



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103140261 B

(45)授权公告日 2016.08.03

(21)申请号 201180031897.9

(22)申请日 2011.04.26

(30)优先权数据

12/769072 2010.04.28 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2012.12.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/001293 2011.04.26

(87)PCT国际申请的公布数据

W02011/135455 EN 2011.11.03

(73)专利权人 因赛泰克有限公司

地址 以色列卡梅尔

(72)发明人 S·维塔克 Y·赫茨伯格

Y·麦丹

(74)专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

代理人 王勇 王博

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

G10K 11/34(2006.01)

(56)对比文件

WO 2006021851 A1,2006.03.02,

WO 2006021851 A1,2006.03.02,

US 2004236253 A1,2004.11.25,

US 6613005 B1,2003.09.02,

CN 1257414 A,2000.06.21,

McDannold N et.al..Magnetic resonance acoustic radiation force imaging.《Medical Physics》.2008,第35卷(第8期),

审查员 姚宗妮

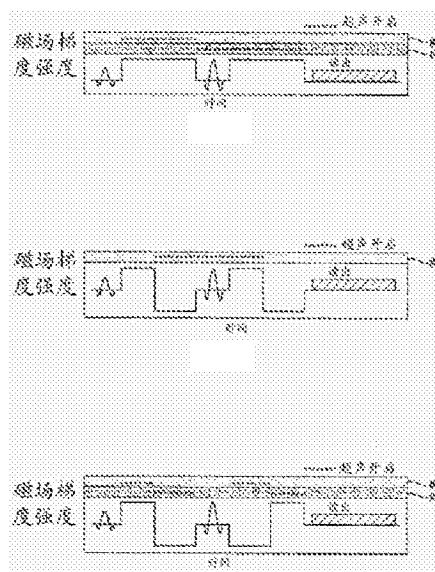
权利要求书1页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

多段超声换能器

(57)摘要

本发明公开了用于聚焦包括多个独立、可单独移动的换能器段的超声换能器的系统和方法。



1. 一种用于操作与磁共振成像系统结合使用的超声系统的控制系统,所述超声系统包括独立、可单独移动的换能器段的布置,每个换能器段包括换能器元件的定相阵列用于生成与其关联的超声焦点,所述控制系统包括电路,所述电路用于:

(i)通过设定所述段的所述换能器元件之间的相对相位来驱动每个段以生成关联的超声焦点,

(ii)至少部分地基于所述超声焦点的图像确定所述焦点是否与全焦点同定位和同相,

(iii)如果所述焦点不与所述全焦点同定位,则调节所述段的位置或相位梯度中的至少一个,从而使所述焦点与所述全焦点同定位,并且

(iv)如果所述焦点不与所述全焦点同相,则由以下方式将所述焦点的总相位调节到所述全焦点的相位:(A)在可变相位驱动所述段,同时在恒定相位驱动其它段,由此改变所述全焦点的强度,(B)如果有的话,确定所述强度最大化时的所述恒定相位和所述可变相位之间的相位差;并且(C)如果所述相位差为非零,则基于所述相位差调节所述段的总相位。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

所述超声系统;以及

用于成像与所述段关联的所述超声焦点的所述磁共振成像系统。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述换能器段机械地去耦。

4. 根据权利要求2所述的系统,其中所述换能器段机械地耦合。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中所述换能器段形成具有单自由度的连杆机构。

6. 根据权利要求2所述的系统,其中所述磁共振成像系统、所述布置和所述电路共同被配置成使用磁共振辐射力成像来成像所述超声焦点。

7. 根据权利要求2所述的系统,其中通过将相等幅度的相移施加到生成所述焦点的所述段的所有换能器元件来调节所述焦点的总相位。

8. 根据权利要求2所述的系统,其中所述相对相位设定至少部分地基于声处理模型。

9. 根据权利要求2所述的系统,其中所述相对相位设定至少部分地由以下方式确定:
(i)在可变相位驱动所述段的选定元件,同时在恒定相位驱动其它元件,由此改变所述焦点的强度;(ii)如果有的话,确定所述强度最大化时的所述恒定相位和所述可变相位之间的相位差;并且(iii)如果所述相位差为非零,则基于所述相位差相应地调节所述选定元件的相位。

10. 根据权利要求2所述的系统,其中使用热成像实现成像所述焦点。

11. 一种聚焦包括多个独立、可单独移动的段的超声换能器布置的非治疗性方法,每个换能器的段包括多个换能器元件,对于所述多个换能器的段的每一个,所述方法包括:

通过设定所述段的所述换能器元件之间的相对相位来驱动所述段,从而生成超声焦点;

相对于全焦点的相位测量与所述焦点关联的总相位;以及

确定所述焦点是否与所述全焦点同相,并且如果不是,则由以下方式将所述焦点的总相位调节到所述全焦点的相位:(i)在可变相位驱动所述段,同时在恒定相位驱动其它段,由此改变所述焦点的强度,(ii)如果有的话,确定所述强度最大化时的所述恒定相位和所述可变相位之间的相位差;并且(iii)如果所述相位差为非零,则基于所述相位差调节所述段的总相位。

多段超声换能器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2010年4月28日提交的序列号为12/769,072的美国专利申请的优先权和权益,上述申请的完整公开内容通过引用在此被合并于本文中。

技术领域

[0003] 本发明大体上涉及用于超声聚焦的系统和方法。特别地,各实施例涉及例如利用磁共振声辐射力成像(MR-ARFI)聚焦多段超声换能器。

背景技术

[0004] 聚焦超声(即,具有大于大约20千赫的频率的声波)可以用于成像或治疗患者身体内部组织。例如,超声波可以用于消融肿瘤,不需要患者经历有创手术。为此,压电陶瓷换能器置于患者的外部,但是紧靠待消融的组织(“靶”)。换能器将电驱动信号转换成机械振动,导致发射声波。换能器可以成形为使得波在焦点区域中会聚。备选地或附加地,换能器可以由多个单独驱动的换能器元件形成,所述换能器元件的相位均可以彼此独立地进行控制,并且因此,可以被设置成导致焦点区域中的单独的声波的结构干涉。这样的“定相阵列”换能器便于通过调节换能器之间的相对相位将焦点区域转向到不同位置。磁共振成像(MRI)可以用于可视化焦点和靶以便引导超声束。

