



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107920726 A

(43)申请公布日 2018.04.17

(21)申请号 201680049954.9

(22)申请日 2016.07.01

(30)优先权数据

2015-175569 2015.09.07 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.02.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/003158 2016.07.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/043000 EN 2017.03.16

(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 吴孟秋

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G02B 21/00(2006.01)

G01N 21/64(2006.01)

G02B 21/16(2006.01)

G02B 21/36(2006.01)

G02B 27/10(2006.01)

权利要求书4页 说明书21页 附图10页

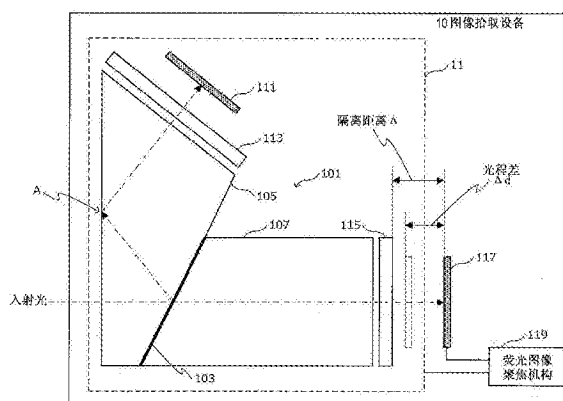
(54)发明名称

图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统

(57)摘要

本申请公开了一种医学成像设备,包括:分色棱镜,该分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜;荧光图像传感器,该荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像;可见光图像传感器,该可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像;以及带通滤光器,该带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间,其中荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏

移的量,偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的,并且其中荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的,使得偏移的量基于过滤后的第二光。



1. 一种医学成像设备,包括:

分色棱镜,所述分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜;

荧光图像传感器,所述荧光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光的至少一部分成像;

可见光图像传感器,所述可见光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光的至少一部分成像;以及

带通滤光器,所述带通滤光器被设置在所述分色棱镜和所述荧光图像传感器之间,

其中,所述荧光图像传感器和所述可见光图像传感器被布置成使得经由所述分色棱镜在所述荧光图像传感器上成像的所述第二光的荧光光程的光程长度与经由所述分色棱镜在所述可见光图像传感器上成像的所述第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,所述偏移是通过定位在所述分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的,并且

其中,所述荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,所述过滤后的第二光是由使所述第二光经过所述带通滤光器产生的,使得所述偏移的量基于所述过滤后的第二光。

2. 根据权利要求1所述的医学成像设备,

其中,所述荧光图像传感器和所述可见光图像传感器中的每个被固定为使得所述光程差对应于所述偏移的量。

3. 根据权利要求1所述的医学成像设备,

其中,所述荧光图像传感器被设置使得距所述带通滤光器的隔离距离是能改变的,还包括:

荧光图像聚焦致动器,所述荧光图像聚焦致动器被配置为使由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光聚焦在所述荧光图像传感器上,并且

其中,所述荧光图像聚焦致动器根据附接在所述分色棱镜的输入侧处的所述成像透镜控制所述隔离距离,使得所述光程差对应于所述偏移的量。

4. 根据权利要求3所述的医学成像设备,

其中,耦合器光学透镜组件被设置为所述分色棱镜的输入侧处的所述成像透镜,在所述耦合器光学透镜组件中,至少在所述可见光波长带中已经校正轴向色差,

其中,所述荧光图像传感器被设置使得距所述带通滤光器的所述隔离距离是能改变的,

其中,所述图像传感器还包括可见光图像聚焦致动器,所述可见光图像聚焦致动器被配置为使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光聚焦在所述可见光图像传感器上,

其中,所述可见光图像聚焦致动器在光轴方向上移动所述耦合器光学透镜组件,以使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光聚焦在所述可见光图像传感器上,并且

其中,所述荧光图像聚焦致动器控制所述隔离距离,使得当属于所述可见光波长带的所述第一光被聚焦在所述可见光图像传感器上时获得的所述光程差对应于所述偏移的量。

5. 根据权利要求3所述的医学成像设备，

其中，所述荧光图像聚焦致动器通过相对于所述荧光图像传感器在光轴方向上移动所述带通滤光器控制所述隔离距离。

6. 根据权利要求3所述的医学成像设备，

其中，所述荧光图像聚焦致动器通过相对于所述带通滤光器在光轴方向上移动所述荧光图像传感器控制所述隔离距离。

7. 根据权利要求1所述的医学成像设备，

其中，所述分色膜将入射光分成属于预定荧光波长带的所述第二光、比所述预定荧光波长带更长波长的频带的光、以及属于比所述预定荧光波长带更短波长的频带的光。

8. 根据权利要求1所述的医学成像设备，

其中，所述分色棱镜为棱镜，所述棱镜包括第一棱镜，属于所述可见光波长带的所述第一光和属于所述荧光波长带的所述第二光入射到所述第一棱镜上，所述第一棱镜用作所述可见光光程，属于所述可见光波长带的所述第一光被引导通过所述可见光光程，以及

第二棱镜，所述第二棱镜用作所述荧光光程，属于所述荧光波长带的所述第二光被引导通过所述荧光光程，至彼此，

其中，所述第一棱镜和所述第二棱镜经由所述分色膜彼此接合，

其中，由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光在所述第二棱镜中直线移动，以垂直入射到所述带通滤光器上，并且

其中，由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光在所述第一棱镜中全反射，并且然后在所述可见光图像传感器上成像。

9. 根据权利要求1所述的医学成像设备，还包括3色分离棱镜，所述3色分离棱镜被配置为将从所述分色棱镜发射的属于所述可见光波长带的所述第一光分成R分量、G分量和B分量三种颜色。

10. 根据权利要求1所述的医学成像设备，

其中，所述分色膜在从780nm到880nm的波长带中具有90%以上的透射率，并且在从400nm到720nm的波长带中具有10%以下的透射率。

11. 根据权利要求1所述的医学成像设备，

其中，所述带通滤光器在从820nm到850nm的波长带中具有90%以上的透射率，并且在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中具有10%以下的透射率。

12. 一种医学显微镜系统，包括：

显微镜光学透镜组件，所述显微镜光学透镜组件至少包括物镜和成像透镜；以及
成像设备，所述成像设备被配置为捕捉物体的放大图像，

其中，所述成像设备包括

分色棱镜，所述分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜，

荧光图像传感器，所述荧光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧处，并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光的至少一部分成像，

可见光图像传感器，所述可见光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧，并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光的至少一部分成像，以

及

带通滤光器,所述带通滤光器被设置在所述分色棱镜和所述荧光图像传感器之间,

其中,所述荧光图像传感器和所述可见光图像传感器被布置成使得经由所述分色棱镜在所述荧光图像传感器上成像的所述第二光的荧光光程的光程长度与经由所述分色棱镜在所述可见光图像传感器上成像的所述第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,所述偏移是通过定位在所述分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的,并且

其中,所述荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,所述过滤后的第二光是由使所述第二光经过所述带通滤光器产生的,使得所述偏移的量基于所述过滤后的第二光。

13. 根据权利要求12所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述荧光图像传感器和所述可见光图像传感器中的每个被固定为使得所述光程差对应于所述偏移的量。

14. 根据权利要求12所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述荧光图像传感器被设置使得距所述带通滤光器的隔离距离是能改变的,

其中,所述成像设备还包括荧光图像聚焦致动器,所述荧光图像聚焦致动器被配置为使由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光聚焦在所述荧光图像传感器上,并且

其中,所述荧光图像聚焦致动器根据附接在所述分色棱镜的输入侧处的所述成像透镜控制所述隔离距离,使得所述光程差对应于所述偏移的量。

15. 根据权利要求14所述的医学显微镜成像系统,

其中,耦合器光学透镜组件被设置为所述分色棱镜的输入侧处的所述成像透镜,在所述耦合器光学透镜组件中,至少在所述可见光波长带中已经校正轴向色差,

其中,所述荧光图像传感器被设置使得距所述带通滤光器的所述隔离距离是能改变的,

其中,所述图像传感器还包括可见光图像聚焦致动器,所述可见光图像聚焦致动器被配置为使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光聚焦在所述可见光图像传感器上,

其中,所述可见光图像聚焦致动器在光轴方向上移动所述耦合器光学透镜组件,以使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光聚焦在所述可见光图像传感器上,并且

其中,所述荧光图像聚焦致动器控制所述隔离距离,使得当属于所述可见光波长带的所述第一光被聚焦在所述可见光图像传感器上时获得的所述光程差对应于所述偏移的量。

16. 根据权利要求14所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述荧光图像聚焦致动器通过相对于所述荧光图像传感器在光轴方向上移动所述带通滤光器或通过相对于所述带通滤光器在光轴方向上移动所述荧光图像传感器控制所述隔离距离。

17. 根据权利要求12所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述分色棱镜为棱镜,所述棱镜包括

第一棱镜,属于所述可见光波长带的所述第一光和属于所述荧光波长带的所述第二光

入射到所述第一棱镜上,所述第一棱镜用作所述可见光光程,属于所述可见光波长带的所述第一光被引导通过所述可见光光程,以及

第二棱镜,所述第二棱镜用作所述荧光光程,属于所述荧光波长带的所述第二光被引导通过所述荧光光程,至彼此,

其中,所述第一棱镜和所述第二棱镜经由所述分色膜彼此接合,

其中,由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光在所述第二棱镜中直线移动,以垂直入射到所述带通滤光器上,并且

其中,由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光在所述第一棱镜中全反射,并且然后在所述可见光图像传感器上成像。

18. 根据权利要求12所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述分色膜在从780nm到880nm的波长带中具有90%以上的透射率,并且在从400nm到720nm的波长带中具有10%以下的透射率。

19. 根据权利要求12所述的医学显微镜成像系统,

其中,所述带通滤光器在从820nm到850nm的波长带中具有90%以上的透射率,并且在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中具有10%以下的透射率。

20. 一种内窥镜系统,包括:

内窥镜光学透镜组件;

成像设备,所述成像设备被配置为捕捉物体的图像;以及

耦合器光学透镜组件,所述耦合器光学透镜组件被设置在所述内窥镜光学透镜组件和所述成像设备之间,

其中,所述成像设备包括

分色棱镜,所述分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜,

荧光图像传感器,所述荧光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述荧光波长带的所述第二光的至少一部分成像,

可见光图像传感器,所述可见光图像传感器被设置在所述分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由所述分色膜分离的属于所述可见光波长带的所述第一光的至少一部分成像,以及

带通滤光器,所述带通滤光器被设置在所述分色棱镜和所述荧光图像传感器之间,并且

其中,所述荧光图像传感器和所述可见光图像传感器被布置成使得经由所述分色棱镜在所述荧光图像传感器上成像的所述第二光的荧光光程的光程长度与经由所述分色棱镜在所述可见光图像传感器上成像的所述第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,所述偏移是通过定位在所述分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的,并且

其中,所述荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,所述过滤后的第二光是由使所述第二光经过所述带通滤光器产生的,使得所述偏移的量基于所述过滤后的第二光。

图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请要求2015年9月7日提交的日本优先权专利申请JP 2015-175569的权益,该日本优先权专利申请的全部内容以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统。

背景技术

[0004] 已知一种技术(光动力诊断/治疗技术),用于向患者施用各种荧光探针中的任一种,当荧光探针聚集在癌组织等上时发射用于激发荧光探针的激发光,观测具有从荧光探针发射的预定波长的近红外荧光以指定患部(也就是说,癌组织)的位置,从而实行诊断和治疗。用于激发荧光探针的激发光的波长和从荧光探针发射的近红外荧光的波长是将使用的荧光探针固有的,并且在例如吡啶菁绿被用作荧光探针的情况下,具有约769nm波长的光被用作激发光,并且从吡啶菁绿发射具有约832nm的波长的荧光。

[0005] 在上面的光动力诊断/治疗技术中,因为可获得的荧光强度很弱,所以在室内照明切断的黑暗状态下观测荧光。因此,医生辨识到在黑暗视野中荧光部分发光的图像,并且因而很难指定整个患部中荧光部分的位置。作为结果,医生在切换用可见光观测和用荧光观测时辨识患部,并且然后实施诊断或治疗。因此,处理是复杂的。为了解决这样的情况,已经研究了用于实时实行荧光图像和可见光图像的叠加的显示的图像拾取系统的各种事项。

[0006] 例如,下面引用的PTL1公开了一种显微镜系统,包括:分支光学机构,该分支光学机构用于将从已经被施用荧光探针的患部提取到外部的观测的光通量划分成两个部分;荧光图像拾取机构,该荧光图像拾取机构连接到分支光学机构的一端;以及可见光图像拾取机构,该可见光图像拾取机构连接到分支光学机构的另一端;以及显示机构,该显示机构用于显示通过荧光图像拾取机构捕捉的荧光图像和通过可见光图像拾取机构捕捉的可见光图像,使得荧光图像和可见光图像叠加,其中分支光学机构是具有用于仅将具有预定波长的荧光与观测的光通量中的可见光同轴分离的界面的光学块。

[0007] 下面描述的PTL2公开了一种用于检测来自聚集在体内的哨兵淋巴结上的荧光材料的近红外荧光的近红外荧光检测设备。更具体地说,近红外荧光检测设备通过使用分束器(诸如分光棱镜),将来自观测目标的反射光和近红外荧光分成可见光反射光和近红外荧光,然后检测可见反射光和近红外荧光,从而形成可见反射光图像信号和近红外荧光信号,并且输出通过将可见光视频信号和近红外荧光信号组合获得的合成图像。在本文中,下面引用的PTL2公开了通过彩色图像传感器检测可见反射光,然而通过单色图像传感器检测近红外荧光,并且与彩色图像传感器相比,单色图像传感器被设置为以预定距离(Δ)与分束器隔离,以便校正轴向色差。

