



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110893103 A
(43)申请公布日 2020.03.20

(21)申请号 201910863476.0

(22)申请日 2019.09.12

(30)优先权数据

16/128801 2018.09.12 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 张凌苗 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

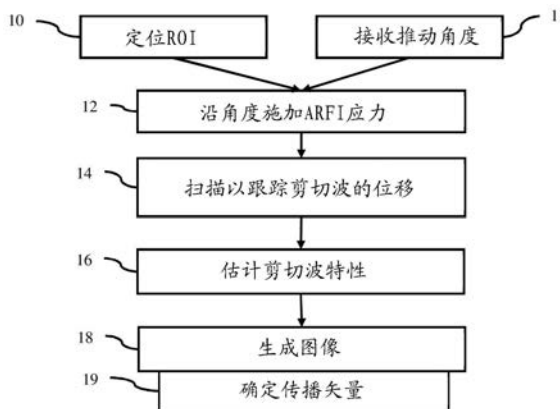
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

用于基于超声的剪切波成像的角度

(57)摘要

用于基于超声的剪切波成像的角度。对于利用超声的剪切波成像,基于组织信息选择(11)ARFI波束的方向,诸如垂直于组织的取向或不同于垂直于换能器阵列的面。结果,垂直于ARFI波束测量(14)的估计(16)的剪切波速率可能更接近于实际剪切波速率。替代地或附加地,确定(19)剪切波的传播的一个或多个矢量并将其显示(18)给用户,从而允许用户可视化组织的各向异性的程度以判断对剪切波速率估计(16)的影响。



1. 一种用于利用超声扫描仪进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
定位(10)患者的组织的感兴趣的区域;
接收(11)角度;
将辐射力脉冲从超声扫描仪的换能器传输(12)到患者的组织的感兴趣的区域中或靠近患者的组织的感兴趣的区域的焦点位置,辐射力脉冲传输(12)来以所述角度与焦点位置相交,剪切波由于辐射力脉冲而生成;
当剪切波在感兴趣的区域中传播时,由超声扫描仪利用超声来扫描(14)感兴趣的区域;
根据扫描(14)来估计(16)剪切波特性;
生成(18)患者的组织的剪切波特性的图像。
2. 如权利要求1所述的方法,其中定位(10)感兴趣的区域包括通过感兴趣的区域的用户输入在超声图像上定位(10)感兴趣的区域。
3. 如权利要求1所述的方法,其中接收(11)角度包括接收(11)角度的用户输入。
4. 如权利要求1所述的方法,其中接收(11)角度包括根据图像处理并且无需角度的用户输入来确定角度。
5. 如权利要求4所述的方法,其中确定角度包括基于到达时间根据矢量场确定。
6. 如权利要求4所述的方法,其中确定角度包括基于沿非平行接收扫描线的位移根据矢量场确定。
7. 如权利要求1所述的方法,其中接收(11)角度包括确定感兴趣的区域内的解剖结构的取向并将角度设置为垂直于所述取向。
8. 如权利要求1所述的方法,其中传输(12)包括形成聚焦在焦点位置处并沿传输扫描线的声束,传输扫描线处于所述角度处。
9. 如权利要求8所述的方法,其中感兴趣的区域是矩形或正方形,并且其中传输扫描线与矩形或正方形感兴趣的区域的所有侧不垂直且不平行。
10. 如权利要求1所述的方法,其中扫描(14)包括在感兴趣的区域上重复传输跟踪脉冲并接收(11)响应于跟踪脉冲的声学响应。
11. 一种用于利用超声扫描仪进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
将辐射力脉冲从超声扫描仪的换能器传输(12)到患者的组织,剪切波由于辐射力脉冲而生成;
当剪切波在组织中传播时,由超声扫描仪利用超声来扫描(14)组织;
根据扫描(14)来确定(19)剪切波的传播的方向;以及
生成(18)表示剪切波在患者的组织中的传播的方向的图像。
12. 如权利要求11所述的方法,其中扫描(14)包括针对组织中的多个位置中的每个位置确定由剪切波引起的随时间的位移,并且其中确定(19)方向包括根据在所述位置处的剪切波的到达时间的梯度来确定(19)方向,到达时间基于位移。
13. 如权利要求11所述的方法,其中生成(18)图像包括将矢量场生成(18)为示出感兴趣的区域中的位置的方向的箭头。
14. 一种用于利用超声进行剪切波成像的系统,所述系统包括:
传输波束形成器,其被配置成沿传输线将推动脉冲传输到患者的组织中,推动脉冲的

传输线相对于组织中的位置的传输角度是可选择的；

接收波束形成器，其被配置成在传输推动脉冲之后从扫描(14)接收信号；

图像处理器，其被配置成根据接收信号来确定剪切波速率和剪切波在组织中的传播角度；以及

显示器，其被配置成输出剪切波速率的剪切速率图像，所述剪切速率图像具有表示传播角度的图形。

15. 如权利要求14所述的系统，其中图形包括箭头。

用于基于超声的剪切波成像的角度

背景技术

[0001] 本实施例涉及剪切波成像。组织中的剪切波速度可能在诊断上是有用的，因此超声被用于估计患者的组织中的剪切速度。通过沿感兴趣的区域附近或在感兴趣的区域中的传输扫描线传输声辐射力脉冲 (ARFI)，在 ARFI 焦点处生成剪切波。假设剪切波主要垂直于传输扫描线传播。超声扫描监视剪切波在感兴趣的区域内的传播。在离剪切波的原点一定距离处的剪切波的到达时间被用于确定剪切波在组织中的速率。可以估计感兴趣的区域内的针对不同位置的速度，从而提供剪切波速率的空间分布。

[0002] 各向异性组织可能影响剪切波的生成、传播和检测。肌肉、胶原蛋白或其他纤维可能导致剪切波主要以与垂直于 ARFI 的传输波束不同的角度传播。剪切波垂直于 ARFI 波束传播的假设导致低估了剪切波速率。超声成像系统不提供用于表征剪切波各向异性的工具，因此用户可以改变视场以从不同视点测量剪切波速率。该方法是不精确且耗时的。

