



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102576527 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080038816. 3

(22) 申请日 2010. 08. 25

(30) 优先权数据

61/239, 455 2009. 09. 03 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 03. 01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/053822 2010. 08. 25

(87) PCT申请的公布数据

W02011/027264 EN 2011. 03. 10

(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 W·T·史 F·G·G·M·维尼翁

J·E·鲍尔斯 B·S·鲁滨逊

M·R·伯切 V·沙姆达莎尼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51) Int. Cl.

G10K 11/34(2006. 01)

G01S 15/89(2006. 01)

G01S 7/52(2006. 01)

A61B 8/13(2006. 01)

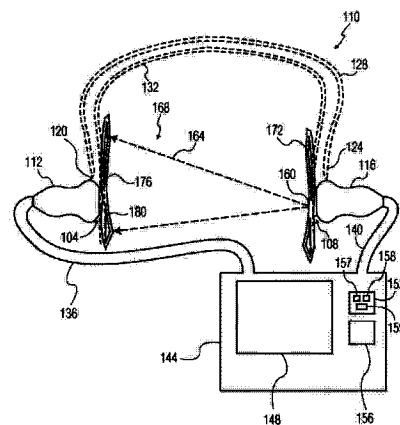
权利要求书 2 页 说明书 16 页 附图 8 页

(54) 发明名称

对经颅超声畸变的基于对侧阵列的校正

(57) 摘要

通过捕获在如正借助二维接收换能器阵列(104、108)接收的超声中的畸变的横向二维特性来校正超声畸变(尤其在经颅成像或经颅治疗中的)。在一些实施例中,通过时间窗来施加透射超声(164),并且例如一次从一个或多个真实点源或者虚拟点源(160)发射该透射超声,每个点源是单个换能器元件或者缀片或者一组元件或缀片的几何焦点。在一个方面中,缀片可以作为在近场中的小聚焦换能器。在一个版本中,对侧阵列(104、108)是由点源组成。在一些方面,通过自变量方式构造造成与接收换能器的阵列结构对应的畸变图使畸变估计具体化,该超声设备被配置成通过修改设备设置而改进超声接收/发射的定位或者校正射束形成,从而改进超声操作。增强包括射束位置可视化、强度预测和射束形状预测。



1. 一种设备,包括:

二维换能器阵列(104、108),其被配置成接收已穿过不均匀介质(168)的透射超声(164),所述设备被配置成在所接收的超声上执行畸变估计,使得所述估计的结果能够用于改进超声操作。

2. 根据权利要求1所述的设备,其被配置成基于所述结果来修改所述设备的设置(220),从而实现如下中的至少一项:a)改进超声发射和超声接收中的至少一个的定位;以及b)校正(512、528)超声的射束形成。

3. 根据权利要求2所述的设备,其中,为了改进的所述修改(220、224)是基于声学窗口的所选择的位置和所选择的范围中的至少一个。

4. 根据权利要求2所述的设备,所述结果包括至少一个畸变图,对于所述畸变图,高程(414)和方位(413)两者是自变量,所述修改是基于所述至少一个图中的一个或多个的。

5. 根据权利要求1所述的设备,所述结果包括多个畸变图(402、404、406),所述畸变图具有空间自变量,信号时间延迟、信号幅度和信号失真中的至少两个是所述图中的相应图的因变量。

6. 根据权利要求1所述的设备,所述结果包括信号幅度图和信号失真图中的至少一个,所述设备被配置成利用所述图中的至少一个作为加权图来调节个体换能器元件或者个体缀片对射束形成的贡献(540)。

7. 根据权利要求1所述的设备,其还包括对侧换能器阵列,并且被配置成从单个超声发射脉冲(740)从两侧接收射束形成。

8. 根据权利要求7所述的设备,其还被配置成将由所述射束形成在两侧(104、108)采集的图像进行组合。

9. 根据权利要求7所述的设备,所述透射超声从所述对侧阵列发出,配置所述设备,使得所述射束形成考虑分别基于所述畸变估计以及对对侧接收的透射超声的畸变估计(402、404、406)两者的接收畸变校正。

10. 根据权利要求1所述的设备,所述设备被配置成从在对侧换能器阵列上分布的点源(160)发射所述透射超声,点源是缀片或换能器元件,并且所述设备被配置成基于所执行的畸变估计来选择声学窗口。

11. 根据权利要求1所述的设备,还包括阵列放置调整器(124),其被配置成将所述二维阵列和对侧阵列中的至少一个平移小于待平移的阵列的缀片的尺寸。

12. 根据权利要求1所述的设备,还包括用于与所述换能器阵列对侧地放置的所述透射超声的源(116)。

13. 根据权利要求12所述的设备,所述源包括缀片(300),所述缀片(300)的输入分别被初始射束形成,对于所述执行,所述缀片作为相对于所述阵列的点源。

14. 根据权利要求12所述的设备,所述源包括对侧阵列,所述设备被配置成从所述对侧阵列将射束聚焦在颞骨的外表面(610)上,对于所述执行,焦点作为相对于所述换能器阵列的点源。

15. 根据权利要求1所述的设备,所述穿过是通过所述介质的一部分(176),所述改进包括使超声适应所述部分的特性。

16. 一种包括多元件换能器阵列和显示器的设备,所述设备被配置成基于畸变估计的

结果预测 (92) 对应的畸变的射束的形状,以及在所述显示器上显示所预测的形状的图像。

17. 根据权利要求 16 所述的设备,对已穿过不均匀介质并且已经由为二维的所述换能器阵列 (104、108) 接收的透射超声执行所述畸变估计。

18. 一种方法,包括:

在任何给定时刻,在多于一个空间维度中,接收已穿过不均匀介质的透射超声;

对所接收的超声执行畸变估计,所述畸变估计相应地说明在所述多于一个空间维度中的横向上的畸变,所述估计的结果能够用于改进超声操作 (532)。

19. 根据权利要求 18 所述的方法,所述改进包括通过基于相位延迟图修改相位延迟 (528) 来校正畸变,所述相位延迟图具有所述多于一个空间维度,在所述图中的各对单元之间的相对时间滞后被用于所述修改。

20. 一种用于调整超声暴露剂量的方法,包括:

提供对侧布置的换能器阵列;

向参考区域 (816) 供应泡,所述参考区域 (816) 偏离于处置区域,但处于所述处置区域的深度处;以及

施加增加强度的超声,以借助所述阵列中的至少一个来监测所述泡的与所述强度的增加相关的振动的分谐波频率分量的幅度的增加。

21. 一种设备,其被配置成使用对二维换能器阵列所接收的透射超声的畸变估计的结果来自动地、无需用户介入地修改所述设备的设置 (232),从而实现如下中的至少一项:a) 改进超声发射和超声接收中至少一个的放置;以及 b) 校正超声的射束形成。

22. 一种计算机软件产品,所述计算机软件产品用于通过使用二维换能器阵列 (104、108) 以接收已穿过不均匀介质的透射超声,来实现对超声操作的改进,所述产品包括包含计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括能够由处理器运行以执行多个动作的指令,所述多个动作包括如下动作:

对所接收的透射超声执行畸变估计,使得所述估计的结果能够用于所述改进。

23. 一款产品,其包括机器可访问介质,所述介质具有在其上编码的指令,所述指令用于使处理器能够对已穿过不均匀介质 (168) 的由二维换能器阵列接收的透射超声执行畸变估计,使得所述估计的结果能够用于改进超声操作。

## 对经颅超声畸变的基于对侧阵列的校正

[0001] 本发明涉及超声畸变估计和校正,并且更具体涉及借助透射超声的估计。

[0002] 尽管脑卒中是世界范围内的主要致死原因之一,但急性卒中处置仍被限定在诸如组织型纤溶酶原激活因子(tPA)的溶解血栓剂。

[0003] 近来的临床研究也已经表明,在已接受的 tPA 治疗之外增加超声提高了对缺血性卒中患者的疗效。

[0004] 因为对于卒中受害者而言“时间就是大脑”,所以希望尽可能早地做出早期诊断并开始某种形式的治疗。无疑需要诸如医学超声的无创并且容易使用的方法来在诸如救护车的急诊环境中执行诊断、治疗和处置监测。

[0005] 人类颅骨对超声射束具有较强的频率相关的畸变效应。甚至颞骨(颅骨中最薄的部分)也能够引起超声射束的严重偏转、反射和衰减,这是由于颞骨的凸性、表面粗糙度以及超声射束在进入大脑或者从大脑返回的路径中遭遇的多阻抗。这些效应对于不同的患者是高度变化的,并且还强烈取决于沿颅骨的位置以及超声换能器的取向,其影响通过颅骨的超声溶栓的功效与再现性。

[0006] 以常规的脉冲-回波模式的自适应畸变校正(重聚焦)方法具有克服这些问题的潜质。然而,对于超声成像应用而言,这样的方法迄今为止几乎未得到临床认可。它们通常依赖于处于研究中的组织反向散射的有噪声并且相关性差的信号,产生对畸变的不良估计,这对于具有颅骨的强插入损失的经颅超声成像而言尤其是成问题的。由于对急性卒中患者进行计算机断层摄影(CT)的受限的可用性以及CT-超声相互配准的复杂性和耗时性,基于计算机断层摄影导出的颅骨形态学的其他试验性方法在急诊环境中是不实用的。

[0007] 在非临床环境中的试验已经将作为超声源的换能器用于接收线性阵列,使人类颅骨的外侧邻近并面向该阵列,并且使到达的超声入射到颅骨骨骼的内侧。通过调整换能器的孔径尺寸能够使到达的波前(wavefront)规则,即,将其成形为类球面的一部分,但变得被骨骼畸变。调整关于接收的延迟以使波前恢复规则性提供了用于对将要从接收侧施加并通过骨骼的超声进行校正的基础。对于临床应用而言,在测量畸变中要施加的超声将必须穿过头部两侧的骨骼,使衰减成为主要问题。降低声频被视为既增加信噪比(SNR)又降低畸变对经颅波前的相干性的影响的方式。为了补偿波长随后的增加,谋求增加孔径以恢复分辨率损失。然而,发现增加的孔径尺寸使得必须进行某种形式的补偿或信号处理,以逼近受衍射限制的分辨率。参见Phillips D. J. 等人在Acoustic Holograms 6,103-120(1975)上的“Sampled Aperture Techniques Applied to B-Mode Echoencephalography”一文。

[0008] 根据近来的临床研究,其已经表明,在 tPA 治疗之外增加与超声结合的造影微泡(microbubble)改善了对缺血性卒中患者的疗效。

[0009] 然而,目前关于经颅超声衰减和畸变的不确定性严重地影响了微泡增强的卒中治疗的再现性和安全性。

[0010] 下文解决了现有技术的缺点。

[0011] 本发明人的见解的价值在于考虑了畸变超声试验在穿过颞骨时的二维(2D)特性。例如,接近的超声射束波前的部分能够在2D空间的横向方向被折射。该方向取决于如

下因素：其可以包括恰好在被超声探头接收之前该部分所穿过的颞骨的特定的、局部表面不规则性（如果存在）。

[0012] 该即时方案还解决了微泡增强的卒中治疗的电流限制，并且旨在实现对治疗超声射束分布（尤其是，焦点定位和射束形状）以及超声强度（即，超声暴露剂量）的精确控制。

[0013] 根据本文所提出的方案，一种创新设备，其包括被配置成接收已穿过不均匀介质的透射超声的二维阵列。该设备被配置成在所接收的超声上执行畸变估计，使得该估计的结果可以用于改进超声操作。

[0014] 在本发明的一个方面中，一种诸如上文所述的设备，其被配置成基于估计结果修改设备的设置，以便实现如下中至少一项：a) 改善超声发射和超声接收中的至少一个的定位；以及 b) 校正超声的射束形成。

[0015] 在一些实施例中，用于改善定位的修改基于声学窗口的所选择的位置 (placement) 和 / 或所选择的范围。

[0016] 对于估计结果，根据一些版本，其包括至少一个畸变图，对于该畸变图，高程 (elevation) 和方位 (azimuth) 是自变量，所述修改基于该图中的一个或多个。

[0017] 从另一角度，估计结果包括具有空间自变量的畸变图。信号时间延迟、信号幅度和信号失真中的至少两个是所述图中的相应图的因变量。

[0018] 在子版本中，所述结果包括信号幅度图和信号失真图中的至少一个，所述设备被配置成利用所述图中的至少一个作为加权图来调节个体换能器元件或个体缀片 (patch) 对射束形成的贡献。

