



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102793525 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 13

(21) 申请号 201210159819. 3

(22) 申请日 2012. 05. 22

(30) 优先权数据

2011-116834 2011. 05. 25 JP

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 小向牧人

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 雒运朴

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101027520 A, 2007. 08. 29,

JP 特开 2007-20937 A, 2007. 02. 01,

JP 特开 2011-72424 A, 2011. 04. 14,

JP 特开 2005-152366 A, 2005. 06. 16,

JP 特开 2005-323737 A, 2005. 11. 24,

JP 特开 2006-158789 A, 2006. 06. 22,

审查员 涂燕君

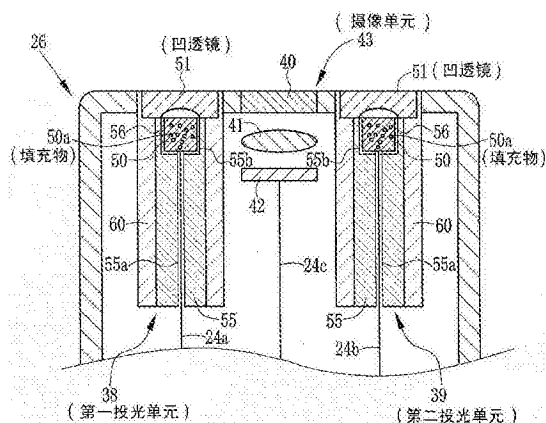
权利要求书2页 说明书9页 附图15页

(54) 发明名称

内窥镜用投光单元

(57) 摘要

本发明公开一种在利用蓝色光激发荧光体而产生白色光时,防止色相不均匀的产生,且提高蓝色光的利用效率的内窥镜用投光单元。使中心波长为 445nm 的第一蓝色激光经由光导管 (24a) 向荧光体 (50) 入射。在荧光体 (50) 中,入射的第一蓝色激光中的一部分被荧光物质吸收而发出荧光,并且未被荧光物质吸收的第一蓝色激光通过填充物 (50a) 发生散射而使发散角扩大。在荧光体 (50) 中射出的荧光及第一蓝色激光向凹透镜 (51) 入射。通过在凹透镜 (51) 中使第一蓝色激光的发散角进一步扩大,从而使第一蓝色激光的发散角与荧光的发散角一致。在凹透镜 (51) 中射出的第一蓝色激光及荧光的合波光成为白色光而向被检体照射。



1. 一种内窥镜用投光单元,其设置在内窥镜的前端部,朝向被检体照射照明光,所述内窥镜用投光单元的特征在于,具备:

波长转换机构,其具有对规定波长的第一照明光的一部分进行波长转换而生成第二照明光的波长转换部、以及使未被所述波长转换部进行波长转换的第一照明光散射而扩大其发散角的散射构件;

发散角扩大机构,其能够将在所述波长转换机构中射出的光中的所述第一照明光的发散角比所述第二照明光的发散角更大地扩大,并将这些发散角被扩大后的第一照明光与第二照明光的合波光作为所述照明光向所述被检体照射,

在所述波长转换机构中射出而向所述发散角扩大机构入射之前的所述第一照明光的发散角比所述第二照明光的发散角小,在所述发散角扩大机构中射出后的所述第一照明光的发散角与所述第二照明光的发散角一致。

2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述发散角扩大机构为凹透镜。

3. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为规定波长的第一蓝色窄波段光,所述第二照明光为通过所述波长转换部对所述第一蓝色窄波段光进行波长转换而得到的绿色~红色的荧光,
所述凹透镜使所述第一蓝色窄波段光的发散角与所述荧光的发散角一致。

4. 根据权利要求 3 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一蓝色窄波段光的中心波长为 445nm。

5. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为彼此中心波长不同的第一及第二蓝色窄波段光,所述第二照明光为通过波长转换部将所述第一及第二蓝色窄波段光进行波长转换而得到的绿色~红色的荧光,

所述凹透镜使所述第一及第二蓝色窄波段光的发散角与所述荧光的发散角一致。

6. 根据权利要求 5 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一蓝色窄波段光的中心波长为 445nm,所述第二蓝色窄波段光的中心波长为 405nm。

7. 根据权利要求 1、3~6 中任一项所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述波长转换机构为荧光体。

8. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述波长转换机构为荧光体。

9. 根据权利要求 3~6、8 中任一项所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述散射构件为填充物。

10. 根据权利要求 1 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述散射构件为填充物。

11. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述散射构件为填充物。

12. 根据权利要求 7 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述散射构件为填充物。

13. 根据权利要求 9 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述填充物的混入率为 5%,所述凹透镜的曲率为 0.3 ~ 0.6。
14. 根据权利要求 9 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述填充物的混入率为 7%,所述凹透镜的曲率为 0.1 ~ 0.4。
15. 根据权利要求 1、3 ~ 6、8、10 ~ 14 中任一项所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为蓝色激光。
16. 根据权利要求 2 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为蓝色激光。
17. 根据权利要求 7 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为蓝色激光。
18. 根据权利要求 9 所述的内窥镜用投光单元,其特征在于,
所述第一照明光为蓝色激光。

内窥镜用投光单元

技术领域

[0001] 本发明涉及设置在内窥镜的前端部,向被检体照射照明光的内窥镜用投光单元。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,使用了内窥镜的被检体内的诊断及治疗广为进行。内窥镜具备插入到被检体内的插入部,从设置在该插入部的前端部的照明窗朝向被检体照射照明光。并且,通过设置在插入部的前端部的 CCD 等摄像元件对由照明光照明了的被检体进行摄像,并基于通过该摄像而得到的摄像信号,在监视器上显示内窥镜图像。

[0003] 被检体内的照明大多使用氙气灯(キセノンランプ)或卤素灯(ハロゲンランプ)等的白色光,但氙气灯等存在比较大型,并且消耗电力也大的问题。与此相对,在专利文献 1 中,通过蓝色 LED(Light Emitting Diode) 的蓝色光和利用该蓝色光激发荧光体而发出的荧光的合波,来生成白色光。这样,使用蓝色 LED 及荧光体来生成白色光,由此相对于氙气灯等,能够实现小型化和省电力化。

[0004] 【在先技术文献】

[0005] 【专利文献】

[0006] 【专利文献 1】日本特开 2006-61685 号公报

[0007] 如专利文献 1 所示,当生成白色光之际使蓝色光向荧光体入射时,一部分的蓝色光由荧光体吸收而发出荧光,另一方面,剩余的蓝色光直接直线前进地透过。因此,在从荧光体射出的荧光和蓝色光中,发散角(広がり角)分别不同。从而,因这样的发散角的不同,而在被检体上蓝色光与荧光重合的混色区域成为白色,但是在形成这些光不重合的非混色区域的情况下,该非混色区域成为白色以外的颜色。即,在被检体上产生色相不均匀(色むら)。在产生这样的色相不均匀的状态下取得的内窥镜图像中,无法进行正确的诊断。

[0008] 作为防止色相不均匀的产生的方法之一,考虑有在荧光体中混入使直线前进地射出的蓝色光散射的填充物的方法。通过该填充物的混入,蓝色光的发散角扩大,因此能够减少色相不均匀,并且将其大致消除。然而,由于填充物使蓝色光向四面八方散射,因此,因其混入率的不同,存在仅在荧光体内散射而未到达被检体的蓝色光变多的情况。在这样的情况下,填充物的混入使蓝色光的利用效率降低。

发明内容

[0009] 本发明的目的在于提供一种在利用蓝色光激发荧光体而产生白色光时,能够防止色相不均匀的产生,且能够提高蓝色光的利用效率的内窥镜用投光单元。

[0010] 为了实现上述目的,本发明提供一种内窥镜用投光单元,其设置在内窥镜的前端部,朝向被检体照射照明光,所述内窥镜用投光单元的特征在于,具备:波长转换机构,其具有对规定波长的第一照明光中的一部分进行波长转换而生成第二照明光的波长转换部、以及使未被所述波长转换部进行波长转换的第一照明光散射而扩大其发散角的散射构件;发散角扩大机构,其将在所述波长转换机构中射出的第一照明光的发散角进一步扩大,并将

该发散角被进一步扩大后的第一照明光与第二照明光的合波光作为所述照明光向所述被检体照射。

[0011] 优选发散角扩大机构使第一照明光的发散角与第二照明光的发散角一致。优选发散角扩大机构为凹透镜。

[0012] 优选第一照明光为规定波长的第一蓝色窄波段光,第二照明光为通过波长转换部将第一蓝色窄波段光进行波长转换而得到的绿色~红色的荧光,且凹透镜使第一蓝色窄波段光的发散角与荧光的发散角一致。优选第一蓝色窄波段光的中心波长为 445nm。

[0013] 优选第一照明光为彼此中心波长不同的第一及第二蓝色窄波段光,第二照明光为通过波长转换部将第一及第二蓝色窄波段光进行波长转换而得到的绿色~红色的荧光,且凹透镜使第一及第二蓝色窄波段光的发散角与荧光的发散角一致。优选第一蓝色窄波段光的中心波长为 445nm,第二蓝色窄波段光的中心波长为 405nm。

[0014] 优选波长转换机构为荧光体。优选散射构件为填充物。优选第一照明光为蓝色激光。另外,在填充物的混入率为 5% 的情况下,优选凹透镜的曲率为 0.3 ~ 0.6,在填充物的混入率为 7% 的情况下,优选凹透镜的曲率为 0.1 ~ 0.4。

[0015] 【发明效果】

[0016] 根据本发明,在通过波长转换机构对规定波长的第一照明光中的一部分进行波长转换而生成第二照明光时,未被波长转换机构进行波长转换的第一照明光的发散角通过波长转换机构内的散射构件而变大,并通过从波长转换机构射出后入射的发散角扩大机构而进一步变大。由此,能够使第一照明光的发散角与第二照明光的发散角一致,因此能够防止色相不均匀的产生。

[0017] 并且,在本发明中,分为波长转换机构内的散射构件和发散角扩大机构这两者来扩大第一照明光的发散角。因此,从第一照明光的利用效率方面出发,即使在波长转换机构仅混入最小限度的散射构件,而在波长转换机构内无法将第一照明光的发散角充分扩大的情况下,通过之后的发散角扩大机构将发散角进一步扩大,由此也能够使第一照明光的发散角与第二照明光的发散角一致。由此,能够在提高了第一照明光的利用效率的状态下防止色相不均匀的产生。

附图说明

[0018] 图 1 是表示第一实施方式的内窥镜系统的图。

[0019] 图 2 是表示电子内窥镜的前端部的截面的图。

[0020] 图 3 是表示电子内窥镜的前端部的前端面的图。

[0021] 图 4 是表示第一蓝色激光的利用效率与填充物混入率的关系的图表。

[0022] 图 5 是表示从荧光体射出后的第一蓝色激光及荧光的发散角与光强度的关系,且表示从该荧光体射出后的第一蓝色激光及荧光照射到被检体上时的照射区域的图。

[0023] 图 6 是表示从凹透镜射出后的第一蓝色激光及荧光的发散角与光强度的关系,且表示从该荧光体射出后的第一蓝色激光及荧光照射到被检体上时的照射区域的图。

[0024] 图 7 是表示第二实施方式的内窥镜系统的图。

[0025] 图 8 是表示从荧光体射出后的第一、第二蓝色激光及荧光的发散角与光强度的关系,且表示从该荧光体射出后的第一、第二蓝色激光及荧光照射到被检体上时的照射区域

的图。

[0026] 图 9 是表示从凹透镜射出后的第一、第二蓝色激光及荧光的发散角与光强度的关系,且表示从该荧光体射出后的第一、第二蓝色激光及荧光照射到被检体上时的照射区域的图。

