



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106073826 A

(43)申请公布日 2016. 11. 09

(21)申请号 201610474383.5

(22)申请日 2016.04.22

(30)优先权数据

14/694859 2015.04.23 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·多德 C·H·徐 王景源

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 毕铮 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

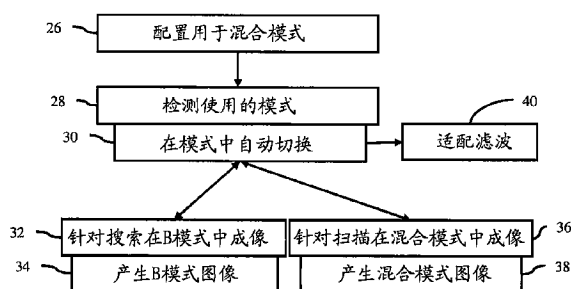
权利要求书2页 说明书11页 附图1页

(54)发明名称

针对混合模式超声成像的采集控制

(57)摘要

提供了针对混合模式超声成像的采集控制。对于混合模式成像(36),超声扫描仪基于运动或换能器使用在成像(32、36)的不同模式何时是适当的时间进行区分(28)。诸如在B模式与混合模式成像(32、36)之间的在模式之间的任何切换(30)基于通过超声扫描仪对运动的检测而自动发生,从而减轻了对超声波扫描师手动选择的需要。



1. 一种用于针对混合模式超声成像的采集控制的方法,所述方法包括:
在B模式中扫描(32)患者;
从B模式中的扫描产生(34)B模式图像;
检测(28)超声换能器的运动、正在由超声换能器扫描的患者的运动或者二者已经转移为低于阈值;
响应于检测(28)到运动低于阈值,自动切换(30)到在混合模式中扫描(36)患者,混合模式不同于B模式;以及
从混合模式中的扫描产生(38)混合模式图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,检测(28)运动包括根据在来自B模式中的扫描的B模式数据的帧之间的相关性而进行检测(28)。
3. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括检测(28)运动已经转移为高于阈值,并自动切换(30)到在B模式中且不在混合模式中对患者的扫描(34)。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,检测(28)运动包括根据组织接触、亮度或其组合进行检测(28)。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,在混合模式中扫描(36)包括利用两个或更多个模式的组合进行扫描。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,自动切换(30)包括在没有到执行扫描的超声系统的用户界面中的操作者输入的情况下进行切换(30)。
7. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括根据运动来适配(40)滤波。
8. 一种非暂时性计算机可读储存介质,具有存储于其中的数据,所述数据表示可由编程的处理器(24)执行以用于针对混合模式超声成像的采集控制的指令,所述储存介质包括用于以下的指令:
在对感兴趣区域的搜索与对感兴趣区域成像之间进行区分(28),区分(28)基于来自换能器运动传感器的输入、超声数据或二者;
针对搜索,仅在B模式中成像(32);以及
针对对感兴趣区域的成像,在混合模式中成像(36)。
9. 根据权利要求8所述的非暂时性计算机可读储存介质,其中,区分(28)包括基于在不同时间采集的超声数据的相关性进行区分(28)。
10. 根据权利要求8所述的非暂时性计算机可读储存介质,其中,区分(28)包括基于运动的量、换能器与组织的接触或来自超声数据的亮度进行区分(28)。
11. 根据权利要求10所述的非暂时性计算机可读储存介质,其中,仅在B模式中成像(32)包括针对搜索的B模式成像,并且一旦运动指示感兴趣区域的位置就切换(30)到在混合模式中成像(36)。
12. 根据权利要求8所述的非暂时性计算机可读储存介质,其中,在混合模式中成像(36)包括利用与另一个模式组合的B模式来成像。
13. 根据权利要求8所述的非暂时性计算机可读储存介质,进一步包括根据对感兴趣区域的搜索和成像来适配(40)滤波。
14. 一种用于针对混合超声成像的采集控制的系统。所述系统包括:
发射波束成形器(12)和接收波束成形器(16),被配置为利用换能器在B模式和彩色血

流模式中用超声扫描患者；

处理器(24),被配置为使得发射和接收波束成形器(12,16)在换能器运动期间在B模式且不在彩色血流模式中操作,以及对于换能器的固定定位在B模式和彩色血流模式二者中操作;以及

显示器(20),可操作来在换能器运动期间显示B模式图像而没有彩色血流图像,以及对于换能器的固定定位,显示B模式图像和彩色血流图像二者。

15.根据权利要求14所述的系统,其中,处理器(24)被配置为在没有用户输入的情况下使得发射和接收波束成形器(12,16)在B模式中且不在彩色血流模式中以及在B模式与彩色血流模式二者中操作,以在操作之间切换,在换能器运动期间的B模式比对于换能器的固定定位的B模式具有更大的帧率和/或空间分辨率。

针对混合模式超声成像的采集控制

背景技术

[0001] 本实施例涉及混合模式超声成像。在典型的超声扫描会话中,声谱仪频繁地在B模式和混合模式成像之间切换。混合模式可以包括结合彩色血流的B模式(即多普勒模式)。频繁切换模式的一个原因,尤其是对于低端系统,在于由于归因于硬件和/或软件限制,B模式图像质量和/或帧率在混合模式中时减小。为了找到用于混合模式成像的区域,用户选择具有相应的较好帧率和/或图像质量的B模式成像。一旦找到了,用户就选择具有较差B模式图像质量但有附加成像模式的混合模式。在成像会话中可以重复该过程。该类型工作流程极大地增加了检查持续时间。

发明内容

[0002] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于针对混合模式成像的采集控制的方法、指令和系统。超声扫描仪基于运动或换能器使用在成像的不同模式何时是适当的时间进行区分。诸如在B模式与混合模式成像之间的在模式之间的任何切换基于通过超声扫描仪对运动的检测而自动发生,从而减轻了对超声波扫描师手动选择的需要。