[0005] 对于指定焦点强度,为了最小化围绕靶的组织区域经受的强度,超声波优选地来自多个方向。这可能需要尽可能围绕靶的大换能器表面。然而大面积换能器阵列难以操作,并且可能使束转向变得复杂。而且,取决于身体内部的特定的靶位置,换能器的放置可能受到解剖障碍物约束。为了治疗不同组织和器官,不同形状的换能器可能是期望的。此外,即使换能器相对于靶的定位在几何上是最佳的,但是来自换能器表面的某些区域的超声波可能被强吸收组织(例如骨或其它内部解剖障碍物)阻挡。因此,需要适应于各种解剖限制的聚焦超声换能器阵列。

发明内容

[0006] 本发明在各实施例中提供包括多个独立、可单独移动段的超声换能器布置,以及用于共同校准和驱动这些段以生成共同、“全”焦点的系统和方法。所述段可以以利用声窗口(即,声波可以沿其传播而不受到明显吸收、反射或散射的束路径)的方式围绕靶放置。在一些实施例中,换能器段或松或紧地被机械耦合,这减小相对运动的自由度的数量。在其它实施例中,所述段机械地去耦。

[0007] 在典型实施例中,每个段包含多个(例如数十、数百或数千)换能器元件。在操作中,可以调节这些元件的相对相位和/或幅度来把从相应换能器段发出的超声束沿着期望方向转向,并且在期望距离处产生焦点。可以从关于换能器段的几何关系、它相对于靶的位置和取向以及沿着束路径的相关材料性质(例如在所使用的频率下的声速)的信息(在下文中被统称为“声处理模型”)计算所需的相对相位和/或幅度。备选地,在治疗设备自身中或

在校准设备中在将段整合到用于治疗的换能器布置中之前,通过焦点品质的迭代测量和相位/幅度调节,可以用实验确定它们。在一些实施例中,基于声处理模型的计算有利地与实验反馈组合。

[0008] 一旦已单独地聚焦了段(使得它们的换能器元件的输出会聚在共同位置),可以使它们的相应焦点重叠。在一些实施例中,将单独的束聚焦在靶位置将足以生成期望全焦点(global focus)。然而一般而言,单独的焦点将至少略微彼此偏移,导致模糊的全焦点。为了改善焦点品质,一个或多个段可以物理地移动以平移和/或旋转束,和/或可以在换能器元件上施加相移梯度以调节(一个或多个)束转向角。

[0009] 除了各换能器段的焦点的同定位以外,全焦点通常需要各声波同相(至少近似)到达全焦点的中心。可以通过使其所有元件的相位同时移动相同量而调节来自单独的段的声波的总相位。通过改变与一个段关联的总相位、同时保持其它段的总相位恒定并且观察焦点强度和品质的最后产生的变化,可以使来自不同换能器段的声波同相。中心的焦点强度被最大化时的可变和恒定相位之间的相位差对应于受测试的段的总相位应当调节以改善全焦点的量。可以依次为所有段执行该程序以在全焦点的中心获得结构干涉。为了减小该调节程序所需的声处理的数量,换能器段的相对总相位的初始设置可以在可用程度上基于关于段的相对位置和取向的信息。

[0010] 例如包括热成像和MR-ARFI的各种技术可以用于在上述的校准程序期间可视化焦点。热成像并非在所有类型的组织中都是可能的;例如,它在脂肪组织中不起作用,原因是脂肪组织的共振频率在很大程度上与适合于成像的温度范围中的温度无关。而且,热成像与温度的局部升高关联,由于医疗原因,这在某些组织类型中希望避免,例如在血块中。在另一方面,磁共振声辐射力成像可应用于所有类型的软组织。它包括由与声波关联的压力产生的微小材料位移的磁共振成像(MRI)。位移随着声场强度而增加。因此,通过调节换能器段的位置、束方向和/或总相位以增加材料位移,焦点处的强度和因此焦点品质可以得到改善。与热成像相比,MR-ARFI在沉积到材料中的能量水平更低的情况下提供足够的信号强度和对比度。所以,MR-ARFI可以在热成像由于其可能损伤组织而被排除的许多情况下使用。此外,在累积能量沉积达到生理可忍受的极限之前,MR-ARFI可以允许更大数量的测量,和因此更佳的焦点。

[0011] 在一个方面中,本发明的各实施例涉及一种聚焦包括多个独立、可单独移动的段的超声换能器布置的方法,其中每个换能器段又包括多个换能器元件。所述换能器段可以机械地去耦或机械地耦合。两个或更多个段之间的机械耦合可以消除段之间的相对运动的自由度。所述方法包括对于所述多个换能器段的每一个执行以下步骤:(i)驱动所述段,从而生成超声焦点;(ii)相对于全焦点的相位测量与所述焦点关联的总相位;以及(iii)确定所述焦点是否与所述全焦点同相,并且如果不是,则将所述焦点的总相位调节到所述全焦点的相位。

[0012] 驱动所述段可以包括设定所述段的换能器元件之间的相对相位,从而生成所述超声焦点。所述相对相位设定可以(至少部分地)基于声处理模型。备选地,所述相对相位设定可以(至少部分地)由以下方式确定:(i)在可变相位驱动所述段的选定元件,同时在恒定相位驱动其它元件,由此改变所述焦点的强度;(ii)如果有的话,确定所述强度最大化时的所述恒定相位和所述可变相位之间的相位差;并且(iii)如果所述相位差为非零,则相应地调

节所述选定元件的相位。在一些实施例中,相对相位的这样的实验调节是与声处理模型的使用相组合的。

[0013] 相对于所述全焦点的相位,测量所述焦点的总相位可以由以下方式实现:(i)在可变相位驱动所述段,同时在恒定相位驱动其它段,由此改变所述全焦点的强度;(ii)如果有的话,确定所述强度最大化时的所述恒定相位和所述可变相位之间的相位差;并且(iii)如果所述相位差为非零,则基于所述相位差调节所述段的总相位。确定所述相位差可以包括例如使用MR-ARFI成像所述焦点。可以通过将相等幅度的相移施加到生成所述焦点的所述段的所有换能器元件而调节所述焦点的总相位。在一些实施例中,所述方法还包括相对于所述全焦点的位置测量与每个段关联的所述焦点的位置,确定所述焦点是否与所述全焦点同定位,并且如果不是,则将所述焦点移动到所述全焦点。

