



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104363836 A

(43) 申请公布日 2015. 02. 18

(21) 申请号 201380024980. 2

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 10. 07

A61B 8/00 (2006. 01)

A61N 7/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

61/710, 744 2012. 10. 07 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 11. 07

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/063631 2013. 10. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/055973 EN 2014. 04. 10

(71) 申请人 梅约医学教育与研究基金会

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 J·F·格林利夫 S·陈 P·宋

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

31100

代理人 李玲

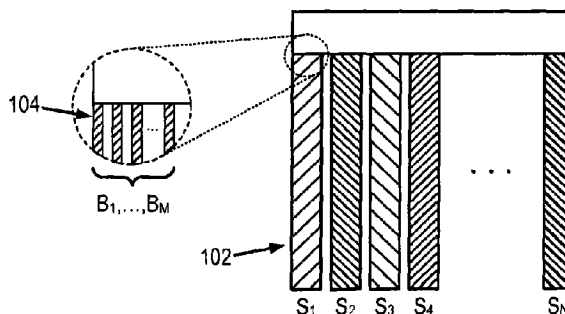
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

通过利用超声换能器元件的子群发射超声来进行剪切波弹性成像的系统和方法

(57) 摘要

利用推进和 / 或检测超声波束进行剪切波弹性成像的系统和方法, 其中超声波束是由超声换能器中可用数目的换能器元件的子集生成的。这些技术与目前可用的剪切波弹性成像方法相比提供了一些优势, 包括能够利用标准、低帧频超声成像系统以及能够贯穿整个视场、而不是仅那些未生成推进波束的区域来测量剪切波速。



1. 一种利用具有超声换能器的超声系统来测量一对象的机械特性的方法,其中所述超声换能器包括多个换能器元件,该方法包括以下步骤:

a) 在对象中引起至少一个剪切波;

b) 通过以下步骤获得来自对象的弹性成像数据:

i) 将超声换能器中的换能器元件划分为换能器元件的多个子群;

ii) 利用换能器元件的不同子群连续地发射一组超声波束,从而连续地发射超声至对象中的不同区域;

iii) 以一脉冲重复频率来重复步骤 ii) 从而每个超声波束集以脉冲重复频率有效地重复;以及

c) 利用获得的弹性成像数据计算对象的机械特性。

2. 如权利要求 1 所述的方法,其中步骤 c) 包括当计算机械特性时考虑连续的超声波束集的发射之间的时间偏移。

3. 如权利要求 2 所述的方法,其中考虑时间偏移包括:将利用相同的超声脉冲子集但在步骤 b) ii) 的不同的重复中所采集的数据插值到共同的时间网格。

4. 如权利要求 2 所述的方法,其中步骤 c) 中的计算机械特性包括:通过利用峰值时间和互相关方法中的至少一种方法估计所述至少一个剪切波中的检测点之间的时延,来计算剪切波速。

5. 如权利要求 4 所述的方法,其中计算时延包括考虑时间偏移。

6. 如权利要求 1 所述的方法,其中多个不同区域中的至少一些区域至少部分地重叠。

7. 如权利要求 1 所述的方法,其中每个连续发射的超声波束集是由与发射前一超声波束集的换能器元件子群空间相邻的一换能器元件子群发射的。

8. 如权利要求 1 所述的方法,其中每个超声波束集包括多个并行形成的超声波束。

9. 如权利要求 8 所述的方法,其中多个超声波束中的每一个都是聚焦超声波束。

10. 如权利要求 8 所述的方法,其中多个超声波束中的每一个在对象中的不同位置处对至少一个剪切波的运动进行采样。

11. 如权利要求 1 所述的方法,其中步骤 b) 是利用具有低于 1 千赫兹的帧频的超声系统来进行的。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其中超声系统具有低于 100 赫兹的帧频。

13. 如权利要求 1 所述的方法,其中步骤 a) 包括发射多个聚焦超声波束进入对象,多个超声波束中的每一个由不同的换能器元件子群生成。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其中多个聚焦超声波束跨过超声换能器的表面均匀间隔开。

15. 如权利要求 14 所述的方法,其中步骤 c) 包括对步骤 b) 中采集的弹性成像数据施加方向滤波,从而使得以不同方向传播的剪切波之间的干涉大幅减轻。

16. 如权利要求 13 所述的方法,其中通过利用第一换能器元件子群在第一时刻发射聚焦超声波束并在连续不同的时间点平移聚焦超声波束至空间相邻的换能器元件子群,来发射多个聚焦超声波束。

17. 一种利用具有超声换能器的超声系统来测量一对象的机械特性的方法,其中所述超声换能器包括多个换能器元件,该方法包括以下步骤:

- a) 通过以下步骤在对象中引起至少一个剪切波：
 - i) 将超声换能器中的换能器元件划分为多个换能器元件子群；
 - ii) 发射多个聚焦超声波束,每个聚焦超声波束是由单个换能器元件子群发射的；
 - b) 通过发射检测超声波束至对象中并接收响应于此的回波信号,获得来自对象的弹性成像数据;以及
 - c) 利用获得的弹性成像数据来计算对象的机械特性。
18. 如权利要求 17 所述的方法,其中步骤 a) ii) 包括同时发射多个聚焦超声波束。
19. 如权利要求 17 所述的方法,其中步骤 a) ii) 包括每次发射一个聚焦超声波束,并且其中每个连续发射的聚焦超声波束是由与生成前一个聚焦超声波束的换能器元件子群空间相邻的一换能器元件子群生成的。
20. 如权利要求 17 所述的方法,其中步骤 b) 包括：
 - i) 将超声换能器中的换能器元件划分为多个换能器元件子群；
 - ii) 利用不同的换能器元件子群连续地发射一组超声波束,从而连续地发射超声至对象中的不同区域；
 - iii) 以一脉冲重复频率来重复步骤 ii) 从而每个超声波束集以脉冲重复频率有效地重复。

通过利用超声换能器元件的子群发射超声来进行剪切波弹性成像的系统和方法

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求于 2012 年 10 月 7 日提交的、名称为“用于利用低帧频成像器来进行剪切波弹性成像的系统和方法 (SYSTEM AND METHOD FOR SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY WITH LOW FRAME RATE IMAGERS)”的美国临时专利申请序列号 61/710,744 的权益。

关于联邦政府资助研究的声明

[0002] 本发明在国家卫生学院授予的 EB002167 和 DK082408 政府支持下完成。政府在本发明中具有一定的权利。

背景技术

[0003] 本发明的领域是用于超声成像的系统和方法。更加特别地,本发明涉及利用超声进行剪切波弹性成像 (elastography) 的系统和方法。

[0004] 剪切波能够用于评估组织的粘弹性,它是组织病理学的灵敏生物标记。为了进行二维超声剪切波弹性成像,需要帧频为几千赫的超声成像系统来捕获快速移动的剪切波。利用常规的超声成像系统是不可行的,其通常具有小于 100Hz 的帧频,并且二维图像一行一行地形成。因而,需要提供一种能够利用常规超声成像系统进行二维剪切波弹性成像的系统和方法。

发明内容

[0005] 本发明通过提供一种利用具有超声换能器的超声系统来测量对象的机械特性的方法而克服了上述缺陷,其中超声换能器包括多个换能器元件。至少在对象中引起一个剪切波,并且从对象获得弹性成像数据。弹性成像数据是通过下列步骤而获得的:将超声换能器中的换能器元件划分成换能器元件的多个子群;相继地利用换能器元件的不同子群发射一组超声波束,从而相继地传递超声至对象中的不同区域;并且以脉冲重复频率来重复该过程,从而每组超声波束以该脉冲重复频率有效地重复。随后从所获得的弹性成像数据,能够计算对象的机械性质。

[0006] 本发明的另一方面是提供一种利用具有超声换能器的超声系统来测量对象的机械特性的方法,其中超声换能器包括多个换能器元件。通过将超声换能器中的换能器元件划分成换能器元件的多个子群并发射多个聚焦超声波束,在对象中引起至少一个剪切波,每个聚焦超声波束由换能器元件的单个子群来发射。通过将检测超声波束传送到对象中并接收所响应的回波信号,从对象获得弹性成像数据。然后利用所获得的弹性成像数据来计算对象的机械特性。

[0007] 本发明的前述和其它方面和优势将从下面描述而变得明显。在说明书中,参照形成说明书一部分的附图,并且在附图中以示出本发明优选实施方式的方式示出。然而这些实施方式并不一定代表本发明的整个范围,并因而参照权利要求书以及在这里解释了本发明的范围。

附图说明

- [0008] 图 1 是多个超声波束集的示意图,每个包含由超声换能器发射的多个超声波束 ;
- [0009] 图 2 是利用图 1 的多个超声波束集的脉冲时序图的实例 ;
- [0010] 图 3 是利用插值法来对准不同超声波束集的时间网格的实例 ;
- [0011] 图 4 是剪切波波阵面的延迟时间的实例 ;
- [0012] 图 5 是剪切波波阵面的另一延迟时间的实例 ;
- [0013] 图 6 是以梳状模式同时发射的多个聚焦超声推进波束的示意图 ;
- [0014] 图 7 是沿横向快速平移以产生剪切波的聚焦超声推进波束的示意图 ;以及
- [0015] 图 8 是同时发射的多个聚焦超声推进波束的示意图,其中每个超声推进波束由不同尺寸的换能器元件的子群产生。

具体实施方式

[0016] 这里描述了利用推进和 / 或检测超声波束进行剪切波弹性成像的系统和方法,超声波束是由超声换能器中的可用数目的换能器元件的子集产生的。这些技术相比目前可用的剪切波弹性成像方法而言提供了多种优势,包括能够利用标准、低帧频超声成像系统以及能够测量整个视场、而不仅是那些未生成推进波束的区域的剪切波速。

