



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113825451 B

(45) 授权公告日 2024.10.11

(21) 申请号 202080029576.4

(22) 申请日 2020.04.17

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113825451 A

(43) 申请公布日 2021.12.21

(30) 优先权数据
62/835,565 2019.04.18 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.10.18

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/060813 2020.04.17

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/212551 EN 2020.10.22

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 F·G·G·M·维尼翁
C·阿马多尔卡拉斯卡尔 S·金

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理人 刘兆君

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)

(56) 对比文件
US 2016367223 A1, 2016.12.22

审查员 王琰

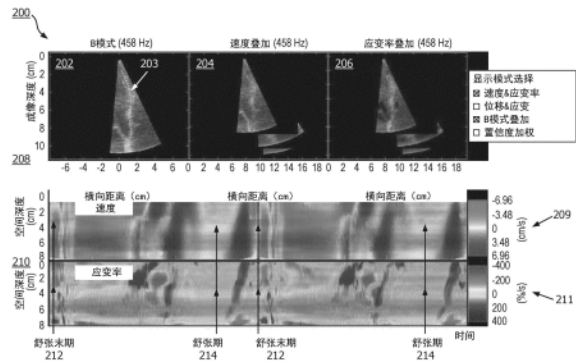
权利要求书2页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

用于心脏弹性成像的采集触发的系统和方法

(57) 摘要

公开了用于基于运动数据来触发对弹性成像测量结果的采集的系统和方法。在一些实施例中,可以通过多普勒模式成像来采集运动数据。所述运动数据可用于生成触发信号。所述触发信号可以被提供给发射控制器。所述发射控制器可以响应于所述触发信号而使使超声换能器采集弹性成像测量结果。



1. 一种超声成像系统,包括:

超声探头,其被配置为发射至少一个超声信号并且响应于所述超声信号而接收至少一个回波信号;

运动处理器,其被配置为根据所述至少一个回波信号来生成运动数据;

运动触发生成器,其被配置为至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;

心电图触发生成器,其被配置为基于对心电图迹线中的特征进行检测来生成心电图触发信号;以及

发射控制器,其被配置为基于所述运动触发信号来使所述超声探头采集至少一个弹性成像测量结果,

其中,所述发射控制器被配置为接收所述心电图触发信号,并且一旦接收到所述心电图触发信号就在延迟之后使所述超声探头采集所述至少一个弹性成像测量结果,所述延迟是基于所述运动触发信号的。

2. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述心电图迹线中的所述特征是R波。

3. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述心电图触发信号被用于将所述超声探头采集到的B超图像同步到心动周期。

4. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述延迟由所述发射控制器自动确定。

5. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括:

显示器,其被配置为提供所述运动数据;以及

用户接口,其包括用户控件,其中,所述延迟基于经由所述用户控件接收的基于在所述显示器上提供的所述运动数据的用户输入。

6. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述运动数据是在对象的第一位置处采集的并且所述弹性成像测量结果是在所述对象的不同于所述第一位置的所述第二位置处采集的。

7. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,当所述运动数据指示由所述超声探头扫描的对象的部分处于静止时,所述运动触发生成器生成所述运动触发信号。

8. 根据权利要求7所述的超声成像系统,其中,当所述由运动数据指示的运动相关的参数低于阈值时,所述对象的所述部分处于静止。

9. 根据权利要求8所述的超声成像系统,还包括用户接口,所述用户接口包括用户控件,其中,所述阈值由用户经由所述用户控件设置。

10. 根据权利要求8所述的超声成像系统,其中,当所述运动相关的参数低于所述阈值给定时间段时,所述对象的所述部分处于静止。

11. 根据权利要求8所述的超声成像系统,其中,所述运动相关的参数是速度、加速度或流速中的至少一种。

12. 根据权利要求1所述的超声成像系统,其中,所述运动数据包括位移数据、谱数据或应变率数据中的至少一种。

13. 根据权利要求1所述的超声成像系统,还包括显示器,所述显示器被配置为提供所述运动数据和所述至少一个弹性成像测量结果。

14. 一种超声成像方法,包括:

利用超声探头将至少一个超声信号发射到对象;

响应于所述超声信号,利用所述超声探头接收来自所述对象的至少一个回波信号;
根据所述回波信号来生成运动数据;
至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;
至少部分地基于对心电图迹线中的特征的检测来生成心电图触发信号并且
基于所述运动触发信号而利用所述超声探头采集弹性成像测量结果,
其中,对所述弹性成像测量结果的所述采集是在接收到所述心电图触发信号之后的一
延迟后执行的,其中,所述延迟是基于所述运动触发信号的。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括:

至少部分地基于所述心电图触发信号来布置由所述超声探头采集的B模式图像。

用于心脏弹性成像的采集触发的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开涉及用于剪切波弹性成像的超声系统和方法,并且更具体而言涉及被配置为使用基于运动的触发用于弹性成像测量的超声系统和方法。

背景技术

[0002] 超声剪切波弹性成像(SWE)通过测量剪切波速度来评估组织弹性,已被广泛接受为一种非侵入性和定量诊断模态。大多数SWE系统使用声辐射力(ARF)来引起剪切波。在典型的示例性系统中,被称为推动脉冲的初始长超声脉冲经由ARF被施加到组织。组织可以通过变形来对推动脉冲的力进行响应。这种变形以一种或多种波的形式传播通过组织,称为剪切波。一个或多个剪切波传播通过组织由额外的超声脉冲(称为跟踪脉冲)监测。

[0003] 基于一个或多个因素(例如,剪切波速度、剪切波幅值和/或最大传播距离)来计算组织的刚度值。刚度值的一个示例是杨氏模量(E),通常以kPa为单位。一种计算弹性模量的方法是 $E=3\rho(V_s)^2$,其中, V_s 是以m/s为单位的剪切波传播速度,并且 ρ 是以 kg/m^3 为单位的组织密度。可以使用计算组织的刚度值的其他方法。例如,剪切波传播速度可以单独用作组织刚度的量度。在一些情况下,可以将 ρ 的预期值估计为水的密度。在其他情况下,只能使用差分测量,并且 ρ 的预期值将从任何测量中扣除。

[0004] 组织硬度测量(例如,弹性成像测量)可用于疾病诊断和/或监测。例如,在肝硬化中,患病肝组织的硬度高于健康肝组织。因此,SWE成像可用于诊断或监测肝脏疾病。类似地,SWE成像可用于诊断或监测其他器官,例如心脏。例如,在心脏弹性成像中,SWE成像可用于识别因心肌梗塞而受损的心脏区域和/或监测心力衰竭的进展。这可以允许改进诊断、监测和/或处置。然而,心脏在将血液泵入全身时在心动周期中的运动能够在心脏弹性成像测量中引入伪迹和偏差。因此,需要改进的采集心脏弹性成像测量结果的方法。

发明内容

[0005] 本申请描述了用于基于运动数据而不是心电图(ECG)迹线来触发采集弹性成像测量结果的系统和方法。运动模式(例如,多普勒)成像可用于采集运动数据以确定对象的部分(例如心脏的中隔)何时处于静止。使用运动数据而不是ECG数据来触发弹性成像测量结果的采集可以允许在不可见的或不与ECG迹线的特征相关联的时间采集测量结果。当由于肌肉收缩而存在较少的运动伪影和/或偏差时,这可以允许采集测量结果。

[0006] 根据本文中描述的至少一个示例,一种超声成像系统可以包括:超声探头,其被配置为发射至少一个超声信号并且响应于所述超声信号而接收至少一个回波信号;运动处理器,其被配置为根据所述至少一个回波信号来生成运动数据;运动触发生成器,其被配置为接收来自所述运动处理器的所述运动数据并且至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;以及发射控制器,其被配置为接收来自所述运动触发生成器的运动触发信号,所述发射控制器还被配置为基于所述运动触发信号来使所述超声探头采集发射超声信号,用于采集至少一个弹性成像测量结果。

[0007] 根据本文所述的至少一个示例,所述超声成像系统可以还包括心电图触发生成器,所述心电图触发生成器被配置为基于对心电图迹线中的特征进行检测来生成心电图触发信号,其中,所述发射控制器还被配置为在接收到所述心电图触发信号时基于所述运动触发信号来使所述超声探头在延迟之后采集弹性成像测量结果。

[0008] 根据本文描述的至少一个示例,一种方法可以包括:利用超声探头来将超声信号发射到对象;利用所述超声探头响应于所述超声信号而接收来自所述对象的回波信号;根据所述回波信号来生成运动数据;至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;并且利用所述超声探头来发射超声信号,以用于基于对所述运动触发信号的接收来利用所述超声探头来采集弹性成像测量结果。

附图说明

[0009] 图1是心电图迹线的示例。

[0010] 图2是根据本公开的实施例的包括在心尖视图中的中隔B模式、组织速度和组织应变率测量的显示的屏幕截图的示例。

[0011] 图3是根据本公开的实施例的包括在胸骨旁长轴视图中的中隔B模式、组织速度和组织应变率测量的显示的超声成像系统屏幕截图的另一示例。

[0012] 图4是根据本公开的实施例的超声成像系统的框图。

[0013] 图5图示了根据本公开的实施例的基于组织速度和应变率M模式数据确定运动触发和延迟的示例。

[0014] 图6图示了根据本公开的实施例的基于谱组织多普勒数据确定运动触发和延迟的示例。

[0015] 图7图示了根据本公开的实施例的基于多普勒流数据来确定运动触发和延迟的示例。

[0016] 图8是根据本公开的实施例的方法的流程图。

[0017] 图9是图示根据本公开的实施例的示例处理器的框图。

具体实施方式

[0018] 对特定实施例的以下描述本质上仅是示例性的,并且决不旨在限制本发明或其应用或用途。在本系统和方法的实施例的以下详细描述中,参考了附图,附图形成其一部分,并且其中,通过图示的方式示出了可以实践所描述的系统和方法的特定实施例。足够详细地描述这些实施例以使得本领域技术人员能够实践当前公开的系统和方法,并且应当理解,可以利用其他实施例,并且可以在不脱离本系统的精神和范围的情况下进行结构和逻辑上的改变。虽然特定组合是在本文描述的实施例和示例中公开的,但是应当理解,公开的实施例和/或示例的任何组合都在本公开的原理内。此外,为了清楚起见,当对本领域技术人员显而易见的情况下,将不讨论对某些特征的详细描述,以便不掩盖对本系统的描述。因此,不应当从限制性意义上看待以下详细描述,并且本公开的范围仅由权利要求界定。

