



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103251430 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 21

(21) 申请号 201310050176. 3

(22) 申请日 2013. 02. 08

(30) 优先权数据

61/599785 2012. 02. 16 US

13/533660 2012. 06. 26 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 J. 本森 范列湘

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 马红梅 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

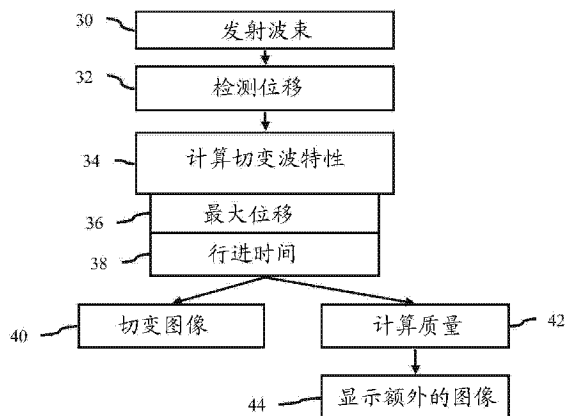
权利要求书2页 说明书11页 附图7页

(54) 发明名称

超声波切变波成像中的相关信息的可视化

(57) 摘要

本发明涉及超声波切变波成像中的相关信息的可视化。在超声切变波成像(40)中还显示(44)与切变计算相关联的信息。比仅切变波图像更多的信息被提供用于诊断。还显示(44)关于用来确定切变的质量或变量的信息。该附加信息可以帮助用户确定所述切变信息是否指示了组织特性或不可靠的切变计算。



1. 一种用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的方法,所述方法包括:
响应于一个或多个脉冲激发用超声波测量 (32) 在患者内的位置处的位移;
根据所述位置的所述位移来计算 (34) 切变波速度;
确定 (42) 所述位移中的每一个的质量;
确定 (36) 所述位移中的每一个的幅度;
根据所述位移计算 (38) 切变波行进时间;
显示 (40) 表示所述位置的切变波速度图像,所述切变波速度图像是所述切变波速度的函数;以及

在以与所述切变波速度图像基本上相同的时间,显示 (44) 针对所述位置中的至少一个的所述质量、幅度以及切变波行进时间。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括:

将声激发发射 (30) 到患者中,所述脉冲激发包括所述声激发;

其中,测量 (32) 所述位移包括用所述超声波重复地扫描所述位置。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,计算 (34) 所述切变波速度包括确定 (36) 所述位移随着时间的推移对于所述位置中的每一个的最大值。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定 (42) 所述质量包括确定所述位移随着时间的推移的信噪比。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,确定所述信噪比包括:

随着时间的推移而对所述位移进行滤波;

从随着时间的推移的所述位移中减去随着时间的推移的经滤波的位移;

计算所述减法的结果的均方根;以及

将所述经滤波的位移的积分除以所述均方根,所述除法的结果包括所述信噪比。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,确定 (42) 所述质量进一步包括:

确定超声波信号的信噪比;以及

根据所述位移随着时间的推移的所述幅度、信噪比、以及所述超声波信号的信噪比来确定所述质量。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定 (36) 所述幅度包括确定针对每个位置的随着时间的推移的最大位移。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,计算 (38) 所述切变波行进时间包括计算所述切变波从原点行进到所述对应位置的持续时间,所述切变波到达所述对应位置的时间是基于根据时间的所述位移的。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示 (40) 所述切变波速度图像包括将所述切变波速度图像显示为表示在所述位置处的所述切变波速度的二维图像。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示 (44) 所述质量、幅度、以及切变波行进时间包括:

显示在所述位置处的所述质量的质量图像;

显示在所述位置处的所述幅度的幅度图像;以及

显示在所述位置处的所述切变波行进时间的行进时间图像。

11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示 (44) 所述质量、幅度、以及切变波行进时间

包括针对所述切变波速度图像的光标指示位置进行显示。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中,显示(44)所述质量、幅度、以及切变波行进时间包括显示范围并且指示在针对所述质量、幅度、以及切变波行进时间中的每一个的所述范围上的点。

13. 在一种具有存储在其中表示指令的数据的非暂时性计算机可读存储介质(22)中,所述指令可被编程处理器(18)执行以用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化,所述存储介质(22)包括指令以便:

使用至少一个变量来计算(34)切变波特性;

生成(40)所述切变波特性的图像;以及

用所述图像显示(44)得自除所述切变波特性之外的所述变量的信息。

14. 根据权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质(22),其中,计算(34)所述切变波特性包括根据作为所述变量的位移的幅度来计算,并且其中,显示(44)包括将位移的幅度作为所述信息来显示。

15. 根据权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质(22),其中,计算(34)所述切变波特性包括根据作为所述变量的切变波行进时间来计算,并且其中,显示(44)包括将所述切变波行进时间作为所述信息来显示。

16. 根据权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质(22),其中,计算(34)所述切变波特性包括根据作为所述变量的位移来计算,并且其中,显示(44)包括将质量作为所述信息来显示,所述质量是所述位移的函数。

17. 根据权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质(22),其中,显示(44)包括显示分布在至少两个空间维度之上的所述信息的附加图像,所述附加图像与所述切变波特性的图像一起基本上同时地被显示。

18. 根据权利要求13所述的非暂时性计算机可读存储介质(22),其中,显示(44)包括将指示器显示在范围上,所述指示器与所述范围内的所述信息的值相关联。

19. 一种用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的系统,所述系统包括:

换能器(14),其被配置成将声脉冲激发发射到患者中并且被配置成用超声波扫描所述患者的区域;

接收波束形成器(16),其被配置成生成表示在所述声脉冲激发之后的不同时刻的所述区域的数据,所述数据由采用超声波的所述扫描生成;

处理器(18),其被配置成估计由所述声脉冲激发所诱导的组织位移,根据所述组织位移生成切变波图像,以及导出所述组织位移的质量;以及

显示器(20),其被配置成显示所述切变波图像和所述组织位移的质量的表示。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述处理器(18)被配置成根据所述组织位移随着时间的推移的信噪比和所述组织位移随着时间的推移的最大位移来导出所述质量。

21. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述处理器(18)被配置成将所述切变波图像生成为切变波速度图像,其中,所述表示是所述质量、文本的二维图像或关于所述质量的值的范围的指示器。

超声波切变波成像中的相关信息的可视化

[0001] 相关申请

本专利文献根据美国法典第 35 条 119 (e) 款要求 2012 年 2 月 16 日提交的临时美国专利申请序号 61/599,785 的提交日期的优先权,该专利申请通过引用结合于此。

背景技术

[0002] 本实施例涉及超声波成像。特别地,可以改进超声波切变波成像。

[0003] 切变波速度信息对于诊断来说可能是有用的。切变波信息指示了除声阻抗(例如,B 型)和多普勒(例如,流模式)成像之外的组织特性。然而,在组织中切变波传播的复杂性可能导致明显误差。例如,对于流体或流体组织来说切变波速度可能很少被精确地确定,导致表面上任意的值。

