

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/04 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580029053.5

[43] 公开日 2007 年 8 月 1 日

[11] 公开号 CN 101010029A

[22] 申请日 2005.8.29

[21] 申请号 200580029053.5

[30] 优先权

[32] 2004. 8. 30 [33] JP [31] 250978/2004

[32] 2004. 8. 30 [33] JP [31] 250979/2004

[32] 2004. 8. 31 [33] JP [31] 252862/2004

[32] 2004. 9. 2 [33] JP [31] 256140/2004

[32] 2004. 9. 2 [33] JP [31] 256141/2004

[32] 2005. 1. 17 [33] JP [31] 009477/2005

[32] 2005. 8. 25 [33] JP [31] 244083/2005

[86] 国际申请 PCT/JP2005/015671 2005.8.29

[87] 国际公布 WO2006/025334 日 2006.3.9

[85] 进入国家阶段日期 2007.2.28

[71] 申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京

[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
代理人 刘新宇 权鲜枝

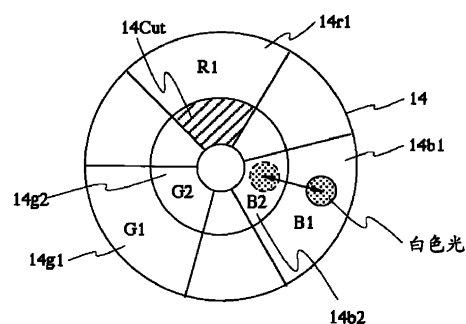
权利要求书 7 页 说明书 68 页 附图 44 页
按照条约第 19 条的修改 1 页

[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，其特征在于，具有：

照明光提供单元，其提供照明光；

内窥镜，其具有摄像单元，该摄像单元利用来自被照射上述照明光的被摄体的返回光，拍摄上述被摄体；

两个带域限制单元，其将上述照明光限制为两个频带域的窄带域光而向上述被摄体照射；以及

信号处理单元，其生成由上述两个带域限制单元进行限制而照射的两个频带域的窄带域光的第一频带域图像数据以及第二频带域图像数据，并且从上述第一频带域图像数据以及上述第二频带域图像数据生成显示在显示单元上的3频道色彩图像数据。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元的窄带域光之中至少一方是可见光。

3. 一种内窥镜装置，具备：

照明光提供单元，其提供照明光；

内窥镜，其具有摄像单元，该摄像单元利用来自被照射上述照明光的被摄体的返回光，拍摄上述被摄体；以及

信号处理单元，对来自上述摄像单元的摄像信号进行信号处理，该内窥镜装置的特征在于，具备：

两个带域限制单元，其将上述照明光限制为两个频带域的窄带域光而向上述被摄体照射。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元将上述照明光限制为绿色波长带域以及蓝色波长带域这两个频带域的窄带域光。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元在绿色波长带域内将上述照明光限制

为两个频带域的窄带域光。

6. 根据权利要求1至3中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元在蓝色波长带域内将上述照明光限制为两个频带域的窄带域光。

7. 根据权利要求1至6中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元按时间序列向上述被摄体照射上述两个频带域的窄带域光。

8. 根据权利要求1至6中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述摄像单元在摄像面上具有波长带域分离单元。

9. 根据权利要求4所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元限制为将绿色波长带域的窄带域光的分光积抑制成小于蓝色波长带域的窄带域光的分光积的两个频带域的窄带域光。

10. 根据权利要求9所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述两个带域限制单元按时间序列向上述被摄体照射上述两个频带域的窄带域光。

11. 根据权利要求9所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述摄像单元在摄像面上具有波长带域分离单元。

12. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述信号处理单元生成由上述两个带域限制单元进行限制而照射的两个频带域的窄带域光的第一频带域图像数据以及第二频带域图像数据，并且从上述第一频带域图像数据以及上述第二频带域图像数据生成输出到显示单元的3频道色彩图像数据。

13. 根据权利要求12所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述3频道色彩图像数据是输出到上述显示单元的R图像数据、G图像数据以及B图像数据。

14. 根据权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述第一频带域图像数据是基于由上述两个带域限制单元进行限制而照射的两个频带域的窄带域光之中利用长的波长带域侧的窄带域光来拍摄的摄像信号的图像数据，

上述第二频带域图像数据是基于由上述两个带域限制单元进行限制而照射的两个频带域的窄带域光之中利用短的波长带域侧的窄带域光来拍摄的摄像信号的图像数据，

上述信号处理单元根据上述第一频带域图像数据生成上述R图像数据，对于上述第二频带域图像数据进行规定的加权运算，生成上述G图像数据以及上述B图像数据。

15. 根据权利要求3至14中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述照明光包含可见光区域。

16. 根据权利要求1至14中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

在利用宽带域的照明光进行的普通光观察时和利用窄带域的照明光进行的窄带域光观察时，至少变更利用多个波长域来拍摄的色彩信号成分的比率，生成调整上述照明光的光量的调光基准信号。

17. 根据权利要求16所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述宽带域的照明光以及窄带域的照明光是分别同时照明多个波长域的照明光的的同时式照明光，当窄带域光观察时，使在短波长侧拍摄的色彩信号的比率大于在长波长侧拍摄的色彩信号地生成上述调光基准信号。

18. 根据权利要求16所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述宽带域的照明光以及窄带域的照明光是分别按顺序照明多个波长域的照明光的面顺序式照明光，当窄带域光观察时，使在短波长侧拍摄的色彩信号的比率大于在长波长侧拍摄的色彩信号地生成上述调光基准信号。

19. 根据权利要求16所述的内窥镜装置，其特征在于，

在上述普通光观察时和窄带域光观察时切换根据上述调光基准信号调整上述照明光的光量时的成为目标的值。

20. 根据权利要求16至19所述的内窥镜装置，其特征在于，

当窄带域光观察时，利用与绿(G)以及蓝(B)的波长域对应的G以及B的色彩信号生成上述调光基准信号。

21. 根据权利要求16至19所述的内窥镜装置，其特征在于，利用增益控制放大器生成上述调光基准信号。

22. 根据权利要求16至19所述的内窥镜装置，其特征在于，利用多个乘法器生成上述调光基准信号。

23. 一种内窥镜装置，具备：

光源装置，其为了利用设置在内窥镜中的摄像单元进行拍摄，产生横跨多个波长域的照明光；

信号处理装置，其对于利用上述摄像单元对传送来自上述光源装置的照明光而照明的被摄体进行拍摄的信号执行信号处理；以及

调光基准信号生成电路，其设置在上述信号处理装置上，为了调整上述照明光的光量而生成调光基准信号，

该内窥镜装置的特征在于，

上述光源装置可切换地产生宽带域的照明光和窄带域的照明光，并且上述调光基准信号生成电路在利用宽带域的照明光进行的普通光观察时和利用窄带域的照明光进行的窄带域光观察时，至少变更利用多个波长域进行拍摄的色彩信号成分的比率，生成调光基准信号。

24. 根据权利要求1至14中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，具备：

色彩分离单元，其将来自上述摄像单元的输出信号分离成亮度信号和色差信号；以及

处理特性变更单元，其对应于从上述照明光情况的信号处理切换到上述窄带域光情况的信号处理，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。

25. 根据权利要求24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。

26. 根据权利要求24所述的内窥镜装置，其特征在于，

具有从利用上述色彩分离单元进行了分离的上述亮度信号以及色差信号变换为三基色信号的变换单元，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对决定上述变换单元的变换特性的变换系数进行变更。

27. 根据权利要求24所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具有对照明光的光量进行控制的调光信号的生成单元、以及对上述影像信号的水平进行可变控制的增益控制单元，使上述调光信号的生成单元的动作优先于上述增益控制单元的动作。

28. 根据权利要求26所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述变换单元从上述亮度信号以及色差信号变换为几乎没有混色的三基色信号。

29. 根据权利要求26所述的内窥镜装置，其特征在于，

还具有从上述三基色信号变换为亮度信号以及色差信号的第二变换单元，在从上述可见光区域的照明光切换为窄带域的照明

光的情况下，上述第二变换单元变更为使上述三基色信号中的短波长的色彩信号的加权变大的变换特性。

30. 根据权利要求24所述的内窥镜装置，其特征在于，

具有从利用上述色彩分离单元进行了分离的上述亮度信号以及色差信号变换为第二亮度信号和第二色差信号的变换单元，在从上述可见光区域的照明光切换为窄带域的照明光的情况下，上述变换单元变更为使短波长的色彩信号的加权变大的变换特性。

31. 根据权利要求24所述的内窥镜装置，其特征在于，

在从上述可见光区域的照明光切换为窄带域的照明光的情况下，变更 γ 特性。

32. 根据权利要求24所述的内窥镜装置，其特征在于，

在从上述可见光区域的照明光切换为窄带域的照明光的情况下，变更强调单元的强调特性。

33. 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。

34. 根据权利要求33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。

35. 根据权利要求33所述的内窥镜装置，其特征在于，

具有从利用上述色彩分离单元进行了分离的上述亮度信号以及色差信号变换为三基色信号的变换单元，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对决定上述变换单元的变换特性的变换系数进行变更。

在权利要求6中，具有对照明光的光量进行控制的调光信号的生成单元、以及对上述影像信号的水平进行可变控制的增益控制单元，使上述调光信号的生成单元的动作优先于上述增益控制单元的动作。

36. 根据权利要求1至14中的任一项所述的内窥镜装置，其特征在于，

具有白平衡单元，该白平衡单元对利用上述照明光的上述被摄体的摄像信号进行白平衡处理，

上述白平衡单元具备：

第一白平衡校正值算出单元，其算出对上述照明光的第一白平衡校正值；

信号置换单元，其将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为规定水平信号；以及

校正值算出单元，其对利用上述信号置换单元进行置换的摄像信号算出第二白平衡校正值。

37. 根据权利要求36所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述信号置换单元将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为规定的固定值。

38. 根据权利要求36所述的内窥镜装置，其特征在于，

上述信号置换单元将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为上述照明光的规定的带域的摄像信号。

内窥镜装置

技术领域

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

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。

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。

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。

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。

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。

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

用于解决问题的手段

本发明的内窥镜装置具备:

照明光提供单元,其提供照明光;

内窥镜,其具有摄像单元,该摄像单元向被摄体照射上述照明光,利用返回光来拍摄上述被摄体;

两个带域限制单元,其将上述照明光限制为两个频带域的窄带域光而向上述被摄体照射;以及

信号处理单元,其生成由上述两个带域限制单元进行限制而照射的两个频带域的窄带域光的第一频带域图像数据以及第二频带域图像数据,并且从上述第一频带域图像数据以及上述第二频带域图像数据生成显示在显示单元上的3频道色彩图像数据。

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

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。

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的图。

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。

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。

图30是表示窄带域用滤波器的分光特性的特性图。

图31是表示调光信号生成电路的结构例的图。

图32是用于说明本实施例2的动作的流程图。

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。

图34是以往的按面顺序方式的内窥镜装置的示意结构图。

图35是以往的同时式的内窥镜装置的示意结构图。

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。

图37是表示旋转滤波器的结构以及透过特性的图。

图38是表示调光信号生成电路的结构的电路图。

图39是表示变形例的视频处理器的结构的框图。

图40是表示具备本发明的实施例4的内窥镜装置的结构框图。

图41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图。

图42是表示窄带域用滤波器的分光特性例的特性图。

图43是用于说明本实施例4的动作的流程图。

图44是表示亮度信号和色差信号中的信号带域的图。

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。

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。

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。

图48是表示现有例的影像信号处理装置的结构框图。

图49是表示具备本发明的实施例5的内窥镜装置的结构框图。

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。

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光谱特性的图。

图56是表示图54的旋转滤波器的第二滤波器组的光谱特性的

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。

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。

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。

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结构

图。

图87是表示图86的白平衡电路的结构框图。

图88是表示图86的白平衡电路的变形例的结构框图。

具体实施方式

下面参照附图说明本发明的实施例。

(实施例1)

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图；图2是表示图1的旋转滤波器的结构图；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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

此外，在电子内窥镜2中设置有模式切换开关41，将该模式切换开关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。

下面说明这样构成的本实施方式的内窥镜装置的作用。

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。

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。

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。

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，

(1)在根据B1滤波器部14b1的利用CCD4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，

(2)此外，在根据G1滤波器14g1的利用CCD4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，

(3)此外，在根据R1滤波器14r1的利用CCD4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。

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。

另一方面，按下电子内窥镜3的模式切换开关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。

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，

(4)在根据B2滤波器部14b2的利用CCD4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，

(5)另外，在根据G2滤波器部14g2的利用CCD4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。

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。

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RGB 3频道的彩色图像。

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')。

[式1]

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

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

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。

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。

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。

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。

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。

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

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

窄带域光A1 = 405 ~ 425nm, 窄带域光A2 = 490 ~ 510nm
 窄带域光A1 = 405 ~ 425nm, 窄带域光A2 = 440 ~ 460nm
 窄带域光A1 = 440 ~ 460nm, 窄带域光A2 = 530 ~ 550nm
 的各组合, 但是也可以包含近紫外域或者近红外域。

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。

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。

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。

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。

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 $0.10 \leq SG/SB \leq 0.35$ 。

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

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

$$S(\lambda) = Lamp(\lambda) \times LIRCut(\lambda) \times NBIFilter(\lambda)$$

$$\times LG(\lambda) \times IRCut(\lambda) \times YagCut(\lambda)$$

$Lamp(\lambda)$: 灯的分光特性

$LIRCut(\lambda)$: 光源装置内的热线切断滤波器的分光特性

$NBIFilter(\lambda)$: 窄带域限制滤波器(NBI滤波器)的分光特性

$LG(\lambda)$: 光导部件的分光特性

$IRCut(\lambda)$: 内窥镜内红外光切断滤波器的分光特性

$YagCut(\lambda)$: 内窥镜内激光切断滤波器的分光特性

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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CCD4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。

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。

(实施例2)

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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2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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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，利用未图示的延迟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。

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)。

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。

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。

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。

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。

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Ynbi以及色差信号R-Y、B-Y。

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。

[式2]

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

在此，矩阵K由例如3个实数系数k1~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。

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。

[式3]

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

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35中。

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。

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。

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。

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。

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。

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<Yn>，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<Ynbi>。

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<Ynbi>中的各色彩信号的比率与调光基准信号<Yn>的情况不同。

图31表示该调光信号生成电路1034的结构例。

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<Yn>或者<Ynbi>(在本说明书以及附图中记为<Yn>/<Ynbi>)，输入到构成调光电路1037的减法电路1045中。此外，积分电路36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。

该减法电路1045将从调光基准信号<Yn>/<Ynbi>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)En/Enbi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。

此外，En是普通光观察模式时的基准值，Enbi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。

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En/Enbi。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<Yn>/<Ynbi>进行抽样/保持输出到减法电路1045的控制信号Ssh。

从调光电路1037输出的调光信号输出到光圈驱动电路1023中。

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} 。

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。

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。

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。

以下参照图32说明根据本实施例的作用。

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。

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。

在这种情况下，控制电路1015控制选择器35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。

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。

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。

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。

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。

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Ynbi中的(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。

另外，切换选择器1035，来自第二矩阵电路1039的亮度信号Ynbi经过选择器1035输入到积分电路1036，成为调光基准信号<Ynbi>，此外由调光电路1037减去亮度的基准值Enbi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。

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透过滤波器特性部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。

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、或根据窄带域透过滤波器特性部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。

在下一个步骤S4中，控制电路1015监视模式切换开关14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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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 $Y_n = 5R/17 + 9G/17 + 3B/17$ 。

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。

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。

其他结构与实施例2相同。

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。

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。

(实施例3)

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。

图36表示具备本发明的实施例3的内窥镜装置101B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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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 $5/17: 9/17: 3/17$ 。

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 $0/17: 5/17: 12/17$ 。

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 $\langle Y_n \rangle / \langle Y_{nbi} \rangle$ 。

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

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 $\langle Y_{nbi} \rangle = 0 \times \langle R \rangle / 17 + 5\langle G \rangle / 17 + 12\langle B \rangle / 17$ 。

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。

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。

此外，检波电路1056也可以由乘法器以及系数器构成。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

(实施例4)

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42表示窄带域用滤波器的分光特性例;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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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Yh)，并且输入到第一低通滤波器(简称为LPF)2089中。该LPF2089设定为宽的带域，由该LPF2089设定的带域的亮度信号Y1输入到第一矩阵电路2090。

另外，色彩信号C经过第二LPF2091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LPF2089低。

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。

第一矩阵电路2090从亮度信号Y1以及色差信号Cr、Cb变换为三基色信号R1、G1、B1，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R2、G2、B2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Ynbi、色彩信号R-Y、B-Y。

在该情况下，利用第二矩阵电路2094将三基色信号R2、G2、B2变换为亮度信号Ynbi以及色差信号R-Y、B-Y，使得成为自然的色调。

利用第二矩阵电路2094输出的亮度信号Ynbi，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Yh和经过第二矩阵电路2094输入的亮度信号Ynbi，并输出到放大电路2095中。

利用该放大电路2095进行了放大处理的亮度信号Yh/Ynbi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。

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。

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Yh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Ynbi。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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波器特性部Ra、Ga、Ba。

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的通带特性。

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2013中。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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23中,调整光圈2022的开口量,以使亮度成为基准亮度。

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。

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_1 输入到第一矩阵电路2042中。

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。

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。

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。

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。

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。

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R1、G1、B1。

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R1、G1、B1。

此外,通过生成没有混色的三基色信号R1、G1、B1,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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

[式4]

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

在此，K由例如3个实数成分k1~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。

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。

[式5]

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

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。

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 Y_h 或者 Y_{nbi} (记为 Y_n/Y_{nbi})一起,输入到放大电路2047中。

由该放大电路2047进行了放大处理的亮度信号 Y_n/Y_{nbi} 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。

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。

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。

特别是在窄带域光观察模式时,对亮度信号 Y_{nbi} 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。

此外,从影像信号输出端实际输入到监视器5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。

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)。

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。

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。

以下参照图43说明根据本实施例的作用。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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Ynbi等。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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m11~m33)，一般如下所示。

[式6]

$$\begin{pmatrix} R1 \\ G1 \\ B1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} m11 & m12 & m13 \\ m21 & m22 & m23 \\ m31 & m32 & m33 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y \\ Cr \\ Cb \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

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。

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。

也就是说,可以将上述系数m13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m22近似为0。

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m32近似为0。

因而,作为上述矩阵M,可以采用如下形式。

[式7]

$$M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & 0 \\ m_{21} & 0 & m_{23} \\ m_{31} & 0 & m_{33} \end{pmatrix} \quad \dots (7)$$

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。

下面说明第二变形例。在上述的说明中,窄带域用滤波器2024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。

作为第二变形例中的窄带域用滤波器2024B,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2024B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2024中没有设置窄带域透过滤波器特性部Ra的特性。

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。

因而,将窄带域用滤波器2024B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Ga、Ba的2频带的窄带域照明光入射到光导部件2013中。

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。

[式8]

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

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。

也就是说，在该情况下，成为

[式9]

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

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。

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滤波器的成本。

(实施例5)

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

(实施例6)

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的结构图;图54是表示图53的旋转滤波器的结构的结构图;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。

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。

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。

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。

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。

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。

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7300b。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

此外，在电子内窥镜3002中设置有模式切换开关3041，该模式切换开关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。

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。

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。

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。

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，

(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，

(2)另外，在根据G1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，

(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。

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。

另一方面，按压电子内窥镜3003的模式切换开关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。

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，

(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，

(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。

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。

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白帽3045来取得白平衡。

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)。

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。

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。

具体来说，

根据普通光的第一次的白平衡：

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

根据窄带域光的第二次的白平衡：

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

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。

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。

此外，在本实施例中，设为通过在窄带域光观察模式显示部4b、7b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3003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。

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1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5中，更容易从视觉上进行识别。

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。

即，如图67所示，也可以在同时式内窥镜装置3001a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4a；在CCD3002的摄像面的前面具备色卡3100的电子内窥镜3a；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。

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。

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。

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。

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。

(实施例7)

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。

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。

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。

即，在R/G/B信号生成部3082中，进行

普通光：R信号 $\leftarrow$ R信号

窄带域：R信号 $\leftarrow$ G信号

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。

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。

(实施例8)

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框图；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。

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。

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。

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。

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)。

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。

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。

此外，在电子内窥镜4002中设置有模式切换开关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。

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。

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，观察到在该范围内被吸收、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。

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。

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，

(1)在根据B1滤波器部4014b1的利用CCD4004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，

(2)另外，在根据G1滤波器4014g1的利用CCD4004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，

(3)此外，在根据R1滤波器4014r1的利用CCD4004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。

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。

另一方面，按下电子内窥镜4003的模式切换开关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。

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，

(4)在根据B2滤波器部4014b2的利用CCD4004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，

(5)另外，在根据G2滤波器部4014g2的利用CCD4004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，

(6)此外，在根据R2滤波器部4014r2的利用CCD4004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。

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。

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。

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。

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。

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。

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

$$\text{窄带域光用校正值} = k \times \text{普通光用校正值}$$

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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。

