



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104688266 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201410727432. 2

(22) 申请日 2014. 12. 04

(30) 优先权数据

14/097189 2013. 12. 04 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 A. 申克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 王洪斌 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

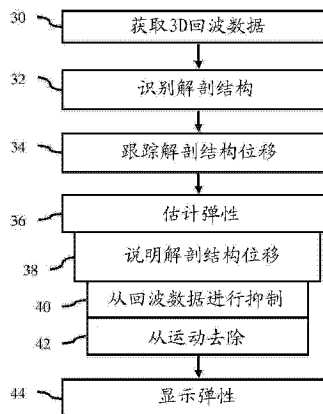
权利要求书2页 说明书10页 附图2页

(54) 发明名称

三维弹性超声成像中的运动修正

(57) 摘要

本发明涉及三维弹性超声成像中的运动修正。提供了三维弹性成像(36、44)。从解剖信息找到(34)由于除用于弹性成像的应力或压缩之外的源而引起的三维中的运动。使用不太可能经受应力或压缩和/或可能经受非期望运动的对象来找到(34)非期望运动。在估计(36)弹性时考虑(38)此解剖运动,诸如从用来估计弹性的回波数据去除该运动或从作为估计(36)弹性的一部分而生成的运动减去(42)该运动。



1. 一种用于弹性超声成像的方法,该方法包括:

用超声系统来获取(30)用于三维区域的第一超声数据,该第一超声数据包括在第一时间表示沿着三维区域中的三个轴分布的不同位置的体素;

用超声系统来获取(30)用于三维区域的第二超声数据,该第二超声数据包括在不同于第一时间的第二时间表示沿着三维区域中的三个轴分布的不同位置的体素;

识别(32)三维区域的且用第一和第二超声数据表示的解剖标志点;

确定(34)解剖标志点从第一时间至第二时间的运动;

根据第一和第二超声数据来估计(36)三维区域中的弹性;

在根据第一和第二超声数据来估计(36)三维区域中的弹性时进行运动修正(38),运动修正(38)是解剖标志点的运动的函数;以及

显示(44)三维区域中的弹性的三维表示。

2. 权利要求1的方法,其中,获取(30)第一和第二超声数据包括在三维区域经受组织变形变化的同时扫描三维区域。

3. 权利要求2的方法,其中,扫描包括在三维区域经受纵向或剪切波的同时进行扫描,其中,估计(36)包括估计(36)对纵向或剪切波的组织响应,并且其中,显示(44)包括将三维表示生成为纵向或剪切波图像。

4. 权利要求2的方法,其中,扫描包括在三维区域经受不同压力的同时进行扫描,其中,估计(36)包括估计(36)对不同压力的组织响应,并且其中,显示(44)包括将三维表示生成为应变图像。

5. 权利要求1的方法,其中,获取(30)第一和第二超声数据包括在对所施加应力的组织响应时段内的第一和第二时间进行获取(30)。

6. 权利要求1的方法,其中,识别(32)解剖标志点包括识别(32)表示血管、隔膜、骨骼、肿瘤或囊肿的体素。

7. 权利要求1的方法,其中,识别(32)解剖标志点包括识别(32)表示解剖标志点的体素并将被识别为表示解剖标志点的体素分组。

8. 权利要求1的方法,其中,确定(34)运动的特性包括对解剖标志点进行运动跟踪,该运动是用于解剖标志点的每个体素的三维位移矢量。

9. 权利要求1的方法,其中,确定(34)运动的特性包括确定(34)第一和第二时间之间的解剖标志点的刚性或非刚性变换。

10. 权利要求1的方法,其中,估计(36)包括确定(34)用于每个体素的第一和第二超声数据之间的相位变化。

11. 权利要求1的方法,其中,估计(36)包括针对多个体素中的每一个确定(34)三维区域中的软组织的第二时间之间的位移。

12. 权利要求1的方法,其中,运动修正(38)包括在根据第一和第二超声数据来估计(36)弹性之前,相对于用于不表示解剖标志点而表示软组织的体素的第一超声数据,对第二超声数据进行运动修正(40)。

13. 权利要求1的方法,其中,估计(36)包括针对多个体素中的每一个估计(36)第一和第二时间之间的位移运动,并且其中,运动修正(38)包括从位移运动去除(42)解剖标志点的运动。

14. 权利要求 1 的方法,其中,运动修正(38)包括基于来自解剖标志点的运动的运动模型对用于不同于解剖标志点的组织的体素进行运动修正(38)。

15. 一种在其中存储数据的非临时计算机可读存储介质,该数据表示可由已编程处理器(18)执行以用于弹性超声成像的指令,所述存储介质包括用于以下各项的指令:

针对在不同时间经受不同应力的组织体积连续地获取(30)回波数据;

跟踪(34)不同时间之间的解剖结构的三维位移;

根据不同时间的回波数据来计算(36)用于该组织体积的弹性;

说明(38)弹性中的解剖结构的位移;以及

从该弹性生成(44)弹性图像。

16. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,跟踪(34)包括将体积中的第一位置分类为表示解剖结构并将体积中的第二位置分类为不表示解剖结构、将第一位置分组并跟踪已分组的第二位置的运动。

17. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,说明(38)位移包括不表示解剖结构的位置中的说明。

18. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,说明(38)包括在计算弹性之前抑制(40)回波数据中的位移。

19. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,说明(38)包括从被确定为估计(36)的一部分的运动减去(42)位移。

20. 一种用于弹性超声成像的方法,该方法包括:

由超声系统用压缩或声辐射力进行三维弹性成像(36);以及

用处理器(18)去除(42)除由压缩或声辐射力所引起的波引起的之外的运动,去除的运动是表示与软组织相比不那么易受压缩或波的结构解剖信息的函数。

三维弹性超声成像中的运动修正

背景技术

[0001] 本实施例涉及弹性成像。特别地,本实施例涉及弹性成像中的运动修正。

[0002] 美国专利号 5, 107, 837、5, 293, 870、5, 178, 147 和 6, 508, 768 描述了使用相邻帧之间的相对组织位移来生成弹性图像的方法。检测对应于组织位移的应变、应变率、模量或其他参数以用于生成弹性图像。美国专利号 6, 558, 324 描述了使用色彩编码来表示弹性的方法。其他形式的弹性成像包括剪切波和纵向波成像。声辐射力成像也指示组织的弹性。

[0003] 弹性成像依赖于随时间推移对应力的组织响应或压缩方面的差。诸如纵向和剪切应变或剪切波传播参数之类的组织变形参数是来自相位或位移信息的辅助顺序估计。给定在其期间收集数据的时段,弹性成像易受运动伪像。避免来自除用于测量弹性的压缩或应力之外的源的位移是个挑战。病人可能移动,换能器探针可能移动,并且解剖结构可能移动。结果是低质量、偏置、低可重复性弹性成像。

[0004] 对于二维弹性成像而言,在弹性估计之前对回波数据的帧应用运动修正。该运动修正可去除某些非期望失真,但是未处理平面外运动。

发明内容

[0005] 通过介绍的方式,下面描述的优选实施例包括用于弹性超声成像的方法、指令和系统。提供了三维弹性成像。从解剖信息发现由于除用于弹性成像的应力或压缩之外的源而引起的三维中的运动。使用不太可能经受用于弹性成像的应力和 / 或可能经受非期望运动的对象来找到非期望运动。在估计弹性时考虑此解剖运动,诸如从用来估计弹性的回波数据去除运动或从作为估计弹性的一部分而生成的运动去除该运动。

[0006] 在第一方面,提供了一种用于弹性超声成像的方法。超声系统获取用于三维区域的第一超声数据。第一超声数据是表示在第一时间在三维区域中沿着三个轴分布的不同位置的体素。超声系统获取用于三维区域的第二超声数据。第二超声数据是表示在不同于第一时间的第二时间在三维区域中沿着三个轴分布的不同位置的体素。识别三维区域的且在第一和第二超声数据中表示的解剖标志点。确定解剖标志点从第一时间至第二时间的运动。根据第一和第二超声数据来估计三维区域中的弹性。在根据第一和第二超声数据来估计三维区域中的弹性时,执行与解剖标志点的运动有关的运动修正。显示三维区域中的弹性的三维表示。

[0007] 在第二方面,一种非临时计算机可读存储介质在其中存储数据,该数据表示可由已编程处理器执行以用于弹性超声成像的指令。该存储介质包括用于在不同的时间针对经受不同应力的组织的体积连续地获取回波数据、在不同的时间之间跟踪解剖结构的三维位移、根据不同时间的回波数据来计算用于该组织体积的弹性、说明该弹性中的解剖结构的位移以及根据该弹性来生成弹性图像的指令。

[0008] 在第三方面,提供了一种用于弹性超声成像的方法。超声系统用压缩或声辐射力来执行三维弹性成像。处理器去除除由压缩或声辐射力所引起的波引起的之外的运动。被去除的运动是解剖信息的函数,该解剖信息表示与软组织相比不那么易受压缩或波的结

构。

[0009] 由以下权利要求中来限定本发明,并且不应将在本节中的内容理解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他方面和优点,并且可在稍后独立地或以组合方式来要求保护。

附图说明

[0010] 部件和附图不一定按比例,而是着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图指示相应部分。

[0011] 图 1 是用于弹性超声成像的方法的一个实施例的流程图;

图 2 是示出了作为时间的函数的两个示例性位移分布(profile)的图表;以及

图 3 是用于弹性超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 单独地获取多个体积的回波数据。该体积表示在由于应力而改变的的同时的病人的三维区域。该应力可来自解剖源、声辐射力或换能器探针。该体积的每个体素被分类为解剖标志点或非解剖标志点。将标志点体素分组,并且针对运动而跟踪结果得到的解剖信息以表示非期望运动。对非标志点体素应用标志点运动。在一个方法中,使用体素的标志点运动来抑制由回波数据中的混响、散射或其他非期望运动引起的运动,并且根据运动修正数据来估计用于不同体素的弹性。在另一方法中,估计用于多个体素中的每一个的运动作为弹性计算的一部分,并且从用于体素的估计运动减去解剖运动。

[0013] 图 1 示出了用于弹性超声成像的方法。特别地,由超声系统来执行三维弹性成像。测量组织对压缩、声辐射力或应力的其他源的响应。处理器去除或减少除由(例如,由压缩或声辐射力所引起的波引起的)应力引起的之外的运动。被去除的运动是基于表示不那么易受应力的结构的解剖信息。结果是具有较少非期望运动的弹性估计。被用于弹性成像的运动具有较少的运动伪像。由于针对三维执行弹性成像,所以该运动在运动估计中不易受平面外误差。

[0014] 在图 1 的方法中可提供附加、不同或较少的动作。例如,执行动作 40 和 42 中的一者、两者或没有一个。作为另一示例,显示动作 44 是可选的。按照所述或所示的顺序来执行动作,但是可提供其他顺序。

