



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104510499 B

(45)授权公告日 2019.12.20

(21)申请号 201410514340.6

(22)申请日 2014.09.30

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104510499 A

(43)申请公布日 2015.04.15

(30)优先权数据
14/042424 2013.09.30 US

(73)专利权人 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 金乘洙 N.伊凡切维奇

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001
代理人 王岳 胡莉莉

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 103300890 A,2013.09.18,
US 2007/0006651 A1,2007.01.11,
US 2010/0286516 A1,2010.11.11,
US 2010/0016718 A1,2010.01.21,
US 2008/0249408 A1,2008.10.09,

审查员 卢晓萍

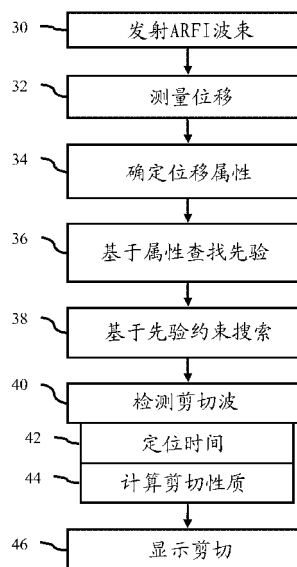
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

医学超声成像中的剪切波检测

(57)摘要

本发明涉及医学超声成像中的剪切波检测。利用超声来检测(40)剪切波。使用在更受控的环境(例如具有较少噪声的环境)中的先前测量结果来约束(38)剪切波的检测。例如,在幻影中测量(32)的剪切波被用来约束患者中剪切波的检测(40)以避免假阳性检测。



1. 一种利用超声的剪切波检测的方法,该方法包括:
 - 将声辐射力激励从换能器发射到患者中;
 - 响应于由声辐射力激励产生的剪切波来利用超声测量患者内组织的位置处的位移;
 - 由处理器确定所述位置的位移的最大位移;
 - 基于该最大位移从存储器识别作为预定约束的时间范围,所述时间范围在多个时间上延伸;
 - 由处理器基于所识别的时间范围将来自于位移的时间定位,对定位时间的搜索被约束在时间范围之内,在定位时间的位移小于最大位移;
 - 由处理器计算作为时间的函数的剪切波速度;以及
 - 显示剪切波速度的指示。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中测量位移包括利用超声重复地扫描位置。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中确定最大位移包括确定最大位移的幅度,并且其中识别包括基于最大位移的幅度来识别。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中确定最大位移包括在比该时间范围更长的时间的位移范围上进行确定。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中识别时间范围包括在声辐射力激励的同一发射配置下从幻影测量表格中查找。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中识别时间范围包括识别给定最大位移的预期时间以及向预期时间指派容差。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中定位时间包括在时间范围之内定位位移的峰值位移以及定位作为峰值位移的出现时间的出现时间。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中定位时间包括计算时间范围之内的相关性滞后。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中计算剪切波速度包括计算作为从剪切波的起源到所述位置的距离和时间的函数的剪切波速度或者计算作为从所述位置到另一位置的距离和时间的函数的剪切波速度。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中显示所述指示包括显示作为剪切波速度的函数的值。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中显示所述指示包括显示表示所述位置处的剪切波速度的图像。
12. 根据权利要求1所述的方法,还包括针对其它位置来重复测量、确定、识别、定位和计算。
13. 权利要求1的方法,其中确定和识别将最大位移和时间范围及至少一个其它属性链接。
14. 一种利用超声进行剪切波检测的装置,该装置包括:
 - 用于确定患者中的位置随着时间的位移的第一属性的装置,所述位移是对剪切波的响应;
 - 用于查找作为第一属性的函数的先前第二属性的装置;
 - 用于利用该先前第二属性约束所述位移的搜索范围的装置,对位移的搜索被约束在搜索范围之内,搜索的位移小于最大位移;以及

用于使用该搜索范围来检测剪切波的装置。

15. 根据权利要求14所述的装置,其中用于确定第一属性的装置包括用于确定最大幅值的装置。

16. 根据权利要求14所述的装置,其中用于查找的装置包括用于从作为第一属性的函数的时间表中查找时间的装置,该第一属性是根据发射配置下的幻影测量的。

17. 根据权利要求14所述的装置,其中用于约束的装置包括用于将最大位移的时间的搜索限制到时间范围中的位移的装置。

18. 根据权利要求14所述的装置,其中用于检测的装置包括用于利用幅度峰值检测或利用相关性滞后检测来检测剪切波速度的装置。

19. 一种利用超声的剪切波检测的系统,该系统包括:

换能器,其被配置成将声脉冲激励发射到患者中并且被配置成利用超声扫描患者的区域;

接收波束成形器,其被配置成生成表示在声脉冲激励之后的不同时间下的该区域的数据,该数据是利用超声由扫描而生成的;以及

处理器,其被配置成根据该数据来估计由声脉冲激励引发的剪切波所引起的组织位移,以根据该组织位移来估计剪切波的特性,以及限制所估计的组织位移的搜索以估计特性,使用以声脉冲激励的同一配置所获取的先前信息来限制该搜索,对所估计的组织位移的搜索被约束在限制的搜索之内,并且搜索的所估计的组织位移小于最大组织位移。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中所述处理器被配置成估计该区域中的位置在不同时间的组织位移,以估计作为剪切波速度的所述特性,以及针对组织位移的峰值将搜索限制为不同时间的限制范围。

