



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104983443 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 21

(21) 申请号 201510254647. 1

(22) 申请日 2013. 07. 15

(30) 优先权数据

13/548561 2012. 07. 13 US

(62) 分案原申请数据

201310294991. 4 2013. 07. 15

(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 I. M. 吉拉卡

(74) 专利代理机构 中国专利代理 (香港) 有限公司 72001

代理人 秦琳 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

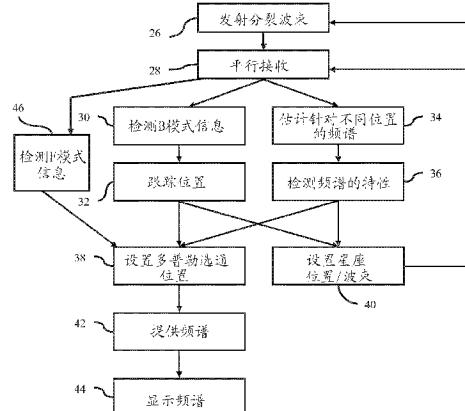
权利要求书1页 说明书14页 附图2页

(54) 发明名称

频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位

(57) 摘要

本发明涉及频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位。在频谱多普勒超声成像中自动地定位(38)多普勒选通。针对多个 PW 多普勒选通而获取(28)的样本被用于随时间的 B 模式和 / 或 F 模式检测(30,46)，而不交错针对 PW 多普勒的发射。该 B 模式和 / 或 F 模式信息被用于跟踪(38)选通放置。可替换地或附加地，来自不同选通位置的特性频谱被用于选择(40)选通位置。任一个跟踪(32)可以用于改变(40)所采样的位置和 / 或波束特性，诸如使位置和波束焦点以所选择的选通位置为中心。



1. 一种用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的方法,所述方法包括:
为多个间隔开的位置中的每一个随时间接收(28)信号;
为所述间隔开的位置中的每一个单独地执行(34)信号的频谱分析,所述频谱分析为所述间隔开的位置中的每一个提供频谱;
检测(36)来自所述间隔开的位置的每个频谱的特性;
根据每个频谱的特性将多普勒选通位置设置(38)成所述间隔开的位置中的一个;
根据设置的多普勒选通位置来更新(40)所述间隔开的位置的分布,以使得所述分布的中心在所述设置的多普勒选通位置处。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中接收(28)包括响应于多个同时的发射波束而接收(28)可能的多普勒选通位置的星座。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中执行(34)频谱分析包括生成(30)针对所述间隔开的位置中的每一个的频谱带。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(36)包括检测(36)作为特性的速度范围、随时间的形状、强度、与速度有关的能量、或者其组合。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中检测(36)包括检测(36)作为特性的信噪比和杂波强度。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
更新(40)要以所述设置的多普勒选通位置为中心的发射波束位置。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
检测高于阈值的移动;以及
在没有检测到特性的情况下发起选通放置。
8. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
根据脉冲波信号生成(30)B模式信息;
利用所述B模式信息来跟踪(32)用于多普勒选通位置的区域;以及
基于所述跟踪(32)来建立(40)所述间隔开的位置。
9. 一种用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的系统,所述系统包括:
发射波束形成器(12),其可操作用于发射波束;
接收波束形成器(16),其可操作用于响应于所述发射波束中的每一个而形成多个间隔开的接收波束,在多个深度处采样所述接收波束中的每一个;以及
处理器(21),其被配置为根据所采样的接收波束来设置多普勒选通的位置,以及控制所述发射波束形成器以使接收波束的采样间隔和发射波束以所述位置为中心。
10. 根据权利要求9所述的系统,其中所述处理器(21)被配置为控制所述发射波束形成器以使波束的焦点、横向和高度位置以所述位置为中心。

频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位

[0001] 本申请是下述申请的分案申请：

发明名称：频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位，

申请日：2013年7月15日，

申请号：201310294991.4。

技术领域

[0002] 本发明涉及脉冲波(PW)频谱多普勒超声。

背景技术

[0003] 频谱多普勒超声成像提供作为时间(水平轴)的函数的由能量调制的速度(垂直轴)值的图像。该频谱可以被用于研究患者体内的流体流动或组织运动。通过在单个选通(gate)位置处发射多个脉冲，响应于所接收的回波信号而生成频谱多普勒响应。估计对于单个空间区域的对象的运动或流动的频谱并且根据时间对其进行显示。

[0004] 声谱仪操作员手动地调节选通位置、选通大小、发射频率和其它频谱多普勒成像控制参数，以便获取所期望的图像。选通放置由感兴趣的解剖学的2D B模式图像的显示协助。已经针对使用B模式或彩色多普勒(F模式)信息对频谱多普勒选通的自动放置提出了一些过程。然而，获得B模式或F模式信息中断了相对高的脉冲重复频率PW多普勒的获取。短暂的中断(例如，10-20ms)允许二维或三维B模式或F模式数据中的至少一部分被获取。这在PW多普勒测量中产生间隙。取决于由于流体动力学(flow dynamics)的PW多普勒波形的时间特性，在该时间间隔期间重要的信息可能丢失。

发明内容

[0005] 通过介绍的方式，下面描述的优选实施例包括用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的方法、系统、计算机可读介质和指令。针对多个PW多普勒选通而获取的样本被用于随时间的B模式和/或F模式检测，而不用交错来自PW多普勒的发射。B模式和/或F模式信息被用于跟踪选通放置。可替换地或附加地，来自不同选通位置的频谱的特性被用于选择选通位置。任一个定位都可以被用于改变所采样的位置和/或波束特性，诸如使该位置和波束焦点以所选择的选通位置为中心。

[0006] 在第一方面中，提供了一种用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的方法。从换能器阵列重复地发射发射波束。响应于该发射，重复地接收来自不同接收位置的信号。从该信号中的至少一些检测表示在不同时间处的不同接收位置的B模式信息。利用该B模式信息来跟踪多普勒选通位置。根据针对所跟踪的多普勒选通位置的信号来估计针对所跟踪的多普勒选通位置的第一频谱。根据该第一频谱显示图像。

[0007] 在第二方面中，一种非瞬时性计算机可读存储介质已经在其中存储有表示可由编程处理器执行的用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的指令的数据。该存储介质包括用于执行以下内容的指令：为多个间隔开的位置中的每一个随时间接收信号；

为该间隔开的位置中的每一个单独地执行信号的频谱分析,该频谱分析为该间隔开的位置中的每一个提供频谱;检测来自该间隔开的位置的每个频谱的特性;根据每个频谱的特性将多普勒选通位置设置成该间隔开的位置中的一个;以及根据设置的多普勒选通位置来更新该间隔开的位置的分布,以使得该分布的中心在所述设置的多普勒选通位置处。

[0008] 在第三方面中,提供了一种用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的系统。发射波束形成器可操作用于发射波束。接收波束形成器可操作用于响应于该发射波束中的每一个来形成多个间隔开的接收波束,在多个深度处采样该接收波束中的每一个。处理器被配置为根据所采样的接收波束来设置多普勒选通的位置以及控制所述发射波束形成器以使接收波束的采样间隔和发射波束以该位置为中心。