发明内容

[0003] 通过介绍的方式，以下描述的优选的实施例包括用于利用超声来进行剪切波成像的方法、具有指令的计算机可读存储介质和系统。基于组织信息选择 ARFI 波束的方向，诸如垂直于组织的取向或不同于垂直于换能器阵列的面。结果，垂直于 ARFI 波束测量的估计剪切波速率可能更接近于实际剪切波速率。替代地或附加地，确定剪切波的传播的一个或多个矢量并将其显示给用户，从而允许用户可视化组织的各向异性的程度以判断对剪切波速率估计的影响。

[0004] 在第一方面中，提供了一种用于利用超声扫描仪进行剪切波成像的方法。定位患者的组织的感兴趣的区域，并且接收角度。将辐射力脉冲从超声扫描仪的换能器传输到患者的组织的感兴趣的区域中或靠近患者的组织的感兴趣的区域的焦点位置。辐射力脉冲被传输来以该角度与焦点位置相交。剪切波由于辐射力脉冲而生成。当剪切波在感兴趣的区域中传播时，超声扫描仪利用超声来扫描感兴趣的区域。根据扫描来估计剪切波特性。生成患者的组织的剪切波特性的图像。

[0005] 在第二方面中，提供了一种用于利用超声扫描仪进行剪切波成像的方法。将辐射力脉冲从超声扫描仪的换能器传输到患者的组织。剪切波由于辐射力脉冲而生成。当剪切波在组织中传播时，超声扫描仪利用超声来扫描组织。根据扫描来确定剪切波的传播的方向。生成表示剪切波在患者的组织中的传播的方向的图像。

[0006] 在第三方面中，提供了一种用于利用超声进行剪切波成像的系统。传输波束形成器被配置成沿传输线将推动脉冲传输到患者的组织中。推动脉冲的传输线相对于组织中的位置的传输角度是可选择的。接收波束形成器被配置成在传输推动脉冲之后从扫描接收信号。图像处理器被配置成根据接收信号来确定剪切波速率和剪切波在组织中的传播角度。显示器被配置成输出剪切波速率的剪切速率图像，所述剪切速率图像具有表示传播角度的图形。

[0007] 本发明由下面的权利要求来限定，并且该部分中没有什么应当被视为对那些权利

要求的限制。以下结合优选的实施例讨论本发明的进一步的方面和优点,并且之后可以独立地或组合地要求保护本发明的进一步的方面和优点。

附图说明

[0008] 部件和附图不一定按比例,代之以重点在于说明本发明的原理。此外,在附图中,相同的参考标号贯穿不同的视图指定对应的部分。

[0009] 图1是用于利用超声扫描仪来进行剪切波成像的方法的一个实施例的流程图;

图2图示了针对感兴趣的区域和用于剪切波成像的ARFI传输扫描线的示例空间布置;

图3图示了针对具有成角度的ARFI传输扫描线并利用传播矢量成像的感兴趣的区域的示例空间布置;以及

图4是用于剪切波成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0010] 提供剪切波矢量成像。组织各向异性导致剪切波主要沿优先方向传播。处理各向异性可以改善剪切波弹性成像(SWEI)并提供附加的临床益处。在许多超声系统中,难以评估各向异性,因为SWEI中的推动和跟踪波束的角度不受用户控制。剪切波矢量成像使用矢量用于推动波束和/或检测到的剪切波传播的矢量。

[0011] 剪切波矢量成像可以使用推动波束的角度来更好地处理各向异性。在传统的SWEI中,推动波束的角度不受控制,而是代之以垂直于换能器。使用用户控制或图像处理来选择推动波束的角度,并且该推动波束的角度独立于感兴趣的区域控制。通过用户或自动控制推动波束角度,得到的剪切波特性的估计可能更准确。

[0012] 剪切波矢量成像可以显示出剪切波传播大小和/或方向的一个或多个矢量。通过确定沿传播方向的剪切波特性,估计可能更准确。矢量方向的指示可以帮助用户诊断和/或确定SWEI的准确性或可能的误差。矢量独立于剪切波速率或位移颜色图显示和/或覆盖在剪切波速率或位移颜色图上。在一个实施例中,计算到达时间图的梯度以获得作为矢量场的剪切波速率。在另一个实施例中,组合来自不同角度处的跟踪波束的位移图以计算剪切波位移场的大小和方向。

[0013] 图1示出了用于利用超声扫描仪进行剪切波成像的方法的一个实施例。ARFI波束的角度是诸如基于组织各向异性可选择的。可以确定并显示剪切波的传播的角度。可以使用ARFI波束的角度和检测到的传播的角度中的任何一个或两者。

[0014] 方法由图4的系统或不同的系统来实现。控制器、用户界面和/或图像处理器在动作11中接收推动角度和/或在动作10中定位感兴趣的区域。传输和接收波束形成器使用换能器来从患者传输和接收,包括在动作12和14中以可选择的角度的ARFI并跟踪组织响应。在动作16中,图像处理器估计剪切波特性。在动作18中,图像处理器生成图像。显示器可以被用于动作18。诸如超声扫描仪的其他部分的不同的设备可以执行动作中的任何动作。

[0015] 动作以所描述或示出的顺序(即,上到下)来执行,但是可以以其他顺序来执行。动作10和11可以以任何顺序来执行或者可以同时执行。动作19可以在动作18和/或动作16之前执行。

[0016] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,不执行动作11或动作19。可以提供

用于配置超声扫描仪、定位换能器和/或记录结果的动作。在另一个示例中,在动作12之前执行参考扫描,诸如用于检测组织各向异性的B模式扫描。为了确定由剪切波引起的组织运动,处于松弛状态中或未经受剪切波或经受相对少的剪切波的组织被检测作为参考。超声扫描仪检测参考组织信息。在动作12中,参考扫描在ARFI的传输之前发生,但是可以在其他时间执行参考扫描。可以使用诸如强度的B模式检测的任何类型的检测。在其他实施例中,没有检测的波束形成的数据被用作参考。

[0017] 在动作10中,超声扫描仪的超声扫描仪(例如,用户界面、控制器或图像处理器)定位针对患者的组织的感兴趣的区域。在扫描患者之后,生成B模式或其他图像。用户使用用户输入设备来输入图像上的感兴趣的区域,诸如选择在其周围放置二维或三维区域的点。替代地,图像处理器检测用于放置感兴趣的区域的位置,诸如应用机器学习的检测器来识别针对剪切波特性要测量的组织。

