



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102469984 B

(45) 授权公告日 2015.06.17

(21) 申请号 201080029416.6

(22) 申请日 2010.06.02

(30) 优先权数据

61/221,885 2009.06.30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011.12.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/052469 2010.06.02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/001309 EN 2011.01.06

(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 J·杰戈 A·道 A·科莱-比永

L·庞弗里 P·德特默

(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)

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

(56) 对比文件

US 2007/0167809 A1, 2007.07.19, 说明书第40、54、55、70段, 图13.

US 2004/0092816 A1, 2004.05.13, 说明书第34、45、46段.

Jing Deng 等. Simultaneous use of two ultrasound scanners for motion-gated three-dimensional fetal echocardiography. 《Ultrasound in Med. & Biol.》. 2000, 第26卷(第6期), 摘要, 第1022页第17-26行, 第1027页第25-43行, 第1027页第49行-第1028页第4行, 第1029页图7, 第1030页图8a, 8c.

Jing Deng 等. Simultaneous use of two ultrasound scanners for motion-gated three-dimensional fetal echocardiography. 《Ultrasound in Med. & Biol.》. 2000, 第26卷(第6期), 摘要, 第1022页第17-26行, 第1027页第25-43行, 第1027页第49行-第1028页第4行, 第1029页图7, 第1030页图8a, 8c.

审查员 王传利

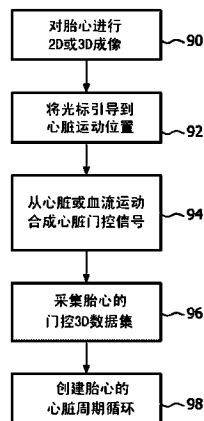
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

通过非心电图生理门控采集进行的三维胎心成像

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统通过利用从检测到的胎心运动合成的门控信号来采集胎心的3D数据集。从解剖结构中要估计表示心脏周期的运动的位置采集时间上不同的回波信号的序列, 所述位置例如是胎儿颈动脉中的样本体积或通过胎儿心肌层的M线。从所检测的运动合成心脏周期信号并将其用于在胎心周期的一个或多个期望相位对胎心图像数据的采集进行门控。在图示的实施例中, 从多个子体积采集3D数据集, 每个子体积均在完整胎心周期上采集, 然后将3D数据集组合以产生跳动的胎心的实况3D循环。



1. 一种用于分析胎心的超声诊断成像系统,包括:
用于采集所述胎心的图像数据集的 3D 成像探头;
用户控制器,其被操纵以在超声图像的解剖结构中将光标引导到表示胎心周期的运动位置;
响应于来自所指定的运动位置的回波信号的运动估计器,其处理所述回波信号以产生表示所指定的运动位置处的运动的信号;
心脏周期合成器,其基于所产生的表示所述所指定的运动位置处的运动的信号,产生表示所述胎心周期的胎心周期信号,所产生的胎心周期信号用作心脏门控信号;
响应于所述心脏门控信号的波束控制器,其令所述 3D 成像探头在通过所述心脏门控信号确定的胎心周期的一个或多个预定相位采集 3D 数据集;以及
响应于所述 3D 数据集的显示器,其用于产生所述胎心的 3D 图像。
2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动估计器还响应于来自所指定的运动位置的 M 模式回波信号以产生表示所指定的运动位置处的运动的所述信号。
3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动估计器还响应于组织运动回波信号以产生表示所指定的运动位置处的运动的所述信号。
4. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动估计器还响应于 2D 图像回波信号以产生表示所指定的运动位置处的运动的所述信号。
5. 根据权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中,所述波束控制器还响应于所述心脏门控信号以采集包括所指定的运动位置的体区域的子体积 3D 数据集;并且
所述超声诊断成像系统还包括子体积处理器,其用于利用新采集的子体积 3D 数据集更新 3D 图像体积。
6. 根据权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中,所述显示器用于以快于采集完整图像体积的所有子体积所需的时间的帧速率显示所述 3D 图像体积的 3D 图像。
7. 一种利用合成门控信号采集门控超声 3D 胎心图像的方法,包括:
通过 2D 或 3D 超声成像对胎心成像;
将光标引导到心脏运动的位置;
从所述心脏运动的位置采集 2D 或 3D 回波信号;
从表示所述心脏运动的位置处的心脏运动的所述回波信号合成心脏门控信号;
利用所合成的心脏门控信号采集所述胎心的门控 3D 数据集;以及
从所述 3D 数据集形成动态 3D 胎心图像的序列。
8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,采集所述 2D 或 3D 回波信号还包括通过 M 模式或 B 模式图像采集来采集回波信号。
9. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,采集门控 3D 数据集还包括采集包括所述胎心的 3D 体积的 3D 子体积数据集。
10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中,所述形成还包括组合多个 3D 子体积数据集以形成 3D 胎心图像。

