



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113729764 A

(43) 申请公布日 2021.12.03

(21) 申请号 202110910419.0

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2017.01.27

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

(30) 优先权数据

A61B 8/14 (2006.01)

62/287,694 2016.01.27 US

B06B 1/06 (2006.01)

62/310,482 2016.03.18 US

G01S 7/52 (2006.01)

(62) 分案原申请数据

G01S 15/89 (2006.01)

201780016439.5 2017.01.27

(71) 申请人 毛伊图像公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·F·施佩希特 H·A·戴维斯

J·R·考尔 S·亚当 D·史密斯

E·戈科博亚

(74) 专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

代理人 苏娟 邢锦晖

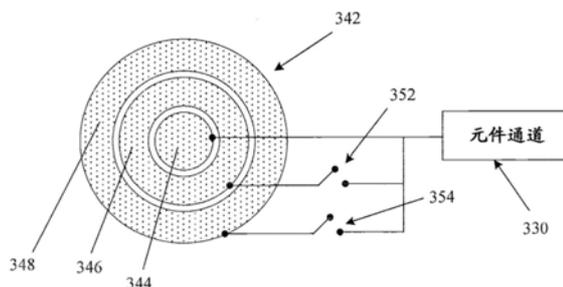
权利要求书1页 说明书35页 附图11页

(54) 发明名称

具有稀疏阵列探测器的超声成像

(57) 摘要

换能器元件的稀疏阵列可有益于提供具有宽总孔径并且包含可管理数量的换能器元件的超声换能器探头。利用基于点源脉冲 (ping) 的多孔径超声成像技术可以有效地利用由体压电材料或微元件阵列制造的稀疏阵列,以执行实时体积成像。



1. 一种超声换能器探头,包括:
超声换能微元件阵列,其中每个微元件具有小于500微米的直径;
第一组微元件,其电连接至第一信号导体;
第二组微元件,其电连接至第二信号导体,所述第二信号导体与所述第一信号导体电分离;
第三组微元件,其位于所述第一组微元件和所述第二组微元件之间,所述第三组微元件永久地与任意信号导体断开。
2. 根据权利要求1所述的换能器探头,其中,每个微元件具有介于25微米到200微米之间的直径。
3. 根据权利要求1所述的换能器探头,其中,所述第一组微元件的一些微元件的尺寸与所述第一组微元件的其他微元件的尺寸不同,其中,微元件的尺寸对应于其基本工作频率。
4. 根据权利要求1所述的换能器探头,其中,所述第一组微元件的微元件连接至第一接地导体,并且所述第二组微元件的微元件连接至第二接地导体,所述第二接地导体不电连接至所述第一接地导体。
5. 根据权利要求1所述的换能器探头,其中,所述第一组微元件包括比所述第二组微元件多的微元件。
6. 根据权利要求1所述的换能器探头,其中,所述第一组微元件共同地形成专用发射元件,并且所述第二组微元件共同地形成专用接收元件。
7. 根据权利要求1所述的换能器探头,进一步包括通过开关电连接至所述第一信号导体的第四组微元件,当所述开闭合合时,使得所述第四组微元件与所述第一组微元件形成组合元件。
8. 根据权利要求7所述的换能器探头,其中,所述第四组微元件的微元件共同地围绕所述第一组微元件的微元件。
9. 根据权利要求7所述的换能器探头,其中,所述第四组微元件邻近所述第一组微元件。
10. 根据权利要求9所述的换能器探头,其中,所述第四组微元件与所述第一组微元件邻接。

具有稀疏阵列探测器的超声成像

[0001] 本申请为于2017年1月27日申请的、申请号为 201780016439.5、发明名称为“具有稀疏阵列探测器的超声成像”的 发明专利申请的分案申请。

[0002] 相关申请的交叉引用

[0003] 本申请要求2016年1月27日申请的、申请号为62/287,694、发明名称为“Ultrasound Imaging Using Apparent Point-Source Transmit Transducer”的美国临时专利申请,以及2016年3月18日申请的、申请号为62/310,482、发明名称为“Real-Time Three-Dimensional Ultrasound Imaging”的美国临时专利申请的权利要求,两者均以其整体内容通过引用并入本文。

[0004] 援引加入

[0005] 本说明书中提到的所有出版物和专利申请都通过引用整体并入 本文,如同每个单独的出版物或专利申请都被明确地和单独地指出 通过引用并入一样。

技术领域

[0006] 本申请总体上涉及超声成像领域,尤其涉及使用超声换能器元 件的稀疏阵列的基于点源脉冲(ping-based)的超声成像。

背景技术

[0007] 在传统的基于扫描线的超声成像中,将聚焦的超声能量束发射 到待检查的身体组织中,检测并且绘制沿相同线返回的回声以沿扫 描线形成图像的一部分。可以通过重复这个过程并沿扫描平面内的 一系列扫描线组合图像部分而形成完整的图像。必须通过插值估算 连续扫描线之间的任何信息。

[0008] 通过组合来自多个相邻切片的图像(其中每个切片处于不同的 扫描平面中),扩展相同的过程以获得三维体积的超声图像。同样, 必须通过插值估算来自连续扫描平面之间任何空间的任何信息。因 为在捕获完整的2D(二维)切片之间经过了时间,所以获得移动物 体的3D(三维)图像数据可能显著受损。所谓的“4D”(四维)成 像系统(其中第四维度为时间)努力产生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固有的帧速率限制,其在试 图对移动物体进行4D成像时产生困难。

[0009] 由于这些和其他因素,现有的2D和3D超声成像系统和方法的一些局限性包括较差的时间和空间分辨率、成像深度、斑点噪声、较差的横向分辨率、模糊的组织与其他这类的问题。

[0010] 伴随多孔径成像的产生,已经在超声成像领域中进行了显著的 改进,其示例在上述引用的申请人的在先专利和申请中示出和描述。多孔径成像方法和系统允许从物理地与逻辑地分离的孔发射并接收 超声波信号。

发明内容

[0011] 本文的系统和方法的各种实施例提供了以足以捕获移动物体细 节的帧速率执行

高分辨率三维超声成像的能力。由于需要发射和接收许多扫描线以获得单个二维平面,因此将传统的基于扫描线的超声成像方法限制在相对慢的帧速率。由于需要对许多2D切片进行成像,因此扩展这种技术以从完整的3D体积获得成像数据将导致甚至更慢的帧速率。

[0012] 作为一个示例,假设需要从深度范围为5cm至15cm处的边长为10cm的组织立方体收集数据。如果从公共中心发射扫描线,则将要探究的形状将是截棱锥,而不是在近端区域和远端区域具有相当厚度的形状。可以在立方体的远端面上间隔2mm(或更小)的光束对组织进行采样。为了覆盖远端表面,需要至少 50×50 个定向光束或2500个定向脉冲。在大约2500脉冲/秒的最大脉冲速率的情况下(可能受到组织中声音的速度,预期的信号衰减和背景噪声水平的限制),可以在大约一秒钟内收集所有所需的数据。这种收集时间可能对非移动组织,例如骨骼、肝脏等是足够的,但不够快速足以捕捉动脉或例如肾脏尤其是心脏的器官,或移动的关节或肌肉中的运动。

[0013] 另一方面,利用基于点源脉冲的成像,在三维中基本均匀地传播的单个点源脉冲(ping)可以声穿透整个体积,并且动态波束成型(聚焦)可以识别回声返回的源。使用基于点源脉冲的成像技术,可能需要最少三个点源脉冲中来获得3D体积的数据,同时可能需要最少两个点源脉冲中来获得2D切片的数据。实际上,可以使用十到五十(或更多)个点源脉冲而实现预期的图像质量。例如,以每秒2500个点源脉冲的速率使用25个点源脉冲可能仅需要0.01秒,以获取整个10cm立方体组织的所有数据。对于该特定的示例,数据收集可能比基于扫描线的方法快100倍。

[0014] 使用基于点源脉冲的超声成像技术,可以显著增加2D和3D帧速率,以允许实时地成像3D体积。而且,通过应用多孔径成像技术(例如,通过多个空间地或物理地分离的声学窗口发射和接收超声波信号),相较于单孔径技术,可以显著改善这种实时3D图像的分辨率。

[0015] 基于点源脉冲的多孔径超声成像可以提供如上所述的非常强大的实时三维成像能力。可以通过使用具有总体尺寸远大于传统超声探头的换能器探头实现基于点源脉冲的多孔径超声成像的优点。例如,基于点源脉冲的多孔径超声成像可以有利地与具有超过 100cm^2 的有效成像表面的探头一起使用。传统上,探头中的超声元件尽可能靠近地隔开,通常地显著小于(并且通常不超过)所使用的超声频率的波长的一半。

[0016] 然而,在如此大的探头中使用传统的元件间的间距需要电缆太厚以至于电缆不可使用。尽管可以使用一些技巧以减少电缆中所需的单个导体的数量,但是更好的解决方案是增加元件之间允许的间距,从而减少阵列中元件的总数。具有传统基于扫描线的成像方法的稀疏阵列的使用承受实质性的复杂化、假象和低分辨率,因此通常不实用。基于对稀疏阵列基于扫描线的相控阵技术的使用的研究,可以期望具有基于点源脉冲的多孔径超声成像技术的稀疏阵列的使用承受相似的困难,但事实并非如此。事实上,稀疏阵列可以非常有效地用于如本文所描述的基于点源脉冲的多孔径超声成像技术。

[0017] 在一些实施例中,换能器元件的稀疏阵列可有益于提供具有宽总孔径并且包含可管理数量的换能器元件的超声探头。

[0018] 以下公开内容提供了超声探头结构的各种实施例,制造这种探头的方法,以及使用这种探头以执行高帧速率、高分辨率、实时2D、3D和4D超声成像的方法。

[0019] 提供一种超声换能器探头,包括超声换能微元件阵列,其中每个微元件均具有小于500微米的直径,第一组微元件电连接至第一信号导体,第二组微元件电连接至第二信号导体,第二信号导体与第一信号导体电分离,第三组微元件位于第一组和第二组之间,第三组微元件与任何信号导体永久断开。

