



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111727459 B

(45) 授权公告日 2022. 12. 06

(21) 申请号 201980013224.7

S · P · 普雷弗尔哈尔

(22) 申请日 2019.01.29

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(65) 同一申请的已公布的文献号

72002

申请公布号 CN 111727459 A

专利代理师 刘兆君

(43) 申请公布日 2020.09.29

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

G06T 7/77 (2006.01)

18156749.6 2018.02.14 EP

G06T 7/30 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2020.08.13

CN 103402453 A, 2013.11.20

(86) PCT国际申请的申请数据

CN 104619250 A, 2015.05.13

PCT/EP2019/052029 2019.01.29

US 2014121502 A1, 2014.05.01

(87) PCT国际申请的公布数据

CN 105025803 A, 2015.11.04

W02019/158350 EN 2019.08.22

Shih-Yu Sun et al..Probe Localization for Freehand 3D Ultrasound by Tracking Skin Features.《MICCAI》.2014,

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

审查员 程呈

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J · 萨巴奇恩斯基 M · 格拉斯

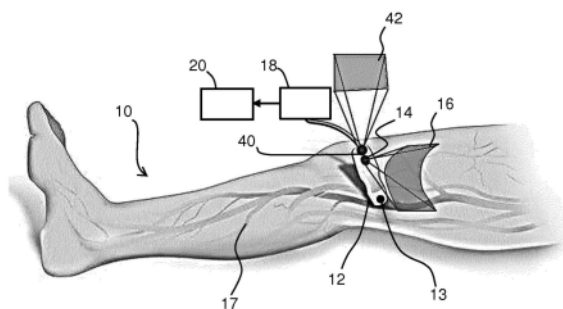
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

拼接多幅图像的成像系统和方法

(57) 摘要

一种成像系统结合了用于获得关于在对象的表面以下的感兴趣结构的图像数据的探头,用于获得对象的表面的图像的第一相机以及用于捕获环境的图像的第二相机。获得对象的表面的表面模型,并且在该表面上跟踪探头的位置和/或取向。基于所跟踪的探头的位置来拼接在不同的位置和取向处采集的图像数据。



1. 一种成像系统,包括:

探头(12),其适于被放置在对象的表面上或附近,以采集所述对象的在所述表面以下的感兴趣结构的图像数据,

其中,所述探头包括:

成像换能器,其用于获得所述图像数据;

第一相机(14),其适于采集所述表面的图像;

第二相机(40),其适于从环境采集补充信息,所述第二相机被布置为指向所述环境的包括一个或多个固定特征的远程场景,所述第二相机与所述远程场景之间的距离大于所述第一相机与所述表面之间的距离,其中,当所述探头的位置和/或取向改变时,所述第二相机适于识别所述远程场景的所捕获的图像中的所述一个或多个固定特征的移动,其中,所述成像换能器、所述第一相机和所述第二相机相对于所述探头具有固定的位置和取向关系;以及

处理器(18),其适于同步地处理从所述成像换能器采集的图像数据和从所述第一相机和所述第二相机采集的图像,以构建以下各项的表面模型:(i)基于所述表面的图像的所述对象的所述表面的形状和纹理,以及(ii)基于第二相机补充信息的所述环境;并且适于基于所述对象的所述表面的所述形状和纹理的以及所述环境的所述表面模型来跟踪所述探头(12)在所述表面上的位置和/或取向;以及

处理器,其适于基于所跟踪的所述探头的位置和/或取向来拼接在不同的位置和/或取向处采集的图像数据。

2. 根据权利要求1所述的成像系统,其中,所述探头包括以下各项作为所述成像换能器:

超声换能器(13);或者

单光子发射计算机断层摄影SPECT成像设备;或者

X射线单元。

3. 根据权利要求1或2所述的成像系统,其中:

所述图像数据包括2D图像,并且所拼接的图像数据包括具有较大视场的2D图像;或者

所述图像数据包括2D图像,并且所拼接的图像数据包括3D体积的3D图像。

4. 根据权利要求1或2所述的成像系统,其中,所述探头的所述处理器(18)适于使用同时定位和映射SLAM算法来构建所述对象的所述表面模型。

5. 根据权利要求1或2所述的成像系统,其中,所述第一相机(14)和/或所述第二相机(40)包括光学相机、近红外相机或高光谱相机。

6. 根据权利要求1或2所述的成像系统,包括显示设备(20),其中,所述处理器(18)适于使用所述显示设备(20)来呈现处于配准中的所述对象的所述表面的图像和所述图像数据。

7. 一种系统,包括:

根据权利要求1-6中的任一项所述的成像系统;以及

用于执行介入流程的额外的系统,其中,所述成像系统适于在所述介入流程期间引导所述额外的系统。

8. 一种使用探头的成像方法,所述探头包括成像换能器以及第一相机和第二相机,其中,所述成像换能器、所述第一相机和所述第二相机相对于所述探头具有固定的位置和取

向关系,所述方法包括:

(50) 使用所述探头的所述成像换能器来采集对象的在所述对象的表面以下的感兴趣结构的图像数据,其中,所述探头被放置在所述对象的表面上或附近;

(52) 利用所述第一相机来采集所述表面的图像;

(56) 使用所述第二相机从环境采集补充信息,所述第二相机被布置为指向所述环境的包括一个或多个固定特征的远程场景,所述第二相机与所述远程场景之间的距离大于所述第一相机与所述表面之间的距离,其中,当所述探头的位置和/或取向改变时,所述第二相机适于识别所述远程场景的所捕获的图像中的所述一个或多个固定特征的移动;并且

在所述探头中,(54) 同步地处理从所述探头采集的图像数据以及从所述第一相机和所述第二相机采集的图像,所述处理包括:构建以下各项的表面模型:(i) 基于所述表面的图像的所述对象的所述表面的形状和纹理,以及(ii) 基于第二相机补充信息的所述环境;并且基于所述对象的所述表面的所述形状和纹理的以及所述环境的所构建的表面模型来跟踪所述探头在所述表面上的位置和/或取向;并且

