



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103513440 A

(43) 申请公布日 2014.01.15

(21) 申请号 201310229337.5

(22) 申请日 2013.06.09

(30) 优先权数据

2012-137459 2012.06.19 JP

(71) 申请人 索尼公司

地址 日本东京都

(72) 发明人 小杉弘 菊地雅仁

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 黄小临

(51) Int. Cl.

G02B 27/26(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

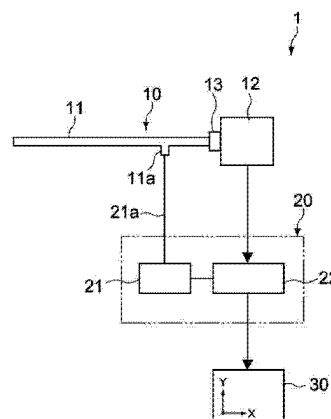
权利要求书2页 说明书20页 附图16页

(54) 发明名称

成像设备

(57) 摘要

一种用于立体成像的示例光学装置,其包括孔径单元。该孔径单元可构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时在该第一孔径部分的第一对准位置 and 该第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。



1. 一种用于立体成像的光学装置,包括:
孔径单元,构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时在所述第一孔径部分的第一对准位置和所述第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。
2. 如权利要求 1 所述的光学装置,其中所述孔径单元包括:
多对所述第一和第二孔径部分,每对被构造为对应于不同孔径值,每对被构造为放置于光路中,以将所述孔径值调整为对应于该对的不同孔径值。
3. 如权利要求 2 所述的光学装置,其中每对所述第一和第二孔径包括:
偏振滤光器,构造为包括第一和第二滤光器部分,该第一和第二滤光器部分包括各自的第一和第二质心,所述第一滤光器部分包含于所述第一孔径部分内,并且所述第二滤光器部分包含于所述第二孔径部分内,所述第一质心对应于所述第一对准位置,并且所述第二质心对应于所述第二对准位置。
4. 如权利要求 2 所述的光学装置,其中所述孔径单元包括:
光阑机构,构造为包括所述多对所述第一和第二孔径部分,所述光阑机构构造为在垂直于所述光路的方向上移动。
5. 如权利要求 3 所述的光学装置,其中所述光阑机构是板,所述板被构造为在垂直于所述光路的方向上滑动。
6. 如权利要求 3 所述的光学装置,其中所述光阑机构是盘,所述盘被构造为围绕平行于所述光路的轴旋转。
7. 如权利要求 1 所述的光学装置,其中所述孔径单元包括光阑机构,所述光阑机构被构造为包括:
一对可移动板,所述可移动板被构造为沿着垂直于所述光路的方向在相反方向上滑动,其中基于该对可移动板的位置调整所述第一和第二孔径部分的孔径值。
8. 如权利要求 1 所述的光学装置,其中所述孔径单元包括光阑机构,所述光阑机构被构造为包括:
一对可变光阑,其中基于该对可变光阑的可变位置调整所述第一和第二孔径部分的孔径值。
9. 如权利要求 1 所述的光学装置,其中所述光学装置包括:
偏振滤光器,构造为包括第一和第二滤光器部分,所述第一和第二滤光器部分包括各自的第一和第二质心,所述第一质心与所述第一对准位置对应,并且所述第二质心与所述第二对准位置对应。
10. 如权利要求 9 所述的光学装置,其中所述偏振滤光器被构造在所述孔径单元的物侧上。
11. 如权利要求 9 所述的光学装置,其中所述偏振滤光器被构造在所述孔径单元的像侧上。
12. 一种内窥镜设备,包括:
镜筒;
成像部件;以及
用于立体成像的光学装置,包括:
孔径单元,构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时在所述第一孔径部分的第一

一对准位置和所述第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。

成像设备

技术领域

[0001] 本公开涉及一种将对象(subject)成像为立体图像的成像设备。

背景技术

[0002] 例如,在医学领域,手术操作可包括在进行手术操作的过程中观察手术过程,同时观察由内窥镜所捕获的图像已在临床实践中快速传播。因此,对能够立体地显示受感染或者有病的区域的内窥镜设备的需求增加。

[0003] 一般地,可在例如日本专利申请特许公开(Laid-open)号 HEI07-020388 (此后,称为专利文件 1) 中发现成像立体可见图片的内窥镜设备的例子。在这些示例性内窥镜设备中,每个类型的成像光学系统捕获具有视差(disparity)的图像,从而可产生立体图像。

[0004] 此外,日本专利申请特许公开号 HEI10-062697 (此后,称为专利文件 2) 描述包括透镜、电荷耦合器件(CCD)、鼓(drum)以及马达的内窥镜设备。该透镜通过目镜中的光阑(diaphragm)形成观察位置的图像。CCD 包括在透镜成像位置处的成像表面。鼓将由透镜形成的观察位置的图像分成右和左。鼓将分离的图像提供给 CCD 的成像表面。马达旋转地驱动鼓。

发明内容

[0005] 考虑以上的情况,这里公开的是一种成像设备,其能够获得清晰的立体图像而不增加成像设备的尺寸。而且,成像设备可通过光阑机构调整像的景深。

[0006] 即,例如这里描述了一种用于立体成像的光学装置,包括:孔径单元,构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时保持第一孔径部分的第一对准位置和第二孔径部分的第二对准位置之间的双目视差

附图说明

[0007] 图 1 是示出包括根据本公开的第一实施例的成像设备的成像系统的结构的示意图;

[0008] 图 2 是示出成像设备的整体结构的示意性截面图;

[0009] 图 3A 是示出成像设备的示例光学系统的示意图,图 3B 是合并于成像设备中的偏振滤光器的示意正视图,以及图 3C 是示出合并于成像设备中的图像传感器的光接收表面的示意图;

[0010] 图 4 是示出合并于成像设备中的光阑机构的主要部分结构的示意平面图;

[0011] 图 5 是示出光阑机构的结构的示意平面图;

[0012] 图 6A 是示意性示出图像传感器的结构的截面图,以及图 6B 是示出图像传感器的光接收表面的示意图;

[0013] 图 7A 和 7B 是从对象到图像传感器的光传输的概念图,并且图 7C 和 7D 是示意地示出从图 6A 和 6B 中所示的光在图像传感器中形成的图像的示意图;

- [0014] 图 8 是解释图像传感器的光接收表面的概念图；
- [0015] 图 9 示出了解释图像传感器的光接收表面的概念图；
- [0016] 图 10A 到 10C 是示出光阑机构的主要部分的结构示意平面图，其中每个示出光阑机构被调整到具有不同孔径值的状态。
- [0017] 图 11A 到 11C 是示出根据第一实施例的参考例子的光阑机构的主要部件结构的示意平面图，其中每个示出调整到具有不同孔径值的光阑机构的状态。
- [0018] 图 12 是示出根据本公开的第二实施例的光阑机构的结构示意平面图；
- [0019] 图 13A 和 13B 是示出根据本公开的第三实施例的光阑机构的结构示意平面图；
- [0020] 图 14 是示出根据本公开的第四实施例的成像设备的主要部分的结构示意截面图；
- [0021] 图 15 是示出根据本公开的第一实施例的成像设备的变形例子的光学系统的一个例子的示意图。

具体实施方式

[0022] 由于专利文件 1 和 2 中描述的内窥镜设备均不可避免地在尺寸、复杂度以及成本方面有所增加，因此这些设备是不利的。

[0023] 为了在通过使用提供立体视图的内窥镜设备观看受感染或者有病的区域的同时进行正确且快速的内窥镜操作，期望一种提供清晰而没有任何模糊不清和失焦模糊的立体图像的内窥镜设备。

[0024] 考虑到以上，这里所公开的是能够获得清晰的立体图像而不增加成像设备的尺寸的成像设备。而且，该成像设备可通过光阑机构调整图像的景深。

[0025] 例如，立体成像的光学装置包括孔径单元，该孔径单元构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值，同时在第一孔径部分的第一对准位置和第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。

[0026] 孔径单元可包括多对第一和第二孔径部分，每对被构造为对应于不同的孔径值，每对被构造为放置在光路之中，以将孔径值调整为对应于该对的不同孔径值。每对第一和第二孔径可包括构造为包括第一和第二滤光器部分的偏振滤光器，该第一和第二滤光器部分包括各自的第一和第二质心，第一滤光器部分包含于第一孔径部分内并且第二滤光器部分包含于第二孔径部分内，第一质心与第一对准位置对应并且第二质心对应于第二对准位置。

[0027] 孔径单元还可包括构造为包括多对第一和第二孔径部分的光阑机构，该光阑机构构造为在垂直于光路的方向上移动。光阑机构可以是构造为在垂直于光路的方向上滑动的板。光阑机构可以是构造为围绕平行于光路的轴旋转的盘。

[0028] 孔径单元还可包括构造为包含一对可移动板的光阑机构，该对可移动板被构造为沿着垂直于光路的方向在相反方向上滑动，其中基于该对可移动板的位置调整第一和第二孔径部分的孔径值。

[0029] 孔径单元还可包括构造为包括一对可变光阑(iris diaphragm)的光阑机构，其中基于该对可变光阑的可变位置调整第一和第二孔径部分的孔径值。

[0030] 光学装置还可包括构造为包括第一和第二滤光器部分的偏振滤光器，该第一和第

二滤光器部分包括各自的第一和第二质心,第一质心与第一对准位置对应并且第二质心对应于第二对准位置。偏振滤光器可被构造在孔径单元的物侧或者孔径单元的像侧上。

[0031] 另外,内窥镜设备还包括镜筒、成像部分以及如上所述的光学装置。

[0032] 此后,将参考附图描述本公开的实施例。

[0033] < 第一实施例 >

[0034] 图 1 是示出根据本公开的第一实施例的成像系统的构造的示意图。在这个实施例中,将描述应用到医学实践中使用的内窥镜设备的成像设备的例子。

[0035] 成像系统 1 包括内窥镜设备 10、控制单元 20 以及监视器 30。此后,将描述根据这个实施例的成像系统 1 的概要。

[0036] 内窥镜设备 10 包括镜筒 11 和成像单元 12。镜筒 11 被插入到患者体内并且用照明光照射受感染或者有病的区域(对象)。成像单元 12 接收通过镜筒 11 传输的、受感染或者有病的区域的反射光(对象光通量)。成像单元 12 将接收到的光转换为电信号并产生图像信号。成像单元 12 将产生的图像信号输出到控制单元 20。

[0037] 控制单元 20 包括光源 21 和信号处理器 22。光源 21 通过光传输部件 21a (例如光纤)连接到镜筒 11 的光源连接部 11a。光源 21 将照明光引入镜筒 11。信号处理器 22 控制光源 21 并且处理从成像单元 12 输出的图像信号。信号处理器 22 根据图像信号产生受感染或者有病的区域的立体图像(三维图像)。信号处理器 22 将立体图像输出到监视器 30。监视器 30 包括显示单元(屏幕)。显示单元具有 X 轴方向上的水平方向以及垂直于 X 轴方向的 Y 轴方向上的垂直方向。监视器 30 使得显示单元显示受感染或者有病的区域的立体图像。

[0038] 内窥镜设备

[0039] 接着,将详细描述内窥镜设备 10。

[0040] 图 2 是示出内窥镜设备 10 的整体结构的示意截面图。内窥镜设备 10 包括镜筒 11、成像单元 12 和适配器 13。注意,在图 2 中,X 轴方向表示第一轴方向。X 轴方向对应于内窥镜设备 10 的“左和右手方向”。Y 轴方向表示垂直于 X 轴方向的第二轴方向。Y 轴方向对应于内窥镜设备 10 的“上和下方方向”。Z 轴方向表示垂直于 X 轴方向和 Y 轴方向中的每一个的方向。

[0041] 在图 2 中,镜筒 11 包括刚性镜(rigid scope) 111 和目镜 112。刚性镜 111 形成圆柱形。刚性镜 111 具有平行于 Z 轴方向的中心轴。

[0042] 刚性镜 111 包括末梢端部 111a 以及基部 111b。末梢端部 111a 插入到患者体内。基部 111b 连接到目镜 112。末梢端部 111a 被构造为发射照明光并且接收照明光从对象的反射光。在刚性镜 111 内,提供照明传输通道以及成像光学系统 111c (图 3A)。照明传输通道将引入光源连接部 11a 中的照明光传输到末梢端部 111a。成像光学系统 111c 将进入到末梢端部 111a 的对象光通量传输到基部 111b。

[0043] 目镜 112 用于使用者直接观察有病的区域。目镜 112 可在目镜 112 中包括目镜透镜。在这个实施例中,成像光学系统 111c 构造为:通过光阑的对象光通量的位置对应于从目镜 112 直接观看有病的区域的使用者(医生或手术助理)的眼睛的位置。

[0044] 成像单元 12 包括单板图像传感器 15。图像传感器 15 包括光接收表面。光接收表面接收对象光通量。图像传感器 15 包括沿着 X 轴方向和 Y 轴方向布置的多个像素。例如,

图像传感器 15 由固态图像传感器组成,例如电荷耦合器件(CCD)以及互补金属氧化物半导体(CMOS)。在图像传感器 15 的光接收表面中,可形成线栅偏振器的阵列,如下所描述。

[0045] 成像单元 12 还包括壳体 120 或类似物。壳体 120 覆盖图像传感器 15。壳体 120 包括开口部分 121。开口部分 121 连接到适配器 13。图像传感器 15 设置于开口部分 121 中。

[0046] 适配器 13 包括第一连接端部分 131、第二连接端部分 132 和空腔部分 133。第一连接端部分 131 连接到镜筒 11 的目镜 112。第二连接端部分 132 连接到成像单元 12 的开口部分 121。适配器 13 将镜筒 11 的目镜 112 连接到成像单元 12。例如,C-装配(C-mount)适配器用作适配器 13。

[0047] 适配器 13 构造为可从目镜 112 拆卸。通过这个,通用的成像单元可用于长度和直径不同的多种类型的镜筒。在这个实施例中,适配器 13 包括止动器(retainer)134。止动器 134 附接到第一连接端部分 131 并且可通过外部操作接合到目镜 112。第二连接端部分 132 包括螺纹部分 13c。第二连接端部分 132 通过螺纹部分 13c 连接到成像单元 12 的开口部分 121。

[0048] 如图 2 中所示,适配器 13 的第一连接端部分 131 包括凹部分 13a。凹部分 13a 可接收目镜 112 的端部。在凹部分 13a 的底部处,可形成参考表面 13b。参考表面 13b 用于定位目镜 112。当目镜 112 的端部抵接参考表面 13b 时,目镜 112 相对于适配器 13 的位置被限定。垂直于 Z 轴形成参考表面 13b。止动器 134 用于关于凹部分 13a 保持目镜 112 的位置状态。止动器 134 可为板状部件,可通过外部操作在图 2 的 Y 轴方向上将该板状部件插入到第一连接端部分 131 (凹部分 13a),或者从第一连接端部分 131 移开。止动器 134 包括接合部分 v。当止动器 134 插入到凹部分 13a 中时,接合部分 v 接合到目镜 112 的外围部分。

[0049] 形成空腔部分 133 以在 Z 轴方向上穿透适配器 13。空腔部分 133 形成用于将从目镜 112 发射的对象光通量引入到图像传感器 15 的路径。在空腔部分 133 中,提供偏振滤光器 14 和成像透镜 17。而且,在适配器 13 中,形成插入部分 135 以在 Y 轴方向上穿透空腔部分 133。在插入部分 135 内提供光阑机构 16。

[0050] 偏振滤光器 14 包括两个滤光器部分。两个滤光器将从目镜 112 投射的对象光通量分成两个偏振分量。特别地,偏振滤光器 14 包括第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142(图 3B)。第一滤光器部分 141 传输对象光通量的第一偏振分量。第一偏振分量在 X 轴方向上振荡。第一滤光器部分 141 阻止第二偏振分量。第二偏振分量在 Y 轴方向上振荡。第二滤光器部分 142 阻止对象光通量的第一偏振分量。第二滤光器部分 142 传输第二偏振分量。

[0051] 在这个实施例中,偏振滤光器 14 安置在适配器 13 中。在目镜 112 的端部提供偏振滤光器 14,使得偏振滤光器 14 与第一连接端部分 131 的参考表面 13b 对准。通过这样,当适配器 13 安装到目镜 112 时,可在目镜 112 的附近自动提供偏振滤光器 14。