[0015] 在动作 30 中,在不同的时间针对经受不同量的应力的组织体积连续地获取回波数据。针对三维区域获取回波数据。数据的帧或集合在不同的时间表示同一体积。可使用体积的任何采样,诸如扇区、Vector® 或三维中的线性采样。响应于给定发射的扫描行可以在方位角和仰角两方面是分布式的。扫描图案可连续地覆盖在方位角和仰角方面为分布式的扫描行。替换地,使用沿着在仰角方面分离的平面的连续扫描来组合表示体积的数据。

[0016] 以获取格式来保持该数据或者转换(或内插)成规则三维网格。数据表示沿着三个轴分布的位置,诸如位置 $N \times M \times O$, 其中, N 、 M 和 O 是沿着三个不同轴的位置的整数且每个都大于一。用于位置的数据是体素。用体素的帧或集合来表示病人的体积。

[0017] 所获取数据表示在不同时间的体积。在不同时段内执行用以获取数据的扫描。在不同的时段应用不同量的应力。例如,以不同的量抵靠着病人按压换能器探针。作为另一

示例,用声力辐射、电磁脉冲声源、解剖结构(例如,心脏或隔膜)或其他源来生成纵向或剪切波。通过体积中的位置的波随时间推移而引起应力的变化。在所述时段内或在对应于获取时段的时间段内但在组织响应时段内获取数据的集合或帧。组织对应力的变化进行响应。在组织对该变化进行响应的同时执行扫描以获取在不同的时间表示体积的数据。在替换实施例中,反复地施加应力,并相对于应力的发起在不同的时间量获取帧。

[0018] 在一个实施例中,使用声辐射力。向病人发射声激励。该声激励充当用于引起位移的脉冲激励。例如,作为声波束而发射具有与用于对组织进行成像的 B 模式发射类似或较低的功率或峰值振幅水平的 400 循环发射波形。在一个实施例中,该发射是产生被施加于视场的序列的剪切波。可使用任何声辐射力脉冲(ARFI)或剪切波成像序列。

[0019] 该发射被功率、振幅、时序或其他特性配置成在组织上引起足以使组织在一个或多个位置处移位的应力。例如,波束的发射焦点位于视场或感兴趣区域(ROI)的底部、中心附近以遍及整个视场引起位移。可针对不同的子区或 ROI 重复该发射。

[0020] 从超声换能器发射激励。该激励是声能。使该声能聚焦,导致三维波束分布。使用相控阵列和/或机械聚焦来使该激励聚焦。将该激励发射到病人的组织中。

[0021] 脉冲激励在空间位置处产生纵向或剪切波。在该激励足够强的情况下,产生波。剪切波比纵向波沿着声波发射方向传播更缓慢地传播通过组织,因此可以按时序和/或方向来区别波的类型。使用时序的差别来将剪切波与纵向波隔离或者反之亦然。波在各种方向传播,诸如与施加应力的方向垂直的方向。波的位移在更接近于产生波的焦点位置的位置处更大。随着波行进,波的量值衰减。

[0022] 在另一实施例中,用户在将换能器保持在位置处的同时轴向地施加压力。在针对病人用换能器施加不同量的压力的同时执行超声扫描。在其他实施例中,使用由解剖结构引起的应力,诸如心脏运动。

[0023] 无论应力的形式如何,在不同的时间获取回波数据以响应于应力的变化而确定组织的位移。超声系统在病人的三维区域经受由应力(例如,不同的压力和/或波)的变化引起的组织变形的变化的同时扫描该区域。

[0024] 用超声扫描来检测该位移。获得超声数据。超声数据中的至少某些对波或压力进行响应。用超声来扫描诸如感兴趣区域、整个视场或子感兴趣区域之类的区域。针对剪切波和纵向波,监视该区域以检测波。回波数据表示在不同时间经受不同量的压力时的组织。该区域是任何尺寸,诸如在横向上 $5 \times 5\text{mm}$ 且在轴向上 10mm 。例如,执行 B 模式扫描以检测组织位移。可使用多普勒效应、彩色血流或其他超声模式来检测位移。

[0025] 针对给定时间,向组织或感兴趣区域发射超声。可使用任何现在已知或稍后开发的位移成像。例如,以小于 $720 \text{ mW}/\text{cm}^2$ 的强度使用具有 1-5 循环持续时间的脉冲。可使用具有其他强度的脉冲。对任何数目的扫描行执行扫描。例如,响应于每次发射而形成在三维中分布的八个或十六个接收波束。在施加应力之后或同时,沿着单个发射扫描行反复地执行 B 模式发射且沿着相邻接收扫描行执行接收。在其他实施例中,响应于每个发射而形成仅单个接收波束或其他数目的接收波束。可使用附加发射扫描行和相应的一个或多个接收行。可使用任何数目的重复,诸如约 120 次。

[0026] B 模式强度可由于随时间推移的组织位移而改变。针对被监视的扫描行,提供表示由应力引起的组织运动的时间分布的数据序列。接收来自发射的回波或反射。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。为了检测位移,向经历位移的组织发射超声能量并接收该能量的反射。可使用任何发射和接收序列。

[0027] 通过多次执行发射和接收,接收在不同的时间表示三维区域的数据。多次执行发射和接收以确定由于应力的变化所引起的位移而引起的变化。通过反复地用超声进行扫描,确定在不同时间的组织的位置。

