



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110495903 A
(43)申请公布日 2019. 11. 26

(21)申请号 201910411423.5

(22)申请日 2019.05.17

(30)优先权数据

15/983430 2018.05.18 US

(71)申请人 美国西门子医疗系统股份有限公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 Y.拉拜德

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 黄涛 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

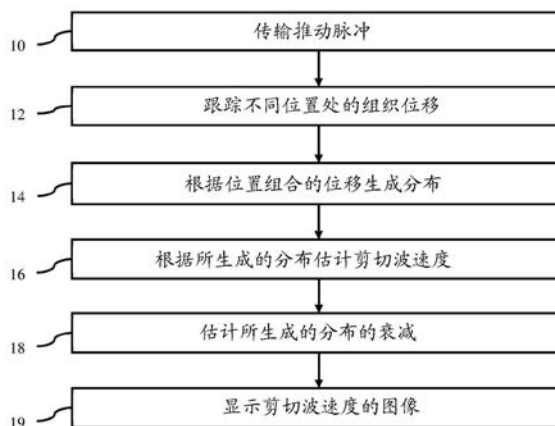
权利要求书2页 说明书9页 附图2页

(54)发明名称

具有增加的脉冲重复间隔的基于超声的剪切波成像

(57)摘要

对于利用超声进行剪切波成像,通过组合(14)来自不同横向位置的位移来增加表观脉冲重复频率。测试基于不同剪切波速度和对应的时间偏移和/或衰减以及对应的缩放的不同组合,以找到所述组合的平滑位移分布。一旦找到平滑位移分布,就估计或确定(18)对应的剪切波速度。



1. 一种用于由超声成像系统(50)进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
从换能器(54)传输(10)推动脉冲,所述推动脉冲在患者组织中生成(14)剪切波;
由超声成像系统(50)跟踪(12)在感兴趣区域中的多个位置处随时间的组织位移,所述组织位移响应于所述剪切波,所述随时间的组织位移针对每个位置以第一采样率被提供;
根据不同位置的所述随时间的组织位移的组合生成(14)时间位移分布,所述组合使用至少一个随时间的组织位移的时间偏移和缩放,所述时间位移分布具有大于第一采样率的第二采样率;
使用所述时间位移分布估计(16)剪切波速度;和
显示(19)图像,所述图像示出剪切波速度的估计值。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(14)所述时间位移分布包括:迭代地测试包括所述组合的不同组合,其中针对所述迭代中的不同迭代基于不同速度和衰减来提供不同的时间偏移和不同的缩放。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(14)包括:基于所述时间位移分布的平滑度水平、在频域中测量的平滑度水平或与模板的匹配来确定所述组合和对应的时间偏移和缩放。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中生成(14)包括:标识具有与标准匹配的时间偏移和缩放的组合。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中,生成(14)包括:根据三个或更多个位置的三个或更多个随时间的组织位移的组合生成(14)所述时间位移分布。
6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:基于所述缩放来估计(18)衰减。
7. 一种由超声成像系统(50)进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
从换能器(54)传输(10)推动脉冲,所述推动脉冲在患者组织中生成(14)剪切波;
由超声成像系统(50)确定在多个位置中的每个位置处的随时间的组织位移的位移分布,所述组织位移响应于所述剪切波;
标识由所述多个位置的所述位移分布形成的组合位移分布,所述组合位移分布基于不同剪切波速度的多个测试从组合中被选择,其中导致所述组合中最平滑组合的所述不同剪切波速度中的剪切波速度指示所述组合位移分布;
使用所述组合位移分布的标识来估计(16)剪切波速度;和
显示(19)图像,所述图像示出剪切波速度的估计值。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中标识包括:测量所述组合的平滑度水平。
9. 根据权利要求7所述的方法,其中标识包括:基于对不同时间偏移和不同缩放的所述多个测试进行标识。
10. 根据权利要求9所述的方法,还包括:根据导致所述组合中最平滑组合的所述缩放估计(18)剪切波衰减。
11. 根据权利要求7所述的方法,其中标识包括:从针对两个或更多个位置的位移分布标识组合位移分布。
12. 根据权利要求7所述的方法,其中估计(16)所述剪切波速度包括:根据导致所述组合中最平滑组合的所述时间偏移估计(16)所述剪切波速度。
13. 一种用于利用超声进行剪切波成像的系统,所述系统包括:

超声扫描仪(50),被配置为将来自换能器(54)的声学辐射力脉冲传输到组织中,并且被配置为在组织响应于由所述声学辐射力脉冲生成的剪切波时扫描所述组织;

图像处理器(56),被配置为生成不同的分布,每个不同的分布由来自不同位置的随时间的位移形成,以测试所述不同的分布,以及选择所述不同分布中的一个,以及

显示器(58),被配置为基于所选择的分布显示图像,所述图像示出剪切波速度。

14.根据权利要求13所述的系统,其中,所述图像处理器(56)被配置为:基于不同的剪切波速度和所述不同位置的随时间的位移的衰减来生成所述不同的分布,以及根据所述不同分布中所选择的一个估计所述剪切波速度。