[0014] 在另一个方面中,根据各实施例,一种用于聚焦具有多个独立、可单独移动的段(其中每个换能器段再次包括多个换能器元件)的超声换能器布置的方法包括:驱动每个段,从而生成超声焦点;相对于全焦点的位置测量所述相应的焦点的位置;以及确定所述相应的焦点是否与所述全焦点同定位,并且如果不是,则将它移动到所述全焦点。

[0015] 相对于所述全焦点测量所述焦点的位置可以包括例如使用MR-ARFI或热成像来成像所述焦点。通过物理地移动所述段,或备选地或附加地,通过在所述段的换能器元件上施加相位梯度,可以实现移动所述焦点。

[0016] 在又一个方面中,本发明的各实施例提供一种用于聚焦超声的系统,所述系统包括:具有多个独立、可单独移动的段的超声换能器布置,每个换能器段包括用于生成超声焦点的换能器元件的定相阵列;用于成像与所述段关联的所述超声焦点的MRI系统;以及与所述磁共振成像系统和所述超声换能器布置通信的控制装置。所述控制装置被配置成(i)驱动每个段以生成所述关联的超声焦点,(ii)(至少部分地基于所述超声焦点的图像)确定所述焦点是否与全焦点同定位和同相,并且如果单独的段的焦点不与所述全焦点同定位,(iii)调节所述段的位置、总相位或相位梯度中的至少一个,从而使所述焦点与所述全焦点同定位并且同相。

[0017] 在一些实施例中,所述换能器段机械地去耦。在其它实施例中,所述换能器段机械地耦合。例如,所述换能器段可以形成具有单自由度的连杆机构。所述MRI系统、所述超声换能器布置和所述控制装置可以共同被配置成通过MR-ARFI成像所述超声焦点。

[0018] 在另一个方面中,本发明在各实施例中提供一种使用超声治疗靶的方法。所述方法包括:围绕所述靶布置多个独立、可单独移动的换能器段(每个段包括多个换能器元件);校准所述换能器段的布置;以及然后同时驱动所述换能器元件以将超声聚焦到所述靶中,由此治疗所述靶。可以布置所述换能器段,从而利用声窗口。校准所述换能器段的布置由以下方式实现:(i)驱动每个段以生成超声焦点;并且(ii)成像每个段的所述超声焦点以确定它是否与所述靶处的全焦点重合,并且如果不是,则调节所述段以使所述超声焦点与所述全焦点重合。

[0019] 确定特定段的所述超声焦点是否与所述全焦点重合可以包括确定所述超声焦点是否与所述全焦点同定位和/或所述超声焦点是否与所述全焦点同相。如果与段关联的所述焦点不与所述全焦点同定位,则可以调节所述段的位置或相位梯度。如果与段关联的所述焦点与所述全焦点异相,则可以调节所述段的总相位。

[0020] 在另一个方面中,本发明的某些实施例涉及一种用于操作与MRI系统结合使用的超声系统的控制系统,所述超声系统包括多个独立、可单独移动的换能器段的布置(每个换能器段包括用于生成与所述段关联的超声焦点的换能器元件的定相阵列)。所述控制系统包括电路,所述电路用于(i)驱动每个段以生成关联的超声焦点,(ii)至少部分地基于所述超声焦点的图像确定所述焦点是否与全焦点同定位和同相,并且如果不是,(iii)调节所述段的位置、总相位或相位梯度中的至少一个,从而使所述焦点与所述全焦点同定位并且同相。

附图说明

[0021] 下面结合附图对本发明进行详细描述,这将更容易理解前述的内容,其中:

[0022] 图1是示意图,示出了根据各实施例的具有多段超声换能器的MR引导聚焦超声系统;

[0023] 图2A-2C示出了根据各实施例的若干MR-ARFI序列;

[0024] 图3A是根据一些实施例的超声焦点区域中的材料位移的图像;

[0025] 图3B是示出焦点中心中的材料位移与单独的换能器元件的相位的关系的图形,它可以用于根据各实施例的校准方法中;以及

[0026] 图4是流程图,示出了根据本发明的各实施例的聚焦多段超声换能器阵列的方法。

具体实施方式

[0027] 图1示意性地示出了根据本发明的各实施例的示例性磁共振引导聚焦超声系统100。该系统包括若干超声换能器元件102,所述超声换能器元件围绕患者的躯干104布置并且指向患者内部的感兴趣区域(“ROI”)中(例如患者的肝中)的靶106。段102可以均附着到相应的外壳或支撑结构。备选地,段102可以安装在共同外壳上,所述外壳具有允许段相对于彼此平移和/或旋转的松连接可移动部分。在一些实施例中,每对换能器元件之间的相对运动具有六个自由度,即,三个旋转自由度和三个平移自由度。在其它实施例中,换能器中的至少一些之间的相对运动部分地被约束。例如,用于治疗长骨的某些换能器具有形成机械连杆或链的多个段。段可以通过铰链、铆钉、轴承、螺栓连接、轴、辊、通用接头或消除一个或多个平移或旋转自由度的其它装置机械耦合。例如由铰链连接的段的链形成单自由度连杆机构。段之间的机械耦合可以是刚性的或挠性的。挠性耦合可以提供连续的耦合强度(在强端部接近刚性耦合),并且可以包括弹性元件,例如弹簧。一般而言,挠性耦合允许连杆之间的一定程度的不对准。

[0028] 每个换能器元件102可以包括可单独控制的换能器元件108的一维或二维阵列(即,排或矩阵)。在其它实施例中,换能器元件108可以以非协调方式布置,即,它们不需要规则地间隔或以规则图案布置。在另外的其它实施例中,段中的一个或多个均包括仅仅一个换能器元件108。段可以具有弯曲(例如球面或抛物线)形状,如图所示,或者可以包括一个或多个平面或其它形状的部段。它们的尺寸可以根据不同的应用在数毫米至数十厘米之间变化。换能器元件108可以是压电陶瓷元件。也可以使用压电复合材料或一般地能够将电能转换成声能的任何材料。为了对元件108之间的机械耦合进行阻尼,它们可以使用硅酮橡胶或任何其它合适的阻尼材料安装在(一个或多个)外壳上。

