所示的补色系滤波器。

[0335] 该补色系滤波器在各像素前分别配置品红(Mg)、绿(G)、蓝绿(Cy)、黄(Ye)四种色彩的色卡,在水平方向上使 Mg 和 G 交叉配置,在纵向以 Mg、Cy、Mg、Ye 和 G、Ye、G、Cy 的排列顺序配置。

[0336] 然后,在使用了该补色系滤波器的 CCD2029 的情况下,将在纵方向上相邻的两列像素相加并顺序读出,但是此时将奇数场和偶数场中的像素列错开读出。然后,利用后段侧中的色彩分离电路,如公知技术那样生成亮度信号和色差信号。

[0337] 上述 CCD2029 与信号线的一端连接,将与该信号线的另一端连接的信号连接器连接到视频处理器 2004 上,由此视频处理器 2004 内的 CCD 驱动电路 2031 与 CDS 电路 2032 连接。

[0338] 此外,各内窥镜 2002 具备产生该内窥镜 2002 所特有的识别信息(ID)的 ID 发生部 2033,将根据 ID 发生部 2033 的 ID 输入到控制电路 2015 中,控制电路 2015 根据 ID 来识别连接在视频处理器 2004 上的内窥镜 2002 的种类、内置于该内窥镜 2 的 CCD2029 的像素数种类等。

[0339] 然后,控制电路 2015 控制 CCD 驱动电路 2031,以适当驱动识别出的内窥镜 2002 的 CCD2029。

[0340] CCD2029 根据来自 CCD 驱动电路 2031 的 CCD 驱动信号的施加,将进行了光电变换的摄像信号输入到相关双采样电路(简称为 CDS 电路)2032 中。根据 CDS 电路 2032,从摄像信号抽出信号成分变换为基带信号之后,输入到 A/D 变换电路 2034 中,变换为数字信号并且输入到亮度检波电路 2035 中,检测亮度(信号的平均亮度)。

[0341] 由亮度检波电路 2035 检测出的亮度信号输入到调光电路 2036 中,生成用于利用与基准亮度(调光的目标值)之间的差分进行调光的调光信号。来自该调光电路 2036 的调光信号输入到光圈驱动电路 1023 中,调整光圈 2022 的开口量,以使亮度成为基准亮度。

[0342] 从 A/D 变换电路 2034 输出的数字信号输入到 Y/C 分离电路 2037 中,生成亮度信

号 Y 和（作为广义的色彩信号 C 的）按照线顺序的色差信号 $Cr (= 2R-G)$ 、 $Cb (= 2B-G)$ 。亮度信号 Y 经过 γ 电路 2038 输入到选择器 39 中（将该亮度信号记为 Y_h ），并且输入到限制信号的通过带域的第一低通滤波器（简称为 LPF）2041 中。

[0343] 该 LPF2041 与亮度信号 Y 对应设定为宽的通过带域，根据该 LPF2041 的通过带域特性设定的带域的亮度信号 Y_l 输入到第一矩阵电路 2042 中。

[0344] 另外，色差信号 Cr 、 Cb 经过限制信号的通过带域的第二 LPF2043 输入到（按照线顺序的）同时化电路 2044 中。

[0345] 此时，第二 LPF2043 根据控制电路 2015，与观察模式对应变更其通过带域特性。具体来说，在普通光观察模式时，将第二 LPF2043 设定为比第一 LPF2041 更低带域。

[0346] 另一方面，在窄带域光观察模式时，将第二 LPF2043 变更为比普通光观察模式时的低带域更宽的带域。例如，与第一 LPF2041 大致同样地设定（变更）第二 LPF2043 为宽带域。这样，第二 LPF2043 与观察模式的切换联动，形成变更对色差信号 Cr 、 Cb 的通过带域限制的处理特性的。

[0347] 同时化电路 2044 生成同时化后的色差信号 Cr 、 Cb ，该色差信号 Cr 、 Cb 被输入到第一矩阵电路 2042 中。

[0348] 第一矩阵电路 2042 将亮度信号 Y 以及色差信号 Cr 、 Cb 变换为三基色信号 R 、 G 、 B ，输出到 γ 电路 2045。

[0349] 另外，该第一矩阵电路 2042 由控制电路 2015 控制，根据 CCD2029 的色彩分离滤波器 2030 的特性、窄带域用滤波器 2024 的特性变更（决定变换特性的）矩阵系数的值，变换为没有混色或者几乎消除了混色的三基色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 。

[0350] 例如，存在这样的情况，即，随着实际上与视频处理器 2004 连接的内窥镜 2002 不同，安装在该内窥镜 2002 上的 CCD2029 的色彩分离滤波器 2030 的特性也不同的情况，控制电路 2015 根据 ID 的信息、与实际上使用的 CCD2029 的色彩分离滤波器 2030 的特性相应地变更第一矩阵电路 2042 的系数。通过这样的处理，在实际上使用的摄像单元的种类不同的情况下也能够适当对应，可以防止伪色的发生、或者可以变换为没有混色的三基色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 。

[0351] 此外，通过生成没有混色的三基色信号 R_1 、 G_1 、 B_1 ，特别是在窄带域光观察模式时，具有这样的作用效果，即，可以有效防止在特定色彩的窄带域光下拍摄的色彩信号由于在其他色彩的窄带域光下拍摄的色彩信号而难以识别的情况。

[0352] 也就是说，在图 48 所示的现有例中，存在如下缺点：以在 R 、 G 、 B 各波长带域中分别设定的各窄带域光为基础拍摄的多个图像成分产生混色，与着眼观察（注目）的特定的窄带域光对应的图像成分的特征不明确，但是在本实施例中可以防止成为这样不明确的原因的混色。

[0353] 另外，通过防止该混色，可以在其后段侧中加大与着眼观察的特定的窄带域光对应的图像成分的比率进行显示，或者也可以仅使用与着眼观察的特定的窄带域光对应的图像成分进行显示，也可以进行明确反映与着眼观察的特定的窄带域光对应的图像成分的特征的图像显示。

[0354] γ 电路 2045 也由控制电路 2015 控制。具体来说，在窄带域光观察模式时，变更为比普通光观察模式时更强调了 γ 校正的特性的 γ 特性。由此，强调低信号水平侧的对

比度,成为更容易识别的显示特性。通过该 γ 电路 2045 进行了 γ 校正的三基色信号 R2、G2、B2 输入到第二矩阵电路 2046 中,根据该第二矩阵电路 2046,变换为亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y。

[0355] 在这一情况下,控制电路 2015 在普通光观察模式时设定第二矩阵电路 2046 的矩阵系数,以从三基色信号 R2、G2、B2 仅变换为亮度信号 Y、色差信号 R-Y、B-Y。

[0356] 在窄带域光观察模式时,控制电路 2015 将第二矩阵电路 2046 的矩阵系数从普通光观察模式时的值变更,使得从三基色信号 R2、G2、B2 生成特别是对于 B 信号的比率(权重)加大的亮度信号 Ynbi 以及色差信号 R-Y、B-Y。

[0357] 在该情况下的变换式在使用 3 行 3 列的矩阵 A、K 时如下所示。

[0358] [式 4]

$$[0359] \begin{pmatrix} Ynbi \\ R-Y \\ B-Y \end{pmatrix} = A \begin{pmatrix} 0 & k1 & 0 \\ 0 & 0 & k2 \\ 0 & 0 & k3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} \quad \dots(4)$$

[0360] 在此,K 由例如 3 个实数成分 $k1 \sim k3$ (其他成分是 0) 构成,根据该式 (4) 这样的变换式,相对于 R 的色彩信号, G、B 的色彩信号的权重大,特别是 B 的色彩信号的权重(比率)成为最大。换句话说,压制成为长波长的 R 的色彩信号,强调短波长侧的 B 的色彩信号。

[0361] 另外, A 是用来从 RGB 信号变换为 Y 色差信号的矩阵(矩阵),可以使用如下公知的运算系数(5)等。

[0362] [式 5]

$$[0363] A = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.114 \\ -0.299 & -0.587 & 0.886 \\ 0.701 & -0.587 & -0.114 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

[0364] 由第二矩阵电路 2046 输出的亮度信号 Ynbi 输入到选择器 2039 中。该选择器 2039 由控制电路 2015 控制其切换。也就是说,在普通光观察模式时选择亮度信号 Yh,在窄带域光观察模式时选择亮度信号 Ynbi。

[0365] 从第二矩阵电路 2046 输出的色差信号 R-Y、B-Y 与通过了选择器 2039 的亮度信号 Yh 或者 Ynbi (记为 Yn/Ynbi) 一起,输入到放大电路 2047 中。

[0366] 由该放大电路 2047 进行了放大处理的亮度信号 Yn/Ynbi 在利用强调电路 2048 进行了轮廓强调之后,输入到第三矩阵电路 2049 中,由放大电路 2047 进行了放大处理的色差信号 R-Y、B-Y 不通过强调电路 48 而输入到第三矩阵电路 2049 中。

[0367] 而且,利用第三矩阵电路 2049 变换为三基色信号 R、G、B 后,利用未图示的 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 2005。

[0368] 此外,也可以根据 CCD2029 以及色彩分离滤波器 2030 等的种类根据强调电路 2048 变更轮廓强调的强调特性(将强调带域设为中低带域还是中高带域)等。

[0369] 特别是在窄带域光观察模式时,对亮度信号 Ynbi 进行强调处理。此时,采用式 (5) 的情况下,进行如后述那样根据 B 信号的强调了生物体表层附近的毛细血管等的结构的处理,可以明确显示着眼观察的图像成分。

[0370] 此外,从影像信号输出端实际输入到监视器 1005 的 R、G、B 的各频道的三基色信号 R、G、B,在窄带域光观察模式时采用了式 (5) 的情况下,成为 G、B、B 的信号(虽然权重根据

系数不同),特别是根据 B 信号的比率成为最大,可以以容易识别根据 B 信号的与生物体表层附近的毛细血管等结构对应的内窥镜图像的状态进行显示。

[0371] 也就是说,窄带域光观察模式时的分别输入到监视器 5 的 RGB 频道的信号实际上成为 G、B、B 信号(系数的值除外)。

[0372] 这样,在本实施例中,其特征在于,形成有处理特性变更单元,该处理特性变更单元与观察模式的切换联动,变更视频处理器 2004 的信号处理系统(更具体来说 Y/C 分离电路 2037 以后的信号处理系统)中的处理特性,使其能够进行适合各观察模式的信号处理。

[0373] 此时的特征在于,不设置在各观察模式中专用的处理电路,变更几乎共用的处理电路中的处理特性,由此,可以进行适合两个观察模式的处理,可以根据简单的结构,与两个观察模式适当地对应。

[0374] 以下参照图 43 说明根据本实施例的作用。

[0375] 如图 40 所示,手术者将内窥镜 2002 与光源装置 2003 以及视频处理器 2004 相连接,并投入电源,由此视频处理器 2004 的控制电路 1205 开始初始设定的处理,如步骤 S21 所示,作为光源装置 2003 以及视频处理器 2004 的动作模式,例如,设为普通光观察模式的设定状态。

[0376] 在该状态中,如图 40 的实线所示,光源装置 2003 设定为窄带域用滤波器 2024 脱离了照明光路的状态,成为以白色照明光为基础,利用内窥镜 2002 进行拍摄的状态。另外,视频处理器 2004 侧的各部分也成为在普通光观察模式的状态下进行信号处理的设定状态。

[0377] 手术者可以通过将内窥镜 2002 的插入部 2007 插入患者的体腔内,进行内窥镜检查。在想要更详细观察体腔内的患部等检查对象组织表面的血管的走向状态等情况下,手术者操作模式切换开关 2014。

[0378] 如步骤 S22 所示,控制电路 2015,监视是否对模式切换开关 2014 进行了操作,在没有对模式切换开关 2014 进行操作时,维持其状态,在对模式切换开关 2014 进行了操作时,进入下一个步骤 S23。

[0379] 在步骤 S23 中,控制电路 2015 将光源装置 2003 以及视频处理器 2004 的动作模式变更为窄带域光观察模式的设定状态。

[0380] 具体来说,控制电路 2015 对光源装置 3 进行控制,使得将窄带域用滤波器 2024 如图 40 中的双点划线所示那样配置在照明光路中。如图 41 所示的其透过特性,通过将窄带域用滤波器 2024 配置在照明光路中,利用根据窄带域透过滤波器特性部 Ra、Ga、Ba 的窄带域照明光进行照明。

[0381] 另外,控制电路 2015 变更视频处理器 2004 中的各部分的设定,具体来说,控制电路 2015 进行以下的变更设定:将 LPF2043 的带域特性宽带域化;变更第一矩阵电路 2042 的矩阵系数以不产生混色;变更 γ 电路 2045 的 γ 特性;变更第二矩阵电路 2046 的矩阵系数以使特别是根据(根据窄带域透过滤波器特性部 Ba 的)色彩信号 B 的信号成分的比率变大;以及切换选择器 2039 以选择亮度信号 Y_{nbi} 等。

[0382] 通过进行这样的变更设定,在窄带域光观察模式中,例如,将第二矩阵电路 2046 的矩阵系数变更为,使特别是根据 B 的色彩信号的信号成分的比率变大的处理特性,因此,可以以容易识别的状态显示以根据窄带域透过滤波器特性部 Ba 的 B 的照明光为基础拍摄

的、由 B 的色彩信号得到的生物体组织的表层附近的毛细血管的走向状态。

[0383] 另外,因为将 LPF2043 的信号通过的带域特性宽带域化,因此能够提高毛细血管的走向状态、接近表层附近的血管走向状态等的分解能力(分辨率),得到容易进行诊断的画质良好的图像,其中接近表层附近的血管走向状态以与根据窄带域透过滤波器特性部 Ga 的亮度信号接近的 G 的照明光为基础拍摄的根据 G 的色彩信号得到。

[0384] 在下一个步骤 S24 中,控制电路 2015 监视是否对模式切换开关 2014 进行了操作,在没有对模式切换开关 2014 进行操作时,维持其状态,在对模式切换开关 2014 进行了操作时,返回到下一个步骤 S21。

[0385] 根据这样动作的本实施例,在普通光观察模式中,保持根据现有的同时式的彩色摄像功能,且在窄带域光观察模式中也变更处理特性如变更视频处理器 2004 内的各部分的系数等的设定等,由此,可以充分确保根据窄带域光观察模式的观察功能。

[0386] 也就是说,可以防止现有例中的分辨率的降低,得到分辨率良好的内窥镜图像,并且可以以更容易识别的状态显示以(在现有例中例如由于以 R 的窄带域照明光为基础进行拍摄的信号而容易埋没掉的)B 的窄带域照明光为基础拍摄的毛细血管的走向状态。

[0387] 另外,根据本实施例,通过切换信号处理系统中的一部分处理特性,能够与普通光观察模式和窄带域光观察模式的两者简单地对应,因此成为在内窥镜检查时非常方便且有用的装置。

[0388] 另外,在光源装置 2003 中,除了普通光的照明单元之外还设置将窄带域用滤波器 2024 在光路中插拔的单元,由此可以简单地形成窄带域光的光源装置。

[0389] 下面说明第一变形例。通过在实施例 4 中如下进行根据第一矩阵电路 2042 的运算,可以减少乘法处理。

[0390] 上述的第一矩阵电路 2042 从输入的亮度信号 Y 以及色差信号 Cr、Cb 生成三基色信号 R1、G1、B1。

[0391] 此时,根据第一矩阵电路 2042 的矩阵运算式,利用 3 行 3 列的矩阵 M(矩阵系数 $m_{11} \sim m_{33}$),一般如下所示。

[0392] [式 6]

$$[0393] \begin{pmatrix} R1 \\ G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

[0394] 另一方面,输入到第一矩阵电路 2042 中的亮度信号 Y 以及色差信号 Cr、Cb 的特性如图 44 示出的示意图。

[0395] 在进行上述式 (6) 的运算的情况下,考虑亮度信号 Y、色差信号 Cr、Cb 对图 44 中的 R、G、B 的各带域的的贡献的比率(比例)时,可以近似为如下那样。图 44 中的 R 的带域中的色差信号 Cb 的贡献比率与其他信号相比足够小,可以近似为 0。

[0396] 也就是说,可以将上述系数 m_{13} 近似为 0。另外,G 的带域中的色差信号 Cr 的贡献比率足够小,可近似为 0。也就是说,可以将上述系数 m_{22} 近似为 0。

[0397] 另外,B 的带域中的色差信号 Cr 的贡献的比率与其他信号相比足够小,可近似为 0。也就是说,可以将上述系数 m_{32} 近似为 0。

[0398] 因而,作为上述矩阵 M,可以采用如下形式。

[0399] [式 7]

$$[0400] \quad M = \begin{pmatrix} m11 & m12 & 0 \\ m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots (7)$$

[0401] 在图 45(A) 中示出该矩阵 M 的系数。另外,也可以根据图 44 的特性将该矩阵 M 的系数近似为如图 45(B)、图 45(C)、图 45(D) 那样。通过这样近似,可以消除或简化(单纯化)根据第一矩阵电路 2042 的乘法器的结构,可以进行高速处理、降低成本。

[0402] 下面说明第二变形例。在上述的说明中,窄带域用滤波器 204 采用了 3 峰性的滤波器,但也可以如下所述采用 2 峰性的滤波器。

[0403] 作为第二变形例中的窄带域用滤波器 204B,也可以采用如图 46 所示的透过特性的滤波器。该窄带域用滤波器 204B 是 2 峰性滤波器,在 G 和 B 的波长域中分别具有窄带域透过滤波器特性部 Ga、Ba。也就是说,具有实施例 4 中的 3 峰性的窄带域用滤波器 204 中没有设置窄带域透过滤波器特性部 Ra 的特性。

[0404] 更具体来说,窄带域透过滤波器特性部 Ga、Ba 具有中心波长分别为 420nm、540nm,其半幅值为 20 ~ 40nm 的通带特性。

[0405] 因而,将窄带域用滤波器 204B 配置在照明光路中的情况下,透过该窄带域透过滤波器特性部 Ga、Ba 的 2 频带的窄带域照明光入射到光导部件 2013 中。

[0406] 此时根据第一矩阵电路 2042 的矩阵运算式使用 2 行 3 列的矩阵 M,一般如下所示。

[0407] [式 8]

$$[0408] \quad \begin{pmatrix} G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad \dots (8)$$

[0409] 另一方面,输入到第一矩阵电路 2042 的亮度信号 Y 以及色差信号 Cr、Cb 具有如图 44 所示的特性。而且通过进行与导出式 (7) 时一样的近似,可以将系数 m22 和 m32 近似为 0。

[0410] 也就是说,在该情况下,成为

[0411] [式 9]

$$[0412] \quad M = \begin{pmatrix} m21 & 0 & m23 \\ m31 & 0 & m33 \end{pmatrix} \quad \dots (9)$$

[0413] 将此在图 47(A) 中表示。另外,通过进行其他近似方法,也可以采用如图 47(B)、图 47(C) 那样的系数的矩阵 M。

[0414] 通过这样将矩阵 M 的系数的一部分近似为 0,可以削减乘法器的数量。另外,具有可以更高速地进行矩阵运算处理的效果。此外,通过采用 2 峰性的滤波器,也可以降低昂贵的窄带域用滤波器的成本。

[0415] (实施例 5)

[0416] 下面参照图 49 说明本发明的实施例 5。图 49 表示具备本发明的实施例 5 的内窥镜装置 2001B。实施例 5 与实施例 4 大致相同,因此仅说明不同点,对相同结构赋予相同的附图标记,省略其说明。

[0417] 该内窥镜装置 2001B 是采用了变更图 40 的视频处理器 4 的一部分的视频处理器

2004B 的结构。该视频处理器 2004B,是在图 40 的视频处理器 2004 中由一个矩阵电路 2051 构成第一矩阵电路 2042、 γ 电路 2045、第二矩阵电路 2046。

[0418] 而且,控制电路 2015,与实施例 4 中所说明的那样利用根据模式切换开关 2014 的切换信号进行 γ 电路 2045 的 γ 特性以及第二矩阵电路 2046 的矩阵系数的变更同样地进行矩阵电路 2051 的矩阵系数的变更等。

[0419] 该矩阵电路 2051 在从普通光观察模式切换到窄带域光观察模式时,根据其系数的变更归纳进行如下处理,即进行没有混色的变换、 γ 特性的变更、以及压制长波长侧的色彩信号(强调短波长侧的色彩信号)的变换的处理。

[0420] 另外,在 A/D 变换电路 2034 和 Y/C 分离电路 2037 之间设置有对于输入信号的信号水平进行自动增益控制的 AGC 电路 2052。

[0421] 另外,CDS 电路 2032 的输出信号和来自矩阵电路 2051 的亮度信号 Ynbi 输入到亮度检波电路 2035 中。另外,控制电路 2015 与根据模式切换开关 2014 的切换的观察模式对应,变更 AGC 电路 2052 的 AGC 增益以及追踪速度。

[0422] 具体来说,在窄带域光观察模式时,控制电路 2015 将 AGC 电路 2051 的 AGC 增益设定为比普通光观察模式时更大,并且,例如将 AGC 增益控制的追踪速度设定为比光源装置 2003 的光圈 2022 的光圈控制速度更慢。由此,与根据 AGC 电路 2052 的信号的增益控制动作相比优先进行根据光圈 2022 的调光动作。

[0423] 另外,在调光电路 2036 中,基准亮度(调光的目标值)也在普通光观察模式时和特殊光观察模式时中进行切换。

[0424] 由此,优先进行根据光源装置 2003 的光圈 2022 的调光动作进行调光。根据该调光动作,在不能充分进行根据光圈 2022 的调光的情况下,辅助地进行根据 AGC 电路 2052 的自动增益控制动作。

[0425] 具体来说,在即使光圈 2022 成为开放使照明光量为最大,亮度也不充分的情况下,使 AGC 电路 2052 发挥功能,因此,可以防止(在开放光圈 2022 之前)使 AGC 电路 2052 动作而使 S/N 劣化的情况,可以得到适当亮度的内窥镜图像。

[0426] 根据本实施例,除了得到实施例 4 的作用效果之外,特别是防止在窄带域光观察模式时的 S/N 劣化,可以得到适当亮度的内窥镜图像。

[0427] (实施例 6)

[0428] 图 50 至图 68 与本发明的实施例 6 有关,图 50 是表示内窥镜装置的外观结构的外观图;图 51 是表示图 50 的光源装置的前面板的图;图 52 是表示图 50 的视频处理器的前面板的图;图 53 是表示图 50 的内窥镜装置的结构图;图 54 是表示图 53 的旋转滤波器的结构图;图 55 是表示图 54 的旋转滤波器的第一滤波器组的分光特性的图;图 56 是表示图 54 的旋转滤波器的第二滤波器组的分光特性的图;图 57 是表示利用图 53 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图;图 58 是说明来自图 53 的内窥镜装置的照明光在生物体组织的层方向上的到达状态的图;图 59 是表示根据透过了图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图;图 60 是表示根据透过了图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图;图 61 是表示根据透过了图 55 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图;图 62 是表示根据透过了图 56 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图;图 63 是表示根据透过了图 56 的第二滤波器组的按面

顺序的光的各频带图像的第二图；图 64 是表示图 53 的白平衡电路的结构的框图；图 65 是表示图 50 的内窥镜装置的第一变形例的外观结构的外观图；图 66 是表示图 50 的内窥镜装置的第二变形例的外观结构的外观图；图 67 是表示作为图 53 的内窥镜装置的变形例的同时式的内窥镜装置的结构的结构图；图 68 是表示图 67 的白平衡电路的结构的框图。

[0429] 在普通光观察时，为了校正各种光学特性的偏差而取得白平衡。在白平衡中，得到与 R 信号以及 B 信号相乘的校正值，备齐白色光观察时的 RGB 信号输出。由此，可以抑制上述偏差引起的对色彩再现性的影响。

[0430] 在窄带域光观察（NBI 观察）中也与普通光观察一样地，有必要在检查开始前取得白平衡。由此可以校正窄带域光用光学滤波器的偏差，使色调再现性稳定。

[0431] 在窄带域光观察（NBI 观察）中的照射光以往是 3 频带的 R、G、B 窄带域光，但是在为了稳定根据窄带域光的粘膜信息的再现性而变更为 G、B 窄带域光的 2 频带的情况下，在按面顺序的窄带域光中，不能得到根据 R 光的影像信号，由于在与普通光相同的白平衡校正值中是将 G 信号输出除以（割算）R 信号输出，因此存在不能计算对 R 信号的校正值这样的问题。另外，在同时式的窄带域光中也由于从 YCrCb 变换得到的信号变成 2 个，不包含 R 信号，因此不能采用与普通光相同的校正值计算方法。

[0432] 本实施例以及后述的实施例 7 是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供可以切换为与普通光观察以及窄带域光观察相应的白平衡的内窥镜装置。

[0433] 如图 50 所示，本实施方式的内窥镜装置 3001 由以下部分构成：电子内窥镜 3003，具有作为插入体腔内且对体腔内组织进行拍摄的摄像单元的后述的 CCD3002；光源装置 3004，对电子内窥镜 3003 提供照明光；以及视频处理器 3007，对来自电子内窥镜 3003 的 CCD3002 的摄像信号进行信号处理，将内窥镜图像显示在观察监视器 3005 上。