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运算部4085中。

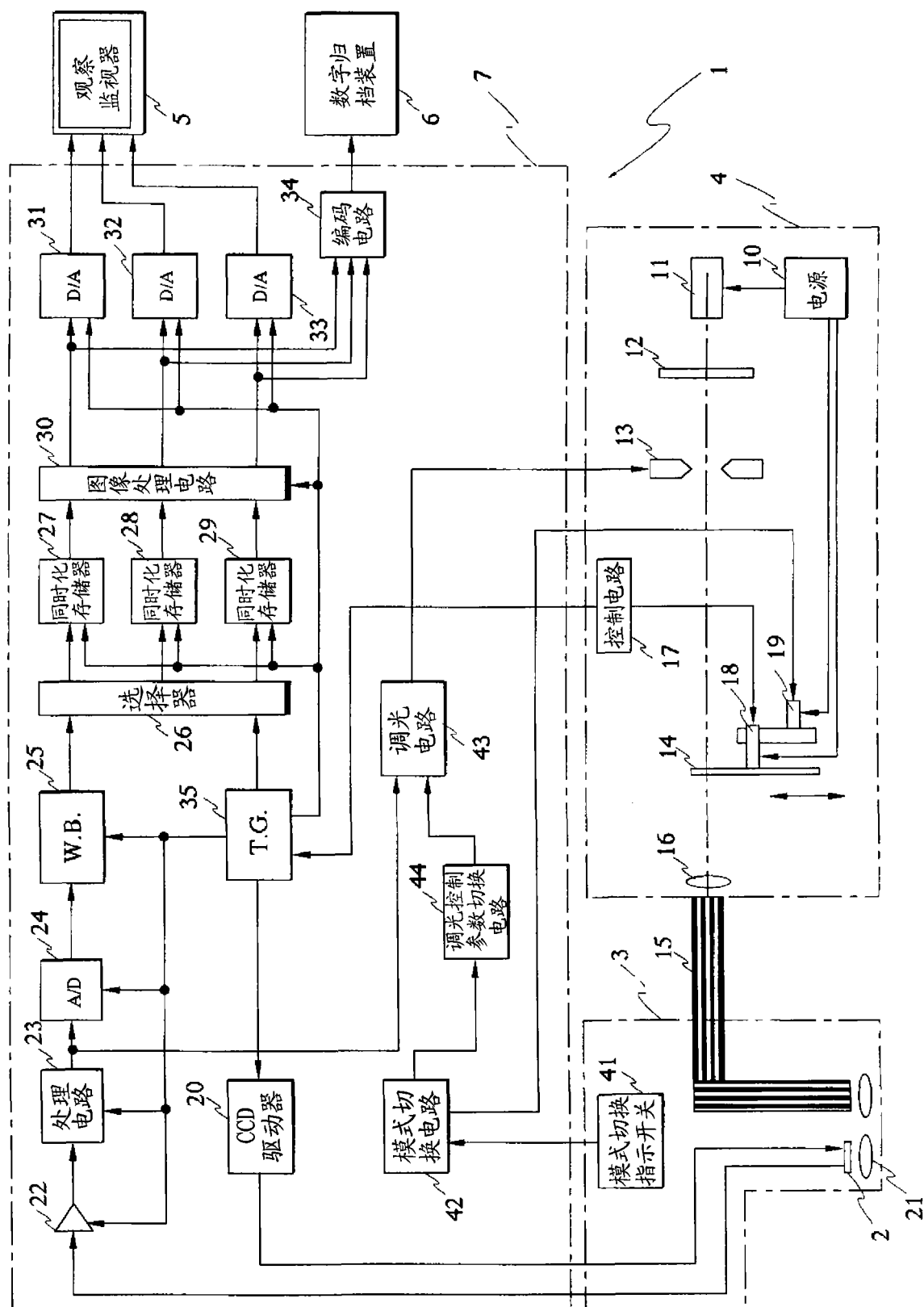
进而，也可以如图88所示，将基于输出到白平衡电路4025的内窥镜ID中的普通光用校正值的校正系数k保存在LUT4083中，在窄带域光用校正值运算部4085中，根据上述的

窄带域光用校正值 = $k \times$ 普通光用校正值

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。

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。

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。



一
[X]

