



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103110432 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 22

(21) 申请号 201210462754. X

(22) 申请日 2012. 11. 16

(30) 优先权数据

13/298, 182 2011. 11. 16 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 P. D. 弗赖伯格 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 马红梅 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

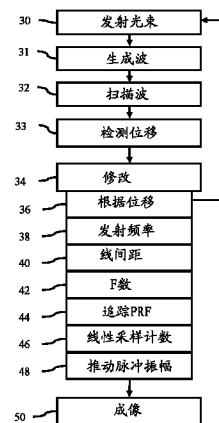
权利要求书2页 说明书11页 附图2页

(54) 发明名称

诱导波超声成像中的自适应图像优化

(57) 摘要

本发明涉及在诱导波超声成像(30~33)中提供自适应图像优化(34)。可以自适应地设置(34)用于各种发射和接收参数的值。基于来自对给定病人的使用的反馈(36),将该值(34)设置成更好地使信噪比、关闭时间、跟踪准确度或其他考虑因素优化。发射频率、F数、线间距、跟踪脉冲重复频率、线采样计数和/或推动脉冲振幅值可以改变(34)。



1. 一种用于在诱发波超声成像中的自适应图像优化的方法,所述方法包括:
向病人体内发射(30)声能;
响应于所述发射(30)而生成(31)波;
用超声来扫描(32)病人的区域;
从所述扫描(32)检测(33)由波引起的组织的位移;以及
根据所述位移来修改(34)发射频率、线间距、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。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述波包括纵波、发射(30)、生成(31)、扫描(32)和检测(33)的动作包括声辐射力成像。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述波包括剪切波、发射(30)、生成(31)、扫描(32)和检测(33)的动作包括剪切波成像。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
计算所述位移的信噪比;以及
根据所述信噪比来进行修改(34)。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,计算所述信噪比包括计算所述位移的量值作为所述信噪比。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
根据所述位移来计算波距离或波速;以及
根据所述波距离或波速来进行修改(34)。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括根据所述发射(30)的关闭时间来进行修改(34)。
8. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
用不同的设置来重复所述发射(30)、生成(31)、扫描(32)以及检测(33);以及
选择所述不同设置中的一个。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
在不同频率下重复所述发射(30);
根据由不同频率下的重复引起的最高位移来设置(38)声能的发射频率。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
在不同的扫描(32)频率下重复所述扫描(32);
根据从扫描(32)的重复所检测的位移来计算信噪比;以及
根据所述信噪比来设置(38)所述扫描(32)的发射频率。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:
根据所述位移来计算剪切波速度;
将线间距设置(40)为用于所述扫描(32)的线密度,所述线间距是剪切波速度的函数。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括设置(40)用于横向距离的所述线间距,所述横向距离是所述位移的函数。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括根据所述位移来设置(42),使得针对较小的位移提供较大的焦点且针对较大的位移提供较小的焦点。
14. 根据权利要求1所述的方法,其中,修改(34)包括:

计算最大波速 ;以及

根据所述最大速度来设置(44)所述扫描(32)的脉冲重复频率。

15. 根据权利要求 14 所述的方法,其中,设置包括根据所述最大速度来设置(44、46)所述脉冲重复频率和所述线采样计数,所述线采样计数是用于每个扫描线的所述发射(30)、生成(31)、扫描(32)和检测(33)的多个重复。

16. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,修改(34)包括:

针对声能用不同的振幅来重复所述发射(30)、生成(31)、扫描(32)以及检测(33);以及

根据由所述不同振幅引起的位移来设置(48)声能振幅。

17. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,修改(34)包括对设置进行内插或外推。

18. 在具有存储在其中的数据的非临时性计算机可读存储介质(22)中,所述数据表示可由已编程处理器(18)执行以用于诱导波超声成像的自适应图像优化的指令,所述存储介质(22)包括用于以下各项的指令:

对病人的区域进行成像的声辐射力或剪切波 ;以及

根据来自所述成像的信息来修改(34)成像的发射频率、线间距、F 数、脉冲重复频率、线采样计数、声能振幅、脉冲长度或其组合。

19. 根据权利要求 18 所述的非临时性计算机可读存储介质(22),其中,来自所述成像的信息包括位移,并且其中,修改(34)包括根据所述位移的设置。

20. 根据权利要求 18 所述的非临时性计算机可读存储介质(22),其中,修改(34)包括基于用于所述成像的迭代设置根据波振幅、位移振幅、最小冷却、波速或其组合进行的修改(34)。

诱导波超声成像中的自适应图像优化

背景技术

[0001] 本实施例涉及诱导波超声成像。特别地,可以改善超声剪切波和 / 或声辐射力成像。

[0002] 声辐射力成像 (ARFI) 用声能在组织中生成纵波。波传播的特性指示组织特性, 诸如弹性。同样地, 剪切波速度信息可以对诊断有用。监视由声能生成的剪切波, 而不是纵波。除声阻抗 (例如 B 模式) 和多普勒 (例如流动模式) 成像之外, 剪切波信息还可以指示组织特性。然而, 声波诱导成像由于对换能器和组织加热的限制而受到妨碍, 在成像期间引起停机时间。这些声波诱导成像技术可能由于配置限制而提供比可获得的少的信息。

发明内容

[0003] 通过介绍的方式, 下述优选实施例包括用于诱导波超声成像中的自适应图像优化的方法、指令以及系统。可以自适应地设置用于各种发射和接收参数的值。基于来自对给定病人的使用的反馈, 该值被设置成更好地使信噪比、关机时间、跟踪准确度或其他考虑因素优化。发射频率、F 数、线间距、跟踪脉冲重复频率、线采样计数、推动脉冲长度和 / 或推动脉冲振幅值可以修改。

[0004] 在第一方面, 提供了一种用于诱导波超声成像中的自适应图像优化的方法。声能被发射至病人体内。响应于该发射而生成波。用超声来扫描病人的区域。根据该扫描, 检测由该波引起的组织位移。根据该位移, 使发射频率、线间距、F 数、脉冲重复频率、线采样计数、声能振幅、声能的脉冲长度或其组合修改。