[0009] 在第四方面中,一种非瞬时性计算机可读存储介质已经在其中存储有表示可由编程处理器执行的用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的指令的数据。该存储介质包括用于执行下述内容的指令:为多个间隔开的位置中的每一个随时间接收信号;从该信号中的至少一些检测不同时间的B模式信息;利用B模式信息来随时间跟踪位置;根据所跟踪的位置来更新该间隔开的位置;为该间隔开的位置中的每一个单独地执行信号的频谱分析,该频谱分析为该间隔开的位置中的每一个提供频谱;检测来自该间隔开的位置的每个频谱的特性;以及根据每个频谱的特性将多普勒选通位置设置成该间隔开的位置中的一个。

[0010] 本发明由随后的权利要求限定,并且该部分中所有内容不应该被看作对这些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的其它方面和优点。

附图说明

[0011] 部件和附图没必要按照比例绘制,而是将重点放置于图示本发明的原理上。此外,在附图中,相似的参考标记遍及不同视图指明对应的部件。

[0012] 图1是用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的方法的一个实施例的流程图;

图2是示例频谱的图形表示;

图3是在感兴趣的区域中的示例平行波束形成器的图形表示;

图4是示例频谱带显示的图形表示;

图5是在一个时间处的感兴趣的区域中的样本位置和多普勒选通位置的示例星座的图形表示;

图6是图5的样本位置和多普勒选通位置(但是对于不同时间跟踪到不同位置)的示例星座的图形表示;以及

图7是用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0013] 在超声血流测量(诸如用于瓣膜应用)中或者在组织运动测量中提供自动多普勒选通放置。一旦已经放置了选通,连续定位就会确保选通位置被维持,即使在有来自患者的运动(例如来自呼吸)或者来自换能器位置的运动(例如来自声谱仪操作者移动)的情况下

下。在不中断对于其它类型的扫描的 PW 频谱多普勒获取的情况下,发生选通的连续监视和 / 或定位。

[0014] 多发射和 / 或接收波束能力被用于在最佳选通位置附近的区域中获取多普勒选通的星座。PW 多普勒选通位置和 / 或波束形成基于针对多个频谱多普勒选通的数据的同时获取。可以沿着超声波束来定位多个选通(多个距离选通)。平行接收波束形成允许在由一个或多个发射波束覆盖的区内的沿横向和 / 或高度方向的多个选通。使用分裂的波束(平行发射波束),两个或更多空间上不同的区域可以被询问。

[0015] 针对星座而获取的数据表示一个或多个区域。在多普勒选通处获取的数据还可以被用于 B 模式和 / 或 F 模式检测。频谱多普勒信号本身和 / 或星座的彩色区域 /B 模式被用于定位。随着目标因为患者或换能器运动而移动,最佳选通放置被维持。运动的检测和跟踪仅需要获取多普勒选通的星座,而不中断 PW 多普勒获取并且同时维持最高的时间采样质量。

[0016] 在一个实施例中,多选通星座获取除了 PW 多普勒信息之外还为同时获取的 B 模式和 / 或 F 模式图像提供数据。该 B 模式和 / 或 F 模式图像被用于连续跟踪。通过调节被用于估计频谱的位置来维持最佳选通位置。

[0017] 在另一实施例中,为多选通星座中的每个位置生成多普勒带。分析每个带并且将其与其它带进行比较以确定最佳选通位置。

[0018] 两种方法可以一起使用。例如, B 模式跟踪被用于对选通的星座定中心。频谱分析被用于从选通的星座之中选择多普勒选通位置。

[0019] 在任一种方法中,横向和 / 或高度发射波束轮廓和发射焦深可以被调节来以最佳选通位置为中心。星座可以被调节来以最佳选通位置为中心。响应于运动而移动选通星座的中心的发射焦深和 / 或发射线。最高发射功率和最佳波束轮廓特性可以以所获取的多普勒选通的区域为中心,在跟踪运动的同时维持最佳特性。

[0020] 在存在跟踪损耗或者检测到过多移动的情况下,系统可以重置。新的基于图像的选通放置循环被自动发起,而不是继续跟踪或定位。

[0021] 图 1 示出用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的方法。对图 7 的系统 10 或者不同系统实施该方法。以所示出的次序执行动作,但是其它次序也是可能的。动作 30 和 32 被顺序地执行或者与动作 34 和 36 同时执行。动作 38 和 40 被同时或者以任何次序顺序地执行。可以在动作 40 之前执行动作 42。可以使用其它次序。

[0022] 可以提供附加、不同或更少的动作。例如,动作 30 和 32 不被执行。作为另一示例,动作 34 和 36 不被执行。在又一示例中,动作 46 不被执行。动作 40 和 / 或 44 可以不被执行。可以使用各种组合。

[0023] 为了对 PW 多普勒选通进行定位,针对多个空间上不同的位置获得超声样本或信号。通过在动作 26 中发射波束而获得样本。在给定的时间发射一个或多个发射波束。为了覆盖更大的区域,可以执行同时的发射波束。可以使用在不同扫描线上的波束的同时形成。例如,以不同转向角、从换能器阵列上的不同起点和 / 或从不同位置处的换能器形成两个发射波束。沿着不同的扫描线来形成发射波束。在近场和远场中,发射波束可以重叠。在焦点区域处,提供一些重叠或不提供重叠。发射波束的 -6dB 或 -10dB 边缘重叠或者被来自发射波束的更小声功率的区域分开。可以使用中场、远场和 / 或近场中的非重叠区域。

[0024] 基本上同时发射两个或更多个波束。基本上考虑归因于不同焦点或转向的发射的不同延迟或开始。基本上提供要在彼此充分时间内发射的两个波束,以使得声学上在换能器处接收到对于一个波前的最后返回回波之前生成另一波形的波前的至少一部分。可以在任何接收操作之前由换能器的大多数元件发射来自这两个波束的波前。同时发射包括为一个波束生成声学波形,同时还为另一波束生成声学波形,诸如从一个元件发射一个波束的波形,同时还从另一元件或该一个元件发射另一波束的波形。

[0025] 使用任何可能的方法来生成分裂波束(例如,沿着不同扫描线的基本上同时的发射波束)。例如,在换能器阵列上形成不同孔径。每个孔径都用于发射不同的一个或多个发射射束。该孔径是唯一的或者不重叠,诸如使用针对两个不同波束的阵列的右一半和左一半。该孔径可以是邻近的部分,可以是空间上交错(例如一个孔径的每隔一个元件与另一孔径的其它元件),或者可以重叠(例如一个或多个元件发射用于两个波束的波形)。通过应用适当延迟和 / 或定相模式,不同孔径产生空间上不同的发射波束。

[0026] 在另一实施例中,两个或更多波束的波形在基本上同时的时间被应用于相同或重叠孔径。对于每个元件,基于单独的延迟和 / 或定相和切趾包络(apodization profile)来组合(例如相加)不同波束的电波形。从孔径的元件发射所组合的波形,基本上同时形成发射波束。

[0027] 为了接收隔离或者限制从一个波束对另一波束的所接收的样本的贡献,可以针对每个波束使用不同的中心频率、编码或者中心频率和编码。例如可以使用频率复用。发射具有不同中心频率的两个或更多个发射脉冲。不同延迟分布被用于不同频率处的脉冲,使得平行地(临时地)创建两个或更多波束。对于编码而言,可以使用任何编码,诸如扩频码或正交码。可以使用基于频率的码、基于幅度的码、基于相位的码或者其组合。在可替换实施例中,不提供编码或者频率差。发射波束中的空间差异区分接收信号。

