



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107205720 A

(43)申请公布日 2017. 09. 26

(21)申请号 201580069648.7

(22)申请日 2015.11.09

(30)优先权数据

62/076,857 2014.11.07 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.20

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/059708 2015.11.09

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/073976 EN 2016.05.12

(71)申请人 艾因蒂克公司

地址 美国密歇根

(72)发明人 R·G·梅夫 K·沙埔里

E·V·马来雷恩科

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

代理人 田菁

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/14(2006.01)

G01S 7/52(2006.01)

G01S 15/89(2006.01)

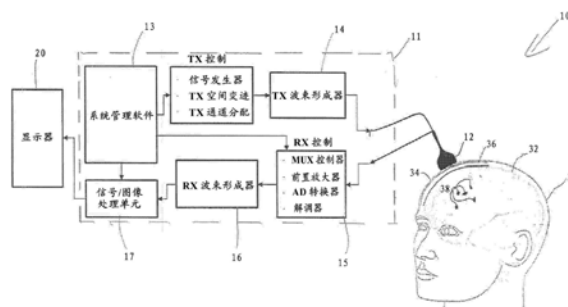
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

一种超声适应性波束形成方法及其对经颅成像的应用

(57)摘要

一种用于对屏障之后的体积进行超声成像的方法,包括邻近屏障放置探头的元件阵列。估计屏障中的局部厚度和声速。在元件阵列中限定多个子孔径,每个子孔径由邻近元件的不同子集限定。通过把每个子孔径近似聚焦在屏障的内表面处,来从子孔径中的每个收集超声波形。透过子孔径元件的超声波形被组合以生成组合的A模式波形。基于组合的A模式波形来提取邻近探头的屏障的内表面的分布。基于分布来计算校正。基于校正使用波束形成来扫描屏障之后的体积,以生成体积的图像。



1. 一种用于对屏障之后的体积超声成像的方法,所述方法包括以下步骤:
 - a) 邻近所述屏障放置能够发射和接收超声波的探头的元件阵列;
 - b) 估计所述屏障中的局部厚度和声速;
 - c) 在所述元件阵列中限定多个子孔径,每个子孔径由元件阵列中的邻近元件的不同子集来限定;
 - d) 基于在所述步骤b)中获得的估计厚度和估计声速数据,通过把每个子孔径近似聚焦在所述屏障的内表面处,来从子孔径中的每一个收集超声波形,所述超声波形包含从所述屏障之前和内表面的反射;
 - e) 组合透过子孔径元件中的每一个的超声波形,以生成对子孔径中的每一个的组合A模式波形;
 - f) 基于组合A模式波形,提取邻近所述探头的所述屏障的内表面的分布;
 - g) 基于内表面的分布计算校正,包括:通过追踪透过所述屏障和所述屏障之后的体积的所述每个阵列元件和预期焦点之间的折射声射线,计算对所述子孔径中的每个元件的校正,其中所述校正以修正的时间延迟的形式来达到准确的单点聚焦;和
 - h) 基于所述校正使用波束形成来扫描在所述屏障之后的体积,以生成所述体积的图像。
2. 按照权利要求1所述的方法,其中所述校正是基于内表面的分布的校正后的定时样式。
3. 按照权利要求1所述的方法,其中通过借助适当的边界条件在每个媒介中数值地求解亥姆霍兹波传播方程,来完成透过所述屏障和所述体积的每个阵列元件与预期焦点之间的折射声射线的追踪。
4. 按照权利要求3所述的方法,其中求解亥姆霍兹波传播方程的步骤包括在边界点中搜索并选择所有约束都被满足的边界点。
5. 按照权利要求4所述的方法,其中所述约束包括费马原理和边界条件。
6. 按照权利要求5所述的方法,其中从阵列元件向大脑中的期望焦点发射的超声波将经过所有约束都被满足的边界点。
7. 按照权利要求6所述的方法,还包括在内表面的高起伏区域上的原始栅格点之间插入更多的点的步骤。
8. 按照权利要求1所述的方法,其中所述步骤b) 是使用所述探头进行的。
9. 按照权利要求1所述的方法,其中在主动模式和被动模式两者下均进行所述步骤h),其中主动模式把由探头发出的并透过所述屏障发射的声场准确地聚焦在位于所述屏障之后的预期焦点位置处,以及被动模式准确地聚焦从在所述屏障之后的媒介反射的、经过所述屏障并被所述探头接收的声能,并生成图像。
10. 按照权利要求1所述的方法,还包括优化所述步骤h) 的波束形成用于旁瓣抑制的步骤。
11. 按照权利要求1所述的方法,其中基于在所述步骤b)中确定的所述屏障的声速,在所述步骤b)中估计所述屏障的局部厚度。

一种超声适应性波束形成方法及其对经颅成像的应用

背景技术

[0001] 透过人类颅骨或任何其他高散射的多层固体结构(声屏障)的静态外部对象的非侵入式超声成像是困难的。声屏障拥有与界面媒介不同的声阻抗,因此常规的相控阵列(phased array)成像技术的实现会导致显著的图像质量恶化。在完好的人类颅骨是屏障的情况下,外部对象可以是比周围的脑组织具有更高/更低的声阻抗的骨碎片、弹片、气泡、具有高反射率的血块等。对象可嵌在从直接在颅骨下直到深入脑组织中若干厘米的范围内的不同深度。颅骨的厚度在颅骨各处不均匀地变化,这进一步导致图像失真。

