



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103083046 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 08

(21) 申请号 201210443954. 0

(22) 申请日 2012. 11. 08

(30) 优先权数据

102011085894. 6 2011. 11. 08 DE

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 P. 格罗斯

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 谢强

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006. 01)

A61B 5/055 (2006. 01)

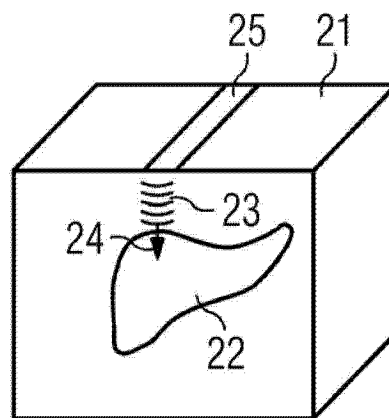
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

用于成像的方法和电子计算装置以及成像系统

(57) 摘要

在成像中通过应用超声(23)来产生声压(24),从而引起检查对象(4)的组织(22)的形变。依据至少一个超声图像数据组来确定第一数据,该第一数据位置分辨地表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)的形变。依据至少一个磁共振图像数据组来确定第二数据,该第二数据位置分辨地表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)的形变。依据所述第一数据和所述第二数据的比较来联合配准所述至少一个超声图像数据组和所述至少一个磁共振图像数据组。



1. 一种用于成像的方法,包括:
 - 通过应用超声(23)来产生声压(24),从而引起检查对象(4)的组织(22)的形变,
 - 利用超声成像装置(6)拍摄至少一个超声图像数据组(51,52),
 - 依据所述至少一个超声图像数据组(51,52)来确定第一数据(31 ;53),其中,所述第一数据(31 ;53)位置分辨地表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)的形变(32 ;57),
 - 利用磁共振成像装置(2)拍摄至少一个磁共振图像数据组(61,62),
 - 依据所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)来确定第二数据(36 ;63),其中,所述第二数据(36 ;63)位置分辨地表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)的形变(37 ;67),并且
 - 依据所述第一数据(31 ;53)和所述第二数据(36 ;63)的比较来联合配准所述至少一个超声图像数据组(51,52)和所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,这样产生所述声压(24),使得引起所述组织(22)的局部形变。
3. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,这样确定第一数据,使得其表示所述组织(22)的取决于位置的刚性或粘性。
4. 根据权利要求1或权利要求2所述的方法,其中,这样确定所述第一数据(31 ;53),使得其表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)取决于位置的偏移。
5. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,这样确定所述第二数据,使得其表示所述组织(22)的取决于位置的刚性或粘性。
6. 根据权利要求1至4中任一项所述的方法,其中,这样确定所述第二数据(36 ;63),使得其表示作为对所述声压(24)的组织的反应的组织(22)取决于位置的偏移。
7. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,
 - 其中,依据所述第一数据(31 ;53)和所述第二数据(36 ;63)的比较确定多于三个配准点(33,38);并且
 - 其中,联合配准包括:
 - 依据所述第一数据(31 ;53)和所述第二数据(36 ;63)的比较实施非线性的联合配准。
8. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)的拍摄包括:
 - 时间上错开地拍摄第一磁共振图像数据组(61)和第二磁共振图像数据组(62)。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,依据所述第一磁共振图像数据组(61)和所述第二磁共振图像数据组(62)的比较来确定第二数据(36 ;63)。
10. 根据权利要求8或权利要求9所述的方法,
 - 其中,在产生声压(24)之前拍摄所述第一磁共振图像数据组(61),并且
 - 其中,在产生声压(24)期间或者产生声压(24)之后拍摄所述第二磁共振图像数据组(62)。
11. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,
 - 其中,所述至少一个磁共振图像数据组的拍摄包括:
 - 在产生声压(24)期间仅拍摄一个磁共振图像数据组;
 - 其中,依据该磁共振图像数据组确定第二数据。

12. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,所述至少一个超声图像数据组(51,52)的拍摄包括:

- 在产生声压(24)之前拍摄第一超声图像数据组(51),并且
- 在产生声压(24)之后拍摄第二超声图像数据组(52)。

13. 根据权利要求1至11中任一项所述的方法,其中,所述至少一个超声图像数据组(51,52)的拍摄包括:

- 在产生声压(24)之前拍摄第一超声图像数据组(51),并且
- 在产生声压(24)期间拍摄第二超声图像数据组(52)。

14. 根据权利要求12或权利要求13所述的方法,其中,依据所述第一超声图像数据组(51)和所述第二超声图像数据组(52)的比较来确定第一数据(31;53)。

15. 根据上述权利要求中任一项所述的方法,其中,取决于为拍摄所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)所选择的检查对象(4)的区域(25,26)执行声压(24)的产生。

16. 一种用于成像的电子计算装置,包括:

用于接收至少一个超声图像数据组(51,52)的第一接口(16);

用于接收至少一个磁共振图像数据组(61,62)的第二接口(12);

处理器单元(11),其被构造为,

- 依据所述至少一个超声图像数据组(51,52)这样确定第一数据(31;53),使得所述第一数据(31;53)位置分辨地表示作为对声压(24)的反应的检查对象(4)的组织(22)的形变(32,57),

- 依据所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)这样确定第二数据(36;63),使得所述第二数据(36;63)位置分辨地表示作为对声压(24)的反应的检查对象(4)的组织(22)的形变(37;67),并且

- 依据所述第一数据(31;53)和所述第二数据(36;63)的比较来执行所述至少一个超声图像数据组(51,52)和所述至少一个磁共振图像数据组(61,62)的联合配准。

17. 一种成像系统,包括:

超声成像装置(6);

磁共振成像装置(2);和

根据权利要求16所述的电子计算装置,该电子计算装置与所述超声成像装置(6)和磁共振成像装置(2)相耦合。

18. 根据权利要求17所述的成像系统,其中,所述电子计算装置(10)被构造为,用于控制超声转换器(8)来产生声压(24)。

19. 根据权利要求17或权利要求18所述的成像系统,所述成像系统被构造为用于执行根据权利要求2至15中任一项所述的方法。

用于成像的方法和电子计算装置以及成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及用于成像的方法和装置。本发明特别地涉及这样的方法和装置,通过其能够配准利用不同成像模态采集的图像。

背景技术

[0002] 在医学技术中采用大量不同的成像方法。属于这些方法的例如有计算机断层造影、磁共振断层造影、超声以及正电子发射断层造影。这些成像模态位置分辨地提供关于检查对象的检查区域的不同物理特性的信息。由于不同的成像模态能够提供关于检查区域的不同特性的信息,期望利用不同的成像模态采集图像数据。

[0003] 在利用多个成像模态对检查区域进行成像时,要求将不同获得的图像彼此配准。联合配准(Koregistrierung)要求以合适的方式对齐并且正确缩放利用不同成像模态所采集的图像。由于基于不同成像模态的不同物理过程,在利用不同成像模态采集的图像中会存在不同的失真。例如,利用磁共振成像装置所采集的图像会由于梯度场的非线性而具有失真,而在利用超声成像装置对同样区域所采集的图像中不存在该失真。

[0004] 为了联合配准利用不同成像模态采集的图像,可以在不同图像中识别用户定义的解剖学标志。例如可以使用骨骼或导管作为标志。但这种标志在骨骼的情况下是与位置相连的或者在导管的情况下是仅能介入定位的并且取决于患者的解剖结构。用户定义的规定可以是耗费时间的。如果用户不能可靠地识别解剖学标志,则依据用户的经验而用户定义的规定会是不精确的或易于产生错误的。难点在于,确定足够多数量的配准点,以便能够在三维中进行非线性联合配准。在图像中能够良好识别的解剖学标志的数量对于这种目的来说太少。

