



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110868939 A

(43)申请公布日 2020.03.06

(21)申请号 201880045441.X

N·米哈伊洛维奇

(22)申请日 2018.06.01

J-L·F-M·罗伯特

(30)优先权数据

17178928.2 2017.06.30 EP

62/516,446 2017.06.07 US

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 刘兆君

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.07

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/064406 2018.06.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/224397 EN 2018.12.13

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 G·H·M·海斯贝斯 A·F·科伦

H·J·W·贝尔特

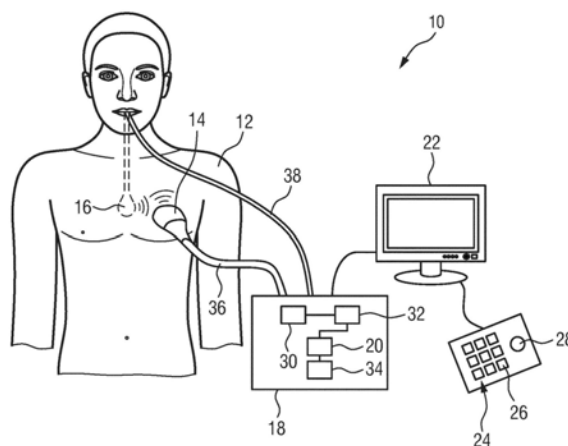
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

超声系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种超声系统(10),包括:第一非侵入性超声探头(14),其被配置为获取具有第一视场的第一超声数据;第二侵入性超声探头(16),其被配置为获取具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据;跟踪单元(30),其被配置为确定包括所述第一非侵入性超声探头(14)相对于所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向的跟踪数据;以及配准单元(32),其被配置为基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。



1. 一种超声系统(10),包括:
 - 第一非侵入性超声探头(14),其被配置为获取具有第一视场的第一超声数据;
 - 第二侵入性超声探头(16),其被配置为获取具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据;
 - 跟踪单元(30),其被配置为确定包括所述第一非侵入性超声探头(14)相对于所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向的跟踪数据;以及
 - 配准单元(32),其被配置为基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一视场比所述第二视场大。
3. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一非侵入性超声探头(14)是经胸超声心动图探头。
4. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第二侵入性超声探头(16)是经食道超声心动图探头或心脏内超声心动图探头。
5. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一超声数据和所述第二超声数据中的每个都是3D超声数据。
6. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括图像重建单元(20),所述图像重建单元被配置为生成超声图像(74),在所述超声图像中,具有所述第一视场并且基于所述第一超声数据而产生的第一图像(64)被叠加有具有所述第二视场并且基于所述第二超声数据而产生的第二图像(68)。
7. 根据权利要求6所述的超声系统,还包括透明度单元(34),所述透明度单元使得所述超声系统(10)的用户能够调整所述第二图像(68)的透明度。
8. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述跟踪单元(30)包括:第一跟踪设备,其被配置为跟踪所述第一非侵入性超声探头(14)的位置和取向;以及第二跟踪设备,其被配置为跟踪所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向。
9. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述跟踪单元(30)包括公共跟踪传感器,所述公共跟踪传感器被配置为跟踪所述第一非侵入性超声探头(14)的位置和取向以及所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向。
10. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述跟踪单元(30)包括端子,所述第一非侵入性超声探头(14)和所述第二侵入性超声探头(16)中的每个都被可释放地连接至所述端子。
11. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述跟踪单元(30)包括光纤形状传感器。
12. 根据权利要求11所述的超声系统,其中,所述光纤形状传感器包括将所述第一非侵入性超声探头(14)与所述第二侵入性超声探头(16)连接的光纤。
13. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述跟踪单元(30)包括电磁定位传感器。
14. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一超声数据与所述第二超声数据是同时被获取的。
15. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述第一非侵入性超声探头(14)具有分辨率,并且其中,所述第二侵入性超声探头(16)具有分辨率,所述第二侵入性超声探头(16)的分辨率比所述第一非侵入性超声探头(14)的分辨率高。

16. 一种方法,包括以下步骤:

从第一非侵入性超声探头(14)接收具有第一视场的第一超声数据;

从第二侵入性超声探头(16)接收具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据;

接收包括所述第一非侵入性超声探头(14)相对于所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向的跟踪数据;以及

基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中,所述第一超声数据与所述第二超声数据是同时被获取的。

18. 根据权利要求16所述的方法,其中,从所述第一非侵入性超声探头(14)接收到的所述第一超声数据具有分辨率,并且其中,从所述第二侵入性超声探头(16)接收到的第二超声数据具有分辨率,所述第二超声数据的分辨率比所述第一超声数据的分辨率高。

19. 一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于使计算机执行根据权利要求16所述的方法的步骤。

超声系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声系统、对应的方法以及用于执行所述方法的计算机程序。该系统、方法和计算机程序可以特别地但非唯一地用于结构性心脏病 (SHD) 干预的领域。

背景技术

[0002] 实施本发明的一般领域是基于超声成像的医学干预领域。更特别地,本发明可应用于SHD干预领域。SHD干预的典型示例是瓣膜置换、瓣膜修复、经导管主动脉瓣膜植入术 (TAVI)、室间隔缺损的处置、二尖瓣夹合术以及左心耳的处置。