发明内容

[0002] 本方法解决了隐藏在人类颅骨下或者在任何其他高散射的多层固体结构(声屏障)之后的静态对象和结构的准确定位。声屏障应拥有与界面媒介不同的声阻抗,以及比发射的声场的波长长或相当的厚度。图像是通过单一的小型手持式矩阵或线性超声相控阵列探头非侵入地透过颅骨/屏障来获得的。

[0003] 颅骨骨头或屏障材料中的声速、以及在探头之下的颅骨/屏障部分的分布(profile)被如下测量:

[0004] 1. 如果被驱动电子设备和被探头允许,那么切换到更高频率的激励信号,以改善颅骨分布的深度分辨率。

[0005] 2. 使用已知算法(比如迭代聚焦算法或类似算法)同时估计颅骨骨头或屏障中的局部厚度和声速。

[0006] 3. 使用由近似聚焦于探头的表面之下大约一个颅骨/屏障的厚度的深度处(聚焦在颅骨/屏障的内表面上)的矩阵/线性探头的若干邻近元件构成的小的子孔径,来收集包含从颅骨/屏障的前表面和内表面的反射的A模式波形。这样的波形是经由标准波束形成和子孔径元件上的RF信号的加和而获得的,并随后可选地通过对多个获取的值进行平均来增强。

[0007] 4. 通过以光栅扫描(或者任何其他期望的)的方式在探头上移动所述小孔径,在颅骨/屏障的内表面上的点的栅格上收集一系列的所述声学A模式波形。所述栅格中的点可以不均匀地散布,例如在表面平滑处更稀疏而在别处更密集。

[0008] 5. 通过互相关技术或任何其他时间延迟估计算法,提取矩阵探头下的颅骨/屏障层的分布。

[0009] 6. 借助插值或任何其他适当的算法,对获得的颅骨/屏障的分布进行平滑和过采样。

[0010] 7. 如果在步骤1中使用了更高的频率,那么切换回较低频率的激励信号,以优化颅骨穿透和空间分辨率之间的权衡。

[0011] 或者,可以不利用与用于波束形成和成像目的的相控阵列探头相同的相控阵列探头,来获得颅骨/屏障的分布和声学属性。例如,可以从利用不同(例如,更高频率)探头的单独声学测量、从X射线计算断层摄影术、磁共振成像等获得这些属性。

[0012] 作为另一种可选方案,可使用可用工具来单独地(即非同时地)估计颅骨骨头或屏障中的局部厚度和声速。

[0013] 通过准确地追踪透过骨头/屏障和其后的媒介的各个阵列元件和给定预期焦点之间的折射声射线,系统对发射孔径和接收孔径的元件计算时间延迟,这会允许在发射(主动)模式和接收(被动)模式两者下实现准确的单点聚焦。

[0014] 该系统和方法通过使用上面计算的动态适应于颅骨/屏障的测量的局部属性和几何形状的定时间序列来对相位偏差(aberration)和折射效应进行校正,在发射模式和接收模式两者下实现波束形成算法。所述算法在发射模式和反射模式两者下实现空间变迹以生成声场的优化的方向性样式,即增强的主瓣和抑制的旁瓣。

[0015] 所述系统和方法将散布于被成像的体积中的规定数目的点处的适应性的主动和被动聚焦的结果结合,以生成带有显示在其正确位置处的对象和结构的所述体积的图像。

[0016] 所述系统和方法可以常见的数据存储格式之一(例如DICOM)把结果表现为交互式3D图,所述交互式3D图可被输出到图像查看器。

[0017] 通过利用适当的边界条件在每个媒介中数值地求解亥姆霍兹(Helmholtz)波传播方程,可以完成透过骨头/屏障和其后的媒介的各个阵列元件和预期焦点之间的折射声射线的追踪。为此,算法在边界点中搜索并选择所有约束(包括费马(Fermat)原理和边界条件)都被满足的点。因此,从考虑中的阵列元件向大脑中的期望焦点发射的超声波将在颅骨-大脑的界面经过该点。为了最佳的结果,可在内部边界的高起伏区域上的原始栅格点之间插入更多的点。另一方面,当厚度分布具有平滑的变化时,一些边界点可被跳过。随后可对所有主动阵列元件重复上述过程,以找出所有的折射路径。

[0018] 主动和被动波束形成算法不限于在优选实施例中使用的那些算法,即那些使用特殊的空间和时间变迹和频率调制使旁瓣最小化的算法。

附图说明

[0019] 图1表示按照本发明的一个实施例的成像系统。

[0020] 图2表示元件的排列及经由矩阵探头用于分布提取的其扫描路径。

[0021] 图3是用于颅骨分布提取的一个实施例的流程图。

[0022] 图4是示例的单点适应性聚焦方法的流程图。

[0023] 图5表示当在单点适应性聚焦情形下搜寻矩阵阵列的一个特殊元件和一个特殊预期焦点之间的折射路径时,满足前两个边界条件的边界点的示例等值线图。

[0024] 图6表示用于在本文中描述的适应性成像方法的构形成像设置。

[0025] 图7表示透过完好的人类颅骨显示高阻抗静态对象的样本3D声波图。

具体实施方式

[0026] 图1中示意性地表示了按照本发明的一个实施例的成像系统10。成像系统10一般包括超声相控阵列探头12,比如单一的小型手持式矩阵或线性超声相控阵列探头。探头12连接到相控阵列控制器11,相控阵列控制器11能够进行算法所需的即时(on-the-flight)适应性时间延迟校正和其他功能。相控阵列控制器11包括在控制器13(具有处理器、存储器等)上运行的管理软件,所述管理软件管理在发射(TX)模式和接收(RX)模式两者下系统的

