



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102667522 B

(45) 授权公告日 2014. 10. 08

(21) 申请号 201080053230. 4

(22) 申请日 2010. 11. 15

(30) 优先权数据

61/264, 277 2009. 11. 25 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 05. 24

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/055179 2010. 11. 15

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/064688 EN 2011. 06. 03

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·B·彼德森 V·沙姆达莎尼

R·R·恩特金 Y·史 H·谢

J·罗贝尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

G01S 7/52 (2006. 01)

A61B 8/08 (2006. 01)

G01N 29/34 (2006. 01)

G01N 29/07 (2006. 01)

(56) 对比文件

W0 2008/135659 A2, 2008. 11. 13, 全文.

W0 2009/007582 A2, 2009. 01. 15, 全文.

CN 101506683 A, 2009. 08. 12, 全文.

Mickael Tanter 等. Quantitative

assessment of breast lesion

viscoelasticity- initial clinical results

using supersonic shear imaging. 《Ultrasound

in Medicine and Biology》. 2008, 第 34 卷 (第

9 期), 正文“Materials and Methods”部分及图

1-7.

Mickael Tanter 等. Quantitative

assessment of breast lesion

viscoelasticity- initial clinical results

using supersonic shear imaging. 《Ultrasound

in Medicine and Biology》. 2008, 第 34 卷 (第

9 期), 正文“Materials and Methods”部分及图

1-7.

Jeremy Bercoff 等. Supersonic shear

imaging- a new technique for soft tissue

elasticity mapping. 《IEEE Transactions on

Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency

Control》. 2004, 第 51 卷 (第 4 期), 正文 II-IV

部分及图 1-9.

审查员 王晓东

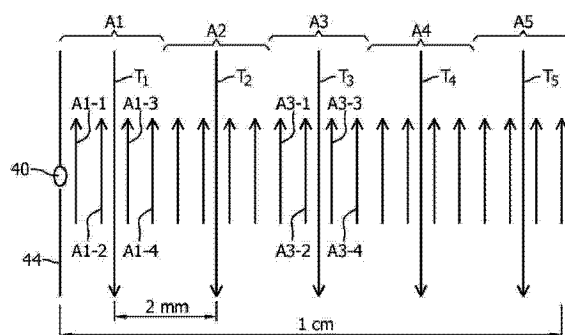
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

采用聚焦扫描线波束形成的超声剪切波成像

(57) 摘要

一种超声诊断成像系统通过发射推动脉冲生成剪切波, 从而产生剪切波速度的图像。由与推动脉冲的位置相邻的聚焦波束形成器发射多条跟踪线并接收回波。按照时间交错的方式对跟踪线采样。对沿每条跟踪线采集的回波数据进行处理, 以确定在沿跟踪线的点处由剪切波引起的峰值组织位移的时间, 并与相邻跟踪线上的峰值时间进行比较, 以计算局部剪切波速度。所得剪切波速度值的图是颜色编码的, 并被显示在感兴趣区域的解剖图像之上。



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,其沿推动脉冲向量发射推动脉冲以生成剪切波,沿与所述推动脉冲向量相邻的多个接收线向量发射跟踪脉冲,其中每个接收线向量包括若干条接收线,并接收来自沿所述多个接收线向量的接收线的点的回波信号;

多线波束形成器,其耦合到所述阵列探头,所述多线波束形成器控制所述阵列探头,以发射对与所述推动脉冲向量相邻的所述多个接收线向量进行声照射的聚焦跟踪脉冲,并同时接收响应于一个跟踪脉冲的发射的沿对应接收线向量的接收线的相干回波,其中,跟踪脉冲按照时间交错的顺序沿每个接收线向量发射多次;

接收线存储器,其用于存储接收线回波数据;

运动检测器,其用于响应于所述接收线回波数据而检测由通过接收线位置的剪切波导致的运动;

速度检测器,其测量通过所述接收线位置的剪切波的速度;以及

显示器,其用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,所述运动检测器检测由剪切波引起的组织位移。

3. 根据权利要求2所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还包括接收线回波数据互相关器和位移峰值检测器。

4. 根据权利要求3所述的超声诊断成像系统,其中,所述速度检测器适于通过比较两个位移峰值的发生时间确定速度。

5. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述显示器显示剪切波速度值的二维图像。

6. 根据权利要求5所述的超声诊断成像系统,其中,在解剖图像中对所述剪切波速度值进行颜色编码。

7. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述多线波束形成器适于检测响应于单个跟踪脉冲发射事件的来自沿多个接收线位置的回波信号。

8. 根据权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器适于检测沿所述接收线位置中的每个的多个采样点处的峰值组织位移的时间。

9. 根据权利要求8所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还适于通过从接收线位置采集的回波数据的局部互相关来检测位移值。

10. 根据权利要求9所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还适于通过对多个位移值进行曲线拟合来检测峰值组织位移的时间。

11. 根据权利要求9所述的超声诊断成像系统,其中,所述运动检测器还适于通过对多个位移值进行内插来检测峰值组织位移的时间。

12. 一种用于操作超声诊断成像系统以测量剪切波的方法,包括:

沿推动脉冲向量发射推动脉冲;

沿与所述推动脉冲向量相邻的多个接收线向量发射多个聚焦跟踪脉冲,其中,跟踪脉冲沿每个接收线向量以时间交错的方式发射多次;

同时接收响应于一个跟踪脉冲的发射的沿对应接收线向量的接收线的聚焦回波信号;

处理所述回波信号以确定感兴趣区域中的二维或三维内的多个点处的剪切波速度值；
以及

显示剪切波速度值的二维或三维图像。

13. 根据权利要求 12 所述的方法，其中，处理还包括处理所述回波信号以确定由剪切波导致的组织运动。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其中，处理还包括处理所述回波信号以确定所述感兴趣区域中的点处的组织位移。

采用聚焦扫描线波束形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,尤其是,涉及采用剪切波对组织硬度或弹性进行测量的超声系统。

背景技术

[0002] 诊断成像长久以来追求的目标之一就是组织的精确表征。临床医生想要获得身体器官的诊断区域,并使成像系统识别出图像中的组织的特征。理想地,临床医生希望成像系统识别出病变为恶性还是良性。尽管完全实现这一目标有待进一步努力,但是诊断成像还是能够为临床医生提供有关组织的组成的线索。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,高硬度的乳房肿瘤或肿块有可能是恶性的,而较软的并且更加柔顺的肿块则可能是良性的。由于已知肿块的硬度与恶性或良性相关,因而弹性成像为临床医生提供了另一有助于诊断和确定治疗方案的依据。

[0003] 最初设想的弹性成像评估当经受压缩压力时身体内的组织。在将超声探头稳固地抵靠在身体上时,下层软组织的压缩程度要大于下层硬组织的压缩程度。但是弹性成像可能在很大程度上依赖于操作者,其结果受到向身体施加压力的位置和压力大小的影响。希望能够通过不是如此依赖于操作者的方法进行弹性评估。

