



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102946810 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201180029313. 4

A61B 8/08(2006. 01)

(22) 申请日 2011. 04. 27

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

61/355, 885 2010. 06. 17 US

JP 特开 2009-119250 A, 2009. 06. 04,

US 2005/0203393 A1, 2005. 09. 15,

US 2005/0234340 A1, 2005. 10. 20,

CN 101004671 A, 2007. 07. 25,

US 6966878 B2, 2005. 11. 22,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 12. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/051853 2011. 04. 27

审查员 廖怡芳

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/158136 EN 2011. 12. 22

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 M·绍夫

(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 8/02(2006. 01)

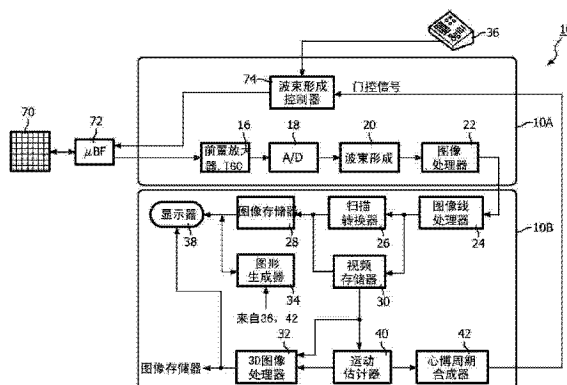
权利要求书2页 说明书6页 附图7页

(54) 发明名称

用于 3D 超声胎儿成像的自动心率检测

(57) 摘要

一种超声系统和方法提供工作流程以采集由合成心脏门控信号门控的胎儿心脏的 3D 图像。在超声图像中限定描绘出胎儿心脏的 ROI。控制所述超声系统以根据从 ROI 接收的回波信号自动地估计胎儿心率。当所述系统已采集稳定的合成心率信号时,给用户关于其的指示,并且然后用户命令所述系统采集若干个胎儿心搏周期的 3D 胎儿心脏图像,所述若干个胎儿心搏周期使用合成心率信号门控。



1. 一种用于 3D 胎儿心脏图像的门控采集的超声诊断成像系统,所述系统包括:
超声探头,其包括适于 3D 胎儿成像的二维阵列换能器;
图像处理器,其适于处理来自所述探头的图像信号以供显示;
耦合到所述图像处理器的图像显示器;
具有多个控制的用户控制,其中所述多个控制是用户能操作的;
图形生成器,其对用户控制响应,所述图形生成器在超声图像中标识感兴趣区域(ROI);
用户控制,其适于启动对由所述感兴趣区域标识的超声数据的处理以确定胎儿心率;
指示器,其对所述超声数据的所述处理响应,所述指示器指示已经确定胎儿心率;以及
采集控制,其适于当所述指示器指示已经确定胎儿心率时,由用户致动所述采集控制以同步于所确定的胎儿心率采集门控 3D 胎儿心脏图像。
2. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,适于启动对由所述感兴趣区域标识的超声数据的处理的所述用户控制,还适于致动心搏周期合成器,所述心搏周期合成器对从所述感兴趣区域接收的回波信号响应以产生合成的胎儿心率信号。
3. 如权利要求 2 所述的超声诊断成像系统,其中,所述心搏周期合成器对运动的估计响应,所述运动的估计是由运动估计器响应于从所述感兴趣区域接收的回波信号产生的。
4. 如权利要求 2 所述的超声诊断成像系统,其中,所述心搏周期合成器对频率的估计响应,所述频率的估计是响应于从所述感兴趣区域接收的回波信号产生的。
5. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,当已经确定胎儿心率时所述指示器产生视觉或听觉指示。
6. 如权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述指示器结合超声图像的显示产生视觉指示。
7. 如权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,结合用户控制产生所述视觉指示。
8. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述采集控制还适于同步于所确定的胎儿心率采集多个心搏周期的门控 3D 胎儿心脏图像。
9. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述用户控制被配置成使得用户能够手动地设置胎儿心率。
10. 一种用于采集由合成的胎儿心率信号门控的 3D 胎儿心脏图像的方法,所述方法包括:
采集胎儿心脏的超声图像;
在超声图像中限定感兴趣区域(ROI),所述感兴趣区域(ROI)在所述超声图像中描绘所述胎儿心脏;
使用从所述感兴趣区域返回的回波信号自动地估计所述胎儿心率;
产生已经估计所述胎儿心率的指示;以及
在已经估计所述胎儿心率的所述指示之后,同步于所估计的胎儿心率采集门控 3D 胎儿心脏图像。
11. 如权利要求 10 所述的方法,其中,产生指示还包括产生已经估计稳定的胎儿心率的听觉或视觉指示。
12. 如权利要求 10 所述的方法,其中,使用回波信号自动地估计所述胎儿心率还包括

通过运动估计或频率估计中的一个估计所述胎儿心率。

13. 如权利要求 10 所述的方法,其中,采集还包括采集所述胎儿心脏的双平面图像;
其中,限定感兴趣区域还包括在每个双平面图像中限定感兴趣区域。

14. 如权利要求 10 所述的方法,其中,采集门控 3D 胎儿心脏图像还包括采集多个胎儿心搏周期的门控 3D 胎儿心脏图像。

15. 如权利要求 10 所述的方法,还包括与 M 模式图像一起显示在其中限定了感兴趣区域的超声图像,所述 M 模式图像由从所述感兴趣区域接收的超声回波信号产生。

用于 3D 超声胎儿成像的自动心率检测

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断系统,并且具体而言,涉及用于通过三维(3D)成像诊断胎儿心脏的超声诊断成像系统。

