



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109963490 A

(43)申请公布日 2019.07.02

(21)申请号 201780071318.0

(22)申请日 2017.10.17

(30)优先权数据

2017-005249 2017.01.16 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.05.17

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/037452 2017.10.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/131240 JA 2018.07.19

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72)发明人 长江聪史

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司 11240

代理人 余刚

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

G02B 5/04(2006.01)

G02B 23/26(2006.01)

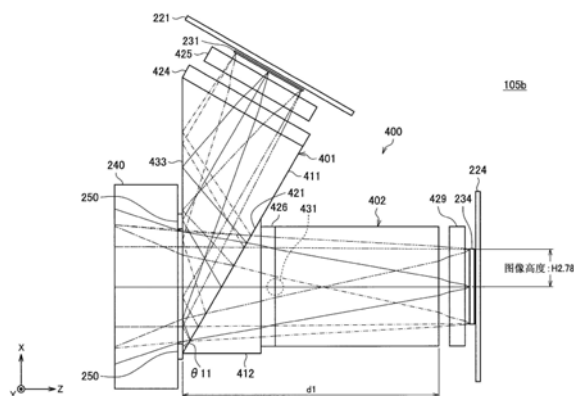
权利要求书3页 说明书31页 附图14页

(54)发明名称

分支光学系统、成像装置及成像系统

(57)摘要

[问题]在使用多个成像元件拍摄目标的图像的配置中,在有限的空间中高效地布置多个成像元件。[解决方案]一种分支光学系统,设置有:第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,第一方向是包括与入射光入射到其上的光入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;以及第二分支光学系统,设置在第一分支光学系统下阶段,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从第二光分离,第二光是将第一光从入射光分离后得到的。



1. 一种分支光学系统,包括:

第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;以及

第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的。

2. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中,

所述第二分支光学系统在所述平面交叉且不同于所述第二方向的第三方向上,将作为第四光的一部分的第五光从所述第四光分离,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

3. 根据权利要求2所述的分支光学系统,其中,

所述第二方向和所述第三方向中的每一个是第二平面的表面方向,所述第二平面的法线方向不同于作为所述平面的第一平面的法线方向。

4. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中,

所述第二方向是大致垂直于所述光轴和所述第一方向中的每一个的方向。

5. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中,

在发射所述第二光的所述第一分支光学系统的发射表面和所述第二分支光学系统的入射表面之间提供气隙。

6. 根据权利要求5所述的分支光学系统,其中,

在从所述第二光分离之后,所述第三光在所述第二分支光学系统的入射表面上反射并且被发射到所述第二分支光学系统的外部。

7. 根据权利要求1所述的分支光学系统,还包括:

第一滤光器,被布置成插入所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统之间,并且阻挡属于所述预定波长带的光。

8. 根据权利要求1所述的分支光学系统,还包括:

第二滤光器,设置在所述第一分支光学系统之前并阻挡属于第一波长带的光,其中所述第一光是通过透射所述第二滤光器的光分量中属于与所述第一波长带不同的第二波长带的光。

9. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中

所述第一分支光学系统具有将所述第一光从所述入射光分离的分色膜。

10. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中

所述第二分支光学系统具有分色膜,所述分色膜将属于与预定波长带不同的另一波长带的光与所述第二光的至少一部分分离。

11. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中

所述第二分支光学系统具有半反射镜,所述半反射镜将所述第二光中的至少一部分的光路分支成多个光路。

12. 根据权利要求1所述的分支光学系统,其中,

所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.80$ 的条件。

13. 根据权利要求12所述的分支光学系统, 其中,

所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.90$ 且阿贝数 $v_d \geq 30.0$ 的条件。

14. 一种成像装置, 包括:

第一分支光学系统, 在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离, 所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;

第二分支光学系统, 设置在所述第一分支光学系统之后, 并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离, 所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;

第一成像元件, 设置在所述第一分支光学系统之后, 并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;

第二成像元件, 设置在所述第二分支光学系统之后, 并且第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上; 以及

第三成像元件, 设置在所述第二分支光学系统之后, 并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上, 所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

15. 根据权利要求14所述的成像装置, 其中,

以所述光轴为参考, 多个成像元件中的一些成像元件相对于所述多个成像元件中的其他成像元件设置在像素所布置的水平方向和垂直方向两个方向上偏移 $1/2$ 像素的位置处, 在所述多个成像元件中的所述一些成像元件上, 被第二分支光学系统分离的多个光分量被聚焦。

16. 根据权利要求14所述的成像装置, 其中,

所述第一分支光学系统的入射表面与所述第一成像元件至所述第三成像元件中的至少一个之间的光学距离满足由预定安装标准定义的法兰距长度的条件。

17. 根据权利要求16所述的成像装置, 其中,

所述预定安装标准是C安装, 并且

所述光学距离为 17.526mm 或更小。

18. 一种成像系统, 包括:

光学系统单元; 以及

成像装置, 对由所述光学系统单元获取的图像进行成像, 其中

所述成像装置包括:

第一分支光学系统, 在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离, 所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;

第二分支光学系统, 设置在所述第一分支光学系统之后, 并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离, 所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;

第一成像元件, 设置在所述第一分支光学系统之后, 并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;

第二成像元件, 设置在所述第二分支光学系统之后, 并且所述第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上; 以及

第三成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

19. 根据权利要求18所述的成像系统,其中,

将内窥镜单元设置为所述光学系统单元,所述内窥镜单元包括插入到目标的体腔中的镜筒。

20. 根据权利要求18所述的成像系统,其中,

将显微镜单元设置为所述光学系统单元,所述显微镜单元获取成像目标的放大图像。

分支光学系统、成像装置及成像系统

技术领域

[0001] 本技术涉及分支光学系统、成像装置及成像系统。

背景技术

[0002] 近年来,随着诸如所谓的数码相机的成像装置的性能或小型化的改进,这种成像装置的使用也已经多样化。例如,在医学领域中,已经提出了一种所谓的医学观察装置,其通过使成像装置拍摄由光学系统单元(例如内窥镜或手术显微镜)获取的患部的图像,通过诸如监视器的显示装置向用户(例如,医生)呈现患部的电子图像。

[0003] 具体地,在医学领域中,已经需要能够拍摄具有进一步改进的色彩再现性或分辨率的图像的成像装置或成像系统,并且已经提出了对应于这种需求的各种成像装置或成像系统。例如,专利文献1公开了一种内窥镜系统的示例,该内窥镜系统能够通过使用所谓的色彩分离光学系统将来自目标的光分离成多个光谱成分,并将多个分离的光谱成分聚焦在不同的成像元件上来进一步改善拍摄图像的图像质量。

[0004] 引用列表

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:JP-A-2016-178995

发明内容

[0007] 技术问题

[0008] 另一方面,在使用色彩分离光学系统的成像装置中,需要将用于对由色彩分离光学系统分离的各个光谱分量进行成像的多个成像元件布置在有限的空间中,而不会相互干涉。因此,随着要布置的成像元件的数量增加,用于布置色彩分离光学系统或成像元件的空间更加有限。此外,在医学领域中,为了不妨碍医学实践,需要各种医学装置的小型化,并且成像装置也不例外。即,随着成像装置变小,用于布置色彩分离光学系统或成像元件的空间进一步受到限制。

[0009] 因此,在本公开中,将提出一种分支光学系统、成像装置和成像系统,其中,在使用多个成像元件拍摄目标的图像的配置中,多个成像元件可以有效地布置在有限空间中。

[0010] 问题的解决方案

[0011] 根据本公开,提供了一种分支光学系统,第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;以及第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的。

[0012] 此外,根据本公开,提供了一种成像装置,包括:第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;第二分支光学系统,设置在所述第一分支

光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光与所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;第一成像元件,设置在所述第一分支光学系统之后,并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;第二成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上;以及第三成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

[0013] 此外,根据本公开,提供了一种成像系统,包括:光学系统单元;以及成像装置,对由所述光学系统单元获取的图像进行成像。成像装置包括:第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;第一成像元件,设置在所述第一分支光学系统之后,并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;第二成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且所述第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上;以及第三成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

[0014] 发明的有利效果

[0015] 如上所述,根据本公开,提供了一种分支光学系统、成像装置和成像系统,其中,在使用多个成像元件拍摄目标的图像的配置中,多个成像元件可以有效地布置在有限的空间中。

[0016] 注意,上述效果不一定是限制性的,并且本说明书中示出的任何效果或可从本说明书中理解的其它效果可与上述效果一起实现或代替上述效果。

附图说明

[0017] [图1]是示出根据本公开的实施例的内窥镜成像系统的示意性配置的示例的图。

[0018] [图2]是示出图1中所示的摄像机头和CCU的功能配置的示例的框图。

[0019] [图3]是用于描述根据比较示例的成像装置的配置的示例的说明图。

[0020] [图4]是用于描述根据本公开的实施例的成像装置的配置的示例的说明图。

[0021] [图5]是用于描述根据本公开的实施例的成像装置的配置的示例的说明图。

[0022] [图6]是示出应用于根据相同实施例的成像装置的分色膜的光谱特性的示例的图。

[0023] [图7]是示出应用于根据相同实施例的成像装置的带通滤波器的光谱特性的示例的图。

[0024] [图8]是示出应用于根据相同实施例的成像装置的IR截止滤光器的光谱特性的示例的图。

[0025] [图9]是示出通过根据相同实施例的分支光学系统与属于可见光波长带的光分离的每个光分量的波长特性的示例的图。

[0026] [图10]是用于描述根据示例2的成像装置的配置的示例的说明图。

- [0027] [图11]是用于描述根据示例2的成像装置的配置的示例的说明图。
- [0028] [图12]是用于描述根据修改示例的成像装置的配置的示例的说明图。
- [0029] [图13]是用于描述根据修改示例的成像装置的配置的示例的说明图。
- [0030] [图14]是用于描述根据修改示例的成像装置的一方面的说明图。
- [0031] [图15]是示出根据本公开的实施例的配置内窥镜成像系统的信息处理装置的硬件配置的一个配置示例的功能框图。
- [0032] [图16]是用于描述根据本公开的实施例的成像系统的应用示例的说明图。

具体实施方式

[0033] 下文中,将参考附图详细描述本公开的期望实施例。应注意,在本说明书和附图中,具有基本相同功能配置的部件由相同的附图标记表示,并且将省略对其的重复描述。

[0034] 请注意,描述将按以下顺序给出。

- [0035] 1. 成像系统的配置示例
- [0036] 2. 使用分支光学系统的成像装置的研究
- [0037] 3. 技术特征
- [0038] 3.1. 成像装置的配置示例
- [0039] 3.2. 成像装置的示例
- [0040] 3.3. 成像装置的修改示例
- [0041] 4. 硬件配置示例
- [0042] 5. 应用示例
- [0043] 6. 结论
- [0044] <<1. 成像系统的配置示例>>

[0045] 首先,作为根据本公开的实施例的成像系统的示意性配置的示例,将参考图1和图2描述成像系统被配置为内窥镜成像系统的情况的示例。

[0046] 例如,图1是示出了可应用根据本公开的技术的内窥镜成像系统的示意性配置的示例的图,并且示出了内窥镜成像系统被配置为所谓的内窥镜手术系统的情况的示例。图1示出了操作者(医生)167使用内窥镜手术系统100在患者床169上对患者171进行手术的状态。如图中所示,内窥镜手术系统100包括内窥镜101、其他手术工具117、支撑内窥镜101的支撑臂装置127以及用于安装各种内窥镜手术装置的手推车(cart) 137。

[0047] 在内窥镜手术中,代替了切割腹壁和打开腹壁,多个被称为套管针(trocar) 125a至套管针125d的圆柱形打开工具在腹壁中进行穿刺。然后,内窥镜101的镜筒103和其他手术工具117通过套管针125a至套管针125d插入患者171的体腔中。在示出的示例中,气腹管119、能量治疗工具(energy treatment tool) 121和钳123作为其他手术工具117插入患者171的体腔中。此外,能量治疗工具121是用于通过高频电流或超声波振动执行组织的解剖和剥离、血管的密封等的处理工具。然而,所示的手术工具117仅仅是示例,并且例如,可以使用通常在内窥镜手术中使用的各种手术工具,诸如钳和牵开器作为手术工具117。

[0048] 在显示装置141上显示由内窥镜101拍摄的患者171的体腔内的手术部位的图像。操作者167在实时观看显示在显示装置141上的手术部位的图像的同时,使用能量治疗工具121和钳123执行诸如切除患部的治疗。应注意,尽管未示出,气腹管119、能量治疗工具121

和钳123在手术期间由操作者167或助手支撑。

[0049] (支撑臂装置)

[0050] 支撑臂装置127包括从基座单元129延伸的臂单元131。在所示示例中,臂单元131包括接合部133a、接合部133b和接合部133c以及连杆135a和连杆135b,并且由臂控制装置145的控制驱动。内窥镜101由臂单元131支撑,并且其位置和姿势由臂单元131控制。因此,能够实现内窥镜101的稳定的位置固定。

[0051] (内窥镜)

[0052] 内窥镜101包括镜筒103和连接到镜筒103的近端的摄像机头105,镜筒103具有从远端起插入患者171的体腔中的预定长度的区域。在示出的示例中,示出了被配置为具有刚性镜筒103的所谓刚性内窥镜的内窥镜101。然而,内窥镜101可以被配置为具有柔性镜筒103的所谓的柔性内窥镜。

[0053] 在镜筒103的远端设有安装物镜的开口。光源装置143连接到内窥镜101,并且由光源装置143产生的光通过在镜筒103中延伸的光导被引导到镜筒的远端,并且通过物镜发射到患者171的体腔内的观察目标(换言之,成像目标)。应注意,内窥镜101可以是直视内窥镜、透视内窥镜或侧视内窥镜。

[0054] 光学系统和成像元件设置在摄像机头105内部,并且来自观察目标的反射光(观察光)通过光学系统聚集在成像元件上。通过成像元件对观察光进行光电转换,以产生与观察光对应的电信号,即,与观察图像对应的图像信号。图像信号作为原始数据被发送到摄像机控制单元(CCU) 139。注意,摄像机头105具有通过适当地驱动光学系统来调节放大倍数和焦距的功能。

[0055] 注意,为了处理立体观看(3D显示)等,可以在相机头中设置多个成像元件。在这种情况下,在镜筒103内部设置多个中继光学系统,以便将观察光引导到多个成像元件中的每一个。

[0056] (安装在手推车上的各种装置)

[0057] CCU 139被配置为包括中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)等,并且执行对内窥镜101和显示装置141的操作的总体控制。具体地,CCU 139对于从摄像机头105接收到的图像信号执行用于基于图像信号显示图像的各种图像处理,例如显影处理(去马赛克)。CCU 139向显示装置141提供经过图像处理的图像信号。此外,CCU 139向摄像机头105发送控制信号以控制驱动。控制信号可以包括关于成像条件的信息,诸如放大倍数和焦距。

[0058] 在CCU 139的控制下,显示装置141基于经过CCU 139的图像处理的图像信号来显示图像。在内窥镜101对应于高分辨率成像的情况下,例如,4K(水平像素数3840×垂直像素数2160)或8K(水平像素数7680×垂直像素数4320),和/或内窥镜101对应于3D显示的情况下,能够执行高分辨率显示的显示装置和/或能够执行3D显示的显示装置可以用作显示装置141。在内窥镜101对应于诸如4K或8K的高分辨率成像的情况下,通过使用尺寸为55英寸或更大的显示装置141可以获得更强的沉浸感。此外,可以以取决于应用的方式提供具有不同分辨率和尺寸的多个显示装置141。

[0059] 光源装置143例如是发光二极管(LED)等光源,并且向内窥镜101供给用于对手术部位进行成像的照射光。

[0060] 臂控制装置145例如,是诸如CPU的处理器,以及根据预定的程序进行操作,以根据

预定的控制方法控制支撑臂装置127的臂单元131的驱动。

[0061] 输入装置147是相对于内窥镜手术系统100的输入接口。用户可以通过输入装置147向内窥镜手术系统100输入各种信息或指令。例如,用户通过输入装置147输入关于手术的各种信息,诸如患者的身体信息和关于手术方法的信息。此外,例如,用户通过输入装置147输入用于驱动臂单元131的指令、用于改变内窥镜101的成像条件(照射光的类型、放大倍数和焦距等)的指令、用于驱动能量治疗工具121的指令等。

[0062] 输入装置147的类型不受限制,并且输入装置147可以是任何已知的输入装置。作为输入装置147,例如,可以应用鼠标、键盘、触摸面板、开关、脚踏开关157和/或杆。在触摸面板用作输入装置147的情况下,触摸面板可以设置在显示装置141的显示面上。

[0063] 可替换地,输入装置147例如是由用户安装的装置,诸如眼镜型可佩戴装置或头戴式显示器(HMD),并且根据由这些装置检测到的用户姿势或眼睛来进行各种输入。此外,输入装置147包括能够检测用户的移动的摄像机,并且根据从由摄像机拍摄的图像检测到的用户姿势或眼睛进行各种输入。此外,输入装置147包括能够获取用户语音的麦克风,并且通过麦克风通过语音进行各种输入。如上所述,由于输入装置147被配置为能够以非接触方式输入各种信息,因此特别是属于清洁区域的用户(例如,操作者167)能够以非接触方式操作属于非清洁区域的装置。此外,由于用户可以在不从他或她的手术工具移除他或她的手的情况下操作装置,所以提高了用户的便利性。

[0064] 治疗工具控制装置149控制用于执行组织的烧灼和解剖、血管的密封等的能量治疗工具121的驱动。气腹装置151通过气腹管119将气体送入体腔,以使患者171的体腔膨胀,从而通过内窥镜101固定视野并固定操作者的工作空间。记录器153是能够记录与手术有关的各种信息的装置。打印机155是能够以诸如文本、图像和图表等各种格式打印关于手术的各种信息的装置。

[0065] 在下文中,将更详细地描述内窥镜手术系统100中的具体特征配置。

[0066] (支撑臂装置)

[0067] 支撑臂装置127包括作为基座的基座单元129和从基座单元129延伸的臂单元131。在所示示例中,臂单元131包括多个接合部133a、接合部133b和接合部133c以及通过接合部133b彼此连接的多个连杆135a和连杆135b。然而,在图1中,为了方便起见,臂单元131的构造被简化。实际上,能够适当地设定接合部133a至接合部133c和连杆135a和连杆135b的形状、数量、布置以及接合部133a至接合部133c的旋转轴方向,使得臂单元131具有期望的自由度。例如,臂单元131可以被配置为具有期望的6或更大的自由度。由于这使得能够在臂单元131的可移动范围内自由移动内窥镜101,所以能够从期望的方向将内窥镜101的镜筒103插入患者171的体腔中。

[0068] 在接合部133a至接合部133c中设置致动器,并且接合部133a至接合部133c被配置为能够通过驱动致动器围绕预定旋转轴旋转。通过利用臂控制装置145控制致动器的驱动,控制接合部133a至接合部133c的旋转角度,从而控制臂单元131的驱动。结果,可以实现对内窥镜101的位置和姿势的控制。在这种情况下,臂控制装置145可以通过各种已知的控制方法,诸如力控制或位置控制,来控制臂单元131的驱动。

[0069] 例如,根据操作者167通过输入装置147(包括脚踏开关157)适当地执行的操作输入,臂单元131的驱动可由臂控制装置145适当地控制,从而控制内窥镜101的位置和姿势。

在通过控制将臂单元131的远端处的内窥镜101从任意位置移动到另一任意位置之后,内窥镜101能够被固定地支撑在移动之后的位置处。注意,臂单元131可以通过所谓的主从方法来操作。在这种情况下,臂单元131可以通过安装在远离手术室的位置处的输入装置147由用户远程控制。

[0070] 此外,在施加力控制的情况下,臂控制装置145可以执行所谓的动力辅助控制,其中接收来自用户的外力并且驱动接合部133a至接合部133c的致动器,使得臂单元131跟随外力平滑地移动。以这种方式,当用户在直接接触臂单元131的同时移动臂单元131时,臂单元131能够以相对小的力移动。因此,由于能够更直观地并且以更简单的操作移动内窥镜101,所以能够提高用户的便利性。

[0071] 这里,通常在内窥镜手术中,内窥镜101由称为内窥镜医生的医生支持。另一方面,通过使用支撑臂装置127,可以更可靠地固定内窥镜101的位置,而无需手动操作。因此,由于能够稳定地获得手术部位的图像,所以能够顺利地进行手术。

[0072] 注意,臂控制装置145不必设置在手推车137中。此外,臂控制装置145不一定是一个装置。例如,臂控制装置145可以设置在支撑臂装置127的臂单元131的接合部133a至接合部133c中的每一个中,并且多个臂控制装置145可以彼此协作以实现臂单元131的驱动控制。

