



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102551801 B

(45)授权公告日 2016.12.14

(21)申请号 201110391439.8

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2011.10.06

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 102551801 A

US 2007106157 A1, 2007.05.10, 摘要, 说明书第95-139段.

(43)申请公布日 2012.07.11

US 2007106157 A1, 2007.05.10, 摘要, 说明书第95-139段.

(30)优先权数据

US 2010016718 A1, 2010.01.21, 摘要, 说明书第34-46段.

12/898957 2010.10.06 US

US 5606971 A, 1997.03.04, 全文.

(73)专利权人 美国西门子医疗解决公司

CN 1383374 A, 2002.12.04, 全文.

地址 美国宾夕法尼亚州

审查员 齐蓓蓓

(72)发明人 范列湘

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张涛 卢江

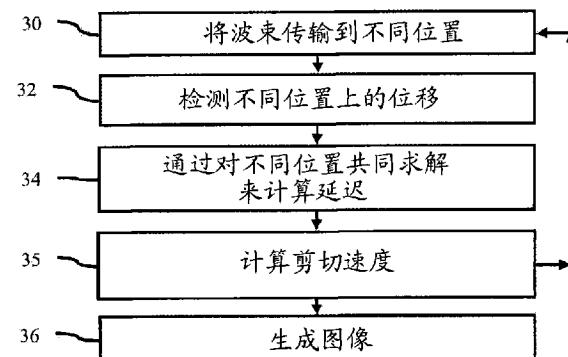
权利要求书1页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

对医学超声成像中剪切波信息的求解

(57)摘要

提供了一种用于医学超声成像的剪切波速度求解方法。将初始位置和检测位置的不同组合所得到的位移分布图形进行相关(34),而不是对每个位置基于该位置离剪切波起点的距离和到达该位置的峰值位移的时间来确定剪切波信息。使用距传输位置和检测位置的多样的空间组合的位移来检测(32)剪切信息。在同一函数中使用该相关组合,以同时求解(34)多个横向位置的延迟。空间多样性和分层相关可以提供更准确的剪切波估算(35)。



1. 一种求解医学超声成像中的剪切波信息的系统,该系统包括:

接收波束形成器,在操作中输出表示作为所接收的声波信号的函数的空间位置的数据并且为多个通道生成具有不同的或者相对的幅度、延迟和/或定相的波形;

处理器,配置为作为输出数据的函数估算组织位移,计算至少一对从不同空间位置出发的、处理器估算的组织位移的相关系数,基于这些相关系数求解传播时间,并且生成作为该传播时间的函数的图像;以及

显示器,在操作中显示该图像。

2. 如权利要求1的系统,其中所述处理器配置为在同一时间对不同空间位置求解。

3. 如权利要求2的系统,其中所述处理器配置为通过由使用来自不同空间位置的数据的函数所确定的输出集合来对不同空间位置求解,其中该输出集合的每个值是针对不同空间位置的组织位移的函数。

4. 权利要求1所述的系统,其中所述处理器配置为对至少三对组织位移计算相关系数,第一对是由不同位置处的传输引起的组织中同一位置处的位移,第二对是由同一位置处的传输引起的组织中不同位置处的位移,第三对是由其他不同位置处的传输引起的组织中不同位置处的位移。

5. 如权利要求1的系统,其中所述处理器配置为由传播时间来计算剪切速度,所述图像被生成以表示所述剪切速度。

6. 如权利要求1的系统,其中所述处理器配置为通过跟踪随时间的组织移动的幅度来估算组织位移。

7. 如权利要求1的系统,其中所述处理器配置为估算由超声传输引起的组织位移。

8. 如权利要求1的系统,其中所述处理器配置为对至少一对剪切波位移时间分布图形计算相关系数。

对医学超声成像中剪切波信息的求解

技术领域

[0001] 本申请的实施方式涉及超声成像。特别地，确定用于超声成像的剪切波信息。

背景技术

[0002] 剪切速度检测被用于各种诊断应用，例如评估肝脏疾病。剪切速度可以表明组织特性，以允许肿瘤或其他部位的检测。然而，检测准确度在其他应用中还不能满足需要。

[0003] 用于剪切波检测时，沿扫描线发射超声推动脉冲。该推动脉冲生成剪切波，造成组织的位移。该位移被检测到。为了检测剪切波速度，可以使用沿同一扫描线的多个推动脉冲。即使所述多个推动脉冲不沿同一扫描线发射，该多个推动脉冲也要沿毗邻的扫描线相继发射。由多个在相同或毗邻位置上的脉冲引起的剪切波和组织回声的叠加可能造成伪影或者对一些应用准确度不足。

发明内容

[0004] 作为介绍，以下描述的优选的实施例包括用于求解医学超声成像中剪切波信息的方法、指令和系统。将初始位置和检测位置的不同组合所得到的位移分布图形进行相关，而不是对每个位置基于该位置离剪切波的起点的距离和到达该位置的峰值位移的时间来确定剪切波信息。使用距传输位置和检测位置的多样的空间组合的位移来检测剪切信息。在同一函数中使用该相关组合，以同时求解多个横向位置的延迟。空间多样性和分层的相关可以提供更准确的剪切波估算。

[0005] 在第一方面，非暂时性计算机可读存储介质具有存储于其中的表示指令的数据，该数据可由编程的处理器执行以求解医学超声成像中的剪切波信息。该存储介质包括指令，用于作为时间的函数确定由响应于沿第一扫描线的第一声波传输的第一剪切波引起的组织的第一位移，该第一位移在与第一扫描线至少间隔第二和第三扫描线的第四扫描线上；作为时间的函数确定由响应于沿第三扫描线的第二声波传输的第二剪切波引起的组织的第二位移，该第二位移在第四扫描线上；作为时间的函数确定由响应于沿第一扫描线的第三声波传输的第三剪切波引起的组织的第三位移，该第三位移在第二扫描线上；对多个横向位置中的每一个，计算对应于第一和第二位移的相关，第一和第三位移的相关，第二和第三位移的相关中的最大值的延迟；以及作为各自延迟的函数计算组织中多个横向位置的每一个的剪切速度。

[0006] 在第二方面，提供了一种求解医学超声成像中剪切波信息的方法。检测由不同位置处的传输在同一位置处引起的组织中的第一剪切波。检测由同一位置处的传输在不同位置处引起的组织中的第二剪切波。作为检测的第一和第二剪切波的函数计算剪切速度。图像表示作为该剪切速度的函数的组织。