背景技术

[0002] 超声很适于胎儿成像,因为其执行无创成像而既不将母亲又不将胎儿暴露于电离辐射。很多胎儿检查的目的是对胎儿解剖结构的发育进行评估,以确定胎儿是否发育正常。由于超声图像质量已经逐年提高,因而可以可视觉解剖结构的更多区域以进行发育评估,并且更加详细。因此,胎儿超声检查已随着对将要检查的解剖结构的要求的增加而变得更加彻底。发育中的胎儿心脏是特别细察的一个解剖结构区域。近年来,心脏的流出道已成为倍受关注的焦点。然而,可能难于对胎儿心脏的心脏流出道成像。这其中的一个原因是该胎儿解剖结构的小尺寸。另一原因是期望不仅简单地观察该解剖结构,还要观察在完整胎儿心搏周期中通过所述流出道的流动特性的动力学。又一原因是流出道随着胎儿成长经历显著的发育,并且因此可具有依赖于胎儿年龄的变化的外观和复杂性。流出道因而可能难于在超声显示上标识,并且采集正确取向的图像帧以用于令人满意的诊断可能更加困难。

[0003] 用 3D 超声成像胎儿心脏的最近应用已缓解了这些需求中的一些。使用 3D 成像,可以对完整的胎儿心脏进行成像并且可以采集一序列的 3D 图像数据集以用于以后的回放和诊断。当将完整胎儿心脏的数据采集到数据集中时,可以在采集后的诊断期间检查图像数据以定位心脏的流出道。可以在多平面重建(MPR)中从 3D 数据中提取不同的变化的 2D 图像平面,使得可以检查期望取向的图像平面。三维成像因而解决了许多使用 2D 胎儿成像会有问题的静态成像难题。最近一种称为“空间-时间图像相关”或 STIC 的技术解决了分析胎儿血流的时间动力学的问题。使用 STIC,使用超声通过胎儿心脏进行扫描,并且经过一序列的心搏周期采集许多图像帧。当使用 2D 超声探头进行手动扫描时,该图像采集可耗时十秒或更长。可以使用机械 3D 探头执行同样的采集,所述机械 3D 探头机械地扫描通过胎儿心脏区域的图像平面,但是 3D 机械探头通常具有较差的高度聚焦,其导致在高度维度上构建 MP 图像时的不精确性。在完成采集并且存储图像帧后,根据期望解剖结构的图像帧(如需要的话利用 MP 重建创建)在胎儿心搏周期中的时相顺序,将其重组为图像循环。该任务因没有可用于该重新排序的胎儿心脏的 ECG 信号的事实而变得困难。由于不能将 ECG 电极附接在胎儿上并且母亲自身的 ECG 信号将淹没胎儿的电脉冲,因而无法在成像期间采集胎儿 ECG。因此有必要从胎儿心脏图像提取胎儿心搏周期的合成时间信号。这通过基于心脏处或近心脏的胎儿组织运动确定事件触发而实现,如在美国专利 US 7261695(Brekke 等人)中所述。该合成的心搏周期触发信号然后被用于将来自多个心搏周期的图像重新排序为一个心搏周期循环,其中所述帧按心跳时相排序。

[0004] 然而该 STIC 技术并非没有它的困难。其中之一是重组算法的鲁棒性。由于典型的采集创建过多的图像而不能手动地重新排序,因而已发展出算法来自动地完成所述帧的重新排序。这些算法依赖于可能不够令人满意的图像数据质量。已经努力通过使用对探头

的建议操作来采集最优的数据集而改善这一情况,但是这是技术依赖的,并且其对解剖结构统计的使用可令其依赖于个体患者。但是更大的问题是胎儿经常运动,并且在数据采集所需要的完整的十秒或更长的期间可能不保持静止。当胎儿移动时,期望图像数据相对于探头的取向将变化,并且可能完全离开视野,导致在采集的数据集中期望解剖结构的缺失。此外,在采集期间胎儿的运动限制了所导出的合成胎儿心搏周期的精度,其将伪影引入到重建的 3D 数据中。

[0005] Jago 等人在 2009 年 6 月 30 日提出的题为 THREE DIMENSIONAL FETAL HEART IMAGING BY NON-ECG PHYSIOLOGICAL GATED ACQUISITION 的美国专利申请 No. 61/221885 中描述了解决这些问题的 STIC 的替代。在该申请中,描述了一种诊断超声系统,其采集 3D 胎儿心脏数据集,该 3D 胎儿心脏数据集通过生理学地导出的门控信号而被门控到胎儿心搏周期。利用 1D、2D 或 3D 成像中任何一个对胎儿心脏成像,并且采集来自表现出合适运动的目标的回波信号。例如,对于胎儿心脏成像,目标可以是胎儿的心肌,或胎儿颈动脉中的血液的运动。处理运动信号以产生同步到胎儿心搏周期的门控信号,所述门控信号用于门控 3D 图像数据采集。然后利用该生理学地导出的门控信号与胎儿心跳时相时间相关地采集三维数据集。使用并入了微型波束形成器的 2 维矩阵换能器可以更容易地实现 3D 采集的门控,这是由于在这种情况下可以以任何序列或取向电子地生成成像平面。利用这样的矩阵换能器,通常可以在少于一秒内采集一个心搏周期循环,并且可以只用数秒采集若干循环。由于采集的图像数据已经与胎儿心搏周期同相,因而没必要对图像数据重新排序,并且由于采集只需数秒,因而不用太担心胎儿运动。与 STIC 相比,该方法的另一优势是可以向用户呈现出采集质量的重建图像,使得用户可以在数据采集完成前判定是否存在任何运动伪影。如果胎儿确实在短的采集间隔的期间运动了,则可以重新定位探头并且执行另一 3D 数据采集。此后在采集后诊断期间可以仔细分析成功采集的 3D 数据。期望为临床医师提供一个使这样的系统易于使用的工作流程。具体而言,期望该系统工作流程简单可靠地采集生理学地导出的门控信号,知道何时产生稳定的门控信号,并且允许临床医师利用该门控信号及时地采集所期望的胎儿心脏循环。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,一种诊断超声具有工作流程和控制,所述控制便于利用合成导出的心脏门控信号来采集 3D 胎儿心脏图像循环。在 3D 成像期间导出心率而无需退出到另外的成像模式。该工作流程使得临床医师能够设置关于胎儿心脏的 3D 感兴趣区域 (ROI),然后自动地采集胎儿心率。当临床医师按下“触发”控制时,该系统开始采集胎儿心率,并当采集到合适的心率信号时,向该临床医师提供反馈。然后该临床医师按下“开始”控制以启动触发的 3D 采集。在一两秒以内,完成触发的 3D 图像采集并且图像循环为采集后的分析作好准备。

