



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105682561 B

(45)授权公告日 2019.08.30

(21)申请号 201480058730.5

(72)发明人 D·F·施佩希特 J·R·卡尔

(22)申请日 2014.09.09

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105682561 A

11256

(43)申请公布日 2016.06.15

代理人 王茂华 潘聪

(30)优先权数据

61/877,555 2013.09.13 US

(51)Int.Cl.

14/279,052 2014.05.15 US

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.04.25

(56)对比文件

US 2011201933 A1,2011.08.18,

(86)PCT国际申请的申请数据

US 6299580 B1,2001.10.09,

PCT/US2014/054748 2014.09.09

US 2002138003 A1,2002.09.26,

(87)PCT国际申请的公布数据

US 2012095343 A1,2012.04.19,

W02015/038525 EN 2015.03.19

US 4511998 A,1985.04.16,

(73)专利权人 毛伊图像公司

US 2009099483 A1,2009.04.16,

地址 美国加利福尼亚州

审查员 朱晓旻

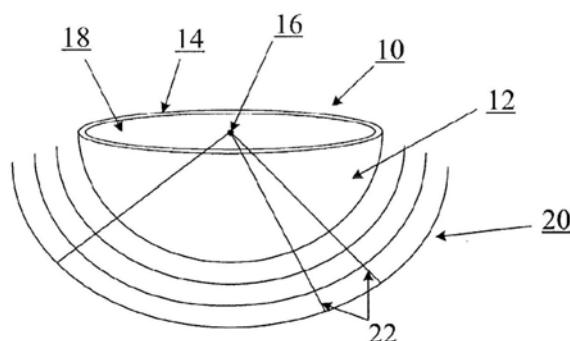
权利要求书1页 说明书27页 附图10页

(54)发明名称

使用表观点源传送换能器的超声成像

(57)摘要

表观点源传送换能器包括形状为球形截面的厚度基本上恒定的压电材料壳体。这样的换能器的大小使得单个表观点源传送换能器可以在待成像的介质中产生具有相当大的能量的超声波形。在基于三维ping的成像中使用这样的换能器可以比可能用常规换能器允许更深和更高质量的成像。



1. 一种使用超声能量对对象进行成像的方法,所述方法包括以下步骤:

将未聚焦超声信号从表观点源传送换能器传送到目标介质中,所述表观点源传送换能器包括被成形为具有球形中心点的球形截面的压电材料的壳体,

使用与所述表观点源传送换能器不同的全向接收换能器元件接收由所述目标介质中的反射器反射的回波,

通过以下来确定所述目标介质内的所述反射器的位置:获得元件位置数据,所述元件位置数据描述所述表观点源传送换能器的所述球形中心点的位置以及所述接收换能器元件的位置;将总路径距离计算为所述球形中心点和所述反射器之间的第一距离以及所述反射器和所述接收换能器元件之间的第二距离的和;其中计算所述总路径距离包括:加上表观路径段,所述表观路径段表示从所述表观点源传送换能器的凸起的传送换能器表面到所述球形中心点的距离,以及确定所述反射器可以位于的可能点的轨迹;和

产生所述反射器的图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述接收换能器元件包括压电材料壳体,所述压电材料壳体被成形为具有第二球形中心点的球形截面,并且其中,所述接收换能器元件的所述位置是所述第二球形中心点的位置。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述接收换能器元件的所述位置位于所述接收换能器元件的表面上。

4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使用公共接收孔径中的多个接收换能器元件来重复所述接收、所述确定和所述产生。

5. 根据权利要求4所述的方法,还包括:使用多个接收孔径的元件来重复所述接收、所述确定和所述产生。

6. 根据权利要求1所述的方法,还包括:使用单独的第二表观点源传送换能器来重复所述传送步骤。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述表观点源传送换能器和所述接收换能器元件之间的直线距离大于用于预期成像应用的最大相干孔径长度。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述接收换能器元件具有圆形形状。

## 使用表观点源传送换能器的超声成像

[0001] 通过引用并入

[0002] 在本说明书中提及的所有出版物和专利申请其整个内容通过引用并入本文,其引用的程度如同每个单独出版物或专利申请被具体地和单独地指示为通过引用并入一样。

### 技术领域

[0003] 本申请一般涉及超声成像的领域,并且更具体地涉及使用表观点源传送器的基于ping的超声成像。

### 背景技术

[0004] 在常规的基于扫描线的超声成像中,所聚焦的超声能量射束被传送到待检查的身体组织中,并且沿着同一直线返回的回波被检测到并且绘制以形成图像沿着扫描线的一部分。完整图像可以通过重复该过程并且沿着扫描平面内的一系列扫描线组合图像部分来形成。接连的扫描线之间的任何信息都必须通过插值进行估计。

[0005] 相同过程已经被扩展到通过组合来自多个相邻切片的图像来获得三维体积的超声图像(其中,每个切片处于不同的扫描平面)。再次,来自处于接连的扫描平面之间的任何空间的任何信息必须通过插值进行估计。因为时间在捕获完整2D切片之间流逝,所以可以显著削弱获得运动对象的3D图像数据。所谓的“4D”成像系统(其中,第四维度是时间)致力于产生3D体积空间的运动图像(即,视频)。基于扫描线的成像系统还具有当尝试对移动对象进行4D成像时带来困难的固有的帧率限制。

[0006] 由于这些因子和其它因子,所以现有的2D和3D超声成像系统和方法的一些局限性包括不良的时间和空间分辨率、成像深度、斑点噪声、不良的横向分辨率、所遮蔽的组织和其它此类问题。

[0007] 已经使用创建多孔径成像对超声成像领域进行了显著的改进,其示例在上文所引用的申请人的在先专利和申请中描述中得以示出并且描述。多孔径成像方法和系统允许超声信号均从物理上和逻辑上分开的孔径传送和接收。

### 发明内容

[0008] 本文中的系统和方法的各种实施例提供以足以捕获移动对象的细节的帧率来执行高分辨率三维超声成像的能力。传统的基于扫描线的超声成像方法由于需要传送和接收许多扫描线以获得单个二维平面而局限于相对较慢的帧率。由于需要成像许多2D切片,所以扩展这样的技术以从完整3D体积获得成像数据会导致甚至更慢的帧率。

[0009] 作为示例,假设一个人需要从深度为5cm至15cm的一侧上的10cm的组织立方体收集数据。如果从公共中心传送扫描线,则可能被研究的形状可能是截棱锥,而不是近端和远端区域的厚度相当的形状。组织可以用在立方体的远端面上相距2mm(或更小)的射束进行采样。为了覆盖远端表面,至少需要50×50定向射束或2500定向脉冲。在最大脉冲速率(其可能受到组织中的声音速度、预期信号衰减和背景噪声水平的限制)大约为2500脉冲/秒的

情况下,可以在大约一秒内收集所有的所需数据。该收集时间可以足够用于非移动组织(诸如骨、肝等),但并不足够快以捕获动脉、器官(诸如肾脏并且特别是心脏)、或移动关节或肌肉中的运动。

[0010] 另一方面,使用基于ping的成像,在三个维度上基本上均匀地传播的单个ping可以声穿透整个体积,并且动态波束成形(聚焦)可以标识回波返回的源。使用基于ping的成像技术,可能需要最少三个ping来获得用于3D体积的数据,同时可以需要最少两个ping来获得用于2D切片的数据。在实践中,10至50(或更多)个ping可以用来实现所期望的图像质量。例如,以每秒2500个ping的速率使用25个ping可能只需要0.01秒来获取用于10厘米的整个组织立方体的所有数据。对于该具体示例中,数据收集可以比与基于扫描线的方法快100倍。

[0011] 使用基于ping的超声成像技术,2D和3D帧率都可以基本上增加以允许实时地对3D体积进行成像。更进一步地,通过应用多个孔径成像技术(例如,通过多个在空间上或物理上分开的声学窗口传送和接收超声信号),这样的实时3D图像的分辨率可以相对于单孔径技术被极大地提高。

[0012] 以下公开内容提供了表观点源换能器、以及用于使用这样的表观点源换能器执行高帧率高分辨率实时2D、3D和所谓的4D超声成像的系统和方法的各种实施例。

[0013] 在一个实施例中,提供了一种使用超声能量对对象进行成像的方法,该方法包括以下步骤:将未聚焦超声信号从包括被成形为具有球形中心点的球形截面的压电材料壳体的表观点源传送换能器传送到目标介质中,使用与表观点源传送换能器不同的全向接收元件接收由目标介质中的反射器反射的回波,通过以下来确定目标介质内的反射器的位置:获得描述表观点源传送换能器的球形中心点的位置和接收元件的位置的元件位置数据、计算总路径距离作为球形中心点和反射器之间的第一距离以及反射器和接收元件之间的第二距离的总和、以及确定反射器可能所在的可能点的轨迹,并且产生反射器的图像。

[0014] 在一些实施例中,接收元件包括被成形为具有第二球形中心点的球形截面的压电材料壳体,并且其中,接收元件的位置是第二球形中心点的位置。

[0015] 在另一实施例中,接收元件的位置位于接收元件的表面上。

[0016] 在一个实施例中,该方法还包括:使用公共接收孔径中的多个接收元件来重复所述接收、确定和产生步骤。

[0017] 在一个实施例中,该方法还包括:使用多个接收孔径的元件来重复所述接收、确定和产生。

[0018] 在一个实施例中,该方法还包括:使用单独的第二表观点源传送换能器来重复所述传送步骤。

[0019] 在一些实施例中,表观点源传送换能器和接收元件之间的直线距离大于用于预期成像应用的最大相干孔径长度。

[0020] 在其它实施例中,计算总路径距离包括:加上表示从表观点源传送换能器的凸起的传送换能器表面到球形中心点的距离的表观路径段。

[0021] 在一些实施例中,计算总路径距离包括:减去表示从表观点源传送换能器的凹进的传送换能器表面到球形中心点的距离的表观路径段。

[0022] 在备选实施例中,接收元件具有圆形形状。

[0023] 还提供一种超声成像系统,其包括被成形为具有球形中心点的球形截面的第一表观点源传送换能器,该第一表观点源传送换能器被配置成将三维半球形脉冲传送到待成像的目标对象中;第一多个接收换能器元件,其被配置成接收三维半球形脉冲的回波;第二多个接收换能器元件,其被配置成接收三维半球形脉冲的回波;控制器,其被配置成控制三维半球形脉冲的传送,并且基于表观点源传送换能器的球形中心点的已知位置、第一和第二多个接收换能器元件的元件的已知位置、三维半球形脉冲被传送的时间、以及回波被接收的时间来确定对象内的反射器的位置。

[0024] 在一些实施例中,第一表观点源传送换能器相对于目标对象是凸起的。

[0025] 在一个实施例中,第一表观点源传送换能器相对于目标对象是凹进的。

[0026] 在备选实施例中,第一表观点源传送换能器被成形为大于半个球体的球形截面。

[0027] 在一些实施例中,第一表观点源传送换能器被成形为小于半个球体的球形截面。

[0028] 在一个实施例中,第一表观点源传送换能器被成形为等于半个球体的球形截面。

[0029] 在一些实施例中,第一表观点源传送换能器的球面半径介于0.2mm和10mm之间。

[0030] 在一个实施例中,第一表观点源传送换能器被配置成传送第一频率范围内的超声信号。

[0031] 在其它实施例中,第一表观点源传送换能器包括具有恒定厚度的压电材料壳体。

[0032] 在一个实施例中,该系统还包括具有球面半径并且被配置成传送第二频率范围内的超声信号的第二表观点源传送换能器,第二频率范围与第一频率范围不同。

[0033] 在一些实施例中,表观点源传送换能器包括由连续压电材料制成的具有恒定厚度的壳体。

[0034] 在另一实施例中,表观点源传送换能器包括由分段的压电材料制成的具有恒定厚度的壳体。

[0035] 在一些实施例中,表观点源传送换能器包括被布置成球形形状的多个段,其中,所有段被配置成同时传送超声信号。

[0036] 在一个实施例中,该系统还包括包含描述表观点源传送换能器的球形中心点相对于第一多个接收换能器元件的至少一个元件的位置的数据的计算机可读存储器。

[0037] 在一个实施例中,该系统还包括计算机可读存储器,该计算机可读存储器包含表示等于第一表观点源传送换能器的表面到球形中心点的距离的表观路径段的调整因子。

[0038] 在另一实施例中,第一多个接收元件和第二多个接收元件中的每个接收元件具有圆形形状。

[0039] 超声探头包括:表观点源传送换能器,其包括被成形为具有恒定的壁厚和球形中心点的球形截面的压电材料壳体;和接收阵列,其包括多个全向接收换能器元件,该接收阵列的总孔径大于用于预期成像应用的相干宽度。

[0040] 在一些实施例中,多个接收换能器元件被分组成单独阵列。

[0041] 在另一实施例中,多个接收换能器元件都包含在连续阵列中。

[0042] 在一些实施例中,接收元件具有圆柱形形状。

[0043] 在附加实施例中,接收元件具有球形截面形状。

[0044] 在备选实施例中,超声探头的大小被设置和配置为用于插入到体空腔或体腔中。

[0045] 在一个实施例中,超声探头的大小被设置为用来覆盖大约人类患者的胸部的一

半。

- [0046] 在一些实施例中,总孔径是用于预期成像应用的相干宽度的至少两倍。
- [0047] 在其它实施例中,总孔径是用于预期成像应用的相干宽度的至少三倍。
- [0048] 在一个实施例中,探头包括宽度约为8cm至10cm的换能器元件阵列。
- [0049] 提供了一种表观点源超声换能器元件,其包括:被成形为具有恒定的壁厚和球形中心点、凸起表面和凹进表面的球形截面的压电材料壳体;围绕并且结合到壳体的凸起表面的声学阻尼材料;以及延伸穿过声学阻尼材料并且连接到壳体的凸起表面的电引线。
- [0050] 在一个实施例中,该元件还包括填充并且结合到壳体的凹进表面的声学匹配材料。
- [0051] 在一些实施例中,壳体具有被成形为大于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0052] 在其它实施例中,壳体具有被成形为小于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0053] 在附加实施例中,壳体具有被成形为等于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0054] 在一些实施例中,壳体由包括压电陶瓷和聚合物的复合材料制成。
- [0055] 在其它实施例中,壳体包括锆钛酸铅(PZT)。
- [0056] 在一个实施例中,壳体具有至少3平方毫米的传送表面面积。
- [0057] 在另一实施例中,壳体具有至少5平方毫米的传送表面面积。
- [0058] 在一个实施例中,壳体具有至少10平方毫米的传送表面面积。
- [0059] 还提供了一种表观点源超声换能器元件,其包括:被成形为具有恒定的壁厚和球形中心点、凸起表面和凹进表面的球形截面的压电材料壳体;填充并且结合到壳体的凹进表面的声学阻尼材料;以及延伸穿过声学阻尼材料并且连接到壳体的凹进表面的电引线。
- [0060] 在一个实施例中,该元件还包括结合到壳体的凸起表面的声学匹配材料。
- [0061] 在一些实施例中,壳体具有成形为大于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0062] 在另一个实施例中,壳体具有成形为小于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0063] 在一个实施例中,壳体具有被成形为等于半个球体的球形截面的传送表面。
- [0064] 在备选实施例中,壳体由包括压电陶瓷和聚合物的复合材料制成。
- [0065] 在一些实施例中,壳体包含锆钛酸铅(PZT)。
- [0066] 在其它实施例中,壳体具有至少3平方毫米的传送表面面积。
- [0067] 在一个实施例中,壳体具有至少5平方毫米的传送表面面积。
- [0068] 在另一实施例中,壳体具有至少10平方毫米的传送表面面积。

