



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103513440 B

(45)授权公告日 2018.07.06

(21)申请号 201310229337.5

(22)申请日 2013.06.09

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103513440 A

(43)申请公布日 2014.01.15

(30)优先权数据
2012-137459 2012.06.19 JP

(73)专利权人 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)

(56)对比文件

US 2005/0140820 A1,2005.06.30,
JP 特开平9-113821 A,1997.05.02,
JP 特开平11-325888 A,1999.11.26,
CN 102385168 A,2012.03.21,
US 2001/0012053 A1,2001.08.09,

审查员 谢璐雯

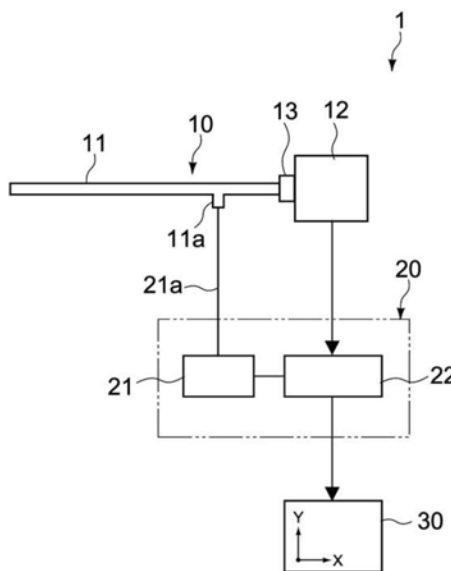
权利要求书2页 说明书20页 附图16页

(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和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;

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;

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,

其中所述第一对准位置和所述第二对准位置之间的距离被保持为与孔径值无关的D,并且D被设置为所述第一滤光器部分的重心与所述第二滤光器部分的重心之间的距离。

2. 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;以及

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,

其中所述第一对准位置和所述第二对准位置之间的距离被保持为与孔径值无关的D,并且D被设置为所述第一滤光器部分的重心与所述第二滤光器部分的重心之间的距离。

3. 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,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。

4. 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。

5. 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,构造为包括所述多对所述第一和第二孔径部分,所述光阑机构是盘,所述盘被构造为围绕平行于所述光路的轴旋转。

6. 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,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。

7. 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,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。

8. 如权利要求2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。

9. 如权利要求2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。

10. 一种内窥镜设备,包括:

镜筒;

成像部件;以及

根据权利要求1-9中任一项所述的用于立体成像的光学装置。

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形成为圆柱形。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134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)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由左一右对称偏振器构成。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,通过使用者抓紧可移动板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)交替重复的情况中,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 $g'_{4,2}$,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, W_3 是与目标像素 $G_{4,2}$ 相隔三个像素的像素 $G_{1,2}$ 的电信号的值上的权重。在这种情况下, W_3 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) $g'_{i,j} = (g_{i,j-1} \times W_1 + g_{i,j+1} \times W_1 + g_{i+1,j} \times W_1 + g_{i-3,j} \times W_3) / (W_1 \times 3.0 + W_3)$ 。

[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) $g'_{i,j} = (g_{i,j-1} \times W_1 + g_{i,j+1} \times W_1 + g_{i-1,j} \times W_1 + g_{i+3,j} \times W_3) / (W_1 \times 3.0 + W_3)$,

[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] 通过将这对可移动板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这对可移动板164Ca和164Cb中的每个。通过这样,这对可移动板164Ca和164Cb的位置可固定在沿着Y轴方向的预定位置处。而且,机构部分还包括电动机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的主要部分的结构的示意截面图。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。

