



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103815968 A

(43) 申请公布日 2014. 05. 28

(21) 申请号 201310568365. X

(22) 申请日 2013. 11. 15

(30) 优先权数据

13/677881 2012. 11. 15 US

(71) 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 J. J. 马纳克 K. 汤姆纽斯

R. 沃尼基 S. 泽拉基维奇 范颖

A. 施米茨 W. B. 格里芬

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 易皎鹤 汤春龙

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

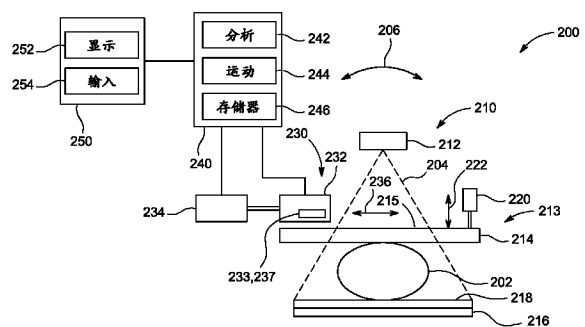
权利要求书1页 说明书17页 附图12页

(54) 发明名称

用于 X 射线和超声成像的系统和方法

(57) 摘要

提供成像组装件,其包括桨组装件、X 射线检测单元、超声模块和控制模块。该桨组装件包括相对于彼此能铰接的第一和第二板。该第一和第二板配置成收容并且压缩要成像的对象。X 射线检测单元靠近该第一和第二板中的至少一个而安装。超声模块配置成采集要成像的对象的超声信息并且包括能铰接地安装到第一和第二板中的至少一个的超声换能器。控制模块配置成安置超声换能器来扫描使用从 X 射线检测单元接收的 X 射线信息而识别的感兴趣区,而不扫描该感兴趣区外部的对象的至少一部分。



1. 一种成像组装件,包括:

浆组装件,其包括相对于彼此能铰接的第一和第二板,所述第一和第二板配置成收容并且压缩要成像的对象;

X 射线检测单元,其靠近所述第一和第二板中的至少一个而安装;

超声模块,其配置成采集要成像的对象的超声信息,所述超声模块包括能铰接地安装到所述第一和第二板中的至少一个的超声换能器,其中所述超声换能器安置成采集要成像的对象的至少一部分的超声信息;以及

控制模块,其配置成安置所述超声换能器来扫描使用从所述 X 射线检测单元接收的 X 射线信息而识别的感兴趣区,而不扫描所述感兴趣区外部的对象的至少一部分。

2. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述第一板配置为上板并且所述第二板配置为下板,并且其中所述超声换能器配置成沿所述上板的上表面能铰接。

3. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述超声模块包括分配模块,其包括贮存器,所述分配模块配置成分配来自所述贮存器的材料以使所述超声换能器与所述第一和第二板中的至少一个的表面声耦合。

4. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述超声换能器包括换能器阵列,其配置成在大致上横向方向上跨所述第一和第二板中的至少一个的表面而铰接。

5. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述第一和第二板在压缩方向上相对于彼此而能铰接并且所述超声换能器在超声方向上能铰接,并且其中所述压缩方向和所述超声方向大致上互相垂直。

6. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述控制模块配置成自主选择所述感兴趣区。

7. 如权利要求 6 所述的组装件,其中,所述控制模块配置成如果没有识别所述感兴趣区则使所述第一和第二板从压缩位置自主释放。

8. 如权利要求 1 所述的组装件,进一步包括能操作地连接到所述控制模块的接口模块,所述接口模块配置成向医生显示对应于 X 射线扫描的信息、从所述医生接收所述感兴趣区的选择以及将对应于所述感兴趣区的信息提供给所述控制模块。

9. 如权利要求 1 所述的组装件,其中,所述控制模块配置成确定用于执行所述感兴趣区的超声扫描的估计时间。

10. 如权利要求 9 所述的组装件,其中,所述控制模块配置成如果所述估计时间超出阈值则使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

用于 X 射线和超声成像的系统和方法

背景技术

[0001] 各种成像模态可用于识别或诊断医学状况。例如，乳腺 X 射线图像可用于识别潜在病变或其他异常，例如可指示癌症的异常。典型地，如果在乳腺 X 射线图像上识别潜在病变或其他异常，安排对乳腺超声检查的随访以基于 X 射线图像来确认或检查初始诊断。

[0002] 这样的重新安排典型地牵涉检查之间数天或甚至数周的延迟。该时间量可以导致在检查之间患者不安和焦虑。此外，因为在独立访视时实施检查，并且还因为压缩典型地用于乳腺 X 射线检查，配准 X 射线图像和超声图像是非常困难的。目前用于进行乳腺超声检查的技术具有额外的缺点，例如与这样的检查关联的时间。

[0003] 先前将 X 射线和超声成像模态组合成单个检查或患者访视的尝试也遇到许多障碍。例如，先前的系统具有与之关联的高成本。除系统的成本外，系统典型地牵涉实施整个乳腺超声的时间和花费以及在检查期间患者不适感。

发明内容

[0004] 在一个实施例中，提供成像组装件。该成像组装件包括浆组装件、X 射线检测单元、超声模块和控制模块。该浆组装件包括相对于彼此能铰接的第一和第二板。该第一和第二板配置成收容并且压缩要成像的对象。X 射线检测单元靠近该第一和第二板中的至少一个而安装。超声模块配置成采集要成像的对象的超声信息。超声模块包括能铰接地安装到第一和第二板中的至少一个的超声换能器。该超声换能器配置成安置成采集要成像的对象的至少一部分的超声信息。控制模块配置成安置超声换能器来扫描使用从 X 射线检测单元接收的 X 射线信息而识别的感兴趣区，而不扫描该感兴趣区外部的对象的至少一部分。

[0005] 在另一个实施例中，提供方法。该方法包括使用由 X 射线检测单元采集的信息来获得对象的 X 射线图像。该对象已经在第一和第二板之间被压缩，其中该第一和第二板中的至少一个具有与之关联的 X 射线检测单元。此外，该方法包括识别对象的感兴趣区。该方法还包括对对象的感兴趣区选择性地超声成像同时对象仍然在压缩，而不对感兴趣区外部的对象的至少一部分超声成像。

[0006] 在另外的实施例中，提供有形和非暂时性计算机可读介质，其包括一个或多个软件模块，该一个或多个软件模块配置成指示处理器使用由 X 射线检测单元采集的信息来获得对象的 X 射线图像。对象已经在第一和第二板之间被压缩，其中该第一和第二板中的至少一个具有与之关联的 X 射线检测单元。此外，该一个或多个软件模块还配置成指示处理器控制超声模块以对对象的感兴趣区选择性地超声成像同时对象仍然在压缩，而不对该感兴趣区外部的对象的至少一部分超声成像。

[0007] 提供一种成像组装件，其包括：

浆组装件，其包括相对于彼此能铰接的第一和第二板，所述第一和第二板配置成收容并且压缩要成像的对象；

X 射线检测单元，其靠近所述第一和第二板中的至少一个而安装；

超声模块，其配置成采集要成像的对象的超声信息，所述超声模块包括能铰接地安装

到所述第一和第二板中的至少一个的超声换能器,其中所述超声换能器安置成采集要成像的对象的至少一部分的超声信息;以及

控制模块,其配置成安置所述超声换能器来扫描使用从所述 X 射线检测单元接收的 X 射线信息而识别的感兴趣区,而不扫描所述感兴趣区外部的对象的至少一部分。

[0008] 优选的,所述第一板配置为上板并且所述第二板配置为下板,并且其中所述超声换能器配置成沿所述上板的上表面能铰接。

[0009] 优选的,所述超声模块包括分配模块,其包括贮存器,所述分配模块配置成分配来自所述贮存器的材料以使所述超声换能器与所述第一和第二板中的至少一个的表面声耦合。

[0010] 优选的,所述超声换能器包括换能器阵列,其配置成在大致上横向方向上跨所述第一和第二板中的至少一个的表面而铰接。

[0011] 优选的,所述第一和第二板在压缩方向上相对于彼此而能铰接并且所述超声换能器在超声方向上能铰接,并且其中所述压缩方向和所述超声方向大致上互相垂直。

[0012] 优选的,所述控制模块配置成自主选择所述感兴趣区。

[0013] 优选的,所述控制模块配置成如果没有识别所述感兴趣区则使所述第一和第二板从压缩位置自主释放。

[0014] 优选的,所述组装件进一步包括能操作地连接到所述控制模块的接口模块,所述接口模块配置成向医生显示对应于 X 射线扫描的信息、从所述医生接收所述感兴趣区的选择以及将对应于所述感兴趣区的信息提供给所述控制模块。

[0015] 优选的,所述控制模块配置成确定用于执行所述感兴趣区的超声扫描的估计时间。

[0016] 优选的,所述控制模块配置成如果所述估计时间超出阈值则使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

[0017] 优选的,所述组装件进一步包括壳体,所述壳体配置成保持所述超声换能器所穿过的材料,所述材料配置成使所述超声换能器与所述第一和第二板中的至少一个的表面声耦合。

[0018] 优选的,所述壳体包括端口,其配置成允许在 X 射线扫描期间从所述壳体去除所述材料的至少一部分。

[0019] 优选的,所述壳体限定密封体积,其中所述超声换能器设置在所述密封体积内,其中所述超声换能器经由致动器而铰接,并且其中所述致动器的至少一部分设置在所述密封体积外部。

[0020] 优选的,所述超声组装件配置成安置在 X 射线源的视场的外部,所述 X 射线源配置成在所述对象经受 X 射线时向所述 X 射线检测单元提供 X 射线束。

[0021] 提供一种用于对对象成像的方法,其包括:

使用由所述 X 射线检测单元采集的信息来获得所述对象的 X 射线图像,其中所述对象已经在所述第一和第二板之间被压缩,其中所述第一和第二板中的至少一个具有与之关联的 X 射线检测单元;

识别所述对象的感兴趣区;以及

选择性地对所述对象的感兴趣区超声成像同时对对象仍然在压缩,而不对所述感兴趣外

部的所述对象的至少一部分超声成像。

[0022] 优选的,由控制模块自主识别所述感兴趣区。

[0023] 优选的,所述对象从所述第一和第二板之间释放并且在所述感兴趣区选择性地超声成像后被重新安置用于第二扫描。

[0024] 优选的,所述方法进一步包括在控制模块处估计对应于用于选择性地超声扫描所述感兴趣区的估计时间的超声时间,并且如果所述超声时间超出阈值则基于所述超声时间使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

[0025] 优选的,所述方法进一步包括在获得 X 射线图像后并且在选择性地超声扫描所述感兴趣区之前使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

[0026] 优选的,选择性地超声扫描所述感兴趣区的步骤包括通过使超声换能器跨所述第一和第二板中的至少一个的表面铰接来安置所述超声换能器。

[0027] 优选的,所述方法进一步包括分配来自超声模块的液体以使所述超声换能器与所述第一和第二板中的至少一个的表面声耦合。

[0028] 优选的,所述超声换能器通过壳体而铰接,所述壳体配置成保持材料,所述材料配置成使所述超声换能器与所述壳体的表面声耦合。

[0029] 优选的,所述方法进一步包括在获得所述对象的 X 射线图像期间使所述材料的至少一部分从所述壳体排出。

[0030] 提供一种包括一个或多个计算机软件模块的有形和非暂时性计算机可读介质,所述一个或多个计算机软件模块配置成指示处理器来:

使用由所述 X 射线检测单元采集的信息来获得对象的 X 射线图像,其中所述对象已经在所述第一和第二板之间被压缩,其中所述第一和第二板中的至少一个具有与之关联的 X 射线检测单元;

控制超声模块以对所述对象的感兴趣区选择性地超声成像同时对象仍然在压缩,而不对所述感兴趣区外部的对象的至少一部分超声成像。

[0031] 优选的,所述一个或多个软件模块进一步配置成指示所述处理器自主识别所述感兴趣区。

[0032] 优选的,所述一个或多个软件模块进一步配置成指示所述处理器估计对应于用于对所述感兴趣区选择性地超声成像的估计时间的超声时间,并且如果所述超声时间超出阈值则使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

[0033] 优选的,所述一个或多个软件模块进一步配置成指示所述处理器在获得 X 射线图像后并且在选择性地超声扫描所述感兴趣区之前使对在所述第一与第二板之间的对象的压缩量减少。

[0034] 优选的,所述一个或多个软件模块进一步配置成指示所述处理器通过使超声换能器跨所述第一和第二板中的至少一个的表面铰接来安置所述超声换能器。

[0035] 优选的,所述一个或多个软件模块进一步配置成指示所述处理器分配来自超声模块的材料以使所述超声换能器与所述第一和第二板中的至少一个的表面声耦合。

附图说明

[0036] 图 1 是根据各种实施例用于对对象成像的示范性方法的流程图。

- [0037] 图 2 是根据各种实施例的成像组装件的示意图。
- [0038] 图 3 是根据各种实施例在初始颅尾位(CC)位置处成像系统的视图。
- [0039] 图 4 是根据各种实施例的图 3 的成像系统在压缩位置处的视图。
- [0040] 图 5 是根据各种实施例的图 3 的成像系统在减压压缩超声扫描位置处的视图。
- [0041] 图 6 是根据各种实施例在初始内斜位(MLO)位置处成像系统的视图。
- [0042] 图 7 是根据各种实施例的图 6 的成像系统在压缩位置处的视图。
- [0043] 图 8 是根据各种实施例的图 6 的成像系统在减压压缩超声扫描位置处的视图。
- [0044] 图 9 是根据各种实施例的 X 射线成像系统的方框示意图。
- [0045] 图 10 是根据各种实施形成的示范性超声成像系统的框图。
- [0046] 图 11 是图示根据各种实施例在图 10 中示出的超声成像系统的一部分的框图。
- [0047] 图 12 是根据各种实施例的成像系统的视图。