[0020] 在一些实施方案中,每个微元件均具有在25微米至200微米之间的直径。

[0021] 在其他实施例中,第一组的一些微元件的尺寸与第一组的其他微元件的尺寸不同,其中微元件的尺寸对应于其基本工作频率。

[0022] 在一个实施例中,第一组的微元件连接至第一接地导体,第二组的微元件连接至第二接地导体,第二接地导体不电连接至第一接地导体。在另一个实施例中,第一组微元件包括比第二组更多的微元件。在一些实施例中,第一组微元件共同地形成专用发射元件,并且第二组微元件共同地形成专用接收元件。

[0023] 在一个实施例中,探头包括通过开关电连接至第一信号导体的第四组微元件,当开关闭合时,使得第四组与第一组形成组合元件。在一些实施例中,第四组的微元件共同地围绕第一组的微元件。在另一个实施例中,第四组微元件与第一组微元件相邻。在一个实施例中,第四组微元件与第一组微元件邻接。

[0024] 在一些实施例中,组合元件具有与单独的第一组不同的形状。在其他实施例中,组合元件具有与第一组的形状相同但尺寸不同的形状。

[0025] 还提供一种超声成像系统,包括换能器探头,其具有第一阵列段和通过开放空间的间隙与第一阵列段分开的第二阵列段,固定至至少一个结构外壳元件的第一与第二阵列段将第一和第二阵列相对于彼此刚性地保持在固定位置,以及成像控制系统,其包含指令以:将未聚焦的超声点源脉冲从接近点源的发射孔发射入待成像物体中,伴随在第一阵列段和第二阵列段上同时接收换能器元件,从直接位于间隙下方的反射器接收点源脉冲的回声,通过组合来自两个阵列段上的接收元件接收的回声的回声数据,产生间隙下方区域的体积图像。

[0026] 在一个实施例中,每个阵列段包括如前述任一实施例中的微元件阵列。

[0027] 还提供一种超声成像探头,包括超声换能器元件的稀疏阵列,其中少于50%的潜在元件的位置由有源换能器元件占据,该稀疏阵列具有指定为发射元件的多个第一元件和指定为接收元件的多个第二元件,并且其中不超过N个的接收元件与任意一个发射元件等距,其中N是1到100之间的整数。

[0028] 在一个实施例中,N为1、2、3、4或5。

[0029] 在另一个实施例中,相邻元件之间的间距为伪随机的距离。在其他实施例中,相邻元件之间的间距为基于非重复数字序列的非重复距离。

[0030] 在一个实施例中,发射元件与接收元件由大体积压电材料构成。

[0031] 在其他实施例中,每个发射元件与每个接收元件均由多个微元件构成。

[0032] 在一个实施例中,至少一个发射元件或至少一个接收元件由两个微元件子组构成。

[0033] 在其他实施例中,至少一个发射元件或至少一个接收元件包括以第一频率操作的多个第一微元件和以不同于第一频率的第二频率操作的多个第二微元件。

[0034] 在另外的实施例中,至少两个指定的发射元件配置成发射与发射元件的其余部

分不同的超声频率。

[0035] 在其他实施例中,相邻元件之间的间距是不规则的。

[0036] 提供另一种超声成像探头,包括超声换能器元件的稀疏阵列,其中相邻换能器元件间的间隔距离大于最大波长的一半,所述阵列的任意元件被配置为以所述最大波长操作,该稀疏阵列具有指定为发射元件的多个第一元件和指定为接收元件的多个第二元件。

[0037] 在一个实施例中,相邻元件之间的间距为伪随机距离。在其他实施例中,相邻元件之间的间距为基于非重复数字序列的非重复距离。

[0038] 在一个实施例中,发射元件与接收元件由大体积压电材料构成。

[0039] 在其他实施例中,每个发射元件与每个接收元件均由多个微元件构成。

[0040] 在一些实施例中,至少一个发射元件或至少一个接收元件由两个微元件子组构成。在另一个实施例中,至少一个发射元件或至少一个接收元件包括以第一频率操作的多个第一微元件和以不同于第一频率的第二频率操作的多个第二微元件。

[0041] 在另外的实施例中,至少两个指定的发射元件配置成发射与发射元件的其余部分不同的超声频率。

[0042] 在其他实施例中,相邻元件之间的间距是不规则的。

[0043] 还提供一种超声成像方法,包括在第一时间从接近点源的发射孔发射第一超声点源脉冲,以第一换能器元件在第一时间和第二时间之间接收第一超声点源脉冲的回声,第一换能器元件通过第一信号导体联接至第一接收通道,在第二时间闭合开关以将第二换能器元件连接到第一信号导体,第二换能器元件围绕第一换能器元件,以第一换能器元件及第二换能器元件在第二时间和第三时间之间接收第一超声点源脉冲的回声,并从而在第一时间和第三时间之间接收的回声产生图像并显示图像。

[0044] 在一些实施例中,第一换能器元件具有圆形形状,并且第二换能器元件具有与第一换能器元件同心的环形形状。

[0045] 在另外的实施例中,第一换能器元件包括电连接至第一信号导体的第一组微元件。在一些实施例中,第二换能器元件包括能够经由开关可电连接至第一信号导体的第二组微元件。

[0046] 在另一实施例中,在第一时间和第二时间之间接收的回声是近场回声。

[0047] 在一些实施例中,图像为体积图像。在另一个实施例中,图像为二维图像。

[0048] 提供一种超声成像方法,包括在第一时间从接近点源的发射孔发射第一超声点源脉冲,以第一换能器元件接收和存储第一超声点源脉冲的回声,第一换能器元件通过第一信号导体联接至第一接收通道,以围绕第一换能器元件的第二换能器元件接收和存储第一超声点源脉冲的回声,第二换能器元件通过第二信号导体联接至第二接收通道,在第一时间和第三时间之间检索由第一元件接收的第一回声,在第二时间和第三时间之间检索由第二元件接收的第二回声,第二时间发生在第一时间和第三时间之间,将第二时间和第三时间之间接收的第一回声与第二回声组合,并从组合的回声产生图像并显示图像。

[0049] 在一些实施例中,第一换能器元件具有圆形形状,并且第二换能器元件具有与第一换能器元件同心的环形形状。

[0050] 在其他实施例中,第一换能器元件包括电连接至第一信号导体的第一组微元件。

[0051] 在一个实施例中,第二换能器元件包括经由开关可电连接至第一信号导体的第二组微元件。

[0052] 在另一实施例中,在第一时间和第二时间之间接收的回声为近场回声。

[0053] 在一些实施例中,图像为体积图像。在另一个实施例中,图像为二维图像。

[0054] 还提供一种超声成像方法,包括在第一时间从接近点源的发射孔发射第一超声点源脉冲,以第一换能器元件在第一时间和第二时间之间接收第一超声点源脉冲的回声,第一换能器元件通过第一信号导体联接至第一接收通道,打开第一换能器元件和第一信号导体之间的开关,并同时闭合第二换能器元件和信号导体之间的开关,第二换能器元件大于第一换能器元件,以第二换能器元件在第二时间和第三时间之间接收第一超声点源脉冲的回声,并且在第一时间和第三时间之间从由第一换能器元件和第二换能器元件两者接收的回声产生图像并显示图像。

[0055] 在一个实施例中,打开第一换能器元件和第一信号导体之间的开关,并同时闭合第二换能器元件和信号导体之间的开关包括操作单个开关。

[0056] 在一个实施例中,图像为体积图像。在另一个实施例中,图像为二维图像。

[0057] 还提供一种超声成像方法,包括在第一时间从接近点源的发射孔发射第一超声点源脉冲,以第一换能器元件接收和存储第一超声点源脉冲的回声,第一换能器元件通过第一信号导体联接至第一接收通道,以大于第一换能器元件的第二换能器元件接收和存储第一超声点源脉冲的回声,第二换能器元件通过第二信号导体联接至第二接收通道,在第一时间和第二时间之间检索由第一换能器元件接收的第一回声,在第二时间和第三时间之间检索由第二换能器元件接收的第二回声,第二时间发生在第一时间和第三时间之间,从第一回声和第二回声产生图像并显示图像。

[0058] 在一个实施例中,图像为体积图像。在另一个实施例中,图像为二维图像。

[0059] 提供一种超声成像方法,包括将未聚焦的超声点源脉冲从接近点源的发射器发射至待成像物体,在第一接收元件和第二接收元件处接收点源脉冲的回声,其中第一接收和第二接收元件之间的线限定轴线,检索限定第一接收元件和第二接收元件相对于公共坐标系的位置的位置数据,识别对应于在第一元件处接收的第一反射器的第一回声样本,以及识别对应于在第二元件处接收的相同的第一反射器的第二回声样本,确定在第一接收元件处接收到第一样本回声的第一到达时间,确定在第二接收元件处接收到第二样本回声的第二到达时间,将第一到达时间和第二到达时间进行比较,以确定哪一个回声样本对应于首先接收的第一反射器,基于到达时间的比较确定第一元件最接近第一反射器,为第一回声样本分配比第二回声样本更大的权重,从加权的第一回声样本和加权的第二回声样本产生反射器的图像并显示图像。

[0060] 在一些实施例中,该方法进一步包括为第二回声样本分配比由第三元件接收的第三回声样本更大的权重,该第三元件沿轴线离第一元件比离第二元件更远,并从加权的第一回声样本、加权的第二回声样本和加权的第三回声样本产生发射器的图像。

[0061] 在一个实施例中,第一到达时间是基于存储的回声数据中的显式定时信息。

[0062] 在另一实施例中,第一到达时间是基于存储的回声数据中的隐式定时信息。

[0063] 还提供一种超声成像系统,包括超声换能器元件阵列,阵列中的第一换能器元件具有长轴线和短轴线,其中第一换能器元件响应于从成像物体的第一区域接收的超声信

号产生第一相位特征,并且 响应于从成像物体的第二区域接收的超声信号产生第二相位特征, 成像系统配置成从接近点源的至少一个发射孔将超声信号发射到物 体中,并接收由第一换能器元件响应于从至少一个发射孔发射的信 号的回声而产生的信号,其中成像系统进一步配置成基于由响应于 由第一换能器元件接收的发生器的回声的第一换能器元 件产生的相 位特征确定给定的反射器是否位于第一区域或第二区域中,并且其 中成像系统进一步配置成基于位于第一区域或第二区域中的反射器 的确定而将权重应用于由阵列 中的其他接收元件接收的反射器的回 声,并且基于加权的回声产生图像。

