

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 29/24 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680007837.2

[43] 公开日 2008年3月5日

[11] 公开号 CN 101137329A

[22] 申请日 2006.3.2
[21] 申请号 200680007837.2
[30] 优先权
 [32] 2005. 3. 11 [33] US [31] 60/660,672
[86] 国际申请 PCT/IB2006/050656 2006. 3. 2
[87] 国际公布 WO2006/095288 英 2006. 9. 14
[85] 进入国家阶段日期 2007. 9. 11
[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司
 地址 荷兰艾恩德霍芬
[72] 发明人 C·哈尔 S·索卡
 D·L·M·萨弗里 C·T·钱

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
 代理人 龚海军 谭祐祥

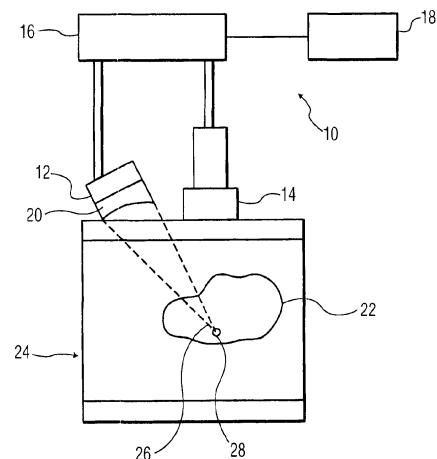
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于相位畸变校正的微泡产生技术

[57] 摘要

一种用于身体组织超声波成像的系统和方法，其中聚焦超声(FUS)换能器(20)相对于身体进行定向以使得FUS传感器(20)产生的超声波被定向朝着待成像组织。操作FUS传感器(20)使得在组织中产生微泡(28)，并且获得伴有微泡(28)的组织超声图像。如果必要，使用每个微泡(28)作为点源或点状的散射体可以校正所获得超声图像中的相位畸变。由于FUS引起的微泡(28)的形成不需要将介入式工具插入身体，从而可以通过无创方式形成微泡(28)。



1. 一种用于身体组织超声成像的方法，包括：

相对于身体定向聚焦超声（FUS）换能器（20），从而由 FUS 换能器（20）产生的超声波被定向朝着待成像组织；

操作 FUS 换能器（20），以便在成像过程中所希望的时间上、以及在该组织中在 FUS 换能器（20）位于身体内的焦点上形成至少一个微泡（28）；

在所述至少一个微泡（28）中的每一个形成后、并且在该微泡（28）仍然在该组织中存在的一段时间内获取该组织的超声图像；以及

使用所述至少一个微泡（28）作为点源，对所获得的超声图像中的相位畸变进行校正。

2. 根据权利要求 1 的方法，其中形成多个微泡（28），进一步包括：

监测每个微泡（28），以确定该微泡（28）何时对于进行相位畸变校正不再有效；以及

控制 FUS 换能器（20）的操作进而控制微泡（28）的形成，以提供微泡（28）的连续存在以有效地进行成像过程中的相位畸变校正。

3. 根据权利要求 1 的方法，其中形成多个微泡（28），进一步包括：

监测所述组织吸收每个微泡的能力；以及

基于所述组织吸收微泡（28）的能力来控制 FUS 换能器（20）的操作进而控制微泡（28）的形成。

4. 根据权利要求 3 的方法，其中对 FUS 换能器（20）的操作进行计时，以使得在成像过程中所述组织中连续存在至少一个微泡（28）。

5. 根据权利要求 3 的方法，其中通过可视化所获得的超声图像来监测所述组织吸收每个微泡（28）的能力。

6. 根据权利要求 1 的方法，进一步包括通过将 FUS 换能器（20）聚焦到下述位置上控制所述至少一个微泡（28）中的每一个在所述组织中形成的位置。

7. 根据权利要求 1 的方法，进一步包括在 FUS 换能器（20）和身体之间插入超声耦合介质。

8. 根据权利要求 1 的方法，进一步包括选择对于 FUS 换能器（20）在

其操作过程中发射的波形的设定，以优化微泡（28）的形成使其对周围组织产生最小影响。

9. 根据权利要求1的方法，进一步包括FUS换能器（20）结合高功率放大器和信号发生器一起使用。

10. 根据权利要求1的方法，进一步包括识别邻近的解剖结构，操作FUS换能器（20）在解剖结构之间形成多个微泡（28），在微泡（28）形成后、并且微泡（28）仍在存在于组织内的一段时间内获取该组织的超声图像以描绘所述邻近解剖结构之间的边界。

