



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108778091 A

(43)申请公布日 2018.11.09

(21)申请号 201780017384.X

(22)申请日 2017.02.13

(30)优先权数据

PCT/JP2016/058002 2016.03.14 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/005175 2017.02.13

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/159165 JA 2017.09.21

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 菊地直

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 黄纶伟 孙明浩

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

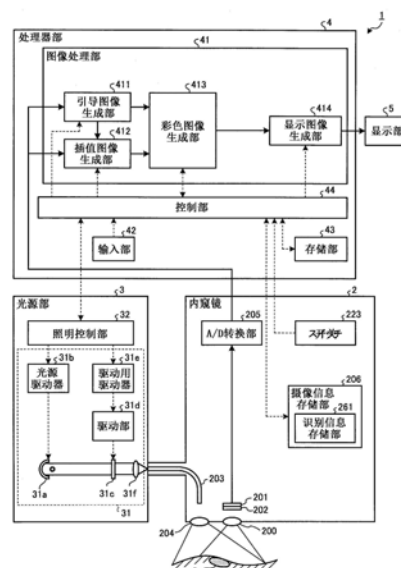
权利要求书3页 说明书23页 附图29页

(54)发明名称

内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序

(57)摘要

提供在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像的内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序。内窥镜装置(1)具有图像处理部(41)，该图像处理部(41)在光源部(3)射出了第1照明光或第2照明光的情况下，根据摄像元件(201)生成的摄像信号生成与绿色波段的光对应的第1图像和与一个波段的光对应的第2图像，由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上，由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,所述内窥镜装置具有:

光源部,其射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光包含所述绿色波段的光并且包含所述蓝色波段的光或所述红色波段的光;

摄像元件,该摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并进行光电转换,由此生成摄像信号;

滤色器,其与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上;以及

图像处理部,其在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,

由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,

由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第2滤光器具有如下特性:在所述光源部射出所述第1照明光的情况下,与所述一个波段的光相比,较多地透射所述绿色波段的光,另一方面,在所述光源部射出所述第2照明光的情况下,与所述绿色波段的光相比,较多地透射所述一个波段的光。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部在射出所述第1照明光的情况下,与所述一个波段的光相比,较强地射出所述绿色波段的光,另一方面,在射出所述第2照明光的情况下,与所述绿色波段的光相比,较强地射出所述一个波段的光。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述第2滤光器具有如下特性:在所述光源部射出所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,分别透射以规定波长为基准的短波长侧和长波长侧的所述一个波段的光和所述绿色波段的光的透射量的积分值大致相等。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述光源部在射出所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,以所述绿色波段的光和所述一个波段的光各自的强度大致相等的方式进行射出。

6. 根据权利要求1~5中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

所述内窥镜装置还具有控制部,该控制部根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,对所述光源部射出的所述绿色波段的光的强度和所述一个波段的光的强度进行变更。

7. 根据权利要求1~6中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,

在所述滤光器单元中,所述第2滤光器的数量为对该滤光器单元中配置的其他滤光器进行合计的数量以上。

8. 根据权利要求1~7中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述滤光器单元呈方格状配置所述第2滤光器。
9. 根据权利要求1~8中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述第1滤光器是绿色滤光器和蓝色滤光器。
10. 根据权利要求1~9中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述滤光器单元具有第3滤光器,该第3滤光器透射与所述一个波段的光不同的另一个波段的光。
11. 根据权利要求10所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述第2滤光器是青色滤光器,
所述第3滤光器是品红滤光器或黄色滤光器。
12. 根据权利要求10所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述第2滤光器是黄色滤光器,
所述第3滤光器是青色滤光器或品红滤光器。
13. 根据权利要求1~12中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述图像处理部对所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器接收的光生成的电信号进行插值处理,生成用于对配置有所述第2滤光器以外的滤光器的所述像素的所述摄像信号进行插值的第1插值图像,并且,根据该第1插值图像,针对所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器以外的滤光器接收的光生成的所述摄像信号,生成对配置有所述第2滤光器以外的滤光器的所述像素的所述摄像信号进行了插值的第2插值图像。
14. 根据权利要求1~12中的任意一项所述的内窥镜装置,其特征在于,
所述图像处理部将所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器接收的光生成的电信号视为所述像素经由所述第1滤光器接收的光,生成所述第1图像。
15. 一种图像处理装置,其连接有具有光源部、摄像元件和滤色器的内窥镜,其特征在于,
所述光源部射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波段或所述红色波段的光构成,
所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并进行光电转换,由此生成摄像信号,
所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,
所述图像处理装置具有图像处理部,该图像处理部在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,
由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,
由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源

部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

16. 一种图像处理方法, 其由连接有具有光源部、摄像元件和滤色器的内窥镜的图像处理装置来执行, 其特征在于,

所述光源部射出第1照明光或第2照明光, 该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光, 该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波段或所述红色波段的光构成,

所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并对光进行光电转换, 由此生成摄像信号,

所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元, 该滤光器单元由多个滤光器构成, 该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器, 所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,

所述图像处理方法包含如下的图像处理步骤: 在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下, 根据所述摄像元件生成的所述摄像信号, 生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,

由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,

由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

17. 一种程序, 其特征在于, 该程序使图像处理装置执行如下的图像处理步骤, 其中,

所述图像处理装置与具有光源部、摄像元件和滤色器的内窥镜连接,

所述光源部射出第1照明光或第2照明光, 该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光, 该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波段或所述红色波段的光构成,

所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并对光进行光电转换, 由此生成摄像信号,

所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元, 该滤光器单元由多个滤光器构成, 该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器, 所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,

所述图像处理步骤是如下的步骤: 在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下, 根据所述摄像元件生成的所述摄像信号, 生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,

由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,

由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序

技术领域

[0001] 本发明涉及导入被检体内而取得该被检体内的图像的内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序。

背景技术

[0002] 以往,在医疗领域和工业领域中,为了进行各种检查而广泛使用内窥镜装置。其中,医疗用的内窥镜装置通过在患者等被检体的体腔内插入在前端设置有具有多个像素的摄像元件的呈细长形状的挠性的插入部,不切开被检体也能够取得体腔内的体内图像,因此,针对被检体的负担减少,正在普及。

[0003] 作为这种内窥镜装置的观察方式,广泛公知使用白色照明光(白色光)的白色光观察方式(WLI:White Light Imaging)、以及使用由蓝色和绿色波段中分别包含的两个窄带光构成的照明光(窄带光)的窄带光观察方式(NBI:Narrow Band Imaging)。在白色光观察方式中,将绿色波段的信号作为亮度信号而生成彩色图像,在窄带光观察方式中,将蓝色波段的信号作为亮度信号而生成虚拟彩色图像。其中,窄带光观察方式能够得到对活体的粘膜表层中存在的毛细血管和粘膜微细图案等进行强调显示的图像。根据窄带光观察方式,能够更加可靠地发现活体的粘膜表层中的病变部。关于这种内窥镜装置的观察方式,还公知切换白色光观察方式和窄带光观察方式来进行观察。

[0004] 由于以上述观察方式生成彩色图像并进行显示,因此,为了通过单板摄像元件取得摄像图像,在摄像元件的受光面上设置有一般称为拜耳排列的滤色器。拜耳排列是指,将透射红色(R)、绿色(G)和蓝色(B)波段的光的滤光器(以下称为“R滤光器”、“G滤光器”和“B滤光器”)作为一个滤光器单位(单元)而按照每个像素进行排列。该情况下,各像素接收透射过滤光器的波段的光,摄像元件生成与该波段的光对应的颜色成分的电信号。在使用该电信号生成彩色图像的处理中,进行在各像素中对未透射过滤光器而缺失的颜色成分的信号值进行插值的插值处理。这种插值处理称为去马赛克处理。

[0005] 在去马赛克处理中,在白色光观察方式中,通过使用接收透射过G滤光器的光的像素的信号值,能够在用作亮度信号的绿色波段中得到高分辨率,但是,在窄带光观察方式中,G滤光器与B滤光器的相关性较低,而且,B滤光器的数量仅配置整体的1/4,因此,即使进行与白色光观察方式相同的处理,在用作亮度信号的蓝色波段中也无法得到高分辨率的图像。为了解决该问题,公知如下技术:调换拜耳排列中的G滤光器和B滤光器的位置而在一个滤光器单元中将B滤光器的数量配置成最多(参照专利文献1)。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本特开2006-297093号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的课题

[0010] 但是,在上述专利文献1中,在窄带光观察方式中,与拜耳排列的图像相比,能够得到在用作亮度信号的蓝色波段中分辨率较高的图像,另一方面,G滤光器的数量比现有的拜耳排列少,因此,在白色光观察方式中,与现有的拜耳排列的图像相比,存在在用作亮度信号的绿色波段中分辨率降低这样的问题。

[0011] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像的内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序。

[0012] 用于解决课题的手段

[0013] 为了解决上述课题并实现目的,本发明的内窥镜装置的特征在于,所述内窥镜装置具有:光源部,其射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光包含所述绿色波段的光并且包含所述蓝色波段的光或所述红色波段的光;摄像元件,该摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并进行光电转换,由此生成摄像信号;滤色器,其与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上;以及图像处理部,其在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

[0014] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述第2滤光器具有如下特性:在所述光源部射出所述第1照明光的情况下,与所述一个波段的光相比,较多地透射所述绿色波段的光,另一方面,在所述光源部射出所述第2照明光的情况下,与所述绿色波段的光相比,较多地透射所述一个波段的光。

[0015] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述光源部在射出所述第1照明光的情况下,与所述一个波段的光相比,较强地射出所述绿色波段的光,另一方面,在射出所述第2照明光的情况下,与所述绿色波段的光相比,较强地射出所述一个波段的光。

[0016] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述第2滤光器具有如下特性:在所述光源部射出所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,分别透射以规定波长为基准的短波长侧和长波长侧的所述一个波段的光和所述绿色波段的光的透射量的积分值大致相等。

[0017] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述光源部在射出所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,以所述绿色波段的光和所述一个波段的光各自的强度大致相等的方式进行射出。

[0018] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述内窥镜装置还具有控制部,该控制部根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,对所述光源部射出的所述绿色波段的光的强度和所述一个波段的光的强度进行变更。

[0019] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,在所述滤光器单元中,所述第2滤光器的数量为对该滤光器单元中配置的其他滤光器进行合计的数量以上。

[0020] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述滤光器单元呈方格状配置所述第2滤光器。

[0021] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述第1滤光器是绿色滤光器和蓝色滤光器。

[0022] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述滤光器单元具有第3滤光器,该第3滤光器透射与所述一个波段的光不同的另一个波段的光。

[0023] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述第2滤光器是青色滤光器,所述第3滤光器是品红滤光器或黄色滤光器。

[0024] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述第2滤光器是黄色滤光器,所述第3滤光器是青色滤光器或品红滤光器。

[0025] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述图像处理部对所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器接收的光生成的电信号进行插值处理,生成用于对配置有所述第2滤光器以外的滤光器的所述像素的所述摄像信号进行插值的第1插值图像,并且,根据该第1插值图像,针对所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器以外的滤光器接收的光生成的所述摄像信号,生成对配置有所述第2滤光器以外的滤光器的所述像素的所述摄像信号进行了插值的第2插值图像。

[0026] 并且,本发明的内窥镜装置的特征在于,在上述发明中,所述图像处理部将所述摄像元件根据所述像素经由所述第2滤光器接收的光生成的电信号视为所述像素经由所述第1滤光器接收的光,生成所述第1图像。

[0027] 并且,本发明的图像处理装置连接具有光源部、摄像元件、滤色器的内窥镜,其特征在于,所述光源部射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波段或所述红色波段的光构成,所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并进行光电转换,由此生成摄像信号,所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,所述图像处理装置具有图像处理部,该图像处理部在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

[0028] 并且,本发明的图像处理方法由连接具有光源部、摄像元件、滤色器的内窥镜的图像处理装置来执行,其特征在于,所述光源部射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波

段或所述红色波段的光构成,所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并对光进行光电转换,由此生成摄像信号,所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,所述图像处理方法包含如下的图像处理步骤:在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

[0029] 并且,本发明的程序的特征在于,该程序使图像处理装置执行如下的图像处理步骤,其中,所述图像处理装置与具有光源部、摄像元件、滤色器的内窥镜连接,所述光源部射出第1照明光或第2照明光,该第1照明光包含红色、绿色和蓝色的各个波段的光,该第2照明光由所述绿色波段的光、以及所述蓝色波段或所述红色波段的光构成,所述摄像元件的呈二维格子状配置的多个像素分别受光并对光进行光电转换,由此生成摄像信号,所述滤色器与所述多个像素对应地配置滤光器单元,该滤光器单元由多个滤光器构成,该多个滤光器具有分别透射所述红色、所述绿色和所述蓝色中的任意一个波段的光的至少1种第1滤光器、以及透射所述绿色波段的光并且透射所述红色和所述蓝色中的一个波段的光的第2滤光器,所述第2滤光器的数量为至少1种所述第1滤光器中的配置最多的种类的所述第1滤光器的数量以上,所述图像处理步骤是如下的步骤:在所述光源部射出了所述第1照明光或所述第2照明光的情况下,根据所述摄像元件生成的所述摄像信号,生成与所述绿色波段的光对应的第1图像和与所述一个波段的光对应的第2图像,由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上,由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

[0030] 发明效果

[0031] 根据本发明,发挥在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像这样的效果。

附图说明

[0032] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜装置的概略结构的图。

[0033] 图2是示出本发明的实施方式1的内窥镜装置的概略结构的示意图。

[0034] 图3是示出本发明的实施方式1的摄像元件的像素的结构示意图。

[0035] 图4是示出本发明的实施方式1的滤色器的结构的一例的示意图。

[0036] 图5是示出本发明的实施方式1的构成滤色器的各滤光器的透射特性的一例的图。

[0037] 图6是示出本发明的实施方式1的光源部射出的白色光的分光特性的一例的图。

[0038] 图7是示出本发明的实施方式1的光源部射出的窄带光的分光特性的一例的图。

[0039] 图8是示出本发明的实施方式1的通过光源部向Cy滤光器射出白色光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。

[0040] 图9是示出本发明的实施方式1的通过光源部向Cy滤光器射出窄带光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。

[0041] 图10A是示出将Cy滤光器配置在各像素的受光面上时的图像的一例的图。

[0042] 图10B是示出将Cy滤光器配置在各像素的受光面上时的图像的一例的图。

[0043] 图10C是示出将Cy滤光器配置在各像素的受光面上时的图像的一例的图。

[0044] 图10D是示出将Cy滤光器配置在各像素的受光面上时的图像的一例的图。

[0045] 图10E是示出将Cy滤光器配置在各像素的受光面上时的图像的一例的图。

[0046] 图11是示出本发明的实施方式1的内窥镜装置执行的处理的概要的流程图。

[0047] 图12是示出本发明的实施方式1的图像生成处理的概要的流程图。

[0048] 图13是说明本发明的实施方式1的图像处理部执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0049] 图14是示出本发明的实施方式1的变形例1的图像处理部在窄带光观察方式时生成的彩色图像的一例的图。

[0050] 图15是示出本发明的实施方式1的变形例2的滤色器的结构的一例的示意图。

[0051] 图16是示出本发明的实施方式2的滤色器的结构的一例的示意图。

[0052] 图17是示出本发明的实施方式2的构成滤色器的各滤光器的透射特性的一例的图。

[0053] 图18是说明本发明的实施方式2的图像处理部执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0054] 图19是示出本发明的实施方式2的变形例1的滤色器的结构的一例的示意图。

[0055] 图20是示出本发明的实施方式3的滤色器的结构的另一例的示意图。

[0056] 图21是示出本发明的实施方式3的构成滤色器的各滤光器的透射特性的一例的图。

[0057] 图22是说明本发明的实施方式3的图像处理部执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0058] 图23是示出本发明的实施方式4的滤色器的结构的一例的示意图。

[0059] 图24是示出本发明的实施方式4的构成滤色器的各滤光器的透射特性的一例的图。

[0060] 图25是示出本发明的实施方式4的光源部射出的白色光的分光特性的一例的图。

[0061] 图26是示出本发明的实施方式4的光源部射出的窄带光的分光特性的一例的图。

[0062] 图27是说明本发明的实施方式4的图像处理部执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0063] 图28是示出本发明的实施方式5的内窥镜装置的概略结构的示意图。

[0064] 图29是示出本发明的其他实施方式的将滤色器的变型、光源部射出的照明光的波段和效果对应起来的一览的图。

[0065] 图30是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。

[0066] 图31是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。

- [0067] 图32是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0068] 图33是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0069] 图34是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0070] 图35是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0071] 图36是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0072] 图37是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0073] 图38是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0074] 图39是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0075] 图40是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0076] 图41是示出本发明的其他实施方式的滤色器的结构的一例的图。
- [0077] 图42是示出本发明的其他实施方式的Cy滤光器的透射特性的一例的图。
- [0078] 图43是示出本发明的其他实施方式的通过光源部向Cy滤光器射出白色光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。
- [0079] 图44是示出本发明的其他实施方式的通过光源部向Cy滤光器射出窄带光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。
- [0080] 图45是示出本发明的其他实施方式的Cy滤光器的透射特性的一例的图。
- [0081] 图46是示出本发明的其他实施方式的Cy滤光器的透射特性的一例的图。

具体实施方式

[0082] 下面,对用于实施本发明的方式(以下称为“实施方式”)进行说明。在实施方式中,说明对患者等被检体的体腔内的图像进行摄像并进行显示的医疗用的内窥镜装置。并且,本发明不由该实施方式限定。进而,在附图的记载中,对相同部分标注相同标号进行说明。

[0083] (实施方式1)

[0084] (内窥镜装置的结构)

[0085] 图1是示出本发明的实施方式1的内窥镜装置的概略结构的图。图2是示出本发明的实施方式1的内窥镜装置的概略结构的示意图。图1和图2所示的内窥镜装置1插入到患者等被检体内而对被检体的体内进行摄像,显示该体内图像。医师等使用者进行所显示的体内图像的观察,由此检查分别有无检测对象部位即出血部位、肿瘤部位(病变部S)和异常部位。

[0086] 内窥镜装置1具有插入到被检体而对观察部位的体内图像进行摄像并生成电信号的内窥镜2、产生从内窥镜2的前端射出的照明光的光源部3、对内窥镜2生成的电信号实施规定图像处理并对内窥镜装置1整体的动作进行总括控制的处理器部4、显示处理器部4实施了图像处理的体内图像的显示部5。

[0087] (内窥镜的结构)

[0088] 首先,对内窥镜2的结构进行说明。内窥镜2具有:插入部21,其具有挠性且呈细长形状;操作部22,其与插入部21的基端侧连接,受理各种操作信号的输入;以及通用软线23,其从操作部22向与插入部21延伸的方向不同的方向延伸,内置有与光源部3和处理器部4连接的各种缆线。

[0089] 插入部21具有:前端部24,其内置有摄像元件201,该摄像元件201呈二维矩阵状配

置有接收光的像素(光电二极管),对各像素接收的光进行光电转换而生成图像信号;弯曲自如的弯曲部25,其由多个弯曲块构成;以及具有挠性的长条状的挠性管部26,其与弯曲部25的基端侧连接。

