



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108784744 A  
(43)申请公布日 2018.11.13

(21)申请号 201810391855.X

(22)申请日 2018.04.27

(30)优先权数据

15/498877 2017.04.27 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 S.J.罗森兹维希

(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 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

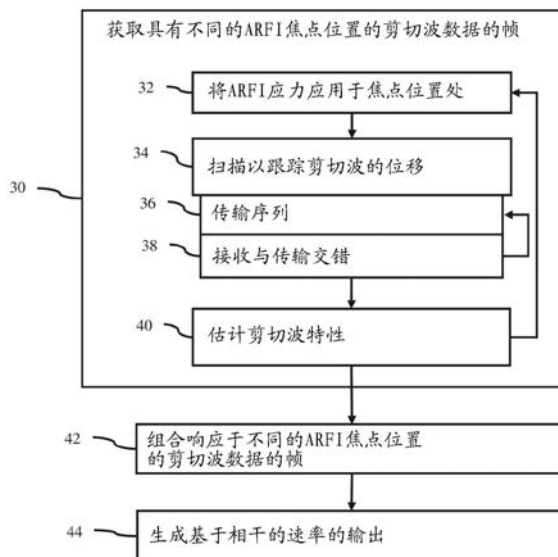
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54)发明名称

用于剪切波成像的可变焦点

(57)摘要

公开了用于剪切波成像的可变焦点。在利用超声扫描器(10)的剪切波成像中,响应于相应的多个ARFI传输,获取(30)表示相同的感兴趣区的多个帧的剪切波数据。替代用于ARFI传输的焦点位置(15)的固定的或相同的组合,ARFI传输的焦点位置(15)在剪切波信息的不同的帧之间变化(例如,被随机地选择)。通过组合(42)各帧,可以生成(44)具有更少的缺失数据和/或阴影效应的剪切波图像。



1. 一种用于利用超声扫描器来进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
  - 从超声扫描器的换能器向患者的组织的感兴趣区中的第一焦点位置传输(32)第一辐射力脉冲,归因于第一辐射力脉冲生成第一剪切波;
  - 随着第一剪切波在感兴趣区中传播,由超声扫描器利用超声扫描(34)感兴趣区,扫描(34)提供用于感兴趣区的第一位置的第一数据;
  - 针对来自第一数据的第一位置中的每个来估计(40)第一剪切波特性;
  - 从超声扫描器的换能器向患者的组织的感兴趣区中的第二焦点位置传输(32)第二辐射力脉冲,第二焦点位置与第一焦点位置不同,归因于第二辐射力脉冲生成第二剪切波;
  - 随着第二剪切波在感兴趣区中传播,由超声扫描器利用超声扫描(34)感兴趣区,扫描(34)提供用于感兴趣区的第一位置的第二数据;
  - 针对来自第二数据的第一位置中的每个来估计(40)第二剪切波特性;
  - 针对第一位置中的每个来组合(42)第一剪切波特性和第二剪切波特性;以及
  - 根据组合(42)的结果生成(44)患者的组织的特性的图像。
2. 如权利要求1所述的方法,其中传输(32)第一和第二辐射力脉冲包括在第一和第二焦点位置是在感兴趣区中被随机地选择的情况下进行传输(32)。
3. 如权利要求1所述的方法,其中传输(32)第一和第二辐射力脉冲包括在第一和第二焦点位置被横向地偏移至少2 mm的情况下进行传输(32)。
4. 如权利要求1所述的方法,其中传输(32)第一和第二辐射力脉冲包括在第一和第二焦点位置针对用于感兴趣区的剪切波特性的每个帧以预定义的序列偏移的情况下进行传输(32)。
5. 如权利要求1所述的方法,其中组合(42)包括加权的组合,其中权重是第一和第二剪切波特性的质量的测量的函数。
6. 如权利要求1所述的方法,其中组合(42)包括在时间上进行保持。
7. 如权利要求1所述的方法,其中第一和第二剪切波特性是图像的特性,进一步包括重复传输(32)、扫描(34)和估计(40),每次重复提供用于特性的数据的帧,并且其中组合(42)包括在时间上对数据的帧进行滤波。
8. 如权利要求1所述的方法,进一步包括将感兴趣区分离为两个或更多个子区,其中第一和第二焦点位置位于子区中的第一个中,进一步包括重复向多个不同的焦点位置进行传输(32)、扫描(34)和针对其它子区中的每个进行估计(40),其中组合(42)包括针对每个子区进行组合(42),并且其中生成(44)图像包括根据针对每个子区的组合生成(44)感兴趣区的图像。
9. 如权利要求13所述的方法,其中包括第一子区的第一和第二焦点位置的用于每个子区的焦点位置处在距针对每次重复的相应的子区的中心相同的相对偏移处,相对偏移是针对每次重复随机地选择的,并且其中在每次重复之前跨越子区执行针对每次重复的传输(32)。
10. 一种用于利用超声扫描器来进行剪切波成像的方法,所述方法包括:
  - 获取(34)响应于被随机地放置的用于生成(44)剪切波的声辐射力脉冲的焦点位置的多个帧的剪切波数据,所述多个帧的每个表示在不同时间的同一感兴趣区;
  - 对所述多个帧在时间上滤波(42);以及

根据被在时间上滤波的多个帧生成(44)剪切波图像。

11. 如权利要求10所述的方法,其中获取(34)包括传输(32)被聚焦在感兴趣区中的被随机地放置的焦点位置处的声辐射力脉冲、跟踪(36、38)起因于剪切波的组织位移、以及根据位移估计(40)剪切波速率。

12. 如权利要求10所述的方法,其中在时间上滤波(42)包括表示在感兴趣区中的位置的帧的加权组合,其中加权组合的权重是剪切波数据的帧的质量的函数。

13. 如权利要求10所述的方法,其中生成(44)剪切波图像包括生成(44)感兴趣区的剪切速率图像。

14. 一种用于剪切波成像的系统,所述系统包括:

传输束形成器(12),其被配置为在不同的第一时间和第二时间向相对于患者的组织的不同的位置传输第一推动脉冲和第二推动脉冲;

接收束形成器(16),其被配置为在不同的第一时间和第二时间之后分别从扫描(34)接收第一信号和第二信号;

图像处理器(18),其被配置为分别根据第一信号和第二信号确定组织中的剪切的第一速率和第二速率,第一速率表示位置并且第二速率也表示位置,并且被配置为保持第一速率与第二速率;以及