[0003] 在第一方面,提供了一种用于针对混合模式超声成像的采集控制的方法。在B模式中扫描患者。从B模式中的扫描产生B模式图像。检测超声换能器的运动、正在由超声换能器扫描的患者的运动或者二者转移为低于阈值。响应于检测到运动低于阈值,对患者的扫描自动切换到混合模式。混合模式不同于B模式。从混合模式中的扫描产生混合模式图像。

[0004] 在第二方面,一种非暂时性计算机可读储存介质具有存储于其中的数据,所述数据表示可由编程的处理器执行以用于针对混合模式超声成像的采集控制的指令。所述储存介质包括用于以下的指令:在对感兴趣区域的搜索与对感兴趣区域成像之间进行区分(区分基于来自换能器运动传感器的输入、超声数据或二者,针对搜索,仅在B模式中成像);以及针对对感兴趣区域的成像,在混合模式中成像。

[0005] 在第三方面,提供了一种用于针对混合超声成像的采集控制的系统。发射波束成形器和接收波束成形器被配置为利用换能器在B模式和彩色血流模式中用超声扫描患者。处理器被配置为使得发射和接收波束成形器在换能器运动期间在B模式且不在彩色血流模式中操作,以及对于换能器的固定定位在B模式和彩色血流模式二者中操作。显示器可操作来在换能器运动期间显示B模式图像而没有彩色血流图像,以及对于换能器的固定定位,显示B模式图像和彩色血流图像二者。

[0006] 本发明由所附权利要求限定,并且本节中的任何内容都不应视为对那些权利要求的限制。本发明的进一步方面和优点在下文结合优选实施例来讨论并随后可以独立或组合地被要求保护。

附图说明

[0007] 部件和附图不一定按照比例,代之以将重点放在说明本发明的原理上。此外,在附图中,相似的附图标记贯穿不同视图标明相应的部分。

- [0008] 图1是用于混合模式超声成像的采集控制的方法的一个实施例的流程图；
- [0009] 图2图示了在B模式扫描与混合模式扫描之间转移的示例；及
- [0010] 图3是用于混合模式超声成像的采集控制的系统的一个实施例。

具体实施方式

[0011] 在混合模式医学超声成像中改进了工作流。在“搜索”或“找寻”模式期间，超声波扫描师试图找到对感兴趣区域的最佳角度或换能器窗口。在该搜索模式中但同时在混合模式配置中，尽管被配置用于混合模式成像，但暂时禁用混合模式。提供优良的B模式图像质量以找到具有较高帧率的最佳扫描位置。在“流动”或“扫描”模式期间，启用混合模式。这消除了对操作者在返回到混合模式之前切换到B模式或反之的需要。

[0012] 在一个实施例中，在B模式和彩色血流模式之间的自动切换基于用户正在搜索模式中还是在扫描模式中而开启和关闭彩色血流模式。可以由但不限于帧相关性、组织接触和/或图像的亮度来检测搜索模式。在搜索模式期间恢复B模式质量和/或帧率，以增加用户响应性。尽管被配置用于混合模式，但模式之间的自动化切换可以减少检查时间，并减少由于手动切换的超声波扫描师疲劳。

[0013] 图1示出了用于混合模式超声成像的采集控制的方法。换能器的使用模式检测为混合模式成像的部分。换能器的使用模式与成像的混合模式不同。成像的混合模式使用两个或更多个成像模式。换能器的使用模式是如何使用换能器，而不管成像模式如何。换能器可以用于搜索感兴趣区域，并扫描定位的感兴趣区域。响应于换能器用于搜索，至少部分地暂停混合模式，以有利于在B模式扫描中更好的帧率和/或分辨率（例如图像质量）以帮助搜索。响应于换能器用于扫描定位的区域，执行混合模式成像，并且B模式质量和/或帧率可以降低。

[0014] 在针对扫描而启用混合模式与针对搜索而暂停至少部分的混合模式之间的切换自动发生。不是依赖于对控制部的用户触摸而在模式之间切换，而是系统帮助搜索（尽管被配置用于混合模式成像）并随后一旦搜索完成就自动返回到混合模式成像。换能器使用和相应的成像模式的确定可以在被配置用于混合模式操作后不用用户录入模式选择而发生。

[0015] 通过图3的系统或不同的系统来实施该方法。例如，用户配置超声系统用于混合模式操作。超声成像系统的处理器，控制器或图像处理器确定换能器的使用模式，自动切换模式，并使滤波适配。超声扫描仪执行适当的成像。波束成形器、存储器、检测器和/或其他设备可以用于采集数据，执行一个或多个动作，和/或输出数据。处理器可以控制设备来执行图1的方法。

[0016] 可以提供额外的不同或更少的动作。例如，在没有动作40中的自适应滤波的情况下执行该方法。

[0017] 按照所描述或所示的顺序执行这些动作，但可以按照其他顺序执行这些动作。动作40的自适应滤波作为动作32和36的成像的部分或与之同时执行，但可以在其他时间执行。动作28的检测在动作32和36的成像的任意一者期间发生，但可以单独地或者与成像依次地执行（例如与检测和成像交错）。一旦确定换能器的使用模式且切换了成像模式，就执行选定的成像。使用模式检测可以在给定模式中的成像期间持续进行或者是周期性的。在使用模式转移时，再次执行切换，并随后执行不同的成像。使用模式检测可以在选定成像模