[0018] 通过点的选择、区域的放置或体积的放置来定位感兴趣的区域。感兴趣的区域具有诸如来自跟踪组织区域的任何形状。在一个实施例中,感兴趣的区域是矩形或正方形的,因此用户选择对角线的角位置或点和设置大小(sizing)。

[0019] 在动作11中,超声扫描仪接收角度。接收角度垂直于组织的取向。该角度基于解剖学的取向或剪切波的预期传播方向。由于感兴趣的区域中的组织的各向异性方向而设置角度。例如,纤维(例如,肌肉或胶原蛋白)的方向提供了取向。在纤维在感兴趣的区域内具有不同取向的情况下,使用中值、平均值或主要取向。角度垂直于该取向。该角度被用于定向推动或ARFI波束。

[0020] 替代地,接收角度是组织的取向。组织的角度可被用于确定与预期传播的垂直角度。

[0021] 超声扫描仪利用输入设备接收显示图像上的角度作为用户输入。用户放置矢量,诸如输入起点和终点。图2将感兴趣的区域22示出为放置在以B模式图像表示的组织上的矩形区域。感兴趣的区域22的侧与图像平行(例如,是水平和垂直的),但是可以倾斜或成其他角度。可以使用其他形状。在感兴趣的区域内,组织是肌肉纤维。纤维通常从左下到右上定向。

[0022] 角度独立于感兴趣的区域控制而确定。该角度基于组织,诸如感兴趣的区域内的组织。该角度与感兴趣的区域的取向无关,但是可以与感兴趣的区域的取向有关。对于角度的用户输入,角度被控制为单独的输入,诸如在放置感兴趣的区域之后对角度指示进行排序。ARFI波束的焦点位置可以被设置在相对于感兴趣的区域的给定位置处,但是角度独立于设置感兴趣的区域位置来控制或选择。

[0023] 在图2中,传输扫描线20由针对焦深的垂直线与水平线表示。用于放置感兴趣的区域22的控制自动地将传输扫描线20定位在离侧的给定距离处(在区域22内或外)。焦深被自动设置在相对于感兴趣的区域的给定深度处。

[0024] 图3表示角度的独立控制。虽然焦点位置可以位于相对于感兴趣的区域22的相同位置处,但是表示ARFI的传输扫描线20的角度被改变或设置为不同于垂直的。该角度可能受到换能器的限制。该角度与感兴趣的区域22的侧不平行或垂直。在其他实施例中,也可以选择焦深和/或位置。可以为用户显示传输扫描线20的两条线和焦深,以基于由超声扫描仪确定的角度来定位和/或显示。替代地,不显示线图形,其表示本文中讨论的角度。

[0025] 替代地,图像处理器或控制器接收角度作为由图像处理器进行的检测的输出。方向滤波、机器学习检测或其他图像处理被用于检测组织的取向。用于ARFI波束的传输扫描线20的角度被设置为垂直于检测到的组织各向异性的角度或者比垂直更接近于垂直(例如,成角度到由换能器允许的程度,同时具有足够大的孔径以提供ARFI功率)。该角度由图像处理确定,无需用户输入角度。替代地,用户输入通过图像处理细化的起始角度,或者反之亦然。

[0026] 在一个实施例中,剪切波的传播的方向被检测并用于设置用于随后的剪切波成像的角度。下面针对动作19讨论的方法中的任何方法可以被用于检测剪切波传播方向,诸如根据剪切波的到达时间或根据沿非平行接收扫描线的位移来确定传播和组织的取向。用于ARFI波束或推动脉冲的传输扫描线20的角度被设置成垂直于由组织各向异性引起的传播的取向或方向。

[0027] 给定视场中的感兴趣的区域的位置和大小,换能器可以限制转向角。鉴于换能器为向上或顶部或远离垂直于换能器或孔径的中心,该角度被选择为远离垂直。可能期望垂直于组织的取向,但是可以使用比与换能器面和/或传输的中心平行更接近于垂直。

[0028] 在动作12中,超声扫描仪传输ARFI,并且在动作14中,重复扫描(例如,传输跟踪脉冲并接收响应的超声数据)组织。重复扫描跟踪由从动作12的传输生成的剪切波引起的组织的位移。在动作16中,根据超声数据估计剪切波特性。

[0029] 在动作12中,超声扫描仪使用换能器来向组织施加应力。传输ARFI(即推动脉冲)以施加应力。ARFI可以由任何周期数(例如,数十或数百个周期)的周期脉冲波形来生成。例如,ARFI作为具有100-1000个周期的推动脉冲来传输。传输波束形成器针对传输孔径的元件产生波形,并且换能器响应于电波形产生声能。传输的声波沿扫描线传播,导致能量的沉积并引起剪切波。沿扫描线传输ARFI来以该角度与焦点位置相交。来自换能器的原点和/或角度由传输波束形成器设置,以使得ARFI波束沿处于垂直于组织的取向或远离垂直于换能器的角度处的波束形成。例如,沿图3的扫描线20形成ARFI波束。在该示例中,推动波束不与感兴趣的区域22的侧中的任何侧垂直或平行,而是垂直于各向异性组织的取向。由于换能器限制,ARFI扫描线的角度可能远离垂直于组织的取向,但是比垂直于换能器阵列的面的中心更接近于垂直于组织的取向。

[0030] 传输在点或焦点区域处聚焦的ARFI。ARFI波束沿传输扫描线20以该角度形成或传输。当向聚焦区域施加ARFI时,组织通过移动来响应于所施加的力。ARFI产生主要横向传播通过组织的剪切波。组织的各向异性可能导致不同于横向的传播。剪切波引起组织的位移。在与焦点间隔开的感兴趣的区域22中的每个给定空间位置处,该位移增加并且然后恢复到零,从而导致时间位移曲线(profile)。组织性质影响位移曲线。

[0031] 在动作14中,超声扫描仪扫描感兴趣的区域中的患者的组织。扫描被重复任何次数以确定由剪切波引起的在不同位置处的组织运动的量。将针对每次扫描的检测组织与组织的参考扫描进行比较。比较随着时间重复发生,以确定由于剪切波的通过而产生的位移。

