



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103584887 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 19

(21) 申请号 201310357723. 2

(22) 申请日 2013. 08. 16

(30) 优先权数据

13/588, 105 2012. 08. 17 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 D. J. 巴克顿 C. F. 佩里

D. C. 赫尼希曼 A. 肖瓦斯沃尔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 姜甜 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 8/02(2006. 01)

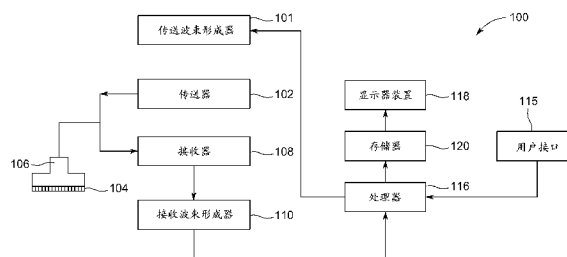
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

超声成像系统和方法

(57) 摘要

本发明名称为超声成像系统和方法。超声成像装置(100)包括探头(106)、显示器装置(118)和处理器(116)。处理器(116)配置成在比估计的心跳周期长的第一时间段期间获取第一局部容积(158)的第一4D超声数据,以及在比估计的心跳周期长的第二时间段期间获取第二局部容积(160)的第二4D超声数据。处理器(116)配置成将第一4D超声数据与第二4D超声数据组合,以生成关注区域的4D超声数据。处理器(116)配置成显示由关注区域的4D超声数据生成的图像。



1. 一种超声成像系统(100),包括:

探头(106);

显示器装置(118);以及

与所述探头(106)和所述显示器装置(118)进行电子通信的处理器(116),其中所述处理器(116)配置成:

将关注区域(156)分成多个局部容积,所述多个局部容积包括第一局部容积(158)和第二局部容积(160);

控制所述探头(106)以在比估计的心跳期间长的第一时间段期间获取所述第一局部容积(158)的第一4D超声数据;

控制所述探头(106)以在比所述估计的心跳期间长的第二时间段期间获取所述第二局部容积(160)的第二4D超声数据;其中所述第二时间段发生在所述第一时间段之后;

将所述第一4D超声数据与所述第二4D超声数据组合以生成所述关注区域的4D超声数据;

基于所述关注区域的所述4D超声数据,生成图像;以及

在所述显示器装置(118)上显示所述图像。

2. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成在获取所述第一4D超声数据和所述第二4D超声数据之前估计心率,以及其中所述处理器(116)配置成使用所述心率来确定所述估计的心跳期间。

3. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成在获取所述第一4D超声数据和所述第二4D超声数据的过程期间获取相位数据。

4. 如权利要求3所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成将所述相位数据与所述第一4D超声数据和所述第二4D超声数据两者关联,以及其中所述处理器(116)还配置成基于所述相位数据组合所述第一4D超声数据与所述第二4D超声数据。

5. 如权利要求3所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成在获取所述第一4D超声数据和所述第二4D超声数据的过程期间通过获取M模式数据来获取所述相位数据。

6. 如权利要求3所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成利用胎心ECG获取所述相位数据。

7. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成控制所述探头(106),以在比所述估计的心跳期间长至少15%的第一时间段获取所述第一4D超声数据。

8. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成控制所述探头(106),以在比所述估计的心跳期间长至少30%的第一时间段获取所述第一4D超声数据。

9. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成控制所述探头(106),以在比所述估计的心跳期间长至少100%的第一时间段获取所述第一4D超声数据。

10. 如权利要求1所述的超声成像系统(100),其中所述处理器(116)配置成对所述第一4D超声数据插值以生成第一插值的4D超声数据,以及其中所述处理器(116)配置成对所述第二4D超声数据插值以生成第二插值的4D超声数据。

超声成像系统和方法

技术领域

[0001] 本公开一般涉及用于通过获取多个局部容积的 4D 超声数据来生成关注区域的 4D 超声数据的超声成像系统和方法。

背景技术

[0002] 与当前一代超声系统耦合的 2D 阵列探头不够快速,以致于无法获取用于如胎心成像的应用的临床适合的容积尺寸。目前,由利用常规 2D 阵列探头获取的单个容积无法同时获得所需要的时间分辨率和所需要的空间分辨率两者。

[0003] 因此,一些常规超声系统在整个容积上缓慢扫描,从而在扫描期间在不同位置处获取 2D 图像帧。例如,对于典型的胎心,扫描可能花费 8-12 秒。在扫描时间期间,胎心可能跳动约 16 至 30 次。可以基于来自 M 模式获取的数据来获取指示每个 2D 图像帧的获取时的心脏相位的相位数据。根据如 STIC (空间时间图像相关性) 的常规技术,使用来自不同心跳周期的帧“合成”多种心脏相位处的整个容积的图像。换言之,每个容积是在相同的心跳周期期间获取的。相反,容积的每个切片或图像是在不同的心跳周期期间获取的。这样,可以将每个心脏相位的“合成的”容积置于表示完整心跳周期的序列中。用户可以从容积内选择以查看任何面的图像,或用户可以查看一些或全部容积的渲染。

[0004] 如 STIC 的常规技术存在至少两个问题:它耗费太长时间来获取所有数据;以及所得到的容积在高度方向上分辨率有限。确切地说,因为从每个心跳周期仅选择一个 2D 图像帧,所以高度方向上的分辨率受限于获取的心跳周期的数量。使用需要长获取时间的技术还增加了获取附带运动伪影的数据的概率。例如,同时固定 2D 阵列探头和患者的医师更可能在较长时间的获取期间移动。2D 阵列探头与正在扫描的患者解剖结构之间的任何相对移动都可能引入运动伪影。再有,患者心脏移动的任何不规则性可能导致附加的运动或空间伪影。

[0005] 出于这些和其他原因,期望一种改进的方法和超声成像系统,以用于获取 4D 超声数据。

发明内容

[0006] 本文中解决上文提到的不足、缺点和问题,通过阅读和了解下文说明书将对此进行理解。

[0007] 在一实施例中,一种超声成像的方法,包括将关注区域分成多个局部容积,这些多个局部容积包括第一局部容积和第二局部容积。该方法包括在比估计的心跳期间长的第一时间段期间获取第一局部容积的第一 4D 超声数据。该方法包括在比估计的心跳期间长的第二时间段期间获取第二局部容积的第二 4D 超声数据,其中第二时间段在第一时间段之后出现。该方法包括将第一 4D 超声数据与第二 4D 超声数据组合,以生成关注区域的 4D 超声数据。该方法包括基于关注区域的 4D 超声数据生成图像并显示图像。

