



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103327885 B

(45)授权公告日 2017.08.29

(21)申请号 201180065496.5

(22)申请日 2011.12.22

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103327885 A

(43)申请公布日 2013.09.25

(30)优先权数据

2011-010056 2011.01.20 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.07.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/079901 2011.12.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/098806 JA 2012.07.26

(73)专利权人 株式会社山野光学

地址 日本神奈川县相模原市

(72)发明人 山野司朗 佐藤隆幸

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 何欣亭 王忠忠

(51)Int.Cl.

A61B 1/06(2006.01)

A61B 90/00(2016.01)

A61N 5/06(2006.01)

G02B 21/00(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开平10-151104 A,1998.06.09,

JP 特开平10-151104 A,1998.06.09,

JP 特开2004-205557 A,2004.07.22,

JP 特开2008-259591 A,2008.10.30,

JP 特开平10-201707 A,1998.08.04,

审查员 喻赛男

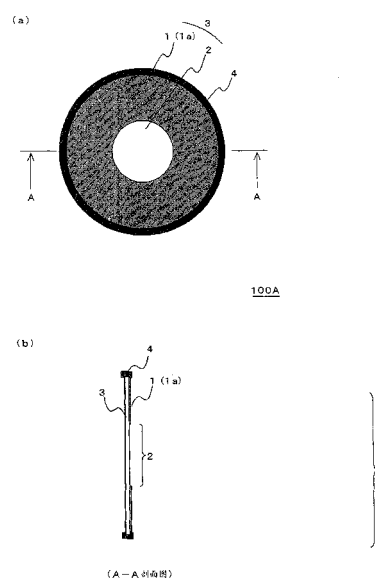
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

照明用孔径光阑

(57)摘要

同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况的光源装置所使用的照明用孔径光阑(100A),具有形成于平板状基材(3)的滤光器区域(1)和形成于滤光器区域(1)的内侧的开口区域(2)。滤光器区域(1)透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。照明用孔径光阑(100A)也可以具备多个在一部分或全部形成有滤光器部(21)的光阑叶片部件(20A),由该多个光阑叶片部件(20A)形成滤光器区域(1),在滤光器区域(1)的内侧形成有开口区域(2)。由此,能够改善照明光的反射所导致的被摄物体影像与被摄物体中的荧光物质所导致的微弱的荧光影像的光量的比率。



(A-A'向视图)

1. 一种光源装置,用于同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况,其特征在于:

该光源装置具备:

白光源;以及

配置在从该白光源到被摄物体的光路的照明用孔径光阑,

所述照明用孔径光阑在基材以环状形成有滤光器区域,在该滤光器区域的内侧形成有开口区域,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

2. 如权利要求1所述的光源装置,激发光是红外光。

3. 如权利要求1或2所述的光源装置,所述滤光器区域形成在所述基材的一面,在该基材的另一面整面,设有荧光波长带截止滤光器层。

4. 如权利要求1或2所述的光源装置,用于内窥镜装置。

5. 一种光源装置,用于同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况,其特征在于:

该光源装置具备:

白光源;以及

配置在从该白光源到被摄物体的光路的照明用孔径光阑,

所述照明用孔径光阑具备多个在一部分或全部形成有滤光器部的光阑叶片部件,具有由多个光阑叶片部件的滤光器部形成的滤光器区域和位于该滤光器区域的内侧的开口区域,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

6. 如权利要求5所述的光源装置,开口区域的面积可变。

7. 如权利要求5或6所述的光源装置,激发光是红外光。

8. 如权利要求5或6所述的光源装置,滤光器区域的直径比照明用孔径光阑的安装位置处的光路径更大。

9. 如权利要求7所述的光源装置,滤光器区域的直径比照明用孔径光阑的安装位置处的光路径更大。

10. 如权利要求5所述的光源装置,用于内窥镜装置。

11. 一种照明用孔径光阑,用于如权利要求1所述的光源装置,其特征在于:

该照明用孔径光阑设置在同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像时所使用的装置,并且配置在从该光源装置的光源到被摄物体的光路,

所述照明用孔径光阑在基材以环状形成有滤光器区域,在该滤光器区域的内侧形成有开口区域,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

12. 如权利要求11所述的照明用孔径光阑,激发光是红外光。

13. 如权利要求11或12所述的照明用孔径光阑,所述滤光器区域形成在所述基材的一面,在该基材的另一面整面,设有荧光波长带截止滤光器层。

14. 一种照明用孔径光阑,用于如权利要求5所述的光源装置,其特征在于:

该照明用孔径光阑设置在同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像时所使用的光源装置,并且配置在从该光源装置的光源到被摄物体的光路,

所述照明用孔径光阑具备多个在一部分或全部形成有滤光器部的光阑叶片部件,具有由多个光阑叶片部件的滤光器部形成的滤光器区域和位于该滤光器区域的内侧的开口区域,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

15.如权利要求14所述的照明用孔径光阑,开口区域的面积可变。

16.如权利要求14或15所述的照明用孔径光阑,激发光是红外光。

17.如权利要求14或15所述的照明用孔径光阑,滤光器区域的直径比照明用孔径光阑的安装位置处的光路径更大。

18.如权利要求16所述的照明用孔径光阑,滤光器区域的直径比照明用孔径光阑的安装位置处的光路径更大。

照明用孔径光阑

技术领域

[0001] 本发明涉及用于将用于观察被摄物体的可见影像的照明光和用于观察被摄物体的荧光影像的激发光以适合的光量比例同时照射至被摄物体的照明用孔径光阑。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,光动力学诊断法(PDD)和光动力学疗法(PDT)得到利用。PDD是利用由于激发光的照射而产生荧光的光敏性物质异常地蓄积于肿瘤组织的性质,而预先将光敏性物质给药至生物体内,通过该光敏性物质所发出的荧光来观察肿瘤组织的诊断法;PDT是利用由于光敏性物质的激发而产生的单线态氧来破坏肿瘤组织的治疗方法。

[0003] 在PDD和PDT中,要求能够在手术室的无影灯等的强力的照明光下对从肿瘤组织内的光敏性物质发出的荧光高精度地进行摄影而观察,但由于从光敏性物质发出的荧光与照明光相比极其微弱,因而存在荧光影像埋没于照明光所导致的被摄物体影像的问题。

[0004] 另一方面,近年来,注意到这样的方法:以ICG(吲哚花氰绿(Indocyanine Green))作为光造影剂而给药至生物体内,通过激发光的照射等使ICG激发,将ICG所发出的近红外的荧光影像与被摄物体影像一起摄像并观察,由此进行诊断。由于血红蛋白对比600nm更短的波长存在吸收,水对比900nm更长的波长存在吸收,另一方面,ICG的激发波长和ICG所发出的荧光的波长分别处于不存在血红蛋白和水的吸收的600~900nm的波长带,因而也能够通过使用ICG来观察生物体内部。然而,在该方法中,也存在荧光影像埋没于被摄物体影像的问题。

