(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 118044783 A
(43)申请公布日 2024.05.17

(21)申请号 202311516712.4
(22)申请日 2023.11.14
(30)优先权数据
23205174.8 2023.10.23 EP
63/425,397 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 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)

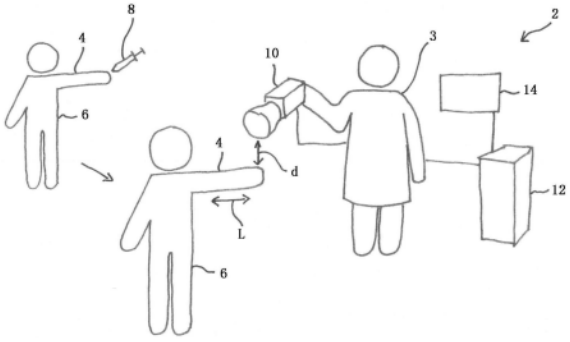
权利要求书4页 说明书16页 附图7页

(54)发明名称

测量信号和确定3D表示的方法及图像捕获和处理装置

(57)摘要

本申请涉及测量信号和确定3D表示的方法及图像捕获和处理装置。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)的肢体(4)的组织中的荧光信号并确定肢体(4)的至少一区段的3D表示,装置(2)包括:照射单元(16)、荧光成像单元(22)和拓扑捕获单元(40)。拓扑捕获单元被配置为捕获关于肢体(4)的至少区段的表面(11)的拓扑的数据并且根据捕获的数据确定肢体(4)的至少区段的3D表示。输出单元被配置为输出荧光图像(7)和3D表示的可视化。



CN 118044783 A

1.一种测量已添加荧光剂(8)的肢体(4)的组织中的荧光信号并确定所述肢体(4)的至少一区段的3D表示的方法,其中,已添加所述荧光剂(8)的所述组织形成所述肢体(4)的一部分,所述方法包括以下步骤:

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),

捕获关于所述肢体(4)的至少所述区段的表面(11)的拓扑的数据并且根据捕获的数据确定所述肢体(4)的至少所述区段的3D表示,

输出所述荧光图像(7)和所述3D表示的可视化(44)。

2.根据权利要求1所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

从所述3D表示中确定所述肢体(4)的至少所述区段的体积;以及

将所述荧光图像(7)和所述3D表示的可视化(44)与确定的体积(V)的可视化(48)一起输出。

3.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

叠加所述荧光图像(7)和所述肢体(4)的至少所述区段的所述3D表示的所述可视化(44),从而提供重叠图像(9);以及

输出所述重叠图像(9)作为所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)的输出。

4.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(7)的步骤和捕获关于所述肢体(4)的至少所述区段的所述表面(11)的所述拓扑的数据的步骤被同时执行。

5.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,在至少第一测量系列和第二测量系列中执行捕获所述荧光图像(7)的步骤和捕获关于所述肢体(4)的至少所述区段的所述表面(11)的所述拓扑的数据的步骤以及根据所述捕获的数据确定所述肢体(4)的至少所述区段的所述3D表示的步骤,其中,在不同的肢体(4)上或在不同的时间点执行不同的测量系列,并且其中,所述输出的步骤包括输出第一系列和第二系列的所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44),其中特别是,所述第一系列和所述第二系列的所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)被输出为至少一个差分图像。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

捕获所述肢体(4)的所述表面的至少所述区段的可见光图像(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/或透视方法通过已知关系关联,并且

所述输出的步骤包括:

将所述可见光图像(5)与所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)一起输出。

7.根据权利要求6所述的方法,所述方法还包括以下步骤:

重复捕获所述荧光图像(7)的步骤和捕获所述可见光图像(5)的步骤以提供一系列的荧光图像(7)和一系列的可见光图像(5),其中,在捕获所述一系列的荧光图像(7)和所述可见光图像(5)时成像的所述肢体(4)的至少所述区段中执行关于所述肢体(4)的所述表面的所述拓扑的数据的捕获,

对所述一系列的可见光图像(5)应用拼接算法,以产生扩大可见光图像,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,其中,

所述输出的步骤包括:

将所述扩大可见光图像(5)与所述扩大荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)一起输出。

8.根据前述权利要求中的任一项所述的方法,其中,所述荧光信号的测量是在已添加至少第一荧光剂和第二荧光剂的组织上执行的,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,并且所述输出的步骤包括:

输出所述第一荧光图像和所述第二荧光图像以及所述3D表示的所述可视化(44)。

9.一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)的肢体(4)的组织中的荧光信号并确定所述肢体(4)的至少一区段的3D表示,其中,已添加所述荧光剂(8)的所述组织形成所述肢体(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,从而提供所述荧光图像(7),

拓扑捕获单元(40),所述拓扑捕获单元被配置为捕获关于所述肢体(4)的至少所述区段的表面(11)的拓扑的数据并且根据捕获的数据确定所述肢体(4)的至少所述区段的3D表示,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:

输出单元(42),所述输出单元被配置为输出所述荧光图像(7)和所述3D表示的可视化。

10.根据权利要求9所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述处理装置(12)还包括:

体积确定单元(46),所述体积确定单元被配置为从所述3D表示中确定所述肢体(4)的至少所述区段的体积,并且其中,所述输出单元(42)还被配置为:

将所述荧光图像(7)和所述3D表示的可视化(44)与确定的体积(V)的可视化(48)一起输出。

11.根据权利要求9或10所述的图像捕获和处理装置(2),其中,所述处理装置(12)还包括:

叠加单元(30),所述叠加单元被配置为叠加所述荧光图像(7)和所述肢体(4)的至少所述区段的所述3D表示的所述可视化,从而提供重叠图像(9);以及

输出单元(42),所述输出单元被配置为输出所述重叠图像(9)作为所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)的输出。

12.根据权利要求9至11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)和所述拓扑捕获单元(40)被配置为同时执行所述荧光图像(7)

的捕获和关于所述肢体(4)的至少所述区段的所述表面(11)的所述拓扑的数据的捕获。

13.根据权利要求9至12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)还包括:

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肢体(4)的所述表面的至少所述区段的可见光图像,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/或透视方法通过已知关系关联,并且

所述输出单元(42)被配置为将所述可见光图像(5)与所述荧光图像(7)和所述3D表示的所述可视化(44)一起输出。

14.根据权利要求13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)还被配置为重复所述荧光图像(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)和一系列的可见光图像(5),其中,所述拓扑捕获单元被配置为在捕获所述一系列的荧光图像(7)和所述可见光图像(5)时成像的所述肢体(4)的至少所述区段中捕获关于所述肢体(4)的所述表面的所述拓扑的数据,所述处理装置(12)还包括:

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(5)应用拼接算法以产生所述肢体(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(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,并且其中,

所述输出单元(42)被配置为将所述扩大可见光图像与所述扩大荧光图像和所述3D表示的所述可视化(44)一起输出。

15.根据权利要求13或14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(7)和所述可见光图像(5)的查看方向和透视方法是相同的,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)被配置成所述荧光图像(7)和所述可见光图像(5)是通过同一个物镜(18)捕获的。

16.根据权利要求13至15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(7)的信号和所述可见光图像(5)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(7)和所述可见光图像(5)。

17.根据权利要求9至16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)还包括:二向色棱镜组件(20),所述二向色棱镜组件被配置为通过入口面(S1)接收形成所述荧光图像(7)的荧光和形成可见光图像(5)的可见光,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);

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(P1、P3)的入口面(S1、S3)的法线的方向上进入所述入口面(S1、S3)的入射束在所述相应棱镜(P1、P3)内部被反射两次并平行于相应棱镜(P1、P3)的出口面的法线通过所述出口面射出所述相应棱镜(P1、P3),

其中,所述相应棱镜(P1、P3)的所述入口面(S1、S3)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(S1)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(S1)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。