[0073] (光源装置)

[0074] 光源装置143向内窥镜101供给用于对手术部位进行成像的照射光。光源装置143例如是由LED、激光光源或其组合构成的白光源。此时,在白光源由RGB激光光源的组合配置的情况下,可以高精度地控制每种颜色(每种波长)的输出强度和输出时间。因此,能够调整光源装置143中的拍摄图像的白平衡。此外,在这种情况下,还可以通过以时分方式从每个RGB激光光源向观察目标发射激光,并且与发射时间同步地控制摄像机头105的成像元件的驱动,以时分方式拍摄与每个RGB对应的图像。根据该方法,可以在成像元件中不提供滤色器的情况下获得彩色图像。

[0075] 此外,可以控制光源装置143的驱动,使得要输出的光的强度以预定的时间间隔改变。通过与光强度的变化的时间同步地控制摄像机头105的成像元件的驱动,以时分方式获取图像并组合图像,可以生成高动态范围图像,而不会停电和过度曝光。

[0076] 此外,光源装置143可以被配置为能够提供与特殊光观察对应的预定波长带的光。在特殊的光观察中,例如,执行所谓的窄带成像,以通过使用身体组织中的光吸收的波长依赖性,发射与正常观察时的照射光(即白光)相比较的窄带光来以高对比度成像预定组织,例如粘膜浅层上的血管。可替换地,在特殊光观察中,可以执行荧光成像以通过发射激励光产生的荧光来获得图像。在荧光成像中,可以向身体组织发射激励光,并且可以观察来自身体组织的荧光(自动荧光成像),或者可以在向身体组织发射与试剂的荧光波长对应的激励光的同时将诸如吲哚菁绿(ICG)的试剂局部注射到身体组织中获得荧光图像。光源装置143可以被配置为能够提供与这种特殊光观察对应的窄带光和/或激励光。

[0077] (摄像头和CCU)

[0078] 将参考图2更详细地描述内窥镜101的摄像机头105和CCU 139的功能。图2是示出图1中所示的摄像机头105和CCU 139的功能配置的示例的框图。

[0079] 参见图2,作为摄像机头105的功能,摄像机头105具有镜头单元107、成像单元109、

驱动单元111、通信单元113和摄像机头控制单元115。此外,CCU 139具有作为其功能的通信单元159、图像处理单元161和控制单元163。摄像机头105和CCU 139彼此连接,以便能够通过传输电缆165彼此双向通信。

[0080] 首先,将描述摄像机头105的功能配置。透镜单元107是设置在与镜筒103连接的部分处的光学系统。从镜筒103的前端接收的观察光被引导到摄像机头105,并入射到透镜单元107上。透镜单元107通过组合包括变焦透镜和聚焦透镜的多个透镜来配置。透镜单元107的光学特性被调节成将观察光会聚在成像单元109的成像元件的光接收表面上。此外,变焦透镜和聚焦透镜被配置为使得可以移动光轴上的位置,以调节拍摄图像的放大倍数和焦点。

[0081] 成像单元109由成像元件构成,并且配置在透镜单元107之后。通过透镜单元107的观察光被汇聚在成像元件的光接收表面上,并且通过光电转换产生与观察图像对应的图像信号。由成像单元109生成的图像信号被提供给通信单元113。

[0082] 作为形成成像单元109的成像元件,例如,可以使用具有拜耳布置并且能够执行彩色成像的互补金属氧化物半导体(CMOS)型图像传感器。注意,作为成像元件,可以使用能够以例如4K或更高的高分辨率拍摄图像的成像元件。由于可以获得手术部位的高分辨率图像,所以操作者167可以更详细地检查手术部位的状况。因此,更顺利地进行手术是可行的。

[0083] 此外,形成成像单元109的成像元件被配置为具有用于获取与3D显示对应的右眼和左眼的图像信号的一对成像元件。3D显示使得操作者167能够更准确地检查手术部位处的活体组织的深度。注意,在成像单元109被配置为多板型的情况下,提供多个透镜单元107以对应于各个成像元件。

[0084] 此外,成像单元109可以不必设置在摄像机头105中。例如,成像单元109可以设置在镜筒103中紧接物镜之后。

[0085] 驱动单元111由致动器构成,并且在摄像机头控制单元115的控制下沿着光轴以预定距离移动镜头单元107的变焦镜头和聚焦镜头。结果,能够适当地调整由成像单元109拍摄的图像的放大倍数和焦点。

[0086] 通信单元113被配置为用于向CCU 139发送各种信息和从CCU 139接收各种信息的通信装置。通信单元113将从成像单元109获得的图像信号通过传输电缆165作为原始数据发送到CCU 139。在这种情况下,期望通过光通信发送图像信号,以便以低延迟时间显示手术部位的拍摄图像。这是因为操作者167在手术期间在拍摄图像中观察患部的状况的同时执行手术,并且因此需要尽可能实时地显示手术部位的运动图像,以用于更安全和更可靠的手术。在执行光通信的情况下,在通信单元113中提供用于将电信号转换成光信号的光电转换模块。图像信号被光电转换模块转换成光信号,以及然后通过传输电缆165传输到CCU 139。

[0087] 此外,通信单元113从CCU 139接收用于控制摄像机头105的驱动的控制信号。控制信号包括关于成像条件的信息,例如,用于指定拍摄图像的帧率的信息、用于指定成像时的曝光值的信息和/或用于指定拍摄图像的放大倍数和焦点的信息。通信单元113将接收到的控制信号提供给摄像机头控制单元115。注意,也可以通过光通信发送来自CCU 139的控制信号。在这种情况下,用于将光信号转换成电信号的光电转换模块被设置在通信单元113中,并且控制信号被光电转换模块转换成电信号,以及然后被提供给摄像机头控制单元

115。

[0088] 注意,CCU 139的控制单元163基于获取的图像信号自动设置诸如帧率、曝光值、放大倍数和焦点的成像条件。也就是说,内窥镜101具有所谓的自动曝光(AE)功能、自动聚焦(AF)功能和自动白平衡(AWB)功能。

[0089] 摄像机头控制单元115基于通过通信单元113接收到的来自CCU 139的控制信号来控制摄像机头105的驱动。例如,摄像机头控制单元115基于用于指定拍摄图像的帧率的信息和/或用于指定拍摄时的曝光的信息来控制成像单元109的成像元件的驱动。此外,例如,摄像机头控制单元115基于用于指定拍摄图像的放大倍数和焦点的信息,通过驱动单元111适当地移动透镜单元107的变焦透镜和聚焦透镜。摄像机头控制单元115还可以具有存储用于识别镜筒103或摄像机头105的信息的功能。

[0090] 注意,通过将诸如透镜单元107或成像单元109的结构布置在具有高气密性和防水性的密封结构中,可以使摄像机头105抗高压釜灭菌。

[0091] 接下来,将描述CCU 139的功能配置。通信单元159被配置为用于向摄像机头105发送各种信息和从摄像机头105接收各种信息的通信装置。通信单元159从摄像机头105接收通过传输电缆165传输的图像信号。此时,如上所述,可以通过光通信适当地发送图像信号。在这种情况下,在通信单元159中提供用于将光信号转换成电信号的光电转换模块。通信单元159将转换成电信号的图像信号提供给图像处理单元161。

[0092] 此外,通信单元159向摄像机头105发送用于控制摄像机头105的驱动的控制信号。控制信号也可以通过光通信发送。

[0093] 图像处理单元161对作为从摄像机头105发送的原始数据的图像信号执行各种图像处理。图像处理的示例包括各种已知的信号处理,诸如显影处理、高图像质量处理(带增强处理、超分辨率处理、降噪(NR)处理和/或相机抖动校正处理)和/或放大处理(电子变焦处理)。此外,图像处理单元161对图像信号执行检测处理,以执行AE、AF和AWB。

[0094] 图像处理单元161是诸如CPU和GPU的处理器,并且上述图像处理或检测处理可以由根据预定程序操作的处理器执行。注意,在图像处理单元161由多个GPU构成的情况下,图像处理单元161适当地划分关于图像信号的信息,并且由多个GPU并行地执行图像处理。

[0095] 控制单元163执行关于通过内窥镜101对手术部位进行成像和显示拍摄图像的各种控制。例如,控制单元163生成用于控制摄像机头105的驱动的控制信号。此时,在用户输入成像条件的情况下,控制单元163基于用户的输入生成控制信号。可替换地,在内窥镜101具有AE功能、AF功能和AWB功能的情况下,控制单元163通过根据图像处理单元161的检测处理的结果适当地计算最佳曝光值、最佳焦距和最佳白平衡来生成控制信号。

[0096] 此外,控制单元163基于经过图像处理单元161的图像处理的图像信号,在显示装置141上显示手术部位的图像。在这种情况下,控制单元163使用各种图像识别技术来识别手术部位图像中的各种对象。例如,控制单元163可以通过检测包括在手术部位图像中的对象的边缘的形状、颜色等来识别手术工具,诸如钳、特定的活体部分、出血、当使用能量治疗工具121时的雾等。当在显示装置141上显示手术部位的图像时,控制单元163使用识别结果显示各种手术支持信息以叠加在手术部位的图像上。由于手术支持信息被叠加并呈现给操作者167,因此可以更安全和可靠地进行手术。

[0097] 将摄像机头105和CCU 139连接到彼此的传输电缆165是对应于电信号通信的电信

号电缆、对应于光通信的光纤或其复合电缆。

[0098] 这里,在所示示例中,使用传输电缆165执行有线通信。然而,可以无线地执行摄像机头105与CCU 139之间的通信。在摄像机头105和CCU 139之间的通信是无线地执行的情况下,不需要在手术室中提供传输电缆165。因此,可以消除手术室中的医务人员的移动被传输电缆165阻碍的情况。

[0099] 到目前为止,已经描述了可以应用根据本公开的技术的内窥镜手术系统100的示例。注意,尽管内窥镜手术系统100在本文已经被描述为示例,但是可以应用根据本公开的技术的系统不限于该示例。例如,根据本公开的技术可应用于用于检查的柔性内窥镜系统或显微手术系统。

[0100] <<2. 分支光学系统成像装置的研究>>

[0101] 随后,作为应用于成像系统的成像装置的示例,诸如参照图1和图2描述的内窥镜手术系统100,将描述使用分支光学系统的成像装置的配置的示例。然后,将描述根据本实施例的成像装置的问题。

[0102] 在医学成像系统的领域中,应用了诸如参照图1和图2描述的内窥镜手术系统100,需要一种能够拍摄具有更高色彩再现性或分辨率的图像作为被拍摄的目标的图像的机构。作为能够拍摄具有如上所述的更高色彩再现性或分辨率的图像的成像装置的示例,可以涉及其中通过使用色彩分离光学系统(例如,分色棱镜)来进一步提高光使用效率的成像装置。具体地,在成像装置中,来自目标的光被色彩分离光学系统分离成多个光谱分量,并且分离的光谱分量聚焦在不同的成像元件上,从而基于由各个成像元件拍摄的图像生成目标的拍摄图像。利用这样的配置,例如,由于不需要应用滤色器等,因此可以进一步提高光的使用效率。因此,可以获得具有高色彩再现性或分辨率的图像。

[0103] 作为使用上述色彩分离光学系统的成像装置,例如,可以涉及使用将来自目标的光分离成R分量、G分量和B分量的三色分离光学系统的成像装置。此外,近年来,还提出了一种使用四色分离光学系统的成像装置。因此,作为比较示例,将参考图3描述使用四色分离光学系统的成像装置的示意性配置的示例,特别集中在该配置,直到入射到成像装置上的光聚焦在成像元件上。图3是用于描述根据比较示例的成像装置的配置的示例的说明图,并且示出了可用作上述内窥镜手术系统100的摄像机头105的成像装置的示例。注意,在下面的描述中,图3所示的成像装置可指代“成像装置105a”以明确地将该成像装置与可用作摄像机头105的其它成像装置区分开来。

[0104] 请注意,在图3中,z方向对应于入射到成像装置105a上的光(即入射光)的光轴方向,以及x方向和y方向是垂直于z方向的方向。此外,x方向和y方向假定为彼此垂直。也就是说,在图3中,图的水平方向对应于z方向。此外,在图3中,图的深度方向对应于x方向,并且图的垂直方向对应于y方向。注意,在图3中,x方向对应于成像装置105a的水平方向,以及y方向对应于成像装置105a的垂直方向。

[0105] 如图3所示,成像装置105a包括分支光学系统300、第一成像元件211至第四成像元件214以及基板201至基板204。第一成像元件211至第四成像元件214分别由基板201至基板204保持。

[0106] 分支光学系统300是将入射到成像装置105a上的光(即入射光)分离为具有不同波长带的多个光谱分量的光学部件。例如,在图3所示的例子中,分支光学系统300将入射光分

离为R分量、G分量和B分量的三原色的光分量以及近红外光 (IR) 分量的光。具体地,如图3所示,分支光学系统300通过在入射光的光轴方向(z方向)上依次组装第一棱镜311至第四棱镜314来配置。

[0107] 第一棱镜311是用作光路的棱镜,该光路用于将入射在第一棱镜311上的光成分中的属于近红外波长带的光引导至第一成像元件211。入射到成像装置105a上的入射光从第一棱镜311的入射表面322进入第一棱镜311。此外,进入第一棱镜311的入射光直接穿过第一棱镜311行进,并且在光轴上倾斜设置的表面321上分离为属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光。注意,可以在表面321上设置用于将入射光分离为属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光的光学膜(例如,分色膜)。

[0108] 属于近红外波长带的光在表面321上被反射并且被引导通过第一棱镜311。这里,属于近红外波长带的反射和分离的光(即,近红外光)在入射表面322上仅被全反射一次并透射到第一棱镜311的外部。例如,在图3所示的例子中,属于近红外波长带的光在yz平面的表面方向上在表面321上反射。然后,透射通过第一棱镜311的近红外光被引导到第一成像元件211。注意,第一成像元件211被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第一棱镜311并被引导到第一成像元件211的光(即,近红外光)的光轴。此外,作为第一成像元件211,例如,可以更期望地应用其中不提供滤色器并且对于近红外波长具有高灵敏度的成像元件。

[0109] 此外,透射通过第一棱镜311的表面321的属于可见光波长带的光从第二棱镜312的入射表面323入射到第二棱镜312上。第二棱镜312是用作光路的棱镜,该光路用于将入射在第二棱镜312上的光成分中的、属于包括B分量的波长带的光引导至第二成像元件212。入射到第二棱镜312上的光(即,属于可见光波长带的光)直接穿过第二棱镜312,并且在光轴上倾斜设置的表面324上分离为属于包括B分量的短波长侧波长带的光和属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光。注意,用于将入射光分离成属于包括B分量的短波长侧波长带的光和属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光的光学膜(例如,分色膜)可以设置在表面324上。

[0110] 属于包括B分量的波长带的光在表面324上被反射并且被引导通过第二棱镜312。这里,如图3所示,如附图标记327所示,在第一棱镜311的表面321和第二棱镜312的入射表面323之间提供气隙。为此,属于包括在表面324上反射和分离的B分量的波长带的光在入射表面323上仅被全反射一次并透射到第二棱镜312的外部。例如,在图3所示的例子中。属于包括B分量的波长带的光在表面324上沿yz平面的表面方向反射。然后,透射通过第二棱镜312的属于包括B分量的波长带的光被引导到第二成像元件212。注意,第二成像元件212被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第二棱镜312并被引导到第二成像元件212的光(即,属于包括B分量的波长带的光)的光轴。

[0111] 此外,透射通过第二棱镜312的表面323的属于包括R分量和G分量的波长带的光从第三棱镜313的入射表面325入射到第三棱镜313上。第三棱镜313是用作光路的棱镜,该光路用于将入射到第三棱镜313上的光成分中的、属于包括R分量的波长带的光引导到第三成像元件213。入射到第三棱镜313上的光(即,属于包括R分量和G分量的波长带的光)直接穿过第三棱镜313,并且在与在光轴上倾斜设置的第四棱镜314的界面326处分离为属于包括R分量的波长带的光和属于包括G分量的波长带的光。注意,用于将入射光分离成属于包括R分量的波长带的光和属于包括G分量的波长带的光的光学膜(例如,分色膜)可以设置在界

面326上。

[0112] 属于包括R分量的波长带的光在界面326处被反射并且被引导通过第三棱镜313。这里,如图3所示,在第二棱镜312的表面324和第三棱镜313的入射表面325之间提供气隙,如附图标记328所示。因此,在界面326处反射并分离的属于包括R分量的波长带的光在入射表面325上仅被全反射一次并透射到第三棱镜313的外部。例如,在图3所示的示例中,属于包括R分量的波长带的光在yz平面的表面方向上在界面326处被反射。然后,透射通过第三棱镜313的属于包括R分量的波长带的光被引导到第三成像元件213。注意,第三成像元件213被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第三棱镜313并被引导到第三成像元件213的光(即,属于包括R分量的波长带的光)的光轴。

[0113] 此外,属于包括G分量的波长带的、通过第三棱镜313和第四棱镜314之间的界面326透射的光从界面326入射到第四棱镜314上。第四棱镜314是用作光路的棱镜,该光路用于将入射到第四棱镜314上的光(即,属于包括R分量的波长带的光)引导到第四成像元件214。也就是说,入射到第四棱镜314上的光直接穿过第四棱镜314并被引导到第四成像元件214。注意,第四成像元件214被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第四棱镜314并被引导到第四成像元件214的光(即,属于包括G分量的波长带的光)的光轴。

[0114] 如上所述,根据比较示例的成像装置105a将入射光分离为R分量、G分量和B分量的三基色的光分量以及IR分量的光,并且将各个光成分聚焦在不同的成像元件(即,第一成像元件211至第四成像元件214)上,从而基于各个光成分分别拍摄图像。通过这样的结构,在成像装置105a中,由于不需要在每个成像元件中设置滤色器,所以能够提高光的使用效率。因此,与不使用色彩分离光学系统的成像装置(即,利用一个成像元件拍摄图像的成像装置)相比,能够以进一步提高的色彩再现性或分辨率拍摄图像。

[0115] 此外,在根据比较示例的成像装置105a中,由于R分量、G分量和B分量的三原色的光成分以及IR分量的光聚焦在不同的成像元件上,因此可以在同一时刻分别拍摄近红外图像和可见光图像。这样的结构期望应用于医学领域中的所谓特殊光观察的观察方法,诸如窄带成像(NBI)、自动荧光成像(AFI)和红外成像(IRI)。

[0116] 作为具体示例,在荧光成像中,预先向被检查者(患者)施用对诸如癌症的病变具有亲和力的荧光物质,并且发射用于激发荧光物质的激励光,从而通过从累积在病变部位中的荧光物质发射的荧光的荧光图像(即,基于荧光的检测结果的观察图像)来观察病变部位。吲哚菁绿(ICG)可作为用于荧光成像的荧光物质的典型示例。ICG通过使用波长接近808nm的光作为激励光来发射波长约为820nm的荧光(即,近红外波长带的光)。

[0117] 因此,例如,通过将使用四色分离光学系统的成像装置应用于荧光成像,可以通过IR分量的光聚焦在其上的成像元件拍摄目标的荧光图像,并且可以通过另一成像元件拍摄目标的高分辨率的可见光图像。此外,由于可以在同一时刻分别拍摄目标的荧光图像和可见光图像,因此例如可以将与可见光图像同步拍摄的荧光图像叠加在可见光图像上。

[0118] 另一方面,在使用色彩分离光学系统的成像装置中,需要布置色彩分离光学系统和每个成像元件,使得在由色彩分离光学系统分离的光成分聚焦在其上的多个成像元件之间不发生物理干涉。因此,在使用色彩分离光学系统的成像装置中,随着成像元件的数量增加(即,随着要分离的光谱成分的数量(例如,颜色的数量)增加),色彩分离光学系统的尺寸增加。结果,法兰距长度趋于增加。

[0119] 注意,在本说明书中,“法兰距长度”表示从透镜的安装表面到透镜替换型成像装置中的成像元件的光学距离。作为一个具体例子,在图3所示的例子,从分支光学系统300的入射表面到每个成像元件的光学距离对应于法兰距长度。此外,“光学距离”对应于从光的行进速度计算出的光学距离,并且由光路的物理距离和光路中的折射率计算出。

[0120] 由于这些特性,例如,在使用四色分离光学系统的成像装置中,诸如根据比较示例的成像装置105a,色彩分离光学系统的尺寸和法兰距长度可以大于使用三色分离光学系统的成像装置中的尺寸和法兰距长度。因此,在使用四色分离光学系统的透镜替换型成像装置中,可用透镜可限于具有相对长的法兰距长度的透镜。