[0005] 为了解决这样的问题,提出了这样的构成:当将含有红外区域的荧光的被摄物体影像分解成RGB成分并再度将它们叠加而形成彩色图像时,进行分解以使R成分变多,强调微弱的荧光所导致的观察部位(专利文献1)。然而,在该方法中,由于不但强调处于红外区域的荧光,而且还同时强调形成被摄物体影像的R成分的光,因而难以在被摄物体影像中精确地观察发出荧光的部位。而且,需要用于将被摄物体影像分解成RGB成分的滤光器及其驱动机构,装置构成变得复杂也成为问题。

[0006] 另外,提出了这样的构成:在对红外光频带的荧光影像和可见光频带的被摄物体影像同时进行摄影的摄像装置中,当将激发光截止并使红外光频带的光和可见光频带的光透射而接收光时,通过使用在红外光频带和可见光频带透射率不同的光学滤波器,从而取得红外光影像与可见光影像的平衡(专利文献2)。然而,在形成荧光影像的红外光频带的光相对于形成被摄物体影像的可见光频带的光而极其微弱的情况下,难以得到将红外光频带的透射率与可见光频带的透射率平衡良好地调整的光学滤波器。

[0007] 另一方面,提出了这样的构成:在使用含有激发光波长和比该波长更长的波长的荧光波长的光的照明光来照明被摄物体并同时观察被摄物体中的观察部位所发出的微弱的荧光所导致的观察影像和被摄物体的反射光所导致的被摄物体影像的情况下使用的光源装置中,使用白光光源,调整荧光波长以上的波长带的照明光成分的强度,由此,调整荧光影像与背景部的光量平衡(专利文献3)。然而,在该光源装置中,不能调整荧光影像与可见

光频带的被摄物体影像的光量平衡。

[0008] 另外,提出了这样的构成:在观察红外光频带的荧光影像和可见光频带的被摄物体影像的内窥镜装置中,在使用白光源的光源装置,设有将可见光透射滤光器和红外光透射滤光器配置为将圆形2等分的频带限制旋转滤光器,改变在进行荧光观察的情况和进行通常光观察的情况下使用的滤光器区域,另外,在同时进行荧光观察和通常光观察的情况下,使频带限制旋转滤光器旋转,使光接收侧的RGB旋转滤光器与该频带限制旋转滤光器同步地旋转(专利文献4)。然而,即使使用该频带限制旋转滤光器,也不能改变用于形成被摄物体的荧光影像的激发光与用于形成被摄物体影像的可见光频带的光的光量的比率,而且,为了同时观察荧光影像和被摄物体影像,需要光源装置的频带限制旋转滤光器、光接收装置以及RGB滤光器的同步,存在装置构成变得复杂的问题。

[0009] 此外,已知为了取得用于形成荧光影像的激发光与用于形成被摄物体影像的可见光频带的光的平衡而与照明光用的光源分别地设置红外激光器等激发光用的光源,但在这种情况下,装置构成也变得复杂。

[0010] 专利文献1:日本特开2001-78205号公报;

[0011] 专利文献2:日本特开2008-188196号公报;

[0012] 专利文献3:日本特开2008-259591号公报;

[0013] 专利文献4:日本特开平10-201707号公报。

发明内容

[0014] 本发明的目的在于,在光源装置中,能够利用简便的方法来调整形成被摄物体影像的可见光区域的光的光量和形成荧光影像的红外光区域的激发光的光量,从而如上所述,在同时观察照明光的反射所导致的可见光区域的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的微弱的荧光影像的情况下,荧光影像不会埋没于被摄物体影像中。

[0015] 本发明的发明者们发现,通过在照明光学系统中使用针对形成被摄物体影像的照明光的波长带的光而作为孔径光阑而起作用,但不对形成荧光影像的激发光的波长带的光缩小光圈地透射的孔径光阑,从而能够解决上述的课题。

[0016] 即,本发明提供一种照明用孔径光阑,作为第1孔径光阑,是同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况的光源装置所使用的照明用孔径光阑,是在基材以环状形成有滤光器区域且在该滤光器区域的内侧形成有开口区域的照明用孔径光阑,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

[0017] 另外,本发明提供一种照明用孔径光阑,作为第2孔径光阑,是同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况的光源装置所使用的照明用孔径光阑,具备多个在一部分或全部形成有滤光器部的光阑叶片部件,具有由多个光阑叶片部件的滤光器部形成的滤光器区域和位于该滤光器区域的内侧的开口区域,滤光器区域透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。

[0018] 而且,本发明提供一种光源装置,该装置是同时观察照明光所导致的被摄物体影像和来自被摄物体的观察部位的荧光影像的摄像装置所使用的光源装置,具备白光源和上

述的照明用孔径光阑,尤其是,提供用于内窥镜的光源装置。

[0019] 发明的效果

[0020] 依照本发明的第1、第2照明用孔径光阑,由于在透射使被摄物体的观察部位发出荧光的激发光的波长带的光且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射的滤光器区域的内侧形成有开口区域,因而不透射滤光器区域和开口区域的激发光的波长带的光缩小光圈,仅对形成被摄物体影像的可见光区域的光缩小光圈。因此,如果将该孔径光阑用于光源装置,则能够利用使用白光源的极其简单的装置构成来改善荧光影像的光量与被摄物体影像的光量的比率,防止荧光影像埋没于被摄物体影像中。

[0021] 而且,依照本发明的第2照明用孔径光阑,由于开口区域的面积可变,因而如果将该孔径光阑用于光源装置,则能够利用简单的装置构成来更适合地进行荧光影像与被摄物体影像的光量平衡的调整。

附图说明

[0022] 图1是本发明的实施例的环型孔径光阑100A的平面图及剖面图;

[0023] 图2是本发明的实施例的环型孔径光阑100B的平面图及剖面图;

[0024] 图3是本发明的实施例的环型孔径光阑100C的平面图及剖面图;

[0025] 图4是本发明的实施例的环型孔径光阑100D的平面图及剖面图;

[0026] 图5是装入有本发明的实施例的环型孔径光阑100E的透镜系统的剖面图;

[0027] 图6是将多个环型孔径光阑100A组合而成的旋转形孔径光阑150的平面图;

[0028] 图7是说明本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑200A的作用的平面图及剖面图;

[0029] 图8是构成本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑200A的光阑叶片部件20A的平面图;

[0030] 图9是构成本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑的光阑叶片部件20B的平面图;

[0031] 图10是构成本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑的光阑叶片部件20C的平面图;

[0032] 图11是本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑200B的平面图及剖面图;

[0033] 图12是本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑200C的平面图及剖面图;

[0034] 图13是本发明的实施例的2片叶片型孔径光阑200D的平面图及剖面图;

[0035] 图14是本发明的实施例的光源装置300A的概略构成图。

具体实施方式

[0036] 以下,参照附图,详细地说明本发明。此外,在各图中,相同符号表示相同或同等的构成要素。

[0037] 图1是作为本发明的第1照明用孔径光阑的一个实施例的环型孔径光阑100A的平面图(该图的(a))和A-A剖面图(该图的(b))。该环型孔径光阑100A由具有环状的滤光器区域1和形成于滤光器区域1的内侧的圆形的开口区域2的平板状基材3以及嵌在平板状基材3的外周的外框4形成。更具体而言,滤光器区域1由在透明的圆形的平板状基材3的表面设为环状的滤光器层1a构成,平板状基材3的中央部的滤光器层非形成区域成为开口区域2。