[0434] 光源装置 3004 以及视频处理器 3007 的前面设置有前面板 3004a、3007a，如图 51 所示，在光源装置 3004 的前面板 3004a 上设置有告知内窥镜装置 3001 中的窄带域光观察模式的窄带域光观察模式显示部 3004b，另外，如图 52 所示，在视频处理器 3007 的前面板 3007a 上设置有对来自 CCD3002 的摄像信号的白平衡的取得进行指示的白平衡开关 3007c，以及告知内窥镜装置 1 中的窄带域光观察模式的窄带域光观察模式显示部 3007b。

[0435] 在使用了光源装置 3004 和视频处理器 3007 的电子内窥镜 3 进行的内窥镜检查中，有必要在检查前取得白平衡，（但是）此时，通过在电子内窥镜 3003 的插入部 3003a 的前端安装其内侧为白色的筒状的白帽 3045 来进行白平衡处理。

[0436] 另一方面，在进行使用了窄带域光这样的特殊的观察光的检查时，有必要在普通光和特殊光中分别采用总计两次的白平衡处理。

[0437] 然而，在根据普通光的普通内窥镜检查时，白平衡处理是一次，因此在第二次白平衡处理结束之前将白帽 3045 从电子内窥镜 3003 的插入部 3003a 的前端拔掉，有可能不能正常进行第二次白平衡处理。

[0438] 所以，在本实施例中通过利用设置在前面板 3004a、3007a 上的窄带域光观察模式显示部 3004b、3007b 告知窄带域光观察模式，可以利用窄带域光观察模式显示部 3004b、3007b 识别（视认）正在执行根据窄带域光的白平衡处理。

[0439] 如图 53 所示，视频处理器 3007 构成为可以编码内窥镜图像作为压缩图像输出到图像归档装置 3006。

[0440] 光源装置 3004 的构成具备：氙灯 3011 发出照明光；热线切断滤波器 3012，遮挡白色光的热线；光圈装置 3013，控制经过热线切断滤波器 3012 的白色光的光量；旋转滤波器 3014，使照明光成为按面顺序的光；聚光透镜 3016，将经过了旋转滤波器 3014 的按面顺序的光在配置于电子内窥镜 3003 内的光导部件 3015 的入射面上聚光；以及控制电路 3017，控制旋转滤波器 3014 的旋转。

[0441] 如图 54 所示，旋转滤波器 3014 具有构成为圆盘状并且以中心为旋转轴的 2 重结构，在外侧直径部分配置了构成第一滤波器组的 R1 滤波器部 3014r1、G1 滤波器部 3014g1、B1 滤波器部 3014b1，该第一滤波器组用来输出适合如图 55 所示的色彩再现的重叠的分光特性的按面顺序的光，在内侧直径部分配置了构成第二滤波器组的 G2 滤波器部 3014g2、B2 滤波器部 3014b2、遮光滤波器部 3014Cut，该第二滤波器组用来输出具有如图 56 所示的可抽出所希望的层组织信息的离散的分光特性的、窄带域的按面顺序的光。

[0442] 然后，如图 53 所示，旋转滤波器 3014，根据控制电路 3017 进行旋转滤波器电动机 3018 的驱动控制而进行旋转，另外，根据来自后述的视频处理器 3007 内的模式切换电路 3042 的控制信号，通过模式切换电动机 3019 进行径向的移动（作为与旋转滤波器 3014 的光路垂直的移动，选择性地使旋转滤波器 3014 的第一滤波器组或者第二滤波器组在光路上移动）。

[0443] 此外，由电源部 3010 对氙灯 3011、光圈装置 3013、旋转滤波器电动机 3018 以及模式切换电动机 3019 提供电力。

[0444] 视频处理器 3007 具备：驱动 CCD3002 的 CCD 驱动电路 3020、将利用 CCD3002 经过对物光学系统 3021 拍摄体腔内组织的摄像信号放大的放大器 3022、对经过了放大器 3022 的摄像信号进行相关双采样以及噪声的除去等的处理电路 3023、将经过了处理电路 3023 的摄像信号变换为数字信号的图像数据的 A/D 变换器 3024、对来自 A/D 变换器 3024 的图像数据进行白平衡处理的白平衡电路 (W. B.) 3025、用来使根据旋转滤波器 3014 的按面顺序的光同时化的选择器 3026 以及同时化存储器 3027、3028、3029、读出保存在同时化存储器 3027、3028、3029 中的按面顺序的光的各图像数据并进行伽马校正处理、轮廓强调处理、色彩处理等的图像处理电路 3030、将来自图像处理电路 3030 的图像数据变换为模拟信号的 D/A 电路 3031、3032、3033、对来自图像处理电路 3030 的图像数据进行编码的编码电路 3034、输入来自光源装置 3004 的控制电路 3017 的与旋转滤波器 3014 的旋转同步的同步信号并将各种定时信号输出到上述各电路的定时生成器 (T. G.) 3035。

[0445] 此外，在电子内窥镜 3002 中设置有模式切换指示开关 3041，该模式切换指示开关 3041 的输出被输出到视频处理器 3007 内的模式切换电路 3042 中。视频处理器 3007 的模式切换电路 3042 将控制信号输出到白平衡电路 (W. B.) 3025、调光电路 3043、调光控制参数切换电路 3044 以及光源装置 3004 的模式切换电动机 3019 中。调光控制参数切换电路 3044 将与旋转滤波器 3014 的第一滤波器组或者第二滤波器组相应的调光控制参数输出到调光电路 3043 中，调光电路 3043 根据来自模式切换电路 3042 的控制信号以及来自调光控制参数切换电路 3044 的调光控制参数，控制光源装置 3004 的光圈装置 3013 并且进行适当的亮度控制。

[0446] 如图 57 所示，体腔内组织 3051 在很多情况下具有例如在深度方向上不同的血管等吸收体分布结构。在粘膜表层附近，主要分布较多的毛细血管 3052，另外在比该层深的中

层中,除了毛细血管以外还分布比毛细血管粗的血管 3053,并且在深层中分布更粗的血管 3054。

[0447] 另一方面,光对体腔内组织 3051 的光的深度方向的深度到达度依赖于光的波长,如图 58 所示,包含可见光区域的照明光在如蓝 (B) 色那样波长短的光的情况下,由于生物体组织中的吸收特性以及散射特性,光只能到达表层附近,观察到在到那里为止的深度的范围中被吸收、散射并从表面出来的光。另外,在波长比蓝 (B) 色光长的绿 (G) 色光的情况下,深达到比蓝 (B) 色光所深达到的范围更深的位置,观察到在该范围中被吸收、散射并从表面出来的光。此外,在波长比绿 (G) 色光长的红 (R) 色光的情况下,光到达更深范围。

[0448] 在普通观察时,根据控制信号,视频处理器 3007 内的模式切换电路 3042 控制模式切换电动机 3019,使得作为旋转滤波器 3014 的第一滤波器组的 R1 滤波器 3014r1、G1 滤波器 3014g1、B1 滤波器 3014b1 位于照明光的光路上。

[0449] 对体腔内组织 3051 进行普通观察时,R1 滤波器部 3014r1、G1 滤波器部 3014g1、B1 滤波器部 3014b1 为了使各波长域如图 55 所示那样地重叠,

[0450] (1) 在根据 B1 滤波器部 3014b1 的利用 CCD3004 进行拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 59 所示的浅层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0451] (2) 另外,在根据 G 1 滤波器 3014g1 的利用 CCD3004 拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 60 所示的中层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0452] (3) 此外,在根据 R1 滤波器 3014r1 的利用 CCD3004 拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 61 所示的深层中的组织信息的中层以及深层组织信息的频带图像进行拍摄。

[0453] 而且,根据视频处理器 7,将这些 RGB 摄像信号同时化而进行信号处理,由此,作为内窥镜图像,可以得到所希望的或者再现了自然的色彩的内窥镜图像。

[0454] 另一方面,按压电子内窥镜 3003 的模式切换指示开关 3041 时,将该信号输入到视频处理器 3007 的模式切换电路 3042 中。模式切换电路 3042 通过对光源装置 3004 的模式切换电动机 3019 输出控制信号,对光路驱动旋转滤波器 3014,以使在普通观察时位于光路上的旋转滤波器 3014 的第一滤波器组移动,并且将第二滤波器组配置在光路上。

[0455] 根据第二滤波器组对体腔内组织 3051 进行窄带域光观察时,G2 滤波器部 3014g2、B2 滤波器部 3014b2、遮光滤波器部 3014Cut 为了使照明光成为如图 56 所示的具有离散的分光特性的窄带域的按面顺序的光,并不使各波长域重叠,

[0456] (4) 在根据 B2 滤波器部 3014b2 的利用 CCD3004 拍摄的摄像信号中,对具有如图 62 所示的浅层中的组织信息的频带图像进行拍摄,

[0457] (5) 另外,在根据 G2 滤波器部 3014g2 的利用 CCD3004 拍摄的摄像信号中,对如图 63 所示的具有如图 63 所示的中层中的组织信息的频带图像进行拍摄。

[0458] 另一方面,如图 64 所示,白平衡电路 3025 由白平衡校正部 3080、白平衡校正值算出部 3081 构成。

[0459] 在本实施例的内窥镜装置 3001 中,通过检查前在电子内窥镜 3003 的插入部 3003a 的前端安装其内侧为白色的筒状的白帽 3045 来取得白平衡。

[0460] 具体来说,在将白帽 3045 安装在电子内窥镜 3003 的插入部 3003a 的前端的状态下,按下设置在视频处理器 3007 的前面板 3007a 的白平衡开关 3007C 时,在光源装置 3003 中将旋转滤波器 3014 的第一滤波器组配置在光路上,利用视频处理器 3007 的白平衡电

路 3025 取得根据普通光的第一次白平衡。而且,当取得普通光下的白平衡时,在光源装置 3003 中将旋转滤波器 3014 的第二滤波器组配置在光路上,利用视频处理器 3007 的白平衡电路 3025 取得根据窄带域光的第二次白平衡。在第一次以及第二次白平衡的取得期间,设置在光源装置 3003 的前面板 3004a 上的窄带域光观察模式显示部 3004b 以及设置在视频处理器 3007 的前面板 3007a 上的窄带域光观察模式显示部 3007b 以规定的色彩点亮(点灯)。

[0461] 此外,在第一次的白平衡的取得期间点亮的色彩和第二次的白平衡的取得期间点亮的色彩可以是不同的色彩,例如在第一次的白平衡的取得期间点亮的色彩为绿色,在第二次的白平衡的取得期间点亮的色彩为白色。

[0462] 在白平衡电路 3025 中,白平衡校正值算出部 3081 根据作为来自模式切换电路 3042 的控制信号的模式检测信号,切换白平衡校正值的计算方法。

[0463] 具体来说,

[0464] 根据普通光的第一次的白平衡:

[0465] $(R \text{ 校正}) = (G \text{ 平均值}) / (R \text{ 平均值})$, $(B \text{ 校正}) = (G \text{ 平均值}) / (B \text{ 平均值})$

[0466] 根据窄带域光的第二次的白平衡:

[0467] $(R \text{ 校正}) = (\text{规定的固定值})$, $(B \text{ 校正}) = (G \text{ 平均值}) / (B \text{ 平均值})$

[0468] 而且,在白平衡校正部 3080 中,对各信号的校正值乘以相应的输入信号并输出。

[0469] 这样,在本实施例中,在普通光和窄带域光之间切换白平衡的方法,因此即使是在根据窄带域光的照射光的带域数为两个频带的情况下,也可以避免不能计算 R 信号的校正值的状态,可以取得白平衡。另外,在视觉上明确地知道白平衡的动作,而且,通过进行色彩分离可以在视觉上掌握正在进行怎样的动作。

[0470] 此外,在本实施例中,设为通过在窄带域光观察模式显示部 3004b、3007b 的点亮来进行白平衡的取得处理,但是不限于此,也可以如图 65 所示,在光源装置 3004 以及视频处理器 3007 内设置扬声器 3061、3062,利用声音告知。此时,第一次以及第二次白平衡的取得期间,既可以用同一声音告知,或者也可以使第一次白平衡的取得期间产生的声音和第二次白平衡的取得期间产生的声音不同。可以将白平衡动作的情况作为声音识别,不看装置也可以掌握正在进行怎样的动作。

[0471] 另外,也可以如图 66 所示,在观察监视器 3005 中显示讯息窗 3063,在该讯息窗 3063 中显示例如“白平衡动作中”等的文字。在第一次以及第二次白平衡的取得期间,既可以利用同一文字例如利用“白平衡动作中”告知,或者也可以使第一次白平衡的取得期间显示的文字例如“白平衡 1 动作中”和第二次白平衡的取得期间显示的文字例如“白平衡 2 动作中”这样改变文字。此外,也可以在白平衡的取得中,显示“白平衡动作中”等的文字,在白平衡的未取得中,显示“白平衡未动作中”等的文字。通过将白平衡动作的情况作为文字信息显示在观察监视器 1005 中,更容易从视觉上进行识别。

[0472] 此外,在上述实施例的内窥镜装置 3001 中,举例说明了光源装置 3004 提供按面顺序的光、利用视频处理器 3007 使按面顺序的图像信息同时化而图像化的面顺序式内窥镜装置,但并不限于此,也可以应用于同时式内窥镜装置中。

[0473] 即,如图 67 所示,也可以在同时式内窥镜装置 3001 中应用本实施例,上述同时式内窥镜装置 3001a 由以下部分构成:提供白色光的光源装置 3004a;在 CCD3002 的摄像面的

前面具备色卡 3100 的电子内窥镜 3003a ;对来自电子内窥镜 3003a 的摄像信号进行信号处理的视频处理器 3007a。

[0474] 在光源装置 3004a 中,对于经过了热线切断滤波器 3012 的来自氙灯 3011 的白色光,利用光圈装置 3013 控制光量,射出到配置在电子内窥镜 3003a 内的光导部件 3015 的入射面上。在该白色光的光路上可插拔地设置变换为具有如图 56 所示的离散的分光特性的窄带域光的窄带域限制滤波器 3014a。

[0475] 在电子内窥镜 3003a 中,经过色卡 3100 利用 CCD3002 拍摄体腔内组织 3051 的像。

[0476] 在视频处理器 3007a 中,利用 Y/C 分离电路 3101 将来自 A/D 变换器 3024 的图像数据分离为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb,利用 RGB 矩阵电路 3102 变换为 RGB 信号,输出到白平衡电路 3025 中。其他结构以及作用与图 53 的内窥镜装置相同。

[0477] 而且在白平衡电路 3025 中,如图 68 所示,对于来自 RGB 矩阵电路 3102 的 RGB 信号各信号取得白平衡。此时的白平衡取得方法与本实施例相同。

[0478] (实施例 7)

[0479] 图 69 是表示与本发明的实施例 7 相关的白平衡电路的结构的结构图。

[0480] 实施例 7 与实施例 6 大致相同,因此仅说明不同点,对同一结构赋予相同附图标记,省略其说明。

[0481] 如图 69 所示,本实施例的白平衡电路在图 53 所示的面顺序式的内窥镜装置 3001 中具备 R/G/B 信号生成部 3082, R/G/B 信号生成部 3082 根据面顺序式的 R/G/B 信号的输入,根据观察模式置换 R 信号之后,与实施例 6 同样地取得白平衡。

[0482] 即,在 R/G/B 信号生成部 3082 中,进行

[0483] 普通光 :R 信号 $\leftarrow$ R 信号

[0484] 窄带域 :R 信号 $\leftarrow$ G 信号

[0485] 这样的置换,输出到白平衡校正部 3080,在白平衡校正部 3080 中取得白平衡。

[0486] 此外,也可以将 B 信号除以 R 信号,另外也可以是与 CCD3002 的输出不同的另外预先准备的信号数据。

[0487] (实施例 8)

[0488] 图 70 至图 88 与本发明的实施例 8 有关,图 70 是表示内窥镜装置的结构的结构图;图 71 是表示图 70 的旋转滤波器的结构的结构图;图 72 是表示图 71 的旋转滤波器的第一滤波器组的分光特性的图;图 73 是表示图 71 的旋转滤波器的第二滤波器组的分光特性的图;图 74 是表示利用图 70 的内窥镜装置观察的生物体组织的层方向结构的图;图 75 是说明来自图 70 内窥镜装置的照明光的在生物体组织的层方向上的到达状态的图;图 76 是表示根据透过了图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图;图 77 是表示根据透过了图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图;图 78 是表示根据透过了图 72 的第一滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图;图 79 是表示根据透过了图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第一图;图 80 是表示根据透过了图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第二图;图 81 是表示根据透过了图 73 的第二滤波器组的按面顺序的光的各频带图像的第三图;图 82 是表示图 70 的白平衡电路的结构的框图;图 83 是表示图 82 的白平衡电路的变形例的结构的框图;图 84 是表示图 70 的内窥镜装置的第一变形例的结构的结构图;图 85 是表示图 84 的白平衡电路的结

构的框图 ;图 86 是表示图 70 的内窥镜装置的第二变形例的结构的框图 ;图 87 是表示图 86 的白平衡电路的结构的框图 ;图 88 是表示图 86 的白平衡电路的变形例的结构的框图。

[0489] 如图 70 所示,本实施例的内窥镜装置 4001 由以下部分构成:电子内窥镜 4003,其具有 CCD4002 作为插入体腔内且对体腔内组织拍摄的摄像单元;光源装置 4004,对电子内窥镜 4003 提供照明光;以及视频处理器 4007,对来自电子内窥镜 4003 的 CCD4002 的摄像信号进行信号处理,将内窥镜图像显示在观察监视器 4005 上,或者将内窥镜图像编码作为压缩图像输出到图像归档装置 4006 中。

[0490] 光源装置 4004 构成为具备:发出照明光的氙灯 4011、遮挡白色光的热线的热线切断滤波器 4012、控制经过了热线切断滤波器 4012 的白色光的光量的光圈装置 4013、使照明光成为按面顺序的光的旋转滤波器 4014、将经过了旋转滤波器 4014 的按面顺序的光在配置于电子内窥镜 4003 内的光导部件 4015 的入射面上聚光的聚光透镜 4016、控制旋转滤波器 4014 的旋转的控制电路 4017。

[0491] 如图 71 所示,旋转滤波器 4014 具有构成为圆盘状并且以中心为旋转轴的 2 重结构,在外侧直径部分配置了构成第一滤波器组的 R1 滤波器部 4014r1、G1 滤波器部 4014g1、B1 滤波器部 4014b1,该第一滤波器组用来输出适合如图 72 所示的色彩再现的重叠的分光特性的按面顺序的光,在内侧直径部分配置了构成第二滤波器组的 G2 滤波器部 4014g2、B2 滤波器部 4014b2、R2 滤波器 4014r2,该第二滤波器组用来输出具有如图 73 所示的可抽出所希望的深层组织信息的离散的分光特性的、窄带域的按面顺序的光。

[0492] 然后,如图 70 所示,旋转滤波器 4014 根据控制电路 4017 进行旋转滤波器电动机 4018 的驱动控制而进行旋转,另外,根据来自后述的视频处理器 4007 内的模式切换电路 4042 的控制信号,通过模式切换电动机 4019 进行径向的移动(作为与旋转滤波器 4014 的光路垂直的移动,选择性地使旋转滤波器 4014 的第一滤波器组或者第二滤波器组在光路上移动)。

[0493] 此外,由电源部 4010 对氙灯 4011、光圈装置 4013、旋转滤波器电动机 4018 以及模式切换电动机 4019 提供电力。

[0494] 视频处理器 4007 构成为具备:驱动 CCD4002 的 CCD 驱动电路 4020、将利用 CCD4002 经过对物光学系统 4021 拍摄体腔内组织的摄像信号放大的放大器 4022、对经过了放大器 4022 的摄像信号进行相关双采样以及噪声的除去等的处理电路 4023、将经过了处理电路 4023 的摄像信号变换为数字信号的图像数据的 A/D 变换器 4024、对来自 A/D 变换器 4024 的图像数据执行白平衡处理的白平衡电路(W.B.)4025、用来使根据旋转滤波器 4014 的按面顺序的光同时化的选择器 4026 以及同时化存储器 4027、4028、4029、读出保存在同时化存储器 4027、4028、4029 中的按面顺序的光的各图像数据并进行伽马校正处理、轮廓强调处理、色彩处理等的图像处理电路 4030、将来自图像处理电路 4030 的图像数据变换为模拟信号的 D/A 电路 4031、4032、4033、对来自图像处理电路 4030 的图像数据进行编码的编码电路 4034、输入来自光源装置 4004 的控制电路 4017 的与旋转滤波器 4014 的旋转同步的同步信号并将各种定时信号输出到上述各电路的定时生成器(T.G.)4035。

[0495] 此外,在电子内窥镜 4002 中设置有模式切换指示开关 4041,该模式切换开关 4041 的输出被输出到视频处理器 4007 内的模式切换电路 4042 中。视频处理器 4007 的模式切换电路 4042 将控制信号输出到白平衡电路(W.B.)4025、调光电路 4043、调光控制参数切换

电路 4044 以及光源装置 4004 的模式切换电动机 4019 中。调光控制参数切换电路 4044 将与旋转滤波器 4014 的第一滤波器组或者第二滤波器组相应的调光控制参数输出到调光电路 4043 中,调光电路 4043 根据来自模式切换电路 4042 的控制信号以及来自调光控制参数切换电路 4044 的调光控制参数,控制光源装置 4004 的光圈装置 4013 并且进行适当的亮度控制。

[0496] 如图 74 所示,体腔内组织 4051 在很多情况下具有例如在深度方向上不同的血管等吸收体分布结构。在粘膜表层附近,主要分布较多的毛细血管 4052,另外在比该层深的中层中,除了毛细血管以外还分布比毛细血管粗的血管 4053,并且在深层中分布更粗的血管 4054。

[0497] 另一方面,光对体腔内组织 4051 的光的深度方向的深度到达度依赖于光的波长,如图 75 所示,包含可见光区域的照明光在如蓝 (B) 色那样的波长短的光的情况下,由于生物体组织中的吸收特性以及散射特性,光只能到达表层附近,观察到在到那里为止的深度的范围中被吸收、散射并从表面出来的光。另外,在波长比蓝 (B) 色光长的绿 (G) 色光的情况下,深达到比蓝 (B) 色光所深达到的范围更深的位置,观察到在该范围中被吸收、散射并从表面出来的光。此外,在波长比绿 (G) 色光长的红 (R) 色光的情况下,光到达更深范围。

[0498] 在普通观察时,视频处理器 4007 内的模式切换电路 4042 根据控制信号控制模式切换电动机 4019,使得作为旋转滤波器 4014 的第一滤波器组的 R1 滤波器 4014r1、G1 滤波器 4014g1、B1 滤波器 4014b1 位于照明光的光路上。

[0499] 对体腔内组织 4051 进行普通观察时,R1 滤波器部 4014r1、G1 滤波器部 4014g1、B1 滤波器部 4014b1 为了使各波长域如图 72 所示那样地重叠,

[0500] (1) 在根据 B1 滤波器部 4014b1 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 76 所示的浅层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0501] (2) 另外,在根据 G1 滤波器 4014g1 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 77 所示的中层中的组织信息的浅层以及中层组织信息的频带图像进行拍摄,

[0502] (3) 此外,在根据 R1 滤波器 4014r1 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有包含较多如图 78 所示的深层中的组织信息的中层以及深层组织信息的频带图像进行拍摄。

[0503] 而且,根据视频处理器 4007,将这些 RGB 摄像信号同时化而进行信号处理,由此,作为内窥镜图像,可以得到所希望的或者再现了自然的色彩的内窥镜图像。

[0504] 另一方面,按下电子内窥镜 4003 的模式切换指示开关 4041 时,该信号被输入到视频处理器 4007 的模式切换电路 4042 中。模式切换电路 4042 通过对光源装置 4004 的模式切换电动机 4019 输出控制信号,对于光路驱动旋转滤波器 4014,以使在普通观察时处于光路上的旋转滤波器 4014 的第一滤波器组移动,并且将第二滤波器组配置在光路上。

[0505] 根据第二滤波器组对体腔内组织 4051 进行窄带域光观察时,G2 滤波器部 4014g2、B2 滤波器部 4014b2、R2 滤波器 4014r2 为了使照明光成为如图 73 所示的具有离散的分光特性的窄带域的按面顺序的光,并不使各波长域重叠,

[0506] (4) 在根据 B 2 滤波器部 4014b2 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有如图 79 所示的浅层中的组织信息的频带图像进行拍摄,

[0507] (5) 另外,在根据 G2 滤波器部 4014g2 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有如图 80 所示的中层中的组织信息的频带图像进行拍摄,

[0508] (6) 此外,在根据 R2 滤波器部 4014r2 的利用 CCD4002 拍摄的摄像信号中,对具有如图 81 所示的深层中的组织信息的频带图像进行拍摄。

[0509] 如图 82 所示,白平衡电路 4025 由白平衡校正部 4080、选择器 4081、普通光用校正值存储部 4082、查找表 (LUT) 4083、窄带域光用校正值存储部 4084 构成。

[0510] 在根据内窥镜装置 4001 的检查前,在电子内窥镜 4003 的前端安装白帽(未图示)进行普通光下的白平衡的取得。

[0511] 在白平衡电路 4025 中,将作为来自安装白帽时的 A/D 变换器 4024 的图像数据的普通面顺序 R/G/B 信号输入到白平衡校正部 4080 中,对普通面顺序 R/G/B 信号进行白平衡,将白平衡中的普通光用校正值经过选择器 4081 存储在普通光用校正值存储部 4082 中,并且将白平衡后的 R' /G' /B' 信号输出到选择器 4026 中。

