



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102469932 B

(45) 授权公告日 2013.04.24

(21) 申请号 201180002976.7

代理人 刘新宇

(22) 申请日 2011.03.18

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 1/06 (2006.01)

2010-085415 2010.04.01 JP

A61B 1/00 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2012.01.19

US 2002/0022766 A1, 2002.02.21, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

US 2003/0176768 A1, 2003.09.18, 全文.

PCT/JP2011/056537 2011.03.18

JP 特开 2005-131130 A, 2005.05.26, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

JP 特开 2006-271871 A, 2006.10.12, 全文.

W02011/125457 JA 2011.10.13

JP 特开 2007-29453 A, 2007.02.08, 全文.

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

审查员 薛林

地址 日本东京都

(72) 发明人 越川丰 町田亮

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

权利要求书2页 说明书10页 附图12页

务所(普通合伙) 11277

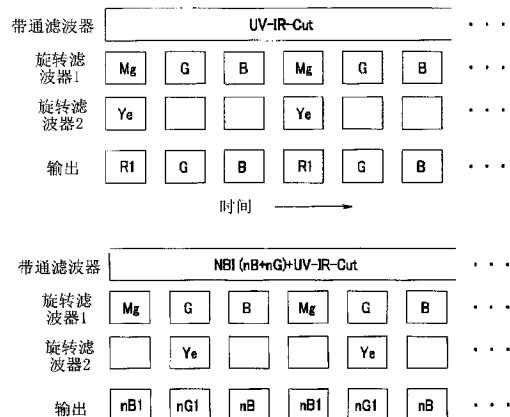
(54) 发明名称

光源装置以及内窥镜系统

(57) 摘要

光源装置(20)具有：第一旋转滤波器部(23)，其能够将蓝色滤波器(23a)、绿色滤波器(23b)以及品红色滤波器(23c)配置在光路(LP)上；第二旋转滤波器部(24)，其能够将黄色滤波器(24a)配置在光路(LP)上；以及频带选择滤波器部(22)，其能够将NBI滤波器配置在光路(LP)上，该NBI滤波器将蓝色光和绿色光限制为窄频带光，其中，在普通光观察的情况下，能够控制第一旋转滤波器部(23)和第二旋转滤波器部(24)，使得当品红色滤波器(23c)被配置在光路(LP)上时，黄色滤波器(24a)被配置在光路(LP)上，在窄频带光观察的情况下，将NBI滤波器配置在光路(LP)上，并且能够控制第一旋转滤波器部(23)和第二旋转滤波器部(24)，使得当绿色滤波器(23b)被配置在光路(LP)上时，黄色滤波器(24a)被配置在光路(LP)上。

CN 102469932 B



1. 一种光源装置,能够提供各自用于普通光观察和特殊光观察的照明光,该光源装置的特征在于,具有:

光源部,其产生宽频带光;

第一旋转滤波器部,其能够将第一滤波器、第二滤波器或第三滤波器配置在上述光源部所产生的上述宽频带光的光路上,其中,该第一滤波器使第一波长带的光透过,该第二滤波器使与上述第一波长带相比波长长的第二波长带的光透过,该第三滤波器使与上述第二波长带相比波长长的第三波长带的光和上述第一波长带的光透过;

第二旋转滤波器部,其能够将使上述第二波长带的光和上述第三波长带的光透过的第四滤波器配置在上述光路上;以及

频带选择滤波器部,其能够将频带限制滤波器配置在上述光路上,该频带限制滤波器将上述第一波长带的光和上述第二波长带的光的波长频带分别限制为窄频带,并且阻断上述第三波长带的光,

其中,在上述普通光观察的情况下,能够控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部,使得当上述第三滤波器被配置在上述光路上时,上述第四滤波器被配置在上述光路上,

在上述特殊光观察的情况下,将上述频带限制滤波器配置在上述光路上,并且能够控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部,使得当上述第二滤波器被配置在上述光路上时,上述第四滤波器被配置在上述光路上。

2. 根据权利要求 1 所述的光源装置,其特征在于,

上述第一滤波器和上述第二滤波器是原色滤波器,上述第三滤波器和上述第四滤波器是补色滤波器。

3. 根据权利要求 2 所述的光源装置,其特征在于,

上述第一滤波器是使蓝色波长带的光透过的蓝色滤波器,上述第二滤波器是使绿色波长带的光透过的绿色滤波器,上述第三滤波器是使红色波长带的光和蓝色波长带的光透过的品红色滤波器,上述第四滤波器是使绿色波长带的光和红色波长带的光透过的黄色滤波器。

4. 根据权利要求 1 所述的光源装置,其特征在于,

上述特殊光观察是窄频带光观察和荧光观察中的至少一个。

5. 根据权利要求 3 所述的光源装置,其特征在于,

上述宽频带光包括红外光,

上述频带选择滤波器部能够将红外光观察滤波器配置在上述光路上,该红外光观察滤波器将上述红外光限制为第四波长带的光和第五波长带的光,

上述第一滤波器使上述第四波长带的光透过,上述第二滤波器使上述第五波长带的光透过,

通过将上述红外光观察滤波器配置在上述光路上,能够提供用于红外光观察的照明光。

6. 根据权利要求 5 所述的光源装置,其特征在于,

在上述红外光观察的情况下,能够控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部,使得当上述第三滤波器被配置在上述光路上时,上述第四滤波器被配置在上述光路上。

7. 根据权利要求 5 所述的光源装置, 其特征在于,
上述第二滤波器使上述第四波长带的光或上述第五波长带的光透过。

8. 根据权利要求 1 所述的光源装置, 其特征在于,
提供对被检体的消化管内进行照明的照明光。

9. 一种内窥镜系统, 能够进行普通光观察和特殊光观察, 其特征在于, 具备 :
插入部, 其前端部具有摄像部, 插通有光导件 ;

光源装置, 其经由上述光导件提供照明光 ;
图像处理部, 其对上述摄像部拍摄到的图像进行处理 ; 以及
控制部,

其中, 上述光源装置具有 :

光源部, 其产生宽频带光 ;

第一旋转滤波器部, 其能够将第一滤波器、第二滤波器或第三滤波器配置在上述光源部所产生的上述宽频带光的光路上, 其中, 该第一滤波器使第一波长带的光透过, 该第二滤波器使与上述第一波长带相比波长长的第二波长带的光透过, 该第三滤波器使与上述第二波长带相比波长长的第三波长带的光和上述第一波长带的光透过 ;

第二旋转滤波器部, 其能够将使上述第二波长带的光和上述第三波长带的光透过的第四滤波器配置在上述光路上 ; 以及

频带选择滤波器部, 其能够将频带限制滤波器配置在上述光路上, 该频带限制滤波器将上述第一波长带的光和上述第二波长带的光的波长频带分别限制为窄频带, 并且阻断上述第三波长带的光,

在上述普通光观察的情况下, 上述控制部控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部, 使得当上述第三滤波器被配置在上述光路上时, 上述第四滤波器被配置在上述光路上,

在上述特殊光观察的情况下, 上述控制部将上述频带限制滤波器配置在上述光路上, 并且控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部, 使得当上述第二滤波器被配置在上述光路上时, 上述第四滤波器被配置在上述光路上。

10. 根据权利要求 9 所述的内窥镜系统, 其特征在于,

上述第一滤波器和上述第二滤波器是原色滤波器, 上述第三滤波器和上述第四滤波器是补色滤波器。

11. 根据权利要求 10 所述的内窥镜系统, 其特征在于,

上述特殊光观察是窄频带光观察,

上述第一滤波器是使蓝色波长带的光透过的蓝色滤波器, 上述第二滤波器是使绿色波长带的光透过的绿色滤波器, 上述第三滤波器是使红色波长带的光和蓝色波长带的光透过的品红色滤波器, 上述第四滤波器是使绿色波长带的光和红色波长带的光透过的黄色滤波器。

12. 根据权利要求 11 所述的内窥镜系统, 其特征在于,

在上述特殊光观察中, 在利用经由上述第一滤波器的上述照明光得到的图像的明亮度为规定值以下的情况下, 上述图像处理部对利用经由上述第一滤波器的上述照明光得到的图像与利用经由上述第三滤波器的上述照明光得到的图像进行加法运算处理。

光源装置以及内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种对插入到被检体内来观察体内组织的医疗用内窥镜提供照明光的光源装置以及具有上述光源装置的内窥镜系统,特别是涉及一种提供用于白色光观察和特殊光观察的照明光的光源装置以及具有上述光源装置的内窥镜系统。

背景技术

[0002] 医疗用内窥镜的观察对象部位是生物体的内部,因此需要对体内进行照明的光源装置。光源装置所产生的照明光经由插通内窥镜的插入部的光导件而从具有摄像部的前端部对观察对象组织进行照明。

[0003] 在此,作为利用内窥镜进行的观察,普遍进行一种使用了可见光的普通光观察(白色光观察:White Light Imaging:WLI),但也开始进行利用了照射光的波长特性的各种特殊光观察。

[0004] 例如,在日本特开2007-29453号公报中,公开了一种用于进行作为特殊光观察的窄频带光观察、荧光观察以及红外光观察等的场序式的内窥镜系统。

[0005] 在窄频带光观察(Narrow Band Imaging:NBI)中,为了以高对比度观察血管,着眼于同时具有被血液强烈吸收且在粘膜表层被强烈反射、散射这种特性的光的利用,通过依次照射蓝色窄频带光和绿色窄频带光来增强粘膜表层的毛细血管和深部的粗血管的对比度来进行显示。

[0006] 关于荧光观察(Auto Fluorescence Imaging:AFI),例如依次照射用于观察来自胶原蛋白等荧光物质的荧光的激励光和被血液中的血红蛋白吸收的波长的光,由此以不同的色调来增强显示肿瘤性病变和正常粘膜。

[0007] 关于红外光观察(Infra Red Imaging:IRI),例如在静脉注射易于吸收红外光的ICG(indocyanine green:吲哚青绿)之后,依次照射两种波长的红外光,由此增强显示用人眼难以识别的粘膜深部的血管以及血流信息。

[0008] 但是,在按时间序列依次照射红色光、绿色光、蓝色光的场序式的内窥镜中,如后所述,由于在窄频带光观察中在照射红色光时不能获得图像,因此获取明亮的图像不容易。

[0009] 此外,在上述日本特开2007-29453号公报中,为了防止由于红外线的热而损伤内窥镜,公开了一种使用透过如下滤波器的照射光的技术:普通的红色、绿色或蓝色的原色滤波器以及使较宽频带的波长带的光透过的滤波器。