[0029] 换能器元件108可单独控制,即,它们均能够在与其它换能器的幅度和/或相位无关的幅度和/或相位发射超声波。控制装置110用于驱动换能器元件108。控制装置110可以包括用于换能器段102的每一个的独立控制模块。对于段102的n个换能器元件108,控制装置110内的控制模块可以包含n个控制电路,每个控制电路包括放大器和相位延迟电路,每个控制电路驱动换能器元件中的一个。控制装置110可以分裂典型地在0.1MHz至4MHz的范围内的射频(RF)输入信号以提供用于n个控制电路的n个通道(和用于其它换能器段的附加通道)。控制模块可以被配置成在相同的频率、但是在不同的相位和不同的幅度驱动单独的换能器元件108使得它们共同产生聚焦超声束。对于换能器段102的每一个,控制装置110也可以包括可以用于调节相应的段的总幅度和相位的附加放大器和相位延迟电路。

[0030] 控制装置110理想地提供计算功能,所述计算功能可以在软件、硬件、固件、硬接线或它们的任何组合中实现,以计算期望焦点位置所需的相位和幅度。在控制装置中执行的计算可以基于用于换能器段的声处理模型和/或关于焦点品质的实验反馈,如下面进一步所述。一般而言,控制装置可以包括若干可分离装置,例如频率发生器,用于每个控制模块的包含放大器和相位延迟电路的束成形器,以及为单独的换能器元件108执行相位和幅度的计算并且将其传到(一个或多个)束成形器的计算机(例如通用计算机)。这样的系统容易获得或者可以在不需要过度实验的情况下实现。

[0031] MRgFUS100还包括与控制装置110通信的MRI装置112。该装置112可以包括在其孔腔内生成静态磁场的圆筒形电磁体114。在医疗程序期间,患者可以放置在可移动支撑床台上并置于孔腔的内部,并且定位成使得包含ROI(例如患者的肝)的成像区域在磁场大致均匀的区域中。该均匀区域内的磁场强度典型地在大约1.5至大约3.0特斯拉之间。磁场导致氢核自旋对准并且围绕磁场的总体方向进动。围绕成像区域的RF发射器线圈116将RF脉冲发射到成像区域中,导致对准自旋中的一些在暂时高能非对准状态和对准状态之间振荡。该振荡在接收器线圈(可以是、但不必须是发射器线圈116)中感生了RF响应信号,该RF响应信号被称为磁共振(MR)回波或MR响应信号。使用图像处理系统,MR响应信号被放大、调节并且数字化为原始数据,并且由本领域的普通技术人员已知的方法进一步转换成图像数据的阵列。基于图像数据,识别靶106(例如肿瘤)。此外,在一些实施例,从图像中的MRI标记(例如由嵌入或附着到该段的MR线圈生成)确定段的位置和/或取向。然后驱动每个超声换能器段102,从而将超声聚焦到治疗区域中(或附近)。

[0032] 为了使由各换能器段102生成的焦点彼此并且与靶106对准,可以使用多种基于磁共振的成像技术中的一种可视化焦点,例如热MRI或MR-ARFI。由于MR-ARFI在对准和校准程序期间通常需要比其它方法更低的超声能量,并且在实际治疗之前的超声强度应当被最小化以避免损伤靶的外部的组织,因此MR-ARFI典型地是优选的。在MR-ARFI中,驱动换能器,从而将超声波脉冲聚焦到身体中的靶处或附近。超声波将声辐射压力施加到沿其路径的材料上。在波会聚的焦点处,该压力最高,导致材料在纵向上的暂时局部位移和/或导致径向远离焦点传播的剪切波。因此,超声压力产生直接反映声场的位移场。可以通过由梯度线圈将瞬时运动或位移敏感磁场梯度施加到成像区域可视化位移场,所述梯度线圈是标准MRI系统的一部分并且典型地靠近圆筒形电磁体114定位。当在这样的梯度存在的情况下施加超声脉冲时,最后产生的位移直接被编码到MR响应信号的相位中。例如,梯度线圈和换能器可以被配置成使得超声脉冲朝着具有更高场强度的磁场的区域推动靠近焦点的材料。响应

于磁场中的最终产生的变化,MR响应信号的相位将相应地变化,从而把因超声辐射压力导致的位移编码到信号中。

[0033] 为了获得高图像对比度,根据合适的位移编码序列相对于彼此精确地定时超声脉冲、编码梯度和RF脉冲。图2A-2C示出了可以用于本发明的实施例中的五个示例性MR-ARFI序列。这些序列图示出了位移编码磁场梯度(细实线)、超声脉冲(虚线)和RF脉冲(粗实线)在时间上出现的顺序。显示了三个不同场梯度集合:两个单瓣(a),重复双极(b)和反双极(c)。对于梯度集合(a),可以在第一或第二瓣期间施加超声。类似地,对于梯度集合(c),可以在双极的第一或第二半部期间施加超声。一般而言,MR-ARFI序列利用与超声脉冲同步的磁场梯度。在优选实施例中,可以使用类似于图2B中所示的重复双极序列(b)的序列。成像序列可以编程到控制装置110中。控制装置110然后将触发信号发送到超声换能器模块和MRI硬件以保证信号之间的正确定时。

