



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111031888 A

(43)申请公布日 2020.04.17

(21)申请号 201880053919.3

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

(22)申请日 2018.06.22

代理人 王小衡 胡彬

(30)优先权数据

17177344.3 2017.06.22 EP

(51)Int.Cl.

A61B 1/04(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 1/00(2006.01)

2020.02.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/066756 2018.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/234545 EN 2018.12.27

(71)申请人 健康与环境慕尼黑德国研究中心赫姆霍茨中心(有限公司)

地址 德国纽伦堡

(72)发明人 马克西米利安·科赫

瓦西利斯·恩齐亚克里斯托斯

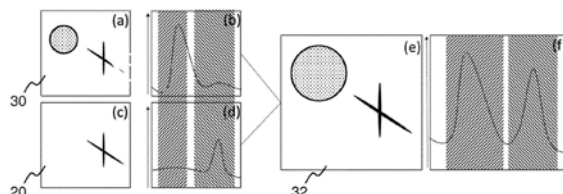
权利要求书3页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

用于内窥镜成像的系统 and 用于处理图像的方法

(57)摘要

本发明涉及用于内窥镜成像的系统,其包括:光源,其被配置为产生光;以及(特别是刚性的)插入部件,其被配置为插入对象并且包括远端、近端和至少一个光引导路径。该系统还包括第一成像设备,其被安装在插入部件的近端并且光耦合到光引导路径,第一成像设备包括表现出对光的第一灵敏度的多个第一检测元件。提供了柔性引导部件,其包括用于将从介质发出的光的第二部分从该引导部件的远端引导到该引导部件的近端的远端和近端。被提供在柔性引导部件的近端处的第二成像设备包括表现出对光的第二灵敏度的多个第二检测元件,第二检测元件的第二灵敏度高于第一检测元件的第一灵敏度。控制单元被配置为基于介质的至少一个第一图像的图像数据和介质的至少一个第二图像的图像数据导出介质的至少一个第三图像。本发明还涉及用于处理数据的相应方法。



1. 一种用于内窥镜成像的系统(1),包括:

-光源(2),其被配置为产生光,

-插入部件(3),所述插入部件(3)特别是刚性的,其被配置为插入对象(9)并且包括远端(3b)、近端(3a)和至少一个光引导路径(10),所述至少一个光引导路径(10)被配置为将所产生的光引导到所述插入部件(3)的远端(3b)并且将从所述对象(9)内的介质(11)发出的光引导到所述插入部件(3)的近端(3a);

-第一成像设备(4),其被安装在所述插入部件(3)的近端(3a)处并且光耦合到所述光引导路径(10),所述第一成像设备(4)包括多个第一检测元件(4a),所述第一检测元件(4a)表现出对光的第一灵敏度并且被配置为检测从所述介质(11)发出的光的第一部分以获得所述介质(11)的至少一个第一图像(20),所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)表现出第一空间分辨率;

-柔性引导部件(5),其包括远端(5b)和近端(5a),所述引导部件(5)的远端(5b)被光耦合到所述光引导路径(10),并且所述引导部件(5)被配置为将从所述介质(11)发出的光的第二部分从所述引导部件(5)的远端(5b)引导到所述引导部件(5)的近端(5a);

-第二成像设备(6),其被提供在所述柔性引导部件(5)的近端(5a)处并且包括多个第二检测元件(6a),所述第二检测元件(6a)表现出对光的第二灵敏度并且被配置为检测从所述介质(11)发出的所述光的第二部分以获得所述介质(11)的至少一个第二图像(30),所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)表现出第二空间分辨率,所述第二检测元件(6a)的所述第二灵敏度高于所述第一检测元件(4a)的所述第一灵敏度;以及

-控制单元(100),其被配置为基于所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据、通过以下步骤来导出所述介质(11)的至少一个第三图像(31,32):

-基于所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据、针对所述插入部件(3)和所述介质(11)相对于彼此的运动来校正所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据;和/或

-结合、特别是融合所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据以获得所述至少一个第三图像(32),其中,与所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述至少一个第二图像(30)的图像数据中的每个图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围相比,在所述至少一个第三图像(32)的图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围更大,特别是所述最高图像数据值与所述最低图像数据值之间的差值或比率更大。

2. 根据权利要求1所述的系统(1),所述第一图像(20)的所述第一空间分辨率高于所述第二图像(30)的所述第二空间分辨率。

3. 根据权利要求1或2所述的系统(1),所述控制单元(100)还被配置为基于所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据来确定至少一个二维运动字段,所述至少一个二维运动字段表征所述介质(11)相对于所述插入部件(3)的速度或所述介质(11)的不同区域相对于彼此的速度。

4. 根据权利要求3所述的系统(1),所述控制单元(100)还被配置为基于所述至少一个二维运动字段而恢复所述至少一个第二图像(30)的图像数据的运动感应相对位移,以获得

所述介质(11)的至少一个第三图像(31)。

5. 根据权利要求3所述的系统(1),所述控制单元(100)还被配置为基于所述至少一个二维运动字段而恢复在两个或更多个相继获得的第二图像(30)中的每个图像中的图像数据的运动感应相对位移,以获得两个或更多个经调整的第二图像(30),并且结合所述两个或更多个经调整的第二图像(30)以获得所述介质(11)的至少一个第三图像(31)。

6. 根据权利要求3所述的系统(1),所述控制单元(100)还被配置为:基于所述介质(11)的至少两个相继获得的第一图像(20)来确定二维运动字段;基于所述二维运动字段恢复至少两个相继获得的第二图像(30)中的每个图像中的图像数据的运动感应相对位移以获得两个或更多个经调整的第二图像(30);并且结合两个或更多个经调整的相继获得的第二图像(30)以获得所述介质(11)的至少一个第三图像(31)。

7. 根据权利要求3至6中任一项所述的系统(1),所述运动字段指的是对特别是关于距离和方向的运动感应矢量分量的描述、对两个后续采集的第一图像(20)之间的每个图片元素(像素)的描述。

8. 根据权利要求3至7中任一项所述的系统(1),所述控制单元(100)还被配置为以因子(α)加权所述第二图像(30)的图像数据,所述因子(α)的大小取决于所述第二图像(30)的图像数据有多新近,其中,与较不新近获得的第二图像(30)的图像数据相比,较新近获得的第二图像(30)的图像数据以更高的因子(α)加权。

9. 根据前述权利要求中任一项所述的系统(1),所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)为彩色图像和/或所述介质(11)的反射图像,并且所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)为在所述介质(11)中包含的荧光剂的荧光图像。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的系统(1),所述控制单元(100)被配置为控制所述第一成像设备(4)和所述第二成像设备(6),以同时检测从所述介质(11)发出的所述光的第一部分和从所述介质(11)发出所述光的第二部分。

11. 根据前述权利要求中任一项所述的系统(1),其中,所述光的第一部分和所述光的第二部分从所述介质(11)的感兴趣的相同区域或者从所述介质(11)的感兴趣的重叠区域发出。

12. 一种用于对由用于内窥镜成像的系统(1)生成的图像(20,30)进行处理的方法,其中,所述系统(1)包括:

-光源(2),其被配置为产生光,

-插入部件(3),所述插入部件(3)特别是刚性的,其被配置为插入对象(9)并且包括远端(3b)、近端(3a)和至少一个光引导路径(10),所述至少一个光引导路径(10)被配置为将所产生的光引导到所述插入部件(3)的远端(3b)并且将从所述对象(9)内的介质(11)发出的光引导到所述插入部件(3)的近端(3a);

