



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118053550 A

(43) 申请公布日 2024. 05. 17

(21) 申请号 202311511993.4

G06V 10/764 (2022.01)

(22) 申请日 2023.11.14

G06V 10/44 (2022.01)

(30) 优先权数据

23205167.2 2023.10.23 EP

63/425,411 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 R·J·M·霍弗林 T·库普曼

R·J·C·梅斯特

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

公司 11127

专利代理师 原宏宇 叶朝君

(51) Int.Cl.

G16H 30/00 (2018.01)

G16H 50/20 (2018.01)

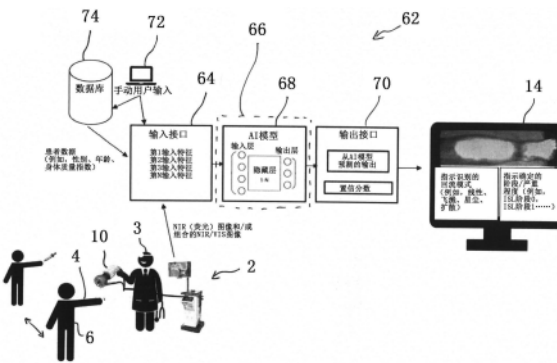
权利要求书4页 说明书21页 附图9页

(54) 发明名称

临床决策支持系统和方法

(57) 摘要

临床决策支持系统和方法。用于确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的基于计算机的临床决策支持系统CDSS (62) 和方法。荧光图像 (7) 是根据测量已添加有荧光剂 (8) 的身体部位 (4) 的组织中的荧光信号而确定的。所述CDSS (62) 包括:输入接口 (64), 通过该输入接口将特定于患者 (6) 的荧光图像 (7) 作为输入特征提供给人工智能AI模型 (68);处理器 (66), 其执行推理操作, 其中将所述荧光图像 (7) 应用于所述AI模型 (68) 以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类;以及用户接口UI (14), 通过所述UI将所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类传送给用户。



1. 一种基于计算机的临床决策支持系统CDSS (62), 所述CDSS被配置为基于荧光图像 (7) 输出淋巴水肿诱导的荧光模式的分类, 所述荧光图像根据对已添加有荧光剂 (8) 的身体部位 (4) 的组织中的荧光信号的测量来确定, 所述CDSS (62) 包括:

输入接口 (64), 通过所述输入接口提供特定于患者 (6) 的荧光图像 (7) 作为人工智能AI模型 (68) 的输入特征,

处理器 (66), 所述处理器执行推理操作, 其中, 将所述荧光图像 (7) 应用于所述AI模型 (68) 以生成所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类, 以及

用户接口UI (14), 通过所述UI将所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类传送给用户。

2. 根据权利要求1所述的CDSS (62), 其中, 所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类是淋巴水肿的严重程度的阶段和/或荧光模式的临床类型。

3. 根据权利要求1或2所述的CDSS (62), 其中, 通过所述输入接口提供所述荧光图像 (7) 和对应的可见光图像 (5) 作为所述人工智能AI模型的输入特征。

4. 根据权利要求3所述的CDSS (62), 其中, 所述输入接口 (64) 是到图像捕获和处理装置 (2) 的直接链路, 所述图像捕获和处理装置被配置为测量所述身体部位 (4) 的组织中的所述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, 已经添加了荧光剂 (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), 所述图像捕获装置包括:

照明单元 (16), 所述照明单元被配置为利用具有适合于通过所述荧光剂 (8) 的激发发光而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所述荧光图像, 以便提供所述荧光图像;

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) 的一部分的对应的可见光图像, 其中, 所述荧光成像单元 (22) 和所述可见光成像单元 (24) 被配置为使得所述荧光图像和所述对应的可见光图像的观察方向和/或视角经由已知关系链接。

5. 根据权利要求4所述的CDSS (62), 其中, 通过所述输入接口 (64) 提供大荧光图像和对应的大可见光图像作为所述人工智能AI模型 (68) 的输入特征, 并且其中,

所述荧光成像单元 (22) 和所述可见光成像单元 (24) 还被配置为重复捕获所述荧光图像和所述可见光图像以提供一系列荧光图像和一系列可见光图像,

所述图像捕获和处理装置 (2) 还包括处理装置 (12), 所述处理装置包括:

拼接单元 (28), 所述拼接单元被配置为对所述一系列可见光图像应用拼接算法以生成所述身体部位 (4) 的所述大可见光图像, 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荧光图像 (7) 应用所述拼接算法以生成所述大荧光图像, 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。

6. 根据权利要求3至5中的任一项所述的CDSS (62), 其中, 所述图像捕获和处理装置 (2) 包括: 二向色棱镜组件, 所述二向色棱镜组件被配置为通过入射面接收荧光和可见光, 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),

另一个二向色棱镜组件(P5、P6、P7),以及位于所述第二棱镜(P3)和所述另一个二向色棱镜组件(P5、P6、P7)之间的第二补偿棱镜(P4),所述另一个二向色棱镜组件用于将所述可见光划分成三个光分量,

其中,所述第一棱镜(P1)和所述第二棱镜(P3)各自具有包括至少五个角部的横截面,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)各自具有相应的入射面(S1、S2)和相应的出射面,并且各自被设计成使得在平行于相应棱镜的入射面的法线的方向上进入所述入射面的入射光束在所述相应棱镜内部被反射两次并且在平行于所述相应棱镜的出射面的法线的方向上通过所述出射面离开所述相应棱镜,

其中,所述相应棱镜的入射面的法线和出射面的法线彼此垂直,并且

其中,当光通过入射面进入所述第一棱镜(P1)时,光被部分地朝向所述第一棱镜(P1)的出射面反射,从而从所述第一棱镜(P1)的入射面到所述第一棱镜(P1)的出射面行进第一路径长度,并且光经由所述第一补偿棱镜(P2)部分地进入所述第二棱镜(P3),并且被部分地朝向所述第二棱镜(P3)的出射面反射,从而从所述第一棱镜(P1)的入射面到所述第二棱镜(P3)的出射面行进第二路径长度,

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

7.根据权利要求1至6中的任一项所述的CDSS(62),其中,所述输入接口(64)进一步是到电子病历的直接链路,其中,通过所述输入接口提供患者相关数据,特别是关于患者以下各项的数据:年龄、性别、身高、体重、身体质量指数BMI、脂肪量、肌肉量、每日锻炼量、是否工作、肤色、药物治疗状况、是否存在血管疾病(特别是静脉曲张或静脉性水肿)、是否存在疾病(特别是透析或糖尿病)、血液中的白蛋白量、肾功能、肝功能、心脏功能、血液中的血红蛋白浓度、血液估计、脂质代谢、血液中的血糖浓度、尿素或氮、踝/肱骨指数ABI值、淋巴水肿发生前的同一部位(40A)处的淋巴功能测量数据、内分泌信息、激素水平,作为人工智能AI模型(68)的进一步的输入特征。

8.一种使用基于计算机的临床决策支持系统CDSS(62)确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的计算机实现的方法,所述分类基于通过测量已添加有荧光剂(8)的身体部位(4)的组织中的荧光信号而确定的荧光图像(7),所述方法包括以下步骤:

通过输入接口(64)接收特定于患者(6)的荧光图像(7)作为人工智能AI模型(68)的输入特征;

通过处理器(66)执行推理操作,其中,将所述荧光图像(7)应用于所述AI模型(68)以生成所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类;以及

通过用户接口UI(14)向用户传送所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。

9.根据权利要求8所述的方法,其中,所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类是淋巴水肿的严重程度的阶段和/或荧光模式的临床类型。

10.根据权利要求8或9所述的方法,其中,通过所述输入接口提供所述荧光图像(7)和对应的可见光图像(5)作为人工智能AI模型(68)的输入特征。

11.根据权利要求10所述的方法,其中,所述输入接口通过到图像捕获和处理装置(2)的直接链路接收所述荧光图像(7)和所述对应的可见光图像(5),所述图像捕获和处理装置被配置为测量所述身体部位(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,已经添加了荧光剂(8)的所述组织形成所述身体部位(4)的一部分,并且其中,所述图像捕获和处理装置(2)包括图像捕获装置(10),所述图像捕获装置包括照明单元(16)、荧光成像单元(22)和可见光成像单元(24),所述方法还包括以下步骤:

由所述照明单元(16)利用具有适合于通过所述荧光剂(8)的激发发光产生发射光的波长的激发光来照射所述组织,

由所述荧光成像单元(22)通过对所述发射光的空间分辨测量捕获所述荧光图像,以便提供所述荧光图像,

由所述可见光成像单元(24)通过捕获所述身体部位(4)的表面(11)的一部分的对应的可见光图像来捕获所述可见光图像,其中,所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)被配置为使得所述荧光图像和所述对应的可见光图像的观察方向和/或视角经由已知关系链接。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,通过所述输入接口(64)提供大荧光图像和对应的大可见光图像作为人工智能AI模型(68)的输入特征,并且其中,

所述荧光成像单元(22)和所述可见光成像单元(24)重复捕获所述获荧光图像(7)和所述可见光图像(5)以提供一系列荧光图像和一系列可见光图像,其中,

所述图像捕获和处理装置(2)还包括处理装置,所述处理装置包括拼接单元(28),并且所述方法还包括以下步骤:

由所述拼接单元(28)对所述一系列可见光图像(5)应用拼接算法以生成所述身体部位(4)的所述大可见光图像,所述拼接算法确定并应用拼接参数集;

由所述拼接单元(28)进一步对所述一系列荧光图像(7)应用所述拼接算法以生成所述大荧光图像,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。

13. 根据权利要求8至12中的任一项所述的方法,其中,对已经添加了至少第一荧光剂和第二荧光剂(8)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以下步骤:

捕获第一波长范围内的第一荧光图像,所述第一荧光图像通过利用具有适于通过所述第一荧光剂(8)的第一激发发光而产生发射光的第一波长的第一激发光照射所述组织而产生,以及

捕获第二波长范围内的第二荧光图像,所述第二荧光图像通过利用具有适于通过所述第二荧光剂(8)的第二激发发光而产生发射光的第二波长的第二激发光照射所述组织而产生,并且其中,

通过所述输入接口提供所述第一荧光图像和所述第二荧光图像作为所述人工智能AI模型的输入特征,其中,

所述输入接口(64)接收所述第一荧光图像和所述第二荧光图像作为所述人工智能AI模型(68)的输入特征,并且

所述处理器(66)通过将所述第一荧光图像和所述第二荧光图像应用于所述AI模型(68)来执行所述推理操作,以生成所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。

14. 根据权利要求8至13中的任一项所述的方法,其中,经由到电子病历的直接链路,通过所述输入接口提供患者相关数据,特别是关于患者的以下各项的数据:年龄、性别、身高、

体重、身体质量指数BMI、脂肪量、肌肉量、每日锻炼量、是否工作、肤色、药物治疗状况、是否存在血管疾病(特别是静脉曲张或静脉性水肿)、是否存在疾病(特别是透析或糖尿病)、血液中白蛋白量、肾功能、肝功能、心脏功能、血液中的血红蛋白浓度、血液估计、脂质代谢、血液中的血糖浓度、尿素或氮、踝/肱骨指数ABI值、淋巴水肿发生前的同一部位(40A)处的淋巴功能测量数据、内分泌信息、激素水平,作为人工智能AI模型(68)的进一步输入特征。

临床决策支持系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于计算机的临床决策支持系统(CDSS),其被配置为基于荧光图像输出对淋巴水肿诱导的荧光模式的分类,所述荧光图像根据对已添加有荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号的测量来确定。此外,本发明涉及使用CDSS确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的计算机实现的方法,所述分类基于通过测量已添加有荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号而确定的荧光图像。

[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。

背景技术

[0003] 淋巴水肿是身体组织中淋巴液的积聚。当氧合血通过动脉从心脏泵入组织时,脱氧血液通过静脉返回心脏。因为动脉侧上的压力水平比静脉侧上的压力水平高得多,所以血液的无色液体部分被推入细胞之间的空间中。通常,与在静脉侧被再吸收的液体相比,更多的液体被排出。过量的液体由毛细淋巴管输送。此外,液体带走局部和外来物质,例如较大的蛋白质和细胞碎片。一旦在淋巴系统中,包括输送的物质的这种液体被称为淋巴或淋巴液。

[0004] 淋巴系统包括淋巴管,所述淋巴管具有类似于静脉瓣的单向瓣,以用于将淋巴输送到下一个淋巴结。淋巴结清除某些物质,并在液体流回血流之前对其进行清洁。

[0005] 如果淋巴系统变得被阻塞,其中淋巴流被阻塞或没有以期望的水平进行,则淋巴液积聚在组织细胞之间的间隙空间中。由于淋巴运输的损伤而造成的这种积聚被称为淋巴水肿。淋巴液的积聚可引起炎症反应,这损害受影响区域周围的细胞。其可以进一步导致纤维化,这可以转变成受影响的组织的硬化。

[0006] 因为淋巴水肿是一种无法治愈或没有药物存在的终身病症,所以早期诊断和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恢复是非常重要的。可能的治疗方法,诸如淋巴按摩和压迫绷带直到手术,取决于严重程度,世界卫生组织(WHO)如下将严重程度定义为四个阶段系统:

[0007] 阶段1:淋巴系统的正常流动。无迹象或症状。

[0008] 阶段2:液体积聚伴肿胀。

[0009] 阶段3:永久性肿胀,不能随受影响的肢体或身体部位的抬高而消退。

[0010] 阶段4:象皮病(大畸形肢体),皮肤增厚,具有“疣状”生长和广泛结疤。

[0011] 为了诊断淋巴系统的功能,通常使用的技术是由医生手动检查受影响的肢体或身体部位。已知的成像技术是淋巴显像术。在该技术中,将放射示踪剂注射到受影响身体部位的组织中,并且随后执行MRI(磁共振成像)、CT(计算机断层扫描)、PET-CT扫描(正电子发射断层扫描)或超声成像。

[0012] 一种相对新的成像技术是使用例如ICG(吖啶菁绿)的荧光染料的红外荧光成像。ICG是使用超过40年的绿色医用染料。当由波长在600nm和800nm之间的近红外光激发时,染料发射荧光。由于这种激发,ICG发射750nm和950nm之间的荧光。可以使用CCD或CMOS传感器

或相机检测ICG染料的荧光。将荧光染料施用到受影响的肢体或身体部位的组织,并且可以基于检测到的荧光追踪淋巴液的浓度和流动。

发明内容

[0013] 本发明的一个目的是提供一种用于增强淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的确定的基于计算机的临床决策支持系统(CDSS),以及一种增强淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的确定的计算机实现的方法。

[0014] 此外,本发明的目的是提供增强的诊断淋巴水肿的方法和增强的淋巴水肿的长期治疗的方法。

[0015] 该目的通过一种基于计算机的临床决策支持系统(以下称为“CDSS”)来解决,CDSS被配置为基于荧光图像输出淋巴水肿诱导的荧光模式的分类,所述荧光图像根据对已添加有荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号的测量来确定,所述CDSS包括:

[0016] 输入接口,通过该输入接口将特定于患者的荧光图像作为输入特征提供给人工智能(AI)模型,

[0017] 处理器,其执行推理操作,其中将所述荧光图像应用于所述AI模型以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类,以及

[0018] 用户接口(UI),通过所述UI将所述淋巴水肿诱导的荧光模式的分类传送给用户。

[0019] 为了成功地治疗和预防淋巴水肿,早期诊断和适当的治疗是很重要的。对于这种早期诊断,荧光成像是合适的方法。在荧光成像中分析与淋巴液一起传播的荧光剂的分布和该分布的发展。在荧光的测量最初开始之前,将荧光剂施用于将经历医学检查的患者身体部位的组织。在健康的淋巴系统中,荧光剂被淋巴系统迅速吸收(连同淋巴液)并迅速在淋巴通道中运输。可以在时间分辨荧光图像中观察到淋巴管的正常节律性收缩。可以看出在淋巴管中的单向瓣阻止了液体的回流的同时荧光剂是如何被推到肢体上的。

[0020] 在淋巴水肿的情况下,淋巴液的阻塞导致淋巴通道内的压力增加。这导致淋巴液泄漏到皮下组织中。随着淋巴水肿的发展,在荧光图像中可以看到特征性的回流模式。

[0021] 荧光图像通常在两种情况下被捕获。在早期瞬时阶段捕获第一图像,并且在稍后的平台阶段捕获至少第二图像。在该过程中,患者最初保持静止几分钟,并且皮下注射一定量的荧光剂。紧接在注射之后,在所谓的“瞬时”阶段中,可观察到的荧光图像示出了淋巴流,并且例如可以测量淋巴泵功能。在患者保持静止时捕获这些图像。之后,允许患者自由移动,并基于可观察到的模式评估淋巴循环。这些模式允许对淋巴水肿的严重程度分期,例如上面提到的由WHO定义的严重程度分期。根据患者的运动程度,荧光剂可以在注射后约两小时达到平台阶段。基本上,可以在注射后2小时至72小时之间在某种程度上评价淋巴循环。

[0022] 由根据实施方式的CDSS分析的荧光图像总是在稍后的平台阶段期间拍摄的荧光图像,其中可以观察到典型的淋巴回流模式。

[0023] 根据淋巴水肿的阶段,可以在荧光图像上看到临床上分类为多种类型的特征性回流模式。当淋巴系统处于健康状态时,可以观察到线性模式。该线性模式显示淋巴液在淋巴通道或静脉中的回流。在淋巴水肿的早期阶段,可以观察到所谓的“飞溅”模式。随着淋巴水肿的进一步发展,出现了所谓的“星尘”模式。在淋巴水肿的严重和高度阶段,淋巴液连同荧

光剂灌注到整个皮肤和皮下组织中,导致所谓的“扩散”模式。

[0024] 有利地,CDSS执行淋巴水肿诱导的荧光模式的自动分类并将其传送给用户。这将显著地帮助医学专业人员找到关于淋巴水肿的正确诊断。

[0025] 根据有利的实施方式,淋巴水肿诱导的荧光模式的分类是淋巴水肿的严重程度的阶段和/或荧光模式的临床类型。严重程度的阶段例如可以是根据WHO的定义的阶段。临床类型已在上文提及。可以识别的可能的临床类型例如是线性模式、飞溅模式、星尘模式和扩散模式。

[0026] 在临床实践中,通常难以区分不同类型的荧光模式。此外,有时难以将淋巴水肿的某一阶段分配给某一荧光图像。有利地,CDSS在该决策过程期间有助于协助临床人员。

[0027] 根据另一有利实施方式,通过输入接口提供荧光图像和对应的可见光图像作为人工智能模型的输入特征。换句话说,荧光图像和/或荧光图像与可见光图像的组合可以用作人工智能模型的输入。可以从可见光图像导出的信息可以帮助并由此增强发现荧光模式的分类的过程,因为淋巴水肿的临床发现伴随着在身体部位的表面上(例如在外部皮肤上)或多或少可见的某些症状。

[0028] 在本说明书的上下文中,术语“图像”不应被解释为限于2D图像。该图像也可以是重建的3D图像。图像可以例如由立体成像单元捕获,或者其可以从2D图像加上附加深度信息来计算,该附加深度信息可以例如由扫描仪或任何其它合适的装置捕获。

[0029] 换句话说,术语“荧光图像”和“可见光图像”也不限于2D图像。这些图像也可以是3D图像或包括附加信息(例如深度信息)的2D图像。可以使用合适的相机来捕获2D图像。可以使用例如立体相机来捕获3D图像。2D图像或3D图像也可以是使用图像线扫描仪来捕获的线扫描。图像还可以是类似于3D图像也包括深度信息的LIDAR扫描(加上例如从2D图像获取的附加颜色信息)。可以将来自LIDAR扫描仪的数据添加到2D图像作为附加信息。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图像数据可以与相应的深度信息组合。

[0030] 根据另一有利实施方式,CDSS的进一步增强在于,输入接口是到图像捕获和处理装置的直接链路,该图像捕获和处理装置被配置为测量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,已经添加了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图像捕获装置,该图像捕获装置包括:

[0031] 照明单元,其被配置为利用具有适合于通过荧光剂的激发发光产生发射光的波长的激发光照射组织,

[0032] 荧光成像单元,其被配置为通过发射光的空间分辨测量来捕获荧光图像,以便提供所述荧光图像,

[0033] 可见光成像单元,其被配置为捕获所述身体部位的表面的一部分的对应的可见光图像,其中,所述荧光成像单元和所述可见光成像单元被配置为使得所述荧光图像和所述对应的可见光图像的观察方向和/或视角经由已知关系链接。

[0034] 有利地,图像捕获和处理装置可以是内窥镜或腹腔镜的一部分。

[0035] 荧光成像单元和可见光成像单元被配置为使得所述荧光图像和所述可见光图像的观察方向和/或视角经由已知且恒定的关系链接,其优点在于,可以捕获对应的图像。图像经由捕获装置的已知且恒定的空间关系而链接。当对图像应用拼接算法时,这显著地提

高了成功率,其中,拼接产生更大的荧光图像和更大的可见光图像。更大的图像更大,使得它们示出了比可分别由单个荧光图像和单个可见光图像捕获的身体部分更大的身体部分的部分。

[0036] 根据实施方式,CDSS的进一步增强在于,通过输入接口提供大荧光图像和对应的大可见光图像作为人工智能模型的输入特征,其中,

[0037] 所述荧光成像单元和所述可见光成像单元还被配置为重复捕获荧光图像和可见光图像以提供一系列荧光图像和一系列可见光图像,

[0038] 所述图像捕获和处理装置还包括处理装置,该处理装置包括:

[0039] 拼接单元,其被配置为对所述一系列可见光图像应用拼接算法以生成所述身体部位的大可见光图像,所述拼接算法确定并应用拼接参数集,其中,所述拼接单元还被配置为对所述一系列荧光图像应用所述拼接算法以生成大荧光图像,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。

[0040] 在本说明书的上下文中,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,可以考虑例如由LIDAR扫描仪捕获的深度信息之类的其它信息。

[0041] 可以基于两个或更多个2D图像来执行拼接,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,结果是大3D图像。还可以执行拼接步骤,使得处理多个2D图像加上附加信息(例如,来自LIDAR扫描的数据或来自类似装置的数据),并且其结果是大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必须被拼接在一起的两个图像中可见的唯一特殊特征的步骤。这要求在拼接过程中组合的两个图像的视场部分地重叠。

[0042] 鉴于拼接过程的该先决条件,根据一个实施方式,重复捕获荧光图像和可见光图像以提供一系列荧光图像以及一系列可见光图像的步骤被执行为使得,捕获所述序列的各个后续图像以使得后续图像的视场至少略微重叠。

[0043] 然而,先前提到的可以用于拼接过程的附加信息不限于被分配给例如2D图像中的每个单独像素的深度信息。还可能的是,在一系列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朝向的数据作为另外的数据,即附加信息。空间朝向例如可以是图像获取装置在检查室的坐标系中的朝向。该朝向可以通过三个笛卡尔坐标 x 、 y 和 z 以及观察方向(例如检查室的坐标系中的矢量)和图像捕获装置关于观察方向的倾斜角度(例如图像捕获装置关于观察方向旋转的角度)来表征。可以针对一系列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)来捕获该信息。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朝向的该附加信息。特别地,可以将例如在检查室的坐标系中定义的图像捕获装置的朝向重新计算为图像捕获装置相对于身体部位的朝向。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。

[0044] 有利地,基于已经在执行可见光图像的拼接时预先确定的拼接参数集来执行一系列荧光图像的拼接。荧光图像通常提供很少的适合于执行拼接过程的特殊特征。因为可见光图像和荧光图像通过关于观察方向和/或视角的已知且恒定的关系链接,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。这显著地增强了拼接过程并且导致更好质量的大荧光图像。

[0045] 荧光剂例如是ICG (吲哚菁绿) 或亚甲蓝。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”或者“荧光团”)是指分子中使该分子发荧光的组分。该组分是分子中的官能团,其吸收特定波长的能量并在不同的特定波长再发射能量。在各个方面,荧光剂包括荧光染料、其类似物、其衍生物或这些的组合。合适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、花青素5(Cy5)、花青素5.5(Cy5.5)、花青素7(Cy7)、花青素7.5(Cy7.5)、近红外多次甲基菁染料(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。

[0046] 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有区别的特征。然后在多个图像中将这些特征彼此链接,并且执行图像变换(例如,沿着一个或更多个轴的偏移、旋转、拉伸或梯形畸变校正)。所链接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。在图像定向之后,图像被合并并且由此“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该变换。最后,输出两个图像。该输出可以包括例如在屏幕上显示图像的步骤。例如,这两个图像并排显示或在叠加图像中显示。

[0047] 通常,淋巴系统的功能在身体的肢体中受到影响。然而,CDSS不限于对肢体的检查。该系统通常可以应用于身体部位的检查,该身体部位可以是患者的肢体,但也可以是身体、头部、颈部、背部或身体的任何其它部位。也有可能身体部位是一个器官。CDSS可以在开放性手术中应用。这同样适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。

[0048] 在本说明书的上下文中,“可见光图像”是真实世界情形的图像。其再现类似于人眼所能看到的图像印象的图像印象。与人眼不同,可见光图像可以是彩色图像、灰度图像或者甚至是伪色阶图。可见光图像示出了身体部位的表面,该身体部位包括已经施用了荧光剂的组织。如果组织布置在身体部位的表面处,则对身体部位表面的成像包括对组织表面进行成像。

[0049] 根据另一个有利的实施方式,荧光图像和可见光图像的观察方向和视角是相同的,并且特别地,荧光图像和可见光图像通过一个相同的,特别是通过一个单一的物镜捕获。物镜类似于相机镜头并且包括一个或更多个透镜。

[0050] 有利地,荧光图像和可见光图像可以由成像装置捕获,该图像捕获装置包括棱镜组件和分配给该棱镜组件的多个图像传感器。荧光和可见光作为公共光束并通过棱镜组件的同一个入射表面进入棱镜组件。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,荧光剂的激发发光通常发生在红外波长范围。不同的波长带,即可见光(也缩写为Vis)和红外光(也缩写为IR)被引导至不同的传感器。通过单个物镜捕获可见光图像和荧光图像允许两个图像的观察方向和视角的完美对准。特别地,可见光图像和荧光图像的观察方向和视角是相同的。

[0051] 在有利的实施方式中,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。

[0052] 有利地,该方法省去了信号的时间切换。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分开的图像传感器被精确地同时捕获。因此,还可以以60fps或甚至更高的高帧重复速率来捕获图像。当应用时间切换时,通常不能实现高帧速率。此外,当荧光