[0028] 在其它实施例中,可以使用用于生成基本上同时的发射波束的技术的组合。例如,孔径被分裂成两个空间上重叠的组。该组发射具有不同中心频率的脉冲,以使得在频率上分开的空间上不同的波束被生成。

[0029] 在其它实施例中,在给定的时间处形成一个发射波束。该发射波束形成有充分的波束宽度,以允许沿着横向和 / 或高度上间隔的接收扫描线来接收波形形成。可以使用平面波、无限聚焦、扩展波束或者具有充分宽度的狭窄波束。可以使用分裂或多波束以及这种宽的或分叉的波前发射波束。

[0030] 对于同时的波束或者单个波束,重复发射。该重复允许充分样本的接收以执行频谱分析。

[0031] 在动作 28 中,响应于发射波束中的每一个而接收针对多个横向间隔的位置的信号。响应于发射波束中的每一个而沿着多个(例如两个或更多,诸如 32 或 64)扫描线形成接收波束。可以响应于单个发射而对多个扫描线和沿着该扫描线的距离进行采样。提供平行接收波束形成。沿着对相同发射波束做出反应的多个接收波束在基本上相同的时间获得超声样本。可以使用其它平面波发射和接收技术,诸如在每个元件处将傅里叶变换应用于电信号以生成表示在不同位置处的响应的值的阵列。

[0032] 图 3 示出一个实施例,在该实施例中,动作 26 中的分裂波束的一次发射被用于在动作 28 中获取多个接收波束。尽管示出了两个接收波束,但是可以提供更大的密度,诸如

每发射波束四个、八个、十六个、三十二个、六十四个或其它数目的接收波束。发射和接收波束贯穿感兴趣的区域。

[0033] 感兴趣的区域可以是任何大小或形状。感兴趣的区域限定可以为其估计频谱的空间位置。例如,针对可能的频谱分析来对至少一百个位置进行采样。该区域可以是接近的或被分割的。可以扫描多个区域。

[0034] 可以在感兴趣的区域中使用位置的任何采样密度。位置的分布是针对可能频谱分析的样本点的星座。该星座可以是二维或三维的分布。可以使用对称或非对称分布,诸如在 64 个横向和高度间隔的位置中以及在 10 个深度间隔的位置处的采样。

[0035] 响应于发射而重复发生接收操作。接收来自发射波束内的横向和 / 或高度上不同的接收位置的信号。通过响应于发射波束中的每一个而形成多个接收波束,基本上同时获得针对许多接收位置的信号。“基本上”说明在视场中沿着线的声学行进时间。

[0036] 随时间获取针对相同位置的样本。获得一个时期内的超声样本,诸如针对每个空间位置获取五个或更多超声样本。可以使用任何扫描序列和 / 或脉冲重复频率。

[0037] PW 多普勒选通要被定位在星座的样本位置中的一个处。获得充分的样本以便为样本位置中的任一个随时间估计频谱。可以单独或相组合地使用三种不同方法以在样本位置中的一个处定位 PW 多普勒选通用于频谱带显示。动作 30 和 32 表示使用 B 模式检测的方法。动作 34 和 36 表示使用频谱分析的方法。动作 46 表示使用 F 模式检测的方法。可以使用其它方法。

[0038] 在动作 30 中,生成 B 模式信息。从 PW 多普勒样本生成 B 模式信息。尽管对于 PW 多普勒和 B 模式而言发射和 / 或接收特性(例如,频率、循环数目、F # 或孔径)可能典型地不同,但是针对 PW 多普勒而获取的样本可以被用于 B 模式检测。发射和 / 或接收特性可以被综合考虑以用于频谱分析和 B 模式检测两者或者在其它实施例中被优化以用于 B 模式检测。对于这两者使用相同数据。

[0039] 对于频谱分析,获取来自相同位置的信号集合体,诸如针对每个频谱的五个到二十个样本。可以以不间断的方式获得样本,使得具有任何步长(例如每样本或每第三样本)的移动窗口(例如集合体或流样本计数)被用来估计频谱。B 模式检测使用单个样本来估计强度。来自给定集合体的样本之一被选择和使用。为了在不同时间处估计 B 模式,选择相同或不同集合体中的来自不同时间的信号。可以以最大时间分辨率为每个信号检测 B 模式信息。在其它实施例中,少于所有信号被用于 B 模式检测,诸如利用每第五样本执行 B 模式检测。

[0040] 因为针对星座来获取信号,所以针对感兴趣的区域来检测 B 模式数据。检测来自针对不同接收位置的信号的单个样本的强度。针对不同时间执行该检测。B 模式信息通常表示来自患者体内的组织或其它结构的返回。通过随时间进行检测,在不同时间处检测感兴趣的区域中的组织。随着运动发生,组织出现或者进行偏移、旋转、压缩或扩张。随时间的 B 模式信息反映改变。

[0041] 在动作 32 中,利用 B 模式信息随时间跟踪位置。该位置是多普勒选通位置。例如,用户放置初始的多普勒选通。作为另一示例,动作 46 或动作 34 和 36 被用于初始地放置多普勒选通。在另一示例中,使用先前的 B 模式扫描的自动放置(例如,将选通放置在封闭的边界的中心的边界或边缘检测)或其它方法被使用。

[0042] 跟踪多普勒选通的位置。在其它实施例中,正被跟踪的位置是感兴趣的整个区域。可以跟踪其它位置,诸如感兴趣的区域的中心或者感兴趣的区域的子区或子体积。

[0043] 跟踪检测随时间的位置的改变。该位置可以在一个时间处于一个坐标处,但是进行偏移以在另一时间处于另一坐标处。关于扫描(诸如关于来自超声换能器的扫描格式)来限定坐标。该位置与患者有关。不同时间的不同坐标处的数据可以表示相同位置。

[0044] 为了跟踪位置,使用表示不同空间位置的 B 模式信息的内核(kernel)。可以提供任何大小的内核,诸如在该位置或感兴趣的整个区域周围的 9×9 或 $12 \times 12 \times 12$ 邻域。感兴趣的整个区域可以被用作内核。

[0045] 内核是参考集合。该参考针对第一所选择或给定的时间处的 B 模式信息。该参考可以被更新,诸如随时间改变该参考。例如,参考 B 模式信息在时间上邻近于移动窗口中最近获取的 B 模式信息。每当检测 B 模式信息的另一帧时,参考 B 模式信息被更新。在另一实施例中,在动作 40 中,一旦已经发生了充分的运动就仅更新参考 B 模式信息,以改变星座位置和 / 或波束位置(例如扫描线偏移)。

[0046] 为了跟踪,将参考信息与来自另一时间的 B 模式信息进行比较。在来自两个时间的 B 模式信息之间进行多次比较。尝试不同变换、旋转和 / 或缩放。具有最佳或最高相似度的变换、旋转和 / 或缩放指示时间之间的位置的改变或运动。在一个实施例中,仅仅变换被跟踪。

[0047] 可以使用相似度的任何测量。例如,计算绝对差的最小和。可以使用互相关或其它测量。

[0048] 在随时间为多普勒选通确定位置的另一方法中,在动作 34 中为不同的位置估计频谱。为接收位置估计频谱。为空间上不同的位置中的每一个估计频谱。根据来自不同深度、高度和 / 或横向位置的超声样本来估计频谱。该频谱对应于获取样本的时期。对于图像场中的感兴趣的每个空间位置(诸如感兴趣的区域中的所有位置)或者其它分布,计算频谱。可以仅为空间位置的子集合确定频谱,诸如为稀疏采样的位置或密集采样的位置(但在有限区域中)确定频谱。

