



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103505243 A

(43) 申请公布日 2014. 01. 15

(21) 申请号 201310254798. 8

(22) 申请日 2013. 06. 25

(30) 优先权数据

13/532, 559 2012. 06. 25 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. D. 弗雷伯格

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 马红梅 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

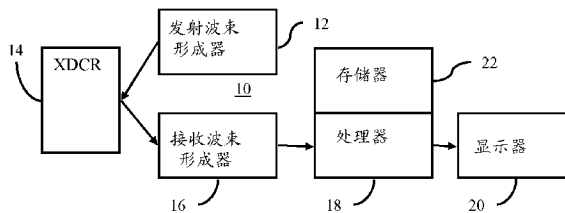
权利要求书2页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

测量超声波的声吸收或衰减

(57) 摘要

本发明涉及测量超声波的声吸收或衰减。超声波的声吸收或衰减被测量(38)。为了估计声吸收或衰减,由在不同频率处的应力所引起的组织的位移被测量(28)。所述吸收或衰减根据所述位移加以计算(38)。不管未知的组织硬度,不同频率的结合提供了用于求解衰减或吸收的另一变量。



1. 一种用于测量超声波的声吸收的方法,所述方法包括:  
用换能器来发射 (30) 第一声束;  
响应于所述第一声束的所述发射来接收 (32) 表示处于参考位置的组织的参考信息;  
用所述换能器来发射 (34) 在第二中心频率处的第二声束;  
追踪 (36) 由所述第二声束的所述发射所引起的从所述参考位置起的第二位移;  
用所述换能器来发射 (32) 在第三中心频率处的第三声束,所述第三中心频率不同于所述第二中心频率;  
追踪 (36) 由所述第三声束的所述发射所引起的从所述参考位置起的第三位移;  
根据所述第二和第三位移来计算 (38) 所述组织的声吸收;以及  
显示 (40) 所述声吸收。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,接收 (32) 所述参考信息包括采集表示所述组织的 B 型数据。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,发射 (32) 所述第二和第三声束各包括发射具有比所述第一波束更大功率的声辐射力。
4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,发射 (32) 所述第二和第三声束包括用基本上相同的持续时间来发射,所述持续时间为至少 50 微秒。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,追踪 (36) 所述第二和第三位移各包括在不同于所述第一和第二中心频率的追踪中心频率处重复地发射,并且响应于在所述追踪中心频率处的所述发射重复地接收追踪信息,以及根据来自所述追踪信息的时间计算位移,所述第二和第三位移各包括根据响应于所述第二和第三声束的时间的所述位移的最大值。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,追踪 (36) 所述第二和第三位移包括将所述第二和第三位移标识为分别响应于所述第二和第三声束的最大轴向位移。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,计算 (38) 所述声吸收包括计算 (38) 衰减。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,计算 (38) 所述声吸收包括根据所述第二和第三频率之间的差来计算 (38) 所述第二和第三位移以及所述第二和第三位移的导数。
9. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括针对沿着扫描线的其他范围重复所述第二和第三位移的所述追踪 (36),并且其中,计算 (38) 包括根据针对其他范围的所述第二和第三位移来计算 (38)。
10. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括:  
用所述换能器来发射 (32) 在第四中心频率处的第四声束,所述第四中心频率不同于所述第二和第三中心频率;并且  
追踪 (36) 由所述第四声束的所述发射所引起的从所述参考位置起的第四位移;  
其中,计算 (38) 包括根据所述第四位移来计算 (38)。
11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,显示 (40) 包括显示表示所述声吸收的文本或图形。
12. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述发射 (30)、接收 (32) 以及追踪 (36) 行为被针对多个扫描线上的多个深度来执行,其中计算 (38) 包括针对所述多个扫描线上的所述深度中的每一个来计算 (38) 所述声吸收,并且其中显示 (40) 包括显示 (40) 表示至少所述声吸收的二维分布的图像。

13. 根据权利要求 1 所述的方法,其进一步包括:

根据所述声吸收来适配 (42) 发射频率、线间隔、F 数、脉冲重复频率、线采样计数、声能振幅、声能脉冲长度或其组合。

14. 在一种具有表示指令的存储在其中的数据的非暂时性计算机可读存储介质 (22), 所述指令可由可编程处理器 (18) 执行以用于测量超声波的声衰减, 所述存储介质 (22) 包括指令以用于:

用响应于在不同频率处的应力的超声波来检测 (28) 组织的位移; 并且

根据对在所述同频率处的所述应力作出响应的所述位移来计算 (38) 声衰减。

15. 根据权利要求 14 所述的非暂时性计算机可读存储介质 (22), 其中, 检测 (28) 包括检测所述组织在所述不同频率的第一频率处响应于声辐射力的所述位移的第一个并且检测 (28) 所述组织在所述不同频率的第二频率处响应于声辐射力的所述位移的第二个, 所述第二频率不同于所述第一频率, 并且其中, 计算 (38) 包括根据所述第一和第二位移来计算 (38) 所述声衰减。

16. 根据权利要求 14 所述的非暂时性计算机可读存储介质 (22), 其中, 检测 (28) 所述位移包括检测所述组织的最大位移。

17. 根据权利要求 14 所述的非暂时性计算机可读存储介质 (22), 其中, 计算 (38) 包括根据所述位移并且根据所述不同频率来计算 (38) 所述衰减。

18. 根据权利要求 14 所述的非暂时性计算机可读存储介质 (22), 其进一步包括:

根据所述声衰减来控制 (42) 高强度聚焦超声波治疗。

19. 一种用于测量超声波的声吸收的系统, 所述系统包括:

波束形成器 (12), 其可操作来在不同时间产生不同频率的声辐射力; 以及

处理器 (18), 其被配置成确定组织在所述不同时间响应于所述不同频率的所述声辐射力的空间偏移, 并且配置成根据所述空间偏移来确定所述组织的声吸收。

20. 根据权利要求 19 所述的系统, 其中, 所述处理器 (18) 被配置成针对多个位置来确定响应于所述不同频率的所述声辐射力的所述空间偏移, 并且配置成根据针对所述不同频率和不同位置的所述空间偏移来确定所述组织的所述声吸收。

## 测量超声波的声吸收或衰减

### 技术领域

[0001] 本实施例涉及测量超声波的衰减。当声能通过组织传播时,声能衰减。衰减量可以指示组织的性质。

### 背景技术

[0002] 衰减可以用超声波测量。回波强度(例如,B型振幅)中的改变被测量以估计衰减。然而,斑点噪声可能影响根据回波强度估计的准确性。

[0003] 声辐射力可以被用来测量衰减。在不同深度处的位移响应于恒定横向焦点构造而被确定。位移被用来估计该衰减。然而,位移也是组织硬度的函数。仅依靠在不同深度处的位移可能是不准确的。

### 发明内容

[0004] 通过介绍,下述优选实施例包括用于测量超声波的声吸收或衰减的方法、指令以及系统。为了估计声吸收或衰减,由在不同频率处的应力所引起的组织的位移被测量。吸收或衰减从所述位移被计算。不管未知组织硬度,不同频率的结合提供了用于求解衰减或吸收的另一变量。

[0005] 第一方面,提供了用于测量超声波的声吸收的方法。换能器发射第一声束。响应于第一声束的传输表示处于参考位置的组织的参考信息被接收。换能器在第二中心频率处发射第二声束。由第二声束的传输所引起的从参考位置起的第二位移被追踪。换能器在第三中心频率处发射第三声束。第三中心频率不同于第二中心频率。由第三声束的传输所引起的从参考位置起的第三位移被追踪。组织的声吸收根据第二和第三位移来计算。所述声吸收被显示。

[0006] 第二方面,非暂时性计算机可读存储介质具有存储在其中的数据,所述数据表示可由编程处理器执行以用于测量超声波的声衰减的指令。存储介质包括用于响应于在不同频率处的应力的超声波来检测组织的位移、并且根据对在不同频率处的应力作出响应的位移来计算声衰减的指令。