图像和可见光图像在单独的传感器上被捕获时,传感器可以被精确地布置在焦点上。这增强了图像的锐度。此外,可以将传感器的设置调整至用于可见光图像和荧光图像的图像采集的单独要求。这例如涉及传感器增益、噪声降低、曝光时间等的调节。

[0053] 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。当照明和图像采集集成在一个装置中时,可以增强荧光信号的测量和可见图像的同时采集的整个过程。

[0054] 此外,根据另一有利实施方式,CDSS的进一步增强在于,图像捕获装置包括:被配置为通过入射面接收荧光和可见光的二向色棱镜组件,该棱镜组件包括第一棱镜、第二棱镜、位于所述第一棱镜和所述第二棱镜之间的第一补偿棱镜,

[0055] 另一个二向色棱镜组件,其用于将可见光划分成三个光分量;以及位于第二棱镜和另一个二向色棱镜组件之间的第二补偿棱镜,

[0056] 其中,所述第一棱镜和所述第二棱镜各自具有包括至少五个角部的横截面,每个角部具有至少90度的内角,其中,所述第一棱镜和所述第二棱镜的角部各自具有相应的入射面和相应的出射面,并且各自被设计成使得在平行于所述入射面的法线的方向上进入相应棱镜的入射面的入射光束在相应棱镜内被反射两次并且在平行于其出射面的法线的方向上通过所述出射面离开相应棱镜,

[0057] 其中,相应棱镜的入射面的法线和出射面的法线彼此垂直;并且

[0058] 其中,当光通过入射面进入第一棱镜时,光被部分地朝向第一棱镜的出射面反射,从而从第一棱镜的入射面到第一棱镜的出射面行进第一路径长度,并且所述光经由第一补偿棱镜部分地进入第二棱镜,并且被部分地朝向第二棱镜的出射面反射,从而从第一棱镜的入射面到第二棱镜的出射面行进第二路径长度,

[0059] 其中,所述第一棱镜比所述第二棱镜大,使得所述第一路径长度和所述第二路径长度相同。

[0060] 有利地,上述五棱镜组件允许捕获两个荧光成像波长和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,从入射表面行进到相应的一个传感器的光的光路具有相同的长度。因此,所有传感器都在焦点上,并且此外,在传感器的信号之间不存在定时间隙。有利地,该装置不需要接收信号的时间切换。

[0061] 根据又一方面,所述图像捕获装置限定用于将荧光和可见光分别引导到第一传感器、第二传感器和第三传感器的第一光路、第二光路和第三光路,所述图像捕获装置还包括二向色棱镜组件,该二向色棱镜组件被配置为通过入射面接收荧光和可见光,所述二向色棱镜组件包括:第一棱镜、第二棱镜和第三棱镜,每个棱镜具有各自的第一出射面、第二出射面和第三出射面,其中,所述第一出射面设置有第一传感器,所述第二出射面设置有第二传感器,并且所述第三出射面设置有第三传感器,其中,特别地,所述第一光路设置有第一滤光器,所述第二光路设置有第二滤光器,所述第三光路设置有第三滤光器,其中,

[0062] 所述第一滤光器、所述第二滤光器和所述第三滤光器(以任意顺序)是绿色滤光器、红外滤光器和红色/蓝色图案化滤光器,所述红色/蓝色图案化滤光器具有交替图案的红色滤光器和蓝色滤光器使得由所述红色/蓝色图案化滤光器接收到的光的一半通过蓝色滤光器,并且由所述红色/蓝色图案化滤光器接收到的光的另一半通过红色滤光器。

[0063] 此外,根据另一方面,所述第一滤光器、所述第二滤光器和所述第三滤光器(以任

意顺序)是红色/绿色/蓝色图案化滤光器(RGB滤光器)、第一红外滤光器和第二红外滤光器,其中,特别地,所述第一红外滤光器和第二红外滤光器具有不同的透射波长。

[0064] 换句话说,所述第一红外滤光器和所述第二红外滤光器用于过滤在不同IR波长区间中的IR光,例如在其中典型荧光染料发射第一荧光峰的第一IR带中和在其中典型荧光染料发射第二荧光峰的第二IR带中的IR光。通常,与第一IR带相比,第二IR带位于更高的波长处。第一红外滤光器和第二红外滤光器还可以被调节到不同荧光剂的发光带。因此,例如第一荧光剂的发光通过第一滤光器(并且特别地被第二滤光器阻挡)并且可以在对应的第一传感器上被检测到,并且第二荧光剂的发光通过第二滤光器(并且特别地被第一滤光器阻挡)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蓝的荧光发射,并且第二滤光器可以被配置用于测量ICG的荧光发射。

[0065] 根据本发明的有利方面,所述CDSS的进一步增强在于,所述照明单元、所述荧光成像单元和所述可见光成像单元布置在单个图像捕获装置中,所述单个图像捕获装置还包括测量单元,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的表面与图像捕获装置之间的距离。此外,所述CDSS的增强在于,所述图像捕获装置进一步被配置为输出指示测量的距离的信号。可以执行在不同距离的测量,以优化照明和图像捕获,从而找到最佳图像采集条件。然后可以将该最佳匹配的距离存储在成像系统中作为用于后续测量的目标距离。

[0066] 例如,图像捕获装置可以输出视觉信号和/或音频信号。该信号可以在操作者操作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采集。距离传感器在图像捕获装置中的集成和用户支持输出(视觉或光学信号)使得操作者能够捕获具有更均匀照明的图像。这提高了荧光信号的测量质量。

[0067] 为了确定最佳匹配距离,所述图像捕获装置可以在测量距离的同时重复地捕获身体部位的表面的相同部分的荧光图像和可见光图像。可以在不同的距离处捕获多组荧光图像和可见光图像。随后,可以执行考虑成像质量的对多组图像的分析,并且可以确定导致最高图像质量的最佳匹配距离。鉴于此,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。因此,在测量期间直接通知操作者是否应用了(特别是关于照明的)最佳图像捕获条件。

[0068] 根据本发明的又一有利实施方式,所述CDSS进一步增强之处在于,输入接口进一步是到电子病历的直接链路,其中,通过所述输入接口提供患者相关数据,特别是关于患者的以下各项的数据,作为人工智能模型的进一步输入特征;年龄、性别、身高、体重、BMI(身体质量指数)、脂肪量、肌肉量、每日锻炼量、是否工作、肤色、药物治疗状况、是否存在血管疾病(特别是静脉曲张或静脉水肿)、是否存在疾病(特别是透析或糖尿病)、血液中白蛋白量、肾功能、肝功能、心脏功能、血液中的血红蛋白(Hb)浓度、血液估计、脂质代谢、血液中的血糖浓度、尿素或氮(血液中的BUN、UN的量)、ABI(踝/肱骨指数)值;淋巴水肿发生前的同一部位(40A)的淋巴功能测量数据、内分泌信息、激素水平。通过进一步考虑该附加输入信息,可以增强输出,即对于淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。例如,输入接口可以包括允许用户手动输入数据的硬件,用户手动输入的数据例如为关于患者的年龄、性别、身高、体重、BMI(身体质量指数)、脂肪量、肌肉量、每日锻炼量、是否工作、肤色、药物治疗状况、是否存在血管疾病(特别是静脉曲张或静脉水肿)、是否存在疾病(特别是透析或糖尿病)、血液中白蛋

白量、肾功能、肝功能、心脏功能、血液中的血红蛋白(Hb)浓度、血液估计、脂质代谢、血液中的血糖浓度、尿素或氮(血液中的BUN、UN的量)、ABI(踝/肱骨指数)值;淋巴水肿发生前的同一部位(40A)的淋巴功能测量数据、内分泌信息、激素水平的数据。从电子病历下载此信息(如果可用)将加速该过程。

[0069] 如前所述, AI模型的输入特征可以是2D图像或3D图像, 其中, 荧光图像可以是可见光图像和荧光图像的组合。此外, 可以使用多于一种的荧光剂。例如, 可以使用如ICG(吲哚菁绿)和亚甲基蓝的荧光剂。所分析的图像可以是单个染料图像, 组合的荧光图像, 即多于一种染料, 其可以进一步与可见光图像组合。其可以是拼接图像或重建图像。还可以处理包括例如可见光图像和荧光图像的叠加图像。

[0070] 基于该信息, AI模型可以使用诸如分水岭、阈值化、聚类、直方图等算法来执行图像分割。还可以定义用户定义的感兴趣区域和/或分割图像中的淋巴细节。

[0071] 用于基于AI模型执行推理操作的软件模块可以是用于对荧光模式进行分类的预先训练的AI模型。AI还可以包括多个预先训练的AI模型。然后, 用户可以在不同的AI模型或系统之间选择, 并且选择最适合他或她的需要的一个AI模型或系统。

[0072] 根据又一有利实施方式, 输入接口可以包括用于校正荧光模式的自动生成的分类的用户接口。这尤其适用于荧光模式的临床类型和严重程度阶段的自动生成。除了与作为AI模型输出的分类相关的自动结果之外, 还可以与荧光图像和患者相关数据相关地存储或分配校正的分类。还可以重写AI预测的数据。

[0073] 根据又一有利实施方式, 可以通过用户特定训练来定制AI模型。用户可以选择训练模式并输入自身数据(其表示自身的荧光图像)作为基本事实。然后, 除了预先训练的模型之外, 还将存储用户训练的AI模型。用户可以选择使用哪个AI模型。例如, 如果要使用不同于常用的淋巴水肿的分期系统(例如不同于WHO定义)的自己的分期系统, 则用户训练的AI模型可以是特别有利的。

[0074] 该目的还通过计算机实现的方法来解决, 该计算机实现的方法使用基于计算机的临床决策支持系统(CDSS)来确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类, 所述分类基于通过测量已添加有荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号而确定的荧光图像, 所述方法包括以下步骤:

[0075] 通过输入接口接收特定于患者的荧光图像作为人工智能(AI)模型的输入特征,

[0076] 通过处理器执行推理操作, 其中将所述荧光图像应用于所述AI模型以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类, 以及

[0077] 通过用户接口(UI)向用户传送淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。

[0078] 已经提到的关于CDSS的相同或相似优点也以相同或相似的方式应用于计算机实现的方法, 因此将不再重复。

[0079] 此外, 所述方法可在以下方面得到有利增强, 淋巴水肿诱导的荧光模式的分类是淋巴水肿的严重程度阶段的阶段和/或荧光模式的临床类型。

[0080] 此外, 所述方法可在以下方面得到有利增强, 通过输入接口提供荧光图像和对应的可见光图像作为人工智能(AI)模型的输入特征。

[0081] 根据又一有利实施方式, 所述方法可在以下方面得到增强, 所述输入接口通过到图像捕获和处理装置的直接链路接收荧光图像和对应的可见光图像, 该图像捕获和处理装

置被配置为测量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,已经添加了荧光剂的组织形成身体部位的一部分,并且其中,图像捕获和处理装置包括图像捕获装置,该图像捕获装置包括照明单元、荧光成像单元和可见光成像单元,所述方法还包括以下步骤:

[0082] 由所述照明单元利用具有适合于通过所述荧光剂的激发发光产生发射光的波长的激发光来照射所述组织,

[0083] 通过发射光的空间分辨测量由荧光成像单元捕获荧光图像,以便提供所述荧光图像,

[0084] 由所述可见光成像单元通过捕获所述身体部位的表面的一部分的对应的可见光图像来捕获所述可见光图像,其中,所述荧光成像单元和所述可见光成像单元被配置为使得所述荧光图像和所述对应的可见光图像的观察方向和/或视角经由已知关系链接。

[0085] 此外,该方法可在以下方面得到有利增强,通过所述输入接口提供大荧光图像和对应的大可见光图像作为人工智能(AI)模型的输入特征,并且其中,

[0086] 所述荧光成像单元和所述可见光成像单元重复捕获荧光图像和可见光图像以提供一系列荧光图像和一系列可见光图像,其中,

[0087] 所述图像捕获和处理装置还包括处理装置,所述处理装置包括拼接单元,所述方法还包括以下步骤:

[0088] 由所述拼接单元对所述一系列可见光图像应用拼接算法以生成所述身体部位的大可见光图像,所述拼接算法确定并应用拼接参数集,

[0089] 由所述拼接单元进一步对所述一系列荧光图像应用所述拼接算法以生成所述大荧光图像,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。

[0090] 如果所述荧光图像和所述可见光图像的观察方向和视角相同,则是更加有利的。特别地,所述荧光图像和所述可见光图像通过同一个物镜被捕获。

[0091] 此外,该方法可在以下方面得到增强,同时执行所述荧光图像的捕获和所述可见光图像的捕获,特别是在没有荧光图像的信号和用于可见光图像的信号之间的时间切换的情况下。

[0092] 此外,根据一个有利实施方式,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。

[0093] 同样有利的是,当根据另一实施方式,所述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捕获装置之间的距离的步骤。此外,可以由成像装置输出指示所测量的距离的信号。所述方法还可以包括在测量距离的同时重复捕获身体部位的表面的相同部分的荧光图像和可见光图像的步骤。可以在不同的距离处捕获多组荧光图像和可见光图像。可以考虑成像质量来分析多组图像,并且可以确定得到最高图像质量的最佳匹配距离。因此,输出信号可以指示测量的距离与最佳匹配距离的偏差。

[0094] 根据又一有利的实施方式,确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的方法的可以在以下方面进一步增强,对已经添加了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:

[0095] 捕获第一波长范围内的第一荧光图像,所述第一荧光图像通过利用具有第一波长

的第一激发光照射组织而产生,所述第一波长适于通过第一荧光剂的第一受激发射而产生发射光,以及

[0096] 捕获第二波长范围内的第二荧光图像,所述第二荧光图像通过利用具有第二波长的第二激发光照射所述组织而产生,所述第二波长适于通过第二荧光剂的第二受激发射而产生发射光,并且其中,

[0097] 通过所述输入接口提供第一荧光图像和第二荧光图像作为所述人工智能(AI)模型的输入特征,其中,

[0098] 所述输入接口接收所述第一荧光图像和所述第二荧光图像作为所述人工智能(AI)模型的输入特征,并且

[0099] 所述处理器通过将所述第一荧光图像和所述第二荧光图像应用于AI模型来执行推理操作,以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。

[0100] 此外,所述方法可以在以下方面被增强,通过所述输入接口经由到电子病历的直接链路提供患者相关数据,特别是与患者的性别、年龄或BMI相关的数据,作为所述人工智能(AI)模型的进一步输入特征。

[0101] 该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:

[0102] 向患者的身体部位施用荧光剂,

[0103] 使用基于计算机的临床决策支持系统(CDSS)确定淋巴水肿诱导的荧光模式的分类,其中,所述分类基于通过测量已添加有荧光剂的身体部位的组织中的荧光信号而确定的荧光图像,所述方法还包括以下步骤:

[0104] 通过输入接口接收特定于患者的荧光图像作为人工智能(AI)模型的输入特征,

[0105] 通过处理器执行推理操作,其中将所述荧光图像应用于所述AI模型以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类,以及

[0106] 从淋巴水肿诱导的荧光模式的分类得到诊断结果,特别是关于淋巴水肿阶段的诊断结果,

[0107] 通过用户接口(UI)将淋巴水肿诱导的荧光模式的分类和诊断结果传送给用户。

[0108] 诊断淋巴水肿的方法可以有利地以更高水平的精度和可靠性来执行。该方法有利地不依赖于解释荧光模式的医学专业人员的决定。这样的决定不可避免地在质量上受到医务人员个人经历的影响。该方法更客观,因此更精确。

[0109] 还通过一种淋巴水肿的长期治疗的方法来解决该目的,所述方法包括以下步骤:

[0110] 通过对患者执行根据一个或更多个上述实施方式的诊断淋巴水肿的方法来诊断淋巴水肿的严重程度,

[0111] 对所述患者进行治疗,所述治疗是根据与淋巴水肿的严重程度相关的诊断结果定制的,

[0112] 重复诊断淋巴水肿的严重程度的步骤和对患者进行治疗的步骤,其中,在每次迭代中,根据所检测到的淋巴水肿的阶段来调整治疗。

[0113] 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严重程度的客观结果。可以从客观的角度来分析长期治疗的成功。

[0114] CDSS应用人工智能模型。机器学习(ML)是人工智能的一个领域。机器学习算法基

于被称为训练数据的样本数据来构建模型,以便在没有被显式编程为做出预测或决策的情况下做出预测或决策。

[0115] 机器学习(ML)有两种常见的模式:监督式ML和无监督ML。监督式ML使用先验知识(例如,将输入与输出或结果相关的示例)来学习输入和输出之间的关系。监督式ML的目标是学习在给定一些训练数据的情况下最接近训练输入和输出之间的关系的函数,使得ML模型可以在给定输入时实现相同的关系以生成对应的输出。无监督ML是使用既未分类也未标记的信息来训练ML算法,并且允许该算法在没有指导的情况下作用于信息。无监督ML在探索性分析中非常有用,因为其可以自动识别数据中的结构。

[0116] 监督式ML的常见任务是分类问题和回归问题。分类问题,也称为类别化问题,旨在将项目分类到几个类别值中的一个(例如,该对象是苹果还是桔子?)。回归算法旨在量化一些项目(例如,通过为一些输入的值提供分数)。常用的监督式ML算法的一些示例是逻辑回归(LR)、朴素贝叶斯、随机森林(RF)、神经网络(NN)、深度神经网络(DNN)、矩阵分解和支持向量机(SVM)。

[0117] 无监督ML的一些常见任务包括聚类、表征学习和密度估计。常用无监督ML算法的一些示例是K均值聚类、主成分分析和自动编码器。

[0118] ML的另一种类型是联合学习(也称作协作学习),其在保持本地数据的多个分散式装置上训练算法,而不交换数据。该方法与其中将所有本地数据集上传到一个服务器的传统集中式机器学习技术形成对比,并且与通常假设本地数据样本相同地分布的更经典的分散式方法形成对比。联合学习使多个行为者能够在不共享数据的情况下建立公共的、鲁棒的机器学习模型,从而能够解决注入数据隐私、数据安全、数据访问权限和访问异构数据等关键问题。

[0119] 在一些示例中,可以在处理器执行推理操作之前,连续地或周期性地训练AI模型。然后,在推断操作期间,提供给AI模型的患者特定输入特征可以从输入层,通过一个或更多个隐藏层,并最终传播到对应于淋巴水肿诱导的荧光模式的分类的输出层。例如,淋巴水肿的严重程度的阶段或水平和/或荧光模式的临床类型可以是,例如线性模式、飞溅模式、星尘模式或扩散模式之一。

[0120] 在推理操作期间和/或之后,可以经由用户接口(UI)将淋巴水肿诱导的荧光模式的分类传送给用户。例如,荧光图像或叠加图像可以与关于淋巴水肿诱导的荧光模式的信息一起显示在显示器上。这可以是指示例如与AI生成的置信水平相对应的淋巴水肿的水平或荧光模式的临床类型的报告。报告还可以包括建议的诊断和/或治疗选项。

[0121] 从根据本发明的实施方式的描述连同权利要求书和所包括的附图中,本发明的其它特征将变得明显。根据本发明的实施方式可以实现个别特征或若干特征的组合。

附图说明

[0122] 下面在不限定本发明的总体意图的情况下,基于示例性实施方式来描述本发明,其中,关于没有在文本中以更多细节解释的根据本发明的所有细节的公开明确地参考附图。

[0123] 图1示出了形成CDSS的一部分的图像捕获和处理装置的示意图;

[0124] 图2示出了图像捕获和处理装置的图像捕获装置和处理单元的示意图;

- [0125] 图3的a) 示出了可见光图像的一个示例;以及
- [0126] 图3的b) 示出了对应的荧光图像;
- [0127] 图4示出了大叠加图像,其部分地从图3的a) 和图3的b) 所示的可见光图像和荧光图像产生;
- [0128] 图5示出了图像捕获装置的内部棱镜组件;
- [0129] 图6示意性地示出包括图像捕获装置的内窥镜或腹腔镜;
- [0130] 图7示出了拼接算法的流程图;
- [0131] 图8示意性地示出了基于计算机的临床决策支持系统 (CDSS);
- [0132] 图9的A至图9的D示出了荧光模式的示例;
- [0133] 图10示意性地示出了图像捕获装置的另一内部棱镜组件。

具体实施方式

[0134] 在附图中,对相同或相似类型的元件或相应的对应部分设置相同的附图标记,以便于防止需要再次引入项目。

[0135] 图1示出了图像捕获和处理装置2,其可以用作到基于计算机的临床决策支持系统 (CDSS) 的输入接口。将在参考图8时对CDSS进行解释。最初,关注的是由图像捕获和处理装置2进行的数据采集。

[0136] 图像捕获和处理装置2被配置为测量患者6的身体部位4的组织中的荧光信号。仅作为示例,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的例如腿、头部的一部分、颈部、背部或身体的任何其它部位的其它身体部位4上执行。该测量也可以在开放手术期间进行。在该应用场景中,身体部位4例如可以是患者6的内部器官。荧光信号的测量也可以在微创手术期间进行。对于该应用场景,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。

[0137] 在测量初始开始之前,在患者的身体部位4的组织中施用(即注射)荧光剂8。由图像捕获和处理装置2在身体部位4的组织中捕获荧光信号不包括施用荧光剂8的步骤。

[0138] 荧光剂8例如是ICG。ICG(吲哚菁绿)是一种使用了40多年的绿色医用染料。ICG是由波长在600nm和800nm之间的近红外光激发时发射荧光。所发射的荧光在750nm和950nm之间。还可能的是,荧光剂8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。

[0139] 在施用荧光剂8之后,如图1中的箭头所示,可以使用图像捕获装置10检查患者的身体部位4,该图像捕获装置10形成图像捕获和处理装置2的一部分。

[0140] 在淋巴水肿的荧光成像期间,通常在两种情况下捕获图像。在当荧光剂被淋巴系统快速吸收时的早期瞬时阶段捕获第一图像,并且在稍后的平台阶段的第二情况下捕获第一图像。由CDSS处理的所有荧光图像在该稍后的平台阶段期间被捕获。

[0141] 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,该荧光信号由用激发光照射荧光剂8产生。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与施用了荧光剂8的组织表面相同。为了发射具有合适激发波长的光,图像捕获装置10包括照明单元16(图1中未示出)。

[0142] 所捕获的图像被传送到可以实现CDSS的处理装置12。CDSS被配置为基于由图像捕获装置10捕获的荧光图像输出淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。根据该实施方式,图像捕获和处理装置的图像捕获装置用作人工智能模型的输入接口。

[0143] 输入接口不一定由图像捕获和处理装置2提供。这将在稍后参照图8进行解释。在图1所示的实施方式中,如前所述,输入接口由图像捕获装置10提供。其向在处理装置12中实现的人工智能(AI)模型提供特定于患者6的荧光图像。处理装置12的处理器执行推理操作,其中将荧光图像应用于AI模型以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。图7中示出了典型的淋巴水肿诱导的荧光模式,这将在下面进一步详细解释。

[0144] 将淋巴水肿诱导的荧光模式的分类传送给用户,在给定实施方式中传送给医生3。经由可以是显示器14的用户接口来执行输出。与AI模型的输出(即,淋巴水肿诱发的荧光模式的分类)一起,可以在显示器14上输出荧光图像和可见光图像。图像捕获装置10可以由医生3操纵。

[0145] 图2更详细地示出图像捕获和处理装置2的图像捕获装置10和处理单元12。图像捕获装置10包括照明单元16,该照明单元16被配置为利用具有适合于通过激发荧光剂8的发光来产生荧光的波长的激发光来照射组织。例如,在照明单元16中设置多个LED。

[0146] 图像捕获装置10还包括物镜18,通过物镜18捕获可见光和荧光。光通过物镜18被引导到棱镜组件20。棱镜组件20被配置为从产生可见光图像的可见光中分离荧光,该荧光特别地在750nm和950nm之间的波长范围内。荧光被引导到荧光成像单元22上,该荧光成像单元例如是CCD或CMOS传感器加上附加的波长滤波器和电子器件(如果需要的话)。荧光成像单元22被配置为通过发射的光(即荧光剂8的激发发光)的空间分辨测量来捕获荧光图像,以便提供荧光图像。此外,存在可见光成像单元24,其可以是另一CCD或CMOS传感器加上附加的不同波长滤波器和电子器件(如果需要的话)。棱镜组件20被配置为将可见光引导到可见光成像单元24上,以允许该单元捕获患者的身体部位4的表面11的一部分的可见光图像。类似地,棱镜组件20被配置为将荧光引导到荧光成像单元22上。下面将进一步详细解释棱镜组件20、荧光成像单元22和可见光成像单元24。

[0147] 图像捕获装置10也可以是扫描单元,例如图像行扫描单元或LIDAR扫描单元。图像捕获装置10还可以是3D相机,其适合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。

[0148] 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,该数据链路可以是无线数据链路或有线数据链路,例如数据电缆。

[0149] 图像捕获装置10被配置为荧光成像单元22和可见光成像单元24被操作以同时捕获可见光图像和荧光图像。特别地,图像捕获装置10不执行荧光图像的信号和可见光图像的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的传感器专用于捕获相应波长范围内的图像,这意味着成像单元22、24的传感器用于捕获IR光谱中的荧光图像或用于捕获可见光谱中的可见光图像。传感器22、24不用于捕获两个波长范围中的图像。这产生了显著的优势。例如,传感器可以精确地定位在焦点上,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,因为用于这些不同波长的焦点通常在位置上不同。此外,可以例如针对所需的曝光时间或传感器增益,单独地调整传感器参数。单独设置是有利的,因为IR信号通常低于可见光信号。

[0150] 荧光成像单元22和可见光成像单元24彼此具有固定的空间关系。这是因为这些单元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分别使用相同的物镜18和棱镜组件20来用于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被配置为使得荧光图像和可见光图像的观察方向和视角经由已知且恒定的关系链接。在给出的实施方式中,两个图像的观察方向是相同的,并且两个单元22、24经由相同的物镜18进行成像。

[0151] 图像捕获装置10可以被配置为操作荧光成像单元22和可见光成像单元24,以重复捕获荧光图像和可见光图像,从而提供一系列荧光图像和一系列可见光图像。该操作可以通过操作荧光成像单元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。典型地,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的同时捕获一系列图像。可以执行该移动,使得一系列图像的后续图像包括重叠部分。换句话说,在一系列图像的第一图像中示出的细节也在该系列的后续第二图像中被示出。这对于后续可选的拼接过程很重要。为了保证在后续图像中可以找到对应的特征,可以将图像采集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,使得满足所描述的先决条件。

