



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107616809 A

(43)申请公布日 2018.01.23

(21)申请号 201710564984.X

(22)申请日 2017.07.12

(30)优先权数据

15/209180 2016.07.13 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 Y.拉比德 范列湘

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 黄涛 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

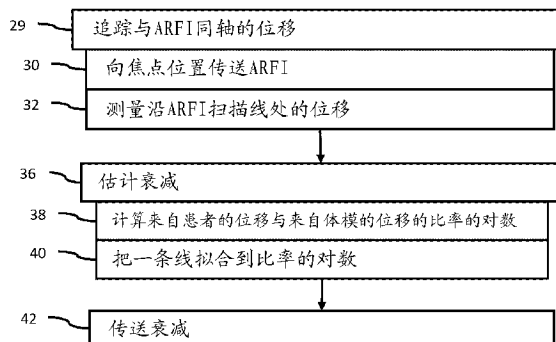
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

医学诊断超声中的组织表征

(57)摘要

为了估计超声成像中的衰减,使用测量沿声学辐射力脉动(ARFI)波束的不同位置处的位移。来自使用相同ARFI焦点的作为参考物的体模的位移和同轴位移用于消除聚焦效应。单个ARFI波束可以用于估计针对一位置的衰减。



1. 一种用于利用医学诊断超声扫描仪表征组织的方法,所述方法包括:
沿患者中的扫描线由所述超声扫描仪从换能器传送声学辐射力脉动作为传送波束;
由所述超声扫描仪测量沿所述扫描线作为时间的函数的位移,所述位移中的至少一些响应于所述声学辐射力脉动;
由图像处理器针对沿所述扫描线的多个位置中的每一个来确定作为时间的函数的所述位移的特性;
由所述图像处理器针对每一个位置来计算所述特性与体模的特性的比率的対数;
由所述图像处理器把一条线作为所述位置的函数拟合到所述比率的対数;
由所述图像处理器使用所述线计算衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或上述各项的组合;以及
在显示器上生成所述衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或上述各项的组图的图像。
2. 权利要求1所述的方法,其中测量包括利用与扫描线共线的接收波束进行测量。
3. 权利要求1所述的方法,其中测量包括利用沿接收线的同时接收波束进行测量,所述接收波束定位在具有波束分布内的所述传送波束的峰值强度以下3dB内的强度的位置处。
4. 权利要求1所述的方法,其中测量包括在声学辐射力脉动的传送之前进行测量以及在声学辐射力脉动的传送之后进行多次测量。
5. 权利要求1所述的方法,其中测量包括:在包括声学辐射力脉动的焦点位置的位置处声学辐射力脉动停止之后组织松弛时测量所述位移。
6. 权利要求1所述的方法,其中测量包括作为时间的函数生成所述位移的时域分布。
7. 权利要求1所述的方法,其中确定包括针对每一个位置确定所述位移中的最大位移。
8. 权利要求7所述的方法,其中计算所述比率的対数包括:针对每一个位置计算所述最大位移与体模最大位移的比率的対数。
9. 权利要求1所述的方法,其中计算所述衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或前述各项的组合包括根据所述线的斜率计算所述衰减系数。
10. 权利要求9所述的方法,其中计算所述衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或前述各项的组合包括根据所述线的截距计算所述弹性模量、所述吸收系数或二者。
11. 权利要求10所述的方法,其中计算所述衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或前述各项的组合包括根据所述衰减系数和所述吸收系数计算所述散射系数。
12. 权利要求1所述的方法,其中生成包括生成具有针对所述衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或前述各项的组图的像素调制、图形或字母数字文本的图像。
13. 一种用于超声成像的系统,所述系统包括:
传送波束成形器,配置为向患者中的焦点区传送声学推动脉冲;
接收波束成形器,配置为输出针对与推动脉冲同轴的区的样本;
图像处理器,配置为根据所述样本确定针对所述区的位移以及根据所述位移计算所述患者中组织的衰减;以及
显示器,配置为显示所述衰减。
14. 权利要求13所述的系统,其中声学推动脉冲包括作为聚焦在所述焦点区处的传送波束的声学辐射力脉动,并且其中所述样本是来自追踪由所述声学辐射力脉动在所述焦点

区处引起的组织位移的经波束成形的样本。

15. 权利要求13所述的系统,其中所述图像处理器配置为根据所述样本生成所述焦点区处作为时间的函数的位移,针对每一个所述区标识峰值位移,把一条线拟合到所述峰值位移与具有所测量的衰减的体模中的峰值位移的比率的对数,以及根据所述线的斜率计算所述衰减。

16. 权利要求15所述的系统,其中图像处理器配置为根据所述线的截距计算所述弹性模量、吸收、散射或上述各项的组合。

17. 一种利用医学诊断超声扫描仪进行超声成像的方法,所述方法包括:

由所述超声扫描仪的波束成形器追踪在患者的组织中沿声学辐射力脉动的激发轴线的位移,所述位移由所述声学辐射力脉动引起;

由所述超声扫描仪的图像处理器根据沿所述轴线的所述位移估计衰减;以及
传送所述衰减。

18. 权利要求17所述的方法,其中估计包括根据沿所述轴线的所述位移以及来自具有已知衰减的体模的位移来估计所述衰减。

19. 权利要求18所述的方法,其中估计包括根据一条线的斜率估计所述衰减,所述线被拟合到沿所述轴线的所述位移与来自所述体模和已知衰减的所述位移的比率的对数。

20. 权利要求19所述的方法,还包括根据所述线的截距估计吸收系数、散射系数或二者。

医学诊断超声中的组织表征

背景技术

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声。具体来说,使用超声来表征组织。

[0002] 可以通过表征组织的超声衰减来获得重要的病理学信息。衰减水平可以是脂肪肝疾病的生物标记。可以部分地基于超声的衰减来诊断癌症,诸如乳腺癌。

[0003] 可以使用射频反向散射信号的频谱分析来测量衰减。作为声学反向散射深度的函数的能量谱幅度的改变指示衰减。这些反向散射方案可能遭受易变性,甚至是在频谱平均的情况下。

[0004] 美国专利No. 9,244,169教导了一种使用声学辐射力脉动 (ARFI) 测量衰减的技术。传送处于不同频率的ARFI,并且根据响应于ARFI的位移来估计衰减。使用多个ARFI可能导致由运动引起的非准确性。聚焦效应也可能导致非准确性。

发明内容

[0005] 作为介绍,以下描述的优选实施例包括用于在超声成像中表征组织的方法、系统、计算机可读介质和指令。沿ARFI波束的不同位置处的位移用于估计衰减。来自使用与参考物相同的ARFI焦点的体模的位移和同轴位移用于消除聚焦效应。单个ARFI波束可以用于估计针对一位置的衰减。

[0006] 在第一方面中,提供了一种用于利用医学诊断超声扫描仪表征组织的方法。超声扫描仪的换能器沿患者中的扫描线传送声学辐射力脉动作为传送波束。超声扫描仪沿扫描线测量作为时间函数的位移。至少一些位移响应于声学辐射力脉动。图像处理器针对沿扫描线的多个位置中的每一个位置确定作为时间函数的位移的特性,针对每一个位置计算所述特性与体模的特性的比率的对数,把一条线作为位置的函数拟合到该比率的对数,并且使用该线来计算衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或其组合。衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或其组合的图像在显示器上生成。

[0007] 在第二方面中,提供了一种用于超声成像的系统。传送波束成形器配置为将声学推动脉冲传送到患者中的焦点区。接收波束成形器配置为输出针对与推动脉冲同轴的区的样本。图像处理器配置为根据样本确定针对所述区的位移并且根据所述位移计算患者中组织的衰减。显示器配置为显示所述衰减。