[0121] 另一方面,随着透镜应用于医学领域中的内窥镜、手术显微镜等,具有称为“C安装”的标准的透镜已成为主流。标准中法兰距长度定义为17.526mm。此外,在医学领域中,为了不妨碍医学实践,需要各种医疗装置的小型化,并且成像装置也不例外。作为满足这些条件的成像装置,例如,提供使用三色分离光学系统的成像装置。然而,由于上述尺寸或法兰距长度的限制,很难将使用四色分离光学系统的成像装置应用于内窥镜或手术显微镜,而不是现有的成像装置(例如,使用三色分离光学系统的成像装置)。

[0122] 鉴于这种情况,在本公开中,在一种配置中,将提出一种用于通过在有限空间中有效地布置多个成像元件,来抑制壳体尺寸或法兰距长度的增大的机构的示例,在该配置中,多个成像元件通过使用色彩分离光学系统来拍摄目标的图像。

[0123] <<3.技术特征>>

[0124] 下文中,将描述根据本实施方式的成像装置的技术特征。

[0125] <3.1.成像装置的配置示例>

[0126] 首先,将参考图4和图5描述根据本实施例的成像装置的示意性配置的示例,该示例特别关注直到入射到成像装置上的光聚焦到成像元件上时的配置。图4和图5是用于描述根据本实施例的成像装置的配置的示例的说明图,并且示出了可用作上述内窥镜手术系统100的摄像机头105的成像装置的示例。注意,在本说明中,假设根据本实施例的成像装置被配置为基于C安装标准的成像装置。此外,在下面的描述中,图4和图5中所示的成像装置105可以被称为“成像装置105b”,以便明确地将成像装置与可用作摄像机头105的其它成像装置区分开来。

[0127] 如图4和图5所示,根据本实施例的成像装置105b包括安装基座240、分支光学系统400、第一成像元件231至第四成像元件234以及基板221至基板224。第一成像元件231至第四成像元件234分别由基板221至基板224保持。此外,成像装置105b可以包括开口掩模250,或者可以包括覆盖玻璃425和覆盖玻璃427至覆盖玻璃429。

[0128] 请注意,在图4和图5中,z方向对应于入射到成像装置105b上的光(即,入射光)的光轴方向,换言之,对应于稍后将详细描述分支光学系统400的入射表面的法线方向。此外,假设x方向和y方向都是垂直于z方向的方向,并且x方向和y方向彼此垂直。注意,在图4和图5中,x方向对应于成像装置105b的水平方向,并且y方向对应于成像装置105b的垂直方向。此外,图4示意性地示出了在沿着包括入射光的光轴(z轴)的水平面(xz平面)切割成像装置105b的情况下成像装置105b的配置,并且还示出了入射到成像装置105b上的光的光路。也就是说,在图4中,图中的水平方向、垂直方向和深度方向分别对应于z方向、x方向和y方向。此外,图5示意性地示出了在沿着包括入射光的光轴(z轴)的垂直面(yz平面)切割成

像装置105b的情况下成像装置105b的配置,并且还示出了入射到成像装置105b上的光的光路。也就是说,在图5中,图中的水平方向、垂直方向和深度方向分别对应于z方向、y方向和x方向。

[0129] 安装基座240被配置为将诸如替换型透镜、显微镜或内窥镜的光学系统附接到成像装置105b。安装基座240中形成有开口,从附接在安装基座240上的光学系统入射的来自目标的光通过该开口。即,由附接在安装基座240上的光学系统聚集的来自目标的光从安装基座240的开口进入成像装置105b。

[0130] 在开口掩模250中设置具有预定形状的开口。通过该开口,通过附接在安装基座240上的光学系统入射到成像装置105b上的光的光束(即,入射光)受到限制。设置在开口掩模250中的开口形成为例如,矩形形状,该矩形形状具有与每个成像元件(即,第一成像元件231至第四成像元件234中的每一个)的光接收表面的尺寸对应的尺寸。即,根据开口掩模250中设置的开口的尺寸来确定F数。此外,在开口掩模250中,例如,可以设置所谓的“停止”机构,该机构通过以入射光的光轴为中心改变开口的直径来控制开口的尺寸。例如,如图4和图5所示,开口掩模250设置成在安装基座240和分支光学系统400之间插入。

[0131] 注意,由于附接到成像装置105b的成像透镜(例如,替换型透镜、显微镜或内窥镜)被光学地设计为图像侧远心,所以整个成像系统的F数由开口掩模250的尺寸和设置在开口掩模250之后的光学系统的配置(例如,玻璃材料、厚度和气隙)确定。

[0132] 随后,将描述分支光学系统400。如图4和图5所示,分支光学系统400包括第一分支光学系统401、第二分支光学系统402和IR截止滤光器426。此外,分支光学系统400可以包括带通滤波器424。

[0133] 第一分支光学系统401将入射到第一分支光学系统401上的光分离为属于近红外波长带的光和属于可见光波长带的光。具体地说,如图4所示,第一分支光学系统401是棱镜,其中第一棱镜411和第二棱镜412通过插入其间的分色膜421彼此连接的。即,分色膜421设置在第一棱镜411和第二棱镜412之间的界面处。

[0134] 分色膜421是将入射到第一分支光学系统401上并且包括属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光的入射光,分离为属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光的光学膜。具体地,分色膜421具有反射属于近红外波长带的光和透射属于可见光波长带的光的特性。

[0135] 例如,图6是示出应用于根据本实施例的成像装置的分色膜421的光谱特性的示例的图。在图6中,横轴表示波长(nm),以及纵轴表示光谱透射率(%)。如图6所示,分色膜421具有在短波长侧透射大部分(90%及以上)的光并且以接近700nm的波长作为边界反射长波长侧的大部分(90%及以上)光的特性。

[0136] 第一棱镜411是属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光(即,入射光)入射到其上,并且用作引导属于近红外波长带的光的近红外光的光路的棱镜。此外,第二棱镜412是用作可见光的光路的棱镜,通过该光路引导属于可见光波长带的光。

[0137] 从入射表面433进入到第一棱镜411的入射光通过第一棱镜411直线行进,并且通过在光轴上倾斜设置的分色膜421而分离为属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光。

[0138] 属于近红外波长带的光被分色膜421反射并被引导通过第一棱镜411。更具体地

说,在图4所示的例子中,属于近红外波长带的光在平面(即,xz平面)的表面方向由分色膜421反射,该平面包括与入射表面433的法线方向对应的光轴(即,z轴),在该入射表面上入射光入射到分支光学系统400。注意,由分色膜421反射的光对应于“第一光”的示例,并且反射方向对应于“第一方向”的示例。

[0139] 这里,如图4所示,属于近红外波长带的反射和分离的光(在下文中,也称为“近红外光”)在入射表面433上仅被全反射一次,并且透射到第一棱镜411的外部。以这种方式,分色膜421的成膜表面相对于光轴的角度可以被设置为大约90度。相反,根据本实施例的分色膜421在光轴上的安装角度被设置为使得满足上述全反射条件。通过以这种方式布置分色膜421,即使在大F值的光入射到第一棱镜411上的情况下,也能够抑制由于左光和右光之间的入射角差值而导致的分色膜421的光谱特性的变化。因此,能够高精度地进行波长分离。

[0140] 透射通过第一棱镜411的近红外光被引导到第一成像元件231。在这种情况下,带通滤波器424可以设置在由分色膜421分离并聚焦在第一成像元件231上的光的光路中。带通滤波器424具有透射近红外波长带中的预定波长带中的光并阻挡其他波长带中的光的特性。带通滤波器424可以根据荧光物质的特性来设置,例如,考虑在使用在近红外波长带中发射预定波长带中的荧光的荧光物质的荧光成像中,使用成像装置105b的情况。

[0141] 作为具体示例,在聚焦于ICG发射的荧光的情况下,带通滤波器424可以具有透射ICG发射的荧光的波长带820nm附近的波长带(例如,820nm至850nm的波长带)中的光,并阻挡其他波长带中的光的特性。例如,图7是示出应用于根据本实施例的成像装置的带通滤波器424的光谱特性的示例的图。在图7中,横轴表示波长(nm),以及纵轴表示光谱透射率(%)。如图7所示,带通滤波器424具有在820nm至850nm附近的波长带中透射大部分(例如,90%或更多)光并且在其他波长带中反射大部分(例如,90%或更多)光的特性。

[0142] 第一成像元件231被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第一棱镜411并被引导到第一成像元件231的光(即,近红外光)的光轴。注意,用于保护第一成像元件231的光接收表面的覆盖玻璃425可以插在第一棱镜411和第一成像元件231之间。作为覆盖玻璃425,例如,使用通常称为BK7的玻璃材料的覆盖玻璃425。此外,作为第一成像元件231,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于近红外波长具有高灵敏度的成像元件。

[0143] 另一方面,透射通过分色膜421的属于可见光波长带的光入射到第二棱镜412上并直接穿过第二棱镜412。第二棱镜312的与设置有分色膜421的一侧相反的端面(换句话说,第二棱镜412的在光轴下游侧的发射表面)被设置为垂直于光轴。属于可见光波长带的光透射到第二棱镜412的外部,同时保持属于可见光波长带的光垂直于第二棱镜412的发射表面的状态。注意,透射通过分色膜421的光对应于“第二光”的示例。

[0144] 第二分支光学系统402以IR截止滤光器426插入其间的方式连接到第二棱镜412的发射表面。即,IR截止滤光器426设置在第一分支光学系统401的第二棱镜412与第二分支光学系统402之间的界面。

[0145] IR截止滤光器426是截止红外光的滤光器。例如,图8是示出应用于根据本实施例的成像装置的IR截止滤光器426的光谱特性的示例的图。在图8中,横轴表示波长(nm),以及纵轴表示光谱透射率(%)。如图8所示,IR截止滤光器426具有吸收大部分(例如,90%或更多)波长带中长于700nm的光并且反射其他波长带中的光的特性。注意,IR截止滤光器426可以例如,通过在与BK7等效的玻璃材料上沉积红外截止涂层来形成。此外,作为另一示例,IR

截止滤光器426可以由红外吸收玻璃形成。注意,作为IR截止滤光器426,例如可以使用由Hoya Co.,Ltd.制造的C5000。

[0146] 注意,尽管在图4和图5中未详细示出,但是,在IR截止滤光器426和第二分支光学系统402之间的界面处提供气隙,如附图标记431所示。

[0147] 随后,主要参考图5,将描述位于IR截止滤光器426之后的每个单元的配置。从第一分支光学系统401的第二棱镜412发射的属于可见光波长带的光在红外光被IR截止滤光器426截止之后入射到第二分支光学系统402上。

[0148] 第二分支光学系统402将入射到第二分支光学系统402上的属于可见光波长带的光分离成光分量,该光分量属于包括R分量、G分量和B分量中的每一个的波长带。具体地说,第二分支光学系统402是棱镜,其中第三棱镜413和第四棱镜414通过插入其间的分色膜422彼此连接,并且第四棱镜414和第五棱镜415通过插入其间的分色膜423彼此连接。即,分色膜422设置在第三棱镜413和第四棱镜414之间的界面处,并且分色膜423设置在第四棱镜414和第五棱镜415之间的界面处。

[0149] 分色膜422是光学膜,该光学膜将入射光(该入射光入射到第二分支光学系统402上并且包括属于可见光波长带的光)分离为属于包括G分量的波长带的光和属于包括R分量和B分量的波长带的光。具体地,分色膜422具有反射属于包括G分量的波长带的光并透射属于包括R分量和B分量的短波长侧波长带的光的特性。

[0150] 此外,分色膜423是光学膜,该光学膜将入射光(该入射光透射通过分色膜422并且包括包含R分量和B分量的波长带的光)分离为属于包括R分量波长带的光和属于包括B分量的波长带的光。具体地,分色膜423具有反射属于包括B分量的波长带的光和透射属于包括R分量的波长带的光的特性。

[0151] 第三棱镜413是棱镜,属于可见光波长带的光入射到该棱镜上,并且该棱镜用作绿光的光路,通过该光路引导属于包括G分量的波长带的光。此外,第四棱镜414是棱镜,属于包括R分量和B分量的波长带的光入射到该棱镜上,并且该棱镜用作蓝光的光路,通过该光路引导属于包括B分量的波长带的光。此外,第五棱镜415是用作红光的光路的棱镜,通过该光路引导属于包括R分量的波长带的光。

[0152] 从入射表面435入射到第三棱镜413上的属于可见光波长带的光直接穿过第三棱镜413,并且通过在光轴上倾斜设置的分色膜422而被分离为属于包括G分量的波长带的光和属于包括R分量和B分量的波长带的光。

[0153] 属于包括G分量的波长带的光被分色膜422反射并被引导通过第三棱镜413。此时,分色膜422以入射光的光轴(即,z轴)为轴,在相对于上述分色膜421反射属于近红外波长带的光的方向扭曲的方向上反射属于包括G分量的波长带的光至分支光学系统400。即,如图4所示,在分色膜421在xz平面的表面方向上反射属于近红外波长带的光的情况下,分色膜422在与xz平面交叉的方向上反射属于包括G分量的波长带的光。作为一个具体的例子,在图5所示的例子中,分色膜422在包括z方向的水平面(即,xz平面和法线方向彼此垂直的yz平面)的表面方向上反射属于包括G分量的长波长侧波长带的光。换句话说,在图5所示的例子中,分色膜422在与入射光的每个光轴大致垂直的方向和分色膜421反射属于近红外波长带的光的方向上,反射属于包括G分量的长波长侧波长带的光至分支光学系统400。注意,由分色膜422反射的光对应于“第三光”的示例,并且反射方向对应于“第二方向”的示例。

[0154] 这里,属于包括反射的和分离的G分量的波长带的光(下文中,也称为“绿光”)到达入射表面435,如图5所示。此外,如上所述,在入射表面435和IR截止滤光器426之间设置气隙,如附图标记431所示。因此,绿光在入射表面435处仅被全反射一次,并且透射到第三棱镜413的外部。以这种方式,分色膜422的成膜表面相对于光轴的角度可以被设置成大约90度。相反,根据本实施例的分色膜422在光轴上的安装角度被设置为使得满足上述全反射条件。通过以这种方式布置分色膜422,即使在大F值的光入射到第三棱镜413上的情况下,也能够抑制由于上光和下光之间的入射角差而导致的分色膜422的光谱特性的变化。因此,能够高精度地进行波长分离。

[0155] 透射通过第三棱镜413的绿光被引导到第二成像元件232。第二成像元件232被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第三棱镜413并被引导到第二成像元件232的光的光轴。注意,用于保护第二成像元件232的光接收表面的覆盖玻璃427可以插在第三棱镜413和第二成像元件232之间。作为覆盖玻璃425,可以应用与上述覆盖玻璃425相同的覆盖玻璃。此外,作为第二成像元件232,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括G分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0156] 另一方面,透射通过分色膜422的属于包括R分量和B分量的波长带的光入射到第四棱镜414上。然后,入射到第四棱镜414上的光直接行进通过第四棱镜414,并且通过倾斜地设置在光轴上的分色膜423被分离为属于包括R分量的波长带的光和属于包括B分量的波长带的光。注意,透射通过分色膜422的光对应于“第四光”的示例。

[0157] 属于包括B分量的波长带的光被分色膜423反射并被引导通过第四棱镜414。此时,分色膜423以入射光的光轴(即,z轴)为轴,在相对于上述分色膜421反射属于近红外波长带的光的方向扭曲的方向上反射属于包括B分量的波长带的光至分支光学系统400。即,如图4所示,在分色膜421在xz平面的表面方向上反射属于近红外波长带的光的情况下,分色膜422在与xz平面交叉的方向上反射属于包括B分量的波长带的光。作为一个具体的例子,在图5所示的例子中,分色膜423在包括z方向的水平面(即,xz平面和法线方向彼此垂直的yz平面)的表面方向上反射属于包括B分量的波长带的光,表面方向是与分色膜422反射绿光的方向不同的方向。注意,由分色膜423反射的光对应于“第五光”的示例,并且反射方向对应于“第三方向”的示例。此外,在上述示例中,xz平面对应于“第一平面”的示例,并且yz平面对应于“第二平面”的示例。

[0158] 属于包括反射的和分离的B分量的波长带的光(在下文中,也称为“蓝光”)被引导通过第四棱镜414。此外,透射通过第四棱镜414的蓝光被引导到第三成像元件233。第三成像元件233被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第四棱镜414并被引导到第三成像元件233的光的光轴。注意,用于保护第三成像元件233的光接收表面的覆盖玻璃428可以插在第四棱镜414和第三成像元件233之间。作为覆盖玻璃428,可以应用与上述覆盖玻璃425相同的覆盖玻璃。此外,作为第三成像元件233,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括B分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0159] 此外,透射通过分色膜423的属于包括R分量的波长带的光(下文中,也称为“红光”)入射到第五棱镜415上并且直接穿过第五棱镜415行进。第五棱镜415的与设置有分色膜423的一侧相反的端面(换句话说,在光轴下游侧的第五棱镜415的发射表面)被设置为垂直于光轴。红光透射到第五棱镜415的外部,同时保持红光垂直于第五棱镜415的发射表面

的状态。然后,透射通过第五棱镜415的红光被引导到第四成像元件234。第四成像元件234被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第五棱镜415并被引导到第四成像元件234的光的光轴。注意,用于保护第四成像元件234的光接收表面的覆盖玻璃429可以插在第五棱镜415和第四成像元件234之间。作为覆盖玻璃429,可以应用与上述覆盖玻璃425相同的覆盖玻璃。此外,作为第四成像元件234,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括R分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0160] 利用上述配置,入射到第二分支光学系统402上的可见光被第二分支光学系统402分离成红光、绿光和蓝光,并且红光、绿光和蓝光分别聚焦到第四成像元件234、第二成像元件232和第三成像元件233上。例如,图9是示出了通过根据本实施例的分支光学系统400与属于可见光波长带的光分离的每个光成分的波长特性的示例的图,并且示出了红光(R)、绿光(G)和蓝光(B)的波长特性的示例。在图9中,横轴表示波长(nm),以及纵轴表示光谱分离后的各光分量中包含的波长分量,该波长分量以相对于入射光的相对值(%)表示。即,作为分色膜422和分色膜423,可以应用那些具有光谱特性的分色膜422和分色膜423,其将入射光分离成各个光分量,使得聚焦在第二成像元件232至第四成像元件234上的光分量(即,绿光、蓝光和红光)显示图9所示的特性。

[0161] 如上参考图4和图5所述,根据本实施例的成像装置105b使用包括第一分支光学系统401和第二分支光学系统402的分支光学系统400将入射光分离成多个光分量,并将各个光分量聚焦在不同的成像元件上。此时,第一分支光学系统401和第二分支光学系统402通过与入射到分支光学系统400上的光的入射表面433的法线方向对应的光轴为轴,在相互扭转的方向上反射入射光中的一些,从而分离一些入射光。

[0162] 通过这样的配置,在根据本实施例的成像装置105b中,可以避免支撑第一成像元件231的基板221与支撑第二成像元件232至第四成像元件234的基板222至基板224之间的物理干涉。即,在根据本实施方式的成像装置105b中,能够在有限的空间内高效地配置第一成像元件231至第四成像元件234(即,基板221至基板224)。

[0163] 此外,在根据本实施例的成像装置105b中,与根据图3所示的比较示例的成像装置105a相比,可以减少形成气隙的位置的数量。气隙的形成可能是由于灰尘等进入气隙而导致缺陷的原因。因此,需要一种具有较少气隙的设计。即,在根据本实施例的成像装置105b中,与根据比较示例的成像装置105a相比,能够进一步减少由于气隙形成而发生缺陷的可能性。

[0164] 注意,上述配置仅仅是示例,并且根据本实施例的成像装置105b的配置不一定限于上述示例。作为具体示例,只要入射光中的一些可以聚焦在第一成像元件231至第四成像元件234上,则每个成像元件与聚焦在成像元件上的光之间的对应关系不受限制。此外,毋庸置疑,根据每个成像元件与聚焦在成像元件上的光之间的对应关系,可以适当地选择用于分离一些入射光的配置(例如,光学膜,诸如分色膜421至分色膜423)。此外,用于分离一些入射光的配置不限于根据波长特性分离入射光的光学膜,诸如分色膜,并且还可以应用例如其他光学膜,诸如半反射膜。注意,应用半反射膜的示例将在后面作为修改示例单独描述。

[0165] 此外,在上面,作为根据本实施例的成像装置105b,已经描述了使用四色分离光学系统的成像装置的配置的示例,该示例特别关注分支光学系统400的配置。另一方面,上述

