



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111343925 A

(43)申请公布日 2020.06.26

(21)申请号 201880073286.2

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22)申请日 2018.09.26

72002

(30)优先权数据

62/571,456 2017.10.12 US

代理人 孟杰雄

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.05.12

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 8/00(2006.01)

PCT/EP2018/076042 2018.09.26

G01S 7/52(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/072552 EN 2019.04.18

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 U·徘 V·T·沙姆达桑尼

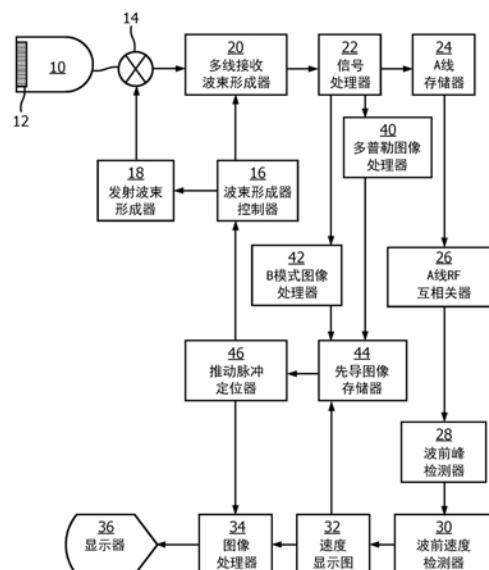
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

具有患者自适应剪切波生成的超声剪切波成像

(57)摘要

一种超声诊断成像系统采集示出剪切波测量被执行的身体的区域的不同特性的不同种类的先导图像。先导图像通过推动脉冲定位器来分析以自适应地在最小化或避免剪切波行进通过血管、通过身体中的硬度不均匀性的区域的身体中的位置处或在当剪切波受组织运动不利地影响时的时间处生成推动脉冲。



1. 一种用于剪切波分析的超声诊断成像系统,包括:

超声阵列探头,其适于:沿着预定向量在特定焦点处生成推动脉冲以产生剪切波,沿着邻近于推动脉冲焦点的跟踪线发射跟踪脉冲,并且接收来自沿着所述跟踪线的点的回波信号;

波束形成器,其被耦合到所述阵列探头,所述波束形成器控制所述阵列探头,并且适于生成推动脉冲并且发射跟踪脉冲并且接收沿着跟踪线的回波;

速度检测器,其适于测量穿过跟踪线位置的剪切波的速度;

图像处理器,其适于接收成像期间的回波信号并且产生目标区域的先导图像;

推动脉冲定位器,其对所述先导图像作出响应,并且适于分析所述先导图像并且确定用于推动脉冲的焦点位置,

其中,所述推动脉冲定位器还被耦合到所述波束形成器,并且适于控制推动脉冲焦点位置的设置;以及

显示器,其适于显示剪切波测量的结果。

2. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述先导图像还包括B模式图像。

3. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述先导图像还包括流图像。

4. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述先导图像还包括组织运动的图像。

5. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述先导图像还包括组织硬度或弹性的图像。

6. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲定位器还适于对流的先导图像作出响应以设置推动脉冲焦点位置,使得在用于推动脉冲的焦点处或用于推动脉冲的焦点与所述目标区域之间不存在介入流。

7. 根据权利要求4所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲定位器还适于对运动的先导图像作出响应以设置推动脉冲生成的时间和位置。

8. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,所述推动脉冲定位器还适于对硬度或弹性的先导图像作出响应,设置用于推动脉冲的焦点位置,所述焦点位置减小所述焦点与所述目标区域之间的组织硬度或弹性不均匀性的存在。

9. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述显示器还适于显示所述先导图像。

10. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像处理器还包括多个不同的图像处理器,所述多个不同的图像处理器适于产生多幅不同种类的先导图像,

其中,所述推动脉冲定位器还对所述多幅不同种类的先导图像作出响应以确定用于推动脉冲的焦点位置。

11. 根据权利要求10所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像处理器适于周期性地产生不同种类的先导图像的新集合。

12. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,还包括波束形成器控制器,所述波束形成器控制器被耦合在所述推动脉冲定位器与所述波束形成器之间,并且适于控制所述波束形成器以设置由所述推动脉冲定位器确定的推动脉冲焦点位置。

13. 一种用于设置用于剪切波生成的推动脉冲的焦点的方法,包括:

采集目标区域的一幅或多幅先导图像,所述一幅或多幅先导图像包含流信息、组织运动信息或组织硬度信息;

分析一幅或多幅先导图像以确定用于推动脉冲的焦点,所述焦点避免推动脉冲焦点与所述目标区域之间的流的存在,或者所述焦点减小推动脉冲焦点与所述目标区域之间的硬度不均匀性,或者所述焦点相对于组织运动对推动脉冲生成进行定时;并且

在考虑所述分析的情况下设置推动脉冲的焦点或所述定时中的至少一个。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中,采集还包括采集以下中的一项或多项:B模式先导图像、彩色流先导图像、组织多普勒先导图像或硬度先导图像。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,在剪切波测量的时段期间利用一幅或多幅新采集的先导图像周期性地执行采集和分析。

