(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118044784 A
(43)申请公布日 2024.05.17

(21)申请号 202311517622.7
(22)申请日 2023.11.14
(30)优先权数据
23205166.4 2023.10.23 EP
63/425,393 2022.11.15 US
(71)申请人 探索光子器件公司
地址 荷兰维灵厄韦夫
(72)发明人 T·库普曼 R·J·M·霍弗林
F·索布拉塔 T·韦尔特夫雷登
(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127
专利代理师 叶朝君 张美芹
(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 1/04(2006.01)
A61B 1/313(2006.01)

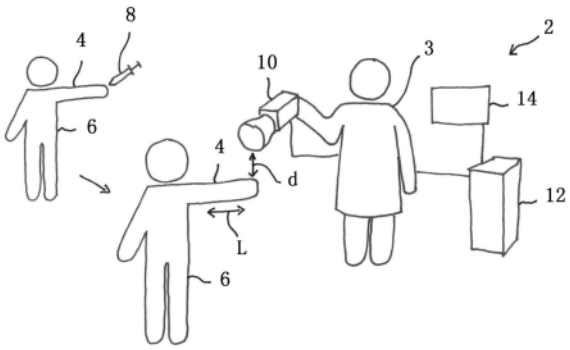
权利要求书4页 说明书19页 附图7页

(54)发明名称

测量方法、图像捕获和处理装置以及内窥镜或腹腔镜

(57)摘要

本申请涉及测量方法、图像捕获和处理装置以及内窥镜或腹腔镜。一种图像捕获和处理装置(2),其被配置为测量已添加荧光剂(8)的身体部位(4)的组织中的荧光信号,并且被配置为对身体部位(4)的表面(11)进行成像。装置(2)包括照射单元(16)、荧光成像单元(22)和可见光成像单元(24)。荧光成像单元(22)和可见光成像单元(24)被配置成荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联。拼接单元(28)对可见光图像并且类似地对荧光图像应用拼接算法,以产生扩大可见光图像和扩大荧光图像。



CN 118044784 A

1.一种测量已添加荧光剂(8)的身体部位(4)的组织中的荧光信号并且对所述身体部位(4)的表面(11)进行成像的方法,其中,已添加所述荧光剂(8)的所述组织形成所述身体部位(4)的一部分,所述方法包括以下步骤:

利用图像捕获装置(10)通过用具有适于通过所述荧光剂(8)的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射所述组织并且通过对所述发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像(7),从而提供所述荧光图像(7),

利用所述图像捕获装置(10)捕获所述身体部位(4)的表面(11)的至少一区段的可见光图像(5),其中,

所述荧光图像(7)和所述可见光图像(5)的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联,并且

所述方法还包括以下步骤:

重复所述荧光图像(7)和所述可见光图像(5)的捕获以提供一系列的荧光图像(7)以及一系列的可见光图像(5),

对所述一系列的可见光图像(7)应用拼接算法以产生所述身体部位(4)的扩大可见光图像,其中,所述拼接算法确定并应用拼接参数集,

对所述一系列的荧光图像(7)应用所述拼接算法以产生扩大荧光图像,其中,所述拼接算法应用在执行所述可见光图像(5)的拼接时确定的所述拼接参数集,

输出所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像。

2.根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

叠加所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像以提供所述身体部位(4)的重叠图像(9);以及

输出所述重叠图像(9)作为所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像的输出。

3.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述荧光图像和所述可见光图像的查看方向和透视方法是相同的,并且特别是,所述荧光图像和所述可见光图像是通过同一个物镜(18)捕获的。

4.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,在所述荧光图像的信号和所述可见光图像的信号之间没有时间切换的情况下,同时执行所述荧光图像的捕获和所述可见光图像的捕获。

5.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,捕获所述荧光图像的步骤、用激发光照射所述组织的步骤以及同时捕获所述可见光图像的步骤由单个图像捕获装置执行。

6.根据权利要求5所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

测量在所述可见光图像中捕获的所述身体部位(4)的表面(11)与所述图像捕获装置之间的距离(d)。

7.根据权利要求6所述的方法,所述方法还包括由所述图像捕获装置(10)输出指示所测量的距离(d)的信号的步骤。

8.根据权利要求6或7所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

在测量所述距离(d)的同时重复地捕获所述身体部位(4)的所述表面(11)的相同区段的所述荧光图像和所述可见光图像,其中,在不同的距离(d)处捕获多组荧光图像和可见光图像,

考虑成像质量来分析多组图像并且确定导致最高图像质量的最佳匹配距离(d*)。

9.根据权利要求8所述的方法,其中,所述图像捕获装置(10)输出指示所测量的距离(d)与所述最佳匹配距离(d*)的偏差的信号。

10.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,对已添加至少第一荧光剂和第二荧光剂的组织执行荧光信号的测量,其中,捕获所述荧光图像的步骤包括:

捕获第一波长范围中的第一荧光图像,所述第一荧光图像是通过用具有适于通过所述第一荧光剂的第一受激发射产生发射光的第一波长的第一激发光照射所述组织来产生的;以及

捕获第二波长范围中的第二荧光图像,所述第二荧光图像是通过用具有适于通过所述第二荧光剂的第二受激发射产生发射光的第二波长的第二激发光照射所述组织来产生的,并且所述方法还包括以下步骤:

重复所述第一荧光图像和所述第二荧光图像的捕获以提供第一系列的荧光图像和第二系列的荧光图像,

对所述第一系列的荧光图像和所述第二系列的荧光图像应用所述拼接算法以产生第一扩大荧光图像和第二扩大荧光图像,其中,所述拼接算法应用在执行所述可见光图像(5)的拼接时确定的所述拼接参数集,

输出所述第一扩大荧光图像和所述第二扩大荧光图像。

11.一种图像捕获和处理装置(2),所述图像捕获和处理装置被配置为测量已添加荧光剂(8)的身体部位(4)的组织中的荧光信号,并且被配置为对所述身体部位(4)的表面(11)进行成像,其中,已添加所述荧光剂(8)的所述组织形成所述身体部位(4)的一部分,所述图像捕获和处理装置(2)包括图像捕获装置(10),所述图像捕获装置进一步包括:

照射单元(16),所述照射单元被配置为用具有适于通过所述荧光剂(8)的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射所述组织,

荧光成像单元(22),所述荧光成像单元被配置为通过对所述发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,从而提供荧光图像,

可见光成像单元(24),所述可见光成像单元被配置为捕获所述身体部位(4)的表面(11)的区段的可见光图像,其中,

所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被配置成所述荧光图像和所述可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联,其中,

所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)还被配置为重复所述荧光图像和所述可见光图像的捕获以提供一系列的荧光图像和一系列的可见光图像,所述图像捕获和处理装置(2)包括处理单元(12),所述处理单元进一步包括:

拼接单元(28),所述拼接单元被配置为对所述一系列的可见光图像应用拼接算法以产生所述身体部位(4)的扩大可见光图像,所述拼接算法确定并应用拼接参数集,

其中,所述拼接单元(28)还被配置为对所述一系列的荧光图像应用所述拼接算法以产生扩大荧光图像,其中,所述拼接算法应用在执行所述可见光图像的拼接时确定的所述拼接参数集,

输出单元,所述输出单元被配置为输出所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像。

12.根据权利要求11所述的图像捕获和处理装置(2),所述图像捕获和处理装置还包

括:

叠加单元,所述叠加单元被配置为叠加所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像以提供所述身体部位(4)的重叠图像,其中,所述输出单元还被配置为输出所述重叠图像作为所述扩大可见光图像和所述扩大荧光图像的输出。

13.根据权利要求11或12所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被配置成所述荧光图像和所述可见光图像的查看方向和透视方法相同,其中,特别是,所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被配置成通过同一个物镜(18)捕获所述荧光图像和所述可见光图像。

14.根据权利要求11至13中的任一项所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被配置为在所述荧光图像的信号和所述可见光图像的信号之间没有时间切换的情况下同时捕获所述荧光图像和所述可见光图像。

15.根据权利要求11至14中的任一项所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述图像捕获装置(10)包括被配置为通过入口面接收荧光和可见光的二向色棱镜组件,所述二向色棱镜组件包括第一棱镜(P1)、第二棱镜(P3)、位于所述第一棱镜(P1)和所述第二棱镜(P3)之间的第一补偿棱镜(P2),

所述图像捕获装置(10)还包括用于将所述可见光分割成三个光分量的另一二向色棱镜组件(P5、P6、P7),以及位于所述第二棱镜(P3)和所述另一二向色棱镜组件(P5、P6、P7)之间的第二补偿棱镜(P4),

其中,所述第一棱镜(P1)和所述第二棱镜(P3)各自包括具有至少五个角部的截面,每个角部具有至少90度的内角,其中,所述第一棱镜(P1)和所述第二棱镜(P3)的角部各自具有相应的入口面(S1、S2)和相应的出口面并且各自被设计成使得在平行于相应棱镜的入口面的法线的方向上进入所述入口面的入射束在所述相应棱镜内部被反射两次并平行于相应棱镜的出口面的法线通过所述出口面射出所述相应棱镜,

其中,所述相应棱镜的所述入口面的法线与所述出口面的法线彼此垂直;并且

其中,当光通过所述入口面进入所述第一棱镜(P1)时,所述光被朝向所述第一棱镜(P1)的所述出口面部分地反射,由此行进从所述第一棱镜(P1)的所述入口面到所述第一棱镜(P1)的所述出口面的第一路径长度,并且所述光经由所述第一补偿棱镜(P2)部分地进入所述第二棱镜(P3)并被朝向所述第二棱镜(P3)的所述出口面部分地反射,由此行进从所述第一棱镜(P1)的所述入口面到所述第二棱镜(P3)的所述出口面的第二路径长度,

其中,所述第一棱镜(P1)比所述第二棱镜(P3)更大,使得所述第一路径长度和所述第二路径长度相同。

16.根据权利要求11至15中的任一项所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述照射单元(16)、所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被布置在单个图像捕获装置(10)中,所述单个图像捕获装置(10)还包括测量单元(32),所述测量单元被配置为测量在所述可见光图像中捕获的所述身体部位(4)的所述表面(11)与所述单个图像捕获装置(10)之间的距离(d)。

17.根据权利要求16所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述图像捕获装置(10)还被配置为输出指示测量的距离(d)的信号。

18.一种内窥镜或腹腔镜,其被配置为包括根据权利要求11至17中的任一项所述的图

像捕获和处理装置(2)中的所述图像捕获装置(10)。

测量方法、图像捕获和处理装置以及内窥镜或腹腔镜

技术领域

[0001] 本发明涉及测量已添加荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号以及对身体部位的表面进行成像的方法,其中,已添加荧光剂的组织形成身体部位的一部分。此外,本发明涉及图像捕获和处理装置,其被配置为测量已添加荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号,并且被配置为对身体部位的表面进行成像,其中,已添加荧光剂的组织形成身体部位的一部分。本发明还涉及包括这种图像捕获和处理装置的内窥镜或腹腔镜。

[0002] 此外,本发明涉及诊断淋巴水肿的方法和淋巴水肿的长期治疗方法。

[0003] 该方法和图像捕获和处理装置特别地涉及淋巴功能(特别是,在淋巴水肿的诊断、治疗和/或预防方面)的成像和测量。

背景技术

[0004] 淋巴水肿是淋巴液在身体的组织中的积聚。含氧血液从心脏经由动脉泵送到组织,而脱氧血液经由静脉返回到心脏。因为动脉侧上的压力水平远高于静脉侧上的压力水平,血液中的无色液体部分被挤入到细胞之间的空间中。通常,被挤出的液体比在静脉侧上重新吸收的液体要多。多余的液体由淋巴毛细血管输送。此外,液体带走诸如更大的蛋白质和细胞碎片之类的本地和外来物质。当在淋巴系统中时,包括被输送的物质的此液体被称为淋巴或淋巴液。

[0005] 淋巴系统包括淋巴管,淋巴管具有与静脉瓣(valve)类似的单向瓣以用于将淋巴输送到下一淋巴结。淋巴结执行某些物质的去除并且在液体回流到血液系统之前对液体进行清洁。