[0090] 操作部22具有:使弯曲部25在上下方向和左右方向上弯曲的弯曲旋钮221;在被检体的体腔内插入活体钳子、电刀和检查探针等处置器械的处置器械插入部222;以及受理用于使光源部3进行照明光的切换动作的指示信号等的输入的多个开关223。

[0091] 通用软线23至少内置有光导203和汇集一个或多个信号线的集合缆线。集合缆线是在内窥镜2及光源部3与处理器部4之间发送接收信号的信号线,包含用于发送接收设定数据的信号线、用于发送接收图像信号的信号线、用于发送接收对摄像元件201进行驱动的驱动用的定时信号的信号线等。

[0092] 并且,内窥镜2具有摄像光学系统200、摄像元件201、滤色器202、光导203、照明用透镜204、A/D转换部205、摄像信息存储部206。

[0093] 摄像光学系统200设置在插入部21的前端部24上,至少使来自观察部位的光会聚。摄像光学系统200使用一个或多个透镜构成。另外,也可以在摄像光学系统200中设置使视场角变化的光学变焦机构和使焦点变化的对焦机构。

[0094] 摄像元件201相对于摄像光学系统200的光轴垂直设置,接收由摄像光学系统200成像的被摄体像并进行光电转换,由此生成电信号(图像信号),将该电信号输出到A/D转换部205。摄像元件201使用CCD(Charge Coupled Device)或CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)等图像传感器实现。另外,摄像元件201的详细结构在后面叙述。

[0095] 滤色器202配置在摄像元件201的受光面上,具有分别透射单独设定的波段的光的多个滤光器。另外,滤色器202的详细结构在后面叙述。

[0096] 光导203使用玻璃纤维等构成,构成光源部3射出的光的导光路。

[0097] 照明用透镜204设置在光导203的前端,对由光导203引导的光进行扩散并向前端部24的外部射出。照明用透镜204使用一个或多个透镜构成。

[0098] A/D转换部205对摄像元件201生成的模拟电信号进行A/D转换,将该转换后的数字电信号输出到处理器部4。

[0099] 摄像信息存储部206存储用于使内窥镜2进行动作的各种程序、包含内窥镜2的动作所需要的各种参数和内窥镜2的识别信息的数据。并且,摄像信息存储部206具有记录识别信息的识别信息存储部261。识别信息中包含内窥镜2的固有信息(ID)、年代型号、规格信息、传送方式和滤色器202中的滤光器的排列信息等。摄像信息存储部206使用闪存等实现。

[0100] (光源部的结构)

[0101] 接着,对光源部3的结构进行说明。光源部3具有照明部31和照明控制部32。

[0102] 照明部31在照明控制部32的控制下,切换多个照明光而向光导203射出。照明部31具有光源31a、光源驱动器31b、切换滤光器31c、驱动部31d、驱动用驱动器31e。

[0103] 光源31a根据从光源驱动器31b输入的电流,射出包含红色、绿色和蓝色的各个波段H_R、波段H_G和波段H_B的光的白色光。光源31a使用白色LED和氙灯等实现。

[0104] 光源驱动器31b在照明控制部32的控制下,对光源31a供给电流,由此使光源31a射出白色光。

[0105] 切换滤光器31c以插拔自如的方式配置在光源31a射出的白色光的光路上,使光源

31a射出的白色光中的规定波段的光透射。在本实施方式1中,切换滤光器31c透射蓝色的窄带光和绿色的窄带光。即,在本实施方式1中,切换滤光器31c在配置在白色光的光路上的情况下,透射2个窄带光。具体而言,切换滤光器31c透射波段H_B中包含的窄带T_B(例如390nm~445nm)的光和波段H_G中包含的窄带T_G(例如530nm~550nm)的光。透射过切换滤光器31c的光成为由窄带T_B和窄带T_G构成的窄带照明光。该窄带T_B、T_G是容易被血液中的血红蛋白吸收的蓝色光和绿色光的波段。将基于该窄带照明光的图像的观察称为窄带光观察方式(NBI)。

[0106] 驱动部31d使用步进马达或DC马达等构成,在照明控制部32的控制下,使切换滤光器31c配置在光源31a射出的白色光的光路上或从该光路上退避。具体而言,驱动部31d在照明控制部32的控制下,在内窥镜装置1进行第1照明光即白色光观察方式(WLI方式)的情况下,使切换滤光器31c从光源31a射出的白色光的光路上退避,另一方面,在内窥镜装置1进行第2照明光即窄带光观察方式(NBI方式)的情况下,将切换滤光器31c配置在光源31a射出的白色光的光路上。

[0107] 驱动用驱动器31e在照明控制部32的控制下,对驱动部31d供给规定的电流。

[0108] 会聚透镜31f使光源31a发出的白色光会聚并向光导203射出。并且,会聚透镜31f使透射过切换滤光器31c的光会聚并向光导203射出。会聚透镜31f使用一个或多个透镜构成。

[0109] 照明控制部32使用CPU等构成。照明控制部32根据从处理器部4输入的指示信号,对光源驱动器31b进行控制,使光源31a进行接通断开动作。并且,照明控制部32根据从处理器部4输入的指示信号,对驱动用驱动器31e进行控制,将切换滤光器31c配置在光源31a射出的白色光的光路上或从该光路上退避,由此,对照明部31射出的照明光的种类进行控制。

[0110] (处理器部的结构)

[0111] 接着,对处理器部4的结构进行说明。处理器部4具有图像处理部41、输入部42、存储部43、控制部44。

[0112] 图像处理部41针对从内窥镜2输入的电信号实施规定的图像处理,生成显示部5显示的显示图像。具体而言,图像处理部41在光源部3射出白色光(第1照明光)或窄带光(第2照明光)的情况下,根据摄像元件201生成的摄像信号,生成与绿色波段的光对应的第1图像和与一个波段的光(在本实施方式1中为蓝色波段的光)对应的第2图像。这里,由光源部3射出白色光的情况下的第1图像的分辨率为由光源部3射出窄带光的情况下的第1图像的分辨率以上。并且,由光源部3射出窄带光的情况下的第2图像的分辨率高于由光源部3射出白色光的情况下的第2图像的分辨率。图像处理部41具有引导图像生成部411、插值图像生成部412、彩色图像生成部413、显示图像生成部414。

[0113] 引导图像生成部411根据从内窥镜2输入的电信号,生成引导图像,将该引导图像输出到插值图像生成部412和彩色图像生成部413,该引导图像成为插值图像生成部412进行插值处理时用于对其他像素的电信号进行插值的引导。另外,在本实施方式1中,引导图像作为第1插值图像发挥功能。

[0114] 插值图像生成部412针对从内窥镜2输入的电信号,根据从引导图像生成部411输入的引导图像进行插值处理,生成插值图像,将该插值图像(第2插值图像)输出到彩色图像生成部413。

[0115] 彩色图像生成部413根据从引导图像生成部411输入的引导图像,使用从插值图像

生成部412输入的插值图像生成彩色图像,将该彩色图像输出到显示图像生成部414。

[0116] 显示图像生成部414对由彩色图像生成部413生成的电信号实施灰度转换、放大处理、或粘膜表层的毛细血管或粘膜微细图案等构造的构造强调处理等。显示图像生成部414在实施规定处理后,作为显示用的显示图像信号输出到显示部5。

[0117] 输入部42是用于供使用者对处理器部4进行输入等的接口,构成为包含用于进行电源的接通/断开的电源开关、用于切换摄影模式和其他各种模式的模式切换按钮、用于切换光源部3的照明光的照明光切换按钮等。

[0118] 存储部43记录用于使内窥镜装置1进行动作的各种程序和包含内窥镜装置1的动作所需要的各种参数等的信息。并且,存储部43也可以存储内窥镜2的信息、例如内窥镜2的固有信息(ID)与滤色器202的滤光器配置的信息之间的关系表等。存储部43使用闪存或DRAM(Dynamic Random Access Memory)等半导体存储器实现。

[0119] 控制部44使用CPU等构成,进行包含内窥镜2和光源部3的各结构部的驱动控制、以及针对各结构部的信息的输入输出控制等。控制部44经由规定的信号线向内窥镜2发送存储部43中记录的摄像控制用的设定数据(例如读出对象的像素等)、摄像定时的定时信号等。控制部44将经由摄像信息存储部206取得的滤色器信息(识别信息)输出到图像处理部41,并且,根据滤色器信息将切换滤光器31c的配置的信息输出到光源部3。

[0120] (显示部的结构)

[0121] 接着,对显示部5进行说明。显示部5经由影像缆线接收处理器部4生成的显示图像信号,显示与该显示图像信号对应的体内图像。显示部5使用液晶或有机EL(Electro Luminescence)构成。

[0122] (摄像元件的结构)

[0123] 接着,对摄像元件201的详细结构进行说明。图3是示出摄像元件201的像素的结构示意图。

[0124] 如图3所示,摄像元件201呈二维格子状(二维矩阵状)配置有接收来自摄像光学系统200的光的多个像素P。各像素P接收从摄像光学系统200入射的光并进行光电转换,由此生成电信号。该电信号中包含各像素P的亮度值(像素值)和像素的位置信息等。在图3中,将第i行j列配置的像素记为像素 P_{ij} 来表现。另外,i和j表示1以上的整数。

[0125] (滤色器的结构)

[0126] 接着,对滤色器202的详细结构进行说明。图4是示出滤色器202的结构的一例的示意图。

[0127] 如图4所示,滤色器202根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U1,该滤光器单元U1由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。设置有滤光器的像素 P_{ij} 接收透射过滤光器的波段的光。具体而言,设置有透射红色波段的光的滤光器的像素 P_{ij} 接收红色波段的光。下面,将接收红色波段的光的像素 P_{ij} 称为R像素。同样,将接收绿色波段的光的像素 P_{ij} 称为G像素,将接收蓝色波段的光的像素 P_{ij} 称为B像素,将接收绿色波段的光和蓝色波段的光的像素 P_{ij} 称为Cy像素。

[0128] 如图4所示,滤光器单元U1透射蓝色(B)波段 H_B 、绿色(G)波段 H_G 和红色(R)波段 H_R 的光。这里,关于蓝色、绿色和红色波段 H_B 、 H_G 和 H_R ,波段 H_B 为 $390\text{nm} \sim 500\text{nm}$,波段 H_G 为 $500\text{nm} \sim 600\text{nm}$,波段 H_R 为 $600\text{nm} \sim 700\text{nm}$ 。并且,滤光器单元U1具有透射红色波段 H_R 的光的R滤光器、透

射蓝色波段的光的B滤光器、透射蓝色波段的光和绿色波段的光的Cy滤光器。具体而言,滤光器单元U1由1个R滤光器、4个B滤光器和20个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U1设置成,Cy滤光器的数量成为B滤光器的数量以上,该B滤光器是多个种类的第1滤光器中的、在滤色器202中设置最多的种类。具体而言,Cy滤光器的数量与B滤光器的数量之比成为5:1。并且,R滤光器在相邻的全部位置配置有Cy滤光器。下面,在与像素 P_{ij} 对应的位置配置有B滤光器的情况下,将该B滤光器记为 B_{ij} 。同样,在与像素 P_{ij} 对应的位置配置有R滤光器的情况下,将该R滤光器记为 R_{ij} ,在与像素 P_{ij} 对应的位置配置有Cy滤光器的情况下,将该Cy滤光器记为 Cy_{ij} 。另外,在本实施方式1中,B滤光器和R滤光器作为第1滤光器发挥功能,Cy滤光器作为第2滤光器发挥功能。

[0129] (各滤光器的透射特性)

[0130] 接着,对构成滤色器202的各滤光器的透射特性进行说明。图5是示出构成滤色器202的各滤光器的透射特性的一例的图。在图5中,对透射率曲线进行模拟标准化,以使得各滤光器的透射率的最大值相等。在图5中,曲线 L_B 示出B滤光器的透射率曲线,曲线 L_R 示出R滤光器的透射率曲线,曲线 L_{Cy} 示出Cy滤光器的透射率曲线。并且,在图5中,横轴示出波长,纵轴示出透射率。

[0131] 如图5所示,B滤光器透射波段 H_B 的光。Cy滤光器透射波段 H_B 和波段 H_G 各自的光,吸收(遮挡)波段 H_R 的光。即,Cy滤光器透射作为补色的青色波段的光。R滤光器透射波段 H_R 的光。另外,在本说明书中,补色是指由包含波段 H_B 、 H_G 、 H_R 中至少两个波段的光构成的颜色。

[0132] (光源部射出的光的分光特性)

[0133] 接着,对光源部3射出的光的分光特性进行说明。图6是示出光源部3射出的白色光的分光特性的一例的图。图7是示出光源部3射出的窄带光的分光特性的一例的图。在图6和图7中,横轴示出波长,纵轴示出强度。在图6中,曲线 L_W 示出由光源部3射出的白色光的分光特性。并且,在图7中,曲线 L_1 和曲线 L_2 示出由光源部3射出的窄带光的分光特性。

[0134] 如图6的曲线 L_W 所示,关于光源部3射出的白色光,绿色波段 H_G 的强度大于蓝色波段 H_B 的强度。并且,如图7的曲线 L_1 和曲线 L_2 所示,关于光源部3射出的窄带光,蓝色波段 H_B 的强度大于绿色波段 H_G 的强度。这样,各像素 P_{ij} 接收的光是对由光源部3射出的光的分光特性和各滤光器的透射特性进行相乘后的信息。即,光源部3在射出白色光作为第1照明光的情况下,与蓝色波段 H_B 的光相比,较强地射出绿色波段 H_G 的光,在射出窄带光作为第2照明光的情况下,与绿色波段 H_G 的光相比,较强地射出蓝色波段 H_B 的光。在本实施方式中,波段的强度不是峰值强度,而是指波段内的积分值。

[0135] (各光与Cy滤光器的关系)

[0136] 接着,对由光源部3向Cy滤光器射出各光时的Cy滤光器的透射特性进行说明。图8是示出由光源部3向Cy滤光器射出白色光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。图9是示出由光源部3向Cy滤光器射出窄带光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。在图8和图9中,横轴示出波长,纵轴示出强度。在图8中,曲线 L_{CyW} 示出由光源部3向Cy滤光器射出白色光时的Cy滤光器的透射特性。并且,在图9中,曲线 L_{CyB} 和曲线 L_{CyG} 示出由光源部3向Cy滤光器射出窄带光时的Cy滤光器的透射特性。

[0137] 如图8的曲线 L_{CyW} 所示,Cy滤光器具有如下特性:在由光源部3向Cy滤光器射出白色光的情况下,绿色波段 H_G 的透射率大于蓝色波段 H_B 的透射率,并且,相对较多地透射绿色波

段 H_G 的光。即,在 Cy_{ij} 像素中,与蓝色波段 H_B 的信息相比,较多地取得绿色波段 H_G 的信息。

[0138] 与此相对,如图9的曲线 L_{CyB} 和曲线 L_{CyG} 所示, Cy 滤光器具有如下特性:在由光源部3向 Cy 滤光器射出窄带光的情况下,蓝色波段 H_B 的透射率大于绿色波段 H_G 的透射率,并且,相对较多地透射蓝色波段 H_B 的光。即,在 Cy_{ij} 像素中,与绿色波段 H_G 的信息相比,较多地取得蓝色波段 H_B 的信息。

[0139] (Cy像素取得的信息)

[0140] 接着,对Cy像素取得的信息进行说明。图10A~图10E是示出将Cy滤光器配置在各像素 P_{ij} 的受光面上时的图像的一例的图。

[0141] Cy像素分别针对蓝色波段 H_B 和绿色波段 H_G 具有感光度。因此,Cy像素能够得到蓝色波段 H_B 的信息即表层的毛细血管B1的信息(参照图10A)和绿色波段 H_G 的信息即粗血管B2的信息(参照图10E)混合存在的信息。Cy像素在包含图8和图9所示的由光源部3射出的光的感光度特性中,在蓝色波段 H_B 与绿色波段 H_G 的比例为1:1的情况下,如图10C那样,得到对图10A所示的图像W11和图10E所示的图像W15进行平均后的信息作为图像W13。与此相对,Cy像素在蓝色波段 H_B 与绿色波段 H_G 的比例不同的情况下,能够得到图10B所示的图像W12或图10D所示的图像W14这样的图像的信息。

[0142] Cy像素在摄像元件201上配置最多。因此,Cy像素在由光源部3射出第2照明光的情况下,能够较多地取得从Cy像素得到的蓝色波段 H_B 的信息。即,关于由图像处理部41生成的第2图像,在由光源部3照射第2照明光的情况下,对从Cy像素得到的蓝色波段 H_B 的信息和从B像素得到的蓝色波段 H_B 的信息进行相加。因此,由光源部3射出第2照明光(窄带光)的情况下的第2图像的分辨率高于由光源部3射出第1照明光(白色光)的情况下的第2图像的分辨率。

[0143] 与此相对,Cy像素在由光源部3射出第1照明光的情况下,能够较多地取得从Cy像素得到的绿色波段 H_G 的信息。即,关于由图像处理部41生成的第1图像,在如图20的滤色器202d那样包含G像素的情况下,在由光源部3照射第1照明光的情况下,对从Cy像素得到的绿色波段 H_G 的信息和从G像素得到的绿色波段 H_G 的信息进行相加。因此,由光源部3射出第1照明光的情况下的第1图像的分辨率高于由光源部3射出第2照明光的情况下的第1图像的分辨率。在如图4的滤色器202那样不包含G像素的情况下,得到绿色波段 H_G 的信息的像素仅为Cy像素,因此,在射出第1照明光的情况下和射出第2照明光的情况下成为相同的分辨率。

[0144] 这样,由光源部3射出第1照明光(白色光)的情况下的第1图像的分辨率为由光源部3射出第2照明光(窄带光)的情况下的第1图像的分辨率以上。进而,由光源部3射出第2照明光(窄带光)的情况下的第2图像的分辨率高于由光源部3射出第1照明光(白色光)的情况下的第2图像的分辨率。进而,在由光源部3射出第1照明光(白色光)的情况下,第1图像的分辨率高于第2图像的分辨率,另一方面,在由光源部3射出第2照明光(窄带光)的情况下,第1图像的分辨率低于第2图像的分辨率。

[0145] (内窥镜装置的处理)

[0146] 接着,对内窥镜装置1的处理进行说明。图11是示出内窥镜装置1执行的处理的概要的流程图。

[0147] 如图11所示,首先,照明控制部32根据来自处理器部4的信息,判断观察方式是否是白色光观察方式(步骤S101),在是白色光观察方式的情况下(步骤S101:是),照明控制部

32对驱动部31d进行驱动,由此使切换滤光器31c从由光源31a射出的白色光的光路上退避(步骤S102),使光源部3射出白色光(步骤S103)。在步骤S103之后,内窥镜装置1转移到后述步骤S106。