[0019] 在一些方面中，所述设备包括对侧换能器阵列，并且被配置成从单个超声发射脉冲接收来自两侧的射束形成。

[0020] 在子方面中，所述设备还被配置成组合由该射束形成在两侧采集的图像。

[0021] 作为另一子方面，对于所述设备，透射超声从对侧阵列发出。对该设备进行配置，使得射束形成考虑分别基于上述畸变估计以及对对侧接收的透射超声的畸变估计的接收畸变校正。

[0022] 在另一方面中，所述设备被配置成从在对侧换能器阵列上分布的点源（该点源是缀片或者换能器元件）发射透射超声，并且被配置成基于所执行的畸变估计来选择声学窗口。

[0023] 在备选方面中，所述设备包括阵列放置调整器，其被配置成将二维阵列或者对侧阵列平移一距离，该距离小于待平移的阵列的缀片的尺寸。

[0024] 在另一方面中，所述设备包括与所述阵列对侧地放置的透射超声的源。

[0025] 在子方面中，所述源包括缀片，分别对缀片的输入进行初始射束形成。为了执行畸变估计，该缀片用作相对于所述阵列的点源。

[0026] 在不同的子方面中，所述源包括对侧阵列，并且所述设备被配置成从该对侧阵列将射束聚焦在颞骨的外表面上。为了执行畸变估计，焦点用作相对于换能器阵列的点源。

[0027] 在又一方面中，超声校正包括定制超声，以获得透射超声所穿过的不均匀介质的部分的特性。

[0028] 在又一方面中，设备包括多元件换能器阵列和显示器，该设备被配置成基于畸变估计的结果预测对应的畸变射束的形状，并且被配置成在显示器上显示所预测的形状的图

像。

[0029] 在子方面中,在已经穿过不均匀介质并且已经被为二维的换能器阵列接收的透射超声上执行畸变估计。

[0030] 根据本文所提出的方案,一种创新方法,其包括:在给定时刻在多于一个的空间维度中接收已经穿过不均匀介质的透射超声;并且在所接收的超声上执行畸变估计,该畸变估计相应地说明(account for)在多于一个空间维度中的横向上的畸变,该估计的结果可以用于改进超声操作。

[0031] 在特定的子方面,该改进包括通过基于具有多于一个空间维度的相位延迟图修改相位延迟来校正畸变。在修改中使用在各对图单元(element)之间的相对时间滞后。

[0032] 另一种方法涉及调整超声暴露剂量,并且包括提供换能器阵列的对侧布置。其还包括将泡(bubble)供应到与处置区域偏离、但处于其深度处的参考区域。其还包括以增加的强度来施加超声,以借助阵列中的至少一个来监测泡的振动的与强度的增加相关的分谐波频率分量的幅度的增长。

[0033] 在具体的其他方面中,设备被配置成使用对二维换能器阵列所接收的透射超声的畸变估计的结果,来自动并且无需用户介入地修改该设备的设置,从而实现如下中的至少一项:a)改善超声发射和超声接收中的至少一个的定位;以及b)校正超声的射束形成。

[0034] 在又一方面中,一种计算机软件产品,其通过使用二维换能器阵列来接收已经穿过不均匀介质的透射超声来实现对超声操作的改进。该产品包括包含计算机程序的计算机可读介质,所述计算机程序包括可以由处理器运行以执行对所接收的透射超声畸变估计,使得估计的结果可以用于改进的指令。

[0035] 作为另一附加方面,上述设备可以被实施为一个或多个集成电路。

[0036] 借助以下附图,下文进一步阐述该新颖的对侧超声畸变估计/校正方法和装置的细节,在附图中,由相同或类似的附图标记指示所有视图中类似的结构。

[0037] 图1是2D超声换能器阵列的对侧布置的示例性示意图,一个借助透射超声照射第二个的点源;

[0038] 图2是示出了基于所估计的畸变来选择声学窗口的范例,以及将换能器孔径与所选择的窗口对准的范例的示意图;

[0039] 图3是示出了将其划分为缀片的2D超声换能器阵列以及该阵列平移到不同的位置的例示性示意图;

[0040] 图4是可以由图1中的照射导出的校正图的图形描绘;

[0041] 图5是相位延迟补偿的概念性示意图,以及使用畸变图作为加权图来调节个体换能器元件或者个体缀片对射束形成的贡献的概念性示意图;

[0042] 图6是图1中的对侧布置的修改的范例,其中,发射阵列被平移开以便聚焦在右颞骨的外表面上;

[0043] 图7是对治疗射束应用到处置区域进行描绘的对侧布置的范例的示意图;

[0044] 图8是关于基于微泡的强度估计的示意图,该示意图示出了将测试射束应用到处置区域来测量超声强度的例子,以及将测试射束应用到处在相同深度处的参考区域的另一例子;

[0045] 图9是考虑了射束畸变的发射射束的预测形状的可能图案表示的图形描绘;以及

[0046] 图 10 是例示性的经颅成像 / 治疗、畸变预测 / 校正过程的流程图。

[0047] 图 1 通过例示性并且非限制性的范例描述了超声设备 110, 超声设备 110 具有置于相应探头 112、116 中的对侧布置的二维 (2D) 换能器阵列 104、108。阵列 104、108 分别连接到阵列放置调整器 120、124。阵列放置调整器 120、124 分别连接到头架或头盔 128 的每端。由带、扣、维可牢尼龙搭扣 (Velcro®) 或其他可调整的装置将头盔 128 固定地支撑在医学对象的颅骨 132 上, 该医学对象诸如是人类医学患者或者是诸如温血哺乳动物的动物, 但本发明并不限于任何特定的生命形式。所述对象还可以是体内或体外的医学样本。每个探头 112、116 通过其线缆 136、140 连接到超声装置 144, 超声装置 144 包括显示器 148、处理器 152 和用户控制面板 156。处理器 152 可以包括用于波畸变估计 / 校正、强度控制和畸变射束分布预测的软件 157、和 / 或一个或多个集成电路 158 以及工作存储器 159。在 Browning 等人的题为“Ultrasound System for Cerebral Blood Flow Imaging and Microbubble-Enhanced Blood Clot Lysis”的共同受让的国际公布 WO 2008/017997A2 中描述了具有对侧布置的 2D 换能器阵列的超声装置的其他可能特征, 在此通过引用将该公开文本全文并入本文。

[0048] 操作性地, 在初步流程中进行在特定对象的经颅成像或者针对特定对象的治疗中可能遭遇的畸变的估计。从右手侧 (或者“对侧”) 阵列 108 中的诸如换能器元件或缀片 (即, 小组邻近的换能器元件) 的点源 160 中发射透射超声的射束 164。或者, 点源 160 可以是相邻缀片的组合, 以增加点源的声功率。与通常由发射设备接收的反射超声相反, 透射超声是为了在传播的方向上接收而发射的超声。与脉冲 - 回波模式相反, 透射超声还被称为在透射模式下施加的超声。可以由在例如 3.2MHz 的例如每个脉冲四个周期的短脉冲来形成射束 164。射束 164 穿过包括右颞骨 172 的不均匀介质 168, 并且然后在到达入射到左手侧阵列 104 之前穿过左颞骨 176。有时候使用词语“颞骨”来表示单个颅骨, 但本文所使用的颞骨从意义上既涉及左颞骨又涉及右颞骨。

[0049] 如果使用大于点源的孔径来从右侧发射穿过右颞骨 172 的超声, 则骨骼的表面和形状的不规则性将引起形成的波前发生畸变。孔径尺寸是可选择的, 与颅骨 132 的尺寸以及由右颞骨 172 引起的畸变的强度有关, 从而利用其到达颅骨的另一侧的时间使畸变的波前变得规则。

[0050] 使超声源为点源 160, 诸如换能器元件或者缀片, 实际上消除了近场中的任何该畸变效应。由此确保了规则的波前将到达颅骨 132 的另一侧。

[0051] 在远场中, 左颞骨 176 是具有畸变特性的不均匀介质 168 的一部分, 该畸变特性将施加在到达入射到左手侧阵列 104 的超声上。

[0052] 在补偿中 (在即时估计流程之后), 对用于从另一侧, 即借助左手侧阵列 104, 递送为治疗或成像射束的形式超声进行校正, 旨在针对这些特性定制超声。所述定制, 其可能包括相位畸变校正以及对换能器元件 / 缀片进行发射 / 接收加权以进行射束形成, 将在下文进一步更为详细地论述。

[0053] 再次聚焦于估计流程, 左手侧阵列 104 在任何时刻的接收发生在该阵列的二个空间维度中, 从而畸变估计可以对应地并且有利地说明在这两个空间维度上的横向上的畸变。

[0054] 例如, 左手侧阵列 104 从点源 160 接收超声。特别地, 左手侧阵列 104 的每个接收

元件 180,即缀片或单个换能器元件,对一系列压力读数进行采样。针对该接收元件 180,所述读数被记录为幅度与采集时间的成对的值。针对下一(邻近的)点源 160,重复这一操作,直到处理了最后的点源。

[0055] 在特定实施例中,然后将畸变估计期间的这一协议反转,即利用从左手侧阵列 104 的点接收器 180(现在作为新的点源)逐点地发射,右手侧阵列 108 用于接收。换言之,对角色进行反转,使得这次对右颞骨 172 的畸变特性进行估计。

[0056] 图 2 通过范例描述了基于所估计的畸变来选择声学窗口 204、208、212 以及换能器孔径与所选择的窗口的对准。所估计的畸变可以采用畸变图的形式,其将在说明书中稍后进行论述。

[0057] 基于所估计的畸变,选择声学窗口 204、208、212,借助畸变图可以在两个空间维度中获得所估计的畸变。

[0058] 首先,关于术语,“颞窗”一词是指由颞骨借助其薄度和/或空间平滑度以及作为结果对超声的最小衰减和畸变效应所提供的超声窗口。如本文使用的,“声学窗口”一词也指超声窗口,并且在一些实施例中指的是在颞窗之内的超声窗口。更特别地,声学窗口不仅仅是为超声换能器 104 应用而选择的身体表面区域,而且是将激活的换能器孔径的区域的部分。换言之,声学窗口是基于当前的畸变估计来判别以包含最小波畸变的部分。因为估计流程可以是反复的,所以还可以使用词语“最佳”“最优”以及“最小畸变”的声学窗口,但是所有这些词语都与颞骨 132 中与水(或“软组织”)路径相比产生最小衰减、移相和波形失真的那一部分相关。本文中通常将声学窗口认为是连续区域,尽管事实上在该区域中的特殊(隔离)点可能在畸变估计中不接收有利的读数。

[0059] 图 2 中的第一范例示出了部分覆盖声学窗口 204 的换能器阵列 104。已经执行了估计流程。基于对该流程的当前反复,已经选择了声学窗口 204。所述选择包括选择声学窗口 204 的位置和范围中的至少一个。在该范例中,可以由窗 204 的中心来表示位置 216。

[0060] 然后通过对准阵列 104 以便完全包围声学窗口 204,有效的换能器孔径能够将该窗完全覆盖在其印迹(footprint)下。因此,由于声学窗口 204 提供最小(或者较小)波前畸变,并且由于现在能够对有效的换能器孔径进行配置以便完全覆盖与超声发射和/或接收有关的窗口,所以已经对超声发射和/或接收的定位做出改进。这相当于通过使用畸变估计来改进超声操作。

[0061] 此外,任选地,可以将在此完全包括整个阵列 104 的初始孔径 220 定制缩小到匹配声学窗口 204 的孔径 224。这构成对超声发射和/或接收的定位的又一改进,至少由于更小的区域需要更少的超声处理以及额外成本(overhead)。然后,这也相当于通过使用畸变估计对超声操作进行改进。在此,至少对超声设备 110 做出至少两项设置修改,一个是对阵列 104 的平移,而另一个是对有效换能器孔径的缩减。该修改是基于如在(一幅或多幅)畸变图中反映出的所估计的畸变的,并且在此还基于声学窗口 204 的放置 216。

[0062] 在图 2 中的第二范例中,换能器阵列 104 恰好等于声学窗口 208 的尺寸,在此声学窗口 208 的尺寸再次等于初始有效换能器孔径 228。因此,执行对阵列 104 的平移以匹配声学窗口 208。然而,不必或无需对孔径 228 进行尺寸调节或偏移。

[0063] 在第三范例中,没有阵列 104 与声学窗口 232 的部分叠加;相反,阵列已经完全包围该窗。因此,不需要对阵列 104 进行平移。有效换能器孔径 232 可以有利地变窄为匹配