[0006] 如果淋巴系统如下变得被阻塞:淋巴流动受阻或未以理想水平执行淋巴流动,则淋巴液被积聚在组织细胞之间的间隙空间中。这种由于淋巴输送的障碍导致的积聚称为淋巴水肿。淋巴的积聚可以引起炎症反应,其损害受影响区域周围的细胞。它还可以引起纤维变性,纤维变性可以转变成受影响的组织的硬化。

[0007] 因为淋巴水肿是不存在治愈或药物的终身性疾病,因此早期诊断以及适当的早期应对措施以改善引流和减少液体负荷对于患者的健康和康复非常重要。依据严重程度的诸如淋巴按摩和压迫绷带直至手术的可能治疗是由世界卫生组织(WHO)如下定义的四阶段系统:

[0008] 阶段1:淋巴系统中的正常流动。无体征或症状。

[0009] 阶段2:积液伴肿胀。

[0010] 阶段3:永久性肿胀,该永久性肿胀在抬高受影响的肢体或身体部位时不会消解。

[0011] 阶段4:象皮肿(较大变形的肢体)、皮肤增厚并伴有“疣状”生长和广泛的瘢痕。

[0012] 针对淋巴系统的功能的诊断,常用的技术是由医生对受影响的肢体或身体部位进行人工检查。已知的成像技术是淋巴管显像术。在此技术中,在受影响的身体部位的组织中注入放射性示踪剂,随后执行MRI(核磁共振成像)、CT(计算机断层扫描)、PET-CT-scan(正电子发射断层扫描)或超声波成像。

[0013] 一种相对较新的成像技术是使用荧光染料(例如,ICG(吲哚菁绿))的红外荧光成像。ICG是被使用超过40年的绿色医用染料。该染料在用具有在600纳米与800纳米之间的波长的近红外光进行激发时发射荧光。由于此激发,ICG发射在750纳米与950纳米之间的荧光。ICG染料的荧光可以使用CCD或CMOS传感器或相机来检测。荧光染料被施用到受影响的肢体或身体部位的组织中,并且可以基于检测到的荧光来追踪淋巴液的浓度和流动。

发明内容

[0014] 本发明的一个目的是提供测量荧光信号的增强的方法和增强的图像捕获和处理装置以及增强的内窥镜或腹腔镜,其中特别是可以提供增强的荧光成像输出。

[0015] 此外,本发明的一个目的是提供诊断淋巴水肿的增强的方法和淋巴水肿的长期治疗的增强的方法。

[0016] 目的是通过测量已添加荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号并对身体部位的表面进行成像的方法来解决的,其中已添加荧光剂的组织形成身体部位的一部分,该方法包括以下步骤:

[0017] 通过用具有适于通过荧光剂的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射组织并且通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,从而提供荧光图像,

[0018] 捕获身体部位的表面的至少一区段的可见光图像,其中,荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联,并且

[0019] 该方法还包括以下步骤:

[0020] 重复荧光图像和可见光图像的捕获以提供一系列的荧光图像以及一系列的可见光图像,

[0021] 对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像,其中,拼接算法确定并应用拼接参数集,

[0022] 对一系列的荧光图像应用拼接算法以产生扩大荧光图像,其中,拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集,

[0023] 输出扩大可见光图像和扩大荧光图像。

[0024] 有利地,输出两幅图像,即扩大可见光图像和扩大荧光图像,其中,与传统方法相比,这两幅图像彼此关联。换句话说,两幅图像共享共同的坐标系,这意味着可以在图像中的一幅图像中(例如,在荧光图像中)看到的对象可以在可见光图像中的同一位置处找到。可见光图像如它可以被人眼对象化地再现身体部位的表面。在荧光图像中,再现了荧光的强度。特别是,这两幅图像是使用相同的图像比例、图像取向来显示的并且示出了身体部位的相同的感兴趣区域。这是由于这两幅图像都是用特别是相同的查看方向和相同的视野来捕获的。基于所提供的图像信息,用户可精确定位到在真实身体部位观察到特定荧光现象的点或位置。这在诊断和治疗方面提供了无与伦比的优点。

[0025] 在本说明书的上下文中,术语“荧光图像”和“可见光图像”不限于2D图像。在本说明书的含义内的图像可以是2D图像,但也可以是3D图像或包括附加信息的2D图像。可以使用专门的相机设备来捕获2D图像。可以使用例如立体相机设备来捕获3D图像。2D或3D图像也可以是线扫描,其可以使用图像线扫描仪来捕获。图像还可以是类似于3D图像的也包括深度信息的LIDAR扫描。可以将来自LIDAR扫描仪的数据作为附加信息添加到2D图像。2D图

像数据和LIDAR扫描数据的组合导致与3D图像类似的信息,因为2D图像数据可以与对应的深度信息组合。此外,术语“拼接”不限于两个或更多个2D图像的组合。也可以基于其它上述图像数据,例如基于3D图像数据,来执行拼接。当执行拼接算法时,还可以考虑诸如例如由LIDAR扫描仪捕获的深度信息等的其它信息。

[0026] 拼接可以基于两个或更多个2D图像来执行,并且得到更大的2D图像。当基于多个3D图像执行拼接算法时,结果是扩大3D图像。还可以执行拼接步骤,其中处理多个2D图像加上附加信息(例如来自LIDAR扫描仪、飞行时间传感器或类似装置),并且其结果是扩大3D图像。在这种情况下,拼接步骤包括从2D图像数据加上附加信息重建3D图像。图像的拼接包括识别彼此对应并且在需要被拼接在一起的两幅图像中示出的唯一特殊特征的步骤。这要求在拼接处理中组合的两幅图像的视野至少略微交叠。

[0027] 鉴于拼接处理的该前提条件,根据本发明的实施方式,重复捕获荧光图像和可见光图像以提供一系列的荧光图像以及一系列的可见光图像的步骤被执行成:所述序列的各个后续图像被捕获成后续图像的视野至少略微交叠。

[0028] 然而,先前提到的可以用于拼接处理的附加信息不限于深度信息,其被分配给例如2D图像中的每个单独像素。还可以在一系列的荧光图像和可见光图像的图像获取期间,图像捕获装置获取关于图像捕获装置的空间取向的数据作为另外的数据。空间取向例如可以是图像获取装置在检查室的坐标系中的取向。该取向可以通过三个空间坐标x、y和z以及查看方向(例如,检查室的坐标系中的矢量)和图像捕获装置关于查看方向的倾斜角度(例如,图像捕获装置关于查看方向的旋转角度)来表征。可以针对一系列的可见光图像和荧光图像中的每个单个图像(或包括荧光图像和可见光图像的图像对)来捕获此信息。当执行拼接步骤时,可以使用指示图像捕获装置在空间中的取向的此附加信息。特别是,可以将图像捕获装置在例如检查室的坐标系中的取向重新计算为图像捕获装置相对于身体部位的取向。当在拼接步骤期间执行身体部位的3D重建时,可以使用该信息。

[0029] 此外,还可以在任何其它应用中应用拼接算法以产生扩大可见光图像和扩大荧光图像。换句话说,该方法特别地不限于淋巴系统的评估。可以对例如血管和血液流动执行评估或者对器官和组织的灌注评估。评估还可以包括视觉地定位具有某些特征的组织(例如,肿瘤组织)、定位腺体(例如,甲状旁腺)和神经。此列表不是穷尽的。

[0030] 拼接算法可以应用于在开放手术或微创手术中获得的图像。对其执行拼接并且在微创手术期间捕获的图像可以使用内窥镜(例如,具有刚性轴的内窥镜或具有柔性轴的内镜)来获得的。

[0031] 根据本发明的这些另外的方面,存在一种测量已添加荧光剂的身体部位中的荧光信号并且对身体部位的表面进行成像的方法,该方法包括以下步骤:

[0032] 通过用具有适于通过荧光剂的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射身体部位并且通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,从而提供荧光图像,

[0033] 捕获身体部位的表面的至少一区段的可见光图像,其中,荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联,

[0034] 重复荧光图像和可见光图像的捕获以提供一系列的荧光图像以及一系列的可见光图像,

[0035] 对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像,其中,

拼接算法确定并应用拼接参数集，

[0036] 对一系列的荧光图像应用拼接算法以产生扩大荧光图像，其中，拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集。

[0037] 特别是，该方法还包括以下步骤：

[0038] 输出扩大可见光图像和扩大荧光图像。

[0039] 该方法特别地不限于使用荧光剂和/或染料。通过利用某些组织(例如，甲状旁腺或肠组织)的自发荧光效应，可以在不使用染料的情况下执行该方法。此外，自发荧光的不存在可以用于例如确定病变。

[0040] 根据本发明的此方面，提供了一种测量身体部位的组织中或身体部位中的自发荧光信号的方法。不需要向组织或身体部位添加或施用荧光剂。方法包括对身体部位的表面进行成像的步骤，其中，在其中测量自发荧光的组织形成身体部位的一部分。该方法还包括以下步骤：

[0041] 通过用具有适于通过组织或身体部位的受激自发荧光发射来产生发射光的波长的激发光照射组织或身体部位并且通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像，从而提供荧光图像；

[0042] 捕获身体部位的表面的至少一区段的可见光图像，其中，自发荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联；

[0043] 重复自发荧光图像和可见光图像的捕获以提供一系列的自发荧光图像以及一系列的可见光图像；

[0044] 对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像，其中，拼接算法确定并应用拼接参数集；

[0045] 对一系列的自发荧光图像应用拼接算法以产生扩大自发荧光图像，其中，拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集。

[0046] 该方法特别地包括输出扩大可见光图像和扩大自发荧光图像的步骤。

[0047] 根据本发明的又一方面，该方法包括以下步骤：

[0048] 对一系列的荧光图像或自发荧光图像应用拼接算法以产生扩大荧光图像或扩大自发荧光图像，其中，拼接算法确定并应用拼接参数集；

[0049] 对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生扩大可见光图像，其中，拼接算法应用在执行荧光图像或自发荧光图像的拼接时确定的拼接参数集。

[0050] 换句话说，可以将在拼接可见光图像时已经确定的拼接参数集应用于荧光图像，并且反之亦然。

[0051] 此外，荧光图像实际上是在可见光谱中检测到的图像也在上述方法的范围内。例如，如果应用专利蓝、亚甲基蓝或异硫丹蓝作为荧光剂或染料，则这是适用的，因为这种物质的光发射可以用裸眼看到。

[0052] 根据本发明的有利实施方式，方法还包括以下步骤：叠加扩大可见光图像和扩大荧光图像以提供身体部位的重叠图像并且输出重叠图像作为扩大可见光图像和扩大荧光图像的输出。

[0053] 有利地，根据本发明的各方面的方法提供了重叠图像，该重叠图像示出了例如受淋巴水肿影响的身体部位的可见光图像和对应的荧光图像，对应的荧光图像指示受影响的

身体部位的相应区域中的淋巴的浓度。换句话说,重叠图像是可见光图像和荧光图像的组合。荧光图像例如可以是这样的图像,其中荧光的强度被示出为伪色图。重叠图像增强并简化了对淋巴系统的状况的分析。在用于检测荧光信号的传统测量方法中,通常不存在与荧光图像组合的可见光图像。然而,这使得很难精确定位检测到淋巴输送的异常的确切位置,因为它们例如作为荧光图像中的强度点是可见的。如果在不同的时间点或由不同的操作者执行不同的测量,则该缺点变得甚至更相关。在没有与可见光图像的关联的情况下,很难比较在不同时间点或由不同人进行的荧光测量。如果没有可见光图像与荧光图像组合或与其关联,则难以执行患者复查或监视治疗的任何进展。

[0054] 拼接荧光图像的步骤有利地包括图像到3D图像的重建。基于先前在执行可见光图像的拼接时已经确定的拼接参数集来执行一系列的荧光图像的拼接。

[0055] 荧光图像通常提供适合于执行拼接处理的罕见的特殊特征。因为可见光图像和荧光图像通过关于查看方向和/或透视方法的已知且恒定的关系关联,所以用于可见光图像的拼接算法的参数也可以应用于荧光图像的拼接。换句话说,由于可见光图像和荧光图像是经由光学对准的传感器捕获的事实,所以相同的拼接参数可以用于可见光图像的拼接和用于荧光图像的拼接。这显著地增强了拼接处理并且导致更好质量的扩大荧光图像。

