



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110198653 A

(43)申请公布日 2019.09.03

(21)申请号 201880007511.2

(22)申请日 2018.01.04

(30)优先权数据

15/411,221 2017.01.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.07.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/012388 2018.01.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/136238 EN 2018.07.26

(71)申请人 威里利生命科学有限责任公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 V.加纳帕蒂 E.雷佩利 D.皮波尼

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 金玉洁

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 1/045(2006.01)

A61B 1/05(2006.01)

A61B 1/06(2006.01)

A61B 1/07(2006.01)

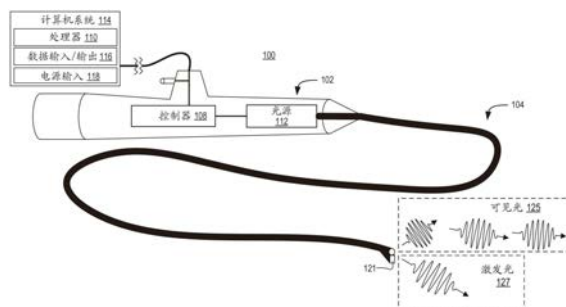
权利要求书3页 说明书6页 附图8页

(54)发明名称

同时的可见的和荧光内窥镜成像

(57)摘要

一种内窥镜装置包括具有近端和与该近端相对的远端的光纤线缆。内窥镜装置还包括光学耦接到该光纤线缆的近端以将可见光和激发光发射到该光纤线缆中以从该远端输出的光源。该光源被配置为同时发射可见光和激发光,并且该激发光的波长在该可见光的波长光谱之外。图像传感器耦接到该光纤线缆的远端并且定位成接收该可见光的反射作为反射的可见光。



要求专有财产或权益的本发明的实施例被限定如下：

1. 一种内窥镜装置，包括：

光纤线缆，具有近端和与所述近端相对的远端；

光源，光学耦接到所述光纤线缆的近端，以将可见光和激发光发射到所述光纤线缆中以从所述远端输出，其中所述光源被配置为同时发射可见光和激发光，其中所述激发光的波长在所述可见光的波长光谱之外；和

图像传感器，耦接到所述光纤线缆的远端并且定位成接收所述可见光的反射作为反射的可见光。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜装置，还包括设置在所述图像传感器上的滤波器，其中所述滤波器阻挡所述激发光的大部分到达所述图像传感器，同时将所述反射的可见光的大部分传递到所述图像传感器。

3. 根据权利要求2所述的内窥镜装置，其中，一个或多个激光源发射所述可见光和所述激发光，并且其中所述激发光的波长长于所述可见光的波长光谱。

4. 根据权利要求3所述的内窥镜装置，其中，所述图像传感器上的滤色器被配置为将所述反射的可见光和荧光光同时传递到所述图像传感器，并且其中，所述荧光光具有比所述激发光更长的波长并且响应于所述光源发射所述激发光而生成。

5. 根据权利要求4所述的内窥镜装置，其中，所述激发光包括805nm的光，并且所述荧光光包括830nm的光。

6. 根据权利要求4所述的内窥镜装置，还包括处理器，所述处理器耦接到所述图像传感器以从所述图像传感器接收组合图像数据，其中所述组合图像数据表示所述反射的可见光和所述荧光光，并且其中所述处理器包括当由所述处理器执行时使得所述处理器执行操作的逻辑，所述操作包括：

将组合图像数据分离为可见图像数据和荧光图像数据。

7. 根据权利要求6所述的内窥镜装置，其中，所述组合图像数据包括红色光电荷、绿色光电荷、蓝色光电荷、激发光电荷和荧光光电荷，并且其中，所述处理器还包括当由所述处理器执行时使得所述处理器执行操作的逻辑，所述操作包括：

将组合图像数据分离为对应于红色光电荷的红色图像数据、对应于绿色光电荷的绿色图像数据、对应于蓝色光电荷的蓝色图像数据以及对应于荧光光电荷的荧光图像数据，其中所述处理器采用正则化反演来确定所述荧光图像数据和所述可见图像数据的强度值；

利用所述红色图像数据、所述绿色图像数据、所述蓝色图像数据和所述荧光图像数据形成合成图像，其中所述可见图像数据包括所述红色图像数据、所述绿色图像数据和所述蓝色图像数据。

8. 一种医学成像方法，包括：

从内窥镜的光纤线缆的远端同时发射可见光和激发光，其中所述激发光的波长在所述可见光的波长光谱之外；

利用图像传感器接收包括所述可见光的反射的可见光；

利用所述图像传感器接收从多个染料分子发射的荧光光，其中所述荧光光是响应于所述多个染料分子吸收所述激发光而发射的，并且其中通过所述图像传感器同时接收所述反射的可见光和所述荧光光，并且其中所述反射的可见光和所述荧光光在图像传感器中形成

组合图像数据；

将所述组合图像数据分离为可见图像数据，其中所述可见图像数据与通过所述图像传感器接收的所述反射的可见光相称；以及

将所述组合图像数据分离为荧光图像数据，其中所述荧光图像数据与通过所述图像传感器接收的所述荧光光相称。

9. 根据权利要求8所述的方法，还包括利用滤波器阻挡所述激发光的大部分被所述图像传感器吸收。

10. 根据权利要求9所述的方法，其中，将所述组合图像数据分离为可见图像数据和荧光图像数据包括将所述组合图像数据分离为对应于红色光电荷的红色图像数据、对应于绿色光电荷的绿色图像数据、对应于蓝色光电荷的蓝色图像数据以及对应于荧光光电荷的荧光图像数据，其中所述红色图像数据、所述绿色图像数据和所述蓝色图像数据包括所述可见图像数据。

11. 根据权利要求10所述的方法，还包括形成具有所述可见图像数据和所述荧光图像数据的合成图像，其中同时显示所述可见图像数据和所述荧光图像数据以产生所述合成图像。

12. 根据权利要求11所述的方法，其中，所述合成图像包括可见图像和荧光图像，所述可见光图像包括所述可见图像数据，所述荧光图像包括所述荧光图像数据，其中所述荧光图像覆盖在所述可见图像上。

13. 根据权利要求8所述的方法，其中，所述激发光的波长长于所述可见光的波长光谱，并且其中所述荧光光的波长长于所述激发光的波长。

14. 根据权利要求8所述的方法，还包括在与所述光纤线缆的远端相对的所述光纤线缆的近端处，利用一个或多个激光源生成所述可见光和所述激发光，并且其中所述可见光和所述激发光是从所述远端发射的。

