



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105939670 A

(43)申请公布日 2016.09.14

(21)申请号 201580005833.X

(22)申请日 2015.01.21

(30)优先权数据

14168419.1 2014.05.15 EP

(66)本国优先权数据

PCT/CN2014/071553 2014.01.27 CN

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.07.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/051039 2015.01.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/110436 EN 2015.07.30

(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 Y·邓 X·李 X·顾

V·T·沙姆达莎尼 Y·吴

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

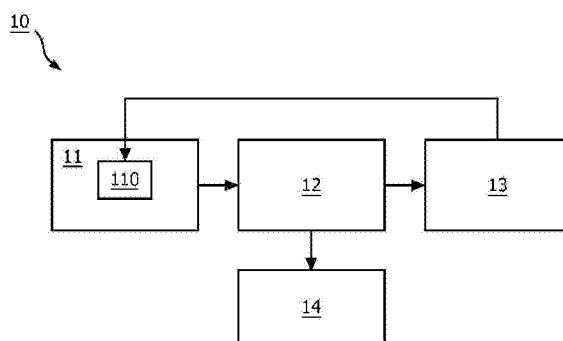
(54)发明名称

超声成像系统和超声成像方法

(57)摘要

本发明提供了一种用于改进对象的感兴趣体积中的期望成像平面的成像质量的超声成像系统和超声成像方法。根据本发明,能够通过利用2D矩阵超声换能器的能力和/或超声探头的位置/取向的灵活性直接扫描所述期望成像平面。在一些情况下,能够对换能器元件的设置参数进行调节,使得从所述换能器元件所发射的超声信号能够在不移动所述探头的情况下导出所述期望成像平面的超声回波数据。在其中在不改变所述超声探头的位置/取向的情况下不能够直接扫描所述期望成像平面的其他情况下,能够借助于用户交互,即,通过输出用于引导所述用户移动所述探头以便使能对所述期望成像平面的直接扫描的指令,来调节所述超声探头的位置/取向。通过这种方式,所述期望成像平面的图像不是由所述多个扫描平面(其通过所述换能器元件的设置参数确定)的所述超声回波数据的内插重建的,而是相反,其是由所述期望成像平面自身的

超声回波数据重建的。换言之,直接扫描所述期望成像平面。因此,所述期望成像平面的图像质量得以改进并且可以帮助医生进行更准确的诊断。



1. 一种超声成像系统(10),包括:

具有换能器元件(110)的二维阵列的超声探头(11),其用于在所述探头(11)被定位在对象上的第一位置处并且在相对于所述对象的感兴趣体积的第一角度处倾斜时发射超声信号并采集所述感兴趣体积的三维体积数据,并且所述探头(11)的所述换能器元件(110)具有第一组设置参数,其中,所述感兴趣体积的所述三维体积数据包括由所述第一组设置参数所定义的多个扫描平面的超声回波数据;

处理单元(12),其用于根据所述三维体积数据确定针对所述感兴趣体积的期望成像平面(1)并且用于确定如下结果,即:是否存在第二组设置参数,使得从具有所述第二组设置参数的所述换能器元件(110)所发射的所述超声信号能够在不移动所述探头(11)的情况下采集所述期望成像平面(1)的超声回波数据,其中,所述处理单元(12)还被配置为,如果所述结果是YES,则导出所述第二组设置参数,并且,如果所述结果是NO,则导出第二位置、第二角度和第三组设置参数,使得当所述探头(11)被移动到所述对象上的所述第二位置并且在相对于所述感兴趣体积的所述第二角度处倾斜时,从具有所述第三组设置参数的所述换能器元件(110)所发射的所述超声信号能够导出所述期望成像平面(1)的超声回波数据;

换能器控制器(13),其用于,如果所述结果是YES,则根据所导出的第二组设置参数来调节所述换能器元件,并且用于,如果所述结果是NO,则根据所导出的第三组设置参数来调节所述换能器元件;以及

显示器(14),其用于,如果所述结果是NO,则输出引导所述超声成像系统(10)的用户移动所述探头(11)以便被定位在所述第二位置处并且在所述第二角度处倾斜的指令。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,

所述显示器(14)还被配置为显示从所述期望成像平面(1)的所述超声回波数据重建的所述期望成像平面(1)的图像。

3. 根据权利要求1所述的超声成像系统(10),其中,

所述换能器元件(110)的所述设置参数包括哪些换能器元件要被使能以及针对经使能的换能器元件的波束形成参数。

4. 根据权利要求1至3中的任一项所述的超声成像系统(10),其中,

所述处理单元(12)被配置为根据所述三维体积数据、临床目标和预定模型,来自动地确定针对所述感兴趣体积的所述期望成像平面(1)。

5. 根据权利要求1至3中的任一项所述的超声成像系统(10),还包括:

用户接口,其用于接收所述用户的输入,

其中,所述显示器(14)还被配置为显示从所述三维体积数据重建的多幅图像,并且

其中,所述处理单元(12)还被配置为,基于从所述三维体积数据重建的所述多幅图像,根据所述用户的手动选择,来确定针对所述感兴趣体积的所述期望成像平面(1)。

6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,

所述处理单元(12)基于在所述探头的所述第一位置和所述第一角度与所述期望成像平面(1)之间的空间位置关系并且基于所述换能器元件(110)的布局,来确定如下结果,即:是否存在第二组设置参数,使得从具有所述第二组设置参数的所述换能器元件所发射的所述超声信号能够在不移动所述探头(11)的情况下采集所述期望成像平面(1)的超声回波数据。

7. 一种超声成像方法(20), 包括:

利用具有换能器元件的二维阵列的超声探头来发射超声信号并采集(21)对象的感兴趣体积的三维体积数据, 其中, 所述探头被定位在所述对象上的第一位置处并且在相对于所述感兴趣体积的第一角度处倾斜, 并且所述探头的所述换能器元件具有第一组设置参数, 并且其中, 所述感兴趣体积的所述三维体积数据包括由所述第一组设置参数定义的多个扫描平面的超声回波数据;

根据所述三维体积数据确定(22)针对所述感兴趣体积的期望成像平面;

确定(23)如下结果, 即: 是否存在第二组设置参数, 使得从具有所述第二组设置参数的所述换能器元件所发射的所述超声信号能够在不移动所述探头的情况下采集所述期望成像平面的超声回波数据;

如果所述结果是YES, 则导出(24)所述第二组设置参数, 并且如果所述结果是NO, 则导出(26)第二位置、第二角度和第三组设置参数, 使得当所述探头被移动到所述对象上的所述第二位置并且在相对于所述感兴趣体积的所述第二角度处倾斜时, 从具有所述第三组设置参数的所述换能器元件所发射的所述超声信号能够导出所述期望成像平面的超声回波数据; 并且

如果所述结果是YES, 则根据所导出的第二组设置参数来调节(25)所述换能器元件, 并且如果所述结果是NO, 则输出(27)引导所述超声成像系统的用户移动所述探头以便被定位在所述第二位置处并且在所述第二角度处倾斜的指令, 并且根据所导出的第三组设置参数来调节所述换能器元件。

8. 根据权利要求7所述的方法(20), 还包括:

显示从所述期望成像平面的所述超声回波数据重建的所述期望成像平面的图像。

9. 根据权利要求7和8中的任一项所述的方法(20), 其中,

根据所述三维体积数据、临床目标和预定模型来自动地确定针对所述感兴趣体积的所述期望成像平面。

10. 根据权利要求7和8中的任一项所述的方法(20), 其中,

基于从所述三维体积数据重建的所述多幅图像, 根据所述用户的手动选择, 来确定针对所述感兴趣体积的所述期望成像平面。

11. 根据权利要求7所述的方法(20), 其中,

确定(23)如下结果的步骤基于在所述探头的所述第一位置和所述第一角度与所述期望成像平面之间的空间位置关系并且基于所述换能器元件的布局, 所述结果是: 是否存在第二组设置参数, 使得从具有所述第二组设置参数的所述换能器元件所发射的所述超声信号能够在不移动所述探头的情况下采集所述期望成像平面的超声回波数据。

超声成像系统和超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像,更具体涉及用于改进对象的感兴趣体积中的期望成像平面的成像质量的超声成像系统和超声成像方法。

背景技术

[0002] 常规的一维(1D)超声探头包括从其可以发射超声信号的一排换能器元件。此外,可以通过探测来自所观察区域的不均匀性的反射的超声信号的回波来观察换能器元件下面的图像平面。通过正确地定位和移动超声换能器,可以观察包括例如病灶的对象的感兴趣体积。

[0003] 在对感兴趣体积的超声成像中,对于医生—特别是初级医生—的临床挑战是如何找到针对感兴趣体积的适合或期望用于特定临床目的的成像平面。支持医生找到期望成像平面对于临床医生而言是非常有价值的并且高度要求的。从计算机技术的角度看,由于人体是3D物体,由一维超声探头采集的2D图像数据可能未提供足够的信息来这样做。当前,针对该目标做出的研究工作主要基于3D(通过使用包括换能器元件的二维阵列的矩阵换能器所采集的)或高维数据,并且一旦获得高维数据,则可以确定具有医生想要看到的物体的期望成像平面并且显示所述期望成像平面的对应2D图像。

[0004] 关于二维矩阵超声换能器,这样的换能器可以包括以列和行布置的超声换能器元件的阵列。当在一维超声换能器的情况下,换能器阵列面可以仍然是矩形的,但是换能器元件的阵列被布置在二维矩阵中。该额外的复杂性可以允许超声束通过三维空间而不是仅在平面内转向和聚焦。如本领域的技术人员已知的,二维矩阵超声换能器可以从感兴趣体积中的多个扫描平面的超声回波数据来采集感兴趣体积的三维体积数据。可以通过针对换能器元件的设置参数(例如,哪些排或行将被使能)以及针对使能的元件的波束形成参数来确定多个扫描平面。

[0005] 一旦采集了感兴趣体积的三维体积数据,则能够例如通过对多个扫描平面的超声回波数据的内插,经由计算机处理算法来重建任何期望的图像平面。

[0006] 然而,尽管对于医生而言利用二维矩阵超声换能器找到针对感兴趣体积的期望成像平面可能是较容易的,但是期望成像平面的所重建和显示的2D图像的质量可能是不令人满意的。

[0007] 具体而言,重建期望成像平面的2D图像的当前自动化单元具有一些缺点,例如矩阵换能器的发射元件的固定启动而不管期望成像平面等。换言之,可能不在超声信号的发射方向上构建所确定的期望成像平面的图像。由于超声信号将具有信号聚焦过程和对应的内插过程,因而如果期望成像平面的图像不是在发射方向上生成的(即,不是由期望成像平面自身的超声回波数据生成的),而是由感兴趣体积中的多个扫描平面的超声回波数据的内插而重建的,则可能高度影响所构建的2D图像的质量并且有时对于其中要求高数据质量的一些应用不能执行临床诊断。

发明内容

[0008] 因此,存在对于能够改进对期望成像平面的成像质量的新颖的超声成像系统和方法的需求。

[0009] 根据本发明的一方面,提出了一种超声成像系统,其包括:

[0010] 具有换能器元件的二维阵列的超声探头,其用于在所述探头被定位在对象上的第一位置处并且在相对于感兴趣体积的第一角度处倾斜时发射超声信号并采集对象的感兴趣体积的三维体积数据,并且所述探头的换能器元件具有第一组设置参数,其中,所述感兴趣体积的所述三维体积数据包括由所述第一组设置参数定义的多个扫描平面的超声回波数据;

[0011] 处理单元,其用于根据所述三维体积数据确定针对所述感兴趣体积的期望成像平面并且用于确定如下结果,即:是否存在第二组设置参数以使得从具有所述第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动所述探头的情况下采集所述期望成像平面的超声回波数据,其中,所述处理单元还被配置为—如果所述结果是YES(是)—则导出所述第二组设置参数,并且—如果所述结果是NO(否)—则导出第二位置、第二角度和第三组设置参数,使得当所述探头被移动到所述对象上的第二位置并且在相对于所述感兴趣体积的所述第二角度处倾斜时,从具有所述第三组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够导出所述期望成像平面的超声回波数据;

[0012] 换能器控制器,其用于,如果所述结果是YES,则根据所导出的第二组设置参数来调节所述换能器元件,并且用于,如果所述结果是NO,则根据所导出的第三组设置参数来调节所述换能器元件;以及

[0013] 显示器,其用于,如果所述结果是NO,则输出引导所述超声成像系统的用户移动所述探头以便被定位在所述第二位置处并且在所述第二角度处倾斜的指令。

[0014] 通过这种方式,通过利用2D矩阵超声换能器的能力和/或所述超声探头的所述位置/取向的灵活性能够直接扫描所述期望成像平面。在一些情况下,能够对所述换能器元件的设置参数进行调节,使得从所述换能器元件所发射的超声信号能够在不移动所述探头的情况下导出所述期望成像平面的超声回波数据。在其中在不改变所述超声探头的位置/取向的情况下不能直接扫描所述期望成像平面的其他情况下,能够借助于用户交互(即输出用于引导所述用户移动所述探头以便使能所述期望成像平面的直接扫描的所述指令)来调节所述超声探头的位置/取向。

[0015] 通过这种方式,所述期望成像平面的图像不是通过对所述多个扫描平面(其是通过所述换能器元件的设置参数确定的)的超声回波数据的内插重建的,所述图像而是由所述期望成像平面自身的超声回波数据重建的。换言之,直接扫描所述期望成像平面。因此,所述期望成像平面的图像质量得以改进并且可以帮助医生进行更准确的诊断。

[0016] 在本发明的实施例中,所述换能器元件的设置参数包括哪些换能器元件要被使能以及用于经使能的换能器元件的波束形成参数。

[0017] 如本领域的技术人员能够理解的,所述换能器元件的波束形成参数可以包括例如由经使能的换能器元件中的每个所发射的超声信号的相位和/或接收侧上的波束成形元件中所采取的波束成形向量以合成由所述经使能的换能器元件所发射的超声信号的回波数

据。

[0018] 在本发明的实施例中,首先确定应当被使能的换能器的元件,并且然后确定用于经使能的元件的波束形成参数。

[0019] 通过首先确定应当被使能的换能器的对应元件,能够初步地约束能够在所述感兴趣体积中被成像的平面的集合。同时,通过不使能所有元件,降低了处理成本。此外,然后通过调节针对经使能的元件的波束形成参数来确定发射信号的对应的详细方向。通过这种方式,来自经使能的元件的所述发射信号独特地对应于所述期望成像平面。

[0020] 在本发明的实施例中,所述处理单元被配置为根据所述三维体积数据、临床目标和预定模型,自动地确定针对所述感兴趣体积的所述期望成像平面。

[0021] 通过获取医生想要看到的所述平面的先验知识,如果已经针对不同的临床目标设定了预定模型,则能够使不同的选项可用。所述平面检测方法可以是不同的霍夫变换、基于分割的方法或不同对象的图形模型等。应当注意,此处实时实现对所述期望成像平面的自动确定,其与常规方法相比较可以提供针对整个过程和针对随后的扫描平面的更多信息。

[0022] 在本发明的另一实施例中,所述超声成像系统还可以包括用于接收用户的输入的用户接口。在这种情况下,所述显示器还可以被配置为显示从所述三维体积数据重建的多幅图像,并且所述处理单元还可以被配置为基于从所述三维体积数据所重建的所述多幅图像,根据所述用户的手动选择来确定针对所述感兴趣体积的期望成像平面。

[0023] 如果所述自动地确定的成像平面不是足够好的或者所述自动选项不是可用的,则医生需要自己找到所述平面。在所述三维体积数据内,医生手动地移动所述平面并且所述平面位置应当被显示在当前的总3D数据中。由于这应当在所述扫描过程期间实时地执行,因而对所显示的2D图像的内插不应当比常规的扫描操作更复杂。同时,提供了空间信息,其使医生解释所述图像更方便。

[0024] 根据本发明的另一方面,提出了一种超声成像方法,包括:

[0025] 利用具有换能器元件的二维阵列的超声探头发射超声信号并采集对象的感兴趣体积的三维体积数据,其中,所述探头被定位在所述对象上的第一位置处并且在相对于所述感兴趣体积的第一角度处倾斜,并且所述探头的所述换能器元件具有第一组设置参数,并且其中,所述感兴趣体积的所述三维体积数据包括由所述第一组设置参数所定义的多个扫描平面的超声回波数据;