[0052] 光阑机构 16 插入到适配器 13 的插入部分。邻近偏振滤光器 14 的光出射侧提供光阑机构 16。在这个实施例中,光阑机构 16 包括可移动板 164 和机构部分 163。可在可移动板 164 中形成多个开口。在插入部分 135 中提供机构部分 163。如以下所描述的,机构部分 163 支撑可移动板 164,使得具有不同开口面积的开口可移动至与偏振滤光器 14 相对。

从而,可调整光阑机构 16 的孔径值。

[0053] 可移动板 164 被构造为:可移动板 164 的上端部分 164a 和下端部分 164b 分别从插入部分 135 向上和向下凸出。通过这样,可在上端部分 164a 和下端部分 164b 上抓紧可移动板 164,并且可沿着 Y 轴方向移动可移动板 164。

[0054] 在光阑机构 16 和图像传感器 15 之间提供成像透镜 17。成像透镜 17 在图像传感器 15 的光接收表面上,形成穿过偏振滤光器 14 和光阑机构 16 的对象光通量的像。

[0055] 图 3A 是示出内窥镜设备 10 的示意光学系统的示意图。

[0056] 成像光学系统 111c 包括用于对焦的对焦透镜、用于放大对象的变焦透镜等。通常,成像光学系统 111c 由用于校正色差等的多个透镜的组合构成。偏振滤光器 14 和光阑机构 16 布置在对象光通量 L 的光路上。

[0057] 在这个实施例中,在成像光学系统 111c 的光阑位置处提供光阑机构 16。穿过光阑机构 16 的对象光通量变成平行光。另外,邻近偏振滤光器 14 提供光阑机构 16。因此,光阑机构 16 可以输入作为到达偏振滤光器 14 的平行光的对象光通量。通过这样,可正确地偏振和分离对象光通量。

[0058] 图 3B 为从 Z 轴方向上看的、偏振滤光器 14 的正视图。偏振滤光器 14 包括沿着 X 轴方向布置的第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142。第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 可在监视器 30 的显示单元的左和右手方向上彼此分开。第一滤光器部分 141 在 X 轴方向上偏振对象光通量。第二滤光器部分 142 在 Y 轴方向上偏振对象光通量。因此,穿过第一滤光器部分 141 的第一偏振光 L1 的偏振状态和穿过第二滤光器部分 142 的第二偏振光 L2 的偏振状态彼此不同。

[0059] 图 4 是从 Z 轴方向看、光阑机构 16 的主要部分的正视图。图 4 示出光阑机构 16 与偏振滤光器 14 相对的区域。如以下所描述的,当光阑机构 16 在 Y 轴方向上移动时,光阑机构 16 与偏振滤光器 14 相对的区域也变化。因此,孔径值可变化。图 4 示出光阑机构 16 与偏振滤光器 14 相对的示意区域。而且,图 4 的线 BL 表示对应于偏振滤光器 14 的第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 之间的边界线的边界线。

[0060] 光阑机构 16 包括第一开口部分 P1 和第二开口部分 P2。第一开口部分 P1 与第一滤光器部分 141 相对。第二开口部分 P2 与第二滤光器部分 142 相对。在这个实施例中,在 Z 方向上,第一开口部分 P1 的中心 C1 和第二开口部分 P2 的中心 C2 分别与第一滤光器部分 141 的重心 BC1 (自然中心或者质心)以及第二滤光器部分 142 的重心 BC2 (自然中心或者质心)相对。通过这样,第一开口部分 P1 和第二开口部分 P2 致使包含穿过重心 BC1 的光的第一偏振光 L1 和包含穿过重心 BC2 的光的第二偏振光 L2 分别穿过第一开口部分 P1 和第二开口部分 P2。可选择的,第一和第二开口部分 P1、P2 可包含偏振滤光器 14 的第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的变形形式。在这种情况下,第一开口部分 P1 的中心 C1 和第二开口部分 P2 的中心 C2 可分别对应(例如,为相同的点)第一滤光器部分 141 的重心 BC1 (自然中心或者质心)和第二滤光器部分 142 的重心 BC2 (自然中心或者质心)。

[0061] 图 3C 是示出图像传感器 15 的光接收表面 150 的示意图。可选择的,沿着 Y 轴方向(沿着垂直方向或者沿着上和下方方向)布置光接收表面 150。光接收表面 150 包括多个第一偏振区域 151 和多个第二偏振区域 152。第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 在 X 轴方向上(在水平方向上或者在左和右手方向上)延伸。第一偏振区域 151 传输在 X 轴方向上

振荡的第一偏振光 L1。第一偏振区域 151 阻止对象光通量的在 Y 方向上振荡的第二偏振光 L2。第二偏振区域 152 阻止在 X 方向上振荡的第一偏振光 L1。第二偏振区域 152 传输对象光通量的在 Y 方向上振荡的第二偏振光 L2。因此,第一偏振光 L1 穿过第一偏振区域 151 并且到达图像传感器 15。第二偏振光 L2 穿过第二偏振区域 152 并且到达图像传感器 15。

[0062] 图像传感器 15 捕获用于得到具有双目视差的基线长度 D 的立体图像的图像。这里,基线长度 D 设置为第一滤光器部分 141 的重心 BC1 和第二滤光器部分 142 的重心 BC2 之间的距离。除图像传感器 15 之外,成像单元 12 还包括例如图像处理器 122 和图像存储单元 123。

[0063] 图像处理器 122 将到达图像传感器 15 的第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 转换为电信号。因此,图像处理器 122 产生来自第一偏振光 L1 的右眼图像数据(第一视差图像数据)并且产生来自第二偏振光 L2 的左眼图像(第二视差图像数据)。这样的图像数据可存储在图像存储单元 123 中。注意,可在控制单元 20 的信号处理器 22 中提供图像处理器 122 和图像存储单元 123。

[0064] 偏振滤光器 14 具有圆形外形。第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 各自具有占据偏振滤光器 14 的一半的半圆形外形。第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 之间的边界线在 Y 方向上延伸。由两个滤光器部分的组合构成的偏振滤光器 14 将入射光分成两个不同的偏振状态。

[0065] 如以上所描述的,偏振滤光器 14 由左-右对称偏振器构成。在内窥镜设备 10 的直立状态中的两个左右位置处,偏振滤光器 14 产生彼此垂直的直线偏振光束或者产生相反旋转方向上的偏振光束。第一滤光器部分 141 可为偏振要由右眼观看的对象的像(要由右眼接收的光)的滤光器。第二滤光器 142 可为偏振要由左眼观看的对象的像(要由左眼接收的光)的滤光器。

[0066] 在这个实施例中,偏振滤光器 14 具有 10mm 半径 r 的圆形外形。而且,第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 各自具有占据偏振滤光器 14 一半的半圆形形状。因此,第一滤光器部分 141 的重心 BC1 和第二滤光器部分 142 的重心 BC2 之间的距离 D 为 $[(8r)/(3\pi)]=8.5\text{mm}$ 。

[0067] 构成偏振滤光器 14 的偏振器不被特别限制。例如,可使用反射型偏振板。反射型偏振板具有不同折射率的有机多层膜层叠在玻璃板上的结构。可选择的,可使用线栅偏振器、用具有光学各向异性的无机粒子进行偏振和分离的偏振器、有机偏振膜等。

[0068] 作为组合第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的方法,例示以下方法。在这个方法中,形成由左和右偏振器形成的两个半圆形偏振板。这些偏振板沿着它们的直线组合在一起而具有圆形形状。组合的偏振板夹在两个玻璃板或类似物之间。通过这样,可容易地制造具有不同偏振方向的两个区域的偏振滤光器 14。可选择的,还可使用以下方法。在这个方法中,在圆形玻璃板或类似物上掩盖(mask)其中创建了一个滤光器的区域。在将是另一滤光器部分的区域中沉积(或类似地形成)多层膜。接着,掩盖多层膜,并沉积(或类似方法)另一滤光器部分。这种方法省略组合两个偏振板的过程。在图 3B 中,第一偏振光 L1 的电场方向(由一箭头表示)垂直于第二偏振光 L2 的电场方向(由另一箭头表示)。这里,第一偏振光 L1 的电场方向平行于 X 轴方向。特别地,例如,第一偏振光 L1 主要具有 P-波(横磁(TM)波)作为偏振分量。第二偏振光 L2 具有 S-波(横电(TE)波)作为偏振分量。

[0069] 另外,如图 3C 中所示,第一偏振光 L1 的电场方向平行于第一偏振区域 151 的电场方向(由一箭头表示)。第二偏振光 L2 的电场方向平行于第二偏振区域 152 的电场方向(由另一箭头表示)。而且,每个偏振器的消光比是 3 或者更大,更优选的,10 或者更大。

[0070] 图 5 是示出在 Z 轴方向观看时,光阑机构 16 的整体构造的正视图。光阑机构 16 包括第一光阑部分 161 和第二光阑部分 162。第一光阑部分 161 与第一滤光器部分 141 相对。第二光阑部分 162 与第二滤光器部分 142 相对。光阑机构 16 改变第一光阑部分 161 和第二光阑部分 162 的孔径值。

[0071] 第一光阑部分 161 关于要由右眼观看的对象的像(右眼图像光)调整对象的深度(孔径值)。类似地,第二光阑部分 162 关于要由左眼观看的对象的像(左眼图像光)调整物体的深度(孔径值)。

[0072] 景深是对象侧上的一距离范围,在该距离范围中,捕获的图像表现为合焦(infocus)。景深和孔径值之间的关系通常如下。即,当孔径值变大时,景深变深。当孔径值变小时,景深变浅。

[0073] 在根据这个实施例的光阑机构 16 中,通过沿着 Y 轴方向移动可移动板 164,具有不同开口面积的开口与偏振滤光器 14 相对。可选择的,开口区域可包含偏振滤光器 14 的变型版本。通过这样,第一光阑部分 161 和第二光阑部分 162 的孔径值变化,并且景深被调整。注意,“增加孔径值”对应于减小开口部分的开口面积,并且“减小孔径值”对应于增大开口部分的开口面积。

[0074] 第一光阑部分 161 包括多个右开口部分(第一开口部分)P11、P12 和 P13、以及右板部分(第一板部分)165。右开口部分 P11、P12 和 P13 传输右眼图像光。第二光阑部分 162 包括多个左开口部分(第二开口部分)P21、P22 和 P23、以及左板部分(第二板部分)166。左开口部分 P21、P22 和 P23 传输左眼图像光。右开口部分 P11、P12 和 P13 和左开口部分 P21、P22 和 P23 分别沿着 Y 轴方向布置在右板部分 165 和左板部分 166 中。

[0075] 右板部分 165 和左板部分 166 可被整体形成。右板部分 165 和左板部分 166 构成可移动板 164。换言之,右板部分 165 和左板部分 166 分别构成单个可移动板 164 的右半区域和左半区域。在这个实施例中,可移动板 164 是黑色矩形板。通过这样,可以阻止可移动板 164 中除了开口部分的区域中的光。注意,由图 5 中的交替长短虚线表示的边界线是示出第一光阑部分 161 和第二光阑部分 162 (右板部分 165 和左板部分 166)之间的边界的虚拟线。当边界线 BL1 在 Z 轴方向上投影到偏振滤光器 14 时,边界线 BL1 对应于第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 之间的边界线。

[0076] 另外,可移动板 164 包括上端部分 164a 和下端部分 164b。如以上所描述的,上端部分 164a 和下端部分 164b 被构造为分别从适配器 13 向上和向下凸出。而且,多个凹口(notch)168 (如以下所描述)沿着 Y 轴方向连接在右板部分 165 和左板部分 166 的左和右端处。凹口 168 在 X 轴方向上处于与右开口部分 P11、P12 和 P13 和左开口部分 P21、P22 和 P23 相对的位置处。

[0077] 多个开口部分的右开口部分 P11 和左开口部分 P21 是具有相同开口面积的圆形开口。右开口部分 P11 和左开口部分 P21 在 X 轴方向上彼此隔离开。右开口部分 P11 和左开口部分 P21 构成第一开口对 P10。类似地,右开口部分 P12 和左开口部分 P22 是具有相同开口面积的圆形开口。右开口部分 P12 和左开口部分 P22 在 X 轴方向上彼此隔离开。右开口

部分 P12 和左开口部分 P22 构成第二开口对 P20。

[0078] 而且,右开口部分 P11 的重心 C11 和左开口部分 P21 的中心 C21 之间的距离是双目视差的基线长度 D。类似的,右开口部分 P12 的中心 C12 和左开口部分 P22 的中心 C22 之间的距离也为 D。

[0079] 另一方面,右开口部分 P13 和左开口部分 P23 构成圆形开口 P30 的右半圆区域和左半圆区域。而且,右开口部分 P13 的重心 C13 (自然中心或者质心)和左开口部分 P23 的重心 C23 (自然中心或者质心)之间的距离也为 D。

[0080] 在这个实施例中,第二开口对 P20 的开口部分 P12 和 P22 的开口面积大于第一开口对 P10 的开口部分 P11 和 P21 的开口面积。另外,构成开口 P30 的开口部分 P13 和 P23 的开口面积大于第二开口对 P20 的开口部分 P12 和 P22 的开口面积。通过这样,穿过开口 P30、第二开口对 P20 和第一开口对 P10 的对象光通量的光量以所陈述的顺序减少。孔径值以这个顺序变大。注意,只要可获得期望的孔径值,不特别限制开口的开口面积。例如,当图像传感器 15 具有 1/2 英寸的尺寸时,开口 P30 的开口直径大约为 8mm。当图像传感器 15 具有 1/3 英寸的尺寸时,开口 P30 的开口直径大约为 5mm。

[0081] 在可移动板 164 中,沿着 Y 轴方向布置第一开口对 P10、第二开口对 P20 和开口 P30。在这种情况下,通过在 Y 轴方向上移动可移动板 164,第一开口对 P10、第二开口对 P20 和开口 P30 的任意一个可与偏振滤光器 14 相对。

[0082] 更特别的,在可移动板 164 中,右开口部分 P11、P12 和 P13 的中心 C11、C12 和 C13 以及左开口部分 P21、P22 和 P23 的中心 C21、C22 和 C23 分别沿着 Y 轴方向等间隔设置。在这种情况下,通过在 Y 轴方向上移动可移动板 164,中心 C11、C12 和 C13 的任意一个可在 Z 轴方向上与第一滤光器部分 141 的重心 BC1 相对。同时,中心 C21、C22 和 C23 的任意一个可在 Z 轴方向上与第二滤光器部分 142 的重心 BC2 相对。

[0083] 在这个实施例中,光阑机构 16 沿着 Y 轴方向插入到适配器 13 的插入部分 135 中。机构部分 163 支持可移动板 164 (右板部分 165 和左板部分 166)相对于插入部分 135 沿着 Y 轴方向的操纵。即,机构部分 163 支撑可移动板 164,使得右开口部分 P11、P12 和 P13 的任意一个可与第一开口部分 141 相对,同时左开口部分 P21、P22 和 P23 的任意一个可与第二开口部分 142 相对。通过这样,光阑机构 16、对象光通量的孔径值可调整右眼图像和左眼图像的亮度以及景深。

[0084] 机构部分 163 包括例如左和右接合部分 167、多个凹口 168、以及左和右弹簧部件 169。左和右接合部分 167 可以在左手和右手方向上接合到彼此相对的凹口 168。多个凹口 168 位于可移动板 164 中。左和右弹簧部件 169 附接到插入部分 135。左和右弹簧部件 169 可将左和右接合部分 167 偏抵到任意一个凹口 168。即,通过将凹口 168 在对应于第一开口对 P10、第二开口对 P20 和开口 P30 的任意一个的位置处接合到左和右接合部分 167,机构部分 163 可限定光阑机构 16 相对于插入部分 135 (适配器 13) 的位置,并且保持该相对位置。例如,如图 5 中所示,当凹口 168 和对应于第二开口对 P20 的左和右接合部分 167 彼此接合时,第二开口对 P20 被放置为与偏振滤光器 14 相对。

[0085] 例如,通过弹簧部件 169 将接合部分 167 偏抵凹口 168,接合部分 167 支撑可移动板 164。通过这个结构,当在 Y 轴方向上施加预定压力或者更大的压力到可移动板 164 时,接合部分 167 和凹口 168 之间的接合状态被释放。接着,接合部分 167 可进一步接合到其