基于所跟踪的所述探头的位置和/或取向来拼接所采集的图像数据。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中,对所述对象的所述表面模型的所述构建使用同时定位和映射SLAM算法。

10. 根据权利要求8或9所述的方法,包括:使用显示设备同时显示来自所述第一相机的信号和来自所述探头的信号。

11. 一种存储有计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括计算机程序代码单元,当所述程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码单元适于实施根据权利要求8至10中的任一项所述的方法。

拼接多幅图像的成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及其中将感兴趣结构的多幅图像拼接在一起的成像系统和方法。

背景技术

[0002] 通常,诸如超声成像之类的成像技术具有有限的视场。对于一些应用(例如对周围血管或肌肉骨骼疾病的诊断)来说,这种视场可能太小而无法进行准确及时的诊断。

[0003] 为了形成较大的图像(俗称全景图像),需要来自超声探头的不同位置和取向的多幅图像。全景成像允许显示完整的结构及其与周围解剖特征的关系,并且允许进行定量的长距离测量。目前,这些图像通过配准方法被拼接在一起,这些配准方法要么仅基于成像技术和软件(例如,散斑相关),要么基于需要预先校准的一组相机或额外硬件的外部跟踪设备。在成像技术的情况下,经配准的图像容易出错,产生速度慢,并且具有较大的失真。跟踪方法非常昂贵,因为需要将多个高质量的相机定位在特定位置中并且伴随有视觉识别软件的需求。其他配准方法可能也会涉及光学测量设备或电磁跟踪,这些设备也很昂贵并且需要额外的硬件。

[0004] 虽然常规的光学位置测量设备提供了很高的测量速度和相对较高的位置准确度,但是它们在旋转测量中的准确度可能会受到限制(具体取决于相机和目标的配置),并且对于一些应用(例如全景超声或单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像)所需的亚毫米级准确度来说可能不足。

[0005] 另外的问题是,所产生的全景图像与对象的解剖结构的特定特征不具有已知的位置关系,使得如果需要进一步的介入(例如针穿刺),则可能很难在对象的表面上找到正确的进入点。

[0006] Sun Shih Yu等人的“Probe localization for Freehand 3D Ultrasound by Tracking Skin Features”XP047318889公开了一种用于超声探头定位的系统,该系统还涉及皮肤表面映射,例如使用被安装到探头的相机和SLAM(同时定位和映射)算法进行的皮肤表面映射。

发明内容

[0007] 本发明由权利要求来限定。

[0008] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种成像系统,包括:

[0009] 探头,其适于被放置在对象的表面上或附近,以采集所述对象的在所述表面以下的感兴趣结构的图像数据,其中,所述探头包括:

[0010] 成像换能器,其用于获得所述图像数据;

[0011] 第一相机,其适于采集所述表面的图像;

[0012] 第二相机,其适于在比所述第一相机与所述表面之间的距离更大的距离处从环境采集补充信息;以及

[0013] 处理器,其适于构建以下各项的表面模型:(i)基于所述表面的图像的所述表面的

表面形状和纹理,以及(ii)基于第二相机补充信息的所述环境;并且适于基于所述表面模型来跟踪所述探头在所述表面上的位置和/或取向;以及

[0014] 处理器,其适于基于所跟踪的所述探头的位置和/或取向来拼接在不同的位置和/或取向处采集的图像数据。

[0015] 该成像系统生成感兴趣结构的拼接图像,使得可以实现大视场,由此形成所谓的全景图像。通过(优选同时)利用相机采集图像数据以及对象的表面和纹理的图像,无需任何额外的硬件布置就能够知道探头的取向和位置。以这种方式,图像配准不是必要的,因为根据经正确对准的图像已经形成了结果得到的被成像的感兴趣结构。

[0016] 表面的图像提供了对象的表面上的界标,并且这些界标可以被可视化并用于介入目的。通过提供形状和纹理的表面模型,可以提高识别表面位置的准确度。举例来说,表面模型使得操作者能够在以后的时间(几天、几周或几个月后)执行另一扫描,同时能够将探头定位在与先前的位置相同的位置处,使得能够在扫描图像之间进行准确比较。

[0017] 表面模型使得能够跟踪探头的位置和/或取向。图像分析还使得能够检测探头何时接触到对象。

[0018] 表面模型是在探头处局部生成的。(例如超声图像数据的图像数据的)图像拼接优选是远程执行的。由于表面模型是在探头处局部创建的,因此仅需要将坐标组合的表面模型(形状和纹理)与表示与该图像数据(例如,超声图像)相对应的探头位置和取向的图像数据一起传输即可。这使得能够利用从探头传输的最小数据量来执行拼接。

[0019] 在完全集成的解决方案中,图像拼接还可以在探头处执行。

[0020] 拼接可以用于形成由多幅2D图像形成的全景图像,或者拼接可以用于根据一组2D图像来生成一定体积的3D图像。

[0021] 在一个实施例中,探头可以是超声换能器。在另一实施例中,探头可以是手持式单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像设备。在另外的实施例中,探头可以是移动X射线单元。

[0022] 所述处理器优选适于使用同时定位和映射(SLAM)算法来构建所述对象的所述表面模型。

[0023] 通过使用SLAM算法(例如在机器人映射和自动导航行业中使用的SLAM算法),不仅能够知道探头在空间(即,在对象的皮肤上)的定位,而且还能够同时创建额外的图像(即,对象的皮肤的地图)。

[0024] 第二相机使得能够使用来自环境和对象表面的补充信息来构建表面模型,由此利用两个数据集而不是一个数据集来提高定位的准确度。特别地,当使用第二相机时,取向信息可以更准确。相机和探头具有固定且已知的位置和取向关系。第二相机可以例如指向正在执行成像的房间的天花板或墙壁。这提供了额外的参考框架。