具有患者自适应剪切波生成的超声剪切波成像

技术领域

[0001] 本发明涉及医学诊断超声系统，并且具体涉及使用剪切波执行对组织硬度或弹性的测量的超声系统。

背景技术

[0002] 诊断成像长久以来追求的目标之一是精确组织表征。临床医师想要扫描身体的器官的诊断区域，并使成像系统识别图像中的组织的特性。理想地，临床医师想要成像系统识别病变为恶性还是良性。尽管完全获得该目标仍然尚待完成，但是诊断成像仍然能够为临床医师给出关于组织的组成的线索。这一领域的一项技术是弹性成像，其测量身体内的组织的弹性或硬度。例如，具有高硬度的乳房肿瘤或肿块可能是恶性的，而较软且更加柔顺的肿块可能是良性的。由于已知肿块的硬度与恶性或良性相关，因此弹性成像向临床医师提供有助于处置方案的诊断和确定的另一依据。

[0003] 如初始预期的弹性成像评估当经受压缩压力时身体内的组织。当将超声探头稳固地按压抵靠身体时，下层软组织与下层硬组织相比将压缩到更大程度。但是弹性成像可以是非常操作者相关的，其中，结果受到在何处和多少压力正施加到身体的影响。将期望能够通过不是如此操作者相关的方法来评估弹性。

[0004] 弹性测量的备选方法是剪切波测量。当身体上的点被压缩然后释放时，下层组织被向下压缩，然后当释放压缩力时向上弹回。但是由于在压缩力下的组织与周围组织连续结合，因此力向量的侧向的未压缩的组织将对压缩组织的上下移动做出响应。被称为剪切波的该侧向方向上的涟漪效应是周围组织对向下的压缩力的响应。此外，已经确定可以通过来自超声脉冲的辐射压力产生向下推动组织所需的力，并且超声接收可以用于感测和测量由剪切波引起的组织运动。由局部组织机械性质确定剪切波速度。剪切波将以一个速度行进通过软组织，并且以另一更高的速度行进通过硬组织。通过测量身体内的点处的剪切波的速度，获得关于组织的特性的信息，诸如，其剪切弹性模量、杨氏模量和动态剪切黏度。侧向传播剪切波缓慢行进，通常为每秒几米或更少，这使得剪切波易受检测，但是其在几厘米或更少上迅速衰减。例如，参见美国专利US 5606971 (Sarvazyan) 和美国专利US 5810731 (Sarvazyan等人)。由于可以针对每次测量重复相同的“推动脉冲”，因此剪切波技术适用于利用超声对组织特性进行客观量化。此外，剪切波速度独立于推动脉冲强度，从而使测量较少依赖于用户。

[0005] 然而，由剪切波行进引起的身体内的组织的运动是非常轻微的，通常大约数十微米或更少。因此重要的是，剪切波生成的位置、推动脉冲的焦点被谨慎地选择，使得可检测剪切波在没有过度快速衰减的情况下被产生。已知身体内的一些组织结构不利地影响剪切波生成和传播。一种这样的结构是血管。剪切波将不成功地行进通过流体，例如，血管。因此重要的是，避免在血管被定位于推动脉冲焦点与其剪切波性质要被测量的目标肿块之间的情况下生成剪切波。能够不利地影响剪切波传播的另一组织结构是推动脉冲焦点与目标肿块之间的显著变化的组织硬度的区域。这样的组织能够扭曲或减弱剪切波，从而导致速度

测量不准确。剪切波生成的又一问题是由于呼吸的运动或其他运动效应。患者的呼吸能够产生目标区域中的移动,从而导致期望的推动脉冲焦点和得到的剪切波相对于目标肿块的位置的错误定位。因此,期望能够针对每个患者实时检测对准确剪切波生成的这些潜在阻碍,使得准确定位的剪切波在没有过度扭曲或衰减的情况下被生成。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理,描述了在剪切波测量检查期间自动且自适应地识别对成功剪切波生成的阻碍并且使得剪切波在产生准确组织速度测量结果的身体中的位置处生成的诊断超声成像系统和方法。在剪切波生成之前,采集识别下层组织分布和运动特性的一幅或多幅先导(pilot)图像。此类先导图像可以被采集为B模式图像、彩色流图像、组织多普勒图像和初始剪切波图像。先导图像由推动脉冲定位器分析以确定应当何时和在何处生成最有效的推动脉冲。此类先导图像被周期性地重新采集,使得针对有效推动脉冲的位置被周期性地更新和改善。先导图像可以被显示给用户或在背景下进行分析,并且在剪切波成像和测量的改进中看见分析的效应和精确的推动脉冲生成。

附图说明

- [0007] 在附图中:
- [0008] 图1以方框图形式图示了根据本发明的原理构建的超声诊断成像系统;
- [0009] 图2图示了剪切波的生成和跟踪。
- [0010] 图2a图示了使用多线跟踪脉冲来跟踪剪切波的前进。
- [0011] 图3图示了示出由根据本发明的原理操作的推动脉冲定位器考虑的组织分布特性的超声图像。
- [0012] 图4是图示采集并使用流先导图像以设置推动脉冲的位置的流程图。
- [0013] 图5是图示采集并使用组织多普勒先导图像以设置推动脉冲的生成的定时的流程图。
- [0014] 图6是图示采集并使用硬度先导图像以设置推动脉冲的位置的流程图。