声学窗口 212 的孔径 236。

[0064] 因此,实际上已经做出的是,基于估计流程的当前反复,已经选择了声学窗口 212。该选择包括选择声学窗口 212 的范围 240。就平移换能器阵列 104 而言,不需要设备设置修改,因为阵列已经覆盖窗口 212。然而,设备设置修改将初始有效孔径 232 尺寸减小为更小的孔径 236。

[0065] 这些是修改设备 110 的设置的范围,并且可以被交互地执行。

[0066] 尽管上述范例被限定在左手侧阵列 104 的语境的框架中,但是可以同样地相对于右手侧阵列 108 来介绍它们。这是由于对侧布置,在该对侧布置中,针对左颞骨 176 估计畸变特性,并且然后针对右颞骨 172 估计畸变特性,或者反之亦然。

[0067] 在一些实施例中,针对经改进的校正算法,阵列 104、108 每个都被划分为缀片 310。图 3 描绘了例示性 2D 超声换能器阵列 300,该阵列 300 示出其划分为缀片 310。如上所述,每个缀片 310 是邻近的个体换能器元件的集合。其可以被建模为在近场中的小聚焦的换能器,并且也可以被建模为在远场中的点源。缀片 310 的构成元件的输入和输出可以被微射束形成,针对有效孔径(例如在畸变校正阶段)中的每个缀片进行该微射束形成。这种处理可以例如发生在探头 112、116 中。在主处理器 152 中的第二射束形成阶段基于孔径中缀片 310 的结果进行射束形成。因此分别对缀片 310 的输入进行初始射束形成,但在第二阶段对多个缀片 310 的结果共同进行射束形成。在 Powers 等人的题为“Ultrasonic Diagnostic Imaging Transducer with Hexagonal Patches”的美国专利 6623432 中详细论述了缀片的两个阶段射束形成的范例,在此通过引用将公开文本全文并入本文。虽然阵列 300 在本文中被示出为大致圆形,但是其可以是另一种形状,诸如矩形。

[0068] 在上述畸变估计流程中,通过反复轻微平移接收、经缀片划分的阵列 104 并且重复该流程,来获得经改善的分辨率。换言之,在估计畸变之后,选择声学窗口 204、28、212,并修改超声设备 110 的一个或多个设置,可以重复该过程。就这一方面而言,为了精细调谐分辨率的目的,阵列放置调整器 120、124 能够每次反复精细地横向调整一距离 320,该距离 320 小于调整器中待平移的缀片 310 的尺寸。

[0069] 此外,作为畸变估计流程的部分,调整器 120、124 能够应对在试图找到最佳声学窗口 204、208、212 过程中所做出的较大横向平移 330。

[0070] 如下文所论述的,在一些实施例中,调整器 120、124 还能够给予或者提供沿轴向方向的移动。

[0071] 所有上述平移或移动可以是手动的或者是机动化的。如果是机动化的,则它们可以由超声设备 110 基于对畸变的估计自动地并且无需用户介入地执行。

[0072] 还可以基于经射束的形状(可以通过考虑该畸变估计的结果预测该形状)的显示在其他交互中利用畸变估计的结果。那些其他交互包括对设备 110 的任何各种其他设置的修改,并且同样在下文中更详细地对其进行论述。

[0073] 图 4 图形化描绘了畸变图 400 的三个范例,这样的交互中的一个可以基于畸变图 400。借助结合图 1 论述的源点到接收阵列畸变估计流程,可以导出畸变图 400。所描绘的畸变图 400 是(信号)相位延迟图 402、(信号)幅度损失图 404 以及(信号)波形失真图 406。在每个图 402、404、406 的右侧是对应的标尺 408、410、412。图 402、404、406 及其标尺 408、410、412 是在连续波谱中经色彩编码的,虽然在此看起来是黑白的。因此,例如,相位延

迟图标尺 408 的上部的颜色不同于底部,这在图 4 中示出的黑白图中是不可辨别的。换言之,相信根据所示的黑白图,该图的设计和功能是显而易见的。

[0074] 所有三个图 402、404、406 具有空间自变量,即在空间维度上的自变量。对于每个图 402、404、406,它们的水平维度是方位 413,而它们的垂直维度是高程 414。方位 413 和高程 414 是(空间)自变量。相位延迟、幅度损失和波形失真是相应图 402、404、406 中的因变量。

[0075] 物理上,轴向方向垂直于换能器阵列 104、108 的面,即,进入皮肤中。方位方向是从一侧到另一侧的横向,并且高程方向是从上到下的。

[0076] 因此,三幅图 402、404、406 是数学阵列,相应图的每个单元 415、416、418 对应于相关联的接收元件或缀片 180,从所述相关联的接收元件或缀片 180 采集并存储幅度对时间的样本。

[0077] 该样本是超声压的样本,针对给定的图单元 415、416、418,将该超声压建模为正弦曲线的输入波形或者轨线。

[0078] 相位延迟图 402 的单元 415 是时域的,即时间、延迟,其以微秒表示。时域延迟是单元之间(element-wise)相对于另一个而言的。声音通过骨骼比通过软组织传输更快。对于给定点源 160,在其他因素相等的情况下,穿过颞骨 172、176 的相对薄的部分并且入射在其相应的接收元件 180 上的超声波中的部分将往往比穿过颞骨的较厚部分的另一部分更晚到达。相对的领先/滞后引起超声波前的畸变,如果不处理或校正该畸变,则该畸变将可能将向超声的治疗或诊断应用中引入误差。

[0079] 甚至在规则的、未畸变的波前从远场中的对侧点源 160 到达接收阵列 104、108 的情况下,到达的波前将是球面的并且以点源为中心;因此,接收元件 180 通常关于它们相应图与当前点源的距离不同。为了排除这种不表示畸变的几何效应,初始对准与接收元件 180 相关联的波形。该对准是基于声音的均匀速度。因此,例如,如果由于几何结构的原因,一个波形比另一波形传播了更长的距离,在确定针对波形的对准时间偏移时,由该距离除以声音的速度,该声音的速度对于一个波形对另一个波形的所有这样的计算是通用的。

[0080] 一旦每个接收元件 180 的波形被对准,则能够在时域或频域中继续处理。

[0081] 在时域中,一个实施例可以如下:在波形对之间执行互相关搜索。首先,通过一起加和所有波形来计算“总射束和”信号,即每个接收元件 180 加一。总射束和信号用作参考波形。在参考波形和接收元件 180 的波形之间执行互相关搜索。针对每个接收元件 180 进行这种操作。因此,如果存在 N 个接收元件 180,则执行 N 次互相关搜索。每个互相关搜索产生相应图的时间滞后,该时间滞后提供在相位延迟图 402 的相关联的单元 415 中的时间延迟值。为了在某种程度上简化该图计算,可以选取居中定位于阵列 104、108 中的接收元件 180,并且其波形,替代总射束和信号,能够用作参考波形。这是基于以下想法,即中央位置存在于颞骨 172、176 的最薄部分并且因此经历最小的衰减和波形失真。以额外的计算为代价的更加鲁棒的另一备选方案是在波形对准之后,在波形的每个组合对之间执行互相关搜索,即,如果有 N 个元件 180,执行  $N*(N-1)$  次搜索。结果是  $N*(N-1)$  个微分时间值。可以转化该值的集合以产生 N 个“绝对”时间值,该“绝对”时间值不是实际上绝对的,而是被确定为恒定的值,对于实用目的而言,该恒定值无关紧要。

[0082] 替代地,为了在频域中继续,将几何对准的波形在时间维度上进行傅里叶变换。通

过背景的方式,我们以这样的事实开始,即从图 1 中的上述畸变估计流程中的点源 160 发射的射束 164 是由一个或多个传播短脉冲形成的。该脉冲包含在中心频率周围的一定范围的频率,该中心频率是经调制的正弦波的频率。因此,通过发送单个脉冲采集若干频率。脉冲的每个频率分量具有幅度和相位。脉冲越短,所发出的频率范围越宽。根据傅里叶分解,该脉冲是一定数量的不同频率的连续正弦曲线的加和。每个正弦曲线具有幅度和相位。

[0083] 被输入到傅里叶变换中的经对准的波形是“幅度对时间”序列。输出是一系列频率,其中的每个频率与特定幅度和特定相位相关联。这些频率是上文所述频率分量的频率,该变换产生特定的幅度和相位。变换每个经对准的波形,以产生相同系列的频率。对于每个频率,确定对于波形特定的幅度和相位两者。

[0084] 接下来,提取每个单元 415 的相位延迟,这些相位延迟形成相位延迟图。更特别地,经对准的波形中的任何给定一个是对应的接收元件 180 的输入。每个接收元件 180 与最终要形成的相位延迟图 402 中的相应单元 415 相关联。因此,对于给定频率,通过变换提取每个波形得到的相位创建了针对所述频率的相位图。这些相位图是相位展开的。在本文中,相位展开是已知的数学流程,用于确保在邻近的单元之间不存在人为的相位不连续。在所得的相位图的每个中(每个频率一个),相位除以角频率,并且由此将相位转换为时间延迟。

[0085] 然后对相位展开的、经转换的图进行平均,由在对应频率下换能器的波谱的幅度对每个进行加权。被用作权重的基于频率的幅度可以在上述波形采集中采集;或者替代地,它们可以是表示源换能器的特性的值,每个值是由电子器件接收的对应频率所对应的幅度。

[0086] 经加权的平均值(逐个单元)得到单幅图,即相位延迟图 402。

[0087] 通过例如在序列中一个接一个地开启缀片 310,可以分别针对每个点源 160 产生相位延迟图 402。因此,如果利用 N 个点源 160,则可以获得 N 个相位延迟图,用于分析基于邻近的颞骨 172、176 的畸变。对侧地重复该流程,即通过反转超声的源和目的地,如果存在 N 个对侧点源 160,则多得到 N 个相位图,这一第二组的 N 幅图用于分析基于其他颞骨 172、176 的畸变。

[0088] 为了增强相位延迟图估计的鲁棒性,可以将这些 N 个延迟图 402 进行平均。由对应的所测量的波形衰减对在该平均中的每个延迟图进行加权,该波形衰减是每个对应的点源 160 所发射的信号在通过颞骨时所经受的。权重可以对应于对侧地产生的(即以相反方向从透射超声产生的)幅度损失图 404 的单元 416。

[0089] 在备选版本中,可以利用小孔径、单元件的换能器 160 作为点源来替代阵列 104、108 中的一个,其进行逐个点源位置地进行物理扫描。然后所述布置可以被物理地反转以分析对侧颞骨 172、176。

[0090] 在对可以如何使用相位延迟图 402 进行更多论述之前,将解释图 4 中所示的两种其他类型的畸变图 404、406。

[0091] 对于幅度损失图 404,针对给定的接收元件 180,提取所接收波形的时域最大值。该波形为作为时间的函数的幅度的形式,从而时域最大值是振幅。针对所有接收元件 180(或者等同地,针对所有图单元 416)进行这一操作。所得的幅度的 2D 图利用其最大值对进行归一化。换言之,在该图的所有幅度中的每个幅度除以该最大值。通过求以 10 为底

的对数并且乘以 20, 将所得的值每个转换为分贝。例如, 在幅度上 -6dB 的减小相应是减小了大约 50%。

[0092] 在形成波形失真图 406 时, 针对每个单元 418, 将波形与参考波形进行比较。通常预先在非临床环境中, 以围绕不存在颅骨的不均匀介质的类似对侧布置来采集参考波形。上述比较包括对参考波形进行延迟和缩放, 使其尽可能好地覆盖正测量其失真的波形的第一若干个周期。波形失真的度量可以表示为:

$$[0093] \quad m = \frac{\int s(t)s_{\text{参考}}(t)dt}{\int s(t)^2 dt} \text{ 等式 (1)}$$

[0094] 其中,  $s_{\text{参考}}(t)$  是经延迟和缩放的参考波形, 而  $s(t)$  是正测量其失真的波形。

[0095] 如果不存在波失真  $s(t) = s_{\text{参考}}(t)$ , 则该度量等于一, 而如果存在强烈的波形延长, 例如由于颅骨内混响或者换能器 - 颅骨回响, 则该度量趋向于零。

[0096] 波形失真图 406 的效用在于如下事实, 即应当发射具有良好受控带宽 (例如, 具有高斯包络) 的波形, 使得大脑组织衰减对波形失真的影响最小。

[0097] 如上文结合相位延迟图 402 所描述的, 畸变图 402、404、406 能够逐个点源地生成, 并且可以被对侧地反转以便处理由于对侧颞骨 172、176 所致的畸变。

