



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106470612 A

(43)申请公布日 2017.03.01

(21)申请号 201580035937.5

(22)申请日 2015.06.16

(30)优先权数据

62/018,706 2014.06.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/054528 2015.06.16

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/001784 EN 2016.01.07

(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 D·N·朗德西尔 J·S·哈特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 孟杰雄 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

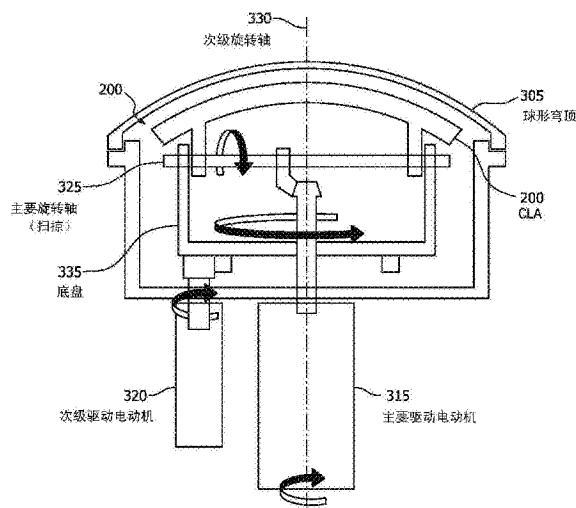
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

响应于解剖定性而平移超声阵列

(57)摘要

一种医学成像系统被配置为分析采集到的图像以确定所述图像的成像平面和取向。所述医学成像系统还可以被配置为确定孔的位置,以采集关键解剖视图并将指令发送到控制器以将所述孔移动到所述位置。超声波检验师不需要针对医学成像系统移动超声探头以将所述孔移动到所述位置。超声探头可以包括换能器阵列,所述换能器阵列在所述探头内具有一个或多个移动自由度。所述换能器阵列可以由接收来自所述控制器的指令的一个或多个电动机进行平移以对所述孔进行定位。



1. 一种包括代码的医学成像系统,所述代码当由处理器运行时令所述系统:
采集第一超声图像;
确定所述第一超声图像的取向;
确定所述第一超声图像的充足性;
计算针对孔的位置以获得第二超声图像;并且
将所述孔移动到所述位置以采集所述第二超声图像。
2. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述代码还令所述系统:
在所述孔不能被移动到所述位置时警告用户。
3. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述代码还令所述系统:
使用在所述位置处的所述孔来采集第二图像;并且
确定所述第二超声图像的充足性。
4. 根据权利要求3所述的医学成像系统,其中,所述代码还令所述系统:
向用户警告所述第一超声图像和所述第二超声图像中的至少一幅的充足性。
5. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,通过机器手臂来移动所述孔,所述机器手臂被配置为将超声换能器探头移动到所述位置。
6. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,通过平移超声换能器探头来移动所述孔,所述超声换能器探头被配置为在至少两个自由度中移动所述孔。
7. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,通过对超声换能器阵列进行波束形成来移动所述孔。
8. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,至少部分地通过铰接的刚体变换模型来确定所述第一图像的图像平面和取向。
9. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,至少部分地通过可变形模板模型来确定所述第一图像的图像平面和取向。
10. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,至少部分地通过所述第一图像的分辨率来确定所述第一图像的充足性。
11. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,至少部分地通过包含整个关键解剖视图的所述第一图像来确定所述第一图像的充足性。
12. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,至少部分地通过在所述孔的扫描平面中采集的所述第一图像来确定所述第一图像的充足性。
13. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述第一超声图像和所述第二超声图像分别包括2D超声图像或3D超声图像。
14. 根据权利要求1所述的医学成像系统,其中,所述代码还令所述系统在移动到所述位置的同时采集多于一幅的超声图像。
15. 一种方法,包括:
接收在医学成像系统处采集到的图像;
利用所述医学成像系统的处理器来分析所述采集到的图像;
利用所述处理器来计算孔的位置,以在所述孔的扫描平面中采集期望的图像;
利用所述处理器来计算超声阵列的移动,以将所述孔移动到所述位置;
将用于所述移动的指令从所述处理器发送到控制器。

16. 根据权利要求15所述的方法,还包括接收在所述医学成像系统处新采集的图像。

17. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述指令是用于电动机的指令。

18. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述指令是用于利用超声换能器进行波束形成的指令。

19. 根据权利要求15所述的方法,其中,分析所述采集到的图像包括将所述采集到的图像拟合到解剖模型,以确定所述采集到的图像的成像平面和取向。

20. 根据权利要求15所述的方法,其中,分析所述采集到的图像包括确定所述采集到的图像的分辨率。

21. 根据权利要求15所述的方法,还包括将用于所述移动的指令从所述处理器发送到用户。

22. 根据权利要求19所述的方法,其中,所述解剖模型是胎儿模型。

23. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述期望的图像包括整个关键解剖视图。

24. 根据权利要求15所述的方法,其中,所述期望的图像具有足以用于诊断目的的分辨率。

25. 一种超声探头,包括:

铰链的底盘;

被安装到所述底盘的换能器阵列;

在所述换能器阵列上方的穹顶;

被耦合到所述底盘的第一电动机,所述第一电动机被配置为关于第一旋转轴移动所述换能器阵列;

被耦合到所述底盘的第二电动机,所述第二电动机被配置为关于第二旋转轴移动所述换能器阵列。

26. 根据权利要求25所述的超声探头,其中,所述第一电动机和所述第二电动机被配置为同时关于第一轴和第二轴移动所述换能器阵列。

27. 根据权利要求25所述的超声探头,其中,所述第一电动机和所述第二电动机被配置为被耦合到电动机控制器。

响应于解剖定性而平移超声阵列

背景技术

[0001] 在怀孕期间通常多次采集胎儿图像,以确保胎儿正常发育。采集由标准实践指南定义的关键解剖视图。通过由受过训练的超声波检验师操作的超声成像系统来采集大部分的胎儿图像。为了获得关键解剖视图,要求仔细操纵超声换能器来将换能器的成像平面与胎儿解剖结构精确对准。由于胎位的多样性,也就是胎儿在子宫内的位置和连接关系,这即使对于有经验的从业者而言也是困难的。