[0056] 荧光剂例如是ICG(吲哚菁绿)或亚甲基蓝。在本说明书的上下文中,术语“荧光染料”或“染料”(也称为“荧光色素”或“荧光团”)是指分子中使分子发荧光的成分。该成分是分子中吸收特定波长的能量并以不同的特定波长重发射能量的官能团。在各种方面中,荧光剂包括荧光染料、其类似物、其衍生物或其组合。适当的荧光染料包括但不限于吲哚菁绿(ICG)、荧光素、亚甲基蓝、异硫蓝、专利蓝、氰基5(Cy5)、氰基5.5(Cy5.5)、氰基7(Cy7)、氰基7.5(Cy7.5)、cypate、硅罗丹明、5-ALA、IRDye 700、IRDye 800CW、IRDye 800RS、IRDye 800BK、卟啉衍生物、Illuminare-1、ALM-488、GCP-002、GCP-003、LUM-015、EMI-137、SGM-101、ASP-1929、AVB-620、OTL-38、VGT-309、BLZ-100、ONM-100、BEVA800。

[0057] 在荧光源自自发荧光的实施方式中,引起自发荧光的荧光团或荧光剂中的一种或更多种可以是内源性组织荧光团(例如,NADH、甲状腺、甲状旁腺等)。

[0058] 可以用不同的荧光剂和染料执行根据本发明的各方面的方法。基本上,可以应用适当染料加上适当或匹配的激发光源的任何组合。也可以利用某些组织(例如,甲状旁腺)或分子的自发荧光效应在不使用染料的情况下执行该方法。

[0059] 可以应用并且主要用于淋巴系统的染料的示例是例如吲哚菁绿(ICG)、亚甲基蓝、异硫丹蓝或专利蓝。专利蓝甚至可以用裸眼看到。因此,不需要荧光,但是无论如何都可以执行图像的拼接。

[0060] 拼接算法例如是全景拼接算法,其中对图像进行分析以提取特殊和区别的特征。然后将这些特征在多个图像中彼此关联,并且执行图像变换(例如,沿着一个或更多个轴的移位、旋转、拉伸或者梯形畸变校正)。所关联的特征的位置被用于确定图像变换参数,其也被称为拼接参数。跟随在图像取向之后,图像被合并并由此“拼接”在一起。对于可见光图像和荧光图像两者,可以以相同的方式执行此变换。最后,输出两幅图像。此输出可以包括在例如屏幕上显示图像的步骤。例如,并排地示出两幅图像。根据上述实施方式,在重叠图像中示出两幅图像。

[0061] 如前所述,执行一系列图像的拼接的步骤不限于2D图像的拼接。拼接步骤还可以

包括基于例如一系列3D图像或者基于一系列2D图像加上附加信息来重建3D图像。

[0062] 通常,淋巴系统的功能在身体的肢体中受到影响。然而,测量荧光信号的方法不限于肢体的检查。方法通常涉及身体部位的检查,身体部位可以是患者的肢体,但也可以是躯体、头部、颈部、背部或身体的任何其它部位。身体部位也可以是器官。测量荧光信号作为淋巴流动的指标的方法在这种情况下是在开放手术中执行的。这同样应用于其中手术是使用内窥镜或腹腔镜执行的微创手术的情况。

[0063] 在本说明书的上下文中,“可见光图像”是真实世界情况的图像。它再现了与人眼可以看见的内容相似的图像印象。与人眼不同的是,可见光图像可以是彩色图像、灰度图像,甚至是假色阶图。可见光图像示出了包括已经被施用以荧光剂的组织的身体部位的表面。如果组织被布置在身体部位的表面处,则身体部位的表面的成像包括组织的表面的成像。

[0064] 根据另一有利实施方式,荧光图像和可见光图像的查看方向和透视方法是相同的,并且特别地,荧光图像和可见光图像通过一个和相同的,特别是通过单个物镜,捕获。

[0065] 有利地,荧光图像和可见光图像可以由图像捕获装置捕获,图像捕获装置包括棱镜组件和分配给棱镜组件的多个图像传感器。荧光和可见光作为公共光线束并通过棱镜组件的同一个入口表面进入棱镜组件。棱镜结构包括用于将可见波长范围与红外波长范围分离的滤光器,荧光剂的受激发射通常发生在红外波长区域。不同的波长带,即可见光(也缩写为Vis)和红外光(也缩写为IR),被导向不同的传感器。通过单个物镜捕获可见光图像和荧光图像允许两幅图像的查看方向和透视方法的完美对准。特别地,可见光图像和荧光图像的查看方向和透视方法是相同的。

[0066] 在有利实施方式中,在荧光图像的信号和可见光图像的信号之间没有时间切换的情况下,同时执行荧光图像的捕获和可见光图像的捕获。

[0067] 有利地,该方法免除了信号的时间切换。这是有利的,因为作为荧光图像的红外图像和可见光图像使用单独的图像传感器被精确地同时捕获。因而,还可以以较高的帧重复率来捕获图像,这允许在需要可靠的手眼协调的情况下应用该方法。60fps或甚至更高的高帧率是可能的。当应用时间切换时,通常不能实现高帧率。此外,当荧光图像和可见光图像被捕获在单独的传感器上时,传感器可以被精确地布置为聚焦。此外,可以将传感器的设置调整为用于可见光图像和荧光图像的图像获取的单独要求。这例如涉及传感器增益、噪声降低、曝光时间等的调整。

[0068] 根据又一有利实施方式,捕获荧光图像、用激发光照射组织以及同时捕获可见光图像的步骤由单个图像捕获装置执行。当照射和图像获取被集成在一个装置中时,可以增强荧光信号的测量和可见光图像的同时获取的整个过程。

[0069] 根据此实施方式的有利方面,方法还包括测量在可见光图像中捕获的身体部位的表面与图像捕获装置之间的距离,并且特别地,由图像捕获装置输出指示所测量的距离的信号的步骤。可以执行在不同距离处的测量,以优化照射和图像捕获来找到最佳图像获取条件。然后可以将此最佳匹配的距离作为用于后续测量的目标距离而存储在成像系统中。

[0070] 根据本发明的实施方式,方法的进一步增强可以在于:它包括由图像捕获装置输出指示所测量的距离的信号的步骤。例如,可以由图像捕获装置输出视频信号和/或音频信号。此信号可以在操纵图像捕获装置时引导操作者,使得在到身体部位的表面的至少近似

恒定的距离处执行图像获取。距离传感器到图像捕获装置中的集成和用户支持输出(视觉或光学信号)使得操作者能够以更加同质的照射捕获图像。这增强了荧光信号的测量质量。

[0071] 为了确定最佳匹配距离,方法还可以包括在测量距离的同时重复地捕获身体部位的表面的相同区段的荧光图像和可见光图像的步骤。在不同的距离处捕获多组荧光图像和可见光图像。随后,执行考虑成像质量对多组图像的分析,并且确定导致最高图像质量的最佳匹配距离。

[0072] 可以是音频信号或光学信号的输出信号还可以指示所测量的距离与最佳匹配距离的偏差。因而,在测量期间直接通知操作者是否应用了特别是关于照射的最佳图像捕获条件。

[0073] 此外,图像捕获的步骤可以由机器人或另一自动相机保持器来执行。在此实施方式中,输出信号被用作机器人或自动相机保持器的输入以调整到最佳匹配距离。在这种情况下,不需要信号输出,而是机器人或相机保持器将根据存储的最佳匹配距离自动移动。

[0074] 根据本发明的又一实施方式,对已添加至少第一荧光剂和第二荧光剂的组织执行荧光信号的测量,其中,捕获荧光图像的步骤包括:

[0075] 捕获第一波长范围中的第一荧光图像,第一荧光图像是通过用具有适于通过第一荧光剂的第一受激发射产生发射光的第一波长的第一激发光照射组织来产生的,并且

[0076] 捕获第二波长范围中的第二荧光图像,第二荧光图像是通过用具有适于通过第二荧光剂的第二受激发射产生发射光的第二波长的第二激发光照射组织来产生的,并且方法还包括以下步骤:

[0077] 重复第一荧光图像和第二荧光图像的捕获以提供第一系列的荧光图像和第二系列的荧光图像;

[0078] 对第一系列的荧光图像和第二系列的荧光图像应用拼接算法以产生第一扩大荧光图像和第二扩大荧光图像,其中,拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集;

[0079] 输出第一扩大荧光图像和第二扩大荧光图像。

[0080] 根据上述实施方式,荧光剂包括第一荧光染料和第二荧光染料。第一荧光染料例如可以是亚甲基蓝,第二染料可以是ICG。根据此实施方式,捕获荧光图像的步骤包括捕获由第一荧光染料发射的荧光的第一荧光图像以及捕获由第二荧光染料发射的荧光的第二荧光图像。特别地,在没有时间切换的情况下执行两幅图像的捕获。如果使用亚甲基蓝作为第一荧光染料,则可以捕获700纳米与800纳米之间的波长范围中的第一荧光图像。如果使用ICG作为第二荧光染料,则可以捕获800纳米与900纳米之间的波长范围中的第二荧光图像。基于两种不同荧光剂的荧光成像为测量和诊断提供了新的可能性。

[0081] 目的还通过图像捕获和处理装置来解决,图像捕获和处理装置被配置为测量已添加荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号,并且被配置为对身体部位的表面进行成像,其中,已添加荧光剂的组织形成身体部位的一部分,图像捕获和处理装置包括成像单元,成像单元进一步包括:

[0082] 照射单元,其被配置为用具有适于通过荧光剂的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射组织,

[0083] 荧光成像单元,其被配置为通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,从而

提供荧光图像，

[0084] 可见光成像单元，其被配置为捕获身体部位的表面的至少一区段的可见光图像，其中，荧光成像单元和可见光成像单元被配置成荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联，其中，

[0085] 荧光成像单元和可见光成像单元还被配置为重复荧光图像和可见光图像的捕获以提供一系列的荧光图像以及一系列的可见光图像，图像捕获和处理装置包括处理单元，处理单元进一步包括：

[0086] 拼接单元，其被配置为对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像，拼接算法确定并应用拼接参数集，

[0087] 其中，拼接单元还被配置为对一系列的荧光图像应用拼接算法以产生扩大荧光图像，其中，拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集，

[0088] 输出单元，其被配置为输出扩大可见光图像和扩大荧光图像。

[0089] 关于测量荧光信号的方法已经提到的相同或相似的优点和有利方面以相同或相似的方式应用于图像捕获和处理装置，因此将不再重复。

[0090] 装置被配置成：拼接单元被配置为将相同的拼接算法应用于可见光图像的拼接和荧光图像的拼接。拼接算法针对荧光图像的拼接使用已经针对可见光图像的拼接所确定和使用的相同的拼接参数。装置还被配置成：拼接单元被配置为将拼接算法应用成：已经被确定并用于荧光图像的拼接的相同的拼接参数被应用于可见光图像的拼接。如先前提到的，拼接不限于2D图像的拼接。还可以基于3D图像来执行拼接。此外，拼接可以包括3D图像的图像重建。这也可以由拼接单元来执行。拼接单元还可以被配置为考虑用于执行例如3D重建的附加信息。此附加信息可以是例如图像捕获装置的取向或深度信息，其形成3D图像的一部分或者是扫描过程的结果。根据本发明的实施方式，图像捕获装置包括用于扫描身体部位的表面的扫描仪，例如，LIDAR扫描仪、飞行时间相机或任何其它类似装置。

[0091] 装置不限于淋巴系统的评估。装置可以被配置用于例如血管和血液流动的评估或者器官和组织的灌注评估。评估还可以包括视觉地定位具有某些特征的组织(例如，肿瘤组织)、定位腺体(例如，甲状旁腺)和神经。此列表不是穷尽的。

[0092] 此外，装置不限于使用荧光剂和/或染料。通过利用某些组织(例如，甲状旁腺)的自发荧光效应，可以在不使用染料的情况下操作装置。因而，根据本发明的其它方面，存在一种图像捕获和处理装置，其被配置为测量身体部位的组织中或身体部位上的自发荧光信号，其中，图像捕获和处理装置还被配置为对身体部位的表面进行成像，其中，组织形成身体部位的一部分，图像捕获和处理装置包括成像单元，成像单元进一步包括：