[0008] 引文列表

[0009] 专利文献

[0010] PTL 1:JP 2013-3495A

[0011] PTL 2:JP 2015-16332A

发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 然而,在上面引用的PTL 1中,因为通过仅使用具有“分支光学机构为具有用于仅将具有预定波长的荧光与观测的光通量中的可见光同轴分离的界面的光学块”的特性的光学多层膜,尝试从入射观测的光通量仅提取荧光分量,所以增加用于制造光学多层膜的成本,并且没有实现期望的光谱特性。

[0014] 上面引用的PTL2既没有公开用于拆分近红外荧光的分束器的光谱特性所需的条件,也没有公开实现隔离距离 Δ 的方法。因而,根据来自观测目标的荧光的光谱特性,没有完全校正轴向色差,并且没有获得良好的叠加的图像。

[0015] 如上所述,在上面引用的PTL1和PTL2中公开的技术中,没有以高精度将来自观测目标的光分成可见光分量和荧光分量,并且没有获得通过叠加可见光图像和荧光图像获得的良好叠加的图像。

[0016] 鉴于上面的情况,本公开的实施例提出一种图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统,图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统中的每个能够以高精度将来自观测目标的光分成可见光分量和荧光分量,并且能够通过将可见光图像和荧光图像叠加在彼此上获得良好的叠加的图像。

[0017] 问题的解决方案

[0018] 根据本公开的实施例,提供了一种医学成像设备,包括:分色棱镜,该分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜;荧光图像传感器,该荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像;可见光图像传感器,该可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像;以及带通滤光器,该带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间。荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的。荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的,使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0019] 根据本公开的实施例,提供了一种医学显微镜系统,包括:显微镜光学透镜组件,该显微镜光学透镜组件至少包括物镜和成像透镜;以及成像设备,该成像设备被配置为捕捉物体的放大图像。成像设备包括分色棱镜,该分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜,荧光图像传感器,该荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像,可见光图像传感器,该可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像,以

及带通滤光器,该带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间。荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的。荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的,使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0020] 根据本公开的实施例,提供了一种内窥镜系统,包括:内窥镜光学透镜组件;成像设备,该成像设备被配置为捕捉物体的图像;以及耦合器光学透镜组件,该耦合器光学透镜组件被设置在内窥镜光学透镜组件和成像设备之间。成像设备包括分色棱镜,该分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜,荧光图像传感器,该荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像,可见光图像传感器,该可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像,以及带通滤光器,该带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间。荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的。荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的,使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0021] 因此,在本实施例中,如上所述,通过设定荧光图像传感器和可见光图像传感器的布置位置完全校正包含在通过荧光图像传感器成像的荧光中的轴向色差。

[0022] 本发明的有利效果

[0023] 如上所述,根据本公开的实施例,可能以高精度将来自观测目标的光分成可见光分量和荧光分量,并且通过将可见光图像和荧光图像叠加在彼此上获得良好的叠加的图像。

[0024] 注意,上面描述的效果不一定受限制,并且连同该效果或代替该效果,可展现期望被引入到本说明书中的任何效果或可从本说明书预期的其它效果。

附图说明

[0025] 【图1A】图1A是示意性示出根据本公开的实施例的图像拾取设备的配置的示例的解释性视图。

[0026] 【图1B】图1B是示意性示出根据实施例的图像拾取设备的配置的示例的解释性视图。

[0027] 【图2】图2是示出提供在根据实施例的图像拾取设备中的分色膜的光谱透射率特性的示例的曲线图。

[0028] 【图3】3是示出提供在根据实施例的图像拾取设备中的带通滤光器的光谱透射率特性的示例的曲线图。

[0029] 【图4】图4是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的2件式相机系统的配置的示例的解释性视图。

[0030] 【图5】图5是示出可用于根据实施例的图像拾取设备的相机控制单元的配置的示例的框图。

[0031] 【图6】图6是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的显微镜图像拾取系统的配置的示例的解释性视图。

[0032] 【图7A】图7A是示意性示出根据实施例的图像拾取设备的配置的另一个示例的解释性视图。

[0033] 【图7B】图7B是示意性示出根据实施例的图像拾取设备的配置的另一个示例的解释性视图。

[0034] 【图8】图8是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的内窥镜图像拾取系统的配置的示例的解释性视图。

[0035] 【图9】图9是示出可用于根据实施例的图像拾取设备的相机控制单元的硬件配置的示例的框图。

具体实施方式

[0036] 在下文中,将参考附图详细描述本公开的(多个)优选实施例。在本说明书和附图中,用相同的参考数字指代具有基本相同功能和结构的结构元件,并且省略了这些结构元件的重复的解释。

[0037] 注意,以下面指示的次序给出以下描述。

[0038] 1.通过本公开的发明人的研究

[0039] 2.第一实施例

[0040] 2.1图像拾取设备的配置的示例

[0041] 2.2包括图像拾取设备的2件式相机系统

[0042] 2.3可用于图像拾取设备的相机控制单元的配置

[0043] 2.4包括图像拾取设备的显微镜图像拾取系统

[0044] 2.5图像拾取设备的配置的另一个示例

[0045] 2.6包括图像拾取设备的内窥镜图像拾取系统

[0046] 3.相机控制单元的硬件配置

[0047] (通过本公开的发明人的研究)

[0048] 在根据本公开的实施例的图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统的描述之前,将简要描述由本公开的发明人实行的关于用于实时实行荧光图像和可见光图像的叠加显示的图像拾取系统的研究的内容,并且将简要描述本公开的实施例的目标。

[0049] 在根据本公开的实施例的图像拾取设备的研究之前,本公开的发明人首先研究上面引用的PTL 1中公开的技术。作为结果,发明人发现关于以下几点另外研究上面引用的PTL 1中公开的技术是很重要的。也就是说,在上面引用的PTL 1中,通过仅使用具有“分支光学机构是具有用于仅将具有预定波长的荧光与观测的光通量中的可见光同轴分离的界面的光学块”的特性的光学多层膜,尝试从入射的观测的光通量中仅提取荧光分量。然而,

本公开的发明人发现为了仅提取荧光分量,存在下面描述的问题。

[0050] 首先,在上面引用的PTL 1中,尝试通过将两个棱镜彼此粘附且在粘附的表面之间提供具有上面特性的光学多层膜实现用作分支光学机构的上面的光学块。此时,为了将光程分成可见光的光程和近红外荧光的光程,光学块的棱镜的粘附的表面(换句话说,两个棱镜之间的界面)相对于光轴倾斜,并且增加到界面的光束的入射角。

[0051] 本文中,众所周知,光学多层膜的特性根据入射到光学多层膜上的光束的入射角改变。也就是说,最初假设光束垂直入射在多层膜上设计光学多层膜的光谱特性。然而,如上面引用的PTL 1中描述的,在增加光束的入射角的情况下,且作为结果,光束没有垂直入射在光学多层膜上,为了实现与当光束垂直入射到光学多层膜上获得的光谱特性相同的光谱特性,增加包括在光学多层膜中的光学薄膜的数量很重要。作为结果,很难减少光学棱镜的尺寸,并且增加成本。在具有明亮的焦距比数的光束入射到上面引用的PTL 1中公开的光学棱镜上的情况下,没有抑制由上部光束和下标光束之间的入射角的差引起的光谱特性的改变。因此,没有实现期望的光谱特性。

[0052] 也就是说,在上面引用的PTL 1中公开的技术中,用于研究的以下事项存在:用于将光束划分成两个部分的光学多层膜的特性、布置的光学多层膜的数量,以及与光学多层膜的位置关系不是优选的。

[0053] 还可认为根据待聚焦的荧光图像的光谱特性在荧光波长带中明显生成轴向色差。关于这一点,上面引用的PTL 2中公开的技术尝试通过设置单色图像传感器,使得与彩色图像传感器相比,单色图像传感器以距离 Δ 与分束器隔离来校正轴向色差。然而,作为由本公开的发明人实行的研究的结果,发现甚至在通过提供隔离距离 Δ 校正可见光波长带和荧光波长带之间的色差的中心的情况下,除了荧光波长带的中心波长之外的波长的分量形成模糊图像,并且减少对比度。也就是说,发现在上面引用的PTL 2中公开的技术中的一些情况下,没有令人满意地显出隔离距离 Δ 的效果。因为上面引用的PTL 2既没有公开光学滤光器的光谱特性所需的条件也没有公开实现隔离距离 Δ 的方法,所以上面引用的PTL 2没有公开完全校正轴向色差的方法。因而,完全校正轴向色差的方法是研究的事项。

[0054] 本公开的发明人发现上面的研究的事项,并且然后把重点放在能够实时实行可见光图像和荧光图像的叠加显示的图像拾取系统上。可通过使用能够以高精度分离可见光图像和荧光图像的图像拾取设备以及控制图像拾取设备的控制单元,实现这样的图像拾取系统。

[0055] 图像拾取系统(在下文中,包括CHU和CCU的这样的图像拾取系统也将被称为“2件式相机”)的示例是包括相机头单元(CHU)和相机控制单元(CCU)的医学CMOS全HD摄像机。在图像拾取系统中,CHU包括具有RGB滤色器或3色分离棱镜模块的单板图像拾取元件,并且用户可通过将任意成像透镜(诸如显微镜和内窥镜的各种各样的光学系统)附接到CHU,捕捉具有高颜色再现性的全HD图像。

[0056] 类似的图像拾取系统的示例是用于刚性内窥镜的CHU。用于刚性内窥镜的CHU包括耦合器光学系统,并且刚性内窥镜的目镜单元从CHU是可拆卸的。在CHU中,耦合器光学系统使来自目镜单元的基本上无焦点光通量在图像拾取元件上成像。

[0057] 在上面的图像拾取系统中,根据由用户使用的光学系统(成像透镜或刚性内窥镜),在可见光波长带和荧光波长带之间生成轴向色差,并且其成像位置在光轴方向上是不

同的。作为结果,当可见光图像聚焦在CHU中时,荧光图像没有聚焦在CHU中,然而,当荧光图像聚焦在CHU中时,可见光图像没有聚焦在CHU中。也就是说,不能以最佳点(pint)同时捕捉这两种图像。因而,在相关技术中,对平均图像表面实行观测,同时在可见光和荧光之间保持平衡。特别地,甚至在将由用户使用的光学系统具有全HD分辨率的MTF的情况下,当CHU具有在上面引用的PTL 1和PTL 2中公开的技术的研究的事项时,CHU不能令人满意地显出分辨率性能。

[0058] 鉴于此,本公开的发明人已经勤奋地研究以解决上面的研究的事项,并且实现甚至在用户使用任意光学系统的情况下能够以高精度将光分成可见光和荧光的图像拾取设备(CHU)。作为结果,发明人已经得到解决上面的研究的事项的方法,并且已经得到能够以高精度将光分成可见光和荧光的图像拾取设备。当使用图像拾取设备时,可能在可见光和荧光两者被聚焦的状态下叠加可见光和荧光。因而,可能实现能够生成更好的叠加的图像的图像拾取系统。

[0059] 在下文中,将详细描述作为由本公开的发明人勤奋研究的结果已经完成的图像拾取设备和显微镜图像拾取系统以及内窥镜图像拾取系统,显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统中的每个包括图像拾取设备。

[0060] (第一实施例)

[0061] 在下文中,将参考附图详细描述根据本公开的第一实施例的图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统。

[0062] 注意,在下文中,将描述具有属于近红外频带的832nm波长的荧光、从吲哚菁绿发射的荧光(激发波长:约769nm)聚焦的示例。然而,甚至在属于另一个波长带的荧光被聚焦的情况下,可能通过将下面描述的分色膜和带通滤光器的光谱特性改变为适合于待聚焦的荧光的光谱特性,类似地应用本公开的实施例的技术思想。

[0063] <图像拾取设备的配置的示例>

[0064] 将参考图1A到图3详细描述根据实施例的图像拾取设备的配置的示例。图1A和图1B是解释性视图,该解释性视图中的每个示意性示出根据实施例的图像拾取设备的配置的示例。图2是示出提供在根据实施例的图像拾取设备中的分色膜的光谱透射率特性的示例的曲线图。图3是示出提供在根据实施例的图像拾取设备中的带通滤光器的光谱透射率特性的示例的曲线图。

[0065] 在包含属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光的入射光入射到根据实施例的图像拾取设备上的情况下,图像拾取设备以高精度将入射光分成属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光,并且然后独立捕捉属于相应波长带的光的图像,以生成可见光捕捉的图像(在下文中,也简称为“可见光图像”)和荧光捕捉的图像(在下文中,也简称为“荧光图像”)。

[0066] 如在例如图1A中示意性示出的,诸如图像拾取设备10至少包括分色棱镜101、可见光图像拾取元件111、带通滤光器115和荧光图像拾取元件117。

[0067] 分色棱镜101是将入射到图像拾取设备10上的入射光分成属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光的光学构件。分色棱镜101包括分色膜103,分色膜103用于将光分成属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光。

[0068] 分色膜103是将入射到分色棱镜101上的入射光分成属于可见光波长带的光和属

于荧光波长带的光的光学膜,入射光包含属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光。图2示出根据实施例的分色膜103的光谱透射率特性的示例。在图2中,水平轴指示入射到分色膜103上的光的波长(单位:nm),然而垂直轴指示光谱透射率(单元:%)。