显示器(20),其被配置为根据所保持的第一速率和第二速率输出剪切速率图像。

15. 如权利要求14所述的系统,其中传输束形成器(12)被配置为向在感兴趣区中随机地选取的焦点位置传输第一和第二推动脉冲,其中图像处理器(18)被配置为作为第一和第二速率的质量的函数进行保持,并且其中剪切速率图像是在感兴趣区中的剪切速率的空间分布。

## 用于剪切波成像的可变焦点

### 背景技术

[0001] 本实施例涉及剪切波成像。组织的剪切速度可能在诊断上是有用的,因而超声被用于估计患者的组织的剪切速度。通过传输声辐射力脉冲 (ARFI), 在ARFI焦点处生成剪切波。超声扫描监控剪切波的传播。在距剪切波的源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。可以估计针对不同位置的速度, 从而提供空间分布。

[0002] 异构和/或各向异性的组织可能影响剪切波生成、传播和检测。如果ARFI被应用于不形变的区域, 则剪切波成像劣化。乳头、钙化或其它结构可能阻塞ARFI传输中的至少一些。因此, 对于一些位置而言可能未获取剪切波速率。剪切波信息的阴影或缺失起因于ARFI的不适当的应用位置或检测位置。

### 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扫描器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。响应于相应的多个ARFI传输而获取表示相同的感兴趣区的多个帧的剪切波数据。替代用于ARFI传输的焦点位置的固定的或相同的组合, 使ARFI传输的焦点位置在剪切波信息的不同帧之间变化 (例如, 被随机地选择)。通过组合帧, 可以生成具有更少的缺失数据和/或阴影效应剪切波图像。

[0004] 在第一方面中, 提供了一种用于利用超声扫描器来进行剪切波成像的方法。从超声扫描器的换能器向患者的组织的感兴趣区中的第一焦点位置传输第一辐射力脉冲。归因于第一辐射力脉冲, 生成第一剪切波。随着第一剪切波在感兴趣区中传播, 超声扫描器利用超声扫描感兴趣区。扫描提供用于感兴趣区的第一位置的第一数据。针对来自第一数据的第一位置中的每个来估计第一剪切波特性。从超声扫描器的换能器向患者的组织的感兴趣区中的第二焦点位置传输第二辐射力脉冲。第二焦点位置与第一焦点位置不同。归因于第二辐射力脉冲, 生成第二剪切波。随着第二剪切波在感兴趣区中传播, 超声扫描器利用超声扫描感兴趣区。扫描提供用于感兴趣区的第一位置的第二数据。针对来自第二数据的第一位置中的每个来估计第二剪切波特性。针对第一位置中的每个, 组合第一剪切波特性和第二剪切波特性。根据组合的结果生成患者的组织的特性的图像。

[0005] 在第二方面中, 提供了一种用于利用超声扫描器来进行剪切波成像的方法。获取响应于被随机地放置的用于生成剪切波的声辐射力脉冲的焦点位置的多个帧的剪切波数据。多个帧的每个表示在不同时间的同一感兴趣区。多个帧被在时间上滤波。根据被在时间上滤波的多个帧生成剪切波图像。

[0006] 在第三方面中, 提供了一种用于剪切波成像的系统。传输束形成器被配置为在不同的第一时间和第二时间向相对于患者的组织的不同的位置传输第一推动脉冲和第二推动脉冲。接收束形成器被配置为在不同的第一时间和第二时间之后分别从扫描接收第一信号和第二信号。图像处理器被配置为分别根据第一信号和第二信号确定组织中的剪切的第一速率和第二速率, 第一速率表示位置并且第二速率也表示位置。图像处理器还被配置为保持第一速率与第二速率。显示器被配置为根据所保持的第一速率和第二速率输出剪切速

率图像。

[0007] 本发明由随后的权利要求限定,并且本部分中没有什么应当被视为是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,并且稍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] 组件和各图不一定按比例,替代地重点被放在图示本发明的原理上。此外,在各图中,贯穿不同的视图同样的参考标号指明对应的部分。

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

图2图示针对用于对感兴趣区进行剪切波成像的ARFI焦点位置的示例空间布置;

图3示出用于剪切波成像的示例时间滤波;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] 提供优化感测以用于剪切波成像。针对每个帧,对辐射力进行伪随机地定位。以受约束范围在伪随机方法中随机地选择每个辐射力应用的横向位置。在时间过程中,辐射力被应用于感兴趣区的不同区域。把来自不同的应用的估计的剪切波特性的帧一起在时间上滤波。估计剪切波源的质量并且将剪切波源的质量合并到时间滤波中。通过使用对剪切波源的质量的测量,时间滤波可以被加权以获得高保真度。辐射力应用上的变化和通过时间滤波的剪切波信息重建中的一个或这两者实现针对给定的感兴趣区的优化感测。

[0011] 在一个实施例中,针对剪切波信息的每个帧,将感兴趣区划分成几个子区。辐射力应用事件和脉冲回波事件的组被用于在每个子区中检测剪切波。在所有子区中检测剪切波,从而提供用于感兴趣区的数据的帧。针对多个帧的时间过程中的每个帧,从有限的范围伪随机地选取在每个子区中的ARFI应用的横向位置。替代地,从预定义的序列选取应用的横向位置,该预定义的序列按每个帧而变化。对多个帧进行组合,从而提供用于感兴趣区的空间—时间组合。

[0012] 图1示出用于利用超声扫描器进行剪切波成像的方法的一个实施例。在实时ARFI成像中,每个帧的信息被不同地采样。智能地作出ARFI焦点位置的采样以提供诸如随机或伪随机的非重复的或变化的采样。得到的帧被在时域中复合。

[0013] 方法由图4的系统或不同的系统来实现。传输束形成器和接收束形成器使用换能器来进行传输和从患者进行接收,包括在动作32—38中应用ARFI和跟踪组织响应。在动作40中,图像处理器估计剪切波特性。在动作42中,图像处理器或滤波器组合帧。在动作42中,图像处理器生成图像。显示器可以被用于动作46。诸如超声扫描器的其它部分的不同的设备可以执行动作中的任何动作。

[0014] 以所描述或示出的顺序(即,顶部到底部)来执行动作,但是可以以其它顺序来执行动作。可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,提供用于配置超声扫描器、对换能器进行定位、标识感兴趣区和/或记录结果的动作。在另一个示例中,在动作32之前执行参考扫描。在替换的实施例中,在剪切波的生成之后的动作36和38的初始扫描被用作为参考扫描。

