



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109068970 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780023371.3

(22)申请日 2017.02.23

(30)优先权数据

15/098416 2016.04.14 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.12

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/006921 2017.02.23

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/179312 JA 2017.10.19

(71)申请人 奥林巴斯株式会社

地址 日本东京都

(72)发明人 吉野真广

(74)专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司 11322

代理人 龙淳 牛孝灵

(51)Int.Cl.

A61B 1/233(2006.01)

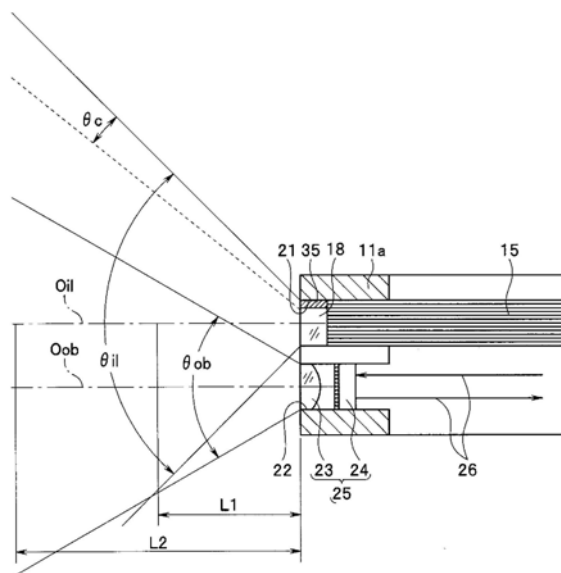
权利要求书3页 说明书17页 附图16页

(54)发明名称

内窥镜装置

(57)摘要

本发明的内窥镜装置包括:内窥镜,其包括具有柔性的插入部,插入部可被插入作为受检体的鼻窦内,内窥镜能够从插入部的前端向鼻窦内即受检体照射照明光;和照明机构,其对于受检体,在照明光的照射范围中的规定方向上以与其他方向不同的方式从内窥镜照射照明光。



1. 一种内窥镜装置,其特征在于,包括:

内窥镜,其包括具有柔性的插入部,所述插入部可被插入作为受检体的鼻窦内,所述内窥镜能够从所述插入部的前端向所述鼻窦内即所述受检体照射照明光;和

照明机构,其对于所述受检体,在所述照明光的照射范围中的规定方向上以与其他方向不同的方式从所述内窥镜照射所述照明光。

2. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述照明机构在所述其他方向上照射第一照明光,在所述规定方向上照射第二照明光,所述第二照明光的光量和波段中的至少一者与所述第一照明光不同。

3. 如权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于:

还包括图像生成部,其生成所述被摄体上的所述照明光的照明范围中的一部分范围的观察图像,

所述照明机构在由所述图像生成部生成观察图像的一部分范围以外的所述照明光的照明范围的所述规定方向上,以与所述其他方向不同的所述方式照射所述照明光。

4. 如权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述照明机构包括照明窗,其被设置在所述插入部的前端,在规定的照明角以内出射所述第一照明光和所述第二照明光,

所述内窥镜装置还包括观察窗,其与所述照明窗相邻地设置在所述插入部的前端,仅接收比所述照明角小的观察视角以内的入射光,其中所述观察视角与由所述照明范围中的一部分构成的观察范围对应,

所述照明机构在大于所述观察视角且为所述照明角以内的范围内,对所述受检体照射所述第二照明光。

5. 如权利要求2所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述照明机构以形成下述状态的所述方式照射所述第一照明光和所述第二照明光,在该状态下,通过从所述受检体的外部辨认所述第二照明光所照射的所述照射范围中的第二区域,或者仅辨认所述第一照明光所照射的照明范围中的第一区域,能够知晓所述第二区域在所述照射范围中所处的所述规定方向。

6. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述照明机构包括导光部,其被配置在所述内窥镜中,由将所述照明光引导到所述插入部的前端的多根光纤形成为束状,

在所述导光部中,与所述照明光的照射范围中的所述规定方向对应的光纤的导光特性,不同于与所述其他方向对应的光纤的导光特性。

7. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述照明机构包括:

光学部件,其被设置在所述内窥镜的前端,用于对所述受检体照射所述照明光;和

滤色器,其被设置于所述光学部件,且被设置在对所述规定方向照射的所述照明光的光路上。

8. 如权利要求1所述的内窥镜装置,其特征在于:

所述内窥镜是从所述插入部的前端向着所述受检体使所述照明光扫描的扫描型内窥镜,

所述照明机构包括：

光源单元，其能够发出不同颜色的光作为从所述插入部的前端出射的照明光；和

控制单元，其控制所述光源单元，使得在对所述照射范围之中的所述规定方向照射所述照明光的情况下，发出与对所述规定方向以外照射所述照明光的情况不同颜色的光，其中，在所述扫描型内窥镜中使所述照明光扫描而得到的扫描范围构成所述照射范围。

9. 如权利要求8所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述照明机构对所述受检体在沿所述规定方向的区域照射所述照明光。

10. 如权利要求2所述的内窥镜装置，其特征在于：

还包括：

光源单元，其产生所述照明光；

导光部，其被设置在所述内窥镜中，包括将所述光源单元产生的所述照明光引导到所述插入部的前端的至少1根光纤；

光学部件，其与所述导光部的前端相对地配置，使从所述导光部的前端出射的所述照明光向所述受检体照射；

受光器件，其被设置在所述内窥镜中，接收照射到所述受检体上的所述照明光中来自观察范围的返回光，其中所述观察范围是所述照射范围中的一部分范围；和

图像处理装置，其基于从所述受光器件输出的输出信号或出射的光信号，生成与所述观察范围对应的图像信号，并将生成的所述图像信号输出到显示装置。

11. 如权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于：

作为所述受光器件，所述内窥镜包括物镜和摄像元件，其中所述物镜用于形成所述观察范围的光学像，所述摄像元件被配置在所述物镜的成像位置上，将所述光学像光电转换为二维图像。

12. 如权利要求10所述的内窥镜装置，其特征在于：

作为所述内窥镜具有扫描型内窥镜，其包括：

驱动所述导光部的前端以使其描绘规定的扫描轨迹的致动器；和

与所述导光部的前端相对地配置，照射从所述导光部的前端出射的所述照明光的光学部件，其中，所述光学部件以使用光斑对所述受检体中的规定的扫描范围进行扫描来使其成为照射范围的方式照射所述照明光，

所述受光器件由受光用光纤形成。

13. 如权利要求12所述的内窥镜装置，其特征在于：

能够在所述光源单元上可拆装地连接第一种类的扫描型内窥镜，并且能够在所述光源单元上可拆装地连接第二种类的扫描型内窥镜，其中，所述第一种类的扫描型内窥镜在所述光学部件上设置有可产生所述第二照明光的透射特性的滤色器，所述第二种类的扫描型内窥镜在所述光学部件上没有设置所述滤色器。

14. 如权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于：

还包括控制单元，

在所述光源单元上连接了所述第一种类的扫描型内窥镜的情况下，所述控制单元控制所述光源单元，使得：通过使所述光源单元中产生的所述照明光经所述导光部入射到设置有所述滤色器的所述光学部件，来对所述照射范围照射所述光学部件中产生的所述第一照

明光和所述第二照明光，

在所述光源单元上连接了所述第二种类的扫描型内窥镜的情况下，所述控制单元控制所述光源单元，使得：作为经所述导光部对没有设置所述滤色器的所述光学部件入射的所述照明光，在所述光源单元中产生所述第一照明光和所述第二照明光。

15. 如权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于：

还具有判断单元，其判断连接在所述光源单元上的所述扫描型内窥镜是所述第一种类还是所述第二种类。

16. 如权利要求15所述的内窥镜装置，其特征在于：

还包括控制单元，

在所述判断单元的判断结果是连接了所述第一种类的扫描型内窥镜的情况下，所述控制单元控制所述光源单元，使得所述光源单元中产生的所述照明光经所述导光部入射到设置有所述滤色器的所述光学部件，

在所述判断单元的判断结果是连接了所述第二种类的扫描型内窥镜的情况下，作为由所述光源单元产生的所述照明光，所述控制单元控制所述光源单元使其产生所述第一照明光和所述第二照明光。

17. 如权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于：

在所述光源单元上连接了所述第二种类的扫描型内窥镜的情况下，所述控制单元进行控制，使得：

在所述光斑于所述观察范围进行扫描的第一扫描期间，所述光源单元以脉冲方式发出作为所述第一照明光的红色、绿色和蓝色之各光，

在所述光斑于所述观察范围的外侧进行扫描的第二扫描期间，在表征所述规定方向的时刻，所述光源单元以脉冲方式发出作为与所述第一照明光不同的所述第二照明光的红色或绿色或蓝色的光。

18. 如权利要求13所述的内窥镜装置，其特征在于：

还包括用于选择产生第三照明光的选择开关，其中所述第三照明光用于在包括所述观察范围的所述照射范围中表示所述观察范围的规定方向。

19. 如权利要求18所述的内窥镜装置，其特征在于：

在所述光源单元上连接了所述第二种类的扫描型内窥镜，并且利用所述选择开关进行了选择的情况下，所述控制单元控制所述致动器的驱动，使所述光斑在所述观察范围中的所述规定方向上扫描，并且，在所述光斑于所述规定方向上扫描的第三扫描期间，所述控制单元控制所述光源单元使其发出第三照明光，

所述光源单元还进行控制，使得所述图像处理装置在所述第三扫描期间停止所述图像信号的生成。

20. 如权利要求19所述的内窥镜装置，其特征在于：

所述控制单元进行如下控制：

在所述图像处理装置停止所述图像信号的生成的所述第三扫描期间，将所述图像处理装置于所述第三扫描期间的前一刻生成的所述图像信号的图像，作为静止图像输出到所述显示装置。

内窥镜装置

技术领域

[0001] 本发明涉及内窥镜装置,该内窥镜装置包括可照射照明光的内窥镜。

背景技术

[0002] 近年来,内窥镜在医疗领域等中得到了广泛使用,该内窥镜包括可被插入受检体内的插入部,并可从插入部的前端照射照明光来观察被照明的部位。

[0003] 通过内窥镜获取的摄像图像被作为内窥镜图像显示在监视器上,该情况下,以弯曲部的上方向或摄像元件中的规定的方向为内窥镜图像的上方向的状态,显示该内窥镜图像。

[0004] 作为第一现有技术文献,日本国特开2001-299695号公报公开了一种内窥镜装置,其在插入部前端的倾斜面上配置了2处投影窗,对手术部位投影发光标记,并使所投影的发光标记显示在硬性内窥镜的观察像中。

[0005] 作为第二现有技术文献,日本国特开2009-279181号公报公开了一种内窥镜,其中与传像光纤一并设置有标记用导光光纤,并且从用于引导照明光的导光光纤泄漏到外部的泄漏光可入射到该标记用导光光纤中。

[0006] 作为第三现有技术文献,美国2009/0187098号公报公开了一种系统,其中将发光器具插入鼻窦内,通过从患者的外部观察发光器具发射的光,能够确认发光器具的插入位置。

[0007] 不过,在将内窥镜插入受检体内的情况下,不容易知晓在受检体内观察到的观察范围中的内窥镜实际的上下方向等方向(方位),存在难以顺畅地进行移动至希望观察的部位一侧的操作等情况。

[0008] 本发明鉴于上述情况而做出,提供一种可易于顺畅地进行受检体内的检查或处置的内窥镜装置。

发明内容

[0009] 本发明的一个技术方案的内窥镜装置包括:内窥镜,其包括具有柔性的插入部,所述插入部可被插入作为受检体的鼻窦内,所述内窥镜能够从所述插入部的前端向所述受检体照射照明光;和照明机构,其对于所述受检体,在所述照明光的照射范围中的规定方向上以与其他方向不同的方式从所述内窥镜照射所述照明光。

附图说明

[0010] 图1是表示本发明第一实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0011] 图2是表示内窥镜的插入部的前端侧的结构图。

[0012] 图3是表示插入部的前端面上的照明窗和观察窗的配置例的图。

[0013] 图4是表示未设置滤色器的区域和设置了滤色器的区域的透射特性之示例的图。

[0014] 图5是表示从内窥镜照射的照明光所照射的照射范围并一并表示了观察范围的

图。

[0015] 图6是第一实施方式的动作的说明图。

[0016] 图7是表示使导光光纤中的一部分的导光特性与其他部分不同的情况下的插入部的前端侧的结构图。

[0017] 图8是表示本发明第二实施方式的内窥镜装置的整体结构的图。

[0018] 图9是表示扫描型内窥镜的插入部的前端侧的结构图。

[0019] 图10是图9中的A-A线截面图。

[0020] 图11是表示在Y轴方向上对构成致动器的压电元件进行驱动的驱动信号的波形的图。

[0021] 图12是表示利用驱动信号驱动了致动器的情况下光纤的前端所描绘的螺旋状轨迹的图。

[0022] 图13是表示第二实施方式的处理的流程图。

[0023] 图14是表示照明光经滤色器区域和无滤色器区域照射到的照射范围的状况的图。

[0024] 图15A是表示在Y轴方向上进行驱动的驱动信号的波形等的图。

[0025] 图15B是表示与图15A对应地产生R光的时序的图。

[0026] 图15C是表示与图15B对应的照明光的照射范围的图。

[0027] 图16是表示第一照明期间和第二照明期间的示例的图。

[0028] 图17A是表示第一照明期间和第二照明期间中的驱动信号和照明光的图。

[0029] 图17B是表示第二照明期间中产生的照明光的图。

[0030] 图18是表示第二实施方式的变形例的内窥镜装置的整体结构的图。

具体实施方式

[0031] 下面参考附图说明本发明的实施方式。

[0032] (第一实施方式)

[0033] 如图1所示,本发明第一实施方式的内窥镜装置1包括可被插入作为受检体的患者2内的内窥镜3,对内窥镜3供给照明光的光源装置(或光源单元、光源部)4,对搭载(内置)在内窥镜3中的摄像元件进行信号处理的影像处理器5,和用于显示内窥镜图像的监视器6。

[0034] 图1采用了使光源装置4和进行信号处理的图像处理装置(或图像处理部)即影像处理器5分体构成的结构,但也可以采用将光源装置4和影像处理器5或光源部和图像处理部内置在1个壳体内部的结构。