[0008] 在一实施例中,一种超声成像的方法,包括确定估计的心跳期间,将关注区域分成

多个局部容积,这些多个局部容积包括第一局部容积和第二局部容积。该方法包括在比估计的心跳期间长的第一时间段上获取第一局部容积的第一 4D 超声数据。该方法包括在获取第一 4D 超声数据的过程期间获取第一相位数据,以及将第一相位数据与第一 4D 超声数据关联。该方法包括在比估计的心跳期间长的第二时间段上获取第二局部容积的第二 4D 超声数据。第二时间段在第一时间段之后出现。该方法包括在获取第二 4D 超声数据的过程期间获取第二相位数据,以及将第二相位数据与第二 4D 超声数据关联。该方法包括对第一 4D 超声数据插值以生成第一插值的 4D 超声数据,对第二 4D 超声数据插值以生成第二插值的 4D 超声数据,以及将第一插值的 4D 超声数据与第二插值的 4D 超声数据组合以生成完整心跳周期上的关注区域的 4D 超声数据。该方法包括基于关注区域的 4D 超声数据生成图像并显示图像。

[0009] 在另一个实施例中,超声成像系统包括探头、显示器装置以及与探头和显示器装置进行电子通信的处理器。该处理器配置成将关注区域划分成第一局部容积和第二局部容积。该处理器配置成确定估计的心跳期间。该处理器配置成控制探头以在比估计的心跳期间长的第一时间段获取第一局部容积的第一 4D 超声数据,以及控制探头以在比估计的心跳期间长的第二时间段获取第二局部容积的第二 4D 超声数据。该处理器配置成将相位数据与第一 4D 超声数据和第二 4D 超声数据两者关联,并基于相位数据将第一 4D 超声数据与第二 4D 超声数据组合以生成关注区域的 4D 超声数据。该处理器还配置成基于关注区域的 4D 超声数据生成图像并在显示器装置上显示图像。

[0010] 根据一个方面,提供了一种超声成像系统,包括:探头、

显示器装置、以及与探头和显示器装置进行电子通信的处理器,其中处理器配置成:将关注区域分成多个局部容积,多个局部容积包括第一局部容积和第二局部容积;控制探头以在比估计的心跳期间长的第一时间段期间获取第一局部容积的第一 4D 超声数据;控制探头以在比估计的心跳期间长的第二时间段期间获取第二局部容积(160)的第二 4D 超声数据;其中第二时间段发生在第一时间段之后;将第一 4D 超声数据与第二 4D 超声数据组合以生成关注区域的 4D 超声数据;基于关注区域的所述 4D 超声数据生成图像;以及在显示器装置(118)上显示图像。

[0011] 优选地,所述处理器配置成在获取所述第一 4D 超声数据和所述第二 4D 超声数据之前估计心率,以及其中所述处理器配置成使用所述心率来确定所述估计的心跳期间。

[0012] 优选地,所述处理器配置成在获取所述第一 4D 超声数据和所述第二 4D 超声数据的过程期间获取相位数据。进一步地,所述处理器配置成将所述相位数据与所述第一 4D 超声数据和所述第二 4D 超声数据两者关联,以及其中所述处理器还配置成基于所述相位数据组合所述第一 4D 超声数据与所述第二 4D 超声数据。进一步地,所述处理器配置成在获取所述第一 4D 超声数据和所述第二 4D 超声数据的过程期间通过获取 M 模式数据来获取所述相位数据。优选地,所述处理器配置成利用胎心 ECG 获取所述相位数据。

[0013] 优选地,所述处理器配置成控制所述探头,以在比所述估计的心跳期间长至少 15% 的第一时间段获取所述第一 4D 超声数据。

[0014] 优选地,所述处理器配置成控制所述探头,以在比所述估计的心跳期间长至少 30% 的第一时间段获取所述第一 4D 超声数据。

[0015] 优选地,所述处理器配置成控制所述探头,以在比所述估计的心跳期间长至少

100%的第一时间段获取所述第一 4D 超声数据。

[0016] 优选地,所述处理器配置成对所述第一 4D 超声数据插值以生成第一插值的 4D 超声数据,以及其中所述处理器(116)配置成对所述第二 4D 超声数据插值以生成第二插值的 4D 超声数据。优选地,所述处理器配置成将所述第一插值的 4D 超声数据与所述第二插值的 4D 超声数据组合,以生成所述关注区域的所述 4D 超声数据。

[0017] 本领域技术人员将根据附图及其详细描述显见到本发明的多种其他特征、目的和优点。

附图说明

[0018] 图 1 是根据实施例的超声成像系统的示意图;

图 2 是根据实施例的方法的流程图;

图 3 是根据实施例的探头和划分成三个局部容积的关注区域的示意图表示;以及

图 4 是示出根据实施例的、相对于相对心脏相位的容积获取的定时的曲线图。

具体实施方式

[0019] 在下文的详细描述中,参考了附图,这些附图构成描述的一部分并且在附图中以说明形式示出了可以实施本发明的特定实施例。这些实施例得以足够详细地描述,以使本领域技术人员能够实施这些实施例,并且要理解,可以利用其他实施例,以及在不背离这些实施例的范围的前提下可以进行逻辑、机械、电和其他方面的改变。因此,下文详细描述不应视为限制本发明的范围。