具体实施方式

[0048] 各种实施例当与附图结合阅读时将更好理解。就图图示各种实施例的功能框的图来说,功能框不必定指示硬件电路之间的划分。从而,例如,功能框(例如处理器、控制器或存储器)中的一个或多个可采用单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器、硬盘或诸如此类)或多件硬件中的一个或多个实现。相似地,程序可以是独立程序,可作为子例程包含在操作系统中,可以是安装的软件包中的功能等。应该理解各种实施例不限于图中示出的设置和工具。

[0049] 如本文使用的,采用单数列举并且具有单词“一”在前的元件或步骤应该理解为不排除复数个所述元件或步骤,除非这样的排除明确地陈述。此外,对“一个实施例”的引用不意在解释为排除也包含列举的特征的另外的实施例的存在。此外,除非相反地明确陈述,“包括”或“具有”具有特定性质的元件或多个元件的实施例可包括不具有该性质的另外的这样的元件。

[0050] 同样如本文使用的,短语“图像”或“重建图像”不意在排除其中生成代表图像的数据而不生成可视图像的实施例。因此,如本文使用的,术语“图像”泛指可视图像和代表可视图像的数据。然而,许多实施例生成或配置成生成至少一个可视图像。

[0051] 根据各种实施例形成的系统提供成像系统,其包括 X 射线和超声模态。在一些实施例中,一对相对的板相对于彼此能铰接来安置和 / 或压缩对象,例如要进行 X 射线扫描或检查的人类解剖结构(例如,乳腺)的一部分。使用经由 X 射线扫描或检查而获得的信息,对象的一个或多个感兴趣部分可使用超声成像来识别用于进一步分析。在一些实施例中,超声成像模块与相对板中的一个或多个关联(例如,安装到其或在其中)并且被控制来进行局限于感兴趣部分的超声扫描。从而,在一些实施例中,初始 X 射线扫描与后续超声扫描之间的时间可减少。此外,在一些实施例中,超声扫描所需要的时间也可减少。

[0052] 一些实施例提供具有改良的压缩浆的乳腺 X 射线系统,该改良的压缩浆包括和 / 或接受盒,其包含可以移到 X 射线系统的视场内的各种位点的超声探头。例如,利用适当配置的软件的控制模块可分析 X 射线图像并且识别潜在的感兴趣区,例如潜在的病变。如果识别这样的感兴趣区(例如,病变)中的一个或多个,控制模块可安置超声探头来扫描感兴趣区。在一些实施例中,包含超声探头的盒可安置在压缩板与 X 射线检测器之间。

[0053] 一些实施例提供提高的乳腺 X 射线和超声图像的共配准,例如通过在大致上相同的时间采集这样的图像和 / 或通过利用相同或相似量的压缩来采集这样的图像。

[0054] 至少一个实施例的技术效果包括对乳腺癌检查(例如,乳腺癌筛查)的患者访视的数量减少。至少一个实施例的技术效果包括获取并且分析乳腺检查(其包括超声检查)的结果所需要的时间减少。至少一个实施例的技术效果包括患者痛苦和不安减少,例如由初始和后续检查之间的时间延迟所引起的患者痛苦和不安。至少一个实施例的技术效果包括使超声扫描的成本和时间长度减少。至少一个实施例的技术效果包括改进设施工作流程。至少一个实施例的技术效果包括使与重新安置关联的误差减少。至少一个实施例的技术效果包括提高 X 射线和超声图像的共配准,由此提高诊断和 / 或使医学专家分析采集的图像所需要的时间和技能减少。至少一个实施例的技术效果包括提高致密性乳腺的诊断,例如通过针对具有高解剖噪声的区。至少一个实施例的技术效果包括提高乳腺检查的灵敏度和 / 或特异性。至少一个实施例的技术效果是对于组合超声 / X 射线成像乳腺检查系统的成本减少。

[0055] 图 1 是根据实施例用于对对象成像的方法 100 的流程图。该方法 100 例如可采用本文论述的各种实施例的结构或方面。在各种实施例中,某些步骤可省略或增加,某些步骤可组合,某些步骤可同时进行,某些步骤可并发进行,某些步骤可分成多个步骤,某些步骤可按不同的顺序进行,或某些步骤或步骤系列可以迭代的方式重新进行。

[0056] 在 102 处,对象安置在成像系统的板之间。例如,对象可以是人类解剖结构的一部分,例如乳腺。该乳腺可安置成提供例如颅尾位(CC)视图。因为 X 射线扫描有效地查看二维(2D)中的对象,例如乳腺组织等超出某一密度和 / 或厚度的结构可不易于顺从 X 射线扫描。压缩可用于使得乳腺变得更顺从 X 射线成像。例如,压缩可使乳腺的厚度减少,并且在二维中将组织拉长到更广的查看区域,从而允许提高在扫描期间定位的结构识别。此外,通过向 X 射线检测系统呈现整体上更薄的结构,对乳腺成像所需要的 X 射线剂量可减少。图 2 提供成像系统示例,其包括可聚在一起来压缩人类解剖结构的一部分或其他对象的相对的板或桨。

[0057] 图 2 是根据各种实施例形成的成像系统 200 的示意图。该成像系统 200 配置成提供 X 射线和超声成像模态两者,其可用于在对扫描位点的相同访视中对对象(例如,患者)进行扫描。例如,成像系统 200 可用于大致上连续地进行 X 射线扫描和超声扫描。大致上连续可理解成描述例如以在其之间的相对短的时间间隔进行的扫描。在一些实施例中,X 射线扫描和超声扫描可以在其之间以小于大约 5 秒的时间间隔大致上连续进行。在一些实施例中,X 射线扫描和超声扫描可以在其之间以小于大约 10 秒的时间间隔大致上连续进行。在一些实施例中,X 射线扫描和超声扫描可以在其之间以小于大约 1 分钟的时间间隔大致上连续进行。在一些实施例中,X 射线扫描和超声扫描可以在其之间以小于大约 5 分钟的时间间隔大致上连续进行。然而,应该意识到也预想其他时间间隔。

[0058] 成像系统 200 可用于对例如人类乳腺 202 等对象成像。成像系统 200 可相对于要成像的对象能铰接。在图示的实施例中,成像系统 200 在旋转方向 206 上能铰接并且从而可用于从对不同扫描的各种角度查看乳腺 202。例如,可在第一角度处进行第一 X 射线扫描,并且可在第二角度处进行第二 X 射线扫描来提供乳腺 202 的不同视图。因为乳腺 202 是三维对象并且 X 射线扫描有效地在二维中观看乳腺 202,乳腺 202 内的结构可在一个角度或视

图处模糊、被阻挡或用别的方式而不能识别,但当在不同的角度或视图处查看时可能识别。从而,乳腺 202 内结构识别的提高可通过在两个或以上的不同角度或视图处进行 X 射线扫描(和 / 或超声扫描)而实现。

[0059] 在图示的实施例中,如上文论述的,系统 200 配置成获得 2 维 X 射线图像。在各种实施例中,系统 200 可配置成获得 3 维 X 射线图像,例如 3 维断层摄影。在一些实施例中,断层摄影成像信息可利用可在一个或多个方向上旋转大约 10 至 30 度来提供体积图像的管或其他结构来采集。在一些实施例中,在板或桨之间施加的压缩的量可减少(例如,连同 3 维断层摄影的使用)。例如,可使用足以安置对象(例如,乳腺)的压缩量。从而,在各种实施例中,可采用各种成像技术。此外,可采用靠近板或桨的 X 射线检测单元的各种安装(例如,静止或旋转)。

[0060] 成像系统 200 包括 X 射线模块 210、超声模块 230、控制模块 240 和接口 250。一般而言,在图示的实施例中,X 射线模块 210 配置成进行对象 202 的 X 射线扫描,并且向控制模块 240 提供 X 射线成像信息。控制模块 240 配置成分析 X 射线信息(例如,X 射线图像)并且识别一个或多个感兴趣区(例如,可期望后续检查和 / 或额外扫描的病变或其他方面)。在一些实施例中,一个或多个感兴趣区的识别包括一个或多个用户输入。控制模块 240 配置成控制超声模块 230 来进行一个或多个感兴趣区的超声扫描以便于提高该一个或多个感兴趣区的分析和 / 或诊断。例如,超声扫描可用于确认一个或多个感兴趣区在 X 射线扫描中是否是假阳性(例如,不是引起注意的原因)或一个或多个感兴趣区是否显现出具有医学吸引力(例如,潜在癌变)。在各种实施例中,控制模块 240 可自主选择一个或多个区。在一些实施例中,一个或多个感兴趣区可由医生经由接口 250 而选择,例如通过使用由接口 250 显示的图像来选择一个或多个区。

[0061] X 射线模块 210 包括 X 射线源 212、桨组装件 213(其包括上板 214 和下板 216)、检测器 218 和致动器 220。该 X 射线源 212 配置成发出 X 射线,其穿过对象(例如,对象 202)并且被检测器 218 接收。检测器安置在下板 216 的一部分上、安装到其和 / 或形成其。由检测器 218 采集的信息被传送到控制模块 240。在图示的实施例中,X 射线源 212 具有投射到检测器 218 上的视场 204。

[0062] 桨组装件 213 包括上板 214 和下板 216。该上板 214 和下板 216 是相对于彼此能铰接的第一和第二相对板的示例。在图示的实施例中,下板 216 固定并且上板 214 通过致动器 220 而沿压缩方向 222 能铰接。上板 214 可朝下板 216 向下铰接(在图 2 的意义上)来压缩乳腺并且向上远离下板 216 来使对乳腺 202 的压缩量减少和 / 或使乳腺 202 从上板 214 与下板 216 之间释放。在备选实施例中,可采用其他设置来提供两个板相对于彼此的铰接。例如,在一些实施例中,两个板都是能移动的,而在其他实施例中,上板可固定并且下板能移动。在图示的实施例中,上板 214 和下板 216 描绘为大致上平坦的。在备选实施例中,可采用具有弯曲或用别的方式而成波状的轮廓。也可采用其他类型或取向的铰接。作为一个示例,在一些实施例中,第一和第二板可通过枢轴耦合并从而相对于彼此能旋转。致动器 220 可由控制模块 240 和 / 或操作者控制。在各种实施例中,可采用多种装置或机构(例如,一个或多个马达、气动或液压缸、电子线性致动器、手动机构或诸如此类)来使板铰接。在一些实施例中,一个或多个桨或板可在扫描架(其可安装到地板和 / 或墙壁)上平移和 / 或旋转。

[0063] 在各种实施例中,上板 214 和 / 或下板 216 可配置成在 X 射线穿过板时使 X 射线的任何潜在衰减(例如,射线可透)减少。此外,在各种实施例中,上板 214 和 / 或下板 216 可大致上是透明的,来向操作者提供对象 202 的安置的视觉确认。

[0064] 检测器 218 配置成接收已经从 X 射线源 212 发射并且已经穿过乳腺 202 的 X 射线束,并且向控制模块 240 提供 X 射线成像信息。控制模块 240 配置成从检测器 218 接收 X 射线图像信息和 / 或使用来自检测器 218 的 X 射线信息来重建 X 射线图像。在一些实施例中,检测器 218 可包括超过一个的检测器,例如检测器阵列。在图示的实施例中,检测器 218 安装到下板 216。在其他实施例中,检测器 218 可以是板或浆的一部分、嵌入其内或用别的方式而与其关联。

[0065] 超声模块 230 配置成采集要成像的对象的超声信息。在图示的实施例中,超声模块 230 包括超声换能器 232、分配模块 233、致动器 234 和贮存器 237。超声换能器 232 配置成将一个或多个超声束发送通过对象的一部分并且接收返回的超声束。由超声换能器采集的信息然后用于重建对应于扫描的对象的部分的图像。例如,来自超声换能器 232 的信息可传送到控制模块 240 和 / 或接口 250 用于图像重建和 / 或分析。

[0066] 在一些实施例中,超声换能器 232 包括对齐的换能器阵列,其配置成在大致上横向方向上铰接,从而允许在单程中超声扫描乳腺的感兴趣区。超声换能器 232 可以是盒式组装件的部分,其在板或浆内和 / 或沿板或浆能移动(作为一个示例,上板 214 的上表面 215,或作为另一个示例,下板 216 的下表面)。可采用液体或凝胶来形成或提高超声探头与板或浆的外壳或表面之间的声接触。