[0038] 该孔径光阑100A构成为照明光学系统用,滤光器区域1是实质上不衰减地透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域

的光的区域。此外,在使被摄物体发出荧光的激发光的波长带与形成被摄物体影像的可见光的波长带重叠的情况下,是实质上不衰减地透射激发光的波长带的光且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光中的除了激发光的波长带以外的光的区域。

[0039] 另外,开口区域2是实质上不衰减地透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光和形成被摄物体影像的可见光区域(例如,波长400~800nm)的光的区域。该开口区域2也可以为对特定的波长带不具有滤光器功能的全光透射区域。此外,在本实施例中,示出开口区域2为圆形的形态,但在本发明中,开口区域2能够采用各种形状,例如,也可以是椭圆形,也可以是矩形。

[0040] 在此,滤光器区域1的光的透射特性,能够根据作为观察对象的被摄物体、光敏性物质、光造影剂等的种类或观察目的等而适当决定。例如,使ICG蓄积于生物体内,以该蓄积部位作为观察部位,使激发光照射至ICG,由此发出荧光,在观察该荧光的情况下,ICG的激发波长的峰值是805nm,ICG的荧光波长的峰值是845nm,因而优选以750~810nm作为激发波长带,以包括该激发波长带的白光作为光源。所以,在滤光器区域1,750~810nm的激发波长带的光透射,而比该区域更短的波长侧的可见光区域的光减少或遮断。

[0041] 此外,如果这样地设定环型孔径光阑100A的光的透射特性,则由于荧光波长带的光通过开口区域2,因而在该环型孔径光阑100A的使用时,优选同时使用将比810nm更长的波长侧的光遮断的荧光波长带截止滤光器。或者,也可以像图2所示的环型孔径光阑100B那样,在平板状基材3的一面以环状形成滤光器区域1,并且,在平板状基材3的另一面整面形成将比810nm更长的波长侧的光遮断的荧光波长带截止滤光器层5。

[0042] 另一方面,在PDD法中,在将血卟啉(hematoporphyrin)衍生物(HpD)用作光敏性物质的情况下,由以405nm作为峰值波长的激发光导致蓄积HpD的肿瘤细胞发出峰值波长630nm和690nm的荧光。于是,优选,使激发光的波长带成为385~425nm,将所观察的荧光的波长带设定为610~720nm,使光源成为包括激发光的波长带的白光。所以,作为滤光器区域1,优选透射作为激发光的波长带的385~425nm的光,但比该波长带更短的波长侧的可见光或更长的波长侧的可见光遮断或减少,更优选,将比该激发光的波长带更短的波长侧及更长的波长侧的光遮断。另外,依照取得前述的ICG所导致的观察影像的情况,优选适当在环型孔径光阑的使用时使用荧光波长带截止滤光器或在环型孔径光阑设置荧光波长带截止滤光器层。

[0043] 为了将来自被摄物体的观察部位的荧光所导致的观察影像能够不埋没于照明光所导致的被摄物体影像中地明了地观察,滤光器区域1的面积(S1)与开口区域2的面积(S2)的比例,根据光源的强度和摄像装置的灵敏度等而适当决定。

[0044] 能够按照蒸镀法或溅射法等一般的光学滤波器用的薄膜形成方法,将形成滤光器区域1的滤光器层1a形成于平板状基材3,从而具有上述的光的透射特性。

[0045] 作为平板状基材3,在本实施例中,优选使用透明的平行平板,例如,能够由青板玻璃、白板玻璃、光学玻璃、丙烯酸树脂板等形成。平板状基材3的厚度,能够根据平板状基材3的材质、滤光器区域1的外径等而适当决定。

[0046] 本发明的孔径光阑能够采用各种形态。例如,也可以像图3所示的孔径光阑100C那样,作为平板状基材3,使用开口区域2被切下的环状的基板。或者,也可以像图4所示的孔径光阑100D那样,通过使用色材均匀地分散的平板状基材3而形成滤光器区域1,通过将该平

板状基材3本身切口而形成开口区域2。

[0047] 另外,形成滤光器区域1的滤光器层1a不限于形成在平板状基材3。也可以将形成滤光器层1a的基材作为透镜而形成于其表面。图5的孔径光阑100E,在将光源60所发出的光会聚于内窥镜用的光导纤维70的聚光透镜3b的表面,以环状形成有滤光器层1a。

[0048] 通过这样地在透镜面形成滤光器层1a,从而与作为独立的光学部件而在基材设置滤光器层的孔径光阑相比,能够省略孔径光阑所占的空间。此外,作为形成滤光器层1a的透镜3b,优选为在现有的光源装置内的透镜系统中设置有孔径光阑的位置附近的透镜。

[0049] 图6是作为与上述的环型孔径光阑100A同样的孔径光阑的、将滤光器区域1与开口区域2的面积比不同的孔径光阑围绕圆盘形基板6的旋转中心6o配置多个而成的旋转形孔径光阑150的平面图。依照该旋转形孔径光阑150,通过使圆盘形基板6如箭头那样旋转,从而能够容易地选择滤光器区域1与开口区域2具有期望的比的环型孔径光阑100A而照明被摄物体。

[0050] 图7是作为本发明的第2孔径光阑的一个实施例的2片叶片型孔径光阑200A的说明图,图8是构成该2片叶片型孔径光阑200A的一对光阑叶片部件20A的平面图。

[0051] 光阑叶片部件20A具有在矩形的平板状基材23的表面的左右单侧形成有滤光器层21a的滤光器部21和作为滤光器层21a的非形成区域的非滤光器部22,嵌在外框24。在此,滤光器层21a的非滤光器部22侧呈现以V字型凹陷的形状。该滤光器层21a与前述的环型孔径光阑100A的滤光器层1a同样地,具有实质上不衰减地透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的光透射特性,与前述的环型孔径光阑100A的滤光器层1a同样地通过薄膜的蒸镀等而形成。另外,矩形的平板状基材23与前述的孔径光阑100A同样地由透明的玻璃板、丙烯酸树脂板等形成。

[0052] 图7所示的2片叶片型孔径光阑200A,将一对光阑叶片部件20A以双方的非滤光器部22叠合的方式组合,以能够移动的方式安装于轨道25上。依照该2片叶片型孔径光阑200A,一对光阑叶片部件20A的非滤光器部22的叠合的区域成为2片叶片型孔径光阑200A的开口区域2,透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光和形成被摄物体影像的可见光区域的光。另外,包围该开口区域2的一对滤光器部21成为2片叶片型孔径光阑200A的滤光器区域1,透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光,并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光的光。