[0035] 内窥镜3包括可被插入患者2内的具有柔性的插入部7,设置在插入部7的根端的操作部8,和从操作部8伸出的传光线缆9与信号线缆10。

[0036] 传光线缆9的端部的光源用连接器9a和信号线缆10的端部的信号用连接器10a,分别被可拆装地连接在构成照明机构的光源装置4和作为图像处理装置的影像处理器5上。

[0037] 本实施方式的照明机构可在对患者2的距体表深度较小的表层附近(例如距体表深度为5cm程度以内)的鼻窦2a这样的检查对象部位(或脏器)的内部(的面)进行检查或处置的情况下有效地发挥作用。补充来说,在采用如下方式——其中,在利用照明机构对患者2内部的面上的照射范围以照明光进行照明时,照射范围的轮廓能够从患者2的外部辨认到——对患者2的表层附近的患者2的(鼻窦2a等)内部进行检查或处置的情况下,可有效地

发挥作用。进一步补充来说,可在这样的情况下有效地发挥作用,在该情况下,照明机构利用与照射范围中的其他区域的照明不同的一部分区域的照明,使得从患者2的外部能够根据照射范围的轮廓确认或辨认该一部分区域所处的规定方向或规定方位。

[0038] 如后文所述,由于内窥镜3所观察的观察范围形成在照射范围的内侧(或一部分),所以也能够根据照射范围中的规定方向来知晓观察范围中的规定方向。插入部7包括设置在前端的硬质的前端部11,与该前端部11的根端(后端)相邻设置的弯曲部12,和从弯曲部12的根端(后端)延伸至操作部8的前端的柔性的柔性管部13。在操作部8中,设置有用来进行使弯曲部12向上下左右中的任意方向弯曲的操作的弯曲操作杆14。

[0039] 在内窥镜3的插入部7、操作部8和传光线缆9内插通有导光光纤(束)15,该导光光纤15形成引导(或传输)照明光的导光部,其靠手边的一侧的端部到达光源用连接器9a。

[0040] 构成照明机构的光源装置4包括灯(lamp)16、会聚透镜17和电源电路19,其中灯16是产生照明光的光源,会聚透镜17使产生的照明光会聚而入射到导光光纤15的入射端的端部,电源电路19用于使灯16发光。不过,光源不限于灯16,也可以使用发光二极管(简记作LED)。

[0041] 经会聚透镜17入射的照明光被导光光纤15引导到该导光光纤15的前端部即出射端。从前端部经与该前端部相对设置的光学部件——照明透镜(或照射透镜)18——对患者2的内部照射照明光,将内部照明。

[0042] 如图2所示,照明透镜18和导光光纤15的前端被固定在构成前端部11的前端部件11a的照明窗21(的内表面)上。其中,图2中省略了弯曲部12。

[0043] 如图3所示,在前端面上的照明窗21的下方侧的位置设置有观察窗22,该观察窗22中设置有作为受光元件而形成光学像的物镜23,和配置在其成像位置上的作为摄像元件的例如电荷耦合元件(简记作CCD)24。观察窗22的位置不限于图2中实线所示的位置,例如也可以是如双点划线所示的位置。图1~图3中,纸面的上下方向分别与插入部7的前端部11的上下方向一致。

[0044] 如图2所示,物镜23和CCD24形成摄像装置25,其对患者2的内部的检查对象部位等被摄体,以对应于观察视角 θ_{ob} 以内的入射角的观察范围进行拍摄。

[0045] 对于从照明窗21出射的照明光,以照射实质上覆盖观察范围的照射范围的方式,设定了作为照明光的出射角的照明角 θ_{i1} 。

[0046] 如图1或图2所示,从构成照明机构的照明窗21出射照明光的照明角 θ_{i1} 的出射角,被设定为大于形成观察视场的观察视角 θ_{ob} 。

[0047] 照射范围随照明窗21所处的前端部11的前端面到被照明光照射的被摄体之间的距离而变化。同样,观察范围随观察窗22所处的前端部11的前端面到反射照射光来产生反射光的被摄体之间的距离而变化。关于照明范围和观察范围将在图5中后述。

[0048] 如图1所示,CCD24与插通在例如插入部7内的信号线26的前端连接,信号线26的后端到达信号用连接器10a的连接点。

[0049] 与信号用连接器10a连接的影像处理器5包括驱动电路27、信号处理电路(或图像生成电路)28和控制电路29,其中驱动电路27生成用于驱动CCD24的驱动信号,信号处理电路28对CCD24输出的输出信号即摄像信号进行信号处理来生成图像信号,控制电路29用于控制驱动电路27和信号处理电路28。

[0050] 信号处理电路28生成的图像信号被输入至监视器6,监视器6将图像信号的图像作为内窥镜图像显示。

[0051] 插入部7中的弯曲部12是将多个弯曲节31在长度方向的上下、左右的位置处以可转动的方式连结而构成的(图1中简略地示出了仅在上下方向上可转动的结构)。在插入部7的接近上下左右内壁的位置,在长度方向上插通有弯曲用操作线32(图1中简略地仅示出在上下方向上弯曲的弯曲用操作线32)。

[0052] 弯曲用操作线32的前端被固定在前端部11或最前端的弯曲节31上,弯曲用操作线32的后端被卷绕在可旋转地配置在操作部8内的滑轮33上。滑轮33的旋转轴上安装有弯曲操作杆14(图1中简略地仅示出在上下方向上弯曲的滑轮33和弯曲操作杆14)。通过进行使弯曲操作杆14转动的动作,能够使滑轮33转动,牵引成对的弯曲用操作线32中的一方,使弯曲部12向受牵引的一侧弯曲。

[0053] 本实施方式中,如图2和图3所示,在(配置于照明光的光路上的)照明透镜18中的与观察范围的规定方向——上方向对应的上部位置,设置了具有规定的透射特性的滤色器35(小间隔的斜线所示的部分)。图3中,用U、D、L、R表示弯曲部12的上、下、左、右的方向。图3因为表示的是从(插入部7的)前端面的前方侧观察前端面的情况,所以与从插入部7的根端侧观察的情况相比,左右方向是对调的。

[0054] 上述滤色器35在图3等所示的例子中,例如为楔形(三角形),但不限于楔形,也可以是圆形、椭圆形、长方形等形状。如图3所示,照明窗21是圆形的,并且照明透镜18自身具有绕照明透镜18的光轴 O_{i1} 旋转对称的特性,所以照明透镜18在图2中实线所示的照明角 θ_{i1} 的范围内出射照明光。

[0055] 如上所述,在圆形照明透镜18中的位于上方向的上部位置设置有楔形的滤色器35,因此在设置了滤色器35的部分或区域出射的是透射特性与未设置滤色器35的部分或区域不同的照明光,该照明光为出射方向确认用(作为第二照明光的)照明光。

[0056] 设置了滤色器35的部分或区域也称为滤色器区域,未设置滤色器35的部分或区域也称为无滤色器区域。本实施方式中,作为光学部件的照明透镜18具有滤色器区域和无滤色器区域,但后述的第二实施方式中,也存在由仅包含无滤色器区域的光学部件构成的照射透镜56的情况。

[0057] 如图2所示,照明透镜18在照明角 θ_{i1} 的范围内出射照明光,但在设置了滤色器35的滤色器区域中,出射的是反映了滤色器区域的透射特性的照明光即第二照明光。图2用 θ_c 示出了由滤色器区域形成的照明光的出射角范围。滤色器区域仅设置在圆形照明透镜18的上部位置附近,所以在其他方向上,滤色器区域形成的照明光的出射角范围 θ_c 为0。

[0058] 无滤色器区域用于通常的照明,即,使用照明用的照明光(作为第一照明光)对照明范围中的第一区域(或第一照射范围)进行照明,其中照明范围覆盖要观察的观察范围,第一区域是照明范围中的大部分的区域(至少占一半以上面积的区域)。相对地,滤色器区域用于进行照明以使得能够从患者2的外部辨认观察范围或照射范围中的规定方向,是照射范围中的除第一区域外的第二区域(或第二照射范围)。从而,照射范围由占该照射范围的大部分的第一区域(或第一照射范围)和其余的第二区域(或第二照射范围)构成。

[0059] 本实施方式中,由产生照明光的光源装置4、对照明光进行引导的导光光纤15和设置了滤色器35的光学部件即照明透镜18,形成照射照明光——该照明光使得能够容易知晓

观察范围或照明范围中的规定方向——的照明机构。此外,本实施方式中,也可以定义为由对照明光进行引导的导光部即导光光纤15和设置了滤色器35的光学部件(即照明透镜18)形成照明机构(后述的第二实施方式中,照明机构也包括与光源装置4对应的光源单元71)。

[0060] 本实施方式中,观察范围中的规定方向与照明范围中的规定方向是一致的。因此,观察范围中的规定方向和照明范围中的规定方向这两种说法能够互换。

[0061] 本实施方式中,照明范围或观察范围大致能够近似为圆形,所以为了能够容易知晓规定方向,以照明范围或观察范围的中心位置为基准,第二照明光所照射的第二区域被形成在其周长方向上的上方向等规定方向。并且,包括照明范围或观察范围不能近似为圆形的情况在内,也可以代替中心位置使用重心位置。

[0062] 上述规定方向是与拍摄观察范围使其图像化得到的(换言之与观察范围对应的)内窥镜图像中作为基准的例如上方向对应设定的。因为术者通过观察显示在监视器6上的内窥镜图像来进行检查和处置等,所以若能够知晓(确认)内窥镜图像中的上方向实际上是哪个方向,则容易顺畅地进行带有方向性的操作——例如为了能够观察到检查或处置的对象部位而使前端部11移动的移动操作。相反,若无法知晓(确认)内窥镜图像中的上方向实际上是哪个方向,则无法顺畅地进行带有方向性的操作。

[0063] 内窥镜图像中的上方向与配置在前端部11的CCD24的摄像面中的规定方向对应,并且上述上方向与弯曲部12向上弯曲的弯曲方向一致。

[0064] 下面以规定的方向与内窥镜图像显示在监视器6上时的上方向对应的情况进行说明,但并不限于将规定的方向设定为上方向的情况。

[0065] 如上所述,无滤色器区域发挥的作用是,像通常的照明光那样对覆盖观察范围的照射范围进行照明,而滤色器区域则以相对于无滤色器区域的照明在光学上容易区别或识别的方式,对照射范围的一部分区域进行照明。通过以这样的方式进行照明,能够通过区别或识别照射范围中的一部分区域的方向或方位,来识别与前端部11中设置了滤色器35的方向或CCD24的上方向对应的内窥镜图像的上方向或其方位。

[0066] 无滤色器区域用于以覆盖观察范围的方式出射照明光,所以希望扩大其在照明透镜18中所占的面积。相对地,滤色器区域只要使经滤色器区域照射的照射范围的一部分区域的方向可被识别即可,所以与无滤色器区域相比能够设定为较小的所占面积。例如,可以将照明透镜18中的无滤色器区域的所占面积设定为90~98%,将滤色器区域的所占面积设定为10~2%左右。

[0067] 因此,照射范围虽然由无滤色器区域的第一照射范围和滤色器区域的第二照射范围构成,但照射范围也能够近似为与无滤色器区域的第一照射范围大致相等。

[0068] 图4表示从照明透镜18中的无滤色器区域和无滤色器区域出射的照明光的透射率特性的概况。

[0069] 无滤色器区域具有使光源装置4产生的可见光波段(380nm~780nm)的光几乎不发生衰减地透射的透射特性C1。而滤色器区域在整个可见光波段例如发生95%左右的衰减,具有5%左右的透射特性C2。

[0070] 因此,经过了无滤色器区域的照明光,以几乎不发生照明光的光量损失的状态的照明强度,对该照明光所照射的部分即第一照射范围进行照明。而经过了滤色器区域的照明光,以被近似遮光的照明强度对该照明光所照射的部分即第二照射范围进行照明。

[0071] 该情况下,当从患者2的外部观察照射范围时,能够根据照射范围中变暗的第二照射范围的方向,以光学方式确认滤色器区域的方向。换言之,通过辨认经过了无滤色器区域的第一照射范围,能够确认变暗而看不见的第二照射范围的方向。

[0072] 图4中,作为滤色器区域表示了接近遮光的透射特性C2的例子,但不限于该透射特性C2的情况,例如也可以如虚线所示,设定为仅使可见光波段中的红色波段等一部分波段透射的透射特性C2a。

[0073] 该情况下,在从患者2的外部观察时,滤色器区域形成的第二照射范围被照明为与第一照射范围的照明不同的色调,由此能够以光学方式确认滤色器区域的方向。

[0074] 滤色器区域的照明光的光量(在图4中的透射特性C2和C2a之任一情况下)至少比无滤色器区域的情况下的照明光的光量小。从而,令无滤色器区域的情况下的照明光为第一照明光,令滤色器区域的照明光为第二照明光,则第二照明光的光量以小于第一照明光的光量的光量出射照明光。

[0075] 图5表示在图2中从设置有照明透镜18的照明窗21对照明窗21的前方侧的患者2的内部的内壁面一侧照射照明光的情况下,内壁面距前端面的距离为L1和L2的情况下的照射范围,和从观察窗22观察到的观察范围的概况。

[0076] 图5中的实线表示在距图2中的前端部11的前端面的距离为L1的位置上存在内壁面(被摄体)的情况下的照射范围Ri11,并表示了该情况下的观察范围Rob1。

[0077] 图5中的虚线表示在距图2中的前端部11的前端面的距离为L2的位置上存在内壁面的情况下的照射范围Ri12,并表示了该情况下的观察范围Rob2,其中距离L2是距离L1的2倍。

[0078] 图5中的照射范围Ri11、Ri12的中心是照明透镜18的光轴O_{i1}上的位置,而观察范围Rob1、Rob2的中心是物镜23的光轴O_{ob}上的位置。图5中,用Rc1、Rc2表示由滤色器区域形成的第二照射范围。由无滤色器区域形成的第一照射范围,是照射范围Ri11、Ri12中分别排除第二照射范围Rc1、Rc2后的其余的范围。