[0049] 对于每个接收位置,根据所接收的信号来估计一个或多个频谱。通过将傅里叶变换、小波变换或者 Wigner-Ville 分布应用于表示空间上不同的位置中的每一个的超声样本来估计频谱。空间上不同的位置对应于不同距离选通,诸如不同的中心位置、大小或这二者,具有重叠或不具有重叠。可以应用任何变换来为空间上不同的位置中的每一个确定频谱。每个频谱表示作为频率的函数的能量(参见图 2)。

[0050] 为位置中的每一个估计多个频谱。图 4 示出随时间对于相同位置的频谱的频谱带。可以在对应于不同时期或获取集合体的不同时间处为相同空间位置估计不同频谱。将给定时间的频谱与水平轴上的速度和调制强度的能量相映射。可以使用其它映射。该频谱被估计,但是可以被显示或者可以不被显示。

[0051] 针对间隔开的位置中的每一个单独地执行信号的频谱分析。在没有来自其它位置的信号的情况下,针对每个给定位置的信号被用于频谱分析。在可替换的实施例中,在频谱分析之前,在空间上和 / 或时间上对信号进行滤波,但是为每个位置提供单独的频谱。

[0052] 估计针对给定时间或表示采样时期的频谱集合。在一个实施例中,在同一时间(例如,同一发射和接收事件)对用于确定频谱的所有空间位置进行采样。在关于生理周期(诸

如心脏周期)的同一时间对频谱进行采样。可以估计仅一个时期的频谱。针对不同时期估计同一位置的频谱以便提供随时间改变的频谱信息。被用于在给定的时间处估计频谱的样本也可以用于另一时间处的估计,诸如与使用时间上移动的窗口以用于选择样本的重复估计相关联。

[0053] 在动作 36 中,检测针对每个位置的频谱的一个或多个特性。可以使用频谱的任何特性,诸如最大速度、最小速度、平均速度、中间速度、最大能量、与最大能量相关联的速度、强度、速度的方差、速度的范围、频谱中的斜率或趋势、斜率改变的位置、随时间的形状、与模式或频谱模板的相似度、杂波、信噪比、能量和速度的组合或者与已知或所测量的循环有关的相移。

[0054] 在与该位置的其它频谱比较之后,可以从一个频谱导出频谱的特性。例如,将针对一个位置的所有频谱上的最大速度与一个频谱相关联。可以针对特性,诸如使用来自第一或最后频谱的杂波,来分析频谱中的单个频谱。可以使用频谱的组合,诸如将频谱的模板与针对该位置的频谱匹配的模式。

[0055] 对于不同诊断目的而言,不同类型的频谱信息可以是有用的。例如,最大速度可以更准确地指示组织健康。频谱的方差可以指示流状况。在频谱带中提供的有用信息可用于同一时间处的许多位置,提供与期望特性相关联的频谱选择。定位具有最大速度的一个或多个频谱可以提供比用户猜测的位置更好的流信息。

[0056] 可以使用任何现在已知或稍后开发的技术来表征或确定频谱的特性。例如,高于阈值水平的最高速度(其中仅一个速度或者没有更低的速度低于该阈值)指示最大速度。最大速度是与高于频谱中的阈值或噪声水平的接近值相关联的两个或更多最高速度的平均值或最高速度。可以通过测量来自发射器被关闭时的样本和发射器处于活动时的样本的一个或多个频谱的能量或亮度来计算信噪比。作为另一示例,可以基于来自速度和能量(诸如指示更强杂波强度的低速度和高能量)的映射来测量杂波。可以通过具有杂波滤波和不具有杂波滤波的能量的比率或差来测量杂波。

[0057] 在动作 46 中,根据信号估计 F 模式信息。F 模式是平均速度、能量和 / 或方差的彩色多普勒或其它空间上分布的估计。使用针对频谱估计而获取的集合体的子集合或同一集合体,估计不同位置的 F 模式信息。F 模式信息指示流的特性,诸如示出具有更高或更低流位置的流区域。

[0058] 在动作 38 中,设置多普勒选通位置。星座的位置中的一个被选择作为多普勒选通位置或者要针对其显示或输出频谱的位置。可以选择多于一个位置,诸如选择在心脏瓣膜的每一侧上的位置以使得为这两个位置提供频谱信息。

[0059] 基于被跟踪的 B 模式位置、频谱的特性或 F 模式信息来设置位置。对于 B 模式跟踪,使用针对所跟踪的多普勒选通的位置。随着初始位置改变位置,来自新位置的信号被用于频谱分析。跟踪遵循患者的特征或结构。在不同时间处,来自不同坐标的信号表示该特征的响应。通过使用来自随时间而跟踪的位置的信号,作为结果的频谱表示特征而不管运动。

[0060] 来自不同位置的信号被用于单独估计频谱。随着所跟踪的多普勒选通改变位置,为新的位置确定任何新的频谱。该频谱被添加到来自先前的一个或多个位置的频谱带或频谱。可替换地或附加地,来自不同位置的信号可以被组合到不同断流中,诸如包括在给定的

集合体中的来自不同位置的信号,以用于频谱的估计。

[0061] 为了基于频谱特性来设置多普勒选通位置,将不同位置的频谱的特性进行比较。例如,识别模板与不同位置的频谱的最佳配合。作为另一示例,选择具有最大量的恰当流特性(诸如高于给定水平的速度)并且具有最小量的不期望特性(诸如杂波)的位置。模糊逻辑、映射、加权平均或其它逻辑可以用于组合不同特性的值以选择一个位置。可替换地,对于高速度信号而言最佳选通位置可以仅仅是具有最高信噪比的位置,同时忽视具有强杂波信号的选通。

[0062] 在另一方法中,使用 F 模式信息来设置多普勒选通位置。识别与重力的中心或流的最大区域的几何中心相关联的位置。可以识别与瓣膜或其它对象相关联的流特性并且将其用于设置位置。可以使用与最大速度、能量、方差或其组合相关联的位置。

[0063] 在一个实施例中,基于方法的组合来设置多普勒选通位置。可以使用 B 模式、频谱分析和 F 模式方法中的两个或三个的任何组合。可以与 B 模式、频谱分析和 F 模式方法中的一个、两个或所有三个相组合来使用其它方法。该组合可以是通过对由每种方法输出的位置求平均。该组合可以是通过基于准则来选择由不同方法输出的位置,诸如最类似于其它输出位置的位置(例如来自三个可能性的中间位置)。

[0064] 在一个实施例中,组合是通过一种方法的临时设置并且然后使用另一种方法进行改进。例如,B 模式信息被用于跟踪初始多普勒选通。该跟踪被用来建立位置的星座(参见下面的动作 40)。获取多选通星座,并且频谱分析被用来从星座中选择多普勒选通位置。然后基于过程的重复中的所选择的多普勒选通位置来执行跟踪。这允许以下可能性:最佳选通位置可以是遍及心脏周期随时间改变的。