[0025] 在本发明的系统中采用的任何相机可以是光学相机、近红外相机或高光谱相机。如果相机图像中没有诸如血管和皮肤褶皱之类的特征,则表面模型的构建可能无法最优地工作,因为定位功能无法很好地发挥作用。能够使用诸如近红外之类的光谱范围,因为这些光谱范围示出了浅血管以及更多的对象表面细节。一定范围的光谱的组合(被称为高光谱成像)也能够用于通过采集关于环境以及对象表面的更多数据来提高准确度。

[0026] 相机信号本质上是视频流,本领域已知的表面模型构建方法能够使用该视频流在

空间中定位相机(位置和取向),同时创建由相机成像的环境(即,对象的皮肤)图。

[0027] 对于其中探头是超声换能器的示例,由于超声信号数据与相机视频数据被耦合,优选是相机与超声换能器被刚性耦合在一起,因此,如果换能器-相机单元得到校准(即,从相机空间到超声空间的坐标变换是已知的),则还知道空间中超声图像的取向。

[0028] 表面模型的表示与(例如超声)图像数据一起被呈现在显示器上。该表示例如包括具有皮肤表面纹理的表示的对象的皮肤的3D表面网格,并且被呈现在具有与图像数据的空间耦合的显示器上。

[0029] 可以进一步分割所记录的图像。例如,当在多普勒模式下使用超声探头时,可以生成血管流图并将其与对象的表面模型相关。也可以对经分割的3D图像执行其他模拟,例如,血流储备分数(FFR)和瞬时无波比(iFR)。

[0030] 在优选实施例中,表面模型被与感兴趣结构的3D图像空间对准地呈现在显示器上。

[0031] 本发明还提供了一种处置系统,包括:

[0032] 如上所述的成像系统;以及

[0033] 与所述成像系统结合使用的介入处置系统。

[0034] 举例来说,如果处置系统利用介入X射线系统(C臂系统),则能够使用成像系统的额外的相机来相对于X射线系统定位图像数据和表面图像,以用于多模态图像整合。

[0035] 额外的相机优选也被固定到探头,但是它是远离对象的表面而指向介入系统(例如,X射线系统)的。因此,它可以用于相对于探头定位介入系统并然后相对于介入系统定位对象表面和探头图像。

[0036] 根据本发明的另一方面的示例,提供了一种使用探头的成像方法,所述探头包括成像换能器以及第一相机和第二相机,其中,所述成像换能器、所述第一相机和所述第二相机相对于所述探头具有固定的位置关系,所述方法包括:

[0037] 使用被放置在对象的表面上或附近的所述探头的所述成像换能器来采集所述对象的在所述对象的表面以下的感兴趣结构的图像数据;

[0038] 利用所述第一相机来采集所述表面的图像;

[0039] 使用所述第二相机在比所述第一相机与所述表面之间的距离更大的距离处从环境采集补充信息;并且

[0040] 在所述探头中,处理从所述探头采集的图像数据以及从所述第一相机和所述第二相机采集的图像,所述处理包括:构建以下各项的表面模型:(i)基于所述表面的图像的所述表面的表面形状和纹理,以及(ii)基于第二相机补充信息的所述环境;并且基于所构建的表面模型来跟踪所述探头在所述表面上的位置和/或取向;并且

[0041] 基于所跟踪的所述探头的位置和/或取向来拼接所采集的图像数据。

[0042] 作为图像数据处理的部分,表面模型的构建和位置跟踪是同时发生的。

[0043] 该处理方法并不依赖于相邻图像之间的一系列图像配准,而是依赖于由相机进行的定位。因此,它创建具有长距离准确度和低失真的体积图像。

[0044] 例如,对所述对象的所述表面模型的所述构建使用同时定位和映射(SLAM)算法。补充信息也可以是使用第二相机从环境获得的。

[0045] 该方法可以包括同步地读取来自相机的信号和来自探头的信号,以用于创建包括

表面的3D表面网格的地图。

[0046] 本发明可以至少部分地以软件来实施。

[0047] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得显而易见。

附图说明

[0048] 现在将参考附图来详细描述本发明的示例,在附图中:

[0049] 图1示出了在对象的表面上的具有相机的探头,该相机用于拍摄图像以供在表面模型构建中使用;

[0050] 图2示出了针对跟腱的多模态图像数据叠加物的艺术表示;

[0051] 图3示出了具有额外的相机的另外的探头,该额外的相机用于从环境捕获补充图像;

[0052] 图4示出了成像方法;并且

[0053] 图5示出了可以形成图1的探头的超声换能器部分的超声系统。

具体实施方式

[0054] 将参考附图来描述本发明。

[0055] 应当理解,详细的说明和具体示例虽然指示装置、系统和方法的示例性实施例,但是这仅旨在用于说明的目的,而并不旨在限制本发明的范围。根据以下描述、权利要求和附图将更好地理解本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应当理解,附图仅是示意性的,且并没有按比例绘制。还应当理解,在所有附图中使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

[0056] 本发明提供一种成像系统,该成像系统组合了用于获得关于在对象的表面以下的感兴趣结构的图像数据的探头,用于获得对象的表面的图像的第一相机以及用于捕获环境的图像的第二相机。获得对象的表面的表面模型,并且同时在表面上跟踪探头的位置和/或取向。基于探头的被跟踪的位置来拼接在不同的位置和取向处采集的图像数据。

[0057] 图1示出了具有在对象的表面上的超声探头12的对象10。超声探头12包括超声换能器13,超声换能器13用于提供对在对象的表面以下的感兴趣结构的超声成像。该成像过程创建图像数据。因此,术语“图像数据”用于表示由对在表面以下的感兴趣体积的成像得到的数据。因此,通常它依赖于使用穿透到表面以下的成像信号。如将在下面进一步讨论的,超声成像仅仅是可能的成像模态的一个示例。

