



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107049361 A

(43)申请公布日 2017.08.18

(21)申请号 201710073755.8

(22)申请日 2017.02.10

(30)优先权数据

15/040457 2016.02.10 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 D.邓肯 范列湘 金乘洙

Y.拉拜德 S.罗森茨魏希

(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)

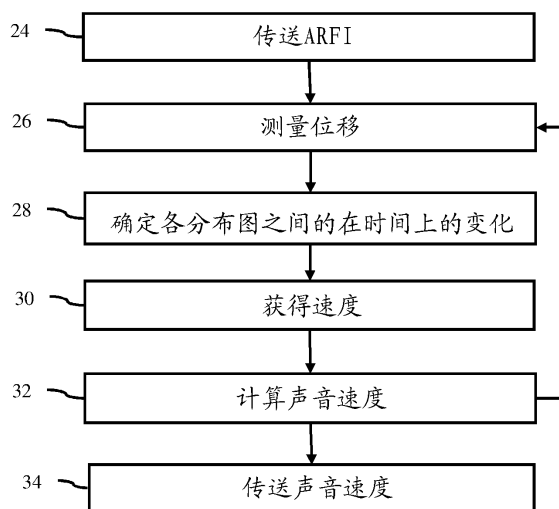
权利要求书2页 说明书11页 附图5页

(54)发明名称

使用剪切波的声音速度成像

(57)摘要

本发明涉及使用剪切波的声音速度成像。剪切波传播被用来估计声音在患者中的速度。超声扫描仪检测剪切波在多个位置中的每一个处出现的时间。出现的时间差、给定组织刚度或剪切速度被用来为患者的特定组织估计声音速度。



1. 一种用于声音速度成像的方法,该方法包括:
利用超声扫描仪将声辐射力冲击沿着第一线传送到患者的组织中;
利用超声扫描仪检测响应于由声辐射力冲击产生的剪切波而生成的组织随着时间的位移,该位移是在与第一线间隔开的至少两个位置中的每个处检测的;
确定第一个位置随着时间的位移相对于第二个位置随着时间的位移的在时间上的变化;
根据该在时间上的变化来计算声音在患者中的速度;以及
生成声音速度的图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中传送包括将声辐射力冲击传送为聚焦在沿着第一线的深度处,以及其中检测包括关于处于不同深度处的各位置中的至少一个并且关于沿着不同于第一线的第二线的位置来检测。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中传送包括以远离垂直于换能器成一定角度的第一线来传送,并且其中检测包括关于沿着第二线的位置来检测,该第二线相对于换能器所成的角度与第一线不同。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中检测随着时间的位移包括对于各位置中的每一个检测位移分布图。
5. 根据权利要求1所述的方法,检测位移包括确定组织从参照物的移位置。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中确定包括识别对于各位置中的每一个的随着时间位移中的峰值位移以及确定在各峰值位移之间的时间差。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中确定包括关联第一位置随着时间的位移与第二位置随着时间的位移。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中计算声音速度包括计算在各位置之间声音在患者中的速度;以及
还包括响应于剪切波对于其他位置集合重复所述检测、确定和计算;
其中生成图像包括生成对于该位置集合的对于患者的声音速度的空间分布的图像。
9. 根据权利要求1所述的方法,还包括估计患者中的剪切波速度;
其中计算声音速度包括根据在时间上的变化和剪切波速度来计算。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中计算声音速度包括根据在时间上的变化、角度、剪切波速度、默认速度和以默认速度给出的各位置之间的距离来计算。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中计算声音速度包括根据超声系统使用的速度与声音速度的第一比率以及基于超声系统的各位置之间的距离与基于剪切波的距离的第二比率来计算。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中剪切波以大于20度且小于70度的角度行进到通过各位置的线,并且计算包括根据角度来计算。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中生成图像包括生成示出声音速度值的图像。
14. 根据权利要求1所述的方法,还包括使用声音在超声扫描仪的波束形成器中的速度来对患者进行成像。
15. 根据权利要求1所述的方法,其中传送包括在响应于多个冲击的模式来执行检测的情况下将声辐射力冲击传送为该模式中的一个此类冲击,并且其中确定包括根据对于每个

位置的各位移中的多个峰值来确定在时间上的变化。

16. 一种用于对声音速度成像的系统,该系统包括:

传送波束形成器,其被配置成生成激发脉冲;

接收波束形成器,其被配置成检测组织对由激发脉冲生成的剪切波的响应,该响应是在多个时间中的每一个在多个位置中的每一个处检测的;

图像处理器,其被配置成根据组织对剪切波的响应来估计声音在组织中的速度;以及
显示器,其可操作用来显示声音速度。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中该图像处理器被配置成根据测量的组织中的剪切速度和剪切波通过各位置的时间差来估计声音速度。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中该图像处理器被配置成估计各位置处的声音速度,并且其中显示器被配置成将多个位置处的声音速度显示为图像。

19. 根据权利要求16所述的系统,其中传送波束形成器、接收波束形成器或者传送波束形成器和接收波束形成器二者被配置成基于所估计的声音速度来以延迟分布图扫描。

20. 一种非瞬时计算机可读存储介质,在其中存储有表示可由编程处理器执行以用于估计声音速度的指令的数据,该存储介质包括用于以下操作的指令:

利用超声扫描仪观察传播到介质中的剪切波;

根据(a)剪切速度或刚度以及(b)剪切波传播到介质中的不同位置的时间差来计算声音在介质中的速度;以及

传送声音速度。

使用剪切波的声音速度成像

技术领域

[0001] 本实施例涉及利用超声的声音速度的确定。

背景技术

[0002] 在超声成像中,声音速度是假设,诸如被假设成1450m/s。用于使超声束聚焦的延迟或相位分布图依赖于假设的声音速度。该假设可能是不准确的。声音在组织中的速度基于组织的特性来变化。

[0003] 超声断层成像术可以被用来测量声音速度。超声断层成像术依赖于将患者置于传送器和接收器之间。声能从传送器完全通过患者到达接收器的行进时间被用来计算声音在患者中的速度。大多数超声扫描仪使用脉冲-回波,在这种情况下同一换能器被用于传送和接收操作,所以不以与脉冲-回波系统相同的方式来估计声音速度。因为声反射的位置相对于换能器来说不是确切已知的,所以脉冲-回波往返行程时间不会直接指示声音速度。

发明内容

[0004] 通过介绍的方式,下面描述的优选实施例包括用于声音速度成像的方法、计算机可读介质以及系统。剪切波传播被用来估计声音在患者中的速度。脉冲-回波超声扫描仪检测剪切波在多个位置中的每一个处出现的时间。给定组织刚度或剪切速度,出现时间差被用来估计声音速度。

[0005] 在第一方面中,提供一种用于声音速度成像的方法。超声扫描仪沿着第一线将声辐射力冲击传送到患者的组织中。超声扫描仪检测响应于由声辐射力冲击产生的剪切波而生成组织随着时间的位移。该位移是在与第一线间隔开的至少两个位置中的每一个处检测的。检测第一个位置随着时间的位移相对于第二个位置随着时间的位移的在时间上的变化。根据该在时间上的变化来计算声音在患者中的速度。生成声音速度的图像。

