



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103300884 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 18

(21) 申请号 201310079581. 8

(22) 申请日 2013. 03. 13

(30) 优先权数据

13/419, 174 2012. 03. 13 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 S. 达塔

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 蒋骏 卢江

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

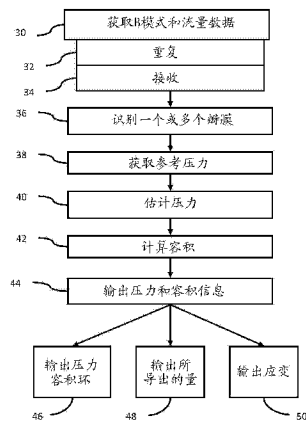
权利要求书3页 说明书12页 附图2页

(54) 发明名称

具有医疗超声诊断图像的压力容积

(57) 摘要

在医疗超声诊断成像中提供了压力容积分析(44)。在给定的周期期间多次扫描(30)患者的心脏。获得针对各种时间的B模式和流量信息。该流量信息用于估计(40)随时间的压力。诸如来自橡皮箍袖带的参考压力(38)可用于校准压力波形。B模式信息用于确定随时间的容积,诸如随时间的左心室容积。随时间的容积和随时间的压力被绘制(46),提供了压力容积环。用超声非侵入地确定(44)压力容积环。



1. 一种用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析的方法,该方法包括:
基本上同时获取(30)表示患者的三维区域的B模式数据和流量超声数据;
在心动周期中多次重复(32)所述获取;
用处理器根据所述流量超声数据估计(40)在心脏的一个或多个瓣膜处的作为时间的函数的压力;
用处理器根据所述B模式数据来计算(42)作为时间的函数的三维区域的容积;和
用作为时间的函数的压力和作为时间的函数的容积显示(44)压力容积环,所述压力和所述容积是非侵入地被获得的。
2. 权利要求1的方法,其中重复(32)包括重复(32)以每秒至少10的三维区域帧率所进行的获取,包括对B模式数据和流量超声数据这两者的隔行扫描。
3. 权利要求1的方法,其中获取(30)包括获取表示患者的心脏的数据,流量超声数据包括在不同体元处的速度数据;
还包括:
根据速度数据识别(36)一个或多个瓣膜;和
从一个或多个瓣膜的邻近处获得频谱多普勒数据;
其中估计(40)压力包括用该频谱多普勒数据进行估计。
4. 权利要求1的方法,其中估计(40)压力包括根据速度来计算(42)在一个或多个瓣膜两端的压力差。
5. 权利要求4的方法,还包括:
获取(38)参考压力;
其中估计(40)作为时间的函数的压力包括针对参考压力校准第一时间处的所述压力差并且用该校准来缩放其他时间处的参考压力。
6. 权利要求1的方法,其中计算(42)容积包括:
将心腔的容积自动进行分段;和
基于该分段来计算心腔的容积。
7. 权利要求1的方法,其中显示(44)包括由时间同步的作为容积的函数的压力的图表。
8. 权利要求1的方法,还包括:
计算(48)搏出功、后负荷、心潜力、收缩性、峰值功率、顺应性、弹回性、心室僵硬度、压力容积区、舒张末期与收缩末期的压力容积关系、 dP/dt 或其组合。
9. 权利要求1的方法,其中对于左心室、右心室、或左心室和右心室两者自动地执行获取(30)、重复(32)、估计(40)、计算(42)和显示(44),且没有针对位置指示的用户输入。
10. 权利要求1的方法,还包括:
用压力容积环显示(50)应变信息。
11. 在其中存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据的非瞬态计算机可读存储介质中,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析,该存储介质包括指令,用于
在第一心动周期中的不同时间处接收(34)表示患者容积的超声数据;
根据超声数据确定(40)作为时间的函数的压力;

根据超声数据识别(42)作为时间的函数的容积的值;和

根据作为时间的函数的压力和作为时间的函数的容积输出(44)信息。

12. 权利要求 11 的非瞬态计算机可读存储介质,其中接收(34)包括接收表示左心室的 B 模式数据和表示左心室的瓣膜的流量数据,其中确定(40)压力包括根据流量数据进行确定,并且其中识别(42)容积的值包括根据 B 模式数据来识别(42)左心室的值。

13. 权利要求 11 的非瞬态计算机可读存储介质,其中确定(40)压力包括根据速度进行确定。

14. 权利要求 13 的非瞬态计算机可读存储介质,其中确定(40)压力包括基于参考压力根据速度来缩放压力。

15. 权利要求 11 的非瞬态计算机可读存储介质,其中识别(42)值包括编程的处理器根据超声数据来计算该值且没有用户输入。

16. 权利要求 11 的非瞬态计算机可读存储介质,其中输出(44)信息包括在没有来自侵入过程的测量的情况下输出(46)压力容积环。

17. 权利要求 11 的非瞬态计算机可读存储介质,其中输出(44)信息包括输出(48)搏出功、后负荷、心潜力、收缩性、峰值功率、顺应性、弹回性、心室僵硬度、压力容积区、舒张末期与收缩末期的压力容积关系、 dP/dt 或其组合。

18. 在其中存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据的非瞬态计算机可读存储介质中,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析,该存储介质包括指令,用于:

根据第一超声数据计算(42)腔容积;

根据第二超声数据计算流量差;

根据流量差和参考压力来计算(40)压力;和

根据所述压力和所述腔容积来生成(44)压力与容积的关系。

19. 权利要求 18 的非瞬态计算机可读存储介质,还包括:

在心动周期期间的多个时间处获取(30)表示患者的容积的第一和第二超声数据;

其中计算(42)腔容积包括根据 B 模式数据计算左心室容积,并且其中计算流量差包括根据频谱多普勒数据计算在左心室的瓣膜处的速度。

20. 权利要求 18 的非瞬态计算机可读存储介质,其中计算(40)压力包括根据流量差来计算压力差,并且用参考压力来校准压力差,该压力包括校准的压力差。

21. 权利要求 18 的非瞬态计算机可读存储介质,其中生成(44)包括生成(46)压力容积环的图表。

22. 在其中已经存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据的非瞬态计算机可读存储介质中,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析,该存储介质包括指令,用于:

测量(40)表示腔压力的压力波形;

根据超声数据来计算(42)作为时间的函数的容积;和

生成(44)将压力和容积信息相组合的压力容积环。

23. 权利要求 22 的非瞬态计算机可读存储介质,其中测量(40)包括与获取用于计算

腔容积的超声数据相同步地进行非侵入测量。

具有医疗超声诊断图像的压力容积

背景技术

[0001] 本实施例涉及医疗超声诊断。特别地,使用超声成像来确定压力容积信息。

[0002] 压力容积环用于评估患者的心脏功能。压力容积环是独立于负载的测量并很好地与基础生理学相关。但是,导液管用于计算压力容积环。这样的侵入式方法被认为更精确且用于垂危患者。

[0003] 存在继续的研究来定义和测量基于图像的替代参数,诸如定义心脏力学的变形、速度和张力。例如,随时间从桡动脉或外周动脉测量左心室压力或压力波形。给定了用于实时超声扫描的通常受限的空间范围,动脉被使用。舒张压和收缩压用于导出在主动脉处的压力。这可用作对侵入式测量的替代,以评估特定临床心脏情况。但是,包含在压力容积环中的信息可能潜在地提供更有价值的信息。