-第一成像设备(4),其被安装在所述插入部件(3)的近端(3a)处并且光耦合到所述光引导路径(10),所述第一成像设备(4)包括多个第一检测元件(4a),所述第一检测元件(4a)表现出对光的第一灵敏度并且被配置为检测从所述介质(11)发出的光的第一部分以获得所述介质(11)的至少一个第一图像(20),所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)表现出第一空间分辨率;

-柔性引导部件(5),其包括远端(5b)和近端(5a),所述引导部件(5)的远端(5b)被光耦

合到所述光引导路径(10),并且所述引导部件(5)被配置为将从所述介质(11)发出的光的第二部分从所述引导部件(5)的远端(5b)引导到所述引导部件(5)的近端(5a);以及

-第二成像设备(6),其被提供在所述柔性引导部件(5)的近端(5a)处并且包括多个第二检测元件(6a),所述第二检测元件(6a)表现出对光的第二灵敏度并且被配置为检测从所述介质(11)发出的所述光的第二部分以获得所述介质(11)的至少一个第二图像(30),所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)表现出第二空间分辨率,所述第二检测元件(6a)的所述第二灵敏度高于所述第一检测元件(4a)的所述第一灵敏度,

并且其中,所述方法包括基于所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据、通过以下步骤来导出所述介质(11)的至少一个第三图像(31,32):

-基于所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据、针对所述插入部件(3)和所述介质(11)相对于彼此的运动来校正所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据;和/或

-结合、特别是融合所述介质(11)的所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述介质(11)的所述至少一个第二图像(30)的图像数据以获得所述至少一个第三图像(32),其中,与所述至少一个第一图像(20)的图像数据和所述至少一个第二图像(30)的图像数据中的每个图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围相比,在所述至少一个第三图像(32)的图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围更大,特别是所述最高图像数据值与所述最低图像数据值之间的差值或比率更大。

用于内窥镜成像的系统 and 用于处理图像的方法

[0001] 描述

[0002] 本发明涉及用于内窥镜成像的系统 and 用于处理图像的相应方法。

[0003] 光学成像在医学中的内窥镜检查期间(例如,在外科手术、眼科和其他应用中)广泛采用。健康组织和病变组织表现出在一些特性(例如,可被光学检测到的结构特性、组成特性、代谢特性、分子特性和细胞特性)中的差异。检测基于诸如血红蛋白或黑色素的内在组织发色团,或者基于可以体内染色生理特征、细胞特征或分子特征(例如灌注、渗透、炎症、受体分布等)的外在施用的试剂(例如荧光染料)。对于细胞组织和亚细胞组织和疾病生物标记具有特异性的试剂的局部施用或系统施用可以以不同方式改变健康组织和病变组织的光学特性,造成在与背景健康组织具有高对比度的情况下对病灶的可视化。近期研究表明外部施用的荧光试剂的使用是非常有前景的方法,这是因为荧光信号可以提供高对比度。例如,所设计的试剂在通过靶向致癌和肿瘤病灶的特定分子特征的癌症检测中可能是非常灵敏且特定的。该信息可以与和内在组织发色团(像血红蛋白或黑色素)的对比结合以产生精确的预测性的、诊断的和/或介入性的指导。

[0004] 目前临床上采用的大多数光学成像系统是基于采用反射成像(也被称为落射照明)的摄影方法或视频方法。术语荧光成像也被广泛用于描述使用滤波器以在相机上拒收激发光并配准仅荧光光子的摄影方法或视频方法。通常采用双相机或多相机系统,其中一些相机检测彩色图像、一些相机检测荧光图像。

[0005] 已经提出了利用多波长成像(也称为光谱成像、多光谱成像或高光谱成像)的其他设计,其可以被用于分辨不同的光学吸收物或将自发荧光与感兴趣的荧光染料区别开。

[0006] 本发明基于该问题而提供一种用于内窥镜成像的改进的系统 and 用于处理图像的方法,特别地允许高灵敏度成像并且易于操作。

[0007] 该问题通过根据独立权利要求的系统和方法而解决。

[0008] 根据本发明的方面的用于内窥镜成像的系统包括:光源,其被配置为产生光;和插入部件,其被配置为插入对象并且包括远端、近端;和至少一个光引导路径,其被配置为将所产生的光引导到插入部件的远端、并且将从对象内的介质发出的光引导到插入部件的近端。该系统还包括第一成像设备,其被安装在插入部件的近端处并且光耦合到光引导路径,第一成像设备包括多个第一检测元件。第一检测元件表现出对光的第一灵敏度并且被配置为检测从介质发出的光的第一部分以获得表现出第一空间分辨率的介质的第一图像;此外,提供了包括远端和近端的柔性引导部件,引导部件的远端被光耦合到光引导路径。引导部件被配置为将从介质发出的光的第二部分从该引导部件的远端引导到该引导部件的近端。此外,第二成像设备被提供在柔性引导部件的近端处并且包括多个第二检测元件,第二检测元件表现出对光的第二灵敏度并且被配置为检测从介质发出的光的第二部分以获得表现出第二空间分辨率的介质的第二图像,第二检测元件的第二灵敏度高于第一检测元件的第一灵敏度。

[0009] 在根据本发明的另一方面的方法中,处理用于内窥镜成像的系统所生成的图像,其中该系统包括:光源,被配置为产生光;插入部件(特别是刚性的),被配置为插入对象并

且包括远端、近端和至少一个光引导路径,至少一个光引导路径被配置为将所产生的光引导到插入部件的远端以及将从对象内的介质发出的光引导到插入部件的近端;第一成像设备,被安装在插入部件的近端处并且光耦合到光引导路径,第一成像设备包括多个第一检测元件,第一检测元件表现出对光的第一灵敏度并且被配置为检测从介质中发出的光的第一部分以获得表现出第一空间分辨率的介质的至少一个第一图像;柔性引导部件,其包括远端和近端,引导部件的远端被光耦合到光引导路径,并且引导部件被配置为将从介质发出的光的第二部分从引导部件的远端引导到引导部件的近端;以及第二成像设备,其被提供在柔性引导部件的近端处并且包括多个第二检测元件,第二检测元件表现出对光的第二灵敏度并且被配置为检测从介质发出的光的第二部分以获得表现出第二空间分辨率的介质的至少一个第二图像,第二检测元件的第二灵敏度高于第一检测元件的第一灵敏度,并且其中,该方法包括基于介质的至少一个第一图像的图像数据和介质的至少一个第二图像的图像数据通过以下步骤导出至少一个介质的第三图像:

[0010] -基于介质的至少一个第一图像的图像数据、针对插入部件和介质相对于彼此的运动来校正介质的至少一个第二图像的图像数据,和/或

[0011] -结合、特别是融合介质的至少一个第一图像的图像数据和介质的至少一个第二图像的图像数据以获得至少一个第三图像,其中,与至少一个第一图像的图像数据和至少一个第二图像的图像数据的每个图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围相比,在至少一个第三图像的图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的范围更大,特别是其最高图像数据值与最低图像数据值之间的比率或差值更大。