测量信号和确定3D表示的方法及图像捕获和处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及测量已添加荧光剂的肢体的组织中的荧光信号并确定肢体的至少一区段的3D表示的方法,其中已添加荧光剂的组织形成肢体的一部分。此外,本发明涉及被配置为测量已添加荧光剂的肢体的组织中的荧光信号并确定肢体的至少一区段的3D表示的图像捕获和处理装置,其中已添加荧光剂的组织形成肢体的一部分。

[0002] 本发明还涉及诊断淋巴水肿的方法和长期治疗淋巴水肿的方法。

[0003] 该方法以及图像捕获和处理装置涉及淋巴功能(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肢体的组织中的荧光信号并确定肢体的至少一区段的3D表示的方法来解决的,其中已添加荧光剂的组织形成肢体的一部分,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] 捕获关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据并且根据捕获的数据确定肢体的至少区段的3D表示,

[0019] 输出荧光图像和3D表示的可视化。

[0020] 有利地,可以鉴于或结合肢体的3D拓扑来分析能从荧光图像中推导的信息。这使得医生能够基于更多的信息进行诊断,这能够增强诊断的准确性和可靠性。

[0021] 关于肢体的表面的拓扑的数据可以使用合适的扫描仪或获取装置获取。这例如可以是用于捕获彩色图像、立体图像、3D图像的装置,线扫描仪,LIDAR扫描仪,飞行时间传感器,点云产生器,或者可以从对象产生3D数据集的任何其它合适装置。3D数据集(即,关于患者的肢体的表面的拓扑的数据)因此例如是点云或任何其它3D表示。为了3D表示的可视化,可以将3D数据集转换(即,计算)为点云、网格网络结构、3D模型渲染或任何其它合适的3D例示。可视化也可以是经由合适的装置再现的真实3D图像。该装置例如可以是3D屏幕。3D屏幕通常与用户在观看3D屏幕上的对象时穿戴的合适的眼镜结合使用。用于再现3D图像的装置也可以是3D头戴式耳机、3D眼镜、VR眼镜、AR眼镜等。用户因此可以以真实3D来观看和分析3D表示。

[0022] 根据本发明的有利实施方式,方法还通过以下步骤来增强:从3D表示中确定肢体的至少区段的体积并且将荧光图像和3D表示的可视化与确定的体积的可视化一起输出。

[0023] 测量肢体的体积通常用于确定淋巴水肿的程度或严重性。它还可以用于分析治疗性治疗的成功性。如果淋巴水肿的治疗有效,则受影响的肢体的体积应当以任何方式改变。在大多数情况下,有效的治疗被预期为减小受影响的肢体的体积。确定肢体的体积的传统方法是所谓的卷尺测量。这是通过从患者的脚部或手部上的点开始并且通过向手臂或腿部以规则的间隔更换卷尺来执行的。在卷尺的相应位置,测量肢体的周长。肢体的总体积由周长等于卷尺的相应位置处的周长的圆柱体或截头锥体来近似估算。然而,此传统方法具有显著的缺点。首先,体积的确定是非常粗略的近似。其次,很难创建可再现的测量结果,特别是如果由不同的操作者或者在不同的时间点执行不同的测量。

[0024] 根据本发明的各方面的方法通过提供对肢体的体积的精确且可再现的确定而完全去除了这些缺点,因为体积的确定是基于所测量的3D数据的。因此可以观察肢体的体积随时间的改变。能够检测到淋巴水肿的起始,并且能够确定治疗性治疗的成功性或者患者对特定治疗的单独响应。

[0025] 基于用根据本发明的各方面的方法执行的肢体体积的确定,还可以对患者的左右肢体进行比较。比较对应肢体的体积是用于诊断两个肢体中的一个是否受到淋巴水肿的影响的公知指标。例如,可以比较患者的左臂和右臂或者左腿和右腿。此外,还可以比较体积的绝对值。这可以是有利的,因为例如可以鉴于一个肢体的总体积来分析两个肢体的体积之间的差异。测量结果可以类似如下:左臂的体积比右臂的体积高10%。

[0026] 结合肢体的3D表示,可以产生体积分布。例如,可以计算在肢体的纵向延伸上的体积值。这允许医生检测出肢体中似乎受到淋巴水肿影响的某些部位。此测量可以与荧光图像相结合。医生可以对初步诊断进行验证或证伪,其中诊断能够有利地基于全新的标准来进行。这增强了诊断的质量,诊断不再包括由于医生的个人经验和资质所造成的个人成分,与此相比,结果是基于客观测量的。

[0027] 根据本发明的另一有利实施方式,方法还包括以下步骤:叠加肢体的至少区段的3D表示的可视化和荧光图像从而提供重叠图像并且输出重叠图像作为荧光图像和3D表示的可视化的输出。

[0028] 荧光图像和3D表示的可视化的输出可以通过例如在屏幕或监视器上并排显示两幅图像来执行。荧光图像中将可见的对象可以在3D表示的可视化中的相同位置找到。这可以通过简单地比较可以在两幅图像中的对应位置处看到的结构来实现。然而,可以通过使用重叠图像来进一步简化此过程。重叠图像显著简化了3D图像和荧光图像中的对应部分的分配。因此,重叠图像为用户提供了快速且容易的方式来理解信息。

[0029] 根据又一实施方式,方法的进一步增强在于:捕获荧光图像的步骤和捕获关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据的步骤是同时执行的。

[0030] 特别是,捕获荧光图像的荧光成像单元和捕获关于表面的拓扑的数据的拓扑捕获单元被布置在单个装置中。此外,这些单元被配置成可以同时执行图像数据的获取和拓扑数据的获取。

[0031] 根据又一有利实施方式,方法的进一步增强在于:至少在第一测量系列(series)和第二测量系列中执行捕获荧光图像和关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据以及根据捕获的数据确定肢体的至少区段的3D表示的步骤,其中不同的测量系列在不同的肢体上或在不同的时间点执行,并且其中输出的步骤包括输出第一系列和第二系列的荧光图像和3D表示的可视化,其中特别是,第一系列和第二系列的荧光图像和3D表示的可视化被输出为至少一个差分图像。

[0032] 例如,可以在患者的第一次检查预约时捕获第一系列。第二系列是在同一患者返回第二次检查预约时捕获的。通过比较两个系列的数据,能够观察淋巴水肿的发展或过程或者能够评估治疗的成功性。

[0033] 在另选的应用场景中,第一系列的数据可以在例如患者的左臂上捕获。第二系列的数据在患者的右臂上捕获。通常,淋巴水肿仅影响两个肢体中的一个,例如,左臂而非右臂。通过比较左右肢体,能够评估淋巴水肿的程度。

[0034] 根据又一有利实施方式,方法还包括以下步骤:捕获肢体的表面的至少区段的可见光图像,其中荧光图像和可见光图像的查看方向和/或透视方法通过已知关系关联,并且输出的步骤包括:将可见光图像与荧光图像和3D表示的可视化一起输出。

[0035] 换句话说,包括关于荧光和拓扑的信息的数据集由可见光图像补充。与可见光图像的结合可以帮助用户注意到患者的肢体上的检测到某种现象的位置。这可以通过将可见光图像与真实世界进行比较来容易地执行。可以通过例如对患者的肢体上的某些区域进行标记来支持特定点的标识。这些标记将在可见光图像中可见并且能够帮助医生精确定位某些感兴趣的区域。

[0036] 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荧光剂的组织的肢体的表面。如果组织被布置在肢体的表面处,则肢体的表面的成像包括组织的表面的成像。

[0037] 自然地,拓扑数据和荧光图像的捕获常常限于肢体的某一区段。换句话说,无法在单幅图像中对整个肢体(例如,整个手臂或腿部)进行成像。以下实施方式消除了此缺陷。有利地,方法还包括以下步骤:

[0038] 重复捕获荧光图像和捕获可见光图像的步骤以提供一系列的荧光图像和一系列的可见光图像,其中在捕获一系列的荧光图像和可见光图像时成像的肢体的至少区段中执行关于肢体的表面的拓扑的数据的捕获,

[0039] 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,拼接算法确定并应用拼接参数集,

[0040] 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,其中,

[0041] 输出的步骤包括:

[0042] 将扩大可见光图像与扩大荧光图像以及3D表示的可视化一起输出。

[0043] 有利地,可以输出示出例如整个肢体的两幅扩大图像并且给用户优异的概览。拼接处理在通常包括更多区别特征的可见光图像的基础上开始。这些特征允许拼接算法重新布置计划要拼接在一起的图像。为此目的,需要在需要拼接在一起的两幅图像中找到特定的特征。还可以创建此类区别特征。这可以例如通过在患者的肢体的表面上施加标记来实现。对于荧光图像,没有类似的方法可用。除此之外,荧光图像通常缺乏大量的显著特征。这是为什么拼接算法在对荧光图像执行拼接时经常具有问题。通过在可见光图像和荧光图像上应用具有相同参数的拼接算法(其中拼接参数是从可见光图像中推导出的),可以完全去除此缺点。

[0044] 根据本发明的又一实施方式,荧光图像和可见光图像的查看方向和透视方法是相同的。特别是,荧光图像和可见光图像是通过同一个物镜捕获的。当荧光图像和可见光图像是使用固定的空间关系(特别是,相对于查看方向和透视方法)捕获的时,这有利于在两个数据集(即,可见光图像和荧光图像)上执行拼接算法。通过经由同一个物镜捕获图像,可以容易地符合此前提条件。

[0045] 根据又一有利实施方式,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。在没有时间切换的情况下,可

以实现较高的帧重复率。这可以与例如每秒60帧一样高或更高。实时图像通常期望较高的帧率。这为各种应用开辟了领域。

[0046] 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。此单个图像捕获装置提供了易于使用的紧凑型工具。

[0047] 根据本发明的各方面的方法的进一步增强在于:荧光信号的测量是在已添加至少第一荧光剂和第二荧光剂的组织上执行的,其中捕获荧光图像的步骤包括:

[0048] 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

[0049] 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,并且输出的步骤包括:

[0050] 输出第一荧光图像和第二荧光图像以及3D表示的可视化。

[0051] 使用两种荧光波长进行荧光成像开辟了新领域并且是频繁的客户需求。根据另一实施方式,第一荧光染料可以是例如亚甲基蓝并且第二染料可以是ICG。根据本实施方式,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和捕获由第二荧光染料发射的荧光的第二荧光图像。两幅图像的捕获特别是在没有时间切换的情况下执行的。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。

[0052] 荧光染料(同样适用于第一荧光染料和第二荧光染料)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。

[0053] 本发明的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肢体的组织中的荧光信号,并确定肢体的至少一区段的3D表示,其中已添加荧光剂的组织形成肢体的一部分,图像捕获和处理装置包括图像捕获装置,图像捕获装置包括:

[0054] 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,

[0055] 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,

[0056] 拓扑捕获单元,其被配置为关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据并且根据捕

获的数据确定肢体的至少区段的3D表示,图像捕获和处理装置还包括处理装置,处理装置包括:

[0057] 输出单元,其被配置为输出荧光图像和3D表示的可视化。

[0058] 相对于测量荧光信号和确定3D表示的方法已经提及的相同或类似的优点也以相同或类似的方式应用于图像捕获和处理装置,并因此不应重复。

[0059] 根据有利实施方式,图像捕获和处理装置的处理装置还包括:

[0060] 体积确定单元,其配置为从3D表示中确定肢体的至少区段的体积,并且其中输出单元还被配置为:

[0061] 将荧光图像和3D表示的可视化与确定的体积的可视化一起输出。

[0062] 确定3D表示、荧光信号和肢体的体积值的可能性为图像捕获和处理装置的用户提供了诊断例如淋巴水肿的优异基础。

[0063] 处理装置的进一步增强可以在于:它附加地包括叠加单元,其被配置为叠加肢体的至少区段的3D表示的可视化和荧光图像从而提供重叠图像,并且输出单元被配置为输出重叠图像作为荧光图像和3D表示的可视化的输出。

[0064] 此外,装置的进一步增强可以在于:荧光成像单元和拓扑捕获单元被配置为同时执行荧光图像的捕获和关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据的捕获。

[0065] 3D数据和荧光数据可以被可见光图像数据有利地补充。因而,根据本发明的各方面的图像捕获装置可以有利地还包括:

[0066] 可见光成像单元,其被配置为捕获肢体的表面的至少区段的可见光图像,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/或透视方法通过已知关系关联,并且

[0067] 输出单元被配置为将可见光图像与荧光图像和3D表示的可视化一起输出。

[0068] 此外,装置的进一步增强可以在于:

[0069] 荧光成像单元和可见光成像单元被进一步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和一系列的可见光图像,其中拓扑捕获单元被配置为在捕获一系列的荧光图像和可见光图像时成像的肢体的至少区段中捕获关于肢体的表面的拓扑的数据,处理装置还包括:

[0070] 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肢体的扩大可见光图像,其中,拼接算法确定并应用拼接参数集,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,并且其中,

[0071] 输出单元被配置为将扩大可见光图像与扩大荧光图像以及3D表示的可视化一起输出。

[0072] 根据又一有利实施方式,叠加单元可以被配置为叠加扩大可见光图像和扩大荧光图像以提供肢体的重叠图像。输出单元还可以被配置为将重叠图像与3D表示的可视化一起输出。

[0073] 根据又一有利实施方式,装置的进一步增强可以在于: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是相同的,其中特别是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是通过同一个物镜捕获的。

[0074] 此外,装置的有利的增强在于: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。

[0075] 根据又一有利实施方式,图像捕获装置通过以下被进一步增强:二向色棱镜组件,其被配置为通过入口面接收形成荧光图像的荧光和形成可见光图像的可见光,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,

[0076] 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,

[0077] 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,

[0078] 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

[0079] 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,

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 根据又一方面,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过滤器,第二光学路径设置有第二过滤器,并且第三光学路径设置有第三过滤器,其中,

[0083] 第一过滤器、第二过滤器和第三过滤器按任意顺序为绿色过滤器、红外过滤器和红/蓝图案过滤器,红/蓝图案过滤器以交替的图案包括红色过滤器和蓝色过滤器,使得由红/蓝图案过滤器接收到的光的一半经过蓝色过滤器并且由红/蓝图案过滤器接收到的光的一半经过红色过滤器。

[0084] 此外,根据另一方面,第一过滤器、第二过滤器和第三过滤器按任意顺序为红/绿/蓝图案过滤器(RGB过滤器)、第一红外过滤器和第二红外过滤器,其中特别是,第一红外过滤器和第二红外过滤器具有不同的透射波长。

[0085] 换句话说,第一红外过滤器和第二红外过滤器用于过滤不同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。第一红外过滤器和第二红外过滤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过滤器(并且特别是被第二过滤器阻挡),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过滤器(并且特别是被第一过滤器阻挡),并且可以在对应的第二传感器上被检测到。例如,第一过滤器可以被配置为测量亚甲基蓝的荧光发射,而第二过滤器可以被配置为测量ICG的荧光发射。

[0086] 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。

[0087] 此外,通过诊断淋巴水肿的方法解决了上述目的,方法包括以下步骤:

[0088] 向肢体施用荧光剂,

[0089] 测量已施用荧光剂的肢体的组织中的荧光信号,并确定肢体的至少一区段的3D表示,其中已添加荧光剂的组织形成肢体的一部分,

[0090] 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,

[0091] 捕获关于肢体的至少区段的表面的拓扑的数据并且根据捕获的数据确定肢体的至少区段的3D表示,

[0092] 输出荧光图像和3D表示的可视化,

[0093] 通过分析荧光图像和3D表示的可视化,推导与淋巴水肿相关的诊断结果,特别是与淋巴水肿的严重性或程度相关的诊断结果。

[0094] 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肢体执行人工检查。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。此外,方法提供了比传统方法更好的结果。特别是,能够免除不精确的卷尺方法。

[0095] 根据实施方式,3D表示的可视化可以通过确定的体积的可视化来补充。换句话说,肢体的至少区段的体积是从3D表示中确定的,并且体积与荧光图像和3D表示的可视化一起输出。确定的体积的可视化可以是图形例示,例如,色阶例示。然而,图形例示还应当包括将确定值表示为数值。

[0096] 诊断淋巴水肿的方法还可以包括对不止一个肢体执行诊断。例如,方法可以在患者的左肢和右肢上执行。由此可以进行鉴别诊断。

[0097] 此外,方法的增强可以在于:通过在患者的脚部或手部的指/趾骨(phalange)之间的组织中注入荧光剂来向患者的手臂或腿部施用荧光剂。

[0098] 本发明的目的还通过淋巴水肿的长期治疗方法来解决,该方法包括以下步骤:

[0099] 执行根据本方法的上述实施方式中的一个或更多个的对于淋巴水肿的诊断,

[0100] 对患者执行治疗,该治疗根据对于淋巴水肿的诊断结果进行调整,

[0101] 重复诊断淋巴水肿和对患者执行治疗的步骤,其中在每次迭代中,治疗根据对淋巴水肿的诊断来进行调整,特别是根据淋巴水肿的严重性或程度进行调整。

[0102] 根据本发明的各方面的长期治疗的方法特别有用,因为与传统方法相比,淋巴水

肿的诊断提供了相对于疾病的严重性或程度的客观结果。因此,可以从客观的角度分析长期治疗的成功性。因而,能够增强诊断和治疗。

[0103] 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

[0104] 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:

[0105] 图1是图像捕获和处理装置的示意图,

[0106] 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,

[0107] 图3是包括荧光成像单元和拓扑捕获单元的图像捕获装置的简化图,

[0108] 图4是包括3D表示的可视化和荧光图像的重叠图像的简化图,

[0109] 图5的a)是可见光图像的示例,

[0110] 图5的b)是对应的荧光图像,

[0111] 图6是扩大重叠图像,其是部分地根据图5的a)和图5的b)所示的示例性可见光图像和荧光图像产生的,

[0112] 图7是示出图像捕获装置的内部棱镜组件的示意图,

[0113] 图8是拼接算法的流程图,

[0114] 图9是示出图像捕获装置的另一内部棱镜组件的示意图,

[0115] 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附图标记,以便防止元件或部件被重新介绍。

具体实施方式

[0116] 图1例示了图像捕获和处理装置2,其被配置为测量患者6的肢体4的组织中的荧光信号。仅通过示例的方式,患者6的肢体4是手臂。也可以在患者6的其它肢体4(例如,腿部)上执行荧光信号的测量。

[0117] 在测量最初开始之前,在患者的肢体4的组织中施用(即,注入)荧光剂8。用于测量肢体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。

[0118] 荧光剂8例如是ICG或亚甲基蓝。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。

[0119] 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对患者的肢体4进行检查。

[0120] 图像捕获装置10被配置为对肢体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。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)。

[0121] 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。

[0122] 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。

[0123] 此外,图像捕获装置10包括拓扑捕获单元40。拓扑捕获单元40可以是线扫描仪或LIDAR扫描仪、点云产生器或可以从对象产生3D数据集的任何其它合适装置。

[0124] 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过滤器和电子器件(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过滤器和电子器件(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肢体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。

[0125] 可见光成像单元24是可选单元。换句话说,图像捕获装置10可以被配置成它仅包括荧光成像单元22和拓扑捕获单元40。没有偏见并且仅为了简化说明,将参照包括两个单元(即,荧光成像单元22和可见光成像单元24)的图像捕获装置10。

[0126] 图像捕获装置10也可以是3D相机,其适于捕获一对立体图像,并从立体图像中计算出包括深度信息的3D图像。在这种情况下,拓扑捕获单元40可以由能够从3D图像数据中计算出关于患者的肢体4的表面11的拓扑的数据的处理单元代替。在这种情况下,不需要单独的传感器来获取关于肢体4的表面11的拓扑的数据。

[0127] 拓扑捕获单元40被配置为捕获关于患者6的肢体4的至少一区段的表面11的拓扑的数据。此外,拓扑捕获单元40被配置为根据捕获的数据确定肢体4的至少区段的3D表示。

[0128] 图像数据和关于3D表示的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)。

[0129] 处理装置12包括输出单元42,其被配置为输出荧光图像和3D表示的可视化。3D表示的可视化可以在处理装置12中(例如,由输出单元42)计算。处理装置12还可以包括未单独示出并且可以被视为拓扑捕获单元40的一部分的另一单元。此单元被配置为根据例如由拓扑捕获单元40的扫描装置捕获的3D表示的数据来计算3D表示的可视化。3D表示的可视化可以例如是点云、网格网络结构、3D模型渲染或任何其它合适的3D例示。

[0130] 图3例示其中包括荧光成像单元22和拓扑捕获单元40的图像捕获装置10捕获荧光图像和关于肢体4的表面11的拓扑的数据的情况。这是通过沿着肢体4的纵向方向L移动图像捕获装置10来实现的。扫描到的数据由输出单元42处理,并产生肢体4的3D表示的可视化44。

[0131] 图4例示了这种可视化44。仅通过示例的方式,可视化44是点云。肢体4的可视化44

可以显示在处理装置12的显示器14上(参见图2)。

[0132] 图3还例示了肢体4的表面11的拓扑的测量,其与现有技术形成对比。传统方法是通过所谓的卷尺法来确定患者的肢体4的体积。例如,围绕患者的手臂以规则的间隔放置卷尺。在图3中,卷尺被例示为黑线。手臂在卷尺的位置处的周长被确定,并且总体积由周长等于卷尺的相应位置处测量到的周长的圆柱体或截头锥体来近似估算。然而,此传统方法是非常粗略的近似。此外,它遭受不一致性和测量误差。难以将不同测量的值进行比较,特别是如果由不同人或者在不同的时间点执行测量。

[0133] 返回参照图4,可以看出,根据3D表示(其意味着对患者6的肢体4的表面11的拓扑进行表征的3D数据),可以计算出肢体4的体积V。为了计算肢体4的体积V,处理装置12包括体积确定单元46。体积确定单元46被配置为根据3D表示确定肢体4的至少区段的体积V。已计算出的体积V可以与3D表示的可视化44一起显示。例如,体积V可以用简单的8位数字显示,这如图4所示,其中确定的体积的可视化48为:“V=xy cm^3”。

[0134] 此外,处理装置12包括叠加单元30,其被配置为叠加肢体4的至少区段的3D表示的可视化44与荧光图像,从而提供重叠图像9。输出单元42因此被配置为输出重叠图像9。

[0135] 在图4中通过示出例示了荧光图像7的云状结构来进行例示。在肢体4的此部分中,存在高浓度的荧光剂,这是不足的淋巴输送的强指示。此信息与患者的肢体4的3D显示的可视化44和关于体积V的信息合并在一起。这些信息全部一起形成重叠图像9。这为用户提供了用于例如淋巴水肿的后续诊断的非常好的数据库。