[0004] 弹性测量的一种替代方案是剪切波测量。在对身体上的点压缩之后释放时,下层的组织受到向下的压缩,之后在释放压缩力时重新向上弹回。但是由于处于压缩力下的组织与周围组织是连续结合的,因而处于力向量的侧向的未受压缩的组织也将对受压缩组织的上下移动做出响应。这一侧向的涟漪效应又被称为剪切波,它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,并且可以采用超声接收感知和测量由剪切波引起的组织运动。由局部组织机械特性确定剪切波速度。剪切波将以某一速度通过软组织,以另一更高的速度通过硬组织。通过测量身体内的某一点处的剪切波的速度,将获得有关组织的特性的信息,例如,组织的剪切弹性模量、杨氏模量和动态剪切粘度。侧向传播的剪切波传播缓慢,通常为每秒几米或更慢,这使得剪切波容易被检测,但是其在几厘米或更短的距离上就会迅速衰减。例如,可参考美国专利 5606971 (Sarvazyan) 和美国专利 5810731 (Sarvazyan 等)。由于可以针对每次测量重复相同的“推动脉冲”,因而剪切波技术有助于采用超声对组织特征进行客观量化。此外,剪切波速度独立于推动脉冲强度,从而减少了测量对用户的依赖。

[0005] 在常规的脉冲-回波超声中,从探头发射出超声脉冲,并直接接收从脉冲遇到的组织反射回来的回波。然而,由于剪切波侧向传播,因而如果接收器没有处于侧向位置上的声学窗口就不能直接接收所述剪切波。例如,参考 Sarvazyan 等人的专利的图 2,其提出了在测量乳房中的剪切波时,在所述组织的与发射器不同的一侧上接收剪切波。但是这样的技术需要单独的发射器和接收器,而且并非总是可以提供处于不同位置上的声学窗口。因而,研究者寻找过间接的测量剪切波的方式。一种常见的实现这一目的的方式是采集组织的相继的图像数据集,之后对所述数据进行处理,以检测剪切波通过所述组织的传播,所述

传播是通过由剪切波引起的所得组织运动表现的。参考 Sarvazyan 和 Sarvazyan 等人的专利了解对这种方法的讨论。作为与 MRI 的对照,在采用超声时,可以通过已知的检测运动的超声技术对采集到的回波数据进行处理,所述技术包括多普勒和顺序回波数据的相关性。

[0006] 但是其需要时间来采集一系列数据集,并且如前所述,所述剪切波在组织中迅速衰减,其带来的问题是要以充分的细节分辨运动,以测量小幅度剪切波的传播速度,所述小幅度剪切波通常引起小于 30 微米的组织位移。Fink 等人在美国专利 7252004 中提出了这一问题的解决方案,他们建议迅速采集来自未聚焦的平面波的图像,由此观测剪切波的传播,每一平面波均对大区域的组织进行声照射,并且以每秒至少 500 次重复的速率重复,所述速率优选处于每秒 1000 到 5000 次重复的范围内。Fink 等人采用单一的未聚焦波对整个感兴趣区域(ROI)进行声照射,之后在接下来的接收周期内采集由通过组织的波传输得到的回波,而不是通过发射和接收跨越像场的各条数据线采集图像,后者每条线都需要完整的发射-接收周期。(Sarvazyan 采取了类似的方案,即在接收过程中将换能器的所有元件都并联。)由于 ROI 的每一询问(interrogation)都只需一次波发射,因而能够以 Fink 等人希望的高速率依次采集数据集。尽管未聚焦的波在信噪比性能和各条图像线的聚焦分辨率方面都存在不足,但是 Fink 等人打算采用其高数据采集速率来抵消这种不足。然而,还是希望能够以一定的精确度和良好的信噪比性能观察和测量剪切波的传播速度,并且能够采用常规的超声系统达成这样的目的。

发明内容

[0007] 根据本发明的原理,描述了一种诊断超声成像系统及方法,其能够使用户采集到足以测量通过组织传播的剪切波的速度的高分辨图像数据。采用超声探头将一个或多个推动脉冲发射到组织内,从而沿推动脉冲的向量方向对组织进行超声挤压。尔后立即发射聚焦跟踪脉冲,并由所述探头接收生成剪切波的推动脉冲向量附近的所述聚焦跟踪脉冲。按照时间交错的方式对每一跟踪脉冲向量重复采样,因而当在每一跟踪脉冲向量位置发生由剪切波产生的运动时,能够优选通过使来自所述向量的相继询问的回波数据相关来检测所述由剪切波产生的运动。当剪切波沿侧向远离推动脉冲向量移动时,跟踪脉冲的定位也可以侧向移动以跟随剪切波的传播。对来自被重复采样的跟踪脉冲向量的数据进行处理,以找到剪切波在跟踪脉冲向量的每一点处引起峰值位移的时间,这优选通过使相继的位移测量结果互相关、曲线拟合或内插来实现。对相邻采样向量上的点经历峰值位移的时间的分析将产生对应于特定向量位置处的剪切波的速度测量结果,其中,速度变化指示组织具有不同硬度或弹性。由于剪切波衰减很快,因而一般不可能采用单个推动脉冲向量采集整个像场的剪切波数据。因而,在组织内的另一位置上重复所述过程,从而采集组织的另一区域处的剪切波速度测量结果。重复所述过程,直到采集了整个预期像场上的剪切波为止。优选将所述速度信息呈现为组织的二维或三维图像,并通过所述图像内的点上的剪切波速度数据对其进行颜色编码。

[0008] 根据本发明的原理,描述了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,其沿推动脉冲向量发射推动脉冲以生成剪切波,沿与所述推动脉冲向量相邻的多个接收线向量发射跟踪脉冲,其中每个接收线向量包括若干条接收线,并接收来自沿所述多个接收线向量的接收线的点的回波信号;多线波束形成器,其耦合到所述阵列探头,所

述多线波束形成器控制所述阵列探头,以发射对与所述推动脉冲向量相邻的所述多个接收线向量进行声照射的聚焦跟踪脉冲,并同时接收响应于一个跟踪脉冲的发射的沿对应接收线向量的接收线的相干回波,其中,跟踪脉冲按照时间交错的顺序沿每个接收线向量发射多次;接收线存储器,其用于存储接收线回波数据;运动检测器,其用于响应于所述接收线回波数据而检测由通过接收线位置的剪切波导致的运动;速度检测器,其测量通过所述接收线位置的剪切波的速度;以及显示器,其用于显示剪切波测量的结果。

[0009] 根据本发明的原理,描述了一种用于操作超声诊断成像系统以测量剪切波的方法,包括:沿推动脉冲向量发射推动脉冲;沿与所述推动脉冲向量相邻的多个接收线向量发射多个聚焦跟踪脉冲,其中,跟踪脉冲沿每个接收线向量以时间交错的方式发射多次;同时接收响应于一个跟踪脉冲的发射的沿对应接收线向量的接收线的聚焦回波信号;处理所述回波信号以确定感兴趣区域中的二维或三维内的多个点处的剪切波速度值;以及显示剪切波速度值的二维或三维图像。

附图说明

[0010] 在附图中:

[0011] 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;

[0012] 图 2a-2d 图示了将推动脉冲序列发射至不同深度以生成剪切波前;

[0013] 图 3 对沿推动脉冲向量的脉冲的序列、所得的剪切波前和一系列跟踪脉冲向量进行了空间图示;

[0014] 图 4 图示了用于产生四个相邻的多线跟踪脉冲向量的 $4 \times$ 多线的发射和接收;

[0015] 图 5 图示了 $4 \times$ 多线跟踪脉冲向量的四个横向相邻的组;

[0016] 图 6 图示了在剪切波通过组织传播时两个位置上的剪切波位移曲线;