它凹口 168。即,通过使用抓紧可移动板 164 的上端部分 164a 和下端部分 164b 并且移动可移动板 164,可将光阑机构 16 的孔径值设置为期望的孔径值。

[0086] 注意,上端部分 164a 和下端部分 164b 可被加工为使用者易于抓紧的形状。例如,上端部分 164a 和下端部分 164b 可各自具有手指孔或类似物。而且,上端部分 164a 和下端部分 164b 可各自具有凹表面。

[0087] 布置在图像传感器 15 的光接收表面 150 中的第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 由线栅偏振器构成。图 6A 是示意地示出图像传感器 15 的构造的截面图。图 6B 是从 Z 轴方向看时的正视图,并且示意地示出了第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 的布置状态。

[0088] 例如,图像传感器 15 具有以下结构。特别地,图像传感器 15 包括设置在硅半导体基底 60 上的光电转换元件 61。图像传感器 15 还包括第一平面膜 62、颜色滤光器 63、片上(on-chip)透镜 64、第二平面膜 65、无机绝缘基层 66 和线栅偏振器 67。第一平面膜 62、颜色滤光器 63、片上透镜 64、第二平面膜 65、无机绝缘基层 66 和线栅偏振器 67 层叠在光电转换元件 61 之上。线栅偏振器 67 构成第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 中的每个。在图 6B 中,像素之间的边界区域用实线表示。

[0089] 构成线栅偏振器 67 的多个线 68 延伸的方向平行于 X 轴方向或者 Y 轴方向。特别地,关于构成第一偏振区域 151 的线栅偏振器 67A,线 68A 延伸的方向平行于 Y 轴方向。关于构成第二偏振区域 152 的线栅偏振器 67B,线 68B 的延伸方向平行于 X 轴方向。垂直于线 68 延伸方向的方向作为线栅偏振器 67 中的光传输轴。

[0090] 在这个实施例中,第一偏振光 L1 穿过第一偏振区域 151 并且到达图像传感器 15。在图像传感器 15 中从第一偏振光 L1 产生用于获得右眼图像数据的电信号。而且,第二偏振光 L2 穿过第二偏振区域 152 并且到达图像传感器 15。在图像传感器 15 中从第二偏振光 L2 产生用于获得左眼图像数据的电信号。图像传感器 15 同时或在时间序列中交替地输出这些电信号。图像处理器 122 对输出的电信号(从图像传感器 15 输出的用于右眼图像数据和左眼图像数据的电信号)执行图像处理。接着,右眼图像数据和左眼图像数据存储于图像存储单元 123 中。

[0091] 图 7A 和 7B 是从对象通过光阑机构 16 传输到图像传感器 15 的光的概念图。图 7C 和 7D 是各自示意地示出在图像传感器上接收到的来自图 7A 和 7B 中所示的光的图像的视图。

[0092] 如图 7A 和 7B 中示意所示,成像光学系统 111c 合焦在矩形物体 A 上。而且,圆形物体 B 比物体 A 更靠近于成像光学系统 111c。光 L1 和光 L2 在物体 A 和物体 B 上反射。光 L1 和光 L2 穿过光阑机构 16 的第一开口部分 P1 的中心 C1 和第二开口部分 P2 的中心 C2。光 L1 和光 L2 到达图像传感器 15。在图像传感器 15 上以合焦状态接收矩形物体 A 的图像。而且,在图像传感器 15 上以非合焦状态接收圆形物体 B 的图像。

[0093] 在图 7A 的例子中,在图像传感器 15 上,由物体 B 反射的光 L1 (第一偏振光)在以下位置处形成图像:该位置在物体 A 的右手侧上与物体 B 相隔一距离(+ ΔX)。另一方面,在图 7B 的例子中,在图像传感器 15 上,由物体 B 反射的光 L2 (第二偏振光)在以下位置处形成图像:该位置在物体 A 的左手侧上与物体 B 相隔一距离(- ΔX)。因此,距离($2 \times \Delta X$)作为有关物体 B 的深度的信息。即,比物体 A 更靠近内窥镜设备的物体 B 的模糊量和模糊

方向不同于更远离内窥镜设备的物体的模糊量和模糊方向。物体 B 的模糊量根据物体 A 和物体 B 之间的距离而变化。

[0094] 通过这样,从穿过第一开口部分 P1 的第一偏振光 L1 和穿过第二开口 P2 的第二偏振光 L2,可获得彼此不同的右眼图像(参见图 7C 的示意图)和左眼图像(参见图 7D 的示意图)。接着,从右眼和左眼图像,可产生立体图像。而且,通过将右眼图像数据和左眼图像数据混合,可以产生常规的二维(平面)图像而不是立体图像。

[0095] 图 8 是解释图像传感器 15 的光接收表面的概念图。

[0096] 图像传感器 15 包括拜耳(Bayer)阵列。一个像素包括四个子像素(一个接收红光的红像素 R、一个接收蓝光的蓝像素 B 以及两个接收绿光的绿像素 G)。为沿着 X 轴方向布置的像素组提供第一偏振区域 151,该像素组对应于一个像素列。类似地,为沿着 X 轴方向布置的、对应于一个像素列且与前面的像素组相邻的像素组,提供第二偏振区域 152。第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 沿着 Y 轴方向交替布置。

[0097] 第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 在 X 轴方向上作为整体延伸。第一偏振区域 151 和第二偏振区域 152 沿着 X 轴方向和 Y 轴方向上的单元长度等于图像传感器 15 沿着 X 轴方向和 Y 轴方向上的长度。通过这种构造,带状图像(右眼图像)和带状图像(左眼图像)沿着 Y 轴方向交替产生。带状图像(右眼图像)在 X 轴方向上延伸并且基于主要包含 P- 波分量的光。带状图像(左眼图像)在 X 轴方向上延伸并且基于主要包含 S- 波分量的光。在图 8 中,第一偏振区域 151 具有垂直线并且第二偏振区域 152 具有水平线。这些线示意地表达线栅偏振器 67A 和 67B 的线。

[0098] 如以上所描述的,在沿着 Y 轴方向的交替线上产生用于右眼图像数据的电信号和用于左眼图像数据的电信号。为了产生右眼图像数据和左眼图像数据,通过在电信号上执行马赛克(mosaic)处理以及例如超分辨率(ultra-resolution)处理,图像处理器 122 产生右眼图像数据和左眼图像数据。此外,例如,视差检测技术和视差控制技术可用于加强和优化视差。在视差检测技术中,通过立体匹配从左眼图像数据和右眼图像数据产生视差图(disparity map)。在视差控制技术中,基于视差图控制视差。

[0099] 图 9 示出包括用于解释图像处理(马赛克处理)的拜耳阵列的光接收表面的概念图。在该图像处理中,对从图像传感器获得的电信号执行马赛克处理并且获得信号值。图 9 示出产生左眼图像的绿像素的信号值的例子。

[0100] 在典型的去马赛克(demosaic)处理中,使用相同颜色像素的电信号的平均值,所述相同颜色像素彼此位于附近。然而,如在这个实施例中,在用于获取右眼图像数据的像素组(像素行)和用于获取左眼图像数据的像素组(像素行)交替重复的情况下,如果彼此位于附近的值被原样使用,则担心不能获得原始的图像数据。因此,考虑要涉及的像素的电信号属于右眼图像数据还是左眼图像数据,来执行去马赛克处理。

[0101] 在拜耳阵列中,假定红像素 R 位于位置(4, 2)。此时,为了产生对应于该位置(4, 2)的绿像素信号值 g' , 通过以下等式进行计算:

[0102] 等式(1) $g'_{4, 2} = (g_{4, 1} + g_{4, 3} + g_{5, 2} + g_{1, 2} \times W_3) / (3.0 + W_3)$,

[0103] 其中,作为左手项的 $g'_{i, j}$ 表示位置(i, j)处的绿像素信号值。而且,作为右手项的 $g_{i, j}$ 表示位置(i, j)处的绿像素的电信号值。另外,“3.0”对应于权重的总和,其中假定目标像素 $G_{4, 2}$ 和每个相邻像素 $G_{4, 1}$ 、 $G_{4, 3}$ 和 $G_{5, 2}$ 之间的距离(W_1)为例如“1.0”,并且每

个距离的倒数(multiplicative inverse)是权重。类似地, W3 是与目标像素 G4, 2 相隔三个像素的像素 G1, 2 的电信号的值上的权重。在这种情况下, W3 是“1/3”。通过一般化以上等式获得以下等式。

[0104] 因此, 在 i 是偶数的情况中(对应于红像素 R 的位置的绿像素 G 的信号值):

[0105] 等式(2) $g'_{i,j} = (g_{i,j-1} \times W1 + g_{i,j+1} \times W1 + g_{i+1,j} \times W1 + g_{i-3,j} \times W3) / (W1 \times 3.0 + W3)$ 。

[0106] 在 i 是奇数的情况中(对应于蓝像素 B 的位置的绿像素 G 的信号值):

[0107] 等式(3) $g'_{i,j} = (g_{i,j-1} \times W1 + g_{i,j+1} \times W1 + g_{i-1,j} \times W1 + g_{i+3,j} \times W3) / (W1 \times 3.0 + W3)$,

[0108] 其中 W1=1.0 并且 W3=1/3。

[0109] 关于红像素 R 和蓝像素 B, 也可基于类似的构思执行马赛克处理。

[0110] 虽然去马赛克处理可在每个像素位置获得像素信号值, 但在这个阶段, 像素信号值布置在交替的线上, 如以上所描述的。因此, 可通过补充(补足)产生无像素信号值的区域中的像素信号值。而且, 也可利用使用彼此位于附近的值的算术平均值的方法。补充处理可与去马赛克处理并行执行。因此, 在 X 轴方向上图像质量被完全保持, 并因此, 图像质量恶化(例如整个图像的分辨率的减小)相对减少。

[0111] 根据这个实施例, 可同时产生通过偏振滤光器分开为左和右的两个不同图像。可通过单个透镜获得受感染或者有病的区域的立体图像。此外, 可提供具有简单构造和结构并包括少数目组件的小尺寸内窥镜设备 10。此外, 多个透镜和偏振滤光器的组合被替代, 并且因此在缩放、孔径光阑、聚焦、发散角等方面不产生偏移和差异。另外, 当偏振滤光器 14 是从适配器 13 可拆卸时, 可容易地获得二维图像和三维图像。

[0112] 而且, 根据这个实施例的内窥镜设备 10 包括光阑机构 16, 并且因此变得可改变孔径值以及在右眼图像和左眼图像之间保持双目视差。此后, 参考图 10A 到 10C 以及图 11A 到 11C, 描述根据这个实施例的光阑机构 16 的动作。

[0113] 图 10A 到 10C 各自是从 Z 轴方向看时光阑机构 16 的主要部分的正视图并且示出与偏振滤光器 14 交迭的区域。而且, 图 10A 到 10C 示出光阑机构 16 具有不同孔径值的状态。

[0114] 图 10A 示出开口 P30 与偏振滤光器 14 相对的第一开口状态。在第一开口状态中, 光阑机构 16 的孔径值最小, 即光阑开到最大程度。对象光通量的光量最大。而且, 景深最浅。而且, 重心 C23 (自然中心或者质心) 和重心 C13 (自然中心或者质心) 之间的距离是第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的重心(自然中心或质心)位置之间的距离 D。

[0115] 图 10B 示出第二开口对 P20 与偏振滤光器 14 相对的第二开口状态。在第二开口状态中, 光阑机构 16 的孔径值大于第一开口状态中的光阑机构 16 的孔径值。对象光通量的光量小于第一开口状态中的对象光通量的光量。景深深于第一开口状态中的景深。而且, 中心 C22 和中心 C12 之间的距离为 D。

[0116] 图 10C 示出第一开口对 P10 与偏振滤光器 14 相对的第三开口状态。在第三开口状态中, 光阑机构 16 的孔径值最大。对象光通量的光量最小。而且, 景深最深。而且, 中心 C21 和中心 C11 之间的距离为 D。

[0117] 如以上所描述, 在第一到第三开口状态中, 第一开口对 P10 中心之间的距离、第二

开口对 P20 的中心之间的距离以及开口 P30 的中心位置之间的距离对应于第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的中心位置之间的距离 D。而且,从第一滤光器部分 141 发射的第一偏振光 L1 确定穿过中心 C11、C12 和 C13 中的任意一个。从第二滤光器部分 142 发射的第二偏振光 L2 确定穿过中心 C21、C22 和 C23 中的任意一个。即,关于从第一偏振光 L1 产生的右眼图像数据和从第二偏振光 L2 产生的左眼图像数据,双目视差的基线长度被保持为与孔径值无关的 D。

[0118] 另一方面,图 11A 到 11C 是解释通过将光阑机构 16A 添加到内窥镜设备 10 来代替光阑机构 16 所获得的内窥镜设备 10A 的图。图 11A 到 11C 是从 Z 轴方向看时光阑机构 16A 的主要部分的正视图。

[0119] 光阑机构 16A 由具有彼此交迭的多个(例如 8 个)板(光阑叶片)的可变光阑组成。光阑机构 16A 包括具有可变开口面积的开口 PA10。光阑机构 16A 包括与第一滤光器部分 141 相对的右开口部分 PA1 和与第二滤光器部分 142 相对的左开口部分 PA2。

[0120] 图 11A 示出第四开口状态:其中开口 PA10 的孔径值最小,即光阑开到最大程度。在第四开口状态中,开口 PA10 被构造为圆形,其具有与开口 P30 相同的尺寸。右开口部分 PA1 的中心和左开口部分 PA2 的中心之间的距离为 D。因此,通过内窥镜设备 10A 捕获的立体图像的双目视差的基线长度被保持为 D。

[0121] 图 11B 示出第五开口状态:其中开口 PA10 的开口直径比第四开口状态小并且孔径值比第四开口状态大。在第五开口状态中,开口 PA10 通过光阑叶片具有大致八边形形状。对象光通量的光量可小于第四开口状态,并且景深可深于第四开口状态。右开口部分 PA1 的中心 CA1 和左开口部分 PA2 的中心 CA2 之间的距离 d1 小于 D。

[0122] 图 11C 示出第六开口状态:其中开口 PA10 的孔径值大于第五开口状态中的孔径值。在第六开口状态中,通过开口 PA10,对象光通量的光量可进一步小于第五开口状态并且景深可进一步深于第五开口状态。右开口部分 PA1 的中心 CA1 和左开口部分 PA2 的中心 CA2 之间的距离是 d2, d2 进一步小于 D 和 d1。

[0123] 如以上所描述的,通过光阑机构 16A,同样可以调整从第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 获得的右眼图像和左眼图像的亮度以及景深。另一方面,光阑机构 16A 包括一个开口 PA10,并且因此,右开口部分 PA1 的重心 CA1 和左开口部分 PA2 的重心 CA2 (自然中心或者质心)之间的距离与开口直径成比例减小。在这种情况下,双目视差的基线长度也与开口直径成比例减小。

[0124] 即,在内窥镜设备 10A 中,右眼图像和左眼图像之间的双目视差的基线长度与开口直径成比例减小。因此,在如第五开口状态和第六开口状态中开口直径减小的情况中,难以产生具有期望视差的立体图像。

[0125] 相比较,在根据这个实施例的光阑机构 16 中,第一开口对 P10 的中心之间的距离、第二开口对 P20 的中心之间的距离都对应于第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的中心位置之间的距离 D。因此,即使当光阑的开口尺寸减小时,双目视差的基线长度也保持为 D。通过这样,变得可以改变孔径值并且保持期望的双目视差。因此,根据这个实施例,可以提供能够调整景深而不恶化立体效果的内窥镜设备 10。

[0126] < 第二实施例 >

[0127] 图 12 示出根据本公开的第二实施例的内窥镜设备 10B 中的光阑机构 16B 的结构。

图 12 是 Z 轴方向观看时的正视图。注意,在图 12 中,对应于以上所提及的第一实施例的部分的部分将用相同的附图标记表示,并且将省略或者简化详细描述。

[0128] 在这个实施例中,在光阑机构 16B 中,通过将盘状可移动板 164B 围绕 Z 轴旋转,将具有不同开口面积的开口与偏振滤光器 14 相对。可选择的,开口区域可保持偏振滤光器 14 的变型版本。通过这样,第一光阑部分 161B 和第二光阑部分 162B 的孔径值被改变。