[0007] 根据本发明的一方面,提供了一种用于 3D 胎儿心脏图像的门控采集的超声诊断成像系统,所述系统包括:超声探头,其包括适于 3D 胎儿成像的二维阵列换能器;图像处理器,其适于处理来自所述探头的图像信号以供显示;耦合到所述图像处理器的图像显示器;具有多个用户能操作的控制的用于用户控制;图形生成器,其对用户控制响应,所述图形生成器在超声图像中标识感兴趣区域 (ROI);用户控制,其适于启动对由所述 ROI 标识的超声数据

的处理以确定胎儿心率；指示器，其对于用于确定胎儿心率的对超声数据的所述处理响应，所述指示器指示已经确定胎儿心率；以及采集控制，其适于当所述指示器指示已经确定胎儿心率时，由用户致动所述采集控制以同步于所确定的胎儿心率采集门控 3D 胎儿心脏图像。

[0008] 根据本发明的一方面，提供了一种用于采集由合成的胎儿心率信号门控的 3D 胎儿心脏图像的方法，所述方法包括：采集胎儿心脏的超声图像；在超声图像中限定感兴趣区域 (ROI)，所述感兴趣区域在所述图像中描绘所述胎儿心脏；使用从所述 ROI 返回的回波信号自动地估计所述胎儿心率；产生已经估计所述胎儿心率的指示；以及在已经估计所述胎儿心率的所述指示之后，同步于所估计的胎儿心率采集门控 3D 胎儿心脏图像。

附图说明

[0009] 在附图中：

[0010] 图 1 以框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统；

[0011] 图 2 图示了典型超声系统，在所述超声系统上实现了本发明的 3D 胎儿心脏成像系统；

[0012] 图 3 的流程图是用于为胎儿心脏成像采集触发信号然后将该触发信号用于 3D 图像采集的本发明的工作流程；

[0013] 图 4 图示了根据本发明的用于设置胎儿心脏的 ROI 的控制面板；

[0014] 图 5 图示了适合用于执行本发明的胎儿心脏采集的工作流程的 3D 显示；

[0015] 图 6a 和图 6b 图示了用于手动地或自动地任选地采集触发信号的控制面板；

[0016] 图 7 图示了用于自动采集胎儿心脏触发信号的一种技术；

[0017] 图 8 图示了额外地显示 M 模式图像的 3D 显示，所述 M 模式图像支持并提供合成导出的胎儿心率信号的用户置信度。

具体实施方式

[0018] 首先参考图 1，以框图的形式示出了根据本发明原理构造的超声系统 10。该超声系统由前端采集子系统 10A 和显示子系统 10B 两个子系统配置。超声探头耦合到采集子系统，该采集子系统包括二维矩阵阵列换能器 70 和微型波束形成器 72。所述微型波束形成器包含对施加到阵列换能器 70 的元件组（“片 (patches)”）的信号进行控制的电路，并且对从每组的元件接收的回波信号进行一些处理。探头内微型波束形成有利地减少了探头和超声系统之间的线缆中的导体数量，这在美国专利 US 5997479 (Savord 等人) 和 US 6436048 (Pesque) 中进行了描述。

[0019] 探头耦合到超声系统的采集子系统 10A。该采集子系统包括波束形成控制器 74，该波束形成控制器 74 对用户控制 36 响应，并且向微型波束形成器 72 提供控制信号，以指示探头关于发射波束的时间、频率、方向以及聚焦。波束形成控制器也通过其对模数 (A/D) 转换器 18 和波束形成器 20 的控制对由采集子系统接收的回波信号的波束形成进行控制。由探头接收的回波信号由采集子系统中的前置放大器和 TGC (时间增益控制) 电路 16 放大，然后被所述 A/D 转换器 18 数字化。然后由波束形成器 20 将数字化的回波信号形成成为完全导引且聚焦的波束。然后由图像处理器 22 处理该回波信号，所述图像处理器 22 执行数字滤波、B 模式和 M 模式检测，以及多普勒处理，并且也可执行其他信号处理，例如，谐波

分离、斑点抑制和其他期望的图像信号处理。

[0020] 由采集子系统 10A 产生的回波信号耦合到显示子系统 10B, 所述显示子系统 10B 处理回波信号以按期望的图像格式显示。利用图像线处理器 24 处理回波信号, 所述图像线处理器 24 能够对回波信号采样, 将波束段拼接成完整的线信号并且将线信号平均, 用于改善信噪比或者流连续性 (flow persistence)。利用执行现有技术中的 R-theta 转换的扫描转换器 26 将 2D 图像的图像线扫描转换为期望的图像格式。然后将图像存储在图像存储器 28 中, 图像能够从图像存储器显示到显示器 38 上。存储器中的图像也被与该图像一起显示的图形覆盖, 所述图形由对用户控制 36 响应的图形生成器 34 生成。可以在图像循环或图像序列的捕获期间将单个图像或图像序列存储在视频存储器 (cine memory) 30 中。

[0021] 对于实时体积成像, 显示子系统 10B 也包括 3D 图像绘制处理器 32, 其从图像线处理器 24 接收图像线以绘制实时三维图像。3D 图像可以在显示器 38 上显示为实况 (实时) 3D 图像, 或者耦合到图像存储器 28 用于 3D 数据集的存储以供以后审阅和诊断。