15. 一种用于医学成像的系统，包括：

光纤线缆，具有远端和与所述远端相对的近端；

光源，光学耦接到所述光纤线缆的近端，以将可见光和激发光发射到所述光纤线缆中以从所述远端输出；

图像传感器，耦接到所述光纤线缆的远端以接收反射的可见光和荧光光；以及

处理器，设置在所述系统中并电耦接到所述光源和所述图像传感器，其中所述处理器包括当由所述处理器执行时使得所述处理器执行操作的逻辑，所述操作包括：

指示所述光源同时发射所述可见光和所述激发光，其中所述激发光的波长在所述可见光的波长光谱之外；和

从所述图像传感器接收组合图像数据并将所述组合图像数据分离为可见图像数据和荧光图像数据。

16. 根据权利要求15所述的系统，其中，所述处理器还包括当由所述处理器执行时使得所述处理器执行操作的逻辑，所述操作包括：

控制所述光源中的一个或多个激光源以同时发射所述可见光和所述激发光；以及

调节提供给所述一个或多个激光源的功率以独立地控制所述可见光和所述激发光的强度。

17. 根据权利要求15所述的系统,还包括设置在所述图像传感器和所述反射的可见光之间的光学滤波器,其中所述光学滤波器是陷波滤波器并且阻挡所述激发光的大部分被所述图像传感器吸收。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中将所述组合图像数据分离包括将所述组合图像数据分离为对应于红色光电荷的红色图像数据、对应于绿色光电荷的绿色图像数据、对应于蓝色光电荷的蓝色图像数据以及对应于荧光光电荷的荧光图像数据,其中所述红色图像数据、所述绿色图像数据、所述蓝色图像数据包括所述可见图像数据。

19. 根据权利要求18所述的系统,所述处理器还包括当由所述处理器执行时使得所述处理器执行操作的逻辑,所述操作包括:

利用所述红色图像数据、所述绿色图像数据、所述蓝色图像数据和所述荧光图像数据形成合成图像,其中所述合成图像包括可见图像和荧光图像,所述可见图像包括所述可见图像数据,所述荧光图像包括所述荧光图像数据,其中所述荧光图像同时覆盖在所述可见图像上。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,执行计算以将所述组合图像数据分离包括使用所述图像传感器的红色量子效率、所述图像传感器的蓝色量子效率、所述图像传感器的绿色量子效率、所述图像传感器的荧光量子效率以及激发光通过陷波滤波器的传输。

同时的可见的和荧光内窥镜成像

技术领域

[0001] 本公开总地涉及内窥镜成像。

背景技术

[0002] 内窥镜检查允许医生使用可插入的器械观察患者体内的器官和腔。这是一种有价值的用于无需猜测或进行探索性手术即可进行诊断的工具。可插入的器械,有时称为内窥镜或管道镜,具有一部分(诸如管),其插入患者体内并定位成靠近感兴趣的器官或腔。

[0003] 内窥镜在19世纪早期首次出现,主要用于照亮身体的黑暗部分(因为光学成像处于起步阶段)。在20世纪50年代后期,开发了第一个能够捕获图像的光纤内窥镜。使用一束玻璃纤维将来自内窥镜远端的图像光相干地传输到相机。然而,这种影响深远的成像内窥镜能够捕获的图像质量存在物理限制:即,纤维的数量限制了图像的分辨率,并且纤维易于破裂。

[0004] 现在内窥镜能够捕获高分辨率图像,因为内窥镜使用各种现代图像处理技术来为医生提供尽可能自然的视图。然而,有时可能希望看到成像器官之间的对比。例如,一些癌症看起来与周围的健康组织非常相似。

附图说明

[0005] 参考以下附图描述本发明的非限制性和非穷举性实施例,其中除非另有说明,否则相同的附图标记在各个附图中指代相同的部分。并非所有元件实例都必须标记,以免在适当的地方使附图混乱。附图不一定按比例绘制,而是将重点放在说明所描述的原理上。

[0006] 图1A是根据本公开的实施例的内窥镜系统的图示。

[0007] 图1B显示了根据本公开的实施例的内窥镜发射光谱和相应的荧光发射光谱。

[0008] 图1C示出了根据本公开的实施例的发射可见光和激发光、接收荧光发射光谱以及在屏幕上形成合成图像的内窥镜。

[0009] 图2示出了根据本公开的实施例的内窥镜光发射器。

[0010] 图3A-3D示出了根据本公开的实施例的计算可见的和荧光图像的方法。

[0011] 图4示出了根据本公开的实施例的医学成像的方法。

具体实施方式

[0012] 本文描述了用于同时的可见的和荧光内窥镜成像的系统和方法的实施例。在以下描述中,阐述了许多具体细节以提供对实施例的透彻理解。然而,相关领域的技术人员将认识到,可以在没有个或多个具体细节的情况下或者利用其他方法、组件、材料等来实践本文描述的技术。在其他情况下,未详细示出或描述公知的结构、材料或操作以避免模糊某些方面。

[0013] 贯穿本说明书,对“一个实施例”或“实施例”的引用意味着结合该实施例描述的特定特征、结构或特性被包括在本发明的至少一个实施例中。因此,贯穿本说明书,在各个地

方出现的短语“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定都指的是同一实施例。此外,特定特征、结构或特性可以在一个或多个实施例中以任何合适的方式组合。

[0014] 内窥镜是医生用于观察患者体内而不需要进行探查性手术的装置。通常,内窥镜是具有插入管的成像装置,插入管通过小切口插入患者体内。成像装置从插入管的尖端(“远端”)提供视图,并且例如在医生的监视器上显示该视图。远端可以与内窥镜的手持部分(“近端”)相对。成像系统可以向观看者提供感兴趣的区域的视图。被成像对象的颜色取决于照明光源的光谱以及对象自身的光谱反射率。

[0015] 吲哚菁绿(ICG)是一种与血浆中的蛋白质结合的染料。当用805nm光泵浦时,ICG发出荧光,峰值波长为830nm。可以将ICG注射到血流中,并且在手术期间,可以对ICG荧光成像以显示出血液灌注和脉管系统。在内窥镜手术中,外科医生插入内窥镜(在内窥镜的远端具有相机和照明源)以实时地对感兴趣的手术区域成像。本公开可以帮助解决在实时获得规则的可见反射图像的同时,获得荧光图像以显示出ICG的空间分布的问题。ICG图像可以提供外科医生可以使用以更好地分辨各种身体结构之间的差异的对比信息。

[0016] 本公开提供了内窥镜的实施例,该内窥镜可以在近端具有两个离散的激光源,并且在远端(该端部插入到手术区域中)具有相机。光纤线缆可以光学地将光从近端的离散源传输到远端。本公开还可以包括从内窥镜到计算机(内窥镜的内部或外部)的连接,并且内窥镜系统包括处理从内窥镜图像传感器输出的数据并将该数据发送到计算机监视器显示器的软件。内窥镜图像传感器可以采用传统的拜耳滤波器图案,使得每个像素记录对应于红色、绿色或蓝色光的图像电荷。在拜耳滤波器之上可以是陷波滤波器。

