



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112203572 B

(45) 授权公告日 2024. 04. 05

(21) 申请号 201880094090.1
 (22) 申请日 2018.06.05
 (65) 同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 112203572 A
 (43) 申请公布日 2021.01.08
 (85) PCT国际申请进入国家阶段日
 2020.12.01
 (86) PCT国际申请的申请数据
 PCT/JP2018/021597 2018.06.05
 (87) PCT国际申请的公布数据
 W02019/234831 JA 2019.12.12
 (73) 专利权人 奥林巴斯株式会社
 地址 日本东京都
 (72) 发明人 进士翔
 (74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
 专利代理师 于英慧 崔成哲

(51) Int.Cl.
 A61B 1/00 (2006.01)
 A61B 1/045 (2006.01)
 A61B 1/06 (2006.01)
 (56) 对比文件
 CN 102046065 A, 2011.05.04
 CN 104023618 A, 2014.09.03
 CN 105579880 A, 2016.05.11
 CN 107529961 A, 2018.01.02
 JP 2008272507 A, 2008.11.13
 JP 2013220254 A, 2013.10.28
 JP 2013252185 A, 2013.12.19
 JP 2014188222 A, 2014.10.06
 JP 2015231498 A, 2015.12.24
 JP 2016039409 A, 2016.03.22

审查员 孟晴晴

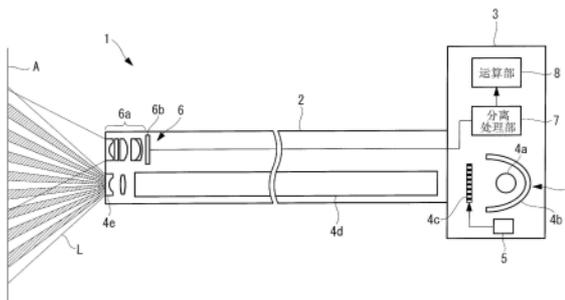
权利要求书2页 说明书10页 附图14页

(54) 发明名称

内窥镜系统

(57) 摘要

内窥镜系统(1)具有:照明部(4),其对被摄体(A)照射在光束截面中具有明部和暗部在空间上反复的强度分布的照明光(L);强度分布变更部(5),其使暗部的宽度变化;摄像部(6),其取得被暗部的宽度相互不同的照明光(L)照明的被摄体(A)的多个照明图像;分离处理部(7),其根据各照明图像生成第1分离图像和第2分离图像,与第2分离图像相比,第1分离图像包含更多的被摄体(A)的深层的信息;以及运算部(8),其根据第1分离图像之间的变化和第2分离图像之间的变化,计算被摄体(A)内的特征部的深度信息。



1. 一种内窥镜系统,其具有:

照明部,其对被摄体照射照明光,所述照明光在与光轴垂直的光束截面中具有明部和暗部在空间上反复的强度分布;

强度分布变更部,其使所述照明光的所述强度分布中的所述暗部的宽度变化;

摄像部,其取得被所述暗部的宽度相互不同的照明光照明的所述被摄体的多个照明图像;

分离处理部,其根据所述多个照明图像中的各照明图像生成第1分离图像和第2分离图像,与所述第2分离图像相比,所述第1分离图像包含更多的所述被摄体的深层的信息;以及

运算部,其根据基于所述多个照明图像生成的多个所述第1分离图像和多个所述第2分离图像,计算所述被摄体内的特征部的深度信息,

所述分离处理部根据与所述强度分布的所述明部、所述暗部和具有所述明部与所述暗部之间的强度的部分分别对应的所述照明图像内的像素的强度值中的至少2个强度值,生成所述第1分离图像和第2分离图像,

所述运算部根据多个所述第1分离图像之间的变化和多个所述第2分离图像之间的变化,计算所述特征部的深度信息。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述照明部将所述照明光射出为发散光束,以使得所述被摄体上的所述明部和所述暗部的图案与所述摄像部与所述被摄体之间的拍摄距离成比例地被放大。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具有拍摄距离计测部,所述拍摄距离计测部计测所述摄像部与所述被摄体之间的拍摄距离,

所述强度分布变更部根据所述拍摄距离对所述强度分布中的所述明部和暗部的周期进行变更,以使得所述被摄体上的所述照明光的强度分布恒定而与所述摄像部与所述被摄体之间的距离无关。

4. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述照明光由具有彼此不同的波长的多个光构成,该多个光具有波长越长、则所述明部和所述暗部的周期越小的所述强度分布。

5. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述照明光的所述强度分布为带状的所述明部和所述暗部在宽度方向上交替反复的条纹状。

6. 根据权利要求5所述的内窥镜系统,其中,

所述照明光的所述强度分布的、所述明部和所述暗部的所述宽度方向上的强度轮廓为大致正弦波形状。

7. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述内窥镜系统具:

偏振控制部,其对所述照明光的偏振状态进行控制;以及

偏振选择部,其选择从所述被摄体入射到所述摄像部的光的偏振状态。

8. 根据权利要求1~3中的任意一项所述的内窥镜系统,其中,

所述运算部根据所述暗部的宽度和所述第1分离图像与所述第2分离图像之间的分离

深度相互对应起来的对应表,计算所述特征部的深度信息。

9. 根据权利要求8所述的内窥镜系统,其中,

所述运算部计算多组的所述第1分离图像和第2分离图像各自的对比度,根据该对比度和所述对应表计算所述特征部的深度信息。

内窥镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜系统。

背景技术

[0002] 以往,提出了一种内窥镜系统,该内窥镜系统利用血红蛋白的吸光特性不同的3个波段的图像信号之比计算位于观察范围内的血管的粗细和深度(例如参照专利文献1。)

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2016-174836号公报

发明内容

[0006] 发明要解决的课题

[0007] 在通过内窥镜检查而发现病变部时,得知病变部到达何种程度的深度对于决定此后的应对来说是重要的。专利文献1的技术利用血红蛋白的吸光特性,因此,能够计算深度的组织限于血管。即,存在如下问题:通过专利文献1的技术,无法计算与正常部相比血管的变化较少的病变部和不包含血管的病变部的深度。

[0008] 本发明是鉴于上述情况而完成的,其目的在于,提供能够与特征部的吸收特性无关地取得被摄体内的特征部的深度信息的内窥镜系统。

[0009] 用于解决课题的手段

[0010] 为了实现上述目的,本发明提供以下手段。

[0011] 本发明的一个方式是一种内窥镜系统,其具有:照明部,其对被摄体照射照明光,所述照明光在与光轴垂直的光束截面中具有明部和暗部在空间上反复的强度分布;强度分布变更部,其使所述照明光的所述强度分布中的所述暗部的宽度变化;摄像部,其取得被所述暗部的宽度相互不同的照明光照明的所述被摄体的多个照明图像;分离处理部,其根据所述多个照明图像中的各照明图像生成第1分离图像和第2分离图像,与所述第2分离图像相比,所述第1分离图像包含更多的所述被摄体的深层的信息;以及运算部,其根据基于所述多个照明图像生成的多个所述第1分离图像和多个所述第2分离图像,计算所述被摄体内的特征部的深度信息,所述分离处理部根据与所述强度分布的所述明部、所述暗部和具有所述明部与所述暗部之间的强度的部分分别对应的所述照明图像内的像素的强度值中的至少2个强度值,生成所述第1分离图像和第2分离图像,所述运算部根据多个所述第1分离图像之间的变化和多个所述第2分离图像之间的变化,计算所述特征部的深度信息。

[0012] 根据本发明的一个方式,在对作为散射体的被摄体照射照明光时,产生在被摄体的表面进行镜面反射后的镜面反射光(镜光)、经过被摄体内部的表层的散射而从被摄体的表面射出的表面散射光、以及经过被摄体内部的深层的散射而从被摄体的表面射出的内部散射光。通过从照明部对被摄体照射具有在空间上不均匀的强度分布的照明光,内部散射光与镜光和表面散射光在空间上被分离。即,在明部产生镜光、表面散射光和内部散射光,

与此相对,在暗部主要产生从明部绕入到暗部的内部散射光。

[0013] 因此,由摄像部取得的照明图像内的与暗部对应的区域包含较多的深层的信息,与明部对应的区域包含较多的表面和表层的信息。信息意味着入射到活体组织、通过活体组织或其内部的构造物接受散射、吸收等调制而从活体组织射出的光的光量等。分离处理部能够根据与明部、暗部和具有明部与暗部之间的强度的部分分别对应的像素的强度值中的至少2个强度值,生成包含较多的不同的深度的信息的第1和第2分离图像。

[0014] 具体而言,分离处理部能够根据与暗部对应的区域的像素的强度值,生成包含较多的被摄体的深层的信息的第1分离图像(深层图像)。

[0015] 此外,分离处理部能够根据与明部对应的区域的像素的强度值,生成包含较多的被摄体的表面和表层的信息的第2分离图像(表层图像)。或者,分离处理部能够根据与具有明部与暗部之间的强度值的部分对应的区域的像素的强度值,生成包含较多的比深层浅且比表层深的位置的信息的第2分离图像。

[0016] 该情况下,由强度分布变更部变更对被摄体照射的照明光的暗部的宽度,由摄像部取得被暗部的宽度相互不同的照明光照明的被摄体的多个照明图像。被摄体中的暗部的宽度越大,则第1和第2分离图像之间的分离深度越深。分离深度是指第1和第2分离图像中包含的信息的深度的大致边界。即,第1分离图像主要包含比分离深度深的层的信息,第2分离图像主要包含比分离深度浅的层的信息。暗部的宽度越小,则第1分离图像包含越浅的层的信息,暗部的宽度越大,则第2分离图像包含越深的层的信息。因此,能够根据基于多个照明图像生成的多个第1分离图像的变化和第2分离图像的变化,取得被摄体内的特征部的深度信息。此外,通过使用基于特征部引起的散射光的照明图像,能够与特征部的吸收特性无关地取得特征部的深度信息。

[0017] 在上述方式中,也可以是,所述照明部将所述照明光射出为发散光束,以使得所述被摄体上的所述明部和所述暗部的图案与所述摄像部与所述被摄体之间的拍摄距离成比例地被放大。

[0018] 根据该结构,仅通过变更拍摄距离,就能够变更被摄体上的暗部的宽度。

[0019] 在上述方式中,也可以是,所述内窥镜系统具有拍摄距离计测部,所述拍摄距离计测部计测所述摄像部与所述被摄体之间的拍摄距离,所述强度分布变更部根据所述拍摄距离对所述强度分布中的所述明部和暗部的周期进行变更,以使得所述被摄体上的所述照明光的强度分布恒定而与所述摄像部与所述被摄体之间的距离无关。