[0067] 在一些实施例中,为了加速超声图像的采集,可进行多线采集(MLA),其中单宽发送束用于声穿透包围多个轴向接收束的乳腺 202 的区。然后所得的回波例如可通过专门的束形成电子器件来处理,该束形成电子器件能够从接收的数据产生多个同时接收束。各种实施例包括多个同时操作的探头。探头可间隔开足够的距离来使声串扰最小化。另外,可使用正交激发码使得相邻探头上的串扰在束形成器中被最小化。再进一步地,在一些实施例中,超声探头可包括能够使束转向以便便于空间复合的二维阵列。在一些实施例中,超声探头可配置为机械扫描的静态环形阵列或电扫描的可重配置环形阵列来使使用的束形成通道的数量减少,由此使系统的成本和复杂性降低。再进一步地,在一些实施例中,控制模块可配置成确定采集期间乳腺 202 的轮廓,其中在探头的机械扫描期间实时使用轮廓信息来通过仅扫描已知定位乳腺 202 所在的板或浆的区而使超声采集时间减少。

[0068] 致动器 234 配置成使超声换能器 232 铰接到期望位置用于扫描对象的感兴趣区(例如,乳腺 202 的感兴趣区)。致动器 234 可基于从控制模块 240 接收的控制信号或消息来安置超声换能器。在图示的实施例中,致动器 234 配置成使超声换能器 232 在沿上板 214 的上表面 215 大致上横向的超声方向 236 上铰接。在各种实施例中,致动器 234 可包括多种装置或机构(例如,一个或多个马达、气动或液压缸、电子线性致动器,或诸如此类)中的一个或多个。

[0069] 在正进行 X 射线扫描的时候,超声换能器 232 可安置在 X 射线源 212 的视场 204 的外部。在完成 X 射线扫描并且已经选择感兴趣区后,致动器 234 可安置超声换能器 232 来扫描感兴趣区。从而,超声换能器 232 可在视场 204 外部的的位置与视场 204 内部的一个或多个位置之间能铰接。在一些实施例中,超声换能器可安装到一个或多个浆和板,并且跨一

个或多个表面能铰接,例如经由轨道或导向装置。在一些实施例中,超声换能器可在多个横向方向上能移动(例如,致动器 234 可包括多个线性致动器或用别的方式配置成使超声换能器 232 在多个方向上铰接)。例如,致动器 234 可配置成使超声换能器以光栅图案的大小移动并且配置成覆盖感兴趣区。再进一步地,在一些实施例中,超声换能器可能移动地安装到桨或板,并且在 X 射线扫描期间从桨或板物理去除。

[0070] 在图 1 中图示的图示实施例中,分配模块 233 包括贮存器 237(例如,密封贮存器)。分配模块 233 配置成分配来自贮存器 237 的液体或凝胶来使超声换能器与板或桨的表面声耦合。例如,在图示的实施例中,分配模块 233 配置成使液体分配到上板 214 的上表面 215,在一个或多个感兴趣区的超声扫描期间超声换能器 232 横过其上。液体或凝胶配置成提高换能器与板或桨之间的声接触,使得声波可经由板或桨(例如,其中在压缩对象时板或桨挤压要扫描的对象)在换能器与对象之间传送。在一些实施例中,分配模块的一部分和/或板或桨的表面可配置成在成像系统 200 在选择方向 206 上在万有引力可促使液体或凝胶离开表面(例如,如在图 8 中描绘的位置)所处的角度处铰接时提高液体或凝胶在表面上的保持。

[0071] 在其他实施例中,液体或凝胶可保持在超声换能器所穿过的壳体或结构中。图 12 提供系统 1200 的视图,其包括超声换能器行进所通过的液体或凝胶填充的壳体。系统 1200 包括发射器 1204,其发射具有视场 1206 的 X 射线。系统 1200 可例如用于对对象 1202 成像。对象 1202 在 X 射线成像期间在上板 1210 与下板 1208 之间被压缩。

[0072] 系统 1200 还包括超声组装件 1220。该超声组装件 1220 包括壳体 1222、换能器 1224 和端口 1226。壳体 1222 例如可安装到板或桨、靠近板或桨安装或并入板或桨内。壳体 1222 具有大体上中空的内部,其配置成保持例如液体或凝胶等材料 1225 用于使换能器 1224 声耦合到与对象 1202 直接或间接接触的表面(例如,壳体 1222 的底表面)。在一些实施例中,壳体 1222 配置成在壳体 1222 的内部部分内提供密封体积 1223,其中材料 1225 包含在该密封体积 1223 内,并且换能器 1224 配置成设置在该密封体积 1223 内并且通过该密封体积 1223 而铰接。壳体 1222 还可在内部部分内包括例如导轨、轨道或诸如此类,用于在致动器 1230 使换能器铰接时引导换能器 1224。

[0073] 在一些实施例中,致动器 1230 的至少一部分可设置在包含材料 1225(例如,声耦合流体)的壳体 1222 外部。例如,致动器 1230 可包括输出轴 1231,其经由轴封 1232 而延伸通过壳体 1222,该轴封 1232 配置成防止任何流体泄漏或使其最小化,但允许轴 1231 相对容易地旋转。在一些实施例中,可采用超过一个的致动器以使换能器 1224 在超过一个的方向上铰接。致动器的输出轴例如可耦合于电缆驱动系统来使换能器 1224 以两个自由度移动。在一个实施例中,电缆驱动系统可配置成驱动安装到正交导轨系统的换能器来提供对对象 1202 的笛卡尔扫描的能力。此外,电缆驱动系统可配置成使得笛卡尔坐标系的两个运动轴(X 和 Y)可单独由两个外部致动器控制,由此提供去耦合的运动控制系统。

[0074] 如在图 12 中看到的,超声换能器 1224 可在发射 X 射线束并且采集 X 射线成像信息期间安置在视场 1206 的外部。此外,在一些实施例中,在 X 射线成像期间,材料 1225 中的全部或部分可经由端口 1226 从壳体 1222 排出来保护材料 1225 和/或改进 X 射线成像。在已经获得 X 射线成像信息后,材料 1225 可被重新引入壳体 1222 和换能器 1224 内,其被安置来获得使用 X 射线信息而识别的感兴趣区的超声信息。

[0075] 回到图 2,控制模块 240 配置成安置超声换能器来扫描使用从检测器 218 接收的 X

射线信息而识别的感兴趣区。在一些实施例中,控制模块可配置成自主选择一个或多个感兴趣区。例如,控制模块可包括或访问软件,其便于识别 X 射线图像中的病变或其他区。在一些实施例中,控制模块 240 可从医生接收识别一个或多个感兴趣区的输入,并且控制模块 240 可响应于该输入而控制超声模块 230 来扫描一个或多个感兴趣区。在图示的实施例中,控制模块 240 包括分析模块 242、运动控制模块 244 和存储器 246。

[0076] 分析模块 242 配置成从 X 射线模块 210 的检测器 218 以及超声换能器 232 接收信息,并且使用该信息来重建图像。分析模块 242 还可配置成例如在使用来自超声换能器 232 的超声信息重建图像时调整或说明压缩。在一些实施例中,重建的 X 射线和 / 或超声图像可由控制模块经由接口 250 提供给医生或其他系统。在图示的实施例中,分析模块 242 还配置成基于从检测器 218 获得的 X 射线信息来识别一个或多个感兴趣区。例如,在一些实施例中,分析模块 242 配置成基于从检测器 218 接收的 X 射线信息来自主识别一个或多个潜在病变或其他感兴趣方面。在一些实施例中,一个或多个感兴趣的区可由医生基于 X 射线图像的分析而识别。

[0077] 此外,在一些实施例中,分析模块 242 配置成确定或估计将由选择或用别的方式识别的一个或多个感兴趣的区的超声扫描消耗的时间量。如果确定的时间超出预定阈值,可调整成像系统 200 的一个或多个设置。再进一步地,一个或多个超声参数可基于如由在 X 射线扫描期间获得的信息确定和 / 或从图像分析确定的乳腺的厚度和 / 或密度而改变。例如,如果对超声扫描确定的时间超出阈值,上板 214 和下板 216 可分开来使对乳腺 202 的压缩量减少以增加患者舒适感。然而,如果确定的时间小于阈值,则可使时间量维持在原始压缩量(例如,在 X 射线扫描期间使用的压缩量)以下。从而,可基于典型患者可由于压缩而经历的可容忍或可接受程度的不适感来选择阈值。再进一步地,压力的减少量可与确定的时间量成比例,其中在对于较长扫描所采用的压缩中减少更大的量。在其他实施例中,阈值可基于由于压缩引起的对不适感的个体耐受力而在逐个患者基础上能调整。可由操作者或医生例如响应于由控制模块 240 提供的提示来进行为了减少压缩的板移动,或可由成像系统 200 自主进行。如果分析模块 242 确定不存在值得通过超声检查的感兴趣区,控制模块 240 可控制上板 214 和下板 216 分开足够的量来去除所有压缩并且使乳腺 202 从上板 214 与下板 216 之间释放。

[0078] 运动控制模块 244 配置成控制板 214、216 和 / 或超声换能器 232 的移动和 / 或位置。在各种实施例中,运动控制模块 244 可配置成发出控制命令来使上板 214 和下板 216 靠拢来提供压缩,以如果没有识别超声扫描的感兴趣区则使板 214、216 从压缩释放,和 / 或使用于超声扫描的板 214、216 之间的压缩量减少(例如,以基于确定用于进行超声扫描的时间来使压缩量减少)。运动控制模块 244 还配置成安置超声换能器 232。在图示的实施例中,运动控制模块 244 配置成使超声换能器(例如,经由发送到致动器 234 的控制命令)从视场 204 外的初始位置铰接到靠近识别的感兴趣区的扫描位置。在一些实施例中,运动控制模块 244 可控制超声换能器 232 靠近感兴趣区的移动(例如,在光栅图案中),而在一些实施例中,运动控制模块 244 可在电子操纵超声束或使其移动时使超声换能器 232 维持在期望位置。从而,可使用 X 射线图像识别感兴趣区,并且可安置超声换能器 232 来扫描感兴趣区而不是整个乳腺 202,从而对于扫描过程节省时间和金钱以及减少或消除患者不适感。

[0079] 接口 250 配置成允许信息和 / 或命令在控制模块 240 与医生之间传送。在图示的

实施例中,接口 250 包括显示模块 252 和输入模块 254。该显示模块 252 可包括例如打印机、屏幕、触摸屏、扬声器或诸如此类。输入模块 254 可包括触摸屏(例如,在显示模块 252 与输入模块 254 之间共享的触摸屏)、鼠标、触控笔、键盘、小键盘或诸如此类。一个或多个重建图像可经由显示模块 252 而显示。

[0080] 输入模块 254 配置成接收来自医生的输入来进行一个或多个成像活动。例如,输入模块 254 可从医生接收建立一个或多个设置或参数用于成像的输入。此外,输入模块 254 可从医生接收建立感兴趣区用于超声扫描或提供信息(感兴趣区可从其确定)的输入。例如,在一些实施例中,接口 250 可向医生显示 X 射线图像,并且医生可识别并且选择感兴趣区(例如,使用触控笔、触摸屏、光标或诸如此类中的一个或多个)用于超声扫描。作为另一个示例,医生可使用输入模块 254 来选择感兴趣病变或方面,并且控制模块 240 然后可确定用于超声扫描的适合的感兴趣区(例如,通过添加缓冲带和 / 或补偿或说明 X 射线与超声扫描之间的压缩变化)。作为再另一个示例,控制模块 240 可配置成识别一个或多个感兴趣病变或方面。选择的一个或多个病变或方面可通过接口 250 向医生显示,其中医生使用输入模块 254 来确认病变或方面中的一个或多个应被超声扫描和 / 或识别环绕或对应于识别的病变或方面的一个或多个感兴趣区。例如,一个或多个病变可连同请求每个特定标记的病变是否应在单独基础上超声扫描的提示一起在呈现给医生的显示器上标记。

[0081] 图 3 提供根据各种实施例成像系统 200 在初始位置(例如,对应于图 1 的步骤 102 的位置)处的视图。如在图 3 中描绘的初始位置是其中板接近但不压缩乳腺 202,并且其中使成像系统 200 取向来获得 CC 视图。上板 214 和下板 216 分开初始距离 300。超声换能器 232 安置在视场 204 外部使得超声换能器 232 不影响由 X 射线源 212 (参见图 2) 发射的 X 射线束和 / 或不受其影响。

[0082] 回到图 1,在 104 处,压缩对象(例如,乳腺 202)。乳腺 202 的压缩可导致成像改进和 / 或 X 射线剂量减少。例如,压缩可通过使乳腺 202 展开并且使组织的部分被其他组织的遮蔽和 / 或掩盖减少来提供改进的组织视图、提供 X 射线通过更薄横截面的更高效通道和 / 或使对乳腺 202 成像所需要的 X 射线束的强度减少。对象可在相对于彼此能铰接(例如,经由致动器 220)的相对板或桨(例如,上板 214 和下板 216)之间压缩。在一些实施例中,一个板或桨可固定而其他板或桨在一个或多个方向上铰接。在其他实施例中,两个板或桨都能移动。相对板或桨可靠拢来压缩对象。压缩的示例在图 4 中描绘。

