



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105592799 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 18

(21) 申请号 201480054509. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2014. 09. 17

A61B 8/02(2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006. 01)

61/886, 694 2013. 10. 04 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 04. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2014/064575 2014. 09. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/049609 EN 2015. 04. 09

(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·A·施特拉斯纳 J·曹

V·T·沙姆达莎尼

I·A·穆夫蒂穆罕默德

(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

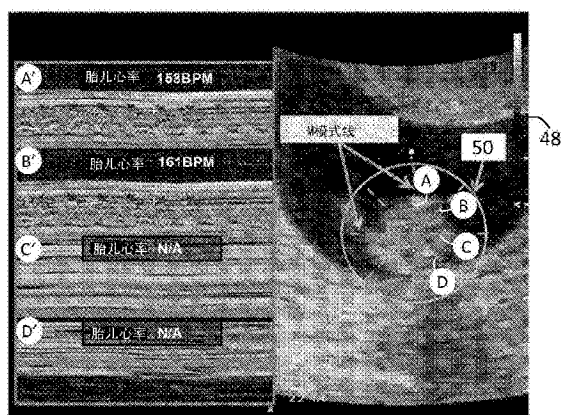
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

用于自动化心搏识别的超声系统和方法

(57) 摘要

超声系统和方法提供了自动识别胎儿心搏的工作流程。在超声图像中识别感兴趣区域 (ROI) 并识别包含胎儿心脏的 ROI。超声系统产生与 ROI 相关联的空间上不同的 M 模式线。所述超声系统能够通过跟踪心脏壁的变化来识别胎儿心搏, 并且例如通过测量两个相邻波的峰值到峰值来估计胎儿心率。也能够根据回波数据中的胎儿心搏的可能存在对针对 M 模式线的回波信号进行排序。



1. 一种用于识别胎儿心搏的超声诊断成像系统,所述系统包括:
超声探头,其包括阵列换能器;
图像处理器,其适于处理来自探头的回波数据以进行显示;
图像显示器,其被耦合到所述图像处理器并适于显示包括胎儿心脏的超声图像;
图形发生器,其对在所述超声图像中识别感兴趣区域(ROI)的用户控制做出响应;以及
用户控件,其适于发起生成与所述感兴趣区域相关联的多个空间上不同的M模式线,
其中,所述成像系统适于:(1)采集对应于所述空间上不同的M模式线的回波数据;以及
(2)分析所述回波数据以识别与所述空间上不同的M模式线中的至少一个相关联的所述胎儿心搏。
2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统还适于根据对应于所述M模式线的所述回波数据来测量胎儿心率。
3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述空间上不同的M模式线中的至少一些是由所述系统自动生成的。
4. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述空间上不同的M模式线中的至少一些是由所述系统根据用户指示生成的。
5. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统适于使用M模式或B模式图像采集来采集对应于所述空间上不同的M模式线中的至少一些的所述回波数据。
6. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统适于通过组合来自所述阵列换能器产生的与给定M模式线交叉的多个B模式图像线的回波信号来合成对应于所述空间上不同的M模式线中的至少一些的回波数据。
7. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述系统适于基于针对对应M模式线中的每个测得的胎儿心率对所采集的回波数据进行排序。
8. 一种使用超声成像以识别胎儿心搏的方法,所述方法包括:
接收包括胎儿心脏的超声图像;
识别所述超声图像中的感兴趣区域(ROI);
生成与所述感兴趣区域相关联的多个空间上不同的M模式线;
采集对应于所述空间上不同的M模式线的回波数据;并且
分析所述回波数据,以识别与所述空间上不同的M模式线中的至少一个相关联的胎儿心搏。
9. 根据权利要求8所述的方法,包括基于对应于所述空间上不同的M模式线中的至少一个的所述回波数据来确定胎儿心率。
10. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述空间上不同的M模式线是由计算机系统自动生成的、由所述计算机系统根据用户指示生成的、或者是其组合。
11. 根据权利要求8所述的方法,其中,采集所述回波数据包括使用M模式或B模式图像采集。
12. 根据权利要求8所述的方法,还包括基于针对对应的空间上不同的M模式线中的每个测得的胎儿心率,对所采集的回波数据进行排序。
13. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述接收包括接收电影回放中存储的多幅B模式超声图像,并且所述采集包括合成来自所述B模式图像的回波数据。

14.一种用于识别胎儿心搏的计算机系统,所述计算机系统包括在执行时令所述系统进行如下操作的指令:

接收包括胎儿心脏的超声图像;

识别所述超声图像中的感兴趣区域(ROI);

生成与所述感兴趣区域相关联的多个空间上不同的M模式线;

采集对应于所述空间上不同的M模式线的回波数据;并且

分析所述回波数据,以识别与所述空间上不同的M模式线中的至少一个相关联的胎儿心搏。

15.根据权利要求14所述的计算机系统,还包括在执行时令所述系统基于对应于所述空间上不同的M模式线中的至少一个的所述回波数据来确定胎儿心率的指令。

16.根据权利要求14所述的计算机系统,还包括在执行时令所述系统基于针对对应的空间上不同的M模式线中的每个测得的胎儿心率来对所采集的回波数据进行排序的指令。

17.根据权利要求14所述的计算机系统,其中,接收步骤包括接收在电影回放中存储的多幅B模式超声图像,并且所述采集包括合成来自所述B模式图像的回波数据。

用于自动化心搏识别的超声系统和方法

技术领域

[0001] 超声非常适于胎儿成像,因为其执行非侵入性成像,而不会将母亲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判断胎儿是否发育正常。由于这些年来超声图像质量得到改善,因此更多解剖结构的区域能够被更详细地可视化,以进行发育评估。因此,随着对要被评估的解剖结构要求增加,胎儿超声检查已经变得更加全面。被仔细检查的解剖结构的一个区域是发育中的胎儿心脏。

