



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107260210 A

(43)申请公布日 2017. 10. 20

(21)申请号 201710223952.3

(22)申请日 2017.04.07

(30)优先权数据

15/094883 2016.04.08 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 范列湘 Y.拉拜德

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐红燕 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

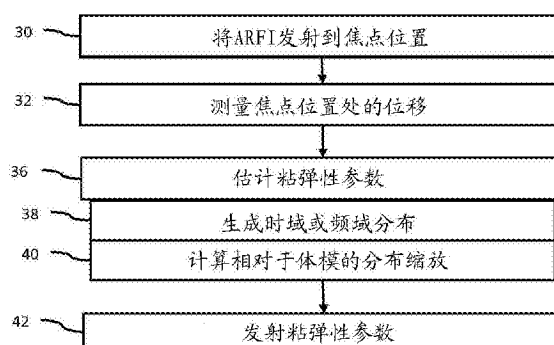
权利要求书2页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

医疗诊断超声成像中的衍射源补偿

(57)摘要

本发明涉及医疗诊断超声成像中的衍射源补偿。在用超声进行粘弹性成像中,通过在ARFI焦点或相对于ARFI发射的其他高强度位置处进行跟踪来测量剪切波速度或其他粘弹性参数。不是跟踪剪切波,而是测量对ARFI的组织响应。在该位置处测量随时间或其频谱的位移的分布。通过找到导致与校准分布充分相关的分布的缩放,可以估计剪切波速度或其他粘弹性参数。



1. 一种用于用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法,所述方法包括:
由超声扫描仪从换能器发射声辐射力冲击作为具有沿着扫描线的波束分布的发射波束;
由所述超声扫描仪的接收波束形成器测量在沿着所述扫描线的所述波束分布内作为时间的函数的位移,所述位移中的至少一些响应于所述声辐射力冲击;
由图像处理器从针对第一位置的位移生成第一分布;
由所述图像处理器计算所述第一分布相对于参考分布的缩放加权;
由所述图像处理器基于缩放加权来估计粘弹性特性;和
在显示器上生成所述粘弹性特性的图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量包括:用与所述扫描线共线的接收波束来进行测量。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量包括:用沿着接收线的同时接收波束来进行测量,所述接收线位于强度比在所述波束分布内的所述发射波束的峰值强度低3dB以内的位置处。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量包括:在发射所述声辐射力冲击之前以及在发射所述声辐射力冲击之后多次进行测量。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量包括:测量在所述声辐射力冲击的焦点位置处停止所述声辐射力冲击之后组织松弛时的位移。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述第一分布包括:作为时间的函数而将所述第一分布生成成为所述位移的时域分布。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成所述第一分布包括:作为时间的函数而生成所述位移的频谱。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,计算所述缩放加权包括:缩放所述第一分布的轴以将与所述参考分布的相关性最大化。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,计算所述缩放加权包括:将所述第一分布的时间或频率缩放不同的量,将每个缩放量的结果与所述参考分布相关,以及选择具有最大相关性的缩放。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中,计算所述缩放加权包括:计算频率依赖的缩放加权。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计所述粘弹性特性包括:估计弹性。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计所述粘弹性特性包括:从所述声辐射力冲击而不是剪切波测量所述组织松弛来估计剪切波速度。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计包括:作为与所述参考分布相关联的校准体模的已知特性和所述缩放加权的函数估计。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成包括:生成具有针对粘弹性特性的像素调制、图形或字母数字文本的图像。
15. 一种用于粘弹性成像的系统,所述系统包括:
发射波束形成器,所述发射波束形成器被配置为将声学推进脉冲发射到患者中的焦点区域;

接收波束形成器,所述接收波束形成器被配置为输出针对所述患者的焦点区域的采样;

图像处理器,所述图像处理器被配置为从所述采样估计所述焦点区域处的剪切波速度,而不跟踪所述患者中的剪切波;和

被配置为显示所述剪切波速度的显示器。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述声学推进脉冲包括作为聚焦在所述焦点区域处的发射波束的声辐射力冲击,并且其中所述采样是来自跟踪由所述焦点区域处的声辐射力冲击所引起的组织位移的波束形成采样。

17. 根据权利要求15所述的系统,其中,所述图像处理器被配置为:作为焦点区域处的组织的时间的函数从所述采样生成位移,以计算适合于用于体模的校准测量的位移的时间或频率的缩放因子,并从所述缩放因子和针对所述体模的已知速度来估计剪切波速度。

18. 根据权利要求17所述的系统,其中,所述图像处理器被配置为将所述缩放因子计算为频率依赖的缩放因子,并且从所述频率依赖的缩放因子来估计频率依赖的剪切波速度。

19. 一种用于用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法,所述方法包括:

由超声扫描仪的波束形成器跟踪沿着患者的组织中的声辐射力冲击的激发轴的位移,所述位移由声辐射力冲击引起;

由所述超声扫描仪的图像处理器从沿着所述轴的所述位移和来自具有已知粘弹性值的体模的位移,来估计粘弹性参数;和

发射所述粘弹性参数。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中,估计包括:将作为时间的函数的位移或作为时间的函数的位移的频谱与针对具有时间或频率的不同缩放的体模的分布相关,选择不同缩放中导致最大相关性的缩放,并且估计作为所述缩放和所述已知粘弹性值的函数的所述粘弹性参数。

医疗诊断超声成像中的衍射源补偿

技术领域

[0001] 本实施例涉及医疗诊断超声。特别来说,使用超声来估计粘弹性参数。

背景技术

[0002] 常规的剪切波速度成像使用声辐射力冲击 (ARFI) 或推进脉冲来生成剪切波。在与 ARFI 的焦点横向间隔的位置处的超声跟踪监控剪切波在 ARFI 的焦点处离开剪切波原点的传播。若干因素影响剪切波速度测量的质量,包括:由于剪切波衰减和扩散所引起的信噪比的损失,剪切波在边界处的反射和组织的异质性,以及由于为了跟踪和/或增加成像区域的尺寸而发射多个激发脉冲从而所引起的运动伪影。此外,需要长时间的冷却时间,以便保持在机械指数 (MI) 和美国食品和药物管理局 (FDA) 的限制内。

发明内容

[0003] 通过介绍,下面描述的优选实施例包括用于用超声进行粘弹性成像的方法、系统、计算机可读介质和指令。通过在 ARFI 焦点或相对于 ARFI 发射的其他高强度位置处进行跟踪来测量剪切波速度或其他粘弹性参数。不是跟踪剪切波,而是测量对 ARFI 的组织响应。在该位置处测量随时间或其频谱的位移的分布。通过找到导致与校准分布充分相关的分布的缩放,可以估计剪切波速度或其他粘弹性参数。