[0020] 根据该结构,能够使照明部中的暗部的宽度与被摄体上的暗部的宽度的关系恒定而与拍摄距离无关。

[0021] 在上述方式中,也可以是,所述照明光由具有彼此不同的波长的多个光构成,该多个光具有波长越长、则所述明部和所述暗部的周期越小的所述强度分布。

[0022] 入射到被摄体内的光的波长越长,则到达越深的位置,因此,更长的波长的光的内部散射光包含更深的层的信息。波长越长,则越减小明部和暗部的周期,由此,能够减少波长的差异引起的信息的深度的差异。

[0023] 在上述方式中,也可以是,所述照明光的所述强度分布为带状的所述明部和所述暗部在宽度方向上交替反复的条纹状。

[0024] 根据该结构,能够通过简便的明暗图案有效地分离内部散射光。此外,在生成分辨

率高的第1和第2分离图像时,使用被明部和暗部的位置相互不同的照明光照射的被摄体的2张以上的照明图像。通过使强度分布仅在条纹的宽度方向上变化,能够使明部和暗部的位置简单地随时间变化。

[0025] 在上述方式中,也可以是,所述照明光的所述强度分布的、所述明部和所述暗部的所述宽度方向上的强度轮廓为大致正弦波形状。

[0026] 通过对被摄体照射强度呈正弦波状在空间上变化的照明光,能够通过相移法计算被照射强度最高的光时的第2分离图像用的强度值和被照射强度最低的光时的第1分离图像用的强度值。由此,能够根据较少张数的照明图像生成分辨率高的第1和第2分离图像。

[0027] 在上述方式中,也可以是,所述内窥镜系统具有:偏振控制部,其对所述照明光的偏振状态进行控制;以及偏振选择部,其选择从所述被摄体入射到所述摄像部的光的偏振状态。

[0028] 在对被摄体照射照明光时,在表面散射光和内部散射光以外,还能够产生镜面反射光(镜光)。镜光是在被摄体的表面进行镜面反射后的光,包含在第2分离图像中。镜光具有与照明光相同的偏振状态,与此相对,表面散射光和内部散射光不具有特定的偏振状态。因此,通过偏振选择部选择性地使镜光以外的光入射到摄像部,由此,能够生成不包含镜光的第2分离图像。而且,能够根据不包含镜光的第2分离图像,取得特征部的更加准确的深度信息。

[0029] 在上述方式中,也可以是,所述运算部根据所述暗部的宽度和所述第1分离图像与所述第2分离图像之间的分离深度相互对应起来的对应表,计算所述特征部的深度信息。

[0030] 根据该结构,能够根据对应表中与暗部的宽度对应的分离深度得知各分离图像包含何种程度的深度的层的信息。因此,通过从对应表取得包含特征部的分离图像的分离深度,能够简单地计算特征部的深度信息。

[0031] 在上述方式中,所述运算部计算多组的所述第1分离图像和第2分离图像各自的对比度,根据该对比度和所述对应表计算所述特征部的深度信息。

[0032] 包含特征部的分离图像的对比度比不包含特征部的分离图像的对比度高。因此,能够根据对比度容易地确定包含特征部的分离图像。而且,通过从对应表取得与被确定的分离图像的暗部的宽度对应的分离深度,能够计算特征部的深度信息。

[0033] 发明效果

[0034] 根据本发明,发挥能够与特征部的吸收特性无关地取得被摄体内的特征部的深度信息这样的效果。

附图说明

[0035] 图1是本发明的一个实施方式的内窥镜系统的整体结构图。

[0036] 图2是示出照明光的明暗图案的时间变化的一例的图。

[0037] 图3是说明基于分离处理部的表层图像和深层图像的生成方法的图。

[0038] 图4A是说明照明光的暗部的宽度与分离深度的关系的图。

[0039] 图4B是说明照明光的暗部的宽度与分离深度的关系的图。

[0040] 图5A是示出对活体组织照射的照明光的明暗图案的间距与分离深度的关系的图。

[0041] 图5B是示出图5A的活体组织的表层图像和深层图像的图,是说明分离深度与表层

图像和深层图像的对比度的关系的图。

- [0042] 图6是示出分离深度与表层图像和深层图像的对比度的关系的曲线图。
- [0043] 图7是示出照明光的明暗图案的间距与表层图像和深层图像的对比度的关系的曲线图。
- [0044] 图8是示出照明光的明暗图案的间距与分离深度的关系的曲线图。
- [0045] 图9是示出图1的内窥镜系统的动作的流程图。
- [0046] 图10A是示出照明部和强度分布变更部的另一个结构例的图。
- [0047] 图10B是说明由图10A的照明部生成的照明光的明暗图案及其时间变化的图。
- [0048] 图10C是示出照明部和强度分布变更部的另一个结构例的图。
- [0049] 图11A是说明照明光的强度分布的时间变化的另一例的图。
- [0050] 图11B是示出图11A的I-I线中的照明光的强度的空间轮廓的图。
- [0051] 图12是具有偏振控制部和偏振选择部的内窥镜系统的变形例的部分结构图。

具体实施方式

- [0052] 下面,参照附图对本发明的一个实施方式的内窥镜系统1进行说明。
- [0053] 如图1所示,本实施方式的内窥镜系统1具有对体内进行观察的内窥镜2、以及与内窥镜2的基端连接的主体部3。
- [0054] 此外,内窥镜系统1具有利用具有明暗图案的照明光L对体内的活体组织(被摄体)A进行照明的照明部4、使照明光L的明暗图案变化的强度分布变更部5、取得被照明光L照明的活体组织A的照明图像的摄像部6、根据照明图像生成表层图像(第2分离图像)和深层图像(第1分离图像)的分离处理部7、以及根据表层图像和深层图像计算活体组织A内的特征部E(参照图5A)的深度的信息的运算部8。特征部E是存在于活体组织A内的组织,例如是血管或病变部。
- [0055] 照明部4生成在与光轴垂直的光束截面中具有空间上不均匀的强度分布的照明光L,从内窥镜2的前端朝向活体组织A射出照明光L。照明光L例如是白色光、红外光等单波长光、红色、绿色、蓝色等单色光、或波长不同的多个光的混合光。一般而言,照明光L具有明亮度从光束的中心朝向周缘逐渐降低的强度的梯度。与这种光束截面的整体的强度梯度不同,照明光L在光束截面中具有高强度的明部和强度比该明部低的暗部交替反复的明暗图案。如图2所示,明暗图案是笔直的带状的明部和暗部仅在与明部和暗部的长度方向垂直的宽度方向上交替反复的条纹图案。在图2中,白色的区域表示明部,黑色的区域表示暗部。在图2的明暗图案中,明部的宽度和暗部的宽度相互相等,但是,明部的宽度和暗部的宽度也可以相互不同。
- [0056] 如图1所示,照明部4具有被设置于主体部3的发光部4a、反射板4b和掩模4c。此外,照明部4具有被设置于内窥镜2的像导纤维4d和投影透镜4e。从发光部4a输出的光被反射板4b会聚,对掩模4c进行照明。掩模4c具有使光透过的透光区域和遮断光的遮光区域,与明暗图案对应的投影图案由透光区域和遮光区域形成。光透过掩模4c,由此生成具有明暗图案的照明光L。掩模4c是能够以电气方式对光入射的入射区域内的各位置的光透射率进行控制的液晶元件。由掩模4c生成的照明光L一边保存明暗图案,一边被像导纤维4d引导,通过投影透镜4e从内窥镜2的前端射出。

[0057] 如图2所示,强度分布变更部5使明暗图案中的明部和暗部的位置以及明暗图案的间距(明部和暗部的周期)P随时间变化。由于间距P(P1、P2、P3)的变化,暗部的宽度Wd变化。

[0058] 具体而言,强度分布变更部5使明暗图案在明部和暗部的宽度方向上随时间变化,使明部和暗部的位置相互调换。在图2中,横向示出时间流。由此,明部和暗部被投影到活体组织A的表面B上的照明光L的照射范围内的各位置。强度分布变更部5在使明部和暗部的位置随时间变化后,对间距P进行变更,使明部和暗部的位置再次随时间变化。强度分布变更部5反复进行间距P的变更以及明部和暗部的位置的变更。

[0059] 强度分布变更部5具有对掩模4c的入射区域内的各位置的光透射率进行控制的控制元件。由液晶元件构成的掩模4c能够形成任意的投影图案,能够使任意的投影图案自由地随时间变化。强度分布变更部5按照预先设定的程序对掩模4c的各位置的光透射率进行控制,由此使照明光L的间距P和宽度Wd随时间变化。

[0060] 摄像部6具有被设置于内窥镜2的前端且汇集来自活体组织A的光的摄像镜头6a、以及拍摄由摄像镜头6a形成的活体组织A的像的摄像元件6b。由摄像元件6b取得的照明图像从摄像元件6b被发送到分离处理部7。

[0061] 这里,如图2所示,对活体组织A照射的照明光L的强度分布通过强度分布变更部5随时间变化。摄像元件6b取得明暗图案的间距相互不同的多组的第1照明图像和第2照明图像。第1照明图像和第2照明图像是被暗部和明部相互调换着的照明光L照明的活体组织A的图像。因此,如图3所示,第1照明图像和第2照明图像是明部的投影区域和暗部的投影区域相互反转、明部的投影区域彼此和暗部的投影区域彼此相互补充的图像。在图3的第1照明图像和第2照明图像中,白色的区域表示明部的投影区域,黑色的区域表示暗部的投影区域。

[0062] 因此,强度分布变更部5和摄像元件6b的动作由被设置于主体部3内的未图示的控制装置来控制,以使得强度分布变更部5对强度分布的变更时机和摄像元件6b的拍摄时机彼此同步。

[0063] 如图3所示,分离处理部7根据各组第1照明图像和第2照明图像生成1组表层图像和深层图像。关于第1和第2照明图像的各位置的像素,取得被投影明部时的强度值Imax和被投影暗部时的强度值Imin。分离处理部7根据下式(1)计算表层图像的各像素的强度值Is,生成具有强度值Is的表层图像。此外,分离处理部7根据下式(2)计算深层图像的各像素的强度值Id,生成具有强度值Id的深层图像。

$$[0064] \quad I_s = I_{\max} - I_{\min} \cdots (1)$$

$$[0065] \quad I_d = I_{\min} \times 2 \cdots (2)$$

[0066] 在对作为散射体的活体组织A照射具有明暗图案的照明光L时,从活体组织A产生镜面反射光(镜光)、表面散射光和内部散射光。

[0067] 镜光是在活体组织A的表面B进行镜面反射后的照明光L的反射光,在明部的投影区域中产生镜光。

[0068] 表面散射光是从明部的投影区域入射到活体组织A内、反复进行散射并通过表层C而从表面B射出的照明光L的散射光。表面散射光的绝大部分从明部的投影区域射出。

[0069] 内部散射光是从明部的投影区域入射到活体组织A内、反复进行散射并通过深层D而从表面B射出的照明光L的散射光。内部散射光的一部分从明部的投影区域射出,另一部