[0093] 照射单元，其被配置为利用具有适于通过受激自发发射来产生发射光的波长的激发光照射组织；

[0094] 荧光成像单元，其被配置为通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像，从而提供自发荧光图像，

[0095] 可见光成像单元，其被配置为捕获身体部位的表面的区段的可见光图像，其中，荧光成像单元和可见光成像单元被配置成自发荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法经由已知关系关联，其中，

[0096] 荧光成像单元和可见光成像单元还被配置为重复自发荧光图像和可见光图像的

捕获以提供一系列的自发荧光图像和一系列的可见光图像,图像捕获和处理装置还括处理单元,处理单元进一步包括:

[0097] 拼接单元,其被配置为对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像,拼接算法确定并应用拼接参数集,

[0098] 其中,拼接单元还被配置为对一系列的自发荧光图像应用拼接算法以产生扩大自发荧光图像,其中,拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集,

[0099] 输出单元,其被配置为输出扩大可见光图像和扩大自发荧光图像。

[0100] 根据另一实施方式,图像捕获和处理装置的进一步增强在于:它还包括叠加单元,其被配置为叠加扩大可见光图像和扩大荧光图像以提供身体部位的重叠图像,其中,输出单元还被配置为输出重叠图像作为扩大可见光图像和扩大荧光图像的输出。

[0101] 根据又一有利实施方式,装置的进一步增强在于:荧光成像单元和可见光成像单元被配置成荧光图像和可见光图像的查看方向和透视方法相同,其中,特别地,荧光成像单元和可见光成像单元被配置成通过同一个物镜捕获荧光图像和可见光图像。

[0102] 此外,装置的增强在于:荧光成像单元和可见光成像单元被配置为在荧光图像的信号和可见光图像的信号之间没有时间切换的情况下同时捕获荧光图像和可见光图像。

[0103] 此外,包括荧光成像单元和可见光成像单元的图像捕获装置还包括二向色镜棱组件,其被配置为通过入口面接收荧光和可见光,二向色棱镜组件包括第一棱镜、第二棱镜、位于第一棱镜和第二棱镜之间的第一补偿棱镜,

[0104] 图像捕获装置还包括另一二向色棱镜组件,其用于将可见光分割成三个光分量,以及位于第二棱镜和另一二向色棱镜组件之间的第二补偿棱镜,

[0105] 其中,第一棱镜和第二棱镜各自包括具有至少五个角部的截面,每个角部具有至少90度的内角,其中第一棱镜和第二棱镜的角部各自具有相应的入口面和相应的出口面,并且各自被设计为使得在平行于所述入口面的法线的方向上进入相应棱镜的入口面的入射束在相应棱镜内部被反射两次并平行于所述出口面的法线通过出口面射出相应棱镜,

[0106] 其中,相应棱镜的入口面的法线和出口面的法线彼此垂直;并且

[0107] 其中,当光通过入口面进入第一棱镜时,光被朝向第一棱镜的出口面部分地反射,由此行进从第一棱镜的入口面到第一棱镜的出口面的第一路径长度,并且光经由第一补偿棱镜部分地进入第二棱镜并被朝向第二棱镜的出口面部分地反射,由此行进从第一棱镜的入口面到第二棱镜的出口面的第二路径长度,

[0108] 其中,第一棱镜大于第二棱镜,使得第一路径长度和第二路径长度相同。

[0109] 有利地,上述五棱镜组件允许捕获两个荧光成像波长以及用于可见光成像的三种颜色(例如,红色、蓝色和绿色)。五棱镜组件的优点在于,光从入口表面行进到相应传感器的光学路径具有相同的长度。因而,所有传感器都聚焦,而且此外,传感器的信号之间没有定时间隙。有利地,装置不需要对接收到的信号进行时间切换。这允许使用较高的帧频进行图像捕获以及增强的图像质量。

[0110] 根据又一方面,包括荧光成像单元和可见光成像单元的图像捕获装置定义了用于将荧光和可见光分别引导至第一传感器、第二传感器和第三传感器的第一光学路径、第二光学路径和第三光学路径,图像捕获装置还包括二向色棱镜组件,其被配置为通过入口面接收荧光和可见光,二向色棱镜组件包括:第一棱镜、第二棱镜和第三棱镜,每个棱镜具有

相应的第一出口面、第二出口面和第三出口面,其中,第一出口面设置有第一传感器,第二出口面设置有第二传感器,并且第三出口面设置有第三传感器,其中特别是,第一光学路径设置有第一滤光器,第二光学路径设置有第二滤光器,并且第三光学路径设置有第三滤光器,其中,

[0111] 第一滤光器、第二滤光器和第三滤光器按任意顺序为绿色滤光器、红外滤光器和红/蓝图案滤光器,红/蓝图案滤光器以交替的图案包括红色滤光器和蓝色滤光器,使得由红/蓝图案滤光器接收到的光的一半经过蓝色滤光器并且由红/蓝图案滤光器接收到的光的一半经过红色滤光器。

[0112] 此外,根据另一方面,第一滤光器、第二滤光器和第三滤光器按任意顺序为红/绿/蓝图案滤光器(RGB滤光器)、第一红外滤光器和第二红外滤光器,其中特别是,第一红外滤光器和第二红外滤光器具有不同的透射波长。

[0113] 换句话说,第一红外滤光器和第二红外滤光器用于过滤不同IR波长区间中(例如,典型荧光染料发射第一荧光峰的第一IR波段以及典型荧光染料发射第二荧光峰的第二IR波段中)的IR光。通常,与第一IR波段相比,第二IR波段位于更高的波长处。第一红外滤光器和第二红外滤光器也可以调整到不同荧光剂的发射波段。因而,例如第一荧光剂的发射通过第一滤光器(并且特别是被第二滤光器阻挡),并且可以在对应的第一传感器上被检测到,而第二荧光剂的发射通过第二滤光器(并且特别是被第一滤光器阻挡),并且可以在对应的第二传感器上被检测到。例如,第一滤光器可以被配置为测量亚甲基蓝的荧光发射,而第二滤光器可以被配置为测量ICG的荧光发射。

[0114] 图像捕获和处理装置的增强还可以在于:照射单元、荧光成像单元和可见光成像单元被布置在单个图像捕获装置中,单个图像捕获装置还包括被配置为测量在可见光图像中捕获的身体部位的表面与图像捕获装置之间的距离的测量单元,并且特别地,图像捕获装置被配置为输出指示所测量的距离的信号。

[0115] 此外,相对于实施方式,应用相对于测量荧光信号的方法已经提及的相同或相似的优点和有利方面。

[0116] 目的还通过被配置成根据一个或更多个先前提到的实施方式的图像捕获和处理装置中的图像捕获装置的内窥镜或腹腔镜来解决。有利地,用于图像捕获和处理的装置可以用于开放手术以及在使用内窥镜或腹腔镜的手术期间。关于方法和/或装置已经提到的相同或相似的优点以相同或相似的方式应用于内窥镜或腹腔镜。

[0117] 目的还通过诊断淋巴水肿的方法来解决,该方法包括以下步骤:

[0118] 向身体部位施用荧光剂;

[0119] 测量施用了荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号,并对身体部位的表面进行成像,其中,添加了荧光剂的组织形成身体部位的一部分;

[0120] 通过用具有适于通过荧光剂的受激发射来产生发射光的波长的激发光照射组织并且通过对发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,从而提供荧光图像,

[0121] 捕获身体部位的表面的至少一区段的可见光图像,其中,

[0122] 荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法通过已知关系关联,并且

[0123] 重复捕获荧光图像和可见光图像的步骤以提供一系列的荧光图像以及一系列的可见光图像;

[0124] 对一系列的可见光图像应用拼接算法以产生身体部位的扩大可见光图像,其中,拼接算法确定并应用拼接参数集;

[0125] 对一系列的荧光图像应用拼接算法以产生扩大荧光图像,其中,拼接算法应用在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集;

[0126] 输出扩大可见光图像和扩大荧光图像;

[0127] 通过分析输出图像来推导出与淋巴水肿的严重性相关的诊断结果。

[0128] 诊断淋巴水肿的方法能够有利地以更高的精确度和可靠性来执行,因此提供更好的结果。这种全新的方法能够有利地取代诊断淋巴水肿的传统方法。诊断淋巴水肿的传统方法是由医生对受影响的身体部位执行人工检查。然而,这种执行诊断的方法不可避免地包括不可再现和随机的成分,这是由于医生的个人经验和资质导致的。此外,诊断淋巴水肿的方法包括先前相对于测量荧光信号的方法已经提及的相同或类似的优点。

[0129] 诊断淋巴水肿的方法的进一步增强在于:通过将荧光剂注射到患者的脚部或手部的指/趾骨(phalange)之间的组织中,将荧光剂施用于患者的手臂或腿部。手臂和/或腿部通常受到淋巴水肿的影响。因而,诊断淋巴水肿的新的成功的方法的应用在对这些肢体执行时特别有用。

[0130] 目的还通过淋巴水肿的长期治疗的方法来解决,该方法包括通过执行根据先前提到的诊断患者上的淋巴水肿的方法的步骤来诊断淋巴水肿的严重性的步骤。此外,长期治疗的方法包括以下步骤:

[0131] 对患者执行治疗,治疗被调整为与淋巴水肿的严重性相关的诊断结果;

[0132] 重复诊断淋巴水肿的严重性和对患者执行治疗的步骤,其中,在每次迭代中,根据检测到的淋巴水肿的严重性调整治疗。

[0133] 根据本发明的各方面的长期治疗的方法是特别有用的,因为与传统方法相比,淋巴水肿的诊断提供了关于疾病的严重性的客观结果。长期治疗的成功可以从客观的角度来分析。分析和诊断因此在看到治疗的成功性时更有价值。

[0134] 本发明的其它特性将从根据本发明的实施方式的描述以及权利要求和附图中变得显而易见。根据本发明的实施方式可以实现单个特性或若干特性的组合。

附图说明

[0135] 下面在不限制本发明的总体意图的情况下基于示例性实施方式对本发明进行描述,其中,关于根据本发明的、未在文本中更详细地说明的所有细节的公开内容,明确地参照附图。附图示出:

[0136] 图1是图像捕获和处理装置的示意图,

[0137] 图2是图像捕获和处理装置中的图像捕获装置和处理单元的示意图,

[0138] 图3的a)是可见光图像的示例,并且

[0139] 图3的b)是对应的荧光图像,

[0140] 图4是扩大重叠图像,其是部分地根据图3的a)和图3的b)所示的可见光图像和荧光图像产生的,

[0141] 图5是示出图像捕获装置的内部棱镜组件的示意图,

[0142] 图6是包括图像捕获装置的内窥镜或腹腔镜,

[0143] 图7是拼接算法的流程图，

[0144] 图8是示出图像捕获装置的另一内部棱镜组件的示意图，

[0145] 在附图中，相同或相似类型的元件或分别对应的部件设置有相同的参考编号，以便防止元件或部件被重新介绍。

具体实施方式

[0146] 图1示出了图像捕获和处理装置2，其被配置为测量患者6的身体部位4的组织中的荧光信号。仅通过示例的方式，被检查的患者6的身体部位4是手臂。荧光信号的测量也可以在患者6的其它身体部位4(例如，腿部、头部的一部分、颈部、背部或身体的任何其它部位)上执行。也可以在开放手术期间执行测量。在此应用场景中，身体部位4例如可以是患者6的内部器官。也可以在微创手术期间执行荧光信号的测量。对于此应用场景，图像捕获和处理装置2至少部分地集成在例如内窥镜或腹腔镜中。例如，内窥镜或腹腔镜包括图像捕获装置10。

[0147] 在测量最初开始之前，在患者的身体部位4的组织中施用(即，注入)荧光剂8。用于测量身体部位4的组织中的荧光信号的方法(其也将在参照例示图像捕获和处理装置2的图中说明)不包括施用荧光剂8的步骤。

[0148] 荧光剂8例如是ICG。ICG(吲哚菁绿)是被使用超过40年的绿色医用染料。ICG在用具有在600纳米与800纳米之间的波长的近红外光进行激发时发射荧光。发射的荧光在750纳米与950纳米之间。荧光剂8也可以包括两种不同的医用染料。例如，荧光剂8可以是亚甲基蓝和ICG的混合物。