[0007] 在第三方面，提供了一种求解医学超声成像中剪切波信息的系统。接收波束形成器在操作中输出表示作为所接收的声波信号的函数的空间位置的数据。将处理器配置为作为输出数据的函数估算组织位移，对至少一对从不同空间位置出发的组织位移计算相关系

数,基于所述相关系数求解传播时间,并生成作为传播时间的函数的图像。显示器在操作中显示该图像。

[0008] 本发明根据所附权利要求来限定,并且这部分不作为对权利要求的限定。本发明的其它方面及优点以下结合优选实施例被予以说明,并且将来可以单独或者组合地要求保护。

附图说明

[0009] 组件和附图不一定成比例,而是重点在于阐明本发明的原理。另外,在附图中,在各个不同的视图中相似的参考数字指代对应的部分。

[0010] 图1是求解医学超声成像中剪切波信息的方法的一个实施例的流程图;

[0011] 图2是传输和位移检测序列示例的图示;

[0012] 图3A-C示出不同的传输序列,图3D是示出图3A-C中不同传输序列的温度效应的示例图;

[0013] 图4是示出轴向,横向和时间位移采样的一个示例的图示;

[0014] 图5是显示范围和延迟关系的示例图表;并且

[0015] 图6是求解医学超声成像中剪切波信息的系统的一个实施例。

具体实施方式

[0016] 用距传输位置和检测位置的多样的空间组合的位移检测剪切信息。为了避免在同一空间位置上的重复激励(推动脉冲)所引起的剪切波形模糊,使用了交错序列。由于交错,该序列也可以减少波束重叠,以降低温度升高量。该序列可以具有与沿同一扫描线的多个传输相比更高的剪切波信号强度。该强度可以使得检测更可靠,鲁棒性更好。

[0017] 不是检测剪切波的到达峰值的时间,而是通过使用来自与定序策略有关的各个位置的剪切波响应的相关来确定传播时间。传播时间估算问题被处理为相关系数空间中的优化问题,导致与查找到达峰值的时间或求解赫姆霍兹(Helmholtz)方程相比是最佳解决方式。

[0018] 在一个实施例中,对于给定的组织类型和成像系统装置,确定至少一个距离值。使用激励脉冲的空间交错以最小化组织的热效应。剪切波检测脉冲的空间分布位置是多种多样的。使用带有交错传输的多样的位置采集数据,以允许剪切波的延迟或传播时间的相关性确定。

[0019] 在另一个实施例中,为至少一对剪切波位移时间分布图形(profile)计算相关系数。剪切波在每个给定距离之间的传播时间根据所述相关系数估算得到。将该传播时间倒置,并将结果乘以所述距离就获得剪切速度。其他实施例是可能的。

[0020] 图1示出了一种求解医学超声成像中剪切波的方法。该方法由图6的系统或不同的系统实施。另外,可以提供不同的或更少的动作。例如,不执行动作35。代替地,确定另外的剪切波特性。作为另一实施例,不执行动作36。在其他实施例中,也可不提供从动作35到动作30的箭头所表示的迭代或者重复。这些动作可以以描述或图示的顺序执行,但是可以以其他的顺序执行。

[0021] 在动作30中,传输声脉冲以生成剪切波。从超声换能器传输激励。该激励是声能

量。该声能量被聚焦，导致每次传输有一个或多个波束。这些激励通过相控阵列和/或机械聚焦装置而被聚焦。该激励可以在一个维度，例如在高度维度上未聚焦。该激励被传输到患者组织中。该激励聚焦到一个能够检测到所生成的剪切波的位置上，例如环绕和包括可能肿瘤的组织位置。

[0022] 这些传输可被聚焦到不同位置。为了扫描患者的区域以生成剪切波，一个或多个传输被聚焦到同一位置。其他的传输被聚焦到其他的位置。该剪切波在聚焦区域生成并且从该聚焦区域横向传播。该剪切波在与对于任意给定传输的聚焦区域相邻和/或相间隔的位置上被检测。随着该剪切波穿过该组织，该剪切波的幅度减小。为了检测感兴趣区域内组织对剪切波的响应，向其他聚焦区域进行传输并在该其他聚焦区域周围执行检测。来自不同传输聚焦区域的检测区域相互重叠。例如，图2示出了10个扫描线，n到n+10。也可以提供更多或更少的扫描线。沿每个扫描线执行两个或更多个用于生成剪切波的传输，如在40和42处针对推动脉冲的箭头所表示的。用于推动脉冲的扫描线与用于检测的扫描线相同。在可替换实施例中，一个或多个推动脉冲扫描线与接收或检测扫描线不同。

[0023] 为了生成剪切波，期望高的幅度或功率激励。例如，每个激励需要接近但不超过1.9的机械指数。保守的并且考虑探头振动，1.7可以作为机械指数的上限。可以使用更高（例如超过1.9的M1）或更低的功率。沿相同或毗邻的扫描线相继传输可能使该组织的温度随时间的推移而升高。生物效应可以包括在大约41–45°C的组织温度时的高热，在温度高于45°C时的蛋白质变性，和在温度高于50°C时的组织坏死。甚至在温度低于45°C时组织的僵硬度也可能受到影响。在温度高于45°C时，粘性和/或僵硬度的升高可能出现。温度高于50°C时，组织可能具有高的僵硬度和/或高的衰减。所述传输可能引起生物效应。替换地，通过防止温度升高超过2摄氏度以限制生物效应。

[0024] 图3A–C示出三个在不同位置处生成剪切波的不同传输序列。图3A示出沿毗邻扫描线的相继传输。这些扫描线以向下指向的箭头示出。该传输顺序被编号为1–5。可以使用更少或附加的扫描线。

[0025] 图3B和C示出使温度随时间推移上升更少的传输序列。这些相继的传输以这样的顺序执行，即通过跨扫描线地在空间上交错所述传输来避免沿毗邻扫描线的直接相继传输。图3B示出沿五个扫描线发射激励，但是分为左/右序列。视场被分成两半–右半部分和左半部分。第一传输沿左半部分左侧的扫描线进行。第二传输沿右半部分左侧的扫描线进行。这种模式继续下去，以在左半部分右侧上的倒数第二个传输和在右半部分右侧上的最后传输结束。贯穿整个序列，在该序列中时间上毗邻的传输隔开视场的一半以进行剪切检测（例如感兴趣区域）。