分传播到暗部的投影区域而从暗部的投影区域射出。

[0070] 即,第1和第2照明图像内的暗部的投影区域的强度值 I_{min} 主要基于内部散射光,主要包含深层D的信息。因此,基于强度值 I_{min} 的深层图像是主要包含深层D的信息的图像。另一方面,第1和第2照明图像内的明部的投影区域的强度值 I_{max} 基于镜光、表面散射光和内部散射光,包含表面B、表层C和深层D的信息。因此,基于强度值 I_s 的表层图像是去除深层D的信息而主要包含表面B和表层C的信息的图像。

[0071] 分离处理部7根据由摄像部6取得的多组的第1照明图像和第2照明图像,生成多张深层图像和多张表层图像。被生成的表层图像和深层图像被发送到运算部8。

[0072] 这里,如图4A和图4B所示,表层图像和深层图像的分离深度依赖于活体组织A的表面B上的暗部的宽度 W_d 。分离深度是指表层图像中包含的信息的深度和深层图像中包含的信息的大致边界。即,表层图像主要包含从表面B到分离深度的层的信息,深层图像主要包含比分离深度深的层的信息。暗部的宽度 W_d 越大,则分离深度的位置越深。

[0073] 图5A示出照明光L的明暗图案的间距(P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 、 P_5)与活体组织A内的分离深度(d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4 、 d_5)的关系。图5B示出基于各间距 P_1 、 P_2 、 P_3 、 P_4 、 P_5 的照明光L的表层图像和深层图像的例子。如图5B所示,比分离深度浅的位置的特征部E包含在表层图像中,但是不包含在深层图像中。另一方面,比分离深度深的位置的特征部E包含在深层图像中,但是不包含在表层图像中。

[0074] 运算部8从分离处理部7接收多张深层图像和多张表层图像,计算多张深层图像和多张表层图像各自的对比度。如图6所示,包含特征部E的表层图像的对比度比不包含特征部E的表层图像的对比度大。同样,包含特征部E的深层图像的对比度比不包含特征部E的深层图像的对比度大。在图6中,被虚线包围的范围表示特征部E所在的深度的范围。图7示出明暗图案的间距P与对比度的关系。图8示出明暗图案的间距P与分离深度的关系。根据图7和图8,得到图6的分离深度与对比度的关系。

[0075] 运算部8根据针对分离深度的表层图像的对比度的变化,计算特征部E的较浅侧(表面B侧)的端部的深度。例如,在不包含特征部E的分离深度 d_1 的表层图像与包含特征部E的分离深度 d_2 的表层图像之间,对比度大幅变化。运算部8根据该对比度的较大变化,计算出特征部E的较浅侧的端部的深度位于 d_1 与 d_2 之间。

[0076] 此外,运算部8根据针对分离深度的深层图像的对比度的变化,计算特征部E的较深侧的端部的深度。在包含特征部E的分离深度 d_3 的深层图像与不包含特征部E的分离深度 d_4 的深层图像之间,对比度大幅变化。运算部8根据该对比度的较大变化,计算出特征部E的较深侧的端部的深度位于 d_3 与 d_4 之间。

[0077] 由运算部8计算出的特征部E的深度信息例如显示在与主体部3连接的显示装置(图示省略)中。

[0078] 也可以在主体部3内的未图示的存储装置中存储将暗部的宽度 W_d 和分离深度互相对应起来的对应表。运算部8从存储装置中读出对应表,根据暗部的宽度 W_d ,从对应表取得各深层图像和各表层图像的分离深度。表层图像和深层图像的暗部的宽度 W_d 的信息例如从控制装置被发送到运算部8。

[0079] 接着,如图6所示,运算部8生成表示分离深度与表层图像的对比度的关系的曲线图,生成表示分离深度与深层图像的对比度的关系的曲线图。接着,运算部8根据曲线图的

斜率来检测表层图像的曲线图中对比度急剧增加的分层深度,将检测到的分层深度确定为特征部E的较浅侧的端部。此外,运算部8根据曲线图的斜率来检测深层图像的曲线图中对比度急剧减少的分层深度,将检测到的分层深度确定为特征部E的较深侧的端部。

[0080] 运算部8可以计算表层图像整体和深层图像整体的对比度,但是,也可以计算表层图像的一部分和深层图像的一部分的对比度。该情况下,优选构成为能够由手术医生指定计算对比度的范围。例如,主体部3具有图形用户界面(GUI)。手术医生能够使用GUI指定包含特征部E的期望范围。

[0081] 分离处理部7和运算部8例如作为由计算机执行的程序来实现。即,在主体部3中内置有中央运算处理装置这样的处理器、RAM这样的主存储装置和硬盘驱动这样的辅助存储装置。用于使处理器执行基于分离处理部7和运算部8的上述处理的程序被存储在辅助存储装置中。程序从辅助存储装置被载入到主存储装置,处理器按照程序执行处理,由此实现分离处理部7和运算部8的上述功能。

[0082] 接着,参照图9对这样构成的内窥镜系统1的作用进行说明。

[0083] 在使用本实施方式的内窥镜系统1取得活体组织A内的特征部E的深度信息时,将内窥镜2插入到体内,取得活体组织A的照明图像。具体而言,从照明部4对活体组织A照射照明光L(步骤S1)。照明光L的明部和暗部的位置通过强度分布变更部5随时间变化。在明部和暗部相互调换的2个时刻,通过摄像部6执行活体组织A的拍摄,取得第1组第1照明图像和第2照明图像(步骤S2)。接着,通过强度分布变更部5变更照明光L的间距P(步骤S4),通过摄像部6取得另1组第1照明图像和第2照明图像(步骤S2)。反复进行步骤S4、S1、S2,直到取得基于预先设定的全部间距P的照明光L的第1照明图像和第2照明图像为止(步骤S3:是)。

[0084] 接着,通过分离处理部7,根据多组的第1照明图像和第2照明图像生成分离深度相互不同的多组的表层图像和深层图像(步骤S5)。接着,通过运算部8计算各表层图像和各深层图像的对比度(步骤S6)。接着,通过运算部8,根据针对分离深度的表层图像的对比度的变化和针对分离深度的深层图像的对比度的变化,计算活体组织A内的特征部E的深度信息。

[0085] 这样,根据本实施方式,使用暗部的宽度 W_d 相互不同的照明光L取得多组的第1照明图像和第2照明图像,根据多组的第1照明图像和第2照明图像生成分离深度相互不同的多组的表层图像和深层图像。而且,具有能够根据多张表层图像的对比度和多张深层图像的对比度计算活体组织A内的特征部E的深度信息这样的优点。此外,第1和第2照明图像是基于活体组织A和特征部E的散射光的图像。因此,具有能够根据第1和第2照明图像取得特征部E的深度信息而与特征部E的吸收特性无关这样的优点。

[0086] 优选活体组织A的表面B上的暗部的宽度 W_d 为0.005mm以上且25mm以下,以确保表层图像中的深层D的信息量与深层图像中的深层D的信息量的良好平衡。

[0087] 在暗部的宽度 W_d 小于0.005mm的情况下,从明部的投影区域绕入暗部的投影区域的内部散射光的比例增大,其结果,强度值 I_{max} 与强度值 I_{min} 之差减小,表层图像中包含的表层C的信息可能不足。另一方面,在暗部的宽度 W_d 大于25mm的情况下,内部散射光无法到达暗部的投影区域的中央,其结果,强度值 I_{min} 接近零,深层图像中包含的深层D的信息可能不足。

[0088] 在本实施方式中,照明部4利用具有条纹状的强度分布的照明光L对活体组织A进

行照明,但是,照明光L的强度分布的图案不限于此,也可以是明部和暗部在空间上反复的其他分布。例如,照明光L的强度分布也可以是交替格子图案、点或随机点。

[0089] 在本实施方式中,照明部4通过液晶元件4c生成具有明暗图案的照明光L,强度分布变更部5对液晶元件4c进行控制而使明暗图案变化,但是,照明部4和强度分布变更部5的结构不限于此。图10A~图10C中示出照明部4和强度分布变更部5的另一个结构例。

[0090] 图10A的照明部4利用光的干涉条纹作为明暗图案。照明部4具有激光光源4f、以及将从激光光源4f输出的光分支成2个光并射出2个光的光路4g。光路4g例如由光纤构成。从光路4g射出的2个光相互干涉,由此,生成具有图10B所示的正弦波状的强度轮廓的干涉条纹作为明暗图案。

[0091] 图10A的强度分布变更部5使被分支的2个光中的一方的光路长度变化,由此,如图10B所示,使干涉条纹的位置在与照明光的光轴垂直的方向上移位。因此,强度分布变更部5具有设置于2个光中的一方的光路上且使光路长度变化的光学元件。此外,强度分布变更部5通过使激光的波长变化,使干涉条纹的间距变化,由此,使暗部的宽度 W_d 变化。因此,例如,激光光源4f是波长可变激光光源,强度分布变更部5具有对激光光源4f的输出波长进行控制的控制元件。

[0092] 图10C的照明部4如影画那样在活体组织A的表面B上形成明暗图案。照明部4具有被设置于内窥镜2的前端部的发光部4h和掩模4i。

[0093] 发光部4h例如是氙灯、LED(RGB)、白色LED、红外光源等光源。发光部4h也可以是光纤的射出端,该光纤与被配置于主体部3的外部的光源连接。

[0094] 掩模4i具有使白色光透过的透光区域和遮断白色光的遮光区域,与明暗图案对应的投影图案由透光区域和遮光区域形成。掩模4i例如是形成有作为透光区域的开口的遮光性基板、或形成有作为遮光区域的遮光膜的透明基板。从发光部4h输出的光透过掩模4i,由此生成具有明暗图案的照明光L。

[0095] 在发光部4h与掩模4i之间配置有透镜4j,该透镜4j调整对活体组织A照射的照明光L的发散角。

[0096] 图10C的强度分布变更部5使发光部4h和掩模4i在明部和暗部的宽度方向上相对移动,由此使强度分布随时间变化。因此,强度分布变更部5具有使发光部4h和掩模4i中的至少一方移动的致动器。此外,强度分布变更部5使发光部4h与掩模4i在光轴方向上的间隔变化,由此使明暗图案的间距P和暗部的宽度 W_d 变化。因此,强度分布变更部5具有使发光部4h和掩模4i中的至少一方移动的致动器。发光部4h与掩模4i的间隔越大,则活体组织A的表面B上的明暗图案的间距P越小。

[0097] 在本实施方式中,强度分布变更部5使照明光L的强度分布在明部和暗部相互反转的2个明暗图案之间连续地变化。

[0098] 在使明暗图案连续地变化的情况下,如图11A所示,摄像部6也可以在明部和暗部的位置相互不同的3个以上的时刻执行拍摄,取得明部的投影区域和暗部的投影区域的位置相互不同的3张以上的照明图像。分离处理部7也可以根据3张以上的照明图像生成表层图像和深层图像。该情况下,针对各位置的像素得到3个以上的强度值,因此,使用最大强度值作为 I_{max} 、使用最小强度值作为 I_{min} ,计算强度值 I_s 、 I_d 。