[0012] 优选地,用于内窥镜成像的系统提供在空间上彼此分开布置的第一成像设备和第二成像设备。特别地,第一成像设备,例如表现出对光的第一灵敏度的第一相机被布置在插入部件的近端处,例如内窥镜,其被配置为至少在空间上插入对象,并且光耦合到插入部件的光引导路径,插入部件被配置为将光从插入部件的远端传递到插入部件的近端,或反之亦然。第二成像设备,例如表现出对光的第二灵敏度(其高于第一相机的第一灵敏度)的第二相机被布置在柔性引导部件的近端处,柔性引导部件的远端也被光耦合到插入部件的光引导路径。从而,光通过光源产生,光源被优选地布置在第二成像设备的区域中并且也光耦合到柔性引导部件的近端,或者可替代地,光源被布置在第一成像设备的区域中并且光耦合到光引导路径;光通过光引导路径被传递到对象内的介质,并且从介质(例如由于反射)发出的光、散射的光和/或荧光在无需第二成像设备的情况下传递到第一成像设备和第二成像设备,并且如果可适用的话,光源被布置在插入部件的近端处。

[0013] 借助于柔性引导部件,第一成像设备和第二成像设备在空间上彼此分开,使得甚至沉重或笨重的高灵敏度第二成像设备可以在对轻便性不进行限制和/或操纵插入部件和插入部件近端处的可用空间的情况下被包括在系统中。

[0014] 此外,上述布置允许第一成像设备和第二成像设备同时采集图像以便能够执行实时成像。

[0015] 此外,提供用于内窥镜成像的两个不同的成像设备,其中第二成像设备不受尺寸或重量的限制,其允许柔性成像并且为用户(例如医师)提供更多信息。例如,被配置为生成高分辨率彩色图像的第一轻型相机可以(例如通过将第一相机安装在光引导路径的近端处)被直接光耦合到腹腔镜的光引导路径,并且被配置为在高灵敏度下捕获荧光图像的第

二重型相机可以经由柔性引导部件间接光耦合到光引导路径。因为第二相机不直接安装在腹腔镜处,不管第二相机的重量和/或尺寸如何,腹腔镜的远端都可以高精度地容易地插入到对象(例如人体)并且在其中定位。光源产生的光通过内窥镜和荧光组织在腹腔镜的远端的区域中传递,以便第一相机和第二相机(优选地同时地)检测响应于组织的从组织发出的光。

[0016] 总之,本发明提供了一种用于内窥镜成像的改进的系统 and 用于处理图像的方法,特别地允许高灵敏度成像并且易于处理。

[0017] 在本发明的意义中,术语“内窥镜成像”涉及对生物体的向内部分或内部和/或任何对象或腔成像的任何类型的成像。例如,内窥镜成像包括但不限于腹腔镜、胸腔镜、食管镜、胃镜、结肠镜检查 and 关节镜成像。

[0018] 根据本发明的优选实施例,第一图像的第一空间分辨率高于第二图像的第二空间分辨率。特别地,第一成像设备包括成像传感器,其为特别轻型的并且提供小尺寸下的特别高的空间分辨率。借助于该方法,可以同时获得(经由第二成像设备)以高灵敏度和(经由第一成像设备)高空间分辨率的对象的介质的光学图像。

[0019] 根据本发明的另一优选实施例,该系统包括提供在插入部件的近端的耦合元件,该耦合元件被配置为将第一成像设备和柔性引导部件的远端耦合到插入部件的光引导路径。借助于该方法,光的第一部分可以被容易地并且可靠地从光引导路径引导到第一成像设备,而同时光的第二部分可以被容易地并且可靠地从光引导路径经由柔性引导部件引导到第二成像设备。特别地,耦合元件允许同时传输从朝向第一成像设备和第二成像设备的插入部件的近端处的光引导部件发出的光,使得具有特别高的灵敏度和空间分辨率的实时成像成为可能。

[0020] 根据本发明的又另一实施例,耦合元件包括半透明镜或分色镜,其被配置为将从介质发出的光的第一部分反射或透射到第一检测元件,并且将从介质发出的光的第二部分分别透射或反射到第二检测元件。如果与光的第二部分相比,光的第一部分包括不同的偏振,或者如果与光的第二部分相比,光的第一部分包括不同的波长或波长的光谱,则这是特别有利的。这允许特别可靠地将分别要由第一成像设备和第二成像设备检测的光的第一部分与光的第二部分分离开来。

[0021] 根据本发明的又另一实施例,插入部件是刚性的。由于被安装在刚性插入部件的近端处的、轻型的、低灵敏度的第一相机,因此插入部件也是轻型且细长的并且可以被容易地操纵并插入软对象(诸如人体或动物体),和/或精确地定位在软对象中以便感兴趣的区域(医师怀疑病变组织所处的区域)可以被可靠地成像。

[0022] 可替代地,插入部件或者其至少一部分是柔性的。同样地,被安装在柔性插入部件的近端处的轻型的低灵敏度第一相机允许(例如当正如胃镜检查或结肠镜检查那样将插入部件插入对象的伤口或弯曲的腔时)容易地处理轻型且细长的插入部件和对这种腔的内部结构进行可靠成像。

[0023] 在本发明的又另一实施例中,从介质发出的光的第一部分对应于介质响应于利用所产生的光对照射介质而反射的光。优选地,第一成像设备包括滤光器,其被配置为例如因其特定偏振或波长而透射介质反射的光并且抑制对从介质发出的全部其他的光。通过该方法,可以增加第一成像设备对于由介质反射的光的灵敏度以便容易地采集在对象中的介质

的高质量的反射图像。

[0024] 特别地,由介质反射的光的第二部分与诊断图像形成信号对应,包括但不限于彩色图像,特别是高分辨率彩色图像。

[0025] 在本发明的又一实施例中,从介质发出的光的第二部分对应于介质响应于以产生的光或辐射照射介质而发出的荧光、拉曼散射光或闪烁光。优选地,第二成像设备包括滤光器,其被配置为例如因其特定的偏振或波长而透射从介质发出的荧光、拉曼散射光或闪烁光并且抑制从介质发出的其他光。通过该方法,可以增加第二成像设备对于从介质发出的荧光、拉曼散射光或闪烁光的灵敏度,以便可靠地分别采集在对象中的介质的的高质量荧光或闪烁图像。

[0026] 在本发明的意义中,术语“发光”包括但不限于荧光、磷光、生物体发光、化疗发光、拉曼发射、辐射发光(例如切伦科夫辐射)。

[0027] 特别地,从介质发出的光的第二部分与诊断图像形成信号对应,诊断图像形成信号包括但不限于相当于入射核辐射的发光或从闪烁器发出的光。

[0028] 在本发明的又一实施例中,插入部件的光引导路径包括管状光路径和至少一个中继透镜,至少一个中继透镜被配置为通过管状光路径将介质的图像中继到第一成像设备的第一检测元件。优选地,第一中继透镜被布置和/或安装在插入部件的远端和/或插入部件的远端,并且经由耦合元件将介质成像到第一检测元件上。管状光路径可以包括相干光纤束。可替代地,管状光路径包括腔(优选地填充有耦合介质,例如气体和/或流体)以可靠地传递从介质发出的光响应于以光对介质的照明。通过这种方式,插入部件的远端附近的介质可以由第一成像设备可靠且精确地成像。