## 附图说明

[0069] 本发明的新颖特征在所附的权利要求中进行具体地阐述。参照阐述其中利用本发明的原理的说明性实施例和附图的以下具体实施方式来获得对本发明的特征和优点的更好的理解,其中:

- [0070] 图1是凸起的表观点源传送换能器元件的一个实施例的透视图。
- [0071] 图2A是半球形换能器形状的二维(2D)横截面图示。
- [0072] 图2B是被成形为小于半个球体的球形盖的换能器的二维横截面图示。
- [0073] 图2C是被成形为大于半个球体的球形盖的换能器的二维横截面图示。
- [0074] 图3A是由剪切高程为零和因此半球形凸起的换能器表面是完美的表观点源超声

换能器产生的三维(3D)波形的二维横截面图示。

[0075] 图3B是由剪切高程为球面半径的60%和因此凸起的换能器表面的形状小于半个球体的表观点源超声换能器产生的三维波形的二维横截面图示。

[0076] 图3C是由剪切高程为球面半径的98%和因此凸起的换能器表面的形状为球体的非常小的一部分的表观点源超声换能器产生的三维波形的二维横截面图示。

[0077] 图3D是由剪切高程为球面半径的-60%和因此凸起的换能器表面的形状大于半个球体的表观点源超声换能器产生的三维波形的二维横截面图示。

[0078] 图4是凹进的表观点源传送换能器元件的一个实施例的透视图。

[0079] 图5是图示了待形成为球形盖的平面压电材料板的剪切线的实施例的平面图。

[0080] 图6是被配置成用于执行基于二维ping的多孔径成像并且包括表观点源传送换能器的超声探头的实施例的正视图。

[0081] 图7是被配置成用于执行基于三维ping的多孔径成像并且包括表观点源传送换能器的超声探头的实施例的正视图。

[0082] 图8是被配置成用于执行基于3D ping的多孔径成像并且包括多个表观点源传送换能器和多个接收器阵列的超声探头的实施例的透视图。

[0083] 图9是被配置成用于执行基于3D ping的多孔径成像并且包括具有多个集成表观点源传送换能器的连续换能器元件阵列的超声探头的实施例的透视图。

[0084] 图10是携带表观点源传送换能器和接收阵列的静脉内超声成像探头的实施例的透视图示。

[0085] 图10A是携带表观点源传送换能器和接收阵列的静脉内超声成像探头的备选实施例的剖视图。

[0086] 图10B是图示了携带凸起的表观点源传送换能器的静脉内或尿道内超声仅传送探头的实施例的图。

[0087] 图11是携带凹进的表观点源传送换能器和接收阵列的静脉内超声成像探头的备选实施例的剖视图。

[0088] 图11A是携带凸起的表观点源传送换能器和接收阵列的静脉内超声成像探头的备选实施例的剖视图。

[0089] 图12是图示了包括多个表观点源传送元件和待成像的目标对象的连续换能器阵列的实施例的示意性透视图。

[0090] 图13是被配置成用于传送基本上受限于单个成像平面的超声信号的表观源换能器的示意性图示。

[0091] 图14是图示了多孔径成像系统的实施例的示意图。

## 具体实施方式

[0092] 参照附图对各种实施例进行详细描述。对具体示例和实现方式的引用出于说明性目的，并不旨在限制本发明或权利要求书的范围。

[0093] 本公开提供了用于通过使用一个或多个表观点源超声传送器提高2D、3D和4D超声图像质量的系统和方法。在一些实施例中，这样的表观点源传送器可以与多孔径超声成像系统、多孔径超声探头和/或多孔径超声波束成形技术结合或一体使用。本文中提供了这样

的系统、方法和组合的各种实施例。

[0094] 尽管本文中参照各种解剖结构的超声成像描述了各种实施例,但是应当理解,本文中所示出并且描述的方法和设备中的许多方法和设备可以在其它应用(诸如成像并且评价非解剖结构和对象)中使用。例如,本文中的各种实施例可以应用于无损测试应用,诸如评价各种结构(诸如焊缝、压力容器、管道、结构构件、梁等)的质量、完整性、尺寸或其它特点。系统和方法还可以用于成像和/或测试包括人类或动物组织、固体金属(诸如铁、钢、铝或钛)、各种合金或复合材料等在内的一定范围内的材料。

[0095] 关键术语的介绍

[0096] 以下段落提供本文中频繁地所使用的一些术语的有用定义。当使用其它术语时,它们还可以被定义如下。

[0097] 如本文中所使用的术语“超声换能器”和“换能器”可以携带如由超声成像技术领域的技术人员所理解的它们的普通含义,并且在没有限制的情况下,可以是指能够将电性信号转换成超声信号和/或反之亦然的任何单个组件。例如,在一些实施例中,超声换能器可以包括压电设备。在其它实施例中,超声换能器可以包括电容性微加工超声换能器(CMUT)或者能够将超声波转换成电性信号并且从电性信号转换成超声波的任何其它换能设备。

[0098] 换能器通常被配置成多个单独的换能器元件阵列。如本文中所使用的,术语“换能器阵列”或“阵列”通常是指安装到公共支撑板的换能器元件的集合。当在本文中其它地方使用那些术语时和/或当它们在本领域中被普遍理解时,这样的阵列可以具有一维(1D)、二维(2D)、1.X维(1.XD)或三维(3D)。还可以使用如由本领域技术人员所理解的其它尺寸的阵列。还可以使用环形阵列(诸如同心圆形阵列和椭圆阵列)。换能器阵列的元件可以是阵列的最小离散功能组件。例如,在压电换能器元件阵列的情况下,每个元件可以是单个压电晶体或压电晶体的单个加工部分。

[0099] 如本文中所使用的,术语“传送元件”和“接收元件”可以携带如由超声成像技术领域的技术人员所理解的它们的普通含义。术语“传送元件”可以是指(但不限于)至少暂时执行其中电性信号被转换成超声信号的传送功能的超声波换能器元件。所传送的超声信号可以聚焦在特定方向上,或者可以未被聚焦从而在所有方向或大范围的方向上传送。类似地,术语“接收元件”可以是指(但不限于)其中至少暂时执行其中入射到元件上的超声信号被转换成电性信号的接收功能的超声换能器元件。超声传送到介质中还可以在本文中被称为“声穿透”。反映超声波的对象或结构可以被称为“反射器”或“散射器”。

[0100] 如本文所使用的,术语“孔径”可以是指通过其超声信号可以被传送和/或接收的概念上的“开口”。在实际实践中,孔径是简单的单个换能器元件或由成像控制电子装置作为公共组进行集中管理的一组换能器元件。例如,在一些实施例中,孔径可以是可以与相邻的孔径的元件在物理上分开并且不同的元件的分组。然而,相邻孔径不必是物理上分开的或不同的。相反,单个孔径可以包括两个或多个物理上分开的或不同的换能器阵列的元件。例如,不同组的换能器元件(例如,“左孔径”)可以由左阵列构造,加上物理上不同的中心阵列的左半部;同时“右孔径”可以由右阵列构成,加上物理上不同的中心阵列的右半部。

[0101] 应当注意,术语“接收孔径”、“声穿透孔径”和/或“传送孔径”在本文中用来意味着单独的元件、阵列内的一组元件、或者甚至执行从所期望的物理视点或孔径的所期望的传

送或接收功能的整个阵列。在一些实施例中,这样的传送和接收孔径可以被制作成具有专用功能性的物理上分开的组件。在其它实施例中,可以根据需要动态地以电子方式限定任何数目的发送和/或接收孔径。在其它实施例中,多孔径超声成像系统可以使用专用功能孔径和动态功能孔径的组合。

[0102] 如本文中所使用的,术语“总孔径”是指探头中所有成像孔径的整体大小。换言之,术语“总孔径”可以是指由用于特定成像周期的发送和/或接收元件的任何组合的最远换能器元件之间的最大距离限定的一个或多个维度。因此,总孔径可以由被指定为用于特定周期的发送或接收孔径的任何数目的子孔径组成。在单孔径成像布置的情况下,总孔径、子孔径、传送孔径和接收孔径全部可以具有相同的尺寸。在多孔径成像布置的情况下,总孔径的尺寸包括所有发送和接收孔径的尺寸加上孔径之间的任何空间的尺寸的总和。

[0103] 在一些实施例中,两个孔径可以彼此相邻位于连续阵列上。在还有一些实施例中,两个孔径可以彼此重叠在连续阵列上,使得至少一个元件用作两个分开的孔径的一部分。元件的位置、功能和数目以及孔径的物理大小可以动态地以特定应用所需的任何方式进行限定。对用于特定应用的这些参数的限制将在下文进行讨论和/或对于本领域技术人员而言是清楚的。

[0104] 本文中所描述的元件和阵列还可以是多功能的。即,换能器元件或阵列在一个实例中被指定为传送器并不排除其在下一实例中立即被重新指定为接收器。而且,本文中的控制系统的实施例包括基于用户输入、预先设定的扫描或分辨率标准、或其它自动确定的标准以电子方式进行这样的指定的能力。

[0105] 点源传送超声成像的介绍

[0106] 在各种实施例中,点源传送超声成像(或者被称为基于ping的超声成像)提供了优于传统的基于扫描线的成像的几个优点。点源传送与“相控阵列传送”不同之处在于其空间特点侧重于换能器元件阵列沿着定向扫描线在特定方向上的能量。点源脉冲(ping)可以被传送,以便在扫描平面中生成二维圆形波前或三维球形波前,从而声穿透尽可能宽的区域。来自感兴趣区域中的散射器的回波可以返回到接收孔径的所有元件。这些回波信号可以被滤波、放大、数字化并且存储在短期或长期存储器(取决于特定系统的需求或能力)。

[0107] 图像然后可以通过假设从点源发出的波前在感兴趣区域中在物理上是圆形的而由所接收的回波来重建。实际上,波前还可以在正交于扫描平面的维度上具有一些穿透(即,一些能量可以大致“泄漏”到垂直于所期望的二维扫描平面的维度中,从而减少了有效的成像深度)。附加地,“圆形”波前根据所使用的换能材料的独特的离轴特性在换能器的前面的前方可能实际上局限于半圆形或小于180度的圆形的一小部分。类似地,“球形”波前的实际形状在待成像的介质内可能是半球形或小于半球形。

[0108] 一种其中波束成形器的焦点可以被连续地改变以聚焦在当该像素被成像时的特定像素位置的基于软件、基于固件或基于硬件的动态波束成形技术可以用来绘制从点源脉冲接收的回波的位置。在一些实施例中,动态波束成形器可以基于信号从传送器到单个接收换能器元件的往返行进时间来绘制每个回波信号的轨迹。

[0109] 单个反射器的轨迹将沿着二维椭圆形(在二维成像的情况下)或三维椭球体(在三维成像的情况下)放置。椭圆形或椭球体的第一焦点将处于传送换能器元件的位置,并且第二焦点将处于接收换能器元件的位置。尽管其它几个可能的反射器沿着相同的椭圆形或椭

球体放置,但是相同反射器的回波还通过接收孔径的其它接收换能器元件中的每个接收换能器元件而被接收。每个接收换能器元件的稍微不同的位置意味着每个接收元件将针对给定的反射器定义稍微不同的椭圆形或椭球体。通过相干求和用于公共接收孔径的所有元件的椭圆形或椭球体来累积结果将指示用于反射器的椭圆形或椭球体的交点,从而朝着在其中显示或定义表示反射器的像素或体素的这一点汇聚。由任意数目的接收元件接收的回波幅度由此可以被组合成每个像素或体素值。在其它实施例中,计算可以以不同方式进行组织以到达基本上相同的图像。

[0110] 各种算法可以用于组合由单独的接收元件接收的回波信号。例如,一些实施例可以单独处理回波信号,从而沿着其椭圆形在所有可能位置处绘制每个回波信号,然后进行到下一回波信号。可替代地,可以单独处理每个像素位置,从而在继续到下一像素位置之前标识并处理可能有助于该像素位置的所有回波。

[0111] 可以通过组合从相同或不同的点源(或多个不同的点源)传送的由一个或多个随后传送的ping通过波束成形器形成的图像而进一步提高图像质量。还有,可以通过组合由多于一个接收孔径形成的图像来获得对图像质量的进一步改进。重要的考虑是对来自不同的ping、不同的传送点源或不同的接收孔径的图像的求和是否应该是相干求和(相敏)或非相干求和(在没有相位信息的情况下,求和信号的幅度)。

[0112] 至于是否使用相干求和还是非相干求和的决定可能受到(多个)接收孔径和/或(多个)传送孔径的横向范围/大小的影响。在一些实施例中,可以方便地限制孔径的大小以符合声音的平均速度对于从散射器到接收孔径的每个元件的每条路径基本上是相同的假设。对于狭窄的接收孔径,这种简单假设很容易得以满足。然而,当接收孔径的宽度增加时,达到拐点(本文中被称为“最大相干孔径宽度”或“最大相干宽度”),超出该拐点,返回公共反射器的回波所行进的路径将必然穿过具有本质上不同的声音速度的不同类型的组织。当这种差异产生接近或超过180度的接收波前相移时,延长超过最大相干宽度的附加接收元件将实际上会退化图像,而不是提高该图像。同样的考虑还适用于传送孔径的大小,其可以包括多个相干组合的换能器元件。在三维成像(或3D数据集合)中使用的二维换能器阵列的情况下,可能有用的是在两个维度中定义最大相干孔径大小。因此,在各种实施例中,最大相干孔径可以被定义为呈正方形、圆形、多边形或在任意两个元件之间具有最大距离的其它二维形状的一组换能器元件,使得当在孔径的元件处接收的回波数据被相干组合时,相位抵消将被避免。

[0113] 因此,为了实现总孔径宽度远远大于最大相干孔径宽度的宽探头的固有益处(例如,在空间分辨率增加方面),全探头宽度可以在物理上或逻辑上被划分成多个孔径,其中,每个可以局限于小于或等于最大相干孔径宽度的有效宽度,并且因此足够小以避免所接收的信号的相位抵消。最大相干宽度对于不同的患者(或不同的测试对象)和同一患者的不同探头位置而言可以不同。在一些实施例中,对于给定的探头系统,可以确定折衷宽度。在其它实施例中,多孔径超声成像控制系统可以用动态算法被配置成将多个孔径中的可用元件细分成足够小以避免显著图像退化相位抵消的组。在各种实施例中,可以经由用户控件(诸如表盘或滑动器)通过控制系统自动地或通过用户输入手动地确定具体的相干孔径大小。

[0114] 在一些实施例中,相干(相敏)求和可以用来组合由位于由一个或多个ping产生的

公共接收孔径上的换能器元件接收的回波数据。在一些实施例中,非相干求和可以用来组合在这些接收孔径可能包含相位抵消数据时的由单独的接收孔径接收的回波数据或图像数据。这可能是与组合总孔径大于用于所给定的成像目标的最大相干宽度的接收孔径一样的情况。

[0115] 用于3D超声成像的点源传送

[0116] 当从点源传送换能器发起三维脉冲时,所得的半球面波前行进到其中一些超声能量可以通过ROI中的散射器反射的兴趣区域(ROI)中。一些来自散射器的回波可以朝向探头的接收换能器元件往回行进,其中,回波可以被检测、放大、数字化并且存储在短期或长期存储器设备中。每个数字化样本值可以表示来自ROI的散射器。如同在2D情况中一样,可以分析每个所接收的样本的幅度连同其到达时间和所使用的传送和接收换能器的精确位置以定义标识散射器的潜在位置的点的轨迹。在3D的情况下,这样的轨迹是具有作为其焦点的传送和接收换能器的位置的椭球体。传送和接收换能器元件的每个独特组合可以定义相同的反射器的单独视图。因此,通过组合来自多个传送-接收换能器组合的信息,可以更准确地表示每个反射器的实际位置。