[0099] 如图11B所示,在照射正弦波状的明暗图案的照明光L的情况下,在3个以上的适当

条件下对照明图像进行摄像,由此,能够使用相移法,针对各像素计算 I_{max} 和 I_{min} 。

[0100] 在本实施方式中,优选照明部4朝向活体组织A射出发散光束的照明光L,以使得被投影到活体组织A的表面B上的明暗图案与活体组织A与摄像部6之间的拍摄距离成比例地被放大。

[0101] 根据该结构,仅通过使内窥镜2相对于活体组织A在长度方向上移动,就能够使活体组织A的表面B上的明暗图案放大或缩小,使暗部的宽度 W_d 变化。

[0102] 在本实施方式中,也可以还具有拍摄距离计测部,该拍摄距离计测部计测活体组织A与摄像部6之间的拍摄距离,强度分布变更部5根据拍摄距离对明暗图案中的明部和暗部的空间周期进行调整,以使得活体组织A的表面B上的明部和暗部的空间周期(明暗图案的间距P)维持恒定而与拍摄距离无关。

[0103] 由此,能够与拍摄距离无关地生成包含规定的深度的信息的深层图像。

[0104] 作为拍摄距离计测部,能够采用能够以不与活体组织A接触的方式计测拍摄距离的公知的任意单元。在明暗图案是图11B所示的强度呈正弦波状变化的直线状的条纹图案的情况下,拍摄距离计测部能够使用相移法,根据由摄像部6取得的照明图像计算拍摄距离。

[0105] 在本实施方式中,照明部4也可以利用由波长彼此不同的多个光构成的照明光L对活体组织A进行照明。例如,照明光L也可以是混合了红色、绿色和蓝色这3个光而成的白光。

[0106] 在使用波长彼此不同的多个光作为照明光L的情况下,也可以使各光的强度分布根据波长而不同,以使得波长越长,则明部和暗部的周期越小。

[0107] 一般而言,光的波长越短,则被散射体越强地散射。因此,与红色光相比,蓝色光很难到达活体组织A的深层D,蓝色光的内部散射光中包含的信息成为比红色光的内部散射光浅的位置的信息。因此,波长越长,则越减小明部和暗部的周期,由此,能够对各色的内部散射光中包含的信息的深度进行控制,以使得红色、绿色和蓝色中的任意一方的内部散射光均具有相同的深度的信息。

[0108] 在本实施方式中,如图12所示,也可以还设置有对从照明部4射出的照明光L的偏振状态进行控制的偏振器(偏振控制部)9、以及选择从活体组织A入射到摄像部6的光的偏振状态的偏振器(偏振选择部)10。偏振器9和偏振器10例如被设置于内窥镜2的前端。

[0109] 通过照射照明光L,在活体组织A的表面B产生镜光。第1和第2照明图像中包含的镜光在表层图像中被分离。因此,镜光对表层图像的对比度造成影响。

[0110] 镜光具有与照明光L相同的偏振状态,表面散射光和内部散射光不具有特定的偏振状态。因此,通过使偏振器10的偏振方向与偏振器9的偏振方向垂直,能够取得包含表面散射光和内部散射光而不包含镜光的第1和第2照明图像。由此,能够不受镜光的影响而计算基于特征部E的表层图像的对比度,能够提高特征部E的深度信息的计算精度。

[0111] 标号说明

[0112] 1 内窥镜系统

[0113] 2 内窥镜

[0114] 3 主体部

[0115] 4 照明部

- [0116] 5 强度分布变更部
- [0117] 6 摄像部
- [0118] 7 分离处理部
- [0119] 8 运算部
- [0120] A 活体组织(被摄体)
- [0121] B 活体组织的表面
- [0122] C 表层
- [0123] D 深层
- [0124] E 特征部
- [0125] Wd 暗部的宽度

