



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103519771 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 22

(21) 申请号 201310273577. 5

(22) 申请日 2013. 07. 02

(30) 优先权数据

2012-148286 2012. 07. 02 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 大桥永治 森本美范 井上敏之

(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 纪晓峰

(51) Int. Cl.

A61B 1/00 (2006. 01)

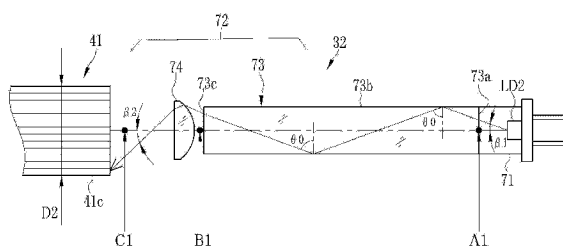
权利要求书2页 说明书24页 附图35页

(54) 发明名称

光源设备和内窥镜系统

(57) 摘要

提供一种用于为结合在内窥镜中的光导装置供应光束的光源设备。半导体的发光装置,例如,激光二极管产生所述光束。光均化器均化所述光束在径向方向上的辐照度分布。将短焦距透镜设置在所述光均化器与所述光导装置之间,用于扩大所述光束的发散角。此外,所述光均化器是设置为在所述光束的光轴方向上延伸的透明光导棒。所述光均化器的直径在其光轴方向上是不变的。所述光均化器的直径等于或小于所述短焦距透镜的直径。



1. 一种用于为结合在内窥镜中的光导装置供应光束的光源设备,所述光源设备包括:
半导体的发光装置,所述半导体的发光装置用于产生所述光束;
光均化器,所述光均化器用于均化所述光束在径向方向上的辐照度分布;以及
透镜,所述透镜设置在所述光均化器与所述光导装置之间,用于扩大所述光束的发散角。
2. 如权利要求1所述的光源设备,其中所述光均化器是设置为在所述光束的光轴方向上延伸的透明光导棒。
3. 如权利要求1所述的光源设备,其中所述光均化器的直径在其光轴方向上是不变的。
4. 如权利要求3所述的光源设备,其中所述光均化器的所述直径等于或小于所述透镜的直径。
5. 如权利要求3所述的光源设备,其中所述光均化器的所述直径等于所述透镜的直径。
6. 如权利要求3所述的光源设备,其中所述透镜是短焦距透镜。
7. 如权利要求1-6中的任一项所述的光源设备,其中所述发光装置是激光二极管。
8. 如权利要求1-6中的任一项所述的光源设备,其中所述光束是蓝色的波长范围的窄带光。
9. 如权利要求1-6中的任一项所述的光源设备,其中所述光束的束剖面是椭圆形的;
所述光均化器包括束成形装置,所述束成形装置用于将所述椭圆形束剖面的所述光束束成形为圆形束剖面。
10. 如权利要求9所述的光源设备,其中所述光均化器包括:
入射端面,所述入射端面用于接收来自所述发光装置的所述光束的入射;
出射端面,所述出射端面用于向所述透镜发射所述光束;
反射界面,所述反射界面设置为从所述入射端面延伸至所述出射端面,用于内反射所述光束并构成所述束成形装置。
11. 如权利要求10所述的光源设备,其中所述光束包括分别沿所述椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量;
所述反射界面通过反射将所述第一和第二分量中的至少一个绕所述光轴方向扭转。
12. 如权利要求10所述的光源设备,其中所述光束包括分别沿所述椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量;
所述反射界面包括第一部分,所述第一部分用于接收所述第一和第二分量中的至少一个在非垂直方向上的入射。
13. 如权利要求1-6中的任一项所述的光源设备,其中所述光均化器包括:
入射端面,所述入射端面用于接收来自所述发光装置的所述光束的入射;
出射端面,所述出射端面用于向所述透镜发射所述光束;
反射界面,所述反射界面设置为从所述入射端面延伸至所述出射端面,用于内反射所述光束。
14. 如权利要求13所述的光源设备,其中所述光均化器是圆柱形的并且在所述光轴方向上延伸。

15. 如权利要求 13 所述的光源设备,其中所述光均化器是在所述光轴方向上延伸的多边形棱柱的形式,并且所述反射界面包括平面。

16. 如权利要求 13 所述的光源设备,其中所述反射界面的至少一部分是曲面。

17. 如权利要求 16 所述的光源设备,其中所述光束包括分别沿所述椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量;

所述第一和第二分量中的至少一个由所述曲面在反射点处反射,并且在与所述反射点处所述曲面的切线非垂直的方向上传播。

18. 如权利要求 1-6 中的任一项所述的光源设备,其中所述光均化器在与所述光轴方向横切的横截面中的形状是圆形、偏心圈或椭圆形,并且所述横截面中的所述形状的中心偏离所述发光装置的发射中心。

19. 一种内窥镜系统,所述内窥镜系统包括其内部具有光导装置的内窥镜,和为所述光导装置供应光束的光源设备,所述内窥镜系统包括:

所述光源设备,所述光源设备包括:

半导体的发光装置,所述半导体的发光装置用于产生所述光束;

光均化器,所述光均化器用于均化所述光束在径向方向上的辐照度分布;以及

透镜,所述透镜设置在所述光均化器与所述光导装置之间,用于扩大所述光束的发散角。

光源设备和内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种光源设备和一种内窥镜系统。更具体地,本发明涉及一种光源设备和一种内窥镜系统,其中可以扩大用来自光源单元的的光束照明的面积,并且可以减少中心与外周之间光量上的差异。

背景技术

[0002] 用于体腔的诊断的内窥镜系统广泛地用在医疗领域中。内窥镜系统包括内窥镜、光源设备和处理设备。内窥镜包括细长管和末端装置。细长管进入体腔中。末端装置设置在细长管的远端处,对体腔中的对象成像,并输出图像信号。光源设备为内窥镜供应用于照明的光。处理设备对由内窥镜输出的图像信号进行处理。在末端装置中形成有照明窗和成像窗。照明窗将光发射到对象。成像窗接收来自对象的对象光以进行成像。光导装置装入在细长管中,并具有其中多个光纤成束的纤维束。光导装置将由光源设备产生的光沿远侧方向引导到末端装置中的照明窗。

[0003] 此外, JP-A2011-041758 公开了一种其中代替氙气灯或卤素灯的半导体的发光装置(例如,激光二极管(LD)和发光二极管(LED))用作光源的光源设备。

[0004] 半导体的发光装置发射特征性地从发射点以圆锥形状散布而传播的光束。发光装置的光束以比氙灯或卤素灯的发散角更小的发散角传播,因为该光束的方向性更高。

[0005] 在图 46 中,显示来自作为光源的激光二极管的光束的强度分布。在强度分布图中,横轴表示输出射线角 θ_i 。纵轴表示强度 I 。强度 I 是每单元立体角(以 sr 或球面度计)的辐射通量(以流明计)。强度 I 的单位是流明 /sr。激光二极管的发散角 θ 表示为半峰半宽度(HWHM),其为在指示相对于强度 I 的最大值的一半的条件下的全宽度的一半。激光二极管的发散角 θ 的具体值为大约 10 度的半峰半宽度,即半峰全宽度为大约 20 度。

[0006] 激光二极管的强度分布是其中强度 I 从曲线的顶点以陡峭倾斜度突然下降的高斯分布。相反,氙灯或卤素灯的强度分布是其中曲线的顶点在原始位置(输出射线角 $\theta_i = 0$) 相对平坦,并且具有大输出射线角 θ_i 值的高角度分量缓慢地下降的顶帽分布。在高斯分布中,因为高角度分量上更突然的下降,发散角 θ 小于顶帽分布。LED 和激光二极管的发散角 θ 小于氙灯和卤素灯的发散角 θ 。其中,激光二极管的发散角 θ 还小于 LED 的发散角 θ 。

[0007] 在内窥镜中的光导装置中通过期间保持光束的发散角。如果入射至光导装置的发散角小,从光导装置出射的光束的发散角也小。所关心的对象由具有小发散角的光束照明。出现的问题是在所关心的对象上用光束照明的面积小。为了保持用于内窥镜成像的视野的大面积的目的,照明的面积优选大。此外,在中心和外周之间的光量上的差异相当大的问题在所关心的对象的区域中的辐照度分布上是严重的,因为外周光量远小于中心光量。在这种光量上的很大差异的条件下所关心的对象的视觉识别将是困难的。

[0008] JP-A2011-041758 和其他技术文献未公开用于解决上述问题的技术。

发明内容

[0009] 考虑到上述问题,本发明的目的是提供一种光源设备和内窥镜系统,其中可以扩大用来自光源单元的的光束照明的面积,并且可以减小中心与外周之间光量上的差异。

[0010] 为了实现本发明的以上及其它目的和优点,提供一种用于为结合在内窥镜中的光导装置供应光束的光源设备。半导体的发光装置产生光束。光均化器均化光束在径向方向上的辐照度分布。透镜设置在光均化器与光导装置之间,用于扩大光束的发散角。

[0011] 光均化器是设置为在光束的光轴方向上延伸的透明光导棒。

[0012] 光均化器的直径在其光轴方向上是不变的。

[0013] 光均化器的直径等于或小于透镜的直径。

[0014] 光均化器的直径等于透镜的直径。

[0015] 透镜是短焦距透镜。

[0016] 发光装置是激光二极管。

[0017] 光束是蓝色波长范围的窄带光。

[0018] 光束的束剖面是椭圆形的。光均化器包括束成形装置,所述束成形装置用于将椭圆形束剖面的光束束成形为圆形束剖面。

[0019] 光均化器包括用于接收来自发光装置的光束的入射的入射端面。出射端面向透镜发射光束。反射界面设置为从入射端面延伸至出射端面,用于内反射光束和构成束成形装置。

[0020] 光束包括分别沿椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量。反射界面通过反射将第一和第二分量中的至少一个绕光轴方向扭转。

[0021] 在另一个优选的实施方案中,光束包括分别沿椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量。反射界面包括第一部分,所述第一部分用于接收第一和第二分量中的至少一个在非垂直方向上的入射。

[0022] 光均化器包括用于接收来自发光装置的光束的入射的入射端面。出射端面向透镜发射光束。反射界面设置为从入射端面延伸至出射端面,用于内反射光束。

[0023] 光均化器是圆柱形并且在光轴方向上延伸。

[0024] 在再另一个优选的实施方案中,光均化器是在光轴方向上延伸的多边形棱柱的形式,并且反射界面包括平面。

[0025] 反射界面的至少一部分是曲面。

[0026] 光束包括分别沿椭圆形形状的长轴和短轴在径向方向上定位的第一和第二分量。第一和第二分量中的至少一个由曲面在反射点处反射,并且在与所述反射点处曲面的切线非垂直的方向上传播。

[0027] 光均化器在与光轴方向横切的横截面中的形状为圆形,偏心圈或椭圆形,并且横截面中的所述形状的中心偏离发光装置的发射中心。

[0028] 同样,提供了内窥镜系统,其包括其内部具有光导装置的内窥镜,和为光导装置供应光束的光源设备。光源设备包括用于产生光束的半导体的发光装置。光均化器均化光束在径向方向上的辐照度分布。透镜设置在光均化器与光导装置之间,用于扩大光束的发散角。

[0029] 因此,因为透镜与用于扩大光束的发散角的光均化器的组合的作用,可以扩大用

来自光源装置的光束照明的面积,并且可以减小中心与外周之间光量上的差异。

附图说明

[0030] 本发明的以上目的和优点当结合附图阅读时将从以下详细说明变得更加清楚,其中:

- [0031] 图 1 是显示内窥镜系统的立体图;
- [0032] 图 2 是显示内窥镜的末端装置的前视图;
- [0033] 图 3 是示意性地显示内窥镜系统的方框图;
- [0034] 图 4 是显示光的光谱分布的图;
- [0035] 图 5 是显示血红蛋白的吸收光谱的图;
- [0036] 图 6 是显示组织的散射系数的图;
- [0037] 图 7 是显示微型滤色器的光谱分布的图;
- [0038] 图 8A 是显示通过光进行照明和成像的时序图;
- [0039] 图 8B 是显示在血管增强模式中的照明和成像的时序图;
- [0040] 图 8C 是显示在氧饱和度监测模式中的照明和成像的时序图;
- [0041] 图 9A 是显示在正常成像模式中的图像处理的流程图;
- [0042] 图 9B 是显示在血管增强模式中的图像处理的流程图;
- [0043] 图 9C 是显示在氧饱和度监测模式中的图像处理的流程图;
- [0044] 图 10 是显示光学路由装置和光源单元的立体图;
- [0045] 图 11 是显示光纤的布置的截面说明图;
- [0046] 图 12 是显示用于光测量的光传感器和输出调节装置的截面说明图;
- [0047] 图 13 是显示第一光源单元的立体图;
- [0048] 图 14 是显示第一光源单元的发散角校正器的截面说明图;
- [0049] 图 15 是显示第二光源单元的立体图;
- [0050] 图 16 是显示第二光源单元的发散角校正器的截面说明图;
- [0051] 图 17A-17E 是显示在图 22 的结构中的点处的强度分布和辐照度分布的图;
- [0052] 图 18 是显示第一和第二光源单元的光斑直径的侧视示意图;
- [0053] 图 19 是显示比较例 1 的截面示意图;
- [0054] 图 20A-20E 是显示根据比较例 1 的强度分布和辐照度分布的图;
- [0055] 图 21 是显示比较例 2 的截面示意图;
- [0056] 图 22A-22E 是显示根据比较例 2 的强度分布和辐照度分布的图;
- [0057] 图 23 是显示半球形透镜和光均化器的直径的截面示意图;
- [0058] 图 24 是显示另一个优选的六方柱形式的光均化器的立体图;
- [0059] 图 25 是显示光束的形状的立体图;
- [0060] 图 26 是显示光束的强度分布的图;
- [0061] 图 27 是显示光均化器与光束之间的关系的横截面示意图;
- [0062] 图 28 是显示光束中短轴的分量的轨迹的立体图;
- [0063] 图 29 是显示短轴分量的反射和扭转的横截面示意图;
- [0064] 图 30 是显示光束中长轴分量的轨迹的立体图;

- [0065] 图 31 是显示长轴分量的反射和扭转的横截面示意图；
- [0066] 图 32 是显示光束中中间分量的反射和扭转的横截面示意图；
- [0067] 图 33 是显示没有绕光轴的扭转的光分量的横截面示意图；
- [0068] 图 34 是显示入射光束和出射光束的形状的横截面示意图；
- [0069] 图 35 是显示出射光束的强度分布的图；
- [0070] 图 36 是显示其中图 27 的结构不同地定向的再另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0071] 图 37 是显示其中图 30 的结构不同地定向的另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0072] 图 38 是显示以非同心方式定向的再另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0073] 图 39 是显示另一个优选的四边形棱柱形式的光均化器的横截面示意图；
- [0074] 图 40 是显示其中图 39 的结构不同地定向的再另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0075] 图 41 是显示其中图 39 的结构水平地（法向地）定向的另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0076] 图 42 是显示再另一个优选的三棱柱形式的光均化器的横截面示意图；
- [0077] 图 43 是显示另一个优选的圆柱体形状的光均化器的立体图；
- [0078] 图 44 是显示光均化器的入射端面的横截面示意图；
- [0079] 图 45 是显示其中图 44 的结构在没有偏离的情况下定向的再另一个优选的光均化器的横截面示意图；
- [0080] 图 46 是显示激光二极管的强度分布的图。

具体实施方式

[0081] 在图 1 中，内窥镜系统 10 包括内窥镜 11、处理设备 12、光源设备 13 和监视器显示面板 14。内窥镜 11 对体腔内的对象成像，并产生图像信号。处理设备 12 根据图像信号产生对象图像。光源设备 13 为内窥镜 11 供应用于给对象照明的光。显示面板 14 显示图像。用于处理设备 12 的输入界面 15（控制台单元）包括诸如键盘、鼠标等的各种元件。

[0082] 内窥镜系统 10 可在正常成像模式（彩色成像模式）和特殊成像模式中操作。在正常成像模式中，通过白光对感兴趣对象进行成像。在特殊成像模式中，特殊光用于对感兴趣区中的血管进行成像。在特殊成像模式中，识别血管或氧饱和度水平的图案以诊断在良性状态与恶性状态之间的肿瘤。特殊光的示例是具有高波段的窄带光，因为在血液血红蛋白中具有高吸收率。特殊成像模式的示例包括血管增强模式和氧饱和度监测模式。在血管增强模式中，输出和显示血管被增强的血管增强图像。在氧饱和度监测模式中，输出和显示血液血红蛋白的氧饱和度水平（S02 水平）的特殊图像。

[0083] 内窥镜 11 包括细长管 16、手柄 17 和通用电缆 18。细长管 16 进入身体的胃肠道中。手柄 17 设置在细长管 16 的近端上。通用电缆 18 在手柄 17 与处理设备 12 和光源设备 13 之间延伸用于进行连接。

[0084] 细长管 16 包括在近侧方向上布置的末端装置 19、转向装置 20 和柔性管装置 21。在图 2 中，末端装置 19 的远侧表面具有照明窗 22、成像窗 23、用于空气和水的流体供应喷

嘴 24 的喷嘴喷口和远侧器械开口 25。照明窗 22 将光施加到体腔中的对象。成像窗 23 接收由对象反射的光。流体供应喷嘴 24 喷射空气和 / 或水以用于清洁成像窗 23。远侧器械开口 25 使诸如钳子、电灼装置等的医疗器械突出。成像单元 44 与用于成像的透镜系统一起设置在成像窗 23 的后面。参见图 3。

[0085] 转向装置 20 包括彼此串联连接的多个连接构件。转向轮 26 安装在手柄 17 上,并且旋转以使转向装置 20 上下左右转向。医生或操作者根据需要弯曲转向装置 20 以便引导末端装置 19。柔性管装置 21 是柔性的以平滑地进入诸如食道、肠道等的弯曲形式的体腔中。细长管 16 包括图 3 的通讯线路和光导装置 43。通讯线路发送用于驱动成像单元 44 的驱动信号和由成像单元 44 输出的图像信号。光导装置 43 将由光源设备 13 供应的光引导到照明窗 22。

[0086] 近侧器械开口 27 形成在手柄 17 中用于使医疗器械进入。此外,手柄 17 具有转向轮 26、流体供应钮、记录钮等。流体供应钮可压下以用于水和 / 或空气的供应。记录钮可压下以用于记录静止图像。

[0087] 通用电缆 18 具有从细长管 16 延伸的通讯线路、光导装置 43 等。近侧连接器 28 在处理设备 12 和光源设备 13 的一侧安装在通用电缆 18 的近端上。近侧连接器 28 为组合形式并包括用于通信的第一连接插头 28a 和用于照明的第二连接插头 28b。通讯线路的端部容纳在与处理设备 12 以可拆卸的方式连接的第一连接插头 28a 中。光导装置 43 的入射端部容纳在与光源设备 13 以可拆卸的方式连接的第二连接插头 28b 中。

[0088] 在图 3 中,光源设备 13 包括第一光源单元 31 或模块、第二光源单元 32 或模块、第三光源单元 33 或模块和照明控制单元 34。光源单元 31-33 发射彼此之间不同波长的光。照明控制单元 34 控制光源单元 31-33。照明控制单元 34 控制光源设备 13 中的元件的驱动和同步的顺序。

[0089] 光源单元 31-33 具有用于发射预定波长的窄带光的激光二极管 LD1-LD3 作为半导体的发光元件。在图 4 中,激光二极管 LD1 发射在蓝色范围内在 440nm 加上或减去 10nm 的有限波带中为 445nm 的中心波长的窄带光 N1。激光二极管 LD2 发射在蓝色范围内在 410nm 加上或减去 10nm 的有限波带中为 405nm 的中心波长的窄带光 N2。激光二极管 LD3 发射在蓝色范围内在 470nm 加上或减去 10nm 的有限波带中为 473nm 的中心波长的窄带光 N3。激光二极管 LD1-LD3 的可用示例为 InGaN 型、InGaNAs 型、GaNAAs 型等。优选类型的激光二极管 LD1-LD3 是条带宽度 (波导的宽度) 较大的用于高输出结构的宽区域类型。

[0090] 第一光源单元 31 发射白光用于正常成像。荧光体 36 与激光二极管 LD1 结合设置在第一光源单元 31 中。在图 4 中,荧光体 36 通过由激光二极管 LD1 发射的蓝色范围内的 445nm 的窄带光 N1 被激发,并发射在从绿色到红色的波长带中的荧光 FL。荧光体 36 部分地吸收窄带光 N1 以发射荧光 FL,并使剩余的窄带光 N1 通过。窄带光 N1 的透过分量被荧光体 36 漫射。透射分量与荧光 FL 混合以获得白光。荧光体 36 的示例是 YAG 型、BAM 型 ($\text{BgMgAl}_{10}\text{O}_{17}$ 型) 等。第一光源单元 31 的数量是两个以用于获得大光量的白光。

[0091] 第二光源单元 32 进行照明以用于血管增强的目的。在图 5 中,显示了血液血红蛋白的吸收光谱。血液中的吸收系数 μ_a 依对波长有依赖性,在 450nm 以下的波长带中急剧上升,并在接近 405nm 的波长处达到第一峰值。此外,吸收系数在 530nm-560nm 的波长处达到低于第一峰值的第二峰值。当具有高吸收系数 μ_a 的波长的光被施加到感兴趣对象时,

由于在血管中的特征性高吸收性,因此可以形成在血管与其周围的其它组织之间具有清楚的高对比度的图像。

[0092] 在图 6 中,组织对光的散射特性对波长有依赖性。散射系数 μ_s 根据波长的缩短而增加。散射影响光在身体的组织内的穿透深度。根据散射的高度,在组织的粘膜的表面附近反射的光增加,并且到达中等深层或深层的光减小。因此,穿透深度根据波长的减小而减小,而根据波长的增加而增加。考虑血红蛋白的吸收和组织对光的散射特性选择用于血管增强的光的波长。

[0093] 由第二光源单元 32 发射的 405nm 的窄带光 N2 具有小的穿透深度,并且由于在表层血管中的高吸收性而用于强调表层血管 (surface vessels)。可以通过利用窄带光 N2 通过显示图像上的高对比度对表层血管进行成像。此外,由第一光源单元 31 发射的白光中的绿色分量用于强调深层血管和中等深层血管。在图 5 的吸收光谱中,吸收系数在 530nm-560nm 的绿色区域中的变化比在 450nm 或更低的蓝色区域中的变化更加渐进缓和。用于深层血管和中等深层血管的光的波带不需要如蓝色光的波带那样窄。如随后所述,使用由成像单元 44 中的绿色微型滤色器从白色分离的绿色分量。

[0094] 第三光源单元 33 用于氧饱和度监测。在图 5 中,吸收光谱 Hb 对应于没有与氧结合的脱氧血红蛋白。吸收光谱 HbO2 对应于与氧结合的氧合血红蛋白。脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白具有彼此不同的吸收特性。除了相等吸收系数 μ_a 的等吸光点 (光谱 Hb 与 HbO2 之间的交点) 之外,吸收系数 μ_a 存在差异。由于吸收系数 μ_a 的差异,即使在施加相等强度和相等波长的光时当氧饱和度水平改变时反射率也改变。在氧饱和度监测模式中,在吸收系数 μ_a 存在差异的情况下,由 473nm 波长的第三光源单元 33 发射的窄带光 N3 用于测量氧饱和度水平。

[0095] 驱动器 37 由照明控制单元 34 控制以打开和关闭激光二极管 LD1-LD3 并控制其光量。为此,照明控制单元 34 产生驱动激光二极管 LD1-LD3 的驱动脉冲。驱动脉冲的占空因子根据 PWM (脉宽调制) 控制以改变驱动电流。要注意的是用于激光二极管 LD1-LD3 的驱动电流 (或电力) 的控制可以是改变幅度的 PAM (脉冲幅度调制) 控制以代替 PWM 控制。

[0096] 用于引导光的光学路由装置 41 设置在光源单元 31-33 的下游。光学路由装置 41 使来自光源单元 31-33 的光路在一个方向上对准。当内窥镜 11 的光导装置 43 的入射端为单个时,来自光源单元 31-33 的光路由光学路由装置 41 对准以用于将来自所述光源单元 31-33 的光供应到内窥镜 11。光学路由装置 41 具有四个输入光纤端 41a、41b、41c 和 41d (分支波导)、路由部 49 和输出光纤端 41e (端部波导)。

[0097] 第一光源单元 31 与光学路由装置 41 的输入光纤端 41a 和 41b 相对。第二光源单元 32 和第三光源单元 33 分别与光学路由装置 41 的输入光纤端 41c 和 41d 相对。

[0098] 插座连接器 42 或配合连接器被设置成与内窥镜 11 的第二连接插头 28b 连接。光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 靠近插座连接器 42 定位。光均化器 50 设置在输出光纤端 41e 的下游。来自光源单元 31-33 的光在进入光学路由装置 41 时通过光均化器 50 并被供应给内窥镜 11 的设置在第二连接插头 28b 中的光导装置 43。

[0099] 除了光导装置 43 和成像单元 44 之外,内窥镜 11 还包括模拟处理单元 45 (AFE) 和成像控制单元 46。光导装置 43 是包括成束在一起的多个光纤 (在图 18 中通过附图标记 81 指代) 的光纤束。当近侧连接器 28 以连接的方式连接到光源设备 13 时,光导装置 43 的

入射端面与光均化器 50 的出射端面相对。光导装置 43 的出射端面在照明窗 22 上游被分支成两个部分,用于将光引导到照明窗 22 两者。

[0100] 照明透镜 48 设置在照明窗 22 的后面。由光源设备 13 产生的光通过光导装置 43 被引导到照明透镜 48,并且通过照明窗 22 朝向感兴趣区发射。照明透镜 48 的示例是增加由光导装置 43 输出的光的发散角的凹透镜。可以以放大的方式将光施加到感兴趣区。

[0101] 物镜系统 51 和成像单元 44 设置在成像窗 23 的后面。由对象反射的对象光通过成像窗 23 入射在透镜系统 51 上。成像表面 44a 设置在成像单元 44 上,其中光通过透镜系统 51 被聚焦。

[0102] 成像单元 44 是 CCD 或 CMOS 图像传感器。成像表面 44a 具有诸如以多个阵列布置的光电二极管的多个光电元件。成像单元 44 对由成像表面 44a 接收到的光进行光电转换,并根据在各个像素处接收到的光的光量存储信号电荷。信号电荷通过放大器被转换成电压信号,并被读取。电压信号是由成像单元 44 输出给模拟处理单元 45 的图像信号。

[0103] 成像单元 44 是全色型。由 B、G 和 R 三色形成的微型滤色器设置在成像表面 44a 上,并分别被赋予像素。在图 7 中,显示了微型滤色器的光谱分布。由第一光源单元 31 发射的白光被微型滤色器分离成 B、G 和 R 光分量。微型滤色器的布置的示例是拜耳布置。

[0104] 在图 8A、8B 和 8C 中,成像单元 44 在正常成像模式中执行存储和读取,并且在存储时在一个帧的采集的时间段内存储信号电荷,并在读取时读取存储的信号电荷。在图 8A 中,激光二极管 LD1 在正常成像模式中根据存储的顺序被打开。从窄带光 N1 和荧光 FL 获得的白光被施加到感兴趣对象。来自对象的反射光通过成像单元 44 接收。在成像单元 44 中,白色色彩在色彩分离时通过微型滤色器被分离。对应于窄带光 N1 的反射光通过 B 像素接收。荧光 FL 中的 G 分量通过 G 像素接收。荧光 FL 中的 R 分量通过 R 像素接收。成像单元 44 根据读取的顺序、根据具有 B、G 和 R 像素的像素值的帧率依次地输出一个帧的图像信号 B、G 和 R。成像的操作在正常成像模式期间被重复。

[0105] 在血管增强模式中,除了第一光源单元 31 之外,第二光源单元 32 根据存储的顺序被打开,如图 8B 所示。当第一光源单元 31 打开时,窄带光 N1 和荧光 FL 的组合的白光 (N1+FL) 以类似于正常成像模式的方式被施加到感兴趣对象。当第二光源单元 32 被打开时,窄带光 N2 和白光 (N1+FL) 被施加到感兴趣对象。