发明内容

[0004] 通过介绍,下文所述的优选实施例包括超声波切变波成像中的相关信息的可视化的方法、指令以及系统。比仅切变波图像更多的信息被提供用于诊断。关于质量(quality)或用来确定切变波速度的变量的信息也被显示。该附加信息可以帮助用户确定切变信息是否指示了组织特性或不可靠的切变波速度计算。

[0005] 第一方面,提供了用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的方法。在患者内的位置处的位移用响应于一个或多个脉冲激发的超声波来测量。切变波速度根据针对这些位置的位移而被计算。位移中的每一个的质量、位移中的每一个的幅度(magnitude)以及切变波行进时间被确定。表示位置的切变波速度图像被显示。所述切变波速度图像是切变波速度的函数。针对位置中的至少一个的质量、幅度以及切变波行进时间被以基本上与切变波速度图像相同的时间显示。

[0006] 第二方面,非暂时性计算机可读存储介质已经将表示指令的数据存储在其中,所述指令可被可编程处理器执行以用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化。所述存储介质包括指令,所述指令用于:使用至少一个变量计算切变波特性;生成所述切变波特性的图像;以及用所述图像来显示得自除所述切变波特性之外的变量的信息。

[0007] 第三方面,提供了用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的系统。换能器被配置成将声波脉冲激发发射到患者中,并且被配置成用超声波扫描所述患者的区域。接收波束形成器被配置成生成表示在所述声脉冲激发之后的不同时刻处的区域的数据。所述数据由采用超声波的扫描生成。处理器被配置成估计由声脉冲激发所诱导的组织位移,根据所述组织位置生成切变波图像,以及导出所述组织位移的质量。显示器被配置成显示切变波图像和所述组织位置的质量的表示。

[0008] 本发明由以下权利要求来定义,并且本部分中没有什么应当被认为是对那些权利要求的限制。在下文结合优选实施例对本发明的其他方面和优点进行了讨论,并且可以以后独立地或相结合地要求保护本发明的其他方面和优点。

附图说明

[0009] 部件和图未必按比例绘制,重点替代地被放在举例说明本发明的原理之上。此外,在图中,相同的附图标记在不同的视图中自始至终指定对应的部分。

[0010] 图 1 是用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的方法的一个实施例的流程图;

图 2 是示出了根据时间的两个示例位移的图;

图 3A-D 是针对囊肿的体模的切变波速度、质量、位移以及行进时间的示例图像;

图 4A 示出了针对在囊肿附近的软组织中的位置的示例位移分布,并且图 4B 示出了针对该囊肿内的位置的示例位移分布;

图 5A-5D 是针对硬包体的体模的切变波速度、质量、位移以及行进时间的示例图像;

图 6A 示出了针对在硬包体附近的软组织中的位置的示例位移分布,并且图 6B 示出了针对该硬包体内的位置的示例位移分布;

图 7 是切变和其他信息的显示的可替换的实施例;以及

图 8 是用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0011] 实性组织区域可以允许切变波速度的更精确测量。对于切变波速度来说,诸如流体或流体组织之类的其他类型的区域可能被不太精确地测量。感兴趣的区域可以包括流体(例如,血液或尿)、骨骼以及组织。组织可以包括流体类组织(即,流体组织)或实性组织。实性组织包括肌肉、脂肪、器官或具有比流体和骨骼相对更有弹性特征的其他结构。囊肿或其他组织结构可以具有高的流体含量,导致不太可靠的切变信息。

[0012] 当实性组织和流体组织被脉冲力激发时,两个组织都被移位。位移分布的特性随着时间的推移视组织的类型而可能是不同的。实性组织的位移由切变波动方程决定,而流体组织中的位移由纳维尔-斯托克斯 (Navier-Stokes) 方程决定。与实性组织中的位移分布相比较,流体组织中的结果的位移分布示出了明显噪声。回波(echo)信号的信噪比(SNR)也对位移分布的 SNR 作出贡献。

[0013] 为了帮助用户区分差的切变检测和组织特性,显示了除切变波图像外的其他信息。所述其他信息可以包括切变数据的质量、与该切变数据相关联的位移的幅度、和/或切变波的行进时间。该附加信息可以有助于组织类型的诊断或者避免对不可靠切变数据的依赖。

[0014] 图 1 示出了用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的方法。所述方法由图 8 的系统或不同的系统来实现。可以提供附加的、不同的或较少的行为。例如,行为 36、38 以及 42 表示示例。可以使用行为 36、38 以及 42 中的一个、两个、全部三个或一个都不使用。可以使用其他类型的附加信息。作为示例,行为 30 未被执行。可以在不用发射波束的情况下诸如用微震器生成用于生成切变波的应力。所述行为被以所描述或者示出的顺序执行,但可以被以其他顺序执行。

[0015] 针对一个或多个位置执行了所述方法。在一个实施例中,针对整个视野或仅感兴趣的区域中的 B 型或扫描采样位置中的每一个执行了所述方法。可以使用较少或更密集的采样。

[0016] 在行为 30 中,声激发被发射到患者中。声激发作为用于引起位移的脉冲激发。例如,具有类似于或比用于对组织进行成像的 B 型发射更高的功率或峰值振幅电平的 400 周期发射波形被作为声束发射。在一个实施例中,所述发射是施加到视野的切变波生成序列。可以使用任何声辐射力成像 (ARFI) 或切变波成像序列。

[0017] 所述发射按功率、振幅、定时或其他特性被配置成对组织引起足以在一个或多个位置处移位组织的应力。例如,波束的发射聚焦被安置在视野或感兴趣的区域的底部、中心附近,以在视野所有各处引起位移。可以针对不同的子区域重复所述发射。

[0018] 激发从超声波换能器发射。该激发是声能。声能被聚焦,导致三维波束分布。激发使用相移阵列和 / 或机械聚焦来聚焦。可以在诸如仰角维度之类的一个维度上不对该激发进行聚焦。激发被发射到患者的组织中。

[0019] 针对切变波成像,脉冲激发在空间位置处生成切变波。在激发不足够强大的情况下,生成了切变波。切变波比沿着声波发射方向的纵波更慢地传播通过组织。切变波传播各个方向,包括与所施加的应力的方向垂直的方向。切变波的位移在更接近于切变波被生成所处于的位置的位置处是更大的。

[0020] 在行为 32 中,响应在患者中的位移分布被检测。例如,在图 2 中演示了两个位置的位移分布。激发引起组织的位移。切变波被生成并且从焦点区域传播。当切变波行进通过组织时,组织被移位。定时和 / 或横向位置被用来区分切变波与其他生成的波。可以使用纵波或其他成因的位移代替切变。组织被强迫在患者中移动。

[0021] 由力或应力所引起的位移被测量。该位移在一个或多个位置处随着时间的推移而被测量。诸如使用不同的频率或编码,位移测量可以在应力或脉冲结束之前开始。可替换地,位移测量在脉冲结束之后开始。因为引起组织中的位移与应力的点或区域分隔的切变波、纵波或其他波需要时间行进,所以可以测量从放松或部分应力状态到最大位移并且然后到放松状态的位移,如图 2 中所表示的那样。位移的时间分布被确定。可替换地,位移仅当组织正从最大值放松时被测量。