[0028] 所获取回波或超声数据是用来估计组织的硬度的信息,诸如应变。该数据对压缩力或施加于正在扫描的组织的其他应力进行响应。

[0029] 在动作 32 中,识别三维区域的解剖标志点。在不同的时间表示病人的体积的超声数据表示至少一个解剖标志点。可使用任何标志点。例如,该体积包括正在对其执行弹性成像的软组织。该软组织是具有比骨骼更大的柔性且比血液或体液更少的流体的器官(例如,肝组织)、肌肉、皮肤、脂肪、乳腺或其他组织的一部分。解剖标志点是边界(例如,肝表面)、骨骼、隔膜、肌肉、器官、血管(例如,血管壁)或病人的其他结构。解剖标志点可以是比软组织更硬或僵直、因此不易受应力的病人的解剖结构中的肿瘤、囊肿或其他结构。解剖标志点可以是与感兴趣区域间隔开的组织,使得较少或大大衰减的应力被施加于该组织。

[0030] 解剖标志点选择成不那么易受应力。例如,解剖结构比被扫描以用于弹性成像的软组织更硬和/或经受更大的运动源。该解剖结构经受比由应力引起的运动更多的非期望运动。可使用任何解剖结构,但是可使用对非期望运动具有更大响应和/或对由应力引起的运动的较小响应的解剖结构来从弹性成像去除运动伪像。特定标志点可以是解剖结构的一部分或者可以是解剖结构本身。可使用一个或多个解剖结构。

[0031] 可使用用于从超声数据检测解剖结构的任何现在已知或稍后开发的方法。例如,处理器应用给边缘检测、运动检测、区域生长、阈值设定、机器训练分类器或图像处理来对特定解剖结构进行定位。可使用滤波,诸如应用于低通滤波信息以找到线性隔膜的定向滤波。

[0032] 由处理器自动地执行识别。在其他实施例中,提供用户辅助或使用识别。用户可确认处理器识别的解剖结构、指示用于该解剖结构的种子点或追踪该解剖结构。

[0033] 用一个或多个体素来表示解剖标志点。例如,用多个不同的体素来表示骨骼或隔膜。将体素分类为表示解剖结构或不表示解剖结构。例如,将未被识别为解剖结构的所有位置视为不表示解剖结构。作为另一示例,分类器输出用于每个体素的标签作为是否表示解剖结构。

[0034] 在发现超过一个体素表示解剖结构的情况下,可将体素分组。可将不同的解剖结构单独地分组或者作为单个群组。通过加标签、分段或其他过程来将分类为表示解剖结构的体素分组。

[0035] 在动作 34 中,在不同的时间之间跟踪解剖结构。使用在不同的时间表示体积的回波数据的帧来跟踪该解剖结构。通过数据的两个或更多集合的序列来跟踪解剖标志点或解剖结构体素群组的运动。确定随时间推移或在时间之间的位移或位置变化。

[0036] 跟踪是在三维中。找到三维位移矢量。该矢量是用于全局运动。找到用于体积的运动平均、总体或其他全局指示。使用分组位置来找到体积的运动,诸如由病人、换能器、混响或散射引起的运动。该位移是在任何数目的自由度上的平移和/或旋转。该运动可以是刚性或非刚性的(例如,仿射)。全局运动可说明局部变形,诸如扭绞、压缩和/或伸展。在

其他实施例中,针对不同的解剖结构执行每个体素、单独解剖结构或其他单独跟踪。

[0037] 可使用任何现在已知或稍后开发的跟踪。在一个实施例中,在每个数据集中识别解剖结构。用集合之间的任何平移和 / 或旋转来确定集合之间的解剖结构的位移。在其他实施例中,在一个帧中识别该解剖结构。所识别体素与另一帧的所有体素相关以找到位移。使用任何相关或其他相似性度量(例如,绝对差的和)。测试不同的可能位移并选择具有最大相似性的那个。

[0038] 跟踪提供变换或位移场。在场或变换中表示用于所识别解剖结构的每个体素(例如,分组解剖结构体素)的位移。针对刚性运动,为每个体素提供相同位移。针对非刚性运动,不同的体素具有不同的三维位移。为一个或多个解剖标志点的每个体素提供三维位移矢量。

[0039] 在动作 36 中,估计弹性。针对体积中的每个不同位置计算弹性值。针对所有体素或仅仅体素的子集计算弹性。例如,针对每个未被分类为解剖标志点的体素或仅仅在感兴趣区域中的体素计算弹性。估计体积中的组织的弹性。

[0040] 弹性或弹性成像是包括组织硬度的各种类型的参数图像的一般术语,诸如应变、应变率、模量或松弛以及以机械方式产生它们的各种方法。应变图像示出了组织相对硬度和变形。应变率图像显示应变的第一时间导数。局部应变率可指示从其推导出肌肉健康和状况的心肌收缩性。当用应力测量结果来将应变图像或应变率图像归一化并将其与应力测量结果组合时,可产生模图像(例如,杨氏模量)。一个方法是用被附着于换能器的传感器来测量人体表面处的压力。然后将应力场图案在内部外推至测量应变的点(即,像素或体素)。杨氏模量定义为应力除以应变。可计算局部模量值,并且可以将那些数值转换成灰阶或色值以用于显示。在应变(例如,剪切)成像中,测量局部三维位移并将数值位移、速度或其他值转换成灰阶或色值以用于显示。可将应变的方向映射到色彩或其他显示特性。