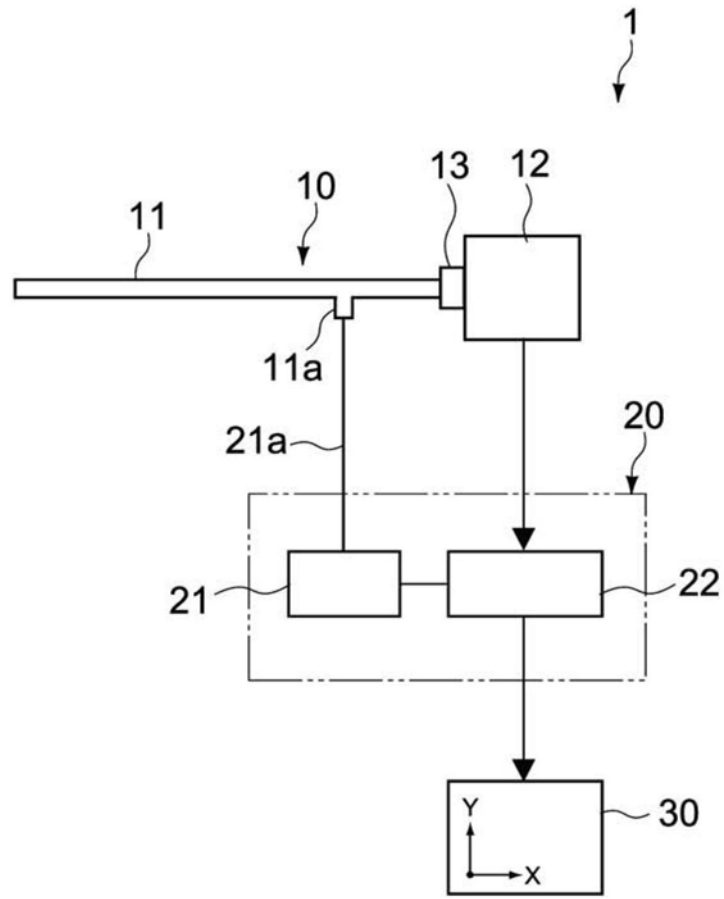


图1

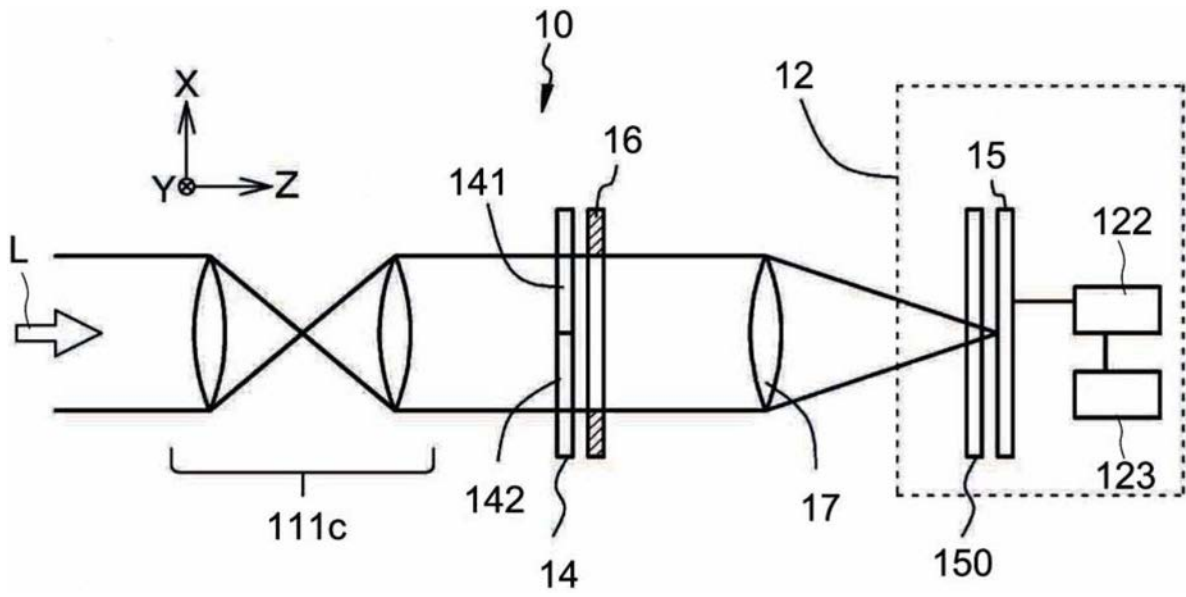


图3A

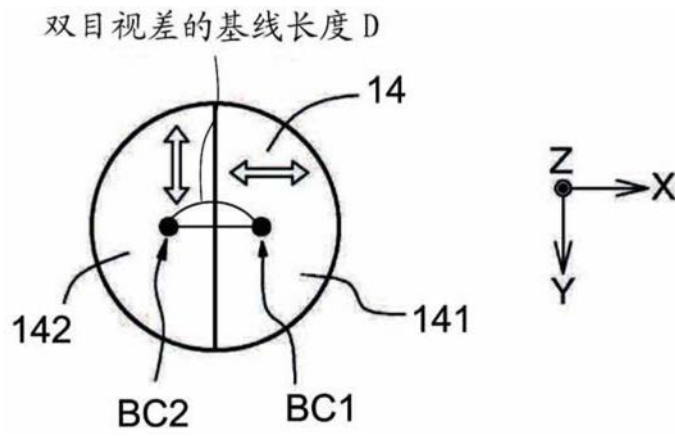


图3B

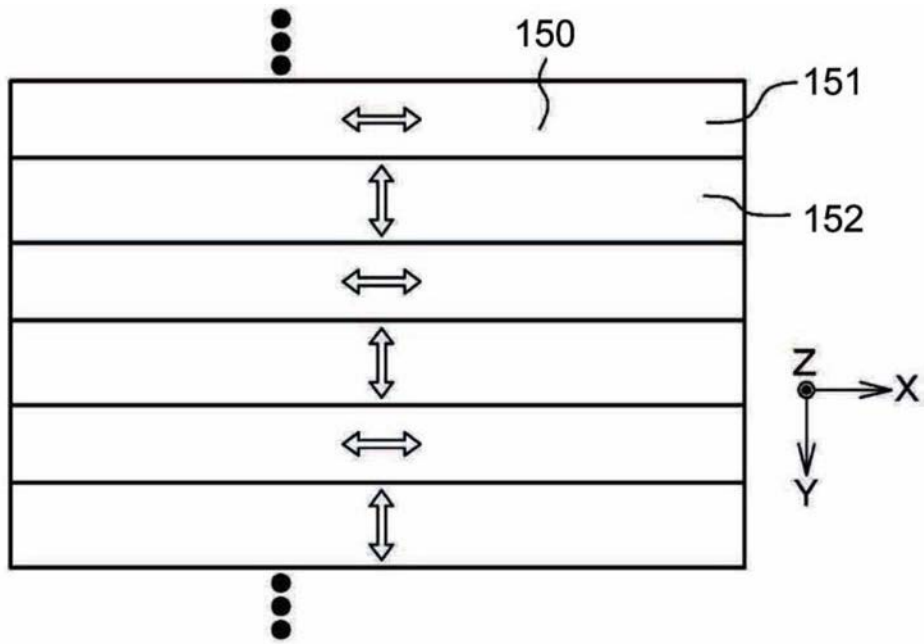


图3C