[0098] 在相同侧的点源 160 提供对给定对侧接收元件 180 的不同接近角, 以及与在邻近该对侧接收元件的颞骨 172、176 的可能不规则表面入射的相应的不同角度。因此, 在相同侧上, 即使关于接近角的小的差异也能够将一幅图显著地改变为另一幅图。并且, 在相同侧上, 近场颞骨 172、176 中的厚度变化可能引起基于图中的一幅的信噪比 (SNR) 显著高于基于另一幅的信噪比, 因此将利用若干对侧元件获得的多个图进行组合 (例如以加权平均的方式) 以便增强最终的畸变图的估计的质量。

[0099] 畸变图 402、404、406 可以用于改进超声操作, 诸如通过改进超声发射和 / 或接收的定位和 / 或通过校正超声的射束形成来实现改进超声操作。

[0100] 相位延迟图 402 能够例如用于通过修改接收射束形成延迟来校正由于不均匀颅骨 132 的交叉所致的接收信号的时间不对准。这是接收畸变校正的范例。针对接收孔径内的那些单元 415 来查阅相位延迟图 402, 并修改接收射束形成延迟来补偿与那些单元相关联的相对延迟, 由此对接收超声射束线进行校正。类似地, 如上文所述, 通过修改发送射束形成延迟, 获知相对时间延迟允许对发射射束的校正。

[0101] 图 5 概念性地描绘了相位延迟补偿的一个范例, 以及使用畸变图作为加权图来调节个体换能器元件或者个体缀片对射束形成的贡献的一个范例。这些是使超声适应透射超声所穿过的不均匀介质 168 的部分 176 的特性的范例。该特性反映在畸变图 402、404、406 中。然后它们被反映在对声学窗口 204、208、212 的选择中, 和 / 或反映在对射束形成的校正中。该校正可以采用相位延迟调整和 / 或减小 / 增加换能器元件 / 缀片对射束形成的个体贡献的形式。

[0102] 表示由一个换能器阵列元件 508 对超声波前的接收的第一波形 504 领先于类似地表示第二元件 420 的接收的第二波形 516 时间滞后 512。在此, 假设时间滞后 512 是由于畸变而不是由于几何形状所致。换言之, 假设在该范例中, 两个波形 504、516 已经被几何对准了。因此, 可以从相位延迟图 402 的对应单元 415 之间的差异来导出时间滞后 512。对于给

定的孔径和场点,并且在考虑时间滞后 512 之前,例如,在所发射的当前超声之前,第一波形 504 将已经被指定特定的接收延迟 524。第二波形 516 将已经被指定其特定的接收延迟 528。然而,将时间滞后 512 考虑为两个波形 504、516 的畸变退相,第二延迟 528 增大该时间滞后,以由此去除基于畸变的相位误差。近似地,相同的时间滞后 512 被应用于发射射束形成。因此,基于具有两个空间维度的相位延迟图 402,在各对图单元 415 之间的相应时间滞后 512 被用于修改延迟,从而由此执行基于相位延迟的畸变校正。

[0103] 这些是修改设备 110 的设置(特别是射束形成延迟)以校正超声的射束形成的例子。该修改是基于对畸变的估计,并且更直接地基于作为畸变估计的结果的畸变图 402。

[0104] 其他两个畸变图 404、406 可以辅助射束形成校正过程。这种辅助是以减小或增强(可以视所关联的阵列 104、108 的情况而定)个体换能器元件或者个体缀片的贡献的形式。

[0105] 除了在接收时动态进行射束形成但在发射时静态进行射束形成之外,可以采用类似的方式执行两种形式的射束形成。

[0106] 首先考虑接收射束形成的情况并再次参考图 5,缀片  $P_{i,j}$ 、 $P_{k,1}$ 、 $P_{m,n}$ 、 $P_{o,p}$  组成接收孔径 A。场点  $(x_s, y_s, z_s)$  是在超声对象(例如,患者)中的点,待测量的特定超声回波从该点返回。借助该回波所返回到的缀片  $P_{i,j}$ 、 $P_{k,1}$ 、 $P_{m,n}$ 、 $P_{o,p}$  534 进行该测量。在几何上导出的时间  $t_a$   $t_b$   $t_c$   $t_d$  处获取的相应样本每个给出在该场点处的声学反射性的不同的“获取”。因此,加上以表示声压的电压幅度  $v_{i,j}(t_a)$ 、 $v_{k,1}(t_b)$ 、 $v_{m,n}(t_c)$ 、 $v_{o,p}(t_d)$  的形式样本,以获得更加鲁棒并且空间上更加完整的反射性的视图。该加和被称为“射束加和”532。其是孔径 A 的函数以及场点  $(x_s, y_s, z_s)$  的函数。为了校正波形失真,使用加权和来替代简单的加和。对于权重  $w_{i,j}$ 、 $w_{k,1}$ 、 $w_{m,n}$ 、 $w_{o,p}$ ,可以使用波形失真图 406 的对应条目 417。参见图 5,这由来自失真图 406 的流向箭头 536 表示。为了保持成像亮度,可以将权重  $w_{i,j}$ 、 $w_{k,1}$ 、 $w_{m,n}$ 、 $w_{o,p}$  归一化到单位一(unity),使得例如它们的平均数为一。这产生针对孔径 A 的权重  $n_A(w_{i,j})$ 、 $n_A(w_{k,1})$ 、 $n_A(w_{m,n})$ 、 $n_A(w_{o,p})$ 。所得的射束加和 532 是:

$$[0107] \quad BmSm(A, x_s, y_s, z_s) = (v_{i,j}(t_a) * n_A(w_{i,j})) + (v_{k,1}(t_b) * n_A(w_{k,1}))$$

$$[0108] \quad + (v_{m,n}(t_c) * n_A(w_{m,n})) + (v_{o,p}(t_d) * n_A(w_{o,p})) \quad \text{等式 (2)}$$

[0109] 利用失真图 406,借助该射束加和,已经发现要经受更大失真的接收缀片  $P_{i,j}$ 、 $P_{k,1}$ 、 $P_{m,n}$ 、 $P_{o,p}$  的输出对聚焦贡献较少。特别地并且通过范例的方式,  $n_A(w_{i,j})$  表示相对于场点  $(x_s, y_s, z_s)$ ,通过孔径 A,针对样本采集定时  $t_a$   $t_b$   $t_c$   $t_d$ ,第  $i^{\text{th}}$  行和第  $j^{\text{th}}$  列的换能器元件对接收射束形成的贡献 540。

[0110] 通过该缀片输入的可行性(viability)对贡献 540 进行加权,改进了超声操作,并且通过修改超声设备 110 的设置来实现该加权。在此,经修改的设置是针对发射孔径 B 的电压幅度权重  $n_B(w_{i,j})$ 、 $n_B(w_{k,1})$ 、 $n_B(w_{m,n})$ 、 $n_B(w_{o,p})$ 。

[0111] 权重  $n_B(w_{i,j})$ 、 $n_B(w_{k,1})$ 、 $n_B(w_{m,n})$ 、 $n_B(w_{o,p})$  可以用于发射射束形成,用于对电压电平  $v_{i,j}(t_a)$ 、 $v_{k,1}(t_b)$ 、 $v_{m,n}(t_c)$ 、 $v_{o,p}(t_d)$  进行加权,该电压电平要被用于驱动发射孔径 B 中的缀片  $P_{i,j}$ 、 $P_{k,1}$ 、 $P_{m,n}$ 、 $P_{o,p}$ ,该发射孔径 B 通常与接收孔径 A 相同。

[0112] 备选方案是将幅度损失图 404 用作加权图。图 404 还可以被用于将“匹配的滤波器”应用于幅度。特别地,假设来自或到达与图单元 416 对应的换能器元件/缀片的信号具有穿过颅骨 132 的粗糙部分的相对低的值,并且消极地影响聚焦质量。因此,在发射时利用甚至更低的功率来驱动那些换能器元件/缀片,和/或在接收时,在射束加和中向下地对那

些换能器元件 / 缀片进行加权,以便由此减小它们对发射 / 接收射束形成的相对贡献 540。

[0113] 如上文所述,幅度损失图 404 和失真图 406 两者可以分别用于有选择地补偿和 / 或减小在发射或接收时每元件的驱动功率水平。或者,可以使用这两种图 404、406 的组合。

[0114] 作为另一种可能性,通过增加在发射时的功率水平以及在接收时的权重,能够因此对幅度损失图 404 的低值进行幅度补偿,从而所有元件对聚焦等地做出贡献。

[0115] 如上所述,超声设备 110 被配置成利用幅度图和失真图 404、406 中的至少一个作为加权图来调节个体换能器元件或个体缀片对射束形成的贡献 536。

[0116] 选择(最佳)声学窗口 204、208、212 可以基于畸变图 402、404、406 中的任意一个。低幅度损失、低波形失真和长飞行时间(对应于经由高声速骨骼的最短路径)的区域指示存在例如用于成像或者经颞叶的能量沉积的最薄骨骼以及最佳声学窗口。

[0117] 因此,在相位延迟图 402 的情况下,最大幅度(即,最大时间延迟)的条目 418 指示最佳声学窗口。逐幅图地对此进行判断,因为在对侧源点 160 处的颞骨 172、176 的厚度使该延迟值产生偏差。

[0118] 一幅、两幅或所有三幅图 402、404、406 可以用于以自动的方式,甚至在无需用户介入情况下,或者通过向超声用户提供视觉反馈,在最佳声学窗口前方,使探头 112、116 在颞骨 172、176 上的放置最优化,用户可以使用该视觉反馈来手动地或者通过机动装置对该探头进行重定位。

[0119] 可以优选的是,使用基于相应图频率导出的畸变图 402、404、406。如上所述,相位图 402 被创建为针对相应图频率的相位图的加权平均。同样也可以由频率(即,所接收的超声的中心频率)分别产生幅度图和失真图 404、406。这些频率特异性图 402、404、406 可以用于获得在操作期间所使用的频率下的最佳性能。具体而言,在所选择的声学窗口中微小的基于频率的变化将通常隐含伴随的对阵列平移和 / 或射束形成校正的调整。

[0120] 另一备选方案在于对点源 160 进行顺序扫描。阵列 104、108 都被保持,但点源 160 不被连续扫描。相反,通常不连续或者不全部连续的一定数量的点源 160 被一起发射来增强 SNR。可以使用若干种方案,包括空间编码(例如 Hadamard)和时间编码(例如 chirps)的使用,以及来自右侧阵列的聚焦射束的使用(这些可以是会聚射束或者发散射束,并且焦点可以是在大脑内部或外部)。在此,在对所接收的波形进行任何信号处理之前,即在时域或频域中,对所接收的信号进行反转,以便对将已经利用对侧源 160 获得的信号进行重建,其中对侧源 160 将尽可能地接近颞骨 172 的表面并且将被逐个地发射。这被称为空间解码。空间编码的范例是 Hadamard 编码。例如,如果在颞骨 132 的另一侧有四个点源 160,可以决定根据序列:1000 0100 0010 0001 来顺序地发射它们,或者可以使用如下 Hadamard 序列:1111 11-1-1 1-1-11 1-11-1,其中,1 表示“开”,-1 表示反相的“开”,而 0 表示“关”。可以操控接收信号以重新创建将利用第一序列(即每次一个点源)得到的那些信号。在此通过使用若干换能器在一个给定时间发射来增强 SNR。用于 Hadamard 编码的点源 160 如以一次一个点源的发射方式分布在发射换能器阵列 104、108 上。可以利用其他已知的、备选空间编码方式。

[0121] 图 6 示出了对图 1 中的对侧布置的修改,其中,右手侧阵列 108 被平移开以便聚焦在右颞骨 172 的外表面 610 上。将右手侧阵列 108 放置在距右颞骨 172 短距离处,使得其射束焦点 620 被用作在外表面 610 上的虚拟点源。通过这种方式,可以基于右手侧阵列 108

所接收的反射信号来计算通过右颞骨 172 的射束传输损失。这使得测量经颅传输系数并且进一步预测大脑内部的超声强度成为可能。进行强度预测以准备应用治疗射束,诸如高强度聚焦超声 (HIFU) 射束。在轴向延伸位置中示出了右侧的阵列放置调整器 124。可以手动地或者通过机动移位来到达该位置。例如,其可以通过在装置显示器 148 上的显示或者借助所接收的反射信号的强度来交互式的实现。如果是机动的,可以由超声设备 110,例如基于强度,自动地并且无需用户介入地来执行该移位。在延伸的位置中提供持续的超声传播路径来保持诸如胶枕之类的接触介质。