15.根据权利要求13所述的系统,其中,所述图像处理器(56)被配置为基于测试的平滑度水平来选择所述一个分布。

具有增加的脉冲重复间隔的基于超声的剪切波成像

背景技术

[0001] 本实施例涉及使用超声的剪切波成像。在剪切波弹性成像(SWEI)中,通过跟踪由声学辐射力脉动(ARFI)诱发的剪切波引起的组织位移来形成图像。用于跟踪剪切波的最大脉冲重复频率(PRF)由跟踪脉冲的往返行程时间确定。在高度刚性的介质(诸如肌腱)中,剪切波行进得比在软组织中快。最大PRF可能不足以跟踪快速的剪切波。

[0002] 可以通过使用快速连续传输的一系列可分离信号跟踪剪切波来提供更高的PRF。例如,使用处于不同频率的跟踪脉冲或编码的传输脉冲来增加采样率。该方法可能遭受由来自不同的可分离的跟踪传输的杂波噪声引起的伪像以及遭受由使用具有不同频率或编码的传输脉冲的位移估计引起的误差。

发明内容

[0003] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于利用超声进行剪切波成像的方法、指令、计算机可读介质和系统。通过组合来自不同横向位置的位移来增加表观PRF。基于不同剪切波速度和对应的时间偏移和/或衰减以及对应的缩放的不同组合被测试,以找到组合的平滑位移分布。一旦找到平滑的位移分布,就估计或确定对应的剪切波速度。

[0004] 在第一方面中,提供了一种用于由超声成像系统进行剪切波成像的方法。换能器传输推动脉冲。推动脉冲在患者的组织中生成剪切波。超声成像系统在感兴趣区域中的多个位置处跟踪随时间的组织位移。组织位移响应于剪切波而发生,并且针对每个位置以第一采样率被采样。根据不同位置的随时间的组织位移的组合生成时间位移分布。该组合使用至少一个随时间的组织位移的缩放和时间偏移。时间位移分布具有大于第一采样率的第二采样率。使用时间位移分布估计剪切波速度。显示出剪切波速度的估计值的图像。

[0005] 在第二方面,提供了一种用于由超声成像系统进行剪切波成像的方法。换能器传输推动脉冲,所述推动脉冲在患者的组织中生成剪切波。超声成像系统确定在多个位置中的每一个处的随时间的组织位移的位移分布,并且所述组织位移响应于剪切波。标识由所述多个位置的位移分布形成的组合位移分布。组合位移分布基于不同剪切波速度的多个测试而选自所述组合,其中所述不同剪切波速度的中的导致组合中最平滑的组的剪切波速度指示组合位移分布。使用所述组合位移分布的标识来估计剪切波速度。显示出剪切波速度的估计值的图像。

[0006] 在第三方面,提供了一种用于利用超声进行剪切波成像的系统。超声扫描仪被配置为将来自换能器的声学辐射力脉冲传输到组织中,并且配置成在组织响应于由声学辐射力脉冲生成的剪切波时扫描所述组织。图像处理器被配置为生成不同的分布,每个不同的分布根据来自不同位置的随时间的位移形成,以测试不同的分布,并选择不同的分布中的一个。显示器被配置为基于所选择的分布显示出剪切波速度的图像。

[0007] 本发明由以下权利要求限定,并且该部分中的任何内容均不应被理解为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例讨论本发明的其他方面和优点,并且本发明的其他方面和优点可以在以后单独或组合地要求保护。

附图说明

[0008] 各部件和附图不一定按比例,而是将重点放在图示本发明的原理。此外,在附图中,相似的附图标记遍及不同的视图表示对应的部分。

[0009] 图1是用于由超声成像系统进行剪切波成像的方法的一个实施例的流程图;

图2图示了在刚性介质中针对剪切波的不同位置处的位移的稀疏采样;

图3和图4图示了来自图2的不同位置的位移的示例组合位移分布,其中图4的组合位移分布比图3的组合位移分布更平滑;和

图5是用于利用超声进行剪切波成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0010] 在高度刚性介质中提供利用超声的剪切波成像。医学成像中这种刚性介质的示例包括肌肉骨骼(MSK)(例如肌腱)、前列腺和肝脏局灶性病变。通过增加表观PRF,即使超声往返行程行进时间导致给定位置的欠采样,也可以更准确地估计剪切波速度。在其中跟踪频率不是问题的不太刚性的介质中可以使用相同的方法。这种方法增加了有效PRF,导致可能更准确的剪切波速度估计。

[0011] 来自多个横向位置的位移分布被组合。来自不同横向位置的位移分布基于可能的剪切波速度和衰减而被时间偏移和缩放。被时间偏移和缩放的分布被组合以形成具有更有效PRF的位移分布。通过找到产生最平滑或足够平滑的位移分布的时间偏移来计算剪切波速度。

[0012] 图1示出了用于由超声成像系统进行剪切波成像的方法的一个实施例。对于以较高速度行进的剪切波,由超声提供的用于跟踪的采样频率可能相对不频繁,导致欠采样和不太准确的剪切波速度估计。为了提高有效采样率,将来自不同位置的随时间的位移组合。具有最接近标准的位移分布的组合以更大的采样频率提供位移,以更准确地估计剪切波速度。

[0013] 利用超声成像系统(诸如针对图5描述的系统)执行各动作。换能器和/或波束形成器用于获取数据,并且图像处理器根据所述数据来估计位移并且根据所述位移估计剪切波速度和/或衰减。超声成像系统输出剪切波速度。诸如计算机或检测器之类的其他设备可用于执行任何所述动作。