[0029] 在本发明的又一实施例中,柔性引导部件包括光纤束(优选地为相干光纤束),其被配置为通过光纤束将介质的图像中继到第二成像设备的第二检测元件。优选地,第二成像设备被配置为利用增加第二成像设备的灵敏度来补偿在光纤束中光的第二部分的强度的可能损失。通过这种方式,插入部件可以在没有将第二成像设备的重量增加到插入部件的情况下容易且柔性地操纵,同时第二成像设备可以以高灵敏度获得光学图像。

[0030] 根据本发明的另一方面,该系统还包括控制单元,其被配置为基于介质的第一图像的图像数据和介质的第二图像的图像数据而导出介质的第三图像。第三图像可以包括第一图像和第二图像的信息和/或从第一图像和第二图像的结合中导出的信息。在该方式中,可以获得具有增强诊断结论的第三图像。

[0031] 根据本发明的另一方面,控制单元还被配置为通过基于(优选地高分辨率)介质的第一图像的图像数据、针对插入部件和介质相对于彼此的可能运动来校正(优选地高灵敏度)介质的第二图像的图像数据。通过该方式,获得不遭受运动模糊或伪影的特别是决定性的诊断图像。

[0032] 优选地,控制单元被配置为确定(特别是估计)二维运动字段,其借助于(特别是高分辨率)第一图像确定了介质相对于插入部件的速度或介质的组件和/或不同区域相对于彼此的速度。控制单元优选地还被配置为根据或基于二维运动字段调整第二图像,特别是利用具有高灵敏度的第二检测元件获得的第二图像。此外,经调整的第二图像还可以与相继获得的更多第二图像结合,由此方式累积第二图像以便第二图像的曝光时间可以在实际上延长。

[0033] 优选的,控制单元还被配置为基于介质的至少一个第一图像的图像数据确定至少一个二维运动字段,至少一个二维运动字段表征介质相对于插入部件的速度或介质的不同区域相对于彼此的速度。

[0034] 优选地,控制单元还被配置为基于至少一个二维运动字段而恢复至少一个第二图像的图像数据的运动感应相对位移,以获得介质的至少一个第三图像。

[0035] 优选地,控制单元还被配置为基于至少一个二维运动字段而恢复在两个或更多个相继获得的第二图像的每个图像中的图像数据的运动感应相对位移,以获得两个或更多个经调整的第二图像,并且结合两个或更多个经调整的第二图像以获得介质的至少一个第三图像。

[0036] 优选地,控制单元还被配置为:基于介质的至少两个相继获得的第一图像的图像数据来确定二维运动字段,以基于二维运动字段恢复至少两个相继获得的第二图像的每个图像中的图像数据的运动感应相对位移,以获得两个或更多个经调整的第二图像,并且结合两个或更多个经调整的相继获得的第二图像以获得介质的至少一个第三图像。

[0037] 优选的,运动字段指的是或对应于对运动感应矢量分量(特别是关于距离和方向)的描述,每个图片元素或图像元素(像素)的运动感应矢量分量在两个后续采集的第一图像之间。

[0038] 优选地,控制单元还被配置为以因子 α 加权第二图像的图像数据,因子 α 的大小取决于第二图像的最新图像数据有多新近,其中,与较不新近获得的第二图像的图像数据相比,较新近获得的第二图像以更高的因子加权。

[0039] 优选地,介质的至少一个第一图像是彩色图像和/或介质的反射图像,并且介质的至少一个第二图像为在介质中包含的荧光剂的荧光图像。

[0040] 根据本发明的可替选的或附加的方面,控制单元还被配置为通过结合(特别是融合)介质的第一图像的图像数据和介质的第二图像的图像数据而导出介质的第三图像。例如,通过将(根据第一图像的)组织的高分辨率彩色图像的图像数据与(根据第二图像的)荧光剂的荧光图像的图像数据进行结合,医师可以容易地识别荧光剂所特定绑定的病变组织。通过该方式,与第一或第二图像的动态范围相比,可以增加第三图像的动态范围。

[0041] 优选地,术语“动态范围”指的是分别在至少一个第一、第二或第三图像的图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的比率或差值的范围。相应地,与在至少一个第一图像的图像数据和至少一个第二图像的图像数据中的每个图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的比率或差值的范围相比,在至少一个第三图像的图像数据中包含的最高图像数据值与最低图像数据值之间的比率或差值的范围更大。

[0042] 例如,在图像的图像数据(特别是第一、第二和第三图像)中包含的一个或多个图像数据值可以是一个或多个像素值、一个或多个灰度级或灰度值和/或在图像的一个或多个像素处的一个或多个彩色值或色调值。

[0043] 优选地,控制单元被配置为在空间上配准第一图像和第二图像彼此的区域(特别是像素)并结合该区域,以便在第三图像中的相应区域中的每个区域中进行高灵敏度和高分辨率的信息互补。

[0044] 优选地,控制单元被配置为控制第一成像设备和第二成像设备以同时检测从介质发出的光的第一部分和从介质发出的光的第二部分。

[0045] 优选地,光的第一部分和光的第二部分从介质的感兴趣的相同区域或者从介质的感兴趣的重叠区域发出。

[0046] 应指出的是,上述系统的优选实施例相应地适用于用于处理图像的方法。因此,优选的是,用于处理图像的方法还包括和/或执行对应于控制单元执行的一个或多个步骤和/或功能的一个或多个步骤,即控制器被配置为执行的如上所述的步骤和/或功能。

[0047] 本发明的更多优点、特征和示例将根据对以下图的以下描述而变得显而易见:

[0048] 图1示出了用于内窥镜成像的系统的示例;

[0049] 图2示出了用于内窥镜成像的系统的示意图;

[0050] 图3示出了第一成像模式的示意图;以及

[0051] 图4示出了第二成像模式的示意图。

[0052] 图1示出了用于内窥镜成像的示例性系统1,其包括光源2、插入部件3、第一成像设备4、柔性光引导部件5和第二成像设备6。

[0053] 插入部件3被配置为至少部分地(特别是以远端3b)插入对象9。优选地,对象9(也被称为样本)是生物对象,特别是人体或动物体或其一部分。特别地,该样本包括介质11,例如生物组织或其一部分。相应地,该系统特别适合于医学成像。

[0054] 光引导部件5(例如相干光纤束)被配置为将光源2产生的光传递到插入部件3。优选地,光源2经由耦合设备7(例如透镜)光耦合到光引导部件5的近端5a。

[0055] 在光引导部件5的远端5b处,光引导部件5经由耦合元件8(例如半透明分束器或二向色编码分束器(dichroic encoded beam-splitter))光耦合到插入部件3的光引导路径10(例如腹腔镜的照明端口)。光引导路径10被配置为将光从插入部件3的近端3a传递到插入部件的远端3b,或反之亦然。

[0056] 光源2产生的光由耦合元件8传送并且通过光引导路径10传递,以便光源2产生的光在插入部件3的远端3b处发射,从而照明对象9的介质11。

[0057] 响应于该照明,光从介质11中发出。发出的光可以是响应于照明的在介质11中被激励的例如经反射和/或经散射的光和/或冷光。发出的光中的至少一部分分别重新进入或进入插入部件3的远端3b处并且通过光路径10被引导到耦合元件8。

[0058] 耦合元件8优选地被配置为将从介质11发出的光分成第一部分和第二部分,其中,从介质11发出的光的第一部分借助于中继透镜12被中继到第一成像设备4。第一成像设备4包括被配置为检测第一部分光以获得(优选地高空间分辨率的)介质11的第一图像的多个检测元件4a。

