



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109715072 A

(43)申请公布日 2019.05.03

(21)申请号 201780057876.1

J-L·F-M·罗伯特

(22)申请日 2017.09.20

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

(30)优先权数据

16194511.8 2016.10.19 EP

62/396852 2016.09.20 US

代理人 李光颖 王英

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.03.20

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/073766 2017.09.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/054969 EN 2018.03.29

(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 S·巴拉特 R·Q·埃尔坎普

M·阮 J·S·沈

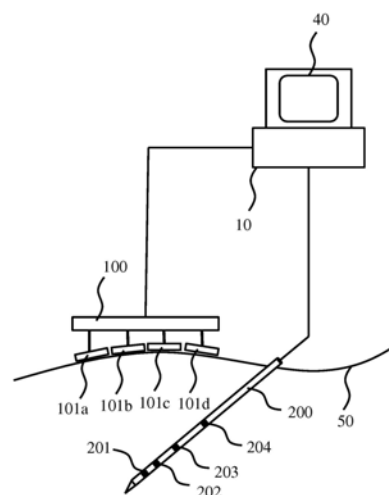
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54)发明名称

超声换能器片块配准

(57)摘要

一种超声成像系统(1)包括超声换能器阵列(100),所述超声换能器阵列包括多个超声换能器片块(101a-d),所述片块中的每个具有可独立调节的取向,由此使超声发射表面与包括诸如起搏器、支架或介入工具(200)的异物的身体(50)的区域相符合。使用异物(200)的多个特征(201-204)的已知空间布置,由超声换能器片块生成的相应超声图像被配准以便生成复合图像,其中,异物在个体图像中的位置和取向被叠加。可以使用对象识别算法或使用由介入工具上的已知空间布置中布置的至少三个超声传感器(201-204)提供的声学反馈信息来针对每幅图像确定介入工具的位置和取向。



1. 一种超声成像系统(1),包括:

超声换能器阵列(100),其包括多个超声换能器片块(101a-d),所述片块中的每个片块具有能够独立调节的取向,由此使所述片块的超声发射表面与身体(50)的区域相符合;以及

用户接口(10),其包括处理装置,所述处理装置被耦合到所述超声换能器阵列并且被配置为通过以下操作来配准所述超声换能器片块:

当所述超声换能器阵列被定位于所述区域上时从所述超声换能器片块中的至少一些超声换能器片块接收相应的超声图像(111a-d);

使用被定位于所述身体内的异物(200)的多个特征(201-204)的已知空间布置来识别所述异物在一组接收到的个体超声图像中的位置和定位,每幅接收到的个体超声图像包括所述特征中的至少一些特征;并且

通过叠加所识别的所述异物在所述组中的所述个体超声图像中的相应位置和取向来根据所述个体超声图像生成复合超声图像。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统(1),其中,所述处理装置还被配置为使用所述异物(200)在所述个体超声图像(111a-d)中的所述相应位置和取向来执行以下操作:

选择所述个体超声图像中的一幅个体超声图像作为参考超声图像;

将所述异物在所述参考超声图像中的所述位置和取向定义为参考;并且,针对每幅其他个体超声图像:

生成变换矩阵,以用于将所述异物在所述超声图像中的所述位置和取向变换到所述参考;并且

根据所述图像的变换矩阵来变换所述图像。

3. 根据权利要求1或2中的任一项所述的超声成像系统(1),其中,所述异物(200)形成所述超声系统的部分。

4. 根据权利要求3所述的超声成像系统(1),其中,所述异物(200)是介入工具。

5. 根据权利要求4所述的超声成像系统(1),其中,所述多个特征(201-204)包括所述介入工具(200)上的定义的空间布置中的至少三个超声传感器,并且其中,所述处理装置被配置为:

从所述至少三个超声传感器中的至少一些超声传感器接收传感器信号,所述传感器信号对应于利用所述超声换能器阵列(100)生成的超声信号,所述超声图像(111a-d)是根据所述超声信号生成的;并且其中,对所述介入工具在所述一组接收到的个体超声图像中的位置和取向的识别至少部分地基于所述传感器信号。

6. 根据权利要求5所述的超声成像系统(1),其中,被配置为至少部分地基于所述传感器信号来识别所述介入工具(200)在所述一组接收到的个体超声图像(111a-d)中的所述位置和取向的所述处理装置配置为:

根据所述传感器信号来导出飞行时间信息和超声信号幅度信息;并且

至少部分地基于来自所述传感器信号的所述飞行时间信息和所述超声信号幅度信息来至少识别所述介入工具在来自所述组的个体超声图像中的所述位置和取向,所述传感器信号对应于超声信号,所述个体超声图像是根据所述超声信号生成的。

7. 根据权利要求4-6中的任一项所述的超声成像系统(1),其中,所述处理装置还被配

置为通过同时配准超声换能器片块的簇来配准所述超声换能器片块(101a-d),利用所述簇中的所述片块生成的所述超声图像包含至少三个公共超声传感器(201-204)。

8.根据权利要求7所述的超声成像系统(1),其中,所述超声传感器(201-204)通过由所述处理装置控制的复用器(160)被耦合到所述处理装置,其中,所述处理装置被配置为在利用所述簇中的所述超声换能器片块(101a-d)生成所述超声图像(111a-d)期间利用所述复用器启用所述至少三个公共超声传感器。

9.根据权利要求4-8中的任一项所述的超声成像系统(1),其中,所述超声换能器阵列(100)包括用于将所述介入工具(200)安装在所述超声换能器阵列中的引导通道(150)。

10.根据权利要求1-9中的任一项所述的超声成像系统(1),其中,所述处理装置还被配置为响应于在所述用户接口(10)处接收的用户输入而生成利用所述组中的经配准的超声换能器片块(101a-d)组成的另外的复合超声图像。

11.根据权利要求10所述的超声成像系统(1),其中,每个超声换能器片块(101a-d)包括多个超声换能器元件,并且其中,所述处理装置还被配置为利用对所述组中的所述经配准的超声换能器片块中的至少一些超声换能器片块的所述超声换能器元件的选择来生成所述另外的复合超声图像,选定的超声换能器元件贡献于在利用所述超声换能器片块生成的所述个体超声图像(111a-d)中对所述异物(200)的成像。

12.一种配准超声成像系统(1)的超声换能器片块(101a-d)的方法(300),所述超声成像系统包括多个所述超声换能器片块,所述片块中的每个片块具有能够独立调节的取向,由此使所述片块的超声发射表面与身体(50)的区域相符合,所述方法包括:

当所述超声换能器阵列被定位于所述区域上时从所述超声换能器片块中的至少一些超声换能器片块接收(307)相应的超声图像;

使用被定位于所述身体内的异物(200)的多个特征(201-204)的已知空间布置来识别(309)所述异物在一组接收到的个体超声图像(111a-d)中的位置和定位,每幅接收到的个体超声图像包括所述特征中的至少一些特征;并且

通过叠加所识别的所述异物在所述组中的所述个体超声图像中的相应位置和取向来根据所述个体超声图像生成(315)复合超声图像(113)。

13.根据权利要求12所述的方法(300),还包括使用所述异物(200)在所述个体超声图像(111a-d)中的所述相应位置和取向来执行以下操作:

选择(311)所述个体超声图像中的一幅个体超声图像作为参考超声图像;

将所述异物在所述参考超声图像中的所述位置和取向定义为参考;并且,针对每幅其他个体超声图像:

生成变换矩阵,以用于将所述异物在所述超声图像中的所述位置和取向变换到所述参考;并且

根据所述图像的变换矩阵来变换(313)所述图像。

14.根据权利要求12或13所述的方法(300),其中,所述异物(200)是介入工具,并且所述多个特征(201-204)包括所述介入工具上的已知空间布置中的至少三个超声传感器,所述方法还包括从所述至少三个超声传感器中的至少一些超声传感器接收传感器信号,所述传感器信号对应于利用所述超声换能器阵列(100)生成的超声信号,所述超声图像(111a-d)是根据所述超声信号生成的;并且其中,对所述介入工具在所述一组接收到的个体超声

图像中的位置和取向进行识别至少部分地基于所述传感器信号。

15. 根据权利要求14所述的方法(300), 还包括:

根据所述传感器信号来导出飞行时间信息和超声信号幅度信息; 并且

至少部分地基于来自所述传感器信号的所述飞行时间信息和所述超声信号幅度信息来识别所述介入工具(200)在来自所述组的个体超声图像(111a、111b、111c、111d)中的所述位置和取向, 所述传感器信号对应于超声信号, 所述个体超声图像是根据所述超声信号生成的。

## 超声换能器片块配准

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声成像系统,包括:超声换能器阵列,其包括多个超声换能器片块,所述片块中的每个具有可独立调节的取向,由此使片块的超声发射表面与身体区域相符合;以及用户接口,其包括耦合到超声换能器阵列并且被配置成配准超声换能器片块的处理装置。

[0002] 本发明还涉及一种配准这种超声成像系统的超声换能器片块的方法。

### 背景技术

[0003] 超声成像通常用于支持介入或调查流程,其中,异物(诸如介入工具(例如导管、活检针等)、固定物体,诸如心房支架、心脏起搏器、除颤器等)利用超声成像系统来成像,以帮助医学专业人员执行(最小)侵入性医学流程或者评价包括异物的感兴趣身体部分。在这样的应用中,能够需要准确地确定利用超声成像系统产生的图像中的异物的位置和取向,尤其是在诸如活检针的介入工具的情况下,利用超声成像系统对关于介入工具的位置和取向的实时反馈是至关重要的,例如以提供对身体组织的意外损害。这例如是绒毛膜绒毛采样中的关键问题,其中,活检针的不正确定位可能导致胎儿损伤或终止。

[0004] 为此,超声成像系统的超声换能器可以帮助跟踪全局坐标系中的异物,例如借助于已知空间布置中的异物上的超声传感器,其中,可以利用超声传感器检测利用超声换能器片块生成的关于超声信号(例如波束)的信息,以促进超声换能器的这样的空间参考。这种技术的范例在US2015/0269728A1中给出,其公开了一种方法,其用于在图像与跟踪系统之间映射坐标,并且其包括提供具有固定几何形状的校准工具。校准工具包括与成像模式相关联的第一传感器和与跟踪模式相关联的第二传感器。第一和第二传感器分布并安装在固定几何形状上的已知位置处。第一传感器位于成像系统的视场中,以确定校准工具在图像空间中的位置。第二传感器被跟踪以确定校准工具在跟踪空间中的相同位置。基于校准工具的伪迹将图像空间和跟踪空间映射在公共坐标系中。