[0003] 大多数SHD干预在很大程度上取决于基于回波描记术的引导和导航。由于回波描记技术的次优回波分辨率和图像质量及其无法可靠地对设备进行成像的原因,通常通过使用X射线荧光检查和碘造影剂来支持回波描记术。X射线部分用于获得感兴趣区域的概览,部分用于对不同的介入设备成像并跟踪其位置。为了可靠地引导器械,经常使用造影剂。

[0004] 这种方法的缺点包括X射线剂量的累积和造影剂引起的肾脏损害。因此,需要限制使用荧光检查引导以减少X射线剂量和碘造影剂使用。

[0005] WO 2016/088037A1公开了一种超声探头,其使用光学形状感测来跟踪超声探头的位置和取向。通过由光学形状感测设备递送的位置和取向信息促进超声波探头导航。

[0006] WO 2015189160A1涉及一种医学图像处理设备,其接收感兴趣解剖对象的第一医学图像和第二医学图像。第一医学图像和第二医学图像中的每个均包括不同的视场,并且第一医学图像和第二医学图像示出感兴趣解剖对象的相同或相似的解剖状态。配准单元确定从第二医学图像的图像空间到第一医学图像的图像空间的变换。变换单元基于所述变换将第二医学图像变换到第一医学图像的图像空间中。分割单元执行整体分割,该整体分割利用第一医学图像和变换后的第二医学图像两者,而无需将第一医学图像和变换后的第二医学图像融合。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种超声系统和方法,其提供了改善的软组织导航。本发明的其他目的包括提供一种对现有程序的安全可靠的替代方案。

[0008] 在本发明的第一方面中,提供了一种超声系统,包括:

[0009] 第一非侵入性超声探头,其被配置为获取具有第一视场的第一超声数据;

[0010] 第二侵入性超声探头,其被配置为获取具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据;

[0011] 跟踪单元,其被配置为确定包括所述第一非侵入性超声探头相对于所述第二侵入性超声探头的位置和取向的跟踪数据;以及

[0012] 配准单元,其被配置为基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。

[0013] 在本发明的第二方面中,提出了一种方法,包括以下步骤:

[0014] 从第一非侵入性超声探头接收具有第一视场的第一超声数据；

[0015] 从第二侵入性超声探头接收具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据；

[0016] 接收包括所述第一非侵入性超声探头相对于所述第二侵入性超声探头的位置和取向的跟踪数据；以及

[0017] 基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。

[0018] 在本发明的另一方面，提出了一种计算机程序，其包括程序代码单元，当在计算机上执行所述计算机程序时，所述程序代码单元用于使计算机执行上述方法的步骤。

[0019] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解，所要求保护的方法和所要求保护的计算机程序具有与所要求保护的系统和如从属权利要求中所限定的相似和/或相同的优选实施例。

[0020] 本发明基于使用两个或更多个超声探头的构思，其中，跟踪每个超声探头的姿势（即，位置和取向）以便确定它们相对于彼此的姿势，并且其中，该跟踪信息用于将由超声探头中的一个获取的超声数据配准到由超声探头中的另一个获取的超声数据。

[0021] 超声探头中的第一超声探头被实现为在身体外部使用的非侵入性超声探头。超声探头的第二超声探头被实现为引入身体中的侵入性超声探头。两个被跟踪的超声探头的这种组合使得能够简化介入导航和手术器械的导航，特别是在SHD干预期间，其中对于导航而言无需额外的X射线荧光检查或造影剂引入。

[0022] 第一超声探头可以创建用作规划医学干预的路线图的概览图像，第二超声探头可以递送介入目标区域的高分辨率实时图像。放射科医生因此可以容易地实时地朝向和进入目标区域跟踪手术器械，而无需荧光检查。

[0023] 由于由第二超声探头提供的第二视场被配准到由第一超声探头提供的第一视场中，因此可以生成易于理解的图像，该图像包括信息、总体观察点和详细观察点。

[0024] 由于像今天的荧光检查成像一样，可以在适当的患者取向上跟踪和可视化回波描记成像，所以提出的系统和方法无需荧光检查即可提供足够的可视化和导航。

[0025] 除了跟踪两个超声探头的姿势之外，还优选的是，超声系统还包括用于跟踪体内介入器械的跟踪单元。因此，优选相对于两个超声探头也跟踪介入器械。这可以在手术期间实现更好的导航。

[0026] 本文提出的超声系统被称为“系统”，因为它可以包括若干独立的设备。

[0027] 例如，该系统可以包括两个单独的超声设备，一个驱动和计算第一超声探头的图像，另一个驱动和计算第二超声探头的图像。在这种情况下，两个超声设备优选地被同步并且经由可以是硬件和/或软件实施的跟踪单元连接在一起。

[0028] 在另一示例中，两个超声探头都被操纵，并且它们的数据由同一超声设备计算。甚至整个提出的超声系统也可以被实施在单个共同设备中。

[0029] 根据优选实施例，第一非侵入性超声探头的第一视场比第二侵入性超声探头的第二视场大。此外优选的是，第二侵入性超声探头的分辨率比第一非侵入性超声探头的分辨率高。

[0030] 这使得能够组合由第一非侵入性超声探头获取的大路线图，该路线图可用于概览计划，并与由第二侵入性超声探头获取的介入目标区域的详细可视化相结合。

[0031] 根据实施例,第一非侵入性超声探头是经胸超声心动图(TTE)探头,并且第二侵入性超声探头是经食道超声心动图(TEE)探头或心脏内超声心动图(ICE)探头。