[0026] 图3C示出了另一个可能的序列。在这个示例中，视场被四等分。以交错循环的方式顺序扫描每个四分之一部分。也可以使用具有其他分割、随机化或者时间/空间图案的其他扫描序列。

[0027] 图3D示出了与图3A–C的三个不同序列有关的温度升高。在波束声场高度重叠的近场中示出了组织的温度升高。图3A的序列1（虚线）随时间推移具有更高的温度升高。图3B和C的序列2和3（分别为短点线和实线）具有减小的温度升高。

[0028] 通过使用附加相关求解剪切波速度，可在剪切波估算中可替换或附加地控制温度。为了提供这一附加相关，以允许同时求解多个横向位置处的延迟，对同一位置使用具有

有限个数,如2、3或4个推动脉冲的定相采集序列。图2在40和42处表示生成剪切波的推动脉冲或传输的两个相位。使用两个或更多个采集相位,而不是在同一位置使用短脉冲重复间隔(PR1)推动多次(例如,5,10或更多次)。每个相位40,42以任意图案,例如图3A-C所示,跨扫描线进行扫描。仅使用两个相位,对同一空间位置的激励PR1可以很低(在100ms量级)。

[0029] 其他的传输发生。这些其他的传输是为了检测剪切波而不是引起剪切波。用于检测的传输可以具有更低的功率和/或短脉冲,并且与生成剪切波的推动脉冲使用相同或不同的扫描线。用于检测的传输可沿至少一个维度(例如横向)具有更宽的波束分布图形,用于沿多个扫描线形成接收样本。

[0030] 在动作32中,确定组织的位移。剪切波导致组织移动。图2示出用于监视剪切波的位移,如在44的箭头表示。这些箭头在一个方向上示出,但剪切波沿多个方向传播。该剪切波可以在一个、两个或更多个方向上被监视。

[0031] 随时间推移确定由该剪切波引起的组织位移。当该剪切波被生成时,毗邻组织不移动,直到剪切应力传播。随着剪切波通过给定的位置,该组织形成一定量或距离的位移,该量或距离增大至峰值然后随组织返回原位而降低。该峰值量与从在聚焦点处生成剪切波到该剪切波的峰值通过另一位置的延迟或传播时间有关。通过追踪该组织随时间的移动幅度来确定随时间的位移分布图形(profile)。

[0032] 用超声扫描检测该位移。为了检测所述位移,向发生位移的组织传输超声能量并接收反射的能量。图2在46处示出该检测。用于检测的传输和接收执行多次,以确定由于位移导致的变化。可以使用任意传输和接收序列。位移的检测可以与其他扫描进行交错,例如单独扫描不同的位移区域。

[0033] 监视感兴趣区域以检测剪切波。该感兴趣区域可以是任意尺寸,例如横向6mm,纵向10mm。这一检测区域通过超声监视。例如执行B模式扫描以检测由剪切波引起的组织位移。可以使用多普勒,彩色流或其他超声模式以监视该剪切波。

[0034] 对任意数量的扫描线执行该监视。例如,形成四个接收波束以响应每一传输。在传输用于生成剪切波的激励后,沿单个扫描线重复执行B模式传输,并且沿四个毗邻扫描线接收。在其他实施例中,只有单个接收波束或其他数量的接收波束形成以响应每一传输。可以使用任意次数的重复,例如大约10-120次。一些超声数据例如在重复的开始或结束时可不响应于该剪切波。

[0035] 随着剪切波传播通过各扫描线,B模式强度可变化。对于所监视的扫描线,提供数据序列以表示由剪切波导致的组织移动的时间分布图形。例如,来自多个空间位置(例如沿扫描线)的数据与作为时间函数的数据或图像的参考帧进行相关。可以使用任意弹性检测。对每一个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置(例如,64个深度的核,其中中心深度是被计算该分布图形的点)的相关。可以使用空间中的二或三维位移。可以使用沿不同于扫描线或波束的方向的一维位移。

[0036] 在给定时间具有最高或足够相关的时间偏移表明位移量。对给定位置确定在不同时间的位移。给定位置的时间分布图形表明剪切波的检测。针对无噪或单个实例的变形来检查该分布图形。具有或者不具有时间低通滤波的分布图形中的峰值表明该剪切波的波前通过。选择最大位移,但可以使用平均值或其他位移统计值。图2在48处示出检测到的位移时间响应。

[0037] 为了监视更大的区域,形成附加的接收波束以响应同一推动脉冲。替换的,生成另一个剪切波并且在离该剪切波生成点的不同的距离处提供传输波束和接收波束。使用此处描述的解决方案,对每个扫描线仅使用两个或更多个推动脉冲来获得与多个横向位置有关的位移。对每一接收波束的位置提供运动信息的时间分布图形,由超声数据表示。在该时间分布图形形成期间,避免沿不同扫描线的传输来监视同一剪切波,以提供更高的时间分辨率,但是可以提供交错或移动的扫描位置。

[0038] 上述讨论针对一个深度。该采样可以被设置成提供一个覆盖感兴趣区域的整个轴向范围的选通设置。在另一实施例中,对于每一接收波束在多个深度处获得各样本。对每一轴向深度和横向位置提供单独的时间分布图形。可以使用任意数目的深度,例如大约200个5mm或者400个10mm。

[0039] 获得表示该感兴趣区域中不同位置的超声数据。通过扫描实时获得或从存储器获得该超声数据。对于每一个位置,移动信息表示在不同时间的响应。也可以使用其他扫描,监视或技术以获得估算剪切幅度的超声数据。

[0040] 使用在时间和横向位置上排列的位移能够在每条扫描线只发射少到两个推动脉冲的情况下估算剪切速度。例如,在同一位置检测由来自不同位置的传输引起的组织中的剪切波;在不同位置处检测由同一位置处的传输引起的组织中的剪切波;以及在不同位置处检测由其他不同位置处的传输引起的组织中的剪切波。这种空间和时间的多样性使得对剪切波的求解具有较少的不确定性。