[0005] 然而,常规超声换能器的缺点是它们的有限视场,其可能太小而不能对整个异物(例如,整个介入工具)成像以及它们不能在更大的深度处获得高图像分辨率。可以通过使用所谓的大面积超声换能器阵列解决这些问题中的至少一些。这样的阵列通常包括多个片块,每个包含多个超声换能器,例如由诸如锆钛酸铅(PZT)或聚偏二氟乙烯(PVDF)的材料形成的压电换能器元件,以及电容式微机械超声换能器(CMUT)元件,其中,膜包括在腔之上的第一电极,包括与第一电极相对并且通过腔与其分离的第二电极,所述膜用于通过对第一和第二电极施加适当的刺激(例如,交流电)生成超声波(或以接收模式接收超声波)。例如,这样的片块可以是半导体衬底的芯片,超声换能器元件被定位于其中,在一些应用中,所述片块可以具有若干平方厘米( $\text{cm}^2$ )的尺寸。这允许超声换能器阵列覆盖要成像或处置的对象身体的较大区。这样的片块的超声换能器元件可以被分组在一起并且共同操作,使得片块表现为复合超声换能器元件,所述复合超声换能器元件包括多个小平面,即超声换能器单元,其组合以形成复合超声换能器元件,或者其备选地可以独立操作。

[0006] 对于这样的超声换能器阵列,并且尤其是对于大面积超声换能器阵列,例如包括多个这样的超声换能器片块的超声换能器阵列,在超声探头的换能器元件(片块)(即大面积超声换能器阵列)与要成像的身体的部分之间建立良好的共形接触远非微不足道。对于较小的超声探头,这通常通过使用特殊凝胶来实现,所述特殊凝胶改善超声换能器阵列与身体部分之间的接触。然而,该方法的缺点是通常必须使用大量的凝胶,其能够包含干扰超声信号的发射或接收的气泡。

[0007] 而且,对于大面积超声换能器阵列而言这样的凝胶应用仅仅产生阵列与阵列被放置的身体区域之间所需的共形和声学耦合可能不再实际上可行,因为在该过程不由于使用过量的凝胶而变得杂乱的情况下变得实际上不可能有效地将凝胶应用于个体换能器元件,例如片块。在一些情况下,甚至变得不可能在超声换能器阵列与要接收阵列的身体部分的表面之间实现期望的共形接触,例如由于表面的相对大曲率。

[0008] 为此,柔性超声换能器阵列已经进入市场,其可以呈现与轮廓表面(例如,患者身体的弯曲部分)的改善的顺应性。对于这样的阵列,可以使用减少的耦合凝胶量,通常以改善声耦合,因为期望的共形耦合主要通过换能器阵列的柔性来实现。然而,这样的超声换能器阵列的操作并非没有挑战。在这样的阵列中,超声换能器片块具有若干自由度,例如,X,Y,Z-平面中的平移自由度以及翻倒/倾斜自由度。为了在这样的情形下实现相干波束形成,每个超声换能器片块的实际取向(相对位置)必须为部署这样的超声换能器阵列的超声系统的波束形成电路所知,即,利用相应片块生成的图像必须是空间配准的。这通常需要包括与个体片块相关联的昂贵的取向传感器。

[0009] 在R.S.Singh等人的“development of an ultrasound imaging system for needle guidance”(2009 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, 2009年9月20日,第1852-1855页(XP031654735))中,描述了一种超声成像系统,其可以在产生高质量体积图像的同时显着简化超声引导流程。系统特征在于符合弯曲的身体表面的可附加的薄柔性超声换能器,以及基于后向传播的图像重建技术。

## 发明内容

[0010] 本发明旨在提供一种超声成像系统,其具有包括多个超声换能器片块的超声换能器阵列,所述片块中的每个具有可独立调节的取向,由此使片块的超声发射表面与身体区域相符合,其中,由相应片块产生的超声图像可以在没有这种取向传感器的情况下进行空间配准。

[0011] 本发明还试图提供一种空间地配准这种超声成像系统的超声换能器片块的方法。

[0012] 根据一方面,提供了一种超声成像系统,其包括:多个超声换能器片块,所述片块中的每个具有可独立调节的取向,由此使片块的超声发射表面符合身体的区域,以及包括处理装置的用户接口,所述处理装置耦合到超声换能器阵列并且被配置为通过以下操作来配准超声换能器片块:当超声换能器阵列被定位于所述区域上时从超声换能器片块中的至少一些接收相应的超声图像;使用被定位于身体内的异物的多个特征的已知空间布置来识别所述异物在一组接收到的个体超声图像中的位置和定位,每幅包括所述特征中的至少一些;并且通过将所识别的异物在个体超声图像中的相应位置和取向叠加起来根据所述组中的个体超声图像生成复合超声图像。

[0013] 本发明基于以下见解：患者的身体中内的异物，例如，诸如活检针等的介入工具，可以用作利用可独立调节的超声换能器片块从不同视角生成的多幅图像中的参考，使得相应图像中的异物的不同取向可以用于根据这些图像导出超声换能器片块的取向信息，即将这些图像配准在公共参考系中，可以从该公共参考系中生成复合超声图像以以高准确度，即高图像质量可视化包括异物的身体内的感兴趣区域。

[0014] 在实施例中，这可以通过处理装置来实现，所述处理装置还被配置为执行以下操作：使用异物在个体超声图像中的相应位置和取向来选择所述个体超声图像之一作为参考超声图像；定义异物在参考超声图像中的位置和取向作为参考；并且针对每幅其他的个体超声图像执行以下操作：

[0015] 生成变换矩阵，以用于将异物在超声图像中的位置和取向变换到参考；并根据其变换矩阵来变换图像。

[0016] 优选地，异物是介入工具，其可以形成超声成像系统的部分。在实施例中，可以使用诸如对象识别算法的图像处理算法从这些图像中提取介入工具在相应超声图像中的位置和取向信息，所述图像处理算法可以用于识别已知空间布置中的介入工具的特征，例如在这些图像中的介入工具的形状特征，以导出介入工具在相应超声图像中的相应局部空间取向，并基于所获得的局部空间取向来配准这些图像。

[0017] 在上述实施例中，在配准过程仅仅基于利用超声换能器阵列生成的超声图像的意义上，异物（例如介入工具）是被动对象。然而，在特别有利的实施例中，具有介入工具的已知空间布置的特征可以包括介入工具上的定义的空间布置中的至少三个超声传感器，其可以向超声成像系统提供声反馈，可以基于所述声反馈来执行相应超声图像的前述配准过程。为此，处理装置可以被配置为从所述至少三个超声传感器中的至少一些中接收传感器信号，所述传感器信号对应于利用超声换能器阵列生成的超声信号，所述超声图像是根据所述超声信号生成的；并且其中，识别介入工具在一组接收到的个体超声图像中的位置和取向至少部分地基于所述传感器信号。

[0018] 例如，被配置为至少部分地基于所述传感器信号识别介入工具在所述一组接收到的个体超声图像中的位置和取向的处理装置被配置为根据所述传感器信号导出飞行时间信息和超声信号幅度信息中的至少一个；并且至少部分地基于来自所述传感器信号的飞行时间信息和超声信号幅度信息来识别介入工具在来自所述组的个体超声图像中的位置和取向，所述传感器信号对应于超声信号，所述个体超声图像是根据所述超声信号生成的。这有利于至少部分地并且在一些实施例中仅仅基于由介入工具上的超声传感器（或者在特定空间布置中包含这样的超声传感器的身体内的其他异物）提供的声学反馈来进行配准过程。

[0019] 在实施例中，处理装置还被配置为通过同时配准超声换能器片块的簇来配准超声换能器片块，利用所述簇中的片块生成的超声图像包含至少三个公共超声传感器。这在以下情形下是特别有利的：其中，并非所有超声传感器对于每个超声换能器片块可见，使得一些超声换能器片块能够在“视线”中（即，在声学范围内）不具有足够数量的超声传感器以便于其相应超声图像的配准。以这种方式，仅可以在同时配准过程中配准看到介入工具的足够量的相同（公共）超声传感器的邻近（聚类）超声换能器片块。

[0020] 在另一情形下，超声换能器片块的不同簇可以在声学范围内具有不同组的公共超

声传感器。在这种情形下,超声成像系统同时接收来自所有超声传感器的超声信号可能实际上不可行,例如在介入工具与超声成像系统的用户接口(例如,控制台)之间的通道的数量被限制的情况下。在这种情况下,超声传感器可以通过由所述处理装置控制的复用器耦合到处理装置,其中,处理装置被配置为在利用所述簇中的片块生成超声图像期间利用复用器启用至少三个公共超声传感器,使得仅超声换能器片块的特定簇的声学范围内的那些超声传感器可以通过复用器通信地耦合到超声成像系统的处理装置。

[0021] 在实施例中,超声换能器阵列包括用于将介入工具安装在超声换能器阵列中的引导通道,使得介入工具可以通过超声换能器阵列被引导到患者身体中。这具有以下优点:实现超声换能器阵列与介入工具之间的定向耦合,使得将介入工具保持在超声换能器阵列的视场内变得更加直接。

[0022] 处理装置还可以被配置为响应于在用户接口处接收的用户输入而生成由所述组中的经配准的超声换能器片块组成的另外的复合超声图像。通过仅包括异物(例如,介入工具)可见的那些超声图像,可以产生该对象的缩放图像,以进一步帮助超声换能器阵列的操作者和/或介入工具的操作者通过提供这样的高清晰度缩放图像来正确地引导介入工具。

[0023] 每个超声换能器片块可以包括多个超声换能器元件,并且其中,处理装置还被配置为利用所述组中的配准的超声换能器片块中的至少一些的超声换能器元件的选择来生成另外的复合超声图像,选定的超声换能器元件贡献于利用超声换能器片块生成的个体超声图像中的异物的成像。这还可以通过仅包括贡献于异物(例如介入工具)的可视化的那些超声换能器元件来改善这种缩放图像的清晰度。

[0024] 根据另一方面,提供了一种配准超声成像系统的超声换能器片块的方法,所述超声成像系统包括多个所述超声换能器片块,所述片块中的每个具有可独立调节的取向,由此使片块的超声发射表面符合身体区域,所述方法包括:当所述超声换能器阵列位于所述区域上时从超声换能器片块中的至少一些接收相应的超声图像;使用位于身体内的异物的多个特征的已知空间布置来识别所述异物体在一组接收到的个体超声图像中的位置和定位,每幅个体超声图像包括所述特征中的至少一些;通过将所识别的所述异物在个体超声图像中的相应位置和取向叠加来根据所述组中的个体超声图像生成复合超声图像。