[0106] 在添加白光和窄带光 N2 之后的光以类似于正常成像模式的方式在成像单元 44 中被 B、G 和 R 微型滤色器分离。除了窄带光 N1 之外,成像单元 44 中的 B 像素还接收窄带光 N2。G 像素接收荧光 FL 中的 G 分量。R 像素接收荧光 FL 中的 R 分量。在血管增强模式中,成像单元 44 根据读取的顺序中的帧率依次输出图像信号 B、G 和 R。成像的这些步骤在血管增强模式期间被重复。

[0107] 在氧饱和度监测模式中,第一光源单元 31 根据如图 8C 所示的存储的顺序被打开。响应时,白光 (N1+FL) 以类似于正常成像模式的方式被施加到感兴趣对象。在第二帧中,第一光源单元 31 关闭。第三光源单元 33 打开以将窄带光 N3 施加到感兴趣对象。此外,在氧饱和度监测模式中,成像单元 44 根据读取的顺序中的帧率输出图像信号 B、G 和 R。

[0108] 在氧饱和度监测模式中,白光 (N1+FL) 和窄带光 N3 以不同于正常成像模式和血管增强模式的方式被交替使用以用于发射。对应于白光的图像信号 B、G 和 R 在第一帧处被输出。对应于窄带光 N3 的图像信号 B、G 和 R 在第二帧处被输出。对于帧中的每一个来说,基

于图像信号 B、G 和 R 的信息与照明光一致性变化。这种成像顺序在氧饱和度监测模式中被重复。

[0109] 在图 3 中,模拟处理单元 45 包括相关双采样电路 (CDS)、自动增益控制装置 (AGC) 和 A/D 转换器 (所有都未示出)。相关双采样电路在相关双采样中处理来自成像单元 44 的模拟形式的图像信号,并消除由于重置信号电荷产生的电噪声。自动增益控制装置放大在相关双采样电路中消除噪声之后的图像信号。A/D 转换器将来自自动增益控制装置的放大的图像信号转换成对应于预定位数的灰度等级的数字图像信号。数字图像信号被输入到处理设备 12。

[0110] 控制器 56 装入在处理设备 12 中。成像控制单元 46 与控制器 56 连接,与来自控制器 56 的基础时钟信号同步,并将驱动信号输出到成像单元 44。成像单元 44 根据来自成像控制单元 46 的驱动信号以预定帧率将图像信号输出到模拟处理单元 45。

[0111] 除了控制器 56 之外,处理设备 12 还包括数字信号处理器 57 (DSP)、图像处理单元 58、帧存储器 59 和显示控制单元 60。控制器 56 具有 ROM、RAM 等。ROM 存储控制程序和控制所需的各种数据。RAM 是用于装载控制程序的工作存储器。CPU 运行控制程序以控制处理设备 12 的各种元件。

[0112] 数字信号处理器 57 接收来自成像单元 44 的图像信号。数字信号处理器 57 将所述图像信号分离成图像信号 B、G 和 R,并以像素内插法处理这些图像信号。此外,数字信号处理器 57 在诸如白平衡校正的信号处理中处理图像信号 B、G 和 R。

[0113] 帧存储器 59 存储由数字信号处理器 57 输出的图像数据和由图像处理单元 58 处理的图像数据。显示控制单元 60 从帧存储器 59 读取处理的图像数据,将该图像数据转换成诸如合成信号和分量信号的视频信号,并将所述视频信号输出给显示面板 14。

[0114] 在图 9A 中,图像处理单元 58 在正常成像模式中在数字信号处理器 57 中在分色之后根据图像信号 B、G 和 R 产生用于正常成像的图像。图像被显示在显示面板 14 上。图像处理单元 58 在帧存储器 59 中的图像信号 B、G 和 R 被更新的每一次时更新图像。

[0115] 在图 9B 中,图像处理单元 58 在血管增强模式中根据图像信号 B、G 和 R 产生用于血管增强的图像。图像信号 B 在血管增强模式中具有白光中的 B 分量的信息 (荧光 FL 的一部分和窄带光 N1) 和窄带光 N2 的信息。因此,表层血管以高对比度被成像。已知的是在肿瘤或其它病变中具有血管的特征性图案,例如,表层血管的密度在病变中高于正常组织中密度。因此,优选的是在血管增强模式中对表层血管进行清楚地成像以便诊断肿瘤等的良性状态和恶性状态。

[0116] 为了增强表层血管,根据图像信号 B 检测表层血管的区域,并且对表层血管的区域进行处理以用于诸如边缘增强的图像处理。处理后的图像信号 B 与由图像信号 B、G 和 R 产生的全色图像组合在一起。因此,表层血管被可靠地增强。可以在血管增强中类似地处理中等深层血管和深层血管的图像的区域。为此,从大量地含有中等深层血管和深层血管的区域的图像的图像信号 G 提取所述中等深层血管和所述深层血管的区域。提取的区域被处理以用于边缘增强。边缘增强之后的图像信号 G 与由图像信号 B、G 和 R 产生的全色图像组合在一起。

[0117] 由于 B、G 和 R 图像信号,感兴趣对象的血管增强图像是类似于常规图像的全色图像。然而,在血管增强模式中图像信号 B 的蓝色密度高于在正常成像模式中图像信号 B 的

蓝色密度。在血管增强中可以通过色彩平衡校正血管增强图像以接近正常成像模式的常规图像。图像处理单元 58 在帧存储器 59 中的 B、G 和 R 图像信号被更新的每一次时产生血管增强图像。

[0118] 可以使用在血管增强中产生显示图像的其它方法。例如,感兴趣对象可以以伪色表示来显示。图像仅由图像信号 B 和 G 产生而不使用图像信号 R,以便将图像信号 B 分配给显示面板 14 的 B 和 G 通道,并将与图像信号 G 相关联的信号分配给显示面板 14 的 R 通道。

[0119] 在图 9C 中,图像处理单元 58 在氧饱和度监测模式中处理通过利用白光获得的图像信号 G1 和 R1 和通过利用窄带光 N3 获得的图像信号 B2,用于获得氧饱和度水平。除了氧饱和度水平之外,图像信号 B2 的像素值还包括血液量或密度的信息。为了较高精度,需要从像素信号 B2 的像素值分离血液量的信息。图像处理单元 58 在与血液量高度相关的图像信号 B 和 R 之间进行算术运算,并从氧饱和度水平分离血液量的信息。

[0120] 具体地,图像处理单元 58 参照在相同点处的图像信号 B2、G1 和 R1 的像素值,并获得图像信号 B2 的像素值与图像信号 G1 的像素值的比值 B/G,和图像信号 R1 的像素值与图像信号 G1 的像素值的比值 R/G。图像信号 G1 用作用于标准化图像信号 B2 和 R1 的像素值的、感兴趣对象的亮度水平的参考信号。然后,根据初始制定的比值 B/G 与 R/G、氧饱和度水平和血液量之间的相关性的表确定清除血液量的信息之后的氧饱和度水平。在色彩转换中根据氧饱和度水平的确定值处理基于图像信号 B2、G1 和 R1 的全色图像,使得产生用于氧饱和度监测模式的显示图像。

[0121] 在图 10 中,光源设备 13 中的光学路由装置 41 是通过以类似于内窥镜 11 的光导装置 43 的方式使多个光纤成束获得的光纤束。所有光纤在光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 处被会聚,但是在中间路由部 49 处被分成四组。输入光纤端 41a-41d 通过使每一组的光纤成束而形成。

[0122] 通过分别改变成束光纤的数量,输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1 不同于输入光纤端 41c 和 41d 的直径 D2。直径 D1 大于直径 D2。这是因为与没有荧光体 36 的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 相比第一光源单元 31 具有荧光体 36。与输入光纤端 41a 和 41b 相关联的第一光源单元 31 的光通量的光束直径大于与输入光纤端 41c 和 41d 相关联的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 的光通量的光束直径。此外,所述不同的再一个理由在于发射用于正常成像的白光的第一光源单元 31 应该被构造成用于比用于特殊光成像的第二光源单元 32 和第三光源单元 33 更高的光量。

[0123] 具体地,内窥镜 11 的光导装置 43 的直径大约为 2mm。光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 的直径也大约为 2mm。输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1 大约为 1.0mm-1.4mm。输入光纤端 41c 和 41d 的直径 D2 大约为 0.5mm-0.8mm。

[0124] 光均化器 50 设置在光学路由装置 41 的输出光纤端 41e 处。光均化器 50 将来自光源单元 31-33 的多个色彩的光的分布均化。光均化器 50 为沿光轴方向的圆柱形形状的光导棒,并且由石英玻璃或其它透明材料形成。光均化器 50 包括入射端面 50a、出射端面 50c 和反射界面 50b 或周边表面。入射端面 50a 接收从光学路由装置 41 出射的光。反射界面 50b 沿光轴方向从入射端面 50a 管状地延伸,并且通过完全内反射沿光轴方向传播入射光。出射端面 50c 发射轴向光。

[0125] 在图 11 中,分别定位在输出光纤端 41e 中的由假想线表示的区域 a、b、c 和 d 中的

光纤被分配给输入光纤端 41a-41d 的光路。用于输入光纤端 41a-41d 的光纤在输出光纤端 41e 处局部不均匀地被分布。通过输入光纤端 41a-41d 入射的光沿光纤中的每一个传播。在相邻光纤之间没有光透射。由第一光源单元 31 产生的白光通过区域 a 和 b 从输出光纤端 41e 出射。由第二光源单元 32 产生的窄带光 N2 通过区域 c 出射。由第三光源单元 33 产生的窄带光 N3 通过区域 d 出射。简而言之,多种颜色的光在不同的区域被不均匀地分布。因此,多种颜色的光的光量的分布在从输出光纤端 41e 出射的光束的横截面中是不均匀的。

[0126] 在图 12 中,光均化器 50 通过反射界面 50b 以全反射方式传播入射光。光的入射位置和出射位置在垂直于光轴方向的横截面中被改变。这在均化引导至光导装置 43 的光束的横截面中的光的光量上是有效的,因为输出光纤端 41e 处的多种颜色的光的不均匀性被消除。光均化器 50 和输出光纤端 41e 一体式地彼此热熔接。

[0127] 在图 13 和图 14 中,第一光源单元 31 中的每一个都包括激光光源 61、荧光体转换的波长转换器 62、单个光纤的光纤 63、和发散角校正器 64。光纤 63 将来自激光光源 61 的光引导到波长转换器 62。发散角校正器 64 安装在波长转换器 62 的端部上。激光光源 61 为插座形式,并包括发光装置 66 或激光二极管 LD1、和用于容纳发光装置 66 的光源壳体 67。光纤连接器 67a 设置在光源壳体 67 中以用于连接光纤 63 的一个端部。聚光透镜 68 装入在光源壳体 67 中。

[0128] 发光装置 66 包括作为杆的支撑盘 66a、激光二极管 LD1、透明盖 66b 和导线 66c 或线路。激光二极管 LD1 是半导体芯片(发光元件),并连接到支撑盘 66a 的表面。透明盖 66b 是由树脂形成的圆柱形部件,并覆盖激光二极管 LD1。导线 66c 从支撑盘 66a 的第二表面延伸。

[0129] 激光二极管 LD1 包括由 P 型半导体形成的 P 层和由通过活性层安装在 P 层上由 N 型半导体形成的 N 层,所述活性层根据激光振荡发射激光。激光通常平直传播,但是是光束形状的直径从发射点圆锥形增加的发散光。激光在光纤 63 的入射端处通过聚光透镜 68 被会聚。

[0130] 光纤 63 的出射端与波长转换器 62 连接。用于保护的容器 62a 是具有光密特性的圆柱形部件,并被填充有荧光体 36 以构成波长转换器 62。光纤孔形成在荧光体 36 的中心处并容纳光纤 63 的进入。用于连接的插芯(未示出)安装在光纤 63 的端部上,与光纤一起进入荧光体 36 中。

[0131] 荧光体 36 包括粉末形式的荧光体材料和荧光体材料分散在里面并且硬化的由树脂形成的粘合剂。由于分散,荧光 FL 在激发时的发射点设置在荧光体 36 的整个出射端面上。透射通过荧光体 36 的激光由于粘合剂的光散射的作用而漫射,使得荧光 FL 的发射点设置在整个出射端面上。

[0132] 由荧光体 36 发射的光是以类似于激光二极管 LD1 的方式从发射点圆锥形地传播的发散光。荧光体 36 的发射点的面积和发散角大于激光二极管 LD1 的发射点的面积和发散角。

[0133] 荧光体 36 具有出射端面 36a。发散角校正器 64 设置在波长转换器 62 的下游以用于校正由出射端面 36a 发射的光的发散角。发散角校正器 64 由不透明材料形成圆筒形,并且通过限制来自荧光体 36 的发散光的通过缩小发散角。发散角校正器 64 的内表面 64a 涂有反射材料,并且是作为反射器操作的用于发散角校正器 64 的镜面。光通过内表面 64a 被

反射并沿光轴方向传播。因为通过内表面 64a 进行的光吸收低,因此光透射的损失较低。

[0134] 考虑到输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1,发散角校正器 64 相对于横向方向和光轴方向的倾斜角被预先确定。直径和倾斜角被如此确定,使得从第一光源单元 31 到输入光纤端 41a 和 41b 的光束的光斑直径大致等于输入光纤端 41a 和 41b 的直径 D1。

[0135] 根据作为光纤束的元件(例如,光学路由装置 41、内窥镜 11 的光导装置 43 等)的光纤的数值孔径(NA)确定发散角。如现有技术公知的,光纤包括具有高折射率的芯和具有低折射率的覆层。进入光纤中时入射光沿光轴方向传播。需要使入射在入射端面上的光满足全反射条件以便进行传播。

[0136] NA 是光纤用于会聚光的能力的值,并且被定义为 $NA = \sin \theta_{\max}$,其中 $\theta_{\max}$ 是最大接收角。NA 根据最大接收角 $\theta_{\max}$ 的增加而增加。如果入射在光纤中的光的入射角等于或小于最大接收角 $\theta_{\max}$,则在光纤中的芯体和覆层之间的界面上发生全反射。入射光沿光轴方向传播。如果入射角变得大于最大接收角 $\theta_{\max}$,则入射光由于在没有全反射的情况下通过而不能传播。在光的透射时发生损失。为了减少光的损失,发散角校正器 64 调节来自第一光源单元 31 的光束的发散角使之等于或小于最大接收角 $\theta_{\max}$ 。

[0137] 在图 15 中,第二光源单元 32 包括发光装置 71 和发散角校正器 72。发光装置 71 具有激光二极管 LD2,并且在结构上与第一光源单元 31 中的发光装置 66 相同。发散角校正器 72 包括光均化器 73 和半球形透镜 74。光均化器 73 在结构上与第一光源单元 31 的光均化器 50 相同,但是具有与光均化器 50 不同的尺寸,并且是光轴方向上圆柱形的光导棒,并且由石英玻璃或其他透明材料形成。光均化器 73 可以被称作光管或光隧道,并且在光轴方向上纵向延伸。光均化器 73 在横截面上看的形状是圆形。

[0138] 光均化器 73 包括入射端面 73a、出射端面 73c 和反射界面 73b 或周边表面。入射端面 73a 接收从激光二极管 LD2 出射的光束。反射界面 73b 是圆柱形的并且在光轴方向上从入射端面 73a 管状延伸。出射端面 73c 发射轴向导向的光束。光均化器 73 的直径从入射端面 73a 至出射端面 73c 是不变的。反射界面 73b 与光轴方向平行延伸。光均化器 73 的入射端面 73a 热焊接至发光装置 71 的远端面,以将光均化器 73 与发光装置 71 一体式地组合在一起。归因于热焊接,光程表面与空气的接触面积比其中在未一体化的情况下光程的各部分之间限定小空间的比较结构要小。光均化器 73 的直径的具体值等于输入光纤端 41c 的直径 D2,例如,大约 1.0mm。

[0139] 在图 16 中,光均化器 73 在光束通过入射端面 73a 进入之后通过在反射界面 73b 上的全内反射在光轴方向上引导光束。光束中包括的光分量在入射端面 73a 处光轴上的点上成为入射,并且之后在设置在外周中偏离光轴的点处离开出射端面 73c。类似地,在光束中包含的多个光分量通过入射位置和在径向方向上与入射位置不同的离开位置。简言之,光束中的光分量在光均化器 73 中在径向方向上漫射。光均化器 73 的出射端面 73c 发射其辐照度分布在径向方向上平坦的光束。

[0140] 因为光均化器 73 具有恒定的直径,在光束的通过中发散角得到保持。光束中的射线被反射界面 73b 内反射的反射角 θ_0 依赖于入射至入射端面 73a 上的射线的入射角。反射角 θ_0 在延伸至反射界面 73b 的范围内是恒定的。

[0141] 半球形透镜 74 直接设置在光均化器 73 的出射端面 73c 的下游。半球形透镜 74 是其第一表面是平面,并且第二表面是半球形的凸透镜,并且与出射端面 73c 相反。半球形

透镜 74 的直径为光均化器 73 的直径的大约 1.5 倍大。例如,光均化器 73 具有大约 1mm 的直径,半球形透镜 74 具有大约 1.5mm 的直径。半球形透镜 74 折射入射光,并且将光束的发散角从第一发散角 β_1 扩大至第二发散角 β_2 。

[0142] 通过参考图 17A-17E 描述光均化器 73 和半球形透镜 74 的操作细节。在图 17A 和 17D 中,关于来自光均化器 73 上游,即在图 16 中的点 A1 处的激光二极管 LD2 的光束的强度分布和辐照度分布显示模拟结果。在图 17B 和 17E 中,关于来自光均化器 73 下游和半球形透镜 74 上游,即在图 16 中的点 B1 处的激光二极管 LD2 的光束的强度分布和辐照度分布显示模拟结果。在图 17C 中,关于来自半球形透镜 74 下游,即图 16 中的点 C1 处的激光二极管 LD2 的光束的强度分布显示模拟结果。应注意通过将光均化器 73 和半球形透镜 74 的直径设定为实际直径的两倍长进行模拟以获得在图 17A-17E 中显示的结果。

[0143] 在图 17A、17B 和 17C 中,在点 A1、B1 和 C1 处光束的强度分布显示在图中。以与图 46 类似的方式,横轴表示输出射线角 θ_i 。纵轴表示强度 I。强度 I 是每单位立体角 (以 sr 或球面度计) 的辐射通量 (以流明计)。强度 I 的单位是流明 /sr。在图 17D 和 17E 中,在点 A1 和 B1 处光束的辐照度分布作为从点 A1 和 B1 处强度分布的算术运算的结果显示。横轴表示在与光轴垂直相交的径向方向上的位置 (以毫米计)。纵轴表示辐照度 E。辐照度 E 是每单位面积的辐射通量,并且以流明 /m² 表示。

[0144] 在点 A1 处的激光二极管 LD2 的光束强度分布与在图 46 中所显示的相同。这是其中强度 I 从曲线的顶点以陡峭的倾斜度突然地下降的高斯分布。同样,点 A1 处的辐照度分布是与强度分布类似的方式的高斯分布。

[0145] 在点 A1 处的辐照度分布中,来自激光二极管 LD2 的光束具有顶点处的高中心光量,但具有比中心光量相对低的外周光量。光均化器 73 通过漫射的功能在增加激光二极管 LD2 的外周光量上是有效的。在点 B1 处的辐照度分布中,光均化器 73 的出射端面 73c 发射顶帽形状的辐照度分布的光束,其中辐照度在径向方向上是不变的。

[0146] 因为光均化器 73 的直径是不变的,在通过的过程中保持光束的发散角。点 B1 处的强度分布等于在光均化器 73 的上游设置的点 A1 处的强度分布。光均化器 73 扩大在径向方向上光束发射的区域以均化辐照度而不改变强度分布。因此,与进入之前的点比较外周光量相对于中心光量增加。

[0147] 顶帽辐照度分布的光束在外周光量通过光均化器 73 增强之后进入半球形透镜 74。在光轴上向半球形透镜 74 入射的光分量直地通过。然而,在径向方向上向半球形透镜 74 的周边部分入射的其他光分量被折射。半球形透镜 74 的曲率半径是恒定的。半球形透镜 74 一部分的折射率根据该部分在径向方向上距光轴的距离而增加。对应于光分量通过半球形透镜 74 折射的增强,在从半球形透镜 74 出射之后其输出射线角 θ_i 增加为高角度分量。作为结果,对应于通过半球形透镜 74 的外周的光的外周光量的增强,高角度分量在出射之后增加。在第二光源单元 32 中,光均化器 73 增加外周光量。如在点 C1 处的强度分布中显示的,与在向半球形透镜 74 入射之前的点 B1 处的高斯形状的强度分布比较,获得接近具有增加的高角度分量的顶帽分布的强度分布。

[0148] 由于在点 C1 处的强度分布中高角度分量增加,发散角 β_2 成为大至作为半峰半宽度的大约 30 度 (半峰全宽度为大约 60 度)。

[0149] 在第二光源单元 32 中,确定发散角校正器 72 的校正量以使得发散角 β_2 基本上

等于从第一光源单元 31 出射的发散角 α 。具体地,确定半球形透镜 74 的曲率半径和直径以获得校正量作为目标值。

[0150] 在通过光学路由装置 41、光均化器 50 和内窥镜 11 的光导装置 43 的经过中也保持发散角。如图 18 中所示,关于从光导装置 43 中的光纤 81 中的每一个出射的光,将来自第二光源单元 32 (图 16 中的 β 2) 的光的发散角 β 设定为等于来自第一光源单元 31 的光的发散角 α 。因此,在所关心的对象 SB 处,可以将来自第一光源单元 31 的光的光斑直径 $SD\alpha$ 设定为等于来自第二光源单元 32 的光的光斑直径 $SD\beta$ 。如果光斑直径 $SD\beta$ 与光斑直径 $SD\alpha$ 不同,可能出现归因于这些之间的重叠情况而导致的色彩不均匀。因为将光斑直径 $SD\beta$ 设定为等于光斑直径 $SD\alpha$,发散角校正器 72 将发散角 β 设定为等于发散角 α 以防止这种色彩不均匀。

[0151] 对于第三光源单元 33,重复第二光源单元 32,但是不同在于设置图 10 的发光装置 76 或激光二极管 LD3 代替发光装置 71。将与发散角校正器 72 相关的元件指定为相同的附图标记。

[0152] 现在描述实施方案的操作。为了诊断,内窥镜 11 连接到处理设备 12 和光源设备 13。用于处理设备 12 和光源设备 13 的电源打开以启动内窥镜系统 10。

[0153] 内窥镜 11 的细长管 16 进入身体的胃肠道中以开始所关心的对象的成像。在正常成像模式中,在图 8A 中第一光源单元 31 被打开。来自激光二极管 LD1 的窄带光 N1 和来自荧光体 36 的荧光 FL 混合在一起,以便将白光施加到所述所关心的对象。

[0154] 在图 10 中,由第一光源单元 31 发射的白光进入光学路由装置 41 的输入光纤端 41a 和 41b。在图 11 中,从输入光纤端 41a 和 41b 传播的白光在输出光纤端 41e 处不均匀地分布。然而,如图 12 中所示,光均化器 50 将白光光量的分布均化。没有光束的横截面中光量的不均匀性的白光进入内窥镜 11 的光导装置 43。白光通过光导装置 43 传输并通过照明窗口 22 施加至胃肠道中所关心的对象。

[0155] 在图 8A 和 9A 中,成像单元 44 将由白光 ($N1+FL$) 照明的所关心的对象成像。数字信号处理器 57 产生图像信号 B、G 和 R。在正常成像模式中,图像处理单元 58 根据图像信号 B、G 和 R 建立显示图像。显示控制单元 60 将用于正常成像的图像转换为视频信号,并且驱动显示面板 14 以显示图像。在正常成像模式中重复这些步骤。

[0156] 对于血管增强成像,操作输入界面 15 以改变至血管增强模式,以使得处理设备 12 开始血管增强的功能。

[0157] 在血管增强模式中,除图 8B 中的第一光源单元 31 之外,也将第二光源单元 32 打开,以将白光 ($N1+FL$) 和窄带光 N2 施加至所关心的对象。将来自激光二极管 LD2 的窄带光 N2 的光束通过光均化器 73 转换为在点 B1 处的顶帽形状的平坦的辐照度分布。参见图 16 和 17E。之后光束通过半球形透镜 74 以用在点 C1 处的强度分布扩大发散角。参见图 16 和 17C。因此,将来自第二光源单元 32 的窄带光 N2 的发散角设定为等于来自第一光源单元 31 的白光的发散角。在这之后,窄带光 N2 的光束成为光学路由装置 41 的输入光纤端 41c 上的入射。

[0158] 白光和窄带光 N2 进入光学路由装置 41 的输入光纤端 41a、41b 和 41c,传播至输出光纤端 41e,并且入射在光均化器 50 上。在进入内窥镜 11 的光导装置 43 中之前,将白光和窄带光 N2 的光量分布均化。白光和窄带光 N2 穿过光导装置 43 并且通过照明窗口 22 被施

加至胃肠道中所关心的对象。

[0159] 在图 8B 和 9B 中,成像单元 44 将由白光 (N1+FL) 和窄带光 N2 照射的所关心的对象成像。数字信号处理器 57 产生 B、G 和 R 的图像信号。在血管增强模式中,图像处理单元 58 根据 B、G 和 R 图像信号以与正常成像模式类似的方式产生用于血管增强的显示图像。显示控制单元 60 将用于血管增强模式的图像转换为视频信号,并且驱动显示面板 14 以显示图像。在血管增强模式中重复这些步骤。将表层血管成像并以高对比度显示,因为图像信号 B 通过使用白光和窄带光 N2 建立。

[0160] 在血管增强模式中,使用由第一和第二光源单元 31 和 32 发射的白光和窄带光 N2。第一和第二光源单元 31 和 32 通过发散角校正器 64 和 72 校正以将它们的发散角设定为彼此相等。在图 18 中,至所关心的对象 SB 的白光和窄带光 N2 的光束斑的全部区域彼此重叠。可以减少色彩不均匀性。

[0161] 同样,通过发散角校正器 72 仅驱动第二光源单元 32 而不驱动第一光源单元 31 扩大发散角。可以获得大面积的视野,因为窄带光 N2 的光束斑可以大于没有发散角校正器 72 的比较例照明。光束斑中中心与外周之间光量上的差异可以通过扩大发散角减小。可以获得高视觉识别性的图像。

[0162] 对于氧饱和度监测,操作输入界面 15 以改变至氧饱和度监测模式,以使得处理设备 12 开始氧饱和度监测的功能。

[0163] 在氧饱和度监测模式中,如图 8C 中所示将第一光源单元 31 和第三光源单元 33 从一帧至另一帧彼此交替打开。将白光 (N1+FL) 和窄带光 N3 交替地施加至所关心的对象。

[0164] 白光和窄带光 N3 进入光学路由装置 41 的输入光纤端 41a、41b 和 41d,传播至输出光纤端 41e,并且入射在光均化器 50 上。在进入内窥镜 11 的光导装置 43 中之前,白光和窄带光 N3 的光量分布被均化。白光和窄带光 N3 通过光导装置 43 并且在胃肠道中通过照明窗口 22 施加至所关心的对象。

[0165] 在图 8C 和 9C 中,成像单元 44 根据白光 (N1+FL) 和窄带光 N3 的使用将第一和第二图像信号发送至数字信号处理器 57。数字信号处理器 57 根据通过白光的使用形成的第一图像信号产生图像信号 B1、G1 和 R1,并且根据通过窄带光 N3 的使用形成的第二图像信号产生图像信号 B2。图像处理单元 58 进行图像信号 B2、G1 和 R1 的算术运算以确定氧饱和度水平,从其分离血液量的信息。对应于图像信号 B1、G1 和 R1 的全彩色图像在对应于氧饱和度水平的色彩转换中进行转换,并且形成用于氧饱和度监测的显示图像。