式期间持续进行或者是周期性的。

[0018] 在动作26中,用户配置超声系统用于混合模式成像。用户按下键,选择菜单项目,或以其他方式输入期望混合模式中的成像的指示。用户可以做出选择的组合以配置用于混合模式,例如激活B模式,定义视场,指示视场中的感兴趣区域,并激活用于感兴趣区域的彩色血流。可替换地,超声系统基于预设或其他用户选择引导或配置自身用于混合模式成像。

[0019] 可以使用任何混合模式。混合模式是两个或更多个超声成像模式的组合。例如,混合模式是B模式成像和彩色血流(例如多普勒)成像的组合。B模式用于组织响应,并且彩色血流用于流体响应。彩色血流信息可以用于感兴趣区域或B模式视场的子集。可替换地,使用相同的视场。

[0020] 其他模式包括造影剂、谐波、脉冲波多普勒(即频谱多普勒)、M模式、弹性成像、其他参数化成像模式、多普勒组织(即组织运动)或其他超声成像模式。不同模式检测不同类型的信息。对于固定模式,一起执行任意两个或更多个模式,诸如同时或以交错的方式来执行。来自两个或更多个模式的图像信息在相同图像或相邻图像中呈现。

[0021] 用户可以为混合模式配置中的一个或多个模式输入门、感兴趣区域和/或视场设定。可以输入适合于给定模式的其他设定,诸如速度的选择或用于彩色血流的功率,用于B模式的频率,或任何其他模式特定设定。可替换地,使用缺省或处理器确定的设定。

[0022] 配置用于超声系统中的数据路径。配置可以包括用于发射波束成形器、接收波束成形器、滤波器、检测器、图像处理器、扫描转换器、显示图、其他设备或它们的组合的控制设定。超声系统的扫描和成像被配置用于在混合模式中操作。

[0023] 一旦配置用于混合模式成像,超声波扫描师就开始或继续扫描患者。用于扫描和成像的总体处理是将换能器放置在患者上,旋转和/或平移换能器以定位患者内的区域,并随后记录区域的一个图像或多个图像。为了诊断或治疗可能期望来自其他角度和/或其他区域的图像,所以再次旋转和/或平移换能器以定位期望的位置用于以保持固定的换能器记录图像。在该过程中,换能器可以从患者抬起或可以不抬起。对于难以成像的患者,超声波扫描师可以在扫描感兴趣区域期间和/或在搜索感兴趣区域期间使用双手来施加足够的压力。

[0024] 换能器在两个模式中使用,搜索(例如审视或找寻)模式和扫描(例如记录或固定)模式。在两个模式中都产生图像,但用于不同目的。在搜索期间,期望较大的帧率和/或分辨率以观察解剖学细节。在扫描模式期间,配置的混合模式是期望的。

[0025] 不是在换能器使用的这些不同搜索和扫描模式的每一个发生时用户都通过用户界面重新配置系统,而是可以在按照期望配置用于扫描模式的同时(即在在混合成像模式中配置的同时)自动提供成像模式中的差别。

[0026] 在动作28中,检测换能器的使用模式。处理器在对感兴趣区域的搜索(即使用的搜索模式)和成像感兴趣区域(即使用的扫描模式)之间进行区分。避免了使用按钮或选择的使用模式的用户输入。代之以处理器检测换能器的位置和/或运动以自动检测使用模式。例如,处理器基于来自换能器运动传感器的输入、指示运动的超声数据或二者进行区分。

[0027] 在一个实施例中,换能器的运动、超声换能器正扫描的患者的运动或二者用于检测换能器使用模式。归因于患者和/或换能器偏移,视场也偏移。患者内正被成像的平面或体积由于运动而改变在患者内的位置。例如,超声波扫描师可能正在搜索感兴趣区域,所以

在患者皮肤表面上来回移动换能器。在移动期间观察作为结果的图像,直至定位区域(例如器官的部分)为止。随后,减小移动的量或移动停止以产生在定位区域处的器官的图像。扫描模式可以对应于换能器固定或基本上固定的定位。“基本上”用于计及无意的运动。

[0028] 运动的另一个来源是在患者内的移动。例如,心脏和/或肺部移动导致器官或其他组织相对于其他器官和/或其他组织偏移位置。患者的一些内部组织可能移动,诸如心脏或心脏壁循环运动。在换能器或组织运动期间期望较大的时间分辨率(例如较高的帧率)。组织移动可以指示搜索模式。

[0029] 对于持续进行的成像,连续或周期性地重复运动确定,这样的重复针对每一个图像或序列中的其他整数个图像进行。可替换地,响应于用户激活或其他触发而确定运动。

[0030] 确定运动的量。由处理器计算一维、二维或三维中的运动向量。找到平移或横向偏移。在其他实施例中,确定旋转的量和/或比例变化的量。运动的量值指示有多少运动或位置变化已经发生。可以使用用于确定运动的任何时期,诸如在顺序帧或图像之间的运动,或者在心搏周期的不同周期的相同阶段之间的运动。

[0031] 从任何来源确定运动。在一个实施例中使用传感器。例如,换能器上的磁性位置传感器用于检测换能器的运动。在其他实施例中,超声数据用于检测运动。可以使用用于检测运动的技术的组合。

[0032] 对于从超声数据检测运动,可以使用B模式数据。由处理器以不同量相对地移位B模式数据的两个帧或图像。对于每一个移位,计算一些(稀疏采样或感兴趣区域)或全部数据的相关性。具有最大相关性的移位(例如有或无旋转的平移)提供运动向量。在另一个实施例中,去相关指示垂直方向上的运动。在无相对偏离的顺序帧或图像之间的去相关的量示出了离开扫描平面运动的量。在再另一个实施例中,使用多普勒数据。计算全局速度,诸如图像或部分图像中平均组织速度。全局速度表示运动的量。