[0019] 下面还参考根据本实施例的方法、装置(系统)和/或计算机程序产品的框图和/或流程图说明来描述本技术。应当理解,框图和/或流程图的框以及框图和/或流程图的框的组合可以由计算机可执行指令来实现。这些计算机可执行指令可以被提供到通用计算机、

专用计算机的处理器、控制器或控制单元,和/或其他可编程数据处理装置以生产机器,使得经由计算机的处理器和/或其他可编程数据处理装置运行的指令创建用于实施框图和/或流程图的一个或多个框中指定的功能/动作的单元。

[0020] 心脏通过每次心跳的运动被称为心动周期。心动周期包括两个主要阶段:收缩期(射血)和舒张期(填充血液)。在收缩期,心室收缩,将血液从心脏排出到全身。心室射血后,心脏进入舒张期。在舒张早期,心房被填充以从身体返回的血液。然后心脏进入称为舒张期的短时间休息。舒张期后,心房收缩,将血液射入心室。心房收缩后,心脏进入下一个收缩期。

[0021] 心动周期的时相与由心脏生成的电信号相关联。这些电信号通常通过ECG来监测。在ECG期间,多个电极被放置在胸部和/或四肢上以记录来自心脏的电信号。这些电信号以可视方式提供,通常在显示器上,提供为ECG迹线。图1中示出了示例ECG迹线100。ECG迹线100的几个特征已被分配字母,例如P波、QRS波群、T波和U波。一些特征与心动周期中的特定点相关。例如,P波通常与心房收缩的发生相关联,而QRS复合波的R波通常与心室收缩的发生相关联。心脏在心动周期中的运动能够导致图像和/或测量中的运动伪影。在超声心动图中,超声成像系统可以包括从被成像对象的心脏采集ECG信号的ECG监测器。ECG信号可用于触发图像的采集和/或用于将在不同心跳的心动周期中的相同点处采集的图像相关联。例如,R波可用于触发图像的采集。R波可能是用作触发器的方便特征,因为它是ECG迹线中的突出特征。

[0022] ECG R波触发已用于经由剪切波成像采集弹性成像测量结果(例如,心脏组织的硬度)。ECG触发器可以确保在心动周期的同一点采集弹性成像测量结果。在R波处触发可在舒张期结束时提供测量结果(例如,恰在心室从心脏射血之前)。虽然R波触发可以确保在循环中的一致点进行测量,但在舒张末期心脏硬度测量是有问题的。在心动周期的这一点上,心室组织正在从舒张期扩张过渡到收缩期收缩。即使心脏的一部分在这个阶段暂时静止不动,肌肉纤维的肌细胞已经在施加张力,在心室准备在下一阶段(例如收缩期)收缩时抵消心脏扩张的影响。肌肉纤维中的张力可能导致弹性成像测量出现偏差。也就是说,在舒张末期期间,SWE成像可以返回指示肌肉纤维张力以及舒张末期拉伸状态的刚度值,而不仅仅是组织的健康状况。

[0023] 此外,从伸长到收缩的转变不在整个心脏中同时发生,这可能导致弹性成像测量中的空间依赖性偏差。例如,由于在舒张末期期间肌肉纤维在第二部分之前在第一部分中收缩,因此中隔的第一部分可能表现为比第二部分更硬。由于不同的肌肉纤维收缩状态而导致的这些差异可能导致错误的差分测量。错误的测量可能导致对心脏健康的错误诊断。因此,希望在心动周期中的如下的点采集弹性成像测量结果:其将减少由心脏随时间变化的扩张、负荷和收缩状态引入的偏差。

[0024] 此外,用于舒张末期测量的ECG触发容易出现计时错误。舒张末期是在R波上触发时的最后一个心脏阶段,因为舒张末期恰好发生在下一个心动周期的R波之前。由于正常的心动周期长度可变性,基于R波的精确触发是困难的。即使采集被延迟,使得它发生在R波之后的设定时间之后,延迟时段可能需要随着每个心动周期而变化,以便在心脏处于相同状态下采集测量结果。因此,希望使用不太易受心动周期变异性和偏差影响的测量采集触发器。

[0025] 在超声心动图期间,超声成像系统可以通过一种或多种模式采集超声信号。在B模式(亮度模式)中,超声换能器阵列扫描通过心脏的一个或多个平面以生成解剖图像。超声信号还可用于检测和分析心脏中血液和/或组织的运动。这可以称为运动模式和/或运动成像。采集运动数据的一种技术是以多普勒模式采集超声信号。在多普勒模式下,超声换能器阵列沿组织中一条或多条扫描线发射超声脉冲,以分析沿扫描线的运动。超声脉冲具有已知频率,并且超声成像系统利用多普勒效应来分析回波中的频移以确定每条扫描线处组织中的运动。当多普勒模式用于分析血流时,它可以被称为谱多普勒模式、彩色多普勒模式或血流模式。当多普勒模式用于分析组织的运动(例如,速度、位移)时,它有时被称为组织多普勒模式。多普勒也可用于确定组织变形和应变率。可以使用包括但不限于互相关成像(例如,RF信号分析)和光流成像(例如,差分技术、基于区域的匹配技术)的其他运动成像技术来采集运动数据。

[0026] 由多普勒模式和/或另一种技术生成的运动数据可以被提供为彩色编码的图,其中图上的坐标对应于基于二维或更多维度的扫描区域中的空间位置(例如,扫描线的横向位置和沿扫描线的深度)并且颜色对应于运动的幅值(例如,速度、应变、位移)。该数据呈现可以称为颜色叠加。运动数据可以作为基于时间的图来提供。例如,图的第一轴可以对应于单个空间维度(例如,沿着扫描线的深度),图的第二轴可以对应于时间,并且幅值可以被颜色编码或以灰度编码。运动数据的这种呈现可以被称为M模式。在另一示例中,运动数据的空间位置可以是已知的并且第一轴可以对应于幅值并且第二轴可以对应于时间。这种表示通常用于表示谱多普勒信息。

[0027] 与运动数据类似,来自SWE成像的弹性成像测量结果也可以被提供为彩色编码图,其中,图上的坐标对应于扫描区域中的位置(例如,跟踪线的横向位置和沿跟踪线的深度)与弹性成像测量结果(例如,刚度)的幅值相对应的颜色。运动数据和弹性成像测量可以额外地或替代地被提供为B模式图像上的叠加,其中运动数据和/或弹性成像测量结果被叠加在B模式图像上与扫描区域中的测量位置相对应的位置。

[0028] 图2示出了由根据本公开的超声成像系统产生的屏幕截图200的示例。屏幕截图200包括对B模式、速度和应变率测量结果的显示。图像202是心脏的心尖4腔视图中的中隔心肌的超声成像数据的B模式图像。心尖视图示出了心脏的四个腔室:左右心房和左右心室,以及在心脏左右两侧之间延伸的中隔。中隔由虚线203表示。

[0029] 图像204是图像202中所示的相同B模式图像,其中,速度数据被叠加为彩色图,其中,不同的颜色对应于不同的速度值。图像206是图像202中所示的相同B模式图像,其中,应变率数据被叠加为彩色图,其中,不同的颜色对应于不同的应变率值。

[0030] 绘图208是速度数据的替代可视化。垂直轴对应于沿着接近中隔的线的单条扫描线的深度(参见图像202中的虚线203)。横轴对应于时间。绘图208中的不同颜色指示不同的速度值,如图例209所示。绘图210是应变率数据的另一种可视化。垂直轴对应于沿接近中隔的线的单条扫描线的深度。横轴对应于时间。图210中的不同颜色指示不同的应变率值,如图例211所示。时间轴显示舒张末期212和舒张期214。

[0031] 除了提供可以如何在显示器上提供B模式和不同类型的运动数据的示例之外,图2图示了在舒张末期212处采集弹性成像测量结果的困难。如绘图208中所呈现的速度数据在舒张末期212处所示,在舒张末期发生显著的运动和加速度。类似地,在舒张末期212,曲线

210中呈现的应变率数据显示组织的显著收缩和伸展。此外,如在绘图208中的速度数据和绘图210中的应变率数据中所见,舒张末期的组织运动和应变率是空间相关的。即,组织运动和收缩的程度随着沿中隔的扫描线203的位置而变化。因此,由于速度和应变率的变化,在舒张末期进行的弹性成像测量可能不准确。然而,在舒张期,速度和应变率在空间上几乎没有变化;假设,对于这个示例,心脏的中隔是健康的均匀组织。

[0032] 图3示出了超声成像系统屏幕截图300的另一个示例,其包括对B模式、速度和应变率测量结果的显示。图像302是心脏中隔曲线的胸骨旁长轴视图的针对中隔心肌的超声成像数据的B模式图像。胸骨旁长轴切面示出了在心脏左右两侧水平方向的中隔。图像304是图像302中所示的相同B模式图像,其中,速度数据被叠加为彩色图,其中,不同的颜色对应于不同的速度值。点303被定位于沿中隔的一点处。图像306是图像302中所示的相同B模式图像,其中,应变率数据被叠加为彩色图,其中,不同的颜色对应于不同的应变率值。

[0033] 绘图308是速度数据的替代可视化。垂直轴对应于在由点303指示的位置处沿着穿过中隔的扫描线的深度。横轴对应于时间。绘图308中的不同颜色指示不同的速度值,如图例309所示。绘图310是应变率数据的另一种可视化。垂直轴对应于在由点303指示的位置处沿着穿过中隔的扫描线的深度。横轴对应于时间。绘图310中的不同颜色指示不同的应变率值,如图例311所示。