[0117] 例如,在一些实施例中,体素的3D阵列中的图像可以以评价所选择的数字样本为起点在计算机存储器中进行组装。所选择的数字化样本值可以被写入到由上文所描述的对应的椭球体所指示的每个体素中。进行到对每隔一个所收集的样本值进行同样的处理,然后组合所有所得的椭球体可以产生更精细的图像。真实散射器可能由许多椭球体的交点来指示,而没有被其它椭球体加固的椭球体的部分可能具有低的信号水平,并且可以被处理为噪声(即,通过过滤器或其它图像处理步骤来消除或减少)。

[0118] 在其它实施例中,计算顺序可以以待产生的最终3D图像体积中的所选择的体素为起点进行改变。例如,对于所选择的体素,可以标识每个传送器/接收器对的最接近的存储样本。然后可以评价并且求和(求平均)与所选择的体素相对应的所有样本以产生体素的最终表示。样本到所选择的体素的接近程度可以通过计算从传送器(即,用来产生样本的传送器)的三维位置到所选择的体素位置的向量距离加上从所选择的体素位置到用来产生样本的接收器的位置的向量距离进行确定。这样的线性距离可以与通过由声音通过所成像的对象的速度来划分总路径长度的时间划分的样本值有关。使用这样的方法,与所计算的时间相对应的样本可以与所选择的体素相关联。

[0119] 用于确定用于所接收的回波样本的位置的技术通常在本文中被称为波束成形,而用于组合从多个传送器/接收器获得的信息或从使用相同的传送器/接收器组合传送的多个单独ping获得的信息的技术通常可以被称为图像层组合。在各种实施例中,帧可以由任意数目的组合图像层组成。帧可以以所期望的帧率依次在显示器上显示以形成移动图像或视频。上文所描述的波束成形过程还可以有利地用于使用原始回波数据通过3D体积来评价2D横截面切片中的像素值。在各种实施例中,可以通过3D体积在任意角度或沿着任何弯曲路径来制备这样的2D切片。相同的技术还可以用来使用原始回波数据进行放大(即,增加特征的大小),而非扩大所处理的像素或体素。

[0120] 表观点源传送器

[0121] 如上文所描述的,点源传送器可以使用换能器阵列的单个小换能器元件来近似。当使用1D阵列(具有平行的纵向轴线的元件阵列,通常包括将信号聚焦到单个成像平面中

的透镜)执行2D ping成像时,单个元件能够产生在成像平面中具有足够能量以实现合理深度的成像的ping。然而,当成像有意地被扩展到第三维度中时,典型的换能器阵列的单个小传送元件由于信号功率不足可能导致不足以产生具有足够能量来获得在所期望的深度的可见图像的ping。鉴于这个事实,这可以理解所传送的超声脉冲的功率在三维空间中而不是两维空间中被分散,所以波前的对数幅度根据平方反比关系而非呈线性进行衰减。根据所传送的脉冲的频率和处于观察下的材料的衰减率,低能量ping可以在返回所期望的深度的可用信号之前减弱低于背景噪声水平。一种解决方案可以是传送来自多个相邻元件的“ping”,但是所使用的元件越多,传送孔径近似于点源就越少,其可以具有扭曲所传送的波形的半球面形状(或在二维的情况下,半圆形形状)的效果,这可以导致图像质量降低。使用多个传送元件还降低了在波束成形计算期间用作传送源椭球体焦点的点的确定精度,从而进一步降低了图像质量。图像质量的这种降低在某些应用中可以是可接受的,但是在其它应用中,可以期望较高质量的图像。

[0122] 在各种实施例中,“表观点源传送器”换能器可以被配置成产生接近实际点源并且能量足以产生在所期望的深度的高质量图像的波形。在某些情况下,这种表观点源传送器可以被配置成使得超声功率输出在成像介质内仅可以受到安全考虑限制。

[0123] 如本文中所使用的,短语“点源”是指表示所传送的2D或3D超声波形的中心点的3D空间中的点。在一些实施例中,理想情况下,这样的点是与具有一致的半球形形状的所产生的波前相对应的无限小的点。在其中这样的波形由单个小元件产生的实施例中,这样的点可以位于换能器元件的表面上。如本文中所使用的,术语“半球形脉冲”和“半球形波前”可以是指具有球形截面形状的任何超声波前,包括具有大于或小于理想的半球形的近似球形截面形状的波前。类似地,术语“半圆形脉冲”和“半圆形波前”可以是指在成像平面中出现的以具有圆形截面形状的任何超声波前,包括具有大于或小于理想半圆形的大致圆形截面形状的波前。

[0124] 在一些情况下,来自公共传送/接收阵列的多个(例如,两个、三个、四个或更多个)小换能器元件可以同时被激励以产生能量比由单个元件所产生的能量更多的ping。作为实际问题,当使用多个小元件来近似点源传送器时,“点”可以有效地更大并且更多地被展开,其可以倾向于引起使用中心“点”作为所传送的ping的位置(并且,通过扩展,作为表示用于任意给定的行进时间的所有点的轨迹的椭球体的焦点连同接收元件的位置中的其中一个)进行波束成形计算的精度损失。这样分散的或“涂抹的”传送点还可能导致由理想的半球形产生的波形的形状的可能不期望的变化。一些变化可能不可避免地存在于任何点源传送器中,但是更好的结果可以用产生尽可能接近理想的波形的点源传送器来实现。

[0125] 另一备选解决方案是提供一种被成形并且被配置成产生“看起来”源自点源(换言之,表观点源)的相对较高功率的波形的大换能器。当执行波束成形计算以基于所接收的回波的定时来确定反射器的位置时,表观点源的位置可以被用作所传送的ping波前的原点。在一些实施例中,用于传送换能器的特别合适的形状可以包括凹进的和凸起的球形盖。凸起的球形盖通常可以在本文中被称为“圆顶状”,而凹进的球形盖可以被称为“碗状”。下文提供并入这种换能器元件的示例的成像探头的一些示例。

[0126] 当限定半球面波前的原点的点位于除了产生波前的换能器的表面上之外的某处时,表观点源可以存在。如果假设介质在换能器下面或前面,则位于换能器表面上方或后面

的表观点源可以在本文中被称为“负”表观点源。另一方面，位于换能器表面的下方的表观点源可以在本文中被称为“正”表观点源。被配置成产生看起来源自表观点源的波前的换能器可以在本文中被称为“表观点源换能器”。

[0127] 图1图示了表观点源传送换能器10的实施例，该表观点源传送换能器10包括相对于所成像的介质具有三维凸起的换能表面12的相对较大的圆顶状超声换能器(例如，在目标介质中球面半径15大于超声波长)。凸起的圆顶状换能器10可以用来在换能器上方或之内的点处产生负表观点源传送器，以便产生所期望的形状的波前向下进入到待成像对象中。在图1中还示出了由圆顶状换能器10产生的示例传播ping波形20。如由射线线路22所指示的，波前20的形状与从换能器10的球面中心处的点16发出的波前的形状一样。

[0128] 表观点源换能器10可以包括表现压电特性的材料的壳体14。壳体14可以整体具有基本上恒定的厚度。换能器10还可以包括从换能器壳体14的内部表面18延伸的一个或多个电性导体。在圆顶状换能器的情况下，壳体14内的凹进体积可以填充有声学阻尼材料。合适的声学阻尼材料的示例包括聚氨酯类、丙烯酸类、环氧树脂类(例如，掺杂的环氧树脂类，诸如掺杂钨环氧树脂)或任何其它合适的声学支撑材料。

[0129] 在理论上，呈完整球体的形状的换能器可以在球体中心处产生具有表观原点的完美的球形波前。然而，需要机械和电气控制实际成像系统中的换能器就必须截断球体到一定程度。因此，在一些实施例中，凸起的圆顶状表观点源换能器10(诸如图1所示的那个)的形状可以是被截断以形成球形盖的球体。

[0130] 图2A、图2B和图2C的图图示了从其中可以通过截断平面24截出球形盖15的完整球体23的剖视图。截断平面24可以穿过球形中心点16、可以在球形中心点16上方或下方通过。在一些实施例中，截断平面24可以与球形中心点16相交，从而产生如图2A所示的恰好是半个球体的球形盖25a。在备选实施例中，截断平面24可以在球面中心16上方的点处穿过球体23，从而产生如图2B所示的小于半个球体的球形盖25b。在其它实施例中，截断平面24可以在球面中心16下方的点处通过球体23，从而产生如图2C所示的大于半个球体的球形盖25c。

[0131] 截断平面24和球体23的交点28将在本文中被称为根据以下等式剪切半径在数学上与球面半径有关的剪切圆：

$$[0132] a = \sqrt{R^2 - E^2}$$

[0133] 其中，a是剪切半径，R是球面半径并且E是剪切高程。R-E是球形盖的高度(h)。

[0134] 所得的球形盖的表面面积根据以下等式还在数学上与球面半径(R)和剪切高程(E)有关：

$$[0135] A_{cap} = 2\pi R (R - E)$$

[0136] 在上述等式中使用的球面半径应该是到预期有源换能器表面的半径。因此，对于由厚度为t的换能器壳体制成的凸起的圆顶状换能器，可以使用等于内部半径加上厚度的外部球面半径来计算换能器表面面积。

[0137] 通过球形中心16的截断平面24和平行平面27之间的垂直距离26将在本文中被称为剪切高程。剪切高程可以被表示为实际距离或被表示为球面半径29的百分比。恰好为零的剪切高程与完美的半球形盖相对应，而99%的剪切高程可能产生表面面积约为完整球体的0.5%的非常小的盖部分。如本文中所使用的，正剪切高程是指其中所得的球形盖小于半个球体的球形盖(诸如图2B所示的那个)，并且负剪切高程是指其中所得的球形盖大于半个

球体的球形盖(诸如图2C的那个)。

[0138] 图3A至图3D图示了可以由具有一系列的剪切高程的表观点源换能器产生的3D波形33a-33d的二维剖视图。图3A表示由剪切高程为零的表观点源换能器产生的模拟3D波形33a,这意味着凸起的换能器的表面约为半个球体(即,约完整球体的50%)并且剪切半径等于球面半径。如图所示,由于圆顶状换能器的边缘效果,功率高于所期望的阈值的所得的波形33a的部分可以稍微小于完美的半球形。图3B表示由剪切高程约为球面半径的60%的表观点源换能器产生的模拟3D波形33b,这意味着它的凸起的换能器表面约为完整球体的20%并且剪切半径约为球面半径的80%。图3C表示由剪切高程约为球面半径的98%的表观点源换能器产生的模拟3D波形33c,这意味着它的凸起的换能器表面约为完整球体的1%并且剪切半径约为球面半径的20%

[0139] 图3D表示可以由剪切高程为稍微负的表观点源换能器产生的3D波形33d。例如,波形33d可能由剪切高程为球面半径的-20%的表观点源换能器产生,这意味着它的凸起的换能器表面约为完整球体的60%并且剪切半径约为球面半径的98%。尽管图3A至图3D的示例基于凸起的表观点源换能器,但是可以用具有凸起的球形盖形状的表观点源换能器实现类似的结果。

[0140] 在任何情况下,当使用形状为球形盖的超声换能器执行基于ping的非聚焦超声成像时,球形中心点16出于三角测量的目的可以被处理为由换能器发出的波前的数学原点。同样还可以应用于凸起的(碗状)换能器。

[0141] 图4图示了包括压电材料壳体14和包围壳体14的凸起侧的声学支撑材料34的碗状表观点源换能器30的实施例。如同上文所描述的圆顶状换能器一样,由碗状换能器产生的超声波前的表观点源将是球面中心16。在碗状换能器的情况下,可以期望将壳体14构造为不大于半个球体的球形盖。因此,在一些实施例中,碗状换能器30的凹进表面32小于半个球体。这种形状的球面中心和因此的表观点源可以位于换能器的范围以下。

[0142] 在其中活的人或动物的组织待被成像的情况下,可以期望阻止碗状换能器的表观点源(即,在其中超声波会聚的球形中心点)距离活体组织太近或该活体组织内部出现。在一些实施例中,这可以通过选择适当的球形盖的尺寸和/或通过组装具有碗状表观点源换能器的探头和一个或多个匹配层或厚度足以包括球形中心点的其它材料来实现。因此,在一些实施例中,碗状表观点源换能器30的凹进区域可以填充有可以被选择为具有基本上匹配待成像的介质的固有声音速度的声学耦合材料。该耦合材料(其还可以被称为匹配层)可以包括任何合适的材料,诸如盐水溶液、甘油、丙二醇、硅氧烷(例如,RTV硅氧烷)、弹道明胶或已知适合于在人类或动物的超声成像中使用的其它匹配层或透镜层材料。可替代地,材料(诸如丙烯酸类、玻璃、金属类、复合材料等)可以在用于机械、结构或其它非生命对象的NDT(无损试验)成像的匹配层中使用。在一些实施例中,这样的匹配材料可以延伸超出换能器壳体14的环形边缘足以包括球形中心点16,从而消除可能在成像介质内由在该点处会聚的超声能量呈现的任何潜在风险。

[0143] 在一些实施例中,较大的表观点源换能器能够在成像介质中诱导更高能量波前。一般而言,可以由表观点源换能器产生的最大能量或功率可以与换能器的表面面积成比例。在特定应用中由换能器产生的实际功率可以通过变化幅度、频率、持续时间、占空比或所施加的电压信号的其它特点来控制。因此,较大的表观点源换能器可以用来传送能量大

于更小的表观点源换能器的3D超声ping。

[0144] 表观点源换能器的精确尺寸可以部分取决于其中要使用它的应用程序。当超声信号穿过所成像的材料时,超声信号衰减。因此,所传送的信号必须具有充足功率使它可以行进到介质中、反射离开待成像的结构并且返回到功率足以使信号可以与噪声充分区分开的接收换能器。因此,一方面,期望提供传送具有尽可能多的功率的超声信号的能力。另一方面,实际因子可能限制可以在造成损伤(例如,对所成像的人类或动物患者)或损坏(例如,对所成像的或测试的敏感材料或设备)之前安全地使用的功率水平。

[0145] 因为所期望的最大换能器功率可以与换能器的表面面积成比例,所以可以基于所期望的换能器表面面积来选择表观点源传送换能器的球面半径和/或剪切高程。例如,长度为14mm并且宽度为0.25mm的1D换能器元件的表面面积为 $3.5\text{mm}^2$ 。如果期望制作等效的表观点源传送器,则相同的表面面积可以用剪切高程为零并且球面半径约为0.75mm的球形盖表观点源换能器的实施例来实现。在另一实施例中,相同 $3.5\text{mm}^2$ 的表面面积还可以用球面半径约为0.8mm并且剪切高程约为球面半径的10% (即,盖高度约为0.7mm并且剪切半径约为0.78mm) 的球形盖表观点源换能器来实现。

[0146] 在各种实施例中,各种属性(诸如换能器表面面积、剪切半径、球面半径、盖高度、剪切高程等)中的任一项可以被用作设计起点。在一些情况下,可以期望具体的表面面积以便实现所期望的传送功率水平。在下面的表1中提供了基于各种表面面积的表观点源几何结构的各种示例。

[0147] 表1:用于表观点源超声传送器的球形盖几何结构

[0148]