[0149] 跟随在施用荧光剂8之后，如图1中的箭头所指示的那样，使用形成图像捕获和处理装置2的一部分的图像捕获装置10对患者的身体部位4进行检查。

[0150] 图像捕获装置10被配置为对身体部位4的表面11进行成像，并检测荧光信号，荧光信号归因于用激发光照射荧光剂8。当图像捕获装置10应用于手术中时，身体部位4的表面11是例如内部器官的表面。在这种情况下，身体部位4的表面11与已施用荧光剂8的组织的表面相同。为了发射具有合适激发波长的光，图像捕获装置10包括照射单元16(未在图1中示出)。

[0151] 捕获到的图像被传送到处理装置12，处理装置12也形成图像捕获和处理装置2的一部分。分析的结果被输出，例如显示在处理装置12的显示器14上。图像捕获装置10可以由医生3操纵。

[0152] 图2是更详细地示出图像捕获和处理装置2的图像捕获装置10和处理装置12的示意图。图像捕获装置10包括照射单元16，其被配置为用具有适于通过荧光剂8的受激发射来产生荧光的波长的激发光照射组织。例如，照射单元16中设置有多个LED。

[0153] 图像捕获装置10还包括物镜18，通过物镜18来捕获可见光和荧光。光通过物镜18被引导至棱镜组件20。棱镜组件20被配置为将荧光(特别是波长范围在750纳米与950纳米之间的荧光)从导致可见光图像的可见光中分离出。荧光导向荧光成像单元22，荧光成像单元22例如是CCD或CMOS传感器加上附加的波长滤光器和电子器件(如果需要的话)。荧光成像单元22被配置为通过对发射光(即，荧光剂8的受激发射)进行空间分辨测量来捕获荧光图像，从而提供荧光图像。此外，存在可见光成像单元24，可见光成像单元24可以是另一CCD

或CMOS传感器加上附加的不同波长的滤光器和电子器件(如果需要的话)。棱镜组件20被配置为将可见光导向可见光成像单元24,从而允许单元能够捕获患者的身体部位4的表面11的区段的可见光图像。类似地,棱镜组件20被配置为将荧光导向荧光成像单元22。棱镜组件20、荧光成像单元22和可见光成像单元24将在下文中进一步详细说明。

[0154] 在实施方式中,图像捕获装置10是扫描单元,例如图像线扫描单元或LIDAR扫描单元。图像捕获装置10还可以是3D相机,其适于捕获一对立体图像,根据该对立体图像可以计算包括深度信息的3D图像。自然地,图像捕获装置10可以是这些装置的组合。

[0155] 图像数据经由合适的数据链路26从图像捕获装置10传送到处理装置12,数据链路26可以是无线数据链路或有线数据链路(例如,数据线缆)。

[0156] 图像捕获装置10被配置成荧光成像单元22和可见光成像单元24被操作为同时捕获可见光图像和荧光图像。特别是,图像捕获装置10不执行荧光图像信号和可见光图像信号之间的时间切换。换句话说,荧光成像单元22和可见光成像单元24的传感器被专门用于捕获相应波长范围中的图像,这意味着成像单元22、24的传感器要么用于捕获IR光谱中的荧光图像,要么用于捕获可见光谱中的可见光图像。传感器22和24不用于捕获两个波长范围中的图像。这带来了显著的优点。例如,传感器可以精确聚焦,这在图像传感器用于两个目的(即,捕获可见光和红外光)时是不可能的,因为这些不同波长的聚焦点通常位置不同。此外,传感器参数可以被单独调整,例如相对于所需的曝光时间或传感器增益。单独设置是有利的,因为IR信号通常比可见光信号更低。

[0157] 荧光成像单元22和可见光成像单元24具有彼此固定的空间关系。这是因为这些单元被布置在图像捕获装置10的单个安装结构或框架中。此外,荧光成像单元22和可见光成像单元24使用相同的物镜18和棱镜组件20以用于分别对荧光图像和可见光图像进行成像。由于这些措施,荧光成像单元22和可见光成像单元24被配置成荧光图像和可见光图像的查看方向和透视方法通过已知且恒定关系关联。在给定的实施方式中,两个图像的查看方向是相同的,因为两个单元22、24经由相同的物镜18成像。

[0158] 图像捕获装置10还被配置为操作荧光成像单元22和可见光成像单元24以重复荧光图像和可见光图像的捕获,从而提供一系列的荧光图像和一系列的可见光图像。此操作可以由操作荧光成像单元22的图像传感器和可见光成像单元24的图像传感器的处理装置12来执行。系列图像通常是在操作者或医生3(参见图1)沿着患者6的身体部位4的纵向方向L移动图像捕获装置10时捕获的。此移动可以被执行成系列图像的后续图像包括重叠部分。换句话说,在系列图像的第一幅图像中示出的细节也会在系列的随后的第二幅图像中示出。这对后续的拼接处理是重要的。为确保在后续图像中找到对应的特征,可以将图像获取的频率设置为足够高的值。图像的捕获可以由例如医生3手动启动,或者图像的捕获可以由图像捕获装置10控制成满足所述的前提条件。

[0159] 图像捕获装置10还可以被配置为在此移动期间获取图像捕获装置10的位置和取向。例如,可以针对所捕获的每个图像或图像对来确定图像捕获装置10在检查室的参考系中或在患者6的参考系中的位置和取向。此信息可以与包括可见光图像和荧光图像的图像或图像对一起存储和传送。此信息对于图像的后续重建可以是有用的,从而从一系列2D图像中产生3D图像。

[0160] 一旦两个系列图像(即,第一系列的可见光图像和第二系列的荧光图像)或者系列

图像对(每个图像对包括荧光图像和可见光图像)被图像捕获装置10捕获并被接收到处理装置12中,系列的可见光图像可以由拼接单元28(参见图2)处理。拼接单元28被配置为对一系列的可见光图像应用拼接算法,以产生身体部位4的扩大可见光图像。扩大图像是“更大的”,在于它比单幅图像示出了用图像捕获装置10分析的患者6的身体部位4的更大区段。

[0161] 在本说明书的上下文中,术语“拼接”不应理解为拼接的处理限于两个或更多个2D图像的组合。也可以基于3D图像执行拼接,其中此处理的结果是更大的3D图像。还可以基于2D图像加上关于2D图像所捕获自的视角方向的附加信息来执行拼接处理。还可以考虑关于图像捕获装置10的位置的其它信息。如前面提到的,基于这些数据集,可以产生更大的3D图像,即,从一系列的2D图像加上关于图像捕获装置10的位置和取向的信息拼接在一起。还可以将例如来自LIDAR传感器的3D扫描数据与2D图像信息进行组合。同样在这种情况下,拼接处理的结果是更大的3D图像。

[0162] 在所有应用中,拼接算法从可见光图像的拼接开始。在执行拼接操作时,拼接算法产生并应用拼接参数集。下面将进一步描述拼接单元28的详细操作。拼接单元28被配置为不仅对一系列的可见光图像应用拼接算法,而且还对一系列的荧光图像应用拼接算法,从而产生扩大荧光图像。同样在这种情况下,拼接的处理不限于两个或更多个2D图像的组合。还可以以与上面针对可见光图像描述的方式类似的方式产生3D荧光图像。

[0163] 被应用于荧光图像的拼接的拼接算法与用于可见光图像的拼接的算法相同。此外,使用在执行可见光图像的拼接时确定的同一拼接参数集来执行荧光图像的拼接。这是可行的,因为可见光图像和荧光图像的查看方向和透视方法之间存在固定的关系。自然地,如果可见光图像和荧光图像的查看方向和透视方法不相同,则需要对拼接参数应用固定的偏移或移位。这考虑了IR和可见光图像传感器以及对应的光学器件之间的已知且固定的空间关系。

[0164] 跟随在拼接之后,输出扩大可见光图像和扩大荧光图像。例如,图像并排显示在显示器14上。与传统检查系统不同,显示器14示出彼此对应的可见光图像和荧光图像。换句话说,可以在荧光图像上看到的细节(例如,指示淋巴液的积聚的高荧光强度)可以在可见光图像中示出的患者的身体部位4中的对应位置准确地找到。这使得医生3能够准确地定位到存在淋巴液的积聚的区域。这是非常有价值的信息,例如,用于患者6的定制且特殊的治疗。

[0165] 也可以将可见光图像和荧光图像叠加,特别是,扩大可见光图像和扩大荧光图像叠加,从而提供身体部位4的重叠图像,特别是扩大重叠图像。这由处理装置12的叠加单元30执行。重叠图像也可以经由显示器14输出。

[0166] 图3的a)示出了可见光图像5的示例,其中患者6的身体部位4的表面11的区段是可见的。仅通过示例的方式,描绘了患者的腿部的区段。图3的b)示出了对应的通过测量荧光剂8的荧光信号确定的荧光图像7,荧光剂8已经被施加到患者的腿部中的组织。荧光信号的高强度点或区域是可见的。这强烈地指示由于患者的腿部的缓慢的淋巴输送以及可能的淋巴水肿导致的淋巴的积聚。有利地,医生3现在可以通过比较荧光图像7和可见光图像5来定位发生缓慢的淋巴输送的区域。

[0167] 在图4中,存在重叠图像9,其中除了图3的a)和3的b)中示出的图像之外,已经执行了可见光图像5和荧光图像7的拼接。

[0168] 在图4中还可以看到示例性的单个可见光图像5和荧光图像7,它分别投射在扩大

重叠图像9中所示的虚线之间。通过将可见光图像5和荧光图像7拼接在一起,可以提供几乎示出了患者6的整个身体部位4的扩大重叠图像9。荧光信号可以用假色示出,从而与可见光图像5的特征清楚地区分开。

[0169] 在图5中,存在图像捕获装置10的棱镜组件20的实施方式。第一棱镜P1是五角棱镜。作为可见光和荧光的入射光束A经由入口面S1进入第一棱镜P1,并在作为不与入口面S1邻接的两个面之一的面S2上部分反射。然后,反射束B针对与入口面S1邻接的面中的第一面反射。反射角可以小于临界角,使得反射不是内反射(邻接面可以被涂覆以避免漏光并反射所需的感兴趣的波长)。然后,反射束C与入射光束A交叉,并且通过与入口面S1邻接的面中的第二面朝向传感器D1离开第一棱镜P1。束A的一部分穿过面S2并进入补偿棱镜P2。两个非内反射可以用于将入射束A经由光束B和C导向传感器D1。此外,棱镜P1和P2之间可以没有空气间隙,棱镜P3和P4之间可以没有空气间隙,并且棱镜P2和P3之间可以没有空气间隙。棱镜P2是用于调整从入口面S1到传感器D1至D5的光学路径的各自长度的补偿棱镜。

[0170] 束D从P2进入第二五角棱镜P3。如在棱镜P1中,内反射用于使束自身交叉。为简洁起见,除了陈述在棱镜P3中束部分E、F和G分别对应于棱镜P1中的束部分A、B和C之外,对束的描述将不再重复。棱镜P3也可以不使用内反射以将入射束朝向传感器D2反射。可以使用两个非内反射将入射束E经由束F和G导向传感器D2。

[0171] 在棱镜P3后,存在另一补偿棱镜P4。最终,束H进入包括棱镜P5、P6和P7组成的二向色棱镜组件以及分别的传感器D3、D4和D5。二向色棱镜组件用于将可见光分割成朝向相应的传感器D3、D4和D5的红色分量、绿色分量和蓝色分量。光通过束I进入棱镜组件。在P5和P6之间放置有光学涂层C1,并且在棱镜P6和P7之间放置有另一光学涂层C2。每个光学涂层C1和C2具有不同的反射性和波长敏感性。在C1处,入射束I被部分反射回棱镜中的光通过其进入的同一面(束J)。在此同一面处,束(现在标记为K)被再次反射朝向传感器D3。从J到K的反射是内反射。因此,传感器D3接收由涂层C1反射的光,并且以类似的方式,传感器D4接收来自束L的由涂层S2反射的光(束M和N),并且传感器D5接收来自不受阻碍地穿过棱镜的束O的光。