[0004] 在第一方面中,提供了一种用于用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法。超声扫描仪从换能器发射声辐射力冲击作为具有沿着扫描线的波束分布的发射波束。超声扫描仪的接收波束形成器测量在沿着扫描线的波束分布内作为时间的函数的位移。至少一些位移响应于声辐射力冲击。图像处理器从针对第一位置的位移生成第一分布,计算第一分布相对于参考分布的缩放加权,并且基于缩放加权来估计粘弹性特性。显示器生成粘弹特性的图像。

[0005] 在第二方面中,提供了一种用于粘弹性成像的系统。发射波束形成器被配置为将声学推进脉冲发射到患者中的焦点区域。接收波束形成器被配置为输出针对患者的焦点区域的采样。图像处理器被配置为从采样估计焦点区域处的剪切波速度,而不跟踪患者中的剪切波。显示器被配置为显示剪切波速度。

[0006] 在第三方面中,提供了一种用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法。超声扫描仪的波束形成器跟踪沿着患者的组织中的声辐射力冲击的激发轴的位移。位移由声辐射力冲击引起。超声扫描仪的图像处理器从沿着轴的位移和来自具有已知粘弹性值的体模的位移,来估计粘弹性参数。发射粘弹性参数。

[0007] 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被视为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

[0008] 部件和附图不一定按比例绘制,而是将重点放在说明本发明的原理上。此外,在附

图中,相似的附图标记标明贯穿不同视图的相应部分。

[0009] 图1是用于用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法的一个实施例的流程图;

图2是示出ARFI发射波束的波束分布的示例图像;

图3示出了对患者中的组织进行模拟的体模和参考体模的示例时域位移分布;

图4示出了用于图3的分布的示例频谱;

图5示出了图4的示例频谱,其中测量到的模拟组织的分布的频谱被缩放以与参考体模的频谱更强地相关;和

图6是用于粘弹性成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0010] 为了估计剪切波速度和/或其它粘弹性参数,测量沿着激发轴的一个位置处的ARFI引发的位移。找到应用于时间位移分布的频谱的最佳缩放因子,以便匹配来自使用与感兴趣的组织相同的发射-接收条件所扫描的良好表征的体模的位移分布的频谱。可以通过匹配时间位移分布而不是频谱,来找到最佳缩放因子。

[0011] 在一个实施例中,(1)在感兴趣组织中以及(2)在使用与感兴趣的组织相同的发射-接收条件所扫描的良好表征的组织模拟体模中,通过使用沿着ARFI推进脉冲的激发轴所跟踪的位移来估计剪切波速度或其它粘弹性参数。使用整个位移分布的频域或时域分析,而位移分布的时间到峰值分析相反。通过分析在一个空间位置处的位移分布来估计剪切波速度,与沿着深度找到位移分布的时间到峰值相反。使用一个校准的组织模拟体模作为参考,但是可以使用宽范围的剪切波速度的数值仿真作为参考。

[0012] 由于测量在焦点位置处或在推进脉冲的波束分布内的组织响应,因此导致更高的空间分辨率和信噪比。由于更好的信噪比和/或不必要处理剪切波衰减,导致所需要的声输出减少,因此导致冷却时间更短。由于没有跟踪剪切波,所以由于获取时间较短,因而对运动伪影的敏感性可能较小。

[0013] 图1示出了用于用医疗诊断超声扫描仪进行粘弹性成像的方法的流程图的一个实施例。跟踪由ARFI直接引起的患者的组织的位移,而不是跟踪剪切波。找到这些位移的缩放或位移的频率变换的缩放以匹配校准的分布。将用于校准的缩放和粘弹性值使用来估计用于患者的组织的粘弹性值。

[0014] 该方法由图6的超声成像系统10、图像处理器22或不同的系统和/或处理器来执行。例如,超声成像系统10获取用于用发射和接收波束形成器12,16和换能器14来测量位移的采样,并且图像处理器22从采样估计粘弹性参数。显示器27显示估计的粘弹性参数。

[0015] 按照所示出的顺序(从上到下)或不同的顺序执行图1的动作。例如,在执行动作30之前和之后,在动作32中测量用于位移的采样。

[0016] 可以使用比图1所示出的动作之外的附加的、不同的或更少的动作。例如,不执行动作42。作为另一示例,添加用于扫描和生成B模式或其他超声图像的动作。

[0017] 在动作30中,超声扫描仪使用换能器对组织施加应力。例如,发射聚焦于感兴趣的区域或一个点处的ARFI。当将ARFI施加于聚焦区域时,可以引发剪切和/或纵向波并且远离该聚焦区域传播。所生成的这些波未被测量。ARFI向组织施加应力。组织通过移动来对应力

进行响应,其是被测量的移动。相对于原始位置或松弛状态,组织被位移。在发射波束内的焦点区域或其它位置处,该位移增加并且然后恢复到零,导致时间位移分布。组织性质影响由ARFI引起的随时间的位移。

[0018] 冲击可以由任意周期数量(例如,数十或数百个周期)的循环脉冲波形来生成。例如,将声辐射力作为用于向组织施加应力的冲击而进行发射。冲击波阵面传播到感兴趣的区域,导致组织的移动。

[0019] 图2示出了用于ARFI发射波束的示例波束分布。沿扫描线发射ARFI发射波束。发射波束具有相对于该扫描线的分布。在图2的这个示例中,波束分布显现为垂直列。列的中心包括较大强度的区域46。这个区域46包括发射波束的焦点位置。发射波束具有由较大的声强度的位置所标记的波束分布。声强度随着与焦点区域的进一步的横向和/或深度间隔而减小。区域46或波束分布可以基于从峰值强度的减量来定义,比如3dB,6dB,10dB,20dB或其他滚降量。在波束分布内,提供更大的声强度。

[0020] 当组织正受到应力和/或从应力中恢复时,发生动作32。例如,在应力中的施加或改变之后以及在组织达到松弛状态之前,发射和接收发生。为了参考以确定位移的幅度,发射和接收发生在ARFI施加之前和/或在组织松弛到稳定状态之后。