[0008] 在第三方面中,提供了一种用于利用医学诊断超声扫描仪进行超声成像的方法。超声扫描仪的波束成形器在患者的组织中追踪沿声学辐射力脉动的激发轴线的位移。该位移由声学辐射力脉动引起。超声扫描仪的图像处理器根据沿该轴线的位移估计衰减。传送该衰减。

[0009] 本发明由以下权利要求限定,并且该部分中的内容不应当视为对那些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优点在下文结合优选实施例进行讨论。

附图说明

[0010] 组件和附图未必按照比例,相反地将重点放在说明本发明的原理上。此外,在附图

中,贯穿不同视图,相同参考标号指代对应部分。

[0011] 图1是用于利用医学诊断超声扫描仪估计衰减的方法的一个实施例的流程图;

图2和3是示例位移图像,示出了具有不同衰减的体模中的ARFI传送波束的波束分布;

图4和5示出了体模的示例时域位移分布;

图6示出了作为沿ARFI轴线的位置的函数的示例峰值位移;

图7示出了针对来自不同体模的峰值位移的比率的示例线拟合;以及

图8是用于超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 使用ARFI和参考体模估计超声衰减。在沿激发轴线的各位置处测量ARFI引发的位移。使用相同传送-接收条件来测量在感兴趣的组织中以及在模仿体模的良好表征的组织中沿ARFI推动脉冲的激发轴线所追踪的位移。来自二者的同轴位移用于估计超声衰减系数(吸收+散射)、吸收衰减系数、散射衰减系数和/或弹性模量。与用于估计衰减的常规超声反向散射方法不同,所提出的方法在估计值方面具有更高的分辨率以及更小方差。

[0013] 可以使用单个ARFI。在其它实施例中,传送处于不同频率的ARFI以便估计频率相关的超声衰减。

[0014] 图1示出了用于利用医学诊断超声扫描仪进行超声成像的方法的流程图的一个实施例。该方法使用响应于ARFI并且在与ARFI同轴的位置处所测量的位移来表征组织。通过使用来自患者的组织的位移与来自具有已知衰减的体模的位移的比率的函数,可以减少聚焦效应。可以根据在深度上对比率的函数的线拟合的斜率来估计患者的组织的衰减。

[0015] 该方法通过图8的超声成像系统10、图像处理器22或者不同的系统和/或处理器来执行。例如,超声成像系统10采集样本以用于利用传送和接收波束成形器12、16和换能器14来测量位移,并且图像处理器22根据样本估计衰减。显示器27显示所估计的组织特性(例如,衰减)。

[0016] 图1的动作以所示出的次序(自顶向底)或者不同的次序执行。例如,在执行动作30之前以及之后在动作32中测量样本以得到位移。

[0017] 可以使用比图1中示出的更少的、不同的或者附加的动作。例如,不执行动作42。作为另一个示例,添加用于扫描和生成B模式或者其它超声图像的动作。

[0018] 在动作29中,超声扫描仪追踪与ARFI同轴的位移。波束成形器部分地进行追踪。波束成形器用于生成ARFI并且对组织响应进行采样以用于计算位移。沿推动脉冲的扫描线来追踪由推动脉冲(即,ARFI)引起的位移。针对患者的组织执行该追踪。在患者的检查期间追踪患者的组织响应。

[0019] 还使用相同的传送和接收聚焦和配置在体模中执行追踪。体模中的追踪在任何时间(诸如在制造之前或之后,或者作为校准的部分)执行。使用具有相同或相似换能器的相同或相似类型的超声扫描仪来测量体模中的位移。将从所测量的位移导出的测量结果或信息(例如,峰值位移幅度)加载到和/或存储在超声扫描仪中以用于估计患者中的衰减。还将针对体模的已知衰减加载到和/或存储在超声扫描仪中。通过传送或者其它测量结果可以用于以任何期望的准确度来确定体模的衰减。可以针对体模获得除衰减之外的其它组织特性,诸如弹性模量、散射系数和/或吸收系数。将来自体模的信息用作参考物,因此体模信息

的校准或其它采集可以由制造商或其他人周期性地或者一次完成。

[0020] 动作30和32用于执行动作29的追踪。可以使用其它追踪。

[0021] 在动作30中,超声扫描仪使用换能器向组织应用应力。例如,传送在感兴趣的区或者点处聚焦的ARFI。当将ARFI应用于聚焦区域时,可以引发横波和/或纵波并且横波和/或纵波远离该聚焦区域传播。不测量这些所生成的波。ARFI向组织加应力。组织通过移动而对应力做出响应,所述移动就是所测量的移动。组织相对于原始位置或松弛状态发生位移。在焦点区或者传送波束内的其它位置处,该位移增加并且然后恢复为零,导致时间位移分布。组织性质影响由ARFI引起的在各种深度处随时间的位移。

[0022] 可以通过具有任何数目的循环(例如,数十或数百个循环)的循环式脉冲波形来生成脉动。例如,作为脉动传送声学辐射力以用于向组织应用应力。脉动波前传播到感兴趣的区,引起组织的移动。

[0023] 图2和3示出了针对ARFI传送波束的示例波束分布,所述ARFI传送波束具有相同的聚焦和波束成形,但是处在具有不同衰减特性的体模中。通过测量组织的位移而示出波束分布。图2是在4MHz处衰减为4.16dB/cm的体模中聚焦于2cm处的ARFI推动脉冲的位移图。图3是在4MHz处衰减为2dB/cm的体模中聚焦于2cm处的ARFI推动脉冲的位移图。为了测量图2和3中所示的区域中的位移,在ROI内使用多个推动脉冲和追踪。

[0024] 在图2和3的每一个中,沿扫描线传送ARFI传送波束。传送波束具有相对于该扫描线的分布。在图2和3的示例中,波束分布看起来为竖直柱。柱的中心包括具有更大强度的区46。该区46包括传送波束的焦点位置。传送波束具有由沿扫描线具有更大声学强度的位置标记的波束分布。声学强度随着距焦点区的进一步横向和/或深度间隔而减少。区46或波束分布可以基于从峰值强度的减少量来限定,诸如3dB、6dB、10dB、20dB或者其它滚降量。在波束分布内,提供更大的声学强度。

[0025] 在组织经受应力和/或从应力恢复的同时发生动作32。例如,在应力应用或者改变之后,并且在组织达到松弛状态之前,发生传送和接收。针对用于确定位移的量值的参考物,传送和接收发生在ARFI应用之前和/或组织松弛到稳定状态之后。

[0026] 在动作32中,超声扫描仪随时间测量位移。超声扫描仪使用传送波束成形器来传送一系列传送波束。对于传送事件,形成传送波束。形成传送波束的脉冲具有任何数目的循环。例如,使用1-3个循环。可以使用任何包络、任何类型的脉冲(例如,单极、双极或正弦)或任何波形。

[0027] 将多个超声信号传送给响应于应力的组织。所述多个信号在分离的传送事件中传送。传送事件是相接间隔,在相接间隔中发生传送而没有接收响应于传送的回波。在传送阶段期间,不存在接收。在执行一系列传送事件的情况下,还在动作32中执行对应的一系列的接收事件。超声扫描仪的接收波束成形器响应于每一个传送事件而生成样本。响应于每一个传送事件并且在下一传送事件之前执行接收事件。

[0028] 换能器接收响应于每一个传送事件的超声回波。换能器将回波转换成接收信号,将所述接收信号接收波束成形为表示多个空间位置的超声数据。超声扫描仪接收一系列接收信号,其中响应于传送系列中的每一个传送波束而接收到接收波束。

[0029] 接收与该系列的传送交错。针对每一个传送事件,发生接收事件。接收事件是用于从感兴趣的一个或多个深度接收回波的相接间隔。该事件在停止传送事件之后发生。在换