[0025] 这种方法基于可以将患者的身体内的异物用作公共参考以实现相应图像的这种配准的见解,来促进利用这种超声换能器阵列生成的超声图像的配准,而不需要位置反馈信息,例如,如由与每个超声换能器片块相关联的位置传感器提供的。

[0026] 例如,可以通过以下操作使用异物在个体超声图像中的相应位置和取向来实现这种配准:选择所述个体超声图像之一作为参考超声图像;将异物在参考超声图像中的位置和取向定义为参考;并且针对每幅其他个体超声图像:生成变换矩阵以用于将异物在超声图像中的位置和取向变换到参考;并根据其变换矩阵来变换图像。

[0027] 在优选实施例中,异物是介入工具,并且多个特征包括介入工具上的已知空间布置中的至少三个超声传感器,所述方法还包括:从所述至少三个超声传感器中的至少一些中接收传感器信号,所述传感器信号对应于利用超声换能器阵列产生的超声信号,所述超声图像是根据所述超声信号生成的;并且其中,识别介入工具在所述一组接收到的个体超声图像中的位置和取向至少部分地基于所述传感器信号。在该实施例中,可以使用由超声传感器提供的声学反馈来实现超声图像配准,所述声学反馈结合这些超声传感器的已知空

间布置并且任选地结合从超声图像提取的信息(例如,使用对象识别算法等),便于超声图像的配准,而不必确定负责生成这些图像的相应超声换能器片块的实际位置和取向。

[0028] 这种声学反馈例如可以包括根据所述传感器信号导出飞行时间信息和超声信号幅度信息中的至少一个;并且至少部分地基于来自所述传感器信号的飞行时间信息和超声信号幅度信息来识别介入工具在来自所述组的个体超声图像中的位置和取向,所述传感器信号对应于超声信号,所述个体超声图像是根据所述超声信号生成的。

### 附图说明

[0029] 参考附图更详细地并且通过非限制性范例描述了本发明的实施例,其中:

[0030] 图1示意性地描绘了根据实施例的超声成像系统;

[0031] 图2示意性地描绘了这种超声成像系统的一个方面的范例实施例;

[0032] 图3示意性地描绘了这种超声成像系统的另一方面的透视视图;

[0033] 图4示意性地描绘了这种超声成像系统的又一个方面的透视视图;

[0034] 图5示意性地描绘了根据实施例的超声成像系统的框图;

[0035] 图6示意性地描绘了根据另一实施例的超声成像系统;

[0036] 图7示意性地描绘了利用根据实施例的超声成像系统捕获的未配准的超声图像;

[0037] 图8描绘了根据实施例的超声图像配准方法的流程图;

[0038] 图9示意性地描绘了利用根据实施例的超声图像配准方法获得的复合超声图像;

以及

[0039] 图10示意性地描绘了根据又一实施例的超声成像系统。

### 具体实施方式

[0040] 应该理解,附图仅仅是示意性的,并未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图使用相同的附图标记来指示相同或相似的部分。

[0041] 图1示意性地描绘了根据本发明的实施例的超声成像系统1。超声成像系统1包括超声换能器阵列100,超声换能器阵列100用于定位在患者的身体50的区域上,以对患者的身体部分进行超声成像。超声换能器阵列100包括多个超声换能器片块101(此处通过非限制性范例通过四个个体识别的超声换能器片块101a-d示意性地描绘),超声换能器片块101具有独立可调节的取向,由此使片块的超声发射表面与身体50的区域相符合,即每个超声换能器片块101的取向可独立调节。

[0042] 借助于图2更详细地描述了这种超声换能器阵列100的非限制性范例,图2示意性地描绘了包括可独立调节的超声换能器元件片块101的超声换能器阵列100的范例实施例。每个片块101可以包括一个或多个超声换能器元件(未示出)。例如,每个片块101可以是一个或多个超声换能器元件已经形成或安装到其的切块芯片等。在本发明的实施例中,超声换能器元件可以以任何合适的方式实施。例如,超声换能器元件可以由压电陶瓷材料实施,诸如基于锆钛酸铅(PZT)的材料、压电单晶或复合材料、电容式微机械超声换能器(CMUT)等。

[0043] 超声换能器元件片块101可以具有任何合适的形状,例如,圆形或多边形。特别提及多边形,诸如矩形形状,例如正方形形状,因为这样的形状便于超声换能器元件片块101

在换能器阵列内的紧密堆积,其中,邻近超声换能器元件片块101之间的间隙131被最小化。对邻近超声换能器元件片块101之间的相对大的间隙131的避免确保了基本上连续的图像可以利用超声换能器阵列100生成,并且至少可以减少超声伪迹(诸如栅瓣)的形成。超声换能器阵列100可以具有任何合适的形状,例如,可以是1维或2维超声换能器阵列。片块101优选地以2D矩阵形式布置,使得3D图像/体积可以根据利用个体片块101生成和收集的超声数据来形成。在优选实施例中,超声探头100包括多个超声换能器片块101,每个具有若干 $\text{cm}^2$ 的换能器表面积,例如 $2\text{-}50\text{cm}^2$ ,以形成大面积超声换能器阵列100。

[0044] 超声换能器阵列100可以适于发射超声波,例如,超声脉冲,并且接收(脉冲)回波信息作为超声(诊断)成像系统1的部分。根据范例实施例的超声换能器阵列100包括具有超声换能器元件片块101被安装到的安装区域121的主体120。在图3中示意性地描绘了这种主体120的细节。尽管未示出,但是超声换能器元件片块101的换能器表面可以由声学层覆盖,所述声学层有时被称为声学窗口,以便保护超声换能器阵列免于直接接触,从而保护换能器阵列免受损坏,以及保护要暴露于要由换能器阵列生成的超声波的对象(例如患者)的身体50免于由换能器阵列直接接触,例如,保护身体50免受意外电击。如本身公知的,这样的声学窗口还可以提供换能器阵列和主体之间的阻抗匹配。声学层可以由技术人员已知用于该目的的任何材料或材料组合制成。

[0045] 主体的安装区域121可以是柔性的,这具有以下优点:承载超声换能器元件片块101的安装区域121可以变形,例如以符合非平面表面,诸如患者的轮廓体,从而改善超声换能器元件片块101与患者身体50之间的接触的质量。这在大面积超声换能器阵列100的情况下尤其相关,其中,阵列能够需要符合患者的身体的大面积,例如几十或几百 $\text{cm}^2$ 的面积。例如,安装区域121可以包括弹性体,即橡胶材料,以向安装区域121提供期望柔性。这种弹性体的范例包括聚烯烃、二烯烃聚合物或聚硅氧烷(诸如PDMS)、包括聚烯烃、二烯烃聚合物或聚硅氧烷或其混合的共聚物或嵌段共聚物,尽管实施方式不限于此。特别提及聚丁二烯、聚二甲基硅氧烷(PDMS)和通常用于导管中的相对软的聚醚嵌段酰胺(PEBA)。医用级PDMS是特别优选的。例如,超声换能器阵列100可以被实施为柔性垫,符合对象的表面(即身体50的皮肤)。

[0046] 在一些实施例中,超声换能器元件片块101可以直接安装到安装区域121上(未示出)。在备选实施例中,诸如图2中示意性描绘的实施例,安装区域121可包括多个接收部分122,以用于接收支撑构件,超声换能器元件片块101可以安装到所述支撑构件上。在图4中示意性地描绘了这种支撑构件的细节。支撑构件均可以包括柱137,柱137配合到安装区域121的接收部分122之一中。每个柱137承载安装部分139,超声换能器元件片块101可以安装到所述安装部分139上。支撑构件可以由柔性材料(例如,橡胶状材料)制成,并且可以通过安装部分139互连,例如以通过邻近安装部分139之间的互连区域138形成柔性垫135。

[0047] 如图4所示,每个互连区域138连接安装部分139的四个象限,每个具有互连到互连区域138的角部。以这种方式,每个片块101将呈现至少两个旋转自由度,使得当通过抽空空气的部分来减小空间110中的压力时可以实现与对象的身体50的良好共形接触,如下面更详细地解释的,在如通过柱137平移的安装部分139上的得到的向下力通过这些旋转自由度被转换到片块101的期望共形接触。在备选实施例中,支撑构件装置,例如垫135,可以是刚性装置,其中,安装区域139安装在柔性接头上,例如万向接头、球窝接头等上。

[0048] 安装区域121可以由柔性唇缘123定界,柔性唇缘123被布置为在将超声换能器阵列100放置在对象上的情况下接触对象。唇缘123是柔性的,使得在将超声换能器阵列100放置在对象上的情况下,唇缘123密封主体120的安装区域121与对象的身体50的与安装区域121相对的部分之间的空间110。唇缘123可以形成主体120的整体部分,或者可以粘附或以其他方式附接到安装区域121。唇缘123可以具有任何合适的形状,所述任何合适的形状便于在将超声换能器阵列100放置在该身体上的情况下在超声换能器元件片块101与对象的身体50之间形成密封空间110。柔性唇缘123可以由任何合适的材料制成,例如,如上所述的弹性体。在实施例中,安装区域121和柔性唇缘123由相同的材料制成,柔性唇缘123优选地与安装区域121集成,即由单件柔性材料形成。在如图3所描绘的实施例中,唇缘123可以包括边缘123' 或者可以通过边缘123' 与空间110分离,边缘123' 与对象接合以在空间110中的压力减小的情况下加强安装区域121。边缘123' 还可以帮助在超声探头100与对象1之间形成密封,使得可以在空间110中建立负压,如上所述。

[0049] 主体120的安装区域121还可以包括接收部分122之间的支撑部分124,其在空间110中的压力减小的情况下加强安装区域121。安装区域121可以是波纹状的,如图2中示意性地描绘的,使得安装区域可以用作弹簧。因此,当一体积的空气例如使用真空泵等通过出口127从空间110抽空以在空间110中产生负压时,超声换能器阵列100之上的大气压力迫使弹簧式安装区域121抵靠身体50。空间110中的小至10%压力降低可以足以在安装区域121上实现 $1\text{N}/\text{cm}^2$ 的向下压力。应当理解,超声换能器阵列100的上述实施例仅通过非限制性范例,并且在本发明的背景下可以使用包括多个超声换能器片块101的任何超声换能器阵列100,所述多个超声换能器片块可独立地调节由此符合患者的身体50的部分。