[0021] 在动作32中,超声扫描仪测量随时间的位移。超声扫描仪使用发射波束形成器来发射发射波束序列。响应于应力,将多个超声信号发射到组织。在单独的发射事件中发射该多个信号。发射事件是连续的区间,其中在未接收响应于发射的回波的情况下,发射发生。在发射阶段期间,没有接收。在执行发射事件序列的情况下,在动作32中还执行相应的接收事件序列。超声扫描仪的接收波束形成器响应于每个发射事件而生成采样。响应于每个发射事件并在下一个发射事件之前执行接收事件。

[0022] 对于发射事件,形成发射波束。形成发射波束的脉冲具有任何数量的周期。例如,使用1-3个周期。可以使用任何包络、脉冲类型(例如,单极、双极或正弦)或波形。

[0023] 换能器响应于每个发射事件而接收超声回波。换能器将回波转换成接收信号,其被接收波束形成成为表示一个或多个空间位置的超声数据。超声扫描仪接收接收信号序列,其中响应于发射序列中的每个发射波束而接收接收波束。

[0024] 序列的接收与序列的发射交织。对于每个发射事件,发生接收事件。接收事件是用于从感兴趣的一个或多个深度接收回波的连续区间。事件发生在停止发射事件之后。在换能器针对给定发射完成声能的生成之后,换能器用于接收响应回波。然后,换能器用于对相同的一个或多个空间位置重复另一个发射和接收事件对,提供交织(例如,发射,接收,发射,接收,...)以测量随时间的组织响应。

[0025] 组织的位移的测量是沿着ARFI在患者的组织中的激发轴线的。例如,针对区域46比如ARFI发射的焦点位置,执行测量。不是在用于横向移动剪切波引起的位移的区域46之外进行跟踪,而是测量在最大声强度的区域46中的焦点位置和/或其它位置处由ARFI直接引起的位移。用于测量位移的采样在组织位移时并在沿着扫描线的波束分布内随时间而被获取。

[0026] 沿着一个或多个扫描线在一个或多个深度处检测组织的响应。多普勒或B模式扫描可用于测量响应于应力的组织运动。在施加ARFI应力之前、期间和/或之后执行超声成像。响应于超声的发射,接收超声数据。沿着线、在一个区域上或在一个体积上针对单个空

间位置(例如,施加的应力的焦点)执行发射和接收。针对每个空间位置提供发射和接收序列,以随时间进行跟踪。响应于每个跟踪发射而使用多个接收波束的接收,可以同时接收区域46内的多个横向间隔的位置和/或深度的数据或采样。

[0027] 在一个实施例中,用于测量位移的接收波束是沿着与ARFI发射波束相同的扫描线的。用于跟踪的发射和接收波束彼此共线并且与ARFI发射波束共线。在其他实施例中,接收波束处于不同的角度,但是在其中测量位移的位置处与发射扫描线相交。在又其他实施例中,使用并行接收波束形成。响应于每个发射波束,形成两个或更多(例如,4个)接收波束。接收波束在区域46内,但是可以与发射扫描线间隔,从而提供针对区域的关于位置的采样。类似地,针对所用采样的深度在一个或多个深度处的区域46内。无论是仅针对一个位置还是针对横向和/或轴向上的多个位置,采样被定位在这样的位置处:该位置在ARFI发射波束中的声强度是在ARFI发射波束中的峰值声强度的位置的至少3dB(例如,焦点深度位置)。例如,位置在区域46中。可以使用在3dB强度之外的位置。

[0028] 随着组织经历位移,获取波束形成的数据或采样。可以获取处于松弛状态的组织的一些采样。例如,在施加ARFI之前和在施加ARFI之后获取采样。在施加之前,组织可以处于松弛状态或者无位移。一旦发生ARFI发射,则组织被移动使得随后的采样是处于位移的状态中的组织,直到组织返回到松弛状态。采样发生在任何时间范围内,比如在ARFI发射波束之前或之后开始,并在ARFI停止后持续任何时间量。多次获取采样。

[0029] 采样是由接收波束形成器输出的射频(RF)或同相和正交(IQ)数据。响应于声能(例如,发射波束)的发射,声学回波撞击(impinge)在换能器的元件上。这些元件将声学回波转换为电信号。接收波束形成器将来自不同元件的信号相干地相加以确定在特定采样位置处的组织的响应。接收波束形成器的输出是RF或IQ数据。

[0030] 从采样测量位移。超声扫描仪确定组织运动。组织运动被检测为一维、二维或三维中的位移。可以检测响应于ARFI发射波束的运动。在不同时间检测组织运动。不同的时间对应于不同的跟踪扫描(即发射和接收事件对)。

[0031] 用松弛的数据中的组织来获取一个或多个参考采样,并将该一个或多个参考采样用来确定在其他时间处的位移。通过估计相对于参考组织信息的位移来检测组织运动。例如,确定沿着一个或多个接收扫描线的组织位移。可以从诸如B模式超声数据之类的组织数据来测量位移,但是可以使用在检测之前的流量(例如速度)或IQ信息。

[0032] 使用绝对差的最小和、相关性、互相关性、或其他相似性度量来确定扫描之间(例如,在参考和当前之间)的位移。表示关于测量位置所分布的空间位置的数据与参考数据相关。对于每个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置上的相关性。在给定时间处具有最高或足够相关性的空间偏移指示位移量。对于每个位置,确定作为时间的函数的位移。

[0033] 可以使用空间中的二维或三维位移。可以使用沿着与扫描线或波束不同的方向的一维位移。

[0034] 针对任意数量的扫描线执行测量。例如,响应于每个发射,形成四个接收波束。对于每个深度,可以对来自不同接收波束的位移进行组合,例如进行平均。在其他实施例中,响应于每次发射,仅形成单个接收波束或其他数量的接收波束。

[0035] 在发射声力以生成剪切波之后,沿区域46内的任意数量的扫描线重复地执行B模式发射和接收。一些超声数据,比如在重复的开始或结束时,可能不对组织位移进行响应,

所以与参考相似。每个重复监控相同的区域或位置以用于确定针对那些位置的组织响应。通过重复随时间超声脉冲的发射和超声回波的接收,确定随时间的位移。测量被重复。重复是针对不同的发射和接收事件。可以使用任何数量的M次重复,比如重复约50-100次。在组织从应力恢复时,重复尽可能频繁地发生,但是是在不干扰接收的情况下。通过以与多普勒方法类似的方式重复地发射信号到相同目标区域和接收来自相同目标区域的信号,来获得组织时间位移分布。