[0136] 此外,荧光图像7的捕获和关于肢体4的区段的表面11拓扑的数据的捕获以及随后根据捕获的数据确定肢体4的区段的3D表示,可以针对至少第一测量系列并且针对第二测量系列来执行。不同的测量系列可以在不同的肢体4上或在不同的时间点执行。例如,第一测量系列可以在患者6的左臂上执行并且第二测量系列可以在患者6的右臂上执行。也可以在第一次检查预约期间执行第一测量系列并且在第二次检查预约(其例示是更晚的时间(几周或几个月之后))期间执行第二测量系列。输出单元42被配置为输出第一系列和第二系列的荧光图像以及3D表示的可视化。输出单元42还被配置为产生并输出差分图像,差分图像是根据第一系列和第二系列的捕获数据来计算的。换句话说,第一系列和第二系列的荧光图像以及3D表示的可视化44被输出成:第一系列和第二系列之间的差异在差异图像中高亮。通过在差分图像中输出此信息,第一系列和第二系列的数据之间的差异可以被容易地可视化。例如,患者6的左臂和右臂之间的体积V的差异。通常,仅一只手臂受到淋巴水肿的影响。因而,通过这种比较可以使淋巴水肿的数量或程度容易地可视化。通过比较第一次检查预约与第二次检查预约的测量的结果,疾病的进展可以被可视化或者治疗性治疗的效果可以被可视化。在这两种情况下,系统的用户被提供以非常好的数据库以用于进一步的诊断和治疗。

[0137] 此外,图像捕获装置10可以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。

[0138] 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。

[0139] 图像捕获装置10还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。同时,拓扑捕获单元40捕获关于肢体4的表面11的拓扑的数据。此操作可以由操作荧光成像单元22的图像传感器、可见光成像单元24的图像传感器和拓扑捕获单元40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和图3)沿着患者6的肢体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。这特别涉及可见光图像。

[0140] 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,以产生肢体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的肢体4的更大区段。

[0141] 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。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。

[0142] 跟随在拼接之后,扩大可见光图像和扩大荧光图像与3D表示的可视化44一起输出。例如,图像和3D表示的可视化44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肢体4中的对应位置准确地找到。这使得医生3能够准确地注意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。

[0143] 也可以将可见光图像、荧光图像和3D表示的可视化44叠加,特别是,扩大可见光图像和扩大荧光图像与3D表示的可视化44一起叠加,从而提供肢体4的重叠图像,特别是扩大重叠图像。这可以由处理装置12的叠加单元30执行。重叠图像也可以经由显示器14输出。

[0144] 图5的a)示出了可见光图像5的示例,其中患者6的肢体4的表面11的驱动是可见的。仅通过示例的方式,描绘了患者的腿部的区段。图5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。

[0145] 在图6中,存在重叠图像9,其中除了图5的a)和5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。此外,重叠图像9包括3D表示的可视化44。此可视化类似于参照图4已经说明的可视化44。仅通过示例的方式,图6所示的重叠图像9免除了体积的可视化48。

[0146] 在图6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,可以提供几乎示出了患者6的整个肢体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。

[0147] 在图7中,存在图像捕获装置10的棱镜组件20的实施方式。这涉及到图像捕获装置10被配置为同时获取可见光图像5和荧光图像7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。

[0148] 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。

[0149] 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。

[0150] 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):

[0151] 传感器D1(例如,第一近红外)路径:A+B+C

[0152] 传感器D2(例如,第二近红外)路径:A+D+E+F+G

[0153] 传感器D3(例如,红色)路径:A+D+E+H+I+J+K

[0154] 传感器D4(例如,蓝色)路径:A+D+E+H+I+L+M+N

[0155] 传感器D5(例如,绿色)路径:A+D+E+H+I+L+O

[0156] 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。

[0157] 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。

[0158] 路径I中的更大的气隙可以用于附加的过滤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过滤器或者应当填充有玻璃补偿器。

[0159] 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。

[0160] 图8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24。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,它们是拼接结果(S19)。

[0161] 在图9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。

[0162] 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)被再次反射朝向过滤器F3和传感器D3。从J到K的反射是内反射。因此,过滤器F3和传感器D3接收由涂层C1反射的光,并且以类似的方式,过滤器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)。过滤器F5和传感器D5接收来自不受阻碍地穿过棱镜的束O的光。

[0163] 当参照入射光被分割成红色、绿色、蓝色分量的实施方式时,涂层和过滤器被相应地选择。

[0164] 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,过滤器F3可以是图案过滤器(红/蓝)。特别是,存在呈交替图案的红色和蓝色过滤器的阵列。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。过滤器F4可以是绿色过滤器,这意味着过滤器仅包括绿色过滤器。存在单个像素网格,其中在每个像素处接收的光用绿色过滤器进行过滤。过滤器F5可以是IR过滤器。每个像素用IR过滤器进行过滤。

[0165] 一般地,涂层C1、C2应当与过滤器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过滤器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,使得过滤器F4应当是红/蓝图案过滤器,并且F5应当是绿色过滤器。

[0166] 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和过滤器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。

[0167] 类似地,当参照图7中的棱镜组件20时,涂层S1、S2、S3、S4、C1和C2以及过滤器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。

[0168] 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。

[0169] 参考标号列表

[0170] 2 图像捕获和处理装置、

[0171] 3 医生

[0172]	4	肢体
[0173]	5	可见光图像
[0174]	6	患者
[0175]	7	荧光图像
[0176]	8	荧光剂
[0177]	9	重叠图像
[0178]	10	图像捕获装置
[0179]	11	表面
[0180]	12	处理装置
[0181]	14	显示器
[0182]	16	照射单元
[0183]	18	物镜
[0184]	20	棱镜组件
[0185]	22	荧光成像单元
[0186]	24	可见光成像单元
[0187]	26	数据链路
[0188]	28	拼接单元
[0189]	30	叠加单元
[0190]	40	拓扑捕获单元
[0191]	42	输出单元
[0192]	44	3D表示的可视化
	46	体积确定单元
	48	体积的可视化
	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
	L	纵向
	V	体积