[0053] 所以,依照该2片叶片型孔径光阑200A,开口区域2的面积可变,例如,能够使开口区域2的面积连续地变化为如图7(a)所示地使开口区域2最大的状态、如该图的(b)所示地缩小开口区域2的状态以及如该图的(c)所示地进一步缩小开口区域2的状态。因而,能够更适合地进行形成被摄物体影像的光和形成荧光影像的激发光的光量的平衡的调整。此外,在图7中,开口区域2的周围的虚线圆形X,表示将该2片叶片型孔径光阑200A安装于光源装置等光学系统的情况的安装位置处的从光源起的光路径。这样,不管开口区域2的开闭的有无,都优选使滤光器区域1的直径比2片叶片型孔径光阑200A的安装位置处的从光源起的光路径更大,滤光器区域1不遮挡从光源起的光路。由此,能够减少光源所含有的激发光成分的损失。

[0054] 另外,在2片叶片型孔径光阑200A中,当将一对光阑叶片部件20A以双方的非滤光器部22叠合的方式组合时,只要这些部件的对置面不互相接触,就期望尽可能地接近而配

置一对光阑叶片部件20A。

[0055] 作为光阑叶片部件20A的驱动机构,优选利用众所周知的连接工具来连接一对光阑叶片部件20A,使得一对光阑叶片部件20A以开口区域2的中心p为中心而左右对称地运动。另外,作为光阑叶片部件20A的驱动源,也可以手动,也可以使用步进电动机等。

[0056] 本发明的孔径光阑还能够采用各种形态。例如,在图8所示的光阑叶片部件20A中,关于滤光器部21的V字型的开放的角度 θ 和V字型的深度d,只要通过一对非滤光器部22的叠合而形成开口区域2,就未特别地限制。

[0057] 在图8所示的光阑叶片部件20A中,关于滤光器部21,其非滤光器部22侧以V字型凹陷,但只要能够通过一对非滤光器部22的叠合而形成开口区域2,就未对凹陷形状本身特别地限制,也可以像图9所示的光阑叶片部件20B那样使V字型的凹陷的前端部以半圆形凹陷,由此,开口区域2以最大程度地缩小开口区域2的面积的状态成为圆形。另外,也可以像图10所示的光阑叶片部件20C那样使滤光器部21的非滤光器部22侧以半椭圆状等凹陷。

[0058] 也可以像图11所示的2片叶片型孔径光阑200B那样,使形成光阑叶片部件20D的平板状基材23的平面形状本身成为与滤光器部21同样地具有凹陷的形状,或者,也可以像图12所示的2片叶片型孔径光阑200C那样,使用通过色材均匀地分散而导致平板状基材23本身具有与滤光器层21a同样的光透射特性的孔径光阑,通过将该孔径光阑切口成具有凹陷的形状而形成开口区域2。

[0059] 另外,在本发明的前述的2片叶片型孔径光阑中,如图13所示,也可以与前述的环型孔径光阑同样地,根据需要在与滤光器层21a相反的一侧的平板状基板23设置荧光波长带截止滤光器层5。

[0060] 本发明的孔径光阑还能够采用各种形态。例如,也可以通过将3片以上具有滤光器部和非滤光器部的光阑叶片部件组合,从而形成滤光器区域和位于滤光器区域的内侧的开口区域。但是,如果滤光器部的重叠多,则有时候由于来自光源的热导致滤光器部热膨胀并在滤光器部的重叠部分产生应变而产生照明不均匀,而由于难以产生这样的照明不均匀这点,因而2片叶片型孔径光阑比具有3片以上光阑叶片部件的孔径光阑更优选。

[0061] 本发明的孔径光阑,能够广泛地用于对照明光所导致的被摄物体影像和来自被摄物体的观察部位的荧光影像同时进行摄像的各种摄像装置的光源装置,由此,能够防止荧光影像相对于被摄物体影像而变得微弱。

[0062] 图14是将本发明的2片叶片型孔径光阑200A装入利用ICG的众所周知的近红外荧光图像摄像内窥镜装置的光源装置300A而成的装置的概略构成图。安装有该光源装置300A的内窥镜装置,以生物体作为被摄物体而对可见光所导致的被摄物体影像进行摄影,并且,也对给药于生物体组织的ICG所发出的红外光频带的荧光图像同时进行摄影,能够成为与专利文献4所记载的内窥镜装置同样的构成。优选,使用在CCD等摄像元件的前面具备透射与来自被摄物体的观察部位的荧光相对应的波长带的光且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的透射的孔径光阑的内窥镜装置。由此,能够利用简便的构成来更进一步改善荧光影像相对于被摄物体影像的强度的比率。

[0063] 光源装置300A具有卤素灯、氙灯、LED等白光源60、设在其背后的凹面镜61、依次设在白光源60的前面的荧光波长带截止滤光器62、图7所示的2片叶片型孔径光阑200A以及聚光透镜3b。另外,能够根据需要而在2片叶片型孔径光阑200A与聚光透镜3b之间设置对照明

光的全部光量缩小光圈的全光量光阑63。

[0064] 依照该光源装置300A,通过2片叶片型孔径光阑200A的滤光器区域1与开口区域2的比的调整,从而能够将激发光的光量与可见光区域的光量适合的比率的照明光送入内窥镜装置的光导纤维70。

[0065] 此外,在这样的光源装置300A中,也可以代替图7所示的2片叶片型孔径光阑200A,设置前述的其他2片叶片型孔径光阑200B~200D、环型孔径光阑100A~100E或者旋转形孔径光阑150等。

[0066] 产业上的可利用性

[0067] 本发明的孔径光阑,在利用ICG等荧光试剂的荧光图像摄像装置、PDD、PDT等医疗领域的摄像装置的光源装置中也有用,另外,在食品、各种材料的分析试验中对荧光图像进行摄影的情况的光源装置等中也有用。

[0068] 附图标记说明

[0069]	1	滤光器区域
[0070]	1a	滤光器层
[0071]	2	开口区域
[0072]	3	平板状基材
[0073]	3b	聚光透镜
[0074]	4	外框
[0075]	5	荧光波长带截止滤光器层
[0076]	6	圆盘形基板
[0077]	20A、20B、20C、20D、20E、20F	光阑叶片部件
[0078]	21	滤光器部
[0079]	21a	滤光器层
[0080]	22	非滤光器部
[0081]	23	平板状基材
[0082]	24	外框
[0083]	25	轨道
[0084]	50	激发光截止滤光器
[0085]	60	光源
[0086]	61	凹面镜
[0087]	62	荧光波长带截止滤光器
[0088]	63	全光量光阑
[0089]	70	光导纤维
[0090]	100A、100B、100C、100D、100E	环型孔径光阑
[0091]	150	旋转形孔径光阑
[0092]	200A、200B、200C、200D	2片叶片型孔径光阑
[0093]	300A	光源装置。