[0015] 为了确定由剪切波引起的组织运动,处于松弛状态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。超声扫描器检测参考组织信息。在动作32中,扫描在ARFI的传输之前发生,但是可以在其它时间执行扫描。可以使用诸如强度的B模式检测的任何类型的检测。在其它实施例中,未进行检测的经束形成的数据被用作为参考。

[0016] 在动作30中,超声扫描器获取多个帧的剪切波数据。每一帧的剪切波数据表示感兴趣区中的相同的位置。在每个帧中表示所有的相同的位置、大多数的相同的位置或者相同的位置中的一些。帧表示在不同时间时的位置的剪切波特性。

[0017] 通过在动作32中传输ARFI和在动作34中重复扫描(例如,在动作36中传输跟踪脉冲以及在动作38中接收响应超声数据)来获取每个帧。重复扫描跟踪由从动作32的传输生成的剪切波引起的组织的位移。在动作40中,根据超声数据估计剪切波特性。

[0018] ARFI的焦点位置和用于跟踪剪切波的中心对于数据的不同的帧而言是在不同的位置处。位置上的变化可以避免针对帧中的一些的阴影或异构组织效应。然后通过组合帧,可以得到具有更少的阴影或缺失数据的图像。不同的焦点位置处于不针对要被组合的帧重复的图案中,但是可以在其它实施例中重复。可以从感兴趣区中的扫描位置随机地选择不同的焦点位置。在伪随机选择中,用于帧的一个或多个焦点位置随机地选择自有限数量的选项(诸如在感兴趣区中横向地间隔开的3—12个选项)之一。

[0019] 在动作32中,超声扫描器使用换能器来向组织应用应力。传输在点或聚焦区处聚焦的ARFI。当向聚焦区域应用ARFI时,组织通过移动来响应所应用的力。ARFI创建横向传播通过组织的剪切波。剪切波引起组织的位移。在与焦点间隔开的每个给定的空间位置处,该位移增加并且然后恢复到零,造成时间上的位移轮廓。组织性质影响位移轮廓。

[0020] ARFI可以由任何数量的周期(例如,数十或数百个周期)的周期脉冲波形来生成。例如,ARFI被作为具有100—1000个周期的推动脉冲传输。传输的声波传播到感兴趣区,引起能量的沉积并且感应出剪切波。

[0021] 为了获取估计的不同的帧,生成两个或更多个剪切波。例如,在不同的时间从超声扫描器的换能器传输两个ARFI。不同的ARFI具有相同的特性中的一些,诸如位于具有利用相同数量的周期生成的相同的频带的相同中心频率处、传输孔径、幅度和切趾(apodization)轮廓。这些特性对于不同的ARFI而言可以是不同的。其它特性可以是相同的或不同的。

[0022] ARFI被作为具有不同的焦点的推动脉冲传输。用于生成剪切波的焦点位于不同的位置处,从而剪切波被从不同的源生成,增加了对于一个或多个帧而言具有更少的或不同位置的缺失数据的机会。在一个实施例中,焦点全都位于相同的深度、但是不同的横向位置处。为了跟踪位移,使用感兴趣区。该感兴趣区是由用户设置的和/或是基于用于跟踪的同时接收束的空间分布而设置的。ARFI焦点位于相对于感兴趣区的不同的位置处或位于感兴趣区内。ARFI焦点位于ROI中和/或ROI外部。可以使用焦点的任何空间分布。

[0023] 随机地选择用于不同的帧的不同的焦点位置。从在感兴趣区中的或在感兴趣区的给定距离内的所有横向位置或横向位置的子集选择横向位置。例如,感兴趣区是横跨5 mm,因而针对每个帧的焦点位置是在建立感兴趣区之后随机地选择自五个选项(例如,每经1mm的感兴趣区)中的一个。在随机选择的情况下,焦点位置对于一些帧而言可能是相同的或者执行检查以防止在要被组合的帧中的相同的焦点位置的使用。在另一个实施例中,随机化

发生以用于对焦点位置的预定义序列编程。一般而言,以半随机方式或完全随机方式来安排该采样。对于半随机类型的随机选择而言,诸如非重复或仅使用感兴趣区中的位置的子集的限制控制了对于随机选择而言可用的选项。

[0024] 在又一个实施例中,预定义并且使用不同的焦点位置的非重复序列。序列避免或限制在要被组合的帧中的相同的焦点位置的使用。

[0025] 可以使用诸如0.5 mm、1 mm、至少2 mm或其它距离之类的在可能的焦点位置之间的任何距离。可以使用任何数量的可能的焦点位置,诸如基于许多个要被组合的帧的许多个焦点位置(例如,12个帧要被组合,因而正提供12个、24个或36个可能的焦点位置)。

[0026] 在不同的时间传输ARFI或推动脉冲。各推动脉冲被相继地传输。诸如10 ms的任何时间量可以分离各传输。选择在时间上的差从而来自一个推动脉冲的剪切波在生成接下来的剪切波之前衰减和/或从而在生成接下来的剪切波之前完成对一个剪切波的跟踪。ARFI传输之间任何间隔允许进行跟踪、换能器冷却和/或避免到达关于所应用的声能的极限。

[0027] 响应于按顺序的推动脉冲到不同焦点的传输,生成不同的剪切波。例如,响应于ARFI,在不同的时间根据不同的焦点位置生成剪切波。剪切波部分地朝向ROI和/或在ROI中行进。

[0028] 在动作34中,超声扫描器扫描患者的组织。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。动作36和38提供扫描的一个实施例,其中传输了序列并且接收了所产生的回波。把所检测的组织与随时间经过的对组织的参考扫描相比较以确定归因于剪切波的通过的位移。

[0029] 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。针对在面积上或在体积上被不同地横向间隔开的位置执行传输和接收。针对每个空间位置提供传输和接收的序列以随时间经过进行跟踪。

[0030] 动作36和38在应用推动脉冲之后和当组织正响应于应力时发生。例如,传输以及接收在应力上的应用或改变之后以及在组织达到松弛状态之前发生。在应用应力之前、在应用应力期间和/或在应用应力之后执行超声成像。

[0031] 在用于跟踪的动作36中,超声扫描器传输各传输束或跟踪脉冲的序列。向响应于应力的组织传输多个超声束。多个束是在分离的传输事件中传输的。传输事件是连续的间隔,其中传输在没有响应于传输的回波的接收的情况下发生。在传输阶段期间不存在接收。在其中执行传输事件的序列的情况下,在与动作36的传输交错的动作38中还执行接收事件的对应的序列。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。