[0032] TTE探头可以用于创建完整心脏的3D概览路线图,并且还可以用于对TEE或ICE成像被例如钙化或设备屏蔽的区域中的解剖结构成像。TEE探头或ICE探头可用于对介入目标区域(例如主动脉瓣、二尖瓣或左心耳)的详细可视化。

[0033] 虽然通常能够使用2D超声探头,但优选使用3D TTE探头以及3D TEE探头或3D ICE探头。

[0034] 应当注意,由第一非侵入性超声探头(例如,TTE探头)提供的超声数据可以但不一定必须以实况模式提供。用于创建概览路线图的第一超声数据也可以预先获取,例如,在开始医学干预之前。例如,可以基于若干次扫描来生成2D或3D路线图,以便获得示出心脏的所有部分的完整图像数据集。另一方面,优选地以实况模式提供由第二侵入性超声探头(例如,TEE探头或ICE探头)获取的第二超声数据,以便获得感兴趣区域的实况图像。

[0035] 根据另一实施例,超声系统还包括成像单元,该成像单元被配置为生成超声图像,在该超声图像中,具有第一视场并且基于第一超声数据而产生的第一图像被叠加有具有第二视场并且基于第二超声数据而产生的第二图像。

[0036] 换句话说,由第二侵入性超声探头生成并以高分辨率示出相对较小的介入目标区域的详细图像被叠加在基于由第一非侵入性超声探头提供的超声数据生成的概览图像上。由于两个视场都被配准到公共的空间/坐标系中,因此可以为放射科医生建立易于理解的图形用户界面。

[0037] 在另一实施例中,超声系统还可以包括透明度单元,该透明度单元使得超声系统的用户能够调整第二图像的透明度。

[0038] 这允许放射科医生根据他的个人需要来调整合成图像,在合成图像中第一图像被叠加有第二图像。取决于情况,放射科医生因此可以在观看第一概览图像和观看介入目标区域中的第二详细图像之间容易地切换。

[0039] 在本发明的实施例中,跟踪单元包括:第一跟踪设备,其被配置为跟踪第一非侵入性超声探头的位置和取向;以及第二跟踪设备,其被配置为跟踪第二侵入性超声探头的位置和取向。在备选实施例中,跟踪传感器包括公共跟踪传感器,该公共跟踪传感器被配置为跟踪第一非侵入性超声探头的位置和取向以及第二侵入性超声探头的位置和取向。

[0040] 当然,上述两个备选实施例中的第二个是成本较低的实施例,因为仅需要一个跟踪设备来跟踪两个超声探头。因此,这是优选的实施例。

[0041] 还应注意的是,与使用两个分开的还是公共的跟踪设备无关,即使是优选的,跟踪两个超声探头的绝对位置和取向也不是强制的,只要可以确定它们相对于彼此的位置和取向。

[0042] 在另一优选实施例中,跟踪单元包括端子,第一非侵入性超声探头和第二侵入性超声探头中的每个都被可释放地连接至该端子。

[0043] 因此,两个超声探头都可以被实现为旨在仅使用一次的一次性探头。在使用它们之后,可以简单地将它们与跟踪单元断开连接并进行处置。

[0044] 根据实施例,跟踪单元包括光纤形状传感器。

[0045] 在这种光纤形状传感器中使用的光学形状感测原理依赖于沿多核芯光纤的光信

息的使用。所涉及的一个原理利用使用受控光栅图案的特性瑞利反向散射的在光纤中的分布式应变测量。沿着光纤的形状始于沿着传感器的特定点(称为发射点),随后的形状位置和取向是相对于该点的。为了有意义的临床使用,需要将形状感测设备配准到成像参考系。这样的光纤形状传感器然后可以容易地用于医学干预期间的设备定位和导航。

[0046] 在本发明的优选实施例中,光纤形状传感器包括将第一非侵入性超声探头与第二侵入性超声探头连接的光纤。

[0047] 因此,借助于仅具有一根公共光纤的公共跟踪传感器可以容易地确定两个超声探头的相对姿势。虽然仅使用一根光纤是优选的,但是如上所述,每个超声探头也可以由单独的光纤跟踪。在这种情况下,两个光纤/跟踪设备都需要进行校准并相互参考。

[0048] 在备选实施例中,跟踪单元包括电磁定位传感器。在又一备选实施例中,跟踪单元还可以包括用于跟踪第一非侵入性超声探头的位置的光学传感器,例如相机。

附图说明

[0049] 参考下文描述的实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得到阐明。在以下附图中,

[0050] 图1示出了使用中的根据本发明的超声系统的示例性实施例的示意性表示;

[0051] 图2示出了根据本发明的超声系统的实施例的示意性框图;以及

[0052] 图3示意性地示出了根据本发明的实施例的用于形成图像的过程,其中,图3A示出了利用第一超声探头的成像,图3B示出了利用第二超声探头的成像,并且图3C示出了通过根据本发明的系统和方法生成的示例性最终图像。

具体实施方式

[0053] 图1示出了根据本发明实施例的超声系统的示意图。超声系统整体由附图标记10表示。超声系统10被应用于检查解剖部位的体积,解剖部位特别是患者12的解剖部位,特别是患者12的心脏区域。