[0034] 类似于图2、图3图示了在舒张末期采集弹性成像测量结果的困难。如绘图308中所呈现的速度数据在舒张末期312处所示,在舒张末期发生显著的运动和加速度。只有非常窄的时间窗口,由双端箭头316指示,其中速度值在曲线308上表现为最小值。类似地,在舒张末期312,曲线310中呈现的应变率数据示出在围绕舒张末期312的狭窄时间窗的任一侧上的组织显著收缩和伸展。该短暂的速度/应变率最小值发生在R波之前。在R波的峰值处有显著的运动和应变率。此外,类似于绘图208中的速度数据和图2中的沿中隔的不同扫描线截取的应变率数据210,曲线308中的速度数据和曲线310中的应变率数据说明在舒张末期的组织运动和应变率是空间相关的。因此,如前所述,由于速度和应变率的变化,在舒张末期进行的弹性成像测量可能不准确。

[0035] 为了减少不准确性,优选的是在运动和应变率最小时采集SWE测量结果(例如,弹性成像测量结果)。参考图3,发明人已经观察到在舒张期314处,与舒张末期314相比,整个心脏在相对较长的时间内相对静止,如由图3中的双端箭头318所示。绘图308中的速度数据在舒张期314处显示出更少的空间依赖性的组织运动。绘图310中的应变率数据还显示了与舒张末期312相比,在舒张期314处的空间依赖性较低的较低应变水平。基于ECG触发器的系统可能无法利用在舒张时观察到的心脏静止状态,因为该状态在ECG迹线上不可见或者不与ECG迹线的特征相关联。因此,发明人已经构想了一种超声SWE系统,其采用用于采集弹性成像测量结果的替代触发方法。根据本发明的原理,来自多普勒成像的运动数据可用于触发剪切波成像以采集弹性成像测量结果。运动数据可以包括组织位移、组织速度、加速度变形、应变、应变率和/或血流数据。基于运动的触发器的使用可以允许用户在不能被ECG迹线检测到的心动周期的部分,例如舒张中期(例如,舒张期),采集弹性成像测量结果。这可以允许获得更准确、更少偏差和/或更可再现的弹性成像测量。

[0036] 图4示出的根据本公开的实施例构建的超声成像系统400的框图。超声成像系统400可以包括允许超声成像系统400执行B模式成像、M模式成像、谱成像和/或剪切波成像

(例如,弹性成像)的部件。超声成像设备可以包括通信地耦合到超声探头的处理部件(例如,一个或多个波束形成器、信号处理器等),所述超声探头可操作以发射超声和从对象接收回波。图4中所示的部件以及其布置仅是说明性的,并且其他变型,包括去除部件、组合部件、重新布置部件和替换部件,都被预期。

[0037] 如图4中所示,超声成像系统400可以包括超声探头412,超声探头412包括用于向对象的目标区域发射超声信号(例如,超声波束)并且响应于超声信号而接收回波信号的换能器阵列414。各种换能器阵列在本领域中是已知的,例如,线性阵列、凸型阵列或相控阵列。换能器阵列414例如可以包括能够在高度和方位维度上扫描以用于2D和/或3D成像的换能器元件的二维阵列(如图所示)。换能器阵列414能够针对不同的成像模式(例如,B模式成像、多普勒成像和/或剪切波成像)发射超声信号和接收回波信号。在一些实施例中,超声探头412可以包括被配置用于不同成像模式的多个换能器阵列414。

[0038] 在一些实施例中,换能器阵列414可以被耦合到探头412中的微波束形成器416,微波束形成器416控制换能器阵列414中的换能器元件的组对信号的发送和接收。在该示例中,微波束形成器通过探测线缆耦合到发射/接收(T/R)开关418,其在发射与接收之间切换并保护主波束形成器422免受高能发射信号的影响。在一些实施例中,探头可以无线地耦合到信号和图像处理部件。通常,信号和图像处理部件被定位于超声系统基座中。在一些实施例中,T/R开关418和系统中的其他元件可以包括在换能器探头412中,而不是在单独的超声系统基座中。

[0039] 在微波束形成器416的控制下,来自换能器阵列414的超声信号的传输由耦合到T/R开关418和波束形成器422的发射控制器420引导。发射控制器420可以控制何时发射超声信号和/或发射什么类型的超声信号(例如,适用于B模式、剪切波和/或多普勒的波束)。发射控制器420可以控制波束被转向的方向。波束可以被转向为从换能器阵列垂直向前(垂直于换能器阵列),或者以不同的角度用于更宽的视场。发射控制器420可以从用户对用户接口444的控制面板424的操作、ECG触发生成器410和/或运动触发生成器450接收输入。这些输入可以确定由发射控制器420引导的超声信号的发射的转向、定时和/或类型。

[0040] 由微波束形成器416产生的被接收的部分波束形成的信号被耦合到波束形成器422,其中,来自换能器元件的个体面片的部分波束形成的信号被组合为完全波束形成的信号。在一些实施例中,微波束成形器416被省略,并且换能器阵列414在波束成形器422的控制之下。波束形成的信号被耦合到信号处理器426。信号处理器426可以以各种方式处理接收的回波信号,例如带通滤波、抽取、I和Q分量分离以及谐波信号分离。处理器426还可以执行的信号增强,例如纹波降低、信号复合、以及噪声消除。

[0041] 经处理的信号被耦合到B模式处理器428,B模式处理器428可以采用幅值检测来对身体中的结构进行成像。由B模式处理器428产生的信号被耦合到扫描转换器430和多平面重新格式化器432。扫描转换器430以期望的图像格式来根据回波信号被接收的空间关系来布置回波信号。例如,扫描转换器430可以将回波信号布置为二维扇区形格式,或者锥体三维(3D)图像。多平面重新格式化器432能够将从身体的体积区域中的共同平面中的点接收到的回波转换为该平面的超声图像,如在美国专利US 6443896 (Detmer)中所描述。体积绘制器434将3D数据集的回波信号转换成如从给定参考点所看到的投影的3D图像,例如,在美国专利US 6530885 (Entrekin等人)中所描述。2D或3D图像被从扫描转换器430、多平面重

新格式化器432、以及体积绘制器434耦合到图像处理器436用于进一步增强、缓存和临时存储,以在图像显示器438上显示。图形处理器440可以生成图形叠加以用于与超声图像一起显示。这些图形叠加可以包括标准识别信息,例如图像的患者姓名、日期和时间、成像参数等等。出于这些目的,图形处理器440从用户接口444接收输入,例如键入的患者姓名。用户接口444还可以耦合到多平面重新格式化器432,用于选择和控制在多平面重新格式化的(MPR)图像的显示。

[0042] 经处理的信号也可以被提供给剪切波处理器452。剪切波速度和弹性成像测量结果(例如,组织硬度)可以由剪切波处理器452估计,其可以被配置为实施任何当前已知的或以后开发的剪切波弹性成像技术。弹性成像测量结果可以被提供给扫描转换器430,扫描转换器430可以将弹性成像测量结果与B模式图像中的对应位置相关联。将弹性成像测量结果与B模式图像相关联可以允许将弹性成像测量结果提供为B模式图像上的图形叠加。

[0043] 经处理的信号也可以提供给运动处理器448。运动处理器448能够执行组织运动成像、多普勒频谱成像和/或其他基于运动的成像(例如,应变率)。在一些实施例中,运动处理器448可以包括用于不同的基于运动的成像的单独处理器。运动处理器448可以被配置为通过实施任何当前已知或以后开发的运动成像技术(例如多普勒)来确定运动数据(例如,组织运动、流体流动)。运动处理器448可以向扫描转换器430提供运动数据,扫描转换器430可以将运动数据与B模式图像中的对应位置相关联。将运动数据与B模式图像相关可允许将运动数据提供为B模式图像上的图形叠加。例如,分别在图2和图3中所示的叠加图像204和304。

[0044] 运动数据和/或弹性成像测量结果可以经由扫描转换器430而被提供给图像处理器436以生成运动数据和/或弹性成像测量结果的图形表示。示例包括但不限于颜色图和时间相关图。例如,分别在图2和图3中所示的绘图208和310。

[0045] 如图4中所示,系统400可以包括运动触发生成器450,其被配置为生成基于运动的触发信号。运动触发生成器450可以由控制器、处理器或专用电路来实现。由运动处理器448生成的运动数据可以提供给运动触发生成器450,其可以分析运动数据以确定被扫描的对象的部分(例如,血管中的血流、肌肉组织)何时处于静止。例如,触发器生成器可以处理运动数据以确定运动数据的一个或多个运动相关的参数(例如,速度、加速度和/或应变率)是否低于阈值。阈值可以取决于被评估的运动相关的参数的类型以及被评估的组织类型。例如,血流速度可能高于组织运动速度,例如,组织运动约为10-12cm/s,二尖瓣处的血液运动约为50-6cm/s。

[0046] 在一些实施例中,如果运动相关的参数在给定时间段内低于阈值。例如,对于心脏弹性成像,当速度低于1cm/sec并持续至少70毫秒时,运动数据可能指示心脏处于静止。在另一个示例中,当加速度低于 $1\text{cm}/\text{sec}^2$ 或 $10\text{cm}/\text{sec}^2$ 持续至少50毫秒时,运动数据可以指示心脏处于静止。在一些实施例中,可以使用多个运动相关的参数。例如,当速度低于1cm/sec且加速度低于 $1\text{cm}/\text{sec}^2$ 或 $10\text{cm}/\text{sec}^2$ 时,运动数据可以指示心脏处于静止。在另一个示例中,当速度低于1cm/sec并且应变率低于10%/sec时,运动数据可以指示心脏处于静止。在一些实施例中,可以使用运动参数的时间段。例如,当上述条件持续超过50毫秒时。这些示例是出于说明性目的,并且确定对象的该部分何时处于静止状态的运动触发生成器450不限于所描述的示例。阈值可以由超声成像系统400预先设置或者它可以由用户经由用户接口444

设置。

[0047] 当运动触发生成器450确定组织处于静止状态时,运动触发生成器450可以向发射控制器420发射运动触发信号。运动触发信号可以使发射控制器420使换能器阵列414执行SWE成像以采集弹性成像测量结果。弹性成像测量结果不需要在采集运动数据的同一位置采集。例如,可以在心脏的中隔处采集运动数据,并且可以在心脏的左心室壁处进行弹性成像测量。在另一个示例中,可以针对心脏二尖瓣处的血流采集运动数据,并且可以针对整个心脏采集弹性成像测量结果。