[0166] 在氧饱和度监测模式中使用第一和第三光源单元 31 和 33。在第三光源单元 33 中,窄带光 N3 的发散角由发散角校正器 72 以与第二光源单元 32 相似的方式扩大。光斑直径在来自第一和第三光源单元 31 和 33 的白光与窄带光 N3 之间相等。在显示图像中未出现色彩不均匀性。在氧饱和度监测模式中,与血管增强模式不同,以帧顺序方式获得对应于白光和窄带光 N3 的图像信号。由对应于这些的图像信号进行图像之间的算术运算,以使得通过校正白光和窄带光 N3 的色彩不均匀,算术运算上的可靠性可以更高。

[0167] 如之前所述,发散角校正器 72 扩大激光二极管的发散角。发散角校正器 72 包括串联设置的半球形透镜 74 和光均化器 73。通过参考比较例 1 的图 19 和 20A-20E 描述光均化器 73 与折射光的半球形透镜 74 的组合的重要性。

[0168] 在比较例 1 中,提供图 19 的第二光源单元 200。重复第二光源单元 32,但是不同

之处在于具有平凸透镜 201 代替光均化器 73。将与实施方案的那些类似的元件用相同的附图标记指代。

[0169] 图 20A-20C 是在图 19 中的点 A2、B2 和 C2 处的光束的强度分布图。图 20D 和 20E 是在点 A2 和 B2 处光束的辐照度分布图。在图 20A 和 20D 中,点 A2 处的强度分布和辐照度分布与图 17A 和 17D 中的点 A1 处的那些相同。

[0170] 平凸透镜 201 具有与半球形透镜 74 的直径相等的直径,并且使来自激光二极管 LD2 的光束进行准直。在图 20B 中,显示点 B2 处的强度分布。因为光束的准直,从平凸透镜 201 出射的光束的发散角小至零度。在平凸透镜 201 中没有在径向方向上以光均化器 73 的方式漫射光的功能。即使在光的准直之后,辐照度分布不以图 20E 的方式在点 B2 处成为平坦的。以与在进入之前点 A2 处的辐照度分布类似的方式,分布保持为指示辐照度的峰的外周光量与中心光量之间具有大差异的高斯分布。

[0171] 从平凸透镜 201 出射的光束以高斯形状的辐照度分布进入半球形透镜 74。在半球形透镜 74 上入射的光束的光量在光轴处高,但在其周边部分低。如上所述,半球形透镜 74 使得光轴上的光分量直线传播,但是折射周边部分中的光分量。外周中的光分量在出射之后成为强度分布中的高角度分量以促成发散角的扩大。

[0172] 在比较例 1 的第二光源单元 200 中,在半球形透镜 74 上入射的光的外周光量低于第二光源单元 32 中,以使得在出射后存在高角度分量上较小的增加。在图 20C 中的强度分布中,从半球形透镜 74 出射的光束的发散角 β_2 在第二光源单元 200 中为大约 14 度。用在第二光源单元 200 中的半球形透镜 74 扩大发散角的作用小于在第二光源单元 32 中。点 C2 处的强度分布是接近高斯的,如在与图 17C 中点 C1 处的强度分布比较中能够清楚地明白的。在高斯强度分布中不能减少光束斑中中心与外周之间光量上的差异。通过使用比较例 1 的第二光源单元 200 不可能获得本发明的减少光量差异的效果。

[0173] 在比较例中,第二光源单元 200 具有包括半球形透镜 74 和平凸透镜 201 的两组件结构。然而,对其中将半球形透镜 74 和平凸透镜 201 被一体化的具有单透镜组件的第二光源单元 200 仍然留下相同的问题。

[0174] 在激光二极管 LD2 中,在本发明中高斯形状的辐照度分布的光束的发散角被扩大。在进入半球形透镜 74 中之前,辐照度分布由光均化器 73 改变为顶帽分布用于增加外周光量。因此,发散角可以由半球形透镜 74 有效地扩大。改变发散角之后的强度分布在图 17C 的点 C1 处接近顶帽分布。能够减少光束斑的中心与外周之间光量上的差异。

[0175] 光均化器 73 在半球形透镜 74 的上游的放置在本发明中是非常重要的。如果将光均化器 73 设置在半球形透镜 74 的下游将不会产生效果。在图 21 和 22A-22E 中,显示了实例的细节。

[0176] 在图 21 中,显示比较例 2。第二光源单元 210 具有另外设置在透镜光学器件的下游的光均化器 73,所示透镜光学器件包括比较例 1 的半球形透镜 74 和平凸透镜 201。在第二光源单元 210 中重复第二光源单元 32 或 200 的元件。

[0177] 图 22A-22C 是图 21 中的点 A3、B3 和 C3 处光束的强度分布图。图 22D 和 22E 是点 A3 和 B3 处光束的辐照度分布的图。在图 22A 和 22D 中,点 A3 处的强度分布和辐照度分布与图 17A 和 17D 中点 A1 处的那些和图 20A 和 20D 中点 A2 处的那些相同。在图 22B 中,点 B3 处的强度分布与图 20C 中点 C2 处的那些相同。在图 22E 中,点 B3 处的辐照度分布与图

22D 中点 A3 处的那些相同。这是因为平凸透镜 201 和半球形透镜 74 不具有以光均化器 73 的方式放射状漫射入射光的功能。

[0178] 在第二光源单元 210 中,具有点 B3 的强度分布的光束进入光均化器 73。在穿过光均化器 73 的过程中,保持光束的发散角。在通过之前和之后的条件之间不发生强度分布上的改变。图 22C 中点 C3 处的强度分布与图 22B 中点 B3 处的强度分布相同。因此,以与比较例 1 的第二光源单元 200 类似的方式从比较例 2 的第二光源单元 210 未获得本发明的效果。

[0179] 在本实施方案中,光均化器 73 是具有恒定直径的圆柱体。然而,光均化器可以形成为在其纵向上具有改变的直径。例如,光均化器 73 可以是以锥体的平截头体的形式呈锥形减缩的。入射端面 73a 具有大直径。出射端面 73c 具有小直径。反射界面 73b 成形为从入射端面 73a 至出射端面 73c 逐渐减小的直径。图 16 中的反射角 θ_0 在光分量在反射界面 73b 上每次内反射时降低。因此,光束的发散角 β 增加。除了使用半球形透镜 74 之外,通过形成锥形形状能够构造具有扩大发散角的功能的光均化器 73。

[0180] 然而,光均化器 73 的直径必须非常小,因为具有小束直径的光束的发散角扩大,如激光束。实际上困难的是形成具有小直径的锥形形状的光均化器 73。因此,考虑到适合于制造,优选的是保持光均化器 73 的直径在纵向上不变。作为本发明的特征的优点,归因于容易制造,光均化器 73 的部件的成本会是很低的。

[0181] 半球形透镜 74 的优选的实例是具有短焦距,即具有小曲率半径的短焦距透镜。来自透镜的光的出射角的最大值根据焦距的缩短(曲率半径的减小)而增加。因此,扩大发散角的效果可以根据焦距的缩短而增加。在用于点 B1 和 C1 处的强度分布的图 17B 和 17C 中,半球形透镜 74 是短焦距透镜,其激光束的大约 10 度的发散角 β_1 增加大约 20 度扩大至出射光束的大约 30 度的发散角 β_2 ,如以半峰半宽度所表示的。考虑到用于在内窥镜中照明所需的发散角,激光束的发散角 β_1 所扩大的角度的增加在短焦距透镜中可以为优选大约 10 度以上,如以半峰半宽度所表示的。

[0182] 在短焦距透镜的使用中存在益处,其在于如图 23 中所示从半球形透镜 74 的出射表面至输入光纤端 41c 的间隔 K 可以被缩短。将从半球形透镜 74 出射的光束会聚为具有最小化直径的光束腰 W,并且之后发散以进入输入光纤端 41c。因为输入光纤端 41c 是光纤束,为了光在所有光纤上或光纤束中的单根光纤上入射的目的,在进入输入光纤端 41c 中后的出射光束的光斑直径优选等于输入光纤端 41c 的直径 D2。从半球形透镜 74 的出射表面至光束腰 W 的距离根据焦距的减小而减小。因此,可以缩短间隔 K。

[0183] 光均化器 73 的直径 D_h 优选等于或小于半球形透镜 74 的直径 D_r 。如果直径 D_h 大于直径 D_r ,发生光的损失,因为在来自光均化器 73 的出射光束中包括的光分量可能无法在半球形透镜 74 上入射。在本实施方案中,半球形透镜 74 的直径 D_r 为光均化器 73 的直径 D_h 的大约 1.5 倍多,并且大于后者。这在防止光的损失上是有效的。

[0184] 考虑到扩大发散角的效果,可以优选将半球形透镜 74 的直径 D_r 设定为等于光均化器 73 的直径 D_h 。如上所述,根据在径向方向上离光轴的距离,半球形透镜 74 的一部分具有更高折射率。对应于在半球形透镜 74 的外周上入射的光的外周光量上的增加,高角度分量增加。因为光均化器 73 的出射端面 73c 设置为接近于半球形透镜 74 的入射表面。半球形透镜 74 的外周光量根据光均化器 73 的直径 D_h 与半球形透镜 74 的直径 D_r 的接近程度

而增加。当光均化器 73 的直径 D_h 等于半球形透镜 74 的直径 D_r 时,外周光量最高,并且高角度分量最大。扩大发散角的效果成为最大。作为结果,用于该目的,直径 D_h 优选等于直径 D_r 。

[0185] 在以上实施方案中,在发散角校正器 72 中包括半球形透镜 74。然而,用于半球形透镜 74 的透镜光学器件可以是不具有半球形表面的透镜,并且可以是具有比半球形透镜 74 曲率半径的更大的曲率半径的球形透镜。同样,透镜光学器件可以是不具有完全的球形表面并且用于如上所述扩大发散角的效果的目的非球面透镜。

[0186] 在图 24 中,图示了第二光源单元 101 的另一个优选的结构。发散角校正器 102 除了扩大发散角的功能之外还具有束成形来自激光二极管 LD 的光束的束剖面的功能。光均化器 103 被包括在发散角校正器 102 中,并且是六方柱的形状。

[0187] 在图 25 中,由激光二极管 LD 发射的光束 BM 以使得其束剖面是椭圆形的方式传播。激光二极管 LD 包括 P 型半导体的 P 层和安装在具有活性层 K 的 P 层上的 N 型半导体的 N 层,其从发射点 OP 作为发散光发射激光光束 BM。第一发射点在水平方向或与活性层 K 平行的 X 方向上发射光。第二发射点在垂直方向或与活性层 K 垂直的 Y 方向上发射光。散光 ΔAs 限定在光轴方向上的第一和第二发射点之间。因此,光束 BM 的束剖面是在 Y 方向上具有长轴的椭圆形。

[0188] 将来自激光二极管 LD 的光束的束剖面成形为椭圆形。在图 17A-17E 中对于第一实施方案示意性地显示其强度分布。为了更高的精度,如图 26 中所示强度分布是各向异性的。强度在假想线的 X 方向和实线的 Y 方向之间是不同的。发散角在 X 与 Y 方向之间是不同的。在光均化器 103 上入射的光束在 Y 方向上的发散角 θ_{yin} 大于光束在 X 方向上的发散角 θ_{xin} 。例如,发散角 θ_{yin} 为大约 12 度。发散角 θ_{xin} 为大约 6 度,小于发散角 θ_{yin} 。

[0189] 如果光束的束剖面是椭圆形,光束斑的束斑形状在所关心的对象上也是椭圆形的。束斑形状优选是真正的圆形,以使得对于束剖面以真正的圆形形状的束成形是优选的。在这点上,发散角校正器 102 具有在第二光源单元 101 中束成形的功能。

[0190] 在图 24 中,发散角校正器 102 包括半球形透镜 74 和光均化器 103。重复上面的实施方案的光均化器 73,但是如在横截面中看到的光均化器 103 的形状不同。虽然光均化器 73 是圆柱体,但光均化器 103 是六方柱的形状。

[0191] 在第二光源单元 101 中,除了光均化器 103 中的结构不同以外,第二光源单元 32 相同。光均化器 103 由石英玻璃或其他透明材料形成,并且包括入射端面 103a、出射端面 103c 和反射界面 103b 或周边表面。入射端面 103a 接收从激光二极管 LD 出射的光束。反射界面 103b 延伸自入射端面 103a,并且以全反射将光束反射以将其在光轴方向上引导。出射端面 103c 发射轴向导向的光束。当光束通过时,光束的辐照度在光均化器 103 的径向方向上被均化,在转化为平坦的辐照度分布之后用于在半球形透镜 74 上入射。

[0192] 在图 27 中,相对于发光装置 71 设置光均化器 103 以使得其中心的光轴 A 与来自激光二极管 LD2 的入射光束 BMin 的发射中心 OP 对齐。入射光束 BMin 以将长轴 LA 引导为 Y 方向(垂直)并且将短轴 SA 引导为 X 方向(水平)的定向进入光均化器 103。入射光束 BMin 中的射线从发射中心 OP 放射状传播。

[0193] 在图 26 中,椭圆形束剖面的入射光束 BMin 的强度分布在 X 与 Y 方向之间是各向

异性的。其在长轴 LA 的方向上的发散角 θ_{yin} 大。其在短轴 SA 的方向上的发散角 θ_{xin} 小。

[0194] 光均化器 103 相对长轴和短轴 LA 和 SA 关于光轴 A 以角 ϕ_L 倾斜。使得 AX 为与光轴 A 正交（垂直）以通过光均化器 103 的六边形截面中的两个相对的边线 S 的中点的轴。使得 AY 为与轴 AX 并且与光轴 A 正交（垂直）的轴，以通过光均化器 103 的六边形截面的两个相对的顶点。角 ϕ_L 在轴 AY 与长轴 LA 之间限定，或者在轴 AX 与短轴 SA 之间限定。在本实例中，角 ϕ_L 是 15 度。

[0195] 入射光束 BMin 的长轴和短轴 LA 和 SA 两者成为与倾斜的光均化器 103 的反射界面 103b 的六边形的边线 S 非正交的。入射光束 BMin 中分别平行于长轴和短轴 LA 和 SA 的光分量成为在边线 S 上非正交地入射。光分量在这些方向上的轨迹描述在下面。

[0196] 使得 RS 为图 28 和 29 中入射光束 BMin 中短轴的光分量。分量 RS 从发射中心 OP 进入光均化器 103 的入射端面 103a。当光轴 A 穿过发射中心 OP 时，在与光轴 A (Z 方向) 垂直的平面中从光轴 A 在平行于短轴 SA 的 X 方向上引导短轴的分量 RS。分量 RS 成为在构成反射界面 103b 的六边形的一个边线 S 上入射。分量 RS 在反射点 P1 处的反射为完全内反射。分量 RS 在反射点 P1 处根据在角 ϕ_L 处六边形的倾斜度以角 ϕ_L 反射。这是因为分量 RS 成为关于边线 S 非正交地（以不同于直角的入射角）入射，即以关于边线 S 的法线 H 的角 ϕ_L 入射。简言之，归因于在反射点 P1 处的反射导致发生短轴分量 RS 绕光轴 A 的扭转。

[0197] 来自反射点 P1 的短轴的分量 RS 成为在第二反射点 P2 处在第二边线 S 上的入射。因为归因于在反射点 P1 处的反射导致发生分量 RS 绕光轴 A 的扭转，分量 RS 成为在反射点 P2 上与第二边线 S 非正交地入射。分量 RS 以关于第二边线 S 的法线等于或大于 0 度的反射角反射，并且向反射点 P3 传播。同样，分量 RS 成为在反射点 P3 上与第三边线 S 非正交地入射。在反射点 P3 处发生分量 RS 绕光轴 A 的扭转。

[0198] 短轴的分量 RS 在反射点 P1-P3 中的每一个处绕光轴 A 重复进行扭转。如通过图 29 中的假想线的弯曲箭头所指示的，短轴的分量 RS 在光均化器 103 内通过绕光轴 A 旋转在光轴 A 的方向上传播。短轴的分量 RS 的传播方向在通过光均化器 103 的过程中改变，并且因此与进入的传播方向不同。如果作为在反射点 P1-P3 处反射的结果的光的扭转角为绕光轴 A 为 90 度，当进入时传播方向平行于 X 方向的短轴的分量 RS 当出射时成为正交（垂直）于 Y 方向。

[0199] 在图 28 中，在入射时短轴的分量 RS 的发散角 θ_x 在通过中相对于与光轴 A 平行的平面也得到保持，以使得分量 RS 以所保持的发散角 θ_x 出射。这是因为光均化器 103 从入射端面 103a 至出射端面 103c 具有恒定的直径。反射界面 103b 与光轴平行延伸。

[0200] 在图 30 和 31 中，显示与分量 RS 正交（垂直）的长轴的分量 RL 的轨迹。在与光轴 A 垂直的平面中从光轴 A 在 Y 方向上引导分量 RL。分量 RL 根据角 ϕ_L 的倾斜度成为在第一反射的反射点 P1 上的入射。这是因为分量 RL 关于边线 S 成为非正交的入射，即相对于边线 S 的法线 H 以角 ϕ_L 入射。简言之，归因于以分量 RS 的方式在反射点 P1 处反射，导致发生长轴的分量 RL 绕光轴 A 的扭转。

[0201] 通过在反射点 P2 和 P3 处的反射将长轴的分量 RL 绕光轴 A 重复扭转。如通过图 31 中的假想线的弯曲箭头所指示的，分量 RL 通过绕光轴 A 旋转而传播。分量 RL 的传播方

向在穿过光均化器 103 的过程中以与分量 RS 类似的方式改变。分量 RL 出射的传播方向与在入射时不同。使得通过在通过中的反射点 P1-P3 的三次反射绕光轴 A 的扭转角为 90 度。其入射的传播方向与 Y 方向平行的分量 RL 成为在出射时平行于 X 方向的分量。

[0202] 同样,在图 30 中,光在与光轴方向平行的平面中通过中保持发散角 θ_y 。长轴的分量 RL 以与短轴的分量 RS 类似的方式在保持发散角 θ_y 的条件出射。

[0203] 上面已经描述了入射光束 BMin 中长轴和短轴的分量 RL 和 RS。此外,在分量 RL 与 RS 之间的入射光束 BMin 中的中间光分量类似地绕光轴 A 扭转。

[0204] 在图 32 中,中间光分量 R1 在入射光束 BMin 中长轴和短轴的分量 RL 和 RS 之间的传播方向上传播。光分量 R1 成为以类似于分量 RL 和 RS 的方式在边线 S 上非正交地入射。在反射点 P1-P3 中的每一个处绕光轴 A 发生扭转以改变传播方向。光分量 R1 最初传播以在与分量 RL 和 RS 的方向不同的方向上入射。在第一反射的反射点 P1 上的光分量 R1 的入射角与分量 RL 和 RS 的入射角不同。因此,光分量 R1 以一定的扭转角扭转,并且扭转方向与分量 RL 和 RS 的那些不同。扭转方向由弓形弯曲的箭头指示。

[0205] 在图 33 中,存在中间光分量 R2,其成为在边线 S 上正交地(垂直地),或与边线 S 的法线平行地入射。光分量 R2 关于法线的入射角为 0。其在反射点 P1 的反射角也为 0。光分量 R2 的原点是光轴 A 或发射中心 OP。因为反射角是 0,在反射点 P1 处反射之后光分量 R2 的轨迹等于其入射至反射点 P1 的轨迹。因此,光分量 R2 将不绕光轴 A 扭转,因为入射的第一边线 S 和与第一边线 S 相对的第二边线 S 之间相互反射。

[0206] 虽然在光均化器 103 中未发生光 R2 绕光轴 A 的扭转,包括长轴和短轴的分量 RL 和 RS 的入射光束 BMin 的分量绕光轴 A 扭转地进行传播,因为这些分量相对于边线 S 成为非正交地入射。同样,扭转角彼此不同。换言之,在入射光束 BMin 中包括的分量通过在光均化器 103 中内反射在垂直于光轴 A 的平面中以多个方向传播。

[0207] 根据漫射,通过以真正的圆形束剖面进行束成形将入射光束 BMin 成形为出射光束 BMout,入射光束 BMin 成形为椭圆形,出射光束 BMout 通过出射端面 103c 出射。参见图 34。

[0208] 在图 35 中,图示了在对于图 26 的测量条件下测量的出射光束 BMout 的强度分布。在图 26 中,与 Y 方向上的发散角 θ_{yin} 相比, X 方向上入射光束 BMin 的发散角 θ_{xin} 小。然而,操作光均化器 103 以扩大出射光束 BMout 在 X 方向上的发散角 θ_{xout} ,并且减小 Y 方向上的发散角 θ_{yout} 。在图 35 中,发散角 θ_{xout} 成为等于发散角 θ_{yout} 。简言之,出射光束 BMout 的形式以真正的圆形方式成形。具体地,入射光束 BMin 在 Y 方向(LA)上的发散角 θ_{yin} 为大约 12 度。X 方向(SA)上入射光束 BMin 的发散角 θ_{xin} 为大约 6 度。光均化器 103 以发散角 $\theta_{yout} = \theta_{xout} =$ 大约 10 度将入射光束 BMin 成形为圆形形状の出射光束 BMout。

[0209] 出射光束 BMout 的发散角通过半球形透镜 74 上入射被扩大。如用第一实施方案已经描述的,光均化器 103 有效地在径向方向上均化辐照度。出射光束 BMout 的发散角可以由半球形透镜 74 可靠地扩大。

[0210] 传统地,存在已知的束成形方法,包括其中使用两个圆柱体透镜以减小长轴方向上光束的尺寸的方法。然而,在该方法中存在归因于两个透镜所导致的空气与透镜之间界面的数目高达四个的缺点。在大菲涅尔损失的情况下,光透射上的损失相当大。与此相反,

在本发明中的光均化器 103 中,空气与光学器件之间的界面的数目为二,包括入射和出射面。光透射上的损失可以通过使用光均化器 103 的单个光学器件减少。此外,将束成形的功能一起设置在光均化器上用于修正发散角。因此,与原始分开的用于光均化器的组件和用于束成形的部分相比较在不增加部件的数目的情况下可以简化结构。

[0211] 在以上实施方案中,光均化器 103 结合具有激光二极管 LD2 的第二光源单元。然而,光均化器 103 可以结合具有激光二极管 LD3 的第三光源单元。

[0212] 在图 14 中,来自第一光源单元 31 中激光二极管 LD1 的光束中的射线在荧光体 36 中漫射。因此,由荧光体 36 的出射端面的整个区域全方向地发射射线。因为发散角校正器 64 在横截面中成形为圆形,从荧光体 36 出射的光束的束剖面由发散角校正器 64 成形为圆形。而且,由该光束激发的荧光的束剖面由发散角校正器 64 成形为圆形。第一光源单元 31 发射包括为圆形束剖面的光束的激光和荧光的混合光。

[0213] 在包括激光二极管和荧光体如第一光源单元的光源单元中,操作荧光体用于束成形。具有用于束成形的功能的光均化器 103 有效地与不具有荧光体的光源单元,例如,第二和第三光源单元组合使用。

[0214] 在具有带有和不带有荧光体的光源单元的光源设备中,光均化器 103 将来自第二和第三光源单元的光束成形为真正的圆形束剖面。可以将由第二和第三光源单元产生的光束的束斑形状设定为等于由第一光源单元产生的光束的束斑形状。因此,可以减少归因于多种光源单元的束斑形状上的不同所导致的色彩不均匀。

[0215] 在以上实施方案中,如图 27 中所示,光均化器 103 中轴 AX 和 AY 的角 ϕ_L 为 15 度。然而,角 ϕ_L 可以不是 15 度,并且可以是 0-60 度的范围内的预定值。

[0216] 在图 36 中,图示了 $\phi_L=0$ 的实例。入射光束 BMin 中短轴分量 RS 与轴 AX 对齐。入射光束 BMin 中长轴分量 RL 与轴 AY 对齐。来自光轴 A 的分量 RS 成为在六边形的边线 S 上正交地(垂直地)入射。第一次反射的反射点 Px1 处的反射角(相对于边线 S 的法线)为 0。分量 RS 在两个相反的反射点 Px1 之间来回传播。不发生绕光轴 A 的扭转。

[0217] 因为长轴分量 RL 成为在六边形的顶点上入射,六边形的顶点是第一反射点 Py1。因为反射角在反射点 Py1 处等于或大于 0 度,对分量 RL 发生绕光轴 A 的扭转。长轴和短轴的分量 RL 与 RS 之间的中间分量成为相对于边线 S 非正交地(具有不同于直角的角)入射,并且因此具有绕光轴 A 的扭转。因此,光束 BM 的束剖面基本上以真正的圆形方式成形,因为入射光束 BMin 中的光分量在与光轴 A 垂直的平面上漫射。

[0218] 在图 37 中,图示了 $\phi_L=30$ 度的实例。与图 36 的实例相反,长轴的分量 RL 成为与边线 S 正交地(垂直地)入射。未发生绕光轴 A 的扭转。然而,短轴的分量 RS 成为与边线 S 非正交地入射(以不同于直角的角),因为六边形的顶点是第一反射点 Px1。发生绕光轴 A 的扭转。长轴和短轴的分量 RL 和 RS 之间的中间分量成为具有绕光轴 A 的扭转的入射。因此,光束 BM 的束剖面基本上以真正的圆形方式成形。

[0219] 根据实验和模拟的结果,发现如果长轴和短轴的分量 RL 和 RS 中的仅至少一个发生绕光轴 A 的扭转,则获得束成形的效果。需注意到的是,为了良好的束成形效果,在边线 S 上非正交地入射的那些是显著优选的。如图 27 中所示,作为实验或模拟的结果,角 ϕ_L 的最优选的实例是 15 度。

[0220] 在图 38 中,入射光束 BMin 的发射中心 OP 偏离作为光均化器 103 的六边形的中心的光轴 A。简言之,光均化器 103 与发光装置 71 非同心。因此,长轴和短轴的分量 RL 和 RS 中的一个可以在边线 S 上非正交地入射。当分量 RL 和 RS 中的一个绕光轴 A 发生扭转时,可以获得束成形的效果。然而,与不具有发射中心 OP 与光轴 A 的偏离的结构比较,缺点在于光均化器 103 的横截面的面积必须相对于入射光束 BMin 的横截面的面积扩大。优选的是将发射中心 OP 与光轴 A 对齐,因为图 38 的实例的缺点对于引导单个发光装置 71 的入射光束 BMin 可以是严重的。

[0221] 在以上实施方案中,横截面中光均化器的形状是六边形。然而,本发明的光均化器如在横截面中观察可以成形为四边形或三角形。

[0222] 在图 39 中,光均化器 110 是四边形棱柱形状的光导棒。将光均化器 103 重复但在形状上不同。光均化器 110 通过将光轴 A 与激光二极管 LD2 的发射中心 OP 对准进行设置。同样,设置光均化器 110 以使得四边形中彼此正交(垂直)的两个对角线分别与 X 和 Y 方向(入射光束 BMin 的短轴和长轴的方向)对准。该定向定义为将水平定向(参见图 41)绕光轴 A 旋转 45 度。在水平定向上,将四边形的两个对边设定为分别与 X 和 Y 方向平行。

[0223] 因此,入射光束 BMin 的短轴和长轴的分量 RS 和 RL 的第一次反射的反射点 Px1 和 Py1 是四边形彼此相对的顶点。由光轴 A 径向限定的分量 RS 和 RL 进入反射点 Px1 和 Py1,并且绕光轴 A 扭转。因此,进行原始为椭圆形形状的入射光束 BMin 的束成形以形成真正的圆形形状。

[0224] 在变体结构的图 40 中,光均化器 110 相对于图 39 的原始位置绕光轴 A 以倾斜角 ϕ_L 倾斜。角 ϕ_L 的实例是 5 度。变体结构的定向从图 41 的水平定向倾斜大约 40 度。分量 RS 和 RL 在第一次反射的反射点 Px1 和 Py1 处成为在边线 S 上非正交地入射。可以获得束成形的效果以将椭圆形形状的入射光束 BMin 成形为真正的圆形形状。