[0033] 在一个方案中,同样用于混合模式成像的超声数据用于检测运动。混合模式成像采集数据,诸如B模式或彩色血流数据。该数据用于相关性或去相关。来自暂停部分或全部混合模式情况下的B模式扫描的B模式数据可以用于检测运动(即在搜索模式期间)。可以使用针对运动检测且不是针对成像而采集的B模式数据。在部分或总体暂停混合模式情况下采集的其他类型的数据可以用于检测运动。

[0034] 可以使用在任意两个时间之间所测量的运动。可替换地,随时间多次检测运动。例如,使用两个或更多个检测到的运动(即来自三次或更多次的数据)检测随时间的全局移位。获得随时间的全局移位的量的轮廓。任何时期都可以用于该轮廓。从轮廓计算运动的速度、平均值或其他测量值(例如轮廓的最大值)以提供运动的量。从轮廓确定运动的量值。

[0035] 将阈值应用于运动的检测中,如果运动超过阈值,那么换能器在搜索模式中。如果运动低于阈值,那么换能器在扫描模式中。对于等于阈值的运动,可以指示任一模式。可以使用任何阈值,例如预设的、预定的或其他阈值。

[0036] 其他信息可以额外地或可替换地用于区分换能器的使用模式。例如,使用来自超声数据的换能器与组织的接触和/或亮度。换能器的接触可以用电场、电容感测或接触传感器来测量。可替换地,基于超声数据测量接触,诸如计算平均近场强度。低强度指示扫描空气而非组织。亮度类似地指示扫描空气而不是组织。可以确定接触的级别,诸如感测跨换能器的面的对于每一个不同近场区域的接触。可以检测到换能器与组织部分分离。

[0037] 换能器未与组织接触指示搜索模式或除了扫描以外的使用。一旦建立了接触,就可以在给定时期内(诸如在10秒内)采取搜索模式。接触的失去也视为进入搜索模式。接触或亮度可以结合运动检测使用,诸如在重新建立接触后,基于接触的失去或高于阈值的运动而触发搜索模式,以及基于低于阈值的运动而触发扫描模式。

[0038] 在检测到的换能器的使用模式与最近检测到的模式相同的情况下,当前成像继续。当检测到的使用模式改变时,则成像改变。例如,换能器的运动从低于阈值到高于阈值或者从高于阈值到低于阈值的转移。该转移指示换能器的使用模式从使用的扫描模式到使用的搜索模式的变化,或者反过来。针对成像模式做出对应的变化。

[0039] 在动作30中,在转移发生的情况下,超声扫描仪自动切换到在适当模式中扫描患者,诸如从B模式切换到混合模式,或者从混合模式切换到B模式。例如,响应于检测到运动现在低于阈值,处理器使得超声扫描仪在混合模式而非B模式或混合模式的其他部分模式中操作。只将B模式扫描或只将扫描的另一个模式用于搜索,随后系统自动转移到混合模式,所述混合模式具有B模式和成像的另一个模式或者具有不包括B模式的成像的其他模式的组合。

[0040] 发射波束成形、接收波束成形、检测、滤波、扫描转换、和/或其他处理改变以转移。例如,B模式成像使用发射波束及相应的接收波束的序列来以给定频率扫描区域。在混合B模式和彩色血流模式中,沿每一个扫描的多个发射和接收用于流样本计数中以估计在给定位置的速度、变化和/或功率。发射和接收波束成形序列、波形、扫描角度、深度范围和/或其他特性改变以将彩色血流扫描与B模式扫描交错。类似地,多普勒或血流估计器不用于B模式成像,但用于彩色血流成像。

[0041] 在成像的一个模式对于混合模式和用于搜索中的成像(例如用于搜索和组合的B模式和彩色血流模式的B模式)二者是公共的情况下,用于B模式成像的设定保持相同或改变以计及与混合模式中的另一个模式或多个模式交错。通过改变用于采集的一个或多个值或其他参数来实施转移。帧率可以不同。对于不同帧率,改变脉冲重复间隔、扫描线密度、深度、对视场的扫描角度、滤波的量或其他处理。空间分辨率可以不同。对于不同空间分辨率,改变扫描线密度、沿扫描线的样本密度、对视场的扫描角度或其他特性。可以改变时间分辨率和空间分辨率二者。

[0042] 超声扫描仪可能具有有限处理资源或组织中的声速可能是限制因素。结果,归因于没有与另一个模式共享资源或时间,仅有助于搜索的B模式成像可以具有较大空间和/或时间分辨率。仅有混合模式的B模式部分用于搜索,而暂停混合模式的一个模式或其他多个模式。对于混合模式成像,用于混合模式成像的B模式部分的空间和/或时间分辨率归因于与另一个模式共享资源而可以减小。在替代实施例中,B模式成像不提供作为混合模式的部分。

[0043] 切换在执行扫描的同时在没有到超声系统的用户界面的操作者输入的情况下发生。操作者可以在动作26中使用用户界面配置超声系统用于混合模式扫描,但除了移动换能器以外的进一步的用户输入没有用于在用于换能器的使用的扫描模式的混合模式成像与用于换能器的使用的搜索模式的B模式或成像的其他模式之间切换。不是用户在运行中重新配置系统,而是系统自动在混合模式与B模式(或其他搜索模式)之间转移,而不用用户必须按下按钮、改变旋钮、滑动滑块或用户界面的其他触摸。在混合模式中的配置后,切换