背景技术

[0002] 超声系统能够被用于检测大约妊娠五周内的胎儿心搏。此时,正常胎儿心率类似于母亲的心率,例如,大约每分钟80-85次。在下一个月中,心率将稳定地每天增加大约每分钟三次。在进一步发育之后,健康的胎儿心率能够在120到200次每分钟(BPM)范围内。因此,如果胎儿心搏不在可接受值域内,则能够使用超声检查来确定是否有流产的风险。例如,在怀孕6-8周时,胎儿心率与流产风险之间的关系表明,如果胎儿心率低于每分钟七十次,流产的可能性为百分之百。随着测得的心率增大,流产的可能性线性降低,例如,如果心率低于每分钟九十次,流产的可能性仍然很高,大约为百分之八十六的流产可能。

[0003] 近年来,心脏的流出道已成为检测和测量胎儿心率的关注焦点。然而,可能难以在有用的测量时间段内对胎儿心脏的心脏流出道进行成像和检测。针对此的一个原因是这种胎儿解剖结构的尺寸很小。另一个原因是希望不仅仅简单查看解剖结构,而且查看整个胎儿心脏周期内通过流出道的流动特性动态。另一个原因是流出道在胎儿生长时经历相当大的发育,因此根据胎儿月龄会具有变化的外观和复杂性。因此,难以在超声显示器上识别流出道,可能更难在适当取向上采集图像,以充分检测和/或测量胎儿心搏。

[0004] 另一个问题是胎儿频繁活动,并且在数据采集所需的时间期间可能不会保持静止。在胎儿活动时,期望的图像数据相对于探头的取向将会变化,并且胎儿心脏可能会完全离开视场,导致所采集的数据集中没有期望的解剖结构。而且,采集期间的胎动会限制胎儿心脏周期的测量的精确度。此外,还可能难以将胎儿心率与母亲的心率和/或其他有节律的背景伪影区分开。

[0005] 因此,需要一种用于临床医生的改进系统和 workflows,使得超声系统更容易使用并使得识别胎儿心搏和测量胎儿心率更精确。

发明内容

[0006] 本发明涉及医学诊断系统,并且具体而言,涉及用于识别胎儿心搏和相关联心率的超声诊断成像系统。

[0007] 根据本发明的原理,一种诊断超声系统具有 workflows 和控件,所述控件便于识别心搏(例如,胎儿心搏)和相关联的心率。该 workflows 使得临床医生能够在胎极和/或胎儿心脏附近设置感兴趣区域(ROI),然后识别胎儿心搏和/或采集胎儿心率。使所述超声系统自动反复扫描与感兴趣区域相关联的不同取向的M模式线。所述超声系统能够识别胎儿心搏

并且根据沿M模式线中的至少一个接收的回波信号来估计胎儿心率。也能够对来自M模式线的回波信号进行排序,例如,以识别最可能指示回波数据中的心搏的M模式扫描。

附图说明

[0008] 在附图中:

[0009] 图1以方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。

[0010] 图2图示了用于识别和测量胎儿心率的根据本发明的工作流程。

[0011] 图3图示了心肌的运动的M模式图像。

[0012] 图4图示了本发明的实施方式的显示器,用于识别图像中包括胎儿心脏的ROI并叠加空间上不同的M模式线,以识别和测量胎儿心率。

[0013] 图5图示了用于自动识别胎儿心搏和测量胎儿心率的技术。

[0014] 图6A图示了用于自动识别胎儿心搏和测量胎儿心率的另一种技术。

[0015] 图6B图示了用于通过合成来自B模式回波信号的M线数据来测量胎儿心搏信号的技术。

具体实施方式

[0016] 本发明提供了用于识别心搏(例如,胎儿心搏)和相关联心率的系统和方法。例如,所述系统和方法被能够用于减少声谱仪操作员的扫描时间,提高诊断置信度并简化用于扫描孕产妇患者的工作流程。

[0017] 在一个实施例中,本发明包括一种用于识别胎极或心脏和/或相关联心率的超声成像系统。本发明的系统包括超声探头。能够使用多种探头,并能够包括阵列换能器。该系统还包括处理来自探头的回波数据的图像处理器。回波数据能够包括由多个成像模式(例如B模式或M模式图像采集式)获得的回波信号。该系统还能够发射回波数据和/或显示来自探头的回波数据以供查看。系统中的图像显示器被耦合到图像处理器,并适于显示包括胎儿心脏的超声图像。系统中的图形发生器对识别超声图像中的ROI的用户控制做出响应。例如,能够使用ROI图标在超声图像中的胎极或胎儿心脏附近识别ROI。系统中的用户控件还适于发起生成与感兴趣区域相关联的空间上不同的M模式线。在一个范例中,能够通过用户操控图形图标在超声图像中识别ROI,并可以与ROI相关地显示空间上不同的M模式线(例如,两个到五十个之间M模式线位置)。该系统反复从空间上不同的M模式线的一些或全部采集回波数据(例如,M模式和/或B模式回波信号)。回波数据被系统分析或发射,以进行分析,以识别在从M模式线位置中的至少一个采集的M模式图像中是否可以辨别出胎儿心搏。对应于每个空间不同M模式线的在时域采集的回波数据中的一些、一个或没有任一个可以呈现出指示胎儿心搏的回波信号。此外,能够基于在记录胎儿心搏的M模式线的回波数据中测得的胎儿心率对采集到的回波数据进行排序。在一些实施例中,能够识别母亲的心搏和/或心率替代或补充胎儿心搏。

[0018] 参考图1,以方框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统10。该超声系统由两个子系统来配置,即,前端采集子系统10A和显示子系统10B。超声探头被耦合到采集子系统,其包括二维矩阵阵列换能器70和微射束形成器72。也能够使用线性或曲线阵列换能器。在一些实施例中,矩阵阵列的仅一个平面将被用于M模式或B模式图像采集。微射束形成

器包含电路,所述电路控制被施加到阵列换能器70元件组(“组片”)的信号并对由每组元件接收的回波信号进行一些处理。探头中的微射束形成有利地减少了探头与超声系统之间电缆中的导线数量,例如,在美国专利5,997,479(Savord等人)和美国专利6,436,048(Pesque)中描述了微射束形成,在此通过引用将每个专利都并入本文。