[0048] 该系统可以包括ECG触发生成器410。ECG触发生成器410可以实现为控制器、处理器或合适的电路。ECG触发生成器410可以从被系统400扫描的对象接收ECG信号。ECG触发生成器410可以分析ECG信号以检测ECG迹线中的特征(例如,QRS复合波的R波)。ECG触发生成器410可以向发射控制器420发送ECG触发信号。在一些实施例中,ECG触发信号可以使发射控制器420使换能器阵列414采集超声信号(例如,B模式、多普勒、SWE)。在一些实施例中,ECG触发信号和发射控制器420使换能器阵列414采集超声信号之间可能存在延迟。延迟可以在系统400中预先设置,由用户通过用户接口444编程,和/或基于运动触发信号。在一些实施例中,ECG触发生成器410可用于对采集的图像进行同步。例如,ECG触发信号可以允许至少部分地基于在心动周期中何时采集图像来布置在一个或多个心动周期上采集的图像。

[0049] 在一些实施例中,发射控制器420可以使用ECG触发信号来同步采集的B模式图像,而发射控制器420可以使用运动触发信号来采集用于弹性成像测量的SWE图像。使用运动触发信号来控制由发射控制器420进行的心脏弹性成像测量结果的采集可以允许在舒张中期(即,舒张)期间在心脏静止时采集测量结果。由于肌肉收缩,测量可能更准确并且更不易受运动误差和偏差影响。

[0050] 在一些实施例中,发射控制器420可以使用所述运动触发信号来对ECG触发信号和超声信号(例如,B模式、多普勒和/或SWE)的发射之间的延迟进行编程。在一些实施例中,发射控制器420可以基于运动触发信号来对延迟自动编程。在其他实施例中,用户可以在显示器(例如,显示器438)上查看运动数据并通过用户接口444输入延迟。来自运动触发信号的数据可用于帮助用户输入延迟。虽然使用运动数据对ECG触发信号应用延迟可能导致心脏弹性成像测量容易受到心动周期时间自然变化的影响,但是使延迟基于运动数据允许在舒张中期(即舒张期)采集弹性成像测量结果,其持续时间比舒张末期更长。此外,与仅基于运动的触发器(例如,运动触发器生成器450)的采集相比,使用运动数据来生成由ECG触发器生成器410生成的对ECG触发器信号的延迟在一些现有超声成像系统中可能更容易实现。

[0051] 系统400可以包括本地存储器442。本地存储器442可以被实现为任何合适的非瞬态计算机可读介质(例如,闪存驱动器、磁盘驱动器)。本地存储器442可以存储由系统400生成的数据,包括B模式图像、弹性测量结果、运动数据、可执行指令、用户通过用户接口444提供的输入、或系统400的操作所需的任何其他信息。

[0052] 如前所述,系统400包括用户接口444。用户接口444可以包括显示器438和控制面板424。显示器438可以包括使用诸如LCD、LED、OLED或等离子显示技术的各种已知的显示技术实现的显示设备。在一些实施例中,显示器438可以包括多个显示器。控制面板424可以被配置为接收用户输入。控制面板424可以包括一个或多个硬控件(例如,按钮、旋钮、刻度盘、

编码器、鼠标、轨迹球或其他)。在一些实施例中,控制面板424可以额外地或替代地包括在触敏显示器上提供的软控件(例如,GUI控制元素或简称为GUI控件)。在一些实施例中,显示器438可以是包括控制面板424的一个或多个软控件的触敏显示器。

[0053] 在一些实施例中,图4中所示的各种部件都可以组合。例如,图像处理器436和图形处理器440可以实现为单个处理器。在一些实施例中,图4中所示的各种部件可以实现为单独的部件。例如,信号处理器426可以被实现为针对每个成像模式(例如,B模式、运动、以及剪切波)的单独的信号处理器。在一些实施例中,图4中所示的各种处理器中的一个或多个由被配置为执行指定任务的通用处理器和/或微处理器来实现。在一些实施例中,各种处理器中的一个或多个可以实现为专用电路。在一些实施例中,各种处理器中的一个或多个(例如,图像处理器436)可以用一个或多个图形处理单元(GPU)来实现。

[0054] 图9是图示根据本公开的实施例的示例处理器900的框图。处理器900可用于实现本文所述的一个或多个处理器,例如图4所示的信号处理器426、运动处理器448、剪切波处理器452、B模式处理器428、图形处理器440和/或图像处理器436。在一些示例中,处理器900可用于实现或实现本文描述的一个或多个部件的部分,例如,如图4中所示的运动触发生成器450、ECG触发生成器410、扫描转换器430、多平面重新格式化器432和/或体积绘制器434。处理器900可以是任何合适的处理器类型,包括但不限于微处理器、微控制器、数字信号处理器(DSP)、现场可编程阵列(FPGA),其中FPGA已被编程以形成处理器、图形处理单元(GPU)、专用电路(ASIC),其中ASIC被设计为形成处理器,定制集成电路的部分或它们的组合。

[0055] 处理器900可以包括一个或多个核902(示出了一个)。核902可以包括一个或多个算术逻辑单元(ALU)904(示出了一个)。在一些实施例中,除了ALU 904之外或代替ALU904,核902可以包括一个或多个浮点逻辑单元(FPLU)906(示出了一个)和/或一个或多个数字信号处理单元(DPU)908(示出了一个)。

[0056] 处理器900可以包括通信地耦合到核902的一个或多个寄存器912。可以使用专用逻辑门电路(例如,触发器)和/或任何合适的存储器技术来实现寄存器912。在一些实施例中,寄存器912可以使用静态存储器来实现。寄存器可以向核902提供数据、指令和地址。

[0057] 在一些实施例中,处理器900可以包括通信地耦合到核902的一个或多个级别的高速缓存存储器910。高速缓存存储器910可以向核902提供计算机可读指令以供执行。高速缓存存储器910可以提供数据以供核902处理。在一些实施例中,计算机可读指令可能由本地存储器(例如,附接到外部总线916的本地存储器)提供给高速缓存存储器910。高速缓存存储器910可以用任何合适的高速缓存存储器类型来实现,例如金属氧化物半导体(MOS)存储器,诸如静态随机存取存储器(SRAM)、动态随机存取存储器(DRAM)和/或任何其他合适的存储器技术。

[0058] 处理器900可以包括控制器914,其可以控制从其他处理器和/或系统中包括的部件(例如,图1中所示的波束形成器230)到处理器900的输入和/或来自处理器900的到系统中包括的其他处理器和/或部件(例如,图1中所示的信号处理器234)的输出。控制器914可以控制ALU 904、FPLU 906和/或DSPU 908中的数据路径。控制器914可以实现为一个或多个状态机、数据路径和/或专用控制逻辑。控制器914的门可以实现为独立门、FPGA、ASIC或任何其他合适的技术。

[0059] 寄存器912和高速缓存910可以通过内部连接920A、920B、920C和920D与控制器914和核902通信。内部连接可以实现为总线、多路复用器、纵横开关和/或任何其他合适的连接技术。

[0060] 处理器900的输入和输出可以通过总线916提供,所述总线可以包括一条或多条导线。总线916可以通信地耦合到处理器900的一个或多个部件,例如控制器914、高速缓存910和/或寄存器912。总线916可以耦合到系统的一个或多个部件,例如前面提到的剪切波处理器452和信号处理器426。总线916可以实现为总线、多路复用器、纵横开关和/或任何其他合适的连接技术。

[0061] 总线916可以耦合到一个或多个外部存储器。外部存储器可以包括只读存储器(ROM) 932。ROM 932可以是掩码ROM、电可编程只读存储器(EEPROM) 935或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括随机存取存储器(RAM) 933。RAM 933可以是静态RAM、电池备份的静态RAM、DRAM、SRAM或任何其他合适的技术。外部存储器可以包括电可擦除可编程只读存储器(EEPROM) 935。外部存储器可以包括闪存934。外部存储器可以包括磁存储设备,例如磁盘936。在一些实施例中,外部存储器可以包括在系统中,例如图4中所示的超声成像系统400。

[0062] 回到图4,如本文所述,在一些实施例中,超声成像系统可包括:超声探头(例如,探头412),其被配置为响应于超声信号来发射超声信号并接收回波信号以扫描对象;运动处理器(例如,运动处理器448),其被配置为根据所述回波信号来生成运动数据;运动触发器(例如,运动触发器生成器450),其被配置为接收所述运动数据并至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;以及发射控制器(例如,发射控制器420),其被配置为基于所述运动触发信号来使超声探头发射超声信号以采集弹性成像测量结果。

[0063] 如本文所述,在一些实施例中,超声成像系统可包括:超声探头(例如,探头412),其被配置为发射超声信号并响应于所述超声信号而接收回波信号;心电图触发器(例如,ECG触发器生成器410),其被配置为接收心电图迹线并且基于对心电图迹线中特征的检测而生成心电图触发信号;运动处理器(例如,运动处理器448),其被配置为根据所述回波信号来生成运动数据;运动触发生成器(例如,运动触发生成器450),其被配置为接收所述运动数据并至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号;发射控制器(例如,发射控制器420),其被配置为接收心电图触发信号和运动触发信号,所述发射控制器还被配置为在接收到心电图触发后,基于所述运动触发信号在延迟之后使所述超声探头发射超声信号,以用于采集弹性成像测量结果。

[0064] 参考图5-7,将描述与在本文中呈现的实施例一致的某些示例。提供的示例用于说明目的,并且本公开的实施例不限于所描述的示例。

[0065] 图5图示了根据本公开的实施例的基于M模式数据500来确定运动触发和延迟的示例。在图5中所示的示例中,M模式数据包括速度数据的绘图502。纵轴表示沿着穿过心脏中隔的扫描线的深度,并且横轴表示采集时间。绘图502的不同颜色表示不同的速度幅值。M模式数据还包括应变率数据的绘图504。纵轴表示沿着穿过心脏中隔的扫描线的深度,并且横轴表示采集时间。图502的不同颜色指示不同的应变率幅值。M模式数据下方是随时间绘制的ECG迹线505。如图5中所示,在R波506出现在ECG迹线505上之后,随着心脏进入收缩期,速度和应变率幅值急剧增加。在来自R波506的延迟508之后,心脏进入舒张期510,其中速度和应变率最小。