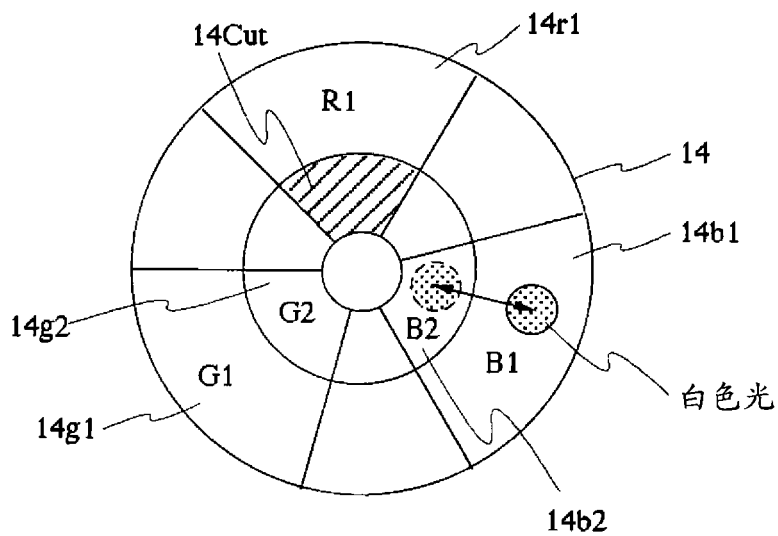


图 2

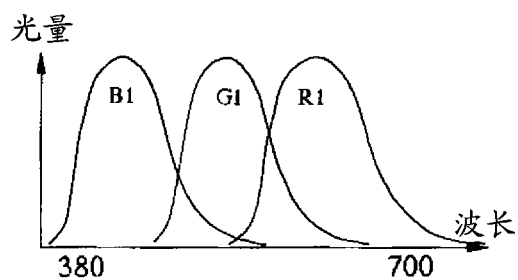


图 3

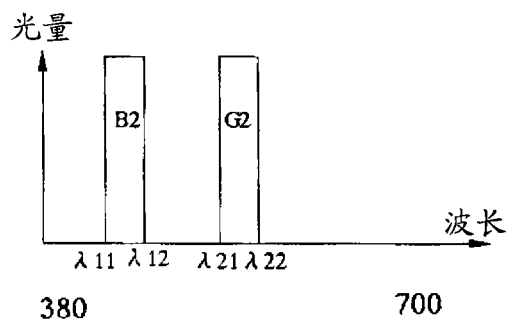


图 4

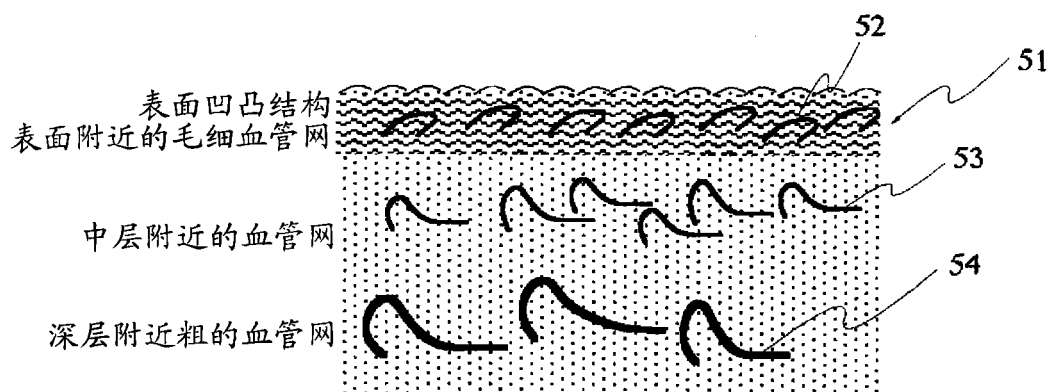


图 5

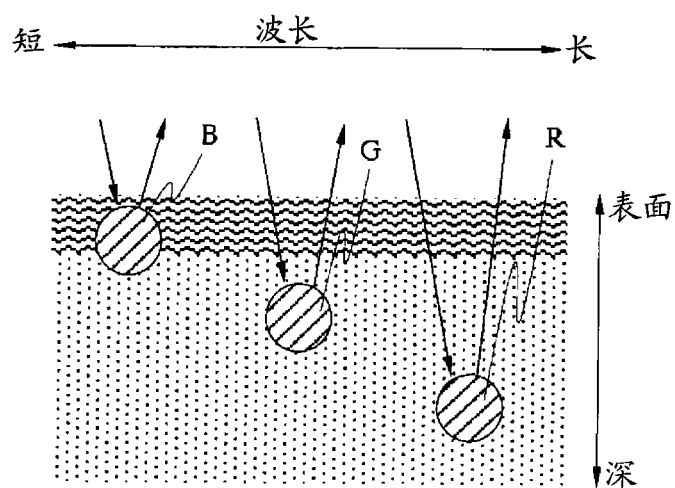


图 6



图 7



图 8

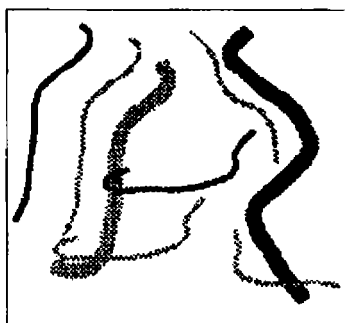


图 9

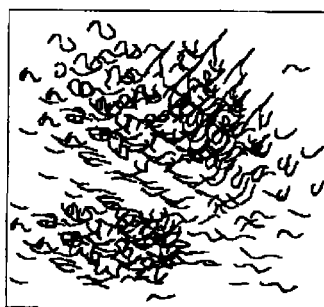


图 10

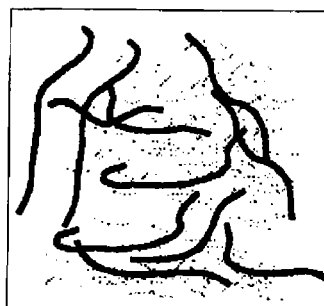


图 11

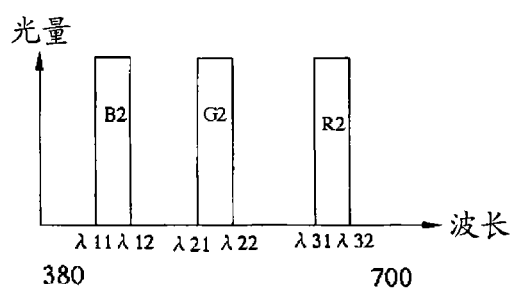


图 12

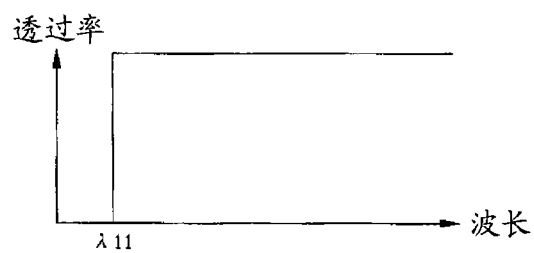


图 13

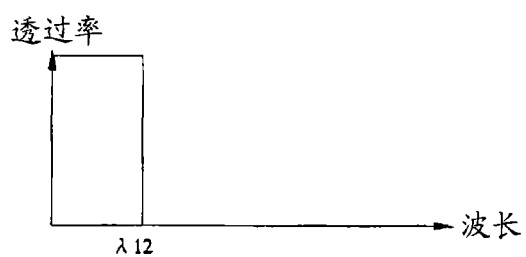


图 14

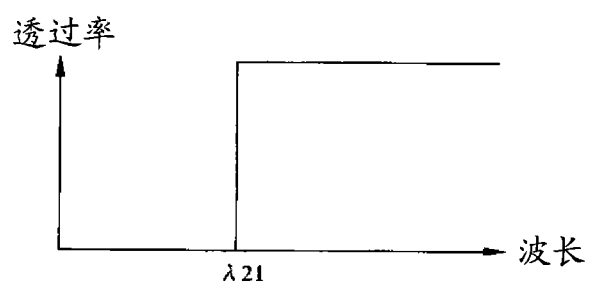


图 15

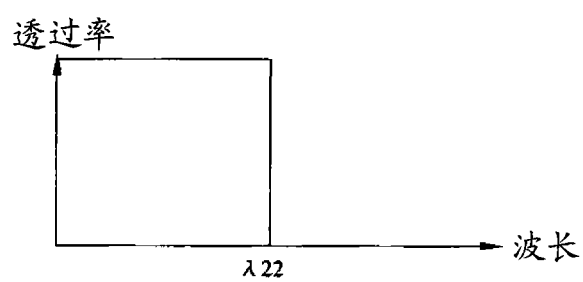


图 16

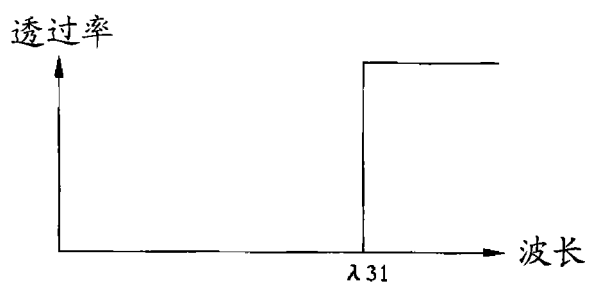


图 17

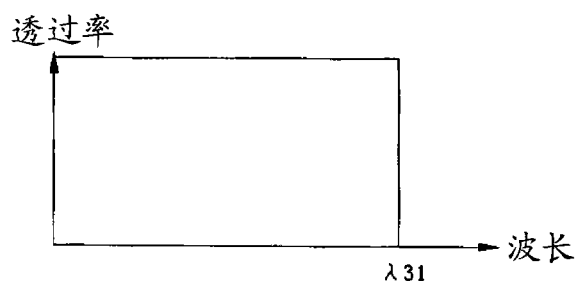


图 18

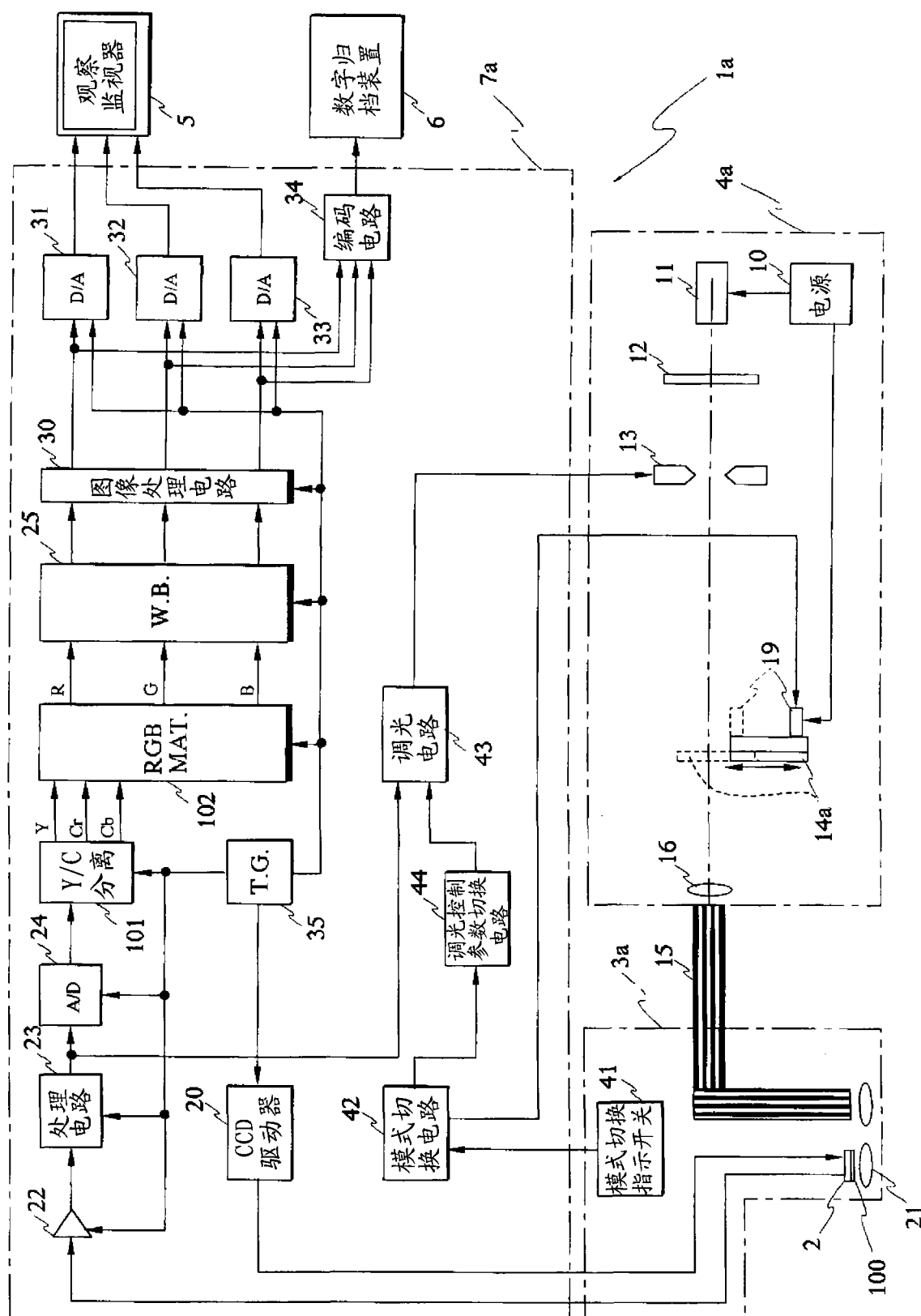


图 19

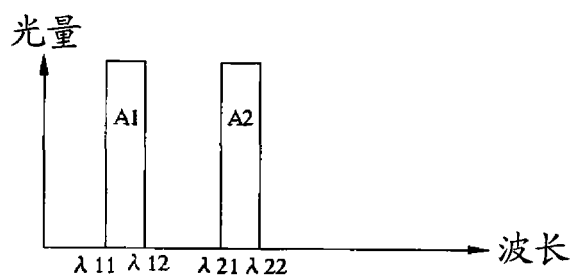


图 20

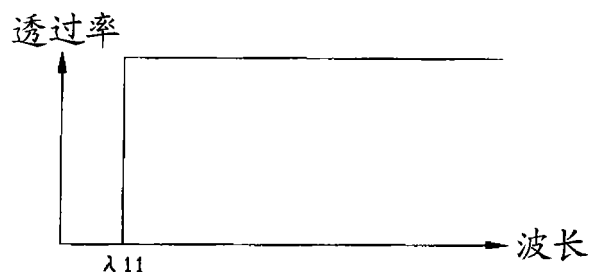


图 21

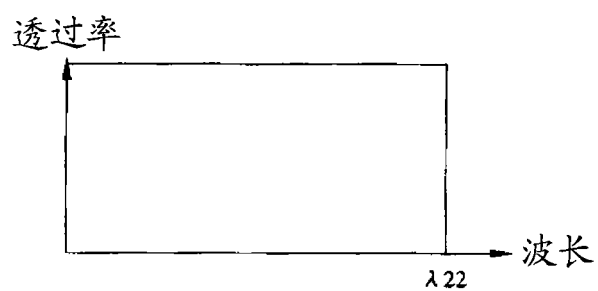


图 22

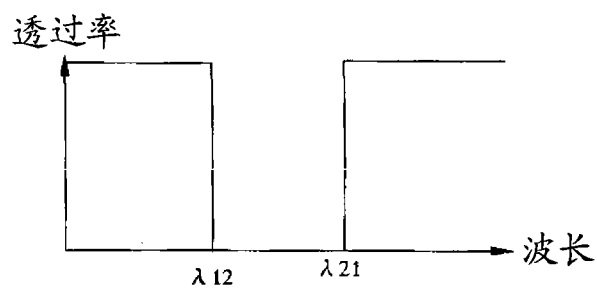


图 23

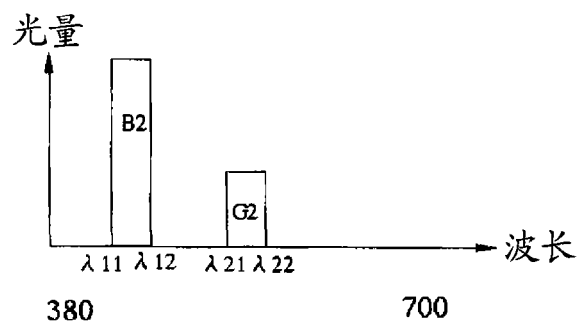


图 24

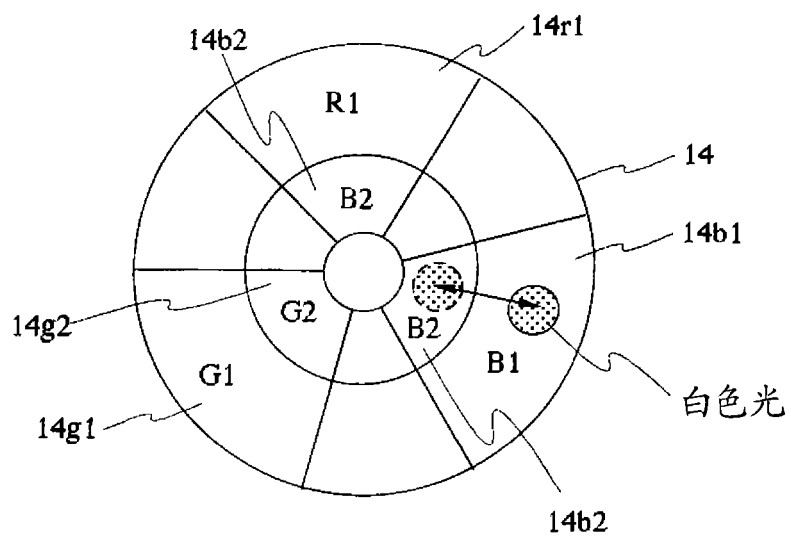


图 25

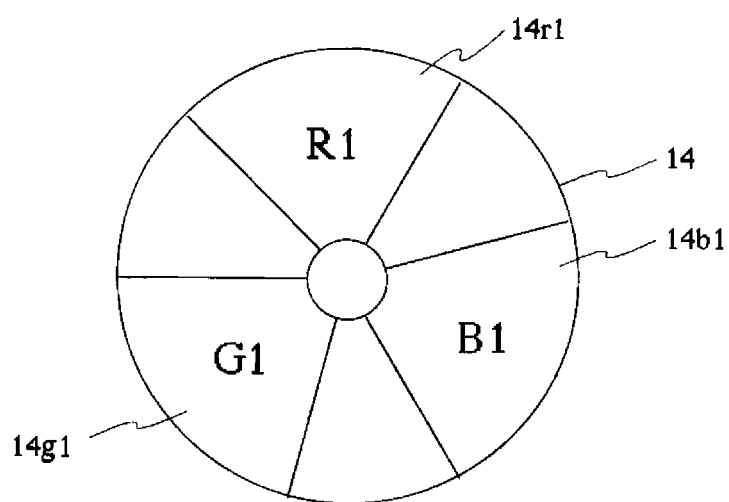
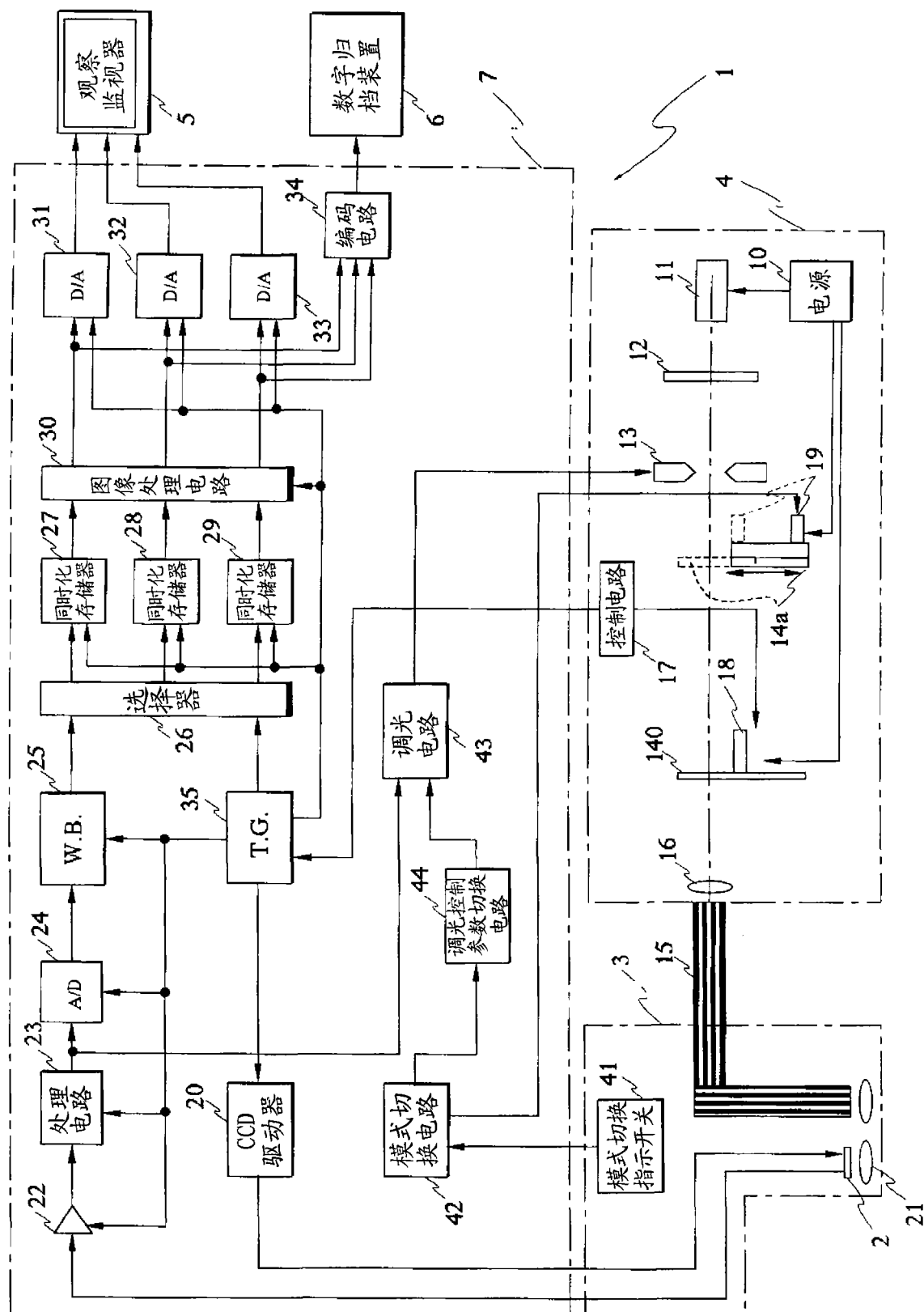