[0002] 三维 (3D) 超声可以用于减少精细移动换能器的需要。可以使用矩阵阵列换能器或通过以机械方式使二维阵列换能器扫过体积来采集体积。超声波检验师可以根据采集到的 3D 体积来生成多平面重建视图 (MPR)。然而,由于超声孔的可变分辨率,MPR 视图可能具有显著损坏的图像分辨率。矩阵换能器可以通过使得孔尺寸在高度平面和方位平面两者中类似来减轻可变分辨率。这样的矩阵换能器是昂贵的且技术上难以制造。

[0003] 如果不能采集关键解剖视图或者采集到的图像的分辨率对于医生来说不足以做出诊断,则可能请求怀孕对象返回进行额外的成像检查。除了增加医学成本外,这由于时间或行进约束而对于对象来说是不方便的。当对象认为额外的成像检查是必要的时这也可能使得对象取消焦虑,这是因为查看医生在先前采集的胎儿图像中发现了关注理由。

发明内容

[0004] 根据本发明公开的一个说明性实施例,一种医学成像系统可以被配置为:采集第一图像;确定所述第一图像的图像平面和取向;确定所述第一图像的充足性;计算针对孔的位置以在所述孔的扫描平面中获得第二图像;并且将所述孔移动到所述位置以采集所述第二图像。所述医学成像系统还可以被配置为:在所述孔不能被移动到所述位置时警告用户。所述医学成像系统还可以被配置为:采集所述第二图像并且确定所述第二图像的充足性。所述医学成像系统还可以被配置为:向用户警告所述第一超声图像和第二超声图像中的至少一幅的充足性。可以通过利用电动机平移超声换能器探头来移动所述孔。可以通过对超声换能器阵列进行波束形成来移动所述孔。可以至少部分地通过铰接的刚体变换模型来确定所述第一图像的图像平面和取向。可以至少部分地通过可变形模板模型来确定所述第一图像的图像平面和取向。可以至少部分地通过所述第一图像的分辨率来确定所述第一图像的充足性。可以至少部分地通过包含整个关键解剖视图的所述第一图像来确定所述第一图像的充足性。可以至少部分地通过在所述孔的所述扫描平面中采集的所述第一图像来确定所述第一图像的充足性。

[0005] 根据本发明公开的另一说明性实施例,一种方法可以包括:接收在医学成像系统处采集到的图像;利用所述医学成像系统的处理器来分析所述采集到的图像;利用所述处理器来计算孔的位置,以在所述孔的扫描平面中采集期望的图像;利用所述处理器来计算超声阵列的移动,以将所述孔移动到所述位置;将用于所述移动的指令从所述处理器发送到控制器。所述方法还可以还包括接收在所述医学成像系统处新采集的图像。所述指令可以是用于电动机的指令。所述指令可以是用于利用超声换能器进行波束形成的指令。分析

所述采集到的图像可以包括将所述采集到的图像拟合到解剖模型,以确定所述采集到的图像的成像平面和取向。分析所述采集到的图像可以包括确定所述采集到的图像的分辨率。所述方法还可以包括将用于所述移动的指令从所述处理器发送到用户。所述期望的图像可以包括整个关键解剖视图。所述期望的图像可以具有足以用于诊断目的的分辨率。

[0006] 根据本发明公开的另外的说明性实施例,一种超声探头可以包括:铰链的底盘;被安装到所述底盘的换能器阵列;在所述换能器阵列上方的穹顶;被耦合到所述底盘的第一电动机,所述第一电动机被配置为关于第一旋转轴移动所述换能器阵列;被耦合到所述底盘的第二电动机,所述第二电动机被配置为关于第二旋转轴移动所述换能器阵列。所述第一电动机和所述第二电动机可以被配置为同时关于第一轴和第二轴移动所述换能器阵列。所述第一电动机和所述第二电动机可以被配置为被耦合到电动机控制器。

附图说明

[0007] 图1是根据本发明的说明性实施例的超声成像系统的实施例的示意性视图。

[0008] 图2是根据本发明的说明性实施例的超声换能器阵列的示意性视图。

[0009] 图3是根据本发明的说明性实施例的超声探头的示意性视图。

[0010] 图4是本发明的说明性实施例的操作的流程图。

具体实施方式

[0011] 在以下详细描述中,出于解释而非限制的目的,阐述了公开具体细节的说明性实施例,以便提供根据本教导对实施例的透彻理解。然而,受益于本公开内容的本领域技术人员将意识到,根据本教导的脱离在本文中公开的具体细节的其它实施例保持在权利要求的范围内。此外,可以省略公知的装置和方法的描述,以免模糊说明性实施例的描述。这样的方法和装置在本教导的范围内。

[0012] 因此,以下详细描述并不是要进行限制,并且本系统的范围仅由权利要求所限定。在本文中,附图中的附图标记的前导数字通常对应于附图编号,除了在多幅附图中出现的相同部件由相同的附图标记来识别。此外,出于清晰的目的,当某些特征对于本领域技术人员而言明显时将不讨论其具体描述,以免模糊本系统的描述。

[0013] 本发明的解剖智能系统和方法提供了例如快速且准确生成具有优选特性(例如,最优图像分辨率和/或最优取向)的超声图像(例如,2D超声图像或3D超声图像,如分别为B模式图像或3D体积图像),以用于查看患者中的解剖结构。在一些方面中,例如,超声波检验师可以开始扫描患者,并且与本发明的智能探头相耦合的超声系统能够对超声波束进行自动定向,以采集针对探头的给定位置的最优图像。能够以多种方式完成超声波束的自动移动和定向。在某些方面中,例如,超声波束的定向能够包括在空间中以机械方式或以电子方式移动超声波束,利用机器手臂或其它机械设备或人驱动的设备或其组合来移动换能器探头的位置。本发明的解剖智能特征尤其提供将节省超声波检验师(尤其是经验较少的超声波检验师)的时间和精力的多种方法。此外,本发明的系统和方法消除了收集到的最优图像的复杂性,尤其是在如要求快速评估和采集的胎儿成像的场景中。

[0014] 如在本文中所提供的,本发明能够包括用于自动平移超声阵列的孔以便采集孔的扫描平面中的关键的解剖视图的系统、应用和/或方法。例如,与超声换能器阵列的孔对准

的成像平面可以具有比与该孔对准的成像片外部的成像平面更高的分辨率。然而，在孔的扫描平面中采集到的关键解剖视图可以具有足够的分辨率以对诊断有用。因此，可以减少对由超声波检验师对超声探头的手动移动以及图像采集时间的要求。也可以减少由于采集较差质量图像而要求对象返回进行额外的成像检查。