21. 根据权利要求19所述的系统,其中所述处理器被配置成使用从具有不同刚度的幻影中获取的先前信息来限制搜索。

医学超声成像中的剪切波检测

技术领域

[0001] 本实施例涉及剪切波超声成像。

背景技术

[0002] 本实施例涉及剪切波超声成像。可以检测行进通过组织的剪切波。剪切波的剪切速度或其它特性可以指示关于组织的诊断上有用的信息,诸如组织的刚度。可以使用剪切波超声成像来检测囊肿、坏死组织或其它异常僵硬或软组织。

[0003] 检测在组织中传播的剪切波可能遭受到由于与换能器探头有关的组织运动而引起的高水平噪声。因为使用了超声,所以声反射或混响(reverberation)也可以对检测剪切波中的噪声有贡献。使用位移的峰值检测、相关性滞后(correlation lag)或其它技术来检测剪切波可能因为噪声而较不可靠。

发明内容

[0004] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括利用超声的剪切波检测的方法、指令和系统。使用更受控的环境(例如具有较小噪声的环境)中的先前测量结果来约束剪切波的检测。例如,在幻影(phantom)中测量的剪切波被用来约束患者中剪切波的检测以避免错误的峰值检测。

[0005] 在第一方面中,提供了一种利用超声的剪切波检测方法。换能器将声辐射力激励发射到患者中。超声被用来响应于由声辐射力激励产生的剪切波而测量患者内组织位置处的位移。处理器确定位移中的最大位移。基于最大位移将时间范围识别为来自存储器的预定约束。处理器根据位移在时间范围内定位时间并且计算作为时间的函数的剪切波速度。显示剪切波速度的指示。

[0006] 在第二方面中,一种非瞬时计算机可读存储介质,具有存储在其中的表示由用于利用超声进行剪切波检测的编程处理器可执行的指令的数据。该存储介质包括:用于确定患者中的位置随着时间的位移的第一属性的指令;位移是对剪切波的响应;查找作为第一属性的函数的先前第二属性的指令;利用先前第二属性约束位移的搜索范围的指令;以及使用该搜索范围来检测剪切波的指令。

[0007] 在第三方面中,提供一种利用超声的剪切波检测系统。换能器被配置成将声脉冲激励发射到患者中并且被配置成利用超声扫描患者的区域。接收波束成形器(beamformer)被配置成生成表示该区域在声脉冲激励之后的不同时间的数据。该数据是由利用超声的扫描而生成的。处理器被配置成:根据该数据来估计由声脉冲激励引发的剪切波所引起的组织位移,根据该组织位移来估计剪切波的特性,以及针对估计特性来限制所估计的组织位移的搜索。使用以声脉冲激励的同一配置所获取的先前信息来限制该搜索。

[0008] 本发明由后面的权利要求限定,并且该章节中的所有描述都不应该视为对那些权利要求的限制。在下面结合优选实施例讨论本发明的更多方面和优点,并且随后可以独立地或组合地对其要求保护。

附图说明

[0009] 部件和图不一定按比例,而是将重点放在说明本发明的原理上。此外,在图中,相似的参考数字指定遍及不同视图的对应部分。

[0010] 图1是利用超声的剪切波检测方法的一个实施例的流程图;

[0011] 图2是示出作为时间的函数的位移的两个示例位移轮廓(profile)的曲线图;以及

[0012] 图3是利用超声的剪切波检测系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0013] 可以通过约束搜索范围来改进剪切波检测。在受控环境中测量的位移波形的属性(例如位移幅值和行进时间)的集合被用来约束患者中的检测。示例受控环境是利用同一剪切波引发的激励发射配置测量的幻影。甚至可以利用低信噪比位移数据来改进组织的一个或多个机械性能的估计的准确性和检测的置信水平两者。

[0014] 图1示出利用超声的剪切波检测方法。该方法由图3的系统或不同系统来实施。可以提供额外的、不同的或较少的动作。例如,动作42是代表性的,并且不同于时间检测的技术可以用于检测剪切波。作为另一示例,动作46的显示是可选的。以所描述或示出的顺序来执行动作,但是可以以其它顺序来执行动作。

[0015] 在动作30中,将声激励发射到患者中。该声激励充当用于引起位移的脉冲激励。例如,将具有与用于使组织成像的B模式发射相似或低于其的功率或峰值幅度水平的400周期发射波形作为声波束发射。在一个实施例中,该发射是应用于视场的剪切波生成序列。可以使用任何声辐射力脉冲(ARFI)或剪切波成像序列。

[0016] 发射由功率、幅度、计时(timing)或其它特性来配置以引起组织上的应力足以使一个或多个位置处的组织移位。例如,波束的发射焦点位于视场或感兴趣区域(ROI)的底部、中心附近以引起遍及该视场的位移。可以针对不同子区域或ROI来重复该发射。可以使用任何发射配置,包括孔径、频率、焦点位置、幅度、F#或其它特性。

[0017] 从超声换能器发射激励。激励是声能量。声能量是聚焦的,导致三维波束轮廓。使用相控阵和/或机械焦点来使激励聚焦。激励可以在一个维度(诸如高度维度)上不聚焦。激励被发射到患者的组织中。