[0019] 探头被耦合到超声系统的采集子系统10A。采集子系统包括射束形成控制器74,射束形成控制器74对用户控件36做出响应并向微射束形成器72提供控制信号,指示探头发射射束的定时、频率、方向和聚焦。射束形成控制器74通过其对模数(A/D)转换器18和射束形成器20的控制来控制由采集子系统接收的回波信号的射束形成。由探头接收的回波信号被采集子系统的前置放大器和TGC(时间增益控制)电路16放大,然后被A/D转换器18进行数字化。然后通过射束形成器20,数字化的回波信号能够被形成为完全引导和聚焦的射束。回波信号由信号处理器22进行处理,所述信号处理器执行数字滤波,并且还能够执行其他信号处理,诸如,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,显示子系统10B处理回波信号以在期望的图像格式中显示。回波信号由图像线处理器24进行处理,所述图像线处理器能够对回波信号进行采样或将给定射束的回波装配成完整的线信号。对于M模式图像采集,能够将从图像线处理器24输出的线信号中的至少一个引导到M模式处理器30。M模式处理器生成M模式图像,所述M模式图像被存储于图像存储器28中并被显示于显示器38上。对于B模式图像采集,通过扫描变换器26,针对2D图像的图像线被扫描变换成期望的图像格式,如本领域公知的,扫描变换器26执行R- θ 变换。2D图像被存储在图像存储器28中,并且被显示在显示器38上。

[0021] 在一些实施例中,来自扫描变换器的2D图像数据被输出到M模式合成器40,所述M模式合成器能够根据2D图像数据生成M模式图像。如下文进一步所述,来自B模式线的回波信号能够被合成以生成与感兴趣M模式线相关联的回波数据。根据B模式回波信号合成的M模式图像被进一步输出到图像存储器28并加以显示。也可以利用要与图像一起显示的图形叠加存储器中的图像,该图形是由对用户控件36做出响应的图形发生器34生成的。图形发生器34还与M模式处理器30和/或M模式合成器40通信,以使相关联的M线的图像位置与针对对应的M线的正常和/或合成的M模式回波数据相关。心率合成器34还与M模式处理器30和/或M模式合成器40通信,以向正常和/或合成的M模式回波数据应用算法,例如图像分析和/或频率分析算法,以计算胎儿心率。心率分析器34也能够根据回波数据中心搏的可能存在而对M模式回波数据进行排序。

[0022] 正常和/或合成的M模式回波数据能够被存储于图像存储器28中,供将来访问或能够实时对其进行显示。能够利用B模式图像的先前采集的电影回放(cine loop)来存储所存储的回波数据,稍后可以通过使用合成的M模式回波数据对其进行处理计算心率。在实时成像期间,可以应用运动补偿以跟踪胎儿的整体运动。例如,在美国专利No.6,589,176中描述了运动补偿,在此通过引用将该专利并入本文。

[0023] 能够设计系统以用于1D、2D和/或3D超声成像。在某些实施例中,2D成像能够被用于实现针对图像采集的高帧速。能够使用几十到几百帧每秒的帧速率来记录来自胎儿心搏的回波信号。如果使用实时体积成像,显示子系统10B包括3D图像绘制处理器32,3D图像绘制处理器从图像线处理器24接收图像线,用于绘制实时三维图像。3D图像能够在显示器38

上被显示作为实况(实时)3D图像或被耦合到图像存储器28,用于存储3D数据集,供稍后回顾和诊断。

[0024] 图2是示出本发明的实施方式的工作流程76的流程图。该工作流程76开始于接收胎儿心脏的图像的步骤78。在一个实施例中,胎心的一幅或多幅图像能够在扫描流程期间被采集,并且在扫描胎儿时,声谱仪操作员能够如本文所述识别ROI。在另一实施例中,声谱仪操作员能够采集包括胎极和/或胎儿心脏的多幅超声图像,所述超声图像能够被存储(例如,在电影回放中)并在扫描之后被查看。在扫描之后,声谱仪操作员能够基于收集的图像识别ROI。

[0025] 在步骤80中,识别超声图像中的ROI。在一些实施例中,时间上离散的回波信号被采集的解剖结构中的位置能够被设置为默认图像位置,诸如扫描期间显示的图像中心或在所采集的图像回放中的图像中。备选地,如下文结合图4所述,能够由用户通过操控系统中的用户控件的控制,指定所显示或采集的图像中的位置。例如,用户能够操控操纵杆、跟踪球或用户控件的其他控件,以在包含胎儿心脏的图像中的感兴趣区域上定位ROI指示图标。在某些实施例中,如下所述,在显示屏上通过ROI图标来识别图像中的ROI,所述ROI图标能够被完全或部分定位在胎极和/或胎儿心脏附近或上方。能够使用多种ROI图标。例如,ROI图标可以是正方形、圆形、椭圆形或矩形形状。ROI图标也可以是简单的点、X或十字准线指示符。在一些实施例中,能够通过将ROI图标定位在图像的ROI上方来识别ROI。

[0026] 在步骤82中,生成与感兴趣区域相关联的多个空间上不同的M模式线。能够生成M模式线并在显示器上进行可视化,或者它们可以是不可见的,仅在显示器中示出ROI图标。与ROI图标相关地生成M模式线,并通过各种方式在感兴趣区域上方在空间上分布M模式线。例如,如果使用圆形ROI图标,M模式线能够被定位为跨越圆直径的线。备选地,可以在ROI图标内定位平行线图案或交叉阴影图案,例如圆形或正方形。通常,M模式线图案(例如,随机、径向、平行、交叉阴影和/或蜂窝图案)能够被用于任何形状或类型的ROI图标。优选地,由本发明的系统自动生成空间分布的M模式线。也可以通过用户绘制与ROI图标相关的线条来指示生成空间上不同的M模式线。该系统还能够选择特定数量的空间不同的M模式线加以使用。在一些实施例中,空间上不同的M模式线的数量在2到100之间,5到50之间,10到50之间,或10到40之间的范围。