[0041] 可用手动触诊、外部振动源、固有组织运动(例如,由于心脏搏动或呼吸引起的运动)或声辐射力成像(ARFI)来生成应变图像。ARFI 产生应变图像或产生松弛图像。可以与应变和模图像类似的方式在参数方面显示松弛图像。用四(例如,动态体积)维获取和成像来生成该参数图像。在一个实施例中,使用在美国专利号 5, 107, 837、5, 293, 870、5, 178, 147、6, 508, 768 或 6, 558, 324 中公开了各方法或系统中的任何一个或多个来生成具有三维扫描图案(例如,在方位角和仰角方面间隔开的扫描行)的数据或图像的弹性帧,该专利的公开被通过引用结合到本文中。可使用任何现在已知或稍后开发的弹性估计。

[0042] 在一个实施例中,根据组织的随时间推移的位移来估计弹性。针对多个空间位置中的每一个检测该位移。例如,从接收到的数据检测速度、变化、强度图案中的移位(例如,斑点跟踪)或其他信息作为两个时间之间的位移。可针对每个位置检测进行中的位移或位移序列。

[0043] 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作为时间的函数相关。针对每个深度或空间位置,执行多个深度或空间位置范围内的相关(例如,64 个深度的核心,中心深度是针对其计算分布的点)。例如,多次使当前数据集与参考数据集相关。在当前集合中识别以参考集合中的给定位置为中心的数据子集的位置。执行两个数据集之间的不同相对平移和 / 或旋转。

[0044] 该参考是第一或其他数据集或来自另一扫描的数据。参考集合来自应力之前,但

是可来自应力之后。相同参考被用于整个位移检测,或者参考数据在前进中或移动窗口中改变。

[0045] 该相关是三维的。平移是沿着三个轴,有或没有绕着三个或更少的轴的旋转。计算在每个不同偏移位置处的数据的相似性或相关水平。具有最大相关的平移和 / 或旋转表示用于与将当前数据与参考相比较相关联的时间的运动矢量或偏移。

[0046] 可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的组织相关联的信息。从多个回波导出组织的速度。使用该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或差可指示应变或位移。

[0047] 图 2 示出了用于体素的位移的两个示例性位移分布。示出了来自参考数据的随时间推移的运动矢量的距离方面的振幅。分析时段在约 8 毫秒内,但是可更长或更短(例如,在 4.8 kHz 采样率下 12 毫秒)。可以有其他位移分布。可针对位移测量任何数目的位置,诸如测量 10×5 mm 感兴趣区域中的每毫米。测量用于每个位置且用于每个采样时间的位移。此位移数据表示用于位置的作为时间的函数的振幅的分布。针对其他位置计算类似分布。

[0048] 将随时间和 / 或空间推移的位移用于计算。在一个实施例中,将用于不同深度的位移组合,留下在方位角和仰角方面间隔开的位移。例如,在深度范围内对用于给定扫描行或横向位置的位移求平均值。作为求平均的替换,使用最大或其他选择准则来确定用于给定横向位置的位移。可使用用于仅一个深度的位移。可独立地使用用于不同深度的位移。

[0049] 根据位移分布来估计弹性。在一个实施例中,确定分布中的峰值或最大振幅。基于来自用于基于波的弹性的应力源的体素距离,应力施加与峰值振幅之间的时间差指示速度。使用位置之间的速度的差作为弹性。在替换方法中,使来自不同位置的位移分布相关以找到各位置之间的延迟。可使用此相移来计算与相关分布相关联的位置之间的速度。

[0050] 在使用外部或非聚焦压力源的实施例中,计算与应力相关联的帧和没有与应力相关联的帧之间的位移。可使用没有时间分布的位移作为弹性。可对由于不同应力水平而引起的用于给定位置的多个位移进行求平均值或组合。

[0051] 在其他实施例中,根据位移分布来计算分析数据并使用相移来确定弹性。不同体素的位移的随时间推移的相位差或用于给定体素的相位的零点交叉指示速度。该速度可用作或用来估计弹性。

[0052] 在动作 38 中,在动作 36 中的弹性估计中说明解剖结构的位移。该弹性值是用于非期望运动的修正的函数。用解剖结构的位移或运动来指示非期望运动。在用于弹性的值的估计中使用解剖标志点的运动的运动场、运动值、变换或其他指示符以减少运动伪像或由非期望运动(即,除由用于弹性成像的应力引起的之外的运动)引起的其他失真。

[0053] 解剖运动是基于表示解剖结构的体素。针对那些相同体素、其他体素(非解剖标志点软组织)或两者估计弹性值。针对解剖结构体素,从动作 34 可已知解剖结构的三维运动矢量。针对其他体素,使用解剖运动。针对单个全局运动,将该全局运动应用于所有体素。在针对表示解剖结构的体素提供不同运动(例如,非刚性)的场或变换的情况下,对解剖结构进行内插、外推、建模或以其他方式根据用于其他体素的解剖结构体素的解剖结构运动来确定。例如,运动场拟合到病人的相关体积的模型,并且该模型提供用于另一软组织体素

的运动。可使用模型拟合来确定用于其他时间以及其他位置的运动。作为另一示例,使用来自最近四个、六个或其他数目的相邻解剖结构体素的最近邻或外推。将解剖运动所表示的非期望运动扩展至不表示用来确定非期望运动的解剖标志点的体素。由于该运动是有或没有旋转分量的三维矢量,所以使用三维扩展(例如,内插)。

[0054] 动作 40 和 42 指示用于说明解剖位移的两个方法。可使用一个或两个方法。例如,非期望运动的一部分(例如,在一个方法中修正某些但并非所有维度和 / 或运动振幅的一部分但并非全部且在另一方法中修正其余部分)。在其他实施例中,使用一个或多个不同的方法。