[0017] 两个离散激光源可以是805nm(纳米)激光和可见波长激光。陷波滤波器可以阻挡几乎所有805nm波长的光,但让其他波长的光通过。805nm激光(“激发”激光)和可见波长激光同时工作。805nm激光可以使感兴趣的手术区域中的ICG染料在830nm附近发荧光,并且可见波长激光由手术区域中的器官反射。三个波长范围(可见的、805nm和830nm)的光子可能会照射到相机上,但几乎所有805nm光子都被陷波滤波器阻挡。三种颜色的像素(红色、绿色和蓝色)对于三种不同的波长范围各自具有不同的量子效率。因此,红色、绿色和蓝色像素的响应可以是三个光波长中的每一个的光子数量的独立线性组合。红色、绿色和蓝色像素所记录的值被发送到处理器,处理器/计算机上的软件包使用正则化反演来计算确定(根据相邻的红色、绿色和蓝色像素值)对于荧光光子和可见反射光子来说强度值是什么。该软件可以利用可见激光波长的知识将记录的红色、绿色和蓝色像素强度值转换为具有最高可能信噪比的图像数据。荧光光子和可见反射光子的强度值被发送到显示器,显示器可以显示可见反射强度值的黑白图像(显示器的红色、绿色和蓝色像素通过可见反射强度均匀缩放)和荧光强度值的绿色覆盖(与荧光强度成比例的值可以加到绿色显示像素的值)。然而,在其他实施例中,可以形成具有人体中不常见的颜色的荧光覆盖(例如,荧光橙色)的全色图像。

[0018] 本公开的一个优点是不需要额外的硬件(例如额外的相机、分束器或图像传感器)来记录两个不同波长的图像。可以使用带有拜耳滤波器的相机和图像传感器。维持相机的帧速率,并且两个不同波长的记录图像彼此自动配准(register)。

[0019] 值得注意的是,可以使用不同的荧光团和激发激光波长。此外,具有第四颜色像素(诸如近红外像素)的图像传感器使得在软件算法中存在四个等式,但是可以使用相同的正

则化反演矩阵。另外,内窥镜中可能存在多个相机(例如,用于立体成像),但是每个相机可以分别具有同时的荧光和可见成像的功能。

[0020] 图1A是根据本公开的实施例的内窥镜系统100的图示。内窥镜系统100包括主体102、光纤线缆104、光源112、控制器108、计算机系统114(包括处理器110、数据输入/输出116和电源输入118)以及图像传感器121。

[0021] 内窥镜系统100包括近端(手持)和远端(与近端相对的光纤线缆104的端部)。光源112光学耦接到光纤线缆104的近端,以将可见光125和激发光127发射到光纤线缆104中,以从远端输出。光源112被配置为同时发射可见光125和激发光127两者,并且激发光127的波长在可见光125的波长光谱之外(参见例如图1B)。图像传感器121耦接到光纤线缆104的远端,并且定位成接收可见光125的反射作为反射的可见光。滤波器设置在图像传感器121上,并且滤波器阻挡大部分的激发光127到达图像传感器121,同时将大部分的反射的可见光125和荧光光传递到图像传感器121。

[0022] 图1B示出了根据本公开的实施例的可见光内窥镜发射光谱125、激发光发射光谱127和对应的荧光发射光谱129。在所描绘的实施例中,可见光谱125被示为单个波长光谱(或小范围波长);然而,在其他实施例中,可见光谱125可以具有其他发射轮廓。如图所示,内窥镜发射激发光光谱127,其可以是~805nm或另一波长。在一个实施例中,激发光127(诸如紫外光)可以是比可见光125更高的能量,这取决于用于产生荧光光谱的染料。在一些实施例中,激发光127的波长在可见光125的波长光谱之外。如图所示,响应于利用光源发射激发光127,图像传感器121同时接收荧光129和反射的可见光。荧光129具有比激发光127更长的波长。在一个实施例中,荧光129包括~830nm的光;但是在其他实施例中,荧光129可以是具有比激发光127低的能量的任何光。值得注意的是,虽然在所描绘的实施例中,激发光127和荧光129是相对单色的,但在其他实施例中,这些光源的发射轮廓可以更宽,使得它们包括多个波长的光(并且甚至可以包括多个发射峰)。

[0023] 图1C示出了根据本公开的实施例的内窥镜系统100,其发射可见光和激发光、接收荧光发射光谱并且在屏幕上形成合成图像151。在所描绘的实施例中,内窥镜100在光纤线缆104的远端之外同时发射可见光和激发光两者。可见光和激发光照射器官(此处描绘为肺)。已经用荧光染料(例如,分子、半导体颗粒等)注射(inject)或涂覆肺。当激发光到达肺部时,染料发出荧光光。反射的可见光和荧光光由图像传感器121同时接收,而陷波滤波器可用于阻止激发光谱被图像传感器121以任何显著的量吸收。

[0024] 在所描绘的实施例中,反射的可见光和荧光在图像传感器121中形成组合图像数据。组合图像数据可以由处理单元(这里设置在内窥镜100中)实时分离为可见图像数据和荧光图像数据。在所描绘的实施例中,可见图像数据与由图像传感器121接收的反射的可见光相称(例如,大致成比例),并且荧光图像数据与由图像传感器121接收的荧光光相称。在一个实施例中,将组合图像数据分离为可见图像数据和荧光图像数据包括将组合图像数据分离为对应于由图像传感器121接收的红色光电荷的红色图像数据、对应于由图像传感器121接收的绿色光电荷的绿色图像数据、对应于由图像传感器121接收的蓝色光电荷的蓝色图像数据以及对应于由图像传感器121接收的荧光光电荷的荧光图像数据。红色图像数据、绿色图像数据和蓝色图像数据包括可见图像数据。

[0025] 还示出了将可见图像数据和荧光图像数据转换为合成图像151。如图所示,同时显

示可见图像数据和荧光图像数据以产生合成图像151。合成图像151包括可见图像153(虚线背景)和荧光图像155(实线前景),其中荧光图像覆盖在可见图像153上。如前所述,可见图像153可以是黑色或白色或彩色,并且荧光图像155可以是覆盖在可见图像153上的绿色(等等)。

[0026] 图2示出了根据本公开的实施例的内窥镜光发射器200(包括光源212)。如图所示,可见光从一个或多个可见激光源231发射,并且激发光从一个或多个激发激光源239发射。激发光的波长长于可见光的波长光谱。一个或多个可见激光源231和一个或多个激发激光源239可以是能够发射多个波长的单个激光二极管,或者可以是多个独立的激光源,每个激光源发射不同波长的光。如图所示,光源212可以光学耦接到光纤线缆204,以将可见光和激发光引导到光纤线缆204的近端。因此,光被传输到光纤线缆204中,并且光在光纤线缆204内被全内反射,直到它到达发射它的远端。