[0172] 在棱镜P4和棱镜P5之间,存在气隙。在棱镜组件20中,可以为每个端点通道定义以下总路径长度(根据通道末端的传感器定义):

[0173] 传感器D1(例如,第一近红外)路径:A+B+C

[0174] 传感器D2(例如,第二近红外)路径:A+D+E+F+G

[0175] 传感器D3(例如,红色)路径:A+D+E+H+I+J+K

[0176] 传感器D4(例如,蓝色)路径:A+D+E+H+I+L+M+N

[0177] 传感器D5(例如,绿色)路径:A+D+E+H+I+L+O

[0178] 路径长度是匹配的,使得:A+B+C＝A+D+E+F+G＝A+D+E+H+I+J+K＝A+D+E+H+I+L+O＝A+D+E+H+I+L+M+N。

[0179] 路径长度的匹配可以包括对于要在传感器D1至D5处检测的波长中的焦平面聚焦位置差异的调整。也就是说,例如,朝向蓝色(B)光的传感器的路径长度可能与到红色(R)光的传感器的路径长度不完全相同,因为用于创建清晰、聚焦的图像的理想距离在某种程度上取决于光的波长。棱镜可以被配置为允许这些相关性。通过补偿棱镜P2、P4的横向位移,D+H长度可以被调整并用作针对波长移位的聚焦补偿器。

[0180] 路径I中的更大的气隙可以用于附加的滤光器或者填充有玻璃补偿器以用于实现聚焦移位和补偿。因为从束J到束K的路径中的内反射,气隙需要存在于红色棱镜的特定底表面中。因此,可以在棱镜输出面和传感器D1至D5中的每一个之间预留空间以设置附加的滤光器或者应当填充有玻璃补偿器。

[0181] 传感器D1和D2是IR传感器,被配置用于捕获荧光图像7。通过示例的方式,传感器D1和D2加上合适的电子元件是荧光成像单元22的一部分。传感器D3、D4和D5用于捕获可见光图像5的三个分量。通过示例的方式,传感器D3、D4和D5加上合适的电子元件是可见光成像单元24的一部分。也可以将使光束导向到传感器上的对应棱镜分别视为相应单元(即,荧光成像单元22和可见光成像单元24)的一部分。

[0182] 图6示意性地示出了根据本发明的实施方式的内窥镜50或腹腔镜。当考虑本发明的各方面时,腹腔镜和内窥镜之间的差异相对较小。因此,在描述提及内窥镜的情况下,腹腔镜配置通常也是可能的。仅通过示例的方式,在下文中,将参照内窥镜50。

[0183] 内窥镜50包括上面已经进一步详细解释的图像捕获装置10。图像捕获装置10包括物镜18,通过物镜18捕获荧光图像7和可见光图像5。物镜18将通过棱镜组件20的入口面S1的入射光聚焦在传感器D1至D5上。物镜18也可以集成在内窥镜部分的最后部分中以匹配棱镜后焦距。

[0184] 内窥镜50包括连接到光源54的光纤52,光源54将光耦合到内窥镜50中。光源54可以提供用于身体部位4的表面11的照射和用于可见光图像5的捕获的白光。此外,光源54可以被配置为发射适于使作为荧光剂施加的荧光染料激发以发射荧光的激发光。换句话说,光源54可以被配置为发射可见光及IR光谱中的光两者。

[0185] 在内窥镜50的轴56内,光纤52分裂成若干纤维(fiber)51。内窥镜50可以具有柔性轴56或刚性轴56。在刚性轴56中,由透镜元件和/或中继棒透镜组成的透镜系统可以用于引导光通过轴56。如果内窥镜50具有柔性轴56,则纤维束51可以用于将光源54的光引导到内窥镜轴56的末端。为了将来自检查视野的内窥镜轴56的远侧末端(图6中未示出)的光引导到在轴56的近端处的图像捕获装置10,纤维束58被布置在内窥镜50的轴56中。在图中未示出的另一实施方式中,整个图像捕获装置10可以被小型化并且布置在内窥镜轴56的远侧末端或远端。

[0186] 图7示出了拼接算法的流程图,拼接算法可以用于可见光图像和荧光图像的拼接。流程图或多或少地不言自明并且将非常简单地进行描述。首先,获取的系列图像(S1)被转发到处理装置12的拼接单元28。然后,算法执行帧预选(步骤S2)。在此预选步骤中,选择适合于拼接的帧。S3表示要拼接的所选图像,然后这些图像经历预处理(步骤S4)。在预处理后的图像(S5)中,执行特征提取(步骤S6)。当已经提取了图像特征(S7)时,使用从S3中已知的图像以及来自步骤S7的提取后的特征执行图像匹配(步骤S8)。基于所选图像(S9)估计图像的变换(步骤S10)。这种图像变换的估计(S11)(也称作拼接参数)被应用(步骤S12)。变换的应用产生变换后的图像(S13)。可以执行进一步的图像校正,例如,曝光校正(步骤S14)。变换和校正后的图像(S15)通过定位接缝(步骤S16)(即,沿着其将图像接合在一起的线)被拼接在一起。指示接缝的位置的数据(S17)与变换和校正后的图像(S15)一起用于创建图像的合成(步骤S18)。在给定的实施方式中,这产生扩大可见光图像或扩大荧光图像作为拼接结果(S19)。

[0187] 被应用于捕获可见光图像5和荧光图像7的图像捕获装置10还可以包括测量单元32,其被配置为测量在可见光图像5中捕获的患者的身体部位4的表面11与图像捕获装置10之间的距离d(参见图1)。与测量单元32通信的距离传感器33例如是超声波传感器、激光距离传感器或任何其它合适的距离测量装置。此外,图像捕获装置10被配置为输出指示测量的距离d的信号。例如,图像捕获装置10输出光学或声学信号,其为装置10的操作者提供关于用于执行测量的最佳距离d的信息。以恒定的距离d进行测量显著地增强了测量结果,因为尤其存在同质的照射。

[0188] 除了距离传感器33之外,图像捕获装置10可以包括惯性测量单元(IMU),其可以用于收集关于俯仰、偏航和滚转中的旋转的数据以及三个空间轴(x、y和z)中的加速度数据。IMU的此信息可以用作附加数据以增强拼接算法的执行或向操作者提供反馈以定位和旋转相机,这为拼接算法提供更好的图像。

[0189] 在图8中,存在图像捕获装置10的另一棱镜组件20的实施方式。棱镜组件20包括棱镜P5、P6和P7,棱镜P5、P6和P7例如被配置用于将光分割成朝向相应传感器D3、D4和D5的红色分量、绿色分量和蓝色分量。根据另一实施方式,棱镜组件20被配置为将入射光分割成绿色分量、红色/蓝色分量和红外分量,并且将这些分量导向相应的传感器D3、D4和D5。根据又一实施方式,棱镜组件20被配置为将入射光分割成可见光分量(导向红色/绿色/蓝色传感器(RGB传感器))、第一波长或波长区间的第一红外分量以及第二波长或波长区间的第二红外分量,并将这些分量导向相应的传感器D3、D4和D5。

[0190] 光通过所指示的箭头进入棱镜组件20。在P5和P6之间放置有光学涂层C1,并且在棱镜P6和P7之间放置有光学涂层C2,每个光学涂层C1和C2具有不同的反射性和波长敏感性。在C1处,入射束I被部分反射回棱镜P5中的光通过其进入的同一面(束J)。在此同一面处,束(现在标记为K)被再次反射朝向滤光器F3和传感器D3。从J到K的反射是内反射。因此,滤光器F3和传感器D3接收由涂层C1反射的光,并且以类似的方式,滤光器F4和传感器D4接收来自束L的由涂层S2反射的光(束M和N)。滤光器F5和传感器D5接收来自不受阻碍地穿过棱镜的束O的光。

[0191] 当参照入射光被分割成红色、绿色、蓝色分量的实施方式时,涂层和滤光器被相应地选择。

[0192] 在入射光被分离成绿色分量、红色/蓝色分量和红外分量的实施方式中,滤光器F3可以是图案滤光器(红/蓝)。特别是,存在呈交替图案的红色和蓝色滤光器的阵列。图案可以由2x2像素组构成,这些像素针对一种特定颜色进行过滤。滤光器F4可以是绿色滤光器,这意味着滤光器仅包括绿色滤光器。存在单个像素网格,其中在每个像素处接收的光用绿色滤光器进行过滤。滤光器F5可以是IR滤光器。每个像素用IR滤光器进行过滤。

[0193] 一般地,涂层C1、C2应当与滤光器F3、F4、F5匹配。例如,第一涂层C1可以透射可见光,同时反射IR光,使得IR光被导向IR滤光器F3。第二涂层C2可以对于绿色光是透明的,同时反射红色光和蓝色光,使得滤光器F4应当是红/蓝图案滤光器,并且F5应当是绿色滤光器。

[0194] 根据另一实施方式,其中入射光被分割成可见光分量(RGB)、第一红外分量和第二红外分量,涂层C1、C2和滤光器F3、F4、F5被配置成例如传感器D4是用于检测所有三种颜色的可见光图像的彩色传感器(RGB传感器)。此外,传感器D3可以被配置用于检测第一波长的

荧光,并且传感器D5可以被配置用于检测第二波长的荧光。

[0195] 类似地,当参照图5中的棱镜组件20时,涂层S1、S2、S3、S4、C1和C2以及滤光器F1、F2、F3、F4和F5(被布置在传感器D1、D2、D3、D4和D5中的相应传感器前方)可以被配置成能够检测最多四种荧光波长。例如,传感器D4是用于检测所有三种颜色的可见光图像的彩色传感器。传感器D3用于检测第一波长或波长区间的荧光,传感器D5用于检测第二波长或波长区间的荧光,传感器D1用于检测第三波长或波长区间的荧光,并且传感器D2用于检测第四波长或波长区间的荧光。

[0196] 所有命名的特性(包括从图中单独提取的特性以及与其它特性组合公开的单独特性)被单独和组合地视为对于本发明是重要的。根据本发明的实施方式可以通过单独的特性或者若干特性的组合来实现。与词语“特别”或“尤其”组合的特征要被看做是优选的实施方式。