[0015] 如将在本文中进一步描述的，本发明包括超声成像系统和换能器探头，其能够例如包括硬件和软件被配置，所述硬件和软件配置被设计为自动操作并具有来自用户的最小输入。例如，能够响应于成像的解剖结构和/或其它图像特性而使用多种换能器探头来对超声波束进行定向。参考图1，其以方框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声成像系统。在图1的超声诊断成像系统中，换能器阵列10'被提供在超声探头中以用于发送超声波和接收回波信息。换能器阵列10'例如可以是能够在三维（例如，在高度维度和方位维度两者）中关于用于3D成像的位置进行扫描的换能器元件的二维阵列。该二维阵列的孔可以具有通过利用波束形成方法在一个或多个维度上移动的自由度。在某些实施例中，二维换能器阵列也可以如在图3中所描绘的通过电动机进行平移。在一些实施例中，换能器阵列可以是1D阵列、1.25D阵列或1.5D阵列，并且超声探头可以包含电动机（在图1中未示出）以用于以机械方式在超声探头内移动（例如，平移和/或旋转）换能器阵列10'，以更改探头的成像孔的位置。电动机可以被耦合到电动机控制器11，如下文详细描述的，所述电动机控制器11可以被配置为操作探头中的电动机。换能器阵列10'可以具有围绕一个或多个旋转轴移动的自由度。

[0016] 在某些实施例中，本发明包括换能器探头，所述换能器探头与超声系统相组合，是解剖智能的且被配置为在空间中移动阵列，以便例如实时优化解剖视图和/或图像特性并具有最小的用户输入。在一些方面中，本发明包括能够以几乎任何期望的取向移动超声波束的超声探头。例如，超声波束能够在至少两个自由度中移动（例如，平移和旋转）。能够经由波束形成以机械方式和/或以电子方式平移超声波束。

[0017] 在某些方面中，本发明的超声探头可以包括铰接的底盘、被安装到底盘的换能器阵列、在换能器阵列上的穹顶、被耦合到底盘上并被配置为关于第一旋转轴移动换能器阵列的第一电动机，以及被耦合到底盘上并被配置为关于第二旋转轴移动换能器阵列的第二电动机。第一电动机和第二电动机可以被配置为同时关于第一轴和第二轴移动换能器阵列。第一电动机和第二电动机可以被配置为被耦合到电动机控制器。图2提供了可以被用作图1所示的换能器阵列10'的换能器阵列200的范例。换能器阵列200可以在多个维度中移动。第一自由度由箭头A图示，其中，换能器阵列200可以关于与页面垂直且成一直线的轴进行平移。也就是，换能器阵列200可以如箭头A所图示的关于读取器被平移进和平移出页面。换能器阵列200具有围绕如箭头B所图示的关于中心点201的旋转轴的第二自由度。也可以使用具有更少或更多的旋转轴和/或自由度的超声探头。沿着箭头A和/或B的方向在探头内移动换能器阵列200的位置可以改变孔的位置，这可以允许以更高的分辨率采集期望的图像，而并不需要要求超声波检验师改变探头本身的位置。

[0018] 图3中示出了可以遵循本发明的原理进行使用的超声探头300的示范性实施例。探头300可以包含如图2所示的可平移换能器阵列20'。探头300具有球形穹顶305，所述球形穹顶305可以围住超声换能器阵列200。穹顶可以包括改善探头与对象之间的声学耦合的材料。换能器阵列200可以被耦合到铰接的底盘335。底盘335可以允许换能器阵列200围绕旋

转轴325、330自由移动。底盘335可以被耦合到电动机315、320,所述电动机315、320分别围绕轴325和轴330移动底盘335。电动机315、320可以被耦合到图1所示的电动机控制器11。电动机315、320可以根据从电动机控制器11接收到的指令将换能器阵列200平移到期望的位置。电动机315、320可以一起操作,使得换能器阵列200同时跨两个旋转轴进行移动。图3中图示的探头仅是超声探头的范例,其可以根据本发明的原理进行使用,并且也可以使用具有不同换能器、电动机和底盘设计的其它超声探头,而不脱离本发明的范围。可以根据本发明的原理使用的备选探头设计的范例在下文中得以描述:美国专利号为8475384的2013年7月2日发布的“Three Dimensional Imaging Ultrasound Probe”。

[0019] 返回参考图1,在本文中描述的换能器阵列还可以被耦合到探头中的微波束形成器12,其通过阵列元件控制信号的发送和接收。微波束形成器通过探头线缆被耦合到发送/接收(T/R)开关16,所述T/R开关16在发送与接收之间切换并保护主波束形成器20免受高能量发送信号。由被耦合到T/R开关和波束形成器20的发送控制器18引导在微波束形成器12的控制下从换能器阵列10'发送超声波束,所述发送控制器18根据用户接口或控制面板38的用户操作接收输入。由发送控制器控制的功能之一是操控波束的方向。可以将波束操控为在换能器阵列前面是直的(垂直于换能器阵列)或针对更宽视野的不同角度。通过微波束形成器12产生的部分波束形成的信号被耦合到主波束形成器20,在其中将来自个体元件堆的部分波束形成的信号组合成完全波束形成的信号。在一些实施例中,波束形成也可以用于更改成像孔的位置以采集期望的图像。波束形成可以结合电动机来使用以移动换能器阵列10',从而更改孔的位置。

[0020] 波束形成的信号被耦合到信号处理器22。信号处理器22能够以各种方式处理接收到的回波信号,例如,带通滤波、抽选、I和Q分量分离以及谐波信号分离。信号处理器也可以执行额外的信号增强,例如,相干斑抑制、信号复合以及噪声消除。经处理的信号被耦合到B模式处理器26和多普勒处理器28。B模式处理器26采用幅度检测,以用于对体内结构(例如,心脏或肿瘤)进行成像。多普勒处理器28处理来自组织和血流的暂时不同信号,以用于检测像场中的物质的运动(例如,血细胞的流动)。B模式处理器和多普勒处理器产生的结构和运动信号被耦合到扫描转换器32和多平面重新格式化器44。扫描转换器32将回波信号布置在空间关系中,根据该空间关系,以期望的图像格式接收回波信号。例如,扫描转换器32可以将回波信号布置成二维(2D)扇形格式、或椎体三维(3D)图像。扫描转换器32能够利用对应于与多普勒估计速度相对应的像场中点处的运动的颜色来覆盖B模式结构图像,以产生描绘像场中的组织和血流运动的彩色多普勒图像。多平面重新格式化器44能够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成所述平面的超声图像,如美国专利号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投影的3D图像,如从给定参考点看到的,如在美国专利号6530885 (Entrekin等人)中所描述的。2D图像或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耦合到图像处理器30,以用于进一步增强、缓冲和暂时存储,从而用于在图像显示器40上进行显示。