[0058] 另外,超声探头12包括第一相机14,第一相机14例如在近红外光谱中是敏感的并且用于收集表面图像。为了产生表面图像,不需要成像信号穿透到表面以下,并且可以使用可见光。然而,其他波长的光(例如,近红外光谱)还允许获得一些与表面以下的体积有关的信息。特别地,使用近红外感测允许检测浅静脉,而根据其他光谱得到的图像中可能并不会出现浅静脉。

[0059] 与表面图像相比,图像数据提供与具有更大深度的感兴趣结构有关的信息,即使这些表面图像传达了一些与深度有关的信息也是如此。

[0060] 示出了相机14的视场内的区16。

[0061] 在探头12的操作期间,由相机14收集的表面的图像和由探头12的超声换能器收集的图像数据被一起提供给处理器18以构建表面模型。表面模型和超声图像数据用于向显示设备20提供输出。

[0062] 处理器18是探头的部分并且因此是在对象上扫描的装置的部分。

[0063] 可以通过同时定位和映射(SLAM)算法(例如,在机器人映射和自动导航行业中使用的算法)生成表面模型。SLAM被定义为在构建或更新未知环境的地图并同时保持跟踪仪器在图中的当前位置时的计算问题。可以使用若干统计方法来解决该问题,包括但不限于卡尔曼滤波器、粒子滤波器(即,蒙特卡洛方法)以及范围数据的扫描匹配。

[0064] SLAM算法能够使用来自相机14的图像和来自超声换能器13的图像数据将探头12定位在空间中(即定位在对象的表面上)并同时创建(即对象的皮肤的)地图。对于映射,由近红外相机成像的浅静脉为SLAM算法提供的细节比光学图像更多。对于本领域技术人员将显而易见的是,可以使用各种构建模型技术与图像数据源(例如来自探头和相机的近红外图像、X射线图像、光学图像等)的组合。

[0065] 拼接关于不同探头的位置和/或取向的图像数据以形成感兴趣3D体积的3D图像。将该拼接图像与表面图像组合以形成组合图像,在该组合图像中,两种图像类型彼此配准地显示,从而形成多模态图像。

[0066] 图2示出了针对跟腱的多模态图像的艺术表示,其随后是对象10的感兴趣结构。该图像包括与3D拼接的3D超声图像32配准的表面模型的3D表面网格30。3D表面网格30表示在使用探头12期间由表面模型算法创建的地图。超声图像数据是与表面图像同时采集的。对于每幅超声图像,探头在空间中的位置和取向是已知的,这允许创建表面模型。由于使用算法,因此不是一定需要基于对表面图像的处理的配准,并且因此能够在显示设备20上呈现失真最小的实时显示。由于所公开的处理方法并不依赖于相邻图像之间的一系列配准,而是依赖于由相机进行的定位,因此其创建了具有长距离准确度的图像。

[0067] 当技术人员操作探头12时,SLAM算法能够连续地更新3D表面网格30,因为从相机14采集了更多数据,而相机14继而又能够用于更新3D表面网格30。这种连续更新的表面可以在显示器上被示为其实时演进,或者空间耦合的超声图像和表面网格的快照可以以预定间隔被示出。

[0068] 在空间耦合中显示的图像也可以用于例如FFR/iFR之类的模拟中,该模拟可以被显示在显示设备20上。对于这样的模拟,可能需要对图像进行分割——这能够由处理器18来执行。

[0069] 此外,当在多普勒模式下使用超声探头时,能够生成血管流动地图并将其与对象的表面模型相关。虽然表面网格和图像数据是耦合的,但是来自每个表面网格的数据可以被独立存储并稍后由某个计算机软件(未示出)调用。因此,可以将功能成像数据(其中,多普勒成像是一个示例)添加到3D数据集。

[0070] 图3示出了在其表面上具有探头12的对象10。类似于图2,提供了用于拍摄表面图像的第一相机14,其任选地包括浅血管17,并且示出了这些图像的示例区16。

[0071] 根据本发明,图3还描绘了存在于探头12中的第二相机40(即,相对于探头具有固定的位置关系,并且特别是第一相机的视场相对于第二相机的视场是固定的,并且它们各自相对于探头本身的取向和位置是固定的),并且还示出了能够从该相机拍摄的图像的区

42。

[0072] 第二相机40的目的是从周围环境获得补充图像。这可以是天花板、房间内的其他结构或对象。这使得能够使用来自周围环境和对象表面的补充信息来构建表面模型,从而大大提高利用两个数据集而不是一个数据集的定位准确度。

[0073] 周围环境将包括固定特征,并且这些特征能够通过第二相机图像的图像分析来识别。由于第二相机被安装在探头处(例如被安装在探头上),因此探头的取向变化将引起这些固定特征在捕获的图像中移动,并且与这些固定特征的相对较大距离有效地放大了取向变化的效果,从而使取向估计更加准确。

[0074] 第二相机还可以识别诸如其他成像系统或介入处置系统(例如,X射线臂)之类的其他目标的位置。通过将两个相机都安装在探头处,就不需要外部相机系统例如在3D空间中捕获探头或X射线臂(或期望得到其相对位置的其他仪器)的位置/取向。

[0075] SLAM方法的目标通常是创建环境模型。相机位置和取向的识别只是所执行的处理的必要部分,但是一旦创建了环境模型,相机位置和取向的识别通常就没有单独的价值了。

[0076] 然而,在本发明的系统中,位置和取向(姿态)估计更为重要,因为该信息用于将全景超声图像拼接在一起。

[0077] 相机相对靠近皮肤,而超声图像表示非常远离相机的结构。这意味着基于相机图像的位置和取向估计中的任何不准确都将导致拼接的高得多的不准确。

[0078] 通过将第二相机布置为指向更远的场景(例如比组织表面远得多的天花板),如前所述,取向估计的准确度会高很多。

[0079] 两个相机都需要校准,这意味着需要知道它们相对于探头的相对位置和取向。当然,这很简单,将它们安装在探头上并因此构成探头的部分即可。

[0080] 有多种方法来处理从第二相机获得的额外的信息。

[0081] 第一种方法是对两个相机图像流独立实施位置和取向估计。然后将获得针对每个位置和取向的两个结果。第一相机会给出更好的位置,并且第二(指向天花板的)相机会给出更好的取向估计。