[0007] 第三方面,提供了用于测量超声波的声吸收的系统。波束形成器可操作来在不同时间产生不同频率的声辐射力。处理器被配置成确定组织在不同时间响应于不同频率的声辐射力的空间偏移,并且配置成根据所述空间偏移来确定组织的声吸收。

[0008] 本发明由以下权利要求来定义,并且本部分中没有什么应当被认为是对那些权利要求的限制。在下文结合优选实施例对本发明的其他方面和优点进行了讨论,并且可以以后独立地或相结合地要求保护本发明的其他方面和优点。

### 附图说明

[0009] 部件和图未必按比例绘制,重点替代地被放在举例说明本发明的原理之上。此外,在图中,相同的附图标记在不同的视图中自始至终指定对应的部分。

[0010] 图 1 一般地举例说明声衰减和吸收；

图 2 是用于测量超声波的声吸收的方法的一个实施例的流程图；并且

图 3 是举例说明根据深度的组织的示例位移的图形；

图 4 是使用图 4 的位移举例说明根据深度的示例衰减的图形；以及

图 5 是用于测量超声波的声吸收或衰减的系统的一个实施例的框图。

### 具体实施方式

[0011] 声能的吸收被转换成辐射力，所述辐射力诱导组织位移。通过测量由声辐射力脉冲所产生的位移，可以推导衰减参数。一系列组织位移数据被测量。因为位移还是组织硬度的函数，所以为了估计吸收参数使用了位移与该吸收参数之间的一个以上的等式。通过改变声辐射力脉冲的发射频率同时使其他声参数保持相似，获得了多个位移和频率对。所采集到的组织位移数据是在不同频率处施加到组织的声辐射力的结果。衰减参数及其与频率的关系可以被解决。声吸收或衰减参数根据这个数据加以估计。

[0012] 吸收参数可以被用作为诊断信息，诸如指示标明肝纤维化、乳房密度、软骨损伤、骨密度、脂泻病或其它状况的组织特性。吸收参数可以被用来调整针对超声波成像和 / 或治疗的设置，诸如调整针对声热治疗计划的设置。

[0013] 图 1 一般地举例说明声衰减和吸收。声能 50 向位置 46 传播。位置 46 吸收一些声能。其他声能从位置 46 折射和散射。箭头 52 表示折射和散射。折射和散射 52 的幅度和平均方向可能不同于所示出的。一般而言，折射和散射 52 基本上小于吸收，诸如为吸收的 10% 或更少。剩余声能沿着线 54 向下一个位置 48 传播。入射声能 50 与线性传播能量 54 之间的差是衰减（吸收加折射和散射）。考虑到衰减与吸收之间的幅度方面的相似性，可以使用任一参数。基于相对小的折射和散射的假设衰减的估计可以为吸收的估计或者反之亦然。声衰减包括吸收、折射以及散射，但吸收是主要贡献者。

[0014] 图 1 是简化图。声能通过其传播的所有位置都发生吸收、散射以及折射。图 1 通过具有特定位置 46、48 来表示传播的离散化。可以使用其它表示。

[0015] 图 2 是用于测量超声波的声吸收的方法。所述方法由图 5 的系统或不同的系统来实现。可以提供附加的、不同的或较少的行为。例如，行为 28 的检测使用行为 30、32、34 以及 36 或者在没有行为 30、32、34 和 / 或 36 的情况下被执行。作为另一示例，行为 40 和 / 或 42 未被执行。所述行为被以所描述或者示出的顺序执行，但可以被以其他顺序执行。例如，可以在行为 36 的位移的追踪之后或者在行为 34 和 36 之间采集参考信息（行为 30 和 32）。

[0016] 在行为 28 中，组织的位移用超声波来检测。超声波扫描被用来测量组织的运动。响应于脉冲应力，组织可以移动。使用 B 型、多普勒（例如，组织运动）或其他扫描，沿着一个、两个或三个维度的移动被检测到。可以使用诸如与弹性成像、应变成像、声辐射力成像 (ARFI) 或切变波成像相关联的任何位移测量技术。

[0017] 在一个实施例中，可以使用任何诱导波成像。声能被用来在患者的区域中诱导波。声能是用于移动组织的推脉冲。所述区域被扫描以追踪或者检测经诱导的波。由于波通过所述区域行进而导致的组织位移指示波的存在。与所述位移相关联的定时可以被用来确定波的速度。

[0018] 可以产生和 / 或追踪不同类型的波。对于诸如弹性成像或应变成像之类的声辐射力成像纵向波被追踪。对于切变波或切变波速度成像切变波被追踪。

[0019] 为了计算衰减或吸收,脉冲应力被在不同频率处施加。推脉冲被重复,其中每个重复都在不同频率处。由在不同频率处的推脉冲所引起的位移被测量。

[0020] 行为 30、32、34 以及 36 表示诱导波成像的一个实施例,诸如与用声辐射力通过沿着轴方向的纵向波诱导位移相关联的那样。对于 ARFI 技术或者对于其他诱导波技术,可以提供较少的或附加的行为。例如,与在行为 36 中进行追踪相关联的信号可以被用于参考,从而允许没有行为 30 和 32 的操作。作为另一示例,使用了切变波成像和对应的行为。

[0021] 在行为 30 中,换能器发射声束。波束形成器使用相对定相和 / 或延迟来将声能聚焦在沿着扫描线的点、线或区域处。换能器包括从波束形成器接收延迟的和变迹的波形的元件的阵列。所述元件将电能转换为声能。声能沿着患者中的扫描线结合地收敛为声束。扫描线从换能器向焦点位置延伸。扫描线定义深度或轴维度。

[0022] 声束的发射是为了 B 型成像。约 1-5 个周期的单脉冲被发射。波形是与脉冲发生器 (pulser) 相关联的方波,但可能是正弦波或其他波形。脉冲是在诸如换能器带宽的中心频率之类的任何期望的频率处。可以使用多个脉冲,诸如与多普勒成像或造影剂成像相关联的那样。

[0023] 在行为 32 中,参考信息被接收。行为 32 的发射和行为 32 中信息的响应接收随着组织被静止扫描或者不经受外部施加的脉冲应力而发生。组织可以经受内部和 / 或换能器压力应力,但声辐射力、来自捶击者的力、来自人工心悸的力或其他波诱导应力未被提供。为了估计组织位移,声辐射力脉冲之前的回波信号被采集。在其他实施例中,参考信息相对于应力的施加而被或早或晚地采集,诸如与刚开始被移位或者在应力之后几乎放松相关联的那样。

[0024] 信息被作为声反射接收。组织反射了来自所发射波束的一些声能。通过使用波束形成、傅里叶分析或其他技术,来自该组织的反射被采样。例如,声反射冲击换能器的元件。所述元件将声能转换为电能。使用延迟和 / 或定相,来自不同通道或元件的电能被波束形成。动态聚焦被提供来沿着扫描线的一个以上的位置进行采样以形成接收波束。采样是沿着与发射波束相同的扫描线的,但在其他实施例中可能是在偏移位置处。

[0025] 诸如有或没有检测的波形形成的接收处理是为了 B 型成像。在检测情况下,所接收到的信息表示针对采样位置的强度。强度表示组织在对应位置处的反射比。在其他实施例中,接收处理是为了多普勒成像或造影剂成像。

[0026] 在行为 34 中,从换能器发射另一声束。所述声束沿着相同的扫描线发射,但具有不同于在行为 30 中所发射的波束的特性。行为 34 的发射将产生用于使组织移位的脉冲应力。声能作为脉冲激发。

[0027] 在声辐射力示例中,具有类似于或高于用于对组织进行成像的 B 型发射的功率或峰值振幅电平的 400 周期发射波形被发射。在一个实施例中,所述发射是施加到视场的辐射力序列。可以使用任何声辐射力成像 (ARFI) 序列。可以使用任何数目的周期。可以使用任何振幅。由于如与行为 30 相比行为 34 中周期的数目更大,行为 34 的发射波束比行为 30 的发射波束具有更大功率。更大功率可替换地或者此外可以由更大振幅、孔径尺寸、不同频率或其组合产生。