[0148] 在步骤S101中不是白色光观察方式的情况下(步骤S101:否),照明控制部32对驱动部31d进行驱动,由此将切换滤光器31c插入到由光源31a射出的白色光的光路上(步骤S104),使光源部3射出窄带光(步骤S105)。在步骤S105之后,内窥镜装置1转移到后述步骤S106。

[0149] 在步骤S106中,内窥镜2进行被检体的摄像。该情况下,内窥镜2将摄像元件201生成的电信号输出到处理器部4。

[0150] 接着,处理器部4对从内窥镜2输入的电信号进行图像处理,由此,执行生成用于显示在显示部5中的图像的图像生成处理(步骤S107)。另外,图像生成处理的详细情况在后面叙述。

[0151] 然后,在从输入部42输入了结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S108:是),内窥镜装置1结束本处理。与此相对,在未从输入部42输入结束被检体的观察的指示信号的情况下(步骤S108:否),内窥镜装置1返回上述步骤S101。

[0152] (图像生成处理)

[0153] 接着,对图11的步骤S107中说明的图像生成处理的详细情况进行说明。图12是示出图像生成处理的概要的流程图。图13是说明图像处理部41执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0154] 如图12所示,首先,图像处理部41从内窥镜2取得图像数据(步骤S201)。具体而言,如图13所示,图像处理部41从内窥镜2取得与图像数据对应的图像F1。

[0155] 接着,引导图像生成部411生成摄像元件201中密度最高地配置的Cy像素的插值图像作为引导图像(步骤S202)。具体而言,如图13所示,引导图像生成部411根据从图像F1中分离出Cy像素的亮度值的分离图像 F_{Cy1} 中的各Cy像素的亮度值(像素值),通过插值处理计算摄像元件201中的分别配置有B像素和R像素的像素位置的Cy像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有Cy像素的亮度值的插值图像 F_{Cy2} 作为引导图像(以下称为“引导图像 F_{Cy2} ”)。如图13所示,关于分离图像 F_{Cy1} 中的分别配置有B像素和R像素的像素位置,相邻的8个方向(水平方向、垂直方向和倾斜方向)全部由Cy像素包围。因此,引导图像生成部411使用公知的双线性插值、三次插值和方向判别插值等生成引导图像 F_{Cy2} 。由此,引导图像生成部411能够生成高精度的引导图像 F_{Cy2} 。

[0156] 接着,插值图像生成部412根据上述步骤S202中由引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,生成其他颜色的像素、本实施方式1中为R像素和B像素各自的插值图像(步骤S203)。具体而言,如图13所示,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{B1} 中的分别配置有Cy像素和R像素的像素位置的B像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有B像素的亮度值的插值图像 F_{B2} (第2图像)。进而,如图13所示,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{R1} 中的分别配置有Cy像素和B像素的像素位置的R像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有R像素的亮度值的插值图像 F_{R2} 。这里,作为插值图像生成部412中的基于引导图像 F_{Cy2} 的插值方法,是已知的联合双边插值处理或引导滤光器插值处理等。由此,插

值图像生成部412能够生成摄像元件201中密度较低地配置的B像素和R像素各自的高精度的插值图像 F_{B2} 和插值图像 F_{R2} 。

[0157] 并且,在本实施方式1中,引导图像 F_{Cy2} 由Cy像素构成,因此,还包含B成分,Cy像素与B像素的相关性非常高。因此,插值图像生成部412能够高精度地进行基于引导图像 F_{Cy2} 的插值处理。并且,一般而言,在白色光中,关于高频成分,R像素、G像素和B像素各自的相关性较高。因此,插值图像生成部412在将Cy图像作为引导图像 F_{Cy2} 而对R像素进行插值的情况下,也能够高精度地进行插值处理。另外,插值图像生成部412在窄带光观察方式的情况下,使用B图像和G图像生成彩色图像,因此不需要生成R插值图像。进而,图像处理部41在窄带光观察方式的情况下,根据摄像元件201生成的摄像信号,Cy像素针对绿色波段 H_G 的光和蓝色波段 H_B 的光具有感光度,因此,能够生成分辨率高于白色光观察方式的情况下的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} (对图13的引导图像 F_{Cy2} 和分离图像 F_{B1} 进行相加后的图像)。进而,图像处理部41在窄带光观察方式中,能够生成分辨率高于第1图像即插值图像 F_{G2} 的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} 。

[0158] 然后,彩色图像生成部413使用上述步骤S202中由引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} 和步骤S203中由插值图像生成部412生成的插值图像 F_{B2} ,生成在全部像素值中具有G像素的亮度值的插值图像 F_{G2} (第1图像)。具体而言,彩色图像生成部413进行按照每个像素从Cy像素的引导图像 F_{Cy2} 的亮度值中减去B像素的插值图像 F_{B2} 的亮度值的减法处理,由此从引导图像 F_{Cy2} 中分离出G成分,生成G像素的插值图像 F_{G2} 。更具体而言,彩色图像生成部413通过以下的式(1)生成G像素的插值图像 F_{G2} 。

[0159] $G(i, j) = Cy(i, j) - \alpha \times B(i, j) \cdots (1)$

[0160] 这里, $G(i, j)$ 表示插值图像 F_{G2} 中的各G像素的亮度值(像素值), $Cy(i, j)$ 表示插值图像 F_{Cy2} 中的各Cy像素的亮度值(像素值), $B(i, j)$ 表示插值图像 F_{B2} 中的各B像素的亮度值(像素值), α 是G校正系数,是根据光源31a和Cy像素的分光特性中的蓝色波段 H_B 和绿色波段 H_G 的比率预先计算出的参数。

[0161] 接着,彩色图像生成部413在内窥镜装置1进行白色光观察方式的情况下,使用插值图像 F_{G2} 、插值图像 F_{B2} 和插值图像 F_{R2} 生成彩色图像 F_W 。具体而言,彩色图像生成部413对图13所示的插值图像 F_{G2} 、插值图像 F_{B2} 和插值图像 F_{R2} 进行相加,由此生成彩色图像 F_W 。与此相对,彩色图像生成部413在内窥镜装置1进行窄带光观察方式的情况下,使用插值图像 F_{G2} 和插值图像 F_{B2} 生成彩色图像(步骤S204)。

[0162] 然后,显示图像生成部414使用彩色图像生成部413生成的彩色图像 F_W 生成显示图像(步骤S205)。具体而言,显示图像生成部414对彩色图像 F_W 实施灰度调制处理、放大处理、去噪声处理和粘膜表层的毛细血管或粘膜微细图案等构造的构造强调处理等,生成显示用的显示图像。该情况下,显示图像生成部414可以在步骤S202中使用引导图像 F_{Cy2} 的信息、例如边缘信息或亮度信息进行构造强调处理。插值图像 F_{Cy2} 具有高分辨率,而与观察方式无关,因此,能够高精度地进行构造强调处理等各种处理。在步骤S205之后,内窥镜装置1返回图11的主进程。

[0163] 根据以上说明的本发明的实施方式1,在滤色器202中设置Cy滤光器、B滤光器和R滤光器,设置成Cy滤光器的数量为滤色器202中设置最多的种类的B滤光器的数量以上,因此,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图

像。

[0164] 进而,根据本发明的实施方式1,在光源部3射出白色光作为第1照明光的情况下,与蓝色波段 H_B 的光相比,较强地射出绿色波段 H_G 的光,在射出窄带光作为第2照明光的情况下,与绿色波段 H_G 的光相比,较强地射出蓝色波段 H_B 的光,因此,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0165] 并且,根据本发明的实施方式1,插值图像生成部412根据由引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{B1} 中的分别配置有Cy像素和R像素的像素位置的B像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有B像素的亮度值的插值图像 F_{B2} ,并且,通过插值处理计算分离图像 F_{R1} 中的分别配置有Cy像素和B像素的像素位置的R像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有R像素的亮度值的插值图像 F_{R2} ,因此,能够高精度地进行插值处理。

[0166] 并且,根据本实施方式1,关于光源部3射出的白色光,绿色波段 H_G 的强度大于蓝色波段 H_B 的强度,关于光源部3射出的窄带光,蓝色波段 H_B 的强度大于绿色波段 H_G 的强度,但是,光源部3射出的波段的强度不限于此。只要是包含蓝色波段 H_B 和绿色波段 H_G 的光即可。与光源的特性无关,能够在Cy像素中取得蓝色波段 H_B 的信息和绿色波段 H_G 的信息,因此,在由光源部3照射第2照明光的情况下,第2图像对从Cy像素得到的蓝色波段 H_B 的信息和从B像素得到的蓝色波段 H_B 的信息进行相加,在由光源部3照射第1照明光的情况下,第1图像对从Cy像素得到的绿色波段 H_G 的信息和从G像素得到的绿色波段 H_G 的信息进行相加。即,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0167] (实施方式1的变形例1)

[0168] 接着,对本发明的一个实施方式的变形例1进行说明。图14是示出本发明的实施方式1的变形例1的图像处理部在窄带光观察方式时生成的彩色图像的一例的图。

[0169] 如图14所示,插值图像生成部412在内窥镜装置1进行窄带光观察方式的情况下,能够取得Cy像素非常接近G像素或B像素的信息,因此,可以将Cy像素视为B像素的图像 F_{B10} 而生成插值图像 F_{B2} 。然后,彩色图像生成部413可以使用插值图像生成部412生成的插值图像 F_{B2} 和插值图像 F_{G2} ,生成窄带光的彩色图像。并且,插值图像生成部412在内窥镜装置1进行白色光观察方式的情况下,与窄带光观察方式同样,可以将Cy像素视为G像素而生成插值图像 F_{G2} 。即,插值图像生成部412可以使用插值图像 F_{B2} 和分离图像 F_{G1} 生成插值图像 F_{G2} 。

[0170] 根据以上说明的本发明的实施方式1的变形例1,与上述实施方式1相比,能够简化图像处理部41的图像处理。

[0171] (实施方式1的变形例2)

[0172] 接着,对本发明的实施方式1的变形例2进行说明。图15是示出本发明的实施方式1的变形例2的滤色器的结构的一例的示意图。

[0173] 图15所示的滤色器202a根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U2,该滤光器单元U2由 4×4 的呈二维格子状排列的16个滤光器构成。滤光器单元U2在现有的拜耳排列中,在配置有G滤光器的部位,代替G滤光器而配置Cy滤光器。具体而言,滤光器单元U2由4个R滤光器、4个B滤光器和8个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U2设置成,Cy滤光器的数量成为滤色器202a中设置最多的B滤光器或R滤光器的数量以上。即,滤光器单元U2以方格图案配置Cy滤光器。进而,Cy滤光器的数量与B滤光器的数量之比为2:1。

[0174] 根据以上说明的本发明的实施方式1的变形例2,与上述实施方式1同样,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0175] (实施方式2)

[0176] 接着,对本发明的实施方式2进行说明。在上述实施方式1中,在滤光器单元中配置有1种补色滤光器,但是,在本实施方式2中,在滤光器单元中配置其他种类的补色滤光器。下面,对本实施方式2的滤色器的结构进行说明后,对本实施方式2的图像处理部执行的图像处理进行说明。另外,对与上述实施方式1的内窥镜装置1相同的结构标注相同标号并省略说明。

[0177] (滤色器的结构)

[0178] 图16是示出本发明的实施方式2的滤色器的结构的一例的示意图。如图16所示,滤色器202b由代替上述R滤光器而配置品红滤光器(以下称为“Mg滤光器”)而成的滤光器单元U3构成。在与像素 P_{ij} 对应的位置配置有Mg滤光器的情况下,将该Mg滤光器记为 Mg_{ij} 。另外,在本实施方式2中,Mg滤光器作为第3滤光器发挥功能。

[0179] (各滤光器的透射特性)

[0180] 接着,对构成滤色器202b的各滤光器的透射特性进行说明。图17是示出构成滤色器202b的各滤光器的透射特性的一例的图。在图17中,横轴示出波长,纵轴示出透射率。并且,在图17中,曲线 L_B 示出B滤光器的透射率曲线,曲线 L_{Cy} 示出 Cy 滤光器的透射率曲线,曲线 L_{Mg} 示出Mg滤光器的透射率曲线。

[0181] 如图17所示,Mg滤光器透射红色波段 H_R 和蓝色波段 H_B 各自的光。即,Mg滤光器透射作为补色的品红色波段的光。像素 Mg_{ij} 在由光源部3射出窄带光的情况下,无法得到红色波段 H_R 的信息,因此,能够视为取得与B像素相同的信息的像素。由此,在内窥镜装置1进行窄带光观察方式的情况下,B像素的信息增加,由此,能够得到具有更高分辨率的图像。

[0182] (图像生成处理)

[0183] 接着,对图像处理部41执行的图像生成处理进行说明。图18是说明图像处理部41执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0184] 如图18所示,与上述实施方式1同样,引导图像生成部411根据从图像F2中分离出 Cy 像素的亮度值的分离图像 F_{Cy1} 的各 Cy 像素的亮度值(像素值),通过插值处理计算摄像元件201中的分别配置有B像素和Mg像素的像素位置的 Cy 像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有 Cy 像素的亮度值的引导图像 F_{Cy2} 。

[0185] 然后,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{B1} 中的分别配置有 Cy 像素和Mg像素的像素位置的B像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有B像素的亮度值的插值图像 F_{B2} (第2图像)。由此,图像处理部41在窄带光观察方式的情况下,根据摄像元件201生成的摄像信号,能够生成分辨率高于白色光观察方式的情况下的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} 。进而,图像处理部41在窄带光观察方式中,能够生成分辨率高于第1图像即插值图像 F_{G2} 的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} 。

[0186] 接着,插值图像生成部412根据插值图像 F_{B2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{Mg1} 中的分别配置有 Cy 像素和B像素的像素位置的Mg像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有Mg像素的亮度值的插值图像 F_{Mg2} 。

[0187] 然后,彩色图像生成部413进行按照每个像素从插值图像生成部412生成的Mg像素的插值图像 F_{Mg2} 的亮度值中减去B像素的插值图像 F_{B2} 的亮度值的减法处理,由此从插值图像 F_{Mg2} 中分离出R成分,生成R像素的插值图像 F_{R2} 。由此,彩色图像生成部413根据插值图像生成部412使用插值图像 F_{B2} 生成的插值图像 F_{Mg2} 生成插值图像 F_{R2} ,由此使用彩色图像生成处理时的实施减法处理的颜色的信息进行插值处理,因此,能够减少减法处理时的噪声增加。

[0188] 根据以上说明的本发明的实施方式2,与上述实施方式1同样,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0189] 进而,根据本发明的实施方式2,在滤光器单元U3中配置Mg滤光器,由此,使用彩色图像生成处理时的实施减法处理的颜色的信息进行插值处理,因此,能够减少减法处理时的噪声增加。

[0190] (实施方式2的变形例1)

[0191] 接着,对本发明的实施方式2的变形例1进行说明。图19是示出本发明的实施方式2的变形例1的滤色器的结构的一例的示意图。

[0192] 图19所示的滤色器202c根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U4,该滤光器单元U4由 4×4 的呈二维格子状排列的16个滤光器构成。滤光器单元U4在现有的拜耳排列中,在配置有G滤光器的部位,代替G滤光器而配置Cy滤光器,并且,在配置有R滤光器的部位,代替R滤光器而配置Mg滤光器。具体而言,滤光器单元U4由4个Mg滤光器、4个B滤光器和8个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U4设置成,Cy滤光器的数量成为滤色器202c中设置最多的B滤光器或Mg滤光器的数量以上。进而,在滤光器单元U4中以方格图案配置Cy滤光器。进而,Cy滤光器的数量、B滤光器的数量和Mg滤光器的数量各自的比为2:1:1。

[0193] 根据这样构成的滤色器202c,与上述实施方式2同样,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0194] (实施方式3)

[0195] 接着,对本发明的实施方式3进行说明。在上述实施方式1中,在滤光器单元中使用3种滤光器构成,但是,在本实施方式3中,在滤光器单元中使用4种滤光器构成。下面,对本实施方式3的滤色器的结构进行说明后,对本实施方式3的图像处理部执行的图像处理进行说明。另外,对与上述实施方式1的内窥镜装置1相同的结构标注相同标号并省略说明。

[0196] (滤色器的结构)

[0197] 图20是示出本发明的实施方式3的滤色器的结构的另一例的示意图。

[0198] 图20所示的滤色器202d根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U5,该滤光器单元U5由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。滤光器单元U5由1个R滤光器、4个B滤光器、4个G滤光器和16个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U5设置成,Cy滤光器的数量成为滤色器202d中设置最多的B滤光器和G滤光器各自的数量以上。

[0199] (各滤光器的透射特性)

[0200] 接着,对构成滤色器202d的各滤光器的透射特性进行说明。图21是示出构成滤色器202d的各滤光器的透射特性的一例的图。在图21中,曲线 L_B 示出B滤光器的透射率曲线,曲线 L_R 示出R滤光器的透射率曲线,曲线 L_G 示出G滤光器的透射率曲线,曲线 L_{Cy} 示出Cy滤光器的透射率曲线。并且,在图21中,横轴示出波长,纵轴示出透射率。如图21所示,G滤光器透射波段 H_G 的光。

[0201] (图像生成处理)

[0202] 接着,对图像处理部41执行的图像生成处理进行说明。图22是说明图像处理部41执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0203] 如图22所示,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像,生成其他颜色的像素、本实施方式3中为R像素和B像素各自的插值图像。具体而言,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Cy2} ,分别生成插值图像 F_{B2} (第2图像)、插值图像 F_{R2} 和插值图像 F_{G2} (第1图像)。由此,彩色图像生成部413能够省略按照每个像素从引导图像 F_{Cy2} 的亮度值中减去B像素的插值图像 F_{B2} 的亮度值的减法处理。其结果,在内窥镜装置1进行白色光观察方式的情况下,能够确保高颜色再现性。进而,图像处理部41在窄带光观察方式的情况下,根据摄像元件201生成的摄像信号,能够生成分辨率高于白色光观察方式的情况下的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} 。并且,在窄带光观察方式中,能够生成分辨率高于第1图像即插值图像 F_{G2} 的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{B2} 。

[0204] 根据以上说明的本发明的实施方式3,与上述实施方式1同样,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0205] 进而,根据本发明的实施方式3,彩色图像生成部413能够省略按照每个像素从引导图像 F_{Cy2} 的亮度值中减去B像素的插值图像 F_{B2} 的亮度值的减法处理,因此,在内窥镜装置1进行白色光观察方式的情况下,能够确保高颜色再现性。

[0206] (实施方式4)

[0207] 接着,对本发明的实施方式4进行说明。在上述实施方式1中,配置Cy滤光器作为补色滤光器,但是,在本实施方式4中,配置黄色的Ye滤光器作为补色滤光器。下面,对本实施方式4的滤色器的结构进行说明后,对图像处理部执行的图像生成处理进行说明。另外,对与上述实施方式1的内窥镜装置1相同的结构标注相同标号并省略说明。

[0208] (滤色器的结构)