[0027] 图 10 是用于说明荧光物质具备使荧光激发发光的功能和光扩散功能这两个功能的图。

[0028] 图 11 是用于说明光量分布的测定方法的图。

[0029] 图 12 是表示实施例 1-1、1-2 中使用的投光单元的图。

[0030] 图 13 是表示半值幅宽之差与填充物混入率的关系的图表。

[0031] 图 14 是用于说明半值幅宽的图。

[0032] 图 15 是表示填充物混入率为 5%时的半值幅宽之差与凹透镜的曲率的关系的图表。

[0033] 图 16 是表示填充物混入率为 7%时的半值幅宽之差与凹透镜的曲率的关系的图表。

[0034] 图 17 是表示实施例 2-1、2-2 中使用的投光单元的图。

[0035] 图 18 是表示半值幅宽之差与填充物混入率的关系的图表。

[0036] 图 19 是表示填充物混入率为 7%时的半值幅宽之差与凹透镜的曲率的关系的图表。

[0037] 图 20 是表示填充物混入率为 5%时的半值幅宽之差与凹透镜的曲率的关系的图表。

[0038] 图 21 是表示比较例 1 中使用的投光单元的图。

[0039] 图 22 是表示比较例 2 中使用的投光单元的图。

[0040] 图 23 是表示比较例 3 中使用的投光单元的图。

[0041] **【符号说明】**

[0042] 38 第一投光单元

[0043] 39 第二投光单元

[0044] 50 荧光体

[0045] 50a 填充物

[0046] 51 凹透镜

具体实施方式

[0047] 如图 1 所示,第一实施方式的内窥镜系统 2 具备:拍摄被检体的电子内窥镜 10;生成内窥镜图像的处理装置 12;设置在该处理装置 12 内,供给对被检体进行照明的照明光的光源装置 13;显示内窥镜图像的监视器 14;以及对送入到被检体内的水进行积存的送水箱 16。

[0048] 电子内窥镜 10 包括:插入到患者的体腔内的插入部 20;与插入部 20 的基端部分连设,供医生或技师等做手术的人通过把手进行的操作部 22;从操作部 22 延伸的通用软线 24。插入部 20 从前端顺次由前端部 26、弯曲部 27 及可挠曲管部 28 构成。前端部 26 由硬质的树脂材料形成。可挠曲管部 28 形成为细径且长条的管状,且具有挠性,将操作部

22 与弯曲部 27 连接。

[0049] 弯曲部 27 构成为根据在操作部 22 上设置的上下用操作旋钮 30 及左右用操作旋钮 31 的旋转操作而向上下左右弯曲。当对上下用操作旋钮 30 进行旋转操作时,弯曲部 27 向上下方向弯曲,当对左右用操作旋钮 31 进行旋转操作时,弯曲部 27 向左右方向弯曲。

[0050] 在通用软线 24 上设有连接器 36,当取入从处理装置 12 供给的光及空气时,该连接器 36 用于电源或各种控制信号的传送。电子内窥镜 10 经由连接器 36 装拆自如地与处理装置 12 连接。

[0051] 光源装置 13 具备发出中心波长为 445nm 的第一蓝色激光的第一激光光源 13a。从第一激光光源 13a 发出的第一蓝色激光经由通用软线 24 内的光导管 24a、24b 而被导光到电子内窥镜的前端部 26。被导光的第一蓝色激光的一部分被设置在前端部 26 的荧光体 50 吸收,从而使绿色~红色的荧光激发发光,并且未被荧光体吸收的第一蓝色激光直接透过荧光体。由此,从前端部 26 向被检体照射将第一蓝色激光和荧光混合而成的白色光。来自被检体的返回光由电子内窥镜 10 内的摄像元件 42(参照图 3)拍摄而作为被检体的像。另外,光导管 24a、24b 由光纤等导光构件构成。

[0052] 处理装置 12 经由通用软线 24 内的信号线缆(信号ケーブル)24c 来接收通过电子内窥镜 10 的摄像而得到的摄像信号。在处理装置 12 中,对接收到的摄像信号实施各种图像处理,来生成图像数据。并根据该生成的图像数据,在监视器 14 上显示被检体的内窥镜图像。

[0053] 如图 2 所示,在电子内窥镜的前端部 26 设有:用于朝向被检体照射照明光的两个灯的第一及第二投光单元 38、39;以及通过 CCD 等摄像元件 42 对经由观察窗 40 及摄像透镜 41 而受光的被检体的像进行拍摄的摄像单元 43。

[0054] 如图 3 所示,第一及第二投光单元 38、39 在前端部 26 的前端面 26a 设置在关于摄像单元 43 左右对称的位置。另外,在前端部 26 除了第一及第二投光单元 38、39、摄像单元 43 之外,还设有使捕获器(スネア)等处置用具露出的处置用具出口 46、朝向观察窗 40 喷出清洗用的空气或水的送气送水喷嘴 48。

[0055] 如图 2 所示,第一投光单元 38 具备:荧光体 50,其将由光导管 24a 导光的第一蓝色激光的一部分吸收而发出绿色~红色的荧光,并使未被吸收的光直接透过;凹透镜 51,其具备将从荧光体 50 射出的第一蓝色激光的发散角扩大的发散角扩大功能,且具有使扩大该发散角后的第一蓝色激光及荧光朝向被检体射出的照明窗的功能。在此,荧光体 50 为波长转换机构的一种方式,凹透镜 51 为发散角扩大机构的一种方式。

[0056] 在该第一投光单元 38 中,荧光体 50 和光导管 24a 以彼此光学地连接的状态由插芯 55 保持。插芯 55 为中空圆筒构件,光导管 24a 穿过沿轴向延伸的贯通孔 55a 内。另外,插芯 55 中,在前端侧具有开口部的大致圆柱状或长方体状的前端收纳部 55b 内通过粘接剂 56 将荧光体 50 固定。

[0057] 该插芯 55 与凹透镜 51 一起由套筒 60 保持。该套筒 60 以荧光体 50 的出射面与凹透镜 51 的入射面相面对的状态对插芯 55 及凹透镜 51 进行保持。

[0058] 荧光体 50 通过将荧光物质和作为散射构件的一方式的填充物 50a 与无机玻璃等覆盖构件混合而形成,其中,荧光物质吸收蓝色激光的一部分而发出荧光,填充物使未被该荧光物质吸收的蓝色激光散射。荧光物质只要是能够由第一蓝色激光激发的物质即可,没

有特别地限定,但优选使用

[0059] 下述 (i) ~ (xi) 中的一种或将两种组合使用。

[0060] (i) 碱土金属 (アルカリ土類金属) 卤磷石灰 (ハロゲンアパタイト)、

[0061] (ii) 碱土金属卤素硼酸盐 (ホウ酸ハロゲン)、

[0062] (iii) 碱土金属铝酸盐 (アルミン酸塩)、

[0063] (iv) 氮氧化物或氮化物、

[0064] (v) 碱土类硅酸盐、碱土类氮化硅、

[0065] (vi) 硫化物、

[0066] (vii) 碱土类硫代镓酸盐 (アルカリ土類チオガレート)、

[0067] (viii) 锗酸盐 (ゲルマン酸塩)、

[0068] (ix) 稀土类铝酸盐、

[0069] (x) 稀土类硅酸盐、

[0070] (xi) 主要通过 Eu 等镧系 (ランタノイド系) 元素活化了的有机及有机络合物

[0071] 另外,也可以取代荧光物质,而使用颜料等 (例如,茈 (ペリレン) 等荧光染料)。

[0072] 作为填充物 50a,列举有二氧化硅 (气相二氧化硅 (ヒコムシリカ)、沉降性二氧化硅 (沈降性シリカ)、熔融二氧化硅、结晶二氧化硅 (結晶シリカ)、超微粉无定形二氧化硅、硅酐 (無水珪酸) 等)、石英、氧化钛、氧化锡、氧化锌、一氧化锡、氧化钙、氧化镁、氧化铍、氧化铝、氮化硼、氮化硅、氮化铝等金属氮化物、SiC 等金属碳化物、碳酸钙、碳酸钾、碳酸钠、碳酸镁、碳酸钡等金属碳酸盐、氢氧化铝、氢氧化镁等金属氢氧化物、硼酸铝 (ほう酸アルミニウム)、钛酸钡、磷酸钙、硅酸钙、泥土 (クレイ)、石膏、硫酸钡、云母、硅藻土 (ケイソウ土)、陶土 (白土)、无机球 (無機バルーン)、滑石 (タルケ)、立德粉 (リトボン)、沸石 (ゼオライト)、埃洛石 (ハロイサイト)、荧光物质、金属片 (银粉等) 等。另外,为了得到强度,还可以使用钛酸钾、硅酸钡、玻璃纤维等针状的填充物。其中,优选钛酸钡、氧化钛、氧化铝、氧化硅等。

[0073] 利用填充物 50a 向荧光体 50 的混入率的不同,能够对从荧光体 50 射出的第一蓝色激光的发散角进行调整。通常,由于短波长的第一蓝色激光的发散角比中~长波长的荧光的发散角小,因此通过增大填充物 50a 的混入率来扩大第一蓝色激光的发散角,从而实现色相不均匀的消除。然而,在提高了填充物 50a 的混入率的情况下,仅在荧光体 50 内散射而未到达被检体的第一蓝色激光变多。这成为使蓝色激光的利用效率降低的原因之

[0074] 例如,在将从第一激光光源 13a 发出的第一蓝色激光的光量 Ia 中实际到达被检体的蓝色激光的光量 Ib 的比例 ($Ib/Ia \times 100(\%)$) 作为利用效率,并将荧光体 50 中占有的填充物 50a 的含有率作为填充物混入率的情况下,利用效率与填充物混入率的关系如图 4 所示。根据该图 4,随着填充物混入率的增加而利用效率减小,当填充物混入率成为 10% 时,利用效率为 50%,即,表示从第一激光光源 13a 发出的第一蓝色激光中仅一半被使用于被检体的照明。

[0075] 因此,为了在不降低第一蓝色激光的利用效率的情况下扩大第一蓝色激光的发散角,而使用使从荧光体 50 射出的第一蓝色激光的发散角进一步扩大的凹透镜 51。例如,在为了将利用效率保持为固定以上而仅最低限度混入填充物 50a 的情况下,如图 5 所示,从荧光体 50 射出后的第一蓝色激光的发散角未充分扩大。因此,在被检体上的照明区域产生第

一蓝色激光与荧光未重合的非混色区域 R1。

[0076] 由该填充物 50a 无法充分扩大的第一蓝色激光的发散角由凹透镜 51 来进一步扩大。另一方面,虽然第一蓝色激光和荧光都向凹透镜 51 入射,但由于荧光比第一蓝色激光波长长,因此根据斯涅耳(スネル)定律,荧光的发散角不如蓝色光那样。因此,如图 6 所示,通过凹透镜 51,能够将第一蓝色激光的发散角扩大到荧光的发散角。由此,第一蓝色激光与荧光部未重合的非混色区域 R1(参照图 5)消失,因此能够防止色相不均匀的产生。

[0077] 另外,优选凹透镜 51 具有能够使从荧光体 50 射出的第一蓝色激光的发散角与荧光的发散角一致的程度的折射力(屈折力)(光焦度(power))。因此,在从荧光体 50 射出的第一蓝色激光的发散角小时,增大折射力,在射出的第一蓝色激光的发散角大时,减小折射力。

[0078] 第二投光单元 39 具备与第一投光单元 38 同样的荧光体 50、凹透镜 51、插芯 55 及套筒 60。另外,第二投光单元 39 的各构件的配置等与第一投光单元 38 同样。因此,省略详细的说明。