[0225] 当横截面中的形状是四边形时,在其中四边形的两个相邻边线分别与 X 和 Y 方向平行的水平定向的条件下无法获得良好的束成形效果。这是作为实验和模拟的结果的发现。其原因在于在反射点处不发生绕光轴 A 的扭转,因为长轴和短轴的分量 RL 和 RS 两者都成为在边线 S 上正交地(垂直地)入射。

[0226] 当光均化器 110 水平地定向时,短轴和长轴的分量 RS 和 RL 在第一次反射的反射点 Px1 和 Py1 处成为与边线 S 正交地(垂直地)入射。长轴和短轴的分量 RL 和 RS 不发生绕光轴 A 的扭转。这与第二次反射等相同。短轴的分量 RS 在 X 方向上出射。长轴的分量 RL 在 Y 方向上出射。

[0227] 入射光束 BMin 中长轴和短轴的分量 RL 与 RS 之间的中间光分量成为在边线 S 上非正交地入射,以引起绕光轴 A 的扭转。然而,对于限定椭圆形形状的分量 RL 和 RS 未发生扭转。因此,入射光束 BMin 将不以真正的圆形形状成形。

[0228] 虽然通过光均化器 110 在水平定向上的布置不能获得束成形的效果,光均化器 110 从水平定向仅很小的倾斜可以产生良好的束成形效果,因为长轴和短轴的分量 RL 和 RS 可以成为在边线 S 上非正交地入射。根据实验和模拟的结果,发现如图 39 中所示最优的倾斜度是距水平定向 45 度。注意到的是,如果使用光均化器 110 用于校正发散角而不考虑第一实施方案的方式中的束成形,光均化器 110 可以以水平定向设置。

[0229] 同样,入射光束 BMin 的发射中心 OP 可以以对于六边形形式的光均化器 103 描述

的方式偏离作为光均化器 110 的中心的轴 A。这是因为长轴和短轴的分量 RL 和 RS 中的一个可以在不同于水平定向的定向的条件下在边线 S 上非正交地入射。注意到,与不具有偏离的条件相反,存在的缺点在于横截面中光均化器 103 的面积应当大于入射光束 BMin 的束剖面。为了引导来自单一发光装置 71 的光束的目的,光轴 A 优选与发射中心 OP 对齐。

[0230] 在本实施方案中,四边形是正四边形(正方形)。然而,四边形可以是矩形四边形,平行四边形等。在不同的形状中,对于生产率而言,正四边形是最优选的,因为可以最容易地制造该形状的光均化器 110。

[0231] 在图 42 中,光均化器 116 是三棱柱形式的光导棒。将光均化器 103 或 110 重复但是具有不同的形式。光均化器 116 通过将发射中心 OP 与光轴 A 对齐定位。将光均化器 116 的第一顶点向上引导。将与第一顶点相对的光均化器 116 的第一边线向下引导并且与 X 方向平行。这是光均化器 116 的水平定向。

[0232] 这是因为,入射光束 BMin 的长轴分量 RL 的第一和第二射线成为分别在三角的顶点和在边线 S 上的第一次反射的反射点 Py1 上的入射。分量 RL 的第二射线与边线 S 正交(垂直),但是第一射线在入射中在顶点上非正交地传播。其发生绕光轴 A 的扭转。分量 RS 成为两个相邻边线 S 上的入射。两个相邻边线不正交于 X 方向或短轴分量 RS 的传播方向,其成为在反射点 Px1 上非正交地入射。因此,发生绕光轴 A 的扭转。最终,分量 RL 和 RS 两者绕光轴 A 扭转。获得束成形的效果以真正的圆形形状形成入射光束 BMin 的束剖面。

[0233] 虽然六边形和四边形是左右对称的,三角形仅是旋转对称的。对于长轴和短轴的分量 RL 和 RS 两者可以通过绕光轴 A 扭转改变传播方向,而与倾斜角无关。因此,为了束成形的目的,可以将三角形的光均化器 116 以与水平定向不同的定向放置。例如,光均化器 116 可以定向为具有距水平定向 30 或 180 度的旋转位移。

[0234] 应注意,对于如在横截面上看为三角形形状的光均化器 116,发射中心 OP 可以关于光轴 A 偏离。根据一个实施方案,如在横截面上观察光均化器 116 的形状为正三角形,但可以是直角三角形、等腰三角形等。在不同的形状中,对于生产率来说,正三角形是最优选的,因为这种形状的光均化器 116 可以最容易地制造。

[0235] 在以上实施方案中,光均化器的横截面的形状的多边形是六边形、四边形和三角形。然而,光均化器的横截面的形状的多边形可以是五边形,七边形或其他具有八条边线以上的多边形。应注意与激光二极管组合的光均化器具有数 mm 以下这样的小直径。因此,光均化器的横截面的形状的多边形可以是六边形或具有六条边线以下的其他多边形。

[0236] 在以上实施方案中,使用如在横截面上观察到的多边形形状用于束成形的功能。然而,也可以使用圆柱体形状用于束成形的目的。在图 43 和 44 中,对于变体结构,为了束成形的目的,设置第一实施方案的光均化器 73 以使得激光二极管 LD2 的发射中心 OP 偏离光均化器 73 的光轴 A。

[0237] 因为横截面中光均化器 73 的形状是真正的圆形,用于内反射的反射界面 73b 是曲面。

[0238] 在图 44 中,发射中心 OP 在 X 和 Y 方向两者上偏离光均化器 73 的光轴 A。简言之,光均化器 73 与发光装置 71 是非同心的。第一次反射中短轴分量 RS 的反射点是 Px1。因为反射点 Px1 处反射界面 73b 的切线 TL 与短轴分量 RS 不正交(垂直),反射角由短轴分量 RS 在反射点 Px1 处的反射限定。发生分量 RS 绕光轴 A 的扭转以改变传播方向。第一次反

射中长轴分量 RL 的反射点是 Py1。因为反射点 Py1 处反射界面 73b 的切线 TL 不正交（垂直）于长轴分量 RL，反射角由长轴分量 RL 在反射点 Py1 处的反射限定。因此，因为绕光轴 A 发生扭转，传播方向改变。获得束成形的效果以将束成形为真正的圆形束剖面。

[0239] 因为光均化器 73 在横截面上具有真正的圆形形状，为了有效束成形的目的，非常重要是从光轴 A 偏离发射中心 OP。在图 45 中，发射中心 OP 与光均化器 73 的光轴 A 对齐。短轴和长轴分量 RS 和 RL 的第一次反射的反射点 Px1 和 Py1 处反射界面 73b 的切线 TL 与分量 RS 和 RL 正交（垂直）。因此，不发生绕光轴 A 的扭转。关于在长轴和短轴分量 RL 和 RS 之间传播的中间光分量，在传播方向上不发生改变。因此，没有束成形的效果。椭圆形形状的光束以与入射光束 BMin 相同的形状从出射端面出射。

[0240] 在图 44 中，发射中心 OP 在 X 和 Y 方向两者上偏离。然而，可以仅在来自光均化器 73 的光轴 A 的分量 RS 的 X 方向上，或仅在分量 RL 的 Y 方向上使发射中心 OP 偏离。根据实验和模拟的结果，发现在一个方向上的偏离在束成形上是有效的。注意到，因为在束成形中的高效，在 X 和 Y 两个方向上的偏离是最优选的。

[0241] 在一个实施方案中，横截面中光均化器 73 的形状是真正的圆形。然而，本发明中的横截面中光均化器的形状可以是椭圆形。同样，本发明中的横截面中光均化器的形状可以由曲线和直线构成的偏心圆。

[0242] 在以上实施方案中，光均化器是光导棒。然而，本发明的光均化器可以是包括圆柱形管和涂布至圆柱形管的内部用于镜面的反射涂层的镜面管。在镜面管中可以反射入射光束以将其在光轴方向上引导。可以通过将光均化器在截面中的形状合适地成形来获得均化光束在径向方向上的辐照度的效果，以及束成形的效果。注意到，鉴于传输光中的效率，光导棒优于镜面管，因为在镜面反射中的反射损失比完全内反射中的损失更高。

[0243] 在以上实施方案中，发散角校正器包括光均化器和透镜作为两个光学器件。然而，发散角校正器可以包括与光均化器和透镜一起的附加的光学器件。在以上实施方案中，来自发散角校正器中的透镜的光束成为在内窥镜的光导装置的入射端面上入射。然而，在透镜与光导装置之间可以加入一个或多个光学器件，以使得光束可以间接地进入至光导装置。

[0244] 在以上实施方案中，将用于窄带光的第二和第三光源单元 32 和 33 与发散角校正器结合使用。然而，不限制用于校正发散角的光束的颜色或波长，并且可以适宜地确定。例如，光源设备可以包括用于产生蓝色、绿色和红色光通量的三个光源以发射白光。光均化器可以结合三个光源中的至少一个。

[0245] 在以上实施方案的第一光源单元 31 中，半导体的发光装置是具有荧光体的激光二极管。然而，发光装置可以是发光二极管 (LED)、电致发光 (EL) LED、电致发光 (EL) 元件，等。此外，第一光源单元 31 可以具有灯如氙灯和卤素灯。

[0246] 在以上实施方案中，与具有光均化器的发散角校正器组合的半导体的发光装置是激光二极管。然而，发光装置可以是发光二极管 (LED)、电致发光 (EL) LED、电致发光 (EL) 元件等。来自发光二极管 (LED) 和 EL 元件的束的发散角大于激光二极管的束的发散角。可能需要扩大来自发光二极管 (LED) 和 EL 元件的束的发散角，尤其是如果将发光二极管 (LED) 和 EL 元件与具有相对大发散角的光源组合使用。本发明的特征对于这样的结构是有效的。

[0247] 在以上实施例中，同时获得由多种颜色形成的图像。使用蓝色、绿色和红色的微型

滤色器并分离白色光。然而,可以在帧顺序成像中使用本发明的特征,其中使用没有滤色器的单色成像单元并且依次地获得各种颜色图像。

[0248] 在以上实施例中,处理设备初始与光源设备分离。然而,在单个组合设备中处理设备可以与光源设备结合。此外,本发明的内窥镜系统可以包括具有与处理设备结合的超声波换能器的超声波内窥镜。

[0249] 虽然已经通过参照附图的本发明的优选实施例充分地描述了本发明,但是各种变化和修改对本领域的技术人员是显而易见的。因此,除非另有说明这些变化和修改背离了本发明的保护范围,否则所述变化和修改应该被解释为包括在本发明的保护范围内。