操作。发射时,可调参数包括激励信号的频率、振幅和形状,发射孔径中的元件的排列,以及发射孔径上的空间变迹。主动TX波束形成器14把标准焦点规则和适合于屏障的焦点规则两者应用于探头12的发射孔径的元件,以对屏障引起的发射信号的相位偏差进行校正。接收时,接收的回波信号经过RX控制器15,RX控制器15包括可选的复用器、前置放大器、接收放大信号的AD转换器、和解调器。数字化的回波信号被调制和保存到存储器。被动RX波束形成器16随后调整用于探头12的接收孔径的所有元件的回波信号的各个延迟,以进行被动聚焦和对归因于屏障的相位偏差进行校正。在显示最终的声波图之前,信号/图像处理单元17把信号和图像处理例程应用于波束形成的信号,以主要在分辨率和对比度方面增强图像质量。相控阵列控制器又连接到具有与存储装置(比如电子、磁、光或其他存储装置)通信的至少一个处理器的计算机。可提供典型的用户界面硬件,比如显示器20、用户输入设备等。计算机向相控阵列控制器传送高级指令,接收来自相控阵列控制器的数据,运行数据后处理、显影和操作软件,以及控制原始的和处理过的数据的存储。

[0027] 探头12被显示成邻近患者30的头部,以用于对患者的大脑32成像。在探头12和大脑32之间是皮肤34和颅骨36。图1中图解所示的系统10可用于例如通过如下所述的结合发射和接收超声模式透过颅骨36来检测、定位和/或对外部对象38成像。

[0028] 系统10进行用于透过人类颅骨36或任何其他高散射的多层固体结构(声屏障)对静态外部对象38成像的非侵入式超声适应性波束形成方法。声屏障应拥有与界面媒介不同的声阻抗。在存在这种屏障的情况下,常规相控阵列成像技术的实现导致显著的图像质量恶化。在完好的人类颅骨36为屏障的情况下,外部对象38可以是声阻抗比周围的脑组织32更高/更低的骨碎片、弹片、气泡、具有高反射率的血块等。外部对象38可嵌在从直接在颅骨36下直到深入脑组织32中若干厘米范围内的不同深度。所述方法使用直接或通过中间层(例如,人类头部皮肤34)接触颅骨36的超声相控阵列12。可以使用超声耦合剂(agent)来优化阵列和颅骨36(或皮肤34)之间的声学接触。

[0029] 适应性波束形成方法基于与相控阵列12接触的屏障(例如,颅骨36)部分的几何形状和声学属性的了解。在一个实施例中,从初步的反射模式声学测量确定屏障的特性(主要是纵向声速和厚度分布)。这样的测量是在主要的波束形成步骤之前施行的,并可按照在A.Wydra,E.Malyarenko等的“Development of a practical ultrasonic approach for simultaneous measurement of the thickness and the sound speed in human skull bones:a laboratory phantom study”,Phys.Med.Biol.,vol.58,no.4,pp.1083-102, Feb.2013中描述的技术进行,该文献通过引用整体包含于此。测量可经由还用在成像过程中的相同的相控阵列12来实现。或者,这些特性也可从其他测量形态方式(包括X射线CT图像、独立超声测量、文献数据、或任何其他合适的手段)获得。

[0030] 适应性波束形成方法包括两种单独的模式,发射(Tx)模式和接收(Rx)模式,两种模式的合并导致获得目标对象38的非失真图像。两种模式中的每个均包括一组连续的单点适应性聚焦步骤。发射适应性聚焦具有主动性,而接收适应性聚焦是被动进行的。术语适应性聚焦意味着相控阵列12定时样式对下面的屏障部分的属性的适应,以便把声束重新聚焦/重新定向到预期的焦点坐标。为了达到准确聚焦,新的定时样式应考虑到在屏障表面处的声阻抗失配以及传播媒介中的衰减。在发射模式和接收模式两者下计算校正的定时样式,并连同恰当的空间变迹规则一起应用于阵列的元件。最后的阶段包括接收信号的后处

理,以及显示目标对象的正确位置的目标对象的图像重构。下面详细说明上述步骤。

[0031] 1. 颅骨/屏障分布的提取

[0032] 图2图解说明探头12的元件44的矩阵。可以使用数目更多或更少的元件。图3是颅骨分布提取的一个实施例的流程图。

[0033] 参见图2和3,在一个实施例中,为了在主波束形成过程之前经由相同的成像矩阵探头12来提取颅骨36的分布,首先测量颅骨层36中的纵向声速,比如通过在步骤50中使用同时厚度/速度测量技术。在步骤52,每次布置矩阵探头元件44的小的子孔径46聚焦在大约颅骨层36的厚度处,例如,距离探头的表面~1cm的地方。图2中,子孔径46包含九个元件44,但元件的数目可以更多或更少。从阵列的一个角落开始,按单个元件的步长(step)以光栅扫描方式(或其他样式)把小孔径46移动到矩阵探头12的相对的角落。图2中的线条表示九元件的孔径46的中心元件44的一种可能扫描路径。在每一步,在步骤54通过标准的九元件波束形成和求和处理,来记录、平均和馈送RF信号的多次采集。随后在步骤56,使子孔径46沿路径递增一个元件。随后在步骤58,利用互相关算法提取在矩阵探头前的颅骨层的分布。

[0034] 2. 单点适应性聚焦

[0035] 由步骤50-58构成的颅骨分布提取算法输出适应性聚焦算法所需的内表面分布。当与颅骨层36接触地放置矩阵探头12时,在步骤60,完整地执行颅骨分布提取算法。步骤62是检查该执行是无错误地进行并生成有效的颅骨分布,还是发生了错误。错误意味着归因于探头和颅骨之间接触不良、归因于颅骨的极端粗糙的内表面、在该位置处的极端多孔、或者由于其他原因,算法未能检测到有效的颅骨分布。在错误的情况下,步骤64指令把探头移动到不同的位置,并从步骤60起重复直到检测到有效的颅骨分布,并在步骤64的检查把执行切换到步骤66。

