



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104135937 B

(45)授权公告日 2017.03.29

(21)申请号 201380010139.8

(72)发明人 D·F·施佩希特 K·D·布鲁尔

(22)申请日 2013.02.21

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104135937 A

11256

代理人 鄢迅

(43)申请公布日 2014.11.05

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

61/601,482 2012.02.21 US

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/24(2006.01)

G06T 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.08.20

(56)对比文件

CN 101843501 A,2010.09.29,

CN 102018533 A,2011.04.20,

US 2004068184 A1,2004.04.08,

US 2008249408 A1,2008.10.09,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/027120 2013.02.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/126559 EN 2013.08.29

审查员 谢楠

(73)专利权人 毛伊图像公司

地址 美国加利福尼亚州

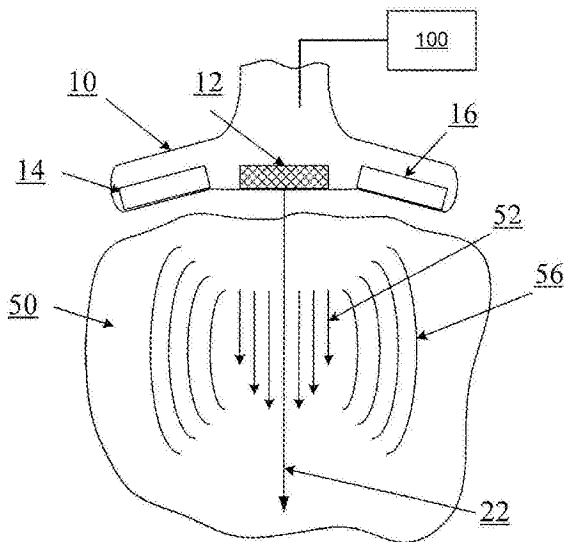
权利要求书1页 说明书17页 附图7页

(54)发明名称

使用多孔超声确定材料刚度

(57)摘要

长期以来,组织刚度的改变与疾病关联。用于使用超声波检查法确定组织刚度的系统和方法可以包括用于在组织中诱导传播剪切波并且跟踪传播速度(这与组织刚度和密度直接相关)的设备。传播剪切波的速度可以通过在高帧速率下对组织进行成像并且检测作为连续图像帧中相对于在无扰动状态中的组织的基线图像的扰动的传播波来检测。在一些实施例中,通过使用其中未聚焦的全向声脉冲被发送(在成像平面中或者在半球中)到感兴趣的区域中的基于声脉冲的超声成像技术,可以实现足够高的帧速率。利用多个接收孔接收全向声脉冲的回波允许大幅度改进横向分辨率。



1. 一种用超声确定组织刚度的方法,所述方法包括如下步骤:
用超声成像系统形成感兴趣的区域的基线图像;
发送被配置为在所述感兴趣的区域中诱导传播剪切波的超声脉冲;
以足以检测所述传播剪切波的帧速率对所述感兴趣的区域进行成像,以形成所述感兴趣的区域的多个图像帧;
从形成的所述图像帧中的至少两个图像帧中减去所述基线图像,以获得至少两个差分帧;
确定所述传播剪切波在所述至少两个差分帧中的位置;
从所述至少两个差分帧中的所述位置计算所述传播剪切波在所述感兴趣的区域中的传播速度;以及
从所述传播速度计算所述感兴趣的区域的组织刚度。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述发送步骤包括用第一超声换能器阵列发送超声脉冲,并且其中所述成像步骤包括用第二超声换能器阵列对所述感兴趣的区域进行成像。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述形成步骤包括从第一发送孔发送圆形波形并且在第一接收孔上接收回波。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述成像步骤包括从所述第一发送孔发送圆形波形并且用所述第一接收孔接收所述圆形波形的回波。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述第一发送孔和所述第一接收孔不包括重叠的换能器元件。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述帧速率至少是500fps。
7. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括将所述传播剪切波标识为移动通过所述感兴趣的区域的点云。
8. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括显示同时发生的所述感兴趣的区域的图像,包括指示被配置为诱导传播剪切波的所述超声脉冲的传输方向的线路。

使用多孔超声确定材料刚度

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 该申请要求于2012年2月21日提交的美国临时专利申请No.61/601,482的权益,该申请通过引用方式并入本文。

[0003] 该申请还与以下美国专利申请相关:于2007年10月1日提交的并且名称为“Method And Apparatus To Produce Ultrasonic Images Using Multiple Apertures”的No.11/865,501;于2010年4月14日提交的、公开为2010/0262013并且名称为“Universal Multiple Aperture Medical Ultrasound Probe”的No.12/760,375;于2010年4月14日提交的并且名称为“Multiple Aperture Ultrasound Array Alignment Fixture”的No.12/760,327;于2011年10月21日提交的并且名称为“Calibration of Ultrasound Probes”的No.13/279,110;于2011年10月12日提交的并且名称为“Multiple Aperture Probe Internal Apparatus and Cable Assemblies”的No.13/272,098;于2011年10月12日提交的并且名称为“Concave Ultrasound Transducers and 3D Arrays”的No.13/272,105;于2011年2月17日提交的并且名称为“Point Source Transmission And Speed-Of-Sound Correction Using Multi-Aperture Ultrasound Imaging”的No.13/029,907;以及于2012年11月30日提交的并且名称为“Motion Detection Using Ping-Based and Multiple Aperture Doppler Ultrasound”的No.13/690,989。

[0004] 参考并入

[0005] 本说明书中提及的所有出版物和专利申请均通过引用并入本文,其程度犹如特别地且单独地指出每个单独的出版物或专利申请通过引用而并入。

技术领域

[0006] 该公开内容一般涉及用于使用多孔超声波探头产生并且跟踪超声剪切波来确定材料刚度的成像方法和设备。

背景技术

[0007] 组织刚度的改变长期以来与疾病关联。传统上,触诊是检测和表征组织病理学的主要方法之一。众所周知,器官内的硬块常常是异常的征兆。最近若干诊断成像技术已经被开发以提供用于组织刚度的非侵入性表征。

[0008] 组织刚度的一种衡量是称为杨氏模量的物理量,其通常以帕斯卡或者更常见的千帕斯卡(kPa)为单位来表示。如果外部均匀压缩(或应力,S)被施加到实体组织并且这诱导组织的变形(或应变,e),杨氏模量被简单定义为施加的应力与诱导的应变之间的比率:

[0009] $E=S/e$ 。

[0010] 硬组织比软组织具有更高的杨氏模量。能够测量组织的杨氏模量帮助医生区分良性和恶性肿瘤、检测肝纤维化和肝硬化、检测前列腺癌病变等。

[0011] 诊断和成像模态和处理技术的集合已经被开发以允许临床医生通过使用超声波检查法来评估组织刚度。这些技术本文中被统称为弹性成像。除了提供关于组织刚度的信

息之外,一些弹性成像技术还可以被用于揭露诸如轴向应变、横向应变、泊松比以及其它常见应变和应变相关的参数之类的其它组织刚度特性。这些或其它应变相关的参数中的任何一个参数均可以被显示在阴影灰度或彩色显示器上以提供对这样的应变相关的参数的可视化表示形式。这样的信息可以关于二维或三维数据来显示。

[0012] 弹性成像技术可以被宽泛地分成两类—“准静态弹性成像”技术和“动态弹性成像”技术。

[0013] 在准静态弹性成像中,组织应变由感兴趣的组织区域的机械压缩,诸如通过用探头、手或其它设备挤压组织诱导。在其它情况下,应变可以由通过肌肉动作或邻近器官的移动造成的压缩诱导。然后感兴趣的组织区域的图像在两个(或更多个)准静态状态中(例如没有压缩和给定的正压缩)获得。应变可以通过计算图像中相对局部移位或位移沿压缩轴线的梯度从这两个图像中推断出。准静态弹性成像类似于其中医生通过按压组织并且检测在该压力下组织屈服的量来确定刚度的医生的组织触诊。

[0014] 在动态弹性成像中,低频振动被施加到组织上并且检测产生的组织振动的速度。因为产生的低频波的速度与该波行进在其中的组织的刚度相关,因此组织的刚度可以从波传播速度估计。

[0015] 许多现有的动态弹性成像技术使用超声多普勒成像方法以检测传播振动的速度。然而,在试图测量期望的传播速度时,标准多普勒成像中的固有限制提出大量挑战。这至少部分地是因为大多数感兴趣的波倾向于在垂直于初始低频振动方向的方向上具有显著的传播分量。

[0016] 如本文中使用的,术语动态弹性成像可以包括许多各种不同的技术,包括声辐射力脉冲成像(ARFI);虚拟触诊组织成像;剪切波分散超声振动测定(SDUV);谐波运动成像(HMI);超声速剪切成像(SS1);空间调制的超声辐射力(SMURF)成像。

发明内容

[0017] 利用多孔超声成像(MAUI)探头执行弹性成像提供了优于现有系统和方法的独特的优势。例如,在一些实施例中,可以结合多孔探头的高分辨率和高帧速率成像能力以便检测作为图像帧中的扰动的传播剪切波。在其它实施例中,多孔多普勒成像技术可以被使用用于确定传播剪切波的速度。在一些实施例中,这些技术的任一者或两者可以进一步受益于基于像素的成像技术和点源传输技术。

[0018] 在一些实施例中,提供了超声成像系统,包括第一超声换能器阵列,被配置为发送给感兴趣的区域(ROI)中诱导传播剪切波的波前;第二超声换能器阵列,被配置为将圆形波形发送到感兴趣的区域中并且接收圆形波形的回波;以及信号处理器,被配置为在足以检测感兴趣的区域中的传播剪切波的帧速率下从圆形波形形成感兴趣的区域的多个B模式图像。

[0019] 在一些实施例中,第一超声换能器阵列包括相控阵元件的阵列。在其它实施例中,第一超声换能器阵列包括压电环的环形阵列,并且信号处理器进一步被配置为通过调整定相延迟将波前聚焦在各种深度处。在另一个实施例中,第一超声换能器阵列包括切换的环形换能器。在又一个附加的实施例中,第一超声换能器阵列包括单个压电换能器。

[0020] 在一些实施例中,帧速率可以是至少500fps、至少1,000fps、至少2,000fps或者至

少4,000fps。

[0021] 在一个实施例中,信号处理器进一步被配置为通过标识在多个B模式图像的第一帧中的剪切波的第一位置、标识在多个B模式图像的第二帧中的剪切波的第二位置、确定由剪切波在第一帧与第二帧之间行进的距离、确定在第一帧与第二帧之间过去的时间、并且用行进的距离除以过去的时间来计算传播剪切波的速度。

[0022] 在一些实施例中,第一帧是组合由第二超声换能器阵列的多个元件所接收的回波形成的子图像的结果。

[0023] 在另一个实施例中,信号处理器被配置为将传播剪切波标识为移动通过感兴趣的区域的点云。

[0024] 在一个实施例中,信号处理器被配置为用缩放、平移和深度选择的组合来定义标识感兴趣的区域的部分的图像窗。

[0025] 在一些实施例中,系统被配置为显示选择的图像窗的同时发生的B模式图像。

[0026] 提供了一种利用超声确定组织的刚度的方法,该方法包括利用超声成像系统形成感兴趣的区域的基线图像、发送被配置为在感兴趣的区域中诱导传播剪切波的超声脉冲、以足以检测传播剪切波的帧速率对感兴趣的区域进行成像以形成感兴趣的区域的多个图像帧、从形成的图像帧中的至少两个图像帧中减去基线图像以获得至少两个差分帧、确定传播剪切波在至少两个差分帧中的位置、以及从在至少两个差分帧中的位置计算传播剪切波在感兴趣的区域中的传播速度的步骤。