图 26



27

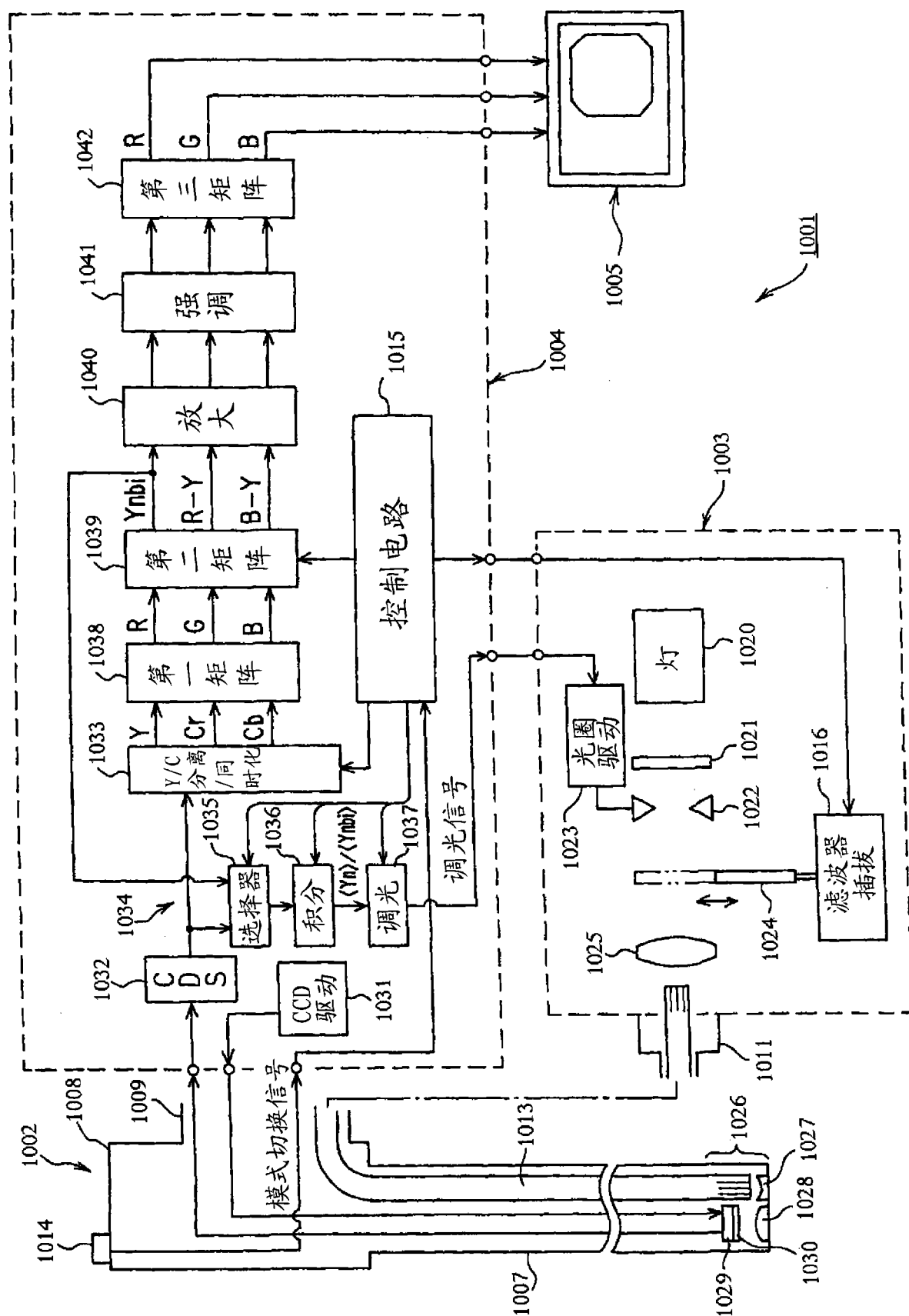


图 28

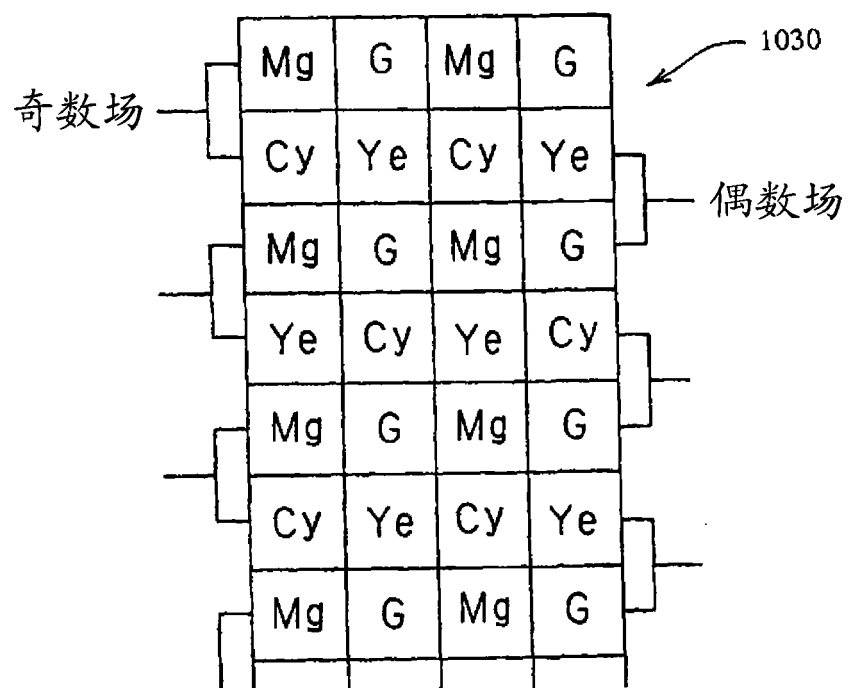


图 29

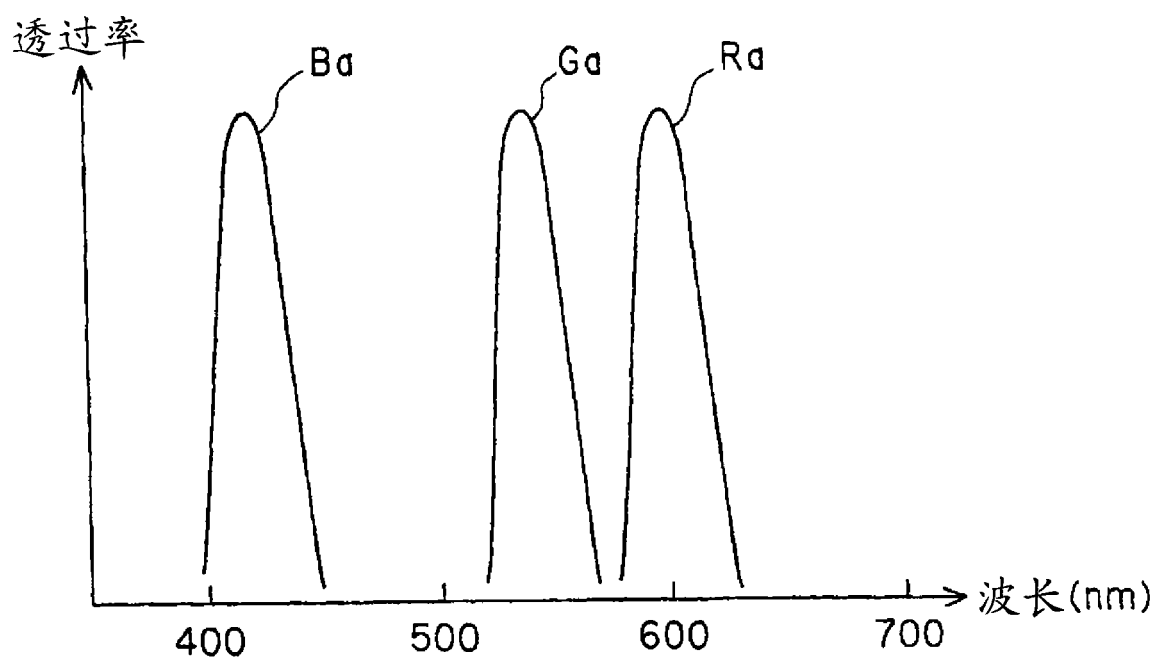


图 30

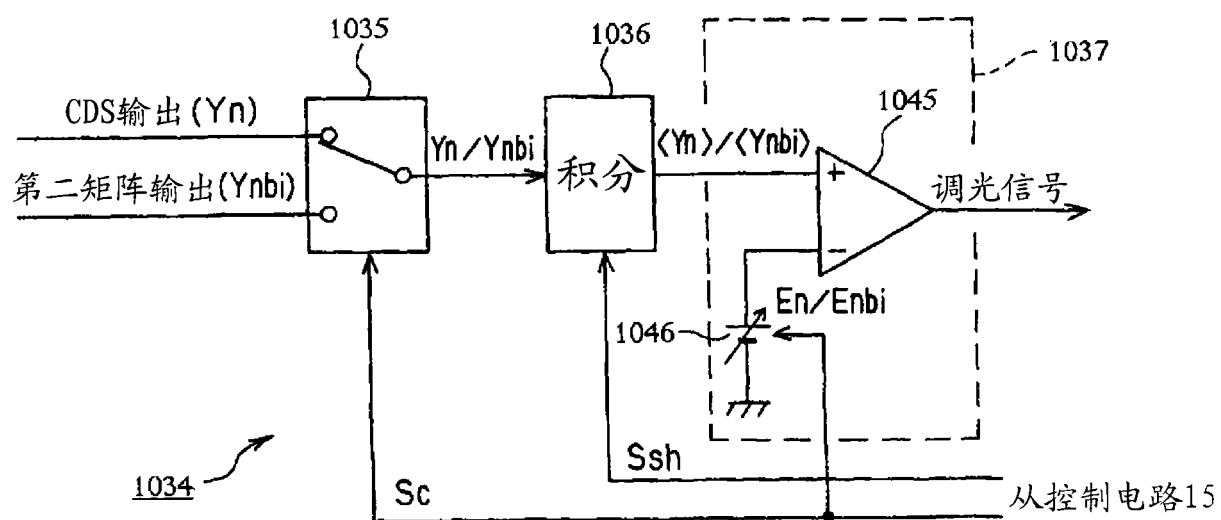


图 31

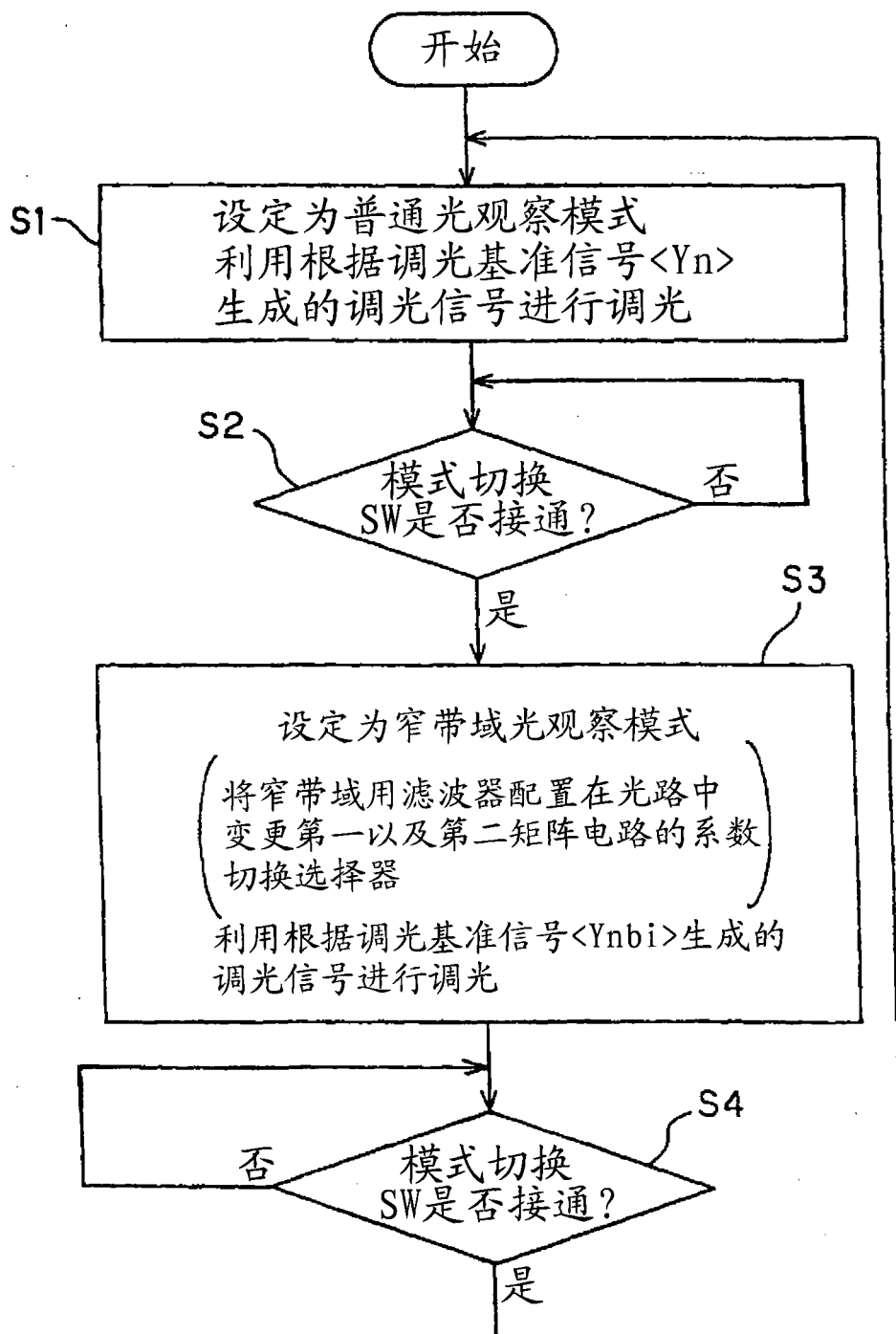


图 32

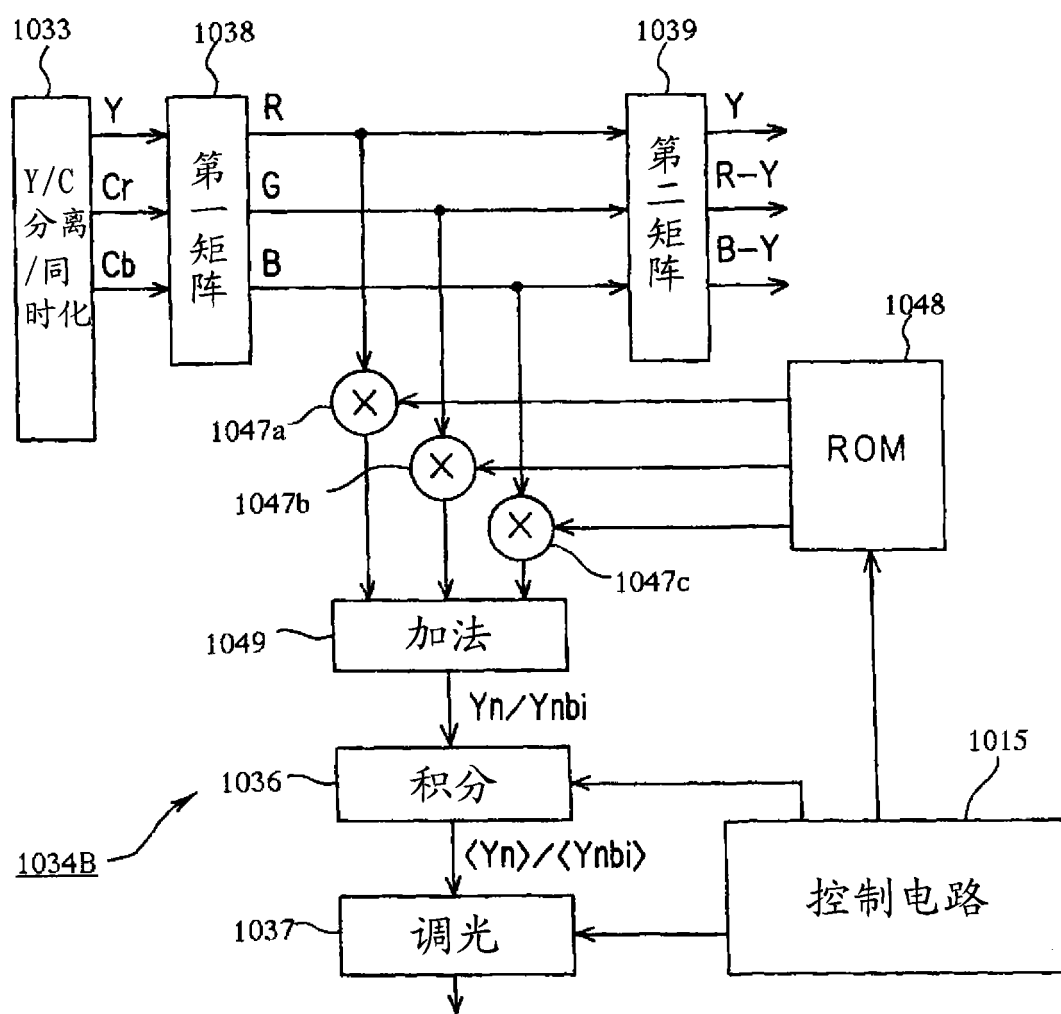


图 33

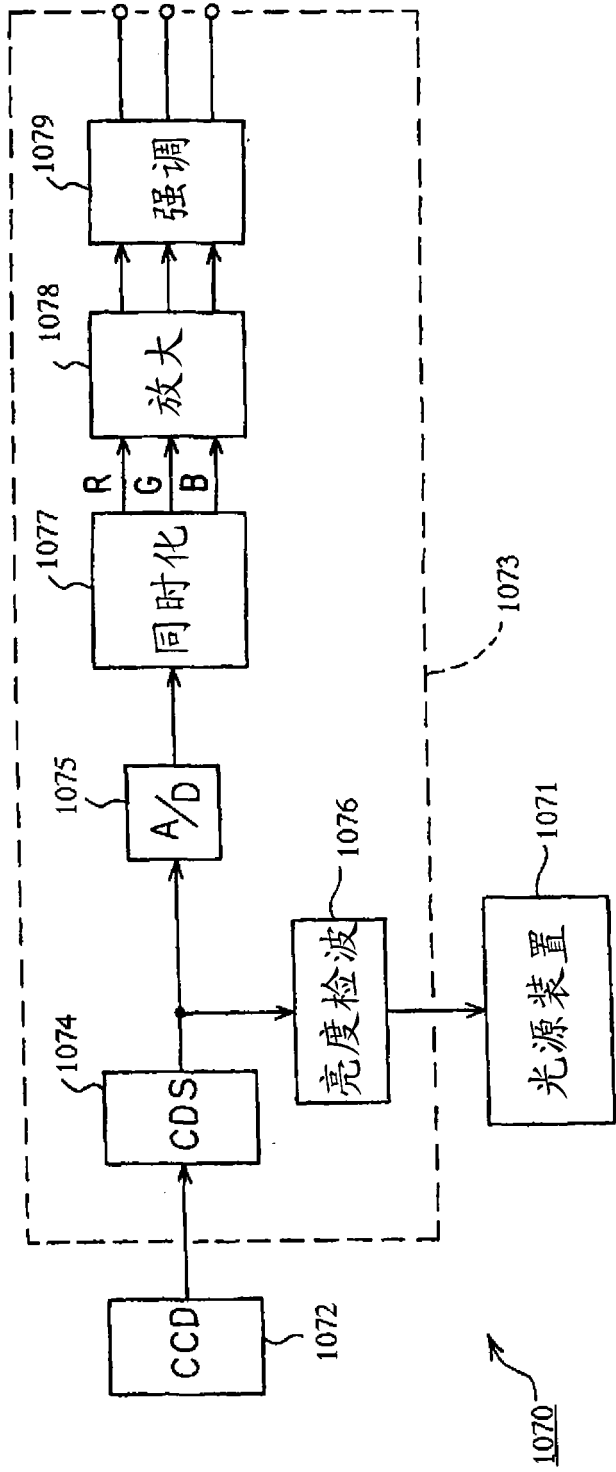


图 34

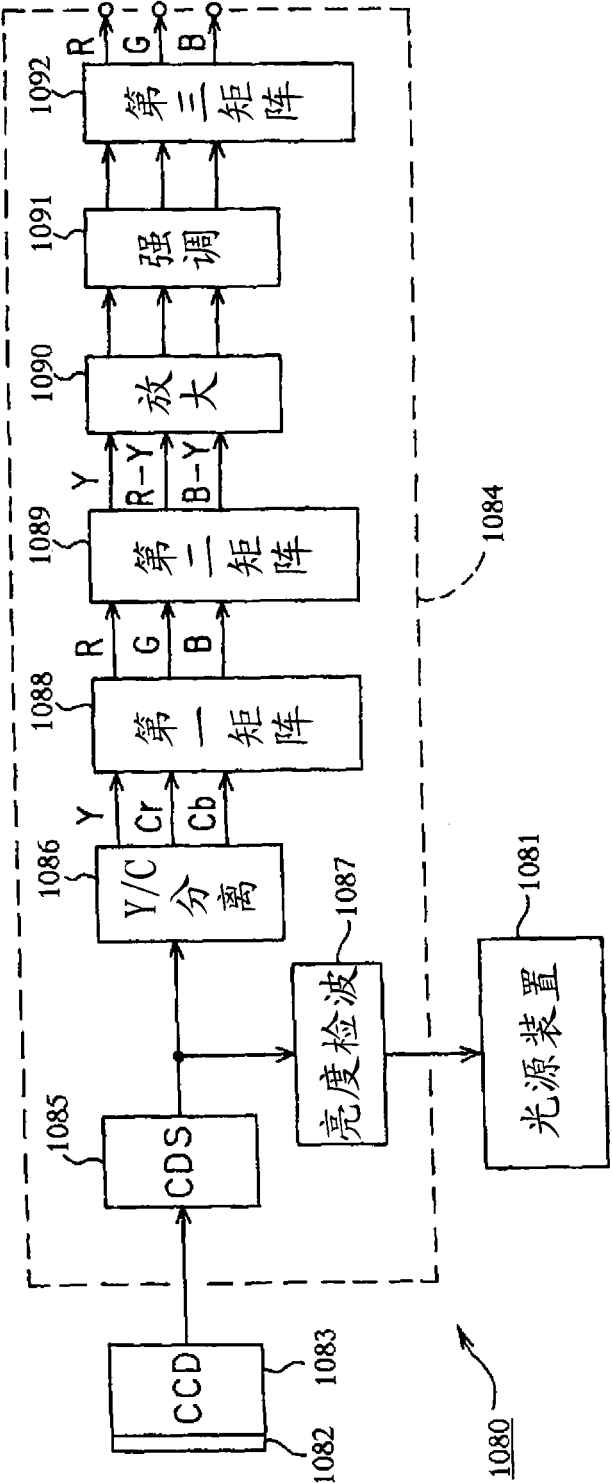


图 35

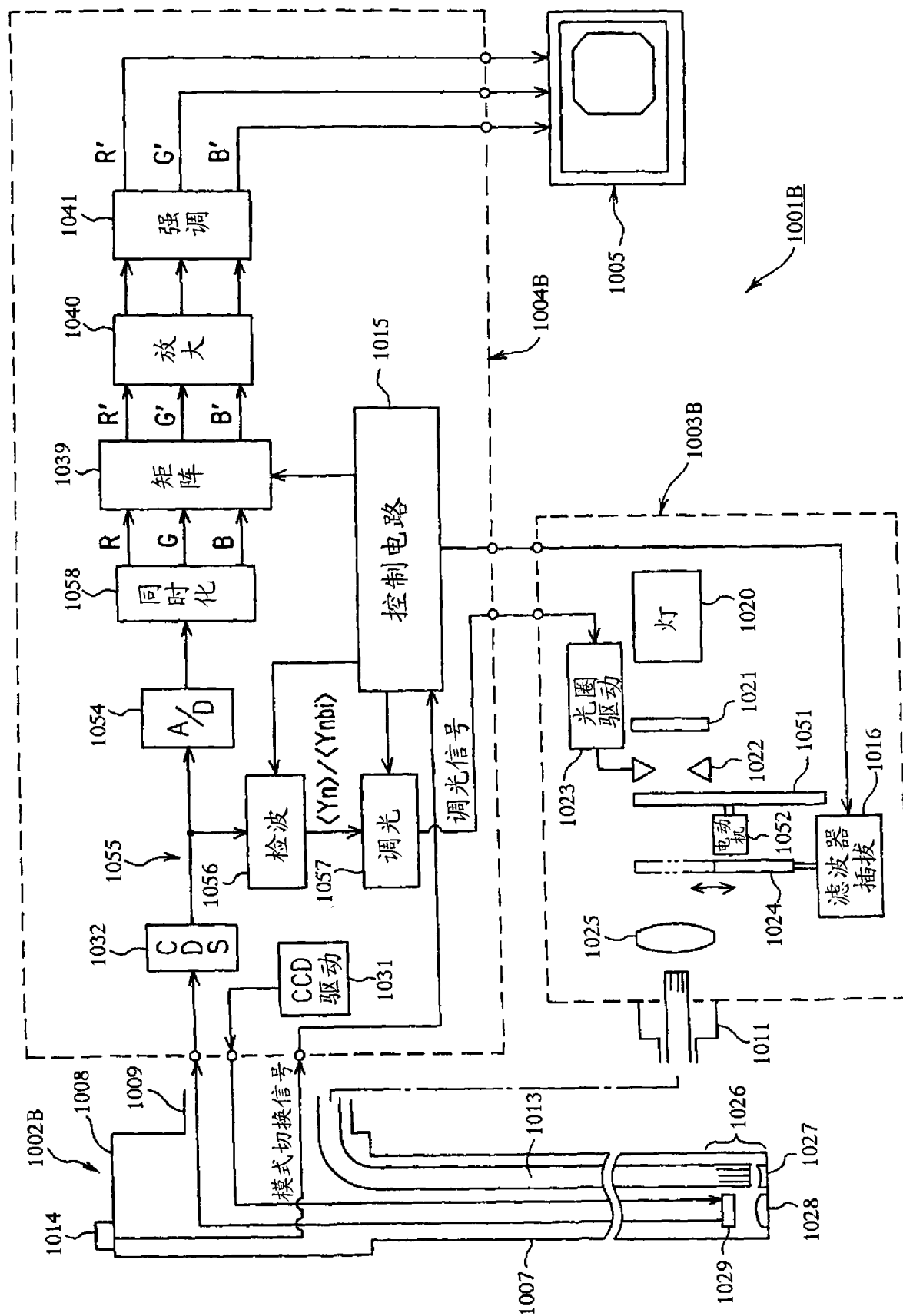


图 36

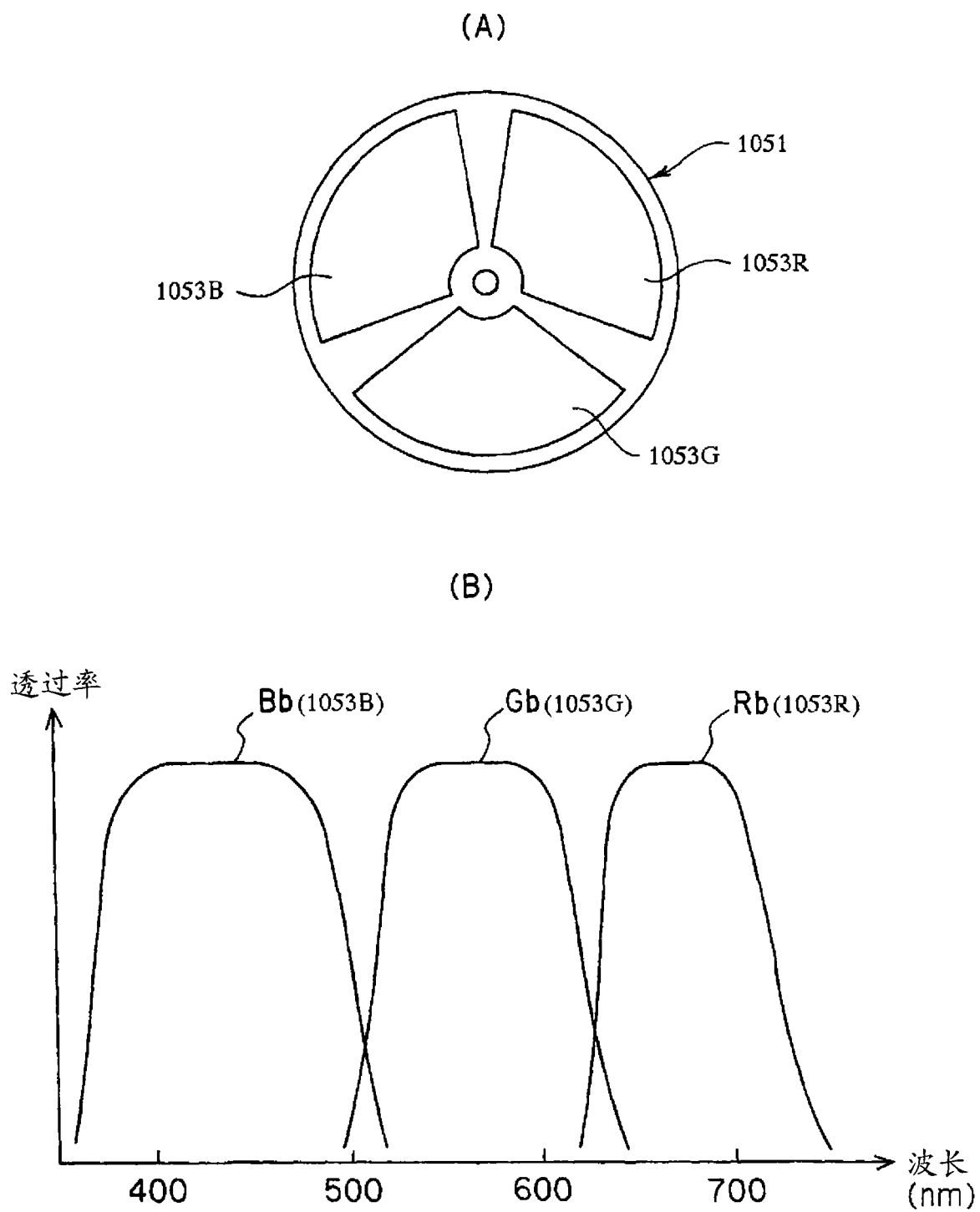


图 37

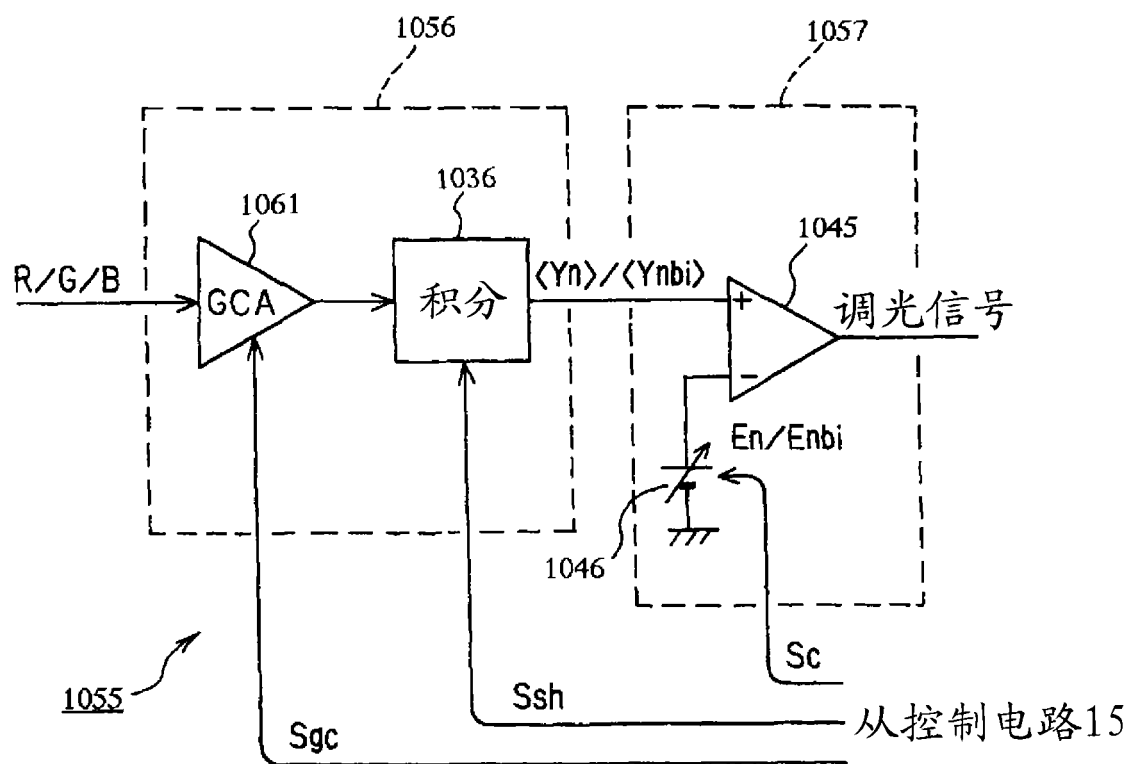


图 38