[0006] 在第二方面中,提供一种用于对声音速度成像的系统。传送波束形成器被配置成生成激发脉冲。接收波束形成器被配置成检测组织对由激发脉冲生成的剪切波的响应。该响应是在多个时间中的每一个在多个位置中的每一个处检测的。图像处理器被配置成根据组织对剪切波的响应来估计声音在组织中的速度。显示器可操作用来显示声音速度。

[0007] 在第三方面中,一种非瞬时计算机可读存储介质,在其中存储有表示可由编程处理器执行以用于估计声音速度的指令的数据。该存储介质包括用于以下操作的指令:利用超声扫描仪观察传播到介质中的剪切波,根据(a)剪切速度或刚度以及(b)剪切波传播到介质中的不同位置的时间差来计算声音在介质中的速度,以及传送声音速度。

[0008] 本发明由后面的权利要求限定,并且该部分中的任何内容都不应该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他方面和优点并且稍后独立或组合地使该其他方面和优点受到保护。

附图说明

[0009] 部件和图不一定按照比例来绘制,而是将重点放在图示本发明的原理上。此外,在图中,相似参考数字指定遍及不同视图的对应部分。

[0010] 图1是用于声音速度成像的方法的一个实施例的流程图;

图2图示到位移检测的位置的剪切波传播的示例布置;

图3示出用来确定剪切波的出现之间的在时间上的变化的两个位移分布图;

图4A和4B分别示出利用假设的声音速度和利用正确的声音速度的示例B模式成像;

图5图示由波束形成器利用假设的和正确的声音速度输出的示例射频信号;

图6是用于估计声音在组织中的速度的系统的一个实施例。

具体实施方式

[0011] 声音速度是使用剪切波来估计和成像的。使用声辐射力冲击来生成剪切波。利用超声扫描仪来获得对于多个位置的来自剪切波的组织位移,并且分析该组织位移以估计声音速度。在一个实施例中,通过观察剪切波在介质中的传播来估计声音速度。将已知的或预先估计的刚度或剪切速度与剪切波传播信息一起用于估计声音速度。

[0012] 因为剪切波位移在不同位置处的定时被确定,所以脉冲-回波超声可以被用来估计声音速度。声音速度可以在诊断上是有用的,诸如比其他措施与疾病状态更强地相关联(例如比剪切速度或组织刚度更强地相关联)。

[0013] 图1示出用于声音速度成像的方法的一个实施例。超声扫描仪观察介质中的剪切波传播。根据剪切速度或组织刚度以及剪切波传播到介质中的不同位置的时间差来计算声音在该介质中的速度。被超声扫描仪采样的位置使用假设的或先前设置的声音速度,所以它们以假设的距离分开。通过跟踪剪切波,基于剪切波在两个位置处出现的时间差来找到这两个位置之间的实际距离。该实际距离与假设距离的比率与实际速度与假设速度的比率相同,所以可以计算实际速度。

[0014] 通过图6的系统或不同系统来实施该方法。例如,任何现在已知或稍后开发的超声扫描仪执行动作中所有的动作。超声扫描仪的处理器、控制器或图像处理器执行动作28-32。可替代地,从超声扫描仪分开或远离超声扫描仪的计算机或工作站的处理器执行动作28-32中的任一个或多个。波束形成器、存储器、检测器和/或其他设备可以被用来使用动作24和26获取数据。超声扫描仪、图像处理器、显示器或其他设备可以执行动作34。图像处理器可以控制设备来执行图1的方法。

[0015] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,在没有动作34中的传送速度的情况下执行方法。作为另一示例,在没有动作24的ARFI传送的情况下生成剪切波。在仍另一示例中,使用默认的或假设的剪切速度或其他组织特性(例如刚度)来代替动作30中的计算速度。在其他示例中,将滤波或其他数据处理应用于随着时间和/或空间的位移或计算的速度。

[0016] 动作以描述或示出的顺序来执行(例如上到下),但是可以以其他顺序来执行该动作。例如,动作24示出单个激发脉冲的传送。动作24、以及响应动作26、28和32可以被重复以在更大的感兴趣区域上测量。动作26、28和32可以被重复以在更大的感兴趣区域上测量或利用响应于同一剪切波的更多采样来测量。作为另一示例,在动作24之前执行动作30,诸如在使用ARFI来确定声音在该感兴趣的组织中的速度之前,使用ARFI成像确定感兴趣的组织

中的剪切速度。

[0017] 在动作24中,超声扫描仪将ARFI推进传送到患者组织中。该传送是在扫描线上的某一深度或深度范围处聚焦的传送波束。焦深在传送扫描线上。

[0018] 基于用于换能器的元件的延迟分布图,沿着传送扫描线来传送ARFI传送波束。扫描线与换能器成任何角度,诸如垂直于换能器。在动作26中ARFI脉冲被用来生成以相对于A线或检测扫描线的角度 θ 传播的剪切波。在一个实施例中,用于ARFI传送波束的扫描线在换能器的视场内处于任何角度,诸如在相对于垂直换能器的 ± 30 度内。图2示出具有与垂直成大约20度的角度 θ 的ARFI传送扫描线40的示例。换能器上的原点是换能器的中心,但是可以偏移该中心。

[0019] 超声换能器中的元件阵列传送从电波形转换的ARFI波束。声能被传送到患者中的组织。声波形被作为应力传送以用于生成使组织移位的剪切波。激发是超声激发脉冲。声能被聚焦以施加足够的能量来促使生成然后从焦点位置行进通过组织的一个或多个波。声波形自己可以使组织移位。可以使用其他应力源,诸如机械外力或内力。

[0020] 为了生成波,期望高幅度或功率的激发。例如,激发具有在任何焦点位置处和/或视场中靠近但不超过1.9的机械指数。保守地且考虑探测器变化,1.7或其他级别的机械指数可以被用作上限。可以使用更大(例如MI超过1.9)或更小的功率。

[0021] 利用具有任何数目的周期的波形来传送激发脉冲。在一个实施例中,用于推进脉冲传送事件的波形中的一个、大多数或所有具有100-2,000个周期。对于应用于针对激发脉冲的阵列的元件的连续传送波形来说,周期的数目是几十个、几百个、几千个或更多。不同于具有1-5个周期的成像脉冲,ARFI激发或推进脉冲具有更大数目的周期以生成足够的应力来促使剪切波使组织移位足以进行检测的幅度。

[0022] 剪切波是在焦点区域处生成的并且从焦点区域沿横向传播。剪切波垂直于传送扫描线行进。在图2的示例中,剪切波以相对于用于跟踪剪切波的A线或扫描线的大于0度(例如大于20度)且小于90度(例如小于70度)的角度行进。在图2的具体示例中,角度是大约20度。在动作26中跟踪的位置A、B沿着垂直于阵列的扫描线。波可以在多个方向上行进。波的幅度随着波行进通过组织而减小。

