



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110475504 A

(43)申请公布日 2019. 11. 19

(21)申请号 201880020015.0

(22)申请日 2018.02.22

(30)优先权数据

17163668.1 2017.03.29 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/006550 2018.02.22

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/180068 EN 2018.10.04

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京

(72)发明人 马修·劳伦森 广田直之

(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 1/06(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

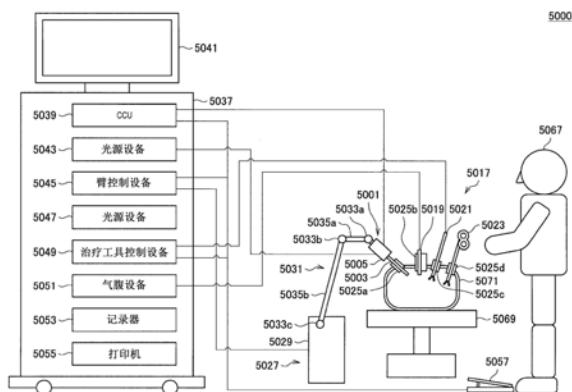
权利要求书1页 说明书16页 附图12页

(54)发明名称

医学成像装置和内窥镜

(57)摘要

一种医学成像装置,包括:垂直腔面发射激光器,被配置为使用多个光条件中的一个来照射对象;图像传感器,被配置为捕捉对象的图像;以及电路,被配置为:控制垂直腔面发射激光器,以利用具有第一光条件的光来照射对象;控制图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光的对象的第二图像;控制垂直腔面发射激光器,以利用具有第二不同光条件的光照射对象;控制图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光照射的对象的第二图像;并且基于第一图像和第二图像确定对象的信息。



1. 一种医学成像装置,包括:垂直腔面发射激光器、图像传感器以及电路,所述垂直腔面发射激光器被配置为使用多个光条件中的一个光条件来照射对象;所述图像传感器被配置为捕捉所述对象的图像;所述电路被配置为:

控制所述垂直腔面发射激光器,以利用具有第一光条件的光来照射所述对象;

控制所述图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光的所述对象的第一图像;

控制所述垂直腔面发射激光器,以利用具有不同的第二光条件的光照射所述对象;

控制所述图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光照射的所述对象的第二图像;并且

基于所述第一图像和所述第二图像来确定所述对象的信息。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述光条件是光的波长。

3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述波长范围在600nm和650nm之间。

4. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述第一光条件是540nm的波长。

5. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述对象的信息是所述对象的材质,并且通过比较所述图像内相应点处的第一图像和第二图像的亮度来确定所述对象的材质。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述光条件是光的亮度。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述光条件是从所述垂直腔面发射激光器发射的光的角度。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述第一光条件从第一方向照射所述对象,并且所述第二光条件从不同的第二方向照射所述对象,并且所述对象的信息是所述对象的形貌,所述形貌由光度立体成像确定。

9. 根据权利要求1所述的装置,包括多个所述垂直腔面发射激光器。

10. 根据权利要求1所述的装置,包括用于进入患者体内的尖端,其中,所述尖端包括所述垂直腔面发射激光器。

11. 根据权利要求1所述的装置,包括将光聚焦到所述图像传感器上的透镜装置,其中,所述垂直腔面发射激光器邻近所述透镜装置。

12. 根据权利要求11所述的装置,包括第二垂直腔面发射激光器,所述第二垂直腔面发射激光器在与所述垂直腔面发射激光器相对的一侧邻近透镜装置。

13. 根据权利要求1所述的装置,包括具有反射面的结构,所述反射面被配置为改变由垂直腔面发射激光器发射光的方向。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述结构是反射镜,所述反射镜被配置为进行移动,使得在所述对象上扫描反射光。

15. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述控制电路还被配置为:使用所确定的对象信息注释所述对象的图像。

16. 一种内窥镜,包括根据权利要求1所述的装置。

医学成像装置和内窥镜

技术领域

[0001] 本公开涉及一种医学成像装置和一种内窥镜。

背景技术

[0002] 本文提供的“背景”描述是为了总体上呈现本公开的上下文。在背景技术部分中描述的范围,当前命名的发明人的工作以及在提交时可能不具有资格作为现有技术的描述的方面,既没有明确地也没有隐含地被认为是针对本公开的现有技术。

[0003] 当执行内窥镜检查(例如,医学内窥镜检查或工业内窥镜检查)或任何种类的医学成像时的问题是通过系统识别流体的路径。在医学内窥镜检查的示例中,存在识别血液流经的静脉、毛细血管和动脉的问题。尤其是在需要活组织检查或其他侵入性手术并且要避免主要血液线路(blood line)的情况下。

[0004] 本公开的目的是解决这个问题。

[0005] 内窥镜检查的另一问题是表面在颜色和纹理方面的相似性。这意味着被观察的对象和表面的排列可能会使用户困惑。当发生来自单一照射源的镜面反射时,这个问题尤其严重。

[0006] 本公开的目的是解决这个问题。

[0007] 引文目录

[0008] 非专利文献

[0009] [NPL 1] ‘Gradient and Curvature from Photometric Stereo Including Local Confidence Estimation’, Robert J. Woodham, Journal of the Optical Society of America A (11) 3050–3068, 1994.

[0010] [NPL 2] ‘Shape Reconstruction from Shadows and Reflections’, Silvio Savarese, PhD Thesis, California Institute of Technology, 2005.

发明内容

[0011] 根据实施方式,提供了一种医学成像装置,包括:垂直腔面发射激光器,被配置为使用多个光条件中的一个光条件来照射对象;图像传感器,被配置为捕捉对象的图像;以及电路,被配置为:控制垂直腔面发射激光器,以使用具有第一光条件的光来照射对象;控制图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光的对象的第二图像;控制垂直腔面发射激光器,以利用具有第二不同光条件的光照射对象;控制图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光照射的对象的第二图像;并且基于第一图像和第二图像确定对象的信息。

[0012] 以一般性介绍的方式提供前面的段落,并不旨在限制以下权利要求的范围。通过参考结合附图进行的以下详细描述,将最好地理解所描述的实施方式以及进一步的优点。

附图说明

[0013] 当结合附图考虑时,通过参考下面的详细描述,可以更好地理解本公开及其许多

伴随的优点,从而更全面地理解本公开及其许多伴随的优点。

[0014] [图1]图1是描绘内窥镜手术系统的示意性配置的示例的视图,根据本公开的实施方式的技术可以应用于该内窥镜手术系统。

[0015] [图2]图2是描绘图1中描绘的摄像头和CCU的功能配置的示例的框图。

[0016] [图3]图3示意性地示出了描述图1的内窥镜系统中透镜装置和光源设备之间的关系的一个特定实施方式。

[0017] [图4]图4示出了脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白的摩尔消光系数对波长的曲线图500。

[0018] [图5]图5示出了解释根据本公开的实施方式的过程的流程图。

[0019] [图6A]图6A和图6B示出了根据本公开的实施方式的系统。

[0020] [图6B]图6A和图6B示出了根据本公开的实施方式的系统。

[0021] [图7]图7和图8示出了根据实施方式的MEM致动反射镜装置。

[0022] [图8]图7和图8示出了根据实施方式的MEM致动反射镜装置。

[0023] [图9]图9、图10A和图10B示出了根据图3的内窥镜中的一种MEM致动反射镜装置。

[0024] [图10A]图9、图10A和图10B示出了根据图3的内窥镜中的一种MEM致动反射镜装置。

[0025] [图10B]图9、图10A和图10B示出了根据图3的内窥镜中的一种MEM致动反射镜装置。

[0026] [图11]图11示出了图1的内窥镜系统中的另一种MEM致动反射镜装置。

[0027] [图12]图12示出了描述使用本公开的实施方式确定对象形貌的系统。

[0028] [图13]图13示出了更详细解释图12的系统的示意图。

[0029] [图14]图14示出了解释根据本公开的实施方式的过程的流程图。

具体实施方式

[0030] 现在参考附图,其中,相同的附图标记在几个视图中表示相同或相应的部分。

[0031] 应用

[0032] <<应用>>

[0033] 根据本公开的实施方式的技术可以应用于各种产品。例如,根据本公开的实施方式的技术可以在例如管道或导管铺设或故障查找时,应用于在内窥镜手术系统、手术显微镜或医学成像装置或其他类型的工业内窥镜。

[0034] 图1是描绘内窥镜手术系统5000的示意性配置的示例的视图,根据本公开的实施方式的技术可以应用于内窥镜手术系统5000。在图1中,示出了外科医生(医生)5067正在使用内窥镜手术系统5000在病床5069上为患者5071执行手术的状态。如图所示,内窥镜手术系统5000包括内窥镜5001、其他手术工具5017、在其上支撑内窥镜5001的支撑臂设备5027、以及其上安装有用于内窥镜手术的各种设备的推车5037。

[0035] 在内窥镜手术中,代替切开腹壁进行剖腹手术,使用多个称为套管针(trocar)5025a至5025d的管状孔(tubular aperture)装置来穿刺腹壁。然后,内窥镜5001的镜筒5003和其他手术工具5017通过套管针5025a至5025d插入患者5071的体腔。在所描述的示例中,作为其他手术工具5017,气腹管(pneumoperitoneum tube)5019、能量治疗工具5021以

及镊子5023插入患者5071的体腔中。此外,能量治疗工具5021是用于通过高频电流或超声波振动执行组织切开和剥离、血管密封等的治疗工具。然而,所描绘的手术工具5017仅仅是示例,并且作为手术工具5017,可以使用内窥镜手术中通常使用的各种手术工具,例如,镊子或牵开器(retractor)。

[0036] 在显示设备5041上显示由内窥镜5001成像的患者5071的体腔中的手术区域的图像。外科医生5067将使用能量治疗工具5021或镊子5023,同时实时观察在显示设备5041上显示的手术区域的图像,以执行例如切除患病区域(affected area)的治疗。应当注意,尽管未示出,但是气腹管5019、能量治疗工具5021和镊子5023在手术期间由外科医生5067、助手等支撑。

[0037] (支撑臂设备)

[0038] 支撑臂设备5027包括从基座单元5029延伸的臂单元5031。在所描绘的示例中,臂单元5031包括接合部5033a、5033b和5033c以及连杆5035a和5035b,并且在臂控制设备5045的控制下驱动。内窥镜5001由臂单元5031支撑,使得控制内窥镜5001的位置和姿态。因此,可以实现内窥镜5001位置的稳定固定。

[0039] (内窥镜)

[0040] 内窥镜5001包括镜筒5003和连接到镜筒5003近端的摄像头5005,镜筒5003从其远端具有预定长度的区域,以插入患者5071的体腔。在所描绘的示例中,内窥镜5001被描绘为包括具有硬类型镜筒5003的硬镜。然而,内窥镜5001可以被配置为具有软类型镜筒5003的软镜。

[0041] 镜筒5003在其远端具有开口,物镜安装在该开口中。光源设备5043连接到内窥镜5001,使得光源设备5043生成的光通过在镜筒5003内部延伸的光导引入镜筒的远端,并通过物镜朝向患者5071体腔中的观察目标照射。应当注意,内窥镜5001可以是直视镜,或者可以是透视镜或侧视镜。

[0042] 光学系统和图像拾取元件设置在摄像头5005的内部,使得来自观察目标的反射光(观察光)通过光学系统聚集在图像拾取元件上。观察光被图像拾取元件光电转换,以生成对应于观察光的电信号,即,对应于观察图像的图像信号。图像信号作为原始数据传输到CCU 5039。应当注意,摄像头5005具有并入其中的功能,用于适当地驱动摄像头5005的光学系统,以调节放大率和焦距。

[0043] 应当注意,为了建立与例如立体视觉(三维(3D)显示器)的兼容性,可以在摄像头5005上提供多个图像拾取元件。在这种情况下,多个中继光学系统设置在镜筒5003的内部,以便将观察光引导到多个图像拾取元件中的每一个。

[0044] (推车中包含的各种设备)

[0045] CCU 5039包括中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)等,并且整体控制内窥镜5001和显示设备5041的操作。具体地,CCU 5039对从摄像头5005接收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(去马赛克处理)。CCU 5039向显示设备5041提供已经执行了图像处理的图像信号。此外,CCU 5039向摄像头5005发送控制信号,以控制驱动摄像头5005。控制信号可以包括与图像拾取条件相关的信息,例如,放大率或焦距。

[0046] 显示设备5041基于图像信号显示图像,其中,在CCU 5039的控制下,由CCU 5039已

执行图像处理。如果内窥镜5001准备用于高分辨率成像,例如,4K(水平像素数3840×垂直像素数2160)、8K(水平像素数7680×垂直像素数4320)等,和/或准备用于3D显示,则可以相应地显示高分辨率和/或3D显示的显示设备可以用作显示设备5041。当设备准备好进行高分辨率(例如,4K或8K)成像时,如果用作显示设备5041的显示设备具有等于或不小于55英寸的尺寸,则可以获得更沉浸式的体验(immersive experience)。此外,可以根据目的提供具有不同分辨率和/或不同尺寸的多个显示设备5041。