[0017] 图 7a-7c 对在像场上侧向分布的推动脉冲向量的时间交错序列进行了空间图示。

具体实施方式

[0018] 首先参考图 1,其通过方框图的形式示出了根据本发明的原理构建的用于测量剪切波的超声系统。超声探头 10 具有由用于发射和接收超声信号的换能器元件构成的换能器阵列 12。所述阵列可以是换能器元件的一维或二维阵列。任一种类型的阵列都能够扫描 2D 平面,可以采用二维阵列扫描所述阵列前面的体区域。将所述阵列元件通过发射/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 控制所述波束形成器实施的发射和接收的协调。所述多线接收波束形成器在单个发射-接收间隔期间产生回波信号的多个空间相异的接收线(A线)。由信号处理器 22 通过滤波、降噪等对所述回波信号进行处理,之后将其存储在 A 线存储器 24 内。在与像场中的公共点相关的一组回波中,与同一空间向量位置相关的时间相异的 A 线样本彼此相关联。通过 A 线射频(r. f.)互相关器 26 使对同一空间向量的相继的 A 线采样的射频回波信号互相关,从而针对所述向量上的每一采样点产生组织位移的样本序列。或者,所述空间向量的 A 线可以经过多普勒处理,以检测到沿所述向量的剪切波运动,也可以采用其他相位敏感技术。波前峰值检测器 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 线上的每一采样点上的剪切波位移的峰值。在优选实施例中,通过曲线拟合完成所述操作,但是如果需要

也可以采用互相关和其他内插技术。标注出剪切波位移的峰值产生的时间,对其的标注是相对于其他 A 线位置上发生相同事件的时间做出的,所有的时间都具有共同的时间参考,将这一信息耦合至波前速度检测器 30,其由相邻 A 线上的峰值位移时间以微分的方式计算剪切波速度。将这一速度信息耦合到速度显示图 32 内,该图指示 2D 或 3D 像场内的空间不同点上的剪切波的速度。将速度显示图耦合至图像处理器 34,该图像处理器对所述速度图进行处理以显示在图像显示器 36 上,所述速度图优选覆盖在组织的解剖学超声图像上。

[0019] 图 2a-2d 图示了沿单个向量方向发射聚焦高 MI 推动脉冲(例如,具有 1.9 或更低的 MI,从而处于 FDA 诊断限度内)的序列,以产生剪切波前。采用具有高 MI 和长持续时间的脉冲,从而发射足够的能量使组织沿发射向量向下移位,并引起剪切波的形成。在图 2a 中,皮肤表面 11 上的探头 10 向组织内发射第一推动脉冲 40,其具有波束特征(profile) 41a、41b,并抵达由阴影区域 40 指示的给定聚焦深度。这一推动脉冲将使焦点处的组织向下移位,从而得到从移位组织向外发散的剪切波前 42。

[0020] 图 2b 图示了由探头 10 沿相同的向量发射的第二推动脉冲 50,其聚焦在阴影区域 50 的更深的深度上。这一第二推动脉冲 50 使组织在聚焦深度上移位,从而使剪切波前 52 从移位组织向外发散。因而,剪切波前 42 和 52 两者都是侧向通过组织传播,其中初始波前 42 处于第二波前之前。

[0021] 图 2c 和 2d 图示了探头 10 发射另外两个推动脉冲 60 和 70,每一推动脉冲依次处于更大的深度上,并且每者都产生向外发散的剪切波前 62 和 72。在图 2d 中可以看出由虚线 75a 和 75b 指示的四个推动脉冲的复合波前,从第一推动脉冲 40 的较浅深度到第四推动脉冲 70 的最深深度在组织内延伸了可观的深度。由此将能够在组织的可观的深度上进行剪切波测量。在下文描述的实现方式中,采用这一技术检测在 6cm 的深度上检测剪切波传播,该深度是乳房成像和诊断的适当深度。

[0022] 要认识到,可以沿所述推动脉冲向量发射数量更多或更少数量的推动脉冲,包括单个推动脉冲。可以按照任何次序发射多个推动脉冲,所述次序决定着复合剪切波前的形状和方向。例如,如果以从最深(70)到最浅(40)的顺序发射图 2a-2d 的推动脉冲,那么图 2d 的复合剪切波前将具有与图 2d 所示的相反的倾斜。在优选实施例中,每一推动脉冲是持续时间为 50 到 200 微秒的长脉冲。例如,典型持续时间为 100 微秒。在 100 微秒的脉冲持续时间内产生的超声为压缩波脉冲,例如,其可以具有 7MHz 或 8MHz 的频率。优选使所述推动脉冲以 f 数 1 或 2 得到良好聚焦。在图 2a-2d 所示的四个推动脉冲的序列的实现方式中,每 2.5 毫秒发射一个推动脉冲,从而以 400Hz 的发射频率提供推动脉冲。在另一种实现方式中,按照某一顺序发射所有的四个推动脉冲,从而在跟踪 A 线开始之前发射完整的剪切波前。

[0023] 图 3 是采用四个推动脉冲创建复合剪切波前的另一图示。沿向量 44、54、64 和 74 发射四个推动脉冲,可以看出所述向量在图 3 中是沿单个向量方向对准的。在首先发射最浅的向量 44 的推动脉冲,其后跟随依次加深的推动脉冲时,截止到最后的推动脉冲(向量 74)发射后不久的某一时间,相应的推动脉冲的剪切波前按照波 46、56、66 和 76 所示传播。随着剪切波 46、56、66 和 76 从推动脉冲向量向外传播,通过跟踪脉冲 80 对其进行询问,所述跟踪脉冲是沿附图的顶部按照空间行进示出的。所述跟踪脉冲可以发生在所述推动脉冲之间以及所述推动脉冲之后。

[0024] 根据本发明的原理,通过感测在剪切波通过组织前进时所引起的组织位移来检测侧向行进的剪切波的速度。采用图 5 所示的与所述推动脉冲向量相邻发射的时间交错采样脉冲完成所述操作。在这一例子中,沿推动脉冲向量 40 发射(一个或多个)推动脉冲 40,从而引起侧向行进的剪切波。通过按照时间交错顺序沿每一向量发射的采样脉冲 T1、T2、T3、T4 和 T5 对与所述推动脉冲向量 40 相邻的 A 线向量采样。例如,通过第一脉冲 T1 对第一向量位置 A1 采样,之后通过接下来的脉冲 T2 对第二向量位置 A2 采样,之后是 A3、A4 和 A5。之后,再次对向量位置 A1 采样,并重复所述顺序。由于所述采样是时间交错的,因而在这一例子中在每五个采样脉冲中对所述五个向量位置之一采样一次。在这一例子中,在 27.5 毫秒的总跟踪时间内,对每一向量位置发出五十五次脉冲。每一脉冲将产生到沿所述向量返回的回波,通过高速 A/D 转换器对所述回波进行采样。因而,对于沿每一向量的每一采样点而言具有一组 55 个样本,其中,取得每一采样的速率是 T1-T5 采样脉冲序列的脉冲速率的五分之一。考虑所检测的剪切波位移的频率成分选择采样速率,以满足奈奎斯特采样准则。由于采样的目的在于随着剪切波通过组织前进感测和跟踪其位移效应,因而对于缓慢移动的剪切波而言可以使向量位置更加紧密地向一起靠近,对于更加快速地移动的剪切波而言可以使向量位置更加远离。也可以采用其他顺序使向量采样时间交错。例如,可以依次对奇数编号的向量采样,随后对偶数编号向量采样。作为另一例子,可以按照时间交错的方式对向量位置 A1-A3 采样,之后是向量位置 A2-A4,之后是向量位置 A3-A5,从而随着剪切波的前进对剪切波位移进行跟踪。也可以基于形势的紧迫性采用其他顺序。之后对沿每一采样向量的每一点处的一组时间交错样本进行处理,从而如以下详细所述地找到每一向量的每一点处发生峰值组织位移的时间。