[0014] 可以在图1的方法中提供附加的、不同的或更少的动作。例如,不提供动作18。作为另一示例,不提供动作16。在又一个示例中,提供了用于配置超声系统以扫描患者的动作。

[0015] 以所描述或示出的次序(例如,从上到下或按数字)执行各动作。可以提供其他次序,诸如通过针对另一个感兴趣区域重复所述动作。在一个示例中,动作16和18作为动作14的一部分或以相反的次序执行。

[0016] 在动作10和12中,超声系统生成剪切波并检测患者组织中不同位置处的剪切波。声学辐射脉动激励(ARFI或推动脉冲)或其他应力源在组织中生成剪切波。当剪切波传播通过组织时,组织移位。根据由剪切波的经过引起的组织位移检测剪切波。通过利用超声来扫描所述组织,获取用于计算随时间的位移的数据。使用相关性或其他相似性度量,确定在不同时间获取的由扫描所表示的位移。超声系统获取针对不同位置的随时间的组织位移(即,位移分布)。

[0017] 在动作10中,波束形成器生成用于聚焦超声传输的电信号,并且换能器将电信号转换为声学信号,用于将推动脉冲从换能器传输到焦点区域。使用ARFI。声学激励被传输到患者体内。声学激励充当用于引起剪切波的脉动激励。例如,具有与用于对组织进行成像的B模式传输相似或更低的能量或峰值幅度水平的400周期传输波形作为声学波束传输。在一个实施例中,传输是应用于视场的剪切波生成序列。可以使用任何ARFI或剪切波成像序列。可以使用其他应力源,例如捶击器(机械冲击或振动源)。

[0018] 由能量、幅度、定时或其他特性来配置所述传输,以在组织上引起足以使焦点位置处的组织移位的应力。例如,相对于视场或感兴趣区域(ROI)设置波束的传输焦点,以使所生成的剪切波位移遍及整个视场或ROI。脉动激励在空间位置生成剪切波。在激励足够强的情况下,生成剪切波。剪切波横向穿过组织的传播比纵向波沿声波发射方向的传播更慢,因此可以通过定时和/或方向来区分波的类型。由剪切波引起的组织位移在更接近生成所述波的焦点位置的位置处更大。当波行进时,波的量值衰减。组织的刚性影响剪切波速度和/或衰减。

[0019] 在动作12中,跟踪组织位移。超声系统(诸如系统的图像处理器)跟踪响应于推动脉冲而引起的位移。对于多个位置中的每一个,跟踪由传播的剪切波引起的位移。跟踪是轴向的(即,沿扫描线一维地跟踪位移),但可以是二维或三维跟踪。被跟踪的位置横向分布(例如,垂直于扫描线),但是可以分布在二维或三维中。

[0020] 跟踪是随着时间的。在预期所述波传播经过所述位置的时段内,针对任何数量的时间采样找到每个位置的组织位移。由于针对快速行进的剪切波的PRF不足,因此时间采样可能是欠采样。通过在多个位置处进行跟踪,提供了针对不同位置的随时间的位移的组织位移分布。

[0021] 跟踪的时段可以包括在传输推动脉冲和/或剪切波到达每个给定位置之前的时间。类似地,跟踪的时段可以包括在组织松弛或整个剪切波已经传播经过每个位置之后的时间。当剪切波传播经过这些位置时,扫描所述组织。

[0022] 换能器和波束形成器在不同时间获取回波数据以确定组织的位移。利用超声扫描检测位移。至少一些超声数据响应于由剪切波或压力引起的位移。利用超声扫描诸如感兴趣区域、整个视场或感兴趣子区域之类的区域。监测该区域以检测所述波。回波数据表示在不同时间经受不同量的压力时的组织。该区域为任何尺寸,诸如横向为5x5mm,并且轴向为10mm。例如,执行B模式扫描以检测组织位移。可以使用任何采样或波束形成器分辨率,诸如在每0.25mm具有样本位置的线性网格上进行测量。多普勒、彩色血流造影或其他超声模式可用于检测位移。

[0023] 对于给定时间,超声被传输到感兴趣的组织或区域。可以使用任何现在已知的或以后开发的位移成像。例如,使用具有1-5个周期持续时间的脉冲,其强度小于 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ (例如,B模式脉冲)。可以使用具有其他强度的脉冲。针对任意数量的扫描线执行扫描。例如,响应于每次传输而形成以二维分布的八或十六个接收波束。在应用应力之后或同时,沿着单个传输扫描线重复执行B模式传输并沿着相邻的接收扫描线重复。在其他实施例中,响应于每次传输而形成其他数量的接收波束。可以使用附加的传输扫描线和对应的一条或多条接收线。可以使用任何数量的重复,诸如对于更快速的剪切波,大约120次或在15ms内或更短。

[0024] B模式强度可能由于组织随时间的位移而变化。针对每个位置持续检测位移或检测一系列位移。对于被监测的扫描线,提供一系列数据,该系列数据表示由应力导致的组织运动的时间分布。通过多次执行传输和接收,表示不同时间的所述区域的数据被接收。

[0025] 针对多个空间位置中的每一个检测位移。可以测量任何数量的样本位置的位移,诸如在 $10 \times 5\text{mm}$ 的感兴趣区域中每四分之一毫米进行测量。在每个样本点处确定位移分布,或者来自两个或更多个样本点的数据被组合以给出针对子区域的位移分布。测量每个样本点和每个样本时间的位移。