[0032] 针对传输事件,形成一个或多个传输束。每个传输束具有频率响应。例如,由两个周期的2.0MHz脉冲来形成传输束。可以提供任何带宽。用以形成传输束的脉冲具有任何数量的周期。可以使用任何包络、脉冲类型(例如,单极、双极或正弦)或波形。

[0033] 在动作38中,换能器响应于每个传输事件接收超声回波。换能器将回波转换成接收信号,对接收信号进行接收束形成而成为表示一个或多个空间位置的超声数据。检测在针对接收束的扫描线处的组织的响应。

[0034] 响应于每一跟踪传输而使用多个接收束的接收,从而可以同时地接收针对多个横向间隔开的位置的数据。响应于每个传输事件,通过沿着ROI的所有扫描线进行接收来针对

每个接收事件扫描整个ROI。针对任何数量的扫描线执行监控。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束。还在其它实施例中，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。

[0035] 超声扫描器对接收信号的序列进行接收。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。在换能器完成用于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。换能器然后被用于针对一个或多个相同的空间位置重复另一个传输和接收事件对，提供交错（例如，传输、接收、传输、接收、…）以跟踪随时间经过的组织响应。当剪切波传播通过感兴趣区时，在动作34中重复利用超声的感兴趣区的扫描以获取表示在不同的时间时的感兴趣区的位置处的组织响应的超声数据。每次重复监控相同的区或位置以用于确定针对那些位置的组织的响应。可以使用任何数量的重复，诸如重复大约50—100次。重复在当组织从应力恢复时但是在没有干扰接收的情况下尽可能频繁地发生。

[0036] 在动作40中，超声扫描器针对感兴趣区中的每个位置估计剪切波特性。在动作38中通过跟踪接收的数据被用于针对区中的每个位置检测作为时间的函数的位移。最大值或随时间经过的其它位移信息和/或位置被用于估计剪切波特性。

[0037] 组织运动被检测为在一维、二维或三维中的位移。从输出自动作38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。通过重复超声脉冲的传输和随时间经过的超声回波的接收，确定随时间经过的位移。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）。

[0038] 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，确定沿着扫描线的组织的位移。可以根据诸如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动（例如，速率）或束形成器输出信息（例如，同相和正交（IQ）数据）。

[0039] 由于正被沿着扫描线成像的组织形变，所以B模式强度或其它超声数据可能变化。相关性、互相关性、相移估计、绝对差的最小和或者其它类似度测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。表示多个空间位置的数据被与参考数据相关。作为另一个示例，来自多个空间位置（例如，沿着扫描线）的数据是被作为时间的函数而相关的。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轮廓的点的中心深度的64个深度的核心）之上的相关。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。可以使用沿着扫描线或沿着与扫描线或束不同的方向的一维位移。

[0040] 针对扫描的给定的时间或重复，确定不同位置处的位移。各位置是按一维、二维或三维分布的。例如，根据ROI中的不同深度的位移的平均来确定在不同的横向地间隔开的位置处的位移。在另一个示例中，针对不同的横向地间隔开并且被以范围间隔开（即，深度）的位置来确定位移。

[0041] 在其它实施例中，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34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轮廓。可以使用线拟合或插值来确定在其它位置处和/或其它时间的位移。

[0042] 针对剪切数据的一个帧的位移响应于针对该帧生成的剪切波。归因于剪切波的源位置和针对位移的扫描的相对定时,在任何给定的时间的任何给定的位置可能不经受剪切波引起的位移或经受由剪切波引起的位移。

[0043] 超声扫描器针对来自位移的每个位置计算来剪切波特性。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。组织的其它粘弹性特性可以造成不同的剪切波速度。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轮廓的相对定相的其它方法。

[0044] 可以根据位置、位移和/或定时来估计组织的其它剪切波特性。可以估计针对衰减规一化的峰值位移的量值、到达峰值位移的时间、杨氏模量或其它弹性值。可以将任何粘弹性信息估计为组织中的剪切波特性。

[0045] 针对表示感兴趣区中的剪切波特性的数据的每个帧重复动作32—40。每次重复和对应的帧提供用于针对在不同的时间或时段的每个位置的剪切波特性的值。归因于是焦点位置和/或归因于缺失估计,用于一些位置的值可能缺失。针对其它位置,针对每一帧提供值或者根据表示来自不同时间的估计的各帧提供值。针对每次重复的扫描可以具有一些公共的位置和其它非公共的位置(即,重叠但是不是位置的相同的域)。在每次重复中针对公共的位置中的至少一些或者在重叠区中提供估计。

[0046] 针对每个帧的估计响应于剪切波。对于剪切波特性的不同的帧而言用于生成剪切波的ARFI的焦点位置是不同的。用于序列的各帧的ARFI焦点位置中的随机的、非重复和/或预定义的变化造成对同一位置的不同的采样。取决于ARFI焦点位置,与其它位置相比异构组织可能针对一些位置更多地影响估计。变化提供具有更少的或更多的缺失数据的一些帧。

[0047] 使用任何数量的重复。例如,生成5—20帧的剪切波特性的数据以用于组合在一起。可以使用更少或更多的帧。作为另一个示例,每秒获取2—4帧。将对超过2—3秒的帧进行组合。

[0048] 在一个实施例中,感兴趣区被分离成两个或更多子区。例如,感兴趣区是20 mm宽,因而被分离成五个4 mm子区(例如,不同的或非重叠的子区)或五个5 mm子区(即,重叠的子区)。可以使用任何宽度。每个子区被分离地处理。针对每个子区执行动作30。针对每个子区执行一次ARFI传输、用以跟踪组织的扫描以及剪切波特性的估计,并且然后跨感兴趣区重复。在针对另一帧的每次重复之前,跨子区执行针对动作30的每次重复的ARFI传输。这造成来自各子区的缝合在一起的剪切波特性数据的帧。重复处理以提供随时间经过的数据的帧。

[0049] 每个子区被分配用于ARFI焦点位置的多个可能的位置。每个帧具有与存在的子区相同数量的ARFI焦点位置(即,按每帧对于每个子区有一个ARFI焦点位置)。对于不同的帧而言,用于子区的ARFI焦点位置是变化的。例如,针对每个子区提供相同数量的可能的位置和可能的位置的相同的空间分布(例如,子区1具有从1—5 mm的5个可能的位置并且子区2具有从5 mm—9 mm的5个可能的位置)。针对给定的子区选择可能的位置之一(例如,2 mm)。针对其它子区选择对应的可能的位置(例如,6 mm)。针对每个子区将相同的相对偏移(例