[0069] 在具有属于近红外频带的832nm的波长的荧光的情况下,从吲哚菁绿发射的荧光被聚焦,如图2所示,分色膜103的光谱透射率优选地具有反射可见光波长带内的光的特性,并且允许近红外波长带内的光从中透射。更具体地说,如图2所示,优选地,分色膜103在从780nm到880nm的波长带中具有90%以上的透射率,并且在从400nm到720nm的波长带中具有10%以下的透射率。

[0070] 在从780nm到880nm的波长带中少于90%的透射率不是优选的,因为增加了没有透射通过分色膜103的荧光的比率,并且减少荧光图像的亮度。这样的情况在可见光图像的图像质量方面也不是优选的,因为荧光泄漏到可见光图像拾取元件111中,从而减少可见光图像的对比度。

[0071] 在从400nm到720nm的波长带中超过10%的透射率不是优选的,因为增加了没有通过分色膜103反射但从中透射的可见光的比率,并且减少了可见光图像的亮度。这样的情况在荧光图像的图像质量方面也不是优选的,因为可见光泄漏到荧光图像拾取元件117中,从而减少荧光图像的对比度。

[0072] 如从图2和上面的描述清楚的,根据实施例的分色膜103将入射光分成两种颜色,即,属于预定荧光波长带和比预定荧光波长带更长波长的频带的光,以及属于比预定荧光波长带更短波长的频带的光。更具体地说,具有图2所示的特性的分色膜103为功能像低通滤光器的膜,该低通滤光器通过将界限设定为750nm(750nm是可见光波长带和荧光波长带之间的界限),将入射光分成两组。

[0073] 于是,根据实施例的分色膜103的光谱特性为相当广泛的,如图2所示,并且在分色膜103被实现为光学多层膜的情况下,膜的层的数量可被减少到约几十层,并且一般真空沉积方法可被用作其制造方法。在上面引用的PTL 1中公开的光学多层膜中,有必要具有非常大数量的膜层,以通过仅使用光学多层膜实现仅提取聚焦的荧光的功能。代替通过仅使用分色膜103仅提取聚焦的荧光,根据实施例的分色膜103仅将包含聚焦的荧光的长波长带中的光与入射光分离。因而,可能获得与上面引用的PTL 1中公开的光学多层膜相比更便宜且更精确的光学多层膜。

[0074] 注意,根据实施例的图像拾取设备10包括下面描述的带通滤光器115,以便从包含荧光的长波长带中的光提取聚焦的荧光,已经通过分色膜103将该光分离。当使用带通滤光器115时,从将在荧光图像拾取元件117上成像的光去除除荧光之外的光,并且因而提高荧光图像的对比度。

[0075] 具有分色膜103的分色棱镜101的结构不受限制,并且特别地,在整个图像拾取设备10的尺寸不受限制的情况下,该结构可具有任意形状。然而,在根据实施例的图像拾取设备10被附接到上面描述的各种各样的光学系统(诸如显微镜和内窥镜)且用作相机头单元(CHU)的情况下,优选地尽可能多地减少图像拾取设备10的尺寸。为了减少图像拾取设备10的尺寸,分色棱镜101优选地具有图1A所示的结构。

[0076] 例如,图1A所示的分色棱镜101为通过将第一棱镜105和第二棱镜107彼此接合获得的棱镜,并且第一棱镜105和第二棱镜107经由分色膜103彼此接合。也就是说,分色膜103

被设置在第一棱镜105和第二棱镜107之间的界面上。

[0077] 属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光(也就是说,入射光)入射到第一棱镜105上,并且第一棱镜105用作可见光光程,属于可见光波长带的光被引导通过可见光光程。第二棱镜107用作荧光光程,属于荧光波长带的光被引导通过荧光光程。

[0078] 入射到第一棱镜105上的入射光在第一棱镜105上直线移动,并且通过斜向提供在光轴上的分色膜103将入射光分成属于可见光波长带的光和属于荧光波长带的光。

[0079] 属于可见光波长带的光通过分色膜103反射以被引导到第一棱镜105中。在本文中,属于可见光波长带(也就是说,可见光线)的反射和分开的光在图1A中示出的位置A处仅全反射一次,并且被透射到第一棱镜105的外部。凭借这个,通过分色膜103的膜沉积表面和光轴形成的角度可接近直角。相反,根据实施例的分色膜103在光轴上的装配角度被设定为满足位置A处可见光线的全反射条件。因为如上所述设置分色膜103,所以甚至在具有明亮的焦距比数的光束入射到第一棱镜105上的情况下,可能抑制由上部光束和下部光束之间的入射角的差引起的分色膜103的光谱特性中的改变。因而,能以高精度拆分波长。

[0080] 透射通过第一棱镜105的可见光线被引导到可见光图像拾取元件111。此时,红外截止滤光器113可被设置在第一棱镜105的发射表面和可见光图像拾取元件111之间。当提供红外截止滤光器113时,可能去除包含在透射通过第一棱镜105的可见光线中的红外光,并且因而可另外提高可见光图像的颜色再现性。作为红外截止滤光器113,例如,可使用公知的吸收滤光器,诸如由豪雅株式会社(HOYA CORPORATION)制造的C5000。

[0081] 同时,属于被透射通过分色膜103的荧光波长带的光被入射到第二棱镜107上,并且在第二棱镜107中直线移动。第二棱镜107的端面(第二棱镜107的端面与分色膜103被设置在的端面相对(换句话说,光轴的下游侧上的第二棱镜107的发射表面))被提供为垂直于光轴,并且属于荧光波长带的光被透射到第二棱镜107的外部,同时垂直于第二棱镜107的发射表面。

[0082] 已经被透射通过第二棱镜107的属于荧光波长带的光入射到提供在后级处的带通滤光器115上。

[0083] 直到此时,已经详细描述根据实施例的分色棱镜101。注意,根据实施例的分色棱镜101的材料不受特别限制,并且可根据将在分色棱镜101中引导的光的波长适当使用公知的光学玻璃或光学晶体。

[0084] 可通过从公知的光学玻璃或光学晶体切割第一棱镜105和第二棱镜107的形状,并且通过公知的方法(诸如真空沉积方法)在第一棱镜105和第二棱镜107的接合表面之间形成分色膜103,制造根据实施例的分色棱镜101。此时,不用说,分色膜103可形成在第一棱镜105侧上,或分色膜103可形成在第二棱镜107上。

[0085] 将描述可见光图像拾取元件111。

[0086] 可见光图像拾取元件111被设置在分色棱镜101的后级处(更具体地说,在第一棱镜105的后级处),并且为图像拾取元件,属于通过分色膜103分离的可见光波长带的光在图像拾取元件上成像。当属于可见光波长带的光在可见光图像拾取元件111上成像时,生成可见光图像。在本文中,在下面描述的荧光图像和可见光图像叠加的情况下,优选地,为了更容易地对这两种图像定位,可见光图像拾取元件111被设置为使得从第一棱镜105发射的可见光线的光轴在可见光图像拾取元件111的中心上成像。

[0087] 可见光图像拾取元件111优选地为具有诸如CCD或CMOS的RGB滤色器的单板图像拾取元件。

[0088] 注意,在3色分离棱镜被设置在第一棱镜105的后级处以将从第一棱镜105发射的可见光线分成R分量、G分量和B分量三种颜色的情况下,可见光图像拾取元件111可被形成具有三板配置。用该配置,可能另外提高可见光图像的颜色再现性,并且因而实施具有更高灵敏度的图像捕捉处理。

[0089] 将描述带通滤光器115。

[0090] 根据实施例的带通滤光器115被设置在分色棱镜101(更具体地说,第二棱镜107)和荧光图像拾取元件117之间,并且具有垂直于光轴的入射平面。带通滤光器115可从属于由分色膜103分离的荧光波长带的光仅提取聚焦的荧光。

[0091] 根据实施例的带通滤光器115具有反射除荧光波长带中的光之外的光,并且仅允许荧光波长带中的光从中透射的带通特性。图3示出根据实施例的带通滤光器115的光谱透射率特性的示例。在图3中,水平轴指示入射到带通滤光器115上的光的波长(单位:nm),然而,垂直轴指示光谱透射率(单位:%)。

[0092] 在具有属于近红外频带的832nm的波长的荧光的情况下,从吡啶菁绿发射的荧光被聚焦,如图3所示,带通滤光器115的光谱透射率在从820nm到850nm的波长带中优选地为90%以上,并且在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中优选为10%以下。

[0093] 在从820nm到850nm的波长带中少于90%的透射率不是优选的,因为减少透射通过带通滤光器115的荧光的比率,并且减少了荧光图像的亮度。在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中超过10%的透射率不是优选的,因为除荧光之外来自外部的光(诸如具有约800nm的波长的激发光)在荧光图像拾取元件117上成像,从而显著减少荧光图像的对比度。

[0094] 在透射通过带通滤光器115的光的波长带比从820nm到850nm的波长带宽得多的情况下,有助于荧光图像形成的近红外波长带极其宽。作为结果,甚至在可通过下面描述的隔离距离 Δ 校正轴向色差的中心的情况下,具有较长波长的分量形成模糊图像,并且减少对比度。这不是优选的。

[0095] 在透射通过带通滤光器115的光的波长带比从820nm到850nm的波长带窄得多的情况下,透射通过带通滤光器115的光接近一种颜色,并且提高通过使用下面描述的隔离距离 Δ 校正轴向色差的效果,但是减少荧光图像的亮度。这不是优选的。

[0096] 可通过根据待聚焦的荧光的波长使用公知的光学材料制造根据实施例的带通滤光器115。例如,可通过将光学多层膜沉积在对应于BK7的玻璃基板上制造,或可通过使用可见吸收玻璃作为基板(诸如由豪雅株式会社(HOYA CORPORATION)制造的R80),并且将光学多层膜沉积在基板上制造根据实施例的带通滤光器115。凭借这个,可能在包含剥离基板的配置中抑制可见光区域中的透射率,并且可能有助于提高荧光图像的对比度。

[0097] 注意,虽然根据实施例的带通滤光器115可以与分色膜103相同的方式通过真空沉积方法沉积,但是带通滤光器115的光谱特性为窄带,并且具有急剧上升/下降形状,并且因而膜的层的数量大于分色膜103的层的数量(即,为约几百层)。因此,代替真空沉积方法,优选地采用可确保高可靠性的沉积方法(诸如离子束溅射法)。

[0098] 因为根据实施例的带通滤光器115被设置在分色棱镜101和荧光图像拾取元件117之间,并且具有垂直于光轴的入射的平面,所以甚至在具有明亮的焦距比数的光束入射的情况下,能抑制由上部光束和下部光束之间的入射角的差引起的光谱特性的改变。

[0099] 还可认为,在制造带通滤光器115的情况下,在沉积的时候基板翘曲。当这样的翘曲部件合并到图像拾取系统中时,减少分辨率。因而,优选地,将带通膜沉积在基板的两个表面上,因为两个表面上的翘曲可被抵消。

[0100] 虽然第二棱镜107的发射表面和带通滤光器115在图1A中隔离,但是带通滤光器115可接合到第二棱镜107的发射表面。该配置是更优选的,因为减少与空气的接触表面,并且因而可减少重影炫光的风险。代替分别形成第二棱镜107和带通滤光器115,带通膜可被沉积在第二棱镜107的发射表面上。用该配置,可能不仅减少上面的重影炫光的风险,还能够去除滤光器基板。因而,可实现另外减少尺寸和重量。

[0101] 将描述荧光图像拾取元件117。

[0102] 荧光图像拾取元件117被设置在带通滤光器115的后级处,并且为图像拾取元件,通过带通滤光器115提取的荧光在该图像拾取元件上成像。当通过带通滤光器115提取的荧光在荧光图像拾取元件117上成像时,生成荧光图像。

[0103] 在本文中,优选地,确定荧光图像拾取元件117的固定位置,同时在垂直于光轴的方向上使图像拾取元件117偏移,并且调整图像拾取元件117,以便使荧光图像与由可见光图像拾取元件111生成的可见光图像的图像偏移最小化。凭借这个,在荧光图像和可见光图像叠加的情况下,可更容易地对这两种图像进行定位。注意,代替上面的位置调整,可使用以下方法:确定荧光图像拾取元件117的固定位置,并且然后指定由部件的容差引起的荧光图像与可见光图像的图像偏移的大小;以及使荧光图像信号的读取开始位置偏移,以便使指定的图像偏移的大小最小化。当使用调整读取开始位置的方法时,可省略上面的调整处理。这在成本方面是有利的。

[0104] 荧光图像拾取元件117可为具有诸如CCD或CMOS的RGB滤色器的单板图像拾取元件。

[0105] 将描述根据实施例的图像拾取设备10中的带通滤光器115和荧光图像拾取元件117之间的隔离距离 Δ 。

[0106] 在实际使用根据实施例的图像拾取设备10的情况下,公知的成像透镜附接在图像拾取设备10的前级处(更具体地说,在分色棱镜101的前级处),并且可见光线和荧光在相应图像拾取元件上成像。此时,由于成像透镜的轴向色差,所以可见光线的成像位置和荧光的成像位置是不同的,并且在根据实施例的图像拾取设备10中,通过设定图1A中示出的隔离距离 Δ 完全校正由该轴向色差引起的成像位置之间的偏移。

[0107] 也就是说,在根据实施例的图像拾取设备10中,荧光图像拾取元件117和可见光图像拾取元件111被布置为使得经由分色棱镜101在荧光图像拾取元件117上成像的荧光光程的光程长度和经由分色棱镜101在可见光图像拾取元件111上成像的可见光光程的光程长度之间的光程差 Δd 对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量(也就是说,轴向色差的大小),通过附接在分色棱镜101的前级处的成像透镜生成该偏移。具体地,控制荧光图像拾取元件117的位置,使得图1A中示出的隔离距离 Δ 被改变为光程差 Δd 。