[0026] 根据作为两个时间之间的位移的接收到的数据检测速度、方差、强度模式的偏移(例如,斑点追踪)或其他信息。在使用B模式数据的一个实施例中,来自不同扫描的数据作为时间的函数轴向相关。对于每个深度或空间采样位置,执行遍及多个深度或空间采样位置(例如,64个深度的核心,其中中心深度是针对其计算所述分布的点)的相关。例如,当前数据集与参考数据集被相关多次。在当前集中标识以参考集中的给定位置为中心的数据子集的位置。执行两个数据集之间的不同相对转换。

[0027] 参考是来自另一扫描的第一或另一数据集或数据。参考集来自应力之前,但可能来自应力之后。相同的参考用于整个位移检测,或者参考数据在正在前进的或移动的窗口中改变。

[0028] 计算在不同偏置位置中的每一个处的数据的相似性或相关性水平。具有最大相关性的转换表示针对该时间的与当前数据和所述参考比较相关联的位移或偏置。

[0029] 可以使用任何现在已知的或以后开发的相关性,诸如互相关性、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和/或斑点是相关的。使用多普勒检测,杂波滤波器传递与移动组织相关的信息。组织的速度根据多个回波得出。速度用于确定朝向或远离换能器的位移。替代地,不同位置处的速度之间的相对或差异可指示应变或位移。

[0030] 组织的位移从剪切波到达之前的稳定状态开始,然后位移增加到最大值,之后位移衰减回到稳定状态。其他位移分布是可能的。图2示出了16个相邻位置的随时间的位移的示例位移分布。由于欠采样,未提供通常渐变的曲线。在该示例中,七次扫描所述组织以进行跟踪。对于每个横向位置,由剪切波导致的位移的峰值应该在相邻位置的峰值之间的时间发生。在欠采样的情况下,剪切波显现为在一个时间处(约 $6\mu\text{s}$)在一组位置处发生,并且显现为在另一时间(约 $9\mu\text{s}$)在另一组位置处发生。可以提供针对每个位置的超声跟踪的采样率的更多或更少量的欠采样。根据欠采样的位移分布估计剪切波的准确性较差。

[0031] 在动作14中,图像处理器根据不同位置的随时间的组织位移的组合生成时间位移分布。为了增加有效PRF,使用来自不同位置的位移来创建具有更大采样率的位移分布。由于在任何给定采样时间剪切波的峰值位于一个位置而不是其他位置,因此该组合提供了具有更大采样率的分布。

[0032] 该组合具有来自两个或更多个位置的位移或位移分布。由于位移分布本身不被相关以检测偏移和对应的剪切速度,因此可以组合来自三个或更多个位置的位移。例如,组合来自四个、八个、十六个或三十二个横向间隔位置的位移。针对感兴趣区域提供一种组合以估计针对该区域的剪切波速度。

[0033] 在另一实施例中,使用定义位置的窗口。窗口以针对一个组合的一个位置为中心。窗口在空间上被偏移以便针对另一种组合以其他位置为中心。针对窗口位置的每个设置的

窗口中的跟踪样本位置被组合。结果,为不同组的位置提供不同的组合,从而允许速度的空间估计(即,针对不同位置(窗口的中心在不同位置)的不同剪切波速度)。

[0034] 测试了不同的可能组合。形成多个测试组合。可能的组合迭代遍历剪切波速度和/或衰减。给定剪切波速度,计算各个位移分布的时间偏移。最终剪切波速度是产生最平滑的组合分布的速度。类似地,可能的组合迭代遍历剪切波衰减系数。给定衰减系数,针对各个位移分布计算缩放因子。最终衰减系数是产生最平滑的组合分布的衰减系数。基于导致足够平滑的组合位移分布的时间偏移和/或缩放来选择一个可能的组合以提供速度和/或衰减。

[0035] 利用时间偏移和/或缩放形成每个组合。测试对应于不同速度和衰减的不同时间偏移和缩放。一个位移分布用作参考,并且组合中的其他位移分布基于由正被测试的速度和/或衰减提供的时间偏移和/或缩放在时间上被偏移和/或缩放。测试对应于不同偏移和缩放的组合。

[0036] 例如,每个组合形成有时间偏移和/或缩放。不同的各个分布的时间偏移和缩放基于不同的位置而不同。使用四个位移分布来形成组合,第一个是参考。其他三个分布被时间偏移和缩放。三个分布中的每一个被偏移和缩放的量是不同的。假定四个横向位置中任意两个相邻位置之间为1mm,基于正被测试的速度应用时间偏移。在第一次迭代中,检查剪切波速度是否为 $4\text{m/s}=4\text{mm/ms}$ 。分布1没有偏移;分布2偏移 $t=d/vs=1\text{mm}/4\text{mm/ms}=0.25\text{ms}$;分布3偏移 $t=d/vs=2\text{mm}/4\text{mm/ms}=0.5\text{ms}$;并且分布4偏移 $t=d/vs=3\text{mm}/4\text{mm/ms}=0.75\text{ms}$ 。通过组合所有四个分布获得的所产生的组合位移分布是针对平滑度被测试的分布。当仅有两个位置时,为每个速度和/或衰减提供单个时间偏移和/或单个缩放。