[0027] 如图所示,控制器208耦接到光源212以调节光源212的输出。例如,控制器208可以是处理器系统的一部分,或者可以是用于控制光源212的输出的独立控制器。在一个实施例中,控制器208可以独立地控制各个激光源的强度,以平衡发射的激发光和可见图像光的量。在一个实施例中,光源212可以具有任何数量的光源(包括激光器和/或发光二极管)。此外,尽管图2所描绘的激光器发射相对单色的光(例如,带宽小于1nm的光),在其他实施例中,光源212的带宽可以更大(大约5nm或更多)。在一些实施例中,光纤线缆204可以包括包层以促进全内反射(例如,包层可以包括反射金属,或具有比光纤线缆204的主体更低的折射率的材料)或者包含多个光纤。

[0028] 图3A-3D示出了根据本公开的实施例的计算可见的和荧光图像的方法。本领域普通技术人员将理解,所描绘的方法的所有部分可以在耦接到内窥镜或包括在内窥镜中的处理器/控制器中发生。此外,内窥镜可以经由无线或有线通信与本地或远程处理器通信。在一些实施例中,处理器/控制器可以是分布式系统(例如,在需要处理大量数据的实施例中,例如,高清晰度视频)。应理解,所描绘的实施例说明了激发光为805nm、荧光为830nm的情况,但在其他实施例中,可使用其他波长/染料。

[0029] 示出了从内窥镜计算可见的和荧光图像的方法的一部分。如图所示,图像传感器响应于接收可见的(红色、绿色和蓝色光)、荧光和相对少量的激发光而在其像素中生成光电电荷。然后,耦接到图像传感器的处理器将生成的光电电荷分离为可见的和荧光信号。这是通过使用图像传感器/内窥镜系统的已知参数来求解代数方程组来实现的。例如,构成红色光电电荷的各种分量是已知的,并包括 X_1 (在830nm处吸收的光子)乘以 QE_{830} (图像传感器在830nm处的量子效率-荧光发射波长)和 $T_{830, notch}$ (通过陷波滤波器传输830nm光)。然后将该项相加到 Y_1 (吸收的可见光子)乘以 $QE_{visible}$ (图像传感器在可见波长中的量子效率)和 $T_{visible, notch}$ (通过陷波滤波器的可见光传输)。然后将该项相加到 Z_1 (吸收的激发光子)乘以 QE_{805} (图像传感器在激发波长中的量子效率)和 $T_{805, notch}$ (通过陷波滤波器的激发光传输)。本领域技术人员将理解,该激励项是 ~ 0 ,因为几乎没有激发光会通过陷波滤波器。然后将这些项相加到图像传感器的噪声(N_1)中。如图所示,为绿色光电电荷(P_g)和蓝色光电电荷(P_b)建立了类似的方程。所描绘的方程组允许求解可见的(Y)和荧光(X)图像信号,并产生可见的和荧光图像。

[0030] 图3B示出求解方程组以获得可见信号和荧光信号。图3B还介绍了正则化的概念,

以便稳定矩阵并最终稳定所生成的可见图像和荧光图像。通常,需要求解可见图像和荧光图像的数学运算可能在某些情况下(例如,由于图像传感器中的读出毛刺等,除以零或其他非常小的分母)引入不稳定条件。这可能会导致图像失真。因此,方程组可以通过估计X、Y和Z的值来使输出正规化。在所描绘的实施例中, $\Gamma = \alpha I$,其中I是单位矩阵, α 是正则化常数。通过L2正则化估计X、Y和Z,使得: $Q^L = (Q^T Q + \Gamma^T \Gamma)^{-1} Q^T$,因此 $\hat{X} = Q^L P$ 。

[0031] 图3C描绘了计算图像传感器中光电荷的方差(P_r 、 P_g 、 P_b 的方差)以及因此可见的(Y)、荧光(X)和激发(Z)图像信号的方差的数学运算(通过类似上面结合图3A所讨论的代数矩阵运算)。利用计算的方差,可以确定X、Y和Z的信噪比(SNR)。理想情况下,方程组试图最大化X、Y和Z信号的SNR。

[0032] 图3D描绘了稳定从内窥镜图像传感器输出的可见图像和荧光图像的方法。方框301描绘了从图像传感器接收RGB光电荷。方框303描绘了初始化正则化常数(α)的值以稳定图像输出。方框305表示计算 $\hat{X} = Q^L P$ 。方框307描绘了假设 $\hat{X} = X$,则计算使得 SNR_x 和 SNR_y 最大化的 α 的值。方框309示出重复计算 α 直到 α 的值收敛。然后输出并监控最终的 $\hat{X}$ 和 $\hat{Y}$ 值。最后在方框311中,替换 α 的值。无限地重复方框305-311本身。

[0033] 图4示出了根据本公开的实施例的医学成像的方法400。处理方框401-409中的一些或全部在方法400中出现的顺序不应被视为限制性的。相反,受益于本公开的本领域普通技术人员将理解,方法400中的一些可以以未示出的或甚至并行的各种顺序执行。

[0034] 处理方框401示出了从内窥镜的光纤线缆的远端同时发射可见光和激发光。在一个实施例中,激发光的波长在可见光的波长光谱之外(例如,激发光具有比可见光更长的波长)。

[0035] 处理方框403示出利用图像传感器接收反射的可见光(包括可见光)。在一个实施例中,大部分激发光被滤波器阻挡而不被图像传感器吸收。在一些实施例中,其可以是陷波滤波器,或任何其他波长选择性滤波。

[0036] 处理方框405描绘了利用图像传感器接收从多个染料分子发射的荧光光,并且该荧光光是响应于该多个染料分子吸收激发光而发射的。荧光光可以具有比可见光或激发光更长的波长。图像传感器同时接收反射的可见光和荧光光。反射的可见光和荧光光在图像传感器中同时形成组合图像数据。

[0037] 处理方框407示出将组合图像数据分离为可见图像数据;该可见图像数据与图像传感器接收的反射的可见光相称。

[0038] 处理方框409示出将组合图像数据分离为荧光图像数据;该荧光图像数据与图像传感器接收的荧光光相称。在一个实施例中,将组合图像数据分离为可见图像数据和荧光图像数据包括将组合图像数据分离为对应于由图像传感器吸收的红色光电荷的红色图像数据、对应于由图像传感器吸收的绿色光电荷的绿色图像数据、对应于由图像传感器吸收的蓝色光电荷的蓝色图像数据以及对应于由图像传感器吸收的荧光光电荷的荧光图像数据。在一些实施例中,为了获得红色、绿色、蓝色和荧光光电荷,使用拜耳滤色器图案,但拜耳滤波器不阻挡荧光光谱。