具体实施方式

[0015] 首先参考图1,其通过框图的形式示出了根据本发明的原理构建的用于剪切波的自适应生成和测量的超声系统。超声探头10具有用于发射和接收超声信号的换能器元件的换能器阵列12。阵列可以是换能器元件的一维或二维阵列。任一类型的阵列能够扫描2D平面,并且二维阵列可以用于扫描阵列前面的体积区域。阵列元件通过发射/接收(T/R)开关14耦合至发射波束形成器18和多线接收波束形成器20。通过波束形成器控制器16控制通过波束形成器的发射和接收的协调。由超声系统对剪切波速度的测量在两个阶段中进行,即剪切波生成阶段和剪切波跟踪阶段。在生成阶段中,被称为推动脉冲的相对高能量脉冲(即,具有高机械指数MI)被聚焦在对象中的点处,聚焦能量引起组织的物理移动。此外在跟踪阶段期间,剪切波从推动脉冲的位置横向向外产生,并且通过被称为跟踪脉冲的询问脉冲来采样和跟踪。剪切波生成和跟踪阶段可以顺序地或并行执行。在该跟踪阶段期间,图1的多线接收波束形成器在如图2a中示出的用于测量剪切波的行进的单个发射-接收间隔期

间产生回波信号的多个空间不同的接收线(A线或跟踪线)。回波信号由信号处理器22通过滤波、降噪等进行处理,然后被存储在A线存储器24中。在与像场中的公共点有关的回波的系统中,与相同空间向量位置有关的时间不同的A线样本彼此相关联。通过A线r.f.互相关器26将对相同空间向量的连续A线采样的r.f.回波信号互相关,以针对向量上的每个采样点产生组织位移的样本的序列。备选地,空间向量的A线可以被多普勒处理以检测沿向量的剪切波运动,或者可以采用其他相位敏感技术。波前峰检测器28对沿A线向量的剪切波位移的检测做出响应,以检测所述A线上的每个采样点处的剪切波位移的峰。在优选实施例中,这通过曲线拟合来完成,但是在期望的情况下也可以采用互相关和其他内插技术。剪切波位移的峰出现的时间被标注,这是相对于其他A线位置处的相同事件的时间进行的,所有针对公共的时间参考,并且将该信息耦合至波前速度检测器30,波前速度检测器30根据邻近A线上的峰位移时间以微分的方式计算剪切波速度。将该速度信息耦合到速度显示图32,速度显示图32指示2D或3D图像场内的空间不同点处的剪切波的速度。将速度显示图耦合至图像处理器34,图像处理器34对速度图进行处理以显示在图像显示器36上,所述速度图优选叠加在组织的解剖超声图像(诸如具有表示组织硬度或弹性的阴影或颜色的B模式图像)上。

[0016] 图2图示了沿单个向量方向84发射聚焦的高MI推动脉冲(例如,1.9或更低的MI,从而处于FDA诊断限制内),以产生剪切波前。使用具有高MI和长持续时间的脉冲,使得发射足够的能量以将组织沿发射向量向下位移,并且引起剪切波的形成。也可以是此类脉冲的快速序列的累积效应的推动脉冲将使组织在焦点处向下位移,从而导致剪切波前76、66、56、48从位移的组织向外产生。在图2的底部处,波76表示在推动脉冲生成之后不久的剪切波。附图的底部上方的线图示了剪切波66、56和48在剪切波生成之后的稍后时间点处的逐渐行进。

[0017] 当剪切波从推动脉冲位置向外行进时,其对周围组织的运动效应由跟踪脉冲80采样。这些跟踪脉冲被紧密地间隔开且被重复地发射并且回波被接收,以在其衰减之前检测剪切波行进的效应。剪切波相对缓慢地行进,一般以1-10米每秒的速度。将考虑所检测的剪切波位移的频率内容而选择采样速率,从而满足奈奎斯特采样准则。由于采样的目的在于随着剪切波前进通过组织而感测和跟踪其位移效应,因此向量位置能够对于缓慢移动的剪切波而言更加紧密地定位在一起,并且对于更加快速地移动的剪切波而言可以更加远离地定位。也可以采用使向量采样时间交错的其他顺序。对于剪切波的可靠且快速的询问,优选地采用多线发射和接收,使得单个跟踪脉冲的发射能够对多个邻近的细密间隔的A线位置同时进行采样。参考图2a,示出了用于多线发射和接收的优选技术。在图2a中,具有波束轮廓82a、82b的单个A线跟踪脉冲被发射以对多个接收线位置进行声穿透,如通过相等的接收A线位置80指示的。优选地,跟踪脉冲是所谓的“胖脉冲”,例如如美国专利US 4644795 (Augustine)中所描述的。在该范例中,对四个接收线位置80进行声穿透。来自四条接收线(4×多线)的回波响应于单个发射脉冲而被接收,并且被适当延迟,并被求和以产生沿接收线中每条的相干回波信号。例如,在美国专利US 5318033 (Savord)、US 5345426 (Lipschutz)、US 5469851 (Lipschutz)和US 6695783 (Henderson等人)中描述了能够产生这样的同时多线的波束形成器。这些多线波束形成器通常用于减少采集时间,并且由此增加实况超声图像的帧速率,这当在实时超声心动图中对跳动的心脏和血流成像时尤其有