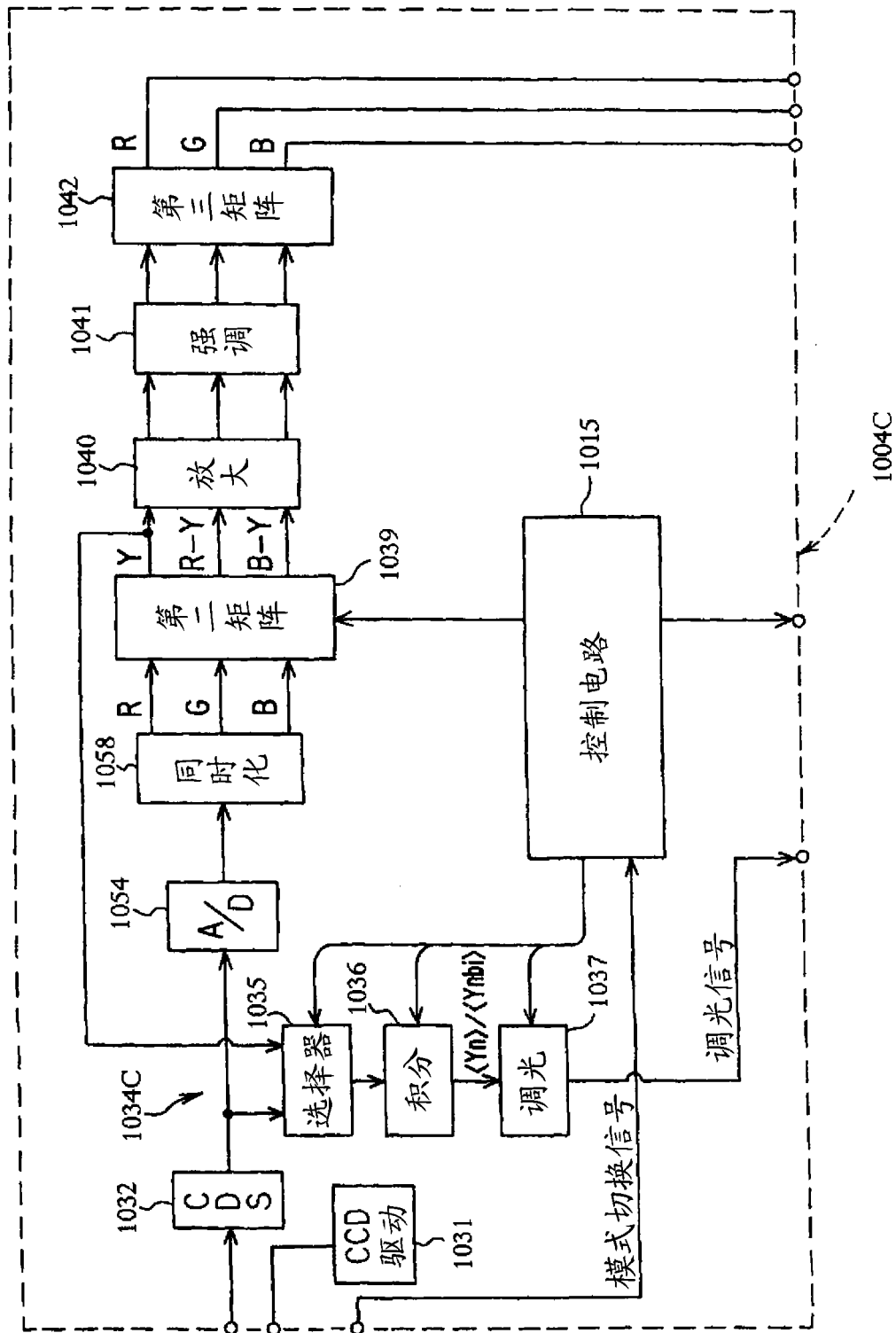


图 39

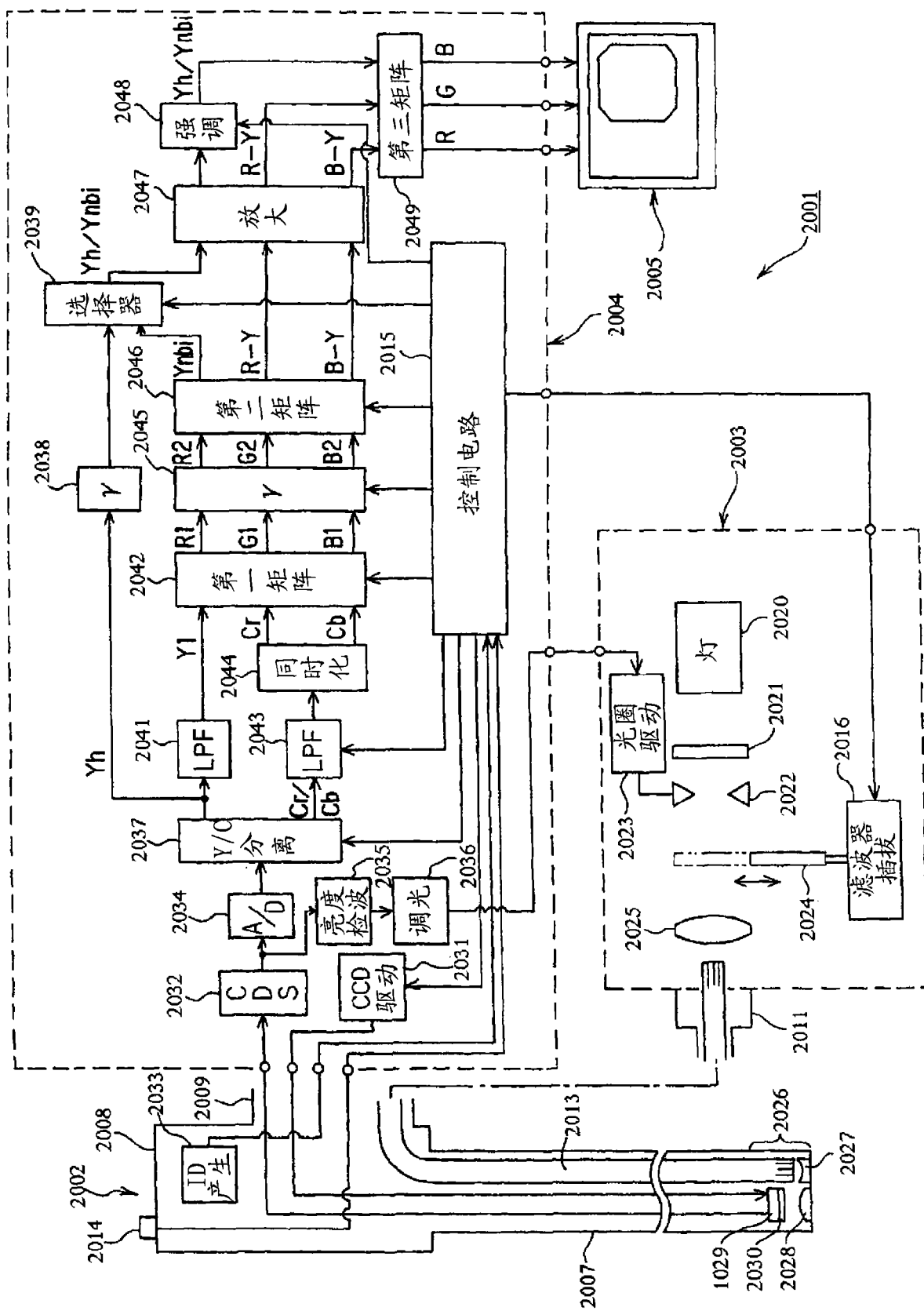


图 40

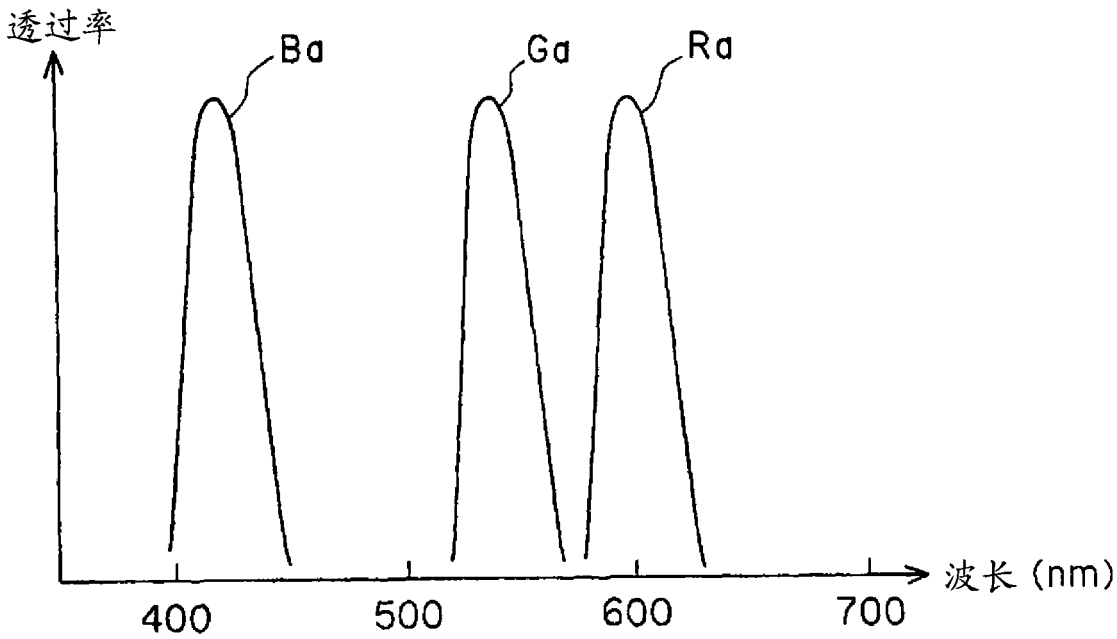


图 41

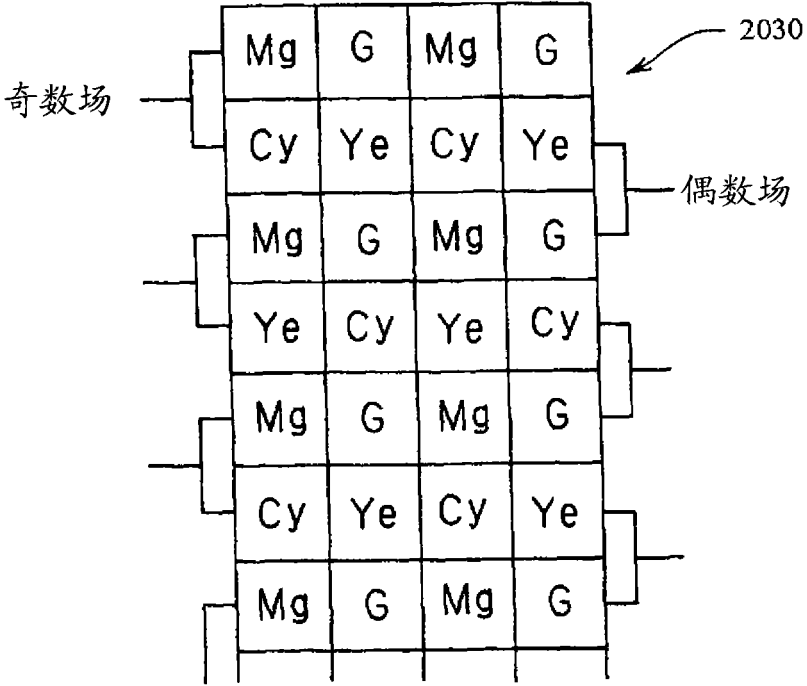


图 42

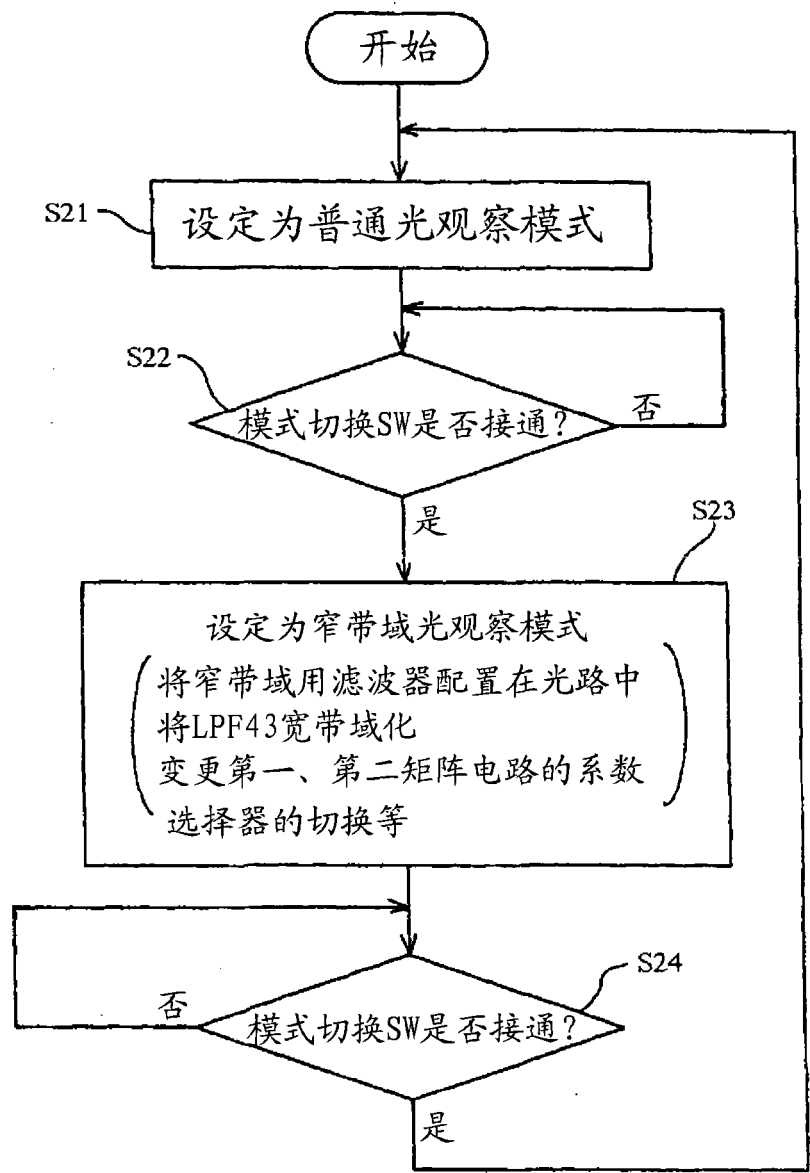


图 43

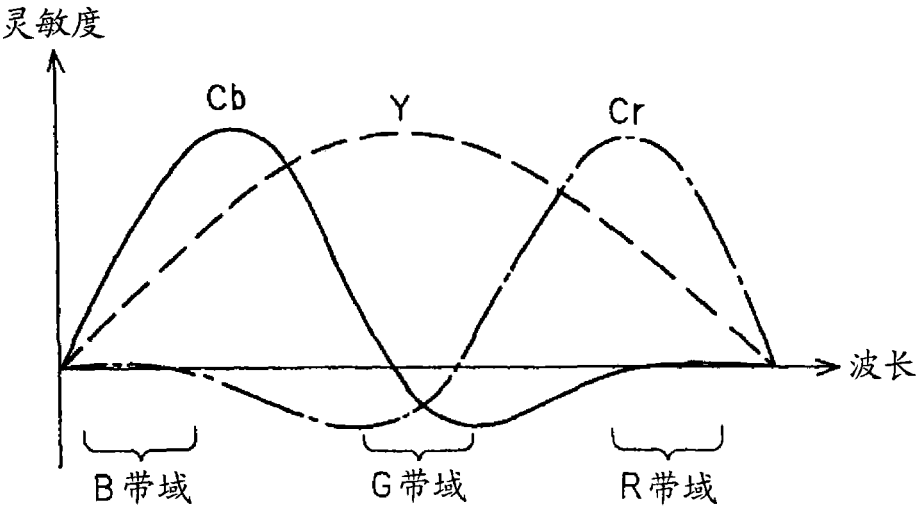


图 44

(A)			(B)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	m23	m21	m22	m23
m31	0	m33	m31	0	m33

(C)			(D)		
m11	m12	0	m11	m12	0
m21	0	0	m21	m22	0
m31	0	m33	m31	0	m33

图 45

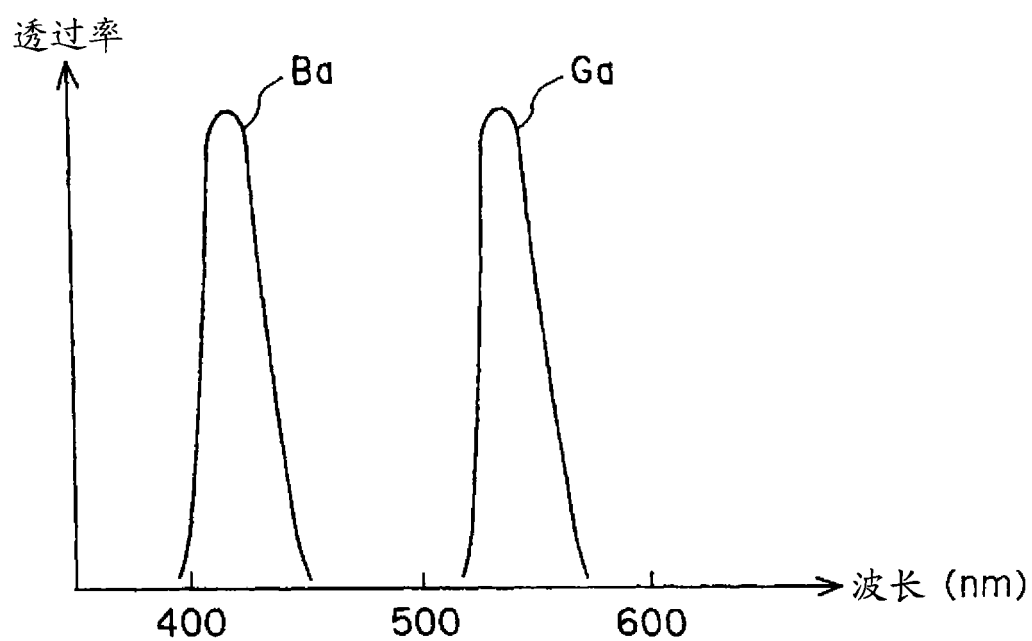


图 46

(A)

m21	0	m23
m31	0	m33

(B)

m21	m22	m23
m31	0	m33

(C)

