



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102988082 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 27

(21) 申请号 201210329078. 9

(22) 申请日 2012. 09. 07

(30) 优先权数据

13/229, 408 2011. 09. 09 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 范列湘 P. 弗雷伯格 J. 本森

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 胡莉莉 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

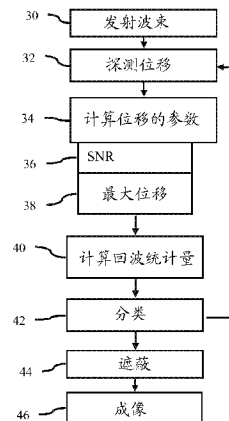
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 5 页

(54) 发明名称

医学超声剪切波成像中的分类预处理

(57) 摘要

本发明涉及医学超声剪切波成像中的分类预处理。针对医学超声剪切波成像(46)提供分类预处理(30-40)。响应于应激,在患者中的一个或多个定位处的位移被测量(32)。随着时间变化的位移是表示定位中的移位的曲线。该曲线的诸如信噪比和最大位移之类的一个或多个特征被用来对定位进行分类(42)。定位被分类为流体或流体组织、固体组织或非确定性的组织。随后的剪切成像(46)可以提供针对固体组织的定位的剪切信息,并且不在其它定位处提供剪切信息。



1. 一种用于要被用在医学超声剪切波成像中的分类预处理的方法,所述方法包括:  
利用超声测量(32) 响应于脉冲激励的在患者内的第一定位处的随着时间变化的位移;

确定(38) 随着时间变化的位移的最大值;

确定(36) 随着时间变化的位移的信噪比;以及

利用处理器(18) 把所述第一定位分类(42) 为多个类型的组织中的第一类型,其中所述分类(42) 是随着时间变化的位移的最大值以及随着时间变化的位移的信噪比的函数。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:

将声激励发射(30) 到患者中,所述脉冲激励包括声激励;

其中测量(32) 位移包括利用超声重复扫描第一定位。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,测量(32) 位移包括向组织发射(30) 超声和接收来自发射(30) 的反射以及根据来自多个接收的反射探测位移,其中发射(30) 超声以及接收被执行多次。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括:

针对多个定位重复分类(42);

执行患者的包括第一定位以及多个定位的剪切波成像(46);以及

根据针对第一定位以及多个定位的分类(42),在空间上遮蔽(44) 剪切波成像。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,测量(32) 随着时间变化的位移包括随着组织在冲激激励之后松弛而测量(32) 位移。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,确定(36) 信噪比包括:

对随着时间变化的位移进行滤波;

从随着时间变化的位移中减去经过滤波的随着时间变化的位移;

计算减法的结果的均方根;以及

把经过滤波的位移的积分除以均方根,除法的结果包括信噪比。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,分类(42) 包括把第一类型分类(42) 为包括流体、固体组织以及不可确定的组中的一个。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,分类(42) 包括把第一类型分类为流体组织或固体组织。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,分类(42) 包括利用模糊逻辑或概率函数进行分类(42)。

10. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括

确定超声信号的信噪比;以及

确定随着时间变化的超声信号的去相关系数;

其中分类(42) 包括根据随着时间变化的位移的最大值、随着时间变化的位移的信噪比、超声信号的信噪比以及随着时间变化的超声信号的去相关系数进行分类(42)。

11. 一种非暂时性的计算机可读存储介质(22),在所述非暂时性的计算机可读存储介质(22) 中已经存储了表示通过用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的已编程的处理器(18) 可运行的指令的数据,所述存储介质(22) 包括用于如下操作的指令:

确定(32) 患者中的响应的位移分布;

计算(34)位移分布的第一特征；

至少部分地基于第一特征，将流体和流体组织与固体组织区别开(42)；以及  
掩蔽(44)来自流体或流体组织的图像的剪切波信息。

12. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，确定(32)位移分布包括在不同时间接收表示患者的区域的数据以及使所述数据相关。

13. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，确定(32)位移分布包括在引起患者中的组织的位移的脉冲之后根据时间确定位移的幅度。

14. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，计算(34)包括计算(36)位移分布的信噪比。

15. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，计算(34)包括根据位移分布计算(38)最大位移。

16. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，区别(42)包括根据第一特征进行分类(42)。

17. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，区别(42)包括在(a)流体和流体组织、(b)固体组织及(c)其它类之间进行分类(42)。

18. 根据权利要求11所述的非暂时性的计算机可读存储介质(22)，其中，遮蔽(44)包括显示(46)表示针对固体组织区域而不是针对流体或流体组织区域的剪切波信息的图像。

19. 一种用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的系统，所述系统包括：

被配置来将声脉冲激励发射到患者中并且被配置来利用超声扫描患者的区域的换能器(14)；

被配置来在声脉冲激励之后在不同时间生成表示区域的数据的接收波束成形器(16)，其中所述数据根据利用超声的扫描被生成；

被配置来估计由声脉冲激励诱发的组织位移、导出描述组织位移的分布的特征的至少一个参数以及基于至少一个参数对区域中的组织进行分类的处理器(18)；以及

被配置来显示表示针对第一定位的剪切的图像的显示器(20)，其中所述第一定位根据组织的分类被确定。

20. 根据权利要求19所述的系统，其中，所述处理器(18)被配置来导出一个参数作为信噪比，被配置来导出另一参数作为分布的最大位移，并且被配置来基于信噪比以及最大位移进行分类。

21. 根据权利要求19所述的系统，其中，所述处理器(18)被配置来导出一个参数作为信噪比，被配置来导出另一参数作为分布的最大位移，被配置来计算时间、空间或时间和空间中的数据中的数据的统计量，并且被配置来基于所述统计量、信噪比以及最大位移进行分类。

## 医学超声剪切波成像中的分类预处理

### 技术领域

[0001] 本实施例涉及超声成像。特别地,超声剪切波成像可以被改进。

### 背景技术

[0002] 剪切波速信息对于诊断可以是有用的。除了声阻抗(例如 B 模式)和多普勒(例如血流(flow)模式)成像之外,剪切波信息可以指示组织特征。然而,组织中的剪切波传播的复杂性可能导致重大的错误。例如,对于流体或流体组织,剪切波速可能较不精确地被确定,从而导致表面上为任意的值。

[0003] 为了从剪切波图像中去除流体的影响,通过在搅拌之后测量血流,流体区域可以与固体组织区域分开。为了进行搅拌,声能被用来在流体中生成流。在连续的或顺序的回波信号之间的相关系数被计算,以将固体组织与被搅拌的流体区别开。然而,在活体扫描(live scanning)中,固体组织的运动可以产生与通过声能搅拌诱发的流体运动相同的去相关的幅度。区别的能力可能被限制。

### 发明内容

[0004] 通过介绍,下面描述的优选实施例包括用于针对医学超声剪切波成像进行分类预处理的方法、指令和系统。响应于应激(stress),在患者中的一个或多个定位(location)处的位移被测量。随着时间变化的位移(displacement over time)是表示定位的位置中的移位(shift)的曲线。该曲线的诸如信噪比和最大位移之类的一个或多个特征被用来对该定位进行分类。该定位被分类为流体或流体组织、固体组织、非确定性的(non-determinative)或其它类。随后的剪切成像可以提供针对固体组织的定位的剪切信息,并且不在其它定位处提供剪切信息。

[0005] 在第一方面中,一种用于要被用在医学超声剪切波成像中的分类预处理的方法被提供。利用超声,响应于脉冲激励(impulse excitation)的在患者内的第一定位处的随着时间变化的位移被测量。随着时间变化的位移的最大值被确定。随着时间变化的位移的信噪比被确定。处理器把第一定位分类为多个类型的组织中的第一类型。分类是随着时间变化的位移的最大值以及随着时间变化的位移的信噪比的函数。