[0122] 图 7 是描绘治疗射束 720 应用到处置区域 730 的对侧布置 710 的范例的示意图。根据上文的论述,可以使用畸变图 402、404、406 来对治疗射束 720 的经颅畸变进行校正。

[0123] 通过从两个阵列 104、108 应用动态接收聚焦射束形成,在显示器 148 上使治疗射束放置可视化。具体而言,由设备 110 的对侧布置的两个阵列 104、108 接收来自入射治疗射束 720 的散射 / 反射信号,并且在接收时以 3D 动态聚焦来对该散射 / 反射信号进行射束形成。因此,超声设备 110 可以被配置成从甚至单个发射超声脉冲 740,以及从一系列发射脉冲,接收来自两侧的射束形成。非发射阵列 104 的接收射束形成可以被比拟成在给定瞬间在雾中感知大体上朝向你行进但是走向一侧或者另一侧的车辆的前灯。

[0124] 接收射束形成可以包括:基于先前采集的处于探头印迹下的颞骨 172、176 的畸变图 402、404、406 来处理接收畸变校正。例如,相位畸变校正可以是接收射束形成的部分。可能在超声设备 110 的设置(诸如缀片权重)进行修改时已经完成该校正。或者,在已经基于畸变估计的结果完成修改的每种情况下,从入射到射束形成,可以基于先前的修改来动态完成该校正。

[0125] 当利用相同发射射束形成参数来保持治疗射束 720 时,可以从被锁定在颞骨窗口中的两个阵列 104、108 持续获得两个对侧的“单传输”图像。

[0126] 通过组合这两幅图像(本领域熟知的将两幅图像组合的手段)来实现对射束 720 的位置和范围的实时增强可视化。

[0127] 治疗射束可视化将引导对焦点位置以及对治疗射束 720 的尺寸的调整。在存在分谐波或超谐波的情况下,还可以通过接收来自造影微泡的分谐波或超谐波来增强该可视化。

[0128] 图 8 涉及基于微泡的强度估计,示出了将测试射束 804 应用到处置区域 808 来测量超声强度的例子,以及将测试射束 812 应用到位于等深度 820 处的参考区域 816 的另一例子。

[0129] 基于微泡的超声造影剂常常用于以超声为媒介的或者超声增强的卒中治疗,因为对靠近凝块(引起动脉闭塞并且诱发缺血性卒中)的微泡进行振动能够显著增加对该凝块的局部超声暴露。能够通过测量来自处置区域 808 内或者来自接近该处置区域的参考区域 816 内的造影微泡的分谐波发射的起始的阈值来估计在处置(或者闭塞)区域中的超声强度。根据对造影微泡的充足流动和/或灌注的需要来针对空化起始(cavitation onset)的测量来激发使用参考区域 816 而不是处置区域 808,以便接收来自声透射微泡的鲁棒信号。作为范例,参考区域 816 显示为接近处置区域 808,但处在相同的深度 820 处(以便从任何探头 112、116 到参考区域的超声衰减类似于从该探头到处置区域的衰减)。

[0130] 可通过逐步地增加测试射束 804、812 的强度(或者声压)828 直到左手侧阵列

104 或者右手侧阵列 108(突然)接收到鲁棒的分谐波信号为止,来确定在处置或参考区域 816(其随着所使用的造影剂而改变)中分谐波信号的起始 824,在图 8 中示出了鲁棒的分谐波信号的幅度 832。因此,经由阵列 104、108 来监测与强度 828 的增加相关的泡振动的分谐波频率分量的幅度 832 的增加,以便检测稳定的空化的突然起始。

[0131] 在 Shi 等人的题为“Method and System for Pressure Estimation Using Subharmonic Signals from Micro-Bubble Based Ultrasound Contrast Agents”的美国专利 No. 6302845 中论述了在非临床、试验环境下进行的分谐波信号幅度与声压相比的测量。在参考文献“Shi WT, Forsberg F, Raichlen JS, Needleman L, Goldberg BB. Pressure dependence on subharmonic signals from contrast microbubbles. *Ultrasound Biol Med* 1999 ;25 :275-283”中给出了更多测量细节。在此通过引用将这两篇文献的全部内容并入本文。

[0132] 如上所述,通过更精确的放置和对治疗射束的强度预测来改进微泡增强的卒中治疗。

[0133] 其他有益特征在于基于估计的畸变以及发射射束形成参数来预测畸变治疗射束的形状的能力,以及交互式地调整所发射的射束来减小畸变的可能性。

[0134] 图 9 描绘了表示考虑射束畸变的发射射束 930 的预测形状 920 的可能图案 910。

[0135] 图案 910 是向用户显示的作为待施加的超声射束 930(例如,治疗射束)的形状的预测 920 的范例。在该图中,以厘米为单位的纵轴(z)处于轴向方向 940,而以毫米为单位的横轴 x 处于方位方向 850。实际上,可以显示 2D 射束分布(轴向\*方位,或者轴向\*高程)或者 3D 射束分布。在此,射束焦点大约在近似 5 厘米处。在右侧的尺度带表示相应的时间上平均的强度水平。同样地,图例最初是以彩色生成的,但在此以黑白显示。具体而言,基于它们的最大值(在所描述的整个空间上)对强度值进行归一化并且以分贝显示。该函数不需要是时间上平均的强度,但是可以例如替代为压力幅度的当前最大值,或者机械指数(MI)。

[0136] 基于发射射束形成参数以及所估计的畸变来预测射束形状的能力特别有利于成像媒介(对于成像媒介的畸变是所熟知的显著问题),而且还通常适合作为在超声治疗应用中的工具。

[0137] 在一些实施例中,多元件换能器阵列 104 接收超声,软件或硬件估计畸变,并且软件预测畸变的超声射束形状,然后显示畸变的超声射束形状的图像。

[0138] 以用于 2D 成像和治疗射束操纵的 1D 阵列的简单范例,在下文的论述中阐述用于基于射束形成参数以及基于畸变估计来预测射束形状的特殊技术。可以容易地将这些技术普及为 3D 环境中。

[0139] 我们假设畸变者,例如颞骨,极其薄并且极其靠近测量阵列。那么可以就每个元件每个频率的相位(偏移)和幅度(衰减)来描述该畸变。已经结合相位延迟图 402 描述了用于测量该畸变的手段。因此,以 1D 沿着空间维度 x 并且在角时间频率  $\omega$  的畸变图  $A_b(x, \omega)$  可以被写为如下形式:

[0140]

$$A_{Ab}(x, \omega) = A(x, \omega)e^{i\varphi(x, \omega)} \quad (\text{a})$$

[0141]  $A(x, \omega)$  是幅度(衰减)项,而  $\varphi(x, \omega)$  是相位(畸变)项。现在,说明我们的成像

设备或者治疗设备受这样的畸变的影响。我们仍希望聚焦在介质中的特定深度和方位，并且我们利用某一发射切趾 (apodization)  $A_{\text{Apod}}(x)$  来实现这一操作。这意味着，我们将发射波形形成器编程为发送如下波前：

$$[0142] \quad A_{\text{Foc}}(x, \omega) = A_{\text{Apod}}(x) e^{i\theta(x, \omega)} \quad (\text{b})$$

[0143]  $\theta(x, \omega)$  是聚焦在介质中的预期位置 (例如，在血管闭塞凝块上) 处所必要的几何结构 (在 1D 阵列中圆柱形、在 2D 阵列中球形) 聚焦定相。对于在深度  $z_0$ 、方位  $x_0$  的聚焦，发射定相是 ( $c$  为声速)

$$[0144] \quad \theta(x, \omega) = -\frac{\omega}{c} \sqrt{(x - x_0)^2 + z_0^2} \quad (\text{c})$$

[0145] 由于畸变，实际穿透大脑的是如下波前：

[0146]

$$A_{\text{发送}}(x, \omega) = A_{\text{Foc}}(x, \omega) A_{\text{Ab}}(x, \omega) = A_{\text{Apod}}(x) A(x, \omega) e^{i\phi(x, \omega) + \theta(x, \omega)} \quad (\text{d})$$

[0147] 1、瑞利 - 索末菲 (Rayleigh-Sommerfeld) 射束预测

[0148] 瑞利 - 索末菲等式直接告诉我们，基于  $A_{\text{发送}}(x, \omega)$  在介质中的任何点  $(x_f, z_f)$  处的场  $A_{\text{场}}(x_f, z_f, \omega)$  应当是多少：

[0149]

$$A_{\text{场}}(x_f, z_f, \omega) = \frac{\omega}{2\pi} \int dx \frac{z_f}{r(x, x_f, z_f)^2} A_{\text{发送}}(x, \omega) e^{i\frac{\omega}{c} r(x, x_f, z_f)} \quad (1)$$

[0150] 使  $r(x, x_f, z_f) = \sqrt{(x - x_f)^2 + z_f^2}$  为在任意阵列元件 (在方位位置  $x$ ) 与我们希望确定场的场点  $(x_f, z_f)$  之间的距离。积分域是阵列孔径。

[0151] 如下公式常常被作为用于简单源的公式 (1) 的简化版本，同时保持在实际情况下的良好近似：

[0152]

$$A_{\text{场}}(x_f, z_f, \omega) = \frac{\omega}{2\pi} \int dx A_{\text{发送}}(x, \omega) e^{i\frac{\omega}{c} r(x, x_f, z_f)} \quad (2)$$

[0153] 总之，对在给定所测量的畸变  $A_{\text{Ab}}(x, \omega)$  以及已知的所应用的发射波前  $A_{\text{Foc}}(x, \omega)$  的任意点处的场的预测包括：

[0154] - 将畸变乘以发射波前以获得  $A_{\text{发送}}(x, \omega) = A_{\text{Foc}}(x, \omega) A_{\text{Ab}}(x, \omega)$ ，该波前有效地发送到介质中 (等式 (d))；

[0155] - 将  $A_{\text{发送}}(x, \omega)$  输入瑞利 - 索末菲积分 (等式 (1) 或 (2))；

[0156] - 为了获知在介质中接收的当前场，执行对所计算的场  $A_{\text{场}}(x_f, z_f, \omega)$  的逆时间 (inverse temporal) 傅里叶变换。

[0157] 2、傅里叶或者“角谱 (Angular Spectrum)”再传播

[0158] 通过进行发送场  $A_{\text{发送}}(x, \omega)$  的横向 (空间) 傅里叶变换，发送场  $A_{\text{发送}}(x, \omega)$  可以被分解为其角谱分量。

[0159]

$$A_{\text{发送}}(x, z=0, \omega) = \int dk_x U(k_x, z=0, \omega) e^{ik_x x} \quad (1)$$

[0160] 类似地，在深度  $z$  处所感测到的场 (我们希望基于在深度  $z=0$  处的发送场  $A_{\text{发送}}$  预测该场) 可以被分解为：

$$[0161] \quad A(x, z, \omega) = \int dk_x U(k_x, z, \omega) e^{ik_x x} \quad (2)$$

[0162] 在深度  $z$  处和深度 0 处的角谱之间分别存在以下关系：

$$[0163] \quad U(k_x, z, \omega) = U(k_x, z = 0, \omega) e^{i\sqrt{(\frac{\omega}{c})^2 - k_x^2} z} \quad (3)$$

[0164] 总之，从所测量的畸变以及已知的所应用的发射波前得到深度  $z$  处的场包括：

[0165] - 将畸变乘以发射波前以获得  $A_{\text{发送}}(x, \omega) = A_{\text{Foc}}(x, \omega) A_{\text{Ab}}(x, \omega)$ ，该波前有效地发送到介质中（等式 (d)）；

[0166] - 在横向维度上进行傅里叶 - 变换  $A_{\text{发送}}(x, \omega)$ ，以便得到角谱  $U(k_x, z = 0)$ （等式 (1)）；

[0167] - 传播该角谱，以便得到  $U(k_x, z, \omega)$ （等式 (3)）；

[0168] - 对  $U(k_x, z, \omega)$  进行逆傅里叶变换来得到在深度  $z$  处的场  $A(x, z, \omega)$ （这是等式 (2) 的逆）；

[0169] - 为了获知在介质中接收的时间场，执行对所计算的场  $A(x, z, \omega)$  的逆时间 (inverse temporal) 傅里叶变换。

[0170] 3、时域射束形成

[0171] 另一种可能性是在时域中处理每件事。如果  $s(i, t)$  是换能器元件  $i$  从对侧换能器接收的时间轨迹场，已经去除几何延迟来对准信号（这些信号受到幅度畸变和相位畸变以及波形失真的影响）。 $\tau(i)$  是被施加到所有换能器元件以实现发射聚焦的延迟，即为了