[0036] 图3示出了示例位移分布52。代替使用绝对位移,图3示出了连续时间对之间的增量位移。当增量位移为正时,组织继续位移,并且当增量位移变为负时,组织开始松弛。在其他实施例中可以使用真实或绝对位移,其是增量位移的积分。

[0037] 对于图3而言位移从体模测量,但是将从患者的采样组织测量位移。时间0是ARFI发射波束的时间。时间-2.0至0.0毫秒是在发射之前在ARFI发射波束的焦点区域处测量的位移。时间0.1-8.0毫秒是在发射之后在ARFI发射波束的焦点区域处测量的位移。区域46中的组织通常不是由于由ARFI发射波束所生成的剪切波或纵波而是由于ARFI而位移。在ARFI发射波束之前,该位移大约为0,然后在几分之一毫秒内增加到大约0.3微米,然后在0.4-1.5毫秒的时间期间向后移动并通过松弛状态。在1.5毫秒后,位移向松弛状态前进。

[0038] 图3还示出了针对体模的位移分布50。使用相同的ARFI发射波束和测量(例如,相同的发射和接收跟踪事件),测量针对具有已知弹性的体模的位移分布。例如,图3的位移分布50是具有1.25 m/s剪切速度的5 kPa体模。可以使用其它校准源,比如具有已知剪切速度的活组织或死组织。

[0039] 用于校准的位移分布或位移分布的频谱可以由超声扫描仪测量,或者可以由不同的超声扫描仪来测量。该校准分布存储在超声扫描仪中。

[0040] 再次参见图1,超声扫描仪的图像处理器在动作36中从位移来估计粘弹性参数。使用针对沿着由ARFI区域46表示的轴的一个或多个位置而随时间所测量的位移。也使用来自具有已知粘弹性值的体模的位移。图3的位移分布50和52是用于估计粘弹性参数的位移的一个示例。位移是针对ARFI发射波束的焦点位置,但是也可以针对区域46内的其它位置。在针对区域46内的多个位置提供位移的情况下,可以对针对相同时间的位移进行平均。

[0041] 动作38和动作40是用于在动作36中估计粘弹性参数的一个示例。可以提供附加的、不同的、或更少的动作以从位移进行估计。

[0042] 在动作38中,图像处理器生成分布。分布是从针对给定位置或区域的位移生成的。该分布是图表、测量的集合、和/或适合于测量的曲线。分布是沿着一个轴的幅度和沿着另一个轴的时间或频率的测量。

[0043] 在一个实施例中,分布是时域分布。使用作为时间的函数的位移。例如,使用作为图3的时间的函数的位移和/或曲线52。生成作为时间的函数的位移幅度。

[0044] 在另一个实施例中,分布是频谱。生成作为时间的函数的位移的幅度谱。作为时间的函数的位移被变换到频域。超声扫描仪或变换处理器对位移应用傅立叶(例如,快速傅里叶变换)或其它变换。该变换导致针对位置的频谱。在针对多个位置提供位移分布的情况下,对每个时间的位移进行平均,或对来自针对每个位置的变换的频谱进行平均。

[0045] 在应用变换以生成分布的情况下,变换也用于校准源。图4示出了一个示例。对来自图3的位移分布50,52进行变换。用来自校准源(在这种情况下是另一个体模)的所得频谱

54示出用于组织位移(在这种情况下为体模模拟组织)的所得频谱56。在图4中,频谱54,56被归一化。例如,幅度除以最大幅度。在其他实施例中,不使用归一化。由于体模比组织更坚硬(例如,在该示例中为5kPa与10kPa),所以用于校准体模的频谱54具有更宽的带宽。用于校准的频谱可能具有窄带宽。

[0046] 在图1的动作40中,图像处理器相对于参考分布50,54计算来自组织的分布52,56的缩放加权。缩放加权是调整轴比如时间或频率轴的缩放因子。分布52,56在时间或频率上均匀地拉伸或收缩。x轴被重新缩放,并且缩放加权指示变化或缩放的幅度。

[0047] 在图3和图4中,分布50-56的幅度和时间或频率内容是不同的。由于使用相同的ARFI和测量发射和接收操作,所以差异是由于被扫描材料的差异引起。被扫描材料的差异可以由剪切速度和/或弹性来量化或表示。通过确定差异量,可以估计剪切速度和/或弹性。

[0048] 通过在动作40中找到来自组织的分布52,56与来自体模或其他校准组织的分布50,54的最佳缩放因子,来在动作36中估计剪切波速度和/或弹性。找到用于匹配到校准分布的来自组织的频谱56的频率缩放因子或来自组织的针对轴上位移分布52的最佳时间缩放因子。

[0049] 为了找到最佳缩放因子,计算如被缩放的来自组织的分布52,56到来自校准源的分布50,54的相关性。x轴(时间或频率)被缩放以将相关性最大化。x轴按不同的量进行缩放,并且缩放的结果相关,从而针对每个缩放量提供相关性度量。重复缩放和相关以便找到最佳缩放因子。

[0050] 可以使用除了相关性之外的其他相似性度量。可以使用任何用于识别最大值的搜索模式。在替代实施例中,找到足够的(例如,高于阈值)相关性而不是最大值。

[0051] 图5示出使用图4的频谱54,56找到缩放因子c的示例。参考的归一化频谱54和模拟组织采样56的经缩放的归一化频谱相匹配。例如,为了匹配将图4的频谱56缩放1.36,从而导致图5中所示的重叠和对应的更大和/或最大的相关性。

[0052] 选择导致最大或足够的匹配或相关性的缩放。在确定经受不同缩放的频谱56的相似度的量之后,识别具有最大相关性的缩放。保存该缩放因子或将其使用来估计采样组织的粘弹性特性。

[0053] 使用频谱作为分布, $A_{\text{sample}}(f)$ 是在轴上采样的组织的位移频谱(例如,在区域46中)。 $A_{\text{ref}}(f)$ 是参考或校准源的位移频谱。由于针对参考或校准与组织的发射-接收条件相同,因此 $A_{\text{ref}}(f) = A_{\text{sample}}(f)$ 。缩放因子或加权c等于参考或校准源的剪切波速度 v_{ref} 与采样组织的剪切波速度 v_{sample} 的比值: $c = v_{\text{ref}}/v_{\text{sample}}$ 。