[0020] 图 1 是根据实施例的超声成像系统 100 的示意图。超声成像系统 100 包括传送波束形成器 101 和驱动探头 106 内的元件 104 以将脉冲式超声信号发射到人体(未示出)的传送器 102。探头 106 可以是根据实施例的 2D 阵列探头。但是,根据其他实施例,可以使用在高度方向上可充分操控且能够获取四维(4D)超声数据的任何其他类型的探头。出于本公开的目的,术语四维超声数据或 4D 超声数据定义为包括含有在一个时间期间上获取的关注区域的多个容积的超声数据。4D 超声数据包含有关容积如何随时间推移而变化的信息。每个容积可以包含多个 2D 图像或切片。仍参考图 1,脉冲式超声信号从身体中的结构(如血液细胞或肌肉组织)反向散射,以产生回波,其返回到元件 104。通过元件 104 将回波转换成电信号或超声数据,然后接收器 108 接收这些电信号。表示接收的回波的电信号通过接收波束形成器 110,波束形成器 110 输出超声数据。根据一些实施例,探头 106 可以包含执行全部或部分传送和/或接收波束形成的电路。例如,可以将传送波束形成器 101、传送器 102、接收器 108 和接收波束形成器 110 的全部或一部分置于探头 106 内。在本公开中还可以使用术语“扫描”或“扫描中”来指通过传送和接收超声信号的过程获取数据。在本公开中还可以使用术语“数据”或“超声数据”来指利用超声成像系统获取的一个或多个数据集。用户接口 115 可以用于控制超声成像系统 100 的操作,包括控制患者数据的输入、更改扫描或显示参数等。

[0021] 超声成像系统 100 还包括控制传送波束形成器 101、传送器 102、接收器 108 和接收波束形成器 110 的处理器 116。处理器 116 与探头 106 进行电子通信。处理器 116 可以控制探头 106 以获取数据。处理器 116 控制这些元件 104 中哪个元件处于活动,以及从探

头 106 发射的波束的形状。处理器 116 还可以与显示器装置 118 进行电子通信,以及处理器 116 可以将数据处理成图像以用于在显示器装置 118 上显示。出于本公开的目的,术语“电子通信”可以定义为包括有线连接和无线连接。根据一实施例,处理器 116 可以包括中央处理器(CPU)。根据其他实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的其他电子组件,如数字信号处理器、现场可编程门阵列(FPGA)或图形板。根据其他实施例,处理器 116 可以包括能够执行处理功能的多个电子组件。例如,处理器 116 可以包括选自包括如下的电子组件列表的两个或更多个电子组件:中央处理器、数字信号处理器、现场可编程门阵列和图形板。根据另一个实施例,处理器 116 还可以包括将 RF 数据解调并生成原始数据的复解调器(未示出)。在另一个实施例中,可以在处理链中较早地执行解调。处理器 116 可以调适成根据多个可选择的超声模式对数据执行一个或多个处理操作。该数据可以在扫描会话期间随着接收回波信号实时地进行处理。出于本公开的目的,术语“实时”定义为包括无任何有意延迟地执行的过程。例如,一实施例可以按 7-20 容积/秒的实时容积速率获取并显示数据。但是,应该理解该实时帧速率可能具体取决于获取每个容积数据所需的时间长度。相应地,当获取相对较大容积的数据时,实时容积速率可能较慢。由此,一些实施例可以具有大大地快于 20 容积/秒的实时容积速率,而其他一些实施例可以具有慢于 7 容积/秒的实时容积速率。在扫描会话期间可以将数据临时性地存储在缓存器(未示出)中,并在现场或离线操作中次于实时地进行处理。本发明的一些实施例可以包括多个处理器(未示出)以执行处理任务。例如,第一处理器可以用于将 RF 信号解调和以更低采样率采样(decimate),而第二处理器可以用于进一步处理数据,然后显示图像。应该认识到,其他实施例可以使用处理器的不同安排。

[0022] 超声成像系统 100 可以连续地按例如 10 Hz 至 30 Hz 的容积速率获取数据。可以采用相似的容积速率刷新由该数据生成的图像。其他实施例可以采用不同的速率获取和显示数据。例如,一些实施例可以按小于 10 Hz 或大于 30 Hz 的容积速率来获取数据,具体取决于容积的尺寸和期望的应用。包括存储器 120 以用于存储所获取的数据的已处理帧。在示范实施例中,存储器 120 具有足够容量以存储至少若干秒有价值的超声数据帧。这些数据帧以利于根据其获取次序或时间进行检索的方式来存储。存储器 120 可以包括任何公知的数据存储介质。

[0023] 可选地,本发明的实施例可以利用对比剂来实现。当使用包含微泡(microbubble)的超声对比剂时,对比成像生成身体中解剖结构和血流的增强性图像。在使用对比剂时获取数据之后,图像分析包括分离谐波和线性分量,增强谐波分量并利用增强性谐波分量来生成超声图像。从接收的信号分离谐波分量使用适合的滤波器来执行。使用对比剂来进行超声成像是本领域技术人员所公知的,因此将不予进一步详细地描述。

[0024] 在本发明的多种实施例中,可以由处理器 116 按其他或不同的模式相关的模块来处理数据(例如,B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率等)来形成 2D 或 3D 数据。例如,一个或多个模块可以生成 B 模式、彩色多普勒、M 模式、彩色 M 模式、频谱多普勒、弹性成像、TVI、应变、应变率及其组合等。存储图像束和/或帧,并且可以记录指示该数据被获取在存储器时的时间的定时信息。该模块可以包括,例如扫描转换模块,用于执行将图像帧从坐标束空间转换到显示空间坐标的扫描转换操作。可以提供视频处理器模块,其从存储器读取图像帧并在对患者执行手术的同时实时地显示图

像帧。视频处理器模块可以将图像帧存储在图像存储器中,图像则从该图像存储器中读取并显示。

[0025] 图 2 是根据示范实施例的方法的流程图。该流程图的单个框表示可以根据方法 200 执行的步骤。附加实施例可以按不同的次序执行所示的步骤和 / 或附加实施例可以包括图 2 中未示出的附加步骤。方法 200 的技术效果是显示由作为多个局部容积获取的 4D 超声数据生成的图像。方法 200 将根据其中方法 200 由图 1 的超声成像系统 100 的处理器 116 来实现的示范实施例来描述。此外,方法 200 将根据其中获取胎心的 4D 超声数据的实施例来描述。应该认识到根据其他实施例,方法 200 还可以用于获取一些或全部成年人心脏的 4D 超声数据。