[0209] 图23是示出本发明的实施方式4的滤色器的结构的一例的示意图。

[0210] 图23所示的滤色器202e根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U6,该滤光器单元U6由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。滤光器单元U6由4个R滤光器、1个B滤光器和20个Ye滤光器构成。进而,滤光器单元U6设置成,Ye滤光器的数量成为滤色器202e中设置最多的R滤光器的数量以上。

[0211] (各滤光器的透射特性)

[0212] 接着,对构成滤色器202e的各滤光器的透射特性进行说明。图24是示出构成滤色器202e的各滤光器的透射特性的一例的图。在图24中,曲线 L_B 示出B滤光器的透射率曲线,曲线 L_R 示出R滤光器的透射率曲线,曲线 L_{Ye} 示出Ye滤光器的透射率曲线。并且,在图24中,横轴示出波长,纵轴示出透射率。

[0213] 如图24所示,Ye滤光器透射红色波段 H_R 和绿色波段 H_G 各自的光。即,Ye滤光器透射作为补色的黄色波段的光。

[0214] (光源部射出的光的分光特性)

[0215] 接着,对光源部3射出的光的分光特性进行说明。图25是示出光源部3射出的白色光的分光特性的一例的图。图26是示出光源部3射出的窄带光的分光特性的一例的图。在图25和图26中,横轴示出波长,纵轴示出强度。在图25中,曲线 L_W 示出由光源部3射出的白色光

的分光特性。并且,在图26中,2个曲线 L_2 和曲线 L_{11} 示出由光源部3射出的窄带光的分光特性。

[0216] 如图25的曲线 L_w 所示,在光源部3射出的白色光中,绿色波段 H_G 的强度大于蓝色波段 H_B 的强度。并且,如图26的曲线 L_2 和曲线 L_{11} 所示,在光源部3射出的窄带光中,红色波段 H_R 的强度大于绿色波段 H_G 的强度。

[0217] (图像生成处理)

[0218] 接着,对图像处理部41执行的图像生成处理进行说明。图27是说明图像处理部41执行的图像生成处理的概要的示意图。

[0219] 如图27所示,首先,引导图像生成部411生成 Y_e 像素的插值图像作为引导图像。具体而言,如图27所示,引导图像生成部411根据从图像 F_4 中分离出 Y_e 像素的亮度值的分离图像 F_{Ye1} 中的各 Y_e 像素的亮度值,通过插值处理计算分别配置有B像素和R像素的像素位置的 Y_e 像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有 Y_e 像素的亮度值的引导图像 F_{Ye2} 。如图27所示,关于分离图像 F_{Ye1} 中的分别配置有B像素和R像素的像素位置,相邻的8个方向(水平方向、垂直方向和倾斜方向)全部由 C_y 像素包围。因此,引导图像生成部411使用公知的双线性插值、三次插值和方向判别插值等生成引导图像 F_{Ye2} 。由此,引导图像生成部411能够生成高精度的引导图像 F_{Ye2} 。

[0220] 接着,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Ye2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{R1} 中的分别配置有 Y_e 像素和B像素的像素位置的R像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有R像素的亮度值的插值图像 F_{R2} (第2图像)。进而,插值图像生成部412根据引导图像生成部411生成的引导图像 F_{Ye2} ,通过插值处理计算分离图像 F_{B1} 中的分别配置有 Y_e 像素和R像素的像素位置的B像素的亮度值,由此生成在全部像素位置具有B像素的亮度值的插值图像 F_{B2} 。这里,作为插值图像生成部412中的基于引导图像 F_{Ye2} 的插值方法,是已知的联合双边插值处理或引导滤光器插值处理等。由此,插值图像生成部412能够生成摄像元件201中密度较低地配置的R像素和B像素各自的高精度的插值图像 F_{R2} 和插值图像 F_{B2} 。进而,图像处理部41在窄带光观察方式的情况下,根据摄像元件201生成的摄像信号,能够生成分辨率高于白色光观察方式的情况下的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{R2} (对图27的引导图像 F_{Ye2} 和分离图像 F_{R1} 进行相加后的图像)。并且,在窄带光观察方式中,能够生成分辨率高于第1图像即插值图像 F_{G2} 的分辨率的作为第2图像的插值图像 F_{R2} 。

[0221] 然后,彩色图像生成部413进行按照每个像素从 Y_e 像素的引导图像 F_{Ye2} 的亮度值中减去R像素的插值图像 F_{R2} 的亮度值的减法处理,由此从引导图像 F_{Ye2} 中分离出R成分,生成G像素的插值图像 F_{G2} 。然后,彩色图像生成部413在内窥镜装置1进行白色光观察方式的情况下,使用插值图像 F_{G2} 、插值图像 F_{B2} 和插值图像 F_{R2} 生成彩色图像 F_w 。与此相对,彩色图像生成部413在内窥镜装置1进行荧光观察的情况下,使用插值图像 F_{G2} 和插值图像 F_{R2} 生成彩色图像。

[0222] 根据以上说明的本发明的实施方式4,通过设置 Y_e 滤光器,能够在白色光观察方式和荧光观察方式中分别得到高分辨率的图像,其中,该 Y_e 滤光器能够分别透射荧光观察方式中重要的红色波段 H_R 的光和白色光观察方式中重要的绿色波段 H_G 的光。

[0223] (实施方式5)

[0224] 接着,对本发明的实施方式5进行说明。在上述实施方式1中,通过一个光源31a射

出白色光,但是,在本实施方式5中,通过射出相互不同波段的光的3个光源射出白色光。具体而言,在上述实施方式1中,没有在摄影中对由光源部3射出的照明光的分光特性进行调整,但是,在本实施方式5中,能够在摄影中对由光源部射出的照明光的分光特性进行调整。下面,对本实施方式5的内窥镜装置的结构进行说明。另外,对与上述实施方式1的内窥镜装置1相同的结构标注相同标号并省略说明。

[0225] (内窥镜装置的结构)

[0226] 图28是示出本发明的实施方式5的内窥镜装置的概略结构的示意图。图28所示的内窥镜装置1a代替上述实施方式1的内窥镜装置1的光源部3而具有光源部3a。

[0227] (光源部的结构)

[0228] 光源部3a代替上述实施方式1的光源部3的照明部31而具有照明部311。照明部311代替上述实施方式1的光源31a而具有第1光源31g、第2光源31h和第3光源31i。

[0229] 第1光源31g经由照明控制部32,在控制部44的控制下,根据从光源驱动器31b输入的驱动电压射出红色波段的光(波段为600nm~700nm)。第1光源31g使用LED构成。

[0230] 第2光源31h经由照明控制部32,在控制部44的控制下,根据从光源驱动器31b输入的驱动电压射出绿色波段的光(波段为600nm~500nm)。第2光源31h使用LED构成。

[0231] 第3光源31i经由照明控制部32,在控制部44的控制下,根据从光源驱动器31b输入的驱动电压射出蓝色波段的光(波段为390nm~500nm)。第3光源31i使用LED构成。

[0232] 第1光源31g、第2光源31h和第3光源31i分别进行射出,由此,这样构成的光源部3a能够照射白色光。

[0233] 并且,根据具有上述结构的内窥镜装置1a,控制部44经由照明控制部32,根据内窥镜2的摄像元件201生成的摄像信号,对照明部311射出的绿色波段的光的强度和一个波段的光的强度进行变更。具体而言,控制部44计算由图像处理部41生成的彩色图像中的各颜色成分的统计值,根据基于该统计值计算出的比率,对经由照明控制部32而由照明部311射出的照明光的分光特性进行控制。这里,各颜色成分的统计值是指彩色图像中的各颜色的各像素值的平均值或中央值等。更具体而言,控制部44计算由图像处理部41生成的彩色图像中的各颜色成分的统计值,根据基于该统计值计算出的比率,对第1光源部31g、第2光源部31h和第3光源31i分别射出的光的强度进行控制。由此,能够根据被摄体对照明光的分光特性进行调整。并且,Cy像素中取得的信息还受到被摄体的分光反射率的影响,为了在体内图像的观察时提高被摄体的视觉辨认性,还使用散布靛蓝胭脂红等色素来进行观察的方法。如上所述,控制部44根据被摄体对照明部311射出的照明光的分光特性进行调整,由此,在散布色素来观察体内的场景下也能够得到同样效果。

[0234] 根据以上说明的本发明的实施方式5,控制部44经由照明控制部32,根据内窥镜2的摄像元件201生成的摄像信号,对光源部31a射出的绿色波段的光的强度和一个波段的光的强度进行变更,在摄影中,也能够根据被摄体对光源部31a射出的照明光的分光特性进行调整,因此,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0235] 另外,在本发明的实施方式5中,观察者或出厂时的作业人员也可以根据由图像处理部41生成的彩色图像中的各颜色成分的统计值或显示部5中显示的彩色图像,手动进行照明光的分光特性的调整。该情况下,观察者或作业者经由输入部42输入指示第1光源部

31g、第2光源部31i和第3光源31i分别射出的光的强度的指示信号,控制部44根据指示信号对光源部3a进行控制即可。

[0236] 并且,在本发明的实施方式5中,照明部311具有3种光源,但是不限于此,例如,照明部311也可以构成具有4种以上的光源。该情况下,能够更加细致地调整照明光的分光特性。

[0237] (其他实施方式)

[0238] 在本发明的实施方式中,能够使用各种滤光器的组合。图29是示出本发明的其他实施方式的将滤色器的变形、光源部3射出的照明光的波段和效果对应起来的一览的图。在图29中,在使用2种补色像素的情况下,在使用Cy像素和Ye像素时,在上述图16的配置有Mg滤光器的位置,代替Mg滤光器而配置Ye滤光器即可。进而,在图29中,在使用2种补色像素的情况下,在使用Ye像素和Cy像素时,在图23的配置有B滤光器的位置,代替B滤光器而配置Cy滤光器即可。同样,在使用2种补色像素的情况下,在使用Ye像素和Mg像素时,在图23的配置有B滤光器的位置,代替B滤光器而配置Mg滤光器即可。

[0239] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图30所示的滤色器202f。滤色器202f根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U7,该滤光器单元U7由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。滤光器单元U7由4个G滤光器、4个B滤光器、1个Mg滤光器和16个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U7配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U7中设置最多的G滤光器或B滤光器的数量以上。

[0240] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图31所示的滤色器202g。滤色器202g根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U8,该滤光器单元U8由 6×6 的呈二维格子状排列的36个滤光器构成。滤光器单元U8由9个G滤光器、5个B滤光器、4个Mg滤光器和18个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U8配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U8中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0241] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图32所示的滤色器202h。滤色器202h根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U9,该滤光器单元U9由 4×4 的呈二维格子状排列的16个滤光器构成。滤光器单元U9由4个G滤光器、2个B滤光器、2个Mg滤光器、8个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U9配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U9中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0242] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图33所示的滤色器202i。滤色器202i根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U10,该滤光器单元U10由 4×4 的呈二维格子状排列的16个滤光器构成。滤光器单元U10由4个G滤光器、2个B滤光器、2个R滤光器、8个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U10配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U10中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0243] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图34所示的滤色器202j。滤色器202j根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U11,该滤光器单元U11由 3×3 的呈二维格子状排列的9个滤光器构成。滤光器单元U11由2个G滤光器、2个B滤光器、1个Mg滤光器、4个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U11配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U11中设置最多的G滤光器、B滤光器的数量以上。

[0244] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图35所示的滤色器202k。滤色器202k根据

像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U12,该滤光器单元U12由 3×3 的呈二维格子状排列的9个滤光器构成。滤光器单元U12由2个G滤光器、2个B滤光器、1个Mg滤光器、4个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U12配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U12中设置最多的G滤光器、B滤光器的数量以上。

[0245] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图36所示的滤色器2021。滤色器2021根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U13,该滤光器单元U13由 3×3 的呈二维格子状排列的9个滤光器构成。滤光器单元U13由2个G滤光器、1个B滤光器、1个Mg滤光器、5个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U13配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U13中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0246] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图37所示的滤色器202m。滤色器202m根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U14,该滤光器单元U14由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。滤光器单元U14由5个G滤光器、5个B滤光器、3个Mg滤光器、12个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U14配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U14中设置最多的G滤光器、B滤光器的数量以上。

[0247] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图38所示的滤色器202n。滤色器202n根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U15,该滤光器单元U15由 5×5 的呈二维格子状排列的25个滤光器构成。滤光器单元U15由6个G滤光器、3个B滤光器、3个Mg滤光器、13个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U15配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U15中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0248] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图39所示的滤色器202o。滤色器202o根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U16,该滤光器单元U16由 6×6 的呈二维格子状排列的36个滤光器构成。滤光器单元U16由7个G滤光器、7个B滤光器、4个Mg滤光器、18个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U16配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U16中设置最多的G滤光器、B滤光器的数量以上。

[0249] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图40所示的滤色器202p。滤色器202p根据像素 P_{ij} 的配置而排列配置有滤光器单元U17,该滤光器单元U17由 6×6 的呈二维格子状排列的36个滤光器构成。滤光器单元U17由8个G滤光器、4个B滤光器、4个Mg滤光器、20个Cy滤光器构成。进而,滤光器单元U17配置成,Cy滤光器的数量成为滤光器单元U17中设置最多的G滤光器的数量以上。

[0250] 并且,在本发明的实施方式中,可以使用图41所示的滤色器202q。滤色器202q根据像素 P_{ij} 的配置而随机排列配置有呈二维格子状排列的滤光器。滤色器202q示出随机排列的滤光器的 6×6 的区域,由9个G滤光器、5个B滤光器、4个Mg滤光器、18个Cy滤光器构成,进而,配置成Cy滤光器的数量成为设置最多的G滤光器的数量以上。

[0251] 上述滤色器202j~202q具有Mg滤光器,但是,在代替Mg滤光器而具有R滤光器的滤色器中,与上述实施方式同样,在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像。

[0252] 并且,在本发明的实施方式中,关于Cy滤光器的透射特性,透射蓝色波段 H_B 和绿色波段 H_G 各自的全部波段的光,但是,如图42的曲线 L_{Cy2} 所示,也可以具有双峰性的透射特性。该情况下,图像处理部41能够高精度地进行彩色图像生成处理,因此,能够生成噪声更少的

彩色图像。

[0253] 并且,在本发明的实施方式中,可以对Cy滤光器的透射特性进行变更。图43是示出由光源部3向Cy滤光器射出白色光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。图44是示出由光源部3向Cy滤光器射出窄带光时的Cy滤光器的透射特性的一例的图。如图43的曲线L30、图44的曲线L31和曲线L32所示,设定从光源部3照射的照明光的蓝色波段H_B和绿色波段H_G的强度,以使得分别透射以规定波长为基准的短波长侧和长波长侧的蓝色波段H_B的光和绿色波段H_G的光的透射量的积分值大致相等。这里,规定波长例如是500nm。并且,透射量的积分值大致相等是指,以规定波长为基准的短波长侧的蓝色波段H_B的光的透射量的积分值与长波长侧的绿色波段H_G的光的透射量的积分值的误差为30%即可,优选为20%,更加优选为10%即可。由此,能够高精度地生成由光源部3照射第2照明光的情况下的第1图像和由光源部3照射第1照明光的情况下的第2图像。

[0254] 并且,在本实施方式中,利用由光源部3照射的照明光的分光特性进行Cy滤光器的透射特性的调整,但是,也可以根据由光源部3照射的照明光的分光特性来设计滤色器的透射特性。例如,如图45所示的曲线L41和图46所示的曲线L42那样,可以使用蓝色波段H_B的透射率和绿色波段H_G的透射率不同的Cy滤光器。由此,作为内窥镜装置,如果Cy像素中取得的信息是图8或图9所示的特性,则能够得到同样效果。

[0255] 并且,在本实施方式中,针对从一个光源31a射出的白色光,在光路上插拔切换滤光器31c,由此,将从光源部3射出的照明光切换为白色光或窄带光,但是,也可以分别设置射出白色光的光源和射出窄带光的光源,切换2个光源的点亮并射出白色光或窄带光。通过在胶囊型的壳体内设置这2个光源、滤色器和摄像元件,能够应用于能够导入被检体内的胶囊型内窥镜。

[0256] 并且,在本实施方式中,图像处理部将Cy插值图像或Ye插值图像作为引导图像而生成其他颜色的像素的插值图像,但是,例如在生成B插值图像的情况下,也可以根据Cy插值图像,按照每个像素位置判别图像内的边缘的方向,根据该判别的结果,仅根据B像素的信息生成B插值图像。由此,特别是在使用较多地配置B滤光器的滤色器的情况下,能够生成可靠性更高的插值图像。

[0257] 并且,本实施方式的内窥镜装置1设为将A/D转换部205设置在前端部24中进行说明,但是,也可以设置在处理器部4中。并且,也可以在内窥镜2、连接内窥镜2和处理器部4的连接器、操作部22等中设置图像处理的结构。并且,在上述内窥镜装置1中,设为使用识别信息存储部261中存储的识别信息等识别与处理器部4连接的内窥镜2来进行说明,但是,也可以在处理器部4与内窥镜2的连接部分(连接器)中设置识别单元。例如,在内窥镜2侧设置识别用的销(识别单元),识别与处理器部4连接的内窥镜2。

[0258] 以上根据附图详细说明了本申请的若干个实施方式,但是,这些是例示,以发明内容的栏中记载的方式为首,能够以根据本领域技术人员知识实施了各种变形和改良后的其他方式来实施本发明。

[0259] 并且,上述“部(section、module、unit)”能够改写为“单元”或“电路”等。例如,控制部能够改写为控制单元或控制电路。

[0260] 标号说明

[0261] 1:内窥镜装置;2:内窥镜;3:光源部;4:处理器部;5:显示部;21:插入部;22:操作

部;23:通用软线;24:前端部;25:弯曲部;26:挠性管部;31:照明部;31a:光源;31b:光源驱动器;31c:切换滤光器;31d:驱动部;31e:驱动用驱动器;31f:会聚透镜;32:照明控制部;41:图像处理部;42:输入部;43:存储部;44:控制部;200:摄像光学系统;201:摄像元件;202~202q:滤色器;203:光导;204:照明用透镜;205:A/D转换部;206:摄像信息存储部;221:弯曲旋钮;222:处置器械插入部;223:开关;261:识别信息存储部;411:引导图像生成部;412:插值图像生成部;413:彩色图像生成部;414:显示图像生成部;U1~U17:滤光器单元。