[0512] 此时,在白平衡电路 4025 中,利用 LUT4083 读出基于普通光用校正值的窄带域光用校正值,保存在窄带域光用校正值存储部 4084 中。

[0513] 详细来说,在白平衡校正部 4080 中,从普通面顺序 R/G/B 信号的平均值的比 G/R、G/B 计算 R 以及 B 的校正值,如果利用模式切换电路 4042 检测出的观察模式为普通光模式,将普通光用校正值存储在普通光用校正值存储部 4082 中,如果是窄带域光模式,从普通光校正值和 LUT3083 求出窄带域光用校正值,记录到窄带域光用校正值存储部 4084 中。根据选择器 4081 检测出的观察模式,将来自普通光用校正值存储部 4082 或者窄带域光用校正值存储部 4084 的校正值发送到白平衡校正部 4080 中,在白平衡校正部 4080 中乘以校正值,输出 R'、B" 信号。此时直接输出原来的 G 信号。

[0514] 此外,构成为在 LUT4083 中保存基于普通光用校正值的窄带域光用校正值,但不限于此,也可以如图 83 所示,将基于普通光用校正值的校正值系数 k 保存在 LUT4083 中,在窄带域光用校正值运算部 4085 中,根据

[0515] 窄带域光用校正值 = $k \times$ 普通光用校正值

[0516] 运算窄带域光用校正值,保存在窄带域光用校正值存储部 4084 中。此外, k 是常数。

[0517] 这样,在本实施例中,从普通光用的校正值算出窄带域光用校正值进行校正,因此不需要窄带域光中的白平衡的取得,可以简化操作,可以确实地避免操作失误引起的色彩再现性的不良。

[0518] 此外,在上述实施例的内窥镜装置 4001 中,举例说明了光源装置 4004 提供按面顺序的光、由视频处理器 4007 将按面顺序的图像信息同时化而进行图像化的面顺序式内窥镜装置,但是不限于此,也可以应用于同时式内窥镜装置中。

[0519] 即,如图 84 所示,由提供白色光的光源装置 4004a、在 CCD4002 的摄像面的前面具备色卡 4100 的电子内窥镜 4003a、对来自电子内窥镜 4003a 的摄像信号进行信号处理的视频处理器 4007a 构成的同时式内窥镜装置 4001a 中也可以应用本实施例。

[0520] 在光源装置 4004a 中,对于经过了热线切断滤波器 4012 的来自氙灯 4011 的白色光,利用光圈装置 4013 控制光量,射出到配置在电子内窥镜 4003a 内的光导部件 4015 的入射面中。在该白色光的光路上可插拔地设置窄带域限制滤波器 4014a,该窄带域限制滤波器 4014a 变换为具有如图 73 所示的离散的分光特性的窄带域光。

[0521] 在电子内窥镜 4003a 中,利用 CCD4002 经过色卡 4100 拍摄体腔内组织 4051 的像。

[0522] 在视频处理器 4007a 中,利用 Y/C 分离电路 4101 将来自 A/D 变换器 4024 的图像数据分离为亮度信号 Y 和色差信号 Cr、Cb,利用 RGB 矩阵电路 4102 变换为 RGB 信号,输出到白平衡电路 4025。其他结构以及作用与图 70 的内窥镜装置相同。

[0523] 而且在白平衡电路 4025 中,如图 85 所示,对于来自 RGB 矩阵电路 4102 的 RGB 信号的各信号取得白平衡。此时的白平衡取得方法与本实施例相同。

[0524] 另外,也可以构成为,如图 86 所示,在电子内窥镜 4003 内设置内窥镜 ID 存储部 4110,该内窥镜 ID 存储部 4110 存储了由包含普通光用校正值的内窥镜的各种信息构成的内窥镜 ID,将内窥镜 ID 中的普通光用校正值输出到白平衡电路 4025 中,由此,如图 87 所示,在白平衡电路 4025 中,普通光用校正值存储部 4082 利用普通光用校正值从 LUT4083 读出窄带域光用校正值,保存到窄带域光用校正值存储部 4084 中。

[0525] 进而,也可以如图 88 所示,将基于输出到白平衡电路 4025 的内窥镜 ID 中的普通光用校正值的校正系数 k 保存在 LUT4083 中,在窄带域光用校正值运算部 4085 中,根据上述的