[0079] 如图 7 所示,在第二实施方式的内窥镜系统 100 中,在光源装置 13 中新设置发出中心波长为 405nm 的第二蓝色激光的第二激光光源 13b,通过从第一激光光源 13a 发出的中心波长为 445nm 的第一蓝色激光和从第二激光光源 13b 发出的中心波长为 405nm 的第二蓝色激光这两者使荧光体激发。另外,除此以外与第一实施方式同样,因此省略详细的说明。

[0080] 在第二实施方式的内窥镜系统 100 中,从第二激光光源 13b 发出的第二蓝色激光与从第一激光光源 13a 发出的第一蓝色激光由合成器 101 合波,该合波后的光由光导管 24a、24b 导光到荧光体 50。并且,通过第一及第二蓝色激光的合波光向荧光体 50 入射,第一及第二蓝色激光的一部分被荧光体 50 的荧光物质吸收而发出荧光,剩余的第一及第二蓝色激光通过荧光体 50 内的填充物 50a 而发生散射。

[0081] 与第一实施方式同样,为了避免第一及第二蓝色激光的利用效率的降低,填充物 50a 仅最小限度地混入到荧光体中。因此,如图 8 所示,虽然第一及第二蓝色激光的发散角通过填充物 50a 的散射而扩大,但未扩大到荧光的发散角。因此,形成荧光与第一及第二蓝色激光未重合的非混色区域 R2。

[0082] 在荧光体 50 中射出的第一及第二蓝色激光与荧光向凹透镜 51 入射。通过该凹透镜 51,将第一及第二蓝色激光的发散角扩大,从而如图 9 所示,第一及第二蓝色激光的发散角与荧光的发散角大致一致。由此,非混色区域 R2(参照图 8)消失,不会产生色相不均匀。在凹透镜 51 中射出的第一及第二蓝色激光与荧光成为白色光而向被检体照射。

[0083] 另外,在第二实施方式中,也优选凹透镜 51 具有能够使从荧光体 50 射出的第一及第二蓝色激光的发散角与荧光的发散角一致的程度的折射力(光焦度)。由于中心波长为 405nm 的第二蓝色激光比中心波长为 445nm 的第一蓝色激光短波长,因此在凹透镜 51 中折射率变高。从而,凹透镜 51 需要根据从荧光体 50 射出的第一及第二蓝色激光的发散角来决定折射力,并需要考虑第一及第二蓝色激光的波长差来决定折射力。

[0084] 另外,在第一及第二实施方式中,通过在荧光体内混入填充物,来使从荧光体射出的出射光的发散角扩大,但也可以不混入填充物,而仅通过荧光体的荧光物质所具有的光散射功能来使发散角扩大。例如,当在第一实施方式的情况下,则如图 10 所示,在荧光体 50 中,发绿光用荧光物质 80 不仅通过中心波长为 445nm 的第一蓝色激光使绿色的荧光激发发

光,而且还使通过发红光用荧光物质 81 激发发光的红色的荧光散射。同样,发红光用荧光物质 81 不仅通过第一蓝色激光使红色的荧光激发发光,而且还使通过发绿光用荧光物质 80 激发发光的绿色的荧光散射。这样,通过产生各荧光物质 80、81 所具有的光扩散功能,在不混入填充物 50a 的情况下也能够扩大从荧光体 50 射出的出射光的发散角。

[0085] 另外,当在第二实施方式的情况下,第一蓝色激光和向荧光体入射的中心波长为 405nm 的第二蓝色激光的约 10% 被荧光物质吸收而发出荧光,另一方面,未被荧光物质吸收的约 90% 的第二蓝色激光通过其它荧光物质而发生扩散。因此,在第二实施方式中,通过调整发绿光及发红光用荧光物质的混入率,在不混入填充物 50a 的情况下,就能够使第二蓝色激光的发散角扩大。

[0086] 另外,对于荧光、蓝色激光的光量分布的测定方法,优选以下这样进行。如图 11 所示,将作为光源的第一(或第二)投光单元 38 设置在中心,在与该投光单元 90 的光轴 L 正交的面内且从照射中心 C 离开固定距离的第一测定位置,通过光量测定器 90 进行光量的测定。该第一测定位置处的光量测定值为配光(配光)角 90° 的光强度。接着,将光量测定器 90 移动到从第一测定位置沿周向离开固定角度 A 的第二测定位置,进行光量的测定。该第二测定位置处的光量测定值为配光角 $(90-A)^\circ$ 的光强度。同样,每隔固定角度错开光量测定器,并同时求出配光角的光强度。由此,得到配光角 $+90^\circ \sim -90^\circ$ 处的光量分布(例如如图 5 等)。

[0087] 【实施例】

[0088] 通过以下的实施例 1-1 ~ 2-2 和比较例 1 ~ 3,对本发明进一步进行具体地说明。

[0089] [实施例 1-1]

[0090] 在实施例 1-1 中,在电子内窥镜 10 的前端部设置图 12 所示的第一投光单元 38 及与该第一投光单元 38 同样的第二投光单元 39 这两者。第一投光单元 38 通过光导管 24a 与第一激光光源 13a 光学地连接,经由该光导管 24a 使中心波长为 445nm 的第一蓝色激光入射。在第一投光单元 38 中,使来自光导管 24a 的第一蓝色激光向荧光体 50 入射。在荧光体 50 中,第一蓝色激光的一部分被荧光物质吸收而发出 500nm ~ 700nm 的荧光,另一方面,通过填充物 50a 使剩余的第一蓝色激光散射而使其发散角变大。填充物 50a 的混入率为 5%。第一蓝色激光及荧光从直径为 0.9mm 的荧光体 50 的出射面射出。在荧光体 50 中射出的第一蓝色激光及荧光向凹透镜 51 入射。通过该凹透镜 51 使第一蓝色激光的发散角进一步扩大。在凹透镜 51 中射出的第一蓝色激光及荧光成为白色光而向被检体照射。另外,从第二投光单元 39 也同样,将通过填充物及凹透镜使发散角扩大后的第一蓝色激光及荧光成为白色光而向被检体照射。

[0091] 在该实施例 1-1 中,通过模拟求出荧光与第一蓝色激光的半值幅宽之差为 3.5° 以下的凹透镜 51 的曲率。另外,在未使用凹透镜 51 的情况下,如图 13 所示,当填充物混入率为 10% 时,第一蓝色激光的半值幅宽与荧光的半值幅宽之差为 3.5° 。若为该程度的差,则大体不产生色相不均匀。因此,如实施例 1-1 所示,在填充物混入率为 5% 的情况下,通过凹透镜 51 的光焦度使半值幅宽为 3.5° 以下,由此消除色相不均匀。另外,如图 14 所示,“半值幅宽”是指光强度成为 50% 时的配光角的宽度。

[0092] 另外,在进行模拟时,将凹透镜的厚度 T 设定为 0.2mm,将有效直径设定为 1.5mm,将对第一蓝色激光的折射率设定为 1.9079,将对荧光的折射率设定为 1.8817。

[0093] 模拟的结果如图 15 所示,越增大曲率,半值幅宽之差越变小。当曲率超过 0.4 时,半值幅宽之差成为 3.5° 以下,当曲率成为 0.6 时,半值幅宽之差约为 2.5° 。因此,在实施例 1-1 中使用曲率为 0.6 的凹透镜 51。

[0094] [实施例 1-2]

[0095] 填充物 50a 的混入率为 7%,在该填充物混入率下,通过模拟求出荧光与第一蓝色激光的半值幅宽之差成为 3.5° 以下的凹透镜的曲率。除此以外,与实施例 1-1 同样地实施。

[0096] 模拟的结果如图 16 所示,虽然以曲率 0.3 为边界,而半值幅宽之差增减,但在曲率为 0.1 ~ 0.4 之间,半值幅宽之差被抑制为 3.5° 以下。因此,在实施例 1-2 中,使用将 0.1 ~ 0.4 之间的固定值作为曲率的凹透镜 51。

[0097] [实施例 2-1]

[0098] 如图 17 所示,除了中心波长为 445nm 的第一蓝色激光以外,还使中心波长为 405nm 的第二蓝色激光向荧光体 50 入射,在具有下述透镜数据的凹透镜 51 中,除了扩大第一及第二蓝色激光的发散角,且使填充物的混入率为 7% 以外,与实施例 1-1 同样地实施。另外,在实施例 2-1 中,从第一激光光源 13a 发出的第一蓝色激光和从第二激光光源 13b 发出的第二蓝色激光由合成器 101 合波后,向光导管 24a 入射。

[0099] 在该实施例 2-1 中,通过模拟求出荧光与第一蓝色激光的半值幅宽之差 $\Delta \theta 1$ 、和荧光与第二蓝色激光的半值幅宽之差 $\Delta \theta 2$ 的差值 $D(|\Delta \theta 1 - \Delta \theta 2|)$ 成为最小的凹透镜 51 的曲率。另外,在未使用凹透镜 51 的情况下,差量值 D 如图 18 所示,在填充物混入率为 10% 时最小(差量值 D 约为 2°),此时大致不产生色相不均匀。因此,求出差量值 D 成为 2° 以下的凹透镜 51 的曲率。另外,在进行模拟时,使对第二蓝色激光的折射率为 1.9207,除此以外的参数(厚度 T、有效直径、对第一蓝色激光的折射率、对荧光的折射率)与实施例 1-1 同样。

[0100] 模拟的结果如图 19 所示,在曲率 0.1 时,差量值 D 成为“0”。因此,在实施例 2-2 中,使用曲率为 0.1 的凹透镜 51。

[0101] [实施例 2-2]

[0102] 填充物 50a 的混入率为 5%,在该填充物的混入率下,通过模拟求出差量值 D 成为 2° 以下的凹透镜 51 的曲率。除此以外与实施例 2-1 同样地实施。

[0103] 模拟的结果如图 20 所示,在曲率为 0.3 ~ 0.4 之间,差量值 D 为 2° 以下。因此,在实施例 2-2 中,使用将 0.3 ~ 0.4 之间的固定值作为曲率的凹透镜 51。

[0104] [比较例 1]

[0105] 如图 21 所示,在第一及第二投光单元 38、39 中设置不具有折射力的照明窗 52,仅通过填充物 50a 来扩大第一蓝色激光的发散角。填充物 50a 的混入率比实施例 1-1 大。除此以外与实施例 1-1 同样地实施。

[0106] [比较例 2]

[0107] 如图 22 所示,除了在第一及第二投光单元 38、39 上设置不具有折射力的照明窗 52 以外,与实施例 1-1 同样地实施。

[0108] [比较例 3]

[0109] 如图 23 所示,除了在第一及第二投光单元 38、39 上设置不具有折射力的照明窗 52

以外,与实施例 2-1 同样地实施。

[0110] [结果]

[0111] 在实施例 1-1 ~ 2-2 中,通过将填充物 50a 与凹透镜 51 一起使用,能够在不降低作为励起光的蓝色激光(在实施例 1-1、1-2 中为第一蓝色激光,在实施例 2-1、2-2 中为第一及第二蓝色激光)的利用效率的情况下消除色相不均匀。与此相对,在比较例 1 中,通过提高填充物 50a 的混入率,能够实现色相不均匀的消除,而另一方面,未到达被检体的光变多,第一蓝色激光的利用效率降低。另外,在比较例 2 中,由于第一蓝色激光的发散角比荧光的发散角窄,因此产生色相不均匀。另外,在比较例 3 中,由于第一及第二蓝色激光的发散角比荧光的发散角窄,因此也产生色相不均匀。