[0022] 测量是位移的量或幅度的测量。组织在任何方向上移动。测量可以是沿着最大移动的方向的。运动矢量的幅度被确定。可替换地,测量是沿着诸如与扫描线垂直的给定方向的,无论组织是否在其他方向上被移位或多或少。

[0023] 位移用超声波扫描来检测。超声波被数据被获得。超声波数据中的至少一些对切变波做出响应。区域诸如感兴趣的区域、整个视野或感兴趣的子区域被用超声波扫描。区域被监测以检测切变波。区域是任何尺寸的,诸如在外侧为 6 mm 而在轴向上为 10 mm。例如,B 型扫描被执行以检测由切变波所引起的组织位移。多普勒、彩色流或其他超声波模式可以被用来监测切变波。

[0024] 针对给定时间,超声波被发射到组织或感兴趣的区域。可以使用任何现在已知的或以后开发的位移成像。例如,在强度为小于 720 mW/cm^2 情况下使用了具有 1-5 个周期持续时间的脉冲。可以使用具有其他强度的脉冲。针对任何数目的扫描线执行了所述监测。例如,响应于每个发射形成了四个接收波束。在发射激发以生成切变波之后,沿着单根扫描线重复地执行 B 型发射并且沿着四个邻近扫描线执行接收。在其他实施例中,响应于每个发射形成了仅单个接收波束或其他数目的接收波束。可以使用附加的发射扫描线和对应的接收线或线。可以使用任何数目的重复,诸如约 200 次。超声波数据中的一些,诸如在重复

的开始或结束,可以不对切变波做出响应。

[0025] 当切变波传播通过扫描线时, B 型强度由于组织的位移可以变化。针对所监测的扫描线,提供了表示由切变波产生的组织运动的时间分布的数据的序列。来自发射的回波或反射被接收。回波被波束形成,并且经波束形成的数据表示一个或多个位置。为了检测位移,超声波能被发射到正在经历位移的组织,然后能量的反射被接收。可以使用任何发射和接收序列。

[0026] 通过执行发射和接收多次,表示在不同时刻的一维、二维或三维区域的数据被接收。发射和接收被执行多次以确定由于位移而导致的改变。通过用超声波重复地进行扫描,组织在不同时刻的位置被确定。

[0027] 使用 B 型检测或多普勒检测来检测回波。位移从每个空间位置的差异中检测。例如,速度、方差、强度图案的移位(例如,散斑追踪)或作为位移从所接收到的数据中检测的其他信息。

[0028] 在使用 B 型数据的一个实施例,根据时间使来自不同扫描的数据相关。可以使用任何弹性检测。针对每个深度或空间位置,执行在多个深度或空间位置(例如,其中中心深度是对其计算了分布的点的 64 个深度的内核(kernel))之上的相关。例如,数据的当前集被与数据的参考集相关多次。以参考集中的给定位置为中心的数据的子集的位置被标识在当前集中。执行两个数据集之间的不同的相对平移(translation)和/或旋转。

[0029] 参考是第一组数据或来自另一扫描的数据。相同的参考被用于整个位移检测,或者参考数据在正在进行或移动窗口中改变。

[0030] 相关是一维、二维或三维的。例如,使用了沿着远离和向换能器的扫描线或沿着与扫描线垂直的线的相关。作为另一示例,平移是沿着有或没有旋转的两个轴的。在又一示例中,平移是沿着有或没有关于三个或更少的轴的旋转的三个轴的。数据在不同偏移位置中的每一个处的相似度或相关性的水平被计算。具有最大相关性的平移和/或旋转表示与正与参考相比较的当前数据相关联的时刻的运动矢量或偏移。

[0031] 可以使用任何现在已知的或以后开发的相关,诸如交叉相关、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和/或散斑被相关。使用多普勒检测,杂波滤波器传递与移动组织相关联的信息。组织的速度得自多个回波。速度被用来确定向或远离换能器的位移。可替换地,在不同位置处的速度之间的关系或差异可以指示应变或位移。

[0032] 图 2 示出了两个示例位移分布。运动矢量随着时间的推移离参考数据的距离的幅度被示出。分析的周期超过约 8 毫秒,但可能更长或更短。其他位移分布是可能的。

[0033] 再次参考图 1,在行为 34 中计算了一个或多个切变波特性。切变波特性可以包括切变波的速度。切变波特性可以是模量或得自切变波的组织的其他特性。

[0034] 为了确定切变波特性,使用了一个或多个变量。例如,切变波速度被从位移中检测。位移是变量。在随着时间的推移的位移被确定的情况下,位移的最大位移或其他幅度被计算。位移的幅度是变量。位移和距离可以被用来确定切变波从焦点区域到正被监测的位置的行进时间。行进时间是变量。距离是变量。可以使用其他变量,诸如用来确定位移的声返回的强度。

[0035] 可以从除切变特性外的变量得到其他值。例如,质量被根据位移分布、幅度和/或用来确定该位移的超声波数据的特性加以确定。

[0036] 由切变波引起的位移的幅度被确定。位移在软组织中可能是较高的而在硬化组织或硬组织中较低。幅度可以是给定时间起基于从焦点区域到所监测位置的。可替换地,幅度可以得自随着时间的推移的位移分布,诸如在行为 36 中标识最大位移。针对位移的幅度确定了最大位移。最大位移被根据位移分布来计算。计算了沿着线、在平面内或在体积内经过组织的移位的运动或幅度的峰值或最高量。经平滑的或经滤波的位移曲线被用于最大值计算。在其他实施例中,可以使用原始或未经滤波的位移曲线。在分布的整个或部分期间的最大值被标识或者确定。在图 2 的示例中,对于一个位置来说 1.45 微米的最大位移出现在约 0.9 毫秒处,而对于另一个位置来说 1.65 微米的最大位移出现在约 1.2 毫秒处。

[0037] 针对给定位置的时间分布指示了切变波的检测。针对变化的非噪声或单实例检查了所述分布。无论有或没有时间低通滤波,分布中的峰值都指示了切变波前的通过。最大位移被选择,但平均值、初始非噪声位移或其他位移统计量可以被用来指示该通过。

[0038] 在行为 38 中,根据位移计算了切变波行进时间。切变波从原点(例如,发射焦点区域)行进到该位置的时间或持续时间被确定。位移分布的最大位移或其他部分指示了切变波的到达的时间。使用从切变波的生成到到达的定时,计算了该行进时间。时间是从切变波的生成与检测之间的相对时间中知道的。行进时间可以是非线性的。

[0039] 根据定时信息计算了切变波的速度。行进时间是速度的倒数。使用距离和行进时间,计算了该速度。距离是从扫描线间距(即,用于生成切变波的发射波束位置和用于检测切变波的接收波束位置)中知道的。

[0040] 其他技术可以被用来检测分布中的峰值以及对应的时间和速度。例如,回归被应用。因为切变波速度是线性的,所以具有自动孤立点检测的鲁棒线性回归可以指示切变波速度。针对根据时间的距离或者按时间和距离来标绘针对感兴趣的区域中的采样点中的全部的超声波数据。线性回归被应用于所述标绘或数据,提供了对于所述数据的线拟合。线的斜率指示了切变波速度。

