



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069121 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780028456.0

(22)申请日 2017.05.05

(30)优先权数据

16169434.4 2016.05.12 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.11.08

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/060735 2017.05.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/194392 EN 2017.11.16

(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 P·哈梅尔曼 L·施米特

A·F·科伦 M·沃尔施拉格

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

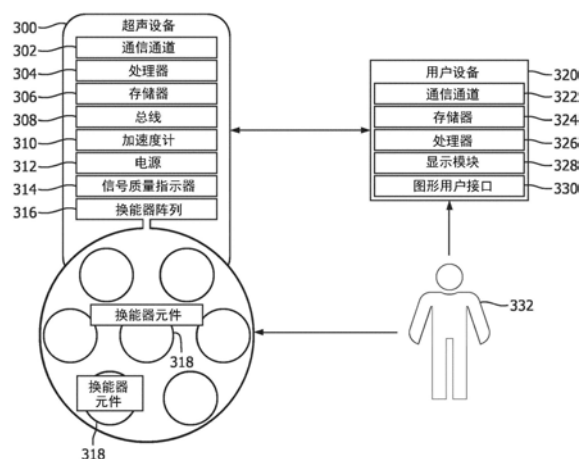
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54)发明名称

用于CTG超声换能器的定位支持和胎儿心率配准支持

(57)摘要

一种用于监测胎儿健康的方法。本公开的方法包括从阵列中的至少一个换能器元件朝向母亲腹部发射(100)超声信号。然后由所述至少一个换能器元件接收(102)对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个超声回波信号。在所述回波由所述至少一个换能器元件接收然后在至少一个通道中被处理(104)之后确定至少一个多普勒信号。然后根据经处理的多普勒信号来生成(106)多维图。然后当确定所述胎儿心脏位于超声射束体积外部时,提供(114)重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。



1. 一种监测胎儿健康的方法,包括:

从阵列中的至少一个换能器元件(318)朝向母亲腹部发射(100)超声信号以创建测量体积;

由所述至少一个换能器元件接收(102)对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个超声信号回波;

在至少一个通道中处理(104)由所述至少一个换能器元件接收的所述至少一个信号回波以创建至少一个多普勒信号;

根据经处理的多普勒信号来生成(106)多维图;并且

当确定所述胎儿心脏位于所述测量体积(408)内的基本中心对准外部时提供(114)重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。

2. 根据权利要求1所述的监测胎儿健康的方法,还包括确定朝向所述胎儿心脏的方向(412)。

3. 根据权利要求2所述的监测胎儿健康的方法,其中,提供所述反馈包括基于所确定的朝向所述胎儿心脏的方向来提供朝向所述胎儿心脏的方向指示。

4. 根据权利要求3所述的监测胎儿健康的方法,其中,所述反馈包括照亮与所述至少一个换能器元件相关联的壳体上的LED。

5. 根据权利要求3所述的监测胎儿健康的方法,其中,所述反馈包括在用户设备上提供所述方向指示的视觉反馈。

6. 根据权利要求2所述的监测胎儿健康的方法,其中,所述反馈包括通过超声设备发送的触觉反馈。

7. 根据权利要求1所述的监测胎儿健康的方法,其中,根据经处理的至少一个多普勒信号来生成多维图包括生成3D热图。

8. 根据权利要求7所述的监测胎儿健康的方法,其中,生成所述3D热图包括在多个样本体积处测量多个多普勒信号。

9. 根据权利要求8所述的监测胎儿健康的方法,其中,对所述多个多普勒信号的所述测量包括使用多个距离选通。

10. 根据权利要求1所述的监测胎儿健康的方法,其中,根据经处理的至少一个多普勒信号来生成所述多维图包括生成与深度热图整合的2D热图。

11. 根据权利要求1所述的监测胎儿健康的方法,其中,根据经处理的至少一个多普勒信号来生成所述多维图包括生成2D热图和深度热图并且在用户设备上呈现所述2D热图和所述深度图两者。

12. 根据权利要求11所述的监测胎儿健康的方法,还包括突出所述深度热图中与正在显示的所述2D热图的部分相对应的部分。

13. 根据权利要求1所述的监测胎儿健康的方法,还包括当确定所述胎儿心脏位于所述测量体积外部时,从胎儿心率监测模式自动切换(110)到定位支持模式。

14. 一种监测胎儿健康的方法,包括:

进入(210)针对超声设备的操作的定位支持模式;

从所述超声设备的至少一个换能器发射(100)超声信号以创建超声射束体积;

由所述换能器接收(102)对应于母亲腹部中的深度的超声信号回波;

由处理器处理 (104) 由所述换能器接收的接收到的超声信号回波以创建至少一个多普勒信号;

根据经处理的至少一个多普勒信号来生成 (106) 多维图;

根据所述三维图来确定 (108) 胎儿心脏何时在所述超声射束体积内的基本中心对准的外部;

提供 (114) 关于如何定位所述换能器使得所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内的反馈。

15. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 对反馈的提供包括照亮所述超声设备上的至少一个光源。

16. 根据权利要求15所述的方法, 其中, 所述光源指示从所述射束体积的中心朝向所述胎儿心脏的方向。

17. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 对反馈的提供包括在用户设备上呈现指示来自所述射束体积的中心的的方向的信息。

18. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 在确定所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内时, 所述超声设备自动进入胎儿心率模式。

19. 根据权利要求18所述的方法, 还包括在检测到所述胎儿心脏何时在所述超声射束体积外部时将所述超声设备从胎儿心率模式切换到定位支持模式。

20. 根据权利要求14所述的方法, 其中, 所述多维图是二维热图和深度热图的组合结构。

21. 一种用于测量胎儿心率的装置, 包括:

超声设备, 其具有多个换能器、至少一个处理器和相关联的存储器, 其中, 所述存储器具有指令, 所述指令当由所述处理器运行时将所述装置配置为:

从所述超声设备的多个换能器发射 (100) 超声信号;

由所述换能器接收 (102) 对应于母亲腹部中的深度的超声信号回波;

基于由所述换能器接收的所述信号回波来处理 (104) 确定的多普勒信号;

根据经处理的多普勒信号来生成 (106) 多维图;

根据所述三维图来确定 (108) 胎儿心脏何时基本上在超声射束体积的中心对准外部;

提供关于如何定位所述超声设备使得所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内的方向反馈 (114)。

用于CTG超声换能器的定位支持和胎儿心率配准支持

背景技术

[0001] 在妊娠和分娩期间测量胎儿心率 (fHR) 是评价胎儿的健康状态并且确定是否需要早期干预的最常用的产科程序。然而,对于多普勒超声 (US) 以及对于腹部电极,已经报道了在fHR监测期间的长时段的信号损失。对于胎儿的健康状态的评价,这些长信号损失时段强烈地限制了在临床实践中对fHR轨迹的解读。

[0002] 超声多普勒记录质量在很大程度上取决于换能器在母亲腹部上的正确放置,因为胎儿心脏需要被定位在超声射束内。然而,找到最佳的换能器定位可能是有挑战性的任务。在临床实践中,熟练的护士触诊母亲腹部,并且从外部确定胎儿表现。通过依赖于信号质量指示器并且通过倾听胎心宫缩图 (CTG) 监测系统的声学多普勒输出,超声换能器然后在母亲腹部上移动直至找到可接受的信号强度。有时获得良好的信号是不可能的,使得需要实时成像技术用于进一步帮助找到胎儿心脏的位置。找到胎儿心脏的位置在怀孕的早期几周中是特别有挑战性的。

[0003] 在长监测过程中,超声换能器被错误定位或胎儿心脏从超声射束中移出的概率很高。因此,临床工作人员需要频繁地重新定位超声换能器来重新采集准确的fHR信号。

[0004] 现今的超声CTG换能器的常见问题在于包含胎儿心跳信息的信号仅表示整个接收到的信号的一部分。来自其他移动结构 (像位于胎儿心脏后面的母亲动脉) 的信号贡献被叠加但是实际上是不想要的。除来自胎儿心脏的反射之后的任何信号贡献都降低了随后的心跳计算的准确性,或者在最坏的情况下能够导致母亲信号的配准。

[0005] 为了覆盖大的测量体积并且为了更少胎儿心脏移位的倾向,胎儿心率监测器的超声换能器包含等间隔地定位在圆形布置中的若干子元件。这些压电元件被同时激励,从而有效地形成几乎一个大的元件并且因此形成一个大的超声射束。测量到的多普勒信号实际上是观察体积内的所有移动物体的整合,并且不能获得空间信息。观察体积的深度延伸通常被选择为是长的,以便覆盖各种各样的身体结构。然而,这不允许得到关于胎儿心脏位置的任何深度信息。此外,当样本体积长度长于所需要的时,接收到的信号的信噪比 (SNR) 被降低。

[0006] 获得胎儿心脏的位置信息和观察体积内的其他多普勒回波源,增加基于超声多普勒的fHR监测方法的鲁棒性和可用性。

[0007] 美国专利申请No.2007/0093702公开了一种声能换能器单元,其中,换能器单元能够是超声阵列、环形阵列、其组合、或单元件换能器。其公开了用于无创监测患者的与血液相关的健康参数 (诸如胎儿心血管系统) 的过程。由超声换能器阵列接收的多普勒回波信号用来生成3D体积图像,并且监测胎儿心脏氧水平。血液参数通过对被辐射到目标区域中的光的使用来监测。超声换能器然后用来诱发目标区域的改变,这能够通过光学传感器来监测。