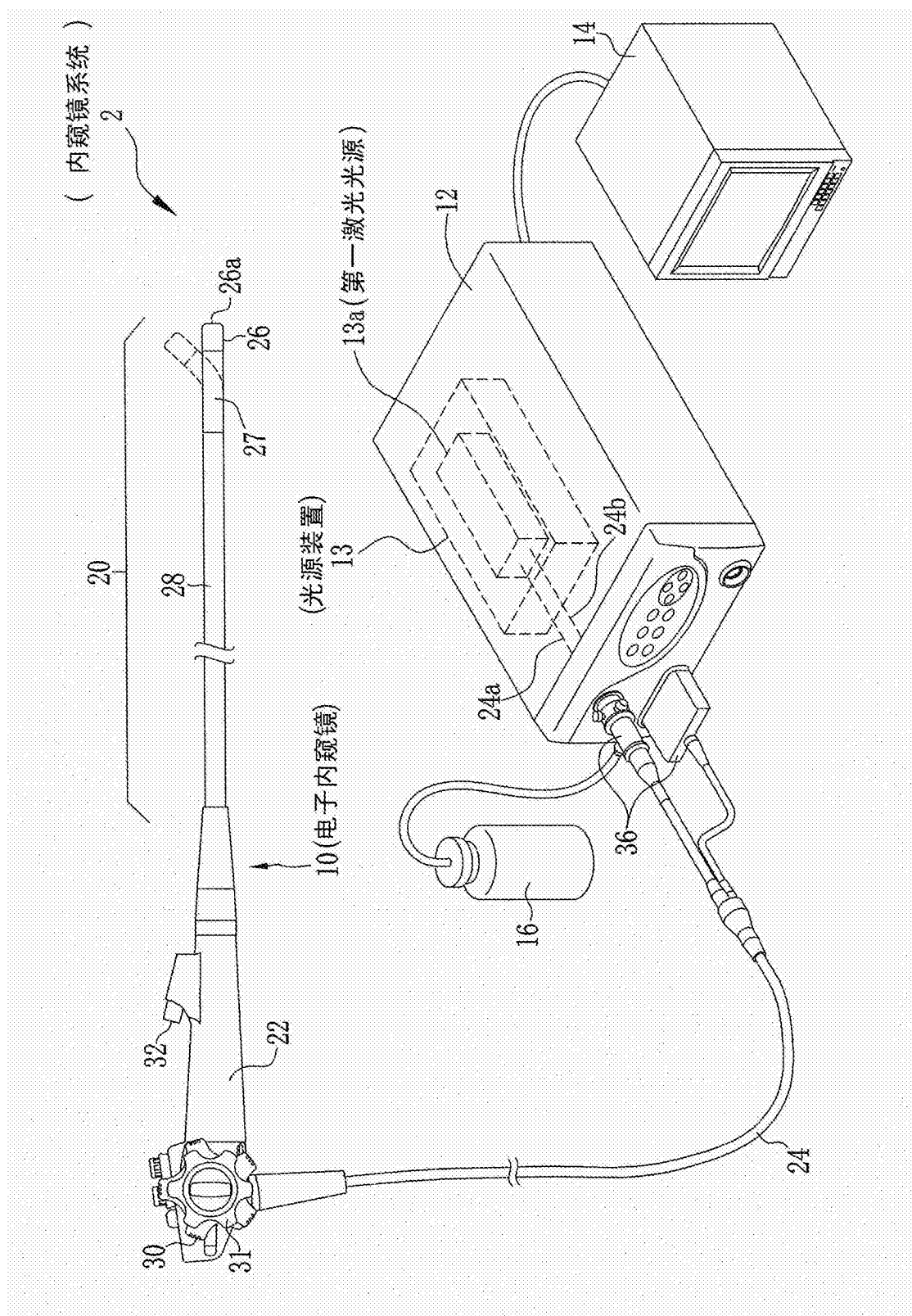


图 1

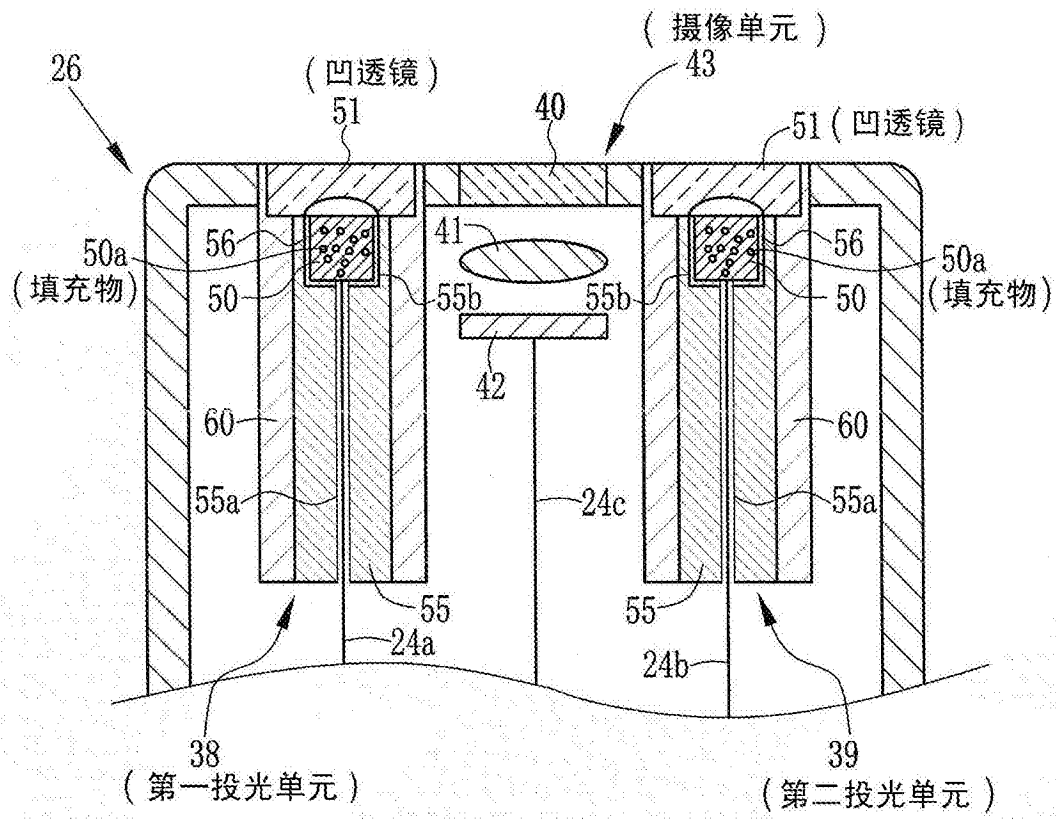


图 2

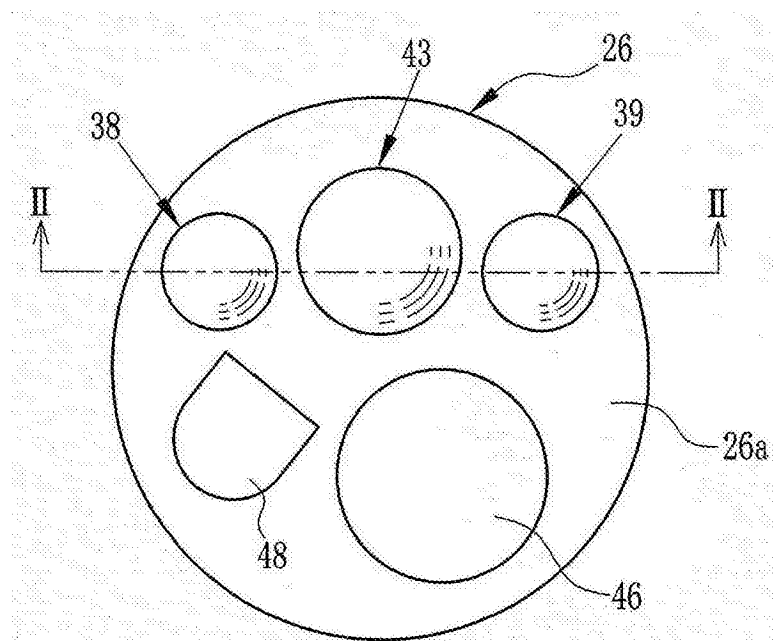


图 3

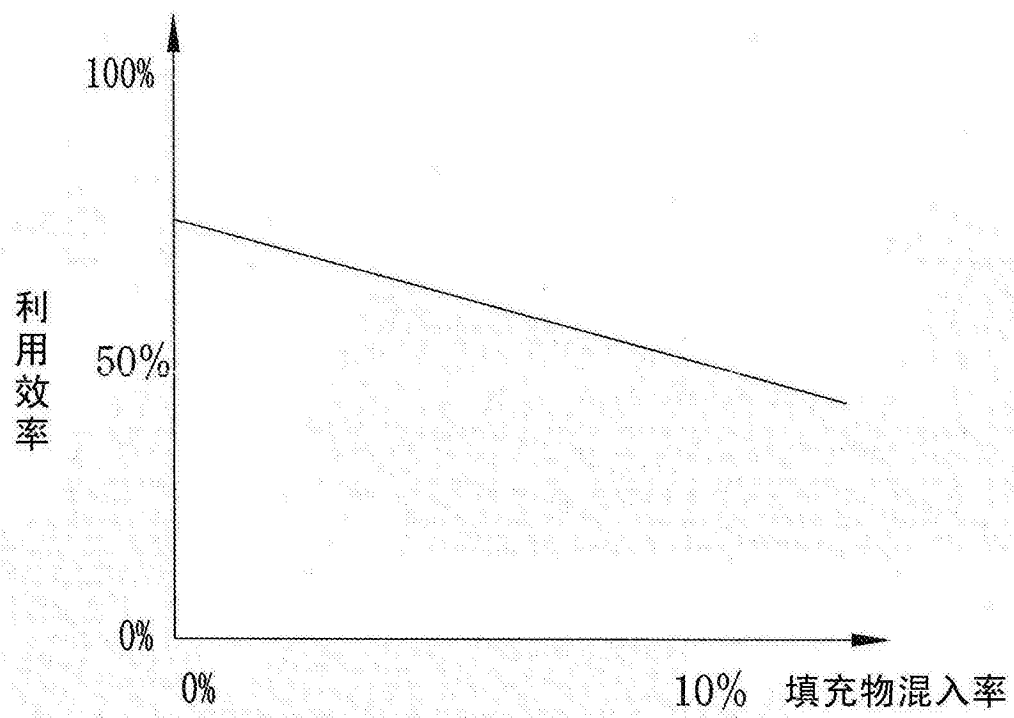