[0037] 可以使用任何搜索模式,其中基于速度和衰减来测试一系列时间偏移和缩放。测试不同的迭代。在一个实施例中,测试不同的速度和对应的时间偏移。一旦速度被选择,就测试不同的衰减和对应的缩放。可以测试衰减,然后测试速度。在另一个实施例中,仅测试衰减或仅测试速度。在又一个实施例中,每次迭代都改变衰减和速度二者。在另一实施例中,使用循环迭代。测试不同的速度,然后使用所选择的测试不同的衰减,然后使用所选择的衰减测试不同的速度并且该速度以先前选择的速度为中心。可以使用遍及该过程的任何数量的循环。

[0038] 所应用的初始时间偏移和/或缩放可以基于预期的偏移和/或缩放(即,预期的速度和/或衰减)。可以由用户输入指示正被成像或正在测量针对其的剪切波速度的组织的类型。初始偏移和/或缩放基于组织的指示。还测试了不同于初始偏移和/或缩放的其他偏移和/或缩放。

[0039] 缩放可以是给定值,或者可以是关于位置的线性缩放。远离参考的位置被缩放由从参考位置的衰减和距离给出的量。对于时间偏移,时间偏移是累积的。位置距参考位置越远,时间偏移越大。作为距离的函数的时间偏移量随速度而变化。

[0040] 在针对给定速度和/或衰减应用时间偏移和/或缩放之后,将从不同位置产生的位移组合成单个位移分布。图3和4示出了来自图2的位移的两个这样的组合。图3表示根据一个速度和对应的时间偏移的一种可能组合,该速度和对应的时间偏移基于位置间隔跨各个位置被应用。图4表示根据另一速度和对应的时间偏移的另一种可能组合。

[0041] 选择提供最平滑或足够平滑的位移分布的组合。由传播的剪切波引起的位移具有

随时间的标准(即,典型的)或预期的分布形状。测试每种可能的组合以确定平滑度或与标准匹配的水平。选择或标识具有最平滑或最标准分布的组合。在其他实施例中,应用平滑度或标准度的阈值水平。一旦找到具有足够平滑度或标准度的组合,则搜索结束。

[0042] 可以以任何方式测量平滑度水平。图4示出了具有比图3更大平滑度的组合。可以测量时间和/或幅度间隙的尺寸,其中较小尺寸的间隙指示更大的平滑度。在另一种方法中,来自不同位置的位移的组合被变换到频域中。傅里叶变换被应用于由所述组合形成的位移分布。量化高频内容的量。较低的高频内容指示更平滑的分布。在又另一种方法中,组合位移分布与模板匹配。模板或默认表示标准。组合位移分布与模板的相似性水平(例如,相关系数)指示平滑度水平。可以使用其他平滑度或标准度的度量。

[0043] 选择导致最平滑(或最标准)或足够平滑(或标准)的位移分布的通过时间偏移和/或缩放形成的组合。测试不同的可能组合。在图3和4的示例中,选择了导致图4的组合的位移分布。该选择标识导致该组合的时间偏移和/或缩放。

[0044] 由于将来自不同位置的位移组合成一个分布,所以有效采样率增加。例如,图4的位移分布的有效采样率是图2的针对单个位置的任何位移分布的采样率的16倍。因此,提供了更完整或更好的采样位移分布,从而允许根据更大量的信息(即,更多样本)估计剪切波速度。

[0045] 在动作16中,图像处理器使用时间位移分布估计剪切波速度。确定患者组织中的剪切波速度。使用所选择的或标识的组合位移分布。相对于针对位置的随时间的位移的PRF具有对应的更大PRF的相对或足够平滑或标准的组合位移分布标识剪切波速度。

[0046] 在一个实施例中,导致所述组合的偏移指示剪切波速度。针对所选择的组合的时间偏移基于剪切波速度。组合的选择指示由给定速度导致的基于位置的时间偏移,基于位置的时间偏移提供速度的估计值。在替代实施例中,针对不同的空间窗口或子区域选择不同的组合。所得到的组合可以被彼此相关以提供组合之间的相位偏移。针对不同组合的窗口中心之间的距离和从最大相关性的相位偏移指示剪切波速度。

[0047] 在动作18中,图像处理器估计衰减。使用所选择的组合位移分布估计所述衰减。所选择的组合的缩放指示幅度随距离的变化率。应用于位移的缩放映射到剪切波的衰减。衰减是指数函数: $\exp^{-\alpha d}$,其中 α 是衰减系数,并且 d 是距参考位置的横向位置或距离。导致平滑或标准位移分布的缩放指示组织中的剪切波衰减。可以确定作为位置(即,空间窗口放置)的函数的衰减。

[0048] 在动作19中,图像处理器传输剪切波速度的估计值,剪切波衰减的估计值和/或两者。所述传输去往显示器、存储器或网络。例如,所述传输是来自超声成像系统的输出或在超声成像系统内。

[0049] 在一个实施例中,输出示出速度和/或衰减的估计值的图像。在B模式图像或其他超声图像上提供针对感兴趣区域的值。速度和/或衰减的一个和/或多个值作为文本、数字被输出或被编码在图形中。例如,用户选择B模式图像上的位置。作为响应,超声系统计算以所选位置为中心的区域的剪切波速度的值。所计算的值的数字、文本和/或图形表示被叠加在B模式图像上,被独立显示或以其他方式传送给用户(例如,添加到报告)。

[0050] 在估计不同位置的速度的情况下,生成剪切速度空间分布的图像。例如,剪切波速度图像基于作为感兴趣区域中的位置的函数的剪切速度被颜色调制。剪切波速度图像叠加