[0027] 该工作流程还包括步骤84,即采集与空间上不同的M模式线相关联的回波数据。在一些实施例中,能够在扫描流程期间,通过M模式图像采集,从与ROI相关联的多个空间上不同的M模式线反复采集回波数据。备选地,回波数据能够包括来自B模式图像采集的回波信号。在这里,M模式合成器通过组合来自与给定M模式线位置交叉的B模式图像线的回波信号,针对选定的M模式线合成回波数据。在扫描期间能够实时进行与选定的M模式线相关联的回波数据的合成,如下文结合图5所述。类似过程能够用于合成来自多个B模式图像的回波数据,所述多个B模式图像被存储并稍后进行分析。

[0028] 在步骤86中,分析M线图像的回波数据以识别胎儿心搏和/或测量相关联的胎儿心率。如下所述,用于这样做的技术包括通过分析针对被定位经胎儿心脏的M线的时域回波数据来检测胎儿心脏的运动。如步骤88中所示,该工作流程能够任选地包括排序步骤,该步骤优先排列记录的回波数据,以根据空间上不同的M模式线中的一些或全部来识别胎儿心率。

[0029] 使用本文描述的超声系统执行本发明的方法。所述超声系统能够操作于执行以

下任何步骤:接收包括胎极或心脏的超声图像;在超声图像中识别感兴趣区域(ROI);生成与感兴趣区域相关联的多个空间上不同的M模式线;采集对应于空间上不同的M模式线的回波数据;以及分析回波数据以识别与空间上不同的M模式线中的至少一个相关联的胎儿心搏。

[0030] 如这里所述,生成M模式线并且用于检测胎儿心脏的运动,从而识别胎儿心脏和/或测量胎儿心率。图3图示了在M线被定位通过胎儿心脏的情况下,用于使用M模式成像来检测运动的技术。具体而言,图3示出了由定位成延伸通过胎儿心脏的左心室(LV)的M线产生的M模式图像46。在以这种方式被定位时,M线将通过胎儿心脏的一侧的心肌壁12,通过LV的腔室,并通过心脏另一侧的心肌组织14。沿着通过LV的这一M线方向周期性发射超声射束,并且在显示器上与先前接收的A线并排地以滚动方式显示从每次发射接收的A线。结果是图3中所示的M模式图像,其中如箭头42所示,在心脏周期中,胎儿心脏在舒张末期点处放松时,心腔的相对侧分开最大。如箭头44所示,在心脏周期的峰值收缩期阶段,心腔的相对壁最为接近。图3图示了胎儿心脏随每次心搏收缩和扩张时,心壁运动的周期性模式。通过跟踪心壁12或14变化的位置(运动),能够产生与心脏周期HC同相的波形。例如,通过测量相继波的峰到峰(或谷到谷)周期性,进一步测量该波形以确定心率。

[0031] 图4图示了根据本发明的一个实施例生成的超声显示器。如图所示,在超声图像48中通过ROI图标50识别ROI,ROI图标已经被定位于胎儿心脏上方,如超声图像48中所示。被标识为M模式线A、B、C和D的空间上不同的M模式线被布置于ROI图标50中。在该范例中,径向地布置M模式线以跨越圆形ROI图标的直径,ROI图标定位于胎儿心脏上方。如本文进一步所述,采集并分析对应于M模式线A、B、C和D的回波数据,以识别胎儿心搏并测量胎儿心率。在这里,例如,面板A'示出了针对M模式线A的回波数据记录了每分钟158次搏动的胎儿心率,并且面板B'示出了针对M模式线B的回波数据记录了每分钟161次搏动的胎儿心率。面板C'和D'示出,M模式线C和D未记录胎儿心率。面板A'和B'中的图像包括根据M模式图像采集记录的胎儿心脏的运动的表示。

[0032] 为了测量心率,分析面板A'和B'中的M模式显示以获得脉搏运动。M模式扫描中的波形表示搏动的胎儿心脏的运动,如图3所示。如面板A'和B'中所示,白色测量线能够被用于测量个体心脏周期之间的时间。在一个范例中,通过按下系统中的停顿按钮,用户能够使用卡钳功能来测量胎儿心脏周期,其中,图形发生器36显示白色测量线,以测量个体心搏之间的时间。这可以通过测量两个相继波动的峰到峰(或谷到谷)来完成。使用心率分析器34,软件计算能够通过处理来自M模式处理器30和/或M模式合成器40的数据或通过访问来自图像存储器28的数据,将心脏周期HC的持续时间的测量结果转变成计算的胎儿心率。

[0033] 在本发明的实施方式中,声谱仪操作员使用B模式成像实时查看胎儿心脏和母亲的子宫。在一些实施例中,B模式图像能够被存储于电影回放中供稍晚分析,以确定胎儿心率。声谱仪操作员能够同时或单独地生成使用M模式和/或B模式图像采集来测量胎儿心搏所需的回波数据。图5图示了使用具有128个扫描线的弯曲线性阵列换能器70'对母亲子宫94(未示出胎儿)中的胎儿心脏92进行成像并分析的实施例。用于B模式图像的换能器扫描的区域从扫描线1跨越到扫描线128,扫描线64居中。优选地,在128个扫描线上反复进行B模式图像采集生成了实时图像,供声谱仪操作员用于在胎儿心脏92周围定位ROI图标90。跨越圆形ROI图标的M模式线对应于来自阵列换能器的射束,在有或者没有射束引导的情况下生

成所述射束。如图所示,射束线1'、64'和128'被用于生成对应于与ROI图标相关联的M模式线中的三条的M模式图像。使用在B模式图像采集期间产生的B模式回波信号合成水平M模式线96。如图5中的括号所示,来自阵列换能器的扫描线50'到76'的射束被用于从沿着水平M线96的位置生成回波信号,以产生合成的M模式图像。

[0034] 能够以各种序列执行M模式图像采集和B模式图像采集,以产生M模式图像(正常的或合成的)以及B模式图像,供声谱仪操作员进行实时成像。如图所示,沿射束1'、64'和128'采集M模式图像回波信号,以产生与显示器上的对应的M模式线相关联的回波数据。接下来通过扫描射束50'-76'来收集用于合成水平M线的回波信号。采集来自射束1-3的回波信号并在产生B模式图像中使用,以向声谱仪操作员显示。能够进行数据采集的这一序列,直到产生128扫描线B模式图像,在此期间,从M线位置,以比B模式帧速率高得多的M线扫描速率多次采集回波数据。然后重复该过程。也能够使用备选序列。例如,可以在扫描的第一部分中采集B模式图像,接下来完整收集针对射束1'、64'和128'的回波数据,然后采集针对射束50'-76'的合成的B模式回波信号。