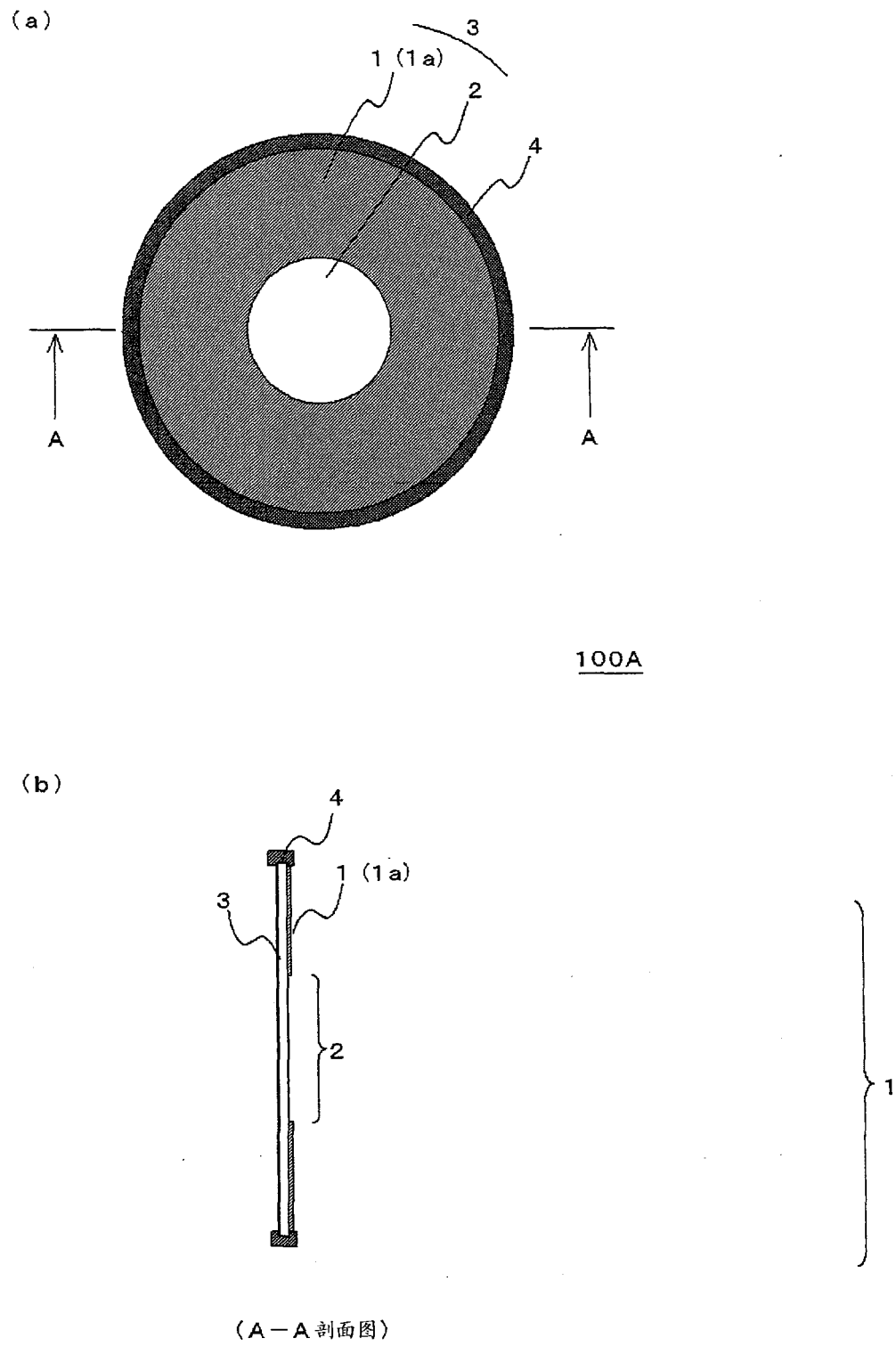
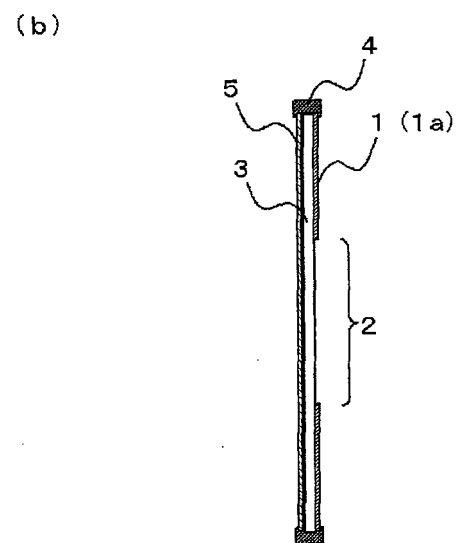
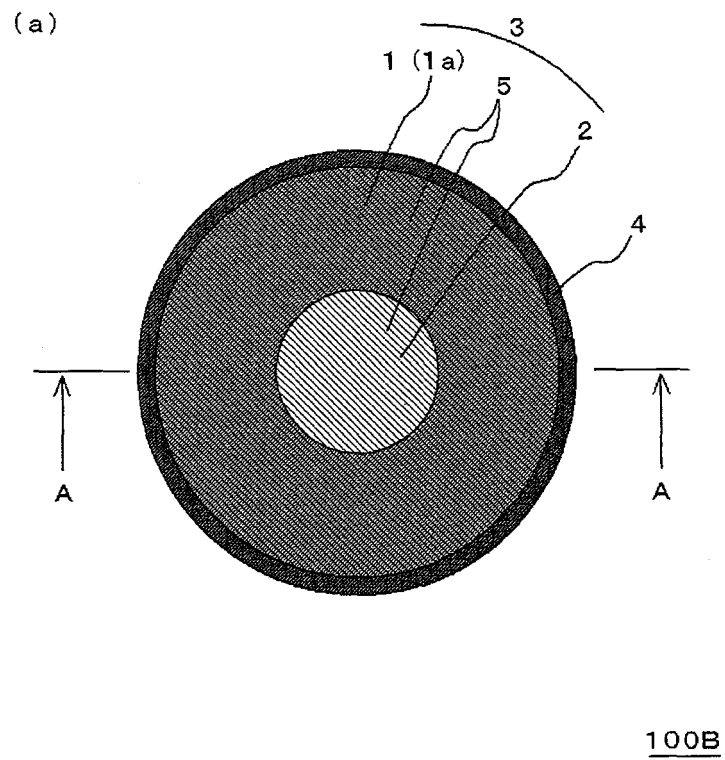


图 1



(A-A 剖面图)