m21	0	0
m31	0	m33

图 47

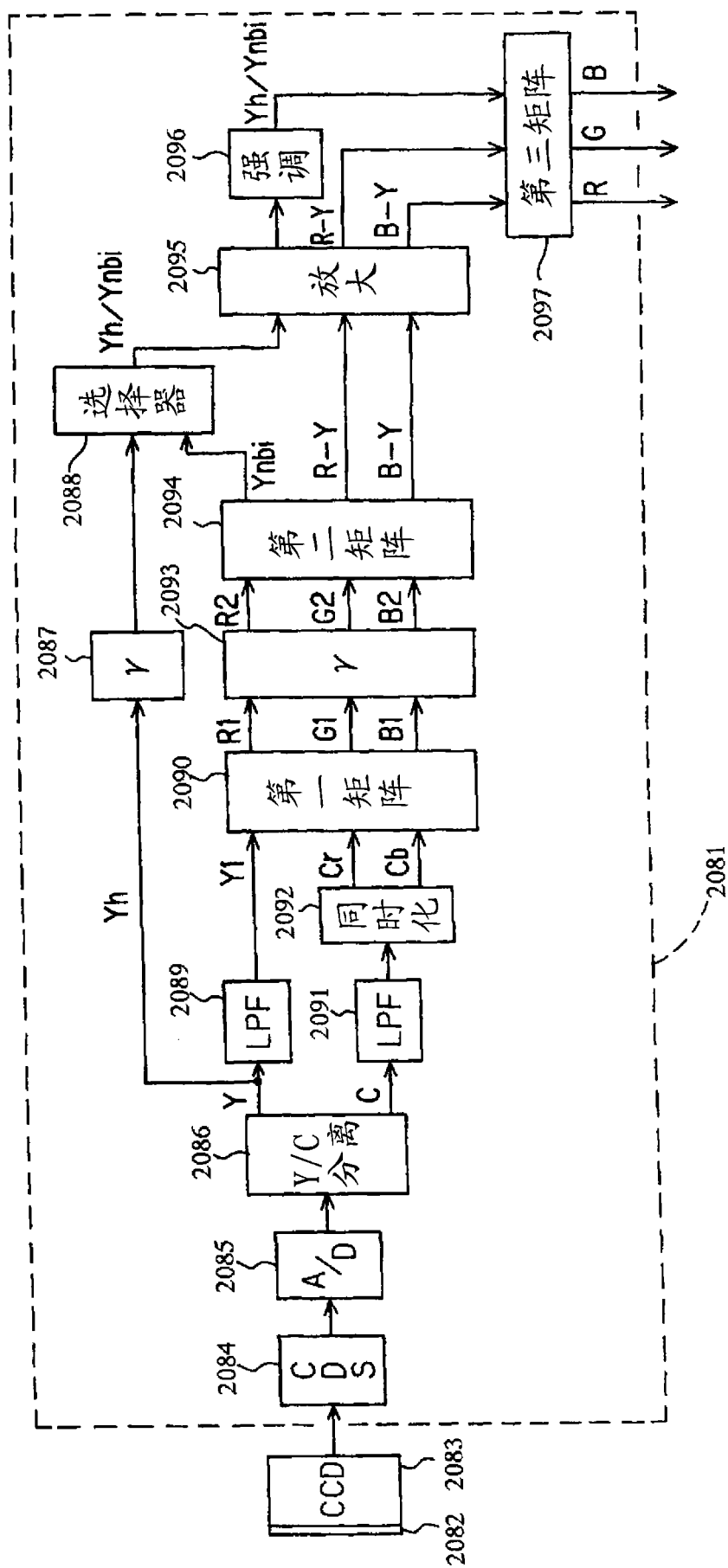


图 48

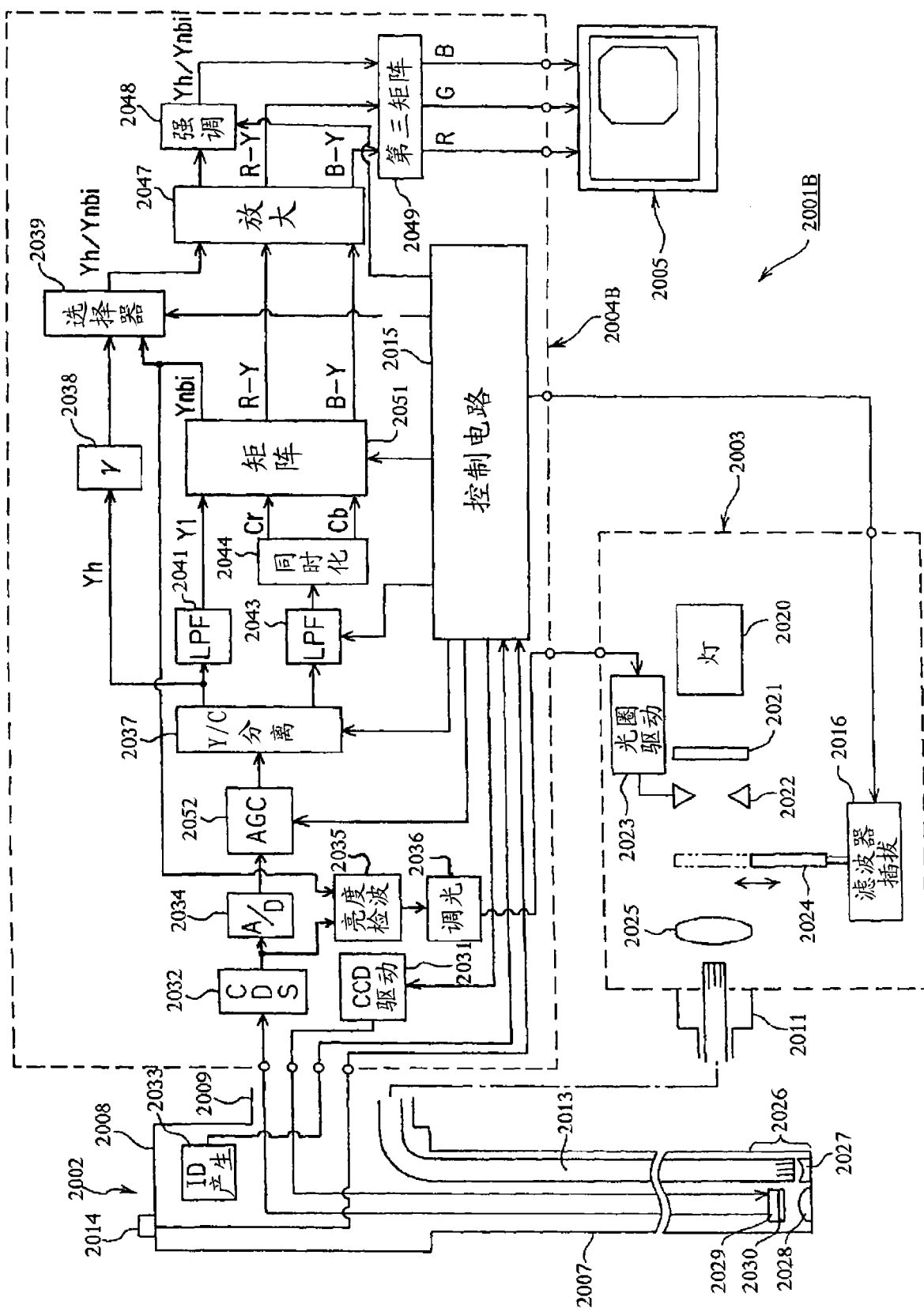


图 49

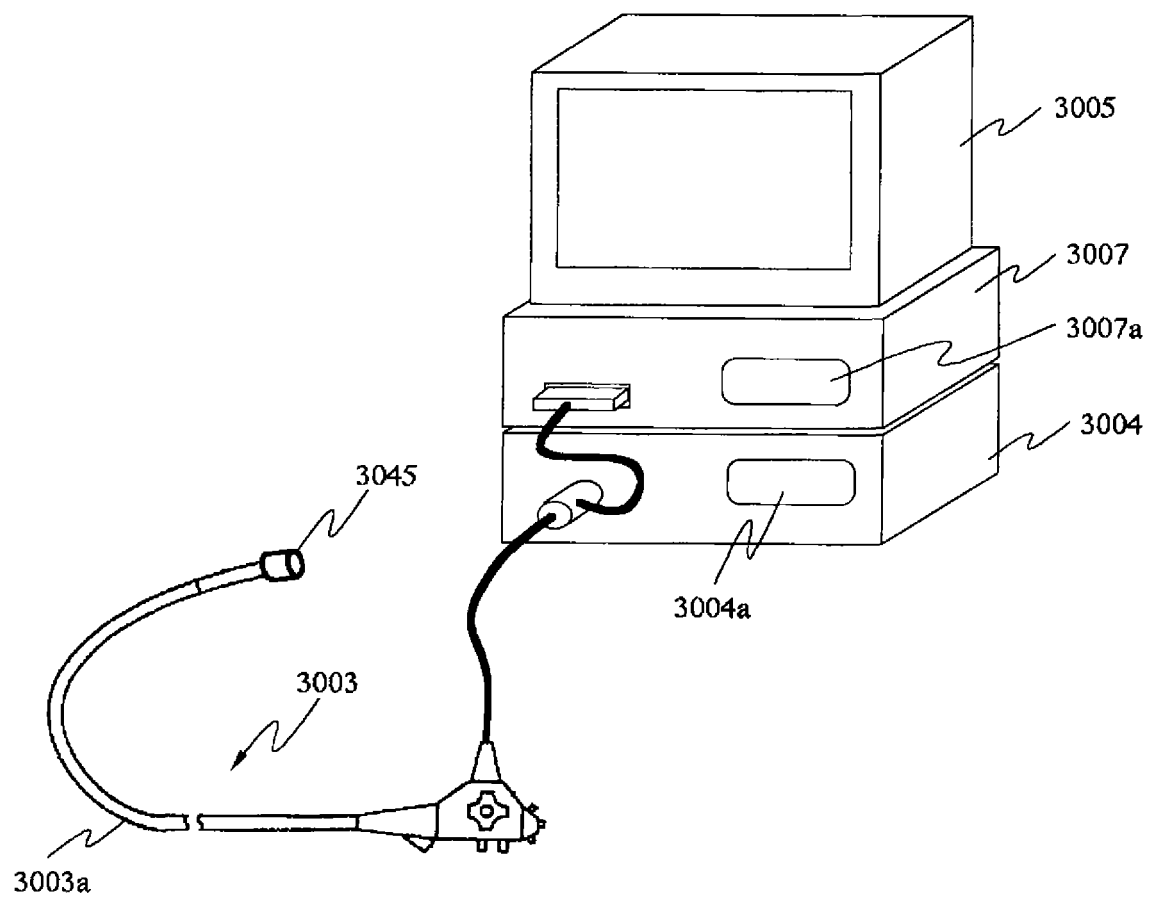


图 50

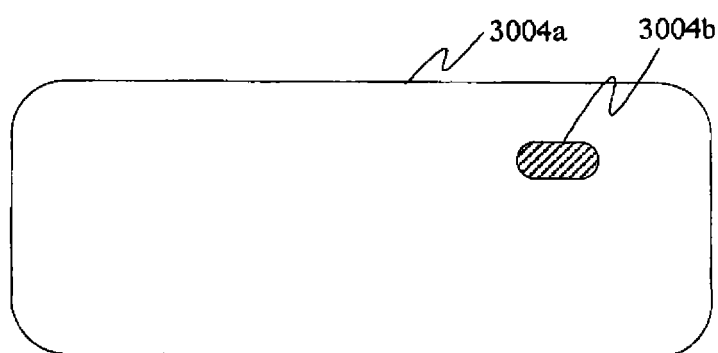


图 51

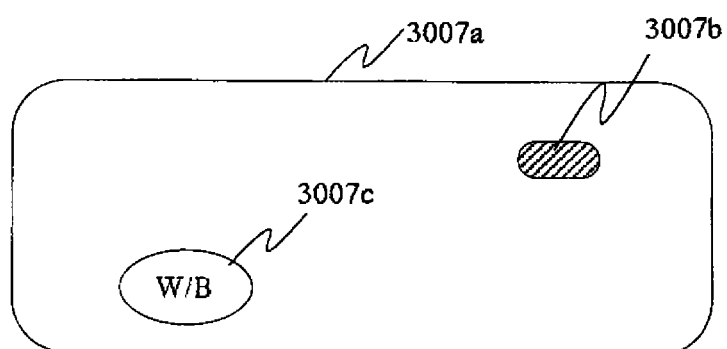
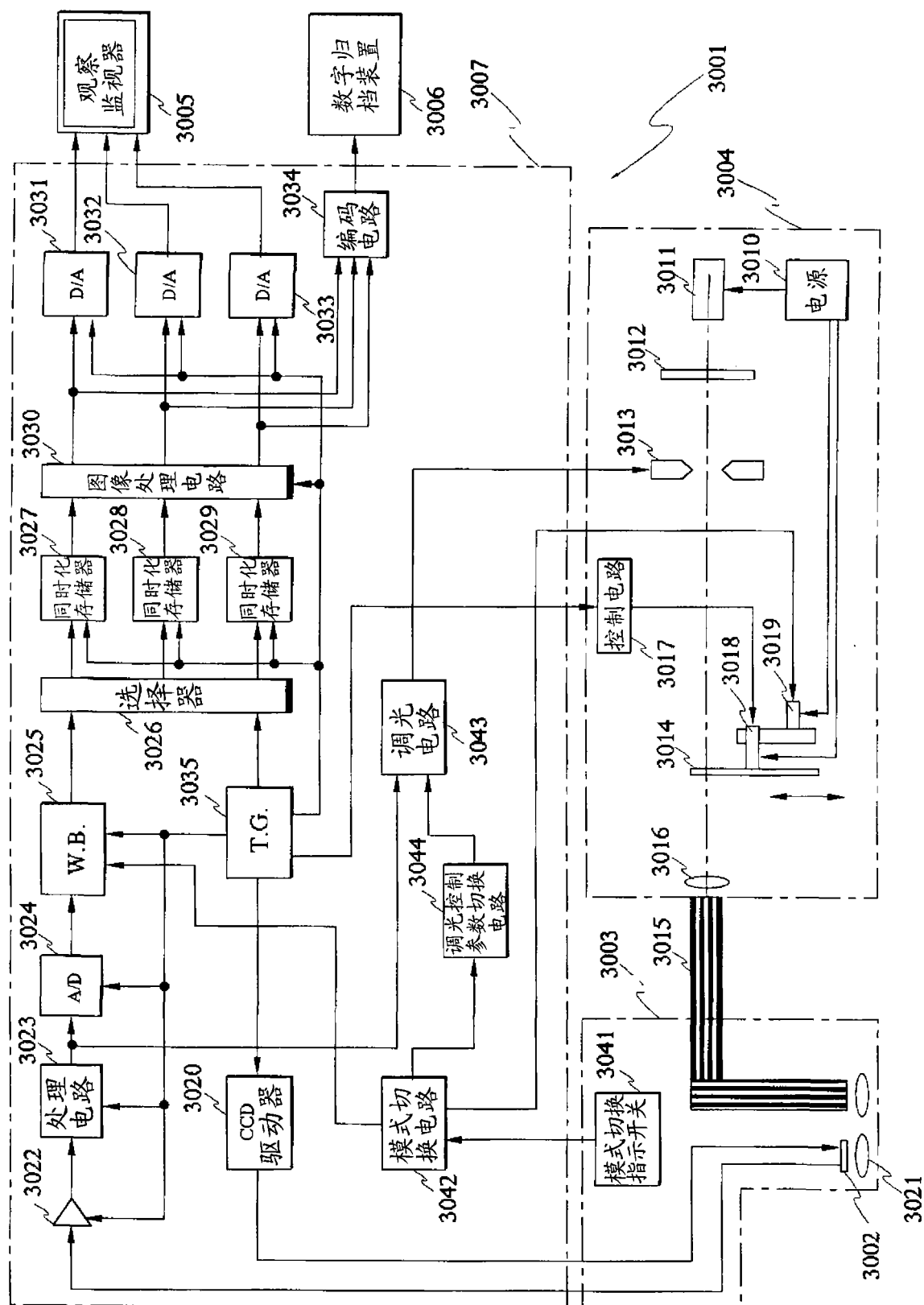