如,从左边缘起2 mm)用于ARFI焦点位置。偏移是从边缘、中心或其它参考点起的。偏移被随机地或半随机地选择。针对随后的帧,重复通过针对子区选择偏移的ARFI焦点位置的选择,从而在每个子区中提供不同的ARFI焦点位置。

[0050] 图2示出了一个示例。感兴趣区50被平均地分区成有限数量的宽度C的小区。每个区C是限定许多个可能的ARFI焦点位置的子区。随机地选择用于每个子区C的ARFI焦点位置。在另一种方法中,区C以所选择的ARFI位置居中。在概念上,两个端部被连接在一起以表示传输和接收条件的闭合的和有限的集合。利用均匀的随机分布 $[0, C]$ 来创建抖动。该抖动使参考位置按圆来旋转。通过设置参考位置,该相同的参考位置被使用在每个子区段中。图2的右侧示出了基于针对两个不同的帧的随机选择而移位的子区C。在两个不同的帧之间ARFI焦点位置相差 $\Delta(n)$ 。在一定数量的帧(n个)之后,参考在C中平均地采样,造成随时间经过的在空间域中的采样的最高密度。为了以固定的更新速率生成完整图像,以给定的时间间隔来对整个感兴趣区采样。ARFI束和检测区的分区是被平均分布的。从一个更新到接下来的更新,ARFI束和检测区的中心基于随机生成器而改变。

[0051] 参照图1的动作42,滤波器或图像处理组合来自不同的帧的剪切波特性。每个帧提供用于针对每个位置的剪切波特性的值。对于一些或所有位置而言,一些帧可能具有缺失的数据。针对每个位置,组合来自不同的帧的剪切波特性的值。

[0052] 组合具有一组数量的帧,诸如在给定时段上获取的帧。使用移动窗口。对在一定时段内获取的帧或给定数量的最近获取的帧进行组合。在替换的实施例中,除非被再次触发,否则一组数量的帧被组合一次以生成单个图像。在另一个实施例中,随时间的经过提供不同的组合,诸如通过与如所获取的每个附加的帧组合来从一个帧进行建立。

[0053] 可以使用任何组合。例如,将各值进行复合。可以计算平均。具有针对该位置的缺失的值的帧未被使用或者未被包括针对该位置的平均中。在时间上进行复合保持了剪切波特性的值。在时间上保持数据的帧。可以使用响应于不同的ARFI焦点位置的多个帧的任何时间滤波。

[0054] 运动补偿可以被提供用于组合。各帧被在空间上相对于彼此调整以计及在帧的获取之间发生的组织和/或换能器的运动。运动补偿可以是刚性的或非刚性的。可以使用任何运动补偿,诸如使用B模式或斑点追踪(speckle tracking)来确定感兴趣区之外的组织的运动。在一个实施例中,使用用于剪切波成像的运动补偿。使各参考帧对相关以确定帧之间的空间偏移。将多项式拟合到空间偏移以确定随时间经过的运动曲线。在替换的实施例中,不使用运动补偿。

[0055] 在一个实施例中,使用加权的组合。例如,使用加权的平均、加权的有限冲激响应或加权的无限冲激响应组合。一个或多个权重提供一个帧或之前的帧复合对于另一帧的相对加权。权重可以基于各种因素中的一个或多个,诸如许多个帧被针对位置进行组合。例如,权重是剪切波数据的帧的质量或针对在位置处的剪切波特性的值的质量的函数。质量被测量为在位移轮廓上的信号噪声比或位移轮廓的信号噪声比、经束形成的采样(例如,同相和正交或无线电频率数据)的信号噪声比,并且/或者由轴向和/或方位间隔开的位移轮廓之间的相关系数来测量质量。具有更好的质量的质量的剪切波特性的帧或值被更重地加权在组合中。

[0056] 图3表示使用针对位置x、y的剪切波速度(sws)的帧(n个)的一个示例。使用两个帧

n和n-1,但是可以组合更多的帧。当前的帧sws (n)和先前的帧sws (n-1)、全局运动的测量和按位置的sws质量被输入到滤波器。延迟表示使用之前的帧以用于组合。质量描述如在数据中反映的辐射力。全局运动被使用以对准或配准像素或位置。全局运动基于参考帧之间的相关。剪切波质量被使用在加权的机制中以在执行保持时针对每个对准的空间位置来过滤当前帧sws (n)和先前的帧sws (n-1)。

[0057] 在感兴趣区被划分为子区的情况下,可以针对每个子区分离地执行运动补偿和组合。替换地,子区被组合或者利用空间复合缝合在一起以用于形成帧。针对完整的帧执行运动补偿和时间组合。

[0058] 在图1的动作44中,图像处理器根据组合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,图像为组织中的剪切波速率。

[0059] 在时间上被滤波的组合针对感兴趣区中的每个位置提供用于剪切波特性的值。感兴趣区是用户选择的或处理器确定的。在按子区执行ARFI处理的情况下,图像于是为用以表示区的子区的组合。各位置被以一维、二维或三维分布。图像为在一维、二维或三维上的剪切波特性。例如,根据响应于ARFI焦点位置上的变化的帧的组合来生成剪切波速率图像。

[0060] 对于每个位置而言,图像的像素被特性的值调制。可以使用亮度、色彩或其它调制。剪切波图像被独立地显示或者覆盖在B模式或其它超声图像上。

[0061] 可以逐步地更新图像。例如,初始的剪切波图像来自单个帧。随着接下来的帧被获取,接下来的剪切波图像来自两个帧的组合。随着每一附加的帧被获取,帧被添加到组合并且图像更新。一旦获取了给定数量的帧,就可以使用移动窗口,其中被组合用于图像的帧是最近期的一定数量的帧。

[0062] 在附加的或替换的实施例中,输出是针对某一位置或跨各位置的剪切波速度的线图或字母数字文本。图像为字母数字文本(例如,“1.36 m/s”)或被作为注释覆盖在组织的B模式或流动模式图像上。一个或多个速率的线图、表格或图表可以输出为图像。

[0063] 图4示出用于剪切波成像的系统10的一个实施例。剪切波图像是通过响应于ARFI焦点的变化的放置来组合剪切波信息的帧而形成的。系统10实现了图1的方法或其它方法。

[0064] 系统10是医疗诊断超声成像系统或超声扫描器。在替换的实施例中,系统10是个人计算机、工作站、PACS站或者在相同位置处的或被分布在网络上的用于实时成像或过后获取成像的其它布置,因而可以不包括束形成器12、16和换能器14。