[0023] 在一个实施例中,生成单个激发脉冲。在其他实施例中,可以生成激发脉冲模式。可以使用任何预定的模式,诸如在时间上重叠但是具有不同频率、焦点或其他特性的脉冲。一个示例脉冲是各脉冲之间具有短暂停的激发序列。该短暂停可以小于用于混响降低的时间和/或小于激发脉冲的长度。在动作26中的跟踪之前模式提供不同的激发。因为该模式,生成一系列剪切波。这产生在不同位置处波的模式以及对应的位移。该模式可以被用来提供附加的峰值或其他信息以用于估计速度。

[0024] 在动作26中,超声扫描仪测量或检测响应于ARFI传送生成的组织的位移。检测组织对由激发引起的剪切波的响应并且将其用于测量位移。

[0025] 剪切波是响应于ARFI传送而生成的。组织响应是由ARFI波束产生的波和组织特性的函数。在多个位置处跟踪波。图2将波表示为传送扫描线40的平行线。对于剪切波,波垂直于传送扫描线40行进,所以平行线以垂直于传送扫描线40的方式间隔开。跟踪的位置A、B沿着不与传送扫描线平行的接收扫描线。

[0026] 所生成的波被跟踪。跟踪检测波的影响而不是具体识别在给定时间波位于哪里。

通过超声扫描来执行跟踪。为了检测位移,超声能量被传送给经历位移的组织,并且接收声能量的反射。为了检测组织对感兴趣的区域中的剪切波的响应,对该区域进行传送,并且在该区域中执行检测。这些其他传送用于检测波或位移而不是引起波或位移。用于检测的传送可以具有更低的功率和/或短脉冲(例如1-5个载波周期)。

[0027] 沿着一个或多个接收线执行B模式或其他扫描以进行跟踪。位移指示波的影响,诸如没有位移指示不存在波并且位移指示由波引起的组织运动。当波通过给定位置时,使组织移位增大到峰量并且然后随着组织返回静止而减小的一定数量或距离。类似地,对于给定时间,一个位置可以比其他位置移位更多,因为波的峰值位于该位置或者由该位置定位。跟踪可以检测波在任何阶段的影响(即没有波、增加位移、最大值或减小位移)。

[0028] 组织被扫描多次以确定位移,诸如扫描一个区域至少两次。为了同时确定位移,将采样回波返回与参照物相比较。位移被提供为与参照物扫描(第一次扫描)和以后的扫描(位移测量)的差或偏移。使用能够在组织的响应期间(诸如在应用ARFI激发脉冲期间或之后)对位移进行扫描的任何成像模态来扫描组织。

[0029] 对于超声扫描,在邻近用于ARFI激发脉冲的焦点区和/或与该焦点区间隔开的位置A、B处检测波。可以使用任何数目的横向位置,诸如两个或更多个。该位置沿着一个或多个接收扫描线。可以使用非平行和/或非垂直接收线。用于检测的传送可以具有沿着至少一个维度(例如横向)的更宽波束分布图,以用于沿着多个扫描线同时形成接收采样(例如同时沿着四条或更多条接收线来接收波束形成)。可以形成任何数目的同时接收波束,诸如四个、八个、十六个、三十二个、六十四或更多。在一个实施例中,平行接收波束形成器形成波束以对感兴趣的区域进行采样。平行波束形成被用于跨过整个感兴趣的区域进行采样。

[0030] 一些或所有采样位置在不同深度处。如图2中所示,采样位置A、B被定位成使得剪切波在不同时间在不同位置处出现。可以使用在同一深度但不同接收线处的采样位置或在给定剪切波原点的情况下导致剪切波在不同时间通过的其他位置分布。

[0031] 顺序地执行跟踪传送和对应接收波束。为了随着时间进行采样,重复跟踪传送和从多个位置接收回波。对于每条接收线多次执行用于检测或跟踪的传送和接收以确定由随着时间的位移引起的变化。可以使用任何传送和接收序列。

[0032] 为了确定位移,在动作24的ARFI传送之前执行感兴趣的区域中的所有接收线的参照物扫描。在动作24的ARFI传送之后,跟踪允许测量每个接收事件的位移。采样或所测量的组织响应被用于动作26中的确定位移。

[0033] 根据超声扫描数据来计算位移。组织在两次扫描之间移动。在动作24的ARFI传送之前和/或所生成的波已通过位置之后执行参照物扫描。在相对于其他扫描中的数据的一个、两个或三个维度上解译采样扫描或参照物扫描的数据或使该数据移位。对于每个可能的相对位置,计算对于该位置周围的数据的相似量。利用相关(诸如互相关)来确定相似量。可以使用绝对差的最小和其他函数。具有最高或充分相关的空间偏移指示对于给定位置的位移量。在其他实施例中,计算从不同时间接收的数据的相位偏移。相位偏移指示位移量。在又其他实施例中,表示在不同时间的线(例如轴线)的数据被相关以为沿着该线的多个深度中的每一个确定移位。

[0034] 单个ARFI激发脉冲被用于估计用于所有位置的位移。通过使用来自重复跟踪的采

样来重复位移检测,为多个时间中的每一个(例如在0-7ms内每0.1ms进行一次采样)确定用于所有位置的位移。为了监控更大的区域,可以对于其他位置重复激发脉冲和跟踪。

[0035] 因为用于给定位置的最大位移的时间是未知的,所以所采样的位移可能与由波通过组织造成的最大位移相关联或者可能不与其相关联。图3示出作为时间的函数的用于两个位置A、B中的每一个的位移的图。对于给定位置的作为时间的函数的位移的采样是对于该位置的位移分布图。分布图通常以没有剪切位移开始,斜升到表示剪切波的出现的位移峰值,并且然后衰减到没有位移的稳定状态。

[0036] 同一剪切波促使对于不同位置来说位移的峰值在不同时间出现。各位置之间的时间差是各位置之间的距离、剪切波的速度和角度的函数。

[0037] 图3示出对于每个位置的一个峰值。在使用激发脉冲模式的地方,可以生成多个剪切波。根据多个激发脉冲是否具有同一或不同焦点位置、传送扫描线角度、和/或相对定时和要被采样的时间,在作为时间的函数的位移中可能出现多于一个峰值。在出现激发脉冲模式之后(例如在生成多个剪切波之后)检测由波的模式引起的位移。

[0038] 在动作28中,图像处理器确定在任何数目的位置之间随着时间的位移的在时间上的变化。对于一个位置相对于另一位置的在时间上的变化是在各位置处出现剪切波的时间差。图3将在时间上的变化示出为 ΔT 。该时间差外加剪切速度和角度被用于确定两个采样位置A、B之间的实际距离。

[0039] 在一个实施例中,从位移分布图找到在时间上的变化。峰值被视为剪切波。峰值的时间指示剪切波在该位置出现的时间。可以使用分布图的其他部分来代替峰值。峰值被识别为随着时间的最大位移。将所测量的位移进行比较以找到最大值。可替代地,使一条曲线拟合到所测量的位移,并且使用拟合曲线的最大值。对于各位移分布图中的每一个(即对于各位置中的每一个)识别峰值位移。