[0041] 图2示出使用这一位置多样性。在这一脉冲策略中,在每一索引位置处(例如扫描线)施加两次激励力以生成剪切波,并且在其他位置处也施加两次检测脉冲序列以检测该剪切波。然而,每一检测脉冲序列对应不同的位置,导致一个系统具有三组可能的剪切波检测解。一组对应于在同一位置处检测但在两个不同位置处激励的序列,第二组对应于在不同位置处检测但从同一位置激励的序列,第三组对应于均处于不同位置的检测和激励。这一思想在图2中作为索引偏移参数p和q和在46处的两个管状物之间的连结示出。可以使用或多或少的时间和空间多样性,如提供附加的位置和/或时间及有关的组合。

[0042] 图2示出了异质区域作为在48处的检测到的位移响应中的椭圆。在该异质区域内部和外部各位置处的位移时间响应是不同的。介质的异质性使得上述的每个单组解都不完善。

[0043] 图4示出了位移时间响应及其对应激励的空间和时间位置的一个示例。A,B和C是在对应激励位置(虚线)处生成的剪切波。A',B'和C'是在检测位置处检测到的剪切波。检测位置在等距分布的扫描线上,但可以具有其他分布。这一示例是用于剪切波A,B和C的三个推动脉冲和作为时间函数的有关的所检测到的组织位移(A',B'和C')。图4表示一个深度处的进程。水平轴示出横向间距,其中用于剪切波A和C的推动脉冲沿第一扫描线传输以及用于剪切波B的推动脉冲沿第三扫描线传输。另一水平轴表示时间,示出了在不同时间发生的沿第一扫描线传输的用于剪切波A和C的推动脉冲。例如,用于剪切波A和C的推动脉冲对应于图2中沿同一扫描线n+3的推动脉冲40,42。用于剪切波B的推动脉冲被显示成是在同一时间传输,然而这是相对的。实际传输是沿第三扫描线(例如图2中的扫描线n+6)依次发生的。示出响应于推动脉冲A和B的位移检测的时序在同一时间发生,以更好地表明在同一扫描线即第四扫描线上检测到的位移A'和B'的关系。

[0044] 在图2和图4的示例中,由响应于沿扫描线n+3的声波传输的剪切波A导致的位移A'被检测到。这一位移A'在扫描线n+6上,在图2中由从第二推动脉冲出发的箭头所示。用两个交错的扫描线执行所述检测。不提供其他的交错扫描线。在替换的实施例中,仅使用一个或多于两个交错扫描线。由响应于沿扫描线n+5的声波传输的剪切波B导致的位移B'被检测到。这一位移B'在扫描线n+6上,紧邻用于生成剪切波B的推动脉冲的扫描线n+5。可以提供附加的交错扫描线。由响应于沿扫描线n+3的声波传输的剪切波C导致的位移C'被检测到,该扫描线n+3与用于剪切波A的推动脉冲所使用的相同。该位移C'沿紧邻的扫描线n+4被检测到,但是可以提供一个或多个交错扫描线。图2示出从扫描线n+3上的推动脉冲40到扫描线n+4上的检测脉冲46的箭头以表示C和C'。

[0045] 可以提供其他的空间和时间关系。图2和图4是示例。可以使用另一个沿扫描线n+3和/或n+5的推动脉冲。可以使用对沿着具有或者不具有附加的推动脉冲传输的相同或者不同扫描线的附加位移的检测(例如:除了在n+4上检测C'之外还在n+5上检测C"以响应于同一个推动脉冲C)。图2和图4示出了检测发生在位于传输右面的间隔的扫描线上,然而可以使用任意间隔(例如:位于二维中的左面或者三维中的前面/后面)。

[0046] 在图4中,AA'和BB'形成一对,以检测范围_1中的传播时间参数。AA'和CC'分别形成另一对,以分别检测范围_2中的传播时间参数。BB'和CC'形成另一对用以限制解。这些范围参数表示扫描线之间的已知距离。范围_1和范围_2上的传播时间可被确定为来自空间/时间对的延迟1和2。该延迟信息可用来确定剪切波的速度或传播时间。

[0047] 在动作34中,空间多样性用来计算延迟。各位移被相关以计算延迟。通过考虑不同可能延迟的范围,将各位移分布图形用于求解同一个计算中与不同位置有关的各个延迟。对于给定位置,计算对应于空间上多样的位移的最大相关的延迟。该最大值是复相关的函数(例如与不同的位移对有关),而不是执行一个相关。作为所检测的剪切波的函数,使用相关来计算剪切速度或者其他剪切信息。在位移被利用相关来确定的情况下,例如用于斑点追踪,附加或分层的相关被用于由位移确定剪切信息。

[0048] 根据以下函数确定常规的波传播时间:

$$[0049] \tau_s = \max_{\arg\{\tau\}} c(\tau) = \sum_{t=0}^T d(m, n, t) d(u, v, t + \tau) \quad (1)$$

[0050] 其中,τ是延迟,c是相关,t是时间,d是位移,m,n,u和v是二维空间坐标。例如,两个位移函数是位移曲线或分布图形A'和B'。对于适当的高信噪比和小形变的信号波形,该最大相关足以执行,但是对于其他情况可能还不够。

[0051] 为了对在被传输的区域(例如在图2中作为异质组织区域所示)中导致的问题进行补偿,使用了空间多样性。多对相关被用于确定延迟。空间和时间多样性可用于为多个横向位置中的每一个确定剪切波的空间分布和该剪切波的持续时间。互相关的群行为被用于搜寻最大相关。对于每一个横向位置y,一系列可能的延迟被用于确定与最大相关关联的延迟。可以将相同深度处整个横向跨度的相关函数作为二维矩阵c(y, τ)获得。同时解得多个横向位置中每一个的延迟。可以对在同一时间的多个扫描线求解剪切速度的延迟作为同一函数的一部分。对至少一对剪切波位移时间分布图形计算从不同位置出发的位移的相关。一个函数被用于输出对应位置的延迟矩阵。

[0052] 位移时间响应表示为d(i, j, t),其中索引i和j分别表示激励位置索引(例如扫描

线)和追踪位置索引(例如扫描线)。用相关检测两对位移曲线 $d(i, j, t)$ 之间的脉冲延迟。那是 $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}, \{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ 。另一对 $\{d(i, i+q, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ 有助于异质区的确定。在图4的示例中,一对是 $A'B'$,另一对是 $A'C'$,并且有助于异质区的确定的对是 $B'C'$ 。