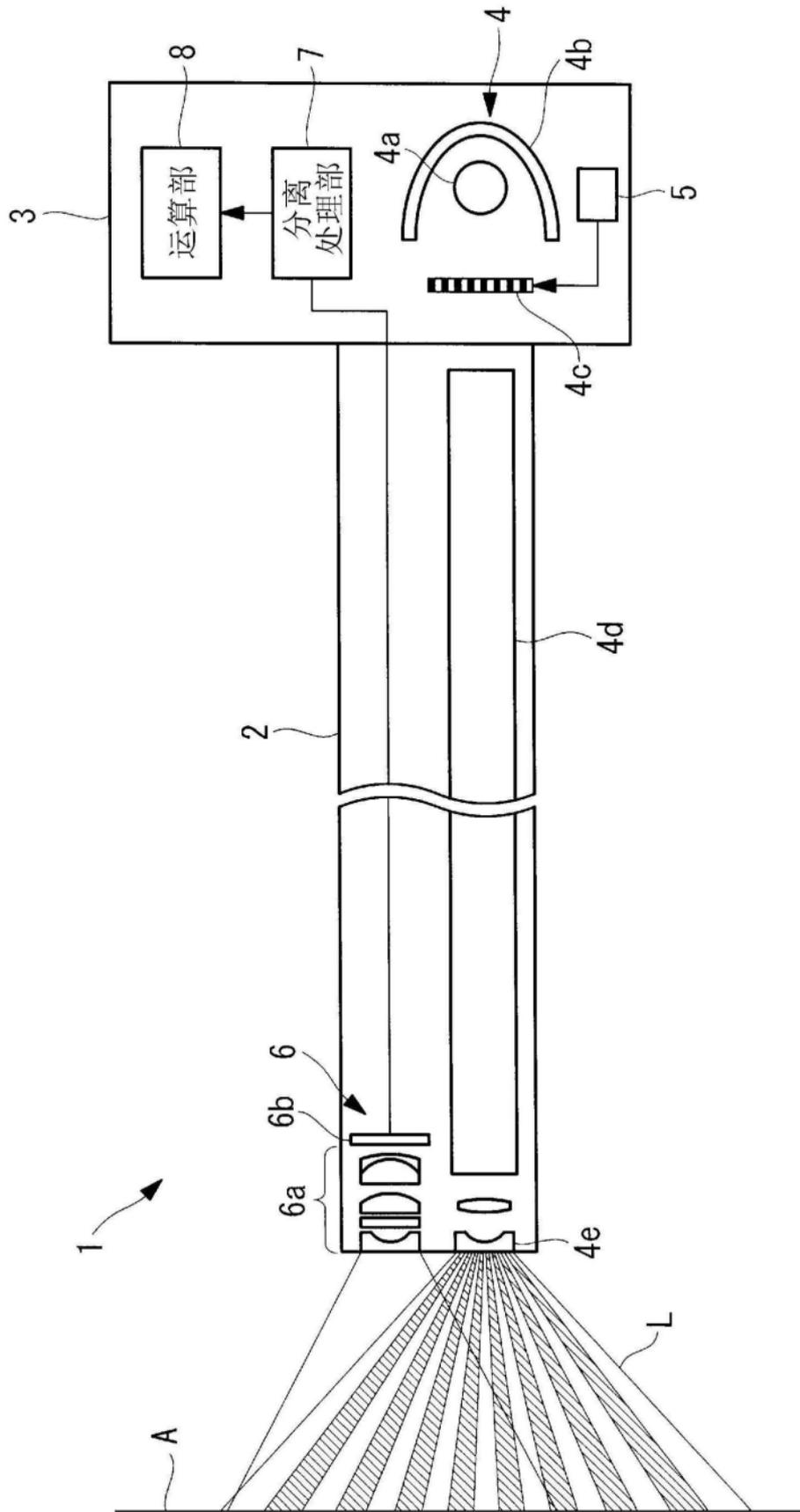


图1

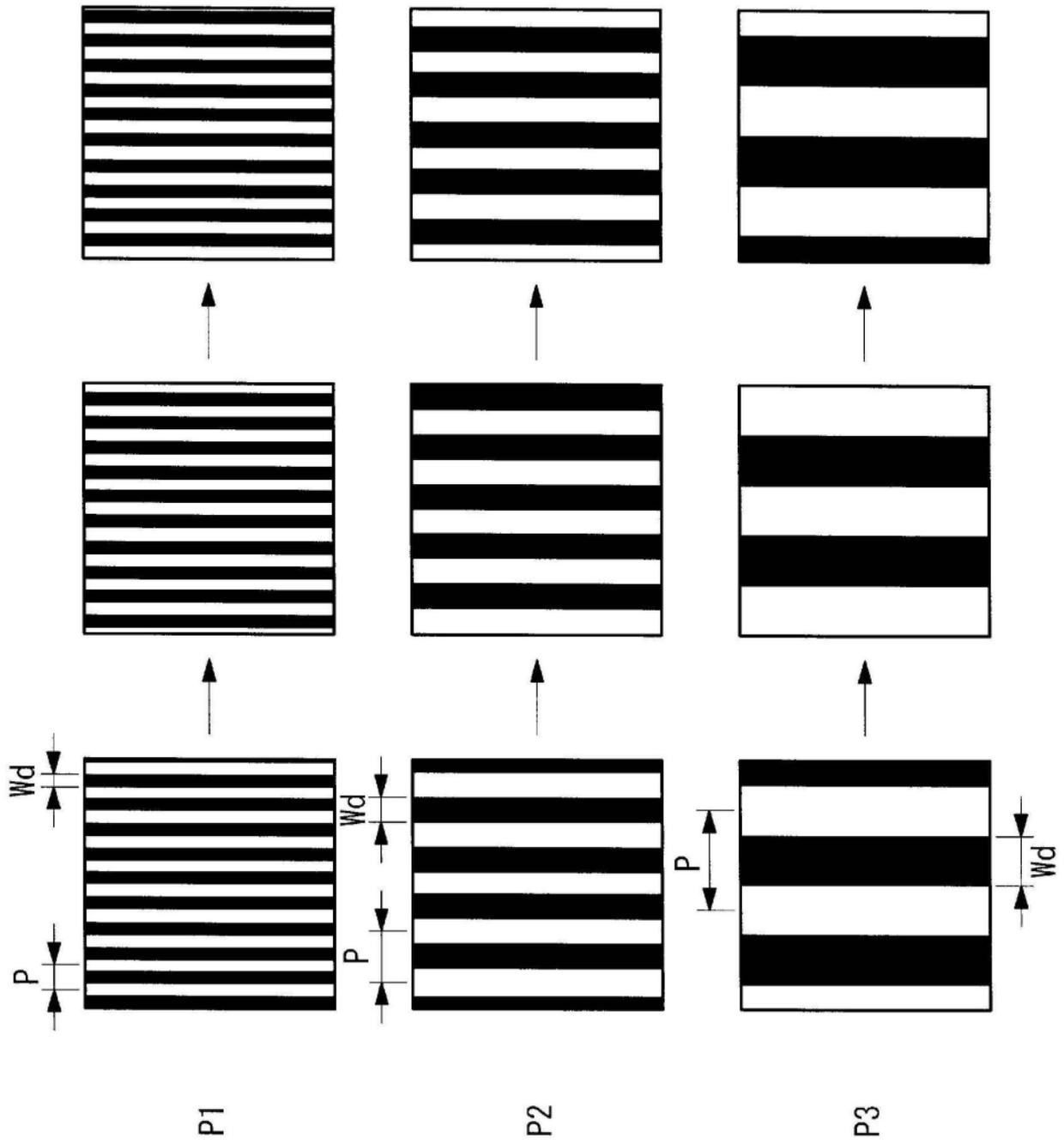


图2

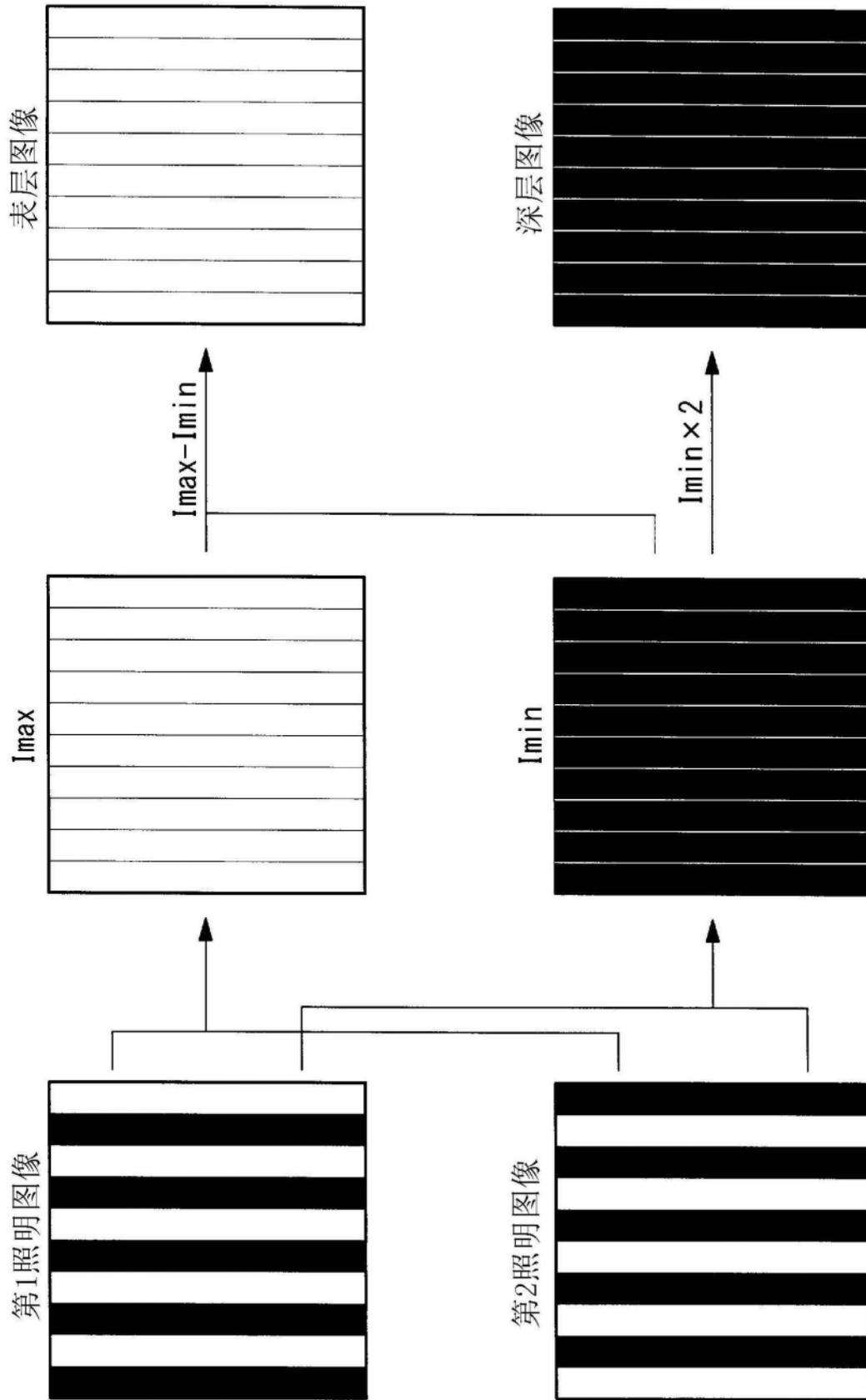


图3

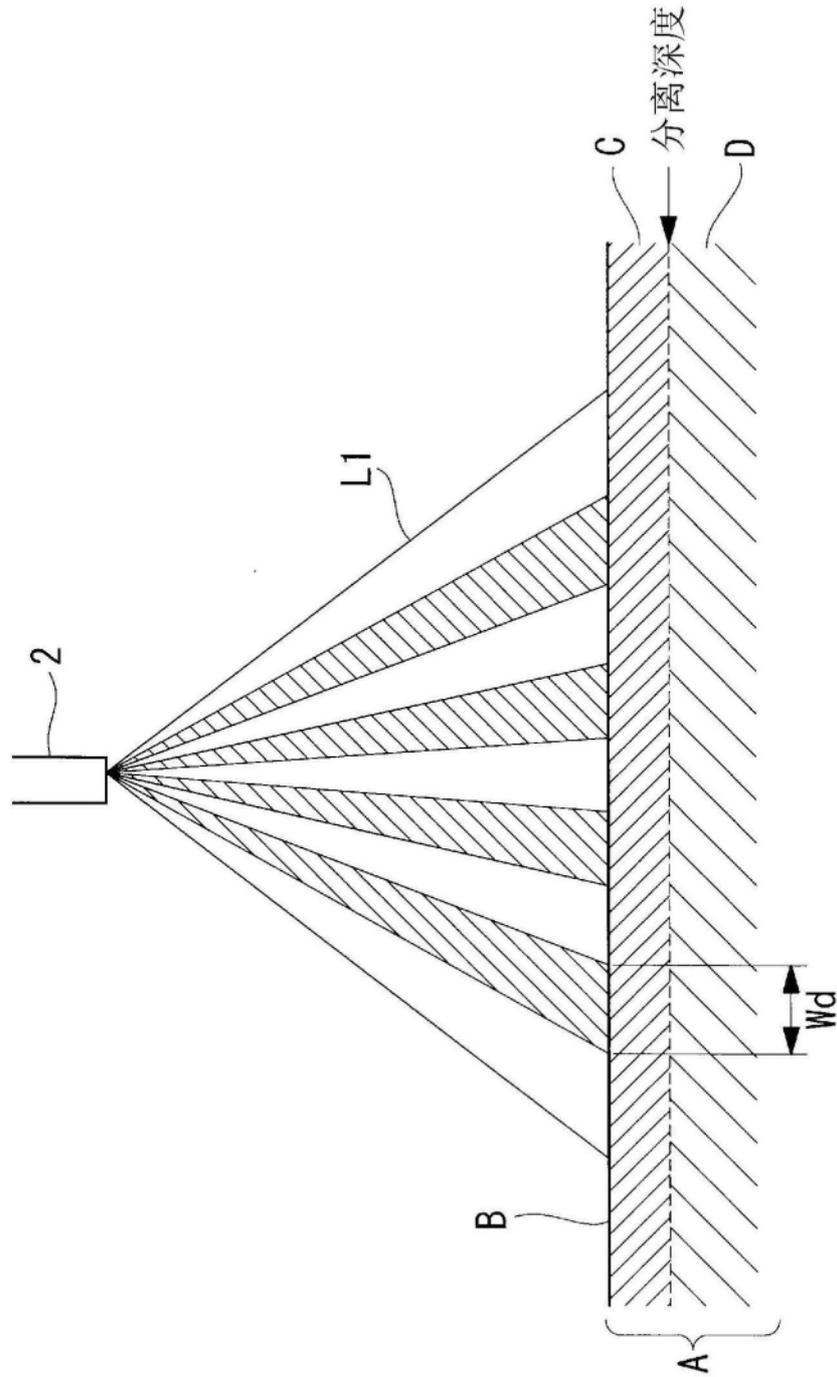


图4A