[0032] 可以使用多普勒或B模式扫描以跟踪响应于应力的组织。响应于超声的传输,接收超声数据。对感兴趣的区域中的不同横向间隔位置(例如,在区域上或在体积上)执行传输和接收。针对每个空间位置提供传输和接收的序列以随时间跟踪。

[0033] 动作14在施加推动脉冲之后并且在组织正在响应于应力时发生。例如,传输和接

收在应力中的施加或改变之后并且在组织到达松弛状态之前发生。可以在施加应力之前、期间和/或之后执行超声成像。

[0034] 为了跟踪,超声扫描仪传输传输波束或跟踪脉冲的序列。向响应于应力的组织传输多个超声波束。用于跟踪传输的一条或多条扫描线与ARFI传输扫描线成一定角度或平行于ARFI传输扫描线,但非平行扫描线可被用于跟踪。

[0035] 在分离的传输事件中传输多个波束。传输事件是连续的间隔,其中传输在没有接收到响应于传输的回波的情况下发生。在传输的阶段期间不存在接收。在执行传输事件的序列的情况下,还与传输交错地执行相应的接收事件的序列。响应于每个传输事件并且在接下来的传输事件之前执行接收事件。

[0036] 针对传输事件,形成一个或多个传输波束。用以形成传输波束的脉冲具有任何周期数。可以使用任何包络、脉冲的类型(例如,单极、双极或正弦)或波形。

[0037] 换能器接收响应于每个传输事件的超声回波。换能器将回波转换成接收信号,接收信号被接收波束形成为表示一个或多个空间位置的超声数据。用于波束形成的接收扫描线平行于ARFI传输扫描线20,但可以是非平行的。检测在针对接收波束的扫描线处的组织的响应。

[0038] 响应于每个跟踪传输而使用多个接收波束的接收,从而可以同时地接收针对多个横向间隔的位置的数据。通过响应于每个传输事件沿感兴趣的区域22的所有扫描线接收,针对每个接收事件扫描整个感兴趣的区域22。针对任何数量的扫描线执行监视。例如,响应于每个传输,形成四个、八个、十六个或三十二个接收波束。在又一其他实施例中,按顺序扫描不同的传输事件和对应的接收扫描线以覆盖整个ROI。

[0039] 超声扫描仪接收接收信号的序列。接收与序列的传输交错。针对每个传输事件,接收事件发生。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的间隔。在换能器完成针对给定的跟踪传输的声能的生成之后,换能器被用于接收响应回波。然后,换能器被用于为相同的一个或多个空间位置重复另一个传输和接收事件对,从而提供交错(例如,传输、接收、传输、接收……)以跟踪组织随时间的响应。当剪切波传播通过感兴趣的区域时,重复地利用超声扫描感兴趣的区域以获取表示在不同的时间时的感兴趣的区域的位置处的组织响应的超声数据。每次重复监视相同的区域或位置以用于确定针对那些位置的组织响应。可以使用任何数量的重复,诸如重复大约50-100次。在组织从应力恢复时重复尽可能频繁地发生,但是不干扰接收。

[0040] 在一个实施例中,不同取向处的接收扫描线被用于跟踪。在每个位置处,形成两个或更多个接收波束,其中波束在采样位置处处于不同的角度处。用于跟踪的传输扫描线处于一条、两条或所有接收扫描线的角度处或与一条、两条或所有接收扫描线处于不同的角度处。

[0041] 沿扫描线以不同的角度或取向接收波束形成相同的声学回波。替代地,在跟踪时顺序地使用以不同角度提供接收扫描线的两个不同扫描图案,导致以不同角度波束形成不同的声学回波。扫描线图案具有以不同的角度与每个或一些采样位置相交的两条或更多条扫描线。结果,沿以不同角度与位置相交的接收线确定的位移受到由剪切波引起的三维位移的不同分量的影响。可以使用给定位置处的接收扫描线角度的任何差异,诸如90度。由于扫描的深度、换能器阵列的方向性和/或换能器阵列的宽度,可以使用较小的角度。

[0042] 在动作16中,超声扫描仪估计针对感兴趣的区域22中的每个位置的剪切波特性。在动作14中通过跟踪接收的数据被用于针对区域中的每个位置检测作为时间的函数的位移。随时间的最大或其他位移信息、到达时间(例如,最大的时间)和/或位置被用于估计剪切波特性。

[0043] 组织运动被检测为在一维、二维或三维中的位移。从自动作14输出的所接收的跟踪或超声数据检测响应于生成的剪切波的运动。通过随时间重复超声脉冲的传输和超声回波的接收,确定随时间的位移。在不同的时间检测组织运动。不同的时间对应于不同的跟踪扫描(即,传输和接收事件对)。

[0044] 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,确定沿扫描线的组织的位移。可以从诸如B模式超声数据的组织数据测量位移,但是可以使用在检测之前的流(例如,速率)或波束形成器输出信息(例如,同相和正交(IQ)数据)。

[0045] 因为正被沿扫描线成像的组织变形,所以B模式强度或其他超声数据可能变化。相关性、互相关性、相移估计、绝对差的最小和或者其他相似度量被用于确定扫描之间(例如,在参考和当前扫描之间)的位移。例如,将每个IQ数据对与其对应的参考相关,以获得位移。将表示多个空间位置的数据与参考数据相关。作为另一个示例,来自多个空间位置(例如,沿扫描线)的数据作为时间的函数而被相关。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,具有作为针对其计算了曲线的点的中心深度的64个深度的核心)上的相关。在给定的时间具有最高的或足够的相关性的空间偏移指示位移的量。针对每个位置,确定作为时间的函数的位移。可以使用二维或三维的在空间中的位移。可以使用沿扫描线或沿与扫描线或波束不同的方向的一维位移。

[0046] 针对扫描的给定的时间或重复,确定不同位置处的位移。位置按一维、二维或三维分布。例如,根据ROI中的不同深度的位移的平均值来确定在不同的横向间隔的位置处的位移。在另一个示例中,针对不同的横向地间隔并且范围间隔(即,深度)的位置来确定位移。

[0047] 在其他实施例中,确定作为位置的函数的位移。不同的位置具有相同的或不同的位移幅度。针对不同的时间(诸如针对在动作14的扫描中的传输/接收事件的每次重复)确定作为位置的函数的位移的这些曲线。可以使用线拟合或插值来确定在其他位置处和/或其他时间处的位移。