[0066] 在仅基于运动的触发器(例如运动触发器生成器450)采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析曲线图502和504中所示的速度数据和/或应变率数据以确定心脏何时处于静止。该确定可以基于速度和/或应变率何时低于阈值。一旦确定心脏处于静止状态,就将运动触发信号发送到发射控制器,然后该控制器将导致超声换能器采集心脏的弹性成像测量结果。

[0067] 在基于修改的ECG触发信号来采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析绘图502和504中所示的速度数据和/或应变率数据以确定心脏何时处于静止,类似于上一段中所描述的方法。一旦确定心脏处于静止状态,则确定R波506与静止状态(例如,舒张510)之间的延迟508。该确定可以由运动触发生成器执行,或者发射控制器可以基于由运动触发生成器提供的信号来计算延迟508。当发射控制器接收到ECG触发信号(例如,来自ECG触发生成器410)时,发射控制器将等待采集弹性成像测量结果直到延迟508已经过去。

[0068] 图6图示了根据本公开的实施例的基于谱组织多普勒数据确定运动触发和延迟的示例。在图6所示的示例屏幕截图600中,谱组织多普勒数据包括在心脏的二尖瓣环处采集的速度数据的图602。纵轴表示速度幅值(cm/s),横轴表示时间(s)。在谱组织多普勒数据上方是随时间绘制的ECG迹线604。如图6中所示,在R波606出现在ECG迹线604上之后,随着心脏进入收缩期,速度幅值急剧增加。在来自R波606的延迟608之后,心脏进入舒张610,其中速度值处于最小值。

[0069] 在仅基于由触发信号生成器(例如运动触发生成器450)生成的基于运动的触发信号采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析曲线图602中所示的速度数据以确定心脏何时处于静止。该确定可以基于速度和/或速度曲线的斜率(例如,加速度)何时低于阈值。一旦确定心脏处于静止状态,就将运动触发信号发送到发射控制器,然后该控制器将导致超声换能器采集心脏的弹性成像测量结果。

[0070] 在基于修改的ECG触发信号来采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析绘图602中所示的速度数据以确定心脏何时处于静止,类似于上一段中所描述的方法。一旦确定心脏处于静止状态,则确定R波606与静止状态(例如,舒张610)之间的延迟608。该确定可以由运动触发生成器执行,或者发射控制器可以基于由运动触发生成器提供的信号来计算延迟608。当发射控制器接收到ECG触发信号(例如,来自ECG触发生成器410)时,发射控制器将等待采集弹性成像测量结果直到延迟608已经过去。

[0071] 图7图示了根据本公开的实施例的基于谱多普勒流数据来确定运动触发和延迟的示例。在图7所示的示例屏幕截图700中,多普勒流数据包括在心脏二尖瓣处采集的血流速度数据的图702。纵轴表示速度幅值(cm/s),横轴表示时间(s)。在多普勒流数据上方是随时间绘制的ECG迹线704。如图7中所示,在R波706出现在ECG迹线704上之后,随着心脏进入收缩期,血流的速度幅值急剧增加。在来自R波706的延迟708之后,心脏进入舒张710,其中速度值处于最小值,即,当通过二尖瓣的血流处于最小值时。

[0072] 在仅基于运动的触发器(例如运动触发器生成器450)采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析图702中所示的血流速度数据以确定心脏何时处于静止。该确定可以基于速度和/或速度曲线的斜率(例如,加速度)何时低于阈值。一旦确定心脏处于静止状态,就将运动触发信号发送到发射控制器,然后该控制器将导致超声换能器采集心脏的弹性成像测量结果。

[0073] 在基于修改的ECG触发信号来采集弹性成像测量结果的超声成像系统中,可以分析绘图502和702中所示的速度数据以确定心脏何时处于静止,类似于上一段中所描述的方法。一旦确定心脏处于静止状态,则确定R波706与静止状态(例如,舒张710)之间的延迟708。该确定可以由运动触发生成器执行,或者发射控制器可以基于由运动触发生成器提供的信号来计算延迟708。当发射控制器接收到ECG触发信号(例如,来自ECG触发生成器410)时,发射控制器将等待采集弹性成像测量结果直到延迟708已经过去。

[0074] 图8示出了根据本公开的原理的方法800。方法800可以是采集弹性成像测量结果的方法。在框802处,执行“将超声信号发射到对象”。可以用超声探头来执行发射。更具体地,具有包括在超声探头中的换能器阵列。例如,如图4中所示的超声探头412和换能器阵列414。在框804处,执行“响应于所述超声信号而从对象接收回波信号”。接收也可以由超声探头执行。在框806,可以执行“根据所述回波信号来生成运动数据”。在一些实施例中,生成运动数据可由运动处理器执行,例如图4中所示的运动处理器448。在一些实施例中,运动处理器448可以是多普勒处理器。在框808,可以执行“至少部分地基于所述运动数据来生成运动触发信号”。所述运动触发信号的生成可由运动触发产生器执行,例如图4中所示的运动触发生成器450。在框810处,执行“当接收到所述运动触发信号时发射超声信号以采集弹性成像测量结果”。所述发射可由所述超声探头在接收所述运动触发信号的发射控制器(例如,图4中所示的发射控制器420)的控制下执行。

[0075] 在使用诸如基于计算机的系统或可编程逻辑的可编程设备来实现部件、系统和/或方法的各种实施例中,应当理解,上述系统和方法可以使用各种已知的或以后开发的编程语言,例如“C”,“C++”,“FORTRAN”,“Pascal”,“VHDL”、“Verilog”等中的任一种来的实现。因此,可以准备各种存储介质,例如磁性计算机磁盘、光盘、电子存储器等,其可以包含可以指导例如计算机的设备以实现上述系统和/或方法的信息。一旦适当的设备可以访问包含在存储介质上的信息和程序,存储介质就可以将信息和程序提供给该设备,从而使该设备能够执行本文描述的系统 and/或方法的功能。例如,如果将包含适当材料(例如源文件、目标文件、可执行文件等)的计算机盘提供给计算机,则计算机可以接收所述信息,对其自身进行适当的配置并执行上面的图解和流程图中描绘的各种系统和方法的功能以实现各种功能。也就是说,计算机可以从磁盘接收与上述系统和/或方法的不同元素有关的信息的各个部分,实现个体系统和/或方法,并协调以上描述个体系统和/或方法的功能。

[0076] 鉴于本公开,应当注意,本文描述的各种方法和设备可以以硬件、软件和固件来实现。此外,各种方法和参数仅作为示例而被包括,而没有任何限制意义。鉴于本公开,本领域普通技术人员可以在确定他们自己的技术和影响这些技术的所需设备的情况下实施本教导,同时仍在本公开的范围内。本文中描述的一个或多个处理器的功能可以被合并到更少的数目或单个处理单元(例如,CPU)中,并且可以使用被编程为响应于可执行指令而执行本文描述的功能的专用集成电路(ASIC)或通用处理电路来实现,例如,如参考图9所描述的。

[0077] 应当理解,本方法、系统和装置可以应用于现有的成像系统,例如由PHILIPS超声提供的超声成像系统,其还可以例如支持基于ARF的SWE成像。本发明的特定额外优点和特征对于本领域技术人员在他们研究本公开之后将是显而易见的,或者可以由采用本发明的新颖系统和方法的人员来实现,其主旨是通过提供超声成像系统在其操作方法,在心脏弹性成像期间降低时间和空间相关的偏差和/或由于运动叠加的不准确性。本系统和方法的

另一个优点是可以容易地升级传统的医学成像系统以并入本系统、设备和方法的特征和优点。当然,应当领会到,根据本系统、设备和方法,上述实施例或过程中的任何一个可与一个或多个其他实施例和/或过程相组合,或分离的,和/或在分立设备或设备部分之中执行。

[0078] 最终,以上讨论旨在仅仅为对本发明的系统的说明并且不应理解为将所附权利要求限制到任何特定的实施例或实施例的组。因而,虽然已经参考示范性实施例详细描述了本系统,但是也应领会到,在不脱离如权利要求书所提出的本系统的更宽且意旨的精神和范围的情况下,本领域技术人员可以设计出众多的变型和替代实施例。因此,说明书和附图应被视为是以说明性的方式并且不旨在限制随附权利要求的范围。