图 2

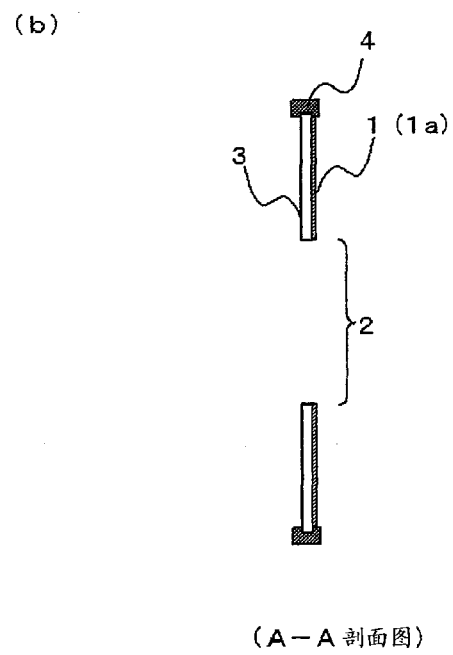
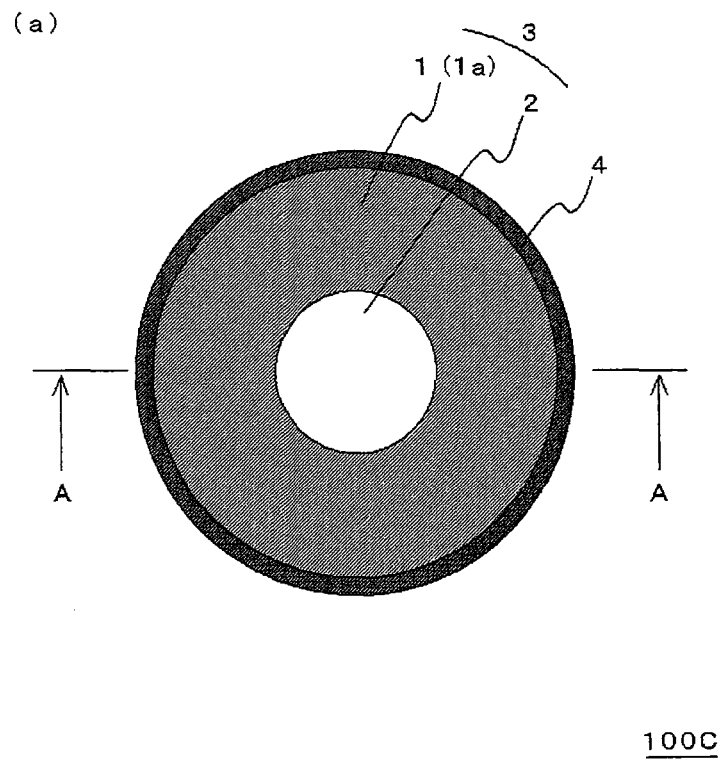
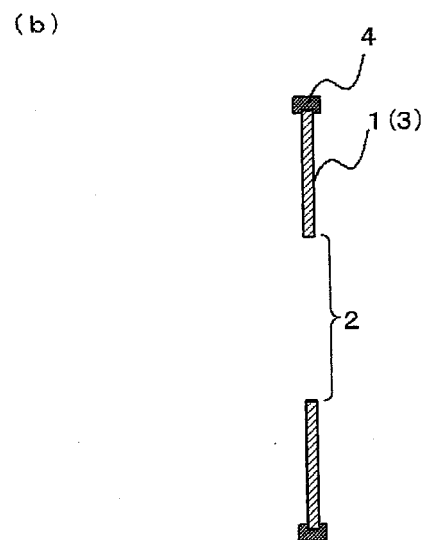
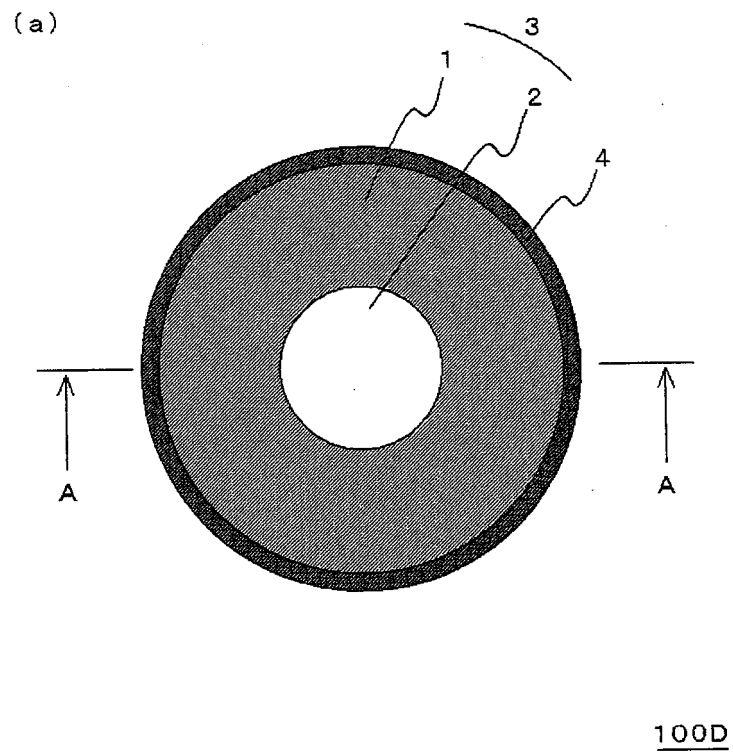


图 3



(A-A 剖面图)