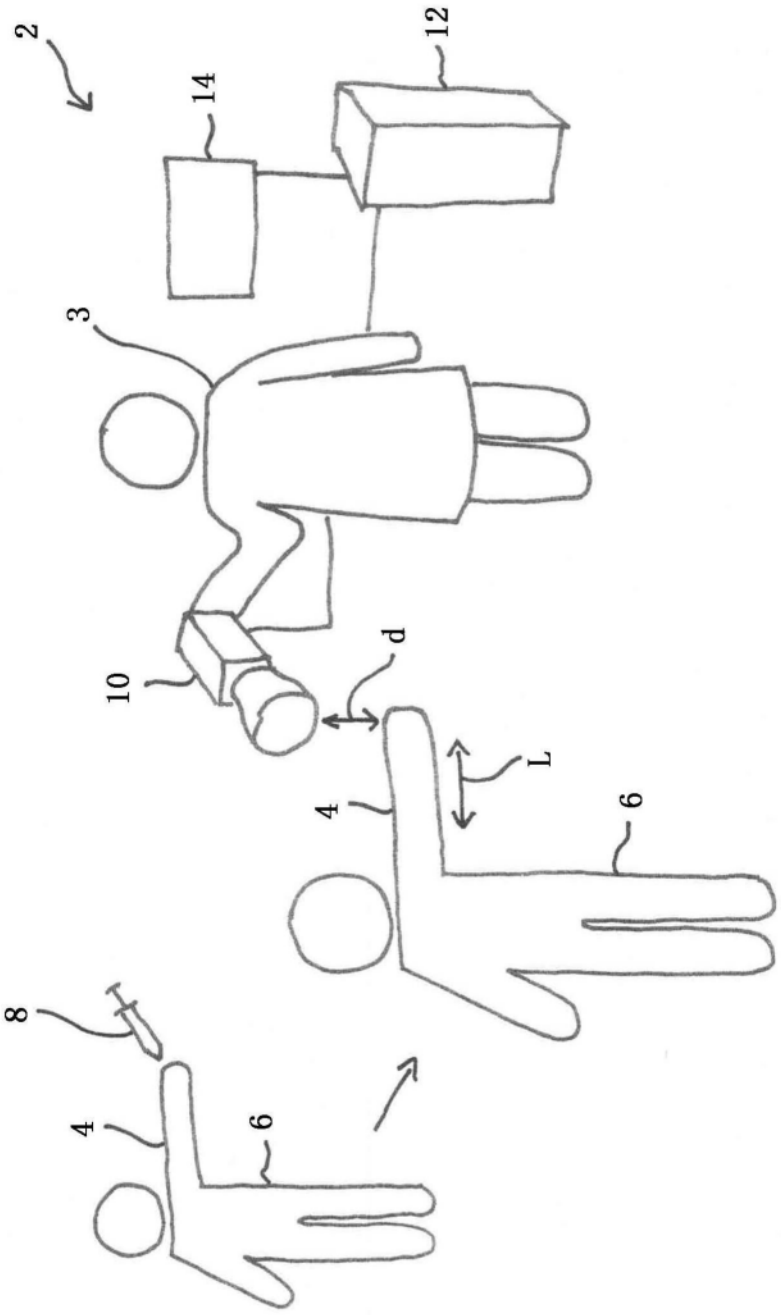


图1

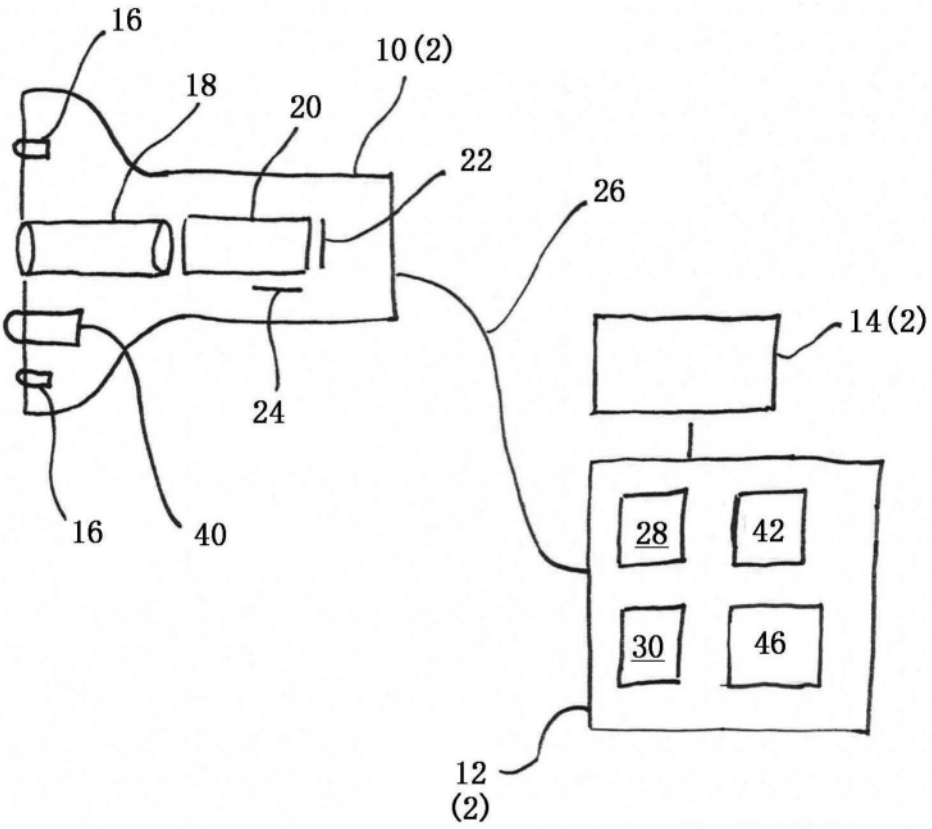

16
18
20
10(2)
22
26
14(2)
24
16
40
28
42
30
46
12
(2)