[0017] 高端的常规超声成像系统能够利用平行波束形成对来自单次传送的多条线进行成像。超声成像的脉冲重复频率 (PRF) 和脉冲重复间隔 (PRI) 由图像的最大深度来确定。设定成像深度为 30mm,往返超声传播时间为 :

$$\frac{2 \cdot 30[\text{mm}]}{1.54[\frac{\text{mm}}{\mu\text{s}}]} = 39[\mu\text{s}] \quad (1)$$

[0018] 加上波束形成和其它开销时间延迟,50 μs 的 PRI (PRF = 20kHz) 是可行的。发明人已发现,对于二维剪切波弹性成像,在每个空间位置的检测 PRF 可以小于 1kHz。也就是说,利用 1kHz 作为示例,足以在相同的空间位置每 1000 微秒仅一次地进行剪切波弹性成像检测。因而,能够利用平行波束形成检测在多个位置顺序地进行剪切波弹性成像,而在每个位置保持 PRF 为 1kHz。

[0019] 现参照图 1,示出了由超声系统生成的超声波束序列的实例,以在每个空间位置产生期望的 PRF。例如,超声波束序列包括 N 个集, S_1, \dots, S_N 102,每个由 M 个波束 B_1, \dots, B_M 104 并行形成。该序列随后以脉冲重复频率重复期望的次数 P。

[0020] 举例来说,每个超声波束集 S_n 可包括并行形成的多个波束 B_m 。例如,每个超声波束集可包括并行形成的四个波束,并且在每个脉冲序列期间 20 个波束集可用于 80 个不同位置的全部采样。利用该方法,能够在由 $M \cdot N$ 个空间位置覆盖的二维区域内检测剪切波动,其中每个空间位置的有效 PRF 为 1kHz。设定采用对于 5MHz 线性阵列超声换能器而言典型的 0.3mm 的行距,二维剪切波弹性成像能够利用该技术在 30mm 深、24mm 宽的区域内进行。在其它实施中,每个超声波束集仅包括单个超声波束。因此,能够测量其机械特性的感兴趣区域将小于平行波束形成的区域。

[0021] 图 2 中示出了图 1 中示出的脉冲序列重复 P 次的示例脉冲序列计时。在时间 $t =$

0 μ s, 波束集 $S_{1,1}$ 的发射用于追踪由构成波束集 $S_{1,1}$ 的波束 B_m 所限定的波束位置处的剪切波动。例如, 当波束集 $S_{1,1}$ 由四个波束组成时, 将追踪四个位置处的剪切波动。在生成波束集 $S_{1,1}$ 后的预设时间, 生成波束集 $S_{2,1}$, 以检测由波束集 $S_{2,1}$ 的波束 B_m 所限定的波束位置处发生的剪切波动。例如, 预设时间可以是 50 微秒。在下次发射循环中, 再次发射第一波束集。因此, 该波束集 $S_{1,2}$ 在时间 $t = 1000 \mu$ s 时以 1kHz 的 PRF 发射。脉冲序列重复直至时间 $t = P \cdot 1000 \mu$ s 时进行第 P 次重复为止。

[0022] 二维剪切波弹性成像区域的大小由超声系统的平行波束形成能力和每个空间位置处所需的 PRF 来决定。例如, 如果什么都不改变的话, 六波束平行检测能够允许 36mm 的图像宽度。能够预期的是, 在更硬的组织中所需的 PRF 会更高。在此情形中, 二维剪切波弹性成像区域将减小尺寸以保持更高的 PRF。因而, 传统成像器上的实现会最终得到随不同应用而改变尺寸的感兴趣区域。这一结果类似于目前超声扫描仪中的二维彩色成像方法。

[0023] 应当指出的是, 虽然上述提出的描述关于一维阵列换能器而做出, 这些理念也能够容易地用于具有更高维度的换能器, 例如二维阵列换能器。

[0024] 应当指出的是, 尽管在每个位置处的 PRF 为 1kHz, 但不同的位置在不同的时间网格被采样。参照图 2, 波束集 $S_{1,p}$ 中的四个波束位置在下述时间进行采样:

$$t = 0, 1000, 2000, \dots, P \cdot 1000 \mu \text{ s}.$$

[0025] 波束集 $S_{2,p}$ 中的波束在下述时间进行采样:

$$t = 50, 1050, 2050, \dots, (P \cdot 1000) + 50 \mu \text{ s}.$$

[0026] 在剪切波弹性成像重建中需要考虑各个位置之间的小的时间延迟。下面提供了两种用于计算这种延时的示例方法。

[0027] 用于补偿上面提到的延迟时间一种示例方法是在每个位置处从 PRF 到 $N \cdot \text{PRF}$ (例如, 从 1kHz 到 20kHz) 对时间信号进行插值, 并且针对所有位置采用相同的时间网格。如图 3 中所示, 正方形表示在由波束集 S_1 至 S_N 覆盖的位置处超声检测的时间实例。每个波束在 1kHz 的 PRF 处采样, 但在相邻波束之间存在 50 μ s 的时移。对每个波束向后插值至 20kHz, 对准并校准每个波束的时间网格。插值点在图 3 中用填充的圆圈来表示。