[0129] 在这个实施例中,可移动板 164B 为具有中心 CB100 的盘状形状。可移动板 164B 包括两个区域,该两个区域包含圆形内周侧(inner-peripheral)板部分 165B (第一板部分)以及围绕该内周侧板部分 165B 提供的环形外周侧(outer-peripheral)板部分 166B,圆形内周侧板部分 165B 包含中心 CB100。即,内周侧板部分 165B 和外周侧板部分 166B 为一体的。内周侧板部分 165B 和外周侧板部分 166B 构成可移动板 164B。而且,通过图 12 的交替长短虚线表示的边界线 BL2 是示出第一光阑部分 161B 和第二光阑部分 162B (第一板部分 165B 和第二板部分 166B)之间的边界的虚拟线。当边界线 BL2 投影到偏振滤光器 14 上时,边界线 BL2 大致穿过偏振滤光器 14 的中心。

[0130] 第一光阑部分 161B 包含多个内周侧开口部分(第一开口部分)PB11、PB12 和 PB13 以及内周侧板部分 165B。多个内周侧开口部分 PB11、PB12 和 PB13 以及内周侧板部分 165B 沿着第一圆周 CB101。第二光阑部分 162B 包含外周侧开口部分(第二开口部分)PB21、PB22 和 PB23 以及外周侧板部分 166B。外周侧开口部分 PB21、PB22 和 PB23 以及外周侧板部分 166B 沿着第二圆周 CB102。内周侧开口部分 PB11、PB12 和 PB13 都传输右眼图像光。外周侧开口部分 PB21、PB22 和 PB23 都传输左眼图像光。

[0131] 在多个开口部分之中,内周侧开口部分 PB11 和外周侧开口部分 PB21 为具有相同开口面积的圆形开口。内周侧开口部分 PB11 和外周侧开口部分 PB21 在半径方向上彼此分离。内周侧开口部分 PB11 和外周侧开口部分 PB21 构成第一开口对 PB10。类似地,内周侧开口部分 PB12 和外周侧开口部分 PB22 为具有相同开口面积的圆形开口。内周侧开口部分 PB12 和外周侧开口部分 PB22 在半径方向上彼此分离。内周侧开口部分 PB12 和外周侧开口部分 PB22 构成第二开口对 PB20。内周侧开口部分 PB13 和外周侧开口部分 PB23 构成圆形开口 PB30 上的半圆形内周侧和外周侧区域。注意,由交替的长和短虚线表示的边界线 BL23 示出内周侧开口部分 PB13 和外周侧开口部分 PB23 之间的边界。当开口 PB30 与偏振滤光器 14 相对时,边界线 BL23 为在 Z 轴方向上与第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 之间的边界线相对的虚拟线。

[0132] 内周侧开口部分 PB11 和 PB12 的中心 CB11 和 CB12 以及内周侧开口部分 PB13 的重心 CB13 (自然中心或者质心)布置在第一圆周 CB101 上。类似的,外周侧开口部分 PB21 和 PB22 的中心 CB21 和 CB22 以及外周侧开口部分 PB23 的重心 CB23 (自然中心或者质心)布置在第二圆周 CB102 上。第一圆周 CB101 和第二圆周 CB102 是以中心 CB100 为中心的虚拟同心圆。通过图 12 的交替一长两短的虚线表示第一圆周 CB101 和第二圆周 CB102。而且,这些半径之间的差为第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的中心位置之间的距离 D。通过这样,第一开口对 PB10 的中心之间的距离、第二开口对 PB20 的中心之间的距离以及开口 PB30 的中心位置之间的距离均为 D。双目视差的基线长度 D 被保持。

[0133] 如在第一实施例中,第二开口对 PB20 的开口部分 PB12 和 PB22 具有大于第一开口对 PB10 的开口部分 PB11 和 PB21 的开口面积。另外,构成开口 PB30 的开口部分 PB13 和

PB23 具有大于第二开口对 PB20 的开口部分 PB12 和 PB22 的开口面积。通过这样,穿过开口 PB30、第二开口对 PB20 和第一开口对 PB10 的光量以所陈述的顺序减少。即,图像的景深以该顺序变深。

[0134] 在这个实施例中,机构部分(未示出)被构造为沿着第一圆周 CB101 和第二圆周 CB102 移动可移动板 164B。机构部分移动内周侧板部分 165B 和外周侧板部分 166B,使得内周侧开口部分 PB11、PB12 和 PB13 的任意一个与第一滤光器部分 141 相对,并且外周侧开口部分 PB21、PB22 和 PB23 的任意一个与第二滤光器部分 142 相对。通过这样,可调整对象光通量的孔径值,并且可调整右眼图像和左眼图像的亮度和景深。

[0135] 例如,机构部分可由减速器(reducer)构成,该减速器使可移动板 164B 关于 Z 轴旋转和停止。例如,减速器具有输出轴(output shaft)。输出轴穿过可移动板 164B 的中心 CB100。减速器旋转或者停止输出轴。蜗轮减速器(worm reducer)等可用作减速器。还可通过电马达等驱动减速器。通过这样,机构部分可在不直接接触内窥镜设备 10B 的情况下被驱动。

[0136] 而且,第一开口对 PB10、第二开口对 PB20 以及开口 PB30 可关于中心 CB100 等间隔。通过这样,为了在第一开口对 PB10、第二开口对 PB20 以及开口 PB30 之间转换,可将可移动板 164B 旋转相同的角度(120°)。

[0137] 通过根据具有以上所提及结构的这个实施例的内窥镜设备 10B,也可给出与以上所提及的第一实施例相同的动作和效果。即,光阑机构 16B 包括中心之间的距离保持为 D 的多个开口对 PB10 和 PB20。变得可改变孔径值并且保持双目视差。

[0138] < 第三实施例 >

[0139] 图 13A 和 13B 是各自示出根据本公开的第三实施例的内窥镜设备 10C 中的光阑机构 16C 的结构图。图 13A 和 13B 是在 Z 轴方向观看时的正视图。注意,在图 13A 和 13B 中,对应于以上所提及的第一实施例的部分的部分将用相同的附图标记表示并且将省略或者简化详细描述。

[0140] 在这个实施例中,光阑机构 16C 在 Y 轴方向上包括一对可移动板 164Ca 和 164Cb。右开口部分 PC10 (第一开口部分) 和左开口部分 PC20 (第二开口部分) 由该对可移动板 164Ca 和 164Cb 形成并且形成在该可移动板 164Ca 和 164Cb 之间。

[0141] 第一光阑部分 161C 在右侧上包括一对板部分 165Ca 和 165Cb (第一对板部分)。通过彼此交迭,该对板部分 165Ca 和 165Cb 可形成与第一滤光器部分 141 相对的右开口部分 PC10。而且,第二光阑部分 162C 在左侧上包括一对板部分 166Ca 和 166Cb (第二对板部分)。通过彼此交迭,该对板部分 166Ca 和 166Cb 可形成与第二滤光器部分 142 相对的左开口部分 PC20。即,通过改变右侧上的该对板部分 165Ca 和 165Cb 的交迭量以及左侧上的该对板部分 166Ca 和 166Cb 的交迭量,光阑机构 16C 改变右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 的尺寸并且调整孔径值。

[0142] 右侧上的该对板部分 165Ca 和 165Cb 以及左侧上的该对板部分 166Ca 和 166Cb 分别构成可移动板对 164Ca 和 164Cb 的左和右区域。即,右侧上的该对板部分 165Ca 和 165Cb 为垂直对称形状。右侧上的该对板部分 165Ca 和 165Cb 在 Y 轴方向上彼此相对。左侧上的该对板部分 166Ca 和 166Cb 为垂直对称形状。左侧上的该对板部分 166Ca 和 166Cb 在 Y 轴方向上彼此相对。左侧上的该对板部分 166Ca 和 166Cb 相对右手

侧上的该对板部分 165Ca 和 165Cb 水平对称。

[0143] 可移动板 164Ca 包括主体 168Ca、连接部 168Cc 以及框架部分 F1、F2 和 F3。框架部分 F1、F2 和 F3 布置在主体 168Ca 的下部。框架部分 F1、F2 和 F3 构成右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 的框架。连接部 168Cc 位于主体 168Ca 和框架部分 F1、F2 和 F3 之间。连接部分 168Cc 将框架部分 F1、F2 和 F3 连接到主体 168Ca。

[0144] 框架部分 F1 构成右开口部分 PC10 的右上侧上的框架。框架部分 F1 通过连接部 168Cc 提供在主体 168Ca 的右下部分处。框架 F2 提供在右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 之间的边界部分。框架部分 F2 通过连接部 168Cc 提供在主体 168Ca 的下方中心处。框架部分 F3 构成左开口部分 PC20 的左上侧上的框架。框架部分 F3 通过连接部 168Cc 提供在主体 168Ca 的左下部分处。可考虑开口部分的形状和尺寸来设置框架部分 F1、F2 和 F3 的形状和尺寸。例如,为了开口部分具有六边形形状,框架部分 F1 和 F3 可为大致直角三角形,并且框架 F2 可为具有 60° 角度的角 (corner) 的水平对称梯形形状。

[0145] 可移动板 164Cb 可相对于可移动板 164Ca 垂直对称。即,可移动板 164Cb 包括主体 168Cb、连接部 168Cd 以及框架部分 F4、F5 和 F6。框架部分 F4 构成右开口部分 PC10 的右上侧上的框架。框架部分 F4 提供在主体 168Cb 的右上部分处。框架部分 F5 提供在右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 之间的边界部分处,并且提供在主体 168Cb 的上方中心处。框架部分 F6 构成左开口部分 PC20 的左下侧上的框架并且提供在主体 168Cb 的左上部分处。

[0146] 注意,主体 168Ca 和 168Cb 的右半、框架部分 F2 和 F5 的右半、以及框架 F1 和 F4 构成右手侧上的板部分 165Ca 和 165Cb 的对。类似地,主体 168Ca 和 168Cb 的左半、框架部分 F2 和 F5 的左半、以及框架 F3 和 F6 构成左手侧上的板部分 166Ca 和 166Cb 的对。

[0147] 通过将该对可移动板 164Ca 和 164Cb 在 Y 轴方向上彼此靠近或者远离移动,机构部分(未示出)改变框架部分 F1 到 F6 的交迭量。通过这样,变得可以调整右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 的尺寸。

[0148] 例如,机构部分可包括滚珠螺旋(ball screw)单元。滚珠螺旋单元连接到该对可移动板 164Ca 和 164Cb 中的每个。通过这样,该对可移动板 164Ca 和 164Cb 的位置可固定在沿着 Y 轴方向的预定位置处。而且,机构部分还包括电马达或类似物作为滚珠螺旋驱动源。通过这样,可在不直接接触内窥镜设备 10C 的情况下驱动机构部分。

[0149] 这里,如图 13A 中所示,在主体 168Ca 和 168Cb 在 Y 轴方向上的距离等于或者大于预定距离的情况中,框架部分 F1、F2 和 F3 与框架部分 F4、F5 和 F6 不交迭。通过这样,右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 变为单个大开口。

[0150] 另一方面,如图 13B 所示,在主体 168Ca 和 168Cb 在 Y 轴方向上的距离小于预定距离的情况中,框架部分 F1 与框架部分 F4 交迭,框架部分 F2 与框架部分 F5 交迭,框架部分 F3 与框架部分 F6 交迭。通过这样,右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 被形成为具有六边形形状。另外,通过改变交迭量,变得可以改变右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 的开口面积。

[0151] 而且,右开口部分 PC10 的重心 CC10 (自然中心或者质心)和左开口部分 PC20 的重心 CC20 (自然中心或者质心)之间的距离保持不变。这是因为根据本实施例的光阑机构 16C 被构造为仅在 Y 轴方向上移动可移动板 164Ca 和 164Cb 的对。即,中心 CC10 和 CC20 在

X 轴方向(左和右手方向)上彼此相对,并且在 X 轴方向上,仅框架部分 F1 到 F6 的交迭部分被变形,因此中心的距离保持。因此,通过根据这个实施例的内窥镜设备 10C,双目视差的基线长度 D 也保持不变。因此,变得可以改变孔径值并且保持右眼图像和左眼图像之间的视差。

[0152] 根据具有以上所提及结构的这个实施例的内窥镜设备 10C 包括仅变化 Y 方向上的尺寸的右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20。从而,变得可以改变孔径值,同时保持 X 方向上的视差。而且,通过调整两个可移动板 168Ca 和 168Cb 在 Y 轴方向上的交迭量,可连续地改变右开口部分 PC10 和左开口部分 PC20 的开口面积。通过这样,可精细地调整孔径值并且容易获得期望的景深。

[0153] < 第四实施例 >

[0154] 图 14 是示出根据本公开的第四实施例的内窥镜设备 10D 的主要部分的结构示意图。注意,在图 14 中,对应于以上所提及的第一实施例的部分的部分将用相同的附图标记表示,并且将省略或者简化详细描述。

[0155] 这个实施例与第一实施例的不同之处在于:光阑机构 16D 不被提供在偏振滤光器 14D 的光出射侧,而是被提供在偏振滤光器 14D 的光入射侧。

[0156] 光阑机构 16D 被提供在目镜 112 的端部处,使得光阑机构 16D 与第一连接端部分 131 的参考表面 13b 对准。另一方面,偏振滤光器 14D 安装在适配器 13 中并且被提供在光阑机构 16D 和成像透镜 17 之间。注意,光阑机构 16D 可被提供为与偏振滤光器 14D 相邻,或者光阑机构 16D 要插入其中的插入部分可被形成在适配器 13 中,如第一实施例中一样。

[0157] 光阑机构 16D 的结构与根据第一实施例的光阑机构 16 的结构类似。即,第一光阑部分 161 与第一滤光器部分 141 相对,并且第二光阑部分 162 与第二滤光器部分 142 相对。因此,第一光阑部分 161 减少右眼图像的图像光以获得预定的孔径值,并且将图像光输入到第一滤光器部分 141。另一方面,第二光阑部分 162 减少左眼图像的图像光以获得预定孔径值,并且将图像光输入到第二滤光器部分 142。

[0158] 此外,第一开口对 P10 的中心和第二开口对 P20 的中心之间的距离对应于第一滤光器部分 141 和第二滤光器部分 142 的中心位置之间的距离 D。通过这样,可从穿过偏振滤光器 14 的第一滤光器部分 141 的第一偏振光 L1 和穿过第二滤光器部分 142 的偏振光 L2,产生右眼图像数据和左眼图像数据。这里,右眼图像数据和左眼图像数据之间的双目视差的基线长度为 D。

[0159] 同样,通过根据这个实施例的内窥镜设备 10D,可给出与以上所提及的第一实施例中相同的动作和效果。

[0160] 虽然已经描述了本公开的实施例,但本公开不仅仅限于以上所提及的实施例,并且可作出多种改变而不背离本公开的精神。

[0161] 虽然在以上所提及的实施例中,使用单个图像传感器 15,但本公开不限于此。例如,图 15 是示出作为第一实施例的变型例子的、内窥镜设备 10E 的光学系统的结构例子的示意图,该内窥镜设备 10E 包括右眼图像传感器 15a 和左眼图像传感器 15b 两个图像传感器。

[0162] 在这个变型例子中,成像光学系统 111c 到偏振滤光器 14 的结构与第一实施例相同。然而,这个变型例子与第一实施例的不同之处在于:在偏振滤光器 14 的光出射侧提供

分束器 18。分束器 18 为例如大致矩形形状。分束器 18 在对角线方向上包括偏振和分离表面 18a。偏振和分离表面 18a 传输第一偏振光 L1。第一偏振光 L1 具有 P-波作为偏振分量。偏振和分离表面 18a 将第二偏振光 L2 反射 90°。第二偏振光 L2 具有 S-波作为偏振分量。通过这样,第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 分离。第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 分别输入到右眼图像传感器 15a 和左眼图像传感器 15b。注意,如图 15 中所示,在分束器 18 与图像传感器 15a 和 15b 之间可分别提供成像透镜 17a 和 17b。而且,分束器 18 的结构不限于可以分离第一偏振光 L1 (p-偏振分量) 和第二偏振光 L2 (s-偏振分量) 的以上所提及的结构。