[0005] 在第二方面, 非临时性计算机可读存储介质具有存储在其中的数据, 该数据表示可由编程的处理器执行以进行诱导波超声成像中的自适应图像优化的指令。该存储介质包括用于声辐射力或剪切波的指令, 其对病人的区域进行成像, 并根据来自成像的信息来修改成像的发射频率、线间距、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。

[0006] 由以下权利要求来定义本发明, 并且不应将本节中的任何内容视为对那些权利要求的限制。下面结合优选实施例来讨论本发明的其它方面和优点, 并且可以在稍后独立地或以组合方式对其要求保护。

附图说明

[0007] 部件和附图不一定按比例, 而是注重于举例说明本发明的原理。此外, 在图中, 相同的附图标记遍及不同的视图指示相应的部分。

[0008] 图 1 是用于诱导波超声成像中的自适应图像优化的方法的一个实施例的流程图; 以及

图 2 是用于诱导波超声成像中的自适应图像优化的系统的一个实施例的方框图。

具体实施方式

[0009] ARFI 和剪切波成像模式被针对所扫描的组织类型和病人而自适应地优化。该优化在没有具体地对被成像的组织进行分类的情况下改善了弹性或其他组织特性成像。各种参数中的一个或多个可以适合于被检查的给定病人和组织。例如,在辐射力成像中或剪切波跟踪中自适应地对发射频率、线间距、F 数、脉冲重复频率(PRF)、交错 PRF (线采样计数) 和 / 或推动脉冲振幅进行优化。

[0010] 与使用对于成像模式和 / 或一般化应用而言通用的配置相比,该优化可以产生大的位移振幅、改善的跟踪信噪比(SNR)、图像均匀度和 / 或减小的冷却时间。该优化可以甚至针对组织类型而不是给定病人所特定的发射和接收配置来改善成像。

[0011] 该优化可以使用反馈的单个实例,诸如基于测量位移值来设置参数。替换地,单值或多值的优化可以基于迭代询问的结果。测试不同的设置。然后可以选择和使用足够的测试设置或其中最好的一个。可以使用内插或外推来计算用于参数的值而不是所测试值。对来自连续询问的结果内插或外推以选择与在询问阶段期间所使用的设置中的一个不同的设置。

[0012] 在单个静态图像捕捉之前应用自适应优化。可以在捕捉测试图像之后或同时、但是在获取将被用于诊断的图像之前执行自适应过程。一旦执行了优化,则获取用于诊断的图像。使用相同设置可以获取用于诊断的多个图像。在替换实施例中,在实时诱导波成像期间重复优化。周期性地,响应于触发器或针对每个图像,修改一个或多个参数的设置或值。

[0013] 图 1 示出了用于诱导波超声成像中的自适应图像优化的方法。该方法由图 2 的系统或不同的系统实现。可以提供附加、不同或更少的动作。例如,不执行动作 38 ~ 48 中的一个或多个的任何组合。作为另一示例,不执行动作 30,并且由人体、手动地、使用捶击物或通过另一机制来提供用于生成波的应力的源。该动作是按照所述或所示的顺序执行的,但是可以按照其他顺序来执行。

[0014] 针对一个或多个位置中的每一个来执行该方法。在一个实施例中,针对每个 B 模式或整个视场或感兴趣区域中的其他扫描样本位置执行该方法。与 B 模式或其他成像相比,可以将不那么或更加密集的采样用于诱导波成像。

[0015] 动作 30 ~ 33 (发射、生成、扫描和检测) 对应于诱导波成像。声能用来在病人的区域中诱导波。声能是用于使组织移动的推动脉冲。扫描该区域以对波进行跟踪或检测。由于波穿过该区域而引起的组织的位移指示波的存在。与该位移相关联的定时可以用来确定波的速度。其他组织特性可以根据位移和 / 或速度信息来确定,诸如组织模数。

[0016] 可以生成和 / 或跟踪不同类型的波。针对声辐射力成像跟踪纵波,诸如弹性成像或应变成像。针对剪切波或剪切波速度成像跟踪剪切波。

[0017] 在图 1 的动作 30 中,将声能发射至病人体内。该声能充当脉动激励。例如,发射 400 循环发射波形,其具有类似于或高于用于对组织进行成像的 B 模式发射的功率或峰值振幅水平。在一个实施例中,该发射是施加于视场的辐射力序列。可以使用任何声辐射力成像 (ARFI) 序列。可以使用任何数目的循环。

[0018] 该发射通过功率、振幅、定时或其他特性被配置成在组织上引起足以使一个或多个位置处的组织位移的应力。例如,将发射焦点定位于视场的底部、中心附近以在整个视场内引起位移。可以针对不同的子区域重复该发射。

[0019] 使声能聚焦,导致三维射束剖面。使用相控阵列和 / 或机械焦点来使该激励聚焦。

可以在一个维度上使该激励不聚焦,诸如立面维度。该激励被发射至病人的组织内。

[0020] 在动作 31 中,响应于声能的发射生成波。迫使组织在病人体内移动。发射的激励引起组织的位移。在焦点或焦点区域处,在组织中生成纵向、剪切或其他类型的波。例如,生成剪切波且其从焦点区域传播。随着剪切波穿过组织,使组织位移。可以使用纵波或位移的其他原因。

[0021] 在动作 32 中,用超声来扫描病人的区域。用超声扫描来检测该位移。用超声来扫描诸如感兴趣区域、整个视场或感兴趣子区域的区域。针对给定时间,向组织或感兴趣区域发射超声。可以使用任何现在已知或稍后开发的位移成像。例如,使用具有小于 720 mW/cm^2 的强度的具有 $1 \sim 5$ 循环持续时间的脉冲。可以使用具有其他强度的脉冲。