[0108] 在本文中,由成像透镜引起的轴向色差的大小根据成像透镜的光学系统的配置等

改变,并且对于每个成像透镜是不同的。因而,在没有唯一确定附接在分色棱镜101的前级处的成像透镜的情况下,根据成像透镜控制隔离距离 Δ 是很重要的。鉴于此,在这样的情况下,隔离距离 Δ 被设定为是能改变的,并且如图1A中示意性示出的,荧光图像聚焦机构119被设置在图像拾取设备10中,以控制隔离距离 Δ 的长度。

[0109] 作为荧光图像聚焦机构119,例如,可使用致动器诸如步进电动机或压电元件,或还可使用凸轮机构等。

[0110] 当包括分色棱镜101、可见光图像拾取元件111和带通滤光器115的光学单元11以及荧光图像拾取元件117中的任一个通过荧光图像聚焦机构119沿着光轴移动时,可控制隔离距离 Δ 的长度。此时,荧光图像聚焦机构119可在整个光学单元11的位置固定之后,沿着光轴移动荧光图像拾取元件117的位置,或荧光图像聚焦机构119可在荧光图像拾取元件117的位置固定之后,沿着光轴移动整个光学单元11的位置。

[0111] 将简要描述使用荧光图像聚焦机构119的聚焦方法。

[0112] 由各种公司销售的且可附接到根据实施例的图像拾取设备10的公知的成像透镜具有聚焦机构。当使用聚焦机构时,可见光图像可被聚焦(也就是说,可见光线可聚焦在可见光图像拾取元件111上)。此时,在成像透镜中,通常仅在可见光波长带中校正轴向色差,并且因而在很多情况下,不校正近红外荧光波长带中的轴向色差。在仅可见光图像被聚焦的情况下,荧光图像变模糊。鉴于此,上面描述的荧光图像聚焦机构119调整光学单元11和荧光图像拾取元件117的相对位置,从而使荧光图像聚焦。凭借这个,可能使荧光图像聚焦,同时可见光图像处于聚焦的状态。

[0113] 在唯一确定由用户使用的成像透镜的种类的情况下,代替在图像拾取设备10中提供荧光图像聚焦机构119,可使用以下方法。也就是说,如图1B中示出的,在测量可见光线和荧光之间的成像透镜的轴向色差的大小 Δd 之后,荧光图像拾取元件117的固定粘附位置可偏移 Δd 。

[0114] 注意,用于改变上面的隔离距离 Δ 的配置和方法不受特别限制。

[0115] 直到此时,已经参考图1A到图3详细描述了根据实施例的图像拾取设备10。

[0116] 注意,在根据实施例的图像拾取设备10中,还可能实现可见光图像拾取元件111和荧光图像拾取元件117的位置被切换的光学配置。在该情况下,有必要形成分色膜103,使得可见光波长带中的光被允许从中透射,并且荧光波长带中的光被反射。还有必要将带通滤光器115设置在第二棱镜105的后级处。

[0117] 用于用可见光观测测量目标物(例如,荧光探针聚集在的患部)的光源不受特别限制,并且可能使用为普通白光源的氙灯。在该情况下,辐射光谱包括荧光探针的激发波长和可见光波长带,并且因而,仅有必要准备单个光源,这是有利的。然而,氙灯的辐射光谱还包括荧光波长带,并且因而氙灯的荧光波长带中的分量在荧光图像拾取元件117上成像,从而减少荧光对比度。因此,在使用氙灯的情况下,为了防止这样的对比度减少,具有阻止荧光频带的光谱透射率特性的滤光器优选地被设置在光源中。

[0118] <包括图像拾取设备的2件式相机系统>

[0119] 将参考图4描述包括根据实施例的图像拾取设备10的2件式相机系统的示例。图4是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的2件式相机系统的配置的示例的解释性视图。

[0120] 可通过使用根据上面描述的实施例的图像拾取设备10实现上面描述的2件式相机系统。如图4中示出的,2件式相机系统包括根据实施例的图像拾取设备10和相机控制单元(CCU) 30。

[0121] 在本文中,公知的成像透镜20附接到图像拾取设备10,并且可见光图像和荧光图像两者通过成像透镜20的聚焦功能和根据实施例的图像拾取设备10中的隔离距离 Δ 的控制处于聚焦的状态。

[0122] 图像拾取设备10在下面描述的相机控制单元30的图像捕捉控制下独立生成可见光图像和荧光图像,并且将所生成的捕捉的图像的数据输出到相机控制单元30。

[0123] 相机控制单元30控制图像拾取设备10的图像捕捉处理,并且将由图像拾取设备10生成的可见光图像和荧光图像叠加,以生成叠加的图像。可通过包括中央处理单元(CPU)、只读存储器(ROM)、随机访问存储器(RAM)等的各种各样的计算机中的任何一种实现相机控制单元30。注意,下面将描述相机控制单元30的详细配置的示例。

[0124] 由相机控制单元30生成的叠加的图像根据需要进行显示在诸如提供在相机控制单元30中的显示器的显示设备40上或诸如提供在相机控制单元30外部的显示器的显示设备40上。凭借这个,2件式相机系统的用户可立即掌握叠加的图像,在叠加的图像中,可见光图像和荧光图像以令人满意的分辨率叠加。

[0125] 直到此时,已经参考图4简要描述包括根据实施例的图像拾取设备10的2件式相机系统的配置的示例。

[0126] <可用于图像拾取设备的相机控制单元的配置>

[0127] 将参考图5简要描述可用于根据实施例的图像拾取设备10的相机控制单元30的配置的示例。图5是示出可用于根据实施例的图像拾取设备的相机控制单元的配置的示例的框图。

[0128] 如图5中示意性示出的,可用于根据实施例的图像拾取设备10的相机控制单元30主要包括图像拾取设备控制单元301、图像数据获取单元303、叠加的图像生成单元305、叠加的图像输出单元307、显示控制单元309和存储单元311。

[0129] 通过例如CPU、ROM、RAM和通信设备实现图像拾取设备控制单元301。图像拾取设备控制单元301综合控制在根据实施例的图像拾取设备10中实施的整个图像捕捉处理。在荧光图像聚焦机构119被设置在根据实施例的图像拾取设备10中的情况下,图像拾取设备控制单元301还控制荧光图像聚焦机构119。

[0130] 根据实施例的图像拾取设备10在图像拾取设备控制单元301的控制下以预定时间间隔生成可见光图像和荧光图像,并且根据需要将所生成的图像输出到相机控制单元30。

[0131] 通过例如CPU、ROM、RAM和通信设备实现图像数据获取单元303。图像数据获取单元303根据需要获取从图像拾取设备10输出的可见光图像的数据和荧光图像的数据,并且将该数据输出到下面描述的叠加的图像生成单元305。图像数据获取单元303可将获取的图像数据与日期的时间戳和已经获取图像数据的时间相关联,并且将与时间戳相关联的图像数据作为历史信息存储在下面描述的存储单元311中。

[0132] 通过例如CPU、ROM和RAM实现叠加的图像生成单元305。通过使用从图像数据获取单元303输出的可见光图像和荧光图像,叠加的图像生成单元305实施可见光图像和荧光图像的叠加的处理,同时对可见光图像和荧光图像进行定位,从而生成叠加的图像,在叠加的

图像中,这些图像被叠加在彼此上。注意,通过叠加的图像生成单元305实施的用于生成叠加的图像的处理不受特别限制,并且公知的图像处理技术是可适用的。叠加的图像生成单元305将所生成的叠加的图像的数据输出到下面描述的叠加的图像输出单元307。叠加的图像生成单元305可将所生成的叠加的图像的数据与日期的时间戳和已经生成图像数据的时间相关联,并且将与时间戳相关联的数据作为历史信息存储在下面描述的存储单元311中。

[0133] 通过例如CPU、ROM、RAM、输出设备和通信设备实现叠加的图像输出单元307。叠加的图像输出单元307输出通过叠加的图像生成单元305生成的叠加的图像。更具体地说,叠加的图像输出单元307可将所生成的叠加的图像的数据输出到被设置在相机控制单元30外部的各种各样的图像服务器等,或可将数据记录在公知的记录介质中。叠加的图像输出单元307可经由下面描述的显示控制单元309在各种各样的显示设备上实时显示所生成的叠加的图像。

[0134] 通过例如CPU、ROM、RAM、输出设备和通信设备实现显示控制单元309。当通过叠加的图像生成单元305生成的叠加的图像被显示在输出设备(诸如包括在相机控制单元30中的显示器、提供在相机控制单元30外部的输出设备等)上时,显示控制单元309实行显示控制。凭借这个,图像拾取设备10的用户可立即看到期望的叠加的图像。

[0135] 通过例如包括在根据实施例的相机控制单元30中的RAM、存储设备等实现存储单元311。在存储单元311中,例如,记录将由根据实施例的相机控制单元30使用以控制图像拾取设备10的各种各样的数据。存储单元311适当记录当根据实施例的相机控制单元30实行一些处理和处理的进程时将存储的各种参数、各种各样的数据库和程序等。

[0136] 图像拾取设备控制单元301、图像数据获取单元303、叠加的图像生成单元305、叠加的图像输出单元307、显示控制单元309等可自由实行存储此类各种各样的信息的存储单元311中的数据的读取/写入处理。

[0137] 直到此时,已经描述根据实施例的相机控制单元30的功能的示例。可使用通用材料或电路配置,或可通过专用于每个结构元件的功能的硬件配置上面描述的结构元件中的每个。另外,可由CPU等实行结构元件的所有功能。于是,可根据在完成本实施例时的技术水平适当改变将被使用的配置。

[0138] 注意,用于实现根据实施例的上面的相机控制单元30的每个功能的计算机程序可被准备和安装在个人计算机等上。还可能提供计算机可读记录介质,这样的计算机程序被存储在计算机可读记录介质中。记录介质例如为磁盘、光盘、磁光盘或闪速存储器。例如,代替使用记录介质,上面的计算机程序还可经由网络分布。

[0139] <包括图像拾取设备的显微镜图像拾取系统>

[0140] 将参考图6简要描述包括根据实施例的图像拾取设备10的显微镜图像拾取系统1000。图6是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的显微镜图像拾取系统的配置的示例的解释性视图。

[0141] 可通过将上面描述的图像拾取设备10(更具体地说,包括图像拾取设备10的2件式相机系统)与显微镜光学系统组合来构造显微镜图像拾取系统。

[0142] 如图6中示意性示出的,显微镜图像拾取系统1000包括图像拾取设备10、CCU 30、显示设备40和显微镜光学系统50。

[0143] 在本文中,图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40具有类似于包括在上面描述的2

件式相机系统中的图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40的配置的配置,并且因而具有类似的效果。因此,在下文中,将省略图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40的详细描述。

[0144] 如图6中示意性示出的,显微镜光学系统50包括光源501、镜台503、物镜505、旋转器507和镜筒509,并且镜筒509主要包括目镜511、成像透镜513和分束器BS。

[0145] 从光源501发射的照明光通过反射镜M等适当反射,以被引导到放置在镜台503上的样本S。物镜505形成该样本的放大图像。提供在镜筒中的分束器BS反射通过物镜505成像的样本的图像的一部分,并且将该部分引导到目镜511。所引导的样本的图像通过目镜511被发射成基本上无焦点。凭借这个,显微镜光学系统50的观测者可用肉眼观测样本的放大图像。

[0146] 同时,被设置在镜筒509中的成像透镜513使透射通过分束器BS的样本的图像在图像拾取设备10的可见光图像拾取元件111和荧光图像拾取元件117上成像。

[0147] 旋转器507具有将物镜505保持在显微镜的观测光轴上的功能,并且透镜可通过操作旋转器507的旋转机构被切换到附接到旋转器507的另一个物镜505。

[0148] 如上所述,当物镜505改变时,可见光和荧光之间的轴向色差的生成量 Δ 改变。在下文中,将简要描述使用荧光图像聚焦机构119的聚焦方法。可见光图像可通过在光轴方向上向上和向下移动镜台503或物镜505以改变工作距离被聚焦。此时,在物镜505中,通常仅在可见光波长带中校正轴向色差,并且因而在很多情况下,不校正在近红外荧光波长带中的轴向色差。在仅可见光图像被聚焦的情况下,荧光图像变模糊。因而,荧光图像通过上面描述的荧光图像聚焦机构119聚焦。凭借这个,可能使荧光图像聚焦,同时可见光图像处于聚焦的状态。

[0149] 如上所述生成的这些捕捉的图像被输出到CCU 30,并且CCU 30叠加图像,从而生成叠加的图像。所生成的叠加的图像在CCU 30的控制下被显示在显示设备40上。

[0150] 直到此时,已经参考图6简要描述包括根据实施例的图像拾取设备10的显微镜图像拾取系统1000。

[0151] <图像拾取设备的配置的另一个示例>

[0152] 根据上面描述的实施例的图像拾取设备10可附接到例如各种各样的医学内窥镜诸如刚性内窥镜和各种各样的工业内窥镜。在下文中,将例示医学内窥镜,并且将参考图7A和图7B简要描述可附接到医学内窥镜的图像拾取设备10的配置。图7A和图7B为解释性视图,该解释性视图中的每个示意性示出根据实施例的图像拾取设备的配置的另一个示例。

[0153] 在根据实施例的图像拾取设备10被连接到各种各样的内窥镜诸如刚性内窥镜的情况下,如图7A和图7B中所示的,至少在可见光波长带中已经校正轴向色差的耦合器光学系统25被附接作为图像拾取设备10的前级处的成像透镜。凭借这个,由内窥镜生成的测量目标物(例如,荧光探针聚集在的患部)的空中图像可被连接到图像拾取设备10。