[0036] 为了实现概述的波束形成方法,开发了射线追踪计算机模型,以模拟颅骨-大脑传播环境中的声束样式,继之以适应的定时样式的计算。该模型合并了由声屏障及由其余的传播媒介(例如,由人类颅骨和大脑组织)带来的相位偏差和衰减的影响。基于在相控阵列之下的颅骨部分的测量的可变厚度、以及颅骨和大脑组织之间的声阻抗失配,通过计算机模型来数值地计算连接主动阵列元件和每个预期焦点区域的折射声射线路径。为此,首先在步骤66,利用边界点的网状栅格(mesh-grid)使提取的颅骨分布离散化。栅格大小是基于提取的颅骨分布的厚度梯度自动选择的。在步骤68中,在每个栅格点处、在提取的颅骨层的内边界上计算法向矢量和梯度矢量。法向矢量场和梯度矢量场随后被输出到射线追踪码的主体。

[0037] 为了在步骤72中找出从每个主动阵列元件到期望焦点的物理上可能的折射路径,在步骤70中,利用适当的边界条件在每个媒介中数值地求解亥姆霍兹波传播方程:

[0038]

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left(r^2 \frac{\partial \Phi}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\sin \theta \frac{\partial \Phi}{\partial \theta} \right) + \frac{1}{r^2 \sin^2 \theta} \frac{\partial^2 \Phi}{\partial \varphi^2} + k^2 \Phi(r, \theta, \varphi; \omega) = 0 \quad (1)$$

[0039] 为此,该算法在边界点中搜索并挑选所有约束都被满足的一个边界点。在提出的算法中,要满足的三个主要约束有:

[0040] 1. 在每个栅格点处的法向矢量应垂直于入射束和折射束的公共平面的法线;

[0041] 2. 颅内声压必须等于颅骨层内的应力的法向分量;颅骨内的切向应力必须消失,

并且速度的法向分量必须是连续的；

[0042] 3. 费马原理。

[0043] 在该计算机模型中，首先计算满足前两个边界条件的颅骨-大脑边界点的等值线图。图5中示出了这样的等值线图的示例。实曲线是第一个约束被满足处的边界点的等值线图；虚线是第二个约束被满足处的边界点的等值线图。两个等值线图的交点满足两个约束。图5中用小的黑色圆圈标识这些点。在这些选择的点之中，根据费马原理选择与所选阵列元件和预期焦点之间的最短折射路径对应的一个点。图5中以小的十字表示该点。于是，从在考虑之中的阵列元件向大脑中的期望焦点发射的超声波将在颅骨-大脑的界面上经过该点。

[0044] 为了最佳的结果，在内部边界的高起伏区域上的原始栅格点之间插入更多的点；另一方面，当厚度分布具有平滑的变化时，一些边界点可被跳过。随后对阵列上的所有主动元件重复上述过程，以找出所有的折射路径。

[0045] 借助对每个单点聚焦情形的这些折射路径的了解，在步骤74，模型通过下式计算对阵列元件的校正后的时间延迟样式：

[0046]

$$\tau_{nm} = \frac{1}{c_0} \left[\sqrt{R_F^2 + \frac{d^2}{4} [(N-1)^2 + (M-1)^2] + [(N-1) \cos \phi + (M-1) \sin \phi] d R_F \cos |\Psi|} \right. \\ \left. - \sqrt{R_F^2 + (n^2 + m^2) d^2 - 2(n \cos \phi + m \sin \phi) d R_F \cos \Psi} \right] \quad (2)$$

[0047] 其中索引n表示沿x轴的元件编号， $-(N-1)/2 \leq n \leq (N-1)/2$ ，N是阵列的宽度中的元件的总数。索引m表示沿y轴的元件编号， $-(M-1)/2 \leq m \leq (M-1)/2$ ，M是阵列的长度中的元件的总数。 c_0 是传播媒介中的压缩波声速，以及d是阵列的间距 (pitch)。在步骤76，适应的时间延迟样式被发送给波束形成器。

[0048] 3. 发射和接收模式适应性波束形成和最终的图像生成

[0049] 上述单点适应性聚焦方法用于创建发射模式下对于相控阵列元件的适应的定时样式 (焦点规则)。当应用特殊的新的焦点规则时，使由发射孔径产生的超声波束对准在屏障之后的预期焦点。为了最佳地探测在屏障之后的整体目标体积，可以相继创建多个焦点规则，以使声束转向不同的方向并沿着每个方向聚焦在多个点处。

[0050] 对于发射模式下的每个特殊的焦点规则，必须从传播媒介收集声回波。这是通过适当地配置选择的一组阵列元件44 (接收孔径) 来完成的，并代表接收模式。接收孔径可以与发射孔径相同或不同。在接收模式中，以类似于发射模式但适应于该模式的被动动态聚焦性质的方式，采用上面说明的单点适应性聚焦算法。再次使用波束形成算法来计算和应用适应于与阵列接触的屏障部分的几何形状和声学属性的校正后的定时样式。随后，就在每次发射射出 (shot) 之后，在接收模式中的动态聚焦期间，把适应的定时样式应用于阵列上的接收元件。之后，在最终的图像重构过程中组合适应的发射模式和接收模式，图像重构过程包括接收信号的后处理和过滤以向每个像素分配声强度值并生成最终的图像 (声波图)。图6中示出了成像设置。最终的声波图将目标对象38显示在它们的正确位置 (图7)。