[0163] 在这个变型例子中,从第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 可产生右眼图像数据和左眼图像数据,而不在图像传感器 15 的光接收表面 150 中提供线栅偏振器。因此,可获得与以上所提及的第一实施例相同的动作和效果。当然,另外,这个变型例子可应用到第二到第四实施例。

[0164] 而且,在以上所提及的实施例中,具有不同开口面积的多个开口、或者具有由在 Y 轴方向上彼此相对的可移动板改变的开口面积的开口部分可用作第一开口部分和第二开口部分。然而,本公开不限于此。例如,能够通过光阑叶片调整开口面积的可变光阑可用作第一开口部分和第二开口部分中的每个(参见图 11A 到 11C)。在这种情况下,第一开口部分由右眼可变光阑构成并且第二开口部分由左眼可变光阑构成。同样,通过这种结构,变得可以改变第一偏振光 L1 和第二偏振光 L2 的孔径值。而且,这些光阑的中心与第一滤光器部分和第二滤光器部分在 Z 轴方向上的重心(自然中心或者质心)相对,并且因此可保持双目视差的基线长度。

[0165] 例如,在以上所提及的实施例中,光阑机构 16 被构造为关于偏振滤光器 14 和适配器 13 可移动。然而,本公开不限于此。例如,光阑结构 16 和偏振滤光器 14 可一起移动。例如,第一滤光器部分 141 可结合(bond)到光阑机构 16 的第一光阑部分 161,并且第二滤光器部分 142 可结合到第二光阑部分 162。此时,第一滤光器部分 141 被形成为与第一可移动板 165 的形状相同。第二滤光器部分 142 被形成为与第二可移动板 166 的形状相同。同样,通过这种结构,变得可以调整第一偏振光 L1 (用于右眼图像的图像光)和第二偏振光 L2 (用于左眼图像的图像光)的孔径值,同时保持视差。

[0166] 例如,在以上所提及的实施例中,光阑机构可构造为由使用者手动驱动或者由驱动源(例如电马达或汽缸(cylinder))驱动。然而,这些驱动源可以无线或者有线方式连接到控制单元 20 等,使得驱动源可与控制单元 20 等通信。通过这样,不是操作内窥镜 10 的使用者的人可以控制孔径值。而且,例如,即使在以下情况中也可调整孔径值:诸如手术师的使用者具有从卫生的角度已消毒的手,并且不能直接接触内窥镜设备 10。

[0167] 例如,在以上所提及的实施例中,已经描述了以下例子:根据本公开的成像设备被应用到将在医学实践中使用的内窥镜设备。然而,本公开不限于此,并且根据本公开的成像设备可应用到例如显微镜以及工业内窥镜。

[0168] 应该注意,本公开还可采取以下构造:

[0169] (1) 一种成像设备,包括:

[0170] 镜筒,构造为传输对象光通量;

[0171] 偏振滤光器,包括:

[0172] 第一滤光器部分,构造为使所述对象光通量的第一偏振分量传输通过,并且阻止垂直于所述第一偏振分量的第二偏振分量,以及

[0173] 第二滤光器部分,构造为阻止所述对象光通量的所述第一偏振分量,并且使所述第二偏振分量传输通过,所述第二滤光器部分在第一轴方向上与所述第一滤光器部分相邻,所述偏振滤光器被提供在所述对象光通量的光路上;

[0174] 成像单元包括:

[0175] 图像传感器,构造为接收所述第一偏振分量和所述第二偏振分量,所述图像传感器被提供给所述镜筒,所述成像单元被构造为从所述第一偏振分量产生第一视差图像数据,并从所述第二偏振分量产生第二视差图像数据;以及

[0176] 光阑机构,其被提供在所述对象光通量的光路上。

[0177] (2) 根据项(1)所述的成像设备,其中

[0178] 所述光阑机构包括:

[0179] 第一光阑部分,其与所述第一滤光器部分相对,以及

[0180] 第二光阑部分,其与所述第二滤光器部分相对,所述光阑机构被构造为改变所述第一光阑部分和所述第二光阑部分的孔径值,同时在所述第一视差图像和所述第二视差图像之间保持视差。

[0181] (3) 根据项(2)所述的成像设备,其中

[0182] 所述第一光阑部分包括:

[0183] 第一板部分,包括具有不同开口面积的多个第一开口部分;

[0184] 所述第二光阑部分包括:

[0185] 第二板部分,包括具有不同开口面积的多个第二开口部分;

[0186] 所述光阑机构还包括:

[0187] 机构部分,构造为支持所述第一板部分和所述第二板部分可移动,使得所述多个第一开口部分中的任意一个与所述第一滤光器部分相对,并且所述多个第二开口部分中的任意一个与所述第二滤光器部分相对。

[0188] (4) 根据项(3)所述的成像设备,其中

[0189] 所述第一板部分和所述第二板部分整体形成。

[0190] (5) 根据项(3)或(4)所述的成像设备,其中

[0191] 所述多个第一开口部分和所述多个第二开口部分在所述第一轴方向上彼此隔离开,并且沿着第二轴方向分别布置在所述第一板部分和所述第二板部分中,所述第二轴方向垂直于所述第一轴方向,以及

[0192] 所述机构部分被构造为沿着所述第二轴方向移动所述第一板部分和所述第二板部分。

[0193] (6) 根据项(3)或(4)所述的成像设备,其中

[0194] 所述多个第一开口部分沿着第一圆周布置在所述第一板部分中,

[0195] 所述多个第二开口部分沿着第二圆周布置在所述第二板部分中,所述第二圆周与所述第一圆周同心,以及

[0196] 所述机构部分被构造为分别沿着所述第一圆周和所述第二圆周移动所述第一板部分和所述第二板部分。

- [0197] (7) 根据项(2)所述的成像设备,其中
- [0198] 所述第一光阑部分包括第一对板部分,所述第一对板部分能够彼此交迭以形成与所述第一滤光器部分相对的第一开口部分,
- [0199] 所述第二光阑部分包括第二对板部分,所述第二对板部分能够彼此交迭以形成与所述第二滤光器部分相对的第二开口部分,以及
- [0200] 所述光阑机构还包括机构部分,所述机构部分被构造为改变所述第一对板部分和所述第二对板部分的交迭量,从而调整所述第一开口部分和所述第二开口部分的尺寸。
- [0201] (8) 根据项(1)至(7)任意一项所述的成像设备,其中
- [0202] 所述光阑机构被提供为邻近所述偏振滤光器。
- [0203] (9) 根据项(1)至(8)任意一项所述的成像设备,其中
- [0204] 所述光阑机构被提供在所述偏振滤光器的光出射侧上。
- [0205] (10) 根据项(1)至(9)任意一项所述的成像设备,其中
- [0206] 所述光阑机构被提供在所述偏振滤光器的光入射侧上。
- [0207] (11) 根据项(1)至(10)任意一项所述的成像设备,其中
- [0208] 所述图像传感器包括:
- [0209] 光接收表面,包括:
- [0210] 多个第一偏振器,构造为使所述第一偏振分量传输通过并且阻止所述第二偏振分量,以及
- [0211] 多个第二偏振器,构造为阻止所述第一偏振分量并且使所述第二偏振分量传输通过,所述多个第一偏振器和所述多个第二偏振器以矩阵形式布置。
- [0212] (12) 一种用于立体成像的光学装置,包括:
- [0213] 孔径单元,构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时在所述第一孔径部分的第一对准位置和所述第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。
- [0214] (13) 如项(12)所述的光学装置,其中所述孔径单元包括:
- [0215] 多对所述第一和第二孔径部分,每对被构造为对应于不同孔径值,每对被构造为放置于光路中,以将所述孔径值调整为对应于该对的不同孔径值。
- [0216] (14) 如项(13)所述的光学装置,其中每对所述第一和第二孔径包括:
- [0217] 偏振滤光器,构造为包括第一和第二滤光器部分,该第一和第二滤光器部分包括各自的第一和第二质心,所述第一滤光器部分包含于所述第一孔径部分内,并且所述第二滤光器部分包含于所述第二孔径部分内,所述第一质心对应于所述第一对准位置,并且所述第二质心对应于第二对准位置。
- [0218] (15) 如项(13)所述的光学装置,其中所述孔径单元包括:
- [0219] 光阑机构,构造为包括所述多对所述第一和第二孔径部分,所述光阑机构构造为在垂直于所述光路的方向上移动。
- [0220] (16) 如项(14)所述的光学装置,其中所述光阑机构是板,所述板被构造为在垂直于所述光路的方向上滑动。
- [0221] (17) 如项(14)所述的光学装置,其中所述光阑机构是盘,所述盘被构造为围绕平行于所述光路的轴旋转。
- [0222] (18) 如项(12)所述的光学装置,其中所述孔径单元包括光阑机构,所述光阑机构

被构造为包括：

[0223] 一对可移动板,所述可移动板被构造为沿着垂直于所述光路的方向在相反方向上滑动,其中基于该对可移动板的位置调整所述第一和第二孔径部分的孔径值。

[0224] (19)如项(12)所述的光学装置,其中所述孔径单元包括光阑机构,所述光阑机构被构造为包括：

[0225] 一对可变光阑,其中基于该对可变光阑的可变位置调整所述第一和第二孔径部分的孔径值。

[0226] (20)如项(12)所述的光学装置,其中所述光学装置包括：

[0227] 偏振滤光器,构造为包括第一和第二滤光器部分,所述第一和第二滤光器部分包括各自的第一和第二质心,所述第一质心与所述第一对准位置对应,并且所述第二质心与所述第二对准位置对应。

[0228] (21)如项(20)所述的光学装置,其中所述偏振滤光器被构造在所述孔径单元的物侧上。

[0229] (22)如项(20)所述的光学装置,其中所述偏振滤光器被构造在所述孔径单元的像侧上。

[0230] (23)一种内窥镜设备,包括：

[0231] 镜筒；

[0232] 成像部件；以及

[0233] 用于立体成像的光学装置,包括：

[0234] 孔径单元,构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值,同时在所述第一孔径部分的第一对准位置和所述第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。