[0018] 脉冲激励在空间位置处生成剪切波。在激励足够强的情况下,生成剪切波。剪切波比纵波沿着声波射出方向传播更慢地通过组织来传播。计时上的此差异被用来将剪切波与纵波隔离,诸如在某时间下的位置处进行采样。针对位移对覆盖可能的经过(passing)的时间范围(例如从通过剪切波的出口的到达起)进行采样。

[0019] 剪切波在不同的方向上传播,包括垂直于施加应力的方向的方向。在较靠近在其处生成剪切波的位置的位置处剪切波的位移较大。随着剪切波行进,剪切波的幅值衰减。

[0020] 在动作32中,检测对患者中剪切波的位移响应。迫使组织在患者中移动。例如,图2中展示对于两个位置的位移轮廓(profile)。激励引起组织的位移。剪切波被生成并且从聚集区域传播。随着剪切波行进通过组织,该组织被移位。计时和/或横向位置被用来区别剪切波与其它生成的波。可以使用纵波或位移的其它原因来代替剪切(shear)。

[0021] 由力或压力引起的位移被测量。在一个或多个位置处测量随时间的位移。用于测量的时间被设置成捕获剪切波而不是纵波。可以在应力或脉冲结束之前开始位移测量,诸

如使用不同频率或编码。可替换地,在脉冲结束之后开始位移测量。因为剪切波、纵波或引起与应力点或区域间隔开的组织的位移的其它波耗费时间来行进,所以如图2中所表示的那样可以测量从松弛或部分应力状态到最大位移以及然后到松弛状态的位移。确定位移的时间轮廓(temporal profile)。可替换地,仅在组织刚好从可能的最大值之前、可能的最大值处或可能的最大值附近松弛时测量位移。

[0022] 测量是关于位移的量或幅值。组织在任何方向上移动。测量可以沿着最大移动的方向。确定运动向量的幅值。可替换地,测量沿着给定方向,诸如垂直于扫描线而不管组织是否或多或少在其它方向上移位。

[0023] 利用超声扫描来检测位移。获得超声数据。超声数据中的至少一些对剪切波进行响应。利用超声扫描区域,诸如感兴趣区域、整个视场或感兴趣子区域。监测该区域以便检测剪切波。该区域是任何尺寸,诸如横向5mm以及轴向10mm。例如,执行B模式扫描以便检测由剪切波引起的组织位移。多普勒、色流(color flow)或其它超声模式可以被用来监测剪切波。

[0024] 对于给定时间,超声被发射到组织或感兴趣区域。可以使用任何现在已知或稍后开发的位移成像。例如,使用具有1-5个周期持续时间的脉冲,其具有小于 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ 的强度。可以使用具有其它强度的脉冲。针对任何数目的扫描线来执行监测。例如,响应于每个发射而形成四个或八个接收波束。在发射激励以生成剪切波之后,沿着单个发射扫描线重复地执行B模式发射并且沿着四条或八条邻近接收扫描线进行接收。在其它实施例中,响应于每次发射仅形成单个接收波束或其它数目的接收波束。可以使用额外的发射扫描线以及对应的一条或多条接收线。可以使用任何数目的重复,诸如大约120次。诸如在重复开始或结束时的超声数据中的一些可能不对剪切波进行响应。可以使用测量给定位置的位移的任何次数范围。

[0025] 随着剪切波传播通过扫描线,B模式强度可能因为组织的位移而改变。对于所监测的扫描线,提供表示由剪切波产生的组织运动的时间轮廓的数据序列。接收来自发射的回波或反射。回波是波束成形的,并且波束成形的数据表示一个或多个位置。为了检测位移,将超声能量发射到经历位移的组织并且接收能量的反射。可以使用任何发射和接收序列。

[0026] 通过多次执行发射和接收,接收表示在不同次数下的一维、二维或三维区域的数据。多次执行发射和接收以便确定归因于位移的变化。通过利用超声重复地扫描,确定在不同次数下的组织位置。

[0027] 根据对于每个空间位置的差异来检测位移。例如,从所接收的数据检测的速度、方差(variance)、强度图案中的变位(shift)(例如斑点跟踪)或其它信息以作为位移。

[0028] 在一个使用B模式数据的实施例中,将来自不同扫描的数据相关为时间的函数。对于每个深度或空间位置,执行在多个深度或空间位置上的相关(例如64个深度的核(kernel),其中中心深度是针对其来计算轮廓的点)。例如,使当前数据集合与参考数据集合多次相关。在当前集合中识别以参考集合中的给定位置为中心的数据子集的位置。执行两个数据集合之间的不同相对平移(translation)和/或旋转。

[0029] 参考是第一数据集合或来自另一扫描的数据。参考集合来自ARFI脉冲之前,但是可以来自ARFI脉冲之后。将同一参考用于整个位移检测,或者参考数据在前进的或移动的窗口中改变。

[0030] 相关是一维、二维或三维的。例如,使用沿着远离和朝向换能器的扫描线或沿着垂直于扫描线的线的相关。作为另一示例,在具有或不具有旋转的情况下平移是沿着两个轴线。在又一示例中,在具有或不具有围绕三个或更少轴线的旋转的情况下平移是沿着三个轴线。计算在不同偏移位置中的每一个处的数据的相似性或相关性水平。具有最大相关的平移和/或旋转表示对于与相比于参考的当前数据相关联的时间的偏移或运动向量。