聚焦在点深度  $z_0$ 、方位  $x_0$ ，其具有  $\tau(i) = \frac{1}{c} \sqrt{(x(i) - x_0)^2 + z_0^2}$ 。因此在时域中的发送信号（经由畸变者）可以被写为：

$$[0172] \quad s_{\text{发送}}(i, t) = s(i, t - \tau(i)) A_{\text{Apod}}(i) \quad (1)$$

[0173] （注意，相位和幅度畸变在  $s(t)$  中）。然后，在  $(x_f, z_f)$  处的场中接收的时间信号是来自所有换能器元件的信号的和：

$$[0174] \quad s_{\text{接收}}(x_f, z_f) = \sum_i s_{\text{发送}}(i, t + \tau(i, x_f, z_f)) \quad (2)$$

[0175] 使  $\tau(i, x_f, z_f)$  为对于声音从换能器元件  $i$  到在  $(x_f, z_f)$  处的场点所需的时间：

$$[0176] \quad \tau(i, x_f, z_f) = \frac{1}{c} \sqrt{(x(i) - x_f)^2 + z_f^2} \quad (3)$$

[0177] 总之，从所测量的畸变以及已知的所应用的发射波前得到在任意点处的场包括：

[0178] - 测量所有换能器元件从对侧换能器接收的时间信号来得到  $s(i, t)$ ；

[0179] - 如在等式 (1) 中，应用所期望的发送射束形成参数（切趾和时间延迟）；

[0180] - 如在等式 (3) 中，通过将延迟应用到所测量的轨迹来模拟到任何场点的传播。

[0181] 图 10 例示了经频成像 / 治疗畸变预测 / 校正过程 1000。在畸变估计流程中，超声 164 发射通过不均匀介质 168 并且被对侧地接收。在点源基础上某种程度上顺序地进行该发射，并借助 2D 换能器阵列 104、108 来接收。在接收阵列 104、108 上的元件间 (element-wise)，对相对时间延迟和 / 或幅度衰减和 / 或失真进行估计。该估计，可能为畸变图 402、404、406 的形式，被用于选择声学窗口 204、208、212 的位置 / 范围，如果发现该位置 / 范围是适当的，则对在特别针对该估计的一侧的阵列 104、108 进行相应的平移。该流程可以是反复的，并且可以通过再次发送透射超声等来重复（步骤 S1004）。对侧地重复该

畸变估计,使得就畸变对另一侧的颞骨 172、176 进行处理。该步骤可以与在之前步骤(即步骤 S1004)中的行为混合(步骤 S1008)。可以形成畸变图 402、404、406,并且如果形成了畸变图 402、404、406,则可以将其显示在装置显示器 148 上。如上文结合步骤 S1004 的描述,可能已经形成并且利用畸变图 402、404、406(步骤 S1012)。如果将要预测射束形状(步骤 S1016),则基于发射射束形成参数以及畸变估计来进行,并且预测结果 920 可以显示在装置显示器 148 上(步骤 S1020)。如果交互地基于畸变射束 930 的显示的预测 920,设备 110 的设置将要被修改(步骤 S1024),该修改将改变在射束形状预测中所使用的畸变估计和/或发射射束形成参数,则可以做出该修改(步骤 S1028)。否则,如果将不做出这样(其他)的修改或者将不对射束形状进行预测,则基于畸变估计的结果来执行例如相位延迟校正或者缀片对射束形成的贡献加权之类的超声校正(步骤 S1032)。为了预测超声治疗射束的强度,提供换能器阵列 104、108 的对侧布置(并且在过程 1000 中通常已经在该点提供了这两个阵列)(步骤 S1036)。将泡例如通过静脉供应给处置区域或参考区域 808、816(步骤 S1040)。递增地对超声强度进行监测,以获得从处置区域 808 中的造影微泡发射的分谐波的起始,或者获得从靠近处置区域的参考区域 816 中的造影微泡发射的分谐波的起始(步骤 S1044)。将借助设备设置修改而畸变校正的治疗射束 720 施加到处置区域 730。从颅骨 132 的两侧接收射束形成能够基于对应两侧的相应图畸变估计结果来利用(draw on)之前执行的设备修改。对两幅所采集的图像进行校正和合成,由此增强射束放置的可视化(步骤 S1052)。

[0182] 通过捕获在如借助二维接收换能器阵列正接收的超声中的畸变的横向二维特性来校正超声畸变(尤其在经颅成像或经颅治疗中)。在一些实施例中,通过时间窗来施加透射超声,并且例如一次从一个或多个真实点源或者虚拟点源发射该透射超声,每个点源是单个换能器元件或者缀片或者一组元件或缀片的几何焦点。在一个方面,缀片可以作为在近场中的小聚焦换能器。在一个版本中,对侧阵列是由点源组成。在一些方面,通过自变量方式构造成与接收换能器的阵列结构对应的畸变图使畸变估计具体化,该超声设备被配置成通过修改设备设置以改进超声接收/发射的放置或者校正射束形成来改进超声操作。增强包括射束放置可视化、强度预测和射束形状预测。

[0183] 应当注意的是,上述实施例举例说明而非限制本发明,并且本领域技术人员将能够在不脱离权利要求书的保护范围的情况下设计很多备选实施例。例如,可以维持已经被畸变校正的双接收射束来监测脑结构中的改变,同时对侧装置仍然附在患者的颅骨上。在权利要求书中,置于括号内的任何附图标记都不应解释为对权利要求保护范围的限制。动词“包括”及其词形变化的使用并不排除存在权利要求未记载的那些部件或步骤。部件之前的不定冠词“一个”或“一种”并不排除存在多个或多种这样的部件。本发明可以实现为包括若干分立部件的硬件,并且可以实现为具有计算机可读介质的适当编程的计算机。在相互不同的从属权利要求中记载某些手段并不代表不能使用这些手段的组合以获得优点。