[0152] 图像捕获装置10还可以被配置为在该移动期间获取图像捕获装置10的位置和朝向。例如,可以针对所捕获的每个图像或图像对确定图像捕获装置10在检查室的参考系中或在患者6的参考系统中的位置和朝向。该信息可以与图像或包括可见图像和荧光图像的图像对一起存储和传送。该信息对于图像的后续重建是有用的,以便从一系列2D图像生成3D图像。

[0153] 一旦两个系列的图像(即,第一系列的可见光图像和第二系列的荧光图像)或一系列图像对(每个图像对包括荧光图像和可见光图像)被捕获装置10捕获并在处理装置12中被接收,一系列可见光图像就可以被拼接单元28(参见图2)处理。拼接单元28被配置为对一系列可见光图像应用拼接算法以生成身体部位4的大可见光图像。大图像“更大”,使得与单个图像相比,其示出了患者6的身体部位4的更大的部分。

[0154] 在本说明书的上下文中,术语“拼接”不应理解为拼接的过程限于两个或更多个2D图像的组合。也可以基于3D图像执行拼接,其中,该过程的结果是更大的3D图像。还可以基于2D图像加上关于捕获2D图像的视角方向的附加信息来执行拼接过程。还可以考虑关于图像捕获装置10的位置的其它信息。如前所述,基于这些数据,更大的3D图像可以生成,即,从一系列2D图像加上关于图像捕获装置10的位置和朝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。此外,在这种情况下,拼接过程的结果是更大的3D图像。术语拼接特别包括从数据集重建3D图像的过程。

[0155] 无论在拼接期间处理的数据的特定类型如何,拼接算法都是从可见光图像的拼接开始的。拼接算法在执行拼接操作时生成并应用拼接参数集。拼接单元28的详细操作将在下面进一步描述。拼接单元28被配置为不仅对一系列可见光图像而且对一系列荧光图像应用拼接算法,以生成大荧光图像。此外,在这种情况下,拼接的过程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生成3D荧光图像。

[0156] 用于拼接荧光图像的拼接算法与用于拼接可见光图像的算法相同。此外,使用与在执行可见光图像的拼接时确定的拼接参数集相同的拼接参数集来执行荧光图像的拼接。

这是可能的,因为在可见光图像和荧光图像的观察方向和视角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观察方向和视角不相同,则必须应用拼接参数的固定偏移或移位。这考虑了IR和Vis图像传感器与对应光学器件之间的已知且固定的空间关系。

[0157] 在拼接之后,大可见光图像大荧光图像是可用的,并且可以用作对AI模型的输入。此外,可以输出大可见光图像和大荧光图像。例如,图像与AI模型的结果(即,淋巴水肿诱导的荧光模式的分类)一起并排显示在显示器14上。

[0158] 与传统的检查系统不同,显示器14可以将彼此对应的可见光图像和荧光图像与AI模型的结果一起显示。可以在荧光图像上看到的细节,例如指示淋巴液的积聚或淋巴回流的特征图案的高荧光强度,可以在可见光图像中示出的相应位置上在患者身体部位4中精确地发现。这使得医生3能够精确地注意到其中例如发现淋巴液的积聚的区域。这对于例如患者6的定制的和特定的治疗是非常有价值的信息。

[0159] 还可以将可见光图像和荧光图像,特别是大可见光图像和大荧光图像叠加,以提供身体部位4的叠加图像,特别是在大叠加图像中。该过程可以由处理装置12的叠加单元30执行。叠加图像也可以经由显示器14输出。

[0160] 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的一部分是可见的。仅作为示例,示出了患者的腿部的一部分。图3的b)示出了通过测量已经施加到患者腿部中的组织的荧光剂8的荧光信号而确定的相应荧光图像7。荧光信号的高强度点或区域是可见的。这种类型的荧光图像通常被分类为扩散模式,其指示淋巴水肿的晚期或严重阶段。下面将更详细地解释不同类型的淋巴水肿诱导的荧光模式。观察到的荧光模式强烈地指示淋巴的积聚,这是由于缓慢的淋巴运输和患者的腿部中的淋巴水肿所致。有利地,医生3可以通过将荧光图像7与可见光图像5进行比较来定位其中发生缓慢淋巴运输的区域。此外,向医生提供AI模型的输出,其例如是淋巴水肿的严重程度的阶段和/或荧光模式的临床类型。

[0161] 在图4中,存在叠加图像9,其中除了图3的a)和图的3b)所示的图像之外,已经执行了可见光图像5和荧光图像7的拼接。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,其分别投影在大叠加图像9中所示的直虚线之间。通过将可见光图像5和荧光图像7拼接在一起,可以提供示出患者6的几乎整个身体部位4的大叠加图像9。荧光信号可以以伪色示出,以便与可见光图像5的特征清楚地区分开。此外,叠加图像可以用作CDSS的AI模型的输入。

[0162] 在图5中,存在可以在图像捕获装置10中实现的棱镜组件20。第一棱镜P1是五角棱镜。作为可见光和荧光的入射光束A经由入射面S1进入第一棱镜P1,并且在面S2上被部分反射,面S2是不与入射面S1邻接的两个面中的一个面。然后,反射光束B被与入射面S1相邻的面中的第一个面反射。反射角可以低于临界角,使得反射不是内反射(internal reflection)(邻接面可以被涂覆以避免光泄漏并反射所需的感兴趣的波长)。然后,反射光束C与入射光束A交叉,并通过与入射面S1邻接的面中的第二个面朝向传感器D1离开第一棱镜P1。光束A的一部分穿过面S2并进入补偿棱镜P2。可以使用两次非内反射来将入射光束A经由光束B和C导向传感器D1。此外,在棱镜P1和P2之间可以不存在空气间隙,在棱镜P3和P4之间可以不存在空气间隙以及在棱镜P2和P3之间可以不存在空气间隙。棱镜P2是用于调节从入射面S1到传感器D1……D5的光路的各个长度的补偿棱镜。

[0163] 光束D从P2进入第二五角棱镜P3。如在棱镜P1中,向内反射用于使光束穿过其自身。为了简洁,将不重复光束的描述,除了说明在棱镜P3中,光束部分E、F和G分别对应于棱镜P1中的光束部分A、B和C。棱镜P3也可以不使用内反射来朝向传感器D2反射入射光束。可以使用两次非内反射来将入射光束E经由光束F和G导向传感器D2。

[0164] 在棱镜P3之后,存在另一补偿棱镜P4。最后,光束H进入包括分别具有传感器D3、D4和D5的棱镜P5、P6和P7的二向色棱镜组件。二向色棱镜组件用于将可见光朝向相应的传感器D3、D4和D5分成红色分量、绿色分量和蓝色分量。光通过光束I进入棱镜组件。在P5和P6之间,放置光学涂层C1,并且在棱镜P6和P7之间放置另一光学涂层C2。每个光学涂层C1和C2具有不同的反射率和波长敏感度。在C1处,入射光束I被部分地反射回棱镜的与光进入所通过的面相同的面(光束J)。在同一面上,现在标记为K的光束再次被反射向传感器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,并且以类似方式传感器D4接收来自自由涂层S2反射的光束L的光(光束M和N),并且传感器D5接收来自已经不受阻碍地穿过棱镜的光束O的光。

[0165] 在棱镜P4和棱镜P5之间存在空气间隙。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(根据通道端部处的传感器来定义):

[0166] 传感器D1(例如,第一近红外)路径: $A+B+C$

[0167] 传感器D2(例如,第二近红外)路径: $A+D+E+F+G$

[0168] 传感器D3(例如,红色)路径: $A+D+E+H+I+J+K$

[0169] 传感器D4(例如,蓝色)路径: $A+D+E+H+I+O$

[0170] 传感器D5(例如,绿色)路径: $A+D+E+H+I+M+N$

[0171] 对路径长度进行匹配,使得 $A+B+C=A+D+E+F+G=A+D+E+H+I+J+K=A+D+E+H+I+O=A+D+E+H+I+M+N$ 。

[0172] 路径长度的匹配可以包括对要在传感器D1至D5处检测的波长中的焦平面焦点位置差的调整。也就是说,例如,朝向用于蓝色(B)光的传感器的路径长度可能与朝向用于红色(R)光的传感器的路径长度不完全相同,因为用于创建清晰的聚焦图像的理想距离在某种程度上依赖于光的波长。棱镜可以被配置为允许这些依赖性。通过补偿器棱镜P2、P4的横向位移,D+H长度可以被调整并且由于波长偏移而用作焦点补偿器。

[0173] 路径L中的大空气间隙可用于额外滤光器或由玻璃补偿器填充以用于焦点偏移及补偿。由于在从光束J到光束K的路径中的内反射,在红色棱镜的特定底表面中需要存在空气间隙。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提供附加滤光器,或者应当相应地用玻璃补偿器填充空间。

[0174] 传感器D1和D2是IR传感器,被配置用于捕获荧光图像7。作为示例,传感器D1和D2加上合适的电子器件是荧光成像单元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。作为示例,传感器D3、D4和D5加上合适的电子器件是可见光成像单元24的一部分。也可以将引导光束到传感器上的相应棱镜分别视作相应单元(即荧光成像单元22和可见光成像单元24)的一部分。

[0175] 图6示意性地示出了内窥镜50或腹腔镜。当考虑本发明的方面时,腹腔镜和内窥镜之间的差异相对较小。因此,在说明书提及内窥镜的情况下,腹腔镜配置通常也是可能的。仅以示例的方式,在下文中,将参考内窥镜50。

[0176] 内窥镜50可以用作CDSS的输入接口。内窥镜50包括图像捕获装置10,其已经在上面更详细地进行了解释并且其捕获荧光图像,该荧光图像可以是AI模型的输入特征。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的入射面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。

[0177] 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可以提供白光以用于身体部位4的表面11的照明并且用于捕获可见光图像5。此外,光源54可以被配置为发射适合于激发作为荧光剂施加的荧光染料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。

[0178] 在内窥镜50的轴56内,光纤52划分成若干光纤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/或中继柱状透镜组成的透镜系统可用于引导光通过轴56。如果内窥镜50具有柔性轴56,则光纤束51可以用于将光源54的光引导到内窥镜轴56的末端。为了将光来自检查区域的内窥镜轴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,光纤束58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可以小型化并且布置在内窥镜轴56的远侧末端或端部处。

[0179] 图7示出了拼接算法的流程图,其可以用于可见光图像和荧光图像的拼接。该流程图或多或少是不言自明的,并且将被非常简要地描述。首先,将所获取的图像系列(S1)转发到处理装置12的拼接单元28。然后,该算法执行帧预选(步骤S2)。在该预选步骤中,选择适合于拼接的帧。S3表示要被拼接的被选图像,然后被选图像经历预处理(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,使用来自S3的已知图像和来自步骤S7的提取的特征来执行图像匹配(步骤S8)。基于被选图像(S9),估计图像的变换(步骤S10)。应用该图像变换的估计(S11),也称为拼接参数(步骤S12)。变换的应用得到变换后的图像(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,图像结合在一起所沿的线)而被拼接在一起。指示接缝位置的数据(S17)与变换和校正后的图像(S12)一起使用以创建图像的合成(步骤S18)。在给出的实施方式中,这导致大可见光图像或大荧光图像作为拼接结果(S19)。

[0180] 此外,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,该测量单元被配置为测量在可见光图像5中捕获的患者身体部位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,该光学或声学信号为装置10的操作者提供关于针对测量的执行的最佳距离d的信息。以恒定的距离d进行测量显著地提高了测量结果,因为尤其存在均匀的照明。

[0181] 除了距离传感器33之外,图像捕获装置10可以包括内部测量单元(IMU)35,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的该信息可用作额外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,为拼接算法提供更好的图像。

[0182] 处理装置12还可以包括实现CDSS的AI单元60。图8示意性地示出了基于计算机的

临床决策支持系统 (CDSS) 62。CDSS 包括输入接口 64、实现 AI 模型 68 的处理器 66, 以及输出接口 70。输入接口 64 联接到图像捕获和处理装置 2, 其用作 AI 模型 68 提供输入的直接数据链路。此外, 输入接口 64 联接到用户输入接口 72, 其可以是键盘、触摸板或适合于该目的的任何其它装置。输入接口 64 还联接到保存患者相关数据并且特别是电子病历的数据库 74 中。输出接口 70 联接到显示器 14, 显示器 14 可以与图 1 所示的图像捕获和处理装置 2 的显示器 14 相同。

[0183] 示例性 CDSS 62 被配置为基于荧光图像 7 提供淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。在上面已经概述的各种实施方式中, CDSS 62 包括图像捕获和处理装置 2, 特别是图像捕获装置 10, 作为输入接口 64, 通过该输入接口将特定于患者 6 的荧光图像 7 作为输入特征提供给人工智能 (AI) 模型 68。处理器 66 执行推理操作, 其中将荧光图像 7、大荧光图像或叠加图像 9 应用于 AI 模型 68 以产生淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。将淋巴水肿诱导的荧光模式的分类 (例如, 淋巴水肿的严重程度的阶段和荧光模式的临床类型) 传送给用户 (例如, 临床医生) 所通过的用户接口 (UI) 可以是显示器 14。