[0065] 在另一示例组合中,基于 F 模式信息来改进 B 模式跟踪。B 模式跟踪指示星座的位置。针对所跟踪的星座的 F 模式信息被用来设置多普勒选通位置,诸如在所检测的流的中心处。在患病瓣膜中发现的复杂流动剖面(诸如归因于钙化)可以具有正向流和反向流二者(即朝向和远离换能器的流)。F 模式信息可以被用于在复杂流动剖面中任意地适当放置多普勒选通。

[0066] 在动作 42 中,选择或估计被定位的多普勒选通的频谱。在动作 38 中设置的一个或多个位置限定被用于频谱多普勒的信号。当位置随时间改变时,被用于频谱多普勒的信号基于旧位置、新位置或者旧位置和新位置。在频谱已经被估计(诸如在动作 34 中)的情况下,可以选择(例如从存储器加载)频谱。可替换地,利用相同或不同估计设置(例如,流样本计数或者集合体大小或者其中来自位置组合的样本被用在一个集合体中)来再次计算频谱。在频谱尚未被预先估计以用于设置多普勒选通位置的情况下,执行估计。

[0067] 在动作 44 中,显示图像。该图像随针对多个空间上不同的位置的频谱中的至少一个而变。频谱被用于向用户提供信息。在其它实施例中,该图像可以提供与仅一个频谱相关联的信息。

[0068] 在一个实施例中,显示针对多普勒选通位置的频谱带。图 4 示出被简化以便图示的示例频谱带显示。频谱带示出作为时间的函数的由能量调制的频率。可以使用任何现在已知或者稍后开发的频谱带映射,诸如灰度级映射,其中强度表示能量。滤波可以被应用于平滑频谱。可以确定并显示频谱带的特性,诸如在频谱带中以图形方式跟踪作为时间的函数的最大速度。

[0069] 因为多普勒选通的位置或坐标可以随时间改变,所以根据针对不同位置的信号来生成频谱带。可以根据针对不同位置的信号来估计频谱中的不同频谱。可以根据来自不同位置的信号估计给定的频谱。因为在不同时间处多普勒选通位置被设置到不同位置,所以以不间断的方式来显示频谱带,就像表示给定的多普勒选通位置一样。

[0070] 可以显示多个带。例如,针对两个或更多所选择的位置的频谱带被输出以用于比较。多个所选择的多普勒选通位置中的每一个都随时间被跟踪或定位。作为结果的多个频谱带为患者的期望特征提供频谱。

[0071] 在一个实施例中,利用空间图像(诸如一维M模式、二维B模式、二维F模式或其组合图像)来显示频谱带。该图像是使用针对PW多普勒采样而获取的数据的感兴趣的区域。所选择的一个或多个频谱的位置可以在图像中以图形的方式被指示,诸如在图5和6中示出的视场的感兴趣区域中通过圆圈表示。例如,文本、颜色、符号或其它指示符向用户示出对应于所选择的频谱的自动确定的距离选通的位置。在显示多个频谱的情况下,可以使用获取距离选通和所显示的频谱之间的匹配彩色编码。例如,距离选通的位置的指示使用橙色。以橙色遮蔽对应频谱、以橙色将对应频谱描画轮廓或者以橙色用其它方式来标记对应频谱。可以使用其它指示,诸如文本标记或编号。

[0072] 在动作40中,基于多普勒选通的位置的设置来更新动作26和28。当多普勒选通因为移动而改变到不同坐标时,改变数据的获取。

[0073] 在一个实施例中,发射波束和/或接收波束位置被改变成以多普勒选通位置为中心。可以设置波束位置的任何特性,诸如扫描线起点、扫描线角度或焦点。例如,扫描线角度被横向或在高度上被改变以覆盖设置的多普勒选通。发射波束可以覆盖多个横向和高度的位置。因为能量可以在发射波束的中心处更强,所以发射波束的中心或扫描线被改变以覆盖多普勒选通的当前位置。接收波束被类似地定位成与设置的多普勒选通的当前位置相交。

[0074] 焦点可以被改变成多普勒选通。在多普勒选通处于不同深度处的情况下,焦点被改变到不同深度。

[0075] 可以通过位置来改变波束的其它特性。例如,可以使发射波束更宽或更窄。F#、切趾或孔径可以基于位置而改变。

[0076] 波束的更新可以为多普勒选通位置提供比为其它位置提供的信噪比更强的信噪比。因为多普勒选通被用于输出信息,所以期望更强的信噪比。仍对其它位置进行采样以对多普勒选通进行定位。在可替换的实施例中,波束不会基于多普勒选通的设置而改变。

[0077] 在另一实施例中,基于设置的多普勒选通来建立间隔开的位置的星座。空间采样用于对多普勒选通进行定位。给定先前的多普勒选通,空间采样以多普勒选通为中心,以用于对未来选通位置的设置进行优化。图5示出由框中的点表示的感兴趣的区域的星座。该星座以多普勒选通为中心,位于圆圈处。除中心以外的其它位置可以被键控到多普勒选通。随时间更新采样分布或星座来以设置的多普勒选通为中心。当多普勒选通改变时,所采样的位置也改变。图6示出改变相对于视场的坐标的多普勒选通的位置。星座也改变。在可替换的实施例中,所采样的位置是静态的或者不会基于设置而改变。

[0078] 采样分布可以基于波束中的改变而改变。当波束改变位置时,采样位置同样地改变。在其它实施例中,采样位置改变而波束被保持,或者反之亦然。

[0079] 最佳多普勒选通位置中的小漂移可能不触发信号获取中的改变。例如,将多普勒选通位置中的改变与阈值进行比较。在采样分布中改变一个或两个位置宽度(或者其它距离)不会触发获取中的改变,但是更大的改变确实会触发改变。

[0080] 多普勒选通位置中的移动或改变可以用于其它目的。基于多普勒选通的初始设置,过程或动作 26-46 是不间断的。当运动发生时,多普勒选通位置被更新。对于大的迅速的运动,可能不会任意地执行设置。响应于检测到充分大(高于阈值量)的运动,可以重新发起该过程。在多普勒选通位置的跟踪或其它设置更新之前,再次手动地或初始地设置多普勒选通。在没有 B 模式跟踪、F 模式设置或频谱分析的情况下执行选通放置。例如,如果来自星座的信号完全丢失或者基于 B 模式的跟踪被确定为远离跟踪(例如最高相似度低于阈值),则系统以一定间隔触发到 B 模式和 / 或 F 模式获取(即与 PW 多普勒获取交错或者不与 PW 多普勒获取交错)的返回。交错的 B 模式或 F 模式扫描允许新的选通星座位置经由基于图像的技术或手动地被确定。可替换地或者附加地,该触发可以基于 ECG 波形,以使得在心动周期的已知部分处执行位置分析所需的获取。

[0081] 图 7 示出用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的系统 10。该系统 10 是医疗诊断超声成像系统,但是可以使用其它成像系统,诸如工作站。系统 10 为多普勒选通位置估计频谱并且基于 PW 采样随时间对多普勒选通位置进行定位而不用针对 B 模式或 F 模式特定获取进行交错。系统 10 使样本位置的星座以多普勒选通为中心并且使发射和 / 或接收波束以多普勒选通为中心。当多普勒选通因为运动而被设置到不同位置时,星座和波束中心被重新定位。

[0082] 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、图像处理器 18、显示器 20 和存储器 22。可以提供附加、不同或更少的部件,诸如系统 10 不具有前端波束形成器 12、16 和换能器 14,或者系统 10 具有扫描转换器。