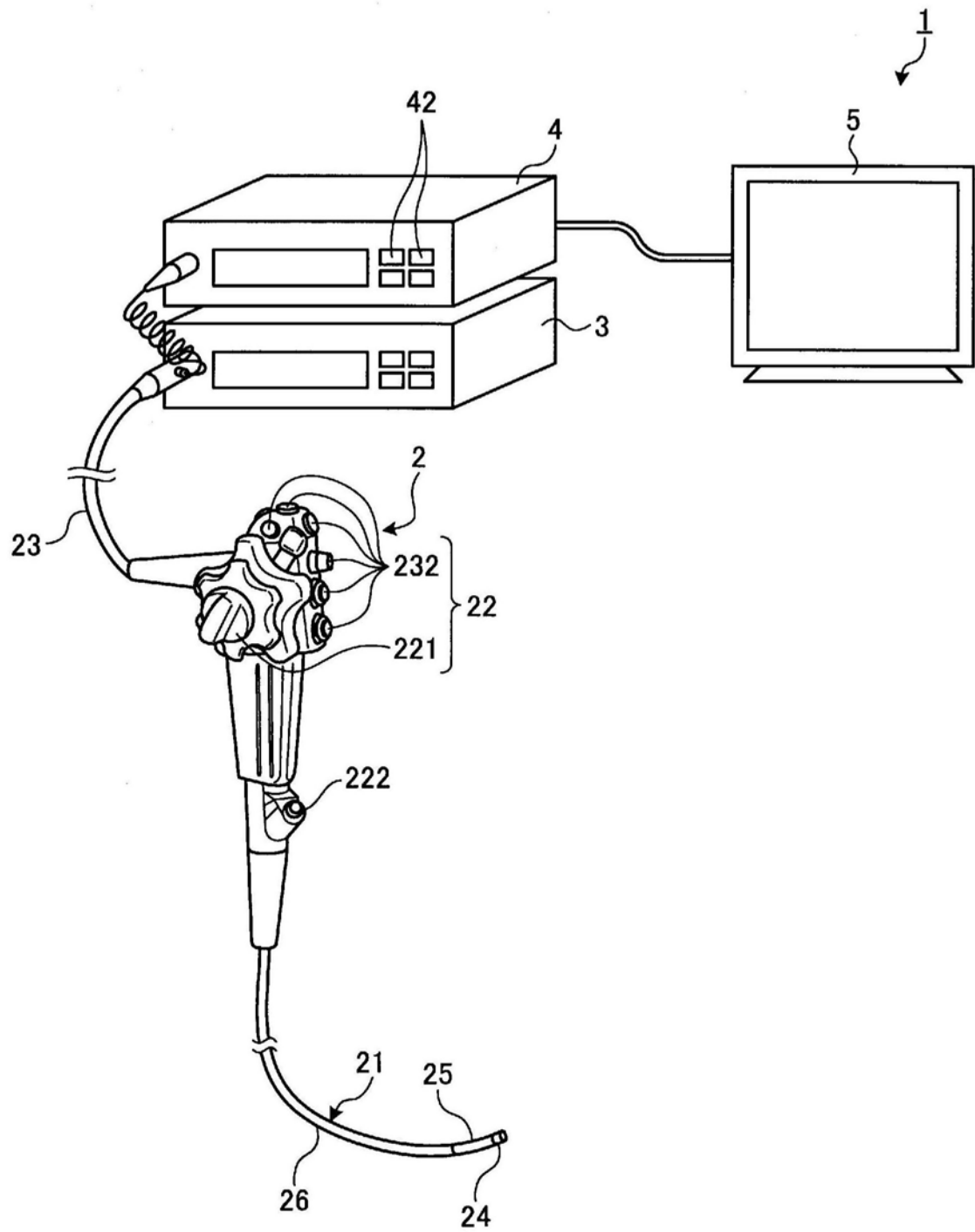


图1

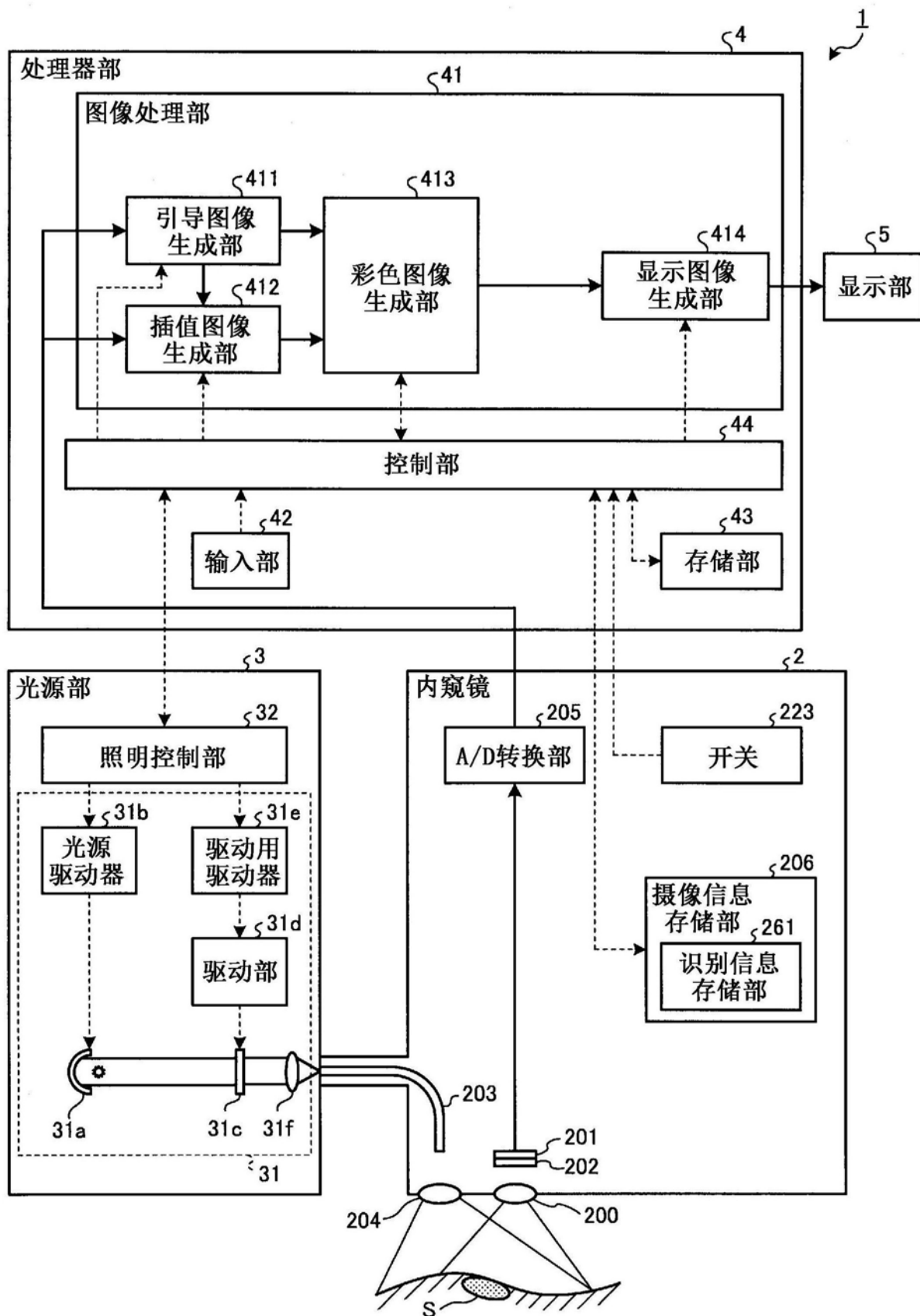


图2

201

P_{11}	P_{12}	P_{13}	P_{14}	P_{15}	...
P_{21}	P_{22}	P_{23}	P_{24}	P_{25}	...
P_{31}	P_{32}	P_{33}	P_{34}	P_{35}	...
P_{41}	P_{42}	P_{43}	P_{44}	P_{45}	...
P_{51}	P_{52}	P_{53}	P_{54}	P_{55}	$\ddots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

图3

202

U1

Cy_{11}	B_{12}	Cy_{13}	Cy_{14}	Cy_{15}	...
Cy_{21}	Cy_{22}	Cy_{23}	Cy_{24}	B_{25}	...
Cy_{31}	Cy_{33}	R_{34}	Cy_{35}	Cy_{36}	...
B_{41}	Cy_{42}	Cy_{43}	Cy_{44}	Cy_{45}	...
Cy_{51}	Cy_{52}	Cy_{53}	B_{54}	Cy_{55}	$\ddots$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$	$\ddots$