[0026] 参考图 1 和图 2,在步骤 202 处获取心率数据。根据有关胎心的实施例,获取心率数据可以包括获取超声数据,并分析所得到的超声数据以识别心率或估计的心率。例如,可以在一个时间段上获取图像,并处理图像以确定平均心率。或者,可以沿着一个或多个线获取 M 模式数据,并进行分析来确定心率。根据又一些其他实施例,可以使用 ECG 或胎心 ECG 来获取相位数据或确定每个心跳周期的一个或多个触发(trigger)。可以将这些触发与心跳周期的特定相位关联,并且因此,可以使用这些触发来确定患者的心率的近似值。

[0027] 在步骤 204 处,基于心率数据确定估计的心跳期间。根据实施例,可以使用处理器 116 来计算估计的心跳期间。可以由有价值的心率数据的一个或多个心跳周期确定估计的心跳期间。根据附加实施例,可以利用其他技术来确定估计的心跳期间。

[0028] 接下来,在步骤 206 处,用户可以通过用户接口 115 输入期望的获取参数。获取参数可以包括如关注区域或 ROI 的选择、分辨率、深度、图像模式、期望的时间分辨率等的参数。出于本公开的目的,术语 ROI 定义为包括容积。可以预先选择一些或全部获取参数作为超声成像系统 100 上的缺省设置的一部分。

[0029] 在步骤 208 处,处理器 116 将 ROI 划分成多个局部容积。处理器 116 可以基于步骤 206 处输入的获取参数以及超声成像系统 100 (确切地来说包括 2D 阵列探头 106) 的技术能力,以确定局部容积的尺寸和 / 或分布。根据其他实施例,用户可以手动地选择局部容积的位置和 / 或几何形状。

[0030] 图 3 是根据实施例的 ROI 156 的示意图表示,ROI 156 被划分成三个局部容积。图 3 还包括 2D 阵列探头 152 和胎儿心脏 154。ROI 156 被划分成第一局部容积 158、第二局部容积 160 和第三局部容积 162。当组合时,第一局部容积 158、第二局部容积 160 和第三局部容积 162 覆盖整个 ROI 156。根据图 3 所示的实施例,局部容积 158、160、162 不重叠。但是,根据其他实施例,局部容积 158、160、162 的每一个可以与任何相邻的容积重叠。即,第一局部容积 158 可以与第二局部容积 160 重叠;第二局部容积 160 可以与第一局部容积 158 和第三局部容积 162 都重叠;以及第三局部容积 162 可以与第二局部容积 160 重叠。应该认识到,根据其他实施例,可以将 ROI 156 划分成不同数量的局部容积。可以使用方法 200 来对多于或等于 2 的任何数量的局部容积获取数据。

[0031] 参考图 1、图 2 和图 3,在步骤 210 处,处理器 116 对第一局部容积 158 获取数据容积。处理器 116 控制传送波束形成器 101、传送器 102、探头 106、接收器 108 和接收波束形成器 110 以控制超声数据的获取。根据实施例,处理器 116 可以通过按不同的仰角在第一局部容积 158 内获取多个 2D 图像帧来获取第一局部容积 158 的超声数据。通过获取多个

2D 图像帧来获取容积数据是本领域技术人员所公知的。接下来在步骤 212 处,处理器控制 M 模式数据的获取。获取 M 模式数据包括在不同时间点处沿着扫描线获取数据。获取 M 模式数据非常快速,并且典型地用于确定运动。在其他实施例中,可以将 M 模式数据的获取与 4D 超声数据的获取交织。

[0032] 在步骤 214 处,处理器 116 确定是否期望获取第一局部容积 158 的另一个容积的超声数据。如果期望获取附加容积的超声数据,则方法 200 返回到步骤 210,并重复步骤 210 和 212。获取第一局部容积 158 或任何其他局部容积的每个容积的速度可能具体根据步骤 206 处选择的获取参数和超声成像系统 100 的规范而有所变化。但是,在单个心跳周期期间获取特定局部容积的多个容积应该是可能的。根据实施例,处理器 116 将控制超声成像系统 100 的其余部分,以便在比步骤 204 期间计算的估计的心跳期间更长时间量中对第一局部容积 158 获取 4D 超声数据。换言之,方法 200 在预定时间量中重复步骤 210、212 和 214,以便获取随时间推移的多个容积,这将称为 4D 超声数据。根据另一个实施例,作为确定估计的心跳期间的替代或补充,处理器 116 可以使用来自 ECG 或胎心 ECG 的触发以确保在比患者的心跳期间更长的时间段获取 4D 超声数据。在比估计的心跳期间长的时间段获取第一局部容积的 4D 超声数据之后,在步骤 214 处,处理器 116 确定不期望获取第一局部容积 158 的附加容积,并且方法 200 进行到步骤 216。

[0033] 在步骤 216 处,处理器 116 确定是否期望进行到下一个局部容积。根据示范实施例,在获取第一局部容积 158 的第一多个容积之后,期望进行到下一个或第二局部容积 160。方法 200 然后重复步骤 210、212 和 214,直到对第二局部容积 160 获取第二多个容积为止。第二多个容积显示随时间推移的第二局部容积 160 以及可以统一地称为第二 4D 超声数据。处理器 116 控制获取,以便在比步骤 204 期间确定的估计的心跳期间更长的时间段重复地获取第二局部容积 160 的容积。当在期望的时间量重复步骤 210、212 和 214 并获取了第二 4D 超声数据之后,处理器 116 在步骤 214 处确定不期望获取第二局部容积 160 的另一个容积,并且方法 200 进行到步骤 216。

[0034] 在步骤 216 处,处理器 116 确定期望进行到下一个局部容积,根据示范实施例下一个局部容积可以是第三局部容积 162。方法 200 重复步骤 210、212 和 214,以便获取第三 4D 超声数据。根据示范实施例,第三 4D 超声数据显示第三局部容积 162 如何随时间推移而变化。与第一局部容积 158 和第二局部容积 160 的情况一样,处理器 116 可以控制超声成像系统 100 的其余部分以在比估计的心跳期间更长的时间段获取第三局部容积 162 的 4D 超声数据。

[0035] 处理器 116 可以将方法 200 的多次迭代期间在步骤 212 处获取的相位数据划分成获取第一 4D 超声数据的过程期间获取的第一相位数据、获取第二 4D 超声数据的过程期间获取的第二相位数据和获取第三 4D 超声数据的过程期间获取的第三相位数据。根据其他实施例,可以在通过图像处理技术后处理 4D 超声数据期间确定相位数据。处理器 116 然后将相位数据与作为 4D 超声数据的一部分获取的个体容积关联。例如,处理器 116 可以将作为每个局部容积的 4D 超声数据的一部分的每个容积与特定的相位关联。