11. 根据权利要求1的方法，进一步包括移动所述FUS换能器（20）直到其焦点近似位于希望微泡（28）在此形成的身体中的期望位置，然后操作FUS换能器（20）在此位置形成微泡（28）。

12. 根据权利要求1的方法，进一步包括改变FUS换能器（20）的焦点以在身体的不同位置形成微泡（28）。

13. 一种微泡（28）的形成方法，该微泡用于校正目标的超声成像过程中产生的相位畸变，该方法包括：

相对于目标定向聚焦超声（FUS）换能器（20），从而由FUS换能器（20）产生的超声波被定向朝着待成像目标；以及

操作FUS换能器（20），以便在成像过程中所希望的时间上、以及在该目标中在FUS换能器（20）位于目标内的焦点上形成至少一个微泡（28），所述至少一个微泡（28）在受到超声波冲击时构成点状的散射体并且能够进行相位畸变校正。

14. 根据权利要求13的方法，其中形成多个微泡（28），进一步包括：

监测每个微泡（28），以确定该微泡（28）何时对于进行相位畸变校正不再有效；以及

控制FUS换能器（20）的操作进而控制微泡（28）的形成，以提供微泡（28）的连续存在以有效地进行成像过程中的相位畸变校正。

15. 一种用于身体组织超声成像的装置（10），包括：

聚焦超声（FUS）换能器（20），用于将超声波聚焦到待成像组织周围的位置；以及

超声成像系统，包括具有多个换能器元件的超声换能器阵列（14），以及包括波束形成和处理电路的处理和控制单元（16），所述波束形成和处理电路能够根据由所述换能器元件产生的信号来产生组织的超声图像，

以及用于校正由所述波束形成和处理电路在超声图像中产生的相位畸变的校正滤波器，

其中所述 FUS 换能器 (20) 可操作用于在组织中形成微泡 (28)，此后所述超声成像系统产生伴有微泡 (28) 的组织超声图像，并且允许使用每个微泡 (28) 作为点源校正超声图像中的相位畸变。

16. 根据权利要求 15 的装置，其中对组织吸收微泡 (28) 的能力进行监测，基于组织吸收微泡 (28) 的能力来控制所述 FUS 换能器 (20) 以对其操作进行计时进而控制微泡 (28) 的形成。

17. 根据权利要求 16 的装置，其中对所述 FUS 换能器 (20) 的操作进行计时，以使得在成像过程中微泡 (28) 连续存在于组织中。

18. 根据权利要求 15 的装置，其中所述 FUS 换能器 (20) 具有可调整的设置，选择所述设置以使得由所述 FUS 换能器 (20) 在其操作过程中发射的波形对微泡 (28) 的形成进行优化使其对周围组织影响最小。

19. 根据权利要求 15 的装置，进一步包括耦合到所述 FUS 换能器 (20) 的高功率放大器和信号发生器。

用于相位畸变校正的微泡产生技术

技术领域

本发明通常涉及用于超声成像的方法和装置，其中成像过程中产生的相位畸变被校正；尤其涉及用于产生微泡的方法和装置，所述微泡用于校正超声成像过程中产生的相位畸变。

背景技术

相位畸变说明了波传播、包括超声波传播中的一类问题。这些问题起因于，在被接收并且根据其产生图像之前，超声波传播穿过声学参数未知的材料。所述材料（例如人体组织）的未知声学性质的不利影响包括空间分辨率的复杂化和下降，最终影响对临床诊断重要的身体结构的定位。这种恶化可能起因于折射、反射、散射以及由于对超声波传播速度缺乏了解所造成的未知的相位累积。

已经提出多种用于应对超声相位畸变不利影响的技术。一些技术在超声成像区域使用恰当表征的散射体来度量超声阵列中每个接收元件所经历的相对相位畸变（例如参见 S. W. Flax 和 M. O'Donnell 的文章“Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatterers: basic principles”（使用来自点反射体和散射体的信号进行相位畸变校正：基本原理），发表于 IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 1988 年第 35 卷第 6 期：第 758-767 页）。