[0025] 根据本发明的另一方面,采用多线发射和接收,从而单个跟踪脉冲能够对多个相邻的间隔细密的 A 线位置同时采样。参考图 4,其示出了一项用于多线发射和接收的优选技术。在图 4 中,如宽箭头 A# 所示,发射对多个接收线位置进行声照射的具有波束特征 82a、82b 的单个 A 线跟踪脉冲。例如,如美国专利 4644795 (Augustine) 中所述,所述跟踪脉冲就是所谓的“胖脉冲”。在这一例子中,对四个接收线位置 A1-1、A1-2、A1-3 和 A1-4 进行声照射。响应于单个发射脉冲接收来自四条接收线(4× 多线)的回波,使所述回波适当延迟,并对其求和,以产生沿每条接收线的相干回波信号。例如,在美国专利 5318033 (Savord)、5345426 (Lipschutz)、5469851 (Lipschutz) 和 6695783 (Henderson 等) 中描述了能够产生这样的同时存在的多线的波束形成器。通常采用这些多线波束形成器可减少采集时间,由此提高超声图像的帧速率,当在超声心动描记中对搏动的的心脏和血流成像时,这样做尤其有用。还可以将其用于 3D 超声成像,从而能够获得实时的显示帧速率。就此而言,参考美国专利 6494838 (Cooley 等)。在本发明的实现方式中,多线采集具有两重优点:其实现了间隔细密的采样线密度,以及对具有短持续时间的剪切波的快速采集,所述剪切波在因衰减而消散之前仅在组织中行进很短的距离。尽管可以采用更高阶的多线,从而同时沿更高数量的 A 线采集样本,进而具有更高的采样速率,但是这样做将需要更宽的发射波束(A#),从而同时对更高数量的接收线进行声照射。更宽的发射波束将带来的后果是降低更高阶实现方式的信噪比性能。

[0026] 图 5 图示了针对沿每一采样向量 A1-A5 的发射和接收采用 4× 多线接收。靠近推动脉冲向量 44 发射第一跟踪脉冲 T1,其对四个接收线位置 A1-1 到 A1-4 进行声照射,并接

收响应于相邻侧向区域 A1 的四条多线 A 线。当所述四条多线以所发射的跟踪脉冲为中心时,在跟踪脉冲波束的中心的每一侧接收来自两条 A 线的回波,如所述中心的左侧的 A1-1 和 A1-2 以及所述中心右侧的 A1-3 和 A1-4 所示。在优选实施例中,使所述 A 线相互间隔 0.5mm。剪切波一般以 1-10 米/秒的速度移动,因此按照时间交错的方式向区域 A1-A5 重复向下发射跟踪脉冲,并且在最后的推动脉冲之后的 20 毫秒内在推动脉冲之间的时间间隔(在存在这样的间隔时)内接收来自所述 A 线位置的 A 线样本,在所述的 20 毫秒之后剪切波将传播出一厘米的 A1-A5 采样窗口。由于剪切波可以具有处于大约 100Hz 到大约 1000Hz 的范围内的频率分量,因而采样理论要求每一 A 线应当具有 2kHz 的采样速率。由此将得到每条多线 A 线上的每一采样点的五十五个 A 线采样构成的集合(组)。

[0027] 在图 5 的例子中,在与所述推动脉冲向量 44 相邻的相继的采样窗口 A1-A5 之上发射五个跟踪脉冲 T1-T5,从而随着剪切波的传播对剪切波的位移效应采样。典型的采样脉冲是短脉冲,通常仅为一个或两个周期,其所具有的频率适于穿透所要研究的深度,例如, 7-8MHz。每一跟踪脉冲与其相邻的邻近脉冲偏移 2mm,因而就一厘米的总距离上的 4× 多线而言,将得到二十条间隔 0.5mm 的 A 线。有多种多样的方式对采样窗口询问。一种方式是只对区域 A1 采样,直到检测到剪切波为止,之后开始区域 A2 中的采样,之后是 A3,依此类推。另一种方式是如上文所述使所述区域内的采样发生时间交错,从而相继采用跟踪脉冲 T1-T5 实施采样,之后重复所述顺序。采用后一种方案,具有二十个跟踪 A 线位置的五个采样窗口能够同时跟踪剪切波效应。在剪切波通过了最近的 A1 采样窗口之后,将通过相邻的窗口,这时可以使该窗口的采样终止,并将采样时间专用于剪切波正在通过其传播的其余采样窗口。采样一直持续到剪切波从一厘米的采样区域传播出去为止,经过所述时间剪切波通常将衰减到可检测的水平以下。剪切波平均具有 10 毫秒的弛豫时间。

[0028] 在跟踪脉冲是时间交错时,对所述跟踪 A 线位置的采样时间必须与公共的时基相关,从而能够采用所述结果生成跨越所述一厘米的采样区域的连续时间测量,进而获得连续的速度测量。例如,由于在对应的窗口 A1 的采样脉冲之后 50 微秒才发生采样窗口 A2 的采样脉冲,因此在两个相邻窗口的采样时间之间存在 50 微秒的时间偏移。在比较相应的窗口内的位移的峰值时间时必须考虑这一时间差,而且必须跨越整个一厘米采样窗口以累积的方式考虑这一时间差。使每一采样向量的采样时间参考公共的时间基准能够解决偏移采样时间的问题。

[0029] 要认识到,剪切波从推动脉冲使组织移位的向量向外径向发散。这意味着能够在通过组织的 2D 图像平面内在推动脉冲向量的任一侧上跟踪剪切波。在图 5 的例子中示出了在推动脉冲向量 44 的右侧跟踪剪切波,但是也可以随着剪切波向所述向量的左侧传播对其跟踪。还可以通过推动脉冲向量两侧的时间交错跟踪脉冲而同时在推动脉冲向量的两侧跟踪剪切波,但是不能在不牺牲采样线密度、线采样频率(PRF)、剪切波跟踪距离或其组合的情况下在推动脉冲两侧的整个一厘米的区域上采样。

[0030] 由于诊断感兴趣区域(ROI)一般在宽度上大于一厘米,因而采用在像场上的不同侧向位置处发射的推动脉冲重复图 5 的过程。由此在一厘米宽的区域询问像场,并使所述区域的结果彼此相邻地显示,以呈现整个 ROI 的图像。在优选实现方式中,采用具有 5cm 的孔径的 Philips Healthcare L12-5 探头。在四个相邻或者重叠的一厘米区域内询问四厘米宽的像场,之后使所述区域在显示器上并排或者完全或部分覆盖地显示。