[0047] 光源设备5043包括光源,例如,发光二极管,并且向内窥镜5001提供用于手术区域成像的照射光。

[0048] 臂控制设备5045包括处理器,例如,CPU,并且根据预定程序操作,以根据预定控制方法控制驱动支撑臂设备5027的臂单元5031。

[0049] 输入设备5047是内窥镜手术系统5000的输入接口。用户可以通过输入设备5047执行输入到内窥镜手术系统5000的各种信息或指令的输入。例如,用户将通过输入设备5047输入与手术相关的各种信息,例如,患者的身体信息、关于手术的手术过程的信息等。此外,用户将通过输入设备5047输入例如驱动臂单元5031的指令、通过内窥镜5001改变图像拾取条件(照射光的类型、放大率、焦距等)的指令、驱动能量治疗工具5021的指令等。

[0050] 输入设备5047的类型不受限制,并且可以是各种已知输入设备中的任何一种。作为输入设备5047,例如,可以应用鼠标、键盘、触摸板、开关、脚踏开关5057和/或杠杆等。当触摸板用作输入设备5047时,可以设置在显示设备5041的显示面上。

[0051] 否则,输入设备5047是要安装在用户身上的装置,例如,眼镜型穿戴式装置或头戴式显示器(HMD),并且响应于由所提及的任何装置检测到的用户的手势或视线来执行各种类型的输入。此外,输入设备5047包括能够检测用户运动的相机,并且响应于从相机成像的视频中检测到的用户的手势或视线,执行各种输入。此外,输入设备5047包括能够收集用户语音的麦克风,并且通过麦克风收集的语音来执行各种输入。通过配置输入设备5047,使得可以以这种方式以非接触方式输入各种信息,特别是属于清洁区域(clean area)的用户(例如,外科医生5067)可以以非接触方式操作属于不清洁区域的设备。此外,由于用户可以操作设备,而无需从手中松开所拥有的手术工具,因此提高了用户的便利性。

[0052] 治疗工具控制设备5049控制驱动能量治疗工具5021,用于烧灼或切开组织、密封血管等。气腹设备5051通过气腹管5019将气体送入患者5071的体腔,以膨胀体腔,从而确保内窥镜5001的视野并确保外科医生的工作空间。记录器5053是能够记录与手术相关的各种信息的设备。打印机5055是能够以诸如文本、图像或图形等各种形式打印与手术相关的各种信息的设备。

[0053] 在下文中,尤其更详细地描述内窥镜手术系统5000的特征配置。

[0054] (支撑臂设备)

[0055] 支撑臂设备5027包括用作基座的基座单元5029和从基座单元5029延伸的臂单元5031。在所描绘的示例中,臂单元5031包括多个接合部5033a、5033b和5033c以及通过接合部5033b彼此连接的多个连杆5035a和5035b。在图1中,为了简化说明,臂单元5031的配置以简化形式示出。实际上,可以适当地设定接合部5033a至5033c以及连杆5035a和5035b的形状、数量和设置以及接合部5033a至5033c的旋转轴的方向等,使得臂单元5031具有期望的自由度(degree of freedom)。例如,臂单元5031可以优选地被配置为使得其具有等于或不

小于6个自由度的自由度。这使得可以在臂单元5031的可移动范围内自由移动内窥镜5001。因此,可以从期望的方向将内窥镜5001的镜筒5003插入患者5071的体腔。

[0056] 致动器设置在接合部5033a至5033c中的每一个中,并且接合部5033a至5033c被配置为使得通过驱动相应的致动器而绕其预定旋转轴旋转。由臂控制设备5045控制致动器的驱动,以控制接合部5033a至5033c中的每一个的旋转角度,从而控制臂单元5031的驱动。因此,可以实现内窥镜5001的位置和姿态的控制。因此,臂控制设备5045可以通过各种已知的控制方法,例如,力控制或位置控制,来控制臂单元5031的驱动。

[0057] 例如,如果外科医生5067通过输入设备5047(包括脚踏开关5057)适当地执行操作输入,则臂单元5031的驱动可以响应于操作输入由臂控制设备5045适当地控制,以控制内窥镜5001的位置和姿势。通过刚刚描述的控制,在臂单元5031的远端处的内窥镜5001从任意位置移动到不同的任意位置之后,内窥镜5001可以固定地支撑在移动之后的位置。应当注意,臂单元5031能够以主从方式(master-slave fashion)操作。在这种情况下,手臂单元5031可以由用户通过放置在远离手术室的地方的输入设备5047来远程控制。

[0058] 此外,在施加力控制的情况下,臂控制设备5045可以执行动力辅助控制,以驱动接合部5033a至5033c的致动器,使得臂单元5031可以接收用户的外力并随着外力顺利移动。这使得当用户直接接触并移动臂单元5031时,可以用较弱的力移动臂单元5031。因此,用户可以通过更简单和更容易的操作更直观地移动内窥镜5001,并且可以提高用户的便利性。

[0059] 在此处,通常在内窥镜手术中,内窥镜5001由称为内窥镜操作员的医生支撑。相反,在使用支撑臂设备5027的情况下,内窥镜5001的位置可以不用手而更牢靠地固定,因此,可以稳定地获得手术区域的图像,并且可以顺利地执行手术。

[0060] 应当注意,臂控制设备5045可以不必设置在推车5037上。此外,臂控制设备5045可以不必是单个设备。例如,臂控制设备5045可以设置在支撑臂设备5027的臂单元5031的接合部5033a至5033c中的每一个中,使得多个臂控制设备5045彼此协作,以实现臂单元5031的驱动控制。

[0061] (光源设备)

[0062] 光源设备5043将手术区域成像时的照射光提供给内窥镜5001。光源设备5043包括白光光源,该白光光源包括例如LED、激光光源或其组合。在这种情况下,在白色光源包括红、绿和蓝(RGB)激光光源的组合的情况下,由于对于每种颜色(每种波长)可以高精度地控制输出强度和输出时间,所以可以由光源设备5043执行拾取图像的白平衡的调整。此外,在这种情况下,如果来自相应RGB激光源的激光束时分地(time-divisionally)照射在观察目标上,并且与照射时间同步地控制摄像头5005的图像拾取元件的驱动,则可以时分地拾取分别对应于R、G和B颜色的图像。根据刚刚描述的方法,即使没有为图像拾取元件提供滤色器,也可以获得彩色图像。

[0063] 此外,可以控制光源设备5043的驱动,使得要输出的光的强度在每个预定时间改变。通过与光强度变化的时间同步地控制摄像头5005的图像拾取元件的驱动,以时分地获取图像并合成图像,可以创建来自曝光不足的区块阴影和曝光过度的高光的高动态范围的图像。

[0064] 此外,光源设备5043可以被配置为提供预定波长带的光,以准备进行特殊的光观察。这可以包括但不限于激光,例如,由垂直腔表面激光器或任何种类的激光提供的激光。

可替换地或另外,光可以是红外(IR)光。在特殊光观察中,例如,通过利用身体组织中光吸收的波长依赖性来照射与普通观察时的照射光(即,白光)相比更窄波段的光,执行以高对比度对预定组织(例如,粘膜表面部分的血管等)成像的窄带光观察(窄带成像)。可替换地,在特殊光观察中,可以执行用于从由激发光照射生成的荧光中获得图像的荧光观察。在荧光观察中,可以通过在身体组织上照射激发光来观察来自身体组织的荧光(自发荧光观察),或者通过将试剂(例如,吲哚菁绿(indocyanine green, ICG)局部注射到身体组织中并将对应于试剂的荧光波长的激发光照射到身体组织上来获得荧光图像。光源设备5043可以被配置为提供适合于特殊光观察的窄带光和/或激发光,如上所述。光源也可以向一个区域施加加热图案。稍后将参考图3A-3C解释这种加热图案。在实施方式中,光源设备5043是垂直腔面发射激光器(vertical cavity surface emitting laser, VCSEL),其可以产生电磁波谱的可见部分的光,并且其中一些产生电磁波谱的红外部分的光。在这方面,光源设备5043也可以充当照亮该区域的可见光源。在实施方式中,光源设备5043是一个或多个垂直腔面发射激光器(VCSEL),其可以产生电磁波谱的可见部分的光,并且其中一些产生电磁波谱的红外部分的光。在这方面,光源设备5043也可以充当照亮该区域的可见光源。一个或多个VCSEL可以是单波长窄带VCSEL,其中,每个VCSEL在发射光谱频率上变化。可替换地或另外,一个或多个VCSEL可以是微电子机械系统(MEM)类型的VCSEL,其波长发射可以在特定范围内改变。在本公开的实施方式中,波长可以在550nm至650nm或600nm至650nm的范围内变化。VCSEL的形状可以变化,例如,正方形或圆形,并且可以位于内窥镜5001中的一个或多个位置。

[0065] 光源设备5043可以照亮一个或多个区域。这可以通过选择性地打开VCSEL或者通过使用微电子机械系统(MEM)对该区域执行光栅扫描来实现。光源设备5043的目的是对该区域上的光执行空间光调制(SLM)。这将在后面更详细地解释。

[0066] 应当注意,尽管前面将光源设备5043描述为位于推车中,但是本公开不限于此。特别地,光源设备可以位于摄像头5005中。

[0067] (摄像头和CCU)

[0068] 参考图2更详细地描述内窥镜5001的摄像头5005和CCU 5039的功能。图2是描绘图1中描绘的摄像头5005和CCU 5039的功能配置的示例的框图。

[0069] 参考图2,摄像头5005具有作为其功能的透镜单元5007、图像拾取单元5009、驱动单元5011、通信单元5013和摄像头控制单元5015。此外,CCU 5039具有作为其功能的通信单元5059、图像处理单元5061和控制单元5063。摄像头5005和CCU 5039通过传输电缆5065连接成彼此双向通信。

[0070] 首先,描述摄像头5005的功能配置。透镜单元5007是设置在摄像头5005与镜筒5003的连接位置处的光学系统。从镜筒5003的远端引入的观察光被引入摄像头5005并进入透镜单元5007。透镜单元5007包括多个透镜的组合,包括变焦透镜和聚焦透镜。透镜单元5007具有光学特性,调节该光学特性,使得观察光聚集在图像拾取单元5009的图像拾取元件的光接收面上。此外,变焦透镜和聚焦透镜被配置为使得其在光轴上的位置是可移动的,用于调整拾取图像的放大率和焦点。

[0071] 图像拾取单元5009包括图像拾取元件,并且设置在透镜单元5007的后续级(succeeding stage)。已经穿过透镜单元5007的观察光聚集在图像拾取元件的光接收面

上,并且通过图像拾取元件的光电转换生成对应于观察图像的图像信号。由图像拾取单元5009生成的图像信号提供给通信单元5013。

[0072] 作为由图像拾取单元5009包括的图像拾取元件,使用例如互补金属氧化物半导体(CMOS)类型的图像传感器,其具有拜耳阵列(Bayer array)并且能够拾取彩色图像。应当注意,作为图像拾取元件,可以使用图像拾取元件,该图像拾取元件例如准备好用于等于或小于4K的高分辨率图像的成像。如果以高分辨率获得手术区域的图像,则外科医生5067可以更详细地了解手术区域的状态,并且可以更顺利地进行手术。

[0073] 此外,由图像拾取单元5009包括的图像拾取元件包括使得其具有一对图像拾取元件,用于获取与3D显示兼容的右眼和左眼的图像信号。在应用3D显示的情况下,外科医生5067可以更准确地了解手术区域中活体组织的深度。应当注意,如果图像拾取单元5009被配置为多板类型(multi-plate style)的图像拾取单元,则对应于图像拾取单元5009的各个图像拾取元件设置透镜单元5007的多个系统。

[0074] 图像拾取单元5009可以不必设置在摄像头5005上。例如,图像拾取单元5009可以设置在镜筒5003内部的物镜正后方。

[0075] 驱动单元5011包括致动器,并且在摄像头控制单元5015的控制下,沿着光轴将透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜移动预定距离。因此,可以适当地调整由图像拾取单元5009拾取的图像的放大率和焦点。

[0076] 通信单元5013包括用于向CCU 5039发送各种信息和从CCU 5039接收各种信息的通信设备。通信单元5013通过传输电缆5065将从图像拾取单元5009获取的图像信号作为原始数据传输到CCU 5039。因此,为了以低延迟显示手术区域的拾取图像,优选地,通过光通信传输图像信号。这是因为在手术时,外科医生5067执行手术,同时通过拾取的图像观察患部的状态,要求尽可能实时地显示手术区域的运动图像,以便以更高的安全性和确定性实现手术。在应用光通信的情况下,用于将电信号转换成光信号的光电转换模块设置在通信单元5013中。图像信号被光电转换模块转换成光信号之后,通过传输电缆5065传输到CCU 5039。