[0026] 根据所述三维体积数据来确定针对所述感兴趣体积的期望成像平面;

[0027] 确定如下结果,即:是否存在第二组设置参数,使得从具有所述第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动所述探头的情况下采集所述期望成像平面的超声回波数据;

[0028] 如果所述结果是YES:一则导出所述第二组设置参数,并且如果所述结果是NO:一则导出第二位置、第二角度和第三组设置参数,使得当所述探头被移动到所述对象上的所述第二位置并且在相对于所述感兴趣体积的所述第二角度处倾斜时,从具有所述第三组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够导出所述期望成像平面的超声回波数据;并且

[0029] 如果所述结果是YES,则根据所导出的第二组设置参数来调节所述换能器元件,并且如果所述结果是NO,则输出引导所述超声成像系统的用户移动所述探头以便被定位在所述第二位置处并且在所述第二角度处倾斜的指令,并且根据所导出的第三组设置参数来调

节所述换能器元件。

[0030] 如上文所提到的,根据本发明的所述超声成像方法可以改进所述期望成像平面的图像质量并且可以帮助医生进行更准确的诊断,因为所述期望成像平面的图像不是通过处理与所述期望成像平面不同的一个或多个成像平面的成像数据重建的,而是通过直接处理所述期望成像平面的图像数据重建的。

[0031] 下文更详细地描述了本公开的各方面和特征。本发明的这些和其他方面将从下文所描述的(一个或多个)实施例而显而易见并且将参考下文所描述的(一个或多个)实施例得以阐述。

附图说明

[0032] 在下文中将结合实施例并且参考附图更详细地描述和解释本发明,在附图中:

[0033] 图1是根据本发明的超声成像系统10的框图;

[0034] 图2是根据本发明的超声成像方法20的框图;

[0035] 图3a图示了其中期望成像平面与换能器元件的二维阵列相交的条件,并且图3b图示了其中期望成像平面不与换能器元件的二维阵列相交的条件;并且

[0036] 图4a和4b图示了根据本发明的实施例的在图3b的情况下超声成像系统10的显示器如何输出引导超声成像系统的用户移动探头的指令。

[0037] 附图中的相同附图标记指示类似或对应的特征和/或功能。

具体实施方式

[0038] 本发明将关于特定实施例并且参考某些附图进行描述,但是本发明不由此限制而是仅由权利要求限制。所描述的附图仅仅是示意性的并且是非限制性的。在附图中,元件中的一些的大小可能夸张并且出于说明性目的未按比例绘制。

[0039] 图1是根据本发明的超声成像系统10的框图。

[0040] 在下文中,超声成像系统10的细节将结合图2进行描述,图2是根据本发明的超声成像方法20的框图。

[0041] 如从图1可以看到,本发明的超声成像系统10包括超声探头11。根据本发明,换能器元件110的二维阵列被用在探头11中以发射超声信号并采集对象的感兴趣体积的三维体积数据(图2中的步骤21)。例如,对象可以是患者,并且对象的感兴趣体积可以是患者的器官。

[0042] 在下文中,当采集三维体积数据时,探头11被定位在对象上的位置被称为第一位置,并且探头相对于感兴趣体积倾斜的角度被称为第一角度。

[0043] 此外,如本领域技术人员能够容易理解,二维矩阵超声换能器可以包括以列和行布置的超声换能器元件110的阵列。当在一维超声换能器的情况下,换能器阵列面可以仍然是矩形的,但是换能器元件的阵列布置在二维矩阵中。在采集三维体积数据时,针对探头11的换能器元件110预先确定第一组设置参数。换言之,第一组设置参数确定哪些换能器元件要被使能以及针对经使能的换能器元件的波束形成参数。因此,第一组设置参数确定二维矩阵超声换能器的多个扫描平面以列或行或甚至在对角线方向上布置。因此,感兴趣体积的所采集的三维体积数据包括由第一组设置参数所定义的多个扫描平面的超声回波数据。

[0044] 如从图1能够看到的,根据本发明的实施例的超声成像系统10还包括处理单元12,其用于根据三维体积数据确定针对感兴趣体积的期望成像平面1(图2中的步骤21)。

[0045] 在本发明的实施例中,处理单元21可以被配置为根据所采集的三维体积数据、临床目标和预定模型,自动地确定对于感兴趣体积的期望成像平面1。

[0046] 通过获取医生想要看到的平面的先验知识,如果已经针对临床目标设定了预定模型,则能够使不同的选项可用。平面检测方法可以是不同的霍夫变换、基于分割的方法或不同对象的图形模型等。应当注意,此处实时地实现对期望成像平面的自动确定,其与常规方法相比可以提供针对整个过程和针对随后的扫描平面的更多信息。

[0047] 在本发明的另一实施例中,超声成像系统10还可以包括用于接收用户的输入的用户接口。在这种情况下,显示器还可以被配置为显示从三维体积数据所重建的多幅图像,并且处理单元12还可以被配置为基于从三维体积数据所重建的多幅图像,根据用户的手动选择来确定针对感兴趣体积的期望成像平面。

[0048] 如果自动地确定的成像平面不是足够好的或自动选项不是可用的,则超声系统还能够被配置为允许医生自己找到平面。在三维体积数据内,能够为医生提供手动地移动平面的单元,并且平面位置应当被显示在当前总3D数据中。由于这应当在扫描过程期间实时地执行,因而所显示的2D图像的内插不应当比常规扫描操作更复杂。同时,提供了空间信息,其使医生解释图像更方便。