[0031] 图6图示了诸如图5中的A1-3和A1-4的两条相邻A线上的两个侧向相邻点的位移值的序列。曲线100表示随着时间的推移由剪切波通过A线A1-3上的点导致的位移,曲线120表示A线A1-4的相邻点上的位移。由随着时间的推移围绕A1-3上的某一采样点深度采集的射频数据(例如,沿深度的10-30个射频样本)的局部(local)互相关计算点102-118的组织位移值,从而得到所述深度点上的随着时间推移的局部位移值。将在相继的时间上检测到的根据时间标绘的位移值(y轴)的点102-118连接起来,以形成第一位移曲线100。在处于第一A线上的所述点的右侧并与之隔开的第二A线A1-4的点上,可以使通过局部互相关产生的位移值的相继122-136连接起来,以形成第二位移曲线120。由于在这一例子中剪切波从左至右行进,因而最右侧A线的第二曲线120(在时间上)移向第一位移曲线100的右侧。在本实例中,通过每一位移曲线的由200和220指示的检测峰值或拐点来测量波前从一点传播至下一点的精确时间参考。可以采用各种技术找到所述曲线峰值。在优选实施例中,通过向所述值拟合曲线而对每一曲线的位移值进行处理,以形成完整的位移曲线100、120以及曲线峰值。另一种技术是在检测点之间内插额外的点,从而找到峰值。另一种技术是确定峰值任一侧上的曲线的斜率,并由斜率线的交叉确定峰值。另一种方法是曲线数据的互相关。在通过波形峰值检测器28找到相继的A线位置处的剪切波位移的峰值时,相对于所述曲线上的所述点的检测指出其发生的时间。于是,波前速度检测器30可以采用这些时间的差值 Δt (考虑了采样时间偏移)和A线之间的间隔(例如,0.5mm)来确定当剪切波在两个A线位置之间行进时剪切波的速度。在通过这种方式询问整个ROI,并且确定了每一A线向量上的每一采样点的位移曲线和峰值发生时间之后,可以在整个感兴趣区域上逐点计算剪切波行进速度。对这一速度值的二维矩阵进行颜色编码或者按照其他具有显示变化的方式进行编码,以形成速度显示图。在显示器36上显示所述速度图,其优选覆盖到感兴趣区域的B模式图像并在空间上与其对准。

[0032] 在上述例子中,剪切波在水平通过感兴趣区域时被检测和测量。然而,很多病变是圆形的,或者在2D图像中呈现为二维对象。为了对圆形病变的边界准确定位,理想的情况下希望围绕病变以360°的全方位径向引导病变处的剪切波。沿一组方向路径引导剪切波,并使结果与所取得的对通过ROI的其他方向路径传播的剪切波的测量结果结合能够产生病变及其边界的更加精确、可靠的图像。一种实现这一目的的方式是在像场上使推动脉冲向量和序列颤振(dither),如图7a-7c所示。这些附图针对固定的5cm宽的感兴趣区域示出了一系列推动脉冲。推动脉冲具有不同的排序、空间交错以及空间颤振,从而以具有不同指向的剪切波询问感兴趣区域。此外,所述时间和空间交错减少了像场内的任何具体点上的可能超过身体内的预期耐热极限的能量积聚。在图7a中,扫描从处于像场的中心(2.5cm点)的具有四个推动脉冲1-4的推动脉冲向量 P_1 开始,其中,所述四个推动脉冲在像场中按照深度的从浅到深排序。如上所述,这四个推动脉冲将产生复合剪切波前,所述波前发生倾斜,从而沿稍微向下的方向传播,如箭头301和302所示。在像场的左侧(0.5cm点)发射下一推动脉冲向量 P_2 ,其被充分移动到前一推动脉冲的左侧。由于相继的推动脉冲向量并不彼此相邻,而是具有很宽的空间偏移,因而将两个推动脉冲向量的热效应隔开,从而使它们不会在任何一点处累积。第三推动脉冲向量 P_3 以类似的方式位于像场的极右侧(4.5cm点),接下来的推动脉冲向量 P_4 位于所述场中心的左侧(1.5cm点),依此类推。在图7a中按照这种空间分隔的形式发射九个推动脉冲向量。

[0033] 还可以看出,所述向量的脉冲的顺序发生了变化。向量 P_1 - P_5 采用开始于最浅深度,终止于最深深度的推动脉冲顺序(1-4),而向量 P_6 - P_9 则采用由深到浅的顺序(4-1)。其导致了像场中向量间推动脉冲顺序的交替。

[0034] 图 7b 的脉冲顺序遵循图 7a 的顺序,其开始于像场左侧(0.5cm 点)的推动脉冲向量 P_1 。这一推动脉冲向量从前一向量,即 P_9 向图 7a 中的像场的中心的右侧充分偏移。还可以看出图 7b 中的向量 P_1 的脉冲顺序与该向量在图 7a 中的空间对应向量 P_2 的脉冲顺序相反。图 7b 中的向量 P_2 的所述顺序为由深到浅,而图 7a 中的向量 P_2 的所述顺序为由浅到深。其使得来自图 7b 中的向量 P_1 的剪切波略微向上传播(参考箭头 304 和 306),而来自图 7a 中的向量 P_2 的剪切波则略微向下传播(参考箭头 301 和 302)。此外,使图 7b 中的向量 P_1 略微向像场的 0.5cm 点的左侧移动,而图 7a 中的向量 P_2 (以及图 7a 的所有其他向量)则与所述场的 0.5cm 点对准。跨越像场完成这一偏移,要想看出这一点可以将括号 310 的五个向量的对准与括号 312 的五个向量进行比较,前者与厘米标记对齐,而后者可以看出全部向厘米标记的左侧偏移。这些差异的组合将进一步减少图像中的特定点上的能量积聚,还可以看出从图 7a 到图 7b 是沿不同的传播路径引导剪切波的。如前所述,相继发射的推动脉冲向量具有很宽的分隔,而且像场中向量间的推动脉冲顺序是交替的。如果希望,还可以改变不同向量的推动脉冲的焦点。

[0035] 可以看出这一发射顺序的变化在图 7c 中继续。在这一由九个推动脉冲向量构成的序列中,可以看到使推动脉冲向量向厘米标记的右侧移动,这一点可以通过将括号 314 下的向量与括号 310 和 312 下的向量进行比较看出。通过采用这样的脉冲排序、空间移动和分隔能够使热效应最小化,并且可以通过求均值等使来自具有不同指向的剪切波的速度测量结果结合,以产生更加可靠的弹性量化。