[0050] 现在,在返回到图1的情况下,超声成像系统1还包括用户接口10,诸如用户控制台等,以用于控制超声换能器阵列100。为此,用户接口10通常包括处理装置,所述处理装置可以包括诸如一个或一个专用或通用处理器的电路,以便控制超声换能器阵列100产生超声脉冲并从超声换能器阵列100接收超声脉冲回波信息,所述信息可以由处理装置处理以便生成超声图像,例如2D或3D图像,以用于在显示设备40上显示。现在将借助于图5更详细地描述这种用户接口10的非限制性范例,图5示意性地描绘了电子器件的范例实施例的框图,所述电子器件可以被部署以与超声换能器阵列100接合并且控制超声换能器阵列100,以生成超声波,例如超声脉冲,并且接收超声回波,例如脉冲回波,例如用于诊断成像目的。超声换能器阵列100可以耦合到微波束形成器12,微波束形成器12在一些实施例中可以位于超声换能器阵列100中,其控制由超声换能器单元100对信号的发射和接收。微波束形成器能够对由换能器元件的片块的组或“贴片”接收的信号进行至少部分波束形成,例如,如美国专利US 5997479 (Savord等人)、US 6013032 (Savord) 和US 6623432 (Powers等人) 中所描述的。

[0051] 微波束形成器12可以通过探头电缆(例如同轴线)耦合到终端,例如用户控制台设备等,包括发射/接收(T/R)开关16,其在发射和接收模式之间切换,并且当不存在或使用微波束形成器并且换能器阵列由主系统波束形成器20直接操作时保护主波束形成器20免受高能量发射信号的影响。在微波束形成器12的控制下超声波束从超声换能器阵列100的发射可以由换能器控制器18引导,换能器控制器18通过T/R开关16耦合到微波束形成器的并且耦合到主系统波束形成器20,主系统波束形成器20通过控制面板38接收来自用户对用户

接口10的操作的输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束被操纵和聚焦的方向。波束可以从换能器阵列直接向前操纵(正交于其),或者以不同的角度操纵以用于更宽的视场。换能器控制器18可以被耦合以控制用于超声换能器阵列110的上述电压源45。例如,电压源45设置施加到CMUT阵列的CMUT元件的(一个或多个)DC和AC偏置电压,例如,以塌陷模式操作CMUT元件,如本身公知的。换能器控制器18还可以适于控制电压源45,由此将超声换能器元件片块101切换到低功率模式,例如,响应于指示超声换能器元件片块101达到临界温度的温度传感器信号。

[0052] 由微波束形成器12产生的部分波束形成信号可以被转发到主波束形成器20,其中,来自换能器元件的个体贴片的部分波束形成信号被组合成完全波束形成信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中每个接收来自数十或数百个超声换能器片块101的贴片和/或来自这种超声换能器片块101的个体超声换能器元件的部分波束形成信号。以这种方式,由超声换能器阵列100的数千换能器元件接收的信号可以高效地贡献于单个波束形成信号。

[0053] 波束形成信号耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收的回波信号,诸如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离,其用于分离线性和非线性信号,从而使得能够识别从组织和微泡返回的非线性(基频的较高谐波)回波信号。

[0054] 信号处理器22任选地可以执行额外的信号增强,诸如散斑减少、信号复合和噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其通带从较高频带滑动到较低频带,因为回波信号是从增加的深度接收的,从而拒绝来自较大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率缺乏解剖学信息。如下面将更详细解释的,信号处理器22还可以适于配准利用超声换能器阵列100的单独的超声换能器片块101产生的个体图像。

[0055] 经处理的信号可以被转发到B模式处理器26并且任选地被到多普勒处理器28。B模式处理器26采用对接收的超声信号的幅度的检测以对身体中的结构(诸如,器官的组织和体内血管)进行成像。可以以谐波图像模式或基波图像模式或两者的组合形成身体的结构的B模式图像,例如如美国专利US 6283919(Roundhill等人)和US 6458083(Jago等人)两者中所述。

[0056] 多普勒处理器28(如果存在的话)处理来自组织移动和血流的时间上不同的信号,以检测图像场中物质的运动,诸如血细胞的流。多普勒处理器通常包括具有参数的壁滤波器,所述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,壁滤波器可以设置为具有通带特性,所述通带特性使来自较高速度的材料的相对低振幅的信号通过,同时拒绝来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0057] 该通带特性将使来自流动血液的信号通过,同时拒绝来自附近静止或缓慢移动物体(诸如心脏的壁)的信号。倒转特性将使来自心脏的移动组织的信号通过,同时拒绝血流信号,被称为组织多普勒成像、检测和描绘组织的运动。多普勒处理器可以接收和处理来自图像场中的不同点的时间上离散的回波信号的序列,来自特定点被称为系综的回波的序列。在相对短的间隔内快速连续接收的回波的系综可以用于利用多普勒频率与指示血流速度的速度的对应性估计流动血液的多普勒频移。在较长时间段内接收的回波的系综用于估计较慢流动的血液或缓慢移动的组织的速度。

[0058] 由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器产生的结构和运动信号耦合到扫描转换

器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32以它们以期望图像格式被接收的空间关系布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维(2D)扇形格式或金字塔形三维(3D)图像。

[0059] 扫描转换器可以利用对应于图像场中的具有多普勒估计速度的点处的运动的颜色覆盖B模式结构图像,以产生彩色多普勒图像,所述彩色多普勒图像描绘图像场中的组织和血流的运动。多平面重新格式化器44将从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,例如如美国专利US 6443896 (Detmer) 中描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换为如从给定参考点查看的投影3D图像,如美国专利US 6530885 (Entrekin等人) 中描述的。

[0060] 2D或3D图像从扫描转换器32、多平面重新格式化器44和体积绘制器42耦合到图像处理30,以用于进一步增强,缓冲和临时存储以在图像显示器40上显示。除了用于成像之外,由多普勒处理器28产生的血流值和由B模式处理器26产生的组织结构信息被耦合到量化处理器34。量化处理器产生不同流状况的量度,诸如血流的体积率以及结构测量结果,诸如器官的大小和孕龄。量化处理器可以从用户控制面板38接收输入,诸如测量要进行的图像的解剖结构中的点。

[0061] 来自量化处理器的输出数据耦合到图形处理器36,以在显示器40上利用图像再现测量图形和值。图形处理器36还可以生成用于与超声图像一起显示的图形交叠。这些图形交叠可以包含标准识别信息,诸如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等。出于这些目的,图形处理器从控制面板38接收输入,诸如患者姓名。

[0062] 用户接口还耦合到发射控制器18,以控制来自换能器阵列110的超声信号的产生,并且因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像。用户接口还耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制可以用于在MPR图像的图像场中执行量化量度的多幅多平面重新格式化(MPR)图像的平面。

[0063] 如技术人员将理解的,超声诊断成像系统10的上述实施例旨在给出这种超声诊断成像系统的非限制性范例。技术人员将立即认识到,在不脱离本发明的教导的情况下,超声诊断成像系统的架构中的若干变型是可行的。例如,如上述实施例中指示的,可以省略微波束形成器12和/或多普勒处理器28,超声探头100可以不具有3D成像能力等。其他变化对于技术人员而言是显而易见的。

[0064] 在实施例中,超声换能器阵列100可以用于对包括异物的患者的身体50的部分进行成像。这可以是静态异物,例如起搏器、除颤器、支架等,或者备选地可以是介入工具200,所述介入工具可以形成超声成像系统1的部分。这样的介入工具200例如可以是导管、活检针等,其可以由医学专业人员引导通过患者的身体50,在这种情况下,利用超声换能器阵列100(例如,超声换能器探头)生成的超声图像可以帮助医学专业人员将介入工具200引导到患者的身体50内的适当区域,因为这样的区域例如可以在利用超声换能器阵列100生成的超声图像内清楚地可区分。这种介入工具200的使用(引导)可以独立于超声换能器阵列100,如图1中示意性地描绘的,或者备选地,这种介入工具200的使用(引导)可以通过超声换能器阵列100,如图6中示意性地描绘的,在这种情况下,超声换能器阵列100可以包含引导通道150,介入工具200可以通过引导通道150被引导到患者的身体50中。后一实施例具有以下益处:在利用超声换能器阵列100产生的超声图像中捕获介入工具200更加直接,这是

由于超声换能器阵列100与介入工具200之间的空间相互关系。

[0065] 由于超声换能器片块101的独立可调性质,利用超声换能器片块100产生的相应超声图像未被配准到相同参考帧,因为不同超声换能器片块100可以具有彼此不同的未知相对取向,如在图1和图6中示意性地描绘的。因此,利用相应超声换能器片块101捕获的相应超声图像(其中诸如介入工具200的异物(至少部分地)被包括)将描绘处于由相应超声换能器片块101生成的相应超声图像内的不同位置和取向中的异物,例如,介入工具200。这在图7中示意性地被描绘,其分别示意性地描绘了利用超声换能器片块101a-d生成的四幅超声图像111a-d,其中,介入工具200至少部分地在相应超声图像111a-d内的不同位置和取向中被捕获。

[0066] 在本发明的实施例中,超声成像系统1,即用户接口10的处理装置(例如,信号处理器26和/或用户接口10的其他处理器)被配置为配准由超声换能器片块101生成的相应超声图像111,以便生成复合超声图像,即由至少那些超声图像111组成的超声图像,其中,异物(例如,介入工具200)的至少部分被捕获,并且其中,个体超声图像111中的诸如介入工具200的异物的位置和取向被对准,例如叠加。实施例基于以下见解:这种异物可以包括已知空间布置(例如,特定的几何布局)中的多个特征201-204,例如,可以通过用户接口10的处理装置来利用已知的空间布置来配准个体超声图像111。

[0067] 在实施例中,处理装置可以部署物体识别算法以识别包含这些特征的相应超声图像111中的相应特征201-204中的至少一些,并且利用异物上的特征201-204的已知空间布置(例如,沿着介入工具200的轴等分布的特征)来提取异物(例如,介入工具200)在每幅个体超声图像111中的位置和取向信息。

[0068] 然而,在特别有利的实施例中,介入工具200包括在介入工具200(或其他异物)上的在定义的空间布置中的多个超声传感器201-204,所述超声传感器通信性地耦合到超声成像系统1的用户接口10的处理装置。在该实施例中,超声传感器201-204可以向处理装置提供声学反馈信息,处理装置可以基于所述声反馈信息来确定超声传感器201-204相对于特定超声换能器片块101的相对位置,超声换能器片块10负责生成利用超声传感器201-204中的至少一些检测到的超声发射,例如,超声脉冲等。尽管示出了四个这样的超声传感器201-204,但是应当理解,可以在介入工具200上提供任何合适数量的超声传感器,只要介入工具200包括至少三个这样的超声传感器。如技术人员将容易理解的,需要最少三个超声传感器201-204以基于利用超声换能器片块101之一生成的超声信号利用用户接口10的处理装置执行三角测量计算,超过三个超声传感器的额外的超声传感器改进这种三角测量方法的准确度,或者备选地提供在超声传感器201-204中的一个或多个的故障的情况下可以利用的冗余。