[0035] 根据ROI中的M模式线的定位,成像线中的至少一个可以延伸通过胎儿心脏的左心室(LV)。在以这种方式被定位时,成像射束(在本范例中为64')将穿过胎儿心脏的一侧的心肌壁,穿过LV的腔室,并穿过心脏的另一侧的心肌组织。在M模式图像采集中,结果是图4的面板A'和B'所示的M模式图像,其中,心腔的相对侧最大程度分开,在此处能够记录随着每次心搏胎儿心脏收缩和舒张时心壁运动的周期性模式。

[0036] 图6A和6B图示了收集对应于与超声图像的ROI相关联的M模式线的回波数据的另一实施例。弯曲线性阵列换能器70'用于收集与超声图像中的ROI相关联的M模式线相关联的回波信号。如图6A所示,网格图案用于被定位于母亲子宫94中的胎儿心脏92上方的ROI图标90。网格图案中的M模式线对应于并行传播通过图像中的ROI的M模式成像射束60'、63'、66'和69'。能够使用由射束57'-72'生成的回波信号来采集对应于水平M模式线h1-h5的回波数据,为了清楚起见,图6A中未示出射束。如图6B所示,采集沿射束57'-72'在特定时间点的回波信号并用于针对水平M模式线h1-h5合成M模式图像。如图6B中的黑点所示,在时间1、时间2、时间3、时间4和时间5,沿着用于生成水平M模式线的射束采集沿射束57'-72'的回波信号。此外,能够使用各种序列来收集数据的采集。在这里,首先沿着射束60'、63'、66'和69'采集回波信号,用于四种正常M模式显示。然后从射束57'-72'收集回波信号,用于合成水平M线的M模式图像。能够沿着射束以三为间隔(例如,针对扫描线1、2和3,接着是4、5和6等)收集用于向声谱仪操作员进行B模式图像显示的回波信号。能够使用备选序列。例如,可以在扫描的第一部分中采集B模式图像,接下来完整收集针对射束60'、63'、66'和69'的M模式图像,然后采集针对射束57'-76'的合成的B模式回波信号。