[0064] 在一些实施例中,第一区域和第二区域为象限,并且其中第一 换能器元件进一步 响应于从成像物体的第三象限接收的超声信号产 生第三相位特征,并且响应于从成像物 体的第四象限接收的超声信 号产生第四相位特征,并且其中第一象限和第二象限对应于 邻近短 轴线的相对端的物体的区域,并且第三象限和第四象限对应于邻近 长轴线的相对 端的物体的区域。

附图说明

[0065] 在权利要求中具体阐述了本发明的新颖特征。通过参考示出了 利用了本发明的 原理的说明性实施例的如下具体实施方式可以更好 地理解本发明的特征和优点,附图中:

[0066] 图1为示例了由微元件构成的超声换能器元件的稀疏阵列的示 意图。

[0067] 图2为示例了由微元件构成的超声换能器元件的稀疏阵列的示 意图,其中,在所 确定的元件之间没有微元件。

[0068] 图3为示例了由正方形代表的超声换能器元件的矩形稀疏阵列 布置的示意图。

[0069] 图4为示例了超声换能器元件的矩形稀疏阵列布置的示意图。

[0070] 图5为示例了超声换能器元件的椭圆稀疏阵列布置的示意图。

[0071] 图6为示例了超声换能器元件的圆形稀疏阵列布置的示意图。

[0072] 图7为示例了超声换能器元件的凹的或凸的三维表面稀疏阵列 布置的示意图。

[0073] 图8为规则间隔的发射和接收换能器元件的稀疏阵列的示例的 平面图。

[0074] 图9为示例了由多个不同尺寸的微元件构成的示例性多频发射 换能器元件的示 意图。

[0075] 图10A为可用于将一组同心接收元件连接至接收子系统的分开 的接收通道的电 路的实施例的示意图。

[0076] 图10B为可用于将一组同心接收元件连接至接收子系统的接收 通道的电路的实 施例的示意图。

[0077] 图11A为可用于将一组不同尺寸的圆形接收元件连接至接收子 系统的分开的接 收通道的电路的实施例的示意图。

[0078] 图11B为可用于将一组不同尺寸的圆形接收元件连接至接收子 系统的单个的接 收通道的电路的实施例的示意图。

[0079] 图12为示例了多个网格图案的接收换能器元件的示意图,示出 了用于确定估算 的反射器位置的轴线。

[0080] 图13为示例了具有长轴线和短轴线的不对称接收换能器元件的 示意图。

[0081] 图14为示例了由至少部分基于对发射元件的接近度分组成重叠 接收孔的接收元

件围绕的超声发射元件的群集结构的示意图。

[0082] 图15为具有中心开口的圆形超声成像探头的示意图。

[0083] 图16A为示出了具有由间隙分开并连接至桥柄的两个探头段的 超声成像探头的俯视图的示意图。

[0084] 图16B为示出了具有由间隙分开并连接至桥柄的两个探头段的 超声成像探头的仰视图的示意图。

[0085] 图17为示例了多孔径成像系统的实施例中的示例部件的示意框 图。

具体实施方式

[0086] 将参考附图详细说明各种实施例。对特定示例和实施方式的参 考是为了说明性目的,并且并不旨在限制本发明或权利要求的范围。

[0087] 本公开提供了用于通过使用各种结构的稀疏阵列改善实时二维 和三维超声成像质量的系统和方法,包括其中每个“元件”由多个 设置成彼此协同操作的微元件构成的阵列。

[0088] 尽管本文参考各种解剖结构的超声成像说明了各种实施例,但 应当理解的是,本文示出和说明的许多方法和装置还可以用于其他 应用,例如成像和评估非解剖结构和物体。例如,本文的各种实施 例可以应用于非破坏性测试应用,例如评估诸如焊接物、压力容器、管道、结构元件、梁等各种结构的质量、完整性、尺寸或其他特性。该系统和方法还可以用于成像和/或测试一系列材料,包括人体或动 物组织,诸如铁、钢、铝或钛这样的固体金属,各种合金或复合材 料等。

[0089] 关键术语介绍

[0090] 以下段落为本文中经常使用的一些术语提供了有用的定义。其 他术语也可以在使用时定义。

[0091] 如本文所使用的,术语“超声换能器”和“换能器”可以具有 超声成像技术领域的技术人员所理解的其普通含义,并且可以不限 于指能够将电信号转换为超声信号,和/或反之亦然任何单个部件。例如,在一些实施例中,超声换能器可以包括压电装置。在其他 实 施例中,超声换能器可以包括电容式微机械加工超声换能器 (CMUT),由例如压电材料、铁质材料、铁电材料、热电材料、电 致伸缩材料或任何其他换能材料的电活性材料构成的其他微机械加 工换能器或能够将超声波转换为电信号和从电信号转换超声波的设 备。

[0092] 传感器通常配置成多个单独的换能器元件的阵列。如本文所用, 术语“换能器阵列”或“阵列”通常是指附接至公共支撑结构的换 能器元件的集合。阵列通常(虽然不一定)包括安装至公共背板或 基板的多个换能器元件。这些阵列可以具有一维(1D)、二维(2D)、 1.X维(1.XD)或三维(3D),如这些术语在本文其他地方使用和/ 或如本领域中通常理解的那样。也可以使用本领域技术人员理解的 其他尺寸的阵列。也可以使用环形阵列,例如同心圆阵列和椭圆阵 列。在一些情况下,换能器阵列可以包括不规则间隔的换能器元件, 稀疏定位的换能器元件(也称为稀疏阵列),随机间隔的换能器元 件,或换能器元件的任何其他几何或随机布置。阵列的元件不需要 是邻接的,并且可以通过非换能材料或空白空间分开。

[0093] 换能器阵列的元件可以是阵列的最小离散功能部件。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机械加工部分。作为另一示例,在由多个微元件(例如,微机械加工元件、微圆顶元件或其他微尺寸元件)构成的阵列中,一组微元件可以电联接,以便作为单个功能元件共同操作。在这种情况下,一组共同操作的微元件可以称为单个“元件”。

[0094] 如本文所使用的,术语“发射元件”和“接收元件”可以具有超声成像技术领域的人员所理解的其普通含义。术语“发射元件”可以不限于指超声换能器元件,其至少瞬时执行发射功能,其中将电信号转换成超声信号。相似地,术语“接收元件”可以不限于指超声换能器元件,其至少瞬时执行接收功能,其中将撞击在元件上的超声信号转换成电信号。

[0095] 在通过发射“基于点源脉冲”或“点源发射”的超声信号执行成像的情况下,术语“发射元件”可以指单个元件或者一起操作以形成所需的波形传输的多个元件。例如,可以同时激活多个换能器元件,或者以选择的延迟在感兴趣的区域中产生圆形或球形波形。当一起操作以形成这样的波形时,这些多个换能器可以具有为发射的波形的视点源的共同的声学中心。换句话说,如果由一个或多个发射元件产生的未聚焦的球形波形看起来源自点源,则一个或多个发射元件可以接近点源发射器。

[0096] 发射的超声信号可以沿特定方向聚焦,或者可以是未聚焦的,沿所有方向或宽范围的方向发射。超声波传输进入介质中在本文中也可称为“声穿透”。反射超声波的物体或结构可称为“反射器”或“散射体”。

[0097] 如本文所使用的,称为换能器元件的“位置”或“定位”的术语是指元件所展示的声学中心位置。在一些情况下,元件的声学中心位置可以与元件、元件组或微元件组的机械或几何中心精确地重合。然而,在许多情况下,由于诸如制造不规则、损坏、不规则元件几何形状或其他因素的各种因素,元件的声学中心位置可能与元件的机械或几何中心不同。元件的声学中心位置可以使用例如那些在公开号为2014/0043933、发明名称为“多孔径超声探头的标定”的美国专利申请,专利号为9,282,945、发明名称为“超声探头的标定”的美国专利中说明的各种标定技术或其他方法确定。

[0098] 如本文所使用的,术语“孔”可以指单个换能器元件或通过成像控制电子设备作为公共组共同管理的一组换能器元件。例如,在一些实施例中,孔可以是与相邻孔的元件物理地分离并且不同的一组元件。然而,相邻的孔不一定必须是物理地分开的或不同的。相反,单个孔可以包括两个或更多个物理地分开的或不同的换能器阵列的元件或彼此间隔任意距离或不同距离的元件。在一些情况下,两个或更多个元件不需要彼此相邻以彼此包括在公共的孔中。例如,不同的换能器元件组(例如,“左孔”)可以由左阵列加上物理地不同的中心阵列的左半部分构成,而“右孔”可以由右阵列加上物理地不同的中心阵列的右半部分构成。

[0099] 如本文所使用的,术语“接收孔”、“声穿透孔”和/或“发射孔”在本文中用于表示作为一个组执行所需的发射或接收功能的单个元件、阵列内的一组元件或甚至整个阵列。在一些实施例中,这种发射和接收孔可以创建为具有专用功能的物理地分离的部件。在其他实施例中,可以根据需要电子地动态地定义任何数量的发射和/或接收孔。在其他实施例中,多孔径超声成像系统可以使用专用功能和动态功能孔的组合。在一些情况下,可以在两个或更多个点源脉冲周期期间(如以下定义的)将元件分配至不同的孔。

[0100] 如本文所使用的,术语“点源脉冲周期”指的是这样一个周期:其从源自接近点源的发射孔的点源脉冲的传输开始,在已经由接收换能器元件接收所发射的点源脉冲的所有可用的(或所有所需的)回声时结束。在许多情况下,点源脉冲周期可能是不同的并且由一些时间周期分开。在其他情况下,点源脉冲周期可能会及时彼此重叠。也就是说,在第N个点源脉冲周期完成之前(即,在接收到第N个点源脉冲的所有回声之前),可以开始第N+1个点源脉冲周期(通过点源脉冲的传输)。

[0101] 在各种实施例中,可以从一个或多个发射的点源脉冲的回声产生单个“图像”或“图像帧”。因此,“成像周期”或“图像周期”可以指的是从有助于图像的第一点源脉冲的传输开始,并且可以在收到有助于相同图像的最终点源脉冲的回声结束的周期。在各种实施例中,单个成像周期可以包括一个、两个、三个、四个、五个或更多个点源脉冲周期。

