



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103908289 B

(45)授权公告日 2019.11.12

(21)申请号 201210593023.9

(22)申请日 2012.12.31

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103908289 A

(43)申请公布日 2014.07.09

(73)专利权人 GE医疗系统环球技术有限公司
地址 美国威斯康星州

(72)发明人 唐露 程刚 韩晓东 沈亮

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 姜甜 朱海煜

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

(56)对比文件

W0 2012/080913 A1,2012.06.21,
W0 2012/080913 A1,2012.06.21,
US 2010/0286520 A1,2010.11.11,
CN 101431942 A,2009.05.13,

审查员 熊狮

权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统

(57)摘要

本发明名称为“消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统”。本发明提供了一种用于消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统。该方法包括：沿推动脉冲向量发射推动脉冲；在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲；接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号；处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息；在与推动脉冲向量相邻的第二组多个位置处发射第二组聚焦跟踪脉冲；接收响应于第二组聚焦跟踪脉冲的第二组聚焦回波信号；处理第二组聚焦回波信号以确定随时间变化的第二组组织位移信息。根据本发明，能够消除剪切波所包含的背景噪声，降低推动脉冲的持续时间和电压。



1. 一种用于操作超声成像系统以消除剪切波中的背景噪声的方法,包括:
沿推动脉冲向量发射推动脉冲;
在远离所述推动脉冲向量的第一组多个位置处间隔轮流发射第一组聚焦跟踪脉冲;
接收响应于所述第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号;
处理所述第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息;
在与所述推动脉冲向量相邻的第二组多个位置处间隔轮流发射第二组聚焦跟踪脉冲;
接收响应于所述第二组聚焦跟踪脉冲的第二组聚焦回波信号;
处理所述第二组聚焦回波信号以确定随时间变化的第二组组织位移信息;以及
用所述第二组组织位移信息减去所述第一组组织位移信息,得到相减后的一组组织位移信息。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一组多个位置中位置的数量与所述第二组多个位置中位置的数量相等。
3. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一组多个位置和所述第二组多个位置中位置的数量都是2。
4. 根据权利要求2所述的方法,其中所述第一组多个位置和所述第二组多个位置中位置的数量都大于2。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中所述第一组多个位置中位置的数量与所述第二组多个位置中位置的数量不相等。
6. 根据权利要求1所述的方法,进一步包括:
根据所述相减后的一组组织位移信息计算剪切波速度值。
7. 根据权利要求6所述的方法,进一步包括:
根据所述剪切波速度值计算杨氏模量。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中所述背景噪声来自于病人的心脏运动或呼吸运动。
9. 一种超声成像系统,包括超声探头,所述超声探头能够:
沿推动脉冲向量发射推动脉冲;
在远离所述推动脉冲向量的第一组多个位置处间隔轮流发射第一组聚焦跟踪脉冲;
接收响应于所述第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号,
所述超声成像系统能够处理所述第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息;
在与所述推动脉冲向量相邻的第二组多个位置处发射第二组聚焦跟踪脉冲;
接收响应于所述第二组聚焦跟踪脉冲的第二组聚焦回波信号,
处理所述第二组聚焦回波信号以确定随时间变化的第二组组织位移信息;以及
用所述第二组组织位移信息减去所述第一组组织位移信息,得到相减后的一组组织位移信息。
10. 根据权利要求9所述的超声成像系统,其中所述第一组多个位置中位置的数量与所述第二组多个位置中位置的数量相等。
11. 根据权利要求10所述的超声成像系统,其中所述第一组多个位置和所述第二组多个位置中位置的数量都是2。
12. 根据权利要求10所述的超声成像系统,其中所述第一组多个位置和所述第二组多