[0082] 能够根据来自第一相机的估计位置与来自第二相机的估计位置的加权组合来计算超声图像的位置。类似地,能够根据来自第一相机的估计取向与来自第二相机的估计取向的加权组合来计算超声图像的取向。针对估计结果的组合的权重能够考虑估计的不同准确度。例如,来自第二相机的取向估计可以比来自第一相机的取向估计具有更重的权重,而来自第一相机的位置估计可以比来自第二相机的位置估计具有更重的权重。

[0083] 第二种方法是处理流并利用两幅表面地图来执行优化,但是仅执行一个位置和取向估计。因此,只有一个针对位置和取向的估计,但是两个图像流都被组合成两幅地图,针对每个相机有一幅地图。然而,当第一相机指向患者而第二相机指向天花板时,第一相机的图像与第二相机的图像之间将没有重叠,因此这两幅地图也没有重叠。在这种情况下,使用两幅地图与使用一幅覆盖两个视场的地图本质上相同。针对定位和映射的算法在原理上是相同的。

[0084] 因此,第三种方法是处理图像流并利用有效的单幅表面地图(表示对象的表面和远离对象的表面)来执行优化,并且仅执行一个位置和取向估计。

[0085] 注意,对象和环境的通用术语“表面模型”旨在包括所有这些可能性,即,两个不重

叠的独立表面模型部分,两个重叠的独立表面模型部分或组合的单个表面模型。类似地,基于该表面模型而跟踪探头在表面上的位置和/或取向旨在包括获得单个位置估计和单个取向估计,或者组合两个位置估计和/或两个取向估计。

[0086] 第二相机40和第一相机14可以适于在多个光谱中操作,或者可以是高光谱成像设备;在任一种情况下,根据相机将要成像的相应结构,能够独立调整相机以在不同的光谱中操作。

[0087] 由第一相机14拍摄的图像和由第二相机40拍摄的图像可以与超声图像32和3D表面网格30空间配准地显示在显示器20上,或者可以省去一组图像并且将其纯粹用于在表面模型构建、跟踪和拼接中增强由处理器对探头进行的定位和定向。

[0088] 成像系统可以用作将成像系统与介入系统进行组合的整体处置系统的部分。成像然后被用于指导介入过程,例如,插入人体的位置或者激光或X射线处置的方向。

[0089] 作为第一示例,可以通过以下过程来执行针插入流程:

[0090] 一起创建组合的3D超声图像数据集与包括表面纹理的表面网格;

[0091] 可以通过计算机化图像分析来自动识别3D图像中的目标病变,也可以由系统操作者手动识别3D图像中的目标病变。然后,计算机化分析会在表面上规划进入点。

[0092] 然后,将经规划的进入点用作手动地图,或者可以在与组合数据集配准的实况相机图像上提供经规划的进入点的叠加物。

[0093] 作为第二示例,可以通过以下过程来执行定量随访成像:

[0094] 在第一检查期间,一起创建组合的3D图像数据集与包括纹理的表面网格;

[0095] 在第二检查期间,再次一起创建组合的3D图像数据集与包括纹理的表面网格。

[0096] 然后基于表面特征配准对图像进行匹配,然后能够准确地确定疾病进展。

[0097] 以这种方式,在随后的阶段中使用所生成的表面模型来找到病变的位置,以例如比较病变的时间发展或者引导有创流程。

[0098] 图4示出了使用探头和相机的成像方法。该方法包括:

[0099] 在步骤50中,利用探头采集对象的在对象的表面以下的感兴趣结构的图像数据;

[0100] 在步骤52中,利用相机采集表面的图像;并且

[0101] 在步骤54中,处理从探头采集的图像数据和从相机采集的图像以创建拼接的图像数据。

[0102] 该处理包括:基于表面的图像来(例如使用SLAM算法)构建表面的表面模型,基于所构建的表面模型来跟踪探头在表面上的位置和/或取向,并且基于所跟踪的探头的位置和/或取向来拼接所采集的图像数据。

[0103] 该方法可以包括使用第二相机从环境采集补充信息,如步骤56所示。

[0104] 如上所述,本发明的一种应用是用于拼接来自手持式超声探头的超声图像。探头设计可以是完全常规的,并且本发明仅在于通过使用表面映射和探头跟踪来生成拼接图像。

[0105] 然而,为了完整起见,现在将描述构成已知的超声成像系统(特别是诊断成像系统)的元件。因此,探头的超声换能器是更大的超声诊断成像系统的部分。图5以框图形式示出了这样的具有阵列换能器探头102的超声诊断成像系统101。

[0106] 阵列换能器探头102包括换能器单元。传统上,压电材料已经用于超声换能器。示

例是锆钛酸铅 (PZT) 和聚偏二氟乙烯 (PVDF), 其中, PZT 是特别受欢迎的材料选项。压电效应是可逆的过程, 这意味着机械变形的压电晶体会产生内部电荷, 并且在经历外加电场时也会产生机械应变。向压电材料中引入交流电 (AC) 会在与 AC 频率有关的频率下创建超声压力波。单晶压电材料用于实现针对高性能换能器的高压电和机电耦合常数。

[0107] 最近的发展推动了能够通过半导体工艺批量制造医学超声换能器的前景。期望地, 这些过程应与用于产生诸如互补金属氧化物半导体 (CMOS) 过程之类的超声探头所需的专用集成电路 (ASIC) 的过程相同, 特别是对于 3D 超声。这些发展使得能够生产微机械超声换能器 (MUT), 优选形式是电容式 MUT (CMUT)。CMUT 换能器是具有电极的类似于隔膜的小型设备, 其将接收到的超声信号的声音振动转换成调制的电容。