在扫描患者的同时是自动的或者不用用户与用户界面交互的。

[0044] 在动作32中,超声扫描仪执行B模式成像用于搜索。当换能器的使用模式检测为搜索时,执行B模式成像。在一个实施例中,仅提供B模式或仅提供成像的一个模式用于搜索。通过仅在B模式或一个模式中扫描,超声扫描仪的更大的处理、存储器或其他资源可用于该模式,从而允许比如果成像包括其他模式的情况更大的空间和/或时间分辨率或视场。在再其他的替代实施例中,将与B模式不同的模式用于搜索,诸如利用彩色血流成像来搜索流,而暂停或不执行混合模式成像的一个或多个其他模式(例如频谱多普勒或B模式)。

[0045] 超声扫描仪被配置为在混合模式中扫描,但由于搜索覆盖该配置,所以仍不执行模式中的一个或多个。超声扫描仪仅在B模式或其他搜索模式中扫描。混合模式中的任何其他模式在搜索期间都不执行。在混合模式包括B模式和一个或多个其他模式的情况下,在搜索期间暂停或不执行该一个或多个其他模式,尽管扫描仪被配置用于混合模式扫描。在替代实施例中,其他模式中的一个或多个继续,但以较小的空间和/或时间分辨率继续,以允许比提供有完全的或如配置的混合模式成像更大的B模式空间和/或时间分辨率。

[0046] 对于B模式或成像的其他模式,超声扫描仪如对该模式适当地进行扫描。扫描格式、序列、波形或其他波束成形器设定提供扫描。扫描数据的数据处理是如对该模式适当的。例如,检测患者中位置的波束成形的样本,诸如使用强度或B模式检测。可以应用或可以不应用空间和/或时间滤波。将检测到的B模式数据扫描转换并映射到灰度显示值。

[0047] 在动作34中,产生一个或多个B模式或其他图像用于搜索。基于针对B模式或其他模式的扫描和图像处理,产生图像。图像包括为显示而格式化的红、绿、蓝(RGB)或其他显示值(例如笛卡尔坐标)。对于观察者感知的灰度成像,RGB值可以大致相等。图形可以或可以不提供作为图像的部分,诸如指示用于扫描的设定(例如频率)。

[0048] 图像表示在B模式或其他搜索模式视场中的患者的区域。图像是一维、二维或三维表示。例如,使用渲染为二维显示的表面或体积来渲染来自体积的扫描的数据。作为另一个示例,将表示扫描平面的数据用于产生扫描平面的图像。

[0049] 成像的帧率和/或分辨率基于扫描和/或图像处理设定。产生的图像的帧率和/或分辨率对于搜索与对于扫描是相同或不同的。例如,在动作34和38二者中都产生B模式图像。在动作34中产生的B模式图像比在动作38中产生的B模式图像具有更大的空间和/或时间分辨率和/或视场。

[0050] 动作32的成像和动作34中的图像的产生在相同的成像会话期间(例如针对相同患者在相同的15分钟超声检查中)持续进行或重复。成像继续以允许超声波扫描师搜索要扫描以用于诊断或治疗的患者的区域。产生任意数量的图像的序列。

[0051] 当如在动作28中检测到的使用的模式转移为扫描使用时,在动作30中将成像切换为在动作36中的在混合模式中成像。一旦找到运动或要用于诊断或疗护的区域的位置的其他指示符,换能器的使用模式就从搜索切换为扫描。

[0052] 在动作36中,超声扫描仪执行混合模式成像用于扫描或记录。当换能器的使用模式检测为扫描时,则执行混合模式成像。同时或以交错的方式执行成像的两个或更多个模式。对于交错,使用逐扫描线的、扫描线组的、逐帧的或帧组的交错。例如,与采集用于彩色血流数据的多个帧的数据交错地采集B模式信息的帧。

[0053] 通过在混合模式中扫描,超声扫描仪的较少的处理、存储器或其他资源可用于给

定模式。在如动作26中所配置的混合模式的不同模式之间分布处理、存储器或其他资源。超声扫描仪被配置成在混合模式中扫描。一旦定位了要扫描的区域就使用该配置。搜索不再覆盖混合模式配置。超声扫描仪针对两个或更多个模式进行扫描。

[0054] 对于成像的每一个模式,超声扫描仪如对该模式适当地进行扫描。扫描格式、序列、波形或其他波束成形器设定提供扫描。扫描数据的数据处理是如对该模式适当的。例如,检测患者中位置的波束成形的样本,诸如使用强度或B模式检测。可以应用或可以不应用空间和/或时间滤波。将检测到的B模式数据扫描转换并映射到灰度显示值。作为另一个示例,扫描提供用于在流样本间隔处的流样本计数的样本,用于估计流或组织运动的速度、变化和/或能量。转置存储器结合多普勒处理器操作以隔离流体或组织运动信息以用于估计。将估计的流扫描切换并映射到用于显示的颜色。

[0055] 在动作38中,产生一个或多个混合模式图像。基于针对每一个模式的扫描和图像处理,产生图像。图像包括为显示而格式化的红、绿、蓝(RGB)或其他显示值(例如笛卡尔坐标)。图形可以或可以不提供作为图像的部分,诸如指示用于扫描的设定(例如频率)。

[0056] 图像表示在两个或更多个模式中的患者的区域。不同模式表示区域中相同或不同的位置。例如,与流相关联的位置(至少在感兴趣区域内)由彩色血流信息来表示,并且与组织相关联的位置由灰度B模式信息来表示。图像表示视场。来自不同模式的信息在表示患者的相同区域的意义上重叠。不同模式可以导致不重叠的显示。例如,M模式、彩色M模式或脉冲波多普勒提供了用于门或线的条状显示。条状显示与B模式和/或彩色血流图像相邻但不重叠。在相同图像的相同显示或部分上创建两个表示。来自两个模式的信息同时显示给用户。在替代实施例中,单独地和/或依次地显示来自不同模式的图像。