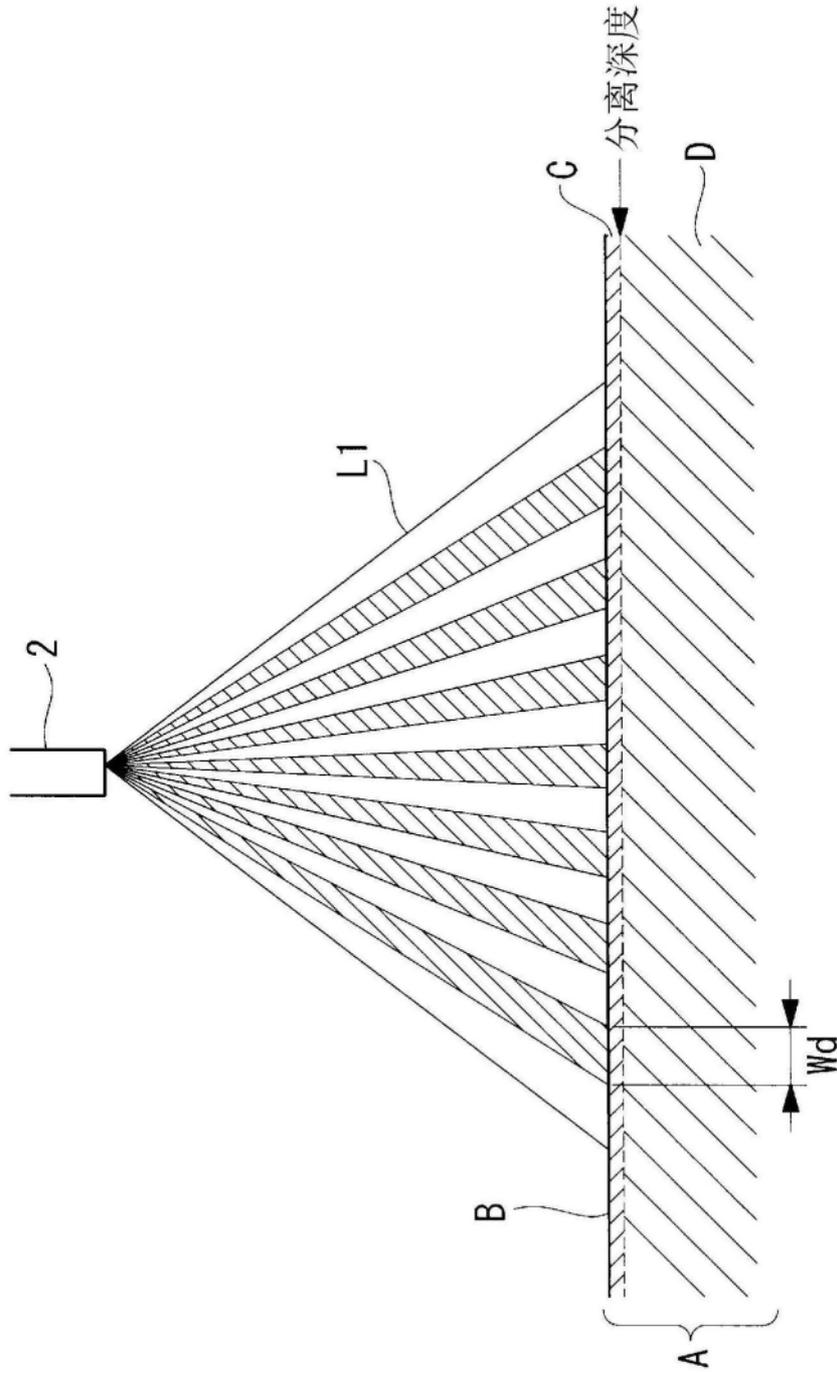


图4B

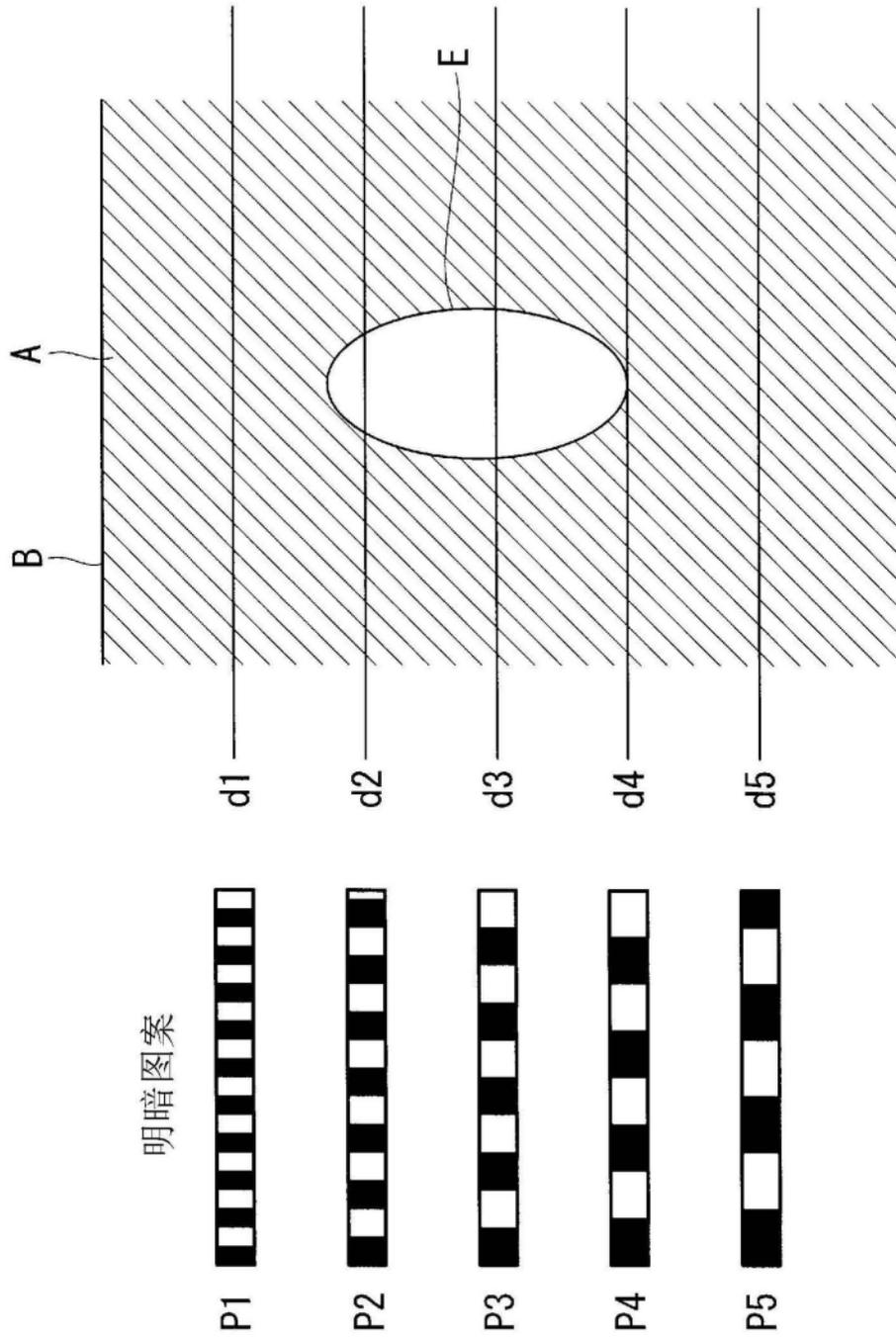


图5A

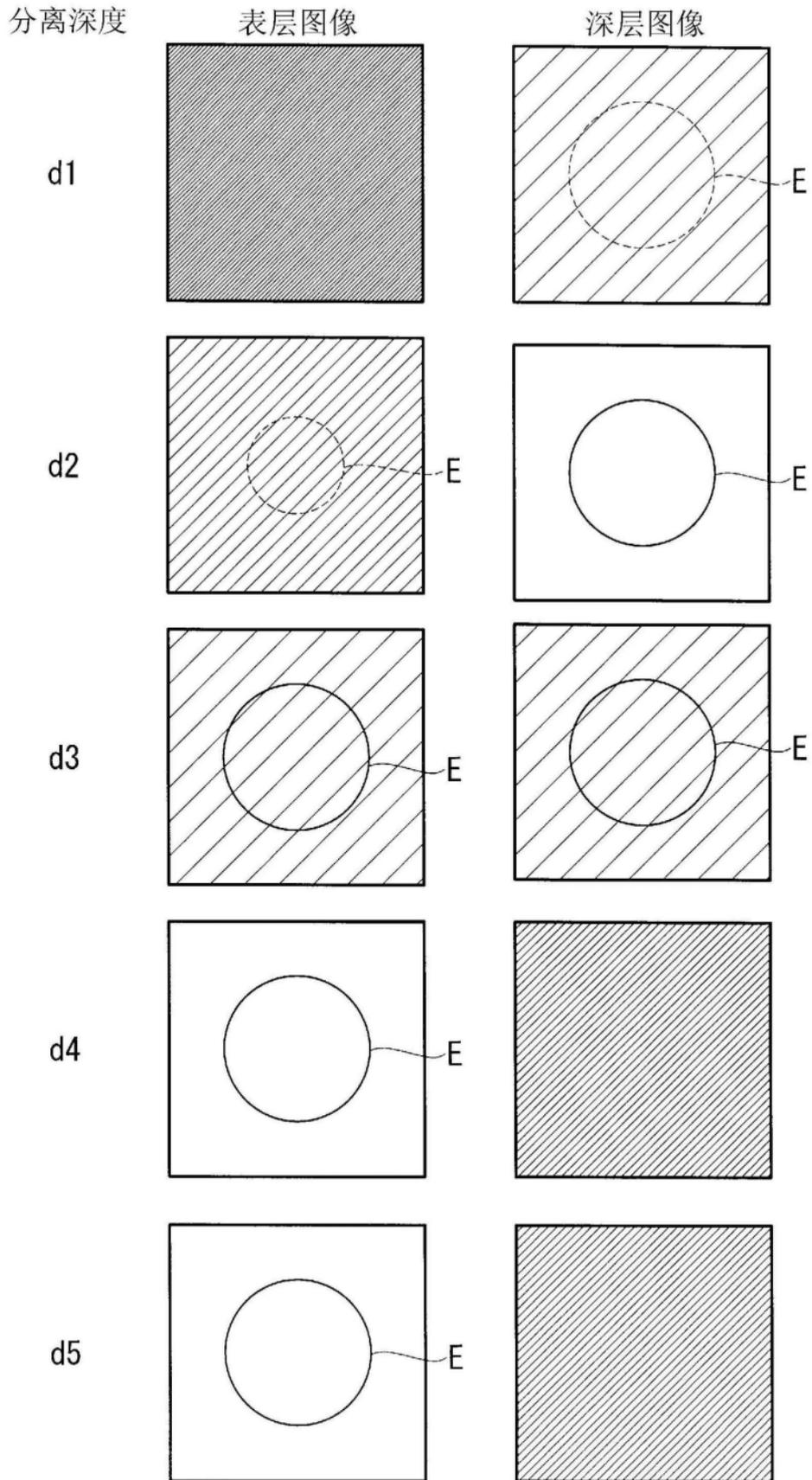


图5B

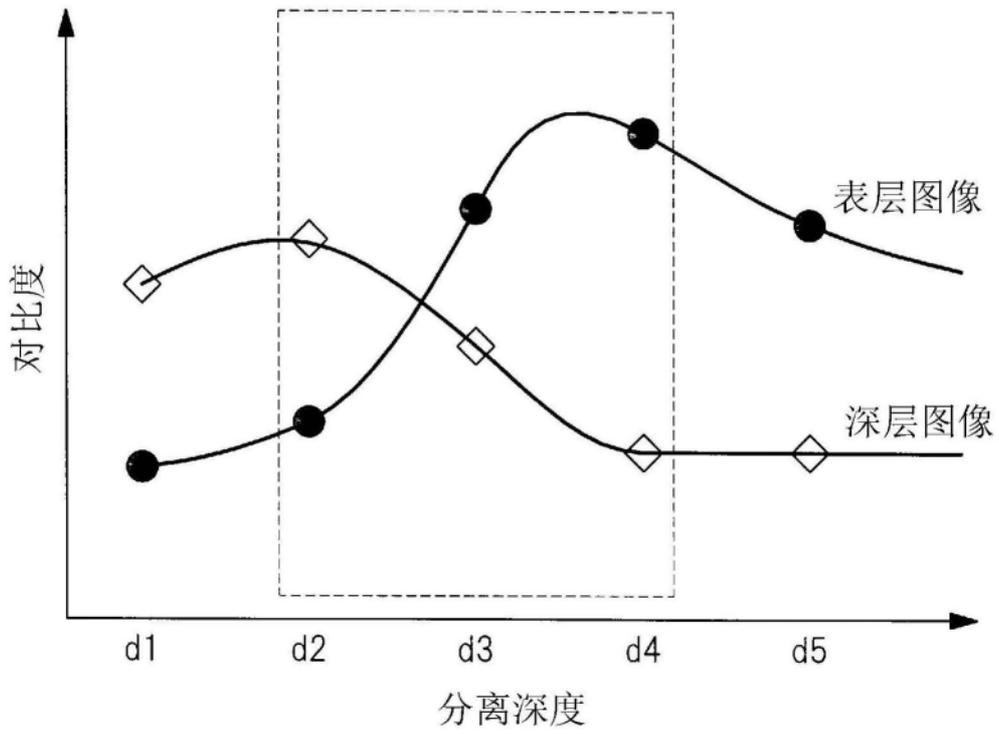


图6

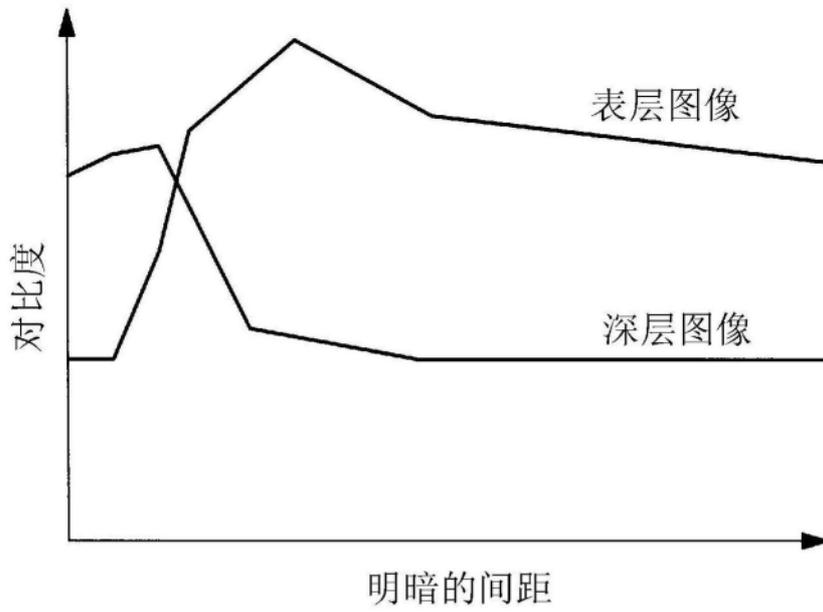