[0022] 接收来自该发射的回波或反射。对回波进行波束成形,并且波束成形数据表示一个或多个位置。为了检测该位移,将超声能量发射至经历位移的组织并接收该能量的反射。可以使用任何发射和接收序列。

[0023] 通过多次执行发射和接收,接收到在不同时间表示一、二或三维区域的数据。此接收的频率是脉冲重复频率。执行发射和接收多次以确定由于位移而引起的变化。通过用超声反复地扫描,确定不同时间的组织的位置。

[0024] 对于剪切波成像而言,脉动激励在空间位置处生成剪切波。在激励足够强的情况下,生成剪切波。剪切波沿着声波发射方向比纵波更缓慢地传播通过组织。剪切波向各个方向传播,包括垂直于外加应力的方向的方向。剪切波的位移在更接近于生成剪切波的位置处更大。

[0025] 获得超声数据。超声数据中的至少某些对剪切波进行响应。监视感兴趣区域以检测剪切波。该感兴趣区域是任何尺寸,诸如在横向上 6mm 和在轴向上 10mm 。用超声来监视此检测区域。例如,执行 B 模式扫描以检测由剪切波引起的组织位移。多普勒、色彩流动或其他超声模式可以用来监视剪切波。

[0026] 针对任何数目的扫描线执行监视。例如,响应于每个发射而形成四个接收射束。在发射激励以生成波之后,沿着单个扫描线反复地执行 B 模式发射并沿着四个相邻扫描线执行接收。在其他实施例中,响应于每个发射仅形成单个接收射束或其他数目的接收射束。可以使用任何数目的重复,诸如约 120 次。诸如在重复开始时或结束时的某些超声数据可以不对剪切波进行响应。

[0027] 在动作 33 中,响应于扫描而检测由波引起的组织的位移。使用 B 模式或多普勒检测来检测回波。根据随时间推移的用于每个空间位置的差来检测位移。例如,从作为位移接收到的数据检测速度、方差、强度图中的移位(例如斑点跟踪)或其他信息。针对基于速度的波成像,确定响应在病人体内的位移分布。例如,确定用于不同位置的位移分布。

[0028] 测量由力或应力引起的位移。可以随时间推移在一个或多个位置处测量该位移。位移测量可以在应力或脉动结束之前开始,诸如使用不同的频率或编码。替换地,位移测量在脉动结束之后开始。由于在与应力的点或区域间隔开的组织中引起位移的剪切、纵向或其他波行进要花费时间,所以可以测量位移从松弛或部分应力状态至最大位移且然后至松弛状态的位移。替换地,仅在组织松弛的同时测量位移以形成最大值。

[0029] 测量结果是位移的量或量值。使组织沿任何方向移动。该测量可以沿着最大移动的方向。确定运动向量的量值。替换地,该测量沿着给定方向,诸如垂直于扫描线,无论组

织是否或多或少地沿着其他方向位移。

[0030] 在使用 B 模式数据的一个实施例中,使来自不同扫描的数据相关。例如,使当前数据集多次与参考数据集相关。执行两个数据集之间的不同的相对平移和 / 或旋转。在当前集中识别在参考集中的给定位置处的以数据子集为中心的位置。

[0031] 该参考是第一数据集或来自另一扫描的数据。对进行中或移动窗口内的整个位移检测或参考数据变化使用相同的参考。

[0032] 该相关是一、二或三维的。例如,使用沿着扫描线离开且朝向换能器的相关。针对二维扫描,平移在有或没有旋转的情况下是沿着两个轴。针对三维扫描,平移在有或没有绕着三个或更少轴的旋转的情况下沿着三个轴。计算每个不同偏移位置处的数据的相似性或相关性的水平。具有最大相关的平移和 / 或旋转表示用于与被与参考相比较的当前数据相关联的运动的运动矢量或偏移。

[0033] 可以使用任何现在已知或稍后开发的相关,诸如互相关、模式匹配或绝对差的最小和。使组织结构和 / 或斑点相关。使用多普勒检测,杂波滤波器传递与移动组织相关联的信息。组织的速度是从多个回波导出的。使用速度来确定朝向或远离换能器的位移。替换地,不同位置处的速度之间的相对差可以指示应变或位移。

[0034] 随着波传播通过扫描线, B 模式强度可以由于组织的位移而改变。针对所监视扫描线,提供了数据序列,其表示由波引起的组织运动的时间分布(profile)。例如,根据时间使来自多个空间位置(例如沿着扫描线)的数据相关。可以使用任何弹性或剪切检测。针对每个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置上的相关(例如具有中心深度的 64 个深度的核心是针对其计算分布的点)。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射束的方向的一维位移。

[0035] 在给定时间具有最高或足够相关的空间偏移指示位移的量。可以在不同的时间针对给定位置确定位移。用于给定位置的时域分布指示波的检测。针对变化的无噪声或单个实例检查该分布。有或没有时域低通滤波的分布中的峰值指示波前的传递。选择最大位移,但是可以使用平均或其他位移统计信息。检测给定位置处的最大位移。替换地,检测平均或其他剪切。在其他实施例中,使用给定时间处的位移,无论是否是最大值(例如生成之后 10 毫秒或与焦点区域的每单位距离 X 毫秒)。

[0036] 可以针对最大计算对位移分布进行平滑化或滤波。在其他实施例中,可以使用原始或未滤波位移曲线。识别或确定整个或一部分分布内的最大值。

[0037] 以上讨论是针对一个深度。可以将采样布置成提供覆盖感兴趣区域的整个轴向范围的一个选通(gate)。在另一实施例中,针对每个接收射束在多个深度处获得样本。针对每个轴向深度以及横向位置提供单独的时间分布。可以使用任何数目的深度,诸如用于 5mm 的约 200 个或用于 10mm 的约 400 个。

[0038] 获得表示感兴趣区域中的不同位置的超声数据。该超声数据是用扫描实时地获得的或从存储器获得。针对每个位置,运动信息表示不同时间的响应。可以使用其他扫描、监视或技术来获得超声数据以估计位移量值。