个位置中位置的数量都大于2。

13. 根据权利要求9所述的超声成像系统, 其中所述第一组多个位置中位置的数量与所述第二组多个位置中位置的数量不相等。

14. 根据权利要求9所述的超声成像系统, 其中所述超声成像系统还能够根据所述相减后的一组组织位移信息计算剪切波速度值。

15. 根据权利要求14所述的超声成像系统, 其中所述超声成像系统还能够根据所述剪切波速度值计算杨氏模量。

16. 根据权利要求9所述的超声成像系统, 其中背景噪声来自于病人的心脏运动或呼吸运动。

消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明一般地涉及超声检测领域,更特别地涉及一种用于消除剪切波中的背景噪声的方法、设备和包括该设备的超声成像系统。

背景技术

[0002] 超声检测是现代医疗领域常用的一种检测手段。

[0003] 当声波在异质介质中传播时,产生声脉冲辐射力(Acoustic radiation force)。声脉冲辐射力能够表征组织的生物机械弹性。这一点引起了在材料科学和医疗诊断领域的研究兴趣。

[0004] 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。

[0005] 一种方案是剪切波测量。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。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。

[0006] ARFI(声脉冲辐射力成像)使用聚焦超声向小的组织体积产生辐射力。然后,使用常规的超声跟踪组织的剪切波位移,通过使用基于超声相关的方法计算组织弹性。使用ARFI方法的图像提供了组织的机械冲激响应信息,相对于B模式(黑白模式)能够改善对比度,特别是在肺部和胸部应用中。当组织发生病理学改变时,其弹性可能显著变化。很多临床研究表明,组织的弹性性质对于癌症诊断和治疗评估而言是很有用的信息。ARFI图像与B模式图像互补,是用于表征组织机械性质的有用方法。

[0007] 但是,ARFI也具有其自身的缺点。其主要缺点在于,剪切波振幅很低,只有大约10 μ m。其容易对诸如系统电子噪声和病人运动之类的噪声敏感,特别是对心脏运动或呼吸运动

敏感,这会影响剪切波位移估计。在现有技术中,解决这个问题的方法是增加波束的发射电压或者增加其持续时间。这将显著增加声输出功率,甚至增加到超出FDA(美国食品药品监督管理局)限制。

[0008] 本发明的目的正是解决这一问题。

发明内容

[0009] 为实现上述目的,本发明提供了一种用于消除剪切波中的背景噪声的方法,包括:沿推动脉冲向量发射推动脉冲;在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲;接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号;以及处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。

[0010] 本发明还提供了一种超声成像系统,包括超声探头,该超声探头能够:沿推动脉冲向量发射推动脉冲;在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲;接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号,该超声成像系统能够处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。

[0011] 本发明可以应用于ARFI超声系统中。根据本发明,能够消除剪切波所包含的背景噪声,降低推动脉冲的持续时间和电压。

附图说明

[0012] 根据下文中参考附图而进行的详细描述,本发明的上述和其他的目的和特征将变得明显,其中:

[0013] 图1A和图1B是本发明的原理的示意图;

[0014] 图2是根据本发明一个实施例的用于消除剪切波中的背景噪声的方法的示意图;并且

[0015] 图3是根据组织位移信息计算剪切波速度值的原理的示意图。

[0016] 在这些附图中,使用相同的参考标号来表示相同或相似的部分。

具体实施方式

[0017] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行进一步说明。

[0018] 下面包括在此采用的所选择的术语的定义。这些定义包括落入术语的范围内并且可以用于实现的组件的各种示例和/或形式。示例并非旨在进行限制。这些定义可以包括术语的单数和复数形式两者。

[0019] 对“一个实施例”、“实施例”、“一个示例”、“示例”等等的引用表明如此描述的实施例或示例可以包括特定特征、结构、特性、性质、元素或限度,但并非每个实施例或示例都必然包括特定特征、结构、特性、性质、元素或限度。另外,重复使用短语“在一个实施例中”虽然有可能是指代相同实施例,但并非必然指代相同实施例。