图7

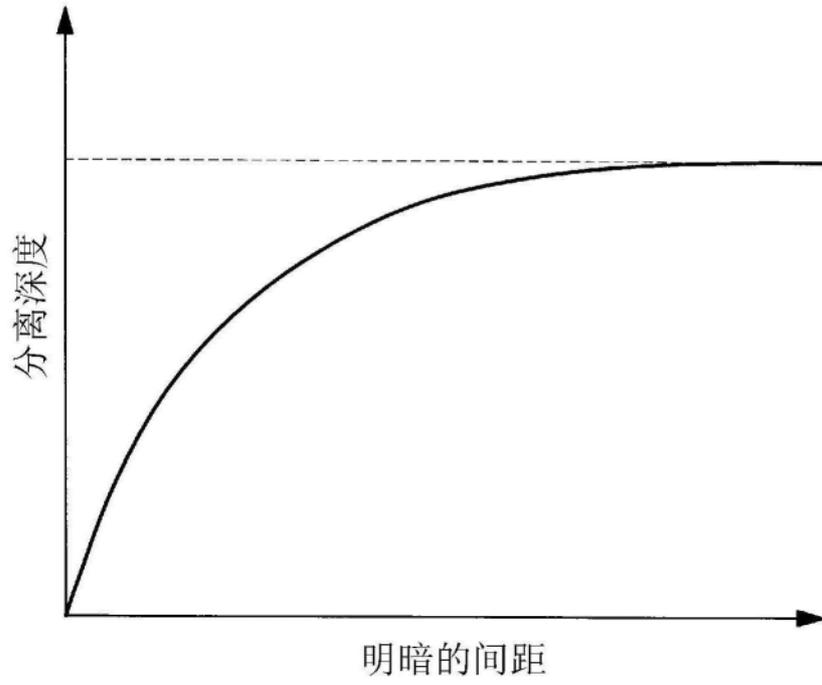


图8

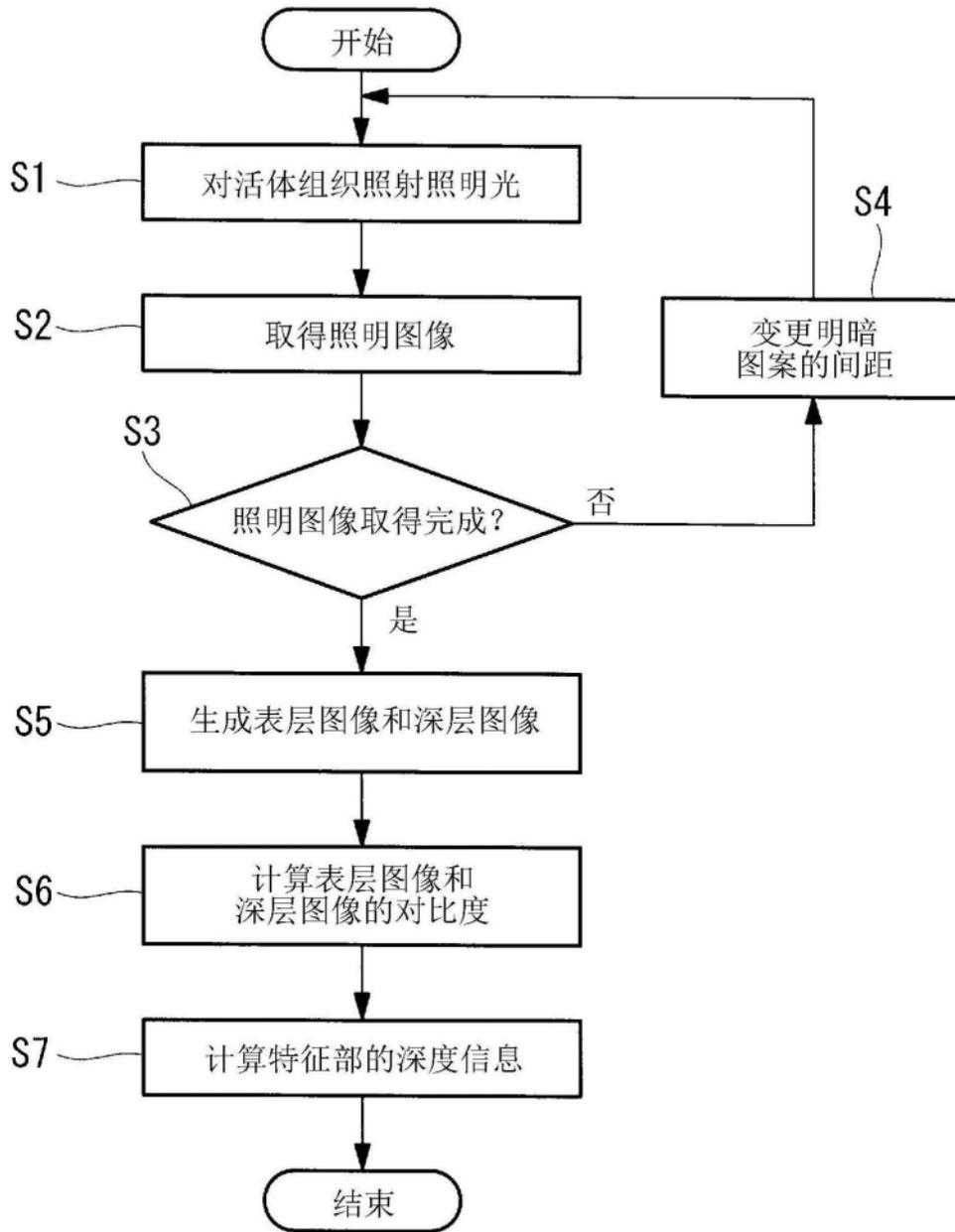


图9

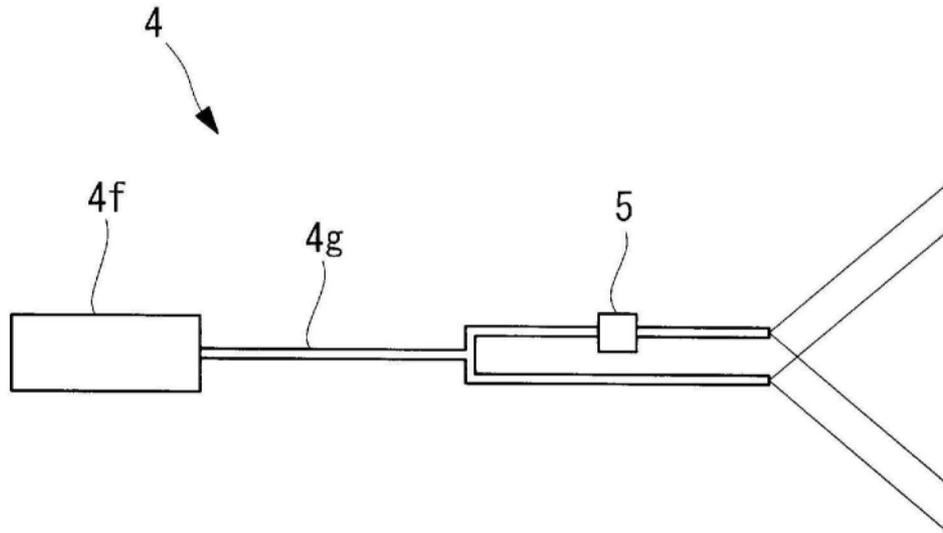


图10A

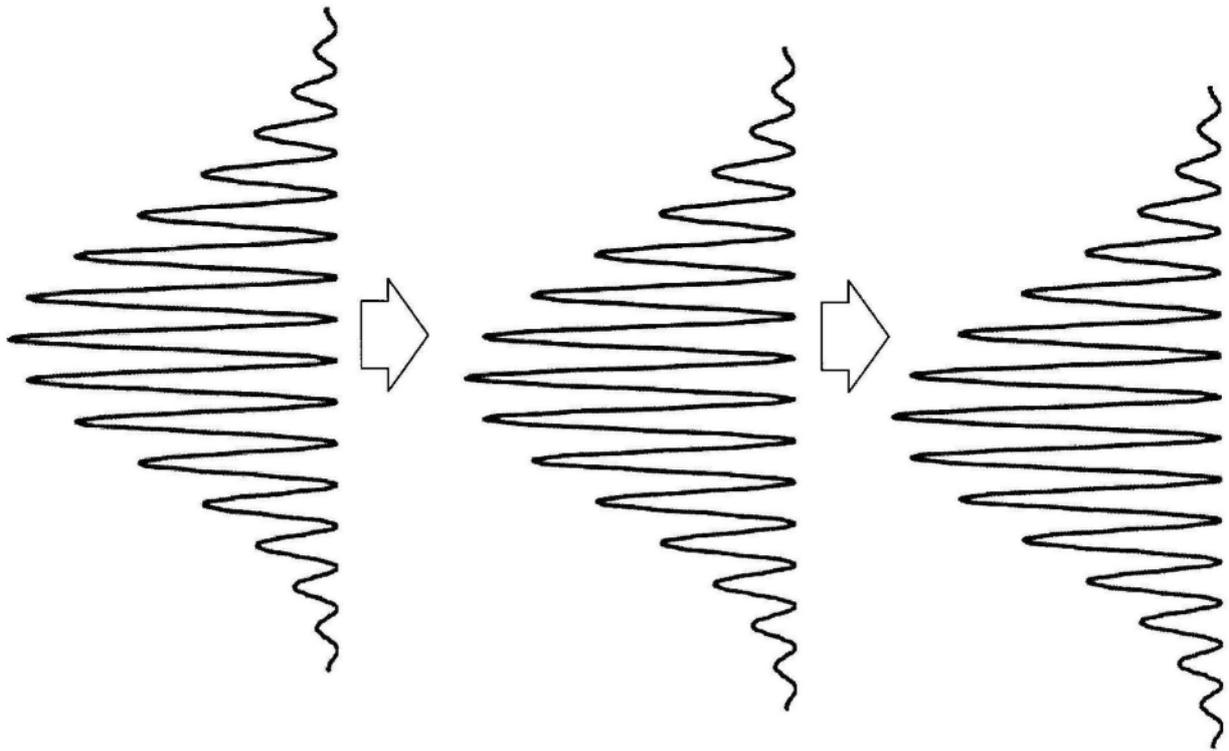