[0010] 本发明的目的在于,提供一种能够在特殊光观察的情况下获得明亮的图像的光源装置以及具有上述光源装置的内窥镜系统。

发明内容

[0011] 发明要解决的问题

[0012] 实施方式的光源装置能够提供各自用于普通光观察和特殊光观察的照明光,该光

源装置具有：光源部，其产生宽频带光；第一旋转滤波器部，其能够将第一滤波器、第二滤波器或第三滤波器配置在上述光源部所产生的上述宽频带光的光路上，其中，该第一滤波器使第一波长带的光透过，该第二滤波器使与上述第一波长带相比波长长的第二波长带的光透过，该第三滤波器使与上述第二波长带相比波长长的第三波长带的光和上述第一波长带的光透过；第二旋转滤波器部，其能够将使上述第二波长带的光和上述第三波长带的光透过的第四滤波器配置在上述光路上；以及频带选择滤波器部，其能够将频带限制滤波器配置在上述光路上，该频带限制滤波器将上述第一波长带的光和上述第二波长带的光的波长频带分别限制为窄频带，并且阻断上述第三波长带的光，

[0013] 其中，在上述普通光观察的情况下，能够控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部，使得当上述第三滤波器被配置在上述光路上时，上述第四滤波器被配置在上述光路上，在上述特殊光观察的情况下，将上述频带限制滤波器配置在上述光路上，并且能够控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部，使得当上述第二滤波器被配置在上述光路上时，上述第四滤波器被配置在上述光路上。

[0014] 另外，其它实施方式的内窥镜系统能够进行普通光观察和特殊光观察，该内窥镜系统具备：插入部，其前端部具有摄像部，插通有光导件；光源装置，其经由上述光导件提供照明光；图像处理部，其对上述摄像部拍摄到的图像进行处理；以及控制部，其中，上述光源装置具有：光源部，其产生宽频带光；第一旋转滤波器部，其能够将第一滤波器、第二滤波器或第三滤波器配置在上述光源部所产生的上述宽频带光的光路上，其中，该第一滤波器使第一波长带的光透过，该第二滤波器使与上述第一波长带相比波长长的第二波长带的光透过，该第三滤波器使与上述第二波长带相比波长长的第三波长带的光和上述第一波长带的光透过；第二旋转滤波器部，其能够将使上述第二波长带的光和上述第三波长带的光透过的第四滤波器配置在上述光路上；以及频带选择滤波器部，其能够将频带限制滤波器配置在上述光路上，该频带限制滤波器将上述第一波长带的光和上述第二波长带的光的波长频带分别限制为窄频带，并且阻断上述第三波长带的光，在上述普通光观察的情况下，上述控制部控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部，使得当上述第三滤波器被配置在上述光路上时，上述第四滤波器被配置在上述光路上，在上述特殊光观察的情况下，上述控制部将上述频带限制滤波器配置在上述光路上，并且控制上述第一旋转滤波器部和上述第二旋转滤波器部，使得当上述第二滤波器被配置在上述光路上时，上述第四滤波器被配置在上述光路上。

附图说明

- [0015] 图 1 是第一实施方式的内窥镜系统的结构图。
- [0016] 图 2A 是用于说明滤波器的结构的俯视图。
- [0017] 图 2B 是用于说明滤波器的结构的俯视图。
- [0018] 图 2C 是用于说明滤波器的结构的俯视图。
- [0019] 图 3A 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0020] 图 3B 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0021] 图 3C 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0022] 图 4A 是用于说明公知的内窥镜系统的照射光的说明图。

- [0023] 图 4B 是用于说明公知的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0024] 图 5A 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0025] 图 5B 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0026] 图 6A 是用于说明第一实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0027] 图 6B 是用于说明第一实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0028] 图 7 是用于说明第一实施方式的变形例的内窥镜系统的控制方法的流程图。
- [0029] 图 8A 是用于说明第二实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0030] 图 8B 是用于说明第二实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0031] 图 9 是用于说明旋转滤波器的结构的俯视图。
- [0032] 图 10A 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0033] 图 10B 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0034] 图 10C 是表示滤波器的透过特性的曲线图。
- [0035] 图 11A 是用于说明第四实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0036] 图 11B 是用于说明第四实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0037] 图 11C 是用于说明第四实施方式的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0038] 图 12A 是用于说明第四实施方式的变形例的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0039] 图 12B 是用于说明第四实施方式的变形例的内窥镜系统的照射光的说明图。
- [0040] 图 12C 是用于说明第四实施方式的变形例的内窥镜系统的照射光的说明图。

具体实施方式

- [0041] <第一实施方式>
- [0042] 本发明的第一实施方式的内窥镜系统 1 除了普通光观察之外,还能够进行作为特殊光观察的窄频带光观察。即,如图 1 所示,内窥镜系统 1 具有能够将用于普通光观察和窄频带光观察各自的照明光选择其一地提供的光源装置 20、主体部 10 以及内窥镜 30。内窥镜 30 具有操作部 32、插入到被检体的消化管等的细长的插入部 33 以及通用线缆 31。插入部 33 的前端部 33A 中配设有摄像光学部 37、作为场序式的摄像部的 CCD 35 以及射出照明光的照明光学部 36。来自光源装置 20 的照明光通过插通插入部 33 内的光导件 34 被引导至照明光学部 36。此外,截止滤波器 38 为了截止无用的反射光而根据需要被配置在摄像光学部 37 的光路上。
- [0043] 并且,光源装置 20 具有作为光源部的氩灯 21、频带选择滤波器部 22、由第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 构成的旋转滤波器单元 25 以及光学部 26A、26B、26C,将氩灯 21 所产生的宽频带光作为与观察模式相应的照明光提供至光导件 34。光学部 26A、26B、26C 是用于控制照明光的光束的透镜。光源部只要是产生从可见光至红外光的宽频带光的光源即可,并不限于氩灯 21。另外,氩灯 21 中配设有反射镜 21A,将在背面方向产生的光也反射到前方。
- [0044] 主体部 10 具有图像处理部 12、用于手术操作者选择观察模式的切换开关 13 以及进行内窥镜系统 1 的整体控制的控制部 11,该主体部 10 上连接有监视器 14。具有信号放大电路 (AGC) 12A 的图像处理部 12 对利用经由不同的滤色器的照明光得到的多个被摄体的图像进行明亮度调整后进行合成,输出彩色图像或拟彩色(擬似カラ一)图像。此外,切换

开关 13 也可以设置在操作部 32 中。

[0045] 如图 2A 的主视图所示, 频带选择滤波器部 22 是如下的转盘 (turret) : 在金属圆盘的开口部具有多个频带限制滤波器 (Band-pass filter) 22a~22d, 通过以旋转轴为中心进行旋转, 能够将用于所选择的观察模式的频带限制滤波器配设在光路 LP 上。例如, 频带限制滤波器 22a 是 UV-IR 截止滤波器, 频带限制滤波器 22b 是由 NBI 滤波器和 UV-IR 截止滤波器这两片滤波器构成的复合滤波器, 频带限制滤波器 22c 是由 AFI 滤波器和 UV-IR 截止滤波器这两片滤波器构成的复合滤波器, 频带限制滤波器 22d 是 IRI 滤波器。此外, 针对上述滤波器的特性稍后说明, 在光源装置 20 中至少具有频带限制滤波器 22a、22b 即可。

[0046] 另外, 金属圆盘的一部分开口部也可以不配设滤波器而作为空心部, 或配设透明玻璃, 由此使光全部透过。另外, 也可以是如下频带选择滤波器部 : 具有两个能够独立旋转的金属圆盘, 将各个金属圆盘的滤波器进行组合来用作复合滤波器。

[0047] 并且, 如图 2B 的主视图所示, 第一旋转滤波器部 23 在金属圆盘的同一圆周上的三个圆弧状的开口部分别配设作为使蓝色波长带光透过的第一滤波器的蓝色 (B) 滤波器 23a、作为使绿色波长带光透过第二滤波器的绿色 (G) 滤波器 23b 以及作为使红色和蓝色波长带光透过第三滤波器的品红色 (Mg) 滤波器 23c。另一方面, 如图 2C 所示, 第二旋转滤波器部 24 在金属圆盘的同一圆周上的圆弧状的开口部中的某一个开口部配设作为使绿色和红色波长带光透过第四滤波器的黄色 (Ye) 滤波器 24a。

[0048] 即, 色彩透过滤波器中的 B 滤波器 23a 和 G 滤波器 23b 是原色滤波器, Mg 滤波器 23c 和 Ye 滤波器 24a 是补色滤波器。

[0049] 旋转滤波器单元 25 的第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 通过以相同的旋转轴为中心连续地进行旋转, 依次对被摄体照射各种颜色的照明光。此外, 也可以具有使可见光全部透过的开口部。并且, 旋转滤波器单元 25 能够控制由第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 同时配设在光路 LP 上的滤波器。换言之, 控制部 11 如上述那样控制第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24。

[0050] 例如, 控制部 11 进行控制使得第二旋转滤波器部 24 与第一旋转滤波器部 23 的旋转方向上的相对位置为规定的位置, 之后固定第二旋转滤波器部 24 和第一旋转滤波器部 23。因此, 当第一旋转滤波器部 23 进行旋转时, 固定在第一旋转滤波器部 23 上的第二旋转滤波器部 24 也同时旋转。只要能够对第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 进行同步控制、也就是使相位相一致的旋转控制, 则第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 也可以能够各自独立地进行旋转。

[0051] 在此, 为了比较, 对公知的场序式的内窥镜系统进行说明。图 3A~图 3C 是表示旋转单元的滤波器的透过特性的曲线, 横轴表示波长, 纵轴表示透过率。图 3A 示出了分别使红色 (R) 光、绿色 (G) 光、蓝色 (B) 光透过的三个原色滤波器的透过特性, 图 3B 示出了将蓝色光 B 和绿色光 (G) 限制为离散的窄频带光 (nB, nG) 并且阻断红色光的 NBI 滤波器的透过特性, 图 3C 示出了阻断可见光区域以外的光的 UV-IR 截止滤波器的透过特性和将 NBI 滤波器与 UV-IR 截止滤波器进行组合时的透过特性。

[0052] 如图 3A 所示, B 滤波器 23a 的透过率在 495nm 以下的情况下为 50% 以上, 在 480nm 以下的情况下为 93% 以上。G 滤波器 23b 的透过率在 500nm~575nm 的情况下为 50% 以上, 在 515nm~560nm 的情况下为 93% 以上。R 滤波器的透过率在 585nm~655nm 的情况下为 50%

以上,在 600nm~640nm 的情况下为 93% 以上。如图 3B 所示, NBI 滤波器的透过率在 445nm 以下的情况下为 50% 以上, 在 455nm~510nm 的情况下为小于 1%, 但在 520nm~560nm 的情况下再次变高。如图 3C 所示, UV-IR 截止滤波器使可见光区域 (400nm~675nm) 的光透过。此外, 在滤波器的透过特性中没有明确表示波长带的上限或下限的情况下, 上限或下限至少是可见光区域的上限或下限即可。