[0040] 根据峰值位移来确定时间差。每个峰值具有一个对应的时间。在图3的示例中,对于位置A的峰值在时间5.8ms处出现,并且对于位置B的峰值在时间9.6ms处出现。根据峰值出现的时间来计算时间差。在图3中, ΔT 是3.8ms。

[0041] 在一个可替代实施例中,对于不同位置的位移分布图被相关。试图得到一个位置的分布图相对于其他位置的分布图的不同时间移位。为每个移位计算关联量。具有最大关联的时间移位提供时间差。可以使用其他方法。

[0042] 在两个位置的情况下,时间差是两个峰值之间的。在提供峰值模式的情况下(诸如由于传送具有限定的波前形状(即模式)的ARFI脉冲),时间差具有更大的采样。确定每个分布图中多个峰值的相应峰值之间的差。然后找到在时间上的平均变化。

[0043] 在对多于两个位置进行采样的情况下,可以在位置的不同组合之间找到时间差。这增加对组织区域的采样。

[0044] 在动作30中,获得剪切波速度或组织刚度。从存储器获得或者从测量结果计算该值。可以将速度或刚度与在时间上的变化和角度组合起来用于导出位置A、B之间的实际距离。速度或刚度是先验已知的,在动作26之后获得的(例如响应于不同ARFI传送而获得的),或者从位移获得的,它还用于计算声音速度。

[0045] 可以假设速度或刚度。使用默认值(例如对于感兴趣的组织的群体平均值)。可替代地,使用具体患者中位移的测量结果。

[0046] 在一个实施例中,图像处理器通过从剪切波原点到采样位置的距离和剪切波在该位置处出现的时间来确定剪切波速度。使用对于在横向上与ARFI焦点间隔开的位置的位移分布图。可以使用沿着垂直于从ARFI焦点延伸的传送扫描线的线的不同位置。

[0047] 可以使用各种方法来估计剪切速度。从一个或多个峰值来计算该速度。在使用激发模式和结果得到的波的情况下,则对于某些时间或所有时间可以定位多于一个峰值。该结果得到的峰值模式可以被用来估计剪切波的速度。

[0048] 在一个实施例中,计算仅仅是对于峰值的采样时间和峰值位置距ARFI焦点位置的距离。可以对于其他时间重复该计算,从而提供在不同峰值位置处的速度。可替代地,来自不同位置的峰值的时间被用于估计对于组织区域或感兴趣的区域的速度。

[0049] 可替代地,速度是使用定相计算的。作为对于不同位置的时间的函数的位移的分布图被相关。相位偏移和时间采样差可以被用来确定速度。

[0050] 在另一实施例中,在没有识别峰值的情况下拟合直接是位移的二维映射。可以通过位移的量值来加权拟合。可以在位移加权的拟合之前调整位移量值以考虑作为距离的函数的波衰减。一旦拟合,则线提供用来计算速度的斜率或角度。通过使用跨过整个感兴趣区域的平行波束形成,结果得到的拟合可能较少容易受到由生理运动引起的差错的影响。

[0051] 在生成波模式的情况下,拟合可能是不同的。对于每个时间,提供多个峰值。峰值可以是彼此区别的以使得不同波被分开。波生成的模式(例如焦点位置和/或定时)被用于区别。分开地计算对于每个波的速度。结果得到的速度可以被组合。可替代地,模板模式与峰值位置的模式相匹配或拟合。最佳拟合模式与预定速度相关联。可以使用其他方法,诸如使用在给定时间峰值位置的分开以指示速度。

[0052] 在一个实施例中,代替剪切波速度或者除了剪切波速度之外,使用组织刚度。可以使用任何组织计算。例如,通过假设弹性和各项同性介质来从剪切波速度计算刚度。如下计算刚度或杨氏模量E:

$$E = 3\rho V_s^2$$

在这里 ρ 是密度并且 V_s 是剪切速度。

[0053] 剪切波速度或组织刚度的计算可以使用在动作26中测量的位移。从剪切波的原点到采样位置的距离可能不是精确的,但是结果得到的剪切波速度或刚度可以是足够准确的。声音速度假设可能导致ARFI焦点和采样位置(例如位置B)之间基于波束形成器的距离的不准确。

[0054] 可替代地,使用响应于不同剪切波测量的位移。可以对于不同于用于计算声音速度的位置的位置测量位移。

[0055] 在动作32中,图像处理器计算声音速度。计算声音在具体患者、具体组织和/或具体组织位置中的速度。计算声音在采样位置A、B之间的速度。

[0056] 根据来自动作28的在时间上的变化和动作30的剪切速度或组织刚度来计算声音速度。因为剪切波速度是已知的并且剪切波在不同位置处出现的时间差被测量,所以可以确定各位置之间的实际距离。实际距离与预期的或基于波束形成器的距离的比率指示对于被波束形成器使用的声音的预期速度的权重以提供声音的实际速度。

[0057] 参考图2,声音速度是与剪切波到各位置的行进有关的几何形状的函数。根据时间上的变化 ΔT 、角度 θ 、剪切波速度 V_s 或刚度、波束形成器所使用的默认声音速度 c' 、以及给

定默认速度在各采样位置之间的默认距离 d' (即根据波束形成或扫描几何结构的预期距离)来计算声音速度 c 。由下式给出实际距离 d (其是沿着获取的A线的方向 (即沿着通过A和B的接收扫描线) 剪切波行进距离的分量):

$$d = \frac{V_s \Delta T}{\sin \theta} \quad (1)$$

[0058] 默认距离 d' 基于超声扫描仪的波束形成器。默认速度 c' 被波束形成器用来指派采样位置。由下式给出点A和B之间的默认距离 d' :

$$d' = \frac{c' dt}{2} = \frac{\beta c dt}{2} = \beta d \quad (2)$$

在这里 dt 是在时间上的变化或 ΔT , 并且 β 是 c' 和 c 的比率。

$$\beta = \frac{c'}{c} \quad (3)$$

[0059] 超声扫描仪或默认速度 c' 与实际速度 c 的比率等于超声扫描仪或默认距离 d' 与实际距离 d 的比率。由下式给出真实或实际速度 c :

$$c = \frac{c'}{\beta} = \frac{dc'}{d'} \quad (4)$$

因为距离 d 是从动作28和30的结果确定的并且剪切波传播相对于通过两个采样位置的线的角度是从扫描几何形状已知的, 所以实际速度被确定。

[0060] 在使用多于两个采样位置的情况下, 动作26的检测、动作28的确定和动作32的计算可以被重复。在各重复中使用同一剪切波和同一剪切波速度。可替代地, 使用平行波束形成或沿着单线的波束形成来测量对于所有位置的位移, 所以动作26不被重复。在其他替代中, 对于不同的位置对, 剪切速度是不同的, 所以动作30也被重复。

[0061] 通过对于不同位置集合重复声音速度的计算, 可以使用增加的采样以使得平均速度更准确。在另一实施例中, 重复提供对于声音在不同位置或区域的每一个处的速度的值。提供声音速度测量的一维、二维或三维映射图。对于不同组织或具有不同特性的组织, 声音速度是不同的。