[0526] 窄带域光用校正值 = $k \times$ 普通光用校正值

[0527] 运算窄带域光用校正值,保存在窄带域光用校正值存储部 4084 中。此外, k 是常数。

[0528] 此外,在图 86 的内窥镜中以面顺序式内窥镜为例进行了说明,但不限于此,也可以应用于同时式内窥镜。

[0529] 本发明不限于上述的实施例,在不改变本发明的要旨的范围内可以进行各种变更、改变等。

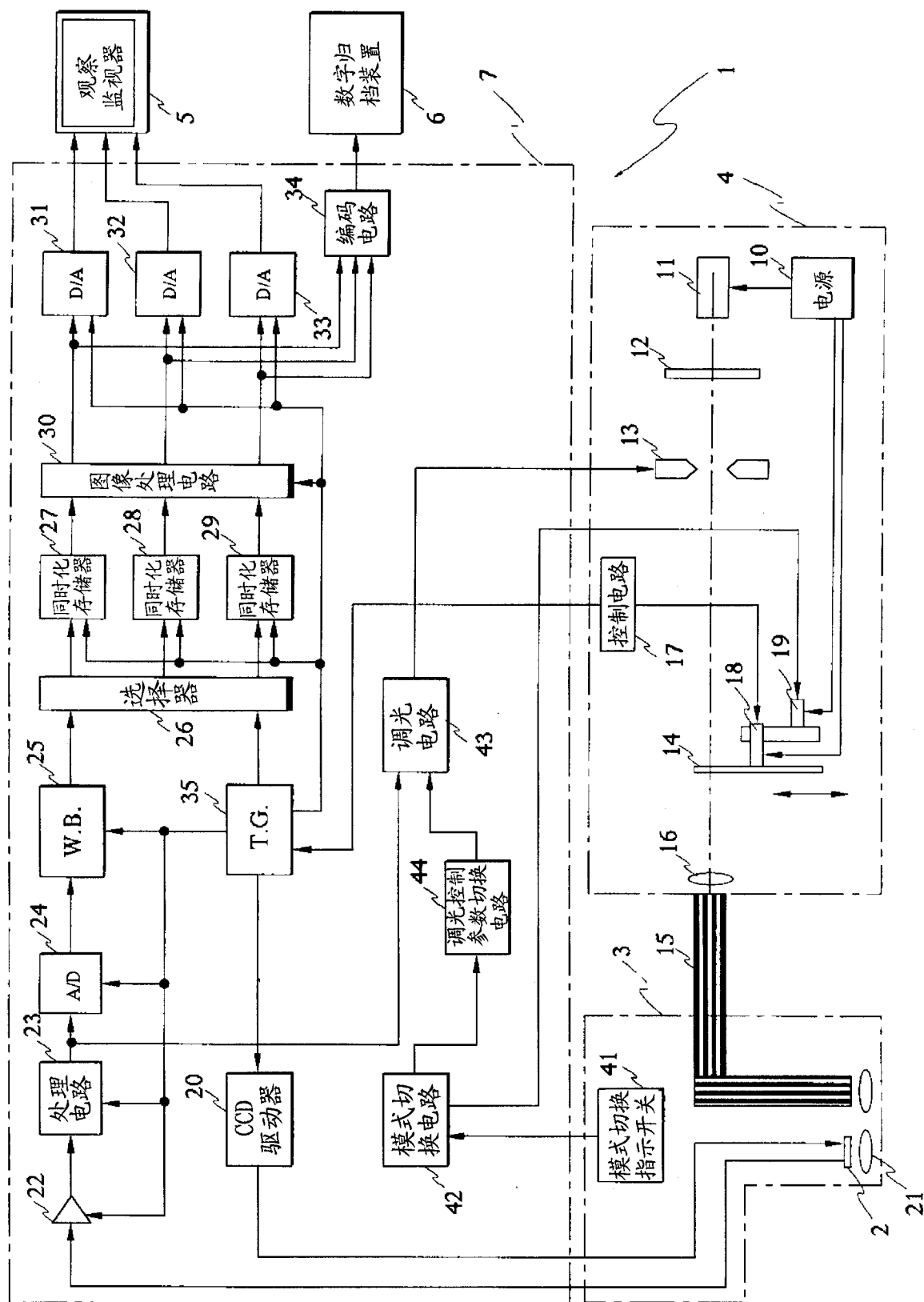


图 1

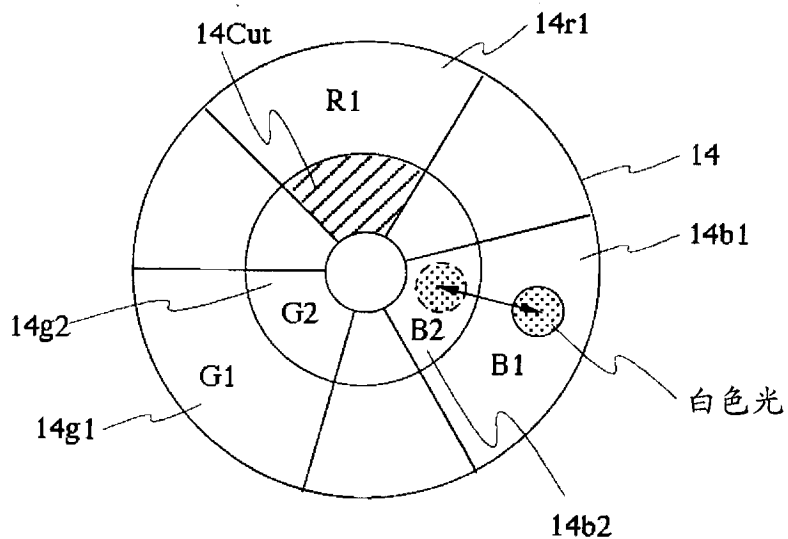


图 2

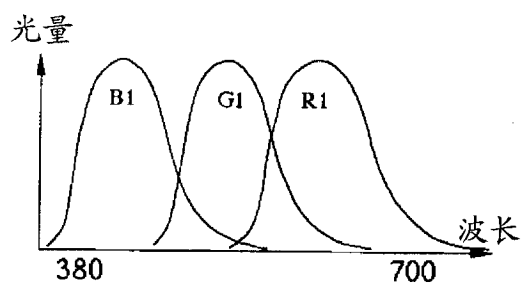


图 3

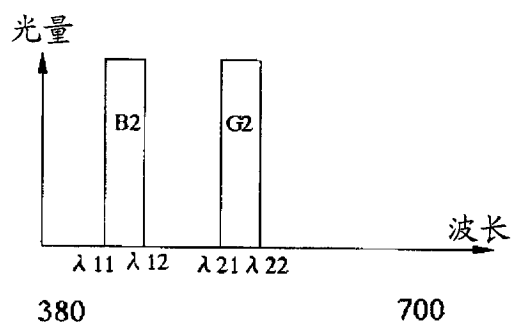


图 4

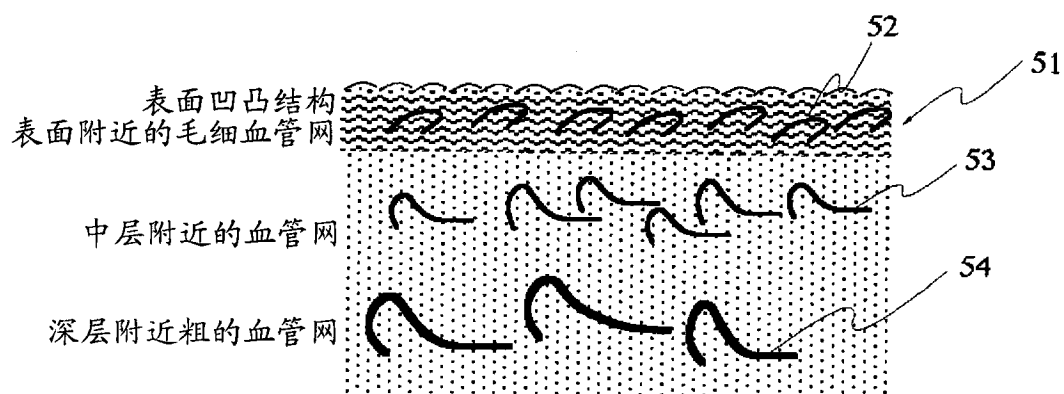


图 5

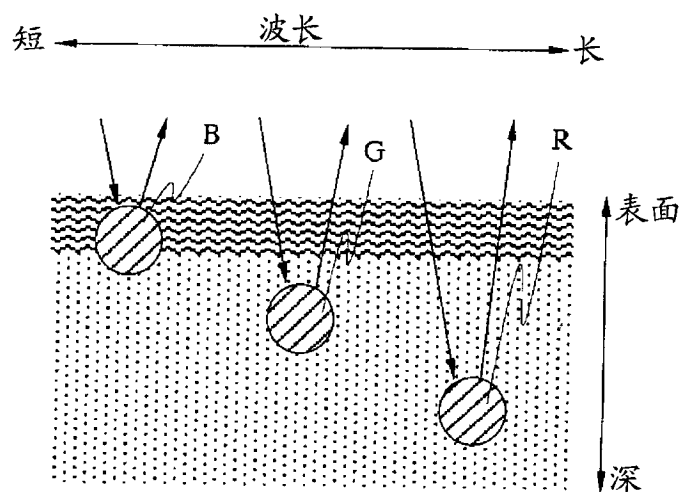


图 6



图 7



图 8

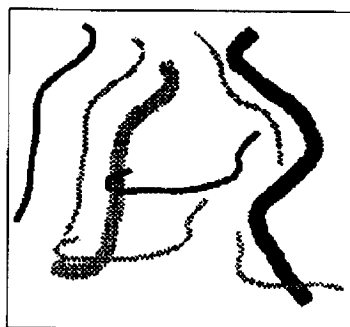


图 9

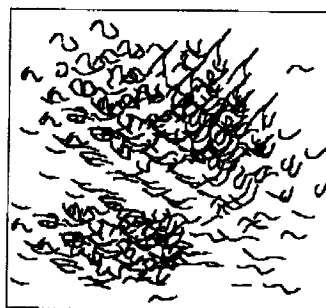


图 10

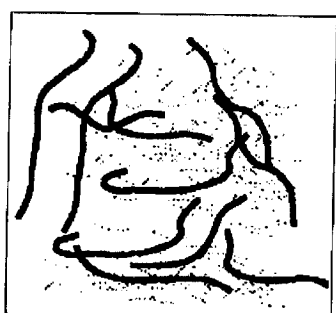


图 11

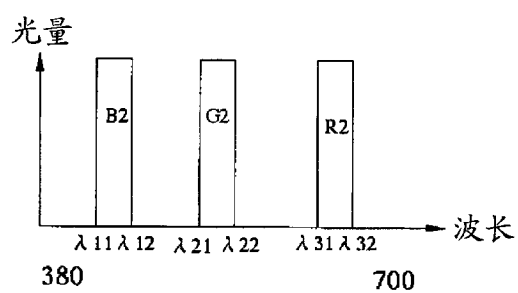


图 12

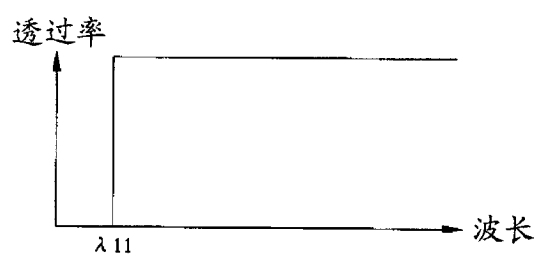


图 13

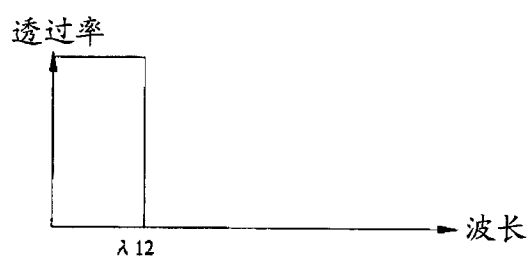


图 14