[0039] 可以针对组织的不同空间位置检测剪切或纵向速度。针对每个位置,确定根据时间的位移。通过确定从波的生成直至不同位置处的波的检测的时间来获得速度。时间和到该位置的距离确定速度。从扫描线间距可知该距离(即用于生成该波的发射射束位置和用

于检测该波的接收射束位置)。从波的生成和检测之间的相对时间可知该时间。

[0040] 可以使用其他技术来检测分布中的峰值。例如,应用回归。由于波速是线性的,所以具有自动化异常点检测的稳健线性回归可以指示波速。针对根据时间的距离或按时间和距离对用于感兴趣区域内的所有样本点的超声数据进行绘图。将线性回归应用于该图或数据,提供对于该数据的线拟合。线的斜率指示剪切波速度。

[0041] 可以控制发射、扫描和检测的各种方面。设置用于不同参数的值。在一个实施例中,基于所选配置来设置该值。例如,用户选择剪切波或 ARFI 成像。作为响应,加载预定参数以便对系统进行操作。预定参数对于该成像类型或模式的每个应用而言是相同的。替换地,用于给定模式的进一步选择、诸如对肝或其他类型的组织进行成像可以导致用不同值进行配置。

[0042] 可以为其设置值的参数的示例性类型是用于动作 30 的发射频率、用于动作 32 的发射频率、用于动作 32 的线间距、用于动作 30 的 F 数、用于动作 32 的 F 数、用于动作 30 的脉冲重复频率、用于动作 32 的脉冲重复频率、用于动作 30 的线采样计数、用于动作 32 的线采样计数、用于动作 30 的声能(例如推动脉冲)振幅或其组合。可以用不同的值来设置不同、附加或更少的参数。

[0043] 可以在动作 34 中自适应地使参数的值优化。使用从扫描给定病人的给定区域接收到的数据,可以使值适合于更好地对该区域进行成像。可以修改值中的一个或多个以说明成像的某个方面,而不是依赖于用于给定扫描情况的预定值。优化可以是用于一个或多个标准的改良值,即使不是用于给定标准的最佳值。

[0044] 修改在 ARFI、剪切波或其他诱导波成像期间发生。可以在获取静态图像之前或连续地在实时成像期间应用自适应优化。例如,在向用户呈现用于诊断的图像之前使用来自扫描或位移的反馈来确定该值。后续图像使用那些相同的设置,至少在用于超声扫描会话的病人的给定检查期间。作为另一示例,在检查期间的不同时间继续或执行该修改。可以使用周期性或被触发修改。

[0045] 动作 34 的修改是任何反馈的函数,诸如数据的振幅。在动作 36 中所表示的一个实施例中,该反馈是位移数据或从位移导出的数据。例如,可以从位移信息导出速度。直接使用诸如位移的反馈。例如,基于用于位置或区域的位移量来设置值。替换地,使用位移或其他反馈信息来导出值。例如,使用信噪比、位移差、速度或位移的阈值来设置值。

[0046] 在一个实施例中,计算位移的信噪比。可以测量噪声值,诸如在未经受动作 30 的声能时测量区域内的平均位移。替换地,采取噪声值,或者基于经验数据,诸如将 1 微米或以下的位移视为噪声。

[0047] 用于位移的信号水平是位移的量值。该量值可以沿着给定维度(例如一维量值)或者可以来自平面或体积(例如二维或三维量值)。

[0048] 针对信噪比,用信号除以噪声。在噪声是 1 微米的情况下,以微米为单位的位移是信噪比。可以使用信号和噪声的其他组合。可以使用结果得到的信噪比来修改参数。

[0049] 在另一实施例中,根据位移来计算波距离和 / 或波速。波距离可以是远离波在阈值水平之上的动作 30 的发射的焦点区域的距离,所述阈值水平诸如为本底噪声。例如,波可以在 4mm 范围内引起大于 1 微米的组织位移,但是对于更大距离而言不在 1 微米以上。4mm 或其他距离是从用于不同位置的位移测量的。如上文所讨论的,可以计算速度。

[0050] 在另一实施例中,使用用于动作 30 的发射的关闭时间。位移或其他反馈信息可以指示发射的过大振幅或长度。基于此过量,可以减小提供给该区域的声功率。由于超声发射由于换能器和组织温度而受到限制,发射可能必须停止一定时段。通过基于该过量的修改,可以将关闭时间修改为更少。较少的关闭时间可以提供较短的冷却时间。除自适应地优化以改善 SNR 或剪切波跟踪准确度之外或作为其替代,可以自适应地使冷却时间优化。

[0051] 直接使用从反馈导出的反馈或数据来设置该值。使用查找表或计算(例如应用反馈作为函数中的变量)来确定该值。例如,在阈值以上的平均 SNR 导致 X 的值,而在阈值与另一阈值之间的平均 SNR 导致 Y 的值。可以使用值设置的任何分辨率(例如从二元至三个或更多范围)。

[0052] 在另一实施例中,基于多个样本来设置该值。以用于一个或多个参数的不同设置或值来重复发射、生成、扫描以及检测动作 30 ~ 33。针对每次重复获得反馈,诸如波振幅、位移振幅、最小冷却、波速或其组合。选择与足够或最佳结果相关联的设置或值。例如,使用五个不同的值。在五个之中,第四个值提供将处于期望水平位移量值(例如在本底噪声以上但在过度水平以下)。基于用于成像的迭代设置,选择该值。

[0053] 可以对该值进行内插或外推。在上文所讨论的五个测试值示例中,可以将曲线拟合到反馈结果。该曲线可以指示不同于所测试的五个中的任何一个的最佳值,诸如第三和第四值之间的值。