[0027] 在一些实施例中,方法进一步包括根据传播速度计算感兴趣的区域的组织刚度。

[0028] 在一个实施例中,发送步骤包括用第一超声换能器阵列发送超声脉冲,并且其中成像步骤包括用第二超声换能器阵列对感兴趣的区域进行成像。

[0029] 在另一个实施例中,形成步骤包括从第一发送孔发送圆形波形并且在第一接收孔上接收回波。

[0030] 在又一个实施例中,成像步骤包括从第一发送孔发送圆形波形并且利用第一接收孔接收圆形波形的回波。

[0031] 在一些实施例中,第一发送孔和第一接收孔不包括重叠的换能器元件。

[0032] 在另一个实施例中,帧速率是至少500fps、至少1,000fps、至少2,000fps或者至少4,000fps。

[0033] 在一些实施例中,方法进一步包括将传播剪切波标识为移动通过感兴趣的区域的点云。

[0034] 在另一个实施例中,方法进一步包括显示同时发生的感兴趣的区域的图像,包括指示被配置为诱导传播剪切波的超声脉冲的传输方向的线路。

附图说明

[0035] 发明的新颖特征具体在跟随的权利要求中阐述。对本发明特征和优点的更好理解将通过参照以下阐述说明性实施例(其中利用了发明的原理)的详细描述及其附图而获得:

[0036] 图1是多孔超声弹性成像探头和在粘弹性介质内感兴趣的区域中的传播剪切波的一个实施例的示意图。

[0037] 图2是具有一个剪切波启动换能器阵列和四个成像换能器阵列的多孔超声弹性成

像探头的实施例的示意图。

[0038] 图3是具有一个剪切波启动换能器阵列和两个凹形弯曲的成像换能器阵列的多孔超声弹性成像探头的实施例的示意图。

[0039] 图3A是具有被指定为剪切波脉冲启动区域的连续凹形弯曲阵列的部分的多孔超声弹性成像探头的实施例的图示。

[0040] 图3B是包括被指定为剪切波脉冲启动区域、被配置用于通过一组元件进行3D成像的连续2D凹形换能器阵列的多孔超声弹性成像探头的实施例的图示。

[0041] 图4是其可以被用于剪切波启动换能器阵列或者成像换能器阵列中的一个或多个成像换能器阵列的环形阵列的示意图。

[0042] 图5是图示了高分辨率多孔成像过程的一个实施例的流程图。

[0043] 图6是图示了高帧速率多孔成像过程的一个实施例的流程图。

[0044] 图7是图示了弹性成像数据捕获过程的一个实施例的流程图。

[0045] 图8是示出了由传播剪切波造成的扰动的差分帧的示例。

具体实施方式

[0046] 将参照附图详细描述各种实施例。对特定示例和实施方式做出的参照是用于说明性目的,并且不旨在限制发明或权利要求的范围。

[0047] 在一些实施例中,提供了超声成像方法,其中具有剪切分量和压缩分量的机械波在粘弹性介质(诸如生物组织)中被生成。当剪切波传播通过介质时,在以高帧速率对介质进行成像的同时,产生的剪切波传播速度可以被测量。传播的剪切速度可以通过标识在已知的时间间隔下获得的多个帧中的剪切波的变化位置来确定。如下面将进一步详细描述的,基于声脉冲的和多孔超声成像的各种实施例特别适合于获得用于使用这些方法执行对组织刚度的准确分析的高分辨率和高帧速率图像。在一些实施例中,接收的回波数据的定性和/或定量分析可以被执行以标识与粘弹性介质的剩余部分相比不同硬度的区域。

[0048] 在本文中实施例提供了用于执行超声弹性成像以确定组织的剪切模量的系统和方法。在一些实施例中,确定剪切模量的方法包括将机械剪切波发送到测试介质中,然后当剪切波传播通过介质时使用高帧速率B模式超声成像技术来对测试介质进行成像。通过将剪切波传播期间得到的每个图像帧与在发送剪切波之前生成的参考图像相比较,可以确定传播速率。

[0049] 虽然本文中参照各种解剖结构刚度的成像和评估描述了各种实施例,将被理解的是,本文中示出和描述的许多方法和设备还可以被用于诸如对非解剖结构和对象进行成像和评估之类的其它应用中。例如,本文中描述的超声探头、系统和方法可以适于在对诸如焊接点、管道、梁、板、压力容器、层状结构、土壤、地表、混凝土等之类的各种机械对象、结构对象或材料的非破坏性测试或评估中使用。因此,本文中对医学或解剖成像目标、组织或器官的参照仅仅被提供作为可以使用本文中描述的各种装置和技术来成像或评估的几乎无限多种目标的非限制性示例。

[0050] 关键术语和概念的介绍

[0051] 如本文中使用的,术语“超声换能器”和“换能器”可以具有如由超声成像技术领域技术人员理解的它们的普通含义,并且可以没有限制地指代能够将电信号转换成超声信号

和/或反之亦然的任何单个部件。例如,在一些实施例中,超声换能器可以包括压电设备。在其它实施例中,超声换能器可以包括电容性微机械超声换能器(CMUT)

[0052] 换能器常常被配置在多个单独换能器元件的阵列中。如本文中使用的,术语“换能器阵列”或“阵列”通常指代被安装到共同背板上的换能器元件的集合。这样的阵列可以具有一维(1D)、二维(2D)、1.X维(例如1.5D、1.75D等)或三维(3D)(这样的阵列可以被使用用于以2D、3D或4D成像模式成像)。如由本领域技术人员理解的,还可以使用其它维的阵列。还可以使用诸如同心圆形阵列和椭圆形阵列之类的环形阵列。换能器阵列的元件可以是阵列的最小离散功能部件。例如,在压电换能器元件的阵列的情况下,每个元件均可以是单个压电晶体或者压电晶体的单个机械加工的部分。

[0053] 如本文中使用的,术语“发送单元”和“接收单元”可以具有如由超声成像技术领域技术人员理解的它们的普通含义。术语“发送单元”可以无限制地指代至少暂时执行其中电信号被转换成超声信号的发送功能的超声换能器元件。类似地,术语“接收单元”可以无限制地指代至少暂时执行其中撞击在元件上的超声信号被转换成电信号的接收功能的超声换能器元件。到介质中的超声传输在本文中还可以被称为“声穿透”。反射超声波的对象或结构可以“反射器”或“散射器”。

[0054] 如本文中使用的,术语“孔”可以指代超声信号可以通过其被发送和/或接收的概念上的“开口”。在实际实践中,孔简单地是单个换能器元件或者由成像控制电子设备共同管理为公共组的一组换能器元件。例如,在一些实施例中,孔可以是其可以与邻近孔的元件物理分离的元件的物理分组。然而,邻近孔径不需要必须是物理分离的。

[0055] 应当注意的是,术语“接收孔”、“声穿透孔”和/或“发送孔”在本文中被用于意指从期望的物理观点或孔执行期望的发送或接收功能的单个元件、阵列内的一组元件或者甚至公共外壳内的整个阵列。在一些实施例中,这样的发送和接收孔可以被形成具有专用功能性的物理分离的部件。在其它实施例中,任意数目的发送和/或接收孔可以根据需要电子地动态限定。在其它实施例中,多孔超声成像系统可以使用专用功能和动态功能孔的组合。

[0056] 如本文中使用的,术语“总孔”指代所有成像孔的总累积尺寸。换句话说,术语“总孔”可以指代由被用于具体成像循环的发送和/或接收元件的任意组合的最远换能器元件之间的最大距离定义的一个或多个尺寸。从而,总孔径由被指定为用于具体循环的发送或接收孔的任意数目的子孔构成。在单孔成像布置的情况下,总孔、子孔、发送孔和接收孔将全部具有相同的尺寸。在多孔成像布置的情况下,总孔的尺寸包括所有发送和接收孔的尺寸之和。

[0057] 在一些实施例中,两个孔可以彼此相邻地位于连续阵列上。在又其它实施例中,两个孔可以在连续阵列上彼此重叠,使得至少一个单元作为两个分离孔的一部分起作用。定位、功能、元件数目和孔的物理尺寸可以以针对特殊应用所需的任何方式来动态地定义。针对特殊应用对这些参数的约束将在下面讨论和/或对于本领域技术人员将是显然的。

[0058] 本文中描述的元件和阵列还可以是多功能的。也就是说,换能器元件或阵列在一个实例中指定为发送器不排除它们在下一个实例中立即被重新指定为接收器。而且,本文中控制系统的实施例包括用于基于用户输入、预设的扫描或分辨率准则、或者其它自动确定的准则电子做出这些指定的能力。

[0059] 诱导剪切波

[0060] 剪切波在组织中的传播速度通过以下等式与组织的刚度(杨氏模量或剪切模量)和密度相关:

$$[0061] \quad E = 3\rho \cdot c^2$$

[0062] 其中 c 是剪切波的传播速度, E 是杨氏模量,并且 ρ 是组织密度。因为组织密度倾向于最低限度地变化,并且因为速度项被平方,因此弹性可以通过假定近似密度值并且只测量剪切波传播速度来计算。在一些情况下,假定的密度值可以根据诸如对于已知器官组织的密度的近似范围之类的关于正被成像的组织的已知信息来变化。例如,肝组织可以具有大约 $1.05\text{kg}/1$ 的密度,心脏组织可以是约 $1.03\text{kg}/1$,以及骨骼肌肉组织可以是约 $1.04\text{kg}/1$ 。已知组织弹性的变化与各种疾病状态关联。因此,组织中的癌症或其它病理情况可以通过测量通过组织的剪切波传播速度来检测。

[0063] 在一些实施例中,可以通过将强超声脉冲施加至组织而在组织内形成剪切波。在一些实施例中,生成超声脉冲(本文中还被称为“启动”脉冲或“初始化”脉冲)的剪切波可以显示出高的振幅和长的持续时间(例如,在 100 微秒的量级)。超声脉冲可以生成声辐射力以推动组织,由此造成组织的层沿超声脉冲的方向滑动。组织的这些滑动(剪切)移动可以被看作剪切波,这些剪切波是低频率的(例如,从 10 至 500Hz)并且可以在垂直于超声脉冲方向的方向上传播。

[0064] 超声剪切波通常只导致几个微米的组织位移。由于这个量小于大多数成像系统的分辨率,因此检测位移具有附加的挑战。在一些实施例中,由剪切波诱导的组织位移可以根据B模式成像回波的返回的相移来检测。