图 52



35

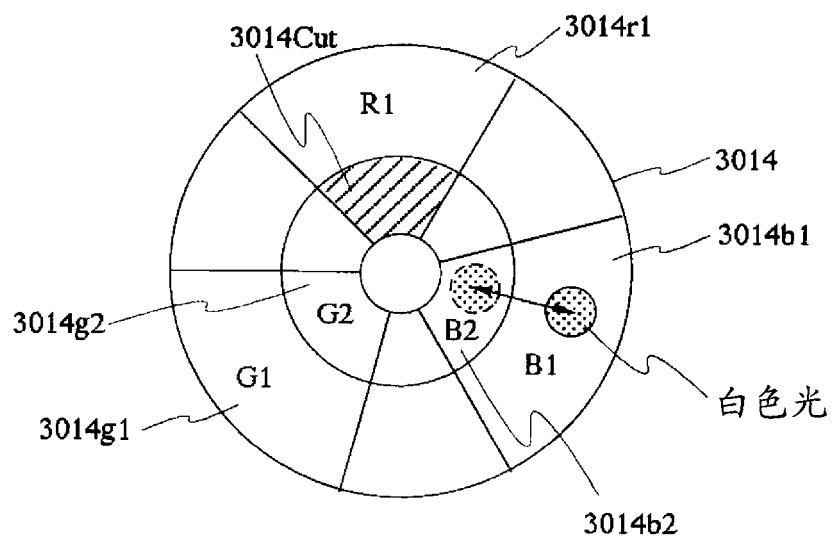


图 54

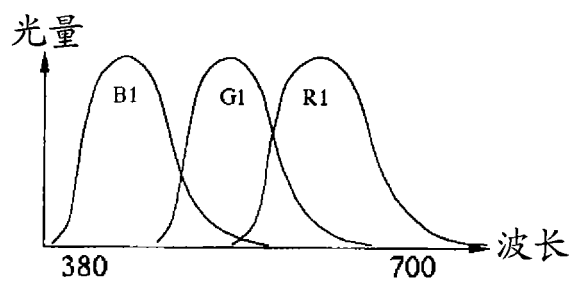


图 55

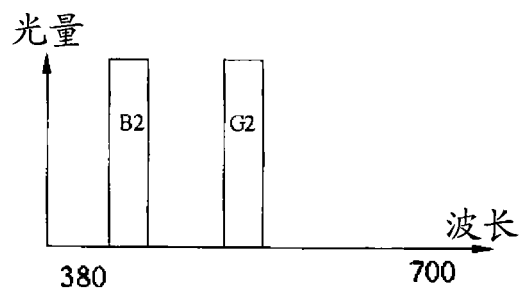


图 56

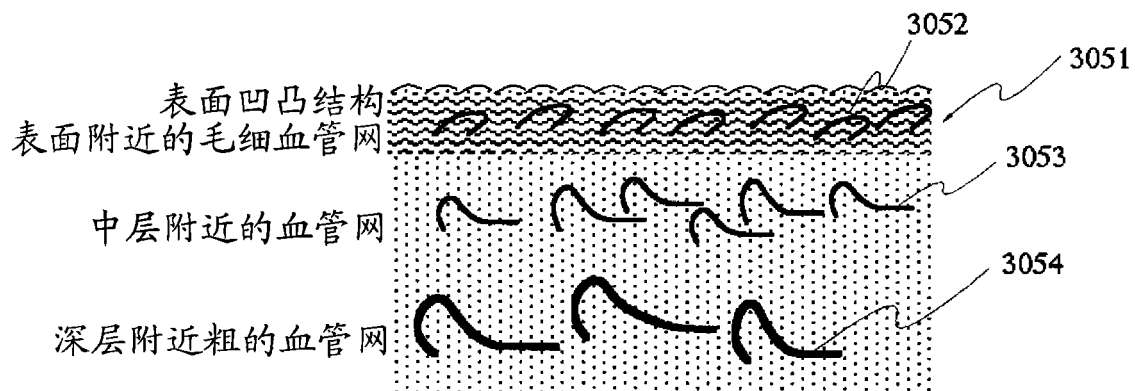


图 57

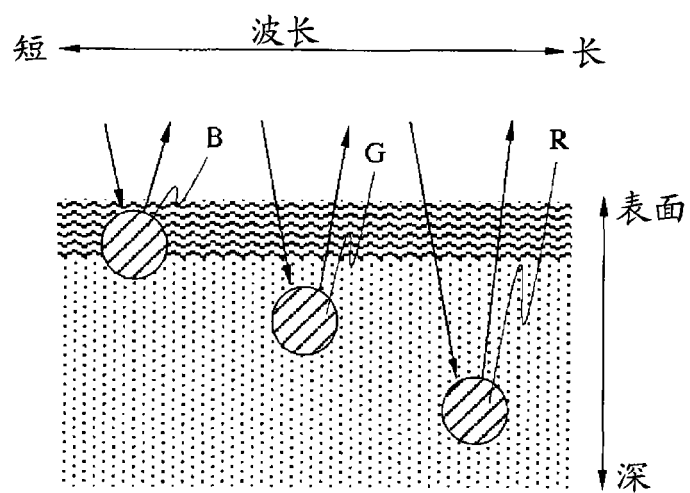


图 58



图 59



图 60

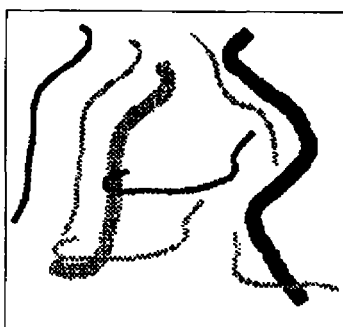


图 61

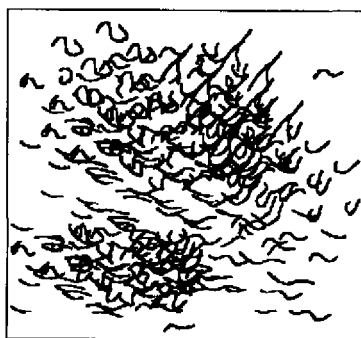


图 62

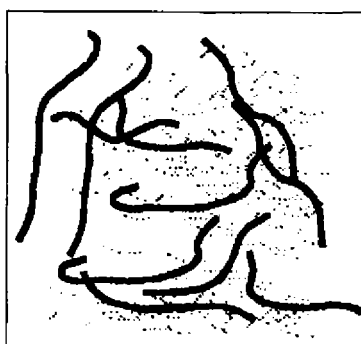


图 63

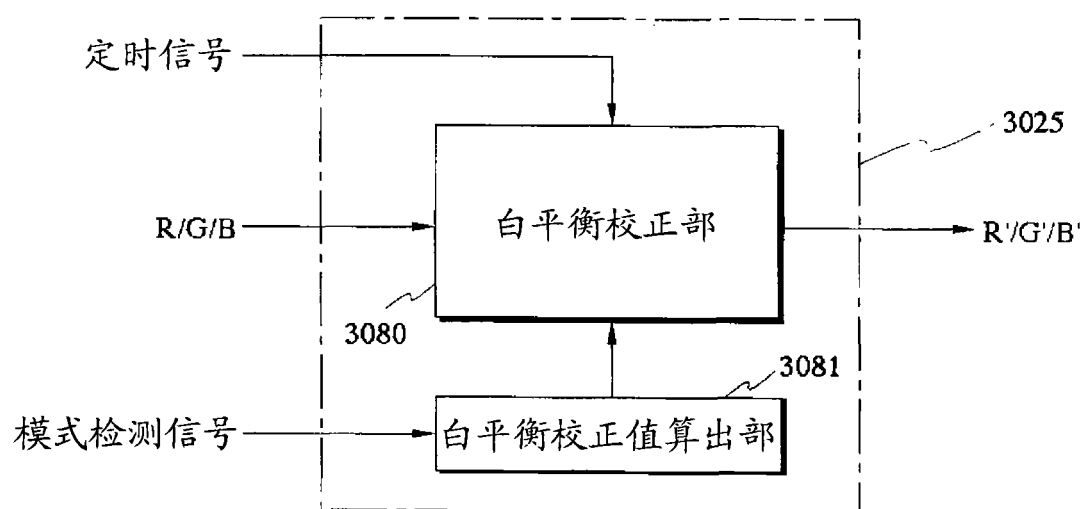


图 64

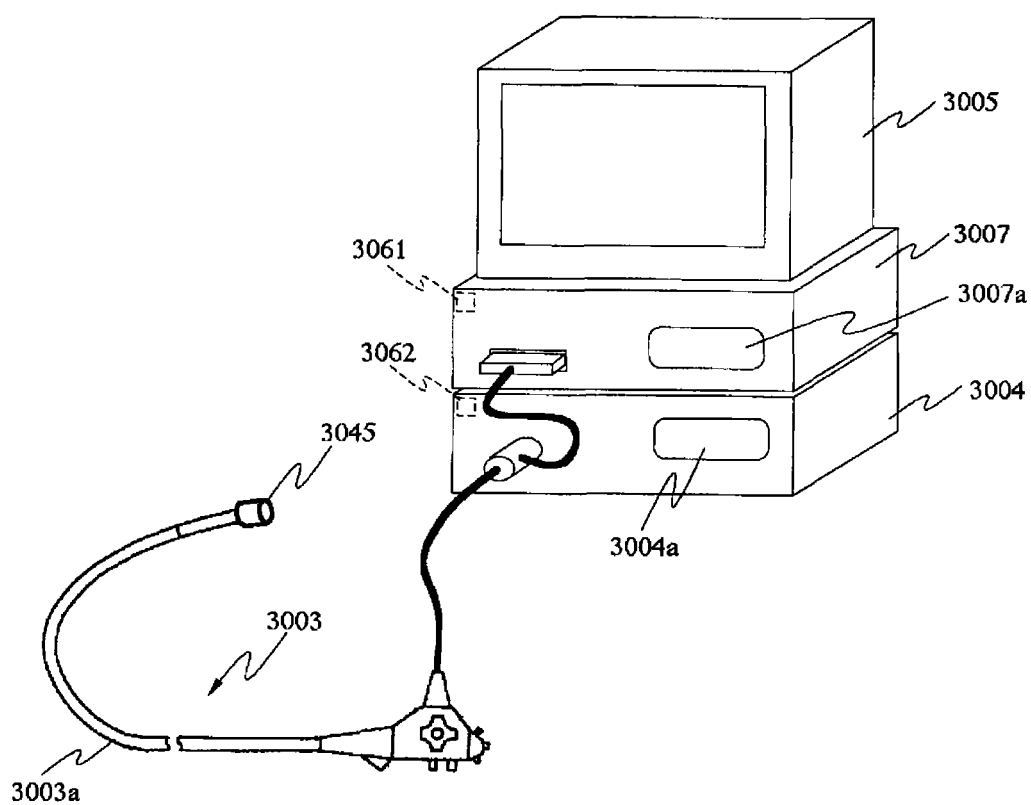


图 65

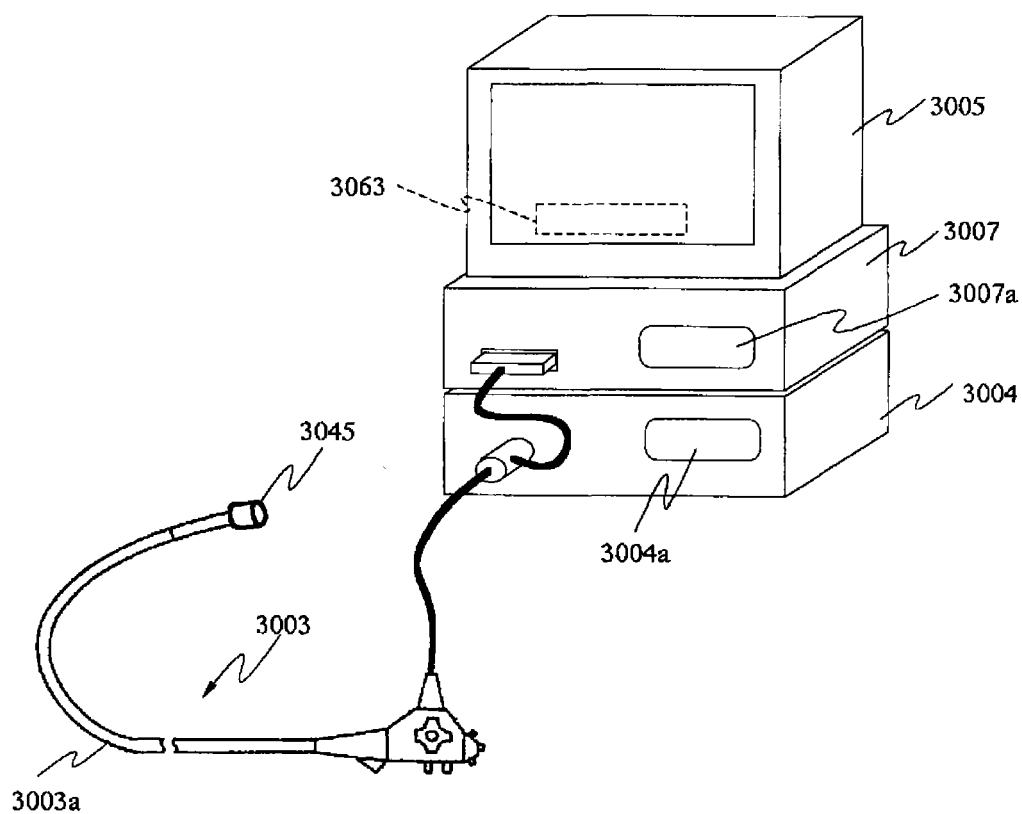


图 66

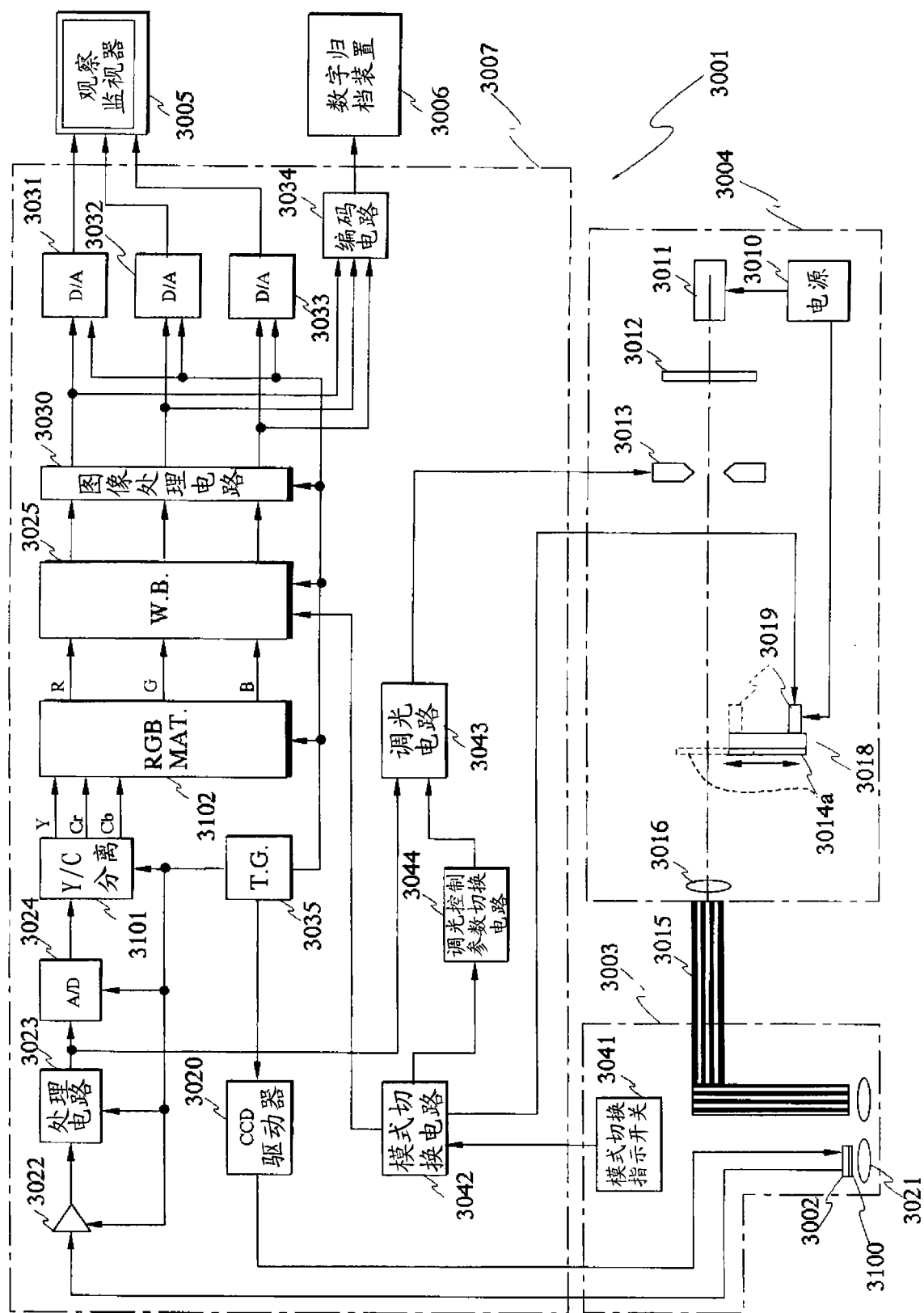


图 67

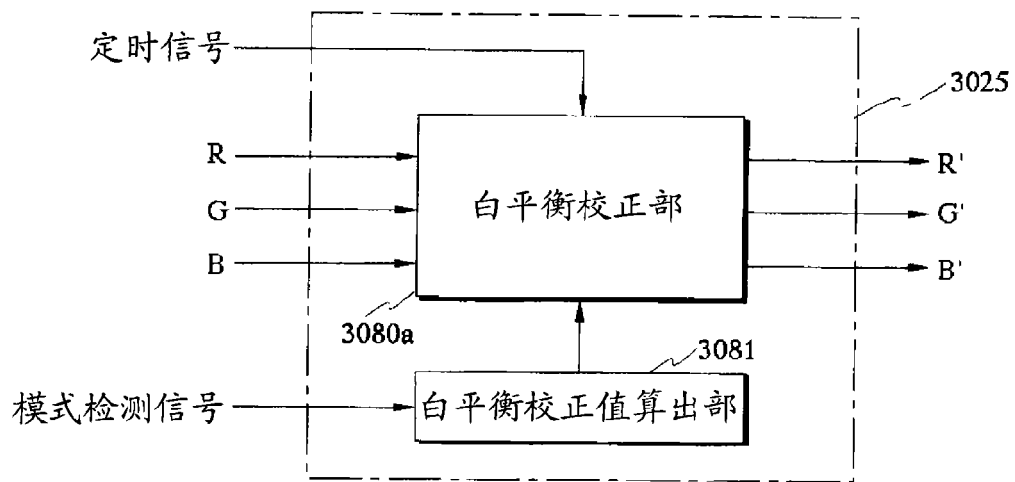


图 68

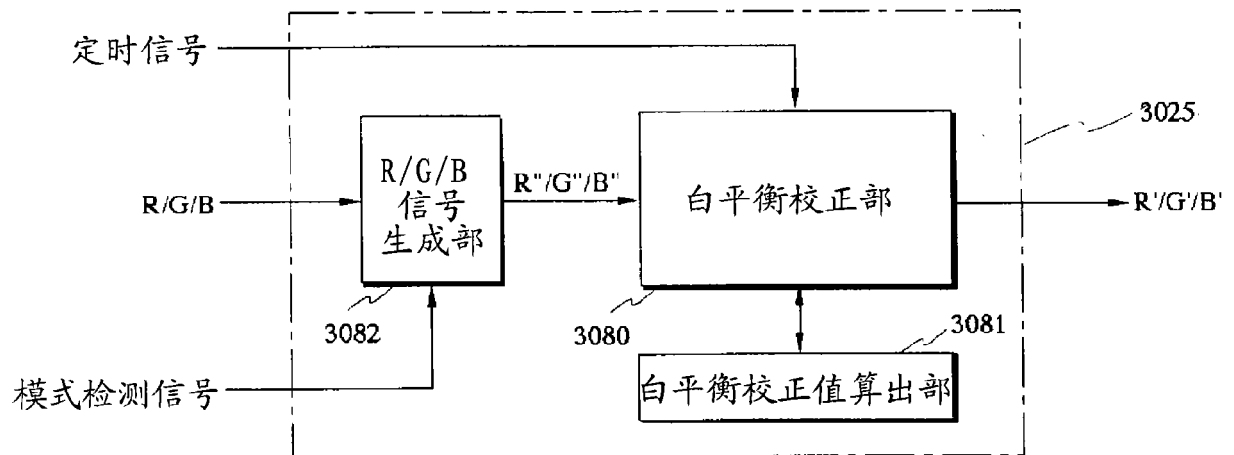


图 69

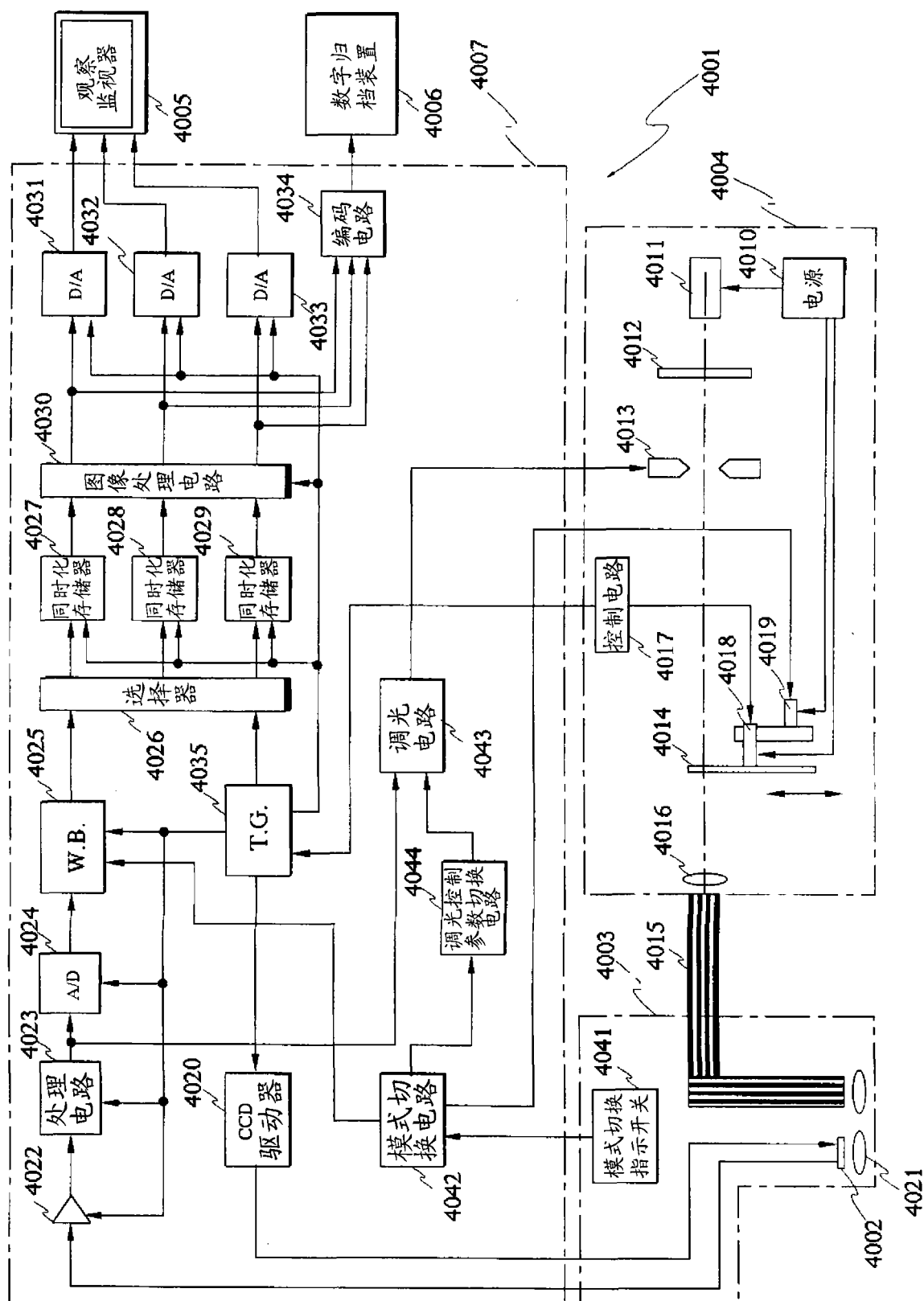


图 70

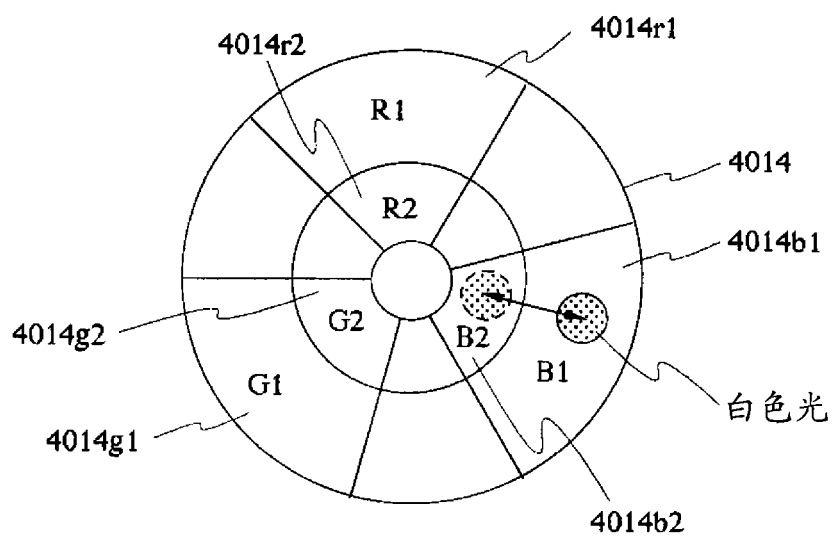


图 71

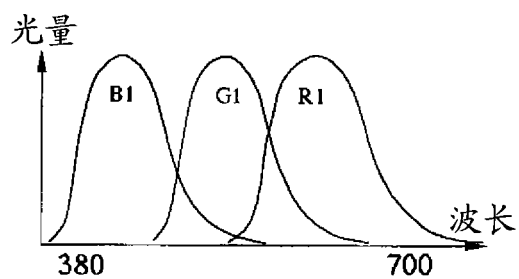


图 72

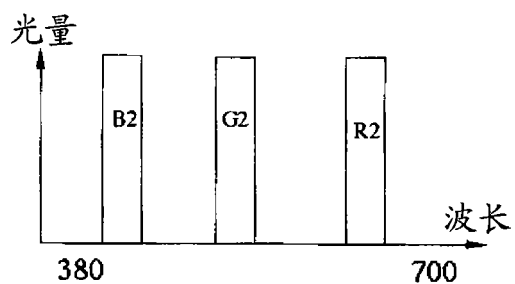


图 73

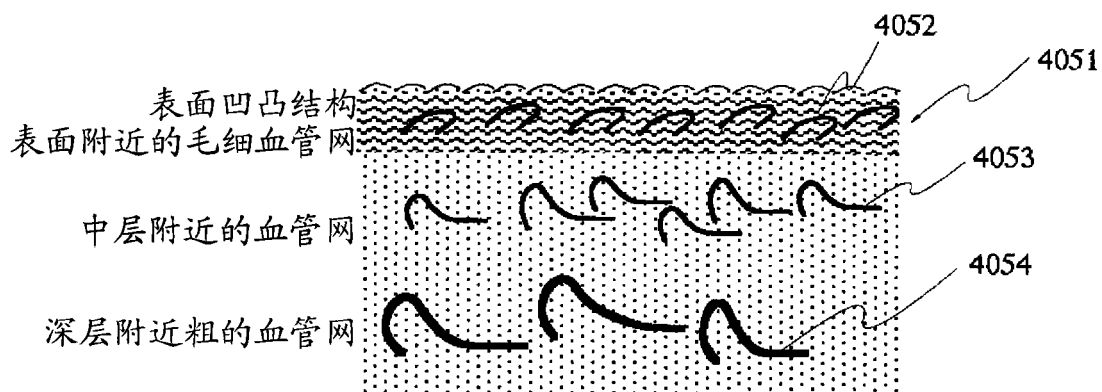


图 74

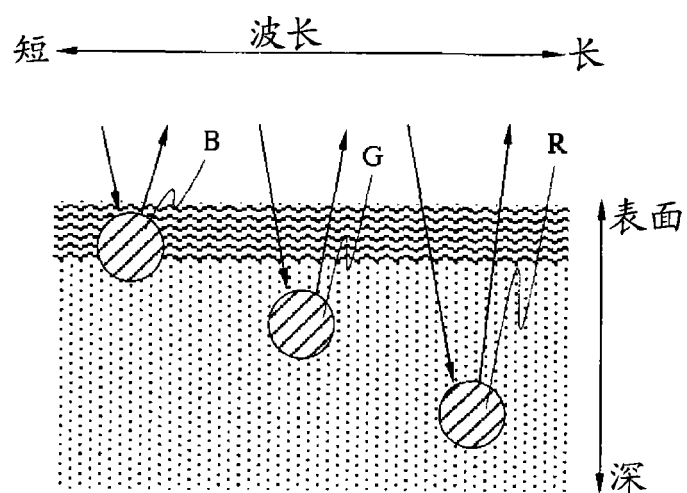


图 75



图 76



图 77

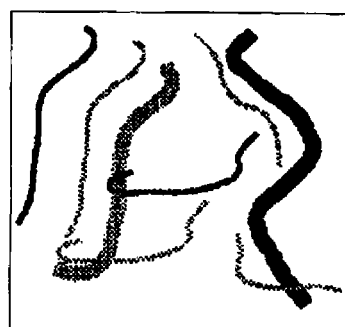


图 78

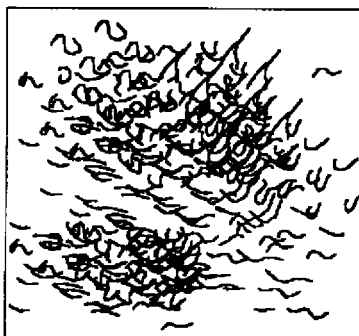


图 79

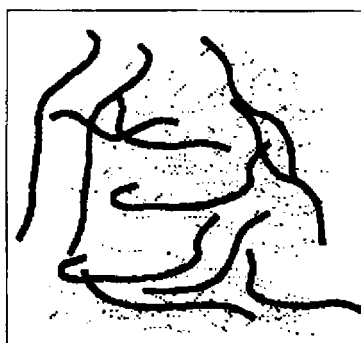


图 80

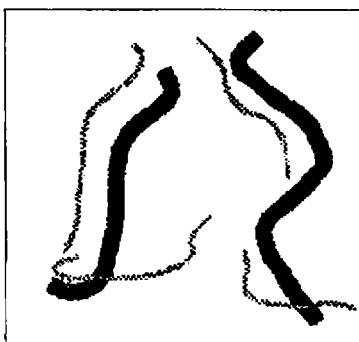


图 81

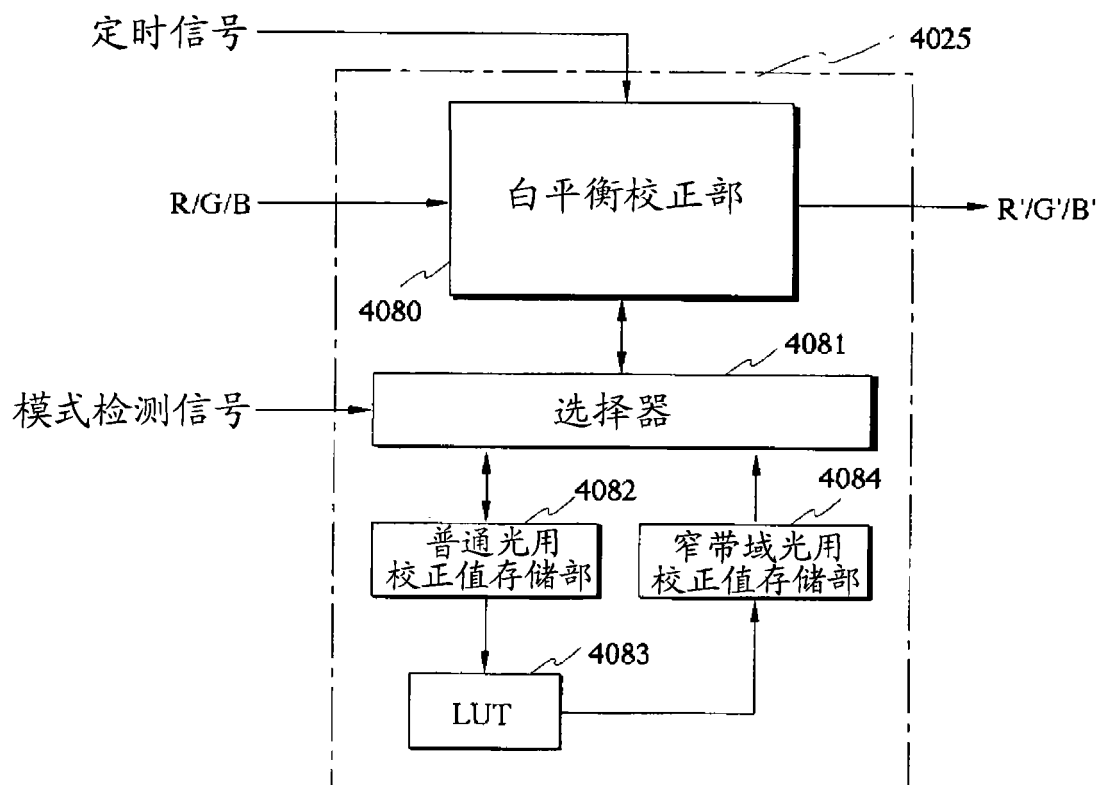


图 82