[0059] 在一些实施例中,耦合元件8被配置为根据从介质11发出的光的特性(例如根据光子能量或偏振,或其组合)分离从介质11发出的光。

[0060] 从介质11发出的光的第二部分借助于柔性引导部件5被中继到第二成像设备6。在柔性引导部件5的近端处,由第二成像设备6的多个检测元件6a检测光的第二部分以便可以(特别地以高灵敏度)获得第二图像。

[0061] 此外,图像设备还可以被布置在插入部件3的近端3a处(即借助于耦合元件8光耦合到光引导路径10)和/或在柔性引导部件5的近端5a处以用于获得介质11的多个图像。

[0062] 优选地,第一成像设备4和第二成像设备6为光学相机(即光子检测传感器),例如电荷耦合器件(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)传感器、镓砷(InGaAs)传感器。优选

地,对例如CCD、CMOS和/或InGaAs传感器的光子检测传感器进行冷却。

[0063] 在一些实施例中,第一成像设备4和第二成像设备6中的每个可以由上述光子检测传感器类型中的多于一种光学传感器构成。特别地,第一成像设备4的第一多个检测元件4a和/或第二成像设备6的第一多个检测元件6a可以对应于上述传感器中的第一类型的检测元件,并且第一成像设备4的第二多个检测元件4a和/或第二成像设备6的第二多个检测元件6a可以对应于上述传感器中的第二类型的检测元件。这允许成像设备4、6灵活适应于实际应用的需求,其中与从介质11中发出的光的不同分量对应的不同信号表现出不同信号强度和不同动态范围。

[0064] 优选地,独立地灵敏的CCD或CMOS或InGaAs传感器中的一个或多个或相应的检测器元件的灵敏度各自地自动调整,特别是通过收集的样本信号或相应的电信号的可变的衰减或放大而自动调整。

[0065] 在一些实施例中,至少两个成像设备中的4、6中的每个提供有被调节到相应成像设备4、6的光谱灵敏度范围的字段滤波器。优选地,提供了可改变的字段滤波器,系统的灵活性通过可改变的字段滤波器进一步提高。

[0066] 优选地,光源2包括:至少白光照明布置,其被配置为产生宽照明光谱;以及至少一个目标激励照明布置,其被配置为产生至少一个目标波长。目标波长可以从包括UV、可见、NIR和IR光谱区域(例如0.2 μ m至10 μ m)的大的光谱中选择。优选地,在NIR波长下(例如在650nm至1100nm的波长下)的激励的使用或者在1250nm至1350nm之间的IR波长下的激励的使用允许无缝分离白光图像和近红外或红外波长。由于随着波长增加而引起的组织中散射减少,因此远NIR波长(例如在900nm和1350nm之间)的使用可以产生更高分辨率的图像。

[0067] 可替换地或附加地,还可以利用光的时间特性和空间特性。特别地,由光源2产生的光模式(例如在介质11中更高强度的区域和更低强度的区域建立的空间调制光)可以被用于实现光特性的分离,从而提高分辨率或抑制背景信号。此外,由光源2产生的强度调制的光(例如光脉冲)也可以用于抑制背景信号或同时交错多个波长。例如,使用不同波长的脉冲在Hz至kHz范围内的调制或所谓的脉冲交错可以允许在多波长下同时成像。

[0068] 优选地,光和/或组织的不同特性的重叠信息在检测选通(gating)或照明选通上以时间交错的方式分别进行编码或解码。

[0069] 如图1中所示的用于内窥镜成像的系统1可以被用于收集与不同组织特性对应的第一图像和第二图像,包括偏振、自发荧光或从施用于介质11以增强对比度的标识物发出的荧光。这些图像(也被称为标识物图像)指示除了由第一成像设备4获得的传统彩色(反射)图像之外获得的内在或外在的标识物。

[0070] 从介质11发出的光的第一部分(也被称为反射光)被中继到第一成像设备4上,同时从介质11发出的光的第二部分(也被称为标识物光)通过柔性引导部件5被中继到第二成像设备6上,优选地第二成像设备6对标识物光的至少一个波长尤其灵敏。

[0071] 优选地,同时收集反射光和标识物光两者,从而允许对样本的多个不同图像进行实时处理。

[0072] 图2示出了用于内窥镜成像的系统1的示意图,系统1被分成包括第一成像设备4的轻型图像采集硬件40和包括第二图像设备6的重型图像采集硬件60。虽然未示出,图像采集硬件40、60中的一个或两个可以包括附加图像设备。

[0073] 优选地,重型图像采集硬件60被安装在移动轮基架(未示出)上。图像采集硬件40、60实体经由柔性引导部件5连接,其可以包括相干光纤束和/或电功率连接和/或数据连接以便将图像采集硬件40与图像采集硬件60进行光耦合和/或电耦合。就光耦合而言,相应地应用关于在图1中示出的柔性引导部件5的以上说明。

[0074] 系统1还包括控制单元100(例如集成的图像采集和处理设备),其优选地被配置为执行计算机程序以根据从第一成像设备4和第二成像设备6中获得的图像数据生成数字图像并且通过图像处理算法对其进行处理,特别地以下还详细描述了第一成像模式和第二成像模式。

[0075] 控制单元100优选地包括:采集模块105,其被配置为从第一成像设备4和第二成像设备6采集图像;第一处理模块101,其被配置为处理以第一成像模式和/或第二成像模式采集的图像数据;第二处理模块102,其被配置为结合(特别是合并)经处理的图像数据;以及第三成像模块103,其被配置为对合并的图像数据定量;在单一化图像或结合(特别是合并)图像之前,图像被显示在显示单元104上。

[0076] 应指出的是,借助于处理模块101、102、103的图像数据处理步骤是非强制性的,即,可以在不以第一图像模式和/或第二图像模式处理图像数据的情况下将从采集模块105采集的图像数据传递到第二处理模块102以对例如第一图像的图像数据和第二图像的图像数据进行合并。同样地,可以在不在第二处理模块102中对图像数据进行合并的情况下将图像数据传递到显示单元104。

[0077] 优选地,控制单元100还包括数据存储模块106,其被配置为将借助于采集模块105采集的图像数据存储于数据库107中以用于重新评估、文件编制目的或训练目的。

[0078] 特别地,控制单元100适用于并行处理第一图像(例如多光谱反射图像)和第二图像(例如标识物光图像),并且基于至少一个第一图像和至少一个第二图像提供至少一个结合的图像。可以实时(即,图像收集之后的延迟就人类视觉感知而言是可忽略的,优选地,具有小于500毫秒的延迟,更优选地小于100毫秒,特别是小于50毫秒)处理并提供至少一个结合的图像。

[0079] 实时提供至少一个结合的图像也可以包括提供结合图像的图像序列(即视频序列)。作为示例,控制单元100可以被配置为生成至少一个第一图像、至少一个第二图像、至少一个结合图像或其组合的视频序列。

[0080] 附加地或可替代地,图像数据的光谱收集可以通过分时以下过程来实现:对光源的多个照明布置的激活、时间同步的随后对来自第一成像设备4和/或第二图像设备6的图像数据的全部或部分读出。可替代地,可以采用光谱分解系统,诸如棱镜、单色仪等。

[0081] 图3示出了第一成像模式(也被称为运动补偿模式)的示意图。

[0082] 在第一成像模式中,来自第一成像设备(特别是以高分辨率)获得的第一图像20(也被称为反射图像)的图像数据被用于确定(特别是估计)介质相对于插入部件的移动或介质的部分相对于介质的另外部分的移动的二维运动字段特性。