[0057] 图像是一维、二维或三维表示。例如,使用渲染为二维显示的表面或体积来渲染来自体积的扫描的数据。作为另一个示例,将表示扫描平面的数据用于产生扫描平面的图像。

[0058] 成像的帧率和/或分辨率基于扫描和/或图像处理设定。产生的图像的帧率和/或分辨率对于混合模式与对于限定为搜索的模式是相同或不同的。例如,在动作34和38二者中都产生B模式图像。在动作34中产生的B模式图像比在动作38中产生的B模式图像具有更大的空间和/或时间分辨率。归因于混合模式成像,较少的资源可以可用于B模式扫描,所以B模式图像在动作38中比针对动作34具有更小的时间或空间分辨率。

[0059] 动作36的成像和动作38中的图像的产生在相同的成像会话期间(例如针对相同患者在相同的15分钟超声检查中)持续进行或重复。成像继续以允许超声波扫描师采集用于诊断或疗护的期望信息。产生任意数量的图像的序列。

[0060] 当如在动作28中检测到的换能器的使用模式再次转移为搜索时,在动作30中将成像切换为在动作32中的搜索成像。一旦运动或搜索已经开始的其他指示符再次发生(例如运动转移为高于阈值),成像的模式就从扫描自动切换为搜索。只要运动低于阈值或其他换能器使用感测指示扫描用于混合模式,混合模式成像就继续。

[0061] 在动作40中,使滤波适配于换能器的使用模式。例如,滤波根据运动来适配。该适配可以是二元的,诸如滤波在一个级别用于搜索并且滤波在不同级别用于扫描。在其他实施例中,该适配具有比在用于搜索的成像和用于混合模式扫描的成像之间的切换更多的级别。例如,基于对应的不同运动的量,将滤波的量线性或非线性地映射到三个或更多个级别。类似地,可以为不同运动的量提供成像的模式的不同组合,从而为自动化转移提供多于

两个选择。

[0062] 滤波用于成像的相同模式,但基于换能器的使用模式而改变。例如,用于搜索的B模式成像与用于混合模式成像中的B模式成像的被不同地滤波。

[0063] 适配是在时间和/或空间滤波的量和/或类型方面。例如,与针对混合模式中的B模式成像相比,在搜索的同时为B模式成像提供更少的时间和空间滤波。对于混合模式,彩色血流或其他模式可能更为重要,而提供B模式用于组织参考信息。相应地,可以提供更多时间和/或空间滤波以去除噪声。相反地,搜索导致更迅速变化的视图。增大的空间和/或时间分辨率对于搜索是重要的,所以提供较少的时间和/或空间滤波。

[0064] 图2图示了图1的方法的一个示例。在框40,在移动换能器以扫描不同位置的同时采集图像序列。在框42,利用保持基本上固定的换能器采集图像序列。“基本上”用于计及无意的超声波扫描师或患者运动。混合模式图像包括利用B模式成像的彩色血流感兴趣区域,但可以使用其他混合模式图像。框40的搜索图像仅是B模式图像,但可以从另一个模式获得。基于检测到的换能器使用和/或运动,在任意给定时间提供框40或42的任意一个。成像可以从框40转移到框42或者反过来。

[0065] 图3示出了用于混合模式超声成像的采集控制的系统10的一个实施例。超声系统被配置用于混合模式成像。不是维持该混合模式成像但不要求基于用户的重新配置,而是系统10在与配置的混合模式不同的模式的一个组合与混合模式之间自动切换。切换响应于用户搜索以定位用于诊断的感兴趣平面的数据或基于换能器的指示而发生。在搜索期间,使用单个模式或模式的不同组合。一旦完成搜索,超声系统就自动转移回到配置的混合模式成像。

[0066] 系统10是医学诊断超声成像系统。在替代实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站、或在相同位置或分布在网络上用于通过结合波束成形器和换能器来实时地或采集后成像的其他布置。

[0067] 系统10实施图1的方法、图2的方案或其他方法。系统10包括发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器18、显示器20、存储器22和处理器24。可以提供额外的、不同的或更少的部件。例如,提供用户输入用于混合模式成像的视场内的感兴趣区域的手动或辅助指定和/或用于配置超声系统10用于混合模式成像。

[0068] 发射波束成形器12是超声发射器、存储器、脉冲器、模拟电路、数字电路或它们的组合。发射波束成形器12被配置为产生用于多个通道的具有不同或相对的振幅、延迟和/或定相的波形。波形被产生并以任意定时或脉冲重复频率施加到换能器阵列。例如,发射波束成形器12产生线性、扇形或**Vector®**格式的用于B模式扫描的脉冲序列。作为另一个示例,发射波束成形器12产生用于彩色血流扫描的脉冲序列,诸如用于每B模式视场内感兴趣区域的扫描线形成持续进行的流样本计数中的2-12个波束的脉冲。

[0069] 发射波束成形器12诸如通过发射/接收开关与换能器14连接。在响应于产生的波而从换能器14发射声波时,在给定发射事件期间形成一个或多个波束。波束用于B模式、彩色血流模式和/或成像的其他模式。产生发射波束的序列以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇形、**Vector®**、线性或其他扫描格式。多次扫描相同的区域。

[0070] 换能器14是压电或电容薄膜元件的1-、1.25-、1.5-、1.75-或2-维阵列。换能器14包括用于在声能与电能之间换能的多个元件。例如,换能器14是具有约64-256个元件的一

维PZT阵列。

[0071] 换能器14与发射波束成形器12连接以用于将电波形转换为声波形,并与接收波束成形器16连接以用于将声回波转换为电信号。换能器14发射波束。为了形成波束,在患者中的组织区域或感兴趣位置集中波形。响应于将电波形施加到换能器元件而产生声波形。为了以超声扫描,换能器14发射声能并接收回波。响应于撞击到换能器14的元件上的超声能量(回波)而产生接收信号。