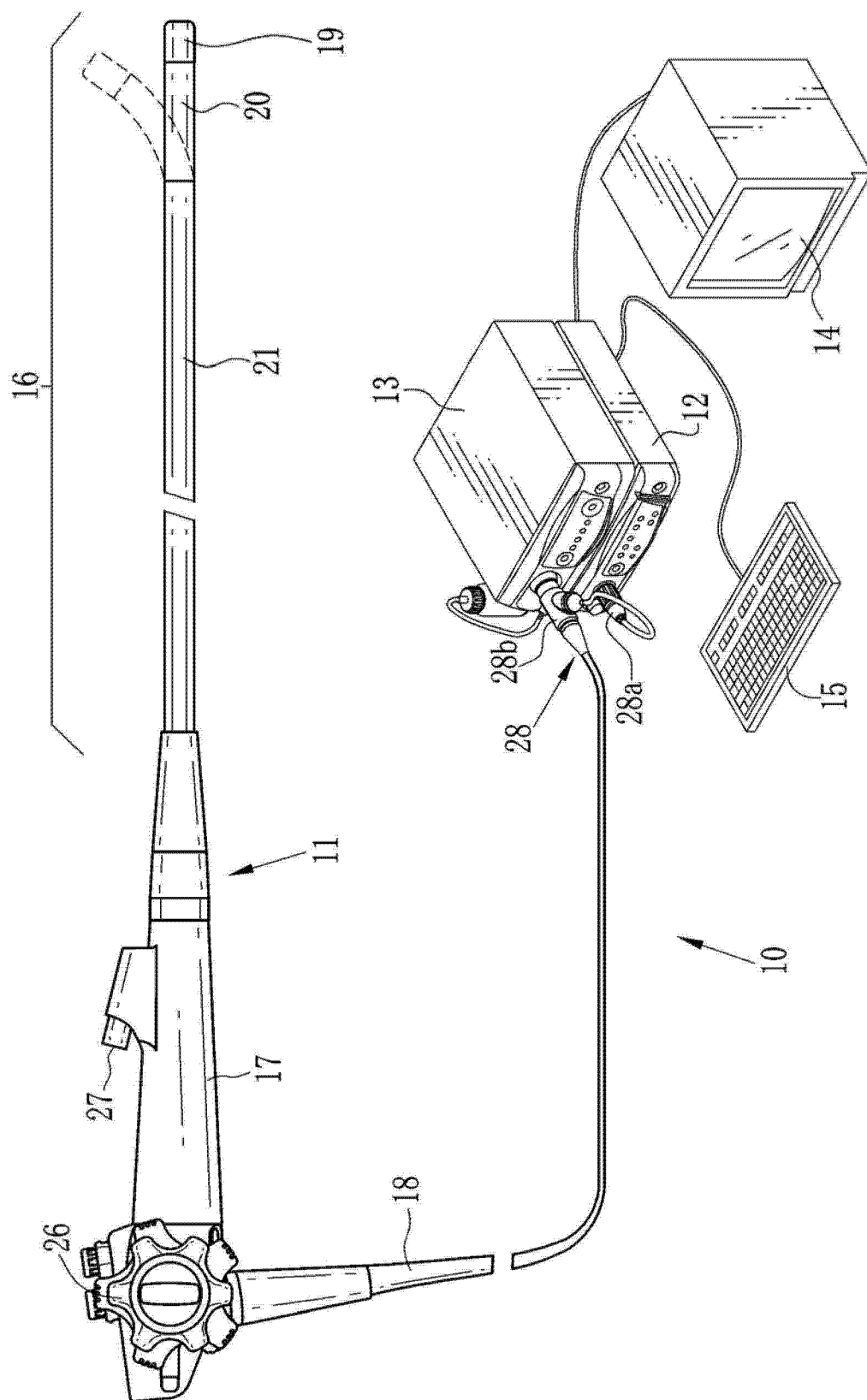


图 1

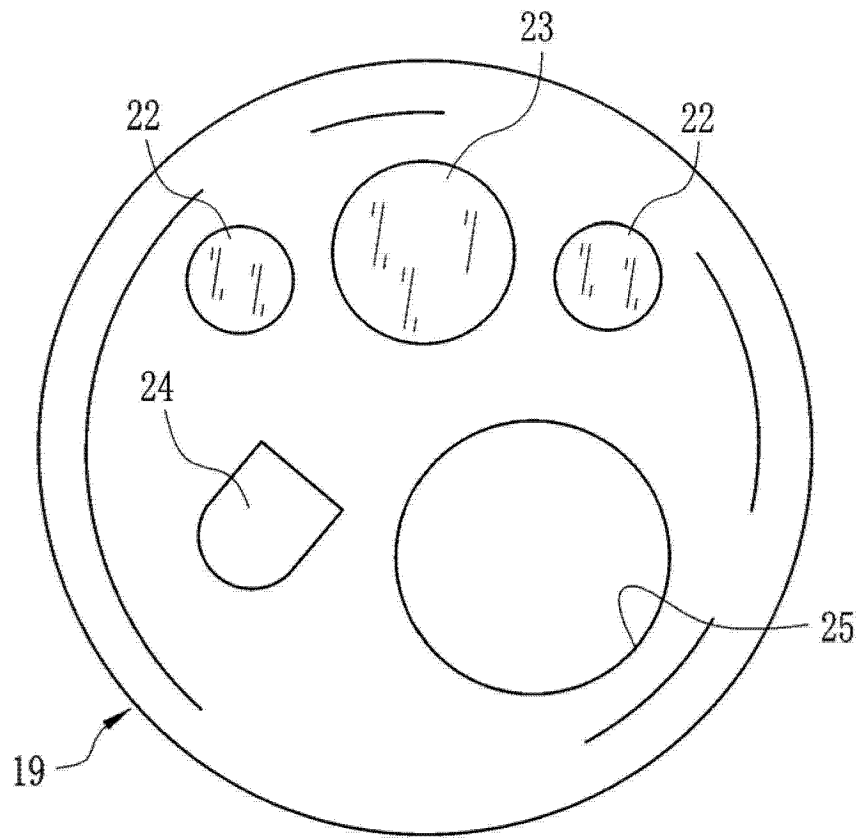


图 2

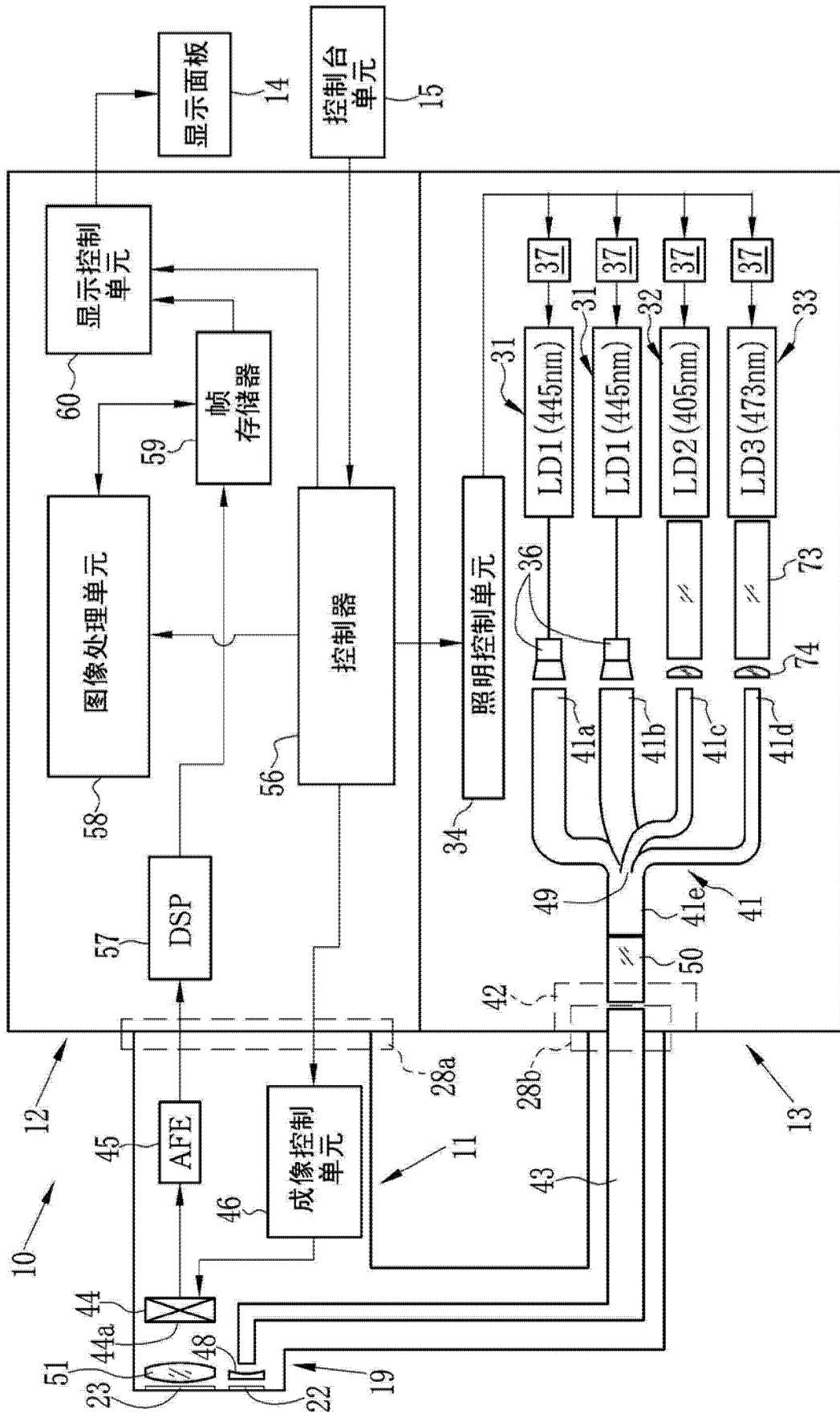


图 3

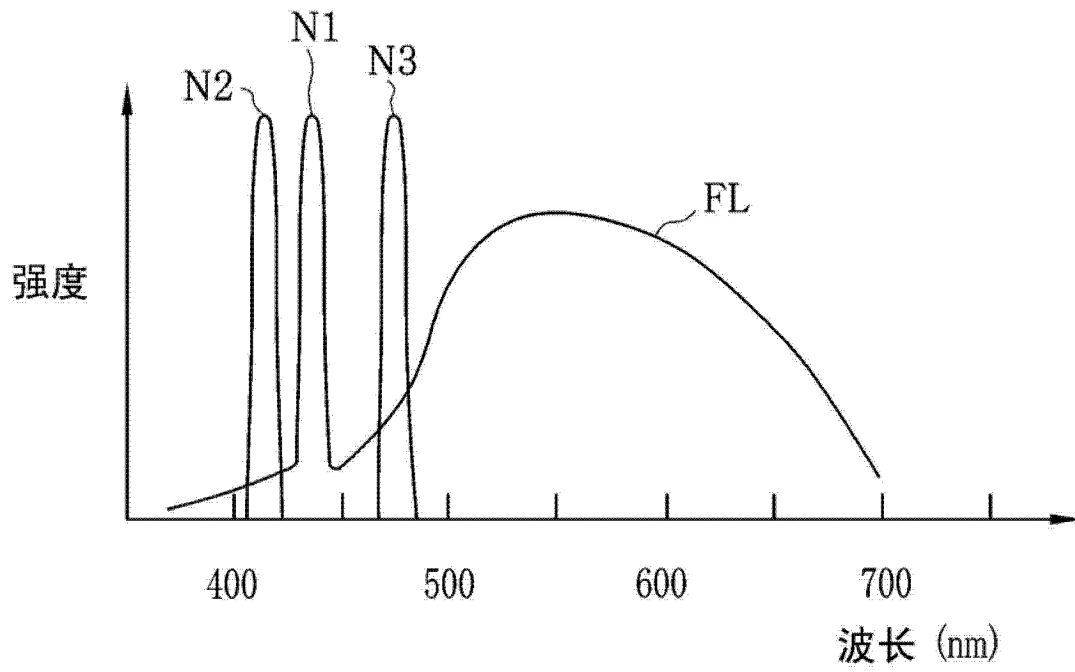


图 4

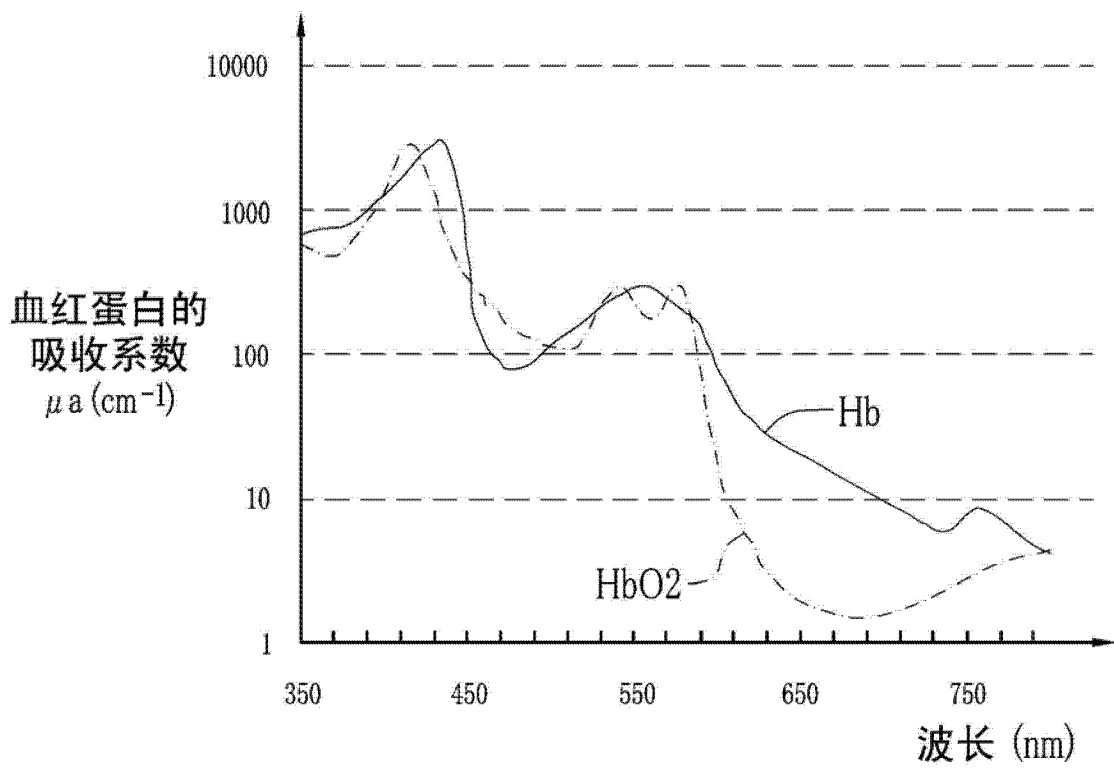


图 5

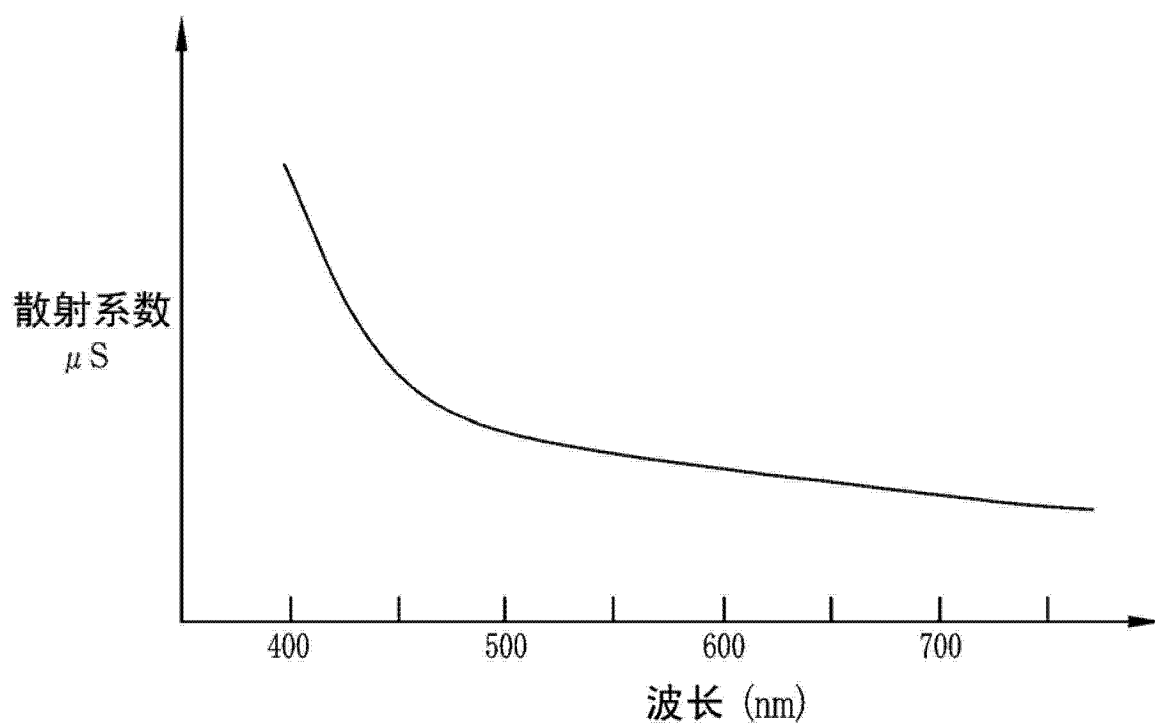


图 6

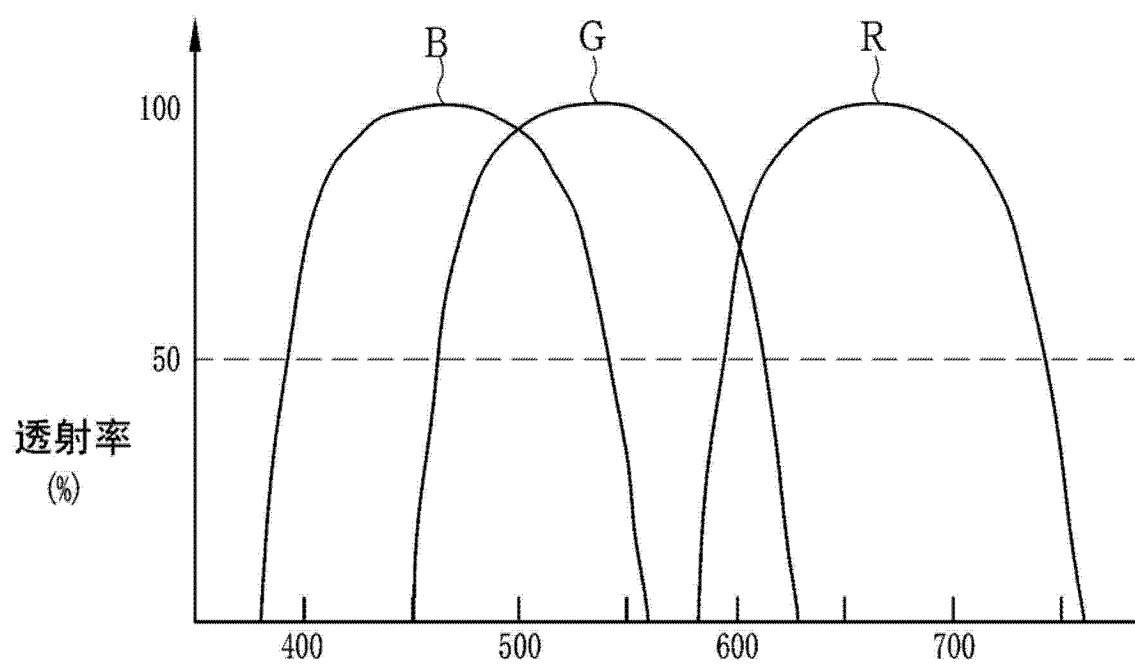


图 7

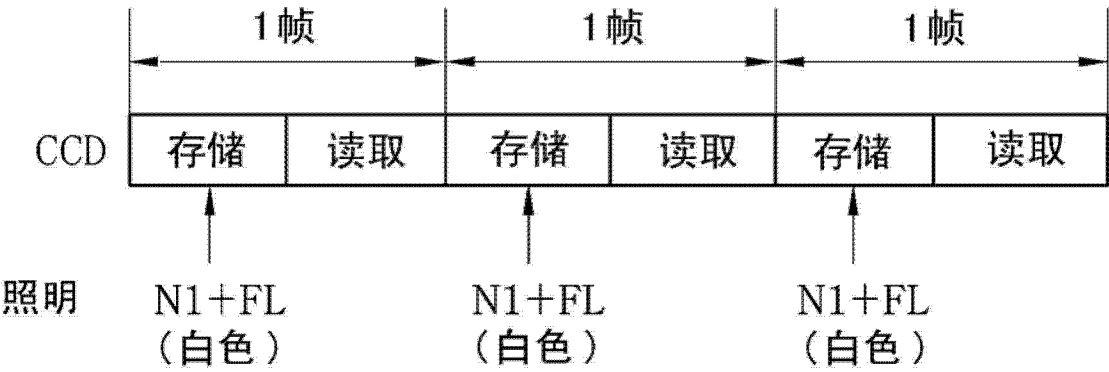


图 8A

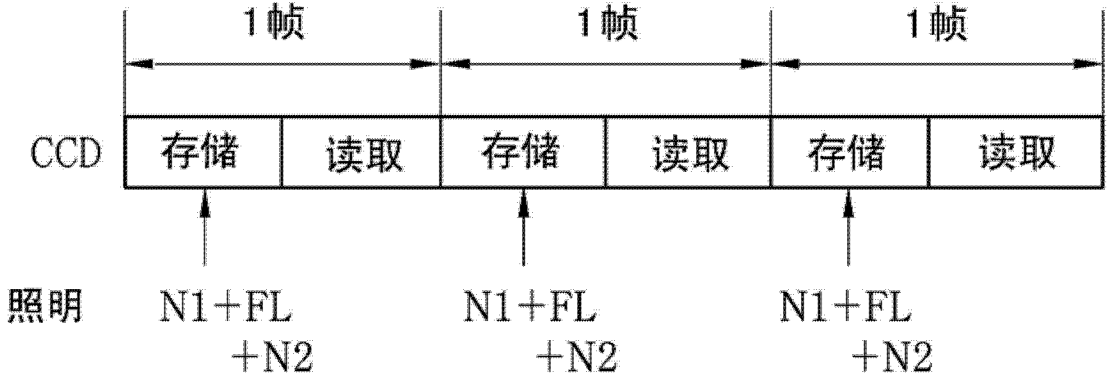


图 8B

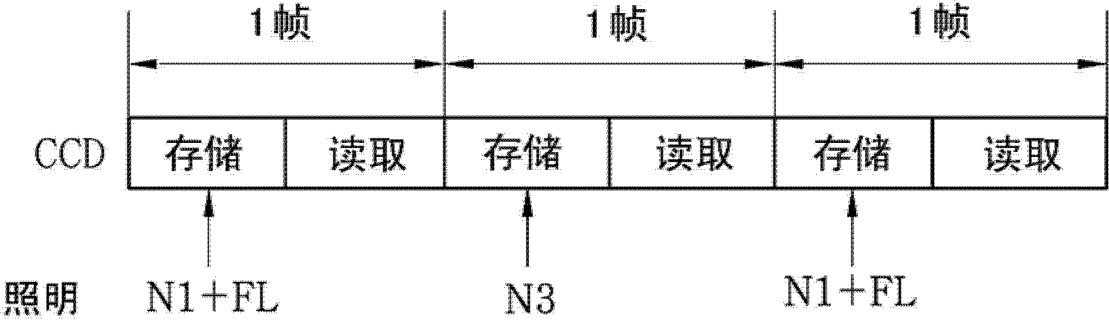


图 8C

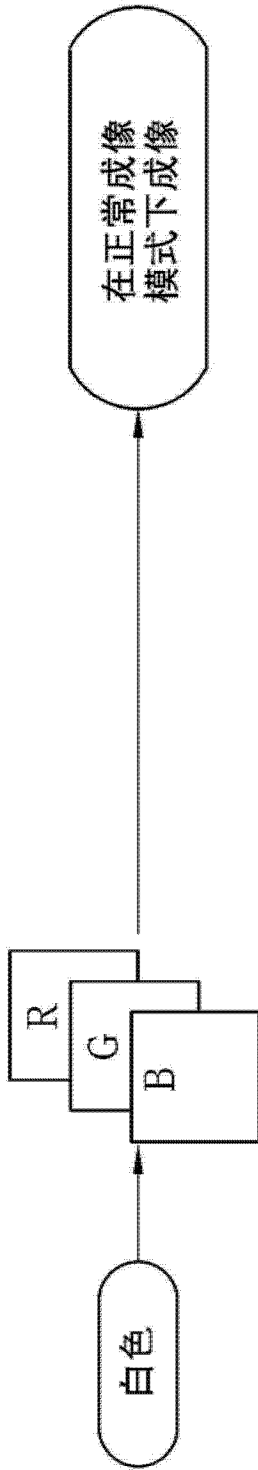


图 9A

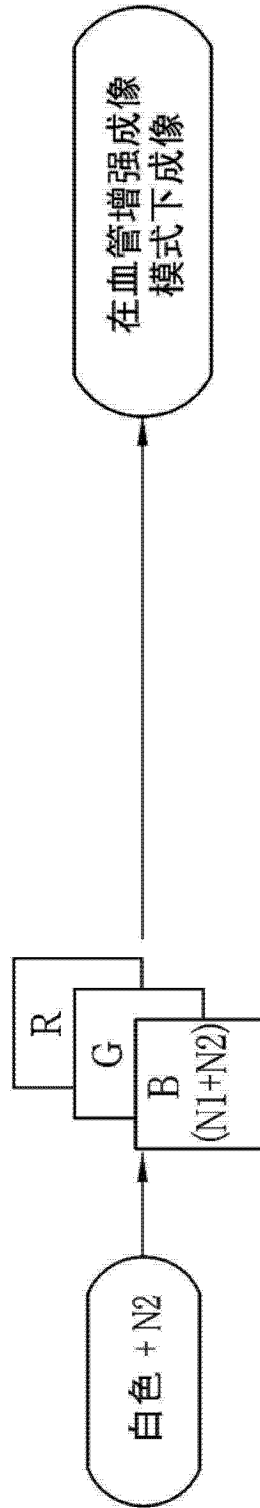


图 9B

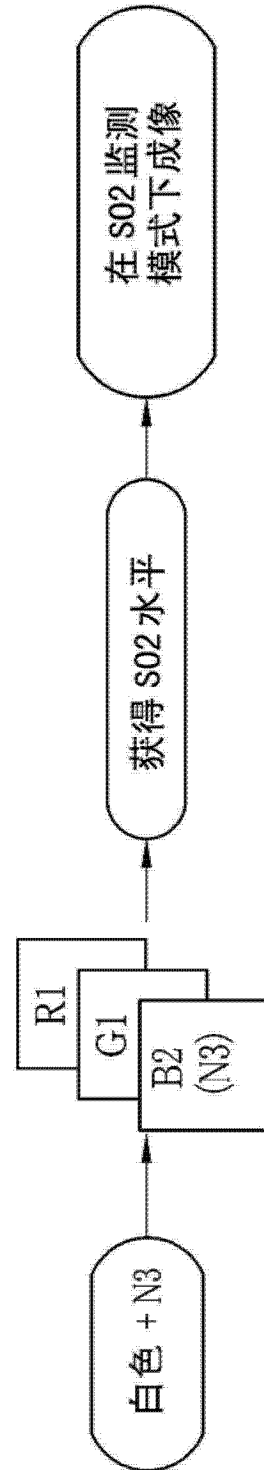


图 9C

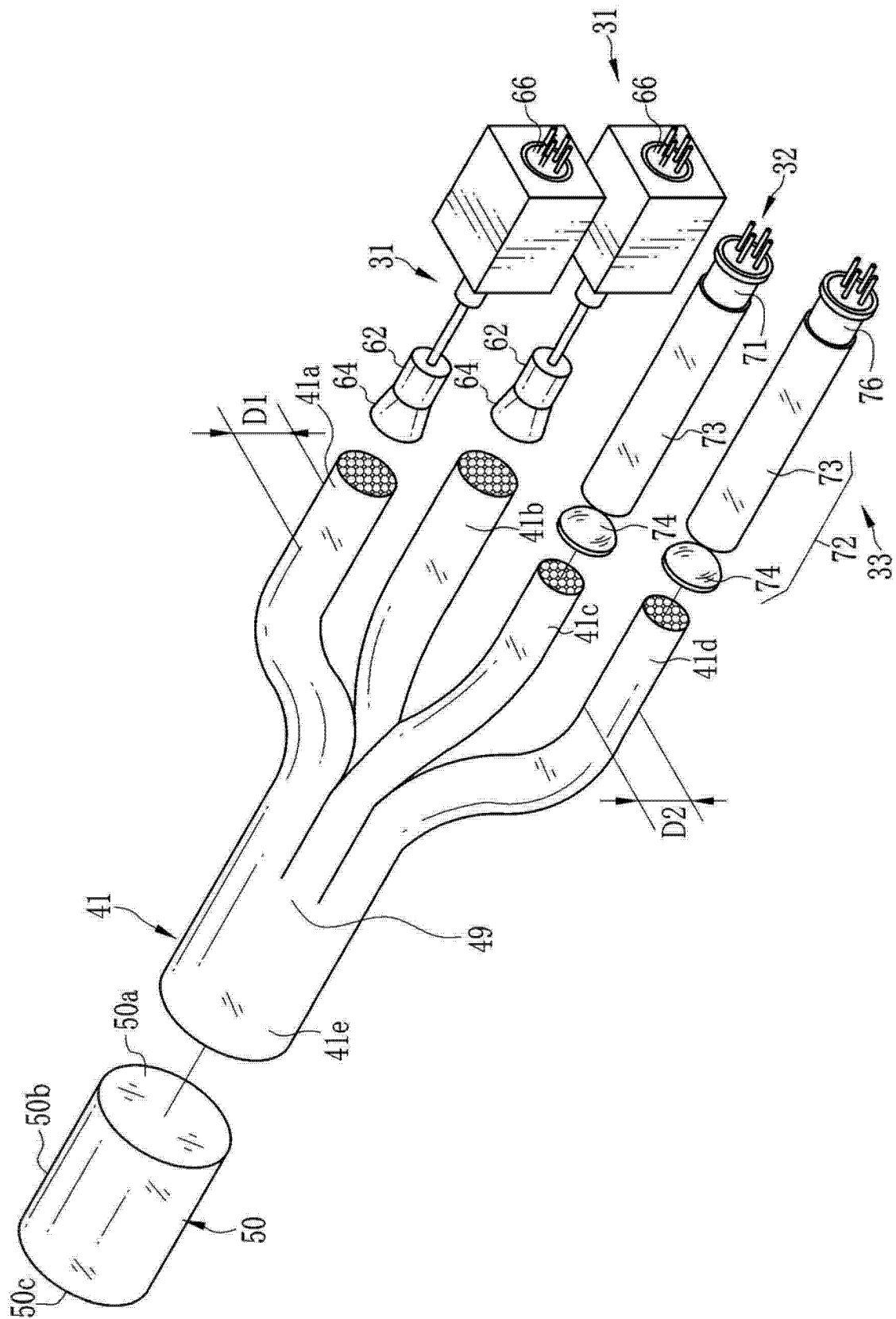


图 10

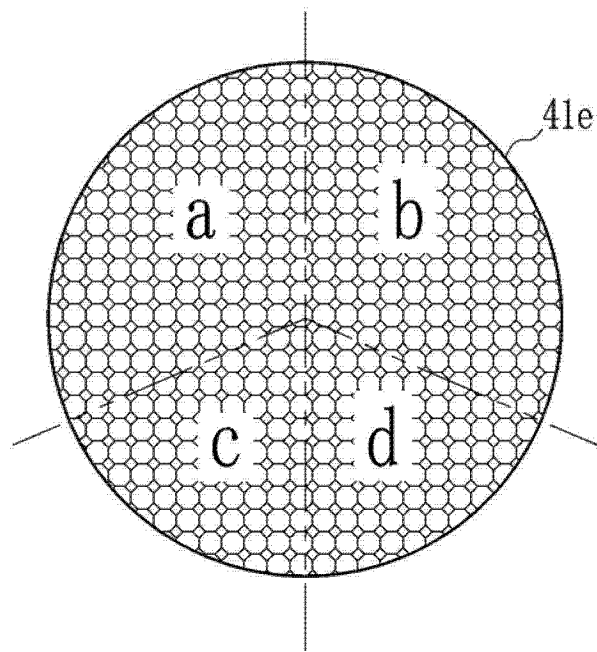


图 11

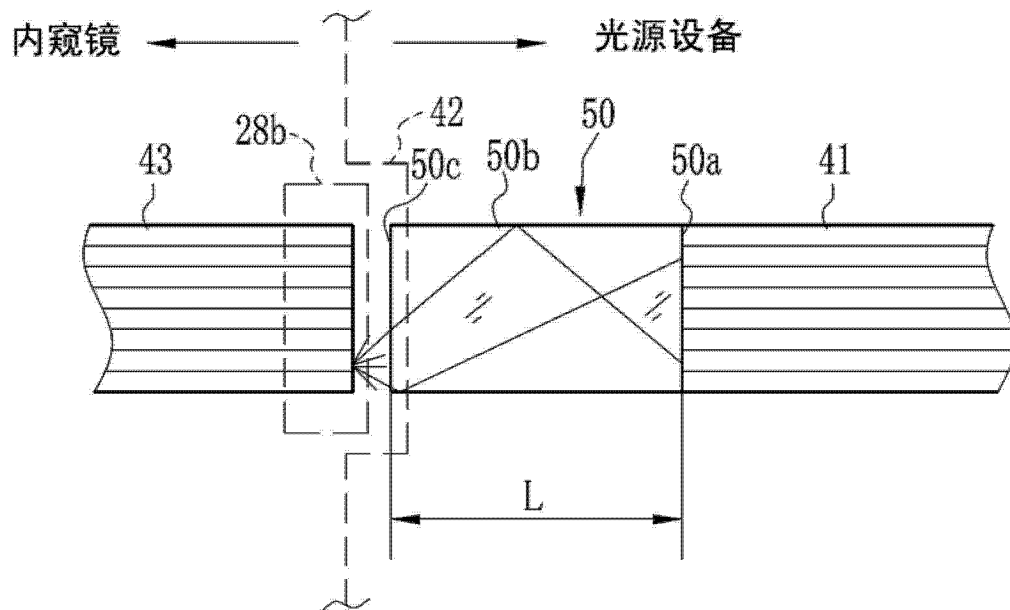


图 12

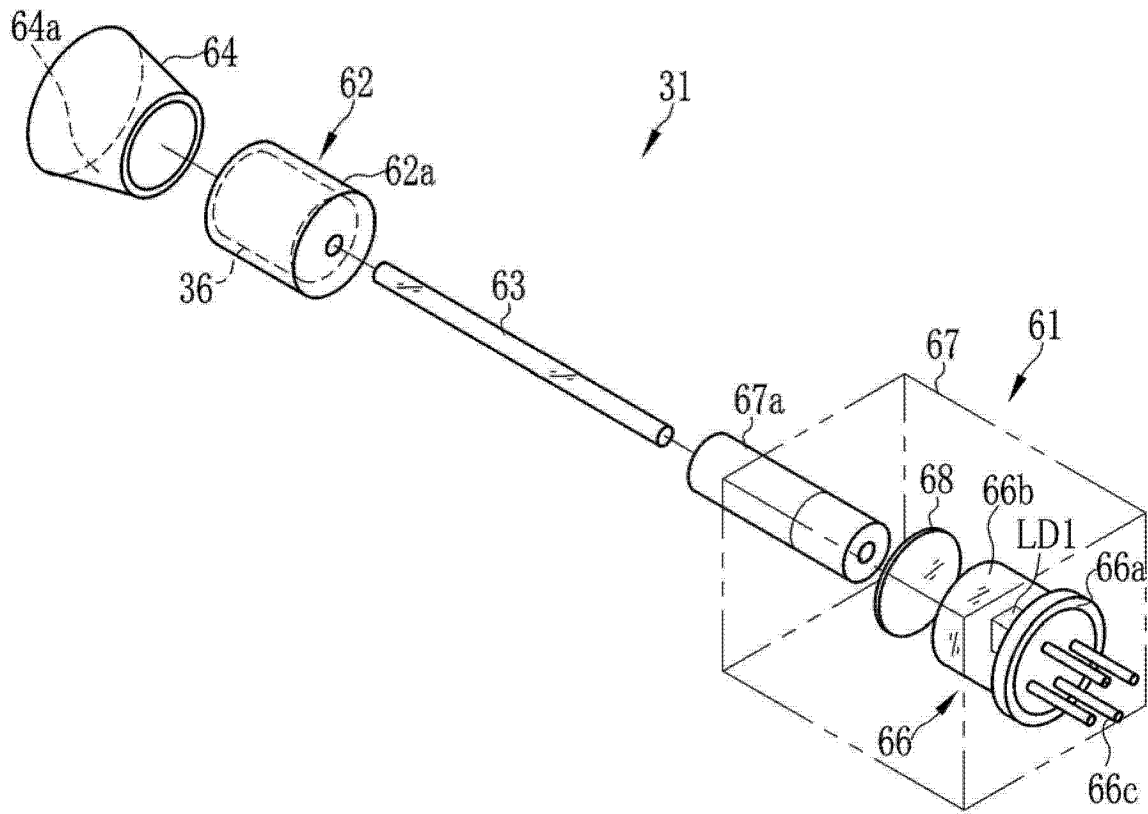