[0184] 在一些实施方式中, 输入接口 64 可以是 CDSS 62 与生成至少一些输入特征的一个或多个医疗装置之间的直接数据链路。例如, 输入接口 64 可以在治疗和/或诊断医疗过程期间将荧光图像直接传输到 CDSS 62。这可以由图像捕获和处理装置 2 来执行。另外地或另选地, 输入接口 64 可以是便于用户与 CDSS 62 之间的交互的经典用户接口。例如, 输入接口 64 可以便于用户可以手动输入进一步的患者相关数据 (例如性别、年龄或身体质量指数) 所通过的用户输入接口 72。另外地或另选地, 输入接口 64 可以向 CDSS 62 提供对电子病历的访问, 从该电子病历可以提取一个或多个输入特征。这可以通过到保存相应信息的数据库 74 的直接链路来执行。在这些情况中的任何一种情况下, 输入接口 64 被配置成在 CDSS 62 被用于评估淋巴水肿的水平或阶段时或之前收集与特定患者 6 相关联的以下输入特征中的一个或多个: 荧光图像 7、大荧光图像、叠加图像 9 和可选地来自如上所述的病历的附加信息。

[0185] 基于上述输入特征中的一个或多个, 处理器 66 使用 AI 模型 68 执行推理操作, 以生成淋巴水肿诱导的荧光模式的分类。例如, 输入接口 64 可以将荧光图像 7 传递到 AI 模型 68 的输入层, 该输入层通过 AI 模型 68 将这些输入特征传播到输出层。AI 模型 68 可以通过基于在数据分析中发现的模式进行推理来向计算机系统提供执行任务的能力, 而无需显式地进行编程。AI 模型 68 探索可以从现有数据学习并作出关于新数据的预测的算法 (例如, 机器学习算法) 的研究和构造。这样的算法通过从示例训练数据构建 AI 模型来操作, 以便做出表示为输出或评估的数据驱动力的预测或决策。还可以通过手动的用户输入校正例如自动生成的淋巴水肿的严重程度的阶段或荧光模式的临床类型来执行 AI 模型的增强和训练。

[0186] AI 模型的训练也可以使用来自各个位置的数据在云中执行。然后, 可以下载训练后的网络并将其用于相应的过程。使用云进行训练是有利的, 特别是与本地系统相比具有更高的性能。出于安全原因, 系统在医疗过程期间与云断开连接。

[0187] 在图 9 中, 存在荧光模式的临床类型的示例。图 9 的 A 示出了典型的线性模式。当淋巴系统处于良好状态并且荧光剂 8 与淋巴液一起沿淋巴管向上输送时, 可以观察到该模式。该发现的分级将典型地为阶段 1, 这意味着正常的淋巴流并且没有体征或症状。在图 9 的 B 中, 当淋巴流部分地受阻时, 可以观察到飞溅模式。典型地, 阶段 2 将被分配到该发现, 这意

味着存在伴有可能的肿胀的淋巴液积聚。图9的C示出当淋巴水肿进一步发展时可以观察到的星尘模式。该模式通常被分配到阶段2或3,在阶段2或3中也可以观察到身体部位4的永久肿胀。在淋巴水肿阶段3中,这种肿胀通常不会随着受影响的身体部位4的抬高而消退。最后,图9的D示出了指示严重淋巴水肿的扩散模式。荧光剂8与淋巴液一起倾注在患者6的整个皮肤和皮下组织中。该临床发现将典型地由阶段3或4来标识,这意味着随着受影响的肢体4的生长和变形而存在皮肤增厚。所示出的模式A至D可以在患者6的身体或肢体4上的任何地方找到,如在图9的右侧由虚线矩形所示。

[0188] 在图10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例如被配置为用于将光朝向相应的传感器D3、D4和D5划分为红色分量、绿色分量和蓝色分量。根据另一实施方式,棱镜组件20被配置成将入射光划分成绿色分量、红色/蓝色分量和红外分量,并将这些分量朝向相应的传感器D3、D4和D5引导。根据又一实施方式,棱镜组件20被配置成将入射光分成被引导到红色/绿色/蓝色传感器(RGB传感器)的可见光分量、第一波长或波长区间的第一红外分量和第二波长或波长区间的第二红外分量,并且将这些分量朝向相应的传感器D3、D4和D5引导。

[0189] 光通过所指示的箭头进入棱镜组件20。在P5和P6之间,放置光学涂层C1,并且在棱镜P6和P7之间放置光学涂层C2,每个光学涂层C1和C2具有不同的反射率和波长敏感度。在C1处,入射光束I被部分地反射回棱镜P5的与光进入所通过的面相同的面(光束J)。在同一面上,现在标记为K的光束再次被反射向滤光器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,并且以类似方式,滤光器F4和传感器D4接收来自涂层S2反射的光束L的光(光束M和N)。滤光器F5和传感器D5接收来自已经不受阻碍地穿过棱镜的光束O的光。

[0190] 当参考入射光被划分成红色分量、绿色分量和蓝色分量的实施方式时,相应地选择涂层和滤光器。

[0191] 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可以是图案化滤光器(红色/蓝色)。特别地,存在交替图案的红色滤光器和蓝色滤光器的阵列。图案可以由 2×2 个像素的组组成,这些像素的组针对一种特定的颜色被过滤。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过滤。滤光器F5可以是IR滤光器。用IR滤光器对每个像素进行过滤。

[0192] 通常,涂层C1、C2应当匹配滤光器F3、F4、F5。例如,第一涂层C1可以透射可见光同时反射IR光,使得朝向IR滤光器F3引导IR光。第二涂层C2可以对绿光是透明的,同时反射红光和蓝光,使得滤光器F4应该是红色/蓝色图案化滤光器,而F5应该是绿色滤光器23。

[0193] 根据另一实施方式,其中入射光被划分成可见光分量(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被配置为例如传感器D4是用于检测所有三种颜色中的可见光图像的颜色传感器(RGB传感器)。此外,传感器D3可以被配置为检测第一波长的荧光,而传感器D5被配置为检测第二波长的荧光。

[0194] 类似地,当参考图5中的棱镜组件20时,布置在传感器D1、D2、D3、D4和D5中相应一个的前面的涂层S1、S2、S3、S4、C1和C2以及滤光器F1、F2、F3、F4和F5可以被配置为可以检测最多四个荧光波长。例如,传感器D4是用于检测所有三种颜色中的可见光图像的颜色传感

器。传感器D3用于检测第一波长的荧光,传感器D5用于检测第二波长的荧光,传感器D1用于检测第三波长的荧光,传感器D2用于检测第四波长的荧光。

[0195] 所有命名的特征,包括单独取自附图的特征,以及结合其它特征公开的个别特征,被单独地和组合地认为是对本发明重要的。根据本发明的实施方式可以通过个别特征或若干特征的组合来实现。与措辞“特别地”或“尤其”组合的特征将被视为优选实施方式。

[0196] 附图标记列表

[0197] 2 图像捕获和处理装置

[0198] 3 医生

[0199] 4 身体部位

[0200] 5 可见光图像

[0201] 6 患者

[0202] 7 荧光图像

[0203] 8 荧光剂

[0204] 9 叠加图像

[0205] 10 图像捕获装置

[0206] 11 表面

[0207] 12 处理装置

[0208] 14 显示器

[0209] 16 照明单元

[0210] 18 物镜

[0211] 20 棱镜组件

[0212] 22 荧光成像单元

[0213] 24 可见光成像单元

[0214] 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] 35 内部测量单元

[0220] 50 内窥镜

[0221] 52 光纤

[0222] 51 光纤

[0223] 54 光源

[0224] 56 轴

[0225] 58 光纤束

[0226] 60 AI单元

[0227] 62CDSS

[0228] 64 输入接口

[0229] 66 处理器

- [0230] 68 AI模型
- [0231] 70 输出接口
- [0232] 72 用户输入接口
- [0233] 74 数据库
- [0234] P1 第一五角棱镜
- [0235] P2、P4补偿棱镜
- [0236] P3第二五角棱镜
- [0237] P5、P6、P7二向色棱镜组件
- [0238] A入射光束
- [0239] B……0光束
- [0240] S1入射面
- [0241] D1……D5传感器
- [0242] C1、C2涂层
- [0243] F1……F5滤光器
- [0244] L 纵向方向
- [0245] d 距离。