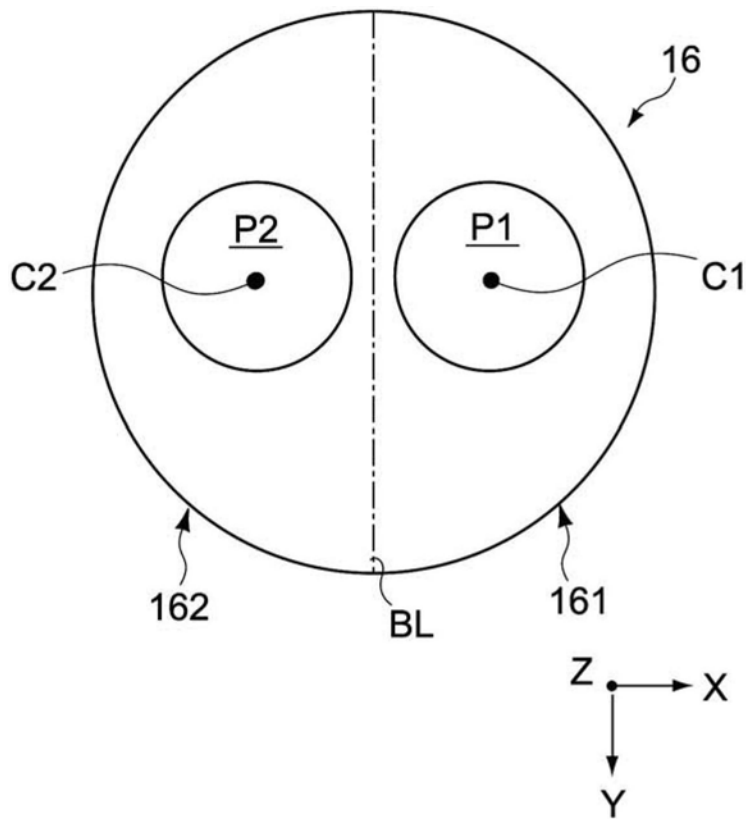


图4

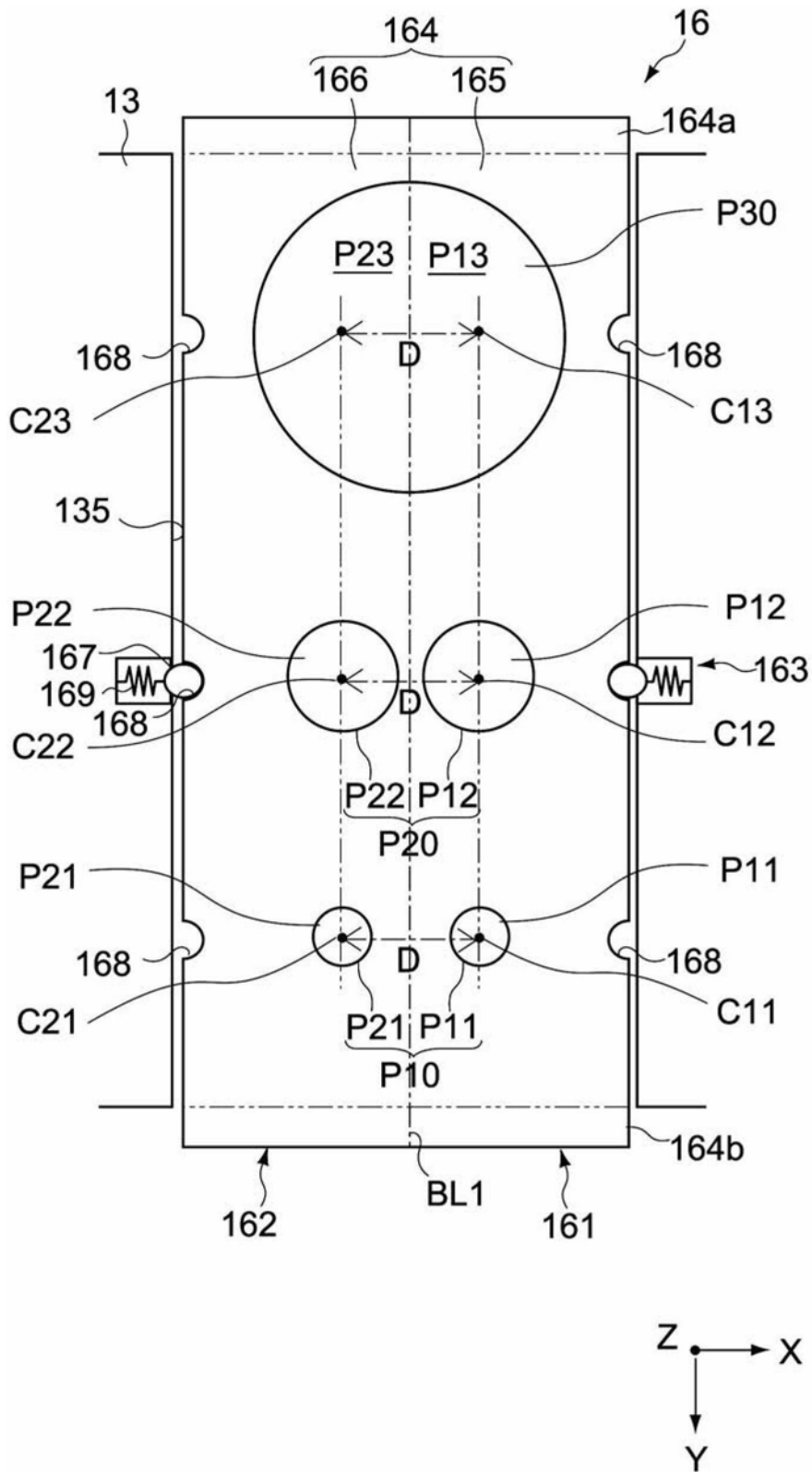


图5

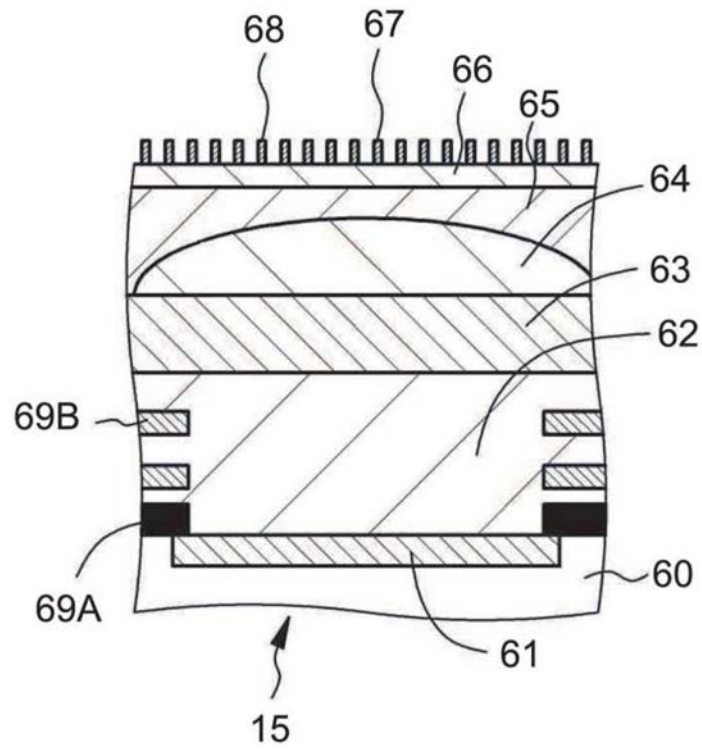


图6A

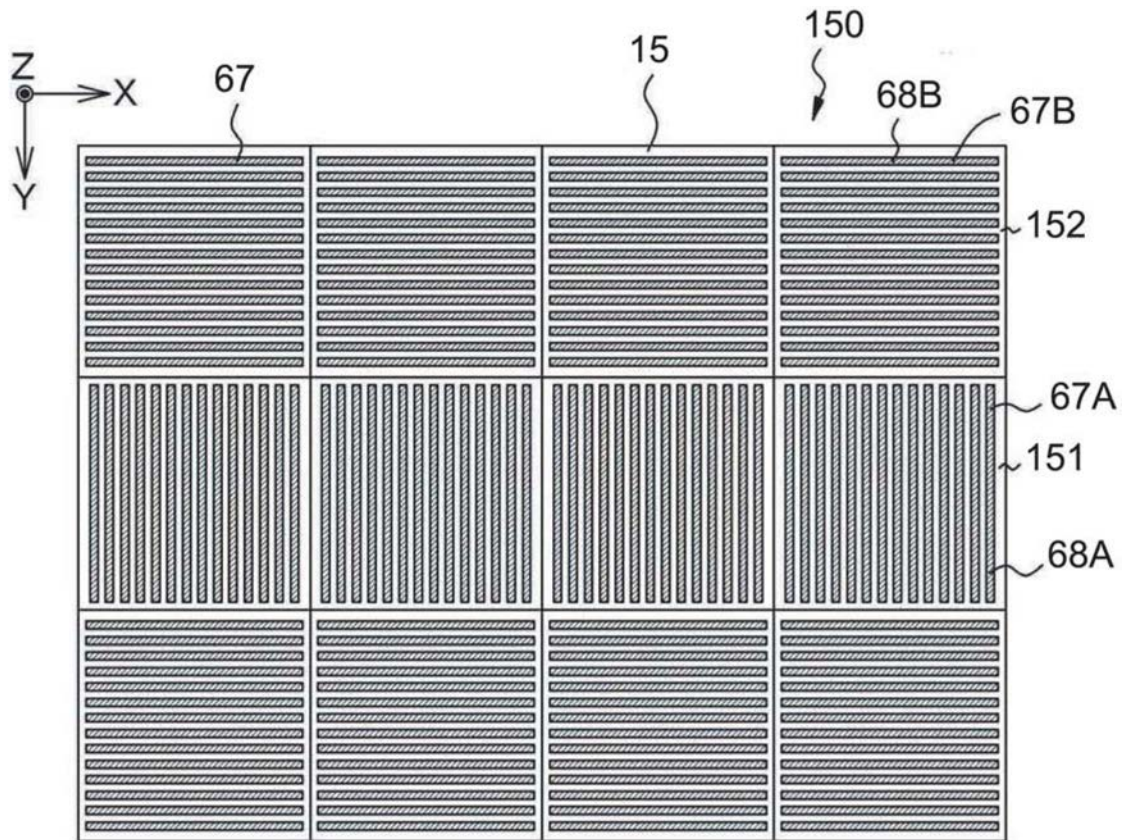


图6B