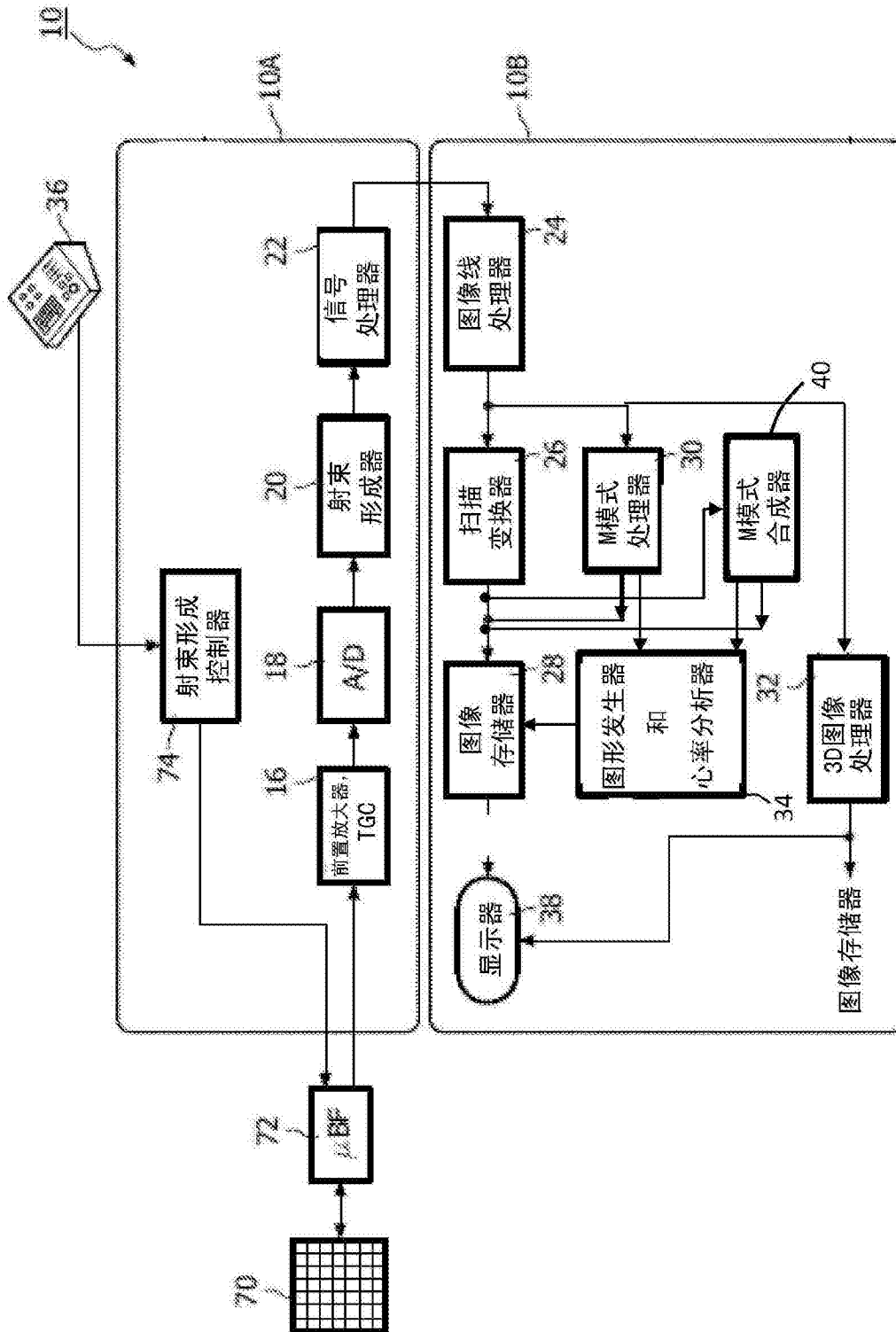


图1

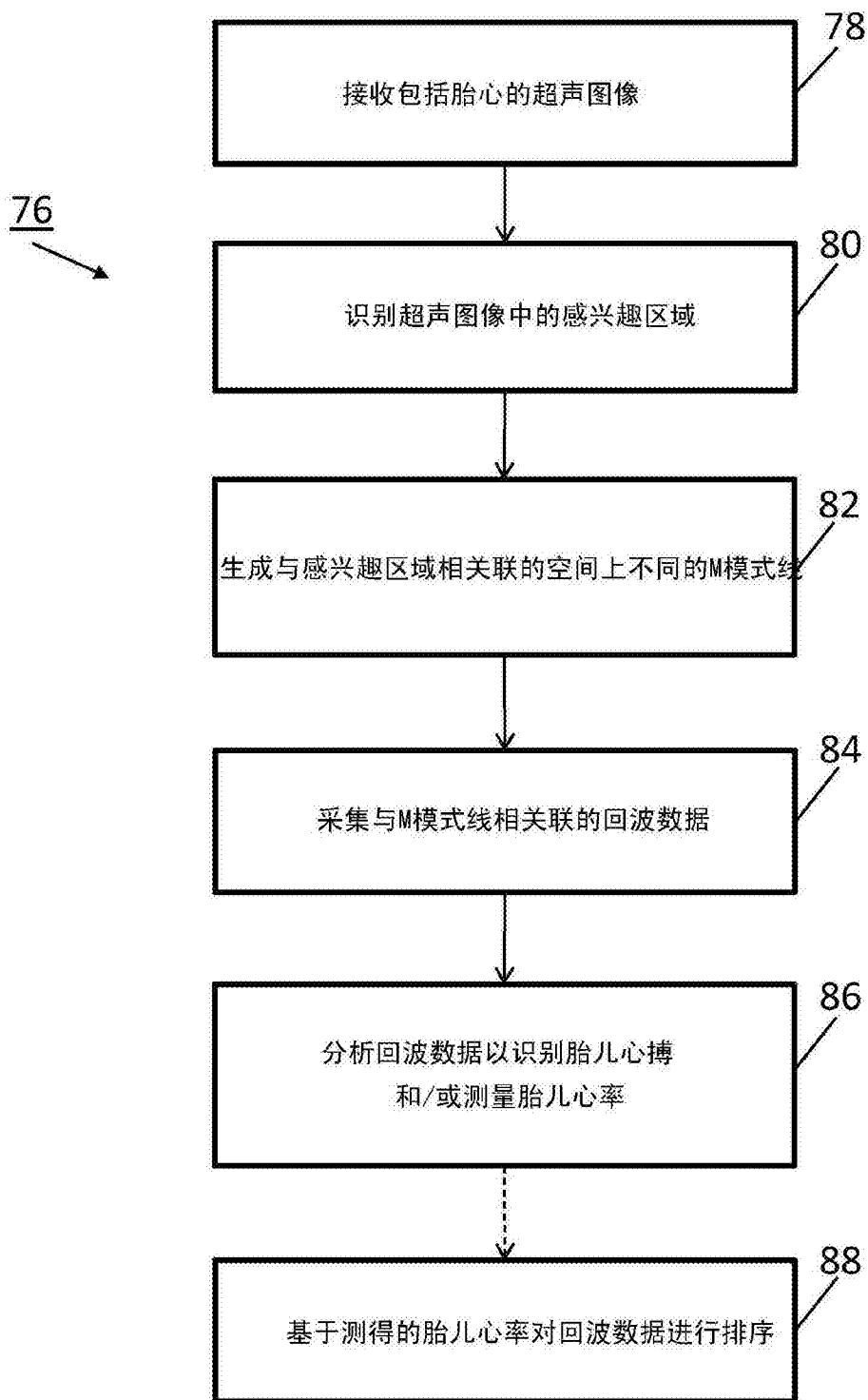


图2

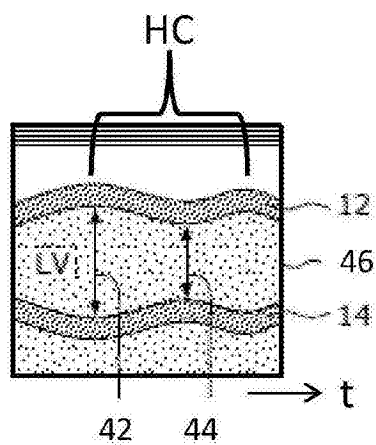


图3

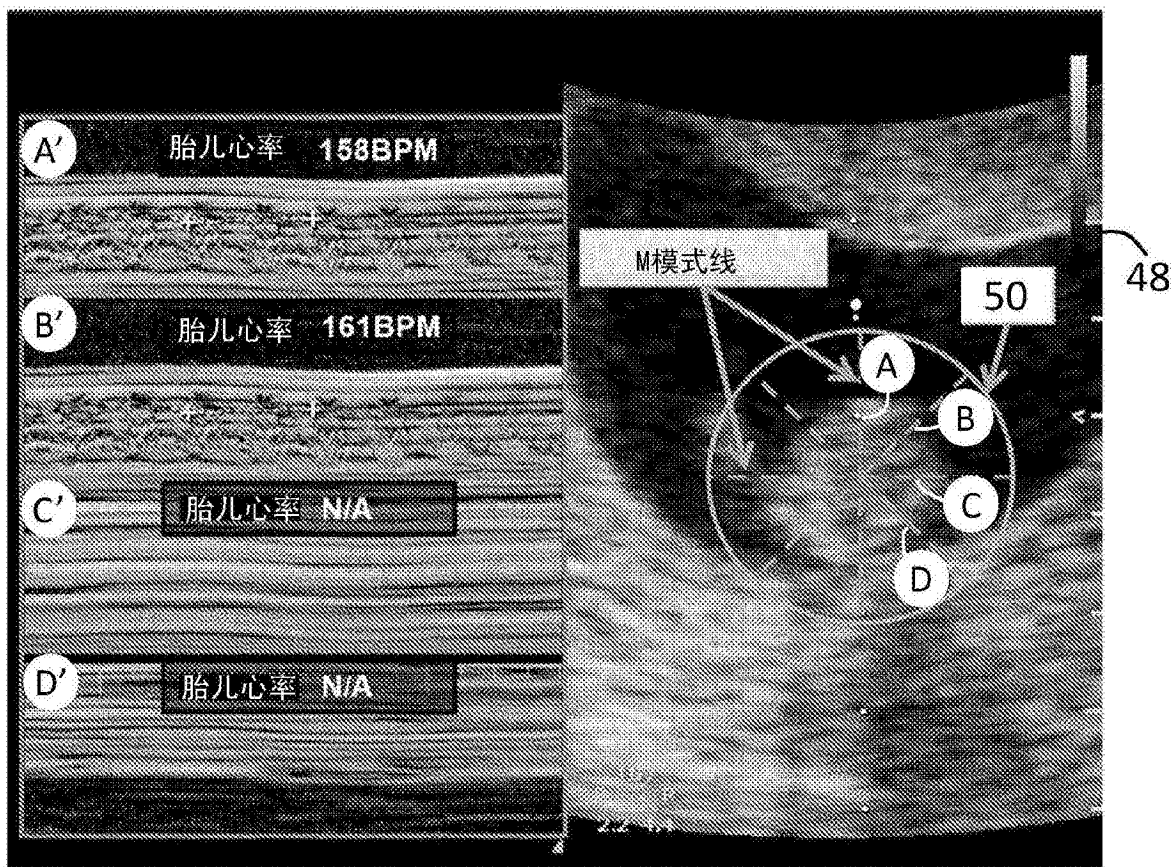