剪切高 程 (%)	盖面积	球面半径	盖高度	剪切半径	盖占球 体的百 分比 (%)
-30%	3 mm <sup>2</sup>	0.61 mm	0.79 mm	0.58 mm	65%
-10%	3 mm <sup>2</sup>	0.66 mm	0.72 mm	0.66 mm	55%
0%	3 mm <sup>2</sup>	0.69 mm	0.69 mm	0.69 mm	50%
10%	3 mm <sup>2</sup>	0.73 mm	0.66 mm	0.72 mm	45%
30%	3 mm <sup>2</sup>	0.83 mm	0.58 mm	0.79 mm	35%
-30%	10 mm <sup>2</sup>	1.11 mm	1.44 mm	1.06 mm	65%
-10%	10 mm <sup>2</sup>	1.20 mm	1.32 mm	1.20 mm	55%
0%	10 mm <sup>2</sup>	1.26 mm	1.26 mm	1.26 mm	50%
10%	10 mm <sup>2</sup>	1.33 mm	1.20 mm	1.32 mm	45%
30%	10 mm <sup>2</sup>	1.51 mm	1.06 mm	1.44 mm	35%
-30%	30 mm <sup>2</sup>	1.92 mm	2.49 mm	1.83 mm	65%
-10%	30 mm <sup>2</sup>	2.08 mm	2.29 mm	2.07 mm	55%
0%	30 mm <sup>2</sup>	2.19 mm	2.19 mm	2.19 mm	50%
10%	30 mm <sup>2</sup>	2.30 mm	2.07 mm	2.29 mm	45%
30%	30 mm <sup>2</sup>	2.61 mm	1.83 mm	2.49 mm	35%
-30%	60 mm <sup>2</sup>	2.71 mm	3.52 mm	2.59 mm	65%
-10%	60 mm <sup>2</sup>	2.95 mm	3.24 mm	2.93 mm	55%
0%	60 mm <sup>2</sup>	3.09 mm	3.09 mm	3.09 mm	50%
10%	60 mm <sup>2</sup>	3.26 mm	2.93 mm	3.24 mm	45%
30%	60 mm <sup>2</sup>	3.69 mm	2.59 mm	3.52 mm	35%

[0149] 可替代地,可以基于球体半径、盖高度、剪切半径或其它几何因子通过设计表观点源传送器更容易地满足因子(诸如探头几何结构或预期成像目标)。

[0150] 表2:用于表观点源超声传送器的球形盖几何结构

[0151]

剪切高程 (%)	盖面积	球体半径	盖高度	剪切半径	盖球体的占比 (%)
-30%	8.2 mm <sup>2</sup>	1.0 mm	1.30 mm	0.95 mm	65%
-10%	6.9 mm <sup>2</sup>	1.0 mm	1.10 mm	0.99 mm	55%
0%	6.3 mm <sup>2</sup>	1.0 mm	1.00 mm	1.00 mm	50%
10%	5.7 mm <sup>2</sup>	1.0 mm	0.90 mm	0.99 mm	45%
30%	4.4 mm <sup>2</sup>	1.0 mm	0.70 mm	0.95 mm	35%
-30%	32.7 mm <sup>2</sup>	2.0 mm	2.60 mm	1.91 mm	65%
-10%	27.6 mm <sup>2</sup>	2.0 mm	2.20 mm	1.99 mm	55%
0%	25.1 mm <sup>2</sup>	2.0 mm	2.00 mm	2.00 mm	50%
10%	22.6 mm <sup>2</sup>	2.0 mm	1.80 mm	1.99 mm	45%
30%	17.6 mm <sup>2</sup>	2.0 mm	1.40 mm	1.91 mm	35%
-30%	73.5 mm <sup>2</sup>	3.0 mm	3.90 mm	2.86 mm	65%
-10%	62.2 mm <sup>2</sup>	3.0 mm	3.30 mm	2.98 mm	55%
0%	56.5 mm <sup>2</sup>	3.0 mm	3.00 mm	3.00 mm	50%
10%	50.9 mm <sup>2</sup>	3.0 mm	2.70 mm	2.98 mm	45%
30%	39.6 mm <sup>2</sup>	3.0 mm	2.10 mm	2.86 mm	35%

[0152] 在其它实施例中,不同大小的表观点源换能器可以用于不同深度的成像。在一些情况下,较大的换能器还可能易于受到制造变化影响。这样的变化可能导致产生非均匀波前的换能器。在某些情况下,换能器表面不规则性可以对成像性能产生负面影响的程度可能是所使用的超声波长的函数。例如,更高频率的超声(作为成像深度的函数,由于典型地更大的衰减,所以通常最适合于相对较浅的深度成像)可能需要与更适合于更深成像的较低的频率相比更准确的球形表面。术语“近场”通常可以是指最接近于换能器的图像平面的区域。因此,在一些实施例中,相对较大的换能器可以用于对患者或对象的中间场和/或远场区域进行成像,而相对较小的换能器可以用于对近场区域进行成像。

[0153] 例如,球面半径高达约0.75mm的较小的球形盖表观点源换能器可以很好地适合于对近场区域进行成像,并且可以被配置成以用于相对较浅深度(例如,在人体组织中约5-

10cm) 的成像的相对较高的频率(例如,介于约5MHz和约10MHz之间或以上)传送。在其它实施例中,相对较大的表观点源换能器(例如,球面半径介于约0.75mm和约6mm之间)可以很好地适合于对稍微更深区域进行成像,并且可以被操作成以用于对相对较深的区域(例如,大于10cm)进行成像的相对较低的频率(例如,介于约1MHz和约5MHz之间)传送。

[0154] 因此,在各种实施例中,用于与基于ping的多孔径超声成像技术一起使用的表观点源探头可以包含球面半径介于约0.2mm和大约10mm之间或者更大的一个或多个球形盖表观点源换能器。

[0155] 在一些实施例中,超声探头内的一个或多个表观点源传送换能器当在不同成像模式下操作以便最佳以广泛范围的深度成像时,可以以不同的功率水平和/或不同的频率进行操作。在一些实施例中,这可以通过成像系统的操作者手动选择这样的成像模式,并且在其它实施例中,可以基于用于所选择的成像场景的预先编程的成像过程来自动地选择这样的模式。

[0156] 压电材料和制造的示例

[0157] 如上文所描述的,圆顶状或碗状换能器可以采用呈截断的球形盖形状的压电材料的薄壳体的形式。这种壳体可以由表现压电特性的任何材料制成。许多天然存在的和合成的材料已知表现出可能具有适合于用于超声成像应用中的特点的压电特性。在基于ping的多孔径超声成像的情况下,超声ping信号可以以在诊断医疗超声(例如,在约1MHz到约20MHz或者更大的范围内)常用的频率进行传送。因此,基本频率在该范围内的表观点源换能器可以适合于用于基于ping的多孔径成像中。

[0158] 天然存在的压电材料包括石英、黄玉和电气石,而人造压电陶瓷材料包括锆钛酸铅(PZT)、钛酸钡、铅偏铌酸和聚偏二氟乙烯(PVF<sub>2</sub>—不是天然压电材料但可以通过在强电场的存在下加热制得)。一些人造压电陶瓷材料可以与非压电聚合物材料组合来制作压电复合材料。

[0159] 表观点源换能器壳体(不论碗状还是圆顶状)的厚度可以直接与换能器的基本频率有关。在某些情况下(例如,对于一些压电陶瓷材料),换能器壳体的厚度可以等于其对应的基本频率的约波长一半、或者奇数个波长二等分(诸如3/2波长或5/2波长)。然而,取决于所使用的材料,壳体厚度可以以不同方式与换能器的基本频率有关。制造过程还可能取决于所使用的压电材料和其它因子变化。

[0160] 为了生产厚度大致恒定的球形截面壳体,如果要求壳体的厚度是半个波长,则对于被配置成用于具体基本频率的表观点源换能器而言,可能存在最小尺寸。例如,大小用于3MHz的基本频率的表观点源换能器的壳体厚度大约为1/4mm(假设声音速度约为1550m/s),并且最小外部直径约为1mm。在其它情况下,通过使用不同的材料,更小的外部直径可能是可能的,从而设计用于不同声音速度应用等。

[0161] 在一些情况下,换能器本身压电材料的声音速度特点可以具有方向特点(例如,声音可以沿一个晶体轴比沿着另一晶体轴行进更快)。在这种情况下,表观点源换能器的形状可以不同于理想的物理球体(和/或通过变化球体部分中的换能器材料厚度),以便制造在待成像的材料中产生更均匀的球形截面波前的换能器。

[0162] 例如,天然的或人造的压电材料可以利用传统技术进行加工以便直接由材料块形成所期望的形状。可以使用机械切割机、水射流或任何其它可用的加工技术执行这样的加

工。可替代地,压电材料块或片可以被加工成多个元件,该多个元件附接到然后可以形成为所期望的形状的柔性基板。例如,多个同心环切口42和径向切口44可以被制作成压电材料片(如例如图5所示),其然后可以形成在具有所期望的球形盖形状的支撑材料上方。在这样的实施例中,各个元件可以被电性地连接,以便在没有分阶段的情况下同时传送。

[0163] 在一些实施例中,所期望的形状可以由压电复合材料模制而成(例如,通过注射成型、压铸或其它模制工艺)。在美国专利5,340,510和美国专利5,625,149中描述了可以适于形成球形盖元件的模制工艺的示例。

[0164] 还有,可以使用附加制造技术(通常被称为3D打印技术)生产呈所期望的形状的超声换能器。例如,美国专利公开2013/0076207和美国专利公开2013/0088122描述了用于形成呈圆柱形柱的形状的换能器的系统和方法。类似的技术还可以适于形成具有球形盖形状的换能器。附加地,其它的制造技术(诸如激光烧结、立体光刻、化学气相沉积或任何其它合适的技术)可以用来生产呈本文中所描述的形状和大小的换能器。

[0165] 电容式微加工超声换能器(CMUT)形成技术还可以用来将所期望的形状的换能器形成到预先成形的基板上。W02012/112540示出了并描述了可以适于形成球形盖状换能器的结构和技术的一些示例。可替代地,圆顶状换能器可以通过将CMUT换能器阵列形成在预先形成为所期望的形状(例如,如上文所描述的凹进的或凸起的球形盖)的基板上来制得。在这样的实施例中,CMUT元件可以被电性地连接,以便在没有分阶段的情况下同时传送。

[0166] 具有表观点源传送器的多孔径探头

[0167] 表观点源传送换能器可以被集成到被设计成用于2D或3D成像的多孔径超声探头。被配置成用于基于3D ping的多孔径成像的超声探头可以包括被布置成在至少两个维度上延伸基本长度越过待成像对象的表面的阵列的换能器。在一些实施例中,可以通过仅显示2D切片同时捕获用于完整3D体积的数据,一些3D探头可以用于表观2D成像,如下文进一步详细所描述的。

[0168] 图6示出了被配置成用于使用表观点源传送器62进行基于3D ping的多孔径超声成像的探头60。探头60可以包括一个或多个表观点源传送换能器62和多个换能器阵列64。在各种实施例中,换能器阵列可以是换能器元件的2D或其它矩阵阵列。如下文进一步详细所描述的,接收元件可以在一定大小和形状范围(例如,方形、圆形或其它多边形元件,表观点球形盖元件、圆柱形元件等)内提供。

[0169] 图7图示了被配置成使用至少两个表观点源传送器62进行基于3D ping的多孔径成像的探头61的备选实施例。表观点源换能器62可以被换能器元件的多个换能器阵列64包围。如下文进一步所描述的,换能器阵列可以是由任何合适的形状的元件组成的2D或其它矩阵阵列。

[0170] 图8图示了如下文进一步详细所描述的基于3D ping的多孔径超声探头70的实施例,该包括3D ping的多孔径超声探头70包括可以用于接收和/或传送超声信号的多个表观点源传送器换能器72和多个换能器阵列。换能器阵列可以是2D或其它矩阵阵列。图8的探头配置提供结合多个表观点源传送器同时利用商品2D(或其它)换能器阵列用于接收和附加成像功能(例如,传送相控阵脉冲、多普勒脉冲等)的大探头的益处。

[0171] 在一些实施例中,图8的探头70可以具有矩形、正方形、椭圆形、圆形或总体大小高达约10cm(4")或更大的其它形状。如本文中别处所描述的,基于ping的多孔径成像技术可

以利用这样的大总孔径以形成高分辨率的超声图像。

[0172] 如图8的示例一样,换能器阵列74可以被布置成彼此平行。在备选实施例中,一些阵列可以被布置成长轴彼此垂直或相对于彼此以其它角度进行布置。探头还可以包括如特定应用所需要的以任何几何布置的任何数目的表观点源传送器和矩形阵列。

[0173] 图9图示了包括大连续换能器阵列81的基于3D ping的多孔径超声探头80的另一实施例,该大连续换能器阵列81包括多个表观点源传送器换能器82和多个小接收元件84。在一些实施例中,大换能器阵列81可以基本上是平面的。可替代地,大换能器阵列81可以相对于待成像的对象在一个或两个维度上是凹进的。一维凹进阵列可以采用圆弧的形状,而二维凹进阵列可以被成形为更像碗或盘。在进一步的实施例中,阵列81可以包括平面段和凹进段。小接收换能器元件84的大小可以是任何典型的2D阵列元件(例如,介于约0.01mm和约0.5mm之间的正方形、圆形或多边形形状元件)。在另外一些实施例中,具有多个表观点源换能器(诸如如图8和图9所示的示例)的连续探头还可以提供有用于接触待成像的对象的凸起表面。

[0174] 在各种实施例中,被配置成用于接收从表观点源换能器传送的三维ping的回波的换能器元件(例如,接收元件84)本身可以具有定义表观点接收元件的球形截面形状。具有球形截面形状的接收换能器元件可以非常适于从成像介质的三维体积内接收来自所有方向(即,全方向地或基于其它约束从尽可能多的方向)的回波。在一些实施例中,表观点源换能器探头可以包括表观点源换能器阵列,其每个可以包括独立的凹进或凸起球形截面壳体。这样表观点源换能器元件阵列可以包括可能基本上大于其它元件的一些元件。可替代地,表观点源换能器元件阵列的大小可以基本上彼此相同。当接收元件小时,其它形状还可以提供全向性足以从完整体积中均匀地接收回波。

[0175] 还可以使用其它接收元件形状,这取决于这种接收单元的大小和权衡(诸如介于探头可制造性和图像质量之间的权衡)。因此,在一些实施例中,被配置成用于接收从表观点源换能器传送的三维ping的回波的换能器元件可替代地具有可以是平面的、凸起的或凹进的基本上是圆形的接收表面。在高程中,这种元件可能具有圆柱形或其它形状的侧。在进一步的实施例中,被配置成用于接收从表观点源换能器传送的三维ping的回波的换能器元件的平面表面、凹进表面或凸起表面可以具有其它形状,诸如多边形(例如,正方形、六角形、八角形等)。

[0176] 因此,一些探头可以包括采用多种配置的具有不同形状和尺寸的换能器的组合。例如,在一些实施例中,表观点接收换能器元件可以被布置成由对齐的行和列、偏移的行和/或列组成的阵列、径向线路、环、随机阵列或任何其它配置。表观点接收元件通常可以基本上小于相同探头中的表观点源传送器,同时保持基本上全向接收能力。

[0177] 在各种实施例中,被配置成用于基于2D或3D ping的多孔径成像探头可以包括多种大小的表观点源传送换能器。如上文所描述的,较大的表观点源传送换能器可以有利于深层组织成像,而较小的表观点源传送换能器可以有利于相对较浅层组织成像。在一些实施例中,探头可以包括各种大小的表观点源传送换能器,每个大小被优化用于特定深度的成像。在一些实施例中,在各种深度处获得的图像可以被组合以形成从相对较浅的区域延伸到相对较深的区域的连续图像。