[0072] 接收波束成形器16包括具有放大器、延迟、和/或相位旋转器以及一个或多个求和器的多个通道。每一个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束成形器16响应于每个发射而应用相对延迟、相位和/或切趾以形成一个或多个接收波束以供检测。可以提供对接收的动态集中。来自不同元件的信号相对延迟和/或定相和总和提供波束成形。接收波束成形器16使用接收的声信号输出表示空间位置的数据。在替代实施例中,接收波束成形器16是用于使用傅里叶或其他变换产生样本的处理器。

[0073] 接收波束成形器16可以包括滤波器,诸如用于隔离在二次谐波、发射(即基波)或相对于发射频带的其他频带处的信息的滤波器。这样的信息更有可能包括期望的组织、造影剂和/或流信息。在另一个实施例中,接收波束成形器16包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。组合两个或更多个接收波束以隔离在诸如二次谐波、立方基波或其他频带的期望频带处的信息。

[0074] 接收波束成形器16输出表示空间位置的求和的数据。输出用于单个位置、沿线的多个位置、针对面积的多个位置或针对体积的多个位置的数据。数据可以用于不同目的。例如,对B模式或组织检测执行与针对彩色血流模式检测不同的扫描。可替换地,B模式数据也用于彩色血流检测。

[0075] 图像处理器18是B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、滤波器、用于实施成像模式的其他现在已知的或以后开发的处理器,或者它们的组合。图像处理器18提供针对成像模式的检测,诸如包括多普勒检测器(例如估计器)和B模式检测器。空间滤波器、时间滤波器和/或扫描切换器可以包括在图像处理器18中或者由图像处理器18来实施。图像处理器18输出显示值,诸如检测、将检测到的值映射到显示值,以及将显示值或检测到的值格式化为显示格式。图像处理器接收波束形成的信息并输出用于显示的图像数据。

[0076] 处理器24是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、图形处理单元、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器的组、数据路径、它们的组合,或者用于检测换能器使用并控制超声系统10相应地成像的其他现在已知的或以后开发的设备。处理器24与图像处理器18分离或者是图像处理器18的部分。作为分离的设备,处理器24在处理的任意阶段(例如波束成形、检测、扫描切换、显示映射或其他阶段)请求、接收、访问或加载数据用于检测和控制。处理器24由软件和/或硬件配置以执行或导致检测、切换、成像和/或图像产生动作的执行。

[0077] 处理器24被配置为使得发射和接收波束成形器12,16在换能器运动或其他搜索使用期间在B模式中操作并且不在彩色血流模式中操作,以及对于换能器14的固定定位或其他诊断或疗护扫描使用在B模式和彩色血流模式二者中操作。可以使用除了B模式以外的其他搜索模式。可以使用除了B模式和彩色血流模式以外的其他混合模式。

[0078] 处理器24或单独的波束成形器控制器配置波束成形器12、16。通过将值加载到用于操作的寄存器或表中,设置由波束成形器12、16使用来用于成像的采集参数的值。任何控制结构或格式都可以用于建立成像序列。使得波束成形器12、16以一帧率和/或利用一分辨率来采集用于成像的数据。一个或多个采集参数的不同值可以导致不同的帧率和/或分辨率。

[0079] 处理器24被配置为确定换能器14的使用。使用来自不同时间的超声数据的相关性、超声数据的去相关、通过换能器14的组织接触、图像的亮度测量或其他信息。传感器可以与处理器24连接,和/或超声数据用于确定使用。

[0080] 处理器24被配置为基于换能器14的使用在搜索模式(例如B模式)与混合模式之间切换超声成像系统10。切换是自动的。用户配置超声系统10用于混合模式操作。混合模式对于诊断和/或疗护是期望的模式。超声系统10在处理器24的控制下不管该配置而暂停混合模式以进行搜索,并且随后在定位了要诊断或治疗的区域时实施混合模式。切换在没有用户输入的情况下发生以在用于搜索的操作与用于混合模式成像的操作之间切换。用户不直接激活模式的改变,而是代之以激活期望的混合模式,并且处理器24之后切换。

[0081] 处理器24或图像处理器18产生图像或显示值并输出图像或显示值到显示器20。例如,输出B模式图像或混合模式图像。文本、数字指示或图形可以被添加并显示给用户。可以显示图形。

[0082] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子、投影仪、打印机或用于显示图像或图像序列的其他设备。可以使用任何现在已知的或以后开发的显示器20。显示器20可操作来显示一个图像或图像序列。显示器20显示二维图像或三维表示。

[0083] 在搜索期间,显示器20显示来自单个模式或者不同于系统10被配置用于的混合模式的混合模式的图像,诸如在换能器运动期间显示一个或多个B模式图像而没有彩色血流图像。在定位了所找寻的患者区域后的扫描期间,显示器20显示混合模式图像,诸如对于换能器14的固定定位,显示组合B模式和彩色血流图像。

[0084] 空间分辨率、图像质量和/或帧率部分基于采集和/或成像处理参数。在模式对于搜索和混合模式二者是公共的情况下,在搜索期间的空间分辨率、图像质量和/或帧率可以与在混合模式成像期间的不同。例如,在换能器运动期间的B模式图像具有比对于换能器14的固定定位的B模式更大的帧率和/或空间分辨率。

[0085] 图像处理器18、处理器24、接收波束成形器16和发射波束成形器12按照存储在存储器22或另一个存储器中的指令操作。指令配置系统用于执行图1的动作。指令通过被加载到控制器中、通过使得加载值的表(例如弹性成像序列)、和/或通过被执行来配置图像处理器18、处理器24、接收波束成形器16和/或发射波束成形器12用于操作。