用。其还有用于3D超声成像,使得能够获得实时显示帧速率。在这方面,参见美国专利US 6494838 (Cooley等人)。在本发明的实施方式中,多线采集的益处是两重的:其实现了紧密地间隔开的采样线密度,以及对短持续时间剪切波的快速采集,所述剪切波在由于衰减而消散之前仅通过组织行进短的距离。

[0018] 图1的超声系统也发射脉冲并且接收来自对象的回波以产生超声图像,在本文中也被称为先导图像,其用于根据本发明设置推动脉冲生成的定时和位置。在成像期间,由超声探头10接收的回波被波束形成,由信号处理器22处理,并且被耦合到B模式图像处理器42和多普勒图像处理器40中的一个或两者。如本领域中已知的,B模式图像处理器产生组织结构的图像。多普勒图像处理器产生各种种类的运动图像,包括血流的彩色流和功率多普勒图像和组织运动的组织多普勒图像。组织运动也能够通过将连续B模式图像的图像数据相关而被空间地检测。合适的相关技术是绝对差的最小和(MSAD)技术,如在美国专利US 9107564 (Burcher等人)中描述的。这些处理器因此能够产生若干种类的先导图像:图像区域的回波性的流图像、运动(例如,组织多普勒或连续图像相关)图像和结构(B模式)图像。在本发明的实施方式中有用的另一类型的先导图像是图像区域中的组织的相对硬度或弹性的图像。存在若干不同类型的此类图像。一种是应变图像,组织对应力的响应的图像,如在美国专利US 8545410 (Hope Simpson等人)中描述的。另一种是根据剪切波测量结果导出的各种参数的图像,诸如剪切弹性模量、杨氏模量和动态剪切黏度的空间显示,其全部与剪切波速度在功能上相关。这些类型的硬度或弹性图像能够通过将结构B模式图像与表示如上面描述的这些功能之一的图的颜色或强度进行叠加来产生。这些类型的先导图像、硬度图像、流图像、结构图像和运动图像中的若干被采集,并且被存储在先导图像存储器44中。

[0019] 根据本发明的原理,一种或多种类型的先导图像由推动脉冲定位器46分析,以针对可靠剪切波生成来确定推动脉冲产生的位置和定时。优选地,推动脉冲生成的位置和定时两者由推动脉冲定位器确定。当推动脉冲的生成的期望的位置和/或定时由推动脉冲定位器确定时,该信息被耦合到波束形成器控制器16,使得推动脉冲在期望的位置处通过发射波束操纵和聚焦来生成。推动脉冲定位器46的理论和操作参考本专利的其余附图来描述。

[0020] 参考图3,示出了超声图像100,其图示了影响针对最佳剪切波传播的剪切波推动脉冲生成的位置和定时的选择的能够出现的不同问题。出于图示目的,超声图像100包含通常在通过不同的采集模式采集的超声图像中出现的信息,在本发明的背景下,所述超声图像是不同的先导图像。在图3的图像中,看到了临床医师期望通过剪切波分析进行评估的目标肿块54。在常规超声系统中,剪切波能够从聚焦于目标肿块54的中心的左侧、右侧和来自目标肿块54的中心的推动脉冲生成,由此产生行进通过目标肿块并且其速度被测量的剪切波。但是在图3的范例中,存在对从此类推动脉冲成功生成剪切波的障碍。例如,当在圆圈“A”处在目标肿块54的左侧生成推动脉冲时,其将产生朝向目标肿块54向右侧横向地行进的剪切波。但是在到达目标肿块之前,剪切波将穿过区域58,在该范例中,区域58是比周围组织具有更高的硬度的区域(例如,肌肉、钙化、Cooper韧带)。在更高或更低位置处从圆圈“A”行进的剪切波可能错过更高硬度区域58,并且在与剪切波产生的位置相对不同的位置处进入并穿过目标肿块54。此类硬度不规则性能够影响所生成的剪切波的强度和在其太弱以至于不能检测之前其将进行多远。这能够增加检测到的剪切波相关的困难,并且导致剪

切波速度测量的不准确性。将优选的是，在得到的剪切波在行进通过目标肿块之前仅必须行进通过均匀硬度的组织(例如，正常组织)的情况下定位推动脉冲。在该范例中，这样的推动脉冲位置要在目标肿块54的左侧但是在不同硬度区域58的右侧。

[0021] 但是甚至具有推动脉冲生成的位置的横向放置的这种优化，期望的测量仍然能够受组织运动影响。当正在腹部器官(诸如肝脏或脾)中采取剪切波速度的测量结果时，组织可以随着患者的呼吸而移动，因为隔膜的移动交替地压缩和松弛腹部。呼吸运动能够随着患者吸气和呼气而使目标肿块54在图像100中上下移动。这能够引起距换能器12的给定深度(诸如图像中的圆圈“C”的深度)生成的推动脉冲，以产生可以交替地在目标肿块54上方经过、穿过目标肿块54或在目标肿块54下方经过的横向产生的剪切波。此外，剪切波跟踪阶段期间的组织运动能够导致因此产生的跟踪剪切波的更高误差。本发明的实施方式能够从如下面示出的组织多普勒或其他图像运动数据检测这种呼吸运动的周期，并且设置用于生成推动脉冲的优选时间，诸如当推动脉冲位置与目标肿块的中心对齐时的时刻。用于推动脉冲生成的优选时间例如能够在当腹部暂时静止时的呼气结束处。呼吸周期期间的时间能够被图形地显示给用户，如通过直方图或曲线图，使得用户能够选择推动脉冲生成的时间，或系统能够在推动脉冲位置处于相对于目标肿块的最佳位置处时选择生成的时间。