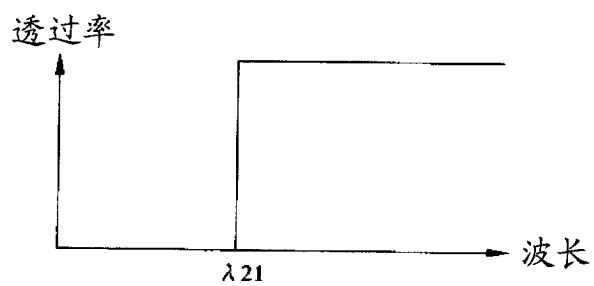


图 15

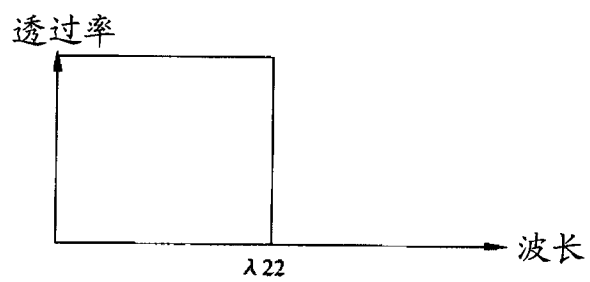


图 16

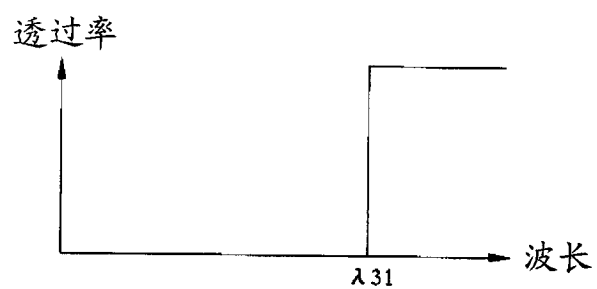


图 17

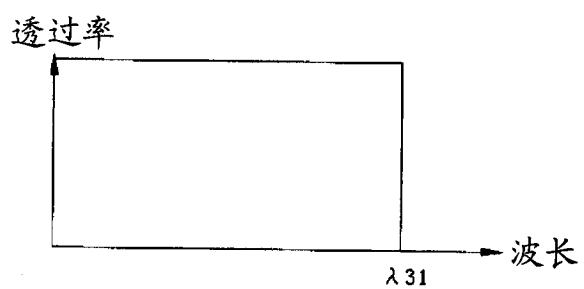


图 18

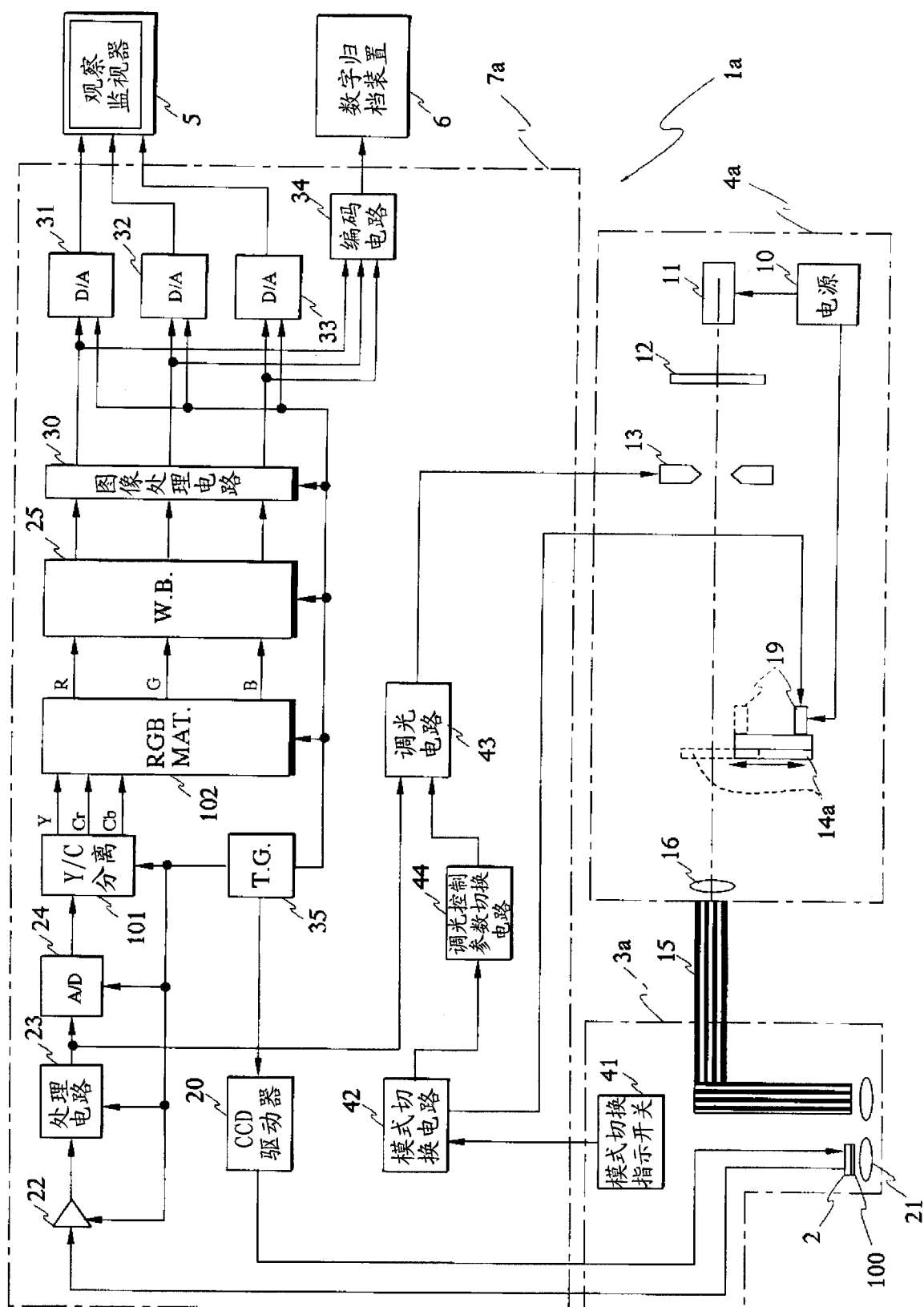


图 19

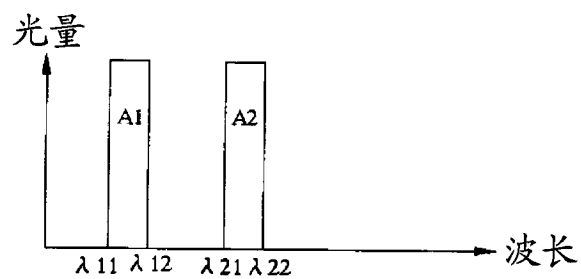


图 20

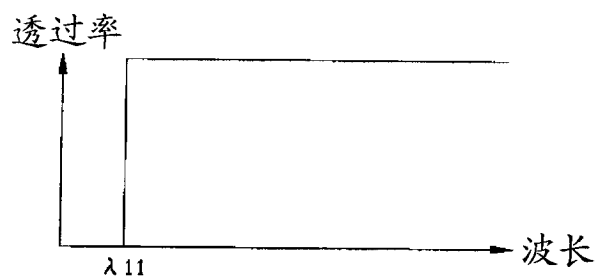


图 21

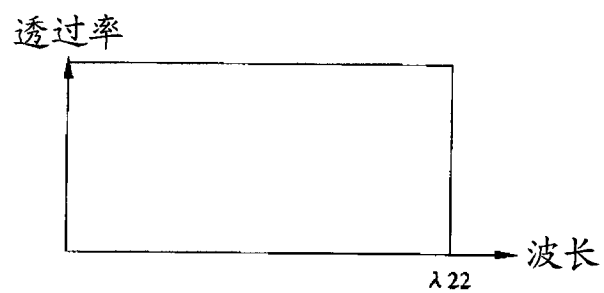


图 22

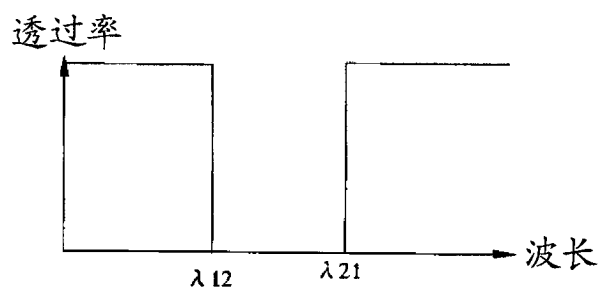


图 23

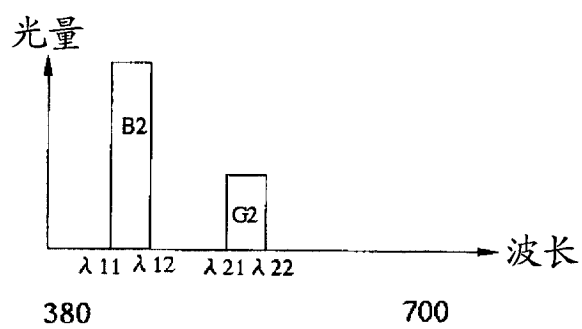


图 24

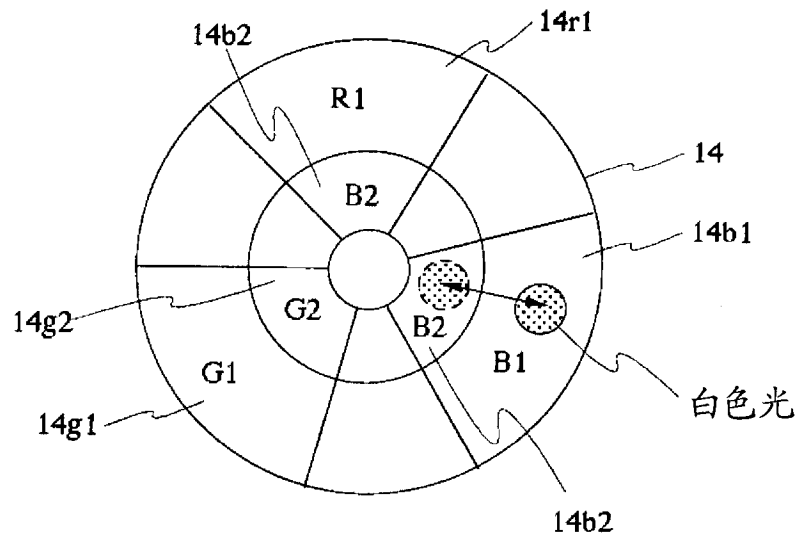


图 25

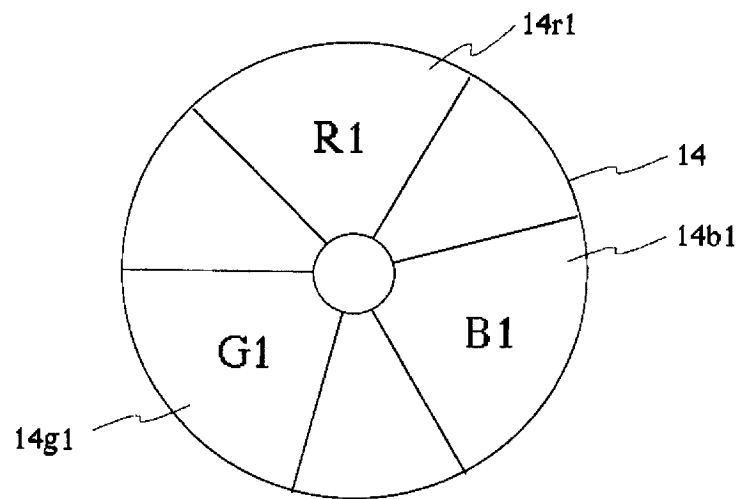


图 26

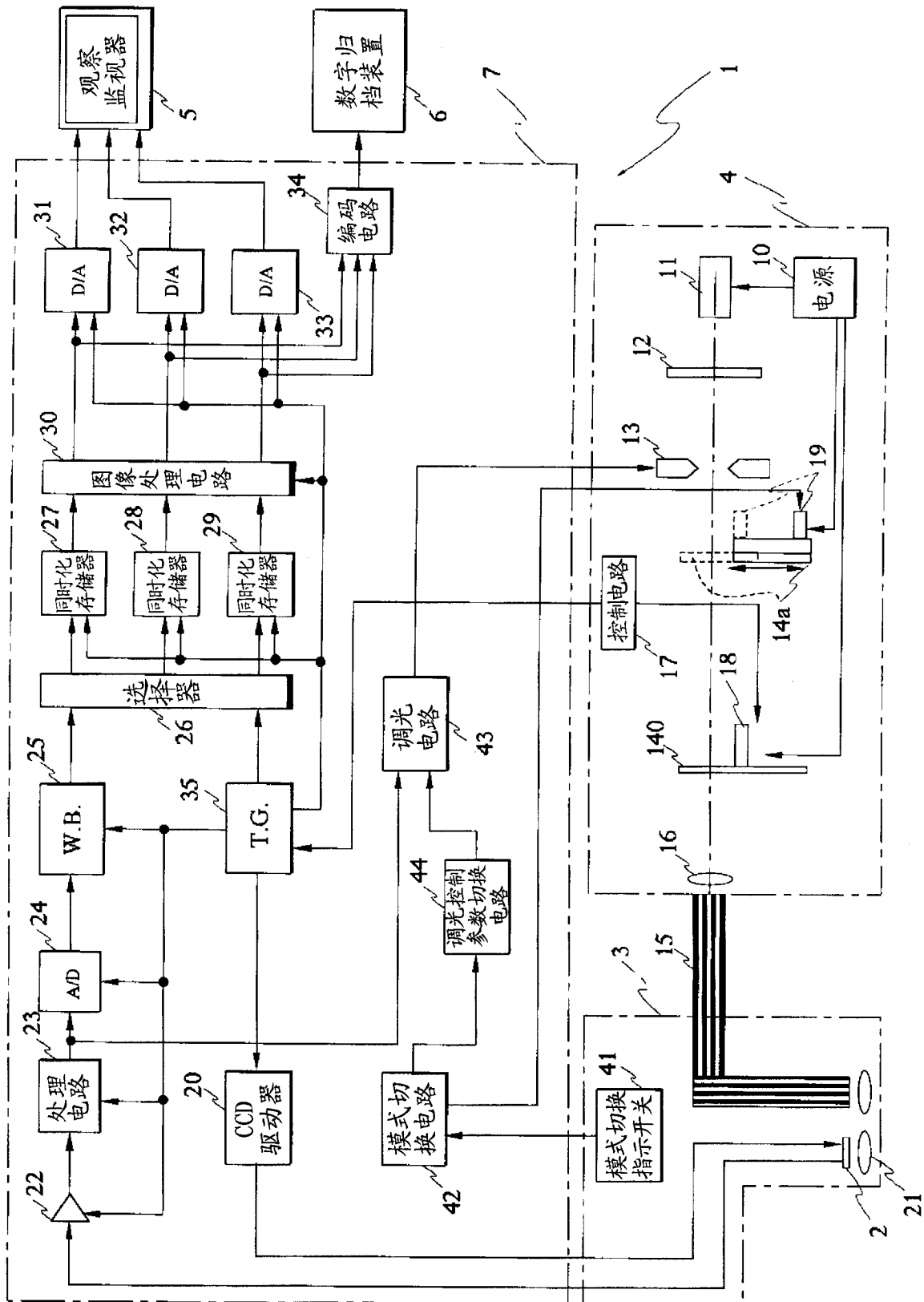


图 27

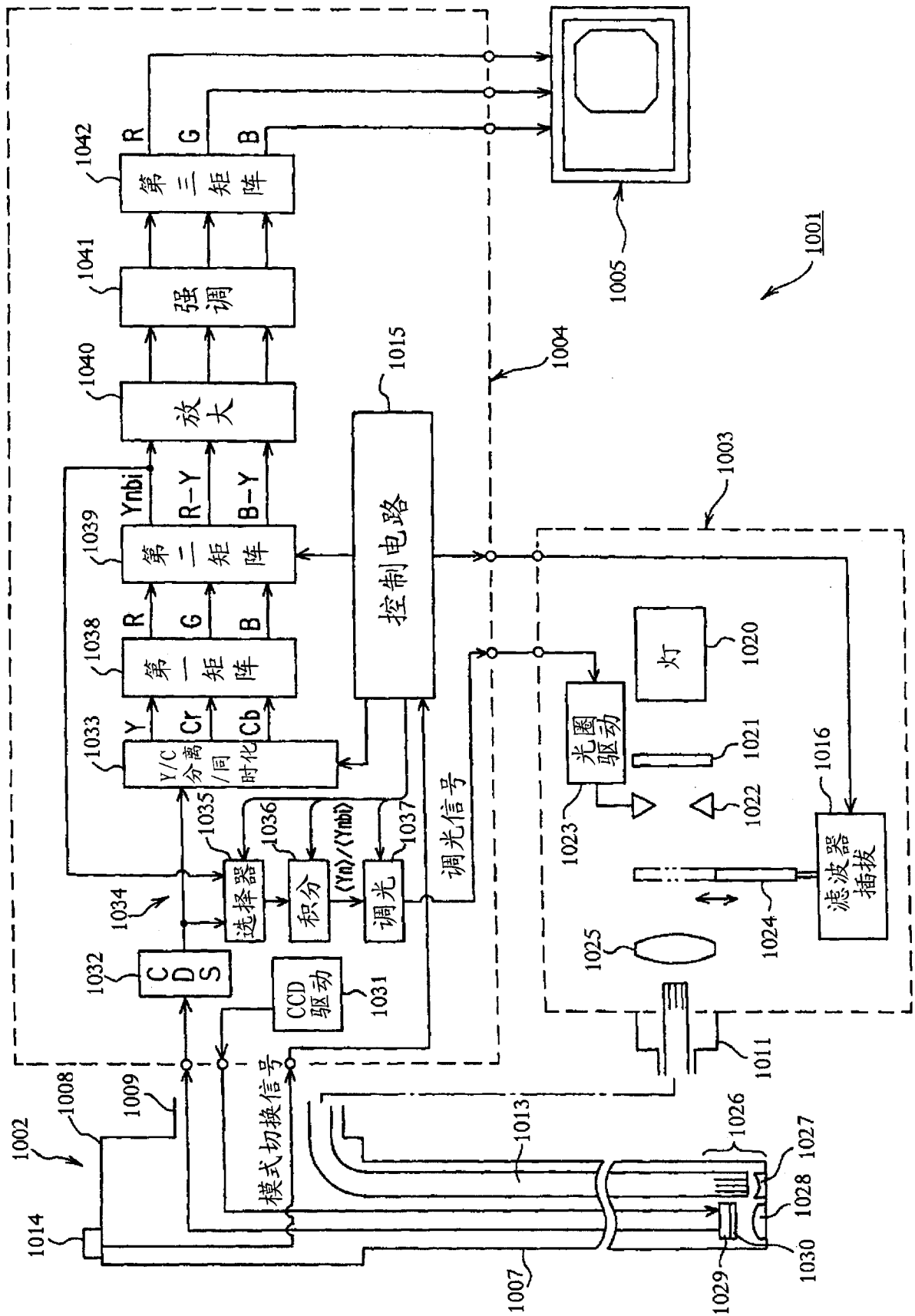


图 28

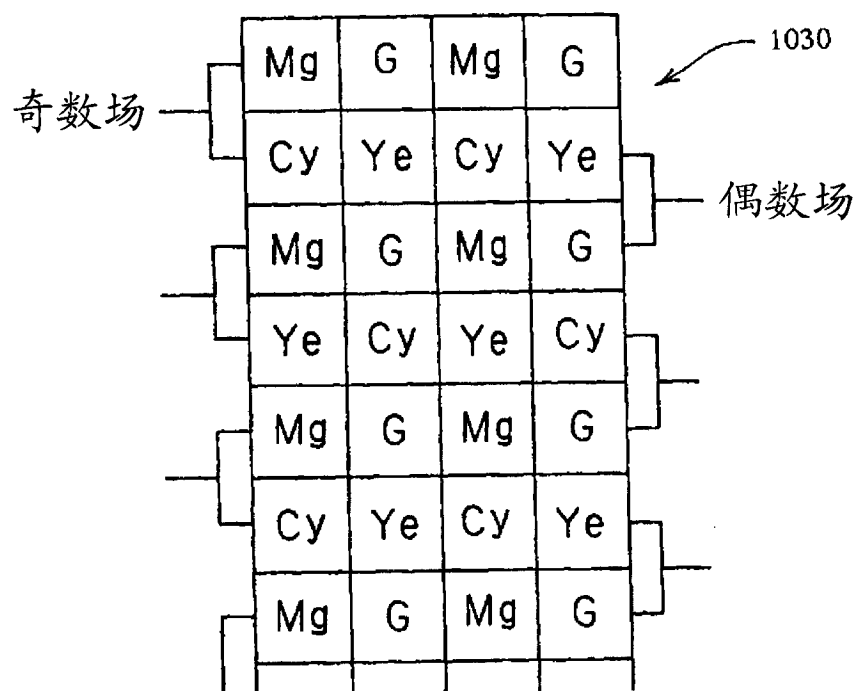


图 29

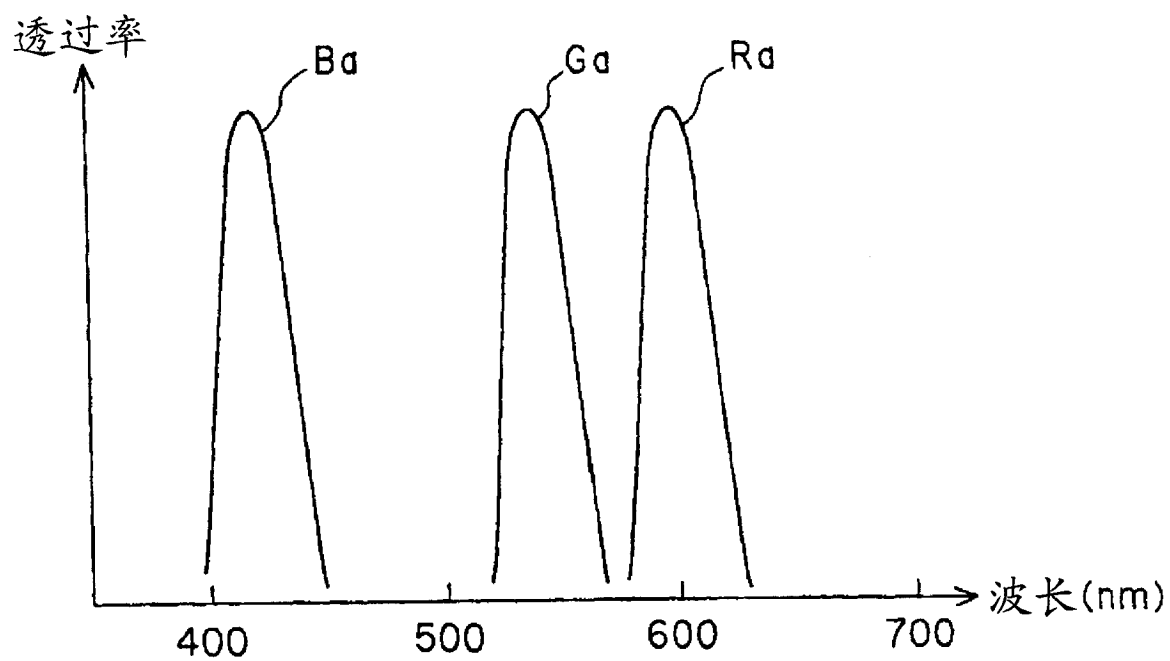


图 30

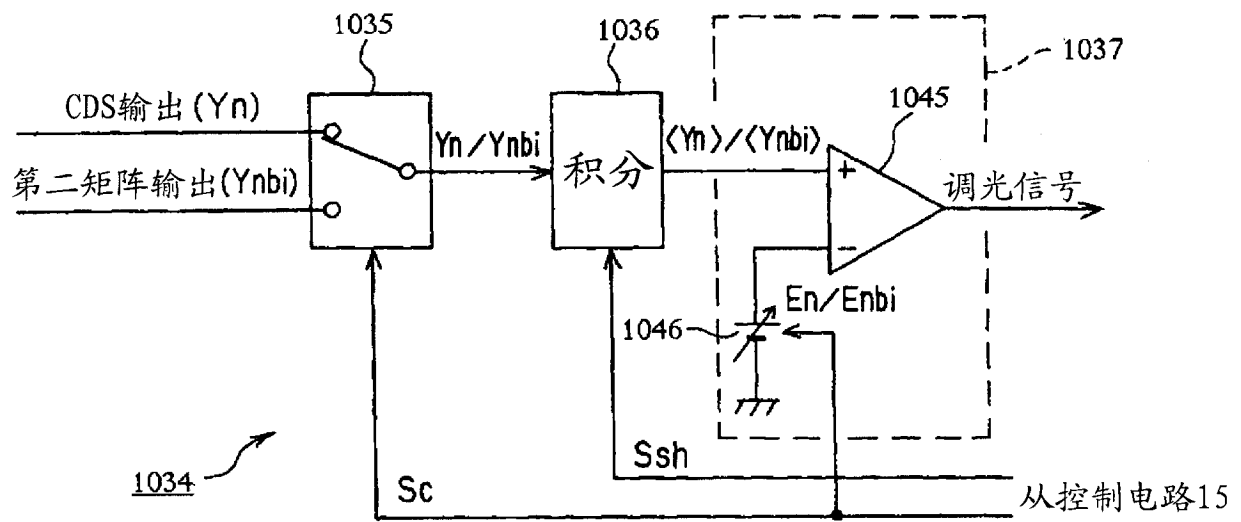