[0006] 在第二方面中,一种非暂时性的计算机可读存储介质已经在其中存储了表示可被用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的已编程的处理器运行的指令的数据。该存储介质包括用于如下操作的指令:确定患者中的响应的位移分布(profile),计算位移分布的第一特征,至少部分地基于第一特征来将流体和流体组织与固体组织区别开,掩蔽(mask out)来自流体或流体组织的图像的剪切波信息。

[0007] 在第三方面中,一种用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的系统被提供。换能器被配置来将声脉冲激励发射到患者中并且被配置来利用超声扫描患者的区域。接收波束成形器被配置来在声脉冲激励之后的不同时间生成表示该区域的数据。所述数据根据利用超声的扫描被生成。处理器被配置来估计由声脉冲激励诱发的组织位移,导出描

述组织位移的分布的特征的至少一个参数以及基于至少一个参数对区域中的组织进行分类。显示器被配置来显示表示针对第一定位的剪切的图像。第一定位根据组织的分类被确定。

[0008] 本发明通过下面的权利要求书来限定,并且本部分中没有任何事物应该被看作对那些权利要求的限制。本发明的其他方面和优点连同优选实施例在下面被讨论,并且稍后可以独立地或组合地被请求保护。

### 附图说明

[0009] 部件和附图不一定按比例绘制,重点而是被放在图示本发明的原理上。此外,在附图中,遍及不同的视图,相似的参考数字标明相对应的部分。

[0010] 图 1 是用于要被用在医学超声剪切波成像中的分类预处理的方法的一个实施例的流程图;

图 2 是实例超声医学图像;

图 3 是图 2 中所表示的两个定位的随着时间变化的位移的实例曲线图;

图 4 示出了针对图 2 中所表示的两个定位的实例经过平滑的以及噪声位移曲线;

图 5 是根据一个实施例的基于最大位移和信噪比的分类的图形表示;

图 6 示出了在左侧具有 B 模式图像以及在右侧具有根据信噪比生成的图像的两个实例医学图像;并且

图 7 是用于医学超声剪切波成像中的分类预处理的系统的一个实施例的框图。

### 具体实施方式

[0011] 感兴趣的区域中的定位被分类为固体组织或其它类型的物质。固体组织区域可以考虑到更精确的剪切测量。诸如流体或流体组织之类的其它类型可以针对剪切速度而较不精确地被测量。与固体组织相关联的定位被包括在剪切成像中,而其它定位可以被预排除在剪切波传播场的成像之外。分类可以可替换地或附加地标识与阴影区域或 / 和低回波区域相关联的区域,用于被排除在剪切波成像之外。

[0012] 感兴趣的区域可以包括流体(例如血液或尿)、骨骼以及组织。组织可以包括像流体那样的组织(即流体组织)或固体组织。固体组织包括肌肉、脂肪、器官或具有比流体和骨骼相对更有弹性的特性的其它结构。囊肿或其它组织结构可以具有高流体含量。为了减小剪切波成像中的不精确性,流体组织或流体与固体组织被分割。

[0013] 当固体组织和流体组织被脉冲力(impulse force)激励时,这两种组织都被移置。随着时间变化的位移分布的特征可以依据组织的类型而不同。固体组织中的位移取决于剪切波方程,而流体组织中的位移取决于纳维叶-斯托克斯(Navier-Stokes)方程。与固体组织中的位移分布相比,流体组织中的最终得到的位移分布表明显著的噪声。回波信号的信噪比(SNR)也对该位移分布的 SNR 有贡献。

[0014] 位移分布的除了 SNR 之外的或者作为 SNR 的替换方案的其它参数可以被用于进行分类。例如,位移分布中的最大位移可以把流体或流体组织与固体组织的低回波区域区分开。当一起被使用时,SNR 和最大位移可以辨别流体和流体组织与软和硬固体组织。

[0015] 由脉冲激励诱发的组织位移被估计。描述位移分布的特征的至少一个参数被估

计。基于导出的参数,组织被分类到来自多个类别中的至少一个类别中。在一个例子中,位移分布的 SNR 以及最大值被用来把组织分类到流体组织类型或固体组织类型中。在另一例子中,诸如回波信号的统计量(例如均值或更高阶的统计量)之类的另一特征和 SNR 以及最大位移一起被使用来进行分类。

[0016] 图 1 示出了一种用于要被用在医学超声剪切波成像中的分类预处理的方法。该方法通过图 7 的系统或不同的系统来实施。附加的、不同的或更少的动作可以被提供。例如,动作 30 并不被执行,并且应激源通过(手动地)使用重击物的体或通过其它机构来提供。作为另一例子,计算位移的不同参数,而不是动作 36 中的 SNR 和 / 或动作 38 中的最大位移。动作 40 是可选的。在还有另一例子中,动作 44 和 / 或 46 没有被提供,并且分类被用于其它目的。这些动作以所描述的或所示出的次序被执行,但是可以以其它次序被执行。

[0017] 图 1 的方法的描述被提供在图 2 中所表示的例子的上下文中。图 2 示出了乳腺组织的二维区域的 B 模式图像或回波图像。该方法可以被用于其它器官。该区域包括囊肿(在定位 B 周围的较暗的区域)。超过一个的囊肿或者没有囊肿可能在该区域中。该区域可能包括诸如骨骼或流体之类的其它类型的物质。两个有代表性的定位 A 和 B 被示出。定位 A 在固体组织区之内,而定位 B 在流体组织内部。该方法针对一个或多个定位被执行。在一个实施例中,在整个视野或感兴趣的区域中,针对 B 模式或扫描样本定位中的每个,该方法被执行。较不密集的或较密集的采样可以被使用。

[0018] 在图 1 的动作 30 中,声激励被发射到患者中。声激励充当脉冲激励。例如,功率或峰值振幅水平类似于或高于用于对组织进行成像的 B 模式发射的 400 循环发射波形(400 cycle transmit waveform)被发射。在一个实施例中,发射是被施加到视野上的辐射力序列。任何声辐射力成像(ARFI)序列都可以被使用。

[0019] 发射通过功率、振幅、定时(timing)或其它特征来配置,以在组织上引起足以移置在一个或多个定位处的组织的应激。例如,发射焦点被安放接近视野的底部、中心,以引起遍及视野的位移。针对不同的子区域,发射可以被重复。

[0020] 激励从超声换能器被发射。激励是声能。声能被聚焦,从而导致三维波束分布。通过使用相控阵和 / 或机械焦点,激励被聚焦。激励在诸如仰角维度(elevation dimension)之类的一个维度中可以是未聚焦的。激励被发射到患者的组织中。

[0021] 在动作 32 中,患者中的响应的位移分布被确定。例如,针对定位 A 和 B 的位移分布在图 3 中被论证。激励引起组织的位移。剪切波被生成,并且从焦域传播。随着剪切波穿过组织,该组织被移置。纵波或位移的其它起因可以被使用。该组织被迫使在患者中移动。

[0022] 由力或应激引起的位移被测量。随着时间的过去在一个或多个定位处测量位移。位移测量可以在应激或脉冲结束之前开始,诸如通过使用不同的频率或编码开始。可替换地,位移测量在脉冲结束之后开始。由于引起与应激点或应激区域隔开的组织中的位移的剪切波、纵波或其它波花费时间来行进,所以从松弛状态或部分紧张的状态到最大位移并且接着到松弛状态的位移可以被测量,如在图 3 中所表示的那样。可替换地,只有当组织正在松弛以形成最大值时,位移才被测量。