[0053] 图 4A 和图 4B 是用于说明配置在场序式的内窥镜系统的光路 LP 上的滤波器与照射光的关系的说明图, 横轴表示时间。如图 4A 所示, 在普通光观察 (WLI) 的情况下, 在频带选择滤波器部中 UV-IR 截止滤波器始终被配设在光路 LP 上, 来阻断可见光区域以外的光。并且, 通过使旋转滤波器部连续地进行旋转, 间歇性地阻断照明光来依次连续地对被摄体照射红色 (R)、绿色 (G)、蓝色 (B) 各种颜色的光。并且, 由 CCD 35 按时间序列拍摄按每种颜色获得的被摄体的三张图像 (只有明亮度信号的黑白图像), 在图像处理部 12 中将这些图像进行合成并作为一张彩色图像显示在监视器 14 中。

[0054] 即, 将旋转滤波器的一次旋转作为一个周期来合成一张彩色图像, 因此运动图像的帧频由旋转滤波器的转速来决定。

[0055] 而在窄频带光观察 (NBI) 的情况下, 频带选择滤波器部的 NBI 滤波器和 UV-IR 截止滤波器始终被配设在光路 LP 上。因此如图 4B 所示, 通过使旋转滤波器部连续地进行旋转, 依次连续地对被摄体照射窄频带蓝色光 (nB) 和窄频带绿色光 (nG)。并且, 利用窄频带蓝色光 (nB) 和窄频带绿色光 (nG) 得到的两张图像被合成而作为拟彩色图像显示在监视器中。

[0056] 即, 如图 4B 所示, 在公知的内窥镜系统中, 在将红色滤波器配设在旋转滤波器部的光路上的期间, 光源所产生的光全部被截止 (No), 因此不能获得图像。另外, 在利用光导件 34 进行导光的期间蓝色光比绿色光容易衰减, 因此照射窄频带蓝色光 (nB) 而得到的被摄体的图像比照射窄频带绿色光 (nG) 而得到的被摄体的图像暗。虽然在图像处理部 12 的信号放大电路 (AGC) 12A 中能够放大信号, 但当进行放大时噪声增加, 因此有时图像质量劣化。

[0057] 与此相对, 在本实施方式的内窥镜系统 1 中, 旋转滤波器单元 25 的第一旋转滤波器部 23 中具有呈现图 5A 示出的透过特性的 B 滤波器 23a、G 滤波器 23b 以及 Mg 滤波器 23c, 第二旋转滤波器部 24 中具有呈现图 5B 示出的透过特性的 Ye 滤波器 24a。

[0058] 并且, 在普通光观察 (WLI) 的情况下, 如图 6A 所示, 控制部 11 控制第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 (旋转滤波器单元 25), 使得当第一旋转滤波器部 23 的 Mg 滤波器 23c 被配置在光路 LP 上时, 第二旋转滤波器部 24 的 Ye 滤波器 24a 被配置在光路 LP 上。即, 在手术操作者通过操作模式切换开关 13 选择了普通光观察的情况下, 控制部 11 使第二旋转滤波器部 24 的 Ye 滤波器 24a 旋转至与第一旋转滤波器部 23 的 Mg 滤波器 23c 重合的位置, 之后将第二旋转滤波器部 24 和第一旋转滤波器部 23 固定。然后使第一旋转滤波器部 23 进行连续旋转。此外, 在光源装置 20 中, 第二旋转滤波器部 24 的开口部 24b、24c 是空心部。

[0059] 如图 6A 所示, 在普通光观察 (WLI) 的情况下, 通过第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 进行连续旋转来间歇性地阻断照明光, 依次对被摄体照射红色 R1、绿色 (G)、蓝色 (B) 各种颜色的光。并且, 在摄像部中, 由 CCD 35 按时间序列拍摄按每种颜色获得的

被摄体的三张图像（只有明亮度信号的黑白图像），在图像处理部 12 中将这些图像进行合成并作为一张彩色图像显示在监视器 14 中。

[0060] 在此，红色 R1 是透过 Mg 滤波器 23c 和 Ye 滤波器 24a 的照射光。即，如图 5A 所示，透过 Mg 滤波器 23c 的照射光具有蓝色波长带的光和红色波长带的光，但通过进一步透过 Ye 滤波器 24a 而变为红色波长带的光（红色 R1）。

[0061] 并且，在窄频带光观察（NBI）的情况下，在频带选择滤波器部 22 中 NBI 滤波器（图 3C）被配设在光路 LP 上，并且对第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 进行控制，使得当第一旋转滤波器部 23 的 G 滤波器 23b 被配置在光路 LP 上时，第二旋转滤波器部 24 的 Ye 滤波器 24a 被配置在光路 LP 上。即，在通过操作模式切换开关 13 选择了窄频带光观察的情况下，控制部 11 使第二旋转滤波器部 24 旋转至 G 滤波器 23b 与 Ye 滤波器 24a 重合的位置并进行固定。然后，控制部 11 控制第一旋转滤波器部 23 进行连续旋转。

[0062] 因此，如图 6B 所示，通过第一旋转滤波器部 23 和第二旋转滤波器部 24 进行旋转，对被摄体依次照射窄频带蓝色光（nB1）、窄频带绿色光（nG1）以及窄频带蓝色光（nB）。在此，窄频带蓝色光（nB1）是透过 NBI 滤波器和 Mg 滤波器 23c 的照射光，窄频带绿色光（nG1）是透过 NBI 滤波器、G 滤波器 23b 以及 Ye 滤波器 24a 的照射光。

[0063] 即，在内窥镜系统 1 中，在 Mg 滤波器 23c 被配设在第一旋转滤波器部 23 的光路上的期间，也对被摄体照射窄频带蓝色光（nB1）。因此，图像处理部 12 通过对利用窄频带蓝色光（nB1）得到的图像与利用窄频带蓝色光（nB）得到的图像进行加法运算处理，能够获得更加明亮的窄频带蓝色光图像。即，通过对两个图像进行加法运算处理，能够使现有的内窥镜系统中比利用窄频带绿色光（nG1）得到的图像暗的窄频带蓝色光图像变得明亮。因此，在内窥镜系统 1 中，能够在监视器 14 中显示取得窄频带绿色光（nG1）与窄频带蓝色光（nB+nB1）的平衡的高图像质量的拟彩色图像。

[0064] 此外，如图 5A 所示，在内窥镜系统 1 中，Mg 滤波器 23c 的蓝色区域中的半值波长（Mg50）为 465nm，位于与 B 滤波器 23a 的长波长侧的半值波长（B50）495nm 相比靠短波长侧的位置。在此，半值波长是指透过率为 50% 的波长。另外，Mg 滤波器 23c 的蓝色区域中的半值波长（Mg50）465nm 与图 5B 所示的 Ye 滤波器 24a 的短波长侧的半值波长（Ye50）510nm 之差为 45nm，处于 30nm~70nm 的范围。

[0065] 通过将满足上述条件的滤波器进行组合，光源装置 20 能够提供期望的波长区域的光。

[0066] 如上述说明，光源装置 20 能够在窄频带光观察的情况下获得明亮的图像，具有光源装置 20 的内窥镜系统 1 能够在窄频带光观察的情况下获得明亮的图像。

[0067] <第一实施方式的变形例>

[0068] 接着，对第一实施方式的变形例的内窥镜系统 1A 以及光源装置 20A 进行说明。本变形例的内窥镜系统 1A 等与第一实施方式的内窥镜系统 1 等相似，因此对相同的结构要素附加相同的附图标记并省略说明。

[0069] 为了使图像变亮，还存在一种通过将光源装置 20A 的氙灯 21 的电流增加或调整未图示的光圈来提高基本光量的方法。另外，还存在一种通过提高图像处理部 12 的自动增益控制（AGC）电路 12A 的放大率（增益）来进一步放大信号的方法。为此，在内窥镜系统 1A 中，进行图 7 的流程图所示的控制。

[0070] <步骤 S10>

[0071] 图像处理部 12 判断所获得的图像的明亮度是否为规定值以上。

[0072] <步骤 S11>

[0073] 在被摄体位于前端部 33A 的附近等的情况下, 图像的明亮度为规定值以上 (S10 为“是”), 因此图像处理部 12 仅将利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像与利用窄频带绿色光 (nG1) 得到的图像进行合成来生成拟彩色图像。即, 废弃利用窄频带蓝色光 (nB1) 得到的图像。这是因为, 利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像和利用窄频带蓝色光 (nB1) 得到的图像的拍摄时刻严格来讲不同, 因此当用于合成时, 图像质量有可能劣化。当然, 也可以使用利用窄频带蓝色光 (nB1) 得到的图像而废弃利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像。

[0074] <步骤 S12>

[0075] 在图像的明亮度小于规定值的情况下 (S10 为“否”), 为了提高光源装置 20 的基本光量, 控制部 11 将氙灯 21 的电流增加或调整未图示的光圈。当提高光源装置 20 的基本光量时, 图像质量不会劣化。

[0076] <步骤 S13>

[0077] 图像处理部 12 判断所获得的图像的明亮度是否为规定值以上。在图像的明亮度为规定值以上的情况下 (S13 为“是”), 在步骤 S11 中, 图像处理部 12 仅将利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像与利用窄频带绿色光 (nG1) 得到的图像进行合成来生成拟彩色图像。

[0078] <步骤 S14>

[0079] 在即使使基本光量变为最大但图像的明亮度仍小于规定值的情况下 (S13 为“否”), 图像处理部 12 对利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像与利用窄频带蓝色光 (nB1) 得到的图像进行加法运算处理来提高图像的明亮度。此外, 也可以将利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像与利用窄频带蓝色光 (nB1) 得到的图像的加法运算比 α 设为可变, 设为以 $nB : \alpha \times nB1$ 的权重进行相加而得到的图像。例如, 在 $\alpha = 0$ 的情况下, 仅使用利用窄频带蓝色光 (nB) 得到的图像, 在 $\alpha = 0.5$ 的情况下, 成为 $nB + 0.5 \times nB1$ 的图像, 在 $\alpha = 1$ 的情况下, 成为 $nB + nB1$ 的图像。

[0080] <步骤 S15>

[0081] 图像处理部 12 判断所获得的图像的明亮度是否为规定值以上。

[0082] <步骤 S16>

[0083] 在即使对图像进行了加法处理但图像的明亮度仍小于规定值的情况下 (S15 为“否”), 图像处理部 12 尽管导致 S/N 的劣化, 但通过 AGC 电路 12A 进一步放大进行加法处理后的利用窄频带蓝色光得到的图像信号 (提高增益)。此外, 由 AGC 电路 12A 进行的信号放大处理能够通过设定处理系数来调整放大率, 在放大率小的情况下, S/N 得到改善, 几乎可以忽略图像质量劣化。