[0069] 这样的计算例如可以包括确定超声信号从其始发超声换能器片块101到检测超声信号的特定超声传感器的飞行时间信息、由超声传感器201-204中的一个或多个提供的超声信号幅度测量信息等,所述信息可以由处理装置利用以确定每个超声传感器的横向和/或角度位置,使得超声传感器的这些相应位置可以基于介入工具200上的超声传感器201-204的已知空间布置被转换成介入工具200在特定超声图像111内的位置和取向。

[0070] 作为临床工作流程的部分的要利用用户接口10的处理装置执行的超声图像配准方法300的实施例由图8的流程图描绘。方法300在301中开始,例如通过定位处置台等的患

者并且通过接通超声成像系统1,之后方法300可以进行到303,其中,介入工具200以任何合适的方式被引导到在患者的身体50内的初始位置,例如在具有已知取向中的一个或多个超声换能器元件的常规超声换能器探头的引导下,使得利用该传统探头生成的相应超声图像涉及公共参考框架,即被配准。

[0071] 接下来,超声换能器阵列100可以在305中定位在患者的身体50上,任选地使用特殊凝胶以改善超声换能器阵列100的相应超声换能器片块101与超声换能器阵列100被定位到的身体50的部分之间的共形接触,在此期间,每个超声换能器片块101采用一取向,使得片块符合其接触的身体50的部分。如前所述,由于身体50的通常轮廓性质,这导致相应的超声换能器片块101采用相对于彼此不同的取向,使得利用这些超声换能器片块101生成的相应超声图像111需要配准。

[0072] 在307中,利用超声换能器阵列100采集相应的超声图像111。这可以导致其中介入工具200可以可见的多幅图像111的采集。图像111的数量可以等于超声换能器片块101的数量,即每个超声换能器片块101可以已经生成超声图像111,其中,在已知空间布置中的包括特征中的至少一些(例如超声传感器201-204)的介入工具200的部分是可见的,或者备选地,图像111的数量可以小于超声换能器片块101的数量,即,仅超声换能器片块101的子集产生其中在已知的空间布置中的包括特征中的至少一些(例如超声传感器201-204)的介入工具200的部分是可见的超声图像111。在后一种情形下,307中的超声图像的采集还可以包括选择那些超声图像111,例如,111a-111d,其中,介入工具200的前述部分对于图像配准过程而言是可见的,并且丢弃其中介入工具200的该部分不可见的那些超声图像111。

[0073] 接下来,使用由如前所述的超声传感器201-204提供的对象识别算法和/或声学反馈信息针对每幅(选定的)超声图像111在309中确定介入工具200的相对位置和取向。作为简化范例,基于生成四幅超声图像111a-d的四个超声换能器片块101a-d,每幅识别四个特征(例如,超声传感器201-204)在相应超声图像111a-d中的位置,用户接口10的处理装置可以估计每个特征201-204在每幅超声图像101a-d中的位置并且以笛卡尔坐标(x,y,z)框架表达这些估计位置,如下:

$$[0074] \quad P_{111a}(x, y, z) = \{(x_{1a}, y_{1a}, z_{1a}), (x_{2a}, y_{2a}, z_{2a}), (x_{3a}, y_{3a}, z_{3a}), (x_{4a}, y_{4a}, z_{4a})\}$$

$$[0075] \quad P_{111b}(x, y, z) = \{(x_{1b}, y_{1b}, z_{1b}), (x_{2b}, y_{2b}, z_{2b}), (x_{3b}, y_{3b}, z_{3b}), (x_{4b}, y_{4b}, z_{4b})\}$$

$$[0076] \quad P_{111c}(x, y, z) = \{(x_{1c}, y_{1c}, z_{1c}), (x_{2c}, y_{2c}, z_{2c}), (x_{3c}, y_{3c}, z_{3c}), (x_{4c}, y_{4c}, z_{4c})\}$$

$$[0077] \quad P_{111d}(x, y, z) = \{(x_{1d}, y_{1d}, z_{1d}), (x_{2d}, y_{2d}, z_{2d}), (x_{3d}, y_{3d}, z_{3d}), (x_{4d}, y_{4d}, z_{4d})\}$$

[0078] 接下来,处理装置可以在311中选择超声图像111a-d之一(即,超声换能器片块101a-d之一的取向)作为参考。在该范例中,图像111a被选择作为参考图像,并且随后,相对于该参考图像111a,在313中配准剩余的超声图像111b-d。为此,对于每幅剩余的超声图像,可以构造变换矩阵T,其将超声图像变换到参考框架,即负责生成参考超声图像111的超声换能器片块101的参考取向,此处为负责生成参考超声图像111a的超声换能器片块101a:

$$[0079] \quad P_R(x, y, z) = T_{111b \rightarrow R} \times P_{111b}(x, y, z)$$

$$[0080] \quad P_R(x, y, z) = T_{111c \rightarrow R} \times P_{111c}(x, y, z)$$

$$[0081] \quad P_R(x, y, z) = T_{111d \rightarrow R} \times P_{111d}(x, y, z)$$

[0082] 其中, $T_{111b \rightarrow R}$ 、 $T_{111c \rightarrow R}$ 和 $T_{111d \rightarrow R}$ 分别是从小于超声换能器片块101b、101c和101d到参考片块101a的变换。随后将相应的变换 $T_{111b \rightarrow R}$ 、 $T_{111c \rightarrow R}$ 和 $T_{111d \rightarrow R}$ 应用于对应的超声图像111a-d,以

在315中形成复合超声图像,其中,介入工具200在超声图像111中的取向的相应位置被变换使得这些相应的位置和取向被叠加,如图9中示意性地描绘的,之后方法300可以在317中终止。

[0083] 该配准方法300确保复合超声图像通常包括介入工具200周围的高分辨率的区域113,从而帮助医学从业者准确地将介入工具200引导朝向患者体的身体50内的感兴趣区域。为了最大化区域113的分辨率,优选地复合超声图像所基于的超声图像111的数量被最大化,即,介入工具200的相关部分可见的所有超声图像111被包括在复合图像中,但是应当理解,也可以预期其中在复合图像中仅包括其中介入工具200的相关部分可见的超声图像111的子集(即,不是全部)的实施例。如技术人员将容易理解的,可以实时连续地执行配准方法300,从而贯穿介入工具200插入过程提供经更新的图像配准,例如,在超声换能器阵列100在该插入过程期间移位或以其他方式调节的情况下。

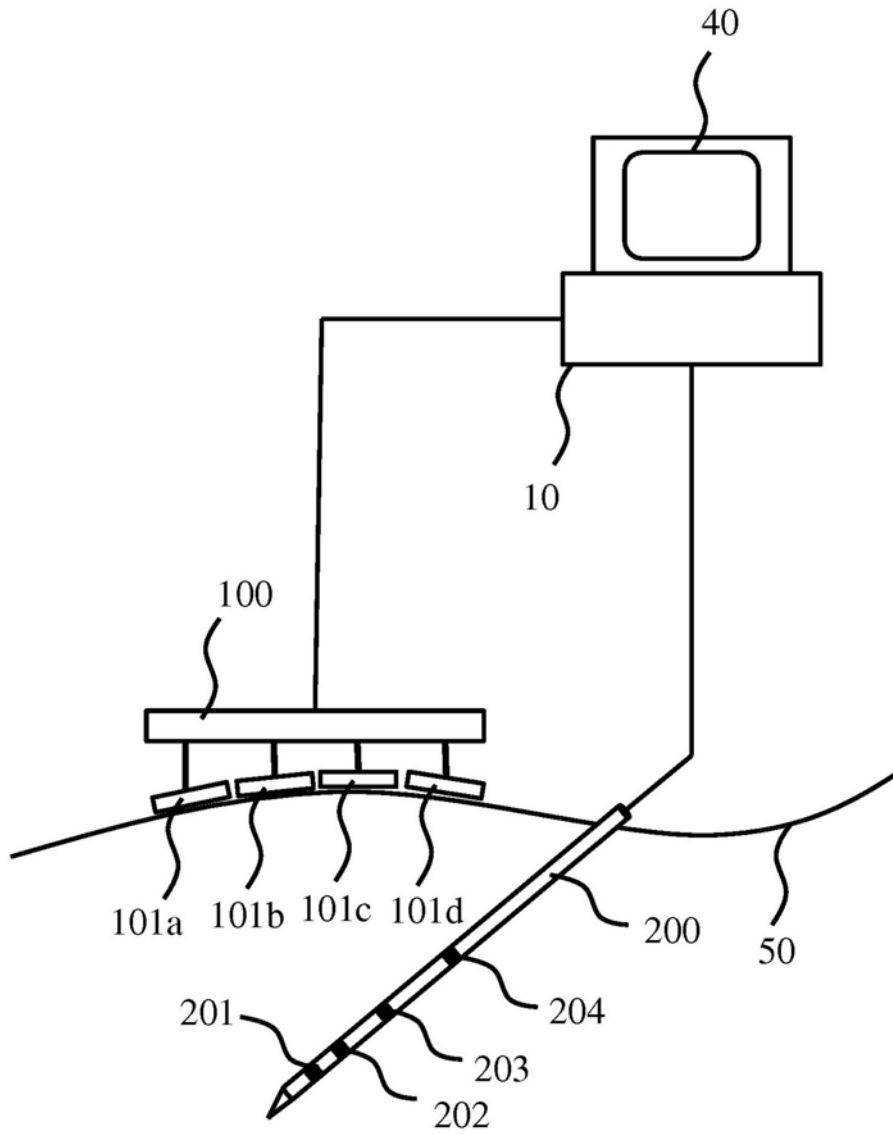
[0084] 此时应注意,片块101上的超声换能器元件优选地布置在2D矩阵中以获得针对每个传感器201-204的(X,Y,Z)坐标。如果在每个片块101中仅存在超声元件的1-D阵列,则能够需要从外部跟踪片块101并机械地操纵/枢转片块101以获得利用片块101形成的图像的图像平面包含传感器201-204中的一个或多个的位置/角度。

[0085] 在实施例中,超声成像系统1的用户接口10可以促进成像模式,其中,仅负责生成如图9示意性描绘的复合图像所基于的超声图像111的超声换能器片块101参与包括介入工具200的患者的身体50内的感兴趣区域的后续成像。为此,超声成像系统1的用户可以提供利用触觉或口头指令的用户接口10,例如,控制模块38,例如,通过按下按钮等,通过发出语音命令等,超声成像系统1通过仅启用负责贡献于包括区域113的复合图像的的超声换能器片块101来对其进行响应。由于需要在将复合图像复合之前采集的较少超声图像111的事实,可以实现复合图像的更高的帧率,这进一步提高了利用超声成像系统1生成的复合图像(或复合图像的流)的分辨率。还可以通过以下来增加帧率:仅启用负责产生负责介入工具200(或如前所述的另一异物)的成像的超声信号(例如,超声脉冲等)的这些超声换能器片块的超声换能器元件。