[0022] 根据本发明的原理, 胎儿心率合成器产生心率触发信号, 用于胎儿心脏图像的门控的 3D 采集。在图 1 的实现方式中, 胎儿心率合成器包括运动估计器 40, 该运动估计器接收来自所成像解剖结构的指定位置 ROI 的时间离散的回波信号, 并且处理该回波以产生表示该指定位置处的运动的信号。从其处采集时间离散的回波信号的解剖结构中的位置可以是默认的图像位置例如图像中心, 或者其可以由用户通过对用户控制 36 的控制的操作而指定的位置。例如, 用户能够操作用户控制的操纵杆、跟踪球, 或者其他控制以定位胎儿颈动脉中的样本体积。然后可以根据运动的胎儿的组织或血液的样本执行运动估计。可以通过图像处理器执行该处理中的一些, 例如对来自样本体积位置的回波信号进行的多普勒处理。例如, 然后将由该图像处理器产生的流或组织运动速度的估计直接转发给运动估算器。如果该样本体积位于例如胎儿心脏肌肉的组织上, 则可以通过组织多普勒处理对来自胎儿心脏的回波信号进行处理用于运动辨别。检测运动的又一方式是通过跟踪图像中给定组织位置中的斑点的运动。检测运动的仍又一方式是如美国专利 US 6299579 (Peterson 等人) 中所描述地通过 MSAD 块匹配对连续的图像中组织位置中的变化进行比较。用于检测运动的仍又一技术是使用 M 模式, 该模式利用通过胎儿心脏定位的 M 线。这在图 7 中图示, 图 7 示出了通过 M 线产生的 M 模式图像 60, 所述 M 线通过在超声图像上定位 M 线光标使得所述 M 线延伸通过胎儿心脏的左心室 (LV) 而定位。当以此方式定位时, 该 M 线将通过胎儿心脏一侧的心肌壁 12, 通过 LV 的腔, 并且通过心脏另一侧的心肌组织 14。沿着该 M 线的方向周期性发射穿过 LV 的超声波束, 并且在显示器上以滚动的方式沿着先前接收的 A 线示出从每个发射接收的 A 线。结果是如图 7 中所示出 M 模式图像, 其中当胎儿心脏在心搏周期的舒张末点松弛时, 心脏的相对的两侧是最大分离的, 如箭头 52' 所指示。心脏的相对壁在心搏周期的峰值收缩时相时最接近, 如箭头 54' 所示。图 7 图示了当胎儿心脏随着每次心跳收缩和舒张时心脏壁的运动的一种周期模式。通过对心脏壁 12 或心脏壁 14 的位置的改变 (运动) 进行跟踪, 能够通过为接收胎儿心脏运动信号而耦合的心搏周期合成器 42 产生与心搏周期同相的波形。

[0023] 也可使用胎儿心率检测的其他技术来产生心率触发信号, 该其他技术例如利用峰值频率检测估计胎儿心脏运动的频率。一旦通过上述或任何其他技术产生触发信号, 则将该心率触发信号施加给波束形成器控制器 74, 所述波束形成器控制器 74 使用所述心率触

发信号来门控胎儿心脏图像的采集。该心率信号也耦合到图形生成器 34, 该心率信号可以在所述图形生成器 34 处显示为给用户的反馈, 如下以下更加详细地描述。

[0024] 图 2 图示了超声系统 50, 在所述超声系统 50 上实现了本发明的实施例。该系统 50 包括显示器 56, 在所述显示器 56 上显示所采集的超声图像。以两种方式提供对该超声系统的控制。一种是位于系统前方的控制面板 36, 其包括跟踪球、按钮, 以及用于基本系统操作的控制。触摸屏显示器 58 位于控制面板的顶部并且显示用于高级特征的软键, 所述软键可以周期性地更换或针对过程的每个步骤更换。触摸屏显示器 58 的软键如下所述地在本发明的实现方式中广泛地使用。

[0025] 图 3 的流程图示出了本发明实现方式的工作程序列。当超声检查工作者触摸在触摸屏显示器上的软键以从普通 3D 成像模式进入到 3D 双平面 (biplane) 模式的时候, 该工作程序列以步骤 70 开始。图 4 图示了当超声检查工作者已经输入双平面模式时所显示的触摸屏按钮。在美国专利 US6709994 (Frisa 等人) 中描述了 3D 双平面模式, 并且在该模式中对身体的体积区域的两个平面快速连续地交替成像, 因此产生身体的每个个平面的实况图像。当该成像系统最初进入该双平面模式时, 扫描并显示与 2D 阵列换能器的中心和正交平面的中心对齐的两个图像。通过示出在图像显示器 56 上的双平面图像, 超声检查工作者在步骤 72 触摸在图 4 的触摸屏显示器的屏幕底部示出的“3D ROI”按钮。该按钮在每个双平面图像上打开由图形生成器 34 产生的虚线的 ROI 的轮廓。图 5 示出了两个双平面图像 102 和 104, 每个具有在图像的中心的虚线的梯形 ROI 轮廓 106 和虚线的梯形 ROI 轮廓 108。当胎儿心脏定位于初始 3D 图像的中心时, 两个 ROI 轮廓 106 和 108 中的每个将定义感兴趣区域, 所述感兴趣区域包括在每个双平面图像 102 和 104 的中心的胎儿心脏。

[0026] 利用由 ROI 这样指示了的胎儿心脏, 超声检查工作者在步骤 74 中实现触发信号的自动采集, 所述触发信号用于胎儿心脏的 3D 图像的门控采集。超声检查工作者首先确定针对门控采集将使用手动设置的心率还是自动确定的心率。这通过将自动采集模式按钮设置为期望的模式来完成, 如图 6a 和图 6b 中的“采集模式 (Acq Mode)”按钮所示。该按钮具有两种操作模式, 在一种中超声检查工作者手动设置心率 (图 6a) 而另一种中自动采集触发信号 (图 6b)。当已选择手动模式时, 标记“估计心率 (Estim HR)”出现在“采集模式”按钮上, 如图 6a 中所示。然后超声工作者通过轻击位于“采集模式”按钮正下方的“心率”按钮的心率数值任一侧上的增大和减小箭头来手动地设置心率。在图 6a 的范例中, 心率值已设置为 60bpm。例如, 超声检查工作者可以选择将心率设置为由心脏运动的 M 模式显示先前指示的值。