能器完成针对给定传送生成声学能量之后,换能器用于接收响应回波。换能器然后用于针对相同的一个或多个空间位置重复另一个传送和接收事件对,从而提供交错(例如,传送、接收、传送、接收……)以便随时间测量组织响应。

[0030] 组织的位移的测量沿患者组织中的ARFI的激发轴线。例如,针对区46(诸如ARFI传送的焦点位置周围的位置范围)执行测量。测量具有最大或更大声学强度的区46中的焦点位置和/或其它位置处由ARFI直接引起的位移,而不是针对横向移动横波引起的位移追踪区46外部。针对沿ARFI轴线或扫描线的位置发生测量。当组织发生位移时,并且在沿扫描线的波束分布内,随时间采集用于测量位移的样本。

[0031] 沿区46内的一个或多个接收扫描线在不同深度处检测组织的响应。多普勒或B模式扫描可以用于测量组织响应于应力的运动。在应用ARFI应力之前、期间和/或之后执行超声成像。响应于超声的传送而接收超声数据。沿一条线,在一区域上,或者在一体积上执行传送和接收。针对每一个空间位置提供一系列传送和接收以便随时间进行追踪。

[0032] 在一个实施例中,用于测量位移的接收波束沿着与ARFI传送波束相同的扫描线。用于追踪的传送和接收波束彼此以及与ARFI传送波束共线。在其它实施例中,使用并行接收波束成形。响应于每一个传送波束而形成两个或更多(例如,4)个接收波束。接收波束处在区46内,但是可以与传送扫描线间隔开,从而提供针对一位置周围的区的样本。类似地,所使用的样本的深度处在不同深度处的区46内。各样本被定位在具有ARFI传送波束中的声学强度的位置处,所述声学强度是ARFI传送波束中的峰值声学强度的位置(例如,焦点深度位置)的至少3dB。例如,该位置处在区46中。可以使用3dB强度之外的位置。

[0033] 在组织经历位移时采集经波束成形的数据或样本。可以采集处于松弛状态中的组织的一些样本。例如,在应用ARFI之前并且在应用ARFI之后采集样本。在应用之前,组织可以处在松弛状态中或者没有ARFI引发的位移。一旦ARFI传送发生,组织就移动,使得随后的样本具有处于发生位移状态中的组织,直至组织返回到松弛状态。采样发生在任何时间范围内,诸如在ARFI传送波束之前或之后开始,并且在ARFI停止之后的任何时间量内继续。在多个时间处采集样本。

[0034] 样本是由接收波束成形器输出的射频(RF)或同相和正交数据。响应于声学能量(例如,传送波束)的传送,声学回波撞击换能器的元件。该元件将声学回波转换成电信号。接收波束成形器对来自不同元件的信号前后一致地相加以便确定在特定样本位置处组织的响应。接收波束成形器的输出是RF或IQ数据。

[0035] 从该样本测量位移。超声扫描仪确定组织运动。将组织运动检测作为一维、二维或三维中的位移。可以检测响应于ARFI传送波束的运动。在不同时间处检测组织运动。该不同时间对应于不同追踪扫描(即,传送和接收事件对)。

[0036] 在组织处于松弛数据中的情况下采集一个或多个参考样本并且该参考样本用于确定其它时间处的位移。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,确定沿一个或多个接收扫描线的组织的位移。位移可以从组织数据(诸如B模式超声数据)测量,但是可以使用检测之前的流动(例如,速度)或IQ信息。

[0037] 绝对差异或其它相似性量度的相关、交叉相关、最小求和用于确定扫描之间(例如,参考物和当前物之间)的位移。表示分布在测量位置周围的空间位置的数据与参考数据相关。对于每一个深度或空间位置,在多个深度或空间位置上执行相关。在给定时间处具有

最高或充足相关性的空间偏移指示针对该位置的位移量。对于每一个位置,确定作为时间的函数的位移。

[0038] 可以使用空间中的二维或三维位移。可以使用沿着与扫描线或波束不同的方向的一维位移。

[0039] 针对任何数目的扫描线执行位移测量。例如,响应于每一个传送而形成四个接收波束。对于每一个深度,可以组合(诸如,平均)来自不同接收波束的位移。在其它实施例中,响应于每一个传送仅形成单个接收波束或者其它数目的接收波束。

[0040] 在传送声学力以便使组织位移之后,沿区46内任何数目的扫描线重复地执行B模式传送和接收。诸如在重复的开始或结束处的一些超声数据可能不响应于组织位移,因此类似于参考物。每一个重复监测相同区或位置以确定那些位置的组织响应。通过随时间重复超声脉冲的传送和超声回波的接收,确定随时间的位移。可以使用任何数目M个重复,诸如重复大约50-100次。在组织从应力恢复的同时,尽可能频繁地发生重复,但不干扰接收。通过以与多普勒方法那样类似的方式重复地向相同目标区域传送信号以及从相同目标区域接收信号而获得组织时间位移分布。

[0041] 图4和5分别示出了针对沿图2和3中使用的体模中的ARFI轴线的不同位置的示例同轴位移分布。示出了随时间的位移量值。在图4和5的示例中,针对每一个深度测量多个横向间隔开的位移并且对其进行平均。根据横向平均值来创建在图4和5中示出的位移分布。针对给定深度的位移可以是响应于相同ARFI或者焦点在不同位置处的按顺序传送的不同ARFI。

[0042] 尽管在图2-5中使用两个体模,但是将一个体模视为来自患者的测量结果并且另一个视为基于体模的参考测量结果。例如,图2和4用于表示患者组织测量结果(样本),而图3和5用于表示体模测量结果(参考)。从针对图2和4的体模来测量位移,但是在实际使用中将从患者的经采样的组织来测量位移。

[0043] 时间0是ARFI传送波束的时间。时间0.1-4.0是在ARFI传送之后沿ARFI扫描线的不同波束成形器样本位置处所测量的位移。区46中的组织一般由于ARFI而不是由ARFI传送波束生成的横波或纵波而发生位移。该位移在ARFI传送波束之前大约为0,然后在零点几毫秒内在ARFI焦点位置处增加到大约2.0-2.3 μm ,然后朝向松弛状态移动回来并且经过松弛状态。在0.5-1.0毫秒之后,位移朝向松弛状态前进。针对不同深度发生不同位移分布。由于衰减的差异,图4中的位移分布不同于图5中的位移分布,尽管使用相同的ARFI焦点、幅度、切趾法、孔径和其它波束成形器设置。

[0044] 在图1的动作36中,超声扫描仪的图像处理器估计针对患者组织的衰减。根据该区中的位移来估计针对经采样的区的衰减。沿ARFI的轴线的位移用于估计衰减。如在图4和5中所反映的,衰减引起作为沿扫描线的位置的函数的位移的幅度变化。

[0045] 动作38和40示出了估计衰减的一个示例方案。在其它方案中,使用位置或深度方面的幅度改变,而没有对数、比率和/或线拟合。

[0046] 组合地使用沿轴线的患者组织的位移以及来自参考体模的沿轴线的位移来估计衰减并且减少ARFI聚焦和/或幅度的影响。来自ARFI推动脉冲的轴向位置 $z+z_0$ 处的组织位移S由以下公式给定:

$$S(z+z_0) = \frac{cI(z+z_0)e^{-2\alpha z}}{E}$$

其中 c 是计及沿着向 z_0 的传播路径的衰减的常数, $I(z+z_0)$ 是轴向位置 $z+z_0$ 处的声学强度, α_a 是吸收系数, E 是组织的弹性,并且 α 是超声衰减系数(np/cm)。 α 是沿ARFI扫描线的ROI中的局部衰减系数(z_0 到 $z_0+\Delta z$)并且不是沿传播路径的衰减。衰减系数 α 包括吸收和散射衰减二者。