图 4

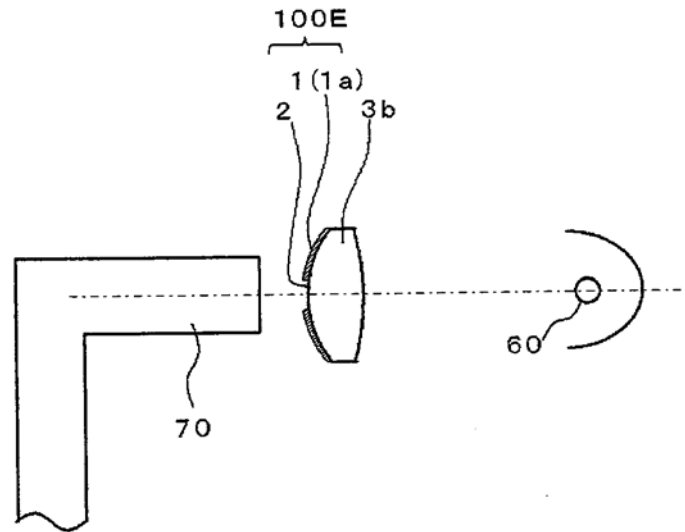


图 5

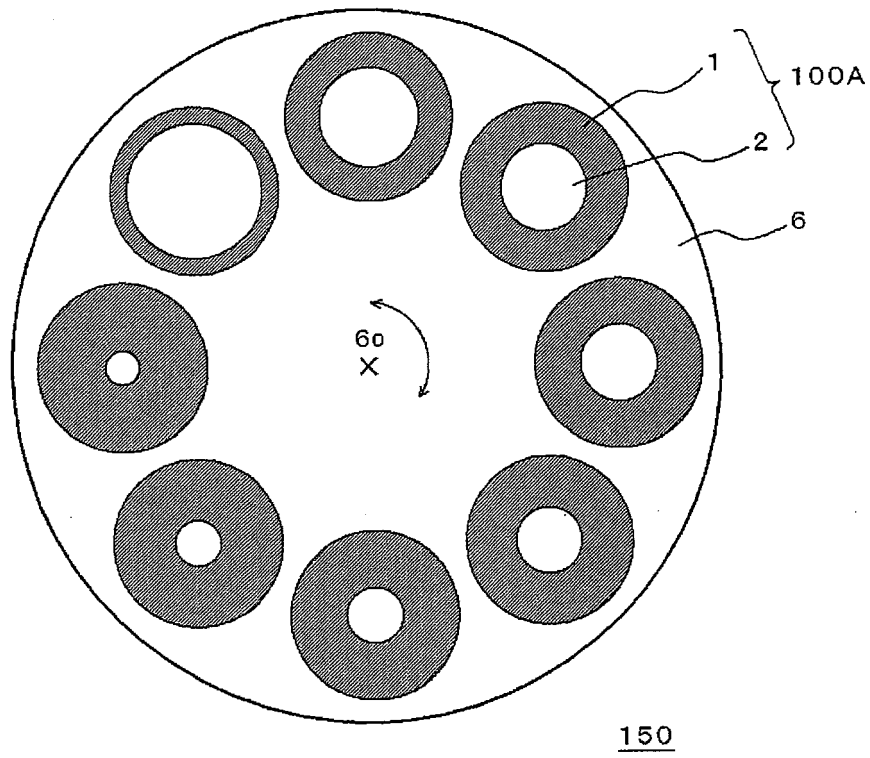


图 6

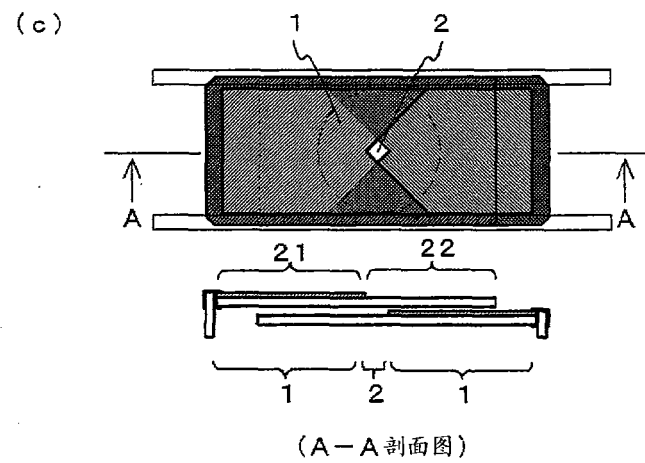
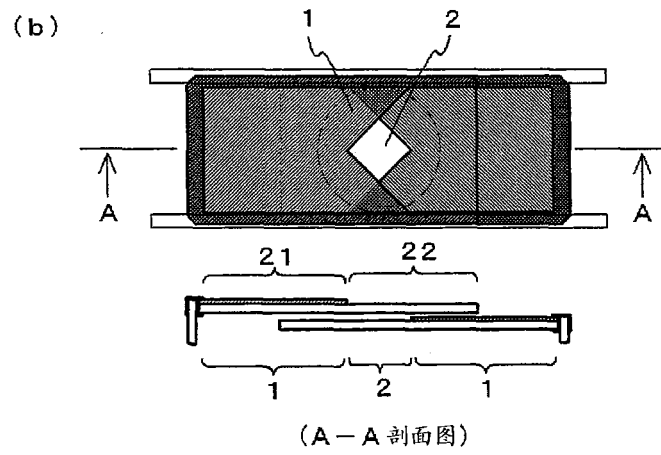
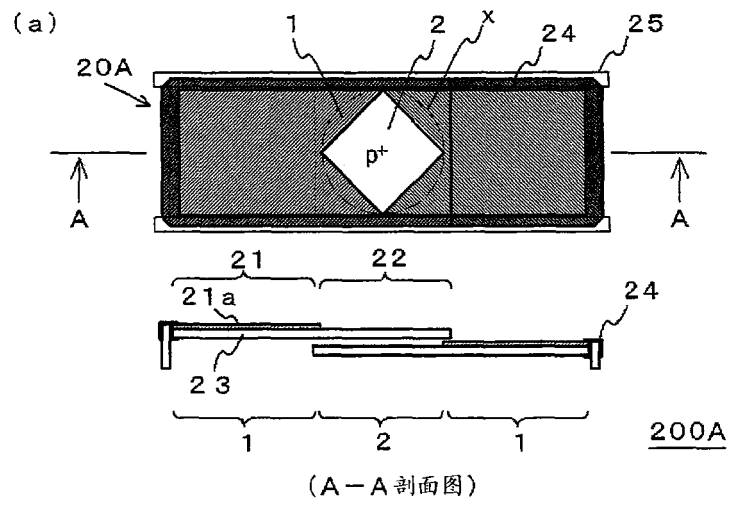