[0027] 如果“采集模式”按钮在手动模式, 则超声检查工作者可以触摸该按钮以切换为自动模式, 在这种情况下“自动 (Auto)”出现在“采集模式”按钮上, 如图 6b 中所示。然后超声工作者触摸位于“采集模式”按钮上方的“触发”按钮以自动地采集胎儿心率, 如图 3 中步骤 76 所指示。然后该系统开始通过使用例如上述测量技术中的一种自动地估计胎儿心率。当系统这么做时, 当前自动估计的心率值出现在“心率”按钮上并且随着系统更新其对胎儿心率的估计而改变。当估计变得稳定时, 该系统为触发采集 3D 胎儿心脏图像做好准备。该稳定性由如步骤 78 所指示的声音反馈或视觉反馈指示。例如, 虚线的 ROI 轮廓可以初始为一种颜色 (例如白色或黄色) 并且可以在自动检测的心率已变得稳定时变为第二颜色 (例如绿色)。另一备选是当估计的心率已变得稳定时在“心率”按钮上的每分钟心跳次数变为

绿色。当检测的心率已变得稳定时,超声工作者触摸位于触摸屏显示器 58 的左上方的“开始 (Start)”按钮 (图 3 的步骤 80),如图 6b 所示。然后该超声系统将使用自动确定的触发信号以在诸如四次心跳的若干心跳中采集门控 3D 胎儿图像。所采集的图像被存储并为后续的回放和诊断作好准备。

[0028] 在 3D 图像采集的结束,所构建的系统如图 8 所示地显示双平面图像 102、104,以及位于双平面图像下方的 M 模式显示 110。诸如 M 线 112 或 M 线 114 的 M 线指示采集该 M 模式显示的解剖结构中的位置。通过查看 M 模式显示 110,超声检查工作者可以相信自动采集的门控 3D 图像,所述 M 模式显示 110 与门控 3D 图像同时采集。当该 M 模式显示示出心脏运动的稳定的周期性图案时,超声检查工作者可以相信从该 M 模式显示估计的触发信号是稳定的并且适合用作胎儿门控信号。