[0083] 图 4 提供根据各种实施例在压缩位置处成像系统 200 的视图。如在图 4 中描绘的压缩位置是其中板被拉得更接近彼此使得对象(例如,乳腺 202)被压缩用于改进 X 射线成像。在图 4 中,上板 214 和下板 216 分开压缩距离 400,其小于初始距离 300。超声换能器 232 仍然被安置在视场 204 外部使得超声换能器 232 不影响由 X 射线源 212 (参见图 2) 发射的 X 射线束和 / 或不受其影响。随着在板 214、216 之间压缩乳腺 202,可进行 X 射线扫描,并且可识别病变 410。

[0084] 回到图 1,在 106 处,进行 X 射线扫描。X 射线束可从 X 射线源(例如,X 射线源 212) 发射、穿过对象(例如,乳腺 202) 并且被检测器(例如,检测器 218) 接收。在检测器处采集的信息可在重建 X 射线图像中使用。例如,X 射线图像可由分析模块(例如,控制模块 240 的分析模块 242) 重建。在一些实施例中,X 射线图像可经由显示器(例如,接口 250 的显示模块 252) 提供以供医生查看。

[0085] 在 108 处,分析 X 射线图像。在一些实施例中,针对感兴趣的病变或其他方面(例如可对应于可期望通过超声检查的癌变生长的图像的部分)检查乳腺 202 的 X 射线图像。X 射线图像可由医生和 / 或由分析模块(例如,控制模块 240 的分析模块 242)分析。例如,在一些实施例中,接口 250 可配置成向医生呈现代表乳腺 202 的 X 射线图像用于分析。在一些实施例中,分析模块可分析 X 射线图像并且自主识别感兴趣的病变或其他方面。在一些实施例中,分析模块可自主识别感兴趣的病变或其他方面,其中识别的感兴趣病变或其他方面在呈现给医生的图像上标记或用别的方式识别。例如,参考图 4,病变 410 (或期望进一步检查的其他感兴趣方面)可通过检查 X 射线图像而识别。为超声扫描而识别的感兴趣区可基于病变 410 的大小和位置而确定。例如,可采用缓冲区或误差幅度使得识别的感兴趣区大于病变 410 来确保整个病变被扫描。感兴趣区还可大小适于并且安置以如果减少压缩用于超声扫描则说明病变的大小或位置的潜在转变或改变。

[0086] 回到图 1,在 110 处,确定是否已经识别用于进一步超声扫描的感兴趣区。该确定可在一些实施例中由控制模块(例如,控制模块 240)并且在一些实施例中由医生(例如,对提示做出响应)自主做出。如果已经识别感兴趣区,方法 100 行进到 112,其中板被分开来释放对乳腺 202 的压缩。在一些实施例中,一旦控制模块已经确定不进行超声扫描,可自主进行压缩的释放。如果存在要超声扫描的一个或多个感兴趣区,方法 100 行进到 114。

[0087] 在 114 处,确定超声扫描时间。该时间可由控制模块(例如,控制模块 240 的分析模块 242)自主确定。在一些实施例中,控制模块可首先确定感兴趣区的总数量、估计用于扫描每个感兴趣区的时间并且然后添加单独估计时间来确定总的超声扫描时间。

[0088] 在 116 处,如果确定的超声扫描时间超出阈值,在板之间对乳腺 202 的压缩减少。例如,板可分开使得仍维持对乳腺 202 的压缩但维持在与在 X 射线扫描期间使用的压缩相比减少的量的量。如果确定扫描时间小于阈值,压缩可维持在与 X 射线扫描期间使用的相同的量。用于扫描而不是超声扫描整个乳腺 202 的感兴趣的识别可实现相当大的时间节省。例如,在自主识别感兴趣区的实施例中,控制模块可相对快地识别感兴趣区,例如在大约 1 秒或更少的时间内。如果感兴趣区是相对小的,超声扫描可相似地花相对小的时间量来进行,例如小于大约 5 秒,或作为另一个示例,小于大约 10 秒。从而,分析 X 射线图像并且超声扫描感兴趣区的时间可花数秒而不是可对整个乳腺 202 超声所需要的大约 10 分钟。在一些实施例中,压缩的减少量可与用于超声扫描的时间成比例(例如,较长的时间更少的压缩)。在备选实施例中,压缩可减少而不管估计的扫描时间如何、维持而不管估计的扫描时间如何、释放而不管估计的扫描时间如何或如果估计的扫描时间超出第一阈值则减少并且如果估计的扫描时间超出第二阈值则释放。一般而言,在 X 射线与超声扫描之间使用的压缩的量越接近,在共配准图像或用别的方式比较图像中存在的难度将越少。在超声扫描期间来自 X 射线扫描的压缩中的至少一些的维持有助于使乳腺 202 维持在相似位置中,从而提高图像的配准。

[0089] 在 118 处,经由超声(例如,通过超声模块 230)扫描识别的感兴趣区(或多个区)。选择的感兴趣区(或多个区)可限定比正扫描的对象和 / 或视场 204 内的对象部分更小的面积或体积,由此使超声扫描的时间减少。超声探头或换能器可响应于来自靠近感兴趣区的控制模块的命令而安置,其中在扫描期间采集的信息传送到控制模块或其他系统用于图像重建。可分析图像来检查或确认经由 X 射线图像分析而获得的初始结果或诊断。

[0090] 图 5 提供根据各种实施例在超声扫描位置处成像系统 200 的视图。如在图 5 中描绘的超声扫描位置是其中板稍微被拉得更接近彼此使得为了与先前获得的 X 射线图像的配准的一致性并且提高该配准而压缩对象(例如,乳腺 202),但比图 4 的压缩位置稍微分开更远以在超出时间阈值的超声扫描期间患者提高患者舒适感。在图 5 中,上板 214 和下板 216 分开超声距离 500,其超过压缩距离 400 但小于初始距离 300。从而,乳腺 202 仍然在压缩,但处于比在 X 射线扫描期间所采用的更低的压缩量。在图 5 中,在对应于要扫描的感兴趣区 520 的扫描位置 510 处描绘超声换能器 232。超声换能器 232 的位置可由控制模块(例如,控制模块 240)控制。

[0091] 在图示的实施例中,感兴趣区 520 被安置并且大小适于使得病变 410 在感兴趣区 520 内。例如,感兴趣区 520 可基于病变 410 的位置连同误差幅度而安置并且大小适于提供缓冲区来确保整个病变 410 被扫描以及说明由于超声扫描位置中压缩低于图 4 中描绘的压缩位置的压缩而引起的病变 410 的大小或位置中的任何改变。感兴趣区可由医生(例如,通过选择环绕在接口上识别的感兴趣病变或方面的区域)选择、由控制模块响应于医生所识别的感兴趣病变或方面或由控制模块基于控制模块所识别的感兴趣病变或方面而选择。随着在与对于 X 射线扫描的相似位置和 / 或在与其相似的压缩下(或,在压缩已经减少的情况下,在相同的压缩中)对乳腺 202 进行超声扫描,与在不同访视时所进行的典型检查相比实现共配准提高,其中在压缩下进行 X 射线并且在没有压缩情况下进行超声。在超声扫描期间获得的信息可发送到控制模块(例如,控制模块 240)用于进一步的图像重建和 / 或分析。

[0092] 回到图 1,在 120 处,板之间的压缩被释放使得乳腺 202 可在板之间去除和 / 或重新安置。

[0093] 在图示的实施例中,在 122 处,成像系统(例如,成像系统 200)被重新安置(例如,在旋转方向 206 上旋转)来提供乳腺 202 的不同视图。例如,成像系统可被重新安置来获得乳腺 202 的内斜位(MLO)视图。MLO 视图可用于提供经由 CC 视图可能也看不到的某些组织(例如,更紧密地位于腋下的组织)的更好的视图和 / 或提供不同的视图角度使得可更好地对在 CC 视图被遮蔽或用别的方式而被掩盖的组织成像。

[0094] 图 6 提供根据各种实施例在用于提供乳腺 202 的 MLO 视图的第二初始位置(例如,对应于图 1 的步骤 122 的位置)处成像系统 200 的视图。如在图 6 中描绘的位置是其中板接近乳腺 202 但不压缩它,并且其中使成像系统 200 取向来获得 MLO 视图。上板 214 和下板 216 分开初始距离 600。超声换能器 232 安置在视场 204 外部使得超声换能器 232 不影响由 X 射线源 212 (参见图 2)发射的 X 射线束和 / 或不受其影响。

[0095] 回到图 1,在 124 处,板聚在一起来压缩乳腺 202。(也参见关于步骤 104 的论述)。图 7 提供根据各种实施例在压缩位置处成像系统 200 的视图。如在图 7 中描绘的压缩位置是其中板被拉得更接近彼此使得对象(例如,乳腺 202)被压缩用于改进 X 射线成像。在图 7 中,上板 214 和下板 216 分开压缩距离 700,其小于初始距离 600。超声换能器 232 仍然安置在视场 204 外部使得超声换能器 232 不影响由 X 射线源 212 (参见图 2)发射的 X 射线束和 / 或不受其影响。随着在板 214、216 之间压缩乳腺 202,可进行 X 射线扫描,并且可识别病变 710。(也参见下文的论述)。

[0096] 回到图 1,在 126 处,进行 X 射线扫描。(也参见关于步骤 106 的论述)。在 128 处,分析 X 射线图像。(也参见关于步骤 108 的论述)。

[0097] 在 130 处,确定用于进一步超声扫描的感兴趣区是否已经基于在 MLO 视图处获得的 X 射线信息而识别。该确定可在一些实施例中由控制模块(例如,控制模块 240)并且在一些实施例中由医生(例如,对提示做出响应)自主做出。如果已经识别感兴趣区,方法 100 行进到 132,其中板被分开来释放对乳腺 202 的压缩。在一些实施例中,方法可行进以通过重新安置成像系统而在额外的视图采集额外的图像。在一些实施例中,一旦控制模块已经确定不进行超声扫描,可自主进行压缩的释放。如果存在要超声扫描的一个或多个感兴趣区,方法 100 行进到 134。

[0098] 如果识别要经由超声而扫描的一个或多个感兴趣区,在 134 处,确定超声扫描时间(也参见关于步骤 114 的论述),并且在 136 处,压缩量可基于在 134 处确定的时间而减少(也参见在上文关于步骤 116 的论述)。在步骤 138 处,进行一个或多个感兴趣区的超声扫描。(也参见在上文关于步骤 118 的论述)。

[0099] 图 8 提供根据各种实施例在超声扫描位置处成像系统 200 的视图。如在图 8 中描绘的超声扫描位置提供 MLO 视图,其中板稍微被拉得更接近彼此使得为了与先前获得的 X 射线图像的共配准的一致性并且提高该共配准而压缩对象(例如,乳腺 202),但比图 7 的压缩位置稍微分开更远以在超出时间阈值的超声扫描期间提高患者舒适感。在图 8 中,上板 214 和下板 216 分开超声距离 800,其超过压缩距离 700 但小于初始距离 600。从而,乳腺 202 仍然在压缩,但处于比在 X 射线扫描期间所采用的更低的压缩量。在图 8 中,超声换能器 232 已经移到对应于要扫描的感兴趣区 820 的扫描位置 810。超声换能器 232 的位置可由控制模块(例如,控制模块 240)控制。在超声扫描期间获得的信息可转发给控制模块和/或其他系统用于重建、分析和/或诊断。

[0100] 在 140 处,随着完成超声扫描,板之间的压缩被释放。在一些实施例中,方法可行进以通过重新安置成像系统并且与上文论述的相似地行进而而在额外的视图采集额外的图像。

[0101] 从而,实施例提供用于使对象(例如,乳腺 202)对于 X 射线和超声扫描两者都维持在相同或相似的位置中和/或在相同或相似的压缩量下,其中采取的相应扫描在时间上靠近彼此。这样的成像可提供减少的成本(其包括设备成本、进行扫描的时间成本以及与患者访视的数量关联的管理成本)、提高的共配准容易程度、提高的诊断准确性、增加的患者舒适感和/或减少的患者不安。

[0102] 图 9 提供根据各种实施例形成的 X 射线系统 910 的方框示意图。该成像系统 910 包括 X 射线源 914,其配置成朝相对 X 射线源 914 而安置的检测器阵列 918 投射 X 射线束 916。在图示的实施例中,检测器阵列 918 由多个检测器 920 形成,这些多个检测器 920 在一起感测穿过要成像的对象(例如乳腺 922)的投射 X 射线。例如,例如上文论述的检测器 218 等检测器可包括检测器阵列 918。尽管连同图 9 参考乳腺 922 描述成像射线系统 910,应注意 X 射线系统 910 可具有额外的应用。

[0103] X 射线源 914 的操作由 X 射线系统 910 的控制机构 926 支配。该控制机构 926 例如可并入控制模块(例如,控制模块 240)内。控制机构 926 包括 X 射线控制器 928,其向 X 射线源 914 提供电力和定时信号。控制机构 926 中的数据收集系统(DAS)932 从检测器 920 采样模拟数据并且将该数据转换成数字信号用于后续处理。图像重建器 934 从 DAS 932 接收采样并且数字化的 X 射线数据并且进行高速重建。重建的图像作为输入应用于计算机