[0079] 关于图5中由实线和虚线的圆形表示的观察范围Rob1、Rob2,在CCD24的摄像面例如为正方形时,用于作为内窥镜图像显示的实质上的观察范围将与圆形不同。对于图5中圆形所示的例如观察范围Rob1来说,因为摄像面上的正方形的4角部分较暗,故将它们从观察范围中排除,如双点划线所示的那样成为8边形的观察范围Rob1'。

[0080] 即使在观察范围为8边形的情况下,也能够近似成对任意的半径方向不具有方向依赖性的圆形的观察范围。另外,也可以定义具有方向依赖性的观察范围而不进行近似。

[0081] 由图2和图5等可知,在本实施方式中,用于规定观察范围的观察视角 θ_{ob} 与用于规定照射范围的照明角 θ_{i1} 被设定为满足 $\theta_{i1} > \theta_{ob}$ 的关系。并且,由图5可知,本实施方式中以使滤色器区域的第二照射范围(实质上)形成在观察范围的外侧的方式,设定照明角 θ_{i1} 和滤色器区域。

[0082] 像这样,在本实施方式中,因为以使滤色器区域的第二照射范围形成在观察范围的外侧的方式设置照明角 θ_{i1} 和滤色器区域,所以第二照射范围不会对观察造成影响。例如,若第二照射范围出现在观察视场内,可能出现观察视场内的观察功能降低的情况,但本实施方式能够消除观察功能降低的情况的发生。

[0083] 本实施方式的内窥镜装置1的特征在于包括内窥镜3和形成照明机构的(光源装置

4和) 导光光纤15与设置有滤色器35的照明透镜18,其中内窥镜3包括具有柔性的插入部7,该插入部7可被插入到患者2的鼻窦这一受检体内,内窥镜3能够从上述插入部7的前端向上述鼻窦内即上述受检体照射照明光,对上述受检体,上述照明机构在上述照明光的照射范围中的规定方向上以不同于其他方向的方式从上述内窥镜3照射上述照明光。

[0084] 接着说明本实施方式的动作(作用)。图6表示将内窥镜3的插入部7插入到患者2的鼻窦2a内进行检查的状况的说明图。

[0085] 为了对鼻窦2a内的例如上颌窦41内部的患部等进行检查,术者如图6所示从鼻孔42将插入部7经由导管43插入。导管43例如使用与从鼻孔42到上颌窦41的空腔路径的形状接近的弯曲形状的导管。

[0086] 术者在将导管43的前端侧从鼻孔42插入至到达上颌窦41的内部后,将插入部7的前端从导管43的根端的开口插入。

[0087] 为了顺畅地进行将插入部7插入的操作,术者时常进行使插入部7绕其长度方向旋转的操作。因此,术者在进行了插入操作的状态下,大多时候无法知晓内窥镜图像的上方向实际上是哪个方向。

[0088] 进而,术者进行使插入部7的前端移动至导管43的前端开口侧的操作,使插入部7的前端从前端开口伸出。图6表示该状态。

[0089] 光源装置4的照明光被导光光纤15引导,所引导的照明光经照明透镜18扩束,照射在上颌窦41内的与照明窗21相对的窦内壁侧。于是,在与照明窗21相对的窦内壁上形成了照明光所照射的照射范围44。并且,在照射范围44的内侧,形成了能够从观察窗22观察到(能够拍摄到)的观察范围45。

[0090] 在照射范围44中,利用滤色器区域形成了第二照射范围(第二区域)48,该第二照射范围与利用无滤色器区域形成的第一照射范围相比接近几乎遮光的状态。术者能够在视觉上从患者2的外部辨认由无滤色器区域明亮地照明的第一照射范围,和接近遮光的状态的第二照射范围48,能够辨认或知晓照射范围44或观察范围45中的第二照射范围48的方向。

[0091] 图6中,第二照射范围48为观察范围45或照射范围44的下侧的方向(方位)。图6中处于无法从患者2的外部以光学方式辨认的状态的观察范围45,是与显示在监视器6上的内窥镜图像的显示区域大致一致的。不过,在监视器6所显示的内窥镜图像中,以规定的时序读取由CCD24的摄像面摄像得到的摄像信号,将其显示在监视器6的内窥镜图像显示区域中作为内窥镜图像。因此,即使前端部11绕长度方向轴旋转,内窥镜图像显示区域的方向也不会变化(显示在内窥镜图像显示区域内的内窥镜图像会发生旋转)。

[0092] 这样,术者根据可从患者2的外部知晓的第二照射范围48的方向,知晓观察范围45的内窥镜图像中的上方向或弯曲部12的上方向。

[0093] 从而,在术者想要检查(或观察)与当前正在观察的观察范围45不同的部位的情况下,能够知晓为了检查该部位而应当使插入部7的前端部11向哪个方向移动,能够顺畅地进行上颌窦41内部的任意部位的检查。

[0094] 上面说明了对上颌窦41内部进行检查的情况,但在对鼻窦2a中的其他部位进行检查的情况下也具有同样的效果。并且,在使用处置器具进行处置的情况下,也能够知晓观察范围45的内窥镜图像中的规定方向即上方向,所以也易于进行将处置器具插入到观察范围

内的状态下的处置。

[0095] 本实施方式中,以第二照射范围48形成在观察范围45外侧的方式设置照射机构,因此能够消除第二照射范围48形成在观察范围45内部时的观察范围45的一部分区域难以观察到的情况。

[0096] 换言之,能够防止因第二照射范围48导致观察功能降低。

[0097] 上述例子说明了作为照明机构,在光学部件即照明透镜18中设置了滤色器35的情况,但不限于该情况。例如也可以如图7所示,在导光光纤15中,将其一部分导光光纤部分(用15a表示)的导光特性设定为与其他导光光纤部分的导光特性不同的特性,使得具有与设置滤色器35的情况大致同等功能。例如,可以将导光光纤15a的导光特性设定为与图4中的透射特性C2或C2a那样的透射特性同样的特性。

[0098] 在使用了如图7所示的导光光纤15的情况下,也具有与设置了滤色器35的情况同样的效果。接着,说明本发明第二实施方式。

[0099] (第二实施方式)

[0100] 图8表示本发明第二实施方式的内窥镜装置1B。图8所示的内窥镜装置1B包括扫描型内窥镜3B、内窥镜装置主体(简记作装置主体)4B和与装置主体4B连接的监视器6,其中扫描型内窥镜3B使照明光二维扫描且被可拆装地连接在装置主体4B上。

[0101] 本实施方式中的装置主体4B内置有如后所述产生照明光的光源单元71和具有生成图像信号的图像生成部(或图像处理装置)74c的控制器74等,但也可以使光源单元71和图像生成部74c分体构成。

[0102] 内窥镜装置1B包括上述扫描型内窥镜3B和仅有设置在前端部11b上的光学部件与扫描型内窥镜3B不同的扫描型内窥镜3C,不同类型的扫描型内窥镜3B和3C可有选择地连接在装置主体4B上。图8表示了扫描型内窥镜3B与装置主体4B连接的状态。

[0103] 本实施方式中,例如在扫描型内窥镜3C中,作为与第一实施方式同样地照射照明光——该照明光使得能够容易知晓观察范围或照射范围中的规定方向——的照明机构,在光学部件(照射透镜56)上设置了滤色器35b。

[0104] 而扫描型内窥镜3B在光学部件上没有设置滤色器35b,本实施方式在扫描型内窥镜3B的情况下,也使其具有功能与设置了滤色器35b的扫描型内窥镜3C的情况相同的照明机构。

[0105] 换言之,令具有设置了滤色器35b的光学部件的扫描型内窥镜3C的情况下的照明机构为第一照明机构,则本实施方式的内窥镜装置1B包括第一照明机构和第二照明机构,其中该第二照明机构是不具有设置了滤色器35b的光学部件的扫描型内窥镜3B的情况下的照明机构。

[0106] 扫描型内窥镜3B或3C包括具有柔性的插入部7b,插入部7b具有可被插入到患者2的鼻窦2a等内的细长的形状,在插入部7b的根端(后端),设置有用于将扫描型内窥镜3B或3C以可拆装的方式连接到装置主体4B上的连接器9b。

[0107] 插入部7b包括硬质的前端部11b,和从前端部11b的后端向连接器9b延伸的具有柔性的柔性管部13b。也可以在前端部11b与柔性管部13b之间设置可弯曲的弯曲部,并在柔性管部13b与连接器9b之间设置具有使弯曲部弯曲的操作握手等的操作部。

[0108] 前端部11b具有由硬质的筒状部件构成的圆筒部件50,在保持该圆筒部件50的后

端的硬质的保持部件51上,连结柔性的圆筒管52的前端,该圆筒管52的后端被固定在连接器9b上。

[0109] 在插入部7b内插通有光纤53,该光纤53形成用于引导入射光的导光部或导光部件。

[0110] 光纤53的根端(后端)在连接器9b中的光连接部55a处与装置主体4B内部的光纤55b连接。

[0111] 装置主体4B内部的光源单元71产生的光经光纤55b作为入射光入射到光纤53的根端。由光纤53引导的入射光从光纤53的前端面作为照明光出射。从前端面出射的照明光经会聚透镜(或照射透镜)56照射,在患者2内的检查部位等被摄体上形成光斑,其中会聚透镜56是与光纤53的前端面相对地安装在圆筒部件50前端的照明窗上的光学部件。

[0112] 图9表示包括图8中的插入部7b的前端部11b在内的前端侧的结构。图9(和图10)中省略了图8的外套管63。

[0113] 图8中简略地表示了圆筒部件50,在图9中,圆筒部件50包括圆筒部件主体50a、第一透镜框50b和第二透镜框50c,其中第一透镜框50b用于保持第一透镜56a且被配置在圆筒部件主体50a的前端附近,第二透镜框50c用于保持第二透镜56b,且与第一透镜框50b的根端侧嵌合并与圆筒部件主体50a的前端侧嵌合。

[0114] 也可以不使用图9所示的透镜框50b、50c,而是采用在图8所示的圆筒部件50的前端安装第一透镜56a和第二透镜56b的结构。

[0115] 在构成前端部11b的圆筒部件50(或圆筒部件主体50a)的内侧,光纤53的前端侧沿圆筒部件50的大致中心轴配置。

[0116] 光纤53对根端侧(入射侧)的端面上入射的照明光进行引导,使其从前端侧(照射侧)的端面出射。

[0117] 在前端部11b内的靠根端的位置,在作为接合部件的插针(ferrule)59的外表面安装有压电元件57a~57d,该压电元件形成使光纤53的前端侧在与光纤53的长度方向正交的方向上摆动(振动)的致动器(或扫描器)57。图9示出了在上下方向上设置的压电元件57a、57b,在表示图9的A-A线截面的图10中,示出了在上下左右方向上设置的压电元件57a、57b、57c、57d。图10还示出了光纤53具有纤芯53b和包层53c。

[0118] 对于形成致动器57的板状的压电元件57a~57d,通过经插通在插通部7b内的驱动线58从装置主体4B内部的驱动单元72施加驱动信号,使其在长度方向(图1、图2中的Z轴方向)上伸缩。

[0119] 该致动器57通过在设于光纤53外周面的插针59的上下左右的外表面设置使光纤53振动的压电元件57a~57d而构成。

[0120] 由图10可知,插针59被形成为,与插针59的长度方向(或轴方向)垂直的方向上的横截面为正方形,使光纤53通过沿其中心轴设置的孔来保持光纤53。

[0121] 如图10所示,在压电元件57a~57d的两面设置有平板状的电极60,能够将驱动单元72产生的驱动信号经驱动线58分别施加在压电元件57a~57d各自的两面的电极60上。

[0122] 插针59的根端(后端)侧由用于保持(固定)该插针59的根端侧的圆柱形的保持部件51保持。

[0123] 如图9所示,在圆柱形的保持部件51的外周面,形成有将其长度方向的两端台阶状

地切除而得到的细径部,圆筒部件50的根端和圆筒管52的前端被分别固定在各细径部。在圆筒管52的内侧,设置有覆盖光纤53的外周面来保护光纤53的柔性的保护管54a。

[0124] 如图9、图10所示,沿圆筒部件50和圆筒管52的外周面,环状配置有多根受光用光纤61,该受光用光纤61是接收从被摄体反射的照明光的受光元件。受光用光纤61接收到的(来自被摄体的返回光或反射)光经连接器9b的光连接部62a被引导到装置主体4B内部的受光用光纤22b。从该受光用光纤22b的端面出射的光(信号)入射到检测单元73,被转换为电信号。此外,也可以采用使从受光用光纤61的根端出射的光(信号)不经受光用光纤22b而直接入射到检测单元73的结构。

[0125] 环状配置的受光用光纤61被图8所示的具有柔性的外套管63覆盖而受到保护。

[0126] 各扫描型内窥镜3B、3C具有存储器66,存储器66中存储有用于利用致动器57按规定的扫描图案对光纤53的前端进行驱动的驱动数据,和与进行了驱动的情况下的照射位置对应的坐标位置数据等信息。该存储器66中保存的信息经连接器9b的连接点和信号线被输入至装置主体4B内部的控制器74,保存在存储器75中。

[0127] 存储器66还保存有表示设有该存储器66的扫描型内窥镜3B或3C中的光学部件上是否设置了滤色器的识别信息(例如表示有无滤色器的标志信息)。控制器74根据识别信息来识别或判断连接在装置主体4B上的扫描型内窥镜3B和3C的类型,并根据所连接的扫描型内窥镜3B或3C的类型进行控制,以产生各自不同的照明光。控制器74具有判断电路或判断单元74d(图8中记作判断),其构成用于识别或判断连接在装置主体4B上的扫描型内窥镜3B或3C的类型的判断部。

[0128] 如图8所示,装置主体4B包括构成照明机构的光源单元(或光源装置)71、驱动单元72、检测单元73、对装置主体4B中的各单元进行控制的控制器74和与控制器74连接的保存各种信息的存储器75。

[0129] 光源单元71包括产生红色波段的光(也称为R光)的R光源71a,产生绿色波段的光(也称为G光)的G光源71b,产生蓝色波段的光(也称为B光)的B光源71c,和将R光、G光与B光合束(混合)的合束器71d。