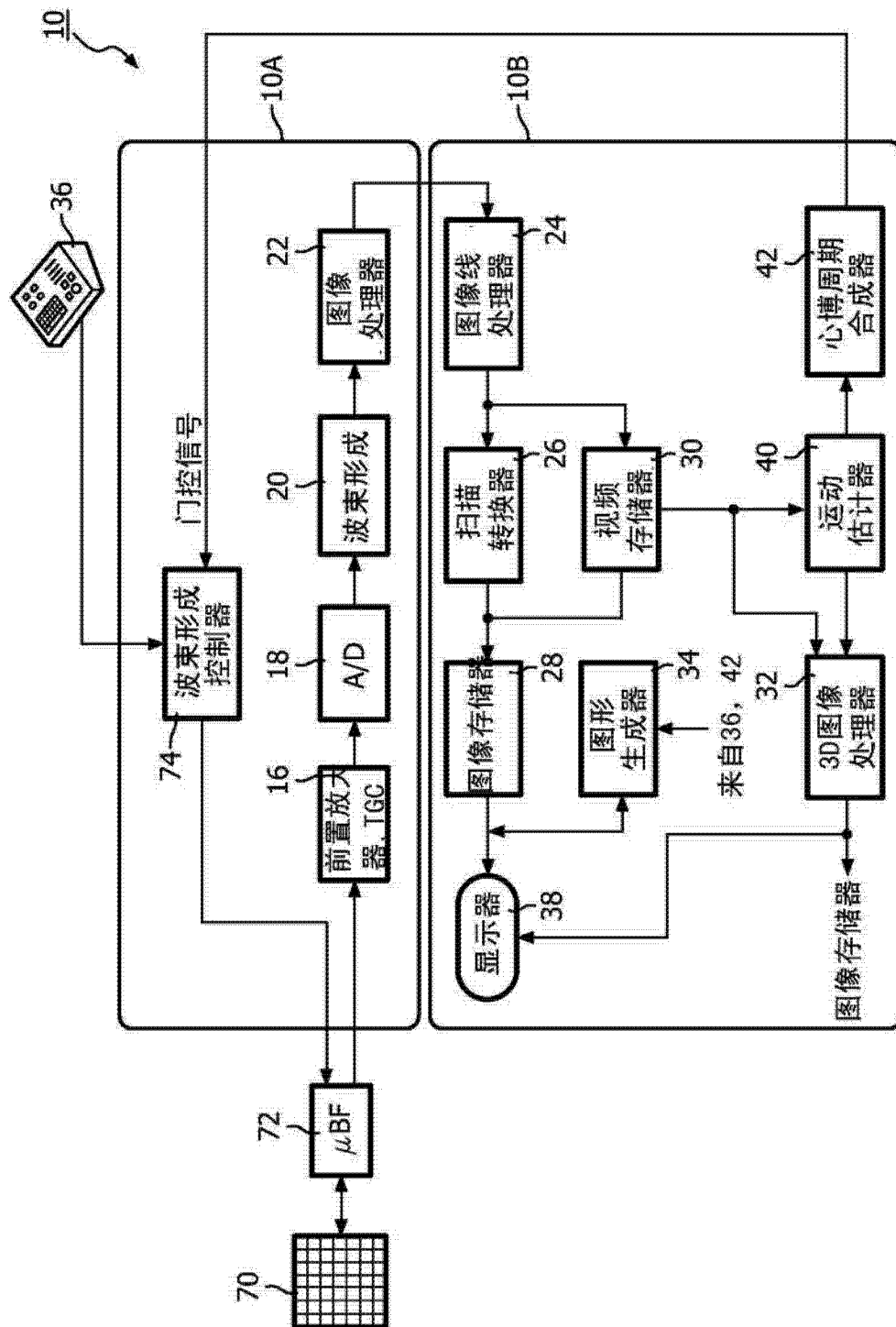


图 1

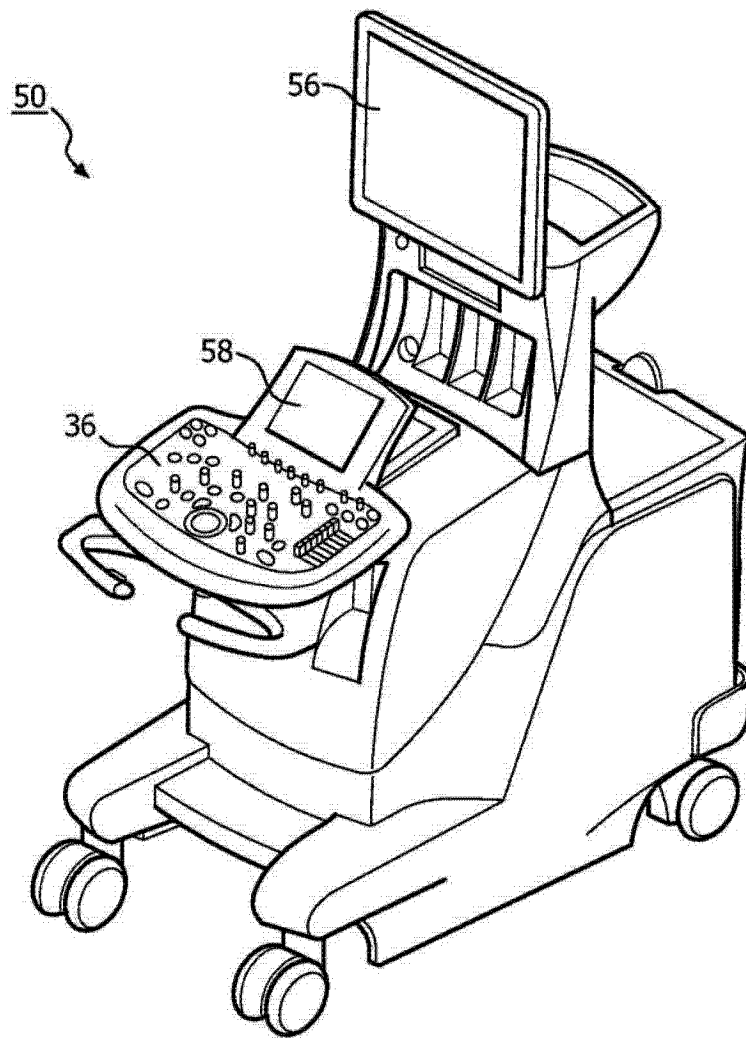


图 2

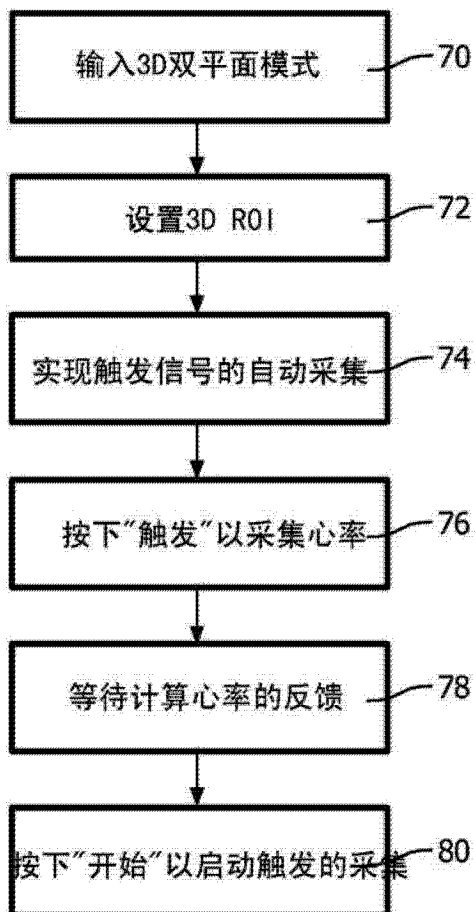


图 3

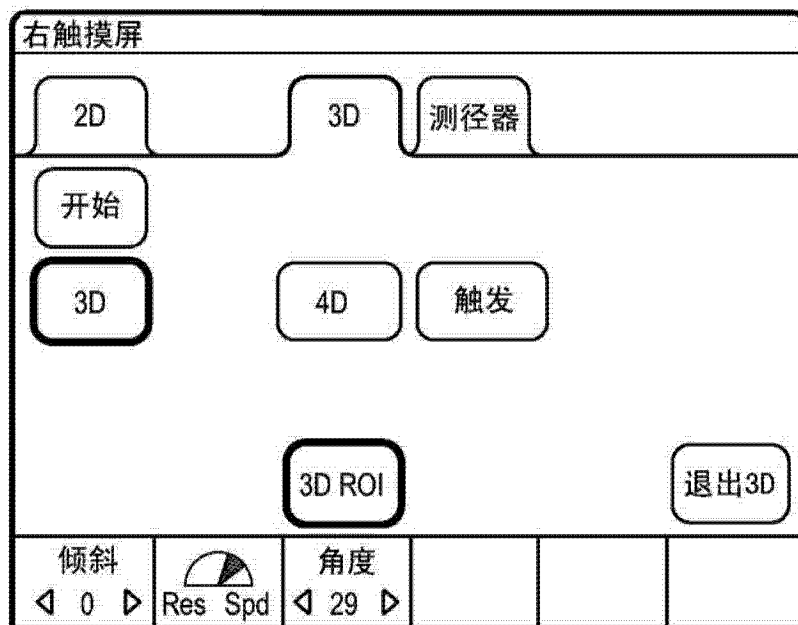


图 4

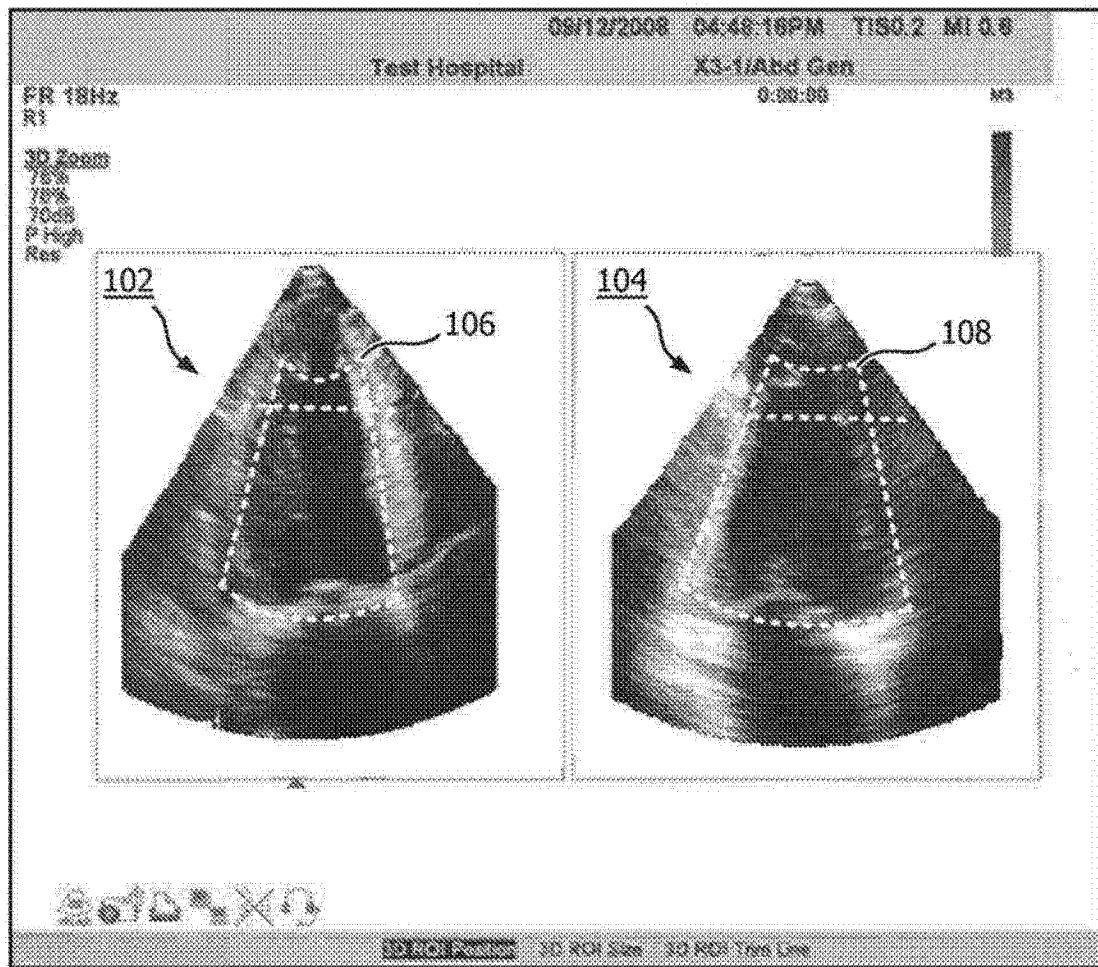


图 5

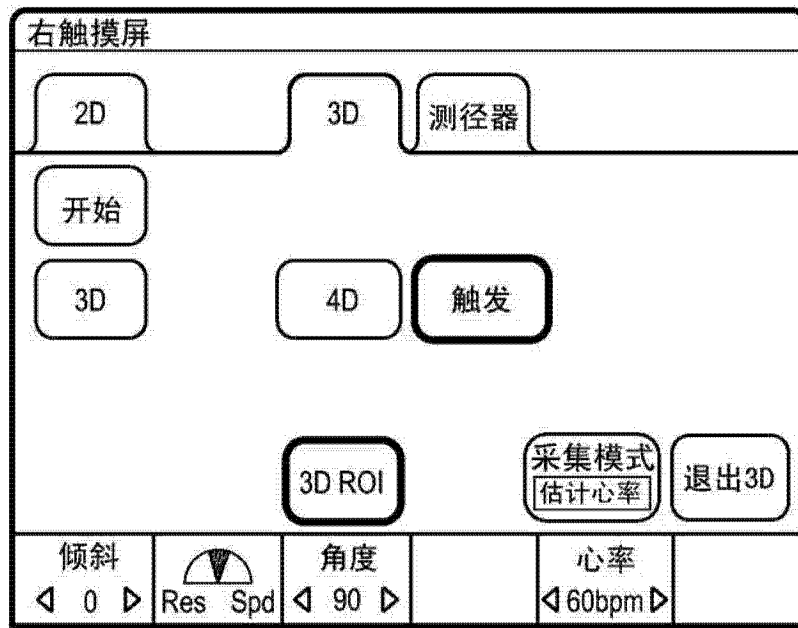


图 6a

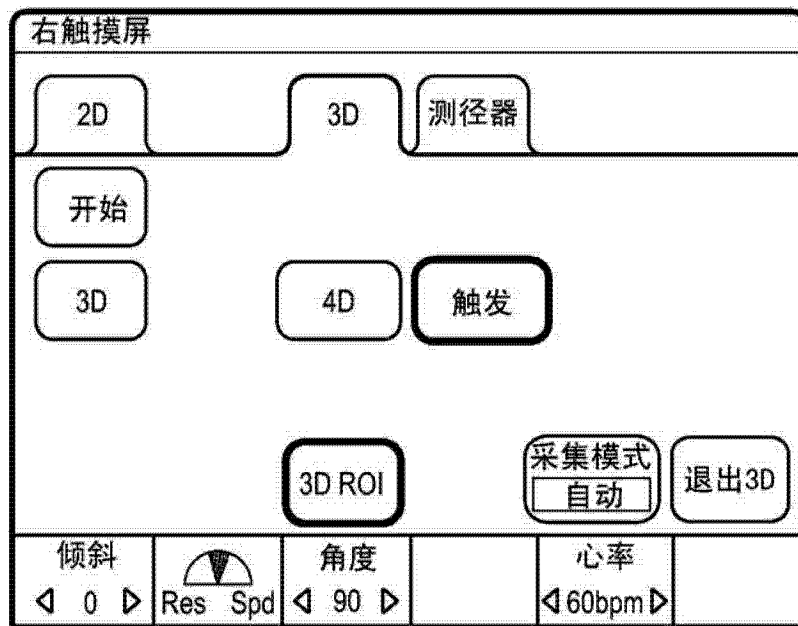


图 6b

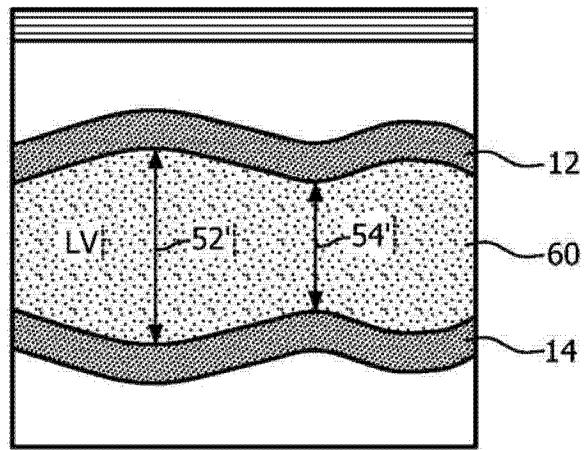


图 7

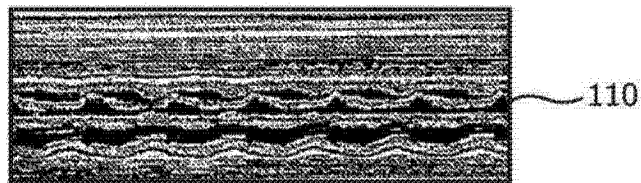