通过非心电图生理门控采集进行的三维胎心成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统,并且具体地涉及采集胎心的三维(3D)图像数据集的超声系统。

背景技术

[0002] 超声非常适于胎儿成像,因为其执行的是非侵入性成像,不会让妈妈或胎儿暴露于电离辐射。很多胎儿检查的目的是评估胎儿解剖结构的发育以确定胎儿是否发育正常。由于这些年来超声图像质量已得到改善,所以可以对解剖结构的更多区域进行更详细的可视化,以进行发育评估。因此,胎儿超声检查已变得更加全面,并且对要检查的解剖结构的要求增加。要大力仔细检查的一个解剖结构区域是发育中的胎心。近年来,心脏的流出道已成为更大的关注焦点。不过,胎心的心脏流出道可能难以成像。对此的一个原因是胎儿解剖结构的尺寸小。另一原因是期望不仅简单地查看解剖结构,而且查看整个胎心周期内通过流出道的流动特性的动态情况。又一原因是在胎儿生长时流出道会经历相当大的发育,因此会具有取决于胎龄的变化的外观和复杂性。于是,可能难以在超声显示器上识别流出道,并且可能更加难以采集具有适当取向的图像帧以进行令人满意的诊断。

[0003] 近来使用 3D 超声对胎心成像已缓解了这些需求中的一些。利用 3D 成像,可以对完整的胎心进行成像并且可以采集 3D 图像数据集序列,以用于稍后的回放和诊断。当在数据集中采集完整胎心的数据时,在采集后诊断期间可以检查图像数据以定位心脏的流出道。可以从多平面重建(MPR)中的 3D 数据提取不同的变化的 2D 图像平面,从而可以检查具有期望取向的图像平面。于是,三维成像解决了很多静态成像难题,这些难题对于 2D 胎儿成像而言是有问题的。近来,已通过称为“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态情况的问题。利用 STIC,利用超声通过胎心进行扫略,并且在心脏周期的序列内采集很多图像帧。在通过利用 2D 超声探头手动扫描来实现时,这种图像采集可能花费十秒或更长时间。可以利用通过胎心区域机械扫略图像平面的机械 3D 探头执行同样的采集,但 3D 机械探头常常具有较差的高度聚焦,当在高度维度上构建 MPR 图像时这导致不精确度。在完成采集并存储图像帧之后,将在必要的情况下由 MPR 重建创建的期望解剖结构的图像帧根据它们在胎心周期中的相位序列重新组装成图像循环(loop)。没有胎心的 ECG 信号可用于这种重新排序这一事实使得这项任务很困难。在成像期间不能采集胎儿的 ECG,因为不能将 ECG 电极附着于胎儿并且胎儿的电脉冲被妈妈自身的 ECG 信号所掩盖。因此,需要从胎心图像提取胎心周期的合成定时信号。如美国专利 7261695(Brekke 等人)中所述,这是通过确定基于心脏处或其附近的胎儿组织运动的事件触发而实现的。然后使用合成的心脏周期触发信号将来自多个心脏周期的图像重新排序成心脏周期的一个循环,其中帧处于心跳相位次序中。

[0004] 不过,STIC 技术并非没有其困难。一个困难是重新组装算法的鲁棒性。由于典型的采集创建了太多的图像要手动重新排序,所以已开发了算法自动对帧进行重新排序。这些算法取决于图像数据质量,其不那么令人满意。已经努力通过利用推荐的探头操纵采集