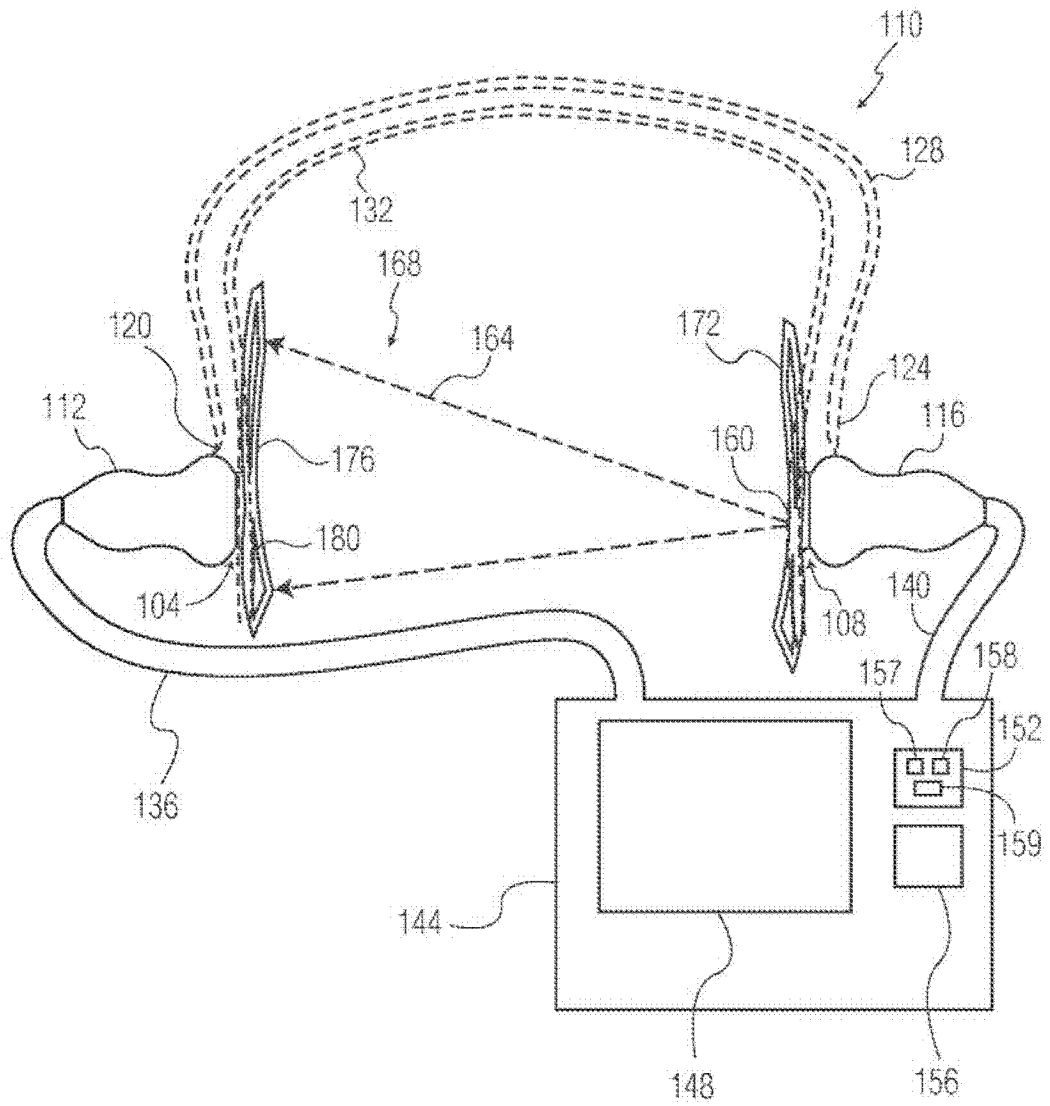


图 1

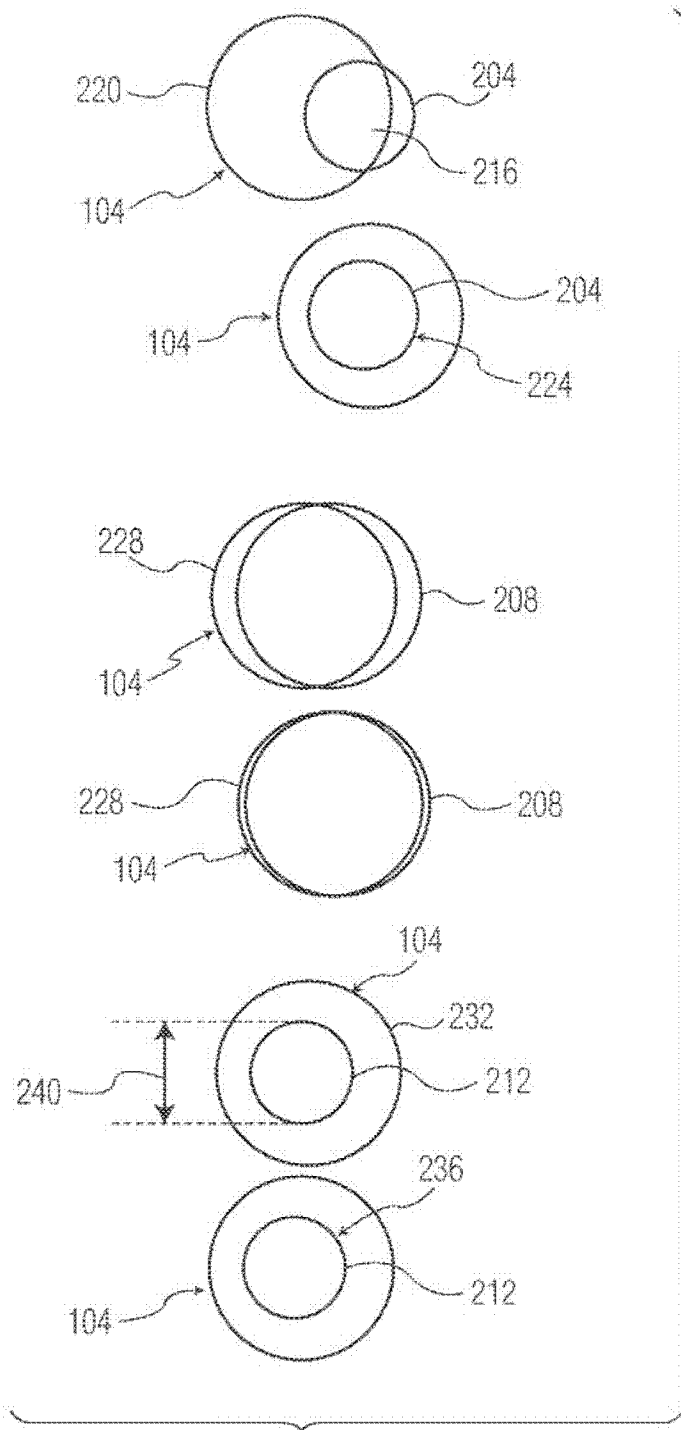


图 2

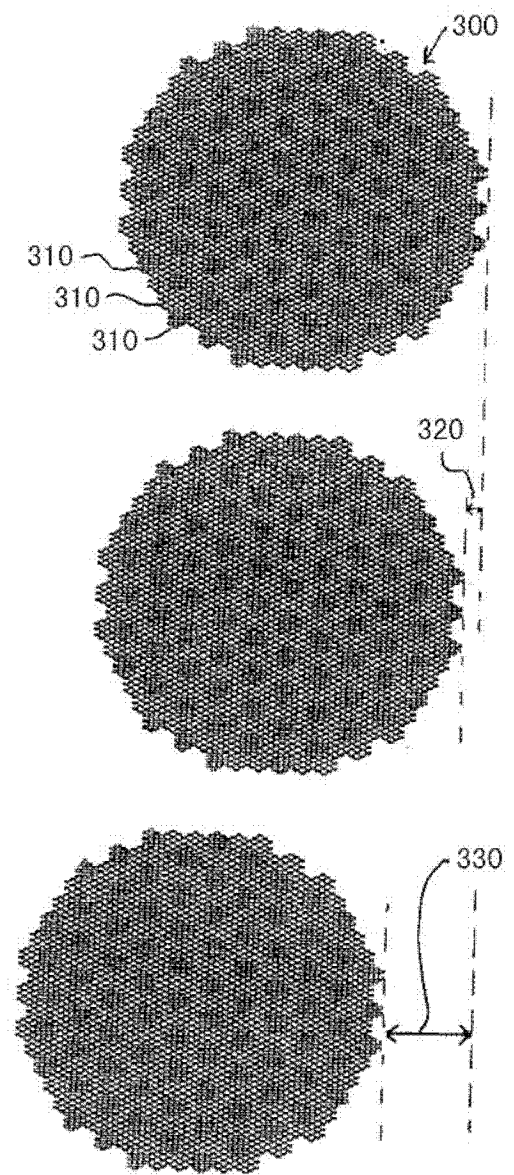


图 3

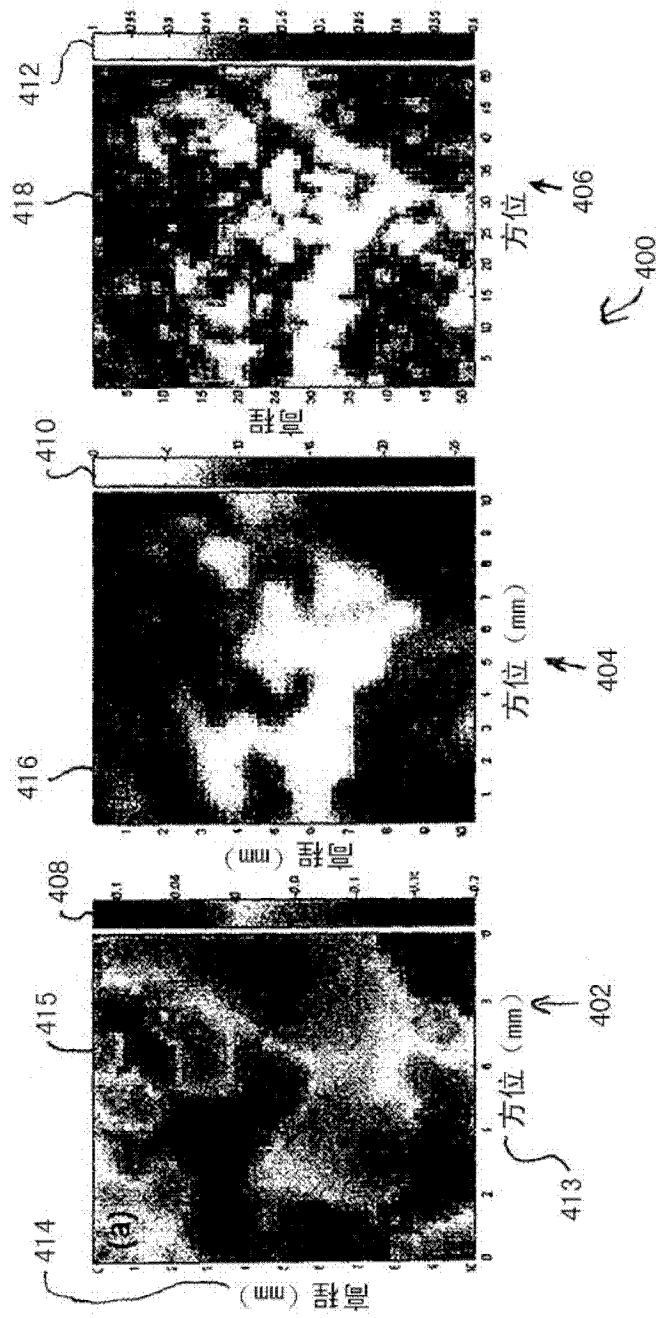


图 4

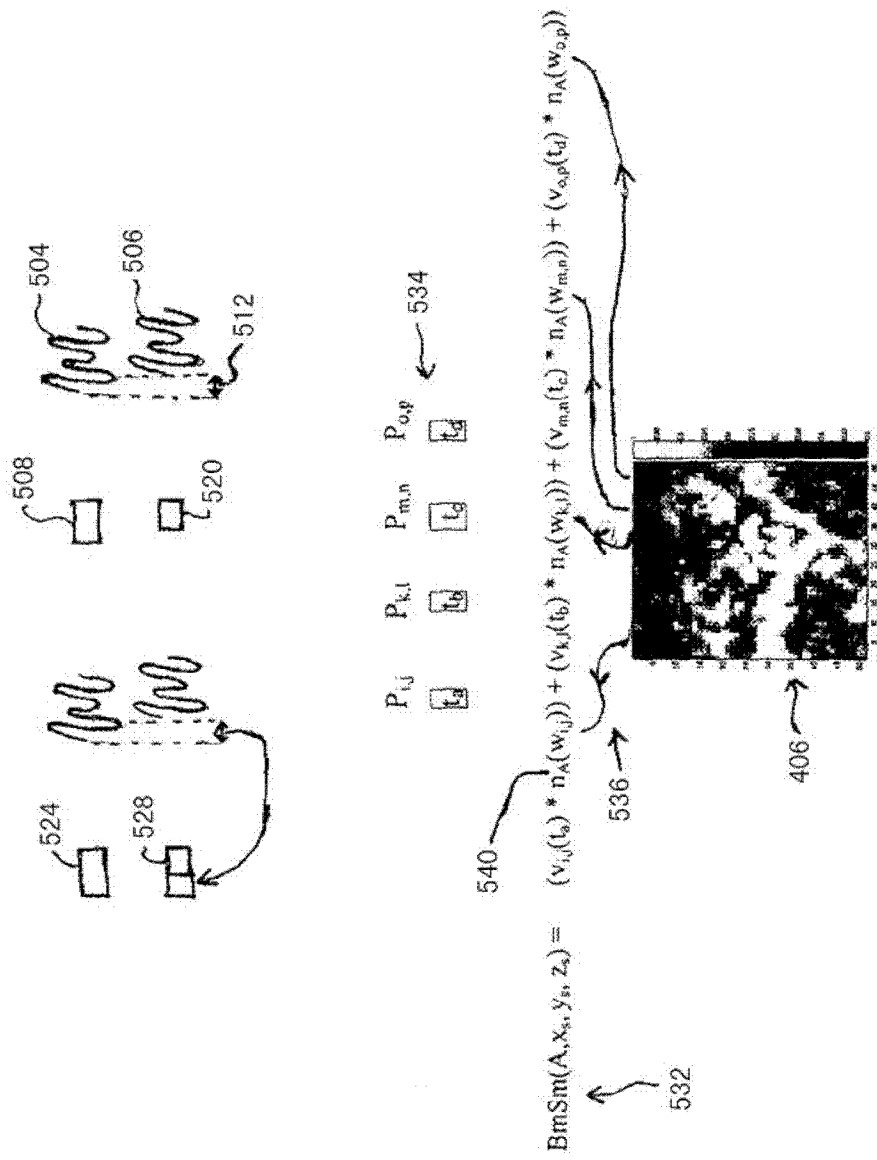


图 5

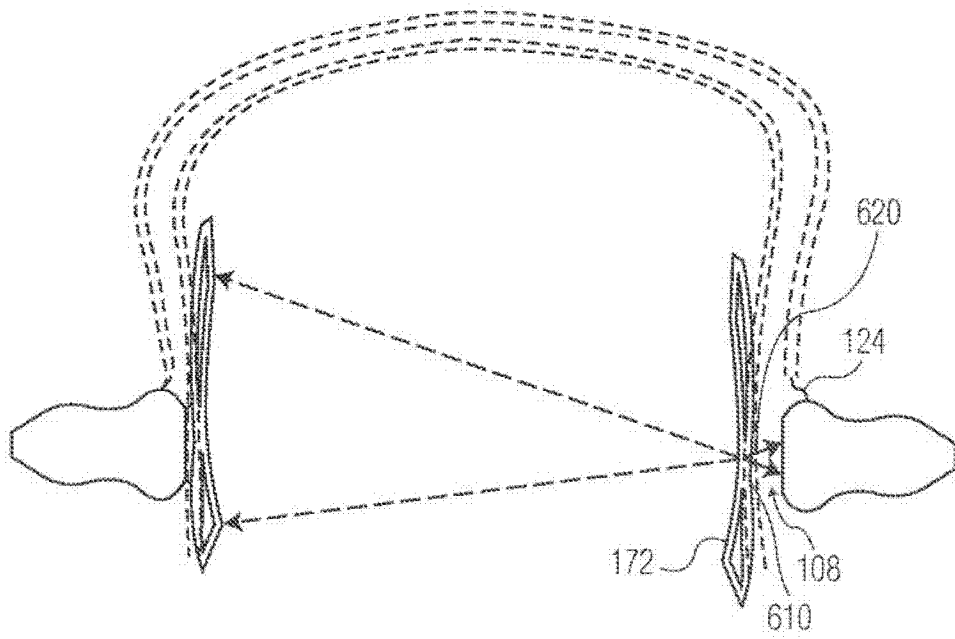


图 6

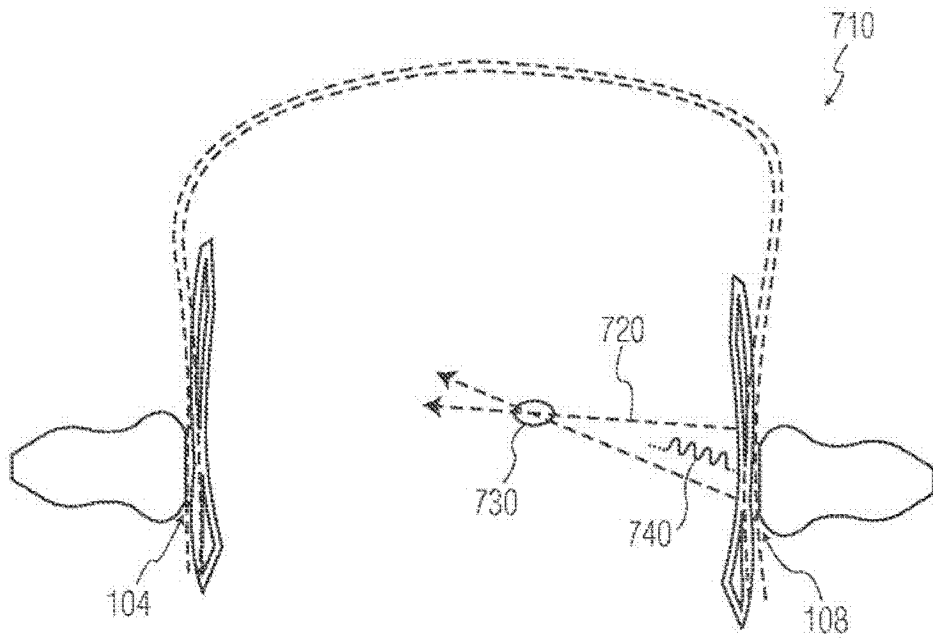


图 7

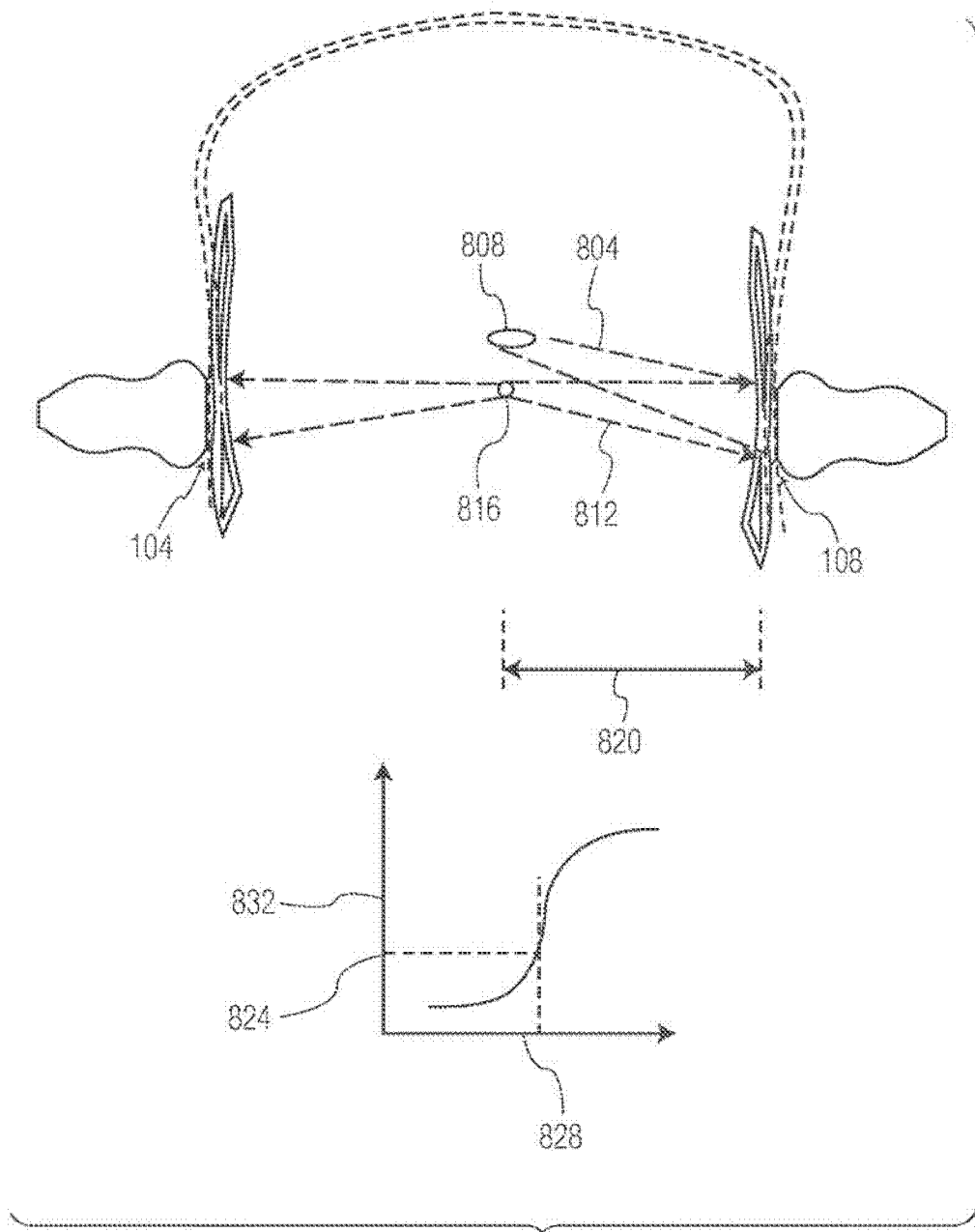


图 8

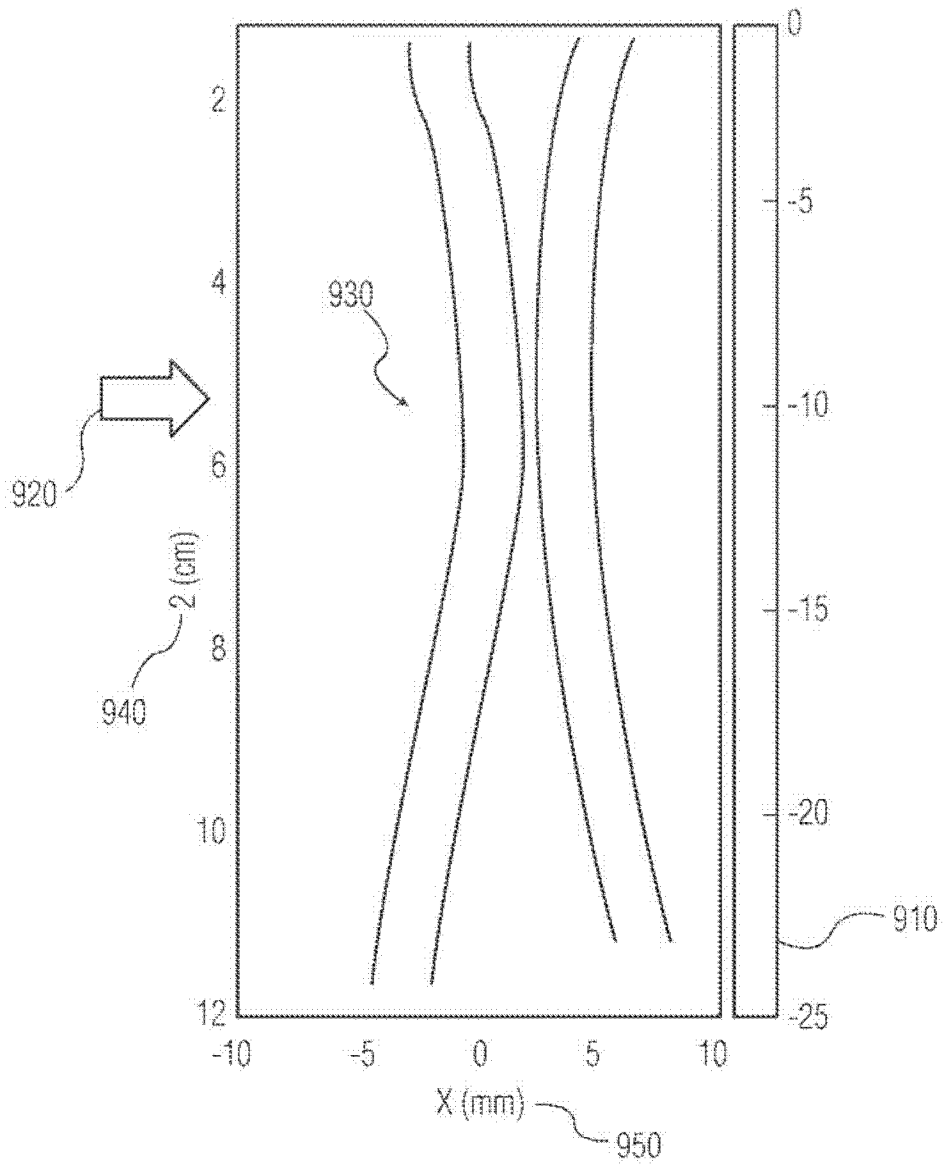


图 9

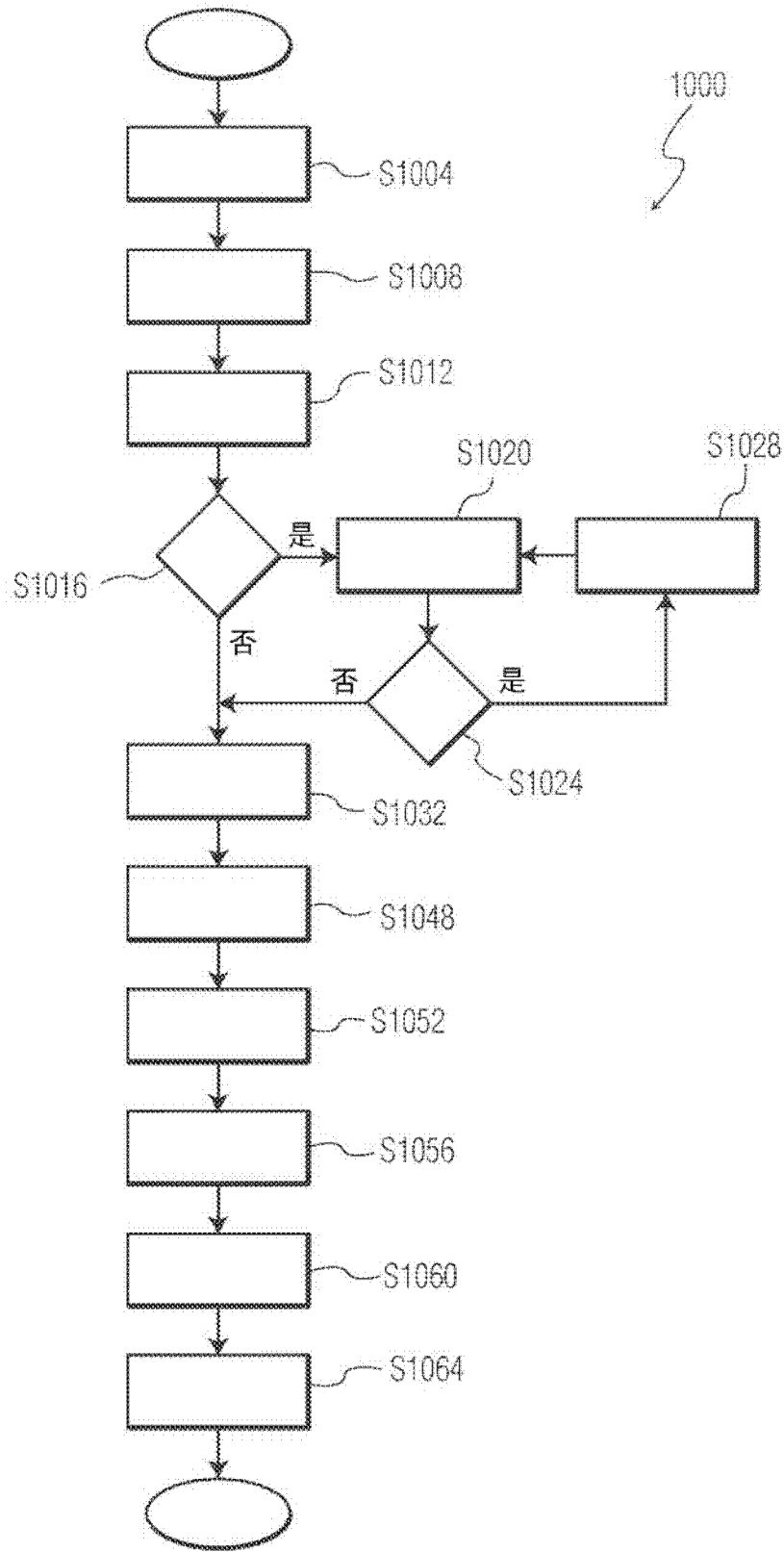


图 10

专利名称(译)	对经颅超声畸变的基于对侧阵列的校正		
公开(公告)号	<a href="#">CN102576527A</a>	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080038816.3	申请日	2010-08-25
[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	WT史 FGGM维尼翁 JE鲍尔斯 BS鲁滨逊 MR伯切 V沙姆达莎尼		