[0049] 如本领域的技术人员能够容易理解的,针对感兴趣体积的期望成像平面1通过考虑感兴趣体积的特定解剖结构以及感兴趣体积中的特定目标(例如,潜在病变)来确定,并且因此通常不是扫描平面之一。然而,仅仅根据发射方向上的发射信号来生成扫描平面的图像。如果期望成像平面1不是扫描平面之一,则其图像不是在超声信号的发射方向上重建的,即,不是由期望成像平面自身的超声回波数据生成的,而是由感兴趣体积中的多个扫描平面的超声回波数据的数据的内插重建的,但是可能高度不利地影响所重建的2D图像的质量并且有时对于其中要求高数据质量的应用不能执行临床诊断。

[0050] 鉴于以上内容,本发明利用2D矩阵超声换能器的能力,其中,可以对经使能的换能器元件和针对经使能的元件的波束形成参数进行调节,使得从经使能的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动探头的情况下或者在将探头移动到另一位置并且在相对于感兴趣体积的另一角度处倾斜之后导出期望成像平面的超声回波数据。

[0051] 因此,本发明的处理单元12还被用于确定如下结果,即:是否存在第二组设置参数,使得从具有第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动探头11的情况下采集期望成像平面的超声回波数据的结果(图2中的步骤23)。

[0052] 如果结果是YES,则处理单元12还被配置为导出第二组设置参数(图2中的步骤24)。在这种情况下,超声成像系统10中包括的换能器控制器13然后根据所导出的第二组设置参数来调节换能器元件110(图2中的步骤25)。

[0053] 然而,如果结果是NO,即,如果探头11必须被移动(即,要么第一位置 and 第一角度之一,要么甚至第一位置 and 第一角度二者,必须被改变),则处理单元12还被配置为导出对于探头11的第二位置和第二角度并且导出针对换能器元件110的第三组设置参数,使得当探头11被移动到对象上的第二位置并且在相对于感兴趣体积的第二角度处倾斜时,从具有第三组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够导出期望成像平面的超声回波数据(图

2中的步骤26)。在这种情况下,换能器控制器13然后根据所导出的第三组设置参数来调节换能器元件110(图2中的步骤27)。

[0054] 在本发明的实施例中,处理单元12基于在探头的第一位置和第一角度与期望成像平面1之间的空间位置关系并且基于换能器元件110的布局来执行步骤23、24和26。

[0055] 根据本发明的实施例的超声成像系统10还包括显示器14。如果结果是NO,即,如果探头11必须被移动,则显示器14被用于输出引导超声成像系统10的用户移动探头11以便被定位在第二位置处并且在第二角度处倾斜的指令。在图4a和图4b中示出并且将在下文中解释如何引导用户移动探头11的示意图。

[0056] 在本发明的实施例中,显示器14还被配置为显示根据期望成像平面1的超声回波数据重建的期望成像平面1的图像。

[0057] 通过这种方式,期望成像平面1的图像不是由多个扫描平面(其对应于从初始使能的元件所发射的超声信号和初始波束形成参数)的超声回波数据的内插重建的,而是由期望成像平面自身的超声回波数据重建的。因此,期望成像平面的图像质量得以改进并且可以帮助医生进行更准确的诊断。

[0058] 在下文中结合图3a和图3b进一步详尽描述了步骤23的细节,即,是否存在第二组设置参数,使得从具有第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动探头11的情况下采集期望成像平面的超声回波数据,所述图3a和3b相应地图示了其中期望成像平面1与换能器元件110的二维阵列相交的条件以及其中期望成像平面1不与换能器元件110的二维阵列相交的条件。

[0059] 如从图3a能够理解的,在期望成像平面1与换能器元件110的二维阵列相交的情况下,确定结果是YES,即,存在第二组设置参数,使得从具有第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动探头11的情况下采集期望成像平面的超声回波数据。

[0060] 因此,相交线1a上的换能器元件将被使能,并且邻近相交线1a的换能器元件将通常是使能的。这可以初步地约束可以在感兴趣体积中成像的平面的集合。

[0061] 此外,通过调节针对经使能的元件的波束形成参数来确定发射信号的对应的详细方向。通过这种方式,来自经使能的元件的发射信号独特地对应于期望成像平面1。

[0062] 如从图3b能够理解的,在期望成像平面1与换能器元件110的二维阵列不相交的情况下,确定结果是NO,即,不存在第二组设置参数,使得从具有第二组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够在不移动探头11的情况下采集期望成像平面的超声回波数据。换言之,根据有限尺度的换能器元件110的二维阵列,不能够在不将探头移动到与第一位置不同的另一位置的情况下利用元件的真实的发射信号对不与换能器元件110的二维阵列相交的期望成像平面1进行成像。

[0063] 如上文所提到的,如果结果是NO,即,如果探头11必须被移动,则处理单元12还被配置为导出针对探头11的第二位置和第二角度并且导出针对换能器元件110的第三组设置参数,使得当探头11被移动到对象上的第二位置并且在相对于感兴趣体积的第二角度处倾斜时,从具有第三组设置参数的换能器元件所发射的超声信号能够导出期望成像平面的超声回波数据(图2中的步骤26)。

[0064] 如本领域的技术人员能够容易地理解的,通常第二位置和第二角度与第一位置 and 第一角度二者不同。然而,在一些情况下,第二角度可以与第一角度相同。

[0065] 图4a和图4b图示了根据本发明的实施例的在图3b的情况下超声成像系统的显示器14如何输出引导超声成像系统的用户移动探头的指令。

[0066] 如上文所提到的,在图3b的情况下,期望成像平面1不与换能器元件110的二维阵列相交。如图4a和图4b中所示,根据换能器元件110的布局,可以确定换能器元件110的阵列的中心线下面的中间参考平面2。此外,根据在探头11的第一位置和第一角度与期望成像平面1之间的空间位置关系、第二位置和第二角度和第三组设置参数,使得当探头11被移动到对象上的第二位置并且在相对于感兴趣体积的第二角处倾斜时,从具有第三组设置参数的换能器元件110所发射的超声信号能够导出期望成像平面1的超声回波数据。