[0031] 可以使用任何现在已知或稍后开发的相关,诸如互相关、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和/或斑点的相关的。通过使用多普勒检测,杂波滤波器传递与移动组织相关联的信息。从多个回波中导出组织的速度。该速度被用来确定朝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相对性或差异可以指示应变或位移。

[0032] 图2示出两个示例位移轮廓。示出来自参考数据的运动向量随着时间的距离幅值。分析的时段在大约8毫秒之内,但是可以更长或更短(例如在4.8kHz采样速率下的12毫秒)。其它位移轮廓是可能的,诸如具有归因于噪声的多个峰值的轮廓。可以测量任何数目的位置的位移,诸如测量 $10 \times 5\text{mm}$ 感兴趣区域中的每个毫米。测量针对每个位置以及针对每个采样时间的位移。

[0033] 在动作34中,确定来自患者的位移的属性。使用对于给定位置的不同时间处的位移。例如,使用位移轮廓、位移随着时间的曲线拟合、或在不特别确定曲线或轮廓的情况下随着时间的位移。

[0034] 处理器确定属性。可以使用任何属性。属性与计时、幅值或两者有关。例如,确定位移随时间的积分、位移增大或减小的斜率、或其它属性。在一个实施例中,确定最大幅值。根据位移轮廓来计算最大位移。针对峰值来计算组织沿着一条线、在平面内或者在体积内运动的峰值或最高量或者变位的幅值。被平滑或滤波的位移曲线可以被用于最大值计算。在其它实施例中,可以使用原始或未被滤波的位移曲线。可替换地,幅值可以来自于给定时间,其基于从聚焦区域到所监测位置的距离。

[0035] 图2示出对于第一位移轮廓的约1.40微米以及对于另一个位移轮廓的约1.65微米的最大位移幅值。此位移幅度示出由剪切波引起的位置的最大变位加上由其它不期望源(例如噪声源)引起的任何偏移(不准确)。

[0036] 找到对于每个位置的随时间的最大位移。识别或者确定在轮廓的整个或部分上的最大值。最大值在在其之内测量位移的时间范围之内,诸如在8-12毫秒之内(例如图2示出约8毫秒)。可替换地,在采样时间的一部分上寻找最大值,诸如在第一半上(例如图2示例中的4毫秒)。

[0037] 给定位置的时间轮廓指示在该位置处剪切波的检测。针对变化的单个实例或无噪声来检查轮廓。在具有或不具有时间低通滤波的情况下的轮廓中的峰值指示剪切波阵面的经过。选择最大位移,但是平均、初始无噪声位移或其它位移统计可以被用来指示经过。因为噪声可能是关注,所以峰值或最大位移的计时可能不会如期望地那样准确。类似地,幅值可以不如期望地那样准确。

[0038] 在动作36中,另一属性是使用来自于患者中测量的位移的属性从存储器查找的。例如,基于最大位移来查找时间或时间范围。可以查找不同于时间的其它属性,诸如最大位移(例如从测量的最大值查找先前的最大位移)或者检测配置。

[0039] 其它属性表示先前知识。制作幻影或其它更受控的环境测量来填充表格。受控的

环境可以包括机械系统以保持患者或换能器、具有更理想成像解剖(例如较少脂肪层)的患者、屏息的患者、幻影、或其组合。幻影和机械支撑的扫描环境提供对测量的更多控制。

[0040] 测量组织或模仿不同刚度或其它性质的组织的幻影。例如,测量表示一系列很可能的或可能的组织刚度的多个不同幻影。记录所得到的时间或者基于该所得到的时间的的时间范围连同最大位移。最大位移被用作选择时间或时间范围的索引。可以使用将任何属性关联到更受控的环境中的另一属性的表格。

[0041] 针对每个可能的发射配置来提供表格。因为ARFI的特性可以变化,所以所得到的最大位移和时间对于不同发射配置来说可能是不同的。可替换地,用于从患者进行测量的发射配置被限制成与用于建立该表格的配置相似或相同的配置。由于衰减,可以为不同位置提供不同表格。为每个位置提供一组表格。针对不同位置的表格可以具有相同或不同的属性值。可替换地,一个或多个位置共享相同的表格。

[0042] 在将最大位移与时间联系起来的实施例,在该时间具有在受控环境(例如幻影测量)中出现的最大位移。时间被输出并且用来建立时间范围。可以使用任何容差。容差是对称的或非对称的。可以添加不同或相等的时间量并且从时间中减去该不同或相等的时间量以建立时间范围。可替换地,时间范围被存储在表格中并且被输出。

[0043] 时间范围具有小于通过其对位移进行采样的时间和/或通过其在来自患者的测量结果中搜索最大位移的时间的时段。在图2的示例中,在8毫秒之内对位移进行采样。从表格输出的时间范围或者从表格输出的时间导出的时间范围较小,诸如是较小的数量级。在一个实施例中,时间范围是0.5毫秒的持续时间。可以使用更大或更小的范围。

[0044] 在给定患者中检测的最大位移的情况下,时间范围表示预期时间或可能的时间。最大位移是组织刚度的指示。该指示被用来从先前知识中找到剪切波的峰值或经过的一个或多个预期时间。