[0023] 测量结果是位移的量或幅度的测量结果。组织在任意方向上被移动。测量可以沿着最大移动的方向进行。运动矢量的幅度被确定。可替换地,测量沿着给定的方向进行,诸

如垂直于扫描线进行,而不论组织在其它方向上是否或多或少被移置。

[0024] 位移利用超声扫描被探测。诸如感兴趣的区域、整个视野或感兴趣的子区域之类的区域利用超声被扫描。对于给定的时间,超声被发射到该组织或感兴趣的区域。任何现在公知的或以后被开发的位移成像都可以被使用。例如,具有 1 至 5 个循环持续时间的脉冲(pulse)以小于  $720\text{mW}/\text{cm}^2$  的强度被使用。具有其它强度的脉冲可以被使用。

[0025] 来自发射的回波或反射被接收。回波被波束成形,并且被波束成形的数据表示一个或多个定位。为了探测位移,超声能量被发射到经历位移的组织,并且能量的反射被接收。任何发射和接收序列都可以被使用。

[0026] 通过多次执行发射和接收,在不同时间的表示一维、二维或三维区域的数据被接收。发射和接收被执行多次,以确定由于位移引起的改变。通过利用超声重复扫描,组织在不同时间的位置被确定。

[0027] 通过使用 B 模式探测或多普勒探测,回波被探测。位移根据每个空间定位的差异被探测。例如,强度图(intensity pattern)(例如斑点追踪)中的速度、方差(variance)、移位或其它信息根据接收到的数据被探测为位移。

[0028] 在使用 B 模式数据的一个实施例中,来自不同扫描的数据是相关的。例如,当前的数据集与参考数据集多次相关。两个数据集之间的不同的相对平移和 / 或旋转被执行。以参考集中的给定的定位为中心的数据子集的定位在当前集合中被标识。

[0029] 参考是第一数据集或来自另一扫描的数据。相同的参考被用于整个位移探测,或者参考数据在前进的或移动的窗中改变。

[0030] 相关是一维、二维或三维。例如,沿着扫描线远离和朝向换能器的相关被使用。对于二维扫描,平移沿着两个有旋转或没有旋转的轴线。对于三维扫描,平移沿着三个有或没有围绕三个或更少的轴线旋转的轴线。在不同的偏置位置的每个处的数据的相似水平或相关水平被计算。具有最大相关的平移和 / 或旋转表示针对与当前数据相关联的时间的运动矢量或偏置同参考相比较。

[0031] 任何现在公知的或以后被开发的相关可以被使用,诸如互相关、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和 / 或斑点被相关。通过使用多普勒探测,杂波滤波器通过与移动的组织相关联的信息。组织的速度从多个回波被导出。该速度被用来确定朝向或远离换能器的位移。可替换地,不同定位处的速度之间的相对物或差可以指示应激或位移。

[0032] 图 3 示出了两个实例位移分布。运动矢量随着时间的过去距参考数据的距离的幅度被示出。分析的周期在约 10 毫秒以上,但可能更长或更短。针对与固体组织相关联的定位 A 的位移分布具有比针对与流体组织相关联的定位 B 的位移分布更平滑的外观。其它位移分布是可能的。

[0033] 在动作 34 中,位移分布的特征被计算。任何特征都可以被使用。超过一个的特征可以被计算。在图 1 的例子中,位移分布的 SNR (动作 36)以及最大位移(动作 38)被计算。不同的特征、附加的特征或更少的特征可以被计算。

[0034] 在动作 36 中,位移分布的 SNR 被确定。通过从该分布中标识出噪声来确定随着时间变化的或作为时间的函数的位移的 SNR。噪声可以以任何方式被标识,诸如通过选择该分布的高频分量而被标识。傅立叶变换可以被用来确定高频噪声。

[0035] 在用于标识噪声的一个实施例中,位移分布被滤波。诸如巴特沃思(Butterworth)

滤波器之类的低通滤波器被应用于该分布(即时域滤波)。滤波器是无限脉冲响应(IIR)滤波器或有限脉冲响应(FIR)滤波器。经过滤波的随着时间变化的位移从在滤波之前的随着时间变化的位移中被减去。差表示了噪声。

[0036] 图 4 示出了在滤波之前和滤波之后针对定位 A 和 B 的位移分布(左侧)。未被滤波的位移曲线在图 4 中也被表示为在左侧的虚线。在经过滤波的位移分布中,高频信息被去除或被减少。从未被滤波的位移曲线中减去经过滤波的位移曲线所获得的噪声也被示出(右侧)。针对(与流体组织相关联的)定位 B 的噪声比针对(与固体组织相关联的)定位 A 的噪声变化更多并且具有更大的振幅。

[0037] 为了计算 SNR,噪声信息被量化。噪声信号的均方根(RMS)被计算,以表示噪声水平。其它计算可以被使用,诸如峰值的绝对值的平均。

[0038] 为了确定 SNR,信号水平被计算。在一个实施例中,信号水平通过在经过滤波的位移分布之下的区来表示。经过滤波的位移的积分被计算。其它信号水平测量可以被使用。

[0039] 通过把信号(例如经过滤波的位移的积分)除以噪声(例如噪声的 RMS),SNR 被提供。包括其它变量的其它函数可以被使用。在来自图 4 的例子中,针对两个定位 A、B 的 SNR 被计算。针对其它定位的 SNR 可以被计算。

[0040] 在动作 38 中,最大位移被计算。最大位移根据该位移分布被计算。组织沿着线、在平面内或在体积内运动的峰值或最高量或者移位的幅度被计算。经过平滑的或经过滤波的位移曲线被用于最大值计算。在其它实施例中,原始的或未被滤波的位移曲线可以被使用。在整个分布或部分分布上的最大值被标识或被确定。在图 4 的例子中,对于定位 A,为 0.9 微米的最大位移发生在约 1.7 毫秒时,而对于定位 B,为 1.3 微米的最大位移发生在约 0.8 毫秒时。

[0041] 在可选的动作 40 中,除了来自于位移分布的参数之外的另一参数被计算。在图 1 的例子中,其它参数可以包括回波信息的统计量、回波信号的信噪比和 / 或随着时间变化的回波信号的去相关测量。例如,在被用于位移分布的相同的周期上的对于定位的 B 模式信息的均值被计算。代之以或另外地,更高阶的统计量可以被计算。任何统计量或其它参数可以被用于分类。这些统计量可以是空间的和 / 或时域的。回波信号的 SNR 可以被计算为在有发射的接收信号强度与没有发射的接收信号强度之间的比率。去相关系数可以被计算为 1 减去回波信号的被归一化的相关系数,其中所述回波信号在 ARFI 或其它激励波束之前以及在 ARFI 或其它激励波束之后被探测到。

[0042] 在动作 42 中,一个或多个定位被分类。在每个定位处的组织或其它物质都独立地或单独地被分类。针对每个定位的分类都依赖于针对那个定位的数据,并且不依赖于针对其它定位的数据。在可替换的实施例中,空间滤波或来自邻近定位的信息可以被用于对给定的定位进行分类。

[0043] 分类标识出该物质。任何类型的物质都可以被标识。在一个实施例中,分类把该定位标识为流体(包括流体组织的类别或类型)、固体组织或其它(例如不可确定的)组织。该定位被分类为所述组中的一个。所述组可以包括更多的或更少的选项或类,诸如在(a)流体或流体组织与(b)固体组织之间进行选择。