[0067] 例如,根据在中间参考平面2与包含期望成像平面1的3D空间中的平面3之间的空间位置关系,处理单元12能够计算探头11应当被移动到的第二位置。此外,根据在换能器元件110的阵列的中心线与关于期望成像平面1的中间参考平面2的相交线1b之间的空间位置关系,处理单元12能够计算在探头11应当相对于感兴趣体积倾斜的第二角度。在那之后,处理单元12可以导出在第二位置和第二角度处,应当使能阵列的中心线上的换能器元件(以及邻近中心线的一些元件)并且因此可以确定针对经使能的换能器元件的波束形成参数,使得可以通过来自经使能的元件的发射信号直接获得期望成像平面1。

[0068] 如本领域的技术人员能够理解的,上文所提到的中间参考平面2仅仅被用作实施例;也可以使用其他参考平面并且根据对参考平面的选择可以类似地导出第二位置、第二角度和第三组设置参数。

[0069] 如果已经导出了第二位置和第二角度,则超声成像系统10的显示器14然后输出引导超声成像系统10的用户移动探头11的指令,例如,引导用户将探头11移动到第二位置的由图4b中的I1所指示的移动方向和引导用户达到探头11的第二角度的由图4b中的I2所指示的旋转方向。能够以文本、图形或者其组合的格式输出指令。在一些实施例中,显示器14能够输出音频,并且能够以音频格式输出指令。

[0070] 此外,如本领域的技术人员能够容易地理解的,在枚举了若干装置的装置权利要求中,能够通过硬件的同一个项目实现这些装置中的若干装置。在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0071] 应当指出,以上提到的实施例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员能够在不脱离权利要求书的范围的情况下设计备选实施例。在权利要求中,放置在圆括号之间的任何参考标记不应解释为对权利要求的限制。词语“包括”不排除在权利要求或说明书中未列出的元件或步骤的存在。这元件前面的词语“一”或“一个”不排除多个这样的元件的存在。在枚举若干单元的系统权利要求中,可以通过软件和/或硬件的同一个项目实现这些单元中的若干单元。词语第一、第二和第三等的使用不指示任何排序。这些词语将被解释为名称。