[0084] 进行上述控制的本变形例的内窥镜系统 1A 具有第一实施方式的内窥镜系统 1 的效果, 并且, 即使被摄体与前端部 33A 之间的距离发生变化, 也能够将图像质量的劣化限制在最低限度来获得明亮的窄频带光图像。

[0085] <第二实施方式>

[0086] 接着, 对第二实施方式的内窥镜系统 1B 进行说明。本实施方式的内窥镜系统 1B 与第一实施方式的内窥镜系统 1 相似, 因此对相同的结构要素附加相同的附图标记并省略

说明。

[0087] 本实施方式的内窥镜系统 1B 除了普通光观察之外,还能够进行作为特殊光观察的荧光观察 (AFI)。如已说明那样,在荧光观察的情况下,将荧光图像与利用被血红蛋白强烈吸收的绿色光得到的图像进行合成,并作为以不同的色调来增强显示肿瘤性病变和正常粘膜的拟彩色图像显示在监视器 14 中。这是利用了如下的特性:当照射蓝色激励光时,肿瘤组织与正常组织相比,自身荧光(存在于粘膜的胶原蛋白等荧光物质所发出的荧光)减弱。通过将不受粘膜的肥厚的影响而仅受血红蛋白的变化的影响的绿色光图像与荧光图像进行组合,能够将正常组织显示为淡绿色,将肿瘤组织显示为品红色,将深部血管显示为深绿色。当然,也可以预先投放荧光药剂,来观察来自选择性地聚集到目标组织的荧光药剂的荧光。

[0088] 荧光 (F) 的强度与作为激励光的蓝色光相比非常小。因此在荧光观察用的摄像光学部 37 中配置激励光截止滤波器 38,该激励光截止滤波器 38 使波长比蓝色光长的荧光 (F) 透过而阻断蓝色光。

[0089] 在内窥镜系统 1B 中,作为蓝色的波长带的激励光,对被摄体不仅能够照射透过 B 滤波器 23a 的窄频带蓝色光 (nB3),还能够照射透过 Mg 滤波器 23c 的窄频带蓝色光 (nB2)。即,在公知的内窥镜系统中,在旋转滤波器部的光路上配设 R 滤波器,能够在不照射光的时间段照射窄频带蓝色光 (nB2)。

[0090] 即,如图 8A 和图 8B 所示,光源装置 20B 的动作与光源装置 20 大致相同,但滤波器的透过波长带稍有不同。即,如图 8B 所示,在荧光观察的情况下,在频带选择滤波器部 22 中配设频带限制滤波器 22c(由 AFI 滤波器和 UV-IR 截止滤波器这两片滤波器构成的复合滤波器)。频带限制滤波器 22c 的透过率在 400nm~430nm 的情况下为 85% 以上,在 460nm~480nm 的情况下为小于 1%,但在 520nm~650nm 的情况下为 90% 以上。此外,旋转滤波器单元 25 的滤波器既可以与内窥镜系统 1 中的滤波器相同,也可以略有不同。

[0091] 本实施方式的光源装置 20B 能够在由公知的光源装置提供一次激励光的一个周期的期间内提供两次激励光。因此,光源装置 20B 能够在荧光观察的情况下获得明亮的图像,具有光源装置 20B 的内窥镜系统 1B 能够在荧光观察的情况下获得明亮的图像。

[0092] <第三实施方式>

[0093] 接着,对第三实施方式的内窥镜系统 1C 以及光源装置 20C 进行说明。本实施方式的内窥镜系统 1C 与第一实施方式的内窥镜系统 1 等相似,因此对相同的结构要素附加相同的附图标记并省略说明。

[0094] 本实施方式的内窥镜系统 1C 除了普通光观察 (WLI) 之外,还能够进行作为特殊光观察的窄频带光观察 (NBI) 和荧光观察 (AFI)。即,内窥镜系统 1C 同时具备内窥镜系统 1 的功能和内窥镜系统 1B 的功能。

[0095] 如图 9 所示,光源装置 20C 的第一旋转滤波器部 23C 在内周部具有包括 Mg 滤波器的三片滤波器,在外周部具有包括品红色 2 (Mg2) 滤波器的三片滤波器 23a1、23b1、23c1。并且,第二旋转滤波器部 24C 具有 NBI 用的 Ye 滤波器 24a 和 AFI 用的黄色 2 (Ye2) 滤波器 24b1。并且,旋转滤波器单元 25C 能够沿与光路 LP 垂直的面进行移动,能够与观察模式相应地将第一旋转滤波器部 23C 的内周部或外周部配设在光路 LP 上。另外,频带选择滤波器部 22 中具有普通光观察用、窄频带光观察用以及荧光观察用这三种滤波器,与观察模式相

应的滤波器被配设在光路 LP 上。

[0096] 在普通光观察的情况下,如已说明那样进行控制,使得 Mg 滤波器和 Ye 滤波器或者 Mg2 滤波器和 Ye2 滤波器被同时配设在光路 LP 上。并且,控制旋转滤波器单元 25C,使得在窄频带光观察的情况下内周部被配设在光路 LP 上,在荧光观察的情况下外周部被配设在光路 LP 上。各自的特殊光观察时的动作等与已说明的内窥镜系统 1~1B 相同。

[0097] 内窥镜系统 1C 具有内窥镜系统 1 等的效果,还能够进行窄频带光观察和荧光观察。

[0098] <第四实施方式>

[0099] 接着,对第四实施方式的内窥镜系统 1D 进行说明。本实施方式的内窥镜系统 1D 与第一实施方式的内窥镜系统 1 等相似,因此对相同的结构要素附加相同的附图标记并省略说明。

[0100] 本实施方式的内窥镜系统 1D 除了普通光观察之外,还能够进行作为特殊光观察的窄频带光观察和红外光观察 (IRI)。

[0101] 内窥镜系统 1D 的光源装置 20D 的频带选择滤波器部 22 中具有作为 IRI 滤波器的频带限制滤波器 22d。如图 10B 所示,IRI 滤波器的透过率仅在 800nm~830nm 的 IR1 波长带和 910nm~950nm 的 IR2 波长带中为 93% 以上。另外,第一旋转滤波器部 23D 的绿色 (G+IR1) 滤波器 23b2 除了绿色波长带之外,在作为 IR1 波长带的 780nm~805nm 中透过率为 90% 以上。另外,蓝色 (B+IR2) 滤波器 23a2 除了蓝色波长带之外,在作为 IR2 波长带的 920nm~950nm 中透过率为 90% 以上。

[0102] 如图 11A 和图 11B 所示,内窥镜系统 1D 的光源装置 20D 的普通光观察模式和窄频带光观察模式下的动作与已说明的内窥镜系统 1 等相同。

[0103] 在红外光观察模式的情况下,频带选择滤波器部 22 的 IRI 滤波器被配设在光路 LP 上。并且,如图 11C 所示,在第一旋转滤波器部 23 中,当绿色 (G+IR1) 滤波器 23b2 被配设在光路 LP 上时,提供 IR1 波长带的照射光,当蓝色 (B+IR2) 滤波器 23a2 被配设在光路 LP 上时,提供 IR2 波长带的照射光。

[0104] 此外,如图 11C 所示,当在第一旋转滤波器部 23 中 Mg 滤波器 23c 被配设在光路 LP 上时不照射红外光,但如图 12 所示,通过使用在红外光带也具有透过区域的 Mg2 (Mg+IR1) 滤波器,能够照射 IR1 波长带的红外光。

[0105] 此外,上述说明中的 IR1 波长带与 IR2 波长带是等效的,也可以使 G 滤波器和 Mg 滤波器在 IR2 波长带中具有透过区域,B 滤波器在 IR1 波长带中具有透过区域。另外,也可以使 G 滤波器和 B 滤波器在 IR1 波长带中具有透过区域,Mg 滤波器在 IR2 波长带中具有透过区域。

[0106] 内窥镜系统 1D 具有内窥镜系统 1 等的效果,还能够进行窄频带光观察和红外光观察。

[0107] <补充说明>

[0108] 在上述说明中,说明了使用品红色滤波器和黄色滤波器来作为补色滤波器的情况,但可以根据目标图像(照射光)使用青色滤波器 (Cy),另外,还可以根据目标图像(照射光)将原色滤波器与补色滤波器的组合也进行适当变更。

[0109] 例如,能够将使蓝色光和绿色光透过的 Cy 滤波器与 Mg 滤波器进行组合来提供蓝

色光。在这种情况下,优选 Cy 滤波器的透过率的下降波长和 Mg 滤波器的上升波长为 30nm 以上。

[0110] 另外,能够将 Cy 滤波器与 Ye 滤波器进行组合来提供绿色光。在这种情况下,优选 Cy 滤波器的可见光区域的长波长侧的透过率以及 Ye 滤波器的可见光区域的短波长侧的透过率为 1% 以下。

[0111] 本发明的光源装置以及内窥镜系统并不限于上述说明的特殊光观察,还能够应用于其它的特殊光观察。例如,也可以是具备用于红外荧光观察或光动力观察等的光源装置的内窥镜。在此,红外荧光观察是指使用了红外频带的荧光图像的观察方法。光动力观察是指使卟啉衍生物等光敏感性物质聚集到要治疗的病变处来观察荧光的方法,并且,当光敏性物质在从激励状态转变为基态时产生活性氧来阻碍细胞内呼吸,从而还能够使细胞改性并坏死。

[0112] 此外,用于上述说明的滤波器特性等是设计上的例示,并不限于此。例如在实施方式 3 的内窥镜系统 1C 的旋转滤波器部 23C 中,也可以不在内周和外周配设 Mg 滤波器,还可以仅在其中的任一方配设 Mg 滤波器。另外,例如还能够通过将内窥镜系统 1C(光源装置 20C) 的结构要素和内窥镜系统 1D(光源装置 20D) 的结构要素进行组合来构成能够进行普通光观察、窄频带光观察、红外光观察以及荧光观察的内窥镜系统(光源装置)。

[0113] 本发明并不限于上述实施方式,在不改变本发明的宗旨的范围内能够进行各种变更、改变等。

[0114] 本申请主张 2010 年 4 月 1 日在日本申请的专利申请 2010-085415 号的优先权作为申请基础,上述公开内容被本申请的说明书、权利要求书以及说明书附图引用。