[0077] 此外,通信单元5013从CCU 5039接收用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。控制信号包括与图像拾取条件相关的信息,例如,指定拾取图像的帧速率的信息、指定图像拾取时曝光值的信息和/或指定拾取图像的放大率和焦点的信息。通信单元5013将接收到的控制信号提供给摄像头控制单元5015。应当注意,来自CCU 5039的控制信号也可以通过光通信传输。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设置在通信单元5013中。在控制信号被光电转换模块转换成电信号之后,该控制信号提供给摄像头控制单元5015。

[0078] 应当注意,图像拾取条件(例如,帧率、曝光值、放大率或焦点)由CCU 5039的控制单元5063基于获取的图像信号自动设置。换言之,自动曝光(AE)功能、自动聚焦(AF)功能和自动白平衡(AWB)功能包含在内窥镜5001中。

[0079] 摄像头控制单元5015基于通过通信单元5013接收的来自CCU 5039的控制信号来控制摄像头5005的驱动。例如,摄像头控制单元5015基于指定拾取图像的帧速率的信息和/或指定图像拾取时的曝光值的信息来控制图像拾取单元5009的图像拾取元件的驱动。此外,例如,摄像头控制单元5015基于指定拾取图像的放大率和焦点的信息,控制驱动单元

5011适当地移动透镜单元5007的变焦透镜和聚焦透镜。摄像头控制单元5015还可以包括用于存储用于识别镜筒5003和/或摄像头5005的信息的功能。

[0080] 应当注意,通过将诸如透镜单元5007和图像拾取单元5009等组件设置在具有高气密性和防水性的密封结构中,可以为摄像头5005提供对高压灭菌过程的抵抗力。

[0081] 现在,描述CCU 5039的功能配置。通信单元5059包括用于向摄像头5005发送各种信息和从摄像头5005接收各种信息的通信设备。通信单元5059通过传输电缆5065接收从摄像头5005向其传输的图像信号。因此,图像信号可以优选地通过光通信来传输,如上所述。在这种情况下,为了与光通信兼容,通信单元5059包括用于将光信号转换成电信号的光电转换模块。通信单元5059将转换成电信号之后的图像信号提供给图像处理单元5061。

[0082] 此外,通信单元5059向摄像头5005发送用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。控制信号也可以通过光通信传输。

[0083] 图像处理单元5061对从摄像头5005向其传输的原始数据形式的图像信号执行各种图像处理。图像处理包括各种已知的信号处理,例如,显影处理、图像质量改善处理(带宽增强处理、超分辨率处理、降噪(NR)处理和/或图像稳定处理)和/或放大处理(电子变焦处理)。此外,图像处理单元5061对图像信号执行检测处理,以便执行AE、AF和AWB。

[0084] 图像处理单元5061包括处理器,例如,CPU或GPU器,并且当处理器根据预定程序操作时,可以执行上述图像处理和检测处理。应当注意,在图像处理单元5061包括多个GPU的情况下,图像处理单元5061适当地划分与图像信号相关的信息,使得由多个GPU并行执行图像处理。

[0085] 控制单元5063执行与内窥镜5001对手术区域的图像拾取和拾取图像的显示相关的各种控制。例如,控制单元5063生成用于控制摄像头5005的驱动的控制信号。因此,如果用户输入图像拾取条件,则控制单元5063基于用户的输入生成控制信号。可替换地,在内窥镜5001具有包含在其中的AE功能、AF功能和AWB功能的情况下,控制单元5063响应于图像处理单元5061的检测处理的结果适当地计算最佳曝光值、焦距和白平衡,并生成控制信号。

[0086] 此外,控制单元5063控制显示设备5041,以基于图像处理单元5061已经对其执行了图像处理的图像信号来显示手术区域的图像。因此,控制单元5063使用各种图像识别技术来识别手术区域图像中的各种对象。例如,控制单元5063可以通过检测手术区域图像中包括的对象的边缘的形状、颜色等来识别手术工具,例如,镊子、特定活体区域、出血、使用能量治疗工具5021时的模糊不清的物(mist)等。当控制单元5063控制显示单元5041显示手术区域图像时,控制单元5063使用识别结果使各种手术支持信息以与手术区域的图像重叠的方式显示。在手术支持信息以重叠的方式显示并呈现给外科医生5067的情况下,外科医生5067可以更加安全和可靠地进行手术。

[0087] 将摄像头5005和CCU 5039彼此连接的传输电缆5065是准备用于电信号的通信的电信号电缆、准备用于光通信的光纤或准备用于电和光通信的复合电缆。

[0088] 在此处,尽管在所描绘的示例中,通过使用传输电缆5065的有线通信来执行通信,但是摄像头5005和CCU 5039之间的通信可以通过无线通信来执行。当摄像头5005和CCU 5039之间的通信通过无线通信执行时,没有必要在手术室中铺设传输电缆5065。因此,可以消除传输电缆5065干扰手术室中医务人员的移动的情况。

[0089] 上面已经描述了可以应用根据本公开的实施方案的技术的内窥镜手术系统5000

的示例。此处要注意的是,尽管内窥镜手术系统5000已经被描述为示例,但是可以应用根据本公开的实施方式的技术的系统不限于该示例。例如,根据本公开的实施方式的技术可以应用于用于检查的软内窥镜系统或显微手术系统。实际上,该技术可以应用于进行神经外科手术等的外科显微镜。此外,该技术可以更普遍地应用于任何类型的医学成像。

[0090] 根据本公开的实施方式的技术可以从上述组件中适当地应用于CCU5039。具体地,根据本公开的实施方式的技术应用于内窥镜系统、外科显微镜或医学成像。通过将根据本公开的实施方式的技术应用于这些区域,可以识别静脉、动脉和毛细血管中的血流。此外,可以识别对象,并且可以建立这些对象的材质。这降低了手术期间对患者安全的风险。

[0091] 在实施方式中,光源设备5043是一个或多个垂直腔面发射激光器(VCSEL),其可以产生电磁波谱的可见部分的光,并且其中一些产生电磁波谱的红外部分的光。在这方面,光源设备5043也可以充当照亮该区域的可见光源。一个或多个VCSEL可以是单波长窄带VCSEL,其中,每个VCSEL在发射光谱频率上变化。可替换地或另外,一个或多个VCSEL可以是微电子机械系统(MEM)类型的VCSEL,其波长发射可以在特定范围内改变。在本公开的实施方式中,波长可以在550nm至650nm或600nm至650nm的范围内变化。VCSEL的形状可以变化,例如,正方形或圆形,并且可以位于内窥镜系统5000中的一个或多个位置。

[0092] 光源设备5043可以照亮一个或多个区域和/或区域内的对象。这可以通过选择性地打开VCSEL或者通过使用微电子机械系统(MEM)对该区域执行光栅扫描来实现。光源设备5043的目的是对该区域上的光执行空间光调制(SLM)。这将在后面更详细地解释。

[0093] 参考图3,示出了描述图像拾取单元5009中的透镜装置和光源设备5043之间的关系的一个特定实施方式。然而,可以理解,该装置不是限制性的,仅是示例性的。在第一实施方式中,示出了摄像头5005的端部400A。端部400A具有位于光源设备5043上方的透镜装置。当然,本公开不限于此,光源设备5043可以位于透镜装置的下方,或者位于透镜装置的左侧或右侧,或者以某种方式偏离透镜装置。换言之,光源设备5043定位成邻近透镜装置。光源设备5043可以具有相对于透镜装置位于一个位置的一个VCSEL和位于第二位置的第二VCSEL。例如,第一VCSEL和第二VCSEL可以位于透镜装置的相对侧。换言之,第一VCSEL和第二VCSEL可以隔开180°。当然,本公开不限于此,并且第一VCSEL和第二VCSEL可以相对于透镜装置相对于彼此定位。

[0094] 这种设置中的光源设备5043包括两个水平移位的VCSEL,并用虚线示出。当然,可以设想提供多于或少于两个VCSEL。这些VCSEL可以是窄带VCSEL,也可以具有不同的发射范围。

[0095] 在该实施方式中,两个VCSEL均彼此独立地控制。两个VCSEL指向一个区域,使得如果照亮一个VCSEL,则从一个方向照亮该区域,如果照亮第二VCSEL,则从不同方向照亮同一区域。这允许光源方向变化,使得能够照亮不同的区域,并且允许空间变化,现在将描述。

[0096] a. 空间变化允许使用照射光在区域上的不同入射角(通过将照射源放置在内窥镜的不同位置)。这将在场景中创建阴影,并在查看的场景中创建不同的强度梯度。这两者都取决于表面和对象相对于光源的位置和角度。这可以分析,以提供形貌和曲率信息,这将在后面解释。

[0097] b. 空间变化可以通过将由一个VCSEL器件生成的VCSEL激光从MEM致动显微镜或具有允许光重定向的反射面的任何类型的结构上重定向,或者通过致动安装VCSEL的平台来实

现,允许图像的特定部分被光(例如,选定波长的光)照射,或者允许以光栅或螺旋扫描图案在感兴趣的区域上扫描光束,从而在图像的一部分上显示详细信息。这将在后面描述。

[0098] 如上所述,光源设备5043可以具有各种设置。示出了具有第二端部装置400B的实施方式,其中,光源设备5043由围绕透镜装置的多个VCSEL组成。

[0099] 参考图6至14解释空间变化和空间变化的优点。

[0100] 参考图5,曲线图500示出了线505中脱氧血红蛋白和线510中氧合血红蛋白的摩尔消光系数对波长。换言之,曲线图500示出了脱氧和氧化血红蛋白的光吸收。

[0101] 从曲线图500中,血红蛋白的光谱显示氧化和脱氧变体在约600nm处的急剧变化。因此,通过观察大约600nm和大约650nm的窄带光之间的光吸收差异,可以识别该区域内存在血红蛋白。这些差异显示了含有血红蛋白的血管的存在,因为这些波长的光相当好地穿透组织。

[0102] 因此,光源设备5043由CCU 5039控制,以执行光谱变化。这允许场景(或场景的一部分)被具有单一窄频带的光照亮。通过选择一组合适的窄带光源,或者通过调制单个基于MEM的VCSEL,以发射一定频率范围内的光,并对这组单个窄带照射源进行排序,可以收集关于场景(或场景的一部分)内的对象颜色的准确数据,即使这些差异很小。这对于检测表面以下的血管可能特别重要,因为血红蛋白在接近频率时吸收有显著差异,例如,在600nm和630nm时,吸收前者,而后者明显较少。

[0103] 通过检测图像中血管的存在,外科医生和/或内窥镜操作者可以避免破裂或以其他方式损坏组织。为了实现这一点,CCU 5039控制光源设备5043和图像拾取单元5009来执行图5所示的过程。具体地,光源设备5043用特定波长的光照射区域,并且图像拾取单元5009捕捉该图像。然后,改变光源设备5043的波长(或者通过激活不同的VCSEL,或者通过改变单个VCSEL的发射波长),并且照射面积。图像拾取单元5009然后捕捉该图像。

[0104] 然后通过比较两个图像中像素的相对亮度,可以产生覆盖图像,该覆盖图像使用不同波长照射器的组织反射之间的亮度差异来显示下面组织中的小色差。覆盖图像设置在传统捕捉的图像上,以突出血管的位置。这些亮度差异确定了血红蛋白的吸收差异。

[0105] 图5示出了详细解释该过程的流程图600。

[0106] 该过程在步骤605中开始。在步骤610中,选择光源设备5043的第一波长。在实施方式中,选择波长范围,其中,在血红蛋白内的光吸收发生急剧变化。在实施方式中,该范围在600nm和650nm之间。当然,也可以设想其它范围,例如,在400nm和500nm之间,其中,吸收有急剧变化,但是由于变化急剧,600nm到650nm是优选的。因此,在该优选范围内,选择600nm的波长。

[0107] 该过程移动到步骤615,其中,光源设备5043用选定波长的光照射该区域。在步骤620中,图像拾取单元5009捕捉被光照射的区域的图像。

[0108] 该过程然后移动到步骤625,其中,做出是否已经捕捉了所有图像的决定。该决定是基于光源设备5043是否已经在该范围内的所有波长处照射了该区域而做出的。换言之,确定光源设备5043是否已经针对所有波长照亮了该区域。当然,也可以设想其他决定因素,例如,是否已经捕捉了预定数量的图像。

[0109] 如果确定没有捕捉所有图像,则遵循否路径,并且过程移动到步骤630。

[0110] 在步骤630中,改变光源设备5043的波长。在实施方式中,这可能意味着激活第二

窄带宽VCSEL来照亮该区域。可替换地,改变可变VCSEL的发射波长。波长可以改变10nm、20nm或任何不重叠的值。实际上,该值可能不会线性变化。例如,波长值的变化量可以非线性变化,使得吸收的变化是线性的。换言之,对于吸收有显著变化的波长,可以进行小的波长变化。