[0047] 为了归一化聚焦效应,使用相同ARFI设置的来自具有已知衰减系数的参考体模的位移被使用。来自ARFI脉冲的组织样本中的位移(例如,图2和4)与参考物中的位移(例如,图3和5)的比率由以下公式给定:

$$R(z) = e^{-2(\alpha-\alpha')z} \frac{\alpha_s E}{\alpha_s' E'}$$

其中 α' , E' 和 α_s' 是参考体模的衰减系数、弹性模量和吸收系数。这些参考值是已知的或者之前测量的。该比率去除了ARFI聚焦或幅度的效应($cI(z)$ 被消除)。

[0048] 该比率使用位移或位移分布的特性。在一个实施例中,图像处理器将作为时间的函数的位移的特性确定为随时间的最大位移。对于沿扫描线的多个位置中的每一个,找到最大位移。可以使用其它特性。例如,将位移分布变换到频域中(傅里叶变换),并且针对每一个位置确定位移分布的频率响应的特性。

[0049] 针对来自患者的采样以及来自体模的采样而做出相同确定。针对体模的确定可以被预先确定,诸如将针对最大位移的值加载到扫描仪中而不加载或者不具有参考位移。获得针对参考物以及当前检查的患者的位置的特性的值。在图4和5中标记了每一个位移分布的最大值或峰值幅度。最大值在图4中示为圆点并且在图5中示为圆圈。图6示出了在1.0-2.4cm的深度范围上作为深度的函数的针对患者和体模的最大值的绘图或图形。在该示例中,ARFI推动脉冲聚焦在2cm处。可以使用包括或者不包括焦点深度的其它深度范围。最大值沿着ARFI传送的轴线或扫描线。图4的位移分布用于表示患者测量结果,并且图5的位移分布用于表示参考测量结果。

[0050] 在图1的动作38中,图像处理器计算来自患者的特性与来自体模的特性的比率的対数。例如,针对每一个位置或深度计算患者中组织的最大位移与体模的最大位移的比率。该比率提供了患者与具有已知衰减的体模之间的相对信息。可以使用除比率之外的其它相对量度,诸如求和、乘积、平均、差异或者更加复杂的关系值。

[0051] 对于每一个位置或深度,计算最大位移与体模最大位移的比率的対数。该対数将所述关系转换到线性域中。计算比率的対数被表示为:

$$\ln(R(z)) = -2(\alpha - \alpha')z + \ln\left(\frac{\alpha_s E}{\alpha_s' E'}\right)$$

计算来自样本的最大位移与参考物的最大位移的対数比率。图7示出了来自图6的最大位移的比率的対数的绘图。可以使用其它转换。

[0052] 在动作40中,图像处理器把一条线拟合到该比率的対数或者其它相对量度。作为位置或深度的函数而拟合该线。可以使用任何线拟合,诸如最小二乘拟合。图7示出了作为对该比率的対数的绘图的拟合的虚线。针对患者测量结果和参考物或体模测量结果之间的

关系来拟合该线。

[0053] 在可替换实施例中,使用没有执行自然对数的指数拟合。例如,指数拟合表示为:

$$ae^{bz}, \text{ 其中 } a = \frac{\alpha_a E}{\alpha_a'} \text{ 和 } b = -2(\alpha - \alpha') \text{ 拟合 } R(z) = e^{-2(\alpha - \alpha')z \frac{\alpha_a E}{\alpha_a'}}.$$

[0054] 可以使用其它拟合。

[0055] 在图1的动作36中,图像处理器使用拟合指数的特性或线来计算衰减系数、吸收系数、散射系数、弹性模量或其组合。在下文使用该线。拟合线具有斜率和截距。计算并且使用拟合线的斜率、截距或其它特性来估计组织特性。

[0056] 根据该线的斜率计算衰减。斜率表示衰减系数,因为斜率反映位移特性的幅度的相对衰减。比率的对数关于z成线性,因此拟合对数-比率的线关于z的斜率为:

$$\text{斜率} = -2(\alpha - \alpha'),$$

导致衰减为:

$$\alpha = -\frac{\text{斜率}}{2} + \alpha',$$

体模的已知衰减和斜率提供了患者组织中的衰减。在图7的示例中,针对于表示患者组织的体模(即,图2和4的位移),衰减系数估计为在4MHz (ARFI传送的中心频率)处4.19dB/cm。由于使用体模而不是测量实际患者,所以可以将使用同轴位移所估计的4.19dB/cm的衰减与针对该体模的已知衰减4.12dB/cm相比较。可以针对实际患者量度而提供更高或更低的准确度。

[0057] 图像处理器根据拟合线的截距计算弹性模量、吸收系数或二者。弹性模量E或吸收系数 α_a 可以根据线的截距来估计,如果一个或另一个已知的话,如通过以下公式表示:

$$E = e^{-\text{截距} \frac{E \alpha_a}{\alpha_a'}}$$

$$\alpha_a = e^{\text{截距} \frac{E \alpha_a'}{E}}$$

可以基于正被扫描的组织而为弹性或吸收系数分配或者采用预先确定的值以便计算另一个。可替换地,从横波或者其它超声成像来测量弹性。在测量针对一位置或区域的弹性的情况下,从截距、体模或参考物的已知吸收系数以及体模或参考物的已知弹性来计算声学吸收。在又一个方案中,使用迭代或优化求解来使弹性和声学吸收的可能估计值匹配于所测量的截距和衰减。

[0058] 图像处理器使用斜率和截距计算散射系数。散射衰减系数由以下公式给定:

$\alpha_s = \alpha - \alpha_a$ 。因为衰减是斜率的函数并且声学吸收是截距的函数,所以通过使用衰减和声学吸收二者来计算散射。

[0059] 可以针对单个区或者多个区计算任何特性。可以使用不同空间窗口来逐区计算衰减。ARFI聚焦于不同位置处和/或使用不同频率的过程可以用于逐个位置和/或频率确定衰减。

[0060] 在动作42中,图像处理器、显示器、通信接口或其它设备传送根据比率的对数计算

的衰减和/或其它组织特性。该传送是来自超声扫描仪和/或在超声扫描仪内。传送去往另一个设备,诸如存储器、显示器、网络、服务器、工作站、患者记录数据库和/或图片归档和传送服务器。衰减、弹性模量、吸收系数和/或散射系数作为数据被传送或者被嵌入图像中。

[0061] 在一个实施例中,所述传送去往显示器。显示作为衰减或其它组织特性的函数的值。将该值显示为字母数字文本。该值是特性本身(例如,针对衰减的值)和/或从特性导出。在替换或附加实施例中,作为图形的一部分而包括该值,诸如把该衰减显示为频率或位置的函数。

[0062] 在另一个实施例中,该值是在空间上表示组织特性的图像部分。例如,在两个或更多不同位置处测量衰减。对于深度,可以使用不同窗口或深度范围来计算响应于一个ARFI的衰减。对于横向间隔开的位置,重复动作29-40。响应于一个ARFI传送,测量ARFI传送的传送波束分布中不同位置处的组织位移并且使用该组织位移估计特定于位置的组织特性。横向地针对不同的区46重复动作29-40。针对不同组织位置重复ARFI传送。针对不同位置的组织的值调制图像的颜色、亮度和/或阴影。图像中的不同像素通过该调制而示出了对应的组织特性值。