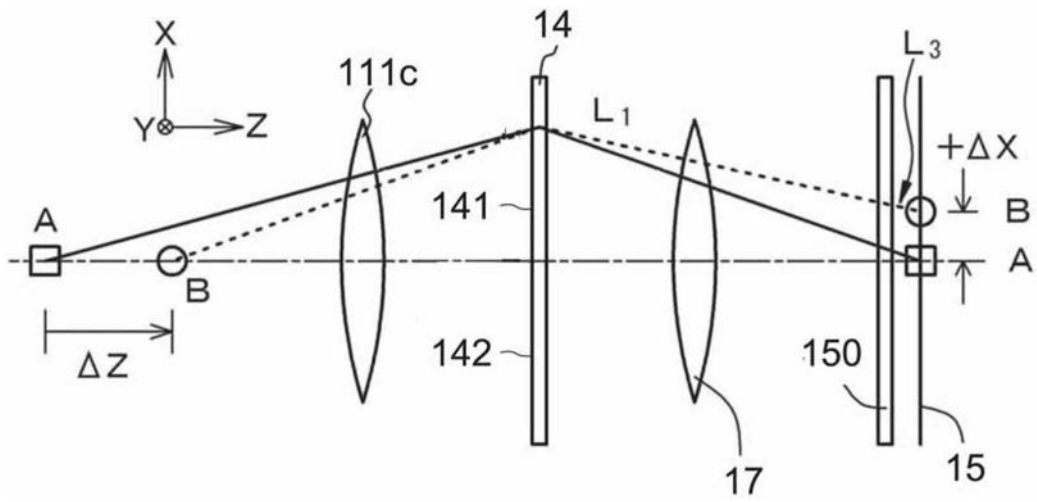


图7A

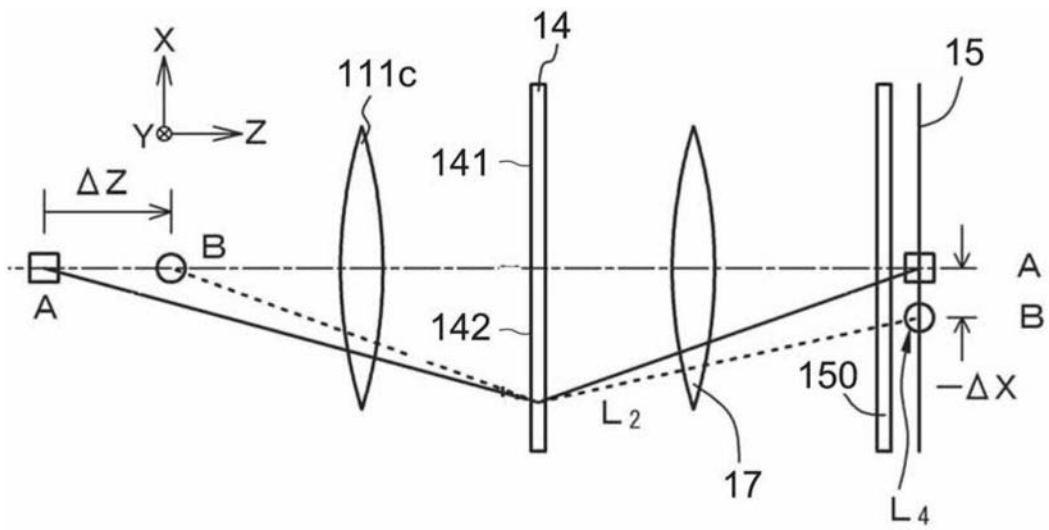


图7B

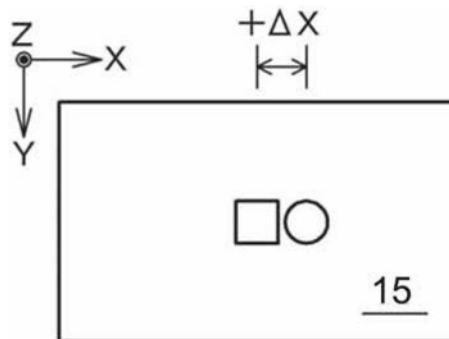


图7C

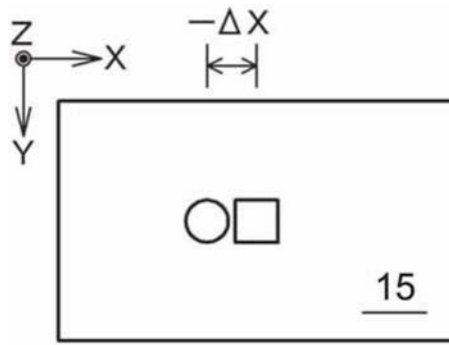


图7D