图2

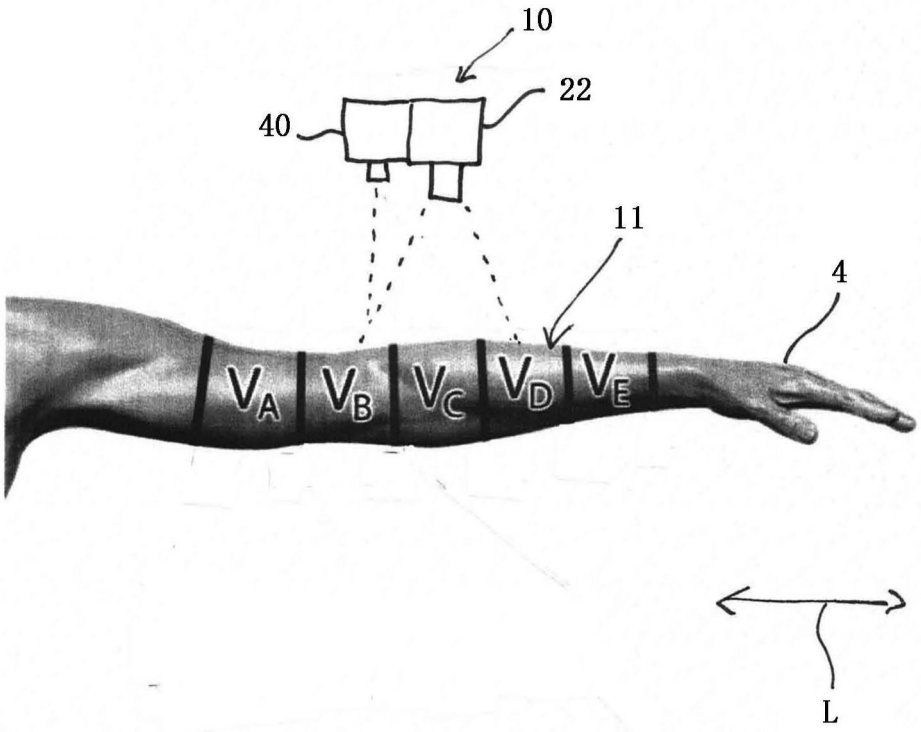

10
22
40
11
4
VA
VB
VC
VD
VE
L

图3

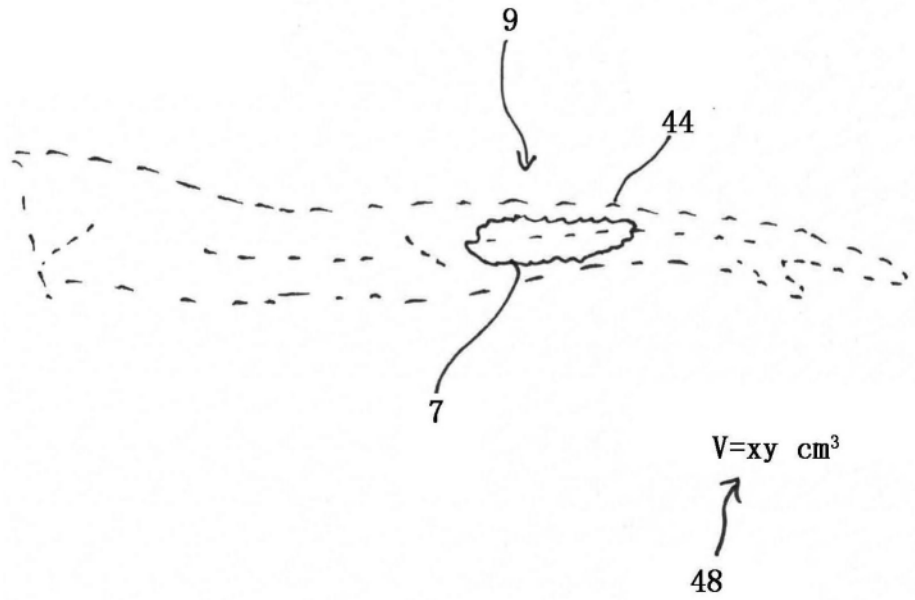


图4

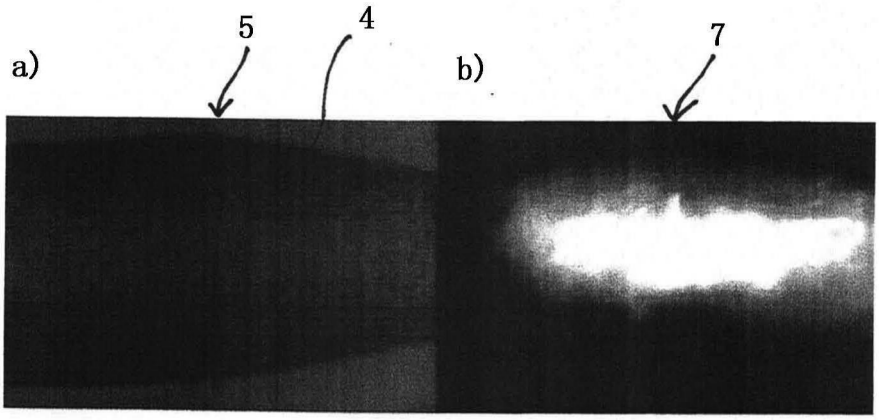


图5

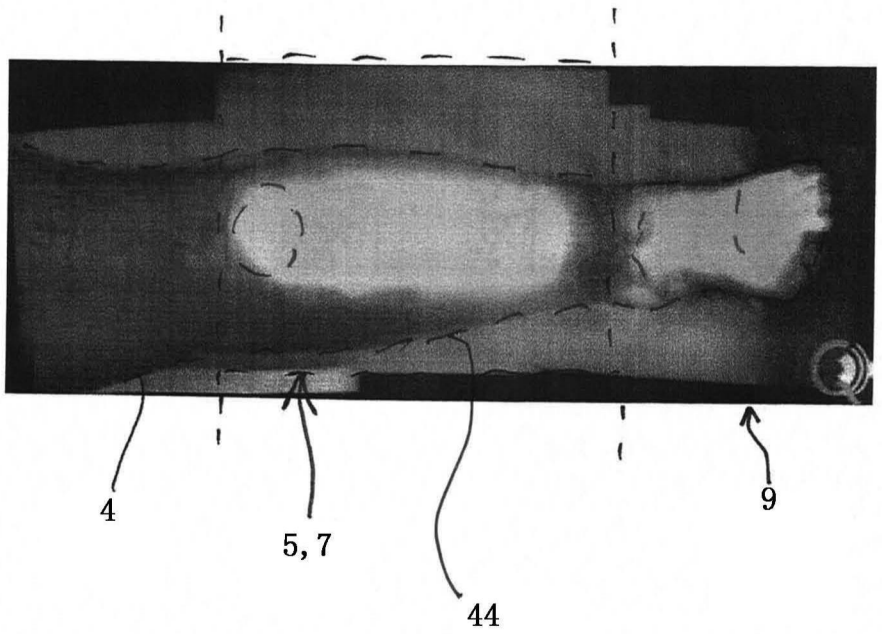


图6

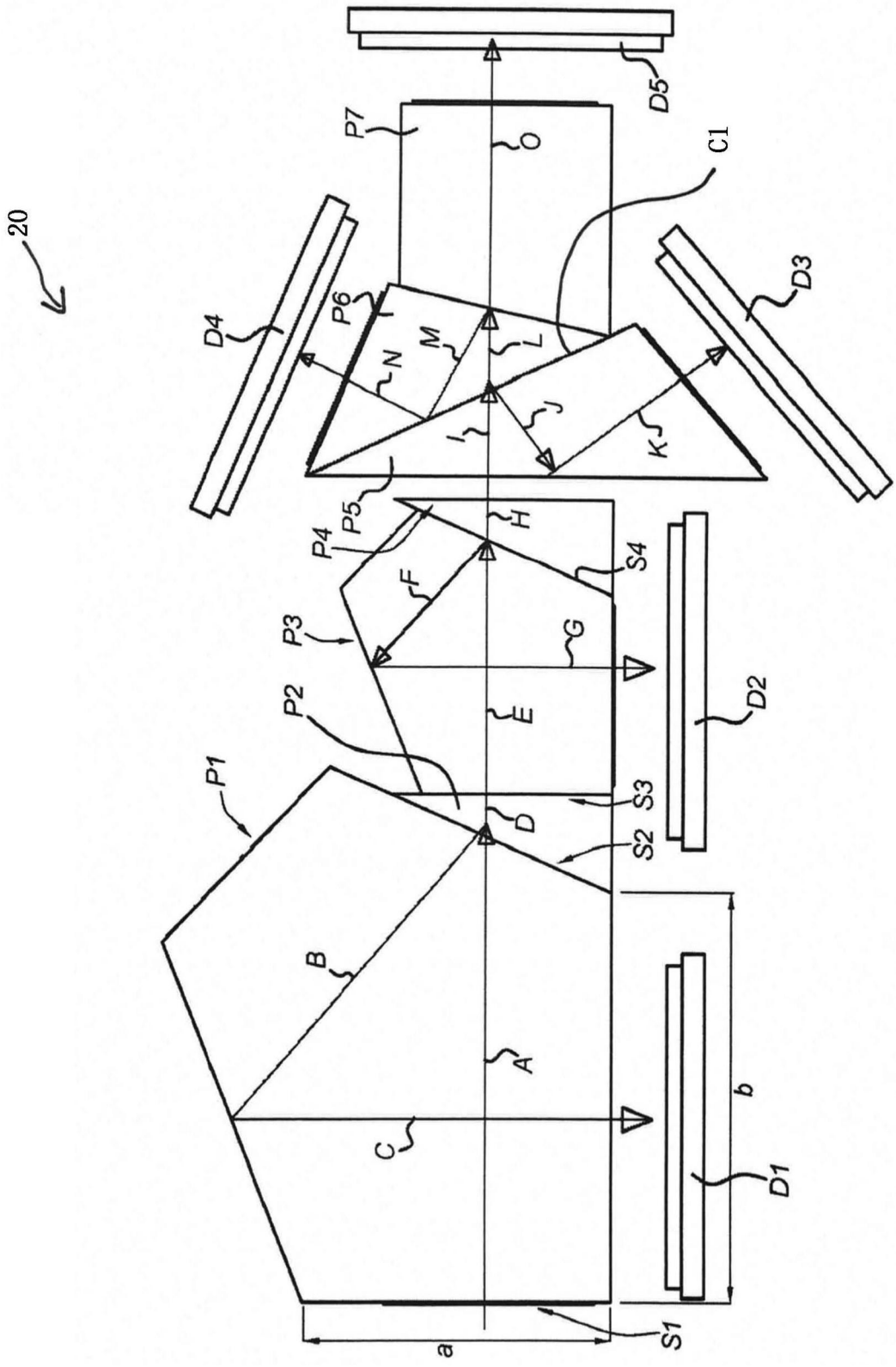

20
D5
P7
O
C1
D4
P6
N
M
L
D3
I
J
K
P5
P4
H
S4
F