最佳数据集来改善这种状况,但这取决于技术并且解剖统计学的使用可能导致其取决于个体患者。然而更大的问题是胎儿频繁运动,并且可能在数据采集所需的整个十秒或更多秒期间不会保持静止不动。在胎儿运动时,期望图像数据相对于探头的取向将会改变,并且可能完全离开视场,从而导致采集的数据集缺少期望的解剖区域。而且,采集期间的胎儿运动限制了导出的合成胎心周期的精确度,这向重建的 3D 数据中引入了伪影。因此,期望总体上克服胎心成像中的这些困难并且具体地克服由 STIC 技术提出的那些困难。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声系统,其采集通过生理学导出的门信号而门控到胎心周期的 3D 胎心数据集。通过 1D、2D 或 3D 成像对胎心成像,并采集来自表现出适当运动的目标的回波信号。对于胎心成像,例如,该目标可以是胎儿的心脏肌肉或胎儿颈动脉中的血液的运动。处理运动信号以产生与胎心周期同步的门控信号,使用该门控信号对 3D 图像数据采集进行门控。然后使用这一生理学导出的门控信号来与胎儿心跳的相位成时间关系地采集三维数据集。利用结合了微波束形成器的 2 维矩阵换能器,可以容易得多地实现 3D 采集的门控,这是因为在这种情况下可以在任何序列或取向中电子地生成成像平面。使用这种矩阵换能器,一般可以在少于一秒的时间内采集心脏周期的循环,并且可以在仅仅几秒内采集几个循环。由于所采集的图像数据已经与胎心周期同相,所以无需对图像数据重新排序,并且由于采集仅需几秒钟,所以对胎儿运动顾虑较少。与 STIC 相比,这种方法的一个其他优点是,可以为用户呈现示出了采集的质量的重建图像,因此用户能够在完成数据采集之前判定是否存在任何运动伪影。如果在短的采集间隔期间胎儿确实运动了,则可以重新定位探头并执行另一 3D 数据采集。之后可以在采集后的诊断期间认真分析成功采集的 3D 数据。

[0006] 根据本发明的原理,描述了一种用于分析胎心的超声诊断成像系统,包括:用于采集所述胎心的图像数据集的 3D 成像探头;用户控制器,其被操纵以在超声图像的解剖结构中将光标引导到表示胎心周期的运动位置;响应于来自所指定的位置的回波信号的运动估计器,其处理所述回波信号以产生表示所指定的位置处的运动的信号;心脏周期合成器,其基于所产生的表示运动的信号,产生表示所述胎心周期的胎心周期信号,所产生的胎心周期信号用作心脏门控信号;响应于所述心脏门控信号的波束控制器,其令所述 3D 成像探头在通过所述心脏门控信号确定的胎心周期的一个或多个预定相位采集 3D 数据集;以及响应于所述 3D 数据集的显示器,其用于产生所述胎心的 3D 图像。

[0007] 根据本发明的原理,描述了一种利用合成门控信号采集门控超声 3D 胎心图像的方法,包括:通过 2D 或 3D 超声成像对胎心成像;将光标引导到心脏运动的位置;从所述心脏运动的位置采集 2D 或 3D 回波信号;从表示心脏运动的所述回波信号合成心脏门控信号;利用所合成的心脏门控信号采集所述胎心的门控 3D 数据集;以及从所述 3D 数据集形成动态 3D 胎心图像的序列。

附图说明

[0008] 在附图中:

[0009] 图 1 以方框图形式示出了根据本发明原理构建的超声诊断成像系统;

- [0010] 图 2 示出了心肌的运动的 M 模式图像；
- [0011] 图 3 示出了从心脏运动产生的心脏门控波形；
- [0012] 图 4 示出了由二维矩阵阵列换能器扫描的体区域；
- [0013] 图 5 示出了将图 4 的体区域分成三个子区域；
- [0014] 图 6a、6b 和 6c 示出了图 5 的三个子区域的图像平面；
- [0015] 图 7a、7b 和 7c 示出了由矩阵阵列换能器扫描心脏的三个子区域；
- [0016] 图 8a、8b 和 8c 示出了由图 7 的扫描序列采集的图像数据的三个子体积；
- [0017] 图 9 示出了利用生理学导出的心脏周期门控信号来采集胎心的 3D 数据集的方法。

具体实施方式

[0018] 首先参考图 1, 以方框图形式示出了根据本发明原理构建的超声系统 10。由两个子系统——前端采集子系统 10A 和显示子系统 10B 配置超声系统。超声探头耦合到采集子系统, 其包括二维矩阵阵列换能器 70 和微波束形成器 72。微波束形成器包含电路, 该电路控制施加到阵列换能器 70 的元件组 (“换能器片 (patch)”) 的信号并对由每组元件接收的回波信号进行一些处理。探头中的微波束形成有利地减少了探头和超声系统之间的电缆中的导体数量, 并且在美国专利 5997479 (Savord 等人) 和美国专利 6436048 (Pesque) 中有描述。

[0019] 探头耦合到超声系统的采集子系统 10A。采集子系统包括波束形成控制器 74, 其对用户控制 36 作出响应, 并且向微波束形成器 72 提供控制信号, 从而在发射波束的定时、频率、方向和聚焦方面指导探头。波束形成控制器还通过其对模数 (A/D) 转换器 18 和波束形成器 20 的控制来控制由采集子系统接收的回波信号的波束形成。由探头接收的回波信号被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 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完全引导和聚焦的波束。然后由图像处理器 22 处理回波信号, 该图像处理器 22 执行数字滤波、B 模式和 M 模式检测以及多普勒处理, 并且还可以执行其他信号处理, 例如谐波分离、散斑减少和其他期望的图像信号处理。