[0044] 分类将固体组织与其它物质区别开,诸如与流体组织和另一类区别开。处理器执行分类,而无需用户选择或输入。处理器使用具有或没有其它信息或参数的位移分布的特

征。例如,处理器根据 SNR、最大位移或者 SNR 和最大位移进行分类。利用 SNR 和最大位移进行分类可以在流体组织、固体组织以及其它的或未确定的组织之间进行区别。

[0045] 图 5 示出了使用位移分布的 SNR 与最大位移这两个参数的分类的一个实施例。抖动噪声水平被用来把“未被确定的”类别分类。如果最大位移低,则可能存在不充足的信息或非组织或流体物质。针对低的最大位移,没有分类或者类是“未被确定的”类别。对于较低的 SNR 与较高的位移,该定位处的物质被分类为流体或流体组织。针对这两个参数的其它组合,在该定位处的物质被分类为固体组织。除了图 5 中所示的函数之外的函数可以被使用。

[0046] 分类函数基于实验、数学函数、统计学或其它信息。例如,模糊逻辑被用来进行分类。在该方法中,每个组织类型的隶属函数都以经验为主地针对每个参数(例如 SNR、最大位移)被定义,在给定定位处的输入参数的情况下的每个隶属函数的输出被合计,以生成组织类型的似然性(likelihood)。和的最大值对应于要被分配的组织类型。作为另一例子,从具有关于该类的已知真实数据(ground truth)的训练样本或数据的收集中进行学习的机器被用来确定用于进行分类的统计量或矩阵函数。概率函数指示了针对给定的定位的每个类的似然性,并且具有最高概率的类被选择。通过使用查找表、模糊逻辑函数、已编程函数或矩阵函数,分类被执行。

[0047] 再次参照图 1,从动作 42 到动作 32 的反馈表示针对多个定位重复该分类。例如,位移分布以及该位移分布的特征针对视野中的每个定位都被确定。该重复使用相同的或不同的动作 30 中的发射。在感兴趣的区域足够小的地方,一个脉冲被使用。通过使用以每个定位为中心的窗,在不同定位处的位移被确定。针对每个定位,窗或核(kernel)在该定位上方被定中心。窗之内的表示空间定位的数据被用于相关。针对每个定位,位移都被单独地确定。在其它实施例中,发射动作 30 被重复。针对感兴趣的区域的一个、一些或子集的位移响应于动作 30 的每个发射被确定。

[0048] 在任何尺寸的区域上,位移分布被探测。在一个实施例中,在可能包括要被诊断的组织的感兴趣的区域(诸如用于 B 模式成像的整个扫描区域的约三分之一到二分之一)中,位移被探测。更大的、更少的或者没有感兴趣的区域可以被使用,诸如在整个成像区域上方探测位移。更窄的感兴趣的区域可以考虑到在更少地重复动作 30 的发射激励波形的情况下的位移探测。根据可能被成形的接收波束的数目以及样本强度,没有、一个或多个重复可以被使用。

[0049] 诸如在每个 B 模式样本定位上都采样位移之类的完全采样可以被使用。相对于 B 模式扫描网格对位移的更大的或更少的(例如稀疏的)采样可以被使用。图 6 示出了针对相同的采样密度的 B 模式图像以及 SNR 图像。SNR 信息更好地指示了囊肿。SNR 图像可以被显示给用户,或者可以不被显示给用户。

[0050] 在动作 44 中,分类被用来在空间上掩蔽剪切波信息。剪切波信息要针对固体组织的定位被显示。针对其它定位,诸如针对流体组织或未确定的定位,剪切波信息不被显示。这些定位被遮蔽。基于遮蔽,所确定的剪切波信息不被显示,或者剪切波信息甚至不被计算。在图像中,来自流体或流体组织的不可靠的剪切信息不被呈现给用户,从而避免混淆。

[0051] 在动作 46 中,剪切波成像被执行。根据对剪切波的组织反应被确定的剪切速度、

模量或其它信息被探测。任何剪切成像都可以被使用。由于动作 44 的遮蔽,被显示的图像表示针对固体组织区域的剪切波信息,并且不是针对流体或流体组织区域的剪切波信息。

[0052] 针对与该位移相同的定位的剪切信息被探测。不同于位移计算的发射和扫描被用于剪切成像。可替换地,就分类而论,相同的发射以及甚至位移分布被用于剪切成像。剪切波从原点(例如发射焦域)行进到该定位的时间被确定。最大位移或位移分布的其它部分指示剪切波的到达时间。剪切波的速度根据定时信息被计算。

[0053] 针对剪切波成像,脉冲激励在空间定位处生成剪切波。在激励足够强的地方,剪切波被生成。剪切波沿着声波发射方向比纵波更慢地传播穿过组织。剪切波在包括垂直于所施加的应激的方向的各种方向上传播。在更接近于剪切波生成的定位的定位处,剪切波的位移更大。

[0054] 超声数据被获得。超声数据中的至少一些响应于剪切波。感兴趣的区域被监控,以探测剪切波。感兴趣的区域可以是任何尺寸,诸如在横向上为 6mm 而在轴向上为 10mm。探测区域通过超声来监控。例如,B 模式扫描被执行来探测由剪切波引起的组织位移。针对剪切波,多普勒、彩色血流或其它超声模式可以被使用来进行监控。

[0055] 针对任何数目的扫描线,监控都被执行。例如,响应于每个发射,四个接收波束被成形。在发射激励以生成剪切波之后,B 模式发射沿着单个扫描线被重复执行,而接收沿着四个邻近的扫描线被重复执行。在其它实施例中,响应于每个发射,只有单个接收波束或其它数目的接收波束被成形。任何数目的重复都可以被使用,诸如约 120 次。超声数据中的一些(诸如在重复开始和结束时)可以不响应于剪切波。

[0056] 随着剪切波传播穿过扫描线,由于组织的位移,B 模式强度可以变化。针对被监控的扫描线,数据序列被提供,其中所述数据序列表示由剪切波产生的组织运动的时间分布。例如,来自多个空间定位(例如沿着扫描线)的数据根据时间被相关。任何弹性探测都可以被使用。针对每个深度或空间定位,在多个深度或空间定位(例如中心深度为分布被计算的点的 64 个深度的核)上的相关被执行。空间中的二维或三维位移可以被使用。沿着不同于扫描线或波束的方向的一维位移可以被使用。

[0057] 在给定的时间具有最高的或足够的相关的空间偏置指示位移的量。在不同的时间针对给定的定位确定位移。针对给定的定位的时域分布指示剪切波的探测。针对非噪声或变化的单个实例,分布被检查。(具有或没有时域低通滤波的)分布中的峰值指示剪切波前的通过。最大位移被选择,但是平均值或其它位移统计量可以被使用。在给定的定位处的最大剪切被探测。可替换地,平均值或其它剪切被探测。

[0058] 为了监控更大的区域,响应于监控发射波束,附加的接收波束被成形。可替换地,另一剪切波被生成,并且发射波束和接收波束被提供在距剪切波生成点的不同距离处。在上面的 6mm×10mm 的例子中,36 个接收扫描线可以被提供。在每个发射波束四个接收波束的情况下,针对不同的横向间隔,该过程被重复九次。针对每个接收波束定位,运动信息的时间分布被提供,通过超声数据被表示。在时域分布的形成期间,避免为了监控相同的剪切波而沿着不同的扫描线发射,以提供更高的时域分辨率,但是交织的或移位的扫描位置可以被提供。

[0059] 上面的讨论是针对一个深度的。采样可以被布置来提供覆盖感兴趣的区域的整个轴向范围的一个门(gate)。在另一实施例中,针对每个接收波束,样本在多个深度被获得。