[0054] 图像处理器基于缩放加权c来估计粘弹性特性。假设参考或校准源的剪切波速度是已知的,并且针对组织采样测量缩放因子c,则计算出针对组织采样的剪切波速度。在图5的示例中,缩放因子为1.36,并且已知或校准的剪切波速度为1.25 m/s。结果,针对采样组织的剪切波速度为1.7 m/s。

[0055] 在图3-图5的示例中,将采样组织模拟为10kPa体模,并且参考或校准源是5kPa体模。在其中将采样组织模拟为20kPa体模的另一个示例中,测量出c为2.08,导致 $v_{\text{sample}}=2.6$ m/s。在又一个示例中,其中将采样组织模拟为40kPa体模,测量出c为2.72,导致 $v_{\text{sample}}=3.4$ m/s。如预期的那样,较高的kPa体模中的速度较高。

[0056] 可以估计其它粘弹性参数或特性。例如,使用剪切波速度与弹性的已知关系以确定弹性。 $G=E/3=V_s^2$,其中G是剪切模量,E是杨氏模量, V_s 是剪切波速度。

[0057] 使用分布作为时域中的位移,使用相同的计算。缩放因子由相关性来确定,并将其用于计算针对采样组织的剪切波速度。

[0058] 比如在被ARFI迫使移动之后组织的松弛期间,通过测量组织位移,来估计粘弹性参数。测量是由ARFI直接引起的位移,而不是由ARFI生成的剪切或纵向波所引起。结果,在ARFI发射的焦点或ARFI发射波束的较高声强度区域46中的其它位置处执行测量。与由在横向间隔的位置处跟踪剪切波测量剪切速度相比,这导致使用更高的信噪比和/或更少的声能。

[0059] 在另一个实施例中,计算频率依赖的缩放加权。不是找到用于均匀缩放的单个缩放因子,而是找到频率依赖的缩放因子。可以使用时间依赖的缩放因子。组织的粘性可能导致在不同频率上的速度不同。对于任何频率或频率,找到给定频率上与频谱分布54,56的归一化幅度相匹配的移位。将作为频率的函数的缩放中的变化或者针对给定频率的移位本身用作缩放因子。缩放因子可随频率线性变化,意味着剪切波速度随频率线性变化,并允许将斜率和/或截距估计为频率的函数。可以针对每个频率确定单独的缩放因子。可以确定作为频率的函数的剪切波速度。在频率上的速度的变化可用于计算其他粘弹性参数。

[0060] 在动作42中,图像处理器、显示器、通信接口或其他设备发射粘弹性参数。发射来自和/或在超声扫描仪内。该发射是针对诸如存储器、显示器、网络、服务器、工作站、患者记录数据库和/或图片归档和通信服务器之类的另一设备。将粘弹性参数作为数据发射或嵌入到图像中。

[0061] 在一个实施例中,发射是针对显示器。显示作为粘弹性参数的函数的值。将该值显示为字母数字文本。该值是粘弹性参数本身(例如,剪切波速度)和/或从粘弹性参数导出。在替代或附加实施例中,该值作为图表的一部分而被包括,比如将粘弹性参数作为频率或位置的函数而进行显示。

[0062] 在另一个实施例中,该值是空间上表示粘弹性参数的图像的一部分。例如,在两个或更多不同位置处测量剪切波速度。对于区域46中的多于一个位置重复动作32-40。响应于一个ARFI发射,测量ARFI发射的发射波束分布中不同位置处的组织位移,并将其用来估计位置特定的剪切波速度。可替代地或另外,针对不同区域46重复动作30-40。对于不同的组织位置重复ARFI发射。对于每个ARFI发射波束,针对一个或多个位置测量位移。针对不同位置的剪切波速度的值调制图像的颜色、亮度和/或阴影。图像中的不同像素通过该调制示出相应的粘弹性值。

[0063] 独自显示该值或将其与另一图像一起进行显示。例如,B模式图像或其他图像与表示关系的一个或多个值一起提供。在针对多个位置测量粘弹性特性的情况下,显示B模式图像中的感兴趣区域中的颜色或其他调制。在针对一个或多个位置测量粘弹性特性的情况下,示出一个或多个值的字母数字文本作为B模式图像上的注释或覆盖而被提供。

[0064] 图6示出了用于粘弹性成像的医疗系统10的一个实施例。医疗系统10实现图1的方法或其他方法。医疗系统10是使用不是由于由ARFI引发的剪切波或纵波而是由ARFI引起的组织移位的测量的超声扫描仪。通过缩放时域或频域中的测量位移并与校准的测量值进行相关,来估计针对粘弹性特性的值以供医生诊断使用。

[0065] 医疗系统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22、存储器28和显示器27。另外,可以提供附加的部件、不同的部件或更少的部件。例如,医疗系统10包括B模式或其他检测器。作为另一示例,提供图像处理器22、存储器28和/或显示器27,而不需要诸如发射和接收波束形成器12,16之类的前端部件。在又另一示例中,提供包括用户输入(例如鼠标,轨迹球,键盘,按钮,旋钮,滑块和/或触摸板)的用户接口以用于用户指示图像上的感兴趣区域。

[0066] 在一个实施例中,医疗系统10是医疗诊断超声系统。在替代实施例中,系统10是计算机或工作站。

[0067] 换能器14是多个元件的阵列。这些元件是压电或电容膜元件。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、摆动阵列、其组合或任何其他现在已知或以后开发的阵列。换能器元件在声能和电能之间转换。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,但在其它实施例中可以使用单独的连接。

[0068] 发射和接收波束形成器12,16是用于用换能器14进行扫描的波束形成器。使用换能器14的发射波束形成器12将一个或多个波束发射到患者中。可以使用Vector®、扇区、线性或其他扫描格式。

[0069] 发射波束形成器12是处理器、延迟、滤波器、波形发生器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、它们的组合或任何其它现在已知或以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数字地生成包络采样。使用滤波、延迟、相位旋转、数模转换和放大,来生成所期望的发射波形。可以使用其他波形发生器,比如开关脉冲发生器或波形存储器。

[0070] 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信道。波形是单极性、双极性、阶梯式、正弦波形或具有一个、多个或分数个周期的期望中心频率或频带的其他波形。波形具有用于聚焦声能的相对延迟和/或相位和幅度。发射波束形成器12包括控制器,用于改变孔径(例如,有源元件的数量)、跨越多个信道的变迹分布(例如,类型或质心)、跨越多个信道的延迟分布、跨越多个信道的相位分布、中心频率、频带、波形形状、周期数和/或其组合。基于这些波束形成参数来生成发射波束起始点、定向和聚焦。

