



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110392553 A

(43)申请公布日 2019.10.29

(21)申请号 201880017100.1

C·阿马多尔卡拉斯卡尔

(22)申请日 2018.03.01

V·T·沙姆达莎尼

(30)优先权数据

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

17160264.2 2017.03.10 EP

62/469,592 2017.03.10 US

62/577198 2017.10.26 US

代理人 刘兆君

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2019.09.10

A61B 8/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/054999 2018.03.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/162305 EN 2018.09.13

(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 M·阮 谢华 黄圣文

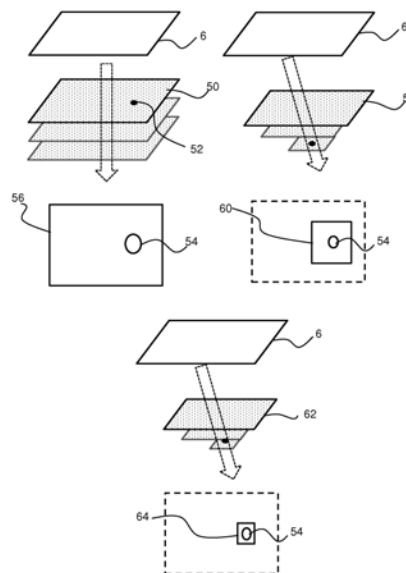
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

用于定位声学传感器的定位设备和系统

(57)摘要

提供了一种定位设备用于确定声学传感器的位置。定位过程利用多个发射波束(其中,波束被定义为来自超声阵列中的所有换能器的发射),具有频率分析以识别是否存在从声学传感器反射的信号。根据多个频率分析来获得位置。



1. 一种用于确定声学传感器的位置的定位设备,包括:
超声换能器阵列(6),其被布置为发射多个超声波束并接收对应的反射回波信号;
控制器装置(18),所述装置包括:
发射控制器,其用于控制所述换能器阵列的发射信号以提供包括来自所述阵列中的每个换能器的发射的发射波束;
接收控制器,其用于分析接收到的反射信号,
其中,所述控制器装置适于实现定位过程,所述定位过程包括,对于发射的所述多个超声波束中的每个,执行对所述接收到的反射信号的频率分析以识别是否存在从所述声学传感器反射的信号并识别所述声学传感器的位置区域,并且根据多个所述频率分析来导出渐近地更准确的在所述位置区域内的最终位置。
2. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制器装置(18)适于实现定位过程,所述定位过程包括:
提供第一非聚焦发射波束(50)并获得第一位置区域;
针对所述第一位置区域内的更小感兴趣区域提供至少一个另外的聚焦发射波束(58),并且获得所述声学传感器的至少一个更准确的位置。
3. 根据权利要求2所述的设备,其中,所述控制器装置(18)适于实现定位过程,所述定位过程包括迭代地以相继更小的景深针对相继更小的感兴趣区域提供多个发射波束,并且相继地获得所述声学传感器的更准确的位置区域。
4. 根据权利要求1所述的设备,其中,所述控制器装置(18)适于实现定位过程,所述定位过程包括:
在感兴趣区域上扫描第一多个聚焦发射波束,以提供具有第一间隔的聚焦位置;并且
在所述感兴趣区域上扫描至少第二多个聚焦发射波束,以提供更紧密间隔的聚焦位置。
5. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述控制器装置(18)还适于识别所述声学传感器的取向。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述控制器装置(18)适于通过确定所述发射波束的发射角度和接收到的从所述声学传感器反射的信号最强的相应反射角度来识别所述声学传感器的所述取向。
7. 根据权利要求5或6所述的设备,包括输出部,所述输出部用于引导用户将所述超声换能器阵列移动到给出从所述声学传感器反射的信号最强的位置。
8. 根据前述权利要求中的任一项所述的设备,其中,所述换能器阵列(6)包括换能器元件(8)的2D阵列。
9. 一种定位系统,包括:
声学传感器(52);以及
根据任一前述权利要求所述的定位设备。
10. 根据权利要求11所述的系统,其中,所述声学传感器(52)包括具有在所述声学换能器阵列的接收频率范围内的谐振频率的膜,所述膜用于在所述谐振频率下生成回波。
11. 一种定位声学传感器的方法,包括:
控制换能器阵列的超声信号的发射以提供包括来自所述阵列的每个换能器的发射的

发射波束;以及

分析接收到的反射信号,

其中,所述方法包括,针对多个发射波束中的每个,执行对所述接收到的反射信号的频率分析以识别是否存在从所述声学传感器反射的信号并确定所述声学传感器的位置区域,并且根据多个所述频率分析来导出渐近地更准确的在所述位置区域内的最终位置。

12. 根据权利要求11所述的方法,其中,所述方法包括:

提供第一非聚焦的发射波束并获得第一位置区域;

针对所述第一位置区域内的更小感兴趣区域提供至少一个另外的聚焦发射波束,并且获得至少一个更准确的位置。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中,所述方法包括:

在感兴趣区域上扫描第一多个聚焦发射波束,以提供具有第一间隔的聚焦位置;以及在所述感兴趣区域上扫描至少第二多个聚焦发射波束,以提供更紧密间隔的聚焦位置。

14. 根据权利要求12或13所述的方法,包括:通过确定发射角度和接收到的回波最强的对应的反射角度来识别所述声学传感器的取向,并且引导所述用户将所述超声换能器阵列移动到给出最强的位置信号的位置。

15. 一种包括计算机程序代码模块的计算机程序,当所述程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码模块适于实现根据权利要求10至14中的任一项所述的方法。

用于定位声学传感器的定位设备和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于定位声学传感器的设备和方法,例如用于定位对象体内的植入物。这对于导丝、导管或针尖跟踪并且因此一般的引导的血管访问是感兴趣的。