936, 其将图像存储在大容量存储装置 938 中。(DAS 932、计算机 936 等中的一个或多个可并入例如控制模块 240 等控制模块内)。

[0104] 此外, 计算机 936 还经由操作者控制台 940 接收来自操作者的命令和扫描参数, 该操作者控制台 940 可具有例如键盘(未在图 9 中示出)等输入装置。关联的显示器 942 允许操作者从计算机 936 观察重构图像和其他数据。操作者供应的命令和参数由计算机 936 使用以向 DAS 932 和 x 射线控制器 928 提供控制信号和信息。另外, 计算机 936 可操作浆控制器 534, 其控制浆或板(例如, 上板 214 和下板 216) 的安置用于压缩和定位要由 X 射线扫描的对象(例如, 乳腺 202)。

[0105] 图 10 是根据各种实施例构造的示范性超声成像系统 1000 的框图。该超声系统 1000 能够使声束电或机械转向(例如在 3D 空间中)并且能配置成采集对应于受检者或患者中的感兴趣区(ROI) 的多个 2D 表示或图像的信息(例如, 图像切片), 其可如在本文更详细描述的那样限定或调整。超声系统 1000 能配置成在一个或多个取向平面上采集 2D 图像。

[0106] 超声系统 1000 包括传送器 1002, 其在束形成器 1004 的引导下驱动探头 1008 内的元件(例如, 压电元件) 1006 的阵列来将脉冲超声信号(即声波) 发射到体内。例如, 例如探头 1008 等的探头可用作超声换能器 232。可使用多种几何结构。如在图 10 中示出的, 探头 1008 可经由系统电缆 1032 和连接器 1051 而耦合于传送器 1002。声波从体内的结构反向散射来产生回到元件 1006 的回波。回波被接收器 1010 接收。接收的回波穿过束形成器 1004, 其进行接收束形成并且输出 RF 信号。该 RF 信号然后穿过 RF 处理器 1012。可选地, RF 处理器 1012 可包括复数解调器(未示出), 其解调 RF 信号来形成代表回波信号的 IQ 数据对。RF 或 IQ 信号数据然后可直接路由到缓冲区 1014 用于存储。

[0107] 在上文描述的实施例中, 束形成器 1004 作为传送和接收束形成器而操作。可选地, 探头 1008 包括 2D 阵列, 其中子孔接收在探头 1008 内部的束形成。束形成器 1004 可延迟、切趾(apodize) 和加和每个电信号与从探头 1008 接收的其他电信号。这些加和的信号代表来自超声束或线的回波。加和的信号从束形成器 1004 输出到 RF 处理器 1012。该 RF 处理器 1012 可对于多扫描平面或不同的扫描模式产生不同的数据类型, 例如 B 模式、彩色 Doppler (速度 / 功率 / 方差)、组织 Doppler (速度) 和 Doppler 能量。该 RF 处理器 1012 集合涉及多个数据切片的信息(例如 I/Q、B 模式、彩色 Doppler、组织 Doppler 和 Doppler 能量信息) 并且将该数据信息存储在缓冲器 1014 中, 该数据信息可包括时间戳和取向 / 旋转信息。

[0108] 超声系统 1000 还包括处理器 1016 (该处理器 1016 例如可并入控制模块(例如控制模块 240)) 内来处理采集的超声信息(例如, RF 信号数据或 IQ 数据对) 并且制备超声信息帧用于在显示器 1018 上显示。处理器 1016 适于根据多个能旋转的超声模态对采集的超声数据进行一个或多个处理操作。在接收回波信号时, 采集的超声数据可被处理并且在扫描会话期间实时显示。另外或备选地, 超声数据可在扫描会话期间暂时存储在缓冲区 1014 中并且然后在离线操作中被处理和显示。

[0109] 处理器 1016 连接到用户接口 1020, 其可控制处理器 1016 的操作, 如下文更详细解释的。显示器 1018 可包括一个或多个监测器, 其向用户呈现患者信息(其包括诊断超声图像) 用于诊断和分析。缓冲器 1014 和 / 或存储器 1022 可存储超声数据的二维(2D) 或三维(3D) 数据集, 其中访问这样的 2D 和 3D 数据集来呈现 2D (和 / 或 3D 图像)。可修改图像

并且显示器 1018 的显示设置还可使用用户接口 1020 来人工调整。

[0110] 超声系统 1000 的各种部件可具有不同的配置。例如,图 11 图示超声处理器模块 1050 的示范性框图,该超声处理器模块 1050 可实施为在图 10 中示出的处理器 1016 的一部分。超声处理器模块 1050 在概念上图示为子模块的集合,但可利用专用硬件板、DSP、处理器等的任何组合来实现。备选地,图 11 的子模块可利用具有单个处理器或多个处理器的现货供应 PC (其中功能操作分布在处理器之间)实现。作为另外的选项,图 11 的子模块可利用混合配置实现,其中某些模块化功能利用专用硬件进行,而剩余的模块化功能利用现货供应 PC 及诸如此类等进行。子模块还可实现为处理单元内的软件模块。

[0111] 在图 11 中图示的子模块的操作可由本地超声控制器 1052 或由处理器 1016 控制。子模块 1054-1066 进行中间处理器操作。超声处理器模块 1050 可接收采用若干形式中的一个的超声数据 1070。在图 11 的实施例中,接收的超声数据 1070 构成代表与每个数据样本关联的实部和虚部的 I、Q 数据对。该 I、Q 数据对提供给色流子模块 1054、功率 Doppler 子模块 1056、B 模式子模块 1058、谱 Doppler 子模块 1060 和 M 模式子模块 1062 中的一个或多个。可选地,可包括其他子模块,例如声辐射力脉冲 (ARFI) 子模块 1064 和组织 Doppler (TDE) 子模块 1066 等。

[0112] 模块 1054-1066 中的每个配置成采用对应的方式处理 I、Q 数据对以产生色流数据 1072、功率 Doppler 数据 1074、B 模式数据 1076、谱 Doppler 数据 1078、M 模式数据 1080、ARFI 数据 1082 和组织 Doppler 数据 1084,其中所有可在随后的处理前暂时存储在存储器 1090 (或在图 10 中示出的存储器 1014 或存储器 1022) 中。例如,B 模式子模块 1058 可产生包括多个 B 模式图像平面的 B 模式数据 276。

[0113] 数据 1072-1084 可存储例如作为矢量数据值的集合,其中每个集合定义单独超声图像帧。这些矢量数据值大体上基于极坐标系统而组织。

[0114] 扫描转换器子模块 1092 从存储器 1090 访问并且获得与图像帧关联的矢量数据值并且将矢量数据值的集合转换到笛卡儿坐标以产生格式化的超声图像帧 1093 用于显示。由该扫描转换器模块 1092 产生的超声图像帧 1093 可提供回到存储器 1090 用于随后处理或可提供给存储器 1014 或存储器 1022。

[0115] 一旦扫描转换器子模块 1092 产生与例如 B 模式图像数据及诸如此类关联的超声图像帧 1093,图像帧 1093 可再存入存储器 1090 中或在总线 1096 上传送到数据库(未示出)、存储器 1014 和存储器 1022 和 / 或其他处理器。

[0116] 扫描转换的数据可转换成视频显示的 X、Y 格式来产生超声图像帧。扫描转换的超声图像帧提供给显示控制器(未显示),其可包括将视频映射到灰度映射用于视频显示的视频处理器。灰度图可代表原始图像数据到显示的灰度级的传递函数。一旦将视频数据映射到灰度值,该显示控制器控制显示器 1018 (在图 10 中示出) (其可包括一个或多个监测器或显示窗口) 来显示图像帧。在显示器 1018 中显示的图像从数据的图像帧产生,其中每个数据指示显示中相应像素的强度或亮度。

[0117] 再次参考图 11,2D 视频处理器子模块 1094 结合从不同类型的超声信息产生的帧中的一个或多个。例如,该 2D 视频处理器子模块 1094 可通过将一个类型的数据映射到灰度图并且将另一个类型的数据映射到彩色图而使不同的图像帧组合用于视频显示。在最终显示的图像中,彩色像素数据可叠加在灰度像素数据上来形成单个多模式图像帧 1098 (例

如,功能图像),其再次再存入存储器 1090 中或在总线 1096 上传送。连续的图像帧可作为电影回放存储在例如存储器 1090 中。该电影回放代表用于捕捉向用户显示的图像数据的先进先出循环图像缓冲器。用户可通过在用户接口 1020 输入冻结命令而将电影回放冻结。用户接口 1020 可包括例如键盘和鼠标以及与将信息输入超声系统 1000 (在图 10 中示出)关联的所有其他输入控制。

[0118] 3D 处理器子模块 1100 也由用户接口 1020 控制并且访问存储器 1090 来获得 3D 超声图像数据并且产生三维图像,例如通过已知的体积渲染或表面渲染算法。三维图像可利用各种成像技术产生,例如光线投射、最大强度像素投影及诸如此类。

[0119] 从而,实施例提供系统和方法,其中可调整与 X 射线系统关联的电子束大小和焦斑大小。例如,电子束的大小可减少来提供高分辨率焦斑。而且,对于给定 X 射线管组装件的电子束的大小可由包括 X 射线管的扫描装置或系统的操作者更改或调整,从而允许一个扫描装置或系统使用不同分辨率焦斑进行多种扫描。从而,一些实施例提供可调性提高的电子束大小和 / 或提高的分辨率,例如用于 X 射线成像。

[0120] 应该注意各种实施例可采用硬件、软件或其组合实现。各种实施例和 / 或部件,例如模块或其中的部件和控制器,还可实现为一个或多个计算机或处理器的一部分。计算机或处理器可包括例如用于访问互联网的计算机、输入装置、显示单元和接口。计算机或处理器可包括微处理器。该微处理器可连接到通信总线。计算机或处理器还可包括存储器。该存储器可包括随机存取存储器 (RAM) 和只读存储器 (ROM)。计算机或处理器可进一步包括存储装置,其可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器,例如固态硬盘驱动器、光盘驱动器及诸如此类。该存储装置还可以是用于将计算机程序或其他指令装载到计算机或处理器内的其他相似工具。

[0121] 如本文使用的,术语“计算机”、“控制器”和“模块”可每个包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,其包括使用微控制器、精简指令集计算机 (RISC)、专用集成电路 (ASIC)、逻辑电路、GPU、FPGA 和能够执行本文描述的功能的任何其它电路或处理器的系统。上文的示例只是示范性的,并且从而不意在采用任何方式限制术语“模块”或“计算机”的定义和 / 或含义。

[0122] 为了处理输入数据,计算机或处理器执行存储在一个或多个存储元件中的指令集。这些存储元件还可根据期望或需要存储数据或其它信息。存储元件可采用在处理机内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0123] 指令集可包括各种命令,其指示作为处理机的计算机或处理器进行特定操作,例如本文描述和 / 或图示的各种实施例的方法和过程。指令集可采用软件程序的形式。该软件可采用例如系统软件或应用软件等各种形式并且其可体现为有形和非暂时性计算机可读介质。此外,该软件可采用单独程序或模块的集合、在更大程序内的程序模块或程序模块的一部分的形式。该软件还可包括采用面向对象编程的形式的模块化编程。输入数据由处理机的处理可响应于操作者命令,或响应于先前的处理结果,或响应于由另外一个处理机做出的请求。

[0124] 如本文使用的,术语“软件”和“固件”是可互换的,并且包括存储在存储器中供计算机执行的任何计算机程序,该存储器包括 RAM 存储器、ROM 存储器、EPROM 存储器、EEPROM 存储器以及非易失性 RAM (NVRAM) 存储器。上文的存储器类型只是示范性的,并且从而关

于可用于存储计算机程序的存储器类型不是限制性的。各种实施例的个体部件可通过云类型的计算环境而虚拟化和托管,例如来允许计算电力的动态分配,而不需要用户担心计算机系统的位点、配置和 / 或特定硬件。

[0125] 要理解上文的描述意在为说明性而非限制性的。例如,上文描述的实施例(和 / 或其方面)可互相结合使用。另外,可做出许多修改以使特定情况或材料适应各种实施例的教导而没有偏离它们的范围。尽管本文描述的材料尺寸和类型意在限定描述时,许多其他的实施例对于本领域内技术人员将是明显的。各种实施例的范围因此应该参考附上的权利要求与这样的权利要求拥有的等同物的全范围而确定。在附上的权利要求中,术语“包含”和“在…中”用作相应术语“包括”和“其中”的易懂语的等同物。此外,在下列权利要求中,术语“第一”、“第二”和“第三”等仅仅用作标签,并且不意在对它们的对象施加数值要求。此外,下列权利要求的限制没有采用部件加功能格式书写并且不意在基于 35U. S. C § 112 的第六段解释,除非并且直到这样的权利要求限定明确地使用后跟功能描述而无其他结构的短语“用于…的部件”。

[0126] 该书面描述使用示例来公开各种实施例,其包括最佳模式,并且还使本领域内技术人员能够实践各种实施例,包括制作和使用任何装置或系统和进行任何包含的方法。各种实施例的专利范围由权利要求限定,并且可包括本领域内技术人员想到的其他示例。这样的其他示例如果其具有不与权利要求的书面语言不同的结构元件,或者如果其包括与权利要求的书面语言无实质区别的等同结构元件则意在权利要求的范围内。