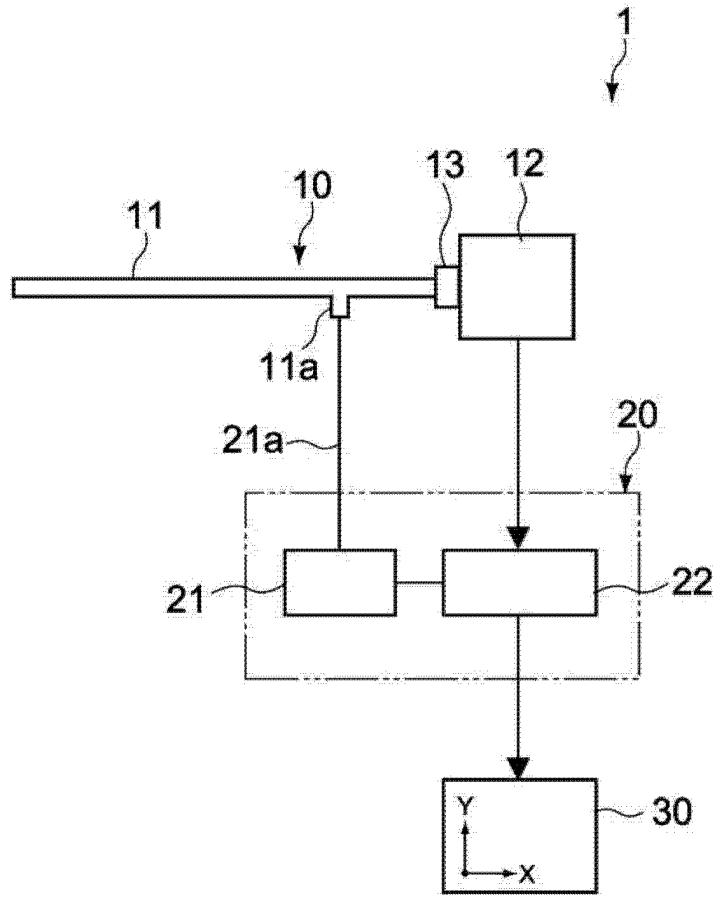


图 1

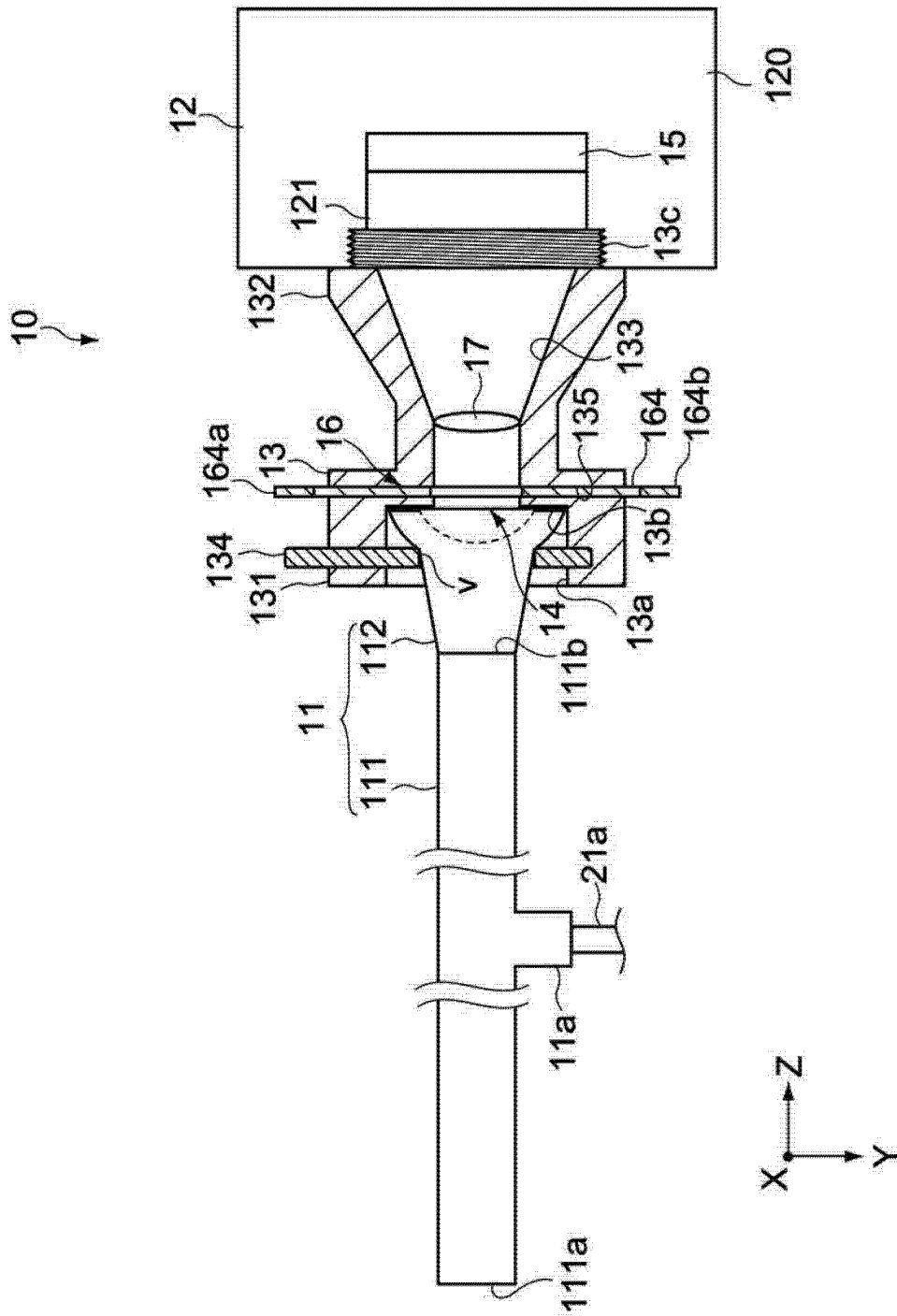


图 2

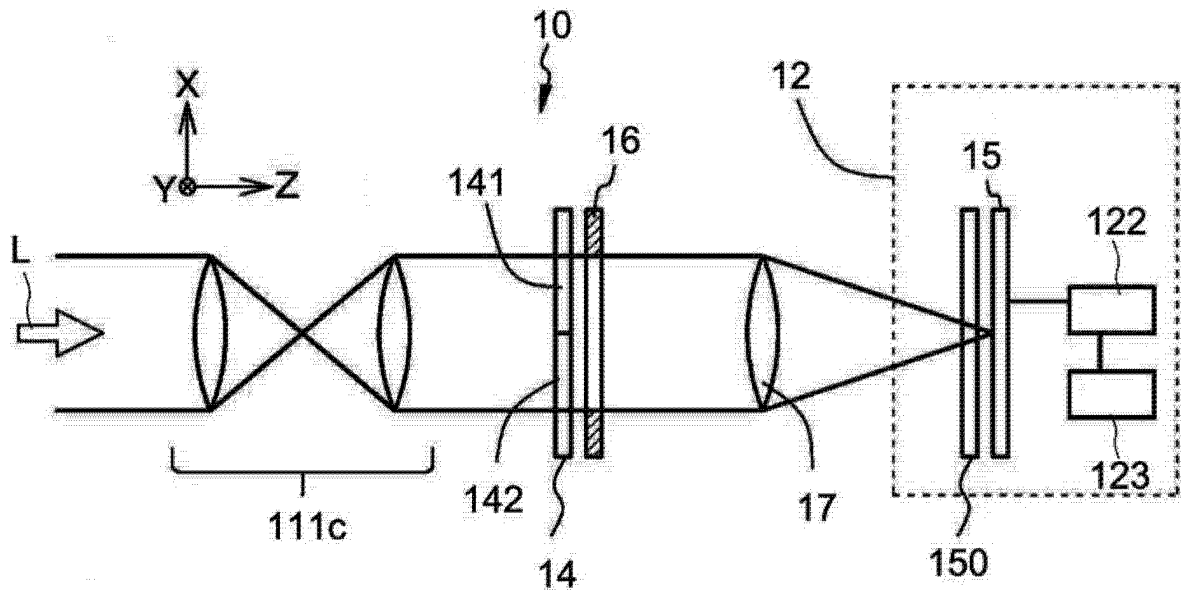


图 3A

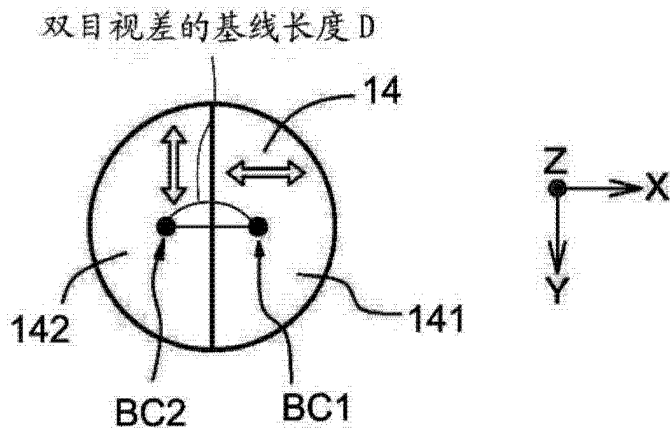


图 3B

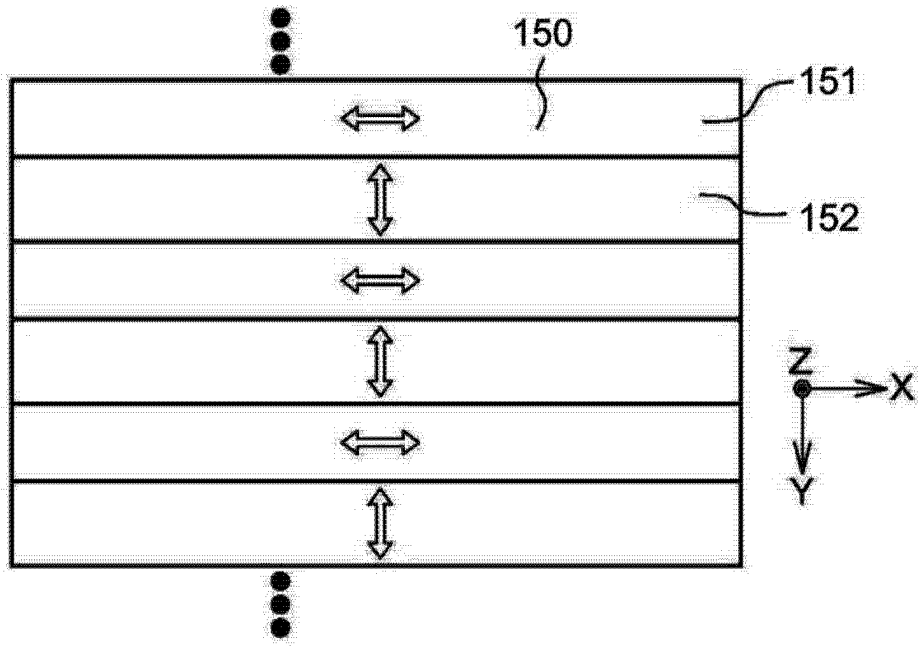


图 3C

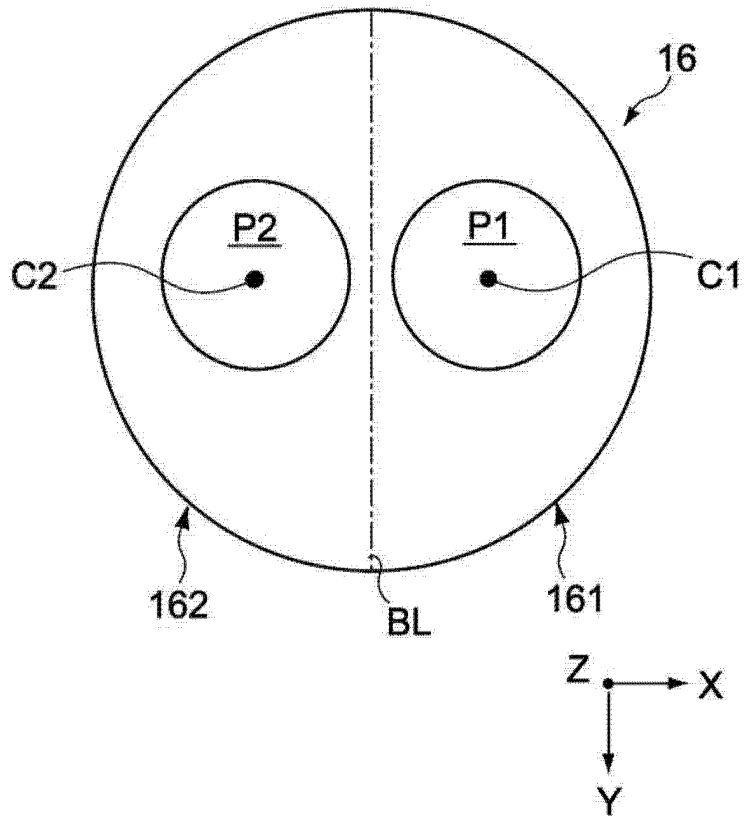


图 4

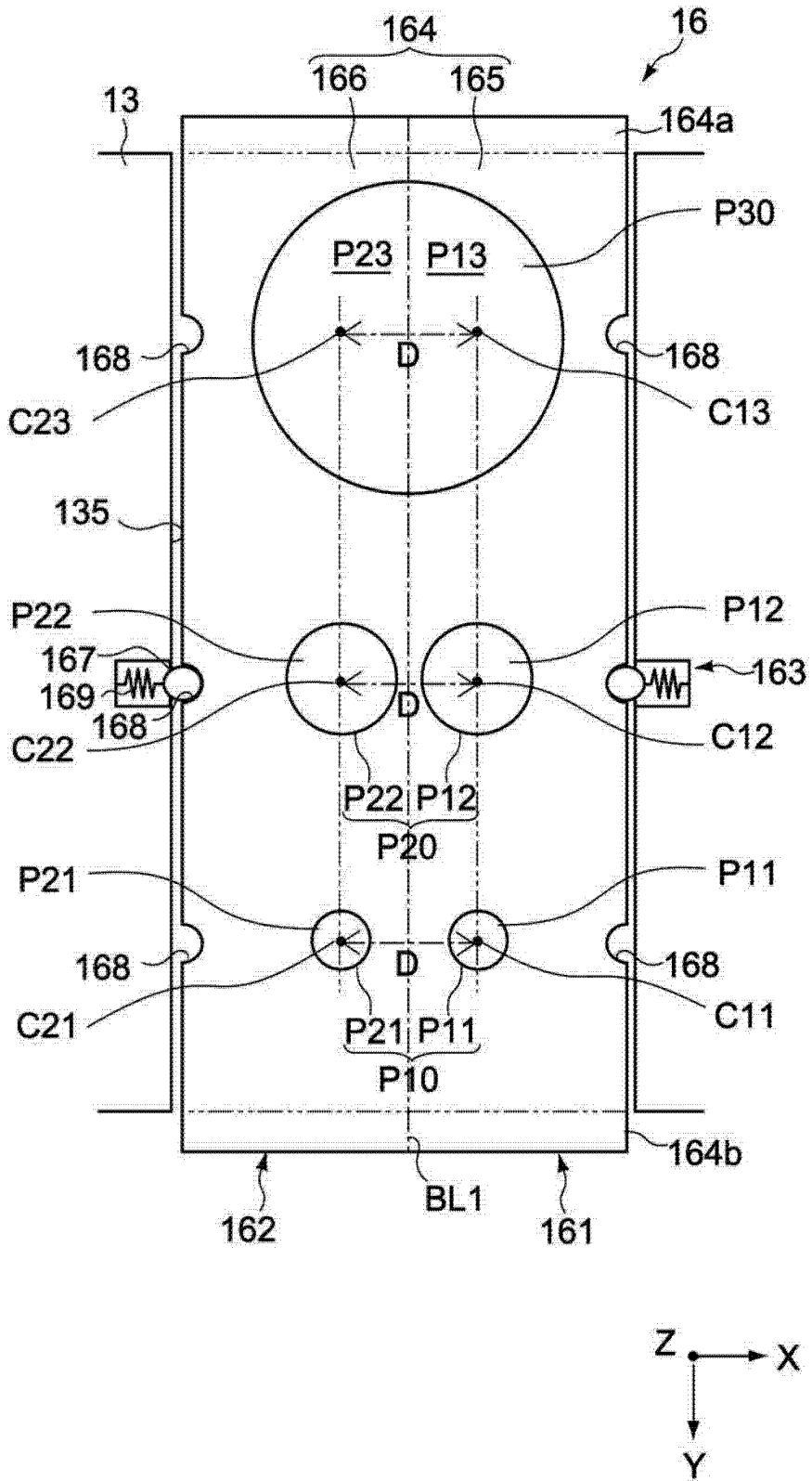


图 5

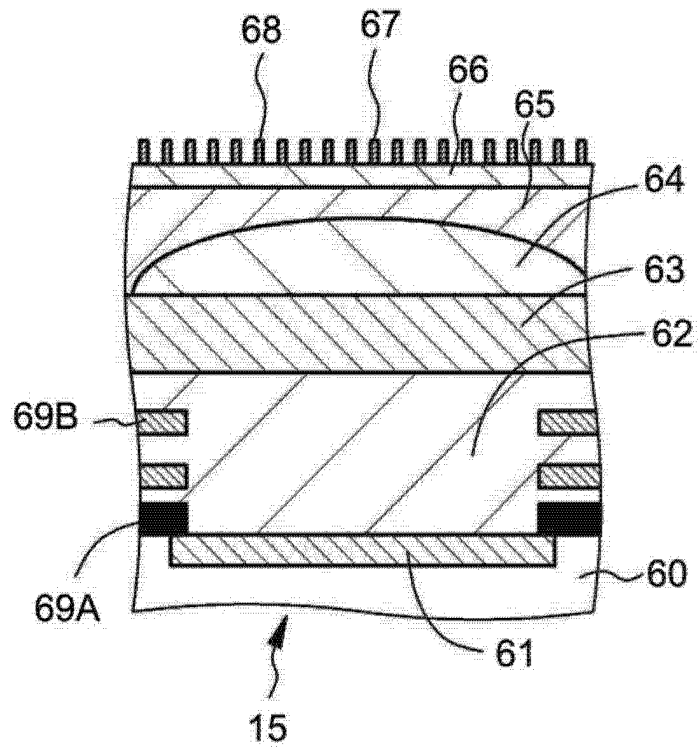


图 6A

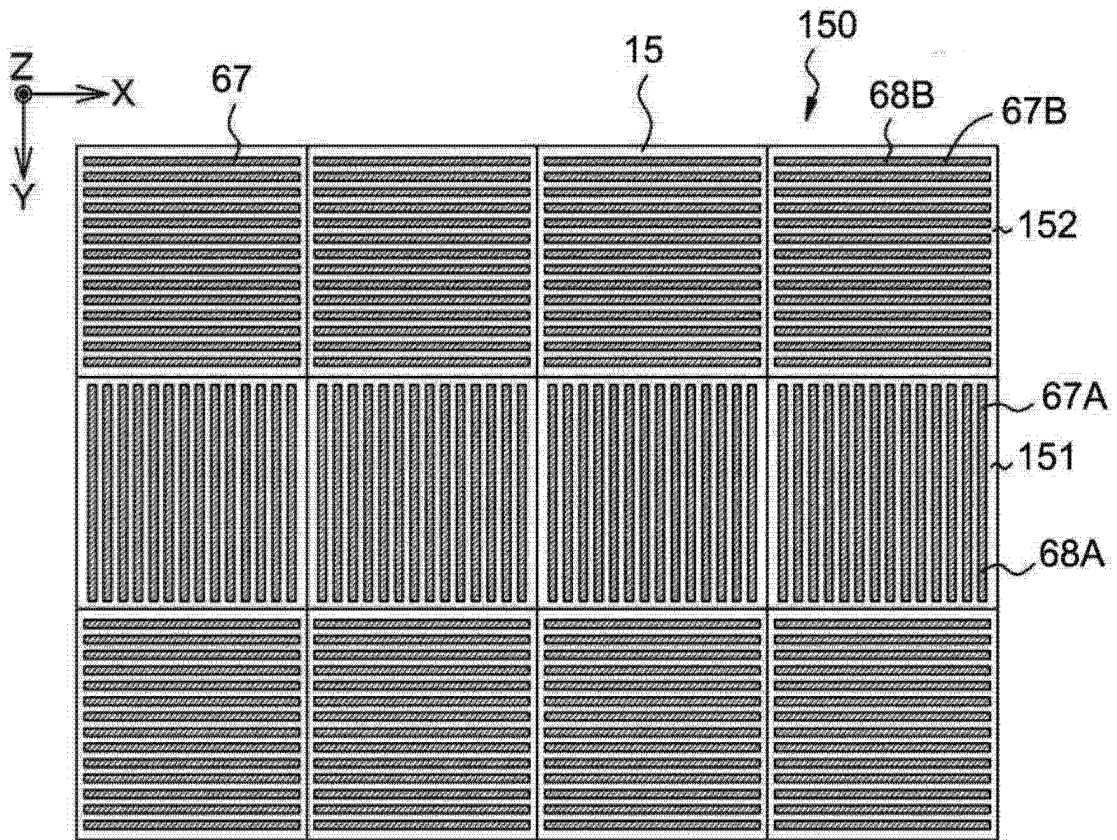


图 6B

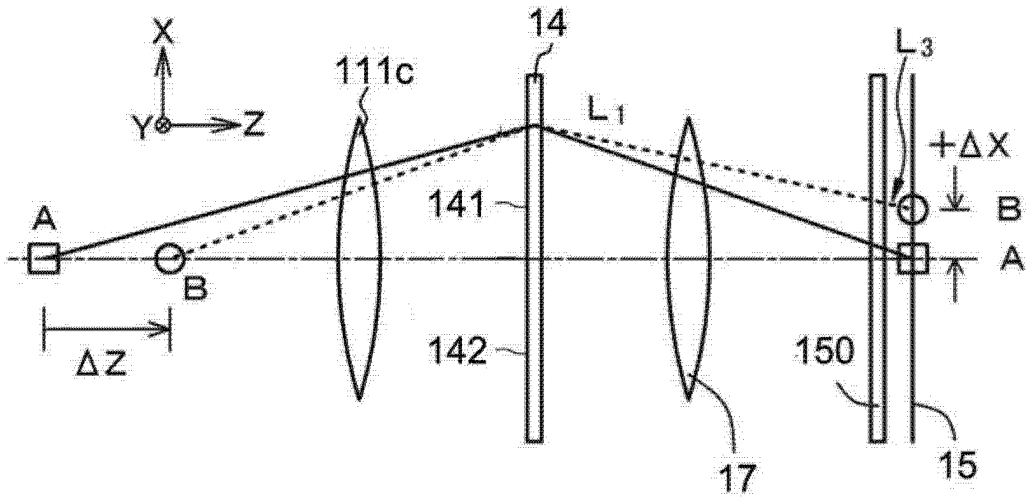


图 7A

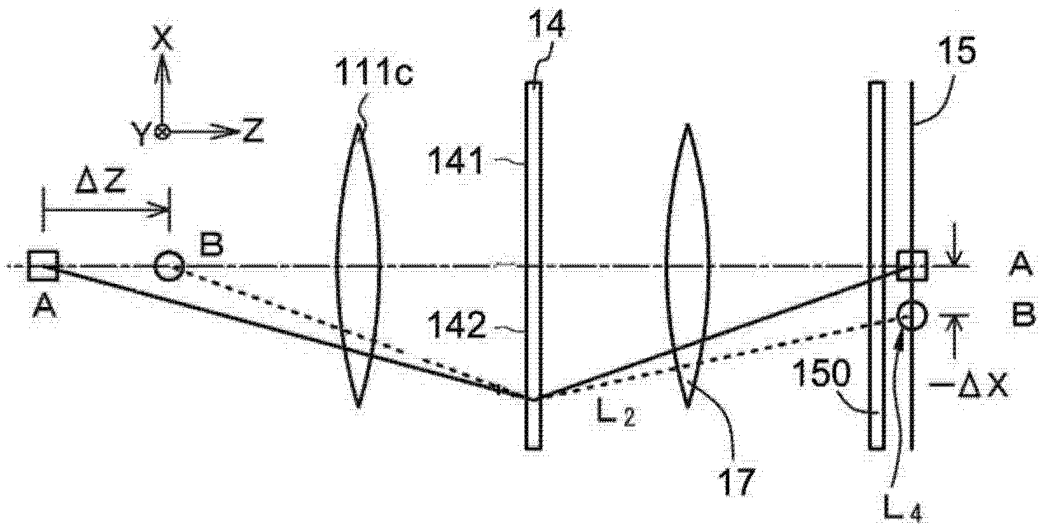


图 7B

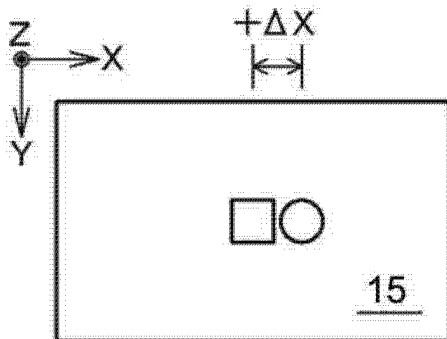


图 7C