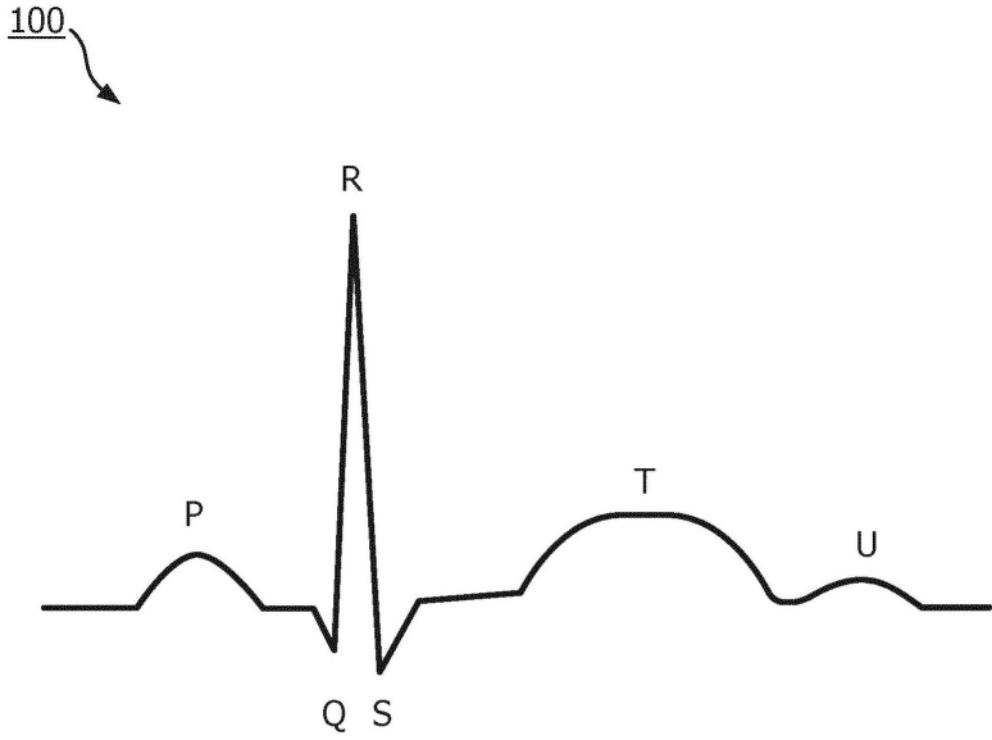


图1

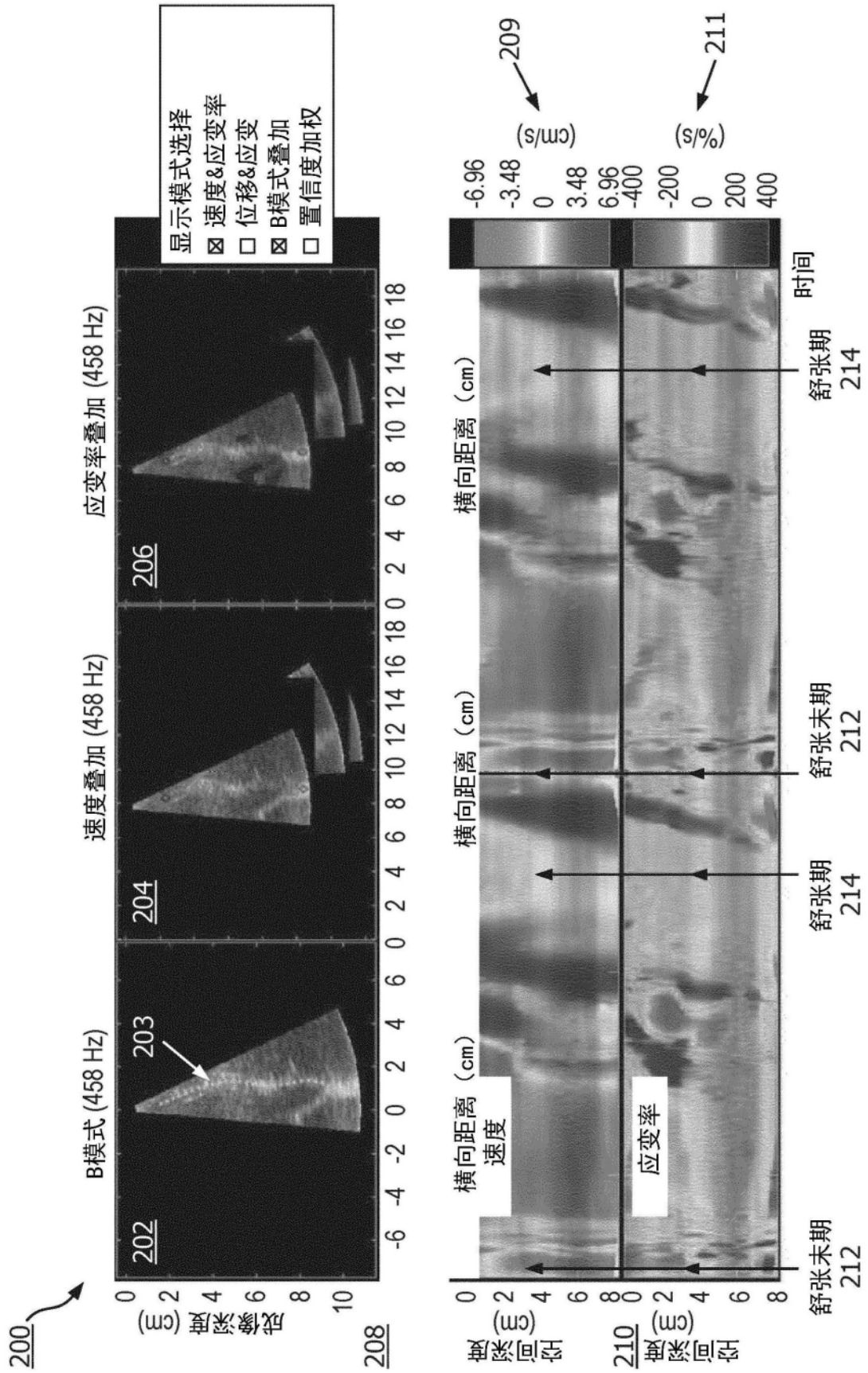


图2

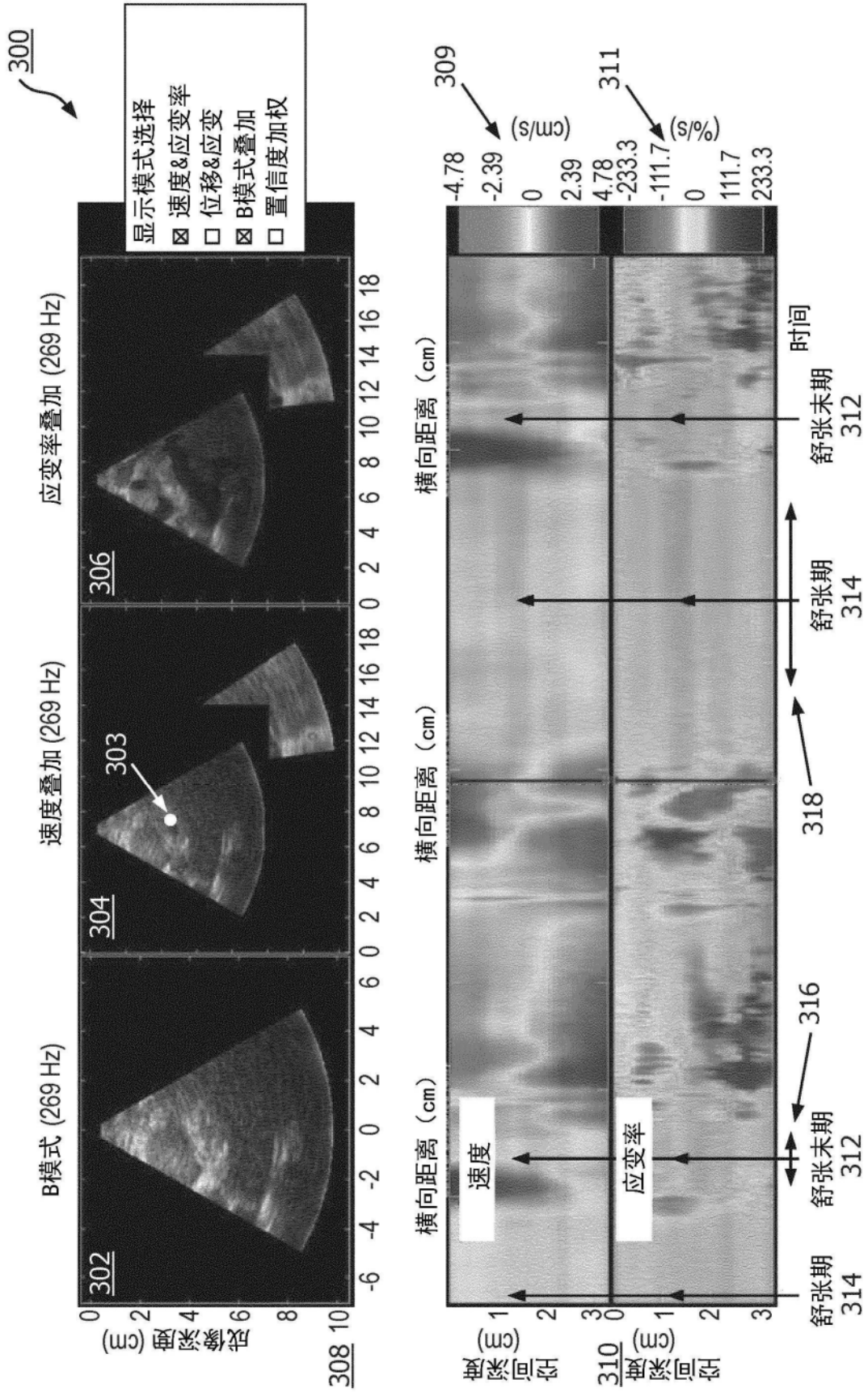


图3