发明人	W·T·史 F·G·G·M·维尼翁 J·E·鲍尔斯 B·S·鲁滨逊 M·R·伯切 V·沙姆达莎尼		
IPC分类号	G10K11/34 G01S15/89 G01S7/52 A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B5/6814 G01S15/8925 A61B8/13 A61B2019/5276 A61B2017/00725 A61N7/00 G01S7/52049 A61B8/0808 G01S15/8913		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	61/239455 2009-09-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

通过捕获在如正借助二维接收换能器阵列(104、108)接收的超声中的畸变的横向二维特性来校正超声畸变(尤其在经颅成像或经颅治疗中的)。在一些实施例中，通过时间窗来施加透射超声(164)，并且例如一次从一个或多个真实点源或者虚拟点源(160)发射该透射超声，每个点源是单个换能器元件或者缀片或者一组元件或缀片的几何焦点。在一个方面中，缀片可以作为在近场中的小聚焦换能器。在一个版本中，对侧阵列(104、108)是由点源组成。在一些方面，通过自变量方式构造造成与接收换能器的阵列结构对应的畸变图使畸变估计具体化，该超声设备被配置成通过修改设备设置而改进超声接收/发射的定位或者校正射束形成，从而改进超声操作。增强包括射束位置可视化、强度预测和射束形状预测。