图4

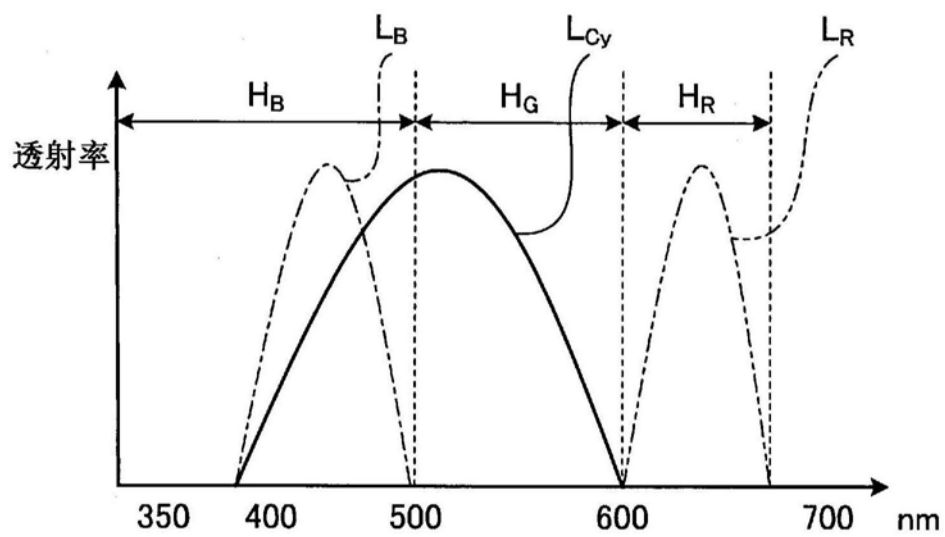


图5

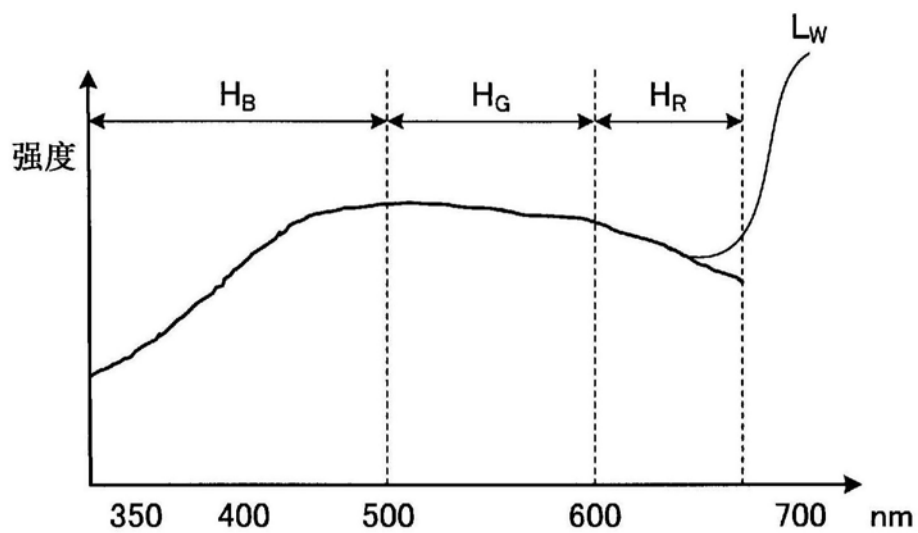


图6

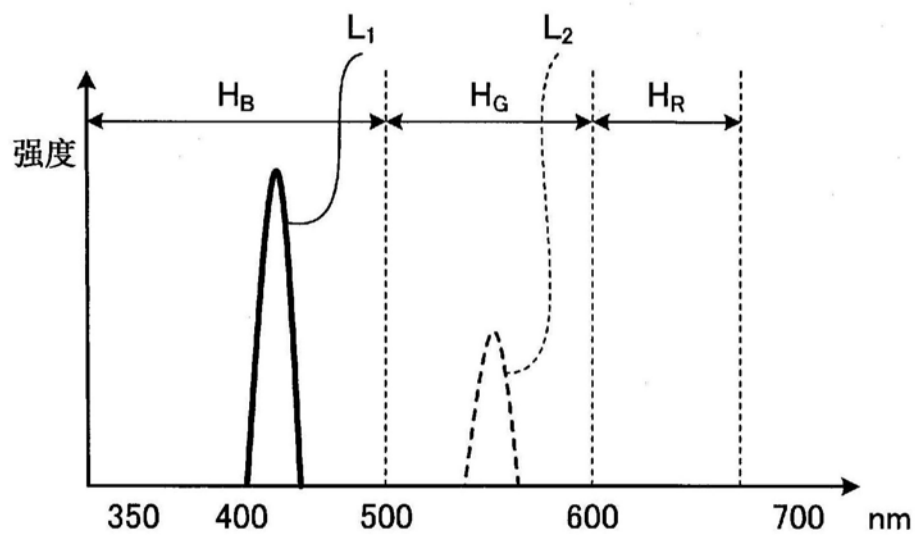


图7

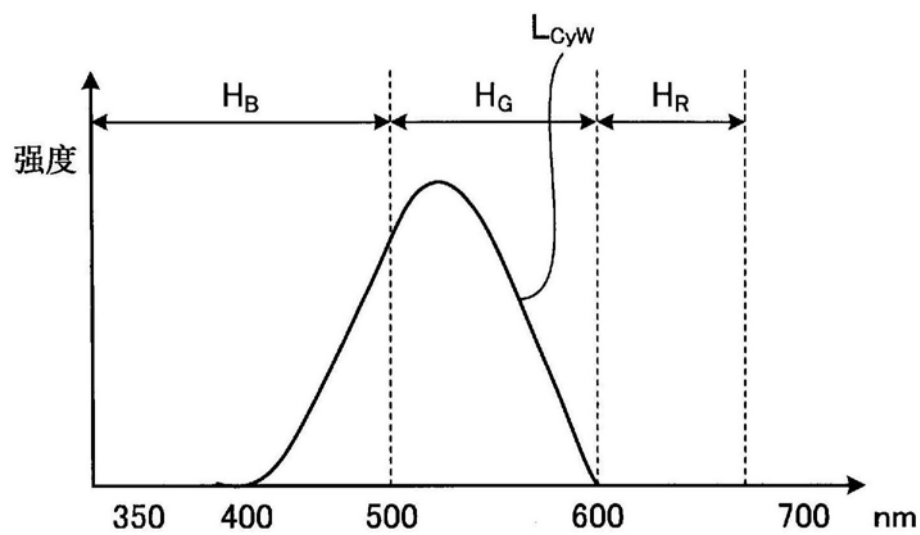


图8

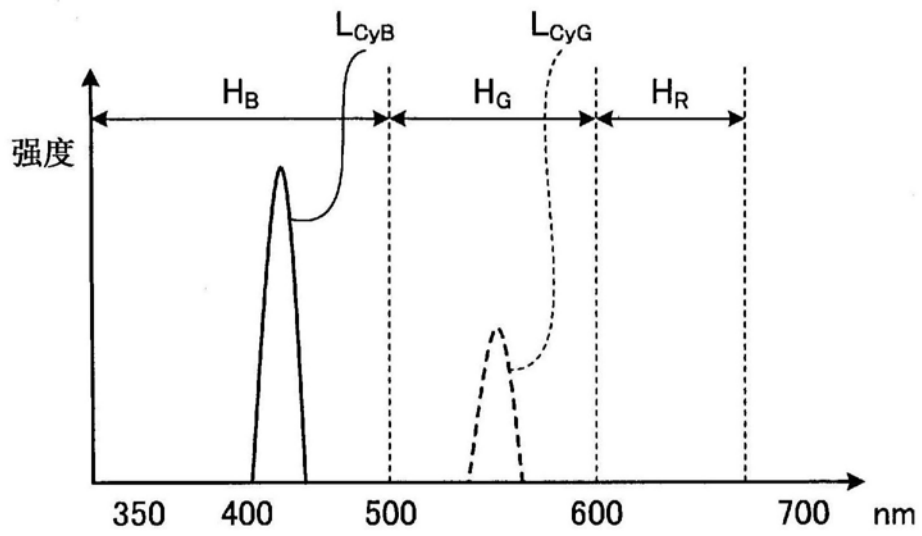


图9

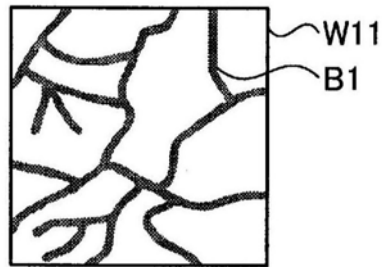


图10A

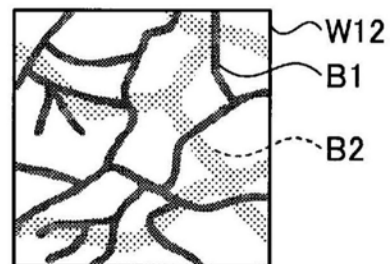


图10B

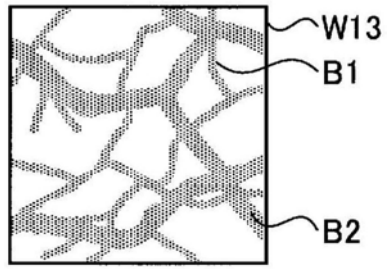


图10C

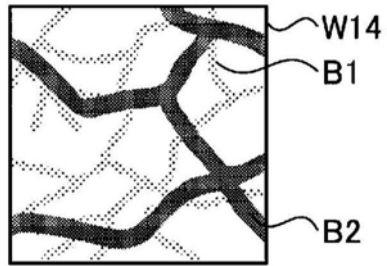


图10D

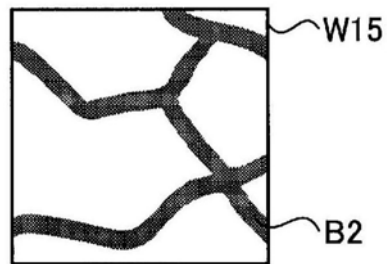


图10E

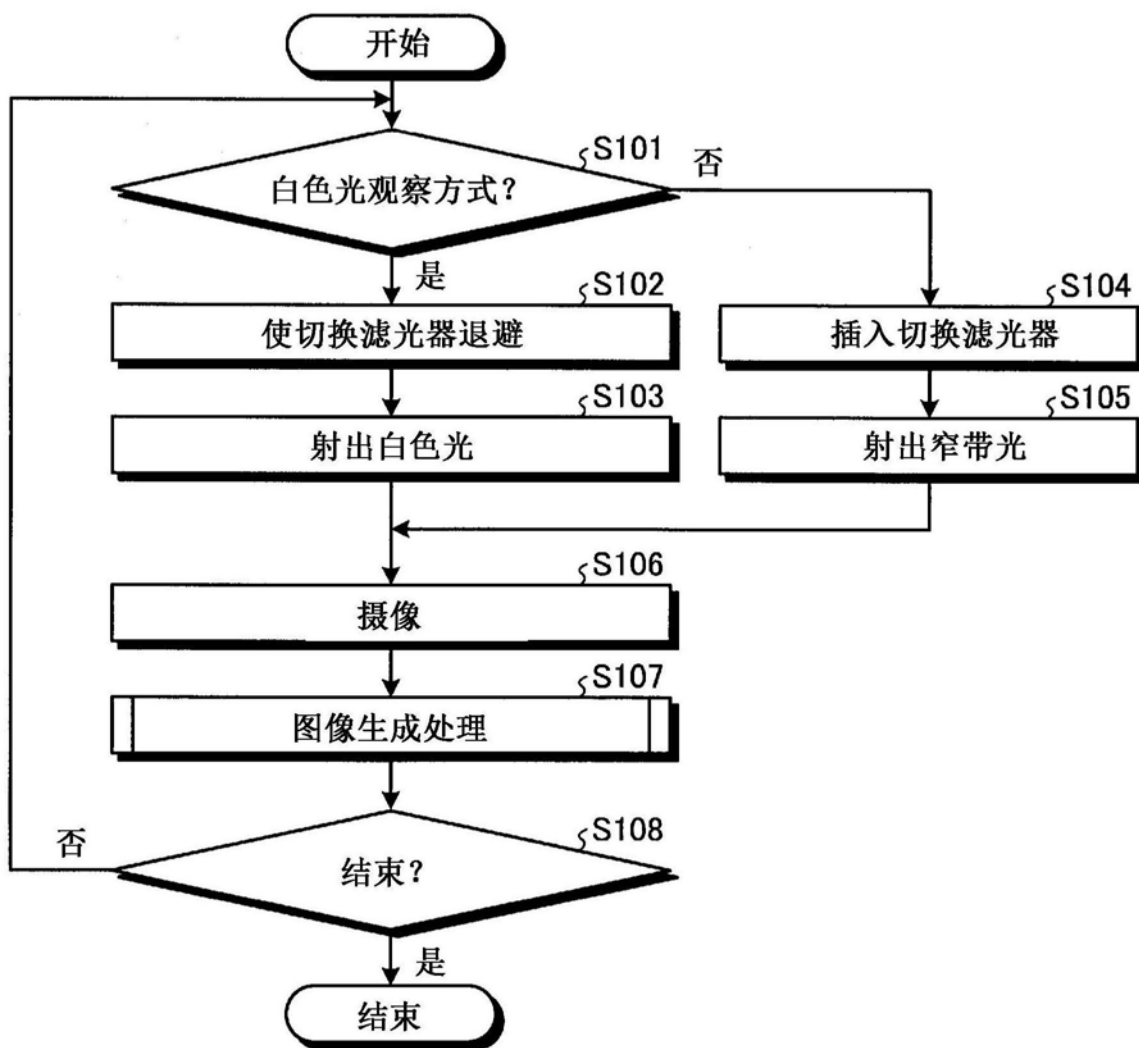


图11

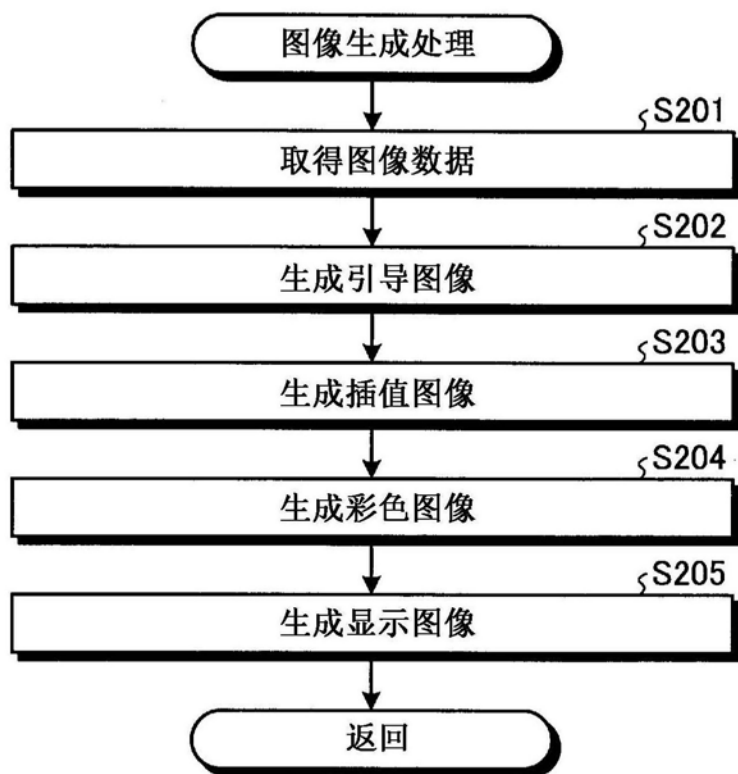


图12

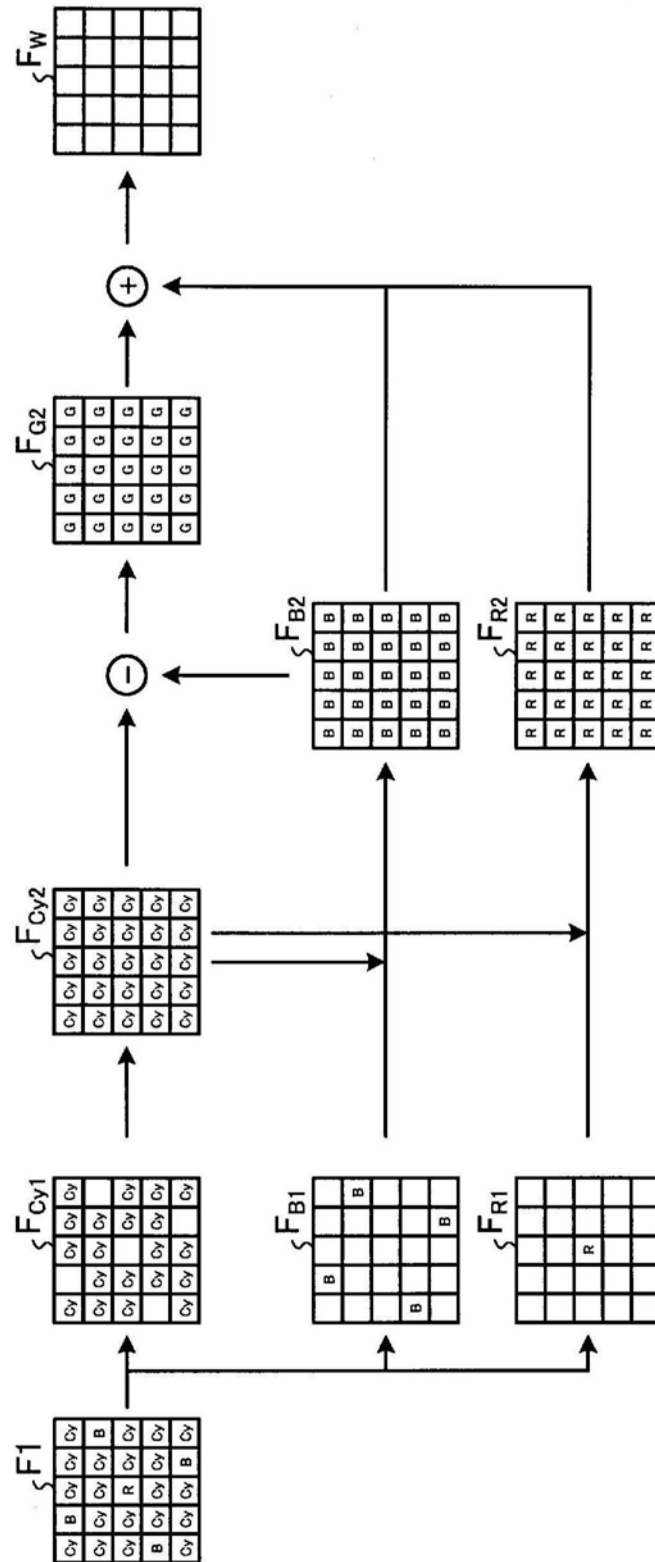


图13

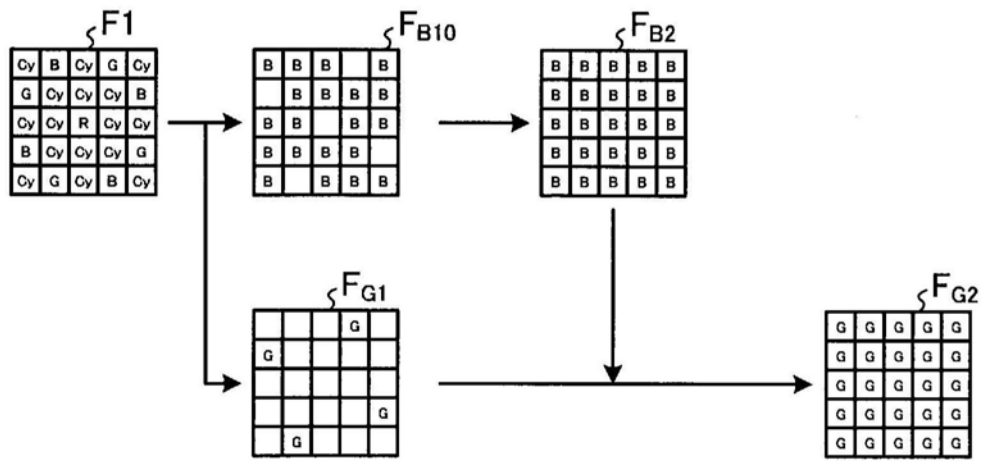


图14

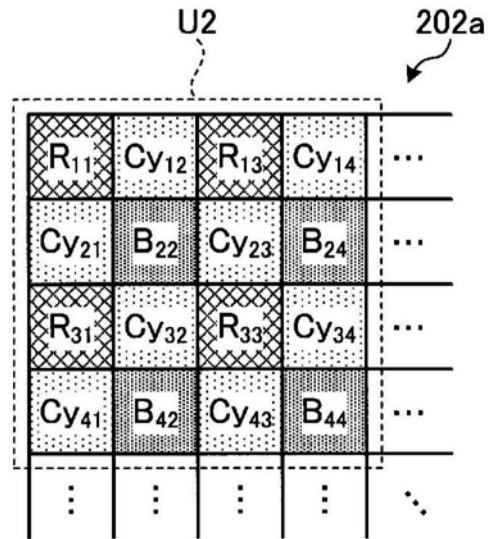


图15

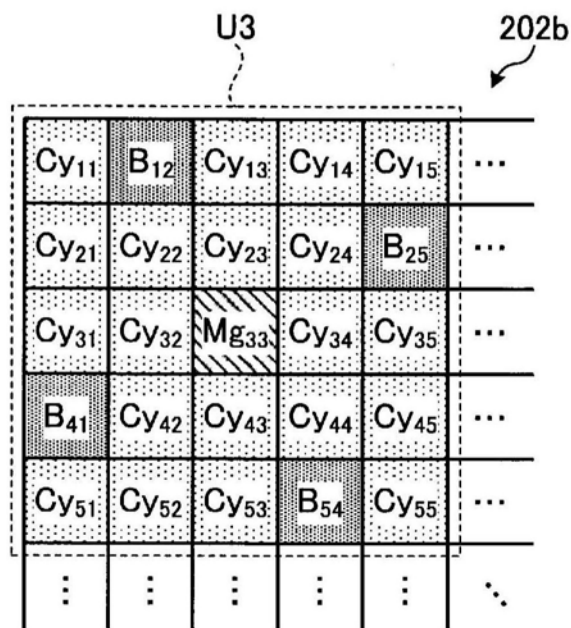


图16

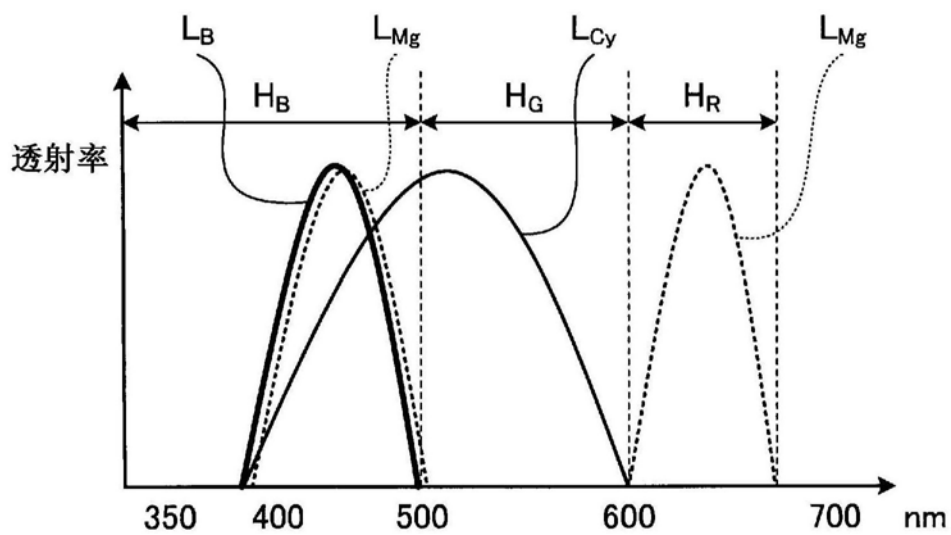


图17

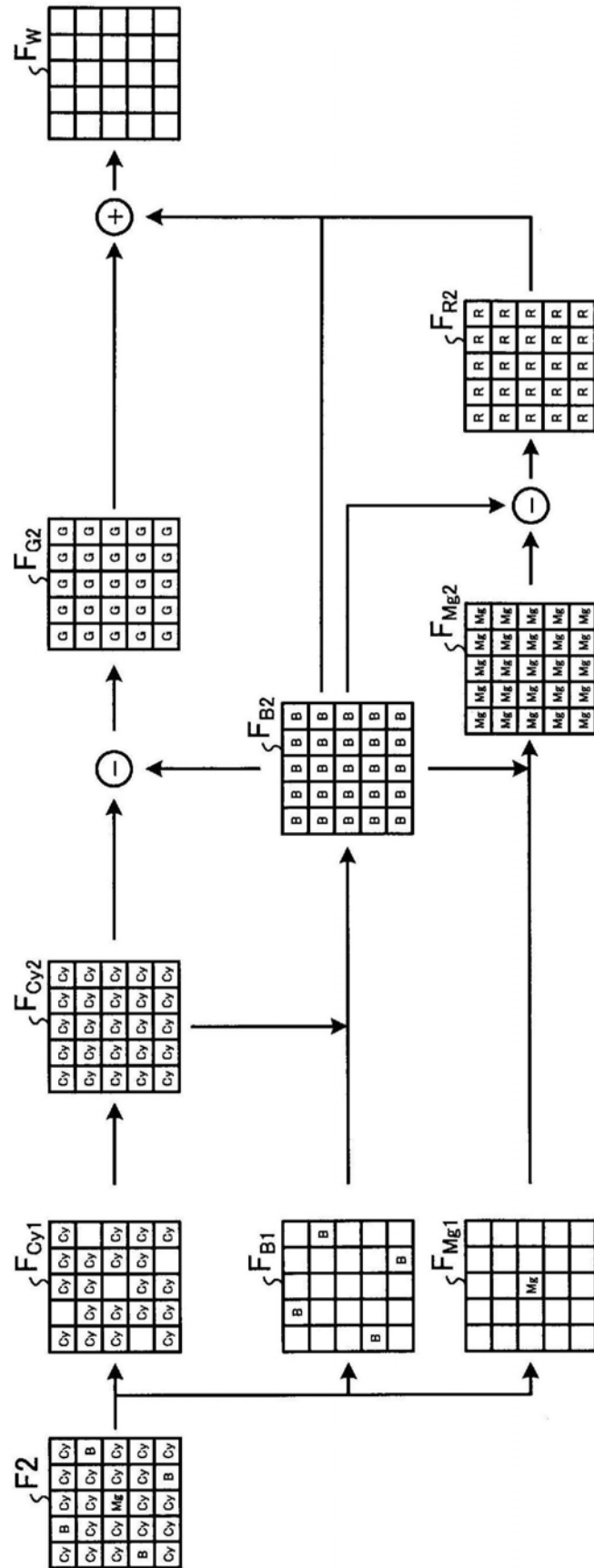


图18

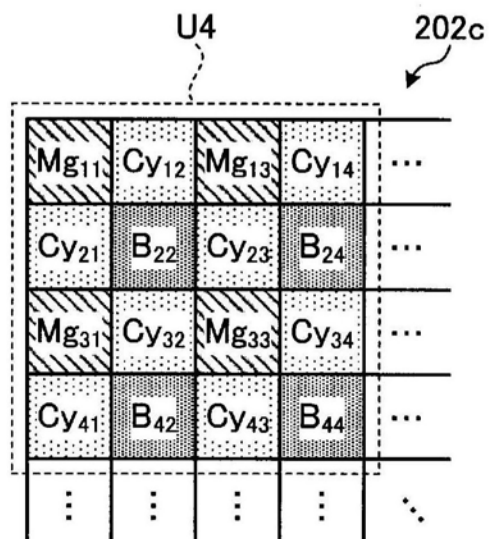


图19

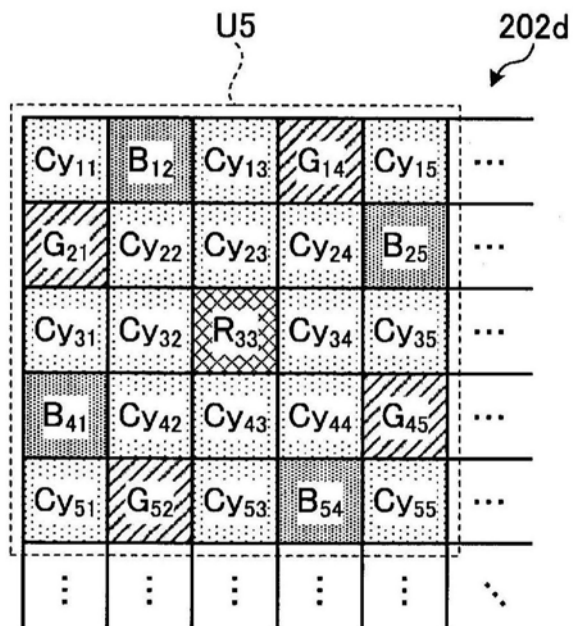