[0045] 在动作38中,来自先前信息(例如来自幻影测量结果)的预期属性被用来约束动作40中的剪切波的检测。例如,检测的一方面被限于处在某一值处、其以下、其以上或其附近、或者在某一范围之内。作为另一示例,基于预期属性来设置所使用的技术、工艺流程、所采取的步骤或检测中使用的可变值。针对不同的预期属性来不同地配置检测。不是输出预期属性本身,而是表格可以包括配置信息。

[0046] 在一个实施例中,限制搜索范围。例如,要找到随着时间的最大位移或峰值位移。在较长时间范围内最大值的幅度被用来查找用于检测剪切波的经过的预期时间或较短时间范围。预期时间或时间范围被用来限制对计算剪切波速度的峰值的搜索。在预期时间范围中找到的峰值或最大值可能与被找出以查找预期时间的峰值不同(例如小于其)或者相同。由于噪声,位移轮廓可能出现多个峰值。在有限时间范围内最大位移中峰值的出现时间被用于剪切波速度计算。通过限制该范围,在预期范围之外的任何噪声引起的峰值不被用于检测剪切波。

[0047] 在动作40中,检测剪切波。基于先前信息来约束检测。由于配置、搜索范围限制、阈值、或防止更广阔检测的其它设置,在某一位置处的剪切波的检测被约束。例如,计算用于识别该位置处的剪切波的经过的时间、开始、最大值、完成或其它方面的最大位移的搜索范围。

[0048] 处理器执行计算。在没有用户输入的情况下位移信息被用来确定性质。一旦获取

位移,处理器就自动计算如由先前信息约束的对于每个位置和/或时间的性质。

[0049] 根据位移来检测剪切波性质。使用随着时间和/或空间的位移。在一个实施例中,组合不同深度的位移,留下以方位角间隔的或沿着剪切波传播方向的位移。例如,在深度上对给定扫描线或横向位置的位移求平均。作为对求平均的替换,最大值或其它选择标准被用来确定给定横向位置的位移。

[0050] 为了检测剪切波速度,可以使用幅度峰值检测或相关性滞后检测。根据位移轮廓在动作42中定位剪切波的经过的时间。对于利用限制搜索范围的先前信息的峰值检测,在搜索时间范围之内定位峰值或最大位移(例如最大峰值)的时间。定位峰值位移的出现时间。该时间是绝对时间或者与剪切波的创建有关的度量。对于具有先前限制搜索范围的相关性滞后检测,使用滑动窗口来使位移轮廓相关。窗口在时间上滑动并且被限制到利用先前知识建立的搜索范围之内。相关性是在不同位移轮廓之间(即在不同位置之间)的。与轮廓的最高相关性相关联的相关性滞后指示位置之间的延迟或行进时间。搜索范围限制轮廓之间的该最高相关性对于其而寻求的时间。来自该搜索范围之内最高相关性的延迟或行进时间可以被外推、累积或以其它方式被用来找到从剪切波的生成到在给定位置处经过的时间。

[0051] 其它技术可以被用来检测轮廓中的峰值以及对应的时间和速度。例如,应用回归。因为剪切波峰值位移时间是距离的线性函数,所以具有自动异常值检测的鲁棒线性回归可以指示剪切波速度或斜率。针对作为时间的函数的距离或者通过时间和距离来绘制对于感兴趣区域中所有采样点的超声数据。线性回归分析被应用于绘图或数据,从而提供对数据的线拟合。线的斜率指示剪切波速度。在回归中使用的位移是时间限制的和/或拟合被限于一系列斜率。

[0052] 一旦检测到剪切波(例如时间确定的),就在动作44中确定剪切波的速度或其它特性。例如,处理器根据剪切波在该位置处出现的时间以及从剪切波的起源到该位置的距离来计算剪切波速度。行进时间是速度的倒数(inverse)。使用距离和行进时间来计算速度。距离是根据扫描线间距已知的(即用于生成剪切波的发射波束位置和用于检测剪切波的接收波束位置)。

[0053] 计算一个或多个剪切波特性。剪切波特性包括各种可能的参数或性质,诸如衰减、中心频率或带宽。剪切波的任何特性可以被用来检测在该位置处的剪切波。可以计算从剪切波特性导出的组织特性,诸如杨氏(Young's)或其它模量。

[0054] 针对其它位置来重复动作32的测量、动作34的确定、动作36的识别、动作38的约束、动作40的检测、动作42的定位、以及动作44的计算。检测通过其它位置的同一剪切波。可以针对相同的或其它位置来重复动作30的发射和后续动作。在剪切波检测涉及来自多个位置的位移的情况下,重复动作32和/或34。可以重复动作的不同组合以便生成单个图像。为了生成图像序列可以重复其它重复。可替换地,不提供重复。

[0055] 在动作46中,显示剪切波速度、其它剪切波特性或从剪切波特性导出的组织特性的指示。显示根据对剪切波的组织反应而确定的剪切波速度、模量或其它信息。剪切速度在下面被用作示例。显示作为剪切波特性的函数的值或图像。例如,通过一维、二维或三维表示中的位置来显示剪切波速度的图像。通过二维表示中显示值的颜色、亮度、色度、辉度或其它调制来显示作为位置的函数的剪切速度。可以使用任何剪切成像。所显示的图像表示