[0048] 针对剪切数据的位移响应于生成的剪切波。归因于剪切波的源位置和针对位移的扫描的相对定时,在任何给定的时间处的任何给定的位置可能不经受剪切波引起的位移或受由剪切波引起的位移。

[0049] 超声扫描仪根据位移针对每个位置计算剪切波特性。可以估计任何特性,诸如组织中的剪切波的速度或速率。组织的剪切波速度是剪切波通过组织的速率。不同的组织具有不同的剪切波速度。具有不同的弹性和/或刚性的相同的组织具有不同的剪切波速度。组织的其他粘弹性特性可能导致不同的剪切波速度。基于推动脉冲和最大位移的时间之间的时间的量以及基于ARFI焦点位置和位移的位置之间的距离来计算剪切波速度。可以使用诸如确定位移曲线的相对定相(phasing)的其他方法。

[0050] 可以根据位置、位移和/或定时来估计组织的其他剪切波特性。可以估计针对衰减规格化的峰值位移的大小、到达峰值位移的时间、杨氏模量或其他弹性值。可以将任何粘弹性信息估计为组织中的剪切波特性。

[0051] 在图1的动作18中,图像处理器根据估计的结果生成患者的组织的特性的图像。特性是剪切波特性。例如,图像是组织中的剪切波速率。

[0052] 估计提供感兴趣的区域中的每个位置的剪切波特性的值。位置按一维、二维或三维分布。图像是一维、二维或三维上的剪切波特性。例如,生成剪切波速率图像。对于每个位置,图像的像素由特性的值调制。可以使用亮度、颜色或其他调制。剪切波图像被单独显示或覆盖在B模式或其他超声图像上。

[0053] 在附加或替代实施例中,输出是针对位置或跨位置的剪切波速度的图形或字母数字文本。图像是字母数字文本(例如,“1.36 m/s”)或作为注释覆盖在组织的B模式或流模式图像上。一个或多个速率的图形、表或图表可以作为图像被输出。

[0054] 由于基于组织取向的角度被用于ARFI传输扫描线和/或跟踪扫描,因此估计的剪切波特性和得到的图像可能更准确。由于组织各向异性,即使在ARFI传输波束是垂直的情况下,剪切波也沿组织的取向传播或者相对于换能器阵列(即,图像的顶部)不同于水平方向传播。通过设置角度,得到的剪切波估计更可能是特性的真实度量。不是测量经受剪切波引起的位移的分量的位移,而是测量沿最大位移的方向的位移。在替代实施例中,角度被用于估计的角度校正,而不改变传输或接收扫描线。

[0055] 在使用或不使用动作11的角度和ARFI传输扫描线20的相应角度的另一改进中,生成图像以表示剪切波在患者的组织中的传播的方向。传播的方向可以单独成像或被用于剪切波图像上(例如,在剪切波速率和B模式图像上)的覆盖。

[0056] 传播的方向由一个或多个图形指示。例如,在图像上(例如,在感兴趣的区域中)或与图像相邻地添加一个或多个箭头。单个矢量或方向被确定并用于一个或多个添加的箭头。在其他实施例中,针对感兴趣的区域中的两个或更多个位置确定方向,并且覆盖相应的图形以表示不同位置处的方向。

[0057] 可以使用任何图形。图3示出了箭头30。矢量场被显示为箭头30。可以使用梯度线、没有箭头的线、示出对象的移动的视频或其他图形来在显示屏上指示方向。替代地,传播的方向由颜色或强度调制指示,诸如沿传播的方向上的线或边界向像素添加条纹或带。

[0058] 在动作19中,超声扫描仪(例如,图像处理器)根据动作14的扫描的数据和/或动作16的估计来确定剪切波的传播的方向。在一个实施例中,根据剪切波在某一位置处的到达时间的梯度来确定方向。可以在不同方向处确定梯度以提供矢量场。替代地,针对一个位置确定梯度,或者根据多个位置的梯度确定平均值。

[0059] 到达时间基于位移。例如,位移的曲线随时间的最大位移的发生的时间是到达时间。在其他实施例中,位移之后的第一实例超过阈值指示剪切波的到达时间。到达时间图(即,在感兴趣的区域22中的位置处的到达时间的空间分布)表示位移的到达峰值时间或到达时间。计算沿时间的二维或三维的梯度。时间梯度的大小表示剪切波的速度或速率。梯度的方向表示传播的方向。单独示出方向,诸如按位置或位置的组示出方向。箭头的长度是默认的。替代地,一个或多个箭头的长度、宽度或颜色表示一个或多个矢量的大小。

[0060] 在另一个实施例中,根据不同接收扫描线角度处的位移确定方向。沿相对于相同位置的不同接收扫描线角度的相同或相似时间的位移的大小提供了二维或三维中的位移的分量。矢量或矢量场基于两个或更多个位移图(例如,对于三维扫描,三个或更多个)。通过使用两个(或更多个)不同角度的跟踪波束跟踪剪切波的轴上位移,提供两个(或更多个)

位移图。使用跟踪波束彼此的角度和位移的大小,确定针对不同位置的矢量。替代地,确定针对一个位置的单个矢量或基于针对多个位置的平均值。沿不同方向的位移被用于提供位移的分量(例如,二维中的轴向和横向分量)。矢量的方向指示剪切波的传播方向。矢量的大小表示位移的大小。

[0061] 对于一个或多个位置中的每个,根据沿不同取向的位移确定一个或多个矢量。一个或多个矢量的长度和方向对应于由剪切波传播引起的组织位移的大小和方向。可以单独使用方向。确定并显示剪切波位移矢量场或单个位移矢量。

[0062] 图4示出了用于利用超声进行剪切波成像的系统的一个实施例。通过设置推动脉冲的角度和/或基于患者的组织的取向进行跟踪和/或通过包括检测到的剪切波传播方向的指示来形成剪切波图像。系统实现图1的方法或其他方法。

[0063] 该系统是医学诊断超声成像系统或超声扫描仪。在替代实施例中,该系统是个人计算机、工作站、PACS站或在相同位置处或分布在网络上用于实时或采集后成像的其他布置,因此可以不包括波束形成器40、14和换能器41。