发明内容

[0004] 作为介绍,以下描述的优选实施例包括用于用医疗超声诊断成像来进行压力容积分析的方法、系统、计算机可读介质和指令。在给定的周期期间多次扫描患者的心脏。获得针对各种时间的B模式和流量信息。该流量信息用于估计随时间的压力。诸如来自橡皮箍袖带(cuff)的参考压力可用于校准压力波形。可替换地,压力可以被侵入地测量。B模式信息用于确定随时间的压力容积,诸如随时间的左心室容积。随时间的压力容积和随时间的压力被绘制,提供了压力容积环。用超声非侵入地确定该压力容积环。

[0005] 在第一方面中,提供了一种用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析的方法。基本上同时获取表示患者的三维区域的B模式数据和流量超声数据。在心动周期中多次重复所述获取。处理器根据所述流量超声数据估计在心脏的一个或多个瓣膜处的作为时间的函数的压力。处理器根据所述B模式数据来计算作为时间的函数的三维区域的容积。用作为时间的函数的压力和作为时间的函数的容积来显示压力容积环。压力和容积是非侵入地被获得的。

[0006] 在第二方面中,非瞬态计算机可读存储介质在其中存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析。该存储介质包括指令,这些指令用于在第一心动周期中的不同时间处接收表示患者容积的超声数据,根据超声数据确定作为时间的函数的压力,根据超声数据识别作为时间的函数的压力容积的值,和按照作为时间的函数的压力和作为时间的函数的压力容积输出信息。

[0007] 在第三方面中,非瞬态计算机可读存储介质在其中存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析。该存储介质包括指令,这些指令用于根据第一超声数据计算腔容积、根据第二超声数据计算流量差,根据流量差和参考压力来计算压力,和根据所述压力和所述腔容积来生成压力与容积的关系。

[0008] 在第四方面中,非瞬态计算机可读存储介质已经在其中存储了表示由编程的处理器可执行的指令的数据,该编程的处理器用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析。该存

储介质包括指令,这些指令用于测量表示腔压力的压力波形,根据超声数据来计算作为时间的函数的腔容积。通过将压力和容积信息相组合来计算压力容积环。

[0009] 本发明由以下权利要求所限定,并且该部分中的内容不应当被视为对这些权利要求的限制。以下结合优选实施例来讨论本发明的另外的方面和优点。

附图说明

[0010] 部件和附图不是必须按比例,而是重点放在说明本发明的原理上。而且,在附图中,同样的附图标记贯穿不同的视图指定对应的部分。

[0011] 图 1 是用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析的方法的一个实施例的流程图;图 2 示出了压力容积环的示例图表;和

图 3 是用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 压力容积环被非侵入地估计以评估心脏患者。可以使用容积回声成像来在常规门诊患者设置中来估计压力容积环,允许用于对患者进行筛选或术后监视的压力容积环分析。压力容积环可以被自动地生成,避免了由于操作者不同地进行配置而引起的变化(variance)。实时、非侵入、最小侵入、侵入和 / 或自动的压力容积环计算可以在心脏介入手术(如心脏再同步治疗(CRT))中使用。

[0013] 实时的容积 B 模式、颜色多普勒和 / 或频谱多普勒数据用于识别和测量作为时间的函数的解剖容积(例如左心室(LV)),以及横跨不同的瓣膜或组织的流量估计的压力差。该流量估计的压力可以与参考压力测量(诸如臂式橡胶袖带压力或估计的主动脉压力波形)相组合,以生成部分或完整的压力容积环。压力和容积关系可以被显示为一个或多个用于评估心脏功能的绘图。可根据压力和容积信息来计算在临床或生理上有关的参数,诸如心肌收缩性、弹回性(elastance)、心潜力和搏出功。

[0014] 图 1 示出了用于在医疗超声诊断中进行压力容积分析的方法。该方法由图 3 的系统 10 或不同的系统执行。图 1 的动作以所示的顺序或不同的顺序被执行。此外,可以使用与图 1 中所示出的动作相比附加的、不同的或更少的动作。例如,动作 38 不被执行,并且基于超声的压力被使用而无需对参考进行校准。如另一个例子,没有、一个、两个输出或与动作 46、48 和 50 不同的输出被执行。如以下所描述的,图 1 的动作可以以不同的方式被实现。在以下提供至少一个示例实施例,但其他实施例是可能的。

[0015] 方法非侵入地获得压力和容积信息。压力容积环可以被提供而无需外科手术。超声探针被放置在患者的外侧或患者的食道中而没有外科切口或刺穿皮肤。非侵入获取允许更频繁的分析 and / 或针对不应当进行外科手术的病人的分析。在可替换的实施例中,使用侵入导液管或其他手术期间的探针来获得参考压力或超声数据。

[0016] 该方法自动获得压力和容积信息。用户可以激活该方法。例如,用户配置超声系统来扫描患者并且安排对参考压力的测量。在定位了换能器探针以从所期望的方向扫描心脏或其他部位之后,用户激活对压力和容积信息的获取。在激活之后,压力和容积信息可以被自动获取。用户不指示心脏(例如心室或瓣膜)在图像中的位置,不输入测量或执行除了维持用于扫描患者的在所期望位置处的换能器探针之外的其他动作。在其他实施例中,该

方法是半自动的。用户指示瓣膜、心脏壁或其他位置,输入参考压力,批准正获得的信息的质量,或者帮助以其它方式的对压力和容积信息的自动获取。

[0017] 对于左心室,自动获取压力和容积信息。可替换地,对于右心室、两个心室或整个心脏,获取压力和容积信息。可以为患者的其他部分确定压力和容积。

[0018] 在动作 30,获取 B 模式数据和流量超声数据。B 模式数据表示强度。流量数据表示对速度、能量(例如功率)、和 / 或变化的估计。在一个实施例中,至少一个速度和能量被估计。通过扫描或从存储器获取数据。在动作 34,通过扫描或通过传递来接收数据。在一个实施例中,在实时扫描期间或当扫描发生时获取数据。

[0019] 超声数据表示患者的容积。沿着容积内的不同的平面或扫描线的其他分布来扫描该容积。所扫描的容积是对象(诸如患者)的内部。对容积进行扫描提供了表示容积的数据,诸如表示对象(例如患者或心脏)中的多个不同平面的数据。从对对象的空间采样来形成表示容积的数据。空间样本用于在容积中的声采样网格中分布的位置。在声采样网格包括样本的平面布置的情况下,对象的空间样本包括多个非平面的平面或片段的样本。

[0020] 在动作 34,接收沿着一个或多个扫描线的空间样本。在发射束声穿透仅一个接收扫描线的情况下,则接收沿着该扫描线的样本。在发射束声穿透多个扫描线的情况下,则接收沿着该多个扫描线的样本。例如,响应于一个宽的发射束,沿着至少三十个不同的接收线来执行接收波束形成。为了生成针对不同接收束的样本,并行的接收波束形成被执行,使得不同的接收束被同时采样。例如,系统可以能够形成成数十或数百个并行的接收束。可替换地,从元件接收的信息可以被存储且被顺序处理。