[0102] 如本文所使用的,术语“总孔径”是指探头中所有成像孔径的总尺寸。换句话说,术语“总孔径”可以指由用于特定成像周期的发射和/或接收元件的任意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,总孔径可以由任何数量的指定为特定周期的发送或接收孔的子孔径构成。在单孔径成像布置的情况下,总孔径、子孔径、发射孔和接收孔可以都具有相同的尺寸。在多孔径成像布置的情况下,总孔径的尺寸可以包括所有发送和接收孔的尺寸加上孔之间的任何空间的总和。

[0103] 在一些实施例中,两个孔可以在连续阵列上彼此相邻地定位。在其他实施例中,两个孔可以在连续阵列上彼此重叠,以使得至少一个元件用作两个分离的孔的一部分。可以以特定应用所需的任何方式动态地限定的元件的位置、功能、数量和孔的物理尺寸。

[0104] 本文说明的元件和阵列也可以是多功能的。也就是说,在一种情况下将换能器元件或阵列指定为发射器并不排除在下一情况下立即重新指定为接收器。而且,本文的控制系统的实施例包括基于用户输入,预设扫描或分辨率标准或其他自动确定的标准电子地作出这种指定的能力。

[0105] 如本文所使用的,成像系统的“可成像场”是可以由成像系统实际成像的成像物体或物质的任何区域或体积。对于如本文所说明的基于点源脉冲的成像系统,术语“可成像场”可以与术语“声穿透区域”同义。术语“感兴趣区域”可以指可成像场中的二维或三维区域。可成像场相对于探头的范围可以通过物理限制而施加(例如,基于信噪比或衰减速率),或者可以通过逻辑限制而选择(例如,基于所需的感兴趣区域)。

[0106] 如本文所使用的,术语“像素”是指成像系统的可成像场内的二维空间的区域。术语“像素”不旨在限于显示设备的像素,并且可以表示比显示像素更大或更小的真实世界尺度物体的区域。“像素”可以表示任何真实世界尺寸的可成像场的区域,并且在一些情况下可以表示小于成像系统的任意可解析物体的区域。像素可以是但不一定必须是正方形或矩形,并且可以具有允许可成像场的连续二维表示的任何形状。在一些情况下,可以不显示表示像素的数据,但是仍然可以将其作为一个单元处理并称为“像素”。

[0107] 如本文所使用的,术语“体素”是指成像系统的可成像场内的三维空间的区域。术语“体素”不旨在限于二维或三维显示设备的任何特定部分,并且可以表示比显示体素更大或更小的真实世界尺度物体的区域。“体素”可以表示任何真实世界尺寸的可成像场的三维区域,并且在一些情况下可以表示小于成像系统的任意可解析物体的区域。体素可以是但不一定必须是三维正方形或矩形棱柱。体素可以具有允许可成像场的连续三维表示

的任何形状。在一些情况下,可以不显示表示体素的数据,但是仍然可以将其作为一个单元处理并称为“体素”。

[0108] 如本文所使用的,术语“像素定位”和“体素定位”(或“位置”)是指由坐标系可识别的可成像场中的定位,该坐标系可以是笛卡尔坐标系或任意其他坐标系。除非另有说明,否则对像素或体素的定位的引用通常指的是像素或体素的中心点(例如质心、圆心等)。

[0109] 如本文所使用的,可将像素描述为“相交”体素。可以使用任何所需的约定将二维像素定义为与三维体素相交。例如,对于正方形像素和立方体素,与体素相交的像素可以是体素的正方形面或穿过体素的任何其他正方形或矩形。如果用于像素的坐标系与用于体素的坐标系不同,则一个像素可以与多个体素相交。

[0110] 如本文所使用的,术语“回声”是指超声波阵面或者到达接收换能器元件的超声波阵面的模拟或数字表示。因为本文说明的成像方法允许极宽范围的探头结构,所以到达接收换能器元件的一些超声信号可以起源于成像物体的相对侧上的发射换能器元件。这种波阵面也旨在包括在“回声”的定义内,即使这种波阵面也可以描述为“发射”或“偏转”。

[0111] 如本文所使用的,术语“反射器”和“散射体”指的是成像的物理物体的物理部分。当受到波阵面的撞击时,反射器和散射体将倾向于沿通常由物理学指示的方向再辐射波阵面。这些术语不旨在限制发射器、散射体和反射器的相对几何形状或位置。

[0112] 如本文所使用的,动词术语“反射”和“散射”是指散射体在传播的超声波阵面上的作用。在某些情况下,散射体仅稍微偏转的波阵面(例如,形成组合的发射元件/散射体/接收元件角度接近 180°)仍可描述为已由该散射体(或“反射器”)“反射”。

[0113] 如本文所使用的,术语“样本”指的是物理易失性或非易失性存储介质中的数字数据元件。除非上下文另有说明,否则本文描述的“样本”通常是指表示接收的超声波波形的离散部分的数据元件。由响应于接收的超声波阵面振动的换能器元件产生的时变电信号可以以采样率量化和数字采样,以便产生表示接收的时变电信号的一系列数值。那些值可以称为“样本”。在一些情况下,“样本”可以包括两个数字存储的样本值之间的内插值。

[0114] 如果以已知采样率(通常是、但不一定是一致的采样率)进行数字采样,则每个样本的位置(例如,如通过存储器设备中的位置或值序列中的位置测量)可以是与负责每个样本值的波阵面段的到达时间直接相关。

[0115] 如本文所使用的,术语“波束形成”是指基于样本值(直接存储的或内插的)、负责样本值的发射元件的已知的声学中心位置,以及负责样本值的接收元件的已知的声学中心位置确定像素或体素的值的过程。在本文其他地方进一步详细描述波束形成。

[0116] 如本文所使用的,术语“图像”(作为名词)是指物理物体或存储在物理存储介质上的一系列非暂时性的数值的人类可见的图形表示,其可以由软件和/或图像处理器解释,以产生这样的图形表示。如本文所使用的,术语“图像”不一定意味着任何特定程度的质量或人类可读性。“图像”可以指二维表示(例如,在一些情况下的横截面)或物体的三维体积表示。因此,“体积图像”可以包括三维点云的可见表示或表示三维点云的数字数据。如本文所使用的,术语“图像”和“成像”(动词形式)指的是产生图像的过程。

[0117] 点源传输超声成像介绍

[0118] 在各种实施例中,点源传输超声成像,或者称为基于点源脉冲的超声成像,其提供优于传统的基于扫描线的成像的若干优点。点源传输的空间特性与“相控阵传输”不同,“相控阵传输”沿特定方向聚焦来自沿定向扫描线的换能器元件阵列的能量。可以发射点源脉冲(本文也称为“点源脉冲”)以便产生二维圆形波阵面或三维球面波阵面,从而在感兴趣的二维或三维区域中声穿透尽可能宽的区域。来自感兴趣区域中的散射体的回声可以返回至接收孔的所有元件(或者所有那些未被障碍物阻挡的元件阻止回声的传输)。可以将那些接收到的回声信号过滤、放大、数字化并存储在短期或长期存储器中(根据特定系统的需要或性能)。

[0119] 然后,可以通过确定负责接收的回声样本的反射器的位置从接收的回声重建图像。负责数字回声样本的每个反射器的位置可以基于接收的回声样本(可以基于样本位置和已知的采样率推断)相对于发射点源脉冲时的已知时间的到达时间、负责回声样本的发射元件的声学位置、以及负责回声样本的接收元件的声学位置而计算。这种确定反射器位置的过程在本文中通常称为波束形成。

[0120] 波束形成可以通过基于软件、基于固件或基于硬件的动态波束形成技术而执行,其中可以连续地改变波束形成器的焦点,以聚焦在对应于反射器位置的特定像素位置处。这种波束形成器可用于绘制从点源点源脉冲接收的回声的位置。在一些实施例中,这种动态波束形成器可以基于从发射器至各个接收换能器元件的信号的往返行程时间来绘制每个回声信号的轨迹。

[0121] 在二维成像情况下,对于由发射换能器元件和接收换能器元件产生的给定回声样本,负责回声样本的目标反射器的可能位置的轨迹将是由两个焦点在数学地定义的椭圆。椭圆的第一焦点位于发射换能器元件的位置,第二焦点位于接收换能器元件的位置。尽管几个其他可能的反射器位置沿相同的椭圆定位,但是同一目标反射器的回声也将由其他接收换能器元件接收。每个接收换能器元件的略微不同的位置意味着每个接收元件将限定目标反射器的略微不同的椭圆。通过将多个处于略微不同的位置处的接收元件的椭圆相加累积结果将指示反射器的椭圆的交叉点。当将来自更多接收元件的回声样本与第一接收元件组合时,相交的椭圆将会聚至目标反射器所在的点。相似地,也可以将从不同发射元件位置发射的点源脉冲的回声进行组合,以进一步细化反射器点。目标反射器位置可以与表示反射器的像素位置相关。组合的样本值可以用于确定像素位置处的显示像素的显示强度。从而可以组合由任意数量的发射位置和接收元件接收的回声幅度以形成每个像素。在其他实施例中,可以不同地组织计算以获得基本相同的结果。

[0122] 可以使用各种算法用于组合由独立的接收元件接收的回声信号。例如,一些实施例可以分别处理回声信号,在沿其椭圆的所有可能的位置处绘制每个回声信号,然后前进到下一个回声信号。或者,可以分别处理每个像素位置,在前进到下一个像素位置之前识别并处理可能有助于该像素位置的所有回声样本。

[0123] 通过组合由来自相同或不同的点源(或多个不同的点源)发射的一个或多个后续发射的点源脉冲的波束形成器形成的图像可以进一步改善图像质量。通过组合由不止一个的接收孔形成的图像,可以获得对图像质量的进一步改善。

[0124] 着重考虑的是来自不同点源脉冲、不同发射点源或不同接收孔的图像的总和是

否应该是相干求和(相敏)或非相干求和(没有相位信息的信号的幅度求和)。

[0125] 关于是否使用相干或非相干求和的决定可能受到接收孔和/或发射孔的横向范围/尺寸的影响。在一些实施例中,可以方便地限制孔径的大小以符合对于从散射体到发射或接收孔的每个元件的每条路径的声音平均速度基本相同的假设。对于窄接收孔,这种简化的假设很容易满足。然而,随着接收孔的宽度增加,可能达到拐点(本文称为“最大相干孔径宽度”或“最大相干宽度”),超过该拐点,则公共反射器的回声所经过的路径必然会穿过不同类型的组织,当返回彼此分开最远的元件时具有本质上不同的声速。当这种差异导致接收波阵面相位移动接近或超过180度时,超出最大相干宽度的另外的接收元件实际上会降低图像品质而不是改善图像。