背景技术

[0002] 针、导管和其他介入工具,由于它们的镜面性质和不利的入射角,通常难以在超声下可视化。在超声引导下标记针尖的一种解决方案是在针尖处嵌入小型超声学传感器。当来自超声成像探头的成像波束扫过视场时,这种传感器接收撞击在其上的直接超声信号。传感器也可植入体内,用于监测体内状况。

[0003] 声学传感器设备通常具有响应于外部刺激而变形的膜,并且具有共振频率。它可以接收和发射具有特定频谱的声信号。传感器设备的共振频率取决于设备的特性,例如膜声学传感器的内部压力,或者设备的尺寸和材料。外部环境也会影响设备的共振频率。结果,可以根据传感器产生的共振频率提取关于外部环境的信息。

[0004] 声学传感器设备可以通过在其位置处生成可识别信号而仅用于定位。然而,通过校准传感器的频率响应,关于外部环境的信息(例如流体流场中的压力)也可以编码在从声学传感器接收的信号中。例如,对于压力传感器,可以校准设备共振频率与环境压力之间的关系。基于检测到的频率,可以确定设备周围的环境压力。

[0005] 已经提出了使用从传感器接收的信号来突出传感器在超声图像中的位置的不同方式。这些依赖于从成像探头到传感器的超声的飞行时间,用于估计传感器的范围坐标,以及当成像波束扫过视场时接收的信号强度,以恢复横向坐标。

[0006] 声学传感器设备通常植入有其他介入设备,例如支架或人工心脏瓣膜。因此,在B模式超声下定位设备是具有挑战性的。

[0007] 超声阵列换能器可以被配置为,用于对二维(2D)图像平面进行成像一维(1D)阵列,或用于对三维区域进行成像的换能器元件的二维(2D)阵列。2D阵列包括在方位和仰角两个方向上延伸的元件,其能够被完全独立地操作以在任何方位或仰角方向上聚焦和操纵射束。这些阵列能够被配置在平坦或弯曲取向。

[0008] 使用发射和接收波束形成,在发射和接收时单独控制换能器阵列的每个元件。2D阵列可以具有在一个维度上100-200行元件,以及在另一维度中100-200列的元件,总计几千个单个元件。为了处理元件数量的问题,微波束形成器集成的电路可以被附接到换能器阵列,所述换能器阵列执行元件的组(称为贴片)的部分波束形成。每个贴片的单个延迟和汇总信号通过标准尺寸缆线被传导到超声系统射束形成器,其中,来自每个贴片的汇总信号被应用到系统射束形成器的通道,其完成波束形成操作。

[0009] 已知利用2D超声换能器阵列通过电子地修改波束形成(而不是机械地移动探头)来提供感兴趣体积区域的成像,这具有高帧速率、高效工作流程和鲁棒的仰角聚焦的优点。平行波束形成方法允许快速成像。波束形成的电子控制还使得平面波束、发散波束以及聚焦波束能够被发射。

[0010] 仍然需要一种能够使用超声换能器有效定位声学传感器的方法,例如在提取关于周围环境的信息之前。因此,希望利用电子波束形成控制的能力来提供改进的定位方法。

发明内容

[0011] 本发明由权利要求所定义。

[0012] 根据本发明的一个方面的示例,提供了一种用于确定声学传感器的位置的定位设备,包括:

[0013] 超声换能器阵列,其被布置为发射多个超声波束并接收对应的反射回波信号;

[0014] 控制器装置,包括:

[0015] 发射控制器,其用于控制所述换能器阵列的发射信号,以提供包括来自阵列的每个换能器的发射的发射波束;

[0016] 接收控制器,其用于分析接收的反射信号,

[0017] 其中,所述控制器装置适于实现定位过程,所述定位过程包括,对于多个发射的超声波束中的每一个,执行频率分析以识别是否存在从声学传感器反射的信号并识别位置区域,并且根据多个频率分析导出渐近地更准确的在所述位置区域内的最终位置。

[0018] 通过执行一组分析,对于多个发射波束中的每个,可以获得更准确的位置信息。该设备利用自适应发射波束图案来精确定位声学传感器设备。

[0019] 以此方式,所述设备能够减少不确定性并改善定位传感器设备的工作流程。发射波束可以被电子地控制和扫描,而换能器不会机械移动。

[0020] 以渐近地提高准确度的方式获得最终位置。这意味着首先以相对低的精度(即,仅识别位置区域)获得位置信息,然后使用该粗略位置区域信息进行不同的成像方法以获得更高精度的位置。扫描方法可以是不同类型(例如非聚焦的和聚焦的),或者它们可以是相同类型但具有不同扫描参数(例如不同密度的扫描线)。总的来说,目的是使得能够以减少达到期望的定位精度所需的时间量和/或图像处理的方式来识别高精度位置。

[0021] 在一组示例中,控制器装置适于实现定位过程,其包括:

[0022] 提供第一非聚焦发射波束并获得第一位置区域;

[0023] 针对第一位置区域内的较小感兴趣区域提供至少一个另外的聚焦发射波束,并且获得至少一个更准确的位置。

[0024] 在该过程中,利用自适应发射模式,在迭代步骤中增加位置的精度。该图案作为非聚焦波束(例如宽波束图案)开始,并且基于具有来自声学传感器的谐振信号的分量的接收波束而变窄为聚焦波束。宽波束图案提供粗略位置(即,位置区域),并且聚焦波束的空间分辨率和带宽允许确定更精确的位置。

[0025] 控制器装置可以适于实现定位过程,所述定位过程包括迭代地为具有相继更小的深度的相继更小的感兴趣区域提供多个发射波束,并且相继地获得更准确的位置。随着景深减小,传感器位置越来越接近发射波束的焦点。