[0064] 该系统包括传输波束形成器40、换能器41、接收波束形成器42、图像处理器43、显示器45和存储器44。可以提供附加的、不同的或更少的部件。例如,提供用户输入用于角度的手动或辅助选择、显示图、要确定的组织性质的选择、感兴趣的区域选择、方向图形的选择和/或其他控制。

[0065] 传输波束形成器40是超声发射器、存储器、脉冲发生器(pulser)、模拟电路、数字电路或其组合。传输波束形成器40可配置成生成具有不同或相对幅度、延迟和/或定相的多个通道的波形。波形被相对延迟和/或定相以将声束从换能器41上的选择的原点转向到焦点位置。在响应于生成的电波从换能器41传输声波时,沿一条或多条传输扫描线形成一个或多个波束。传输波束以不同能量或幅度水平形成。用于每个通道的放大器和/或孔径大小控制传输波束的幅度。

[0066] 传输波束形成器40被配置成传输脉冲。传输波束形成器40生成ARFI传输和跟踪传输。波束形成器控制器、波束形成器40、图像处理器43和/或从存储器44加载的序列设置ARFI波束和跟踪波束的序列。ARFI和/或跟踪波束沿以任何格式的一条或多条扫描线。扫描线可以相对于感兴趣的区域和/或组织的取向成角度。角度是可选择的,诸如基于用户输入和/或图像处理来设置。波束形成器控制器设置扫描线的原点和方向,提供ARFI扫描线到采样位置和/或换能器41的角度。

[0067] 为了跟踪组织位移,生成覆盖感兴趣的区域的传输波束的序列。生成传输波束的序列以扫描二维或三维区域。可以使用扇区、矢量、线性或其他扫描格式。用于跟踪的传输扫描线与换能器和/或采样位置成与ARFI传输扫描线相同的角度(即,平行)。用于跟踪的一些或所有传输扫描线可以与ARFI传输扫描线成于不同的角度。传输波束形成器40可以生成平面波或发散波以进行更快速的扫描。

[0068] ARFI传输波束可具有比用于成像或检测组织运动更大的幅度。替代地或附加地,所使用的ARFI脉冲或波形中的周期数通常大于用于跟踪的脉冲(例如,对于ARFI,100个或更多个周期,并且对于跟踪,1-6个周期)。可以使用孔径差异。

[0069] 换能器41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41包括用于在声能和电能之间换能的多个元件。响应于撞击在换能器的元件上的超声能量

(回波)而生成接收信号。元件与传输和接收波束形成器40、42的通道连接。

[0070] 传输波束形成器40和接收波束形成器42通过传输/接收开关或多路复用器与换能器41的相同元件连接。针对传输和接收事件两者共享所述元件。可以不共享一个或多个元件,诸如在传输和接收孔径不同(仅重叠或使用完全不同的元件)的情况下。

[0071] 接收波束形成器42包括具有放大器、延迟器和/或相位旋转器的多个通道以及一个或多个求和器(summer)。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器42响应于传输而施加相对延迟、相位和/或变迹(apodization)以形成一个或多个接收波束。在替代实施例中,接收波束形成器42是用于使用傅立叶变换或其他变换生成样本的处理器。接收波束形成器42可以包括用于并行接收波束形成(诸如响应于每个传输事件形成两个或更多个接收波束)的通道。接收波束形成器42输出每个波束的波束求和数据,诸如IQ或射频值。

[0072] 接收波束形成器42在传输事件的序列中的间隙期间操作以用于跟踪。通过将信号的接收与跟踪传输脉冲交错,响应于传输波束的序列形成接收波束的序列。在每个跟踪传输脉冲之后并且在下一个跟踪传输脉冲之前,接收波束形成器42从声学回波接收信号。在其期间不发生接收和传输操作的死区时间(dead time)可以交错,以允许混响减小。

[0073] 接收扫描线与用于跟踪的传输扫描线处于相同的角度处,但可以处于其他角度处。例如,接收扫描线被设置为垂直于组织的取向。以扫描格式的一个或多个接收扫描线可以与接收线中的其他成其他角度或不同角度。在一个实施例中,并行接收波束形成被用于形成在感兴趣的区域中的采样位置处相交而不平行(即,在相交的位置处处于不同角度处)的接收波束。相交的接收扫描线可以被用于其他位置。

[0074] 接收波束形成器42输出表示给定时间处的空间位置的波束求和数据。输出不同横向位置的数据(例如,沿不同接收扫描线的方位间隔采样位置)、沿深度线(line in depth)的位置、区域的位置或体积的位置。可以提供动态聚焦。数据可以用于不同目的。例如,针对B模式或组织数据执行与针对剪切波速率估计不同的扫描。针对B模式或其他成像接收的数据可被用于估计剪切波速率。监视与推动脉冲的焦点间隔开的位置处的剪切波,以使用剪切波的相干干涉来确定剪切波的速率。

[0075] 接收波束形成器42在剪切波的通过之前、之后和/或期间输出表示组织的跟踪数据。提供跟踪数据以跟踪每个顺序剪切波。针对对应于不同ARFI传输的不同时段,输出跟踪数据。

[0076] 图像处理器43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、傅立叶变换处理器、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、服务器、处理器的组、其组合或其他现在已知的或以后开发的用于检测和处理来自波束形成的超声样本的显示的信息的设备。在一个实施例中,图像处理器43包括一个或多个检测器和用于图像处理的单独处理器。图像处理器43可以是一个或多个设备。可以使用多处理、并行处理或由顺序设备进行的处理。

[0077] 图像处理器43执行图1中所示的动作16-19中的一个或多个的任何组合。图像处理器43可以控制传输和/或接收波束形成器40、42。从接收波束形成器42接收波束形成的样本或超声数据。图像处理器43由软件、硬件和/或固件配置。

[0078] 图像处理器43被配置成检测响应于ARFI生成的剪切波的组织位移。检测来自波

束形成的样本或来自波束形成的样本的检测数据(例如,B模式或多普勒检测)。使用相关性、其他相似度的度量或另一种技术,从超声数据确定组织相对于参考的移动。通过相对于一维、二维或三维空间中的参考数据集在空间上偏移跟踪数据集,具有最大相似度的偏移指示组织的位移。处理器43检测针对每个时间和位置的位移。检测到的位移中的一些可能具有响应于通过的一个或多个剪切波的大小。