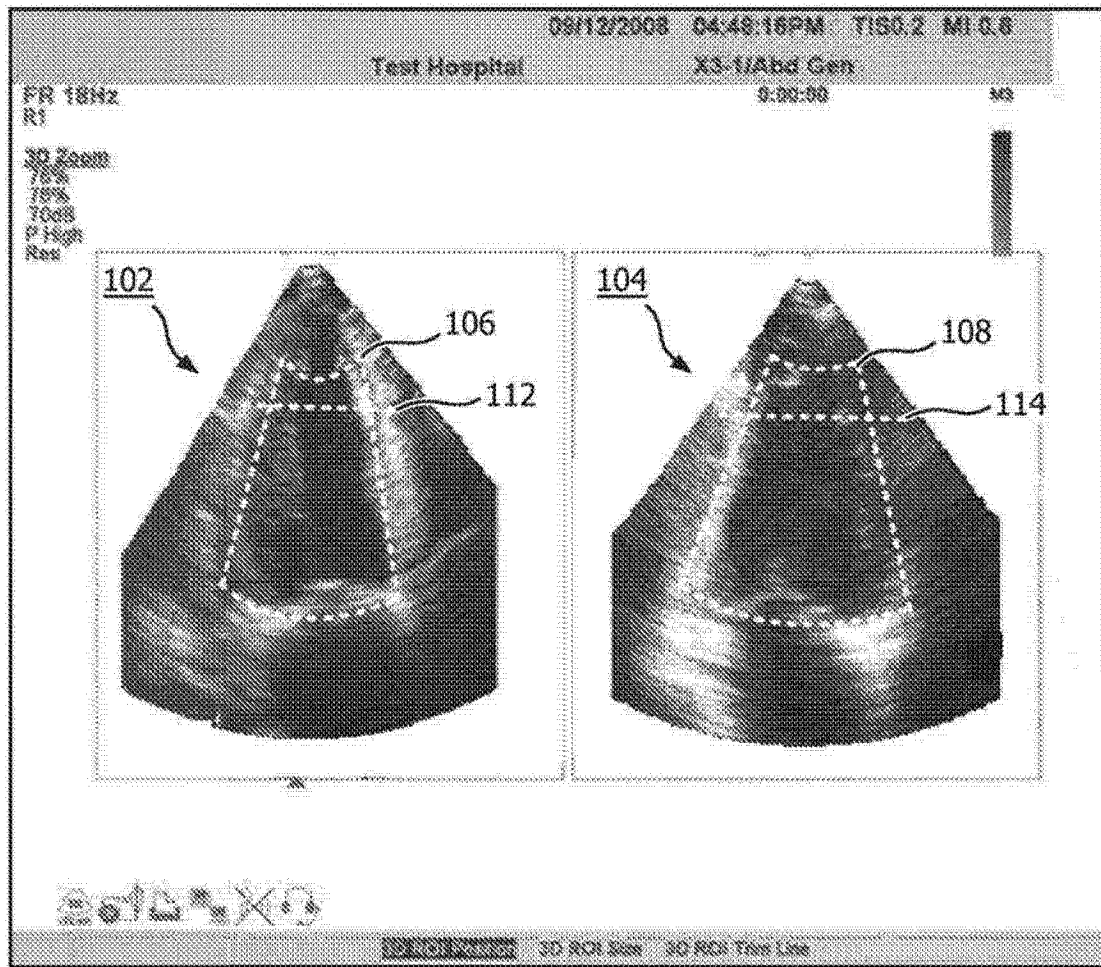


图 8

专利名称(译)	用于3D超声胎儿成像的自动心率检测		
公开(公告)号	CN102946810B	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201180029313.4	申请日	2011-04-27
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	M绍夫		
发明人	M·绍夫		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/4405 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/543 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8993 G16H50/30 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/466 A61B8/469		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/355885 2010-06-17 US		
其他公开文献	CN102946810A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统和方法提供工作流程以采集由合成心脏门控信号门控的胎儿心脏的3D图像。在超声图像中限定描绘出胎儿心脏的ROI。控制所述超声系统以根据从ROI接收的回波信号自动地估计胎儿心率。当所述系统已采集稳定的合成心率信号时，给用户关于其的指示，并且然后用户命令所述系统采集若干个胎儿心搏周期的3D胎儿心脏图像，所述若干个胎儿心搏周期使用合成心率信号门控。