图 13

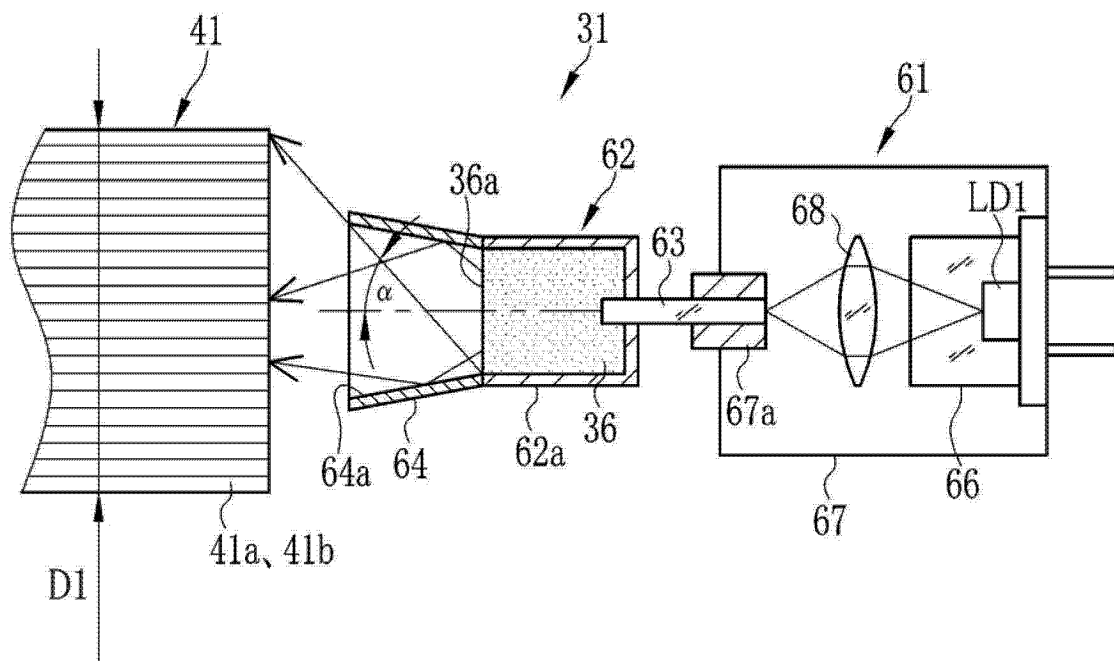


图 14

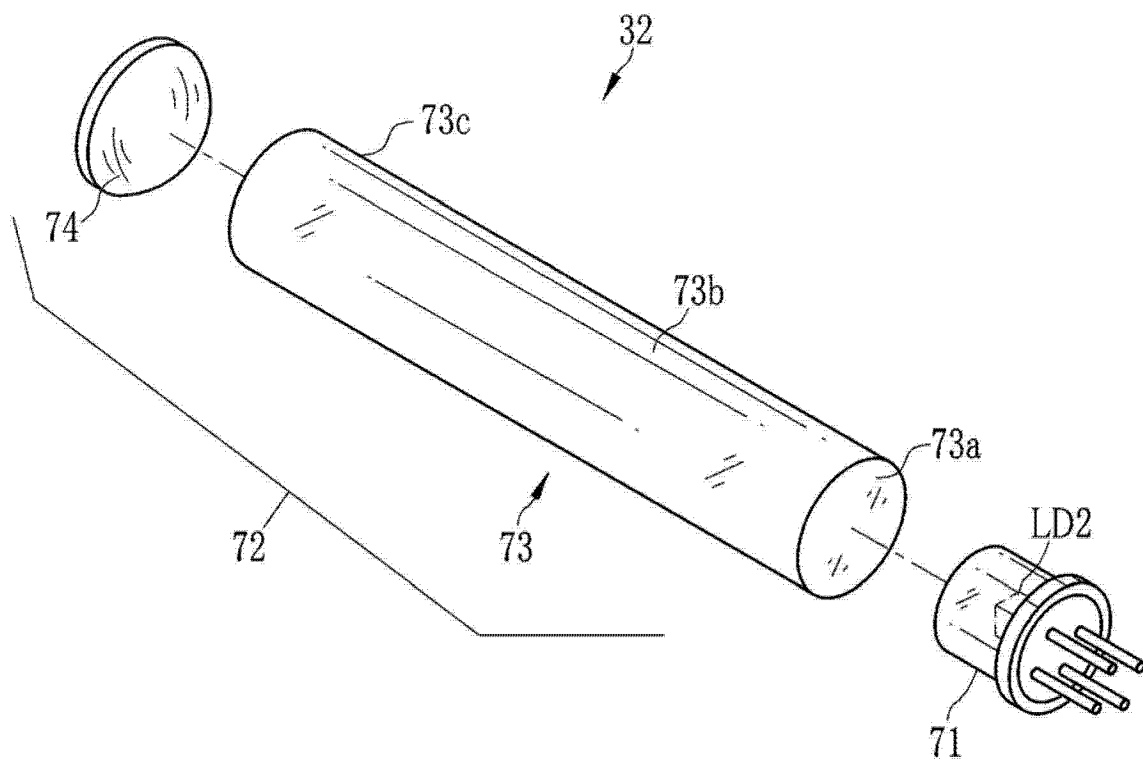


图 15

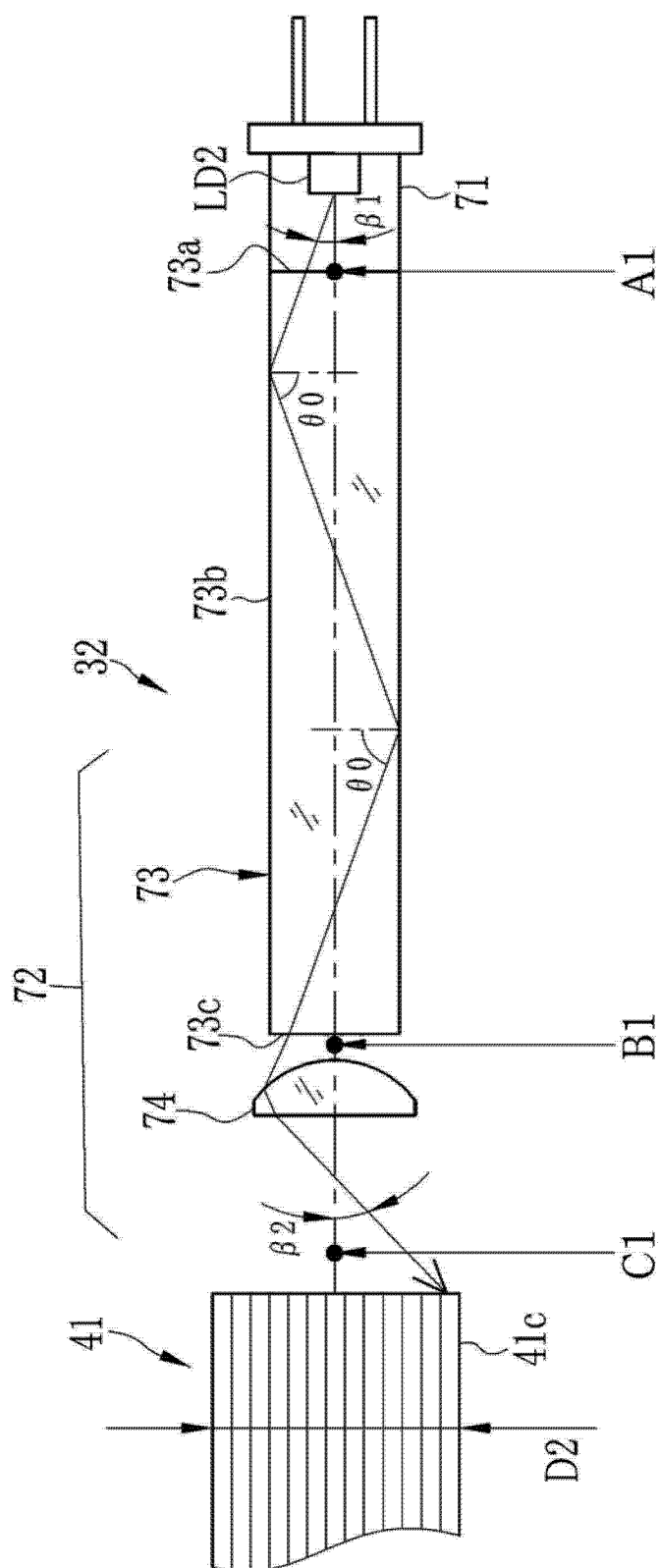


图 16

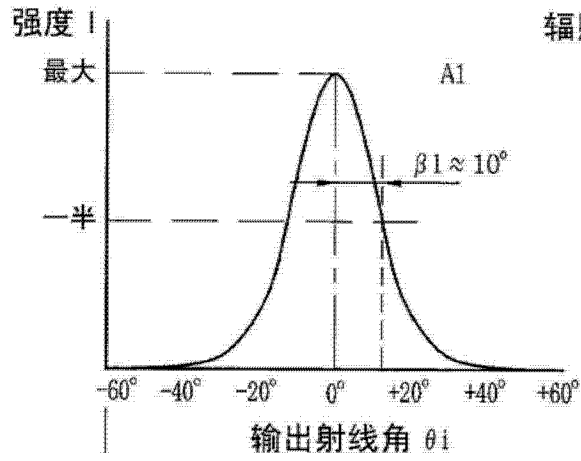


图 17A

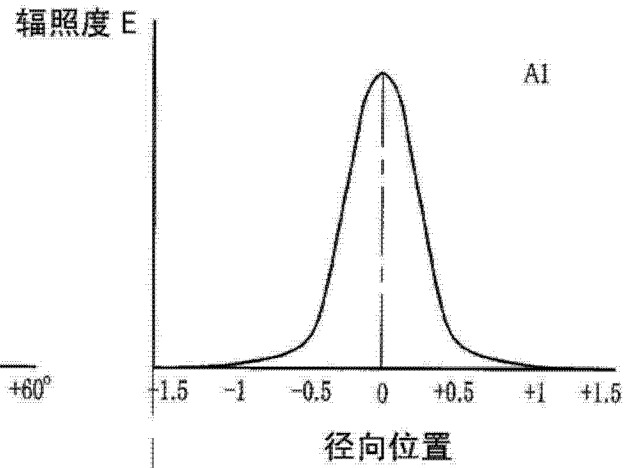


图 17D

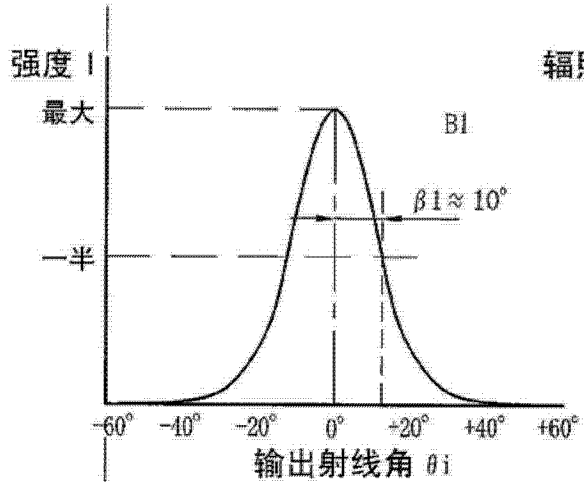


图 17B

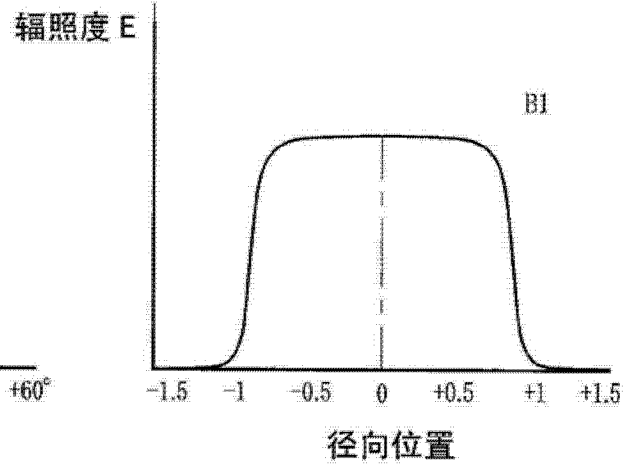


图 17E

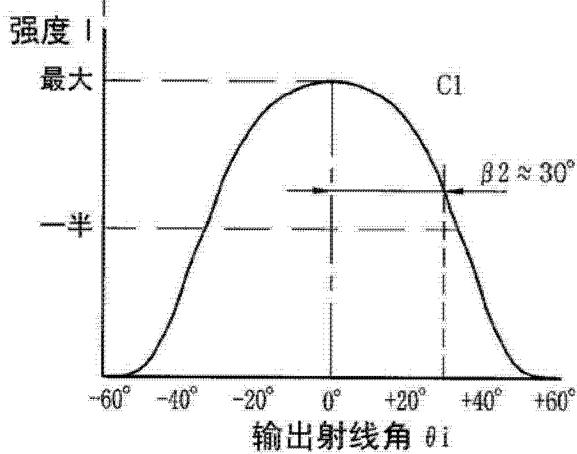
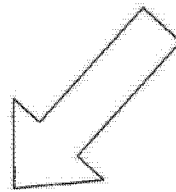


图 17C



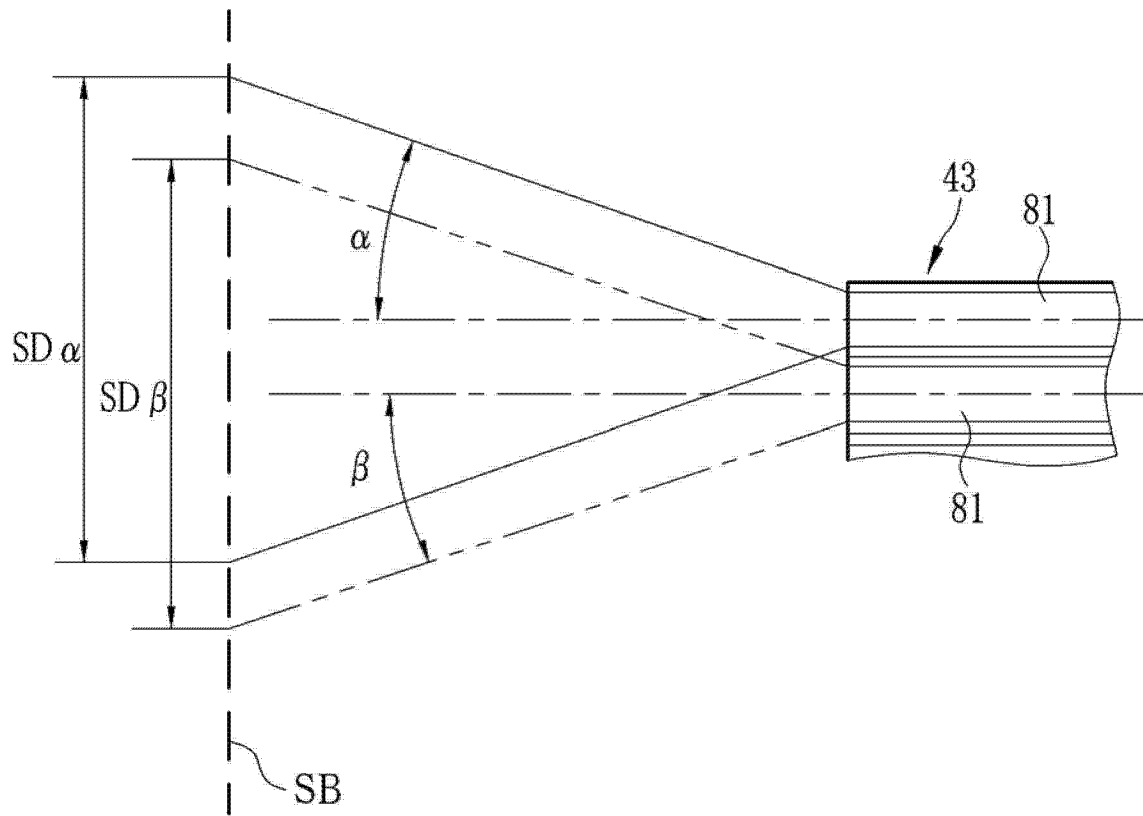


图 18

比较例 1

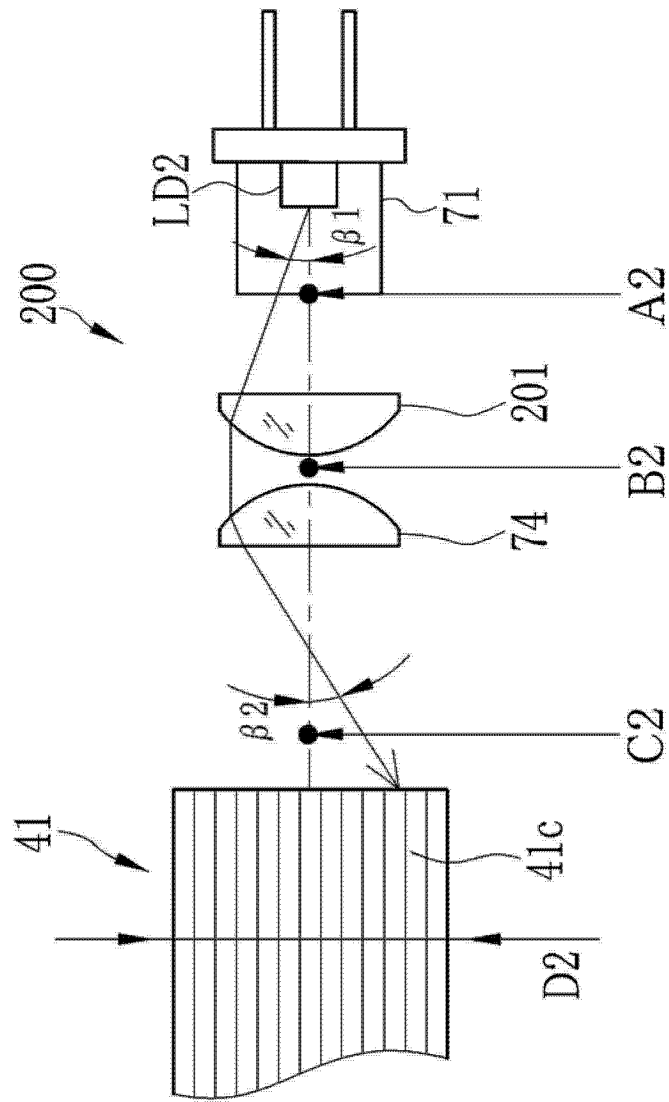


图 19

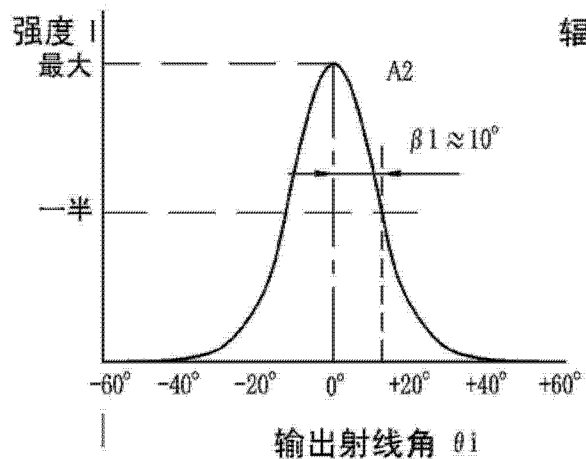


图 20A

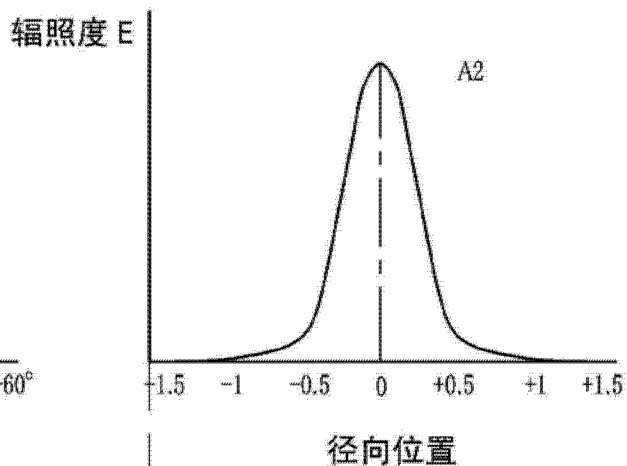


图 20D

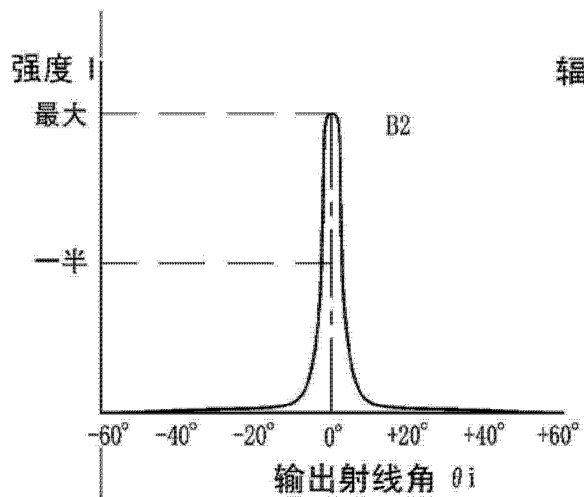


图 20B

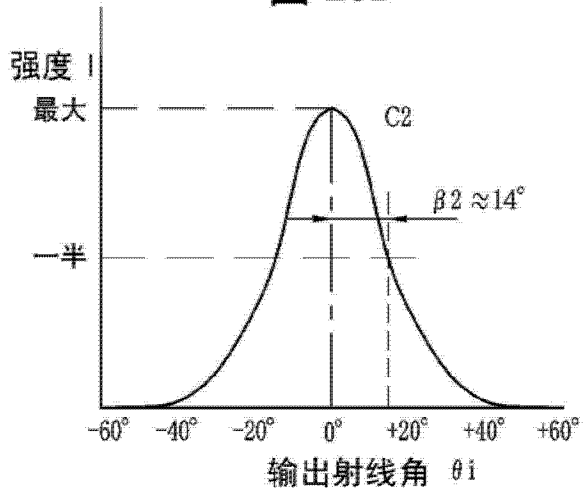
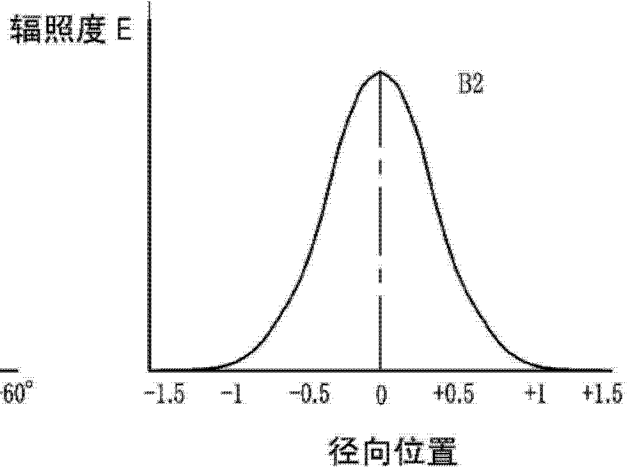