[0108] 特别地, CMUT 换能器能够在较宽的带宽上起作用, 实现高分辨率和高灵敏度成像, 并且产生较大的压力输出, 使得能够在超声频率下接收较大的声学信号景深。

[0109] 图 5 示出了如上面所讨论的用于发射超声波和接收回波信息的 CMUT 单元 108 的换能器阵列 106。系统 101 的换能器阵列 106 可以是换能器元件的一维或二维阵列, 其能够在 2D 平面或三维中进行扫描以进行 3D 成像。

[0110] 换能器阵列 106 被耦合到微波束形成器 112, 微波束形成器 112 控制由 CMUT 阵列单元进行的信号发送和接收。波束形成是一种信号处理方法, 它允许对诸如超声之类的信号进行定向发射或接收。特定角度的信号在换能器阵列 106 中经受相长干涉或相消干涉, 从而允许选择期望的信号并忽略其他信号。由于回波深度的差异, 接收波束形成还可以利用时间延迟来接收信号。

[0111] 通过对由相邻的或一小组换能器元件接收的信号应用延迟和求和波束形成, 微波束形成器能够进行至少部分的波束形成, 例如, 如在美国专利 US 5997479 (Savord 等人)、US 6013032 (Savord) 和 US 6623432 (Powers 等人) 中描述的那样。常常在探头内部执行微波束形成, 以减少被发送到要处理的主波束形成器的信号数量。

[0112] 微波束形成器 112 通过探头线缆 (例如, 同轴线缆) 被耦合到发射/接收 (T/R) 开关 116, 该 T/R 开关在发射模式与接收模式之间切换并且在不存在或者没有使用微波束形成器时保护主波束形成器 120 免受高能发射信号的影响。换能器阵列 106 由主系统波束形成器 120 直接操作。在微波束形成器 112 的控制下, 从换能器阵列 106 进行的超声波束的发射由通过 T/R 开关 116 被耦合到微波束形成器的换能器控制器 118 和主系统波束形成器 120 来指导, 换能器控制器 118 从用户接口或控制面板 138 的用户操作接收输入。由换能器控制器 118 控制的功能之一是波束转向和聚焦的方向。可以通过延迟从阵列换能器单元发送的激励脉冲来将波束从换能器阵列 106 垂直向前 (垂直于换能器阵列 106) 转向或者以不同的角度转向而得到更宽的视场。

[0113] 换能器控制器 118 可以被耦合为控制用于换能器阵列的电压源 145。例如, 电压源 145 设置被施加到 CMUT 阵列 106 的 CMUT 单元的 (一个或多个) DC 和 AC 偏置电压, 以例如在发射模式下生成超声 RF 脉冲。

[0114] 由微波束形成器 112 产生的部分波束形成的信号被转发到主波束形成器 120, 在主波束形成器 120 中, 来自换能器元件的个体拼片的部分波束形成的信号被组合成完全波束形成的信号。例如, 主波束形成器 120 可以具有 128 个通道, 其中的每个通道从数十个或数百个 CMUT 换能器单元 108 的拼片接收部分波束形成的信号。以这种方式, 由换能器阵列 106 的

数千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献给单个波束形成的信号。

[0115] 波束形成的信号被耦合到信号处理器122。信号处理器122能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波、抽取、I和Q分量分离、波的解调及其与相位呈90度相位差的采样以及谐波信号分离,其用于分离线性信号与非线性信号,以便使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。

[0116] 任选地,信号处理器122可以执行额外的信号增强,例如,散斑抑制、信号复合和噪声消除。信号处理器122中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,随着从增加的深度接收回波信号,其通带从较高的频带滑动到较低的频带,从而拒绝来自较大深度的较高频率(这些频率缺乏解剖信息)的噪声。

[0117] 经处理的信号被耦合到明亮模式(B模式)处理器126,并且任选地被耦合到多普勒处理器128。B模式处理器126采用接收到的超声信号的幅度的检测结果对身体中的结构(例如,器官组织和血管)进行成像。

[0118] 身体结构的B模式图像可以以谐波图像模式或基波图像模式或这两者的组合形成,如在美国专利US 6283919(Roundhill等人)和美国专利US 6458083(Jago等人)中所描述的那样。

[0119] 如果存在多普勒处理器128,则多普勒处理器128处理来自组织移动和血液流动的在时间上不同的信号以检测物质的运动(例如,图像场中的血细胞流动)。多普勒处理器通常包括壁滤波器,该壁滤波器的参数可以被设置为通过和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波。例如,壁滤波器能够被设置为具有通带特性,该通带特性使来自较高速度的材料的幅度相对较低的信号通过,而拒绝来自较低或零速度的材料的相对较强的信号。

[0120] 该通带特性将使来自流动的血液的信号通过,同时拒绝来自附近的静止的或缓慢移动的目标(例如,心脏壁)的信号。逆特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝针对所谓的组织多普勒成像的血流信号,从而检测和描绘组织的运动。多普勒处理器接收并处理来自图像场中的不同点的时间离散的回波信号的序列;来自特定点的回波序列被称为系综。在相对较短的间隔内快速相继地接收到的回波的系综能够用于估计流动的血液的多普勒移位频率,其中,多普勒频率与速度的对应关系指示血液流动速度。在较长的一段时间内接收到的回波的系综用于估计较慢流动的血液或较慢移动的组织的速度。

[0121] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构信号和运动信号被耦合到扫描转换器132和多平面重新格式化器144。扫描转换器132以期望的图像格式将回波信号布置在回波信号被接收时的空间关系中。例如,扫描转换器可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式或金字塔形的三维(3D)图像。