[0054] 超声系统10包括两个超声探头14、16。第一超声探头14被实现为非侵入性超声探头。第二超声探头16被实现为侵入性超声探头。

[0055] 在图1所示的示例中,第一超声探头14被实现为TTE探头,第二超声探头16被实现为TEE探头。在SHD干预期间,通常将第一超声探头14放置在患者12的胸部并在其上方移动,而在该示例性情况下,通常将第二超声探头16引入通过食道。

[0056] 第二超声探头16可以备选地被实现为ICE探头,其以导管的方式被直接引入患者12的心脏中。两个超声探头14、16优选地被配置为递送3D超声数据。两个超声探头14、16中的每个具有至少一个换能器阵列,该换能器阵列包括用于发射和/或接收超声波的多个换能器元件。换能器元件优选地被布置成二维阵列,特别是用于提供多平面或三维图像。

[0057] 第一换能器探头14的示例是申请人出售的X5-1换能器。第二超声探头16的示例是申请人出售的X8-2t换能器。然而,应当注意,这仅仅是根据本发明可以使用的超声探头的多个示例之一。

[0058] 超声系统10还包括计算单元18,该计算单元包括图像重建单元20。图像重建单元20基于由超声探头14和16获取的数据来控制对超声图像的生成和提供。如下文将进一步详

细解释的,图像重建单元20不仅可以控制经由超声探头14、16的换能器阵列对数据的获取,而且可以控制从由超声探头14、16的换能器阵列接收到的超声波束的回波形成2D或3D图像序列的信号和图像处理。即使在图2中示出了仅一个计算单元18和仅一个图像重建单元20,系统10也可以包括多个计算单元18和图像重建单元20。

[0059] 可以用作图像重建单元20的特定示例是飞利浦EPIQ设备,其可以结合本发明来应用。

[0060] 在示例性实施方式中,本文提出的系统可以包括两个同步的EPIQ设备作为两个单独的图像重建单元20,一个驱动TTE探头14,另一个驱动TEE或ICE探头16。在备选实施方式中,单个EPIQ设备或其他超声设备用作单个图像重建单元20,并允许同时驱动两个超声探头14、16。

[0061] 超声系统10还包括用于将所生成的超声图像显示给用户的显示器22。此外,可以提供使得用户能够操纵系统10并控制其设置的输入设备24。输入设备24可以示例性地包括键盘26和另外的输入设备,例如轨迹球28或鼠标。输入设备24可以连接到显示器22或直接连接到计算单元18。

[0062] 除了图像重建单元20之外,计算单元18还优选地包括跟踪单元30和配准单元32。可选地,计算单元18还可以包括透明度单元34。跟踪单元30被配置为确定包括第一非侵入性超声探头14相对于第二侵入性超声探头16的位置和取向的跟踪数据。配准单元32被配置为将由第二超声探头16提供的超声图像数据配准到与由第一超声探头14提供的第一超声图像数据相同的成像空间中。该配准基于由跟踪单元30提供的跟踪数据。可选的透明度单元34的功能将在下面进一步详细说明。

[0063] 应当注意,上述单元20、30、32和34可以是软件和/或硬件实施的。还应注意,仅出于说明目的,将这些单元指示为单独的单元。实际上,它们可以实现为单独的结构单元。然而,它们也可以被实施在同一单元中。

[0064] 在参考包括单元20、30、32和34的功能的本发明的功能细节之前,将参考图2所示的示意性框图来说明在超声系统10中形成超声图像的一些基本原理。

[0065] 两个超声探头14、16中的每个可以例如包括CMUT换能器阵列。换能器阵列可以备选地包括由诸如PZT或PVDF的材料形成的压电换能器元件。换能器阵列优选是能够在三维中扫描以进行3D成像的换能器元件的一维或二维阵列。此外,两个超声探头14、16中的每个优选地包括微波束成形器,其控制由CMUT阵列单元或压电元件对信号的发送和接收。如US 5,997,479、US 6,013,032和US 6,623,432中所述,微波束成形器能够对由换能器元件的组或“片块”接收到的信号进行至少部分波束成形。

[0066] 优选地,超声探头14、16中的每个通过探头线缆36、38(参见图1)耦合到计算单元18。探头线缆36、38通常将超声探头14、16中的每个的微波束成形器连接到发射/接收(T/R)开关40、42,其在发射和接收之间切换,并在不使用微波束成形器并且由波束成形器44、46直接操作换能器探头14、16的换能器阵列时,保护主波束成形器44、46免受高能发射信号的影响。在微波束成形器44、46的控制下对超声波束的传输通常由换能器控制器48引导,该换能器控制器耦合到T/R开关40、42并接收来自用户界面或控制面板24的用户操作的输入。为简单起见,图2中仅示出了一个换能器控制器48。然而,通常还可以提供两个换能器控制器,一个用于控制每个超声探头14、16。由换能器控制器48控制的功能之一通常是波束被转向

和聚焦的方向。波束可以直接从(正交于)换能器阵列转向,或者可以以不同角度转向以获得更宽的视场。

[0067] 由每个超声探头14、16的微波束成形器产生的部分波束成形的信号被传输到主波束成形器44、46,在主波束成形器中,来自换能器元件的各个片块的部分波束成形的信号被组合为完全波束成形的信号。例如,主波束成形器44、46可以均具有128个信道,每个信道从数十个或数百个CMUT换能器单元或压电元件的片块接收部分波束成形的信号。以这种方式,由数千个换能器元件接收到的信号可以有效地贡献于单个波束成形的信号。