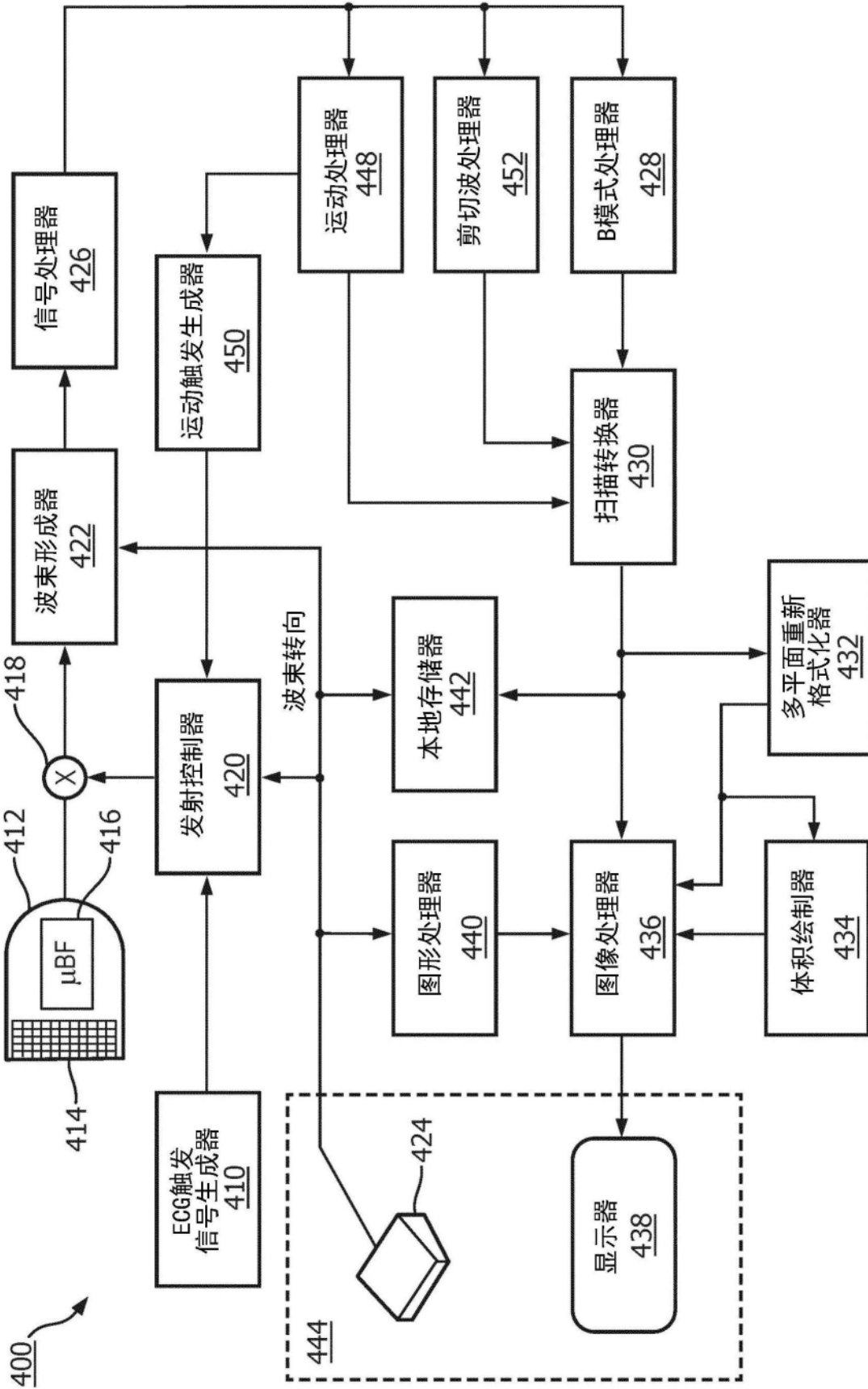


图4

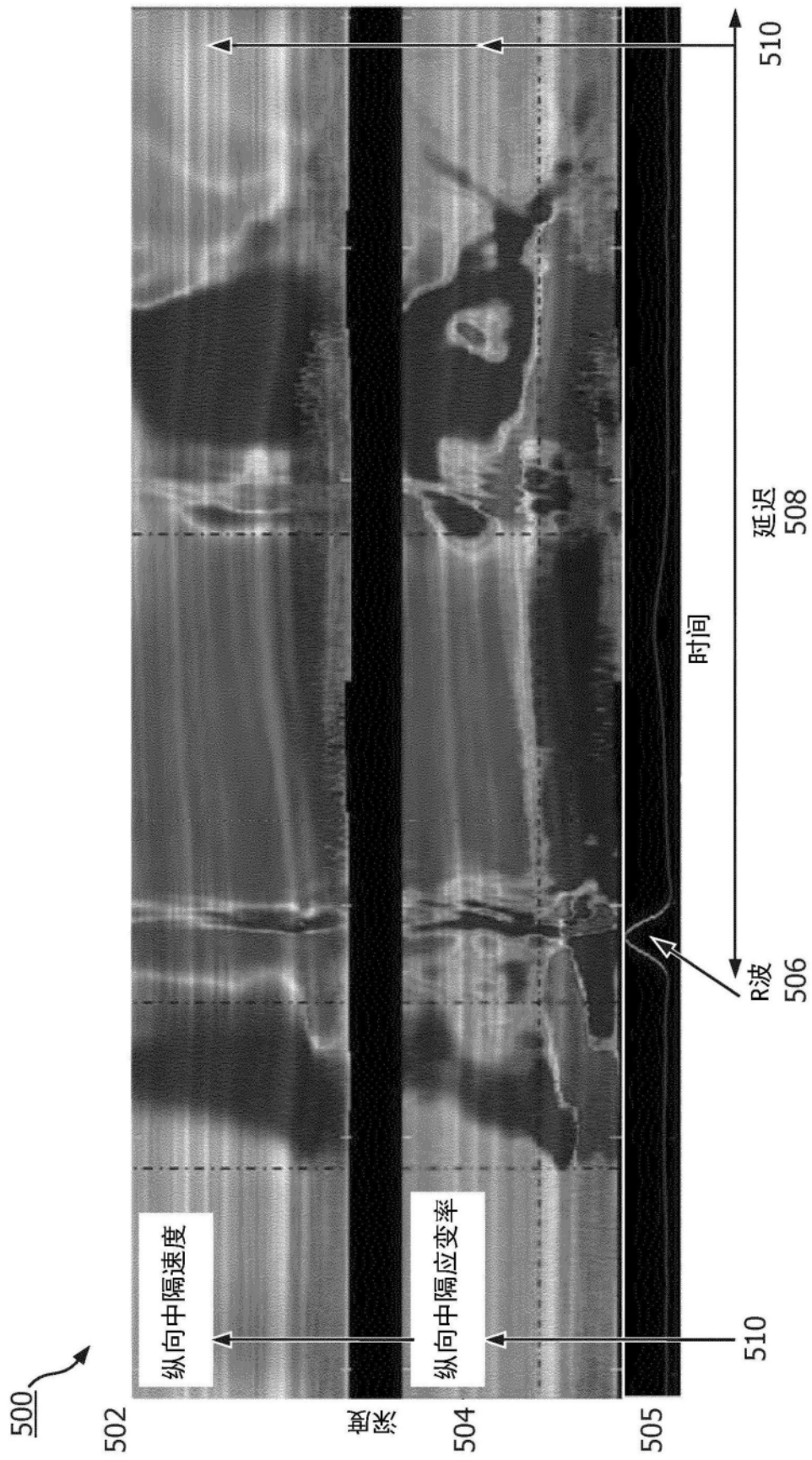


图5

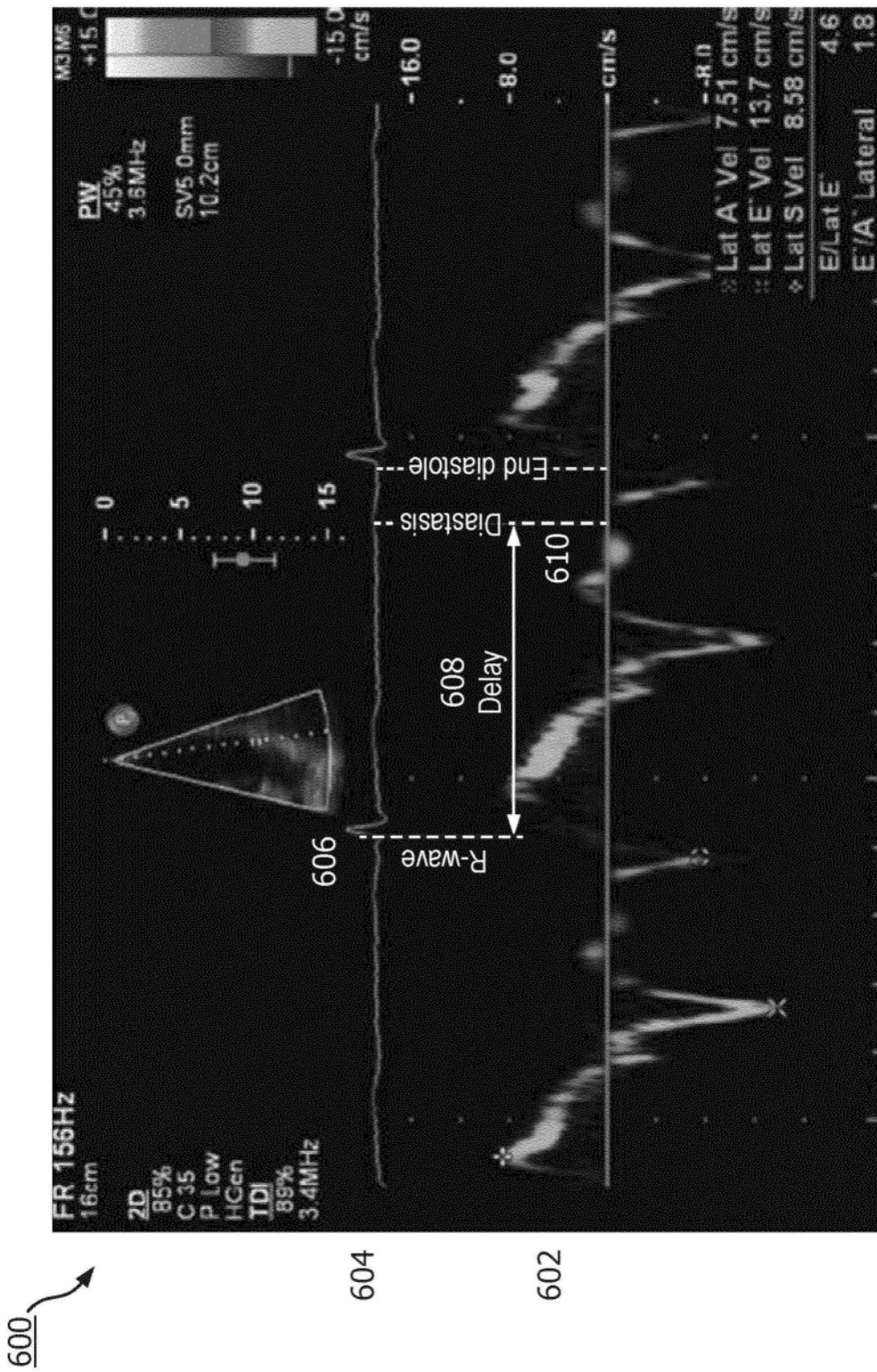


图6