[0126] 对相同的最大相干孔径尺寸的考虑也可以应用于发射孔的尺寸,其可以包括多个换能器元件。在用于三维成像(或3D数据收集)中的二维换能器阵列的情况下,在二维中定义最大相干孔径尺寸可能是有用的。因此,在各种实施例中,可将最大相干孔径定义为任意两个元件之间具有最大距离的方形、圆形、多边形或其他二维形状的换能器元件组,以使得当将在孔的元件处接收的回声数据进行相干组合时,将避免相位抵消。

[0127] 因此,为了实现具有远大于最大相干孔径宽度的总孔径宽度的宽探头的优势(例如,在增加的空间分辨率方面),可以物理地或逻辑地将整个探头宽度划分为多个发射和/或接收孔,可以将每个孔径限制为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接收的信号相位抵消。

[0128] 对于不同患者(或不同的测试对象),对于同一患者的不同探头位置,以及对于例如超声频率的其他变量,最大相干宽度可以不同。在一些实施例中,可以为给定的探头和/或成像系统确定折衷宽度。在其他实施例中,多孔径超声成像控制系统可以配置成具有动态算法,以将可用的元件细分成足够小的组,以避免显著的图像品质降低相位消除。在各种实施例中,特定的相干孔径尺寸可以由控制系统自动确定,或者经由例如拨盘或滑块的用户控制,通过用户输入手动确定。

[0129] 在一些实施例中,相干(相敏)求和可以用于将由位于从一个或多个点源脉冲产生的公共接收孔上的换能器元件接收的回声数据进行组合。在一些实施例中,非相干求和可以用于将由独立的接收孔接收的回声数据或图像数据进行组合,如果设计这样的接收孔的大小和位置,以便形成大于用于给定成像目标的最大相干宽度的组合的总孔径。

[0130] 基于二维点源脉冲的波束形成可以隐含地假设从点源发射的波阵面在感兴趣的区域中是物理的圆形。实际上,波阵面也可以在正交于扫描平面的维度上具有一些穿透(即,一些能量可以基本上“泄漏”到垂直于所需的二维图像平面的维度中,这可以具有降低有效成像深度的作用)。另外,根据所使用的换能材料的独特的轴线外特性,实际上可以将“圆形”波阵面限制为半圆或换能器正面之前小于180度的圆的一小部分。相似地,三维“球形”波阵面可具有半球或小于待成像介质中半球的实际形状。

[0131] 用于3D超声成像的基于点源脉冲的成像

[0132] 点源超声成像的上述说明(本文也称为“基于点源脉冲”的成像)主要描述了二维成像,其中将超声信号聚焦到接近图像区域中的平面的狭窄场中。这种二维聚焦可以通过透镜或其他技术完成。还可以在不增加明显复杂性的情况下将基于点源脉冲的成像扩展至实时三维成像。可以使用具有在二维上彼此间隔开的换能器元件的超声探头而执行基

于点源脉冲的三维成像。在本文其他地方对一些 示例的探头结构作了说明。

[0133] 当从点源发射换能器发起三维脉冲时,所得到的半球形波阵面 进入包含感兴趣区域 (ROI) 的声穿透区域中,其中,可通过ROI 中的散射体反射 (或偏转) 一些超声能量。来自散射体的一些回声 可以朝向探头的换能器元件行进,其中,可以探测、放大、数字化 以及在短期或长期存储器设备中存储回声。每个数字化样本值都可 以表示来自ROI的散射体。如在2D情况下,可以分析每个接收的 样本的幅度,以及其到达时间和所使用的发射与接收换能器的准确 位置,以限定识别散射体的潜在位置的点的轨迹。在3D情况下,这 样的轨迹是椭圆柱,其具有发射器点源与接收换能器元件的位置作 为其焦点。发射和接收换能器元件的每个独特组合可以限定同一反 射器的独立的视图。因此,将通过将来自由多个发射接收换能器元 件组合产生的椭球的信息进行合并,可以更准确地表示每个反射器 的实际位置。

[0134] 例如,在一些实施例中,通过从所选择的数字样本的评估开始, 可以在计算机存储器中组装体素的3D阵列中的图像。可以将所选择 的数字化样本值写入由上述对应椭球指示的每个体素中。继续对每 一个其他收集的样本值执行相同操作,然后组合所有得到的椭圆 体可 以产生更精细的图像。实际的散射体将由许多椭圆体的交点指示, 然而未被其他椭圆体强化的椭圆体的部分将具有低水平的信号并且 可被作为噪声处理 (即,通过滤波器、增益调节或其他图像处理步 骤来消除或减少)。

[0135] 在其他实施例中,通过从将要产生的最终3D图像体积中的所选 择的体素开始,可以改变计算的顺序。例如,对于所选择的体素, 可以为每个发射器/接收器对识别最接近的存储样本或内插样本。然 后可以评估对应于所选择的体素的所有样本,并对其求和 (或平均) 以产生体素的最终表示。通过计算从发射器 (即,用于产生样本的 发射器) 的三维位置到所选择的体素位置的矢量距离加上从所选择 的体素位置到用于产生样本的接收器的位置的矢量距离,可以确定 样本与所选择的体素的接近程度。通过将总路径长度除以穿过成 像 物体的声速,可以将这样的线性距离与时分样本值相关。使用这种 方法,对应于计算的时间的样本可以与所选择的体素相关联。一旦 被识别,可以根据所选择的组合算法而组合对应于公共体素的数据。

[0136] 图像层组合

[0137] 用于确定所接收的回声样本的位置的技术在本文中通常称为波 束形成,而用于组合从多个发送器/接收器组合获得的信息或者使用 相同发送器/接收器组合发送的多个独立的点源脉冲的技术通常可以 称为图像层组合。在各种实施例中,帧可以由任意数量的组合图像 层构成。帧可以在显示器上以所需的帧速率顺序地显示,以形成运 动图像或视频。上述波束形成过程也可以有利地用于使用原始回声 数据评估穿过3D体积的2D横截面切片中的像素值。在各种实施 例 中,可以以任意角度或沿着穿过3D体积的任意弯曲路径获取这 样的 2D切片。使用原始回声数据而不是放大处理的像素或体素,也 可以使用相同的技术放大 (即,增加特征的尺寸)。

[0138] 从一个点源脉冲和一个接收元件的不同唯一组合和/或一个点源 脉冲和一个接收孔径的组合获得的图像在本文中可称为“子图像 层”。可以相干地组合多个子图像层以改善整体图像质量 (例如, 通过组合如上所述的多个椭圆或椭圆柱)。可以执行附加的图像 层 组合以进一步改善最终图像的质量。在图像层组合的上下文中,术 语“图像”可以指的

是单个二维像素、单个三维体积的体素或任意数量的像素或体素的集合。

[0139] 可以根据四个图像层级来描述图像层组合。这些包括基准面图像层、第一级图像层、第二级图像层和第三级图像层。如本文所使用的,短语基准面图像层指的是通过在来自单个发射的点源脉冲的单个接收元件处接收的波束形成回声而获得的图像。如上所述,波束形成过程限定了对应于每个回声样本的椭圆。因此,基准面图像可以包括一系列这样的椭圆,其表示由单个接收元件接收的单个点源脉冲的所有回声。这样的图像对于诊断成像目的可能不是特别有用,但可以用于其他目的。

[0140] 第一级图像层可以由在单个接收孔处接收的回声形成,该回声是由来自单个发射孔的单个点源脉冲产生的(其中“发射孔”可以是复合点源发射元件、单元件发射器、或一组发射元件)。对于单个点源脉冲和单个接收孔的唯一组合,可以对接收孔中的所有接收元件接收的回声进行相干求和以获得第一级图像层。或者,可以通过组合在公共接收孔的元件处接收的两个或更多个点源脉冲的回声而形成第一级图像。

[0141] 可以将由在单个接收孔处接收的多个发射点源脉冲(来自相同或不同发射孔)的回声产生的多个第一级图像层加在一起以产生第二级图像层。可以进一步处理第二级图像层以改善对准或其他图像特性。

[0142] 可以通过组合由来自多个接收孔的数据形成的第二级图像层而获得第三级图像。在一些实施例中,可以将第三级图像显示为顺序时域帧,以形成运动图像。

[0143] 在一些实施例中,还可以通过对同相和正交回声数据求和而形成第一级图像层的像素或体素,即通过将每个回声与对每个接收孔元件延迟的回声 $1/4$ 波长相加。在一些情况下,可以对回声数据进行采样并将其作为同相数据集和独立的正交数据集存储。在其他情况下,如果数字采样率可被4整除,则可以通过在同相样本之前以合适数量的样本选择样本来识别对应于同相样本的正交样本。如果所需的正交样本不对应于现有的整个样本,则可以通过内插获得正交样本。组合单个图像(像素、体素、或者像素或体素的集合)的同相和正交数据可以在不引入模糊效果的情况下提供增加回声数据分辨率的优点。相似地,可以将除 $1/4$ 波长以外的值的样本与同相样本组合,从而改善各种成像特性。

[0144] 各种图像层的组合、求和或平均可以通过相干加法、非相干加法或两者的组合而完成。相干相加(在图像层求和期间同时合并相位和幅度信息)倾向于最大化横向分辨率,而非相干相加(仅求和幅度并省略相位信息)倾向于平均去除斑点噪声并最小化可能由穿过成像介质的声速的微小变化引起的图像层对准误差的影响。通过非相干求和减少了斑点噪声,因为每个图像层倾向于开发其自己的独立散斑图案,并且不相干求和这些图案具有平均这些散斑图案的效果。或者,如果相干地增加图案,则它们相互加强并且仅产生一个强烈的散斑图案。

[0145] 在大多数实施例中,通常相干地组合由单个接收孔的元件接收的回声。在一些实施例中,可以改变接收孔的数量和/或每个接收孔的尺寸,从而最大化图像质量度量的一些所需的组合,例如横向分辨率、声速变化容限、斑点噪声降低等。在一些实施例中,到孔径分组布置的这种替代元件可以由用户选择。在其他实施例中,这种布置可以由成像系统自动选择或形成。