[0022] 图3图示了能够影响推动脉冲和剪切波生成的另一问题，其是剪切波的路径中的血管。图3图像示出了目标肿块54附近的血管52。当在圆圈“B”位置处在目标肿块的右侧生成推动脉冲时，横向行进的剪切波将在到达目标肿块54之前遇到血管52。血管的血液将急剧地衰减剪切波，从而有效地阻止其到达目标肿块。因此，推动脉冲定位器46适于识别血管和其他流体填充结构(诸如流的先导图像中的胆管)的存在，并且将推动脉冲的焦点设置在剪切波行进到目标肿块的路径不遇到流的位置处。在图3的范例中，推动脉冲将不被定位在圆圈“B”的位置处，而是定位在血管52的左侧。

[0023] 应看到，当各种不同类型的先导图像被采集时，避免多个此类问题的推动脉冲生成的最佳位置和定时能够被确定。当一组先导图像(包括硬度图像、流图像和运动图像)由推动脉冲定位器采集和分析时，例如，避免所有前述问题的推动脉冲位置和定时能够被设置。通过前述范例中的推动脉冲定位器的此类分析的结果在由线50指示的横向范围内并且当其随着呼吸运动而移动时在与目标肿块54的水平对齐中自动生成推动脉冲。得到的剪切波测量结果因此不受这些问题影响，其针对患者的准确诊断被实时自适应地避免。

[0024] 图4是图示用于操作推动脉冲定位器46以避免由推动脉冲生成的位置与目标之间的流的介入血管造成的问题的方法的流程图。在步骤402中，采集目标肿块的先导图像。该先导图像可以是至少近似地示出与正常组织不同硬度的区域的初始剪切波硬度图像或疑似病变的回波性使其可与周围正常组织区分开的B模式图像。在步骤404中，采集流的先导图像。该先导图像能够例如是彩色流图像、功率多普勒图像或B流图像(示出流的B模式图像)，或根据时间不同的B模式图像的相关来产生。在步骤406中，识别用于通过剪切波分析的硬度测量的目标。这能够通过用户将光标定位在图像中的目标肿块之上而手动地完成，或通过超声系统将光标定位在B模式或硬度(例如，应变或剪切波)图像中的目标之上而自动地完成。当自动操作时，系统可以在疑似目标肿块之上或附近显示消息，在所显示的消息“目标？”中询问用户。当用户确认指示的目标是期望目标或利用鼠标或跟踪球将消息移动到不同位置时，系统将操作为测量用户选定的目标。在步骤408中，推动脉冲定位器在目标

的侧面(诸如在图像中的目标肿块右侧、左侧或之上)设置初始推动脉冲位置。在步骤410中,推动脉冲定位器分析先导流图像以搜索初始推动脉冲位置与目标肿块之间的任何流的存在。如果发现剪切波路径中的流区域,推动脉冲定位器在步骤412中将推动脉冲位置重置为推动脉冲位置与目标之间没有介入流的位置。如果在剪切波路径中未识别到流,则无需推动脉冲位置的重置。当已进行推动脉冲位置的适当调节时(或当适当时无调节),在推动脉冲位置处生成推动脉冲并且在步骤414中使用从该推动脉冲位置产生的得到的剪切波来进行硬度测量。

[0025] 图5图示了用于在推动脉冲的生成的时间中进行定时调节以考虑组织运动的过程。在步骤502中,采集如上面描述的目标肿块的先导图像。在步骤504中,采集如上面描述的组织运动的先导组织多普勒图像或其他图像。在步骤506中,识别用于硬度(剪切波)测量的目标肿块。在步骤508中,设置用于推动脉冲生成的初始位置。在步骤508中,系统将初始推动脉冲位置设置在目标的侧面,诸如在图像中的目标肿块右侧、左侧或之上。在步骤510中,推动脉冲定位器从在这种周期期间采集的图像的序列识别组织运动的周期。在步骤512中,当推动脉冲位置在相对于目标肿块的期望深度处时,推动脉冲定位器识别组织运动周期的阶段。该识别能够由推动脉冲定位器根据图像分析自动地或通过手动指示由用户完成。在步骤514中,剪切波硬度测量由系统在所识别的组织运动的阶段处执行。

[0026] 图6图示了用于定位推动脉冲焦点使得得到的剪切波在其向预期目标肿块行进时避免所识别的硬度不均匀性的过程。在步骤602中,系统采集如上面描述的目标肿块的先导图像。在步骤604中,系统采集组织硬度的先导图像,其能够是如上面描述的剪切波图像或应变图像或组织回波性的B模式图像。在步骤606中,识别用于硬度测量的目标,如上面描述的,其能够手动或自动完成。在步骤608中,初始推动脉冲位置被设置在目标的侧面。在步骤610中,推动脉冲定位器针对推动脉冲位置与目标之间的硬度的不规则性分析先导硬度图像的区域。如果发现任何,则推动脉冲位置被重新定位,使得仅相对均匀的组织存在于推动脉冲位置与目标之间。在步骤614中,剪切波硬度测量由系统通过在重新定位的推动脉冲位置处生成推动脉冲来执行,其中,剪切波在遇到目标肿块之前穿过相对均匀组织。