[0028] 发射通过功率、振幅、定时或其他特性而被配置成对组织引起足以在一个或多个位置处使组织移位的应力。例如，发射聚焦被定位靠近视场的底部、中心以引起遍及视场的位移。可以针对不同子区域重复所述发射。在使用在一个位置或仅在焦点区域周围的位置处的位移情况下，聚焦被定位在所期望的区域处。

[0029] 声能被聚焦，从而导致三维波束分布。激发使用相控阵列和 / 或机械聚焦来聚焦。可以在诸如仰角(elevation)维度之类的一个维度上不聚焦激发。所述激发被发射到患者的组织中。

[0030] 所发射的波束具有中心频率。用来产生波束的电波形具有中心频率。中心频率被定位于换能器的带宽内。例如，中心频率是在 4 MHz 与 7 MHz 之间或者在 1.8 MHz 与 3.5 MHz 之间。中心频率是相同的或者不同于行为 30 中所使用的。

[0031] 可以使用任何中心频率。用来诱导位移的发射用不同的中心频率来重复。对于行为 34 的发射的不同重复，使用了不同的中心频率。例如，行为 34 被执行两次。第一中心频率是在换能器带宽（例如，4-7MHz 带宽换能器中的 5 MHz）的下端，而第二中心频率是在换能器带宽（例如，6 MHz）的高端。可以使用具有一个或多个重复的中心频率的任何分布。

[0032] 对于行为 34 在不同时间的性能，其他发射条件被维持相同。例如，脉冲长度或持续时间被维持相同。脉冲长度被设置为 100 微秒。在一个实施例中，持续时间是至少 50 微秒。可以使用更大的或稍小的持续时间。周期的数目由于中心频率差而可以变化，但持续时间是相同的。作为另一示例，发射波束的振幅是相同的。所述振幅由于对发射功率的管理限制而可能是不同的。考虑到除中心频率以外的类似的或相同的设置，位移中任何偏离的原因是基于系统和换能器发射频率相依性的任何非均匀性。当使用一定范围内的换能器的频谱时，可以基于实验上确定的调整和 / 或校准来最小化或者补偿该偏离。剩余因素或偏离可能是探针变化，其对于任何检测方法来说是常见的。在其他实施例中可以忽略所述偏离。

[0033] 响应于在行为 34 中产生的发射波束，波束被产生。组织被迫在患者内移动。所发射的激发引起该组织的位移。在焦点或焦点区域处，纵向波、切变波和 / 或其他类型的波在组织中产生。例如，纵向波被产生并且从焦点区域传播。当波通过组织行进时，组织被移位。

[0034] 在行为 36 中，由行为 34 中声束的发射所引起的从参考位置起的位移被追踪。所述追踪确定单位移。可替换地，所述追踪随着时间的推移而被执行以确定位移随着诱导波传播的序列。位移在位置处的时间分布被测量。

[0035] 为了追踪所述位移，患者的区域用超声波来扫描。位移用超声波扫描来检测。诸如扫描线（一维的）之类的区域、感兴趣的区域（二维或三维的）、整个视场或感兴趣的子区域用超声波来扫描。为了测量在不同时间处的位移，扫描被重复。

[0036] 持续给定时间，超声波被发射到感兴趣的组织或区域。可以使用任何现在已知的或以后开发的位移成像，诸如针对 B 型成像的发射。例如，具有 1-5 个周期持续时间的脉冲与小于  $720 \text{ mW/cm}^2$  的强度一起使用。可以使用具有其他强度的脉冲。发射是在诸如与用于行为 30 中的发射相同的中心频率之类的任何频率处。用于追踪的中心频率是相同的或者不同于用于在行为 34 中发射的推脉冲中的一个、一些或全部的中心频率。当用于推脉冲的重复的中心频率变化时，用于追踪的中心频率保持不变。用于追踪的中心频率还可以变化。行为 36 的发射波束的其他特性与针对行为 30 的相同，但可能是不同的。

[0037] 来自追踪发射的回波或反射在行为 36 中被接收。回波被波束形成,并且经波束形成的数据表示一个或多个位置。为了检测位移,超声波能被发射到遭受位移的组织并且能量的反射被接收。可以使用任何发射和接收序列。

[0038] 通过执行发射和接收多次,表示在不同时间的一维、二维或三维区域的数据被接收。这个重复的频率是脉冲重复频率。发射和接收被执行多次以确定由于位移而导致的改变。通过用超声波重复地进行扫描,组织在不同时间的位置被确定。

[0039] 超声波数据被获得。至少所述超声波数据中的一些对诱导波作出响应。感兴趣的区域被监控以检测该诱导波。这个检测区域由超声波来监控。例如,B 型扫描被执行来检测由诱导波所引起的组织位移。多普勒,彩色流或其他超声波模式可以被用来监控切变波。

[0040] 所述监控被针对任何数目的扫描线而执行。例如,响应于每个发射形成了单个波束或四个接收波束。在发射激发以产生波之后,沿着单扫描线重复地执行发射并且沿着相同扫描线或相邻扫描线执行接收。在其他实施例中,响应于每个追踪发射形成了其他数目的接收波束。可以使用任何数目的接收,诸如约 120 次。诸如在重复的开始或结束之类的超声波数据中的一些可能不对诱导波作出响应。

[0041] 由波所引起的组织的位移被从通过扫描所接收到的数据中检测。回波使用 B 型检测或多普勒检测来检测。位移被从随着时间的推移的针对每个空间位置的差中检测。追踪信息与参考信息之间的差异指示位移。例如,速度,方差、强度图形(例如,斑点追踪)中的漂移或其他信息被从所接收到的数据和作为位移的参考数据中检测。

[0042] 由力或应力所引起的位移被测量。单位移通过参考信息与来自追踪中的一次扫描的数据之间的比较来确定。一次扫描被定时以在诱导波的经过的可能时间发生。在其他实施例中,患者中响应的位移分布被确定。例如,随着时间的推移针对位置的位移被确定。在不同时间组织从参考起的空间偏差被确定。可以随着时间的推移在一个或多个位置处对位移进行测量。

[0043] 诸如使用不同的频率或编码,位移测量可以在应力或脉冲结束之前开始。可替换地,位移测量在脉冲结束之后开始。因为引起与应力的点或区域隔开的组织中位移的切变波、纵向波或其他波花费时间行进,所以可以测量从放松或部分应力状态到最大位移并且然后到放松状态的位移。可替换地,位移仅当组织正放松以形成最大值时被测量。

[0044] 所述测量是位移的量或幅度的测量。组织在任何方向上移动。测量可能是沿着扫描线或轴维度的。运动矢量的幅度被确定。可替换地,测量是沿着二维或三维方向或最大移动的方向的。

[0045] 在使用 B 型数据的一个实施例中,来自不同扫描的数据被相关。例如,数据的当前集被与数据的参考集相关多次。两个数据集之间的不同的相对平移和/或旋转被执行。以参考集中的给定位置为中心的数据的子集被标识在当前集中。

[0046] 参考是第一组数据或来自另一扫描的数据。相同的参考被用于整个位移检测,或者参考数据在正在进行或移动窗口中改变。

[0047] 相关是一维、二维或三维的。例如,使用了沿着扫描线远离和朝向换能器的相关。对于二维扫描,平移是沿着有或没有旋转的两个轴的。对于三维扫描,平移是沿着有或没有关于三个或更少的轴的旋转的三个轴的。数据在不同偏移位置中的每一个处的相似度或相关性的水平被计算。具有最大相关性的平移和/或旋转表示针对与正与参考相比较的当前