[0083] 换能器 14 是多个元件的阵列。该元件是压电或者电容性薄膜元件。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、其组合或者任何其它现在已知或稍后开发的阵列。换能器元件在声能和电能之间换能。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,但是在其它实施例中可以使用单独的连接。

[0084] 发射波束形成器 12 被示出为与接收波束形成器 16 分开。可替换地,发射和接收波束形成器 12、16 可以配备有共同的一些或所有部件。通过一起或单独操作,该发射和接收波束形成器 12、16 形成声能波束以用于扫描一维、二维或三维区域。可以使用矢量、扇形、线性或其它扫描格式。

[0085] 发射波束形成器 12 是处理器、延迟装置、滤波器、波形发生器、存储器、相位旋转器、数字到模拟转换器、放大器、其组合、或者任何其它现在已知或者稍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、数字到模拟转换和放大,生成期望的发射波形。在其它实施例中,发射波束形成器 12 包括切换脉冲发生器或存储要被发射的波形的波形存储器。可以使用其它发射波束形成器 12。

[0086] 发射波束形成器 12 被配置为用于为换能器 14 上的发射孔径的每个元件生成发射波形的电信号的多个通道。波形是单极的、双极的、阶梯形的、正弦的或者具有一个、多个或

分数个周期的期望中心频率或频带的其它波形。波形具有用于使声能聚焦的幅度和定相和 / 或相对延迟。发射波束形成器 12 包括控制器, 该控制器用于改变孔径(例如有源元件的数目)、跨越多个通道的切趾包络(例如主体的类型或中心)、跨越多个通道的延迟分布、跨越多个通道的相位分布、中心频率、频带、波形形状、周期的数目、编码和其组合。

[0087] 发射波束形成器 12 可操作用于基本上同时发射超声能量的一个或多个发射波束。发射波束源自发射孔径中的位置处的换能器 14。以任何期望的角度沿着扫描线形成发射波束。声能被聚焦在沿着扫描线的点处, 但是可以使用多个点、线聚焦、没有焦点或者其它扩展。发射波束基本上覆盖宽的区域(诸如是扩散的)、平面波(准直的、未聚焦的、弱聚焦的或聚焦的), 以覆盖多个接收线。“基本上”说明提供高于噪声的成像和回波的充分的声能。在一个实施例中, 发射波束充分宽以覆盖以列(例如 8×8)、平面(1×64)或其它布置(例如 4×16)分布的多达 64 个接收波束或扫描线。通过控制切趾、孔径和延迟分布, 可以利用给定的发射波束来扫描不同大小的区域。

[0088] 发射波束形成器 12 可以生成多个或分裂的波束。分裂的波束被形成用于基本上同时为两个区域进行脉冲波频谱多普勒估计。在可替换的实施例中, 为每个发射事件形成单个发射波束。

[0089] 对于分裂波束, 基本上同时生成多于一个发射波束。例如, 利用栅瓣生成发射波束。焦点、切趾、孔径(例如元件的不连续选择)、或者其它特性被设置成使栅瓣处于充分幅度处, 以用于生成高于任何噪声的回波。高幅度的发射波束可以以远离垂直于阵列的角度被操纵以生成栅瓣。响应于主要波束和栅瓣而接收样本。作为另一示例, 换能器阵列被分成两个或更多孔径。单独的孔径被用来形成不同发射波束。在另一示例中, 使用频率或其它编码。对于又一示例, 相同的孔径被用来通过组合在每个元件处的两个波束的延迟波形来发射多个波束。可以提供这些示例的组合。

[0090] 接收波束形成器 16 是前置放大器、滤波器、相位旋转器、延迟装置、加法器、基带滤波器、处理器、缓冲器、存储器、其组合或者其它现在已知或稍后开发的接收波束形成器部件。可以使用能够响应于发射事件而接收一个或多个波束的模拟或数字接收波束形成器。例如, 接收波束形成器 16 具有充分的处理功率和 / 或硬件部件, 以响应于相同发射而基本上同时形成 64 个或其它数目的接收波束。平行和 / 或顺序处理可以被用于形成不同的波束。可以在不将对于整个接收事件的用于每个元件的超声样本存储在存储器中的情况下提供平行波束形成。可替换地, 存储器可以被用来存储用于每个元件的超声样本。

[0091] 接收波束形成器 16 被配置在用于接收表示碰撞到换能器 14 上的声能或回波的电信号的多个通道中。来自换能器 14 内的接收孔径的元件中的每一个的通道连接到用于应用切趾放大的放大器。模拟到数字转换器数字化所放大的回波信号。数字射频接收数据被解调到基带频率。任何接收延迟(诸如动态接收延迟)和 / 或相位旋转然后由放大器和 / 或延迟装置施加。数字或模拟加法器将来自接收孔径的不同通道的数据相组合以形成一个或多个接收波束。加法器是单个加法器或级联加法器。加法器将相对延迟的和切趾的通道信息加在一起以形成波束。在一个实施例中, 波束形成加法器可操作用于以复杂的方式将同相和正交通道数据相加, 以使得为所形成的波束维持相位信息。可替换地, 在不维持相位信息的情况下, 波束形成加法器将数据幅度或强度相加。可以提供其它接收波束形成, 诸如具有到中间频带的解调和 / 或在通道的不同部分处的模拟到数字转换。

[0092] 对于平行接收操作,为不同波束提供不同延迟、切趾和相加。对于分裂或多发射波束,针对每个波束使用相等或不同数目的平行波束形成。例如,形成两个发射波束。为两个发射波束中的每一个形成三十二个接收波束。作为另一示例,根据一个发射波束形成八个接收波束,并且根据另一发射波束形成二十四个接收波束。

[0093] 包括接收孔径(例如元件的数目以及哪些元件被用于接收处理)、切趾包络、延迟分布、相位分布、成像频率、逆编码以及其组合)的波束形成参数被应用于接收信号以接收波束形成。例如,相对延迟和幅度或切趾沿着一条或多条扫描线来聚焦声能。控制处理器控制用于接收波束形成的各种波束形成参数。

[0094] 响应于每个发射波束而生成一个或多个接收波束。例如,响应于一个发射波束而形成多达 64 个或其它数目的接收波束。每个接收波束与其它接收波束以二维或三维在横向和 / 或高度上相间隔,所以获取针对沿着不同扫描线的位置的样本。

[0095] 声回波是响应于发射波束而由换能器 14 接收的。回波被换能器 14 转换成电信号,并且接收波束形成器 16 根据电信号形成接收波束。接收波束与对应的发射波束是同线的、平行的以及偏移或者非平行的。接收波束可以被调节以考虑空间双向差分,诸如与针对更远离发射波束中心地间隔的接收波束不同地调节针对更接近于发射波束中心的接收波束的延迟分布和 / 或幅度。可替换地,为每个发射波束生成单个接收波束。

[0096] 接收波束形成器 16 输出表示所扫描的区域的不同空间位置的数据。接收波束形成器 16 沿着每个接收波束在不同深度处生成样本。使用动态聚焦,针对不同深度形成样本。通过使用不同的接收波束和扫描线,根据位置的二维或三维分布来形成样本。超声数据是相干的(即所维持的相位信息),但是可以包括非相干的数据。