[0054] 该值可以基于一个或多个标准。例如,使用 SNR 来设置发射频率。作为另一示例,使用发射振幅和速度两者来设置 PRF 和线采样计数。

[0055] 可以依次地针对每个参数执行修改。替换地,基于任何给定时间的反馈来修改不止一个值。该修改可以是迭代的以获得用于不同参数的值的组合。可以使用任何矩阵或迭代方法的其他解决方案。

[0056] 动作 38 ~ 48 提供修改的某些示例。在动作 38 中,发射频率适合于病人的给定区域的成像。以不同的频率重复动作 30 的发射。替换地,以较少的重复或不重复来提供宽带(例如啁啾)发射。选择与位移的最高或最大量值相关联的发射频率以用于后续使用。通过用不同的发射频率依次地发射多个不同的推动脉冲并确定哪个发射频率在感兴趣深度处产生最大位移或波振幅来自适应地优化推动脉冲发射频率。针对宽带发射,位移的傅立叶分析和随时间推移的位移的分布的其他特性变化可以指示与最大响应相关联的特定频率。

[0057] 在另一实施例中,被用于动作 32 的扫描的发射和 / 或接收频率修改。在不同的扫描频率下重复该扫描,诸如不同的跟踪脉冲发射频率(例如采用 1 MHz 增量的 1.5 ~ 4.5 MHz)。对于与动作 30 的不同发射相关联的每次重复而言,发射和 / 或接收频率是不同的。在用于响应于一个波的扫描的重复内,频率是相同的。给定重复可以包括多次扫描,诸如与在动作 30 的每次发射之后检测到波相关联。对动作 30 的给定发射之后的扫描和检测使用相同的频率,但是对动作 30 的另一发射之后的后续扫描和检测将其改变。替换地,针对不同的扫描线或针对不同的帧(区域扫描)但响应于同一个波(发射动作 30)改变动作 32 的扫描的发射和 / 或接收频率。

[0058] 为了修改扫描频率,针对每次重复检测位移。计算位移的信噪比。选择与最佳、诸如最高或足够的信噪比相关联的扫描频率以用于后续扫描。可以基于其他扫描频率的信噪比对所选频率进行外推或内插。

[0059] 在动作 40 中,线间距修改。线间距是动作 32 的扫描中的接收扫描线的密度或横向范围。例如,响应于其中线间隔开 1mm、2mm 或其他距离的给定扫描发射而接收到沿着 4 或 16 个线的样本。作为另一示例,将仅 3 或 13 个扫描线用于接收,其中通过扫描将覆盖的距离较小。在其他实施例中,线间距是区域的间距的密度或动作 30 的发射的焦点区域的密度。

[0060] 在一个实施例中,线间距可以根据波速修改。根据位移来计算波速。对于较低速度而言,线间距更稠密,或者扫描线更紧密地在一起。可以通过增加窗口尺寸或降低空间分辨率来更好地跟踪更高速度下的波行进。不那么稠密的线间距可以限制或避免换能器和/或组织变得过热。

[0061] 在另一实施例中,可以通过使用不同的线间距依次地获取图像或数据来自适应地使用于辐射力成像的线间距进行优化。根据位移信息来计算空间变化。与位移的最小量的空间变化相关联的线间距可以提供更好的均匀度。

[0062] 在又一实施例中,针对横向距离来设置线间距。其位移在阈值(例如,本底噪声或大于噪声的值)以上的给定点或位置范围处的位移的水平指示可以预期检测所达到的空间范围。基于可以检测到波所达到的横向范围来设置用于线的横向距离。例如,可以通过使用多次激励来确定能够实现的最大横向剪切波跟踪距离并随后将后续跟踪线放置在该最大距离内来自适应地使用于剪切波成像的跟踪脉冲线间距或线数进行优化。

[0063] 在动作 42 中,F 数的值修改。F 数是由孔的尺寸、元件的间距、变迹、延迟/相位分布或改变焦点的量或尺寸的其他特性控制的。设置用于动作 30 的推动脉冲或应力发射的 F 数。

[0064] F 数根据位移修改。对较小的位移提供较大的焦点,并且对较大的位移提供较小的焦点。较大的焦点可以导致较高的位移但是较小的区域,针对该较小区域,在动作 31 中生成波。这可以改变波的范围。针对坚硬或硬质的组织或结构,可以期望较大的焦点。针对具有较大衰减的较软或更有弹性的组织,可以期望较小的焦点但相应地较大的波发生区域。

[0065] 可以使用测量位移的绝对值来确定 F 数,诸如通过查找表。替换地,针对动作 30 的声能的不同 F 数设置来重复动作 30 ~ 33。选择与期望、最高或足够位移相关联的 F 数。

[0066] 在动作 44 中,脉冲重复频率(PRF)修改。设置用以执行动作 32 的扫描的速率。例如,自适应地使剪切波跟踪 PRF 优化。可以自适应地使用于扫描纵波的 PRF 优化。

[0067] PRF 基于最大波速而修改。最大波速是被扫描区域中的最高速度。获取用于不同样本点的位移和定时并用来确定最大速度。最大波速规定用于适当信息的采样频率。PRF 处于尼奎斯特频率或更高。尼奎斯特频率是根据最大速度计算的。选择适当地对最大速度进行采样的 PRF。在替换实施例中,尝试不同的 PRF 并选择与无混叠相关联的最低 PRF。

[0068] 在动作 46 中,线采样计数修改。如果由于跟踪脉冲的往返行进时间而不能实现最大 PRF,则可以使用最大允许或其他较小 PRF 下的交错的推动脉冲和时间偏移跟踪脉冲。为了增加采样频率,线采样计数修改。例如,扫描一个区域以跟踪该波。由于深度和最大速度,可能未获取用于给定波的足够数目的扫描。通过对同一区域提供动作 30 ~ 33 的重复来增加线采样计数。一次重复获取与动作 30 的发射的第一定时偏移的用于沿着接收线的区域的样本(例如,在动作 30 的发射开始或停止之后 5 毫秒处开始的每 10 毫秒)。另一重