图20

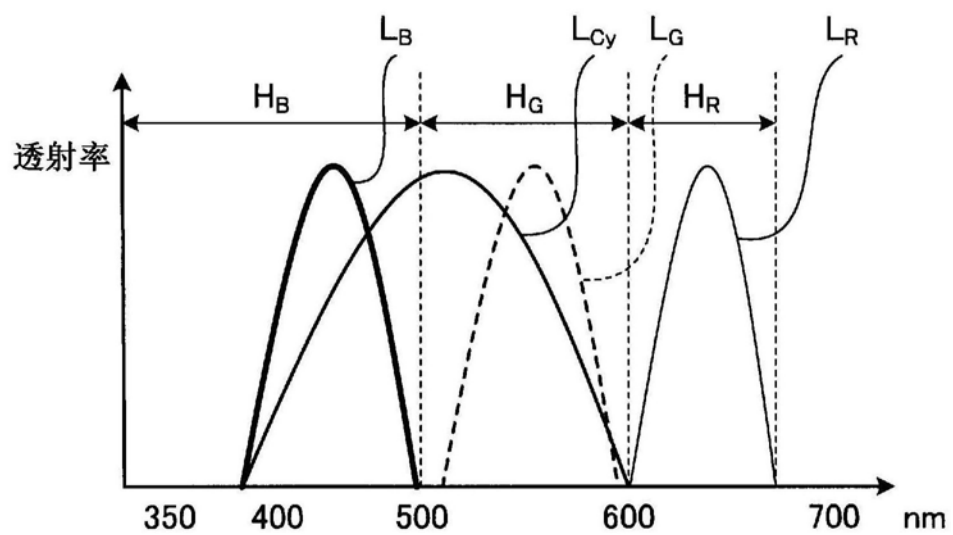


图21

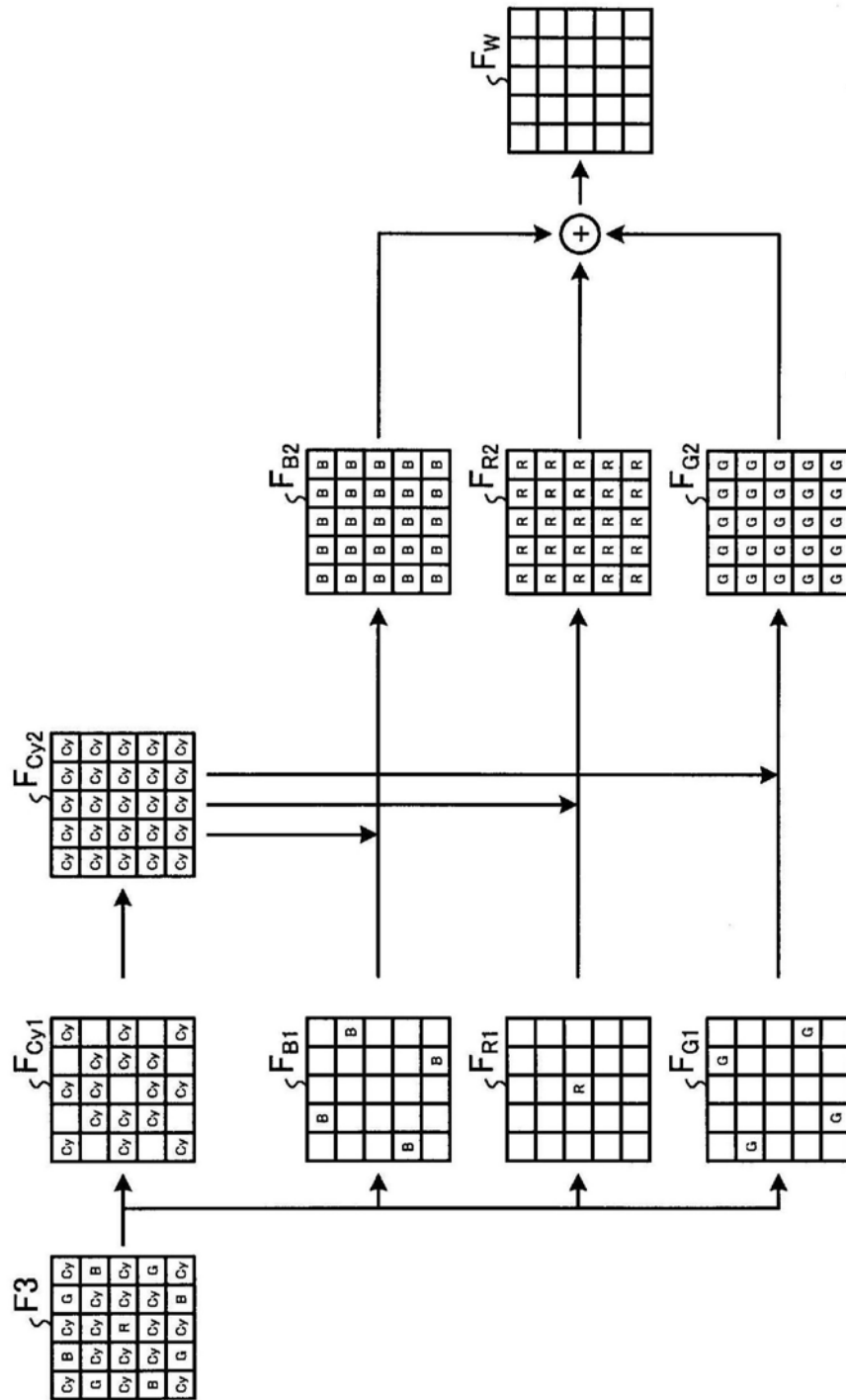


图22

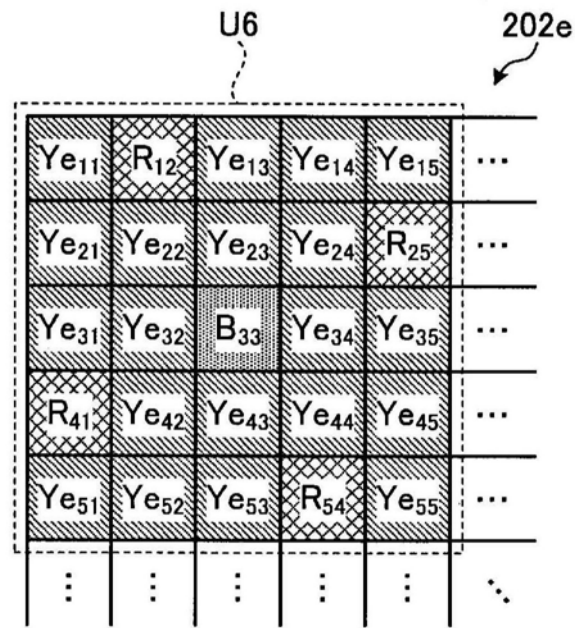


图23

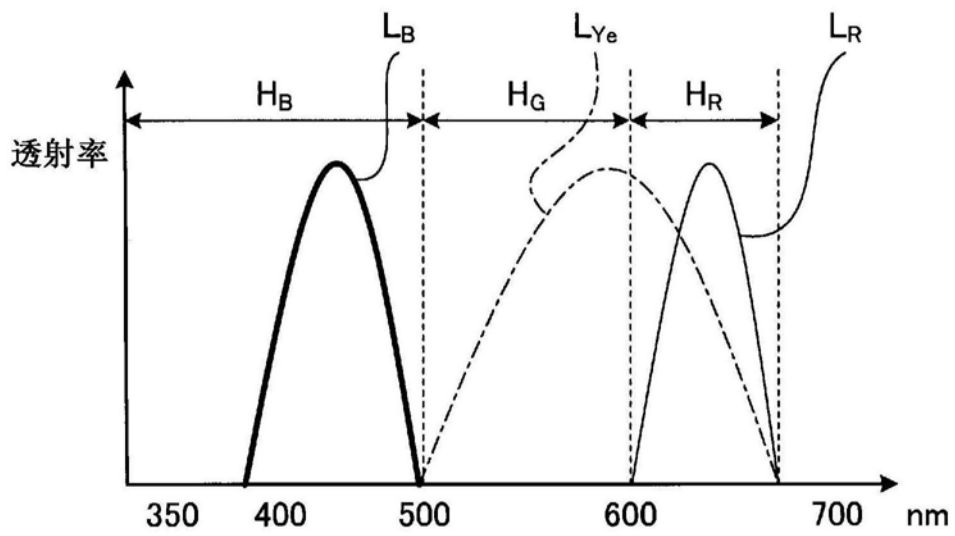


图24

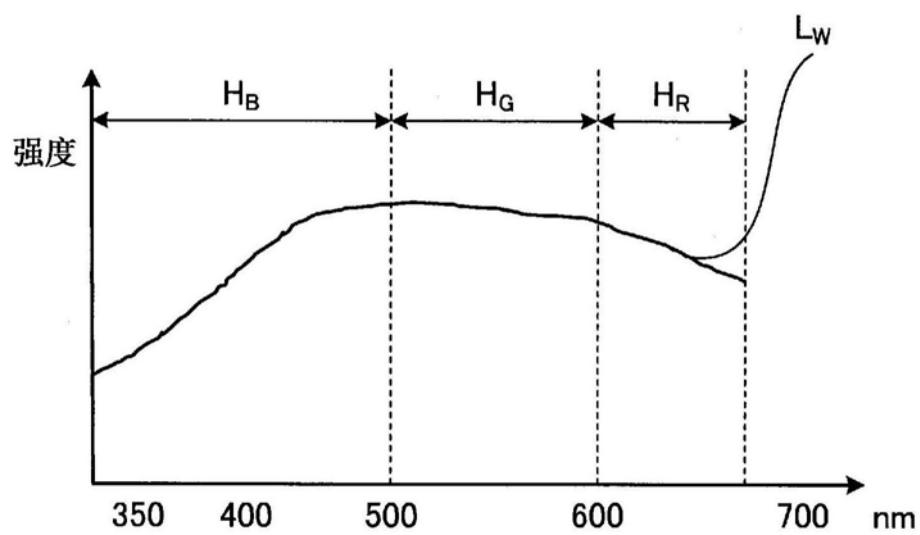


图25

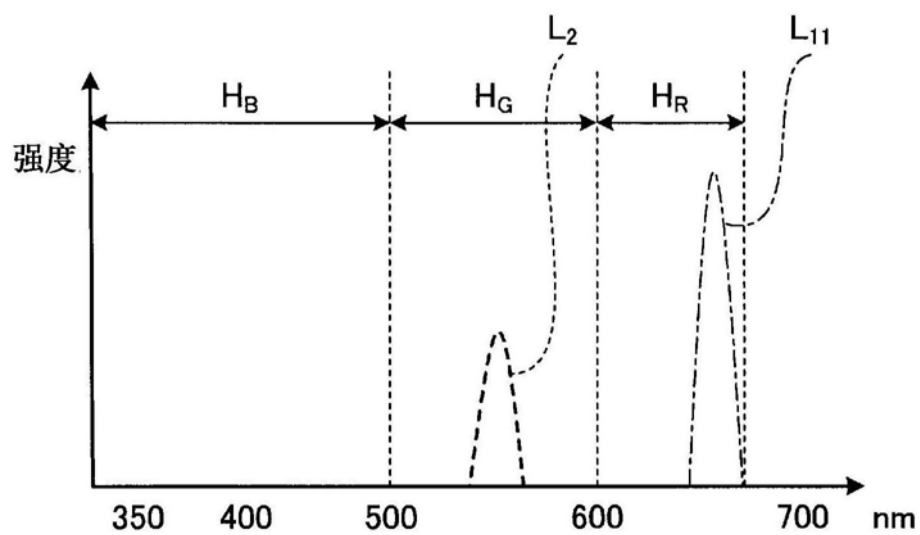


图26

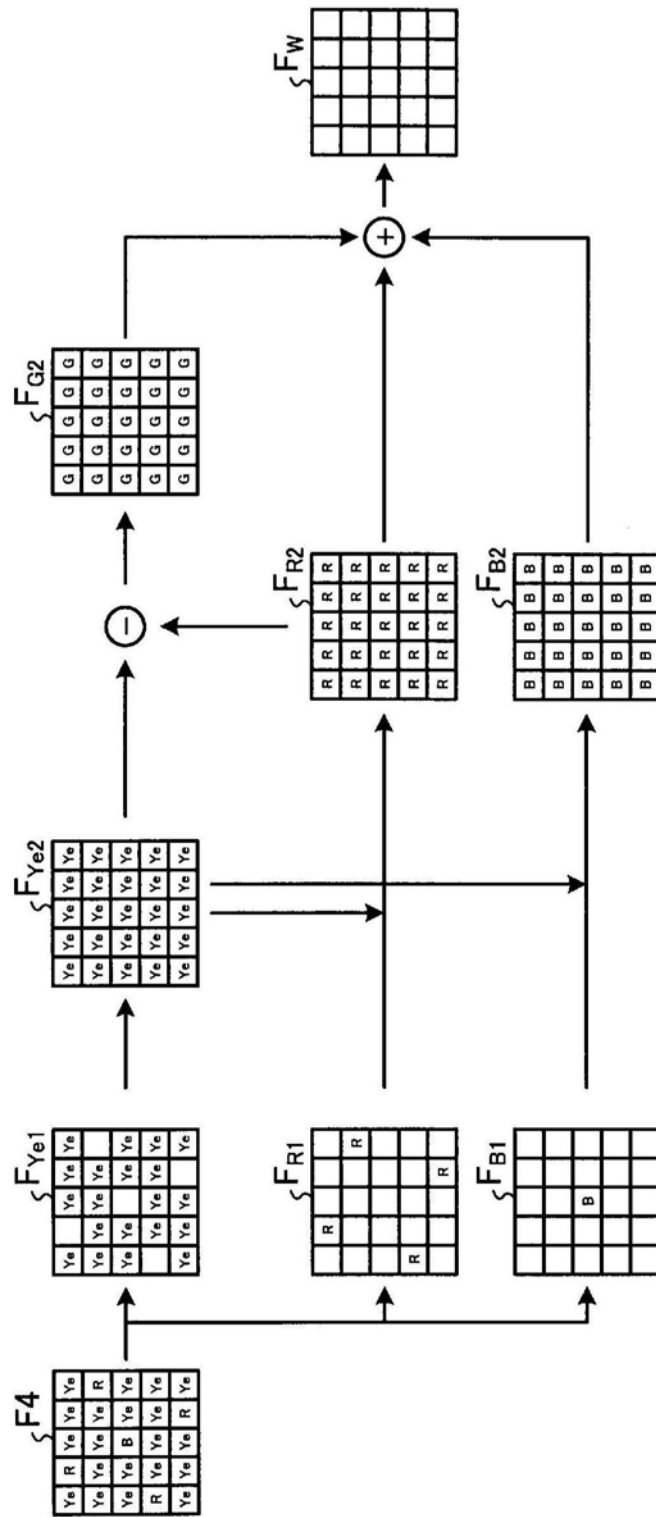


图27

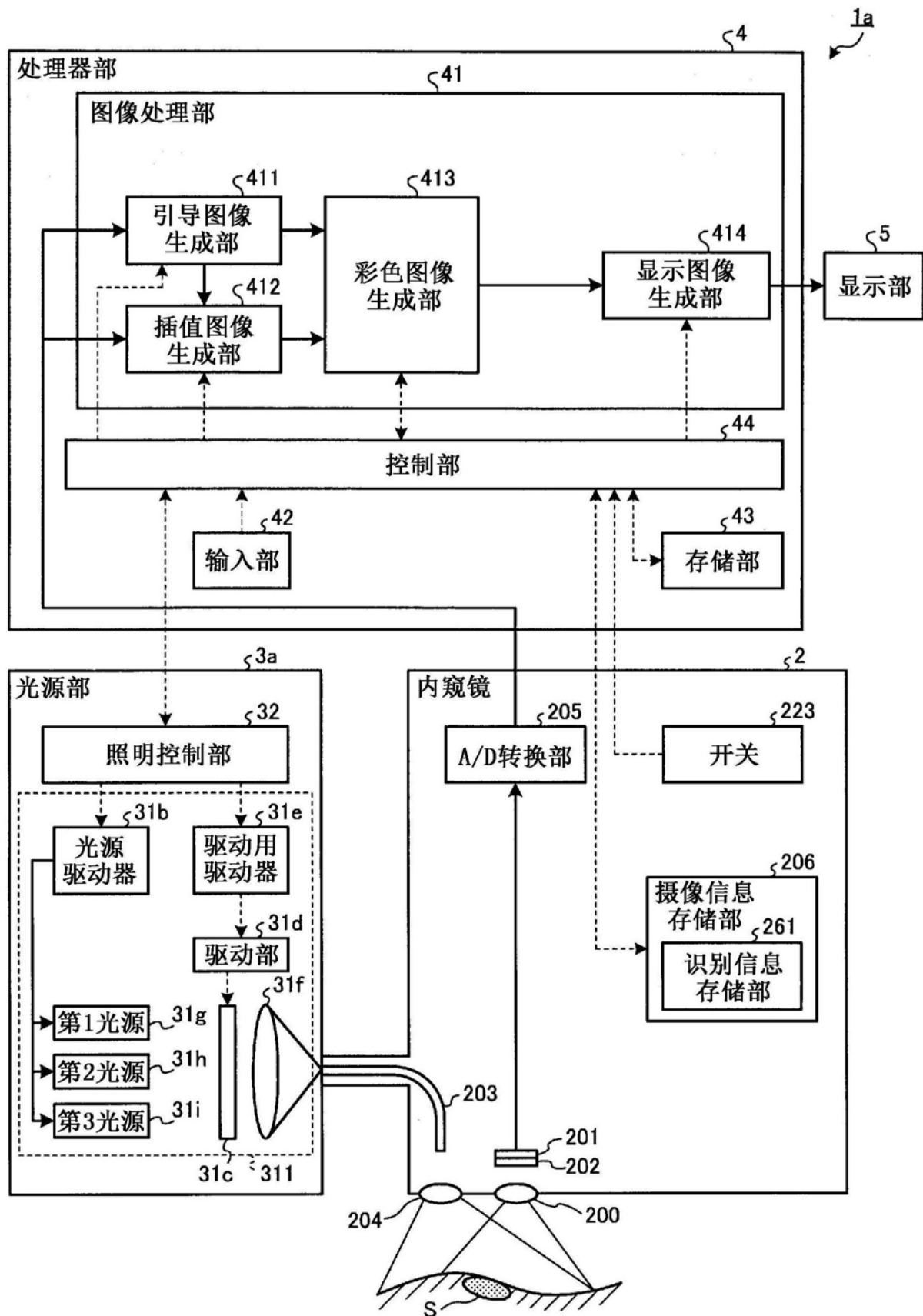


图28

补色像素的种类	补色像素1	补色像素2	第1波段	第2波段	效果
1种	青色	-	绿色	蓝色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的蓝色分辨率提高
	黄色	-	绿色	红色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的红色分辨率提高
2种	青色	品红	绿色	蓝色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的蓝色分辨率提高 (特殊光观察时将品红像素视为蓝色像素进行处理)
	青色	黄色	绿色	蓝色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的蓝色分辨率提高 (特殊光观察时将黄色像素视为绿色像素进行处理)
	黄色	青色	绿色	红色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的红色分辨率提高 (特殊光观察时将青色像素视为绿色像素进行处理)
	黄色	品红	绿色	红色	白光观察时的绿色分辨率提高 特殊光观察时的红色分辨率提高 (特殊光观察时将品红像素视为红色像素进行处理)