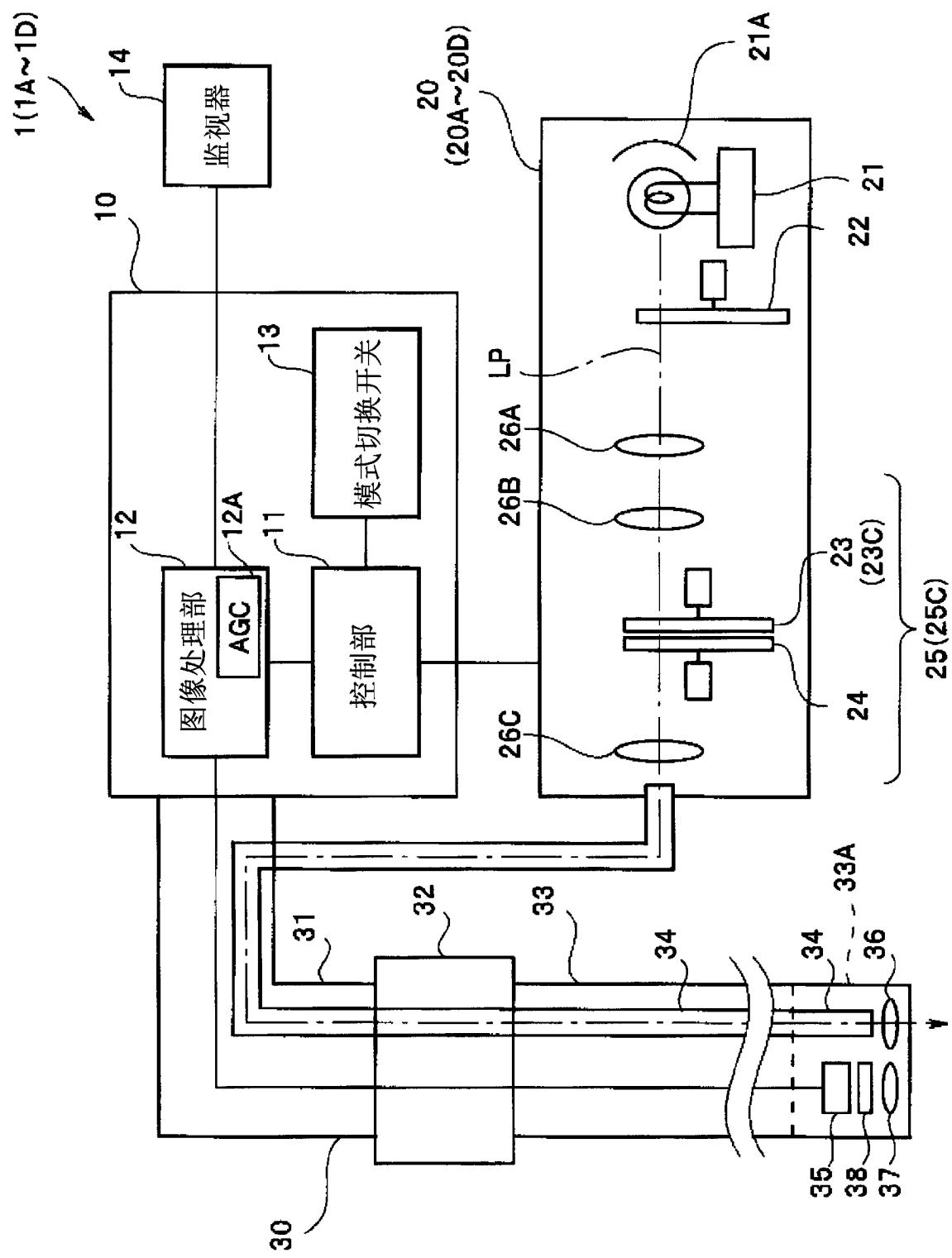


图 1

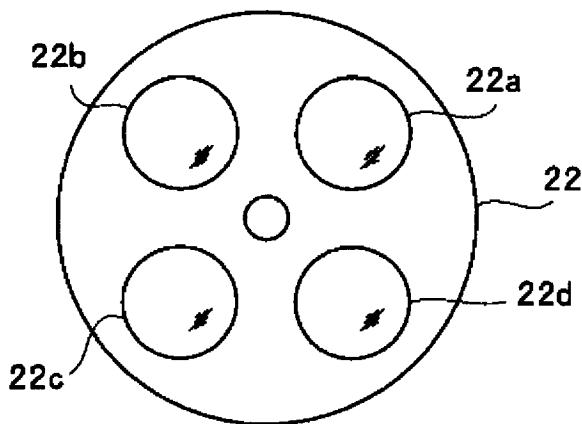


图 2A

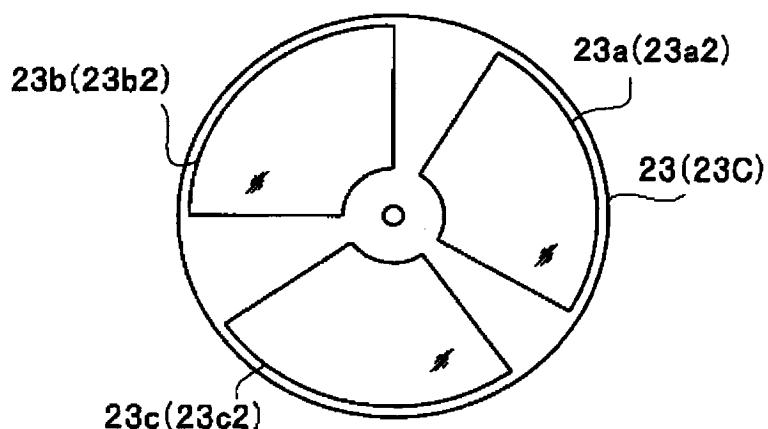


图 2B

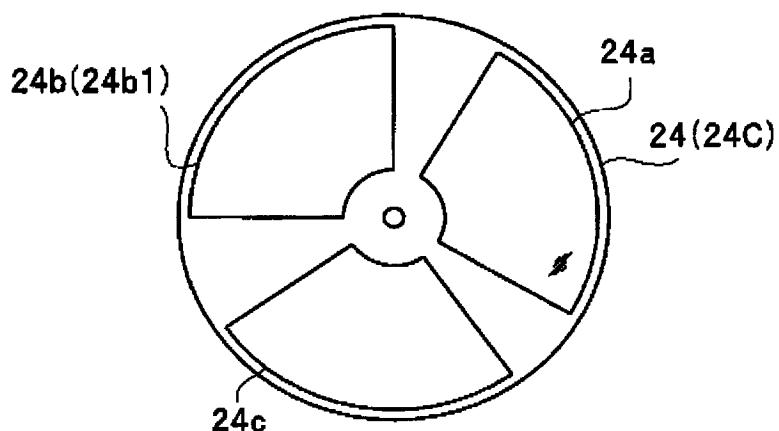


图 2C

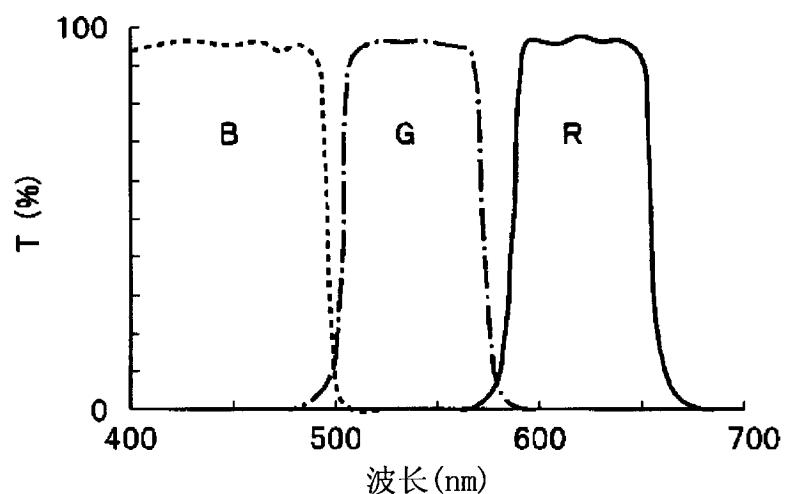


图 3A

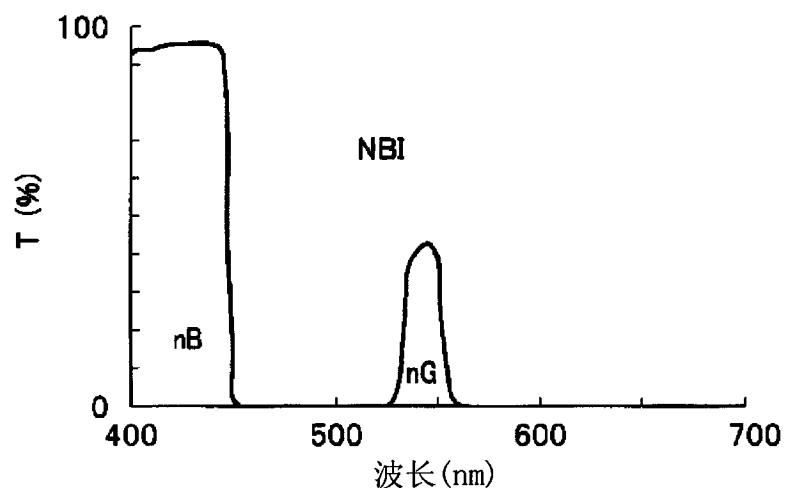


图 3B

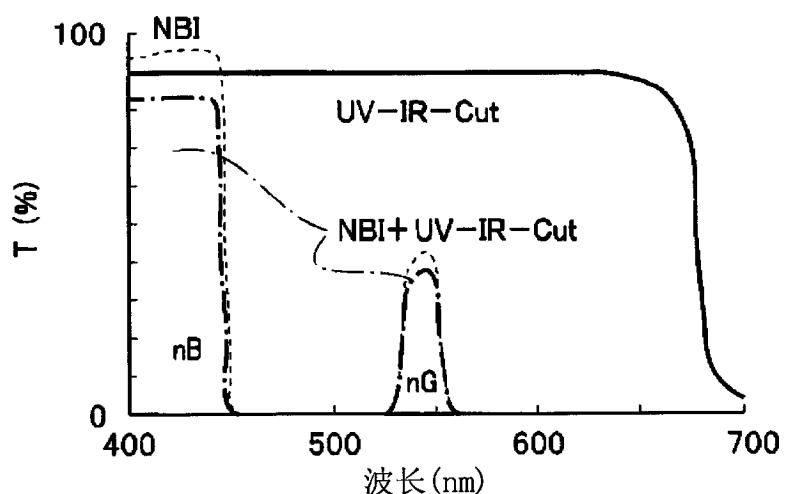


图 3C

现有技术

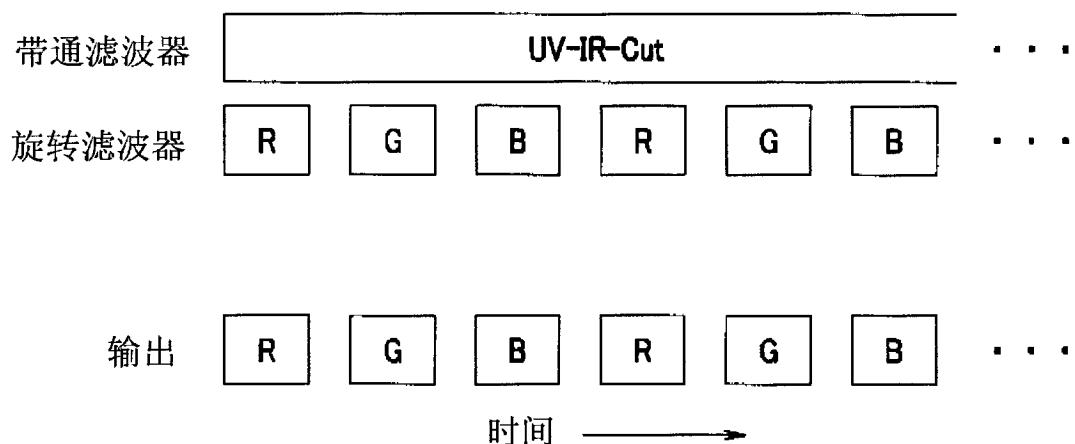


图 4A

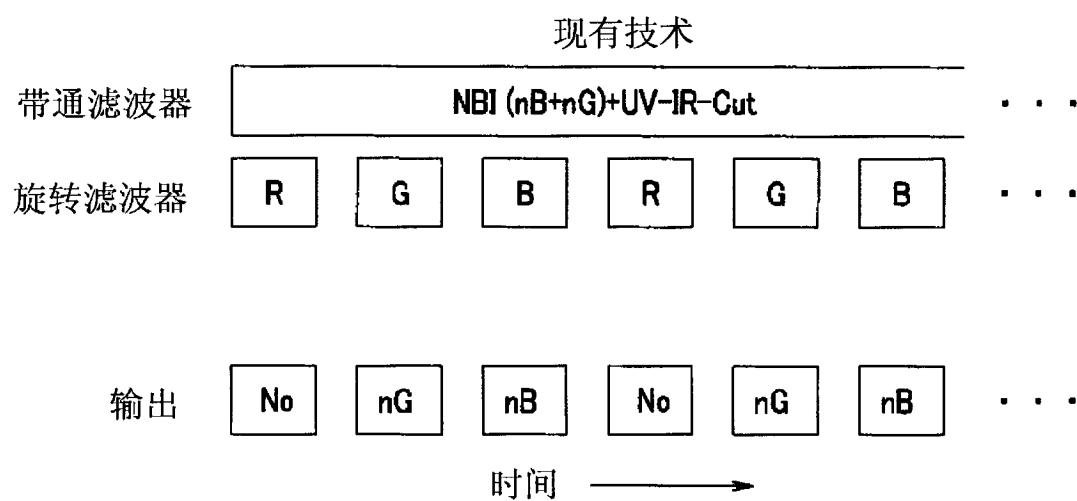


图 4B

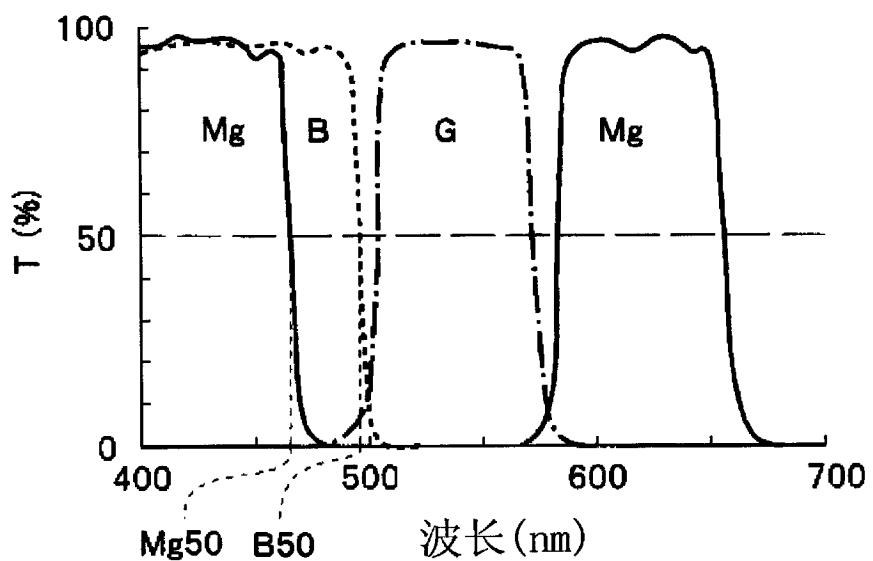


图 5A

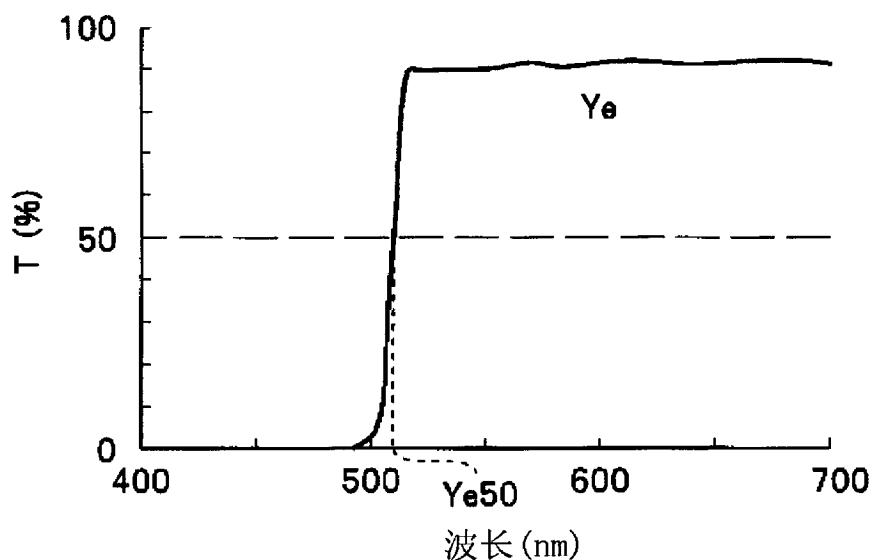