然而，在人体中不存在大量坚固的、天然的、点状的散射体来协助这种方法。如此，多种技术被应用到存在点状的散射体的临床情形中，例如胸部内的微钙化（例如参见 A.T. Fernandez 和 G.E. Trahey 的文章“Two-dimensional phase aberration correction using an ultrasonic 1.75D array case study on breast microcalcifications”（在胸部微钙化研究中使用超声 1.75D 阵列情况下的二维相位畸变校正），2003 年发表于 Ultrasonics, 2003 IEEE Symposium），其中可能将超声斑点作为相干散射体。另一类技术涉及在感兴趣区域中插入声学点源，并且记录成像阵列中每个通道上发射的

基元波。通过使用所谓的时间反转镜，反转的波形后向传播进入介质（例如参见 M. Fink、C. Prada、F. Wu 和 D. Cassereau 的文章“Self focusing in inhomogeneous media with time reversal acoustical mirrors”（使用时间反转声学镜在非均匀介质中的自聚焦），发表于 IEEE Ultrasonics symposium, 1989 年，第 681-686 页）。这允许发射波束在源位置处的准确聚焦。这种技术的一个缺点是，需要在感兴趣区域插入辐射源，这是有创的步骤。

提出将一些无创的声学方法，例如非线性混频或者高强度聚焦超声，或者用于在感兴趣器官内产生点源或者用于在精确选定的位置产生强的点散射体（例如参见 J. Seo、J.J. Choi、T.L. Hall、J.B. Brian、M. O'Donnel 和 CA. Cain 的文章“Generation of a pseudo-point source by nonlinear beam-mixing in the presence of ultrasound contrast agents”（存在超声造影剂情况下通过非线性波束混合产生伪点源），2004 年发表于 IEEE Ultrasonics symposium）。Seo 等人展示了在高非线性造影剂的水悬浮液中，分别在 4MHz 和 5MHz 的两个聚焦区域的交点产生 1MHz 点源的可行性。这产生了时间反转镜试验所需的虚拟源，但它依赖于某些较高数值的非线性系数，而这些系数在哺乳动物组织中通常较低。

美国专利 No. 6,485,423 描述了，将称为造影剂泡或微泡的人工超声点状散射体通过无创介入工具引入到身体中。一旦对被注入的组织进行成像，每个造影剂泡将充当点状的散射体，当用于适当的校正方案时将允许相位畸变校正。虽然这种技术在理论上可行，在实践中由于下述问题却是困难的：在成像区域中人工产生多个散射体，造影剂注入的有创性，以及缺乏对微泡出现位置的空间控制。

由于上面所述的用于在身体中引入点状散射体的技术问题，需要一种用于在身体中产生这种点状散射体的改善技术。

发明内容

本发明的一个目的是提供一种用于校正超声成像中的相位畸变的新的、改进的方法和设备。

本发明的另一个目的是提供一种用于校正超声成像中的相位畸变的新的、改进的方法和设备，其中通过无创方式产生所使用的微泡。

本发明的另一个目的是提供一种用于校正超声成像中的相位畸变的新的、改进的方法和设备，其提供对产生所使用微泡的位置和时间的较高准确性和控制能力。

本发明的再一个目的是提供一种新的无创方法和设备，用于产生在校正超声成像中的相位畸变过程中所使用的微泡。

本发明进一步的目的是提供一种新的改进的方法和设备，用于在人体中产生度量标准，以允许在超声成像应用中进行校准以及使用现有的相位畸变校正技术。

为了取得这些以及其它目的，一种用于身体组织超声成像的方法包括相对于身体定向聚焦超声（FUS）换能器，从而由 FUS 换能器产生的超声波会聚在待成像组织中或其周围的位置，操作 FUS 换能器以便在该组织中或其周围的位置形成回声微泡，在存在至少一个微泡期间获取该组织的超声图像，使用每个微泡作为点源或者点状的散射体对所获得的超声图像中的相位畸变进行校正。如此，由于 FUS 换能器相对于待成像组织能够基本自由地移动，取得对微泡形成位置的精确控制，以及通过 FUS 换能器的受控激励控制微泡形成时间。此外，由于 FUS 引起的微泡形成不需要介入工具插入身体，可以以无创方式校正相位畸变。

聚焦超声包括使用高聚焦声波来产生组织的局部低温加热（高热）、具有或没有气泡的局部机械效应、或者可能的组织切除/毁坏（高强度聚焦超声-HIFU）。从而 FUS 在治疗区域的焦点处产生囊状或者微泡形式的气体。如果形成的数量较小，并由于局部压强下降到低于组织的气压时所注入组织的除气作用，这些微泡是暂时的。由于治疗声波产生的高强度压力场，这种现象在聚焦超声中可能出现快速的压力变化。