[0028] 参照图 4, (a) 和 (b) 中的三角波表示插值之后在两个位置 x 和 y 处检测到的剪切波信号, 从而两个信号均起始于同一时刻。方向 $x \rightarrow y$ 是剪切波传播的方向。能够利用峰值时间 (time-to-peak)、互相关、或其它方法来计算 (a) 和 (b) 之间剪切波的时延 Δt 。因此, 能够通过下面的式子计算剪切波速:

$$c_s = \frac{|y-x|}{\Delta t} \quad (2)$$

[0029] 其中 $|y-x|$ 是位置 y 和位置 x 之间的距离。

[0030] 用于补偿上面提到的延迟时间的另一种示例方法是当计算剪切波速时考虑延迟时间。参照图 5, (a) 和 (b) 中的三角波表示在两个位置 x 和 y 处检测到的剪切波信号, 其中方向 $x \rightarrow y$ 是剪切波传播的方向。能够利用峰值时间、互相关、或其它方法来计算 (a) 和 (b) 之间剪切波的时延 Δt 。如上面所解释的那样, 在不同的时间网格检测不同位置处的剪切波。设定位置 x 处的剪切波检测起始于时间 $t = 0$, 如 (a) 中所示, 并且位置 y 处的剪切波检测起始于时间 $t = \delta$, 如 (b) 中所示, 位置 x 和 y 处剪切波之间的实际延迟 ΔT 为:

$$\Delta T = (\Delta t + \delta) \quad (3)$$

[0031] 举例来说,如果 x 位于波束集 S_1 中的一个波束上,而 y 位于波束集 S_3 中的一个波束上,那么

$$\delta = (3-1) \cdot \Delta t = 2 \cdot 50 = 100 \mu s \quad (4)$$

[0032] 则剪切波速 c_s 就能够如下计算:

$$c_s = \frac{|y-x|}{\Delta T} \quad (5)$$

[0033] 其中, $|y-x|$ 仍是位置 y 和位置 x 之间的距离。

[0034] 应当指出的是,追踪波束集 S_1, \dots, S_N 不需要是空间顺序序列;相反,追踪波束集可置以不同的空间顺序。例如,追踪波束集 S_1 可置于图像的左端,而追踪波束集 S_2 可置于图像的右端,其中奇数编号的波束集从波束集 S_1 开始紧接着顺序向内到达图像中心,而偶数编号的波束集从波束集 S_2 开始紧接着顺序向内到达图像中心。

[0035] 此外,两个或多个波束集能够同时发射以减少覆盖期望尺寸的二维区域所需的发射-检测事件的数量。该方法具有增大每个波束集位置处检测的有效 PRF 的优势。例如,波束集 S_1 和 S_{10} 能够同时发射和检测,然后是波束集 S_2 和 S_{11} 同时,直到覆盖全部 N 个波束集为止。这一过程可适时再次重复。

[0036] 还应当指出的是,每个波束集将由一组换能器元件发射。不同波束集可具有相同或不同的换能器元件。例如,在线性阵列或曲线阵列超声换能器中,元件 1 至 32 可用于波束集 S_1 ,而元件 8 至元件 40 可用于波束集 S_2 ,等等。在具有 64 个元件的相控阵列换能器的另一实例中,相同的 64 个元件可通过操纵不同的波束集覆盖不同的区域而用于发射从 S_1 到 S_N 的全部波束集。

[0037] 上面的教导用于通过测量沿剪切波传播方向上两个或多个位置处检测到的剪切波之间的时延来计算剪切波速。相同的理念能够用于剪切波弹性成像的其它方法,例如直接反转和频率依赖性方差分析。此外,该方法能够用于由诸如心脏活动的生理活动、机械振动、以及来自单聚焦波束、单未聚焦波束、多聚焦波束、或多未聚焦波束的超声辐射力而产生的剪切波。

[0038] 已经描述了利用超声换能器中可用换能器元件的子集发射超声检测波束的应用,现在将讨论利用换能器元件子集来输送超声推进波束的技术。

[0039] 当超声推进波束发射至对象中时,生成剪切波并从推进波束以相反方向向外传播。因此,在推进波束区域内不生成剪切波,这意味着剪切波速不能在生成推进波束的区域内测量。此外,由超声推进波束产生的剪切波在经过短的传播距离后迅速衰减。因此,由单个推进波束产生的剪切波仅能对很小的感兴趣区域成像;因而,在这些情形中,需要多次推进-检测采集以拼合具有大视场 (FOV) 的图像。

[0040] 如共同待批的 PCT 申请公开 W02012/116364、名称为“利用未聚焦超声的超声激励技术 (Ultrasound Vibrometry with Unfocused Ultrasound)”所述的,其全部内容通过引入包含于此,未聚焦超声波束的梳状集能够用于利用一次快速数据采集提供全 FOV、二维剪切波速图。该方法被称为梳状推进超声剪切弹性成像 (“CUSE”)。