[0062] 在动作34中, 图像处理器传送一个或多个所计算的速度。该传送是到超声系统的另一部件或超声系统之外的另一部件。例如, 速度被传送给存储器、波束形成器、显示器和/或网络。

[0063] 可以生成声音速度的图像并且将其提供给显示器。该图像包括作为文本 (诸如字母数字表示) 的速度。在一个实施例中, 确定单个声音速度。用户在图像上定位指针。作为响应, 超声扫描仪输出针对该点计算的声音速度。可以使用图表、颜色编码、强度或通过速度的其他调制。可替代地, 图像包括对于不同位置的声音速度的空间分布。作为位置的函数的速度的一维、二维或三维表示被呈现给显示器。显示网格可以不同于扫描网格和/或为其计算位移的网格。根据声音速度来调制像素的颜色、明亮度、亮度、色调或其他特性。速度随着区域的变化可以被可视化。

[0064] 在另一示例中, 将速度传送给波束形成器。速度被传送给波束形成器控制器、接收波束形成器和/或传送波束形成器。可替代地, 速度被用于确定延迟或相位分布图, 并且该分布图被传送给波束形成器。使用实际声音速度或多个声音速度, 波束形成器的聚焦和扫描格式被控制以增大分辨率或用于更准确扫描。

[0065] 图4A和4B示出在超声扫描仪的波束形成中使用假设和实际的声音速度来对具有各种点或线反射器(亮斑)的幻影成像的示例。生成B模式图像,但是可以使用其他类型的成像。在图4A中,声音速度被假设成1450m/s。在图4B中,使用1540m/s的实际声音速度。在图4B中,点或线反射器被更多限定或者较不模糊。使用实际声音速度可以改进区别解剖和/或组织状态的超声医师的能力,从而帮助诊断。实际声音速度还导致更可靠的距离指示。要注意,从换能器(0cm)到图4A中的最远深度的深度范围小于图4B中的,这由于距离被不准确声音速度的压缩。

[0066] 图5是来自沿着图4A和4B二者的x轴的大约2.5cm的波束形成的采样或射频数据的图。射频数据表示来自沿着图4A和4B中的该垂直线的三个反射器的回波响应。作为结果,图5示出对于两个射频信号中的每一个的增加的信号强度的三个实例。由于使用假设的声音速度,所以对于图4A的增加强度的三个实例更靠近换能器地出现并且在各实例之间具有较少距离。使用正确的声音速度改变距离,从而提供各点之间的真实距离。

[0067] 图6示出用于对声音速度进行成像的系统的一个实施例。通过收集响应于对剪切波位移作出响应的组织的扫描数据,确定声音速度。

[0068] 该系统是医疗诊断超声成像系统。在可替代实施例中,该系统是个人计算机、工作站、PACS站或用于实时或后获取成像的同一位置处的或在网络上分布的其他布置。

[0069] 该系统实施图1的方法或其他方法。该系统包括传送波束形成器12、换能器14、接收波束形成器16、图像处理器18、显示器20和存储器22。可以提供附加的、不同的或较少的部件。例如,用户输入被提供用于要获得针对其的信息的感兴趣区域的手动或辅助指定。

[0070] 传送波束形成器12是超声传送器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。传送波束形成器12被配置成为多个信道生成具有不同或相对幅度、延迟和/或定相的波形。在任何定时或脉冲重复频率情况下,生成波形并且将其应用于换能器14的元件。例如,传送波束形成器12生成用于在感兴趣的区域中生成剪切波的激发脉冲并且生成用于利用超声跟踪结果得到的位移的对应传送。传送波束形成器12可以被配置成生成激发脉冲的序列或其他组合以用于生成要被跟踪的多个波。

[0071] 传送波束形成器12诸如通过传送/接收开关与换能器14连接。在从换能器14传送声波时,在给定传送事件期间形成一个或多个波束。该波束是激发脉冲和/或跟踪波束。为了扫描组织位移,生成传送波束序列以扫描一维、二维或三维区域。可以使用扇区、向量®、线性或其他扫描格式。在激发脉冲(即ARFI推进脉冲)的传送之后发生由传送波束形成器12进行的扫描,但是由传送波束形成器12进行的扫描可以包括在传送激发脉冲之前对在跟踪中使用的参照帧的扫描。换能器14的相同元件被用于扫描组织和使组织移位二者,但是可以使用不同的元件、换能器和/或波束形成器。

[0072] 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包括用于在声能和电能之间进行换能的多个元件。例如,换能器14是具有大约64-256个元件的1维PZT阵列。

[0073] 换能器14与传送波束形成器12连接以用于将电波形转换成声波形,并且与接收波束形成器16连接以用于将声回波转换成电信号。换能器14传送激发脉冲和跟踪波束。波形被聚焦在患者中的组织区域或感兴趣的位置。传送波束在换能器14的视场内的任何各种角度处相对于换能器成角度。响应于将电波形应用于换能器元件来生成声波形。为了利用超

声进行扫描以检测位移,换能器14传送声能并接收回波。响应于撞击在换能器14的元件上的超声能量(回波)来生成接收信号。

[0074] 接收波束形成器16包括:具有放大器、延迟和/或相位旋转器的多个信道;以及一个或多个加法器。每个信道都与一个或多个换能器元件连接。接收波束形成器16施加相对延迟、相位和/或切趾以便响应于用于检测组织响应或跟踪的每个传送来形成一个或多个接收波束。可以提供对接收的动态聚焦。在对仅一个深度或深度范围感兴趣的情况下,动态聚焦可以被提供或者可以不被提供。接收波束形成器16使用所接收的声信号输出表示空间位置的数据。相对延迟和/或定相和来自不同元件的信号的总和提供波束形成。在可替代实施例中,接收波束形成器16是用于使用傅立叶或其他变换生成采样的处理器。

[0075] 对于平行接收波束形成,接收波束形成器16是被配置成包括附加的信道组以及对应加法器的平行接收波束形成器。每个信道施加相对延迟和/或定相以利用加法器形成波束。接收波束形成器16可以具有任何数目N的信道组和加法器。N是1或更大的整数,以用于同时地或响应于该同一跟踪传送波束形成对应数目的波束。接收波束可以被形成感兴趣区域中的规则采样空间。通过由接收波束形成器16形成的相应接收波束来同时对位置进行采样。

[0076] 接收波束形成器16可以包括滤波器,诸如用于隔离处于相对于传送频带的第二谐波或其他频带的信息的滤波器。此类信息可以更有可能包括期望的组织、对比剂和/或流信息。

[0077] 接收波束形成器16输出表示空间位置的波束加和的数据。输出对于单个位置、沿着线的位置、对于区域的位置、或对于体积的位置的数据。该数据可以被用于不同目的。例如,针对B模式或组织检测执行与针对剪切或纵向波检测来说不同扫描。可替代地,B模式数据还被用于确定由剪切或纵向波引起的位移。