[0154] 如图7A和图7B所示的,可见光图像聚焦机构121被提供用于将被附接到内窥镜的图像拾取设备10中的耦合器光学系统25。可见光图像聚焦机构121是用于在光轴方向上仅移动耦合器光学系统25以使可见光图像聚焦在可见光图像拾取元件111上的机构。

[0155] 作为可见光图像聚焦机构121,例如,可使用致动器诸如步进电动机或压电元件,或可使用凸轮机构等。

[0156] 注意,在图7A和图7B中,不包括可见光图像聚焦机构121的图像拾取设备10的配置

类似于图1A和图1B中所示的情况,区别在于图7A中的光学单元11还包括耦合器光学系统25。因而,在下文中,将省略图像拾取设备10的配置的详细描述。

[0157] <包括图像拾取设备的内窥镜图像拾取系统>

[0158] 将参考图8简要描述包括图7A和图7B中所示的图像拾取设备10的内窥镜图像拾取系统2000。图8是示意性示出包括根据实施例的图像拾取设备的内窥镜图像拾取系统的配置的示例的解释性视图。

[0159] 可通过将上面描述的图像拾取设备10(更具体地说,包括图像拾取设备10的2件式相机系统)与内窥镜光学系统组合构造内窥镜图像拾取系统。

[0160] 如图8中示意性示出的,内窥镜图像拾取系统2000包括图7A或图7B所示的图像拾取设备10、CCU 30、显示设备40和内窥镜光学系统60。

[0161] 在本文中,图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40具有类似于上面描述的图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40的配置的配置,并且因而具有类似的效果。因此,在下文中,将省略图像拾取设备10、CCU 30和显示设备40的详细描述。

[0162] 内窥镜(刚性内窥镜)光学系统60按照物体侧(对象侧)的次序包括物镜601、多个中继透镜603和目镜605。物镜601形成对象的空中图像,并且中继透镜603多次实行所形成的空中图像的未放大中继成像。其后,目镜605实行最后的空中图像的无焦点成像,并且因此可用肉眼观测该空中图像。

[0163] 在本文中,内窥镜(刚性内窥镜)主要用于用肉眼观测空中图像,并且因而,为了使由内窥镜光学系统60生成的空中图像在图像拾取设备10的图像拾取元件上成像,充当成像透镜的耦合器光学系统25被设置在目镜25和图像拾取设备10之间。

[0164] 将简要描述使用荧光图像聚焦机构119和可见光图像聚焦机构121的聚焦方法。

[0165] 在根据实施例的内窥镜图像拾取系统2000中,首先,可见光图像聚焦机构121在光轴方向上仅移动耦合器光学系统25,从而使可见光图像聚焦。在耦合器光学系统25中,如上所述,仅在可见光波长带中校正轴向色差,并且因而荧光图像没有适当地聚焦,并且变模糊。在可见光图像聚焦机构121使可见光图像聚焦之后,荧光图像聚焦机构119改变耦合器光学系统25整体附接到的光学单元11和荧光图像拾取元件117之间的隔离距离 Δ ,从而使荧光图像聚焦。凭借这个,可能使荧光图像聚焦,同时可见光图像处于聚焦的状态。

[0166] 如上所述生成的这些捕捉的图像被输出到CCU 30,并且CCU 30叠加图像,从而生成叠加的图像。所生成的叠加的图像在CCU 30的控制下被显示在显示设备40上。

[0167] 直到此时,已经参考图8简要描述了包括根据实施例的图像拾取设备10的内窥镜图像拾取系统2000。

[0168] (硬件配置)

[0169] 接下来,将参考图9详细描述根据本公开的实施例的相机控制单元(CCU)30的硬件配置。图9是用于示出根据本公开的实施例的CCU 30的硬件配置的框图。

[0170] CCU 30主要包括CPU 901、ROM 903和RAM 905。还有,CCU 30还包括主机总线907、桥接设备909、外部总线911、接口913、输入设备915、输出设备917、存储设备919、驱动器921、连接端口923和通信设备925。

[0171] CPU 901充当算术处理装置和控制设备,并且根据记录在ROM 903、RAM 905、存储设备919或可移除记录介质927中的各种程序控制CCU 30的整体操作或操作的一部分。ROM

903存储由CPU 901使用的程序、操作参数等。RAM 905主要存储CPU 901使用的程序,以及在程序的执行期间适当变化的参数等。这些经由由内部总线诸如CPU总线等配置的主机总线907彼此连接。

[0172] 主机总线907经由桥接设备909连接到外部总线911诸如PCI (外围部件互连/接口)。

[0173] 输入设备915是由用户操作的操作机构,诸如鼠标、键盘、触摸面板、按钮、开关和控制杆。再者,输入设备915可为使用例如红外光或其它无线电波的远程控制机构(所谓的遥控装置),或可为符合CCU 30的操作的外部连接的装置929诸如移动电话或PDA。还有,输入设备915基于例如由用户用上面的操作机构输入的信息,生成输入信号,并且由用于将输入信号输出到CPU 901的输入控制电路配置输入设备915。CCU 30的用户可将各种数据输入到CCU 30,并且可通过操作该输入装置915,命令信息处理装置10实行处理。

[0174] 由能够在视觉或听觉上将获取的信息通知给用户的设备配置输出设备917。此类设备的示例包括显示设备(诸如CRT显示设备、液晶显示设备、等离子显示设备、EL显示设备和灯)、音频输出设备(诸如扬声器和耳机、打印机、移动电话、传真机)等。例如,输出设备917输出由CCU 30实行的各种处理获得的结果。更具体地说,显示设备以文本或图像的形式显示由CCU 30实行的各种过程获得的结果。另一方面,音频输出设备将音频信号(诸如再现音频数据和声音数据)转换为模拟信号,并且输出模拟信号。

[0175] 存储设备919是用于存储被配置为CCU 30的存储单元的示例的数据的设备。由例如磁存储设备诸如HDD(硬盘驱动器)、半导体存储设备、光存储设备或磁光存储设备配置存储设备919。该存储设备919存储由CPU 901执行的程序、各种数据和从外部获得的各种数据。

[0176] 驱动器921是用于记录介质的读取器/写入器,并且被嵌入在CCU 30中,或附接到其外部。驱动器921读取记录在所附接的可移除记录介质927(诸如磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器)中的信息,并且将读取的信息输出到RAM 905。还有,驱动器921可写入附接的可移除记录介质927(诸如磁盘、光盘、磁光盘或半导体存储器)中。可移除记录介质927为例如DVD介质、HD-DVD介质或蓝光(注册商标)介质。可移除记录介质927可为压缩闪存(CF;注册商标)、闪速存储器、SD存储器卡(安全数字存储卡)等。供选择地,可移除记录介质927可为例如配备有非接触IC芯片或电子器件的IC卡(集成电路卡)。

[0177] 连接端口923为用于允许设备直接连接到CCU 30的端口。连接端口923的示例包括USB(通用串行总线)端口、IEEE 1394端口、SCSI(小型计算机系统接口)端口等。连接端口923的其它示例包括RS-232C端口、光学音频终端、HDMI(高清晰度多媒体接口)端口等。通过连接到该连接端口923的外部连接的装置929,CCU 30从外部连接的装置929直接获得各种数据,并且将各种数据提供到外部连接的装置929。

[0178] 通信设备925是由例如用于连接到通信网络931的通信设备配置的通信接口。通信设备925是例如有线或无线LAN(局域网)、蓝牙(注册商标)、用于WUSB(无线USB)的通信卡等。供选择地,通信设备925可为用于光通信的路由器、用于ADSL(非对称数字用户线路)的路由器、用于各种通信的调制解调器等。例如,该通信设备925可根据诸如互联网上的TCP/IP的预定协议传输和接收信号,并且与其它通信设备传输和接收信号。由经由有线或无线连接的网络等配置连接到通信设备925的通信网络931,并且通信网络931可为例如互联网、

家庭局域网、红外通信、无线电波通信、卫星通信等。

[0179] 直到此时,已经示出能够实现根据本公开的实施例的CCU 30的功能的硬件配置的示例。可使用通用材料配置,或可由专用于每个结构元件的功能的硬件配置上面描述的结构元件。于是,将使用的硬件配置可根据完成本实施例时的技术水平适当改变。

[0180] 由本领域中的技术人员应当理解,可根据设计要求和因素想出各种修改、组合、子组合和更改,只要各种修改、组合、子组合和更改在所附权利要求或其等同物的范围内。

[0181] 此外,本说明书中描述的效果仅是说明性的和证明性的,而不是限制性的。换句话说,连同或代替基于本说明书的效果,根据本公开的技术可展现对于本领域技术人员来说明显的其他效果。

[0182] 附加地,还可如下配置本技术。

[0183] (1)

[0184] 一种医学成像设备,包括:

[0185] 分色棱镜,分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜;

[0186] 荧光图像传感器,荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处,并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像;

[0187] 可见光图像传感器,可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧,并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像;以及

[0188] 带通滤光器,带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间,

[0189] 其中荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量,偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的,并且

[0190] 其中荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置,过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的,使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0191] (2)

[0192] 根据(1)的医学成像设备,

[0193] 其中荧光图像传感器和可见光图像传感器中的每个被固定为使得光程差对应于偏移的量。

[0194] (3)

[0195] 根据(1)的医学成像设备,

[0196] 其中荧光图像传感器被设置使得距带通滤光器的隔离距离是能改变的,

[0197] 还包括:

[0198] 荧光图像聚焦致动器,荧光图像聚焦致动器被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光聚焦在荧光图像传感器上,并且

[0199] 其中荧光图像聚焦致动器根据附接在分色棱镜的输入侧处的成像透镜控制隔离距离,使得光程差对应于偏移的量。

[0200] (4)

[0201] 根据(3)的医学成像设备，

[0202] 其中，耦合器光学透镜组件被设置为分色棱镜的输入侧处的成像透镜，在耦合器光学透镜组件中，至少在可见光波长带中已经校正轴向色差，

[0203] 其中荧光图像传感器被设置使得距带通滤光器的隔离距离是能改变的，

[0204] 其中图像传感器还包括可见光图像聚焦致动器，可见光图像聚焦致动器被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光聚焦在可见光图像传感器上，

[0205] 其中可见光图像聚焦致动器在光轴方向上移动耦合器光学透镜组件，以使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光聚焦在可见光图像传感器上，并且

[0206] 其中荧光图像聚焦致动器控制隔离距离，使得当属于可见光波长带的第一光被聚焦在可见光图像传感器上时获得的光程差对应于偏移的量。

[0207] (5)

[0208] 根据(3)-(4)的医学成像设备，

[0209] 其中荧光图像聚焦致动器通过相对于荧光图像传感器在光轴方向上移动带通滤光器控制隔离距离。

[0210] (6) 根据(3)-(5)的医学成像设备，

[0211] 其中荧光图像聚焦致动器通过相对于带通滤光器在光轴方向上移动荧光图像传感器控制隔离距离。

[0212] (7)

[0213] 根据(1)-(6)的医学成像设备，

[0214] 其中分色膜将入射光分成属于预定荧光波长带的第二光、比预定荧光波长带更长波长的频带的光，以及属于比预定荧光波长带更短波长的频带的光。

[0215] (8)

[0216] 根据(1)-(7)的医学成像设备，

[0217] 其中分色棱镜为棱镜，棱镜包括第一棱镜，属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光入射到第一棱镜上，第一棱镜用作可见光光程，属于可见光波长带的第一光被引导通过可见光光程，以及

[0218] 第二棱镜，第二棱镜用作荧光光程，属于荧光波长带的第二光被引导通过荧光光程，至彼此，

[0219] 其中第一棱镜和第二棱镜经由分色膜彼此接合，

[0220] 其中，由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光在第二棱镜中直线移动，以垂直入射到带通滤光器上，并且

[0221] 其中，由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光在第一棱镜中全反射，并且然后在可见光图像传感器上成像。

[0222] (9)

[0223] 根据(1)-(8)的医学成像设备，还包括3色分离棱镜，3色分离棱镜被配置为将从分色棱镜发射的属于可见光波长带的第一光分成R分量、G分量和B分量三种颜色。

[0224] (10)

[0225] 根据(1)-(9)的医学成像设备，

[0226] 其中分色膜在从780nm到880nm的波长带中具有90%以上的透射率，并且在从

400nm到720nm的波长带中具有10%以下的透射率。

[0227] (11)

[0228] 根据(1)-(10)的医学成像设备，

[0229] 其中带通滤光器在从820nm到850nm的波长带中具有90%以上的透射率，并且在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中具有10%以下的透射率。

[0230] (12)

[0231] 一种医学显微镜系统，包括：

[0232] 显微镜光学透镜组件，显微镜光学透镜组件至少包括物镜和成像透镜；以及

[0233] 成像设备，成像设备被配置为捕捉物体的放大图像，

[0234] 其中成像设备包括

[0235] 分色棱镜，分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜，

[0236] 荧光图像传感器，荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处，并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像，

[0237] 可见光图像传感器，可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧，并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像，以及

[0238] 带通滤光器，带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间，

[0239] 其中荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量，偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的，并且

[0240] 其中荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置，过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的，使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0241] (13)

[0242] 根据(12)的医学显微镜成像系统，

[0243] 其中荧光图像传感器和可见光图像传感器中的每个被固定为使得光程差对应于偏移的量。

[0244] (14)