[0130] R光源71a、G光源71b和B光源71c例如使用激光光源等构成,在因控制器74的控制而为ON时,分别对合束器71d出射R光、G光、B光。控制器74包括由中央运算装置(简记作CPU)等构成的具有控制单元的功能的光源控制部(或光源控制单元)74a,对R光源71a、G光源71b和B光源71c的离散的发光进行控制。

[0131] 控制器74的光源控制部74a对R光源71a、G光源71b和B光源71c发送使它们各自在略微不同的时刻脉冲发光的控制信号,R光源71a、G光源71b和B光源71c依次产生R光、G光、B光,向合束器71d出射。

[0132] 合束器71d将来自R光源71a的R光、来自光源71b的G光和来自光源71c的B光合束后供给到光纤55b的光入射面,光纤55b使合束后的R光、G光、B光(也称为RGB光)入射到光纤53的根端。光纤53对根端上入射的照明光进行引导,使所引导的光从前端面作为照明光出射。

[0133] 驱动单元72包括信号发生器72a、D/A转换器72b和72c、放大器72d和72e。

[0134] 信号发生器72a基于控制器74的扫描控制部74b的控制,生成用于使光纤53的前端摆动(或振动)的驱动信号并将其输出到D/A转换器72b和72c。D/A转换器72b和72c将信号发生器72a输出的数字驱动信号转换为模拟驱动信号分别输出到放大器72d和72e。

[0135] 放大器72d和72e将D/A转换器72b和72c输出的驱动信号分别放大并将生成的驱动信号经驱动线58输出到形成致动器57的驱动元件即压电元件57a~57d。

[0136] 放大器72d对压电元件57a、57b产生使其在Y轴方向上振动的驱动信号,放大器72e对压电元件57c、57d产生使其在X轴方向上振动的驱动信号。

[0137] 图11表示放大器72d产生的驱动信号的波形。图11中的横轴表示时间t,纵轴表示驱动信号的(交流)电压值,该波形是峰值电压值随时间变化的波形。此外,放大器72e驱动信号是将图11所示的驱动信号的相位偏移 90° 而得的在X轴方向上产生振动的驱动信号。

[0138] 因此,光纤53的前端以如图12所示形成规定的扫描轨迹——螺旋形的轨迹Ts的方式被摆动。图12中,Pa表示扫描开始位置(或摆动开始位置),是图11中的时间 t_a 的时刻的位置。图12中的扫描结束位置(或摆动结束位置)Pb是图11中的时间 t_b 的时刻的位置。该时间 t_b 是在X轴方向上振动的驱动信号的电压值最大,而在Y轴方向上振动的驱动信号的电压值为0的时间。

[0139] 沿图12所示的轨迹Ts脉冲发光而得到的照明光被光斑状地照射在被摄体上,在被摄体上,螺旋形照射的扫描范围成为照射范围。

[0140] 图9表示了使光纤53的前端以形成轨迹Ts的方式摆动的情况下,Y轴方向上的与照明光的照射范围对应的照明角(或照射角) θ_i 。本实施方式中,由图12所示的轨迹Ts可知,在任意半径方向上,其照明角都能够近似为等于照明角 θ_i 。

[0141] 关于图9所示的作为光学部件的照射透镜56a、56b,在扫描型内窥镜3B中没有设置滤色器35b,但在扫描型内窥镜3C中,例如虚线所示那样,在照射透镜56b上的与观察范围(或将该范围图像化得到的内窥镜图像)的规定方向对应的上方向的位置设置有滤色器35b。此外,也可以将滤色器35b设置在照射透镜56a上,还可以设置在照射透镜56a和56b这两者上。

[0142] 在与内窥镜图像的上方向对应的位置,滤色器35b例如与第一实施方式同样地被设置为楔形。如图9所示,滤色器35b被配置在上下方向上的照明角 θ_{iy} 内的上部位置。

[0143] 滤色器35b例如被设定为图4中的透射特性C2a的特性。在该特性的情况下,滤色器35b使入射的照明光中的仅红色波段的光透射。不过,不限于图4中的透射特性C2a的情况,也可以设定为透射特性C2的特性,还可以设定为与它们不同的特性。

[0144] 在设置了滤色器35b的扫描型内窥镜3C中,对于从光纤53的前端出射的照明光来说,在经未设置滤色器35b的部分或区域照射的第一照明光的情况下,和经设置了滤色器35b的部分或区域照射的第二照明光的情况下,照射范围的照明特性是不同的。

[0145] 即,在无滤色器区域中,作为第一照明光照射RGB光,在滤色器区域中,用仅为R光的第二照明光进行照射。从而,在从患者2的外部观察的情况下,能够根据被R光照射的第二照射范围的方向来知晓前端部11b的上方向。如第一实施方式所述,滤色器35b的形状不限于楔形的情况。

[0146] 环状配置的用于接收(照射在被摄体上的照明光的)返回光的受光用光纤61被设定为,其观察视角或观察范围的入射角实质上比照射角 θ_{iy} 窄(或小)。

[0147] 作为受光用光纤61的导光特性,使用特性为实质上不对在其入射面上以规定入射角以上入射的入射光导光的光纤即可,其中该规定入射角小于照射角 θ_{iy} 。或者,也可以对图像的生成进行控制,以仅使用小于照射角 θ_{iy} 的观察视角作为观察范围。

[0148] 该情况下,由光源控制部74a等(控制单元)控制图像生成部74c,使得仅在照明光照射(扫描)观察范围(的观察视角)以内的照射范围的期间中,图像生成部74c根据受光用光纤61接收(检测)到的光信号生成图像。并且,由光源控制部74a等控制图像生成部74c,使得在照射(扫描)观察范围的外侧的期间中,停止图像生成部74c根据受光用光纤61接收(检测)到的光信号生成图像的动作(即可)。

[0149] 如图8所示,检测单元73包括检测器73a和A/D转换器73b。

[0150] 检测器73a由光电二极管等构成,接收从受光用光纤62b的根端的光出射端面出射的作为返回光的R光、G光和B光,进行光电转换。检测器73a生成与接收到的R光的强度、G光的强度和B光的强度分别对应的模拟的R、G、B检测信号,向A/D转换器73b输出。

[0151] A/D转换器73b将检测器73a依次输入的模拟的R、G和B检测信号分别转换为数字的R、G和B检测信号,输出到设置在控制器74内的图像生成部(或图像生成电路)74c,该图像生成部74c构成生成图像(信号)的信号处理装置。图像生成部74c将生成的图像信号输出至监视器6,监视器6将图像信号的图像显示为内窥镜图像。此外,也可以将生成图像信号的图像处理装置定义为由检测单元73和图像生成部74c构成。

[0152] 存储器75预先保存有用于进行装置主体4B的控制的控制程序等。存储器75还保存有由装置主体4B的控制器74从存储器66读取的坐标位置的信息。

[0153] 控制器74使用CPU或FPGA等构成,读取保存在存储器75中的控制程序,基于该读取的控制程序进行光源单元71和驱动单元72的控制。

[0154] 本实施方式还包括第二照明机构,该第二照明机构是在不具有滤色器35b的扫描型内窥镜3B的情况下,也照射照明光——该照明光使得能够容易知晓照射范围或观察范围(照射范围的一部分范围)中的规定方向——的照明机构。该第二照明机构能够从多个模式中选择照射与滤色器35b相当的第二照明光的功能。

[0155] 本实施方式中的照明机构由光源单元71、光纤53、照射透镜56(56a、56b)和光源控制部74a构成,其中光源单元71产生照明光,光纤53构成用于引导照明光的导光部,照射透镜56形成使光纤53的前端(面)输出的照明光照射到患者2的内部的光学部件,光源控制部74a对光源单元71进行控制。

[0156] 术者等用户能够从模式选择部(或模式选择开关)76选择1个模式,将选择的模式信号输入到控制器74。控制器74内的光源控制部74a进行控制,使光源单元71出射由第一照明光和与模式信号对应的模式的第二照明光构成的照明光。

[0157] 在选择了第一模式信号的情况下,光源控制部74a进行控制,例如与滤色器35b大致同样地,出射楔形的由红色波段的光照射的第二照明光。

[0158] 在选择了第二模式信号的情况下,光源控制部74a进行控制,在与生成内窥镜图像的期间不同的方向确认期间中,从光源单元71出射第二照明光。此外也可以是,作为(未进行模式选择的)通常的动作模式,设定为以第一模式信号动作,在进行了模式选择的情况下,设定为以第二模式信号动作。

[0159] 如上所述,第一模式发挥与滤色器35b大致同样的功能,对规定的扫描范围进行扫描,而第二模式与第一模式不同,是以能够知晓(辨认)规定方向例如上方向的方式进行扫描,并且在规定方向的扫描期间中使光源单元71发光的模式。因此,能够将模式选择部76理解为选择开关,其用于进行选择,以在第二模式下于规定方向进行扫描的扫描期间中,产生

与第二照明光的功能类似的第三照明光。

[0160] 也可以将以第一模式产生照明光的照明期间定义为第一照明期间,将以第二模式产生(照射)用于确认规定方向的第二照明光的照明期间定义为第二照明期间。

[0161] 在第一实施方式那样利用CCD进行拍摄的内窥镜中,以滤色器区域的第二照射范围(实质上)形成在观察范围外侧的方式设定了照明角 θ_{i1} 和滤色器区域,而在本实施方式的扫描型内窥镜中,可以在由图像生成部74c进行图像生成的照明光的扫描范围以外,在规定的方向上以与其他方向不同的方式进行照明。

[0162] 本实施方式的内窥镜装置1B包括作为内窥镜的扫描型内窥镜3B、3C和构成照明机构的光源单元71,其中扫描型内窥镜3B、3C包括具有柔性的插入部7b,该插入部7b可被插入到患者2的鼻窦这一受检体内,扫描型内窥镜3B、3C能够从上述插入部7b的前端向上述鼻窦内即上述受检体照射照明光,对上述受检体,上述照明机构在上述照明光的照射范围中的规定方向上以不同于其他方向的方式从上述内窥镜照射上述照明光。

[0163] 内窥镜装置1B具有作为上述方式以下述状态照射上述照明光的照明机构,该状态是,对上述其他方向照射的第一照明光与对上述规定方向照射的第二照明光的光量和波段中的至少一者是不同的。

[0164] 接着说明本实施方式的动作。图13的流程图表示本实施方式的处理等。

[0165] 术者将扫描型内窥镜3B或3C与装置主体4B连接,如图13的步骤S1所示,使装置主体4B的电源开关ON,接通装置主体4B的电源。于是,装置主体4B成为动作状态。

[0166] 当成为动作状态后,在步骤S2中,控制器74从存储器66读取与装置主体4B连接的扫描型内窥镜的类型的信息,进行判断所连接的扫描型内窥镜的类型的处理。

[0167] 在步骤S3中,控制器74根据保存的识别信息,判断所连接的扫描型内窥镜的类型是否是无滤色器的扫描型内窥镜3B。

[0168] 在步骤S3的判断处理中判断为有滤色器(即为扫描型内窥镜3C)的情况下,在步骤S4中,控制器74的光源控制部74a进行控制以从光源单元71产生通常的照明光。光源控制部74a对压电元件57a~57d施加驱动信号,光纤53的前端以描绘图12所示的轨迹Ts的方式摆动。

[0169] 如步骤S5所示,光纤53的前端出射的照明光中,通过了照射透镜56a、56b中的无滤色器区域的照明光成为RGB光(第一照明光),通过了滤色器区域的照明光成为R光(第二照明光),对被摄体中的与图12的轨迹Ts对应的照射范围进行照明。

[0170] 图14表示经步骤S5照射了照明光的照射范围。如图14所示,由通过了滤色器区域的R光(第二照明光)形成的第二区域如斜线所示成为楔形的区域,其余的大致圆形的区域表示由通过了无滤色器区域的RGB光(第一照明光)形成的第一区域。在图14中,用Rf表示由滤色器区域形成的(作为第二照射范围的)第二区域,用Rn表示由无滤色器区域形成的(作为第一照射范围的)第一区域。如图9所示,由于入射到照射透镜56的(与光轴相比的)上侧的照明光被照射到相比透镜56的光轴靠下侧,所以图14中表示了由上侧的滤色器区域带来的第二区域Rf形成于下方向的例子。

[0171] 图14中用虚线表示观察范围Ro。观察范围Ro被设定为相比第二区域Rf靠内侧。

[0172] 因此,在将观察范围Ro图像化而在监视器6上显示内窥镜图像的情况下,第二区域Rf不会出现在内窥镜图像中。如上所述,例如光源控制部74a控制图像生成部74c,使得在照

明光于观察范围 R_o 内扫描的期间中根据受光用光纤61接收到的光信号生成图像,而在其外侧的期间中不生成图像。

[0173] 术者对形成了第二区域 R_f 的照射状态进行确认,如步骤S6a所示,术者将插入部7b插入到患者2的鼻窦2a内的上颌窦41内部。为了顺畅地进行将插入部7b插入的操作,术者时常进行使插入部7b绕其长度方向轴旋转的操作。因此,术者在进行了插入操作的状态下,无法知晓内窥镜图像的上方向实际上是哪个方向。

[0174] 如步骤S7a所示,术者通过从患者2的外部观察照射在上颌窦41的内壁上的照射范围的反射光,能够知晓R光(第二照明光)的照射范围的方向即内窥镜图像的上方向。

[0175] 对上颌窦41的内壁照射了照明光的情况下的状况,与第一实施方式中的图6所示的照射状况大致相同。该情况下使用受光用光纤61观察的观察范围也与图6所示的情况同样,观察范围形成在使用光纤53形成的照射范围的内侧。

[0176] 术者通过知晓由R光(第二照明光)形成的第二区域的方向,能够顺畅地进行使前端部11b从当前正在观察的部位移动到接着要观察(检查)的部位的的操作。并且,术者如步骤S8a所示地进行检查对象部位的内窥镜检查等。

[0177] 在接下来的步骤S9a中,控制器74判断术者是否进行了指示结束检查的操作。没有进行指示结束检查的操作的情况下,返回步骤S6a的处理,并反复同样的处理等。进行了指示结束检查的操作的情况下,结束图12的处理。

[0178] 另一方面,在步骤S3中判断为无滤色器的情况下,在步骤S10中,控制器74(的光源控制部74a)进而判断是否进行了模式选择。在判断结果是没有进行模式选择的情况下,控制器74(的光源控制部74a)如接下来的步骤S11之后说明的那样,以第一模式进行控制动作。