[0026] 在第二组示例中,控制器装置适于实现定位过程,所述定位过程包括在感兴趣区域上扫描第一多个聚焦发射波束以提供具有第一间距(第一波束密度)的聚焦位置,并且至少扫描跨越感兴趣区域的第二多个聚焦发射波束,以提供更紧密间隔的聚焦位置(更密集的扫描线)。较高的第一间距对应于第一位置区域的较低精度,而较紧密间隔的聚焦位置对

应于较精确的位置。采集每条扫描线需要花费时间,因此,该实施例允许以更快的速度更快地定义第一位置;并且利用更密集的扫描波束(线)进一步扫描第一位置区域内的较小感兴趣区域,从而进一步精确地获得声学传感器的另一位置,而无需投入额外的时间。

[0027] 以此方式,根据较低分辨率扫描识别携带特定于声学传感器设备的信号的波束,并且根据该信息,可以根据更高分辨率的扫描找到更准确的位置。

[0028] 控制器装置还可以适于识别声学传感器的方向。这对于膜传感器可以实现,因为膜共振导致法向指向的回波信号。基于发射波束方向和相关联的接收回波信号的知识,可以导出声学传感器的位置及其膜取向。

[0029] 因此,控制器装置例如适于通过确定接收的回波最强的透射角和发射(反射)角(或对应于所述反射角的信号)来识别声学传感器的方向。

[0030] 所述设备可以包括输出部,所述输出部用于引导用户将超声换能器阵列移动到给声学传感器反射提供最强位置信号特征的位置。这可以直接在传感器上方,但是对于成角度的传感器,换能器阵列位置可以从传感器偏移,使得发射波束法向地被引导到膜并且接收波束从相同的法向方向被接收。

[0031] 以此方式,基于发射和接收波束形成来改善定位过程的灵敏度,以最大化到达传感器的声压以及最大化由接收波束形成过程提供的波束求和数据。

[0032] 换能器阵列优选地包括2D阵列的换能器元件,用于3D定位。

[0033] 本发明还提供了一种定位系统,包括:

[0034] 声学传感器;以及

[0035] 如以上所定义的定位设备。

[0036] 声学传感器例如包括具有在声换能器阵列的接收频率范围内的谐振频率的膜,用于在谐振频率下生成回波。

[0037] 本发明还提供了一种定位声学传感器的方法,包括:

[0038] 控制换能器阵列的超声信号的发射以提供包括来自阵列的每个换能器的发射的发射波束;以及

[0039] 分析收到的反射信号,

[0040] 其中,所述方法包括,对于多个发射波束中的每一个,执行频率分析以识别是否存在从声学传感器反射的信号并确定位置区域,并且根据多个频率分析来导出该位置区域内渐近地更准确的最终位置。

[0041] 基于组合多个成像过程,所述方法使得能够在短时间内获得准确的位置。

[0042] 在一组示例中,所述方法包括:

[0043] 提供第一非聚焦的发射波束并获得第一位置区域;

[0044] 为第一位置区域内的较小感兴趣区域提供至少一个另外的聚焦发射波束,并且获得至少一个更准确的位置。

[0045] 在另一组示例中,所述方法包括:

[0046] 在感兴趣区域上扫描第一多个聚焦发射波束,以提供具有第一间隔的聚焦位置;以及

[0047] 在感兴趣区域上扫描至少第二多个聚焦发射波束,以提供更紧密间隔的聚焦位置。

[0048] 还可以通过确定接收到的回波最强的传输角度和对应的反射角度来获得声学传感器的方向,并且引导用户将超声换能器阵列移动到给出最强位置信号的位置。

[0049] 本发明可以至少部分地以计算机软件来实现。

[0050] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将变得显而易见并得以阐述。

附图说明

[0051] 现在将参考附图详细描述本发明的范例,其中,

[0052] 图1示出了已知的超声成像系统;

[0053] 图2示出了使用图1的系统的定位过程的第一示例;

[0054] 图3示出了使用图1的系统的定位过程的第二示例;并且

[0055] 图4示出了使用图1的系统的定位过程的第三示例。

具体实施方式

[0056] 将参考附图描述本发明。

[0057] 应当理解,详细描述和具体示例在指示设备、系统和方法的示例性实施例的同时,仅旨在用于说明的目的,而不旨在限制本发明的范围。从以下描述,所附权利要求和附图将更好地理解本发明的设备、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点。应该理解的是,附图仅是示意性的,并且未按比例绘制。还应该理解,贯穿附图,使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。

[0058] 本发明提供了一种用于确定声学传感器的位置的定位设备。定位过程利用多个发射波束(其中,波束被定义为来自超声阵列中的所有换能器的发射),具有频率分析以识别是否存在从声学传感器反射的信号。通过获得具有逐渐增加的分辨率并因此逐渐增加的精确度的位置,根据多个频率分析获得位置。

[0059] 本发明利用自适应波束形成。

[0060] 发射波束形成涉及提供来自换能器阵列的发射超声信号的延迟,以便创建干涉图案,其中,大部分信号能量在一个角度方向上传播。自适应发射波束形成使得能够创建不同的干涉图案,包括平面波传播,或者指向特定点、并且在距离超声换能器阵列的特定深度处的聚焦波束。

[0061] 接收波束形成涉及调整每个元件上的接收信号的幅度和延迟,以便测量来自所选择的角度方向的接收。因此,为了建立图像,关于每个点针对换能器阵列依次应用接收波束形成,以导出从该点接收的信号强度。