数据相关联的时间的运动矢量或偏移。

[0048] 可以使用任何现在已知的或以后开发的相关,诸如交叉相关、模式匹配或绝对差的最小和。组织结构和 / 或散斑被相关。使用多普勒检测,杂波滤波器传递与移动组织关联的信息。组织的速度得自多个回波。速度被用来确定朝向或远离换能器的位移。可替换地,在不同位置处的速度之间的相对或差异可以指示应变或位移。

[0049] 当波沿着扫描线传播时,B型强度可能由于组织的位移而变化。根据时间来相关来自多个空间位置(例如,沿着扫描线)的数据。可以使用任何弹性检测或切变检测。针对每个深度或空间位置,执行在多个深度或空间位置(例如,其中中心深度是对其计算了分布的点的64个深度的内核(kernel))之上的相关。可以使用空间中的二维或三维位移。可以使用沿着不同于扫描线或波束的方向的一维位移。

[0050] 在给定时间处具有最高或充分相关的空间偏移指示位移量。可以在不同时间针对给定位置确定位移。针对给定位置的时间分布指示波的检测。不同的分布对应于行为34和36的不同重复。

[0051] 使用所述分布,给定位移可以被选择为待用于计算衰减的位移。可以使用任何标准,诸如最大位移。针对变化的非噪声或单实例检查了所述分布。无论有或没有时间低通滤波,分布中的峰值都指示了波前的通过。最大位移被选择,但可以使用平均数或其他位移统计。在其他实施例中,使用了在给定时间(例如,产生之后10毫秒或离焦点区域的每单位距离X毫秒)处的位移,无论最大值与否。

[0052] 针对最大值计算可以对位移分布进行平滑或者滤波。在其他实施例中,可以使用原始或未滤波的位移曲线。在所述分布的整体或部分之上的最大值被标识或者确定。其他技术可以被用来检测分布中的峰值。

[0053] 用于施加应力(即,包括组织中的位移)的声束的发射被重复。重复具有不同的中心频率。其他特性是相同的或者可能是不同的。可以使用任何数目的重复和对应的不同中心频率。例如,图3示出了对推脉冲使用八个不同中心频率以及根据深度结果得到的最大位移。因为频率可以导致振幅改变以对发射保持在限制内,所以与所产生的波束相关联的电压可以变化。紧挨着频率的值表示电压的测量。电压在其他实施例中是相同的。类似地,与行为34的每个发射相关联的行为36的追踪被重复。

[0054] 沿着扫描线的给定位置发生重复。针对其他位置的位移可以被确定,诸如以计算不同深度的衰减。使用相同的推发射和追踪扫描,针对沿着扫描线的不同位置确定了响应于推脉冲的不同中心频率的位移。任何数目的位置都可以被采样,诸如几十或上百个位置。针对来自位移和频率的所有可用对的声辐射力脉冲的声路径中的每个深度累积了位移估计。

[0055] 为了确定沿着相同扫描线的位置的位移,可能不需要附加的发射和接收。可替换地,扫描线被划分成不同的深度范围并且行为34和36被针对不同的范围单独地执行。

[0056] 沿着其他扫描线的位移可以被确定。针对靠近或与推波束的扫描线邻近的扫描线,可以使用相同的推脉冲。追踪是沿着不同扫描线的。可替换地或此外,针对不同扫描线重复推脉冲在不同频率处的发射和用于追踪的对应扫描。在一个实施例中,针对整个视场或感兴趣的区域中的B型或其他扫描采样位置中的每一个执行所述方法。或多或少的密集采样可以被用于测量除针对B型成像或其他成像外的位移。针对单个位置或者在一维、二

维或三维分布之上测量了位移。

[0057] 用于测量位移的位置可能是有限的。例如，切变波在流体组织中可能不传播。纵向波在流体或流体组织中的位移可能是不可靠的。其他组织、流体或骨骼可以导致准确的位移测量。组织可以被分类或者分段以标识对其衰减将被计算的特定位置。可以使用任何分类法。例如，位移的信噪比被测量。如果信噪比低于阈值，则不使用来自对应位置的位移。作为另一示例，与散斑相关联的信噪比或信号形状被用来将组织分类为软组织。针对软组织位置而不是其他位置测量了位移。

[0058] 在行为 30、32、34 以及 36 的示例实施例中，参考信息被获得，然后在一个频率处的推脉冲被发射，然后位移被追踪，然后在另一频率处的推脉冲被发射，并且然后位移被追踪。沿着给定扫描线执行这个序列。对其他扫描线重复所述序列。可以使用其他序列和 / 或交错。例如，在相同频率处针对不同扫描线的推脉冲被发射，并且结果得到的位移在使用在另一频率处的推脉冲之前被追踪。作为另一示例，针对所有扫描线的参考信息在排序通过之前被采集以便引起并测量在不同扫描线上的不同频率处的位移。

[0059] 诸如由于患者的心脏运动和 / 或呼吸，组织可能正在移动。换能器和 / 或患者可以移动，从而引入相对运动。行为 28 的发射和追踪可以说明所述运动。例如，B 型信息被与行为 28 的检测交错地采集。B 型信息来自诸如远离心脏隔开的静态组织。B 型信息可以被相关或者以其他的方式追踪以确定任何换能器对患者相对的运动。可以在所测量到的位移中减去或者以其他的方式说明由于运动而导致的位置差。作为另一示例，区域随着时间的推移而被追踪。用于行为 28 的检测的扫描线被重新定位成针对相同的组织，诸如以抵消心脏或呼吸运动。可以使用用于说明运动的来源的其他技术（例如，其他运动补偿方法），诸如心脏门控和屏气。

[0060] 在行为 38 中，声吸收或衰减被计算。吸收或衰减被根据位移加以计算。对在不同频率处的推脉冲作出响应的位移被用来确定组织的衰减或吸收。对频率差的位移响应可以被用来说明其他未知的东西，诸如组织硬度。

[0061] 用于计算的位移来自一个位置。在另一实施例中，使用了针对不同频率和针对不同位置的位移。可以使用沿着相同扫描线和 / 或沿着多个扫描线的位移。

[0062] 可以使用任何函数。在一个实施例中，根据推脉冲的频率差、由不同频率推脉冲所引起的位移以及所述位移的导数(derivative)计算衰减或吸收。例如，位移  $s_d$  是用于推脉冲的频率  $f$  和沿着扫描线的深度  $z$  的函数。所述位移的算法可以被用来将吸收放置到线性域中。所述位移可以被表示为：

$$\begin{aligned} \ln(s_d(z, f)) &= R(f, z) - \alpha_{total}(f, z) \\ &= -f \int_0^z \alpha(z) dz + R(f, z) \end{aligned}$$

其中  $R$  是残差，诸如以说明与任何其他因素相关联的方差，而  $\alpha$  是吸收系数。残差  $R$  在用于推脉冲的频率范围内可以被认为是恒定的。求解衰减提供：

$$\alpha(z) = \frac{1}{t_+ - t_-} \int_{t_-}^{t_+} \frac{\partial^2}{\partial z \partial f} [\ln(s_d(f, z))] dt$$

吸收系数仅影响组织内部位移的幅度,使得:

$$s_d(z, f) \propto \alpha(z) \cdot f \cdot I(z, f)$$

$$\propto \alpha(z) \cdot f \cdot \gamma(f) \cdot I_{\text{water}}(z) \cdot e^{-f \int_{z_0}^z (\alpha(z)) dz}$$

其中 I 是水条件下的强度而  $\gamma$  是探针频率相关效率。考虑到两个频率  $f_i$  和  $f_j$ , 对于推脉冲, 在等式的两侧取比率。后面是对数和导数操作, 吸收被表示为:

$$\alpha(z) = \frac{1}{f_j - f_i} \cdot \frac{s_d(z, f_j)}{s_d(z, f_i)} \left( \frac{s'_d(z, f_i)}{s_d(z, f_i)} - \frac{s_d(z, f_i) \cdot s'_d(z, f_j)}{s_d^2(z, f_j)} \right)$$

其中  $s'_d$  是位移对范围的导数。吸收系数具有  $1/\text{MHz} * 1/\text{cm}$  的单位。使用频率差、在不同频率和深度处的位移以及不同位移的偏差, 吸收系数被计算。