[0039] 尽管在别处描述,但是在实施例中,可以利用可见图像数据和荧光图像数据形成合成图像。可以同时显示可见图像数据和荧光图像数据以产生合成图像。这允许医生在手

术期间清楚地识别身体的不同区域。合成图像可以包括可见图像(包括可见图像数据)和荧光图像(包括荧光图像数据)。荧光图像覆盖在可见图像上。例如,如果肿瘤是荧光的但是周围的组织不是,则医生可以更容易地移除肿瘤。

[0040] 本发明的所示实施例的以上描述(包括摘要中所描述的内容),并非旨在穷举或将本发明限制于所公开的精确形式。尽管出于说明性目的在本文中描述了本发明的特定实施例和示例,但是如相关领域的技术人员将认识到的,在本发明的范围内可以进行各种修改。

[0041] 根据以上详细描述,可以对本发明进行这些修改。以下权利要求中使用的术语不应被解释为将本发明限制于说明书中公开的特定实施例。相反,本发明的范围完全由所附权利要求确定,所述权利要求应根据权利要求解释的既定原则来理解。

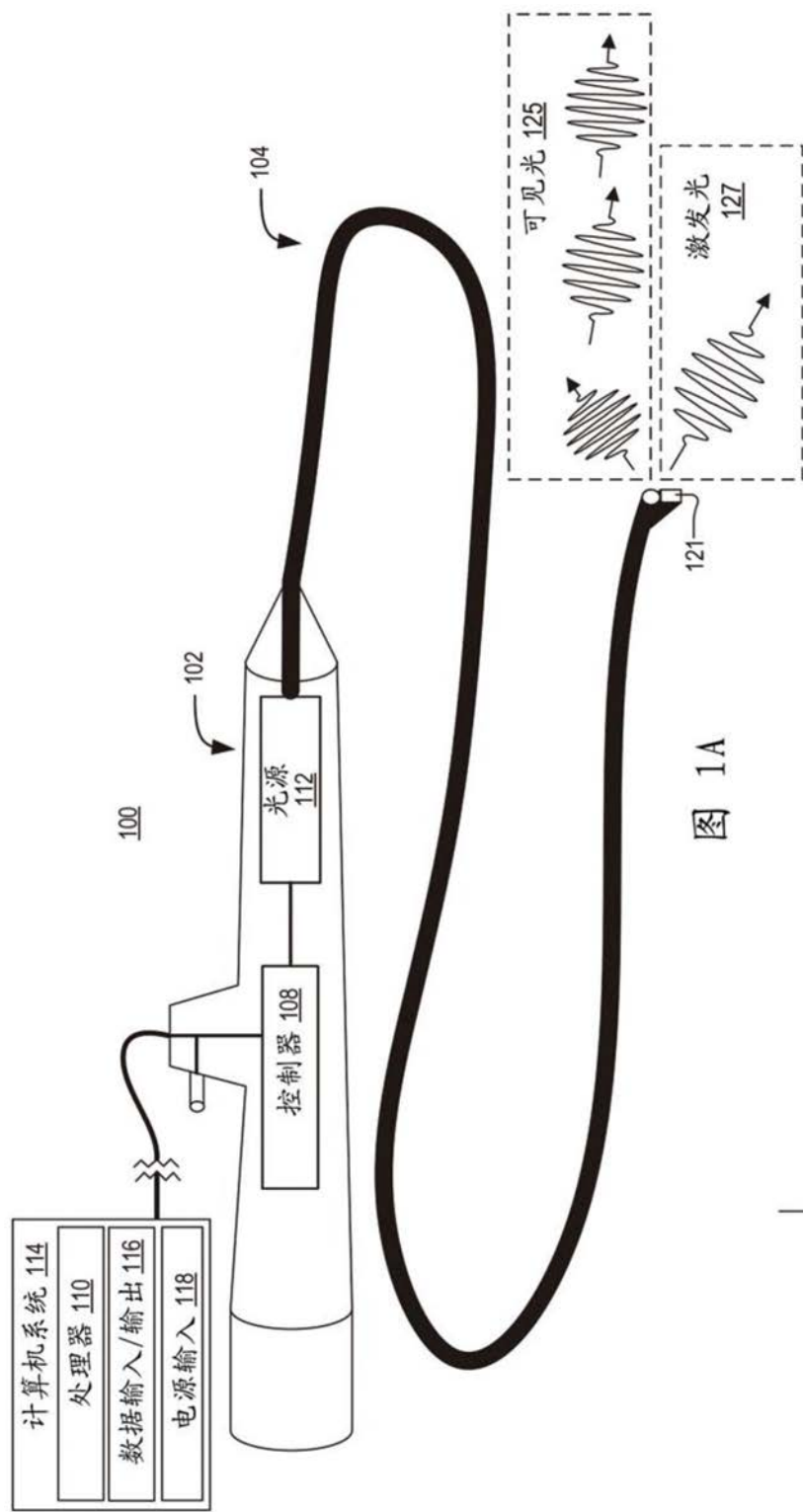


图 1A

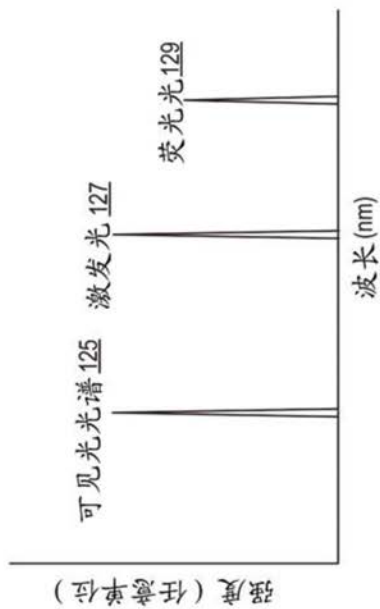