[0020] 由采集子系统 10A 产生的回波信号被耦合到显示子系统 10B, 该显示子系统 10B 处理回波信号, 以便以期望的图像格式进行显示。由图像线处理器 24 处理回波信号, 其能够对回波信号采样, 将波束段拼接成完整线信号, 并对线信号进行平均, 以实现信噪比改善或流的持续性。由扫描转换器 26 将针对 2D 图像的图像线扫描转换成期望的图像格式, 该扫描转换器 26 执行如现有技术中已知的 R- θ 转换。然后在图像存储器 28 中存储图像, 图像可以从图像存储器而显示在显示器 38 上。还利用要与图像一起显示的图形覆盖存储器中的图像, 该图形是由图形发生器 34 响应于用户控制 36 而生成的。在获取图像循环或序列期间可以在电影存储器 30 中存储个体图像或图像序列。

[0021] 为了进行实时体成像, 显示子系统 10B 还包括 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。可以在显示器 38 上将 3D 图像显示为实况 (实时) 3D 图像, 或可以将 3D 图像耦合到图像存储器 28, 以存储 3D 数据集, 供以后复查和诊断。

[0022] 根据本发明的原理, 运动估计器 40 从被成像解剖结构的指定位置接收时间上分立的回波信号, 并处理回波以产生表示指定位置处的运动的信号。要从其采集时间上分立

的回波信号的解剖结构中的位置可以是默认图像位置,例如图像的中心,或者可以是用户通过操纵用户控制器 36 的控制而指定的位置。例如,用户可以操纵操纵杆、跟踪球或用户控制器的其他控制,以在胎儿的颈动脉中定位采样体积。然后可以根据运动的胎儿组织或血液的样本执行运动估计。可以由图像处理器执行这种处理的一些,例如对来自样本体积位置的回波信号进行多普勒处理。然后可以例如向运动估计器直接转发由图像处理器产生的流动或组织运动速度估计值。如果将采样体积定位在诸如胎心肌肉的组织上,则可以通过组织多普勒处理来处理来自胎心的回波信号以进行运动鉴别。检测运动的另一种方式是在图像中的给定组织位置处跟踪散斑的运动。检测运动的又一种方式是如美国专利 6299579 (Peterson 等人) 中所述通过 MSAD 块匹配在相继图像上比较组织位置的变化。用于检测运动的又一种技术是使用 M 模式,其中通过胎心定位 M 线。这在图 2 中示出,其示出了由 M 线产生的 M 模式图像 60,其中该 M 线是通过在超声图像上定位 M 线光标从而使其延伸通过胎心的左心室 (LV) 而定位的。在通过这种方式定位时,M 线将通过胎心的一侧上的心肌壁 12,通过 LV 的腔室,并通过心脏的另一侧上的心肌组织 14。沿着周期性通过 LV 的这一 M 线方向透射超声波束,并且将来自每次透射的所接收的 A 线沿着先前接收的 A 线以滚动方式在显示器上示出。结果是图 2 所示的 M 模式图像,其中如箭头 52' 所指示的,当胎心在心脏周期中的舒张期末点处舒张时,心脏的相对侧分离最大。如箭头 54' 所指示的,在心脏周期的峰值收缩相位处,心脏的相对壁最接近。图 2 示出了在胎心随着每次心跳收缩和舒张时心壁运动的这种周期性模式。通过跟踪心壁 12 或 14 的变化位置(运动),可以产生与心脏周期同相的波形。

[0023] 尽管可以在二维或三维图像中指定用于运动检测的位置,但优选使用 2D 图像,因为其具有更高的帧速率并因此具有更高采样速率。用于使用如图 2 所示的 M 模式的位置指定的 M 线能够提供更大的采样速率。将样本体积、M 线或通过用户控制器 36 选择的其他光标的位置耦合到图形发生器 34,从而可以在用户定位光标时正查看的超声图像中连续更新和显示该位置。在本发明的实施例中,所估计的运动需要与跳动的胎心的运动相关。于是,运动的胎心肌肉和胎儿颈动脉中的血流为与胎心相关的运动检测提供了极好的回波信号源。