[0041] 在 CUSE 中,多个未聚焦超声推进波束用于在剪切波弹性成像组织中生成剪切波。针对每个推进波束仅使用一个换能器元件子集;因而,多个元件子集能够用于不同的空间位置,以同时发射多个推进波束。在 CUSE 中,每个推进波束产生的剪切波能够作为单个推

进波束的单独实现。

[0042] 利用 CUSE, 来自不同推进波束的剪切波彼此干涉并最终充满整个视场 (“FOV”)。为了实现鲁棒的剪切波速估计, 可以使用方向滤波器从干涉的剪切波模式中提取从左向右 (“LR”) 传播的剪切波和从右向左 (“RL”) 传播的剪切波。可以使用基于渡越时间的剪切波速估计方法在每个像素处从 LR 波和 RL 波重新获得局部剪切波速。然后, 最终的剪切波速图可由 LR 速度图和 RL 速度图结合。因为梳状推进脉冲在所有的图像像素处产生具有高振幅的剪切波运动, 包括在推进波束区域, “无源” 区域处的剪切波速和推进波束区域处的剪切波速都能够重新获得。

[0043] 因而, CUSE 使得能够仅利用一次数据采集实现剪切弹性图的全 FOV 二维重建。为了改善声音辐射穿透力和生成更强的剪切波进入更深组织 (即, 肝脏和肾脏), 能够利用聚焦超声推进波束来修改先前的 CUSE 方法。利用聚焦超声推进波束促进组织内深处位置处较强剪切波的生成。在组织深处位置处生成较强剪切波的能力会导致相比利用未聚焦波束的 CUSE 而言针对剪切波弹性成像的更高 SNR。

[0044] 在一种配置中, 如图 6 中所示出, 换能器元件划分成许多子群, 例如四个子群, 每个子群同时发射聚焦超声波束。该技术被称为聚焦 CUSE 或 “F-CUSE”。正如所提到的, 在 F-CUSE 中, 换能器元件被划分为 N 个子群, 其中每个子群包括一个或多个换能器元件。

[0045] 作为 F-CUSE 技术的一个实例, 128 个元件的超声换能器分为四个子群, 每个有 32 个换能器元件。在 F-CUSE 中, 所有的子群同时发射聚焦超声波束以形成梳状推进模式超声场。在一个实例中, 推进脉冲波束的持续时间大约为 $600 \mu s$ 。

[0046] 在另一配置中, 换能器元件划分为具有重叠元件的许多子群, 并且用于发射超声波束的子群沿横向方向快速变化。正在激励的换能器元件子群的这种 “行进” 的结果就是在连续不同的水平位置提供聚焦超声推进波束。该技术被称为行进式 CUSE 或 “M-CUSE”。

[0047] 作为 M-CUSE 技术的一个实例, 如图 7 中所示, 128 个元件的超声换能器可分为四个重叠子群, 每个有 64 个元件。然后, 第一子群在第一时间 t_1 发射单个聚焦推进波束。如果期望的是控制由于利用重叠的换能器元件进行重复发射导致的组织或换能器发热, 该推进波束的持续时间比 F-CUSE 或传统 CUSE 中使用的更短。作为示例, M-CUSE 中推进波束的持续时间大约为 $200 \mu s$ 。推进波束持续时间基于考虑换能器元件子群之间存在多少重叠来选择。例如, 持续时间可选定为使得重叠子群中任意给定的换能器元件未在连续的持续时间内被激励, 这会导致该元件过热。

[0048] 在发射第一个推进波束后, 利用第二元件子群在第二时刻 t_2 发射第二推进波束。这持续至第三和第四子群。通常在连续推进波束之间存在小的持续时间。例如, 在连续推进波束之间能够具有 $15 \mu s$ 的延迟。在这一短暂的持续时间内, 剪切波在软组织内传播仅约 0.45mm , 这是换能器中单个换能器元件尺寸的约 1.5 倍。因而, 通常, 在所有聚焦推进波束发射之后, 连续推进波束之间剪切波传播的数量对于整个子群而言是可以忽略不计的。

[0049] 应当指出的是, F-CUSE 或 M-CUSE 技术的每个推进波束可具有不同数量的发射元件并且可在不同深度聚焦。此外, M-CUSE 技术的每个推进事件可包括利用多于一个推进波束。在图 8 所示的实例中, 推进波束 1 (具有较少元件) 和 2 (具有较多元件) 在时刻 t_1 同时发射, 随后推进波束 3 和 4 在时刻 t_2 同时发射。这一组合推进将在所有深度和所有横向位置处产生较强的剪切波以用于剪切波检测和处理。还应当指出的是, M-CUSE 中的推进波

束可具有不同的推进持续时间并且能够以任意顺序发射（例如，以相比于图 7 中所示的顺序 1 → 2 → 3 → 4 不同的顺序 1 → 4 → 3 → 2）。

[0050] 类似于原始的 CUSE 方法，F-CUSE 和 M-CUSE 都能够生成梳状类型超声推进波束，其引起具有干涉的复杂剪切波场。因而，Manduca 等人在《Medical Image Analysis》2003 年第 7 卷第 4 期第 465-473 页的“用于 MR 弹性图像改进反转的时空方向性滤波 (Spatio-Temporal Directional Filtering for Improved Inversion of MR Elastography Images)”中描述的方向滤波能够用于将剪切波无干涉地分至多个方向，从而能够在 FOV 内的每个成像像素处实现鲁棒的剪切波估计。