[0051] 按照专利法令和法学的规定，上面描述的示例性地构成被认为代表本发明的优选

实施例。然而,应注意,可以与具体图解示出和描述的不同其他方式来实践本发明,而不脱离本发明的精神或范围。例如,应注意,尽管在用于3D图像生成的2D探头的情况下说明了计算和推导,但这里公开的方法可适用于任何其他相控阵列几何结构(例如,1D、1.5D、圆锥的等)。开发的算法可用于透过具有界面媒介之间的声阻抗失配的任何衰减性多层固体结构(声屏障)的适应性波束形成。对于大型以及合成孔径聚焦,也可考虑该算法。

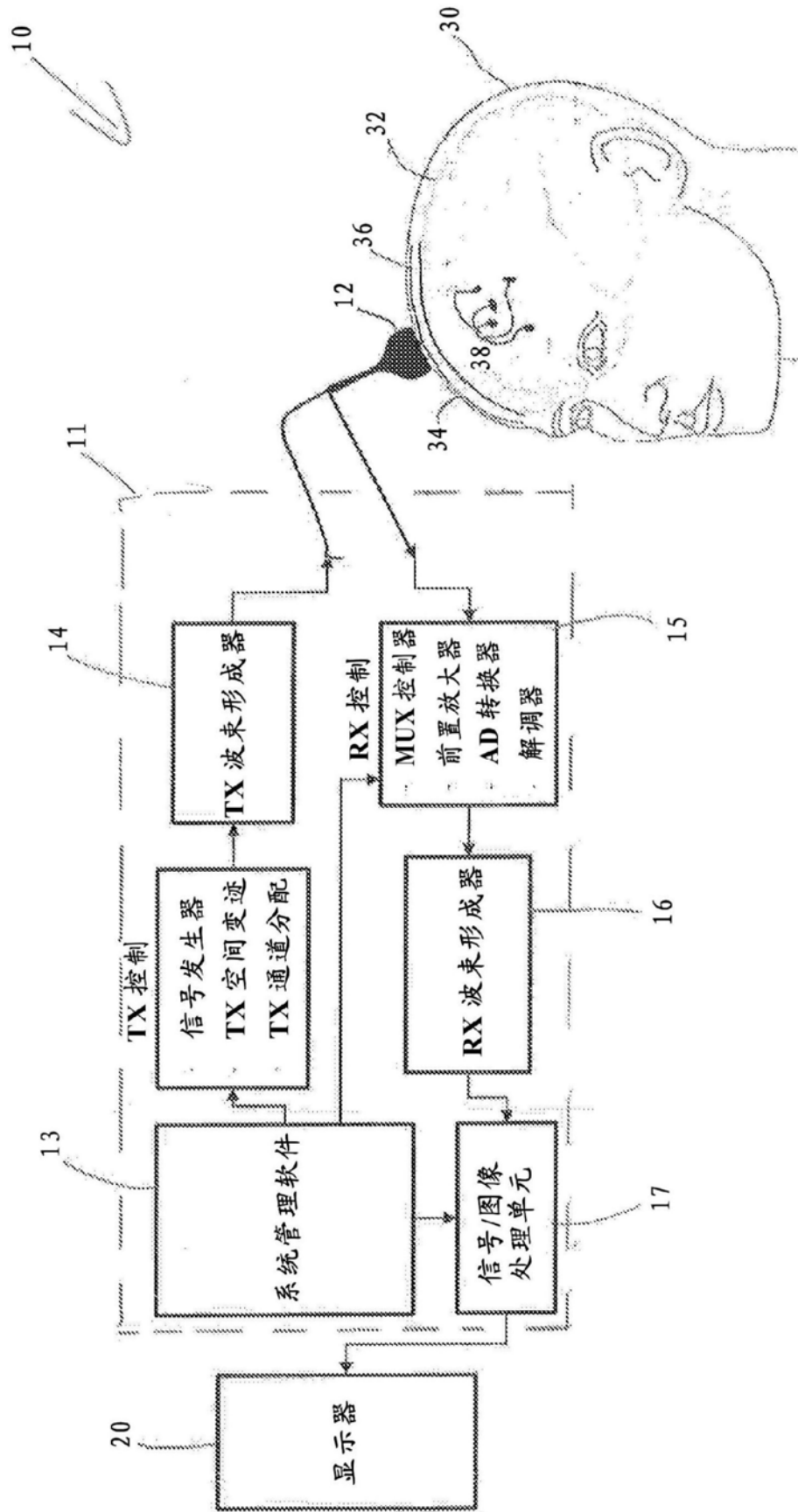


图1