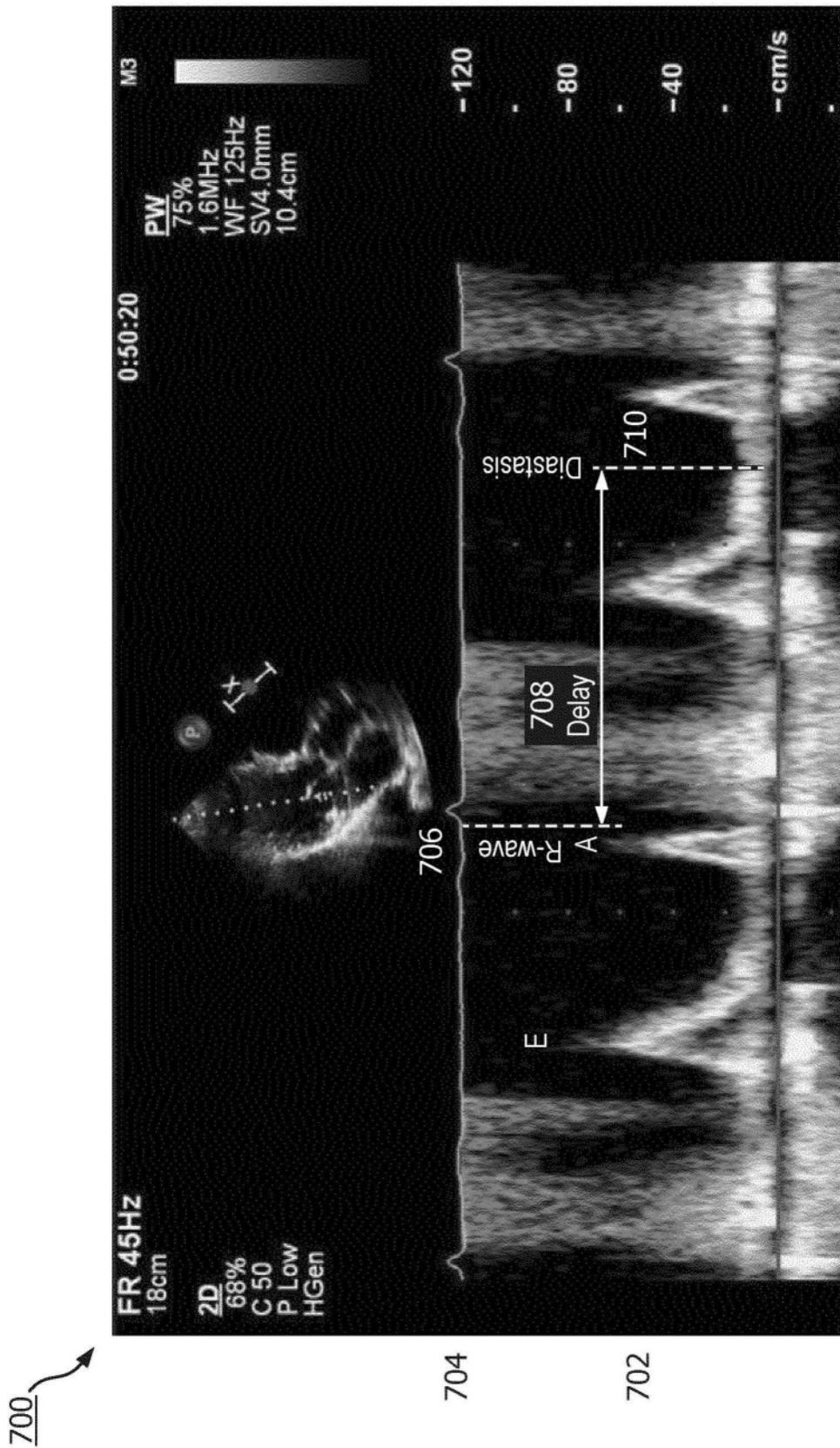


图7

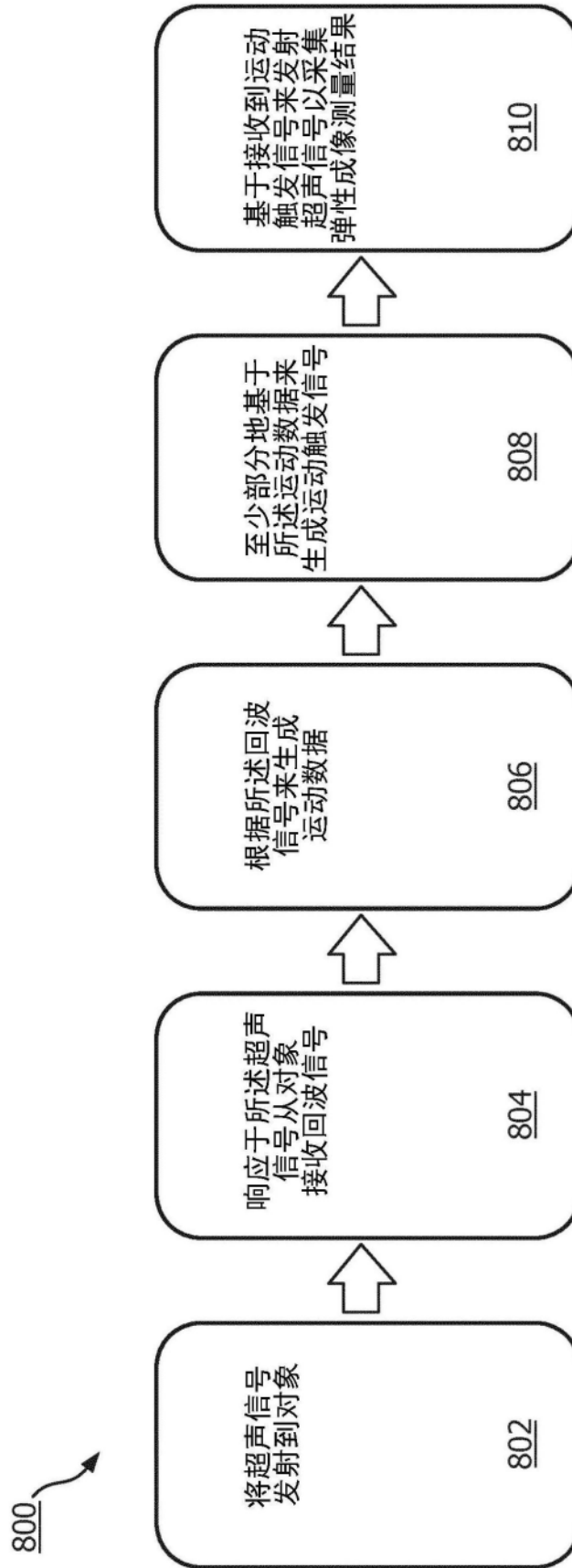


图8

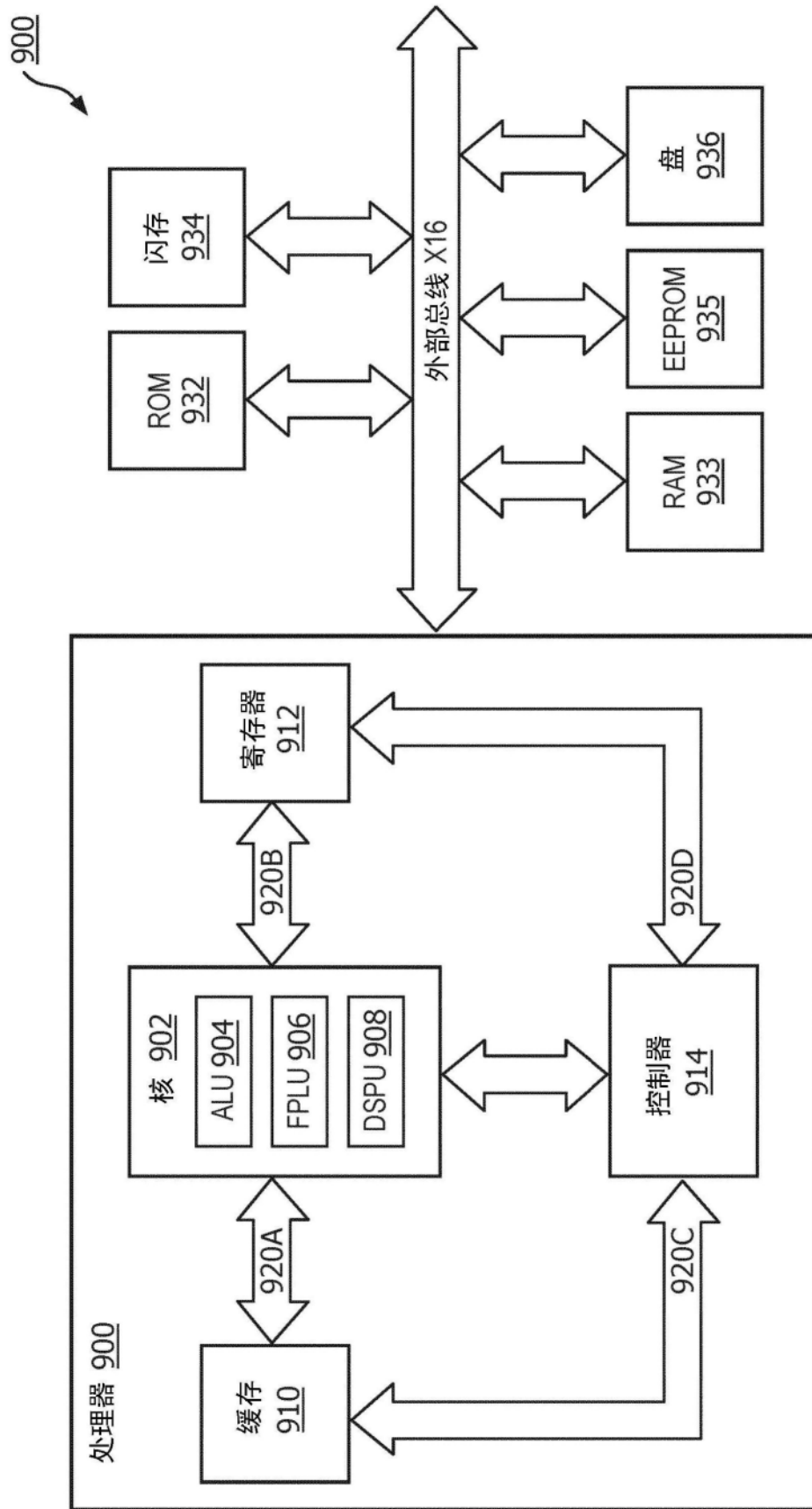


图9