[0122] 扫描转换器能够利用与图像场中的具有其多普勒估计速度的点处的运动相对应的颜色来叠加B模式结构图像,以产生彩色多普勒图像,该彩色多普勒图像描绘图像场中的组织运行和血液流动。如在美国专利US6443896(Detmer)中进一步描述的,多平面重新格式化器144将从在身体的体积区域中的公共平面中的点接收的回波转换成该平面的超声图像。描述一个平面所需的最少数据点数量为三个,然后能够在测量这三个点之后在与该平面正交的方向上移动某个固定量,并且重复该平面测量,由此建立体积区域,而无需从整个体积采集数据。如在美国专利US 6530885(Entrekin等人)中所描述的,体积绘制器142将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点观看的投影的3D图像。

[0123] 2D图像或3D图像从扫描转换器132、多平面重新格式化器144和体积绘制器142被耦合到图像处理器130,以用于进一步的增强、缓冲和临时存储,从而用于在图像显示器140上进行显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器128产生的血流值和由B模式处理器126产生的组织结构信息还被耦合到量化处理器134。量化处理器例如产生不同流量条件的测量值(例如,血流的体积速率)以及结构测量值(例如,器官的大小和胎龄)。量化处理器可以从用户控制面板138接收输入(例如,图像的要被测量的解剖结构中的点)。

[0124] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图形处理器136,以用于在显示器140上与图像一起重现测量图形和测量值。图形处理器136还能够生成图形叠加物以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加物能够包含标准识别信息(例如,患者姓名)、图像的日期和时间、成像参数等。为此,图形处理器从用户接口138接收输入(例如,患者姓名)。

[0125] 用户接口138还被耦合到发射控制器118,以控制从换能器阵列106进行的超声信号生成,并且因此控制由换能器阵列106和超声系统101产生的图像。用户接口138还被耦合到多平面重新格式化器144,以用于选择和控制多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面,该平面可以用于在MPR图像的图像场中执行量化测量。

[0126] 如本领域技术人员将理解的,超声诊断成像系统的以上实施例旨在给出这样的超声诊断成像系统的非限制性示例。技术人员将立即认识到,超声诊断成像系统的架构中的若干变型是可行的。例如,也如在以上实施例中所指示的,可以省去微波束形成器112和/或多普勒处理器128,超声探头102可以不具有3D成像能力等。其他变化对于技术人员来说将是显而易见的。

[0127] 在优选实施方式中,在每个探头的位置和取向处获得在表面以下的3D体积的3D图像。然后,拼接图像是比由每个个体探头位置和取向所覆盖的体积更大的体积的3D图像。然而,要被拼接的图像数据可以包括2D图像(例如3D体积的切片的图像),并且这些2D图像被拼接以创建3D体积的3D图像。

[0128] 如上所述,处理器18是探头12的部分。表面模型是在探头处局部构建的。然后,探头导出探头的位置和取向信息并为该信息提供图像数据和包括形状和纹理的表面模型。

[0129] 在一种方法中,超声图像拼接是在后端处理器处执行的。然而,超声图像拼接也可以替代地在探头处执行,使得全景图像是从探头输出的。

[0130] 还应当理解,本发明不限于超声诊断成像系统。本发明的教导等同地适用于变型,其中,探头是X射线成像单元、单光子发射计算机断层摄影(SPECT)成像单元或一些其他调查成像。对于本领域技术人员将直接显而易见的是,在这样的其他成像系统中,将相应地调整参考图4描述的系统部件。

[0131] 本发明利用能够对表面纹理进行成像的相机。对于结构化光源来说,这是不可能的,结构化光源只能映射表面轮廓。

[0132] 因此,该系统利用非结构化光源来使得表面纹理可见。该表面纹理例如包括皮肤皱褶、毛发、毛囊或痣。“表面纹理”还旨在包括表面色泽。因此,“表面纹理”可以被理解为意指局部化的表面形状、特征和颜色。

[0133] 然而,该系统可以额外包括结构化光源方法,例如,交替使用结构化光源以用于表面轮廓映射和非结构化光源以用于表面纹理映射。

[0134] 如上所述,在探头处生成表面模型。可以在探头处或者在探头所附接的计算机上

远程地执行其他处理。具有包括显示器的移动电话的外形尺寸的超声扫描器可以例如用于执行所有处理。

[0135] 可能划分处理任务的一个示例如下：

[0136] 在探头处收集相机图像；

[0137] 在探头处使用SLAM算法来执行表面映射；

[0138] 从探头向后端发送超声图像，并且针对每幅超声图像的探头位置和取向都被附到该图像；

[0139] 探头还将表面地图发送到后端。

[0140] 后端拼接超声图像；

[0141] 后端将表面地图与拼接的全景超声图像组合在一起；

[0142] 后端将组合图像发送到显示器。

[0143] 已知将SLAM算法用于表面映射。然而，也可以使用其他表面映射算法。

[0144] 使用的拼接过程可以是常规的。特别地，在给定特定相机捕获图像时的位置和取向的情况下，众所周知将这样的图像拼接在一起以形成全景视图的方式。特别地，图像重建以及根据多幅图像的体积重建是众所周知的。

[0145] 例如，在Bergen Tobias等人的“Stitching and Surface Reconstruction from Endoscopic Image Sequences: A Review of Applications and Methods” (XP011596591) 中讨论了内窥镜图像拼接方法。

[0146] 本领域技术人员通过研究附图和公开内容，在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型而不脱离权利要求的范围。在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，并且词语“一”或“一个”不排除多个。虽然某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中，但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