[0053] 可以使用其他对,例如在执行附加的推动脉冲传输和/或检测的情况下。可以使用任意空间上,时间上,或空间和时间上多样的位移对。该运算是扫描线之间距离的函数,例如通过检测沿同一扫描线的推动脉冲在不同扫描线上的位移来提供。扫描线之间的范围被用于确定该范围。使用该范围和延迟一起确定剪切波的速度。

[0054] 一个示例函数计算三个不同位移对的相关的和。所检测到的来自沿同一扫描线和/或不同检测扫描线的不同传输的剪切波被彼此相关。假设 τ 在同一深度保持连续变化,则通过求解以下定义的价值函数获得针对同一深度并且沿全部横向跨度的 τ 值,该 τ 值被表示为边界线或曲线 Γ_τ :

$$[0055] \quad \Gamma_\tau = \max \sum_{y=0}^{Y_{\text{MAX}}} \left\{ \alpha c_1(y, \tau) + \beta c_2(y, \tau) \right\} - \gamma c_3(y, \tau) \left\| \tau(y) \right\| \quad (2)$$

[0056] 其中,

$$[0057] \quad c_1(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+p, t+\tau)$$

$$[0058] \quad c_2(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i, i+q, t+\tau)$$

$$[0059] \quad c_3(y, \tau) = \sum_{t=0}^T d(i, i+p, t) d(i+p-q, i+q, t+\tau) \quad (3)$$

[0060] 该曲线由延迟 τ 和横向位置 y 的矩阵表示,其中 $\tau(y)$ 是 τ 对 y 的一次、二次、三次或其他次导数。 α, β, γ 是权重参数。这些权重参数可以设为实数 1.0, 设为其他数,或者可以是 τ 的函数。延迟的值可以使用任意的范围和数量,例如在考虑的 0 到 100 的单位范围上 32 个可能的 τ 值。对于每一深度,通过组合来自可得到的剪切波传播的所有信息求解最大相关系数曲线。在可替换的实施例中,可以使用附加的项对或相关对。可以使用不同的多样性组合。

[0061] 使用方程(2)或者其它具有多个多样的项对的相关函数可以减少由于在具有不同模量的两个位置处激励所导致的偏差;通过引入相关项 c_3 (例如 $B'C'$ 的相关)可以自适应地处理介质异质性;并且可以通过应用邻近限制来减少错误。

[0062] 如图4所示,延迟的估算值 τ 对于在计算相关函数中使用的数据对是不同的。数据对 $\{d(i, i+p, t), d(i, i+q, t)\}$ ($A'B'$ 相关) 估算在范围_1 中的平均延迟时间,而对 $\{d(i, i+p, t), d(i+p-q, i+p, t)\}$ ($A'C'$ 相关) 估算在范围_2 中的平均延迟时间。在这两个估算中有一个共用范围。在给定两端的已知值的情况下,在每一组毗邻线之间的精确估算(τ)通过在整个横向跨度中求解 Γ_τ 来获得。整个横向跨度可以跨越整个感兴趣区域(例如数十个扫描线),但也可以跨越该区域的子区域。通过特定于两端的、激励和检测脉冲的略有不同的定序获得该已知值。在成像视场的两端,检测 C' 与 C 在相同的位置,并且激励 B 与追踪脉冲 B' 在相同的位置,因此所估算的传播时间是从 A 到 A' 的平均时间。下面的方程用于求解在每一组波束之间的间隔值 τ :

$$[0063] \quad \tau = \begin{cases} \tau_0, & \text{end} \\ \frac{1}{2}\tau_{i-1} + \tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1}, & \text{middle} \\ \tau_{N-1}, & \text{end} \end{cases} \quad (4)$$

[0064] (end:端部;middle:中部)

[0065] 两端的定序提供估算值 τ_0 和 τ_{N-1} 。

[0066] 图5表示方程(4)的中部。在给定端点的已知值 τ_0 和 τ_{N-1} 的情况下求解延迟 τ 值的方法可以称为递归解方程。在给定 τ_0 的情况下按从低到高的顺序,以下方程成立:

$$[0067] \quad a(n)\tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1} = b(n) \quad (5)$$

$$[0068] \quad \begin{cases} a(0) = 1, \quad a(1) = 1, \quad a(2) = 1 - \frac{1}{4}, \quad a(n) = 1 - \frac{1}{4a(n-1)} \\ b(n) = \hat{\tau}_n - \frac{b(n-1)}{2a(n-1)}, \quad b(0) = \tau_0 \end{cases} \quad (6)$$

[0069] 可以计算出全部的 $a(n)$ 和 $b(n)$,使得方程(4)减少到两个未知变量。给定该方程组和 τ_{N-1} 已知的事实,能够按索引从高到低的顺序求解方程(5),以便为每一毗邻波束组提供 τ 。同样的方法被用于针对平行波束采集求解各个 τ 。例如,当索引从0到4的四个平行波束用于追踪脉冲时,每个被编入索引的波束可以通过方程(4)到(6)求解。通过考虑每一被编入索引的波束之间的不同距离,方程(4)中的权重系数 $\frac{1}{2}$ 是变化的。

[0070] 在动作34中,作为延迟和横向位置的函数计算剪切速度。针对该组织的不同空间位置检测剪切速度。作为各自延迟的函数计算组织中多个横向位置的每一个的剪切速度。

[0071] 从传播时间或延迟(τ)和扫描线之间的已知距离(例如范围)获得该剪切速度。至该位置的时间和距离确定该速度。该距离由扫描线间隔(即,用于生成该剪切波的传输波束位置和用于检测该剪切波的接收波束位置)已知。

[0072] 替换剪切速度或者除了该剪切速度之外还可以估算任意模量或者剪切值。组织模量值表示各位置上的硬度或僵硬度。例如,估算组织的剪切模量。在替换实施例中,估算杨氏模量。在其他实施例中,定量或定性地估算其他剪切值。