[0021] 响应于一个发射束和 / 或响应于顺序的发射束,针对多个接收线获取空间样本。使用宽的波束发射,可以通过使用动态接收聚焦(例如延迟和 / 或相位调整和求和)来同时形成针对多个薄的片段的样本。可替换地,傅里叶或其他处理可以用于形成空间样本。

[0022] 扫描可以被多次执行。重复这些动作以顺序地扫描视场的不同部分。可替换地,一旦获取整个视场的数据,就执行扫描。

[0023] 针对 B 模式对完整的容积扫描一次,但是在不同的时间处对流量进行扫描。在不同时间处的扫描获取了与流量相关联的空间样本。任何现在已知或之后开发的脉冲顺序可以被使用。沿着每个扫描线提供至少两个(流量样本计数)传输的顺序。任何脉冲重复频率、总体 / 流量样本计数、和脉冲重复间隔可被使用。对顺序传输的回声响应可用于估计在给定时间处的速度、能力(功率)、和 / 或变化。沿着一条线(多条线)的传输可以与沿着另一条线(多条线)的传输交错。在具有或不具有交错的情况下,使用来自不同时间的传输来获取给定时间的空间样本。可顺序地但快得足以从用户的视角表示相同时间地获取来自不同扫描线的估计。

[0024] 所接收的空间流量样本可以是壁滤波的 / 杂波滤波的。杂波滤波针对的是用于估计在给定时间处的运动的以脉冲顺序的信号。给定的信号可以用于表示不同时间(诸如与用于杂波滤波和估计的移动窗口相关联)的估计。不同的滤波器输出用于估计在不同时间处的位置的运动。

[0025] 根据空间样本来生成流量数据。可使用多普勒处理,诸如自相关。在其他实施例中,时间相关可被使用。另一个处理可以用于估计流量数据。根据在不同时间处获取的空间样本来估计颜色多普勒参数值(例如,速度、能量或变化值)。“颜色”用于区分流量的空间

分布与频谱多普勒成像,其中针对一个或多个特定距门的功率谱被估计。在不同时间处的针对同一位置的两个样本之间的频率中的改变指示速度。两个以上的样本的序列可用于估计颜色多普勒参数值。为所接收信号的不同分组(诸如完全单独的分组或独立的分组或重叠的分组)来形成估计。对每个分组的估计表示在给定时间处的空间位置。流量数据的多个帧可被获取以表示在不同时间处的容积。

[0026] 针对容积中的空间位置执行估计。例如,根据响应于扫描的回声来估计不同平面的速度。在可替换的实施例中,针对特定的位置(诸如,跨过瓣膜延伸的流量区域)获取频谱多普勒数据。在另外的实施例中,颜色和频谱多普勒信息被获取,以便使用颜色多普勒数据来定位瓣膜相关的流量和频谱多普勒以获取在压力估计中使用的速度。

[0027] 流量估计可以被二值化(thresholded)。阈值被应用于速度。例如,应用低的速度阈值。在阈值以下的速度被移除或者被设置成另一个值,诸如零。作为另一个示例,在能量在阈值之下的情况下,相同空间位置的速度值被移除或者被设置成另一个值,诸如零。可替换地,估计的速度被使用而不用进行二值化。

[0028] B 模式数据也被获取。用于流量数据估计的扫描之一或不同的扫描被执行。针对不同的空间位置检测回声的强度。

[0029] 对于容积,一些空间位置由 B 模式数据表示,并且其他位置由流量数据表示。二值化或其他处理被执行以避免由 B 模式数据和流量数据这两者表示的位置。可替换地,一个或多个位置可以具有用于 B 模式数据和流量数据这两者的值。当两种类型的数据一起表示容积时,不同类型的数据可以被单独存储和 / 或处理或可以被合并成表示容积的一个集合。

[0030] 通过使用沿着多个扫描线的宽波束发射和接收或者以其它方式为每个传输获取针对更大的子容积或整个容积的数据,提供了更快的扫描。在动作 32 中,更快的重复的扫描可以供实时获取 B 模式和颜色多普勒估计之用。例如,整个容积每秒被扫描至少 10 次。在一个实施例中,容积率(volume rate)是每秒 20、25 或其他数量的容积。每个容积扫描与获取 B 模式数据和流量数据这两者相关联。基本上同时获取不同类型的数据,这可以供针对不同类型的数据的不同发射和 / 或接收处理的交错之用。例如,在每个心脏周期获取数据的十个或更多的容积,其中每个容积包括表示心脏周期的大致相同部分(例如在彼此的心脏周期的 $1/10^{\text{th}}$ 内)的 B 模式数据和速度数据。在可替换的实施例中,B 模式数据的获取速率大于或小于颜色多普勒数据的获取速率,并且等于或小于频谱多普勒数据的获取速率。

[0031] 通过在以三维分布的不同位置(例如体元)处获取 B 模式数据和流量数据,实时容积流量和 B 模式数据被获取。逐拍心搏全容积 B 模式和 / 或流量获取能力可以允许跨越心脏或左心室的流入和流出而同时进行容积和流量测量。通过使用并行接收,容积数据可以在没有缝合的情况下被获取。用于顺序扫描整个容积的不同发射焦深可被避免。可替换地,缝合获取被使用。

[0032] 容积数据可以包括或可以不包括频谱多普勒信息。例如,针对一个、两个或更多个位置(例如瓣膜)的流量信息是表示流入和流出的频谱多普勒数据。在可替换的实施例中,空间速度(例如,颜色多普勒)被使用而无需针对瓣膜流量的频谱多普勒。

[0033] 在动作 32 中的重复经过心脏周期的一部分或更多。例如,该重复在同一心脏周期

内出现多次。容积的序列被获取。表示经过一个或多个的整个心脏周期的心脏的数据可以被获得。使用一个以上的心脏周期可允许平均。来自不同心脏周期的表示相同相位的数据可以被组合或者根据相同相位但不同周期的数据计算的任何量可以被平均。

[0034] 在一个实施例中,由系统进行的动作 30 的获取数据和在动作 34 中的对应接收以及动作 32 中的重复导致了贯穿至少一个心脏周期的表示左心室的 B 模式数据。贯穿至少一个心脏周期的表示左心室和 / 或仅瓣膜位置的流量数据也被获得。

[0035] 在动作 36 中,一个或多个瓣膜被识别。二尖瓣、主动脉瓣、三尖瓣和 / 或肺动脉瓣被识别。这些瓣膜被识别为组织结构或相邻于或穿过组织结构的流量区域。为了定位期望的瓣膜,根据数据识别感兴趣的容积区域。感兴趣的区域是感兴趣的组织或流量区域。例如, B 模式数据用于识别组织结构,诸如瓣膜或心脏壁。感兴趣的区域位于组织结构之上、与组织结构相邻、或者在相对于组织结构的位置处。基于瓣膜的位置来识别与瓣膜隔开以覆盖射流区域的感兴趣的流量区域。流量区域可以包括射流、流量道(flow tract)、流量表面或血管腔。由于流量和 B 模式数据基本上同时被获取,所以数据在空间上被注册且一种类型的数据可以用于确定与另一种类型的数据相关联的区域。可替换地,从流量数据识别感兴趣的容积区域而不需要 B 模式信息,诸如识别射流区域、射流定向或湍流。在进一步的其他实施例中,组织运动(例如组织多普勒)用于识别瓣膜。