感兴趣区域或整个成像区域的剪切波信息。例如,在针对感兴趣区域或视场中的所有网格点确定剪切速度值的情况下,显示的像素表示该区域的剪切波速度。显示网格可能与扫描网格和/或针对其计算位移的网格不同。

[0056] 剪切波信息被用于显示值的颜色叠加或其它调制。剪切数据处于显示格式或者可以被扫描转换成显示格式。剪切数据是色度或灰度数据,但是可以是在利用灰度或色度映射之前的数据。该信息可以被线性或非线性地映射成显示值。

[0057] 图像可以包括其它数据。例如,通过或者利用B模式信息来显示剪切波信息。可以包括表示同一区域中的组织、流体或对比剂的B模式或其它数据,诸如显示具有剪切波速度低于阈值的或者具有差质量的任何位置的B模式数据。其它数据帮助用户确定剪切信息的位置。在其它实施例中,在没有其它数据的情况下将剪切波特性显示为图像。

[0058] 在一个实施例中,将表示剪切波速度的值显示在屏幕上。可替换地或者另外地,显示表示剪切速度的图形(例如曲线或图标)。可以显示对标度的参考或其它参考。单独地或与其它剪切波信息一起指示剪切速度。例如,执行剪切波成像以及显示位置的文本(例如字母数字)值。

[0059] 图3示出利用超声的剪切波检测的系统10的一个实施例。该系统10实施图1的方法或其它方法。该系统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和存储器22。可以提供额外的、不同的或较少的部件。例如,为了与系统的用户交互而提供用户输入。

[0060] 系统10是医疗诊断超声成像系统。在可替换实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站、或在同一位置处的或分布在网络上的用于实时或获取后成像的其它布置。

[0061] 发射波束成形器12是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。该发射波束成形器12操作用来为具有不同或相对幅度、延迟和/或相位调整的多个通道生成波形。在响应于所生成的电气波形从换能器14发射声波时,形成一个或多个波束。发射波束序列被生成以扫描二维或三维区域。可以使用扇区、矢量®、线性或其它扫描格式。同一区域被扫描多次。对于流动或多普勒成像并且对于剪切成像,使用沿着相同的一条或多条线的扫描序列。在多普勒成像中,该序列可以包括在扫描邻近扫描线之前沿着同一扫描线的多个波束。对于剪切成像,可以使用扫描或帧交错(即在再次扫描之前扫描整个区域)。可以使用线交错的线或群。在可替换的实施例中,发射波束成形器12生成平面波或发散波以用于更迅速扫描。

[0062] 同一发射波束成形器12生成脉冲激励或电气波形以用于生成引起位移的声能。生成声辐射力脉冲的电气波形。在可替换的实施例中,不同发射波束成形器被提供用于生成脉冲激励。发射波束成形器12引起换能器14生成推动脉冲或声辐射力脉冲。

[0063] 换能器14是用于从电气波形生成声能的阵列,对于阵列,相对延迟使声能聚焦。给定发射事件与在基本相同给定延迟时间下由不同元件发射的声能相对应。发射事件提供超声能量脉冲来使组织移位。该脉冲是脉冲激励或跟踪脉冲。脉冲激励包括具有许多个周期(例如500个周期)的波形,但是其在相对短的时间中出现以引起在较长时间上的组织位移。跟踪脉冲可以是B模式发射,诸如使用1-5个周期。跟踪脉冲被用来扫描患者的区域。

[0064] 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包括在声和电能之间转换的多个元件。响应于撞击在换能器14的元件上的超声能(回波)

来生成接收信号。该元件与发射和接收波束成形器12、16的通道连接。可替换地,使用具有机械焦点的单个元件。

[0065] 接收波束成形器16包括具有放大器、延迟(delays)、和/或相位旋转器、以及一个或多个加法器的多个通道。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束成形器16被硬件或软件配置成施加相对延迟、相位和/或切趾来响应于每个成像或跟踪发射形成一个或多个接收波束。接收操作可能因为来自于用来使组织移位的脉冲激励的回波而不发生。接收波束成形器16使用接收信号输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的相位调整和相加和/或相对延迟提供波束成形。在可替换的实施例中,接收波束成形器16是用于使用傅里叶或其它变换来生成样本的处理器。

[0066] 接收波束成形器16可以包括滤波器,诸如用于隔离相对于发射频带的二次谐波或其它频带处的信息的滤波器。这样的信息可以更可能包括期望的组织、对比剂和/或流信息。在另一实施例中,接收波束成形器16包括存储器或缓冲器以及滤波器或相加器。两个或更多接收波束被组合以便隔离在期望频带处的信息,该期望频带诸如二次谐波、三次基波(cubic fundamental)或其它频带。

[0067] 在与发射波束成形器12协调的情况下,接收波束成形器16生成表示在不同时间下的区域的数据。在声脉冲激励之后,接收波束成形器16生成表示在不同时间下沿着多条线的位置的波束。通过用超声扫描感兴趣的区域,生成数据(例如波束成形的样本)。通过重复扫描,获取表示在脉冲激励之后不同时间下的区域的超声数据。