[0034] 在图3A中显示了超声聚焦区域的MR-ARFI图像的例子。如图所示,相对于平衡位置的材料位移在大约 $-1\mu\text{m}$ 至 $5\mu\text{m}$ 之间变化。一般而言,声场强度越强,焦点的中心处的最大位移将越大。声场强度又在换能器的单独控制部分(即,换能器段内的元件和/或各段)发射在焦点位置处全部同相的声波时最大化。如果换能器元件相对于彼此异相,则中心的焦点强度减小。可以利用该关系优化焦点,并且因此映射和调节换能器元件和/或段,如下面进一步所述。例如假设一个段的换能器元件中除了一个以外全部适当地配置,通过在全周期上(例如在 $-\pi$ 至 $+\pi$ 之间)调谐相位、为每个相位测量焦点中心的位移并且然后将相位设定到对应于最大位移的值,可以确定最后元件的正确相位。图3B描绘了这样的调节程序的结果。在所示的例子中,在一个元件的全相位周期上的材料位移在大约 $4.85\mu\text{m}$ 至大约 $5.4\mu\text{m}$ 之间。最大位移出现在大约 0.12rad 处。因此,可以通过为被测试的换能器元件引入 0.12rad 的相移而改善焦点强度和品质。

[0035] 原则上,不考虑多个段102中的元件108的布置,通过调节每个单独的换能器元件108,能够调节多段换能器的焦点。然而实际上,该程序可能非理想地耗费长时间,并且可能是非必要的。由于一个段内的换能器元件108彼此刚性地连接,因此该换能器段的表面的先验知识可能足以用该段产生品质足够的焦点。这样的先验知识可以在身体外部的校准程序中例如使用(例如对应于可检测物质中的声压力的胶状或其它软材料的)人体模型获得。例如在2010年10月14日提交的美国专利申请第12/904,655号中描述了合适的校准程序。

[0036] 简言之,通过一次一个地改变并且调节每个元件的相位,同时在恒定相位驱动剩余元件,并且例如使用MR-ARFI监测焦点品质,可以实现段的完整换能器阵列的映射。典型地,在已单独地映射每个元件之后,焦点品质明显地改善。然而由于换能器元件的必要相位调节是全部相互关联的,因此在一次迭代之后焦点可能还不是最佳的。所以,在一些实施例中,可以迭代地重复该程序。通过每次迭代,为了最大化焦点中的位移进行的相位调节通常将减小。因此,可以通过设定相位调节的阈值限定终止条件,在所述阈值之下进一步的调节被认为是不重要的或临床非必要的。达到终止条件所需的迭代的数量可以取决于映射换能器元件的顺序。本领域的技术人员已知的数学算法(例如“贪婪算法”)可以用于选择导致相位设定的快速收敛的映射顺序。

[0037] 当用人体模型校准的换能器段置于治疗设备(例如图1中所示的设备)中时,超声束可能由于它穿过与人体模型材料不同的组织而有像差。尽管这样的像差对于骨可能是明

显的,但是对于软组织(例如乳房、肝或前列腺),它典型地不太明显,甚至可忽略。利用包括多个可单独移动段的换能器在许多应用中便于束路径仅仅穿过软组织的布置。因此,为了获得期望的全焦点,由各段产生的焦点常常仅仅需要适当地对准并且进行相位调节。

[0038] 在一些实施例中,在将段整合到治疗设备中之后期望进行预校准换能器段的换能器元件之间的相对相位(在一些情况下,和幅度)的精细调节。此外,在某些实施例中,单独的换能器段直接映射到治疗设备中。在两种情况下,相位调节可以基于声处理模型的几何和/或材料参数(包括例如关于段和靶的相对布置的信息和/或段和靶之间的(一个或多个)组织的声学材料参数)、迭代实验反馈或两者的组合。例如,可以根据关于沿着到达靶的相应声波路径的组织类型和声学性质的先验知识分组段内的换能器元件,并且然后可以使用MR-ARFI调节元件的组之间的相对相位。实验反馈也可以用于确定声处理模型的未知参数。关于基于声处理模型的相对相位(和可选地,幅度)的计算的进一步细节例如在2009年4月17日提交的美国专利申请第12/425,698中描述,并且关于组合基于声处理模型的计算和焦点品质的测量以有效调节换能器元件的相对相位的进一步细节在2010年4月28日提交的美国专利申请第12/769,059中描述。

[0039] 组织的先验知识例如可以从组织的声学材料性质的测量获得。关于段相对于靶的位置和/或取向的信息可以从治疗设备的设计获知,和/或用传感器测量,例如嵌入段中的MR跟踪线圈或位置传感器(例如倾斜指示器、超声编码器或光编码器)。此外,如果多个段机械地连接,则关于一个段的位置和/或取向的信息可以提供关于另一个段的位置和/或取向的信息。例如,连杆机构的一个段的位置与段之间的接头的相对取向一起足以确定另一个换能器段的位置,减小所需的传感器的数量。

[0040] 图4示出了根据各实施例的用于聚焦多段换能器的示例性方法。在第一步骤400中,换能器段(其可以已在治疗设备的外部进行校准)围绕典型地在成像装置的内部的靶放置。各段的位置可以被选择成利用声窗口,例如使得段和靶之间的超声的吸收或散射最小化。然后驱动每个段以产生超声焦点,并且对换能器元件,只要可能期望改善每个单独的焦点的品质或校正焦点的位置,都进行调节(步骤402)。然后,同时驱动两个或更多个段,并且例如使用MR-ARFI对最后产生的超声焦点进行成像(步骤404)以确定它们是否同定位。如果段中的一个的焦点从另一个焦点(和/或靶)移位,则物理地移动该段,或者电子地调节它的束的转向以校正位移。典型地,首先使用换能器段的物理平移使焦点近似处于正确位置(步骤406),并且随后通过调节换能器元件的相对相位实现位置的微调(步骤408)。例如,为了在保持焦点品质的同时横向地平移束,线性相位梯度移动可以施加于换能器阵列。段可以大体上按照任何顺序对准。例如,可以首先使两个焦点重叠,然后由第三段生成的第三焦点可以被加入并且与其它两个对准,等等。备选地,可以选择参考焦点,并且其它焦点的每一个可以单独地与参考焦点同定位。焦点也可以同时在外部分生成,并且迭代地彼此对准。

[0041] 一旦焦点在全焦点中同定位,调节它们的总相位使得来自不同换能器段的波同相地到达中心点或焦点的区域。换能器的初始总相位可以(但不需要)基于关于换能器段的相对位置和/或取向的信息(其可以可获得,特别对于机械耦合段)。当所有焦点彼此同相时,全焦点将具有强度分布,其中强度随着离中心的距离单调地减小。否则,当焦点中的一些异相时,可能观察到不同强度分布。例如,假设每个段为焦点区域贡献相同大小的能量,如果段的一半相对于另一半相移 π ,则波在中心处相消干涉,但是在周围区域形成干涉条纹(例