[0079] 图像处理器43被配置成确定组织中剪切的速率或其他剪切波特性。该确定基于来自跟踪响应于由ARFI产生的剪切波的组织的信号。信号被用于检测位移。为了确定速率,使用位移。到达最大位移的时间和离ARFI焦点位置的距离提供了速率。可以使用不同位置或其他方法随时间的位移的相对定相来确定速率。

[0080] 图像处理器43被配置成确定剪切波在组织中的传播的角度。剪切波通常可以沿不垂直于ARFI传输波束的线传播。组织的各向异性可导致沿非垂直线的传播是最大的。图像处理器43使用剪切波发生的位移和/或时间来确定传播的方向。

[0081] 图像处理器43生成显示数据,诸如注释、图形覆盖和/或图像。显示数据是以任何格式的,诸如映射前的值、灰度或颜色映射值、红-绿-蓝(RGB)值、扫描格式数据、显示或笛卡尔坐标格式数据或其他数据。显示数据可以是剪切波图像,诸如使用针对速率颜色编码的剪切波速率图像。显示数据可以是指示剪切波传播的方向和/或大小的图形。可以使用用于矢量成像和剪切波速率成像的图形的组合,诸如图3中表示的那样。

[0082] 处理器43输出适合于显示设备20的速率信息,配置显示设备20。可以使用到其他设备的输出,诸如输出到存储器44用于存储,输出到另一存储器(例如,患者病历数据库)和/或通过网络传递到另一设备(例如,用户计算机或服务器)。

[0083] 显示设备20是CRT、LCD、投影仪、等离子体、打印机或用于显示剪切速率、图形、用户界面、验证指示、二维图像或三维表示的其他显示器。显示设备20显示超声图像、速率和/或其他信息。例如,显示屏输出组织响应信息,诸如速率或其他剪切波特性的一维、二维或三维分布。针对不同空间位置的速率或剪切波特性形成图像。由于使用基于组织取向定向的传输和/或接收角度,图像中表示的速率或特性可以更准确地反映组织的剪切波响应。

[0084] 诸如一个或多个箭头的图形可以与剪切波图像相邻地覆盖或显示,以显示检测到的传播方向。也可以输出其他图像,诸如将速率作为感兴趣的区域的颜色编码调制覆盖在具有或不具有如检测到的传播的角度的矢量表示的灰度B模式图像上。

[0085] 在一个实施例中,显示设备20输出患者的区域的图像,诸如二维多普勒组织或B模式图像。图像包括针对速率的位置指示符。位置指示符指定针对其计算速率值的成像组织。速率被提供为区域的图像上或与区域的图像相邻的字母数字值。图像可以是具有或不具有患者的空间表示的字母数字值。可以输出针对传播角度的图形以帮助理解用于诊断的速率值。

[0086] 处理器43根据存储在存储器44或另一存储器中的指令来操作。存储器44是计算机可读存储介质。在计算机可读存储介质或存储器(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)上提供用于实现本文中讨论的过程、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存储在计算机可读存储介质上的一个或多个指令集,执行在图中图示的或在本文中描述的功能、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、微代码以及诸如此类执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理以及诸如此类。

[0087] 在其他实施例中,指令被存储在可移动介质设备上以用于由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用于通过计算机网络或通过电话线传递。在又一其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0088] 存储器44替代地或附加地存储在剪切波特性的估计、角度的设置和/或剪切波传播角度的检测中使用的数据。例如,存储用于ARFI和跟踪的传输序列和/或波束形成器参数,包括角度或用于实现角度的波束形成器设置。作为另一示例,存储感兴趣的区域、接收信号、检测到的位移、估计的剪切波特性值、检测到的一个或多个矢量、图形和/或显示值。

[0089] 虽然上面已经通过参考各种实施例描述了本发明,但是应理解的是,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,旨在将前述详细描述视为说明性的而不是限制性的,并且理解的是,正是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。