[0086] 在实施例中,如图10中示意性地描绘,介入工具200,即超声传感器201-204,可以通过由处理装置控制的复用器(MUX)160通信地耦合到用户接口10的处理装置。例如,在介入工具200包括超过所需超声传感器的最小数量的额外的超声传感器(即(许多)超过三个超声传感器201-204)的情况下,可以部署这样的MUX 160。在这种情形下,若干超声换能器片块101均可以查看足够数量的超声传感器201、202、203、204,但是不同的超声换能器片块可以能够看到不同的超声传感器。例如,超声换能器片块101a可以能够看到超声传感器201、202、203,超声换能器片块101b可能能够看到超声传感器201、202、203和204,而超声换能器片块101c可能能够看到超声传感器202、203和204。在这种情形下,超声换能器片块101可以在簇(即,对)中配准,例如超声换能器片块101a和101b作为第一对,超声换能器片块101b和101c作为第二对,并且因此一,以包括固定数量的超声传感器,其对于簇中的所有超声换能器片块101是公共的,例如三个超声传感器,以用于每次配准。任选的MUX 160可以用于选择在该配准过程期间活动的超声传感器201-204的适当子集,例如在介入工具200与用户接口10的处理装置之间的通道的数量小于超声传感器201-204和介入工具200的总数的情形下,使得可以由MUX 160通过将该子集连接到可用通道来启用超声传感器的适当子集。

[0087] 根据本发明的实施例的超声成像系统1可包括如前所述的介入工具200。根据本发明的实施例的超声成像系统1可以通过非限制性范例部署在微创外科流程中,例如基于针的流程,包括但不限于绒毛膜绒毛采样(CVS),基于针的活检和用于局部麻醉的神经阻滞,其中,根据本发明的实施例的超声成像系统1可以通过使用超声换能器阵列100(例如,大面积超声换能器阵列100)提供高分辨率成像来支持介入工具200的正确定位。

[0088] 应当注意,上述实施例图示而不是限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求的范围的情况下设计许多备选实施例。在权利要求中,括号内的任何参考符号不应被解释为限制权利要求。词语“包括”不排除权利要求中列出的元件或步骤之外的元件或步骤的存在。元件前面的词语“一”或“一个”不排在多个这样的元件的除存。本发明可以借助于包括若干不同元件的硬件来实现。在列举了若干模块的设备权利要求中,这些模块中的若干可以由同一项硬件来实现。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。



1

图1

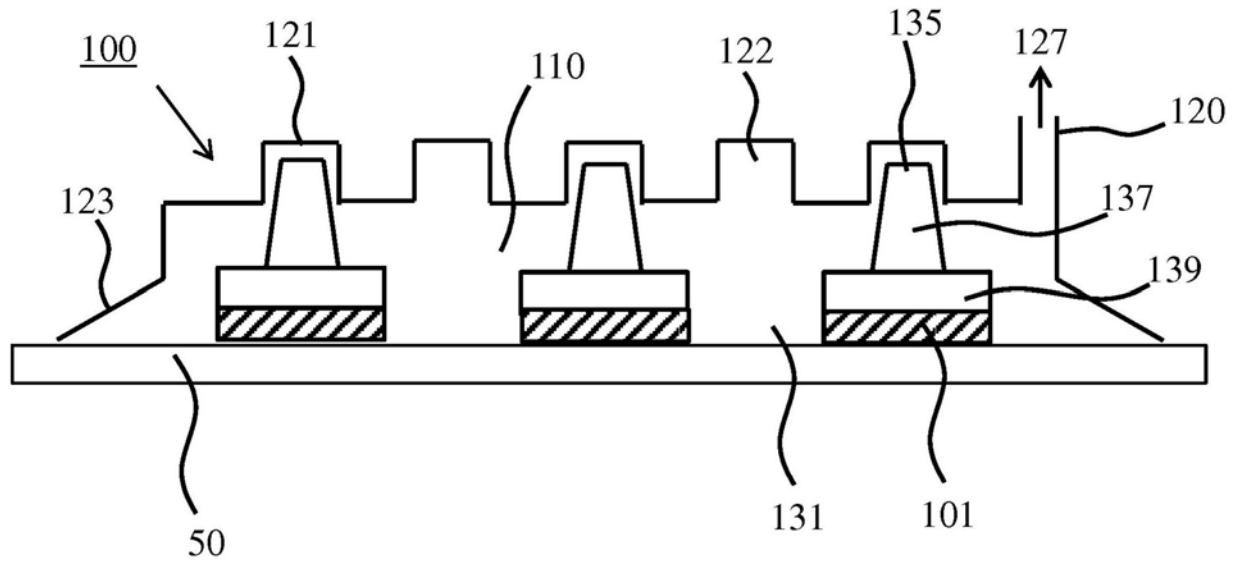


图2

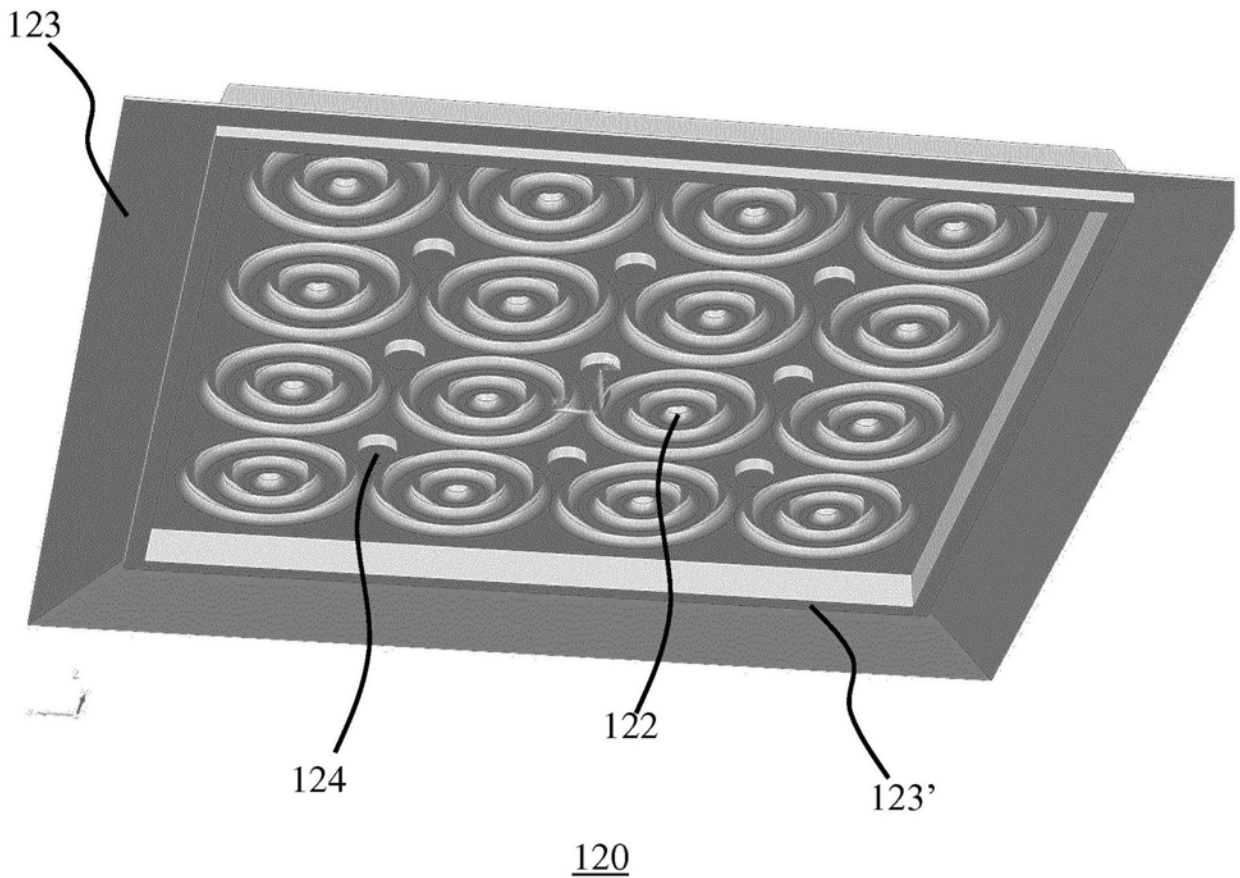
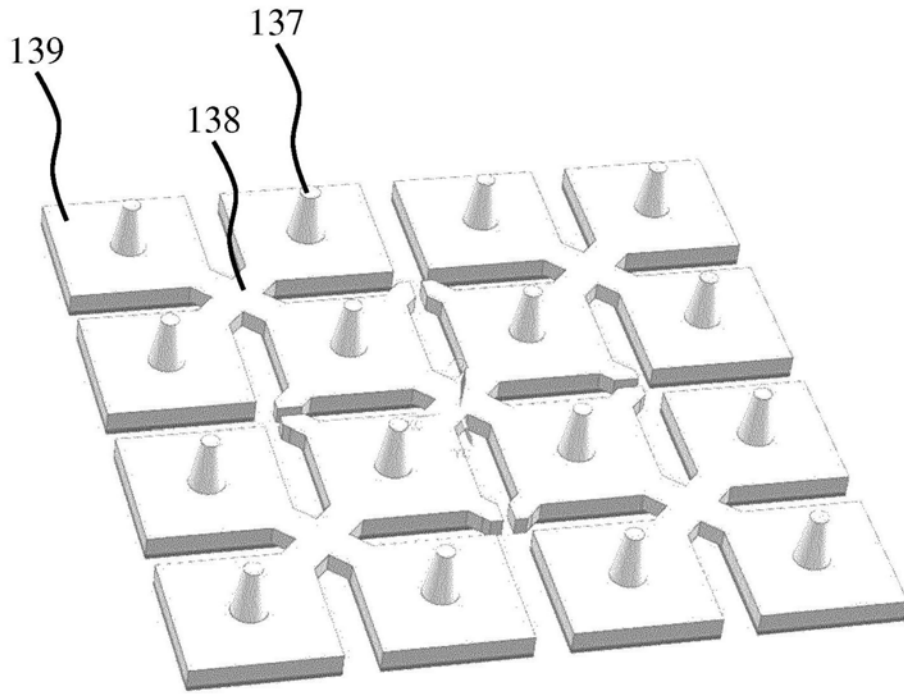
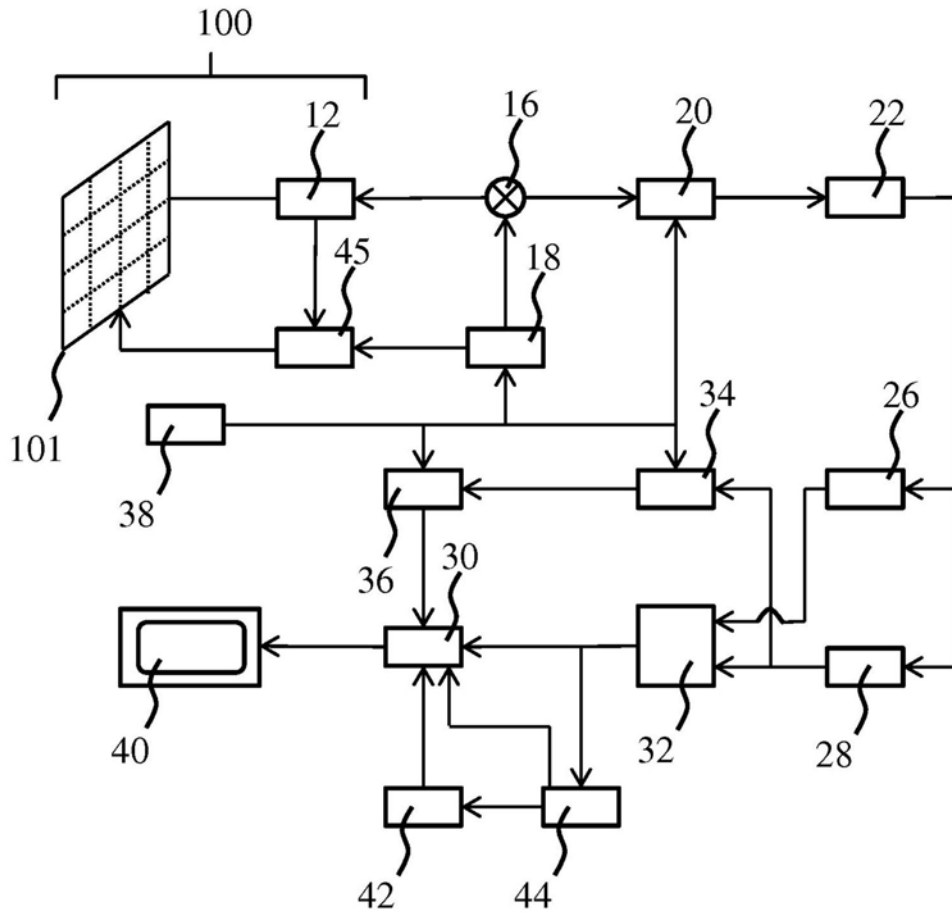