[0083] 优选地,运动字段为密集运动字段,其指的是对两个后续采集的图像之间的每个图片元素(像素)的运动感应矢量分量(例如,距离和方向)的描述。更具体地,对于图像的每个图片元素,2D矢量描述了哪个点与其在先前采集的图像中的运动感应相关的位置对应。更具体地,所述2D矢量指的是针对图像坐标参考系统中的差分偏移的带正负号的有理数的

元组。

[0084] 此外,由第二成像系统以高灵敏度获得的来自第二图像30(也被称为示踪物图像)的图像数据被配准到来自第一图像20的图像数据。

[0085] 接下来,来自第二图像30的图像数据以 α (优选地为常量)加权,因子 α 对应于到了这样一种程度的大小:新近图像数据相比于较不新近获得的图像数据被加权得更重。通过以迭代的方式应用所述因子,单个第二图像的相对贡献随着从第二图像的最近采集以来已经过去的时间而指数地衰减。

[0086] 根据单个第二图像30的二维运动字段恢复了在加权的图像数据中的运动感应变化,从而产生单个第二图像30的经运动校正的图像数据,也被称为功能性图像数据(functional image data) F_{corr} 。然后可以(例如,在显示器上)输出单个第二图像30的经运动校正的图像数据。

[0087] 优选地,至少一个第二图像30的经运动校正的图像数据形成第三图像31。因此,在本公开的含义之内,表述“第二图像30的经运动校正的图像数据”和“经运动校正的第二图像30”被同义地分别用于“第三图像31的图像数据”或“第三图像31”。

[0088] 优选地,单个第二图像30的经运动校正的图像数据可以与另外第二图像30的较新近的图像数据结合,从而在实际上延长第二图像设备的曝光时间并增加另外第二图像30的信噪比。优选地,该过程以迭代的方式重复,其中二维运动字段从后续采集的第一图像20的图像数据中计算。所述运动字段被用于恢复后续采集的第二图像30的相应图像数据的运动感应效应,从而分别产生较高信噪比的经运动校正的第二图像30或第三图像31。特别地,产生的经校正的第二图像31现以经调整的(例如,指数地平滑的)权重合并了先前采集的单个第二图像30中的每个图像的信息,并且因此描绘了灵敏度受挑战的和分辨率受挑战的信息的有利结合。

[0089] 图4示出了第二成像模式(也被称为动态增强模式)的示意图,其中在空间上配准了如在图4(c)中示出的所采集的第一图像20的图像数据和如在图4(a)中示出所采集的第二图像30的图像数据以便第一图像20的每个部分与第二图像30的部分对应。

[0090] 在本示例中,分别通过第一成像设备4和第二成像设备6从感兴趣的相同区域并且优选地同时采集第一图像20和第二图像30(见图1和图2)。如从图4(c)中显而易见的是,在高分辨率下采集第一图像20使得很好地分辨在感兴趣的区域中的空间特征和细节,例如以更高对比度指示的X形结构的区域中的空间特征和细节。如从图4(a)中显而易见的是,在高灵敏度下采集第二图像30使得具有较低对比度的(如虚线圆示例性地指示的)感兴趣的区域中的特征能够被很好地分辨,然而更精细的X形结构并非全部细节都能被分辨。

[0091] 图4(d)和图4(b)分别示出了第一图像20和第二图像30的直方图(相对于像素的色调值的像素的数量)。由于第二成像设备的高灵敏度,图4(b)中相应直方图的左部包括第一图像20的图4(d)中的直方图所缺少的对图4(b)中相应直方图的贡献。同样地,由于第一成像设备的高分辨率,图4(d)中相应直方图的右部包括第二图像30的图4(b)中的直方图所缺少的对图4(d)中相应直方图的贡献。

[0092] 第一图像和第二图像的图像数据可以以使得在高分辨率下获得的第一图像20中包含的信息和在高灵敏度下获得的第二图像30中包含的信息根据其灵敏度传递函数而对如图4(e)中所示的第三图像32作出贡献的方式结合到第三图像32。通过这种方式,第一成

像设备和第二成像设备在有关成像性能 (诸如分辨率和灵敏度) 的方面互补。相应地, 第一图像20的信息和第二图像30的信息在第三图像32中互补。因此, 第三图像32优于单独拍摄的第一图像和第二图像。

[0093] 图4(f) 示出了第三图像32的直方图。因为第三图像包括与高分辨率和高灵敏度对应的信息, 所以直方图包括在直方图的左部和右部中的贡献。

[0094] 与第一图像传感器相比, 可检测的最低信号值与最高信号值的比率 (其也被称为“动态范围”) 和针对像素值的模数转换器的定量分辨率 (例如, 16位与12位) 优选地在第二图像传感器中是优秀的。

[0095] 优选地, 第二成像传感器在入射光子产生电子方面具有更高概率, 其可被数字化。换句话说, 与第一传感器相比, 第二成像传感器针对入射光子具有更高灵敏度或量子效率。

[0096] 优选地, 第一成像传感器和相关光路径实现优秀的空间分辨率, 例如, 与第二成像传感器相比, 在成像视场中的每长度更高数量的可分辨造成对比的 (contrast-inducing) 线对。

[0097] 将第一图像和第二图像结合到第三图像, 其中结合了第一成像设备和第二成像设备的优点和/或补偿了第一或第二成像设备的缺点, 优选地影响DC-偏移、增益、噪声水平、检测区域中的差异、光谱带差异和在朝向对应传感器的光路径中的不同光衰减、灵敏度、动态范围和空间分辨率。优选地, 以某种方式应用第一图像20和第二图像30的结合, 使得

[0098] $F_{\text{corr}} = T_1(F_1, \text{par}_1) + T_2(F_2, \text{par}_2)$,

[0099] 其中, F_{corr} 是最终校正的荧光图像 (即, 第三图像32), T_1 和 T_2 是以在给定强度下更适合的信息源占主导的方式根据传递函数的参数集 $\text{par}_1/\text{par}_2$ 来调整第一图像 F_1 和第二图像 F_2 的强度信息的传递函数。

[0100] 用于确定用于合并 F_1 和 F_2 的权重因子的有利的传递函数为逻辑函数

[0101]
$$T(x) = \frac{1}{1 + e^{-k(x-x_0)}}$$
,

[0102] 其中参数集 (例如, $\text{par}_1, \text{par}_2$), 参数 x_0 为逻辑函数的分割点, 并且参数 k 表示其陡度。

[0103] 特定种类的传递函数和传递函数的相应参数 par_1 和 par_2 必须针对光学传感器、滤波器和分束器等的特定组合进行校准。在介质成像中的优选应用中, 可以通过执行以下三个步骤使用用于内窥镜成像的系统: 施用一个或多个造影剂或探针 (也被称为标识物质), 例如分子探针; 光学成像, 特别是多光谱光学成像; 以及对捕获的图像进行处理以用于经校正的信息的实时显示。

[0104] 施用步骤是可选步骤。特别地, 如果样本因为自然原因或由于先前的治疗而已经包括至少一个标识物质, 则可以省略施用步骤。利用该系统获得的至少一个第一图像也被称为“检查图像”。术语“检查图像”涉及以下事实: 该图像可以被用于找出特定的组织特征, 以用于诊断、用于 (例如通过医师和/或通过后续图像评估) 指导治疗、或用于识别可疑病灶以便可以提供具有高特异性的有效指导和干预, 例如带有治疗目的的干预。