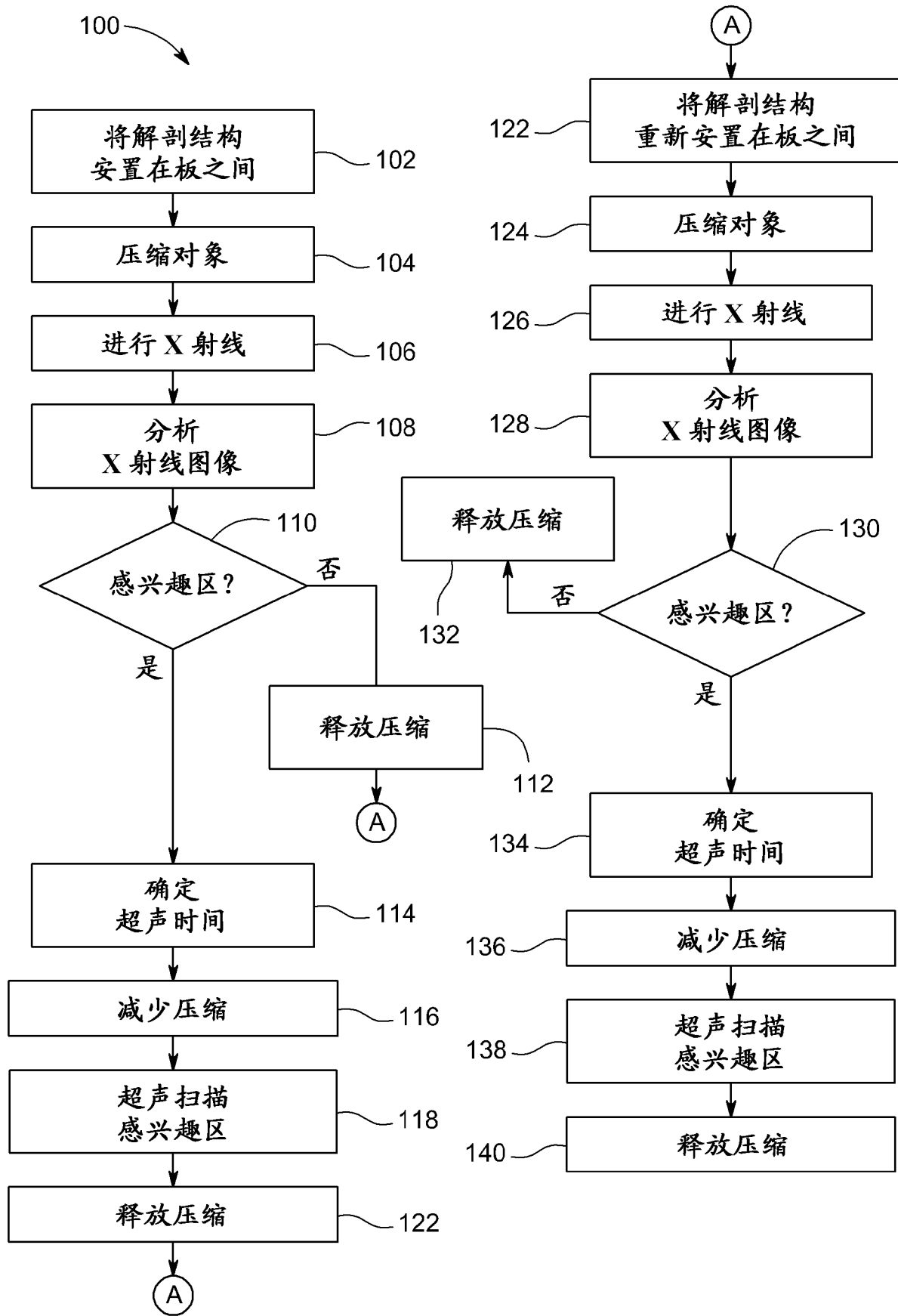


图 1

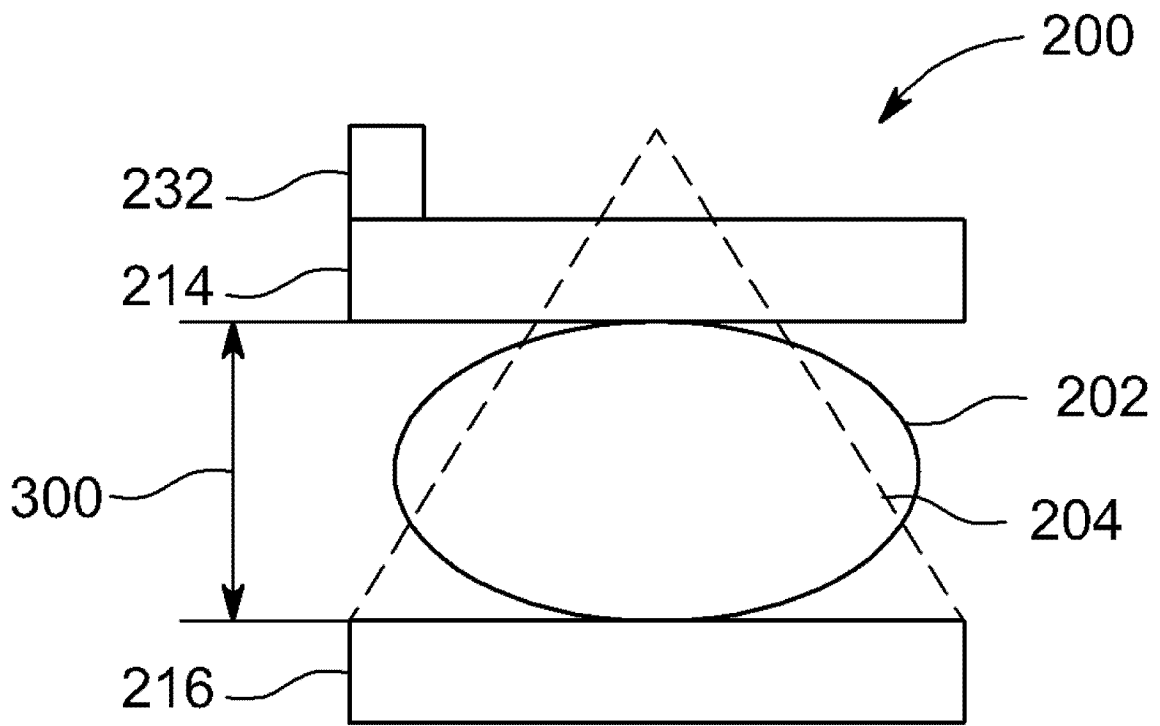


图 3

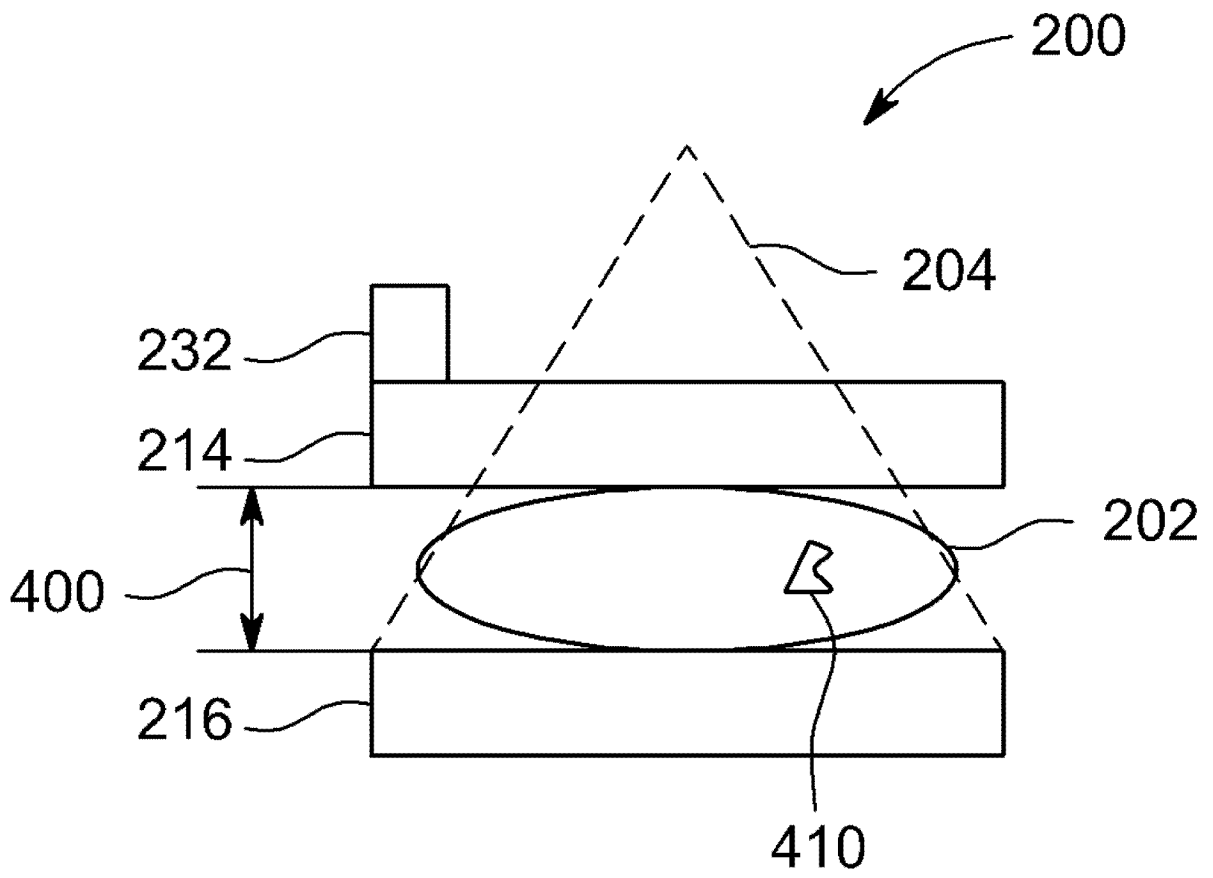


图 4

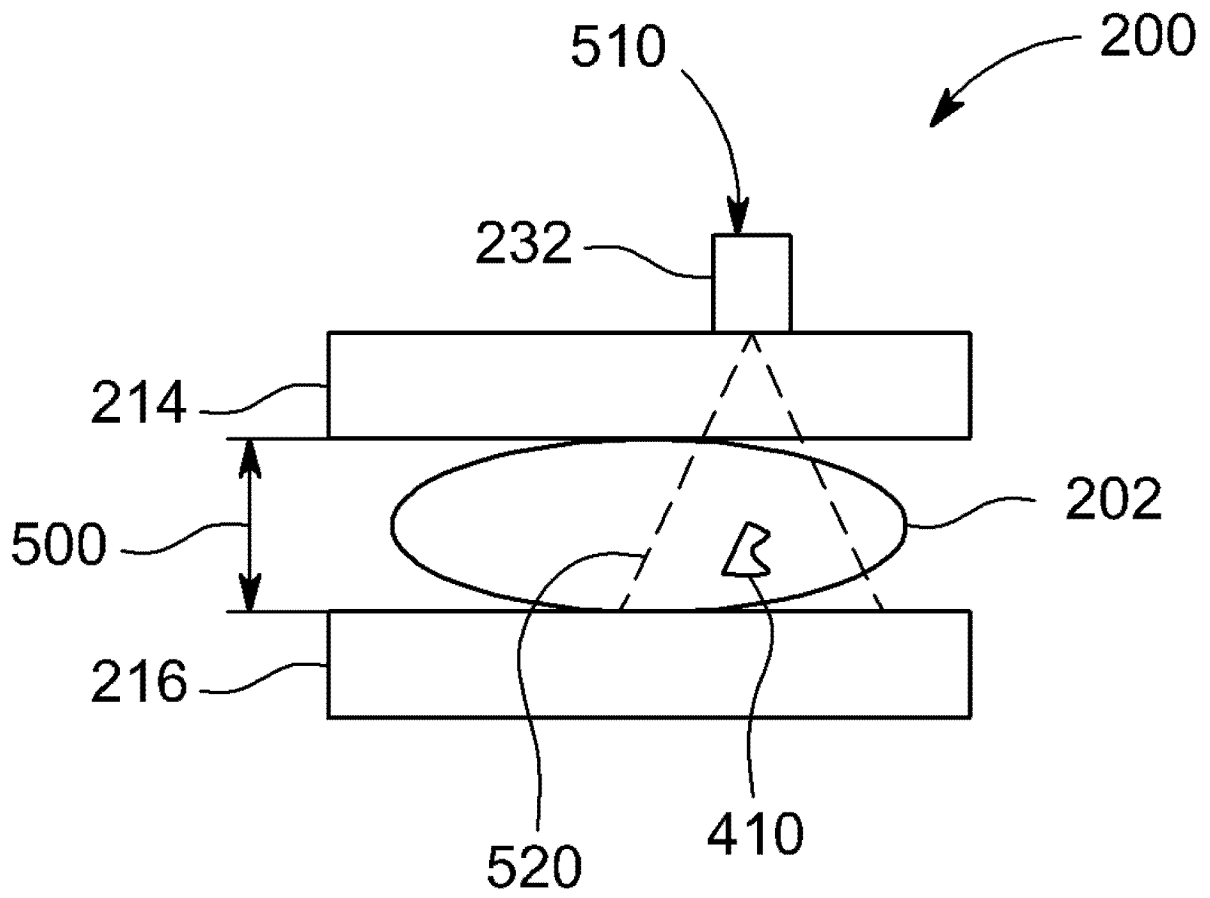


图 5

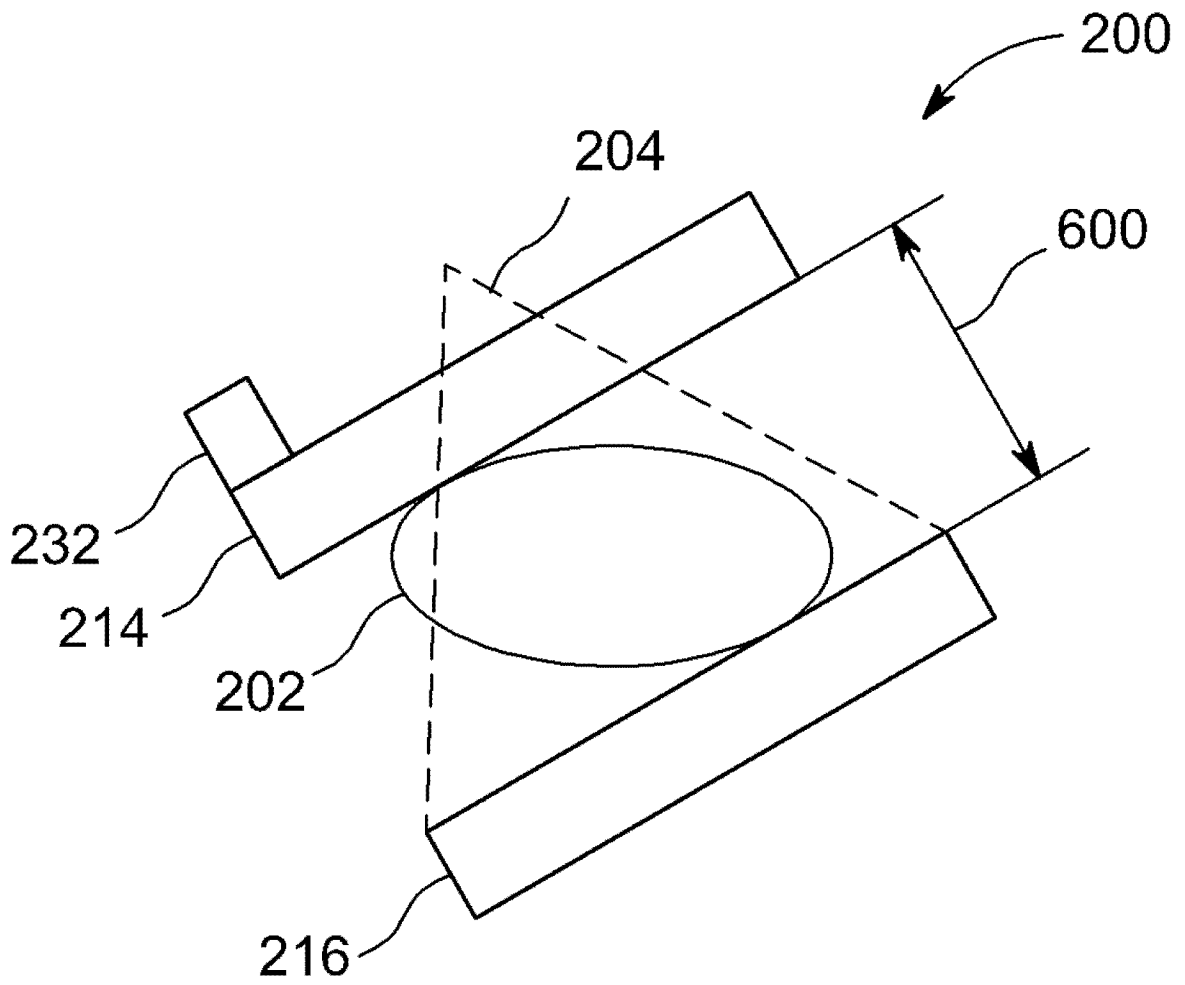


图 6

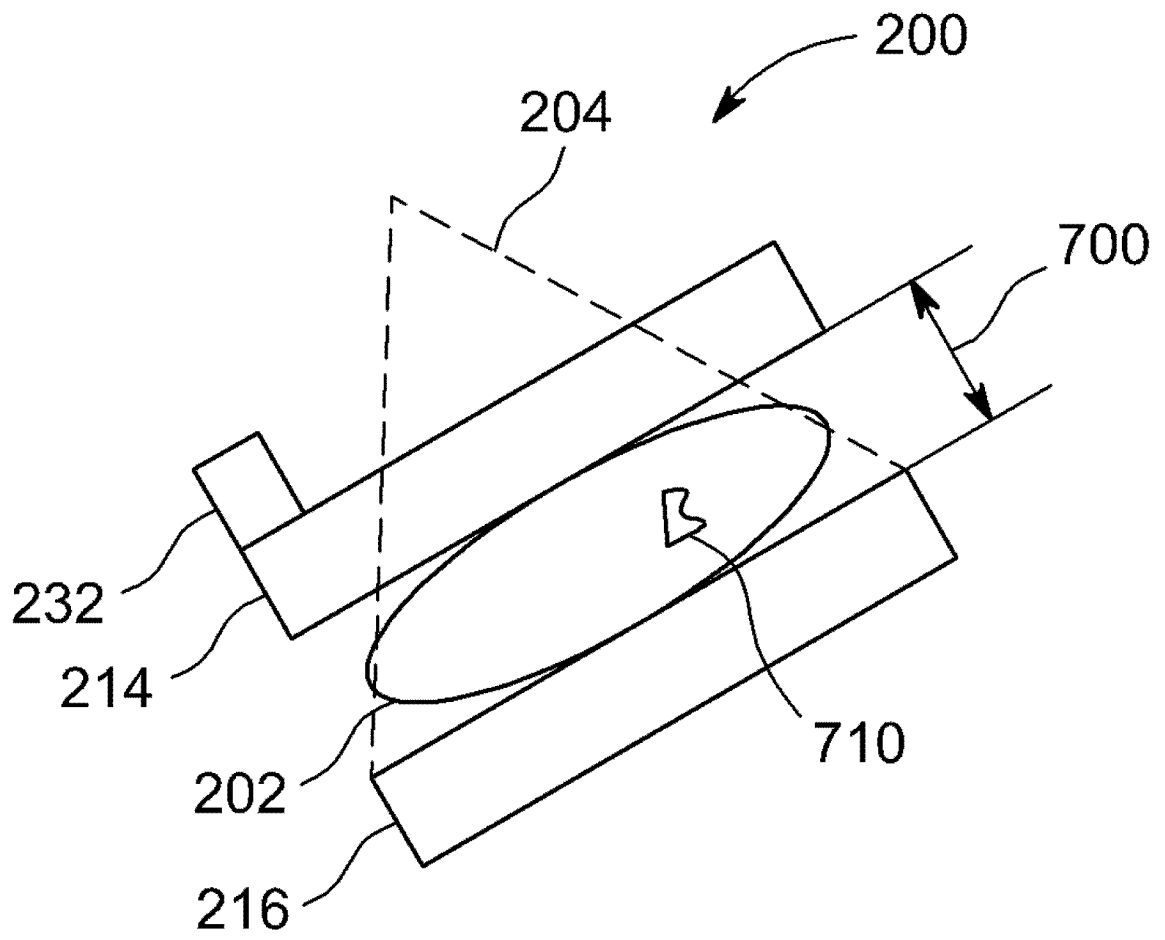


图 7

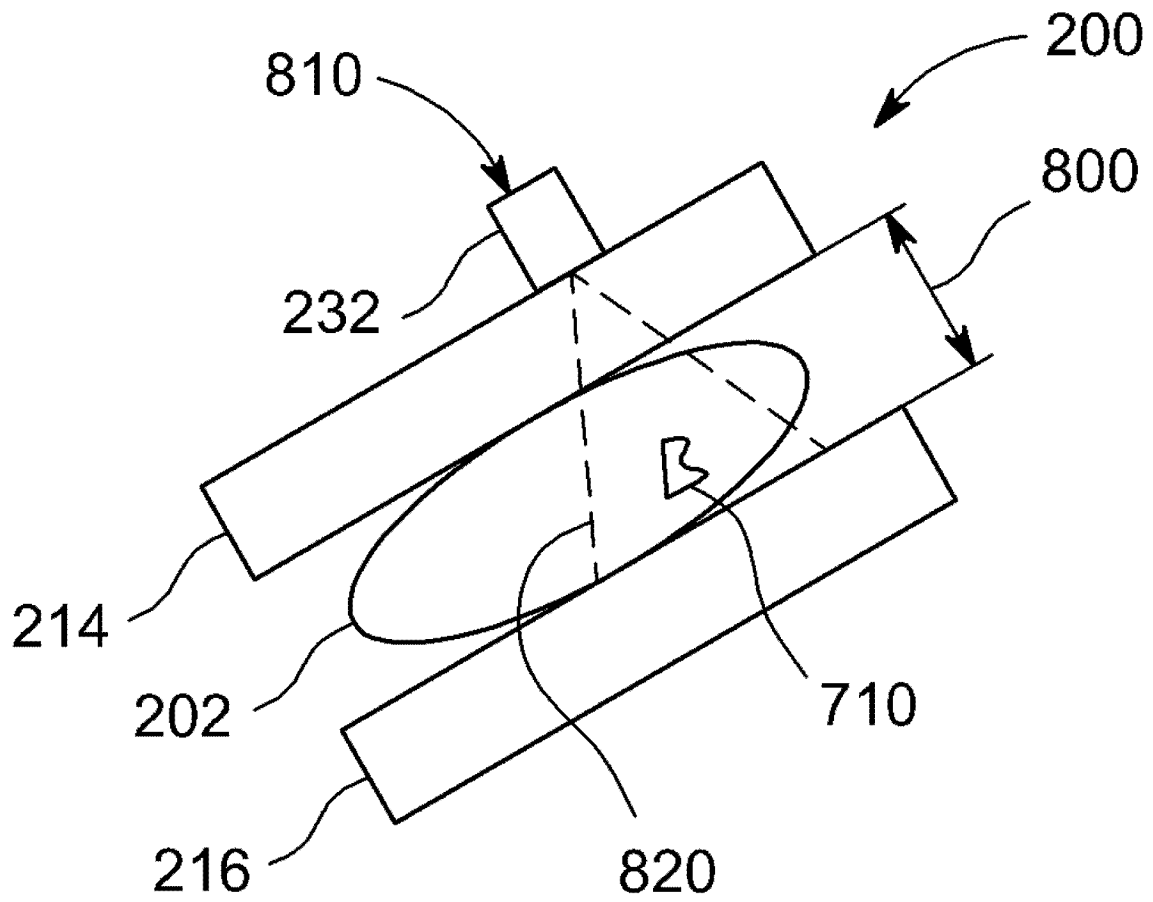


图 8

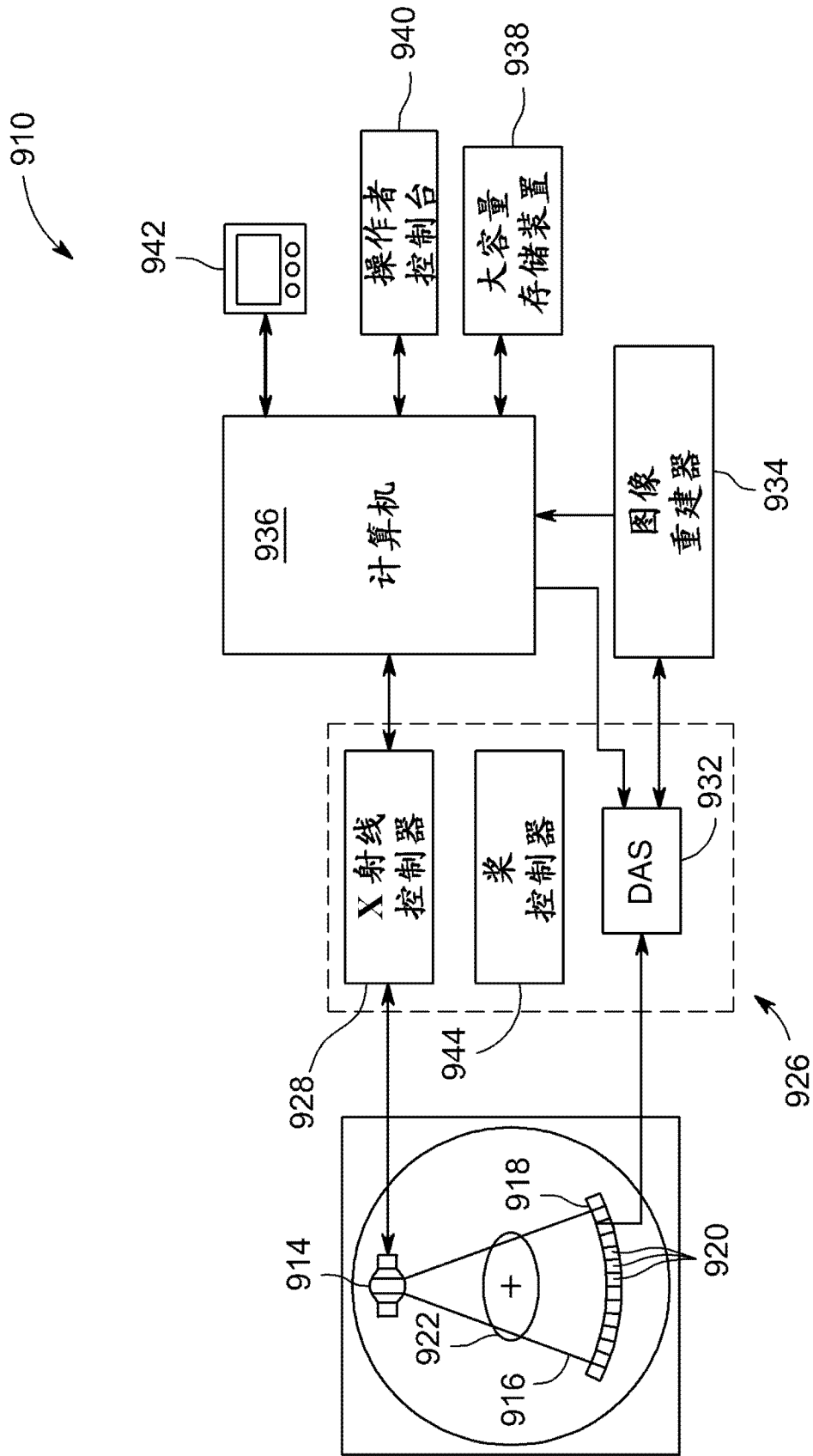


图 9

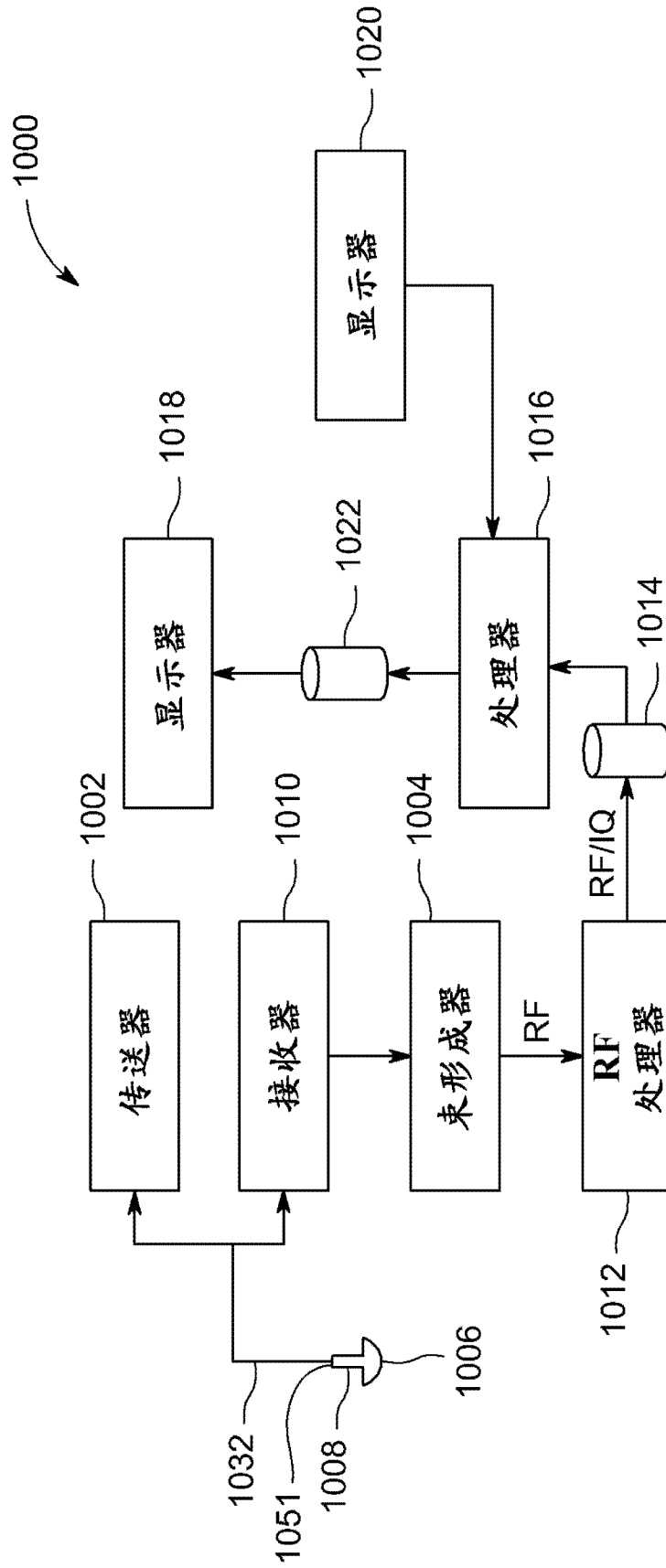


图 10

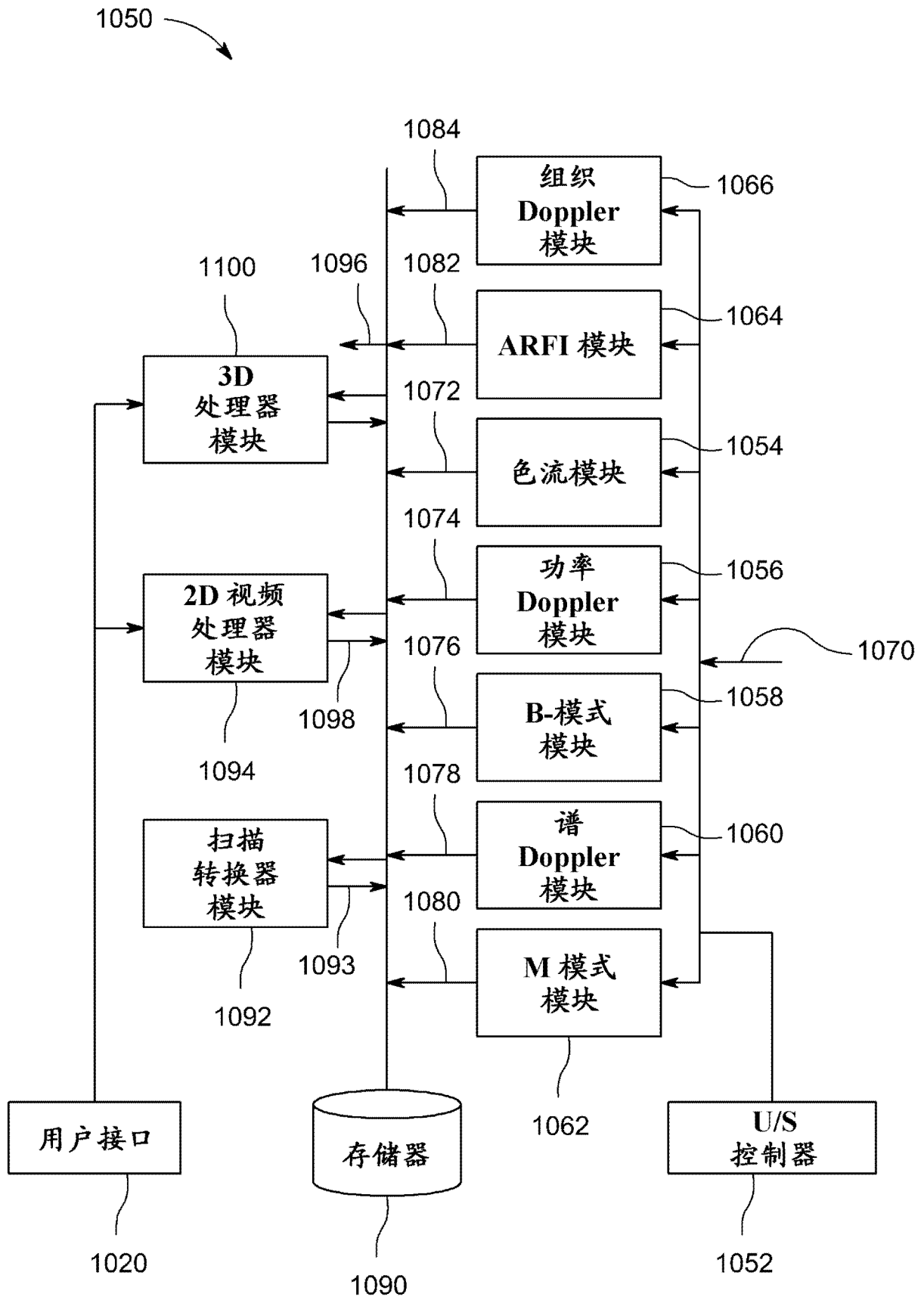