[0068] 波束成形的信号被传输到信号处理器50、52。信号处理器50、52可以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分量分离以及谐波信号分离,其用于分离线性信号和非线性信号,以便能够识别从预先施予到患者12的身体的造影剂中包含的组织 and/或微泡返回的非线性(基频的高次谐波)回波信号。信号处理器50、52还可以执行附加的信号增强,例如斑点减少、信号复合和噪声消除。

[0069] 可以将过程信号传输到B模式处理器54和多普勒处理器56。B模式处理器54采用接收到的超声信号的幅度的检测来对体内的结构(例如器官组织和体内的血管)成像。如US 6,283,919和US 6,458,083中所述,可以以谐波图像模式或基本图像模式或两者的组合来形成身体结构的B模式图像。多普勒处理器56可以处理来自组织移动和血流的时间上不同的信号,以检测图像场中的诸如血液细胞的流动的物质运动。

[0070] 为了简单起见,在图2中示出了仅一个B模式处理器54和仅一个多普勒处理器56。然而,可以存在两个B模式处理器54和两个多普勒处理器56,针对每个超声探头14、16一个。这同样适用于以下说明的所有另外的单元。

[0071] 然后,将由B模式处理器54和多普勒处理器56产生的结构和运动信号传输到扫描转换器58和多平面重新格式化器60。扫描转换器按照回波信号以期望的图像格式被接收的空间关系布置回波信号。例如,扫描转换器58可以将回波信号布置为2D扇形格式或3D金字塔图像。扫描转换器58可以将B模式结构图像叠加有与图像场中具有其多普勒估计速度的点处的运动相对应的颜色,以产生描绘图像场中的组织运动和血流的彩色多普勒图像。如在US 6,443,896中所描述的,多平面重新格式化器60将从身体的体积区域中的公共平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像。

[0072] 体积绘制器62可以将3D数据集的回波信号转换为随着时间从给定参考点观察到的投影的3D图像序列,如US 6,530,885中所述。3D图像序列从扫描转换器58、多平面重新格式化器60和体积绘制器62传输到图像重建单元20,以用于进一步增强、缓冲、临时存储和/或在显示器22上显示。用户界面24也可以耦合到多平面重整格式化器60,用于选择和控制在MPR图像中的图像场中执行量化的测量。数据和图像可以保存在数据库61中。

[0073] 再次,应当注意,上述超声系统10已经仅被解释为用于本文提出的系统的应用的一个可能的示例。应当注意,本文提出的超声系统10不必包括之前解释的所有部件。另一方面,在必要时,根据本发明的超声系统10可以包括另外的部件。此外,应当注意,多个前述部件不一定必须被实现为硬件,而是也可以被实现为软件部件。多个前述部件也可以包含于公共实体中,或者甚至可以包含于单个实体中,并且不必都被实现为单独的实体,如图2中示意性示出的。

[0074] 在实际示例中,两个单独的超声成像设备可以包含于系统10中(而不是如图2所示),一个用于计算两个超声探头14、16中的每个的图像。两个成像设备中的每个将包括上述单元44、50、54、56、56、60、62和20。

[0075] 图3A-3C示意性地示出了根据本发明的图像形成过程。图3A示意性地示出了基于借助于第一非侵入性超声探头14提供的第一超声数据而产生的第一超声图像64。超声探头14(例如,TTE探头)示例性地定位在患者12的胸部66上,以便提供患者12的心脏的图像。该第一图像64可以以实况模式或预先生成,即在规划医学干预之前生成。它可以用作概览图像,优选地示出心脏的所有部分。应当注意,可以基于若干次扫描来生成第一图像64。第一图像64可以是2D或3D图像。

[0076] 图3B示出了第二图像68的生成,该第二图像是基于由第二侵入性超声探头16提供的第二超声数据而产生的。在该示例中,第二超声探头16被实现为被引入患者12的食道70中的TEE探头,以便提供患者12的心脏72的部分的详细图像。如上所述,第二侵入性超声探头16可以备选地被实现为ICE探头,其被直接引入到患者12的心脏72中。

[0077] 当第一图像64提供患者12的心脏72的概览时,第二图像68提供患者12的心脏72的细节图像。因此,第一超声探头14的视场优选地大于第二超声探头16的视场。

[0078] 图3C示出了基于两个图像64、68形成的联合图像74。另外,两个图像64、68被配准到相同的成像空间中,并且之后第二图像68被叠加在第一图像64上。为了能够将两个图像64、68配准到相同的成像空间中,跟踪两个超声探头14、16的姿势。这意味着要么相对于彼此跟踪它们的位置和取向,要么跟踪它们的绝对位置和取向。

[0079] 用于跟踪两个超声探头14、16的姿势的跟踪单元30优选地被实现为光学形状感测传感器。它可以包括一根或多根光纤,这些光纤包含于将超声探头14、16连接到计算单元18的探头线缆36、38中。应当注意,跟踪单元30不一定必须与计算单元18的其余单元20、32和34包含于同一壳体中。还可以设想到同一根光纤将两个超声探头14、16彼此连接。还应当注意,代替一个公共跟踪传感器,可以借助于单独的传感器来跟踪每个超声探头14、16的位置。