图 31

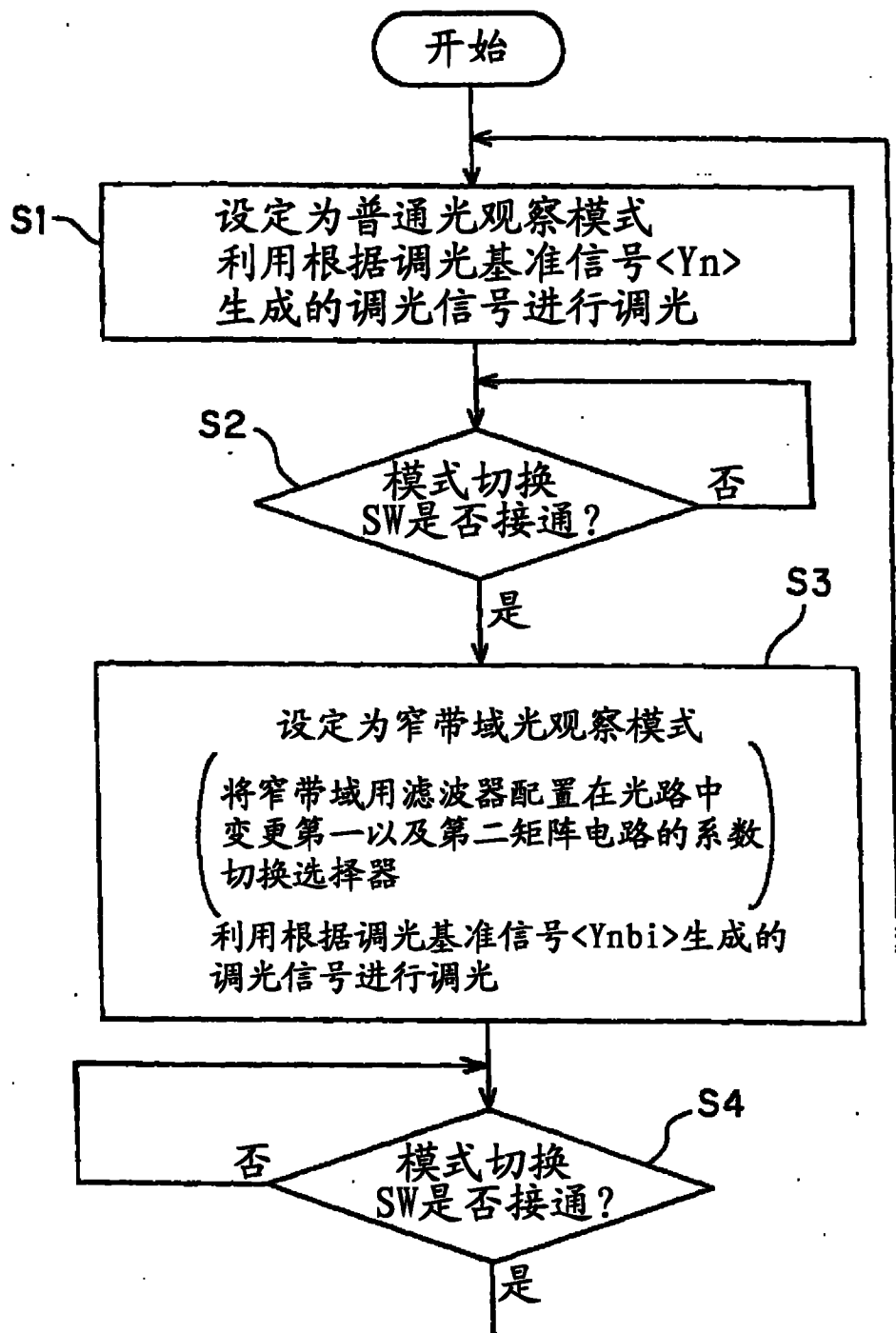


图 32

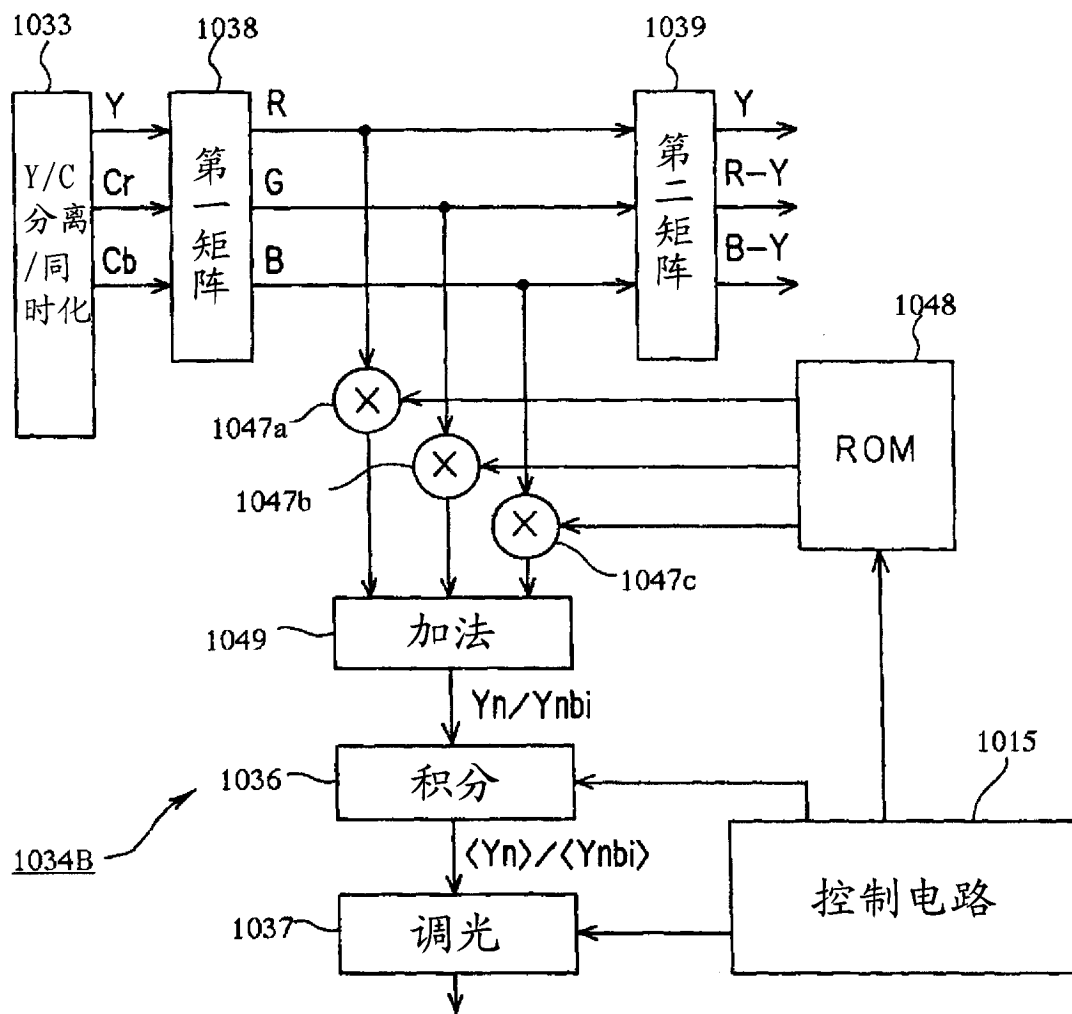


图 33

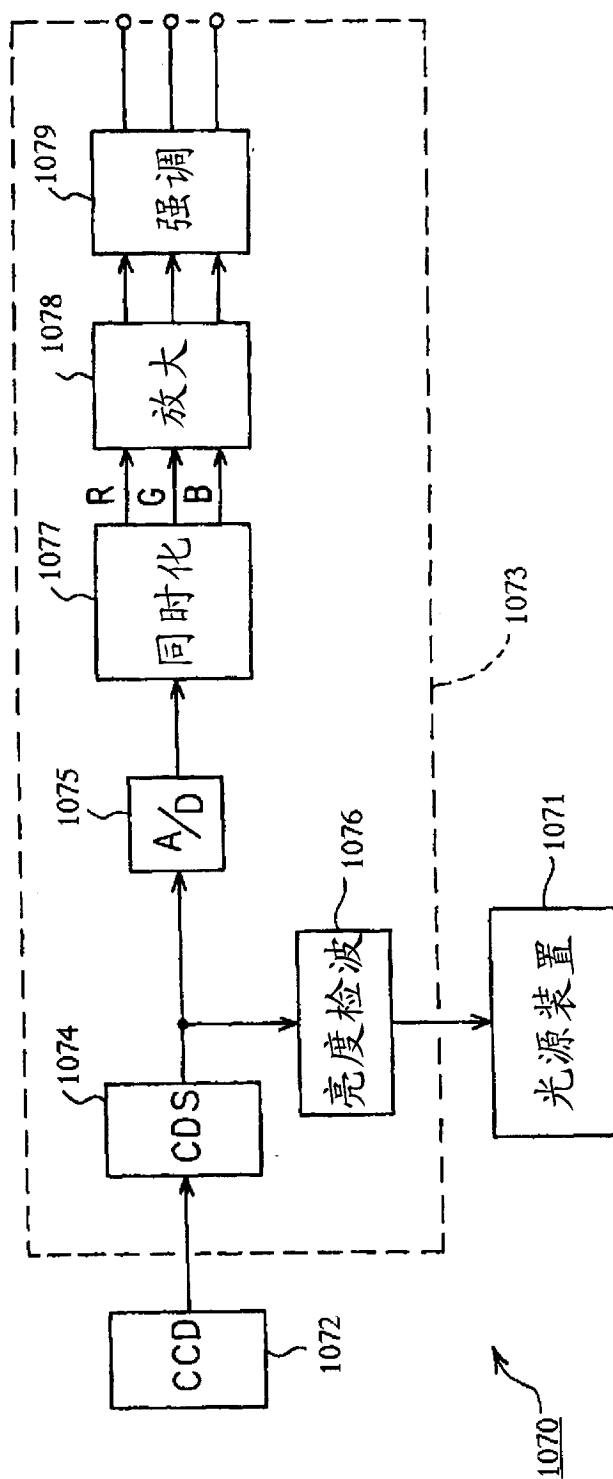


图 34

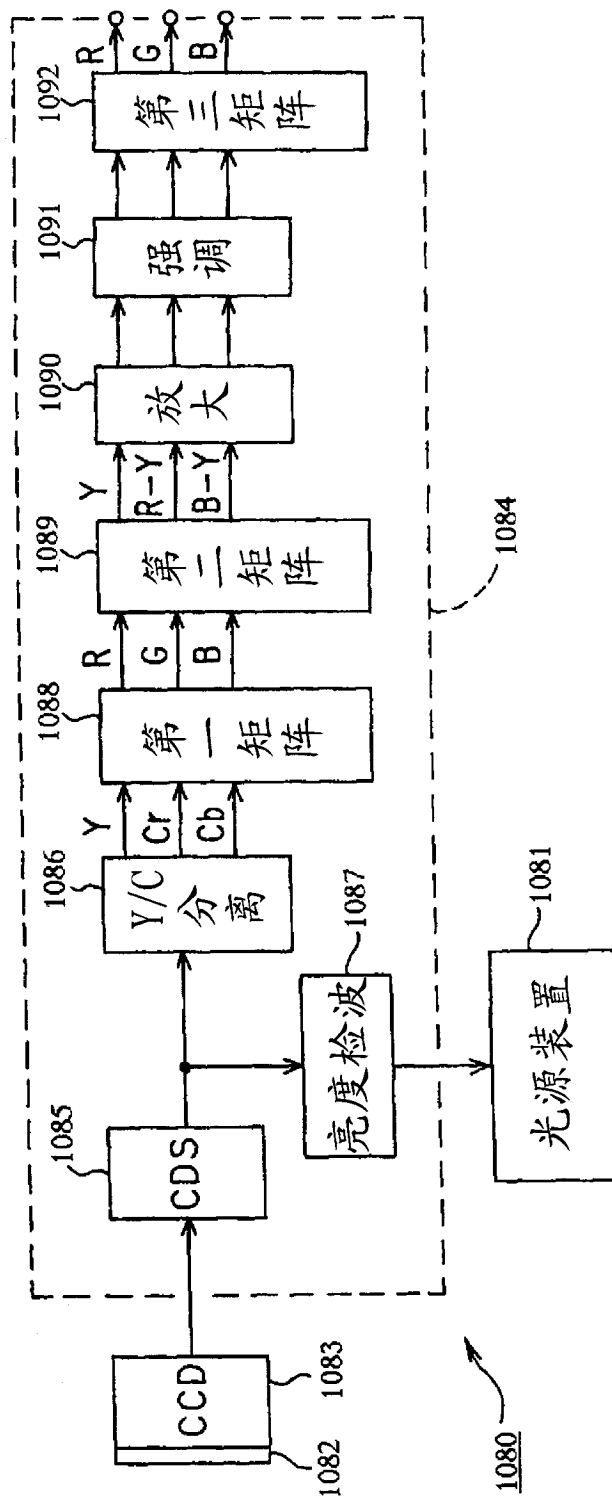


图 35

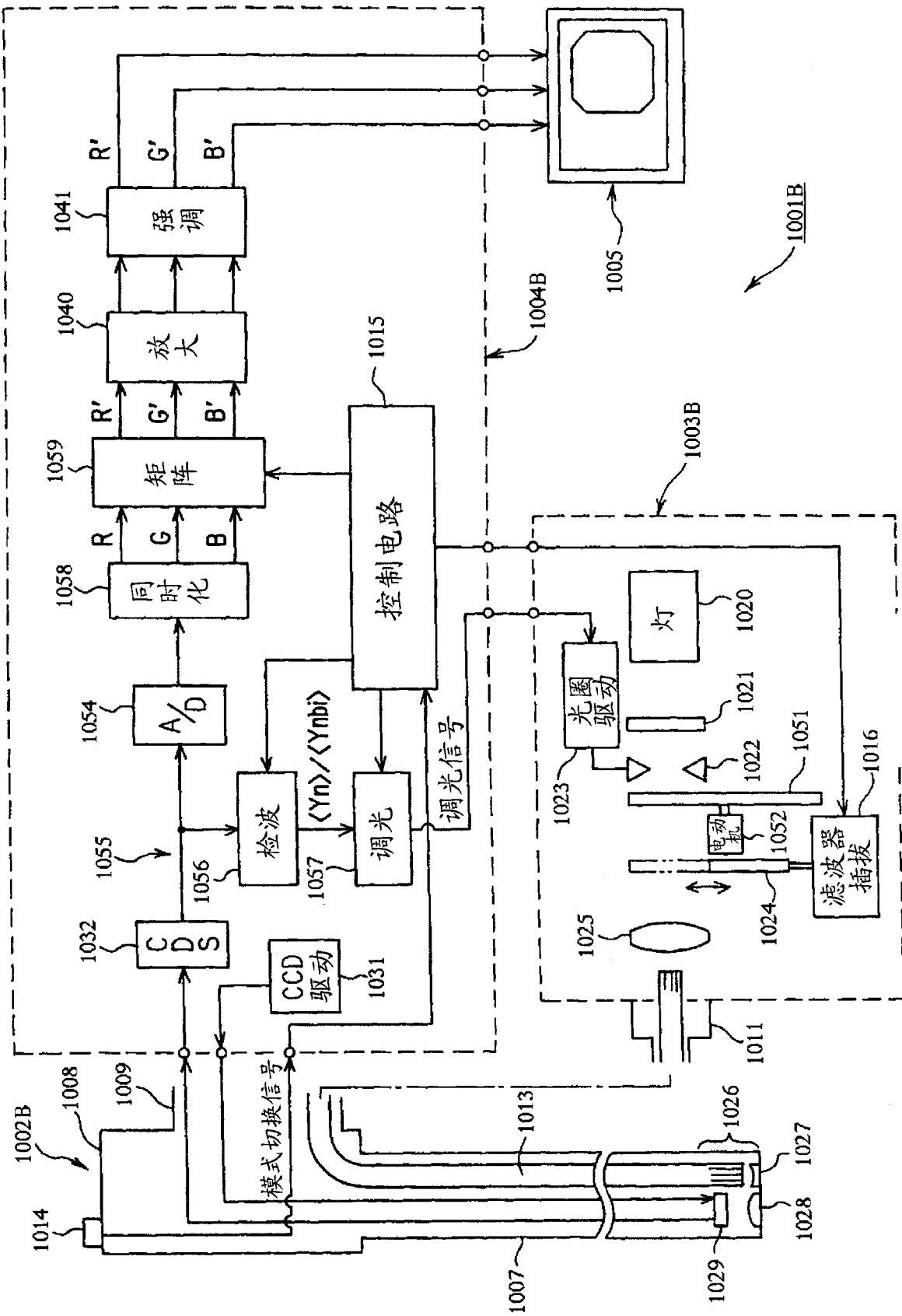


图 36

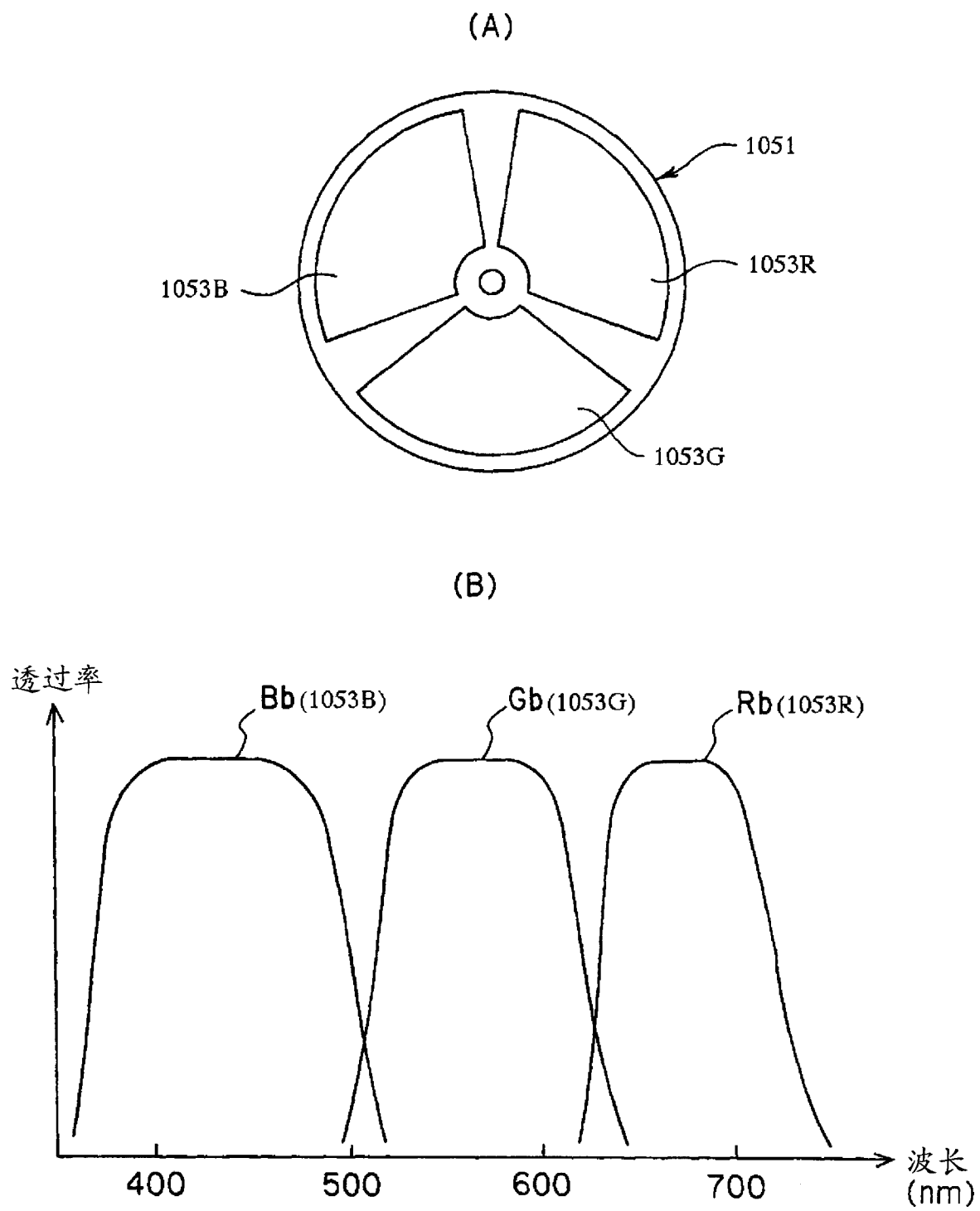


图 37

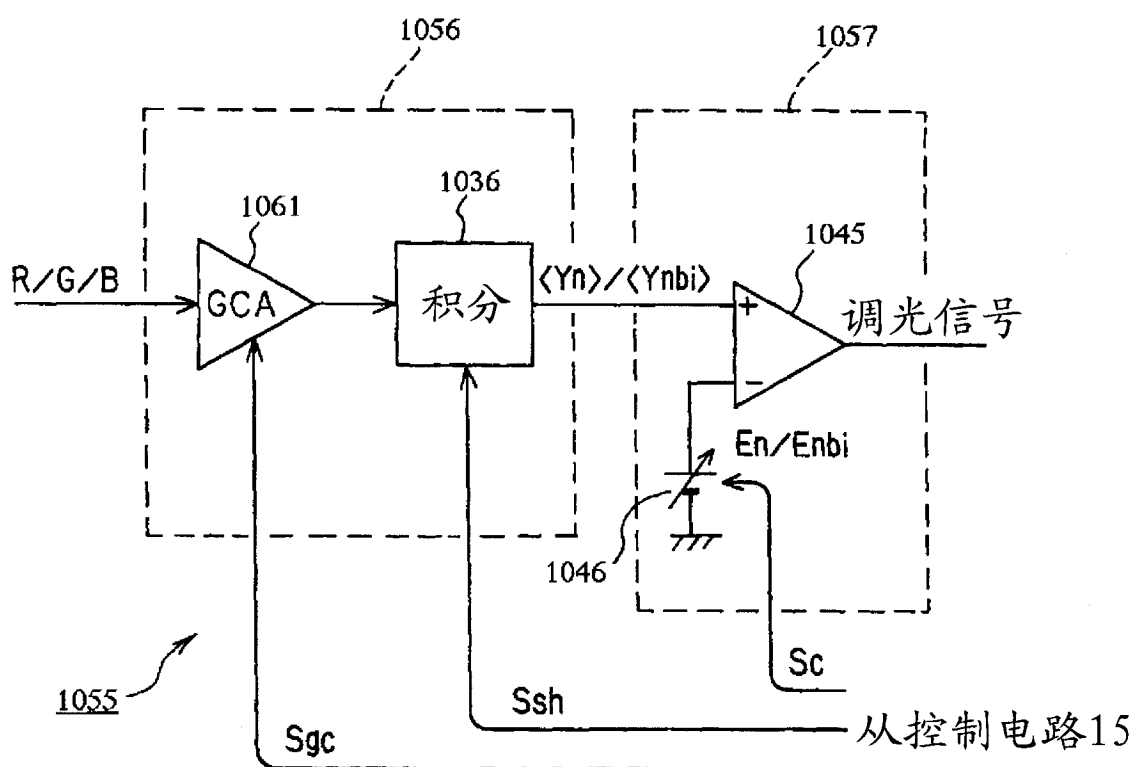


图 38

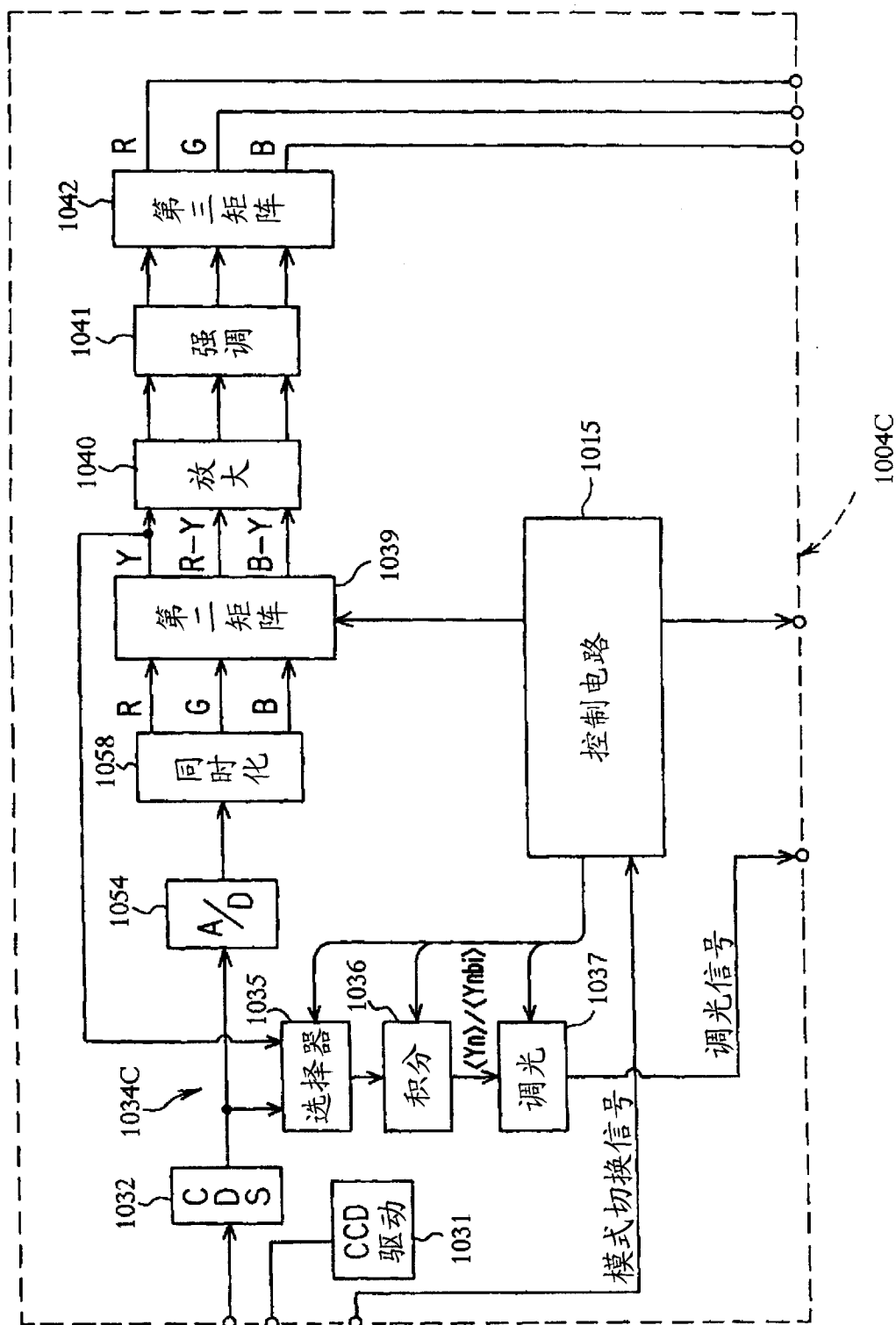


图 39

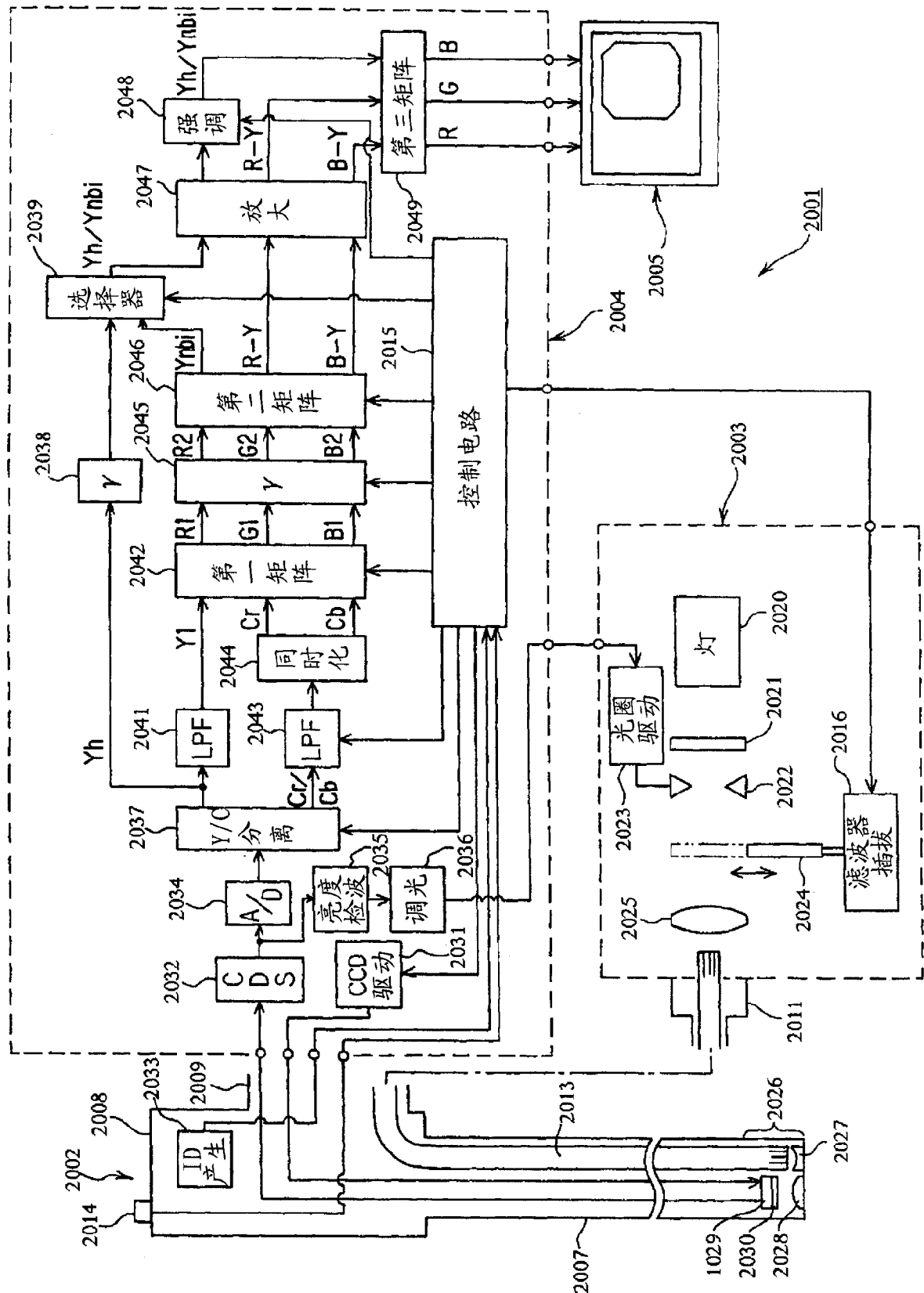


图 40

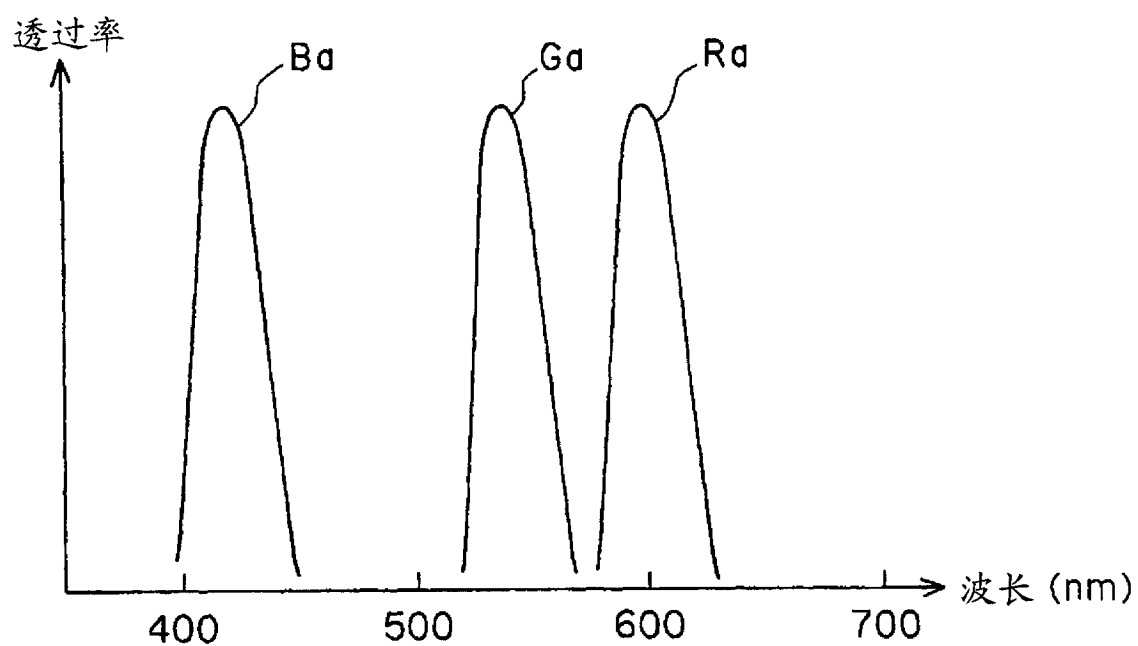


图 41

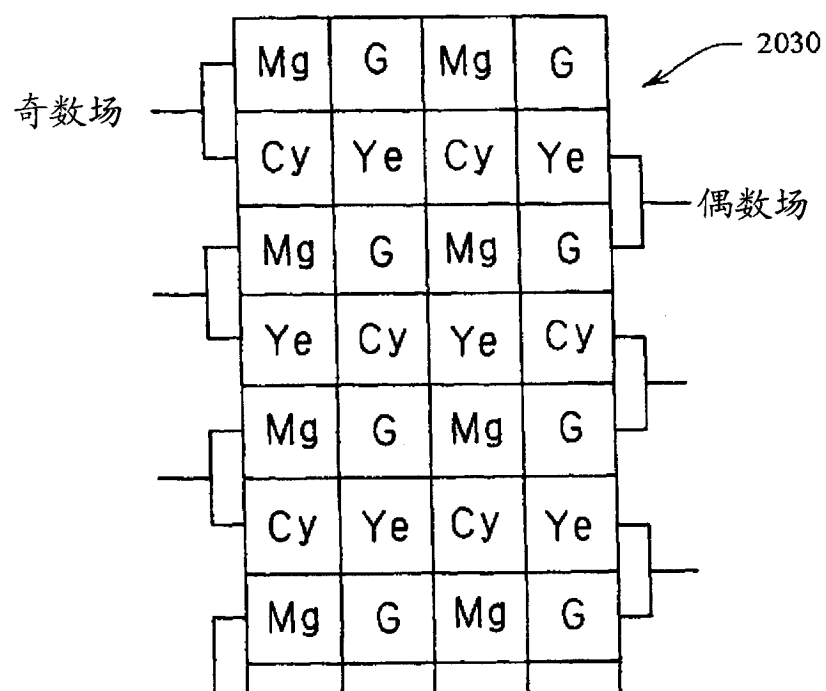


图 42

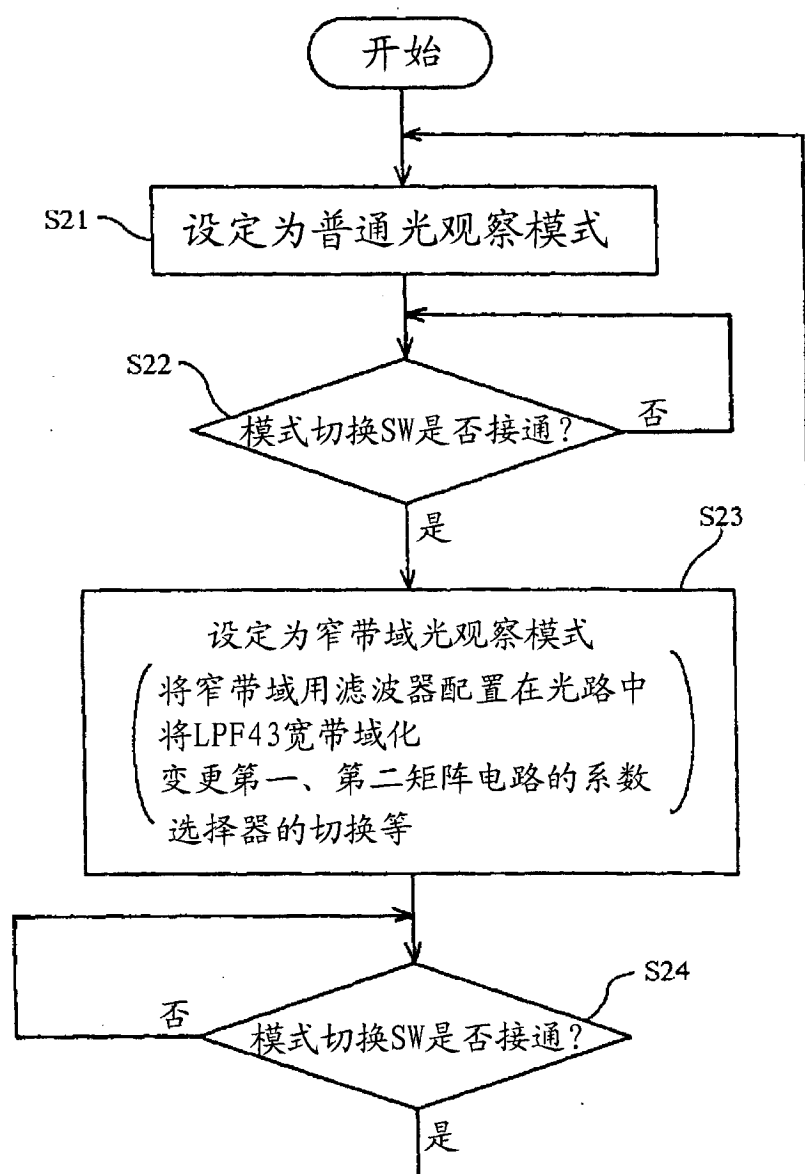


图 43

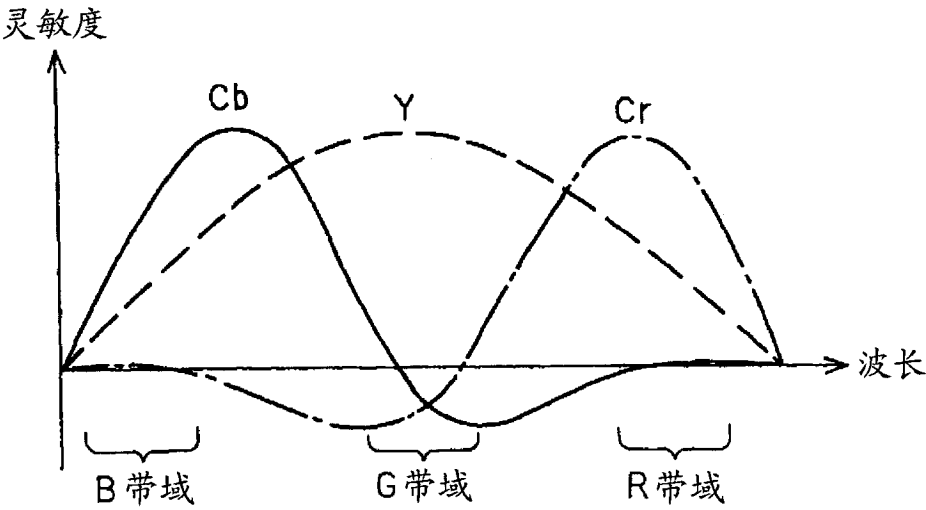


图 44

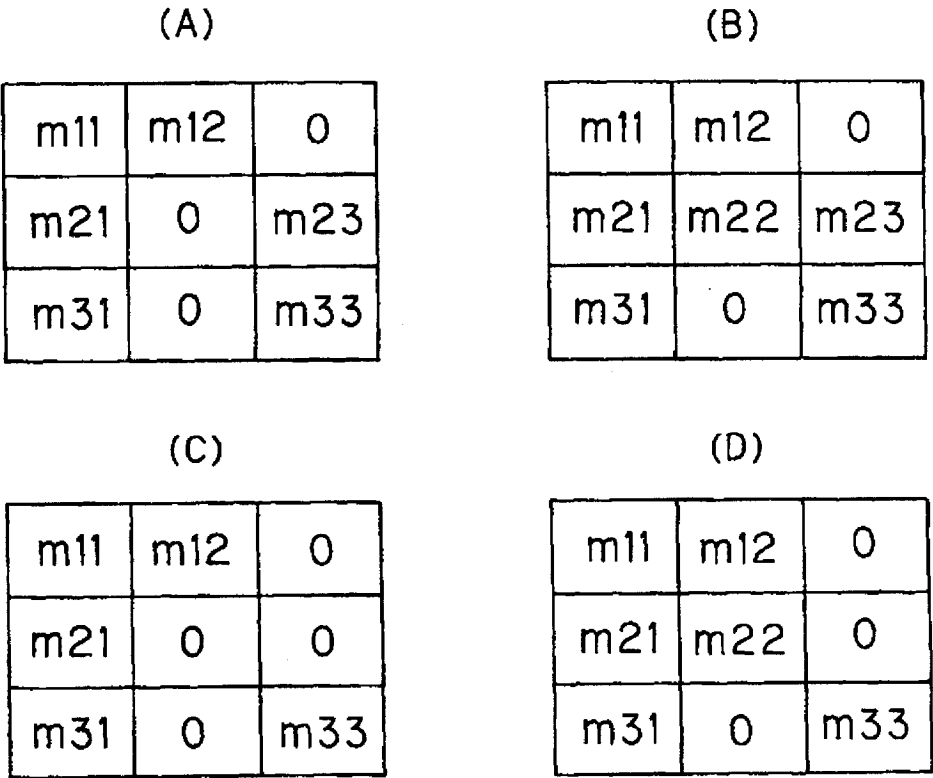


图 45

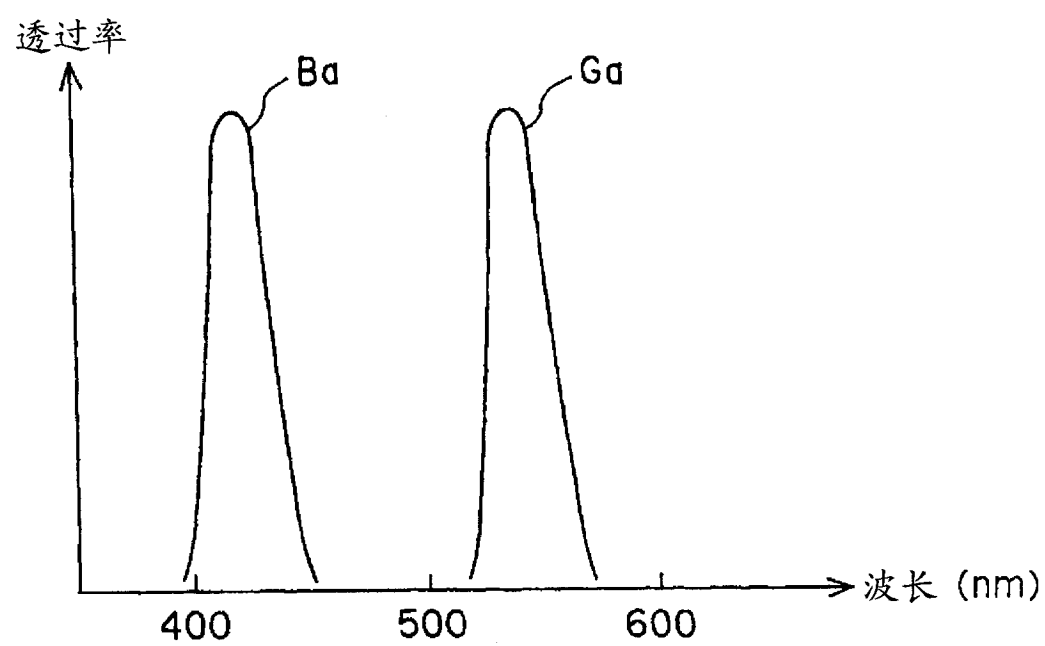


图 46

(A)

m21	0	m23
m31	0	m33

(B)

m21	m22	m23
m31	0	m33

(C)