图 4

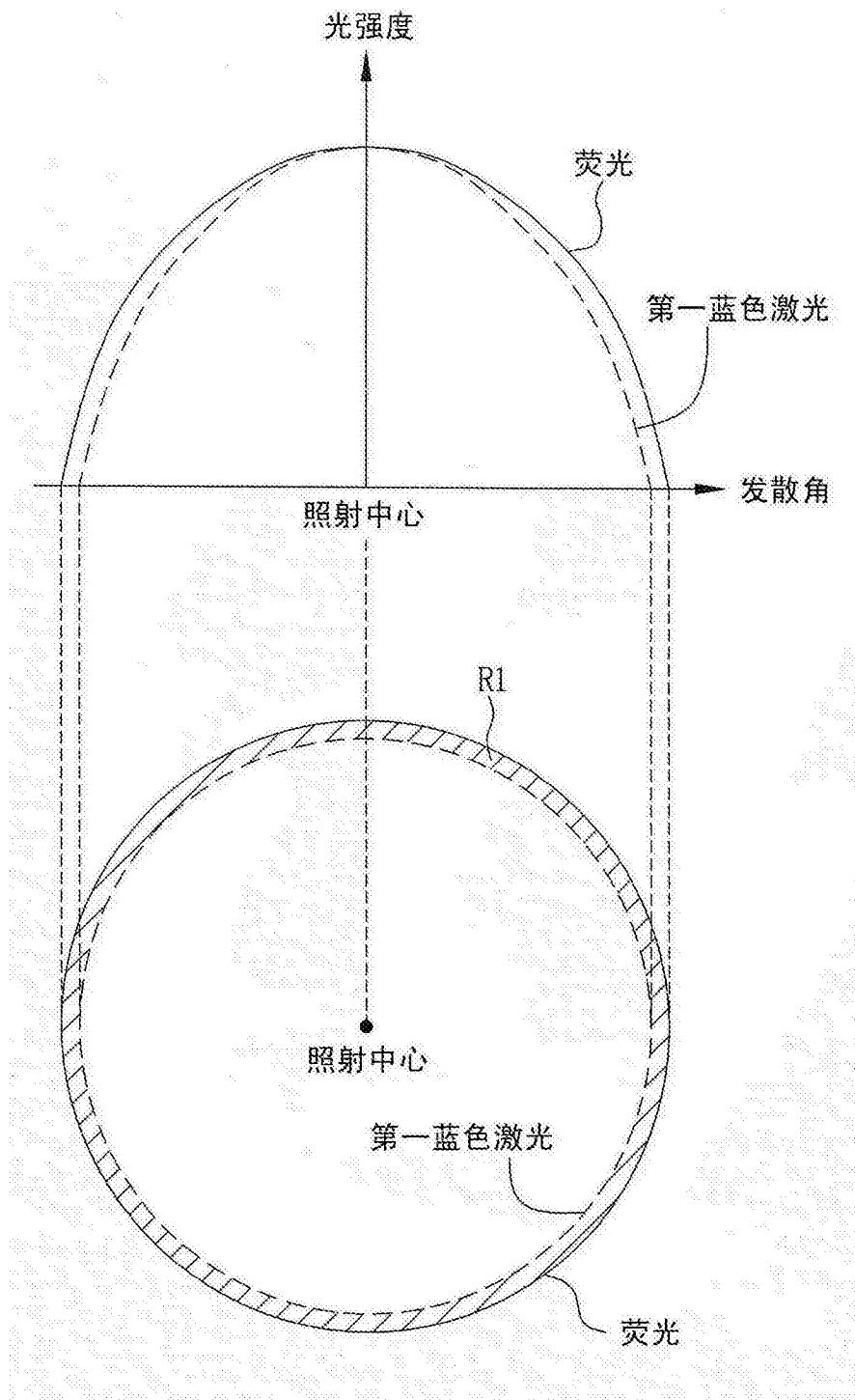


图 5

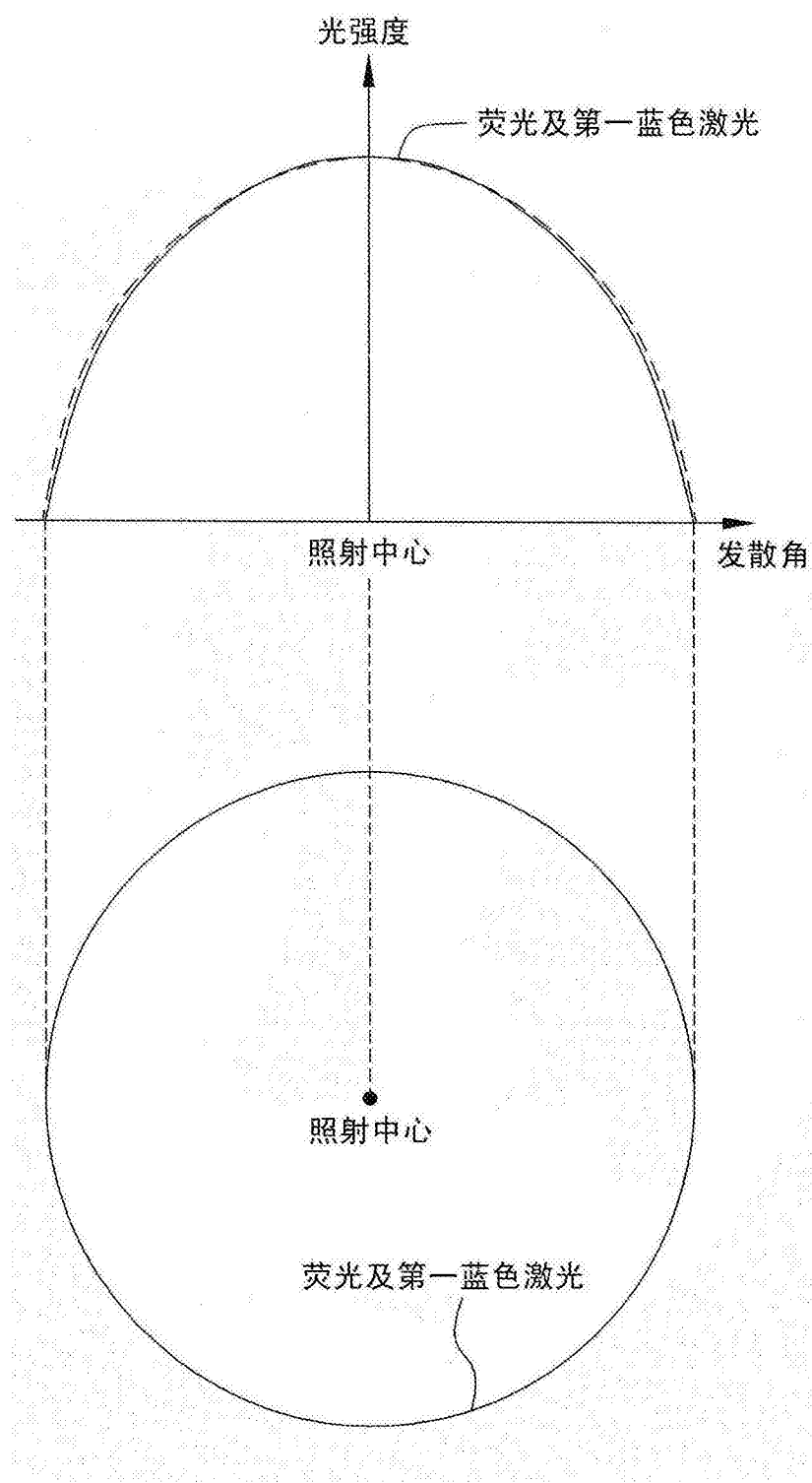


图 6

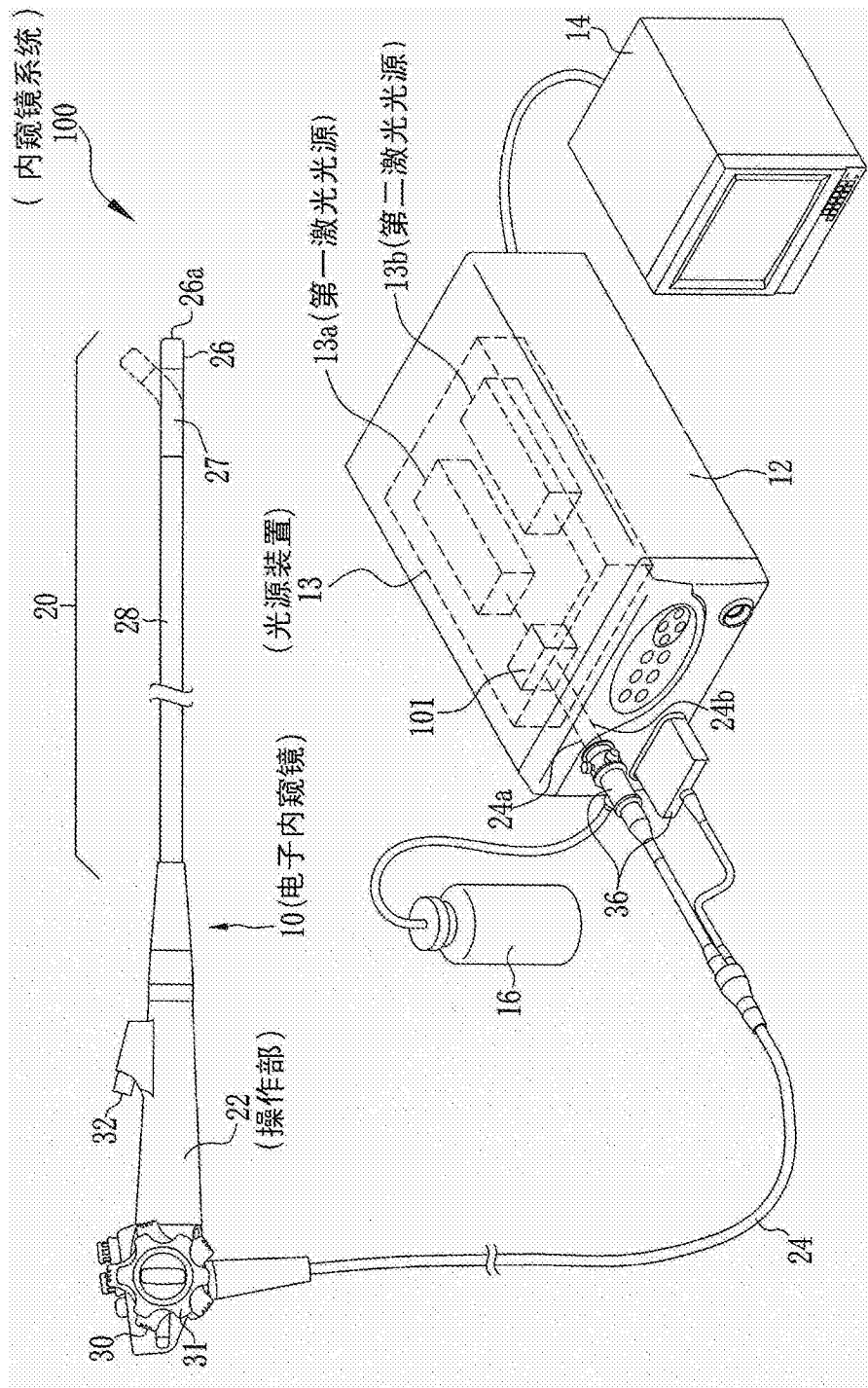


图 7

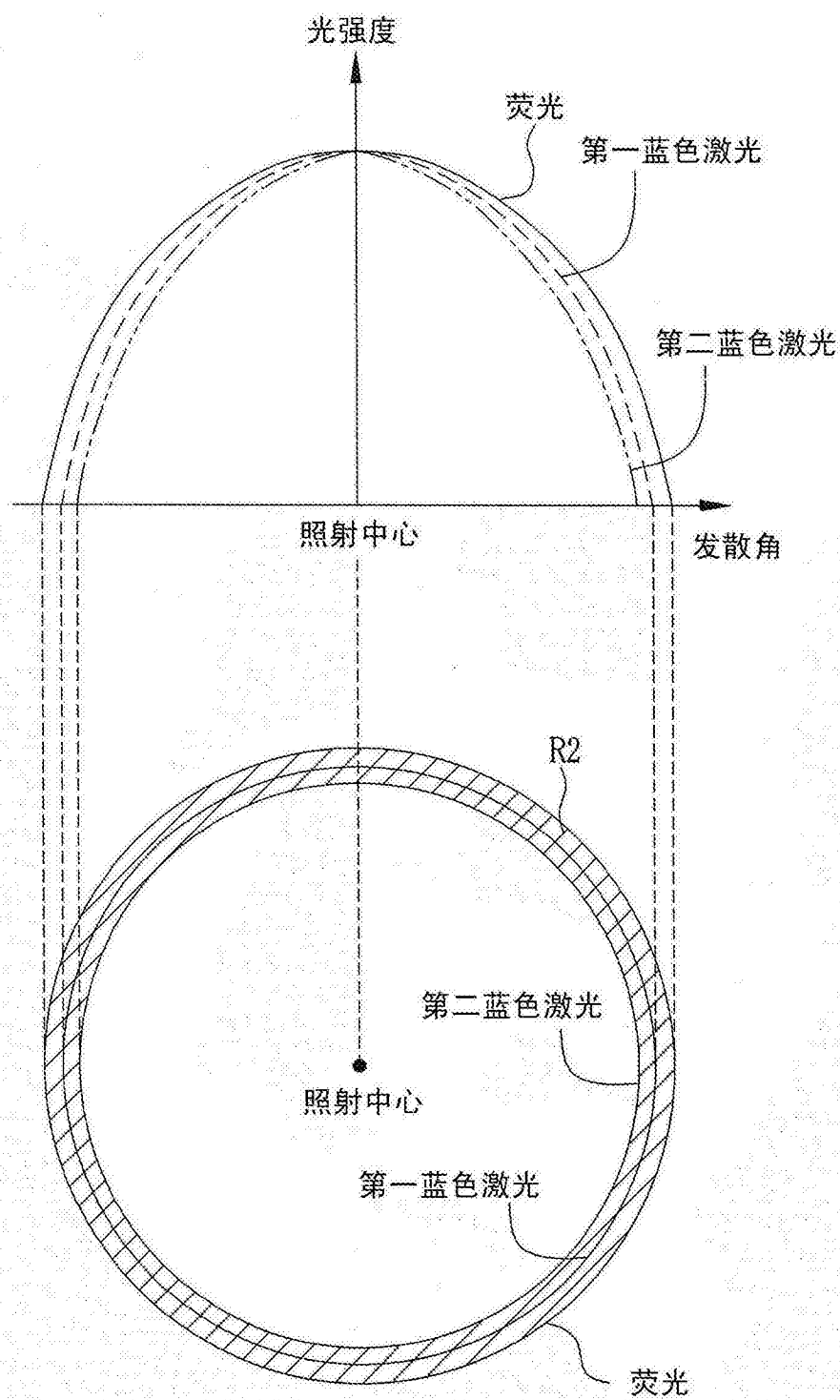