[0086] 存储器22是非暂时性计算机可读储存介质。在诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动或其他计算机可读储存介质的计算机可读储存介质或存储器上提供用于实施本文所讨论的处理、方法和/或技术的指令。计算机可读储存介质包括各种类型的易失性和非易失性储存介质。响应于存储在计算机可读储存介质中或上的一个或多个指令集而执行附图中所图示或本文所描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、储存介质、处理器或处理策略,并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。类似地,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,指令存储在可移动介质设备上,以供由本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令存储在远程位置,以供通过计算机网络或通过电话线路传送。在再其他的实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0087] 尽管以上已经参考各种实施例描述了本发明,但应理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以做出许多变化和修改。因此意图是前述详细描述应认为是说明性而非限制性的,并且应理解,是包括全部等同物的所附权利要求意图限定本发明的精神和范围。

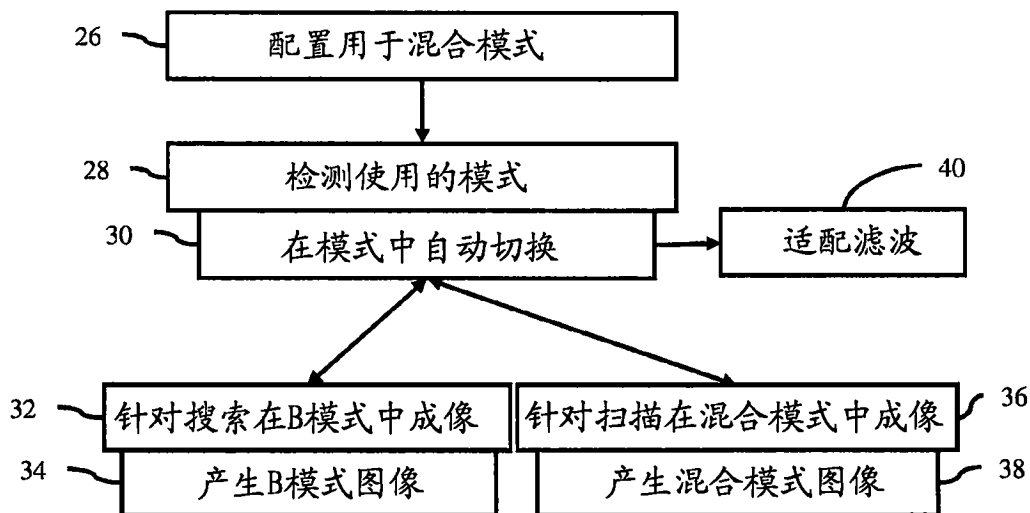


图1

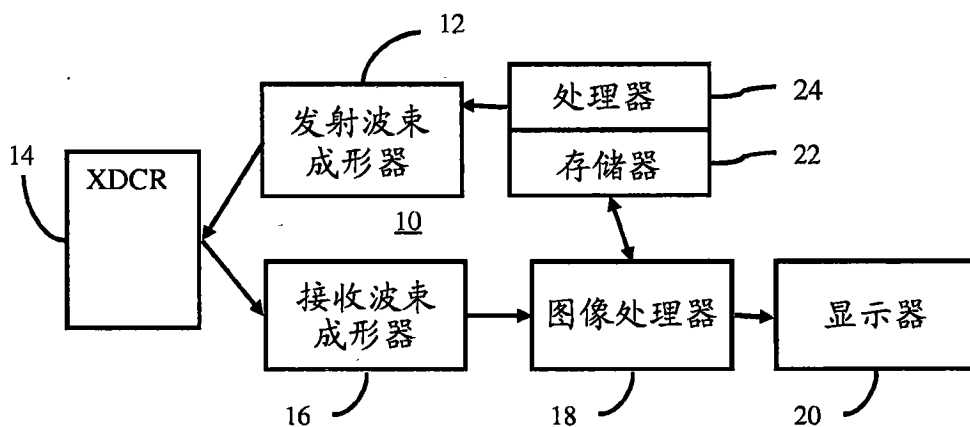


图3

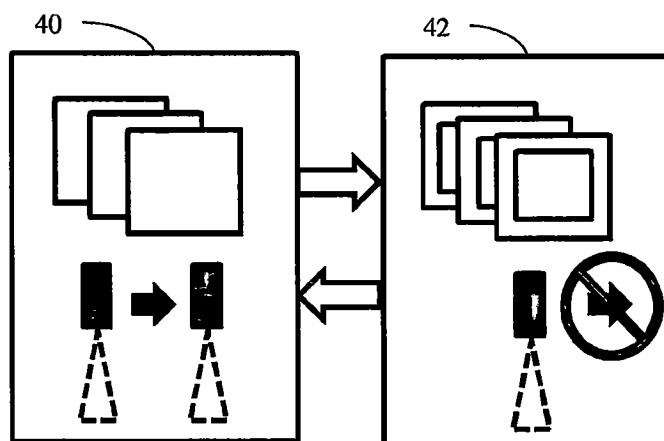


图2

专利名称(译)	针对混合模式超声成像的采集控制		
公开(公告)号	CN106073826A	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201610474383.5	申请日	2016-04-22
[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多德 CH徐 王景源		
发明人	S·多德 C·H·徐 王景源		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	毕铮 刘春元		
优先权	14/694859 2015-04-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了针对混合模式超声成像的采集控制。对于混合模式成像(36)，超声扫描仪基于运动或换能器使用在成像(32、36)的不同模式何时是适当的时间进行区分(28)。诸如在B模式与混合模式成像(32、36)之间的在模式之间的任何切换(30)基于通过超声扫描仪对运动的检测而自动发生，从而减轻了对超声波扫描师手动选择的需要。