[0036] 识别是人工的、半自动的、或自动的。用户可以对感兴趣的区域进行定位、确定尺寸以及定向。处理器可以应用任何算法来确定感兴趣的区域,诸如基于知识的、模型、模板匹配、基于梯度的边缘检测、基于梯度的流量检测、或其他现在已知的或之后开发的组织和 / 或流量检测。对于半自动的识别,用户可以指示组织结构位置、边缘点、或其他由处理器使用以确定感兴趣区域的位置、定向和尺寸的信息。

[0037] 可以识别一个以上的感兴趣的容积区域。在相同的容积中识别感兴趣的区域。例如,识别感兴趣的两个流量区域。流量区域可以是如此以致于在一个区域中流量是精确的并且其用于对其他区域中的流量进行去混叠。感兴趣的流量区域与质量守恒相关联,诸如是相同血管、腔体、或其他流量结构的一部分。在一个实施例中,与用于流入道的射流相关联的感兴趣的区域被识别,并且与流出道相关联的感兴趣的区域被识别。例如,感兴趣的区域识别左心室流出道(LVOT)和二尖瓣环。与其他结构相关联的流量区域可以被识别。

[0038] 感兴趣的区域在空间上是不同的。对于重叠或对于完全在空间上不同的感兴趣的区域,在一个感兴趣的区域中的一些位置不在另一个感兴趣的区域中,且另一个感兴趣的区域的一些位置不在所述的一个感兴趣的区域中。

[0039] 在其他实施例中,不同的感兴趣的区域与相同的组织或流量结构相关联。例如,在组织结构(诸如瓣膜)的相对侧上的两个流量区域被识别。感兴趣的区域可以在相同的流量道中以提供对在不同位置处的相同流量的多个测量。区域可以用作附加测量(诸如 PW 或频谱多普勒测量)的位置,并且相对于流量解剖体的这些区域的已知空间位置和定向可用于校正流量估计。

[0040] 假设重复,感兴趣的区域(诸如瓣膜)通过序列被追踪。相似性计算可用于为其他容积中的感兴趣的区域确定最佳拟合位置和定向。相关、绝对差的最小求和或其他相似性计算被执行。B 模式数据用于追踪。可替换地,使用流量数据。B 模式数据和流量数据这两者可被使用,诸如用两者进行追踪且对位置进行平均。可以为心动周期的每个容积或相位

来执行对瓣膜的识别而不是追踪,这与其他相位或容积的识别无关。

[0041] 在动作 38 中,获取参考压力。参考压力是实际的血压。例如,臂式橡皮箍袖带用于确定一个或两个压力。例如,在舒张期和收缩期这两者处的动脉中的压力被识别。径向张力测定法可被使用。在其他实施例中,使用侵入导液管直接测量心脏或左心室内的压力。

[0042] 参考压力用于心动周期的一个或多个部分。直接测量可以允许压力随时间或者针对心动周期的许多相位而被测量。橡皮箍袖带或张力测量法可为仅一个或两个相位提供压力。

[0043] 在动作 40 中,贯穿心动周期或心动周期的一部分的压力被估计。可以使用侵入或最小侵入方法来估计该压力。例如,导液管或其他设备被插入到患者中以测量压力。使用 ECG、触发、或时间戳,利用用于容积确定的超声数据,在获取时或在获取之后将压力测量在时间上同步。在直接压力测量不可用的情况下,根据超声数据估计随时间的压力。处理器根据速度或其他流量信息来计算压力。

[0044] 压力可以是实际压力,诸如根据由参考压力校准的流量差而计算的。可替换地,压力可以是相对压力。仅使用根据超声数据(诸如流量差)估计的压力,来估计贯穿周期的相对压力。该估计的压力提供随时间的压力中的变化,但不提供随时间的实际压力。

[0045] 压力被计算为压力差。在流入道和流出道之间的在流量上的差指示该压力。通过识别在不同瓣膜处的速度,在速度上的差指示压力。空间流量(例如颜色多普勒)被使用。区域上的峰值速度、瓣膜处的流量区域的中心速度、瓣膜区域中的平均速度、或其他速度被使用。

[0046] 在另一个实施例中,频谱多普勒速度被使用。距门被定位以覆盖经过瓣膜的流量的直径、最大流量的区域、经过瓣膜的流量的中心、或其他与瓣膜相关的位置。距门在瓣膜的两侧上延伸或可以位于仅一侧上。来自频谱的峰值速度、平均速度或其他速度用于确定流量差。在具有充足的时间分辨率的情况下,来自两个或多个频谱的速度可以被平均。

[0047] 在可替换的实施例中,速度相关的流量的量用于替代速度。例如,经过瓣膜的容积流量或射流中的流量的变化可被使用。

[0048] 速度或其他流量的量中的差被计算。用于估计压力的任何功能可以被使用。例如,伯努利或纳维-斯托克斯方程被使用。使用已知流体机制原理来将在多个瓣膜两端的压力差估计为时间的函数。在一个实施例中,流入道和流出道之间的速度差的平方乘以常数被用作对瓣膜或腔两端的压力差的估计。在可替换的实施例中,在单个瓣膜处的速度用于替代速度差或流量差。在一个瓣膜的入口速度和出口速度之间的差可被使用。

[0049] 根据流量差估计的压力提供了压力差。估计经过流入瓣膜和流出瓣膜的流量的其他方法可被使用。

[0050] 在参考压力可用的情况下,根据超声流量数据估计的压力差可被校准。通过缩放(scale)估计的压力,可提供作为时间的函数的更精确的压力。

[0051] 由于参考压力可用于心动周期中的小于所有感兴趣的相位,所以来自其他相位的速度的压力估计被使用。超声数据可用于在心动周期期间在许多时间或许多相位处(诸如十次或更多次)估计压力。针对这些时间中的一个或两个时间的参考压力用于校准贯穿该周期中的所估计的压力。与血压(例如,中心或主动脉)的参考测量相差的所计算的压力用于生成作为时间的函数的压力波形。例如,根据流量估计的压力和表示周期中的相同点的

参考压力之间的差被确定。对于该周期中的其他时间,相同的差被应用于流量估计的压力。在参考压力对于多个相位是可用的情况下,平均差被使用。可替换地,要用于校准的差的量作为时间的函数被内插且应用于流量估计的压力。校准的压力用于缩放心动周期中的其他时间的压力。

[0052] 在心脏的不同腔中的压力波形可被单独地估计(例如在不同的时间处)。然后可以将不同的估计相组合以生成一个压力容积曲线。在不同的时间处计算PV环的不同片段。不同的片段可以按需要被组合或被个别使用。

[0053] 在动作 42 中,计算容积。容积是三维的区域。任何区域的容积被使用。例如,左心室的容积被确定。右心室、整个心脏、或其他腔的容积可被计算。

[0054] 根据 B 模式数据计算容积。从 B 模式数据中提取边缘、组织结构、或其他信息。在可替换或附加的实施例中,根据流量数据计算容积。例如,流量区域的容积(诸如大的血池)被确定。