[0063] 图像可以包括针对各种组织特性的值。例如,文本、图形或像素调制用于衰减系数、吸收系数、散射系数或弹性模量中的两个或更多个。

[0064] 单独地或者与另一个图像一起显示该值。例如,为B模式图像或者其它图像提供表示组织特性的一个或多个值。在针对多个位置测量组织特性的情况下,显示B模式图像中的感兴趣区中的颜色或其它调制。在针对一个或多个位置测量组织特性的情况下,将示出所述一个或多个值的字母数字文本提供为B模式图像上的标注或叠层。

[0065] 在一个实施例中,执行横波成像。在用户或处理器选择的位置处指示横波速度。使用用于生成横波的相同ARFI或者不同ARFI,针对该相同位置计算衰减或其它组织特性并且对衰减或其它组织特性进行呈现。用于计算针对横波速度的位移的扫描还可以用于计算同轴位移,诸如使用并行接收波束成形。在没有附加排序或传送和接收的情况下,将横波速度和衰减或其它组织特性都提供给用户以用于诊断。在相同的图像中、相邻显示的图像中或者按顺序显示的图像中提供该值。

[0066] 图8示出了用于超声成像的医学系统10的一个实施例。医学系统10测量衰减和/或其它组织特性。例如,医学系统10实现图1的方法或者另一个方法。医学系统10是超声扫描仪,该超声扫描仪使用与ARFI同轴并且由于ARFI而不是ARFI引起的横波或纵波所导致的组织位移的量度。通过使用针对相同ARFI配置但是在具有已知衰减的体模中的测量结果,患者测量位移用于确定声学衰减以供医生诊断使用。

[0067] 医学系统10包括传送波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、图像处理器22、存储器28和显示器27。可以提供附加的、不同的或者更少的组件。例如,医学系统10包括B模式或其它检测器。作为另一个示例,提供图像处理器22、存储器28和/或显示器27,而没有前端组件,诸如传送和接收波束成形器12、16。在又一个示例中,提供包括用户输入的用户接口(例如,鼠标、追踪球、键盘、按钮、旋钮、滑块和/或触摸板)以用于图像上感兴趣区的用户指示。

[0068] 在一个实施例中,医学系统10是医学诊断超声系统。在可替换实施例中,系统10是计算机或工作站。

[0069] 换能器14是具有多个元件的阵列。元件是压电或电容性隔膜元件。该阵列配置为一维阵列、二维阵列、1.5D阵列、1.25D阵列、1.75D阵列、环形阵列、多维阵列、摆轮阵列、上述各项组合、或者任何其它现在已知或之后开发的阵列。换能器元件在声学 and 电能量之间进行换能。换能器14通过传送/接收开关与传送波束成形器12和接收波束成形器16连接,但是在其它实施例中可以使用分离的连接。

[0070] 传送和接收波束成形器12、16是用于利用换能器14进行扫描的波束成形器。传送波束成形器12使用换能器14向患者中传送一个或多个波束。可以使用Vector®、扇区、线性或其它扫描格式。

[0071] 传送波束成形器12是处理器、延迟、滤波器、波形发生器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、上述各项组合、或者任何其它现在已知或之后开发的传送波束成形器组件。在一个实施例中,传送波束成形器12以数字形式生成包络样本。使用滤波、延迟、相位旋转、数模转换以及放大来生成期望的传送波形。可以使用其它波形发生器,诸如切换脉冲发生器或波形存储器。

[0072] 传送波束成形器12配置为多个信道以用于针对换能器14上传送孔径的每一个元件生成传送波形的电信号。波形是具有一个、多个或零点几个循环的频带或期望中心频率的单极、双极、阶跃、正弦或其它波形。该波形具有相对延迟和/或定相和幅度用于聚焦声学能量。传送波束成形器12包括控制器以用于更改孔径(例如,有源元件的数目)、跨多个信道的切趾分布(例如,类型或质心)、跨多个信道的延迟分布、跨多个信道的相位分布、中心频率、频带、波形、循环数目和/或上述各项组合。基于这些波束成形参数来生成传送波束原点、取向和焦点。

[0073] 传送波束成形器12生成针对ARFI的传送波束以及用于测量产生的位移的传送波束。针对ARFI的传送波束形成为处于与用于测量位移的传送波束不同的能量或幅度水平。针对每一个信道和/或孔径尺寸的放大器控制所传送的波束的幅度。使组织发生位移的传送波束可以具有比用于成像或测量组织位移的传送波束更大的幅度。替换地或者附加地,用于生成ARFI的脉冲或波形中的循环数目大于用于追踪的循环数目(例如,100或更多个循环用于ARFI并且1-6个循环用于追踪)。

[0074] 作为声学推动脉冲而传送ARFI传送波束。传送波束聚焦在一位置处,在该位置以及沿扫描线的周围位置处引起增加的声学强度。类似地,沿相同扫描线和/或针对相同位置生成传送波束以用于测量ARFI传送的增加强度的一个或多个焦点位置处的组织位移。

[0075] 接收波束成形器16是前置放大器、滤波器、相位旋转器、延迟、加法器、基带滤波器、处理器、缓冲器、存储器、前述各项的组合、或者其它现在已知或之后开发的接收波束成形器组件。接收波束成形器16配置到多个信道中以用于接收电信号,所述电信号表示撞击换能器14的回波或声学能量。来自换能器14内的接收孔径的每一个元件的信道连接到放大器和/或延迟。模数转换器对经放大的回波信号进行数字化。将数字射频接收数据解调制到基带频率。任何接收延迟(诸如动态接收延迟和/或相位旋转)然后由放大器和/或延迟应用。数字或模拟加法器组合来自接收孔径的不同信道的数据以形成一个或多个接收波束。加法器是单个加法器或级联的加法器。在一个实施例中,波形加法器配置为以复数形式把同相和正交信道数据相加,以使得针对所形成的波束维持相位信息。在替换实施例中,接收波束成形器对射频数据进行相加。可以使用其它接收波束成形器。

[0076] 接收波束成形器16配置为响应于传送波束而形成接收波束。例如,接收波束成形器16响应于用于测量的每一个传送波束而接收一个、两个或更多个接收波束。可以针对并行接收波束成形重复相位旋转器、延迟和/或加法器。并行接收波束成形器中的一个或多个可以共享信道的各部分,诸如共享初始放大。接收波束与对应的传送波束共线、并行以及偏移或不并行。

[0077] 接收波束成形器16配置为输出针对患者中的单个位置或多个位置的样本。接收波束成形器16输出样本,所述样本表示与ARFI波束同轴或者在ARFI传送波束的更高强度区46内的位置。样本是同轴的,诸如处在沿ARFI扫描线的多个深度或者在ARFI扫描线近旁的高强度区46中的位置处。在所述位置与ARFI传送波束位置有关时,不形成来自ARFI传送波束的回波的样本。样本是来自用于测量组织位移而传送的传送波束的回波。

[0078] 一旦信道数据被波束成形或者以其它方式被组合以表示沿扫描线11的位置,就将该数据从信道域转换到图像数据域。通过重复传送和接收操作,采集表示随时间的位置的样本。输出经波束成形的样本以用于测量由ARFI在焦点区引起的组织位移。

[0079] 图像处理器22是数字信号处理器、通用处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制处理器、数字电路、模拟电路、图形处理单元、上述各项的组合、或者其它现在已知或之后开发的设备以用于从经波束成形的样本测量同轴位移并且根据位移估计衰减和/或其它组织特性。图像处理器22由硬件、固件和/或软件配置,诸如按照在存储器28或不同存储器中提供的指令进行操作。在一个实施例中,图像处理器22是数字信号处理器、ASIC、多普勒检测器、或者专门用于执行相关或其它位移计算的FPGA、以及用于估计衰减的另一个设备(例如,计算器或处理器)。在其它实施例中,图像处理器22是执行位移计算和估计二者的可编程设备。