[0062] 通过组合多条发射扫描线来形成图像,其中,一条扫描线是发射和接收的窄波束。通过组合针对接收到的线的集合的回波数据,创建超声图像。

[0063] 出于本文件的目的,“发射波束”意在指示从一组换能器元件发射的声压场。根据设计(成像深度,分辨率等),发射波束可以使用所有换能器元件或子元件。发射波束的形状也可以变化,例如它可以具有焦点或没有焦点(例如,发散波束或平面波束)。

[0064] 首先将参考图1来描述超声成像系统的一般结构,图1以框图形式示出了具有阵列换能器探头4的超声诊断成像系统2。

[0065] 阵列换能器探头4包括换能器单元8的阵列6。传统上,压电材料已用于超声换能器。示例是锆钛酸铅(PZT)和聚偏二氟乙烯(PVDF)材料,其中PZT作为材料的选择特别受欢迎。使用单晶压电材料来实现高性能换能器的高的压电和机电耦合常数。

[0066] 最近的发展已经导致医学超声换能器可以通过半导体工艺批量制造的前景。理想地,这些过程应该与用于产生超声探头(例如CMOS过程)所需的专用集成电路(ASIC)的过程相同,特别是对于3D超声。这些发展已经生成微机械超声换能器或MUT,优选形式是电容式MUT(CMUT)。CMUT传感器是微小的膜片式设备,其具有电极,所述电极可以将接收到的超声信号的声音振动转换为调制的电容。

[0067] 特别是CMUT换能器能够在宽带上工作,实现高分辨率和高灵敏度成像,并产生大的压力输出,从而可以在超声频率下接收大的声场信号。

[0068] 图1示出了如上所述的用于发射超声和接收回波信息的CMUT单元8的换能器阵列6。系统2的换能器阵列6通常可以是换能器元件的一维或二维阵列,其能够在2D平面或者在三维中进行扫描以进行3D成像。

[0069] 换能器阵列6被耦合到微波束形成器12,微波束形成器12控制CMUT阵列单元的信号发射和接收。微波束形成器能够至少部分地对由换能器元件的组或“贴片”接收的信号进行波束形成,例如,如在美国专利US5997479(Savord等人),US 6013032(Savord),和US 6623432(Powers等人)中所描述。

[0070] 微波束形成器12通过探头电缆(例如同轴线)耦合到发射/接收(T/R)开关16,发射/接收(T/R)开关16在发射和接收模式之间切换,并且当微波束形成器不存在或不使用时保护主波束形成器20免受高能量发射信号,并且换能器阵列6由主系统束形成器20直接操作。在微波束形成器12的控制下的从换能器阵列6的超声波束的发射由通过T/R开关16耦合到微波束形成器和主波束形成器20的换能器控制器18指示,其从用户对用户接口或控制面板38的操作接收输入。由换能器控制器18控制的功能之一是波束被转向和聚焦的方向。波束可以被转向为从换能器阵列6垂直向前(垂直于换能器阵列26),或者针对更宽的视场处于不同的角度。

[0071] 换能器控制器18可以被耦合以控制换能器阵列的电压源45。例如,电压源45设置施加到CMUT阵列6的CMUT单元的DC和AC偏置电压,例如以在发射模式下生成超声RF脉冲。

[0072] 由微波束形成器12产生的部分波束形成的信号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的信号被组合成完全波束形成的信号。例如,主波束形成器20可以具有128个通道,其中的每个接收来自CMUT换能器单元8的数十或者数百的贴片的部分波束形成的信号。以这种方式,由换能器阵列410的几千个换能器元件接收的信号能够有效地贡献于单个波束形成信号。

[0073] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22可以以各种方式处理接收到的回波信号,诸如带通滤波,抽取,I和Q分量分离以及用于分离线性和非线性信号的谐波信号分离,以便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。

[0074] 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、信号合成以及噪声消除。信号处理器22中的带通滤波器可以是跟踪滤波器,其中,其通带随着回波信号从增加的深度被接收而从较高的频带滑落到较低的频带,从而拒绝来自更大深度的较高频率处的噪声,其中,这些频率中没有解剖信息。

[0075] 将所处理的信号耦合到B模式处理器26并且任选地耦合到多普勒处理器28。B模式处理器26采用对接收到的超声信号的幅度的检测,用于对身体中的结构(例如身体中的器官的组织和血管)进行成像。身体的结构的B模式图像可以形成为谐波图像模式或基波图像模式,或者两者的组合,例如,如在美国专利US 6283919 (Roundhill等人)和US 6458083 (Jago等人)中所描述。

[0076] 多普勒处理器28可以,如果有的话,处理来自组织运动和血液流动的时间上分立的信号,用于检测物质的运动,例如图像场中的血细胞的流动。多普勒处理器40通常包括壁滤波器,其具有可以被设置为和/或拒绝从身体中的选定类型的材料返回的回波的参数。例如,壁滤波器可以被设置为通带特性,其他来自较高速度的材料的具有相对低的幅度的信号通过而将来自较低或零速度材料的相对强的信号。

[0077] 该通带特性将使来自流动的血液的信号通过而拒绝来自附近的固定的或缓慢移动的目标(例如心脏的壁)的信号。相反的特性将使来自心脏的组织的信号通过而拒绝血液流动信号,其被称为组织多普勒成像,检测和描绘组织的运动。多普勒处理器接收和处理来自图像场中的不同的点的时间上分立的回波信号的序列,来自特定点的回波的序列称为系集(ensemble)。在相对短的间隔中快速相继地接收的回波的系集可以被用于估计流动的血液的多普勒偏移,其具有多普勒频率到速度的相关,指示血流速度。在较长地时间段上接收到回波的系集被用于估计较慢地流动的血液或者较慢地移动的组织的速度。

[0078] 将由(一个或多个)B模式(和多普勒)处理器生成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以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。