图 8

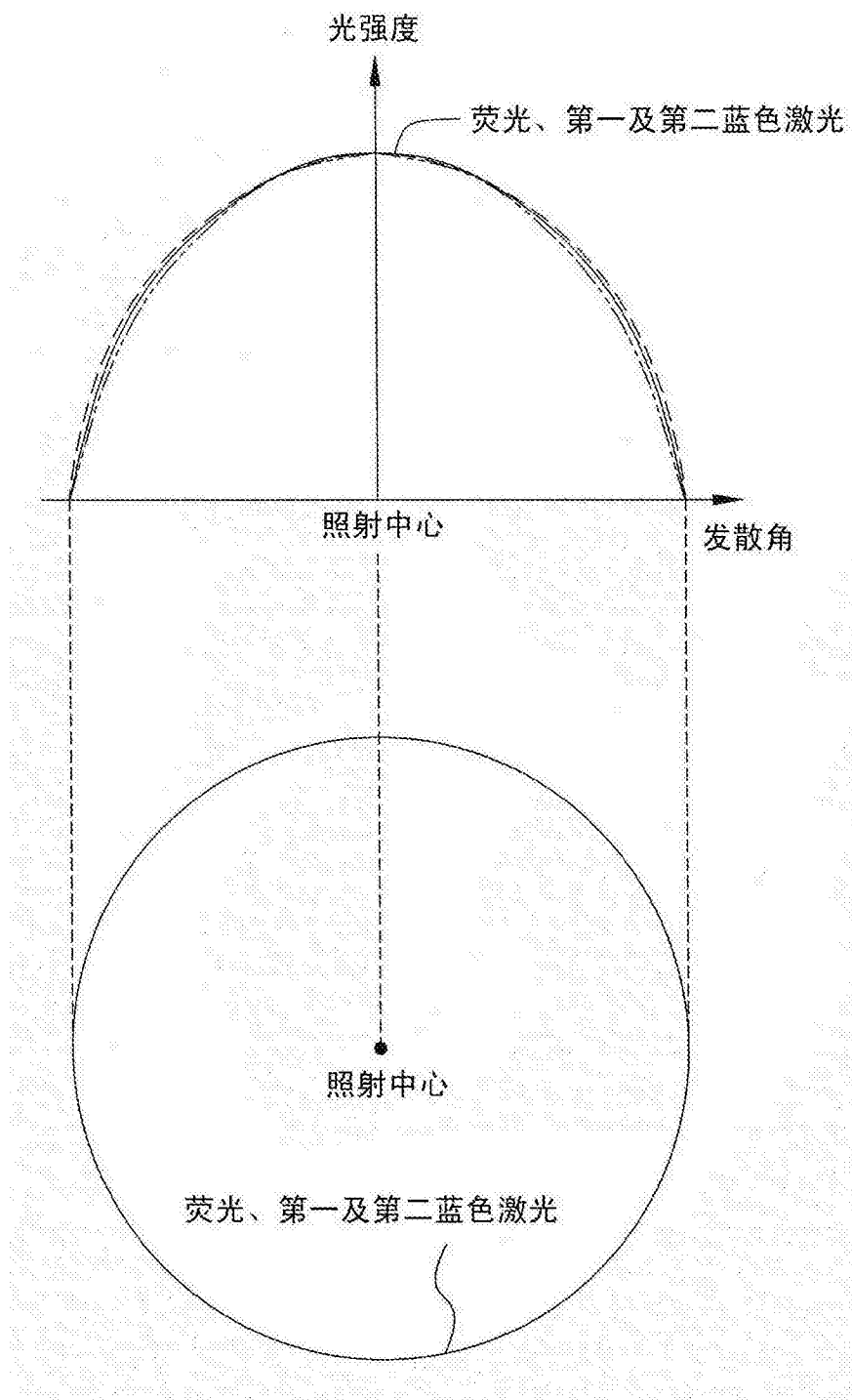


图 9

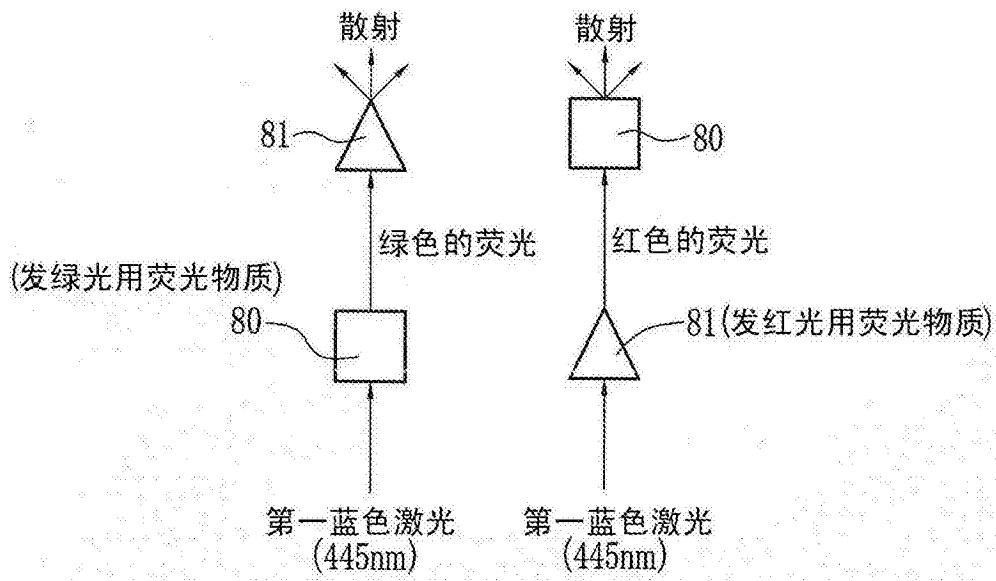


图 10

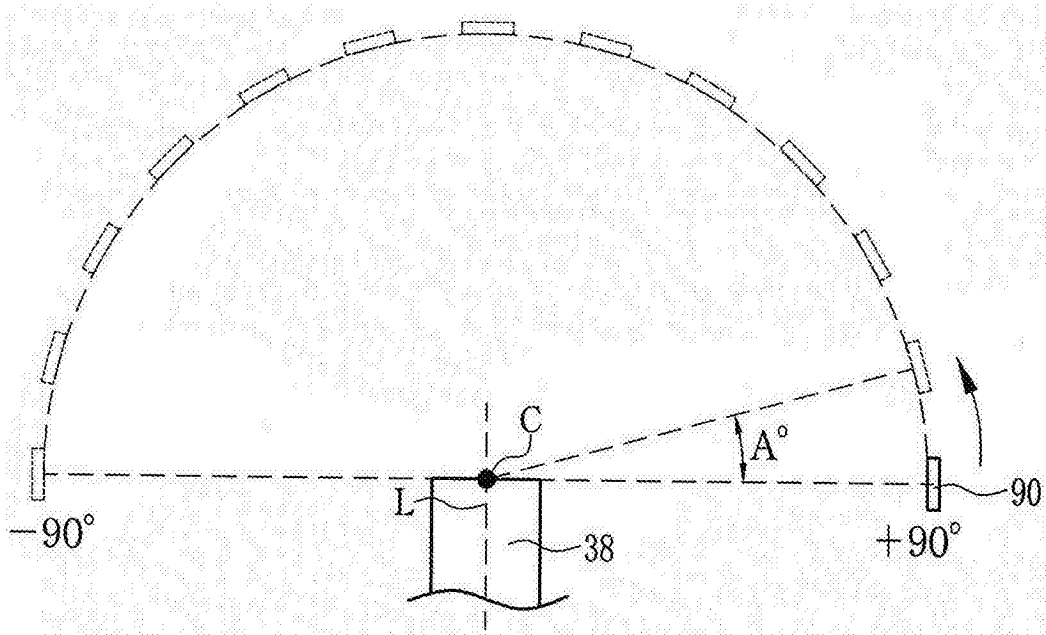


图 11

[实施例1-1,1-2]