[0105] 利用该系统获得至少一个第二图像, 也被称为“诊断图像”。诊断图像可以包括强调各种对象病症的对象的图。类似地, 诊断图像可以被用于指导微创手术介入或施用内窥镜进行活组织检查。然而, 如这样的诊断图像优选地不递送诊断。

[0106] 术语“标识物质”指的是可以改变由光源产生的并朝着对象的材料发射的光以便产生对比的任何分子。普通示例为荧光染料,其对灌注物、渗透物进行染色或特别地绑定到对象中的某个目标,如靶向组织、靶向细胞或某个细胞组分(如蛋白质),并且其表现出其与(UV、VIS和/或IR波长范围的)光的相互作用,从而产生特定吸附和/或荧光。标识物质的使用的概念是强调在疾病的出现下被改变的一个或多个组织特性。标识物质也被称为生物标记、探针或造影剂。其由本领域技术人员基于其绑定特性和光谱特性而选择。特别地,选择标识物质以便其靶向并显示组织的分子特征、结构特征、功能特征或结合特征,这些特征在疾病发展期间以平缓的方式特定地变化。标识物质的出现优选地在某种程度上改变组织的光学特性(例如荧光或吸收率),检测到的光学信号可以甚至揭示疾病的发展。对象优选地包括一个或多个标识物质。如果提供多个不同的标识物质,则其优选地具有不同的分光特性。除荧光染料以外,标识物质可以是吸收染料、纳米颗粒、偏振变换部分、荧光共振能量转移模块、拉曼粒子等。