发明内容

[0008] 本公开描述了一种基于超声多普勒心跳配准来克服与作为CTG (胎心宫缩图) 系统

的一部分的胎儿心率监测有关的常见问题的系统。该系统使用被分布在水平表面上的独立压电声学换能器的阵列,使得关于胎儿心脏的位置的3D空间信息能够获得。呈现由换能器覆盖的观察体积内的胎儿心脏的空间位置能够方便对换能器的初始放置。此外,通过能够从测量体积中排除母亲动脉,这将有助于避免错误地测量母亲心率而非胎儿心率。这导致对胎儿心率的更鲁棒的记录,从而允许对胎儿健康状态的更好评价,这改善了胎儿的安全性。

[0009] 本公开涉及一种用于使用超声设备来监测胎儿健康的方法。所述方法包括:从阵列中的至少一个换能器元件朝向母亲腹部发射超声信号以创建测量体积;由所述至少一个换能器元件接收对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个超声信号回波;在至少一个通道中处理由所述至少一个换能器元件接收的所述至少一个信号回波以创建至少一个多普勒信号;根据经处理的多普勒信号来生成多维图;并且当确定所述胎儿心脏位于所述测量体积内的基本中心对准外部时,提供重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。

[0010] 在一些实施例中,本公开包括一种监测胎儿健康的方法,其包括:从阵列中的至少一个换能器元件朝向母亲腹部发射超声信号;由所述至少一个换能器元件接收对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个超声信号回波;在至少一个通道中处理由所述至少一个换能器元件接收的所述至少一个信号回波以创建多普勒信号;根据经处理的多普勒信号来生成多维图;并且当确定所述胎儿心脏位于超声测量射束体积外部时提供重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。

[0011] 本文中公开的技术的该方法和其他方式均可以任选地包括以下特征中的一个或多个。

[0012] 在一些实施方式中,所述方法可以包括确定朝向所述胎儿心脏的方向。在另外的其他实施例中,所述方法可以包括基于所确定的朝向所述胎儿心脏的方向来提供朝向所述胎儿心脏的方向指示。另外的其他实施方式可以包括照亮针对所述至少一个换能器元件的壳体的一部分或者与所述壳体连接或被集成在所述壳体内部的光源。在一些版本中,反馈包括在用户设备上提供所述方向指示的视觉反馈。在另外的其他版本中,所述反馈包括通过超声设备发送的触觉反馈。

[0013] 各种其他实施方式是生成多维图示基于经处理的多普勒信号并且包括生成3D热图。在一些版本中,所述3D热图可以包括在多个样本体积处测量多个多普勒信号。在其他版本中,对所述多个多普勒信号的测量包括使用多个距离选通。另外的其他实施例包括:根据经处理的多普勒信号来生成所述多维图包括生成与深度热图整合的2D热图。更进一步的版本可以根据经处理的多普勒信号来生成所述多维图,其包括生成2D热图和深度热图,并且在用户设备上呈现所述2D热图和所述深度图两者。在另外的其他版本中,其可以包括突出所述深度热图中与正在显示的所述2D热图的部分相对应的部分。在另外的其他版本中,所述方法还可以包括当确定所述胎儿心脏位于超声测量射束体积外部时从胎儿心率监测模式自动切换到定位支持模式。

[0014] 在一些实施方式中,本公开可以描述一种监测胎儿健康的方法,其包括:进入针对超声设备的操作的定位支持模式;从所述超声设备的至少一个换能器发射超声信号以创建超声射束体积;由所述换能器接收对应于母亲腹部中的深度的超声信号回波;由处理器处理由所述换能器接收的接收到的超声信号回波以创建至少一个多普勒信号;根据经处理的

至少一个多普勒信号来生成多维图;根据所述三维图来确定胎儿心脏何时在所述超声射束体积内的基本中心对准的外部;提供关于如何定位所述换能器使得所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内的反馈。

[0015] 本文中公开的技术的该方法和其他方式均可以任选地包括以下特征中的一个或多个。

[0016] 在一些实施方式中,对反馈的提供包括照亮所述超声设备上的光源。在另外的其他版本中,所述光源指示来自所述射束体积的中心的的方向。在另外的其他版本中,对反馈的提供包括在用户设备上呈现指示来自所述射束体积的中心的的方向的信息。一些方面还可以包括在确定所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内时,在所述超声设备上自动进入胎儿心率模式。

[0017] 在一些实施方式中,方法可以包括在检测到所述胎儿心脏何时在所述超声射束体积外部时,将所述超声设备从胎儿心率模式切换到定位支持模式。其他实施方式还可以根据二维热图和深度热图的组合结构来生成三维图。

[0018] 本公开还描述了一种用于测量胎儿心率的装置,其包括:超声设备,其具有多个换能器、至少一个处理器和相关联的存储器,其中,所述存储器具有指令,所述指令当由所述处理器运行时将所述处理器配置为:从所述超声设备上的多个换能器发射超声信号;由所述换能器接收对应于母亲腹部中的深度的超声信号回波;基于由所述换能器接收的所述信号回波来处理确定的多普勒信号;根据经处理的多普勒信号来生成多维图;根据所述三维图来确定胎儿心脏何时基本上在超声射束体积的中心对准外部;提供关于如何定位所述超声设备使得所述胎儿心脏基本上居中地位于所述射束体积内的反馈。

[0019] 其他实施方式可以包括一种非瞬态计算机可读存储介质,其存储可由处理器(例如,中央处理单元(CPU)或图形处理单元(GPU))运行以执行方法(诸如上面描述的方法中的一个或多个)的指令。其他实施方式可以包括一个或多个计算机和/或一个或多个功能设备的系统,所述一个或多个计算机和/或所述一个或多个功能设备包括能操作于运行存储的指令以执行方法(诸如上面描述的方法中的一个或多个)的一个或多个处理器。

[0020] 应当理解的是,本文更详细讨论的前述概念和额外概念的所有组合被预见为本文公开的主题的部分。例如,出现在本公开的结束处的请求保护的主题的所有组合被预见为本文公开的主题的部分。

附图说明

[0021] 本文中包含被包括以提供对本发明的进一步理解的附图,以图示本发明的实施例。它们连同描述一起用来解释本发明的原理。在附图中:

[0022] 图1是图示根据本发明的实施例的用于在胎儿健康监测期间确定超声换能器的最佳定位的方法(在本文中被称作超声设备的定位支持模式(PS模式))的流程图。

[0023] 图2是图示根据本发明的实施例的用于测量胎儿心率的方法(在本文中被称作超声设备的胎儿心率模式(fHR模式))的流程图。

[0024] 图3图示了根据本发明的实施例的超声设备和用户设备的方框图。

[0025] 图4示出了根据本发明的实施例的用于使用PS模式来重新定位超声设备以定位胎儿心脏的方法。

[0026] 图5示出了根据本发明的实施例的用户设备图形用户接口 (GUI) 的屏幕截图,其示出了当超声换能器处于最佳定位中时的二维热图 (2D热图)。

[0027] 图6是根据本发明的实施例的用户设备GUI的另一屏幕截图,其示出了在超声设备未被最佳地定位的情况下的2D热图。

[0028] 图7示出了根据本发明的实施例的用户设备GUI的屏幕截图,其描绘了包括分割的热图的热图,所述分割的热图中的每个表示检测到的具有取决于母亲腹部表面与胎儿心脏之间的距离而改变的强度的多普勒信号。

[0029] 图8示出了根据本发明的实施例的用户设备GUI的屏幕截图,其示出了当超声设备被重新定位以从测量体积中排除对母亲动脉的检测并且仅检测来自胎儿心脏的信号时的热图。

具体实施方式

[0030] 以下内容是如在本公开的各种实施例中使用的术语的定义。

[0031] 如本文中使用的术语“深度”指的是从换能器阵列平面到母亲腹部体积内的正在扫描的点所测量的距离。深度被设置为在母亲腹部的内壁处具有值“0”并且在能够从其获得多普勒信号的最远点处具有最大值。在一些实施例中,深度可以是从其计算多普勒信号的样本体积的中间。

[0032] 如本文中使用的术语“通道”指的是被分配给本公开中公开的换能器阵列中的每个换能器元件的有线或无线数据通路。一个通道被留出用于当以胎儿心率模式 (fHR模式) 使用超声设备时处理从所有换能器元件接收的多普勒信号。

[0033] 如本文中使用的术语“反馈”指的是表示接收到的多普勒信号质量的音频、视觉或组合的音频和视觉信号。

[0034] 如本文中使用的术语“热图”指的是由换能器阵列接收的多普勒信号的图形表示,其中,不同的颜色对应于多普勒信号强度的不同值。

[0035] 如本文中使用的术语“换能器”指的是用来探查胎儿心脏的超声设备部件。

[0036] 本公开涉及一种使用超声设备来监测胎儿健康的方法。所述方法包括:从阵列中的至少一个换能器元件朝向母亲腹部发射超声信号;由所述至少一个换能器元件接收对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个多普勒信号;经由至少一个通道发射由所述至少一个换能器元件接收的所述至少一个多普勒信号;处理由所述至少一个换能器元件接收的至少一个多普勒信号;根据经处理的多普勒信号来生成多维图;并且当确定所述胎儿心脏位于超声射束体积外部时,提供重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。