图 11

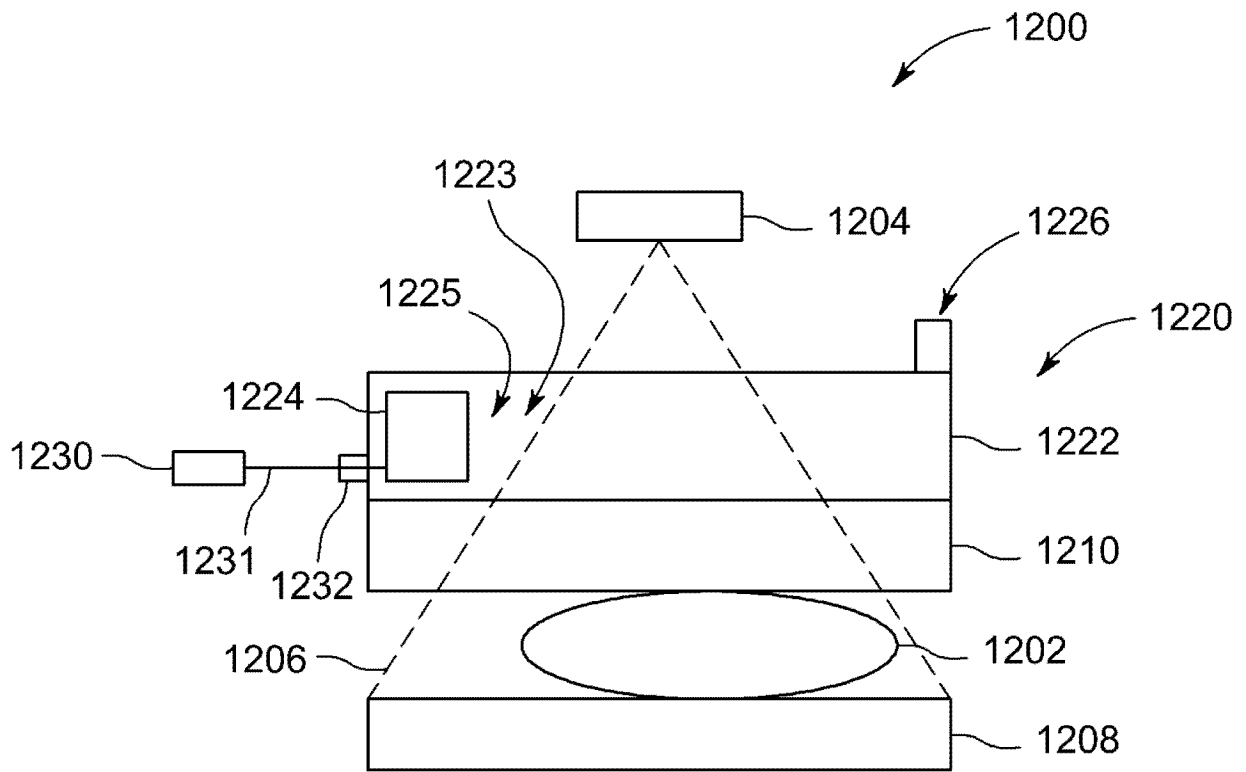


图 12

专利名称(译)	用于X射线和超声成像的系统和方法		
公开(公告)号	CN103815968A	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	CN201310568365.X	申请日	2013-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	J J 马纳克 K 汤姆纽斯 R 沃尼基 S 泽拉基维奇 范颖 A 施米茨 W B 格里芬		
发明人	J.J.马纳克 K.汤姆纽斯 R.沃尼基 S.泽拉基维奇 范颖 A.施米茨 W.B.格里芬		
IPC分类号	A61B19/00 A61B6/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B6/02 A61B6/025 A61B6/04 A61B6/0414 A61B6/4417 A61B6/461 A61B6/469 A61B6/502 A61B6/5247 A61B6/54 A61B8/0825 A61B8/13 A61B8/403 A61B8/42 A61B8/4209 A61B8/4483 A61B8/5261 A61B8/54		
优先权	13/677881 2012-11-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供成像组装件，其包括浆组装件、X射线检测单元、超声模块和控制模块。该浆组装件包括相对于彼此能铰接的第一和第二板。该第一和第二板配置成收容并且压缩要成像的对象。X射线检测单元靠近该第一和第二板中的至少一个而安装。超声模块配置成采集要成像的对象的超声信息并且包括能铰接地安装到第一和第二板中的至少一个的超声换能器。控制模块配置成安置超声换能器来扫描使用从X射线检测单元接收的X射线信息而识别的感兴趣区，而不扫描该感兴趣区外部的对象的至少一部分。