[0005] US 2010/0087727A1 和 DE 10 2008 047 644 A1 分别描述了一种方法和一种组合系统,其中依据热信息对利用不同成像模态所采集的图像进行配准。这一点要求检查对象的可相应探测的发热。

[0006] 还存在用于如下成像的方法和装置的需求,其中能够可靠地联合配准利用不同成像模态所采集的图像,以便能够彼此融合在不同图像数据中包含的信息。

发明内容

[0007] 因此,本发明要解决的技术问题是,提供用于成像的一种方法、一种装置和一种系统,其允许可靠地联合配准利用不同成像模态所采集的图像数据组。本发明要解决的技术问题是,实现借助多个配准点的配准,而不需要测量温度分布图。

[0008] 根据实施例,给出一种用于成像的方法。在此,通过应用超声来产生声压,从而引起检查对象的组织形变。利用超声成像装置拍摄至少一个超声图像数据组。依据该至少一个超声图像数据组来确定第一数据,其中第一数据位置分辨地表示作为对声压的组织的组织形变。利用磁共振成像装置拍摄至少一个磁共振图像数据组。依据该至少一个磁共振图像数据组来确定第二数据,其中第二数据位置分辨地表示作为对声压的组织的组织形变。

依据第一数据和第二数据的比较来联合配准该至少一个超声图像数据组和该至少一个磁共振图像数据组。

[0009] 在该方法中,将超声成像和磁共振成像组合。超声和核自旋共振校验不同的物质特性。通过这种组合成像可以获得关于检查对象对超声的响应以及对核自旋动态的响应的信息。超声和核自旋共振仅具有小的或没有相互影响。这一点有助于组合成像。

[0010] 在该方法中,所引起的形变或检查对象的组织的反应被作为用于配准的标记。由此可以由无需介入干预的成像系统并且通过合适地产生声压来产生局部标志。由此实现了高的灵活性。可以这样设置标志的数量和密度,使得可以以期望的精度来进行非线性的联合配准。

[0011] 可以这样产生声压,使得引起组织的局部形变。由此有助于在利用超声成像和利用磁共振成像所获得的数据中识别合适的标志。可以时间顺序地或时间并行地引起组织的局部形变。每次形变可以具有比利用成像模态成像的检查对象区域更小的,尤其是极其小的延伸。

[0012] 这样确定第一数据,使得其表示组织的取决于位置的刚性(*Steifigkeit*)或粘性(*Viskosität*)。可以简单并可靠地确定这样的第一数据,例如通过使用超声检查弹性图(*sonographische Elastographie*)或剪切波成像(*Scherwellenbildgebung*)来确定第一数据。组织的刚性或粘性量化了作为对声压的组织的形变并且可以将其用于联合配准。

[0013] 也可以这样确定第一数据,使得其表示在至少一个超声图像数据组的坐标系中的作为对声压的组织的形变取决于位置的偏移。为此,例如可以依据时间顺序地所采集的两个超声图像数据组来取决于位置地确定组织的偏移。这样的形变图有助于对利用不同成像模态所采集的图像的比较。

[0014] 可以这样确定第二数据,使得其表示在至少一个磁共振图像数据组的坐标系中的组织的取决于位置的刚性或粘性。例如,可以通过组合用于产生声学辐射压力的超声与磁共振成像来采集组织的刚性或粘性。为此可以采用特别是扩散灵敏的磁共振成像序列,以便可以显示粘性的脉冲传输。组织的刚性或粘性量化了作为对声压的组织的形变并且可以将其用于联合配准。

[0015] 可以这样确定第二数据,使得其表示在至少一个磁共振图像数据组的坐标系中的作为对声压的组织的形变取决于位置的偏移。为此,例如可以依据时间顺序地所采集的两个磁共振图像数据组来取决于位置地确定组织的偏移。这样的形变图有助于对利用不同成像模态所采集的图像的比较。

[0016] 依据第一数据和第二数据的比较可以确定多个,特别是多于三个配准点。联合配准可以是非线性的联合配准。联合配准可以包括至少一个磁共振图像数据组和 / 或至少一个超声图像数据组的非线性的变形或压缩。联合配准可以包括至少一个磁共振图像数据组和 / 或至少一个超声图像数据组的剪切。

[0017] 可以依据配准点的所期望的数量和 / 或密度自动地通过应用超声来产生用于引起组织局部形变的声压。用于成像的系统可以自动地选择配准点的数量和 / 或密度,并且通过应用超声相应地自动控制声压的产生。通过这种方式可以自动地确保对于非线性的联合配准存在足够数量和 / 或密度的配准点。

[0018] 可以依据磁共振成像装置的特性通过应用超声来产生用于引起组织局部形变的

声压。可以依据在磁共振成像装置的梯度场中的非线性通过应用超声来产生用于引起组织局部形变的声压。通过这种方式可以确保在其中至少一个磁共振图像数据组具有较强失真的区域中比在其中梯度场显示线性特性的区域中产生更多数量的用于配准的标志。

[0019] 可以时间上错开地拍摄第一磁共振图像数据组和第二磁共振图像数据组。可以依据第一磁共振图像数据组和第二磁共振图像数据组的比较来确定第二数据。可以在产生声压之前拍摄第一磁共振图像数据组,并且可以在产生声压期间或者产生声压之后拍摄第二磁共振图像数据组。由此可以这样确定第二数据,使得其表示作为对声压的组织的反应的组织取决于位置的偏移。

[0020] 在该方法中,也可以在产生用于引起组织形变的声压期间仅拍摄一个磁共振图像数据组。可以通过扩散灵敏的磁共振成像序列来采集该磁共振图像数据组。通过这种方式可以在没有多次成像相同体素的情况下位置分辨地确定组织的刚性或粘性。其可以与第一数据相比较,以便进行联合配准。通过由多个磁共振图像数据组随后形成差由此可以避免多次扫描相同体素。

[0021] 在该方法中,可以在产生声压之前拍摄第一超声图像数据组。可以在产生引起组织局部形变的声压之后或在产生声压期间拍摄第二超声图像数据组。可以依据第一超声图像数据组和第二超声图像数据组的比较来确定第一数据。由此可以这样确定第一数据,使得其表示作为对声压的组织的反应的组织取决于位置的偏移以及由此产生的局部形变。

[0022] 可以取决于为拍摄至少一个磁共振图像数据组所选择的检查对象的区域产生声压。例如,可以依据磁共振成像装置的运行参数来规定由超声转换器为产生声压而产生的超声的方向和/或焦点。可以这样选择超声的方向,使得其相应于如下方向,在该方向上磁共振成像序列是扩散灵敏的。在利用磁共振成像装置顺序读取检查对象的多个层的情况下,可以这样设置由超声转换器所以产生的声学辐射的焦点,使得其分别位于由磁共振成像装置读取的层中和/或距离利用层共振成像装置读取的层比阈值更小。

[0023] 根据本发明的另一个实施例,给出一种计算机程序,其包括命令序列,该命令序列在执行中通过具有磁共振成像装置和超声成像装置的成像系统的电子计算装置促使该成像系统执行根据本发明的方面或实施例的方法。计算机程序例如可以加载到成像系统的分析和控制计算机的存储器中。计算机程序可以作为源代码或者作为组合的命令序列呈现。通过计算机程序可以将成像系统程序地构造为用于执行该方法。