[0027] 能够看到,这些不同类型的先导图像中的每种对于识别并防止对成功剪切波测量的不同种类的阻碍是有用的。因此,在优选实施方式中,采集多幅不同类型的先导图像,使得所有这些问题能够被最小化或避免。先导图像因此以不同类型图像的集合被采集,并且全部用于搜索并防止这些问题。将意识到,先导图像的此类集合能够被周期性地采集,并且推动脉冲位置在剪切波测量期间连续地更新和调节。当期望采集呼吸或其他周期性运动的整个周期时,能够花费几秒来采集产生该信息的所有所需的运动先导图像。用户因此可以看见得到的剪切波测量结果并且图像逐渐改进并且变得更清晰,因为推动脉冲定位器连续改进用于推动脉冲生成的位置。可以向用户指示该过程,如通过当先导图像正被采集时闪烁红色指示器,然后当推动脉冲位置被改善和优化时闪烁绿色指示器。这通过推动脉冲定位器46命令波束形成器控制器16在不断改善的推动脉冲焦点位置处转向和聚焦连续推动脉冲来完成,并且剪切波图像将对应地改进。然后可以在目标肿块左侧、右侧或从目标肿块生成推动脉冲,使得在整个目标区域之上产生速度和硬度特性的测量结果的完整集合。本发明的实施方式对于身体的乳房、前列腺、甲状腺和肌肉骨骼区域中的疑似肿瘤的自适应剪切波分析和硬度测量是有用的。

[0028] 本领域技术人员将容易想到其他实施特征。例如,许多超声系统被装备有通过选择特定类型的诊断检查而自动调用的嵌入式组织特异性设置参数。乳房检查的选择例如不仅会针对乳房检查设置系统,而且该先验信息也能够告知推动脉冲定位器将在乳房中执行剪切波测量,使得推动脉冲定位器能够寻找并避免将推动脉冲焦点定位在更不有效的富含脂肪的乳房组织中。类似地,肝脏检查的选择能够告知推动脉冲定位器寻找胆管以及血管。用于(一个或多个)推动脉冲位置的另一有用特征是在超声图像之上图形地指示,使得用户能够空间地看见剪切波将从其发射的点。又一特征是使得用户能够根据需要手动重新定位所显示的推动脉冲位置。又一有用特征是在所显示的呼吸运动的直方图或曲线图上标记周期期间剪切波将被生成的时间。优选实施方式将在调查模式期间当用户正移动超声探头以搜索并获得疑似目标肿块的最佳视图时关闭先导图像采集和分析。一旦目标肿块的优选图像被获得并且探头停止移动,系统能够自动地或在用户的命令下开启用于自适应成功剪切波测量和成像的先导图像采集和分析。还将意识到,先导图像能够被显示给用户,或能够在背景中通过推动脉冲定位器来操作而不将其显示给用户。

[0029] 应当注意,适用于本发明的实施方式中的超声系统并且尤其是图1的超声系统的部件结构可以以硬件、软件或其组合来实施。超声系统的各种实施例和/或部件(例如,多普勒图像处理器、B模式图像处理器和推动脉冲定位器、或其中的部件、处理器和控制器)也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元以及例如用于访问互联网的接口。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以被连接到通信总线,例如以访问PACS系统或数据网络以导入图像。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如先导图像存储器44的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,其可以是硬盘驱动器或可移除存储驱动器,诸如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似模块。

[0030] 如本文所使用的,术语“计算机”或“模块”或“处理器”或“工作站”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够运行本文描述的功能的任何其他电路或处理器的系统。以上范例仅是示范性的,并且因此不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0031] 计算机或处理器运行存储在一个或多个存储单元中的一组指令,以便处理输入数据。存储单元还可以根据期望或需要存储数据或其他信息。存储单元可以采取处理机器内的信息源或物理存储器单元的形式。

[0032] 如上所述的超声系统的指令集(其包括控制超声图像的采集、处理和发射的那些)可以包括命令计算机或处理器作为处理机器以执行特定操作(诸如,本发明的各实施例的方法和过程)的各种命令。指令集可以采取软件程序的形式。软件可以采取各种形式,诸如系统软件或应用软件,并且可以实现为有形和非瞬态计算机可读介质。此外,软件可以采取单独程序或模块的集合、较大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。由处理机器对输入数据的处理可以响应于操作者命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于由另一处理机器做出的请求。

[0033] 此外,对权利要求的限制不以模块加功能的格式写出,并不旨在基于35U.S.C.112、第六段来解释,除非和直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于…的