[0055] 可以使用任何容积确定。在一个实施例中,通过将心脏或心腔分段,处理器根据超声数据自动地计算容积。左心房的边缘或心脏壁可被发现且针对任何间隙进行线连接。任何方法可以用于对心腔进行自动、半自动或人工分段。对于自动,处理器可以将任何算法应用于分段,诸如基于知识的、模型、模板匹配、基于梯度的边缘检测、基于梯度的流量检测、或其他现在已知的或之后开发的组织或流量检测。例如,阈值处理用于组合 B 模式和颜色多普勒图像来确定是否存在充足的流量。B 模式、速度、能量和 / 或其他信息可以被二值化。具有大的 B 模式或小的速度和 / 或能量的位置被指示为组织。具有小的 B 模式或充足速度和 / 或能量的位置被指示为流量。在对填充洞进行的低通滤波之后,由组织而非瓣膜围绕的最大持续流量区域被识别,诸如使用区域增长、骨架化、滤波、或方向滤波。

[0056] 在一个实施例中,用于感兴趣的区域的 B 模式数据被低通滤波以填充噪声相关的洞。所滤波的 B 模式数据的梯度用于确定组织边界。该边界将组织与流量结构分离。其他边缘检测(诸如流数据的梯度)可被使用以更好的隔离感兴趣的流。两者的组合可被使用。

[0057] 在另一个实施例中,基于知识的系统被使用。机器学习或其他训练用于为各种特征输入确定权重矩阵以识别腔。矩阵表示心脏或腔的模型到 B 模式数据和 / 或流量数据的概率映射。使用概率映射来缩放、旋转、和变换模型以对给定患者的数据进行最佳拟合。模型被注释以指示然后为其计算容积的位置。在拟合之后根据模型来确定该容积。

[0058] 一旦被分段,计算心腔(诸如左心室)的容积。针对在组织的边界内,组织具有邻接的流量区域、或左心室或其他腔的其他指示。使用扫描参数,B 模式或流量数据的空间分布被用于计算容积,无论是以扫描格式、扫描转换格式、还是内插到三维网格中。

[0059] 对于在心动周期期间的不同时间计算容积。在一个实施例中,为 B 模式数据的每个所获取的容积单独地执行分段计算和容积计算。在其他实施例中,对分段的区域进行追踪或拟合到随后或先前的容积。一旦拟合到其他扫描的数据,基于不同时间处的另一拟合来计算其他扫描的不同时间的容积。通过计算心动周期中的不同相位或时间的容积,该容积被确定为时间的函数。心腔容积中的三维逐次心搏变化被表示为波形。

[0060] 在动作 44 中,基于压力和容积来输出信息。这些输出可以是单独的,诸如在不同的图表中显示作为时间的函数的压力和作为时间的函数的容积。值可以被输出为文本,诸如收缩压力、舒张压力和容积。输出可包括一个或多个图像,诸如使用 B 模式或流量数据的

多平面重构或三维渲染。可以使容积、瓣膜、压力测量位置或者心脏的其他方面突出,诸如以图形重叠来上色或表示。

[0061] 压力和容积的平均或瞬时值可被输出,诸如指示在图像序列中的每个图像的压力和容积。可替换地或附加地,输出示出了作为时间的函数的压力和 / 或容积。表示压力和 / 或容积波形的一个或多个特性的图表、变化统计、或其他参数可被显示。

[0062] 压力和容积信息可一起被显示(诸如在同一图表或相邻图表中)以示出压力和容积之间的关系。例如,用公共时间轴,压力和容积波形彼此重叠。

[0063] 在一个实施例中,在动作 46 中生成压力容积环。压力容积环是动作 44 的一种类型的输出。图 2 示出了示例压力容积环,其中容积沿着 x 轴被绘制且压力沿着 y 轴被绘制。当容积改变时,压力也改变。该环表示给定的心动周期。在图表上绘制在心动周期期间的不同时间处的压力和容积。通过拟合曲线、直线或模型,任何间隙可被内插或填充。

[0064] 所生成的压力容积环的图表被显示。在获取期间,诸如在经过相同心动周期进行顺序绘制期间显示图表,或者诸如在后续心动周期或相同成像会话中显示完整图表时显示图表。该图表表示作为时间的函数的压力和容积。通过组合压力和容积波形,心脏功能可以被评估。由时间同步(例如 EKG 或获取同步)的作为容积的函数的压力的图表在诊断上可能是有用的。在没有侵入外科手术的情况下,提供压力容积环。

[0065] 在动作 48 中,参数的值被输出。该值是动作 44 的输出的另一个例子。从瞬时或作为时间的函数的压力和 / 或容积信息中导出该值。例如,计算逐次心搏参数,诸如心搏出量(SV)、收缩性(例如,射血分数、SV/EDV、和 / 或 dp/dt Max)、前负荷(EDV 或 EDP)、后负荷(主动脉和心室压力)、顺应性(dV/dP)、心室僵硬度(顺应性的逆)、和 / 或弹回性(dP/dV)。作为另一个例子,计算从 ESPVR 和 EDPVR(诸如 PVA 压力容积区域和 / 或 PE 势能)导出的参数。在又一个实施例中,计算所处理的参数,诸如 ESPVR 收缩末期压力容积关系、EDPVR 舒张末期压力容积关系、PRSW 前负荷补充搏功、针对舒张末期容积关系的 DPdtmax vs Ved dPdt max、和 / 或 Emax 最大弹回性(根据时间变化的弹回性数据计算)。根据压力容积环和输出可计算搏出功(PVL 的区域)、心潜力、收缩性、峰值功率和 / 或 dp/dt。例如,输出 LV 功能—CO、SV、EDV、ESV、LVEF、ESP、EDP、dP/dtmax 和 dP/dtmin、搏出功 =PVL 的面积、LVES 弹回性(EES) =ESP/ESV、LVED 硬度(EED) =EDP/EDV、LV 有效动脉弹回性(EA) =ESP/SV、V-A 耦合 =EES/EA 和 / 或时间变化的壁应力(WS(t)) =P(t)*[1+3*V(t)/LVM]。任何临床上或生理学上相关的参数可被计算和显示。当前,可以以门诊患者设置非侵入地获得心室的实时功能信息、收缩性状态、收缩性储备、搏出功、峰值功率和对功能的独立于负荷的测量。

[0066] 用图像或不用图像显示量(即,值)。量被显示为值、数、图表、颜色调制、或文本。当图像序列被观看时,与给定的容积或数据相关联的量被显示。

[0067] 在动作 50 中,利用压力容积环,应变信息被输出。应变或应变率是动作 44 的另一个示例输出。超声用于测量沿着扫描轴或线的应变。二维或三维应变可被计算。其他二维或三维机制信息可以被输出,用于全面分析心脏功能。

[0068] 在实时的实施方式中,在与动作 30 的获取相同的心动周期期间,计算压力和容积信息。在获取容积之后完整的心动周期发生之前,计算该量。计算出现在心动周期期间。更大或更小的延迟可被提供。在获取期间,即使不在相同的心动周期内,也执行该计算。计算是正在进行的诊断检查或扫描会话的一部分。在后续心动周期期间,来自先前心动周期

的压力容积环被显示。先前的心动周期可以是前一周期或另一更早的周期。在可替换的实施例中,为在不同的小时、日或其他时间期间(诸如在检查或扫描会话之后的再检查会话期间)获取的数据执行该计算。