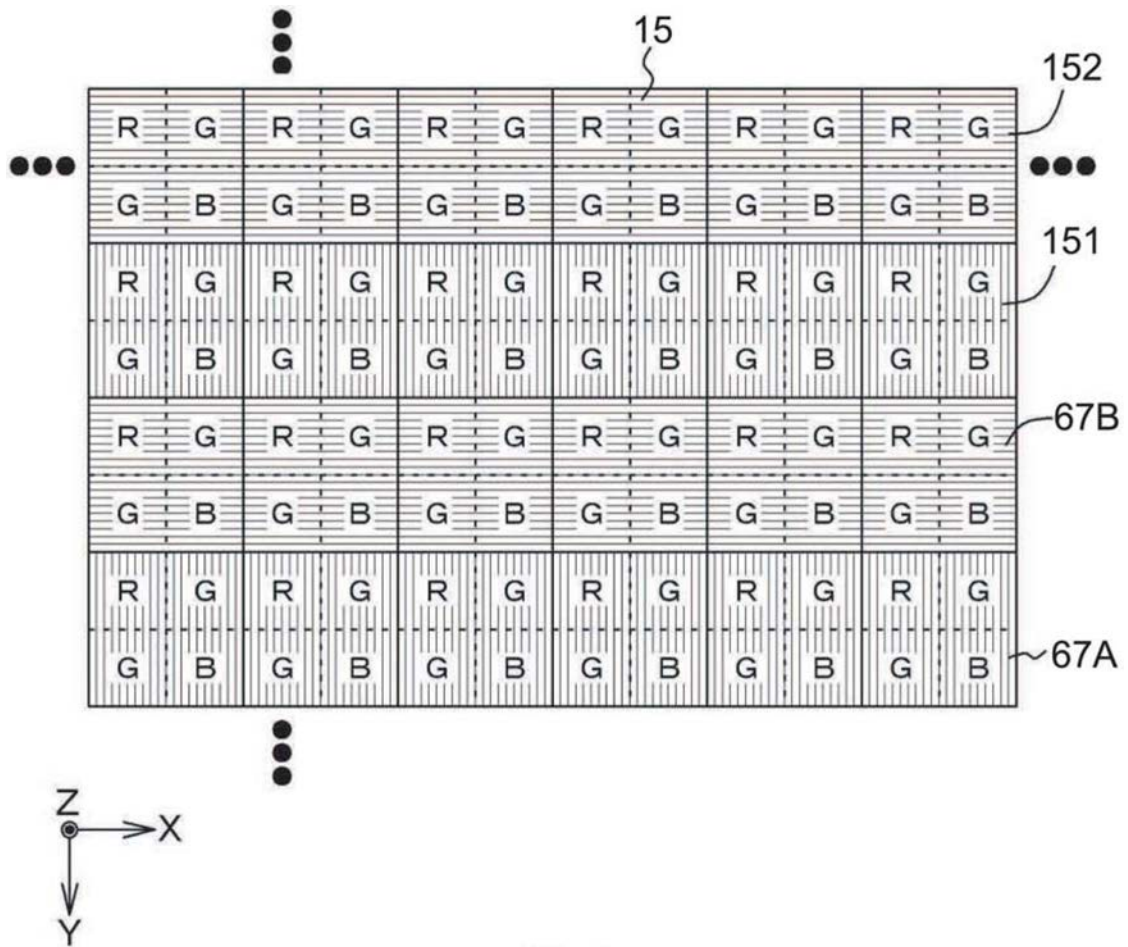


图8

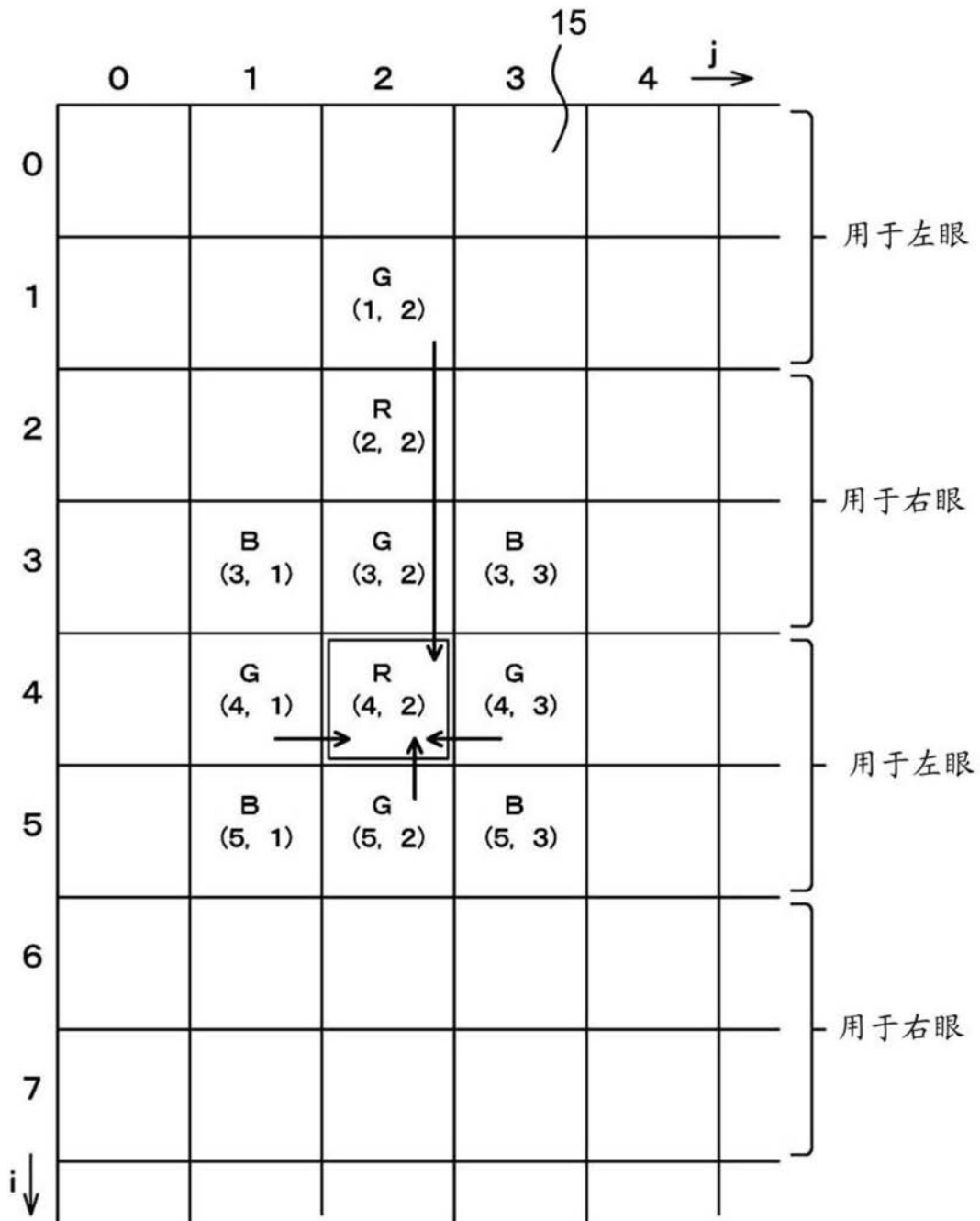


图9

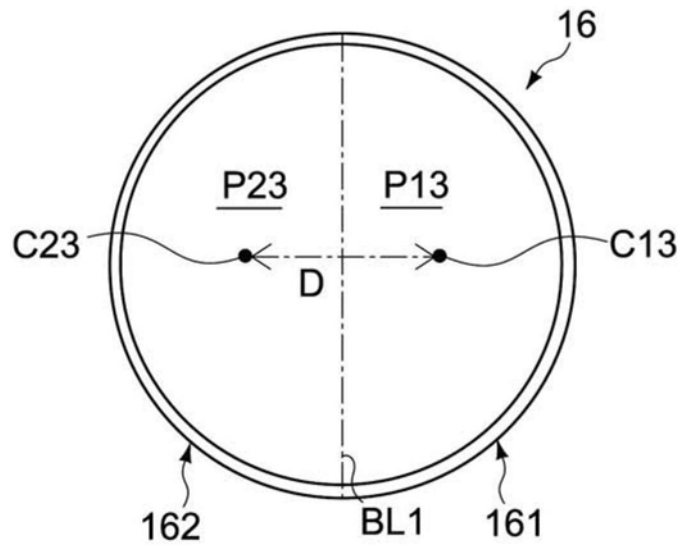


图10A

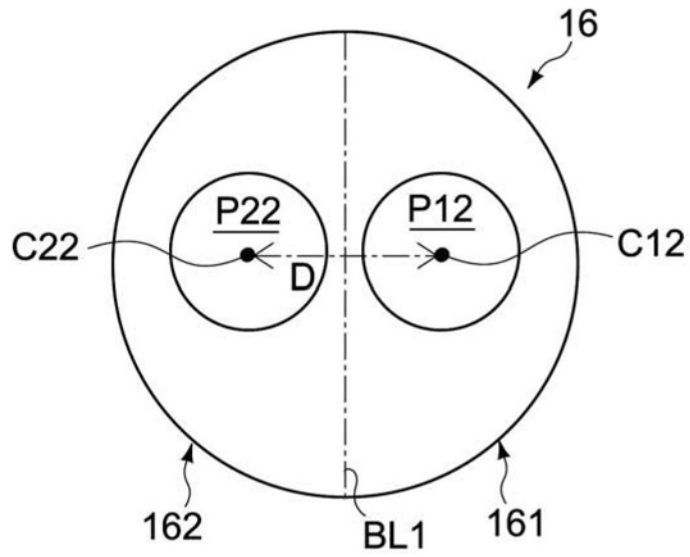


图10B

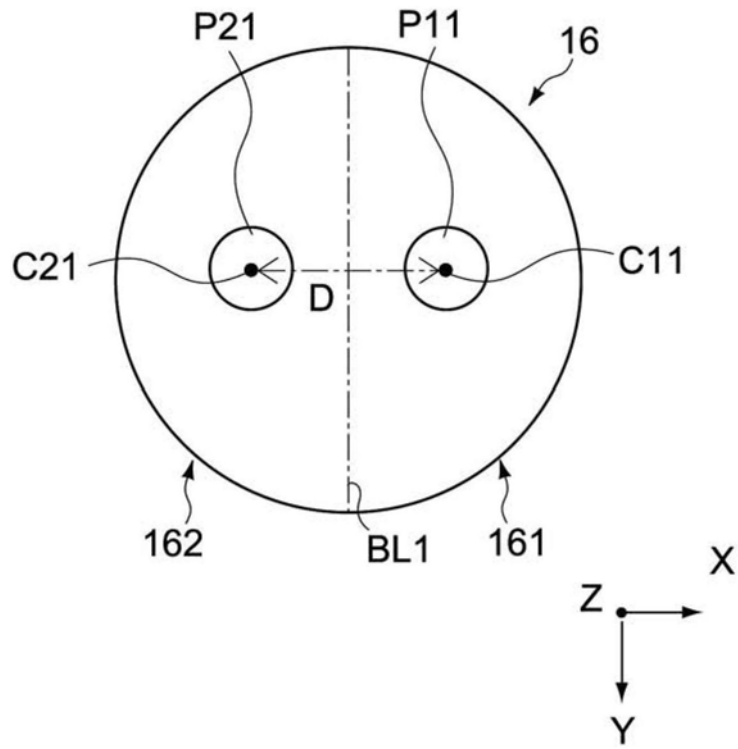