[0111] 该过程然后返回到步骤615。

[0112] 另一方面,如果在步骤625确定已经捕捉了所有图像,则遵循是路径。

[0113] 该过程移动到步骤635,其中,建立图像中的对象。具体地,在这种情况下,建立图像内的血管。为了实现这一点,针对光源的原始强度校正每个波长捕捉的图像,并且针对由光源的不同位置或摄像头5005的移动导致的任何差异进行校正。执行该处理,以使图像标准化,使得图像之间的唯一差异源于光的吸收。这是使用已知技术进行的。

[0114] 然后比较该组图像中像素的相对亮度。换言之,将一幅图像中每个像素的亮度与每个其他图像中每个像素的亮度进行比较。这提供了映射,其中,对于图像中的每个像素,导出了波长范围内的亮度。因此,确定每个像素位置的光吸收。

[0115] 通过确定波长范围内每个波长的每个像素位置处的光吸收,CCU5039确定该像素位置处的材质。特别是,尽管不受限制,但是CCU 5039使用图4中的吸收表确定血红蛋白的存在。这可以识别血液和血管的存在。

[0116] CCU 5039然后提供叠加图像,该图像是识别每个像素位置处的材质的图形。这清楚地突出了血红蛋白在每个相应像素位置处的位置。

[0117] 该过程移动到步骤640,其中,来自内窥镜的图像被覆盖图像覆盖。换言之,显示给外科医生或内窥镜检查操作者并且由与使用图5的技术捕捉的像素对应的像素形成的传统捕捉的图像用血红蛋白的位置注释。当然,尽管上面描述了创建覆盖图像,但是本公开不限于此,并且可以使用图5的技术对捕捉的图像进行注释。

[0118] 该实施方式使得内窥镜操作者或外科医生能够更清楚地定义血红蛋白(或其他相关流体或材质)的位置,从而降低对患者的伤害风险。这是因为当使用不同波长的光照射组织时,来自组织的反射强调了图像中的小色差。

[0119] 尽管以上描述了对于具有特定波长照射的每个图像比较的每个像素的亮度水平,但是本公开不限于此。例如,可以对来自使用不同波长捕捉的图像的像素应用权重。权重的选择可能取决于要强调的材质。例如,如果本公开的实施方式被配置为检测血红蛋白,则可以在650nm处应用高权重,其中,该波长的光吸收较低。类似地,对于在600nm照射下捕捉的图像,在血红蛋白的吸收相当高(与650nm的吸收相比)的情况下,可以应用低权重。这强调血红蛋白的存在。

[0120] 此外,为了进一步增强血管的可见性,最初可以用540nm的光照射该区域并捕捉图像。这将提供基准图像,选择基准图像的照射波长来校正一般反射率(540nm特别容易被血液吸收)。具有变化波长照射的捕捉图像可以首先被参考图像划分,以在相互比较之前强调血管的可见性。

[0121] 此外,可以控制照射光的亮度,以减少来自组织表面的不期望的反射量。特别地,为了减少来自照射光的眩光,可以根据VCSEL和组织之间的距离来控制照射光的亮度。具体地,当VCSEL和组织之间的距离小于预定距离时,VCSEL的亮度降低。这减少了当VCSEL靠近组织时VCSEL在组织上反射的眩光量。然后,当调整VCSEL的亮度,以消除任何不期望的反射

时,可以如上所述确定材质。

[0122] 参考图6A和图6B,描述了根据本公开的实施方式的系统。如上所述,在注释空间变化和空间变化的部分,在内窥镜检查期间从几个方向照亮兴趣区域是有用的。照射可以来自不同的入射方向(如参考图3所解释的),或者可以将光导向特定区域(或者甚至提供扫描图案,例如,光栅或螺旋扫描),从而允许在不移动内窥镜头的情况下照亮其他区域。这允许通过使用光度立体成像(photometric stereo)来计算表面的曲率,和/或确定阴影形貌,阴影形貌允许对象相对于背景的形状和位置。

[0123] 图6A和图6B中描述的系统也可以用于用参考图5描述的变化波长的光照射该区域。

[0124] 例如,在非限制性实施方式中,可以调整VCSEL的亮度,以减少来自该区域表面的不期望的光反射。具体地,一旦检测到对象的结构或形貌,就可以基于VCSEL到对象的距离来实现适当的照射控制。此外或可替换地,照射条件可以基于结构或形貌本身来实现。

[0125] 作为上述的一个示例,在靠近内窥镜的区域,照射弱光,以避免光的不期望的反射,并且在远离内窥镜的区域,随着不期望的反射概率的降低,光的强度增加。

[0126] 在图6A中,示出了第一系统700A。在该系统700A中,提供了单个VCSEL。特别地,提供了用于照亮该区域的基于MEM的VCSEL 710A。基于MEM系统的VCSEL 710A指向MEM致动的反射镜705A。图7和图8示出了MEM致动反射镜705A的实施方式。应当注意,可以提供图6A和图6B中描述的多个系统来从多个不同方向照亮区域。

[0127] 在图7中,MEM致动反射镜705A围绕单个旋转轴(由虚线描绘)旋转。这允许反射镜沿着单个扫描线反射光。为了对区域执行光栅扫描,安装有反射镜的MEM装置也将移动,以允许扫描线从该区域的一侧移动到另一侧。

[0128] 在图8中,MEM致动反射镜705B围绕两个旋转轴旋转。特别地,第一万向节901绕第一轴旋转,第二万向节902绕第二轴旋转;第二轴垂直于第一轴。第二万向节902具有位于其上的镜面或反射镜。第一万向节901可以具有或不具有镜面。这允许MEM致动反射镜705A通过沿着单个扫描线移动第二万向节902来执行区域的光栅扫描,如图7所示。固定连接到第二万向节901的第一万向节902相对于第一万向节902垂直移动,从而执行光栅扫描。

[0129] 图7和图8中分别描述的MEM致动反射镜705A和705B由CCU 5039控制。

[0130] 在图9中,示出了根据实施方式的摄像头5005。在这个示例中,图7和图8的MEM致动反射镜705A或705B安装在反射镜壳体上。反射镜壳体可以根据是否需要光栅扫描以及安装在其上的反射镜是图7的反射镜705A还是图8的反射镜705B而移动或不移动。换言之,在安装图7的反射镜705A的情况下,反射镜壳体将在与反射镜705A的轴线相比正交的轴线上旋转,并且在安装图8的反射镜705B的情况下,反射镜壳体将不需要旋转。

[0131] VCSEL 710A另外位于摄像头5005中。在实施方式中,这可以是发射相同或不同波长光的VCSEL阵列。可替换地,VCSEL可以发射不同波长的光。当然,可以提供单个VCSEL,而不是VCSEL阵列。VCSEL的壳体是固定的。

[0132] 图像传感器是图像拾取单元5009的一部分,图像拾取单元5009是摄像头5005的一部分。可以设想,图像传感器可以替代地放置在内窥镜系统5000内合适的任何地方。

[0133] 将参考图10A和图10B总体描述系统的操作。特别地,激活VCSEL710A,向MEM致动反射镜705A和705B发送光。由VCSEL生成的光从反射镜705A和705B的镜面反射。然后,CCU

5039控制反射镜705A和705B的移动,以引导光通过内窥镜孔1105。然后,CCU 5039控制反射镜705A或705B沿着扫描线扫描反射光。

[0134] CCU 5039然后控制反射镜705B或反射镜支架(在反射镜为705A的情况下)来执行光栅扫描。这照亮了患者体内的区域(可能包括兴趣对象)。当然,可以设想任何类型的扫描或移动,并且可以根据内窥镜操作者或外科医生的偏好来选择。例如,可以控制反射镜或反射镜支架,以简单地将VCSEL发出的光导向患者体内的特定区域。

[0135] 图像拾取单元5009内的图像传感器然后可以根据需要捕捉一个或多个图像。如上所述,图10A和图10B的系统可以根据参考图5描述的先前实施方式的原理操作,以更准确地识别血管。可替换地,图10A和图10B的系统可以独立于先前的实施方式操作。

[0136] 在图11中,更详细地示出了图6B的系统。具体地,类似于图8的系统,其中,反射镜902放置在第二万向节上,而VCSEL或VCSEL阵列710B放置在MEM致动平台上。这允许VCSEL围绕两个正交轴旋转,并以适当的方式引导发射的光。在该系统中,由于不需要反射面或反射镜,图11所示的系统的尺寸小于图10A或图10B中所述的尺寸。这对于需要小尺寸内窥镜镜头的内窥镜检查是有利的。

[0137] 在图12中,描述了系统1400,其中,两个独立的VCSEL 1405A和1405B(或VCSEL和MEM反射镜/反射结构组合)提供来自不同方向的光来照亮一个区域。此处要注意的是,VCSEL光可以如图3中的情况那样由单独的VCSEL直接提供,或者可以使用图6A或6B中描述的一个设置来提供。在通过图6A或6B的设置对象1410上扫描VCSEL光的情况下, α 的值随着扫描照射而改变。

[0138] 在该系统1400中,第一VCSEL 1405A从第一方向(方向A)照射对象1410,第二VCSEL 1405B从第二方向(方向B)照射对象1410。从图12中可以明显看出,来自第一VCSEL 1405A和第二VCSEL 1405B的照射在区域1415中重叠。当从方向A提供照射时,投射第一阴影1412,而当从方向B提供照射时,投射第二阴影1414。显然,尽管前面在图12中描述了两个或多个VCSEL或MEM反射镜,但是本公开不限于此。实际上,可以提供两个以上的VCSEL或MEM反射镜。实际上,如果VCSEL或MEM反射镜在两个位置之间移动,或者如果MEM反射镜太大以至于可以在两个不同的部分照亮,则可以只提供一个VCSEL或MEM反射镜。重要的一点是从两个或多个不同的方向照亮对象1410。

[0139] 当从两个或多个不同方向照射时,执行光度立体成像,以解析对象中的表面角度1420。这提供了对象的拓扑信息。这在NPL 1中有所描述。在建立形貌信息之后,覆盖在从内窥镜捕捉的图像上并提供给外科医生。这为外科医生提供了对被观察组织的形貌的更好理解。

[0140] 此外,从VCSEL发出的光的波长可以变化。由于材质的透射率对于不同波长的光而言是变化的,所以也可以推导出对象的材质。

[0141] 将参考图13解释该过程。

[0142] 在图13中,示出了照亮图12的对象1410的顺序。在图(A)中,对象1410由第一VCSEL 1405A和第二VCSEL 1405B照射。在图(B)中,来自第一VCSEL 1405A的照射投射由图像传感器5009捕捉的阴影1412。在图(C)中,由第一VCSEL 1405A提供的照射的颜色改变。通过改变照射的颜色,然后使用单色像素捕捉结果图像,光度立体成像过程随着对象的运动影响的减轻而更加精确。

[0143] 在图(D)中,对象1410由第二VCSEL 1405B照射。这产生第二阴影1414。再次改变由第一VCSEL 1405A提供的照射的颜色。图(D)中的顺序完成之后,将确定对象的形貌。

[0144] 该过程然后移动到图(E),其中,由第一VCSEL 1405A和第二VCSEL1405B提供的照射的波长改变。波长的这种变化提供了与对象1410相关联的透射率信息。将该透射率信息与和已知材质相关联的透射率信息进行比较,以确定对象1410的组织属性。

[0145] 然后,将形貌信息和组织特性覆盖在内窥镜捕捉的图像上。换言之,通过注释显示给外科医生的内窥镜图像,将确定的形貌信息和组织信息提供给外科医生。

[0146] 如上所述,在内镜检查中,用来自不同方向的光照射一个区域的目的是提供空间变化,以便使用不同入射角的光,并且提供方向变化,其中,将光引导到特定区域,或者执行扫描,即光栅扫描或螺旋扫描等。

[0147] 现在将参考图14描述该过程。

[0148] 在图14中,描述了示出根据本公开的实施方式的过程的流程图1300。该过程在步骤1305中开始。

[0149] 该过程然后移动到步骤1310,其中,将由VCSEL发射的光引导到患者体内的区域。这从第一方向照亮该区域。该过程然后移动到步骤1315,其中,图像传感器317捕捉图像。

[0150] 该过程移动到步骤1320,其中,将由不同位置的VCSEL发射的光引导到该区域。这将从第二方向照亮该区域。这是通过移动MEM致动反射镜705A或705B(图7和图8)或者通过移动VCSEL的安装(图11)或者通过激活VCSEL阵列中的不同VCSEL来实现的。