[0069] 压力容积环可用于评估收缩和舒张 LV 功能、瓣膜疾病、心力衰竭、变力的状态或其他状况。该使用处于临床视察期间,作为心脏外科手术的一部分,或用于评估和监视心脏功能的药理学操作。可以针对 LV 功能的手术前、手术期间、和手术后的评定来生成压力容积环。连同其他基于回声的测量的对失同步化的更好量化可被提供用于心脏的再同步治疗病例。

[0070] 图 3 示出了在医疗超声诊断中进行压力容积分析的系统 10 的一个实施例。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、存储器 18、滤波器 20、B 模式检测器和流量估计器 22、存储器 28、处理器 24、橡皮箍袖带 /EKG 输入或设备 25、和显示器 27。附加地,不同的或更少的部件可被提供。例如,该系统包括不具有前端部件(诸如发射波束形成器和接收波束形成器 12、16)的 B 模式检测器和流量估计器 22 和处理器 24。在一个实施例中,系统 10 是医疗诊断超声系统。在可替换的实施例中,系统 10 是计算机或工作站。在又一个实施例中,B 模式检测器和流量估计器 22 是医疗诊断超声系统或其他医疗成像系统的一部分,以及处理器 24 是单独的工作站或远程系统的一部分。

[0071] 换能器 14 是多个元件的阵列。这些元件是压电的或电容薄膜元件。该阵列被配置为一维阵列、二维阵列、1.5D 阵列、1.25D 阵列、1.75D 阵列、环形阵列、多维阵列、梅花头阵列、其组合、或任何其他现在知道或之后开发的阵列。换能器元件在声能和电能之间进行换能。换能器 14 通过发射 / 接收开关与发射波束形成器 12 和接收波束形成器 16 连接,但在其他实施例中可以使用单独的连接。

[0072] 发射波束形成器和接收波束形成器 12、16 是用于用换能器 14 进行扫描的波束形成器。发射波束形成器 12 使用换能器 14 来发射一个或多个波束用于扫描区域。Vector®、扇形、线性或其他扫描格式可被使用。在一个实施例中,发射波束形成器 12 发射充分大的波束以覆盖至少三十个不同的接收线,且接收波束形成器 16 响应于发射波束沿着这些不同的接收线进行接收。使用宽的波束发射和沿着数十或数百个接收线的并行接收波束形成可以供容积或多个切片的实时扫描(诸如左心室的实时扫描)之用。接收线和 / 或发射波束被分布在容积中,诸如用于一个发射的接收线在至少两个不同的平面中。接收波束形成器 16 在不同的深度处对接收波束进行采样。在不同的时间处对相同的位置进行采样获得了流量估计的序列。

[0073] 在一个实施例中,发射波束形成器 12 是处理器、延迟器、滤波器、波形生成器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、其组合、或任何其他现在已知或之后开发的发射波束形成器部件。在一个实施例中,发射波束形成器 12 数字地生成包络样本。使用滤波、延迟、相位旋转、数模转换和放大,生成所期望的发射波形。其他波形生成器可被使用,诸如开关脉冲发生器或波形存储器。

[0074] 发射波束形成器 12 被配置为多个信道,用于为换能器 14 上的发射孔的每个元件生成发射波形的电信号。波形是具有一个、多个或分数的周期的单极、双极、步进、正弦、或者期望中心频率或频带的其他波形。波形具有用于集中声能的相对延迟和 / 或定相和幅度。发射波束形成器 12 包括控制器以改变孔(例如,有源元件的数量)、跨越多个信道的切趾

法剖面(例如,物质的类型或中心)、跨越多个信道的延迟剖面、跨越多个信道的相位剖面、中心频率、频带、波形形状、周期的数量及其组合。基于这些波束形成参数生成发射波束焦点。

[0075] 接收波束形成器 16 是预放大器、滤波器、相位旋转器、延迟器、求和器、基带滤波器、处理器、缓冲器、存储器、其组合或其他现在已知或之后开发的接收波束形成器部件。接收波束形成器 16 被配置到多个信道中,用于接收表示撞击换能器 14 的回声或声能的电信号。来自换能器 14 内的接收孔的元件中的每一个的信道连接到放大器和 / 或延迟器。模数转换器将放大的回声信号数字化。该数字射频接收数据被解调到基带频率。由放大器和 / 或延迟器施加任何接收延迟,诸如动态接收延迟、和 / 或相位旋转。数字或模拟求和器将来自接收孔的不同信道的数据相组合以形成一个或多个接收波束。求和器是单个求和器或级联求和器。在一个实施例中,波束形成求和器可操作为以复杂的方式对同相和求积分信道数据进行求和,使得为形成的波束维持相位信息。可替换地,波束形成求和器对数据幅度或强度求和而不用维持相位信息。

[0076] 接收波束形成器 16 可操作为响应于发射波束来形成接收波束。例如,接收波束形成器 16 响应于每一个发射波束而接收一个、两个或更多(例如 32、48 或 56)个接收波束。接收波束是共线的、平行的,以及与对应的发射波束偏移或不平行。接收波束形成器 16 输出表示扫描区域的不同空间位置的空间样本。一旦信道数据被波束形成或以其它方式被组合以表示沿着扫描线 11 的空间位置,则该数据被从信道域转换到图像数据域。对于平行的接收波束形成,可重复相位旋转器、延迟器和 / 或求和器。平行的接收波束形成器中的一个或多个可共享部分信道,共享初始放大。

[0077] 针对成像运动,诸如组织运动或流体速度,为基本上相同的空间位置执行多个发射和对应的接收。不同接收事件之间的相位变化指示了组织或流体的速度。速度样本组对应于多个扫描线 11 中的每个扫描线的多个发射。在速度样本组内扫描基本上相同的空间位置(诸如扫描线 11)的次数是速度样本计数。不同扫描线 11 的发射、不同速度样本分组或不同类型的成像可以交错。在速度样本计数内到基本上相同的扫描线 11 的发射之间的时间量是脉冲重复间隔或脉冲重复频率。脉冲重复间隔在这里被使用,但是包括脉冲重复频率。

[0078] 存储器 18 是视频随机访问存储器、随机访问存储器、可移除介质(例如磁盘或压缩盘)、硬盘驱动器、数据库、转置存储器或其他用于存储数据或视频信息的存储设备。在一个实施例中,存储器 18 是运动参数估计路径的转置存储器。存储器 18 可操作为响应于沿着基本上相同扫描线的多个发射而存储信号。存储器 22 可操作为存储以声学网格、笛卡尔网格、笛卡尔坐标网格和声学网格两者格式化的超声数据,或者以三维网格表示容积的超声数据。

[0079] 滤波器 20 是杂波(例如壁)滤波器,有限脉冲响应滤波器、无限脉冲响应滤波器、模拟滤波器、数字滤波器、其组合或其他现在已知或之后开发的滤波器。在一个实施例中,滤波器 20 包括用于将信号偏移到基带的混合器、和用于移除或最小化在远离基带的频率处的信息的可编程低通滤波器响应。在其他实施例中,滤波器 20 是低通、高通或带通滤波器。滤波器 20 识别来自与流体相对比移动较慢的组织的速度信息或可替换地降低来自组织的数据的影响,同时维持来自流体的速度信息。滤波器 20 具有设置响应或可以被编程,诸如