[0065] 剪切波的传播速度通常在大约 1 至 $10\text{m}/\text{s}$ 的量级(对应于从 1 至 300kPa 的组织弹性)。因此,传播剪切波可以在大约 6 至 60 毫秒中穿过 6cm 宽的超声图像平面。从而,为了在 6cm 宽的图像中收集快速移动的剪切波的至少三个图像,可能要求每秒至少 500 帧的帧速率。大多数当前的放射学超声系统仅仅每 17 至 33 毫秒(对应于每秒约 58 帧至约 30 帧的帧速率)更新完整的图像,这对于对传播剪切波进行成像来说太慢了,这是因为在单个帧可以被获取之前剪切波将已经从视野中消失。为了足够详细地捕获剪切波,需要每秒千个或更多个图像的帧速率。

[0066] 高帧速率超声成像

[0067] 基于扫描线的超声成像系统的帧速率是脉冲重复频率(PRF,其由超声在成像介质中的往返行进时间限制)除以每帧扫描线的数目。典型的基于扫描线的超声成像系统使用介于每帧约 64 根与每帧约 192 根之间的扫描线,从而导致只有大约每秒 50 帧的典型帧速率。

[0068] 通过使用基于声脉冲的超声成像技术,一些超声成像系统和方法能够实现每秒几千帧量级的帧速率。这样的系统和方法的一些实施例能够从单个发送脉冲获得整个 2D 图像,并且在对 18cm 的深度进行成像时可以实现每秒 4000 或者更高的脉冲速率(并且因此,帧速率)。利用这一更新速率,对于最快的波可以在行进的约 2.5mm 增量下捕获剪切波,并且对于较慢的剪切波在甚至更短的增量下捕获剪切波。在较浅的深度处成像时,可以实现甚至更高的帧速率。例如,在 2cm 的深度处成像时,基于声脉冲的超声成像系统可以实现约每秒 $75,000$ 帧的脉冲速率(并且因此,帧速率)。仍更高的帧速率可以通过发送重叠的脉冲或声脉冲来实现(例如,如下面描述的)。

[0069] 与传统的基于扫描线的相控阵超声成像系统对比,多孔超声成像系统的一些实施

例在发送脉冲期间可以使用点源传输。从点源发送的超声波前(本文中还被称为“声脉冲”或未聚焦的超声波前)用每个圆形或球形波前照射整个感兴趣的区域。从由单个接收换能器元件接收的单个声脉冲接收的回波可以被波束形成以形成感兴趣的声穿透区域的完整图像。结合来自跨宽探头的多个接收换能器的数据和图像,并且结合来自多个声脉冲的数据,可以获得非常高分辨率的图像。而且,这样的系统允许在非常高的帧速率下成像,这是由于帧速率仅由声脉冲重复频率—即行进在发送换能器元件、最大深度反射器与最远接收换能器元件之间的发送的波前的往返行进时间的倒数限制。在一些实施例中,基于声脉冲的成像系统的帧速率可以单独地等于声脉冲重复频率。在其它实施例中,如果期望从不止一个声脉冲形成帧,则基于声脉冲的成像系统的帧速率可以等于声脉冲重复频率除以每帧声脉冲的数目。

[0070] 如本文中使用的,术语“点源传输”和“声脉冲”可以指代发送的超声能量从单个空间位置到介质中的引进。这可以使用单个超声换能器元件或者一起发送的邻近换能器元件的组合来实现。从所述元件(多个元件)的单个传输可以近似于均匀球形波前,或者在对2D切片进行成像的情况下单个传输在2D切片内形成均匀的圆形波前。在一些情况下,来自点源发送孔的圆形或球形波前的单个传输在本文中可以被称为“声脉冲”或“点源脉冲”或“未聚焦的脉冲”。

[0071] 点源传输在其空间特性方面不同于基于扫描线的“相控阵传输”或者其将能量从换能器元件阵列沿特定方向(沿扫描线)聚焦的“定向脉冲传输”。相控阵传输依次操纵一组换能器元件的相位以便使声穿透波加强或转向至特定的感兴趣的区域。

[0072] 在一些实施例中,使用一系列发送声脉冲的多孔成像可以通过从第一发送孔发送点源声脉冲并且用两个或多个接收孔的元件接收发送的声脉冲的回波来进行操作。完整的图像可以通过基于发送与接收回波之间的延迟时间对反射器的位置进行三角测量来形成。因此,从每个发送的声脉冲的回波,每个接收孔可以形成完整的图像。在一些实施例中,单个时域帧可以通过结合从在两个或多个接收孔处接收的来自单个发送的声脉冲的回波形成的图像来形成。在其它实施例中,单个时域帧可以通过结合从在一个或多个接收孔处接收的来自两个或多个发送的声脉冲的回波形成的图像来形成。在一些这样的实施例中,多个发送的声脉冲可以源于不同的发送孔。

[0073] “波束形成”通常被理解为通过其在多个离散接受器处接收的成像信号被结合以形成完整的相干图像的过程。基于声脉冲的波束形成过程与该理解一致。基于声脉冲的波束形成的实施例通常涉及基于超声信号可能已经沿其行进的路径、假定的声音的恒定速度以及发送声脉冲与回波被接收的时间之间的过去的时间,确定对应于接收的回波数据的部分的反射器位置。换句话说,基于声脉冲的成像涉及基于假定的速度和测量的时间对距离的计算。一旦已经计算出这样的距离,就可以对任何给定反射器的可能位置进行三角测量。利用关于发送与接收换能器元件的相对位置以及成像介质中的超声速度的准确信息,使得这一距离计算成为可能。如在上面引用的申请人的在先申请中讨论的,多孔探头和其它探头可以被校准以确定每个换能器元件的声学位置达到至少期望的准确程度,并且这样的元件位置信息可以被数字存储在成像或波束形成系统可访问的位置中。

[0074] 图1示意性图示了被配置用于执行弹性成像的多孔超声探头10的一个实施例。图1的探头10包括两个成像换能器阵列14、16和一个其在本文中被称为“初始化”发送换能器阵

列12的剪切波启动换能器阵列。初始化换能器阵列可以被配置用于发送相对低频率的剪切波启动脉冲(在本文中还被称为“初始化脉冲”)。

[0075] 探头10还可以被配置成与电子控制器100连接,该电子控制器被配置为电子控制发送的和接收的超声信号。控制器可以被配置为发送相控阵或声脉冲超声信号、接收和处理由成像换能器阵列接收的回波、执行接收波束形成过程、以及从接收的和处理的回波形成B模式图像。控制器100还可以被配置为控制剪切波前从初始化阵列的传输,并且可以被配置为根据本文中描述的任何实施例来确定剪切波的位置和感兴趣的区域中的组织的弹性。控制器100还可以被配置为控制图像形成、图像处理、回波数据存储、或者包括本文中描述的各种方法和过程的任何其它过程。在一些实施例中,控制器100中的部分或全部可以被并入到探头中。在其它实施例中,控制器可以电子耦合至探头(例如,通过有线或无线电子通信方法),但是与探头本身物理分离。在再进一步的实施例中,一个或多个分离、附加的控制器可以电子连接至探头10和/或控制器100。这样的附加的控制器可以被配置为执行任意一个或多个本文中描述的方法或过程。

[0076] 在图1中图示的实施例中,初始化换能器阵列12被中央定位在左边14与右边16侧面成像换能器阵列之间。在另选实施例中,初始化阵列可以被定位在任何其它位置中,诸如左边位置14、右边位置16或者除了在图1中示出的那些之外的其它位置。在进一步的实施例中,多孔探头中的若干换能器阵列中的任一个阵列可以被临时或永久分配和控制成作为初始化阵列进行操作。

[0077] 在进一步的实施例中,初始化换能器并不必是分离的阵列。更确切地说,为可以以其它方式被用于成像的较大阵列的一部分的单个换能器元件或者一组换能器元件可以被临时或永久制定和控制/操作为初始化阵列。

[0078] 如下面将进一步详细讨论的,探头10的成像换能器阵列14、16可以被用于对感兴趣的区域50进行成像。成像换能器阵列14、16可以包括诸如压电晶体或CMUT元件的1D、1.XD、2D阵列之类的适于超声成像的任何换能器阵列构造。

[0079] 多孔超声成像探头的实施例可以包括在许多各种不同的物理布置中的任意数目的成像孔。例如,图2图示了包括中央初始化换能器阵列12和其全部四个可以在多孔成像过程中被使用的两对成像阵列14、15、16、17的多孔弹性成像探头11的实施例。在一些实施例中,另选地初始化阵列12可以位于其它阵列14、15、16、17中的任何一个阵列的位置。

[0080] 在一些实施例中,多孔探头可以具有大体凹形的组织接合表面,并且可以包括多个成像孔。在一些实施例中,多孔探头的每个单独的孔可以包括分离并且独特的换能器阵列。在其它实施例中,单独孔可以在大的连续换能器阵列上被动态和/或电子地分配。

[0081] 图3图示了包括中央初始化换能器阵列12和一对凹形弯曲的侧面成像阵列18、20的多孔弹性成像探头的实施例。在一些实施例中,如在申请人的在先美国专利申请No. 13/272,105(其通过引用方式被并入本文)中描述的,多个成像孔可以在凹形侧面阵列18、20中的一个或两个凹形侧面阵列上被动态分配。另选地,凹形弯曲侧面阵列中的每个阵列均可以被视为分离的孔。

[0082] 图3A图示了包括单个连续凹形弯曲换能器阵列19的多孔弹性成像探头的实施例。正如上面讨论的其它实施例,连续弯曲阵列19的任意部分可以被临时或永久配置、指定和控制/操作为初始化阵列。

[0083] 图3B图示了包括如在申请人的在先申请No. 13/272, 105中描述的3D阵列25的多孔弹性成像探头的实施例。一组换能器单元12被示出指定为剪切波启动区域。正如上面的实施例, 3D阵列25的任何其它区域可以被指定为初始化区域。

[0084] 在一些实施例中, 通过用低频率初始化换能器阵列代替至少一个换能器阵列, 具有至少三个阵列的探头可以适于弹性成像。在一些实施例中, 多孔探头的初始化换能器阵列可以被定位在至少两个其它阵列之间。这样的探头配置可以包括可调节探头、心脏探头、通用探头、静脉内超声 (IVUS) 探头、阴道内探头、直肠内探头、经食道探头或者被配置用于特定应用的其它探头。

[0085] 类似地, 任何其它多孔或单孔超声成像探头可以适于与本文中描述的弹性成像系统和方法一起使用。在再进一步的实施例中, 初始化阵列可以被设置在完全独立于成像探头的分离探头上。例如, 初始化探头可以被设置有与成像探头的外壳分离的外壳。在一些实施例中, 独立的初始化探头可以被配置成被临时附接至成像探头。在这样的实施例中, 这样的分离初始化探头可以由与成像探头相同的超声成像系统来控制, 或者初始化探头可以独立于成像系统来控制。独立控制的弹性成像初始化脉冲控制器可以与超声成像系统同步以便向成像系统提供准确的指示初始化脉冲被发送时间的定时信息。

[0086] 在另选实施例中, 通过使用与上面描述的那些相似的技术发送平面波前 (例如, 通过从公共阵列中的若干换能器发送同步脉冲)、接收回波、并且将接收的回波映射到像素位置, 可以实现相似的帧速率。这样的平面波发送系统的一些实施例可以实现与利用基于声脉冲的成像技术实现的那些相似的帧速率。