[0021] 被耦合到图像处理器30的图形处理器36可以生成图形覆盖,以用于在图像显示器40上与超声图像一起显示。这些图形覆盖能够包含识别信息(例如,患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等)的标准。对于这些目的,图形处理器接受来自用户接口38的输入,例如,键入的患者姓名。用户接口38也被耦合到发送控制器18,以控制来自换能器阵列10'的

超声信号的生成并因此控制由换能器阵列和超声系统产生的图像的生成。用户接口38也被耦合到多平面重新格式化器44,以用于选择和控制多个多平面重新格式化(MPR)图像的显示。

[0022] 能够以多种方式来配置本发明的超声系统,使得超声图像能够被分析并被用于确定换能器阵列能够被如何取向以自动获得期望的图像而无需用户指令。根据本发明的原理,来自扫描换能器32的图像(例如,2D超声图像或3D超声图像)被耦合到解剖模型分析器(AMA) 34。该AMA 34可以利用计算机可存取存储器和处理器来实施。解剖模型分析器34如下所述操作,以计算换能器阵列10'的要求取向(例如,平移和/或旋转),从而在与换能器阵列10'的孔对准的扫描平面处采集期望的图像。换能器的最优取向可以允许例如采集比在未与孔对准的扫描平面处采集时更高分辨率的期望的图像。在一些实施例中,解剖模型分析器34可以接收来自用户控制面板38的输入,例如,所执行的检查类型以及采集哪种标准视图。在其它实施例中,解剖模型分析器34可以自动确定用户至少部分地基于从扫描转换器32接收的数据试图采集哪种标准视图。可以使用用户指令和自动功能的组合。来自AMA 34的输出数据被耦合到电动机控制器11,以便对换能器阵列进行定向以用于图像采集。AMA 34例如可以提供指令给电动机控制器11,以将换能器阵列10'平移到适当位置,从而移动孔的位置以从与孔对准的扫描平面采集期望的图像。在其它实施例中,AMA 34可以将指令提供给发送控件18,而代替或不是电动机控制11。AMA 34可以将指令提供给发送控件18,以用于经由波束形成来将孔移动到期望的位置。

[0023] 在一些方面中,本发明也能够包括硬件部件和软件部件,如AMA,其也能够利用机械设备或人驱动的设备(例如,机器手臂)来操纵和控制超声换能器的位置和取向。例如,AMA能够将指令提供给机器手臂系统,并且任选地协同换能器阵列,以在空间上移动换能器探头到生成感兴趣区域的最优图像的位置。如在本文中所进一步描述的,本发明的系统可以使用算法来确定要被成像的解剖特征的取向。通过采集一幅或多幅图像(例如,2D超声图像和/或3D超声图像),系统能够识别感兴趣解剖特征的取向,并且还能够确定将得到特征的更好图像或最优图像的探头的位置。能够利用机器手臂以多种方式机械地将换能器探头从第一位置移动到第二位置。在一些方面中,能够在从第一位置移动到第二位置期间的选定或预定时间间隔内采集图像(例如,2D图像和/或3D图像)。利用该选项,能够在时间间隔的一些或全部处使用算法以识别探头相对感兴趣解剖特征被定位在何处。在某些方面中,探头可以在一次运动中从第一位置移动到第二位置,并且在移动到第二位置之后使用算法进一步进行优化,以优化探头的位置和/或取向,从而提供解剖特征的最佳图像。

[0024] 如在本文中所提及的,本发明的超声系统能够包括图像算法和/或处理方法,所述图像算法和/或处理方法被训练为确定正被成像的解剖特征的取向。训练算法能够被存储在系统上并被存取以识别在采集到的图像中的特征的取向。在确定了取向之后,系统还能够移动换能器阵列,以便在由系统计算出的新的取向中生成更优的图像。例如,AMA 34可以从扫描转换器32接收扫描,并使用基于模型的方法来快速分割来自2D超声扫描或3D体积的大部分胎儿解剖结构,在这样做时,可以快速确定胎儿的取向以及采集了足够的图像数据或不足的图像数据的那些区。AMA 34可能不要求来自另一成像模态的模板或图像以匹配采集到的图像来执行其分析。这可以加速分析时间并避免使得超声波检验师执行预先对准测量。胎儿模型可以基于定义运动树的铰接的刚体变换。运动树可以定义胎儿骨骼模型。可以

使用的另一胎儿建模方法是可变形模板。例如,可以将胎儿头骨估计为两个重叠的球体,通过建模参数对其进行修改以拟合采集到的体积,从而确定胎儿头骨取向。也可以使用额外的胎儿建模方法。可以排他地或组合地使用不同胎儿模型。例如,运动树模型可以用于发现胎儿和骨骼结构的取向,然后应用不同解剖模型以对胎儿的内部器官(例如,心脏、大脑和脊髓)进行定位和区分。超声波检验师可以选择使用哪一个或多个胎儿模型。在其它实施例中,AMA 34可以自动应用给定的模型。AMA 34也可以应用各种模型或模型组合,直到确定出针对胎儿取向的最佳拟合。

[0025] 在一些实施例中,本发明的超声系统能够被配置为识别解剖特征的足够部分是否存在于采集到的图像中。如果能够对更多的解剖结构进行成像,则系统将识别不足并重新定向超声波束,以包括更多的特征以用于最优成像。在一个实施例中,足够的图像可以是包含整个关键解剖视图的图像。例如,当颅骨的一部分不在图像中时,胎儿头骨的图像可能是不足的。任选地,如果环境不要求整个关键解剖视图或者期望非标准视图,则可以允许超声波检验师推翻该充足判定。充分的图像可以进一步具有足够的分辨率,使得对查看医生进行诊断是有用的。足够的分辨率也可以被定义为在一个或多个维度上每测量单位(例如,厘米、平方毫米)特定期望数量的线。备选地,或者除了分辨率外,AMA 34可以确定当在与超声探头的换能器阵列的孔对准的扫描平面中采集到图像时图像是足够的。一旦AMA 34已经确定出胎儿取向和扫描平面,则AMA 34可以计算换能器阵列10'的所要求的从其当前位置的平移,以采集关键解剖视图的期望的和/或改善的图像。AMA 34可以向电动机控制器11发出指令以平移换能器阵列10',使得被定位为在与孔对准的扫描平面中采集期望的图像。