[0245] 根据(12)的医学显微镜成像系统，

[0246] 其中荧光图像传感器被设置使得距带通滤光器的隔离距离是能改变的，

[0247] 其中成像设备还包括荧光图像聚焦致动器，荧光图像聚焦致动器被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光聚焦在荧光图像传感器上，并且

[0248] 其中荧光图像聚焦致动器根据附接在分色棱镜的输入侧处的成像透镜控制隔离距离，使得光程差对应于偏移的量。

[0249] (15)

[0250] 根据(14)的医学显微镜成像系统，

[0251] 其中，耦合器光学透镜组件被设置为分色棱镜的输入侧处的成像透镜，在耦合器光学透镜组件中，至少在可见光波长带中已经校正轴向色差，

[0252] 其中荧光图像传感器被设置使得距带通滤光器的隔离距离是能改变的，

[0253] 其中图像传感器还包括可见光图像聚焦致动器,可见光图像聚焦致动器被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光聚焦在可见光图像传感器上,

[0254] 其中可见光图像聚焦致动器在光轴方向上移动耦合器光学透镜组件,以使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光聚焦在可见光图像传感器上,并且

[0255] 其中荧光图像聚焦致动器控制隔离距离,使得当属于可见光波长带的第一光被聚焦在可见光图像传感器上时获得的光程差对应于偏移的量。

[0256] (16)

[0257] 根据(14)-(15)的医学显微镜成像系统,

[0258] 其中荧光图像聚焦致动器通过相对于荧光图像传感器在光轴方向上移动带通滤光器或通过相对于带通滤光器在光轴方向上移动荧光图像传感器控制隔离距离。

[0259] (17)

[0260] 根据(12)-(16)的医学显微镜成像系统,

[0261] 其中分色棱镜为棱镜,棱镜包括

[0262] 第一棱镜,属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光入射到第一棱镜上,第一棱镜用作可见光光程,属于可见光波长带的第一光被引导通过可见光光程,以及

[0263] 第二棱镜,第二棱镜用作荧光光程,属于荧光波长带的第二光被引导通过荧光光程,至彼此,

[0264] 其中第一棱镜和第二棱镜经由分色膜彼此接合,

[0265] 其中,由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光在第二棱镜中直线移动,以垂直入射到带通滤光器上,并且

[0266] 其中,由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光在第一棱镜中全反射,并且然后在可见光图像传感器上成像。

[0267] (18)

[0268] 根据(12)-(17)的医学显微镜成像系统,

[0269] 其中分色膜在从780nm到880nm的波长带中具有90%以上的透射率,并且在从400nm到720nm的波长带中具有10%以下的透射率。

[0270] (19)

[0271] 根据(12)-(18)的医学显微镜成像系统,

[0272] 其中带通滤光器在从820nm到850nm的波长带中具有90%以上的透射率,并且在从400nm到805nm的波长带中以及在从860nm到1000nm的波长带中具有10%以下的透射率。

[0273] (20)

[0274] 一种内窥镜系统,包括:

[0275] 内窥镜光学透镜组件;

[0276] 成像设备,成像设备被配置为捕捉物体的图像;以及

[0277] 耦合器光学透镜组件,耦合器光学透镜组件被设置在内窥镜光学透镜组件和成像设备之间,

[0278] 其中成像设备包括

[0279] 分色棱镜,分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜,

[0280] 荧光图像传感器, 荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处, 并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像,

[0281] 可见光图像传感器, 可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧, 并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像, 以及

[0282] 带通滤光器, 带通滤光器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间, 并且

[0283] 其中荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量, 偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的, 并且

[0284] 其中荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置, 过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤光器产生的, 使得偏移的量基于过滤后的第二光。

[0285] 附图标记列表

[0286] 10 图像拾取设备

[0287] 20 成像透镜

[0288] 30 相机控制单元 (CCU)