复获取针对沿着相同接收线的同一区域但在与动作 30 的后续发射的不同定时偏移下获取样本(例如在动作 30 的发射之后 10 毫秒处开始的每 0 毫秒)。使从不同重复获取的数据交错在一起以表示更大频率下的获取。

[0069] 基于最大速度来设置重复或线采样计数的数目。如果最大速度导致不可能的 PRF, 则增加线采样计数以在期望或更好的 PRF 下提供数据, 但是通过重复获取。修改线采样计数可以提供更好的成像或高速度剪切或其他波的检测和 / 或更深的深度处的波检测。

[0070] 为了监视更大的区域, 响应于监视发射射束(例如线间距的变化)而形成附加接收射束。替换地, 生成另一波, 并在与波发生点相距不同距离处提供发射射束和接收射束。在以上 6mm×10mm 示例中, 可以提供 36 个接收扫描线。在每个发射射束的四个接收射束处, 针对不同的横向间距重复该过程九次。针对每个接收射束位置, 提供用超声数据表示的运动信息的时间分布。在时域分布的形成期间避免用以监视同一个波的沿着不同扫描线的发射以提供较高的时域分辨率, 但是可以提供交错或移位的扫描位置。

[0071] 在动作 48 中, 动作 30 的发射的声能的振幅修改。针对动作 30 的声能用不同的振幅来重复动作 30 ~ 33 的发射、生成、扫描和检测。不同的振幅在给定距离处引起位移的不同波振幅和相应的量。通过依次地激励具有不同发射振幅的推动脉冲来自适应地使推动脉冲发射振幅优化。

[0072] 确定产生适当 SNR 的推动脉冲振幅。适当的可以是在一个水平以上但在另一水平以下。调小发射电压可以减小获取之间的冷却时间。替换地, 在没有重复的情况下确定位移, 并基于位移在期望位移范围以上还是以下来修改振幅。

[0073] 在另一实施例中, 在动作 30 中发射的推动脉冲或声能的脉冲长度修改。较长的脉冲一般提供较大的量的推力或应力。由较长的脉冲可以引起较大的位移, 至少沿着一定范围的可能脉冲长度。较长的脉冲对应于较大的循环数, 诸如 100 个循环而不是 50 个。较大的长度可以导致较多的加热和 / 或较长的冷却时间。脉冲长度可以适应于位移的量, 使得在不过量的情况下提供足够的位移。

[0074] 可以提供动作 38 ~ 48 中的任何两个或更多的组合。可以迭代地确定不同可能值的组合。尝试不同的组合并分析反馈中的趋势以确定下一个可能组合。替换地, 依次地确定用于每个参数的值。可以向任何参数分配优先权, 使得参数被第一个或最后一个修改。

[0075] 在动作 50 中, 执行诱导波成像。基于参数的优化值来执行成像。使用有或没有其他预定值或用户设置值的参数的优化值, 重复动作 30 ~ 33 以确定波信息, 诸如速度、位移或组织特性(例如模数)。生成图像或图像序列以显示波信息。可以使用任何剪切或 ARFI 成像。

[0076] 将波信息用于显示值的色彩覆盖或其他调制。根据位移来调制色彩、亮度、辉度、色调或其他特性。例如, 在 B 模式信息之上或用 B 模式信息来显示波信息。位移数据采取显示格式, 或者可以被扫描转换成显示格式。位移数据是色彩或灰阶数据, 但是可以在用灰阶或色标映射之前的数据。可以将该信息线性地或非线性地映射到显示值。

[0077] 图像表示位移信息, 诸如用于不同位置的剪切或模数(例如剪切模数)。在针对感兴趣区域或视场中的所有网格点确定该值的情况下, 显示的像素表示用于该区域的波信息。显示网格可以不同于扫描网格和 / 或为其计算位移的网格。可以使用扫描转换、最近邻选择、内插和 / 或外推来使波信息分辨率符合显示分辨率。

[0078] 图像可以包括其他数据。例如,包括表示同一区域中的组织、流体或造影剂的 B 模式或其他数据。将位移数据用于与其他数据的覆盖或组合。该其他数据帮助用户确定射束相对于要治疗的组织的位置。

[0079] 图 2 示出了用于诱导波成像的自适应优化的系统 10 的一个实施例。系统 10 实现图 1 的方法或其他方法。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。可以提供附加、不同或更少的部件。例如,提供用户输入端以用于与系统的用户交互。

[0080] 系统 10 是医学诊断超声成像系统。在替换实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、PACS 站或处于相同位置处或分布于网络以用于实时或获取后成像的其他布置。

[0081] 发射波束成形器 12 是超声发射机、存储器、脉冲发生器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束成形器 12 可操作用于生成具有不同或相对振幅、延迟和 / 或定相的用于多个通道的波形。在响应于生成的波形从换能器 14 发射声波时,形成一个或多个射束。生成发射射束序列以扫描二维或三维区域。可以使用扇区、向量[®]、线性或其他扫描格式。将同一区域扫描多次。针对流动或多普勒成像并针对诱导波成像,使用扫描序列。在多普勒成像中,该序列可以包括扫描相邻扫描线之前的沿着同一扫描线的多个射束。针对诱导波成像,可以使用扫描或帧交错(即再次扫描之前扫描整个区域)。在替换实施例中,发射波束成形器 12 生成平面波或发散波以用于更快速的扫描。

[0082] 同一发射波束成形器 12 生成脉动激励或电波形以便生成声能以引起位移。在替换实施例中,提供不同的发射波束成形器以便生成脉动激励。发射波束成形器 12 促使换能器 14 生成高强度聚焦超声波形。

[0083] 换能器 14 是用于从电波形生成声能的阵列。针对阵列,相对延迟使声能聚焦。给定发射事件对应于在给定延迟的情况下由不同的元件在基本上相同的时间进行的声能发射。发射事件提供超声能量的脉冲以便使组织发生位移。该脉冲是脉动激励。脉动激励包括具有许多循环(例如 500 个循环)的波形,但是在相对短的时间内发生以在较长的时间内引起组织位移。