[0151] 该过程移动到步骤1325,其中,捕捉图像。

[0152] 该过程移动到步骤1330。CCU 5039确定表面曲率函数或阴影形貌函数。

[0153] 为了确定表面曲率函数,CCU 5039根据相关光源的原始强度进行校正。CCU 5039然后比较从不同照射源位置获得的捕捉图像中每个像素的亮度。通过让光源从不同方向照射该区域,可以分离表面反射率和表面法线的影响。通常,从漫反射面反射的光的强度取决于材质的反射率以及光源的表面和角度之间的角度函数。使用从不同角度照射的几个光源,通过首先导出表面法线,例如,从光度立体成像查找表,使用从不同方向照射的相同图像像素的相对强度和可以通过校正表面法线对反射率的影响的图像像素值而导出的材质反射率值,可以分离两种效果(反射率和表面法线)。

[0154] 为了确定阴影形貌函数,针对相关联的VCSEL的原始强度校正第一和第二图像。识别图像中的阴影,并且可以确定对象和背景之间的形状和关系。如果对象比背景更靠近光源,并且两者之间的表面不在光的路径上,则对象就会在背景上投射阴影。更靠近光源且具有凹度的对象的一部分可能会在更远的对象的一部分上投射阴影。根据照射的方向,阴影将出现在不同的位置。如果找到了阴影,并且正确推断了阴影边界上的对应点,则可以获得关于对象相对于背景的形状和位置的信息。使用阴影来推断形状和相对深度的一种方法是‘阴影雕刻’,这是一种算法,该算法从对象轮廓及其阴影中迭代地恢复对象的估计,随着更多照射方向的增加,阴影越来越接近对象的形状,并且可证明是对象形状的外部边界。通过使用几个不同的照射方向,可以获得形状上的额外阴影约束。这在NPL 2中有所描述。

[0155] CCU 5039然后提供叠加图像,该图像是识别表面功能和形貌的图形。

[0156] 该过程移动到步骤1335,其中,来自内窥镜的图像被覆盖图像覆盖。换言之,向外科医生或内窥镜检查操作者显示并且由与使用图14的技术捕捉的像素对应的像素形成的

传统捕捉的图像用表面函数和/或形貌进行注释。当然,尽管上面描述了创建覆盖图像,但是本公开不限于此,并且可以使用图14的技术对捕捉的图像进行注释。

[0157] 该过程在步骤1340结束。

[0158] 应当理解,在描述VCSEL的情况下,可以设想任何光源。

[0159] 应当理解,从垂直腔面发射激光器发射的光的波长和角度是光条件的示例。换言之,光条件是光的特性,例如,光的物理特性(例如,波长、亮度或强度)或发射角。

[0160] 应当理解,对象的材质和形貌是关于对象的信息的示例。因此,对象的信息可以是对象的物理特性。

[0161] 本公开的各种实施方式由以下编号的条款定义:

[0162] 1. 一种医学成像装置,包括:垂直腔面发射激光器、图像传感器以及电路,所述垂直腔面发射激光器被配置为使用多个光条件中的一个光条件来照射对象;所述图像传感器被配置为捕捉所述对象的图像;所述电路被配置为:

[0163] 控制所述垂直腔面发射激光器,以利用具有第一光条件的光来照射所述对象;

[0164] 控制所述图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光的所述对象的第一图像;

[0165] 控制所述垂直腔面发射激光器,以利用具有不同的第二光条件的光照射所述对象;

[0166] 控制所述图像传感器,以捕捉用具有第一光条件的光照射的所述对象的第二图像;并且

[0167] 基于所述第一图像和所述第二图像来确定所述对象的信息。

[0168] 2. 根据段落1所述的装置,其中,所述光条件是光的波长。

[0169] 3. 根据段落2所述的装置,其中,所述波长范围在600nm和650nm之间。

[0170] 4. 根据段落1或2所述的装置,其中,所述第一光条件是540nm的波长。

[0171] 5. 根据段落2至4所述的装置,其中,所述对象的信息是所述对象的材质,并且通过比较所述图像内相应点处的第一图像和第二图像的亮度来确定所述对象的材质。

[0172] 6. 根据任一前述段落所述的装置,其中,所述光条件是光的亮度。

[0173] 7. 根据任一前述段落所述的装置,其中,所述光条件是从垂直腔面发射激光器发射的光的角度。

[0174] 8. 根据任一前述段落所述的装置,其中,所述第一光条件从第一方向照射所述对象,并且所述第二光条件从不同的第二方向照射所述对象,并且所述对象的信息是所述对象的形貌,所述形貌由光度立体成像确定。

[0175] 9. 根据任一前述段落所述的装置,包括多个垂直腔面发射激光器。

[0176] 10. 根据任一前述段落所述的装置,包括用于进入患者体内的尖端(tip),其中,所述尖端包括垂直腔面发射激光器。

[0177] 11. 根据任一前述段落所述的装置,包括将光聚焦到所述图像传感器上的透镜装置,其中,所述垂直腔面发射激光器邻近所述透镜装置。

[0178] 12. 根据任一前述段落所述的装置,包括第二垂直腔面发射激光器,所述第二垂直腔面发射激光器在与所述垂直腔面发射激光器相对的一侧邻近透镜装置。

[0179] 13. 根据任一前述段落所述的装置,包括具有反射面的结构,所述反射面被配置为改变由垂直腔面发射激光器发射的光的方向。

[0180] 14. 根据段落13所述的装置,其中,所述结构是反射镜,所述反射镜被配置为进行移动,使得在所述对象上扫描反射光。

[0181] 15. 根据任一前述段落所述的装置,其中,所述控制电路还被配置为:使用所确定的对象信息注释所述对象的图像。

[0182] 16. 一种内窥镜,包括根据任一前述段落所述的装置。

[0183] 显然,根据上述教导,本公开的许多修改和变化是可能的。因此,应当理解,在所附权利要求的范围内,本公开可以不同于本文具体描述的方式来实施。

[0184] 就本公开的实施方式已经被描述为至少部分地由软件控制的数据处理设备实现而言,应当理解,承载这种软件的非暂时性机器可读介质(例如,光盘、磁盘、半导体存储器等)也被认为表示本公开的实施方式。

[0185] 应当理解,为了清楚起见,以上描述已经参考不同的功能单元、电路和/或处理器描述了实施方式。然而,显然,在不背离实施方式的情况下,可以使用不同功能单元、电路和/或处理器之间的任何合适的功能分布。

[0186] 所描述的实施方式可以以任何合适的形式实现,包括硬件、软件、固件或其任意组合。所描述的实施方式可以可选地至少部分实现为在一个或多个数据处理器和/或数字信号处理器上运行的计算机软件。任何实施方式的元件和组件可以以任何合适的方式在物理上、功能上和逻辑上实现。实际上,这些功能可以在单个单元中、在多个单元中或者作为其他功能单元的一部分来实现。这样,所公开的实施方式可以在单个单元中实现,或者可以在物理上和功能上分布在不同的单元、电路和/或处理器之间。

[0187] 尽管已经结合一些实施方式描述了本公开,但是本公开并不旨在限于本文阐述的特定形式。此外,尽管特征可能看起来是结合特定实施方式来描述的,但是本领域技术人员将认识到,所描述的实施方式的各种特征可以以适合于实现该技术的任何方式来组合。