[0055] 在动作 40 中,在计算弹性值之前和在计算位移之前在超声或回波数据中抑制由解剖结构运动引起的位移。在确定由随时间推移的应力变化引起的位移之前,抑制解剖结构运动。相对于用于体素的另一集合对超声数据的一个集合进行运动修正。在计算用于每个体素的组织位移以用于弹性成像之前从回波数据去除如基于解剖标志点的运动所指示的运动的非期望方面。对体素进行偏移以说明非期望运动,使得除应力所引起的运动之外,使体素所表示的位置对准。例如,在解剖结构的运动跟踪中包括混响或散射效应,因此用于解剖运动的修正去除混响或散射的某些效应。

[0056] 可使用任何运动修正。可用空间平移和 / 或旋转操作对回波数据进行滤波。应用解剖结构运动或运动场的逆来将较晚的数据集调整为较早的数据集。相反地,将运动添加到较早的数据集以调整较晚的集合。可在运动修正之后使用内插或最近邻方法来确定规则网格中的回波数据值。根据运动修正回波数据来计算位移和弹性。

[0057] 在动作 42 中,运动修正从针对弹性成像估计的运动进行运动减法。例如,计算随时间推移的体素的位移(参见图 2)。确定用于弹性估计的给定体素的运动作为总运动。用三维矢量序列来表示随时间推移的此位移。同样地,为像素提供表示解剖结构随时间推移的运动或从解剖结构运动导出的运动(例如,用于非解剖结构体素)的三维矢量序列。通过从用于弹性成像的计算位移减去基于解剖结构的运动,从位移去除非期望运动信息。执行三维矢量减法。可使用除减法之外的操作来从针对弹性成像估计的运动去除非期望运动。然后根据已修正位移来估计该弹性。

[0058] 在动作 44 中,生成弹性图像。在如解剖结构的位移所反映的说明非期望运动之后,在动作 36 中估计用于不同体素的弹性值。将这些值映射到图像值以便显示弹性图像。可使用任何现在已知或稍后开发的弹性成像。例如,生成剪切波、纵向波、应变或其他图像。生成一个图像或图像序列。

[0059] 由于弹性表示体积中的体素或不同位置,所以可使用二维或三维成像。针对二维成像,提取沿着用户或处理器定义平面的弹性值并用来生成图像。可使用多平面重构。针对三维成像,可使用任何渲染技术,诸如最大强度投影。可使用阿尔法混合或其他方法。将体积渲染为二维显示。生成三维区域中的弹性的三维表示。可通过使用于渲染的角度移位来添加动画,允许用户从不同的方向观察该体积。通过视图的动画,可更好地认识到更加不透明地渲染的硬区域。

[0060] 单独地显示弹性图像。替换地,邻近于弹性图像显示表示相同区域或不同视场的 B 模式或其他图像。在另一替换实施例中,将弹性图像与 B 模式图像组合或覆盖在其上面。

[0061] 图 3 示出了用于三维弹性超声成像的系统 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。可提供附加、不同或较少的部件。例如,提供用于与系统的用户交互的用户输入。

[0062] 系统 10 是医学诊断超声成像系统。系统 10 被配置成获取在三维上分布的回波数据以用于体积的弹性成像(例如,图 1 的动作 30)。在替换实施例中,系统 10 是个人计算机、工作站、PACS 站或在相同位置处或分布在网络上以用于实时或后获取成像的其他布置。系统 10 从存储器或另一超声成像系统获取数据。

[0063] 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 可操作用于生成用于具有不同或相对振幅、延迟和 / 或相位的多个通道的波形。在响应于生成的电波形而从换能器 14 发射声波时,形成一个或多个波束。生成发射波束序列以扫描三维区域。可使用扇区、Vector®、线性或其他扫描格式。将同一区域扫描多次。针对血流或多普勒成像且针对剪切成像,使用沿着一个或多个相同行的扫描序列。在多普勒成像中,该序列可包括在扫描相邻扫描行之前的沿着同一扫描行的多个波束。针对剪切或纵向波成像,可使用扫描或帧交织(即,在再次扫描之前扫描整个区域)。可使用行或行群组交织。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。

[0064] 该相同发射波束成形器 12 可生成脉冲激励或电波形以用于生成声能以引起位移。生成用于声辐射力脉冲的电波形。在替换实施例中,提供用于生成脉冲激励的不同发射波束成形器。发射波束成形器 12 促使换能器 14 生成推动脉冲或声辐射力脉冲。在其他实施例中,使用探针外壳或其他设备来向病人的组织施加应力。

[0065] 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由不同的元件在给定延迟的情况下在基本上相同的时间进行的声能发射。该发射事件可提供用于使组织移位的超声能量脉冲。该脉冲是脉冲激励或跟踪脉冲。脉冲激励包括具有许多循环(例如,500 循环)的波形,但是在相对短的时间内发生而在较长的时间内引起组织位移。跟踪脉冲可以是 B 模式发射,诸如使用 1-5 个循环。使用跟踪脉冲来扫描经历应力变化的病人的部位。

[0066] 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。可使用摇动器阵列。换能器 14 包括用于在声能与电能之间进行换能的多个元件。响应于超声能(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,使用具有机械聚焦的单个元件。

[0067] 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 被硬件或软件配置成响应于每个成像或跟踪发射而应用相对延迟、相位和 / 或切趾来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励的回波而言可不发生接收操作。接收波束成形器 16 输出使用接收信号来表示空间位置的数据。来自不同元件的信号的相对延迟和 / 或相位确定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的处理器。