对方法的增强包括基于与其破裂或吸收相关的状态控制微泡的形成，例如在整个成像过程中保证存在至少一个微泡。例如，通过监测待成像组织吸收微泡的能力，可以基于该组织吸收微泡的能力控制 FUS 换能器的操作进而控制微泡的形成。微泡形成的时间控制提供成像系统的改进应用，因为当成像系统没有使用时将不会形成微泡。另一方面，在成像过程期间可以连续形成微泡，由此当 FUS 换能器一次操作期间形成的一个或一组微泡被吸收入组织时，立即操作 FUS 换能器产生另一个微泡或一组微泡。

微泡形成的空间控制，即对在组织中将形成微泡的位置控制，可以通

过相对于组织移动 FUS 换能器来完成，以便聚焦在感兴趣区域中希望形成微泡的位置。在图像获取操作的间隔中，FUS 换能器可以移动或者改变 FUS 换能器的焦点。

依照本发明的身体组织超声成像装置包括，安排来聚焦超声波到待成像组织中或其周围一个位置的 FUS 换能器，以及包括具有多个换能器元件的超声换能器阵列的超声成像系统，以及包括波束形成和处理电路的处理和控制单元，所述波束形成和处理电路能够根据由换能器元件产生的信号产生组织的超声图像，以及用于校正由波束形成和处理电路产生的超声图像中的相位畸变的校正滤波器。FUS 换能器可操作用于在组织中形成微泡，其后超声成像系统产生伴有微泡的组织超声图像，并且使用每个微泡作为点源校正超声图像中的相位畸变。

可以监测组织吸收微泡的能力，例如通过在显示所获取超声图像的显示器上可视化微泡，在这种情况下，基于组织吸收微泡的能力可以控制或者计时 FUS 换能器的操作进而控制微泡的形成。例如，可以对 FUS 换能器的操作进行计时，从而在成像过程中微泡连续存在于组织中，或者在任何获取图像的时候存在。

FUS 换能器可以具有可调整的设定，选择用于图像获取的特殊设定从而 FUS 换能器在其操作期间发射的波形对微泡的形成进行优化使其对周围组织的影响最小。

附图说明

通过参考下面的说明并结合附图，可以更好地理解本发明及其进一步的目的和优势，在附图中相似的参考数字标记相似的元件。

图 1 是依照本发明的系统的示意图。

图 2 是本发明中所用方法的流程图。

具体实施方式

首先参考图 1，依照本发明的超声成像系统 10 包括聚焦超声 (FUS) 系统 12、具有多个换能器元件的超声发射器/接收器阵列 14、以及处理和 控制单元 16，该处理和 控制单元 16 控制 FUS 系统 12 和阵列 14、并且将

由阵列 14 所接受的超声波产生的视觉图像提供到显示器 18。所述处理和单元 16 包括波束产生和处理电路，能够根据阵列 14 的换能器元件产生的信号产生组织的超声图像。处理和单元 16 控制阵列 14 发射超声波以及接收超声波、从而能够根据所接收的超声波产生图像以在显示器 18 上显示，这样的工作方式在本领域是已知的。

虽然图 1 显示的 FUS 系统 12 和阵列 14 分离，但 FUS 系统 12 和阵列 14 可以集成在一起形成单个组件。在这种情况下，FUS 系统 12 和阵列 14 将被安排在一个共同外壳中，并且还可能具有共同成像元件。

FUS 系统 12 包括聚焦超声发射器或换能器 20，其将超声波聚焦到单个位置。通过将 FUS 换能器 20 相对于待成像目标进行适当定向，FUS 换能器 20 产生的超声波被定向朝向待成像目标中的一个位置。如图 1 所示，待成像目标是人体 24 中的器官 22 以及周围的组织，在此情况下 FUS 换能器 20 通常可操作用于聚焦超声波到器官 22 周围组织中的一点 26，以便在这个位置产生微泡 28。通过处理和单元 16 控制 FUS 换能器 20，使得在成像过程中产生大量的微泡 28，每个微泡处于特定的空间位置以及特定的时间。