[0063] 可以针对不同频率组合和对应位移重复所述计算。例如, 图 4 示出了针对不同频率对所确定的衰减。每条线都根据沿着基于针对两个不同频率的最大位移的相同扫描线的深度示出衰减。结果可以被平均、选择或者以其他的方式组合以确定针对每个深度的衰减。在图 4 的示例中, 一个异常值衰减被示出。所述异常值可以通过滤波去除或者在组合之前丢弃。可替换地, 所述异常值被包括在组合中。

[0064] 可以使用其它函数。在一个实施例中, 回归被使用。在其他实施例中, 反向投影型的迭代算法可以被用来估计在每个位置处的吸收。针对不同位置的位移和对应频率被求解以确定沿着扫描线的衰减或吸收。可以在解决方案中使用最大位移或位移分布(例如, 随着时间的推移的位移)。

[0065] 同样地可以具体地计算衰减和/或吸收。可替换地, 衰减被计算并且用作为计算出来的吸收或者反之亦然。例如, 经计算出来的吸收可以被用作为衰减的测量。在其他实施例中, 函数使吸收与衰减相关。所述函数可能是固定的, 诸如平均比率, 或者可以通过组织的类型或超声波检测特性来适配。

[0066] 针对一个位置确定了衰减或吸收。可以针对沿着相同扫描线的多个深度确定衰减和吸收。针对不同深度的计算可以独立于针对其他深度的计算。可替换地, 来自不同深度的信息被用来针对任何给定深度进行计算。在其他实施例中, 针对分布在两个或三个维度中的多个位置中的每一个计算了声吸收或衰减。所述计算通过位置或者通过沿着多个不同扫描线的扫描线来执行。

[0067] 在行为 40 中, 声吸收或衰减被显示。所述显示是文本。例如, 表示在一位置处的衰减或针对感兴趣的区域的平均衰减的值被显示。可替换地, 可以显示图形。例如, 根据深度的衰减被显示。针对不同线的衰减可以被显示在相同的图形上或者在不同的图形上。

[0068] 在一个实施例中, 所述显示是表示衰减或吸收的二维、空间分布的图像。可以产生一个图像或图像的序列以显示衰减或吸收。

[0069] 衰减或吸收被用于显示值的颜色覆盖图或其他调制。颜色、亮度、发光性、色相或其他特性被根据衰减或吸收来调制。衰减或吸收值具有显示格式或者可以被扫描转换成显示格式。所述值是彩色或灰度数据, 但可以在用灰度或色度映射之前的数据。所述值可以被线性地或者非线性地映射到显示值。

[0070] 图像表示针对不同位置的衰减或吸收信息。在为感兴趣的区域或视场中的栅格点

中的全部确定了值的情况下,所述显示的像素表示针对该区域的衰减或吸收。显示栅格可以不同于扫描栅格和 / 或对其计算了值的栅格。扫描转换、最近邻居选择、内插法和 / 或外插法可以被用来使衰减或吸收分辨率符合显示分辨率。

[0071] 图像可以包括其他数据。例如,表示相同区域或其他区域中的组织、流体或造影剂的 B 型数据或其他数据被包括。衰减或吸收数据被用于其他数据的覆盖图或与其他数据的组合。

[0072] 在其他实施例中,衰减或吸收的三维分布被计算。诸如通过表面或投影渲染,所述值可以被渲染为容积的二维表示。

[0073] 在行为 42 中,针对后续发射、接收或成像的设置适应于衰减或吸收。例如,高强度聚焦超声波 (HIFU) 治疗根据声衰减或吸收来适配。通过组织的更大吸收可以在针对治疗所输送的功率方面允许较低的振幅、较短的持续时间、较小的孔径或其他降低。较少的吸收可以改变治疗计划以包括更多声功率的施加以提供所期望的剂量。

[0074] 可以控制发射、扫描和 / 或检测的各个方面。用于不同参数的值被设置。在一个实施例中,所述值被基于选定配置来设置。例如,用户选择切变波或 ARFI 成像。作为响应,预定参数被加载以用于操作系统。预定参数对于该类型或模式的成像的每个应用来说是相同的。可替换地,针对给定模式的诸如对肝或其他类型的组织进行成像之类的另外的选择可能导致配置有不同的值。进一步改变响应于估计的衰减或吸收而被提供。例如,较低的发射和 / 或接收频率可以被用于与更大的衰减相关联的组织。

[0075] 对其可以设置值的参数的示例类型是发射频率、线间隔、F 数、脉冲重复频率、线采样计数、声能振幅、脉冲长度、接收频率或其组合。不同的、附加的或较少的参数可以设置有不同的值。

[0076] 适配发生在 B 型、多普勒、彩色流、造影剂、组织多普勒运动、ARFI、切变波或其他成像期间和 / 或在治疗期间。可以在采集静态图像之前或者在实时成像期间连续不断地应用自适应优化。例如,衰减或吸收在将用于诊断的图像呈现给用户之前被确定。至少在针对声图描记会话的患者的给定检查期间,后续图像使用基于所述衰减或吸收而适配的设置。作为另一示例,适配继续或者在检查期间在不同时间被执行。可以使用周期性的或触发式适配。

[0077] 衰减、吸收或从其得到的数据被用来设置参数值。查找表或计算 (例如,将反馈作为函数中的变量来应用) 被用来确定参数值。例如,超过阈值的平均吸收产生 X 值,而在阈值与另一阈值之间的平均吸收产生 Y 值。可以使用参数值设置的任何分辨率 (例如,从二进制到三个或更多个范围)。

[0078] 图 5 示出了用于测量超声波的声吸收的系统 10 的一个实施例。系统 10 实现了图 2 的方法或其他方法。系统 10 包括发射波束形成器 12、换能器 14、接收波束形成器 16、图像处理 18、显示器 20 以及存储器 22。可以提供附加的、不同的或较少的部件。例如,用户输入被提供以用于用户与系统交互。

[0079] 系统 10 是医疗诊断超声波成像系统。在可替换的实施例中,系统 10 是在相同位置处或分布在网络上以便实时成像或获取后成像的个人计算机、工作站、PACS 站或其他装置。

[0080] 发射波束形成器 12 是超声波发射机、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或

其组合。发射波束形成器 12 可操作来为多个信道产生具有不同或相对振幅、延迟和 / 或相位的波形。所述波形用可编程的中心频率和持续时间来产生。可以在不同时间产生具有不同中心频率的波形。

[0081] 一旦响应于所产生的波形从换能器 14 发射了声波,就形成了一个或多个波束。为了测量衰减或吸收,产生了沿着一个或多个扫描线的波束。可以产生发射波束的序列以扫描二维或三维区域。可以使用扇形、矢量<sup>®</sup>、线性或其他扫描格式。相同的区域或线可以被扫描多次。使用了沿着相同的一条或多条线的扫描的序列。在可替换的实施例中,发射波束形成器 12 产生了用于更迅速的扫描的平面波或散波。

[0082] 相同的发射波束形成器 12 产生了用于产生用来引起位移的声能的脉冲激发或电波形并且产生了其他成像波形。在可替换的实施例中,不同的发射波束形成器被提供用于产生脉冲激发。发射波束形成器 12 使换能器 14 产生高强度聚焦超声波波形,诸如用于在不同时间的不同频率的声辐射力或其他推脉冲的波形。

[0083] 换能器 14 是用于从电波形产生声能的阵列。对于阵列来说,相对延迟和 / 或定相使声能聚焦。给定的发射事件对应于声能通过不同的元件在给定该延迟时的基本上相同的时间的发射。发射事件提供了用于使组织移位的超声波能的脉冲。该脉冲是脉冲激发。脉冲激发包括具有许多周期(例如,500 个周期)但在相对短的时间内发生以在较长的时间期间引起组织位移的波形。