[0024] 根据本发明的另一个实施例,给出一种数据载体,在该数据载体上存储了包含命令序列的计算机程序,该计算机程序在执行中通过具有磁共振成像装置和超声成像装置的成像系统的电子计算装置促使该成像系统执行根据本发明的方面或实施例的方法。数据载体例如可以是 CD-ROM、DVD、磁带、闪存或 USB 棒,在其上存储了作为电子可读的控制信息的计算机程序。如果从数据载体读取控制信息并且将其由成像系统的计算装置执行,则可以执行根据成像系统的不同方面或实施方式的方法。

[0025] 根据本发明的另一个实施例,给出一种用于成像的电子计算装置。该电子计算装置包括用于接收至少一个超声图像数据组的第一接口和用于接收至少一个磁共振图像数据组的第二接口。该电子计算装置包括处理器单元,其被构造为,依据至少一个超声图像数据组这样确定第一数据,使得第一数据位置分辨地表示作为对声压的组织的反应的组织形变。该处理器单元被构造为,依据至少一个磁共振图像数据组这样确定第二数据,使得

第二数据位置分辨地表示作为对声压的反应的检查对象的组织形变。该处理器单元被构造为,依据第一数据和第二数据的比较来执行至少一个超声图像数据组和至少一个磁共振图像数据组的联合配准。

[0026] 根据本发明的另一个实施例,给出一种成像系统,该成像系统包括超声成像装置、磁共振成像装置和根据实施例的电子计算装置,该电子计算装置与超声成像装置和磁共振成像装置相耦合。

[0027] 该电子计算装置可以被构造为,用于控制超声转换器,以便通过应用超声来产生声压。通过这种方式该电子计算装置可以控制动态地设置由于组织形变而产生的标志。

[0028] 根据实施例的电子计算装置和成像系统的实施方式以及由此达到的效果相应于根据实施例的实施方式和方法的效果。

[0029] 成像系统可以被构造为用于执行根据实施例的方法。

附图说明

[0030] 本发明的上面描述的特性、特征和优点以及如其实现的那样的方式结合下面描述的结合附图更详细地解释的实施例可以更清楚和更明显地理解。

[0031] 图 1 示出了成像系统。

[0032] 图 2 和图 3 示出了用于解释成像系统工作原理的检查对象的检查区域。

[0033] 图 4 示出了第一数据和第二数据,它们分别表示作为对声压的反应的组织形变。

[0034] 图 5 示出了根据实施例的方法流程图。

[0035] 图 6 示出了多个超声图像数据组和从中获得的第一数据。

[0036] 图 7 示出了多个磁共振图像数据组和从中获得的第二数据。

[0037] 图 8 示出了根据另一个实施例的方法的流程图。

[0038] 图 9 示出了根据另一个实施例的方法的流程图。

[0039] 图 10 示出了根据另一个实施例的方法的流程图。

具体实施方式

[0040] 图 1 示出了根据实施例的成像系统 1。成像系统 1 包括磁共振(MR)成像装置 2 和超声系统 5。MR 成像装置 2 具有支撑装置 3,例如检查卧榻,在该检查卧榻上安置检查对象 4。超声系统 5 可以具有布置在共同壳体中的超声(US)成像装置 6 和 US 治疗装置 7。US 治疗装置 7 被构造为用于产生具有振幅的超声脉冲,从而产生的声压导致检查对象 4 的软组织形变。可以这样选择振幅,使得患者的软组织具有一微米或几微米的偏移。其组织的偏移可以在一微米和二十微米之间。在运行中采用超声脉冲的情况下可以实现软组织的这种偏移,其中不超过常规声学能量。作为与 US 成像装置 6 一起布置在壳体中的 US 治疗装置 7 的替换或附加,超声系统 5 可以具有独立的 US 转换器 8,用来将超声耦合到检查对象中和/或采集超声。

[0041] MR 成像装置 2 和超声系统 5 还具有出于清楚起见而未示出的本身公知的元件。例如 MR 成像装置 2 具有至少一个高频线圈和梯度系统。在一种实施方式中,超声系统 5 的组件可以固定在机械臂上,该机械臂可以相对于 MR 成像装置 2 运动。通过这种机械臂可以自动地或用户定义地定位将超声耦合到检查对象 4 中的超声系统 5 的组件。

[0042] 成像系统 1 具有电子计算装置 10, 该电子计算装置 10 与 MR 成像装置 2 和超声系统 5 耦合。电子计算装置 10 满足分析功能。如还要详细描述的那样, 电子计算装置 10 从利用 US 成像装置 6 采集的至少一个 US 图像数据组中来确定第一数据, 该第一数据表示作为对利用超声系统产生的声压的组织的局部形变。第一数据可以包括在 US 图像数据组中的至少一个点的位置, 其相对于其应用声压之前的位置具有最大偏移。第一数据也可以包括多个局部偏移或形变最大值的位置。电子计算装置 10 还被构造为从利用 MR 成像装置 2 采集的至少一个 MR 图像数据组中来确定第二数据, 该第二数据表示作为对利用超声系统产生的声压的组织的局部形变。第二数据可以包括在 MR 图像数据组中的至少一个点的位置, 其相对于其应用声压之前的位置具有最大偏移。第二数据也可以包括在 MR 图像数据组中的多个局部偏移或形变最大值的位置。电子计算装置 10 被构造为将这样识别的配准点彼此关联。根据通过这种方式识别的配准点来联合配准 MR 图像数据组和 US 图像数据组。

[0043] 此外, 电子计算装置 10 可以满足控制功能。可以设置单独的控制和分析计算机, 其在组合中满足电子计算装置 10 的功能。电子计算装置 10 可以这样控制超声系统 5, 使得产生导致检查对象的组织的局部形变的声压。可以这样产生声压, 使得产生一个超声脉冲或多个短的超声脉冲来引起局部形变。超声脉冲可以具有少于 500 微秒的持续时间, 例如从 50 至 150 微秒的间隔的持续时间。通过使用导致组织的局部偏移的脉冲可以保持小的能量输入和组织加热。超声脉冲可以在空间上聚焦。直至 20 微米范围的偏移, 例如从 1 至 20 微米的偏移足以在 US 图像数据组中以及在 MR 图像数据组中被可靠地识别。利用由超声系统使用的常规能量可以实现这样的偏移。可以这样产生为引起局部形变而产生的超声脉冲, 使得在击中预定组织时的侧向延伸小于阈值。

[0044] 电子计算装置 10 可以被构造为用于自动地确定配准点的数量和 / 或密度。电子计算装置 10 可以自动地确定数量和 / 或密度, 其中配准点不必是均匀分布的。例如电子计算装置 10 可以根据利用 MR 成像装置 2 或利用 US 成像装置 5 采集的概览图自动地识别软组织。

[0045] 通过声压可以在利用 MR 成像装置 2 和 US 成像装置 5 并行进行的图像拍摄中分别动态地产生其中引起了软组织形变的标志, 该形变既由 MR 成像装置 2 也由 US 成像装置 5 来成像。