[0146] 如下所述,通过非相干相加可以容忍声速的变化:将声像速度变化的两个像素相加,导致仅半波长的延迟(例如,对于3MHz超声波约为 0.25mm)导致破坏性相位消除,这会

导致显著的图像数据丢失;如果非相干地增加像素,则相同或甚至更大的延迟仅在图像层中引起非显著的空间失真并且不会丢失图像数据。这种图像层的非相干相加可以导致最终图像的一些平滑(在一些实施例中,可以有意添加这种平滑以使图像更可读)。

[0147] 在所有三个图像层级处,如果已知探头元件的几何形状具有所需的精度并且横跨所有路径的恒定声速的假设是有效的,则相干相加可以导致多孔径系统的最大横向分辨率。同样地,在所有图像层级处,非相干加法导致穿过成像介质的声速中斑点噪声的最佳平均和微小变化的容忍度。

[0148] 在一些实施例中,可以使用相干相加组合由相位抵消不可能成为问题的孔产生的图像层,然后在相位抵消更可能存在问题的情况下可以使用非相干相加,例如,当组合由在通过超过某个阈值的距离分隔开的不同接收孔处接收的回声形成的图像时。

[0149] 在一些实施例中,假设接收孔的宽度小于最大相干孔径宽度,可以通过使用从公共接收孔的元件获得的所有子图像层的相干相加而形成所有第一级图像。对于第二和第三级图像层,可以进行相干和非相干求和的许多组合。例如,在一些实施例中,可以通过对贡献于第一级图像层进行相干求和而形成第二级图像层,而可以通过对贡献于第二级图像层进行非相干求和而形成第三级图像层。

[0150] 根据处理时间和图像质量之间所需的平衡,时域帧可以由任何级别的图像层形成。较高级别的图像趋向于更高的质量,但也可能需要更多的处理时间。因此,如果期望提供实时成像,则可以限制图像层组合处理的级别,从而在操作者不可见明显“滞后”的情况下显示图像。这种平衡的细节可能取决于使用的特定处理硬件以及其他因素。

[0151] 在收集3D数据的同时进行二维成像

[0152] 在一些实施例中,使用探头和成像系统可以执行2D成像的形式,该探头和成像系统配置成通过简单地波束形成并且仅显示来自所接收的三维回声数据的2D切片数据进行3D成像。例如,可以使用这样的技术,从而减少波束形成计算并且使用具有有限处理能力的成像装置简化实时成像的显示,同时仍然保留全3D回声数据。

[0153] 例如,可以从构成成像区域的三维体积表示的体素(自动地或由用户)选择二维平面,可以识别与所选平面相交的体素。通过自动地或手动地选择所选平面的一部分可以定义图像窗口,然后通过仅对与所选平面相交并位于所选图像窗口内的体素相对应的那些回声样本进行波束形成可以形成所选图像窗口的二维图像。然后可以实时显示所选二维图像窗口,同时收集整个声穿透体积的三维数据。在一些情况下,可以定义并且从同一组实时三维回声数据同时成像相同或不同图像平面中的两个独立的图像窗口。

[0154] 可以使用具有更大处理能力的设备对收集的全3D回声数据进行波束形成并在稍后复检。在一些实施例中,可以由成像装置自动选择将要波束形成和显示的2D切片。或者,可以由设备的操作者选择或调整将要波束形成和显示的2D切片。

[0155] 数据捕获与离线分析

[0156] 在各种实施例中,可以捕获由从点源发射换能器发射并由一个或多个接收换能器元件阵列接收的点源脉冲产生的原始未经波束形成的回声数据,并将其存储在原始数据存储设备中,用于随后的检索和分析。或者,可以将捕获的回声数据在网络上以数字方式传输,用于远程处理、波束形成和/或观察。除了回声数据之外,还可以在网络上存储和/或传输附加数据,并检索附加数据以用于后续和/或远程图像生成和分析。这样的附加

数据可以包括描述发射和接收换能器元件位置的标定数据,以及描述与特定回声数据相关联的发射换能器的身份(或位置)的发送数据。

[0157] 在检索这样的数据之后,临床医生可以使用该数据以各种方式重建成像会话,同时在实时成像会话期间可能作出尚未进行的调整。例如,可以生成并连续示出一系列穿过3D体积的2D切片的图像,从而模拟穿过感兴趣区域表面的2D换能器。在公开号为2014/0058266、发明名称为“Ultrasound Imaging System Memory Architecture”的美国专利申请以及公开号为W02016/028787、发明名称为“Network-Based Ultrasound Imaging System”的PCT专利申请中描述了这些和其他方法的示例。

[0158] 配置成用于对整个患者的身体或患者身体的大部分成像的探头的一些实施例可以包括指定的点源发射器和指定的接收元件的阵列,其尺寸设计成和布置成覆盖患者身体的所需的区域的大部分。例如,探头的尺寸可以设计成基本上覆盖患者胸部的一半或更多。这种探头可以具有约8cm至约10cm的最大尺寸。

[0159] 或者,可以将能够使例如+或-30度的圆锥形体积声穿透的小得多的探头放置在患者身体上,以使得感兴趣的器官可以包括在锥体中。这种探头可以放置在一个以上的位置以覆盖更大的感兴趣体积。

[0160] 指定的点源发射器

[0161] 如上所述,可以使用换能器阵列的单个小换能器元件近似为点源发射器。当使用一维阵列(具有平行纵轴线的元件阵列,通常包括将信号聚焦到单个成像平面的透镜)执行2D点源脉冲成像时,单个元件可能能够在成像平面中产生具有足够能量的点源脉冲,以在合理的深度处实现成像。

[0162] 另外,在各种实施例中,“视点源发射器(apparent point-source transmitter)”换能器可以配置成产生既接近实际点源又具有足够能量以在所需的深度处产生高质量图像的波形。在一些情况下,这样的视点源发射器可以配置成以使得可以仅出于图像介质内的安全考虑而限制超声功率输出。

[0163] 如本文所使用的,短语“点源”指的是二维(2D)空间或三维(3D)空间中的点,其分别表示发射的2D或3D超声波形的中心点。在一些实施例中,这样的点理想地为对应于具有连续的半球形的产生的波阵面的无限小点。在这种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。如本文所使用的,术语“半球形脉冲”和“半球形波阵面”可以指具有球形截面形状的任何超声波阵面,包括具有大于或小于理想半球形的近似球形截面形状的波阵面。相似地,术语“半圆形脉冲”和“半圆形波阵面”可以指出现在成像平面中以具有圆形截面形状的任何超声波阵面,包括具有大于或小于理想半圆的近似圆形截面形状。

[0164] 在一些情况下,可以同时激发来自公共发射/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,以产生具有比单个元件可产生的能量更多能量的点源脉冲。

[0165] 在一些实施例中,指定的点源发射器可以包括大的换能器,其成型和配置为产生相对高功率的波形,即使视点源的位置不对应负责产生波阵面的物理结构,该波形“看起来”也源自点源,换句话说,视点源。当执行波束形成计算以基于接收的回声的定时确定反射器的位置时,视点源的位置可以用作发射的点源脉冲波阵面的原点。在各种实施例中,

基于指定的点源发射器的物理几何形状或其他特性可以估算视点源的近似位置。

[0166] 在一些实施例中,用于指定的点源发射器的特别合适的形状可包括凹凸球冠形状的单个元件,其尺寸设计成提供足够的超声功率以执行实时三维基于点源脉冲的成像。凸球冠在本文中通常可以称为“圆顶形”,而凹球冠可以称为“碗形”。在公开号为US2015/0080727的美国专利申请中示出并描述了包含这种球冠换能器元件的示例(或者称为“视点源”换能器元件)的成像探头的一些示例。

[0167] 压电材料与制造的示例

[0168] 在一些情况下,指定的点源发射器可以包括以平面、凸面或凹面形状布置的单个结构或一个或多个元件子结构。在一些实施例中,每个指定的发射器元件或接收换能器元件可以由单个连续压电材料片构成。这些元件在本文中可以称为“体”元件或由“体压电”材料制成。在其他实施例中,发射器和/或接收器元件可以由多个子元件结构组成,例如切割的压电材料、微元件结构(如下面进一步描述的),或可以共同操作以形成完整元件的其他结构。

[0169] 在一些实施例中,发射器元件或接收器元件可以是压电材料薄片形式,其为平面形状或截头球冠形状。这种元件可以由显示出压电特性的任何材料制成。已知很多天然存在的和合成的材料表现出压电性质,其可具有适用于超声成像应用的特性。在基于点源脉冲的多孔径超声成像的情况下,可以以诊断医学超声中常用的频率发送超声点源脉冲信号,例如,在约1MHz至约20MHz或更高的范围内。因此,具有该范围内的基频的视点源换能器可适用于基于点源脉冲的多孔径成像。

[0170] 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、偏铌酸铅和聚偏二氟乙烯(PVF₂,非天然压电,但也可以通过在强电场的存在下加热制成)。一些人造压电陶瓷材料可与非压电聚合物材料组合以产生压电复合材料。

[0171] 在由压电材料制成的体元件的情况下,指定的发射器元件,无论是平面的、碗形的还是圆顶形的,其厚度可以与换能器的基频直接相关。在某些情况下(例如,对于某些压电陶瓷材料),换能器壳的厚度可以等于其相应基频波长的约一半。然而,根据所使用的材料和/或结构,壳厚度可以与换能器元件的基频不同地相关。制造过程也可以根据所使用的压电材料和其他因素而变化。

[0172] 例如,可以使用传统技术机械加工天然或人造压电材料,从而直接从材料体形成所需的形状。可以使用机械切割器、水射流或任何其他可用的机械加工技术而执行这种机械加工。或者,可以将一块或一片压电材料机械加工成多个附接于柔性基底的元件,然后成型为所需的形状。例如,多个同心环切口42和径向切口44可以由压电材料片制成,其随后可以在具有所需的形状(例如,球冠)的背衬材料上形成。在这样的实施例中,构成元件的各个子元件部分可以电连接,以便在没有相位的情况下同时发射。