[0065] 系统10包括传输束形成器12、换能器14、接收束形成器16、图像处理器18、显示器20和存储器22。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,用户输入被提供用于显示图的手动的或辅助的选择、要被确定的组织性质的选择、感兴趣区选择、传输序列的选择或其它控制。

[0066] 传输束形成器12是超声传输机、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。传输束形成器12是可配置的以生成具有不同的或相对的幅度、延迟和/或定相的用于多个信道的波形。波形被相对地延迟或定相以将声束引领到焦点位置。在响应于所生成的电波的来自换能器14的声束的传输时,形成一个或多个束。各传输束是以不同的能量或幅度水平形成的。用于每个信道的放大器和/或孔径大小控制传输的束的幅度。

[0067] 传输束形成器12被配置为传输脉冲。传输束形成器12生成ARFI传输和跟踪传输。在不同的时间生成不同的ARFI传输。束形成器控制器、束形成器12、图像处理器18和/或从

存储器22加载的序列设置ARFI束的序列或推动脉冲。在不同的时间向相对于患者的感兴趣的组织的不同位置15传输两个或更多推动脉冲。在传输之前完成针对先前的剪切波的跟踪之后每个随后的焦点位置15发生的情况下,焦点位置15被相继地使用。位置在感兴趣区13中,但是一个或多个可以在感兴趣区13之外。

[0068] 随机地选择、半随机地选择或以预定义模式来选择不同的位置,所述不同的位置针对在将要被组合的帧上的ARFI焦点而在三个、四个、五个或更多位置(例如,12个)之间变化。可以针对要在组合中使用的每个帧提供不同的焦点位置。一些位置可以被使用多于一次。可以基于要被组合的帧的数量平均地或均匀地对可能的焦点位置采样。按每一帧来提供至少一个焦点位置。在使用子区的情况下,可以按每一帧来提供多于一个的焦点位置。

[0069] 为了跟踪组织位移,生成覆盖ROI的传输束的序列。生成传输束的序列以扫描二维或三维区。可以使用扇区、矢量、线性或其它扫描格式。可以生成两个或更多的同时的传输束以随着剪切波传播通过区而跟踪在感兴趣区中的不同位置处的组织。传输束形成器12可以生成平面波或发散波以用于更快地扫描。

[0070] ARFI传输束可以具有比用于成像或检测组织运动大的幅度。替换地或附加地,在使用的ARFI脉冲或波形中的周期的数量与被用于跟踪的脉冲相比典型地更大(例如,100或更多个周期用于ARFI并且1到6个周期用于跟踪)。可以使用孔径差。

[0071] 换能器14是压电或电容膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维的阵列。换能器14包括用于在声能和电能之间换能的多个元件。响应于入射在换能器的元件上的超声能量(回波)生成接收信号。元件与传输束形成器12和接收束形成器16的信道连接。

[0072] 传输束形成器12和接收束形成器16通过传输/接收开关或复用器与换能器14的相同的元件连接。针对传输事件和接收事件这两者共享元件。可能不共享一个或多个元件,诸如在传输孔径和接收孔径不同(仅仅是重叠或者使用完全不同的元件)的情况下。

[0073] 接收束形成器16包括具有放大器、延迟和/或相位旋转器以及一个或多个加法器的多个信道。每个信道与一个或多个换能器元件连接。响应于传输,接收束形成器16应用相对延迟、相位和/或切趾来形成一个或多个接收束。在替换的实施例中,接收束形成器16是用于使用傅里叶或其它变换来生成采样的处理器。接收束形成器16可以包括用于进行并行接收束形成(诸如响应于每个传输事件,形成两个或更多个接收束)的信道。接收束形成器16针对每个束输出诸如IQ或无线电频率值的束求和数据。

[0074] 接收束形成器16在用于跟踪的传输事件的序列中的间隙期间操作。响应于传输束的序列,通过对信号的接收与跟踪传输脉冲进行交错从而形成接收束的序列。在每个跟踪传输脉冲之后并且在接下来的跟踪传输脉冲之前,接收束形成器16从声回波接收信号。在其期间不发生接收操作和传输操作的死区时间可以被交错以允许混响(reverberation)减少。

[0075] 接收束形成器16输出表示在给定的时间的空间位置的束求和数据。输出用于如下的数据:不同的横向位置(例如,沿着不同的接收扫描线的方位间隔开的采样位置)、沿着深度上的线的位置、针对面积的位置、或者针对体积的位置。可以提供动态的聚焦。数据可以被用于不同的目的。例如,可以针对B模式或组织数据执行与用于剪切波速率估计的相比不同的扫描。针对B模式或其它成像接收的数据可以被用于剪切波速率的估计。对在与推动脉冲的焦点间隔开的位置处的剪切波进行监控以使用剪切波的相干干涉来确定剪切波的速度。

率。

[0076] 接收束形成器16输出表示在剪切波的通过之前、在剪切波的通过之后和/或在剪切波的通过期间的组织的跟踪数据。提供跟踪数据以跟踪每个相继的剪切波。针对对应于不同的ARFI传输的不同的时段输出跟踪数据。

[0077] 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、网络、服务器、处理器的组、数据路径、滤波器、以上的组合、或者其它现在已知的或稍后开发的用于从经束形成的超声采样检测和处理信息以用于显示的设备。在一个实施例中，图像处理器18包括一个或多个检测器和分离的处理器。图像处理器18可以是一个或多个设备。可以使用多处理、并行处理或由相继的设备进行的处理。

[0078] 图像处理器18执行在图1中示出的动作40—44中的一个或多个的任何组合。图像处理器18可以控制传输束形成器12和/或接收束形成器16。从接收束形成器16接收经束形成的采样或超声数据。通过软件、硬件和/或固件来配置图像处理器18。

[0079] 图像处理器18被配置为检测响应于声辐射力的组织的位移。检测来自经束形成的采样或来自经束形成的采样的所检测到的数据(例如，B模式或多普勒检测)。使用相关、相似性的其它测量或另外的技术，根据超声数据确定组织相对于参考的移动。通过在一维、二维或三维空间中使跟踪数据集相对于参考数据集在空间上偏移，具有最大相似性的偏移指示组织的位移。处理器18针对每一时间和位置来检测位移。所检测到的位移中的一些可以具有响应于一个或多个通过的剪切波的量值。