[0051] 在梳状推进发射后，能够利用平面波成像模式，其中所有的换能器元件输送超声以检测传播的剪切波。可替代地，也可使用上述的检测方案。

[0052] 已经以一个或多个优选实施方式描述了本发明，并且应当理解的是，除了那些明确陈述的，许多等同选择、替代选择、变化和修改都是可能的并且落在本发明的范围之内。

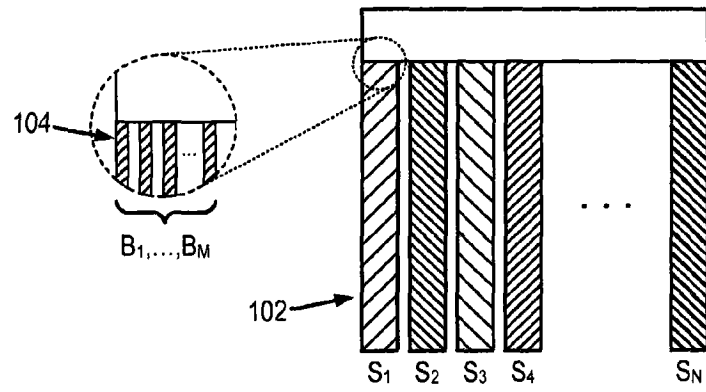


图 1

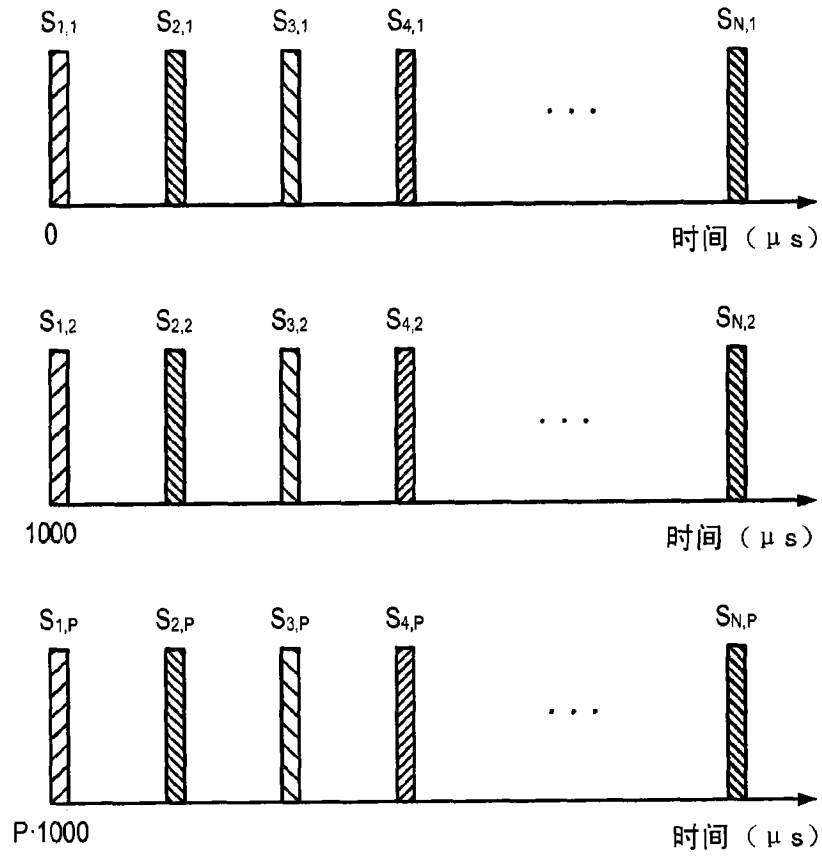


图 2

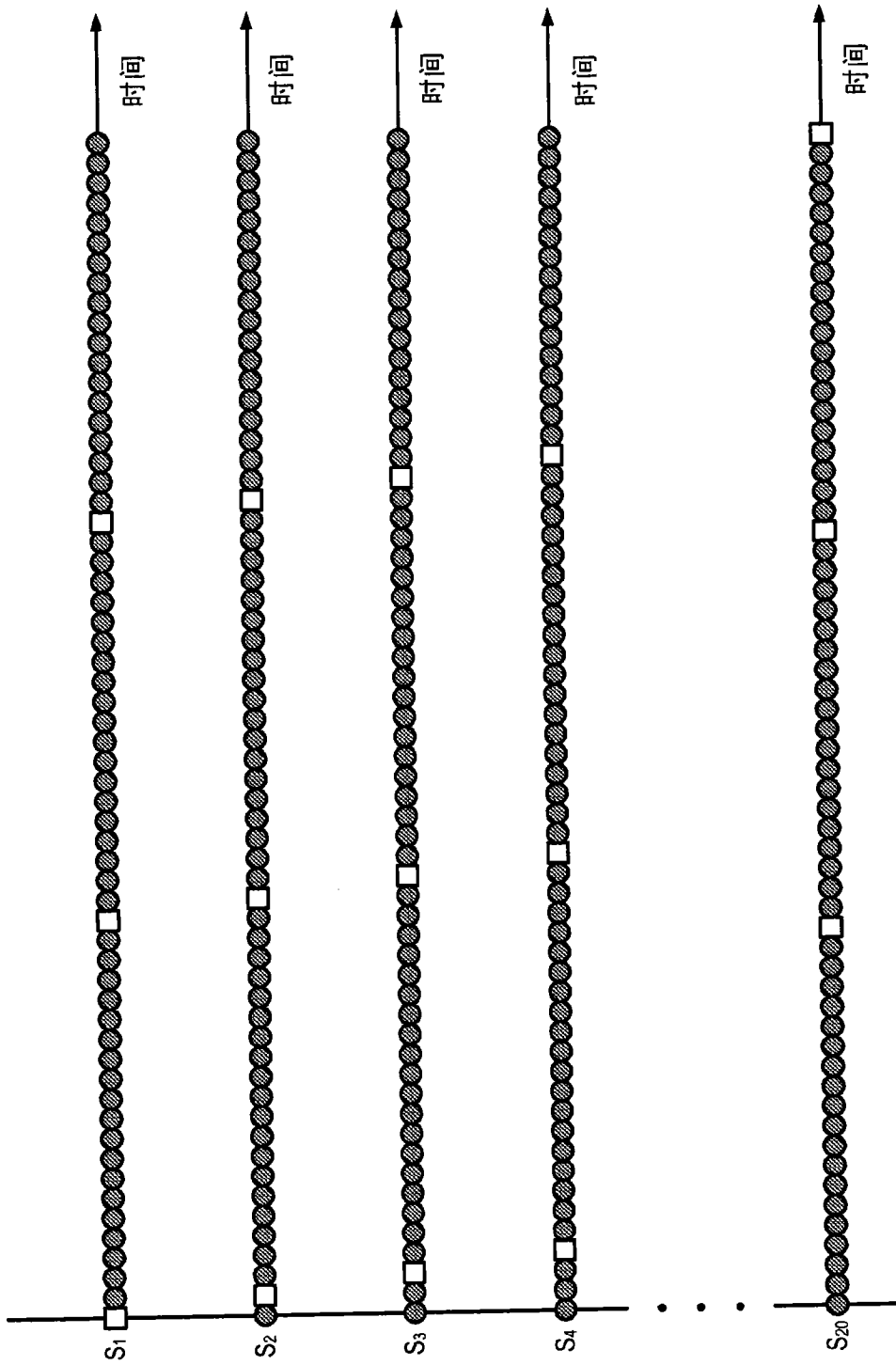


图 3

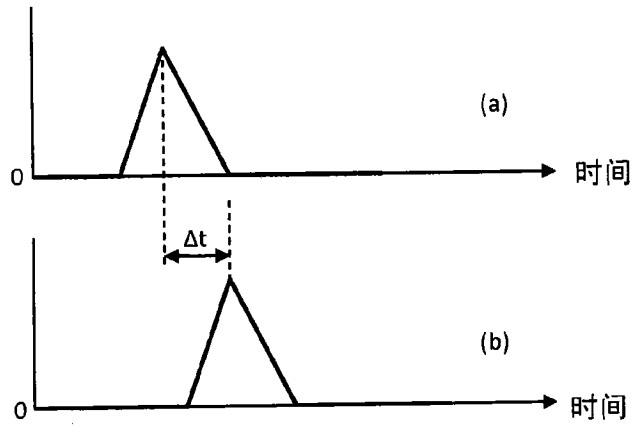


图 4

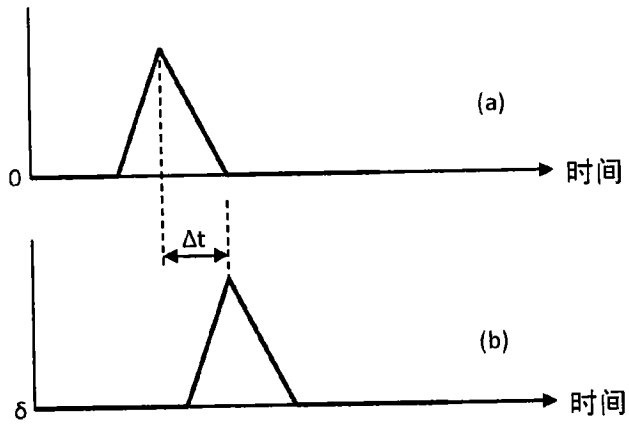


图 5

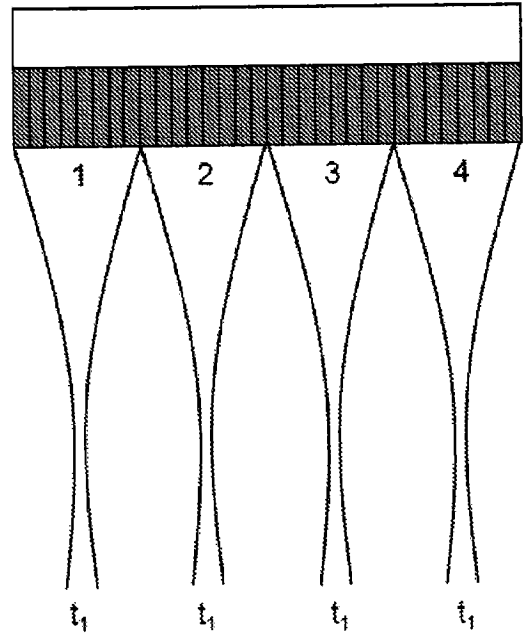


图 6