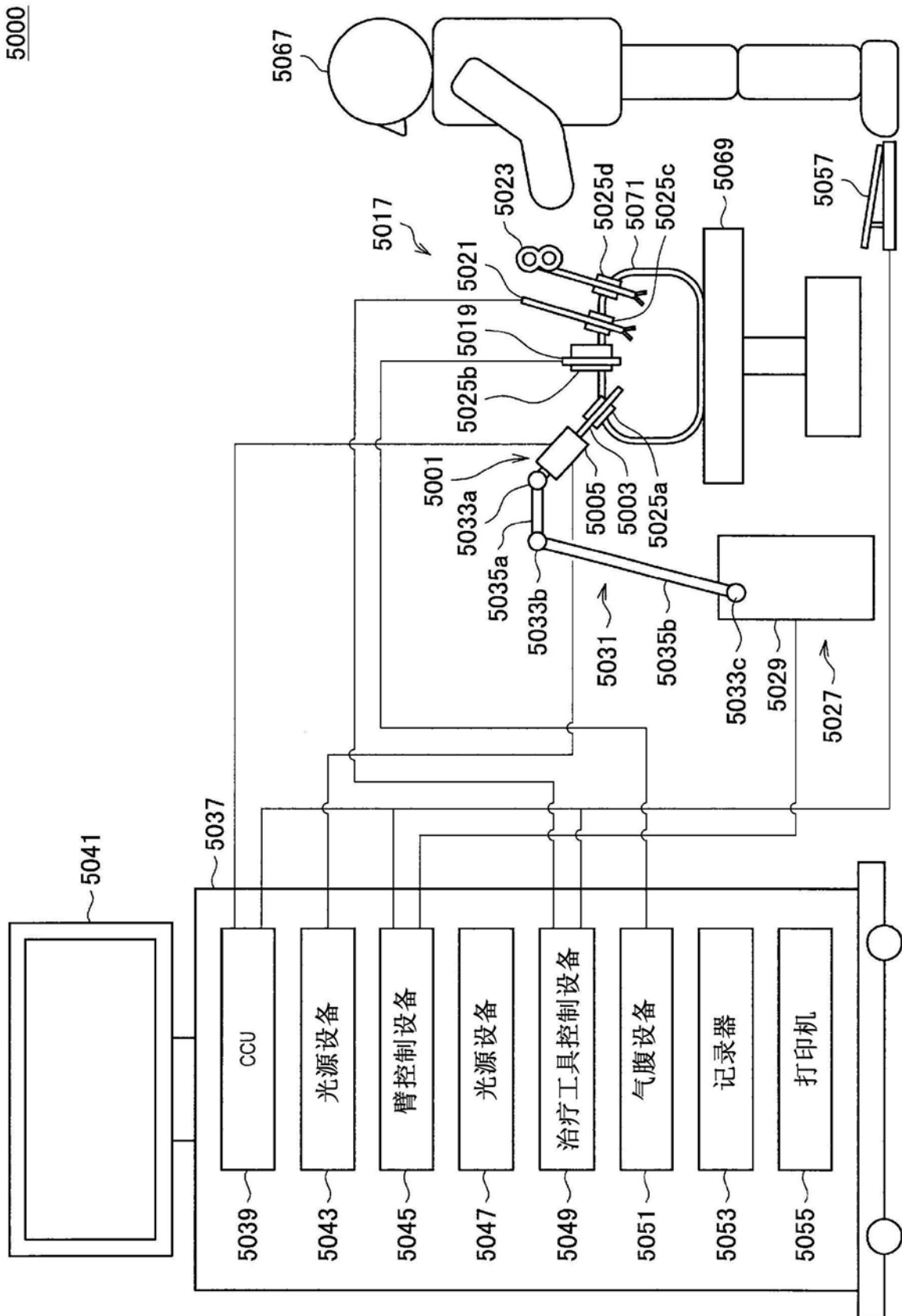


图1

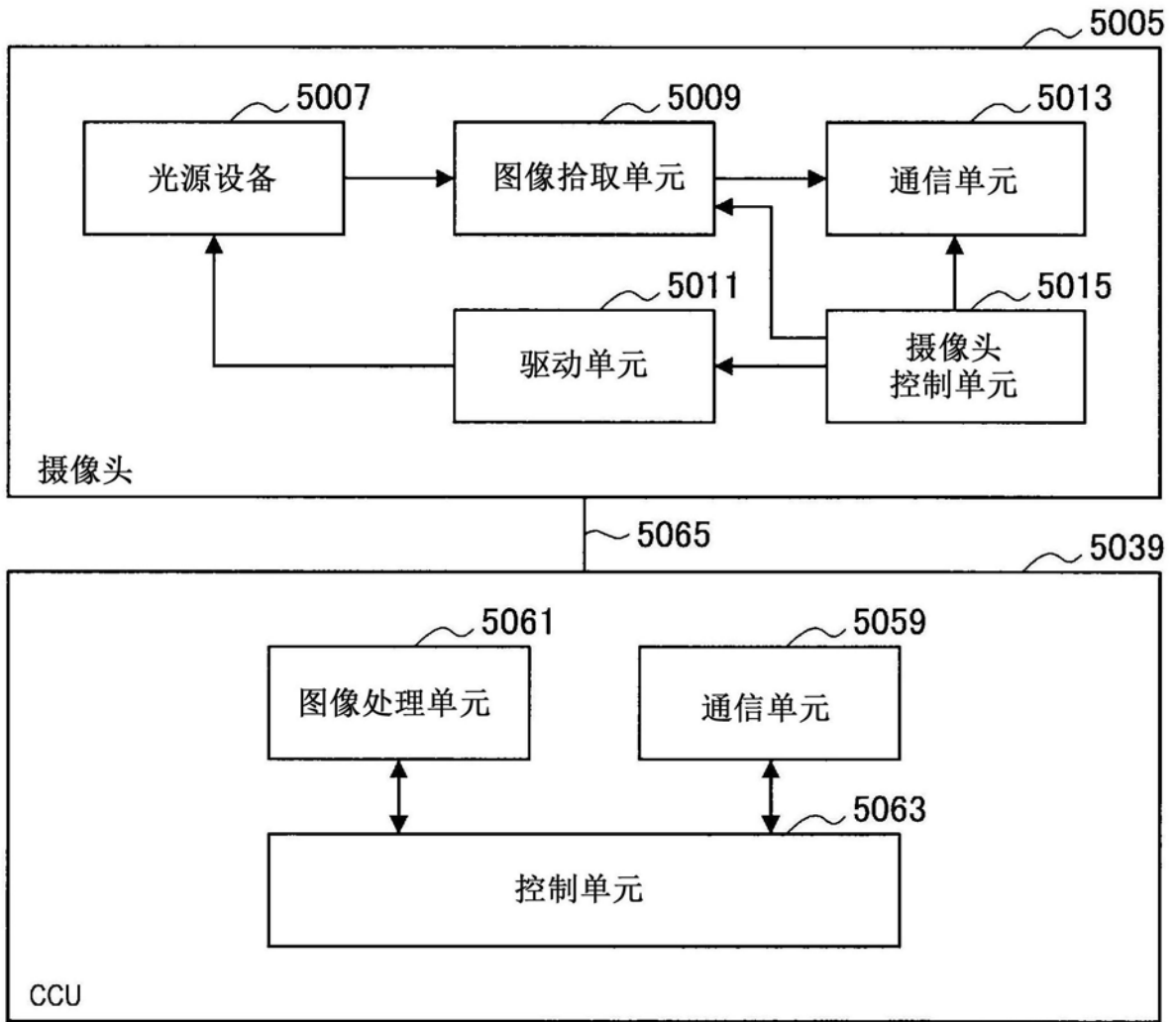


图2

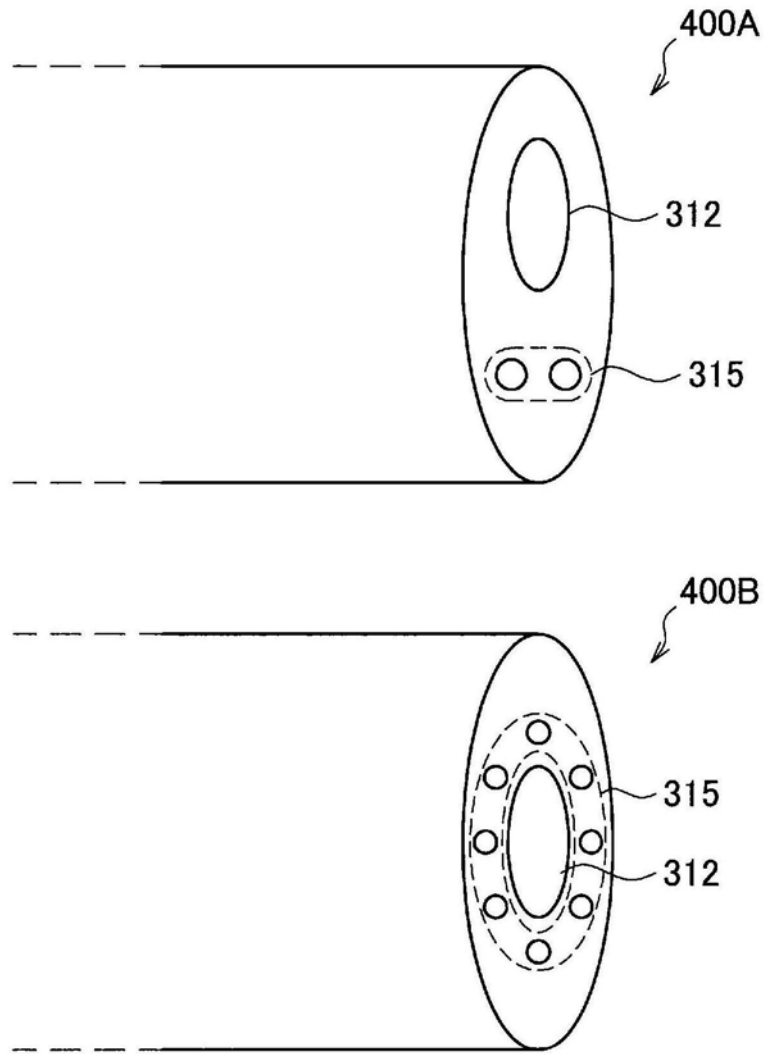


图3

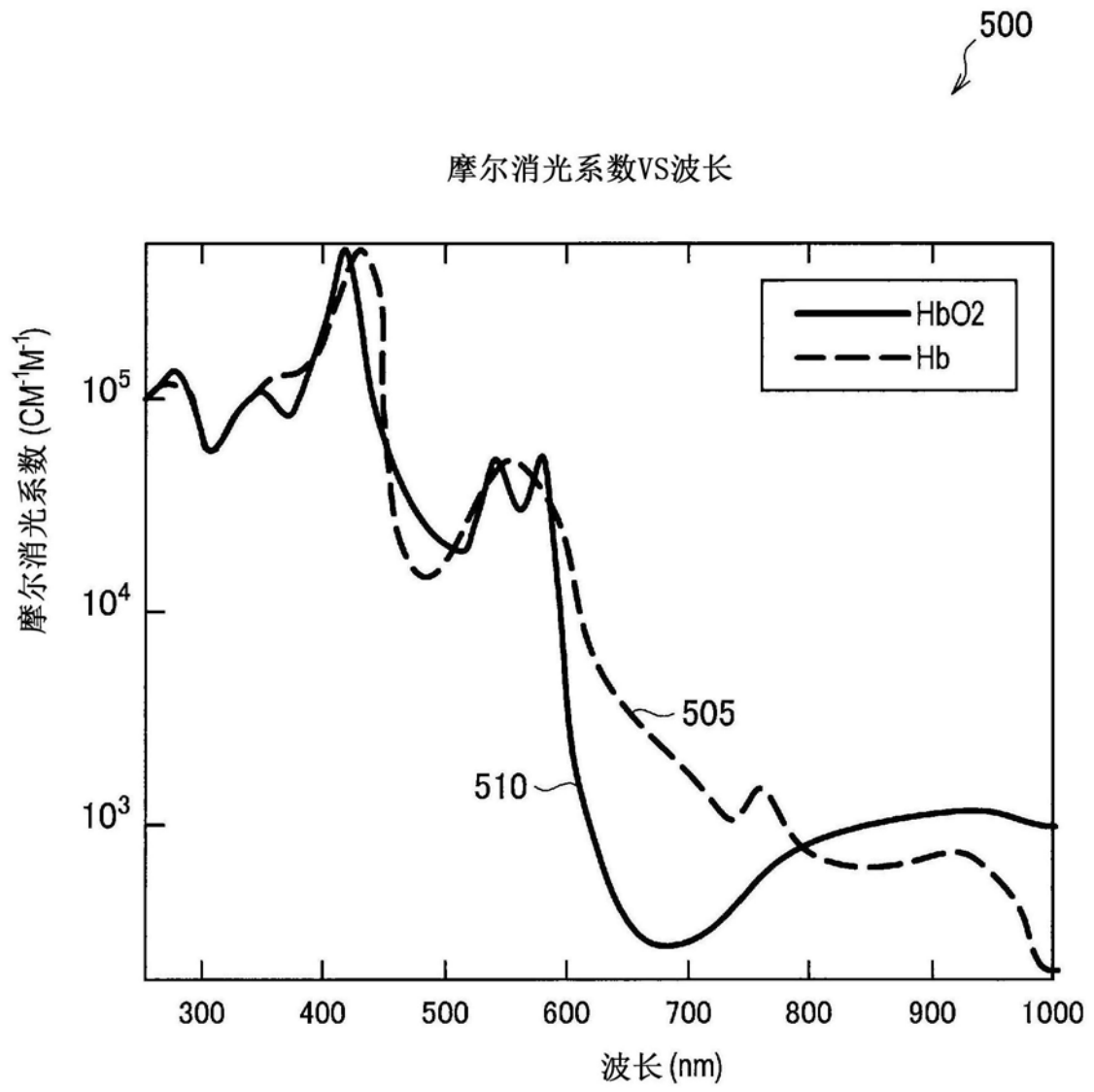


图4

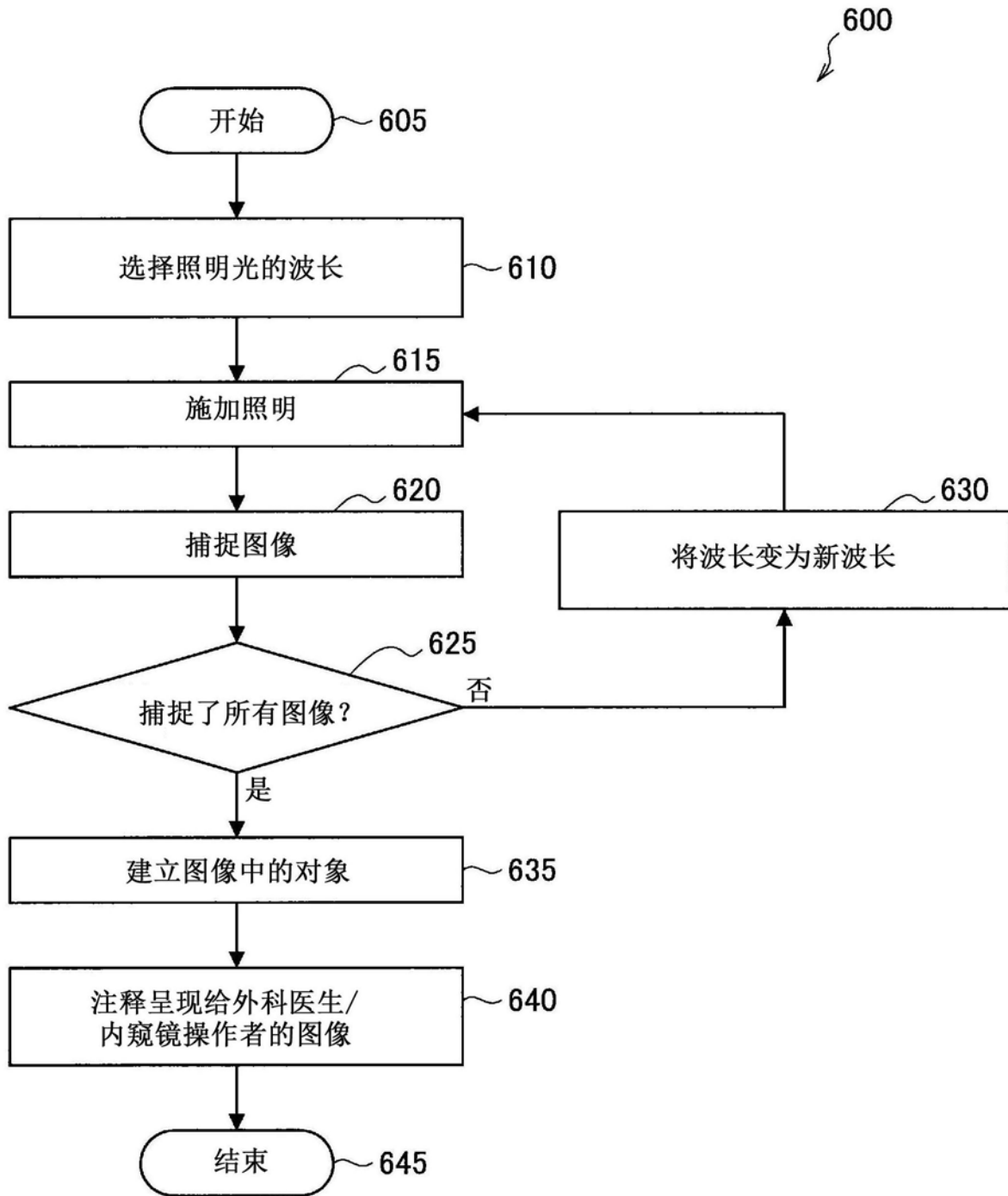


图5

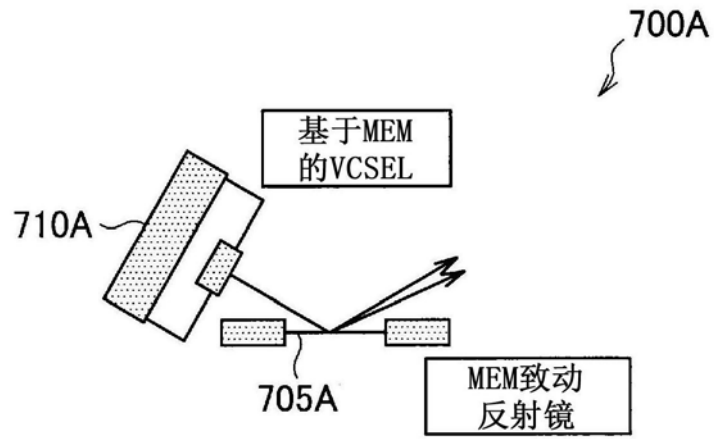