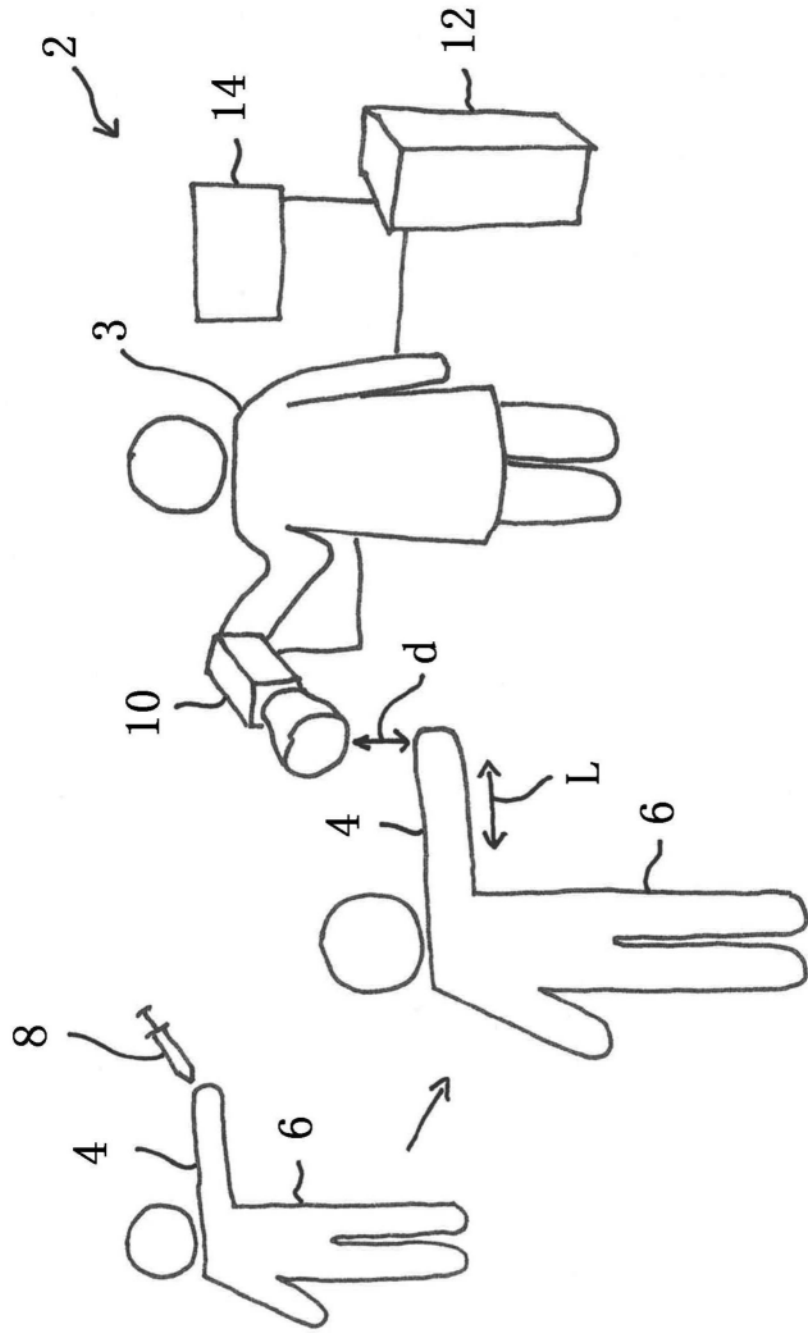


图1

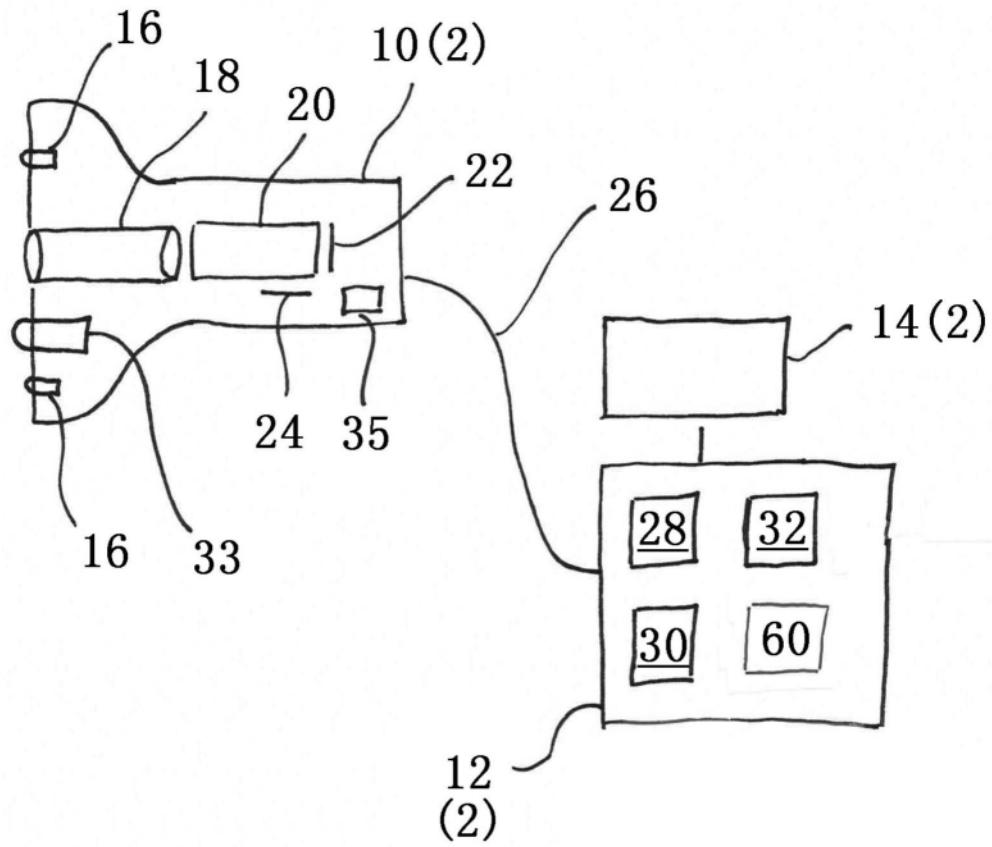


图2

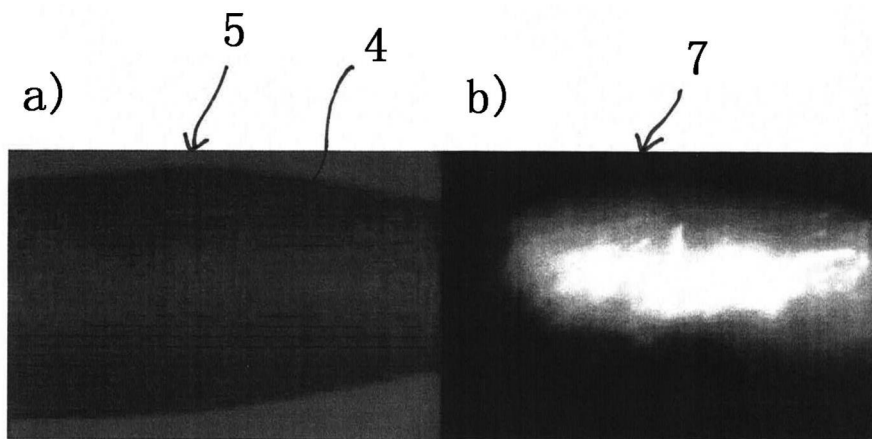


图3

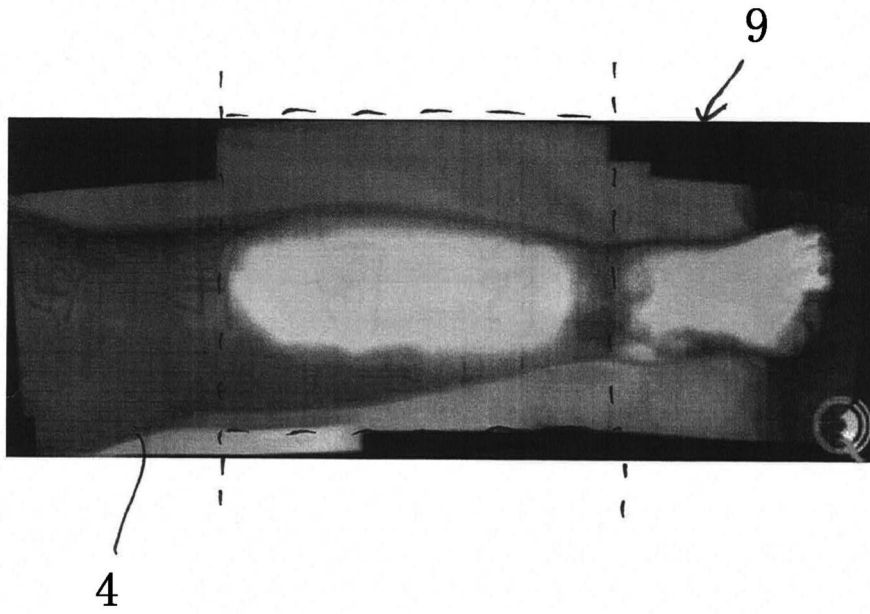


图4

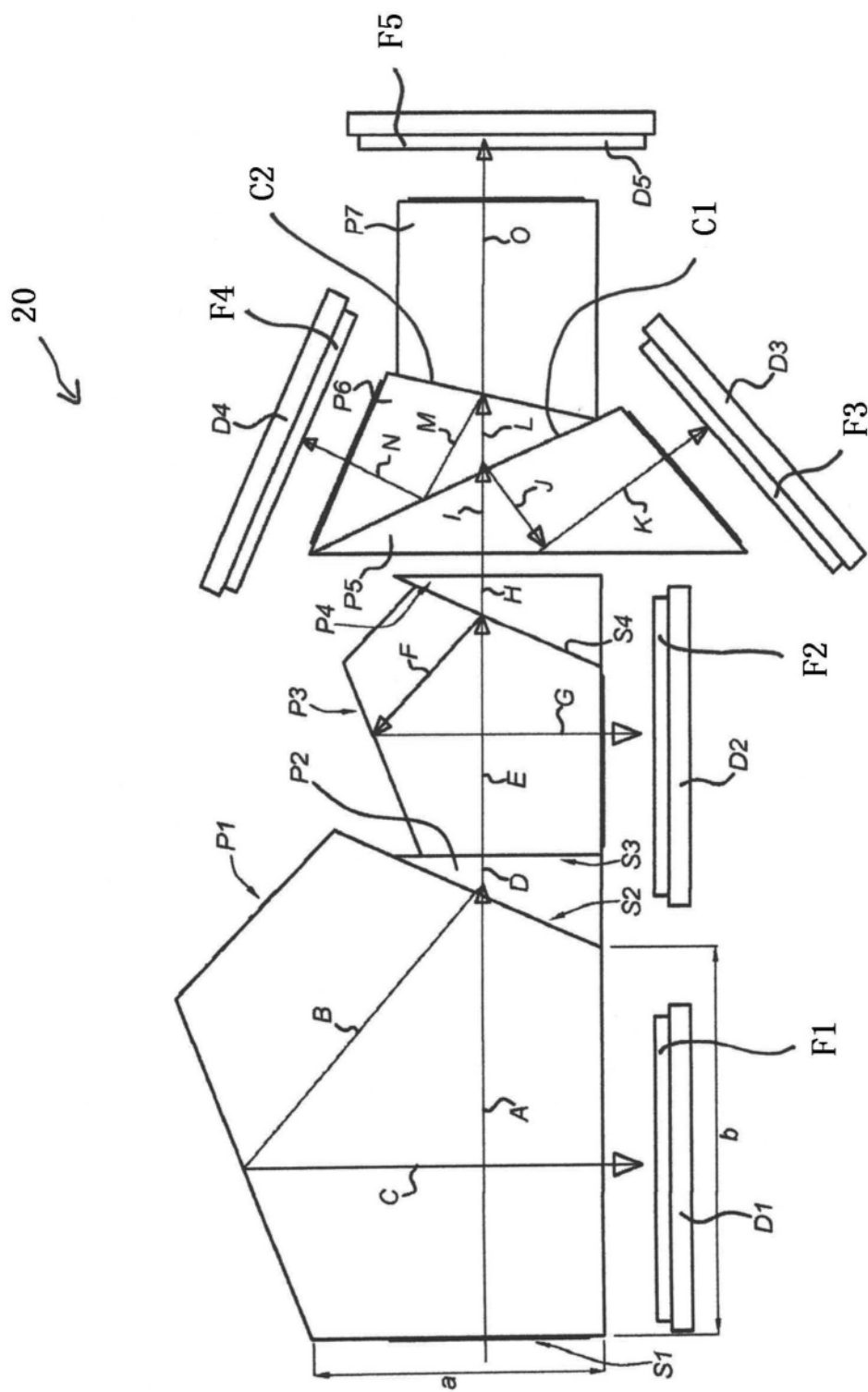


图5