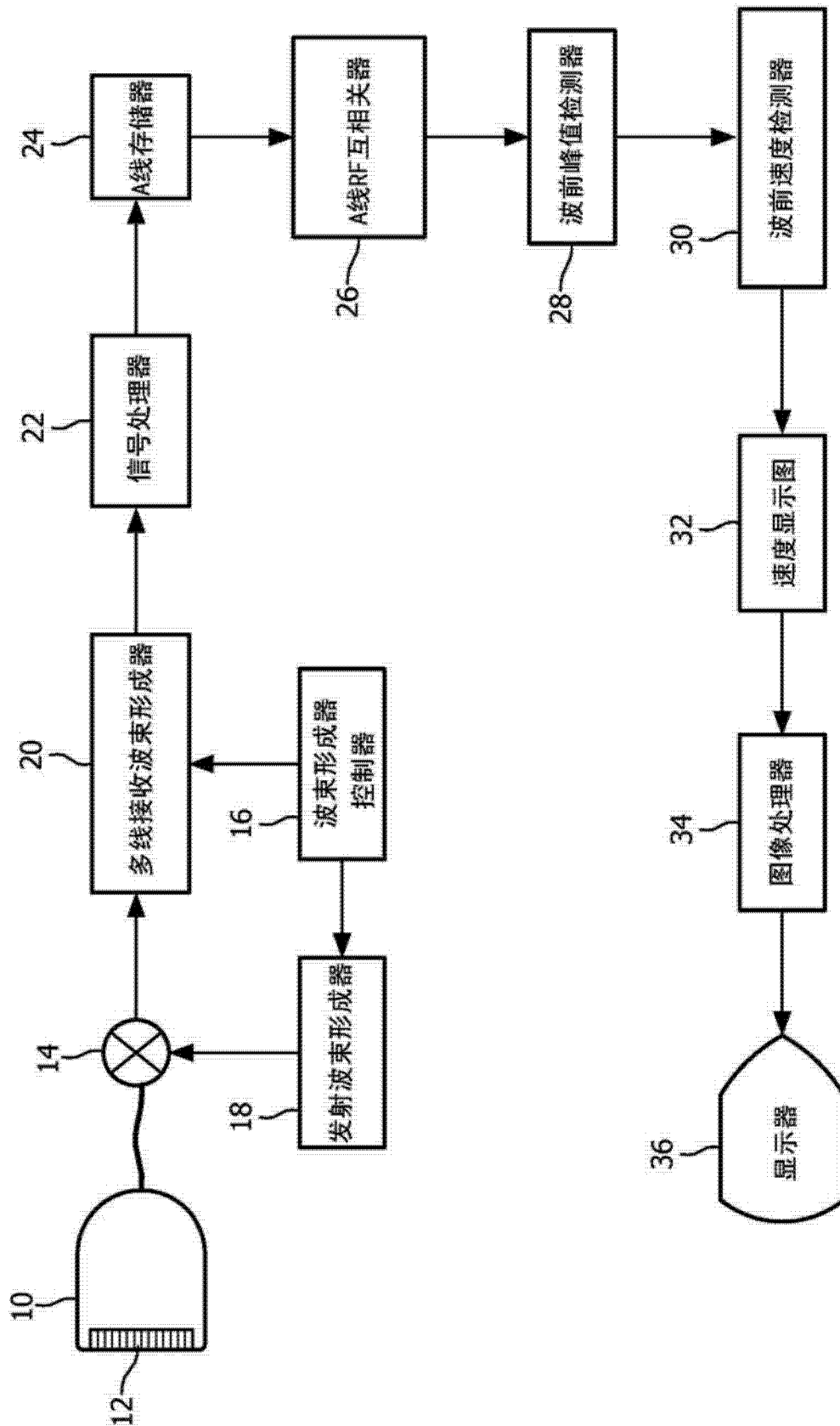


图 1

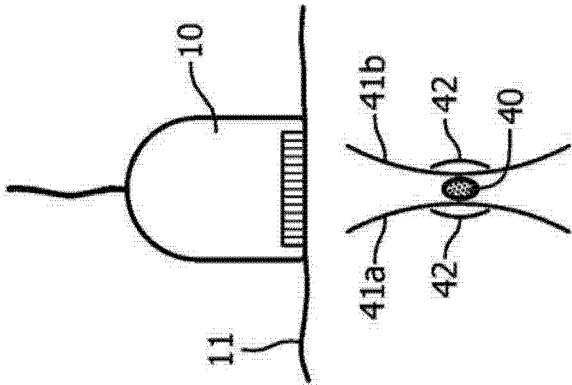


图 2a

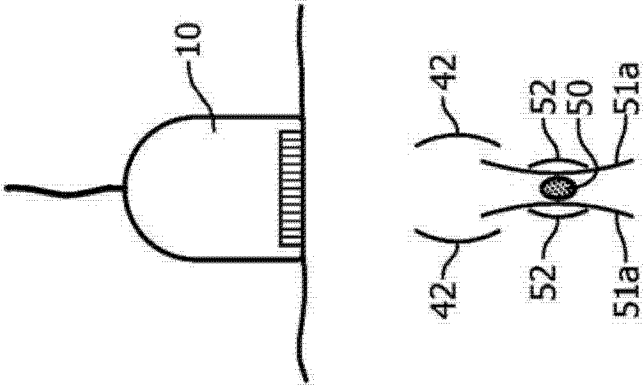


图 2b

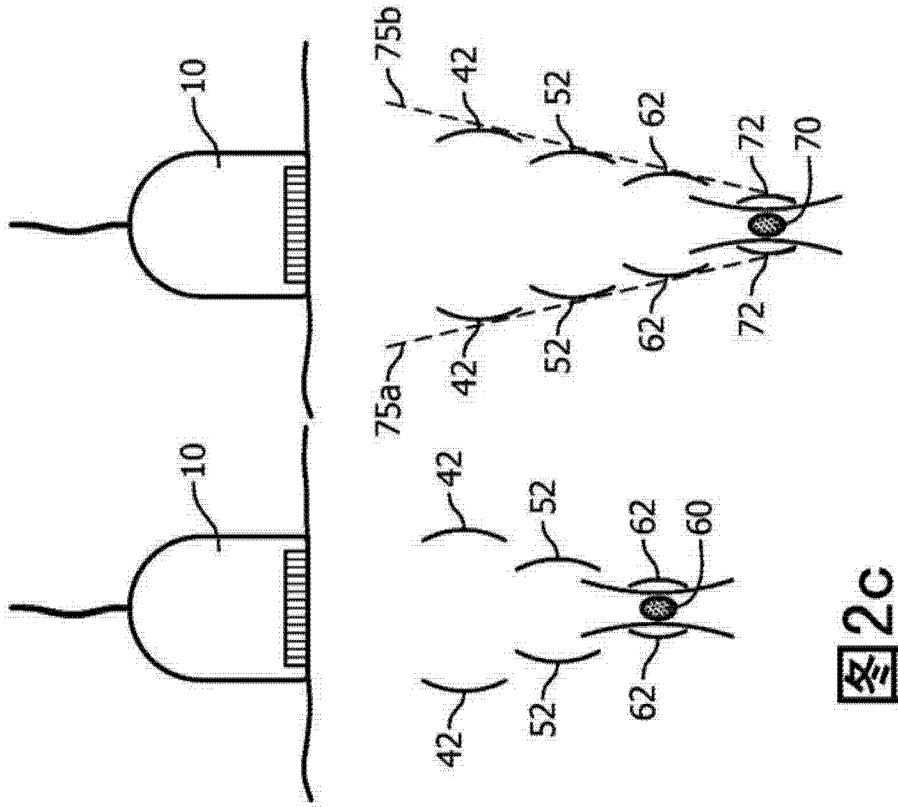


图2c

图2d

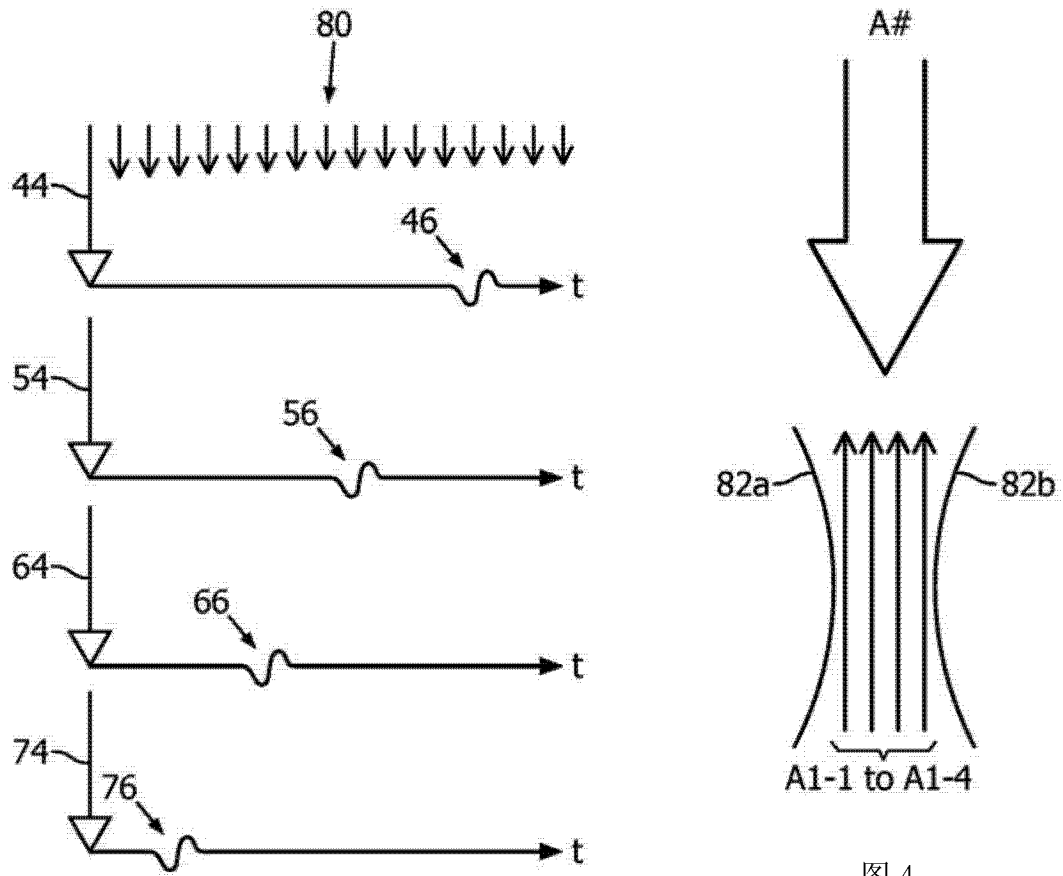


图 3

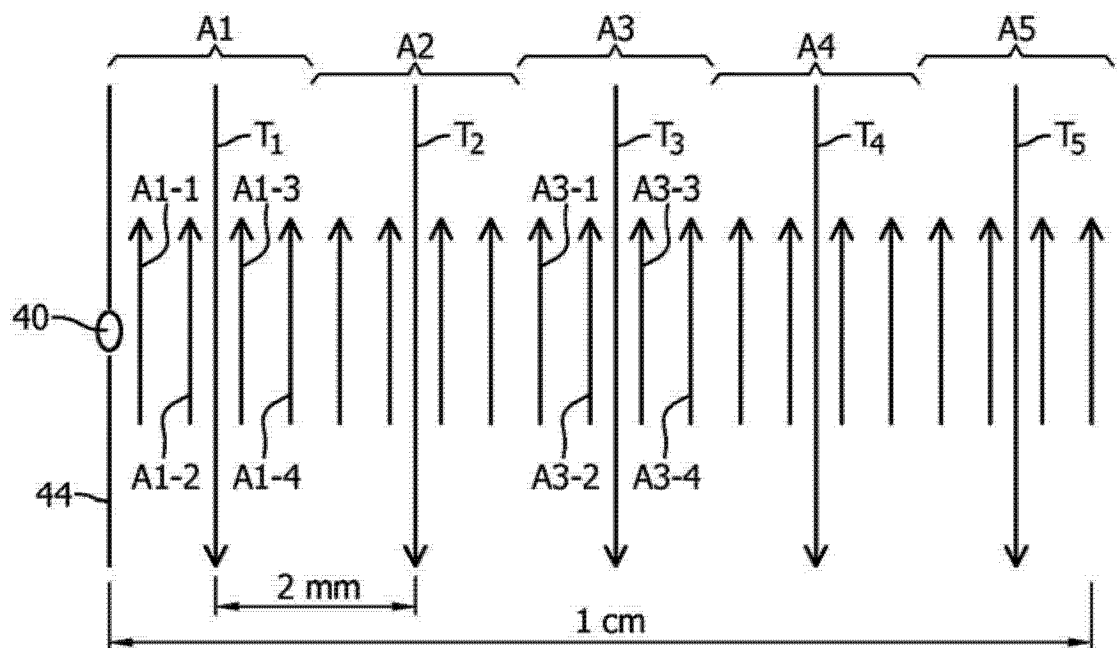


图 5

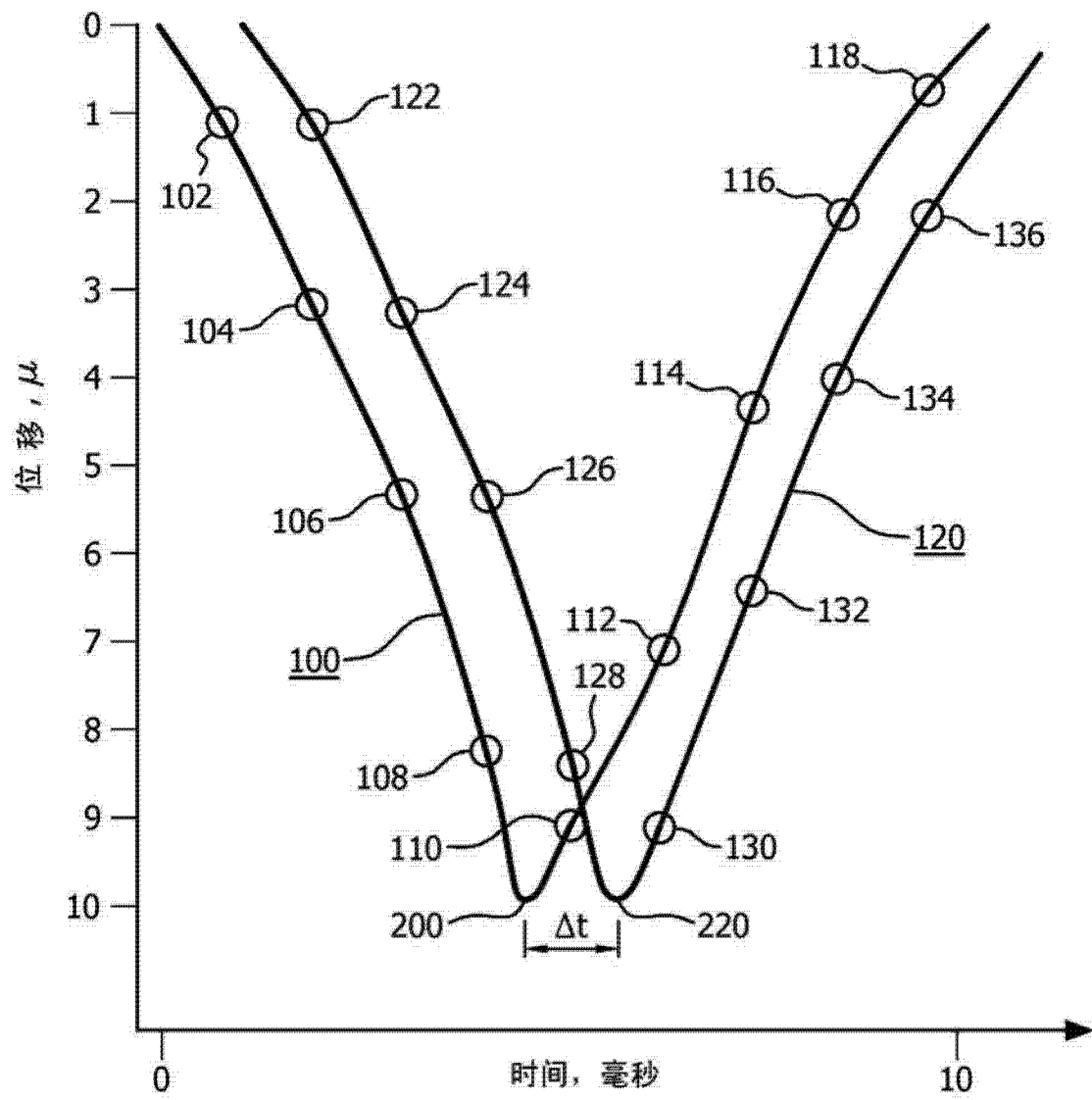


图 6

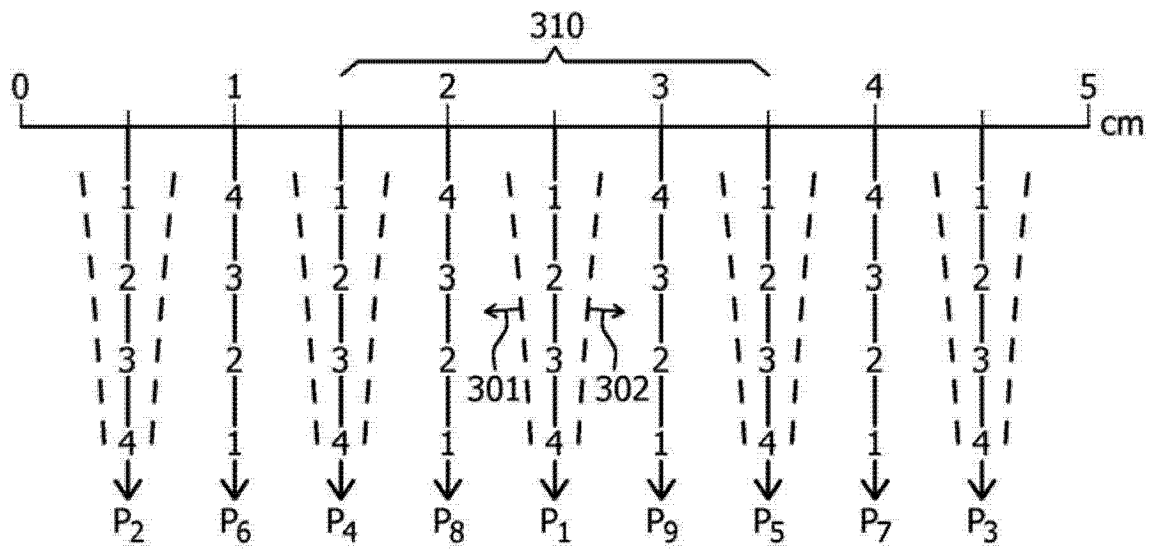


图 7a

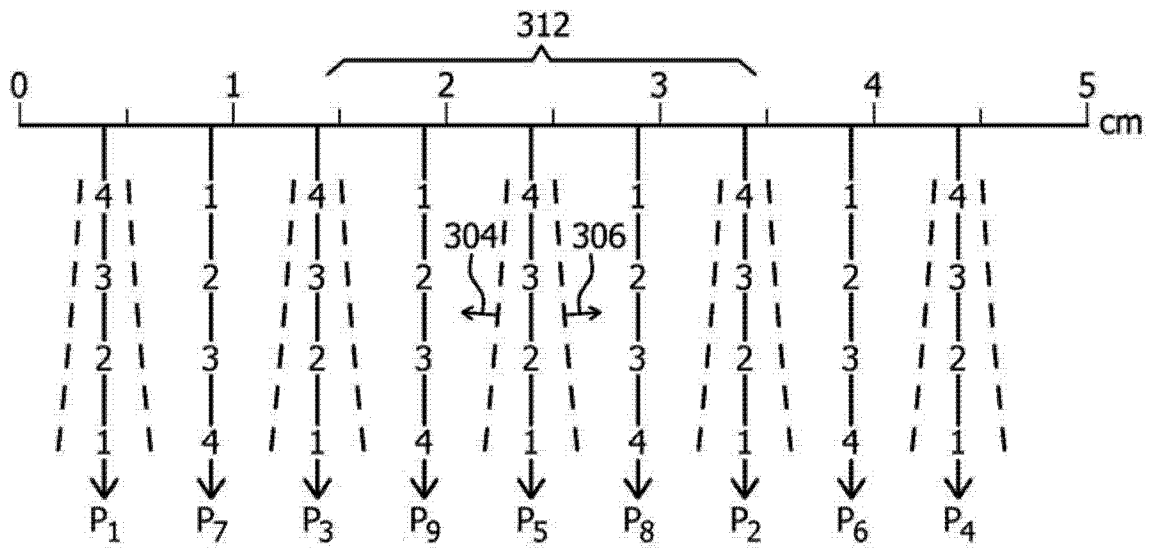


图 7b