[0084] 换能器 14 是压电或电容性膜元件的 1 维、1.25 维、1.5 维、1.75 维或 2 维阵列。换能器 14 包括用于在声能与电能之间转换的多个元件。接收信号响应于撞击在换能器 14 的元件上的超声波能(回波)而被产生。元件和发射和接收波束形成器 12、16 的通道连接。可替换地,使用了具有机械聚焦的单个元件。

[0085] 接收波束形成器 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元件连接。接收波束形成器 16 通过硬件或软件而被配置成施加相对延迟、相位和 / 或变迹(apodization)以响应于每个成像发射形成一个或多个接收波束。对于来自用来使组织移位的脉冲激发的回波来说,接收操作可以不发生。接收波束形成器 16 输出使用接收信号表示空间位置的数据。来自不同元件的信号相对延迟和 / 或相移以及总和提供了波束形成。在可替换的实施例中,接收波束形成器 16 是用于使用傅里叶或其他变换产生采样的处理器。

[0086] 接收波束形成器 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他频带处的信息的滤波器。这样的信息或许更可能包括所期望的组织、造影剂和 / 或流信息。在另一实施例中,接收波束形成器 16 包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。两个或更多个接收波束被结合以隔离在所期望的频带处的信息,所述期望的频带诸如二次谐波、三次基波或其他频带。接收波束形成器 16 可以隔离在基本或发射频率处的信息。

[0087] 与发射波束形成器 12 协同工作,接收波束形成器 16 产生了表示在不同时间的区域的数据。在声波脉冲激发之后,接收波束形成器 16 产生表示在不同时间的一个或多个位置的波束。通过用超声波扫描感兴趣的区域,产生了数据(例如,经波束形成的采样)。

[0088] 接收波束形成器 16 输出表示空间位置的波束叠加数据。用于单个位置、沿着线的位置、针对面积的位置或针对体积的位置的数据被输出。可以提供动态聚焦。数据可以被用于不同的目的。例如,与针对位移相比较,针对 B 型数据或组织数据执行了不同的扫描。

可替换地, B 型数据还被用来确定位移。作为另一示例, 针对基于位移的衰减测量的数据用一系列共享的扫描来执行, 而 B 型扫描或多普勒扫描被单独地或者使用相同数据中的一些来执行。

[0089] 处理器 18 是用于检测、确定位移并且计算衰减或吸收的 B 型检测器、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、其组合或其他现在已知的或以后开发的设备。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。单独的处理器是用于确定位移并且计算衰减和 / 或吸收的控制处理器、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、处理器的组、数据通路、其组合或其他现在已知的或以后开发的设备。例如, 单独的处理器通过硬件和 / 或软件而被配置成执行和 / 或引起图 2 中所示出的行为中的一个或多个的任何组合。

[0090] 在一个实施例中, 处理器 18 被配置成确定组织响应于在不同时间的不同频率的声辐射力的空间偏移。由应力所引起的组织的位移或偏移被测量。使用相关技术或其他技术, 在一个或多个时间的位移量被确定。应力被用不同频率在不同时间处施加。由不同频率产生的偏移被测量。可以针对一个或多个位置, 诸如针对沿着扫描线的多个位置来测量针对不同频率的偏移。

[0091] 处理器 18 被配置成根据空间偏移来确定组织的声吸收或衰减。针对不同频率所测量的偏移被用来求解衰减或吸收。可以使用针对不同位置所测量的偏移。声吸收或衰减根据针对不同频率和不同位置的空间偏移而被计算。

[0092] 处理器 18 被配置成使用所述吸收或衰减来产生显示。文本、图形或图像显示被产生。可替换地或此外, 处理器 18 基于衰减或吸收来控制治疗或成像的操作。

[0093] 处理器 18 依照在存储器 22 或另一存储器中存储的指令来操作以用于测量超声波的声衰减。处理器 18 被编程以用于检测位移、计算衰减或吸收和 / 或使用衰减或吸收。

[0094] 存储器 22 是非暂时性计算机可读存储媒体。用于实现本文讨论的过程、方法和 / 或技术的指令被提供在计算机可读存储媒体或存储器上, 所述计算机可读存储媒体或存储器诸如高速缓存器、缓冲器、RAM、可移动媒体、硬盘或其他计算机可读存储媒体。计算机可读存储媒体包括各种类型的易失性和非易失性存储媒体。在图中图示的或本文所述的功能、行为或任务响应于存储在计算机可读存储媒体中或存储在其上的一组或多组指令而被执行。功能、行为或任务独立于特定类型的指令集、存储媒体、处理器或处理策略, 并且可以由软件、硬件、集成电路、固件、微码等等执行, 单独或相结合地操作。同样地, 处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中, 指令被存储在可移动媒体设备上以便通过本地或远程系统读取。在其他实施例中, 指令被存储在远程位置中以便通过计算机网络或在电话线路上传送。在又一其他实施例中, 指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0095] 显示器 20 是用于显示文本、图形、二维图像或三维表示的 CRT、LCD、投影仪、等离子体或其他显示器。显示器 20 由处理器 18 或通过输入待显示为图像的信号的其他设备来配置。显示器 20 显示表示针对感兴趣的区域或整个图像中的不同位置的衰减或吸收的图像。显示器 20 可替换地或此外可以显示表示在位置或感兴趣的区域处的衰减或吸收的文本或图形。

[0096] 虽然已经参考各种实施例对本发明进行了描述,但应该理解的是,在不背离本发明的范围的情况下可以进行许多改变和修改。因此意图是,前述的具体描述被认为是说明性的而不是限制性的,并且要理解的是,它是旨在限定本发明的精神和范围的以下权利要求,包括所有等同物。