[0024] 将表示所检测的运动的信号耦合到心脏周期合成器,其产生表示胎心周期的信号。胎心周期信号可以是与诸如图 3 所示的波形 62 近似的连续信号序列,该波形 62 是通过如美国专利 5718229 (Pesque 等人) 中所述的功率运动成像处理从样本体积产生的心脏波形,其中区分(减去)来自样本体积位置的相继回波以检测指示运动的信号变化。可以根据需要使波形平滑以呈现出更重复一致的形状。可以使用波形信号指示用于心脏周期的相继相位的门控时间。或者,在要在心脏周期的预定相位采集胎心图像时,可以仅在期望的门控时间产生心脏周期信号。例如,如果期望在舒张期末时采集图像序列,则将仅在每个心脏周期中的那时产生门控信号。在图 2 的范例中,这将是每个心脏周期中心壁的间距如箭头 52' 所示处于其最大值时的时间。将心脏周期信号施加到波束形成控制器 74,在此将它们用于在胎心周期期间的期望时间处门控胎心图像的采集。由于图像序列现在可以被门控以在心脏周期的已知相位进行采集,所以不需要如 STIC 中那样尝试回顾性地估计采集定时,并且不需要对图像重新排序,因为它们是以心脏周期相位次序采集的从而已经以心脏周期相位次序布置。

[0025] 用于采集胎心的 3D 数据集的时间和技术的范围。如果要从其采集 3D 数据集的体区域较小,则有可能在单次体扫描中采集 3D 数据集。这意味着可以在单个心脏周期中采集用于作为完整心脏周期的实况图像进行回放的图像序列。由于胎儿心率一般比儿童或成年人高得多,这意味着可以在少于半秒中采集到完整心跳的所需 3D 数据集。

[0026] 在体区域大时,可以以相继采集的子体积来扫描该体积,然后将它们汇总,以作为完整体积的实况图像进行回放,如美国专利 5993390 (Savord 等人) 中所述。每个子体积的 3D 数据集是在整个心脏周期内采集的。然后与心脏相位同步地对子体积进行空间对准和回放。于是,采集和回放的相位同步可以依赖于本发明的生理学导出的心脏相位门控信号。图 4-8 示出了这种分割的完整体积技术。图 4 示出了由图 1 的超声系统 10 通过矩阵阵列换能器 70 的相控阵列操作而扫描的完整体区域 80。在该范例中,完整体积的形状为四棱锥。锥体从其顶点到其底的高度确定了被成像区域的深度,这是根据诸如波束的频率和穿透深度的因素选择的。锥体侧面的倾斜由施加到波束的引导程度确定的,这进而是考虑到可用于波束引导的延迟以及换能器对离轴(锐角倾斜的)波束引导的灵敏度等选择的。

[0027] 诸如体区域 80 的完整体区域的尺寸可能足以涵盖用于 3D 成像的整个胎心。不过,扫描整个完整体区域 80 以使整个心脏可视化所需的时间可能对于令人满意的实时成像而言太慢,或者可能费时太久而使得发生运动伪影,或两者兼有。为了克服这些限制,如图 5 所示,将完整体区域 80 分成子体积 B(后)、C(中心)和 F(前)。尽管体区域 80 可能对着方位角(AZ)方向例如 60° 的角,但子体积将对更小的角。在图 5 的范例中,子体积每个均对着 30° 的角。这意味着,对于相同的波束密度和深度,可以在整个体区域 80 的一半时间中扫描每个子体积。这将导致显示的实时帧速率加倍。可以使子体积相邻或交叠。例如,如果完整体区域的角度是 90° ,则可以采用每个均 30° 的三个相邻子体积。或者,对于 60° 的完整体区域,可以使用三个 20° 的子体积以实现更高的帧速率。在图 5 的范例中,B 和 F 子体积在完整体区域 80 的中心相邻,而 C 子体积以区域 80 的中心为中心,从而提供了相邻子体积的 50% 的交叠。如果通过直接扫描或 MPR 重建采集 B、C 和 F 子体积中的每个的平面,则各平面将具有如图 6a、6b 和 6c 所示的形状。

[0028] 如图 7a、7b 和 7c 所示,在一个连续的间隔中或在更小的时间交织的各间隔中,在整个心脏周期内扫描子体积 B、C 和 F。图 7a 示出了 B 子体积被矩阵阵列换能器 70 扫描,在该范例中,其采集左心室的一部分和左心房的 3D 数据集。图 7b 示出了 C 子体积被扫描,在该范例中,其采集 LV 的其余部分、左心房的大部分和主动脉的 3D 数据集。图 7c 示出了 F 子体积被扫描,其采集 LV 的右部分、主动脉和右心室的 3D 数据集。于是,三个子体积采集了实质上整个心脏和完整心脏周期上的 3D 数据集。图 8a、8b 和 8c 示出了每个子体积的 3D 图像。当将三个子体积空间对准地合并在一起且相位同步地回放时,可以在完整心脏周期的实况 3D 图像循环中看到整个胎心。可以停止回放以在心脏周期中的任意点以 3D 方式密切检查心脏,并可以通过 MPR 重建通过该体积的选定平面以分析选定 2D(平面)视图中的胎心。