[0041] 在行为 42 中,质量被确定。质量被根据用来确定位移的超声波数据、根据位移分布、根据幅度、和/或根据与检测切变并且计算切变特性相关联的任何其他源加以计算。在一个示例实施例中,根据位移随着时间的推移的幅度、信噪比(SNR)、以及超声波信号的信噪比计算质量。可以使用结合了这些输入的任何功能(function)。

[0042] 位移分布的 SNR 被确定。随着时间的推移或根据时间的位移的 SNR 通过根据分布来标识噪声而被确定。可以以任何方式标识噪声,诸如选择分布的高频分量。傅里叶变换可以被用来确定高频噪声。

[0043] 在用于标识噪声的一个实施例中,位移分布被滤波。诸如巴特沃斯(Butterworth)滤波器之类的低通滤波器被应用于该分布(即,时间滤波)。滤波器是无限脉冲响应(IIR)滤波器或有限脉冲响应(FIR)滤波器。在滤波之前从随着时间推移的位移中减去了随着时间的推移而经滤波的位移。差表示噪声。

[0044] 在另一实施例中,根据位移分布计算了噪声和信号电平。噪声信息被量化。噪声信号的均方根(RMS)被计算以表示噪声电平。可以使用其他计算结果,诸如峰值的绝对值的平均值。信号电平被计算。在一个实施例中,信号电平由经滤波的位移分布下的面积来表示。经滤波的位移的积分被计算。可以使用其他信号电平测量。SNR 通过将信号(例如,

经滤波的位移的积分)除以噪声(例如,噪声的 RMS)来提供。可以使用其他函数,包括其他变量。

[0045] 超声波信号的 SNR 可以被确定以用于质量。超声波信号的 SNR 可以被计算为有用扫描的发射与没有用于扫描的发射情况下接收信号强度之间的比率。可以使用用于确定信号 SNR 的其他方法。

[0046] 质量的其他可能的指示器包括相关的水平。去相关系数可以被计算为 1 减去在脉冲激发之前和之后检测到的回波信号的归一化的相关系数。

[0047] 另一可能的指示器是超声波数据的统计量。例如,计算了位置的 B 型信息在用于位移分布的相同周期期间的均值。可以替代地或者另外计算高次统计量。任何统计量或其他参数可以被用于指示质量。统计量可以是空间的和 / 或时间的。

[0048] 一个参数可以被用于质量。例如,低幅度指示质量差而高幅度指示质量较好。作为另一示例,超声波数据或位移分布的低 SNR 指示质量较好的切变信息。

[0049] 在一个实施例中,多个参数被用于质量,诸如使用位移 SNR 和幅度,无论有或没有数据 SNR。如果最大位移是低的,则可能存在低质量。对于低的最大位移来说,质量被指派为低的。对于较低的 SNR 和较高的位移来说,质量可以被指派为低质量或中等质量。对于两个参数的其他组合来说,质量被指派为好的。可以使用其他的函数。例如,阈值针对位移的 SNR 和幅度中的每一个来区分好质量与坏质量。如果两者都是好的,则质量是好的。如果两者都是坏的,则质量是坏的。如果提供了好的和坏的参数的组合,则质量是坏的或中等的。可以使用任何数目的质量区别,诸如二元的、三个电平(level)或更多个电平。

[0050] 质量函数是基于试验、数学函数、统计量或其他信息的。例如,模糊逻辑被用来确定质量。在该方法中,每个参数的隶属函数被凭经验地定义(例如,SNR、最大位移),而在位置处给出了输入参数的每个隶属函数的输出被计算总和以生成质量的可能性。总和的最大值对应于待指派的质量。作为另一示例,来自训练采样的集合或具有关于质量的已知地面真值的数据的机器学习被用来确定质量的统计量或矩阵函数。概率函数指示了针对给定位置的每个质量的可能性,并且具有最高概率的质量被选择。质量确定使用查找表、模糊逻辑函数、编程函数或矩阵函数来执行。

[0051] 针对每个位置的质量依赖该位置的数据,而不依赖其他位置的数据。在可替换的实施例中,来自邻近位置的空间滤波或信息可以被用于对给定位置的质量进行分类。

[0052] 图 3B 和 5B 表示两个示例中的质量。质量在值的范围内被确定,诸如将质量映射到 64 个不同的值。图 3A 和 5A 是分别针对具有流体组织中心和硬包体的囊肿的切变波速度图像。外部区域 50 包括软组织。图 4A 和 6A 示出了针对外部区域 50 中的两个位置的位移分布。图 3A 的内部区域 52 包括流体组织。内部区域 52 的黑色可以指示没有切变波被检测到。图 5A 的内部区域 52 包括硬组织。图 4B 和 6B 分别示出了针对囊肿和硬包体的内部区域 50 中的两个位置的位移分布。图 4B 的位移是有噪声的并且具有非常大的位移。质量被映射到低电平。图 6B 的位移由于硬组织衰减了切变波而具有低的幅度,但是相对不嘈杂的。具有较低幅度的非噪声位移被映射到质量的中间范围。

[0053] 针对组织的不同空间位置计算了切变波速度和 / 或质量。图 3A 和 5A 示出了其中计算了切变波速度的感兴趣的矩形区域。针对区域中的每个位置确定了位移分布和该位移分布的特性。重复使用了动作 30 中的相同或不同发射。在感兴趣的区域是足够小的情况

下,使用了一个脉冲。在不同位置处的位移使用集中于位置中的每一个上的窗口来确定。针对每个位置,窗口或核心被集中于位置上方。表示窗口内的空间位置的数据被用于相关。针对每个位置单独地确定了位移。在其他实施例中,发射行为 30 被重复。针对感兴趣的区域中的一个、一些或子集的位移响应于行为 30 的每个发射而被确定。

[0054] 在感兴趣的示例的 6mm x 10mm 区域中,可以提供 36 根接收扫描线。在每发射波束的四个接收波束处,针对不同的横向间隔重复了该过程九次。针对每个接收波束位置,提供了运动信息的时间分布,其由超声波数据来表示。沿着不同扫描线以监控相同的切变波的发射在时间分布的形成期间被避免以提供更高的时间分辨率,但可以提供经交织的或移位的扫描位置。感兴趣的较窄区域可以在发射行为 30 的激发波形的较少重复情况下允许位移检测。取决于可以形成的接收波束的数目和采样密度,可以使用一个也没有、一个或更多的重复。

[0055] 上述讨论是针对一个深度的。采样可以被布置成提供覆盖了感兴趣的区域的整个轴范围的一个出入口。在另一实施例中,针对每个接收波束在多个深度处获得了采样。针对每个轴向深度以及横向位置提供了单独的时间分布。可以使用任何数目的深度,诸如针对 5mm 约 200 个或者针对 10mm 约 400 个。

[0056] 可以使用全采样,诸如对每个 B 型采样位置上的位移进行采样。可以使用位移相对于 B 型扫描栅格的更多的或较少的(例如,稀疏的)采样。

[0057] 在行为 40 中,生成了切变波特性的图像。切变波成像被执行。切变波速度、模量或根据对切变波的组织反应所确定的其他信息被显示。可以使用任何切变成像。所显示的图像表示感兴趣的区域或整个成像区域的切变波信息。例如,在确定了针对感兴趣的区域或视野中的栅格点的速度值情况下,显示的像素表示该区域的切变波速度。显示栅格可以不同于扫描栅格和/或针对其计算了位移的栅格。