图 5B

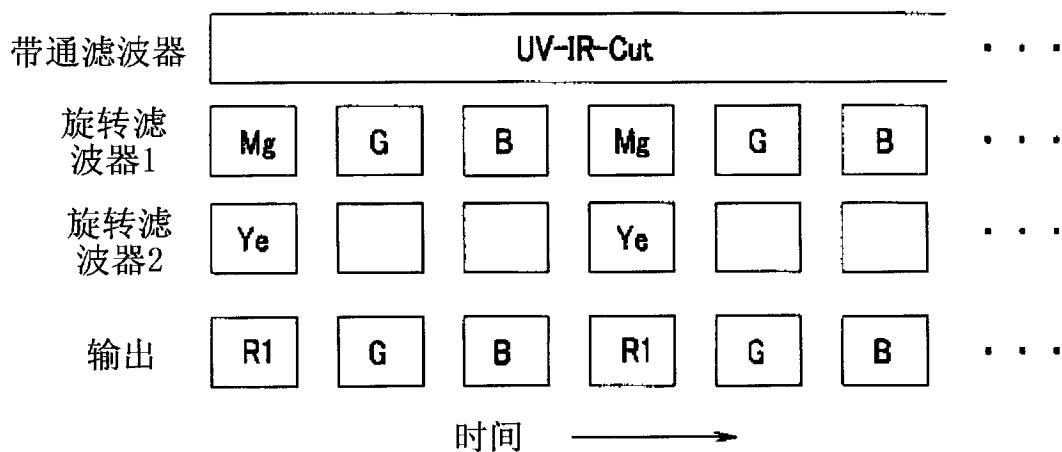


图 6A

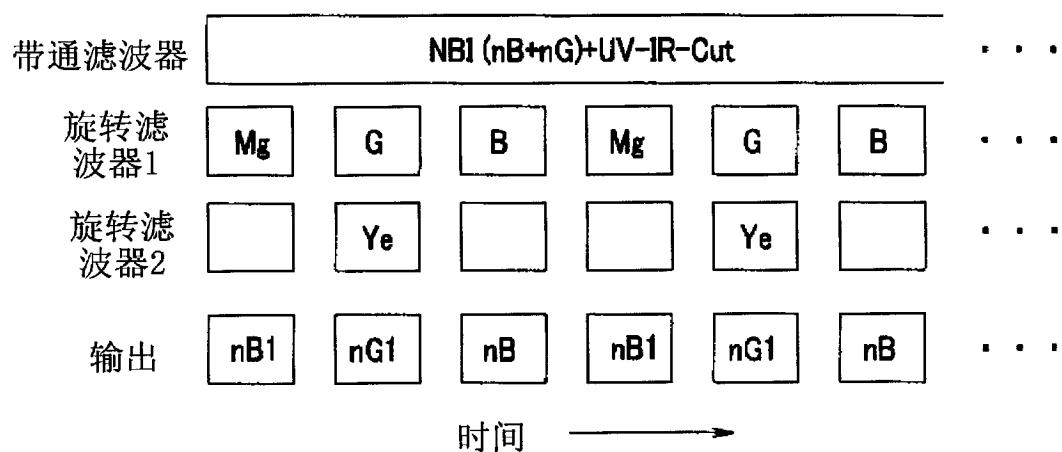


图 6B

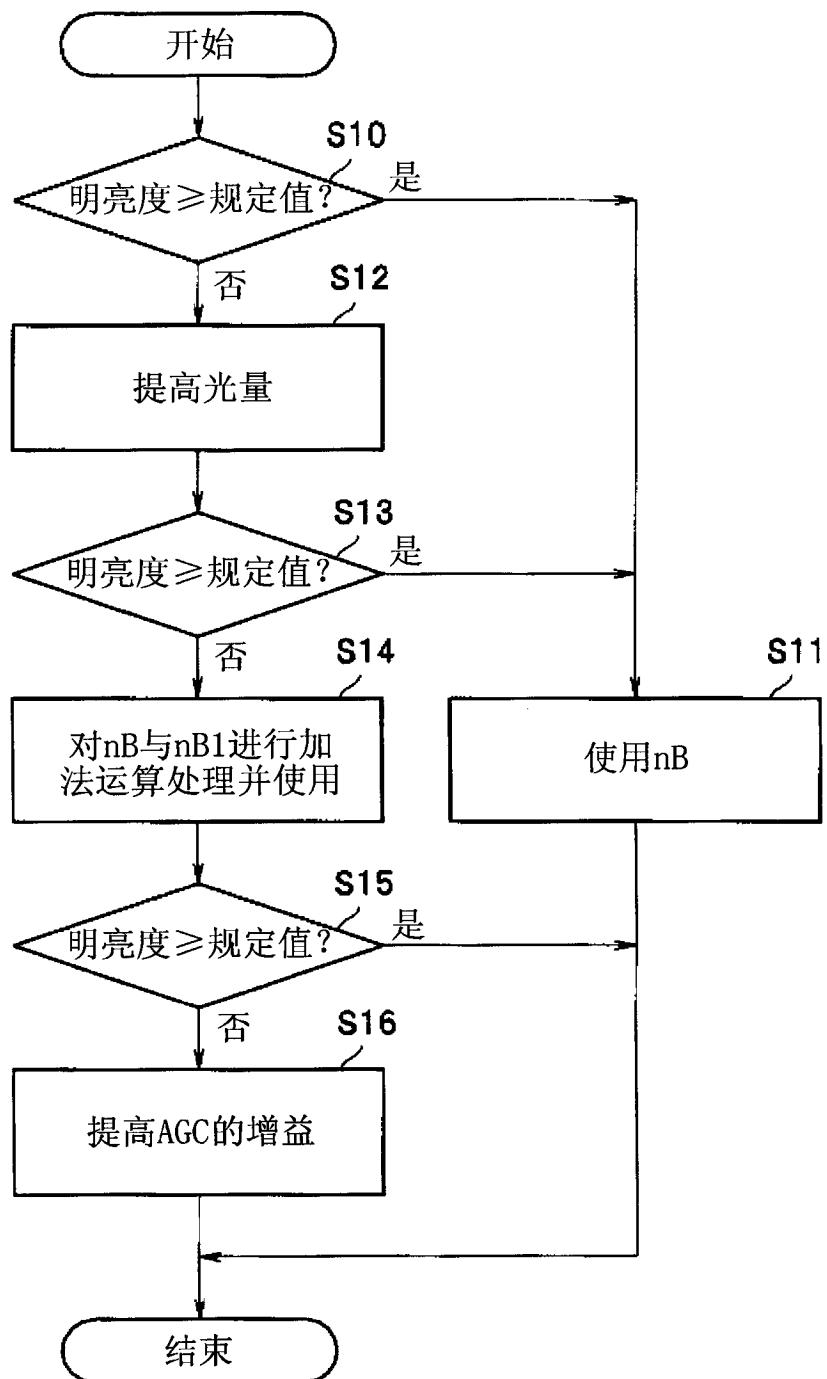


图 7

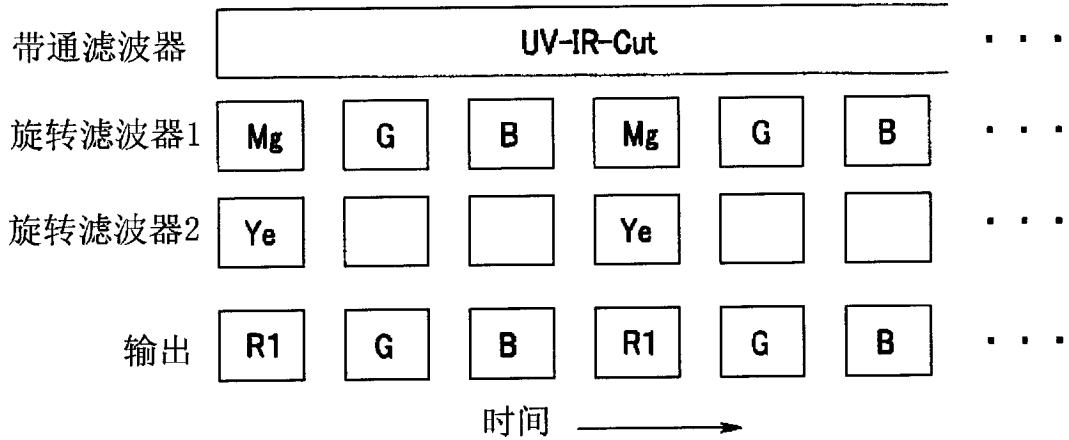


图 8A

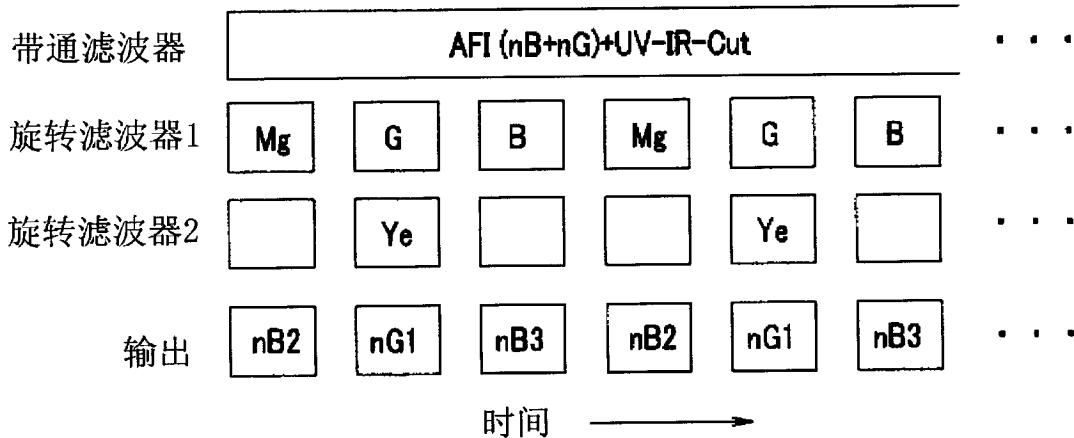


图 8B

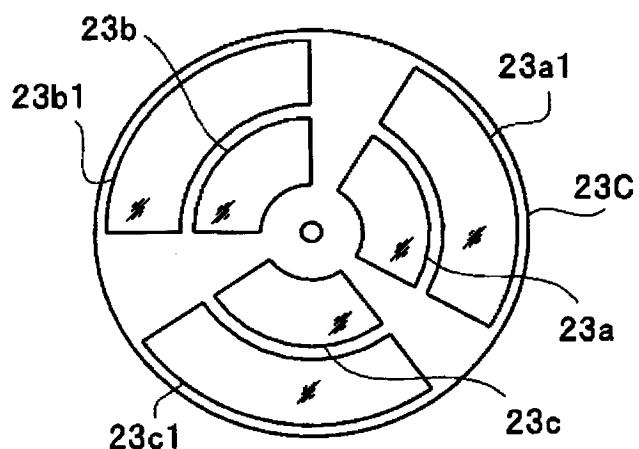


图 9

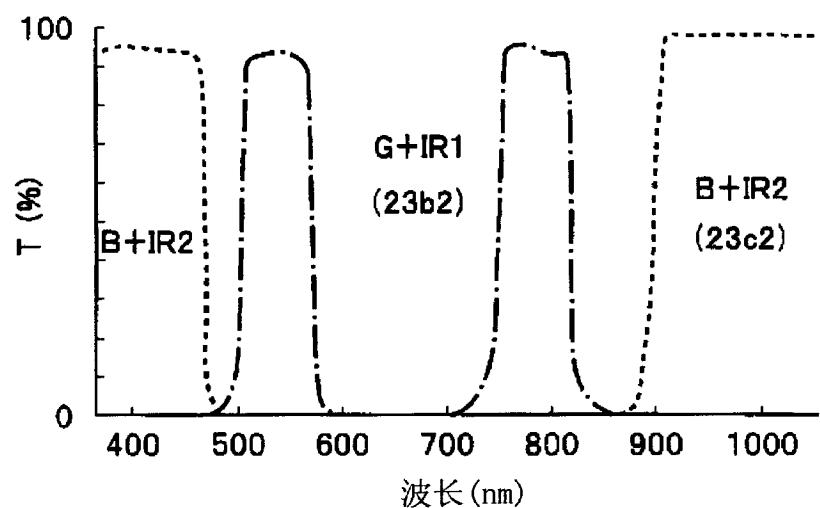


图 10A

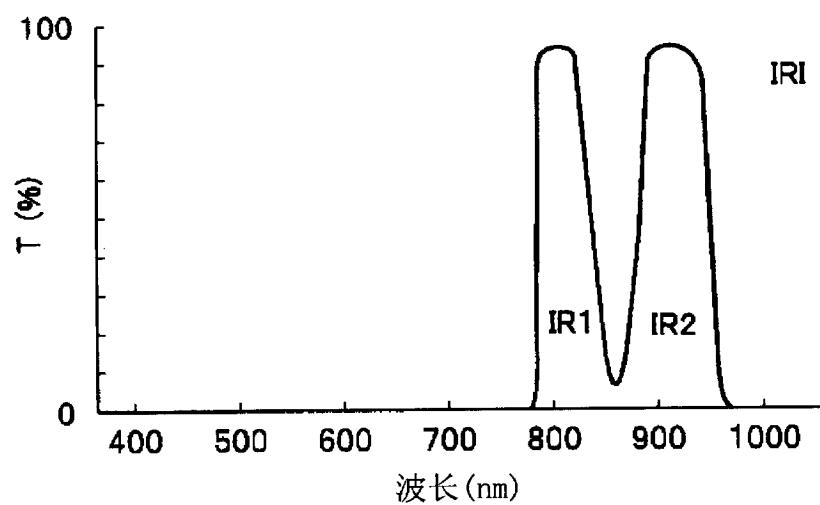


图 10B

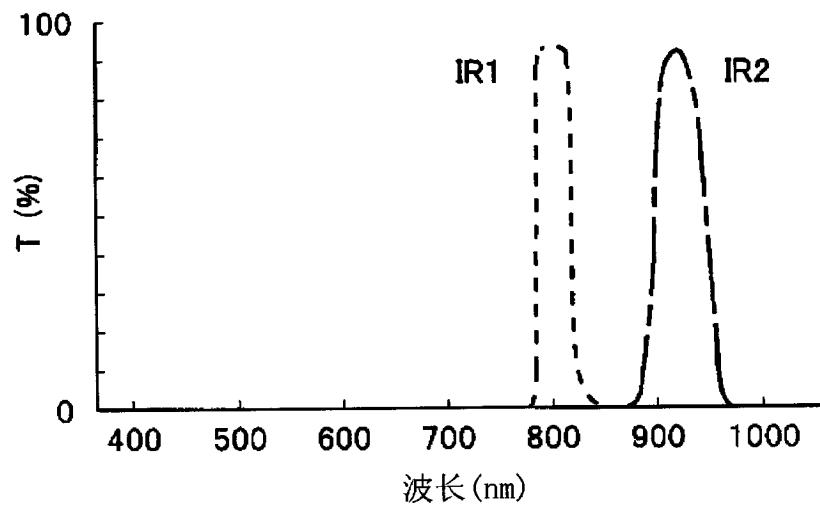


图 10C

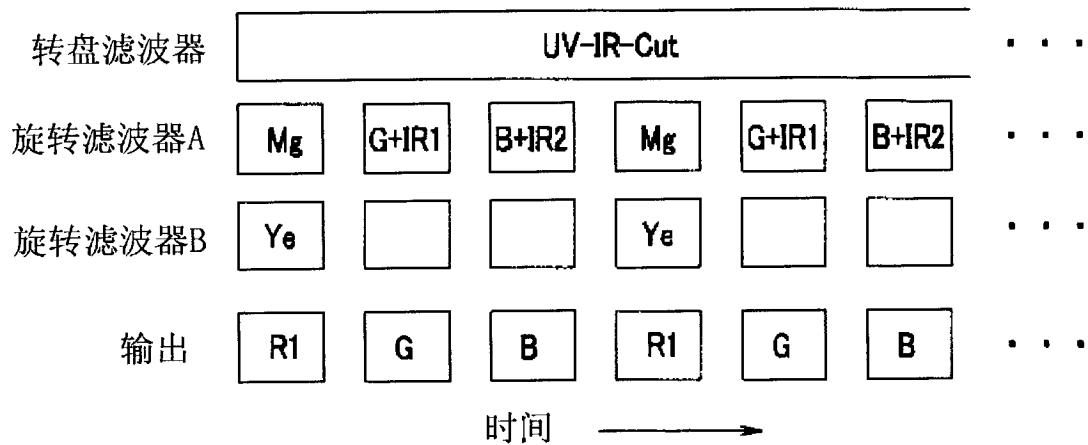


图 11A