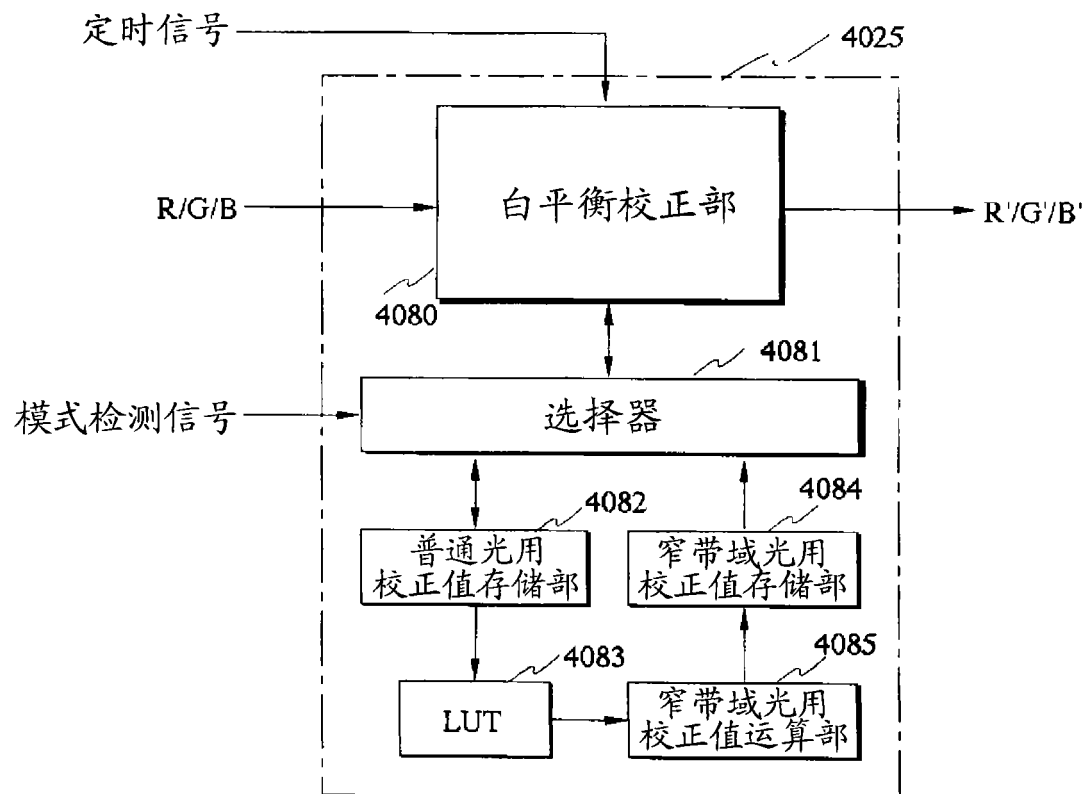


图 83

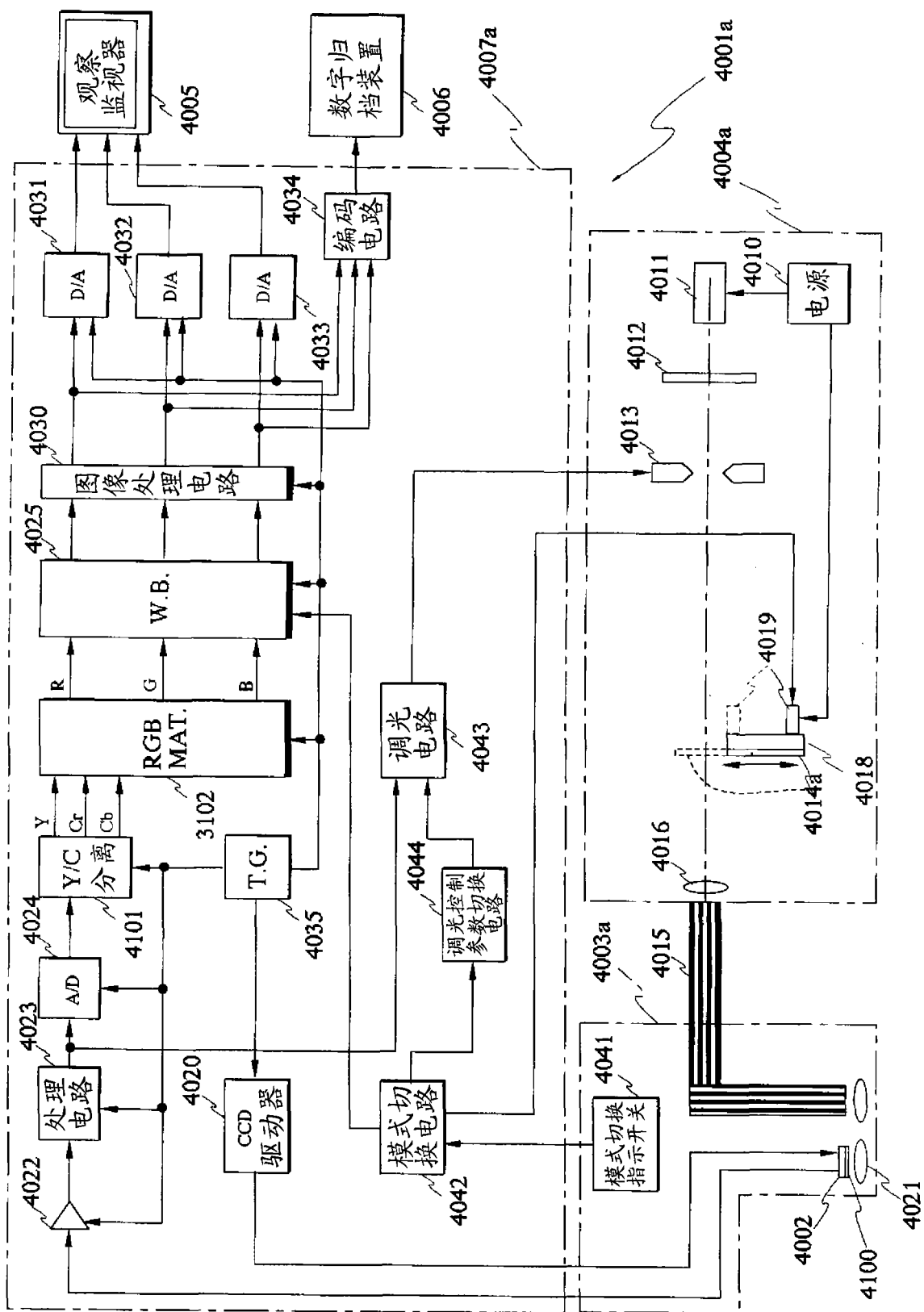


图 84

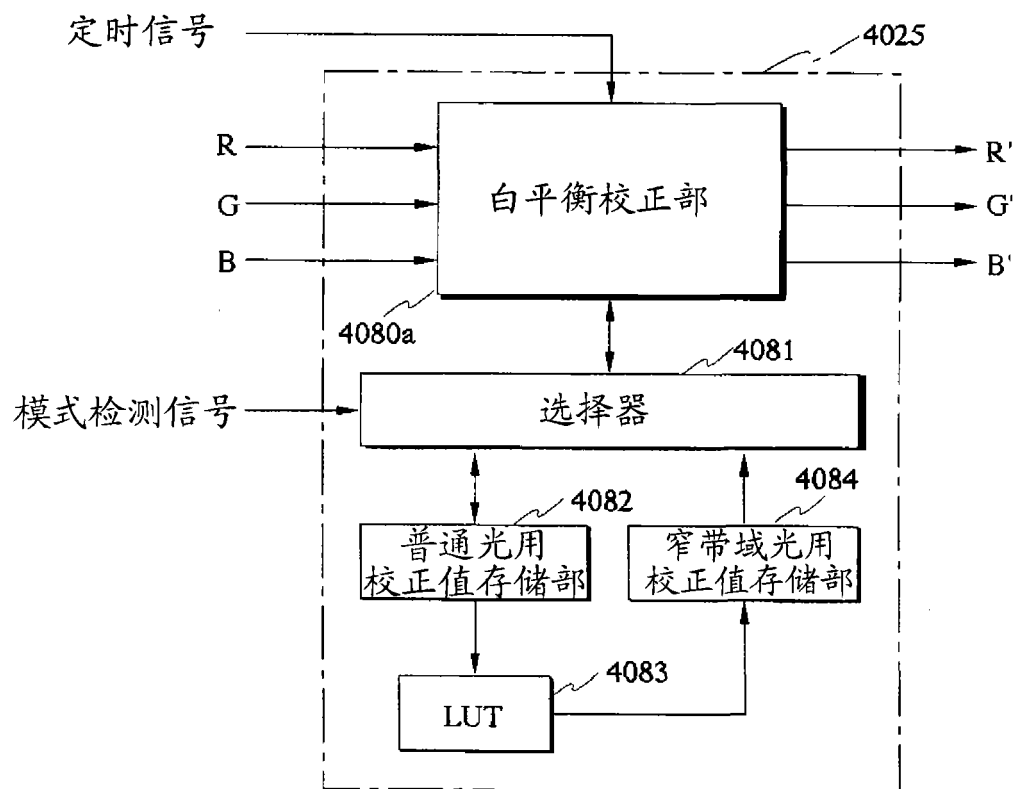
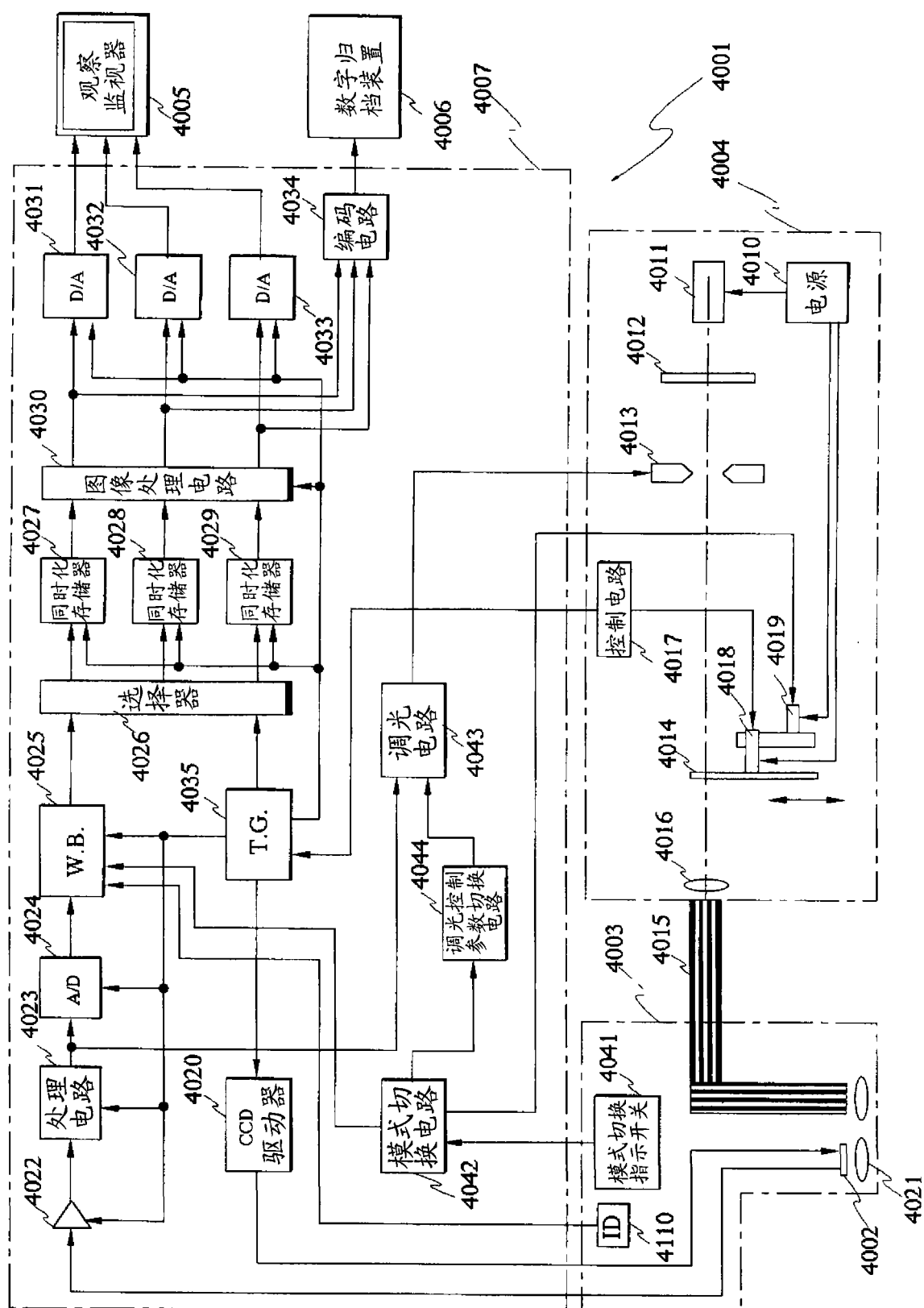


图 85



86

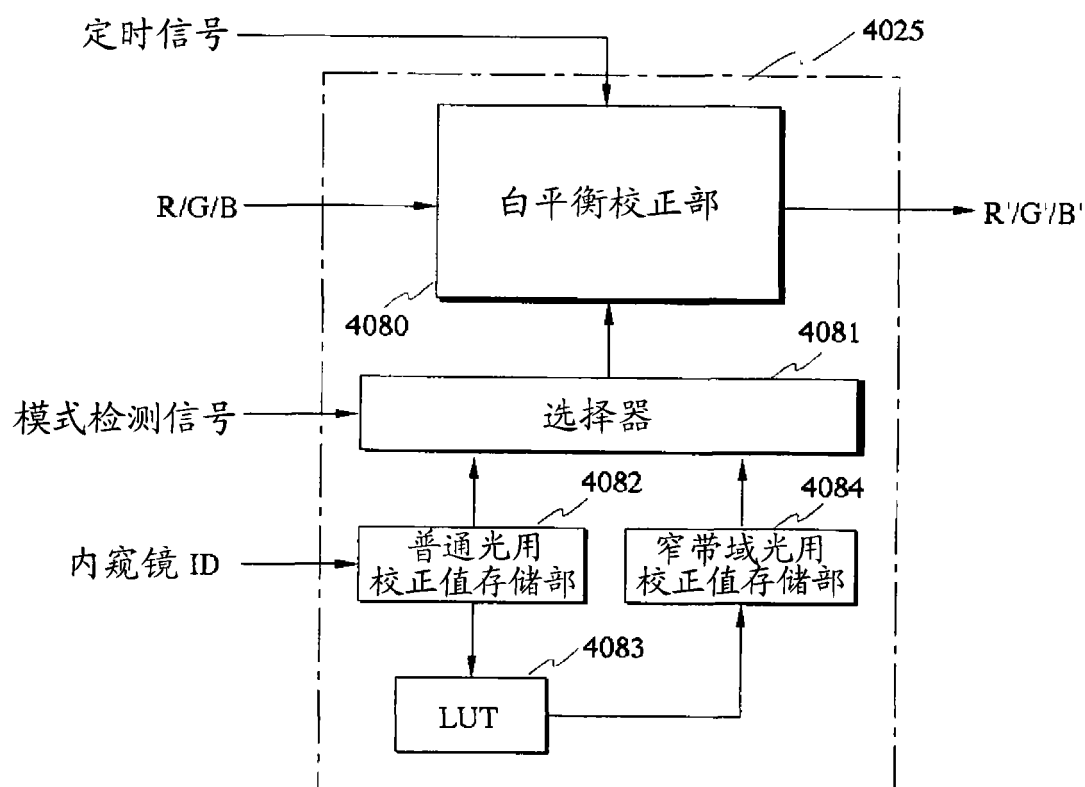


图 87

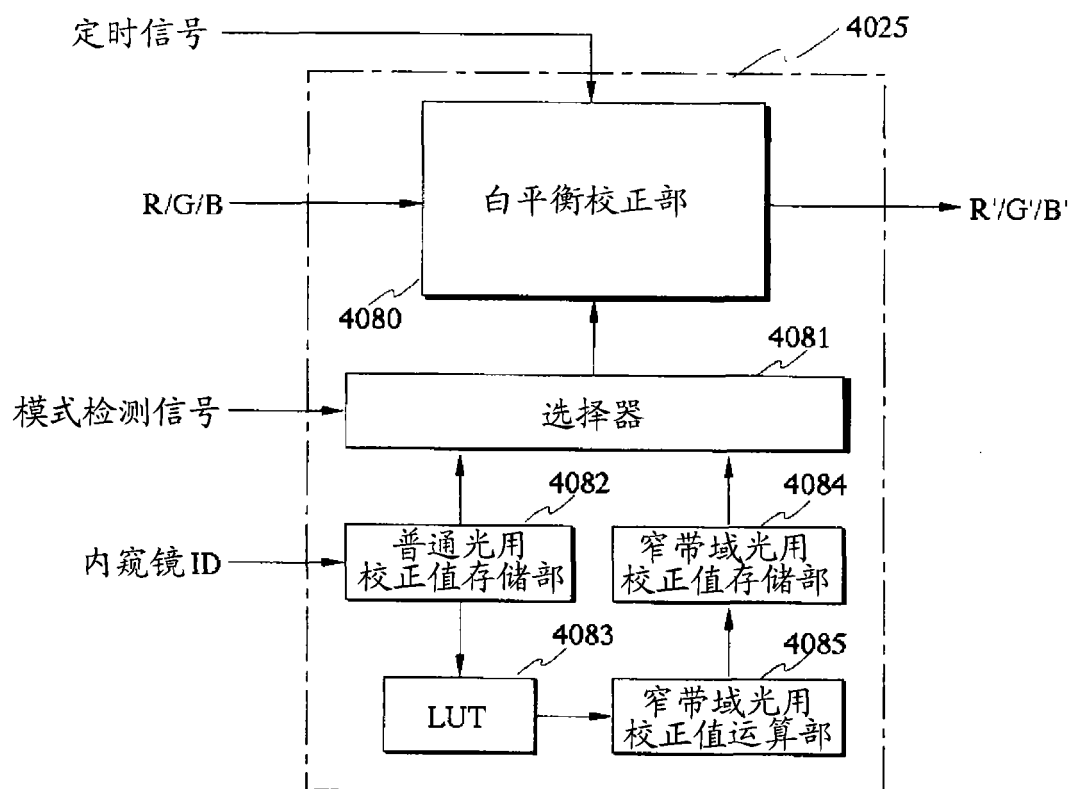


图 88

域限制单元的通过带域的特性变更为宽带域。

35. (补正后)根据权利要求33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。

36. 根据权利要求1至14中的任一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

具有白平衡单元,该白平衡单元对利用上述照明光的上述被摄体的摄像信号进行白平衡处理,

上述白平衡单元具备:

第一白平衡校正值算出单元,其算出对上述照明光的第一白平衡校正值;

信号置换单元,其将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为规定水平信号;以及

校正值算出单元,其对利用上述信号置换单元进行置换的摄像信号算出第二白平衡校正值。

37. 根据权利要求36所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述信号置换单元将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为规定的固定值。

38. 根据权利要求36所述的内窥镜装置,其特征在于,

上述信号置换单元将上述窄带域光的规定频带域的摄像信号置换为上述照明光的规定的带域的摄像信号。

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN101010029A	公开(公告)日	2007-08-01
申请号	CN200580029053.5	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		
代理人(译)	刘新宇		
优先权	2004256141 2004-09-02 JP 2004252862 2004-08-31 JP 2004250979 2004-08-30 JP 2005009477 2005-01-17 JP 2004250978 2004-08-30 JP 2005244083 2005-08-25 JP 2004256140 2004-09-02 JP		
其他公开文献	CN101010029B		
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。