m21	0	0
m31	0	m33

图 47

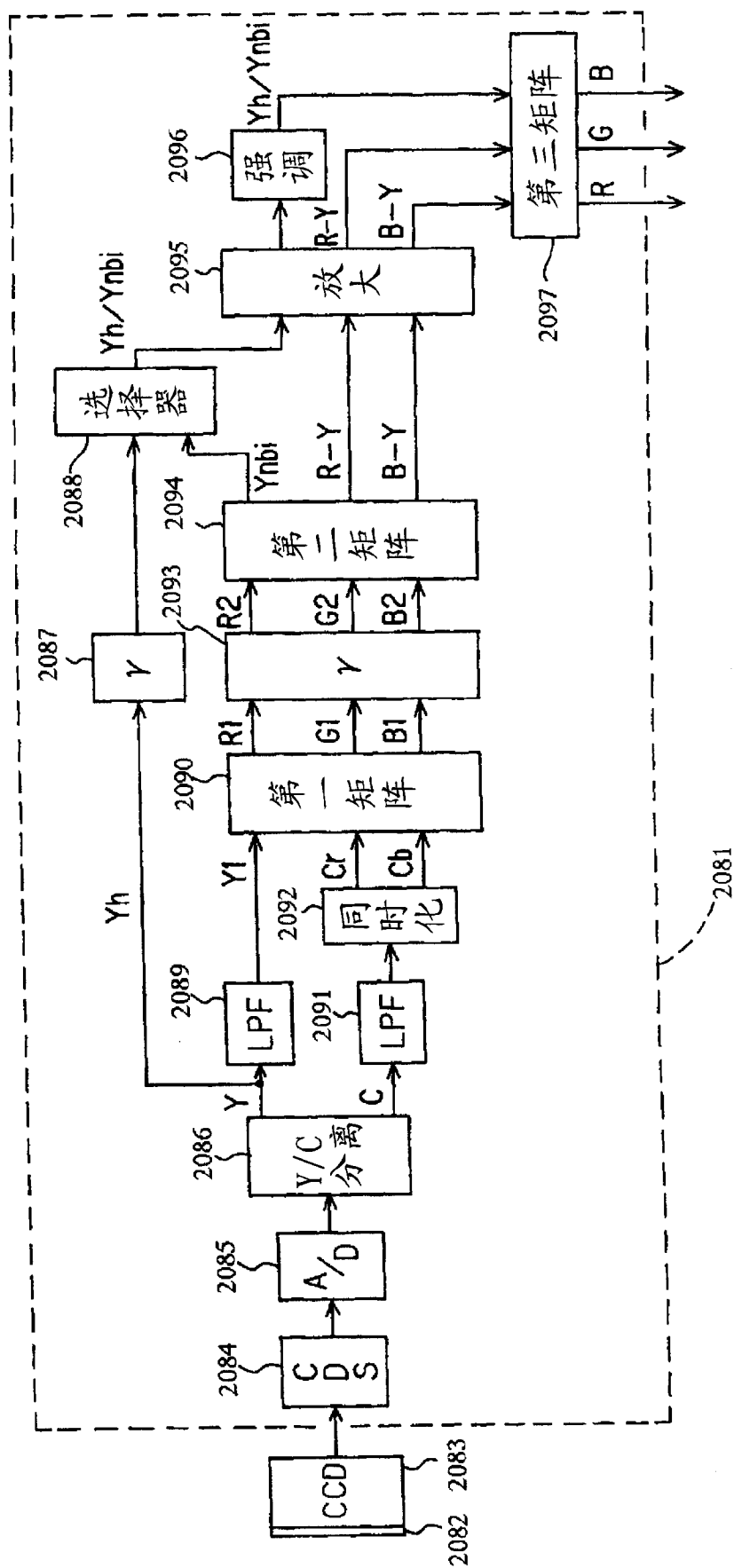


图 48

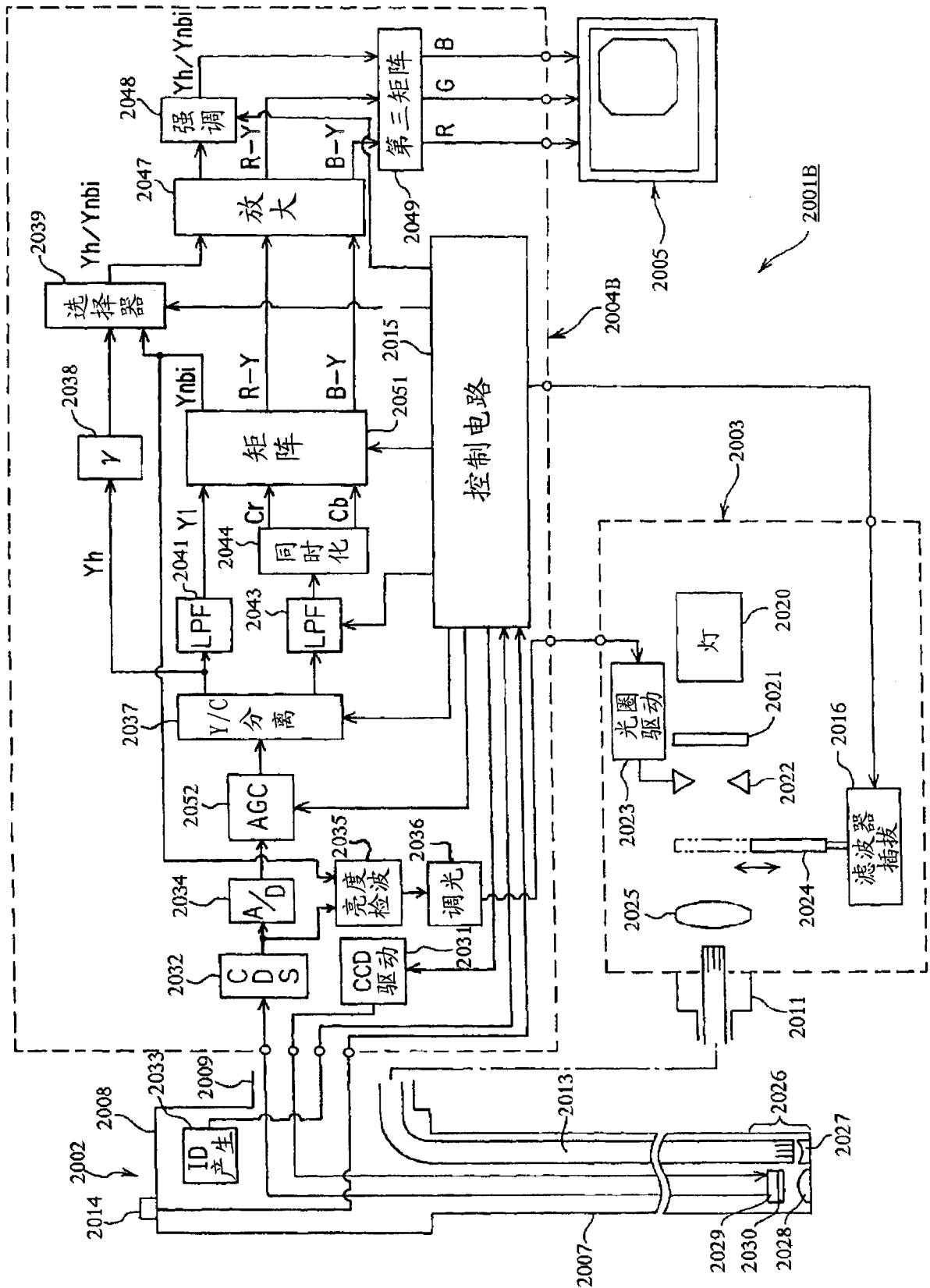


图 49

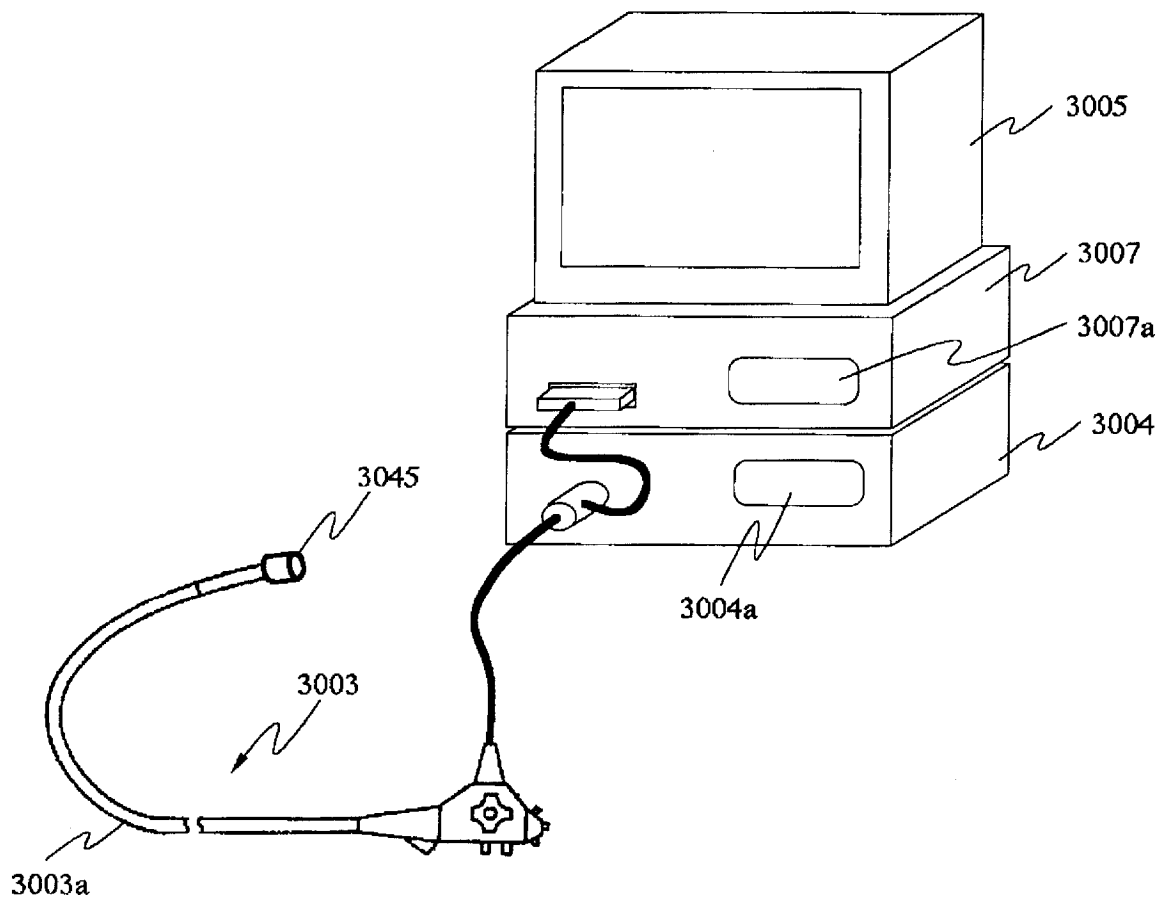


图 50

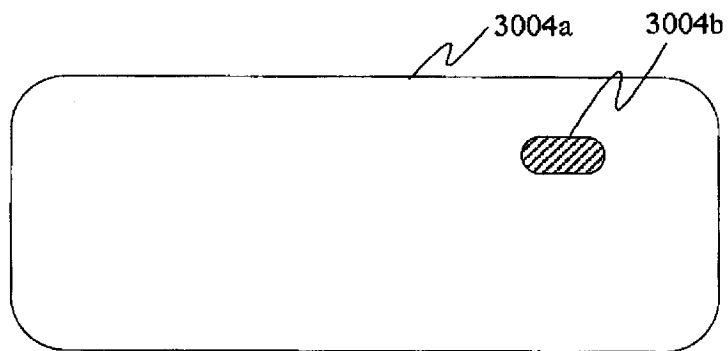


图 51

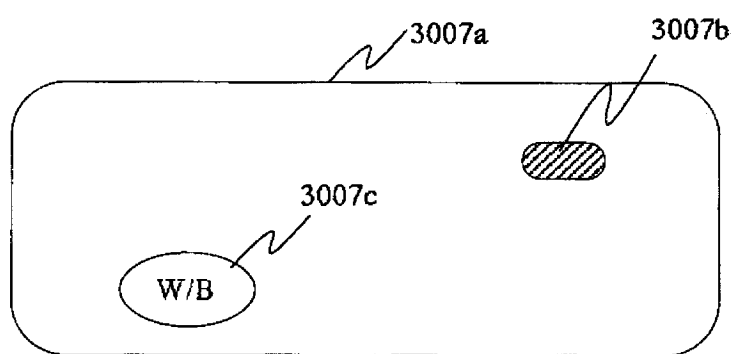


图 52

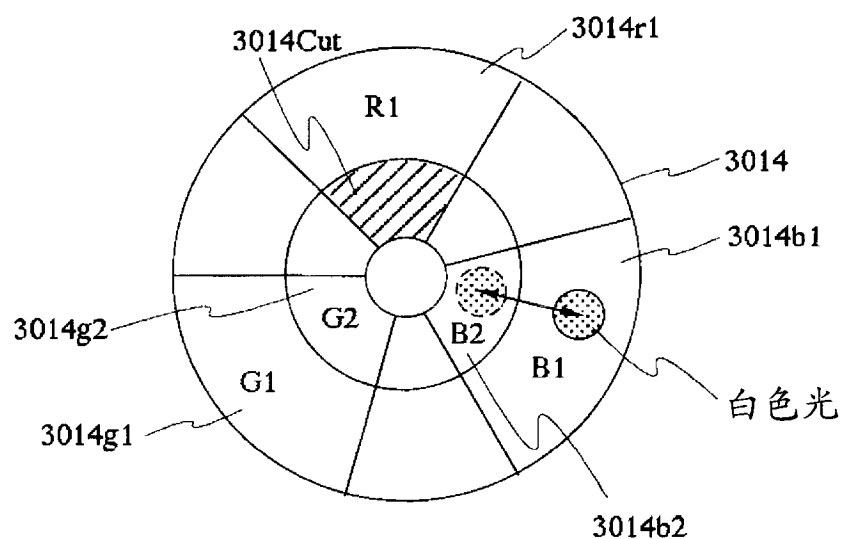


图 54

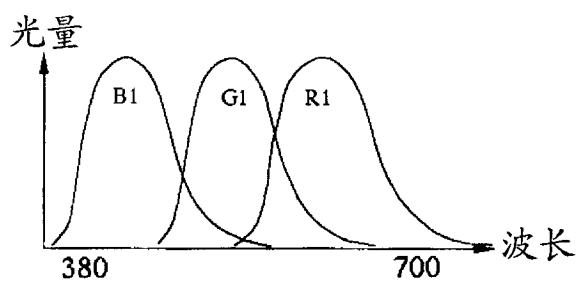


图 55

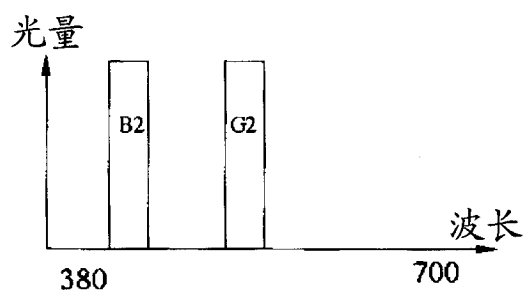


图 56

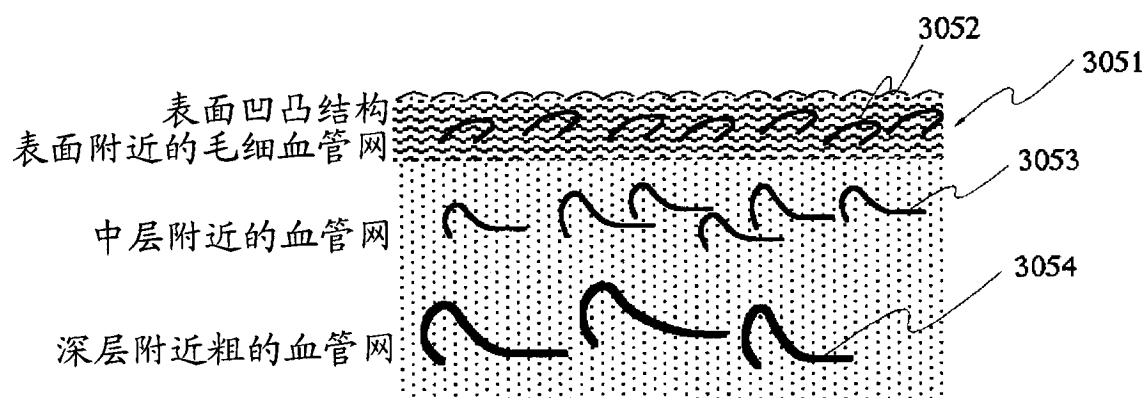


图 57

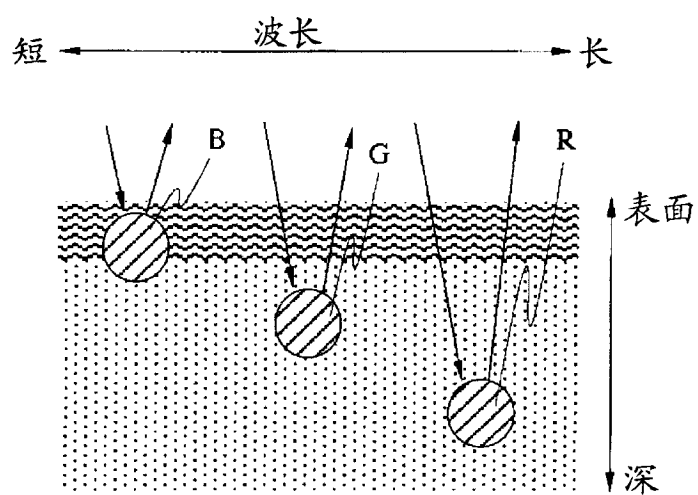


图 58



图 59



图 60

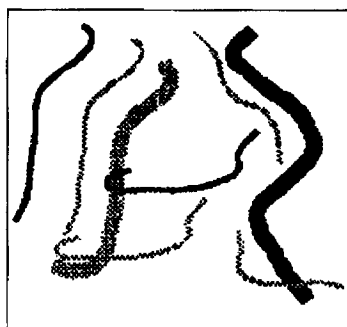


图 61

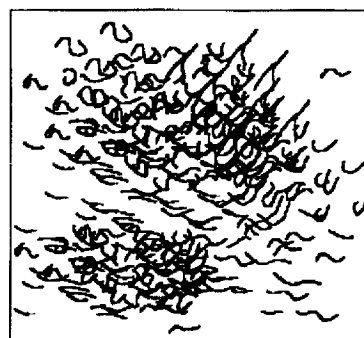


图 62

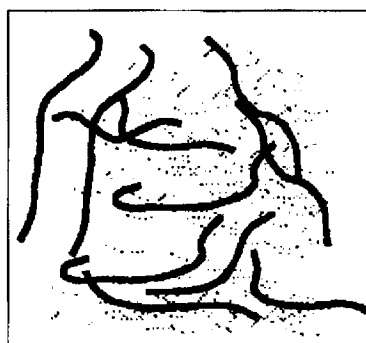


图 63

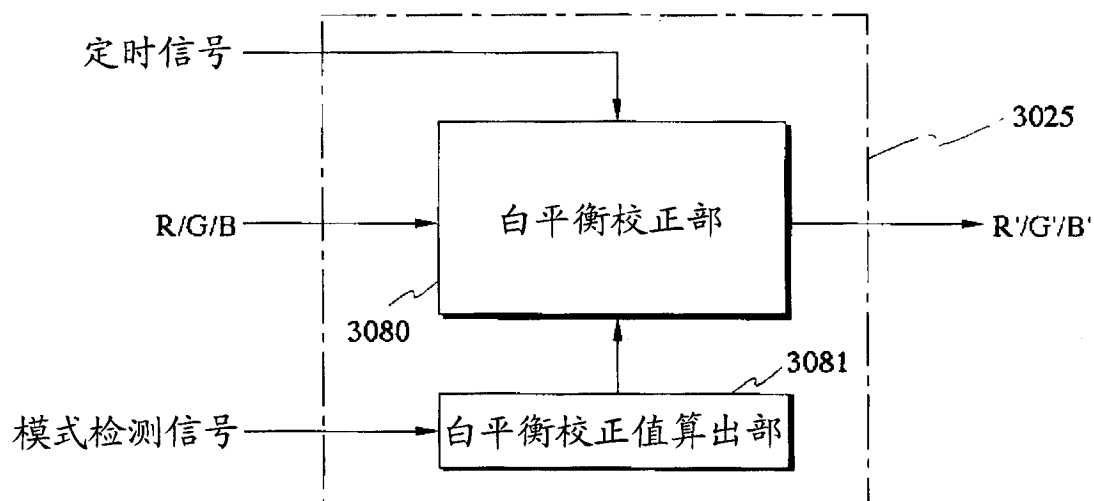


图 64

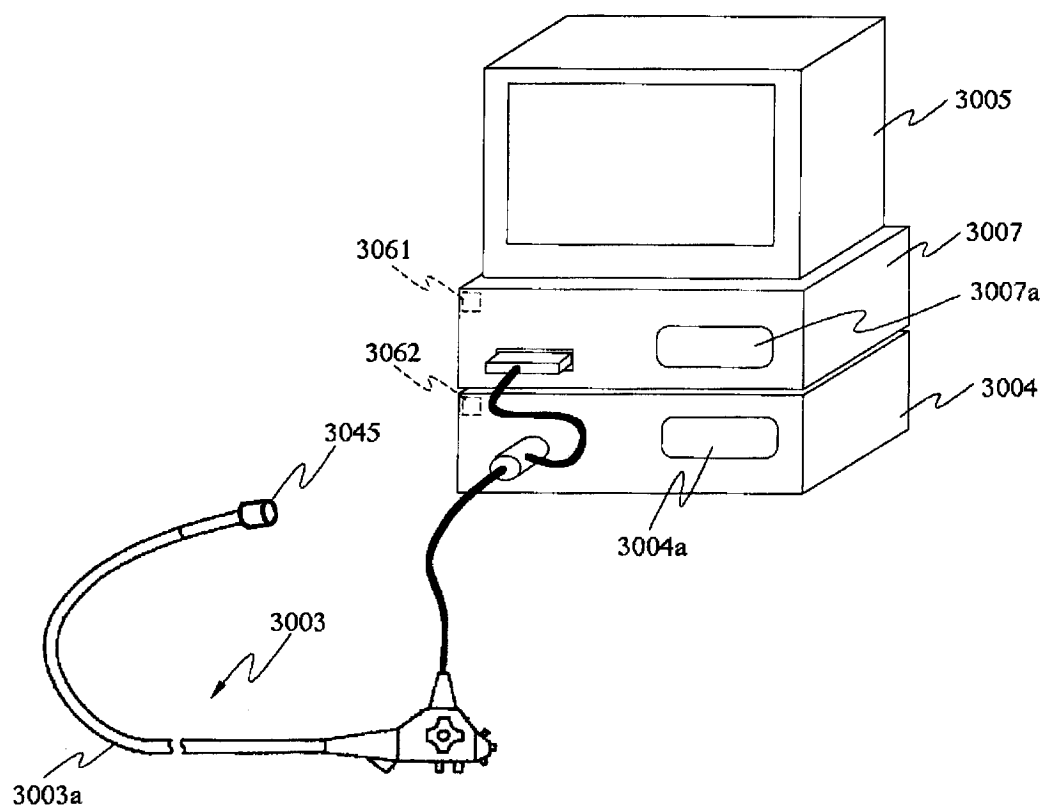


图 65

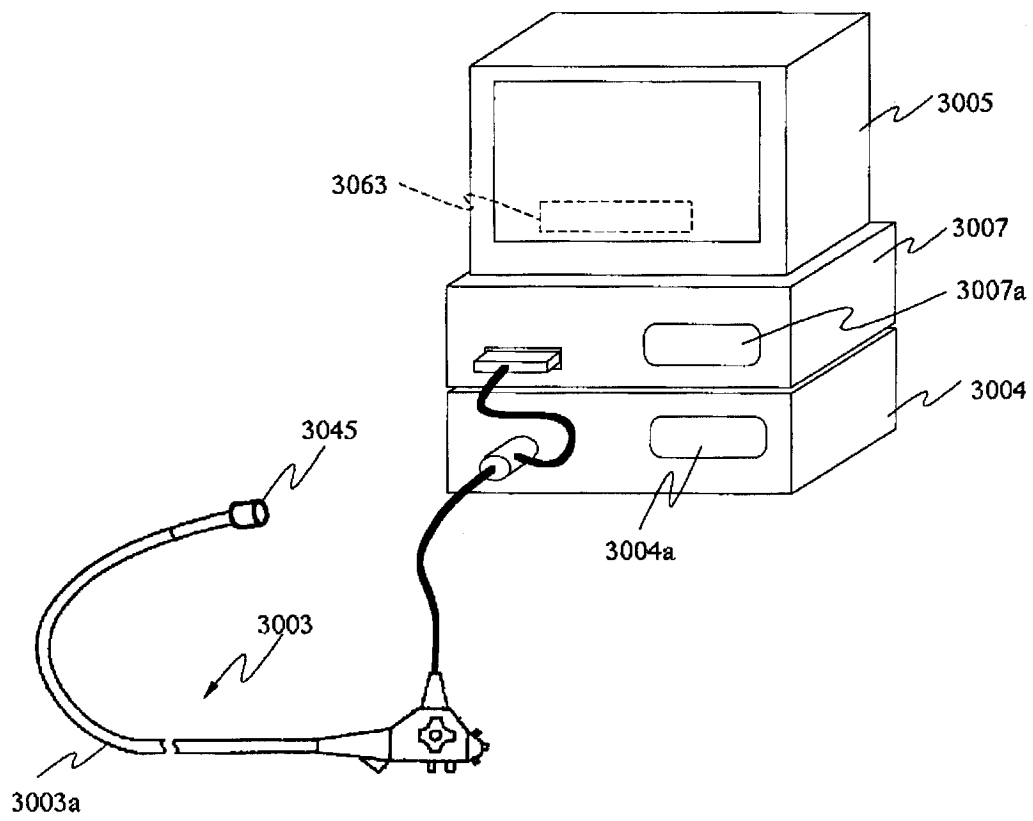


图 66

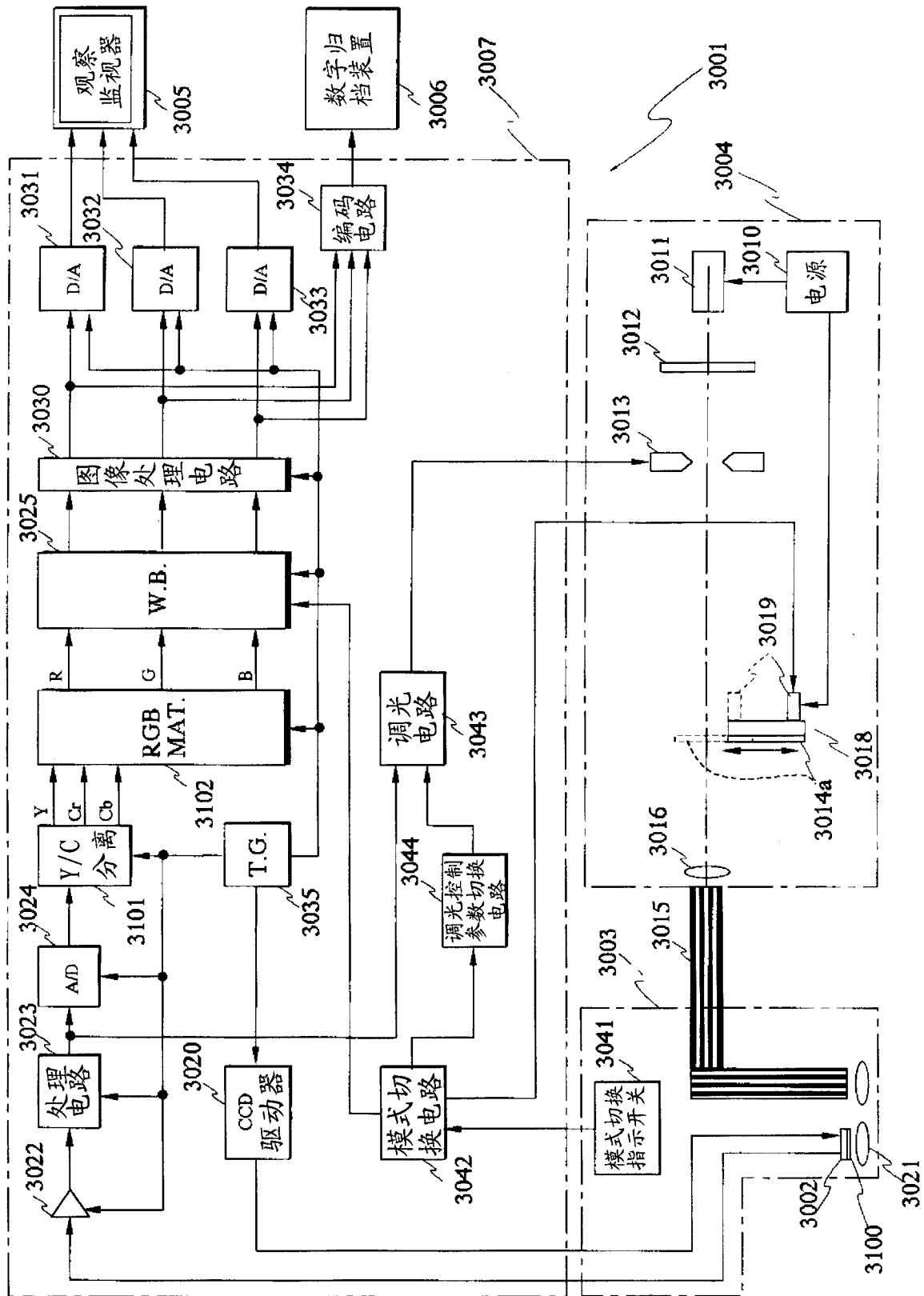


图 67

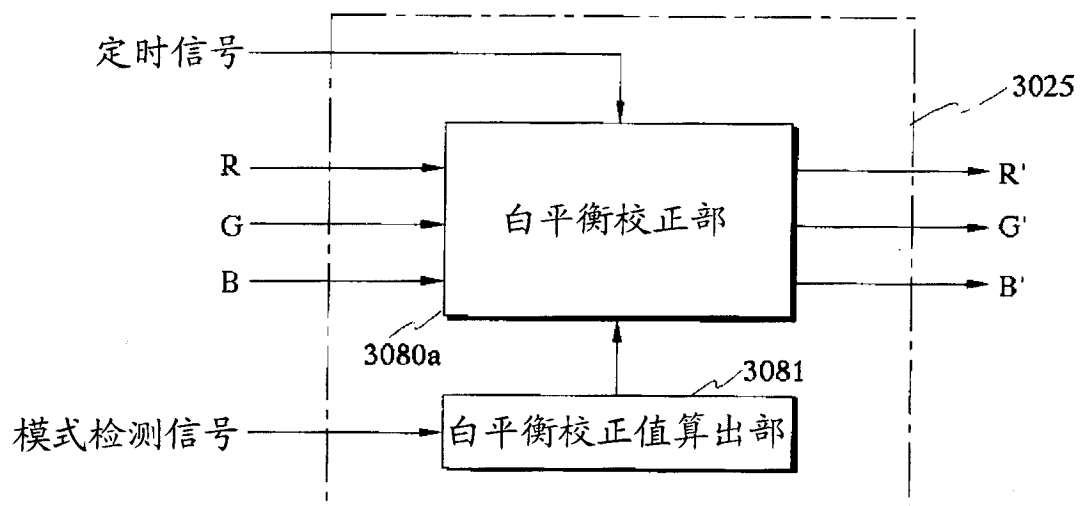


图 68

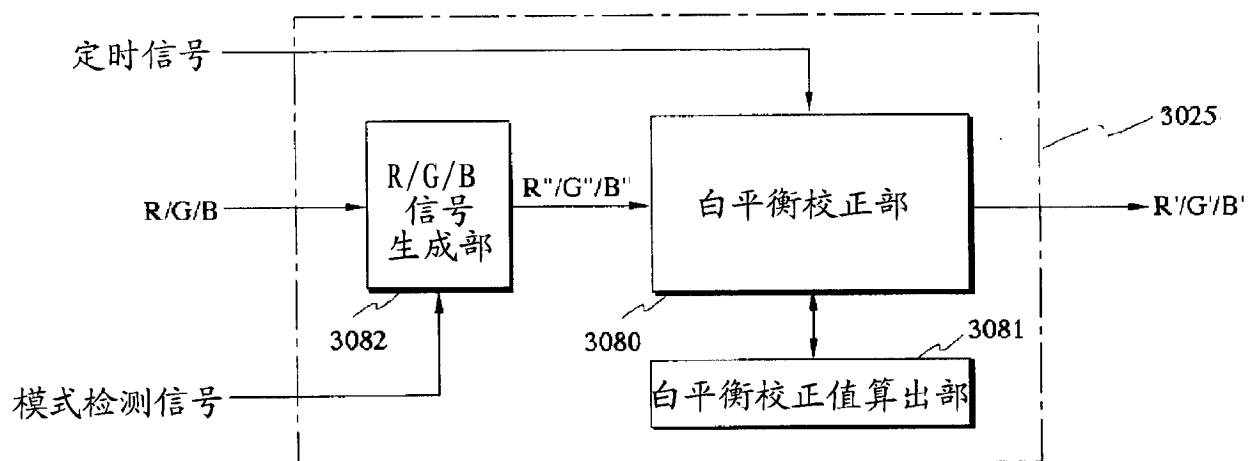


图 69

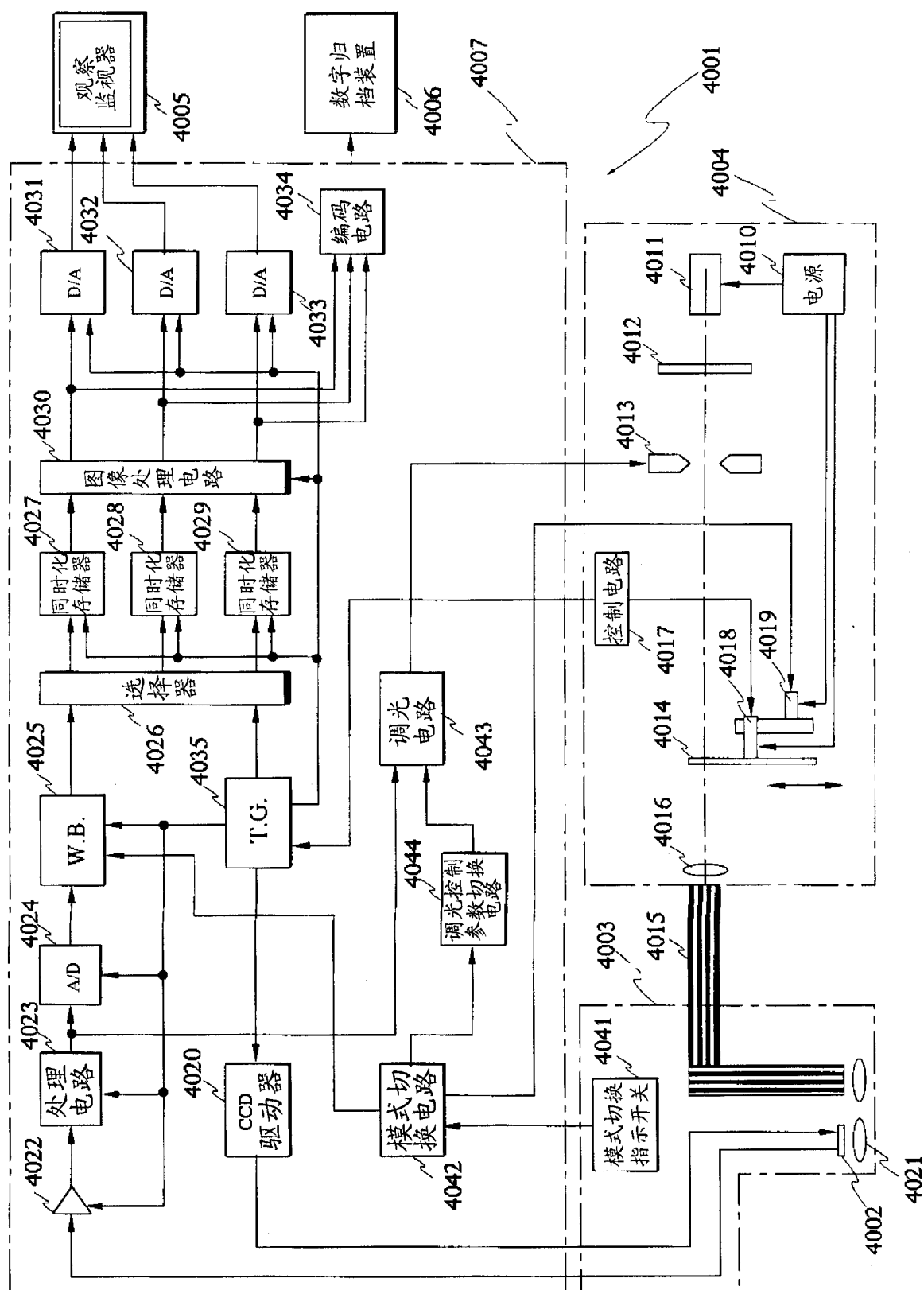


图 70

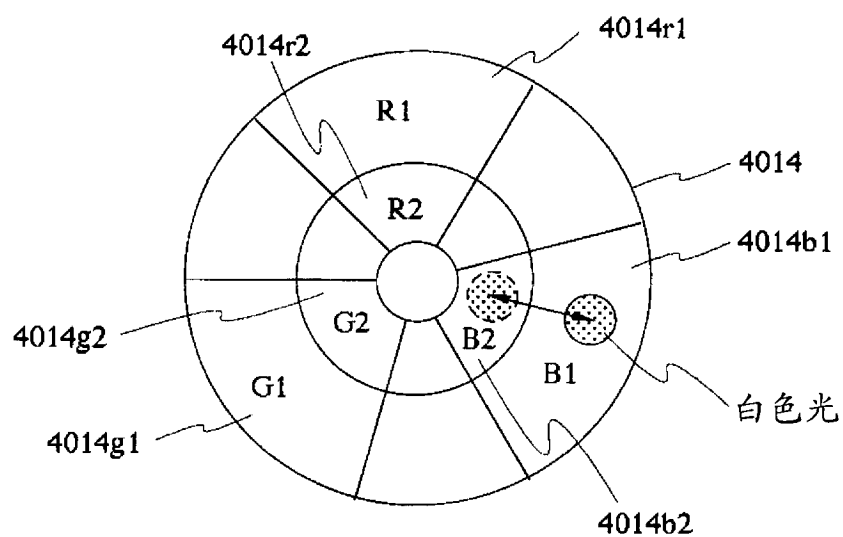


图 71

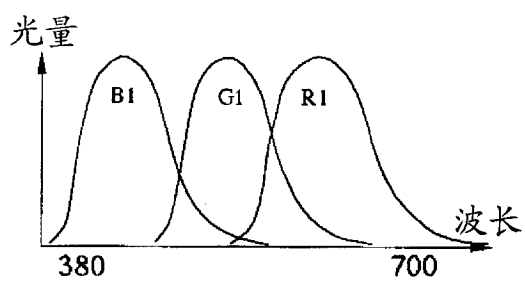


图 72

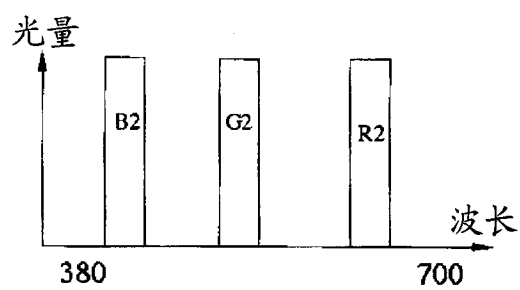


图 73

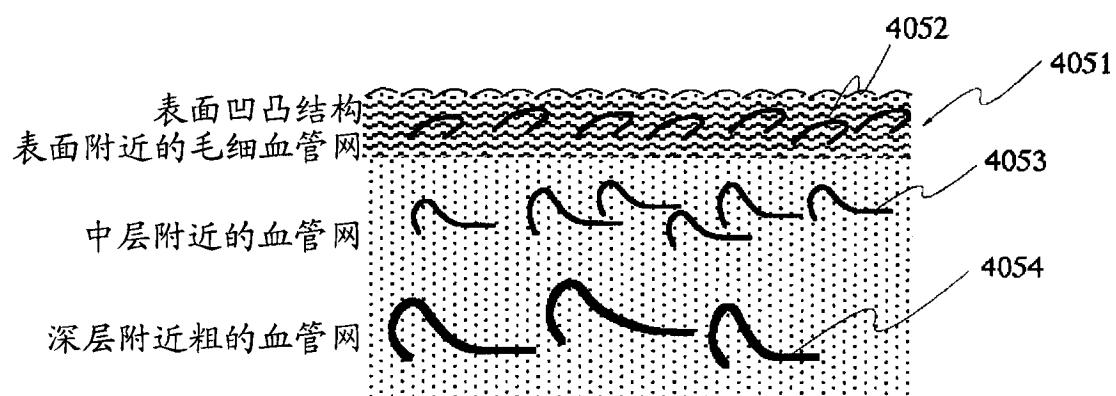


图 74

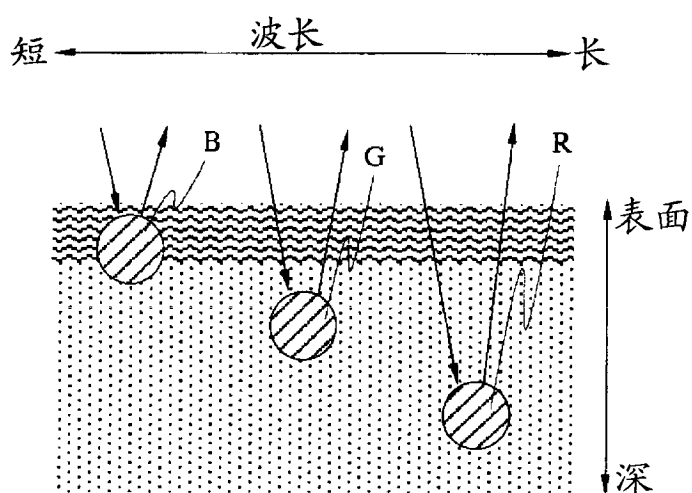


图 75



图 76



图 77

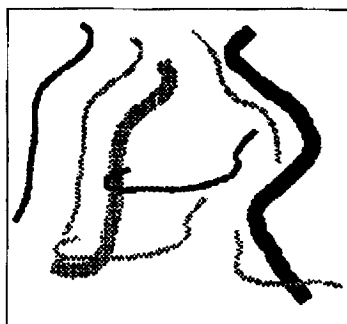