[0079] 扫描转换器可以将具有对应于图像场中的点的运动的颜色的B模式结构图像与它们的多普勒估计的速度叠加以生成彩色多普勒图像,其描绘图像场中的组织的运动和血液流动。多平面重新格式化器44会将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收的回声转换成该平面的超声图像,例如,如美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述的。体积绘制器42将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等人)中所描述。

[0080] 2D或3D图像被从扫描转换器32、多平面重新格式化器44、以及体积绘制器42耦合到图像处理器30用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器40上显示。除了用于成像外,由多普勒处理器28生成的血流值以及由B模式处理器26生成的组织结构信息被耦合到量化处理器34。所述量化处理器生成不同流动状况的量度(例如,血流的体积率)以及结构测量结果(例如,器官的大小和孕龄)。量化处理器46可以接收来自用户控制面板38的输出,例如,要进行测量的图像的解剖结构中的点。

[0081] 来自量化处理器的输出数据被耦合到图像处理器36以产生测量结果图像和值,其中,图像在显示器40上。图形处理器36也可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器从用户接口38接收输入,例如患者姓名。

[0082] 所述用户接口还耦合到发射控制器18以控制来自换能器阵列6的超声信号生成,并因此控制由换能器阵列和超声系统生成的图像。用户接口也可以被耦合到多平面重新格

式化器44以选择和控制多个经多平面重新格式化的(MPR)的图像的平面,其可以被用于执行MPR图像的图像场中的量化的度量。

[0083] 如本领域技术人员将理解的,超声诊断成像系统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示例。技术人员将立即意识到,超声诊断成像系统的架构中的若干变化是可行的,而不脱离本发明的教导。例如,如也在上述实施例中所指示,也可以省略微波束形成器12,超声探头4可以不具有3D成像能力等。其它变型对本领域技术人员来说是显而易见的。

[0084] 图2用于显示定位过程的第一个示例。

[0085] 图2A示出了生成平面波发射波束50的换能器阵列6。植入的声学传感器设备被示为52。

[0086] 声学传感器设备包括膜,其具有在系统2的接收器的带通频带内的谐振频率,例如在1至5MHz内。

[0087] 发射的超声激励声学传感器设备的膜,然后声学传感器设备的膜以其共振频率生成回波信号。声学传感器的共振频率将取决于周围环境,例如压力。从传感器发射的声信号将具有从换能器6发射的入射信号的频率分量和传感器52的谐振频率的频率分量,并且与从超声换能器阵列6发射的信号相比具有经移位的频率分量。虽然传感器的谐振频率的分量不一定需要在超声阵列所覆盖的频率带宽内,但是经移位的频率分量将需要在超声阵列所覆盖的频率带宽内。通过检测每个接收波束中移位的频率分量的存在,可以识别声学传感器设备的位置。通常使用傅立叶变换来分析接收信号的频率分量。此外,通过计算来自传感器的发射频率移位多少,可以确定谐振频率。如前所述,所述共振频率携带有关周围压力的信息。

[0088] 声学传感器通过产生共振回波信号来对入射声波进行响应。举例来说,传感器可以是US 2013/0060139中公开的类型传感器。基于传感器对局部压力变化的频率响应的变化,传感器可用于压力监测。

[0089] 本发明特别关注对传感器进行定位。传感器读数的获得和处理可以以已知的方式执行并且如上所述。

[0090] 在接收的波束中,存在如下的集合,针对所述集合,基于频率分析(即,傅里叶变换分析)来检测声学传感器的谐振频率。那些接收波束由表示空间接收的波束的图像56内的区域54指示。图像56表示仰角与方位角的关系。

[0091] 因此,基于提供第一平面波发射波束来获得图2A的接收波束,并且由此区域54定义用于超声传感器的第一获得位置。该第一获得的位置是大体的位置区域,精度低于要求的精度。对于平面波束,可以应用延迟来将平面波引导到不同的角度或者调整波束发散的程度。

[0092] 对于非聚焦(例如平面波)波束成像,发射的声信号(波束)覆盖更大的区域。对于这些发射波束中的每个,可以生成大视场(与聚焦波束成像相比具有较低的质量)。然而,通过对这些大的单独重建的视场(FOV)进行相干求和,可以生成具有与发射聚焦波束相当的图像质量的最终图像。非聚焦波束成像的优点包括更快的帧速率(重建整幅图像所需的发射更少),但代价是增加系统复杂性,因为需要更多的并行处理来重建更大的视场。

[0093] 用于一个发射波束的发射和接收元件可以包括2D换能器阵列的多个行和列。接收

的信号被存储,然后用于波束形成。

[0094] 来自传感器的接收回波信号将在换能器的多个元件处被接收。这些信号基于行进路径在不同时间到达元件。因此,在随后的接收波束形成期间,可以识别源信号的位置。接收波束形成针对视场中的每个点进行,并且包括针对所采用的一组换能器元件的延迟-求和操作。接收到的信号可以具有不同的幅度和频率,从中可以识别传感器的位置,还可以识别关于传感器外部的环境的信息(即,利用植入的声学传感器的压力感测功能)。

[0095] 在处理了平面波发射波束之后,形成聚焦波束58,如图2B所示。这集中于由平面波成像确定的粗略传感器位置背后的点。通过发射波束形成实现聚焦。

[0096] 聚焦波束成像例如基于扫描线方法,由此成像被执行为一系列扫描线,每条扫描线具有单个焦点。接收的回波信息用于将图像逐渐建立为扫描线的集合。

[0097] 该方法针对更小的感兴趣区域提供第一聚焦发射波束。由此,找到图2A中找到的位置区域内的更准确位置,如窗格60所示。

[0098] 可以迭代地重复该过程,以便如图2C所示提供第二聚焦波束62,从而在区域60周围产生更加聚焦的波束。这产生改进的位置,如窗格64所示,其中,区域54再次表示包含来自传感器的谐振信号的接收波束的位置。