[0073] 该剪切模量通过 $g = \rho v_s^2$ 给出,其中 ρ 是密度,并且 v_s 是估算的剪切速度。在一个实施例中,该组织模量或剪切信息,例如剪切模量,被确定为应变或位移以及模量或剪切信息的函数。例如,通过迭代地求解扩散方程确定每一采样位置的剪切模量。假定泊松(Poisson)比为0.5或使用已知的泊松比,迭代地计算在不同位置处的剪切模量,该剪切模量是不同位置和剪切模量在不同时间或不同压力下的应变场的函数。

[0074] 对其他扫描线和/或其他深度重复这些动作。例如,对一个或多个深度的每一个再次执行动作30,32,34,和35。可以对其他横向间隔的位置再次执行这些动作。例如,图4示出全部序列的一部分。针对不同横向位置 y 的各种相关被提供用于求解方程(3)。替换的,其他横向位置被单独处理,例如在四条扫描线的独特组中。替换的,推动脉冲和检测到的位移对或信息可被用于感兴趣区域的其他解或部分。例如,B和B'可以用作C和C'对以用于求解。

[0075] 在动作36中,生成了图像。该图像表示作为剪切速度或其他剪切信息的函数的组织。剪切信息的区域可以是在表示患者的更大面积或体积的图像中的子部分或感兴趣区

域。例如,剪切速度对灰度级调制的B模式图像中的一个区域中的像素进行颜色调制。该图像可以表示位移信息,例如不同位置的剪切或模量(例如剪切模量)。显示栅格(display grid)可以不同于扫描栅格和/或被计算位移的栅格。作为剪切信息的函数来调制颜色,亮度,光亮度,色调或其他特性。

[0076] 图6示出医学超声成像中求解剪切波信息的系统10的一个实施例。该系统10执行图1,图2,图4中的方法或其他方法。该系统10包括传输波束形成器12,换能器14,接收波束形成器16,图像处理器18,显示器20和存储器22。另外,可以提供不同或更少的组件。例如,提供用户输入以用于手动或协助指定将被获得剪切信息的感兴趣区域。作为另一个实施例,提供附加的HIFU换能器24以治疗组织。该系统10是医学诊断超声成像系统。在可替换实施例中,系统10是个人计算机,工作站,PACS站或者是在同一位置或分布在网络上以实时成像或采集后成像的其他布置。

[0077] 传输波束形成器12是超声传输器,存储器,脉冲发生器,模拟电路,数字电路或它们的组合。该传输波束形成器12在操作中为多个通道生成具有不同或相对振幅、延迟和/或定相的波形。一旦从换能器14传输声波以响应所生成的波,则一个或多个波束形成。传输波束序列被生成以扫描二维或三维区域。可以使用扇面、矢量®、线性或其他扫描格式。同一区域被扫描多次。使用扫描序列以用于血流或多普勒成像以及应变成像。在多普勒成像中,该序列在扫描毗邻扫描线前可以包括沿同一扫描线的多个波束。对于剪切波成像,可以使用任意序列,例如图3A-C所示。用于生成剪切波的一个,两个或更多个传输波束可以在扫描其他扫描线前沿每一扫描线形成,或可以进行交错。例如,采集序列与相关计算是分离的。存储器存储数据,以便为所述相关提供位移信息。在可替换实施例中,传输波束形成器12生成平面波或发散波,用于更快速的扫描。

[0078] 换能器14是压电或电容膜元件的1维,1.25维,1.5维,1.75维或者2维阵列。该换能器14包括用于在声能和电能之间转换的多个元件。例如,换能器14是两维的PZT阵列(例如大约3000个元件)。响应超声能量(回声)撞击换能器14的各元件而生成接收信号。这些元件与传输和接收波束形成器12、16的通道相连接。

[0079] 接收波束形成器16包括多个具有放大器,延迟器和/或相位旋转器,以及一个或多个加法器的通道。每个通道与一个或多个换能器元件相连接。接收波束形成器16应用相对延迟,相位和/或切趾以响应每个传输而形成一个或多个用于检测的接收波束。该接收波束形成器16利用接收的声波信号输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的相对延迟和/或定相以及总和提供波束形成。在可替换实施例中,该接收波束形成器16是用于利用傅里叶或其他变换生成样本的处理器。

[0080] 该接收波束形成器16可以包括滤波器,例如相对于传输频带分离二次谐波或其他频带处的信息的滤波器。这样的信息更可能包括所需的组织,造影剂和/或流动信息。在另一个实施例中,该接收波束形成器16包括存储器或者缓存器以及过滤器或者加法器。两个或更多个接收波束组合以分离在所需频带(例如二次谐波,三次基谐波或其他波段)上的信息。

[0081] 接收波束形成器16输出表示空间位置的波束总和数据。输出针对单个位置,沿一条线的位置,一个面的位置,或者一个体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。该数据可以用于不同的目的。例如,可对B模式或组织数据执行与对剪切波检测不同的扫描。可替换的,

该B模式数据也用于确定由剪切波导致的位移。

[0082] 处理器18是B模式检测器,多普勒检测器,脉冲波多普勒检测器,相关处理器,傅里叶变换处理器,专用集成电路,通用处理器,控制处理器,图像处理器,现场可编程门阵列,数字信号处理器,模拟电路,数字电路,它们的组合或其他现在已知或以后开发的用于检测和处理来自被波束形成的超声样本的信息以进行显示的装置。

[0083] 在一个实施例中,处理器18包括一个或多个检测器和单独的处理器。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,它们的组合或其他现在已知或以后开发的用于确定位移并计算组织特性的装置。例如,该单独的处理器执行图1中所示一个或多个动作的任意组合。通过软件和/或硬件配置该处理器18以执行上述动作。

[0084] 在一个实施例中,处理器18将组织的位移估算为来自接收波束形成器16的输出数据的函数。该位移被估算为表示作为时间的函数的位移幅度曲线的分布图形或数据。该位移分布图形可以通过在参考数据和剪切波通过期间获得的数据之间进行相关或以其他方式确定相似水平而获得。该处理器18使用来自多个位置的位移信息。确定从不同空间位置出发的至少一对组织位移的相关系数。来自不同对的相关系数被用于求解传播时间。同时求解针对不同空间位置的传播时间,例如作为具有相同输入的方程的输出。在由使用来自不同空间位置的数据的函数所确定的输出集合中提供针对不同空间位置的传播时间。该输出集合的每个值是针对多个空间位置的组织位移的函数,包括未定义被计算了传播时间的距离的各空间位置。针对不同空间位置的位移有利于给定传播时间。例如,针对至少三对组织位移计算相关系数;第一对是由不同位置处的传输引起的组织中同一位置处的位移,第二对是由同一位置处的传输引起的组织中不同位置处的位移,第三对是由其他不同位置处的传输引起的组织中不同位置处的位移。