图 20C

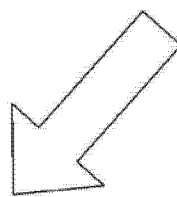


图 20E

比较例 2

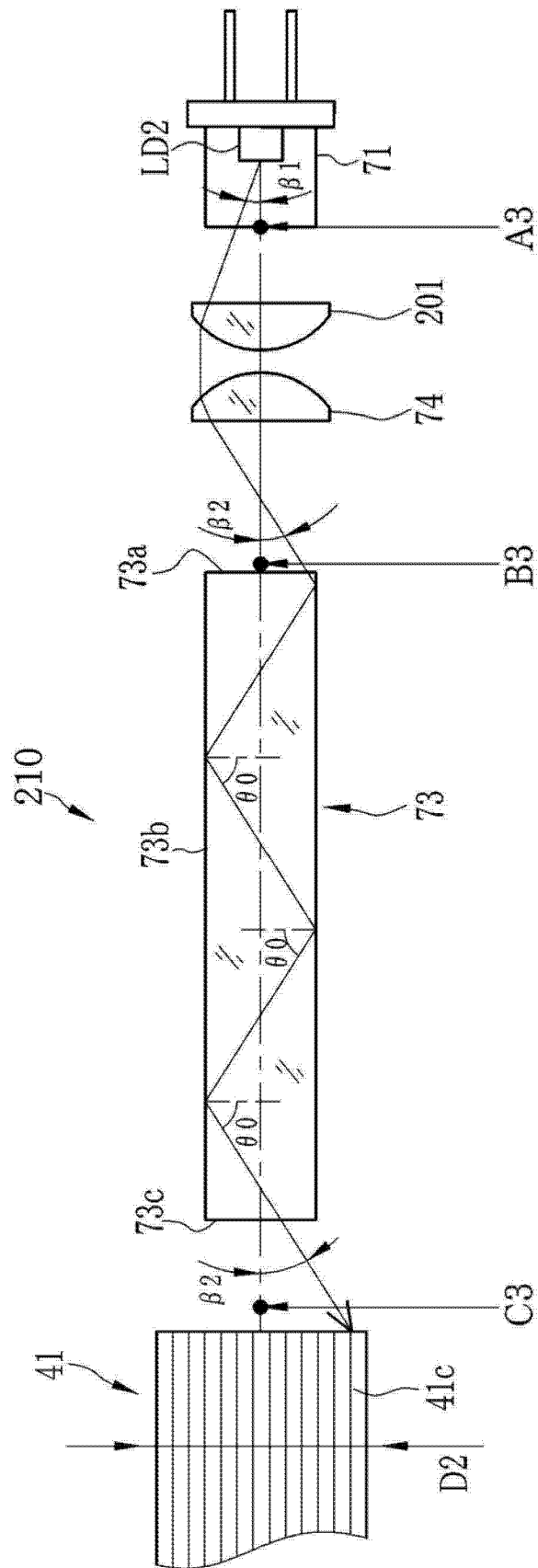


图 21

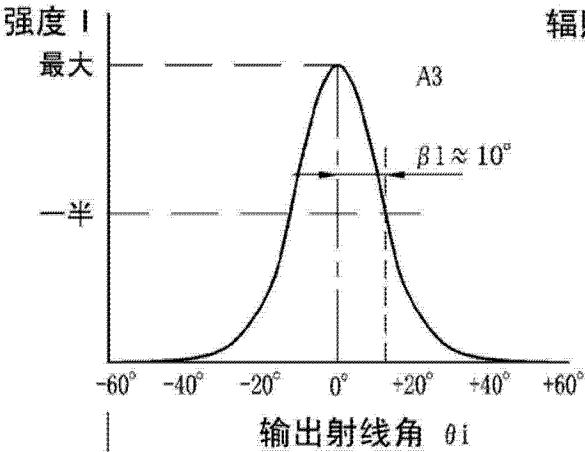


图 22A

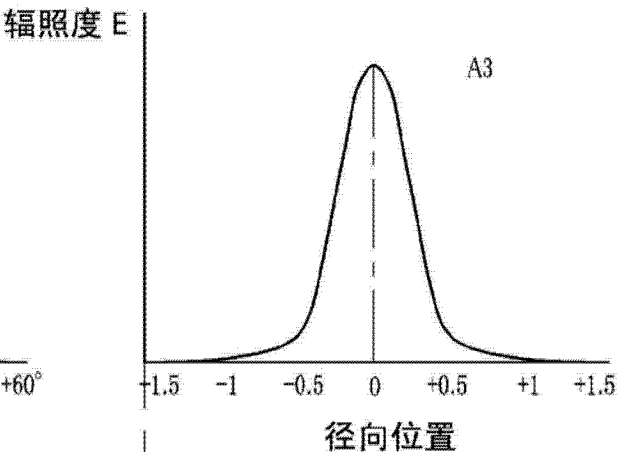


图 22D

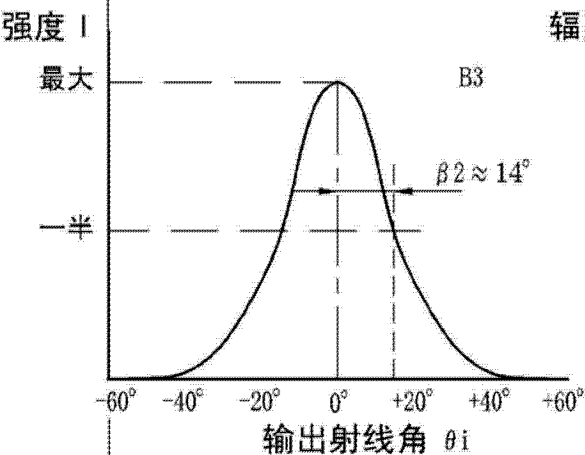


图 22B

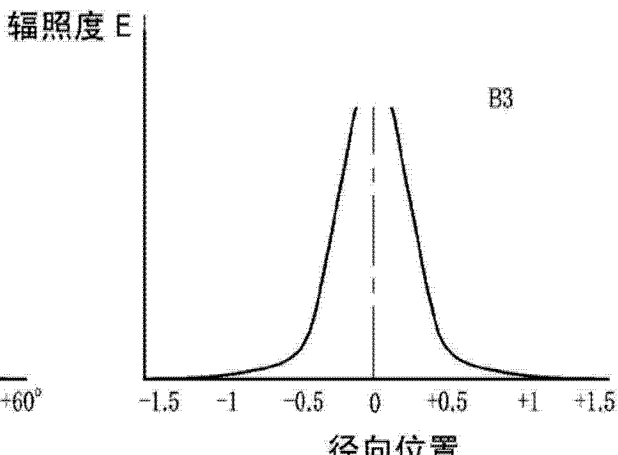


图 22E

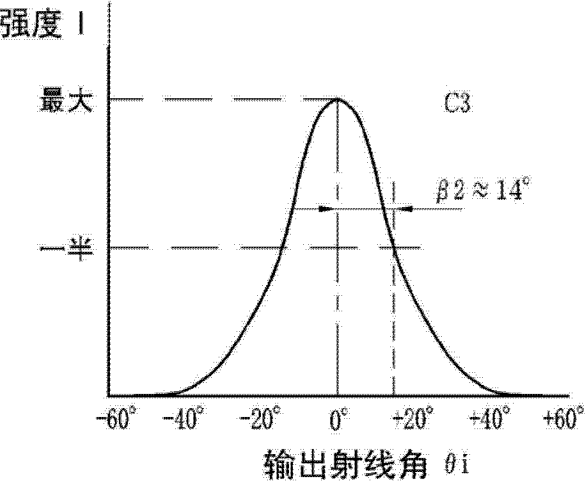


图 22C

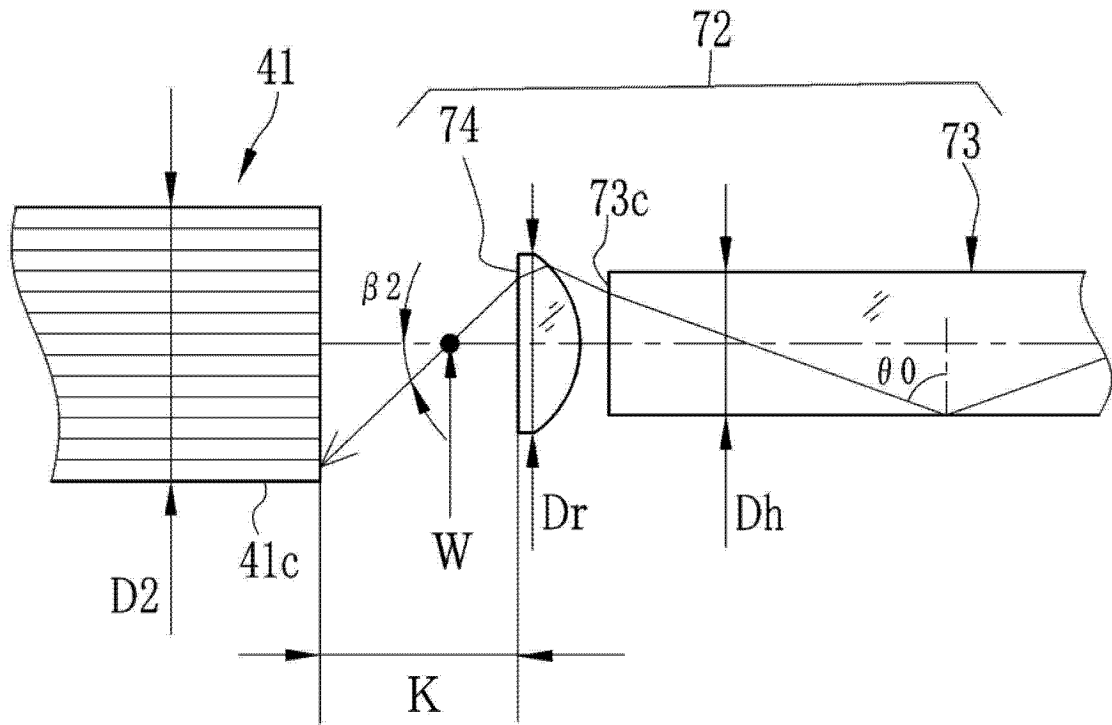


图 23

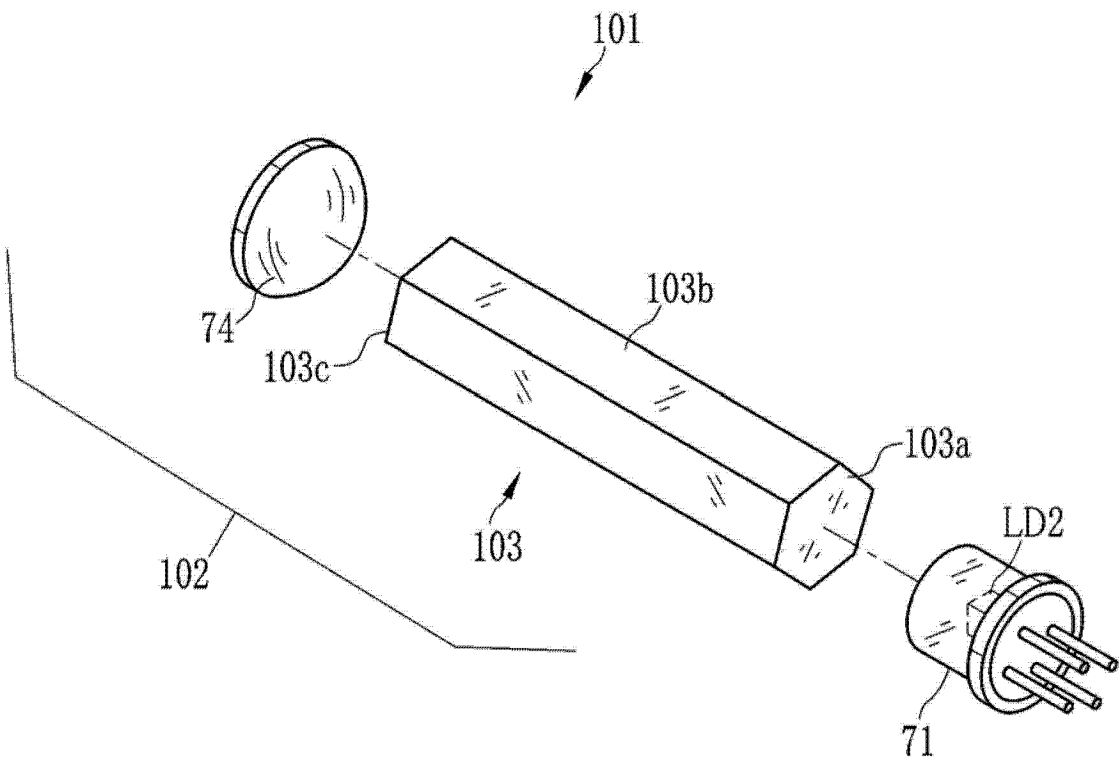


图 24

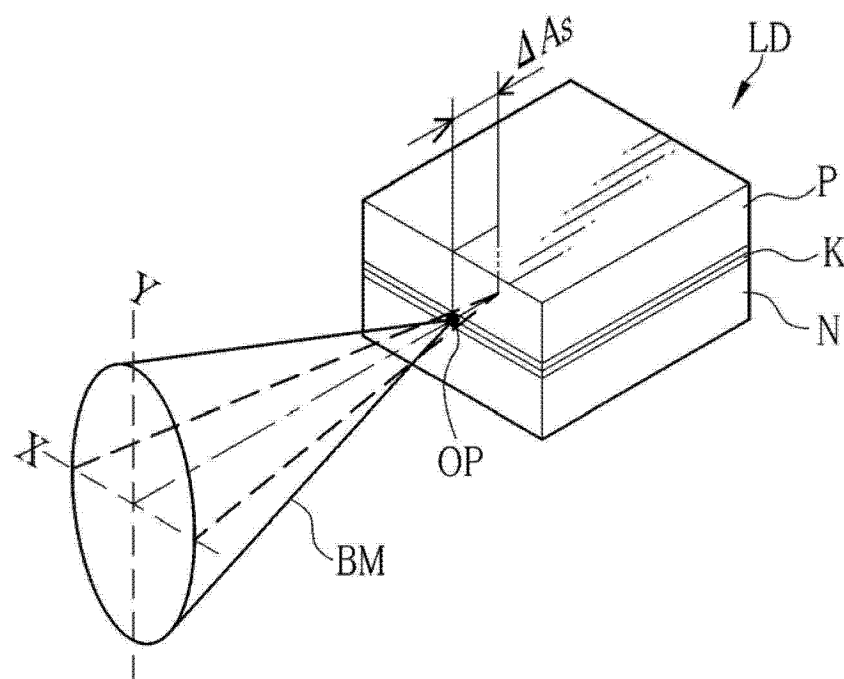


图 25

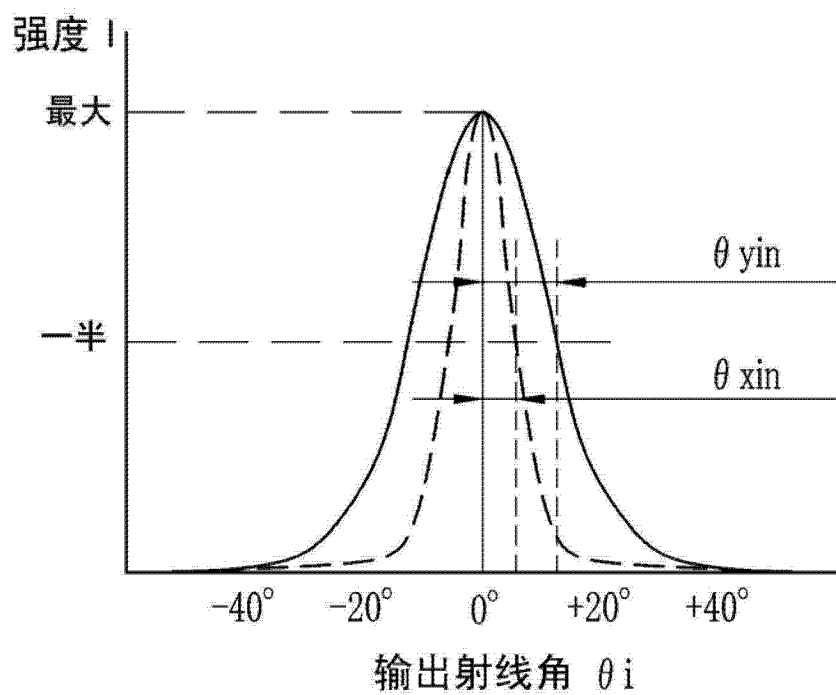


图 26

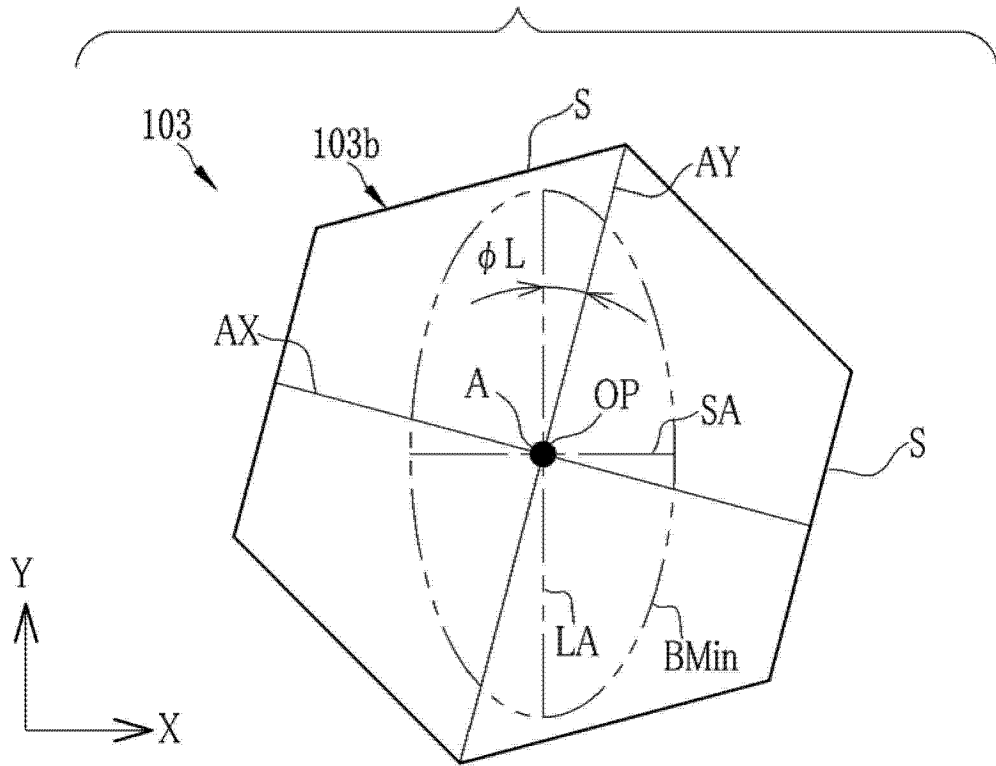


图 27

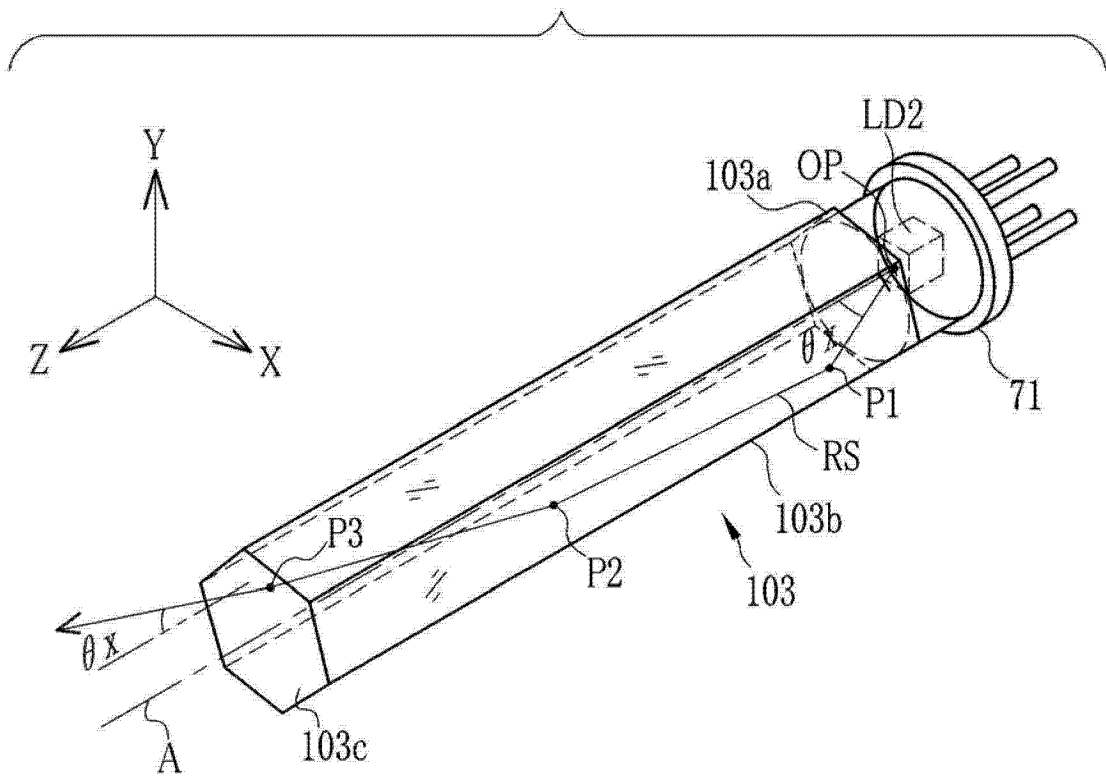


图 28

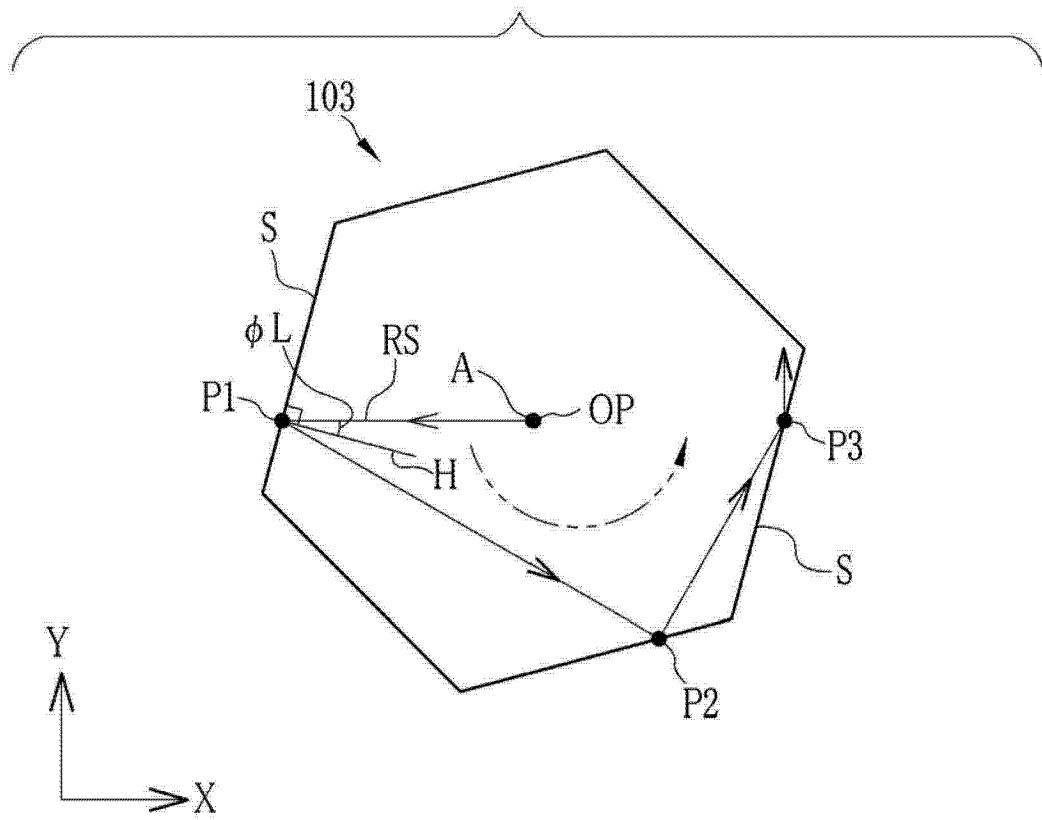


图 29

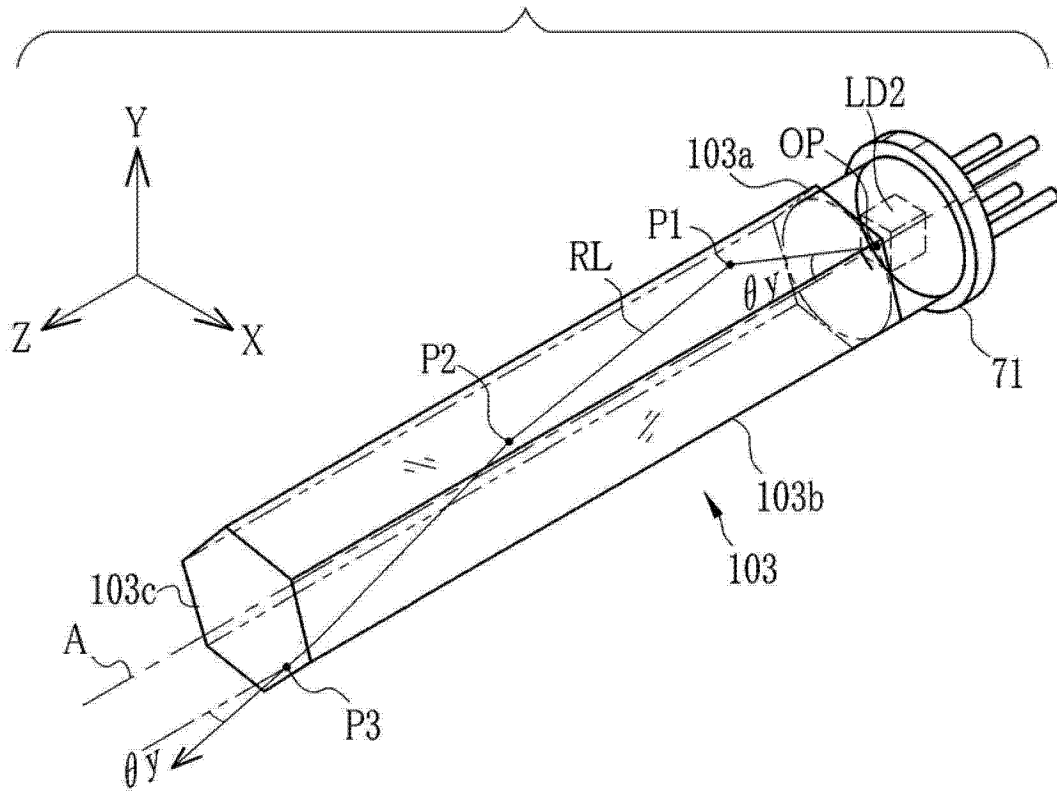


图 30

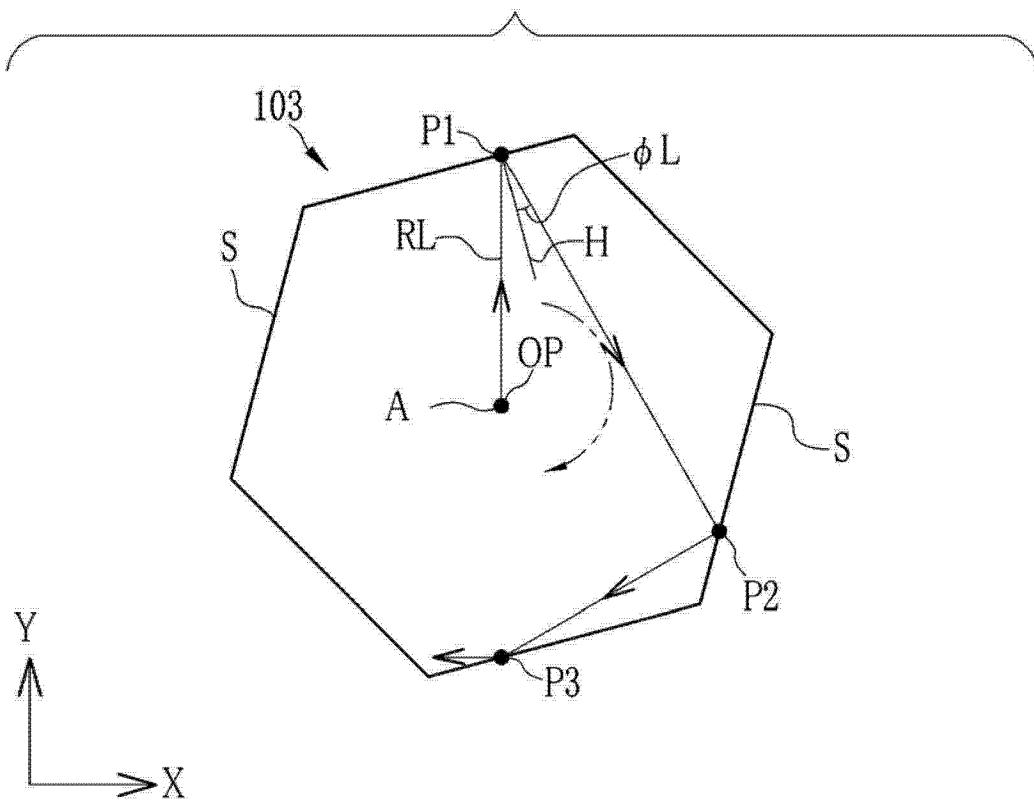


图 31

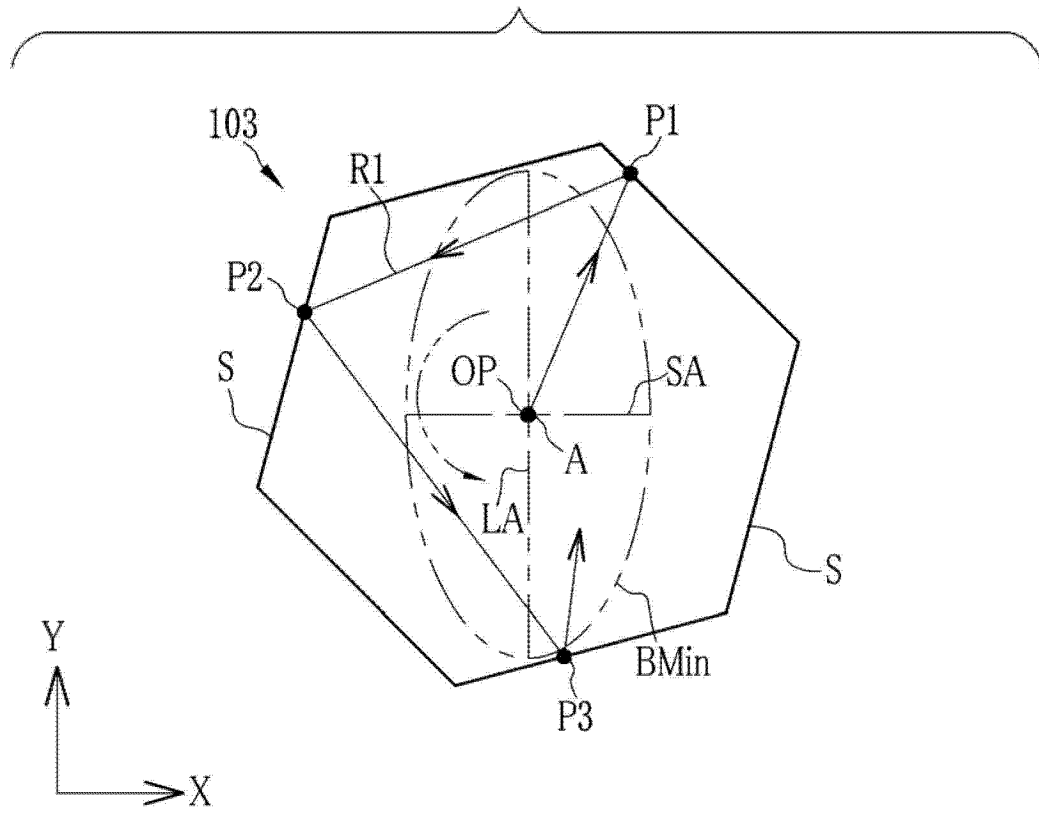


图 32

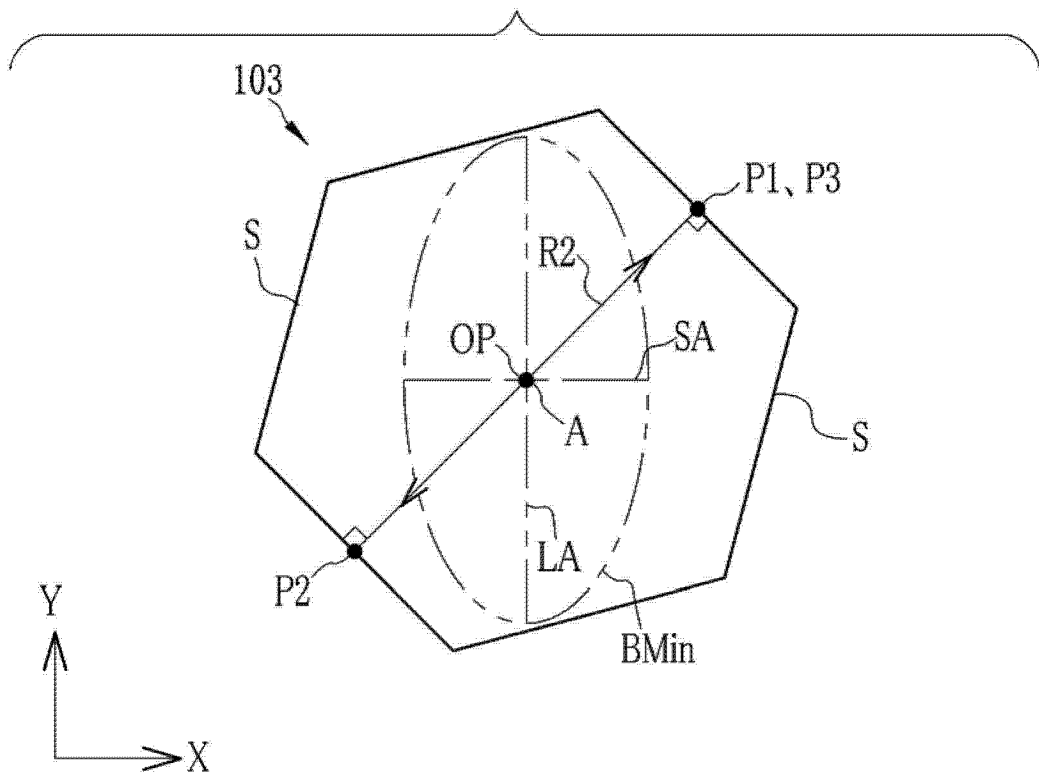


图 33

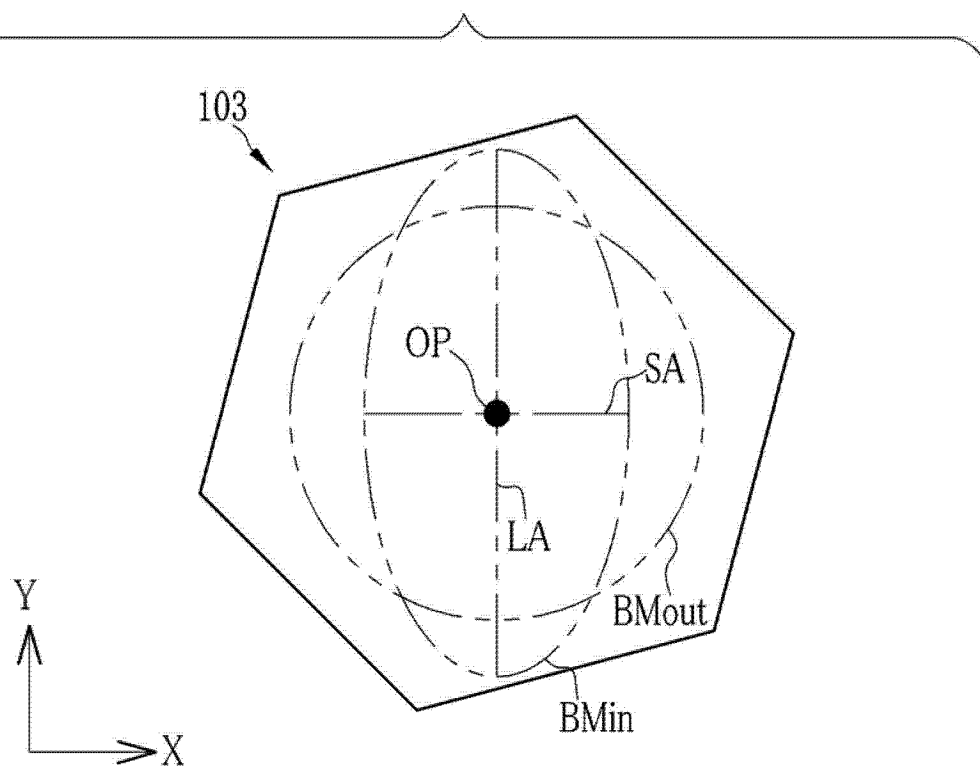


图 34

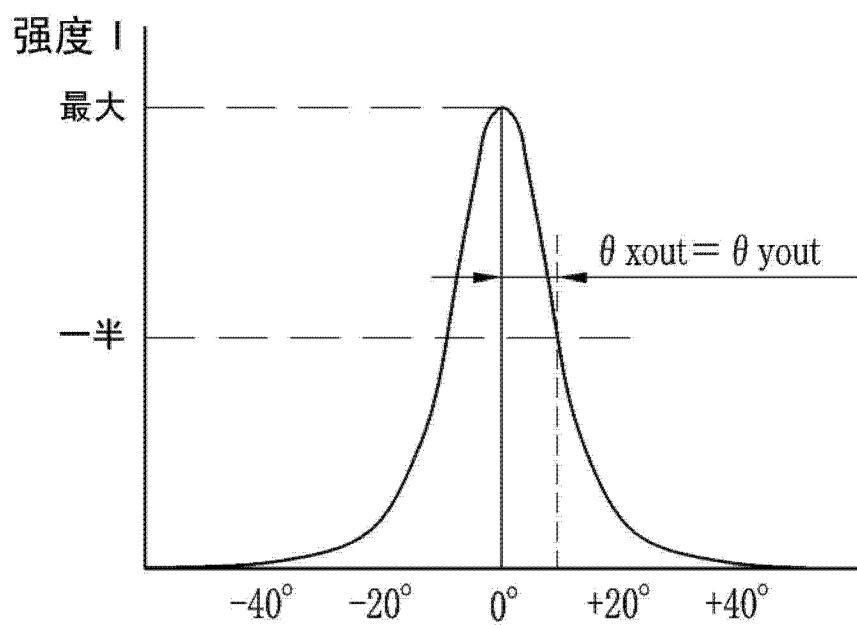


图 35

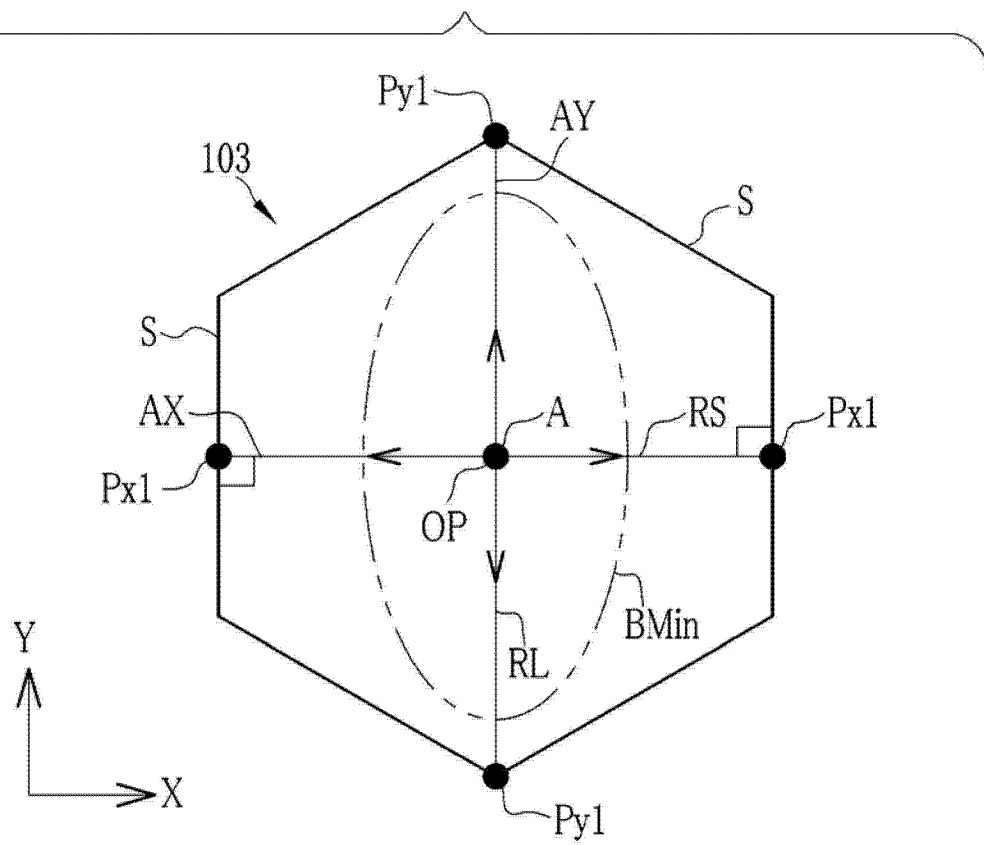


图 36

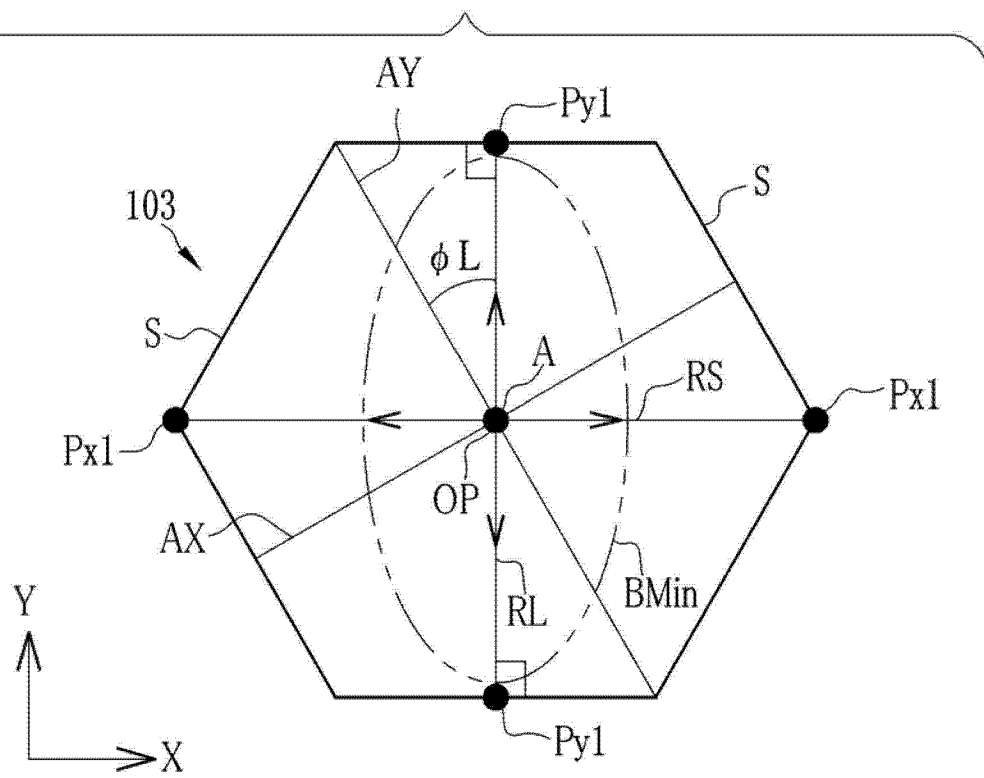


图 37