示例仅仅是示例,并且分支光学系统400的配置不一定限于上述示例,只要第一分支光学系统401和第二分支光学系统402被配置为在以入射光的光轴为其轴的相互扭曲的方向上反射入射光中的一些光至分支光学系统400。例如,根据本实施例的成像装置105b可以被配置为使用三色分离光学系统的成像装置。在这种情况下,作为第二分支光学系统402,可以应用将入射光的光路分支成两个光路的分支光学系统来代替将入射光的光路分支成三个光路的分支光学系统,如图4和图5所示。此外,作为另一示例,与第二分支光学系统402类似,第一分支光学系统401可以被配置为将入射光的光路分支成三个光路。

[0166] 到目前为止,已经参考图4和图5描述了根据本实施例的成像装置的示意性配置的示例。该示例特别关注直到入射到成像装置上的光聚焦到成像元件上时的配置。

[0167] <3.2. 成像装置的示例>

[0168] 接下来,将描述根据本实施例的成像装置的示例。

[0169] (示例1)

[0170] 首先,作为示例1,将描述图4和图5中所示的成像装置105b的更详细配置的示例。注意,在该示例中,将描述根据本实施例的成像装置105b被配置为基于C安装标准的成像装置的情况的示例。即,在示例1中,为了满足由C安装标准限定的法兰距长度条件(17.526mm),将描述成像装置105b的配置的示例,其中从分支光学系统400的至少入射表面到位于分支光学系统400之后的成像元件的光学距离为17.526mm或更小。

[0171] 如图4和图5所示,在根据示例1的成像装置105b中,在每个成像元件(即,第一成像元件231至第四成像元件234)上形成的图像的尺寸(即,图像高度)在垂直方向上为3.14mm,以及在水平方向上为5.56mm。因此,在图4中,示出了在每个成像元件的光接收表面的水平方向上的中心处的-2.78mm和+2.78mm的每个位置处聚焦的光的光路。类似地,在图5中,示出了在每个成像元件的光接收表面的垂直方向上的中心处的-1.57mm和+1.57mm的每个位置处聚焦的光的光路。每个成像元件的光接收表面的中心的F数在水平方向上为 $F_{no_H}=1.57$,以及在垂直方向上为 $F_{no_V}=1.78$ 。此外,设置在开口掩模250中的开口形成为矩形形状,该矩形形状在水平方向(x方向)上具有的尺寸为8.2mm,并且在垂直方向(y方向)上具有的尺寸为7.2mm。

[0172] 此外,在根据示例1的成像装置105b中,满足折射率 $N_d \geq 1.80$ 的条件的玻璃材料被用作形成成分支光学系统400的第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料。作为具体示例,将描述满足折射率 $N_d=1.804200$ 和Abbe数 $v_d=46.5025$ 的条件的玻璃材料用作形成第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料的情况。注意,作为满足相同条件的玻璃材料,例如,可以涉及由Hoya Co., Ltd.制造的TAF3。

[0173] 此外,作为覆盖玻璃425和覆盖玻璃427至覆盖玻璃429,例如,使用了具有厚度为1.2mm的使用BK7作为玻璃材料的那些覆盖玻璃。此外,带通滤波器424和IR截止滤光器426中的每一个在光轴方向上具有1.09mm的厚度。此外,带通滤波器424和IR截止滤光器426中的每一个的折射率 N_d 等于BK7的折射率。

[0174] 在图4中,由附图标记 θ_{11} 表示的角度,即,第一棱镜411的入射表面433与形成有分色膜421的表面之间,在xz平面上的角度为30度。此外,在图5中,由附图标记 θ_{13} 表示的角度,即,第三棱镜413的入射表面435与形成有分色膜422的表面之间,在yz平面上的角度为25.75度。此外,在图5中,由附图标记 θ_{15} 表示的角度,即,形成分色膜422的表面与形成分色

膜423的表面之间,在yz平面上的角度为60.75。

[0175] 这里,当分支光学系统400的玻璃厚度被定义为分支光学系统400在z方向上的宽度(物理距离)时,根据示例1的成像装置105b中的分支光学系统400的玻璃厚度d1为18.844mm。即,根据示例1的成像装置105b可以形成使得分支光学系统400的玻璃厚度d1大于17.526mm,同时满足由C安装标准限定的法兰距长度条件(17.526mm)。这是因为聚焦在每个成像元件上的光的光路长度(光学距离)取决于布置在光的路径中的光学系统(例如分支光学系统400)的折射率和引导通过光学系统的光的路径的长度。

[0176] 通过增加如上所述分支光学系统400的折射率,可以形成具有较大玻璃厚度的分支光学系统400,同时满足法兰距长度条件。因此,根据示例1的成像装置105b,能够避免第一成像元件231至第四成像元件234(最终为基板221至基板224)之间的物理干涉,并且能够进一步提高每个成像元件的配置的自由度。

[0177] 此外,如上所述,根据示例1的成像装置105b实现了相对大的F数。因此,根据依据示例1的成像装置105b,能够广泛使用从诸如手术显微镜的相对大的F数的光学系统到诸如内窥镜的相对小的F数的光学系统的各种光学系统。

[0178] 到目前为止,已经将图4和图5中所示的成像装置105b的更详细配置的示例描述为示例1。

[0179] (示例2)

[0180] 接下来,将根据本实施例的成像装置的更详细配置的另一示例描述为示例2。通过增加如上所述分支光学系统400的折射率,可以形成具有较大玻璃厚度的分支光学系统400,同时满足由预定安装标准限定的法兰距长度条件。因此,在示例2中,将描述其中具有比示例1中应用的玻璃材料的折射率高的折射率的玻璃材料,被应用作为形成构成分支光学系统400的每个棱镜(即,第一棱镜411至第五棱镜415)的玻璃材料的情况的示例。

[0181] 例如,图10和图11是用于描述根据本实施例的示例2的成像装置的配置的示例的说明图,并且示出了可以用作上述内窥镜手术系统100的摄像机头105的成像装置的另一示例。注意,在下面的描述中,根据示例2的成像装置可以被称为“成像装置105c”,以便将该成像装置与适用于摄像机头105的其他成像装置明确区分。

[0182] 在形成第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料中,根据示例2的成像装置105c与根据上述示例1的成像装置105b不同。因此,在根据实施例2的成像装置105c中,由于玻璃材料的差异,第一棱镜411至第五棱镜415的尺寸与根据示例1的成像装置105b中的尺寸不同。另一方面,根据示例2的成像装置105c的其他配置与根据示例1的成像装置105b的其他配置相同。

[0183] 因此,在本说明书中,将针对与上述示例1的成像装置105b不同的部分来描述根据示例2的成像装置105c,并且将省略对与成像装置105b基本相同的部分的详细描述。注意,在图10和图11中,假定由与图4和5中相同的附图标记表示的配置示出了与图4和图5所示示例中基本相同的配置。

[0184] 在根据示例2的成像装置105c中,满足折射率 $N_d \geq 1.90$ 的条件的玻璃材料被应用作为形成构成分支光学系统400的第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料。作为具体的示例,将描述满足折射率 $N_d = 1.903658$ 和Abbe数 $v_d = 31.3150$ 的条件的玻璃材料用作形成第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料的情况。注意,作为满足相同条件的玻璃材料,例如,

可以涉及由Hoya Co.,Ltd.制造的TAFD25。

[0185] 此外,在根据示例2的成像装置105c中,形成在每个成像元件上的图像的尺寸(即,图像高度)、设置在开口掩模250中的开口的尺寸和形状以及每个成像元件的光接收表面的中心处的F数与参考图3和图4描述的根据示例1的成像装置105b中的相同。此外,在图10和图11中由附图标记011、附图标记013和附图标记015表示的部分的角度与图4和图5中用相同附图标记表示的部分的角度相同。

[0186] 基于上述条件,在根据示例2的成像装置105c中,分支光学系统400的玻璃厚度d2为19.847mm。

[0187] 如上所述,在根据示例2的成像装置105c中,具有折射率高于作为示例1描述的示例中的折射率的玻璃材料应用为形成构成分支光学系统400的第一棱镜411至第五棱镜415的玻璃材料。结果,在根据示例2的成像装置105c中,可以形成具有比根据示例1的成像装置105b中的玻璃厚度更大的玻璃厚度的分支光学系统400。即,根据示例2的成像装置105c,与根据示例1的成像装置105b相比,能够进一步提高各成像元件(即,第一成像元件231至第四成像元件234)的配置的自由度。

[0188] 此外,根据依据示例2的成像装置105c,例如,可以确保光与棱镜的侧表面、倒角部分和棱镜的顶点之间的更大间隙。因此,还可以进一步降低由于这些部分而发生杂散光的风险。

[0189] 注意,随着玻璃材料的折射率变高,色散趋于更大(即,Abbe数趋于更小)。此外,这种玻璃材料在许多情况下包含在近紫外线区域中具有吸收性的氧化物成分。在这种情况下,400nm附近的短波长区域中的透射率趋于较低。特别地,在棱镜光学系统中,玻璃厚度趋于增加。在根据该示例的成像装置105c中,分支光学系统400的玻璃压力为19.847mm,并且由于透射率的降低而引起的影响可以变得明显。鉴于这种情况,特别是在假定应用于医疗领域的情况下,可以说,为了实现光学系统的色彩再现性和小型化,除了上述折射率的条件之外,更希望应用满足Abbe数 $v_d \geq 30.0$ 的条件的玻璃材料,作为形成构成分支光学系统400的棱镜(即,第一棱镜411至第五棱镜415)中的每一个的玻璃材料。

[0190] 到目前为止,根据本实施例的成像装置的更详细配置的另一示例作为示例2参考图10和图11进行描述。

[0191] 注意,上述示例1和示例2仅仅是示例,并且形成分支光学系统400的每个棱镜的玻璃材料不一定限于上述示例,只要能够满足由预定标准(例如,C安装标准)定义的各种条件和根据应用的色彩再现性条件。作为具体示例,可涉及由Hoya Co.,Ltd.制造的TAFD5F、TAFD30、TAFD33、TAFD37、TAFD35、TAFD45等作为适用于分支光学系统400的玻璃材料。另一方面,分支光学系统400的每个棱镜的折射率 N_d 和Abbe数 v_d 中的每一个的上限基本上根据适用于每个棱镜的玻璃材料的选择来确定。

[0192] 此外,本公开不限于根据本实施例的成像装置被配置为基于上述C安装标准的成像装置的情况。例如,根据本实施例的成像装置还可以被配置为基于另一安装标准的成像装置。此外,在这种情况下,基于由相应标准定义的各种条件(例如,法兰距长度等),可以基于与上述相同的设计概念适当地确定根据本实施例的成像装置的每个单元的尺寸(特别是分支光学系统400的每个单元的尺寸)或形成分支光学系统400的每个棱镜的玻璃材料。

[0193] <3.3.成像装置的修改示例>

[0194] 接下来,作为根据本实施例的成像装置的修改示例,将参考图12和图13描述成像装置的配置的示例,该成像装置将属于可见光波长带的光分离成红光、绿光和蓝光,并且将分离后的各个光分量聚焦在四个成像元件上。图12和图13是用于描述根据修改示例的成像装置的配置的示例的说明图,并且示出了可以用作上述内窥镜手术系统100的摄像机头105的成像装置的另一示例。此外,在本说明中,假设根据本实施例的成像装置被配置为基于C安装标准的成像装置。注意,在下面的描述中,图12和图13中所示的成像装置可以被称为“成像装置105d”,以便将该成像装置与可用作摄像机头105的其它成像装置明确区分开来。

[0195] 如图12和图13所示,根据本实施例的成像装置105d包括安装基座240、分支光学系统500、第一成像元件235至第四成像元件238,以及基板225至基板228。第一成像元件235至第四成像元件238分别由基板225至基板228保持。此外,成像装置105d可以包括开口掩模250,或者可以包括覆盖玻璃525至覆盖玻璃528。注意,安装基座240和开口掩模250的配置与参考图3和图4根据上述实施例的成像装置105b中的安装基座240和开口掩模250的配置相同。因此,在下面的描述中,将针对与根据上述实施例的成像装置105b不同的部分来描述根据修改示例的成像装置105d的配置,并且将省略对与成像装置105b基本相同的部分的详细描述。

[0196] 注意,在图12和图13中,z方向对应于入射到成像装置105d上的光(即,入射光)的光轴方向,换言之,对应于稍后将详细描述的分支光学系统500的入射表面的法线方向。此外,假设x方向和y方向都是垂直于z方向的方向,并且x方向和y方向彼此垂直。注意,在图12和图13中,x方向对应于成像装置105d的水平方向,以及y方向对应于成像装置105d的垂直方向。此外,图12示意性地示出了在沿着包括入射光的光轴(z轴)的水平面(xz平面)切割成像装置105d的情况下成像装置105d的配置,并且还示出了入射到成像装置105d上的光的光路。即,在图12中,图的水平方向、垂直方向和深度方向分别对应于z方向、x方向和y方向。此外,图13示意性地示出了在沿着包括入射光的光轴(z轴)的垂直面(yz平面)切割成像装置105d的情况下成像装置105d的配置,并且还示出了入射到成像装置105d上的光的光路。即,在图13中,图中的水平方向、垂直方向和深度方向分别对应于z方向、y方向和x方向。

[0197] 如图12和图13所示,分支光学系统500包括第一分支光学系统501、第二分支光学系统502和IR截止滤光器524。

[0198] 第一分支光学系统501是棱镜,其中第一棱镜511和第二棱镜512通过插入其间的分色膜521彼此连接。即,分色膜521设置在第一棱镜511和第二棱镜512之间的界面处。此外,IR截止滤光器524设置在安装基座240和第一棱镜511的入射表面535之间。注意,虽然在图12和图13中未详细示出,但是在IR截止滤光器524和第一棱镜511的入射表面535之间的界面处设置气隙,如附图标记531所示。

[0199] IR截止滤光器524是截止红外光的滤光器。作为IR截止滤光器524,例如,可以应用与上面参考图8描述的IR截止滤光器426相同的IR截止滤光器524。即,通过安装基座240的开口入射到成像装置105d上的属于可见光波长带的光和属于近红外波长带的光(即入射光)在透射通过IR截止滤光器524之后从入射表面534入射到第一棱镜511上。此时,在入射光分量中,属于近红外波长带的光被IR截止滤光器524阻挡,并且属于可见光波长带的光(即,可见光)从入射表面535入射到第一棱镜511上。

[0200] 第一棱镜511是入射了属于可见光波长带的光的棱镜,并且用作引导包括B分量的

短波长侧波长带的蓝光的光路。此外,第二棱镜512是用作红光和绿光的光路的棱镜,在属于可见光波长带的光分量中,通过该光路引导属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光。

[0201] 从入射表面535入射到第一棱镜511上的可见光直接通过第一棱镜511行进,并且通过在光轴上倾斜设置的分色膜521被分离为属于包括B分量的短波长侧波长带的光和属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光。

[0202] 这里,属于包括反射的和分离的B分量的短波长侧波长带的光(在下文中,也称为“蓝光”)到达入射表面535,如图12所示。此外,如上所述,在入射表面535和IR截止滤光器524之间提供气隙,如附图标记531所示。因此,蓝光在入射表面535处仅被全反射一次,并且透射到第一棱镜511的外部。以这种方式,分色膜521的成膜表面相对于光轴的角度可以被设置成大约90度。相反,根据本实施例的分色膜521在光轴上的安装角度被设置为使得满足上述全反射条件。通过以这种方式布置分色膜521,即使在大F值的光入射到第一棱镜511上的情况下,也能够抑制由于左光和右光之间的入射角差而导致分色膜521的光谱特性的变化。因此,能够高精度地进行波长分离。

[0203] 透射通过第一棱镜511的蓝光被引导到第一成像元件235。第一成像元件235被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第一棱镜511并被引导到第一成像元件235的光(即,蓝光)的光轴。注意,用于保护第一成像元件235的光接收表面的覆盖玻璃525可以插在第一棱镜511和第一成像元件235之间。作为覆盖玻璃525,例如,应用使用通常称为BK7的玻璃材料的覆盖玻璃525。此外,作为第一成像元件235,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括B分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0204] 另一方面,透射通过分色膜521的属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光入射到第二棱镜512上,并且直接穿过第二棱镜512行进。第二棱镜512的与设置有分色膜421的一侧相反的端面(换句话说,第二棱镜512的在光轴下游侧的发射表面)被设置为垂直于光轴。因此,通过第二棱镜512引导的属于长波长侧波长带的光透射到第二棱镜512的外部,同时保持通过第二棱镜512引导的属于长波长侧波长带的光垂直于第二棱镜512的发射表面的状态。

[0205] 第二分支光学系统502连接到第二棱镜512的发射表面。注意,虽然在图12和图13中未详细示出,但是在第一分支光学系统501和第二分支光学系统502之间的界面处设置气隙,如附图标记533所示。

[0206] 接下来,主要参考图13,将描述位于第二棱镜512之后的第一分支光学系统501的每个单元的配置。从第一分支光学系统501的第二棱镜512发射的属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光入射到第二分支光学系统502上。

[0207] 第二分支光学系统502将入射到第二分支光学系统502上的属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光分离为属于包括R分量的波长带的光和属于包括G分量的波长带的光。具体地说,第二分支光学系统502是棱镜,其中第三棱镜513和第四棱镜514通过夹插在其间的分色膜522彼此连接,并且第四棱镜514和第五棱镜515通过插在其间的半反射膜523彼此连接。即,分色膜522设置在第三棱镜513和第四棱镜514之间的界面处,并且半反射膜523设置在第四棱镜514和第五棱镜515之间的界面处。

[0208] 分色膜522是将入射光(该入射光入射到第二分支光学系统502并且包括属于包括

R分量和G分量的长波长侧波长带的光)分离为属于包括R分量的波长带的光和属于包括G分量的波长带的光的光学膜。具体地,分色膜522具有反射属于包括R分量的波长带的光并透射属于包括G分量的波长带的光的特性。

[0209] 此外,半反射膜523是将入射光的光路分支成两个光路的光学膜,该入射光包括透射通过分色膜522的属于包括G分量的波长带的光。具体地,半反射膜523具有反射入射光中的一些而透射另一些的特性。

[0210] 第三棱镜513是棱镜,属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光入射到该棱镜上,并且该棱镜用作引导属于包括R分量的波长带的光的红光的光路。此外,第四棱镜514是棱镜,属于包括G分量的波长带的光入射到该棱镜上,并且该棱镜用作绿光的第一光路,通过该第一光路引导属于包括G分量的波长带的光中的一些光。此外,第五棱镜515是用作绿光的第二光路的棱镜,通过该第二光路引导属于包括G分量的波长带的光中的另一些光。

[0211] 属于包括R分量和G分量的长波长侧波长带的光从入射表面537入射到第三棱镜513上,该光直接通过第三棱镜513行进,并且通过在光轴上倾斜设置的分色膜522而被分离为属于包括R分量的波长带的光(即,红光)和属于包括G分量的波长带的光(即,绿光)。

[0212] 红光被分色膜522反射并被引导通过第三棱镜513。此时,分色膜522以入射光的光轴(即,z轴)为其轴,在相对于上述分色膜521反射蓝光的方向扭曲的方向上反射红光至分支光学系统500。即,如图12所示,在分色膜521在xz平面的表面方向上反射蓝光的情况下,分色膜522在与xz平面交叉的方向上反射红光。作为一个具体的例子,在图13所示的示例中,分色膜522在包括z方向的水平面(即,xz平面和法线方向彼此垂直的yz平面)的表面方向上反射红光。换言之,在图13所示的示例中,分色膜522在与入射光的每个光轴大致垂直的方向上反射红光至分支光学系统500,并且在分色膜521反射蓝光的方向上反射红光。

[0213] 这里,反射的和分离的红光到达入射表面537,如图13所示。另外,如上所述,在入射表面537与第二棱镜512的出射面之间设置有气隙,如附图标记533所示。因此,红光在入射表面537处仅被全反射一次,并且透射到第三棱镜513的外部。以这种方式,分色膜522的成膜表面相对于光轴的角度可以被设置成大约90度。相反,根据本实施例的分色膜522在光轴上的安装角度被设置为使得满足上述全反射条件。通过以这种方式布置分色膜522,即使在大F值的光入射到第三棱镜513上的情况下,也能够抑制由于上光和下光之间的入射角差值而引起的分色膜522的光谱特性的变化。因此,能够高精度地进行波长分离。