[0058] 切变波信息被用于显示值的颜色覆盖图或其他调制。颜色、亮度、发光率、色调或其他显示特性被根据诸如切变波速度之类的切变波特性来调制。图像表示位置的二维或三维区域。切变数据具有显示格式或者可以被扫描转换成显示格式。切变数据是彩色或灰度数据,但可以是在用灰度或色度映射之前的数据。信息可以被线性地或者非线性地映射到显示值。

[0059] 图像可以包括其他数据。例如,切变波信息被显示在 B 型信息上面或者用 B 型信息来显示。可以包括表示相同区域中的组织、流体或造影剂的 B 型数据或其他数据,诸如针对具有低于阈值的切变波速度或具有差质量的任何位置显示 B 型数据。其他数据帮助用户确定切变信息的位置。在其他实施例中,切变波特性在没有其他数据的情况下被显示为图像。

[0060] 在行为 44 中,显示了其他信息。其他信息是或者得自用来计算行为 40 的切变波图像的切变波特性的一个或多个变量。例如,在行为 40 中显示了感兴趣的二维区域中的切变波速度。在行为 44 中,显示了位移、最大位移、行进的时间和/或行为 42 的质量。质量可以得自一个或多个变量,诸如质量是基于位移(例如,最大值和信噪比)的。

[0061] 显示了针对变量或来自变量的派生中的一个或多个的附加信息。在一个实施例中,显示了针对两个、三个或更多个变量或变量的派生的附加信息。例如,质量、最大位移以及行进的时间信息被显示。

[0062] 切变波特性和附加信息被基本上同时地显示。“基本上”说明视图的可视化感知。用足够的频率顺序地显示两个图像可以允许观看者感知图像如正被同时显示一样。

[0063] 可以针对基本上同时的显示使用任何格式。在一个示例中,行为 40 的切变波图像是二维图像。附加信息是文本、图、二维图像、或信息的值的其他指示器。

[0064] 图 7 示出了一个示例格式。B 型图像 60 被显示在屏幕上。切变波图像 62 也被显示在屏幕上。在其他实施例中,切变波信息是 B 型图像 60 上的彩色覆盖图而不是单独的图像,或者被在没有 B 型图像 60 的情况下显示。光标 64 或其他位置选择被相对于图像 60、62 中的一个或两者设置位置。光标指示了与切变波速度信息相关联的位置的选择。例如,用户选择了与病变、囊肿、包体或其他结构的内部区域相关联的像素。

[0065] 其他信息由一个或多个比例尺 66 来表示。每个比例尺都是针对给定类型的信息的值的范围。例如,一个比例尺 66 是针对行进的时间的,另一比例尺 66 是针对最大位移的,以及另一比例尺 66 是针对质量的。可以提供更多的或较少的比例尺。每个比例尺 66 都是由数字、灰度级或颜色指示的值的范围。所述范围适用于由该比例尺所表示的所述类型的信息。

[0066] 指示器 68 示出了与光标 64 或其他选择的位置相关联的值。指示器 68 示出了针对给定位置的比例尺 66 的范围内的点。通过选择位置或者设置光标的位置,每个比例尺 66 的指示器 68 被视情况设置位置。针对该位置的质量、最大位移、行进的时间或其他信息被用来确定指示器 68 的位置。指示器 68 示出了与所选择的位置相关联的信息的值。

[0067] 当位置改变或者其他位置被选择时,指示器 68 被沿着比例尺 66 视情况设置位置。通过设置光标 64 的位置或者选择不同的位置,用户被提供有除切变波特性和位移之外的信息。诸如质量之类的附加信息可以被用来有助于诊断。在可替换的实施例中,文本被显示代替比例尺 66 和指示器 68。

[0068] 图 3A-D 和图 5A-D 示出了另一示例格式。变量或变量导出信息被显示为二维图像。采用相同的或不同的分辨率,针对分布在两个空间维度上的位置显示了针对与切变波图像相同的区域的附加信息。

[0069] 图像被基本上同时地显示。例如,使用了四屏显示。切变波图像(例如,图 3A 和图 5A 中的切变波速度)被显示在屏幕的一个区域中。附加信息被显示在屏幕的一个或多个其他区域中。在图 3A-D 和图 5A-D 的示例中,显示了质量(图 3B 和 5B)、行进的时间(图 3C 和 5C)以及最大位移(图 3D 和 5D)的二维图像。

[0070] 用户可以观察屏幕上的不同图像以便诊断。例如,在图 3B 中所示出的囊肿的中心处的低质量解释了图 3A 的速度中的黑色区域。行进的时间的对应方差和位移的环状出现指示流体组织。相反地,图 5B 在内部部分中示出了好的质量,以及行进的一致时间(图 5C)以及位移(图 5D)。附加信息帮助用户将该区域诊断为硬包体。

[0071] 图 8 示出了用于超声波切变波成像中的相关信息的可视化的系统 10 的一个实施例。系统 10 实现了图 1 的方法或其他方法。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 以及存储器 22。可以提供附加的、不同的或较少的部件。例如,用户输入被提供以用于用户与系统交互。

[0072] 系统 10 是医疗诊断超声波成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是在相同位置处或分布在网络上以便实时成像或获取后成像的个人计算机、工作站、PACS 站或其他装

置。

[0073] 发射波束形成器 12 是超声波发射机、存储器、脉冲发生器 (pulser)、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束形成器 12 可操作来为多个通道生成具有不同或相对振幅、延迟和 / 或相位的波形。一旦响应于所生成的电波从换能器 14 发射了声波,就形成一个或多个波束。发射波束的序列被生成以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇形、矢量[®]、线性或其他扫描格式。相同的区域被扫描多次。针对流成像或多普勒成像并且针对切变成像,使用了沿着相同的线或这些线的扫描的序列。在多普勒成像中,在扫描邻近扫描线之前所述序列可以包括沿着相同的扫描线的多个波束。针对切变成像,可以使用扫描交织或帧交织 (即,在再次扫描之前扫描整个区域)。可以使用线交织的线或组。在可替换的实施例中,发射波束形成器 12 生成了用于更迅速的扫描的平面波或散波。

[0074] 相同的发射波束形成器 12 生成了用于生成声能以引起位移的脉冲激发或电波形。在可替换的实施例中,不同的发射波束形成器被提供用于生成脉冲激发。发射波束形成器 12 使换能器 14 生成推动脉冲或声辐射力脉冲。

[0075] 换能器 14 是用于从电波形生成声能的阵列。对于阵列来说,相对延迟使声能聚焦。给定的发射事件对应于声能通过不同的元件在给定该延时的基本上相同的时间的发射。发射事件提供了用于使组织移位的超声波能的脉冲。该脉冲是脉冲激发或追踪脉冲。脉冲激发包括具有许多周期 (例如,500 个周期)但在相对短的时间内发生以在较长的时间期间引起组织位移的波形。追踪脉冲可以是 B 型发射,诸如使用 1-5 个周期。追踪脉冲被用来扫描患者的区域。