[0080] 图像处理器22配置为估计在焦点区或者沿ARFI传送波束的扫描线的衰减。这种估计是基于由ARFI而不是所引发的横波引起的组织的位移。在不追踪患者中的横波的情况下,图像处理器22根据沿着ARFI扫描线的ARFI焦点区或高强度区中的位移来估计衰减。

[0081] 图像处理器22根据经波束成形的样本来生成位移。使用相关或其它相似性量度,从组织的参考扫描以及组织移动期间的扫描来确定不同深度处的组织位移量。针对多个时间中的每一个确定不同深度处的位移,从而提供针对深度的位移分布。

[0082] 使用位移分布,图像处理器22配置为计算患者中组织的衰减。图像处理器22标识针对每一个位置或深度的峰值位移。在针对相同深度但是分离的横向位置提供不同位移分布的情况下,可以在针对该深度随时间标识峰值位移之前对位移分布进行平均。可以使用除峰值之外的其它分布特性,诸如松弛期间的斜率。

[0083] 图像处理器22配置为加载使用相同ARFI波束成形器设置所采集的针对体模的峰值位移。计算患者与体模分布特性(例如,峰值位移)的比率或其它相对量度并且将其转换为作为深度的函数的线性(例如,患者组织与体模的峰值位移的比率的对数)。图像处理器22把一条线拟合到相对量度的对数。

[0084] 图像处理器22配置为根据该线的斜率计算衰减。针对体模或参考物的已知衰减以及斜率用于确定针对患者的组织的衰减。图像处理器22可以配置为计算弹性模量、吸收、散射或上述各项组合。所述线的截距用于计算其它组织特性。可以使用斜率和/或其它信息,诸如根据横波速度测量值估计弹性,根据弹性和截距计算声学吸收,以及根据吸收和衰减

计算散射。

[0085] 可以使用样本或其它超声数据来生成图像。可以提供B模式检测器、流动估计器(例如,多普勒处理器)或其它检测器用于从接收波束成形样本检测特性。B模式检测器检测声学反向散射的强度或能量。流动估计器检测移动对象(例如,组织或流体)的速度、能量或变化。检测可以用于生成图像,从该图像选择感兴趣的区用于衰减或其它组织特性测量,或者在该图像上显示所估计的衰减或其它组织特性。

[0086] 检测器、估计器和/或图像处理器22配置为生成图像。图像包括组织特性。例如,将按照位置或者作为频率的函数的衰减的图形生成为图像。作为另一个示例,将字母数字文本生成为图像,诸如“衰减=4.17dB/cm”。在其它实施例中,将组织特性值提供作为患者图像上(诸如B模式图像上)的标注。在又其它实施例中,诸如在颜色方面调制与在其处估计组织特性的位置对应的一个或多个像素,以示出粘弹性参数的一个或多个值。

[0087] 存储器28是视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移动介质(例如,磁盘或压缩盘)、硬盘驱动器、数据库、或者用于存储数据的其它存储器设备。存储器28由图像处理器22使用以存储样本、位移、位移分布特性、相对测量结果(例如,比率和/或比率的对数)、拟合线和/或所估计的组织特性。存储器28还存储参考信息,诸如作为深度的函数的峰值位移以及针对参考物的已知组织特性。可以提供信息的多个表格或集合,诸如针对多个可能的ARFI配置(例如,频率、幅度、焦点位置、孔径……)中的每一个的不同集合。

[0088] 用于实现以上讨论的过程、方法和/或技术的指令提供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、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质,诸如由存储器28表示的)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上或中的一个或多个指令集而执行在本文中描述或者附图中图示的功能、动作或任务。功能、动作或任务与指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型无关,并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,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。在其它实施例中,指令存储在远程位置中以用于通过计算机网络或者在电话线上转移。在又其它实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0089] 显示器27是CRT、LCD、等离子体、投影仪、监控器、打印机、触摸屏或者其它现在已知或之后开发的显示设备。显示器27接收RGB、其它颜色值或其它值并且输出图像。图像可以是灰阶或彩色图像。图像显示作为组织特性的函数的信息,诸如示出衰减。在显示器27上的图像中显示组织特性或者从组织特性导出的值的字母数字、图形、标注或其它表示。图像可以或者可以不附加地表示由波束成形器12、16和换能器14扫描的患者的区。

[0090] 尽管以上已经参照各种实施例描述了本发明,但是应当理解到,可以做出许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此旨在将前述详细描述视为说明性而非限制性的,并且要理解到,旨在限定本发明的精神和范围的是以下的权利要求,包括所有等同方案。