[0029] 不论采集了多少子体积或交叠的量是多少,子体积的时间门控采集的另一益处是,可以为用户呈现伪实时更新的完整体积的数据,类似于美国专利 5993390 (Savord 等人) 和 5099847 (Powers 等人) 中所述的理念。这可以通过以下方式实现:一旦采集到一个

完整子体积集就生成完整体积,然后循环通过子体积序列,每采集一个新子体积就更新完整体积。通过这种方式,以更高的子体积速率向用户呈现完整体积图像,从而允许用户动态地评估胎心(伪实时),或者动态地确定何时已采集到良好质量的完整体图像并将其存储以供以后复查。

[0030] 图9示出了用于采集3D数据集以用于胎心的实况3D图像循环的流程。在步骤90中,对胎心进行实时2D或3D成像,以便放置运动估计位置,这不是自动进行的。例如,如果期望密切检查胎儿流出道,则图像区域中将突出地包括流出道。在步骤92中,临床医生在超声图像中将光标引导到要估计心脏运动的位置。例如,这可以包括在运动的心脏组织上,在胎儿颈动脉的血流中放置样本体积,或定位M线以与胎心的心肌层相交。在步骤94中,运动估计器和心脏周期合成器已从所指示的心脏或血流的运动合成了心脏门控信号。在步骤96中,使用心脏门控信号采集心脏或心脏中的诸如流出道的感兴趣区域的一个或多个门控3D数据集。一旦心脏门控信号稳定下来就可以自动这样做,或者可以根据临床医生的命令这样做。例如,如果胎儿正在运动,则临床医生可以重新定位探头,直到期望的胎心解剖结构在图像的中心为止。在临床医生根据需要已在像场中定位了目标解剖结构时,其推动控制面板36上的按钮以命令系统采集数据。在心脏门控信号充分稳定时,超声系统然后将采集所需的门控3D数据集以进行诊断。通常可以在少于两秒内采集到在图5-8所示的三个子体积中采集的心脏完整体积数据集。于是,如果胎儿在短到两秒内保持静止不动,就可以成功采集胎心的具有诊断质量的3D数据集。在步骤98中,从单次采集的3D数据集,或通过组合子体积采集的数据集,创建胎心的实况3D图像循环。

[0031] 显然,本发明将适用于除胎儿心脏检查之外的其他类型的检查。例如,放射科可能没有用于门控血管检查的ECG设备。那么可以使用本发明的技术来开发用于血管检查的采集门控信号。