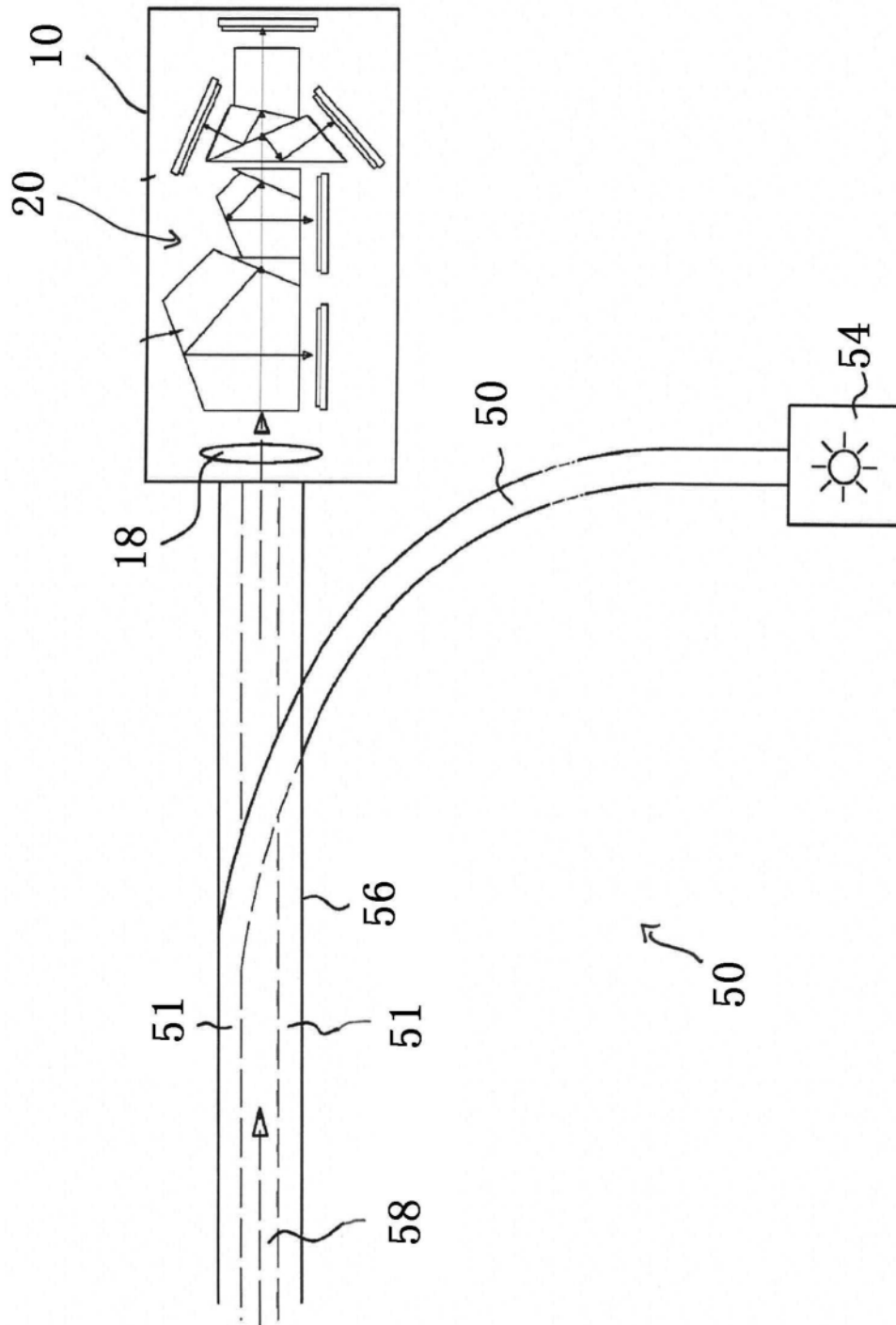


图6

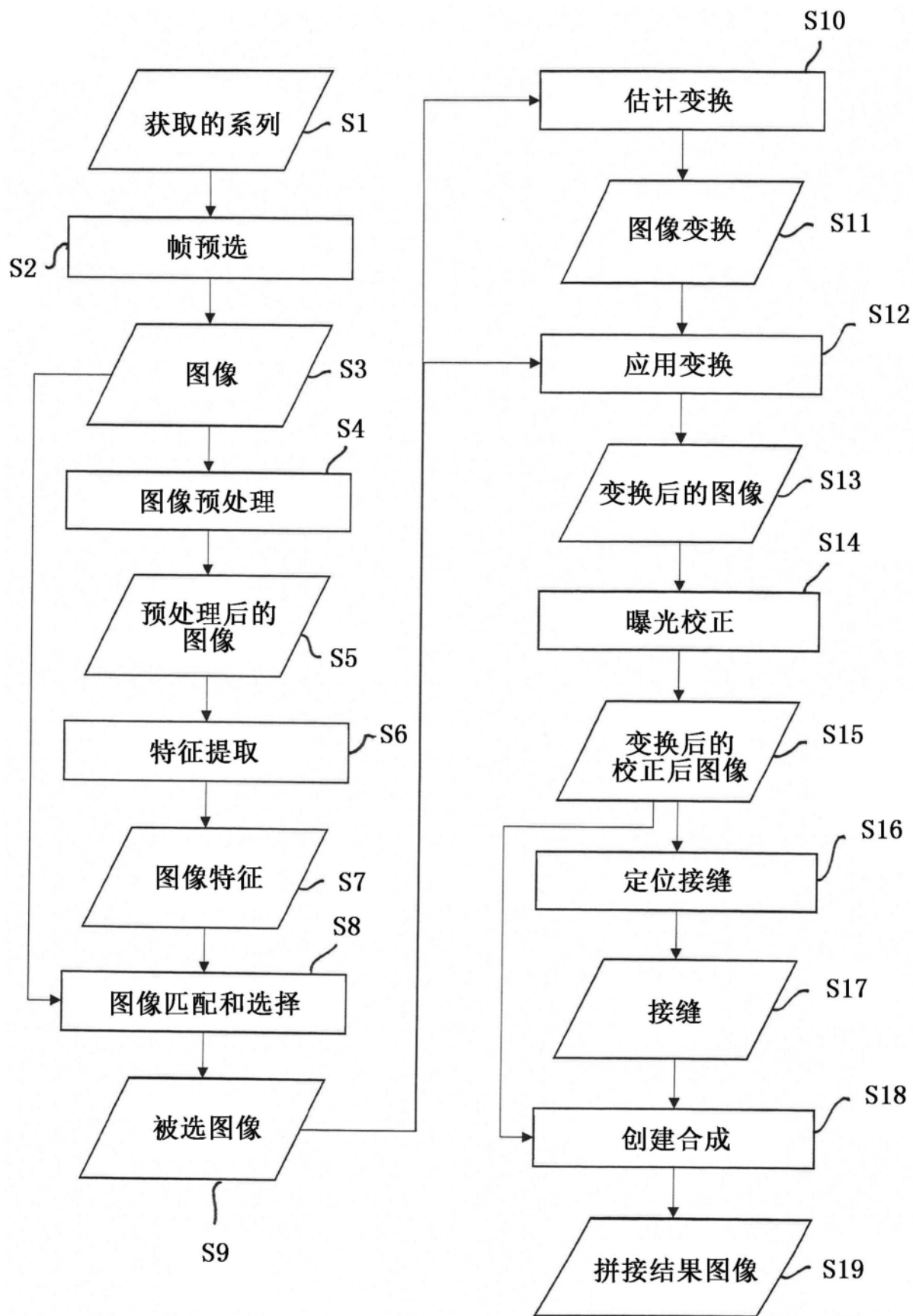


图7

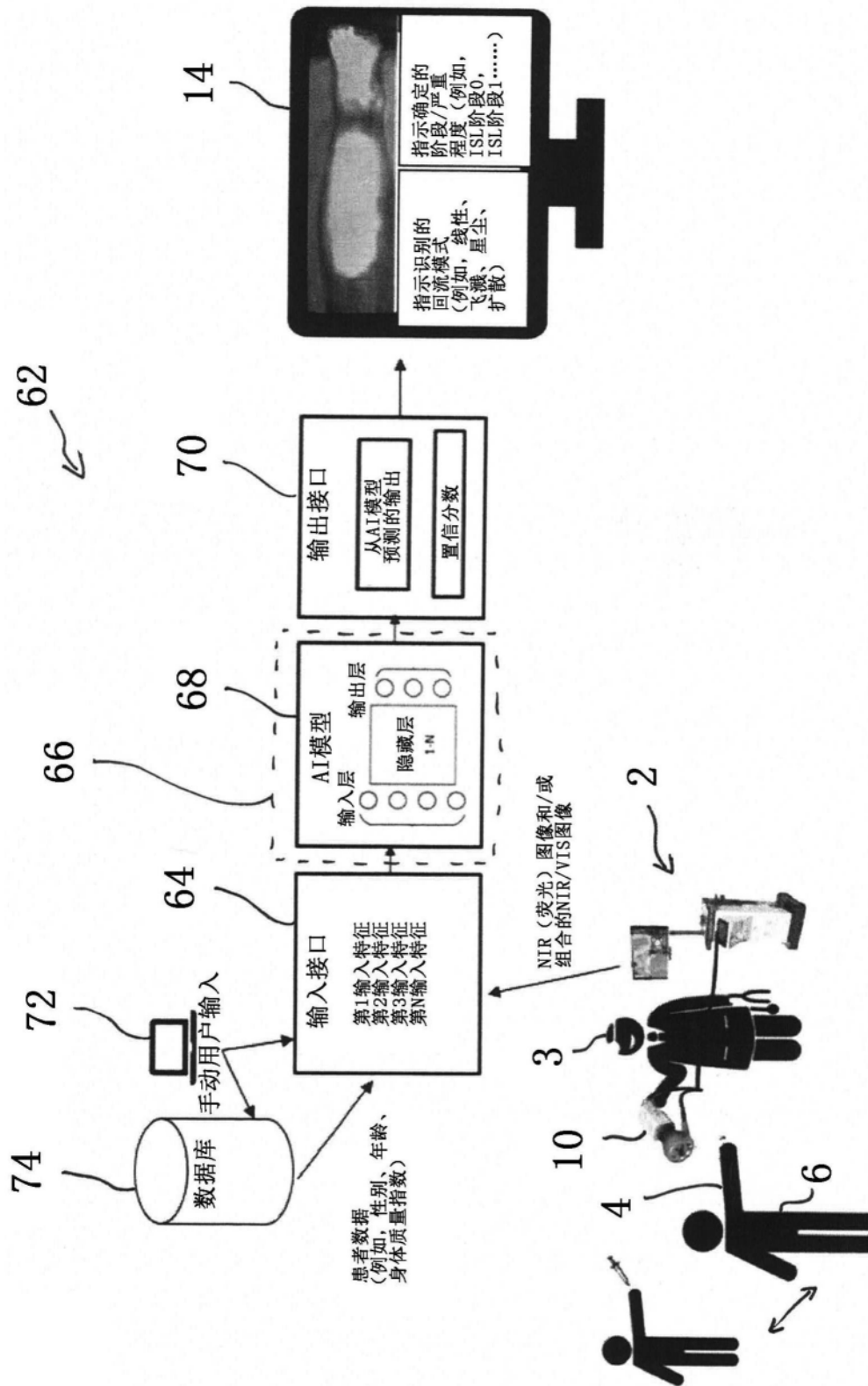


图8

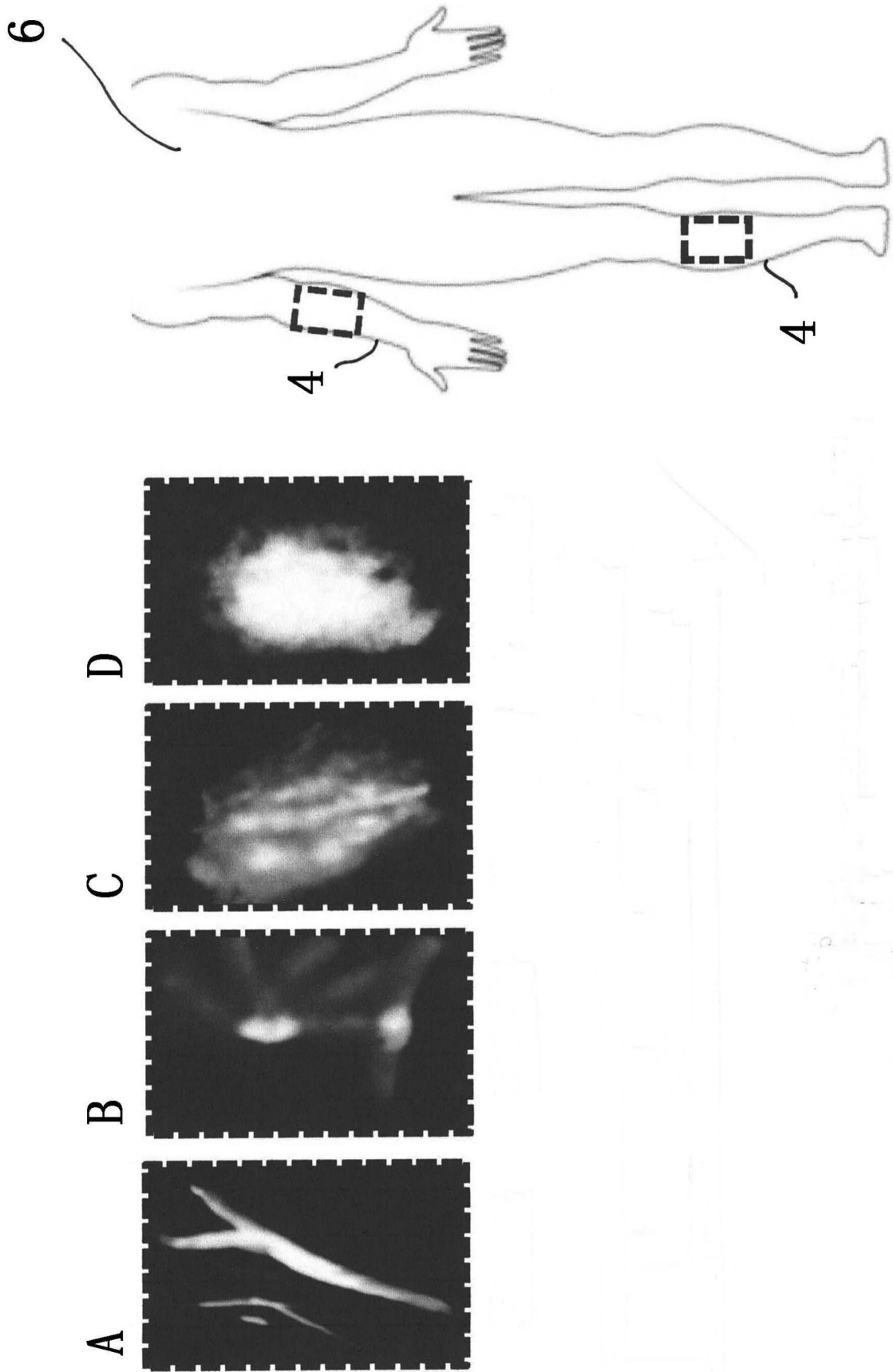


图9

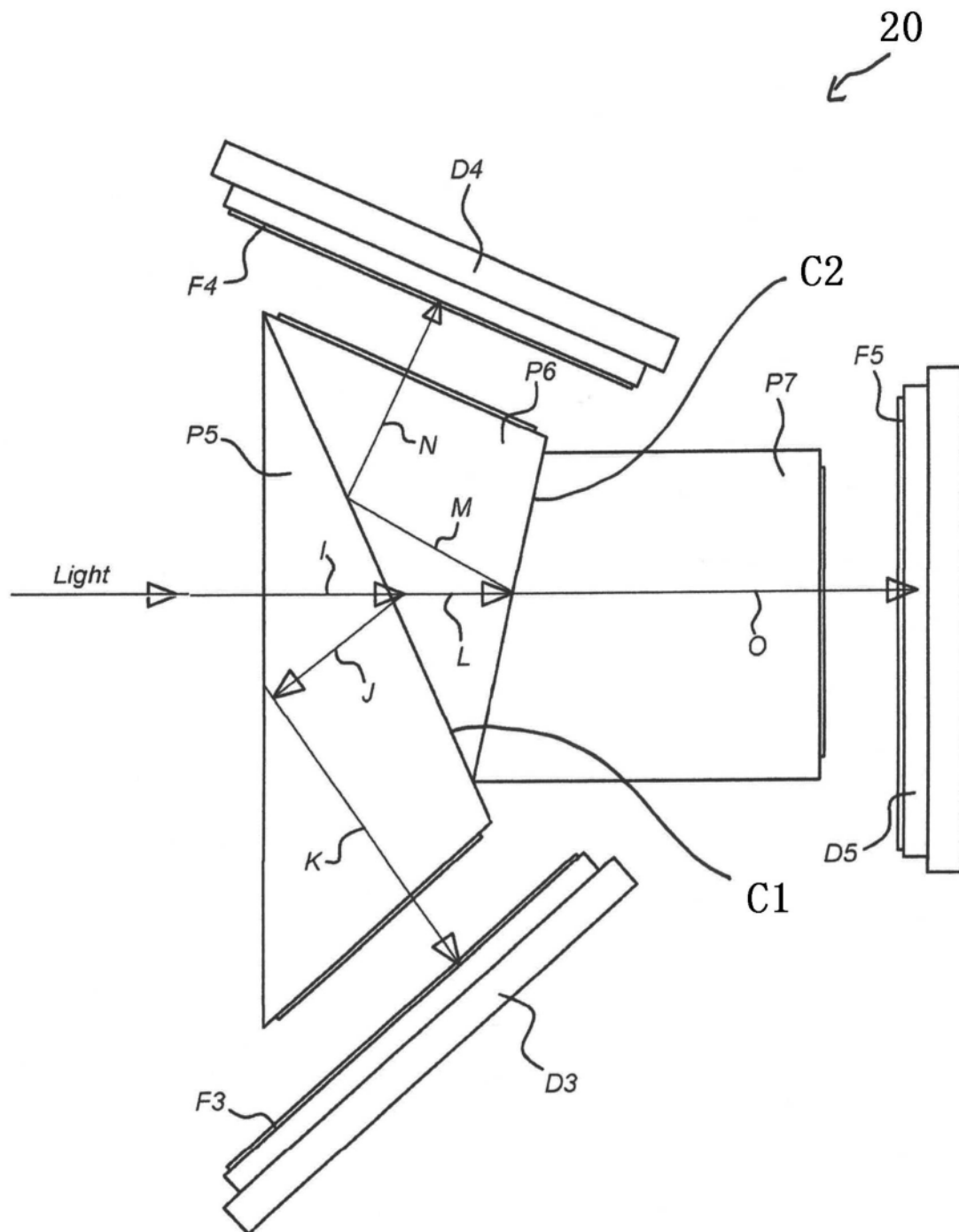


图10