在B模式图像上，B模式图像覆盖比感兴趣区域或剪切波速度图像更大的视场。替代地，亮度、帐篷状物、色调或颜色图基于速度。在其他实施例中，提供了其他类型的弹性成像、无剪切或弹性图像、和/或不同类型的超声成像。

[0051] 图5示出了用于利用超声进行剪切波成像的系统50的一个实施例。系统50实现图1的方法或其他方法。将来自不同位置的作为时间的函数的位移组合成具有更大有效PRF的位移分布，以估计患者组织中的剪切波特性。

[0052] 系统50包括传输波束形成器52、换能器54、接收波束形成器55、图像处理器56、显示器58和存储器57。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如，提供用户输入以供用户与系统交互，诸如用于选择要进行测量的位置或用于指定感兴趣区域的放置。

[0053] 系统50是医学诊断超声成像系统或超声扫描仪。系统50被配置成：将来自换能器54的声学辐射力脉动传输到组织中，以及当组织响应于由声学辐射力脉动创建的剪切波时，在多个位置扫描所述组织。超声扫描仪跟踪对剪切波的响应。在替代实施例中，系统50包括前端扫描仪和后端处理器，诸如个人计算机、工作站、PACS站、或在相同位置或分布在网络上用于实时或后采集成像的其他布置。扫描部件（例如，传输波束形成器52、换能器54和接收波束形成器55）是与存储器57、图像处理器56和/或显示器58不同的设备的一部分。后端可以从存储器获取数据或从通过网络的传送获取数据。前端将该数据提供给存储器或网络。

[0054] 传输波束形成器52是超声传输器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。传输波束形成器52被配置为针对多个通道生成具有不同或相对幅度、延迟和/或定相的波形。在响应于所生成的电波形而从换能器54传输声波时，形成一个或多个声学波束。生成一系列传输波束用于扫描一区域。可以使用扇区、Vector[®]、线性或其他扫描格式。在替代实施例中，传输波束形成器52生成平面波或发散波以进行更快速的扫描。多次扫描相同的区域。对于剪切成像，使用沿相同线的一系列扫描。

[0055] 相同的传输波束形成器52可以生成用于跟踪的脉动激励（ARFI或推动脉冲）和声学波束。生成用于ARFI的电波形，然后生成用于跟踪的电波形。在替代实施例中，提供不同的传输波束形成器用于生成ARFI而不是用于跟踪。传输波束形成器52使换能器54生成声能。使用跨通道的延迟分布，传输波束形成器52将推动脉冲引导到一个或多个期望的焦点位置并进行扫描以跟踪位移。

[0056] 换能器54是用于从电波形生成声能的阵列。对于阵列，相对延迟使声能聚焦。给定的传输事件对应于在给定聚焦延迟的情况下基本上同时由不同元件对声能的传输。传输事件可以提供超声能量脉冲以使组织移位。脉冲是脉动激励或跟踪脉冲。脉动激励包括如下波形，该波形具有许多周期（例如，500个周期）但是由于剪切波传播而在相对短的时间内发生以引起组织在较长时间内的位移。跟踪脉冲可以是B模式传输，诸如使用1-5个周期波形。跟踪脉冲用于扫描经历应力改变的患者的区域。

[0057] 换能器54是压电或电容隔膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列。可以使用摇摆器阵列。换能器54包括用于在声能和电能之间进行换能的多个元件。响应于撞击换能器54的元件的超声能量（回波）而生成接收信号。所述元件与传输和接收波束形成器52、55的通道连接。

[0058] 接收波束形成器55包括多个通道，该通道具有放大器、延迟和/或相位旋转器以及

一个或多个加法器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器55由硬件或软件配置以应用相对延迟、相位和/或变迹法从而响应于每次成像或跟踪传输而形成一个或多个接收波束。对于来自用于使组织移位的脉动激励的回波,可能不会发生接收操作。接收波束形成器55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对延迟和/或定相和求和提供了波束形成。在替代实施例中,接收波束形成器55是用于使用傅立叶或其他变换生成样本的处理器。

[0059] 与传输波束形成器52协调,接收波束形成器55生成表示在不同时间的区域的数据。在ARFI之后,接收波束形成器55生成表示在不同时间沿一条或多条线的位置的波束。通过利用超声扫描所述区域,生成数据(例如,波束形成的样本)。通过重复进行扫描,获取表示在脉动激励之后的不同时间的区域的超声数据。

[0060] 接收波束形成器55输出表示不同样本位置的波束求和数据。可以提供动态聚焦。数据可能用于不同目的。例如,针对B模式或组织数据执行与针对剪切超声成像不同的扫描。替代地,B模式数据也用于跟踪剪切波。作为另一个示例,利用一系列共享扫描获取用于剪切成像的数据,并且单独地或使用一些相同的数据执行B模式或多普勒扫描。超声或回波数据来自任何处理阶段,诸如检测前的波束形成的数据或检测后的数据。

[0061] 存储器57是非暂时性计算机可读存储介质。例如,存储器57是高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他非暂时性计算机可读存储介质。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。

[0062] 存储器57被图像处理器56、控制器或存储器处理器配置为存储和提供数据。存储器57存储用于估计剪切波特性的任何数据。例如,存储超声数据(波束形成的数据和/或检测的数据)、位移、位移分布、时间偏移、缩放、平滑度水平、速度和/或衰减。