[0097] 图像处理器 18 包括频谱多普勒处理器和 / 或成像检测器。在一个实施例中,图像处理器 18 是数字信号处理器或者用于将变换应用于接收波束数据的其它设备。在一个时期内执行发射和接收事件的序列。缓冲器或存储器 22 存储来自每个发射和接收事件的接收波束形成的数据。可以针对发射波束使用任何脉冲重复间隔。任何数目的发射和接收事件可以被用于确定频谱,诸如三个或更多。图像处理器 20 为不同位置中的每一个(例如感兴趣的区域中的接收波束中的每个的每一个深度)估计频谱。通过将离散或快速傅里叶变换或其它变换应用于针对相同空间位置的超声样本,确定表示来自该位置的响应的频谱。获得表示在该时间段内不同频率处的能量水平以获取样本的柱状图或数据。图 2 示出针对空间位置的一个示例频谱。

[0098] 通过重复该过程,图像处理器 20 可以获得在不同时间处的针对给定位置的不同频谱。可以使用重叠数据,诸如计算具有所选择的超声样本的移动窗口的每个频谱。可替换地,每个超声样本被用于单个时期和频谱。

[0099] 可以为多个空间位置中的每一个确定频谱,诸如为 64 个或其它数目的接收波束中的每个上的超过 200 个深度确定频谱。变换针对每个位置的数据。图像处理器 18 可以包括用于平行处理的多个部件或者用于平行或顺序估计的单个部件。

[0100] 图像处理器 18 可以从给定频谱或从多个频谱导出信息。在一个实施例中,图像处理器 18 确定杂波水平、信噪比、最大速度、速度范围和 / 或其它特性。通过确定每个频谱的最大速度或其它特性,可以识别与运动或流动相关联的位置。识别用于多普勒选通的最佳位置。

[0101] 图像处理器 18 可以包括 B 模式检测器以用于根据针对频谱多普勒而获取的样本确定强度。图像处理器 18 可以包括相关处理器或者其它彩色多普勒检测器以用于根据针对频谱多普勒而获取的样本确定平均速度、方差和 / 或能量。可以提供一个或多个滤波器(诸如杂波、空间或时间滤波器)。

[0102] 检测器输出非相干图像数据。可以通过图像处理器 18 来提供附加的过程, 诸如滤波、内插和 / 或扫描转换。

[0103] 提供处理器 21。该处理器 21 可以是图像处理器 18 的一部分。被用于估计或检测的一个或多个处理器控制成像和 / 或系统 10。该处理器 21 是通用处理器、控制处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、图形处理单元、模拟电路、数字电路、其组合或者其它现在已知或者稍后开发的用于处理的设备。该处理器 21 由硬件、软件或者这二者配置, 以便执行和 / 或促成各种动作(诸如针对图 1 在以上所讨论的动作)的执行。

[0104] 该处理器 21 被配置为根据所采样的接收波束来设置多普勒选通的位置。获取样本以用于在不同位置处的频谱分析。在不交错而以其它模式单独扫描的情况下, 用于频谱多普勒的样本也可以被用于 B 模式和 / 或 F 模式检测。可替换地, B 模式或 F 模式检测不被执行并且基于频谱分析来设置位置。

[0105] 使用 B 模式信息、F 模式信息、频谱多普勒信息或者其组合, 设置对于给定时间或时期的多普勒选通的位置。可以更新位置。为了将选通位置保持在期望特征处, 重复设置选通位置。该处理器 21 重复设置选通位置。

[0106] 该处理器 21 可以控制波束形成器 12、16。可以使波束和采样以多普勒选通位置为中心。当选通位置改变时, 控制波束形成器 12、16 来改变采样和波束。通过对位置分布的中心进行定位, 该处理器 18 针对稍后的时间提供选通位置的更准确设置。通过将发射波束的中心和 / 或焦点定位在选通位置上, 用于频谱分析的信号可以具有比用于其它位置更好的信噪比。波束和焦点的中心表示更大能量的区域。该处理器 21 控制波束形成器 12、16 来改变发射和接收波束的侧部、高度和焦点, 以使发射波束和 / 或位置分布中的一个以设置的多普勒选通位置为中心。

[0107] 图像处理器 18 根据为多普勒选通位置估计的频谱来生成显示值。显示值包括要被转换以用于显示的强度或其它值、提供给显示器 20 的值(例如红、绿、蓝值)、或者被生成用来操作显示器 20 的模拟值。显示值可以指示强度、色调、颜色、亮度或者其它像素特性。例如, 颜色被指定为频谱的一个特性的函数, 并且亮度是另一频谱特性或其它信息的函数。显示值被生成用于频谱带显示。

[0108] 显示器 18 是 CRT、监视器、LCD、等离子体屏、投影仪或其它现在已知或稍后开发的用于显示对显示值做出反应的图像的显示器。对于灰度级频谱多普勒图像, 具有作为能量的函数而调制的每个速度的一系列速度被提供为时间的函数。所选择的频谱指示对于给定时间的速度和能量信息。给定像素或像素区域的强度表示在垂直标度上提供速度并且在水平标度上提供时间的情况下的能量。可以提供其它图像配置, 包括彩色的频谱多普勒图像。

[0109] 存储器 22 存储缓冲数据, 诸如用于频谱估计的超声样本。该存储器 22 可以存储位置信息、B 模式信息、F 模式信息、频谱、频谱特性、显示值或图像(诸如 CINE 存储器)、或其它信息。

[0110] 在一个实施例中, 该存储器 22 是非瞬时性计算机可读存储介质, 在其中已经存储

有表示可由编程处理器 18 执行的用于在频谱多普勒超声成像中对多普勒选通进行定位的指令的数据。用于实施本文中讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如高速缓冲存储器、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质)上。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。响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令集合而执行在图中图示或者在本文中描述的功能、动作或任务。该功能、动作或任务独立于特定类型的指令集合、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等执行,从而单独或组合地进行操作。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、平行处理等等。在一个实施例中,指令被存储在用于由本地或远程系统读取的可移除介质设备上。在其它实施例中,指令被存储在远程位置中,用于通过计算机网络或经由电话线传输。在另外的其它实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统中。

[0111] 尽管上面已经通过参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解在不偏离本发明的范围的情况下可以做出许多改变和修改。因此,意图将前面的详细描述视为说明性的而不是限制,并且应该理解包括所有等同物的下面的权利要求意图限定本发明的精神和范围。