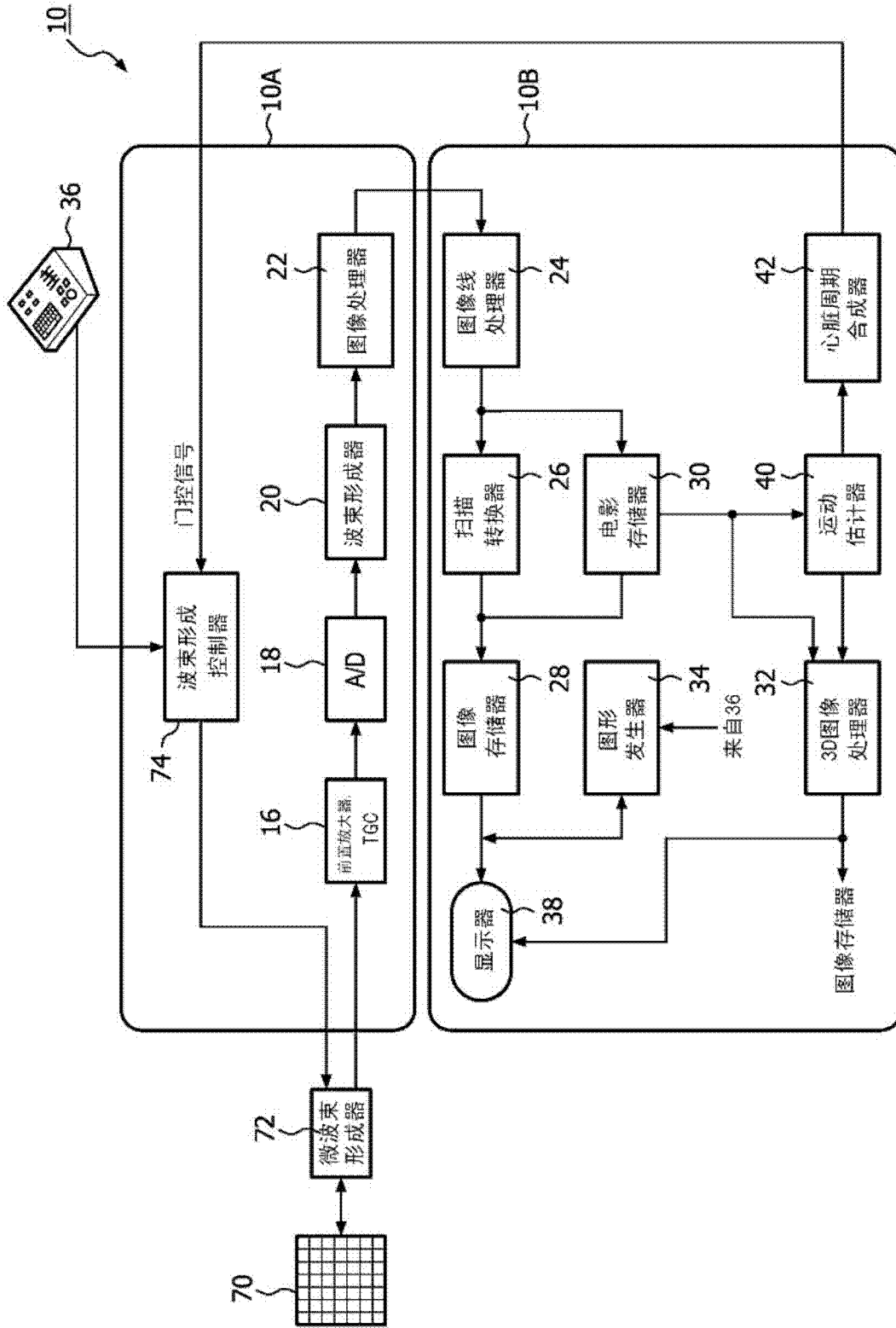


图 1

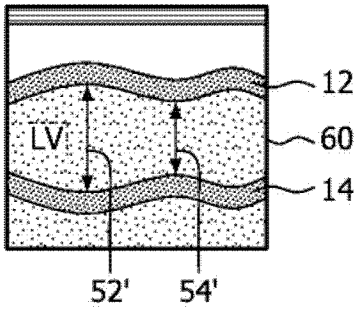


图 2

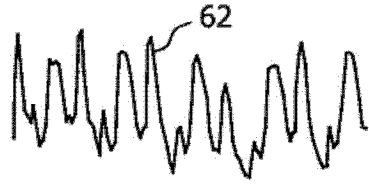


图 3

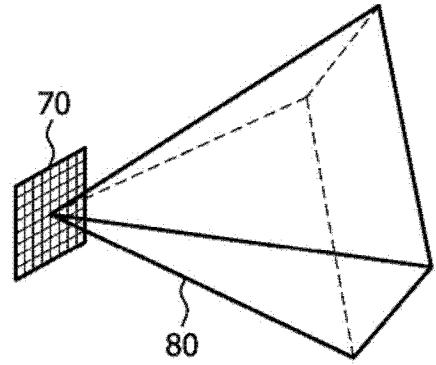


图 4

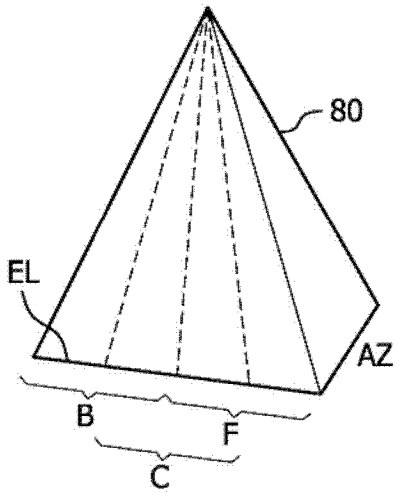


图 5

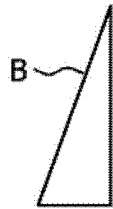


图 6a

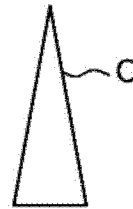


图 6b



图 6c

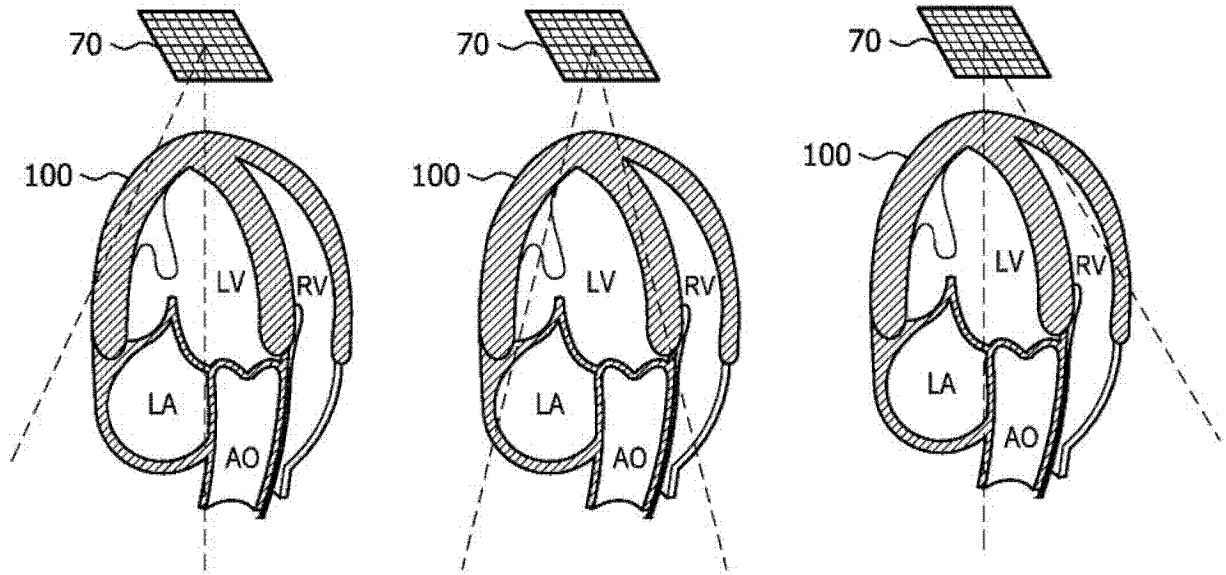


图 7a

图 7b

图 7c

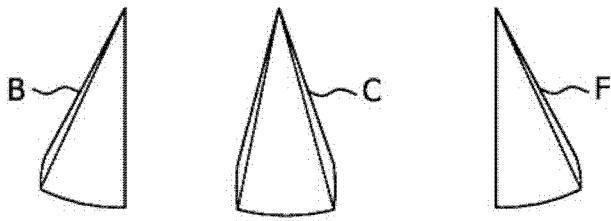


图 8a

图 8b

图 8c

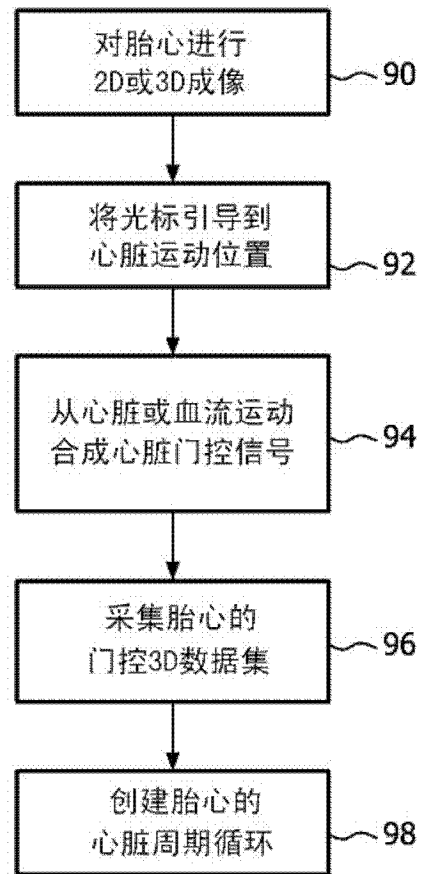


图 9

专利名称(译)	通过非心电图生理门控采集进行的三维胎心成像		
公开(公告)号	CN102469984B	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201080029416.6	申请日	2010-06-02
[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	J杰戈 A道 A科莱 比永 L庞弗里 P德特默		
发明人	J·杰戈 A·道 A·科莱-比永 L·庞弗里 P·德特默		
IPC分类号	A61B8/02 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/06 A61B8/0866 A61B8/483 A61B8/543 G01S15/8993		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	王传利		
优先权	61/221885 2009-06-30 US		
其他公开文献	CN102469984A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统通过利用从检测到的胎心运动合成的门控信号来采集胎心的3D数据集。从解剖结构中要估计表示心脏周期的运动的位置采集时间上不同的回波信号的序列，所述位置例如是胎儿颈动脉中的样本体积或通过胎心肌层的M线。从所检测的运动合成心脏周期信号并将其用于在胎心周期的一个或多个期望相位对胎心图像数据的采集进行门控。在图示的实施例中，从多个子体积采集3D数据集，每个子体积均在完整胎心周期上采集，然后将3D数据集组合以产生跳动的胎心的实况3D循环。