如环形图案)。为了使超声焦点同相,可以选择一个换能器段(步骤410),并且可以改变该段的总相位(步骤412),同时使其它段的相位保持恒定。与相位变化同时地,可以再次使用例如MR-ARFI成像全焦点(步骤414)。当受测试的段的超声波与由其它段生成的总超声场同相时,在全焦点的中心处的强度(和因此,在MR-ARFI中的组织位移)将最大化。所以,强度最大化时的被测试段的总相位构成总相位随后调节(步骤416)的相移。对于每个换能器段重复调节步骤直到所有段产生彼此同相的超声焦点。备选地,首先可以确定未进行调节的所有段的相移,并且随后,可以立刻进行所有相位调节。一旦已校准换能器布置,即,已使单独的焦点同定位成同相,可以同时驱动换能器段以治疗肿瘤。

[0042] 尽管参考具体细节描述了本发明,但是这样的细节不应当被认为是对本发明的范围的限制,除非它们包括在附带权利要求的范围中。

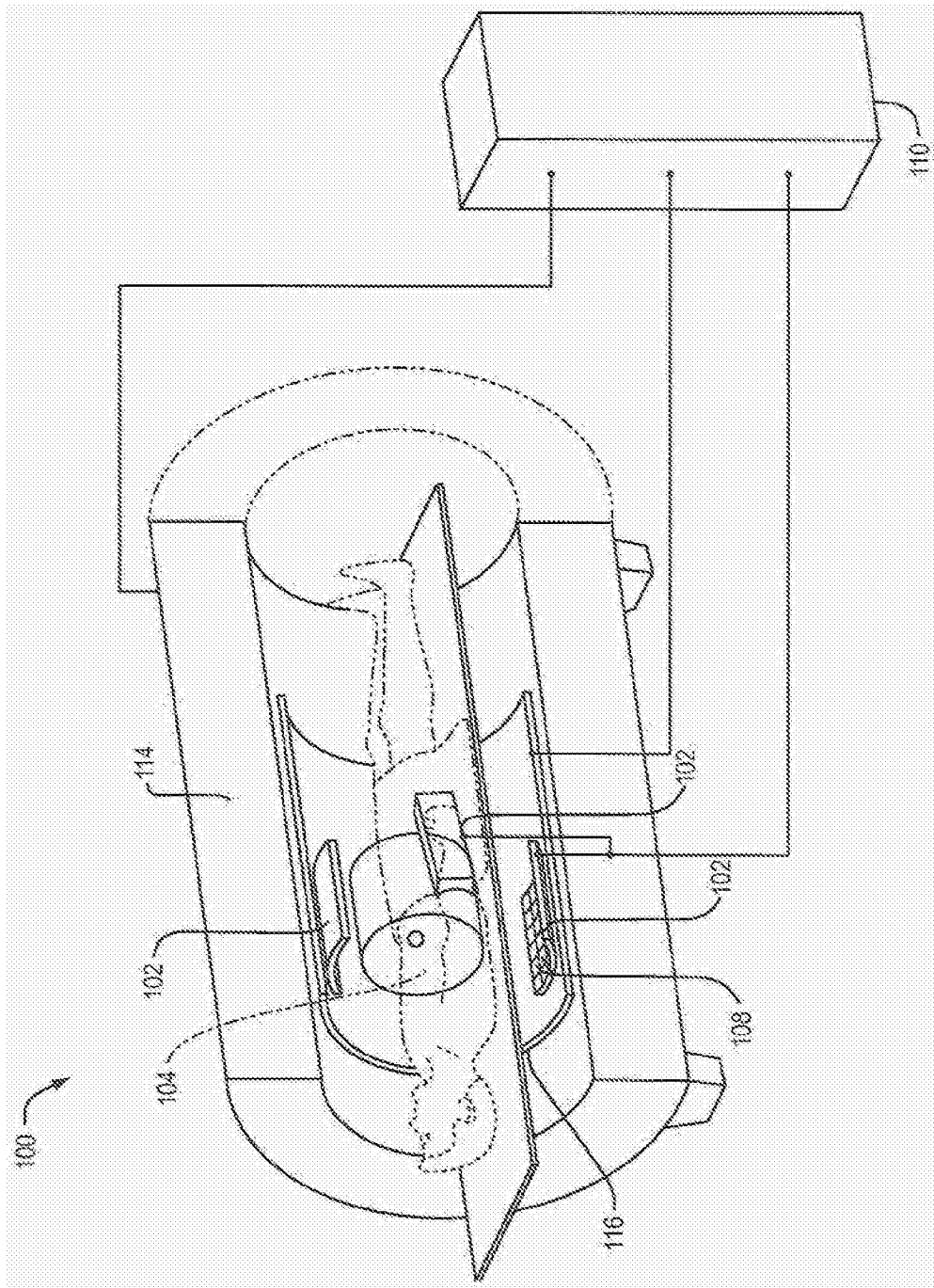


图1