[0026] 在又一实施例中,超声波检验师可以通过将探头放置在对象的腹部上来开始胎儿检查。超声波检验师可以使用或不使用用户控制面板38,以指明正在寻找胎儿的哪个关键解剖视图。超声波检验师可以跨腹部手动移动超声探头直到实现期望的视图。超声波检验师然后采集图像。AMA 34可以从扫描转换器32接收采集到的图像或体积,并分析该图像以确定其分辨率和/或解剖视图的完整性。AMA 34可以确定胎儿的成像平面和取向。AMA 34可以已经从用户控制面板38接收到关于超声波检验师当前试图采集哪个解剖视图的输入。然而,在一些实施例中,AMA 34能够处理采集到的图像或体积并自动确定超声波检验师期望哪个解剖视图。如果AMA 34确定已经采集了足够分辨率的完整关键解剖视图,则AMA 34可以将信号发送到图形处理器36,以在显示器40上提供视觉指示来警告超声波检验师已经成功采集了关键解剖视图。超声波检验师可以确认该图像并将该图像保存到成像系统可以访问的存储介质(图1中未示出)。超声波检验师可以结束胎儿检查或试图采集额外的关键解剖视图。在一些实施例中,AMA 34可以自动保存成功采集的解剖视图并开始试图采集下一标准解剖视图或结束检查。在一些实施例中,成像系统也可以连续采集图像以供AMA 34分析。AMA 34可以在成像检查期间跟踪胎儿移动,并至少部分地基于胎儿移动来调节孔的位置。这可以辅助超声波检验师维持正在采集和/或观察到的当前视图。

[0027] 在某些实施例中,如果AMA 34确定图像分辨率是不好的和/或关键解剖视图因其在视野外部而不是不完整的,则AMA 34然后可以计算换能器阵列10'的孔的位置,其可以通过利用孔的扫描平面采集关键解剖视图来提供期望的解剖视图的更完整和/或更高分辨率图像。AMA 34可以将指令发送到电动机控制器11,并且电动机控制器11可以操作在超声探头中的一个或多个电动机来将换能器阵列10'移动到期望的位置。然后成像系统可以采集新

的图像以供AMA 34分析。如果确定图像是足够的,则可以在显示器40上向超声波检验师提供图像以及已经成功采集关键解剖视图的指示。类似于上文,超声波检验师可以确认并保存图像。在一些实施例中,成像系统可以采集多幅图像,并在显示器40上向超声波检验师提供图像中的一幅或多幅。超声波检验师可以查看图像并选择保存哪幅图像。超声波检验师也能够拒绝所有提供的图像,并选择重新试图采集期望的解剖视图。

[0028] 如果AMA 34确定通过在探头内平移换能器阵列10'不能实现孔的期望位置,则AMA 34可以将信号发送到图形处理器36以在显示器40上警告超声波检验师:超声波检验师可能需要将探头移动到对象的腹部的新位置。在一些实施例中,AMA 34可以在显示器40上向超声波检验师提供如何重新定位探头的视觉指令。一旦超声波检验师的重新定位了探头,则超声波检验师可以采集新的图像以供AMA 34分析。

[0029] 应当注意,本发明的系统和方法能够应用于对多种解剖特征进行成像。例如,AMA 34能够使用已知的建模算法来对其它感兴趣解剖结构(例如,心脏)进行建模。非胎儿解剖模型在PCT/1B2011/053710“Automated three dimensional aortic root measurement and modeling”中得以描述。可以使用其它解剖模型。在非医学应用中,对于要被成像的目标,可以利用任何适当的模型来替代解剖模型,以用于确定取向和发现足够图像数据或不足图像数据的区。

[0030] 能够使用多种方法来操作本发明的系统和探头以智能地解剖地运作。例如,在图4中示出了在上述流程中由AMA 34执行的根据本发明实施例的方法的流程图400。AMA 34首先在步骤405处接收采集到的图像。AMA 34在步骤410处分析图像以确定其是否是足够的。解剖视图例如可以是完整的和/或图像可能具有足够的分辨率。在备选实施例中,不管图像的分辨率如何,如果AMA 34确定图像是在未与换能器阵列10'的孔对准的扫描平面上采集的,则可以确定该图像是不足的。如果在步骤415处采集到的图像是不足的,则过程在步骤435处结束。任选地,AMA 34可以将指令发送到图形处理器36以警告超声波检验师图像的充足性和/或自动将采集到的图像保存到可访问到成像系统的存储介质。如果在步骤415处确定采集到的图像是不足的,则在步骤420处AMA 34计算超声换能器阵列10'的所要求的移动以定位孔,使得可以采集更高的分辨率和/或完整的解剖视图。孔的位置可以对应于这样的位置:其中在换能器阵列10'的孔的扫描平面中可以采集完整的解剖视图。然后在步骤425处,AMA 34向电动机控制器11发送用于移动超声换能器阵列10'的指令。备选地,AMA 34可以向发送控件18发送指令,以经由波束形成来定位孔。在步骤425处,AMA 34可以向发送控件18和电动机控制器11两者发送指令。一旦已经将孔定位到新的位置,在步骤430处AMA 34可以接收新采集的图形以供分析。然后该过程返回到步骤410,其中AMA 34分析新采集的图像。任选地,如果AMA 34计算出的孔位置不能由波束形成或换能器阵列10'的电动机平移来实现,则AMA 34可以向图形处理器36发送指令以视觉警告超声波检验师需要移动探头的位置。如以上所讨论的,AMA 34可以向超声波检验师提供指令以用于将探头移动到新的位置。在其它实施例中,AMA 34可以发送指令以将孔移动为尽可能靠近计算出的位置。AMA 34然后可以分析由超声探头采集到的新的图像,并只有在该图像也不足时发送指令以通知超声波检验师。

[0031] 尽管该系统被描述为在显示器40上向超声波检验师提供视觉指令,但是可以使用向超声波检验师提供指令或信息的其它方法。例如,可以经由成像系统中包括的扬声器(图

1中未示出)向超声波检验师提供音频指示,嘟嘟响或记录的语音。也可以使用音频信号与视觉信号的组合。

[0032] 在一些实施例中,可以由超声波检验师利用机器手臂来远程操作探头。在这些实施例中,AMA 34可以向额外的电动机控制器提供操作机器手臂以将探头移动到期望的位置的指令。这样的实施例可以在胎儿检查期间使用,但是也可以期望在可能损害超声波检验师的的安全的应用中使用。与超声成像并行执行X射线成像的流程或在存在工业危害的某些非医学成像应用中,可以使得远程导航超声探头是期望的。