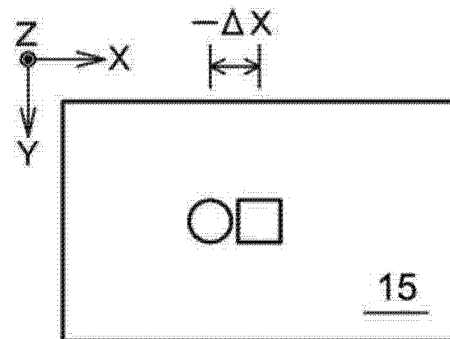


图 7D

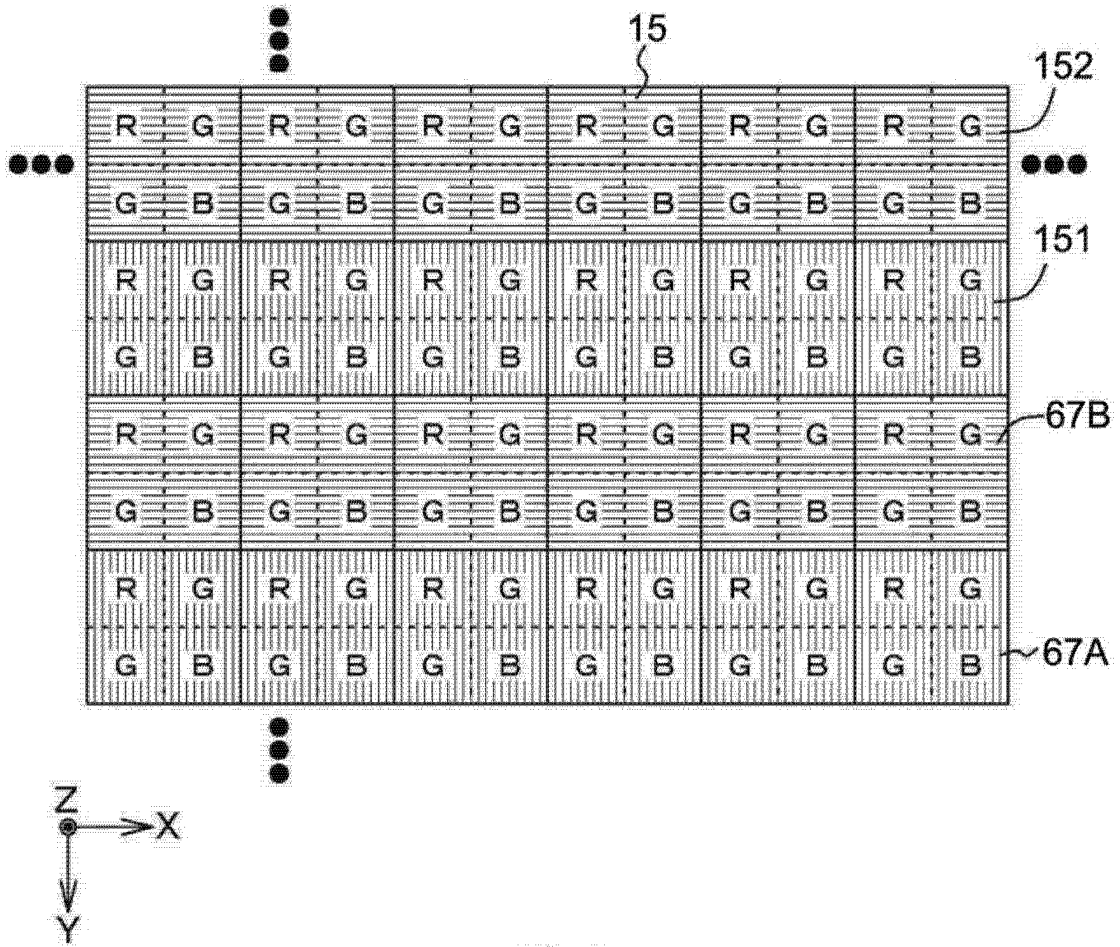


图 8

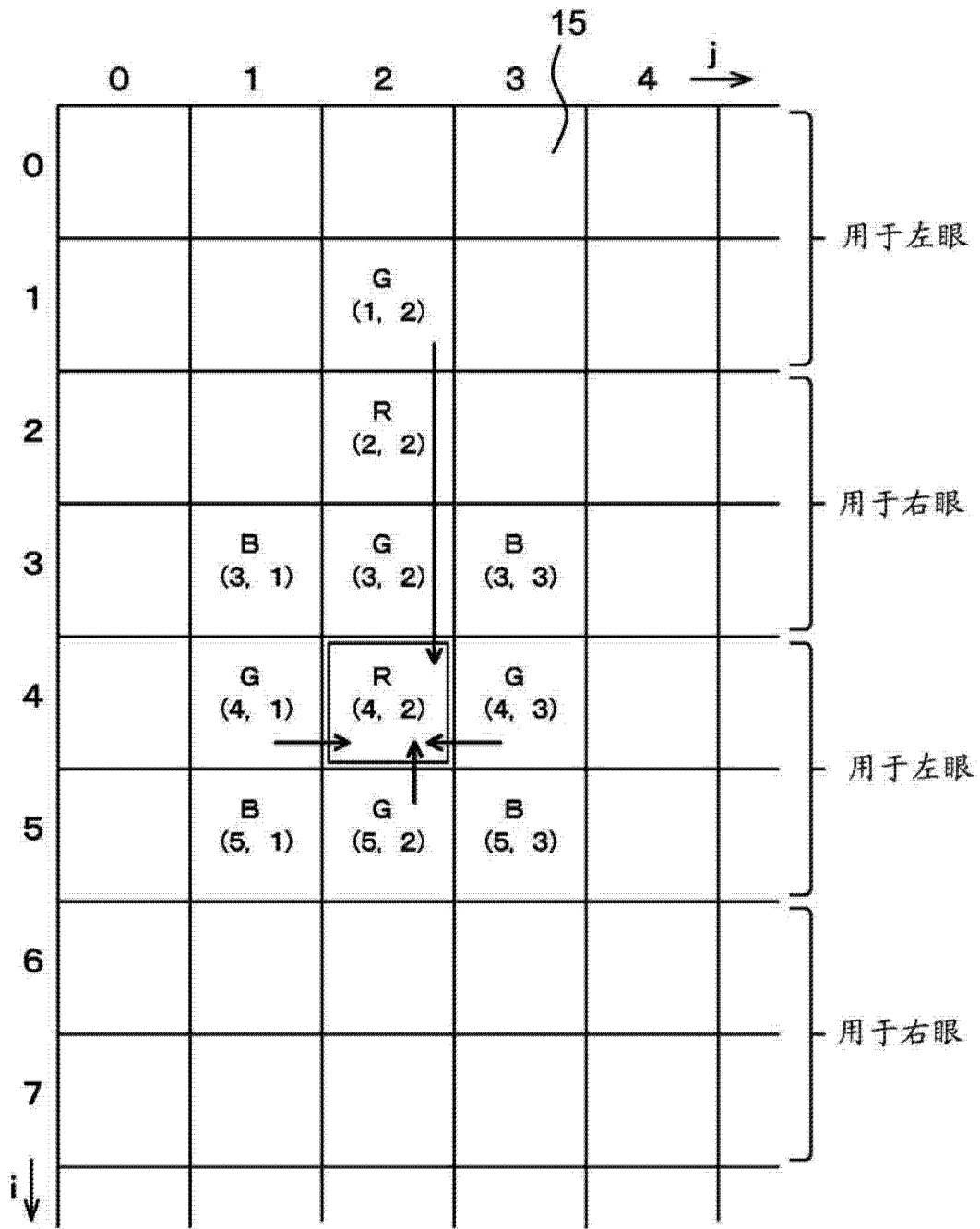


图9

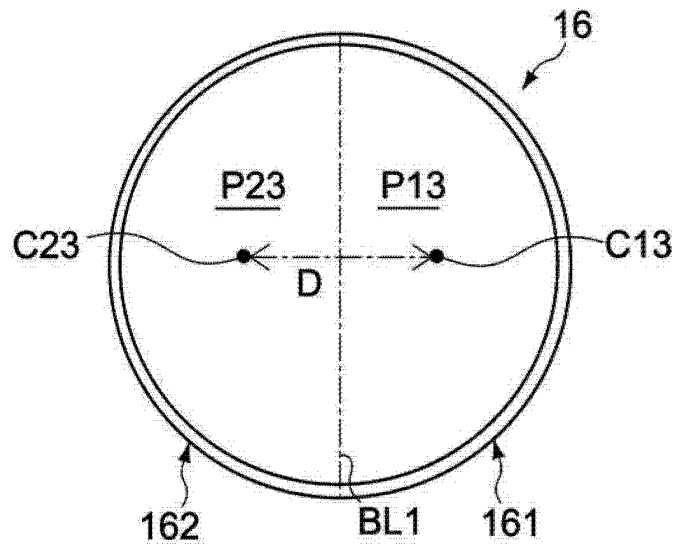


图 10A

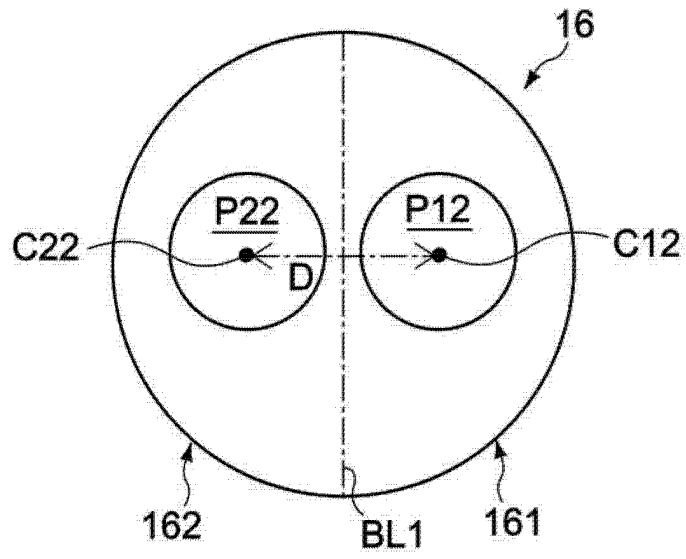


图 10B

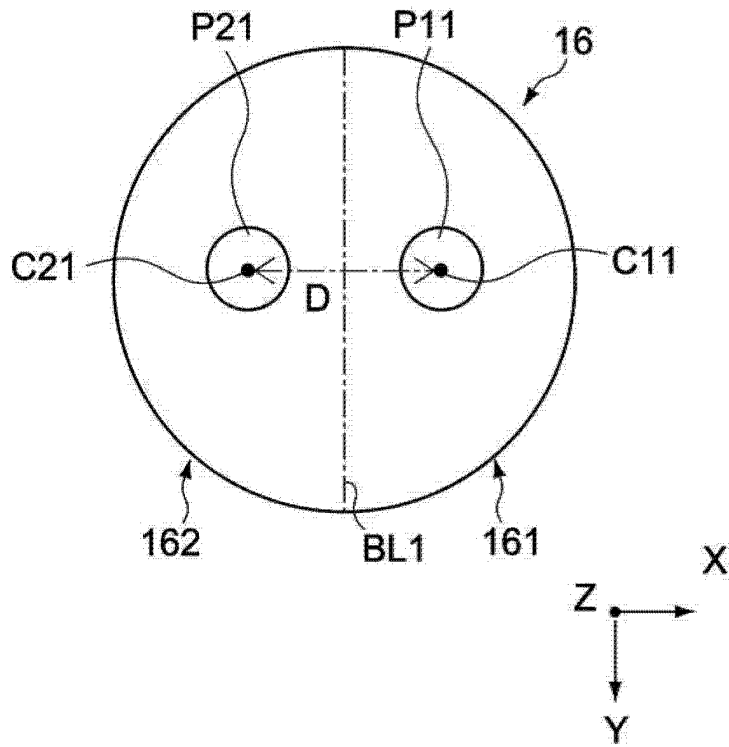


图 10C

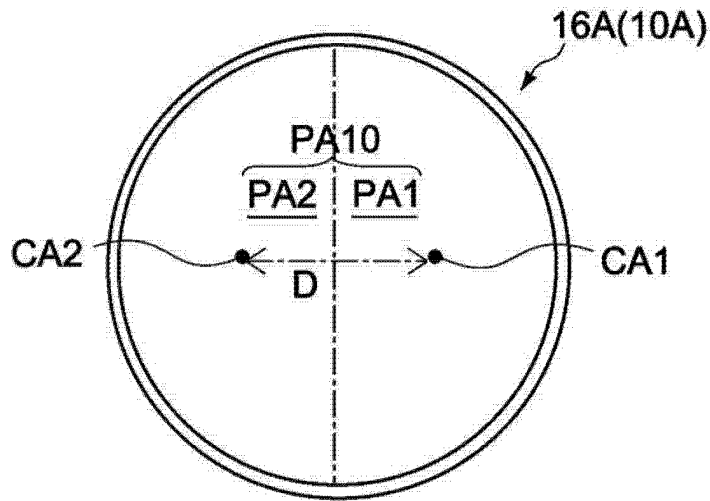


图 11A

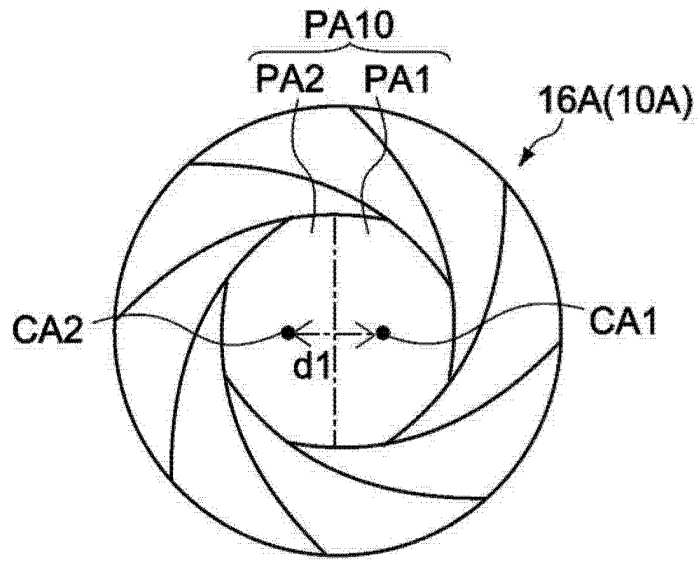


图 11B

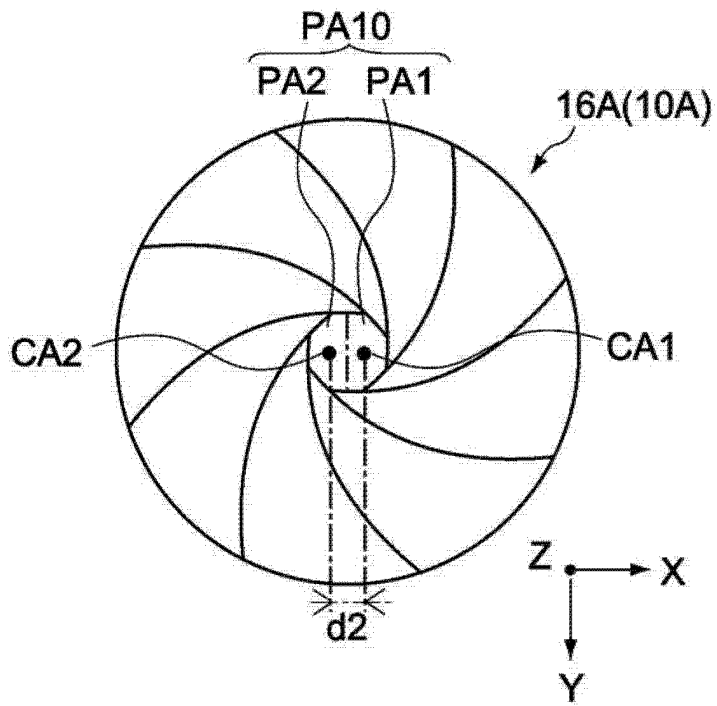


图 11C

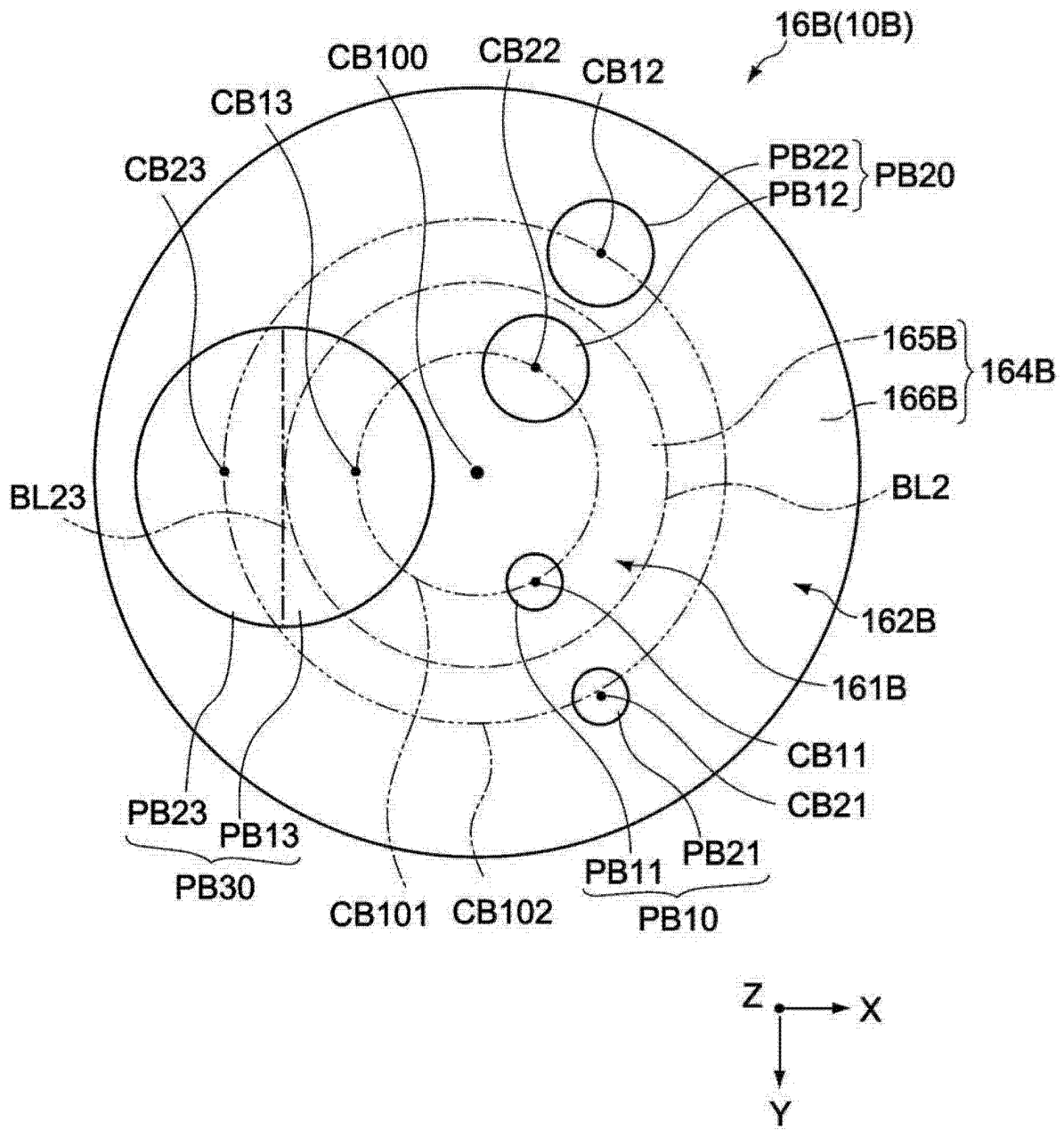


图 12

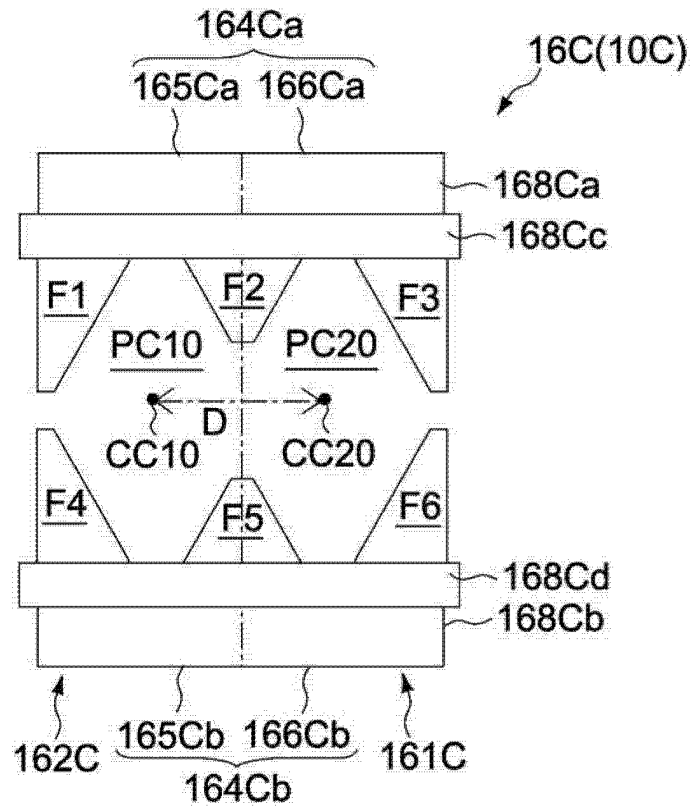


图 13A

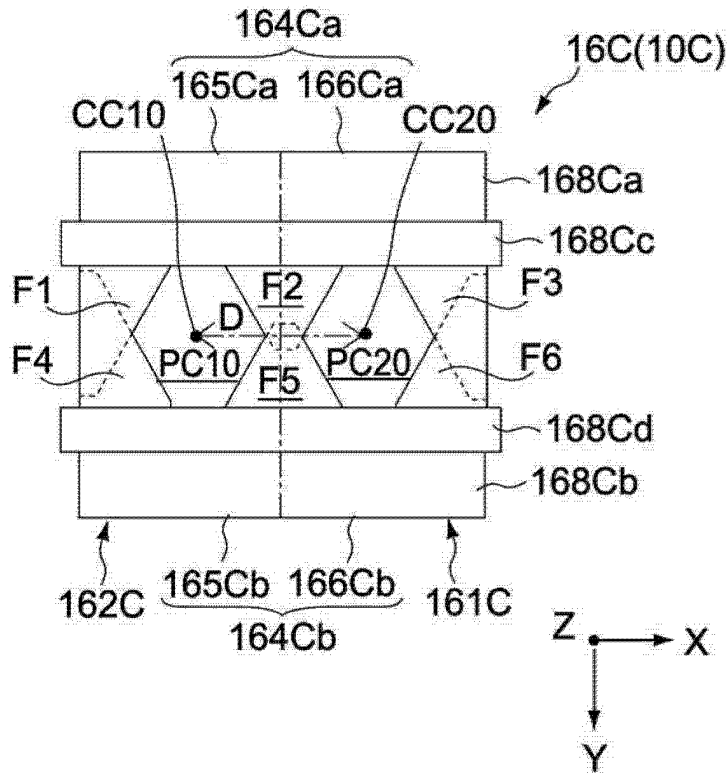


图 13B