[0087] 剪切波启动换能器的实施例

[0088] 不管探头构造, 初始化阵列12的实施例可以被配置为发送具有介于约1MHz和约10MHz之间的频率的剪切波启动超声脉冲。在其它实施例中, 初始化阵列12可以被配置为发送具有高达约18MHz或更高频率的剪切波启动超声脉冲。在一些实施例中, 用于产生初始化脉冲的超声频率可以是用于成像的超声频率的大约一半。根据材料和构造, 单个换能器阵列可以能够产生用于初始化脉冲的低频率超声脉冲和用于成像的相对高频率超声脉冲两者。然而, 在一些实施例中, 可能期望使用被优化用于相对窄的频率范围的换能器以允许对初始化脉冲或成像脉冲更有效的控制。

[0089] 从而, 在一些实施例中, 初始化换能器阵列12可以包括被配置为专门起初始化阵列作用, 诸如通过被优化以在预期初始化频率范围内有效起作用的分离阵列。因此, 在一些实施例中, 初始化阵列可以在结构上不同于分离的成像阵列。在其它实施例中, 初始化阵列可以在物理上与成像阵列完全相同, 并且可以仅在其操作和使用方面不同。

[0090] 在一些实施例中, 初始化换能器阵列12可以包括压电元件的矩形或其它形状的阵列 (例如1D、1.xD、2D或其它矩形阵列)。在其它实施例中, 初始化换能器阵列12可以包括电容性微机械超声换能器 (CMUT) 元件的矩形或其它形状的阵列。

[0091] 在其它实施例中, 初始化阵列12可以包括如例如在图4中示出的环形阵列30。环形阵列可以包括以同心圆形或椭圆形图案布置的多个换能器元件。这样的环形阵列20还可以使用任何适当的换能器材料。在一些实施例中, 初始化阵列12可以包括切换环环形换能器阵列。

[0092] 在一些实施例中, 切换环环形阵列可以包括盘形超声换能器 (例如, 球的一段), 该

盘形超声换能器可以被分成多个同心环形换能器元件,其中最里面的元件可以是平面环或完整的盘。在一些实施例中,环形阵列20的前表面的曲率以及换能器与感兴趣的区域表面之间的任何透镜或阻抗匹配层可以至少部分确定换能器的焦距。在其它实施例中,环形阵列可以是大体上平面的,并且声透镜可以被采用以聚焦发送的超声能量。

[0093] 环形阵列20可以包括任意数目的环,诸如在图4中示出的除了中央圆盘之外的三个环。在其它实施例中,除了中央圆盘或盘之外,环形阵列可以包括2、4、5、6、7、8、9、10或更多个环。在一些实施例中,环可以通过蚀刻、划线、完全切割或以其它方式来进一步解耦,从而在每个环内将环分成多个环元件。在一些实施例中,用于对25cm深度进行操作的环形阵列换能器可以具有40mm的直径,其中外环可以具有大约1.85mm的宽度,从而提供222mm²的表面面积;内环可以具有大约0.8mm的宽度并且位于近似为10.6mm的半径处以提供55mm²的表面面积。

[0094] 在一些实施例中,每个环(或者环内的每个环元件)可以具有单独的电连接,使得每个环(或者环元件)可以作为分离的换能器元件由控制系统单独控制,使得环可以被调相以便将剪切波启动脉冲引导至感兴趣的区域内的期望深度。施加的能量振幅可以确定离开环形阵列20表面行进的发射的超声波的振幅。

[0095] 在一些实施例中,初始化阵列中的元件的尺寸和/或数目可以由待被产生的剪切波的形状或其它性质来确定。

[0096] 在一些实施例中,由初始化换能器阵列12产生的剪切波启动脉冲在传输期间可以被聚焦以在感兴趣的区域处提供最大功率。在一些实施例中,初始化脉冲可以被聚焦在初始化线路22(例如,如在图1、图2和图3中示出的)上。初始化脉冲可以进一步被聚焦在期望的深度处以期望的深度处产生最大破坏性功率。在一些实施例中,轴向聚焦线路和聚焦的深度点可以通过在一组适当的延迟下从多个换能器元件发送脉冲(即,使用“相控阵”技术)来确定。在一些实施例中,如上面讨论的在使用具有一系列切换环的环形阵列时,可以省略发送延迟。

[0097] 在一些实施例中,初始化脉冲不需要是可电子转向的。在这样的实施例中,探头可以被配置为总是沿相对于探头一致的线路来发送初始化脉冲。在一些实施例中,初始化脉冲的预期线路可以被显示在超声显示器上(例如,覆盖同时发生的感兴趣的区域的B模式图像)以便向操作者提供初始化脉冲相对于成像的感兴趣的区域的路径的可视化指示。在这样的实施例中,超声医师可以操纵探头直到显示器示出通过待由弹性成像评估的对象的代表性初始化线路。

[0098] 在另选实施例中,初始化脉冲可以沿由操作者指示的方向被电子转向。在这样的实施例中,初始化脉冲的线路可以通过任何适当的用户界面交互由操作者选择而无需移动探头。在一些实施例中,用户界面交互可以包括在显示屏幕上的初始化线路的可视化显示(例如,覆盖同时发生的感兴趣的区域的B模式图像)。一旦期望的初始化脉冲方向被选择,初始化脉冲就可以被电子转向以便沿选择的线路行进。

[0099] 用于检测剪切波传播速率的实施例

[0100] 返回到图1,将描述剪切波传播的示例。剪切波可以在感兴趣的区域50中从来自多孔弹性成像探头10(或者任何其它被适当配置的弹性成像探头)的初始化脉冲被启动。如上面讨论的,初始化脉冲可以沿从初始化换能器阵列12延伸到感兴趣的区域中的线路22被聚

焦到至少期望的深度。在一些实施例中,线路22可以垂直于初始化换能器阵列12。沿初始化线路22发送的初始脉冲52将倾向于在图像平面内诱导从线路22向外传播的波前56。由初始化脉冲诱导的传播波前56将沿传播方向推动组织。诸如人类组织之类的弹性介质将通过诱导包括在组织内从线路22横向传播剪切波的机械波的恢复力对该推动作出反应。

[0101] 现在将参照图1的探头构造和图5至图7的流程图描述弹性成像的成像过程的实施例。这些过程可以通过如上面描述的任何被适当配置的探头被使用。在一些实施例中,左边和右边侧面换能器阵列14、16可以被用于通过高帧速率超声成像技术和高分辨率多孔超声成像技术中的任何一者、两者或组合来对感兴趣的区域50进行成像。下面总结了这些技术,并且这些技术的进一步的细节被提供在美国专利申请No.13/029,907中,其说明了使用圆形波前的传输并且使用只收波束形成以从每个脉冲或“声脉冲”产生整个图像的成像技术的实施例(还被称为基于声脉冲的成像技术)。

[0102] 在本文中术语“高分辨率成像”和“高帧速率成像”被用作另选成像过程的缩写名称。因为“高分辨率成像”过程还可以在相对于其它成像技术的高帧速率下操作并且“高帧速率成像”过程还可以产生大体上比其它成像技术更高的分辨率的图像,因此这些术语并不旨在是限制的或排他的。此外,剪切波传播的速率可以使用不同于本文中描述的或引用的那些成像技术的高帧速率成像技术和/或高分辨率成像技术来检测。

[0103] 图5图示了可以使用诸如在图1中示出的多孔超声成像探头的高分辨率多孔成像过程60的实施例。在一些实施例中,成像阵列14、16中的一个或两者可以包括被临时或永久指定为发送元件T1到Tn的一个或多个换能器元件。成像阵列14、16中的一个或两者的剩余换能器元件可以被指定为接收元件。

[0104] 在一些实施例中,高分辨率多孔超声成像过程60可以包括从一系列不同的发送孔(T1...Tn)发送一系列连续脉冲62、利用在接收孔上的多个元件接收来自每个脉冲的回波64、并且由从每个发送脉冲接收的回波获得完整的图像66。然后这些图像可以被组合68成最终的高分辨率图像。这样的高分辨率多孔成像过程的实施例可以大体上相似于在上面引用的申请人的在先美国专利申请No.13/029,907中示出和描述的过程。

[0105] 如在图5中指示的,在高分辨率成像过程的第一循环期间,发送超声信号62A、接收回波64A和形成图像66A的步骤可以使用第一发送换能器T1来执行。在第二循环期间,信号可以从不同发送换能器Ti被发送62B,回波可以被接收64B,并且第二图像可以被形成66B。步骤62x至步骤66x的过程可以使用可以分别被定位在超声探头内的任何期望位置处的n个不同的发送换能器来重复。一旦已经形成了期望的图像数目(还被称为图像层),这些图像层可以被组合68成单个图像帧中,由此改进图像质量。如果需要,然后过程60可以被重复以获得多个时域帧,这些时域帧然后可以被连续显示给用户。

[0106] 图6图示了高帧速率成像过程70的实施例。在一些实施例中,高帧速率超声成像过程70可以包括从单个发送孔Tx发送连续声脉冲72、由从每个发送的声脉冲72接收的回波74形成完整的图像76、并且将每个图像76视为连续时域帧。以这种方式,在感兴趣的区域50中的反射器位置的轻微改变可以在非常高的帧速率下进行采样。

[0107] 如在图6中指示的,在第一循环期间,声脉冲可以从选择的发送换能器Tx被发送72A,回波可以被接收74A并且第一帧可以被形成76A。如本文中在别处描述的,发送72B和接收74B的相同的步骤循环然后可以被重复以产生第二帧76B、第三帧(步骤72C、74C、76C)、以

及和期望或需要一样多的许多随后的帧。

[0108] 在一些实施例中,在声脉冲重复频率(即,连续声脉冲被发送的频率)等于往返行程行进时间(即,用于超声波从发送换能器行进到在距换能器期望距离处的反射器的时间,加上用于回波沿相同或不同路径从反射器返回到接收换能器的时间)的倒数时,可以达到使用基于声脉冲的成像技术的成像系统的最大帧速率。在其它实施例中,重叠的声脉冲可以通过编码激励或者区分重叠的回波的其他方法被使用。也就是说,第二声脉冲可以在来自第一声脉冲的所有回波被接收之前被发送。只要发送的声脉冲信号可以被编码或以其它方式区分使得第一声脉冲的回波可以被识别为与第二声脉冲的回波不同,这是可能的。本领域技术人员已知若干个编码激励技术,这若干个编码激励技术中任何技术都可以通过点源多孔成像探头被使用。另选地,重叠的声脉冲还可以通过以不同频率发送声脉冲或者使用任何其它适当的技术来区分。使用重叠的声脉冲,可以实现甚至更高的成像帧速率。

[0109] 在一些实施例中,在启动弹性成像的成像过程之前,在B模式成像过程期间可以定义成像窗。定义的图像窗可以是待在其中执行弹性成像的感兴趣的区域的部分。例如,在探头定位、深度选择、缩放、平移等的任意组合之后可以定义图像窗。在一些实施例中,图像窗可以和整个声穿透的感兴趣的区域一样大。在其它实施例中,图像窗可以仅仅是完整的感兴趣的区域的较小部分(例如,“放大的”部分)。在一些实施例中,在使用从原始数据存储设备中检索的回波数据的成像会话之后可以定义图像窗。