图29

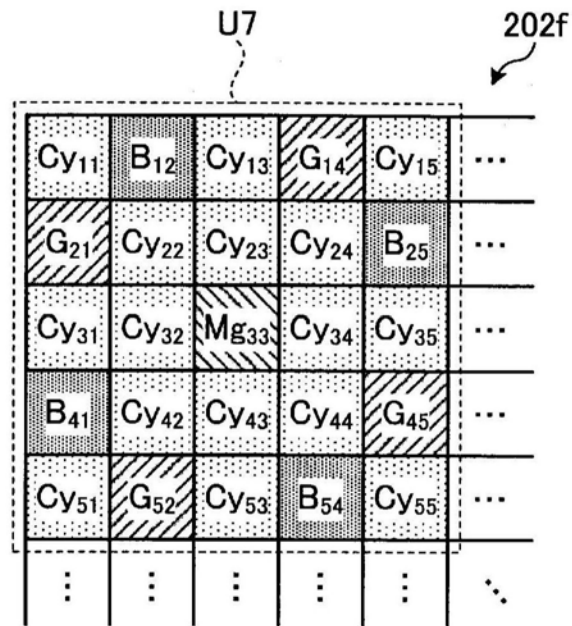


图30

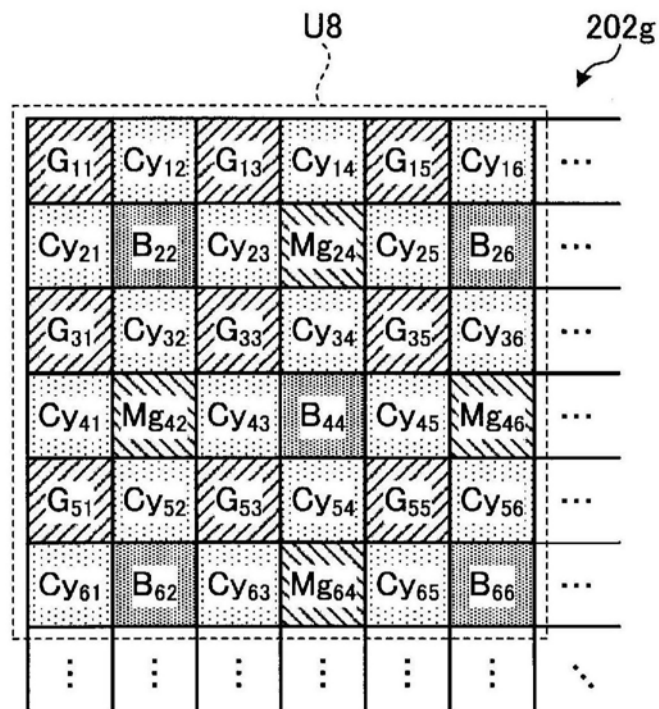


图31

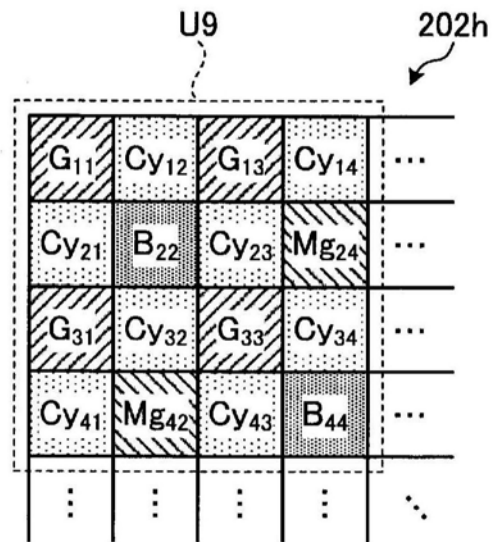


图32

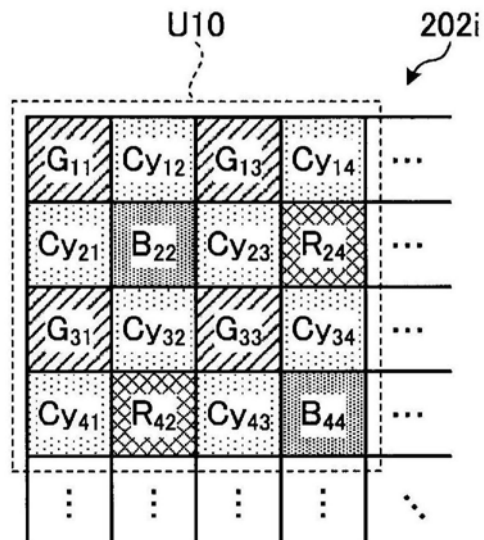


图33

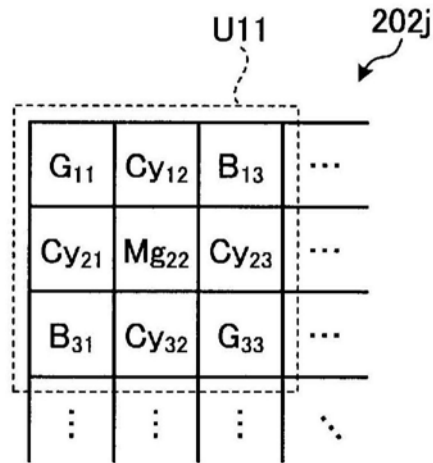


图34

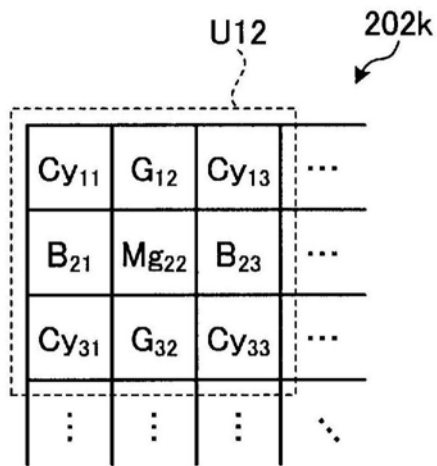


图35

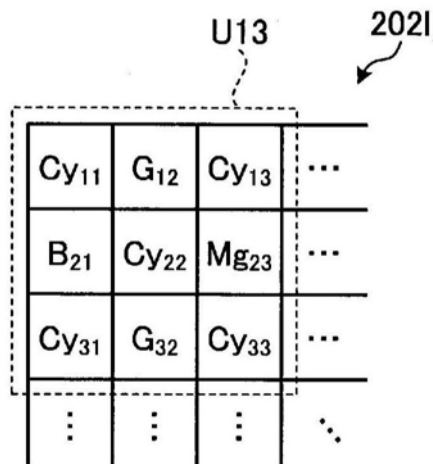


图36

U14

202m

G ₁₁	Cy ₁₂	G ₁₃	Cy ₁₄	Mg ₁₅	...
Cy ₂₁	B ₂₂	Cy ₂₃	B ₂₄	Cy ₂₅	...
G ₃₁	Cy ₃₂	G ₃₃	Cy ₃₄	B ₃₅	...
Cy ₄₁	B ₄₂	Cy ₄₃	Mg ₄₄	Cy ₄₅	...
Mg ₅₁	Cy ₅₂	G ₅₃	Cy ₅₄	B ₅₅	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图37

U15

202n

Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	G ₁₄	Cy ₁₅	...
B ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	Cy ₂₄	B ₂₅	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	G ₃₄	Gy ₃₅	...
Mg ₄₁	Cy ₄₂	B ₄₃	Cy ₄₄	Mg ₄₅	...
Cy ₅₁	G ₅₂	Cy ₅₃	G ₅₄	Cy ₅₅	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图38

U16 202o

G ₁₁	Cy ₁₂	G ₁₃	Cy ₁₄	Mg ₁₅	Cy ₁₆	...
Cy ₂₁	Mg ₂₂	Cy ₂₃	B ₂₄	Cy ₂₅	B ₂₆	...
G ₃₁	Cy ₃₂	G ₃₃	Cy ₃₄	G ₃₅	Cy ₃₆	...
Cy ₄₁	B ₄₂	Cy ₄₃	Mg ₄₄	Cy ₄₅	B ₄₆	...
Mg ₅₁	Cy ₅₂	G ₅₃	Cy ₅₄	G ₅₅	Cy ₅₆	...
Cy ₆₁	B ₆₂	Cy ₆₃	B ₆₄	Cy ₆₅	B ₆₆	...
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图39

U17 202p

Cy ₁₁	G ₁₂	Cy ₁₃	Cy ₁₄	B ₁₅	Cy ₁₆	...
B ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	G ₂₄	Cy ₂₅	G ₂₆	...
Cy ₃₁	G ₃₂	Cy ₃₃	Cy ₃₄	Mg ₃₅	Cy ₃₆	...
Cy ₄₁	B ₄₂	Cy ₄₃	Cy ₄₄	G ₄₅	Cy ₄₆	...
G ₅₁	Cy ₅₂	G ₅₃	B ₅₄	Cy ₅₅	Mg ₅₆	...
Cy ₆₁	Mg ₆₂	Cy ₆₃	Cy ₆₄	G ₆₅	Cy ₆₆	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图40

202q

Cy ₁₁	Cy ₁₂	G ₁₃	Cy ₁₄	G ₁₅	Cy ₁₆	...
G ₂₁	Cy ₂₂	Mg ₂₃	B ₂₄	Mg ₂₅	G ₂₆	...
B ₃₁	Cy ₃₂	Cy ₃₃	G ₃₄	Cy ₃₅	Mg ₃₆	...
Cy ₄₁	G ₄₂	G ₄₃	Cy ₄₄	B ₄₅	Cy ₄₆	...
G ₅₁	Mg ₅₂	Cy ₅₃	Cy ₅₄	Cy ₅₅	G ₅₆	...
Cy ₆₁	B ₆₂	Cy ₆₃	Cy ₆₄	B ₆₅	Cy ₆₆	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

图41

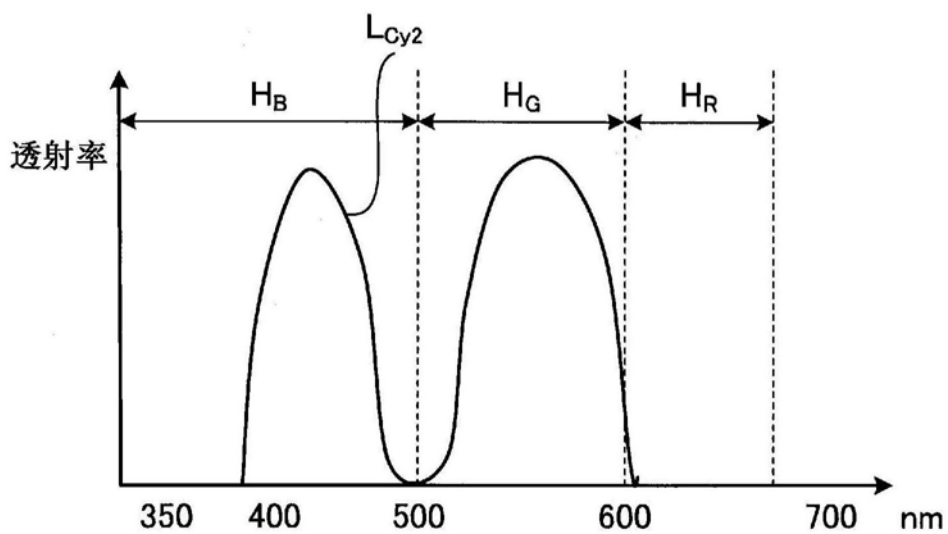


图42

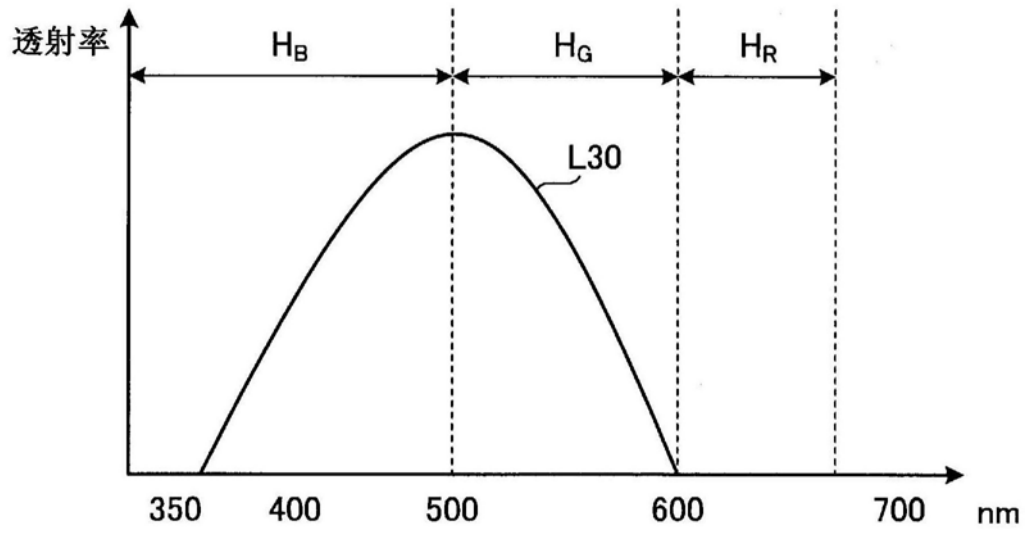


图43

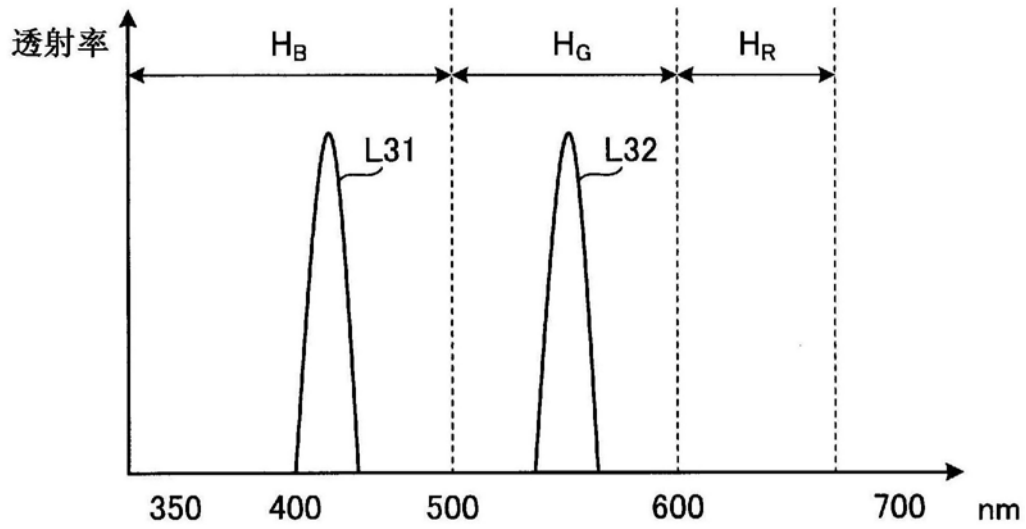


图44

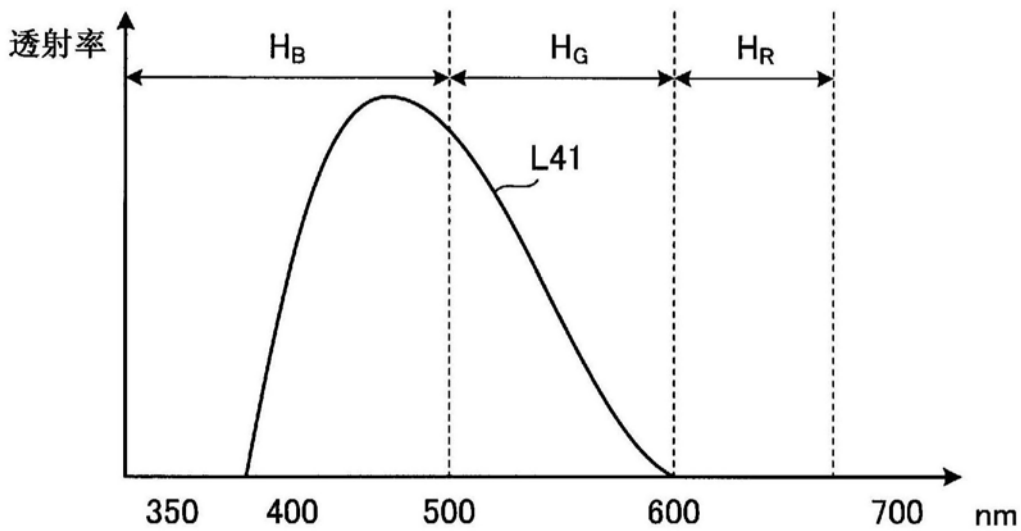


图45

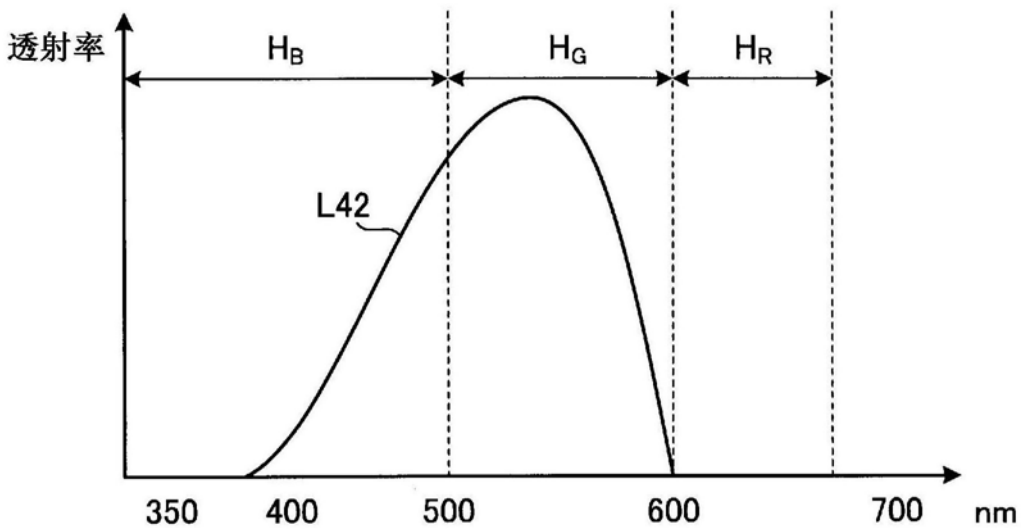


图46

专利名称(译)	内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序		
公开(公告)号	CN108778091A	公开(公告)日	2018-11-09
申请号	CN201780017384.X	申请日	2017-02-13
[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	菊地直		
发明人	菊地直		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/07 G02B23/2484 A61B1/00096 A61B1/00163 A61B1/04 A61B1/0676 G02B23/2461		
代理人(译)	孙明浩		
优先权	PCT/JP2016/058002 2016-03-14 WO		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供在白色光观察方式和窄带光观察方式的任意一种观察方式中都能够得到高分辨率的图像的内窥镜装置、图像处理装置、图像处理方法和程序。内窥镜装置(1)具有图像处理部(41)，该图像处理部(41)在光源部(3)射出了第1照明光或第2照明光的情况下，根据摄像元件(201)生成的摄像信号生成与绿色波段的光对应的第1图像和与一个波段的光对应的第2图像，由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第1图像的分辨率为由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第1图像的分辨率以上，由所述光源部射出所述第2照明光的情况下的所述第2图像的分辨率高于由所述光源部射出所述第1照明光的情况下的所述第2图像的分辨率。