图 78

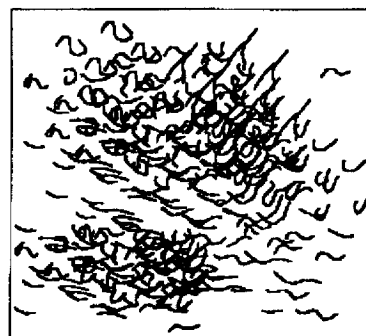


图 79

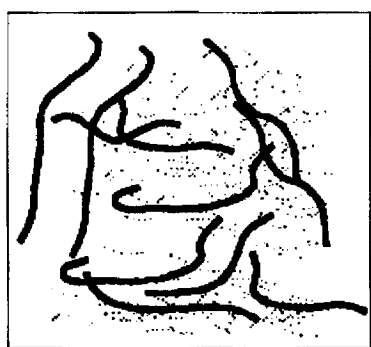


图 80

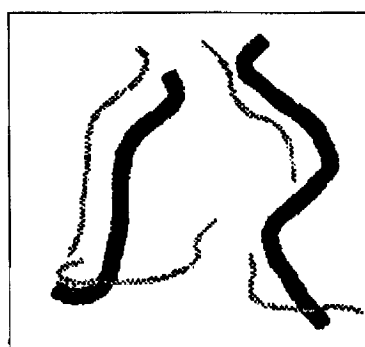


图 81

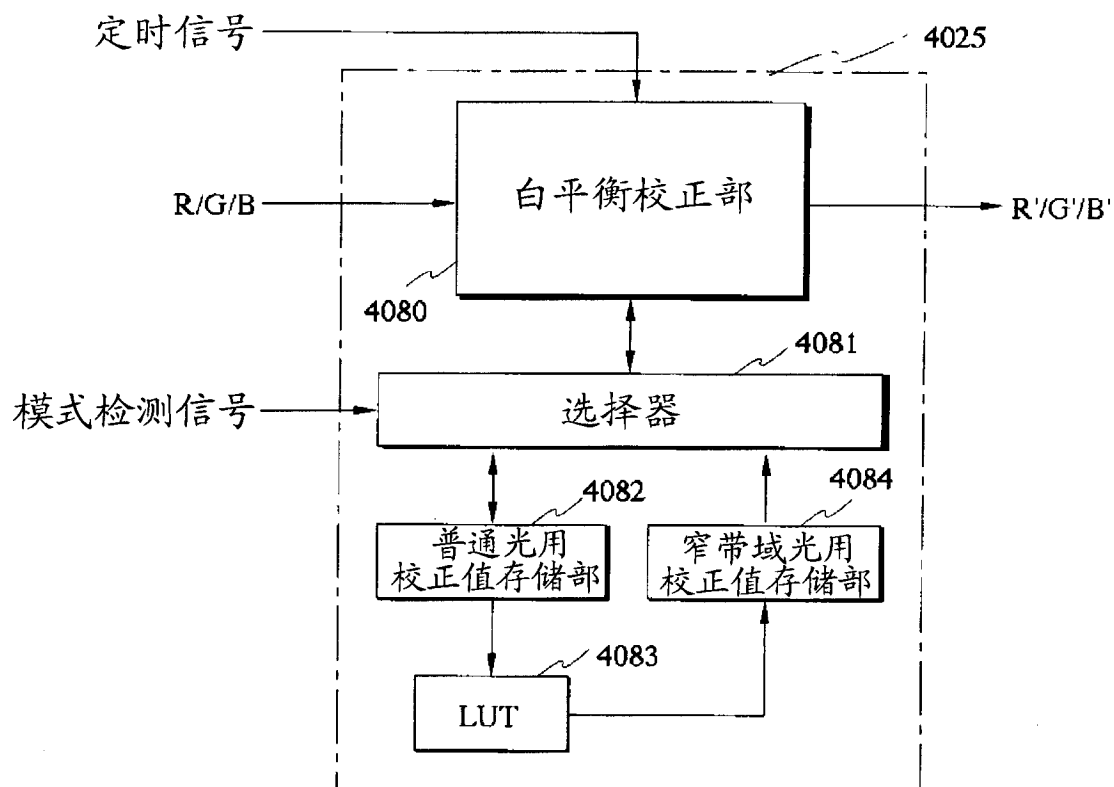


图 82

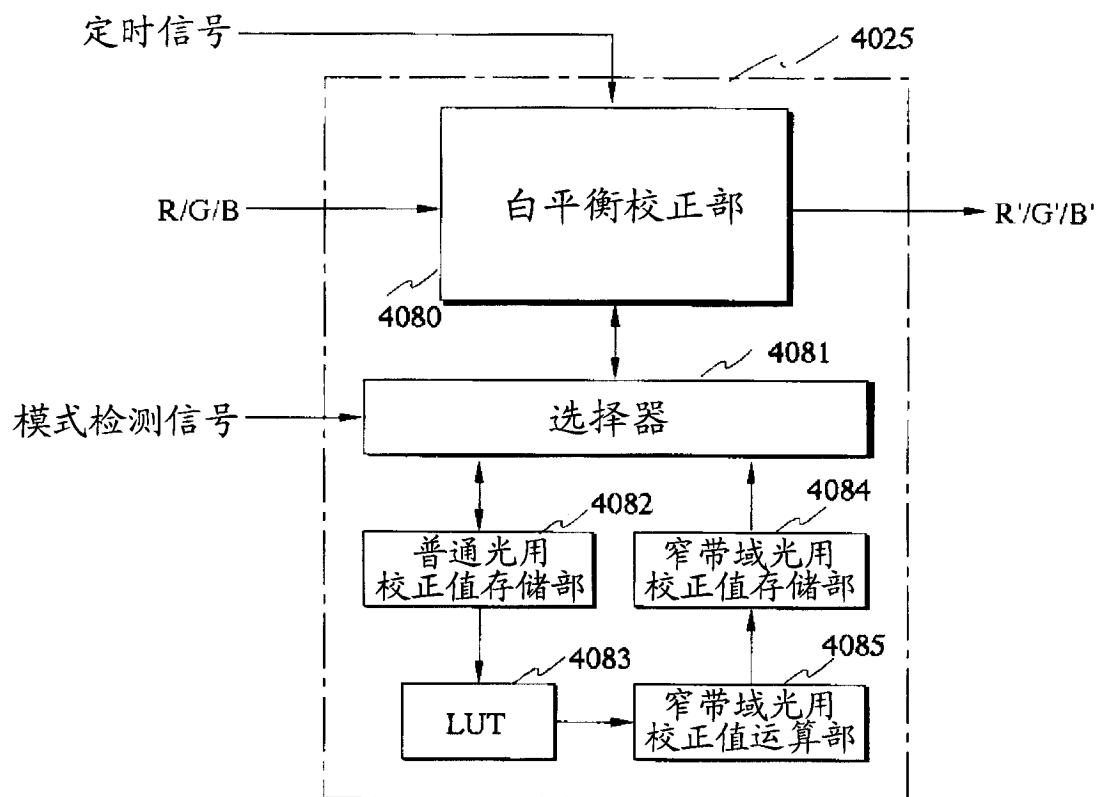


图 83

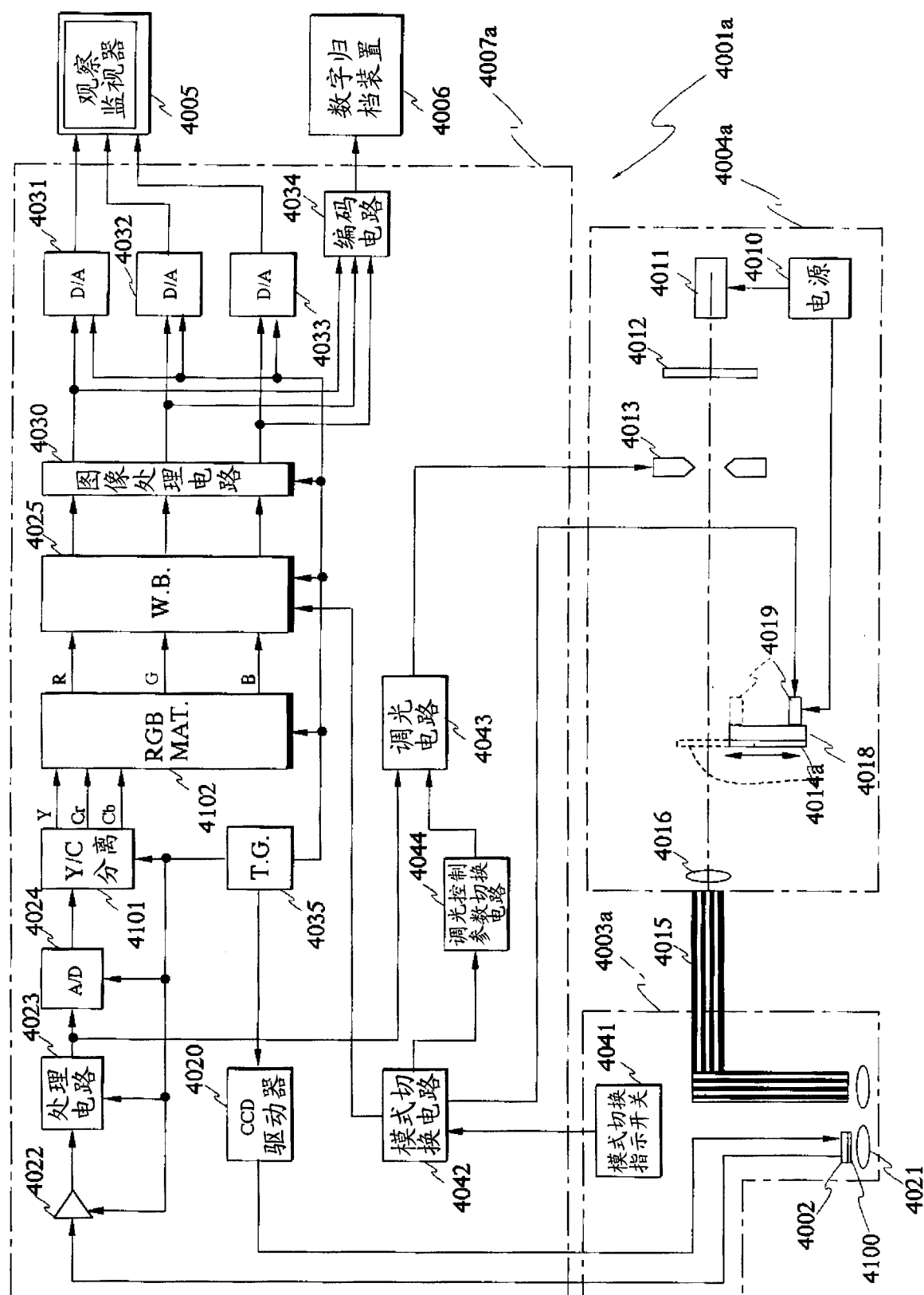


图 84

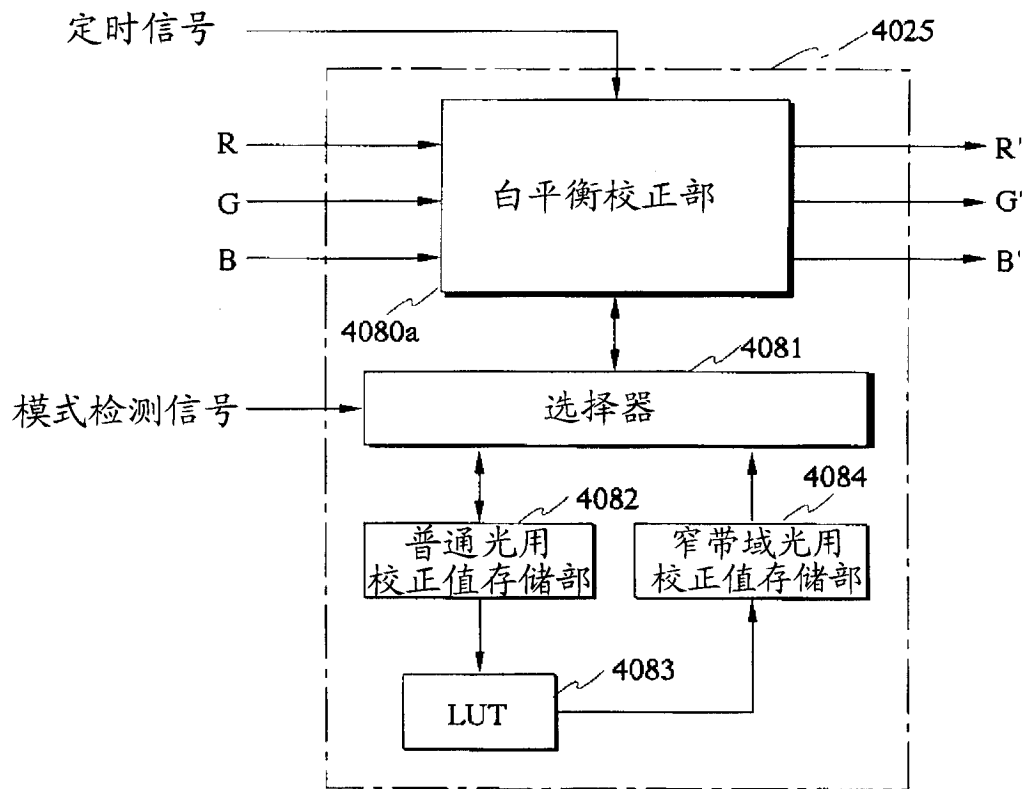


图 85

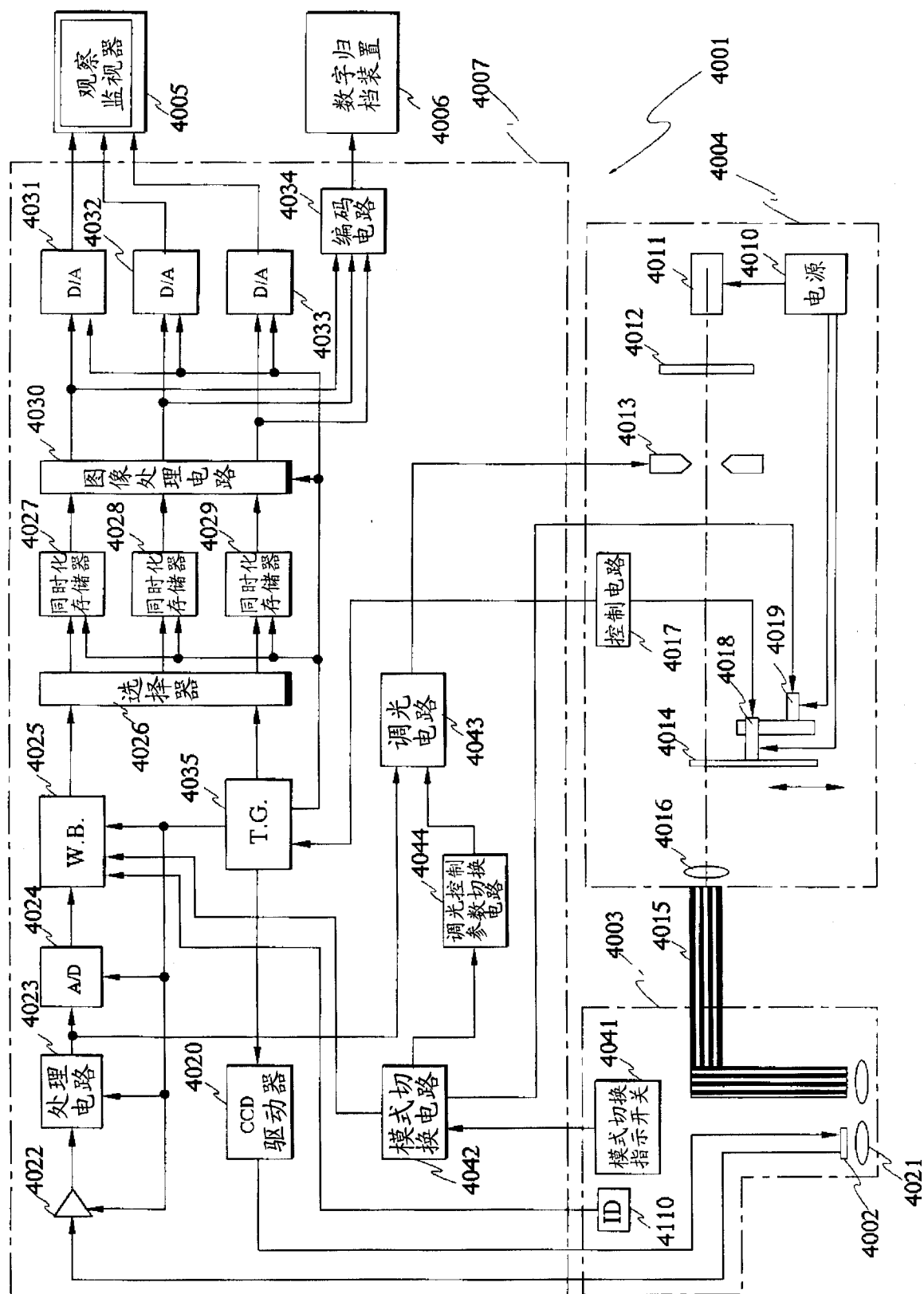


图 86

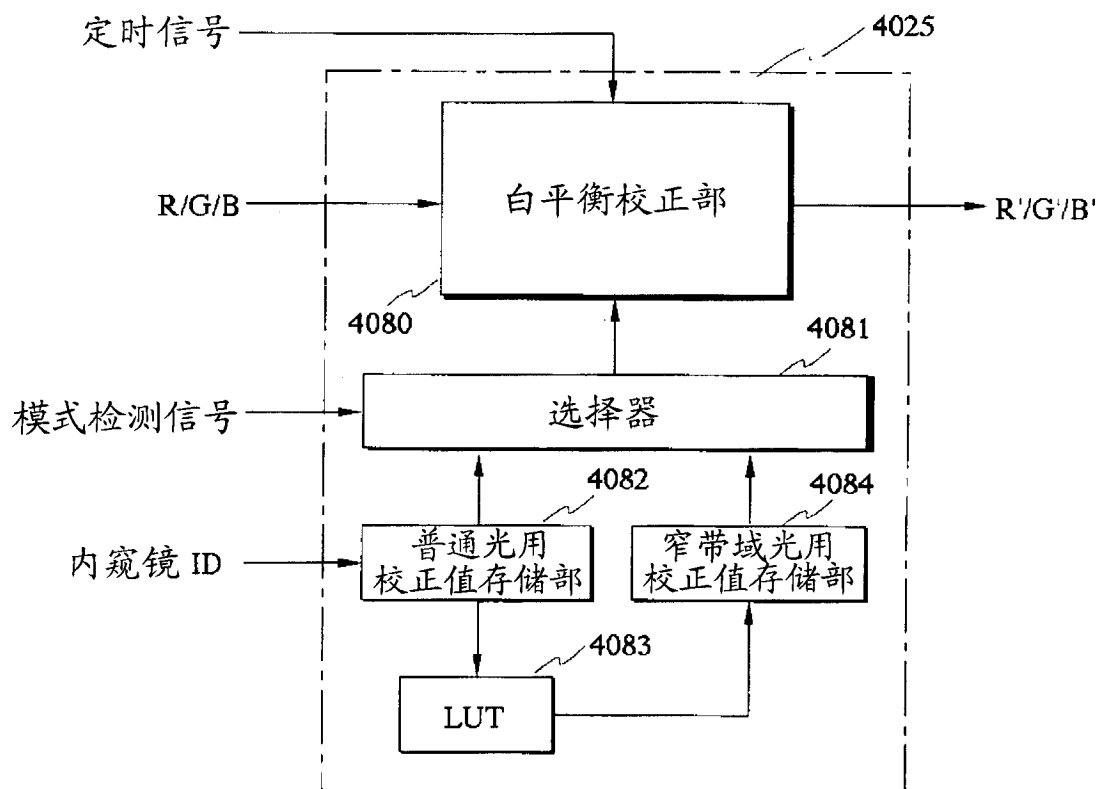


图 87

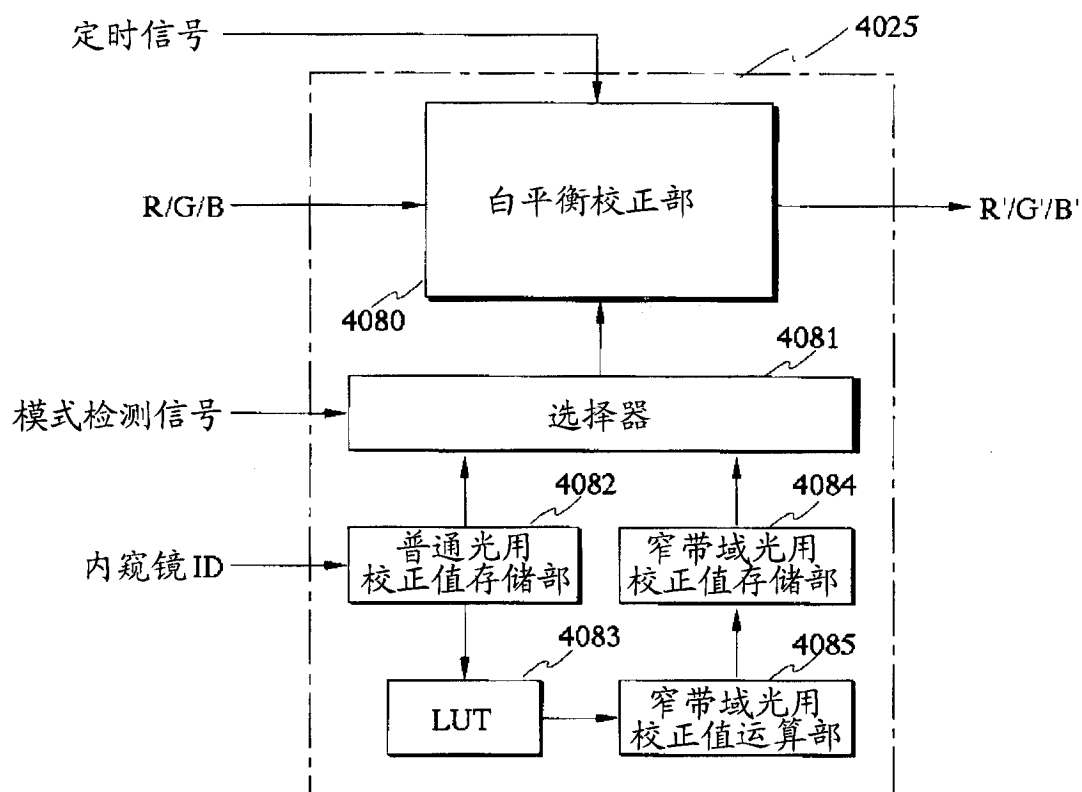


图 88

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101822525A	公开(公告)日	2010-09-08
申请号	CN201010117088.7	申请日	2005-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	后野和弘 大岛睦巳 天野正一 山崎健二		
发明人	后野和弘 大岛睦巳 天野正一 山崎健二		
IPC分类号	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/063 A61B1/0646		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2004250979 2004-08-30 JP 2004250978 2004-08-30 JP 2004252862 2004-08-31 JP 2004256141 2004-09-02 JP 2004256140 2004-09-02 JP 2005009477 2005-01-17 JP 2005244083 2005-08-25 JP		
其他公开文献	CN101822525B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在本发明的内窥镜装置中，在根据旋转滤波器的第二滤波器组进行体腔内组织的窄带域光观察时，G2滤波器部、B2滤波器部、遮光滤波器部使照明光为具有离散的分光特性的2频带的窄带域的按面顺序的光，根据B2滤波器部的利用CCD拍摄的摄像信号成为具有浅层中的组织信息的频带图像，根据G2滤波器部的利用CCD拍摄的摄像信号成为具有中层中的组织信息的频带图像。由此根据便宜且简单的结构得到粘膜表层附近的所希望的深部的组织信息。