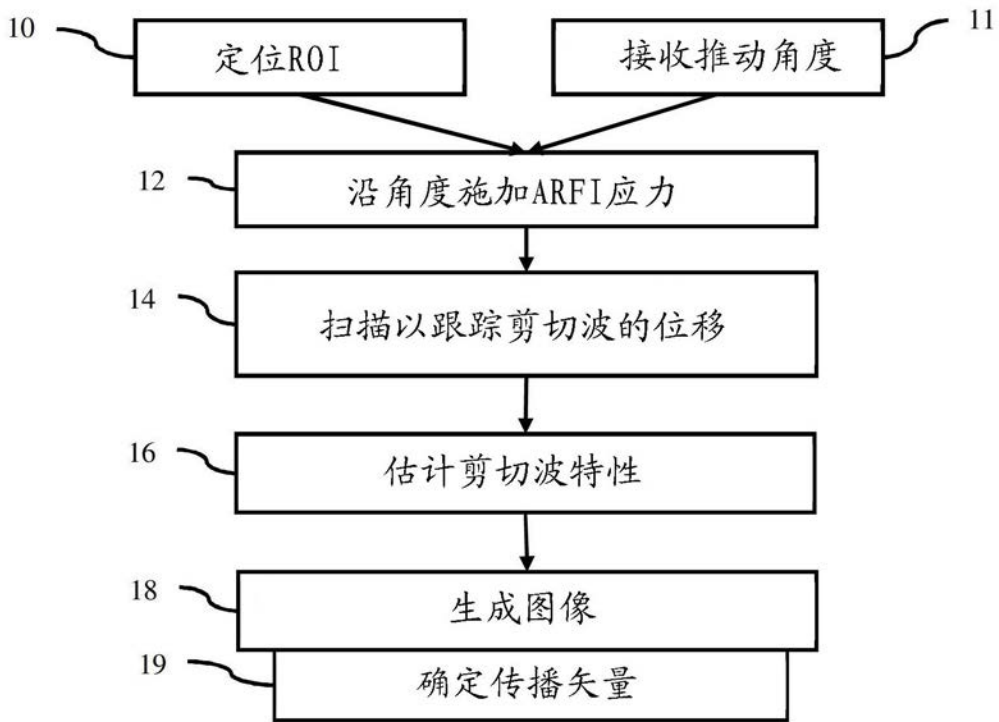


图 1

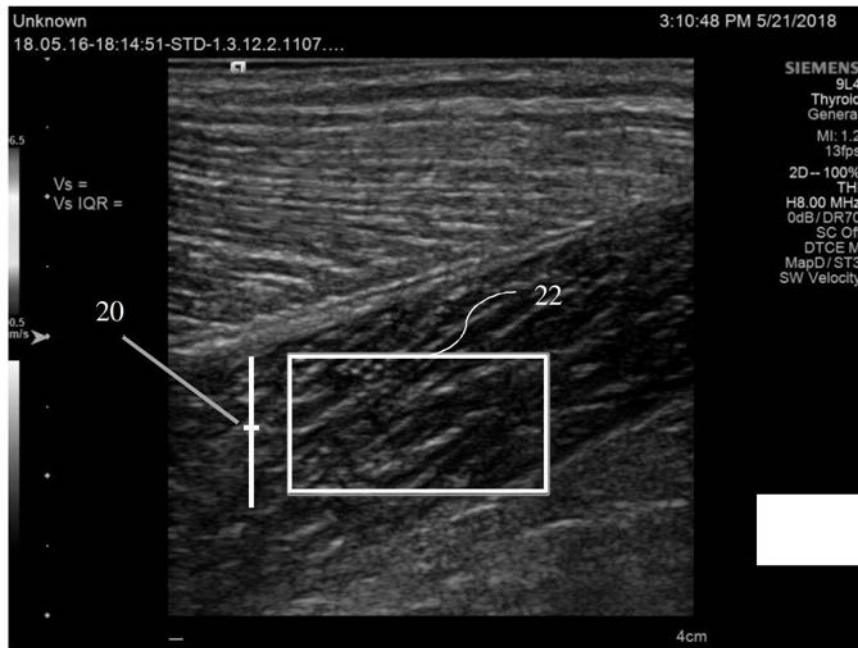


图 2

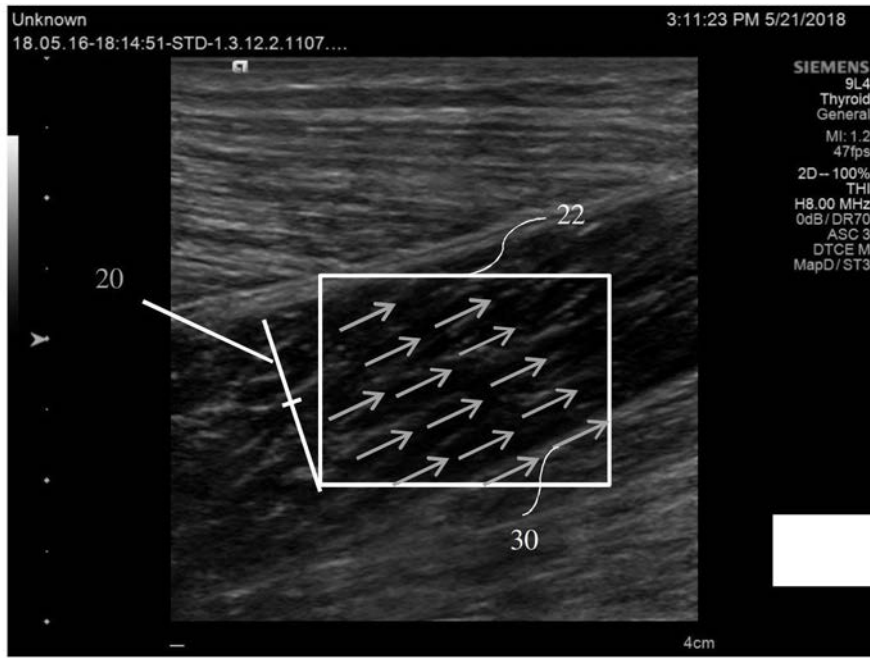


图 3

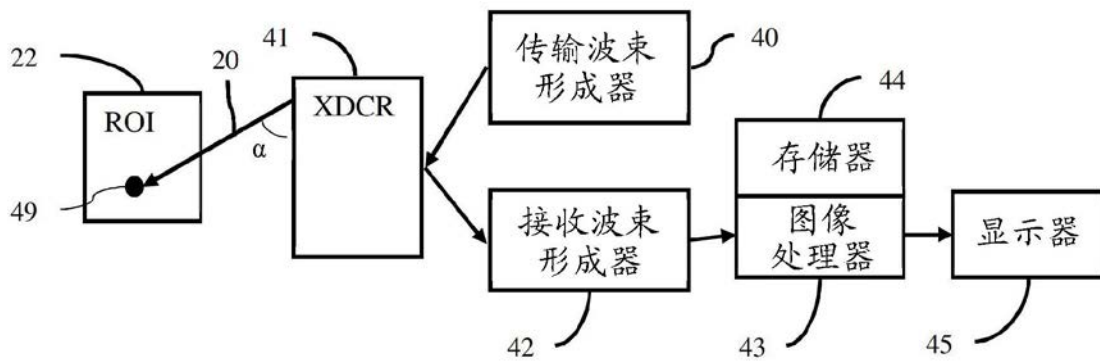


图 4

专利名称(译)	用于基于超声的剪切波成像的角度		
公开(公告)号	CN110893103A	公开(公告)日	2020-03-20
申请号	CN201910863476.0	申请日	2019-09-12
[标]发明人	Y 拉拜德		
发明人	Y.拉拜德		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/463 A61B8/469 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8915 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/5223		
代理人(译)	刘春元		
优先权	16/128801 2018-09-12 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于基于超声的剪切波成像的角度。对于利用超声的剪切波成像，基于组织信息选择 (11) ARFI波束的方向，诸如垂直于组织的取向或不同于垂直于换能器阵列的面。结果，垂直于ARFI波束测量 (14) 的估计 (16) 的剪切波速率可能更接近于实际剪切波速率。替代地或附加地，确定 (19) 剪切波的传播的一个或多个矢量并将其显示 (18) 给用户，从而允许用户可视化组织的各向异性的程度以判断对剪切波速率估计 (16) 的影响。