[0020] 为简单起见,以下描述中省略了本领域技术人员公知的某些技术特征。

[0021] 图1A和图1B是本发明的原理的示意图。在图1A和图1B中,标号10为超声探头,标号11为病人身体或仿体,Push为推动脉冲,Track1和Track2为一组跟踪脉冲,Track1'和Track2'为另一组跟踪脉冲。

[0022] 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。

[0023] 在传统的ARFI图像中,推动脉冲与彩色多普勒脉冲类似。推动脉冲应当足够长以便在组织中生成剪切波。在推动脉冲之后,是一系列的跟踪脉冲,这些跟踪脉冲与常规的B脉冲类似。在现有技术中,跟踪脉冲总是与推动脉冲的位置接近。

[0024] 根据本发明,跟踪脉冲对具有两个不同的位置。一个位置如图1A中的Track1和Track2所示,跟踪脉冲Track1和Track2的位置都远离推动脉冲Push,以便收集组织中的噪声。组织中的剪切波会快速衰减。于是,在该位置中,剪切波已经衰减掉,因此将没有剪切波,而只有噪声。

[0025] 另一个位置与现有技术中相同,如图1B中的Track1'和Track2'所示,以便收集包括噪声的剪切波。

[0026] 最后,将第二个位置的信号与第一个位置的信号相减。相减的结果即为不含噪声的剪切波。从而,可以消除组织中的噪声的影响。

[0027] 图2是根据本发明一个实施例的用于消除剪切波中的背景噪声的方法200的示意图。

[0028] 根据本发明的一个实施例,方法200可以包括步骤210-240。

[0029] 在步骤210中,沿推动脉冲向量发射推动脉冲。根据本发明的一个优选实施例,在一帧中,先发一束较长的push脉冲,在此脉冲的激励下,焦点组织会产生横向传播的剪切波。

[0030] 在步骤220中,在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲。该第一组聚焦跟踪脉冲可以对应于图1中的Track1和Track2。根据本发明的一个优选实施例,可以在Track1和Track2两个波束的位置间隔轮流发射若干条Track1和Track2,其中Track1和Track2的发射时间间隔一定且已知,Track1和Track2的物理距离一定且已知。

[0031] 在步骤230中,接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号。例如,可以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。

[0032] 在步骤240中,处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。由于第一组聚焦跟踪脉冲的位置远离推动脉冲,因此剪切波已经衰减掉。该第一组组织位移信息中包含组织中的背景噪声引起的位移但不包含剪切波传播引起的位移。

[0033] 根据本发明的另一实施例,方法200还可以包括步骤250-280。

[0034] 在步骤250中,在与推动脉冲向量相邻的第二组多个位置处发射第二组聚焦跟踪脉冲。该第二组聚焦跟踪脉冲可以对应于图1中的Track1'和Track2'。根据本发明的一个优选实施例,可以在Track1'和Track2'两个波束的位置间隔轮流发射若干条Track1'和Track2',其中Track1'和Track2'的发射时间间隔一定且已知,Track1'和Track2'的物理距离一定且已知。

[0035] 在步骤260中,接收响应于第二组聚焦跟踪脉冲的第二组聚焦回波信号。

[0036] 在步骤270中,处理第二组聚焦回波信号以确定随时间变化的第二组组织位移信

息。该第二组组织位移信息中包含剪切波传播引起的位移和组织中的背景噪声引起的位移。这些背景噪声例如来自于病人的心脏运动或呼吸运动。

[0037] 在步骤280中,用第二组组织位移信息减去第一组组织位移信息,得到相减后的一组组织位移信息。相减后的这一组组织位移信息仅包括剪切波信号所引起的组织位移,从而消除了剪切波信号中的背景噪声。

[0038] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置中位置的数量与第二组多个位置中位置的数量相等。

[0039] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置和第二组多个位置中位置的数量都是2,如图1A和图1B所示。