[0036] 在获取三个局部容积 158、160 和 162 的每一个局部容积的 4D 超声数据之后,处理器 116 在步骤 216 确定已获取足够的 4D 超声数据,并且不期望进行到下一个局部容积。因此,方法 200 进行到步骤 218。

[0037] 图 4 是示出相对于相对心脏相位的容积获取的定时的曲线图。曲线图 170 示出稍微多于 4 个心跳周期。曲线图 170 将根据其中根据方法 200 (如图 2 所示)收集数据的示范实施例来描述。沿着 x 轴的数值(0、0.5、1、1.5、2、2.5、3、3.5 和 4)示出相对心脏相位。出于说明的目的,示出迹线 172。迹线 172 具有与 ECG 迹线的形状相似的形状以便更清楚地图示相对心脏相位。在获取数据容积所在的每个时间处以“X”标记迹线 172。

[0038] 现在同时参考图 2 和图 4,迹线 172 上的每个“X”表示方法 200 的步骤 210 处获取容积的时间。每个“X”表示获取局部容积 158、160 或 162 的其中之一的容积。根据实施例,第一局部容积 158 (如图 3 所示)的 4D 超声获取开始于时间 T1。心跳期间从时间 T1 到时间 T2。处理器 116 控制在比步骤 204 处确定的估计的心跳期间长的时间段获取第一局部容积 158 的 4D 超声数据。参考图 4,获取第一局部容积 158 的 4D 超声数据全程延续到时间 T3 为止,这比心跳期间长。

[0039] 在时间 T3 处开始,方法 200 获取第二局部容积 160 的 4D 超声数据。心跳期间从时间 T3 持续到时间 T4。但是,获取第二局部容积 160 的 4D 超声数据全程延续到时间 T5 为止,这也比心跳期间和估计的心跳期间长。同样地,方法 200 在时间 T5 处开始获取第三局部容积 162 的 4D 超声数据。该心跳期间从时间 T5 到时间 T6,但是获取第三局部容积 162 的 4D 超声数据延续到时间 T7 为止,这比心跳期间和估计的心跳期间都长。

[0040] 在对三个局部容积的每一个局部容积都获取了 4D 超声数据之后,方法 200 进行到步骤 218。在步骤 218 处,处理器 116 对这些 4D 超声数据插值。4D 超声数据可以包括第一局部容积 158 的第一 4D 超声数据、第二局部容积 160 的第二 4D 超声数据和第三局部容积 162 的第三 4D 超声数据。根据实施例,在步骤 218 的插值过程期间仅可以使用圆圈包围的“X”表示的容积。插值促使创建第一局部容积 158 的第一插值的 4D 超声数据、第二局部容积 160 的第二插值的 4D 超声数据和第三局部容积 162 的第三插值的 4D 超声数据。因为每个局部容积的 4D 超声数据包括一系列的容积,所以为了获得整个 ROI 的高质量 4D 图像,将具有相同相位的容积组合是必要的。因为 4D 超声获取不在获取期间选通于心跳周期,所以容积的相对相位是未知的。因此,一旦将相位数据与 4D 超声数据关联,则必须要在一些或全部容积之间插值,才能由每个局部容积生成时间上同步的容积。例如,处理器 116 可以首先确定需要多少个容积来覆盖心跳周期,然后处理器 116 可以计算每个容积的期望的相位。使用期望的相位信息,处理器 116 就确定要使用哪些获取的容积来作为每个插值的基础。可以使用许多不同类型的插值算法,包括线性、逐步线性、最近相邻和三次插值。

[0041] 在步骤 218 处完成了插值之后,方法 200 进行到步骤 220,在步骤 220 中,将这些局部容积的 4D 超声数据组合。正如先前描述的,步骤 218 处的插值确保每个 4D 插值的超声数据集包含相同相对相位处的容积。因为所有容积位于相同的相对相位,所以可能将来自每个插值的 4D 超声数据集的表示个体局部容积的这些容积在空间上缝合在一起。即,表示这三个局部容积的每个局部容积的容积可以在多个不同心脏相位处组合。在步骤 220 期间,已基于每个局部容积的 4D 插值的超声数据生成表示整个心跳周期的 ROI 的 4D 超声数据。

[0042] 接下来,在步骤 222 处,处理器 116 由 4D 超声数据生成图像。该图像是平面的静态图像、容积渲染的图像、平面的电影图像或由该 4D 超声数据生成的任何其他类型的图像。根据实施例,用户可以基于从用户接口 115 的输入手动地选择平面的位置,或处理器 116 可

以自动地选择一个或多个标准平面。在步骤 224 处,在显示器装置 118 上显示图像。

[0043] 本领域技术人员公知的是,在获取超声数据的过程期间,胎心心率可能显著地变化。例如,对于胎心心率在仅几个心跳内变化达 10-15% 是非常常见的。通过确保在比估计的心跳期间长的时间段捕获每个局部容积的 4D 超声数据,方法 200 增加对每个局部容积获取足够 4D 超声数据以包含心跳周期的所有所需相位的概率,即使患者的心率存在 15% 或更大的变化。例如,通过在比估计的心跳期间长至少 15% 的时间上获取局部容积的 4D 超声数据,该方法确保获取表示整个心跳周期的容积,即使患者心率将增加 15%。因此,通过在比估计的心跳期间长的时间段获取 4D 超声数据,方法 200 足够鲁棒以容易地适应心率的波动,而无需获取附加的超声数据。正如上文论述,根据示范实施例,可能期望具有在比估计的心跳期间长约 15% 的时间段获取的 4D 超声数据。这应该捕获到足够的 4D 超声数据以应对最常见发生的心率波动。根据另一个实施例,可能期望在比估计的心跳期间长约 30% 的时间段对每个局部容积获取 4D 超声数据。这将针对波动的心率提供附加的缓冲,并且仍较常规技术实现远远更短的总获取时间。根据其他实施例,可能期望在比估计的心跳期间长至少 100% 的时间段获取 4D 超声数据。通过在 2 倍于估计的心跳期间的时间段获取 4D 超声数据,处理器 116 将在插值阶段期间具有附加的容积来选择。例如,可以基于质量准则选择对每个局部容积在 2 或更多个心跳周期上获取的 4D 超声数据的有限子集,以便生成具有提高质量的数据集。例如,可以针对运动伪影、对比度、图像稳定性、边缘检测或与质量潜在相关的任何其他准则检查 4D 超声数据。根据其他实施例,可以在估计的心跳期间的 115% 至 230% 范围内的时间段获取每个局部容积的 4D 超声数据。估计的心跳期间的 115% 至 230% 的范围允许对每个局部容积收集两个完整心跳周期的 4D 超声数据,即使心率在获取 4D 超声数据期间增加 15%。