[0063] 图像处理器56根据存储在存储器57或另一存储器中的指令进行操作,以估计患者组织的衰减和/或剪切波速度。在计算机可读存储介质或存储器上提供用于实现本文讨论的过程、方法和/或技术的指令。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,执行附图中图示或本文描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型,并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样,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,指令被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通过计算机网络或通过电话线传送。在又其他实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0064] 图像处理器56包括B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关性处理器和/或傅立叶变换处理器,用于检测和处理来自波束形成的超声样本的用于显示的信息。

[0065] 在一个实施例中,图像处理器56包括一个或多个检测器和单独的处理器。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、图形处理单元、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、它们的组合、或其他现在已知或以后开发的用于估计组织中剪切波特性的设备。例如,单独的处理器由硬件、固件和/或软件配置为执行图1中所示的动作12-19中的一个或多个的任何组合。

[0066] 图像处理器56被配置为测量多个位置的位移分布(即,作为时间的函数的位移)。

例如,波束形成的数据或检测的数据与参考轴向相关,以确定在多个扫描线中的每一个处在给定时间内组织的位移量。位置是接收波束形成器55的样本位置或感兴趣区域的子区域。生成针对每个不同位置的随时间的位移的位移分布。例如,生成针对相应的16个横向间隔位置的16个位移分布。

[0067] 图像处理器56被配置为根据来自不同位置的分布的不同组合生成不同的位移分布。基于不同的速度和/或衰减,应用不同的时间偏移和/或缩放以形成不同的组合。测试来自不同位置的所产生的位移组合(即组合分布)。该测试确定与标准的相似性水平或平滑度。基于测试,选择一个组合分布。例如,具有最大或足够的平滑度水平的基于针对给定速度的时间偏移和/或针对给定衰减的缩放的来自不同位置的位移的组合被选择。

[0068] 图像处理器56被配置成估计剪切波速度。通过遍历剪切波速度和所产生的时间偏移的迭代,针对不同分布中所选择的分布的速度是患者体内剪切波的速度。样本位置之间的距离被认为是应用时间偏移的一部分。测试由各种速度和对应的时间偏移导致的组合,因此基于测试所选择的组合指示组织中剪切波的速度。结果,对组合的测试提供了剪切波速度。类似地,缩放提供衰减。

[0069] 图像处理器56被配置为生成一个或多个图像。该图像包括颜色调制区域和/或字母数字文本,它们表示或基于速度或衰减的值,诸如在组织的2D或3D表示的图像上的注释。速度和/或衰减的值被显示为文本、数字和/或显示在与组织的任何空间表示分离的图形或组织的任何空间表示上的注释中。在估计速度和/或衰减的空间分布的情况下,可以生成速度或衰减空间分布的图像。该图像被呈现为B模式图像内的感兴趣区域或叠加或者被单独呈现。

[0070] 显示器58是CRT、LCD、投影仪、等离子体或用于显示值、图形、二维图像或三维表示的其他显示器。二维图像表示诸如平面的区域中的空间分布。根据表示体积中的空间分布的数据呈现三维表示。显示器58由图像处理器56或其他设备通过输入要显示为图像的信号来配置。显示器58显示表示估计值的图像。例如,该图像基于所选择的组合位移分布示出剪切波速度。

[0071] 由于组合分布,在图像上提供的剪切波速度更准确和/或被提供用于本来将被欠采样的刚性介质。结果,为医生提供了更准确的针对诊断、预后和/或治疗的信息。例如,医生可以更能够确定是否应该对病变进行活组织检查。这可以避免不必要的外科手术。

[0072] 虽然上面已经参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解,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,前面的详细描述旨在被认为是说明性的而不是限制性的,并且应该理解,以下权利要求,包括所有等同物,旨在限定本发明的精神和范围。