[0040] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置和第二组多个位置中位置的数量相等且都大于2。在该实施例中,可以先对每一组位置中不同位置所对应的组织位移信息求平均,从而使得每一组组织位移信息所包括的组织位移信息的数量为2。例如,第一组位置包括3个位置,分别对应于跟踪脉冲Track1、Track2、Track3,第二组位置包括3个位置,分别对应于跟踪脉冲Track1'、Track2'、Track3'。可以对Track1、Track2所对应的组织位移信息求平均,得到Track12,并对Track2、Track3所对应的组织位移信息求平均,得到Track23。由此,得到既包含剪切波又包含噪声的一组组织位移信息Track12、Track23。然后,可以对Track1'、Track2'所对应的组织位移信息求平均,得到Track1'2',并对Track2'、Track3'所对应的组织位移信息求平均,得到Track2'3'。由此,得到只包含噪声不包含剪切波的一组组织位移信息Track1'2'、Track2'3'。最后,用后面的一组组织位移信息Track1'2'、Track2'3'减去前面的一组组织位移信息Track12、Track23,得到只包含剪切波的一组组织位移信息。应当注意,求平均的方式不限于上述方式,而是可以是本领域中已知或将来开发的任何求平均的方式。

[0041] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置中位置的数量与第二组多个位置中位置的数量不相等。在该实施例中,可以先对位置数量更多的那一组组织位移信息求平均,从而使得两组组织位移信息的数量相等。

[0042] 根据本发明的一个实施例,可以根据相减后的一组组织位移信息计算剪切波速度值。例如,可以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。

[0043] 参考图3,图3是根据组织位移信息计算剪切波速度值的原理的示意图。

[0044] 例如,由后处理算法可以计算得到Track1位置处组织随着时间变化的位移,此位移是由于剪切波的传播引起的。同理可得到Track2位置处组织随着时间变化的位移。Track1位置处的位移的最大值 $d_{\max 1}$ 和Track2位置处的位移的最大值 $d_{\max 2}$ 之间的时间差 T 即可作为剪切波从Track1位置处传播到Track2位置处所需的时间,进而可以计算得到剪切波在此组织中的传播速度。具体而言,剪切波速度 $= (d_{\max 1} - d_{\max 2}) / T$ 。

[0045] 根据本发明的一个实施例,可以根据剪切波速度值计算杨氏模量。也就是说,速度变化指示组织具有不同硬度或弹性。由于剪切波的传播速度与组织的杨氏模量之间存在以下关系,因此可以得到杨氏模量:

[0046] 剪切波速度 = $\sqrt{\frac{E}{2(1+\nu)\rho}}$

[0047] 其中E为杨氏模量, ρ 为组织的密度, ν 为泊松比。

[0048] 根据本发明的一个实施例,背景噪声来自于病人的心脏运动或呼吸运动。

[0049] 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。

[0050] 本发明还提供了一种超声成像系统,包括如下超声探头。

[0051] 该超声探头能够沿推动脉冲向量发射推动脉冲。根据本发明的一个优选实施例,在一帧中,先发一束较长的push脉冲,在此脉冲的激励下,焦点组织会产生横向传播的剪切波。

[0052] 该超声探头还能够在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲。该第一组聚焦跟踪脉冲可以对应于图1中的Track1和Track2。根据本发明的一个优选实施例,可以在Track1和Track2两个波束的位置间隔轮流发射若干条Track1和Track2,其中Track1和Track2的发射时间间隔一定且已知,Track1和Track2的物理距离一定且已知。

[0053] 该超声探头还能够接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号。例如,可以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。

[0054] 本发明的超声成像系统能够处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。由于第一组聚焦跟踪脉冲的位置远离推动脉冲,因此剪切波已经衰减掉。该第一组组织位移信息中包含组织中的背景噪声引起的位移但不包含剪切波传播引起的位移。

[0055] 该超声探头还能够在与推动脉冲向量相邻的第二组多个位置处发射第二组聚焦跟踪脉冲。该第二组聚焦跟踪脉冲可以对应于图1中的Track1'和Track2'。根据本发明的一个优选实施例,可以在Track1'和Track2'两个波束的位置间隔轮流发射若干条Track1'和Track2',其中Track1'和Track2'的发射时间间隔一定且已知,Track1'和Track2'的物理距离一定且已知。