[0289] 40 显示设备

[0290] 50 显微镜光学系统

[0291] 60 内窥镜光学系统

[0292] 101 分色棱镜

[0293] 103 分色膜

[0294] 105 第一棱镜

[0295] 107 第二棱镜

[0296] 111 用于捕捉可见光图像的图像拾取元件

[0297] 113 红外截止滤光器

[0298] 115 带通滤光器

[0299] 117 荧光图像拾取元件

[0300] 119 荧光图像聚焦机构

[0301] 121 可见光图像聚焦机构

[0302] 1000 显微镜图像拾取系统

[0303] 2000 内窥镜图像拾取系统

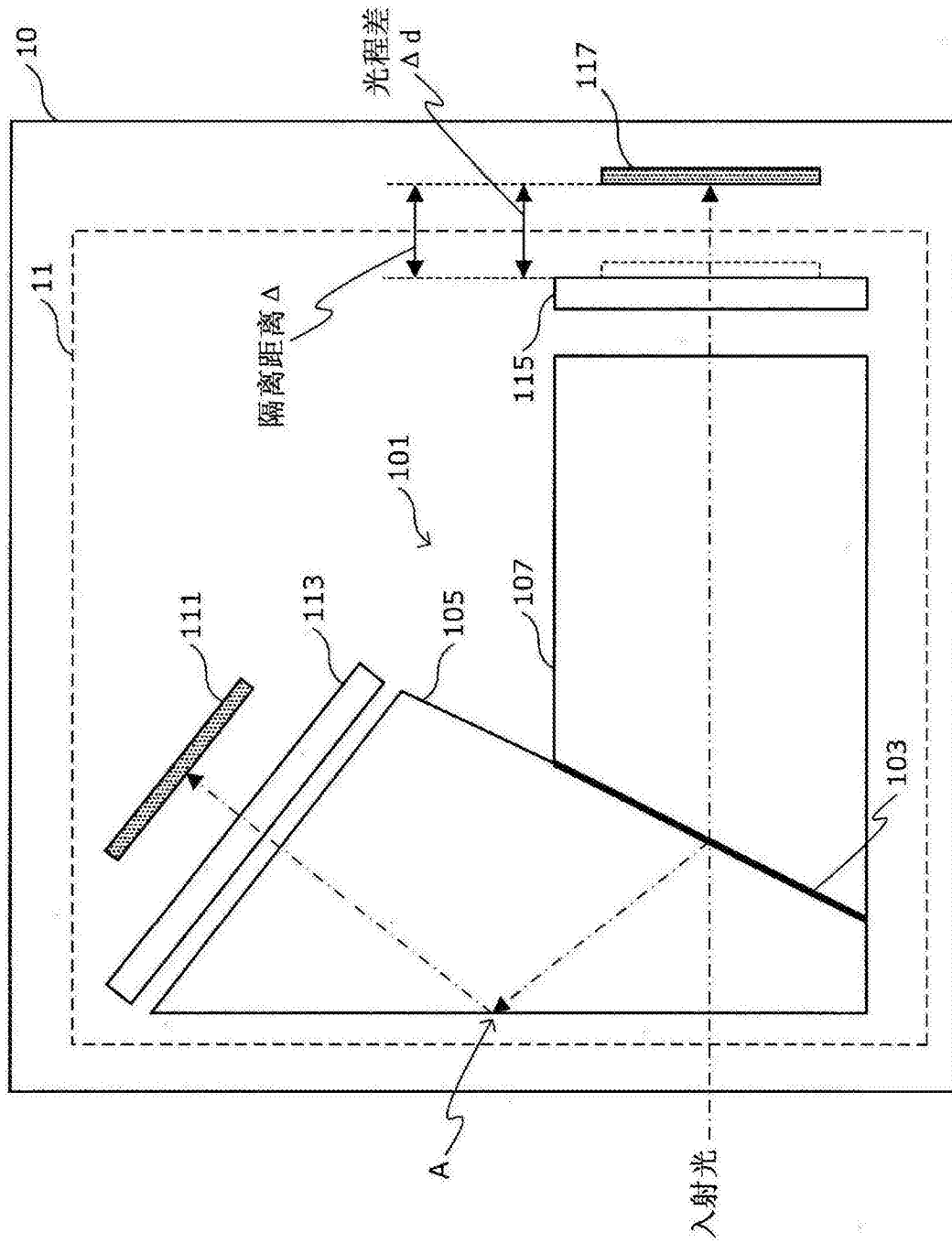


图1B

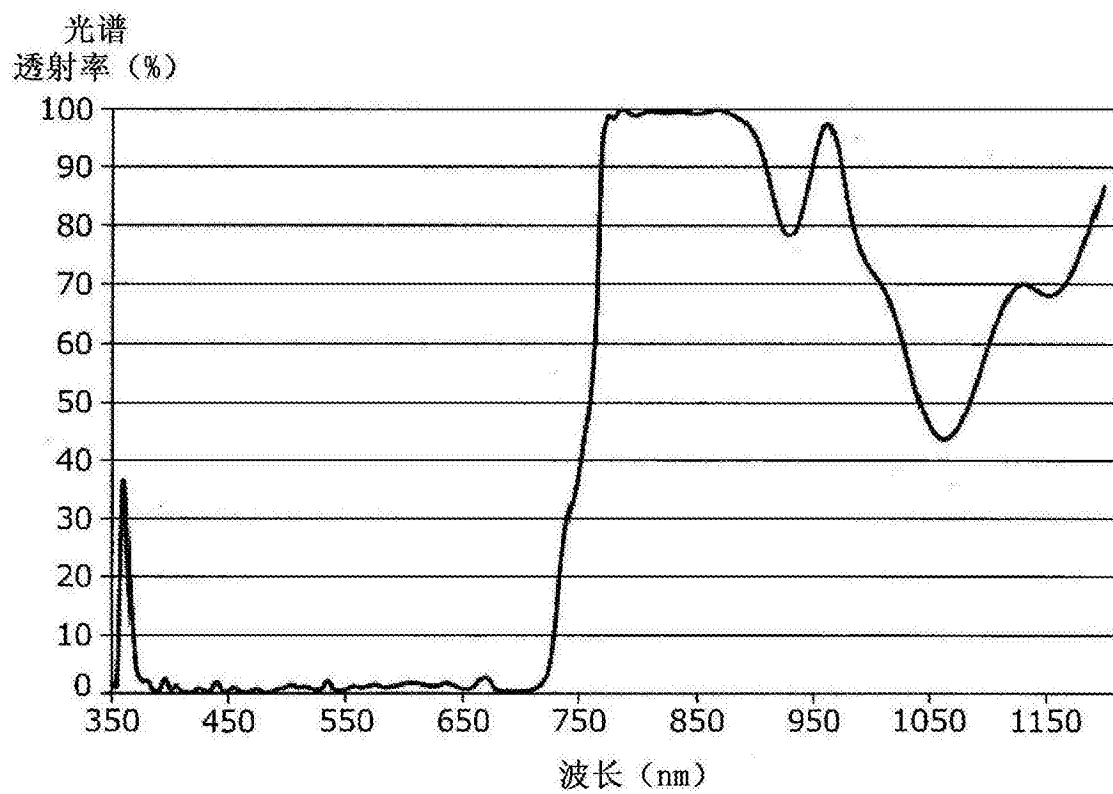


图2

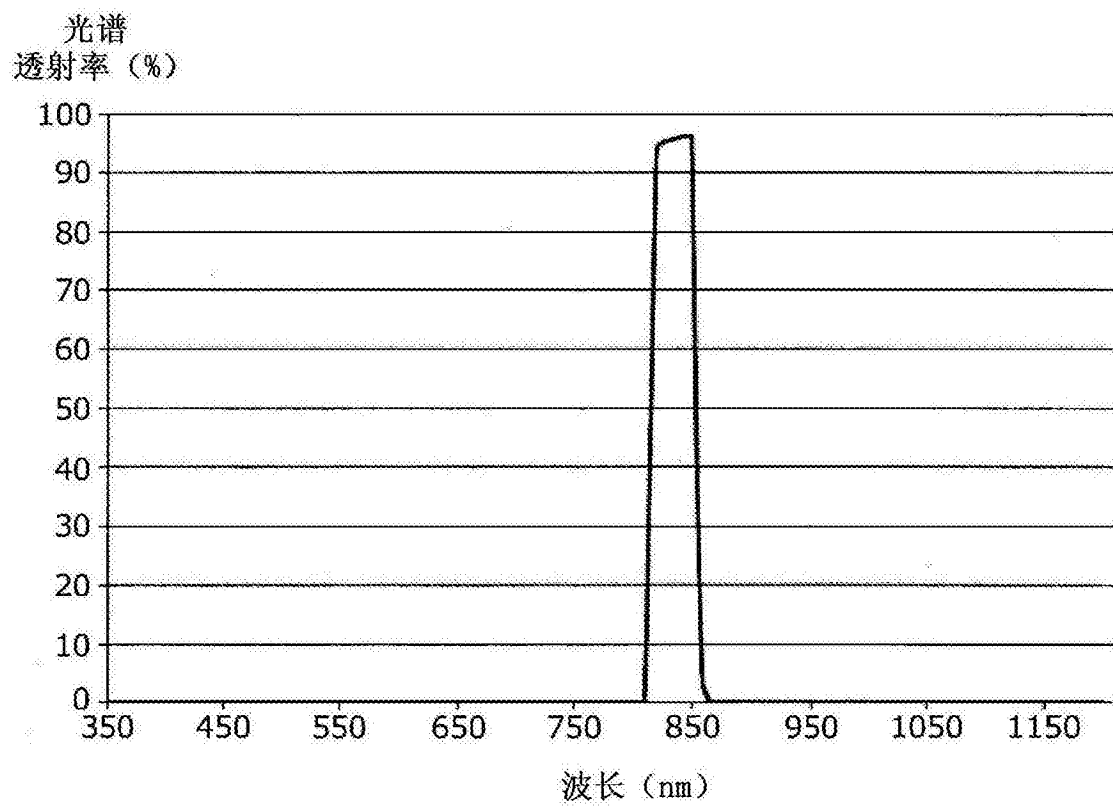


图3

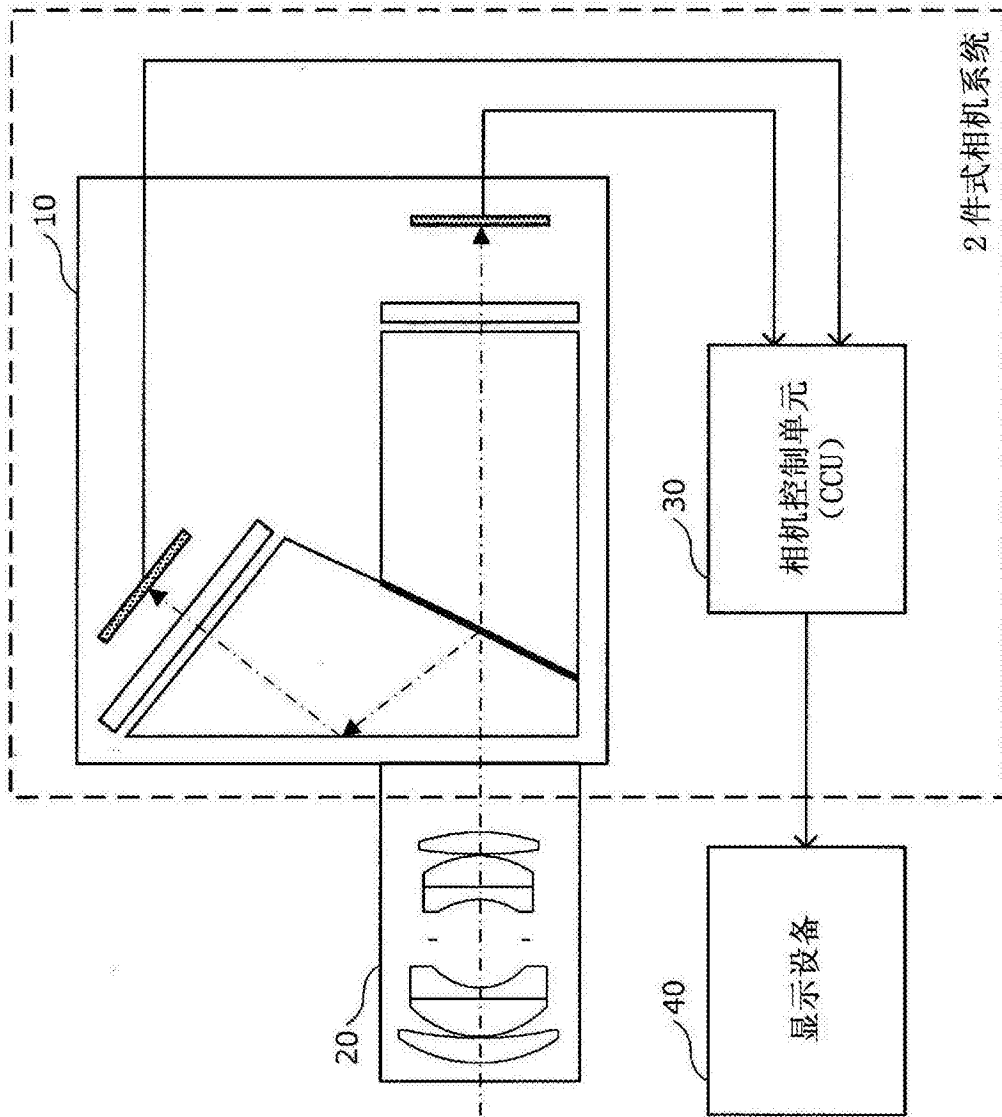


图4

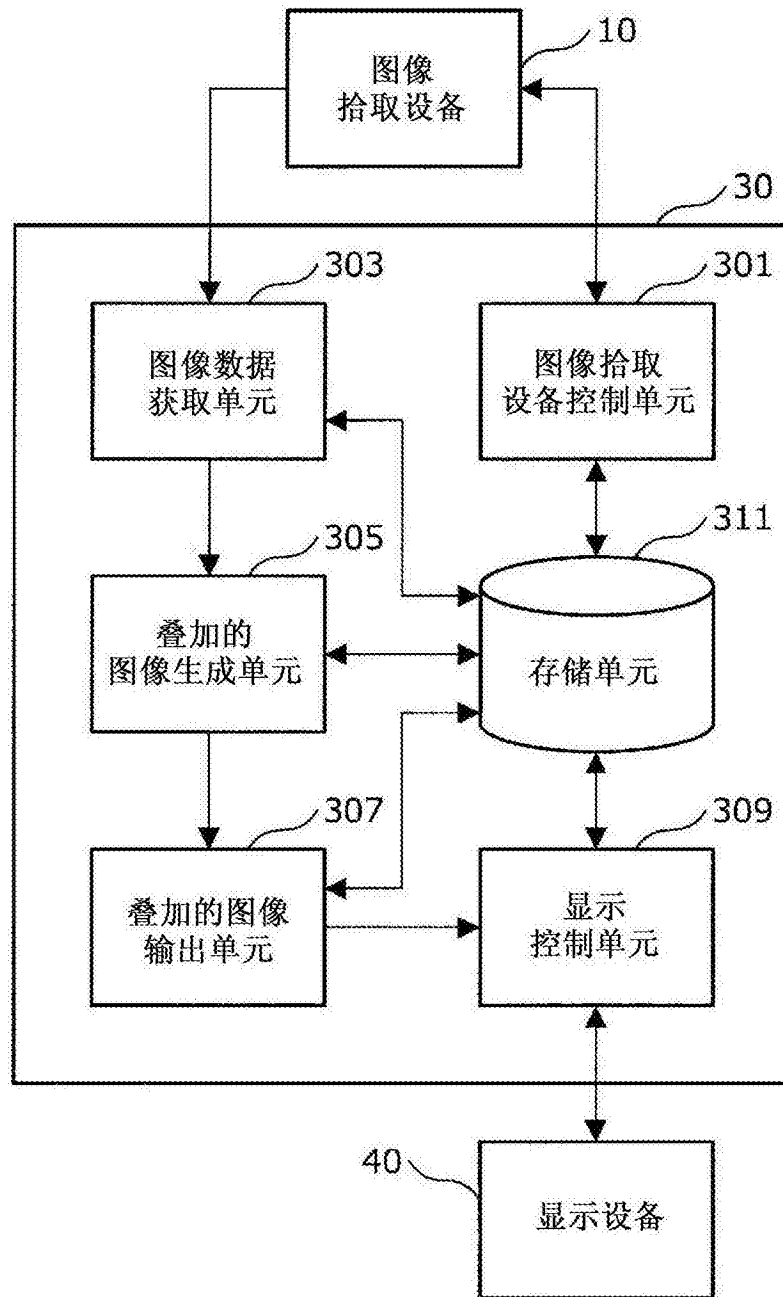


图5

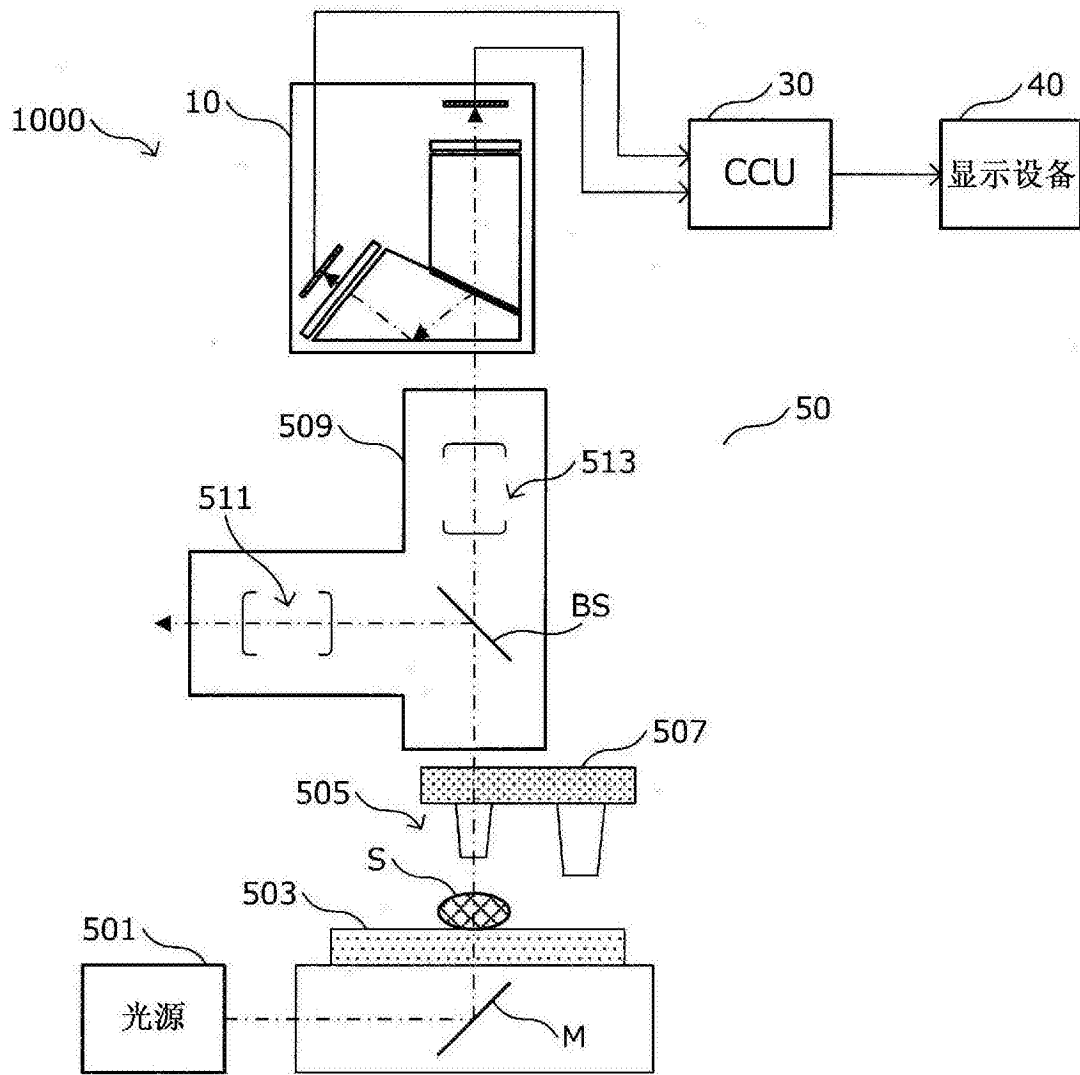


图6

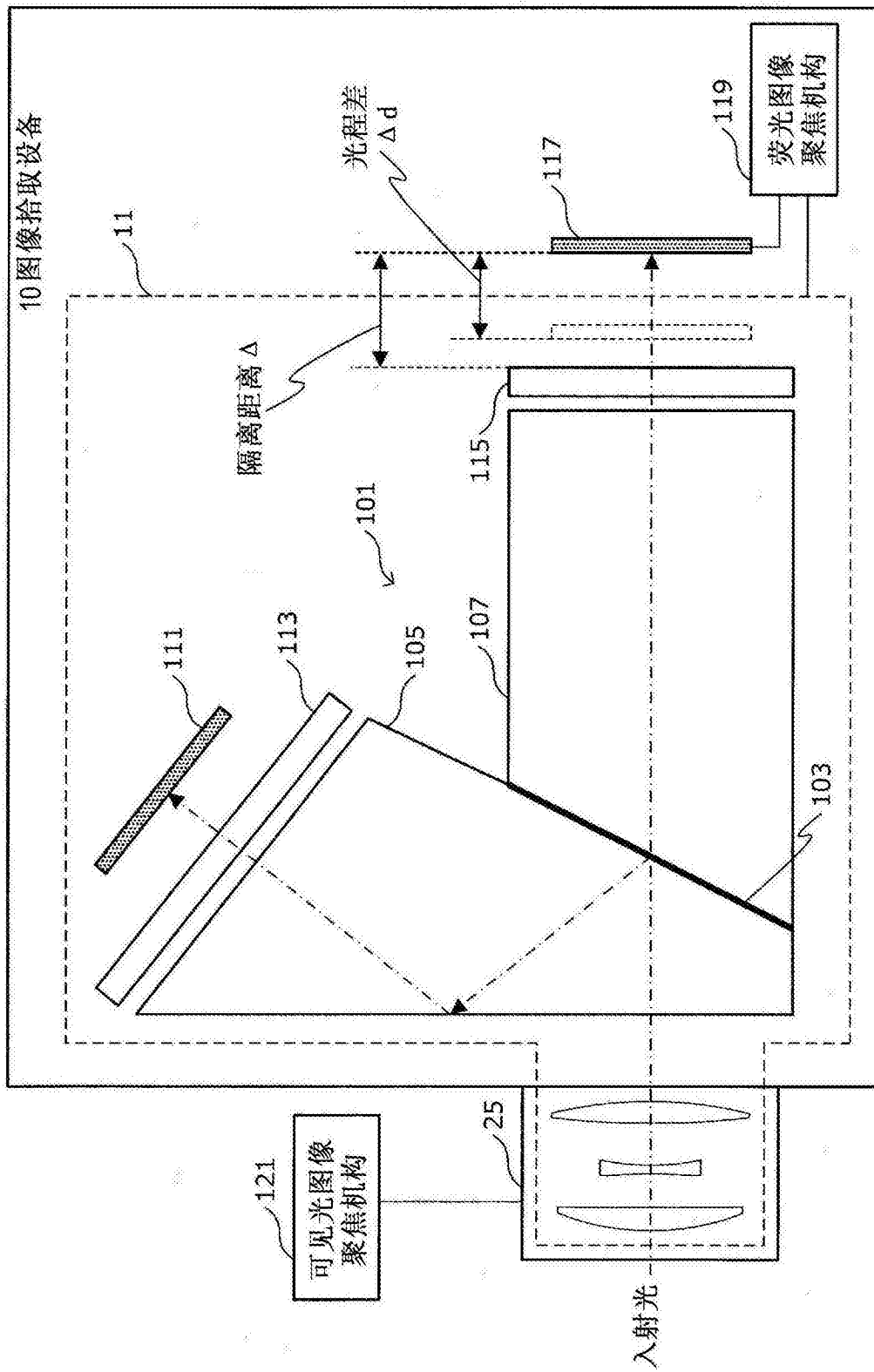


图7A

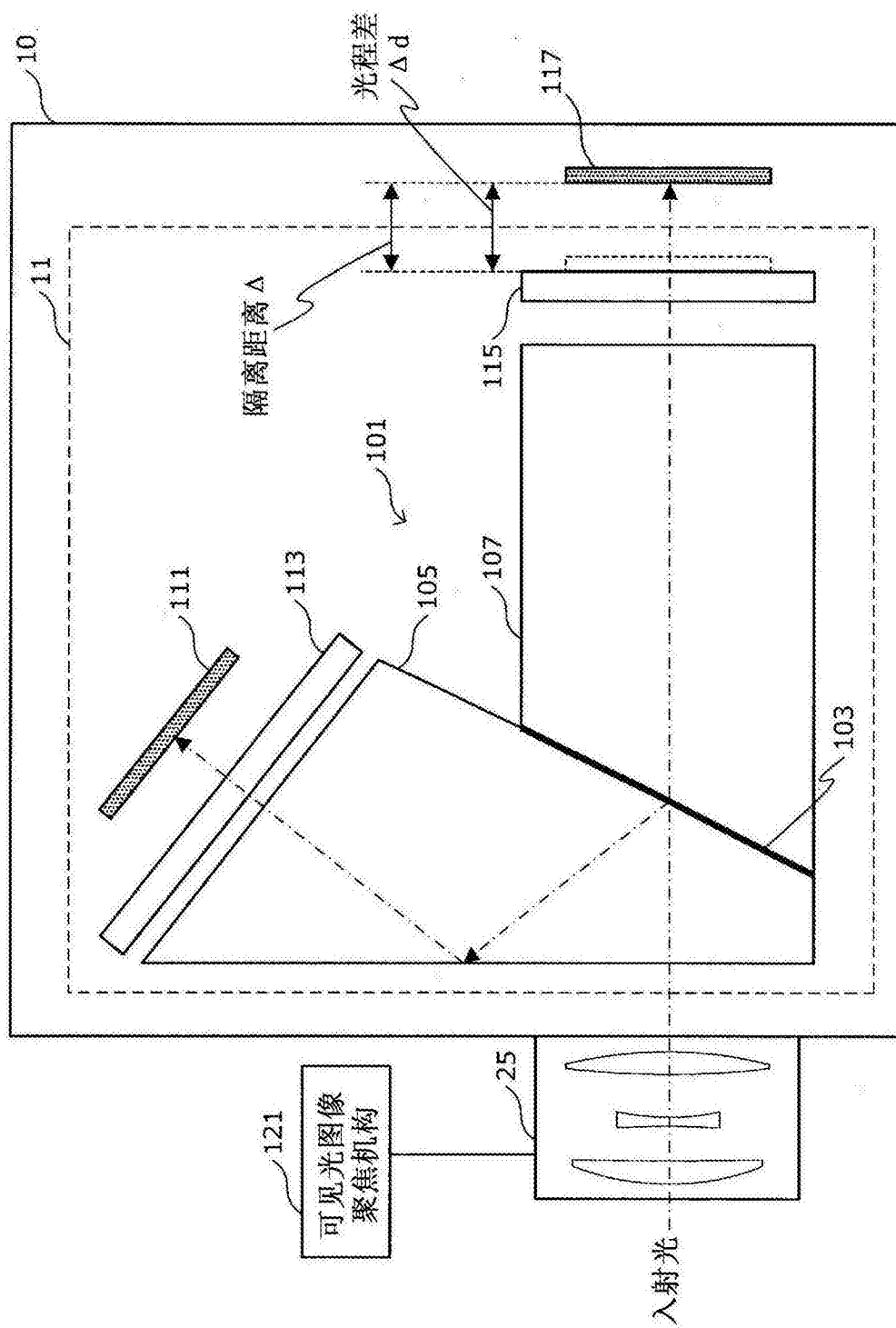


图7B

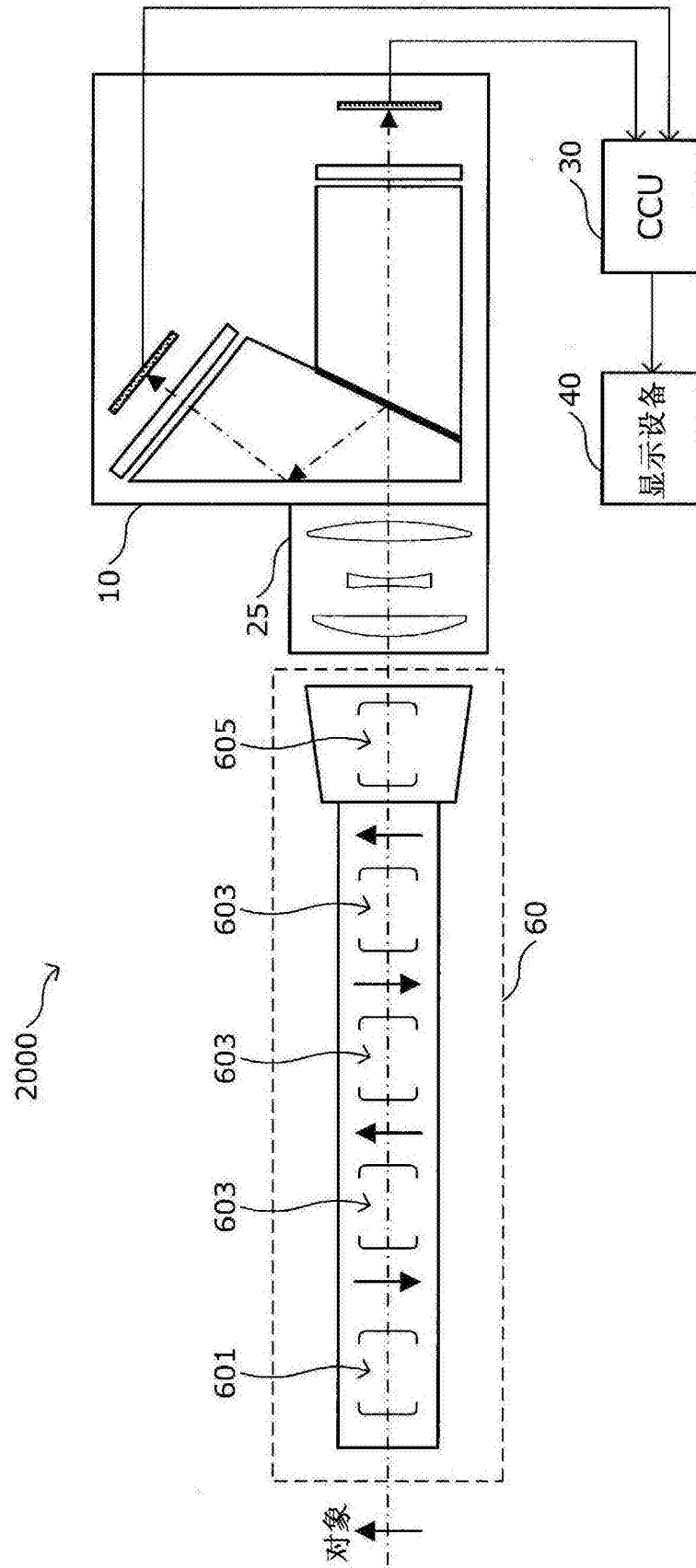


图8

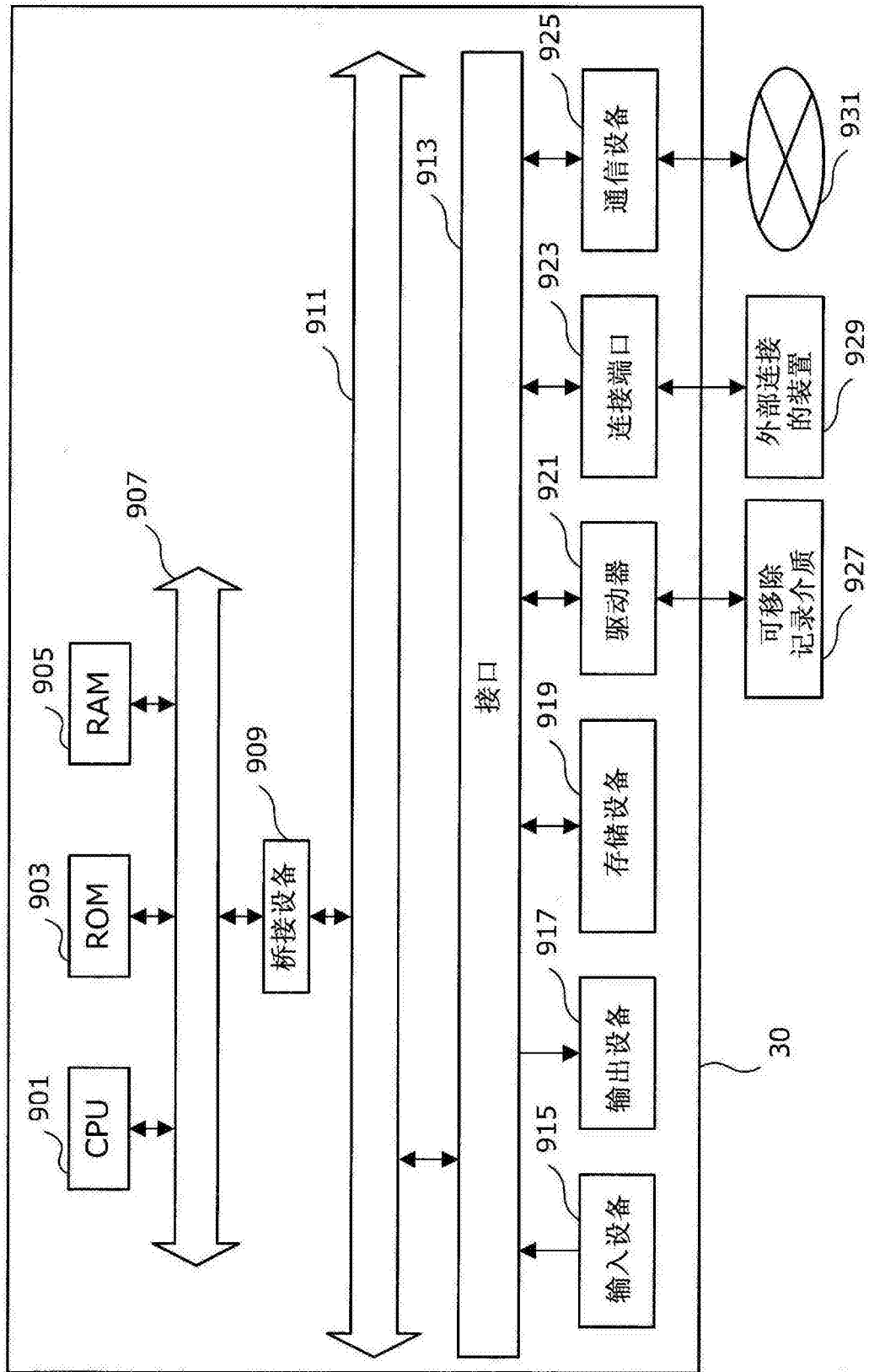


图9