[0178] 在其它实施例中,表观点源换能器可以结合大小用来插入患者体内的血管或其它

体内腔的超声探头(例如,经食管探头、经尿道探头、经直肠探头、经阴道探头)使用。图10图示了包括携带由接收元件122的阵列120包围的表观点源换能器110的可转向的导管本体102的血管内超声探头100的实施例。在一些实施例中,接收阵列120可以位于基本上垂直于导管主体102的纵向轴线的单个平面上。

[0179] 可替代地,如图10A所示,接收阵列120的形状可以是接合到表观点源传送器110的圆锥形表面,表观点源传送器110可以相对于圆锥体同心地或偏心地布置。在另外一些实施例中,接收阵列120可以位于轴线平行于导管本体102的纵向轴线的圆柱形表面上。可替代地,接收阵列120可以位于任何其它凹进或凸起曲面上。

[0180] 在一些实施例中,表观点源传送换能器可以提供在与接收换能器分开的探头上。单独探头可以具有单独电缆并且可以完全彼此独立。在其它情况下,机械联动装置可以接合传送和接收探头。当在单独传送和接收换能器之间没有机械联动装置时,传送换能器的位置可以使用来自接收探头中的多个接收器的接收定时通过三角测量进行确定。一旦传送表观点源的位置被确定,就可以使用经由多个接收元件生成的椭球体的交点来如上文所描述的确定组织中的散射器中的每个散射器的位置。

[0181] 在一些实施例中,传送换能器110可以被安装到大小和形状用来定位在如例如图10B所示的体腔或内腔内的细长导管本体111的远端。被设计成用于插入到动脉、静脉或尿道中的导管111和传送换能器110可以在可以被容纳以便保持电缆足够小的导线的数目上受到严重限制。然而,可能只需要两条电线以激活单个表观点源传送器。这样的腔内表观点源传送器可以定位在接近感兴趣器官的患者身体内部,以便可以减少从传送器到散射器并且到患者皮肤表面上的一个或多个接收换能器阵列的总路径长度。这可能使得信号的衰减被减少,从而允许使用更高的超声频率。在其它实施例中,多于一个的表观点源换能器可以被放置在相同的导管上。在一些实施例中,被配置成定位在体腔内的表观点源传送器的形状可以是几乎完整球体,除了附连到定位导管并且进入内部表面上的电性连接的点之外。

[0182] 各种方法可以用于三角测量传送换能器相对于一个或多个接收换能器的位置。例如,通过引用并入本文的美国专利8,473,239提供了一种用于基于由彼此相隔已知距离定位的两个或多个接收元件接收的信号的飞行时间来三角测量传送超声脉冲的换能器元件的位置。类似的技术可以用来确定一个或多个表观点源传送器相对于一个或多个机械上独立的接收阵列的位置。例如,从位于被定位在患者体内的腔内探头上的表观点源传送换能器传送的超声ping可以使用以彼此相隔精确地已知的距离定位在患者皮肤表面上的接收阵列的三个或更多个元件(或单独的接收阵列的元件)来接收。

[0183] 当在三个维度上三角测量时,三个接收元件中的至少一个应该位于与其余两个不同的平面上。换言之,当三角测量三维ping的原点时,所有接收元件不应该位于公共平面中。

[0184] 可以基于接收元件相对于彼此的已知位置和ping到达第一接收元件的时间、ping到达第二接收元件的时间和ping到达第三(和/或随后的)接收元件的时间之间的差异来三角测量表观点源传送器的位置。在各种实施例中,可以如上文所描述的调整用于位置测量的时间飞行值以便确定表观点源(即,球形中心点)而不是凸起或凹进换能器表面的位置。

[0185] 在一些实施例中,使用上文所描述的位置计算方法(或任何其它方法),具有在机械上独立的传送和接收换能器的成像系统可以被配置成在成像的同时执行传送器定位步

骤。在一些实施例中,该系统可以在传送一个或多个成像ping之前传送单独的定位ping。可以确定传送器相对于一个或多个接收器阵列的位置,并且在波束成形计算由定位ping之后的一个或多个成像ping产生的回波中使用。在一些实施例中,可以以与成像ping不同的频率传送定位ping。

[0186] 在其它实施例中,直接从成像ping接收的信号可以用来相对于一个或多个接收器阵列定位传送器。在这样的实施例中,如上文所描述的,可以在相对于彼此已知的位置处的两个或更多个接收元件处接收每个所传送的成像ping的初始峰,并且可以计算传送器相对于接收元件的位置。

[0187] 图11图示了携带凹进球面表观点源换能器132的静脉内超声探头130的备选实施例。该探头130可以内置到被安装到大小被设置和配置用来插入到体内腔(诸如血管、食管等)中的导管或内窥镜的外壳134中。探头130还可以包括一个、两个或更多个接收阵列136,被布置成接收由表观点源传送器132传送的三维ping信号的回波。接收阵列136可以包括任何数目的矩形、正方形、圆形、多边形或其它形状的换能器元件。在一些情况下,接收阵列136可以朝向表观点源换能器132形成角度。可替代地,接收阵列136彼此可以位于公共平面中,或者可以以其它方式定向。可替代地,接收阵列136可以具有非平面表面,诸如凸起或凹进曲面。图11A图示了探头131的实施例,其基本上类似于图11的探头130但具有凸起的球形截面表观点源传送换能器142。

[0188] 在一些情况下,可以在公共基板上形成探头的所有元件或阵列(例如,使用机加工、模制、附加制造、CMUT或其它方法),而在其它实施例中,表观点源和其它阵列和/或元件可以单独制作,并且使用各种其它组装方法组装成公共探头结构。

[0189] 待用于基于ping的多孔径超声成像的任何2D或3D探头应该被构造并且校准以便记录足以定义探头的每个换能器元件相对于公共坐标系统的实际声学位置的位置信息。示出了用于在构造期间对齐换能器并且用于检测换能器元件的位置的系统和方法的示例并且在上文所引用的本申请人的在先申请中得以描述。

[0190] 在一些实施例中,表观点源换能器可以被电性地连接在探头内以便仅执行传送功能。在其它实施例中,表观点源换能器还可以用来通过包括TX/RX开关来接收回波。

[0191] 3D中的多孔径波束成形

[0192] 用表观点源传送换能器产生的ping可以具体地适用于多孔径成像,由于宽的球形截面3D波前脉冲的回波可以在较宽的区域内由多个接收器接收,其比具有非均质材料的成像对象的任何最大相干宽度更宽。在基于3D ping的多孔径成像期间的波束成形可以包括:计算与每个所接收的回波样本的飞行时间相对应的点的轨迹。在3D成像的情况下,这样的一组点是椭球体——具有两个焦点的三维椭圆表面。焦点的其中一个是在其上接收到回波样本的元件的位置,而另一焦点是从其中传送ping脉冲的源的位置。在表观点源传送换能器的情况下,在这样的波束成形计算中使用的表观传送点是形成表观点源传送器的球形盖状换能器的中心点。

[0193] 在一些实施例中,基于ping的多孔径成像可以通过从第一表观点源传送换能器传送球形截面超声ping信号并且使用两个或更多个接收孔径的元件接收回波来操作。通过基于ping传送和回波接收之间的延迟时间、以及传送点和接收点的已知的三维位置三角测量散射器的位置,完整“子图像”可以通过控制器或控制系统由单个ping的回波形成,该回波

由单个接收元件接收。

[0194] 当使用表观点源换能器时,在波束成形计算中使用的传送时间可以与电性脉冲被发送到换能器的时间基本上不同。因为声波实际上并非源自表观点源(即使计算它们执行一样被执行),所以在波束成形计算中使用的ping传送时间应该从实际已知值调整到“表观”值,其与看起来已经被传送的出射波形实际上源自表观点源的时间相对应。

[0195] 在圆顶状表观点源换能器的情况下,所传送的ping开始时间可以通过将调整因子有效地加到每个所接收的回波时间来进行调整。在一些实施例中,待加上的调整时间可以是等于声波以所选的声音速度从球面中心行进到凸起的外部换能器表面所需的时间的时间值。在一些实施例中,用于这种调整的所选的声音速度可以是与所成像的对象中的声音速度相同的由成像系统所使用的声音速度。在其它实施例中,用于凸起的表观点源调整的所选的声音速度可以是与换能器表面直接相邻的隔离(stand-off)或声学凝胶材料中的声音速度。

[0196] 在凹进的碗状表观点源换能器的情况下,所传送的ping开始时间可以通过从每个所接收的回波时间中有效地减去调整因子进行调整。在一些实施例中,要减去的调整时间可以是等于声波以所选的声音速度从内部凹进的换能器表面行进到球面中心所需的时间的时间值。在一些实施例中,用于这种调整的所选的声音速度可以是与所成像的对象中的声音速度相同的由成像系统所使用的声音速度。在其它实施例中,用于凹进的表观点源调整的所选的声音速度可以是与换能器表面直接相邻的隔离或声学凝胶材料中的声音速度。在其它实施例中,不是从每个计算中减去时间,而是调整可以根据若干个数据样本(例如,基于已知的采样率)进行计算,并且在一组所接受的回波的开始处的适当数目的数据样本可以省略从用于从凹进的表观点源传送器传送的每个ping的波束成形计算。

[0197] 从一个ping和一个接收孔径的不同的独特组合获得的图像可以在本文中被称为“子图像层”。多个子图像层可以相干地组合以提高整体图像质量。可以执行附加的图像层组合以进一步提高最终图像的质量。在图像层相结合的背景下,术语“图像”可以是指单个二维像素、三维体积的单个体素、或任何数目的像素或体素的集合。

[0198] 图像层组合可以根据三个图像层级别进行描述。这三种情况包括:第一级图像层、第二级图像层和第三级图像层。(1)第一级图像层可以由在单个传送孔径处接收的回波形成,该单个接收孔径由来自单个传送孔径的单个ping产生(其中,“传送孔径”可以是单个表观点源传送元件、单个小元件传送器、或一组传送元件)。对于单个ping和单个接收孔径的独特组合,可以相干地求和由接收孔径中的所有接收元件接收的延迟的回波,以获得第一级图像层。(2)可以一起求和由在单个接收孔径处接收的多个传送ping的回波(由相同的或不同的传送孔径)产生的多个第一级图像层以产生第二级图像层。可以进一步处理第二级图像层,以提高对齐或其它图像特点。(3)可以通过组合用来自多个接收孔径的数据形成的第二级图像层来获得第三级图像。在一些实施例中,第三级图像可以作为连续时域帧被显示,以形成运动图像。

[0199] 在一些实施例中,第一级图像层的像素或体素还可以通过求和同相和正交回波数据来形成,即,通过求和针对每个接收孔径元件延迟的具有回波1/4波长的每个回波。在一些情况下,回波数据可以被采样并且被存储为同相数据集和作为单独正交数据集。在其它情况下,如果数字采样率可以被4整除,则与同相样本相对应的正交样本可以通过在同相样

本之前选择适当数目的样本处的样本进行标识。如果所期望的正交样本不与现有的整个样本相对应，则正交样本可以通过插值来获得。组合用于单个图像的同相和正交数据(像素、体素、或像素或体素的集合)可以提供的优点是在不引入模糊效应的情况下，提高回波数据的分辨率。同样地，取除了1/4波长之外的值的样本可以与同相样本组合，以提高各种成像特点。

[0200] 各种图像层的组合、求和或求平均可以通过相干加法、非相干加法、或两者的组合来完成。相干加法(在图像层求和期间合并相位信息和幅度信息两者)倾向于最大化横向分辨率，而非相干加法(仅求和幅度并且省略相位信息)则倾向于求平均斑点噪声并且最小化可能由声音通过成像介质的速度的微小变化所导致的图像层对齐误差的影响。因为每个图像层将倾向于发展其自己独立的斑点图案，所以通过非相干求和来减少斑点噪声，并且非相干求和图案具有求平均这些斑点图案的效果。可替代地，如果图案被相干相加，则它们相互加强并且仅产生一个强斑点图案。非相干加法可以被认为是类似于瞬时复合成像，其长期以来一直被称为抑制斑点噪声的手段。

[0201] 在大多数实施例中，由单个接收孔径的元件接收的回波通常被相干组合。在一些实施例中，接收孔径的数目和/或每个接收孔径的大小可以被改变以便最大限度地提高图像质量指标的一些所期望的组合，诸如横向分辨率、声音速度变化容限、斑点噪声降低等。在一些实施例中，这种备选元件-孔径分组布置可以由用户选择。在其它实施例中，可以自动选择或通过成像系统开发这种布置。

[0202] 可以通过如下非相干加法来容忍声音速度的变化：在导致只有一半波长延迟(例如，对于3MHz探头而言大约0.25mm)的声音速度变化的情况下，相干求和两个像素导致破坏性相位抵消，其导致显著的图像数据丢失；如果非相干地求和像素，则相同的或者甚至更大的延迟仅引起图像层中的不太显著的空间失真和没有图像数据丢失。这样的图像层的非相干加法可以导致最终图像的一些平滑(在一些实施例中，可以有意添加这样的平滑以使图像更可读)。

[0203] 在所有三个图像层水平处，如果探头元件的几何结构对于所期望的精度程度是已知的并且声音越过所有路径的速度是恒定的假设是有效的，则相干加法能够引起多孔径系统最大横向分辨率。同样地，在所有图像层水平处，非相干加法引起最佳求平均斑点噪声和声音穿过成像介质的速度的微小变化的容度。

[0204] 在一些实施例中，相干加法可以用来组合由对于其相位抵消不太可能是个问题的孔径产生的图像层，然后可以使用其中相位抵消更有可能造成问题的非相干加法，诸如，当组合由在分开超过某一阈值的距离的不同的接收孔径处接收的回波形成的图像时。

[0205] 在一些实施例中，所有第一级图像可以通过使用从公共接收孔径的元件中获得的所有子图像层的相干加法来形成，假设接收孔径的宽度小于最大相干孔径宽度。对于第二和第三级图像层，相干和非相干求和的很多组合是可能的。例如，在一些实施例中，第二级图像层可以通过相干求和起作用的第一级图像层形成，同时第三级图像层可以通过非相干求和起作用的第二级图像层形成。

[0206] 时域帧可以根据处理时间和图像质量之间的所期望的权衡通过任何等级的图像层形成。更高等级的图像将倾向于具有更高的质量，而且可能需要更多的处理时间。因此，如果期望提供实时成像，则可以限制图像层合成处理的等级以便在没有对操作者而言

是可见的显著“滞后”的情况下显示图像。这种权衡的细节将取决于所使用的特定处理硬件以及其它因子。

[0207] 可以参照图12对示例进行理解,其示意性地图示了连续弯曲换能器阵列91,该连续弯曲换能器阵列91包括位于待成像的对象96上方的小换能器元件94的阵列内的多个表观点源传送换能器T<sub>1</sub>-T<sub>n</sub>。接收孔径R<sub>2</sub>和R<sub>3</sub>被定义为小换能器元件的组。在各种实施例中,任何一组换能器元件可以被定义为接收孔径。

[0208] 在使用中,球形截面波前(例如,完美半球形波前或者形状大于或小于半球形的波前)形式的3D ping可以从表观点源传送换能器(例如,T<sub>1</sub>)传送。波前可以行进到对象96中,并且可以由反射器(诸如点A所示的那个)反射。所反射的超声信号然后可以由接收孔径的元件接收(例如,接收孔径R<sub>2</sub>的元件R<sub>2.1</sub>-R<sub>2.n</sub>)。可以通过使用彼此没有位于公共平面上的接收孔径和/或传送孔径接收回波来收集三维回波数据。例如,接收孔径R<sub>1</sub>和R<sub>2</sub>的每个接收孔径包括相对于成像对象96在至少两个维度上彼此间隔开的元件,因此接收孔径R<sub>1</sub>和R<sub>2</sub>不在与另一相同的平面上,也不在具有传送孔径T<sub>1</sub>的公共平面上。因此,在一些实施例中,可以通过所有接收元件接收回波,并且那些元件可以基于多个因子(诸如位置和最大相干宽度)被分组为孔径。