[0214] 透射通过第三棱镜513的红光被引导到第二成像元件236。第二成像元件236被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第三棱镜513并被引导到第二成像元件236的光的光轴。注意,用于保护第二成像元件236的光接收表面的覆盖玻璃526可以插在第三棱镜513和第二成像元件236之间。作为覆盖玻璃526,可以应用与上述覆盖玻璃525相同的覆盖玻璃。此外,作为第二成像元件236,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括R分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0215] 另一方面,透射通过分色膜522的绿光入射到第四棱镜514上。然后,入射到第四棱镜514上的绿光直接通过第四棱镜514行进,并且被倾斜设置在光轴上的半反射膜523分离成一些光和其它一些光(即,入射绿光的光路分支成两个光路)。

[0216] 一些绿光被半反射膜523反射并被引导通过第四棱镜514。此时,半反射膜523以入射光的光轴(即,z轴)作为其轴,在相对于上述分色膜521反射蓝光的方向扭曲的方向上反

射一些绿光至分支光学系统500。即,如图12所示,在分色膜521在xz平面的表面方向上反射蓝光的情况下,半反射膜523在与xz平面交叉的方向上反射一些绿光。作为一个具体的示例,在图13所示的示例中,半反射膜523在包括z方向的水平面(即,xz平面和法线方向彼此垂直的yz平面)的表面方向上反射一些绿光,表面方向是与分色膜522反射红光的方向不同的方向。

[0217] 一些反射的和分离的绿光被引导通过第四棱镜514。此外,透射通过第四棱镜514的绿光中的一些被引导到第三成像元件237。第三成像元件237被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第四棱镜514并被引导到第三成像元件237的光的光轴。注意,用于保护第三成像元件237的光接收表面的覆盖玻璃527可以插在第四棱镜514和第三成像元件237之间。作为覆盖玻璃527,可以应用与上述覆盖玻璃525相同的覆盖玻璃。此外,作为第三成像元件237,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括G分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0218] 此外,透射通过半反射膜523的绿光中的另一些入射到第五棱镜515上并且直接通过第五棱镜515行进。第五棱镜515的与设置有半反射膜523的一侧相反的端面(换言之,第五棱镜515的在光轴下游侧的发射表面)被设置为垂直于光轴。因此,引导通过第五棱镜515的绿光中的另一些透射到第五棱镜515的外部,同时保持引导通过第五棱镜515的绿光中的另一些垂直于第五棱镜515的发射表面的状态。然后,透射通过第五棱镜515的绿光中的另一些被引导到第四成像元件238。第四成像元件238被布置成使得光接收表面垂直于透射通过第五棱镜515并被引导到第四成像元件238的光的光轴。注意,用于保护第四成像元件238的光接收表面的覆盖玻璃528可以插在第五棱镜515和第四成像元件238之间。作为覆盖玻璃528,可以应用与上述覆盖玻璃525相同的覆盖玻璃。此外,作为第四成像元件238,例如,可以更期望地应用不提供滤色器并且对于包括G分量的波长带具有高灵敏度的成像元件。

[0219] 如上所述,在根据修改示例的成像装置105d中,包括在入射光中的可见光被分离为红光、绿光和蓝光,并且红光、绿光和蓝光聚焦在不同的成像元件上。此外,此时,成像装置105d分离与入射光分离的绿光中的一些,并且将分离的一些和光的另一些聚焦在不同的成像元件上。然后,根据修改示例的成像装置105d基于聚焦在各个成像元件上的光分量(即,红光、绿光和蓝光)分别拍摄图像。通过这样的配置,在根据修改示例的成像装置105d中,由于不需要在每个成像元件中提供滤色器,所以提高了光的使用效率。因此,与不使用色彩分离光学系统的成像装置相比,能够以进一步提高的色彩再现性或分辨率来拍摄图像。

[0220] 此外,根据修改示例的成像装置105d可以被配置为以光轴为参考,使得一些成像元件相对于的其他成像元件布置在像素所布置的水平方向和垂直方向两个方向上偏移1/2像素的位置处,在一些成像元件上,被入射光的分离而获得的光分量被聚焦。例如,图14是用于描述根据修改示例的成像装置105d的一个方面的说明图,并且示出了第三成像元件237和第四成像元件238之间的相对位置关系的示例。

[0221] 在图14中,附图标记2371表示第三成像元件237的一个像素。此外,附图标记2381表示第四成像元件238的一个像素。此外,附图标记L11表示第三成像元件237的像素2371在水平方向上的宽度,以及附图标记L21表示像素2371在垂直方向上的宽度。此外,宽度L13对应于宽度L11的1/2,即,对应于像素2371的水平方向上的1/2像素的距离。类似地,宽度L23

对应于宽度L21的1/2,即,对应于像素2371的垂直方向上的1/2像素的距离。此外,假设像素2371和像素2381在垂直方向和水平方向上具有相同的尺寸。

[0222] 如图14所示,第四成像元件238以聚焦在第三成像元件237和第四成像元件238上的光的光轴为参考,相对于第三成像元件237,布置在水平方向和垂直方向上偏移1/2像素的位置处,其中像素2381布置在水平方向和垂直方向上。即,第四成像元件238的每个像素2381相对于第三成像元件237的像素2371在水平方向和垂直方向两者上的布置位于第三成像元件237的像素2371布置的位置之间。基于这样的配置,例如,可以通过组合第三成像元件237和第四成像元件238的成像结果来生成拍摄图像,使得分别聚焦在第三成像元件237和第四成像元件238上的光分量的光轴彼此大致匹配。通过上述配置,可以由一个成像元件的成像结果在另一成像元件中的像素之间插值信息。因此,与基于一个成像元件的成像结果的拍摄图像相比,能够进一步提高要生成的拍摄图像的分辨率。

[0223] 通常,已知人眼倾向于强烈地感觉到在R分量、G分量和B分量中属于G分量的光的分辨率。因此,例如,通过基于参考图14描述的配置进一步提高基于绿光的成像结果的图像的分辨率,基于第一成像元件235至第四成像元件238的成像结果,可以将具有更高分辨率的图像作为可见光图像呈现给用户。

[0224] 到目前为止,作为根据本实施例的成像装置的修改示例,已经参考图12和图13描述了成像装置的配置的示例,该成像装置将属于可见光波长带的光分离成红光、绿光和蓝光,并且将分离后的各个光分量聚焦在四个成像元件上。

[0225] (示例3)

[0226] 接下来,作为示例3,将参考图12和图13描述成像装置105d的更详细配置的示例。注意,在该示例中,将描述根据修改示例的成像装置105d被配置为基于C安装标准的成像装置的情况的示例。即,在示例3中,为了满足由C安装标准限定的法兰距长度条件(17.526mm),将描述成像装置105b的配置的示例,其中从分支光学系统500的至少入射表面到位于分支光学系统500之后的成像元件的光学距离为17.526mm或更小。

[0227] 作为构成分支光学系统500的第一棱镜511至第五棱镜515的玻璃材料,假定使用满足折射率 $N_d=1.834805$ 和Abbe数 $v_d=42.7218$ 的条件的玻璃材料。注意,作为满足相同条件的玻璃材料,例如,可以涉及由Hoya Co., Ltd.制造的TAFD5F。

[0228] 此外,作为覆盖玻璃525至覆盖玻璃528,例如,使用厚度为1.2mm的使用BK7作为玻璃材料的覆盖玻璃。此外,IR截止滤光器524在光轴方向上具有1.09mm的厚度。

[0229] 注意,在根据示例3的成像装置105d中,形成在每个成像元件上的图像的尺寸(即,图像高度)、设置在开口掩模250中的开口的尺寸和形状以及每个成像元件的光接收表面的中心处的F数与参考图3和图4描述的根据示例1的成像装置105b中的相同。此外,在图12和图13中由附图标记011、附图标记013和附图标记015表示的部分的角度与图4和图5中用相同附图标记表示的部分的角度相同。

[0230] 基于上述条件,在根据示例3的成像装置105d中,分支光学系统500的玻璃厚度d3为18.060mm。如上所述,同样在根据示例3的成像装置105d中,可以形成具有较大玻璃厚度的分支光学系统500,同时满足法兰距长度条件。因此,根据示例3的成像装置105d,可以避免第一成像元件235至第四成像元件238(最终,基板225至基板228)之间的物理干涉,并且可以进一步提高每个成像元件的布置的自由度。

[0231] 此外,根据示例3的成像装置105d实现了相对大的F数。因此,根据依据示例3的成像装置105d,能够广泛使用从诸如外科显微镜的F数相对大的光学系统到诸如内窥镜的F数相对小的光学系统的各种光学系统。

[0232] 注意,上述示例3仅仅是示例,并且形成分支光学系统500的每个棱镜的玻璃材料不一定限于上述示例,只要能够满足由预定标准(例如,C安装标准)定义的各种条件和根据应用的色彩再现性条件。作为具体示例,可涉及由Hoya Co.,Ltd.制造的TAFD5F、TAFD30、TAFD33、TAFD37、TAFD35、TAFD45等作为适用于分支光学系统500的玻璃材料。另一方面,分支光学系统500的每个棱镜的折射率 N_d 和Abbe数 v_d 中的每一个的上限基本上根据适用于每个棱镜的玻璃材料来确定。

[0233] 到目前为止,图12和图13中所示的成像装置105d的更详细配置的示例已经作为示例3进行了描述。

[0234] <<4. 硬件配置示例>>

[0235] 接下来,将参考图15详细描述用于执行各种处理的所谓信息处理装置(诸如,内窥镜成像系统中的CCU(即,内窥镜手术系统))的硬件配置的示例。图15是示出根据本公开的实施例的配置内窥镜成像系统的信息处理装置的硬件配置的一个配置示例的功能框图。

[0236] 配置根据本实施例的内窥镜成像系统的信息处理装置900主要包括CPU 901、ROM 903和RAM 905。此外,信息处理装置900还包括主机总线907、桥接器909、外部总线911、接口913、输入装置915、输出装置917、存储装置919、驱动器921、连接端口923和通信装置925。

[0237] CPU 901用作算术处理单元和控制单元,并且根据记录在ROM 903、RAM 905、存储装置919或可移动记录介质927中的各种程序来控制信息处理装置900的整个操作或部分操作。ROM 903存储CPU 901使用的程序、计算参数等。RAM 905主要存储CPU 901使用的程序、在程序的执行中适当改变的参数等。它们通过由诸如CPU总线的内部总线配置的主机总线907彼此连接。

[0238] 主机总线907通过桥接器909连接到外部总线911,诸如外围组件互连/接口(PCI)总线。此外,输入装置915、输出装置917、存储装置919、驱动器921、连接端口923和通信装置925通过接口913连接到外部总线911。

[0239] 输入装置915是由用户操作的操作装置,例如,诸如鼠标、键盘、触摸面板、按钮、开关、操纵杆和踏板。此外,输入装置915可以是例如,使用红外线或其他无线电波的远程控制装置(所谓的远程控制)或诸如与信息处理装置900的操作对应的移动电话或PDA的外部连接装置929。此外,输入装置915被配置为包括,例如,输入控制电路,该输入控制电路基于用户使用上述操作装置输入的信息生成输入信号,并将生成的输入信号输出到CPU 901。通过操作输入装置915,信息处理装置900的用户可以向信息处理装置900输入各种数据,或者可以给出与处理操作相关的指令。

[0240] 输出装置917是能够在视觉上或听觉上向用户通知所获取的信息的装置。这样的装置包括诸如CRT显示装置、液晶显示装置、等离子显示装置、EL显示装置和灯的显示装置、诸如扬声器和耳机的声音输出装置、打印机装置等。输出装置917输出,例如,通过信息处理装置900执行的各种处理获得的结果。具体地,显示装置将通过信息处理装置900执行的各种处理获得的结果显示为文本或图像。另一方面,声音输出装置将诸如再现声音数据或声音数据的音频信号转换成模拟信号并输出该模拟信号。

[0241] 存储装置919是被配置为信息处理装置900的存储单元的示例的数据存储装置。存储装置919由,例如,诸如硬盘驱动器(HDD)、半导体存储装置、光存储装置或磁光存储装置等磁存储单元装置配置。存储装置919存储由CPU 901执行的程序、各种数据等。

[0242] 驱动器921是用于记录介质的读取器和写入器,并且内置在信息处理装置900中或外部附接到信息处理装置900。驱动器921读出记录在诸如安装的磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器的可移动记录介质927上的信息,并将该信息输出到RAM 905。此外,驱动器921还可以在诸如安装的磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器的可移动记录介质927上写入记录。可移动记录介质927例如是DVD介质、HD-DVD介质或蓝光(注册商标)介质。此外,可移动记录介质927可以是CompactFlash(CF)(注册商标)、闪存或安全数字存储卡(SD存储卡)。此外,可移动记录介质927可以是例如,安装有非接触IC芯片的集成电路卡(IC卡)或电子装置。

[0243] 连接端口923是用于直接连接到信息处理装置900的端口。连接端口923的示例包括通用串行总线(USB)端口、IEEE1394端口、小型计算机系统接口(SCSI)端口等。连接端口923的其他示例包括RS-232C端口、光学音频终端、高清多媒体接口(HDMI)(注册商标)端口等。通过将外部连接装置929连接到连接端口923,信息处理装置900直接从外部连接装置929获取各种数据,或者将各种数据提供给外部连接装置929。

[0244] 通信装置925是例如,由用于连接到通信网络(网络)931的通信装置等配置的通信接口。通信装置925是例如,用于有线或无线局域网(LAN)、蓝牙(注册商标)或无线USB(WUSB)的通信卡。此外,通信装置925可以是用于光通信的路由器、用于非对称数字用户线路(ADSL)的路由器、用于各种通信的调制解调器等。例如,通信装置925可以根据诸如TCP/IP的预定协议向因特网和其他通信装置发送信号等,以及从因特网和其他通信装置接收信号等。此外,连接到通信装置925的通信网络931可以由有线或无线连接的网络等配置,并且可以是例如因特网、家庭LAN、红外通信、无线电波通信或卫星通信。

[0245] 到目前为止,已经示出了能够实现根据本公开的实施例的配置内窥镜成像系统的信息处理装置900的功能的硬件配置的示例。上面描述的每个组件可以使用通用构件来配置,或者可以由专用于每个组件的功能的硬件来配置。因此,能够根据实施本实施例时的技术水平适当变更所使用的硬件结构。注意,尽管在图15中未示出,毋庸置疑,提供了与配置内窥镜成像系统的信息处理装置900对应的各种配置。

[0246] 注意,可以创建用于实现信息处理装置900的每个功能的计算机程序,该程序根据上述本实施例的配置内窥镜成像系统,并且可以在个人计算机等上安装该计算机程序。此外,还可以提供存储这种计算机程序的计算机可读记录介质。记录介质的示例是磁盘、光盘、磁光盘、闪存等。此外,上述计算机程序可以通过例如网络分发,而不使用记录介质。此外,执行计算机程序的计算机的数量没有特别限制。例如,可以使多个计算机(例如,多个服务器等)彼此协作地执行计算机程序。

[0247] <<5.应用示例>>

[0248] 接下来,作为根据本公开的实施例的成像系统的应用示例,将参考图16描述成像系统被配置为包括显微镜单元的显微镜成像系统的情况的示例。

[0249] 图16是用于描述根据本公开的实施例的成像系统的应用示例的说明图,并且示出了显微镜成像系统的示意性配置的示例。具体地说,图16示出了作为使用根据本公开的实施例的显微镜成像系统的应用示例,使用包括臂的外科视频显微镜装置的示例。

[0250] 例如,图16示意性地示出了如何使用外科视频显微镜装置执行治疗。具体地说,参考图16,示出了这样一种情况,其中例如,作为执行治疗(用户)820的人的医生,使用诸如手术刀和钳子等手术工具821对治疗台830上的治疗目标(患者)840执行手术。注意,在下面的描述中,假设治疗是由作为用户820的医生对作为治疗目标840的患者执行的各种医学治疗的通用术语,租入手术或检查。此外,虽然外科手术的情况被示出为图16中所示的示例中的治疗的示例,使用手术视频显微镜装置810的治疗不限于手术,而可以是各种其他治疗。

[0251] 手术视频显微镜装置810设置在治疗台830旁边。手术视频显微镜装置810包括作为基座的基座单元811、从基座单元811延伸的臂单元812以及作为远端单元连接到臂单元812的远端的成像单元815。臂单元812具有多个接合部813a、接合部813b和接合部813c、通过接合部813a和接合部813b彼此连接的多个连杆814a和连杆814b、以及设置在臂单元812的远端的成像单元815。在图16所示的示例中,为了方便起见,臂单元812具有三个接合部813a至接合部813c以及两个连杆814a和连杆814b。然而,在实践中,考虑到臂单元812和成像单元815的位置和姿势的自由度、接合部813a至接合部813c以及连杆814a和连杆814b的数量或形状、接合部813a至接合部813c的驱动轴的方向等,可以适当地设置以实现期望的自由度。

[0252] 接合部813a至接合部813c具有将连杆814a和连杆814b可旋转地彼此连接的功能,并且通过驱动接合部813a至接合部813c的旋转来控制臂单元812的驱动。这里,在以下描述中,手术视频显微镜装置810的每个部件的位置是指在为驱动控制定义的空间中的位置(坐标),并且每个部件的姿势是指在为驱动控制定义的空间中相对于任意轴的方向(角度)。此外,在以下描述中,臂单元812的驱动(或驱动控制)意味着接合部813a至接合部813c的驱动(或驱动控制),并且意味着通过执行接合部813a至接合部813c的驱动(或驱动控制)来改变(这里的改变是控制)臂单元812的每个部件的位置和姿势。

[0253] 成像单元815作为远端单元连接到臂单元812的远端。成像单元815是获取成像目标的图像的单元。例如,成像单元815是能够拍摄运动图像或静止图像的相机。如图16所示,臂单元812和成像单元815的姿势或位置由手术视频显微镜装置810控制,使得设置在臂单元812的远端的成像单元815拍摄治疗目标840的治疗部分的图像。注意,连接到臂单元812的远端作为远端单元的成像单元815的配置没有特别限制。例如,成像单元815被配置为获取成像目标的放大图像的显微镜。此外,成像单元815可以被配置为可附接到臂单元812和可从臂单元812拆卸。利用这种配置,例如,对应于目的成像单元815可以适当地连接到臂单元812的远端作为远端单元。注意,作为成像单元815,例如,可以应用采用了根据上述实施例的分支光学系统的成像装置。此外,尽管该描述关注于成像单元815被应用为远端单元的情况,但是连接到臂单元812的远端的远端单元不一定限于成像单元815。

[0254] 此外,诸如监视器或显示器的显示装置850,安装在面向用户820的位置处。由成像单元815拍摄的治疗部分的图像作为电子图像显示在显示装置850的显示屏幕上。用户820在观看显示在显示装置850的显示屏幕上的治疗部分的电子图像的同时,进行各种治疗。

[0255] 通过上述配置,可以在用手术视频显微镜装置810对治疗部分成像的同时执行手术。

[0256] <<6. 结论>>

[0257] 如上所述,应用于根据本实施例的成像装置的分支光学系统包括第一分支光学系

统和第二分支光学系统。第一分支光学系统将属于预定波长带的第一光与入射光在第一方向上分离,第一方向是包括与入射光入射到其上的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向。此外,第二分支光学系统设置在第一分支光学系统之后,并且在与上述平面交叉的第二方向上,将作为第二光的一部分的第三光,从第一光与入射光分离之后的第二光分离。

[0258] 通过上述配置,在根据本实施例的成像装置中,能够在有限的空间中有效地布置多个成像元件(最终,支撑多个成像元件的各个基板),由上述分支光学系统分离的光分量聚焦在多个成像元件上。因此,例如,根据根据本实施例的成像装置,可以避免多个成像元件之间的物理干涉(最终,支撑各个成像元件的基板之间的物理干涉)。

[0259] 此外,考虑到在医学领域中的使用,在根据本实施例的成像装置被配置为基于C安装标准的成像装置的情况下,期望配置上述分支光学系统的第一分支光学系统和第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.80$ 的条件。此外,在这种情况下,更希望第一分支光学系统和第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.90$ 和Abbe数 $v_d \geq 30$ 的条件。通过采用这样的配置,可以使光学系统小型化,以满足医学领域中所需的色彩再现性的条件,并满足由C安装标准定义的各种条件。

[0260] 虽然已经参考附图详细描述了本公开的期望实施例,但是本公开的技术范围不限于这些示例。对于本发明所属领域的技术人员显而易见的是,可在权利要求中所描述的技术构思的范围内进行各种改变或修改,并且自然理解,这些改变或修改也落入本公开的技术范围内。

[0261] 此外,本说明书中描述的效果仅仅是说明性的或示例性的,而不是限制性的。即,根据本公开的技术除了上述效果之外或代替上述效果,还可以表现出本领域技术人员从本说明书的描述中显而易见的其它效果。

[0262] 注意,以下配置也在本公开的技术范围内。

[0263] (1) 一种分支光学系统,包括:第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;以及第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的。