[0068] 接收波束成形器16输出表示空间位置的波束相加数据。输出对于单个位置、沿着的位置、区域的位置或者、体积的位置的数据。该数据可以被用于不同目的。例如,针对B模式或组织数据而不是针对位移来执行不同扫描。可替换地,B模式数据还被用来确定位移。作为另一示例,利用一系列共享扫描来获取用于剪切成像的数据,并且分开地或使用相同数据中的一些来执行B模式或多普勒扫描。

[0069] 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、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、其组合或者其它现在已知或稍后开发的用于检测和处理来自波束成形的超声样本的显示的信息的设备。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。该单独的处理器是控制处理器、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、处理器组、数据路径、其组合或者其它现在已知或稍后开发的设备用于确定位移、识别位移的幅值、计算行进时间、计算剪切波速度、计算剪切波传播的一个或多个其它性质、和/或估计脂肪份额(fraction)。例如,单独的处理器被硬件和/或软件配置成执行图1中示出的动作的一个或多个的任何组合。

[0070] 处理器18被配置成估计由声脉冲激励引起的组织位移。使用相关、跟踪、运动检测或其它位移测量来估计组织位置的变位置量。通过一个时段多次执行该估计,诸如从在组织因为脉冲而移动之前到组织已大部分或完全返回到松弛状态(例如从由脉冲激励引起的压力恢复)之后。针对一个或多个位置中的每一个来执行该估计。

[0071] 处理器18被配置成根据组织位移来计算剪切波特性,诸如剪切波速度。对于速度,最大值或其它位移被用来确定剪切波的行进时间。使用来自多个位置的位移的相关性滞后可以被用来找出行进时间。使用距离和行进时间来计算速度。为任何数目的位置确定速度。

线性回归可以被用来从那些位置的位移找到多个位置的速度。

[0072] 在根据位移计算剪切速度或其它特性中,处理器18被配置成限制计算。例如,用于估计特性的所估计的组织位移的搜索被限制到时间范围。使用先前信息来限制该搜索。来自一个或多个理想或受控扫描情形(例如扫描具有不同刚度的幻影)的信息被用于稍后的患者成像。利用与用于使患者成像或者其它较少受控扫描相同的声脉冲激励配置来获取该先前信息。例如,创建表格。该表格使两个或更多属性互相有联系或链接,诸如时间与最大位移链接。一个的度量可以被用来找到另一个的期望值。基于预期值来建立设置(诸如搜索范围限制)。当执行检测时,由于检测约束可以将错误或与噪声有关的信息去除或者不考虑。

[0073] 处理器18被配置成生成一个或多个图像。例如,生成剪切波速度图像。剪切波速度图像被呈现为B模式图像内的覆盖(overlay)或感兴趣区域。剪切波速度调制感兴趣区域中的位置处的颜色。在剪切波速度低于阈值的情况下,可以在没有被剪切波速度调制的情况下显示B模式信息。

[0074] 可以将其它信息包括在图像中或者顺序地或者基本上同时地显示该其它信息。例如,与剪切波速度成像同时地显示剪切速度值、模量或位置的其它信息。处理器18可以被配置成生成其它显示。例如,显示剪切速度的图形、文本或图形指示符。

[0075] 处理器18按照存储在存储器22或另一存储器中的指令来操作以便利用超声进行剪切波检测。存储器22是非瞬时计算机可读存储介质。用于实施本文讨论的过程、方法和/或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、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其上的一个或多个指令集合来执行图中图示的或本文所述的功能、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单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等来执行。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由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令被存储在远程位置中以便通过计算机网络或通过电话线来传递。在又一实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU或系统之内。

[0076] 显示器20是CRT、LCD、投影仪、等离子体或其它显示器,用于显示二维图像或三维表示。二维图像表示区域中的空间分布。根据表示体积中空间分布的数据来呈递该三维表示。通过输入被显示为图像的信号来由处理器18或其它设备配置显示器20。显示器20显示表示对于感兴趣区域或整个图像中不同位置的剪切的图像。显示器20显示剪切波的一个或多个特性。

[0077] 尽管上面已经通过参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解可以在不脱离本发明范围的情况下作出许多改变和修改。因此,意图将前面的详细描述视为说明性的而非限制性的,并且理解下面的权利要求(包括所有等同物)意图限定本发明的精神和范围。