[0209] 然后可以波束成形与点A相对应的回波样本以确定对象96内点A的可能位置。波束成形可以通过基于已知的传送时间、已知的回波接收时间、已知的接收元件(例如,接收孔径R<sub>2</sub>的元件R<sub>2.1</sub>)的位置和已知的表观点源(即,在该示例中,传送元件T<sub>1</sub>的球面中心)的位置以计算用于点A的可能位置的轨迹来进行。对于在相同的接收孔径的其余接收元件处接收的回波,可以执行相同的计算,每个接收元件定义稍微不同的椭球体。来自所有接收元件的信息可以随后被组合(例如,如上文所描述的相干地)以便会聚于点A的位置的小的三维估计。然后对于由来自相同的传送ping的第二(或更多)接收孔径的元件接收的点A的回波样本,可以重复相同的过程。同样地,对于从相同的或不同的传送元件传送的第二(或更多)3D ping,可以重复相同的过程。

[0210] 因为高品质的3D图像可以使用上述程序从单个传送ping的回波获得,所以具有表观点源传送器的基于ping的多孔径成像系统可以用于执行4D成像以显示移动对象的实时3D视频。

[0211] 类似地,从表观点源传送器传送的3D ping还可以用于基于ping的多孔径多普勒、多孔径弹性成像、或可以从高帧率3D成像受益的任何其它成像技术。

[0212] 在收集3D数据的同时2D成像

[0213] 在一些实施例中,可以使用被配置成通过简单地波束成形并且仅显示从所接收的三维回波数据中接收的回波数据的2D切片进行3D成像的探头来执行2D成像的形式。例如,可以使用这种技术,以便减少波束成形计算并且简化使用具有有限处理能力的成像设备进行实时成像的显示,同时仍保留了全3D回波数据。可以波束成形全3D回波数据并且使用具有更强处理能力的设备稍后审阅。在一些实施例中,可以通过成像设备自动选择待波束成形和待显示的2D切片。可替代地,待波束成形和待显示的2D切片可以由设备的操作者进行选择或调整。

[0214] 用于2D平面成像的表观源

[0215] 在一些实施例中,表观源传送换能器可以专门被配置成用于2D平面成像。尽管如

上文所描述的表观点源传送器将在三个维度上传送超声,但是2D表观源换能器可以被配置成传送受限于单个平面(或至少具有最少“泄漏”出图像平面)的超声信号。在一些实施例中,这样的2D表观源换能器150的形状可以是具有圆柱形截面形状(诸如如图13所示的那个)的壳体152。这样的圆柱形截面壳体换能器150可以被布置在探头中,使得圆柱形截面的纵向轴线156垂直于成像平面。因此,圆柱形截面壳体156的纵向轴线156与图像平面相交于一点。该交点可以作为表观点源用于从2D表观源换能器150传送的ping的回波的波射束成形计算。

[0216] 如同上文所描述的球形截面换能器一样,圆柱形截面换能器150可以视情况而定被制成各种形状、尺寸和圆形横截面(图2A至图2C的描述可以扩展到圆柱形截面的情况)。特别地,圆柱形截面换能器可以用与上文所描述的球面半径的范围类似的范围内的圆形半径构造。圆柱形截面还可以根据特定应用的需要形成有一定剪切高程范围。圆柱形壳体换能器150还可以形成具有相对于球形盖壳体的针对上文所描述的特定应用的需要而选择的壳体厚度160。

[0217] 圆柱形截面换能器150还可以被配置成使得超声信号从凸起表面或凹进表面被传送到成像介质中。在各种实施例中,包括圆柱形截面换能器150的探头可以包括被配置成在成像平面中聚焦所传送的超声能量的聚焦透镜。在使用中,可以进行时间调整以将圆柱形中心线(即,球体的圆形中心)处理为从这样的换能器传送的ping的数学原点。

[0218] 在各种实施例中,接收元件还可以形成有圆柱形截面壳体结构。由于由许多接收换能器接收的回波可以被组合成以增加所接收的回波信号,所以接收元件通常可以具有基本上较小的换能器表面面积。

[0219] 多孔径超声成像系统组件

[0220] 图14的框图图示了可以结合本文中所描述的系统和方法的各种实施例使用的超声成像系统200的组件。图14的系统200可以包括几个子系统:传送控制子系统204、探头子系统202、接收子系统210、图像生成子系统230和视频子系统240。在各种实施例中,该系统200还可以包括一个或多个存储器设备,其用于包含用于在一个或多个超声成像步骤期间使用的各种数据。这样的存储器设备可以包括原始回波数据存储器220、加权因子存储器235、校准数据存储器238、图像缓冲器236和/或视频存储器246。在各种实施例中,所有数据(包括用于执行任何其它处理的软件和/或固件代码)可以被存储在单个存储器设备上。可替代地,单独的存储器设备还可以用于一种或多种数据类型。进一步地,图2B中所表示的模块或组件中的任一模块或组件可以使用电子硬件、固件和/或软件的任何合适组合来实现。

[0221] 从探头202的元件传送超声波信号可以由传送控制子系统204控制。在一些实施例中,传送控制子系统204可以包括用于控制探头202的换能器元件以根据所期望的成像算法从所选择的传送孔径以所期望的频率和间隔传送未聚焦的超声ping的模拟和数字组件的任意组合。在一些实施例中,传送控制系统204可以被配置成传送一定超声频率范围内的超声ping。在一些(但不是全部)实施例中,传送控制子系统还可以被配置成以相控阵列模式来控制探头,从而传送所聚焦的(即,传送波射束成形的)超声扫描线射束。

[0222] 在一些实施例中,传送控制子系统204可以包括传送信号定义模块206和传送元件控制模块208。该传送信号定义模块206可以包括被配置成定义待被超声探头传送的信号的所期望的特点的硬件、固件和/或软件的合适组合。例如,传送信号定义模块206可以建立

(例如,基于用户输入或预先确定的因子)待传送的超声波信号的特点,诸如脉冲开始时间、脉冲长度(持续时间)、超声频率、脉冲功率、脉冲形状、脉冲方向(如果有的话)、脉冲幅度、传送孔径位置或任何其它特点。

[0223] 传送元件控制模块208然后可以采用关于所期望的传送脉冲的信息并且确定对应的电性信号以传送到适当的换能器元件,以便产生这种信号。在各种实施例中,信号定义模块206和传送元件控制模块208可以包括单独的电子组件,或可以包括一个或更多个公共组件的部分。

[0224] 在接收到从感兴趣区域传送的信号的回波时,探头元件可以生成与所接收的超声振动相对应的随时间变化的电性信号。可以从探头202输出表示所接收的回波的信号并且传送到接收子系统210。在一些实施例中,接收子系统可以包括多个信道,其中,每个信道可以包括模拟前端设备(“AFE”)212和模拟-数字转换设备(ADC)214。在一些实施例中,接收子系统210的每个信道还可以包括ADC 214后面的数字滤波器和数据调节器(未示出)。在一些实施例中,还可以提供ADC 214前的模拟滤波器。每个ADC 214的输出可以被引导到原始数据存储器设备220中。在一些实施例中,可以为探头202的每个接收换能器元件提供接收子系统210的独立信道。在其它实施例中,两个或多个换能器元件可以共享公共接收信道。

[0225] 在一些实施例中,模拟前端设备212(AFE)可以在将信号传递到模拟-数字转换设备214(ADC)之前执行某些滤波处理。该ADC 214可以被配置成将所接收的模拟信号以某个预先确定的采样率转换成一系列数字数据点。与大多数超声系统不同,图14的超声成像系统的一些实施例然后可以在执行任何另一接收波束成形、滤波、图像层组合或其它图像处理之前,将表示由每个单独的接收元件所接收的超声回波信号的定时、相位、幅度和/或频率的数字数据存储在原始数据存储器设备220中。

[0226] 为了将所捕获的数字样本转换成图像,可以通过图像生成子系统230从原始数据存储器220中检索数据。如所图示的,图像生成子系统230可以包括波束成形块232和图像层组合(“ILC”)块234。在一些实施例中,波束成形器232可以与包含探头校准数据的校准存储器238通信。探头校准数据可以包括关于精确位置、操作质量的信息和/或关于各个探头换能器元件的其它信息。校准存储器238可以物理地位于探头内、成像系统内、或探头和成像系统两者外部的位置中。

[0227] 在一些实施例中,在穿过图像生成块230之后,图像数据可以随后被存储在图像缓冲存储器236,该图像缓冲存储器236可以存储波束成形的和(在一些实施例中)层组合的图像帧。视频子系统240内的视频处理器242然后可以从图像缓冲器中检索图像帧,并且可以将图像处理成可以被显示在视频显示器244上和/或存储在视频存储器246中作为数字视频剪辑的视频流(例如,在本领域中被称为“电影环路”)。

[0228] 在一些实施例中,AFE 212可以被配置成在将模拟信号传递到模拟-数字转换设备之前,对所接收的模拟信号执行各种放大和滤波处理。例如,AFE 212可以包括放大器,诸如低噪声放大器(LNA)、可变增益放大器(VGA)、带通或低通/抗混叠滤波器、和/或其它放大或滤波设备。在一些实施例中,AFE设备212可以被配置成在接收到触发信号时开始将模拟信号传递到ADC 214。在其它实施例中,AFE设备可以“自由运行”,从而将模拟信号连续传递到ADC。

[0229] 在一些实施例中,每个模拟-数字转换器214可以通常包括被配置成以某个一致的

预先确定的采样率采样所接收的模拟信号的任何设备。例如,在一些实施例中,模拟-数字转换器可以被配置成以25MHz记录随时间变化的模拟信号的数字样本,其是每秒2500万个样本或每40纳秒一个样本。因此,通过ADC采样的数据可以简单地包括数据点的列表,每一个可以在特定时刻与信号值相对应。在一些实施例中,ADC 214可以被配置成在接收到触发信号时开始对模拟信号进行数字采样。在其它实施例中,ADC设备可以“自由运行”,从而连续地采样所接收的模拟信号。

[0230] 在一些实施例中,原始数据存储器设备220可以包括任何合适的易失性或非易失性数字存储器存储设备。在一些实施例中,原始数据存储器220还可以包括用于通过有线或无线网络将原始数字超声数据传送到外部设备的通信电子装置。在这样的情况下,所传送的原始回波数据可以以任何所期望的格式存储在外部设备上。在其它实施例中,原始数据存储器220可以包括易失性存储器、非易失性存储器和通信电子装置的组合。

[0231] 在一些实施例中,原始数据存储器设备220可以包括暂态(易失性或非易失性)存储器部分和长期非易失性存储器部分。在这样的实施例的示例中,在其中波束成形器232可能无法快速操作足以以全速率容纳来自ADC 214的数据的情况下,暂态存储器可以用作ADC 214和波束成形器232之间的缓冲器。在一些实施例中,长期非易失性存储器设备可以被配置成从暂态存储器设备接收数据或直接从ADC 214接收数据。这样的长期存储器设备可以被配置成存储大量的原始回波数据用于随后处理、分析或传送到外部设备。

[0232] 在一些实施例中,波束成形块232和图像层组合块234可以各自包括被配置成执行指定处理(例如,如下文所描述的)的任何数字信号处理和/或计算组件。例如,在各种实施例中,波束成形232和图像层组合234可以由在单个GPU、多个GPU、一个或多个CPU、CPU和GPU的组合、单个或多个加速卡或模块、分布式处理系统、或成簇处理系统上运行的软件执行。可替代地,这些或其它处理可以由在FPGA(现场可编程门阵列)体系架构或一个或多个专用ASIC(专用集成电路)设备上运行的固件执行。

[0233] 在一些实施例中,视频处理器242可以包括可以被配置成将图像帧组装成视频流用于显示和/或存储的任何视频处理硬件、固件和软件组件。

[0234] 数据捕获&离线分析

[0235] 在各种实施例中,由从表观点源传送换能器传送的并且由一个或多个接收换能器元件阵列接收的ping产生的原始未波束成形的回波数据可以被捕获并且存储在原始数据存储器设备中用于后续检索和分析。除了这样的回波数据之外,附加数据也可以被存储和/或通过网络传送并且检索用于随后的图像生成和分析。这样的附加数据可以包括描述传送和接收换能器元件的位置的校准数据、以及描述与特定回波数据相关联的传送换能器的标识(或位置)的传送数据。

[0236] 在检索到这样的数据之后,临床医生可以使用该数据来以多种方式重建成像会话,同时进行可能没有在实时成像会话期间进行的调整。例如,可以生成并且依次示出一系列2D切片穿过3D体积的图像,以便模拟越过感兴趣区域的表面的2D换能器。在申请人于2013年8月20日提交的共同未决的美国专利申请13/971,689中描述了这样的方法的示例,其通过引用并入本文。

[0237] 被配置成用于对整个患者身体或患者身体的相当大的部分进行成像的探头的一些实施例可以包括大小用来覆盖患者身体的所期望的区域的基本部分的表观点源传送器

和接收元件的阵列。例如,探头的大小用来覆盖患者大致一半或更多的胸部。这样的探头的最大尺寸可能是约8cm至约10cm。

[0238] 可替代地,能够声穿透圆锥状体积(例如,正或负30度)的小得多探头可以放置在患者身体上,使得感兴趣器官可以被包括在圆锥体中。这样的探头可以被放置在多于一个位置中,以覆盖较大的感兴趣体积。

[0239] 尽管本发明已经在某些优选实施例和示例的背景中被公开,但是本领域技术人员应当理解,本发明超出具体公开的实施例,延及到本发明的其它备选实施例和/或用途及其明显的修改和等同物。对于本领域技术人员而言,在不脱离本发明的精神或范围的情况下,对上述实施例的各种修改将是非常清楚的,并且本文中所限定的一般原理可以应用于其它实施例。因此,本文所公开的本发明的范围不应该局限于上文所描述的具体公开的实施例,而是应该仅通过清楚地阅读所附权利要求进行确定。

[0240] 特别地,可以根据相关领域技术人员的水平范围来采用材料和制造技术。更进一步地,对单数项的引用包括了相同项的复数形式存在的可能性。如本文和所附的权利要求中所使用的,单数形式“一”、“和”、“所述”和“该”包括复数对象,除非上下文另有明确说明。还如本文中所使用的,除非明确说明,否则术语“或”包括所有所提出的替代品,并且意味着与常用短语“和/或”基本上相同。还应当注意,权利要求可能撰写成排除任何可选元件。这样,该声明旨在充当使用与权利要求元素的记载相关的诸如“单独”、“仅”等的排他性术语和使用“负”限制的先行基础。除非本文另有定义,否则本文中所使用的所有技术和科学术语具有如本发明所属的技术领域中普通技术人员通常所理解的相同含义。