[0264] (2) 如(1)所述的分支光学系统,其中,所述第二分支光学系统在所述平面交叉且不同于所述第二方向的第三方向上,将作为第四光的一部分的第五光从所述第四光分离,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

[0265] (3) 如(2)所述的分支光学系统,其中,所述第二方向和所述第三方向中的每一个是第二平面的表面方向,所述第二平面的表面方向的法线方向不同于作为所述平面的第一平面的法线方向。

[0266] (4) 如(1)至(3)中任一项所述的分支光学系统,其中,所述第二方向是大致垂直于所述光轴和所述第一方向中的每一个的方向。

[0267] (5) 如(1)至(4)中任一项所述的分支光学系统,其中,在发射所述第二光的所述第一分支光学系统的发射表面和所述第二分支光学系统的入射表面之间提供气隙。

[0268] (6) 如(5)所述的分支光学系统,其中,在从所述第二光分离之后,所述第三光在所

述第二分支光学系统的入射表面上反射并且被发射到所述第二分支光学系统的外部。

[0269] (7) 如(1)至(6)中任一项所述的分支光学系统,还包括第一滤光器,被布置成插入所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统之间,并且阻挡属于所述预定波长带的光。

[0270] (8) 如(1)至(6)中任一项所述的分支光学系统,还包括第二滤光器,设置在所述第一分支光学系统之前并阻挡属于第一波长带的光,并且其中,第一光是透射通过第二滤光器的光分量中属于不同于第一波长带的第二波长带的光。

[0271] (9) 如(1)至(8)中任一项所述的分支光学系统,其中,所述第一分支光学系统具有将所述第一光从所述入射光分离的分色膜。

[0272] (10) 如(1)至(9)中任一项所述的分支光学系统,其中,所述第二分支光学系统具有分色膜,所述分色膜将属于与预定波长带不同的另一波长带的光与所述第二光的至少一部分分离。

[0273] (11) 如(1)至(10)中任一项所述的分支光学系统,其中,所述第二分支光学系统具有半反射镜,所述半反射镜将所述第二光中的至少一部分的光路分支成多个光路。

[0274] (12) 如(1)至(11)中任一项所述的分支光学系统,其中,所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.80$ 的条件。

[0275] (13) 如(12)所述的分支光学系统,其中,所述第一分支光学系统和所述第二分支光学系统满足折射率 $N_d \geq 1.90$ 且阿贝数 $v_d \geq 30.0$ 的条件。

[0276] (14) 一种成像装置,包括第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向;第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;第一成像元件,设置在所述第一分支光学系统之后,并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;第二成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上;以及第三成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

[0277] (15) 如(14)所述的成像装置,其中,以所述光轴为参考,多个成像元件中的一些成像元件相对于所述多个成像元件中的其他成像元件设置在像素所布置的水平方向和垂直方向两个方向上偏移 $1/2$ 像素的位置处,在所述多个成像元件中的所述一些成像元件上,被第二分支光学系统分离的多个光分量被聚焦。

[0278] (16) 如(14)或(15)所述的成像装置,其中,所述第一分支光学系统的入射表面与所述第一成像元件至所述第三成像元件中的至少一个之间的光学距离满足由预定安装标准定义的法兰距长度的条件。

[0279] (17) 如(16)所述的成像装置,其中,预定安装标准是C安装,并且光学距离为 17.526mm 或更小。

[0280] (18) 一种成像系统,包括:光学系统单元;以及成像装置,对由所述光学系统单元获取的图像进行成像,并且其中,成像装置包括:第一分支光学系统,在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离,所述第一方向是包括与所述入射光入射的入射表面的

法线方向对应的光轴的平面的表面方向;第二分支光学系统,设置在所述第一分支光学系统之后,并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从所述第二光分离,所述第二光是将所述第一光从所述入射光分离后得到的;第一成像元件,设置在所述第一分支光学系统之后,并且所述第一光聚焦在所述第一成像元件上;第二成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且所述第三光的至少一部分聚焦在所述第二成像元件上;以及第三成像元件,设置在所述第二分支光学系统之后,并且第四光的至少一部分聚焦在所述第三成像元件上,所述第四光是将所述第三光从所述第二光分离后得到的。

[0281] (19) 如(18)所述的成像系统,其中,将内窥镜单元设置为所述光学系统单元,所述内窥镜单元包括插入到目标的体腔中的镜筒。

[0282] (20) 如(18)所述的成像系统,其中,将显微镜单元设置为所述光学系统单元,所述显微镜单元获取成像目标的放大图像。

[0283] 参考符号列表

[0284] 100 内窥镜手术系统

[0285] 105 摄像机头

[0286] 221至228 基板

[0287] 231,235 第一成像元件

[0288] 232,236 第二成像元件

[0289] 233,237 第三成像元件

[0290] 234,238 第四成像元件

[0291] 240 安装基座

[0292] 250 开口掩膜

[0293] 400 分支光学系统

[0294] 401,501 第一分支光学系统

[0295] 402,502 第二分支光学系统

[0296] 411,511 第一棱镜

[0297] 412,512 第二棱镜

[0298] 413,513 第三棱镜

[0299] 414,514 第四棱镜

[0300] 415,515 第五棱镜

[0301] 421,521 分色膜

[0302] 422,522 分色膜

[0303] 423 分色膜

[0304] 424 带通滤波器

[0305] 425,427至429,525至528 覆盖玻璃

[0306] 426IR 截止滤光器

[0307] 434 带通滤波器

[0308] 523 半反射膜

[0309] 524IR 截止滤光器。

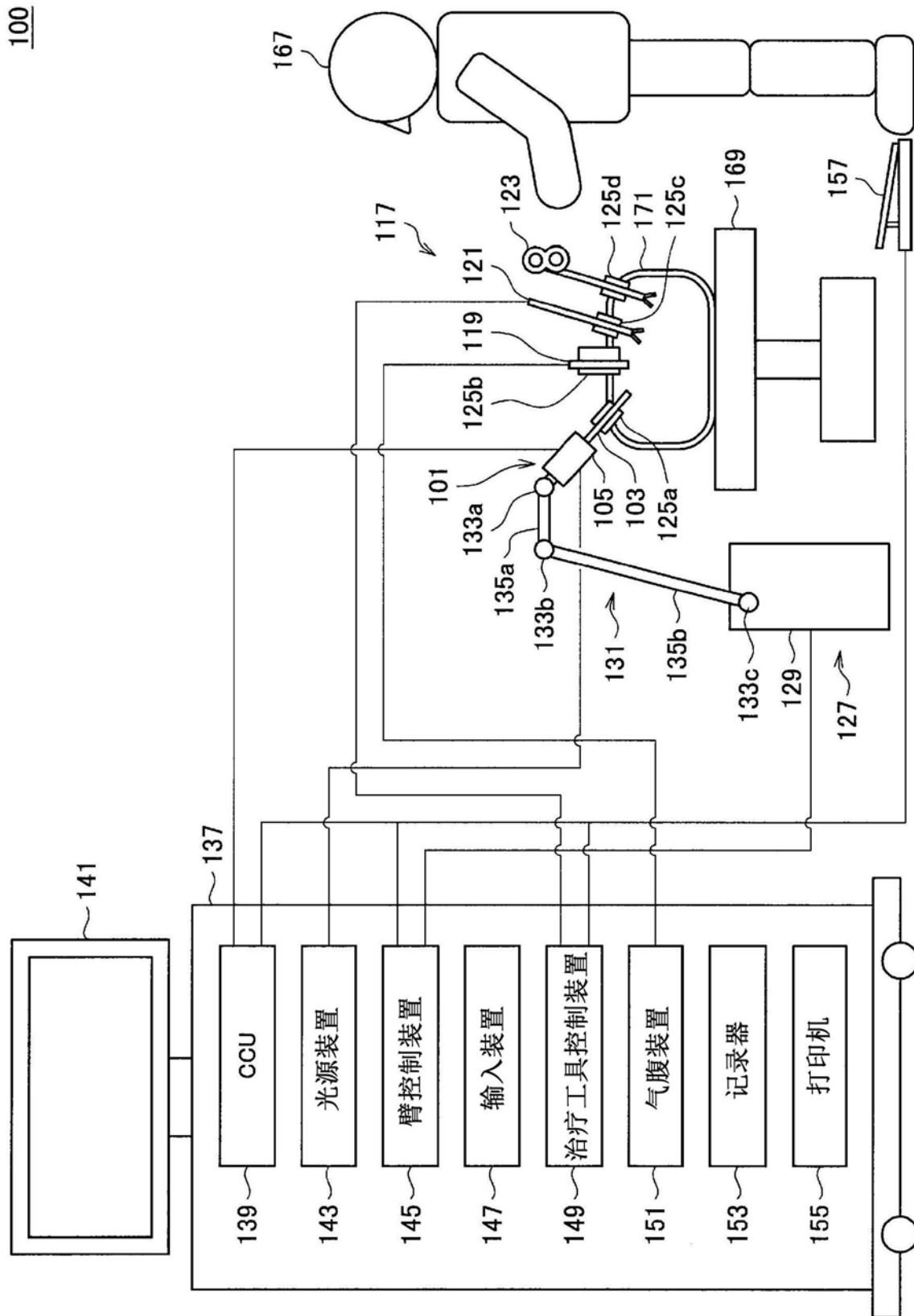


图1

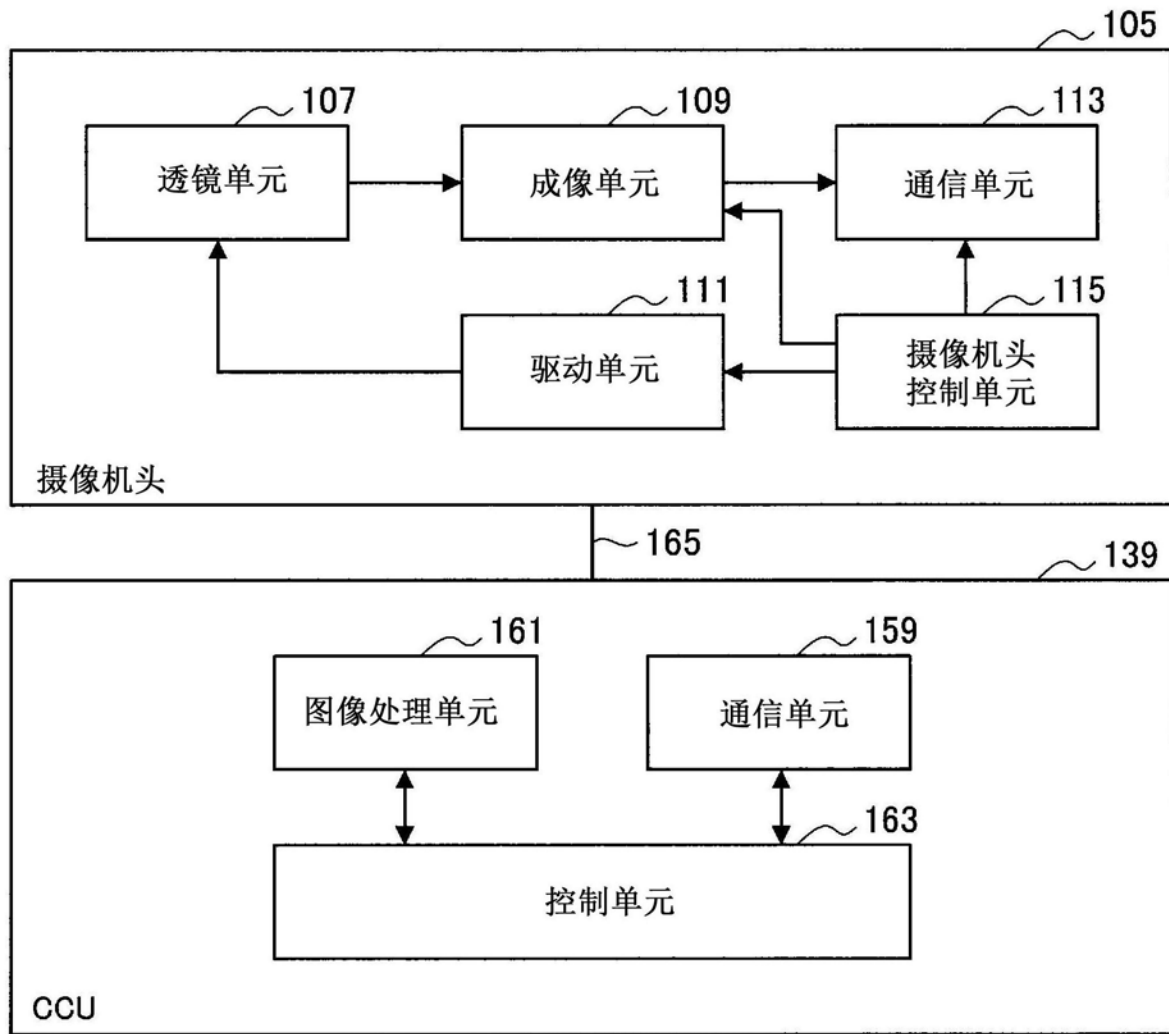


图2

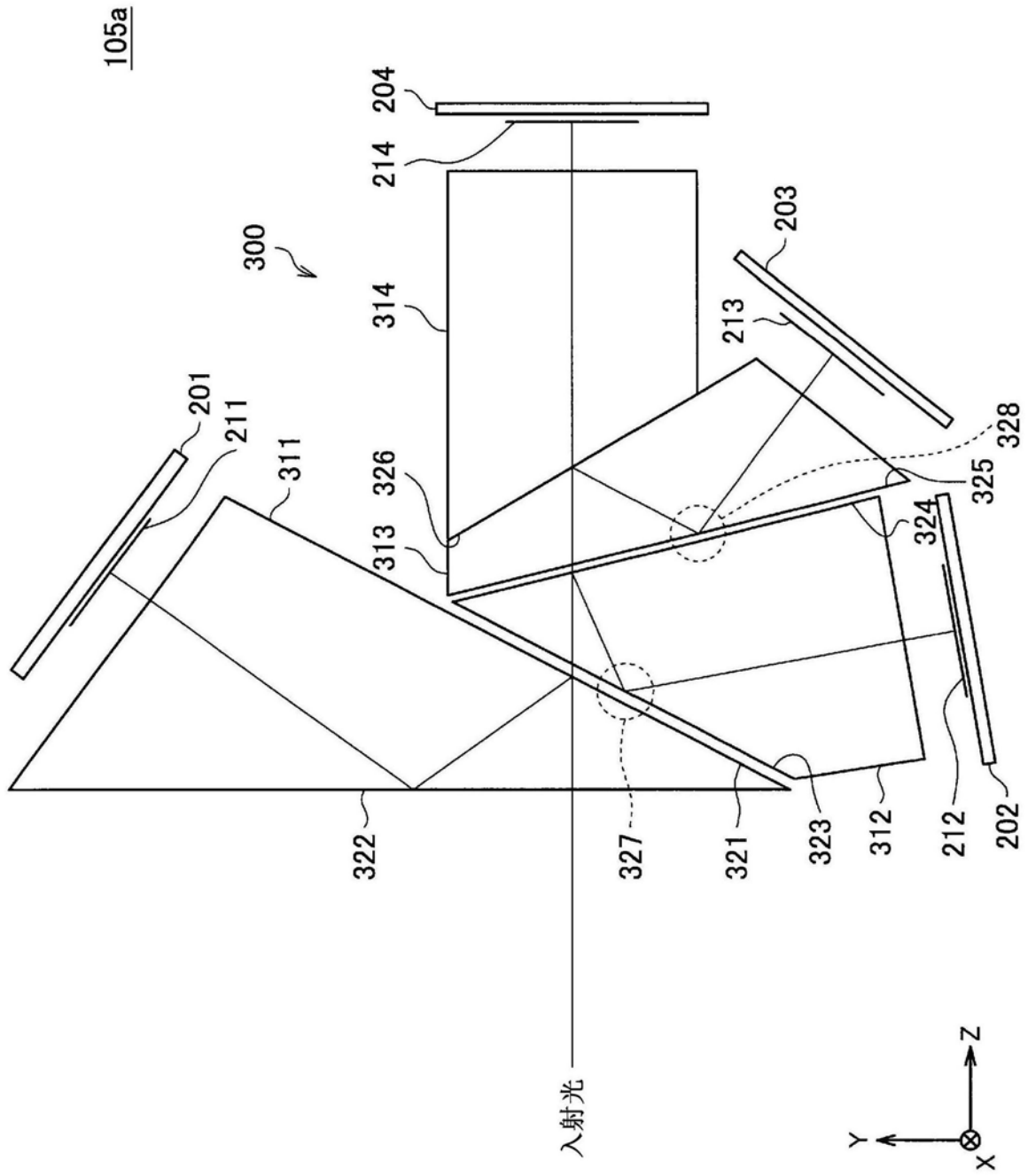


图3

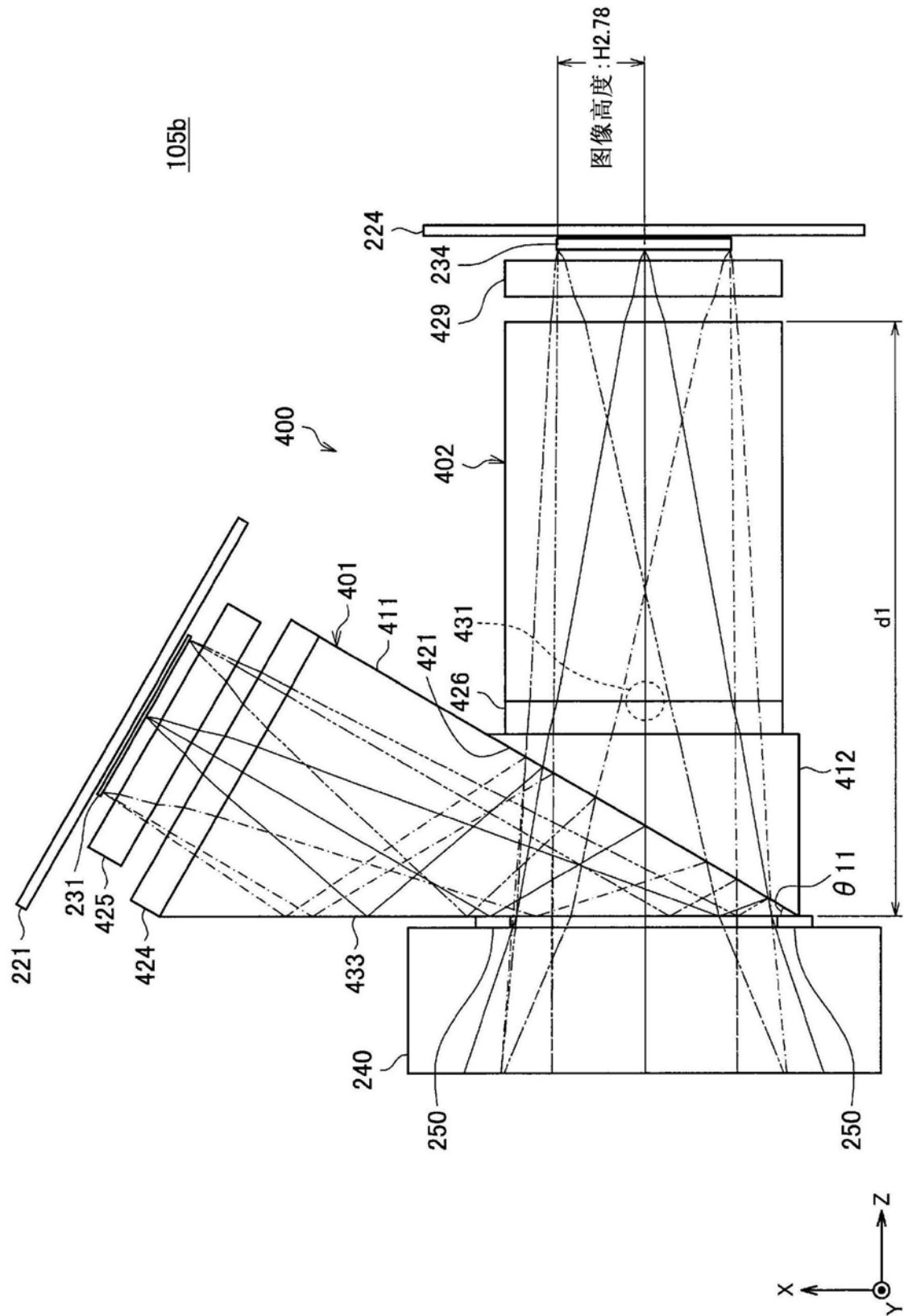
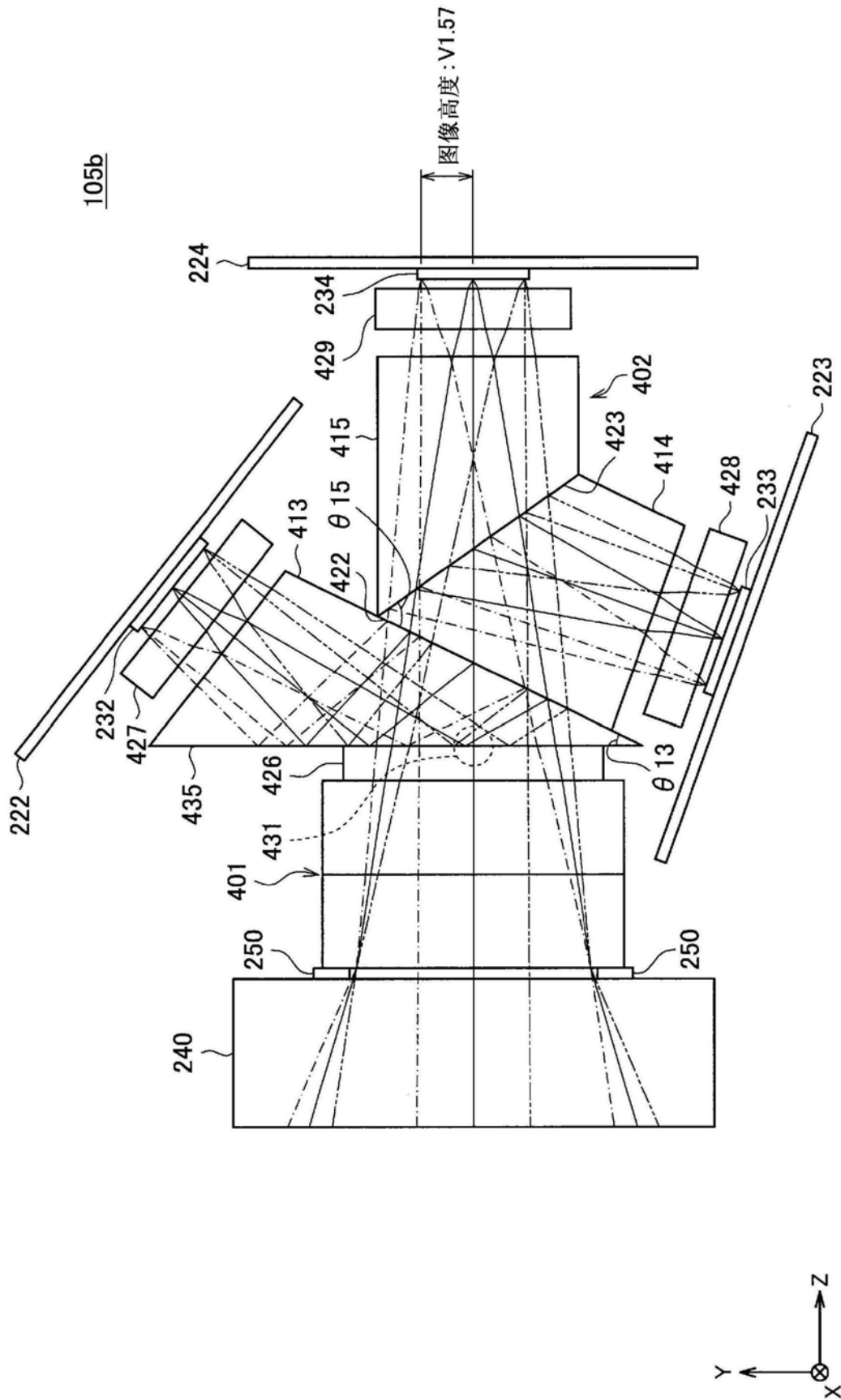