[0037] 图1是图示根据实施例的用于在胎儿健康监测期间确定超声换能器的最佳定位的方法(在本文中被称作超声设备的定位支持模式 (PS模式)) 的流程图。在这种模式下,超声设备经由抵靠母亲腹部定位的换能器阵列中的至少一个换能器元件发射至少一个超声信号 (步骤100)。换能器元件优选以环形布置,使得一个换能器元件被定位在所述换能器阵列的中心处,并且另外的换能器元件被定位在外周中。在实施例中,另外的换能器元件相距中心是等距离的,并且距离彼此等间隔。

[0038] 为了能够做出对胎儿心脏位置的清楚确定,仅换能器的一个元件优选用于发射。在超声信号发射之后,基于由至少一个换能器元件接收的对应于母亲腹部的至少一个深度

的超声信号回波来生成多普勒信号(步骤102)。来自每个接收元件的响应回波信号优选在单独的通道中被单独地处理。基于这些多普勒信号的信号强度,能够估计胎儿心脏位置。中心元件也可以用来生成超声波脉冲。仅使用一个驱动元件具有胎儿心脏的位置能够被清楚地确定的优点。

[0039] 在接收相位期间,所有元件都用来接收被胎儿心脏反射的超声回波。接收到的回波信号经由至少一个通道被发射并且被处理(步骤104)以创建多普勒信号。每个元件的接收到的超声回波优选被单独地处理。在一些实施例中,多普勒信号通过使用对超声回波信号的同步解调来获得。创建的多普勒信号的功率被确定,其中,其可以在某一时间窗内被计算。时间窗需要足够长(例如,1秒)以允许在该时段内的若干心跳。在个体元件中接收到的功率可以被视觉地颜色编码,其提供对胎儿心脏位置的估计。每个换能器元件优选被分配单个通道,该单个通道经由有线或无线连接将信号发送到用户设备。用户设备优选是计算设备,例如,智能电话或平板电脑。此外,胎儿心脏位置信息和换能器定位支持也能够被发送给智能电话或远程设备。

[0040] 在使用中,在一个实施例中,至少一个换能器元件从母亲腹部的从其创建多普勒信号的至少一个深度接收超声回波。例如,在2000Hz的脉冲重复频率的情况下,换能器元件在一秒内接收两千个超声信号,使用解调方案从所述两千个超声信号创建一秒的多普勒信号。多普勒信号因此通过利用换能器元件接收的已经处理的原始超声数据来表示。

[0041] 在不同深度处获得的来自每个个体换能器元件的接收到的多普勒信号的功率能够用来提供用于最佳换能器定位的3D反馈(例如,当将超声换能器固定到母亲腹部时,通过矩阵中间的元件找到最强的多普勒信号)。多普勒信号的信号强度能够在监测器的显示器上被颜色编码并且被可视化。当定位支持模式激活时,母亲腹部中的多普勒源的粗糙的3D热图能够被可视化(步骤106)。这允许系统提供关于如何移动换能器使得胎儿心脏基本上居中地位于射束观察体积内、从观察体积中排除母亲动脉并且双胞胎的心脏不在相同深度的观察分段内的反馈。胎儿心脏位置然后相对于2D热图的中心来确定(步骤108)。设备能够在正常模式(例如,如在当前飞利浦Avalon换能器中使用的fHR测量模式(fHR模式))(步骤110)与描述的定位支持模式(PS模式)之间进行切换。一旦处于fHR模式中,超声设备就监测胎儿心率(步骤112)。

[0042] 另一方面,如果确定胎儿心脏位于3D热图的中心外部,那么能够检测到胎儿心脏从超声射束体积中出来的移位,并且视觉反馈能够被给出(步骤114)用于对换能器的直观重新定位,这能够由母亲本身来完成(通过激活PS模式),其减少了信号丢失的时段并且易于医学工作人员的工作。而且,换能器的壳体上的LED能够提供哪个元件接收最强的多普勒信号的方向指示,使得操作者得到关于最佳换能器定位的直接视觉反馈。备选地,多个LED可以指示换能器应当在哪个方向上移动。在另一实施例中,生成将指示换能器何时被放置在最佳居中定位处的哔哔声。在另外的其他实施例中,反馈可以采用指示换能器元件相对于胎儿心脏的位置的音频警报的形式,例如,音频警报的体积或频率增加以指示胎儿心脏正在接近图中心。一旦用户接收到反馈,换能器元件就被重新定位使得胎儿心脏位于3D热图的中心处(步骤116)。

[0043] 因此,如在各种实施例中所描述的,本文中公开的设备和方法包括用于提供指示重新定位换能器/设备的反馈的许多机制。在各种实施例中,反馈可以是视觉的,并且直接

从换能器壳体来提供。在另外的其他变型和实施方式中,反馈可以是视觉的,但是被集成在被通信地链接到超声设备的单独设备、手持式计算设备或其他用户设备中。在另外的其他备选实施方式中,反馈可以是直接从换能器壳体发出的、从次要计算设备发出的、或以单独的听觉输入方式提供给操作者的音频。另外的其他实施方式可以通过指示用户可以在哪个方向上移动设备以适当地将换能器居中来获得最佳光学胎儿心率的触觉反馈来提供用于重新定位超声设备的反馈。在各种实施例中,用户设备可以被集成以向操作者提供、发送、视觉地指示或传递任何反馈信息。在另外的其他实施例中,当处于PS模式中时,超声设备可以在其中集成所有功能。

[0044] 图2是图示根据另一实施例的用于测量胎儿心率的方法(在本文中被称为超声设备的胎儿心率模式(fHR模式))的流程图。超声设备经由抵靠母亲腹部定位的换能器阵列中的至少一个换能器元件发射至少一个超声信号(步骤200)。设备可以通过至少一个换能器元件接收超声回波以创建至少一个多普勒信号(步骤202)。使用所有发射元件用于超声波生成(诸如在fHR模式下完成的)导致具有多个极大值的辐射型模式。因此,将接收到的多普勒信号的功率清楚地链接到一个特定位置是困难的。在接收相位期间,所有元件都用来接收被胎儿心脏反射的超声回波。每个元件的接收到的超声回波然后优选被单独地处理,并且信号可以经由个体接收元件被组合成单个通道(诸如在fHR模式下完成的)并且经由有线或无线单元被发送到用户设备(步骤204)。

[0045] 在一个实施例中,用户设备处理用来监测胎儿心率的接收到的多普勒信号(步骤206)。当处于fHR模式中时,超声设备检测多普勒信号强度是否正在降低(步骤208)。在换能器元件的最佳定位中,中心换能器元件优选接收最强的多普勒信号强度。在该具体范例中,如果外周换能器元件中的一个而非中心换能器元件接收到最强的多普勒信号强度,那么将检测到信号强度的下降。如果不存在检测到的多普勒信号强度的下降,那么超声设备继续监测胎儿心率(步骤206)。否则,超声设备优选自动切换到定位支持模式(210)并且提示用户获得超声设备的最佳定位(212)。

[0046] 图3图示了根据本文中公开的多个实施例中的另一个实施例的超声设备和用户设备的方框图。超声设备300包括通信通道302、处理器304、存储器306、总线308、加速度计310、电源312、信号质量指示器314和换能器阵列316。换能器阵列316包括被定位在阵列的中心处的至少一个换能器元件318和以环形布置在中心换能器元件318周围的多个换能器元件318。换能器元件优选是压电换能器。在一个实施例中,中间的单个压电元件(不一定是中间的一个)利用20个周期的脉冲持续时间(PD)、 $f_0=1\text{MHz}$ 的中心频率和 $\text{PRF}=2\text{kHz}$ 的脉冲重复频率被驱动。PRF通常选自几kHz(例如,3kHz或4kHz)的范围内。中心频率通常选自 $f_0=1\text{MHz}$ 至5MHz的范围内。脉冲持续时间通常选自5个周期至100个周期的范围内。由换能器元件318接收的回波信号可以经由通信通道302被发送到用户设备320,所述通信通道能够是有线线缆或无线连接单元。超声设备可以包括所有这样的记载的元件,或者可以仅包括部分结构特征。因此,在各种实施例中,设备可以与次要手持式换能器阵列、电源或其他结构集成,使得设备不是完全集成的。另外的其他实施例可以在被定位在超声设备上的多个处理器中的至少一个上实施本文中描述的各种方法。

[0047] 在另外的其他实施例中,用户设备320可以包括通信通道322、存储器324、处理器326、显示模块328和图形用户接口(GUI)330。用户设备320能够是任何计算设备,诸如便携

式电脑、智能电话或平板电脑。用户设备还可以包括实施本文中概述的各种方法步骤和特征的多个处理器中的一个,并且可以与超声设备300集成并且与其进行有线或无线通信,并且还可以包括与之集成以向用户提供对确定的测量的反馈的听觉或视觉设备。用户332能够根据被显示在用户设备320上的生成的多维图来找到最佳的换能器定位。