[0085] 处理器18由传播时间计算剪切速度。可以确定其他剪切信息。确定与特定扫描线关联的延迟。由该延迟和对应的距离或范围计算剪切速度。

[0086] 处理器18生成并向显示器20输出从组织特性映射的图像或显示值。例如,对每一位置确定剪切速度,剪切模量,或其他值。上述值的幅度调整颜色,色调,亮度和/或其他显示特性。处理器18确定像素值(例如RGB)或被转换成像素值的标量值。该图像作为上述标量值或像素值被生成。该图像可以输出到视频处理器,查找表,色表或直接输出到显示器20。

[0087] 处理器18按照存储在存储器22或其他存储器中的指令来操作。处理器18被编程以求解医学超声成像中的剪切波信息。存储器22是非暂时性计算机可读存储介质。实施此处讨论的处理、方法和/或技术的指令提供在该计算机可读存储介质或存储器中,例如高速缓冲存储器,缓存器,RAM,可移动介质,硬盘或其他计算机可读存储介质中。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。执行图中示出的或此处描述的函数、动作或任务,以响应在计算机可读存储介质中或在计算机可读存储介质上保存的一组或多组指令。该函数、动作或任务独立于特定类型的指令组,存储介质,处理器或处理策略,并且可以通过软件,硬件,集成电路,固件,微代码以及类似的执行,单独或组合地操作。类似地,处理策略可以包括多处理,多任务,并行处理之类。在一个实施例中,指令存储在可移动介质装置上,以由本地或远程系统读取。在其他实施例中,该指令存储在远程位置,用于通过计算机网络或电话线传输。在别的实施例中,该指令存储在给定的计算机,CPU,GPU或系统内。

[0088] 显示器20是CRT,LCD,投影机,等离子或其他用于显示二维图像或三维表示的显示器。该显示器20显示一个或多个表示剪切信息(例如剪切速度)的图像。

[0089] 尽管上面已通过参照各种实施方式描述了本发明,应当理解可以作出不偏离本发明的范围的很多变化和改变。因此,上述详细说明旨在说明性的,而不是限制,并且可以理解是所附权利要求书,包括所有的等效物,旨在定义本发明的精神和范围。