图 1B

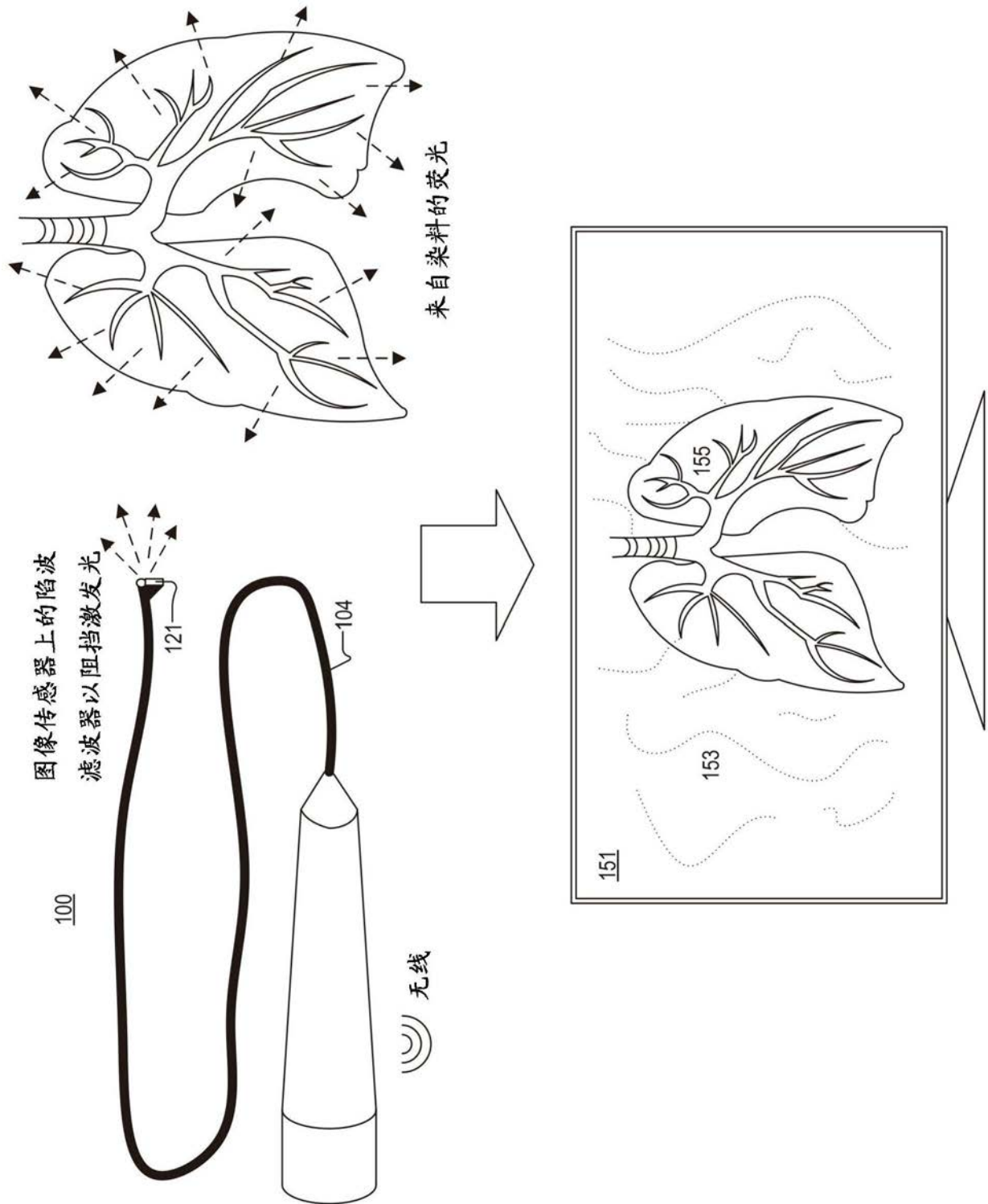


图1C

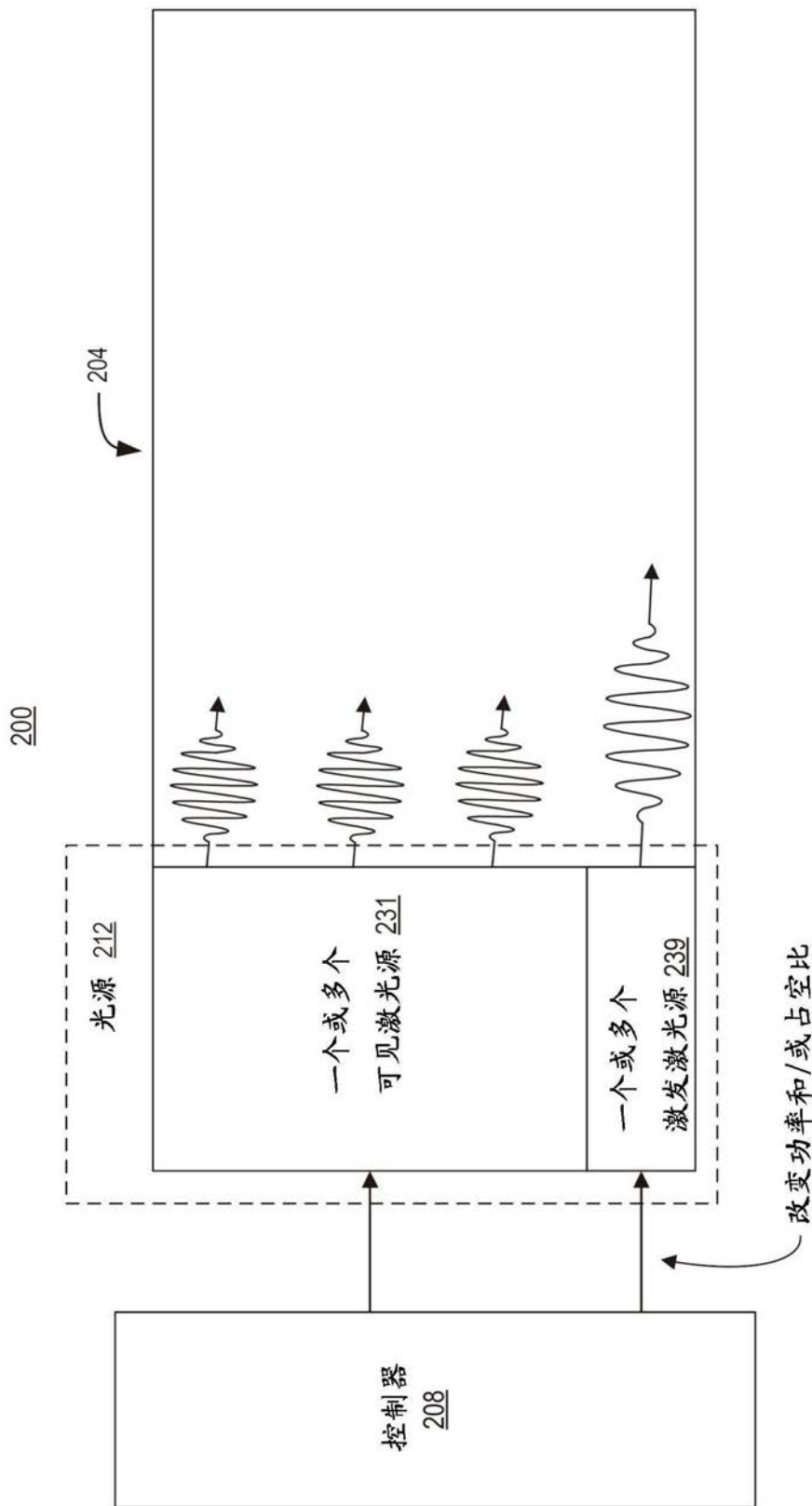


图2

$$\begin{aligned}
 P_r &= X_1 QE_{830,r} T_{830,notch} + Y_1 QE_{visible,r} T_{visible,notch} + Z_1 QE_{805,r} T_{805,notch} + N_1 \\
 P_g &= X_2 QE_{830,g} T_{830,notch} + Y_2 QE_{visible,g} T_{visible,notch} + Z_2 QE_{805,g} T_{805,notch} + N_2 \\
 P_b &= X_3 QE_{830,b} T_{830,notch} + Y_3 QE_{visible,b} T_{visible,notch} + Z_3 QE_{805,b} T_{805,notch} + N_3
 \end{aligned}$$