[0179] 在步骤S11中,光源控制部74a进行控制,使得光源单元71产生与照射透镜56b上设置有滤色器35b的情况同样的第一照明光(RGB光)和第二照明光(R光)。

[0180] 具体而言,如图15A所示,在Y轴方向的驱动信号中,在与产生方向确认用的照明光的楔形的区域对应的期间,光源控制部74a如图15B所示控制光源单元71以仅产生R光。

[0181] 图15A所示的驱动信号中,在扫描于楔形区域的期间,如图15B所示地由光源控制部74a进行控制以产生R光。图15B中宽度越大,表示产生R光的期间越长。图15B中只表示了仅产生作为第二照明光的R光的期间。在图15B中所示(竖线表示)的期间以外的期间中,产生RGB光。不过,实际上R光、G光、B光是周期性地脉冲发光的。

[0182] 如图15C所示,光源单元71产生第一照明光(RGB光)和与设置了滤色器区域的情况大致同样地与楔形对应的第二照明光(R光),出射到光纤53。与图15A的驱动信号和图15B的R光的产生时序对应地,如图15C所示,在楔形的区域中生成由R光的照明光构成的第二照明光,其余的区域是由RGB光构成的第一照明光。图15C的照明光经仅由无滤色器区域构成的照射透镜56a、56b照射到被摄体一侧,形成与图15C对应的照射范围。

[0183] 术者能够确认在被摄体上形成了与图15C对应的照射范围。图15C中,用 R_r 表示R光的区域,用 R_{rgb} 表示RGB光的区域。若扫描型内窥镜3B被设定为与图9相同的状态,则在被摄体一侧,R光的区域 R_r 在Y轴方向上形成于下侧。照射到被摄体一侧的状态下的照射范围是与图14的情况相同的。

[0184] 由图15C和图14可知,第一模式下的照明与设置了滤色器35b的情况同样地发挥功

能。

[0185] 在确认了这样的照射状态之后,如步骤S6b所示,术者将插入部7b插入到患者2的鼻窦2a内的上颌窦41内部。

[0186] 如步骤S7b所示,术者通过从患者2的外部观察照射在上颌窦41的内壁上的照射范围的反射光,能够知晓R光(第二照明光)的照射范围的方向即内窥镜图像的上方向。

[0187] 术者通过知晓R光(第二照明光)的照射范围的方向,能够顺畅地进行使前端部11b从当前正在观察的部位移动到接着要观察(检查)的部位的的操作。并且,术者如步骤S8b所示地进行检查对象部位的内窥镜检查等。

[0188] 在接下来的步骤S9b中,控制器74判定术者是否进行了指示结束检查的操作。没有进行指示结束检查的操作的情况下,返回步骤S6b的处理,并反复同样的处理等。进行了指示结束检查的操作的情况下,结束图12的处理。

[0189] 在进行了步骤S10的模式选择的情况下,在步骤S12中,控制器74(的光源控制部74a)控制光源单元71以不同于第一模式的第二模式进行照明。如下面说明的那样,光源控制部74a进行控制,以(交替地)在第二扫描期间(第二照明期间)中产生第二照明光,在第一扫描期间(第一照明期间)中产生第一照明光。

[0190] 该情况下,在与设置了上述滤色器35b的情况或第一模式下的通常的扫描期间(或者照明期间)不同的方向确认用的扫描期间(或照明期间)中,光源控制部74a控制光源单元71以产生方向确认用的照明光。图16示出了通常的扫描期间T1和方向确认用的扫描期间T2。如图16所示,在没有选择第二模式的情况下,控制器74控制光源单元71、驱动单元72和检测单元73等,按通常的扫描期间T1进行动作。

[0191] 当选择了第二模式后,使方向确认用的扫描期间T2和通常的扫描期间T1以规定的周期T反复。在该状态下,若进而进行了使第二模式停止的操作,则返回通常的扫描期间T1的动作。并且,术者能够选择通常的扫描期间T1中的动作。

[0192] 即,作为通常的扫描期间T1中的动作,术者能够选择像第一模式那样进行扫描和照明,或者进行连接了扫描型内窥镜3C——其设置有滤色器35b——的情况下的扫描和照明。

[0193] 也可以如图16所示的那样,在方向确认用的扫描期间T2中,将该方向确认用的扫描期间T2的前一个通常的扫描期间T1的最后帧期间的内窥镜图像作为静止图像显示(在扫描期间T1中为动态图像)。例如,光源控制部74a可以控制图像生成部74c的动作,使得在扫描期间T2中,将扫描期间T1的最后帧期间的内窥镜图像作为静止图像的图像信号输出到监视器6。

[0194] 该情况下,在将扫描期间T1和T2例如设定为1/30秒~1/10秒左右的情况下,术者能够观察到与通常的动态图像的运动相比略微丢帧的动态图像那样的内窥镜图像。

[0195] 通过从患者2的外部辨认方向确认用的扫描期间T2中的照明光,能够知晓观察范围的内窥镜图像中的上方向。

[0196] 除了如上所述交替地进行扫描期间T1和T2的情况之外,也可以在选择了第二模式的情况下,持续地仅进行方向确认用的扫描和照明,直到此后进行了使第二模式停止的操作。

[0197] 图17A表示Y轴(方向)的驱动信号和照明光的产生期间。在扫描期间T1中,在Y轴方

向和X轴方向上输出驱动信号,并且光源单元71产生作为第一照明光的RGB光。在图17A中,扫描期间T1中的驱动信号仅表示了其轮廓的波形,但实际上呈现出图11所示的驱动信号的波形。

[0198] 而在扫描期间T2中,输出作为规定方向的Y轴(正)方向的驱动信号,并且仅在输出Y轴方向的驱动信号的期间(驱动信号在Y轴方向上为正的期间),光源单元71产生作为第二照明光的R光。此处使用产生R光的情况进行说明,但也可以不是R光,而是产生G光等(与RGB光不同的)光。

[0199] 这样,在扫描期间T2中仅产生第二照明光。第一照明光和第二照明光出射到光纤53。如图17A所示,在Y轴正方向的多次扫描期间产生脉冲状的R光。图17B在光纤53的前端位置处的坐标系中,表示了仅在Y轴正方向输出驱动信号的期间中对光纤53输出R光的情况。

[0200] 在扫描期间T2中,经过仅由无滤色器区域构成的照射透镜56a、56b,在被摄体上形成了与图17B对应的R光的照射范围。术者能够根据与图17B对应的照射范围来知晓上方向。

[0201] 也可以为了更易于确认(知晓)第二照明光所照射的作为规定方向的上方向,在上方向的时刻产生R光,进而在上方向的相反侧的方向即下方向的时刻产生与R光不同(并且与RGB光也不同)的例如B光。

[0202] 例如,也可以如图17A中双点划线所示,在Y轴负方向上也产生驱动信号,并在产生该驱动信号的期间,光源控制部74a如双点划线所示地产生B光。该情况下,如图17B中双点划线所示,在下方向的时刻从光源单元71输出B光。图17A中为简化起见,表示了仅产生1次B光的例子,但实际上优选与R光的情况同样地多次产生B光。

[0203] 术者能够根据这样的第二照明光照射在被摄体上的情况下的反射光,容易地知晓R光表示上方向、B光表示下方向。

[0204] 在确认了与图17B对应的照射的状况之后,术者如图13的步骤S6c所示,将插入部7b插入到患者2的鼻窦2a内的上颌窦41内部。

[0205] 如接下来的步骤S7c所示,术者通过从患者2的外部观察照射在上颌窦41的内壁上的照射范围的反射光,能够知晓R光(第二照明光)的照射范围的方向即内窥镜图像的上方向。

[0206] 术者通过知晓R光(第二照明光)的照射范围的方向,能够顺畅地进行使前端部11b从当前正在观察的部位移动到接着要观察的部位的的操作。

[0207] 在接下来的步骤S8c中,控制器74判断术者是否进行了指示结束检查的操作。没有进行指示结束检查的操作的情况下,返回步骤S6c的处理,并反复同样的处理等。进行了指示结束检查的操作的情况下,结束图12的处理。

[0208] 依照如上所述动作的本实施方式,光学部件上设置有滤色器35b的情况自不用说,即使在使用光学部件上没有设置滤色器35b的扫描型内窥镜3B的情况下,也能够从患者2的外部知晓内窥镜图像的上方向等规定方向。

[0209] 从而,依照本实施方式,能够提供一种可顺畅地对鼻窦2a内部进行检查或使用处置器具进行处置等的内窥镜装置1B。

[0210] 在以上说明的第二实施方式中,说明的是使用了扫描型内窥镜3B、3C的内窥镜装置1B,但也可以如图18所示那样地构成变形例的内窥镜装置1C。该内窥镜装置1C构成为,在图8的内窥镜装置1B中还能够连接使用图1所示的具备摄像元件的内窥镜3。即,内窥镜装置

1C包括能够连接使用内窥镜3与2种扫描型内窥镜3B、3C中的任意一种的装置主体4C。在图18中,与图8的情况同样地,表示了装置主体4C上连接扫描型内窥镜3B的情况。

[0211] 装置主体4C包括图8所示的装置主体4B、图1的光源装置(或光源单元)4和影像处理器5。内窥镜3、扫描型内窥镜3B、3C、装置主体4B、光源装置4和影像处理器5已经说明,故省略此处的记载(说明)。

[0212] 本变形例中,在如虚线所示那样地将内窥镜3连接在装置主体4C中的光源装置4和影像处理器5上的情况下,成为第一实施方式中说明的动作。该情况下的动作在第一实施方式中已经说明,故省略其说明。在将扫描型内窥镜3B或3C连接在装置主体4C上的情况下,成为第二实施方式中说明的动作。该情况下的动作在第二实施方式中已经说明,故省略其说明。