[0071] 发射波束形成器12生成用于ARFI并且用于测量所产生的位移的发射波束。以不同的能量或幅度水平形成发射波束。针对每个信道和/或孔径尺寸的放大器控制发射波束的幅度。用于移位组织的发射波束可具有比用于成像或测量组织位移更大的幅度。可替代地或者另外,用于生成ARFI的脉冲或波形中的周期数大于用于跟踪的(例如,用于ARFI的为100个或更多个周期而用于跟踪的为1-6个周期)。

[0072] 将ARFI发射波束作为声学推进脉冲进行发射。发射波束聚焦在一个位置处,导致沿着扫描线的该位置和周围位置处的声强度增加。类似地,沿着相同的扫描线和/或到相同位置,生成用于在ARFI发射的强度增加的一个或多个焦点位置处测量组织位移的发射波束。

[0073] 接收波束形成器16是前置放大器、滤波器、相位旋转器、延迟、加法器、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稍后开发的接收波束形成器部件。接

收波束形成器16被配置到用于接收表示撞击换能器14上的回波或声能的电信号的多个信道中。来自换能器14内的接收孔径的每个元件的信道连接到放大器和/或延迟。模数转换器将放大的回波信号数字化。将数字射频接收数据解调为基带频率。然后由放大器和/或延迟施加任何接收延迟,比如动态接收延迟和/或相位旋转。数字或模拟加法器组合来自接收孔径的不同信道的数据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。在一个实施例中,波束形成加法器被配置为以复数方式对同相和正交信道数据求和,使得为形成的波束保持相位信息。在替代实施例中,接收波束形成器对射频数据求和。可以使用其他接收波束形成器。

[0074] 接收波束形成器16被配置为响应于发射波束而形成接收波束。例如,接收波束形成器16响应于用于测量的每个发射波束而接收一个、两个或更多接收波束。可以针对并行接收波束形成重复相位旋转器、延迟和/或加法器。一个或多个并行接收波束形成器可以共享信道的一部分,比如共享初始放大。接收波束与相应的发射波束共线、平行和偏移,或者不平行。

[0075] 接收波束形成器16被配置为输出针对患者中的单个位置或多个位置的采样。接收波束形成器16输出表示ARFI发射波束的较高强度区域46内的一个或多个位置的采样。采样在轴上,比如在ARFI扫描线的一个或多个深度处或沿着ARFI扫描线旁的高强度区域46中的位置处。当位置是相对于ARFI发射波束时,不形成来自ARFI发射波束的回波的采样。采样来自用于测量组织位移所发射的发射波束的回波。

[0076] 一旦将信道数据波束形成或以其它方式组合以表示沿着扫描线11的一个或多个位置,则数据从信道域被转换到图像数据域。通过重复发射和接收操作,获取表示随时间的位置的采样。输出用于测量由ARFI引起的在焦点区域处的组织位移的波束形成的采样。

[0077] 图像处理器22是数字信号处理器、通用处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制处理器、数字电路、模拟电路、图形处理单元、其组合或其他现在已知的或后来开发的用于测量来自波束形成采样的位移并从位移估计剪切波速度或其他粘弹性参数的设备。图像处理器22由硬件、固件和/或软件来配置,比如根据存储器28或不同的存储器中提供的指令进行操作。在一个实施例中,图像处理器22是专门用于应用傅立叶变换的数字信号处理器、ASIC或FPGA,以及用于计算粘弹性参数的另一设备(例如,计算器或处理器)。在其他实施例中,图像处理器22是执行变换和计算两者的可编程设备。

[0078] 在一个实施例中,图像处理器22被配置为从表示焦点区域的采样来估计在ARFI发射波束的聚点区域处的剪切波速度。这个估计是基于不是由引发的剪切波而是由ARFI引起的组织的位移。图像处理器22在不跟踪患者中的剪切波的情况下,从ARFI焦点或高强度区域中的位移来估计剪切波速度。

[0079] 图像处理器22从波束形成的采样来生成位移。使用相关性或其他相似度量,确定从组织的参考扫描在位置处的组织位移的量。针对多次的每一次,确定位移,提供位移分布。图像处理器22可以应用傅里叶变换来将位移分布(作为时间的函数的位移)转换为频谱。

[0080] 使用位移或频谱分布,图像处理器22计算用于位移的时间或频率的缩放因子。将不同的缩放因子应用于来自采样的分布。所得曲线适合于来自校准源(例如体模)的曲线或测量。选择导致足够或最大相关性的缩放因子。在其他实施例中,图像处理器22计算频率依

赖的缩放因子。

[0081] 图像处理器22被配置为从缩放因子以及针对体模或其他校准源的已知速度来估计剪切波速度。采样组织和校准的速度之比等于缩放因子,因此使用已测量的缩放因子和针对校准的已知速度来计算采样组织的剪切波速度。在其他实施例中,从频率依赖的缩放因子来估计剪切波速度。可以估计不同频率处的剪切波速度。

[0082] 采样或其他超声数据可用于生成图像。可以提供B模式检测器、流量估计器(例如,多普勒处理器)或其他检测器,以用于从接收波束形成的采样来检测特性。B模式检测器检测声反向散射的强度或功率。流量估计器检测运动物体(例如组织或流体)的速度、能量或方差。检测可以用于生成图像,从其中选择用于粘弹性参数测量的感兴趣区域。

[0083] 检测器、估计器和/或图像处理器22被配置为生成图像。图像包括粘弹性参数。例如,通过位置或作为频率的函数的剪切波速度的图形被生成为图像。作为另一示例,字母数字文本被生成为图像,比如“剪切波速度= 3.4 m/s”。在其他实施例中,将粘弹性值作为患者的图像上比如在B-模式图像上的注释来提供。在又其他实施例中,与在其上估计粘弹性参数的位置相对应的一个或多个像素例如用颜色进行调制,以示出粘弹性参数的一个或多个值。

[0084] 存储器28是用于存储数据的视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移动介质(例如磁盘或光盘)、硬盘驱动器、数据库或其他存储器件。存储器28由图像处理器22使用以用于存储采样、位移、频谱、相关性结果、缩放因子、校准分布(例如,作为时间或其频谱的函数的位移)、已知的粘弹性参数、以及/或估计的粘弹性参数。