图10C

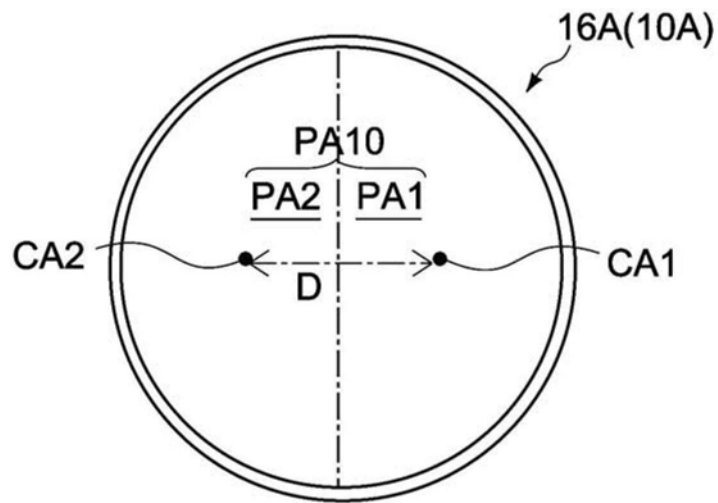


图11A

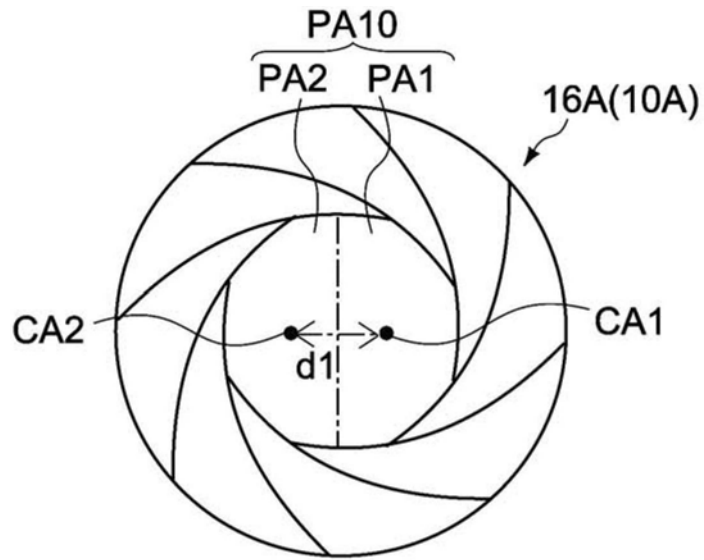


图11B

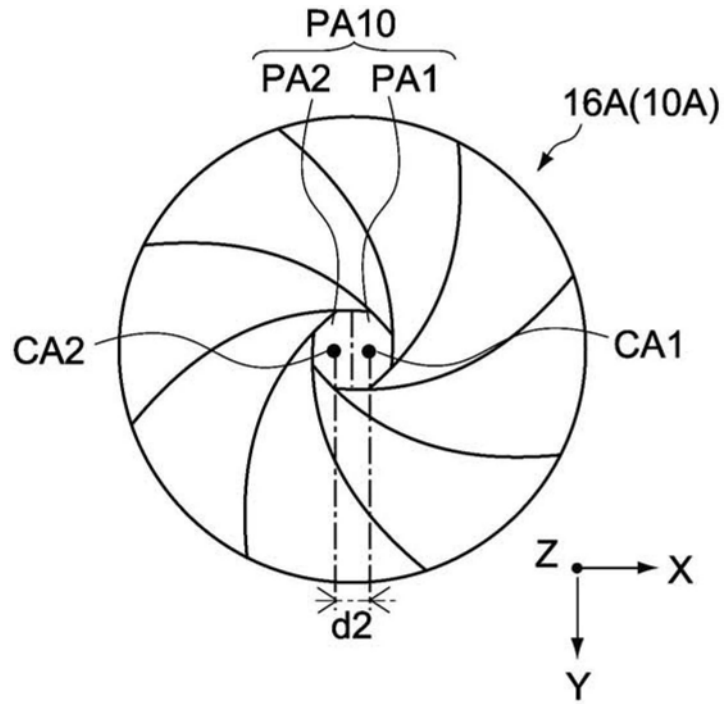


图11C

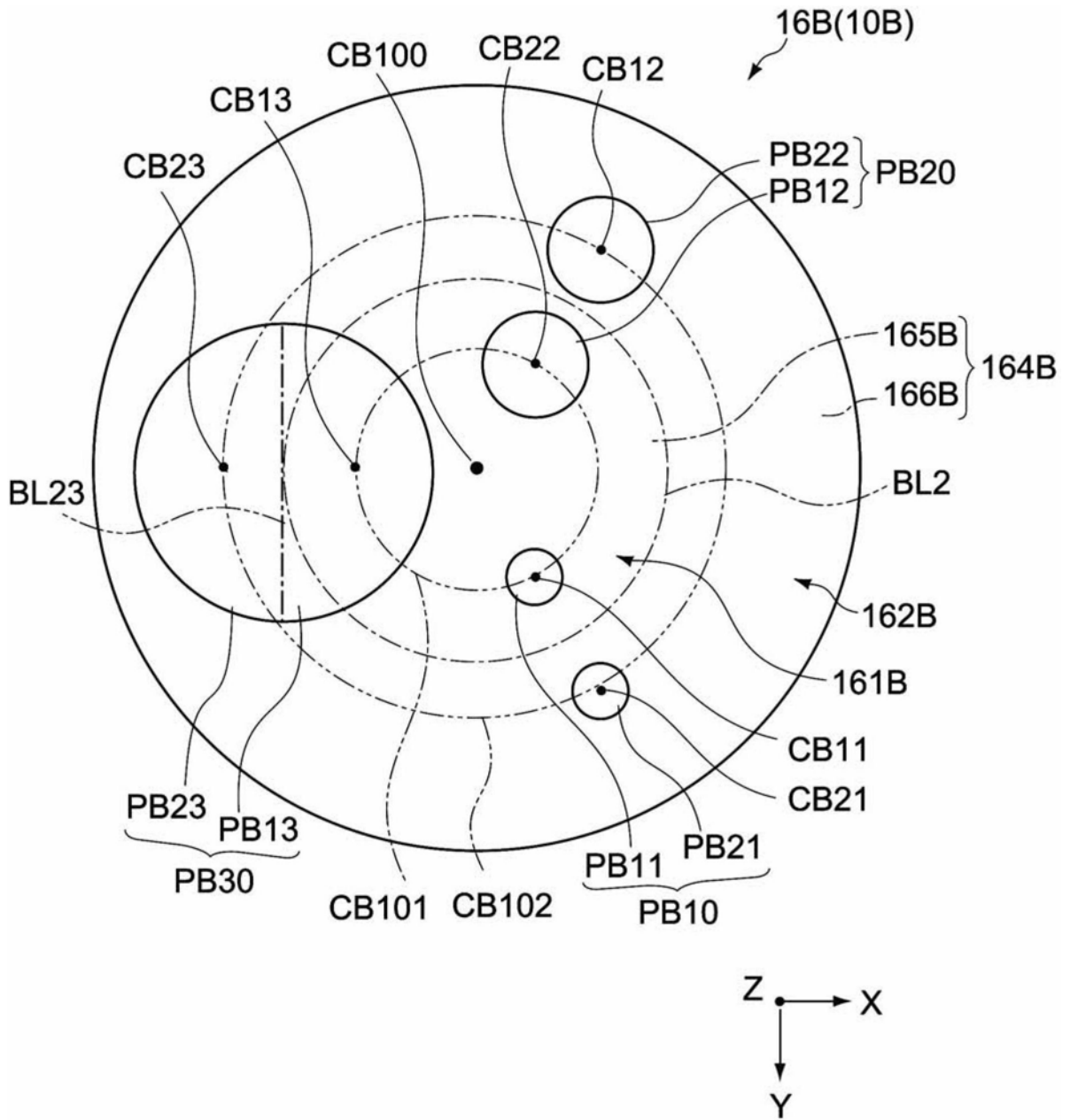