[0080] 作为光纤形状传感器的备选方案,电磁定位传感器也可以用于跟踪第一超声探头14和第二超声探头16的位置和取向。非侵入性的第一超声探头的位置通常也可以是由光学传感器(例如相机)跟踪。

[0081] 由跟踪单元30提供的跟踪信息可以以任何方式在配准单元32中用于将第一超声图像64和第二超声图像68配准到相同的图像空间中,使得图像重建单元20可以最终生成联合图像74。可选的透明度单元34可以用于允许用户控制第二图像68的透明度。例如,如果心脏结构中的一些在第二图像68中不可见,则用户可以增加第二图像68的透明度,以便观察下面的第一图像64中的所述结构。

[0082] 因此,本发明提供了一种使用两个超声探头14、16的系统和方法,其中,第一超声探头14是创建介入路线图的非侵入性超声探头,并且其中,第二超声探头16是提供介入目标区域的高分辨率实时图像的侵入性超声探头。因此,所提出的系统和方法允许对SHD介入设备的基于无辐射超声的导航。

[0083] 应当注意,出于简化原因,介入设备/手术器械未在附图中示出。然而,优选的是还跟踪所使用的手术器械(例如导管)的位置和取向。例如,可以借助于光学形状感测系统来

跟踪所使用的手术器械的位置和取向。以这种方式,可以向医师提供关于所使用的手术器械的绝对位置和取向和/或关于所使用的手术器械相对于两个超声探头14、16的位置和取向的反馈。

[0084] 也没有示出操纵设备,其可以可选地用于操纵超声探头14、16的取向和位置,以方便放射科医生进行处理。例如,可以通过遥控的移动致动器来操纵一个或两个探头14、16,而不是用手移动它们。

[0085] 还应注意,所提出的系统和方法还可用于其他医学应用,而不仅限于心脏病干预。还可以考虑使用多于两个的超声探头,这些超声探头根据本发明的原理被跟踪并且其图像被组合。

[0086] 虽然已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述应被认为是说明性或示例性的而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和所附权利要求书,本领域技术人员在实践所要求保护的发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0087] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现权利要求中记载的若干项的功能。在互不相同的从属权利要求中记载某些措施的事实并不意味着不能有利地使用这些措施的组合。

[0088] 计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其一部分提供的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分发,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0089] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为限制范围。