[0173] 在一些实施例中,可以从压电复合材料模塑(例如,通过注塑、压铸或其他模塑工艺)所需的形状。在美国专利5,340,510和美国专利5,625,149中描述了可以适用于形成球冠元件的模塑工艺的示例。

[0174] 还可以使用增材制造技术(additive manufacturing techniques)(通常称为3D打印技术)以所需的形状生产超声换能器。例如,公开号为2013/0076207的美国专利申请

和公开号为2013/0088122的美国专利申请描述了用于形成圆柱形柱形状的换能器的系统和方法。相似的技术还可以适用于形成具有球冠或其他形状的换能器。或者,例如激光烧结、立体光刻、化学气相沉积或任何其他合适技术的其他制造技术可用于生产本文所述形状和尺寸的换能器。

[0175] 电容式微机械加工超声换能器(CMUT)形成技术也可用于在预成形基底上形成所需的形状的换能器。W02012/112540示出并描述了可适合于形成球冠形换能器的结构和技術的一些示例。或者,可以通过在预先形成为所需的形状的基底上形成CMUT换能器阵列而制造换能器元件(例如,如上所述的凹或凸球冠)。在这样的实施例中,CMUT元件可以电连接,以便在没有相位的情况下同时发射。

[0176] 在一些实施例中,换能器元件可以由多个微元件构成,这些微元件可以使用光刻技术、薄膜沉积技术、蚀刻技术、添加制造技术、面微机械加工、体微机械加工和/或其他方法制成。例如,Bernstein的美国专利6,222,304(其通过引用并入本文)描述了制造微壳换能器元件的过程,该微壳换能器元件包括基底,安装在基底上并且包括与基底间隔开的拱形部分的电活性介质,其限定了在基底和拱形部分之间的腔室,以及安装在介质上的一对电极,用于横跨弯曲拱形部分的介质施加电场或者感测由介质的弯曲产生的电场。其他技术也可用于生产不同类型的微元件。例如,在一些情况下,柔性“拱形部分”可以由柔性平面部分或柔性凹面部分代替,该柔性平面部分或柔性凹面部分可以在施加合适的电信号时弯曲。

[0177] 在一些实施例中,为了将换能器元件构建到探头中,每个元件的“前”表面(例如,凹形元件的内表面、凸形元件的外表面或朝向平面元件表面的外侧)可以电镀有导电层(例如金属),以便允许与元件的电连接。在一些实施例中,可以对每个元件的整个内表面和整个外表面进行电镀,从而允许通过横跨两个电镀表面施加电信号而激活整个压电壳体。在其他实施例中,可以通过少于外壳的整个内和/或外表面的电镀而激活少于整个壳。以这种方式,相似的元件尺寸范围可以由单个物理结构发挥作用。

[0178] 使用可用的材料和方法,可以以一定范围形状制成发射器和接收器元件,例如具有平面、凸面、凹面或形状组合的顶面。发射器和/或接收器元件还可以具有各种平面视图形状,例如圆形、矩形、五边形、六边形、七边形、八边形、其他多边形或其他形状。元件可以电气地和逻辑地连接至控制器,以便成为专用发射器、专用接收器、或者可以在发射和接收功能之间切换。可以将元件布置成各种阵列,例如规则阵列、不规则阵列、稀疏阵列或可以控制成以便作为规则、不规则或稀疏阵列操作的阵列。

[0179] 由微元件构成的超声成像阵列

[0180] 由超声发射器和接收器构成的超声探头可以通过适合于产生微元件阵列的各种技术制成。如本文所使用的,术语“微元件”指非常小的换能器元件,其尺寸(例如,直径)按顺序小于约1,000微米,在一些情况下约10微米至约500微米,在一些情况下介于约50微米与约200微米之间,在一些情况下介于约50微米与约150微米之间,在一些情况下介于约10微米与约25微米之间,在一些情况下介于约25微米与约50微米之间,并且在一些情况下介于约50微米与约100微米之间。在一些情况下,可以将微元件定义为直径等于小于将要使用微元件的成像材料中的超声频率的波长的一半的任何元件。

[0181] 通常,微元件可能太小而不能由传统的体压电材料机械地加工而成,因此可以使

用光刻技术、薄膜沉积技术、蚀刻技术、增材制造技术、面微机械加工、体微机械加工和/或其他方法制造微元件。例如, Bernstein的美国专利6,222,304(其通过引用并入本文)描述了制造微壳换能器元件的过程,该微壳换能器元件包括基底,安装在基底上并且包括与基底间隔开的拱形部分的电活性介质,其限定了在基底和拱形部分之间的腔室,以及安装在介质上的一对电极,用于横跨弯曲拱形部分的介质施加电场(即,为了发射超声波信号)或者感测由介质的弯曲产生的电场(即,为了接收撞击在微元件上的超声信号)。其他技术也可用于生产不同类型的微元件。例如,在一些情况下,柔性“拱形部分”可以由柔性平面部分或柔性凹面部分代替,该柔性平面部分或柔性凹面部分可以在施加合适的电信号时弯曲和/或可以对接收的脉冲敏感。

[0182] 在一些实施例中,可能需要创建能够符合所需的形状的微元件阵列。在这样的实施例中,可以使用上述技术中的一种或多种在半导体基底上形成微元件的图案,基底的后表面(即,与微元件所在的表面相对)可以变薄以使基底柔软到所需的程度,然后基底可以符合新的形状并固定至支撑材料上。在各种实施例中,可以在整个基底表面上或在局部区域中执行这种减薄和重新成形。

[0183] 在半导体制造领域中通常存在用于晶片减薄的四种方法。它们包括机械研磨、化学机械抛光(CMP)、湿蚀刻和大气下游等离子体(ADP)、以及干化学蚀刻(DCE)。

[0184] 使用这些技术(或其组合),可以符合微元件阵列的一个或多个部分,以便形成所需的形状的整体阵列或阵列部分。例如,可以成型阵列,以便符合人体解剖结构的一部分,例如乳房、关节(例如,膝盖、肘部、腕部、踝部等)、颅骨或其他解剖结构。在其他示例中,可以成型阵列,以便符合机械、结构或工业部件。在其他示例中,可以成型阵列部分,以形成三维元件组,该三维元件组布置成呈现所需的发射图案。例如,可使用这种技术以形成配置成发射视点源波形的换能器元件组。

[0185] 在一些实施例中,可以符合微元件阵列,以便形成圆顶形部分或盘形部分,例如本文所述的球形部分元件。例如,优化近场成像的凸形或凹形圆顶形发射元件可以由基底的变薄部分上的多个微元件形成,并且符合所需的圆顶形。

[0186] 在一些实施例中,可以基于将构成圆顶的微元件的发射角度而对近场成像优化圆顶形。每个微元件可以具有相对于发射的波阵面的中心线的发射角。微元件的发射角度限定了发射波阵面的能量下降到某个阈值以下的角度。

[0187] 在一些实施例中,用于近场成像的优化凸形圆顶形可以由具有有选择的切割高程的球形部分限定,以使得从圆顶的低区域处的微元件(即,将附着点与周围微元件阵列相邻的球形部分的区域)发射的波阵面将不趋于直接冲击相邻的微元件。这种圆顶形组的微元件可以电连接,以使得它们可以作为单个元件操作。如本文的各种其他示例中,这种元件的球形中心点可以用作声学中心点,以用于从这样的球形部分形状的发射器元件发射的点源脉冲进行波束形成计算。

[0188] 在一些实施例中,用于远场成像的优化凹盘形可以由具有有选择的切割高程的球形部分限定,以使得从盘内的微元件发射的波阵面不趋于直接撞击在盘形元件中的其他微元件上。这种盘形组的微元件可以电连接,以使得它们可以一起操作以共同形成单个发射器和/或接收器元件。如各种其他示例中,这种元件组的球形中心点可以用作声学中心点,以用于从这样的球形部分形状的发射器元件或接收器元件发射的点源脉冲进行波

束形成计算。

[0189] 在一些实施例中,支撑微元件阵列的基底的整体形状可以符合所需的形状。例如,在一些实施例中,支撑微元件阵列的基底可以形成为复杂的整体形状。在一些情况下,微元件阵列可包括具有弯曲部分的一个或多个表面,以便符合解剖结构或其他结构。

[0190] 在各种实施例中,可以对微元件分组以形成成形的换能器元件,例如本文其他地方描述的那些。微元件组可以在本文所述的各种过程中作为单个元件共同处理,并且在本文中可以称为“元件组”或“微元件组”。例如,如图1和图2所示,多个相邻的微元件可以作为单个单元逻辑地和电气地处理,以便形成所需的尺寸和形状,并且在所需的位置处的换能器元件。在一些实施例中,球冠或圆顶形元件可以由多个微元件形成。

[0191] 从一组这样的微元件形成换能器元件的一个优势在于,基于用于生产微元件的制造技术的精度,可以非常精确地知道每个微元件的位置。因此,也可以非常精确地知道每个微元件组的位置。

[0192] 在一些实施例中,形成单个换能器元件组的一组微元件可以共用单个电接地导体和单个电信号导体。在一些实施例中,每个换能器元件组的每个接地导体和信号导体可以形成独立于阵列的其他元件的信号和接地导体的差分对。换句话说,形成元件组的一组微元件中的微元件可以共享单个接地导体,该单个接地导体不与属于探头和连接探头的连接器之间的其他元件组的微元件的接地导体共用。相似地,元件组的微元件可以共用单个信号导体,该信号导体不与探头和将探头连接至控制电子设备的连接器之间的其他元件组的微元件的单个导体共用。在一些实施例中,一些微元件(例如,形成元件组的微元件的一个子集)可以经由开关连接至其他微元件的信号和/或接地导体,该开关配置成允许微元件的子集可切换地连接至其他微元件的信号和/或接地导体。

[0193] 或者,一些或所有微元件组可以共用公共接地导体和/或公共信号导体。例如,在一些实施例中,形成共同地为单个孔的一部分的元件的微元件组可以共用公共接地导体和/或公共信号导体。在其他实施例中,一个或多个信号和/或接地导体可以在多路复用器布置中共用,例如时分复用通信或其他多路复用方法。