[0213] 此外,也可以将上述实施方式和变形例的一部分部分地组合。

[0214] 并且,也可以在说明书和附图所公开的范围内,改变原始技术方案的内容。

[0215] 本申请以2016年4月14日在美国提交的美国申请号15/098,416号为基础要求优先权,上述公开内容被引用于本申请。

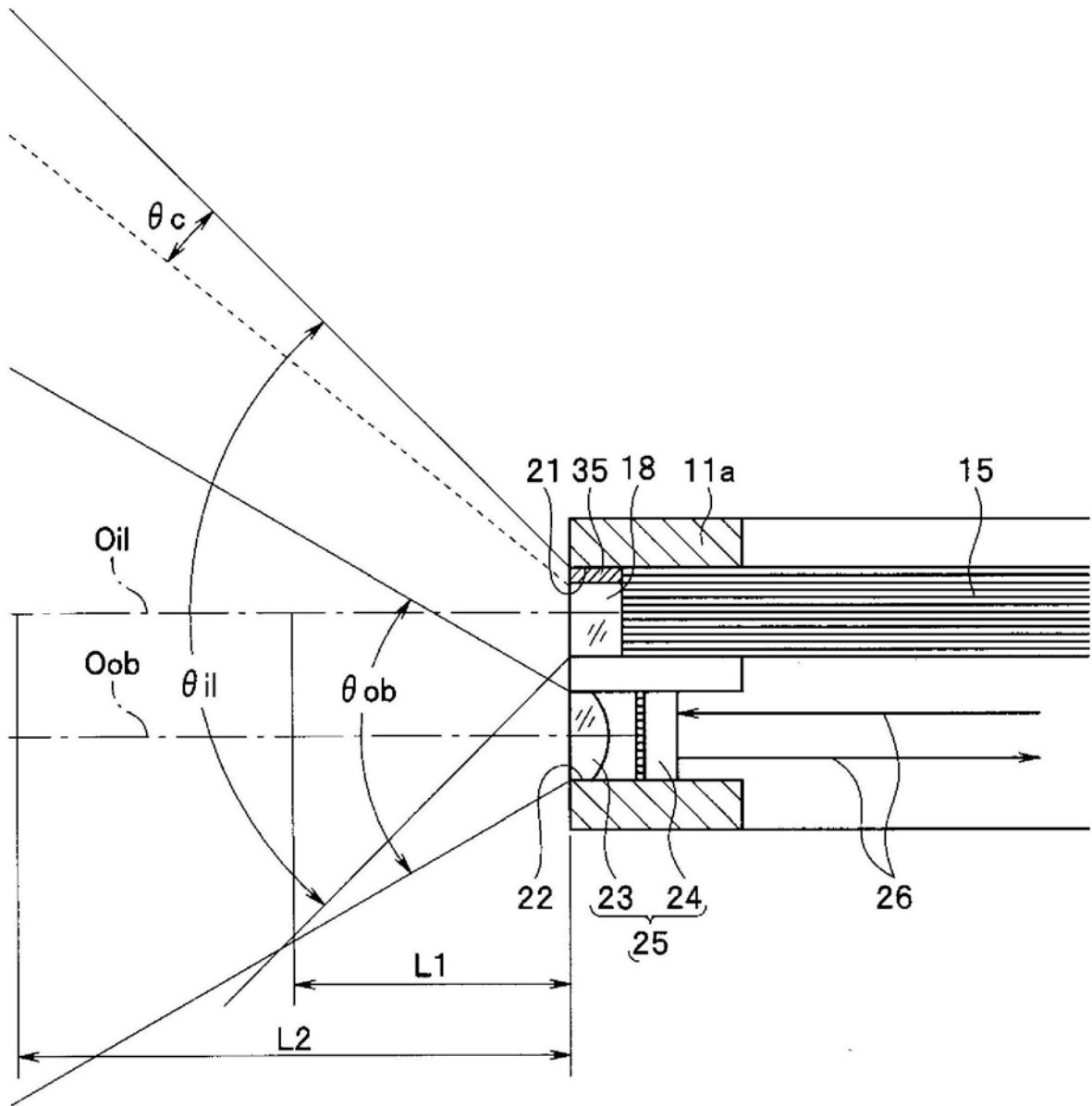


图2

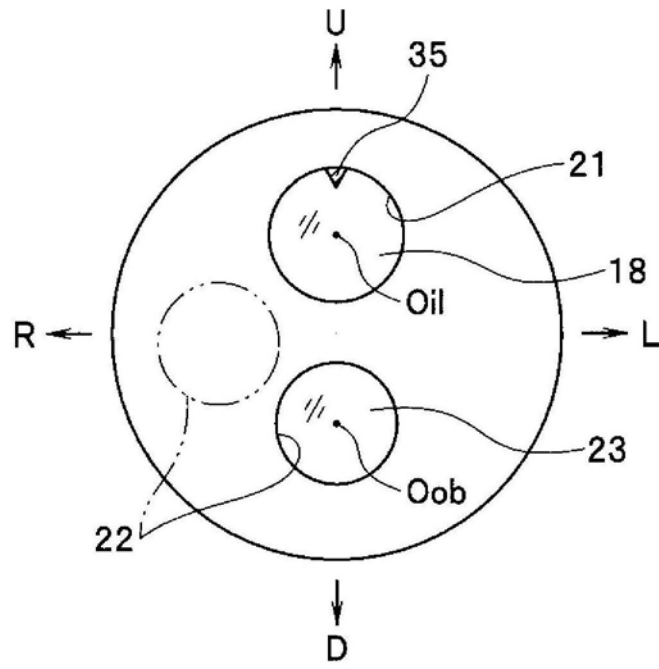


图3

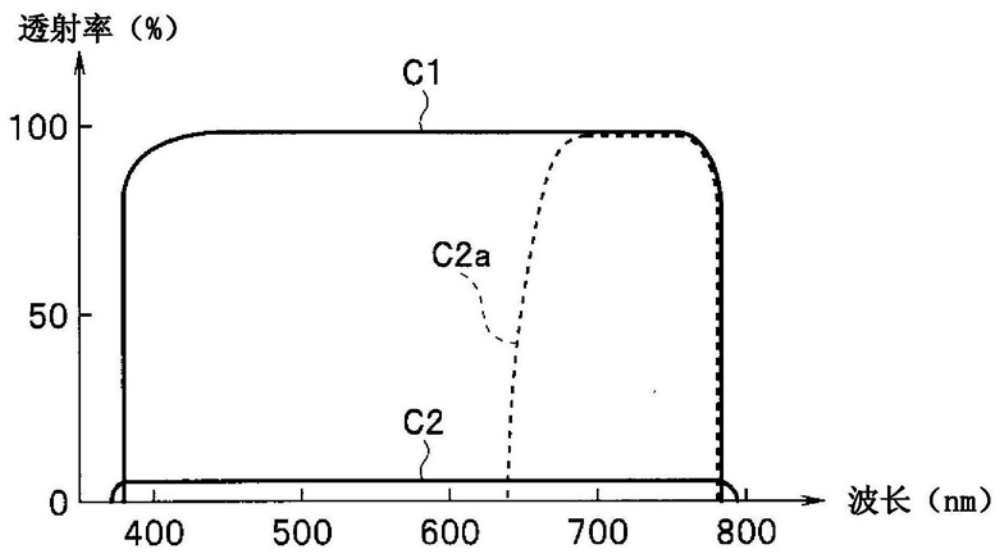


图4

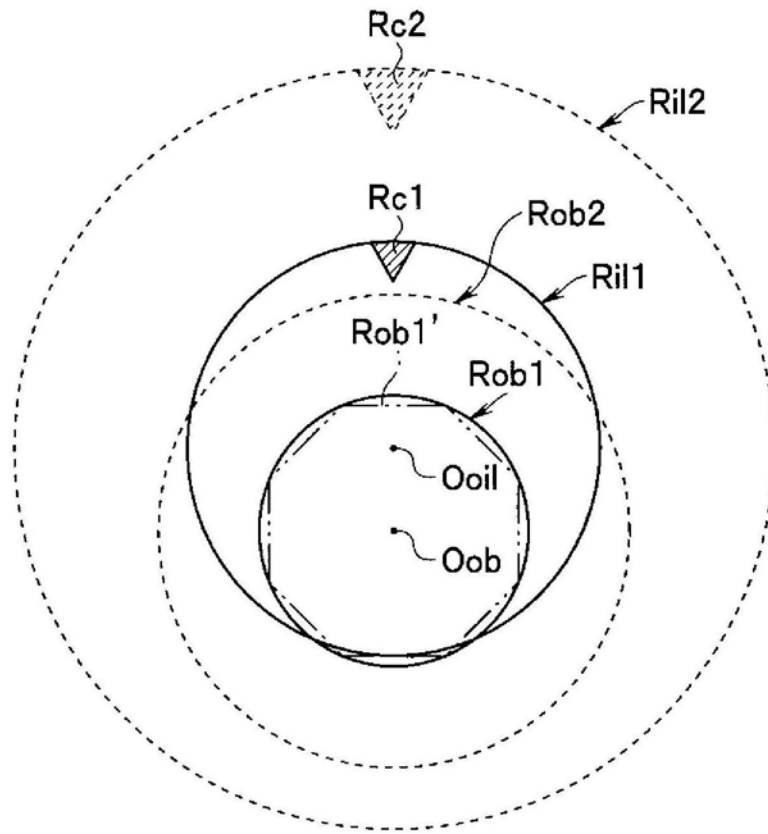


图5

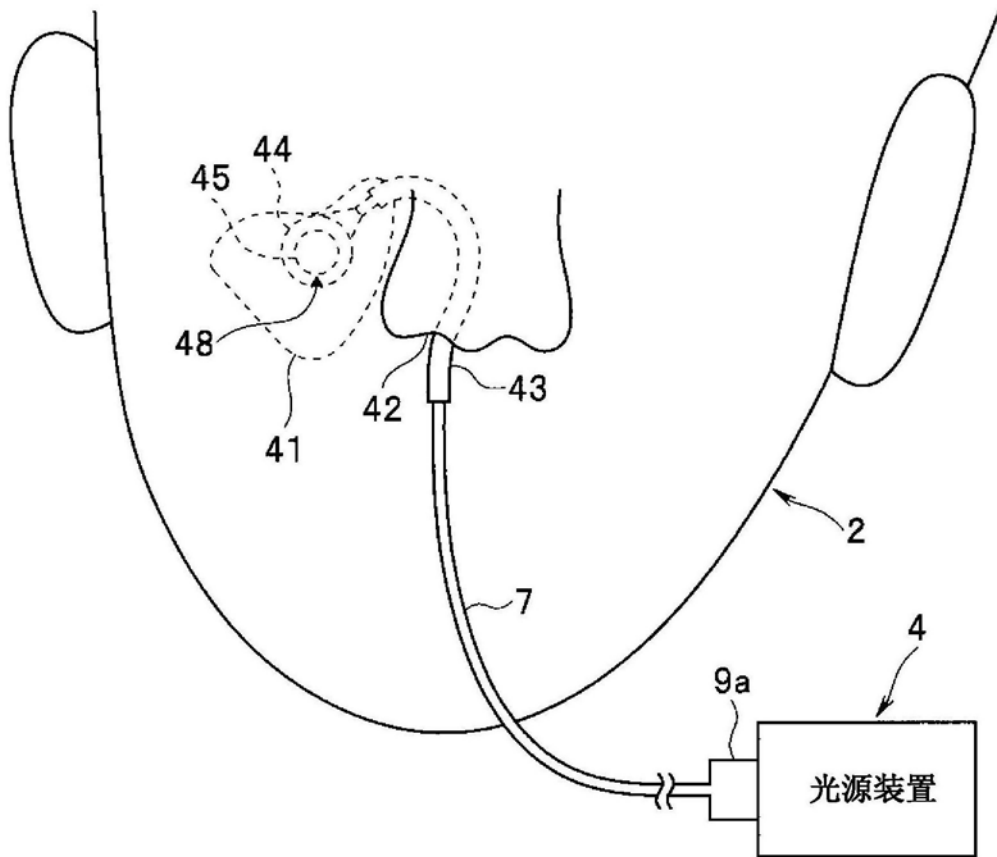


图6

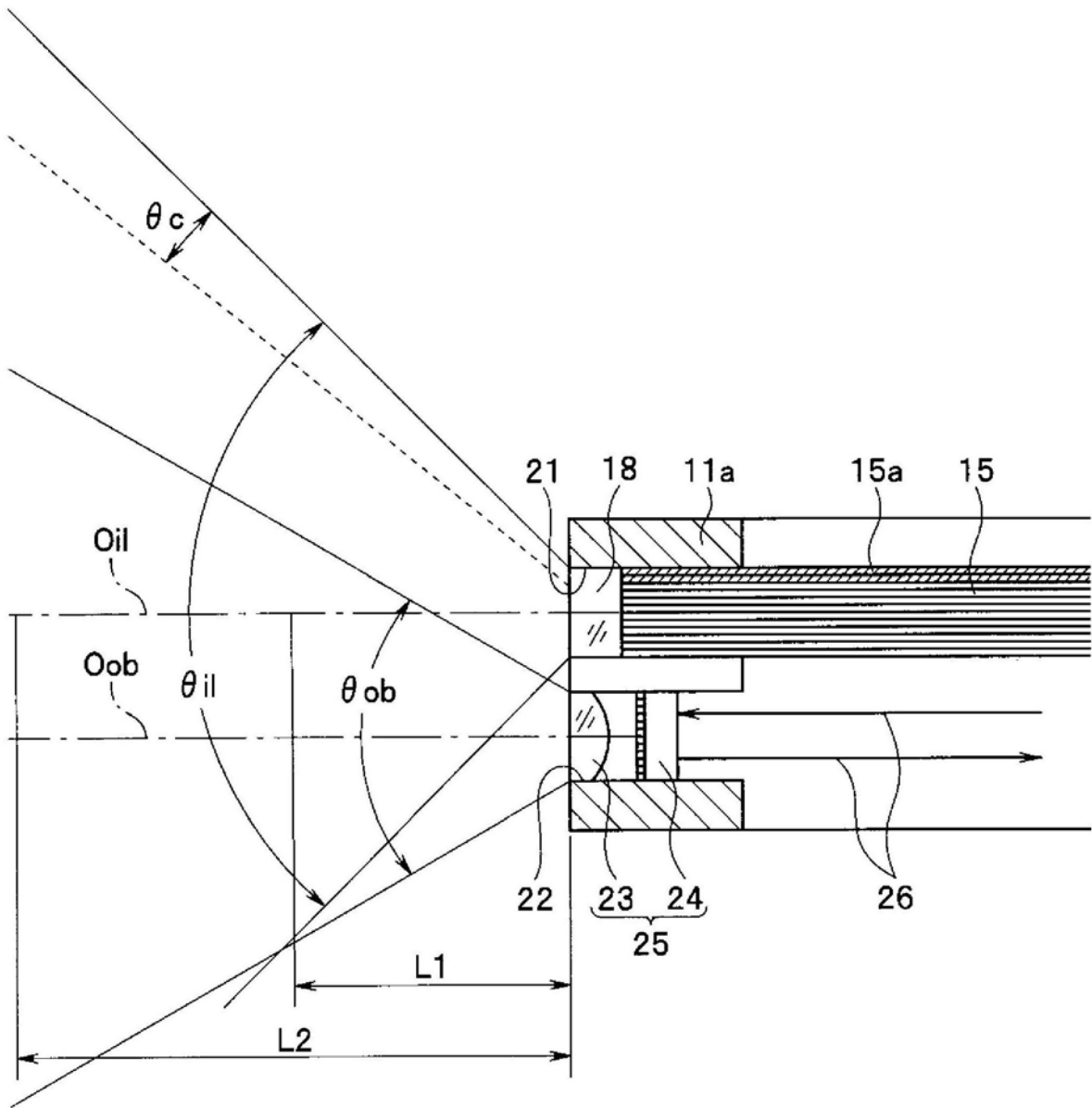


图7

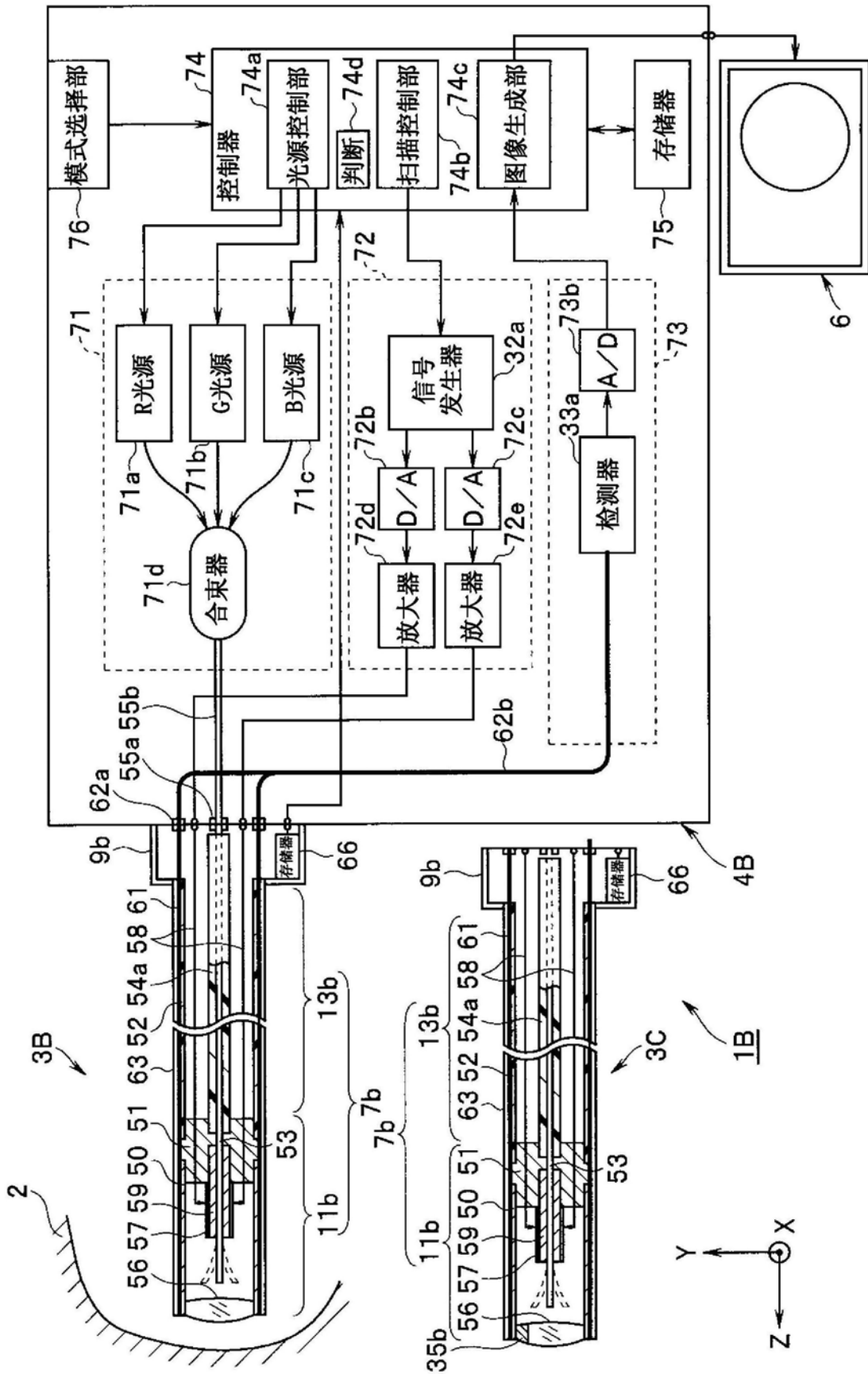


图8

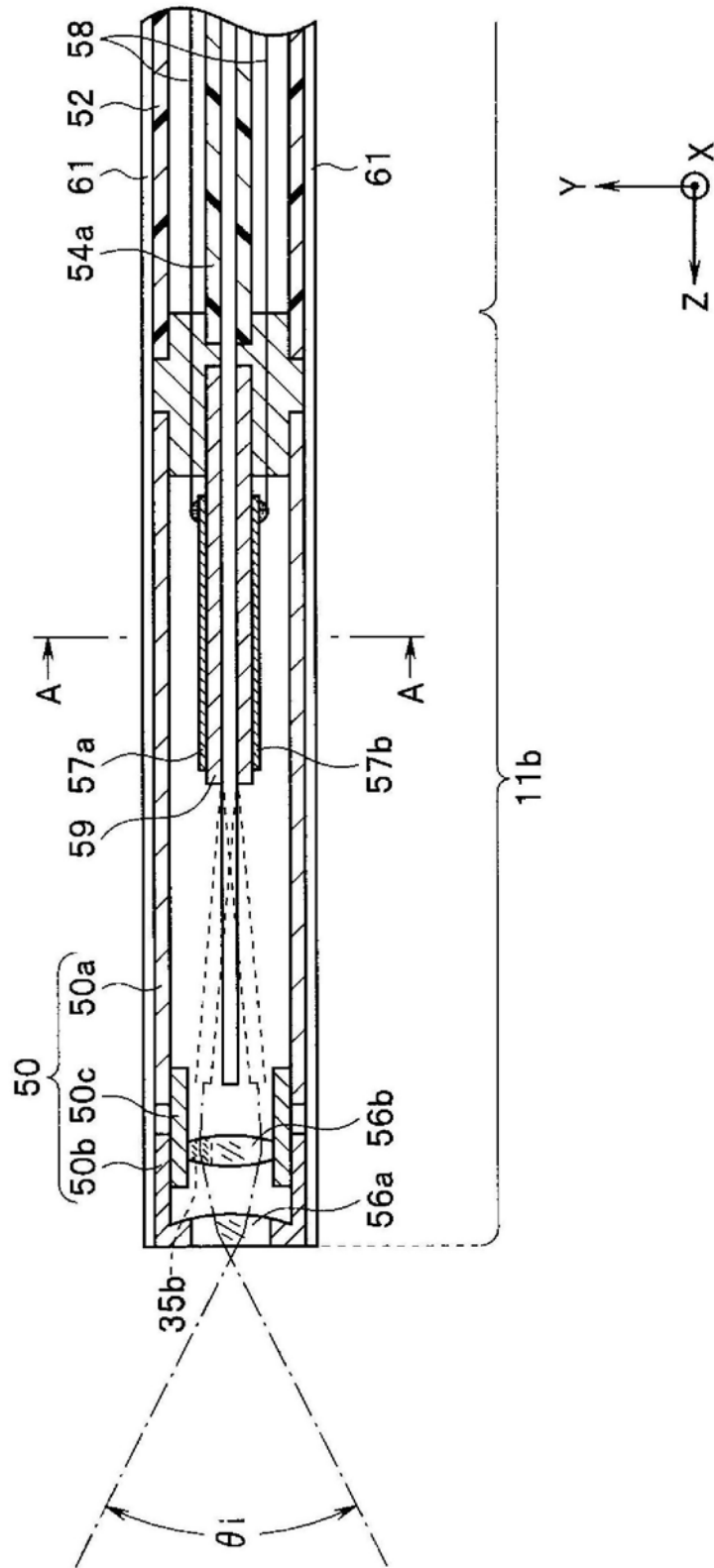


图9

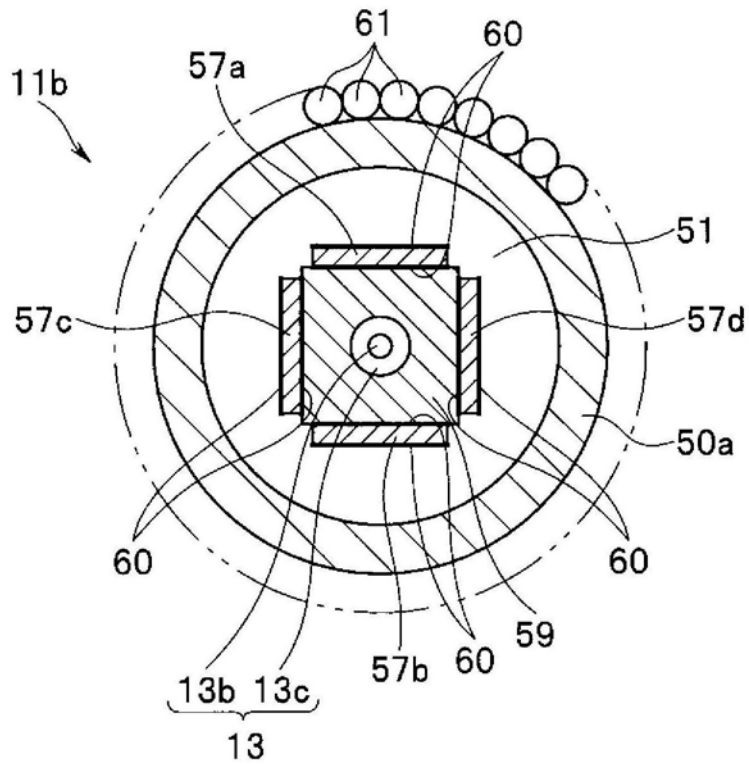


图10