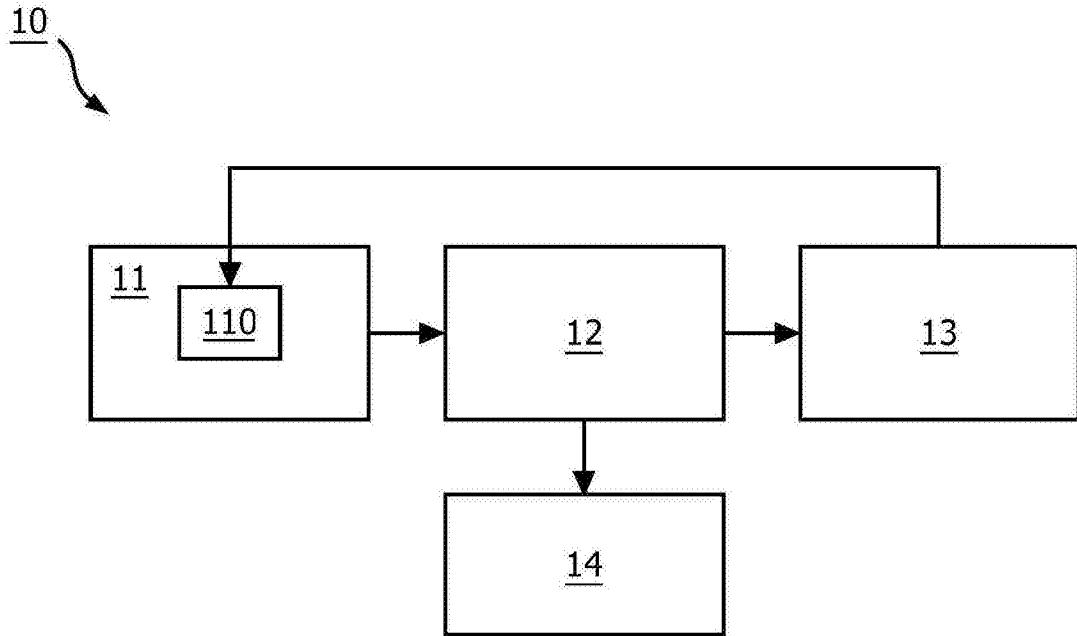


图1

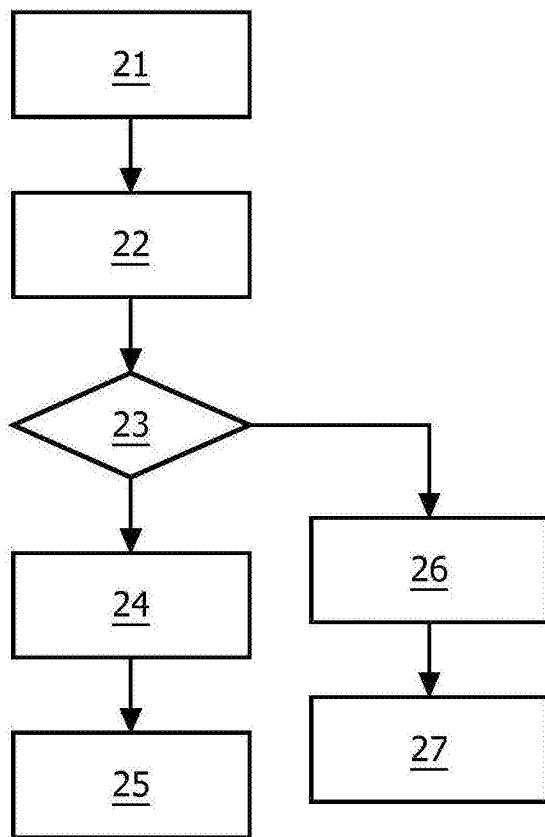


图2

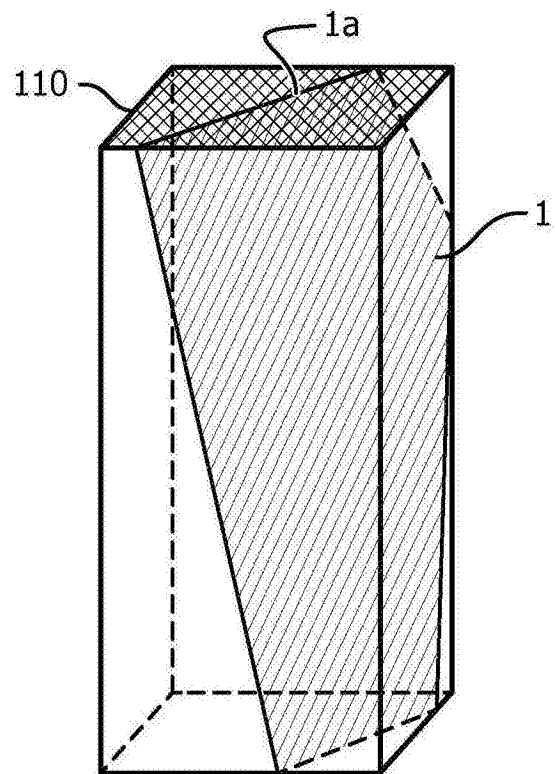


图3a

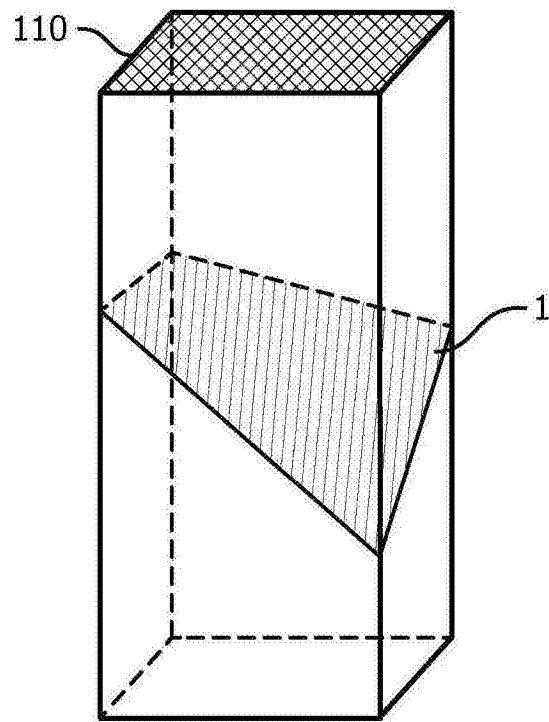


图3b

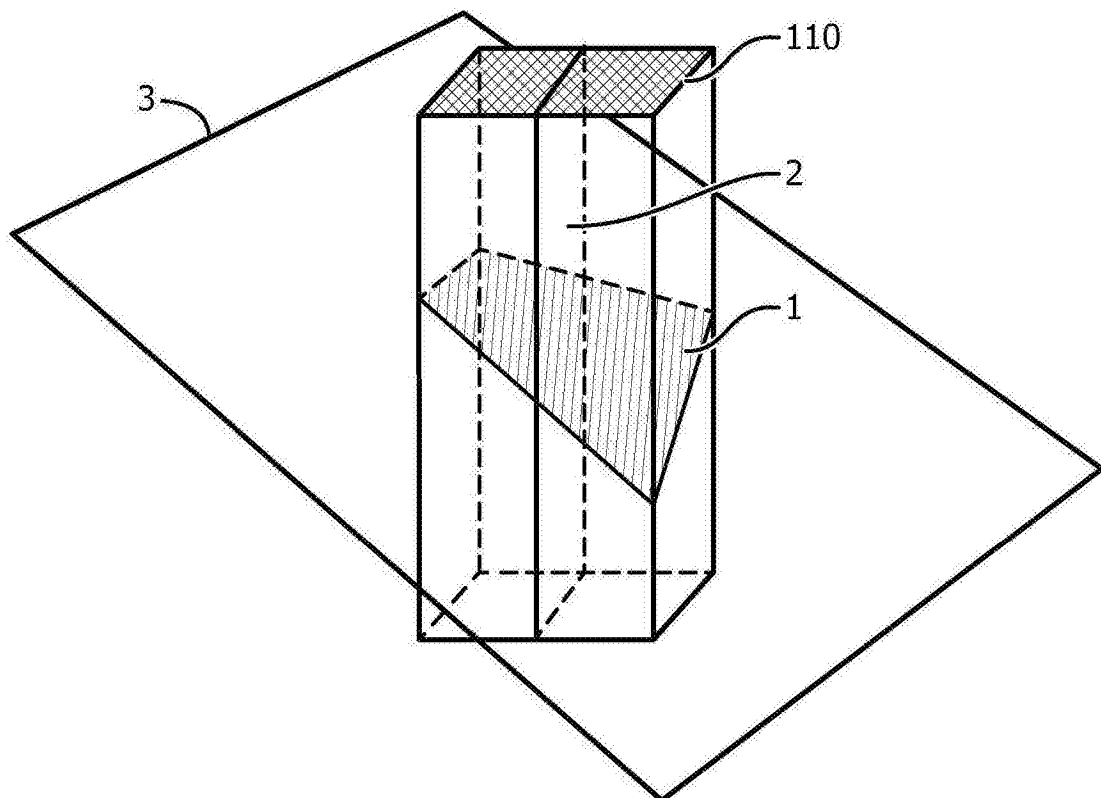


图4a

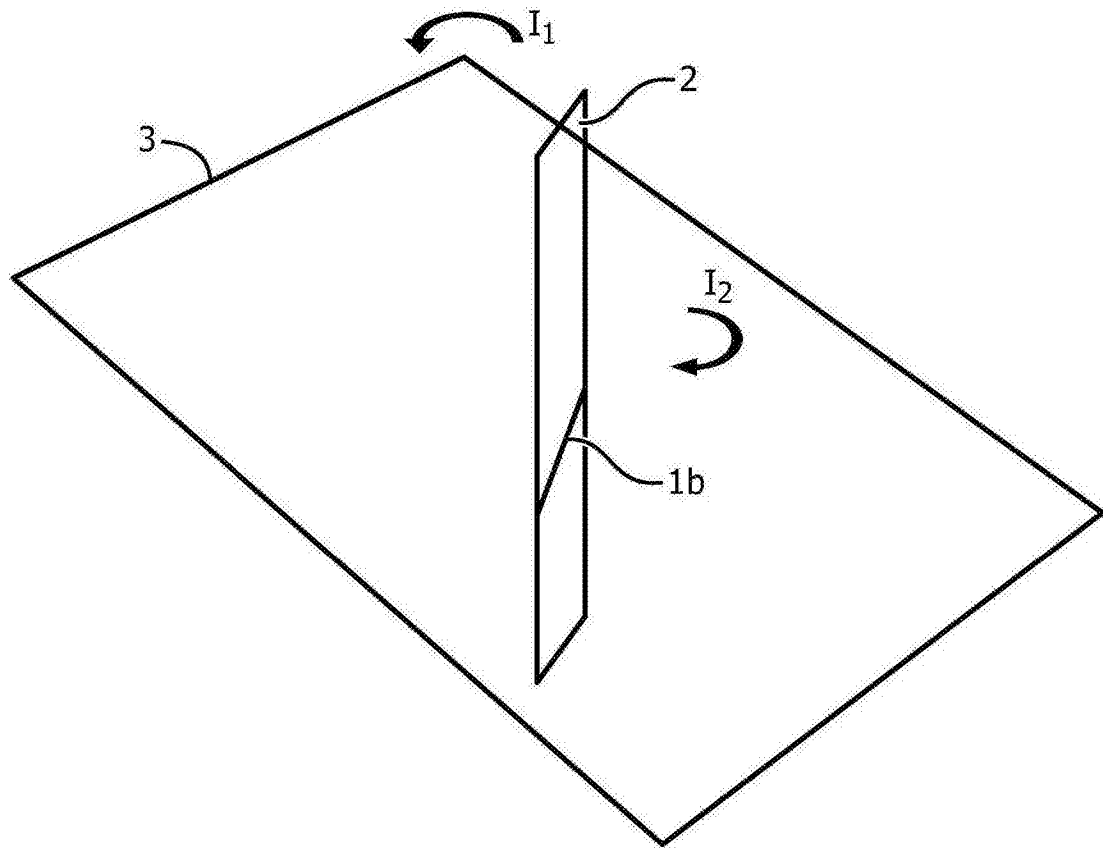


图4b

专利名称(译)	超声成像系统和超声成像方法		
公开(公告)号	CN105939670A	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	CN201580005833.X	申请日	2015-01-21
[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	Y邓 X李 X顾 VT沙姆达莎尼 Y吴		
发明人	Y·邓 X·李 X·顾 V·T·沙姆达莎尼 Y·吴		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/465 A61B8/466 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/54		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2014168419 2014-05-15 EP PCT/CN2014/071553 2014-01-27 WO		
其他公开文献	CN105939670B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种用于改进对象的感兴趣体积中的期望成像平面的成像质量的超声成像系统和超声成像方法。根据本发明，能够通过利用2D矩阵超声换能器的能力和/或超声探头的位置/取向的灵活性直接扫描所述期望成像平面。在一些情况下，能够对换能器元件的设置参数进行调节，使得从所述换能器元件所发射的超声信号能够在不移动所述探头的情况下导出所述期望成像平面的超声回波数据。在其中在不改变所述超声探头的位置/取向的情况下不能够直接扫描所述期望成像平面的其他情况下，能够借助于用户交互，即，通过输出用于引导所述用户移动所述探头以便能够对所述期望成像平面的直接扫描的指令，来调节所述超声探头的位置/取向。通过这种方式，所述期望成像平面的图像不是由所述多个扫描平面(其通过所述换能器元件的设置参数确定)的所述超声回波数据的内插重建的，而是相反，其是由所述期望成像平面自身的超声回波数据重建的。换言之，直接扫描所述期望成像平面。因此，所述期望成像平面的图像质量得以改进并且可以帮助医生进行更准确的诊断。