模块”,之后是对功能的说明,而没有另外的结构。

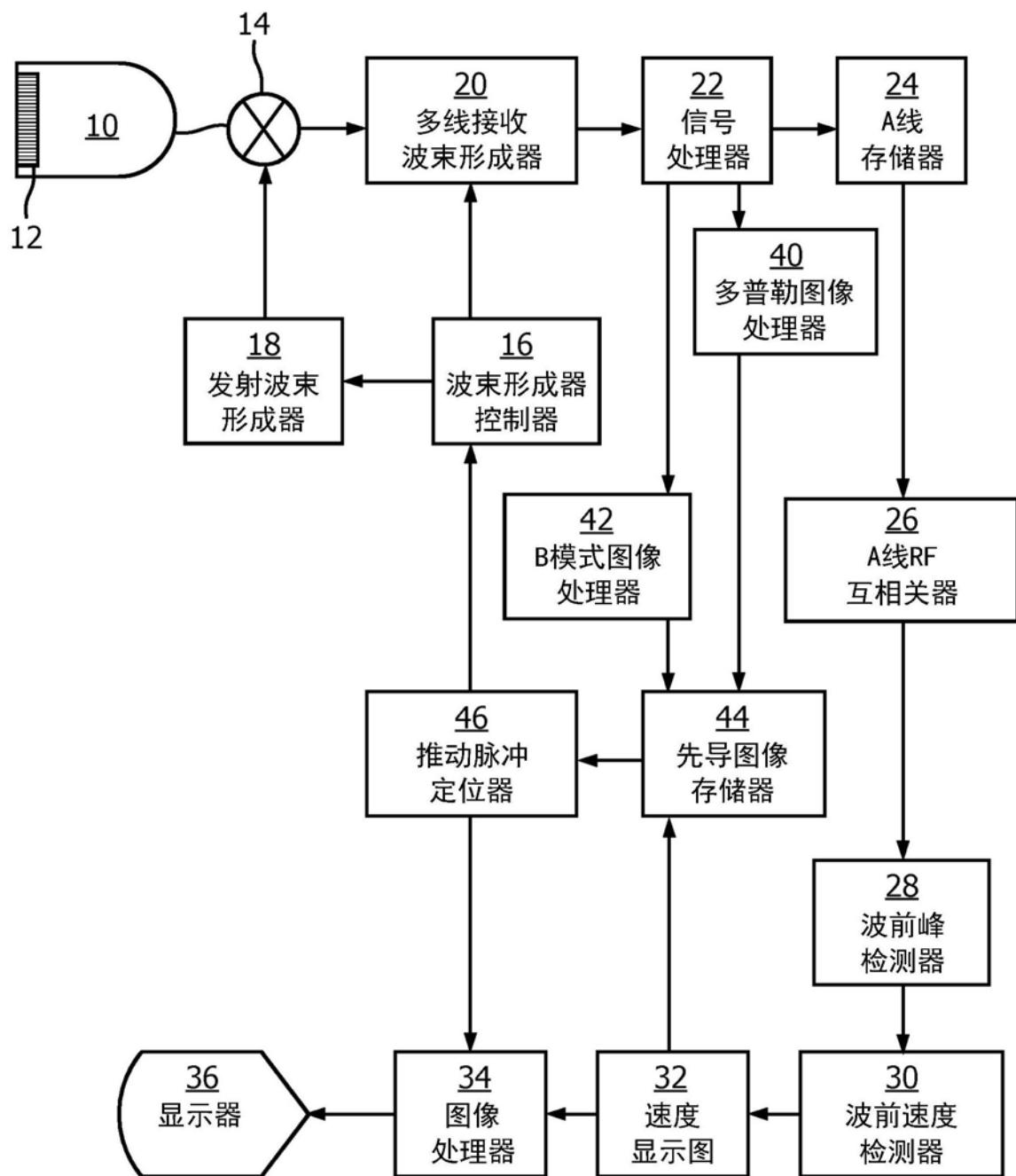


图1

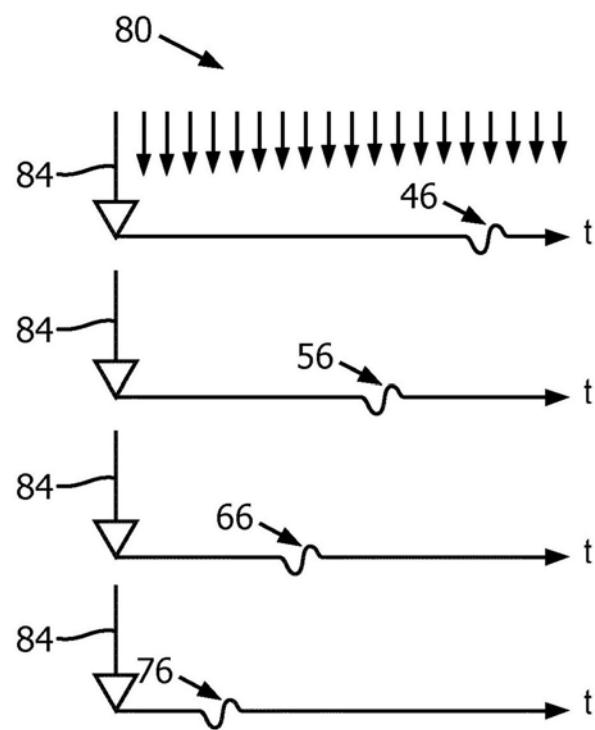


图2

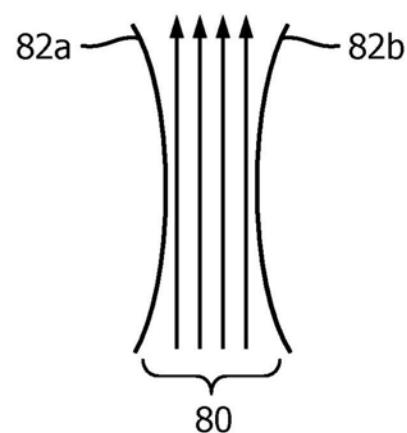


图2a

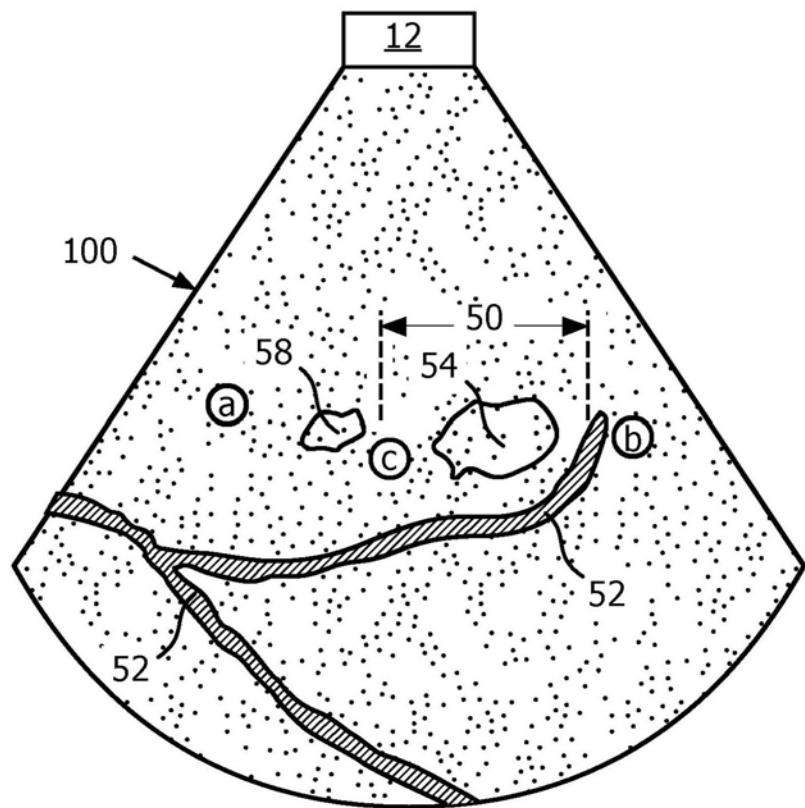


图3



图4

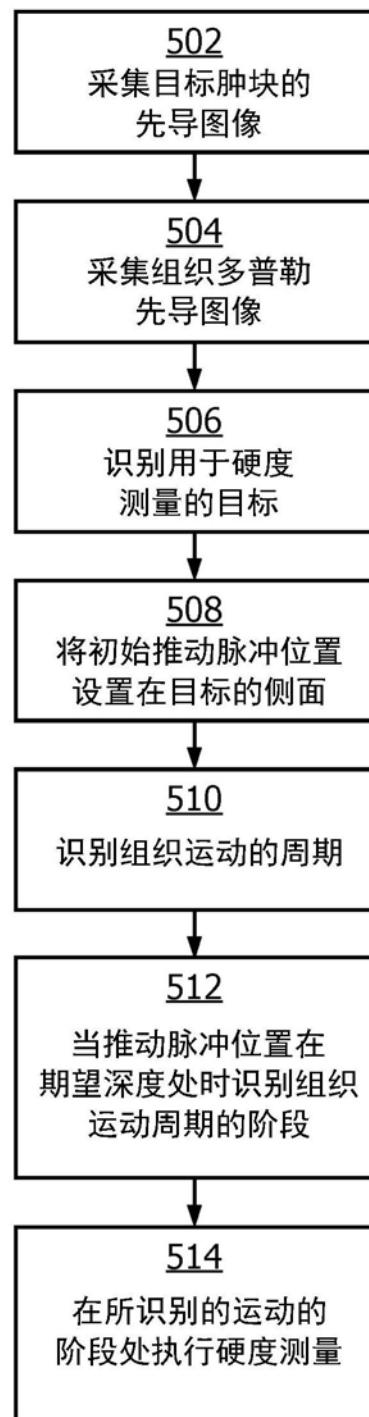


图5



图6

专利名称(译)	具有患者自适应剪切波生成的超声剪切波成像		
公开(公告)号	CN111343925A	公开(公告)日	2020-06-26
申请号	CN201880073286.2	申请日	2018-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	U·徘徊 V·T·沙姆达桑尼		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G01S7/52 A61B8/06		
优先权	62/571456 2017-10-12 US		
外部链接	SIP0		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统采集示出剪切波测量被执行的身体的区域的不同特性的不同种类的先导图像。先导图像通过推动脉冲定位器来分析以自适应地在最小化或避免剪切波行进通过血管、通过身体中的硬度不均匀性的区域的身体中的位置处或在当剪切波受组织运动不利地影响时的时间处生成推动脉冲。