[0110] 图7图示了使用诸如在图1中示出的探头的弹性成像过程80的实施例。在图示的实施例中,弹性成像过程80通常可以包含如下步骤:获得基线图像82和存储基线图像84、将剪切波启动脉冲(初始化脉冲)发送86到感兴趣的区域50中、使用高帧速率成像过程对感兴趣的区域50进行成像88、以及从在高帧速率成像过程88期间获得的每个帧中减去基线图像90。然后剩余一系列“差分帧”可以被分析以获得关于由传播通过感兴趣的区域50的组织的剪切波56移位的组织的信息。剪切波56的传播速度可以通过对差分帧的时间序列中的组织的扰动的分析来获得。

[0111] 在一些实施例中,在利用弹性成像启用的超声探头对感兴趣的区域内的选择的图像窗进行成像的同时,初始化线路22(在图1中示出的)可以被显示在超声图像显示屏幕上,该显示屏幕覆盖目标区域的图像。在一些实施例中,超声成像系统可以利用如上面参照图5讨论的高分辨率成像过程连续地对感兴趣的区域进行成像。另选地,任何其它期望的超声成像过程也可以被用于获得待由弹性成像过程进行分析的区域的图像。

[0112] 一旦探头10处于期望的取向使得初始化线路22和期望的目标对象或感兴趣的区域的部分相交,就可以选择弹性成像深度,并且可以启动弹性成像过程80。在一些实施例中,弹性成像深度可以由操作者经由适当的用户界面动作来选择。在其它实施例中,弹性成像深度可以由超声成像控制系统自动选择。在一些实施例中,弹性成像过程可以由超声系统的操作者手动启动。在其它实施例中,弹性成像过程80可以由超声系统在对待被检查的结构进行自动标识时来自动启动。

[0113] 如在图7的实施例中示出的,使用诸如在图1中示出的探头(或者任何其它被适当配置的探头)的弹性成像过程80可以开始于获得感兴趣的目标区域50的基线图像82并且存储感兴趣的目标区域50的基线图像84。在一个实施例中,基线图像可以通过使用诸如上面描述的高帧速率成像过程获得单个帧来形成。在这样的实施例中,基线图像可以通过从来

自侧面换能器阵列14、16的第一个阵列(例如,右边阵列16)的单个换能器元件Tx发送成像脉冲、并且在侧面换能器阵列14、16的第二个阵列(例如,左边阵列14)中的多个元件上接收回波来形成。在一些实施例中,来自发送脉冲的回波还可以由第一换能器阵列(例如右边阵列16)上的接收元件来接收。然后基线图像可以被形成并且存储84以用于随后的步骤中。在另选实施例中,基线图像可以使用诸如上面描述的高分辨率成像过程来获得82。

[0114] 在获得基线图像82之后,可以操作初始化换能器阵列以将剪切波启动脉冲发送86到感兴趣的区域中。初始化脉冲可以通过如上面描述的任何适当的设备和方法来产生。在一些实施例中,剪切波启动脉冲可以沿显示的初始化线路22被聚焦,并且可以被聚焦在感兴趣的区域内的特定深度处。

[0115] 在初始化脉冲被发送86之后,系统可以开始使用侧面成像阵列14、16以高帧速率对感兴趣的区域进行成像88。在一些实施例中,高帧速率成像过程可以包括参照图6在上面描述的过程。在一个实施例中,高帧速率成像过程可以包括从单个发送孔Tx发送一系列发送脉冲、并且在至少一个接收孔上的多个元件处接收回波。在一些实施例中,高帧速率成像88可以通过从与在获得基线图像82的步骤中使用的相同的发送元件(或孔)发送超声脉冲来执行。在一些实施例中,高帧速率成像可以继续,至少直到诱导的剪切波的传播已经停止或者已经前进到期望的程度。高帧速率成像时间的持续时间可以基于预期的最小传播速度和图像尺寸事先被计算。另选地,在于成像帧的范围处检测剪切波的传播时,高帧速率成像88可以被停止。

[0116] 在一些实施例中,在高帧速率成像过程88期间形成单个帧可以包括组合从在不同的接收换能器元件处接收的回波获得的图像层。例如,分离的图像可以从由接收孔的每个单独换能器元件接收的回波来形成以形成单个改进的图像。然后,由第一接收孔的所有元件接收的回波产生的第一图像可以与由第二接收孔的所有元件接收的回波产生的第二图像组合,以便进一步改进产生的图像的质量。在一些实施例中,从这样的组合中产生的图像然后可以被用作高帧速率成像过程88中的单个帧。在上面引用的美国专利申请No.13/029,907中描述了这样的图像组合的进一步示例。

[0117] 在一些实施例中,基线图像然后可以从在高帧速率成像过程88中获得的每个单独帧中被减去90。例如,单个帧的每个像素值可以从基线图像中的每个对应像素值中被减去。从这样的减去产生的图像可以被称为“差分图像”或“差分帧”。如此获得的差分图像将包括大体上仅表示剪切波形加上任意噪音的像素值。

[0118] 在一些实施例中,获得基线图像82、发送初始化脉冲86、以高帧速率连续成像88和获得差分图像帧90的步骤可以根据希望被重复许多次。来自这样的多个循环的差分图像可以被平均或以其它方式组合,以便改进信噪水平。

[0119] 通过检测随后的差分帧中的扰动(即,在另外的‘正常’图案中的小改变),沿与初始化脉冲(例如,如在图1中示出的)的方向成横向的线路可以检测传播剪切波形。剪切波的传播速度可以通过确定在已知的时间间隔下获得的多个图像帧中的剪切波的位置来获得。

[0120] 在一些情况下,由传播剪切波造成的扰动可以产生相对分散的传播波前图像。例如,扰动可以在差分帧中表现为诸如在图8中示出的斑点图案92。点云92的近似中心线路94可以被确定并且视为传播剪切波前的位置的代。在一些实施例中,直线、曲线或其它路径94可以使用任何适当的路径拟合算法被拟合到点云92。例如,在一些实施例中,差分帧的绝

对值可以被计算,并且剪切波的局部位置可以通过平均最近x个点的位置来确定。

[0121] 在一些实施例中,分析可以仅限于点云92(和/或对应的中心线路94)的一部分。例如,如果确定了(通过视觉检查或者通过自动分析)剪切波前的一小段比邻近段传播得快,则明显较高或较低传播速度的区域(多个区域)可以被选择,并且传播速度可以只针对剪切波前的该部分来计算。

[0122] 通过计算给定差分帧中聚焦的初始化线路22与拟合线路94之间的距离,可以计算给定差分帧中剪切波的近似位置。任意两个帧之间波前的传播速率可以通过用由剪切波行进的距离除以获得两个帧之间过去的时间来确定。在另选实施例中,任意给定帧中的剪切波的位置可以相对于任何其它适当的数据来测量。

[0123] 在各种实施例中,测量剪切波的传播速度所需要的帧数目可以变化。在一些实施例中,近似的速度测量结果可以从如在已知的时间间隔下获得的两个或三个帧那么少的帧中获得。在其它实施例中,可能需要在已知的时间间隔下获得的至少十个帧以获得足够准确的时间测量结果。在进一步的实施例中,在已知的时间间隔下获得的至少100个帧可以被用于获得更加准确的时间测量结果。在再进一步的实施例中,200或者更多个帧可以被使用。通常,剪切波传播速度测量结果的准确性可以随着从其形成这样的测量的帧的数目而增加。随着帧数目增加,计算的复杂性也因此增加,所以待被使用的帧数目可以与可用的处理能力进行平衡。

[0124] 在多于两个帧可利用以被用于测量传播速度时,任意数目的算法可以被使用。例如,在一些实施例中可以检测每个可用帧中的剪切波位置,每个连续帧对之间的速度可以被计算,并且所有这样的速度测量的结果可以被平均以获得单个速度值。在其它实施例中,速度测量结果可以基于时间间隔以及不同和/或可用数目的帧之间的相对剪切波位置来计算。例如,可以计算每三个帧、每五个帧、每10个帧、每50个帧等之间的传播速度。这样的测量结果然后可以与彼此和/或与从连续帧对获得的测量结果进行平均。在一些实施例中还可以使用加权平均。

[0125] 在一些实施例中,整个弹性成像过程80(图7)可以在相对于初始化换能器阵列12不同的聚焦深度处被重复。在一些实施例中,在各种深度处获得的未波束形成的弹性成像回波数据可以被存储并且组合到单个2D或3D数据集中以用于进一步的后处理和/或用于随后的查看和分析。在各种实施例中,未波束形成的弹性成像回波数据可以被捕获并且存储以用于随后在成像系统或任何其它适当的计算硬件上进行处理。

[0126] 在另选实施例中,剪切波的传播速度可以通过使用在2012年11月30日提交的、名称为“Motion Detection Using Ping-Based And Multiple Aperture Doppler Ultrasound”的申请人的共同未决的美国专利申请No.13/690,989中描述的多孔多普勒技术检测移动/移位的组织的速度来测量。

[0127] 一旦剪切波被捕获并且其传播速度被测量,如由杨氏模量(E)量化的感兴趣的区域中的组织的硬度就可以由控制器、信号处理器或计算机测量或者确定。弹性(E)和剪切波传播速度(c)通过简单的公式被直接相关:

$$[0128] \quad E = 3\rho c^2$$

[0129] 其中 ρ 是以 kg/m^3 表示的组织密度。因为组织密度倾向于最低限度地变化,因此可以假定近似的密度值以用于使用测量的传播速度值来计算弹性的目的。速度项被平方的事

实进一步使假定的密度值中任何误差的影响最小化。从而,在只测量剪切波传播速度 c 之后并且使用组织密度的假定近似值,可以计算组织的弹性。

[0130] 在一些实施例中,密度值可以被存储在控制器内或者由控制器可电子访问的数字存储设备中。在其它实施例中,密度值可以由用户经由任何适当的用户界面设备手动输入或编辑。一旦针对感兴趣的区域内的期望区域,剪切波传播的速度已经被测量,控制器就可以检索密度值并且计算期望区域的弹性。

[0131] 在一些实施例中,弹性估计可以被覆盖在感兴趣区域的图像上。在一些实施例中,这样的覆盖可以被设置为彩色编码的阴影图像,从而以与相对低弹性区域形成鲜明对比的颜色示出高弹性区域。另选地,传播剪切波可以被显示在图像上。在一些实施例中,传播剪切波可以被显示为动画移动的线路、变化的颜色、移动的点云或者以其它方式显示。在进一步的实施例中,剪切波传播速度的数值可以被显示。在其它实施例中,弹性的数值可以被显示在感兴趣区域的图像上。软组织将倾向于具有相对小的弹性值,而液体填充的区域完全不会传导剪切波。

[0132] 原始回波数据存储

[0133] 上面描述的系统和方法的各种实施例可以通过使用被配置为在成像会话期间存储数字化回波波形的超声成像系统来进一步提高。这样的数字回波数据可以在成像系统上或者独立的计算机或被配置为波束形成和处理回波数据以形成图像的其它工作站上被随后处理。在一些实施例中,这样的工作站设备可以包括具有用于使用上面描述的任意技术来动态波束形成和处理回波数据的软件的任意数字处理系统。例如,这样的处理可以使用完全独立于被用于发送和接收超声信号的超声成像系统的数据处理硬件来执行。这样的另选的处理硬件可以包括台式电脑、平板电脑、笔记本电脑、智能手机、服务器或任何其它通用数据处理硬件。