[0033] 在使用可编程设备(例如,基于计算机的系统或可编程逻辑)来实施上述系统和/或方法的各种实施例中,应当意识到,能够使用任何各种已知的或后来开发的编程语言(例如,“C”、“C++”、“FORTRAN”、“Pascal”、“VHDL”等)来实施上述系统和方法。

[0034] 因此,能够准备各种存储媒介,例如,计算机磁盘、光盘、电子存储器等,所述各种存储媒介能够包含能够引导设备(例如,计算机)实施上述系统和/或方法的信息。一旦适当的设备访问被包含在存储媒介上的信息和程序,则存储媒介能够向设备提供信息和程序,因此使得设备能够执行上述系统和/或方法。

[0035] 例如,如果向计算机提供了包含适当材料(例如,源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机磁盘,则计算机能够接收信息,适当配置其本身并执行在上述图表和流程图中标出的各种系统和方法的功能,以实施各种功能。也就是,计算机能够从有关于上述系统和/或方法的不同元件的盘接收信息的各个部分,实施个体系统和/或方法,并协调上述个体系统和/或方法的功能。

[0036] 鉴于本公开内容,应当注意,在本文中描述的各种方法和设备能够被实施在硬件、软件和固件中。另外,仅通过范例的方式而非任何限制意义来包括各种方法和参数。鉴于本公开内容,本领域普通技术人员能够实施本教导以确定其自己的技术和实现这些技术所需的设备,同时保留在本发明的范围内。

[0037] 尽管已经结合超声成像系统描述了本系统,但是也可以设想到本系统能够被扩展到其它医学成像系统,其中以系统性方式获得一幅或多幅图像。因此,本系统可以用于获得和/或记录图像信息,所述图像信息涉及但不限于肾脏、睾丸、乳房、卵巢、子宫、甲状腺、肝脏、肺部、肌肉骨骼、脾脏、心脏、动脉和血管系统,以及涉及超声引导的介入的其它成像应用。另外,本系统也可以包括一个或多个程序,其可以与常规的成像系统一起使用,使得他们可以提供本系统的特征和优点。

[0038] 另外,本系统、装置和方法也可以被扩展到其中能够定义和重新产生清楚的界标的任何小部分成像。另外,本方法可以被嵌入在程序代码中,所述程序代码可以应用于现有成像系统,例如,超声成像系统。合适的超声成像系统可以包括Philips®超声系统,其可以例如支持常规的适合于小部分成像的宽带线性阵列换能器。另外,诸如QLAB™的分析技术可以在具有成像装置在车上可用或作为可以在检查室外部运行的后处理程序。另外,可以使用本系统来标记多个结节、解剖实体(例如,卵泡)或其它可检测到的目标。另外,本系统的方法可以应用于使用换能器(例如,2D阵列换能器)采集的体积,所述换能器可以包括例如X-matrix™或机械换能器。

[0039] 当本领域技术人员研究公开内容时,本发明的某些额外的优点和特征将变得明显,或者由采用本发明的新颖的系统和方法的人所体验,其主要在于提供更可靠的图像采

集系统及其操作方法。本系统和方法的另一优点在于常规的医学图像系统能够被容易地更新以并入本系统、设备和方法的特征和优点。

[0040] 当然,应当意识到,上述实施例或过程中的任一个可以与一个或多个其它实施例和/或过程相组合,或者在根据本系统、设备和方法的单独的设备或部分设备中进行分离和/或执行。

[0041] 最后,以上讨论仅仅旨在说明本系统,而不应当被解释为将权利要求限制到任何特定实施例或实施例组。因此,尽管已经参考示范性实施例以特定细节描述了本发明,但是也应当意识到,本领域普通技术人员可以设想出众多修改和备选实施例,而不脱离在权利要求中阐述的本系统的更广义的精神和范围。因此,说明书和附图将被视为是说明性方式的而并不旨在限制权利要求的范围。