[0046] 电子计算装置 10 可以控制超声系统 5 依据 MR 成像装置 2 和 / 或超声系统 5 的特性来产生组织的局部形变。例如 MR 成像装置 2 的梯度场可以具有非线性, 其在成像范围的一些区域中更明显。在这种情况下电子计算装置 10 可以这样控制超声系统 5, 使得作为用于联合配准的标志的组织的局部形变以足够的数量和 / 或密度设置在这些区域中, 以便允许执行非线性的联合配准。例如, 可以不进行 MR 图像数据的线性缩放而是进行非线性缩放, 即非线性的压缩或变形。可以确定非线性缩放的参数, 方法是通过局部形变设置多于三个配准点。替换地或附加地, 为了联合配准可以剪切 MR 图像数据。可以确定剪切的参数, 方法是通过局部形变设置多于三个配准点。

[0047] 电子计算装置 10 具有第一接口 16, 经由该第一接口 16 处理器单元 11 从超声系统 5 接收数据。如果电子计算装置 10 还执行控制功能, 则经由第一接口 16 还可以向超声系统 5 输出控制命令。通过控制命令可以控制经由超声来产生声压用于设置形变标志。电

子计算装置 10 具有第二接口 12, 经由该第二接口 12 处理器单元 11 从 MR 成像装置 2 接收数据。如果电子计算装置 10 还执行控制功能, 则经由第二接口 12 还可以向 MR 成像装置 2 输出控制命令。电子计算装置 10 被构造为, 将产生用于设置形变标志的声压与通过 MR 成像装置 2 的成像时间上协调地进行。可以依据用于控制 MR 成像装置 2 的控制信号来控制超声系统 5。超声系统 5 可以被这样控制, 即通过为组织局部形变而产生的脉冲在检查对象的层中或部分体积中引起形变, 该层或该部分体积通过 MR 成像装置 2 来成像。处理器单元 11 可以被程序技术地构造为, 使得电子计算装置 10 执行在此描述的不同分析和控制功能。

[0048] 图 2 和图 3 表示了采用声压来动态地产生作为用于联合配准的标志的形变。图 2 和图 3 分别示出了检查对象的检查区域 21。具有微小刚性的组织 22 由于入射超声脉冲 23 而形变。通过粘性脉冲传输产生由入射到组织的声压 24 导致的力。超声脉冲 23 产生通过声学辐射产生的力。该通过声学辐射产生的力引起组织 22 的局部形变。利用 MR 成像以及 US 成像来采集通过声学辐射产生的力或由此引起的作为对其反应的组织的形变。在 MR 成像数据组的坐标系中以及在 US 图像数据组的坐标系中识别形变组织的位置。由此提供配准点。该过程可以时间上并行地或时间上顺序地重复, 其中在检查对象的不同点处引起多个局部形变。

[0049] 可以这样使用由声压 24 引起的形变, 使得其由 MR 成像装置成像。如果 MR 成像关于特定的时间点空间选择性地成像层或部分体积 25, 则可以这样产生超声脉冲 23, 使得在层或部分体积 25 中引起形变。如果 MR 成像关于另一个时间点成像另一个层或另一个部分体积 26, 则可以这样产生超声脉冲 23, 使得在另一个层或另一个部分体积 26 中引起形变。

[0050] 图 4 表示了 US 图像数据和 MR 图像数据的联合配准。从多组 US 图像数据中计算地获得第一形变图 31。第一形变图 31 位置分辨地表示作为对局部起作用的力的反应的组织的组织位置偏移, 该局部起作用的力通过超声产生。第一形变图 31 例如可以通过两个 US 图像数据组的比较获得, 这两 US 图像数据组中的一个在由于声压引起的形变之前拍摄, 而另一个在其期间或者在其之后拍摄。形变轮廓 32 位置分辨地示出了作为对声压的组织的组织偏移, 如其在 US 图像数据组中成像的那样。最大偏移出现在图像点 33 处。

[0051] 从多组 MR 图像数据中计算地获得第二形变图 36。第二形变图 36 位置分辨地表示作为对局部起作用的力的反应的组织的组织位置偏移, 该局部起作用的力通过超声产生。第二形变图 36 例如可以通过两个 MR 图像数据组的比较获得, 这两个 MR 图像数据组中的一个在由于声压引起的形变之前拍摄, 而另一个在其期间或者在其之后拍摄。形变轮廓 37 位置分辨地示出了作为对声压的组织的组织偏移, 如其在 MR 图像数据组中成像的那样。最大偏移出现在图像点 38 处。

[0052] 通过 US 图像数据中的图像点 33 和 MR 图像数据中的图像点 38 提供配准点。如果确定了形变轮廓, 则可以根据形变轮廓进行联合配准。替换地或附加地, 可以重复设置作为用于联合配准的标志的局部形变, 以便获得其它配准点。

[0053] 可以采用不同的措施来提高联合配准的鲁棒性。例如可以采用阈值比较。在从 US 图像数据组和 MR 图像数据组中确定形变图的情况下可以分别考虑组织偏移超过阈值的区域。阈值可以取决于如下而自动地确定: 置于声压下的组织是相对较软还是相对较硬。

[0054] 图 5 示出了根据实施例的方法 40 的流程图。方法 40 可以由成像系统 1 实施。在方法 40 中采集两个 US 图像数据组, 以便在 US 图像数据组的坐标系中确定响应于所产生的

声压的组织的偏移。在方法 40 中采集两个 MR 图像数据组,以便在 MR 图像数据组的坐标系中确定响应于所产生的声压的组织的偏移。

[0055] 在 41 中执行第一 US 图像采集。在 41 中可以执行 B 图像超声检查法(B-Bild-Sonographie)。由此可以获得第一检查图像。在 43 中产生超声脉冲用来通过声压引起组织的局部形变。在 44 中进行第二 US 图像采集。第二 US 图像采集可以在 43 中产生声压期间或者在 43 中产生声压之后进行。第二 US 图像采集然后在超声脉冲结束之后的时间段内执行,该时间比由于超声脉冲而偏移的组织的弛豫时间要小。通过这种方式确保了组织没有弛豫回到其静止位置。44 中的第二图像采集可以通过利用其进行超声检查跟踪的超声辐射执行。44 中的第二 US 图像采集可以通过常规的超声检查技术来实施。

[0056] 与 US 图像采集并行地还进行 MR 图像采集。在 42 中进行第一 MR 图像采集。第一 MR 图像采集可以是利用 MR 进行的概览图采集。在 45 中进行第二 MR 图像采集。第二 MR 图像采集可以在 43 中产生声压期间或者在 43 中产生声压之后进行。第二 MR 图像采集与第二 US 图像采集时间上重叠地进行。第二 MR 图像采集同样在超声脉冲结束之后的时间段内执行,该时间比由于超声脉冲而偏移的组织的弛豫时间要小。通过这种方式确保了组织没有弛豫回到其静止位置。

[0057] 在 46 中依据在第一 US 图像采集中拍摄的第一 US 图像数据组和在第一 US 图像采集中拍摄的第二 US 图像数据组的比较来计算第一数据。第一数据位置分辨地给出在 US 图像数据组的坐标系中的组织的偏移。为此例如可以计算出灰阶图(Graustufenbild),该灰阶图位置分辨地描述了在 US 图像数据组中成像的组织的偏移。在 47 中依据在第一 MR 图像采集中拍摄的第一 MR 图像数据组和在第一 MR 图像采集中拍摄的第二 MR 图像数据组的比较来计算第二数据。第二数据位置分辨地给出在 MR 图像数据组的坐标系中的组织的偏移。为此例如可以计算出灰阶图,该灰阶图位置分辨地描述了在 MR 图像数据组中成像的组织偏移。在 MR 图像数据组和 US 图像数据组的坐标系中这样确定的形变图可以用于联合配准。例如,按照第一数据在 US 图像数据组中具有最大偏移的点和按照第二数据在 MR 图像数据组中具有最大偏移的点可以被用作配准点。如果例如利用第一数据和第二数据确定取决于位置的形变轮廓,则也可以将第一数据和第二数据中的多个点用作配准点。