[0048] 如在图3的实施例中示出的,超声设备与用户设备320通信,以将经处理的多普勒信号显示在显示模块328上,并且提供关于接收到的多普勒信号的信号质量的反馈。超声设备300上的信号质量指示器314也可以提供本质上可以是音频(例如哔哔声或语音警报)或视觉(例如LED灯)的警报,以在必要时提示用户重新定位换能器。一种颜色的至少一个LED灯被连接到至少一个换能器元件318。LED被外部地安装在超声设备300上。优选地,被连接到接收最强的多普勒信号强度的换能器的LED点亮,以通知用户332重新定位超声设备300。如果一个或多个外周换能器LED而非中心换能器元件LED点亮,则用户33重新定位超声设备使得中心换能器接收318最强信号。如果中心换能器元件点亮,则这指示中心换能器元件318正在接收最强的多普勒信号强度并且超声设备300处于最佳定位中。

[0049] 在各种实施方式中,通信通道302实现超声设备300与至少一个用户设备320之间的通信。通信通道302能够是用于Wi-Fi、蓝牙、红外、NFC、射频、蜂窝通信、可见光通信、Li-Fi、WiMax、ZigBee、光纤和其他类型的无线通信设备的任何发射器或接收器。备选地,通信通道302可以是物理通道,诸如通用串行总线(USB)线缆或其他有线形式的通信。

[0050] 总线308是用作前面提到的部件之间的连接或接口并且允许在它们之间的通信的电路。处理器304可以是能够发出指令、执行计算或处理数据的任何硬件设备。因此,处理器可以包括微处理器、现场可编程门阵列(FPGA)、专用集成电路(ASIC)、或其他类似的设备。处理器304优选接收并且评估来自设备部件的请求或命令,并且基于评估的请求或命令来实施数据处理或操作。例如,处理器304可以根据接收到的多普勒信号来计算胎儿心率。存储器306能够是RAM、DRAM、ROM等,并且可以在其上包括指令,所述指令当由至少一个处理器304运行时将处理器配置为实施本文中提及的各个方面的指令。

[0051] 在一些实施方式中,用户设备320中的GUI 330可以包括用于实现与用户的通信的一个或多个设备。例如,GUI 330可以包括交互式显示器、鼠标、键盘、按钮、相机、麦克风、振动器、触觉引擎等。电源312可以是用于满足超声设备300的功率要求的任何可再充电电池或太阳能电池。电池优选能够使用有线或无线充电方法两者来进行充电。

[0052] 图4公开了用于使用PS模式重新定位超声设备来定位胎儿心脏的方法的实施例。在剖视图示出的超声设备400包括抵靠母亲腹部404定位的换能器元件402。在PS模式中,中心换能器元件402发射覆盖射束测量体积408的超声信号406。在处理了接收到的多普勒信号并且生成2D热图之后,确定胎儿心脏410不在2D热图的中心处或者不在射束测量体积的基本中心对准中。然后向用户提供指示胎儿心脏的适当中心性的方向的反馈。用户然后在方向412上重新定位超声设备400以获得最佳的胎儿心脏位置410。

[0053] 图5示出了根据一个实施例的用户设备GUI的屏幕截图,其示出了当超声换能器处于最佳定位中时的2D热图。如所示的,用户设备是具有用户接口和相关联的至少一个处理器的计算机或相关联的计算设备。GUI屏幕500示出了2D热图502。2D热图502包括y轴504、x轴506和颜色条508,其中,颜色条510指示从零至-40dB或在其他范例中从零至-20dB的范围内变化的值。在2D热图502中,在与换能器元件接触的母亲腹部表面处接收的信号的位置

通过x-y平面中的沿着x轴506的x值和沿着y轴504的y值来表示。多普勒信号强度通过颜色值(对应于针对沿着颜色条轴510的给定z值的多普勒信号强度)来表示,所述颜色值通过沿着z轴的点来表示。从每个换能器元件接收的经处理的多普勒信号被显示在绘图区域512上。在深度514处,每个绘图区域512包含由对应换能器元件中的每个检测的各种多普勒信号强度值。2D热图502还示出了被分配了2D热图502中的最亮颜色的中心绘图区域512,其对应于通过位置标记516标记的胎儿心脏的实际位置位于中心换能器元件的正下方的情况。

[0054] 图6是根据一个实施例的用户设备GUI的另一屏幕截图,其示出了在超声设备未被最佳地定位的情况下的2D热图。在该实施例中,GUI屏幕600示出了2D热图602。2D热图602示出了y轴604、x轴606、在该图的右侧的颜色条608,其中,颜色条轴610指示从零至-40dB的范围内的值。在2D热图602中,在与换能器元件接触的母亲腹部处接收的多普勒信号的位置对应于x-y平面中的沿着x轴606的x值和沿着y轴604的y值。多普勒信号强度被分配了如在颜色条轴610上示出的对应颜色。从换能器元件接收的经处理的多普勒信号被显示在七个绘图区域612中的每个上。在图6中,每个绘图区域612对应于一个换能器元件。在深度614处,2D热图602示出了针对外周绘图区域612的换能器已经检测到强的多普勒信号,这能够从与其他绘图区域的颜色阴影相比的该绘图区域的浅颜色阴影看出。这意味着通过位置标记616标记的胎儿心脏的实际位置没有位于居中位置处(其中辐射型模式一般在中心元件的前面具有其最大值并且在测量体积上基本上居中),而是在刚好在通过中心换能器元件扫描的区域外部的的位置处。当胎儿心脏位置完全位于测量体积408外部,不能获得或确定关于胎儿心脏位置的信息。

[0055] 图7示出了根据另一实施方式的用户设备GUI 700的屏幕截图,其描绘了包括分割的热图702的热图,所述分割的热图中的每个表示检测到的具有取决于母亲腹部表面与胎儿心脏之间的距离而改变的强度的多普勒信号。在该实施例中,分割的热图702根据从胎儿心脏和检测到的母亲动脉发出的多普勒信号来生成。图7还示出了超声换能器704、母亲腹部表面706、三个分割的热图702和颜色条708,其中沿着每个分割的热图的长度的轴表示z轴。分割的热图702中的每个表示从至少一个换能器元件接收的对应于母亲腹部与胎儿心脏之间的给定距离范围的经处理的多普勒信号强度的绘图。图7示出了但不限于沿着纵向换能器轴710延伸的三个分割的热图702。此处,超声换能器706位于第一位置中,其中两个热点区域712和714(分别对应于来自胎儿心脏和母亲动脉的强多普勒信号强度的浅颜色区域)被示出在分割的热图702上。

[0056] 图8示出了用户设备GUI的屏幕截图,其示出了当超声设备被重新定位以从测量体积中排除对母亲动脉的检测并且仅检测来自胎儿心脏的信号时的热图。图8示出了GUI屏幕800、三个分割的热图802、颜色条804、超声换能器806和母亲腹部表面808,其中沿着每个分割的热图的长度的轴表示z轴。在该范例中,分割的热图802根据包括来自胎儿心脏的信号的多普勒信号来生成。分割的热图802中的每个表示(从至少一个换能器元件接收的)根据母亲腹部与胎儿心脏之间的(通过条的分段或切片表示的)给定距离范围而改变的经处理的多普勒信号强度的绘图。图8示出了但不限于沿着纵向换能器轴810延伸的三个分割的热图802。此处,超声换能器806被示出在相对于在图7中描述的第一位置的第二个位置中,其中,在分割的热图802中仅检测到一个热点812(即,仅来自一个源(在这种情况下为胎儿心脏)的强信号)。在一个范例中,当产科医师想要开始fHR记录时或当fHR信号丢失并且US换能器

需要被重新定位时,PS模式能够被激活以获得视觉反馈。为了最佳的换能器定位,胎儿心脏应当居中位于中间元件下方,因为这将最小化胎儿心脏从超声射束中移出的几率。当最佳定位被找到时,设备优选切换回fHR模式。

[0057] 当在fHR模式中操作时,设备优选在固定的时间间隔中被切换到PS模式以获得胎儿心脏位置信息。当胎儿心脏正在缓慢地从超声射束中漂移出来时,不同的元件将接收到最强的多普勒信号。这种移位的方向能够被检测到,并且反馈能够被给出,以避免信号损失。在一些实施例中,胎儿心脏的这种移动方向可以被存储,并且在请求时作为反馈被提供给可能正在重新定位设备的操作者。通过提供与心脏的移动方向有关的信息,重新定位换能器并且定位胎儿心脏可以是更容易的。

[0058] 超声换能器中的加速度计也可以用来检测超声换能器何时已经突然移动。在这样的实例中,在一些实施例中,换能器可以自动切换到PS模式。其他实施例可以被实施用于对换能器移动的检测,诸如电容性传感器、红外传感器等,其检测换能器何时被错误放置以及PS模式何时需要被激活。备选地,fHR也能够PS模式期间被测量。当胎儿心脏已经从测量体积中移出时,fHR模式能够被激活以从更大的测量体积获得多普勒信号。