[0084] 换能器 14 是压电或电容薄膜元件的 1、1.25、1.5、1.75 或 2 维阵列。换能器 14 包括用于在声和电能量之间的换能的多个元件。响应于超声能量(回波)撞击在换能器 14 的元件上而生成接收信号。元件与发射和接收波束成形器 12、16 的通道相连。替换地,使用具有机械焦点的单个元件。

[0085] 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加法器的多个通道。每个通道与一个或多个换能器元件相连。接收波束成形器 16 由硬件或软件配置成应用相对延迟、相位和 / 或变迹以响应于每个成像发射而形成一或多个接收射束。针对来自用来使组织发生位移的脉动激励的回波,可以不发生接收操作。接收波束成形器 16 使用接收信号来输出表示空间位置的数据。来自不同元件的信号相对延迟和 / 或定相和加和提供波束成形。在替换实施例中,接收波束成形器 16 是用于使用傅立叶或其他变换来生成样本。

[0086] 接收波束成形器 16 可以包括滤波器,诸如用于将相对于发射频带处于二次谐波或其他频带的信息隔离的滤波器。此类信息可以更可能包括期望的组织、造影剂和 / 或流动信息。在另一实施例中,接收波束成形器 16 包括存储器或缓冲器和滤波器或加法器。将

两个或更多接收射束组合以将期望频带处的信息隔离,诸如二次谐波、三次基波或其他波段。接收波束成形器 16 可以将基波或发射频率下的信息隔离。

[0087] 依照发射波束成形器 12,接收波束成形器 16 在不同的时间生成表示该区域的数据。在声脉动激励之后,接收波束成形器 16 在不同的时间生成表示不同线或位置的射束。通过用超声来扫描感兴趣区域,生成数据(例如波束成形样本)。

[0088] 接收波束成形器 16 输出表示空间位置的射束加和数据。输出用于单个位置、沿着线的位置、用于区域的位置或用于体积的位置的数据。可以提供动态聚焦。该数据可以是用于不同的目的。例如,对 B 模式或组织数据执行与对位移不同的扫描。替换地,还使用 B 模式数据来确定位移。作为另一示例,用一系列共享扫描来执行用于基于位移的分类和诱导波成像的数据,并且单独地或使用相同数据中的某些来执行 B 模式或多普勒扫描。

[0089] 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或以后开发的设备,其用于检测和处理信息以便从波束成形超声样本显示。在一个实施例中,处理器 18 包括一个或多个检测器和单独处理器。该单独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、数据路径、其组合或其他现在已知或以后开发的设备,其用于确定位移并计算位移分布性质。例如,所述单独处理器由硬件和 / 或软件配置成执行图 1 所示的动作中的一个或多个的任何组合。

[0090] 处理器 18 被配置成估计由声脉动激励诱导的组织位移。使用相关、跟踪、运动检测或其他位移测量,估计组织的位置移位的量。通过一定时段执行该估计多次,诸如从组织由于脉动而移动之前至组织已大部分或完全返回至松弛状态之后(例如从由脉动激励引起的应力恢复)。

[0091] 处理器 18 可以导出描述组织和 / 或位移的特性的至少一个参数。例如,导出位移的信噪比。作为另一示例,导出速度和 / 或位移的最大位移。处理器 18 可以计算其他参数,诸如距离、冷却或关闭时间。使用位移或其他所检测信息,由处理器 18 或其他控制器来确定一个或多个参数的值。任何发射、接收或扫描参数可以基于反馈而适合于所扫描区域。

[0092] 可以将处理器 18 配置成将该区域中的组织分类。组织可以是流体组织或固体组织。分类可以是在组织类型之间、组织和流体之间或者在组织类型与一个或多个其他类别之间。在一个实施例中,处理器 18 将一个位置处的材料分类为流体 / 流体组织、固体组织以及其他 / 非确定因素。

[0093] 处理器 18 按照存储在存储器 22 或另一存储器中的指令进行操作以用于诱导波超声成像中的自适应图像优化。处理器 18 被编程为用于提供用于修改剪切或 ARFI 成像的反馈。存储器 22 是非临时性计算机可读存储介质。用于实现本文所讨论的过程、方法和 / 或技术的指令是在计算机可读存储介质或存储器上提供的,诸如高速缓存器、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不同类型的易失性和非易失性存储介质。在图中示出或在本文中描述的功能、动作或任务是响应于存储在计算机可读存储介质中或其上的一个或多个指令集而执行的。该功能、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,并且可以由单独地或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多重处理、多重任

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以便由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令被存储在远程位置上以便通过计算机网络或通过电话线来发射。在其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0094] 显示器 20 是 CRT、LCD、投影仪、等离子体或其他显示器,其用于显示二维图像或三维表示。显示器 20 是由处理器 18 或其他设备用将显示为图像的信号输入进行配置的。显示器 20 显示表示用于感兴趣区域或整个图像中的不同位置的剪切、弹性或其他波信息的图像。

[0095] 虽然上文已经参考各种实施例描述了本发明,但应理解的是在不脱离本发明的范围的情况下可以做出许多变更和修改。因此,其意图在于将前述详细描述视为说明性而不是限制性的,并且应理解的是意图限定本发明的精神和范围的是以下权利要求,包括所有等价物。