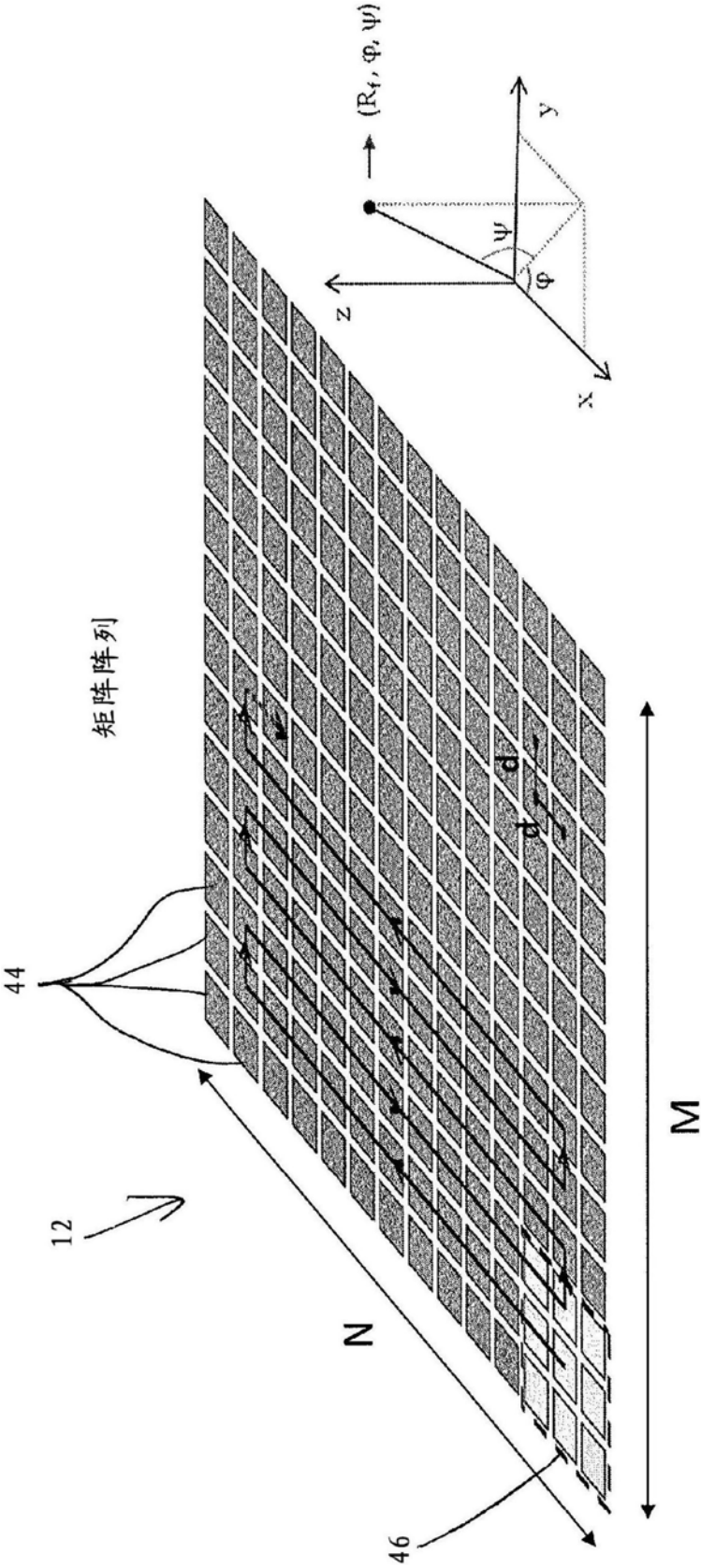


图2

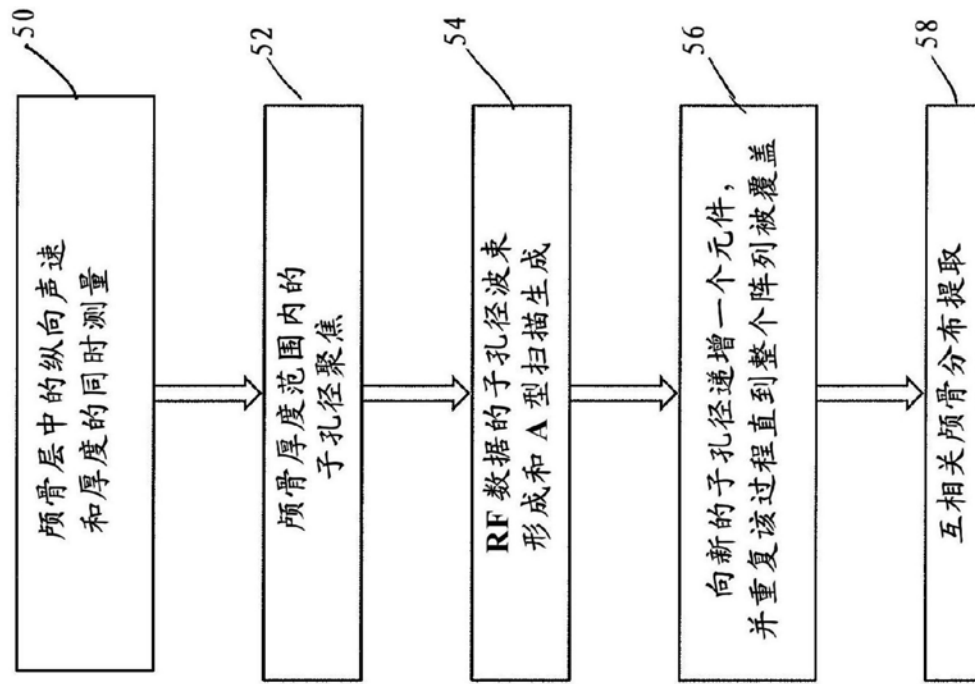


图3

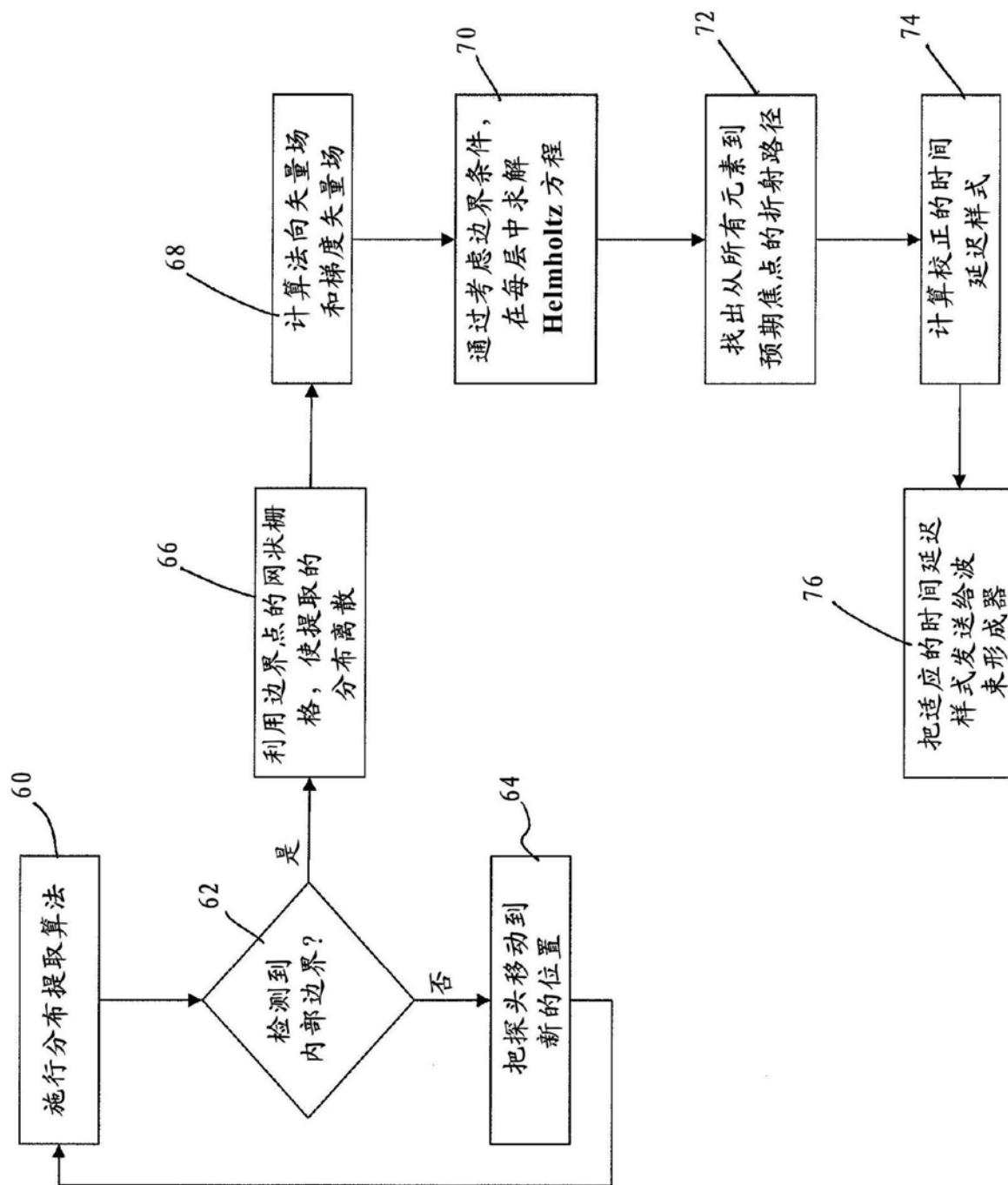


图4

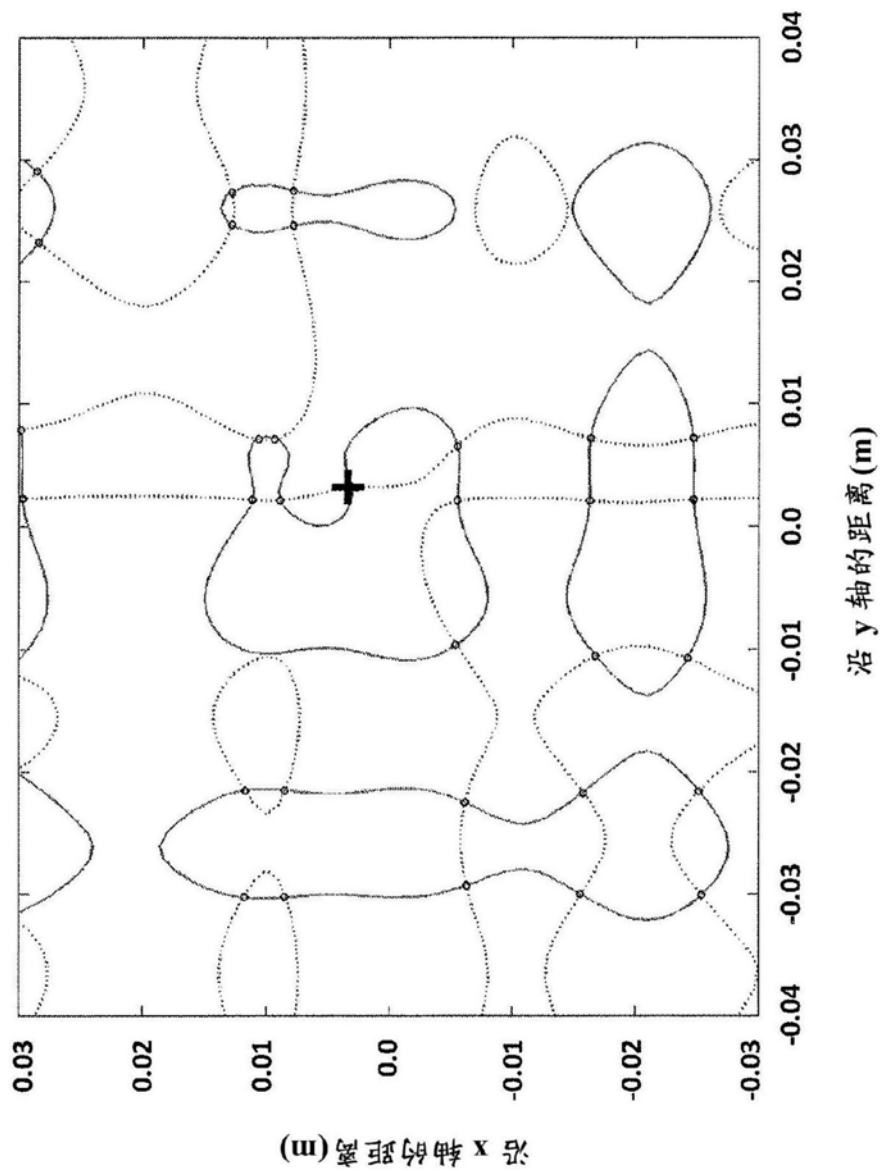


图5

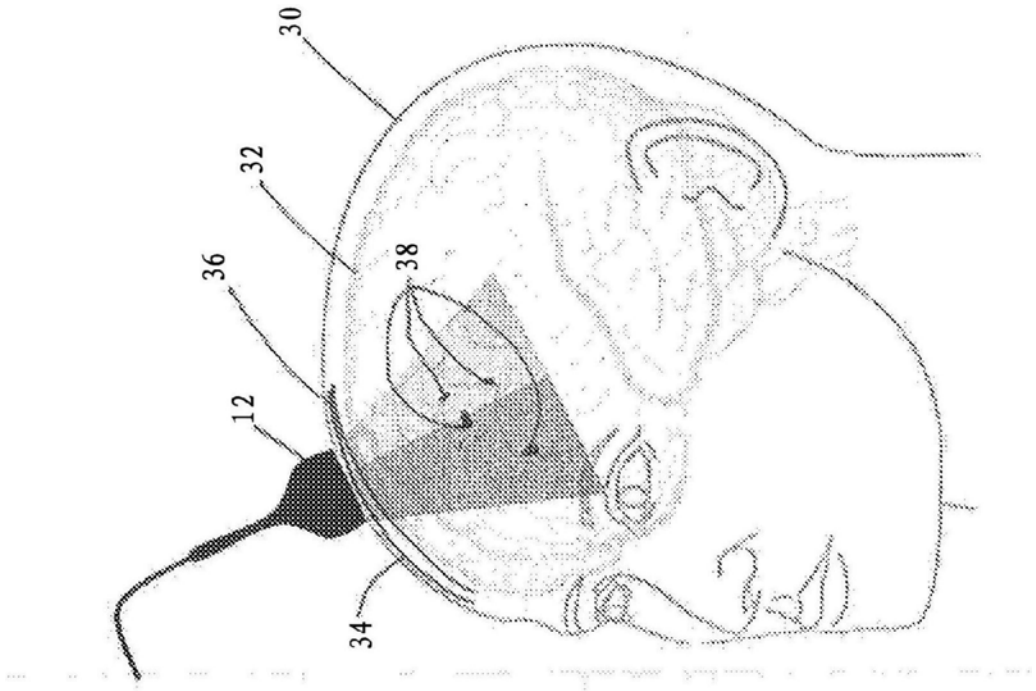


图6

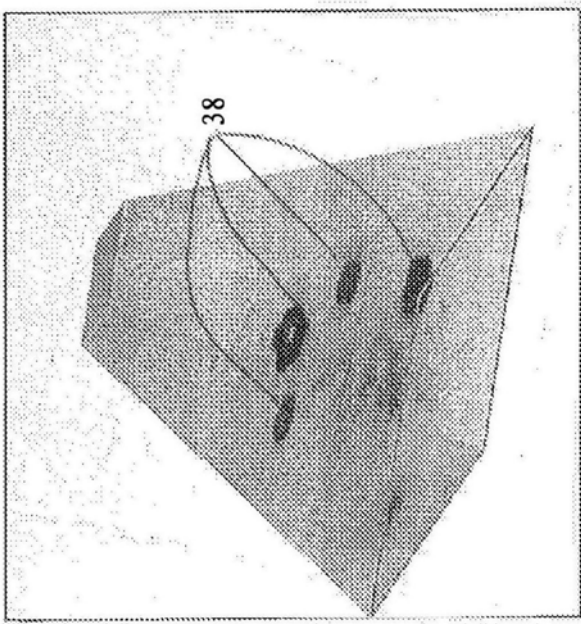


图7

专利名称(译)	一种超声适应性波束形成方法及其对经颅成像的应用		
公开(公告)号	CN107205720A	公开(公告)日	2017-09-26
申请号	CN201580069648.7	申请日	2015-11-09
[标]发明人	R G 梅夫 K 沙埔里 E V 马来雷恩科		
发明人	R·G·梅夫 K·沙埔里 E·V·马来雷恩科		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/0816 A61B8/0858 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/4494 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 G01S7/52049 G01S15/8927		
代理人(译)	田菁		
优先权	62/076857 2014-11-07 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对屏障之后的体积进行超声成像的方法，包括邻近屏障放置探头的元件阵列。估计屏障中的局部厚度和声速。在元件阵列中限定多个子孔径，每个子孔径由邻近元件的不同子集限定。通过把每个子孔径近似聚焦在屏障的内表面处，来从子孔径中的每个收集超声波形。透过子孔径元件的超声波形被组合以生成组合的A模式波形。基于组合的A模式波形来提取邻近探头的屏障的内表面的分布。基于分布来计算校正。基于校正使用波束形成来扫描屏障之后的体积，以生成体积的图像。