将操作改变为信号反馈或其他自适应过程的函数。在又一个实施例中,存储器 18 和 / 或滤波器 20 是流量估计器 22 的一部分。可以为 B 模式检测提供旁路。

[0080] B 模式检测器和流量估计器 22 是用于估计流量数据的多普勒处理器或交叉相关处理器和用于确定强度的 B 模式检测器。在可替换的实施例中,可提供现在已知或之后开发的用于估计来自任何或各种输入数据的速度、能量、和 / 或变化的另一个设备。流量估计器 22 在不同的时间处接收与基本上相同的位置相关联的多个信号,且基于来自相同位置的邻接信号之间的相位中的变化或平均变化来估计多普勒漂移频率。根据多普勒漂移频率来计算速度。可替换地,多普勒漂移频率被用作速度。能量和变化也可被计算。

[0081] 根据波束形成的扫描样本,为扫描容积中的空间位置估计流量数据(例如速度、能量或变化)。例如,流量数据将容积中的多个不同的平面表示为空间多普勒数据。

[0082] 流量估计器 22 可将一个或多个阈值应用于识别充足的运动信息。例如,使用用于识别速度的速度和 / 或能量二值化。在可替换的实施例中,单独的处理器或滤波器应用阈值。B 模式检测器和流量估计器 22 输出容积的 B 模式数据和流量数据。

[0083] 可替换地或附加地,流量估计器 22 是频谱多普勒处理器。每个位置的多个样本被傅里叶变换。所得的频谱指示了在每个频率处的功率,提供了速度、能量和变化的指示。

[0084] 存储器 28 是视频随机访问存储器、随机访问存储器、可移除介质(例如磁盘或压缩盘)、硬盘驱动器、数据库或用于存储 B 模式数据和流量数据的其他存储设备。所存储的数据是以极坐标或笛卡尔坐标格式。由处理器 24 使用存储器 28 以用于各种滤波、渲染通道、计算或为图 1 所描述的其他动作。处理器 24 可以附加的重新格式化数据,诸如将表示容积的数据内插到规则隔开的笛卡尔坐标三维网格。

[0085] 橡皮箍袖带或 EKG 连接或设备 25 提供用于确定压力容积环的输入。例如,提供了具有用于测量参考压力的处理器或输出连接的臂式橡皮箍袖带。来自设备的测量可以由超声系统接收。测量可以被自动化,使得参考压力按照需要被测量。可替换地,用户可以触发测量或甚至输入人工测量的压力。

[0086] 可替换地或附加地,橡皮箍袖带或 EKG 连接或设备 25 是 EKG 系统。EKG 信号可以用于指示与所获取的数据相关联的心脏阶段。通过使用 EKG 信号、数据和 / 或从不同的周期但相同的阶段获得的量可被组合。EKG 信号可用于使压力和容积信息同步以代替基本上同时的获取和时间戳记。

[0087] 显示器 27 是 CRT、LCD、等离子体、投影仪、监视器、打印机、触摸屏、或其他现在已知或之后开发的显示设备。显示器 27 接收 RGB 或其他颜色值且输出图像。图像可以是灰度级或彩色图像。图像表示由波束形成器和换能器 14 扫描的患者的区域和 / 或可以包括压力容积环或其他导出的量。

[0088] 处理器 24 是数字信号处理器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、控制处理器、数字电路、模拟电路、图形处理单元、其组合或其他用于实现计算、算法、编程或其他功能的现在已知或之后开发的设备。处理器 24 按照在存储器 18、28 或不同的存储器中提供的指令进行操作,以使用医疗超声诊断来进行压力容积分析。

[0089] 处理器 24 从 B 模式检测器和流量估计器 22、存储器 28 和 / 或另一源接收 B 模式数据和流量数据。在一个实施例中,处理器 24 通过处理数据和 / 或控制系统 10 的其他部件的操作来实现这里所讨论的算法、动作、步骤、功能、方法或处理中一个或多个。附加的或

多个处理器可用于实现算法的各种方面。

[0090] 处理器 24 由软件和 / 或硬件来配置。处理器 24 引起对 B 模式数据和流量数据的获取。可替换地或附加地, 处理器 24 控制数据的接收。处理器 24 控制参考压力和 / 或 EKG 信号的测量或接收。处理器 24 处理数据以识别瓣膜、估计压力、计算容积和生成输出(例如, 压力容积环图表)。

[0091] 用于实现如上所讨论的处理、方法和 / 或技术的指令可以提供在非瞬态计算机可读存储介质或存储器(诸如缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质)上。在一个实施例中, 指令用于在医疗超声诊断中的压力容积分析。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于在计算机可读存储介质中或上存储的一个或多个指令集来执行在附图中说明和在这里描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略并且可由软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行(单独或相组合地操作)。同样地, 处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中, 指令被存储在可移除介质设备上, 以由本地或远程系统读取。在其他实施例中, 指令被存储在远程位置中, 以通过计算机网络或在电话线上传递。在又一个实施例中, 指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统中。

[0092] 尽管已经参考各种实施例在以上描述了本发明, 但应当理解的是, 可以在不偏离本发明的范围的情况下做出许多变化和修改。因此, 旨在将之前的详细描述当作说明性而非限制性的, 且所理解的是, 旨在由包括所有等同物的之后的权利要求来限定本发明的精神和范围。