[0044] 本书面描述使用示例来公开包括最佳模式的本发明,并还使本领域技术人员能实践本发明,包括制作和使用任何装置或系统及执行任何结合的方法。本发明可取得专利的范围由权利要求定义,且可包括本领域技术人员想到的其它示例。如果此类其它示例具有与权利要求字面语言无不同的结构要素,或者如果它们包括与权利要求字面语言无实质不同的等效结构要素,则它们规定为在权利要求的范围之内。

[0045] 部件表

	图 1
100	超声成像系统
101	传送波束形成器
102	传送器
104	元件
106	探头
108	接收器

110	接收波束形成器
115	用户接口
116	处理器
118	显示器装置
120	存储器
图 2	
200	方法
202	获取心率数据
204	确定估计的心跳期间
206	输入获取参数
208	将 ROI 划分成局部容积
210	对局部容积获取容积
212	获取 M 模式数据
214	重复 Y/N?
216	进行到下一个局部容积
218	对 4D 超声数据插值
220	组合来自局部容积的插值的 4D 超声数据
222	生成图像
224	显示图像
图 3	
152	2D 阵列探头
154	胎心
156	ROI
158	第一局部容积
160	第二局部容积
162	第三局部容积
图 4	
170	曲线图
172	迹线
T ₁	时间
T ₂	时间
T ₃	时间
T ₄	时间
T ₅	时间
T ₆	时间
T ₇	时间