图6A

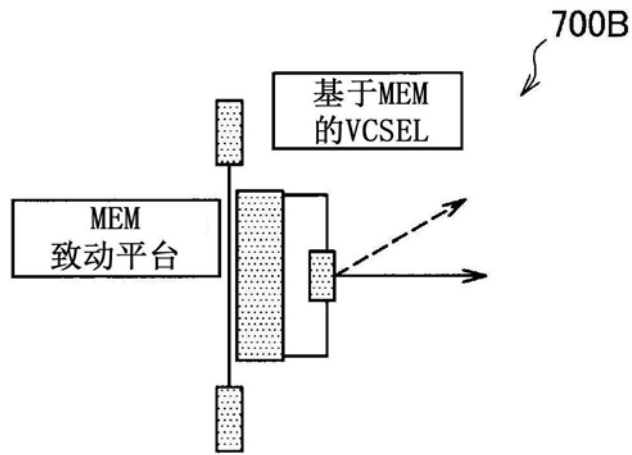


图6B

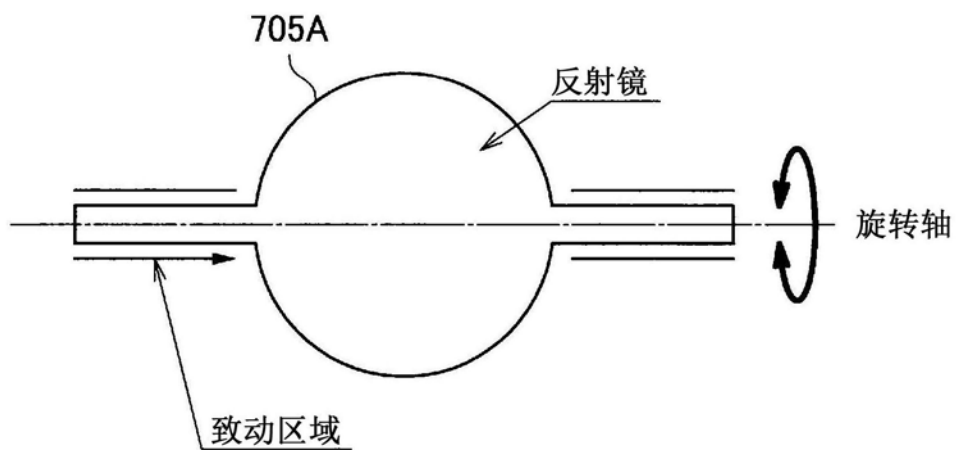


图7

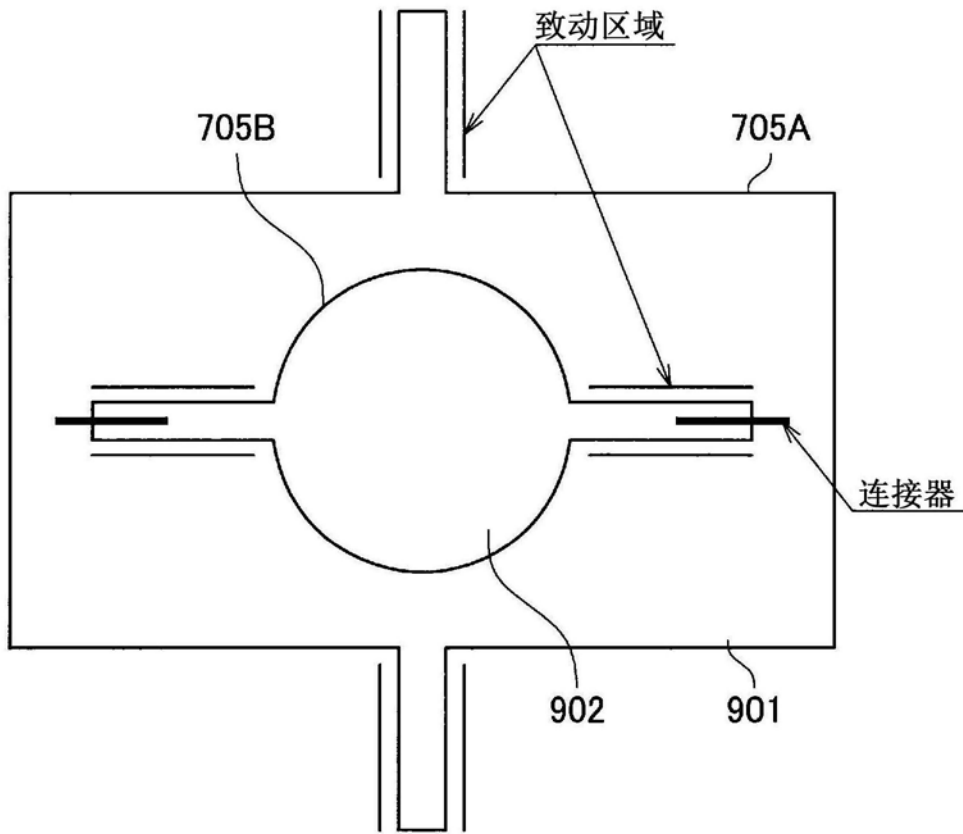


图8

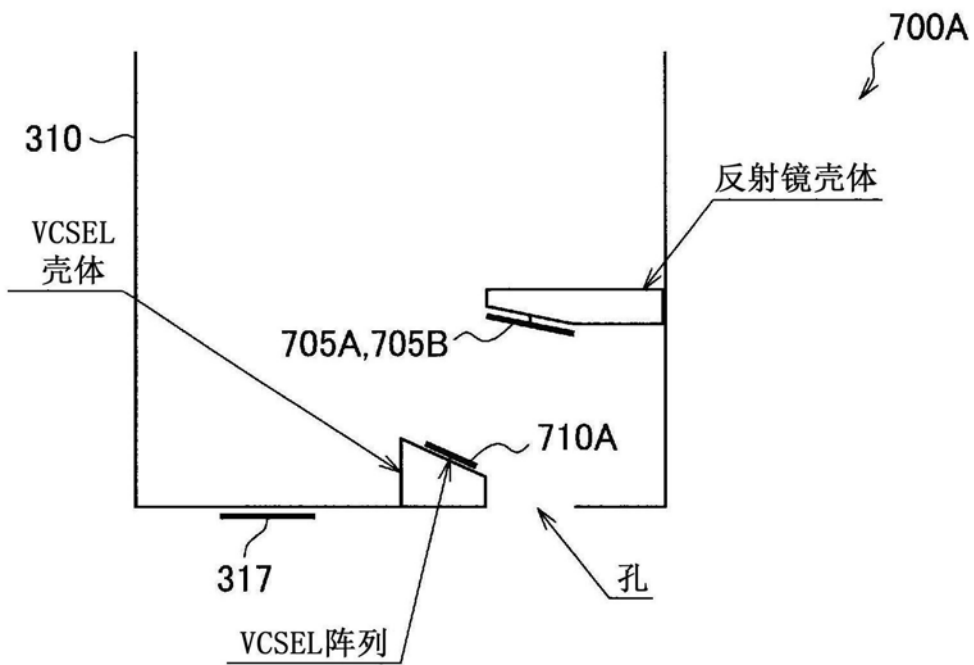
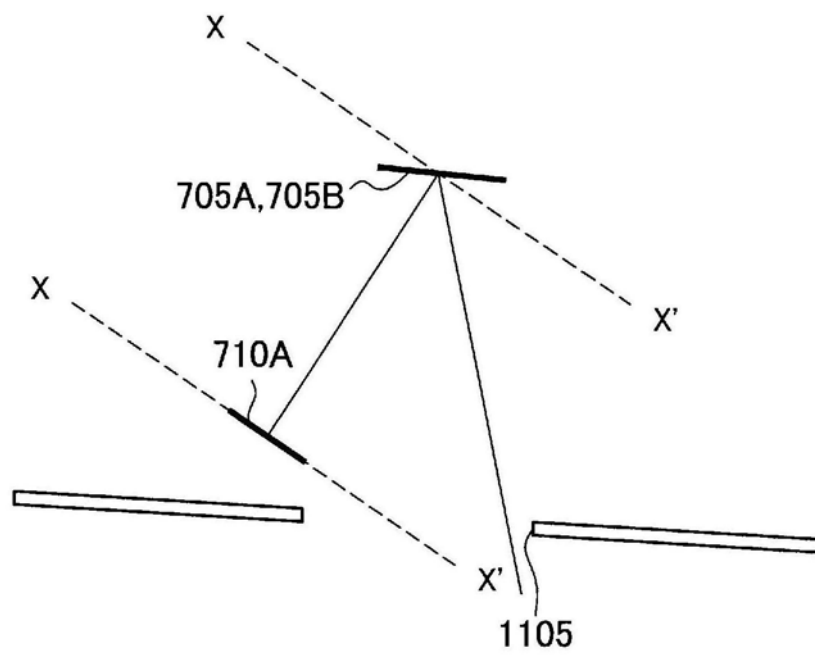
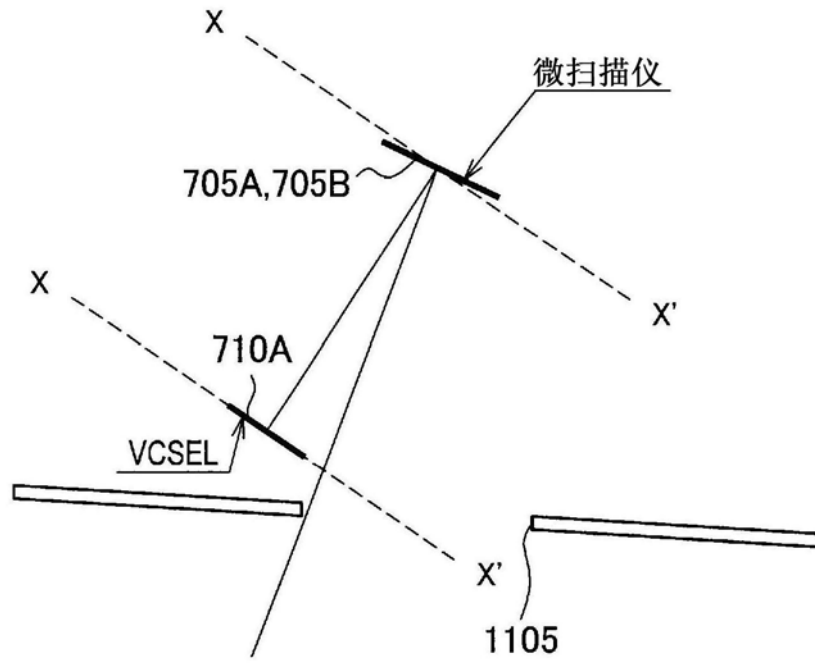