针对每个轴向深度以及横向定位,单独的时间分布被提供。任何数目的深度都可以被使用,诸如针对 5mm 约有 200 个或针对 10mm 约有 400 个。

[0060] 表示感兴趣的区域中的不同定位的超声数据被获得。超声数据与扫描实时地被获得或者从存储器中被获得。针对每个定位,运动信息表示在不同时间的响应。其它扫描、监控或技术可以被用来获得超声数据,以估计剪切幅度。

[0061] 针对组织的不同空间定位,剪切速度被探测。针对每个定位,作为时间的函数的位移被确定。通过确定从剪切波的生成直到探测到不同定位处的剪切波的时间,剪切速度被获得。时间以及距该定位的距离确定了速度。从扫描线间隔(即用于生成剪切波的发射波束位置与用于探测剪切波的接收波束位置)中得知该距离。从剪切波的生成与探测之间的相对时间中得知该时间。

[0062] 其它技术可以被用来探测分布中的峰值。例如,回归被应用。由于剪切波速是线性的,所以具有自动异常值探测的稳健线性回归可以指示该剪切波速。针对感兴趣的区域中的所有样本点的超声数据针对作为时间的函数的距离或者通过时间和距离被绘制。线性回归被应用到该绘图或数据,从而给该数据提供线拟合。该线的斜率指示该剪切波速。

[0063] 剪切波信息被用于显示值的颜色叠加或其它调制。例如,剪切波信息被显示在 B 模式信息上方或与 B 模式信息一起被显示。位移数据具有显示格式,或者可以被扫描转换为显示格式。位移数据是色标数据(color scale data)或灰度数据,但是可以是在映射之前的具有灰度或色标的数据。信息可以线性地或非线性地被映射到显示值。

[0064] 图像表示位移信息,诸如针对不同定位的剪切或模量(例如剪切模量)。在针对感兴趣的区域或视野中的所有网格点确定这些值的地方,显示器的像素表示针对那个区域的剪切速度。显示网格可以与扫描网格和/或针对其计算位移的网格不同。颜色、亮度、辉度、色调或其它特征根据位移被调制。

[0065] 图像可以包括其它数据。例如,B 模式数据或表示相同区域中的组织、流体或造影剂的其它数据被包括。位移数据被用于其它数据的叠加或与其它数据的组合。其它数据协助用户确定波束相对于要被治疗的组织的定位。

[0066] 图 7 示出了用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的系统 10 的一个实施例。系统 10 实施图 1 的方法或其它方法。系统 10 包括发射波束成形器 12、换能器 14、接收波束成形器 16、图像处理器 18、显示器 20 以及存储器 22。附加的、不同的或更少的部件可以被提供。例如,针对与系统的用户交互,用户输入被提供。

[0067] 系统 10 是医学诊断超声成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、PACS 站或在相同定位处或被分布在网络上用于实时或采集后成像(post acquisition imaging)的其它装置。

[0068] 发射波束成形器 12 是超声发射器、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束成形器 12 在工作中生成针对具有不同的或相对的振幅、延迟和/或定相的多个通道的波形。在响应于所生成的波形而发射来自换能器 14 的声波时,一个或多个波束被成形。发射波束的序列被生成来扫描二维或三维区域。区段(sector)、矢量®、线性或其它扫描格式可以被使用。相同的区域被扫描多次。针对血流或多普勒成像以及针对剪切成像,扫描序列被使用。在多普勒成像中,该序列可以包括在扫描邻近扫描线之前的沿着相同扫描线的多个波束。针对剪切成像,扫描或帧交织可以被使用(即在再次扫描之前扫描整个

区域)。在可替换的实施例中,针对更快速的扫描,发射波束成形器 12 生成平面波或发散波。

[0069] 相同的发射波束成形器 12 生成脉冲激励或电波形,用于生成声能以引起位移。在可替换的实施例中,不同的发射波束成形器被提供用于生成脉冲激励。发射波束成形器 12 引起换能器 14 生成高强度聚焦的超声波形。

[0070] 换能器 14 是用于根据电波形生成声能的阵列。针对阵列,相对的延迟聚焦声能。给定的发射事件对应于给定延迟时在基本上相同的时间通过不同的单元发射声能。发射事件提供超声能量的脉冲,用于移置该组织。脉冲是脉冲激励。脉冲激励包括具有多个循环(例如 500 个循环)的波形,但是发生在相对短的时间内,以引起在更长的时间上的组织位移。

[0071] 换能器 14 是压电的或容性的膜单元的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。换能器 14 包括多个单元,用于在声能与电能之间进行换能。接收信号响应于冲击换能器 14 的单元的超声能量(回波)而被生成。这些单元与发射波束成形器 12 和接收波束成形器 16 的通道相连接。可替换地,具有机械焦点的单个单元被使用。

[0072] 接收波束成形器 16 包括具有放大器、延迟和 / 或相位旋转器以及一个或多个求和器的多个通道。每个通道都与一个或多个换能器单元相连接。接收波束成形器 16 通过硬件或软件被配置来施加相对的延迟、相位和 / 或变迹,以响应于每个成像发射形成一个或多个接收波束。针对来自被用来移置组织的脉冲激励的回波,接收操作可能不发生。通过使用接收信号,接收波束成形器 16 输出表示空间定位的数据。来自不同单元的信号的相对的延迟和 / 或定相以及求和提供波束成形。在可替换的实施例中,接收波束成形器 16 是用于通过使用傅立叶变换或其它变换来生成样本的处理器。

[0073] 接收波束成形器 16 可以包括滤波器,诸如用于相对于发射频带隔离在二次谐波或其它频带处的信息的滤波器。这样的信息更可能地可以包括期望的组织、造影剂和 / 或血流信息。在另一实施例中,接收波束成形器 16 包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。两个或更多个接收波束被组合来隔离在诸如二次谐波频带、立方基频带或其它频带之类的期望的频带处的信息。

[0074] 与发射波束成形器 12 相协调,接收波束成形器 16 在不同的时间生成表示该区域的数据。在声脉冲激励之后,接收波束成形器 16 在不同的时间生成表示不同的线或定位的波束。通过利用超声扫描感兴趣的区域,数据(例如经过波束成形的样本)被生成。

[0075] 接收波束成形器 16 输出表示空间定位的波束经过合计的数据(beam summed data)。针对单个定位、沿着线的定位、区的定位或体积的定位的数据被输出。动态聚焦可以被提供。数据可以被用于不同的目的。例如,针对 B 模式或组织数据执行不同于位移的扫描。可替换地,B 模式数据也被用来确定位移。作为另一例子,用于基于位移的分类以及剪切成像的数据利用一系列共享的扫描被执行,并且 B 模式扫描或多普勒扫描单独地被执行或通过使用相同数据中的一些被执行。

[0076] 处理器 18 是 B 模式探测器、多普勒探测器、脉冲波多普勒探测器(pulsed wave Doppler detector)、相关处理器、傅立叶变换处理器、专用集成电路、通用处理器、控制处理器、图像处理、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合或其它现在公知的或以后被开发的用于探测和处理用于根据经过波束成形的超声样本进行显示的信息的设备。在一个实施例中,处理器 18 包括一个或多个探测器以及单独的处理器。

该单独的处理器是控制处理器、通用处理器、数字信号处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、网络、服务器、处理器组、数据通路、其组合或其它现在公知的或以后被开发的用于确定位移并计算位移分布属性的设备。例如，该单独的处理器通过硬件和 / 或软件被配置来执行在图 1 中所示的动作中的一个或多个的任何组合。