P3
G
D2
P2
E
P1
S3
D
S2
B
A
b
C
D1
S1
a

图7

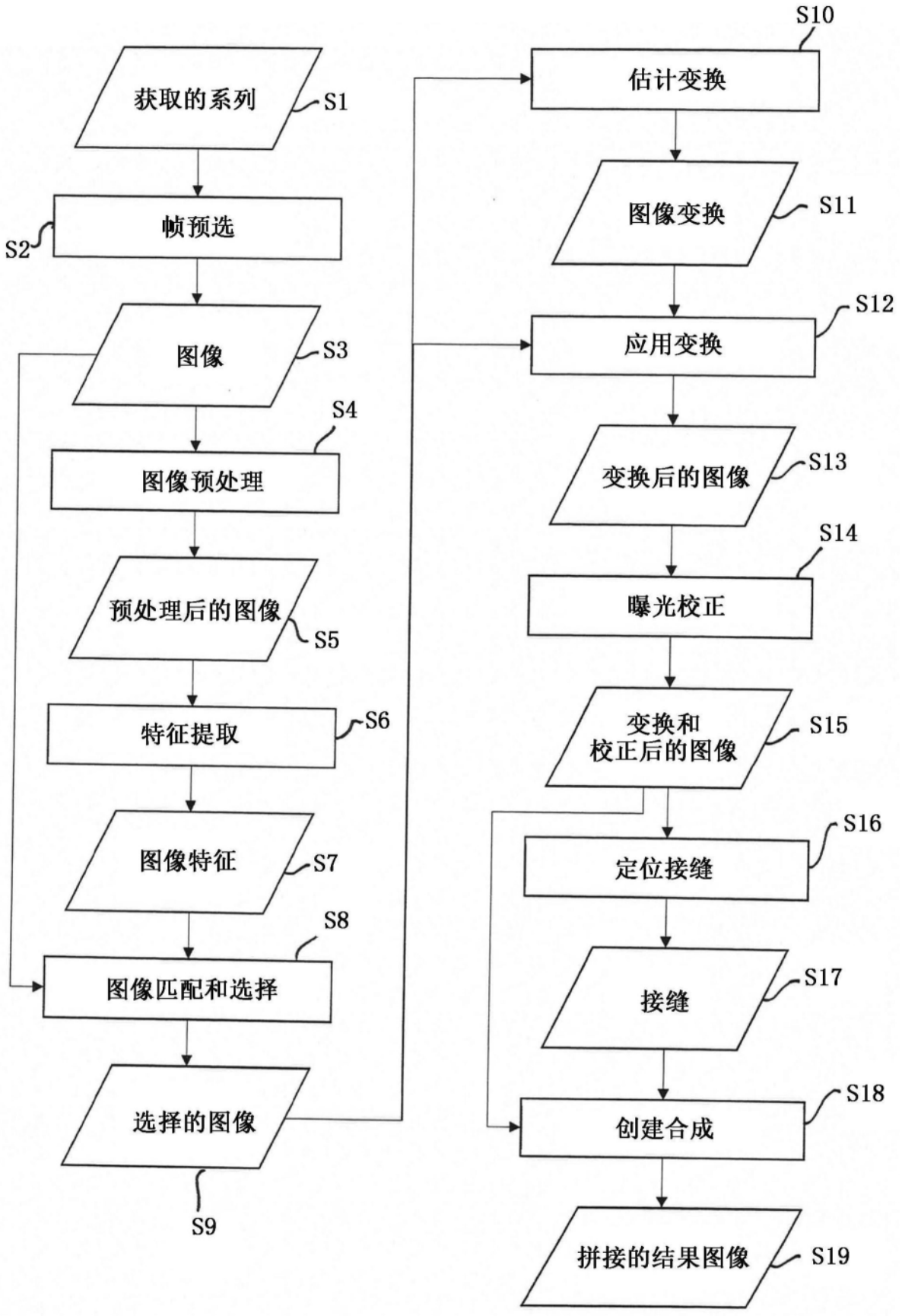

获取的系列
S1
帧预选
S2
图像
S3
图像预处理
S4
预处理后的图像
S5
特征提取
S6
图像特征
S7
图像匹配和选择
S8
选择的图像
S9
估计变换
S10
图像变换
S11
应用变换
S12
变换后的图像
S13
曝光校正
S14
变换和
校正后的图像
S15
定位接缝
S16
接缝
S17
创建合成
S18
拼接的结果图像
S19

图8

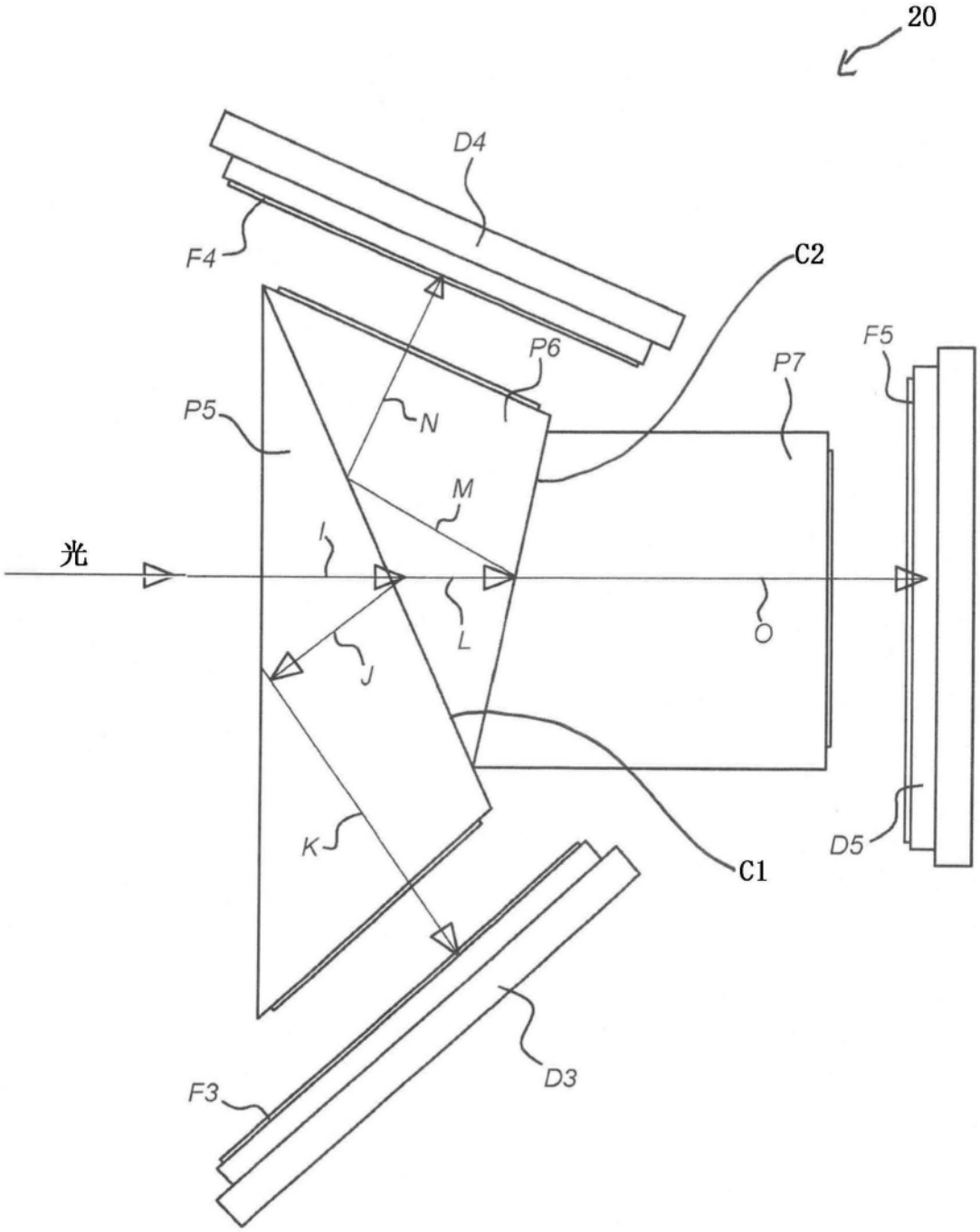


图9