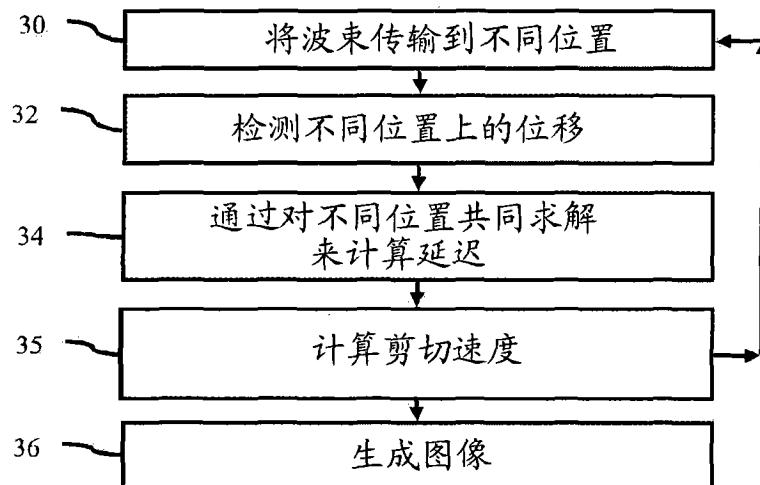


图1

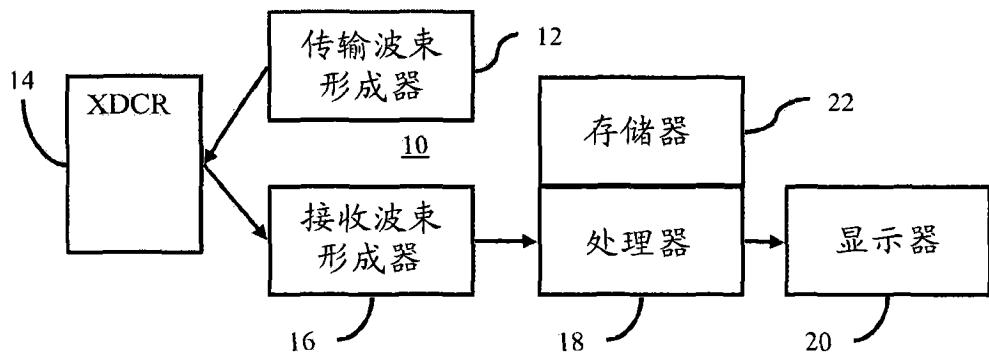


图6

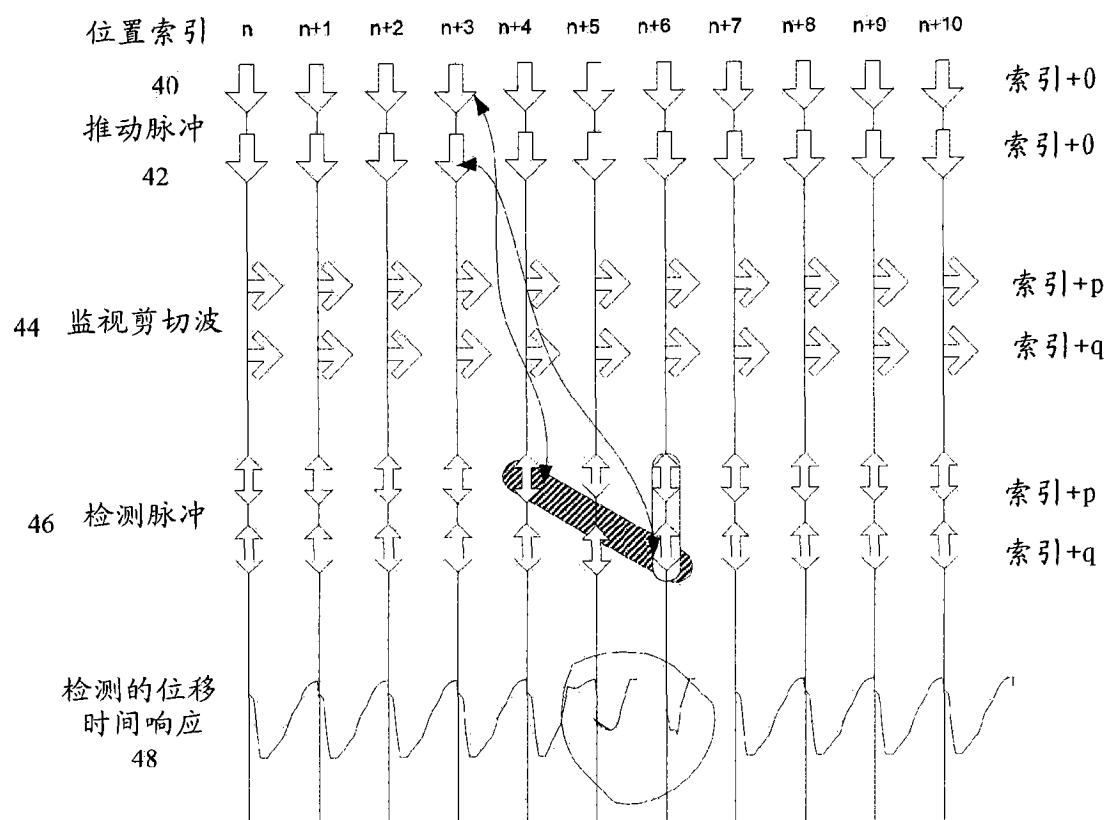


图2

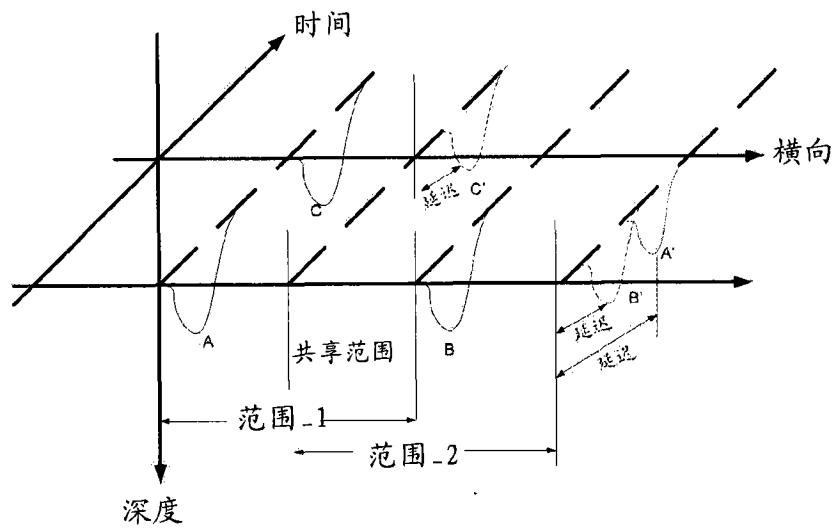


图4

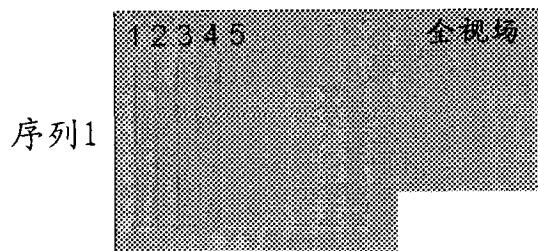


图3A

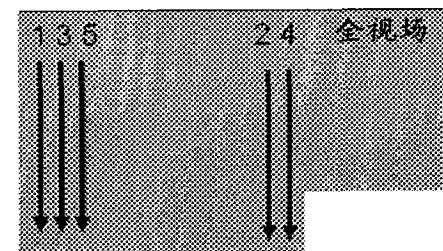


图3B

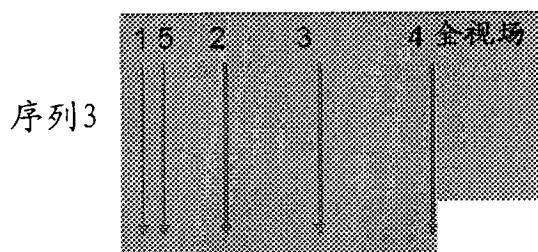


图3C

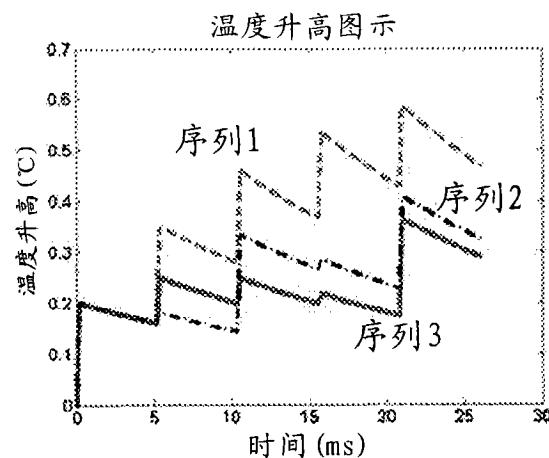


图3D

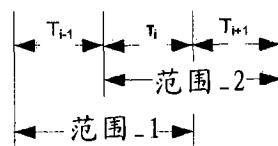


图5

专利名称(译)	对医学超声成像中剪切波信息的求解		
公开(公告)号	CN102551801B	公开(公告)日	2016-12-14
申请号	CN201110391439.8	申请日	2011-10-06
[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		
发明人	范列湘		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	张涛 卢江		
优先权	12/898957 2010-10-06 US		
其他公开文献	CN102551801A		
外部链接	SIP0		

摘要(译)

提供了一种用于医学超声成像的剪切波速度求解方法。将初始位置和检测位置的不同组合所得到的位移分布图形进行相关(34)，而不是对每个位置基于该位置离剪切波起点的距离和到达该位置的峰值位移的时间来确定剪切波信息。使用距传输位置和检测位置的多样的空间组合的位移来检测(32)剪切信息。在同一函数中使用该相关组合，以同时求解(34)多个横向位置的延迟。空间多样性和分层相关可以提供更准确的剪切波估算(35)。