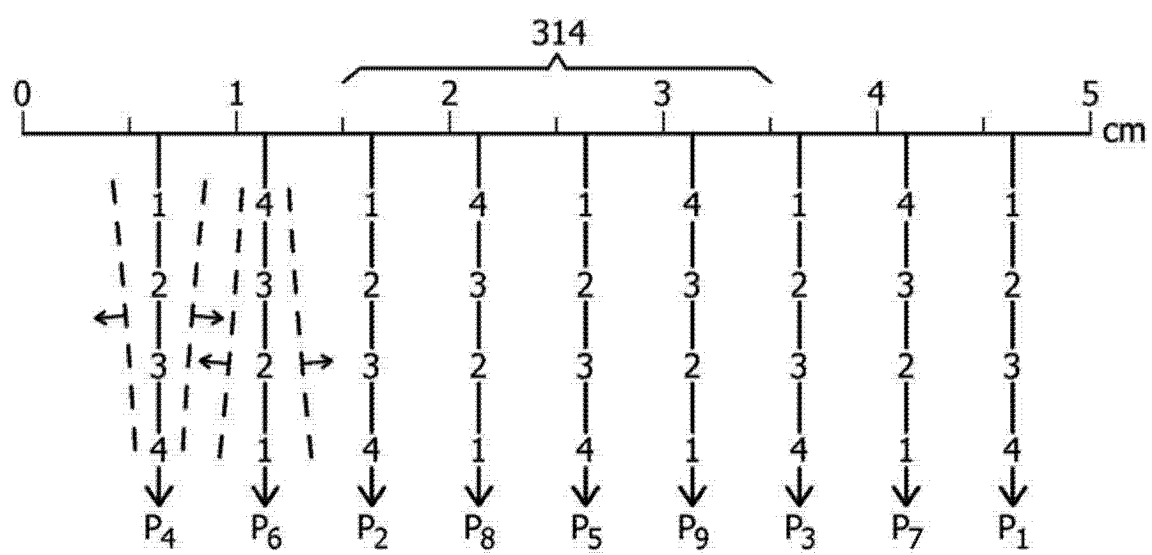


图 7c

专利名称(译)	采用聚焦扫描线波束形成的超声剪切波成像		
公开(公告)号	CN102667522B	公开(公告)日	2014-10-08
申请号	CN201080053230.4	申请日	2010-11-15
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	RB彼德森 V沙姆达莎尼 RR恩特金 Y史 H谢 J罗贝尔		
发明人	R·B·彼德森 V·沙姆达莎尼 R·R·恩特金 Y·史 H·谢 J·罗贝尔		
IPC分类号	G01S7/52 A61B8/08 G01N29/34 G01N29/07		
CPC分类号	G01S7/52036 G01S7/52095 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/5223 G01S15/8984 G01S7/52071 A61B5/0048 A61B8/085 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/52085 G01S15/8915		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
审查员(译)	王晓东		
优先权	61/264277 2009-11-25 US		
其他公开文献	CN102667522A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声诊断成像系统通过发射推动脉冲生成剪切波，从而产生剪切波速度的图像。由与推动脉冲的位置相邻的聚焦波束形成器发射多条跟踪线并接收回波。按照时间交错的方式对跟踪线采样。对沿每条跟踪线采集的回波数据进行处理，以确定在沿跟踪线的点处由剪切波引起的峰值组织位移的时间，并与相邻跟踪线上的峰值时间进行比较，以计算局部剪切波速度。所得剪切波速度值的图是颜色编码的，并被显示在感兴趣区域的解剖图像之上。