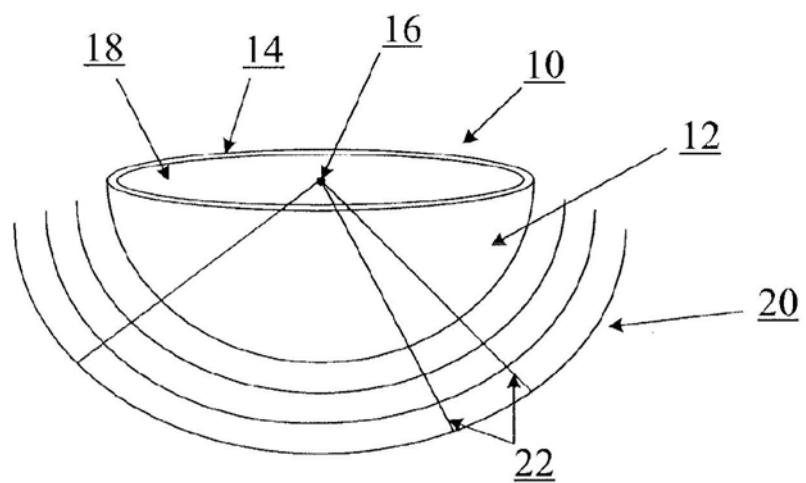


图1

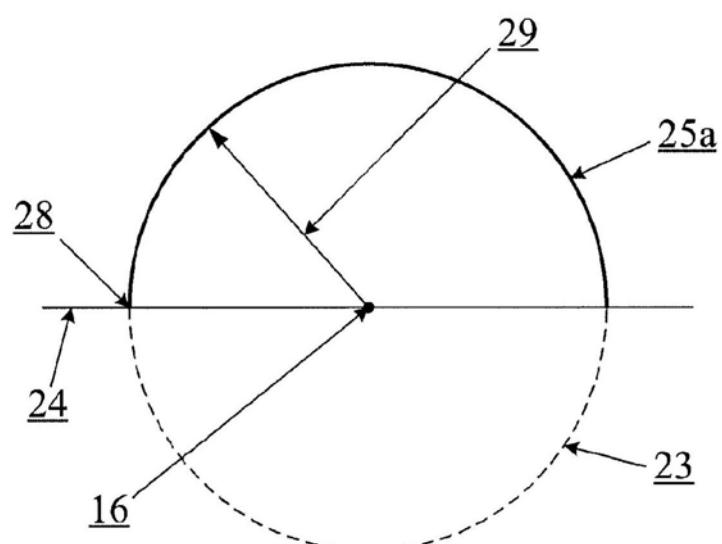


图2A

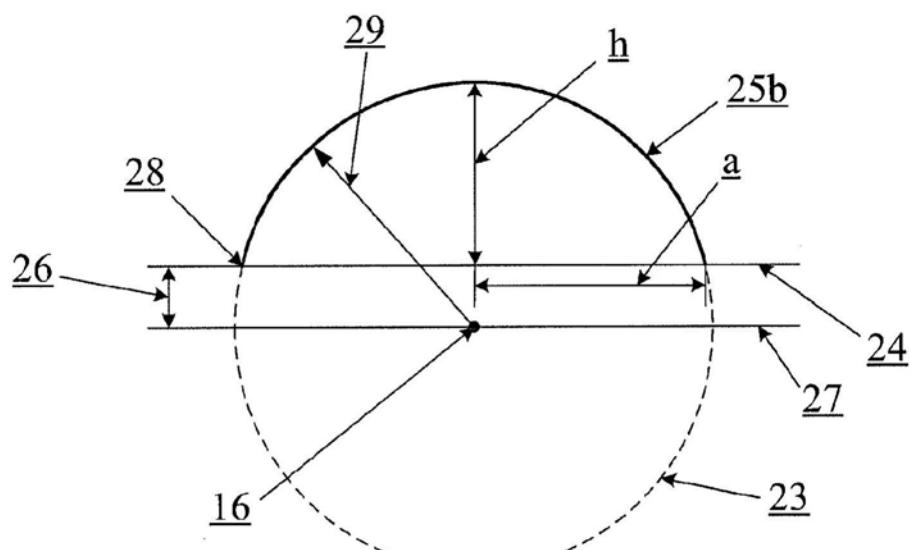


图2B

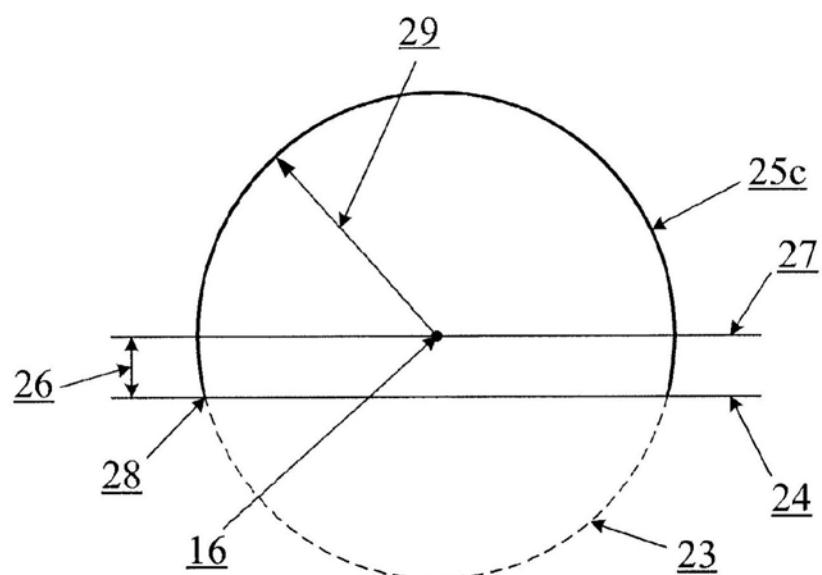


图2C

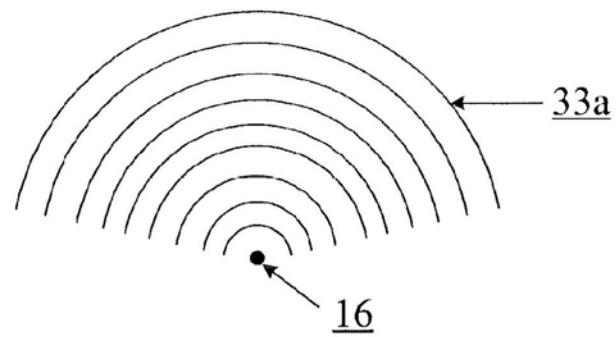


图3A

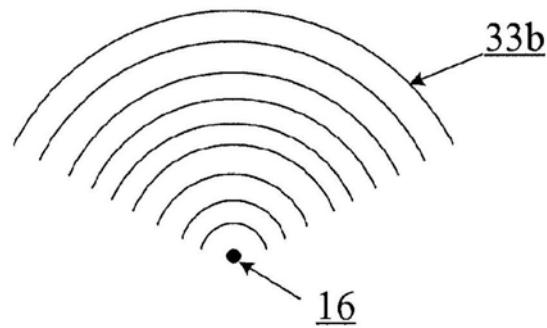


图3B

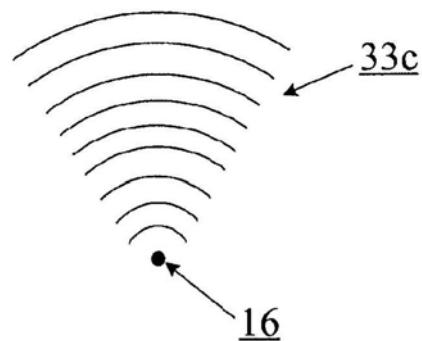


图3C

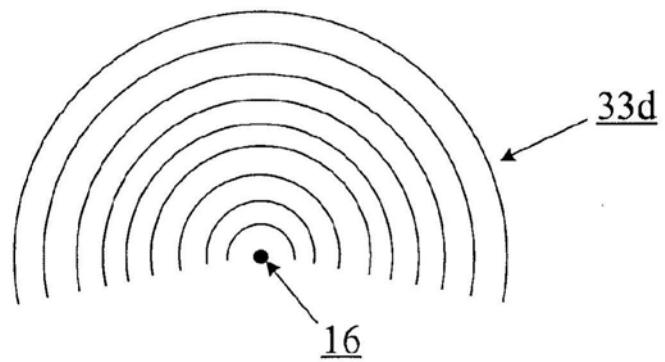


图3D

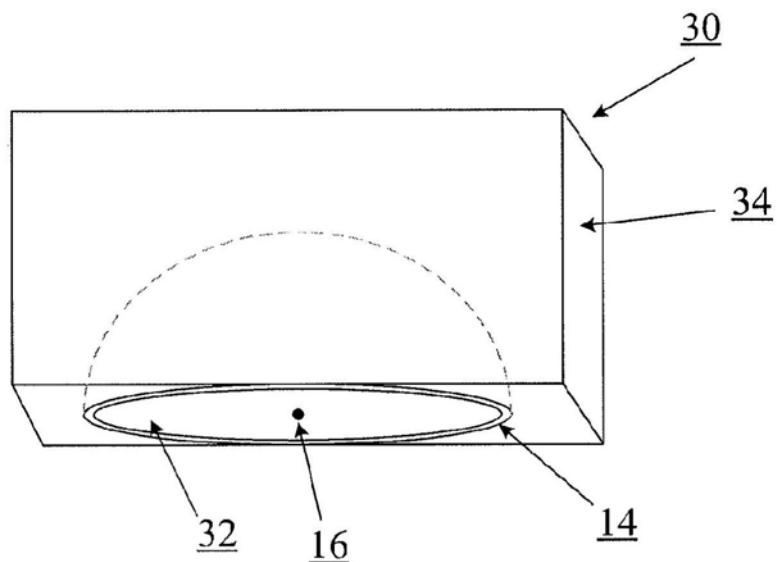


图4

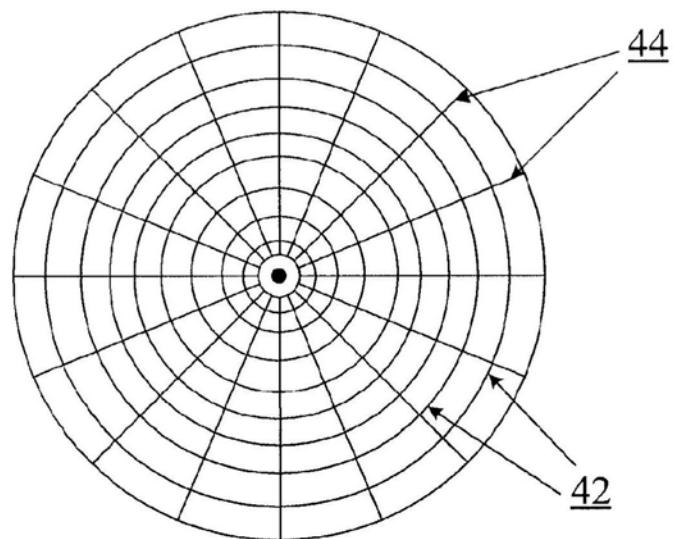


图5

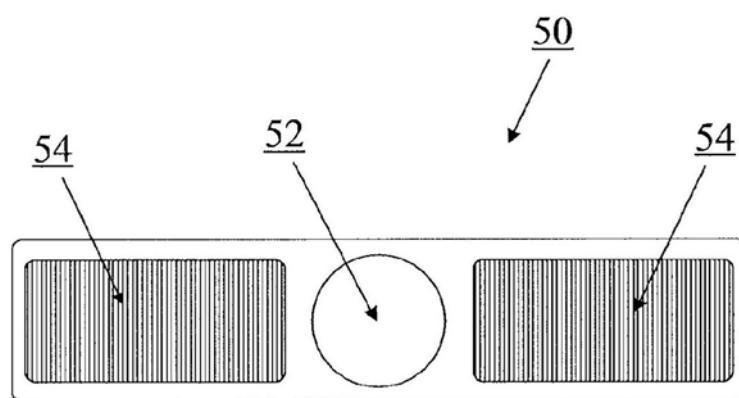


图6

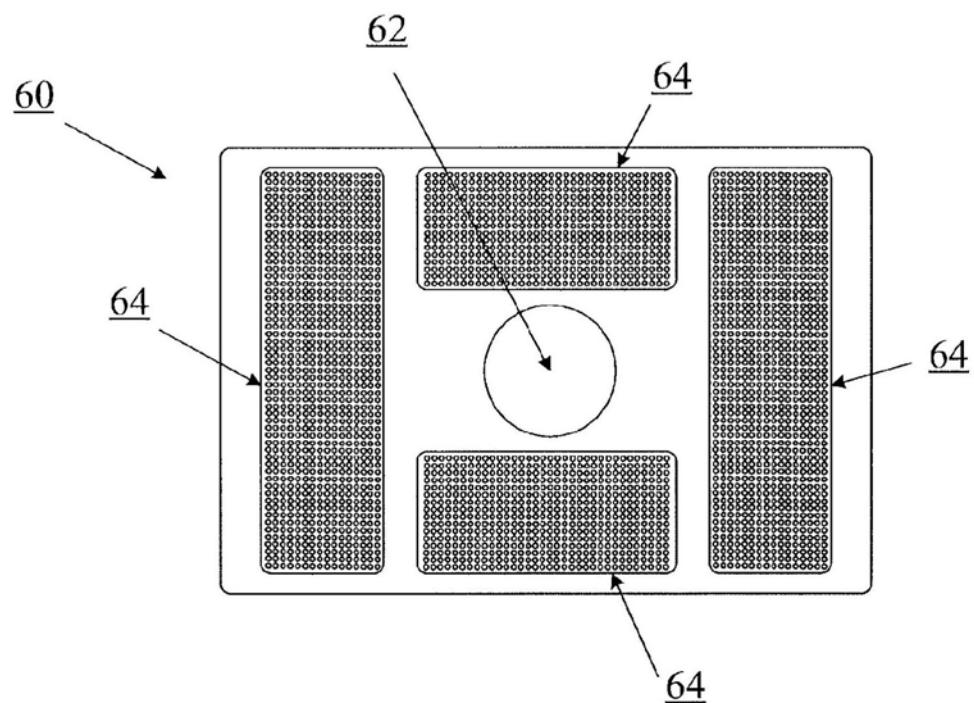


图7

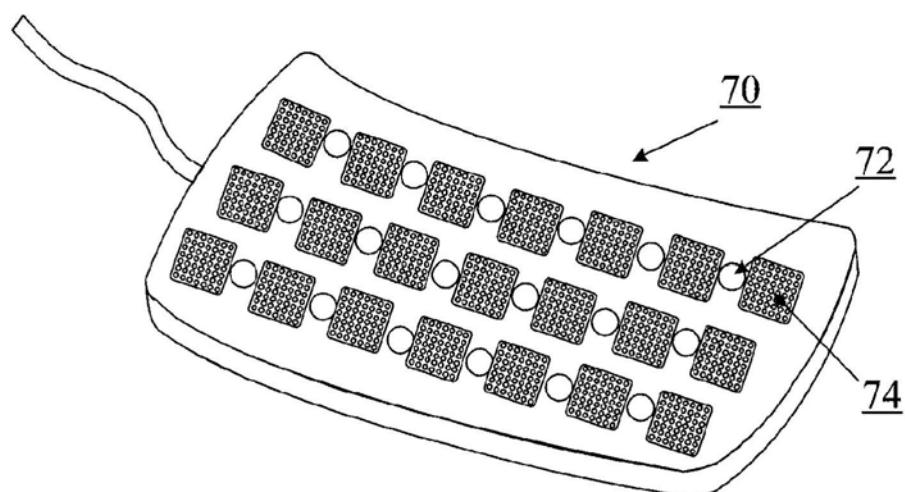


图8

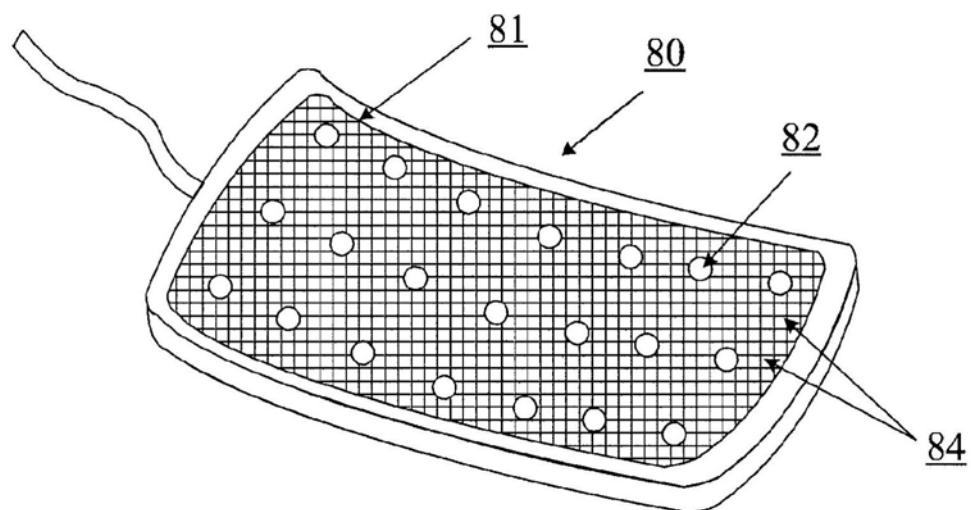


图9

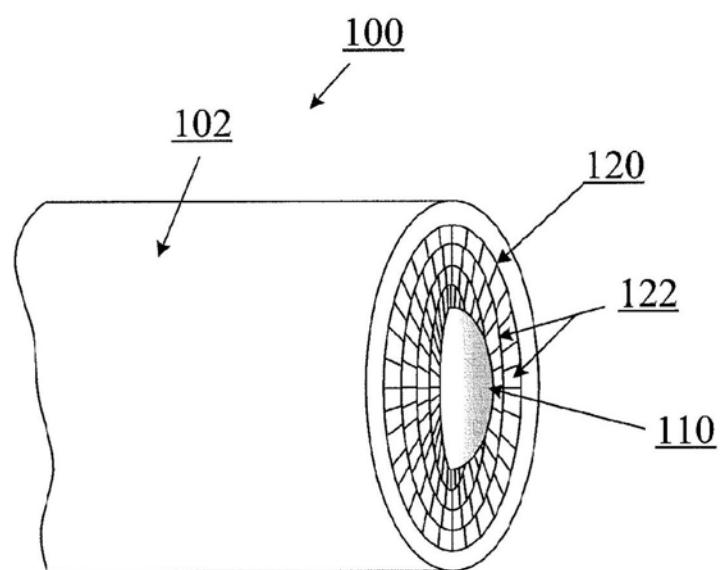


图10

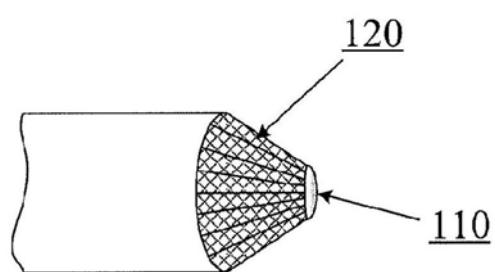


图10A

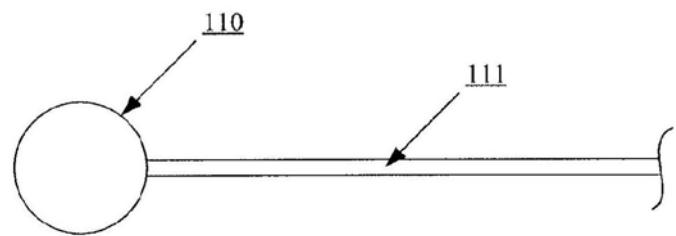


图10B

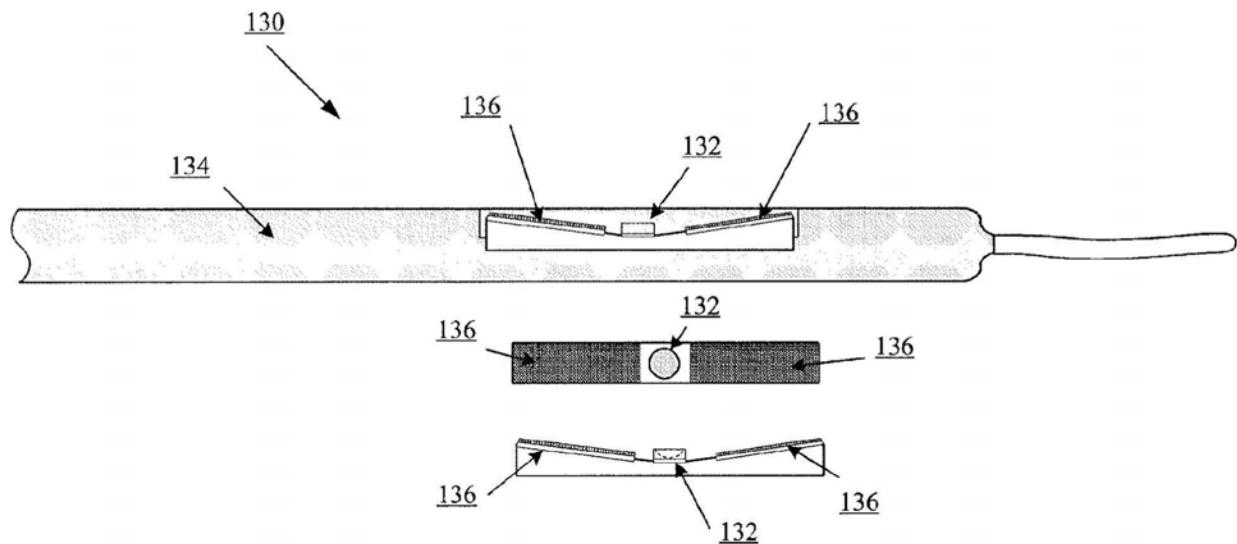