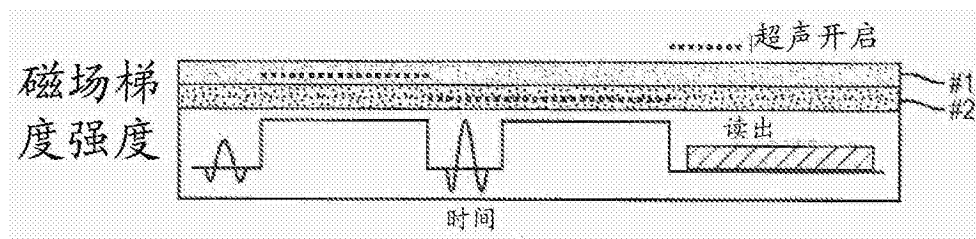


图2A

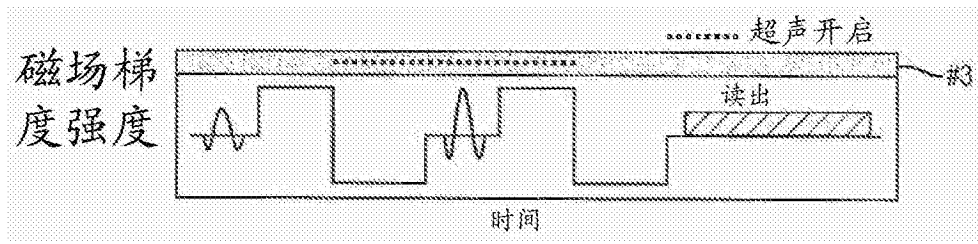


图2B

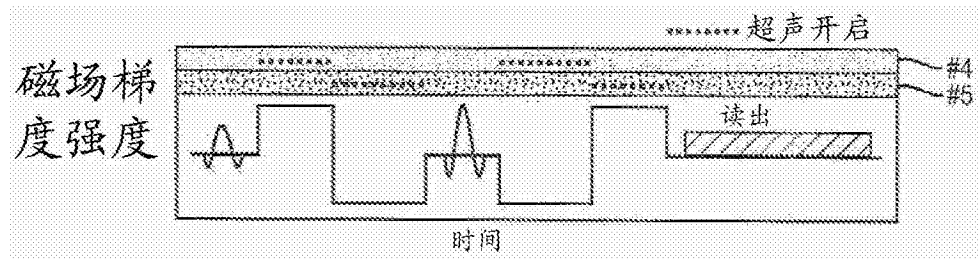


图2C

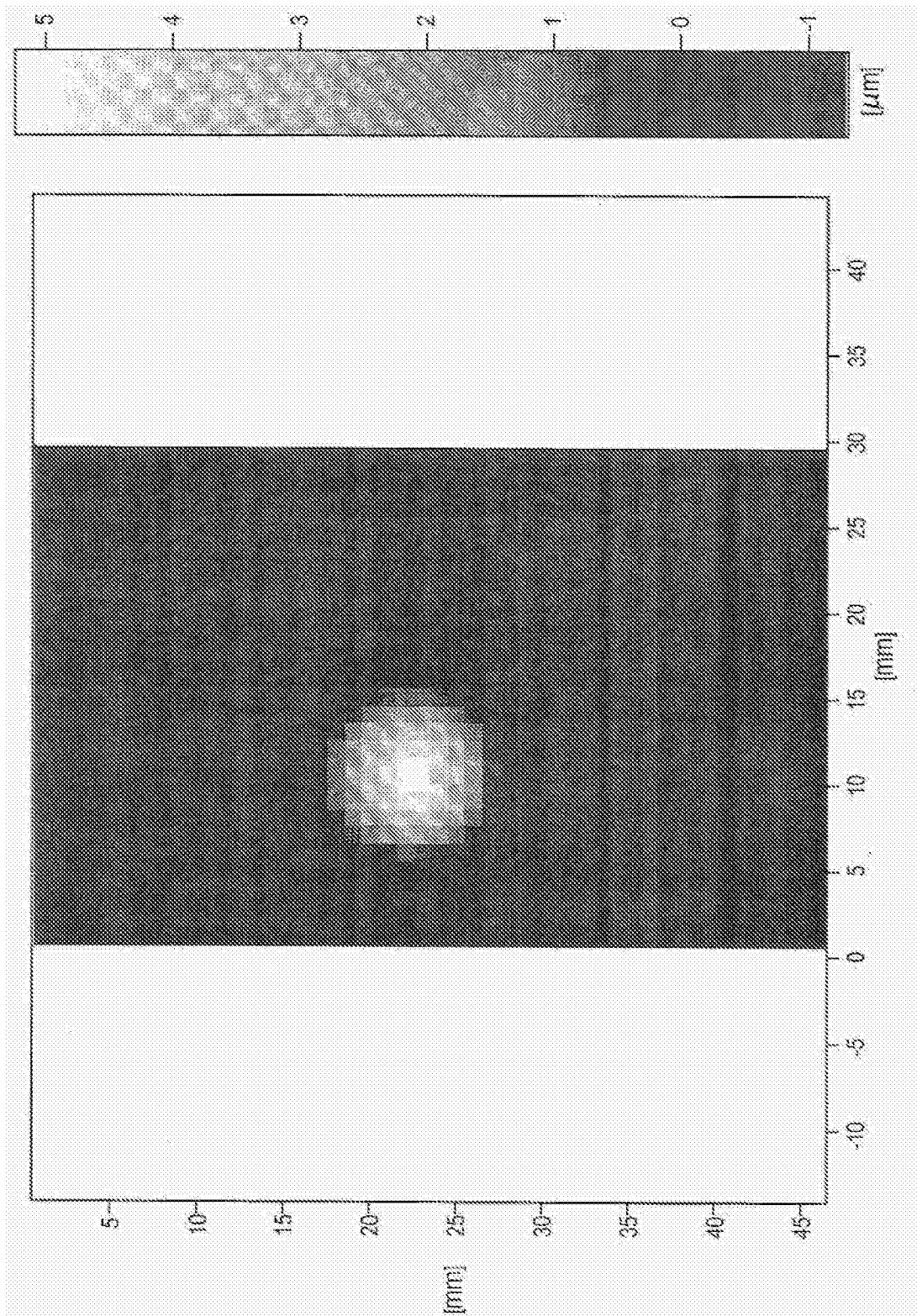


图3A

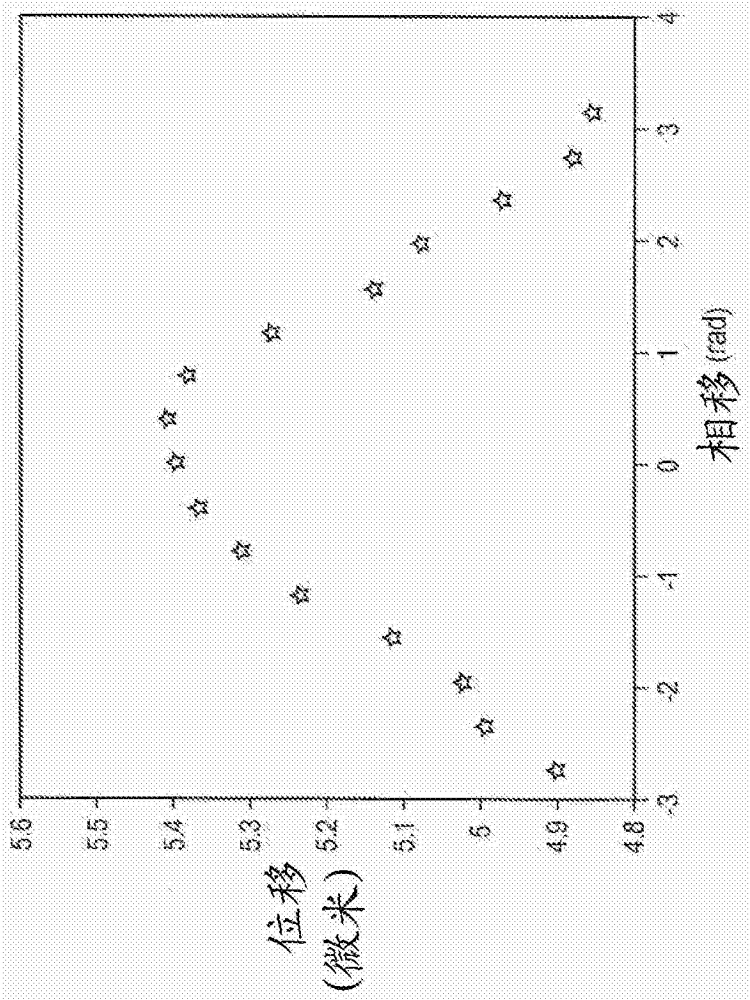


图3B

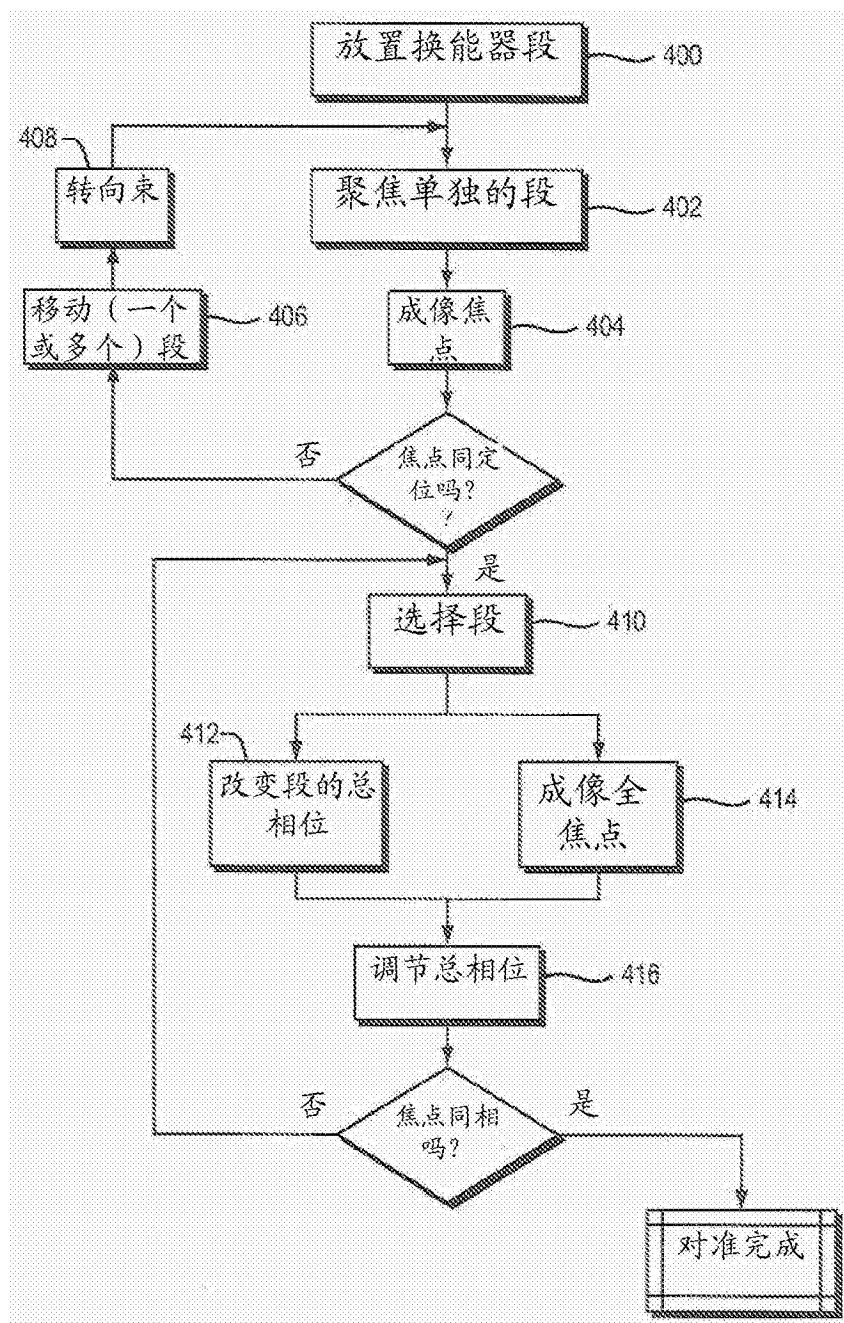


图4

专利名称(译)	多段超声换能器		
公开(公告)号	CN103140261B	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201180031897.9	申请日	2011-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	因赛泰克有限公司		
[标]发明人	S·维塔克 Y·赫茨伯格 Y·麦丹		
发明人	S·维塔克 Y·赫茨伯格 Y·麦丹		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/02 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/352 A61B2090/374 A61N7/02 A61N2007/0065 A61N2007/0078 A61N2007/0091 A61N2007/0095 G10K11/346		
代理人(译)	王勇 王博		
优先权	12/769072 2010-04-28 US		
其他公开文献	CN103140261A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了用于聚焦包括多个独立、可单独移动的换能器段的超声换能器的系统和方法。