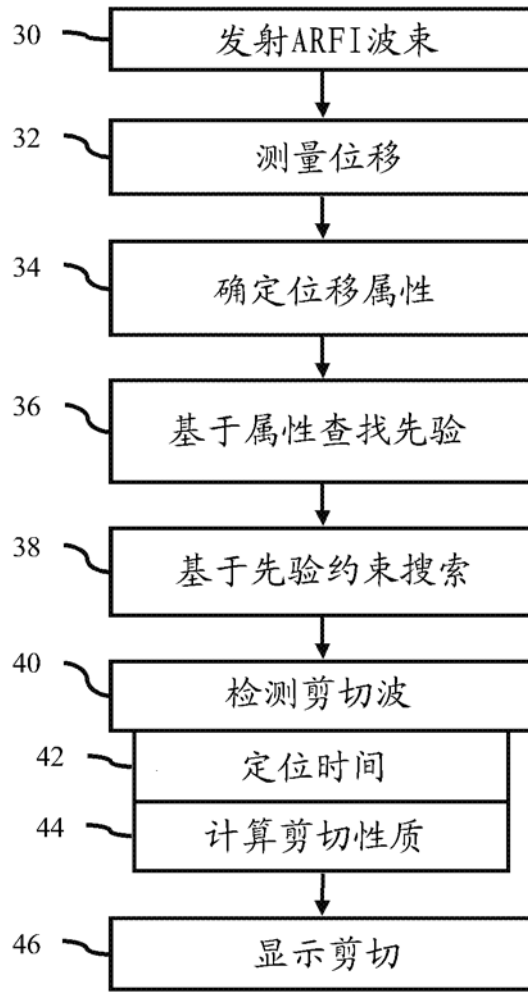


图 1

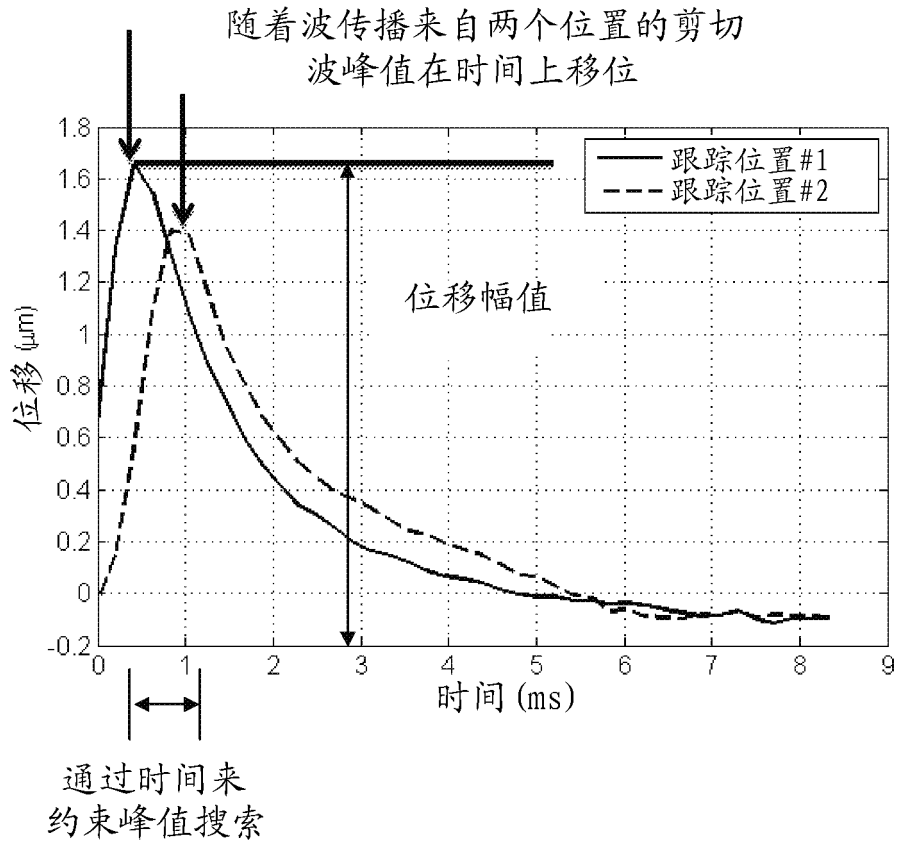


图 2

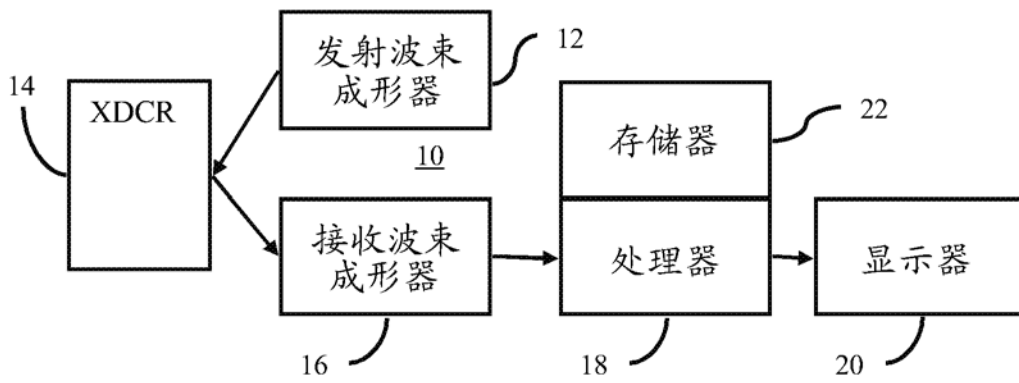


图 3

专利名称(译)	医学超声成像中的剪切波检测		
公开(公告)号	CN104510499B	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201410514340.6	申请日	2014-09-30
[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 金乘洙 N 伊凡切维奇		
发明人	范列湘 金乘洙 N.伊凡切维奇		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B8/085 A61B8/485 A61B8/5269 A61B8/587 G01S7/52042 G01S7/52022		
代理人(译)	王岳 胡莉莉		
优先权	14/042424 2013-09-30 US		
其他公开文献	CN104510499A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医学超声成像中的剪切波检测。利用超声来检测 (40) 剪切波。使用在更受控的环境 (例如具有较少噪声的环境) 中的先前测量结果来约束 (38) 剪切波的检测。例如，在幻影中测量 (32) 的剪切波被用来约束患者中剪切波的检测 (40) 以避免假阳性检测。