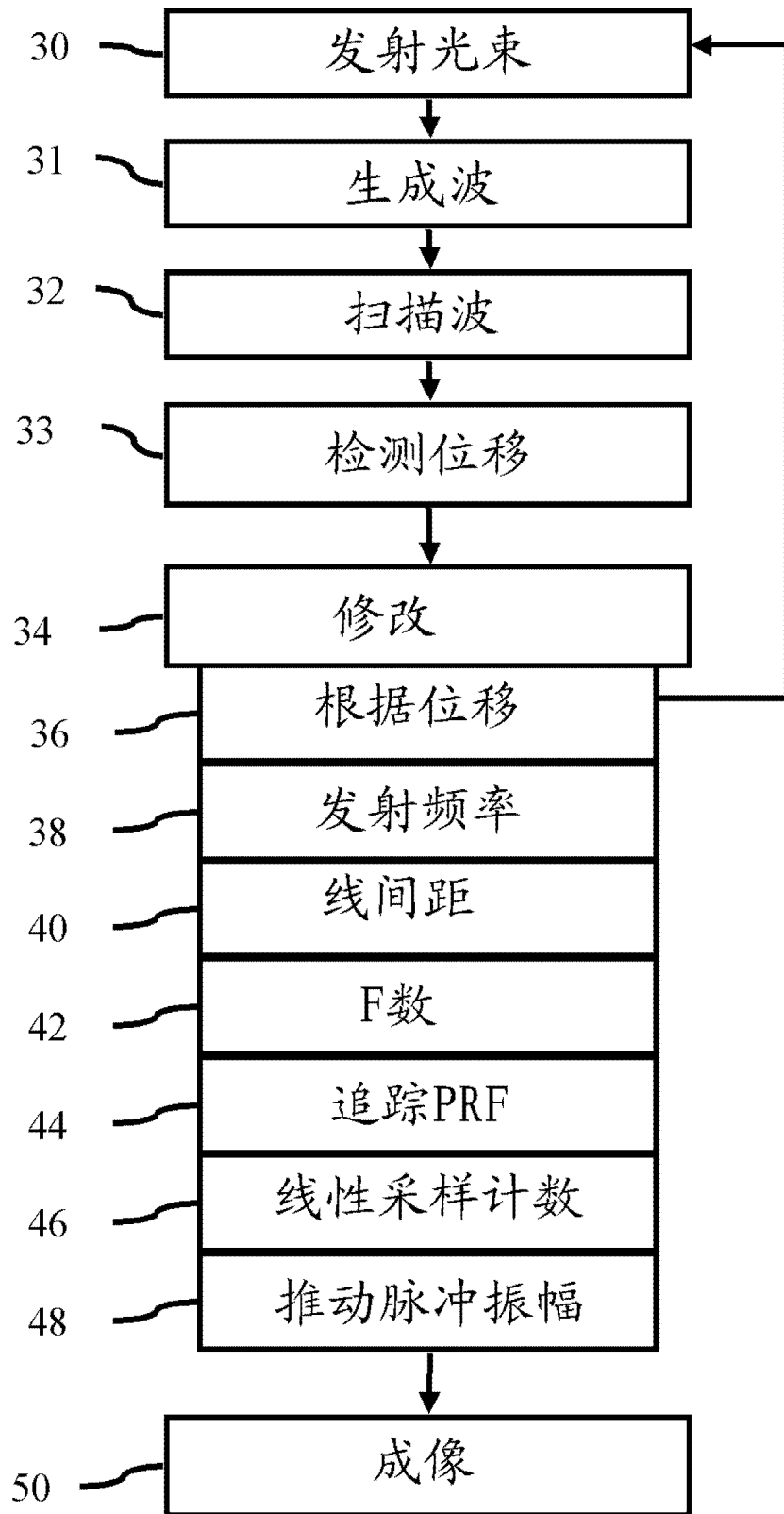


图 1

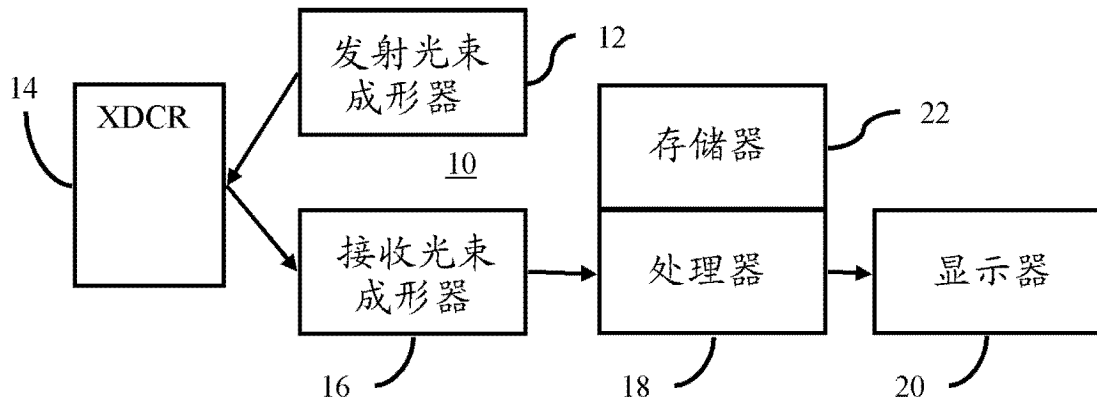


图 2

专利名称(译)	诱导波超声成像中的自适应图像优化		
公开(公告)号	CN103110432A	公开(公告)日	2013-05-22
申请号	CN201210462754.X	申请日	2012-11-16
[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	P D 弗赖伯格 范列湘		
发明人	P.D.弗赖伯格 范列湘		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/5269 A61B8/485 A61B8/5292 A61B8/00 A61B8/467 G01S7/52042 A61B8/469 A61B8/488 G01S7/52022 G01S7/52046 G01S7/52085		
代理人(译)	马红梅 刘春元		
优先权	13/298182 2011-11-16 US		
其他公开文献	CN103110432B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及在诱导波超声成像 (30 ~ 33) 中提供自适应图像优化 (34)。可以自适应地设置 (34) 用于各种发射和接收参数的值。基于来自对给定病人的使用的反馈 (36)，将该值 (34) 设置成更好地使信噪比、关闭时间、跟踪准确度或其他考虑因素优化。发射频率、F数、线间距、跟踪脉冲重复频率、线采样计数和/或推动脉冲振幅值可以改变 (34)。