[0197] 参考标号列表

[0198] 2 图像捕获和处理装置、

[0199] 3 医生

[0200] 4 身体部位

[0201] 5 可见光图像

[0202] 6 患者

[0203] 7 荧光图像

[0204] 8 荧光剂

[0205] 9 重叠图像

[0206] 10 图像捕获装置

[0207] 11 表面

[0208] 12 处理装置

[0209] 14 显示器

[0210] 16 照射单元

[0211] 18 物镜

[0212] 20 棱镜组件

[0213] 22 荧光成像单元

[0214] 24 可见光成像单元26 数据链路

[0215] 28 拼接单元

[0216] 30 叠加单元

[0217] 32 测量单元

[0218] 33 距离传感器

[0219] 50 内窥镜

[0220] 52 光纤

[0221] 51 纤维

[0222] 54 光源

[0223] 56 轴

[0224] 58 纤维束

P1 第一五角棱镜、

P2、P4 补偿棱镜

P3 第二五角棱镜

P5、P6、P7 二向色棱镜组件

A 入射光束

B至O 光束

S1 入口面

D1至D5 传感器

C1、C2 涂层

F1至F5 滤光器

L 纵向

d 距离

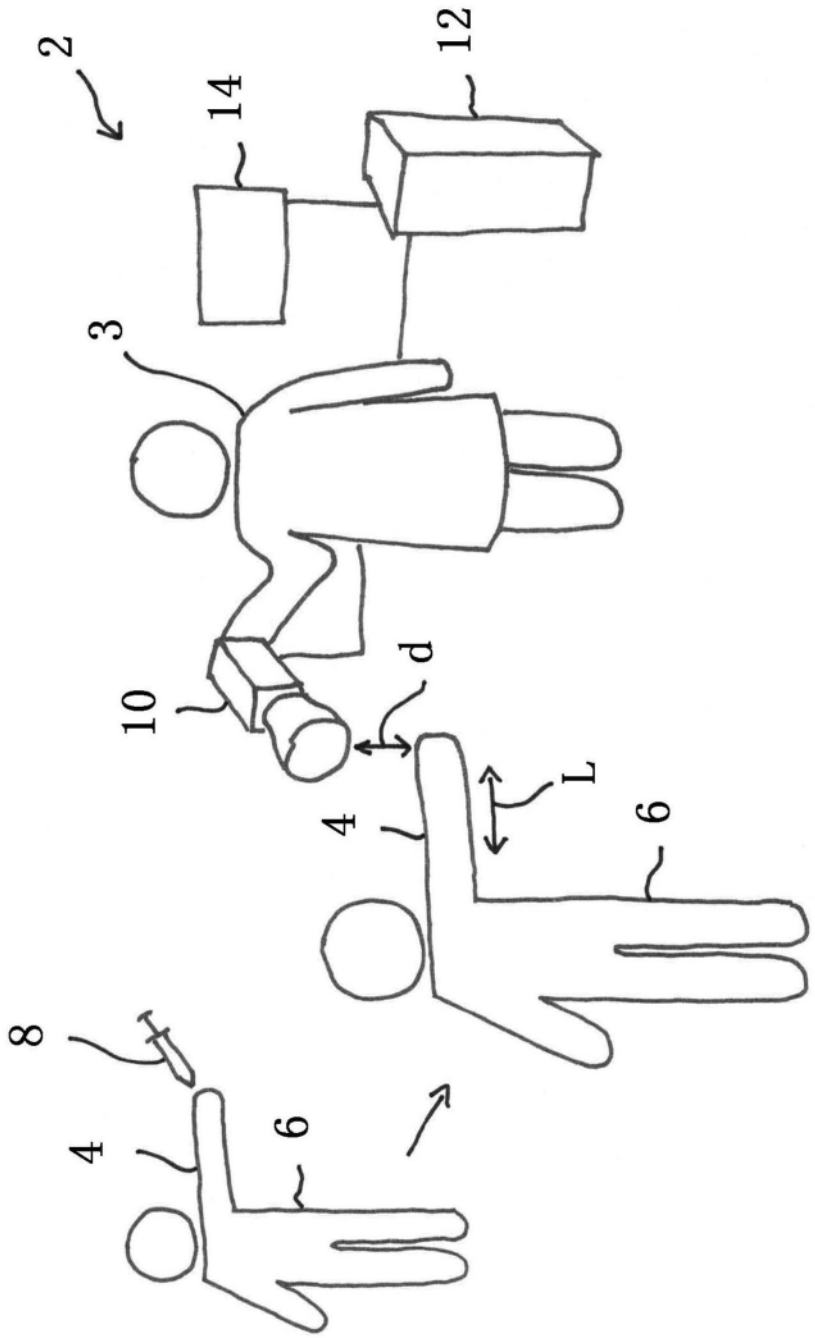


图1