图9



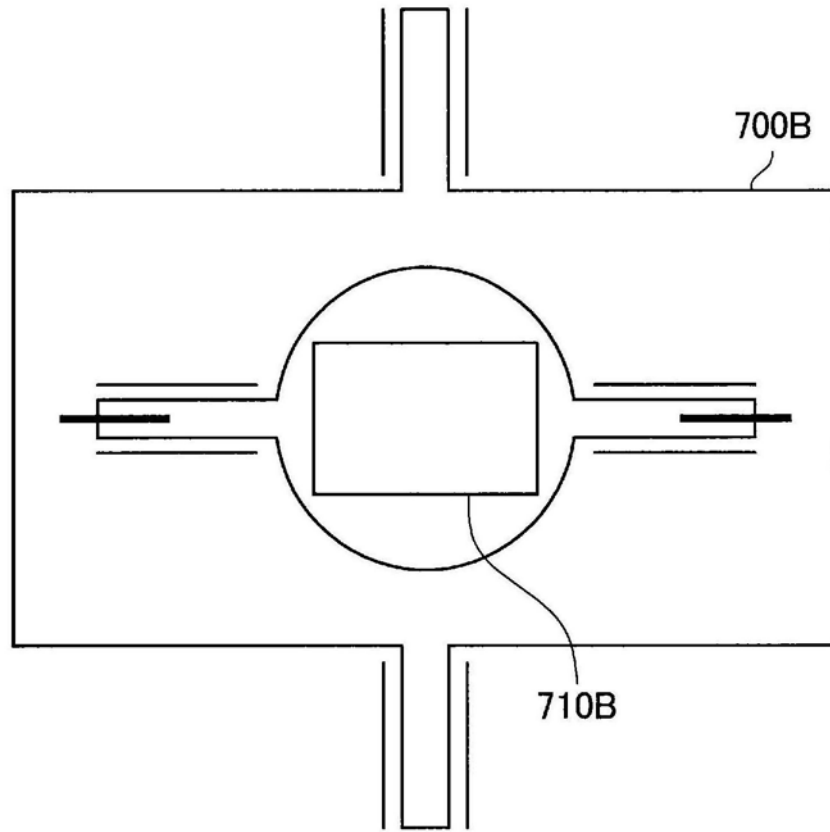


图11

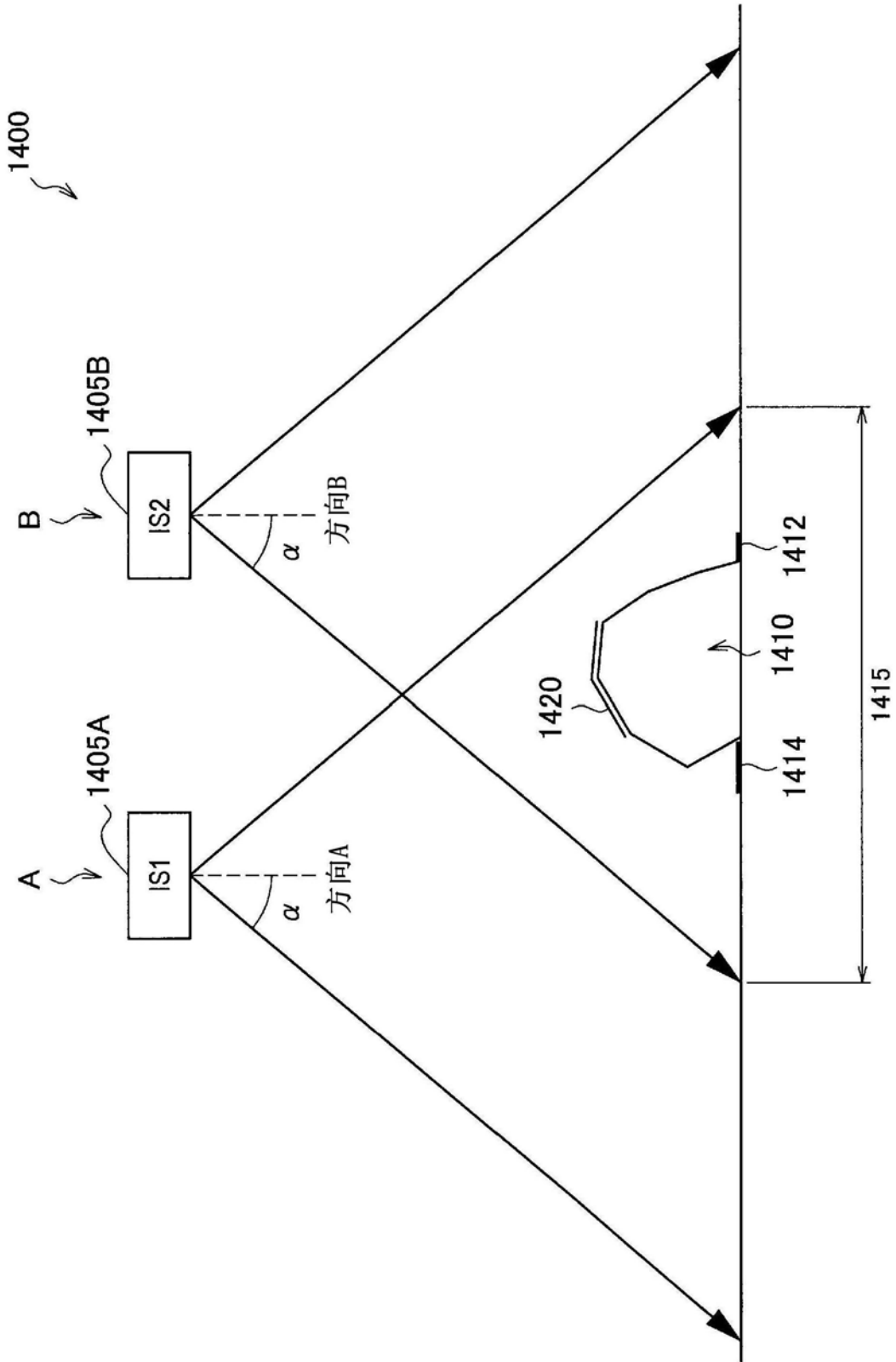


图12

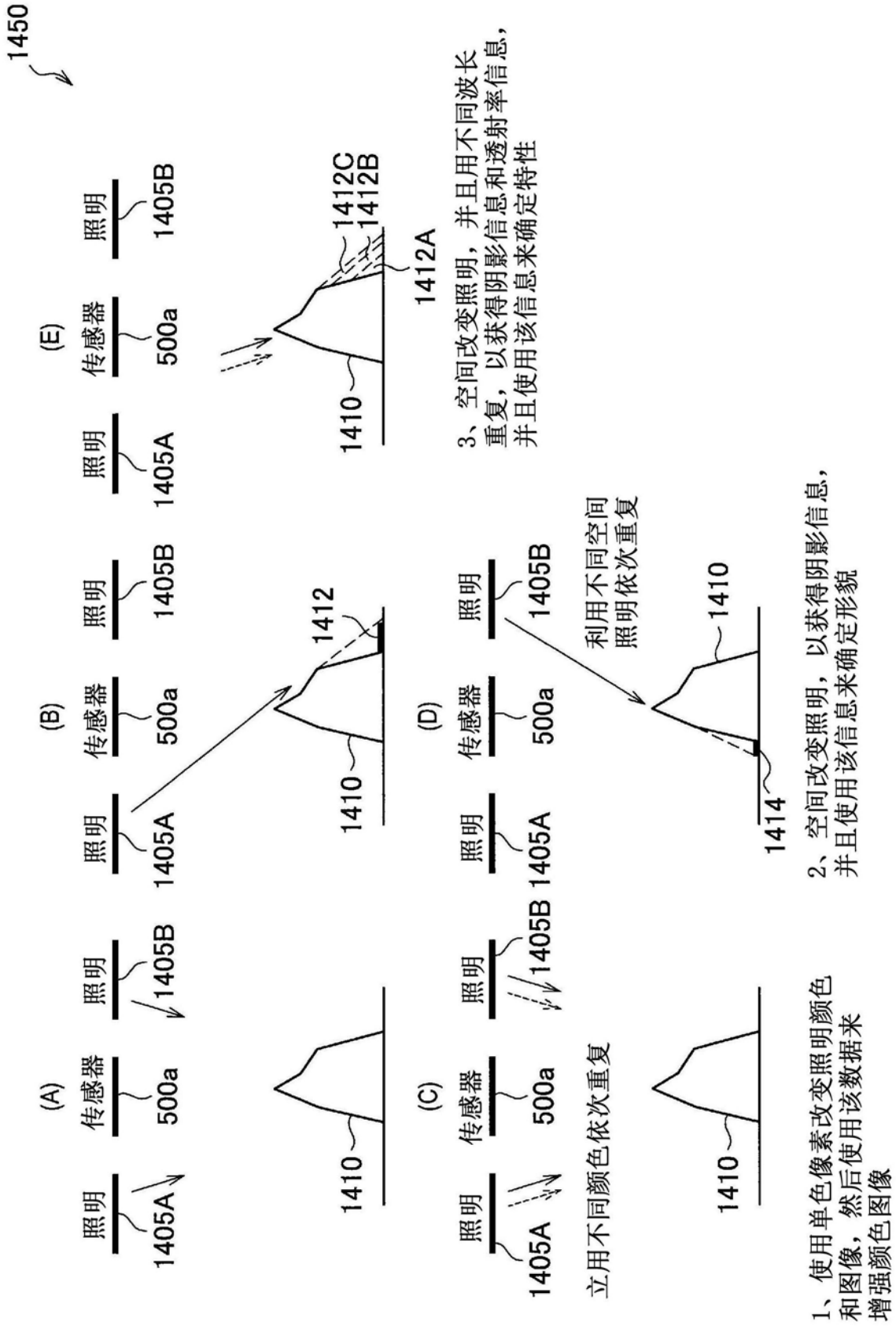


图13

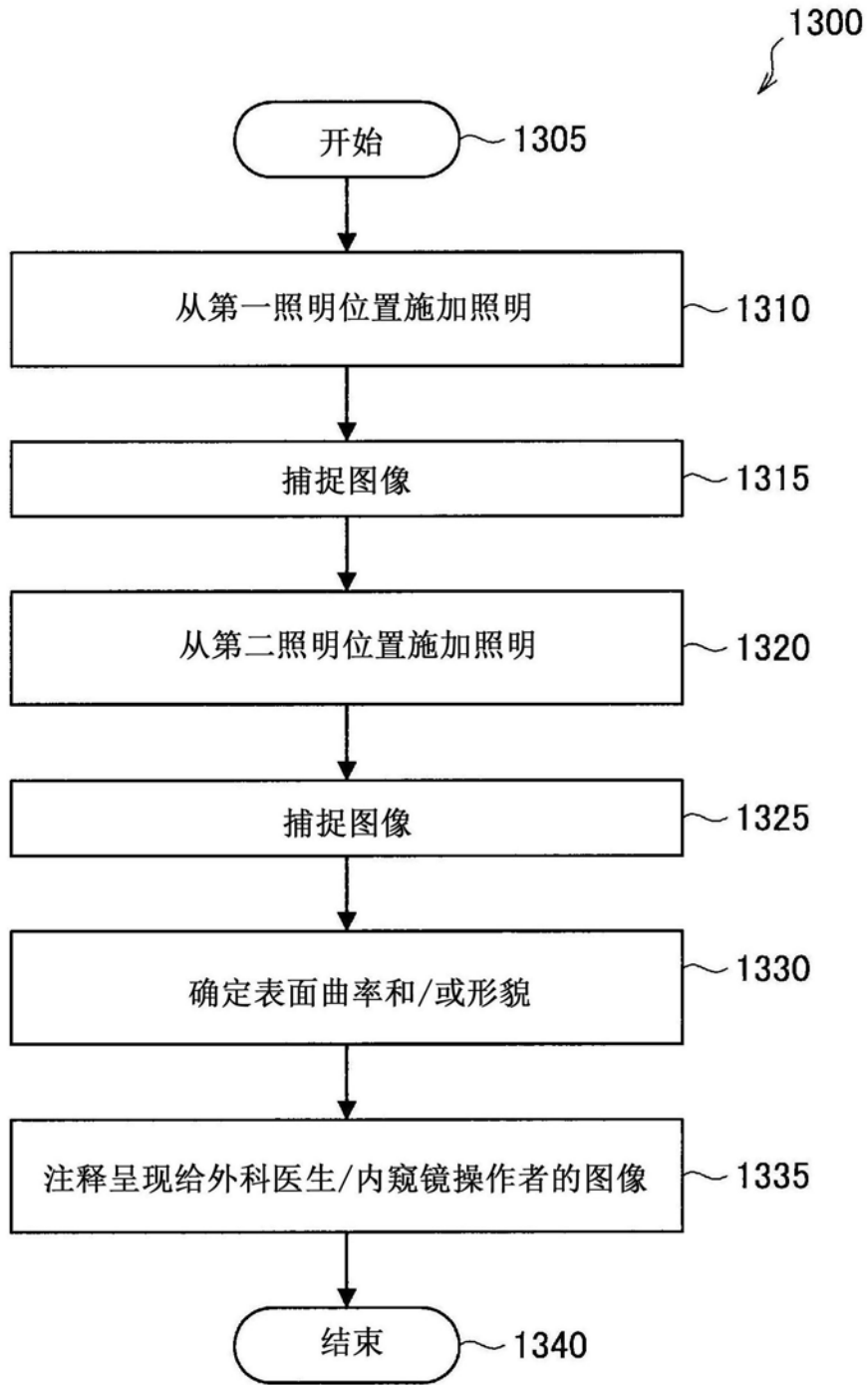


图14

专利名称(译)	医学成像装置和内窥镜		
公开(公告)号	CN110475504A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201880020015.0	申请日	2018-02-22
[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		
发明人	马修·劳伦森 广田直之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00149 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/112 A61B5/1121 A61B5/1126 A61B5/6823 A61B5/6828 A61B5/7264 A61B2562/0219 A61B5/0059 G16H50/20		
代理人(译)	余刚		
优先权	2017163668 2017-03-29 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学成像装置，包括：垂直腔面发射激光器，被配置为使用多个光条件中的一个来照射对象；图像传感器，被配置为捕捉对象的图像；以及电路，被配置为：控制垂直腔面发射激光器，以利用具有第一光条件的光来照射对象；控制图像传感器，以捕捉用具有第一光条件的光的对象的第二图像；控制垂直腔面发射激光器，以利用具有第二不同光条件的光照射对象；控制图像传感器，以捕捉用具有第一光条件的光照射的对象的第二图像；并且基于第一图像和第二图像确定对象的信息。