[0059] 在又一实施例中,发射的多普勒信号强度用来生成3D热图。来自移动对象(诸如胎儿心脏或母亲动脉)的多普勒信号是最强的。优选地,多普勒信号强度以分贝(dB)为单位进行测量。根据接收到的超声回波,多普勒信号针对选定的样本体积来进行计算。在该样本体积内的移动的每一个对象都对接收到的多普勒信号有贡献。样本体积的开始 $z_{\text{开始}}$ 、样本体积的结束 $z_{\text{结束}}$ 和样本体积长度SVL由以下项给出:

$$[0060] \quad \text{SVL} = z_{\text{结束}} - z_{\text{开始}} = \frac{c_0(T + \Delta\tau)}{2}; \quad (1)$$

$$[0061] \quad z_{\text{开始}} = \frac{c_0(\tau_s - T)}{2}; \quad (2)$$

$$[0062] \quad z_{\text{结束}} = \frac{c_0(\tau_s + \Delta\tau)}{2} \quad (3)$$

[0063] 其中, c_0 是声速, τ_s 是直至距离选通打开的时间, $\Delta\tau$ 是距离选通持续时间,并且T是脉冲的长度。通过使用多个距离选通,能够获得来自不同深度/样本体积的多普勒信号。胎儿心脏的x-y定位能够因此针对不同的深度z来完成。在该实施例中,来自不同深度的多普勒信号的功率能够被计算。这允许对母亲腹部中的多普勒源的粗糙3D热图的生成,即,例如可以生成针对不同距离选通的图像。在各种实施例中,在图7和8中示出的2D深度图可以是粗糙3D热图的横截面,其示出了针对三个不同换能器元件的来自不同样本测量体积的多普勒信号强度。

[0064] 利用对多普勒功率的这种3D可视化,能够识别母亲腹部中的不同多普勒源的位置。当母亲心率被外部地测量时,能够将其与胎儿心率区分开。脉动的母亲动脉因此可以在3D热图中被标注。这转而能够为临床医生提供关于换能器应当如何被移动以从测量体积中排除母亲动脉的反馈。

[0065] 超声设备或用户设备通常包括可以与外围设备通信的至少一个处理器。这些外围设备可以包括如本文中描述的存储器或存储子系统,包括例如存储器子系统和文档存储子系统、用户接口输出设备、用户接口输入设备和通信接口。输入和输出设备允许与设备和/或其他计算设备中的任何的用户交互。通信接口提供了到外部网络的接口,并且被耦合到

其他计算设备中的对应设备。

[0066] 各种可视化和用户交互的实施可以通过被存储在存储器中的软件模块来完成。软件模块可以被存储在超声设备、用户设备或用于维持程序的另一存储子系统的存储器中。存储子系统存储提供本文中描述的模块和/或方法中的一些或全部的功能的编程和数据结构。例如,可以提供存储子系统来包括执行图1-2的方法的选定方面和/或实施各种用户接口的逻辑。这些软件模块一般由处理器单独执行或结合其他处理器来执行。在描述的系统中和/或在存储子系统中使用的存储器能够包括多个存储器,包括用于在程序执行期间存储指令和数据的主随机存取存储器(RAM)以及固定指令被存储在其中的只读存储器(ROM)。文档存储子系统也能够为程序和数据文件提供永久存储,并且可以包括硬盘驱动器、软盘驱动器以及相关联的可移除介质、CD-ROM驱动器、光学驱动器、或可移除介质盒。实施某些实施方式的功能的模块可以由存储子系统文件存储子系统存储,或者被存储在可由超声设备、用户设备或备选设备的(一个或多个)处理器访问的其他机器或设备中。

[0067] 用户设备可以包括用户接口输入端,其可以包括键盘、诸如鼠标、跟踪器、触控板或图形平板电脑的指点设备、扫描器、并入到显示器中的触摸屏、音频输入设备(诸如语音识别系统、麦克风和/或其他类型的输入设备)。一般来说,对术语“输入设备”或“用户设备”的使用旨在包括为用户提供信息、将信息输入到计算设备中或输入到通信网络上的所有可能类型的设备和方式。用户设备可以包括显示子系统、打印机、传真机或非视觉显示器(诸如音频输出设备)。显示子系统可以包括阴极射线管(CRT)、平板设备(诸如液晶显示器(LCD))、投影设备、或用于创建可见图像或其他信息的某个其他机构。显示子系统也可以诸如经由音频输出设备提供非视觉显示器。一般来说,对术语“输出设备”或用户设备或GUI的使用旨在包括从用户设备或超声设备向用户或向另一机器或计算设备输出信息的所有可能类型的设备和方式。

[0068] 在各种实施例中,当测量双胞胎时,能够在母亲腹部内识别到两个多普勒源。这种反馈可以用于以两个胎儿心脏在空间上被清楚地分开并不落在相同的观察体积内的方式定位换能器。

[0069] 在各种实施例中,2D热图能够与深度热图整合以形成通过三个正交轴x、y和z定义的体积3D热图。在本公开的另一实施例中,2D热图能够被并排地显示在计算机的一个窗口中,其中,深度图在被显示在计算机的另一窗口中。当观察2D热图时,深度热图可以显示2D热图正在被观察的深度的突出部分。

[0070] 在又一实施例中,怀孕女性也可以选择将她的支持能够显示热图的软件的平板电脑无线地连接到超声设备来观察生成的热图。医学人员使用热图来获得胎儿心脏的最佳位置。

[0071] 本文中公开的设备和方法可以用于例如在妊娠和分娩期间对胎儿心率的医院和家庭监测。

[0072] 虽然本文中已经描述并说明了若干实施方式,但是用于执行本文中描述的功能和/或获得本文中描述的结果和/或优点中的一个或多个优点的各种其他单元和/或结构可以被利用,并且这样的变化和/或修改中的每个均被认为落在本文中描述的実施方式的范围内。更一般而言,本文中描述的所有参数、尺寸、材料和配置旨在为示例性的,且实际的参数、尺寸、材料和/或配置将取决于教导所用于的具体应用。本领域技术人员使用不超过常

规的试验就可认识到或者能够确定本文中描述的具体实施方式的许多等同方案。因此,应理解上述实施方式仅通过示例的方式来呈现,并且,在所附权利要求和其等同方案的范围内,可与具体描述和要求保护的那样不同地来实践实施方式。本公开的实施方式涉及本文中描述的每个单独特征、系统、产品、材料、套件和/或方法。另外,如果这样的特征、系统、产品、材料、套件和/或方法相互不矛盾,则两个或更多个这样的特征、系统、产品、材料、套件和/或方法的任意组合被包括在本公开的范围內。