[0056] 该超声探头还能够接收响应于第二组聚焦跟踪脉冲的第二组聚焦回波信号。

[0057] 本发明的超声成像系统还能够处理第二组聚焦回波信号以确定随时间变化的第二组组织位移信息。该第二组组织位移信息中包含剪切波传播引起的位移和组织中的背景噪声引起的位移。这些背景噪声例如来自于病人的心脏运动或呼吸运动。

[0058] 本发明的超声成像系统还能够用第二组组织位移信息减去第一组组织位移信息,得到相减后的一组组织位移信息。相减后的这一组组织位移信息仅包括剪切波信号所引起的组织位移,从而消除了剪切波信号中的背景噪声。

[0059] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置中位置的数量与第二组多个位置中位置的数量相等。

[0060] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置和第二组多个位置中位置的数量都是2,如图1A和图1B所示。

[0061] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置和第二组多个位置中位置的数量都大于2。在该实施例中,可以先对每一组位置中不同位置所对应的组织位移信息求平均,从而使得每一组组织位移信息所包括的组织位移信息的数量为2。例如,第一组位置包括3个位置,分别对应于跟踪脉冲Track1、Track2、Track3,第二组位置包括3个位置,分别对应于跟踪脉冲Track1'、Track2'、Track3'。可以对Track1、Track2所对应的组织位移信息求平均,得到Track12,并对Track2、Track3所对应的组织位移信息求平均,得到Track23。由此,得到既包含剪切波又包含噪声的一组组织位移信息Track12、Track23。然后,可以对Track1'、Track2'所对应的组织位移信息求平均,得到Track1'2',并对Track2'、Track3'所对应的组织位移信息求平均,得到Track2'3'。由此,得到只包含噪声不包含剪切波的一组组织位移信息Track1'2'、Track2'3'。最后,用后面的一组组织位移信息Track1'2'、Track2'3'减去前面的一组组织位移信息Track12、Track23,得到只包含剪切波的一组组织位移信息。应当注意,求平均的方式不限于上述方式,而是可以是本领域中已知或将来开发的任何求平均的方式。

[0062] 根据本发明的一个实施例,第一组多个位置中位置的数量与第二组多个位置中位置的数量不相等。在该实施例中,可以先对位置数量更多的那一组组织位移信息求平均,从而使得两组住址位移信息的数量相等。

[0063] 根据本发明的一个实施例,超声成像系统还能够根据相减后的一组组织位移信息计算剪切波速度值。例如,可以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。

[0064] 根据本发明的一个实施例,超声成像系统还能够根据剪切波速度值计算杨氏模量。也就是说,速度变化指示组织具有不同硬度或弹性。由于剪切波的传播速度与组织的杨氏模量之间存在以下关系,因此可以得到杨氏模量:

$$[0065] \quad \text{剪切波速度} = \sqrt{\frac{E}{2(1+\nu)\rho}}$$

[0066] 其中E为杨氏模量, ρ 为组织的密度, ν 为泊松比。

[0067] 根据本发明的一个实施例,背景噪声来自于病人的心脏运动或呼吸运动。

[0068] 本发明的技术方案可以应用于ARFI超声系统。由于本发明能够消除剪切波中的背景噪声,因此不再需要像现有技术中那样增加波束的发射电压或者增加其持续时间。

[0069] 本发明能够减小推动脉冲的持续时间,从而显著降低声输出功率。这不但能够使得声输出功率在FDA(美国食品药品监督管理局)限制的范围内,而且对于病人而言也更为安全。