[0058] 在 48 中检查是否已经确定了足够数量的配准点。如果配准点还没有达到足够数量,则通过在其上施加声压可以动态地在另一个点处设置形变标志。可以重复在 US 图像数据和 MR 图像数据中的形变确定。在 48 中检查时可以确定是否已经达到预定数量的配准点,这根据用于联合配准的参数数量来选择。对于非线性的联合配准必须存在多于三对在利用 US 成像和 MR 成像所采集的图像数据组中的配准点。

[0059] 在 49 中进行联合配准。动态地由系统通过应用声压而产生的足够数量的局部组织形变在此作为用于联合配准的标志来使用。联合配准可以是非线性的联合配准。可以非线性地伸缩和 / 或剪切至少一个图像数据组,例如至少一个 MR 图像数据组。

[0060] 图 6 示例性地示出了 US 图像数据组 51、52 及其在方法 40 中的处理。在通过超声脉冲引起组织的局部形变之前拍摄的第一 US 图像数据组 51 中包含组织的图像 55。在将声压施加到组织来引起局部形变之后或期间采集的第二 US 图像数据组 52 中包含组织的图像 56。局部应用的声压导致相对于原始图像 55 的偏移。可以计算地获得第一数据 53,该第一数据量化了偏移。例如可以计算差图像。可以采用更复杂的技术来识别在 US 图像数

据组的坐标系中的片段 57, 其中通过超声脉冲来偏移组织。

[0061] 图 7 示例性地示出了 MR 图像数据组 61、62 及其在方法 40 中的处理。在通过超声脉冲引起组织的局部形变之前拍摄的第一 MR 图像数据组 61 中包含组织的图像 65。在将声压施加到组织来引起局部形变之后或期间采集的第二 MR 图像数据组 62 中包含组织图像 66。局部应用的声压导致相对于原始图像 65 的偏移。可以计算地获得第二数据 63。该第二数据量化了偏移。例如可以计算差图像。可以采用更复杂的技术来识别在 MR 图像数据组的坐标系中的片段 67, 其中通过超声脉冲来偏移组织。

[0062] 在利用不同成像模态采集的图像中的计算确定的片段 57、67 可以被用于联合配准。

[0063] 对由于局部施加声压而偏移的组织的识别不仅可以通过采集多个图像数据组以及多个图像数据组的比较进行。还可以在唯一的成像中量化组织对声压的反应, 其例如测量组织的刚性或粘性。在超声成像中这一点可以通过超声检查弹性图或剪切波成像来实现。在此, 例如可以采用在 DE 10 2009 033286 A1 中描述的方法。也可以在超声图像中直接成像超声焦点, 如其在 US5, 769, 790 中描述的那样。在 MR 成像中例如通过使用扩散灵敏的 MR 脉冲序列通过沿着扩散灵敏的方向入射超声来实现刚性或粘性的量化。例如在 WO 2008/067905A1 中描述了在此可以采用的方法。

[0064] 在实施例, 可以利用至少一个成像模态来采集刚性图或粘性图。刚性图或粘性图位置分辨地量化在利用相应成像模态所采集的图像数据组中的刚性或粘性。可以将利用一个成像模态所采集的刚性图或粘性图与利用另一个成像模态所采集的刚性图或粘性图相比较。替换地或附加地, 可以将利用一个成像模态所采集的刚性图或粘性图与从利用另一个成像模态所采集的两个图像数据组中计算出的形变图相比较。参考图 8 至图 10 描述了这些方法。

[0065] 图 8 示出了根据另一种实施例的方法 70 的流程图。方法 70 可以由成像系统 1 实施。

[0066] 在方法 70 中, 在 72 中采集 US 图像数据组。在此可以产生导致组织局部形变的声压。US 图像数据组的采集可以通过超声检查弹性图或剪切波成像进行。也可以采用在 US 5, 769, 790 中描述的方法来超声检查地成像超声脉冲的焦点。依据在 72 中所采集的 US 图像数据组可以在 74 中计算关于组织的刚性和粘性的位置分辨的信息。采用关于刚性和粘性的位置分辨的信息作为用于联合配准的第一数据。

[0067] 在方法 70 中, 在通过超声脉冲引起组织局部形变之前, 在 71 中采集第一 MR 图像数据组。在 73 中采集第二 MR 图像数据组。可以在由于 US 图像采集 72 而产生声压期间或者在由于 US 图像采集 72 而产生声压之后进行第二 MR 图像采集。在由于声压而形变的组织弛豫回到其静止位置之前进行第二 MR 图像采集。在 75 中可以由第一 MR 图像数据组和第二 MR 图像数据组计算第二数据, 该第二数据量化了在 MR 图像数据组的坐标系中的组织的偏移。这一点可以如参考图 5 至图 7 所描述的那样进行。

[0068] 在 76 中依据在 74 中确定的第一数据与在 75 中确定的第二数据的比较进行联合配准。

[0069] 方法 70 可以包含是否存在足够数量的配准点的检查。可以选择性地重复方法步骤, 以便通过局部形变产生足够数量的配准点。

[0070] 图 9 示出了根据另一种实施例的方法 80 的流程图。方法 80 可以由成像系统 1 实施。

[0071] 在方法 80 中,在 81 中采集第一 US 图像数据组。在 82 中产生引起组织局部形变的超声脉冲。在 84 中采集第二 US 图像数据组。在 85 中可以从第一 US 图像数据组和第二 US 图像数据组中计算第一数据,该第一数据量化了在 US 图像数据组的坐标系中的组织的偏移。采用该数据作为用于联合配准的第一数据。步骤 81、82、84 和 85 可以如参考图 5 所描述的那样执行。

[0072] 与在 82 中产生超声脉冲并行地,在 83 中执行 MR 图像采集。在此可以是扩散灵敏的 MR 图像采集。在 82 中可以沿着如下方向入射超声脉冲,沿着该方向 MR 图像采集是扩散灵敏的。由于超声脉冲引起的粘性脉冲传输允许在 MR 图像采集中对组织的刚性或粘性的成像。在 86 中可以从 MR 图像数据中确定刚性或粘性作为在 MR 图像数据的坐标系中的位置的函数。采用该位置分辨的数据作为用于联合配准的第二数据。MR 数据采集和分析可以如在 WO 2008/067905A1 中所描述的那样进行。

[0073] 在 87 中依据在 85 中确定的第一数据与在 86 中确定的第二数据的比较进行联合配准。例如可以根据利用 MR 成像确定的刚性沿着传播方向的改变来确定超声脉冲在哪里击中具有最小刚性或粘性的组织。可以将该位置与在其中 US 图像数据组具有最大组织偏移的位置相比较。

[0074] 方法 80 可以包括是否存在足够数量的配准点的检查。可以选择性地重复方法步骤,以便通过局部形变产生足够数量的配准点。

[0075] 图 10 示出了根据另一种实施例的方法 90 的流程图。方法 90 可以由成像系统 1 实施。

[0076] 在方法 90 中,在 91 中进行 US 图像采集,通过其获得关于组织的刚性或粘性的位置分辨的信息。在此,采用导致组织局部形变的超声脉冲。可以通过超声检查弹性图或剪切波成像进行 US 图像数据组的采集。依据在 91 中采集的 US 图像数据组可以在 93 中计算关于组织的刚性和粘性的位置分辨的信息。采用关于刚性和粘性的位置分辨的信息作为用于联合配准的第一数据,该刚性和粘性量化了作为对辐射压力的反应的组织的形变。