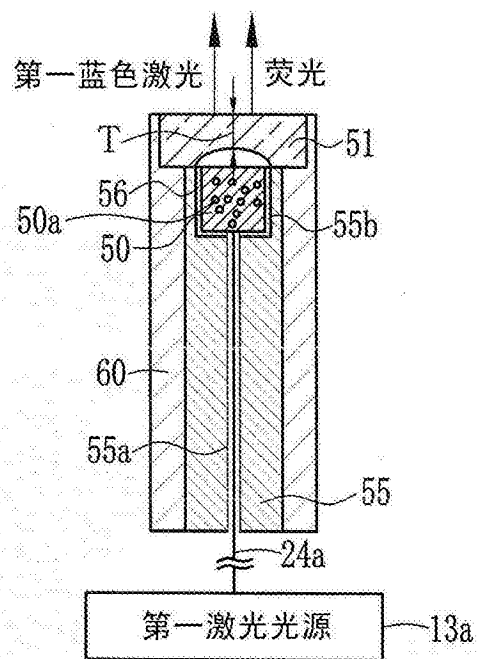


图 12

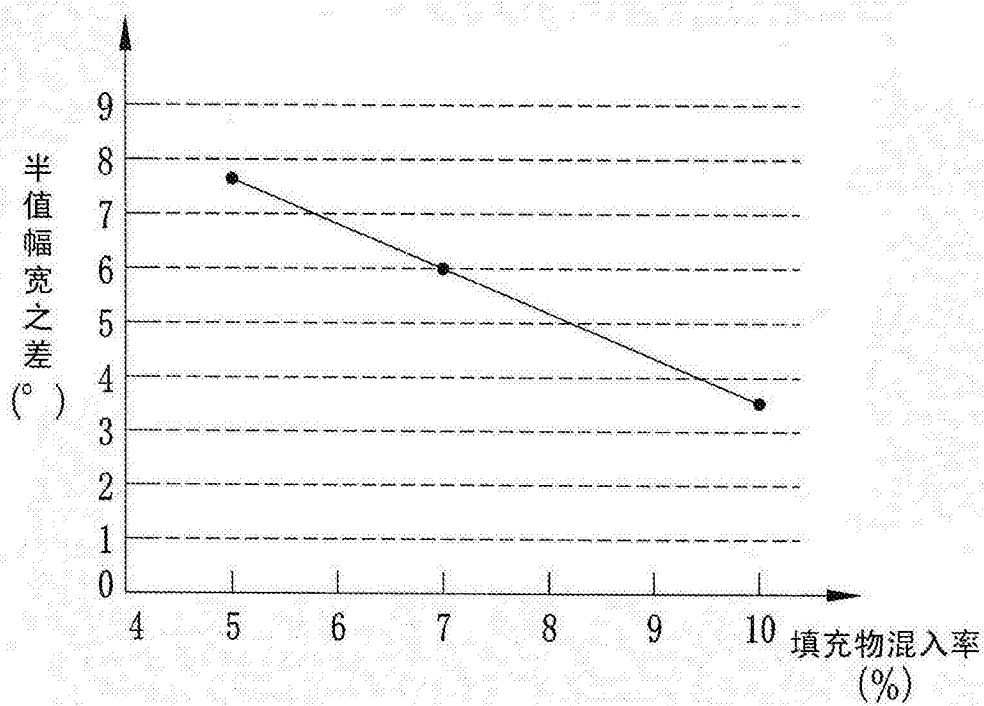


图 13

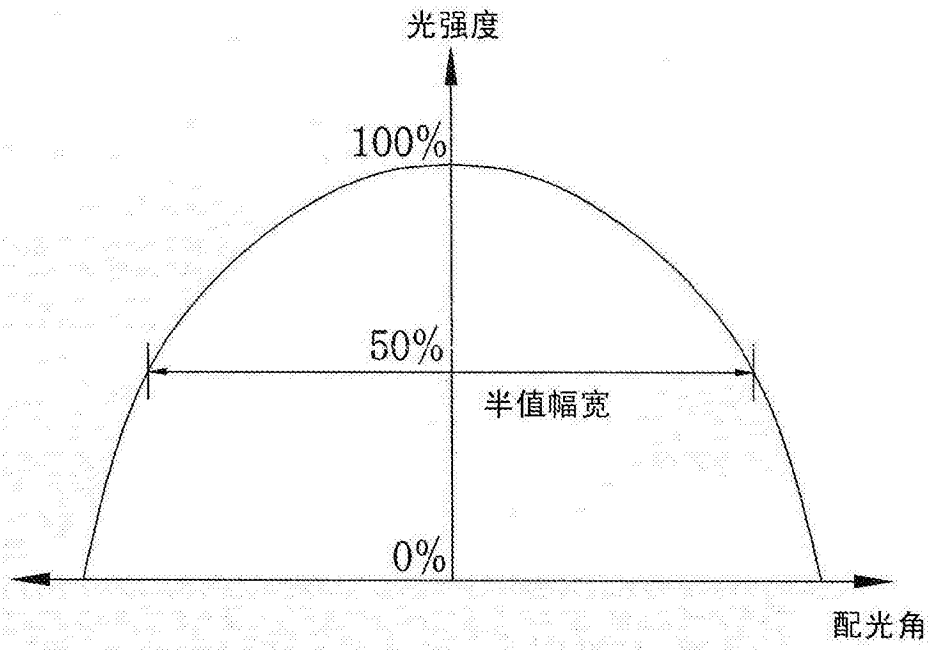


图 14

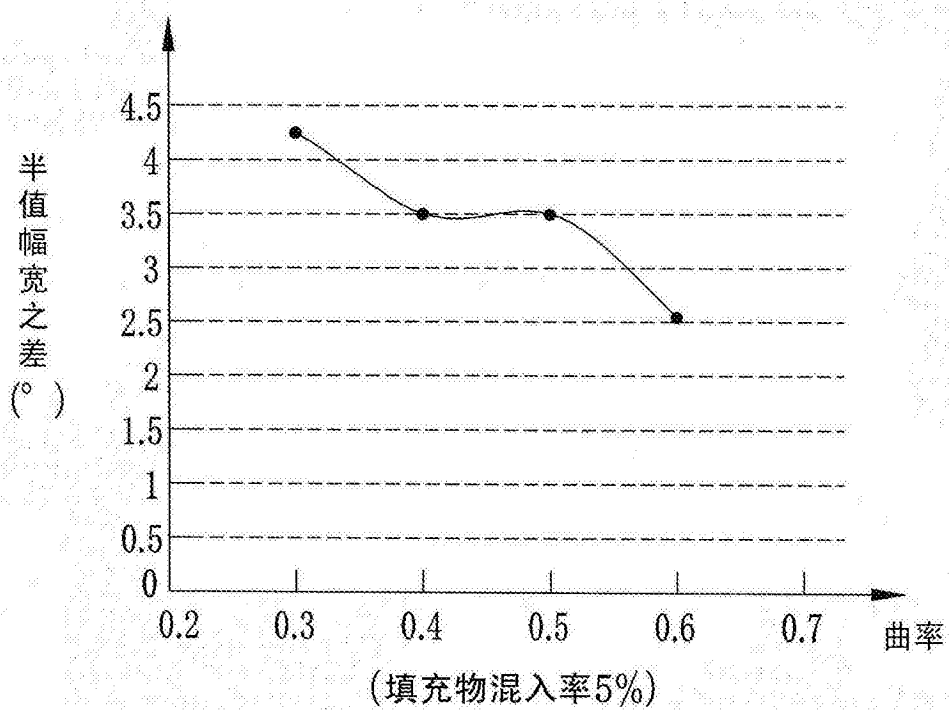


图 15

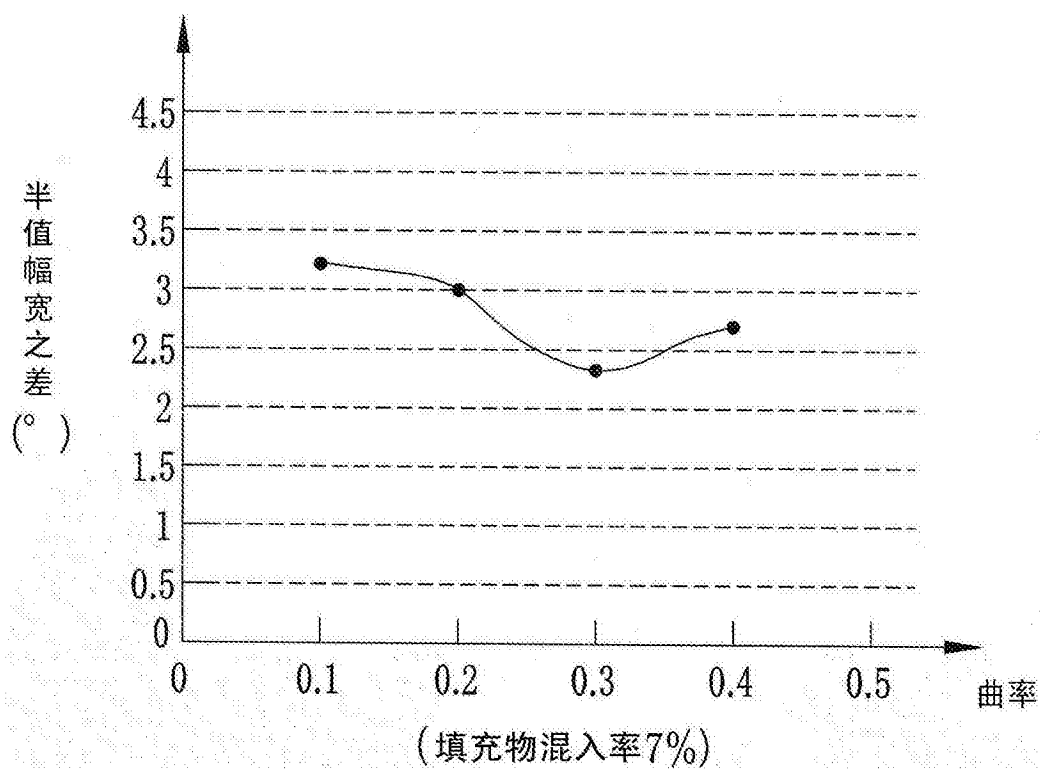


图 16

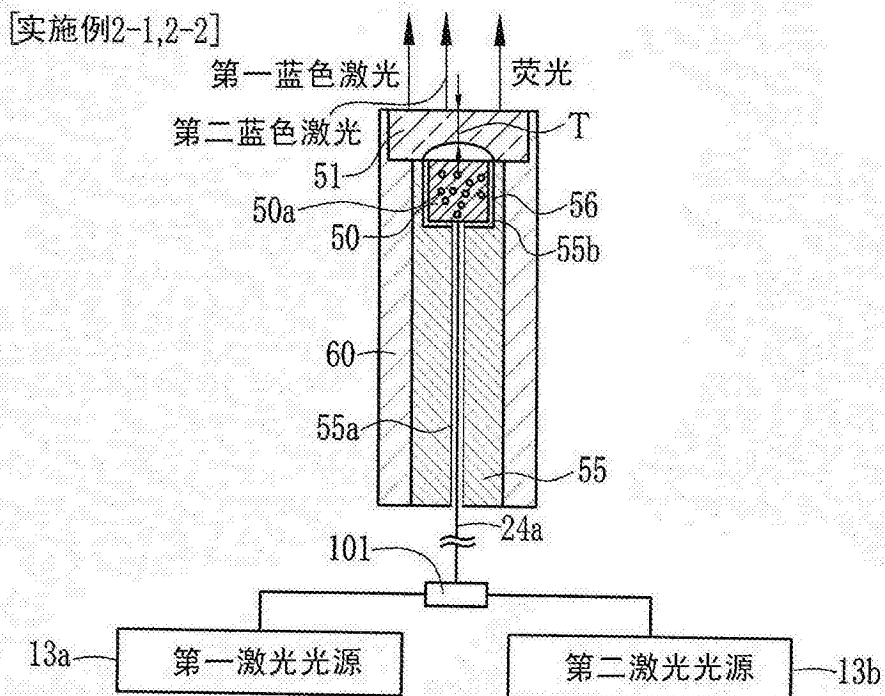


图 17

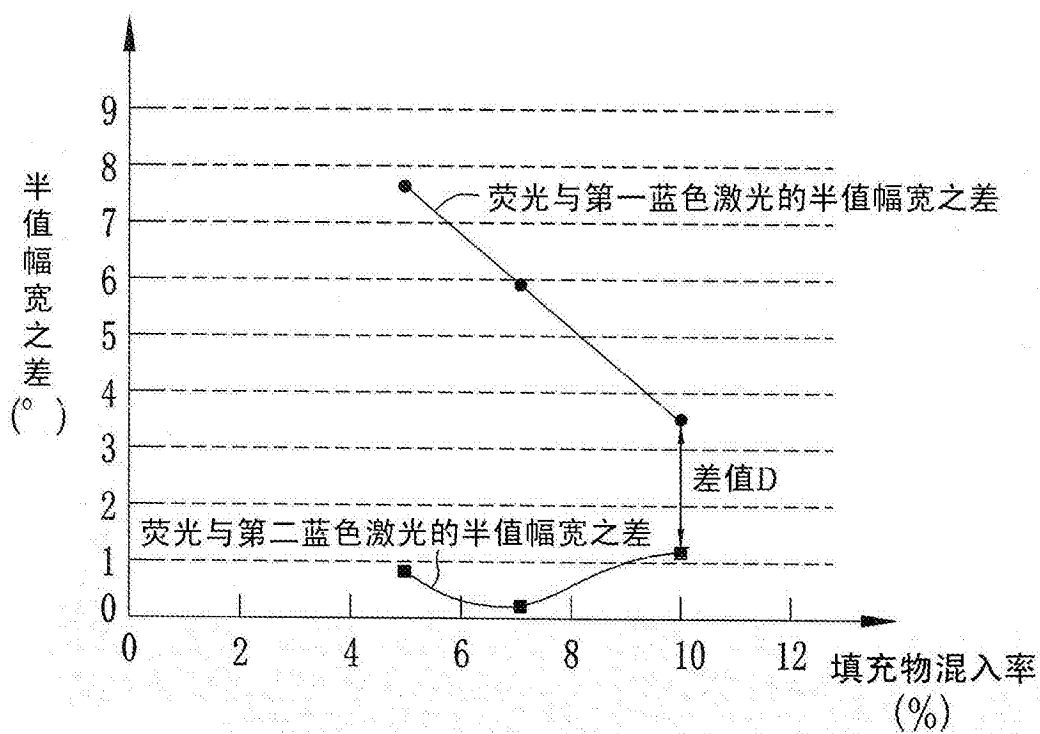


图 18

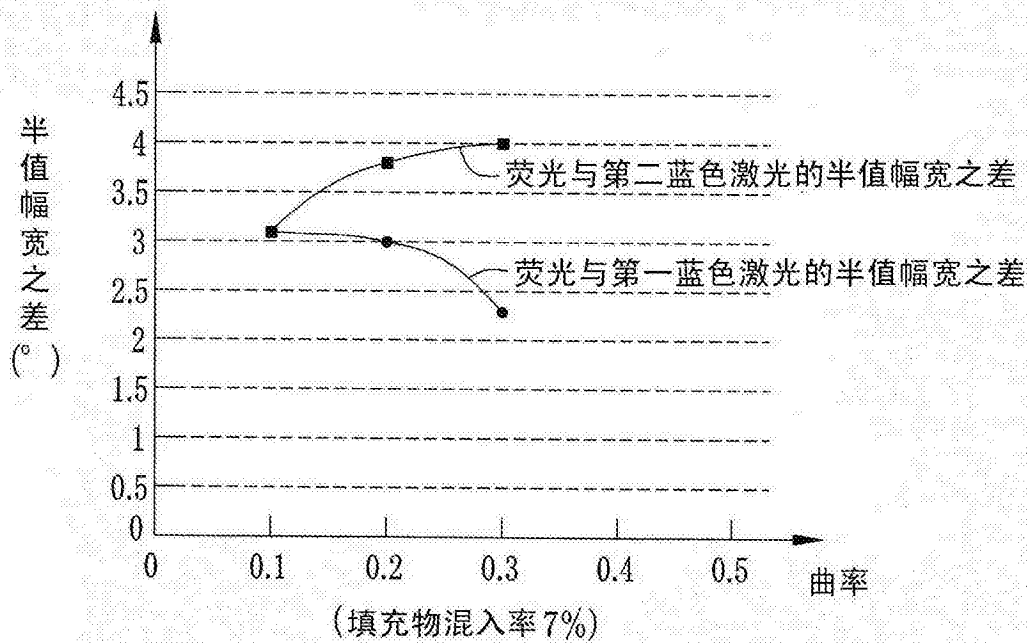


图 19

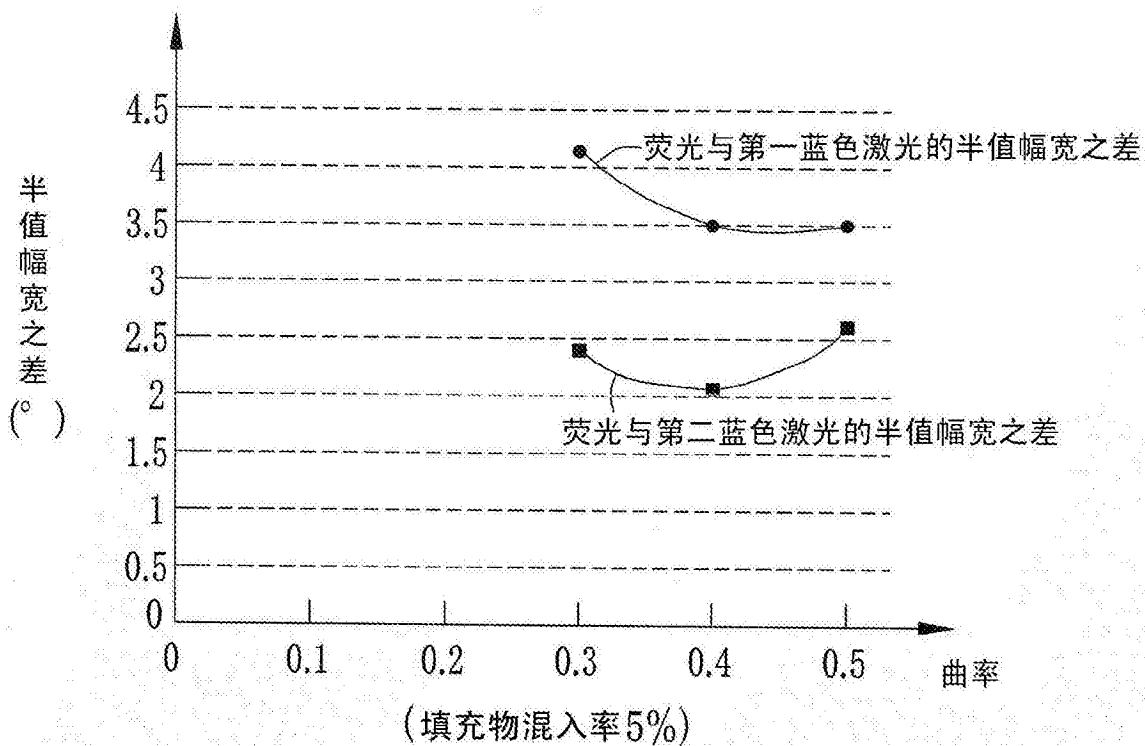


图 20

[比较例1]

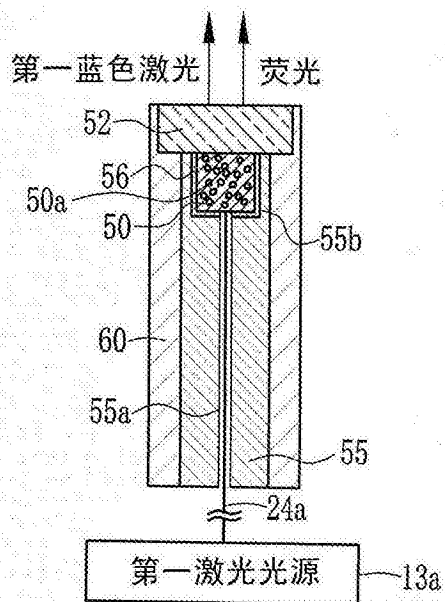


图 21

[比较例2]

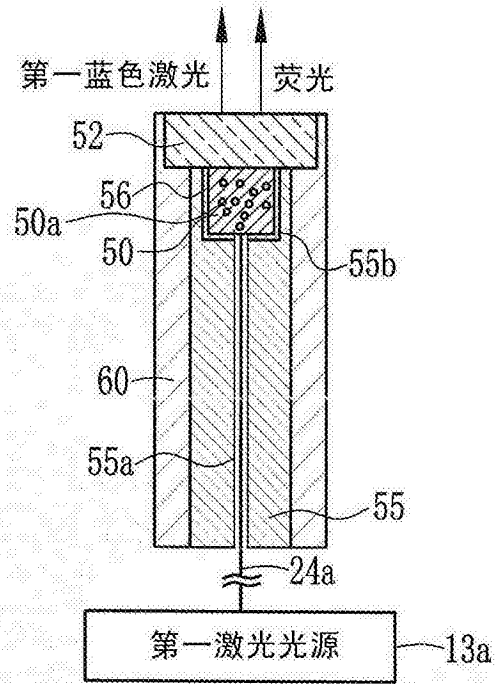


图 22

[比较例3]

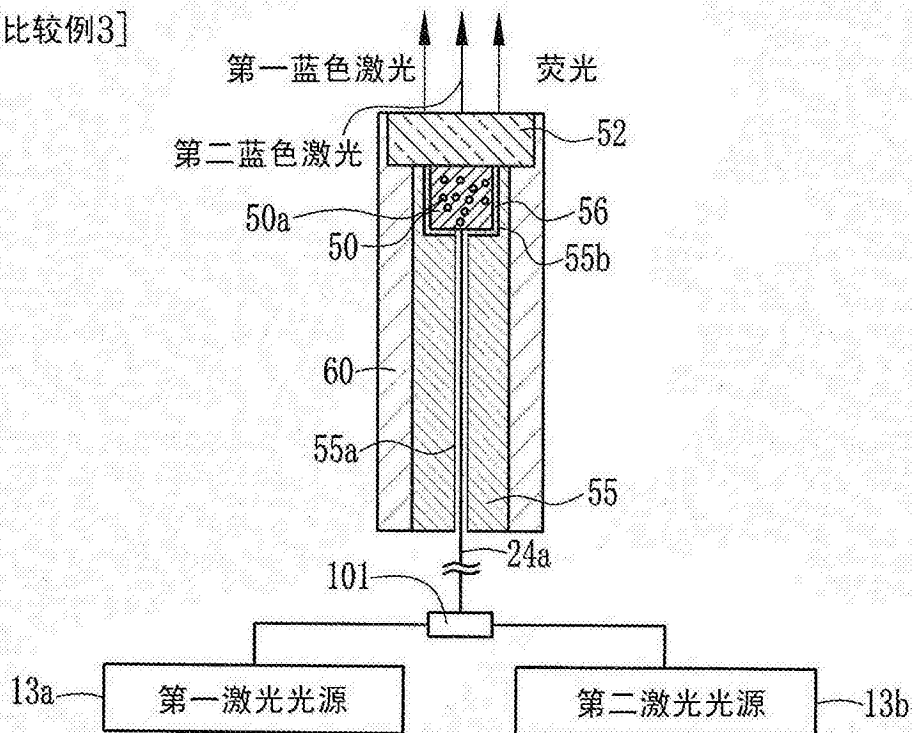


图 23

专利名称(译)	内窥镜用投光单元		
公开(公告)号	CN102793525B	公开(公告)日	2016-01-13
申请号	CN201210159819.3	申请日	2012-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小向牧人		
发明人	小向牧人		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0653 A61B1/00096		
优先权	2011116834 2011-05-25 JP		
其他公开文献	CN102793525A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种在利用蓝色光激发荧光体而产生白色光时，防止色相不均匀的产生，且提高蓝色光的利用效率的内窥镜用投光单元。使中心波长为445nm的第一蓝色激光经由光导管(24a)向荧光体(50)入射。在荧光体(50)中，入射的第一蓝色激光中的一部分被荧光物质吸收而发出荧光，并且未被荧光物质吸收的第一蓝色激光通过填充物(50a)发生散射而使发散角扩大。在荧光体(50)中射出的荧光及第一蓝色激光向凹透镜(51)入射。通过在凹透镜(51)中使第一蓝色激光的发散角进一步扩大，从而使第一蓝色激光的发散角与荧光的发散角一致。在凹透镜(51)中射出的第一蓝色激光及荧光的合波光成为白色光而向被检体照射。