[0078] 接收波束形成器16被配置成检测组织对由激发脉冲生成的波响应。组织被扫描。由接收波束形成器16生成的接收信号表示在采样的时间来自组织的响应。同时对不同位置进行采样。因为组织经历由波引起的任何位移,所以通过采样来捕获组织响应。在多个时间中的每一个在多个位置的每一个处检测声响应。可以检测组织对多于一个波的响应。接收波束形成器12检测在多个时间中的每一个组织对多个位置中的每一个处的剪切波的响应。

[0079] 图像处理器18或单独的波束形成器控制器配置波束形成器12、16。通过将值加载到寄存器或用于操作的表格中,设置波束形成器12、16对于ARFI或其他成像而使用的获取参数的值。该值包括依赖于声音速度的延迟或相位分布图。对于给定扫描,传送波束形成器12和/或接收波束形成器16使用声音的给定或默认速度。可以使用任何控制结构或格式来建立成像。促使波束形成器12、16获取用于以帧速率和/或利用一定分辨率进行成像的数据。一个或多个获取参数的不同值可能导致不同帧速率和/或分辨率。

[0080] 图像处理器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、傅立叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、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或稍后开发的用于从由接收波束形成器16输出的响应计算位移、计算剪切速度、计算时间差和/或计算声音速度的设备。

[0081] 在一个实施例中,图像处理器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、图形处理单元、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、其组合或其他现在已知或稍后开发的用于确定位移和/或从位移计算声音速度的设备。通过软件和/或硬件来配置处理器18以执行动作。

[0082] 在用于声音速度成像的一个实施例中，处理器18估计随着时间对于多个横向位置中的每一个的组织位移。对于每个位置估计在不同时间出现的位移。例如，对于多个采样时间中的每一个形成对各个位置的位移的估计。接收波束形成器16输出的数据被用来确定对于不同时间中的每一个在每个位置处的位移。可以通过相关或以其他方式确定每次在参照数据与所获得的用来表示组织的数据之间的相似级别来获得位移。

[0083] 图像处理器18可以被配置成从用于计算声音速度的位移或响应于不同剪切波测量的位移来估计剪切波速度或组织的其他特性。找出作为时间的函数的位移分布图中的一个或多个峰值。基于从激发脉冲焦点到采样位置的距离以及在采样位置处出现剪切波的时间，图像处理器18计算剪切波速度。在另一示例中，处理器18计算组织刚度、粘度和/或模量。处理器18可以计算其他性质（诸如张力或弹性）。在可替代实施例中，使用剪切波速度的假设或默认值代替所测量的值。

[0084] 图像处理器18被配置成从组织对剪切波的响应来估计声音在组织中的速度。从位移估计声音速度。将每个位置随着时间的位移相比较以找出在各位置处出现剪切波的时间差。在对于剪切波的传送线不平行于通过采样位置的线的情况下，剪切波在不同时间到达或通过各位置中的每一个。对于ARFI的传送扫描线与通过采样位置的线的角度、时间差以及剪切波的速度被用于计算各采样位置之间的实际距离。基于波束形成器的声音速度以及各位置之间的距离与实际距离一起用于计算声音速度。实际距离与波束形成器距离的比率等于实际声音速度与波束形成器声音速度的比率，从而允许图像处理器18计算声音速度。

[0085] 为一个位置（诸如用户指定的位置）估计声音速度。可替代地，为多个位置中的每一个估计声音速度。图像处理器18确定声音在患者中的速度的空间分布。

[0086] 处理器18生成从声音速度映射的图像或显示值并且将其输出给显示器20。将声音速度的文本或数字指示显示给用户。在一个实施例中，声音速度被显示为位置的函数。可以使用在不同位置处的速度来显示值、图表和/或组织表示。为了表示组织，声音速度调制颜色、色调、明亮度和/或对于表示组织区域的不同像素的其他显示特性。图像处理器18确定像素值（例如RGB）或者转换成像素值的标量值。图像被生成为标量或像素值。图像可以被输出给视频处理器、查找表、颜色图，或者直接被输出给显示器20。

[0087] 显示器20是CRT、LCD、监视器、等离子体、投影仪、打印机或用于显示图像或图像序列的其他设备。可以使用任何现在已知或稍后开发的显示器20。显示器20可操作成显示一个图像或图像序列。显示器20显示二维图像或三维表示。显示器20显示表示从剪切波引起的位移导出的声音速度的一个或多个图像。显示具有所包括的速度的表格、患者报告或组织表示。作为另一示例，显示与在二维图像或三维B模式表示上指示的位置相关联的声音速度。可替代地或者另外地，图像是图表。在仍其他实施例中，显示覆盖有对于声音速度的颜色调制的B模式图像。

[0088] 图像处理器18可以将声音速度传送给传送波束形成器12、接收波束形成器16或这二者。到波束形成器12/14的传送可以是到波束形成器控制器。传送声音速度值本身或作为

基于声音速度合并到延迟/相位分布图中的声音速度。波束形成器12、14被配置成基于声音速度使用延迟和/或相位分布图来扫描。使用对于患者的组织测量的或实际的声音速度配置波束形成器12、14可以结果得到更准确的空间表示。估计的声音速度被用于在任何类型的后续扫描(例如B模式成像)中操作波束形成器12、14。对于给定成像会话估计速度一次。在其他实施例中,遍及对于患者的成像会话定期估计速度。

[0089] 处理器18、接收波束形成器16和传送波束形成器12依照存储在存储器22或另一存储器中的指令来操作。指令配置系统来执行图1的动作。指令配置图像处理器18、接收波束形成器16和/或传送波束形成器12来通过加载到控制器中、通过促成值表格的加载和/或通过被执行进行操作。传送波束形成器12被指令配置成引起激发波束、跟踪波束和/或其他成像波束的生成。接收波束形成器16被指令配置成获取用于跟踪和/或成像的数据。图像处理器18被配置成估计位移以及从位移估计声音速度。

[0090] 存储器22是非瞬时计算机可读存储介质。用于实施这里讨论的过程、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(诸如高速缓冲存储器、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。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来执行图中图示的或者这里描述的功能、动作或任务。该功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略并且可以被软件、硬件、集成电路、固件、微代码等等独立或组合地操作执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。

[0091] 在一个实施例中,指令被存储在用于被本地或远程系统读取的可移动媒体设备。在其他实施例中,指令被存储在远程位置中以用于传递通过计算机网络或通过电话线。在仍其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0092] 尽管上面已经参考各种实施例描述了本发明,但是应该理解可以在不偏离本发明范围的情况下作出许多改变和修改。因此,意图使前面的详细描述视为说明性而非限制,并且要理解下面的权利要求(包括所有等同物)意图限定该发明的精神和范围。