[0077] 与 US 图像采集并行地在 92 中进行 MR 图像采集。在此可以是扩散灵敏的 MR 图像采集。在 US 图像采集采用的超声脉冲可以沿着如下方向入射,沿着该方向 MR 图像采集是扩散灵敏的。由于超声脉冲引起的粘性脉冲传输允许在 MR 图像采集中对组织的刚性或粘性的成像。在 94 中可以从 MR 图像数据中确定刚性或粘性作为在 MR 图像数据的坐标系中的位置的函数。采用该位置分辨的数据作为用于联合配准的第二数据。MR 数据采集和分析可以如在 WO 2008/067905A1 中所描述的那样进行。

[0078] 在 95 中依据在 93 中确定的第一数据与在 94 中确定的第二数据的比较进行联合配准。例如可以将利用 91 中 US 图像采集和 94 中 MR 图像采集确定的刚性或粘性的最大值作为配准点使用。

[0079] 方法 90 可以包括对是否存在足够数量的配准点的检查。可以选择性地重复方法步骤,以便通过局部形变产生足够数量的配准点。

[0080] 虽然通过优选的实施例详细解释和描述了本发明,但本发明不受到所公开的示例的限制并且可以由专业人员从中导出其它方案,而不脱离本发明的保护范围。

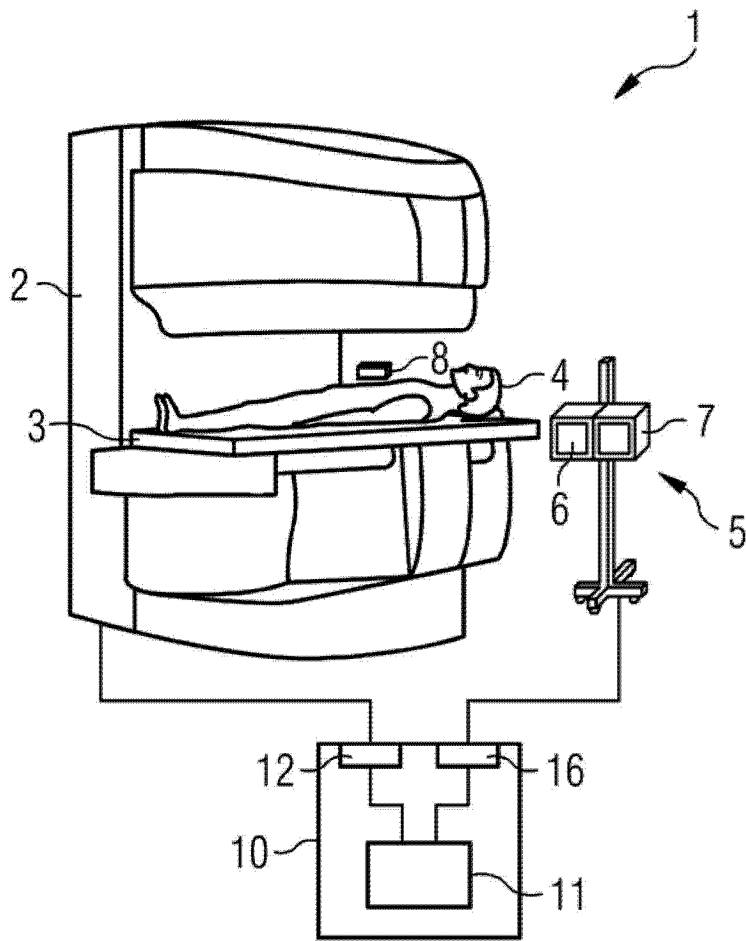