[0076] 换能器 14 是压电或电容性膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。换能器 14 包括用于在声与电能之间转换的多个元件。接收信号响应于撞击在换能器的元件上的超声波能 (回波) 而被生成。元件和发射和接收波束形成器 12、16 的通道连接。可替换地,使用了具有机械聚焦的单个元件。

[0077] 接收波束形成器 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。每个通道都与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器 16 通过硬件或软件而被配置成施加相对延迟、相位和 / 或变迹 (apodization) 以响应于每个成像或追踪发射形成一个或多个接收波束。对于来自用来使组织移位的脉冲激发的回波来说,接收操作可以不发生。接收波束形成器 16 输出使用接收信号表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的对延迟和 / 或相移以及总和提供了波束形成。在可替换的实施例中,接收波束形成器 16 是用于使用傅里叶或其他变换生成采样的处理器。

[0078] 接收波束形成器 16 可以包括滤波器,诸如用于相对于发射频带隔离在二次谐波或其他频带处的信息的滤波器。这样的信息或许更可能包括所期望的组织、造影剂和 / 或流信息。在另一实施例中,接收波束形成器 16 包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。两个或更多个接收波束被结合以隔离在所期望的频带处的信息,所述期望的频带诸如二次谐波、三次基波或其他频带。

[0079] 依照发射波束形成器 12,接收波束形成器 16 生成了表示在不同时刻的区域的数。在声波脉冲激发之后,接收波束形成器 16 生成表示在不同时刻的不同线或位置的波束。通过用超声波扫描感兴趣的区域,生成了数据 (例如,经波束形成的采样)。通过重复扫描,表示在脉冲激发之后的不同时刻的区域的超声波数据被获取。

[0080] 接收波束形成器 16 输出表示空间位置的波束叠加数据。用于单个位置、沿着线的位置、针对面积的位置或针对体积的位置的数据被输出。可以提供动态聚焦。数据可以被用于不同的目的。例如,与针对位移相比较,针对 B 型数据或组织数据执行了不同的扫描。可替换地,B 型数据还被用来确定位移。作为另一示例,针对基于位移的分类和切变成像的数据用一系列共享的扫描来执行,而 B 型扫描或多普勒扫描被单独地或者使用相同数据中的一些来执行。

[0081] 处理器 18 是用于根据经波束形成的超声波采样来检测和处理用于显示的信息的 B 型检测器、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、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合或其他现在已知的或以后开发的设备。在一个实施例中,处理器 18 包括一个或多个检测器和单独的处理器。单独的处理器是用于确定位移、标识位移的幅度、计算行进时间以及计算切变波速度的控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器的组、数据通路、其组合或其他现在已知的或以后开发的设备。例如,单独的处理器通过硬件和 / 或软件而被配置成执行图 1 中所示出的行为中的一个或多个的任何组合。

[0082] 处理器 18 被配置成估计由声脉冲激发所诱导的组织位移。使用相关、追踪、运动检测或其他位移测量,组织的位置中的移位的量被估计。所述估计在周期自始至终被执行多次,诸如从在组织由于脉冲而移动之前到在组织已经大部分或完全地返回到放松状态(例如,从由脉冲激发所引起的应力中恢复)之后。

[0083] 处理器 18 被配置成导出描述了组织位移的分布的特性的至少一个参数。例如,位移分布的信噪比被导出。作为另一示例,位移分布的最大位移被导出。处理器 18 可以计算其他参数,诸如数据在时间、空间或时间和空间中的统计量或信噪比。例如,随着时间的推移的平均 B 型或声阻抗值和 / 或每个位置的空间被计算。

[0084] 处理器 18 被配置成计算切变波特性,诸如切变波速度或模量。最大位移或其他位移被用来确定切变波的行进时间。速度使用距离和该行进时间来计算。速度被针对任何数目的位置确定。

[0085] 处理器 18 可以被配置成确定切变波成像在区域中的质量。组织可以是流体组织或实性组织。质量可以指示切变波信息应该被信任或者是精确的到何种程度。质量是基于至少一个参数的。例如,质量是基于针对位移分布的一个或多个特性的值的。信噪比和最大位移是两个这样的特性。可以在质量参数中使用其他信息,诸如其他数据的统计量。

[0086] 处理器 18 实现模糊逻辑、概率函数、查找表或其他处理。输入特征(例如,位移分布的特性)被应用于所述处理以确定在不同位置处的质量。

[0087] 处理器 18 被配置成生成一个或多个图像。例如,生成了切变波速度图像。切变波速度图像被呈现为 B 型图像内的覆盖图或感兴趣的区域,诸如图 3A 和图 5A 中所示出的那样。切变波速调制感兴趣的区域中的位置处的颜色。在切变波速度低于阈值或者是足够差的质量的情况下,可以通过切变速度在没有调制的情况下显示 B 型信息。

[0088] 可以顺序地或者基本上同时地显示其他图像。例如,质量、最大位移和 / 或行进时间图像在和切变波速度相同的时间被显示。每个都被生成为 B 型图像中的感兴趣的区域中的彩色覆盖图,诸如图 3B-D 和图 5B-D 中所示出的那样。

[0089] 处理器 18 可以被配置成生成其他显示。例如,切变波速度图像紧挨着质量、位移、行进时间或与切变波测量相关的其他变量的值的图、文本或图形指示器显示。图 7 示出了示例。针对感兴趣的区域中的一个或多个位置呈现了除切变波速度之外的信息,而不用采取单独的二维或三维表示。

[0090] 处理器 18 依照在存储器 22 或另一存储器中存储的指令操作,以得到超声波切变波成像中的相关信息的可视化。存储器 22 是非暂时性计算机可读存储媒体。用于实现本文讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储媒体或存储器上,所述计算机可读存储媒体或存储器诸如高速缓存器、缓冲器、RAM、可移动媒体、硬盘或其他计算机可读存储媒体。计算机可读存储媒体包括各种类型的易失性和非易失性存储媒体。在图中图示的或本文所述的功能、行为或任务响应于存储在计算机可读存储媒体中或存储在其上的一组或多组指令而被执行。功能、行为或任务独立于特定类型的指令集、存储媒体、处理器或处理策略,并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微码等等执行,单独或相结合地操作。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中,指令被存储在可移动媒体设备上以便通过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便通过计算机网络或在电话线路上传送。在又一其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0091] 显示器 20 是用于显示二维图像或三维表示的 CRT、LCD、投影仪、等离子体、或其他显示器。二维图像表示面积中的空间分布。三维表示根据表示体积的空间分布的数据来渲染。显示器 20 由处理器 18 或通过输入待显示为图像的信号的其他设备来配置。显示器 20 显示表示针对感兴趣的区域或整个图像中的不同位置的切变的图像。显示器 20 显示关于被用来确定的一个或多个变量的信息、或相关的切变波速度或模量,诸如位移、最大位移、位移的滑离(roll-off)、位移的信噪比、用来导出位移的数据的信噪比、其他的位移分布统计量、行进时间、行进时间的变化或质量。附加的信息可以有助于诊断或对切变信息信任。