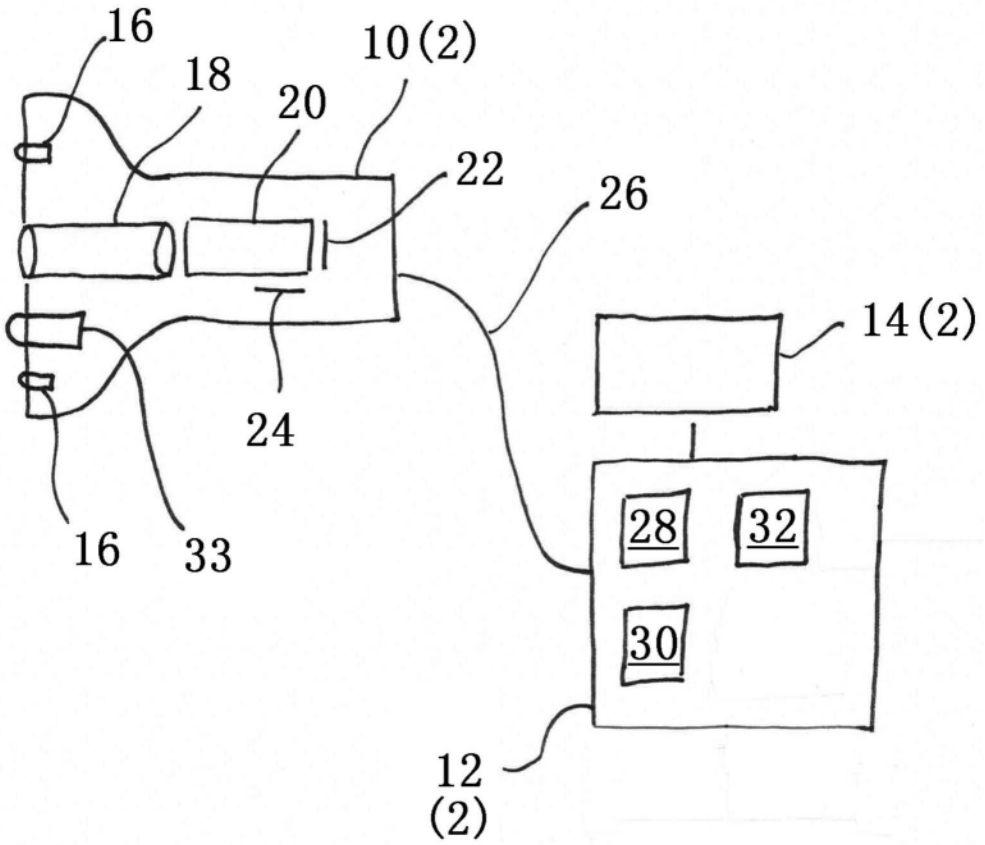


图2

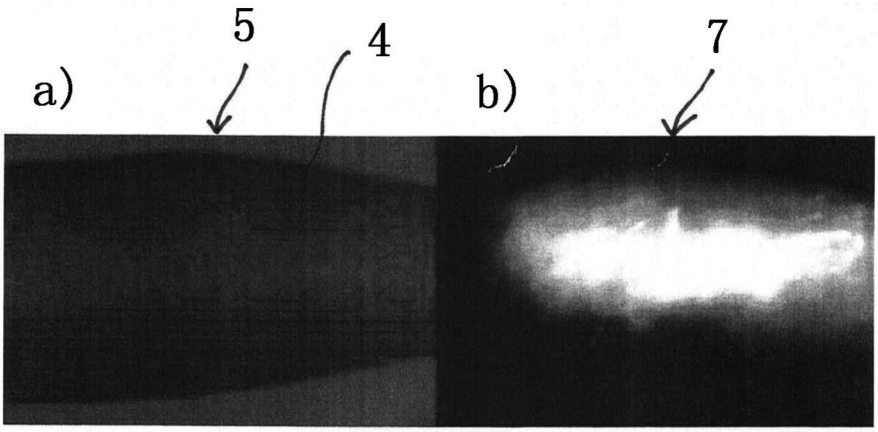


图3

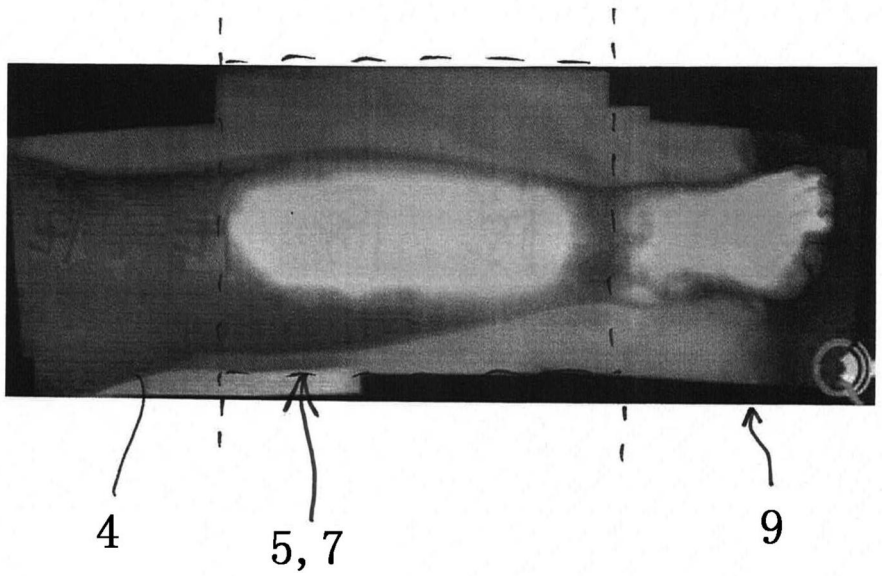


图4

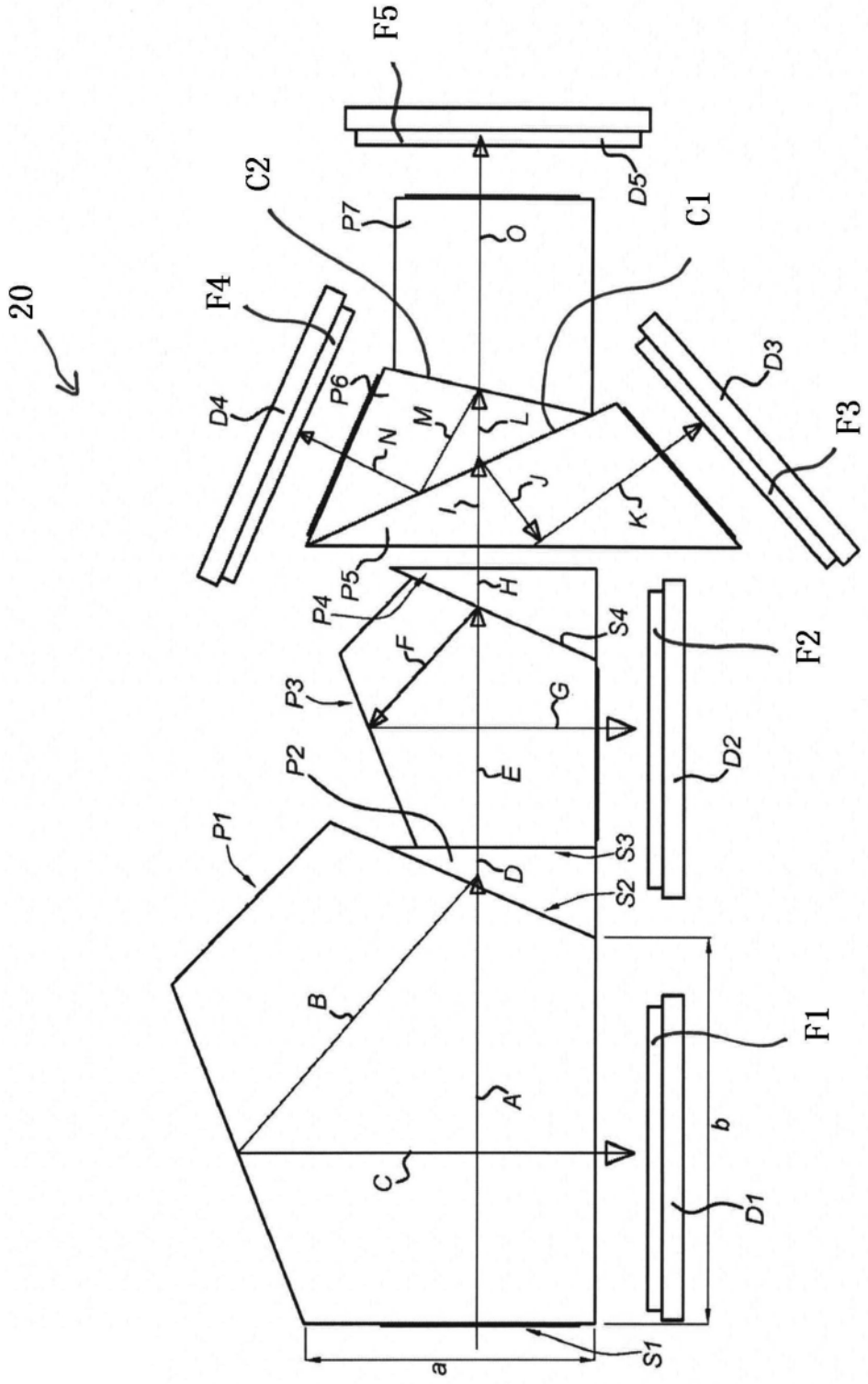

20
F5
D5
C2
P7
O
C1
F4
D4
P6
N
M
L
D3
F3
I
J
K
P5
H
P4
S4
F2
F
P3
G
D2
P2
E
P1
D
S3
S2
B
F1
A
C
b
D1
a
S1

图5

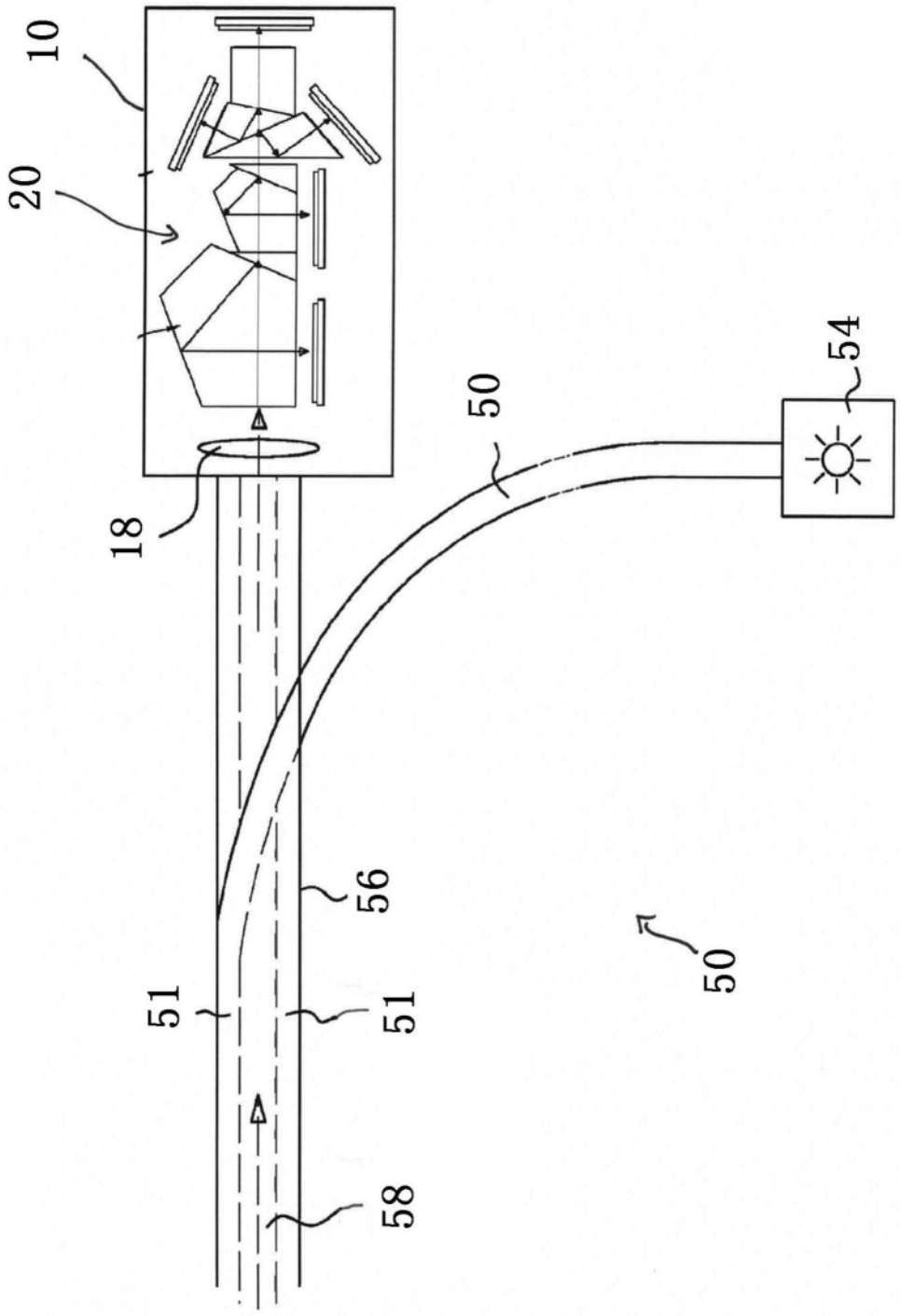


图6

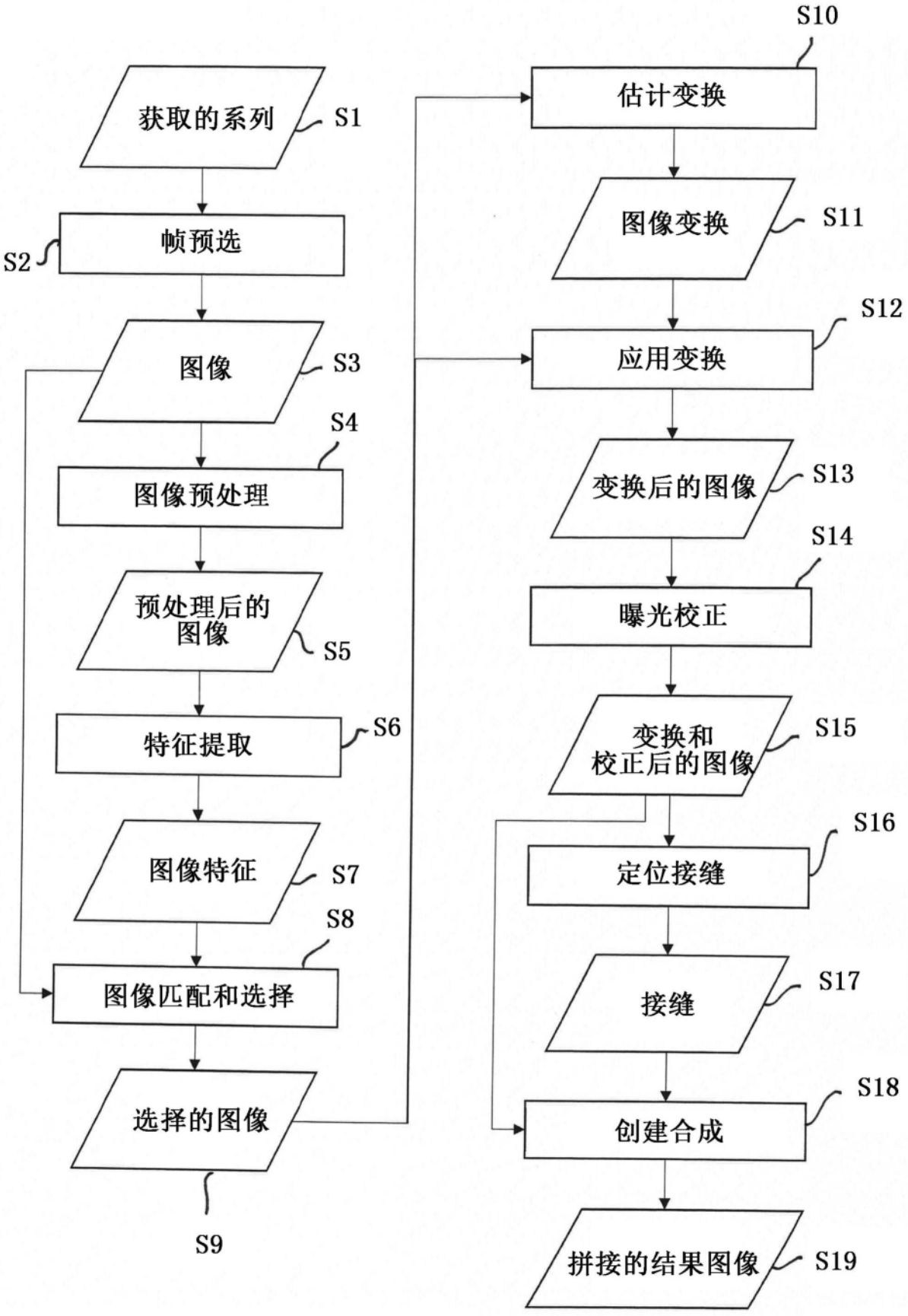

获取的系列
S1
帧预选
S2
图像
S3
图像预处理
S4
预处理后的图像
S5
特征提取
S6
图像特征
S7
图像匹配和选择
S8
选择的图像
S9
估计变换
S10
图像变换
S11
应用变换
S12
变换后的图像
S13
曝光校正
S14
变换和校正后的图像
S15
定位接缝
S16
接缝
S17
创建合成
S18
拼接的结果图像
S19

图7

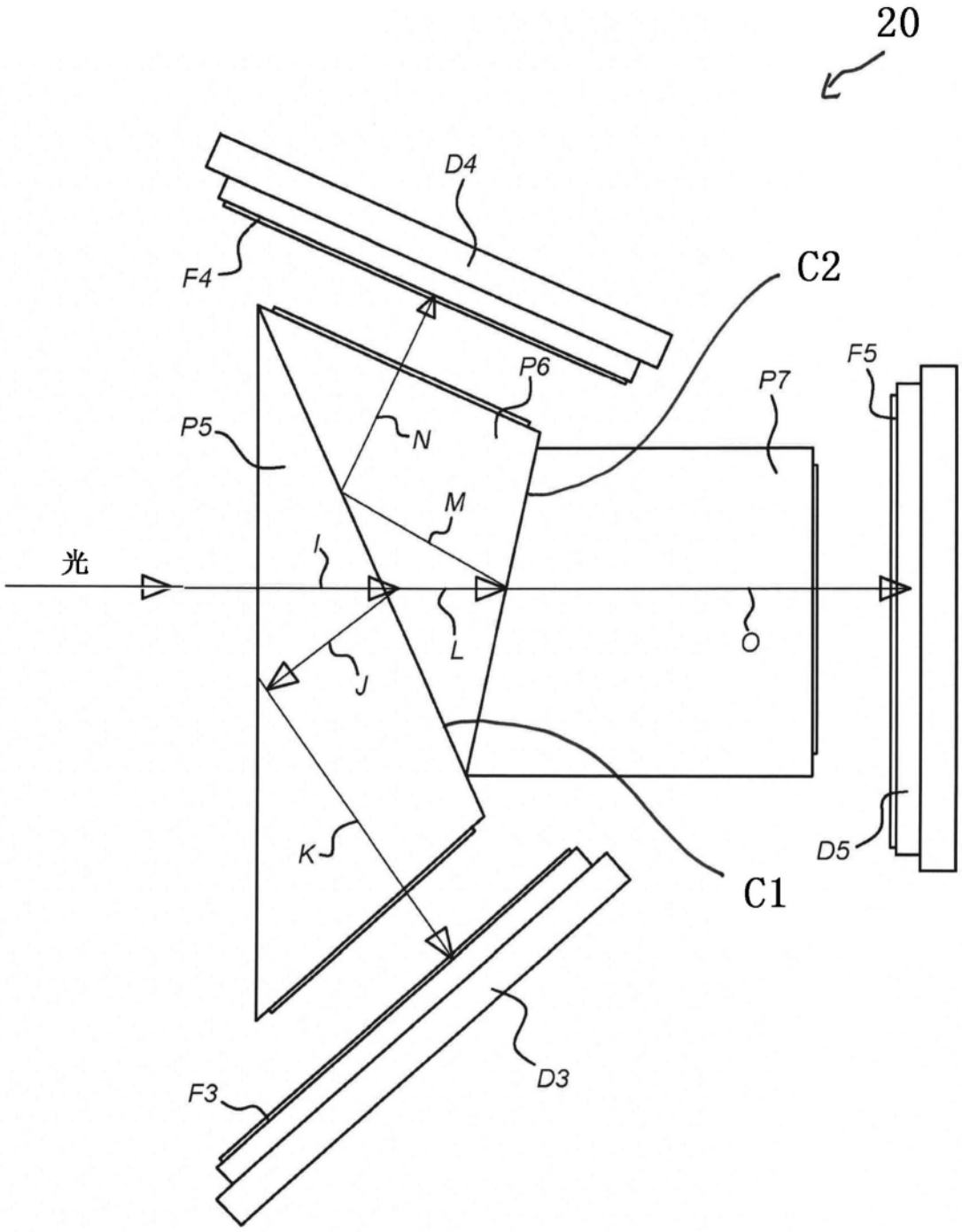


图8