[0085] 在例如由存储器28所表示的诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质之类的存储器或计算机可读存储介质上提供用于实现上面讨论的过程、方法和/或技术的指令。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计算机可读存储介质上的一个或多个指令集来执行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、存储介质、处理器或处理策略,并且可以由单独或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。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便通过计算机网络或通过电话线进行传送。在又其他实施例中,指令存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0086] 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未来开发的显示设备。显示器27接收RGB、其他颜色值或其它值,并输出图像。该图像可以是灰度或彩色图像。图像显示作为粘弹性参数的函数的信息,例如显示剪切波速度。粘弹性参数的字母数字、图形、注释或其他表示或从粘弹性参数导出的值显示在显示器27上的图像中。图像可以或不另外表示由换能器14和波束形成器12,16所扫描的患者的区域。

[0087] 虽然上面已经参考各种实施例描述了本发明,但是应当理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行许多改变和修改。因此,旨在将上述详细描述认为是说明性的而不是限制性的,并且应当理解,包括所有等同物的以下权利要求旨在限定本发明的精神和范围。

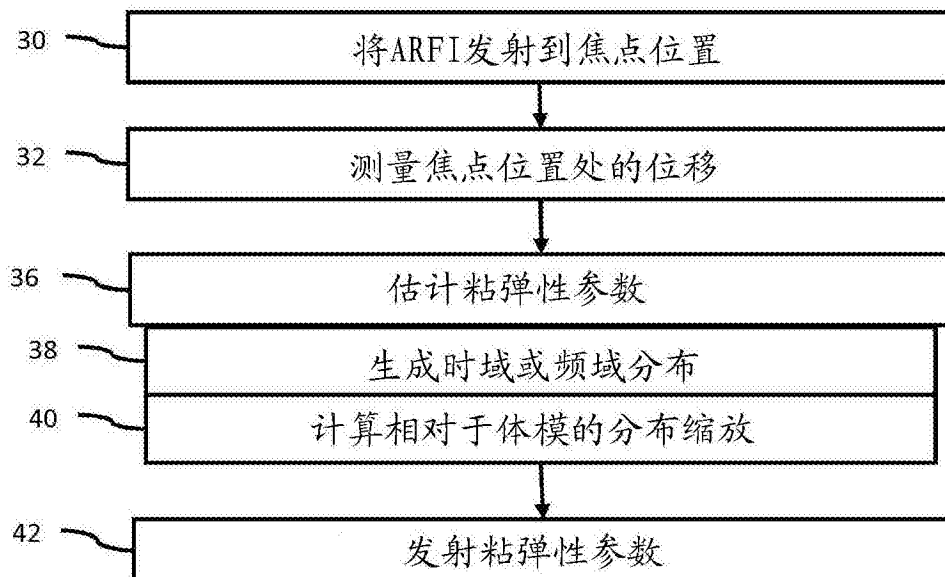


图 1



图 2

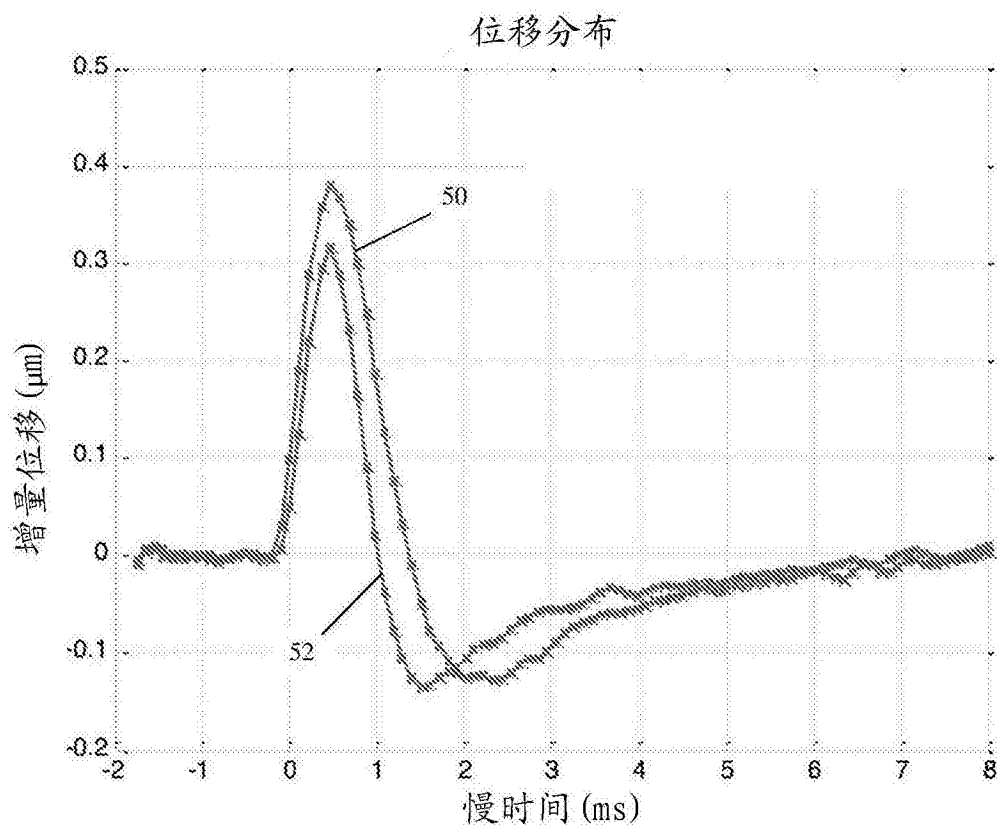


图 3

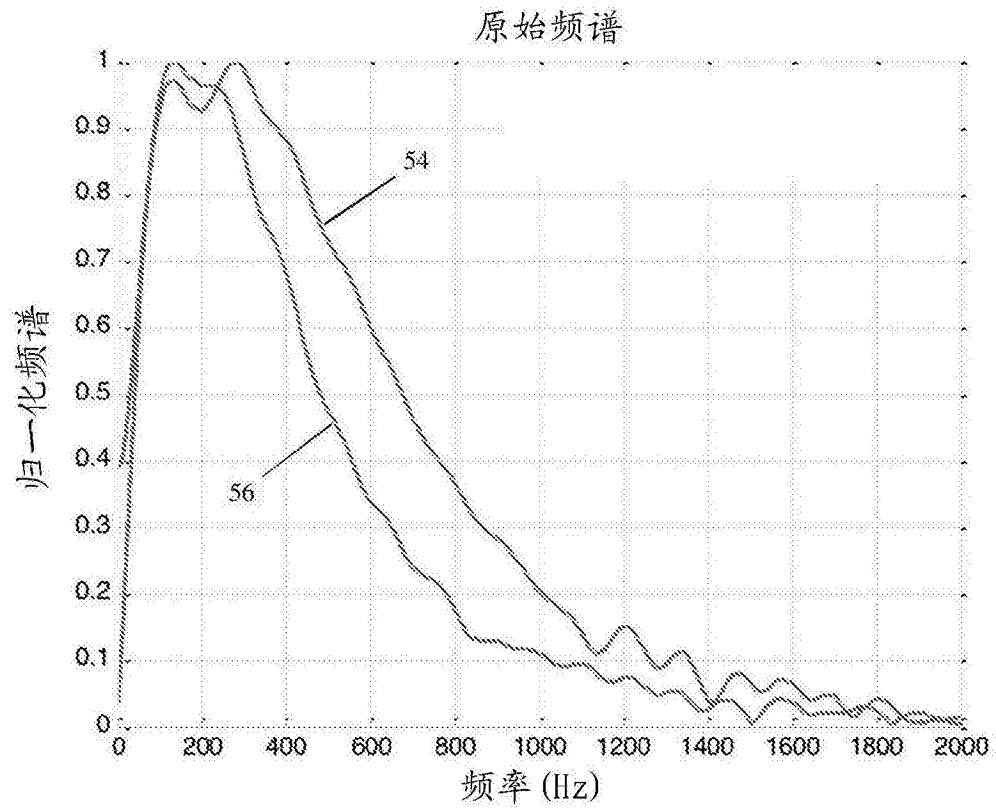


图 4

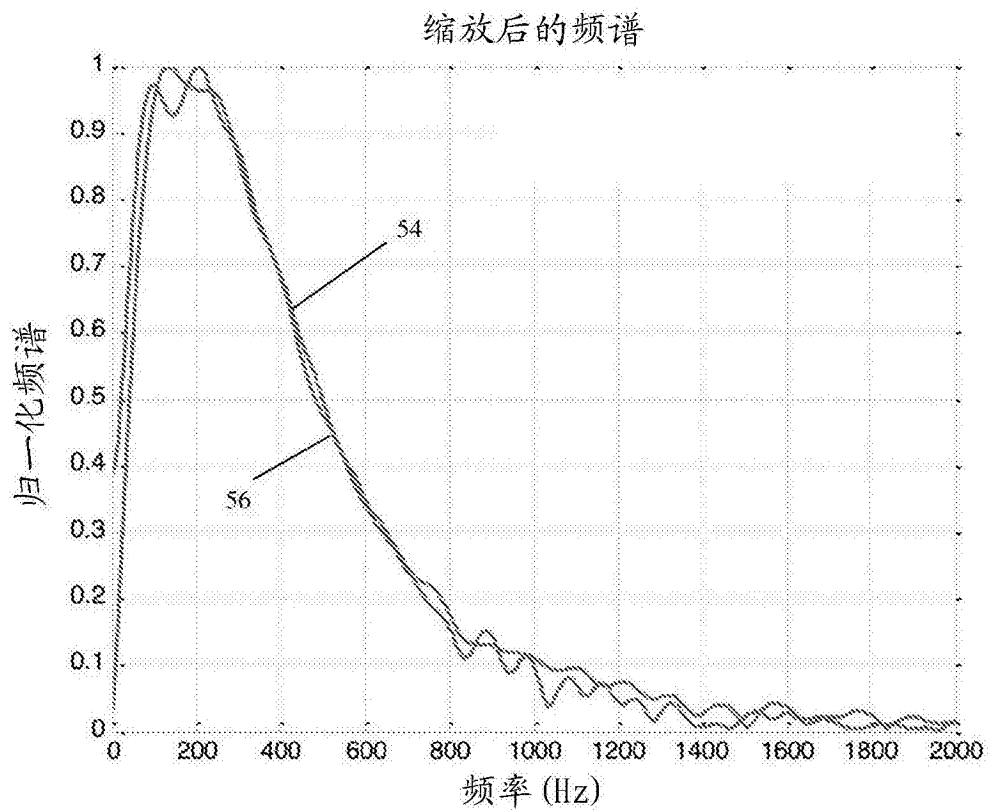


图 5

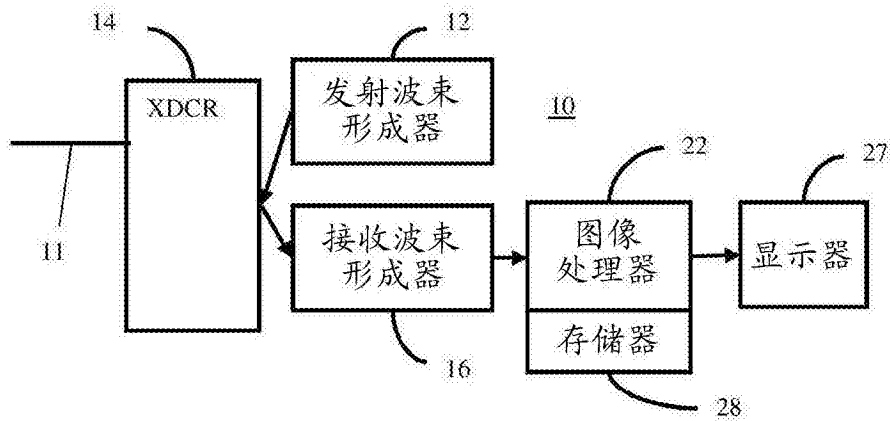


图 6

专利名称(译)	医疗诊断超声成像中的衍射源补偿		
公开(公告)号	CN107260210A	公开(公告)日	2017-10-20
申请号	CN201710223952.3	申请日	2017-04-07
[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	范列湘 Y 拉拜德		
发明人	范列湘 Y.拉拜德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/587 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52071 G01S15/8915 G06T7/70 G06T2207/10132 G06T2210/41 A61B8/08		
代理人(译)	徐红燕 刘春元		
优先权	15/094883 2016-04-08 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗诊断超声成像中的衍射源补偿。在用超声进行粘弹性成像中，通过在ARFI焦点或相对于ARFI发射的其他高强度位置处进行跟踪来测量剪切波速度或其他粘弹性参数。不是跟踪剪切波，而是测量对ARFI的组织响应。在该位置处测量随时间或其频谱的位移的分布。通过找到导致与校准分布充分相关的分布的缩放，可以估计剪切波速度或其他粘弹性参数。