图 7

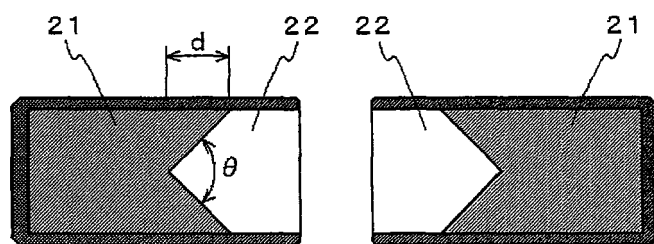
20A

图 8

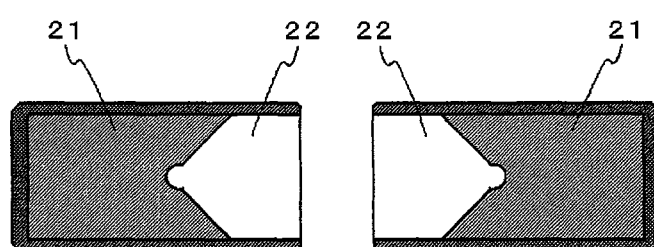
20B

图 9

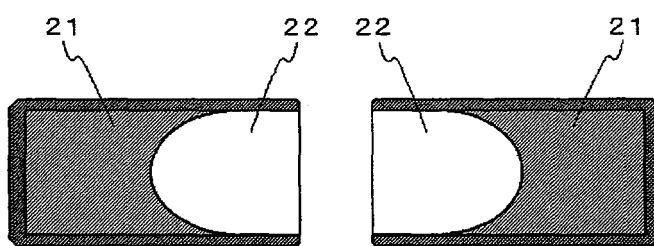
20C

图 10

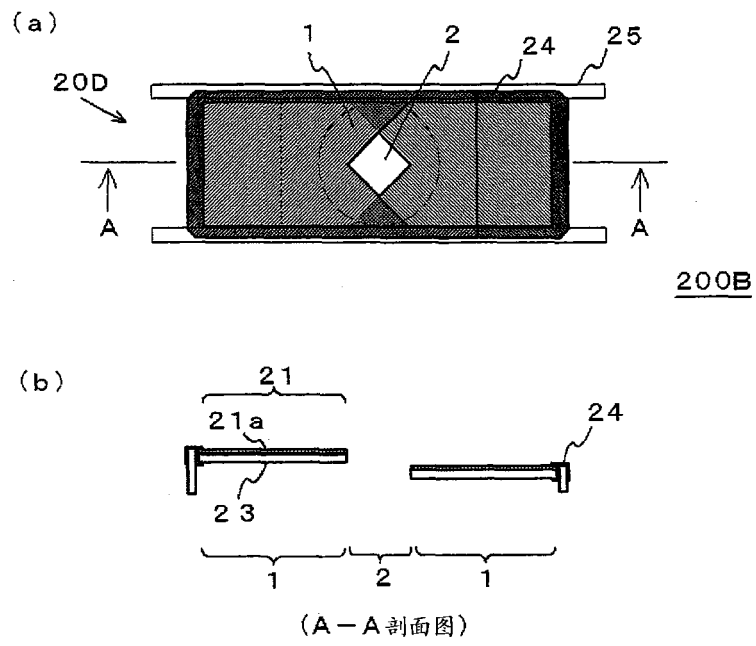


图 11

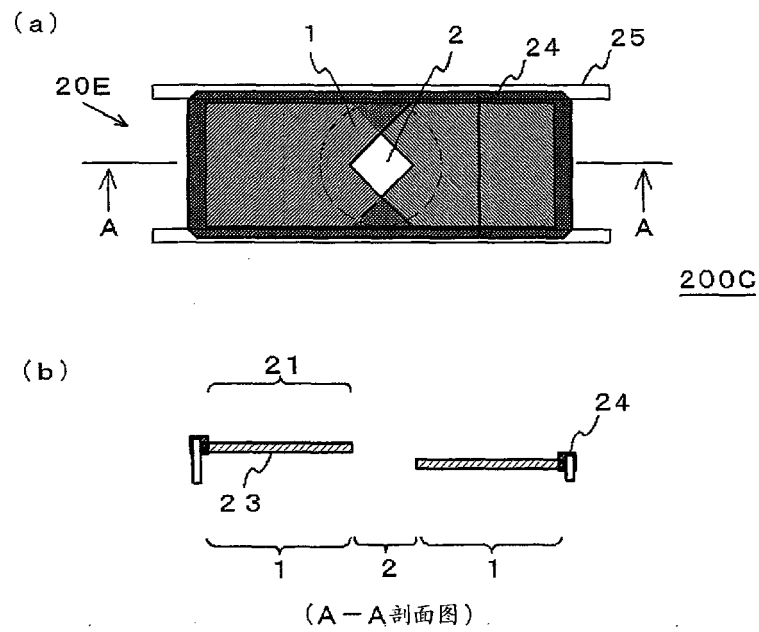


图 12

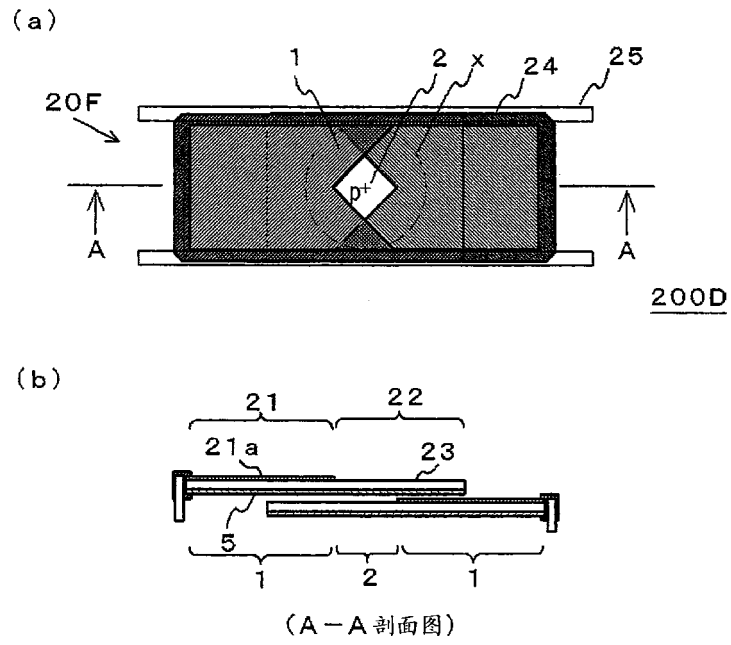


图 13

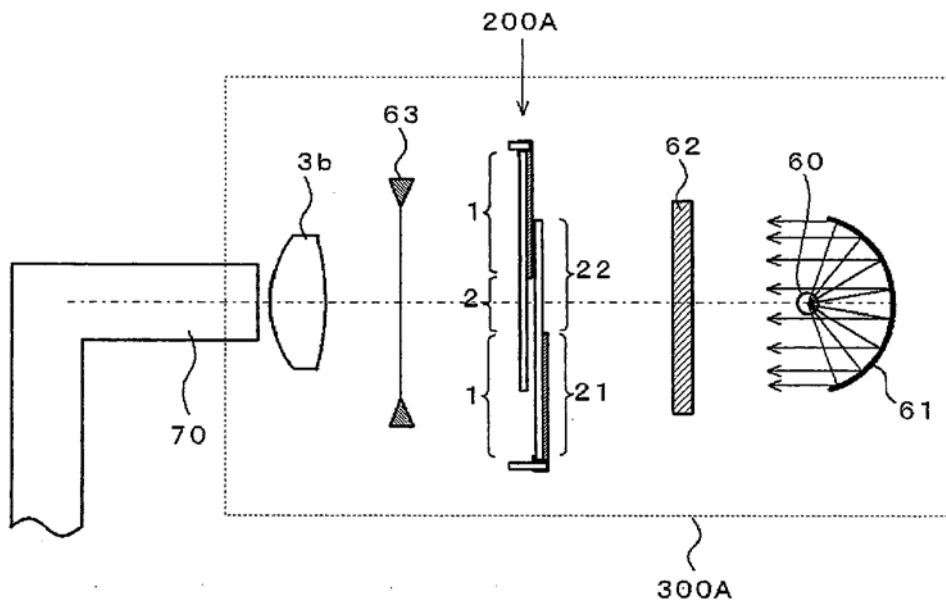


图 14

专利名称(译)	照明用孔径光阑		
公开(公告)号	CN103327885B	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201180065496.5	申请日	2011-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	山野有限公司光		
申请(专利权)人(译)	山野有限公司光		
当前申请(专利权)人(译)	山野有限公司光		
[标]发明人	山野司朗 佐藤隆幸		
发明人	山野司朗 佐藤隆幸		
IPC分类号	A61B1/06 A61B90/00 A61N5/06 G02B21/00		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 F21V9/08 G02B5/005 G02B23/2461 G03B9/02 G03B15/14 G01N21/64 F21V13/02		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	2011010056 2011-01-20 JP		
其他公开文献	CN103327885A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

同时观察可见光区域的照明光的反射所导致的被摄物体影像和被摄物体中的荧光物质所导致的荧光影像的情况的光源装置所使用的照明用孔径光阑（100A），具有形成于平板状基材（3）的滤光器区域（1）和形成于滤光器区域（1）的内侧的开口区域（2）。滤光器区域（1）透射使被摄物体发出荧光的激发光的波长带的光，并且减少或遮断形成被摄物体影像的可见光区域的光的透射。照明用孔径光阑（100A）也可以具备多个在一部分或全部形成有滤光器部（21）的光阑叶片部件（20A），由该多个光阑叶片部件（20A）形成滤光器区域（1），在滤光器区域（1）的内侧形成有开口区域（2）。由此，能够改善照明光的反射所导致的被摄物体影像与被摄物体中的荧光物质所导致的微弱的荧光影像的光量的比率。