图3



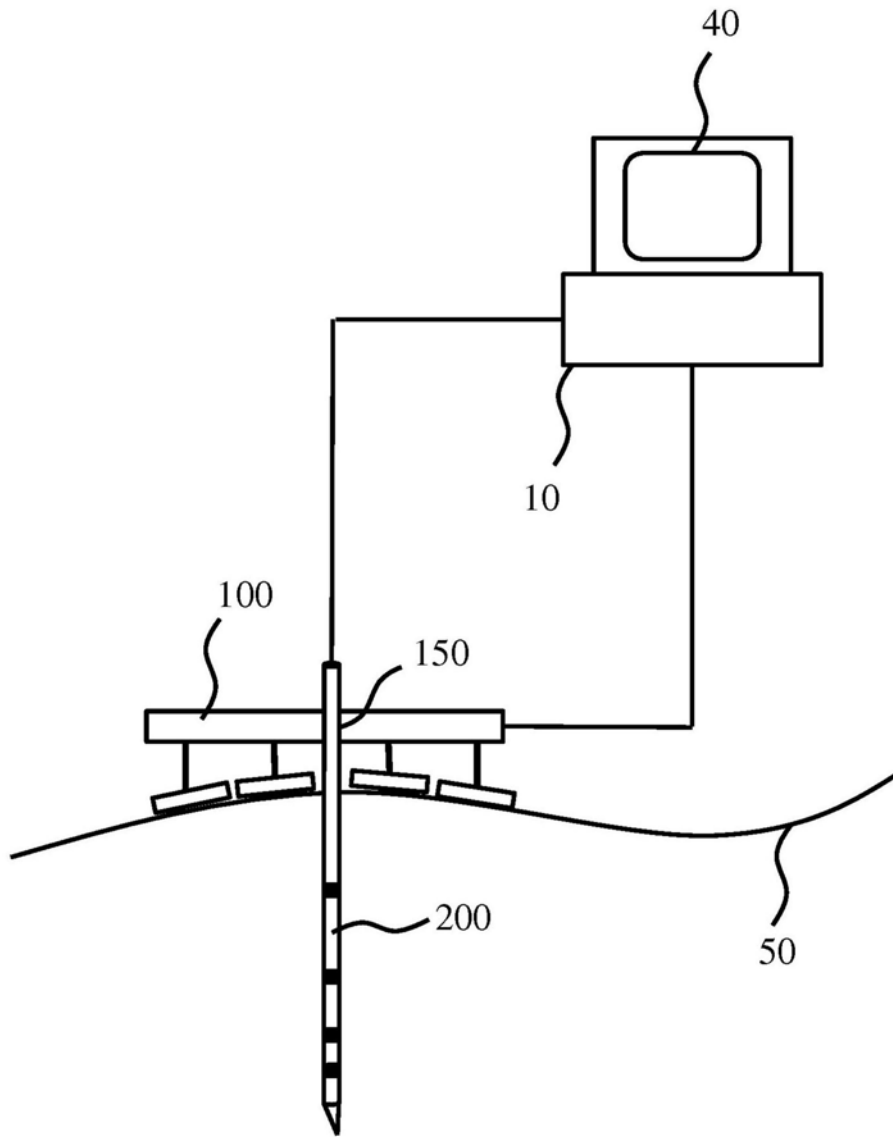
135

图4



10

图5



1

图6

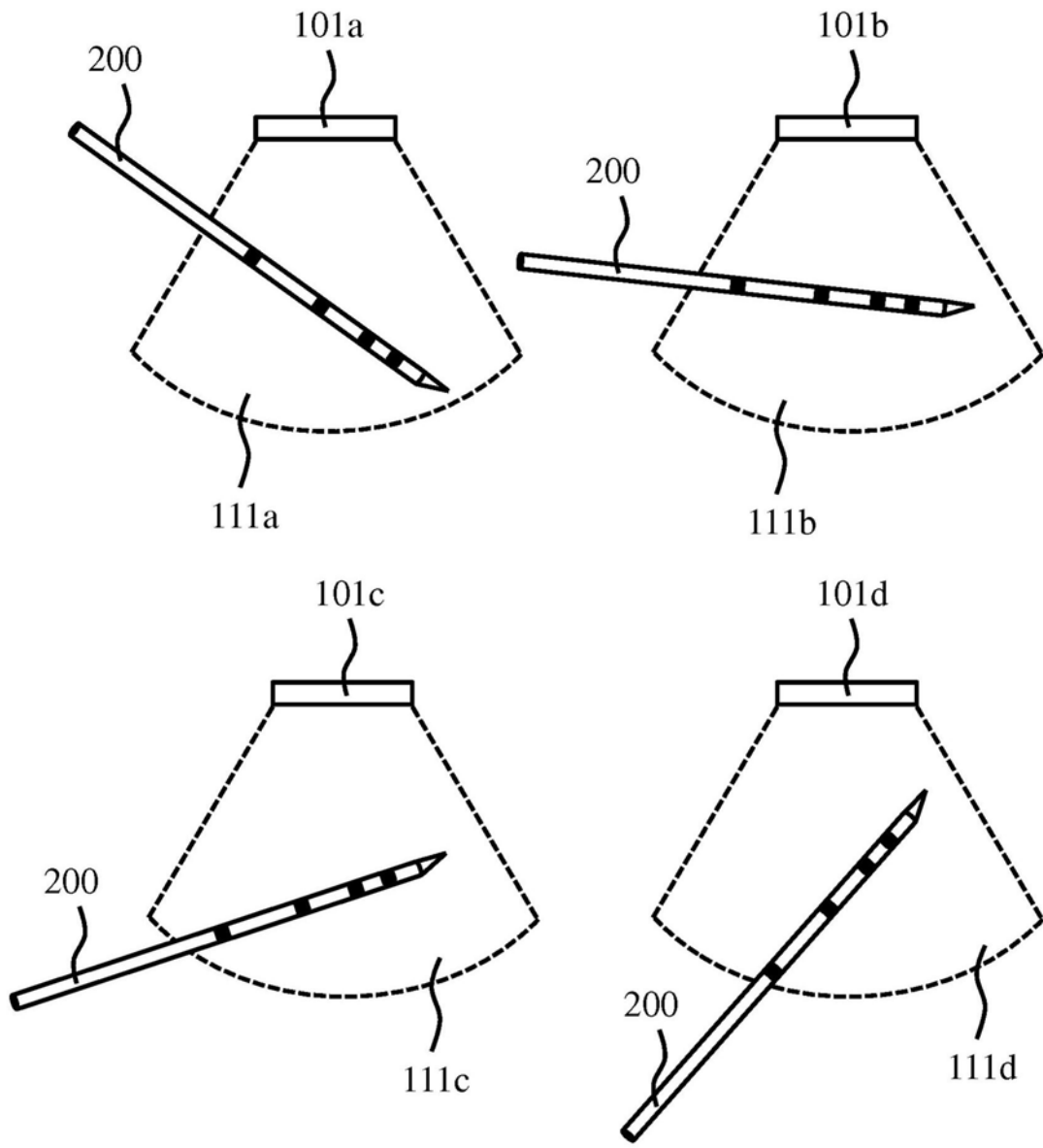
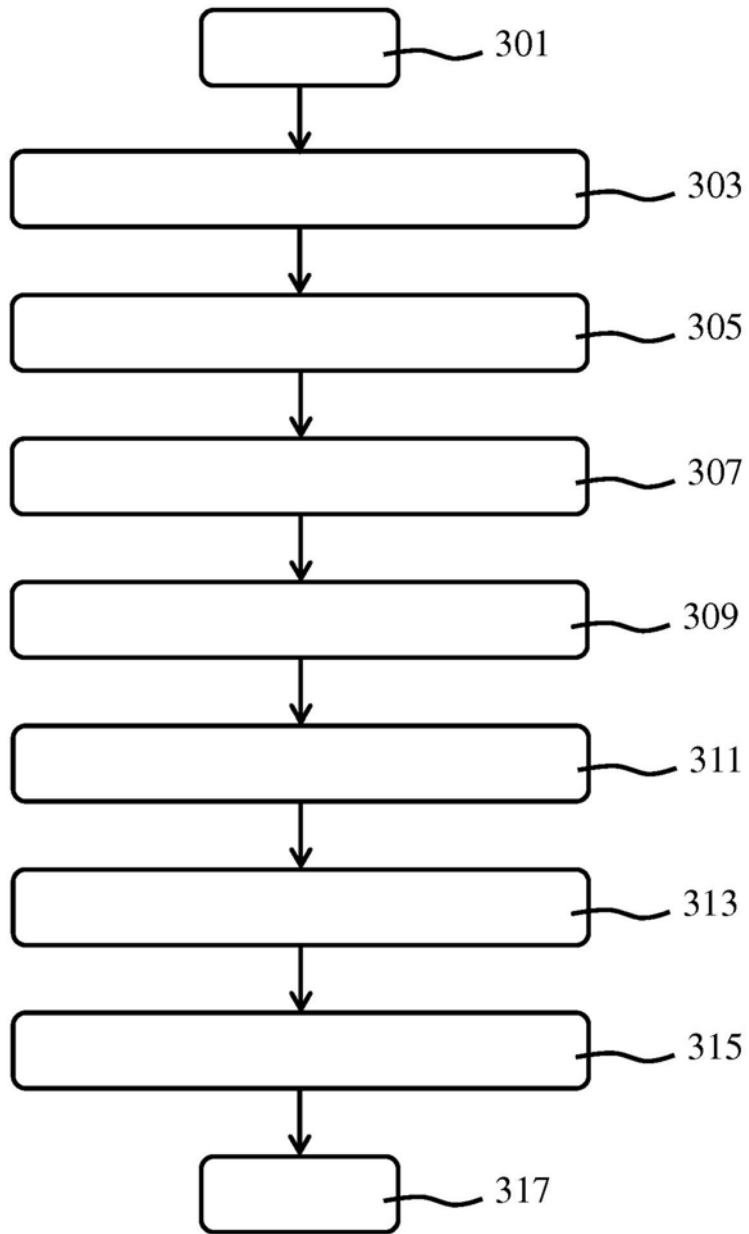