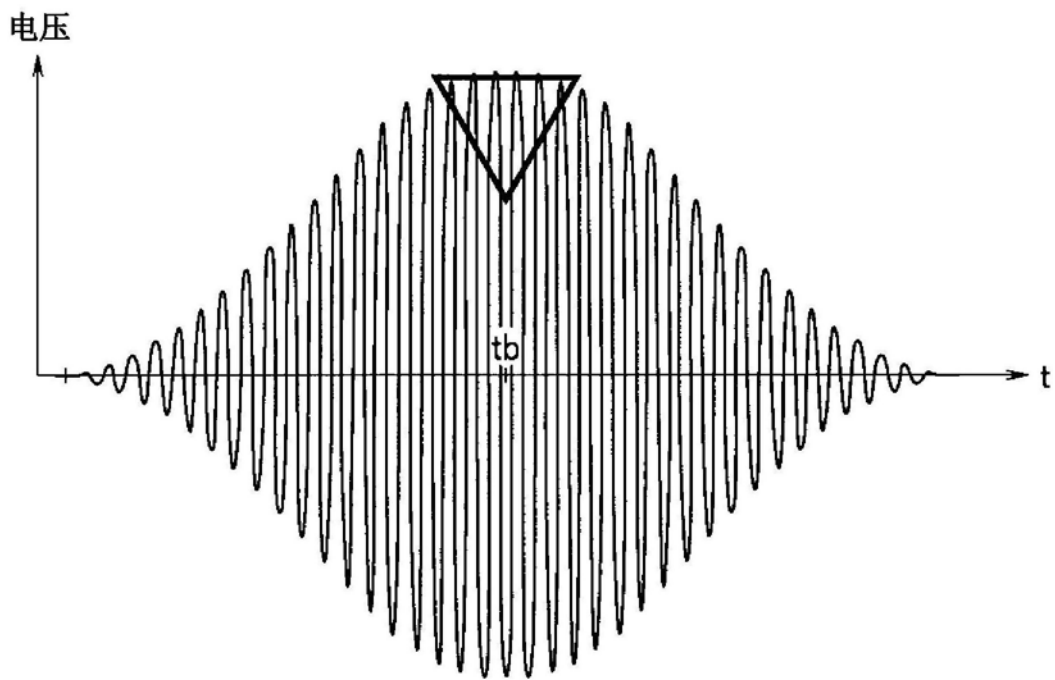


图11

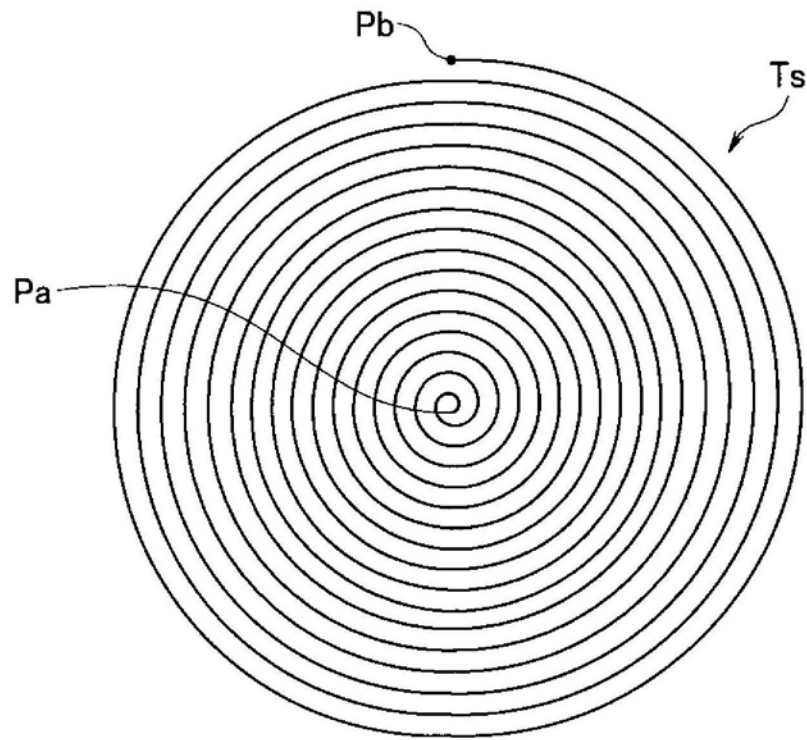


图12

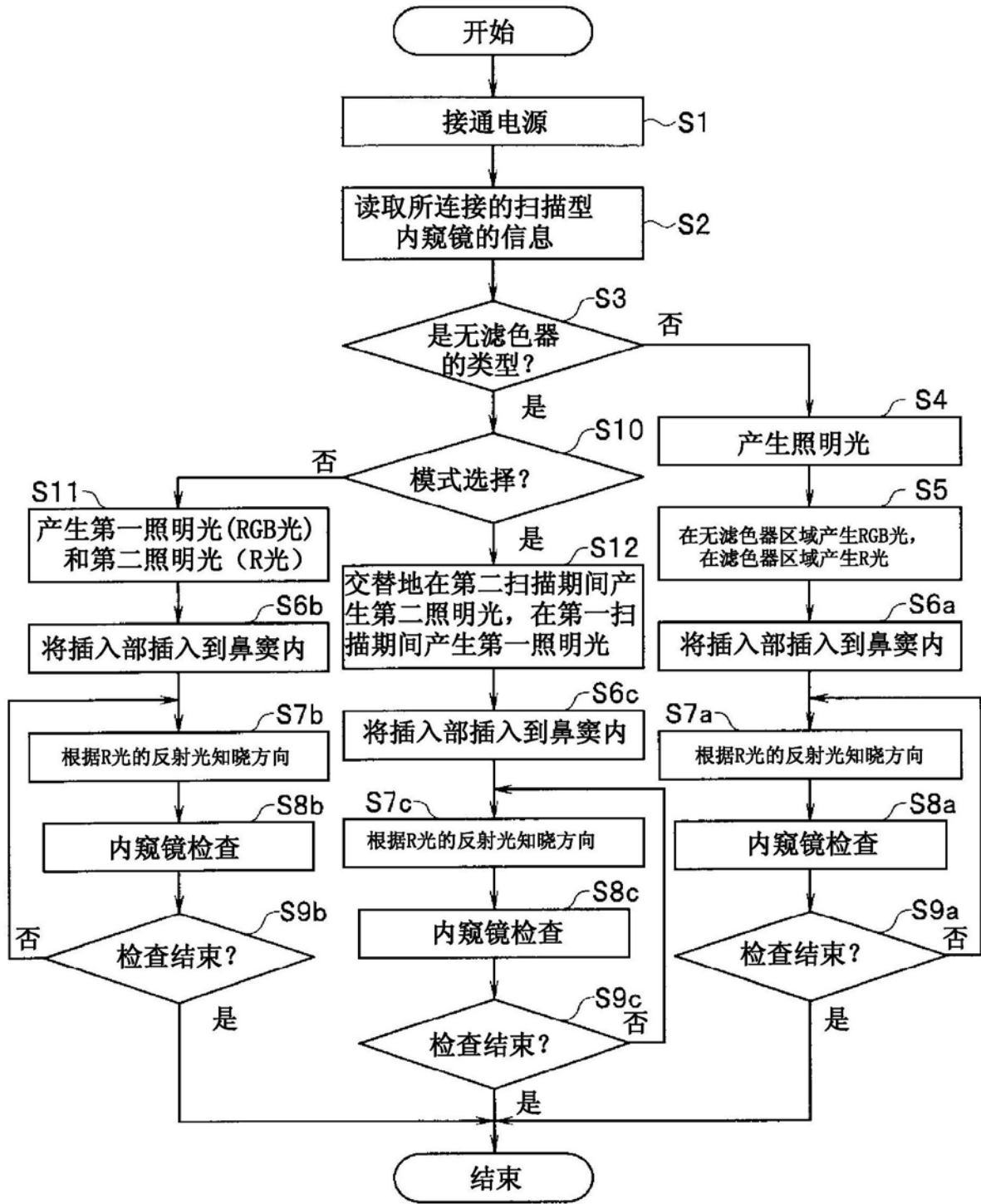


图13

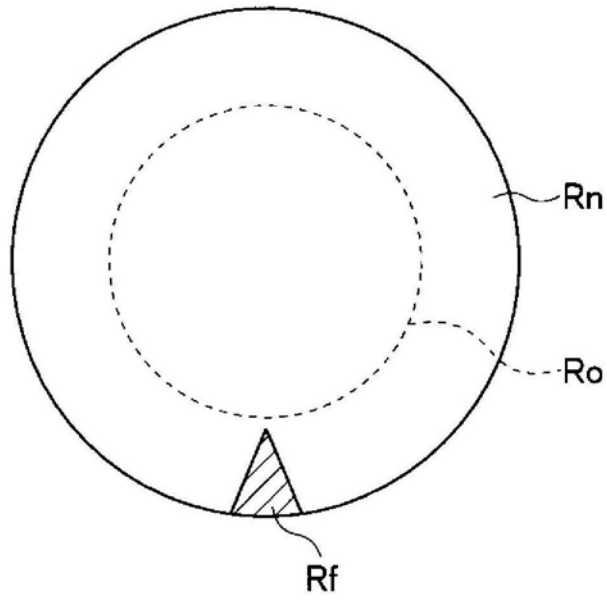


图14

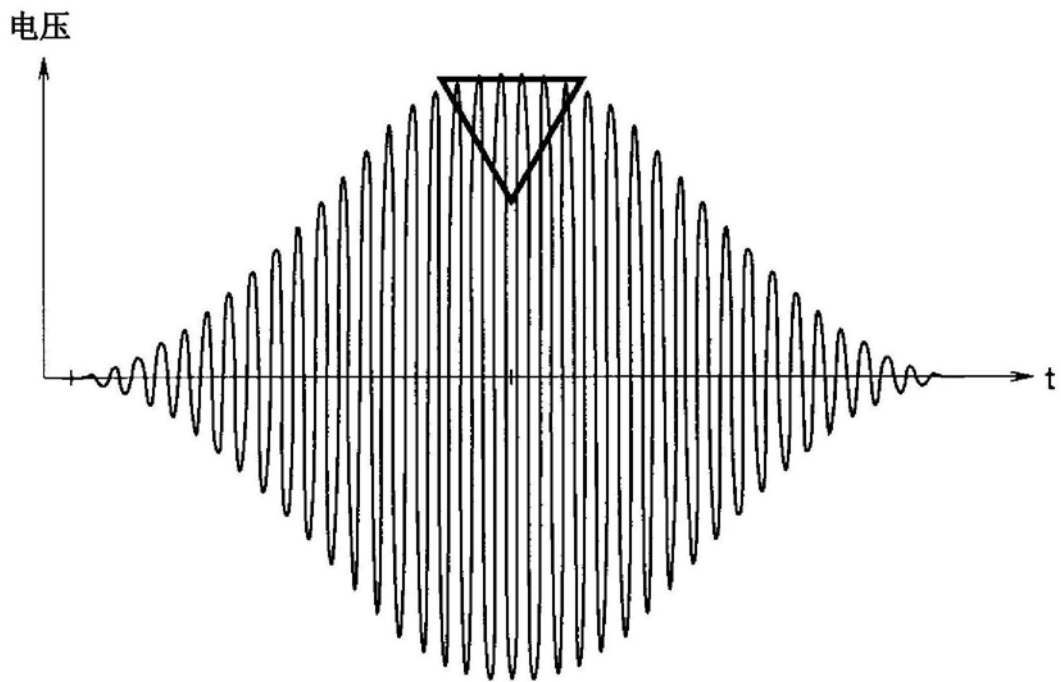


图15A

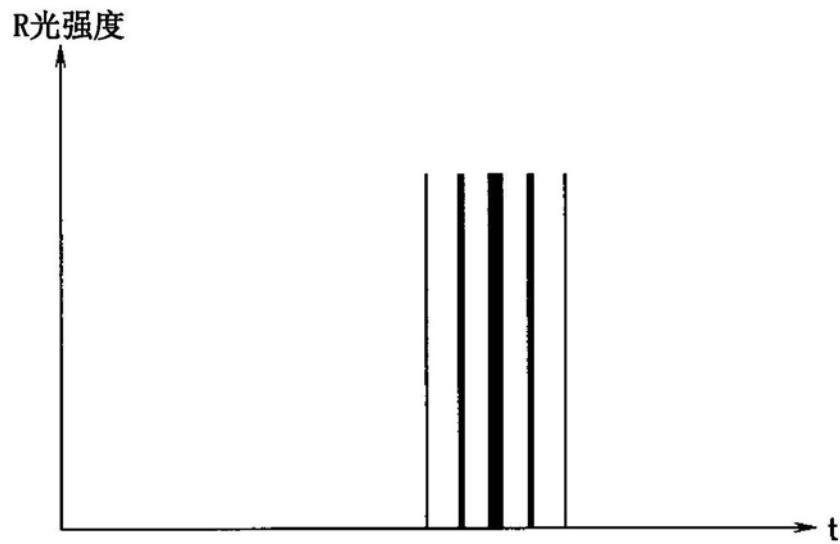


图15B

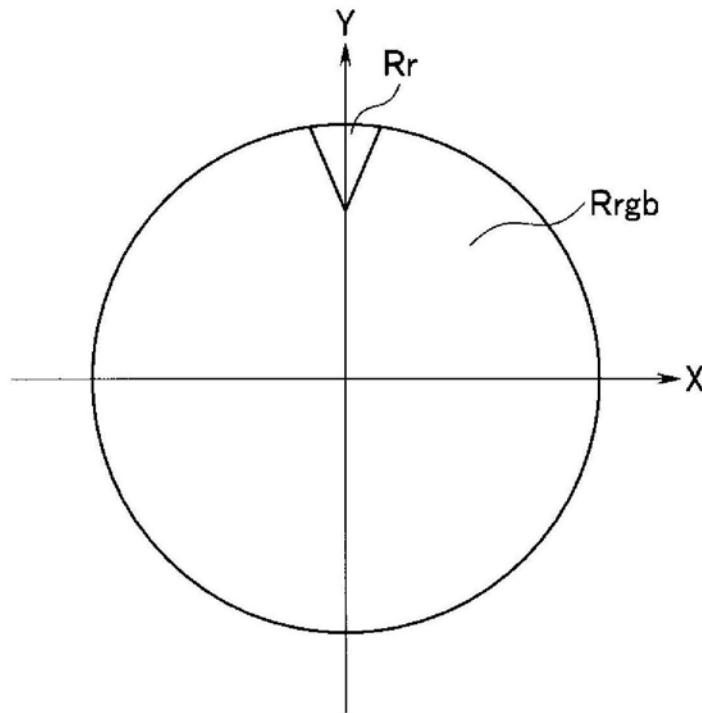


图15C

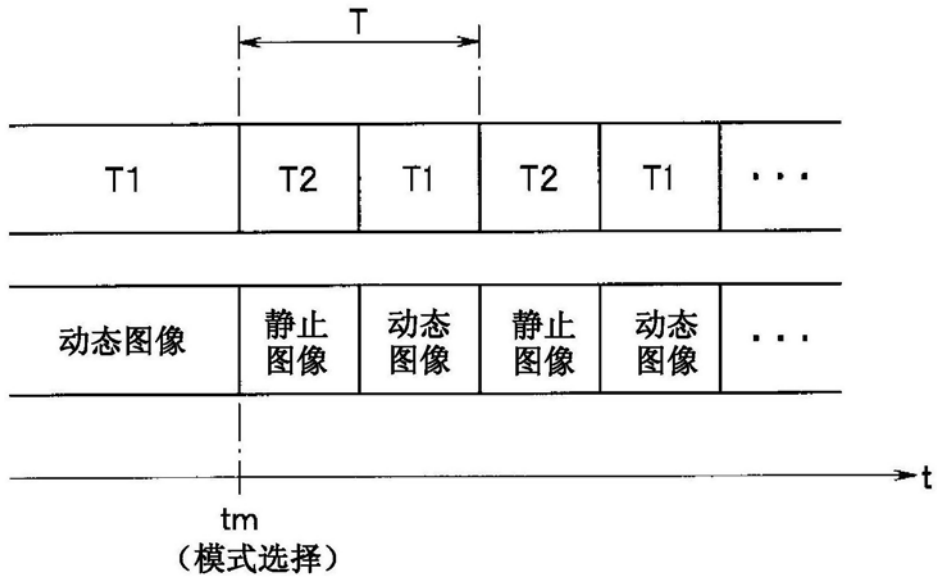


图16

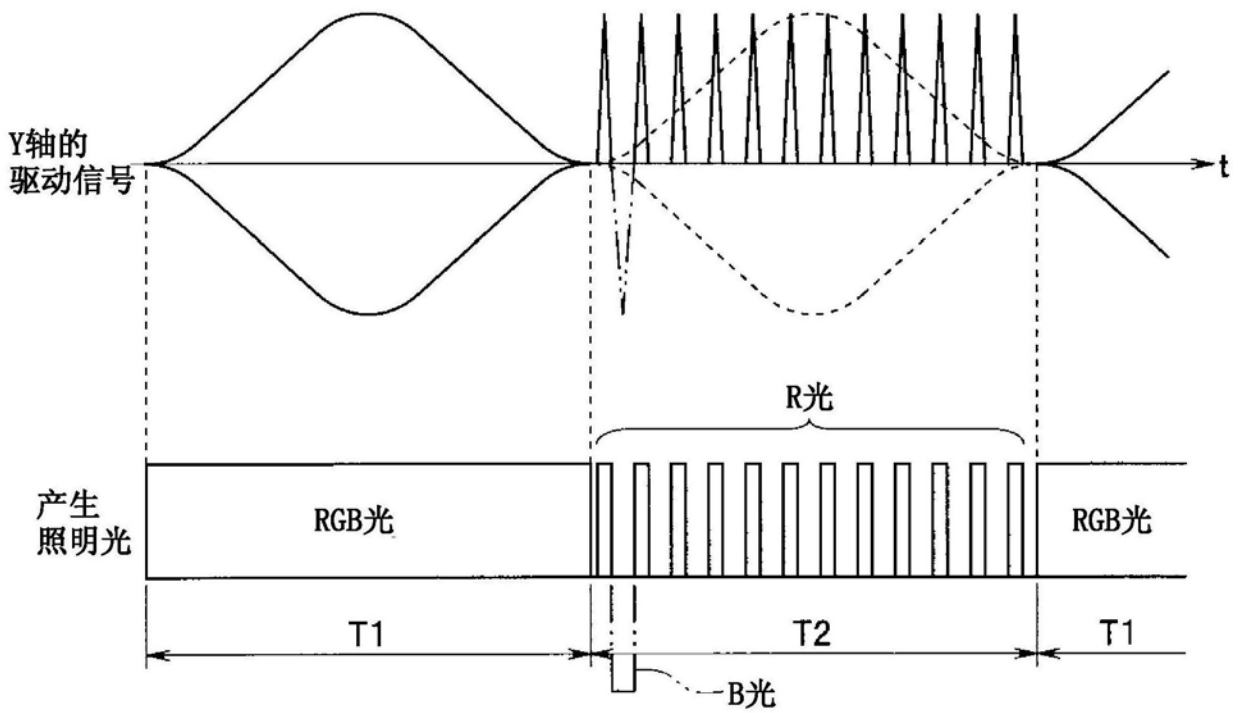


图17A

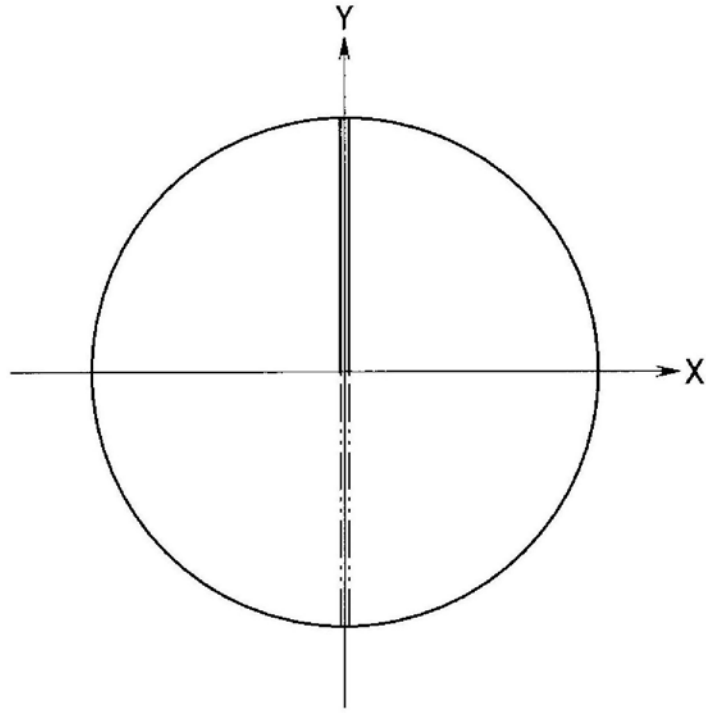


图17B

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	CN109068970A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780023371.3	申请日	2017-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
[标]发明人	吉野真广		
发明人	吉野真广		
IPC分类号	A61B1/233		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00059 A61B1/00105 A61B1/00172 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/07 G02B6/0006 G02B6/0008 G02B23/2423 G02B23/2469 A61B1/00096 A61B1/005 A61B1/04 A61B1/0676 A61B1/233		
优先权	15/098416 2016-04-14 US		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明的内窥镜装置包括：内窥镜，其包括具有柔性的插入部，插入部可被插入作为受检体的鼻窦内，内窥镜能够从插入部的前端向鼻窦内即受检体照射照明光；和照明机构，其对于受检体，在照明光的照射范围中的规定方向上以与其他方向不同的方式从内窥镜照射照明光。