[0134] 在各种实施例中,接收的回波数据(包括在高帧速率成像过程期间接收的回波)可以在各个阶段从纯模拟回波信号被存储成完全处理的数字图像或甚至数字视频。例如,纯原始模拟信号可以使用诸如模拟磁带之类的模拟记录介质来存储。在稍微较高水平的处理下,在将模拟信号通过模拟-数字转换器之后,数字数据可以被立即存储。可以对数字化回波数据执行诸如带通滤波、插值、下采样、上采样、其它滤波等之类的进一步处理,并且在这样的附加的滤波或处理步骤之后,原始数据可以被存储。然后这样的原始数据可以被波束形成以确定针对每个接收的回波的像素位置,由此形成图像。单独的图像可以被组合为帧以形成视频。在一些实施例中,可以期望在执行很小的处理之后(例如,在数字回波数据的一些滤波和调节之后,但是在执行任何波束形成或图像处理之前)存储数字化回波数据。一些超声系统存储波束形成的回波数据或者完全处理的图像数据。尽管如此,如本文中使用的,短语“原始回波数据”和“原始数据”可以指代存储的描述在波束形成之前任何处理水平下的接收的超声回波(RX数据)的回波信息。原始回波数据可以包括从B模式声脉冲、多普勒声脉冲或者任何其它超声发送信号产生的回波数据。

[0135] 除了接收的回波数据之外,还可以期望存储关于生成特定回波数据集的一个或多个超声发送信号的信息。例如,在利用如上面描述的多孔声脉冲超声方法成像时,期望知道关于产生特定回波集的发送声脉冲的信息。这样的信息可以包括一个或多个发送元件的身份和/或位置以及频率、量值、脉冲长度、持续时间或描述发送的超声信号的其它信息。本文

中发送数据被统称为“TX数据”。

[0136] 在一些实施例中，TX数据还可以包括定义剪切波启动脉冲沿其发送的线路的信息，以及指示这样的剪切波启动脉冲相对于接收的回波数据被发送的时间的定时信息。

[0137] 在一些实施例中，这样的TX数据可以被显式地存储在原始回波数据被存储在其中的相同的原始数据存储设备中。例如，描述发送的信号的TX数据可以被存储为在由发送的信号生成的原始回波数据集之前的头部或者在由发送的信号生成的原始回波数据集之后的尾部。

[0138] 在其它实施例中，TX数据可以被显式地存储在还可访问执行波束形成过程的系统分离存储设备中。在其中发送数据被显式地存储的实施例中，短语“原始回波数据”或“原始数据”还可以包括这样的显式地存储的TX数据。在再进一步的实施例中，换能器元件位置信息可以被显式地存储在相同或分离的存储设备中。这样的元件位置数据可以被称为“校准数据”或“元件位置数据”，并且在一些实施例中通常可以被包括在“原始数据”内。

[0139] TX数据还可以被隐式地存储。例如，如果成像系统被配置为以一致或已知的序列发送一致定义的超声信号（例如，一致的量值、形状、频率、持续时间等），那么在波束形成过程期间可以假定这样的信息。在这样的情况下，只有需要与回波数据关联的信息是发送换能器（多个换能器）的位置（或身份）。在一些实施例中，基于原始回波数据在原始数据存储设备中的组织机构，这样的信息可以被隐式地获得。例如，系统可以被配置为存储跟随每个声脉冲的固定数目的回波记录。在这些实施例中，来自第一声脉冲的回波可以被存储在存储位置0到‘n’（其中‘n’是针对每个声脉冲存储的记录数目）处，并且来自第二声脉冲的回波可以被存储在存储位置n+1到2n+1处。在其它实施例中，一个或多个空记录可以被留在回波集之间。在一些实施例中，接收的回波数据可以使用各种存储器交叉存取技术来存储以暗示发送的声脉冲与接收的回波数据点（或一组回波）之间的关系。类似地，假定的数据在一致、已知的采样速率下被采样，每个回波数据点被接收的时间可以从该数据点在存储器中的位置来推断。在一些实施例中，相同的技术还可以被用于隐式地存储来自单个原始数据存储设备中的多个接收信道的数据。

[0140] 在一些实施例中，原始TX数据和原始回波数据可以在其中弹性成像过程被执行的成像会话期间被捕获和存储。然后这样的数据可以从存储设备中随后被检索，并且波束形成、图像处理，和剪切波速度测量步骤可以使用不同的假定、输入或算法被重复以便进一步改进结果。例如，在这样的存储的数据的再处理期间，可以使用组织密度或声速的假定值。在这样的再处理期间，波束形成、图像层组合或速度测量结果平均算法还可以相对于实时成像会话被修改。在一些实施例中，在再处理存储的数据的同时，假定的常数和算法可以被迭代修改以便标识用于特定回波数据集的最佳参数集。

[0141] 虽然该发明已经在某些优选实施例和示例的上下文中被公开，但是将由本领域技术人员理解的是，本发明超出具体公开的实施例延伸至发明的其它另选实施例和/或用途及其明显的修改和等同物。对上面实施例的各种修改对于本领域技术人员将是显而易见的，并且本文中定义的通用原理可以被应用到其它实施例，而不脱离发明的精神或范围。从而，本文中公开的本发明的范围不应旨在由上面描述的具体公开的实施例限制，而是应当仅由对跟随的权利要求的公正解读来确定。

[0142] 特别地，如在相关领域技术人员的水平内的材料和制造技术可以被采用。此外，对

单数项的引用包括有多个相同项存在的可能性。更具体地,如在本文中和在所附权利要求中使用的,除非上下文另外明确指示,单数形式“一”、“和”、“所述”和“该”包括复数指示对象。如本文中使用的,除非另外明确声明,术语“或者”包括所有提出的替代方案,并且意指与经常使用的短语“和/或”基本上相同的含义。从而,例如短语“A或B可以是蓝色的”可以意指以下内容中的任一项:A单独地是蓝色的、B单独地是蓝色的、A和B两者皆是蓝色的、以及A、B和C是蓝色的。进一步要注意的是,权利要求可以被撰写成排除任何可选元件。因此,该声明旨在用作如“单独地”、“只”等与权利要求元件的叙述有关的这样的排他术语的使用或者“否定”限制的使用的前提基础。除非本文中另外定义,本文中使用的所有技术和科学术语具有与由一个该发明所属领域普通技术人员通常理解的相同的含义。