[0068] 接收波束成形器 16 可包括滤波器,诸如用于相对于发射频带将处于二次谐波或其他频带的信息隔离的滤波器。此类信息更可能包括期望的组织、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和滤波器或加法器。将两个或更多接收波束组合以将处于期望频带、诸如二次谐波、三次基波或其他波段的信息隔离。

[0069] 与发射波束成形器 12 协调,接收波束成形器 16 生成在不同的时间表示三维区域的数据。在声脉冲激励,接收波束成形器 16 生成在不同时间表示沿着多个行的位置的波束。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)。通过重复扫描,获取脉冲激励之后的在不同时间表示该区域的超声数据。

[0070] 接收波束成形器 16 输出表示空间位置的波束加和数据。输出用于体积(例如,体素)的位置的数据。可提供动态聚焦。数据可用于不同的目的。例如,对 B 模式或组织数据执行与针对弹性不同的扫描。替换地,还使用 B 模式数据来确定弹性。作为另一示例,用一系列共享扫描来获取用于剪切成像的数据,并且单独地或使用该数据中的某些来执行 B 模式或多普勒扫描。超声或回波数据来自任何处理级,诸如检测之前的波束成形数据或检测之后的数据。

[0071] 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、图形处理单元、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、其组合或者用于检测并处理来自波束成形超声样本的用于显示的信息的其他现在已知或稍后开发设备。

[0072] 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。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、图形处理单元、数据路径、其组合或用于解剖结构识别、解剖结构运动跟踪、弹性估计以及说明弹性估计中的非期望运动的其他现在已知或稍后开发的设备。可估计剪切波传播的衰减、剪切模量、剪切粘度或一个或多个其他性质。处理器 18 生成三维表示作为弹性图像。例如,用硬件和 / 或软件来配置单独处理器以执行图 1 中所示的动作 32-44 中的一个或多个的任何组合。

[0073] 处理器 18 被配置成估计由声脉冲激励或其他应力所引发的组织位移。使用相关、跟踪、运动检测或其他位移测量,估计组织的位置的移位量。通过诸如从由于应力而引起的组织运动之前至应力期间或组织已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力恢复)之后的时段多次执行估计。替换地,估计单个移位。位置之间的组织的移位的差指示相对硬度或弹性。

[0074] 处理器 18 被配置成识别解剖结构或解剖标志点的一个或多个位置。例如,识别与应力施加区域间隔开的解剖结构。由于该间隔,解剖结构可能不那么易受由应力引起的运动或改变,但是仍易受运动或改变的其他原因。处理器 18 被配置成跟踪解剖结构的运动,诸如组织边界、与针对弹性被检查的不同的器官、血管、隔膜、骨骼、直接附着于骨骼的组织或充液室。使用解剖结构的位置变化来表示弹性成像的变化的非期望源。

[0075] 处理器 18 被配置成估计弹性值。可使用相位变化检测、相关、位移确定、峰值识别、速度计算、应力度量、应力衰减和 / 或其他过程来估计弹性。处理器 18 被配置成说明估计中的非期望运动。在用回波数据来估计位移和弹性值之前在回波数据中去除、抑制或修正解剖结构的运动。替换地或另外,将总运动或变化确定为估计弹性值的一部分。然后从该运动减去非期望运动,导致更可能由于应力而引起的运动。

[0076] 处理器 18 被配置成生成一个或多个图像。例如,生成剪切波速度图像。可生成其

他弹性成像图像,诸如剪切模量、应变或应变率图像。该弹性成像图像被呈现为B模式图像内的覆盖图或感兴趣区域。弹性值对感兴趣区域中的各位置处的色彩进行调制。在弹性值在阈值以下的情况下,可在没有由弹性值进行调制的情况下显示B模式信息。

[0077] 该图像是三维渲染或平面重构。使用体积中的弹性值的分布来渲染成显示。三维表示出弹性值。例如,示出了旋转透视显示。使用最大强度投影,更加不透明地显示与较硬的软组织相关联的区域或位置。可对在一定硬度水平以上的骨骼或其他组织加掩膜。

[0078] 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三维弹性超声成像。存储器 22 是非临时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、硬盘驱动器或其他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。响应于存储在计算机可读存储介质中或上面的一个或多个指令集来执行在图中所示或本文所述的功能、动作或任务。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,并且可由单独地或以组合方式操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,处理策略可包括多重处理、多重任务、并行处理等。在一个实施例中,将指令存储在可移动介质设备上以便被本地或远程系统读取。在其他实施例中,将指令存储在远程位置上以便通过计算机网络或在电话线上传输。在其他实施例中,将指令存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0079] 显示器 20 是 CRT、LCD、投影仪、等离子体或用于显示二维图像或三维表示的其他显示器。二维图像表示区域中的空间分布,诸如从表示体积的数据重构的平面。从表示体积中的空间分布的数据渲染三维表示。显示器 20 被处理器 18 或其他设备用将作为图像显示的信号的输入进行配置。显示器 20 显示表示用于感兴趣区域中的不同位置的弹性的图像。

[0080] 虽然上文已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进行许多变更和修改。因此意图在于前述详细描述被视为说明性而非限制性的,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。