[0070] 本发明的效果好于后期处理中所采用的复杂的滤波器。

[0071] 应当注意,上面所描述的实施例仅仅是示例性而非限制性的,并且本领域技术人员在不偏离所附权利要求书的范围的情况下可以设计出很多备选实施例。所使用的动词“包括”并不排除权利要求书或说明书中所记载的元件和步骤之外的元件和步骤。在元件之

前使用的词语“一个”并不排除存在多个这种元件。在权利要求中，置于括号内的任何参考标号都不应理解为对该权利要求的限制。

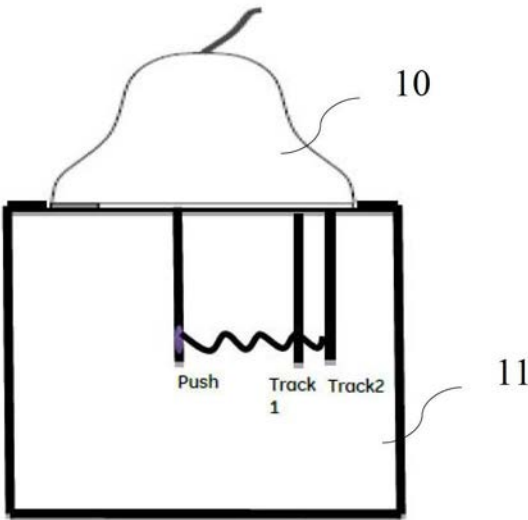


图1A

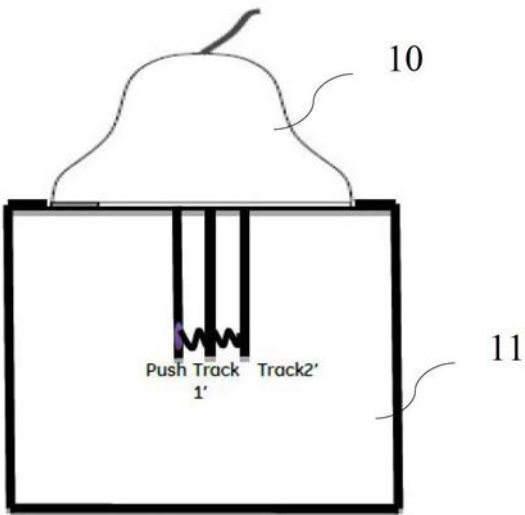


图1B

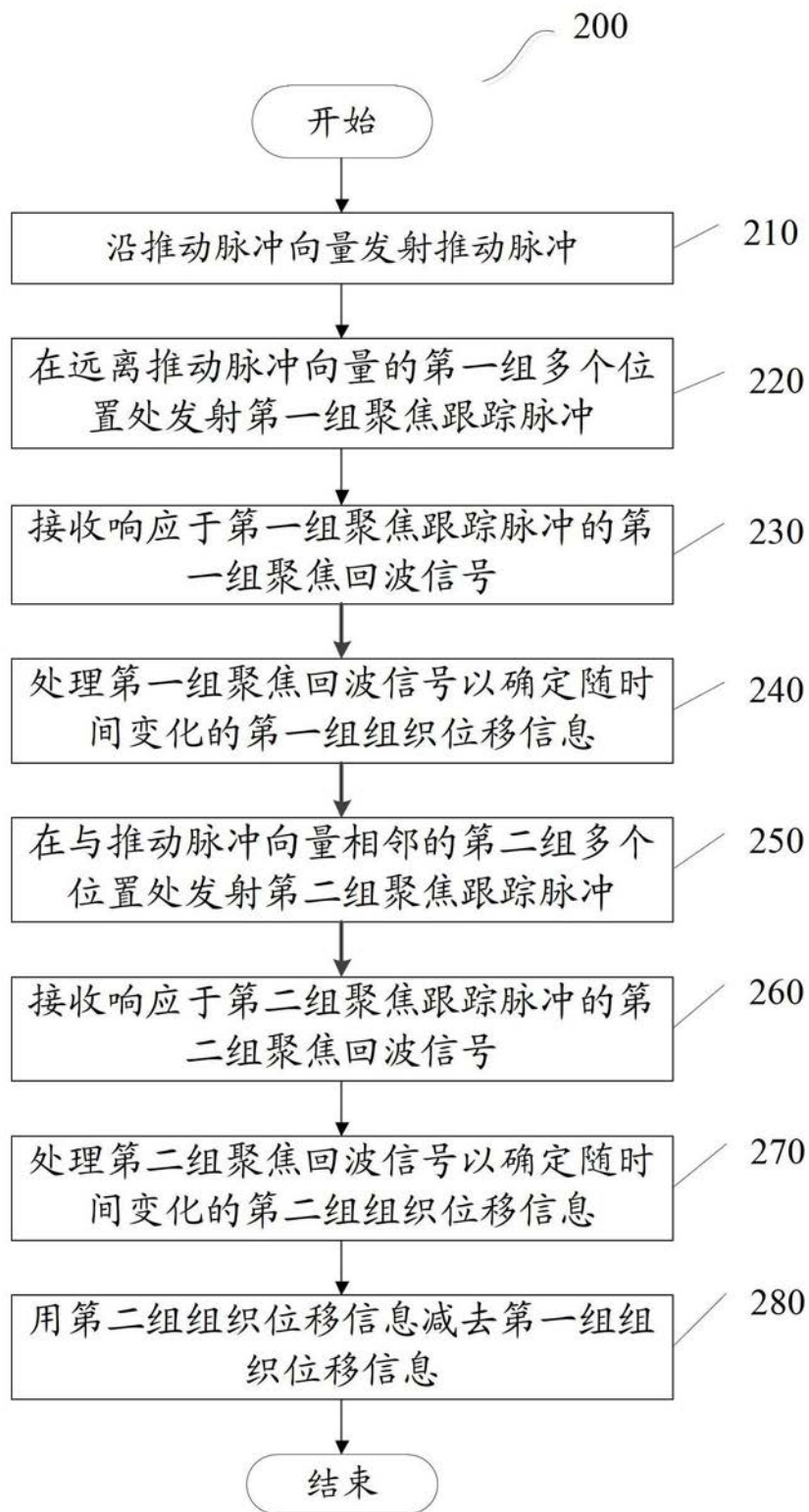


图2

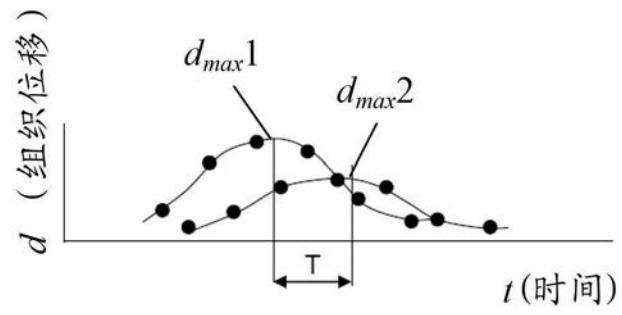


图3

专利名称(译)	消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统		
公开(公告)号	CN103908289B	公开(公告)日	2019-11-12
申请号	CN201210593023.9	申请日	2012-12-31
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	唐露 程刚 韩晓东 沈亮		
发明人	唐露 程刚 韩晓东 沈亮		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52077 A61B8/14 G01S7/52036 G01S7/52042		
代理人(译)	姜甜		
其他公开文献	CN103908289A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明名称为“消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统”。本发明提供了一种用于消除剪切波中的背景噪声的方法和相应的超声成像系统。该方法包括：沿推动脉冲向量发射推动脉冲；在远离推动脉冲向量的第一组多个位置处发射第一组聚焦跟踪脉冲；接收响应于第一组聚焦跟踪脉冲的第一组聚焦回波信号；以及处理第一组聚焦回波信号以确定随时间变化的第一组组织位移信息。根据本发明，能够消除剪切波所包含的背景噪声，降低推动脉冲的持续时间和电压。