图11

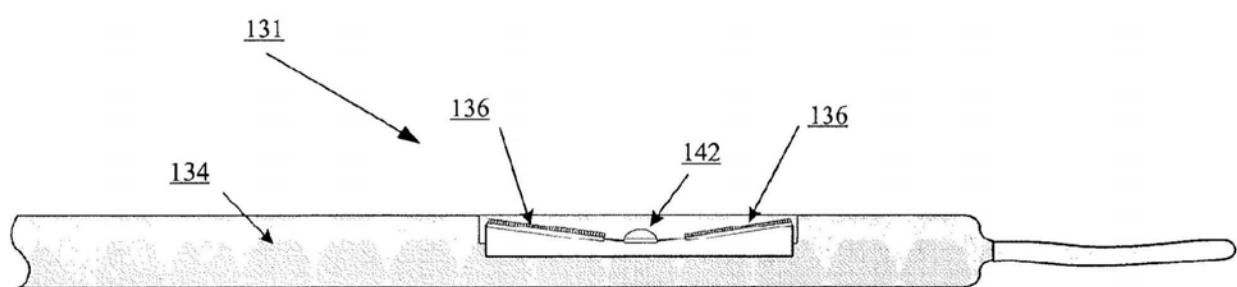


图11A

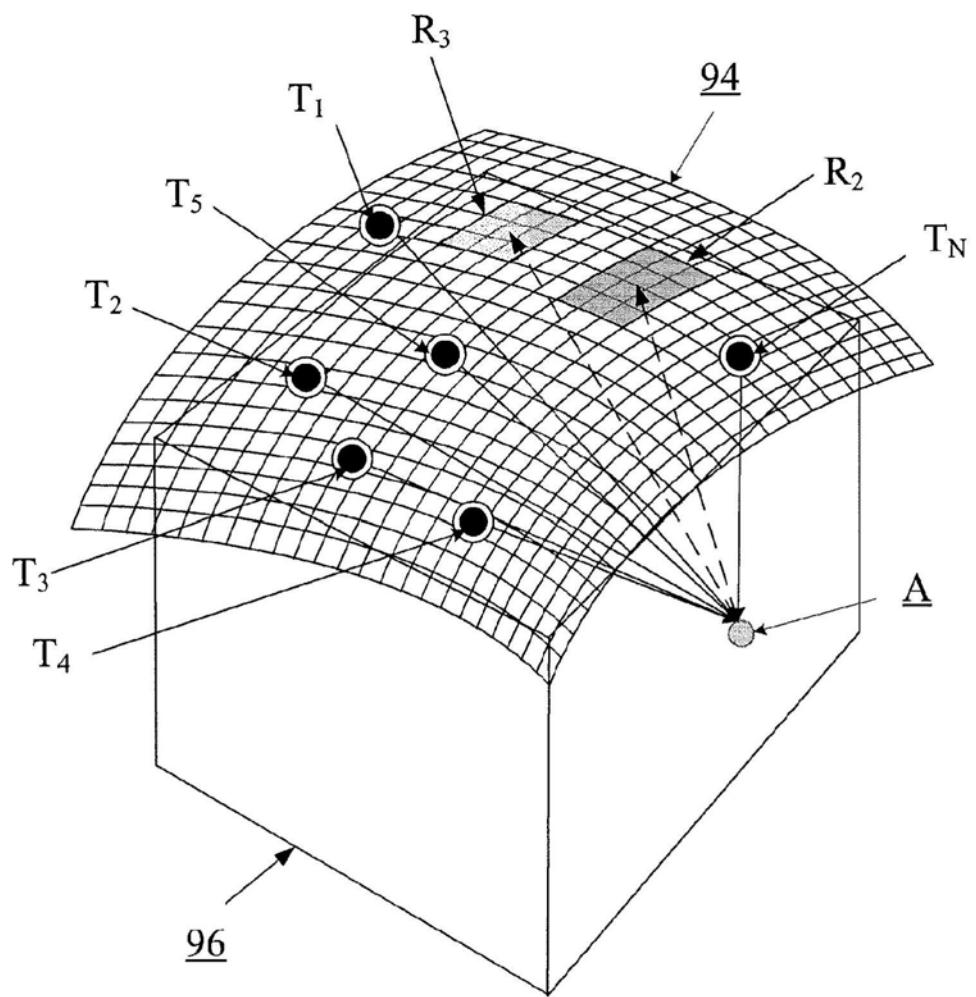


图12

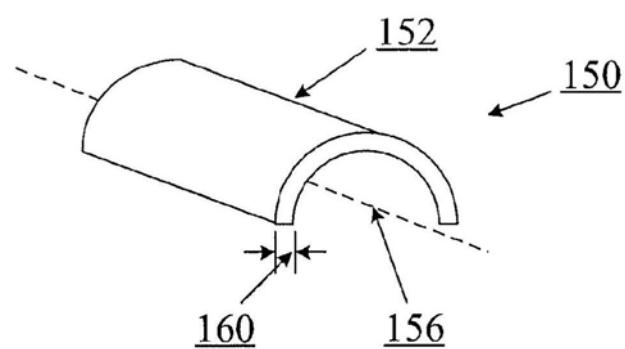


图13

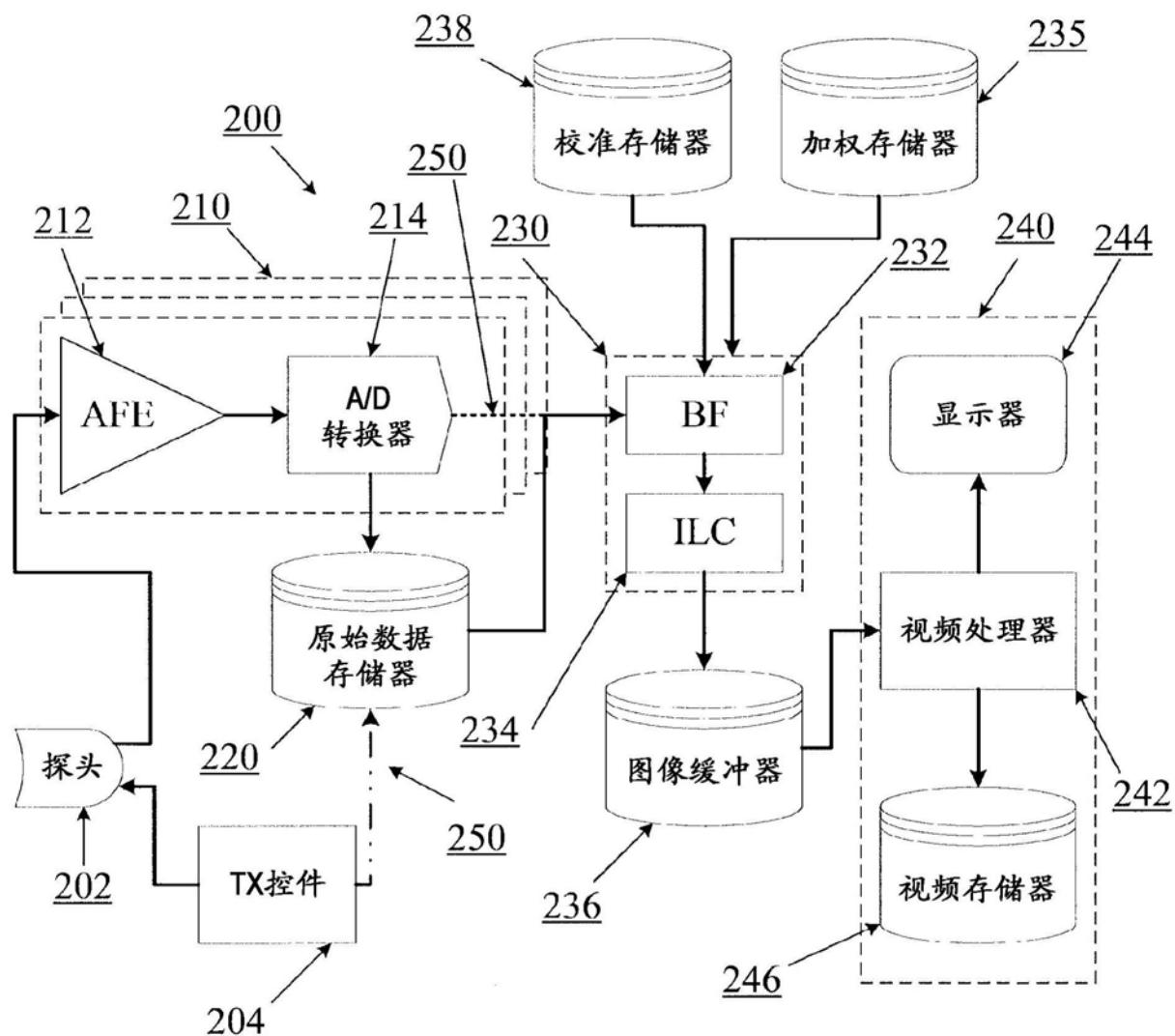


图14

专利名称(译)	使用表观点源传送换能器的超声成像		
公开(公告)号	<a href="#">CN105682561B</a>	公开(公告)日	2019-08-30
申请号	CN201480058730.5	申请日	2014-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
当前申请(专利权)人(译)	毛伊图像公司		
[标]发明人	DF施佩希特 JR卡尔		
发明人	D·F·施佩希特 J·R·卡尔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/5207 G01S7/52077 G01S7/52079 G01S15/8913 G01S15/8915 G01S15/8929 G01S15/8993 G01S15/8995 G01S15/8997		
代理人(译)	王茂华 潘聪		
优先权	61/877555 2013-09-13 US 14/279052 2014-05-15 US		
其他公开文献	CN105682561A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

表观点源传送换能器包括形状为球形截面的厚度基本上恒定的压电材料壳体。这样的换能器的大小使得单个表观点源传送换能器可以在待成像的介质中产生具有相当大的能量的超声波形。在基于三维ping的成像中使用这样的换能器可以比可能用常规换能器允许更深和更高质量的成像。