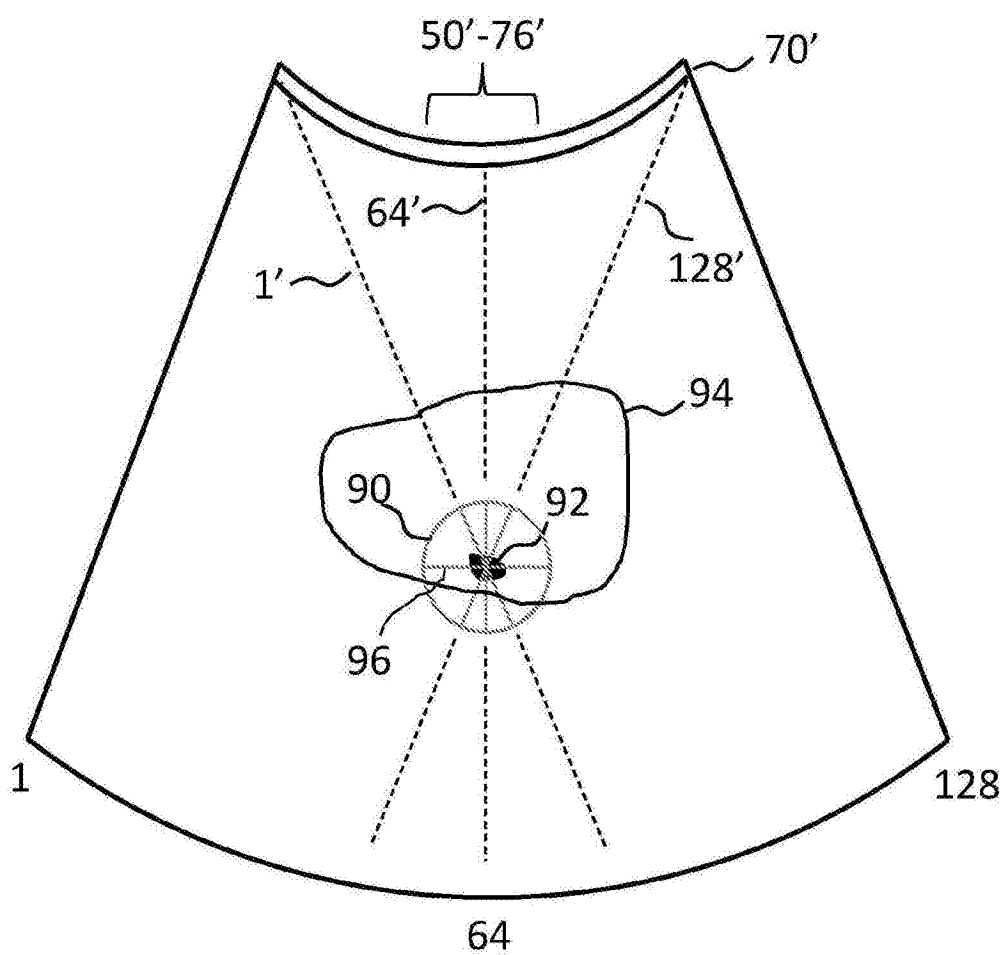


图4



64', 1', 128', 50'-76', 1, 2, 3, 64', 1', 128', 50'-76', 4, 5, 6, 64', 1', 128', 50'-76' ...