身体 24 中形成微泡 28 的空间位置的变化可以通过多种方式获得。例如，可以在改变焦点的同时将 FUS 换能器 20 保持在单个位置从而改变微泡 28 形成的点 26。可替换地，可以改变 FUS 换能器 20 的定向、整体移动 FUS 系统 12 或者单独移动 FUS 换能器 20。

当希望在聚焦位置形成微泡 28 时，微泡 28 形成的时机或者时间变化通过操作 FUS 换能器 20 获得。在其他时间，不操作 FUS 换能器 20 从而不产生微泡 28。

当微泡 28 由 FUS 换能器 20 形成后，其在某种意义上说是短暂的，在形成后的一定时间之后将破裂。当在人体 22 中形成，微泡 28 被吸收进入身体 24。可以控制 FUS 换能器 20 保证存在至少一个微泡 28 有效，以允许整个成像过程中的相位畸变校正，即一旦一个微泡被吸收或者失效而不能进行相位畸变校正，则形成另一个微泡。

在每个微泡 28 存在期间，可以操作阵列 14 朝向器官 22 和周围组织或者待成像的身体 24 中感兴趣区域发射超声波，并且接收由其返回的超声波。对所发射和所接收超声波、包括从微泡 28 反射的超声波的分析，通过

与处理和控制单元 16 相关联的校正滤波器，被用于校正相位畸变。使用微泡和其它点状散射体进行超声成像中相位畸变校正的方式在本领域是已知的。

FUS 换能器 20 的时间和空间控制允许在希望的位置和时间形成每个微泡 28，从而使得相位畸变校正技术和/或超声成像过程最优化。和现有技术相比，不必要同时形成多个微泡，因而消除了相位畸变校正过程中存在多个微泡引起的问题，并且不需要介入工具因而消除了插入以及使用这种工具所带来的问题。

FUS 系统 12 可以是各种类型以及结构。一个示例性的结构包括，除了 FUS 发射器或换能器 20，还有高功率放大器和信号发生器。通常，FUS 换能器 20 使用单频连续波或者脉冲波激励。选择信号发生器对发射波形的设定以优化微泡 28 的形成使之对周围组织产生最小影响。为了这个目的，可以监测微泡 28 的形成，例如通过在显示器 18 上显示所获得的超声图像，并且控制 FUS 系统 12 以便提供连续存在至少一个微泡 28。

参考图 2，显示了在人体组织成像过程中本发明应用的方法的流程图。第一步骤 (30) 是定位 FUS 系统 12，从而 FUS 换能器 20 聚焦到待成像组织中所选择的感兴趣区域，即 FUS 发射器的焦点位于感兴趣的区域。这样的定位可以方便地通过 FUS 换能器 20 的曲率知识以及从 FUS 换能器 20 到焦点的近似距离获得。

优选地，FUS 换能器 20 的外壳通过超声耦合介质耦合到身体，所述介质例如凝胶和/或经过排除气体的水。

下一个步骤 (32、34) 是执行 FUS 声透射，促使在感兴趣区域中形成微泡 28。来自阵列 14 的成像发射波束的参数设定为默认值，以聚焦在感兴趣区域内或者其周围 (36)，然后激励阵列 14 以对感兴趣区域进行声透射 (38)。然后控制阵列 14 接收超声波，从中形成具有新形成微泡 28 的组织图像 (40、42)。在可辨别的微泡 28 形成之后，能够立刻执行阵列 14 的激励以获取图像。

所获取的图像显示在显示器 18 上，并且判定所显示的图像是否清晰或者能够满足成像过程的目的，如果是则成像过程结束或者选择另一个感兴趣区域并且对 FUS 换能器 20 重新定向 (44)。如果图像质量不满意并且可能有进一步的声透射，则使用相位畸变校正算法修改阵列 14 的发射和/

或接收参数(46)。如果仅修改接收参数,可以省略进一步的声透射。来自阵列14每个通道的数据可以用于相位畸变校正算法。

相位畸变校正算法可以源于或者考虑到反射自微泡28的超声波。特别是,微泡28将作为点源用于相位畸变校正算法或其它方案的应用。一旦针对成像平面获得校正,可以将相同的参数用于后续的帧。如果需要,可以将整个过程再次应用于相位畸变效应的新的表征。

FUS产生的微泡28的另一个可选的或可替代的应用可以是,测量在微泡对声透射波产生的基波和谐波响应上的相对相位畸变效应。基波散射可能具有累积的相位畸变,这是由于其穿过谐波的路径长度的两倍。