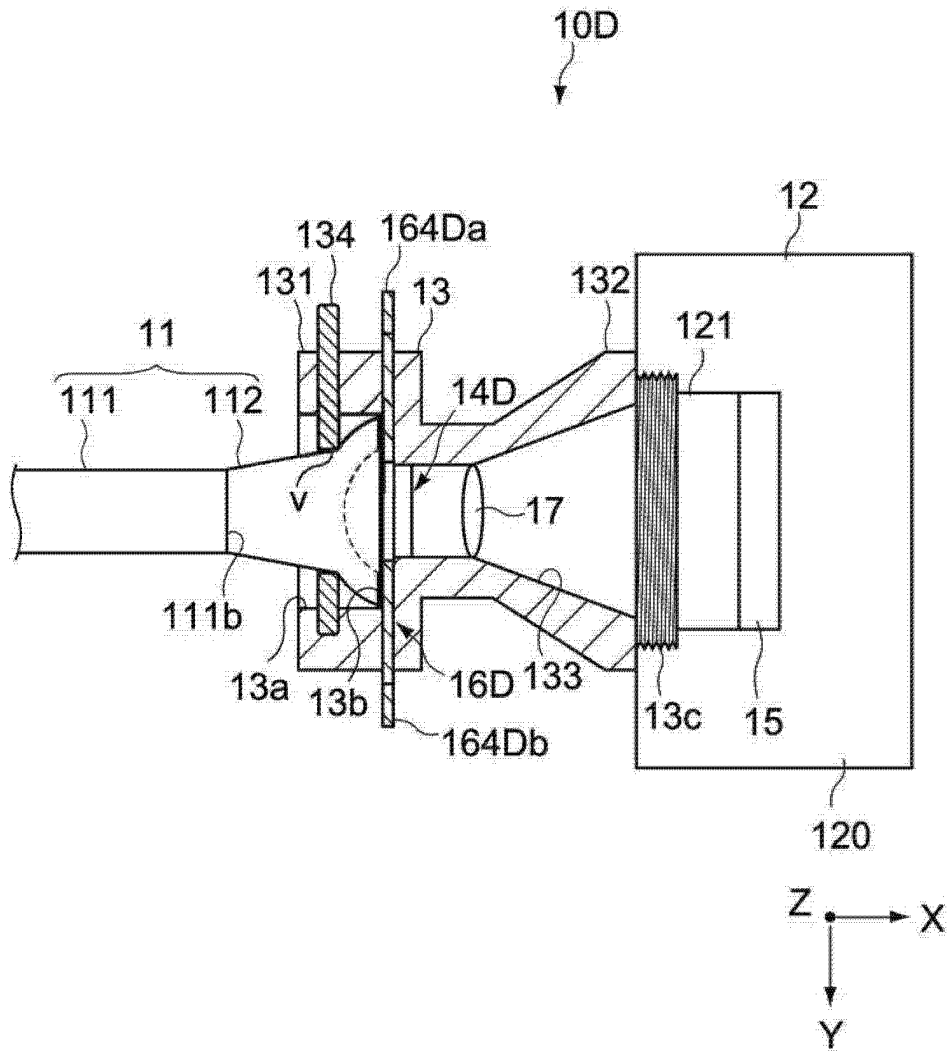


图 14

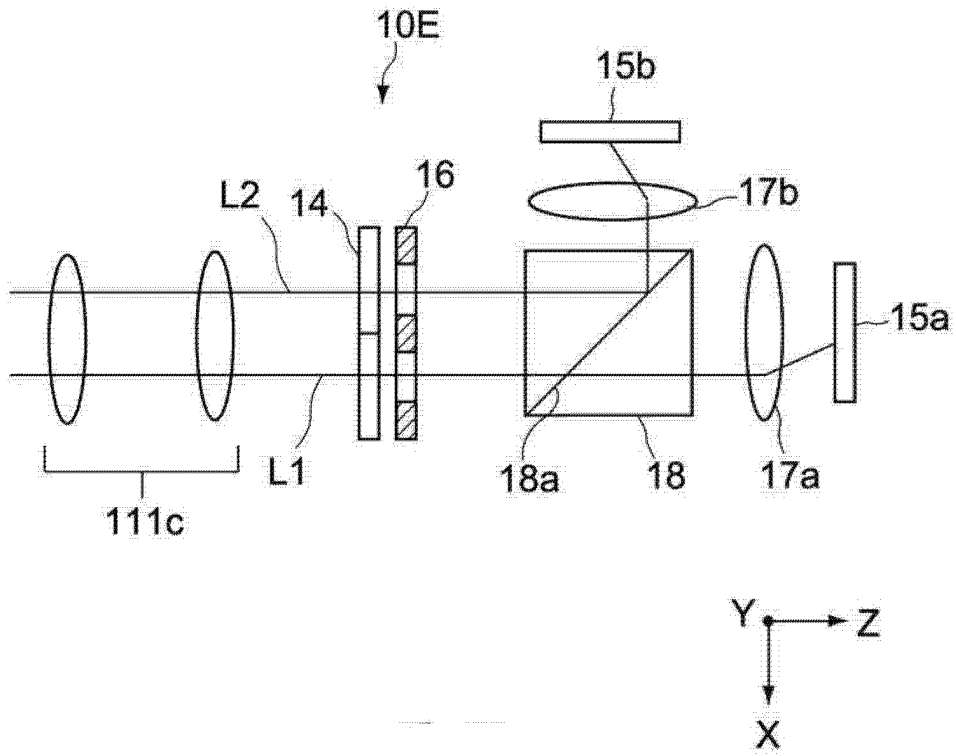


图 15

专利名称(译)	成像设备		
公开(公告)号	CN103513440A	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201310229337.5	申请日	2013-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	小杉弘 菊地雅仁		
发明人	小杉弘 菊地雅仁		
IPC分类号	G02B27/26 A61B1/05 A61B1/07 G02B30/25		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/00193 G03B35/10 A61B1/04		
优先权	2012137459 2012-06-19 JP		
其他公开文献	CN103513440B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于立体成像的示例光学装置，其包括孔径单元。该孔径单元可构造为调整第一和第二孔径部分的孔径值，同时在该第一孔径部分的第一对准位置和该第二孔径部分的第二对准位置之间保持双目视差。