[0092] 虽然已经参考各种实施例对本发明进行了描述,但应该理解的是,在不背离本发明的范围的情况下可以进行许多改变和修改。因此意图是,前述的具体描述被认为是说明性的而不是限制性的,并且要理解的是,它是旨在定义本发明的精神和范围的以下权利要求,包括所有等同物。

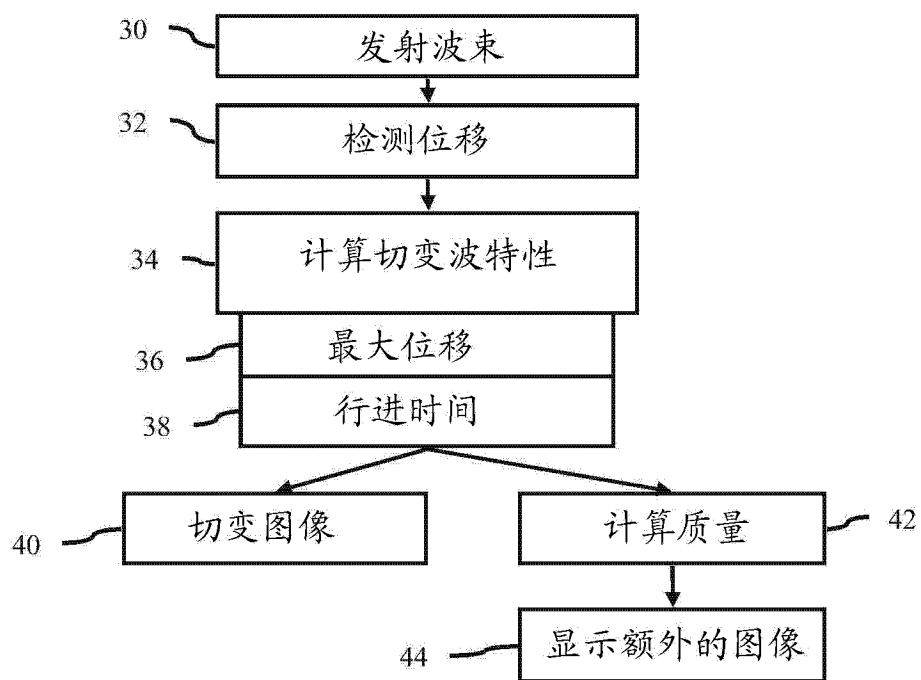


图 1

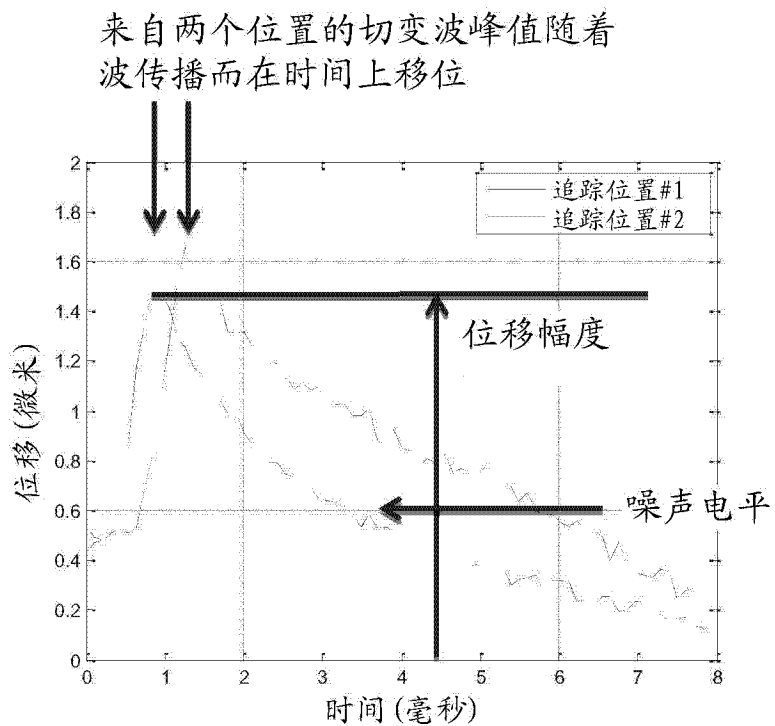


图 2

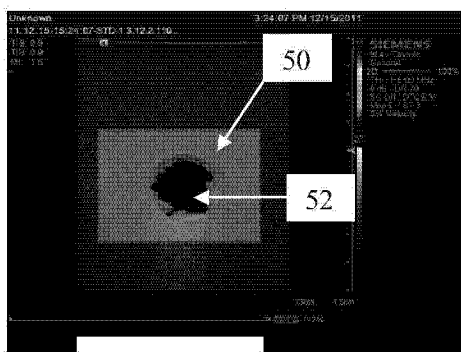


图 3A

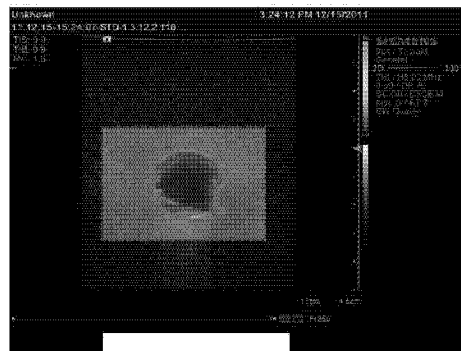


图 3B

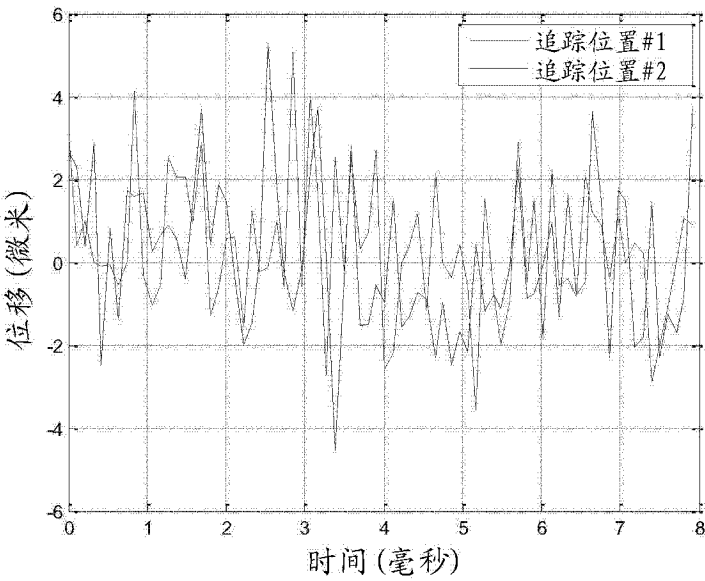


图 4B

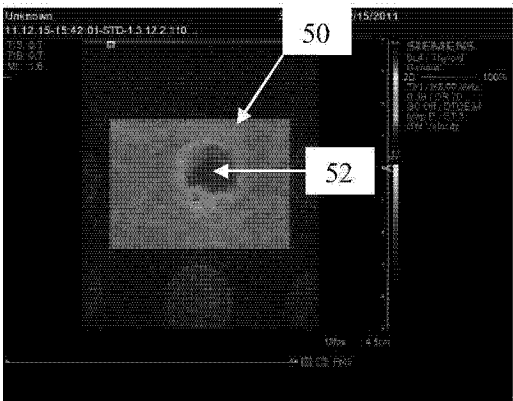


图 5A

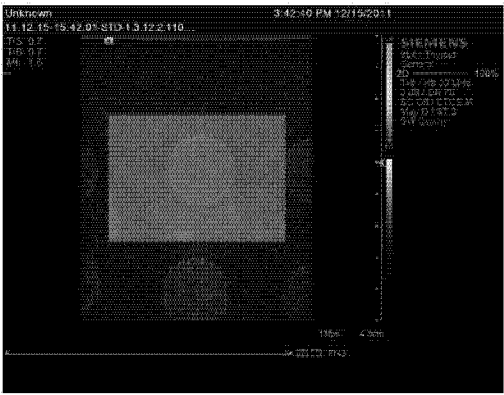


图 5B

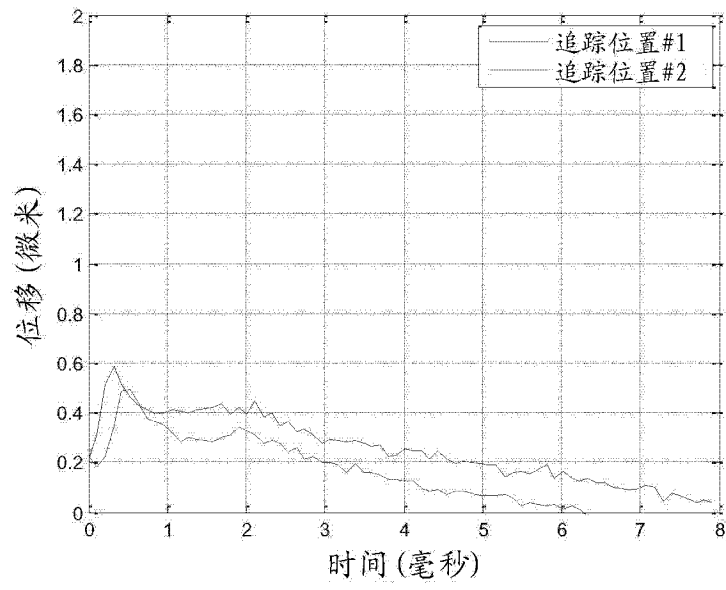


图 6B

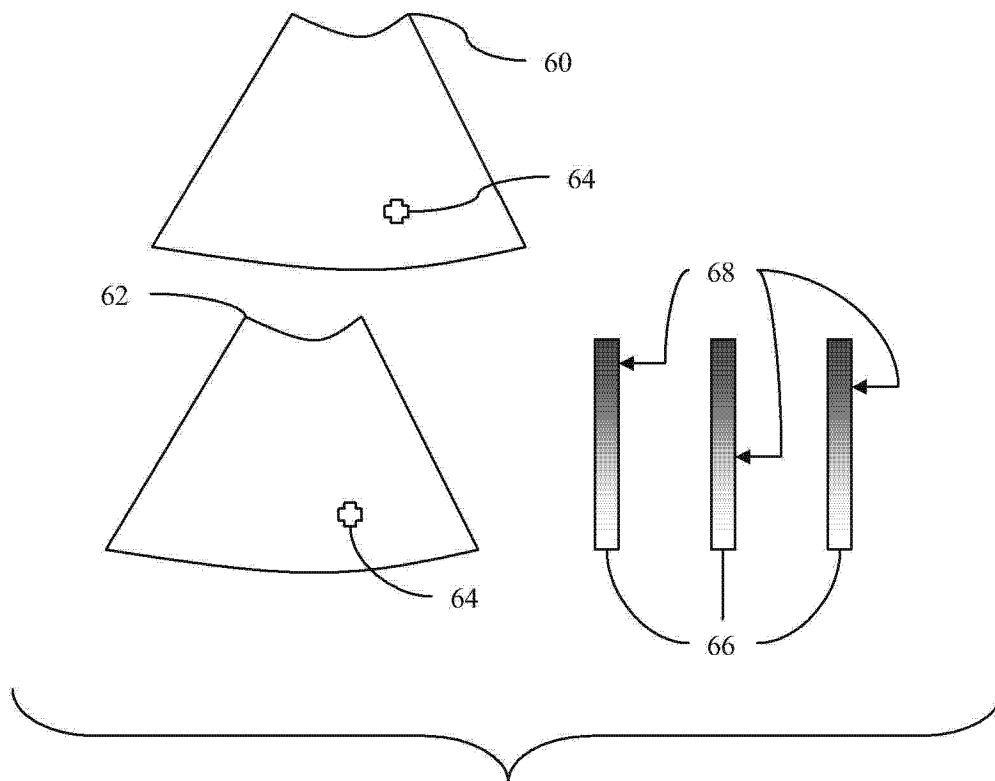


图 7

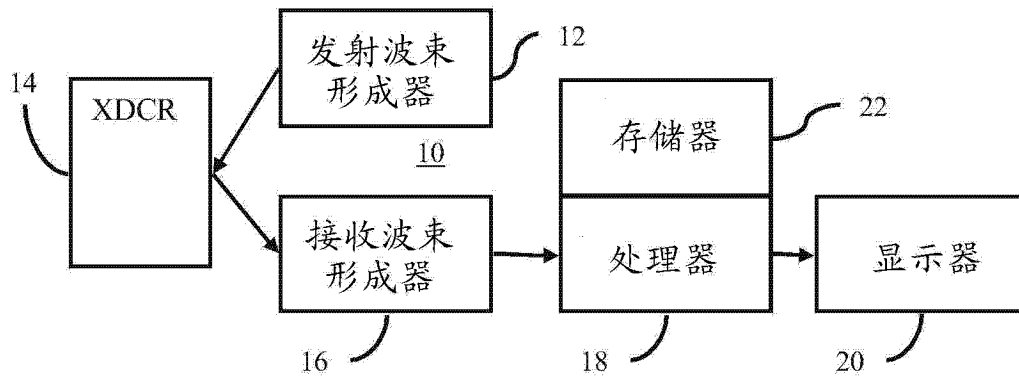


图 8

专利名称(译)	超声波切变波成像中的相关信息的可视化		
公开(公告)号	CN103251430A	公开(公告)日	2013-08-21
申请号	CN201310050176.3	申请日	2013-02-08
[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	J 本森 范列湘		
发明人	J.本森 范列湘		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/481 G03B42/06 A61B8/463 A61B8/4444 A61B8/485 G01N29/07 A61B8/00 A61B8/5207 A61B8/08 A61B8/56 G01S7/52036		
代理人(译)	马红梅 刘春元		
优先权	61/599785 2012-02-16 US 13/533660 2012-06-26 US		
其他公开文献	CN103251430B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波切变波成像中的相关信息的可视化。在超声切变波成像(40)中还显示(44)与切变计算相关联的信息。比仅切变波图像更多的信息被提供用于诊断。还显示(44)关于用来确定切变的质量或变量的信息。该附加信息可以帮助用户确定所述切变信息是否指示了组织特性或不可靠的切变计算。