[0077] 处理器 18 被配置来估计由声脉冲激励诱发的组织位移。通过使用相关、追踪、运动探测或其它位移测量，组织的位置中的移位量被估计。通过周期，诸如从在由于脉冲引起的组织移动之前到组织已经大部分或完全返回到松弛状态（例如从由脉冲激励引起的应激中恢复）之后，估计被执行多次。

[0078] 处理器 18 被配置来导出描述组织位移的分布的特征的至少一个参数。例如，位移分布的信噪比被导出。作为另一例子，位移分布的最大位移被导出。处理器 18 可以计算诸如时间、空间或时间以及空间中的数据的统计量之类的其他参数。例如，针对每个定位的在时间和 / 或空间上的平均 B 模式或声阻抗值被计算。

[0079] 处理器 18 被配置来对区域中的组织进行分类。组织可以是流体组织或固体组织。分类可以在组织的各类型之间、在组织和流体之间或在组织的各类型与一个或多个其它类之间进行。在一个实施例中，处理器 18 把在定位处的物质分类为流体 / 流体组织、固体组织以及其它 / 非确定性的组织。

[0080] 分类基于至少一个参数。例如，分类基于针对位移分布的一个或多个特征的值。信噪比和最大位移是两个这样的特征。诸如其它数据的统计量之类的其它信息可以被用在该分类中。

[0081] 处理器 18 实施模糊逻辑、概率函数、查找表或其它过程。输入特征（例如位移分布的特征）被应用于该过程，以确定所述定位应该被标记到的类别。

[0082] 处理器 18 依照被存储在存储器 22 或其它存储器中的用于在医学超声剪切波成像中进行分类预处理的指令工作。处理器 18 被编程用于提供针对高强度聚焦的超声的反馈。存储器 22 是非暂时性的计算机可读存储介质。用于实施在这里被讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器上，诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。在附图中被图示的或这里被描述的功能、动作或任务响应于被存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令集而被运行。这些功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略，并且可以通过单独地工作或组合地工作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来被执行。同样地，处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中，指令被存储在可移动介质设备上，用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中，指令被存储在远程定位中，用于通过计算机网络或在电话线上传输。在还有其它的实施例中，指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU 或系统之内。

[0083] 显示器 20 是用于显示二维图像或三维表示的 CRT、LCD、投影仪、等离子体或其它显示器。显示器 20 通过输入要被显示为图像的信号被处理器 18 或其它设备配置。显示器 20 显示表示针对感兴趣的区域中的不同定位的剪切的图像或整个图像。分类被用来分割定位。与固体组织相关联的定位被调制或包括针对剪切的信息。其他定位被遮蔽，以不包括剪切信息。而其他定位可以遭受对剪切信息的更大的滤波。

[0084] 虽然参照各种实施例已经在上面对本发明进行了描述，但应该理解的是，许多改

变和修改可以被做出,而不离开本发明的范围。因此意图的是,前面的详细描述被视为说明性的而不是限制,并且应理解的是,是下面的权利要求书(包括所有等同物)被意图来限定本发明的精神和范围。