图4



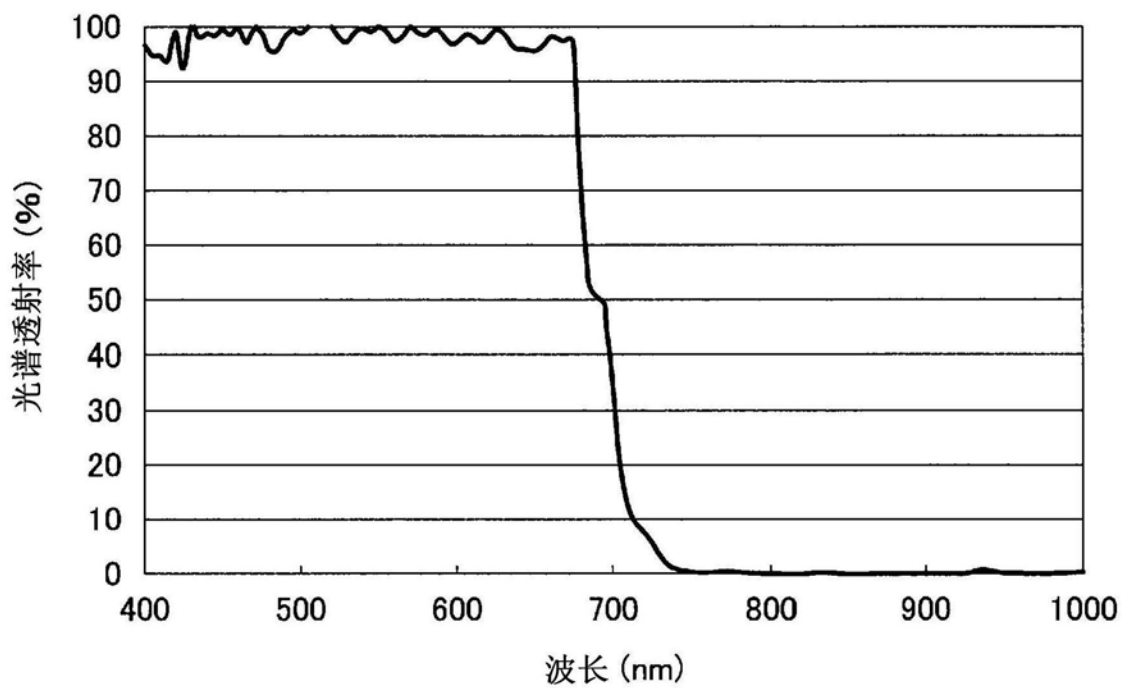


图6

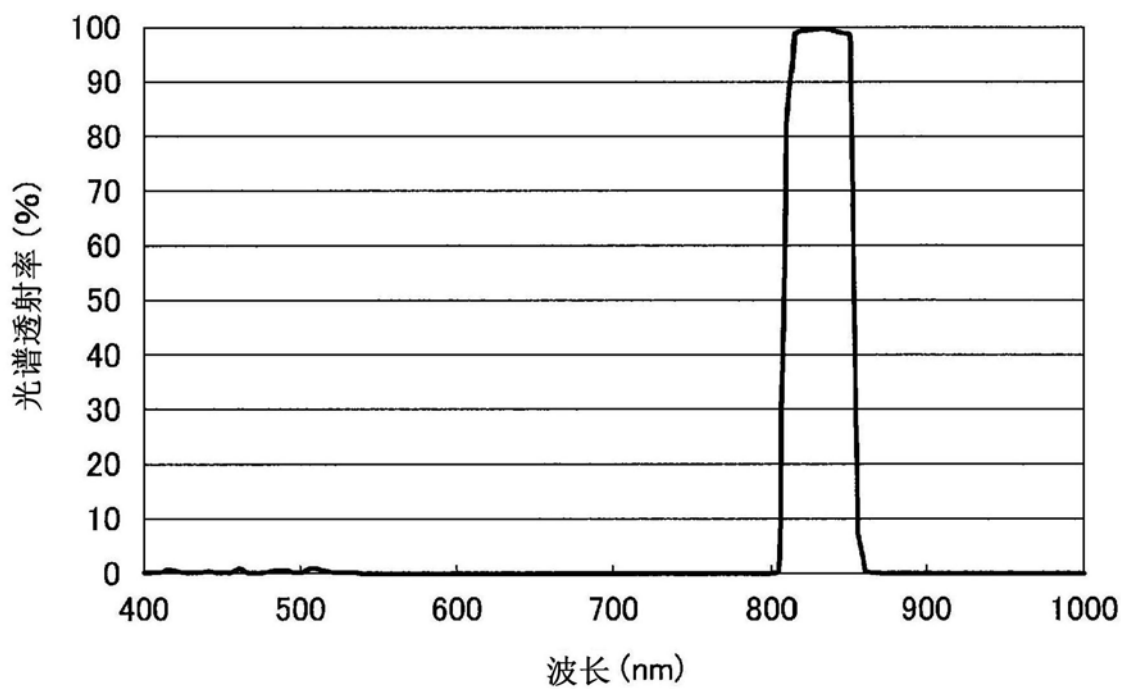


图7

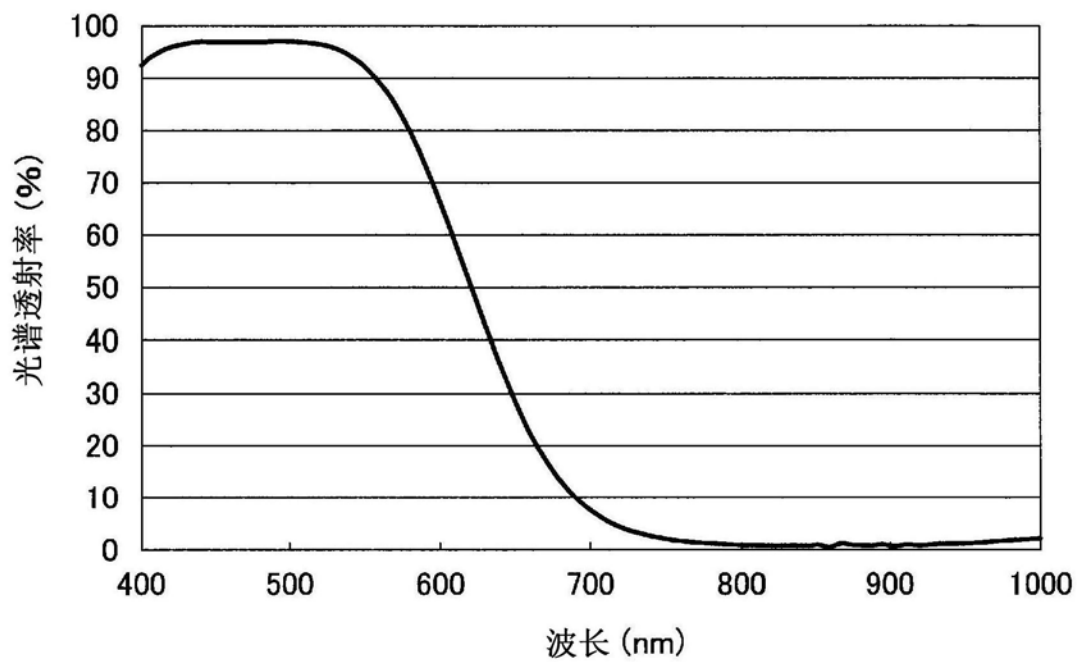


图8

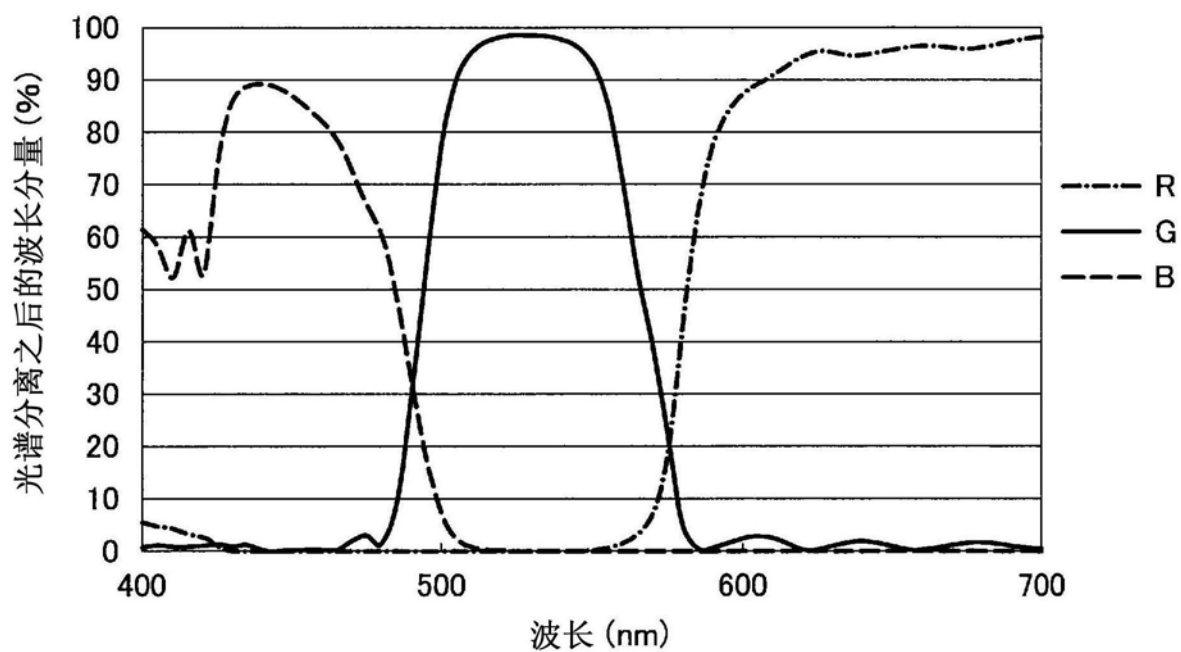


图9

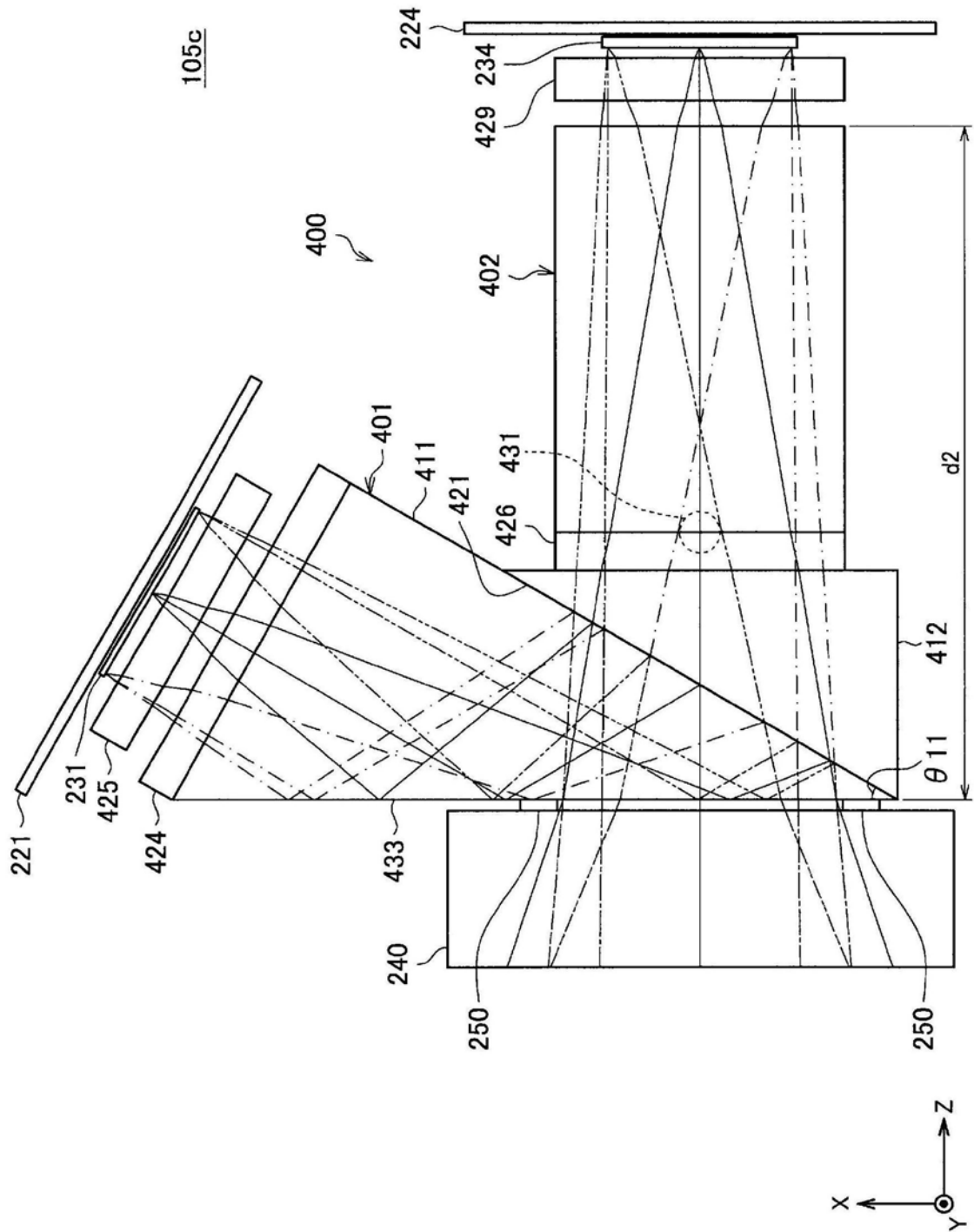


图10

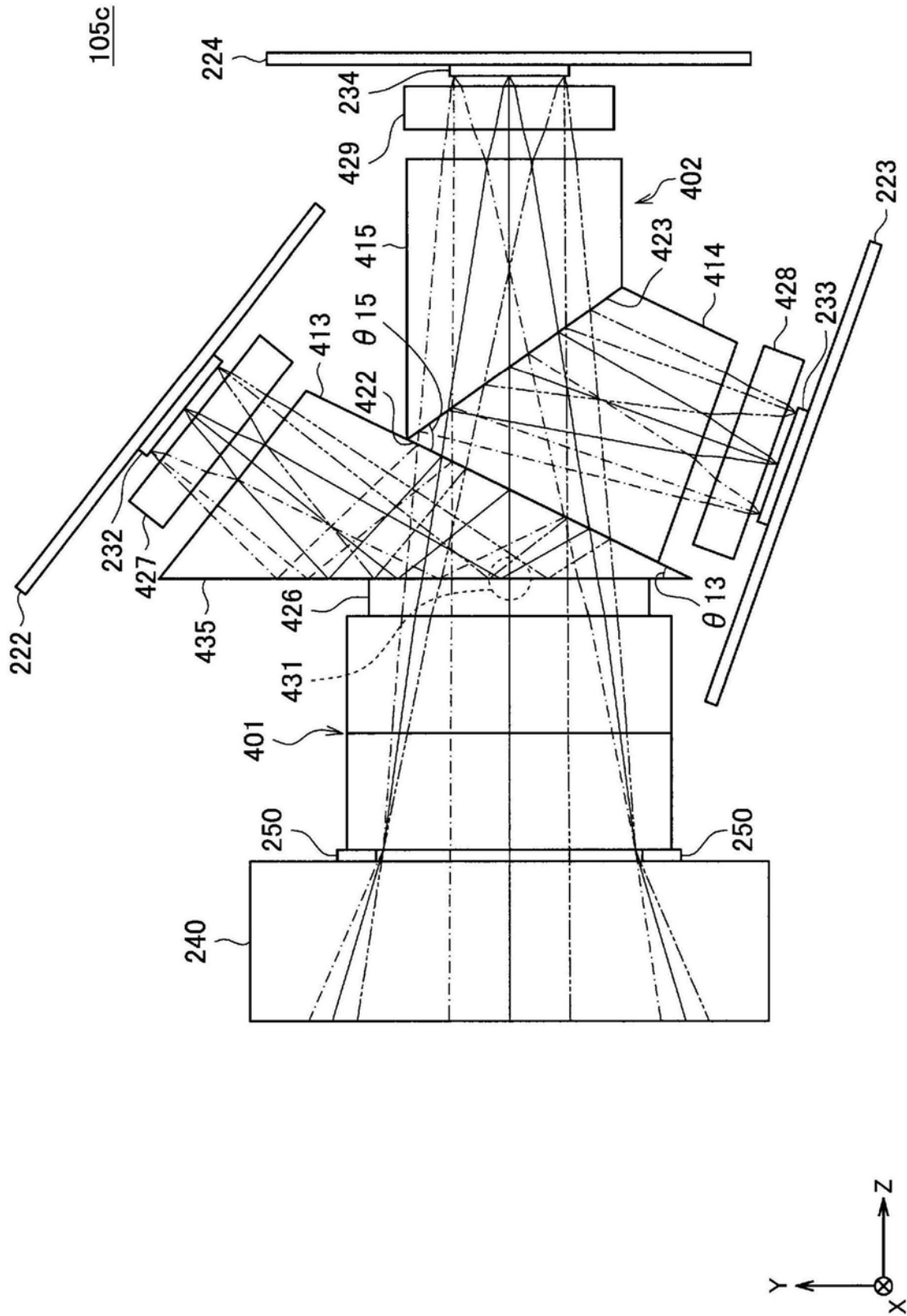


图11

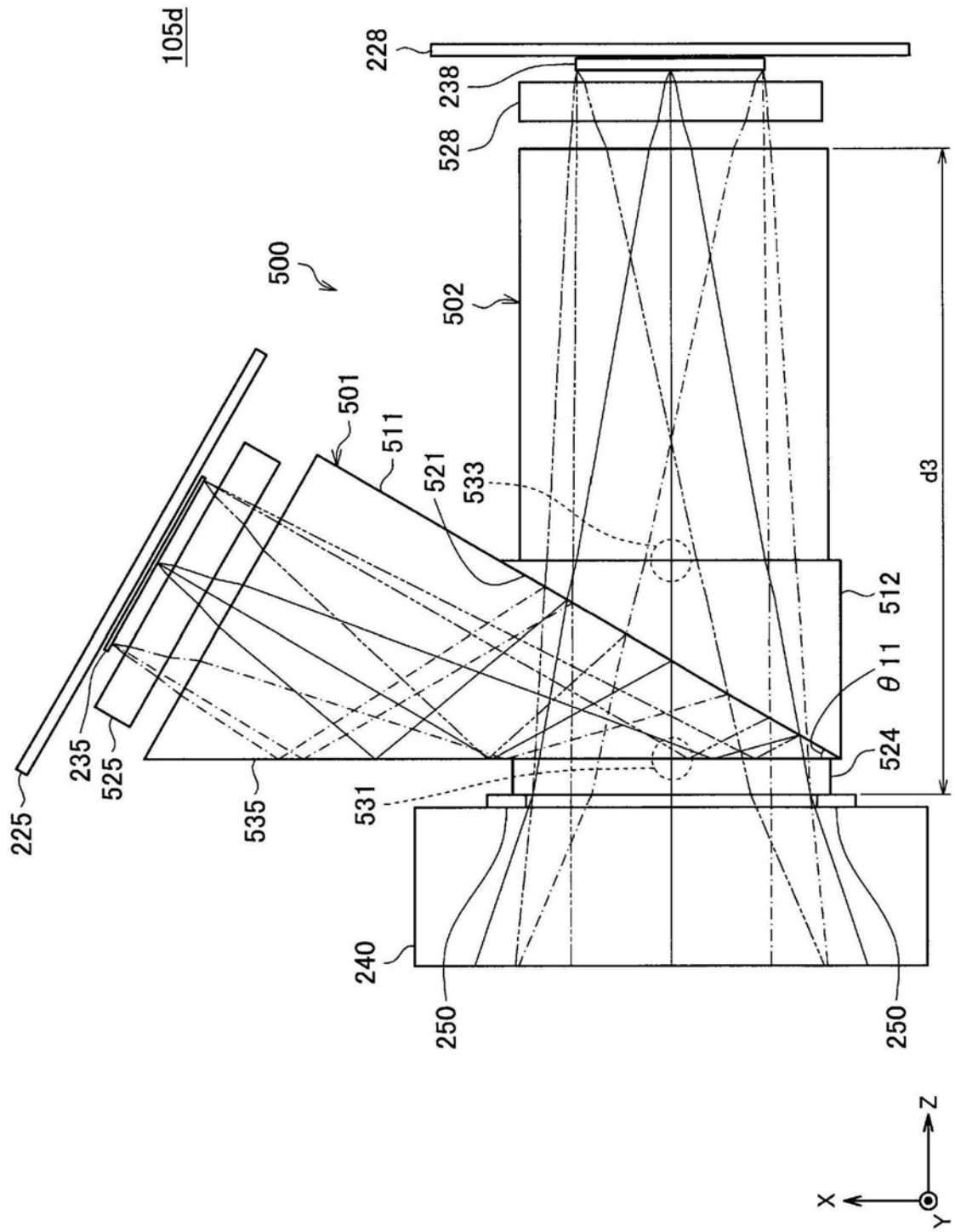


图12

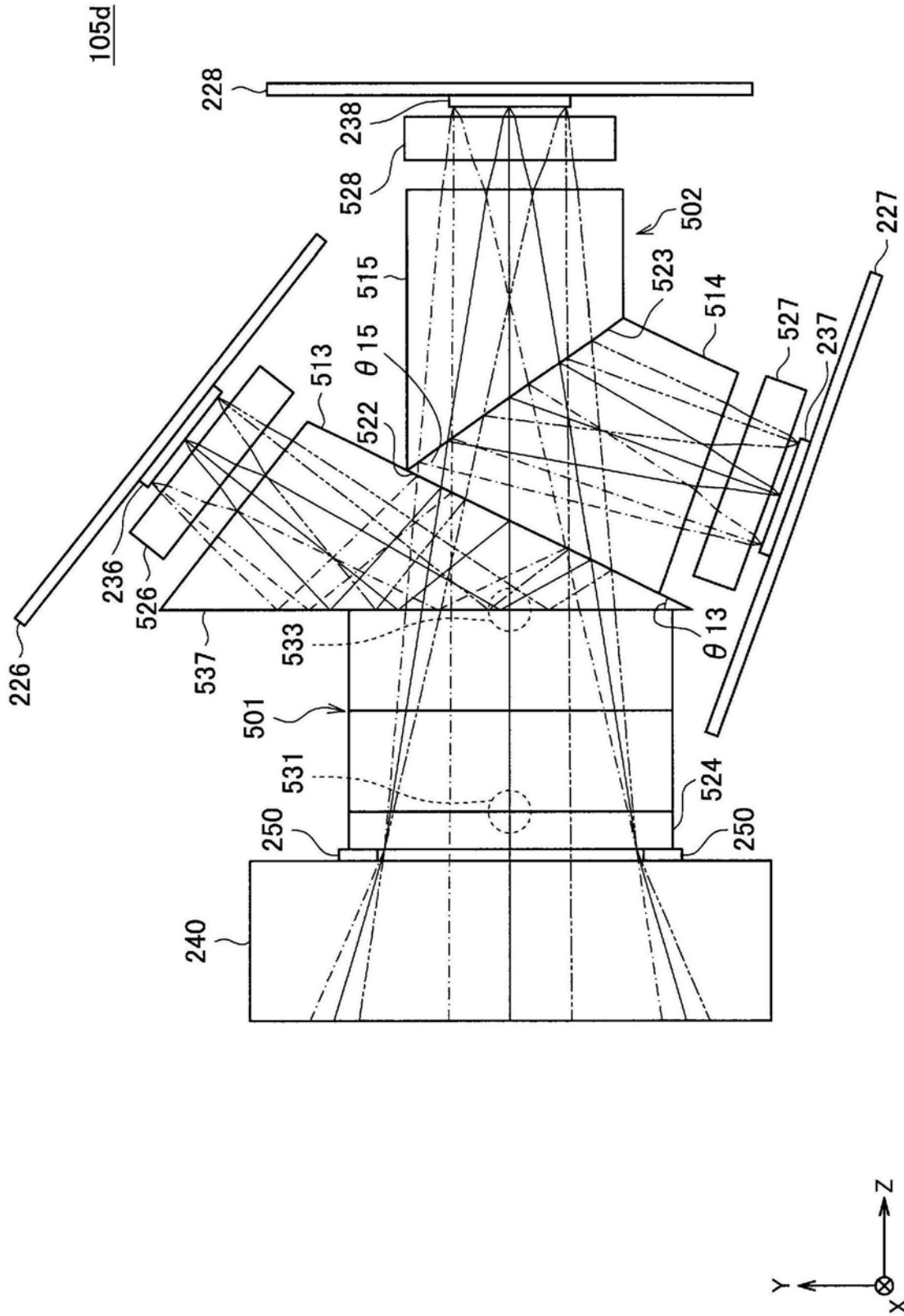


图13

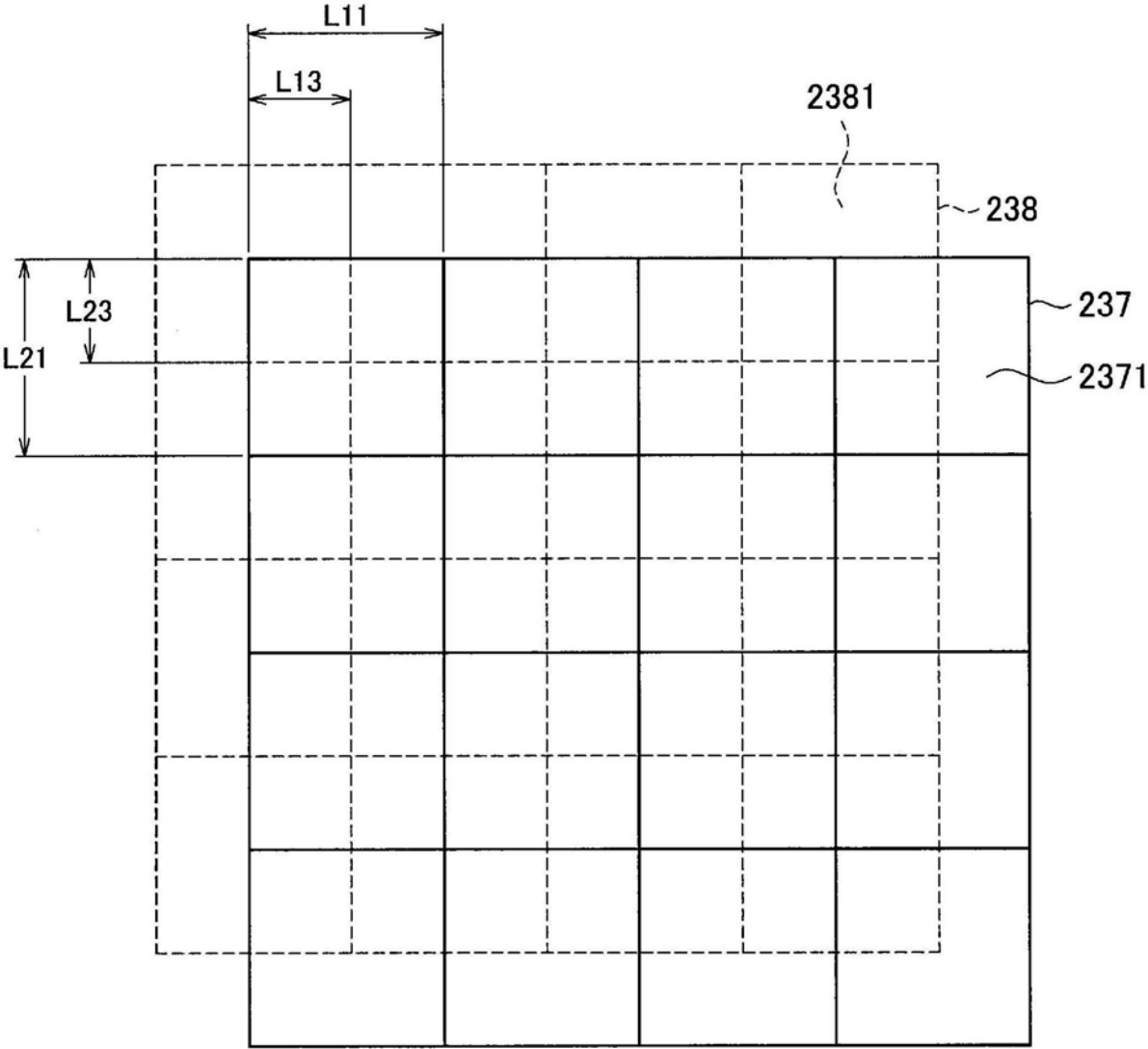


图14

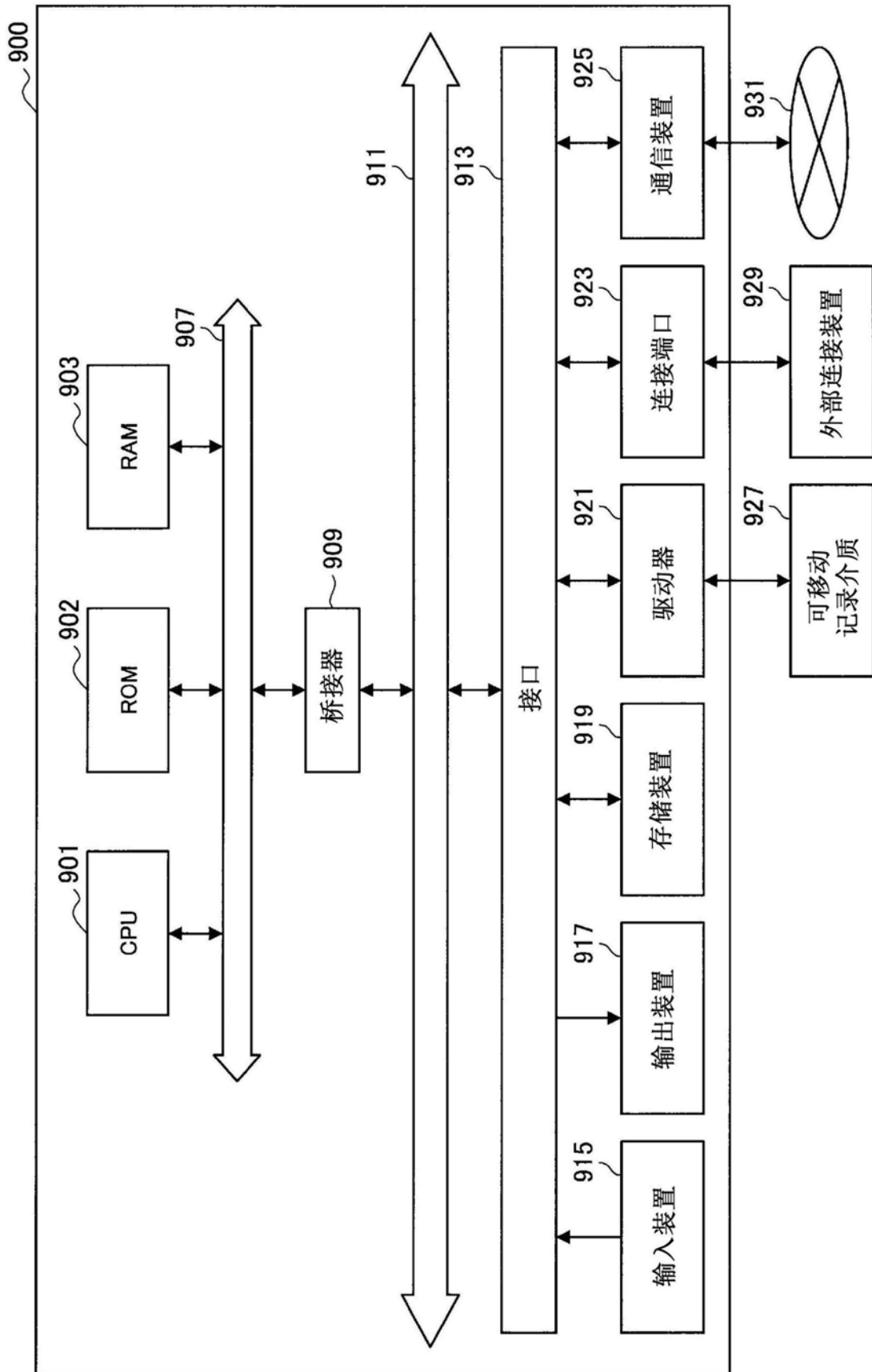


图15

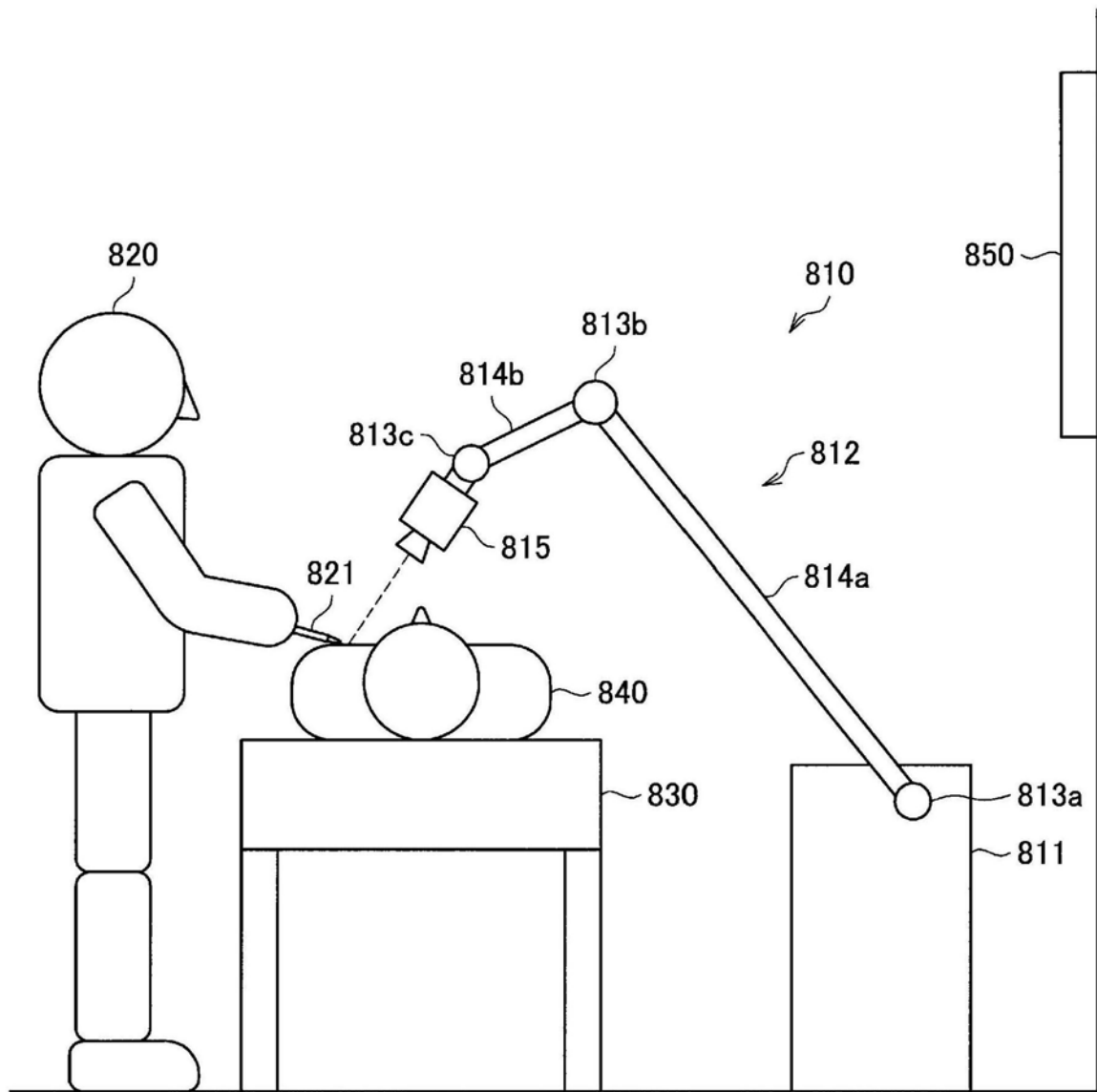


图16

专利名称(译)	分支光学系统、成像装置及成像系统		
公开(公告)号	CN109963490A	公开(公告)日	2019-07-02
申请号	CN201780071318.0	申请日	2017-10-17
[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	长江聪史		
发明人	长江聪史		
IPC分类号	A61B1/00 G02B5/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00 G02B5/04 G02B23/26 A61B1/00096 G02B21/361 G02B27/126 H04N5/2258 H04N9/097 H04N13/243 H04N2005/2255		
代理人(译)	余刚		
优先权	2017005249 2017-01-16 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

[问题]在使用多个成像元件拍摄目标的图像的配置中，在有限的空间中高效地布置多个成像元件。[解决方案]一种分支光学系统，设置有：第一分支光学系统，在第一方向上将属于预定波长带的第一光从入射光分离，第一方向是包括与入射光入射到其上的光入射表面的法线方向对应的光轴的平面的表面方向；以及第二分支光学系统，设置在第一分支光学系统下阶段，并且在与所述平面交叉的第二方向上将作为第二光的一部分的第三光从第二光分离，第二光是将第一光从入射光分离后得到的。