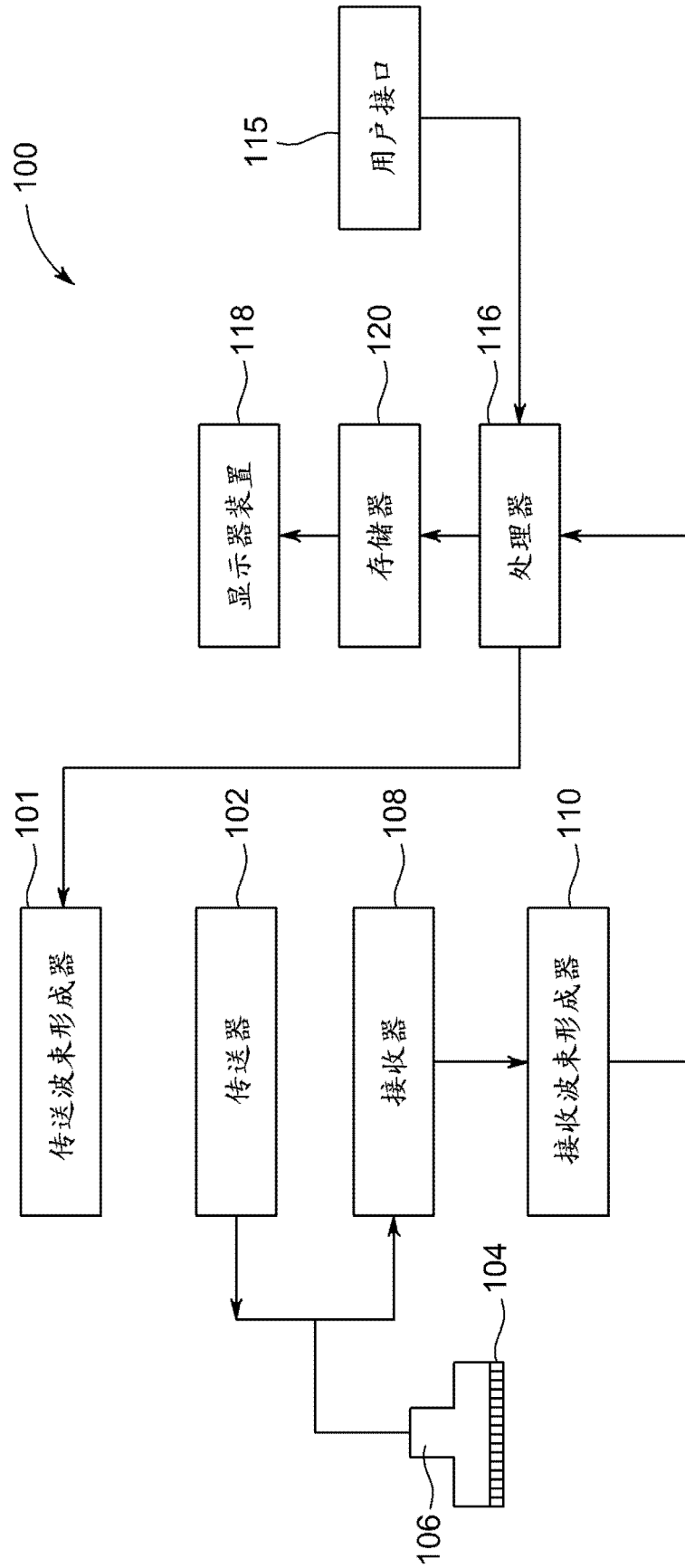


图 1

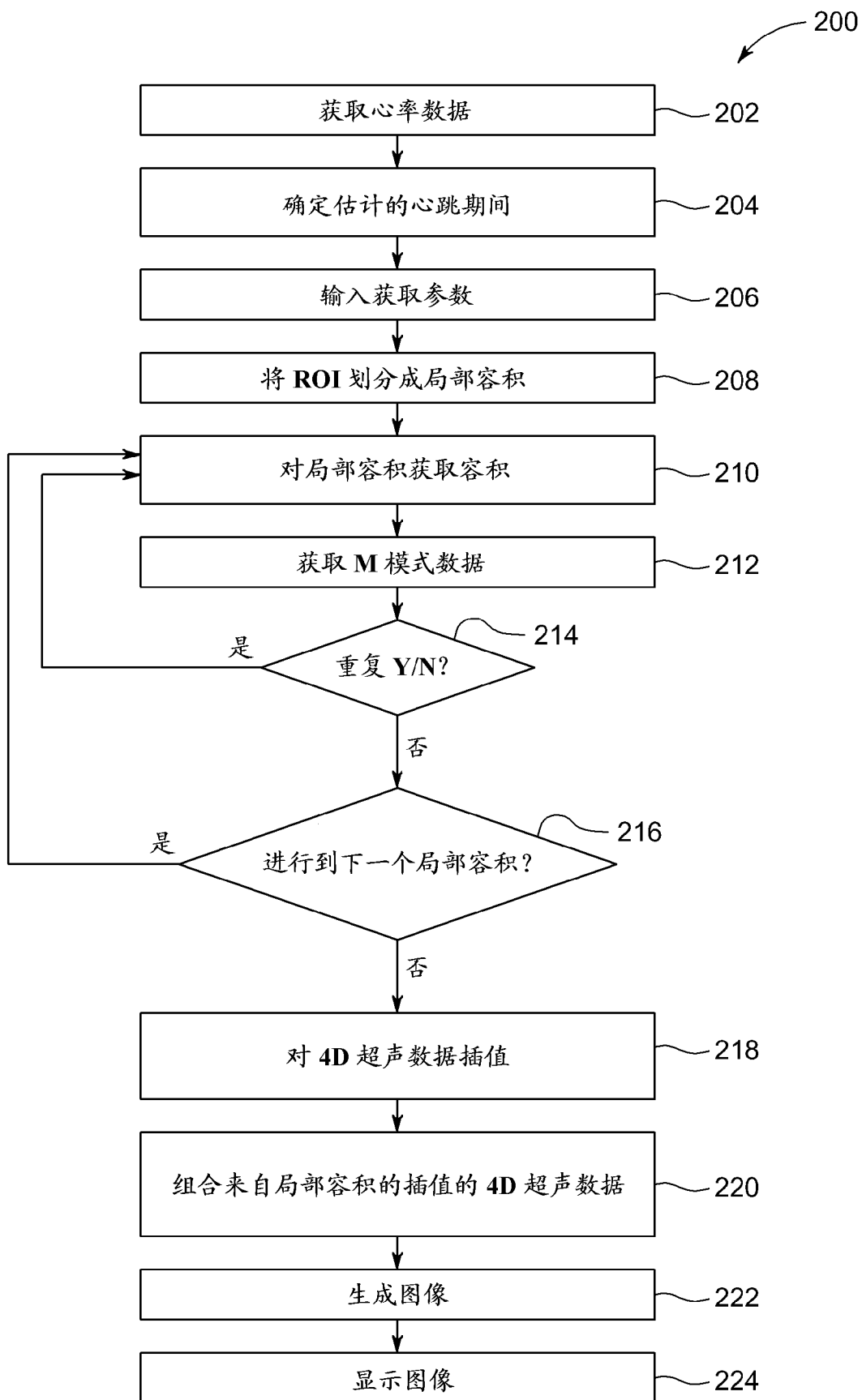


图 2

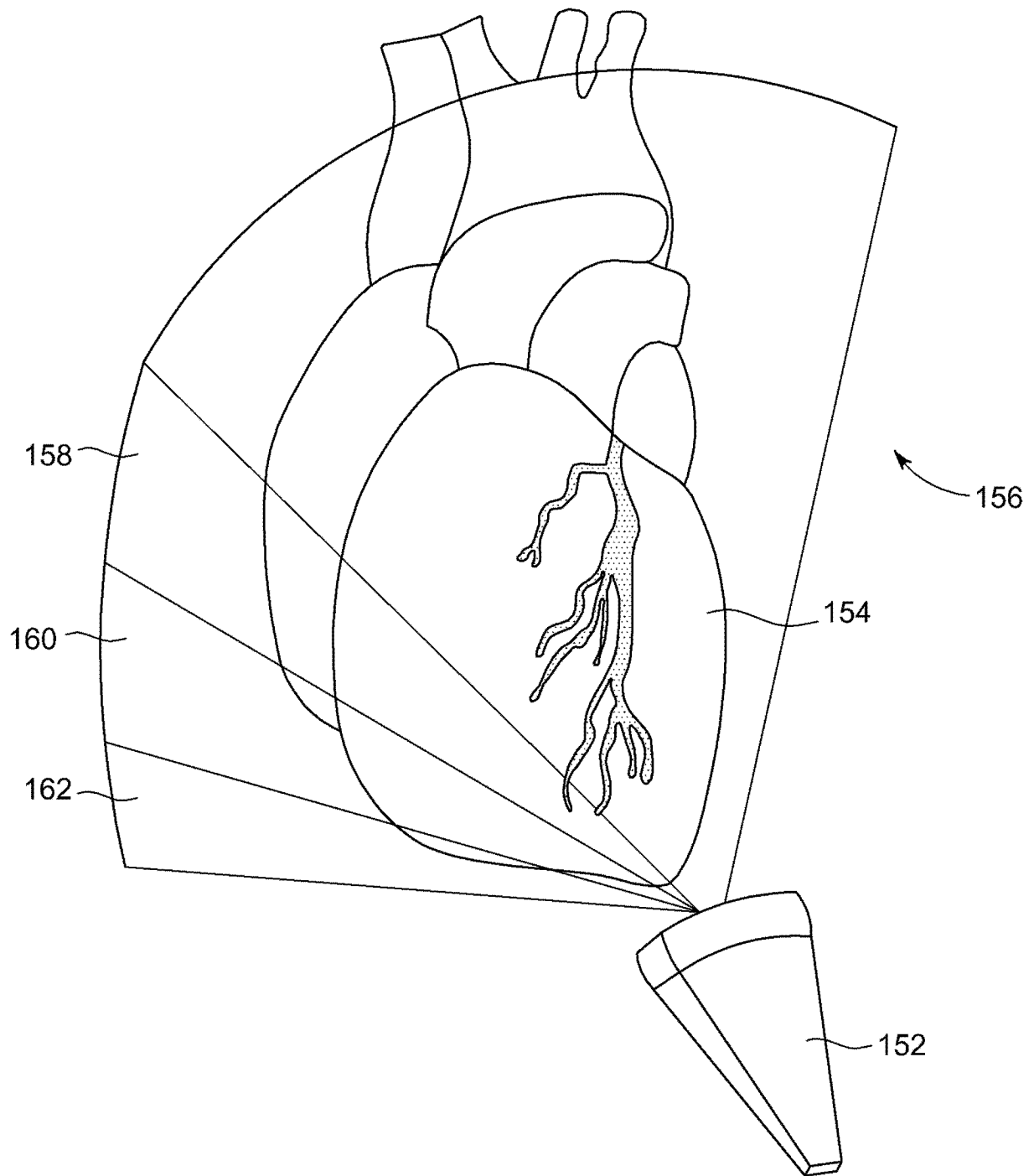


图 3

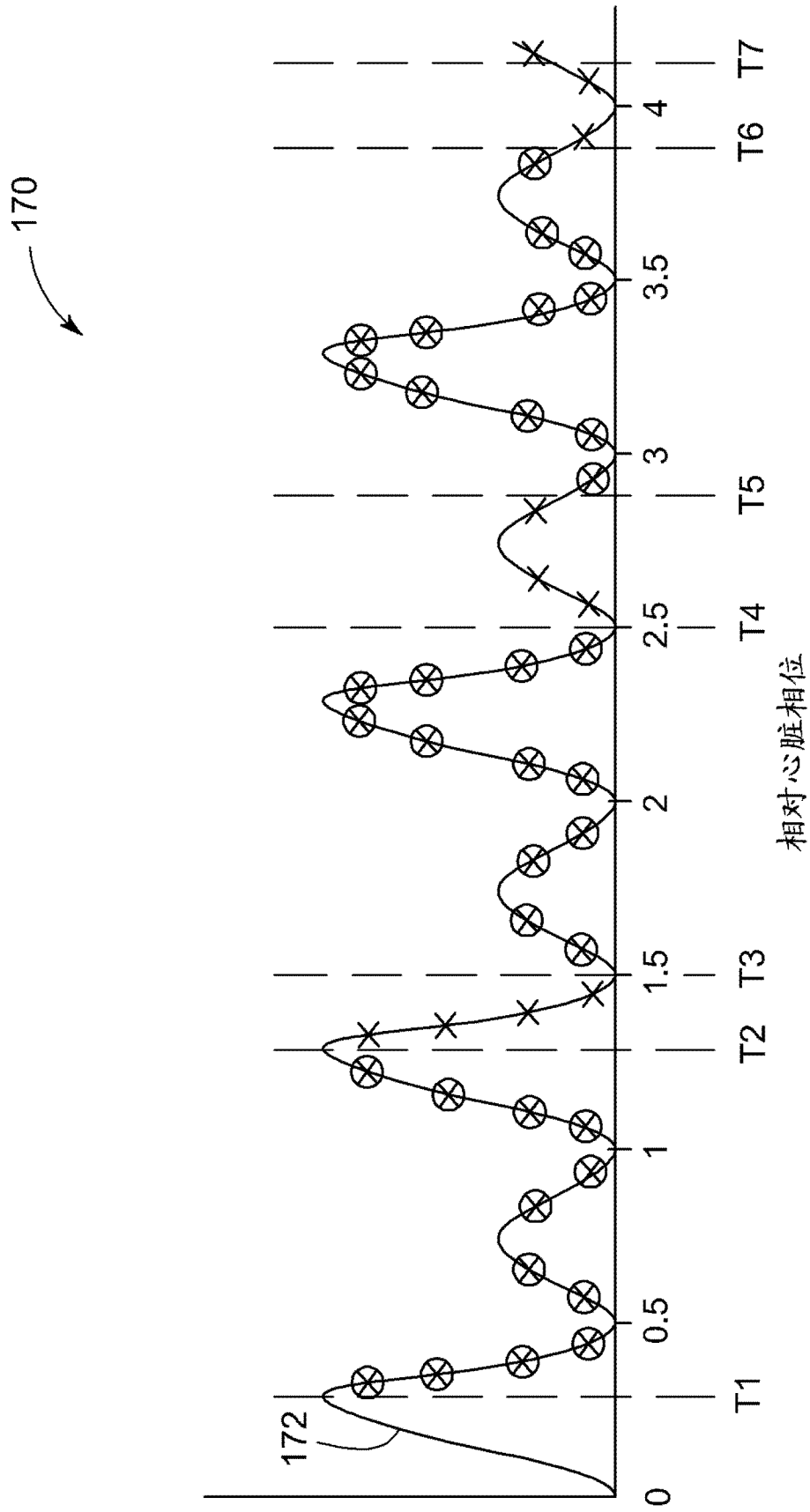


图 4

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	CN103584887A	公开(公告)日	2014-02-19
申请号	CN201310357723.2	申请日	2013-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	D J 巴克顿 C F 佩里 D C 赫尼希曼 A 肖瓦斯沃尔		
发明人	D.J.巴克顿 C.F.佩里 D.C.赫尼希曼 A.肖瓦斯沃尔		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/486 G01S7/52087 A61B8/02 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/543 G01S15/8925 A61B8/14 A61B8/0866 A61B8/0883 G01S15/8993 G01S7/52065 A61B8/466 A61B8/145 G01S15/89 A61B8/00 G01S7/52063 A61B8/5246 A61B8/5253 A61B8/5284		
代理人(译)	姜甜		
优先权	13/588105 2012-08-17 US		
其他公开文献	CN103584887B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为超声成像系统和方法。超声成像装置 (100) 包括探头 (106)、显示器装置 (118) 和处理器 (116)。处理器 (116) 配置成在比估计的心跳周期长的第一时间段期间获取第一局部容积 (158) 的第一4D超声数据, 以及在比估计的心跳周期长的第二时间段期间获取第二局部容积 (160) 的第二4D超声数据。处理器 (116) 配置成将第一4D超声数据与第二4D超声数据组合, 以生成关注区域的4D超声数据。处理器 (116) 配置成显示由关注区域的4D超声数据生成的图像。