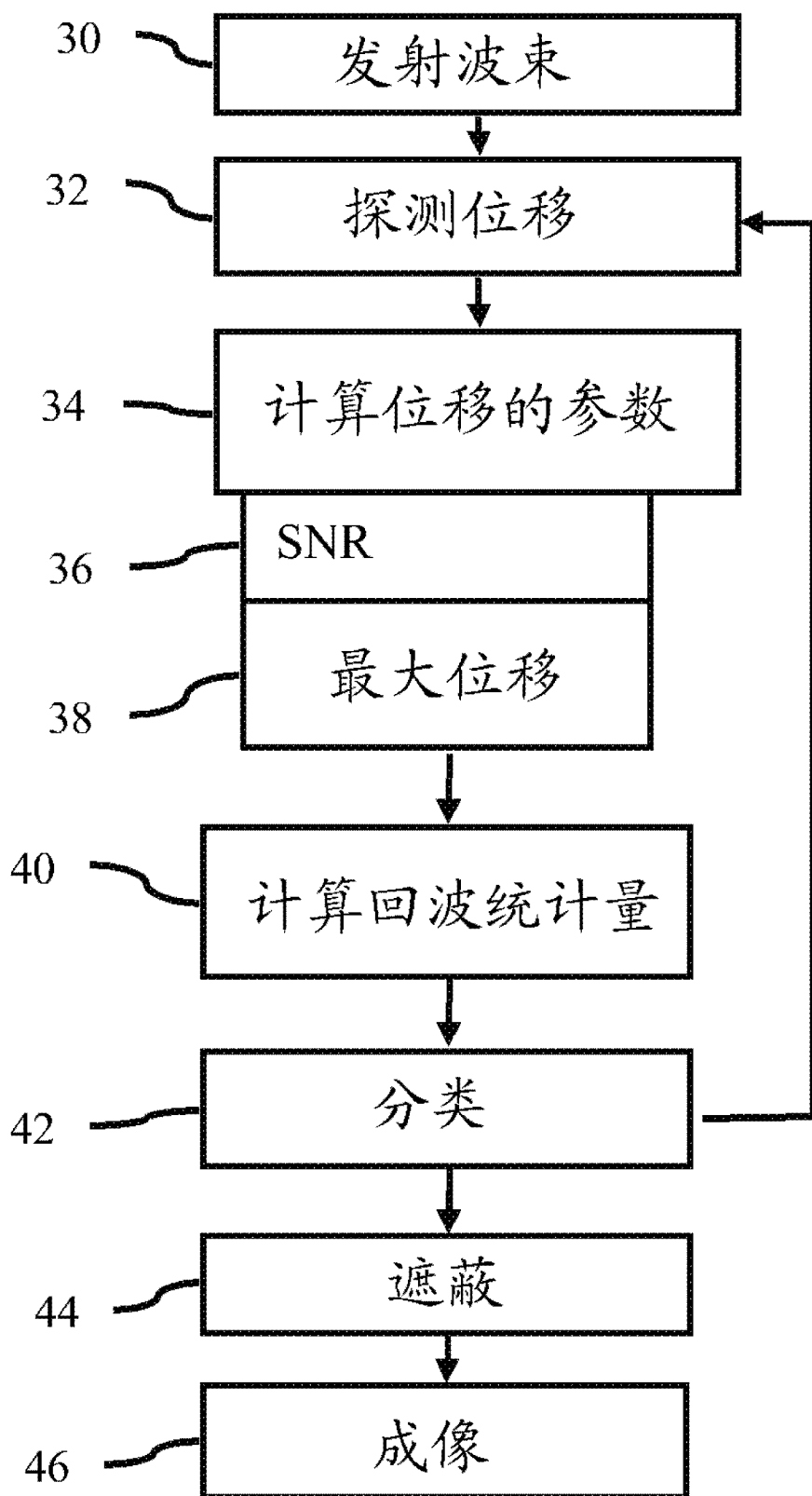


图 1

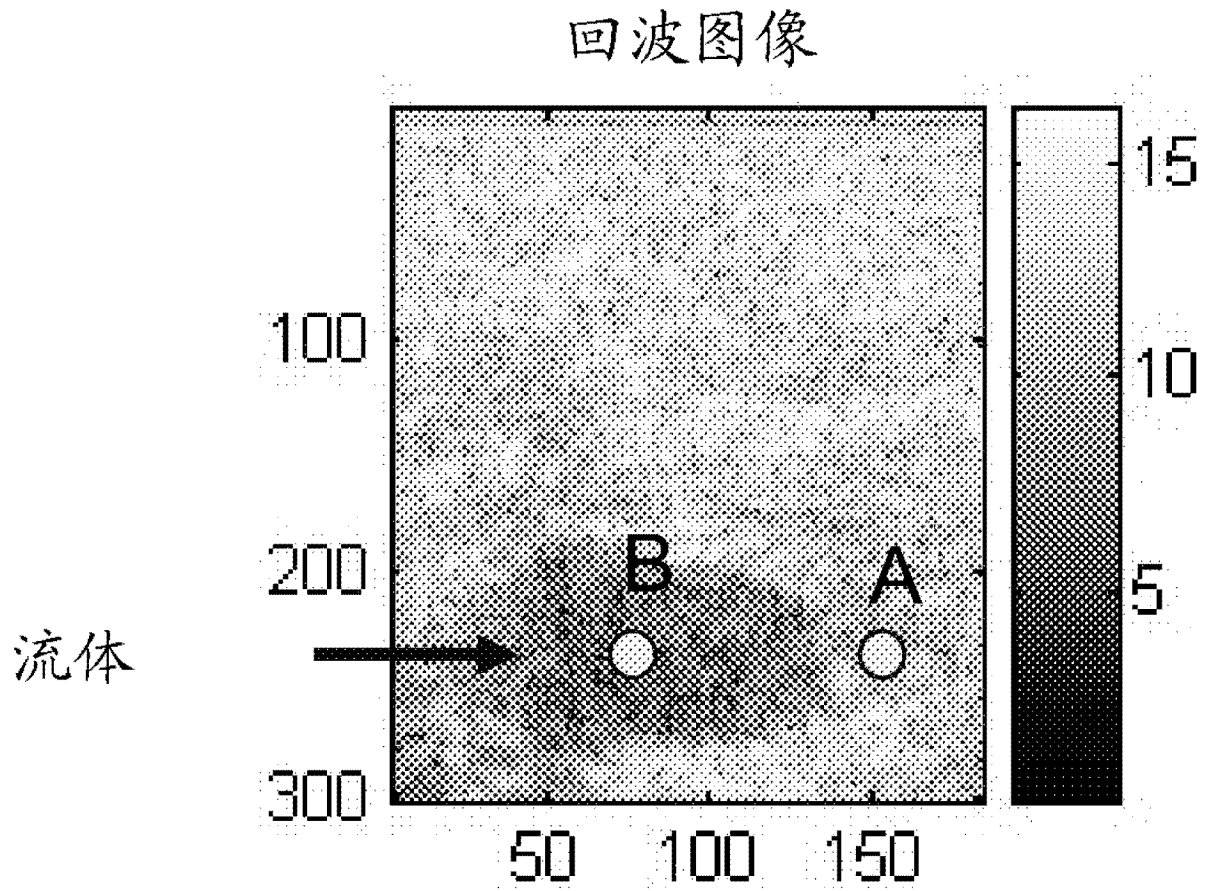


图 2

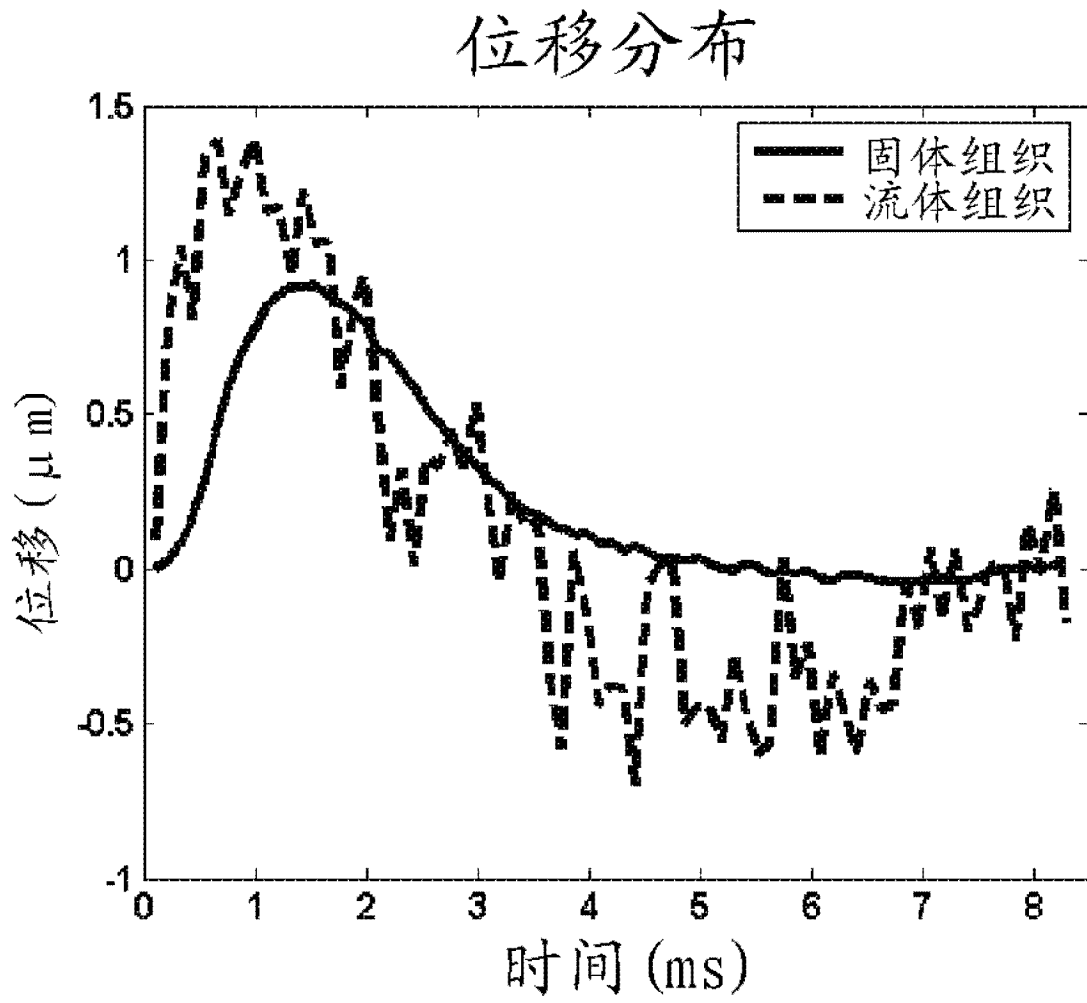


图 3

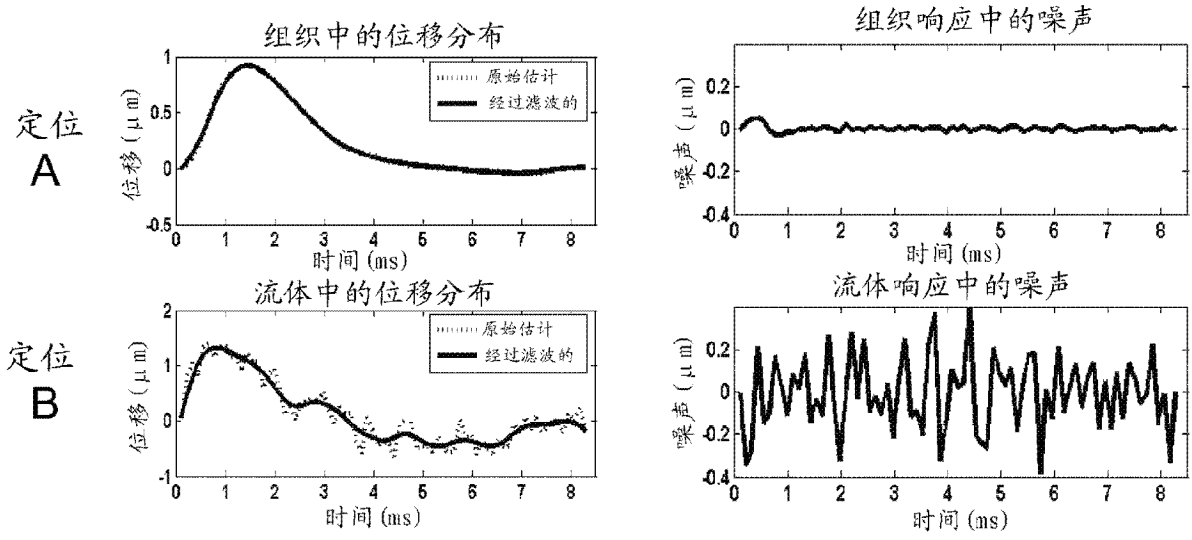


图 4

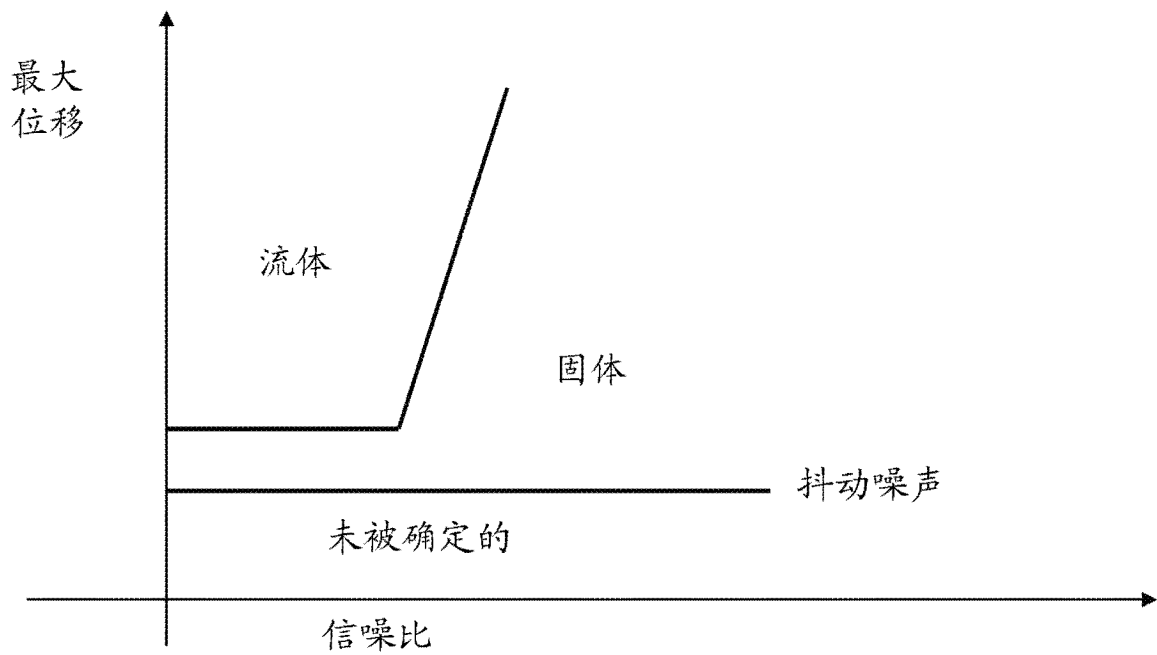


图 5

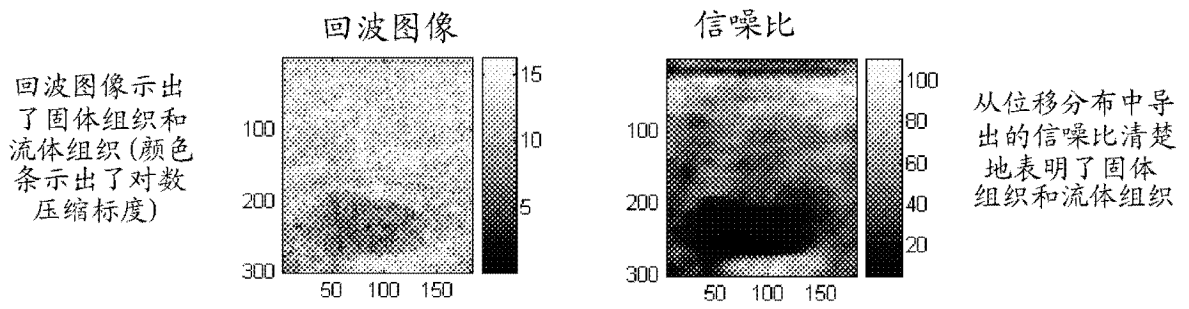


图 6

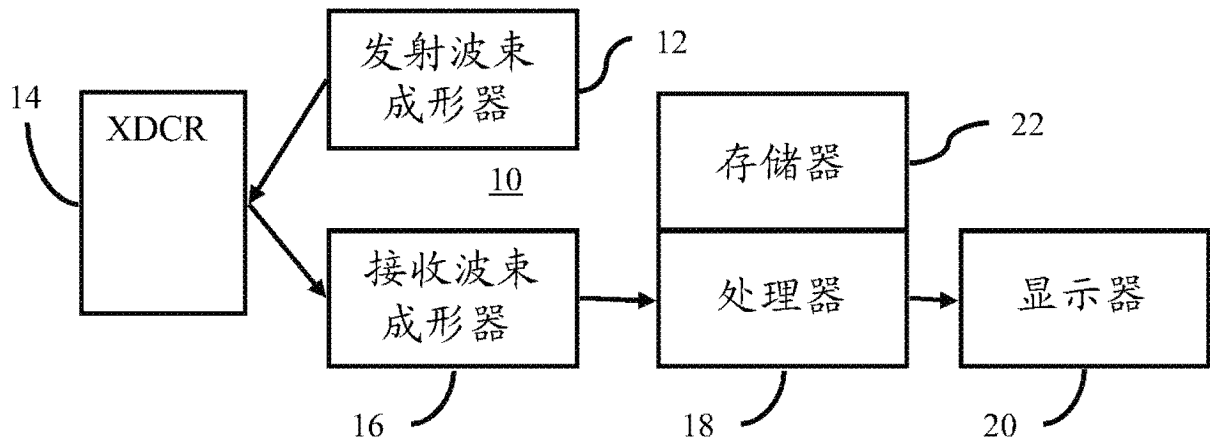


图 7

专利名称(译)	医学超声剪切波成像中的分类预处理		
公开(公告)号	<a href="#">CN102988082A</a>	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	CN201210329078.9	申请日	2012-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	范列湘 P 弗雷伯格 J 本森		
发明人	范列湘 P.弗雷伯格 J.本森		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/0858 G01S7/52036 A61B8/14 A61B8/5223 A61B8/485 A61B8/5207 G01S7/52022 G03B42/06 G16H50/30		
代理人(译)	胡莉莉 刘春元		
优先权	13/229408 2011-09-09 US		
其他公开文献	CN102988082B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及医学超声剪切波成像中的分类预处理。针对医学超声剪切波成像 (46) 提供分类预处理 (30-40)。响应于应激, 在患者中的一个或多个定位处的位移被测量 (32)。随着时间变化的位移是表示定位中的移位的曲线。该曲线的诸如信噪比和最大位移之类的一个或多个特征被用来对定位进行分类 (42)。定位被分类为流体或流体组织、固体组织或非确定性的组织。随后的剪切成像 (46) 可以提供针对固体组织的定位的剪切信息, 并且不在其它定位处提供剪切信息。