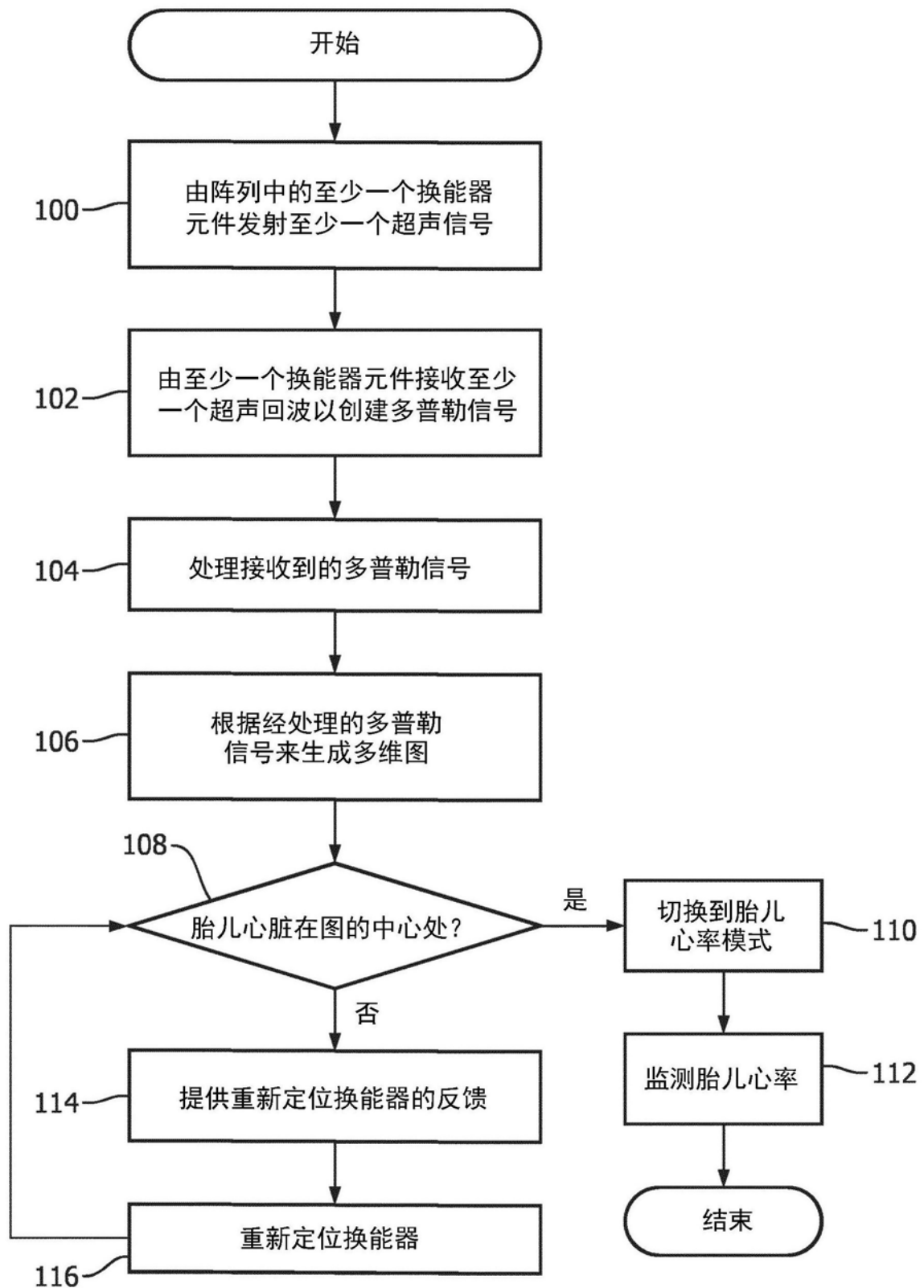


图1

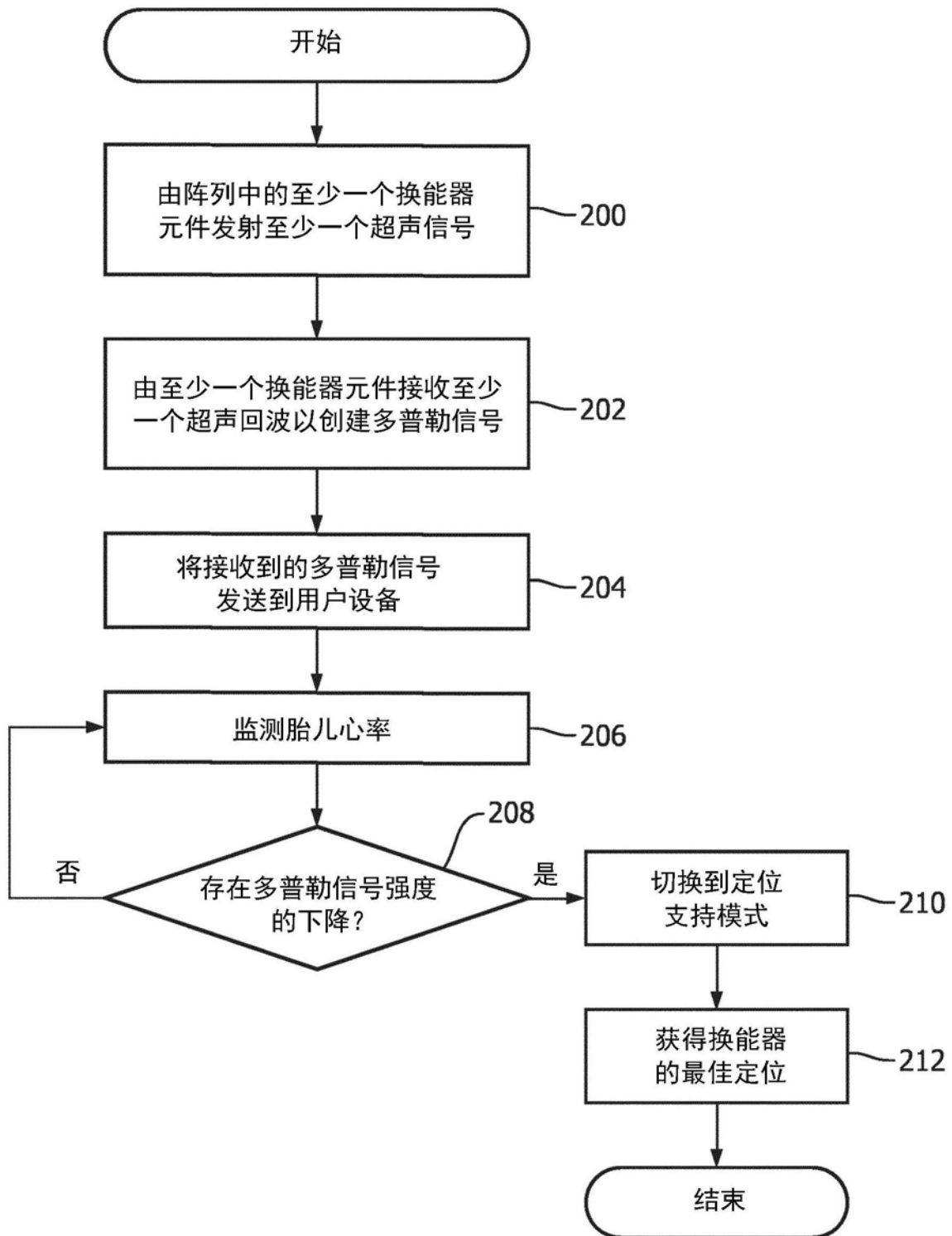


图2

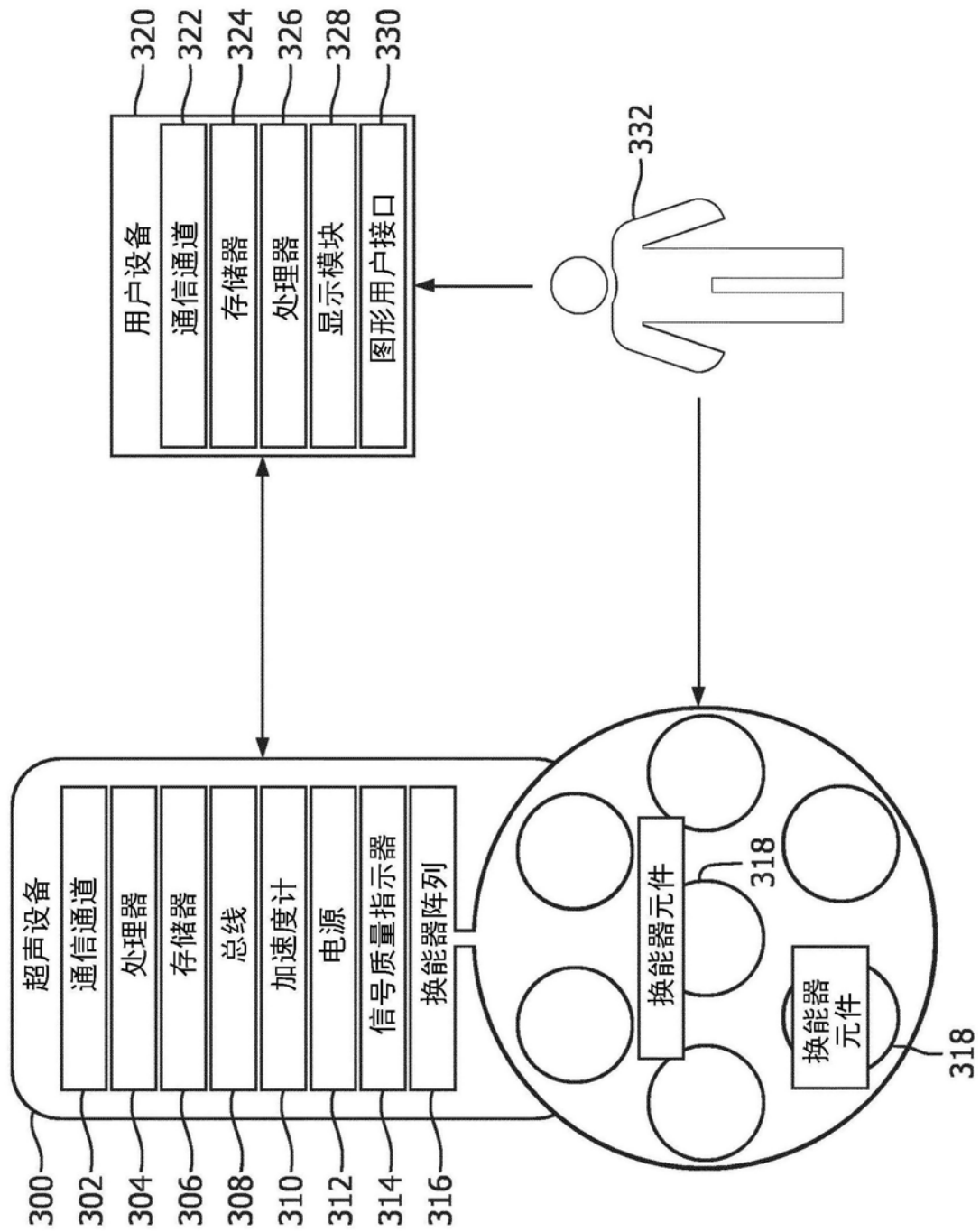


图3

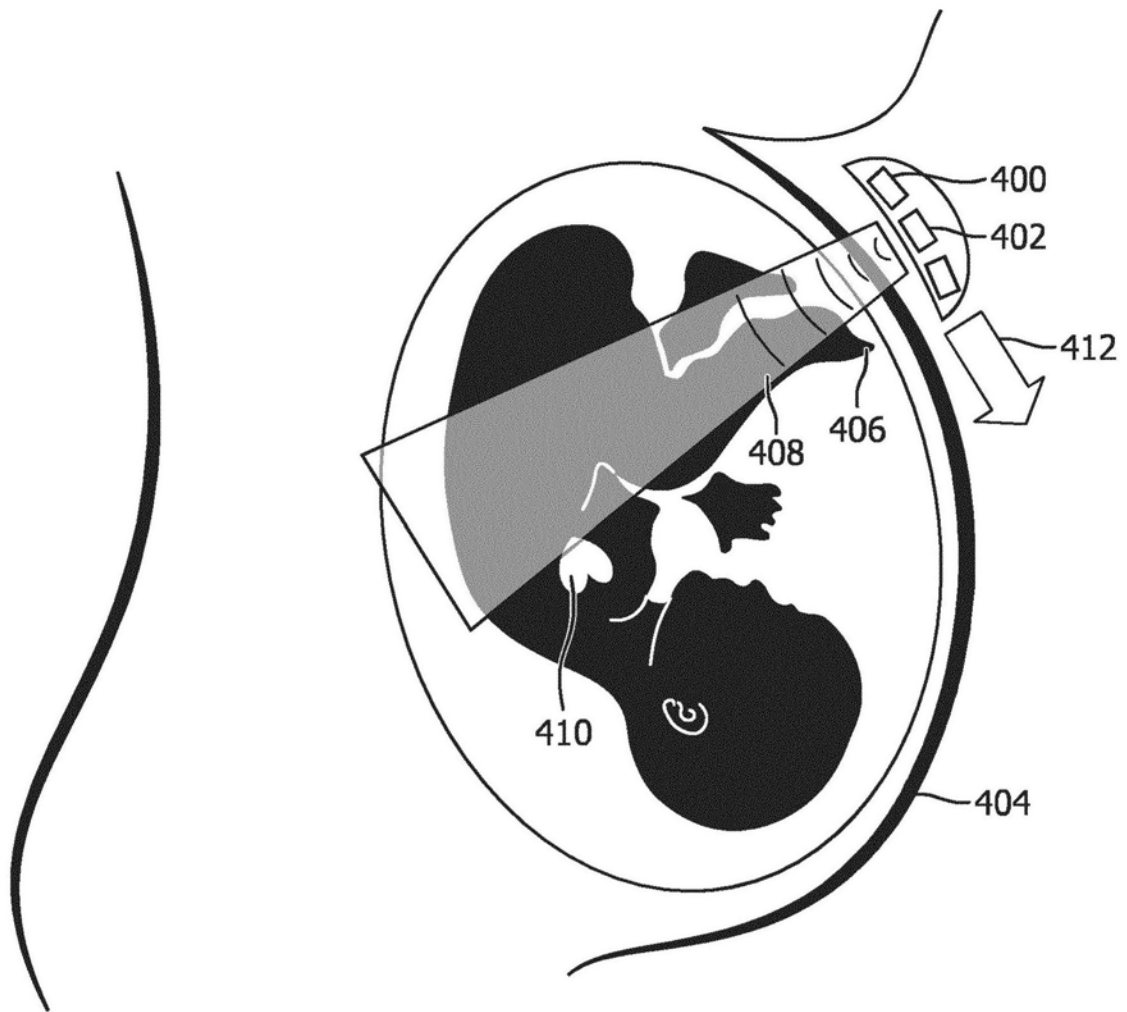


图4

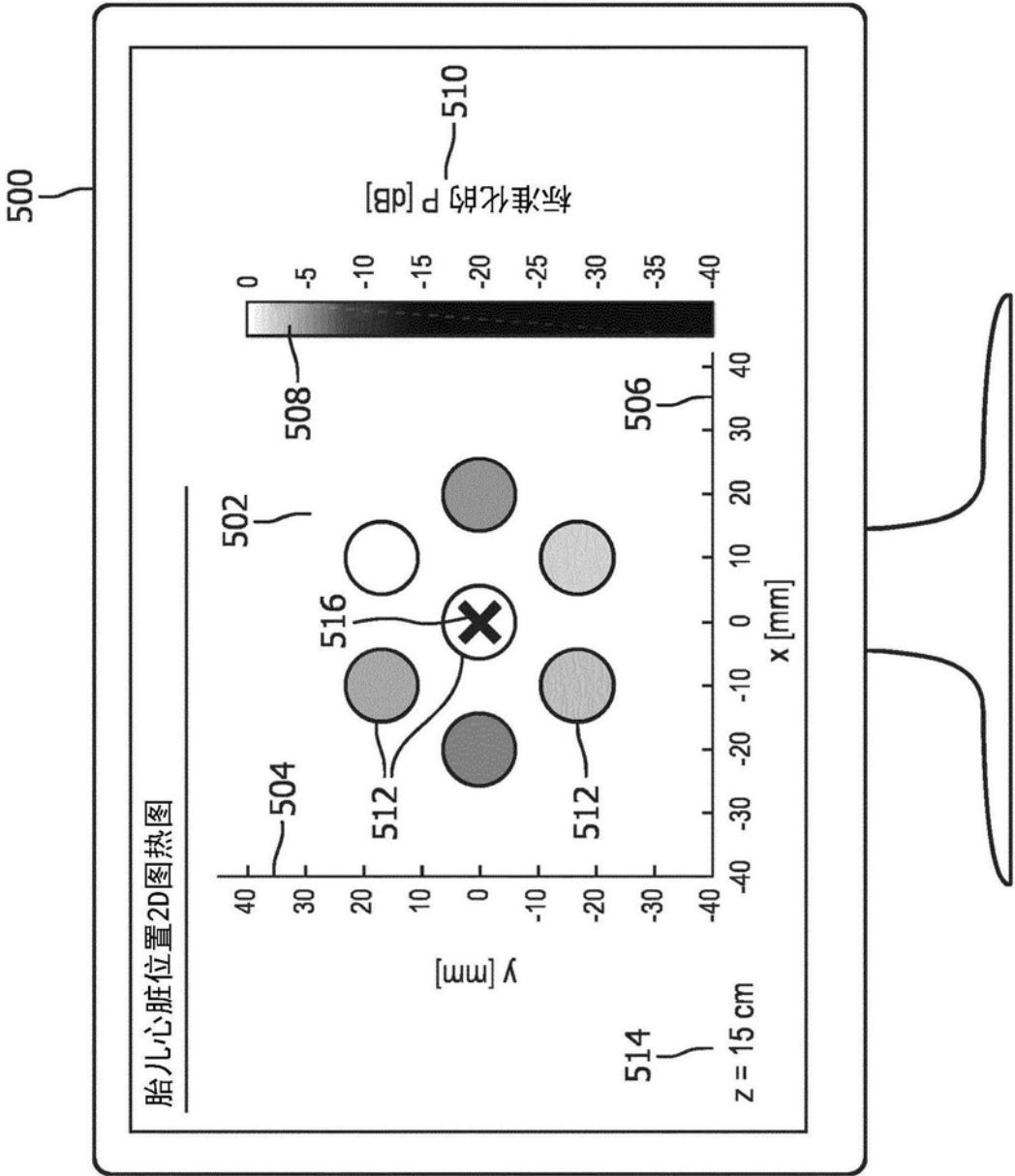


图5

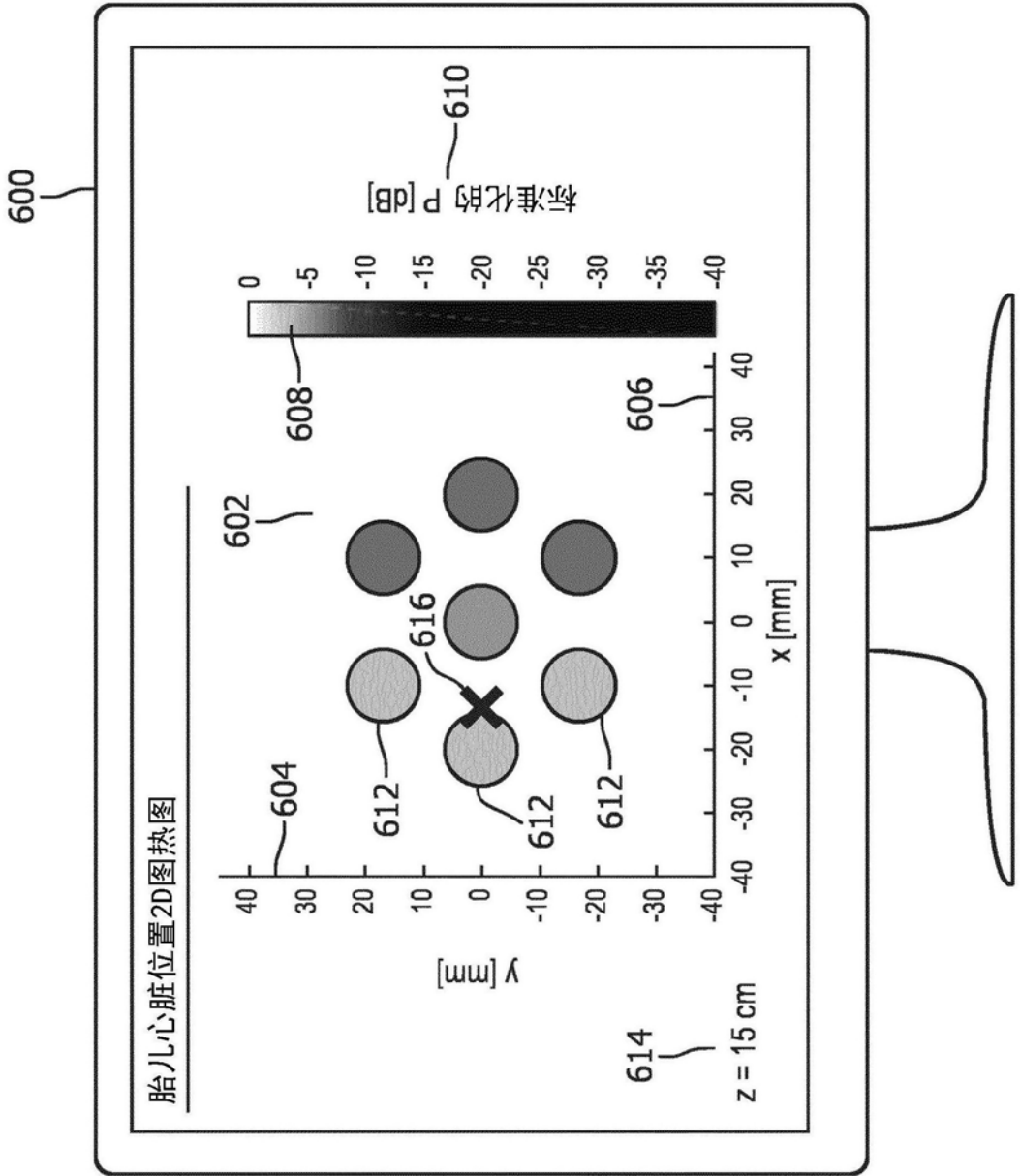


图6

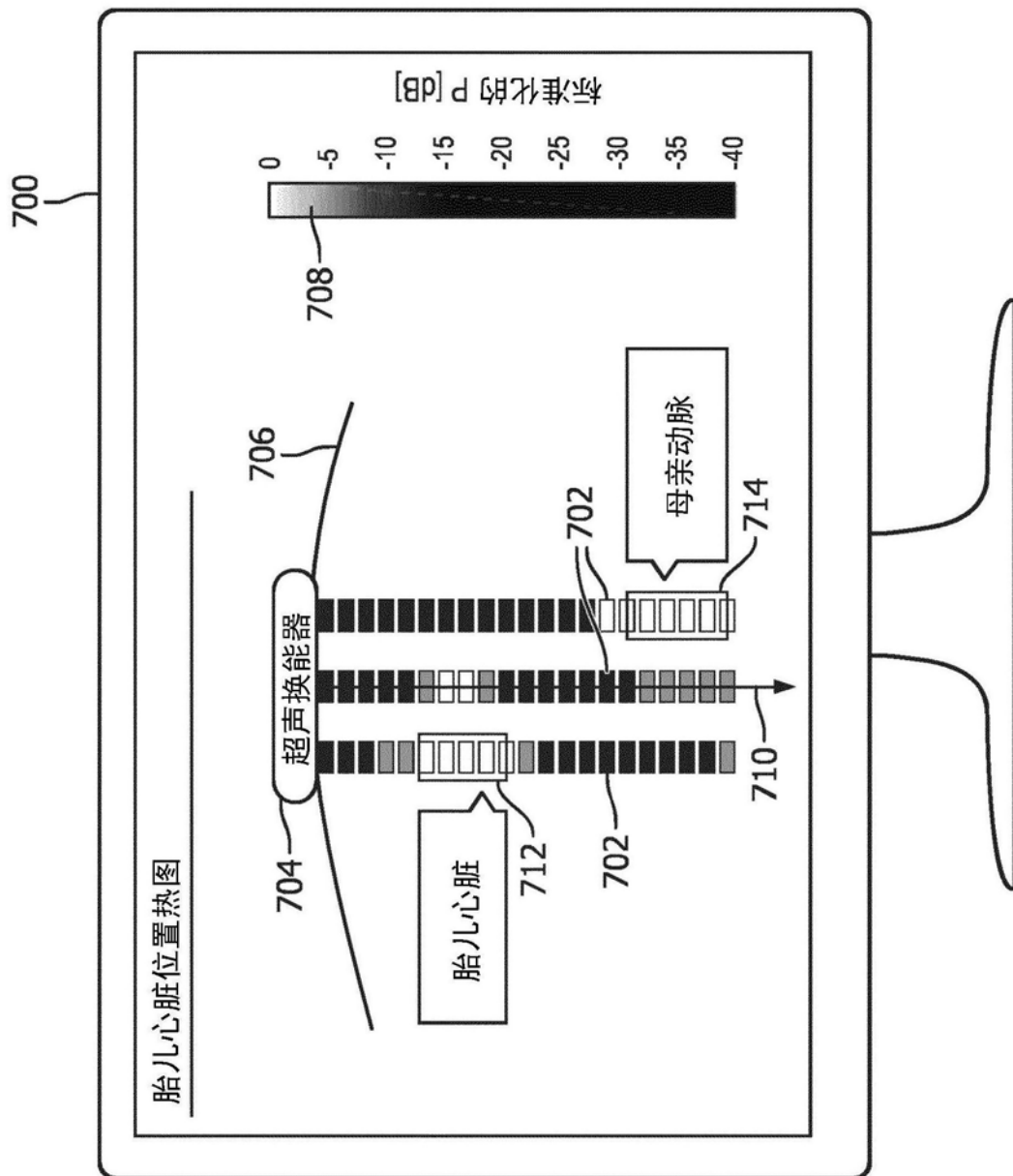


图7

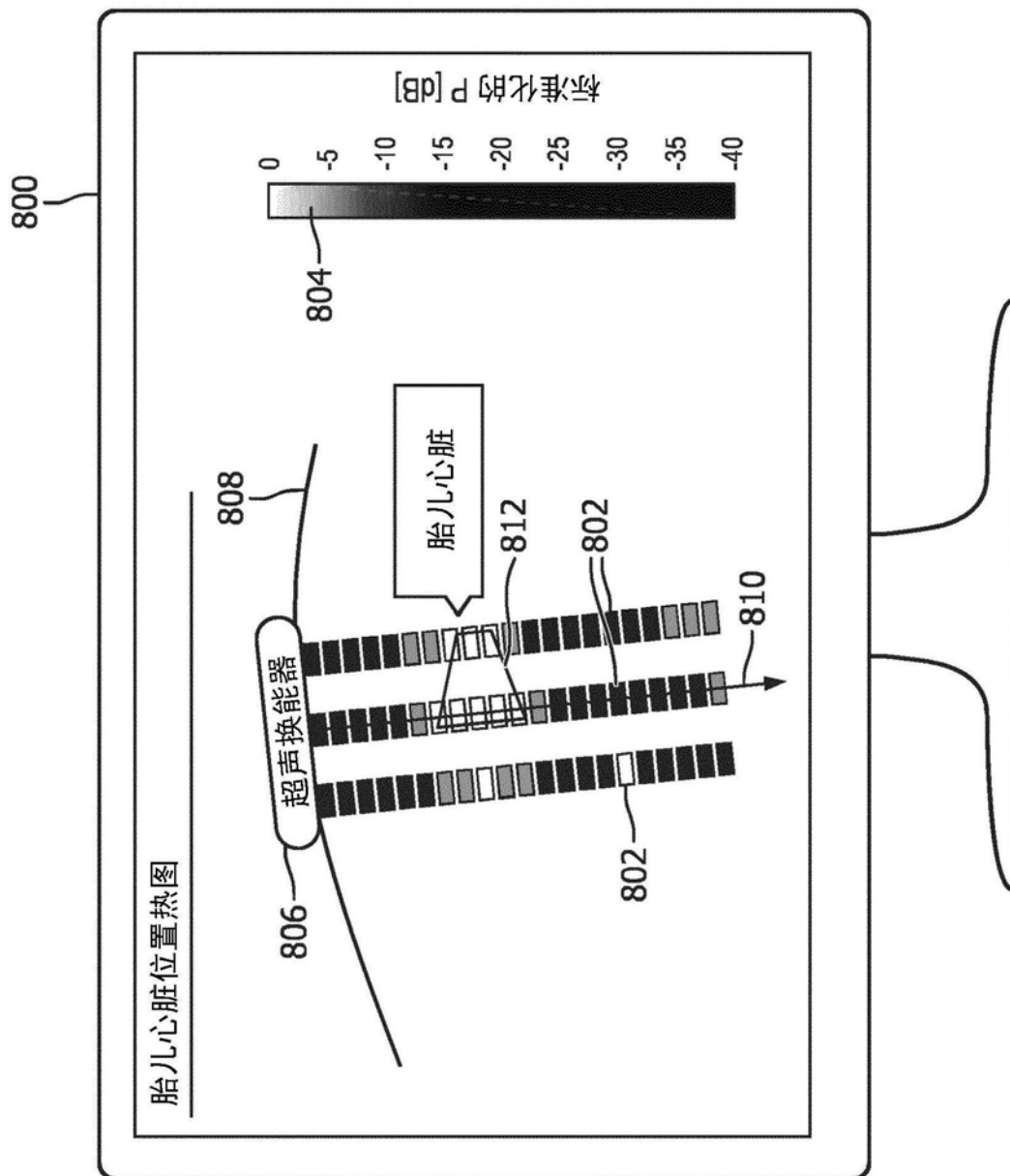


图8

专利名称(译)	用于CTG超声换能器的定位支持和胎儿心率配准支持		
公开(公告)号	CN109069121A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780028456.0	申请日	2017-05-05
[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	P 哈梅尔曼 L施米特 AF科伦 M沃尔施拉格		
发明人	P·哈梅尔曼 L·施米特 A·F·科伦 M·沃尔施拉格		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/42 A61B8/4245 A61B8/488 A61B8/5269		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2016169434 2016-05-12 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于监测胎儿健康的方法。本公开的方法包括从阵列中的至少一个换能器元件朝向母亲腹部发射(100)超声信号。然后由所述至少一个换能器元件接收(102)对应于所述母亲腹部的至少一个深度的至少一个超声回波信号。在所述回波由所述至少一个换能器元件接收然后在至少一个通道中被处理(104)之后确定至少一个多普勒信号。然后根据经处理的多普勒信号来生成(106)多维图。然后当确定所述胎儿心脏位于超声射束体积外部时，提供(114)重新定位所述至少一个换能器元件的反馈。