图7



300

图8

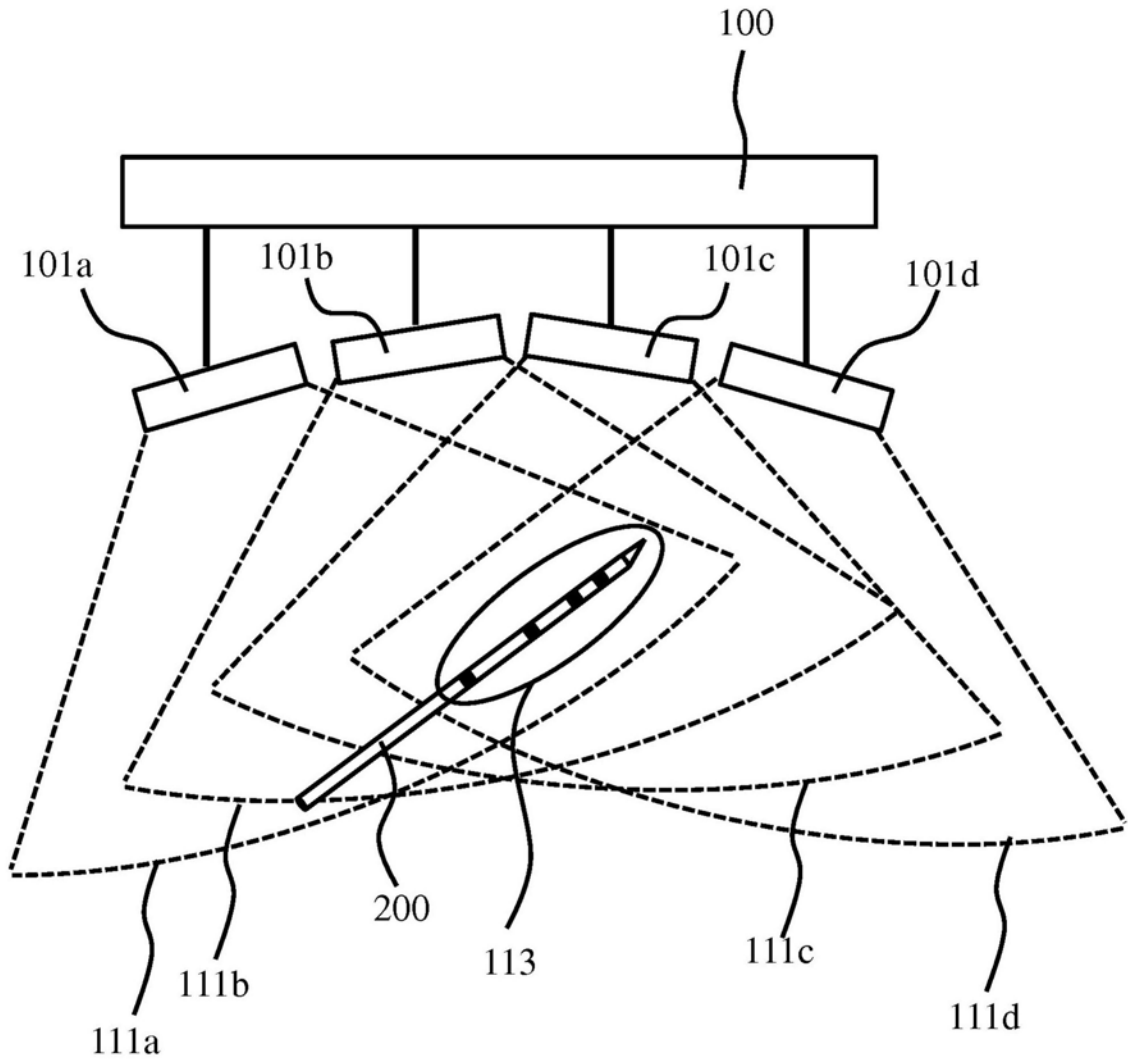
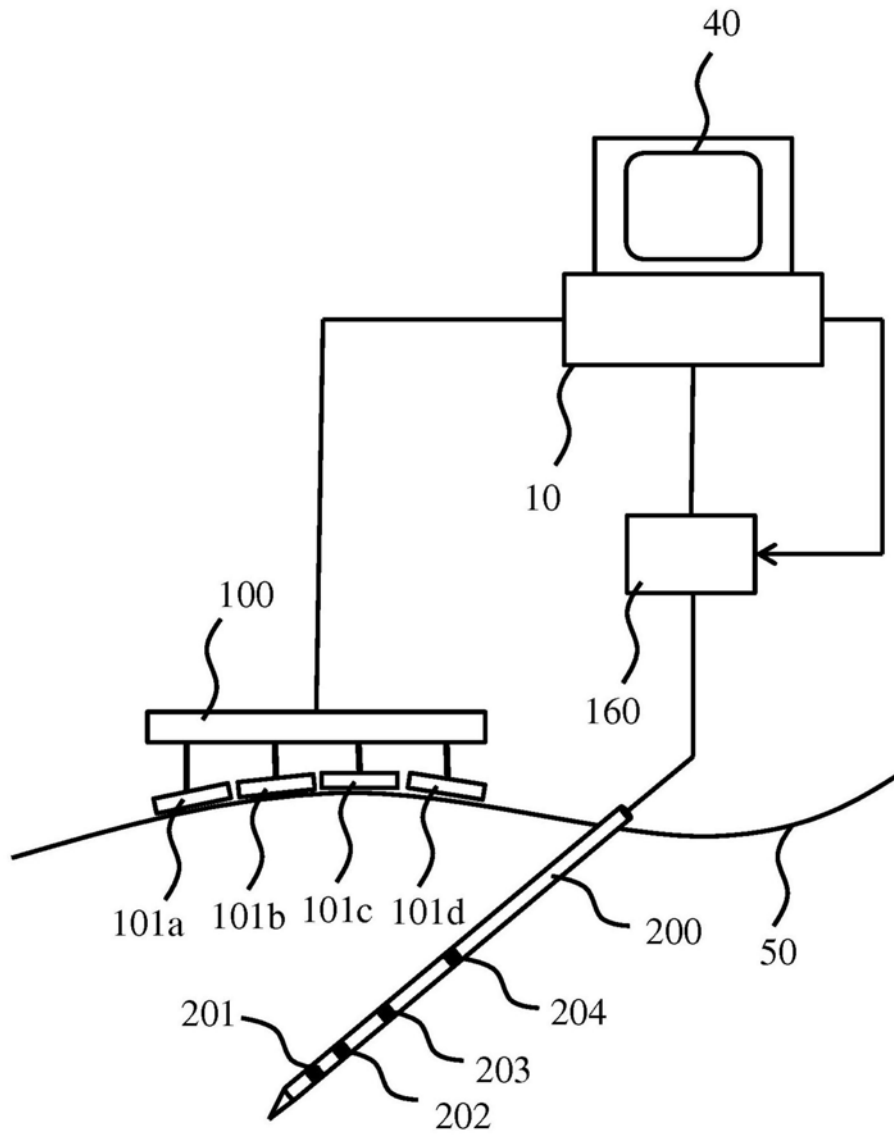


图9



1

图10

专利名称(译)	超声换能器片块配准		
公开(公告)号	<a href="#">CN109715072A</a>	公开(公告)日	2019-05-03
申请号	CN201780057876.1	申请日	2017-09-20
[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	S巴拉特 RQ埃尔坎普 M阮 JS沈		
发明人	S·巴拉特 R·Q·埃尔坎普 M·阮 J·S·沈 J-L·F·M·罗伯特		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/0866 A61B8/4272 A61B8/4494 A61B8/5253 A61B2017/3413 G01S7/52065 G01S7/52079 G01S15/8925 G01S15/8929 G01S15/8934 G06T7/33 G01S15/8995		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016194511 2016-10-19 EP 62/396852 2016-09-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声成像系统(1)包括超声换能器阵列(100)，所述超声换能器阵列包括多个超声换能器片块(101a-d)，所述片块中的每个具有可独立调节的取向，由此使超声发射表面与包括诸如起搏器、支架或介入工具(200)的异物的身体(50)的区域相符合。使用异物(200)的多个特征(201-204)的已知空间布置，由超声换能器片块生成的相应超声图像被配准以便生成复合图像，其中，异物在个体图像中的位置和取向被叠加。可以使用对象识别算法或使用由介入工具上的已知空间布置中布置的至少三个超声传感器(201-204)提供的声学反馈信息来针对每幅图像确定介入工具的位置和取向。