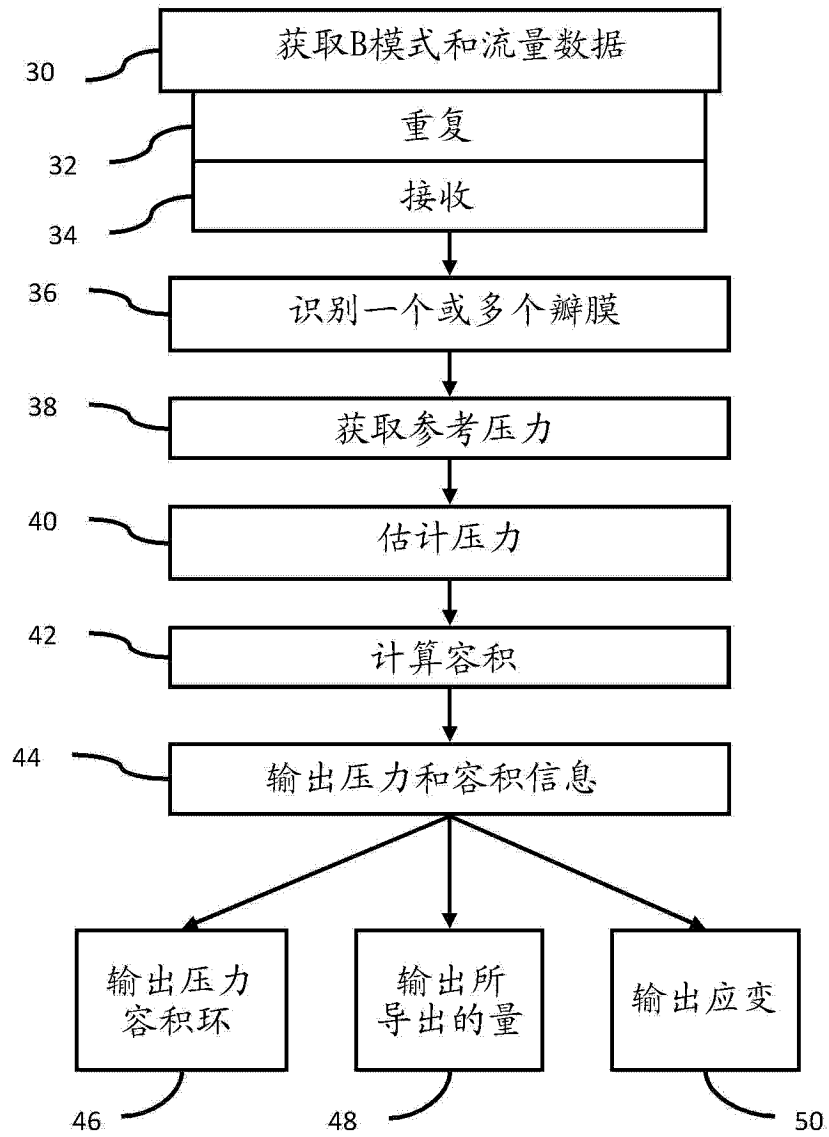


图 1

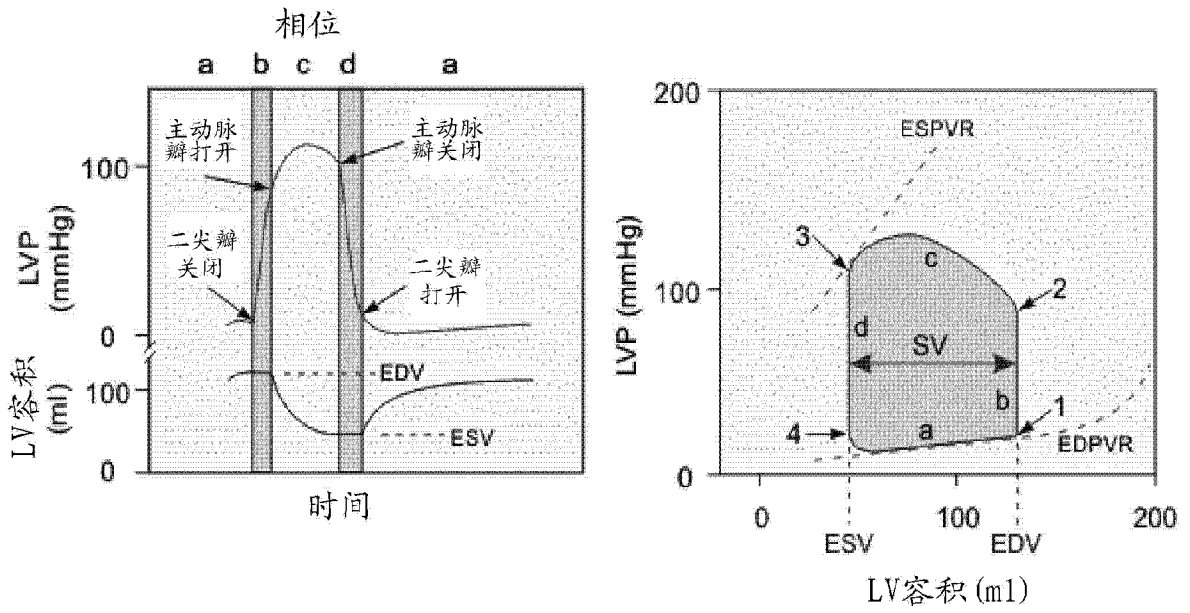


图 2

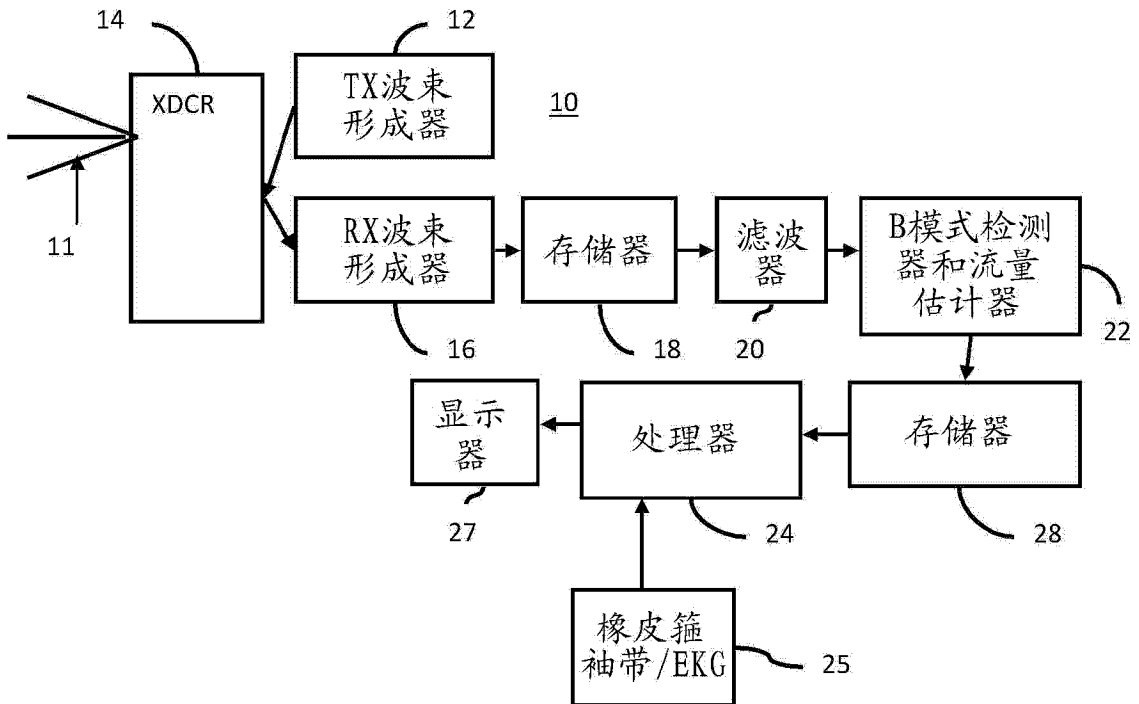


图 3

专利名称(译)	具有医疗超声诊断图像的压力容积		
公开(公告)号	CN103300884A	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	CN201310079581.8	申请日	2013-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S 达塔		
发明人	S.达塔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/04 A61B5/02028 A61B5/1075 A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/58		
代理人(译)	蒋骏 卢江		
优先权	13/419174 2012-03-13 US		
其他公开文献	CN103300884B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在医疗超声诊断成像中提供了压力容积分析 (44)。在给定的周期期间多次扫描 (30) 患者的心脏。获得针对各种时间的B模式和流量信息。该流量信息用于估计 (40) 随时间的压力。诸如来自橡皮箍袖带的参考压力 (38) 可用于校准压力波形。B模式信息用于确定随时间的容积，诸如随时间的左心室容积。随时间的容积和随时间的压力被绘制 (46)，提供了压力容积环。用超声非侵入地确定 (44) 压力容积环。