P_c 表示RGB像素处的光电荷，c表示像素（红色、绿色或蓝色）

$QE_{\text{wavelength}, c}$ 是颜色像素c的不同波长的量子效率

X_i 表示在830nm处的光子（泊松随机变量）

Y_i 表示在可见波长处的光子（泊松随机变量）

Z_i 表示在805nm处的光子（泊松随机变量）

N_i 表示图像传感器的读取噪声（高斯随机变量）

$T_{\text{wavelength, notch}}$ 是每个波长处陷波滤波器的传输

图3A

$$\begin{aligned} P_r &= X_1 Q E_{830,r} T_{830,notch} + Y_1 Q E_{visible,r} T_{visible,notch} + Z_1 Q E_{805,r} T_{805,notch} + N_1 \\ P_g &= X_2 Q E_{830,g} T_{830,notch} + Y_2 Q E_{visible,g} T_{visible,notch} + Z_2 Q E_{805,g} T_{805,notch} + N_2 \\ P_b &= X_3 Q E_{830,b} T_{830,notch} + Y_3 Q E_{visible,b} T_{visible,notch} + Z_3 Q E_{805,b} T_{805,notch} + N_3 \end{aligned}$$

假设 $E[X_1]=E[X_2]=E[X_3]=X$, $E[Y_1]=E[Y_2]=E[Y_3]=Y$, $E[Z_1]=E[Z_2]=E[Z_3]=Z$

要从 P_r 、 P_g 和 P_b 的测量估计 X 、 Y 和 Z 。将 X 、 Y 、 Z 的估计表示为 $\hat{X}$ 、 $\hat{Y}$ 、 $\hat{Z}$ 。

图3B

$$Q = \begin{bmatrix} Q E_{830,r} T_{830,notch} & Q E_{visible,r} T_{visible,notch} & Q E_{805,r} T_{805,notch} \\ Q E_{830,g} T_{830,notch} & Q E_{visible,g} T_{visible,notch} & Q E_{805,g} T_{805,notch} \\ Q E_{830,b} T_{830,notch} & Q E_{visible,b} T_{visible,notch} & Q E_{805,b} T_{805,notch} \end{bmatrix}, \quad P = \begin{bmatrix} P_r \\ P_g \\ P_b \end{bmatrix}, \quad \hat{X} = \begin{bmatrix} \hat{X} \\ \hat{Y} \\ \hat{Z} \end{bmatrix}$$

$\Gamma = \alpha I$, 其中 I 是单位矩阵, α 是正则化常数

利用 L_2 正则化估计 X 、 Y 和 Z

$$Q^L = (Q^T Q + \Gamma^T \Gamma)^{-1} Q^T$$

$$\hat{X} = Q^L P$$

$$\begin{aligned}
\text{var}(\mathbf{P}_r) &= \mathbf{X}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{830,r}\mathbf{T}_{830,\text{notch}})^2 + \mathbf{Y}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{\text{visible},r}\mathbf{T}_{\text{visible},\text{notch}})^2 + \mathbf{Z}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{805,r}\mathbf{T}_{805,\text{notch}})^2 + \text{var}(\mathbf{N}_1) \\
\text{var}(\mathbf{P}_g) &= \mathbf{X}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{830,g}\mathbf{T}_{830,\text{notch}})^2 + \mathbf{Y}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{\text{visible},g}\mathbf{T}_{\text{visible},\text{notch}})^2 + \mathbf{Z}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{805,g}\mathbf{T}_{805,\text{notch}})^2 + \text{var}(\mathbf{N}_2) \\
\text{var}(\mathbf{P}_b) &= \mathbf{X}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{830,b}\mathbf{T}_{830,\text{notch}})^2 + \mathbf{Y}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{\text{visible},b}\mathbf{T}_{\text{visible},\text{notch}})^2 + \mathbf{Z}(\mathbf{Q}\mathbf{E}_{805,b}\mathbf{T}_{805,\text{notch}})^2 + \text{var}(\mathbf{N}_3) \\
\\
\text{var}(\hat{\mathbf{X}}) &= (\mathbf{Q}_{11}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_r) + (\mathbf{Q}_{12}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_g) + (\mathbf{Q}_{13}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_b) \\
\\
\text{var}(\hat{\mathbf{Y}}) &= (\mathbf{Q}_{21}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_r) + (\mathbf{Q}_{22}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_g) + (\mathbf{Q}_{23}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_b) \\
\\
\text{var}(\hat{\mathbf{Z}}) &= (\mathbf{Q}_{31}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_r) + (\mathbf{Q}_{32}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_g) + (\mathbf{Q}_{33}^L)^2 \text{var}(\mathbf{P}_b) \\
\\
\text{SNR}_{\hat{\mathbf{x}}} &= \mathbf{X}/\sqrt{(\text{var}(\hat{\mathbf{X}}))} \\
\text{SNR}_{\hat{\mathbf{y}}} &= \mathbf{Y}/\sqrt{(\text{var}(\hat{\mathbf{Y}}))} \\
\text{SNR}_{\hat{\mathbf{z}}} &= \mathbf{Z}/\sqrt{(\text{var}(\hat{\mathbf{Z}}))}
\end{aligned}$$