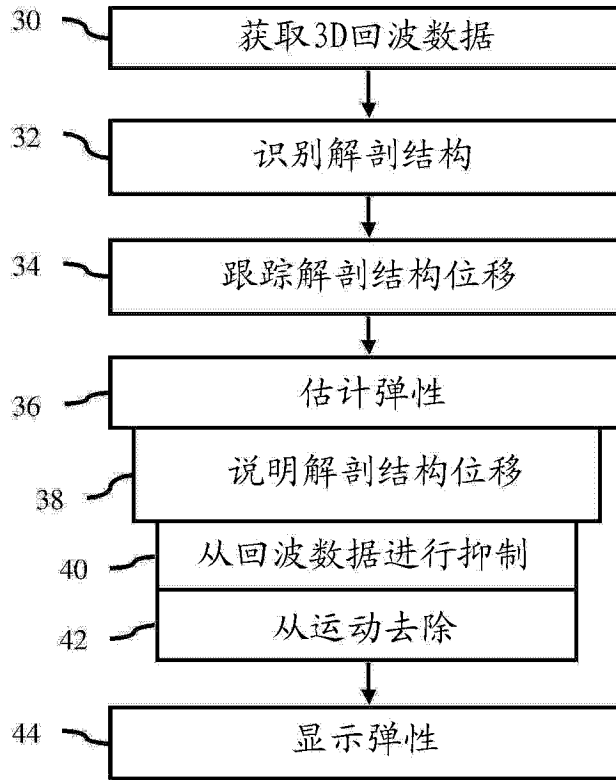


图 1

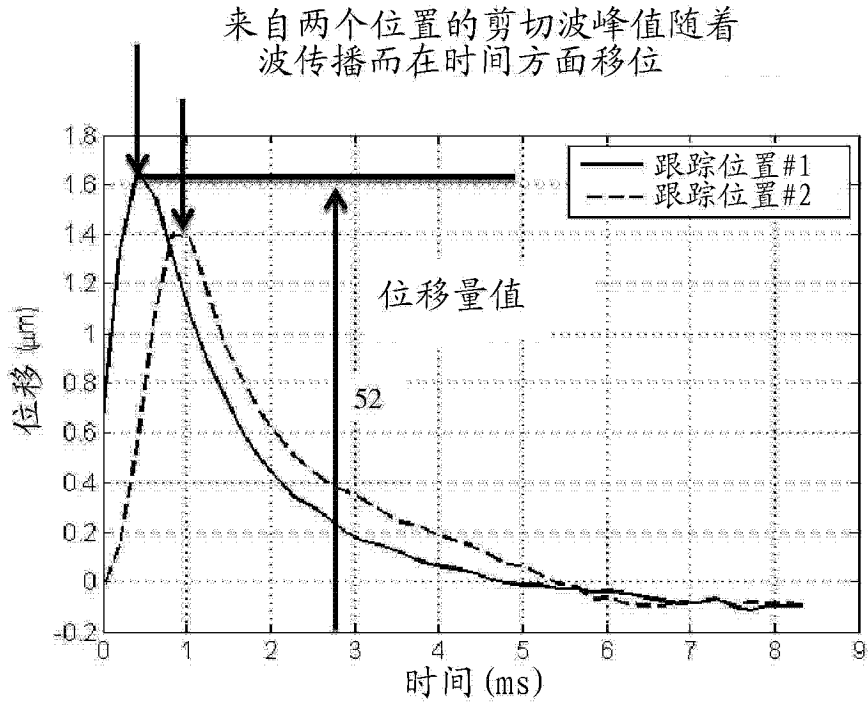


图 2

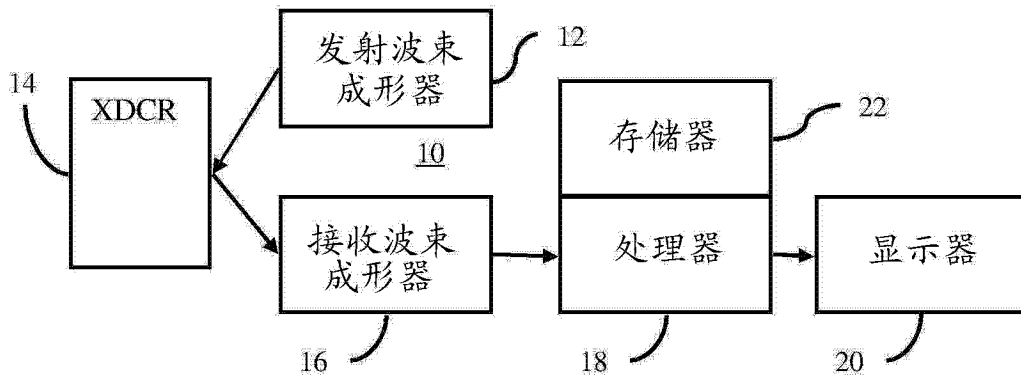


图 3

专利名称(译)	三维弹性超声成像中的运动修正		
公开(公告)号	CN104688266A	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201410727432.2	申请日	2014-12-04
[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 A 申克		
发明人	范列湘 A. 申克		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/5276 G01S7/52042 G01S7/52077 G01S15/8993 G01S7/52022 A61B8/0875 A61B8/0891 A61B8/5223		
代理人(译)	王洪斌 刘春元		
优先权	14/097189 2013-12-04 US		
其他公开文献	CN104688266B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及三维弹性超声成像中的运动修正。提供了三维弹性成像 (36、44)。从解剖信息找到 (34) 由于除用于弹性成像的应力或压缩之外的源而引起的三维中的运动。使用不太可能经受应力或压缩和/或可能经受非期望运动的对象来找到 (34) 非期望运动。在估计 (36) 弹性时考虑 (38) 此解剖运动，诸如从用来估计弹性的回波数据去除该运动或从作为估计 (36) 弹性的一部分而生成的运动减去 (42) 该运动。