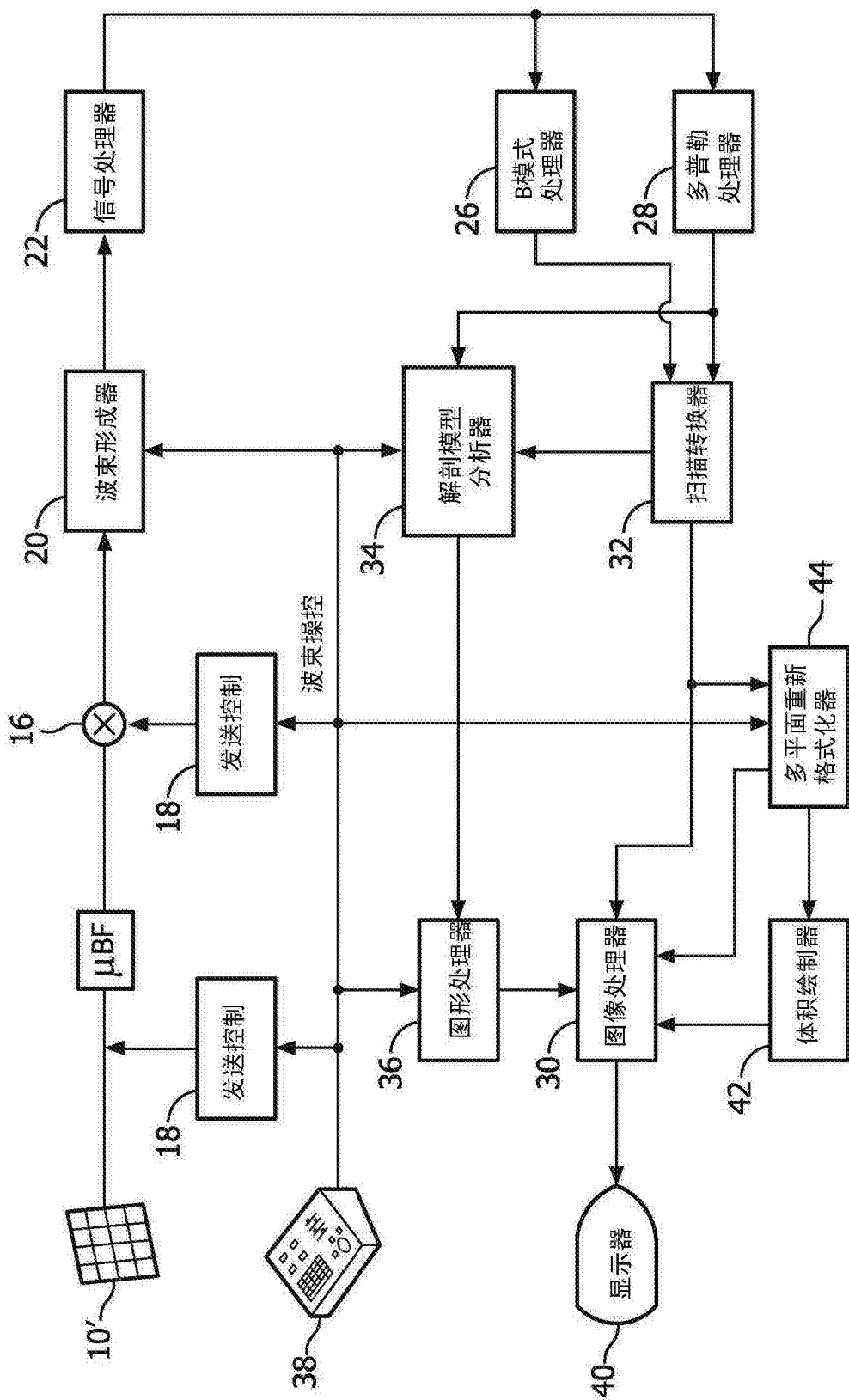


图1

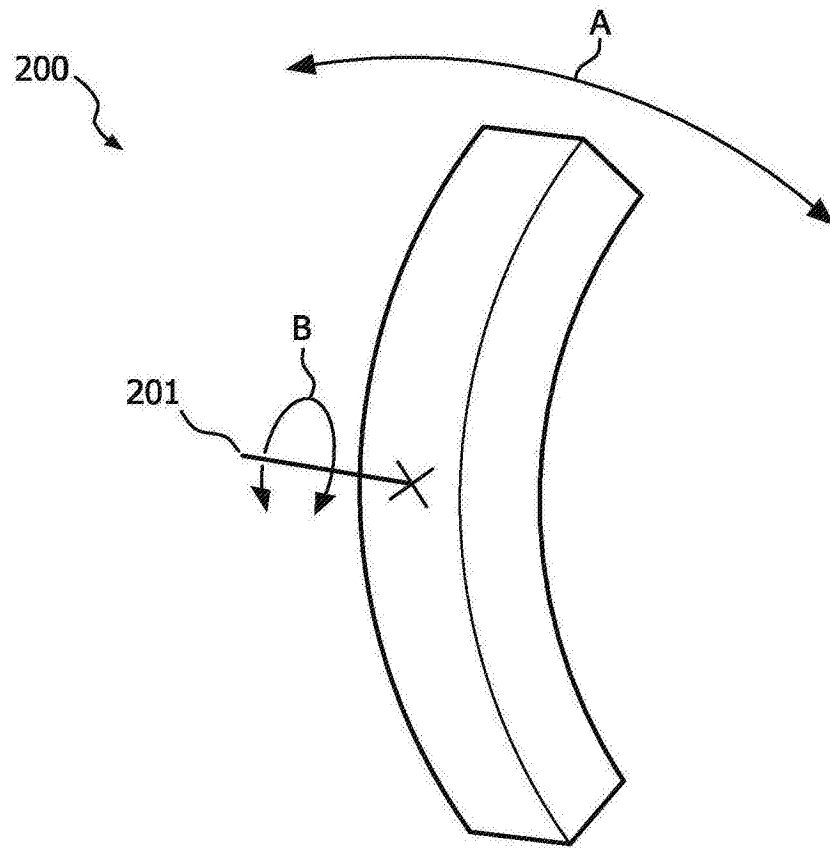


图2

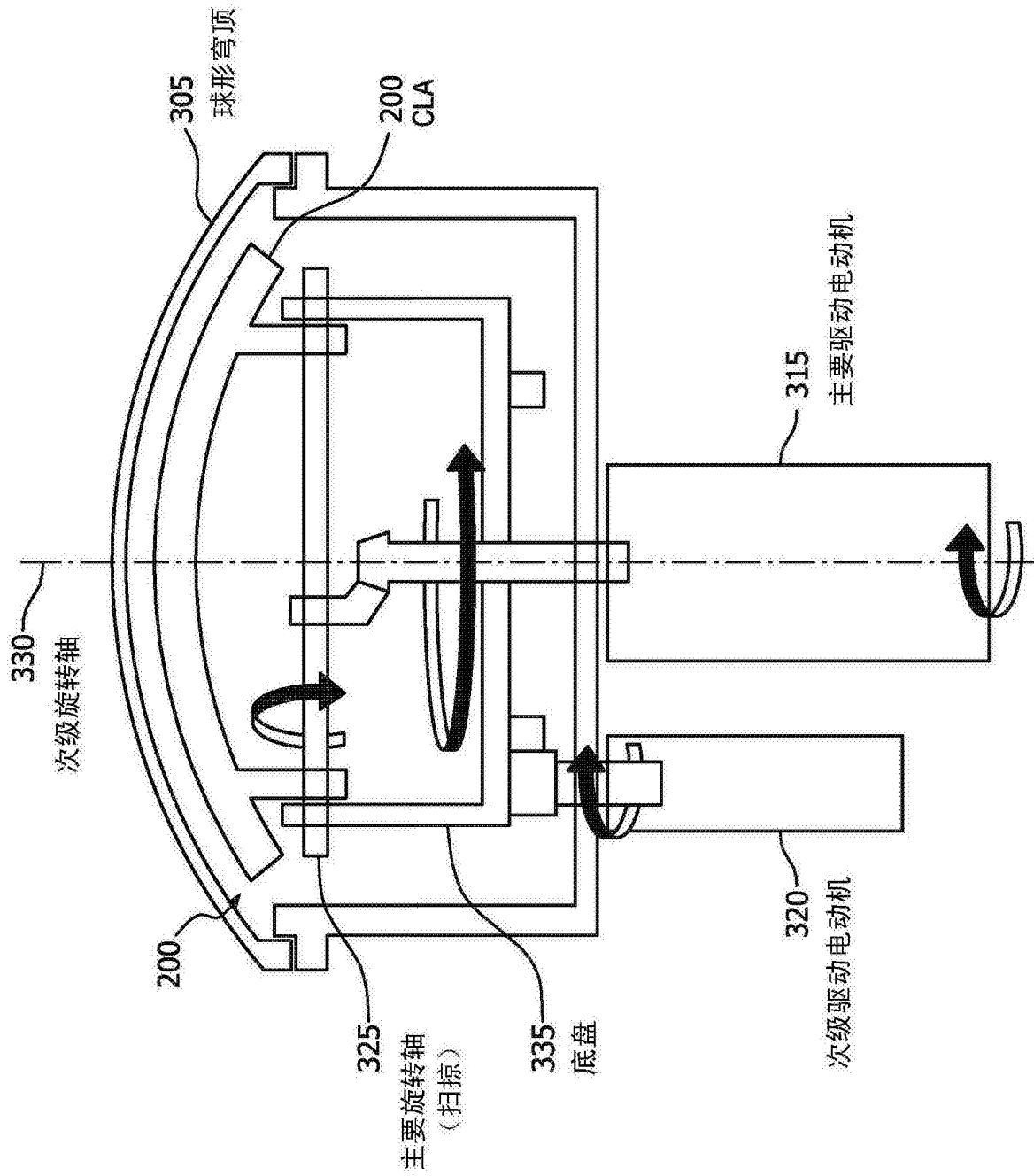


图3

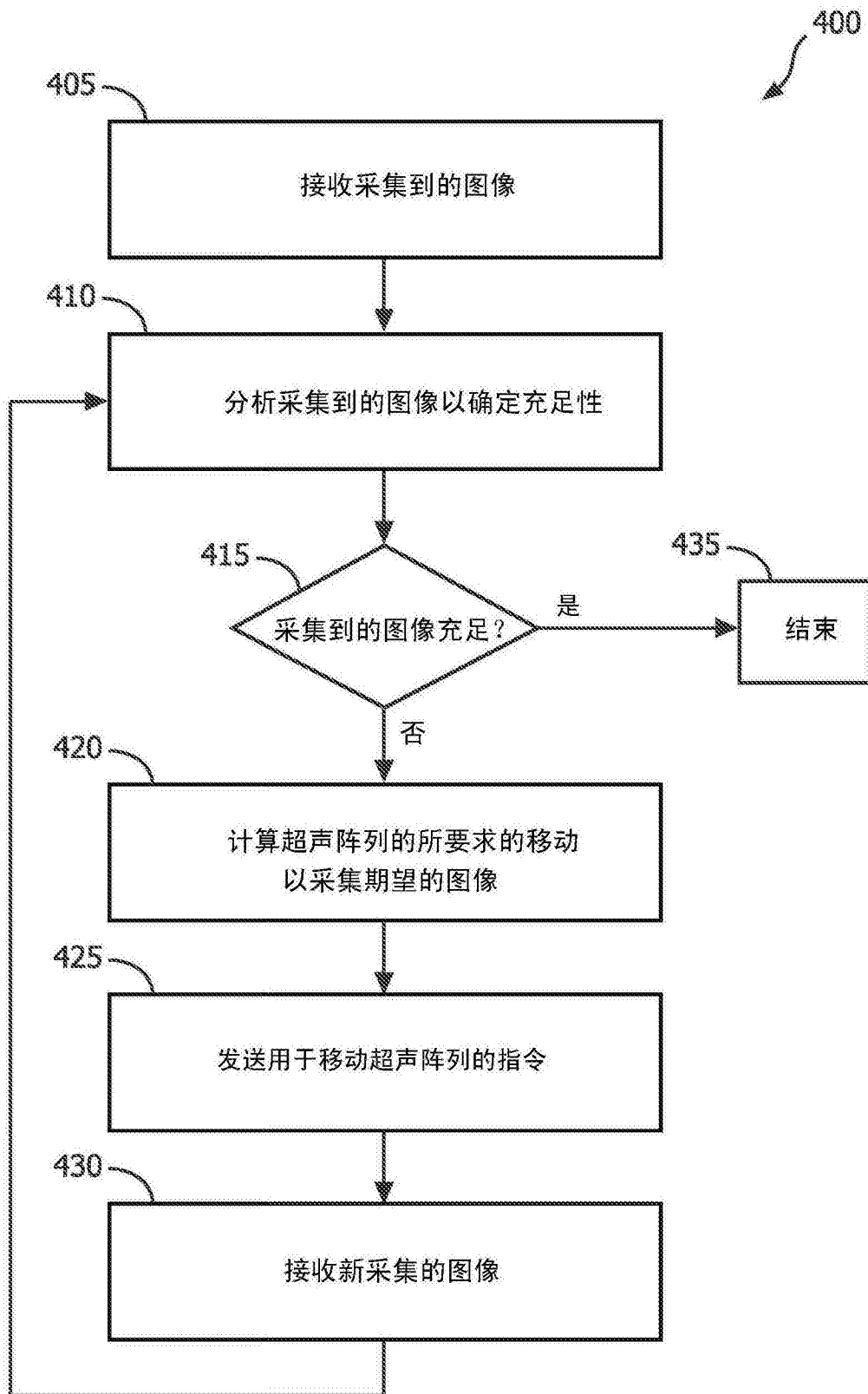


图4

专利名称(译)	响应于解剖定性而平移超声阵列		
公开(公告)号	CN106470612A	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	CN201580035937.5	申请日	2015-06-16
[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	DN朗德西尔 J S 哈特		
发明人	D·N·朗德西尔 J·S·哈特		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/4218 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/52 A61B8/54 A61B8/585 G01S7/52079 G01S7/5208 G01S7/52098 G01S15/8915 G01S15/8925 G01S15/8936 G01S15/8993 G10K11/352 A61B8/145 A61B8/4494 A61B8/46 A61B8/5269		
代理人(译)	王英		
优先权	62/018706 2014-06-30 US		
其他公开文献	CN106470612B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种医学成像系统被配置为分析采集到的图像以确定所述图像的成像平面和取向。所述医学成像系统还可以被配置为确定孔的位置，以采集关键解剖视图并将指令发送到控制器以将所述孔移动到所述位置。超声波检验师不需要针对医学成像系统移动超声探头以将所述孔移动到所述位置。超声探头可以包括换能器阵列，所述换能器阵列在所述探头内具有一个或多个移动自由度。所述换能器阵列可以由接收来自所述控制器的指令的一个或多个电动机进行平移以对所述孔进行定位。