图10B

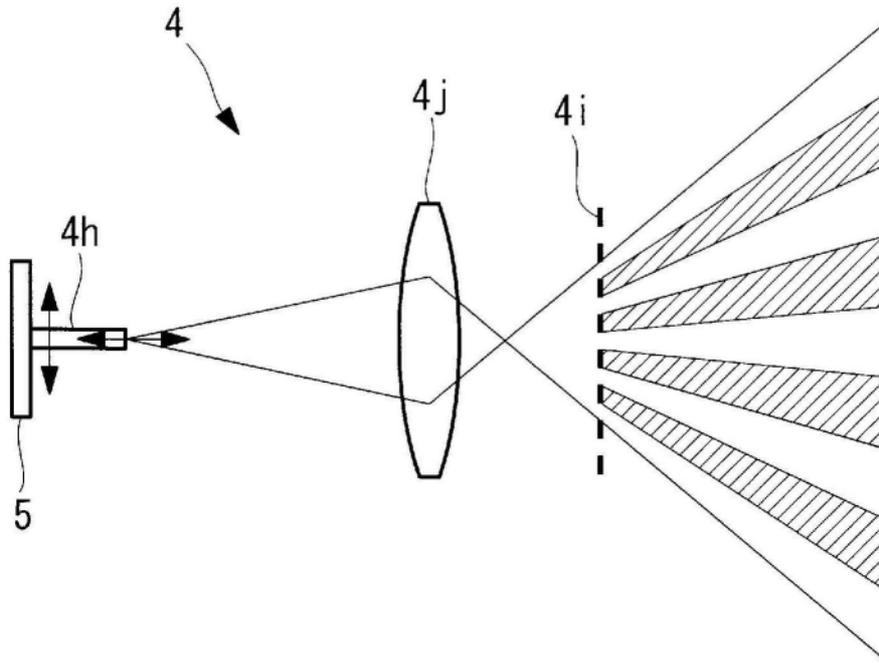


图10C

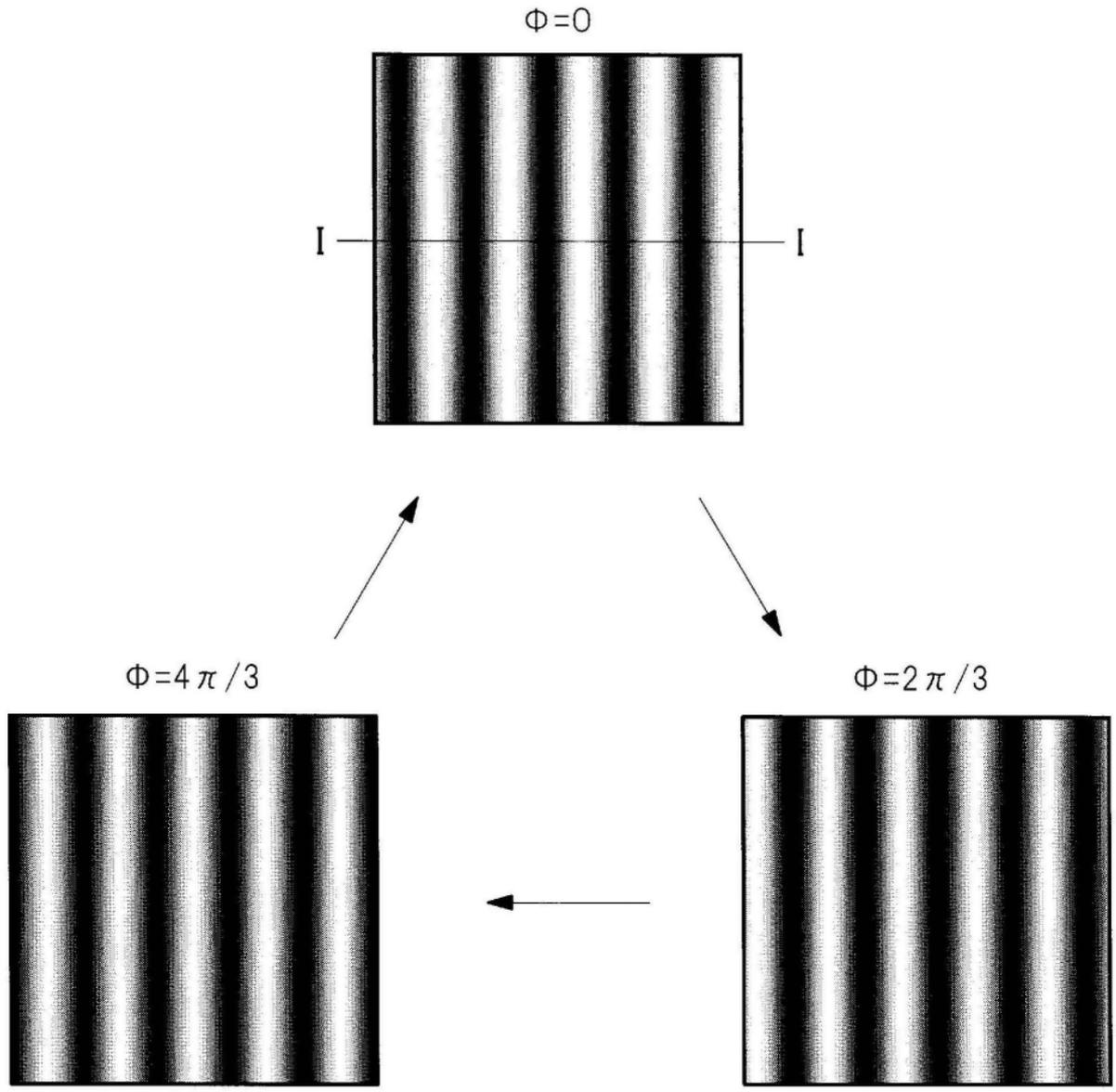


图11A

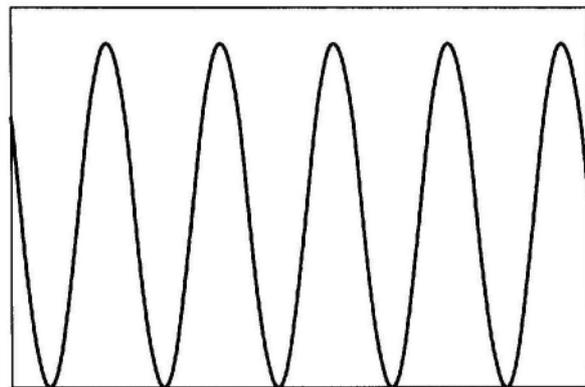


图11B

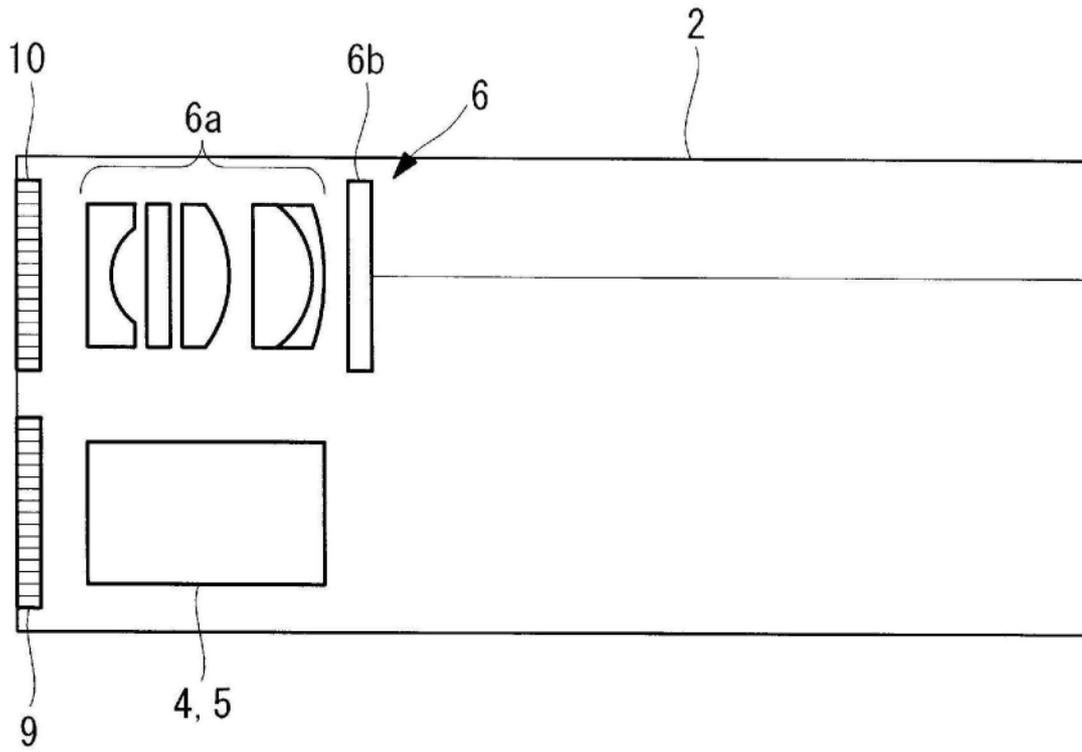


图12