[0099] 因此,以此方式,发射波束以宽波束平面内图案开始,并且基于具有来自声学传感器的共振信号分量的接收波束逐渐变窄到聚焦波束。这种自适应发射模式提供了一种定位传感器的快速方法。虽然宽波束在定位过程开始时提供传感器的粗略位置,但是聚焦波束的更大空间分辨率和更小波束宽度允许更精确的定位。

[0100] 通过将来自一个发射波束的接收传感器信号位置与来自先前发射波束的接收传感器信号位置进行比较,图2的方法还可用于检测声学传感器的移动。如果它们之间没有交叠,则表示换能器已移动到不同的位置。圆圈54示出了传感器在不同图像中的可能位置。随着发射波束图案改变(非聚焦波束变得越来越接近聚焦波束),圆圈54应该变得更小以给出更精确的位置,因此它们应该交叠(或包含在)先前的位置圆圈内。如果在成像过程中没有这样的交叠,则意味着外部换能器和内部传感器之间的相对位置已经改变,因此应该用非聚焦的发射波束重新开始该序列。

[0101] 另一个示例是在整个感兴趣区域扫描发射聚焦波束,并识别携带特定于声学传感器设备的信号的波束。第一扫描处于较低分辨率,例如针对每第N条扫描线(例如,每第五条扫描线)具有发射波束。从传感器接收回波的扫描线,可以获得更高分辨率的图像,例如基于相邻扫描线的子集(例如,扫描线编号10到15)。如果进行多次扫描,则可能会逐渐增加分辨率。可能正好有两个成像过程,但是也可以以逐渐更高的精度进行三个成像过程。在此上下文中,成像过程应被理解为用于定位传感器的多个发射序列。例如,第一序列可以涉及发射整个3D体积的每5条扫描线。然后,第二序列可以包括以较小的区域60发射每3条扫描线,然后第三序列包括以最小的区域54发射针对最终序列的每条扫描线。

[0102] 声学传感器设备将发射在垂直于传感器膜的方向上更强的压力波,并且它们将通过法向地指向膜取向的入射超声被设置为更强的共振。因此,为了接收最强的位置信号,可以考虑传感器的取向和/或位置来选择超声换能器的位置。

[0103] 对于保持相对静止的传感器,可能需要重新定位超声换能器阵列以获得最佳信号。

[0104] 图3示出了指向传感器52的波束,所述传感器52偏离超声换能器阵列6的中心。图3A示出了聚焦波束60被横向地指向,使得它不提供传感器的最佳激励(假设传感器膜平面平行于换能器阵列的平面)。传感器回波的反射显示为62。

[0105] 聚焦波束的已知方向角用于导出换能器阵列的改进位置。然后可以指示用户将超声换能器阵列移动到图3B中所示的更好位置。

[0106] 指示器64例如提供谐振信号强度的量度,以便可以引导用户移动换能器阵列以获得最佳位置信号。

[0107] 传感器可能不使其膜平行于换能器阵列平面。

[0108] 图4示出了指向传感器52的发射波束,传感器52位于超声换能器阵列6的中心,但膜不平行。图4A示出了反射回波信号62被横向地指向。共振的激发未被优化。

[0109] 接收波束的已知方向角用于导出换能器阵列的改进位置。然后可以指示用户将超声换能器阵列移动到图4B中所示的更好位置。然后,发射波束垂直于膜传导,以提供共振激发,从而产生朝向阵列6方向的反射回波62的最大强度。

[0110] 指示器64再次例如提供谐振信号强度的测量值,以便可以引导用户移动换能器阵列以获得最佳位置信号。

[0111] 通过接收回波信号,传感器具有改进的信噪比以用于分析。通过将发射波束法向地提供给膜表面,改善了共振激发。

[0112] 如果换能器位置固定相对较长的时间段,则当换能器和传感器的相对位置变化时,信号强度可能会下降。信号处理可以比较从几个相邻发射波束导出的信号强度,并选择导致来自传感器的最高信号强度的波束。这可以在整个监视周期中间歇地发生,并且可以更新所选择的波束并将其用作位置和信号强度的参考。

[0113] 以上示例基于单个外部换能器阵列。然而,可以使用多个换能器阵列,每个换能器阵列类似地表现以覆盖更大的区域。

[0114] 以上描述了超声系统的成像能力。然而,出于定位的目的,不需要向最终用户提供超声图像。因此,本发明的最基本形式可以简单地提供位置信息,例如用于然后执行传感器测量的目的,并且可以不需要产生实际的超声图像。当然,在许多情况下,定位功能与成像功能齐头并进,使得所识别的位置与周围区域的图像组合地呈现。

[0115] 对接收信号执行频率分析。这可以例如由处理器18执行。频率分析例如用于识别接收信号相对于发射波束的多普勒频移。这种识别谐振器(例如超声学传感器)的谐振频率的一般方法例如在US 2004/0211260中描述。

[0116] 本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求书,在实践请求保护的本发明时能够理解并且实现对所公开的实施例的其他变型。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。尽管特定措施是在互不相同的从属权利要求中记载的,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求书中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