图3C

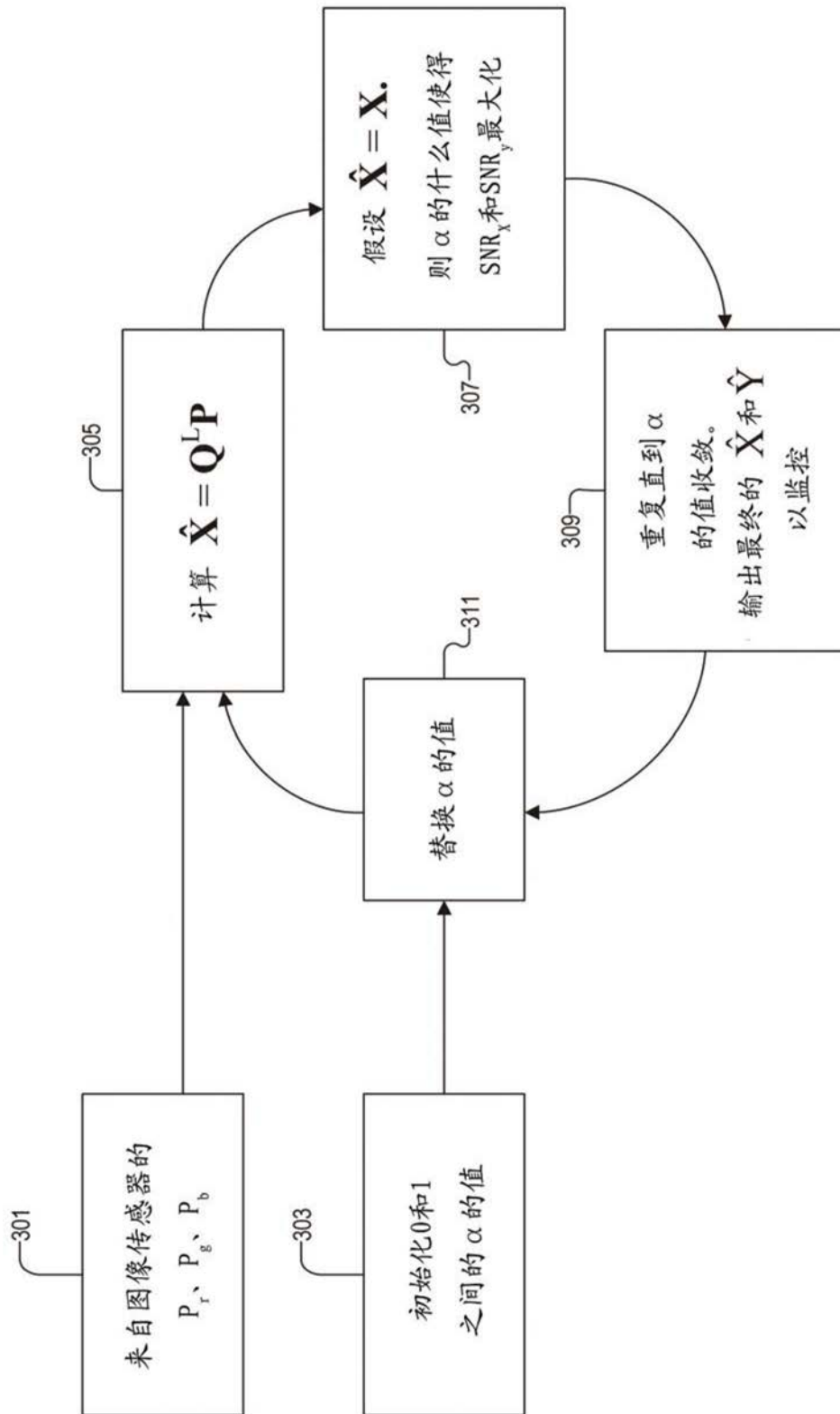


图3D

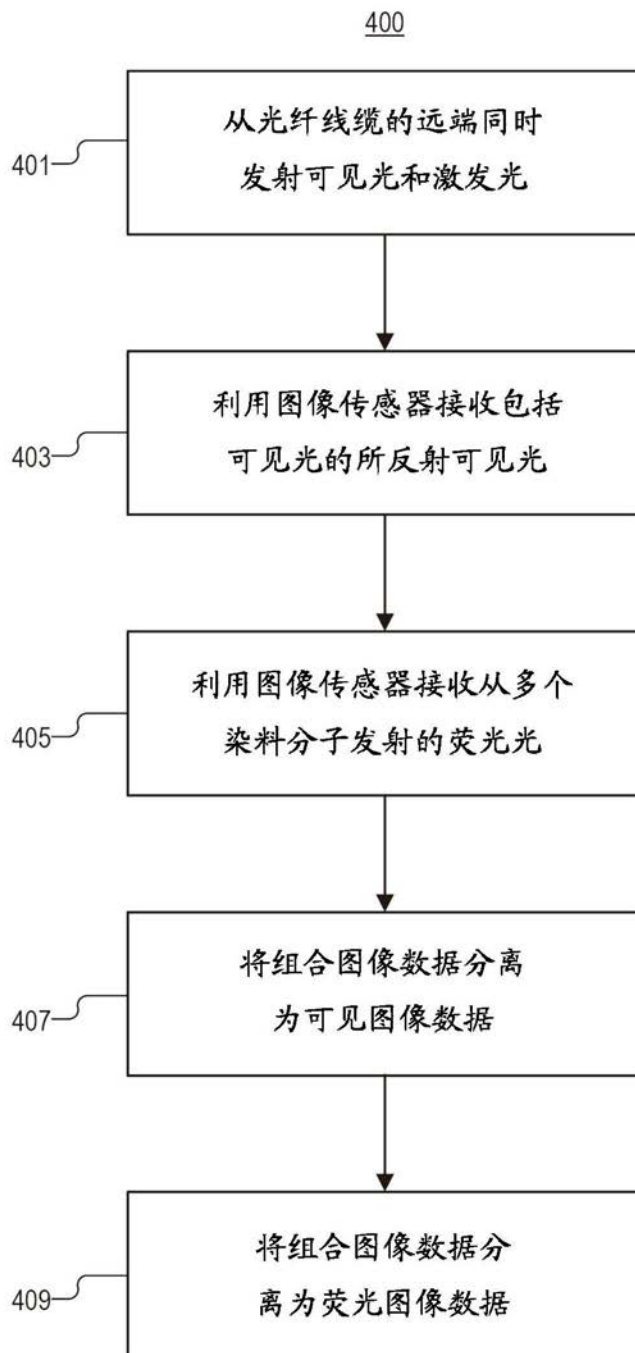


图4

专利名称(译)	同时的可见的和荧光内窥镜成像		
公开(公告)号	CN110198653A	公开(公告)日	2019-09-03
申请号	CN201880007511.2	申请日	2018-01-04
申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	威里利生命科学有限责任公司		
[标]发明人	V 加纳帕蒂 D 皮波尼		
发明人	V.加纳帕蒂 E.雷佩利 D.皮波尼		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/06 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/07 A61B1/063 G01N21/6456 G01N2021/6471 G02B23/2469 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N2005/2255		
代理人(译)	金玉洁		
优先权	15/411221 2017-01-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种内窥镜装置包括具有近端和与该近端相对的远端的光纤线缆。内窥镜装置还包括光学耦接到该光纤线缆的近端以将可见光和激发光发射到该光纤线缆中以从该远端输出的光源。该光源被配置为同时发射可见光和激发光，并且该激发光的波长在该可见光的波长光谱之外。图像传感器耦接到该光纤线缆的远端并且定位成接收该可见光的反射作为反射的可见光。