图 1

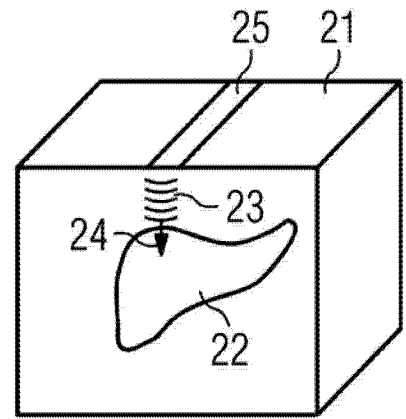


图 2

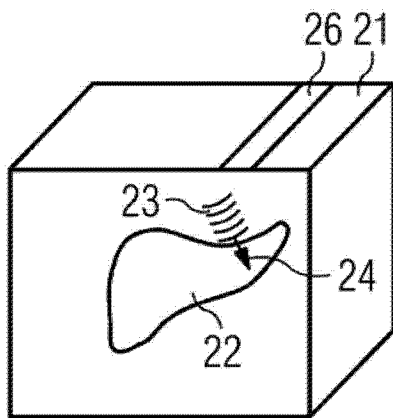


图 3

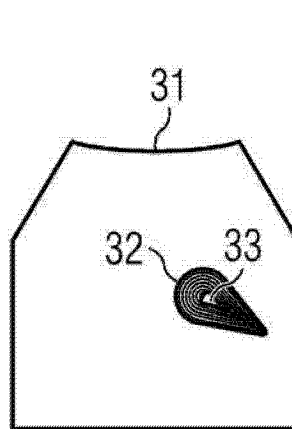


图 4

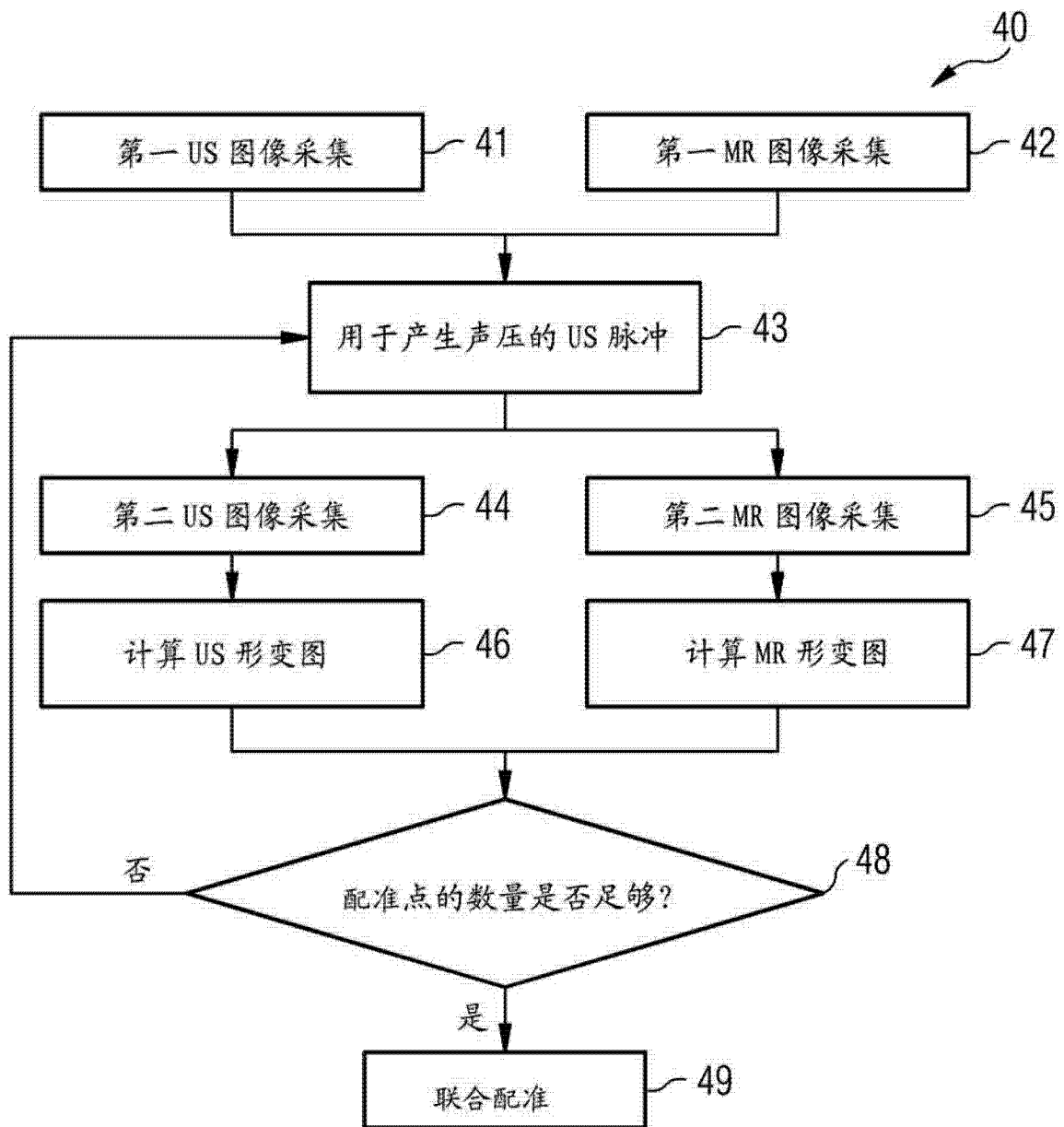


图 5

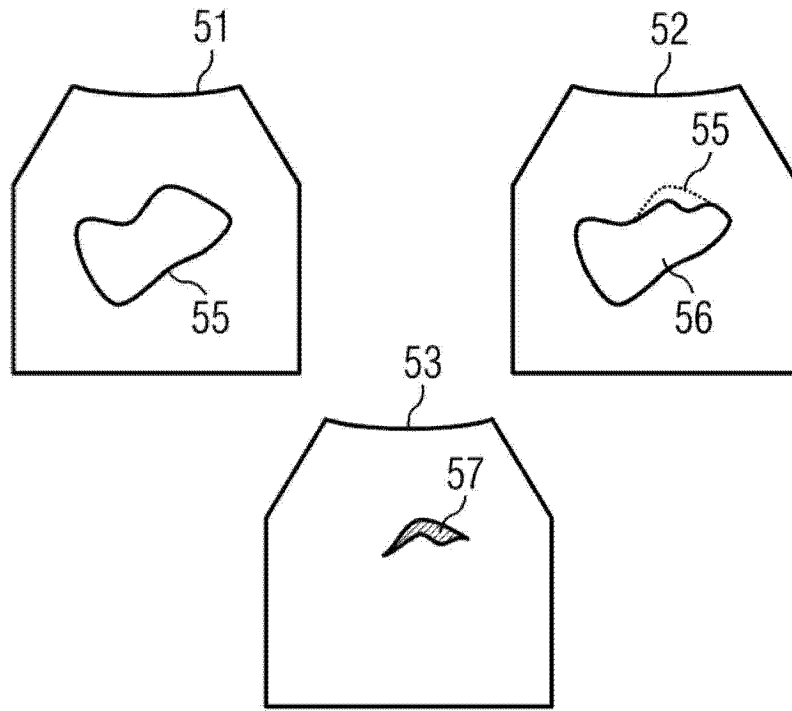


图 6

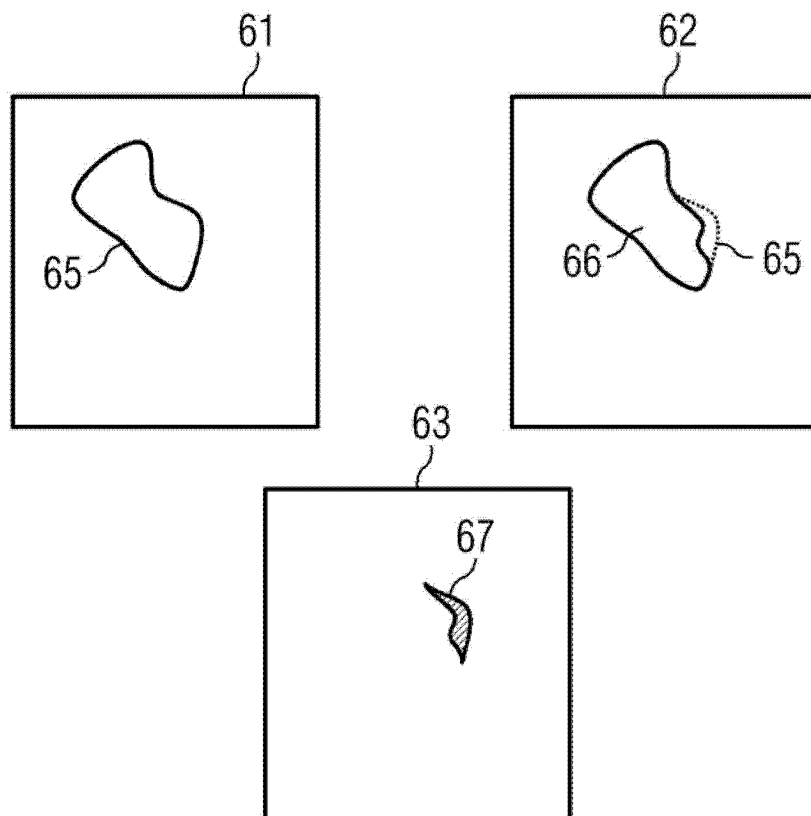


图 7

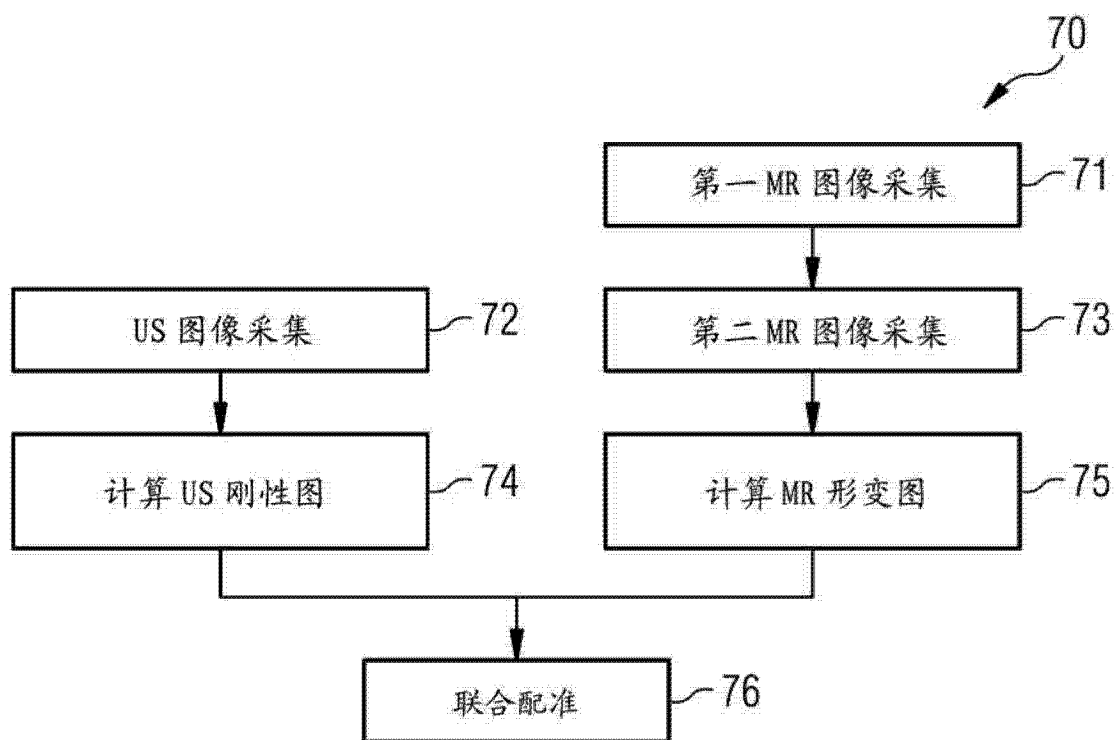


图 8

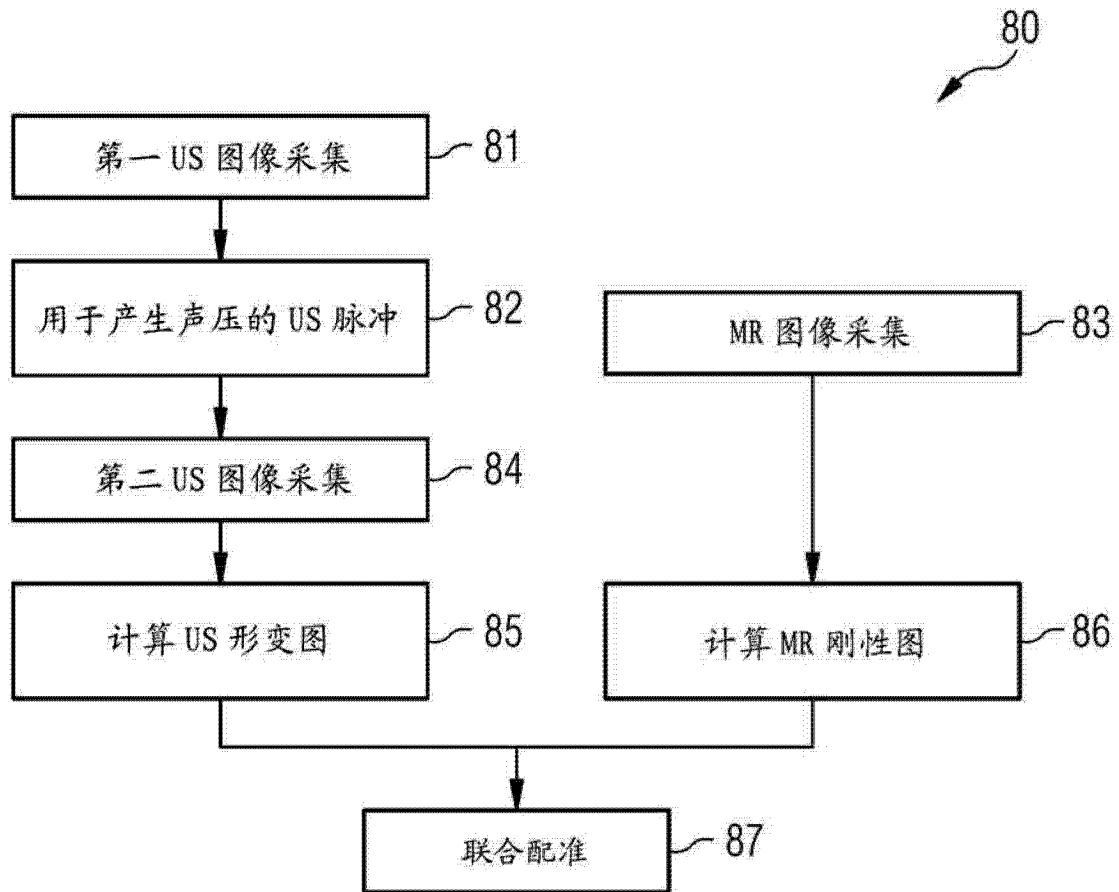


图 9

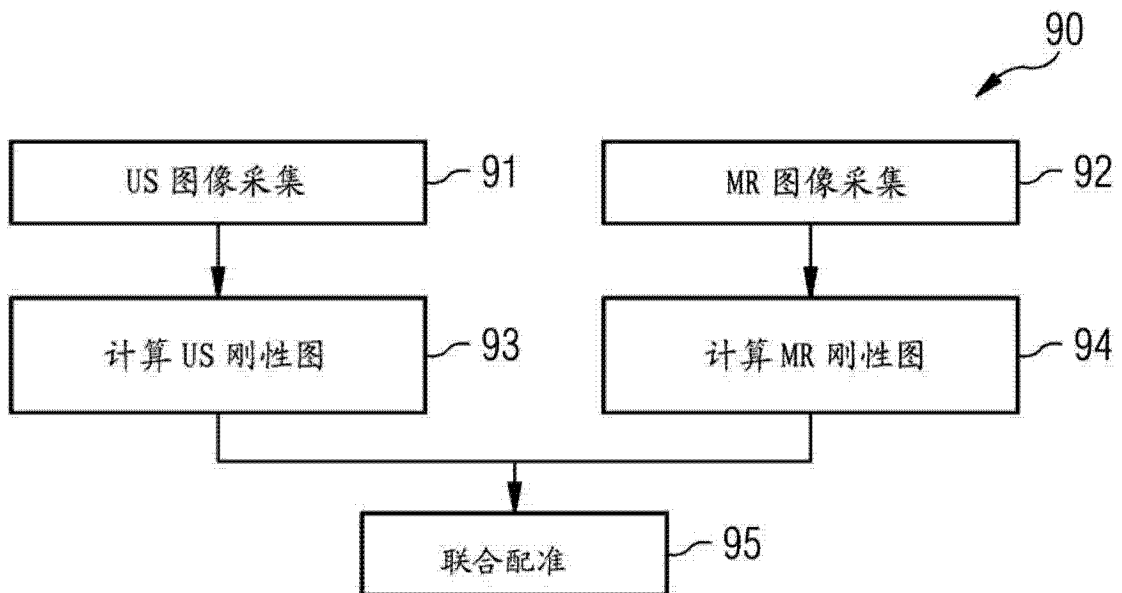


图 10

专利名称(译)	用于成像的方法和电子计算装置以及成像系统		
公开(公告)号	CN103083046A	公开(公告)日	2013-05-08
申请号	CN201210443954.0	申请日	2012-11-08
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	P 格罗斯		
发明人	P.格罗斯		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/055		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/14 A61B8/485 A61B5/055 A61B8/5261 A61B5/0035		
代理人(译)	谢强		
优先权	102011085894 2011-11-08 DE		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在成像中通过应用超声 (23) 来产生声压 (24) , 从而引起检查对象 (4) 的组织 (22) 的形变。依据至少一个超声图像数据组来确定第一数据, 该第一数据位置分辨地表示作为对所述声压 (24) 的组织的 (22) 的形变。依据至少一个磁共振图像数据组来确定第二数据, 该第二数据位置分辨地表示作为对所述声压 (24) 的组织的 (22) 的形变。依据所述第一数据和所述第二数据的比较来联合配准所述至少一个超声图像数据组和所述至少一个磁共振图像数据组。