[0080] 图像处理器18被配置为确定组织中的剪切的速率或其它剪切波特性。确定是基于来自响应于由ARFI创建的剪切波而对组织进行跟踪的信号。信号被用于检测位移。为了确定速率而使用位移。到达最大位移的时间和距ARFI焦点位置的距离提供了速率。可以使用不同的位置的随时间经过的位移的相对定相或其它方法来确定速率。

[0081] 针对用于覆盖整个感兴趣区一次的每一ARFI或多个ARFI，图像处理器18确定速率或另外的特性。生成特性的数据的帧。帧表示响应于不同的ARFI焦点位置在不同的时间与组织的剪切波交互。例如，生成表示相同的位置以及响应于不同的ARFI焦点位置的速率的帧。

[0082] 图像处理器18被配置为保持来自不同的帧的速率。组合任何数量的帧。可以使用指示用以组合的帧的移动窗口。因为帧表示响应于在不同时间时的剪切的组织，所以使用时间滤波。针对每个位置，对速率或其它特性取平均、取加权平均或者以某方式进行组合。

[0083] 图像处理器18可以使给定的帧对于保持的贡献变化。变化是按帧的(例如，整个帧的值与针对其它帧相比被更重地或更不重地加权)或者是按位置的(例如，在一个位置处的针对一个帧的值与在不同位置处的针对该同一帧的值相比被更重地加权)。诸如时间(例如，更旧的帧被加权得更少)的任何测量可以被用于使贡献变化。在一个实施例中，使用特性的质量。基于正被组合的数据的相对质量来加权对于保持的贡献。

[0084] 图像处理器18生成诸如注释、图形覆盖和/或图像的显示数据。显示数据采用任何格式，诸如在映射之前的值、灰度或色彩映射值、红绿蓝(RGB)值、扫描格式数据、显示或笛卡尔坐标格式数据、或者其它数据。处理器18输出对于显示设备20而言适当的速率信息，从

而配置显示设备20。可以使用到其它设备的输出,诸如到用于存储的存储器22的输出、到另外的存储器(例如,患者医疗记录数据库)的输出、以及/或者经网络到另外的设备(例如,用户计算机或服务器)的转移。

[0085] 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、用户接口、有效性指示、二维图像或三维表示的其它显示器。显示设备20显示超声图像、速率和/或其它信息。例如,显示器20输出组织响应信息,诸如速率或其它剪切波特性的二维、三维或三维分布。用于不同的空间位置的速率或剪切波特性的形成图像。来自具有不同的ARFI焦点位置的不同的帧的特性的保持或组合的输出被用于成像。来自可变地放置的焦点位置的组合减少了在剪切波成像中的缺失数据和/或阴影。还可以输出其它图像,诸如在灰度B模式图像上将速率覆盖为针对感兴趣区的经色彩编码的调制。

[0086] 在一个实施例中,显示设备20输出患者的区的图像,诸如二维多普勒组织或B模式图像。图像包括用于速率的位置指示器。位置指示器指明针对其计算了速率值的被成像的组织。速率被提供为在区的图像上的或者邻近于区的图像的字母数字值。图像可以为具有或不具有患者的空间表示的字母数字值。

[0087] 处理器18依照存储在存储器22或另外的存储器中的指令来操作。存储器22是计算机可读存储介质。在计算机可读存储介质或存储器上提供用于实现在此讨论的处理、方法和/或技术的指令,所述计算机可读存储介质或存储器诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其它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。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,执行在各图中图示的或在此描述的功能、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独立地或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件和微代码来执行功能、动作或任务。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务和并行处理等。

[0088] 在一个实施例中,指令被存储在可移除介质设备上以用于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用于通过计算机网络或经电话线路传递。在又一实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0089] 存储器22替换地或附加地存储在使用可变ARFI焦点位置和复合的剪切波特性的估计中使用的数据。例如,存储用于ARFI和跟踪的传输序列和/或束形成器参数。作为另一个示例,存储感兴趣区、接收的信号、检测的位移、估计的剪切波特性的值、滤波器或保持设置、权重、质量测量、滤波器输出和/或显示值。

[0090] 虽然以上已经参考各种实施例描述了本发明,但是应当理解,在不脱离本发明范围的情况下,可以作出许多改变和修改。因此意图的是前述详述的描述被视为是说明性的而不是进行限制,并且理解的是,正是意图由包括所有等同物的随后的权利要求来限定本发明的精神和范围。