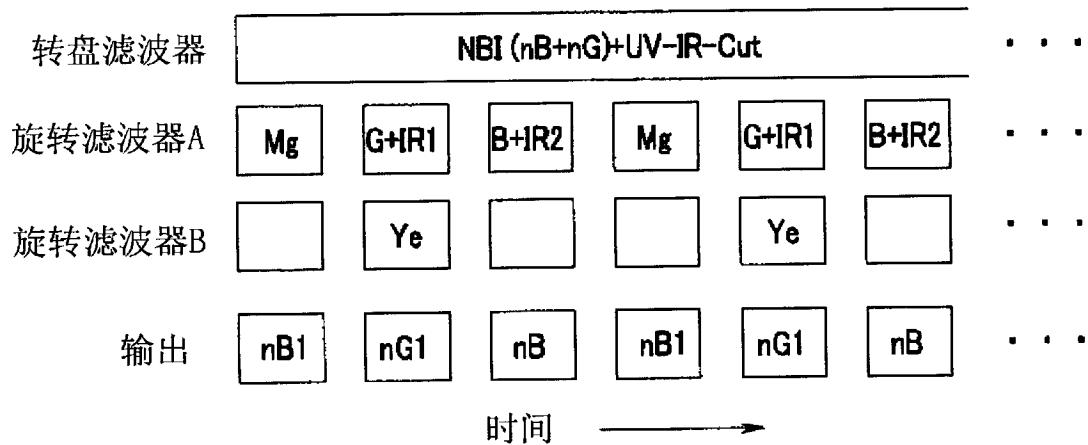


图 11B

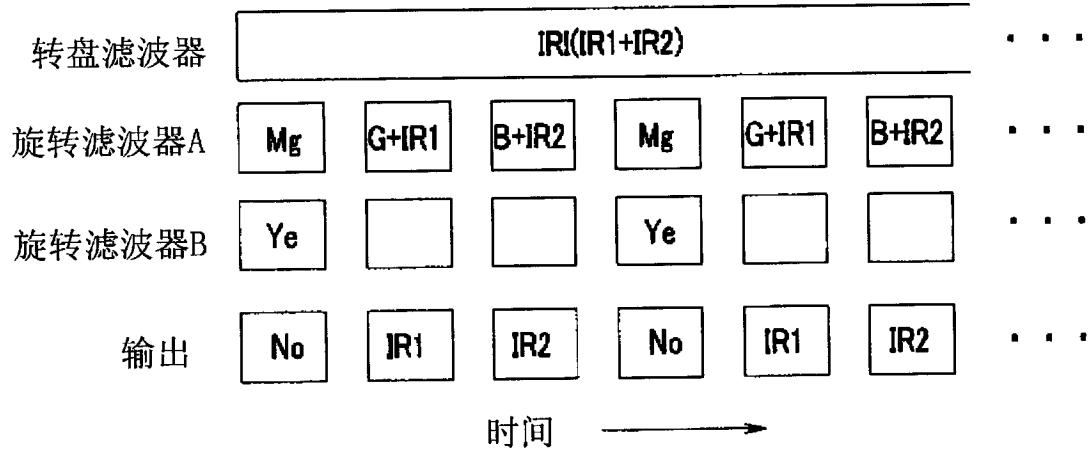


图 11C

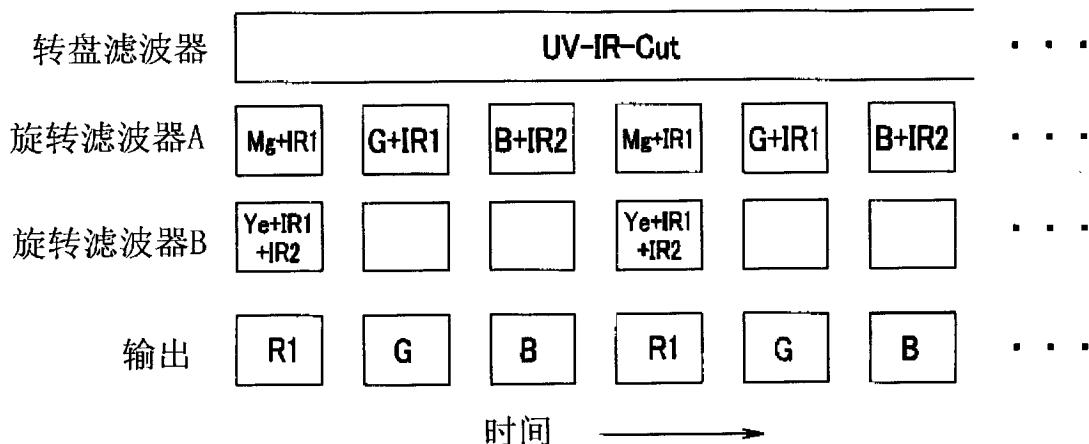


图 12A

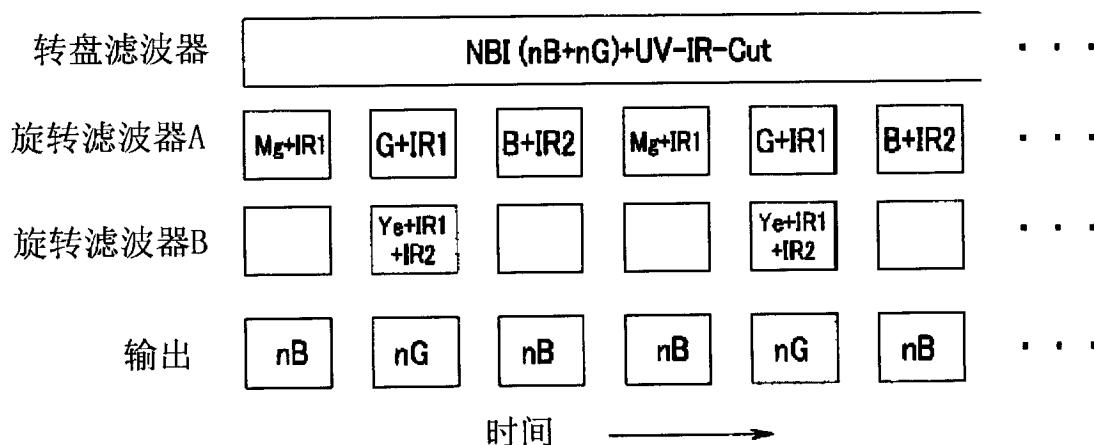


图 12B

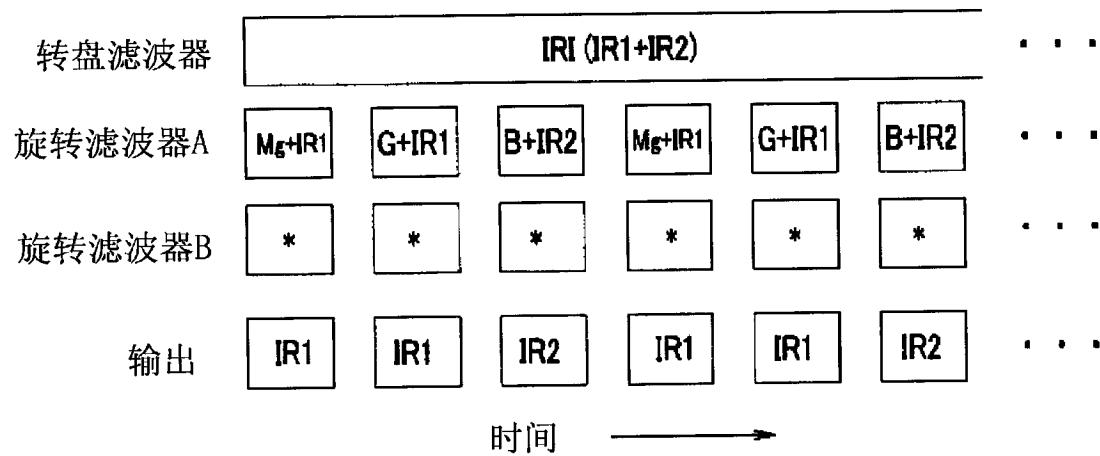


图 12C

专利名称(译)	光源装置以及内窥镜系统		
公开(公告)号	CN102469932B	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	CN201180002976.7	申请日	2011-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	越川丰 町田亮		
发明人	越川丰 町田亮		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0646		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	薛林		
优先权	2010085415 2010-04-01 JP		
其他公开文献	CN102469932A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

光源装置(20)具有：第一旋转滤波器部(23)，其能够将蓝色滤波器(23a)、绿色滤波器(23b)以及品红色滤波器(23c)配置在光路(LP)上；第二旋转滤波器部(24)，其能够将黄色滤波器(24a)配置在光路(LP)上；以及频带选择滤波器部(22)，其能够将NBI滤波器配置在光路(LP)上，该NBI滤波器将蓝色光和绿色光限制为窄频带光，其中，在普通光观察的情况下，能够控制第一旋转滤波器部(23)和第二旋转滤波器部(24)，使得当品红色滤波器(23c)被配置在光路(LP)上时，黄色滤波器(24a)被配置在光路(LP)上，在窄频带光观察的情况下，将NBI滤波器配置在光路(LP)上，并且能够控制第一旋转滤波器部(23)和第二旋转滤波器部(24)，使得当绿色滤波器(23b)被配置在光路(LP)上时，黄色滤波器(24a)被配置在光路(LP)上。