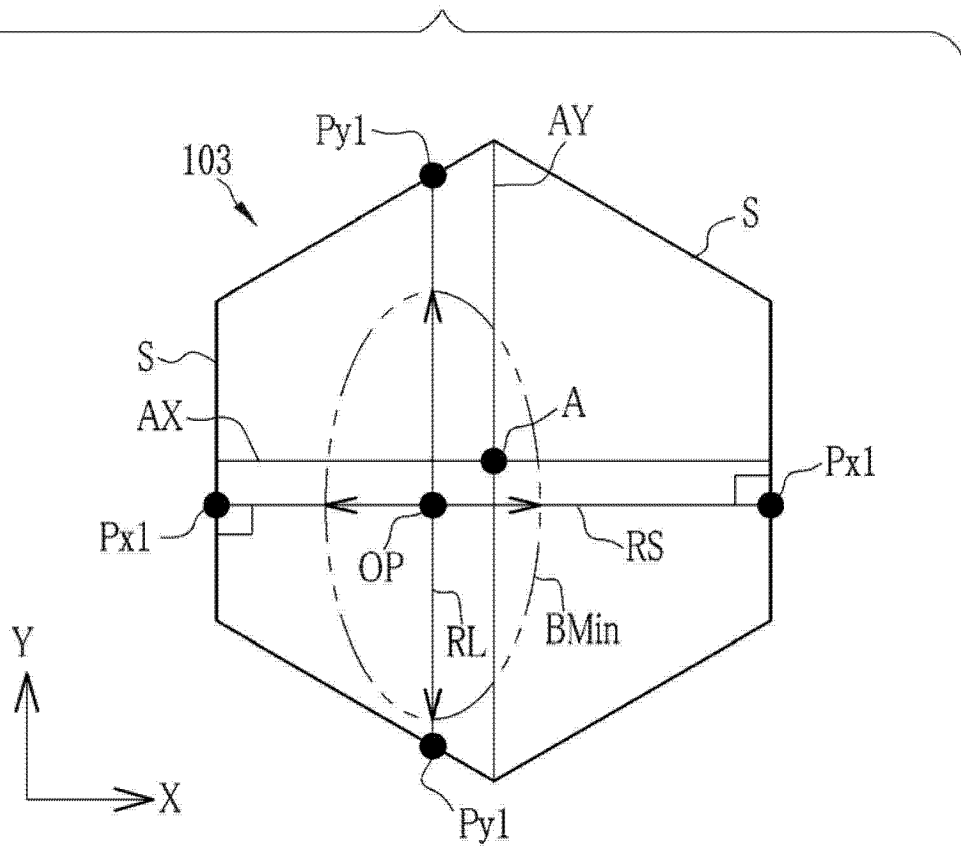


图 38

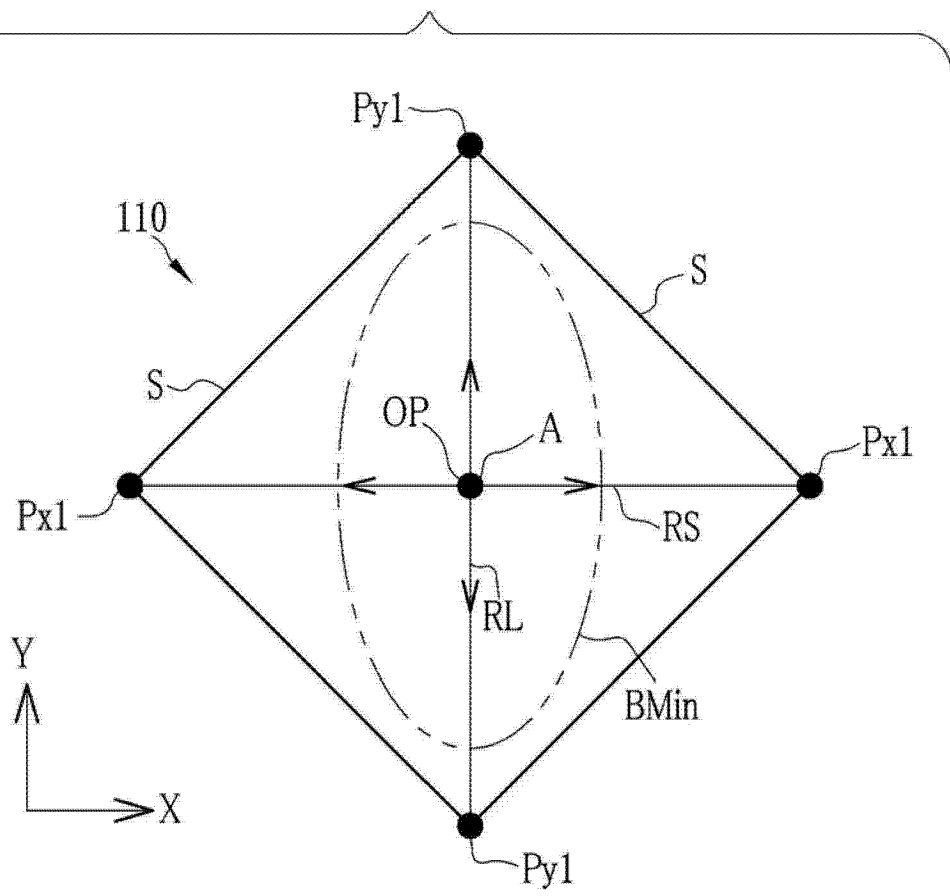


图 39

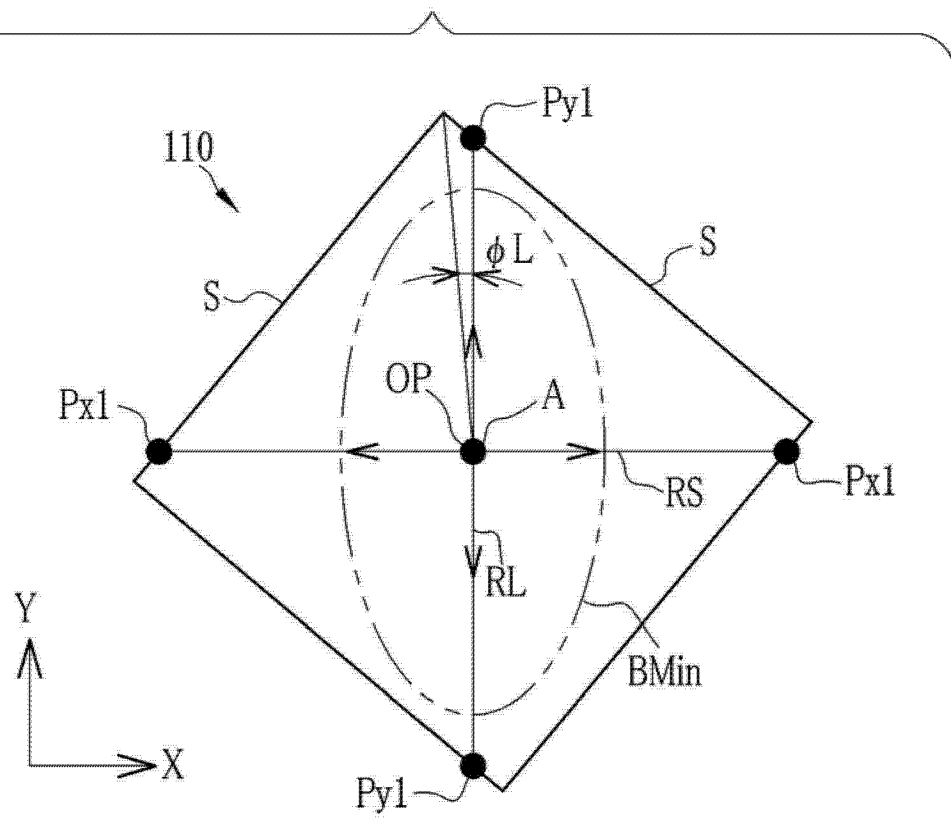


图 40

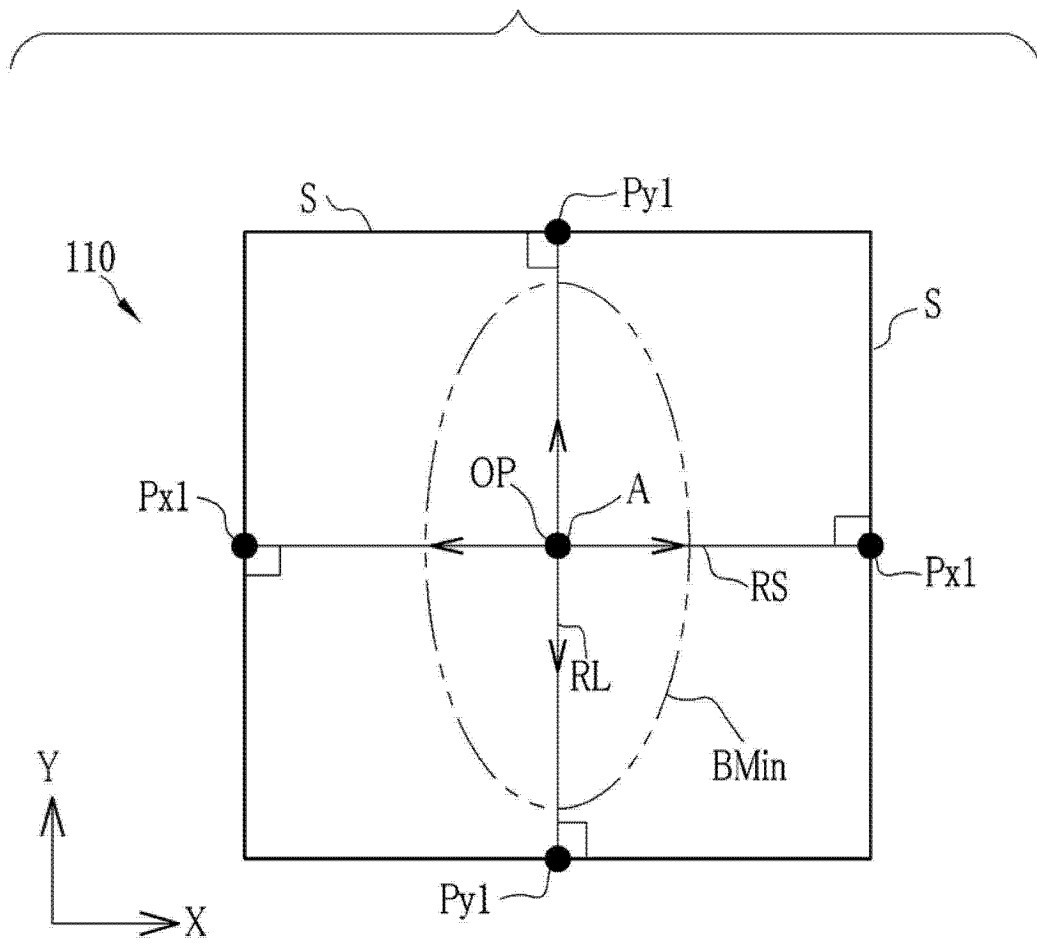


图 41

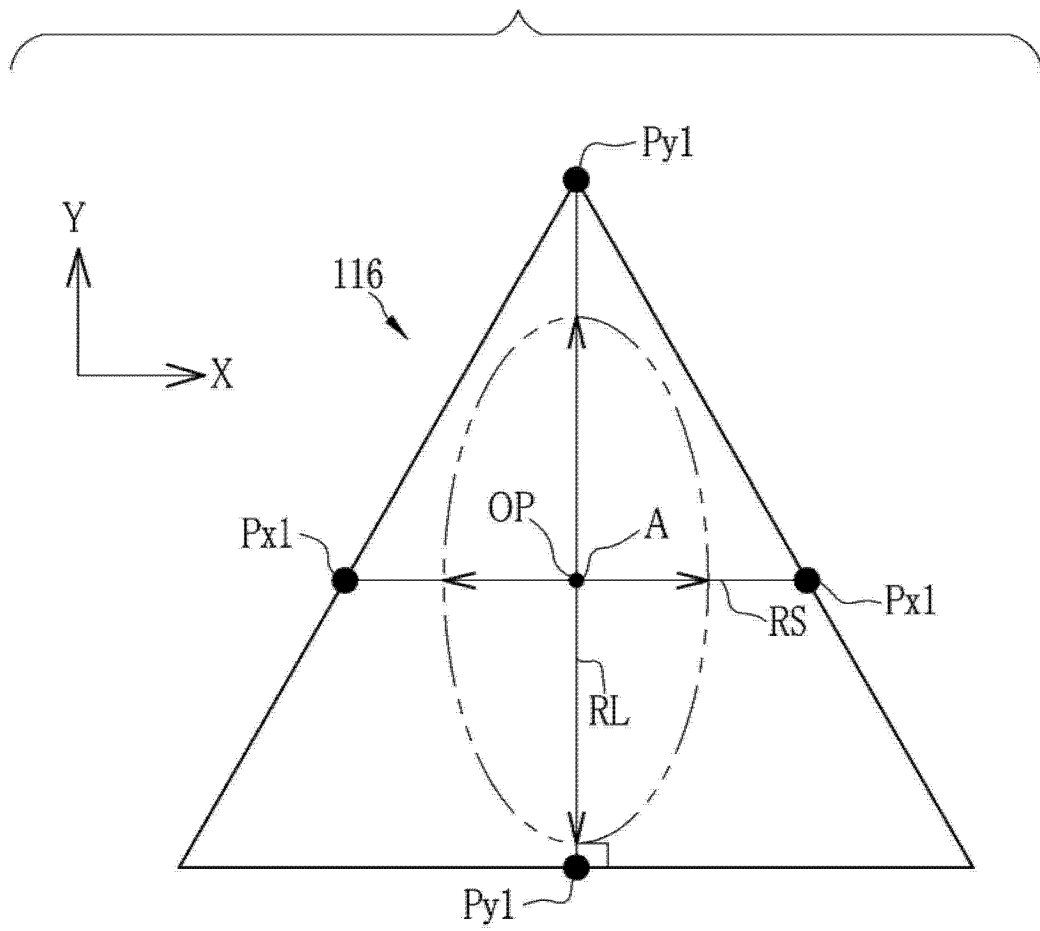


图 42

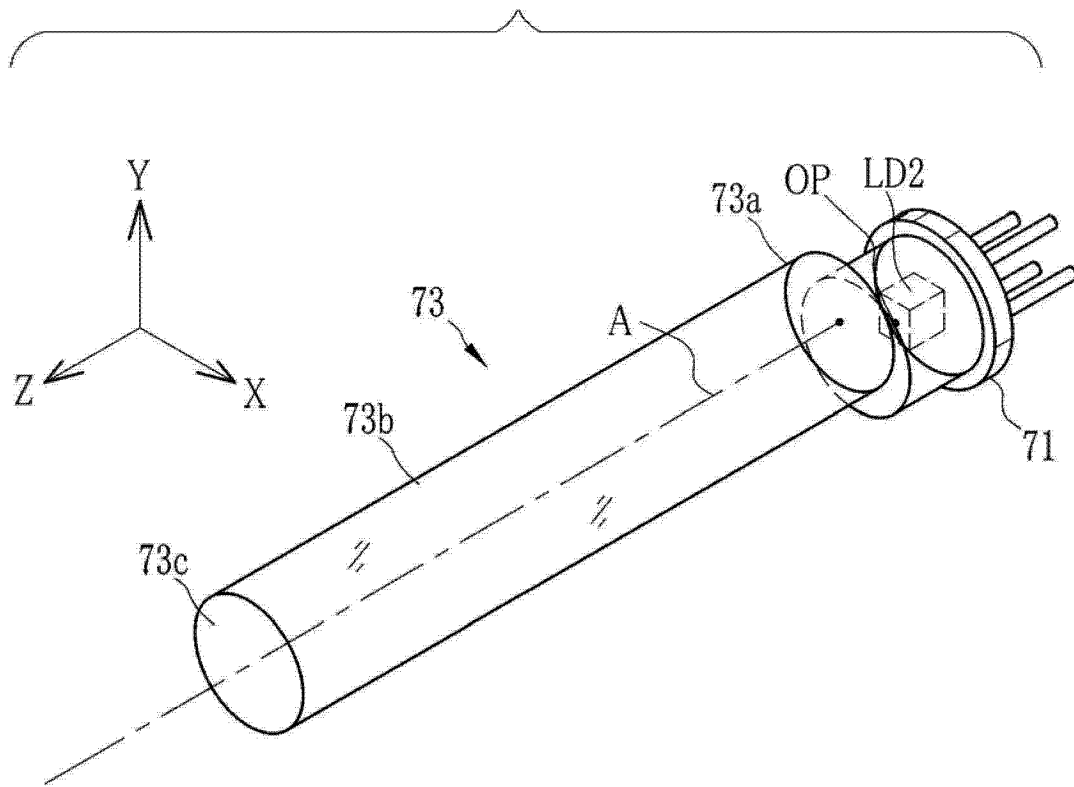


图 43

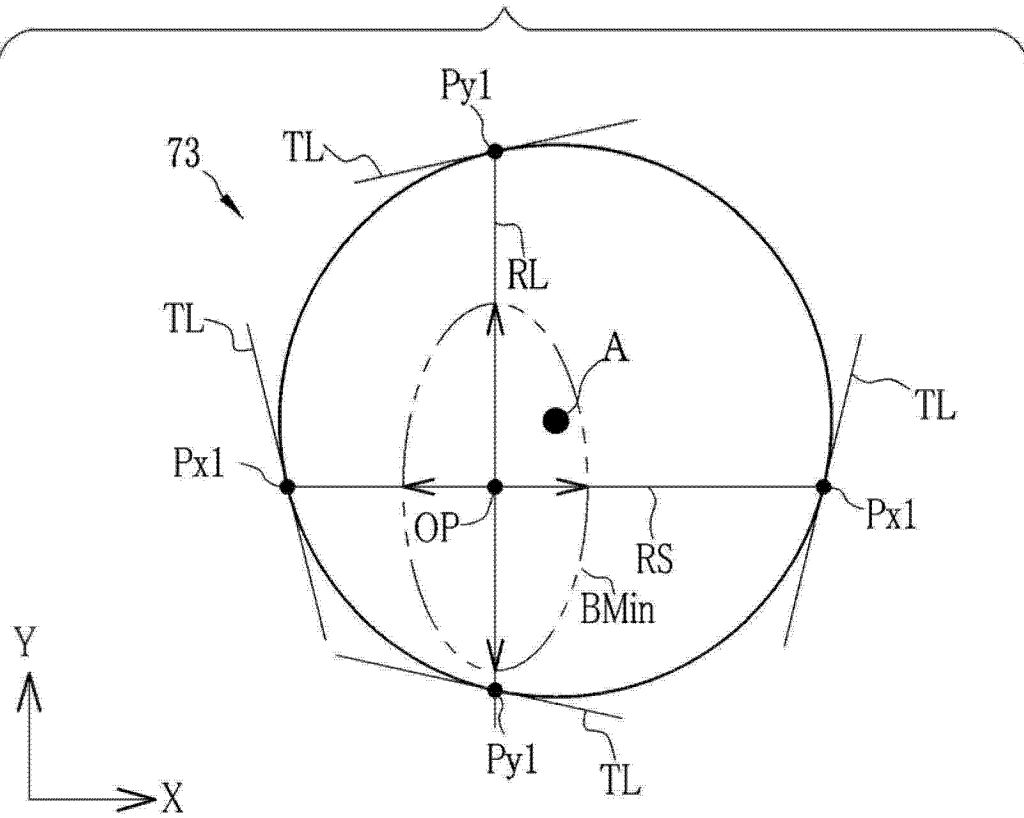


图 44

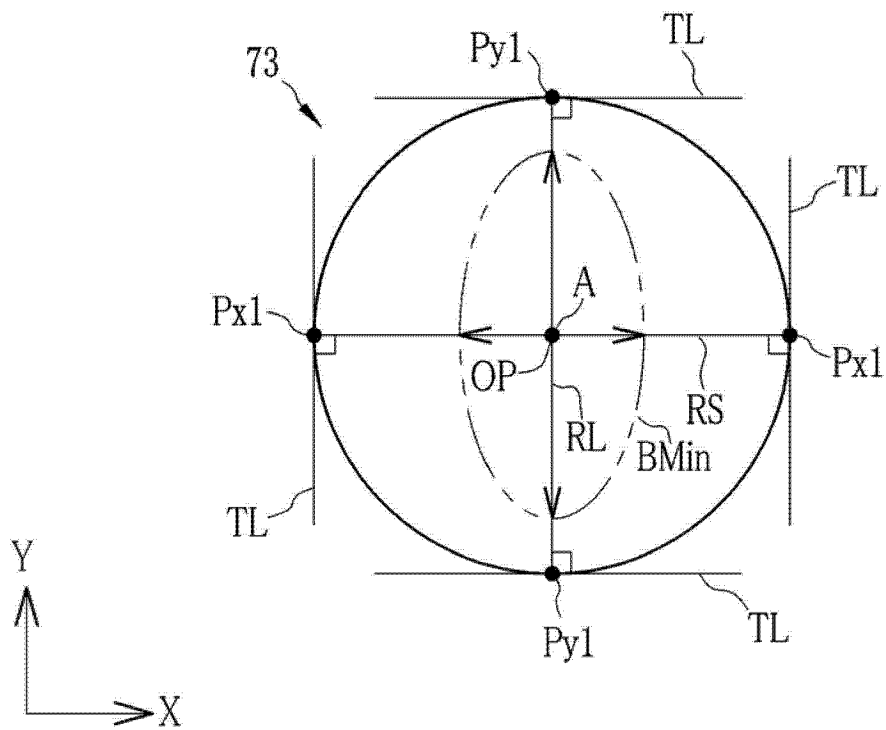


图 45

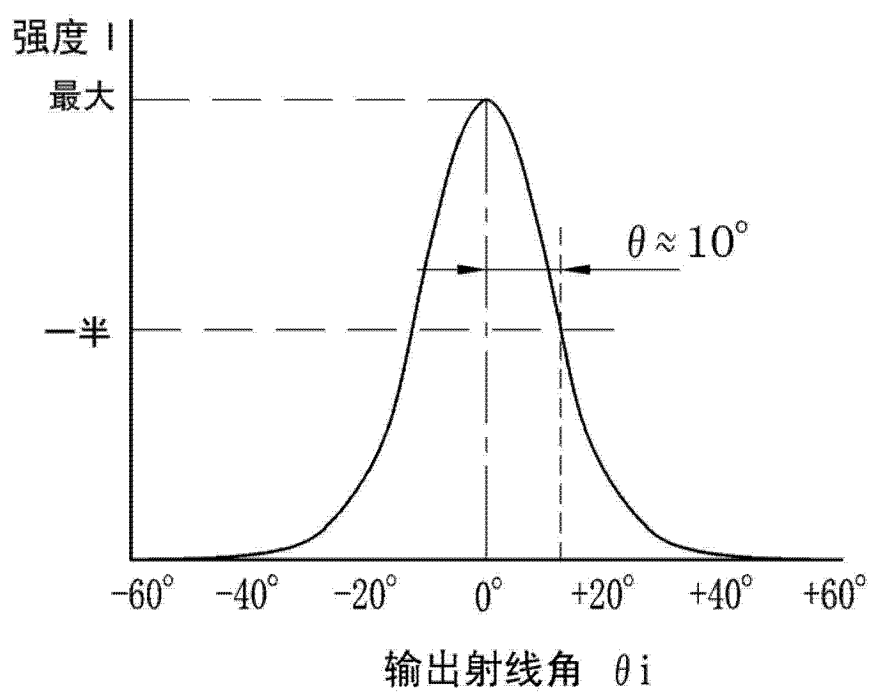


图 46

专利名称(译)	光源设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	CN103519771A	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	CN201310273577.5	申请日	2013-07-02
[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	大桥永治 森本美范 井上敏之		
发明人	大桥永治 森本美范 井上敏之		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00195 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/0669 A61B1/0684 F21V33/0068		
代理人(译)	纪晓峰		
优先权	2012148286 2012-07-02 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种用于为结合在内窥镜中的光导装置供应光束的光源设备。半导体的发光装置，例如，激光二极管产生所述光束。光均化器均化所述光束在径向方向上的辐照度分布。将短焦距透镜设置在所述光均化器与所述光导装置之间，用于扩大所述光束的发散角。此外，所述光均化器是设置为在所述光束的光轴方向上延伸的透明光导棒。所述光均化器的直径在其光轴方向上是不变的。所述光均化器的直径等于或小于所述短焦距透镜的直径。