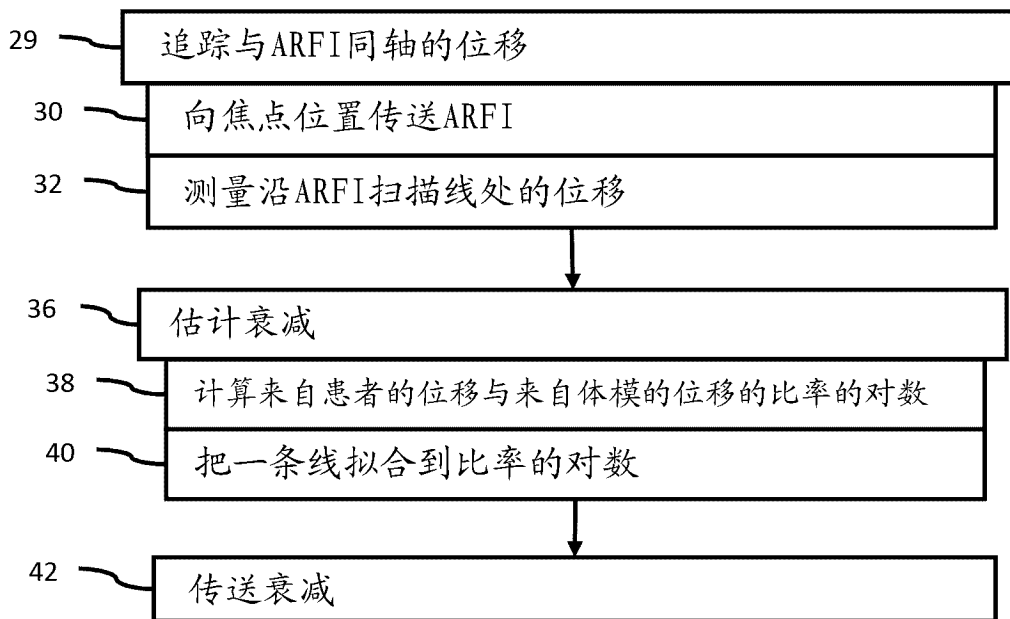


图 1

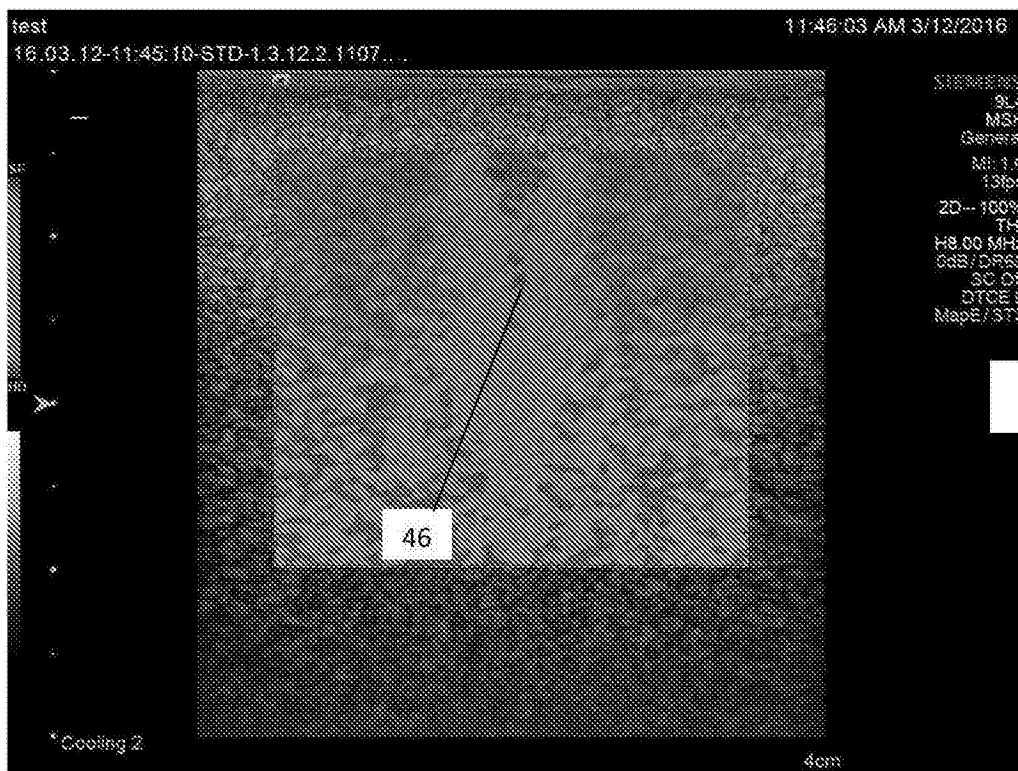


图 2

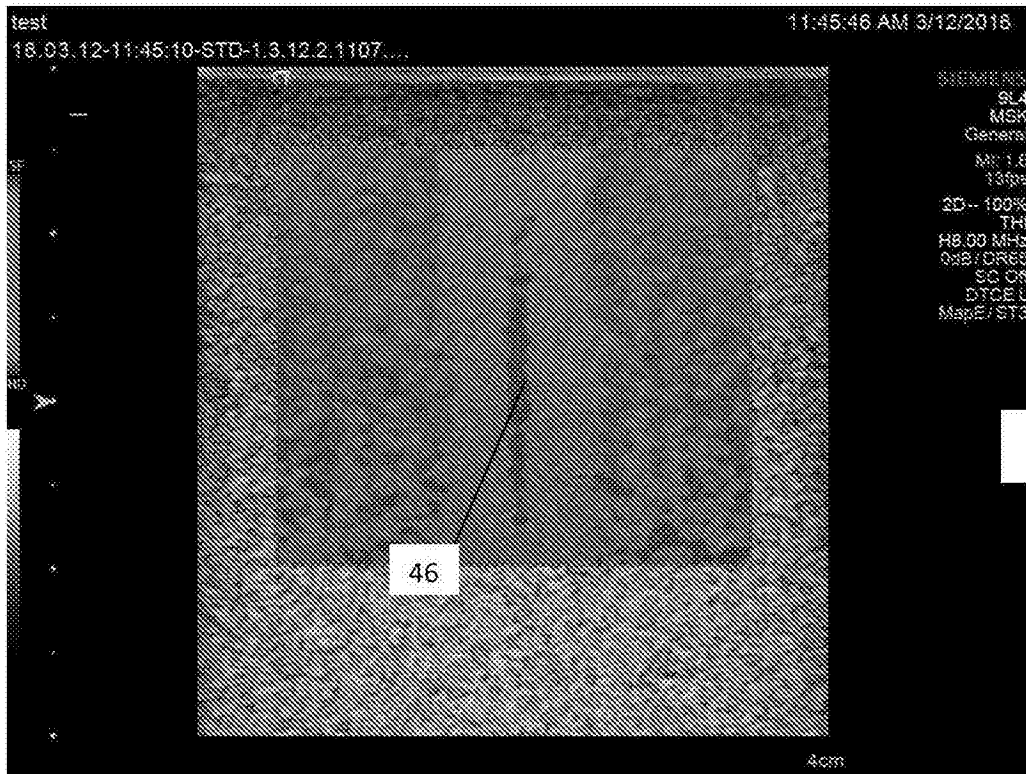


图 3

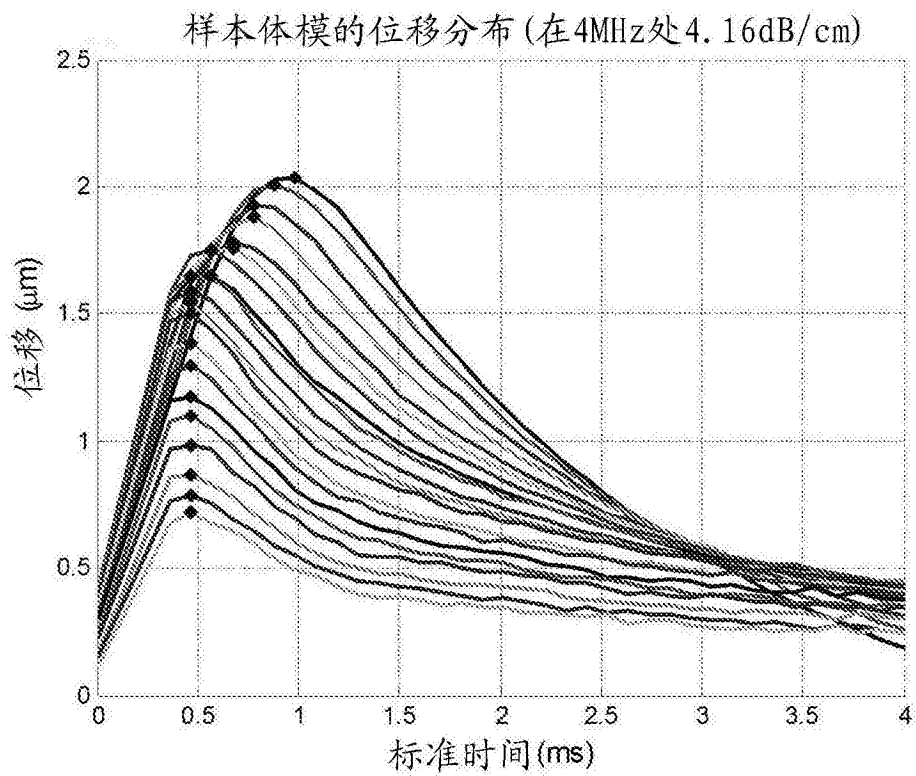


图 4

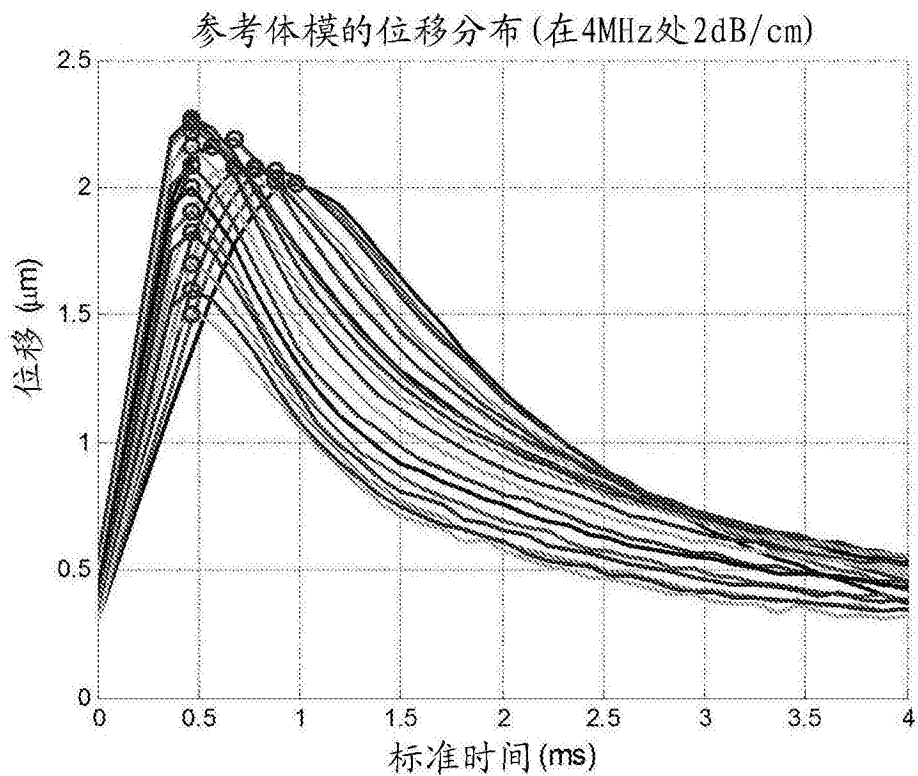


图 5

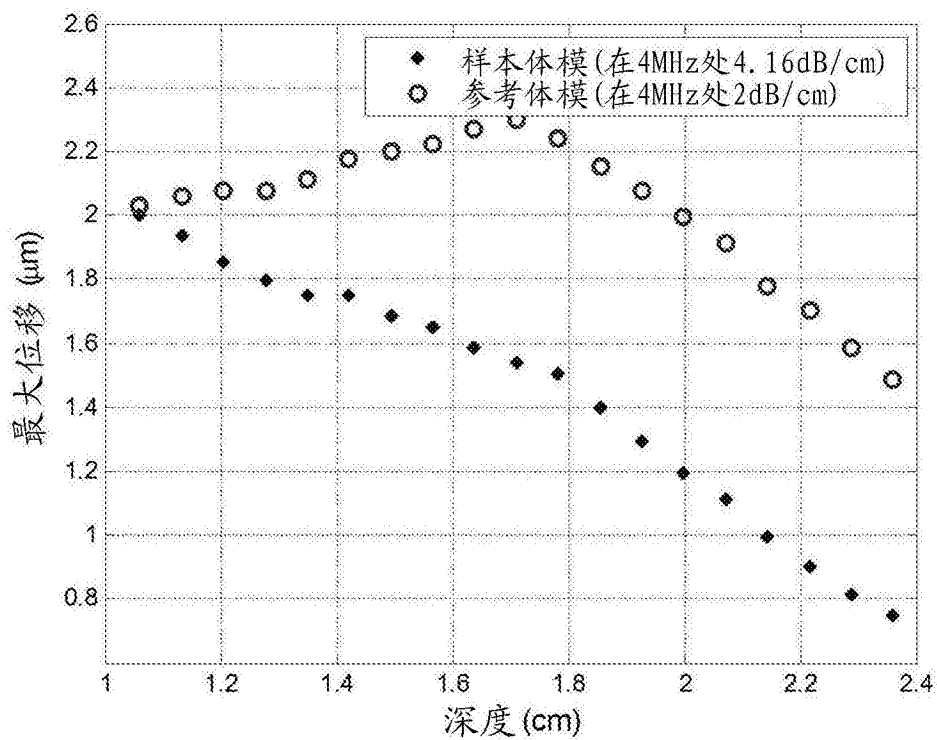


图 6

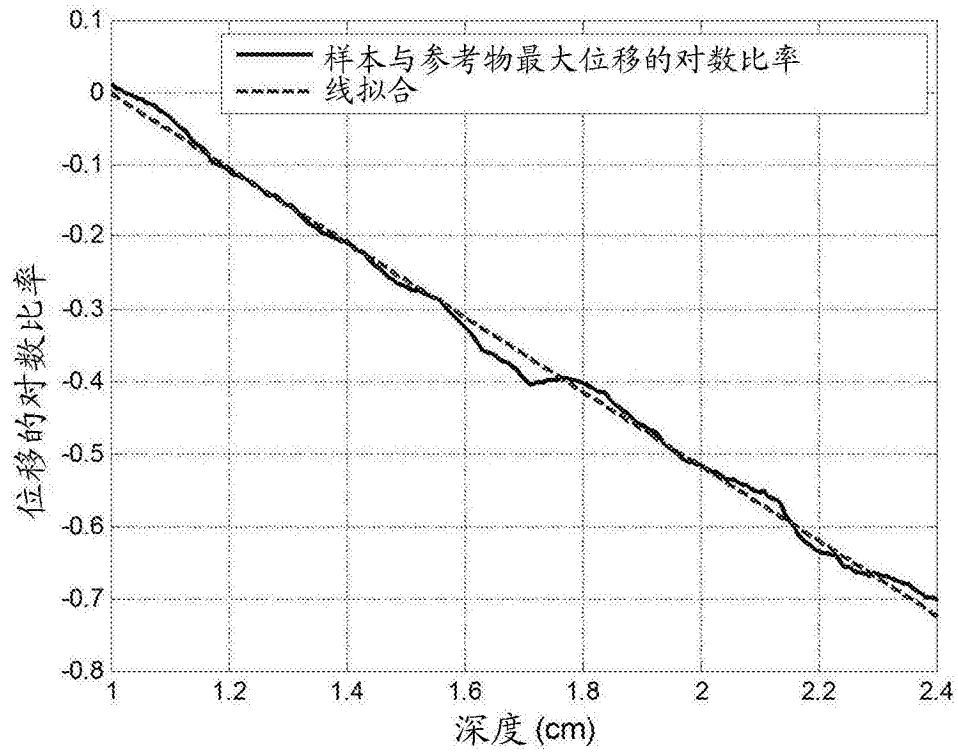


图 7

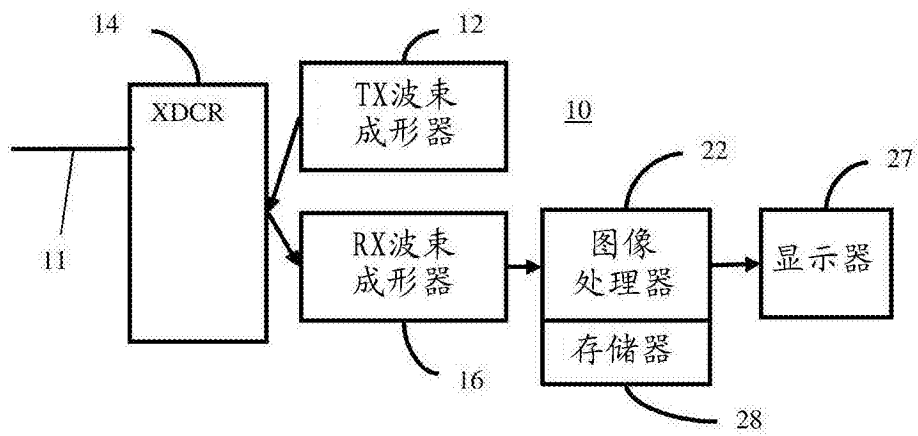


图 8

专利名称(译)	医学诊断超声中的组织表征		
公开(公告)号	CN107616809A	公开(公告)日	2018-01-23
申请号	CN2017110564984.X	申请日	2017-07-12
[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	Y 拉比德 范列湘		
发明人	Y.拉比德 范列湘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 G16H50/30 A61B8/4483		
代理人(译)	黄涛 刘春元		
优先权	15/209180 2016-07-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了估计超声成像中的衰减，使用测量沿声学辐射力脉动（ARFI）波束的不同位置处的位移。来自使用相同ARFI焦点的作为参考物的体模的位移和同轴位移用于消除聚焦效应。单个ARFI波束可以用于估计针对一位置的衰减。