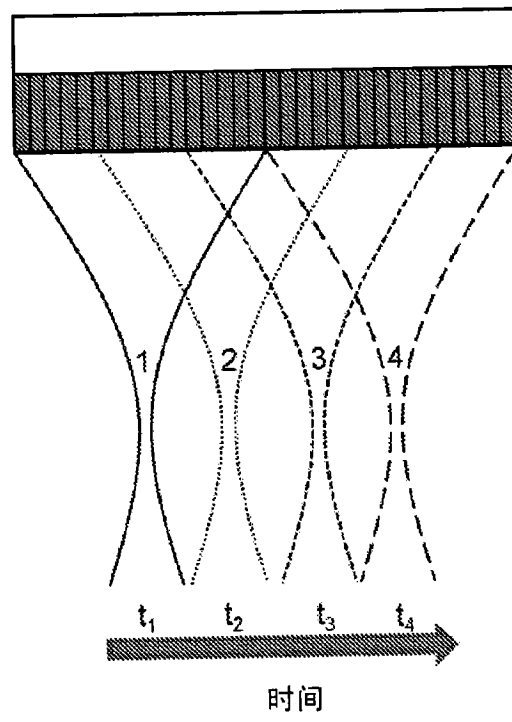


图 7

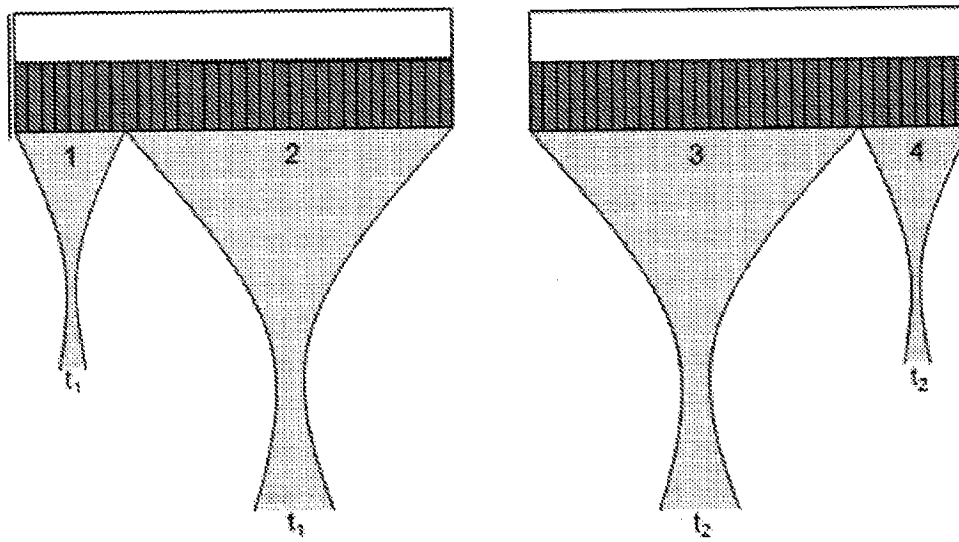


图 8

专利名称(译)	通过利用超声换能器元件的子群发射超声来进行剪切波弹性成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN104363836A	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	CN201380024980.2	申请日	2013-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
当前申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
[标]发明人	JF格林利夫 S陈 P宋		
发明人	J·F·格林利夫 S·陈 P·宋		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/4494 A61B8/08 G01N29/07 G01N29/262 G01N2291/011 G01N2291/02475 G01N2291/02827 G01N2291/0422 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S7/5209 G01S15/8915 G01S15/8927 A61B8/5223		
代理人(译)	李玲		
优先权	61/710744 2012-10-07 US		
其他公开文献	CN104363836B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

利用推进和/或检测超声波束进行剪切波弹性成像的系统和方法，其中超声波束是由超声换能器中可用数目的换能器元件的子集生成的。这些技术与目前可用的剪切波弹性成像方法相比提供了一些优势，包括能够利用标准、低帧频超声成像系统以及能够贯穿整个视场、而不是仅那些未生成推进波束的区域来测量剪切波速。