专利名称(译)	图像拾取设备、显微镜图像拾取系统和内窥镜图像拾取系统		
公开(公告)号	CN107920726A	公开(公告)日	2018-04-17
申请号	CN201680049954.9	申请日	2016-07-01
[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 A61B1/04 A61B5/00 G02B21/00 G01N21/64 G02B21/16 G02B21/36 G02B27/10		
代理人(译)	余刚		
优先权	2015175569 2015-09-07 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种医学成像设备，包括：分色棱镜，该分色棱镜具有被配置为将光分成属于可见光波长带的第一光和属于荧光波长带的第二光的分色膜；荧光图像传感器，该荧光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧处，并且被配置为使由分色膜分离的属于荧光波长带的第二光的至少一部分成像；可见光图像传感器，该可见光图像传感器被设置在分色棱镜的输出侧，并且被配置为使由分色膜分离的属于可见光波长带的第一光的至少一部分成像；以及带通滤波器，该带通滤波器被设置在分色棱镜和荧光图像传感器之间，其中荧光图像传感器和可见光图像传感器被布置成使得经由分色棱镜在荧光图像传感器上成像的第二光的荧光光程的光程长度与经由分色棱镜在可见光图像传感器上成像的第一光的可见光光程的光程长度之间的光程差对应于荧光成像位置和可见光成像位置之间的偏移的量，偏移是通过定位在分色棱镜的输入侧处的成像透镜生成的，并且其中荧光成像位置为过滤后的第二光的成像位置，过滤后的第二光是由使第二光经过带通滤波器产生的，使得偏移的量基于过滤后的第二光。