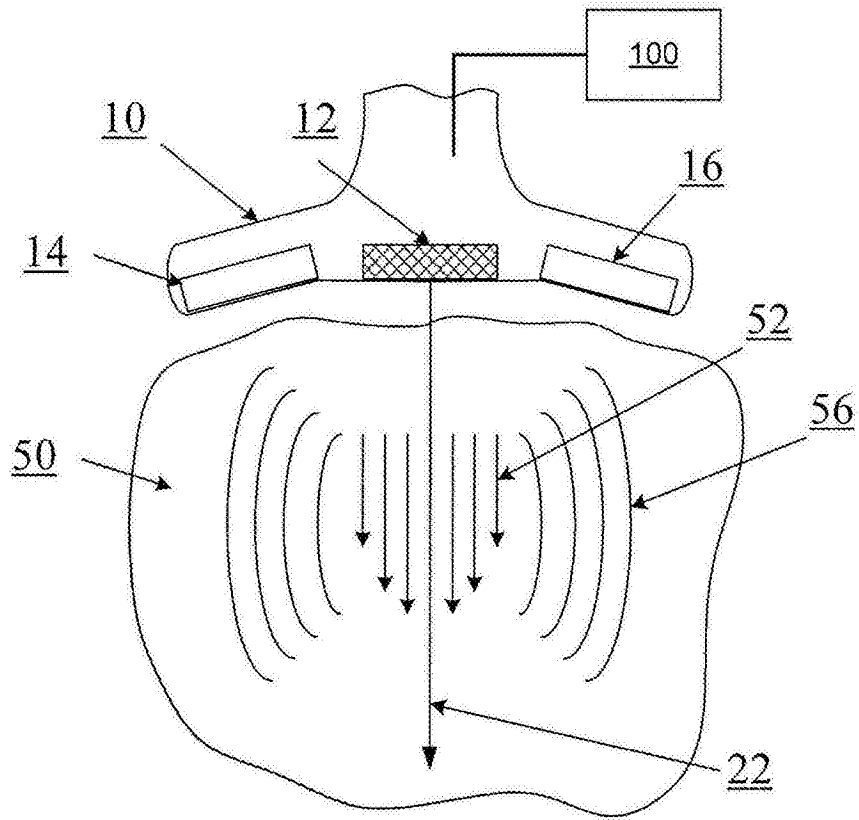


图1

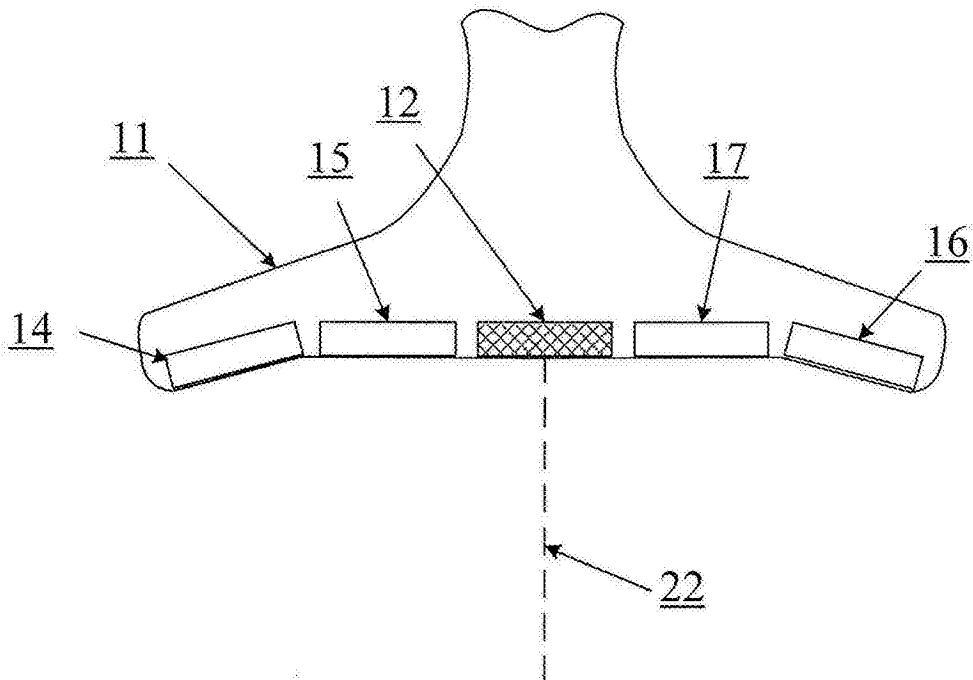


图2

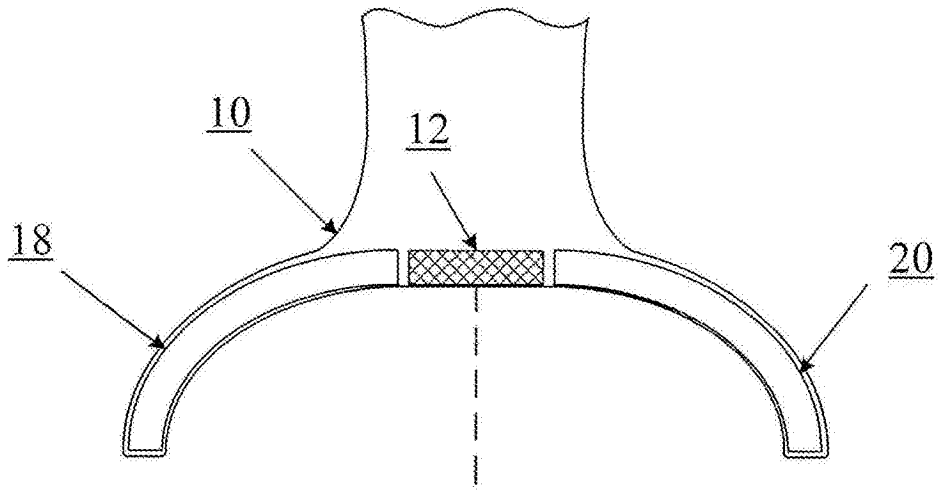


图3

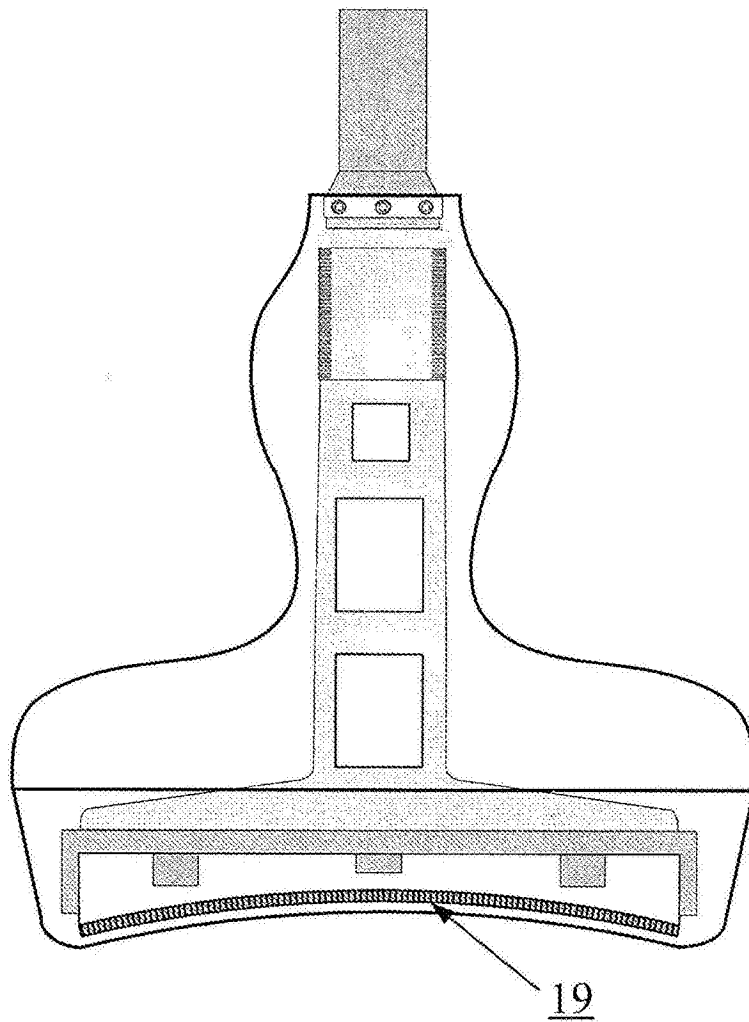


图3A

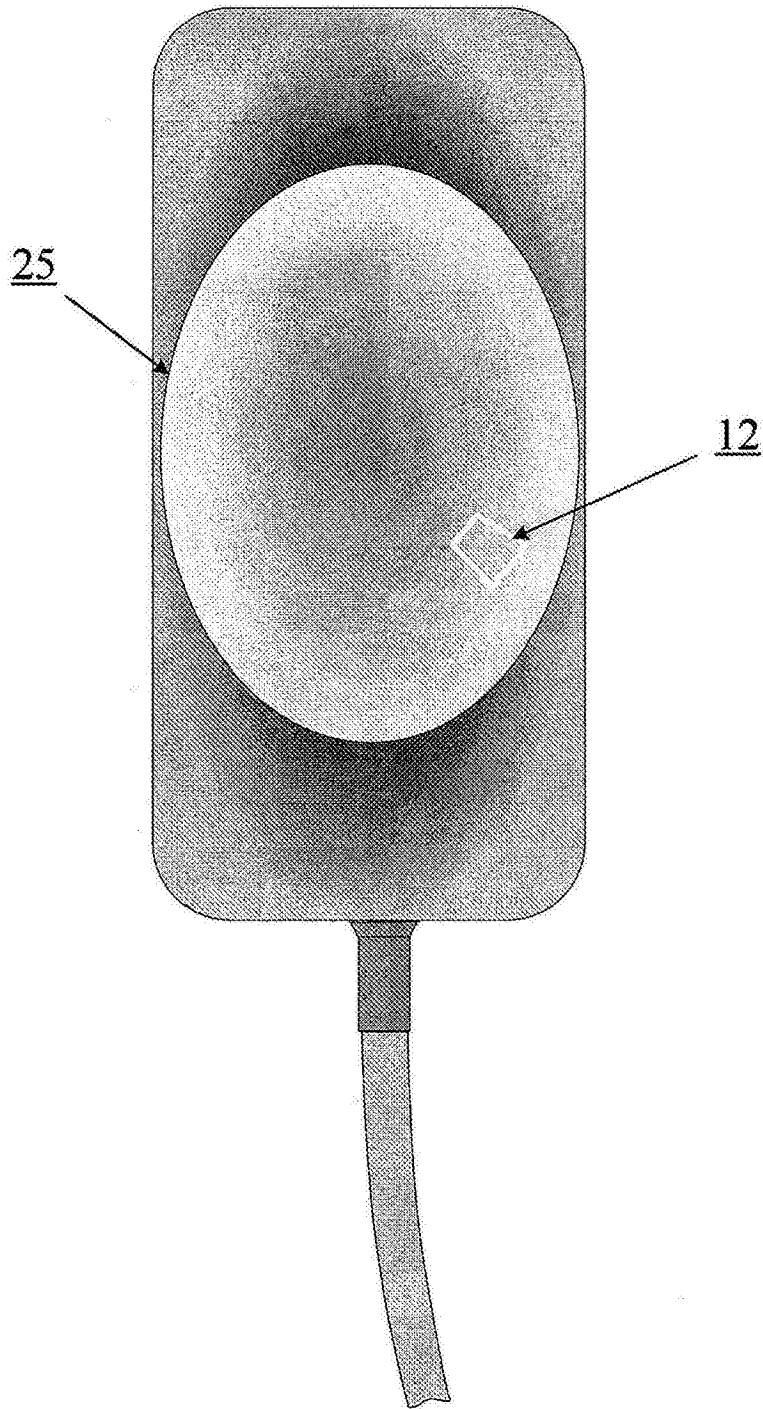


图3B

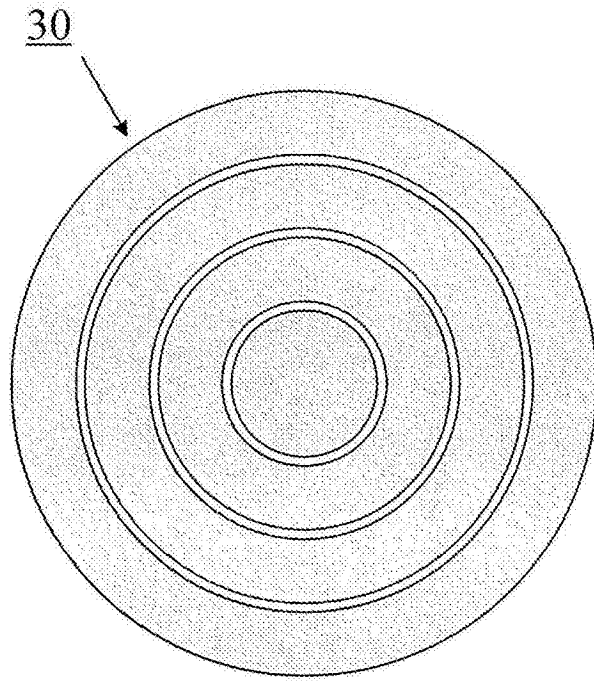


图4

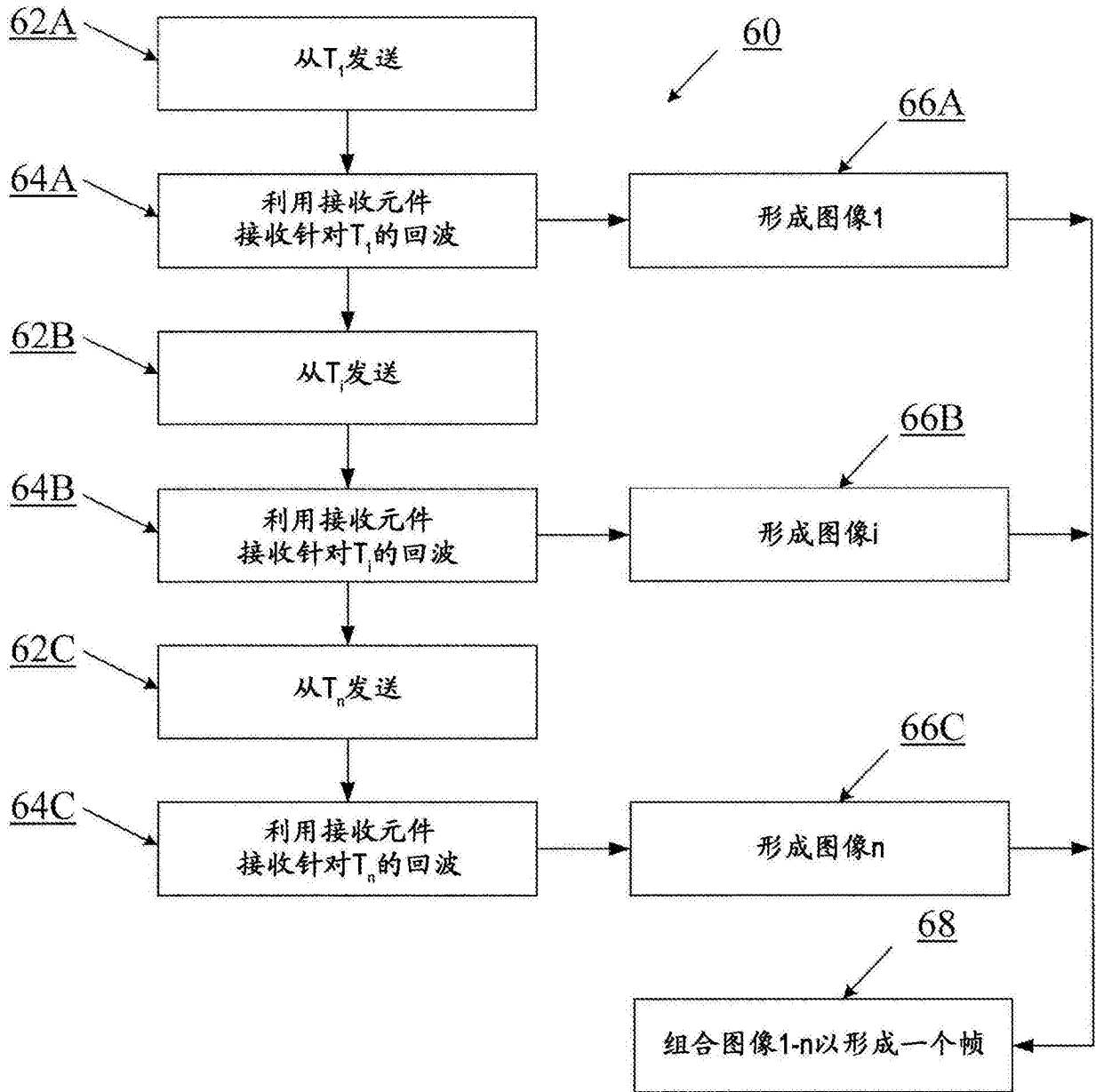


图5

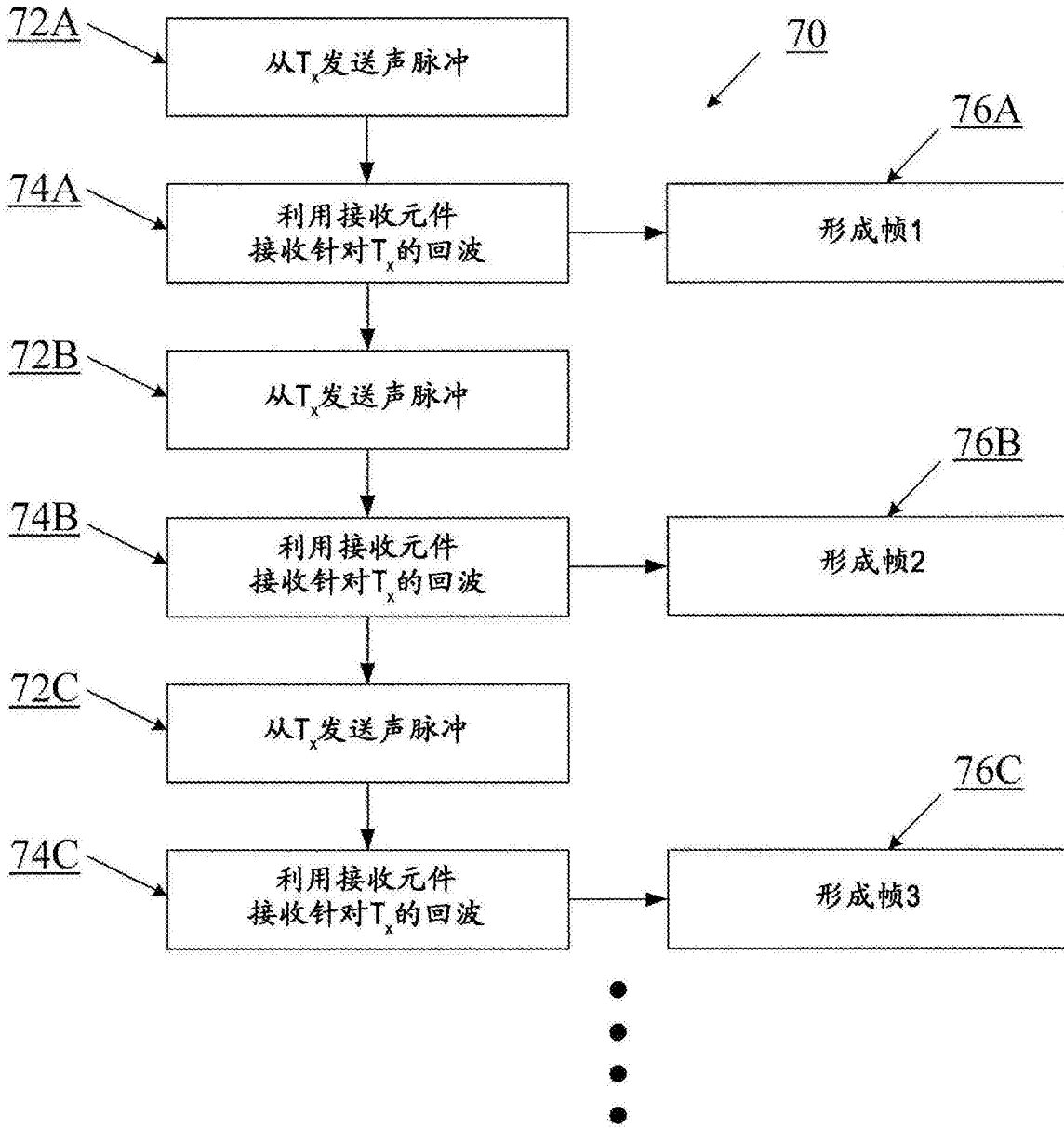


图6

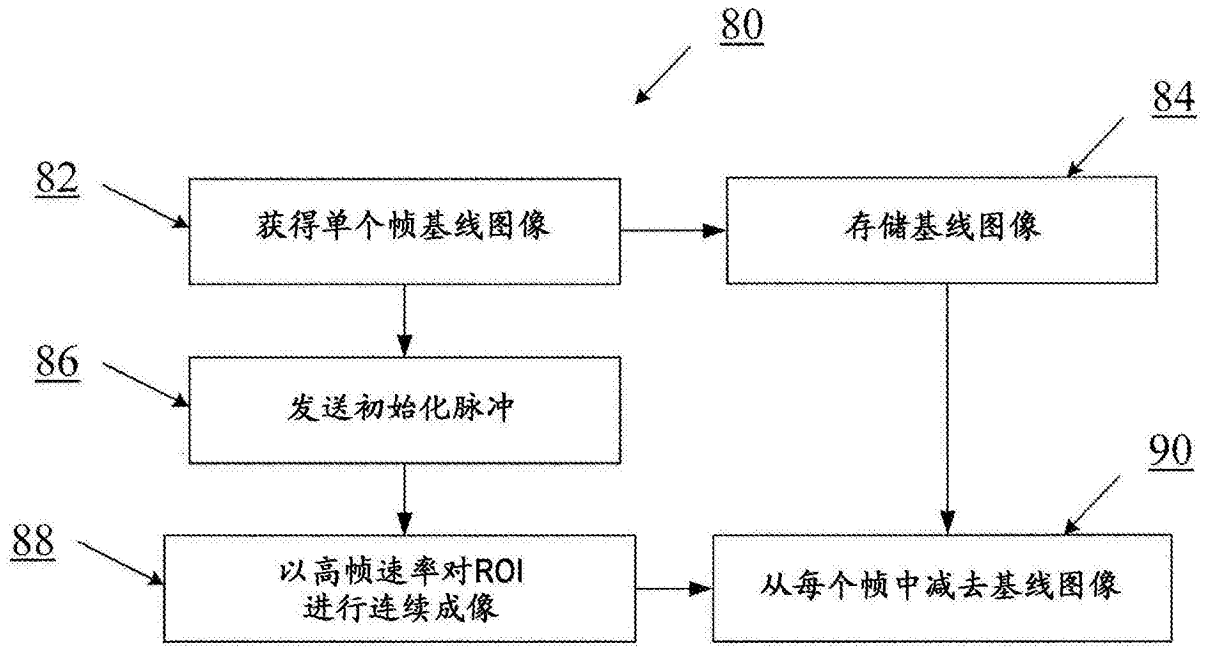


图7

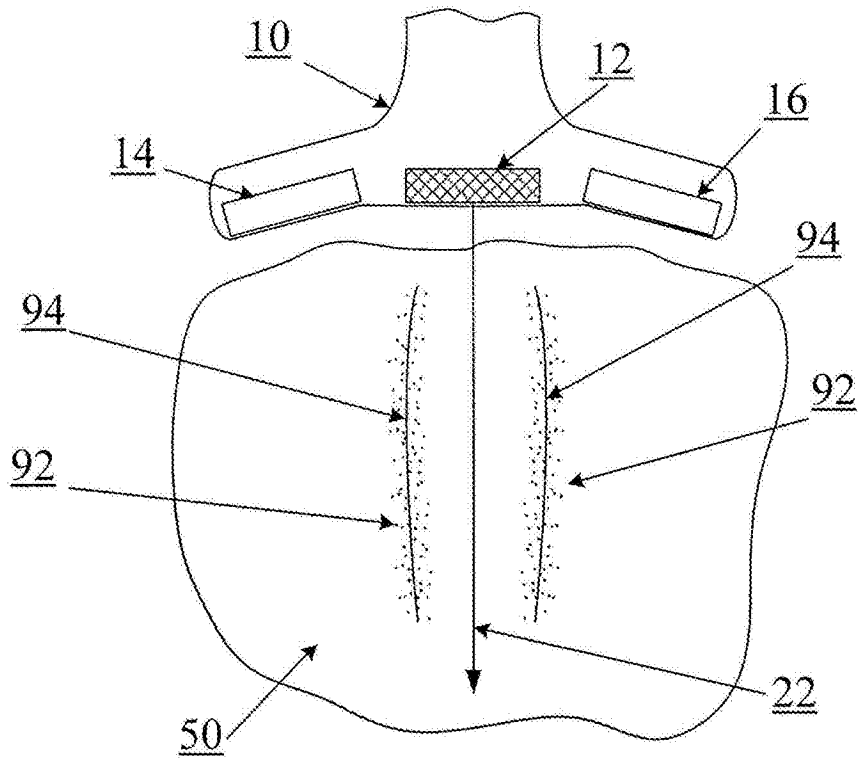


图8

专利名称(译)	使用多孔超声确定材料刚度		
公开(公告)号	CN104135937B	公开(公告)日	2017-03-29
申请号	CN201380010139.8	申请日	2013-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
[标]发明人	DF施佩希特 KD布鲁尔		
发明人	D·F·施佩希特 K·D·布鲁尔		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 G06T5/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4477 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8915 G01S15/8922 G01S15/8929 G01S15/8959 G01S15/8979 G01S15/8993 G01S15/8997 A61B8/145 A61B8/461 A61B8/5207 A61B8/5246 G03B42/06		
审查员(译)	谢楠		
优先权	61/601482 2012-02-21 US		
其他公开文献	CN104135937A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

长期以来，组织刚度的改变与疾病关联。用于使用超声波检查法确定组织刚度的系统和方法可以包括用于在组织中诱导传播剪切波并且跟踪传播速度(这与组织刚度和密度直接相关)的设备。传播剪切波的速度可以通过在高帧速率下对组织进行成像并且检测作为连续图像帧中相对于在无扰动状态中的组织的基线图像的扰动的传播波来检测。在一些实施例中，通过使用其中未聚焦的全向声脉冲被发送(在成像平面中或者在半球中)到感兴趣的区域中的基于声脉冲的超声成像技术，可以实现足够高的帧速率。利用多个接收孔接收全向声脉冲的回波允许大幅度改进横向分辨率。