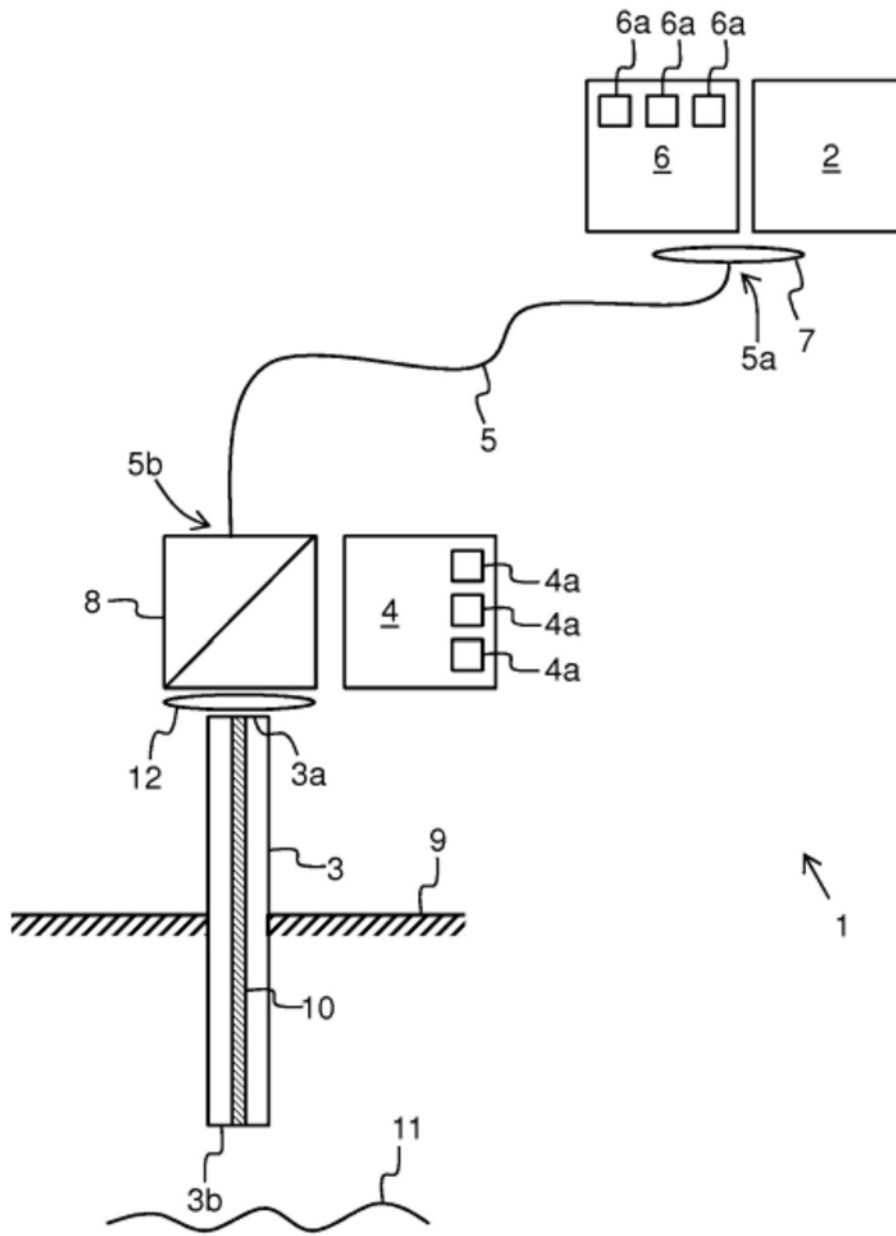


图1

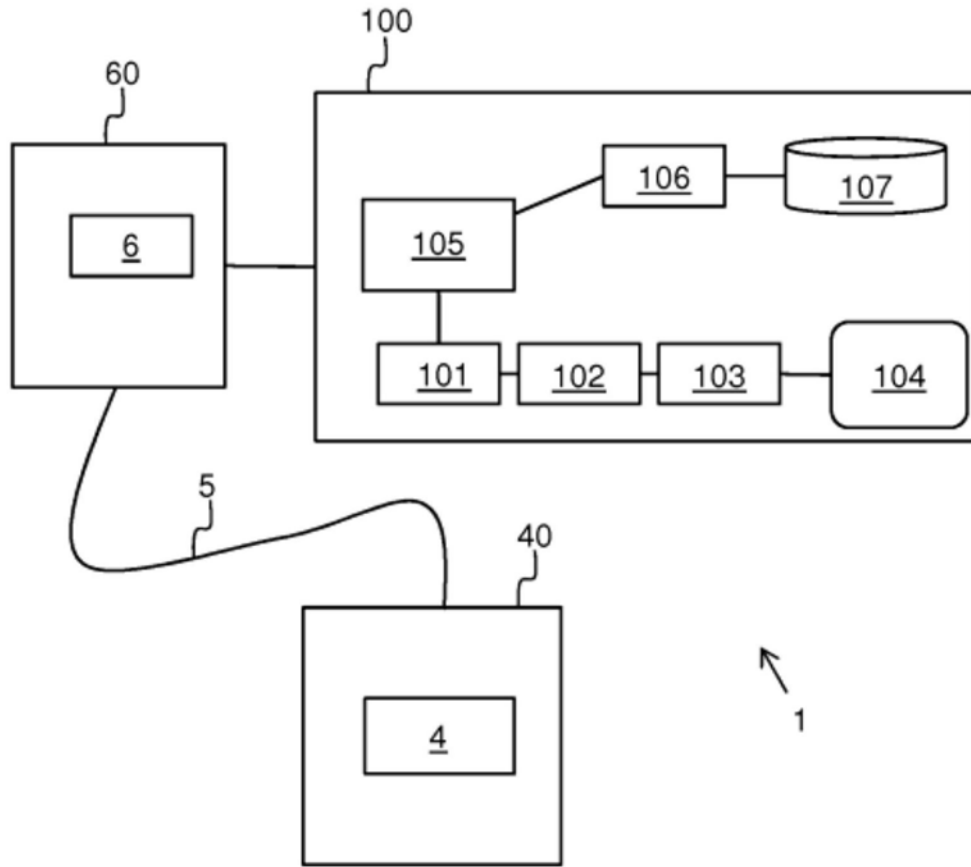


图2

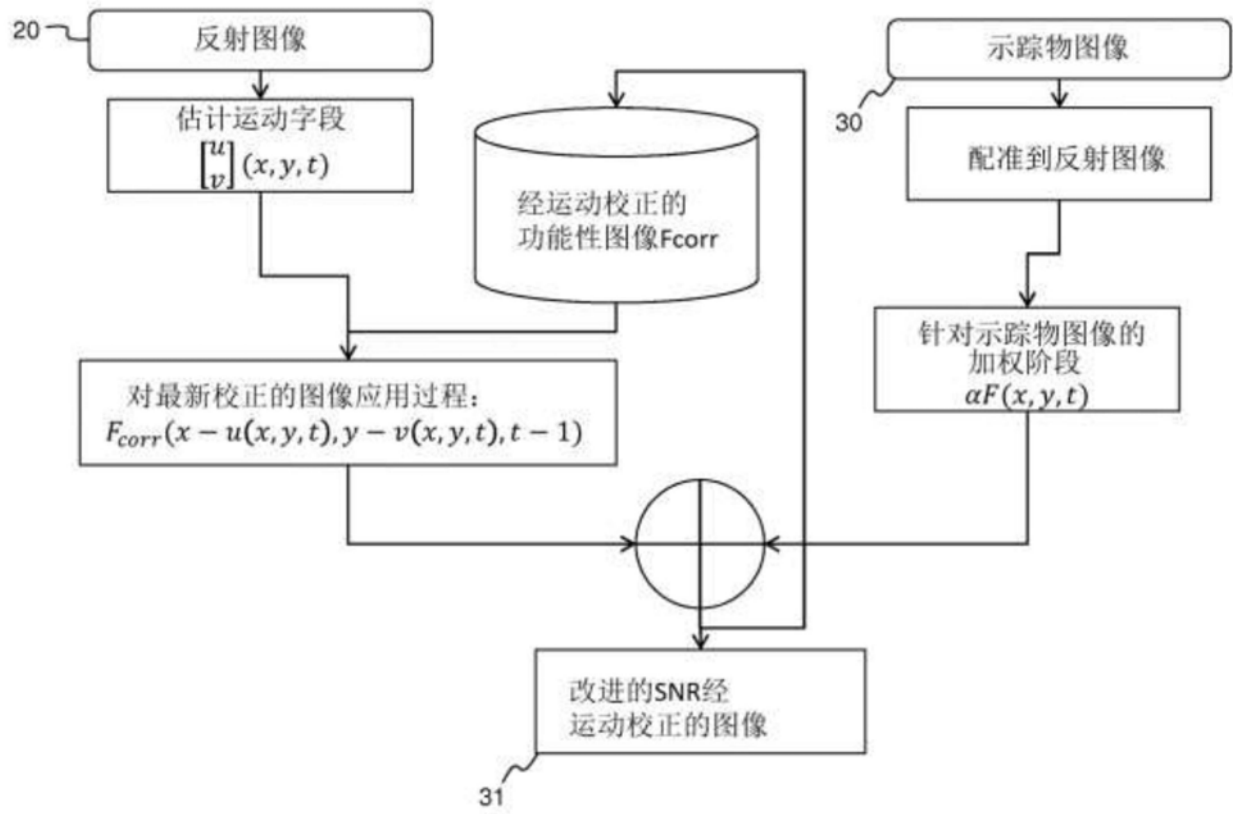


图3

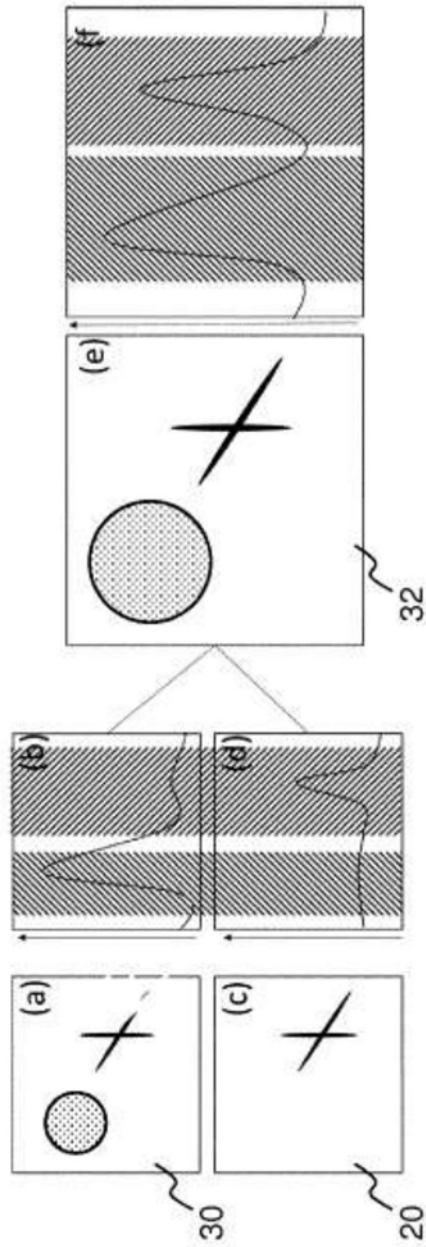


图4

专利名称(译)	用于内窥镜成像的系统和处理图像的方法		
公开(公告)号	CN111031888A	公开(公告)日	2020-04-17
申请号	CN201880053919.3	申请日	2018-06-22
[标]发明人	瓦西利斯恩齐亚克里斯托斯		
发明人	马克西米利安·科赫 瓦西利斯·恩齐亚克里斯托斯		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00105 A61B1/00117 A61B1/00165 A61B1/042 A61B1/043 A61B1/00006 A61B1/0051 A61B1/05 G06T7/0012 G06T2207/20201 G06T2207/20221		
代理人(译)	胡彬		
优先权	2017177344 2017-06-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于内窥镜成像的系统，其包括：光源，其被配置为产生光；以及(特别是刚性的)插入部件，其被配置为插入对象并且包括远端、近端和至少一个光引导路径。该系统还包括第一成像设备，其被安装在插入部件的近端并且光耦合到光引导路径，第一成像设备包括表现出对光的第一灵敏度的多个第一检测元件。提供了柔性引导部件，其包括用于将从介质发出的光的第二部分从该引导部件的远端引导到该引导部件的近端的远端和近端。被提供在柔性引导部件的近端处的第二成像设备包括表现出对光的第二灵敏度的多个第二检测元件，第二检测元件的第二灵敏度高于第一检测元件的第一灵敏度。控制单元被配置为基于介质的至少一个第一图像的图像数据和介质的至少一个第二图像的图像数据导出介质的至少一个第三图像。本发明还涉及用于处理数据的相应方法。