图12

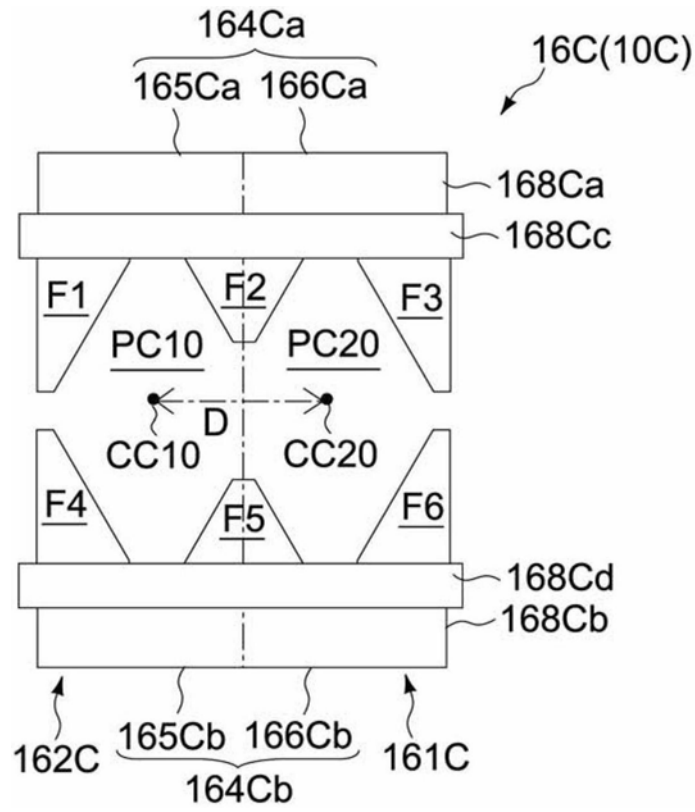


图13A

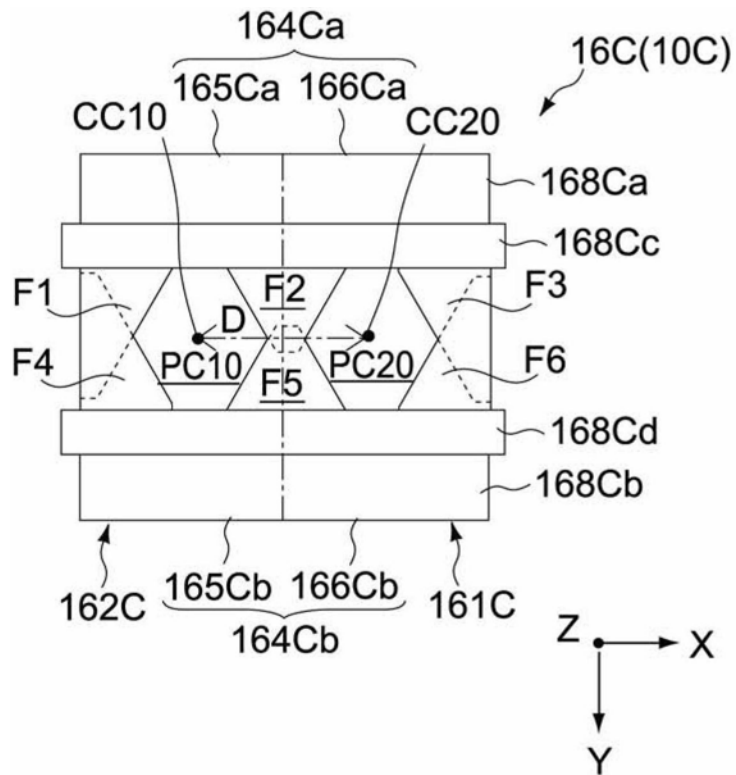


图13B

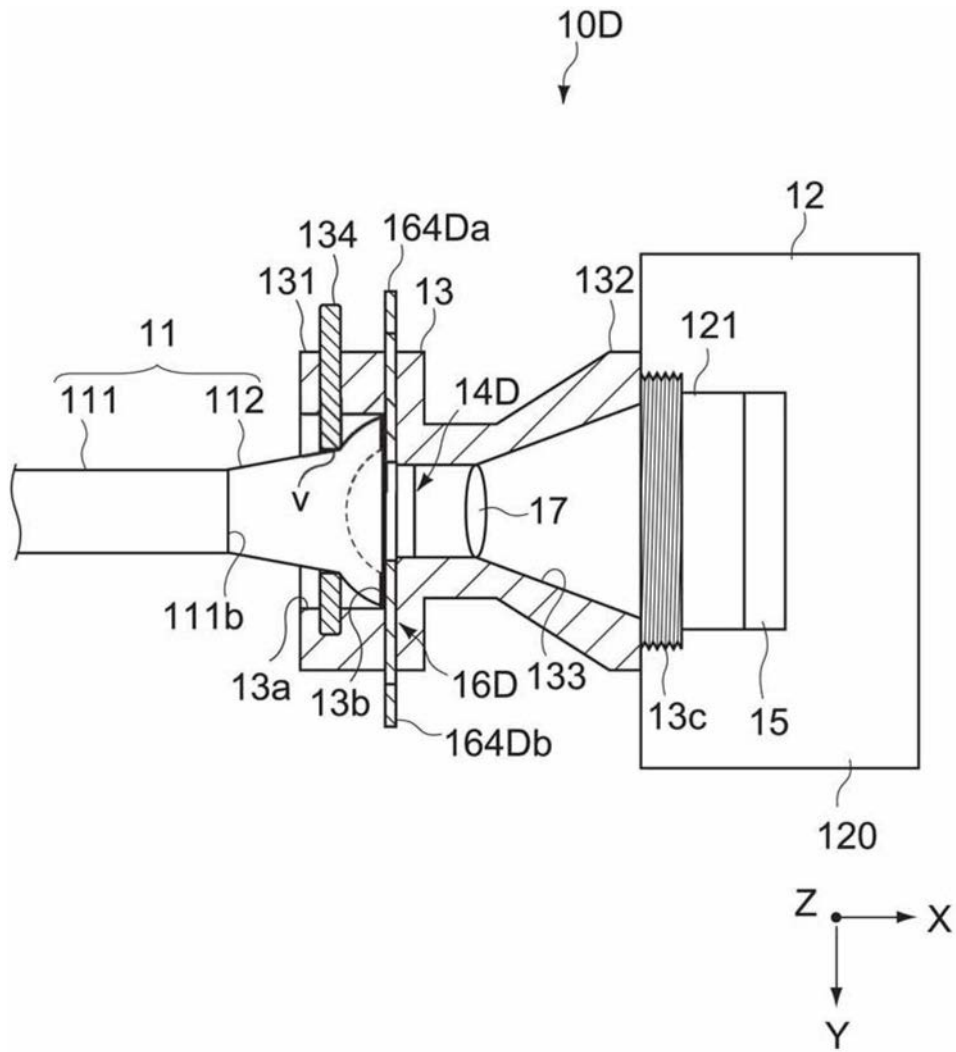


图14

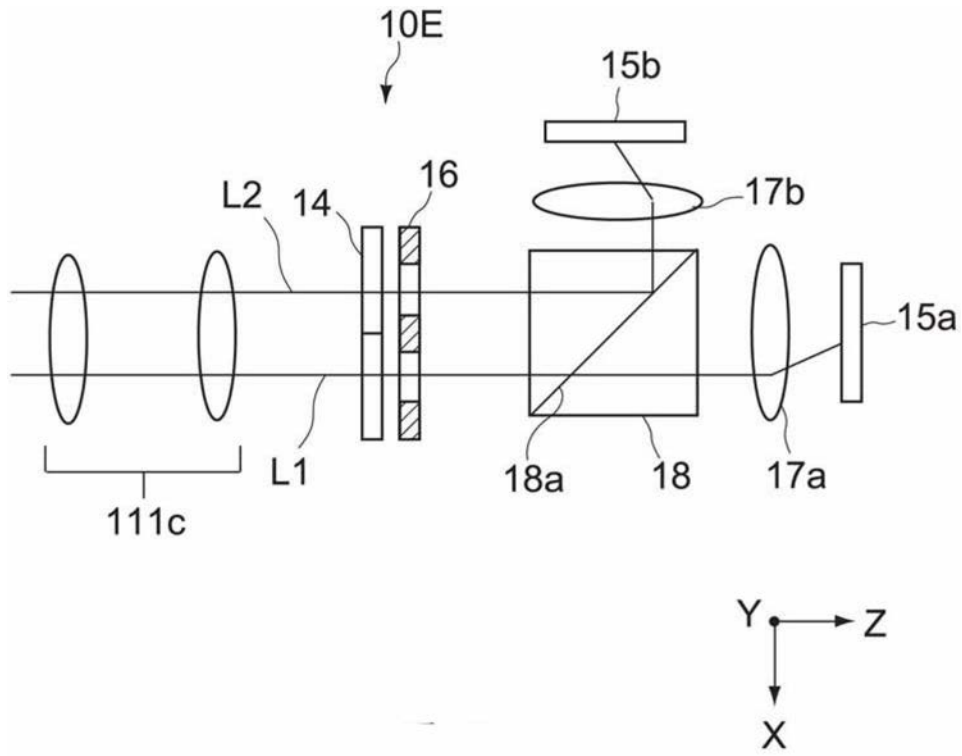


图15

专利名称(译)	成像设备		
公开(公告)号	CN103513440B	公开(公告)日	2018-07-06
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	CN103513440A		
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。