图5

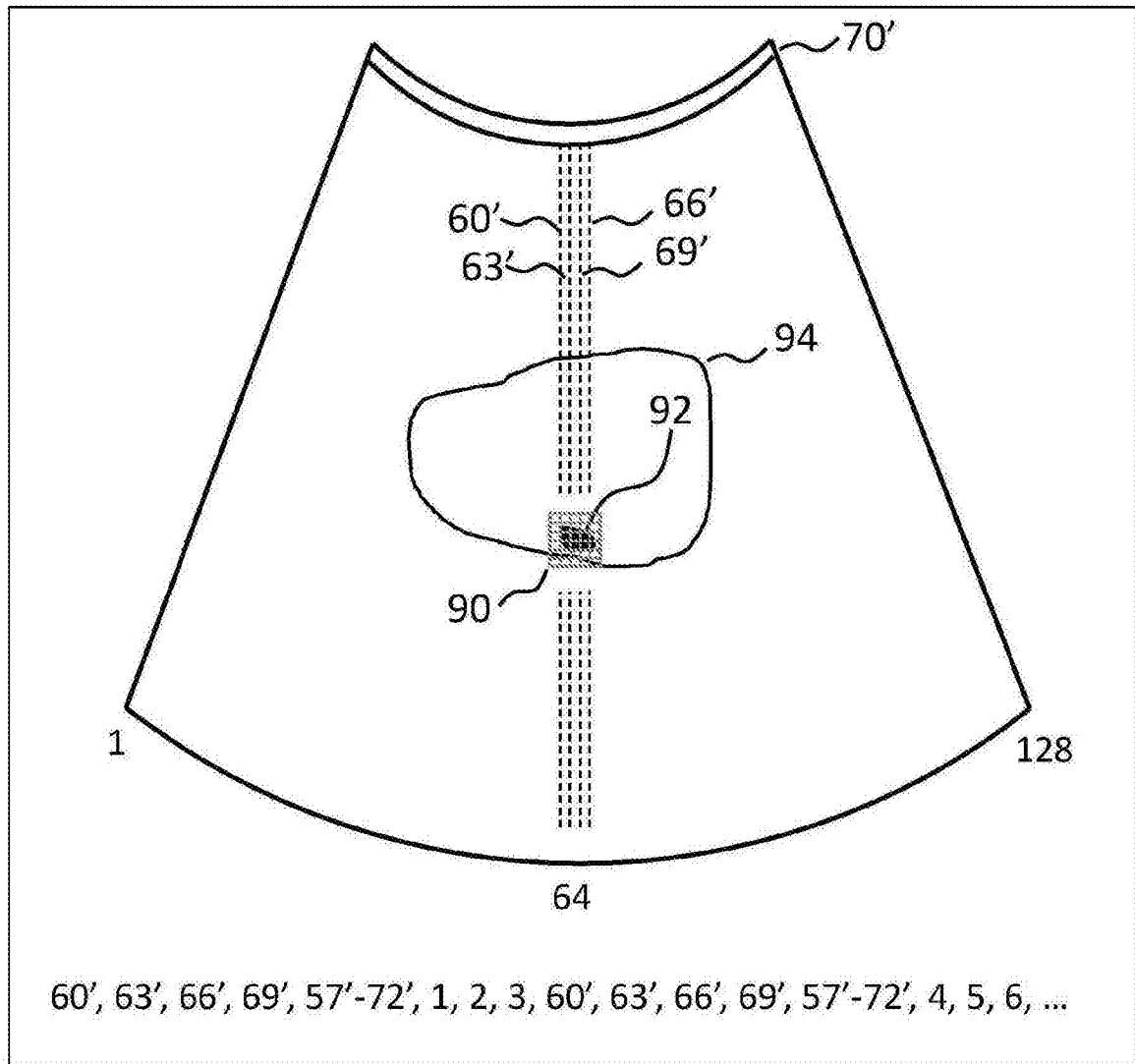


图6A

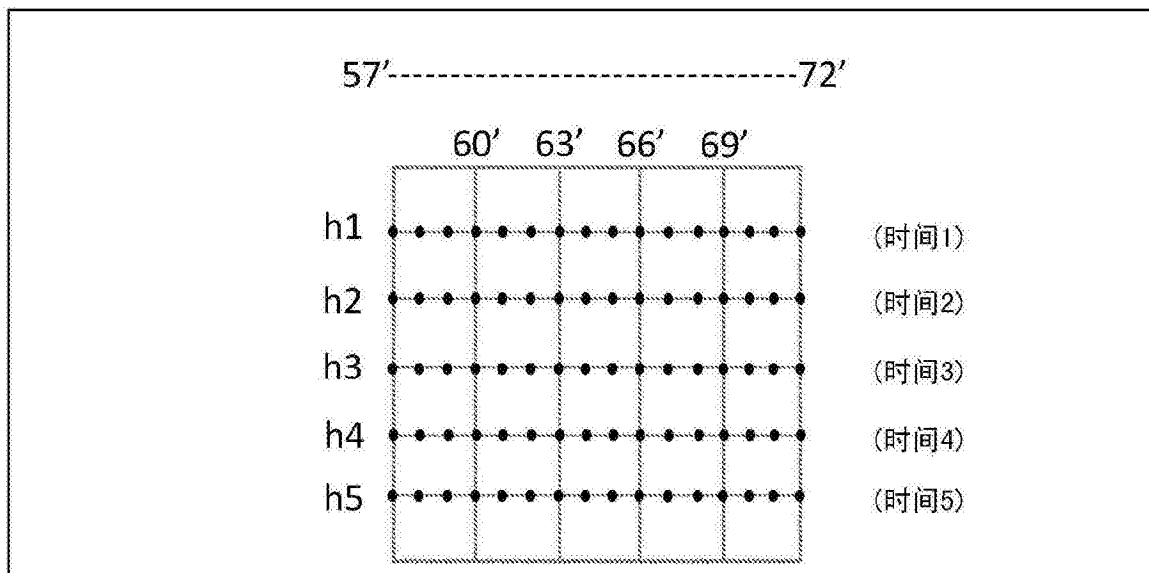


图6B

专利名称(译)	用于自动化心搏识别的超声系统和方法		
公开(公告)号	CN105592799A	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	CN201480054509.2	申请日	2014-09-17
[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	DA施特拉斯纳 J曹 VT沙姆达莎尼 IA穆夫蒂穆罕默德		
发明人	D·A·施特拉斯纳 J·曹 V·T·沙姆达莎尼 I·A·穆夫蒂穆罕默德		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	61/886694 2013-10-04 US		
其他公开文献	CN105592799B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声系统和方法提供了自动识别胎儿心搏的工作流程。在超声图像中识别感兴趣区域(ROI)并识别包含胎儿心脏的ROI。超声系统产生与ROI相关联的空间上不同的M模式线。所述超声系统能够通过跟踪心脏壁的变化来识别胎儿心搏，并且例如通过测量两个相邻波的峰值到峰值来估计胎儿心率。也能够根据回波数据中的胎儿心搏的可能存在对针对M模式线的回波信号进行排序。