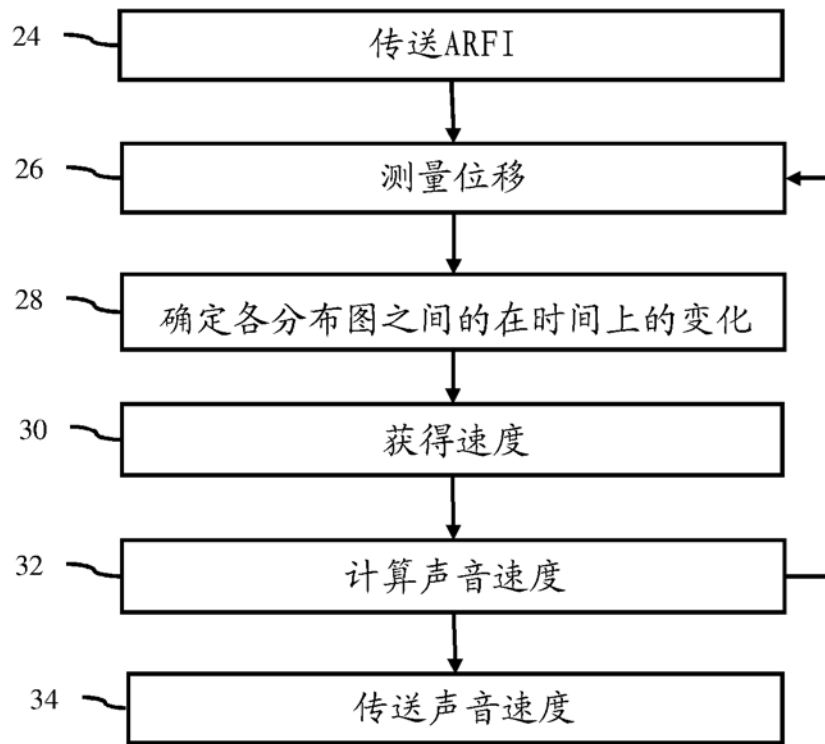


图 1

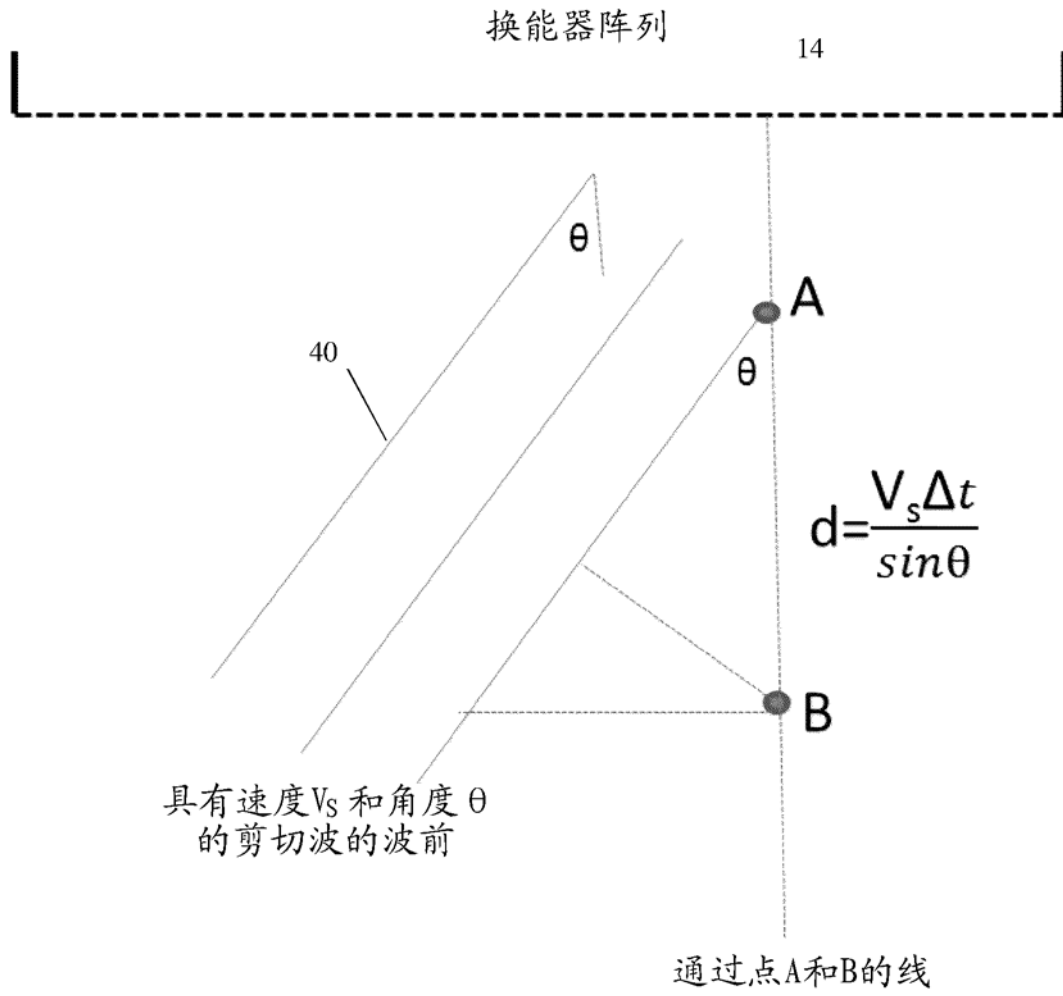


图 2

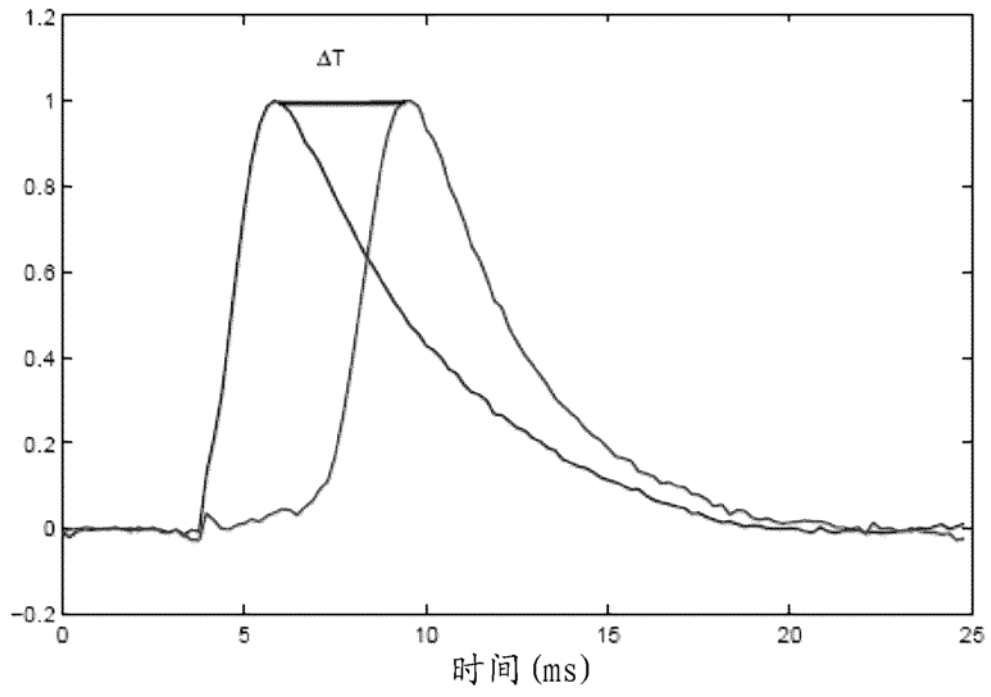


图 3

利用错误的声音速度1450m/s的波束形成

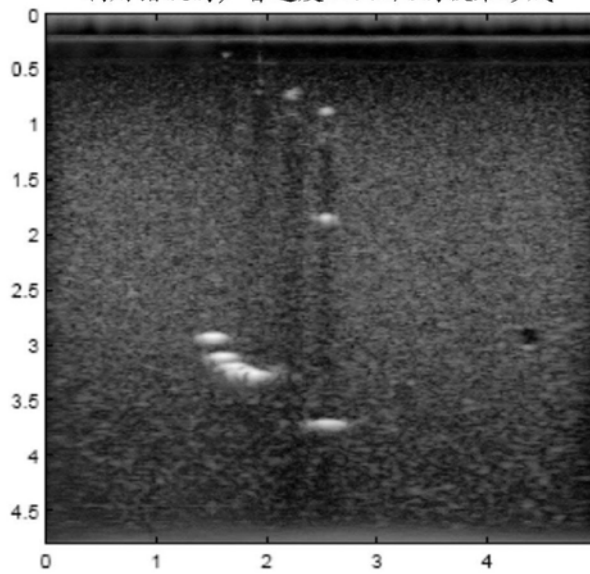


图 4A

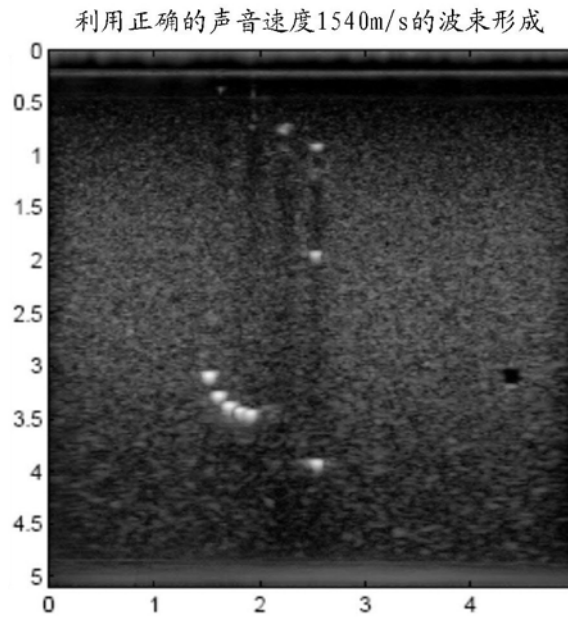


图 4B

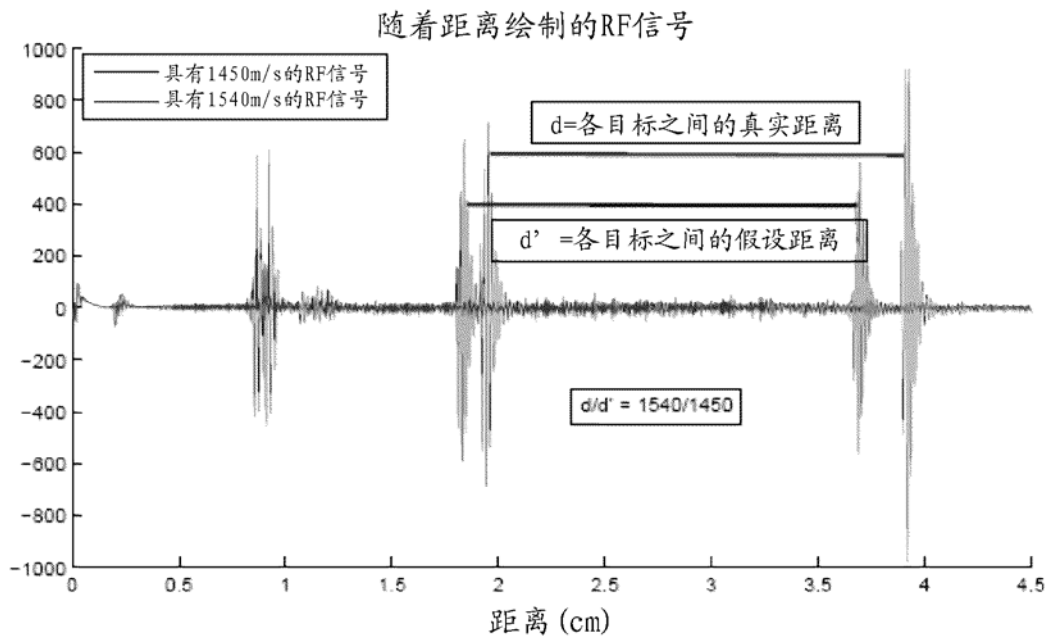


图 5

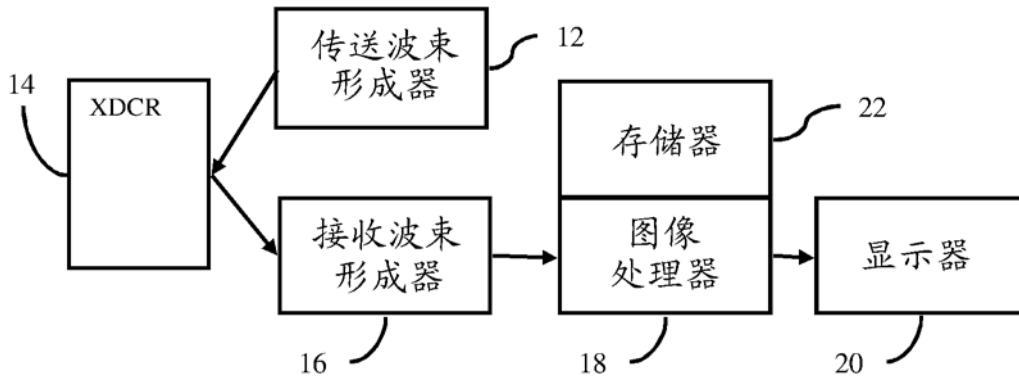


图 6

专利名称(译)	使用剪切波的声音速度成像		
公开(公告)号	CN107049361A	公开(公告)日	2017-08-18
申请号	CN2017110073755.8	申请日	2017-02-10
[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	D 邓肯 范列湘 金乘洙 Y 拉拜德 S 罗森茨魏希		
发明人	D.邓肯 范列湘 金乘洙 Y.拉拜德 S.罗森茨魏希		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/08 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5223 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52049 A61B8/48		
代理人(译)	徐红燕 刘春元		
优先权	15/040457 2016-02-10 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及使用剪切波的声音速度成像。剪切波传播被用来估计声音在患者中的速度。超声扫描仪检测剪切波在多个位置中的每一个处出现的时间。出现的时间差、给定组织刚度或剪切速度被用来为患者的特定组织估计声音速度。