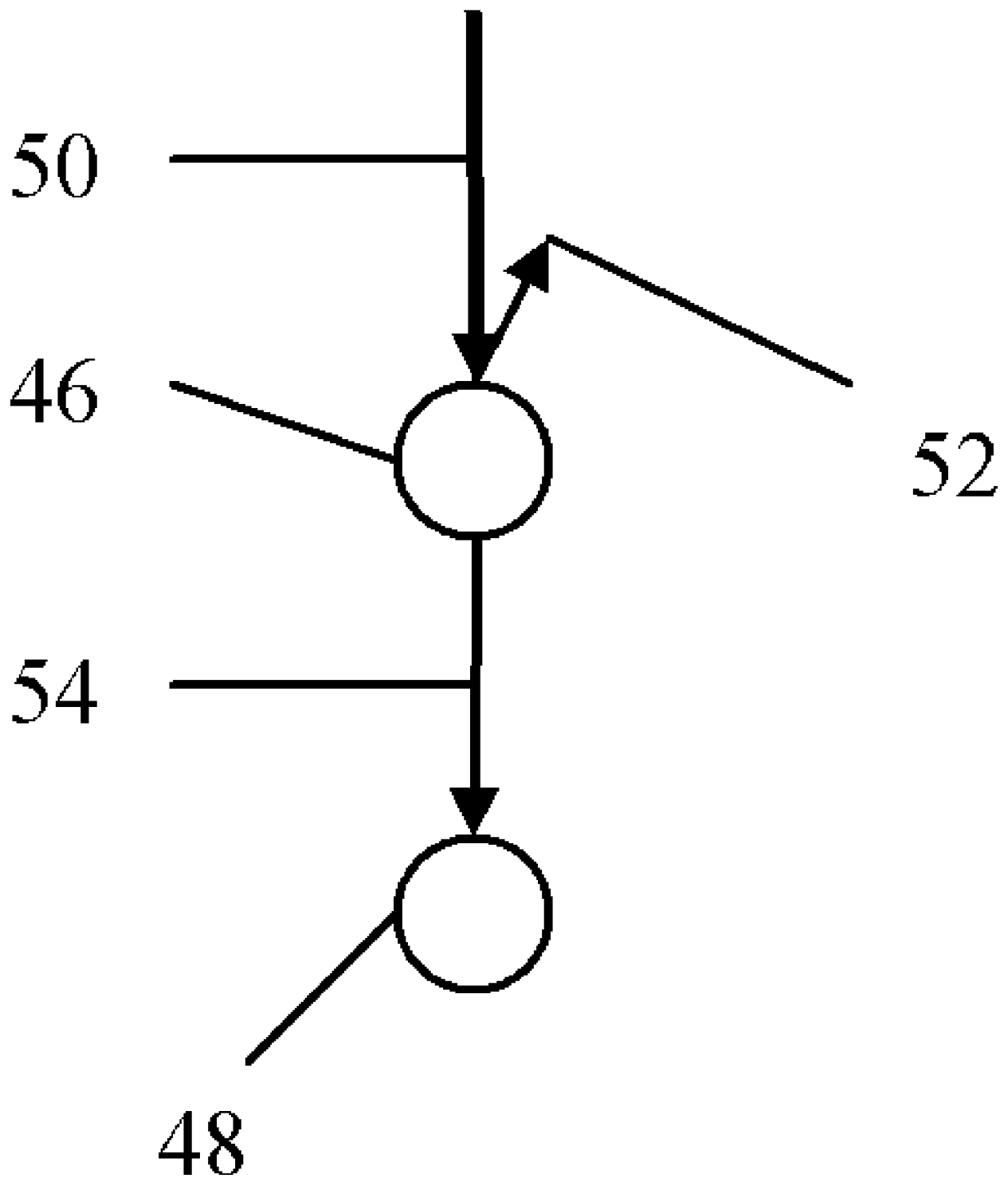


图 1

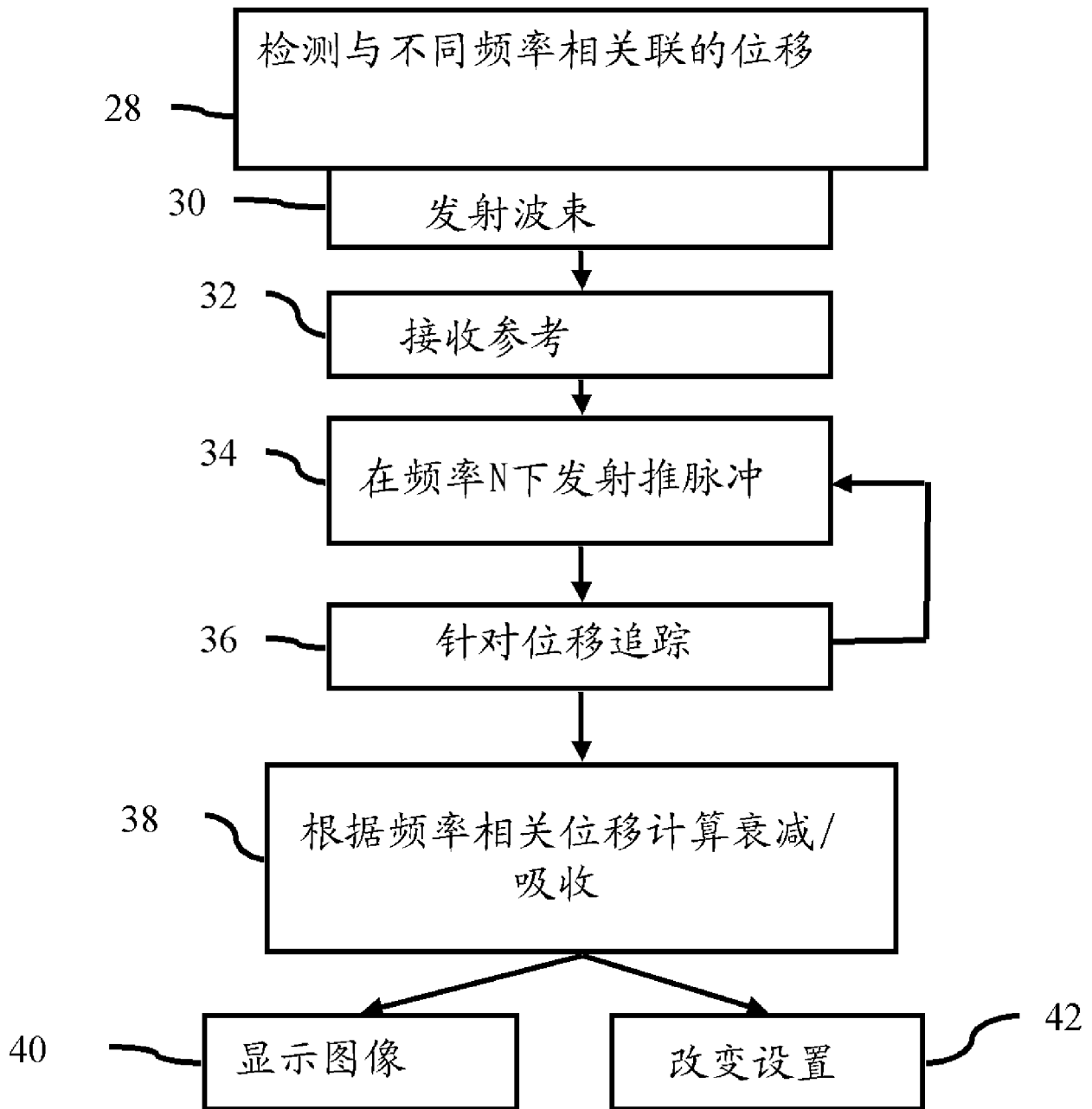


图 2

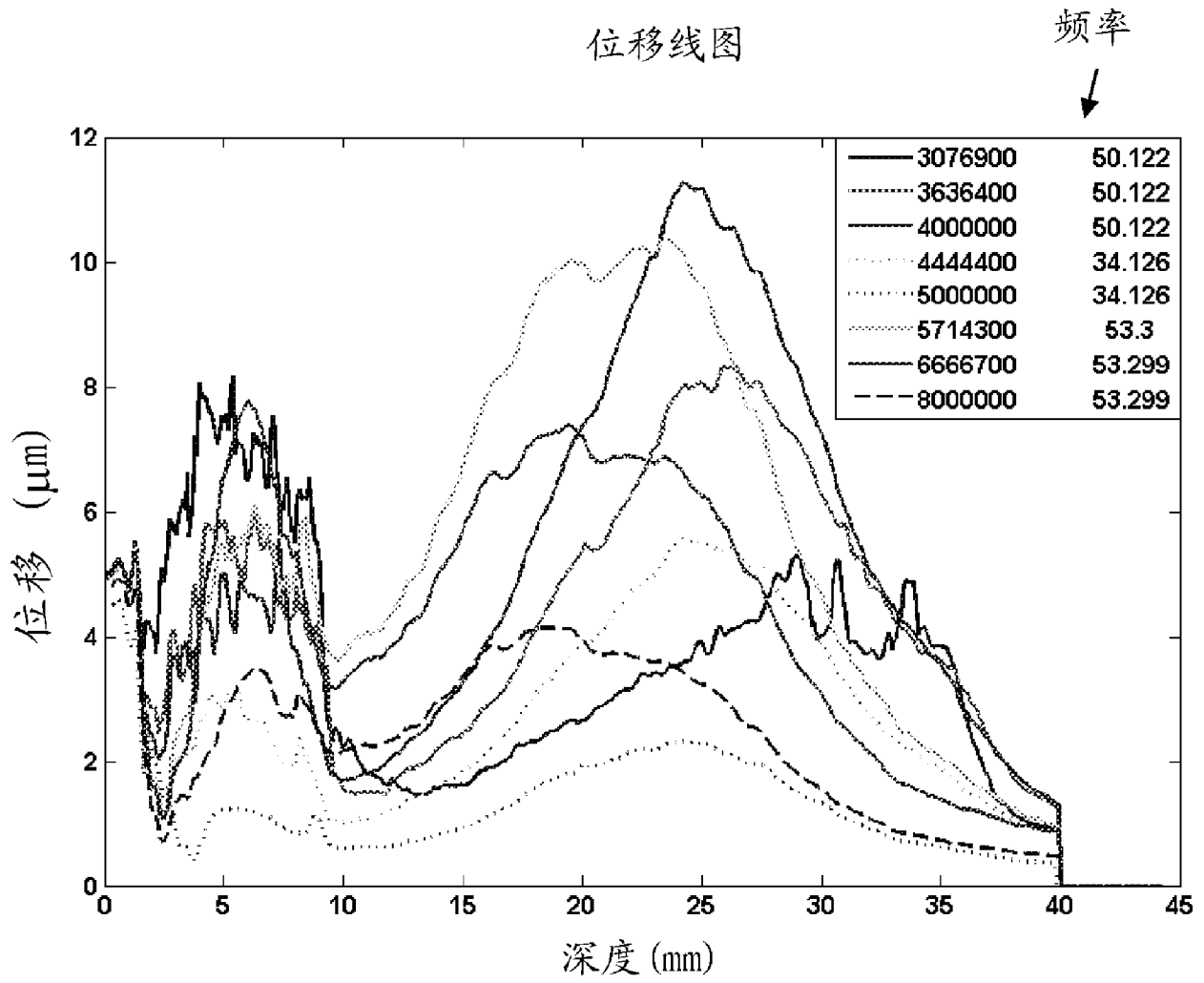


图 3

衰减

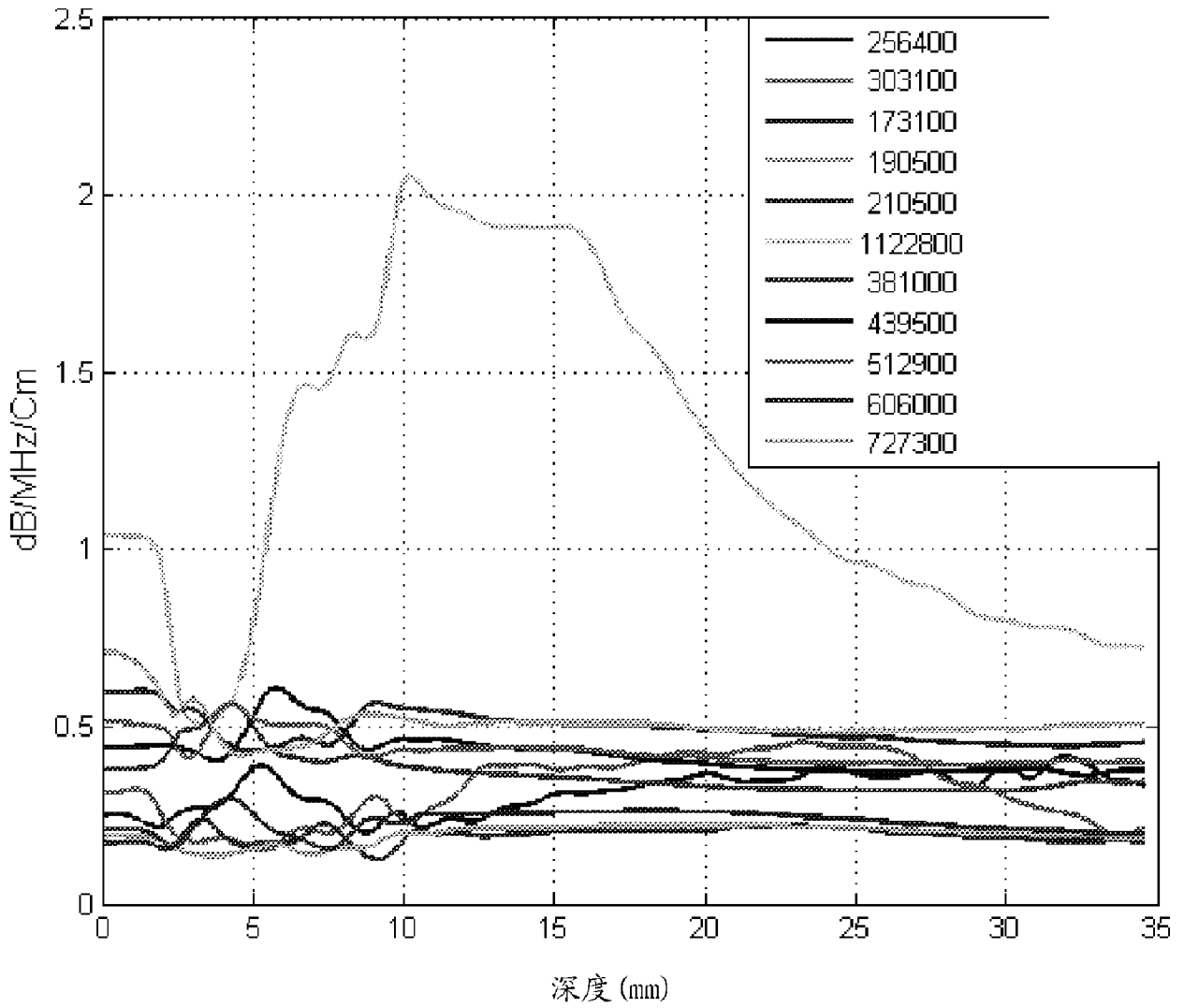


图 4

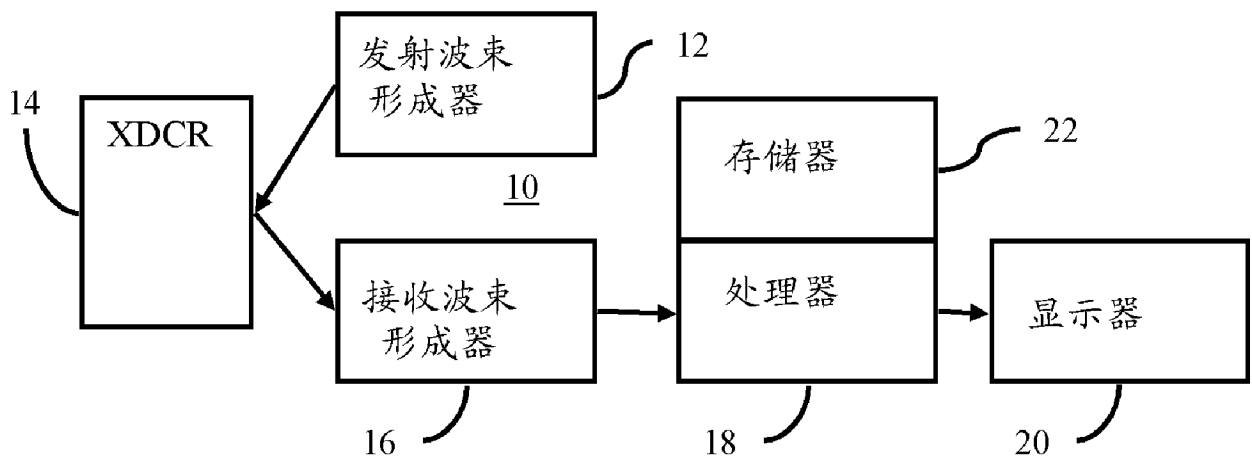


图 5

专利名称(译)	测量超声波的声吸收或衰减		
公开(公告)号	<a href="#">CN103505243A</a>	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	CN201310254798.8	申请日	2013-06-25
[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 D 弗雷伯格		
发明人	范列湘 P.D.弗雷伯格		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/08 A61N7/02 A61B8/485 A61B8/4477 A61B8/5207 G01S15/8952 G01S7/52022 G01S7/52042		
代理人(译)	马红梅 刘春元		
优先权	13/532559 2012-06-25 US		
其他公开文献	CN103505243B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及测量超声波的声吸收或衰减。超声波的声吸收或衰减被测量(38)。为了估计声吸收或衰减，由在不同频率处的应力所引起的组织的位移被测量(28)。所述吸收或衰减根据所述位移加以计算(38)。不管未知的组织硬度，不同频率的结合提供了用于求解衰减或吸收的另一变量。