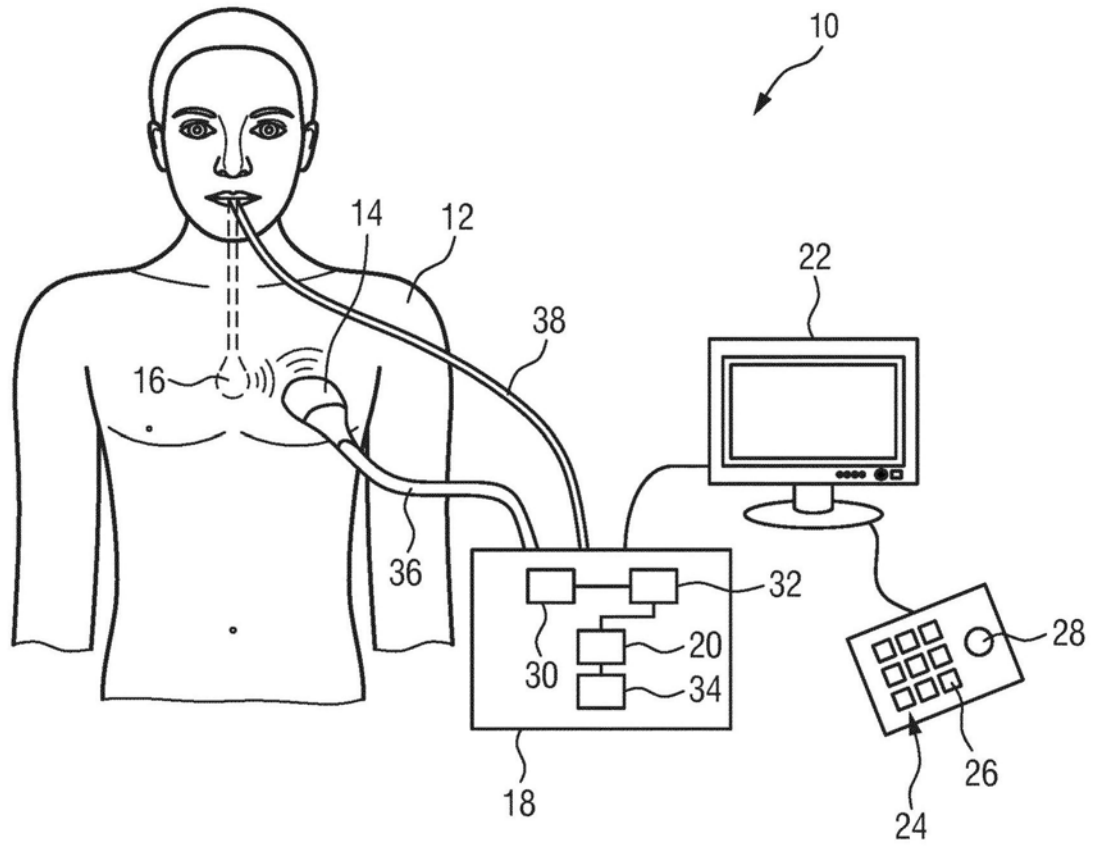


图1

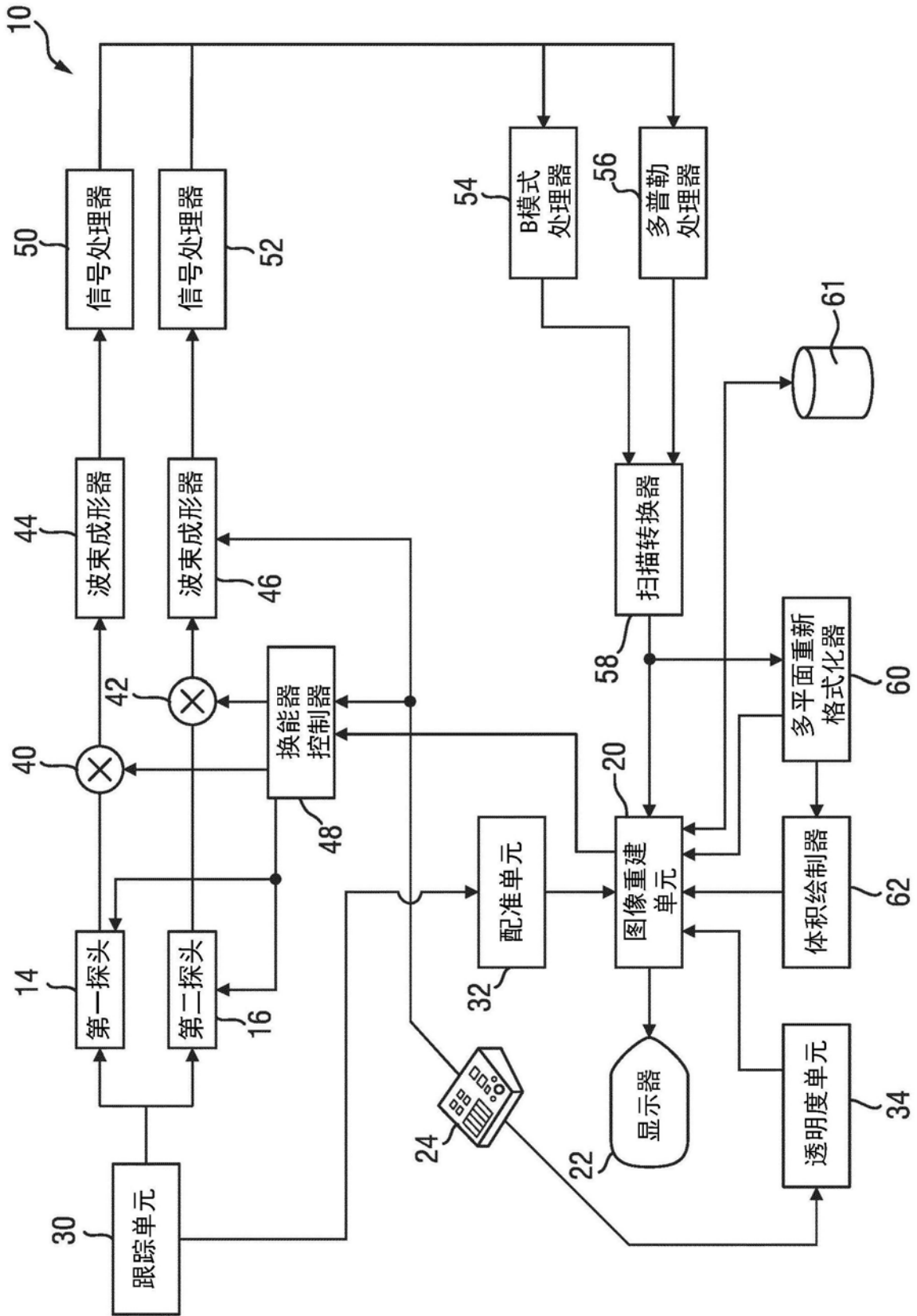


图2

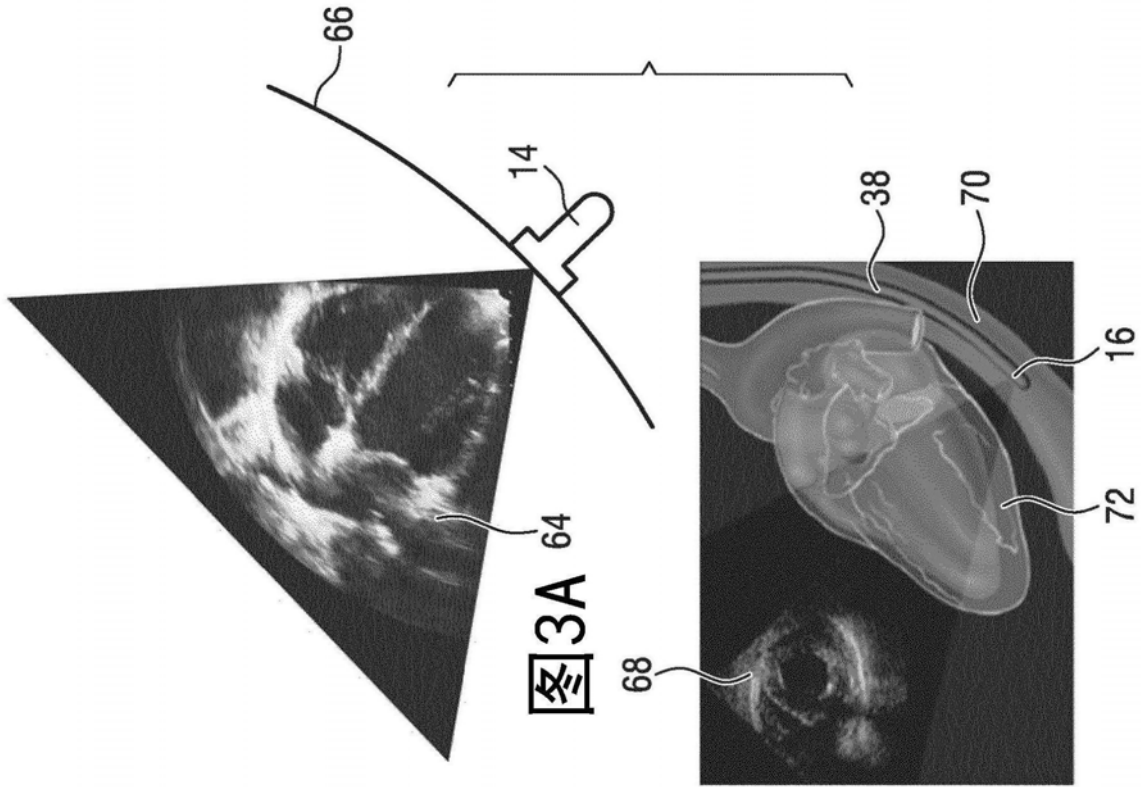


图3A

图3B

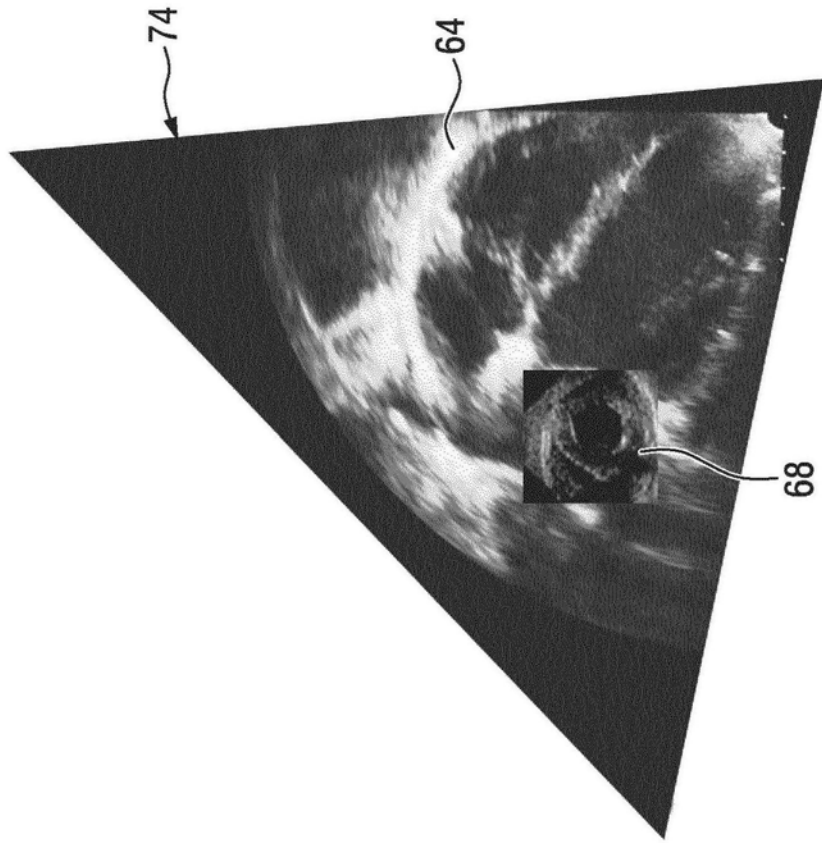


图3C

专利名称(译)	超声系统和方法		
公开(公告)号	CN110868939A	公开(公告)日	2020-03-06
申请号	CN201880045441.X	申请日	2018-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	GHM海斯贝斯 AF科伦 HJW贝尔特 N米哈伊洛维奇		
发明人	G·H·M·海斯贝斯 A·F·科伦 H·J·W·贝尔特 N·米哈伊洛维奇 J·L·F·M·罗伯特		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/4411 A61B8/4477 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5253 A61B8/14 A61B8/4263 A61B8/463		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017178928 2017-06-30 EP 62/516446 2017-06-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声系统(10)，包括：第一非侵入性超声探头(14)，其被配置为获取具有第一视场的第一超声数据；第二侵入性超声探头(16)，其被配置为获取具有与所述第一视场不同的第二视场的第二超声数据；跟踪单元(30)，其被配置为确定包括所述第一非侵入性超声探头(14)相对于所述第二侵入性超声探头(16)的位置和取向的跟踪数据；以及配准单元(32)，其被配置为基于所述跟踪数据将所述第二视场配准到所述第一视场中。