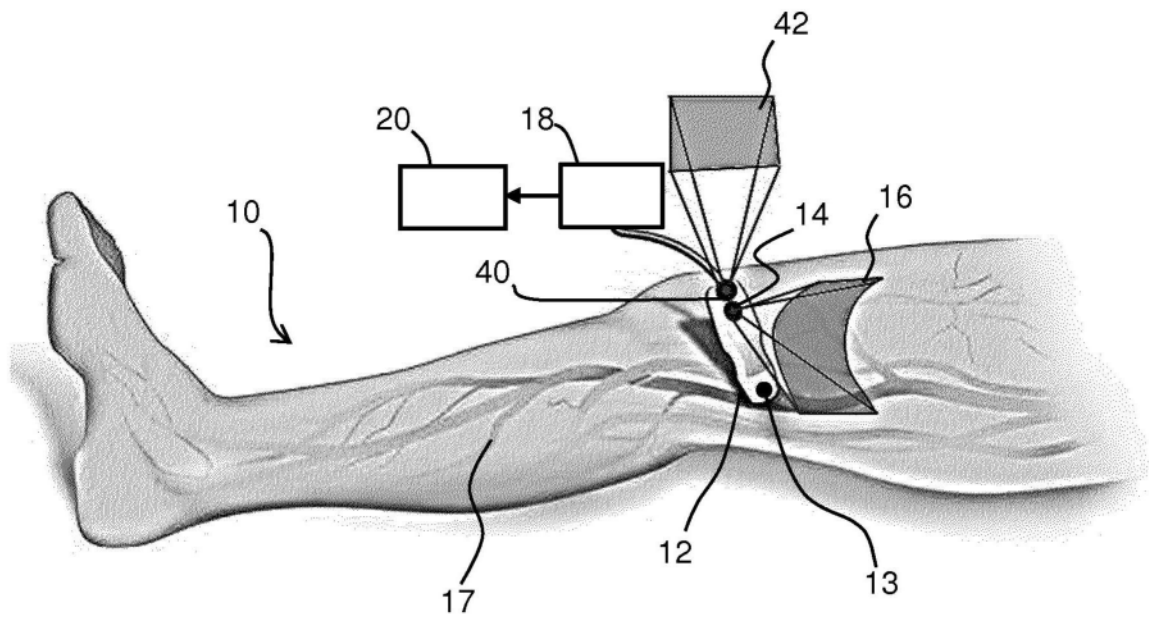


图3

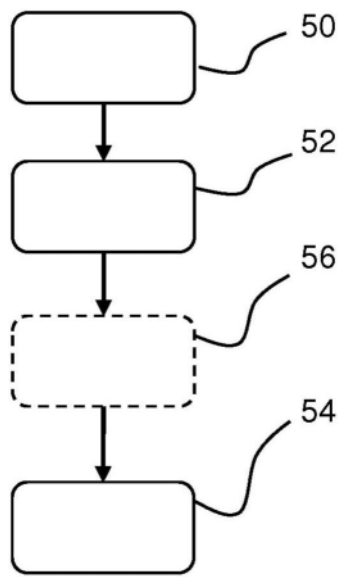


图4

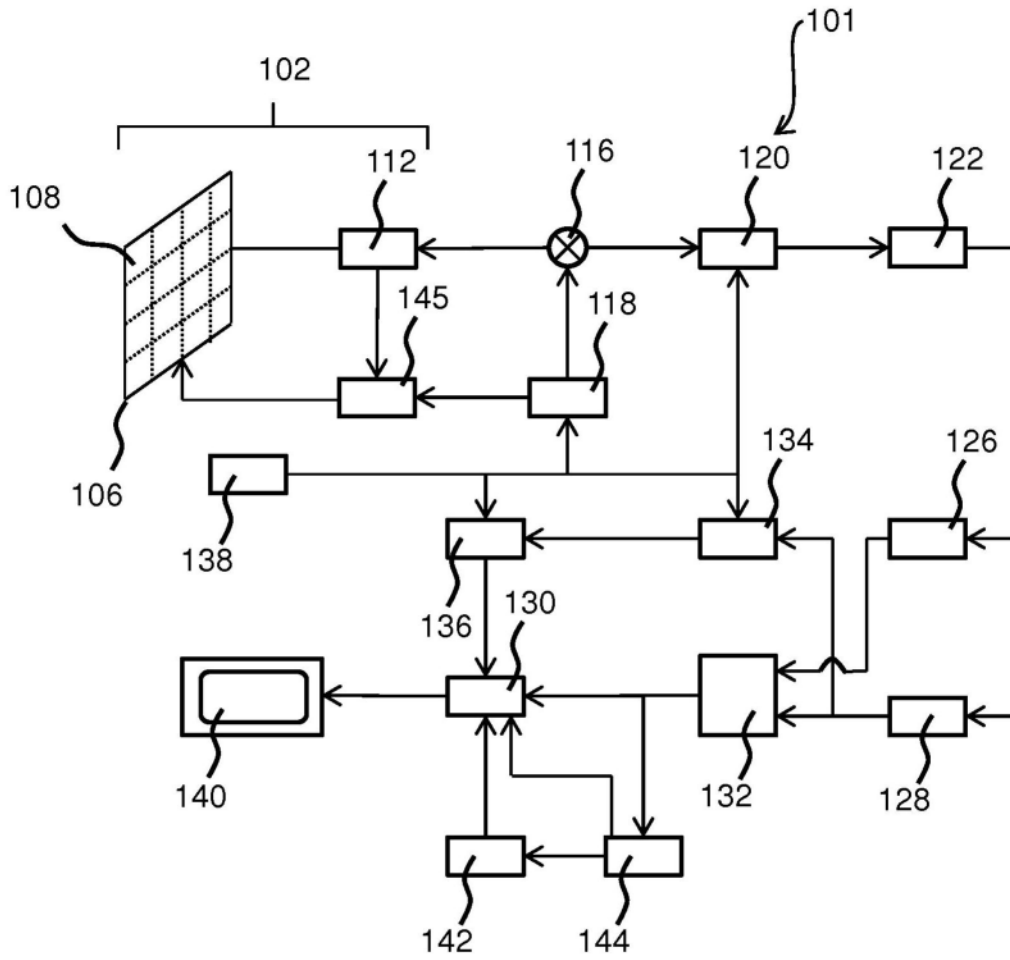


图5