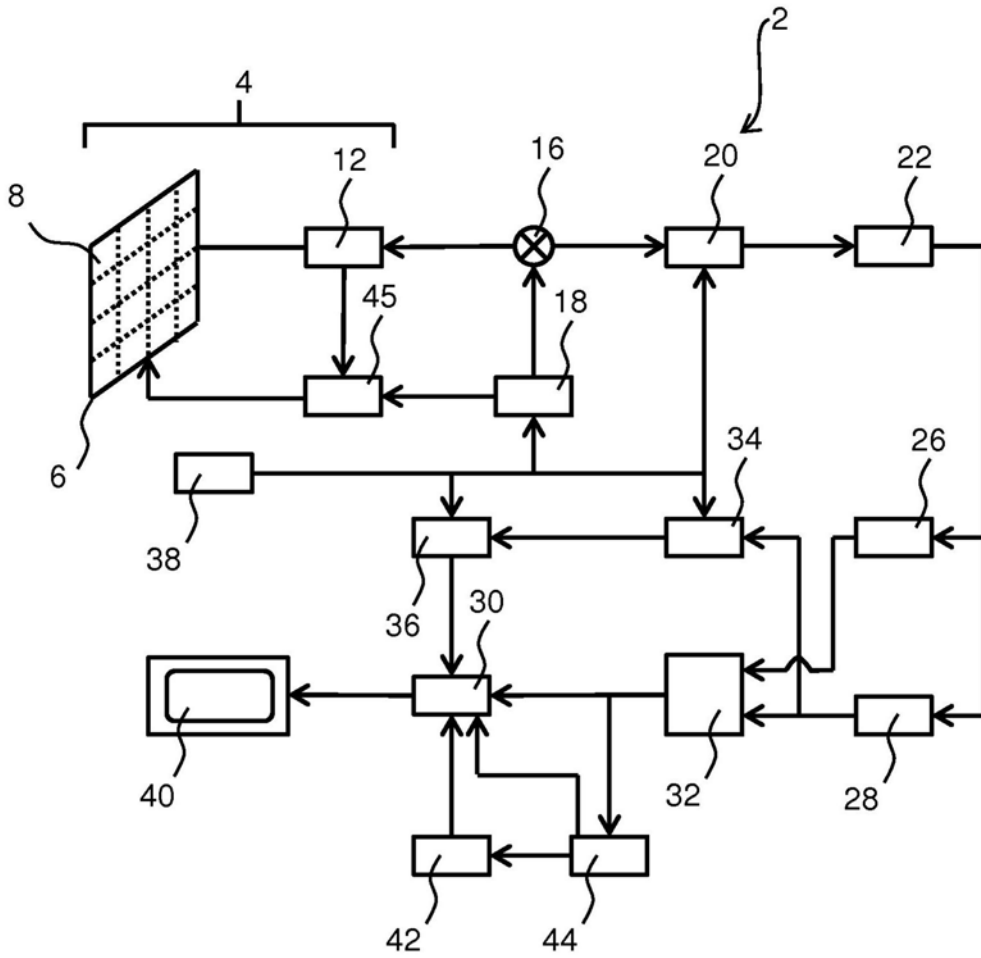


图1

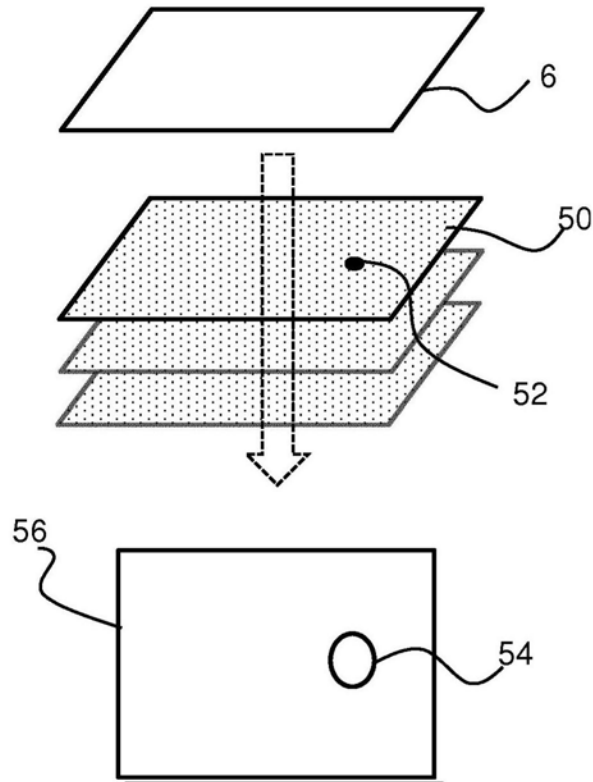


图2A

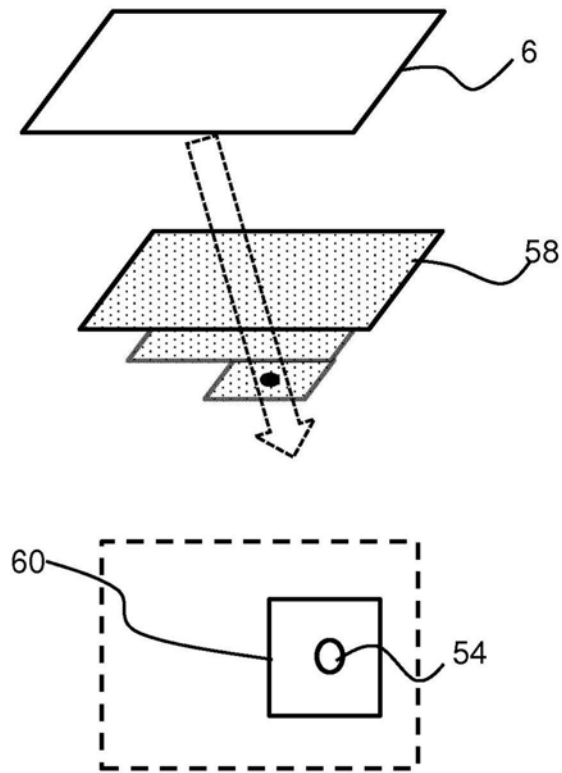


图2B

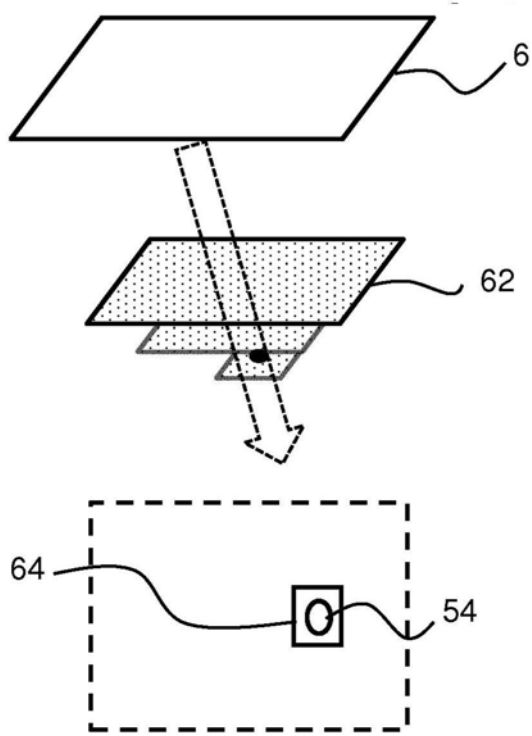


图2C

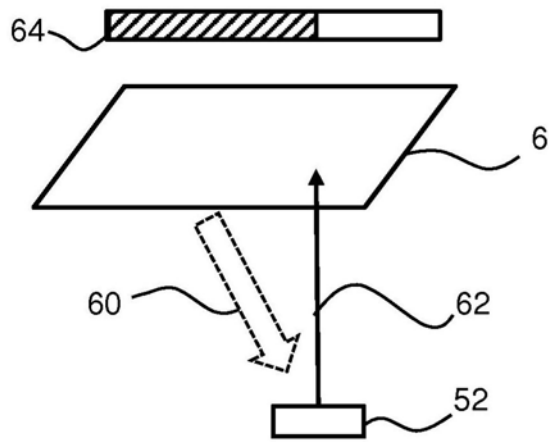


图3A

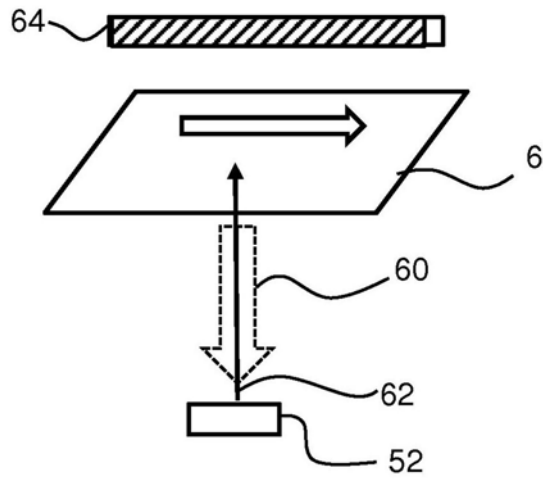


图3B

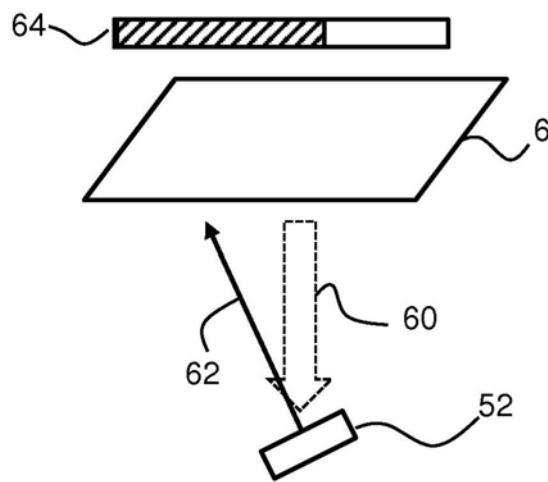


图4A

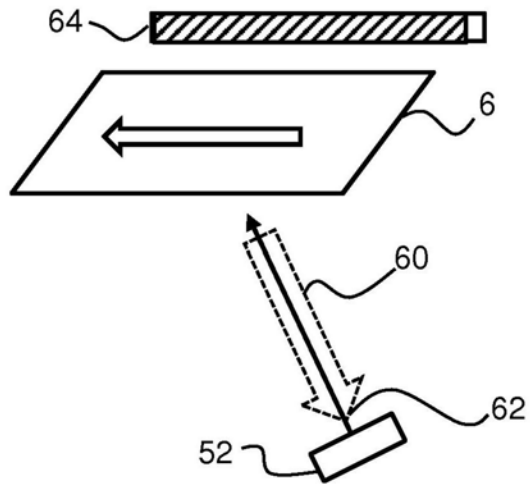


图4B

专利名称(译)	用于定位声学传感器的定位设备和系统		
公开(公告)号	CN110392553A	公开(公告)日	2019-10-29
申请号	CN201880017100.1	申请日	2018-03-01
[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	M阮 谢华 黄圣文 VT沙姆达莎尼		
发明人	M·阮 谢华 黄圣文 C·阿马多尔卡拉斯卡尔 V·T·沙姆达莎尼		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/06 A61B8/0841 A61B8/4254 A61B2034/2063 A61B2090/378 A61B2090/3925 G01S7/52036 G01S7/52085 A61B8/4263 A61B34/20 A61B2090/3784		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017160264 2017-03-10 EP 62/469592 2017-03-10 US 62/577198 2017-10-26 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种定位设备用于确定声学传感器的位置。定位过程利用多个发射波束(其中,波束被定义为来自超声阵列中的所有换能器的发射),具有频率分析以识别是否存在从声学传感器反射的信号。根据多个频率分析来获得位置。