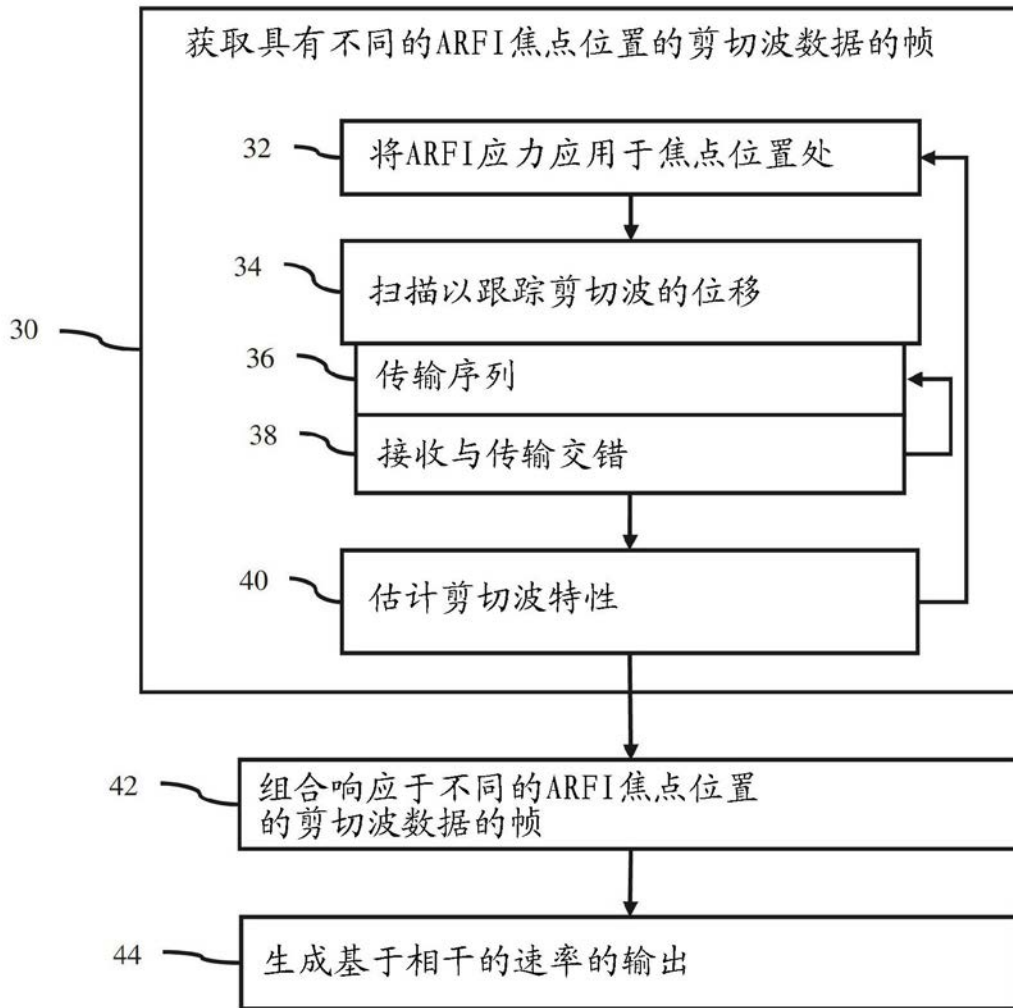


图 1

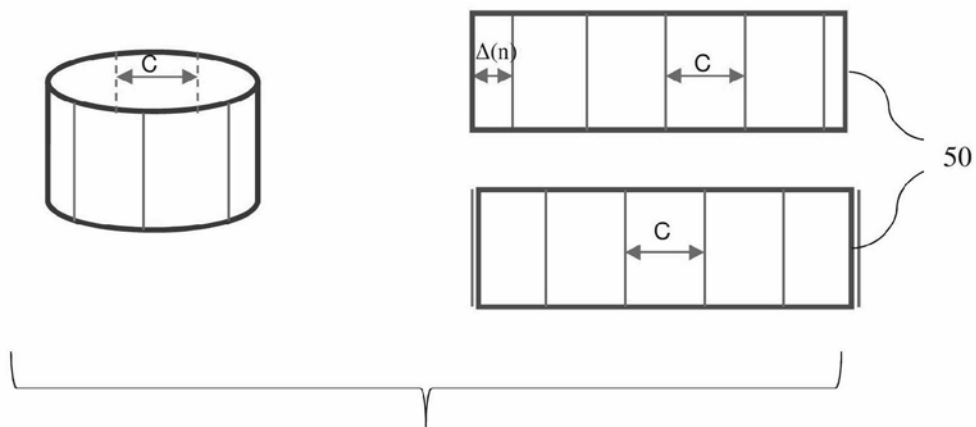


图 2

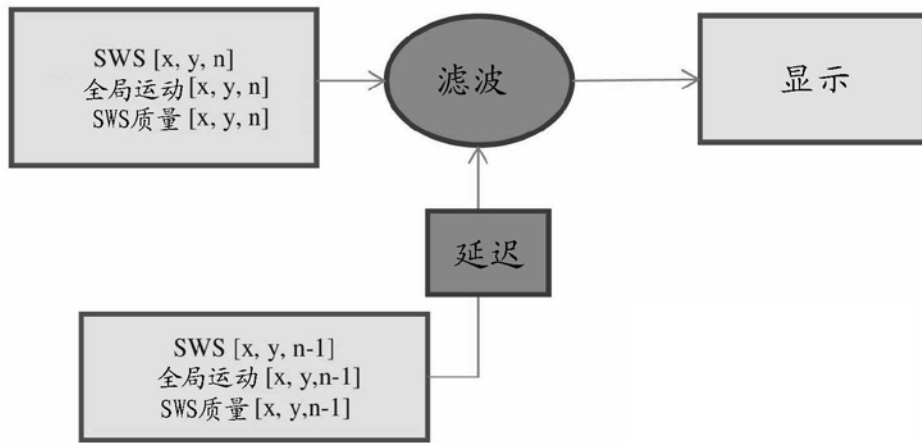


图 3

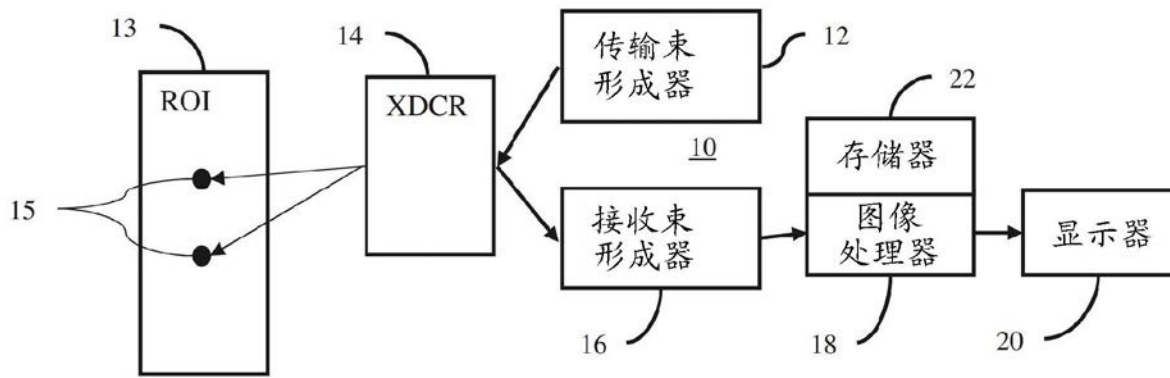


图 4

专利名称(译)	用于剪切波成像的可变焦点		
公开(公告)号	<a href="#">CN108784744A</a>	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201810391855.X	申请日	2018-04-27
[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		
发明人	范列湘 S.J.罗森兹维希		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/5269 A61B8/54 G01S7/52022 G01S7/52042 A61B8/0833 A61B8/4494 A61B8/469 A61B8/488		
代理人(译)	王岳 刘春元		
优先权	15/498877 2017-04-27 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

公开了用于剪切波成像的可变焦点。在利用超声扫描器 ( 10 ) 的剪切波成像中，响应于相应的多个ARFI传输，获取 ( 30 ) 表示相同的感兴趣区的多个帧的剪切波数据。替代用于ARFI传输的焦点位置 ( 15 ) 的固定的或相同的组合，ARFI传输的焦点位置 ( 15 ) 在剪切波信息的不同的帧之间变化 ( 例如，被随机地选择 )。通过组合 ( 42 ) 各帧，可以生成 ( 44 ) 具有更少的缺失数据和/或阴影效应的剪切波图像。