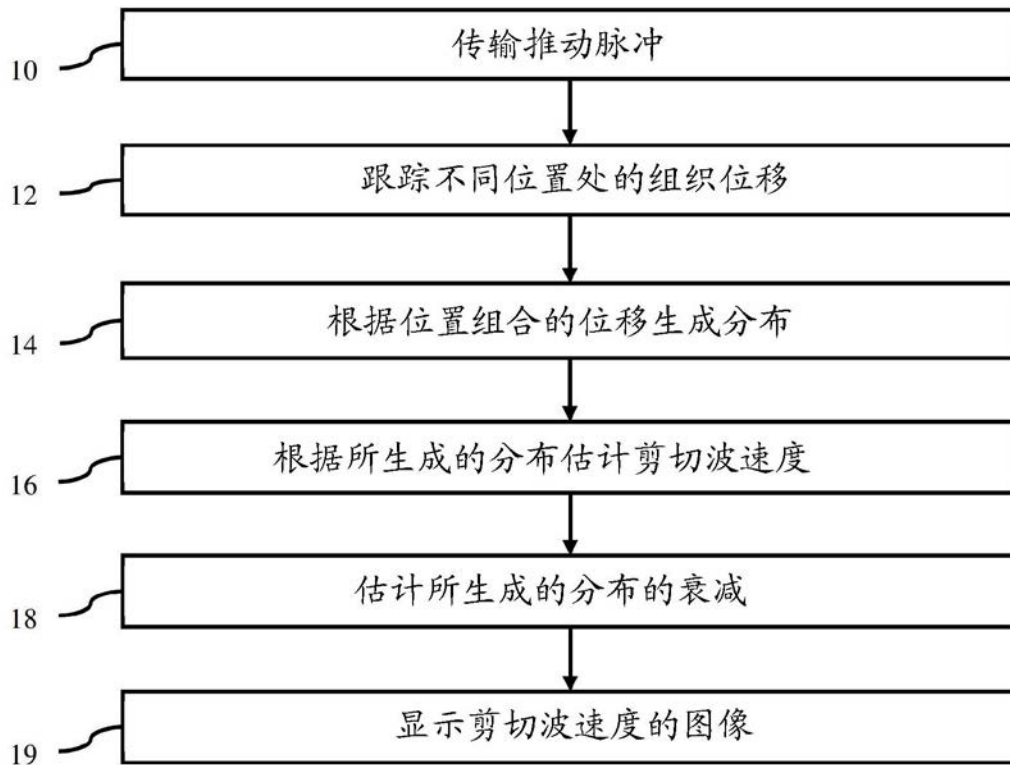


图 1

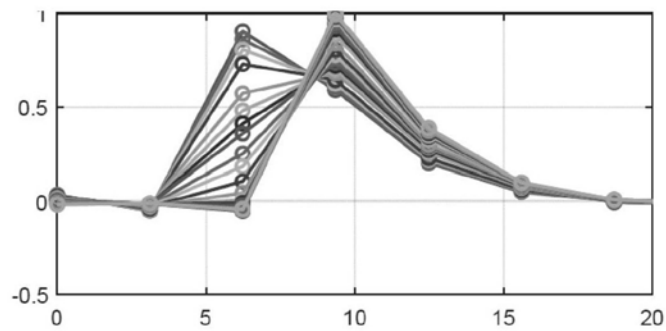


图 2

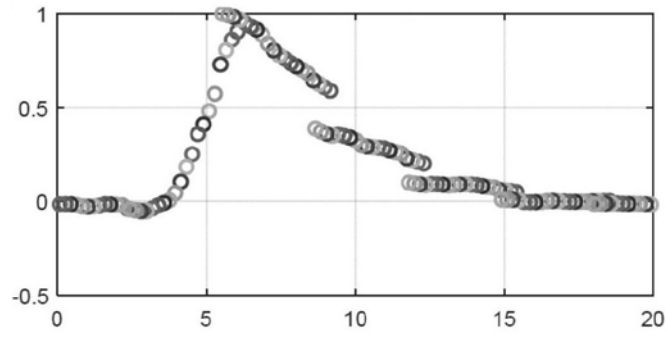


图 3

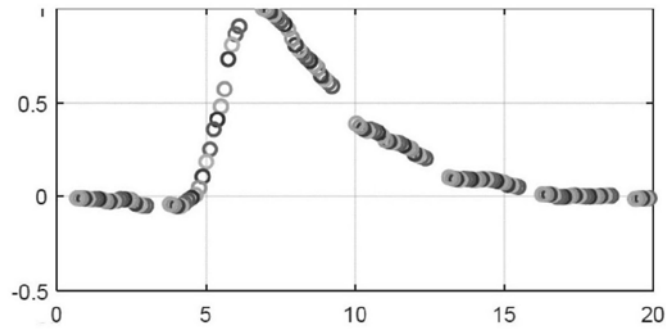


图 4

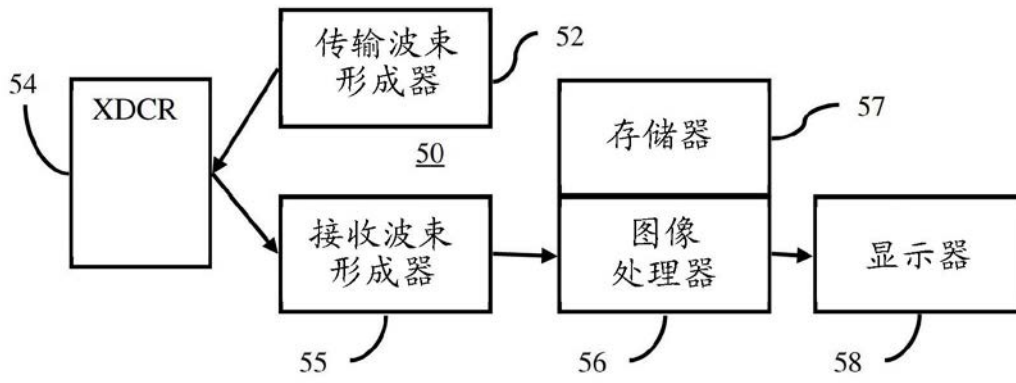


图 5

专利名称(译)	具有增加的脉冲重复间隔的基于超声的剪切波成像		
公开(公告)号	CN110495903A	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201910411423.5	申请日	2019-05-17
[标]发明人	Y 拉拜德		
发明人	Y.拉拜德		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/44 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/15 A61B8/463 A61B8/488		
代理人(译)	黄涛 刘春元		
优先权	15/983430 2018-05-18 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

对于利用超声进行剪切波成像，通过组合 (14) 来自不同横向位置的位移来增加表观脉冲重复频率。测试基于不同剪切波速度和对应的时间偏移和/或衰减以及对应的缩放的不同组合，以找到所述组合的平滑位移分布。一旦找到平滑位移分布，就估计或确定 (18) 对应的剪切波速度。