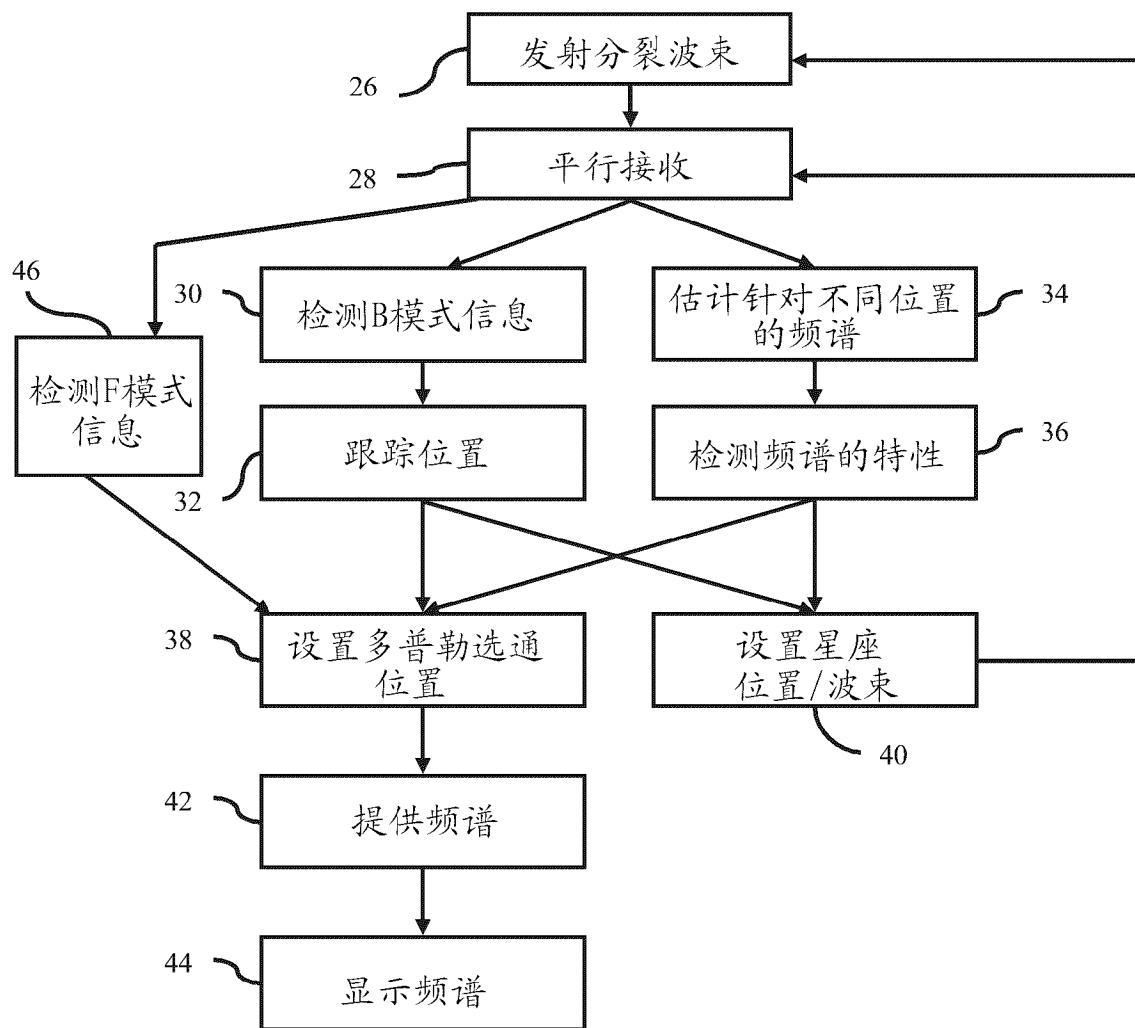


图 1

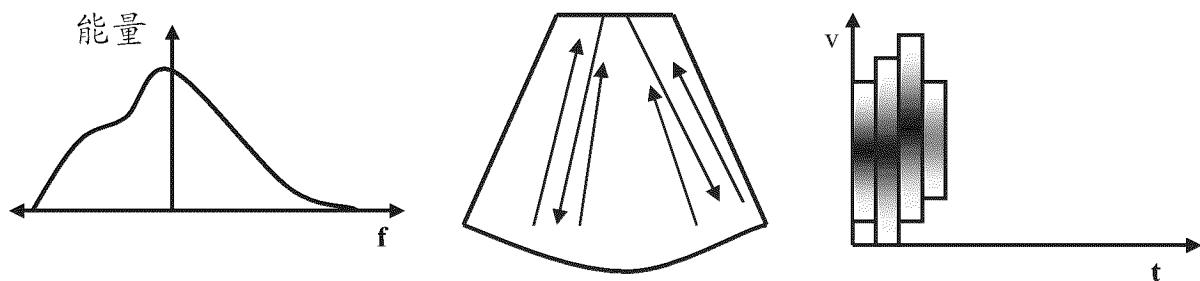


图 2

图 3

图 4

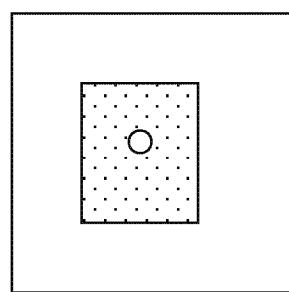


图 5

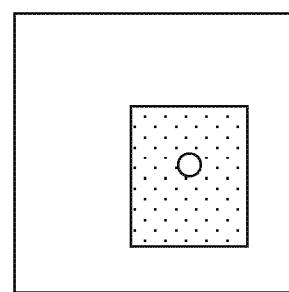


图 6

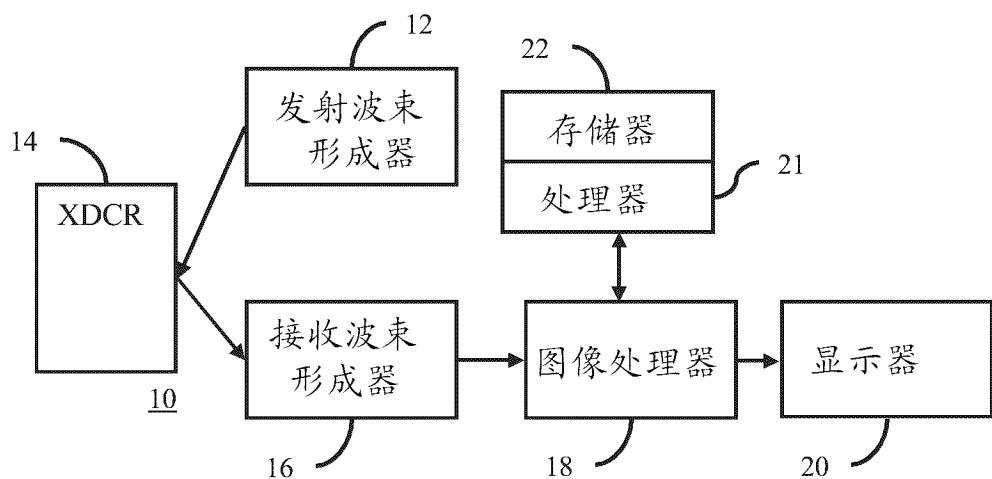


图 7

专利名称(译)	频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位		
公开(公告)号	CN104983443A	公开(公告)日	2015-10-21
申请号	CN201510254647.1	申请日	2013-07-15
[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	I M 古拉卡		
发明人	I.M.古拉卡		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/469 A61B8/06 A61B8/4494 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 A61B8/54 G01S7/52066 G01S7/52085 G03B42/06		
代理人(译)	秦琳 刘春元		
优先权	13/548561 2012-07-13 US		
其他公开文献	CN104983443B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明涉及频谱多普勒超声成像中的自动多普勒选通定位。在频谱多普勒超声成像中自动地定位(38)多普勒选通。针对多个PW多普勒选通而获取(28)的样本被用于随时间的B模式和/或F模式检测(30、46)，而不交错针对PW多普勒的发射。该B模式和/或F模式信息被用于跟踪(38)选通放置。可替换地或附加地，来自不同选通位置的特性频谱被用于选择(40)选通位置。任一个跟踪(32)可以用于改变(40)所采样的位置和/或波束特性，诸如使位置和波束焦点以所选择的选通位置为中心。