本发明可以用在腹部成像和胸部成像,在这样的情况下具有较大程度的图像变形,因为皮肤下的以及经常包围感兴趣器官的脂肪层中声速的不同导致相位畸变。本发明还可以用于其它身体部分和组织的超声成像,以及可以由FUS在其中产生微泡的其它目标(活的或者无生命)的超声成像。

本发明的特殊应用是用于小肿瘤和钙化斑的超声成像中的相位畸变校正。根据本发明提供的在准确位置和准确时间形成微泡的能力,本发明可以用于在肿瘤或钙化斑周围形成多个微泡,从而微泡的分辨率可以便于于肿瘤或钙化斑的成像。

此外,本发明可以用于沿着解剖结构之间的边界、即解剖结构之间的特殊位置形成微泡,从而描绘所述解剖结构的一个或者两者。

虽然参考附图描述了本发明的示例实施方式,应当理解本发明不限于这些明确的实施例,在不脱离本发明的范围或实质的情况下,本领域技术人员可以实现各种其它改变和修改。

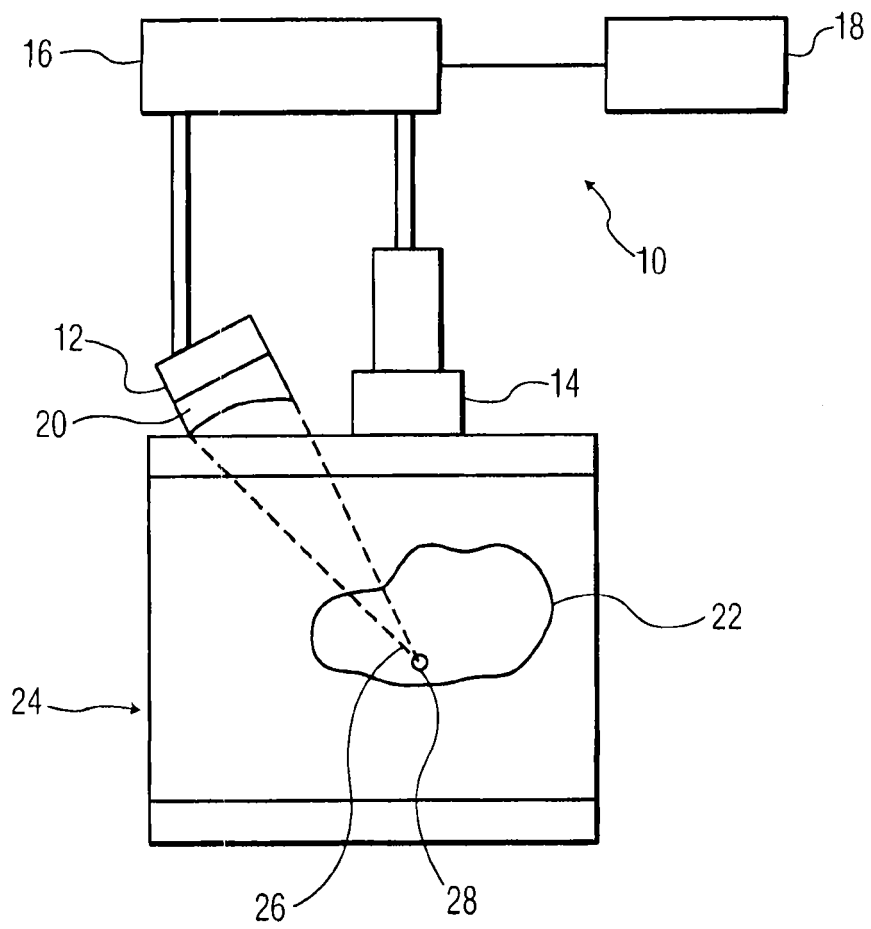


图 1

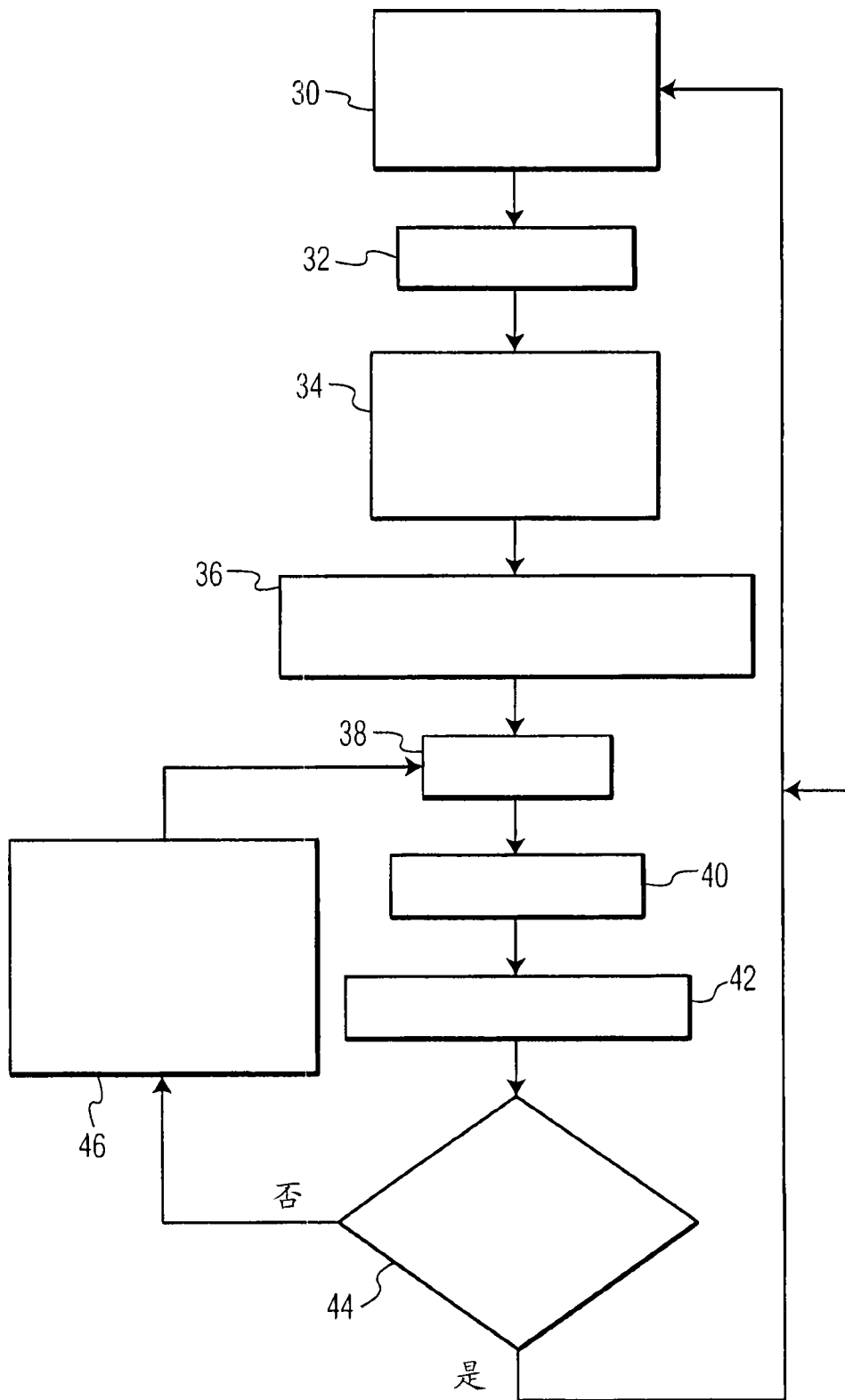


图 2

专利名称(译)	用于相位畸变校正的微泡产生技术		
公开(公告)号	CN101137329A	公开(公告)日	2008-03-05
申请号	CN200680007837.2	申请日	2006-03-02
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	C哈尔 S索卡 DLM萨弗里 CT钱		
发明人	C·哈尔 S·索卡 D·L·M·萨弗里 C·T·钱		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/4281		
代理人(译)	龚海军		
优先权	60/660672 2005-03-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于身体组织超声波成像的系统和方法，其中聚焦超声(FUS)换能器(20)相对于身体进行定向以使得FUS传感器(20)产生的超声波被定向朝着待成像组织。操作FUS传感器(20)使得在组织中产生微泡(28)，并且获得伴有微泡(28)的组织超声图像。如果必要，使用每个微泡(28)作为点源或点状的散射体可以校正所获得超声图像中的相位畸变。由于FUS引起的微泡(28)的形成不需要将介入式工具插入身体，从而可以通过无创方式形成微泡(28)。