[0194] 用于实时3D成像的稀疏阵列探头

[0195] 基于点源脉冲的多孔径超声成像可以提供如上所述的非常强大的实时三维成像能力。可以通过使用具有总体尺寸远大于传统超声探头的换能器探头实现基于点源脉冲的多孔径超声成像的优点。例如,基于点源脉冲的多孔径超声成像可以有利地与具有超过 100cm^2 的有效成像表面的探头一起使用。传统上,探头中的超声元件尽可能地靠近在一起,通常显著小于(并且通常不超过)所使用的超声频率的波长的一半。

[0196] 然而,在如此大的探头中使用传统的元件间的间距需要电缆太厚以至于电缆不可使用。尽管可以使用一些技巧以减少电缆中所需的单个导体的数量,但是更好的解决方案是增加元件之间允许的间距,从而减少阵列中元件的总数。具有传统基于扫描线的成像方法的稀疏阵列的使用承受实质性的复杂化、假像和低分辨率,因此通常不实用。基于对稀疏阵列基于扫描线的相控阵技术的使用的研究,可以期望具有基于点源脉冲的多孔径超声成像技术的稀疏阵列的使用承受相似的困难,但事实并非如此。事实上,稀疏阵列可以非常有效地用于如本文所描述的基于点源脉冲的多孔径超声成像技术。

[0197] 在一些实施例中,换能器元件的稀疏阵列可有益于提供具有宽总孔径并且包含

可管理数量的换能器元件的超声探头。

[0198] 在其他领域中，“稀疏阵列”通常定义为其中大多数阵列位置 具有零或空值的阵列。在一些情况下，相似的定义可以应用于超声 换能器元件阵列。在超声换能器元件阵列的环境中，稀疏阵列可以 定义为潜在元件位置的阵列，其中大多数元件位置包含无效元件。例如，如果有的话，无效元件位置可以不包含换能器，或者可以包 含在规定时间处无效的换能器。例如，无效元件位置可以包括与成 像控制电子设备临时地或永久地电断开的换能器元件。在其他示例 中，无效元件位置可以包括尺寸相当于换能器元件的空的空的空间 (或 填充有非换能材料的空间)。

[0199] 在一些情况下，如果相邻元件之间的平均间隔超过阈值距离，则其中少于大多数元件位置包含无效元件的超声换能器阵列也可以 认为是“稀疏的”。例如，在一些情况下，如果阵列的所有 (或几 乎所有) 相邻元件彼此间隔开的距离是由元件发射的和/或接收的超 声波的波长的至少一半的距离，则可以认为超声换能器阵列是“稀 疏的”。在其他情况 下，如果阵列的至少大部分元件与相邻元件间 隔开至少阈值距离的距离，则可以认为超声换能器阵列是“稀疏的”。如果阵列配置成以多于一个超声频率操作，则阈值距离可以是 将阵 列的任意部分配置成操作的最大波长的一半。

[0200] 在一些变型中，包括超声发射器和接收器的稀疏阵列的超声探 头可以使用一个或多个本文所描述的各种微元件或子元件配置而制 造。例如，在一些实施例中，稀疏阵列可以通过将微元件电分配给 元件组而由连续的微元件阵列形成，其中元件组以稀疏布置 定位。下面参考图4描述这些实施例的示例。在一些这样的实施例中，未 分配给元件组的微元件可以简单地是电无效的。

[0201] 在一些实施例中，代替连续的微元件阵列 (如图1中所示)， 稀疏阵列换能器探头可以包括在基底上的所需的位置中形成的多组 微元件，而不必形成额外的微元件组之间的微元件。图2示例了由 分离的微元件组481-486构成的这种稀疏阵列480的示例。

[0202] 在一些实施例中，包括超声发射器和接收器的稀疏阵列的超声 探头可以通过从体压电材料形成单个换能器元件，机械地拾取并将 每个元件放置在基底上的精确位置，将 每个元件固定至基底上，并 与每个元件进行电气连接而制造。体压电元件可以以如本文所 描述 的任何形状或尺寸制成。

[0203] 在一些实施例中，通过如本文所描述的3D多孔径成像技术可以 有效地使用稀疏阵列探头，并且在某些情况下，可能优于连续阵列， 其中密集地填充有换能器元件，特别是 当接收器和发射器之间的间 隔避免某些模式时。在某些情况下，使用具有规则间隔的换能 器元 件的稀疏的二维或三维阵列的探头与本文所描述的基于点源脉冲的 多孔径成像波束形成技术可能导致产生可能不期望地降低图像质量 的自增强假象。这种假象可能是相 位抵消的结果，导致某些返回的 回声信号在到达一些接收元件之前彼此抵消，从而在所得 的图像中 产生极暗和/或极亮带形式的失真。

[0204] 在一些实施例中，通过在稀疏阵列中以彼此不一致的距离定位 换能器元件可以避免或减轻这种假象。换句话说，通过定位发射和 接收元件可以避免或减轻相位抵消假 象，以使得没有两个换能器元 件与任意单个第三元件等距离。在某些情况下，可接受少量 元件位 置相当。在这样的实施例的示例中，可以构建探头，以使得不超过 “N” 个接收元件 位于距单个发射器相等的距离处，其中“N”是1 到1,000或更大值之间的整数值，更通常地

介于约1到100之间,在一些特定示例中,N可以是1、2、3、4、5、10、100或更多,并且其中所有接收器元件接收相同频率的超声信号。

[0205] 在一些实施例中,发射元件可以相对于彼此规则地间隔开,同时使接收元件相对于发射元件以不规则的距离间隔开。在其他实施例中,发射元件和接收元件都可以不规则地定位在稀疏阵列中。

[0206] 在一些实施例中,定位以减轻相位抵消假象的换能器元件的二维稀疏阵列可以包括以“随机”距离彼此间隔开的元件。图3和图4 示例了二维稀疏阵列元件位置的示例,其中任意两个相邻元件之间的距离不完全等于两个相邻元件之间的任意其他距离。在图3和图4 的示例中,在没有与距离相关的数学模型的意义,相邻元件之间的距离是有效的随机的。

[0207] 图3示例了二维阵列401,其由根据伪随机模式以二维彼此不均匀 间隔开的元件410构成。在各种实施例中,图3中示例的阵列401可以 具有约3cm至约10cm或更大值的总长度尺寸413和/或总宽度尺寸414。阵列401的每个元件410可以具有正方形形状、圆形形状、多边形形状、或任意其他规则或不规则形状。例如,图4示例了稀疏阵列402的实施例,其中将指定的发射元件示为圆形元件411,而将指定的接收元件示 为正方形元件412。在其他实施例中,所有元件可以是圆形、正方形或 其他形状元件,即使有些指定为发射器而其他指定为接收器。

[0208] 除了图3和图4中所示的通常矩形阵列之外,具有不均匀间隔 的超声元件的稀疏阵列401、402可以布置成其他形状,例如图5所 示的通常椭圆形阵列403,或者如图6所示的通常圆形阵列404。

[0209] 具有不均匀间隔的超声元件的稀疏阵列也可以布置成通常平面 的构造,或者如图7所示的通常凹形或凸形构造405。通过位于元件 图案的凹面侧上的支撑基底层,将图7中所示的换能器元件的布置 制成凸出。相似地,在图案的凸面侧上以基底支撑元件将提供凹阵 列。在其他实施例中,稀疏阵列可以布置成用于静脉内超声探头或 其他专用探头。

[0210] 在一些实施例中,元件之间的间隔距离可以是使用随机或伪随 机数生成算法获得的非重复随机或伪随机距离。在其他示例中,元 件之间的间隔距离可以是不规则值,其可以基于来自例如Fibonacci 序列或任何其他非重复数字序列的整数序列的非重复值。在一些情 况下,可以将算法应用于来自数字序列的值,从而将元件间隔距离 保持在所需的范围内。例如,在一些实施例中,可以将相邻元件之 间的距离约束为例如1mm至10mm(或1mm至20mm或更大)的范 围。

[0211] 在各种实施例中,换能器元件之间的间距仅需不等于至少与用 于构建阵列的制造方法的制造公差一样大的量。例如,如果阵列制 造过程能够将元件定位在基底上预定位位置的 ± 1100 微米的距离内, 则可能希望设计两个间隔距离以便使其相差至少100微米。在其他 实施例中,换能器元件之间的间距仅需要不等于基于所使用的超声 频率的量。

[0212] 在一些医学成像应用中,组织的变化可以将足够的随机性引入 信号,以基本上避免或最小化大多数相位抵消假象。因此,在一些 情况下,如果可以预期将其他因素最小化相位抵消假象,则稀疏阵 列探头可以包括更大数量的规则间隔的换能器元件。例如,图8示 例了专用发射元件310和接收元件312的示例阵列302。在各种实施 例中,发射元件310和/或接收元件312可以用本文其他地方描述的 任意其他发射或接收元件代替。图15和图16B

还示例了具有规则间隔的元件的示例的元件,所述元件可包含例如本文所描述的任何结构的元件。

[0213] 多频稀疏阵列

[0214] 在一些情况下,通过构造和/或操作稀疏阵列探头可以避免或减轻相位抵消假象,以使得仅少量规则间隔的元件以彼此相同的超声频率操作。例如,可以构造和/或操作稀疏阵列探头的一些实施例,以使得在相同超声频率(或频率的组合)下操作的不多于“N”个接收元件与任意一个发射元件等距。在这样的实施例中,N可以是介于1至100之间的整数,在一些特定示例中,N可以是1、2、3、4、5或更大。因此,例如,探头可以包含与一个或多个发射元件等距的任意数量的接收元件,只要以相同超声频率(或频率的组合)操作不超过N个的接收器即可。

[0215] 可以操作任意给定发射或接收元件的超声频率(或频率的组合)可以基于元件的结构特征(例如,材料、厚度、直径或其他尺寸)和/或可变操作特性,例如施加到元件的电压或信号形状。这些因素可能在何种程度上改变元件的工作频率可能取决于元件材料和/或制造其的过程。例如,虽然许多传感器可能具有基频,但许多传感器也可以以其基频以外的频率驱动(即,以发射或接收方式工作)。可驱动任何特定换能器元件的频率范围可以取决于许多因素,例如材料、结构、可用功率等。

[0216] 例如,在各种实施例中,通过材料的柔性部分的直径可以确定微元件的操作频率,例如以上引用的由Bernstein描述的“拱形部分”或相似配置的柔性平面或凹面部分。因此,在一些实施例中,微元件组可以完全由配置成以相同频率操作的微元件构成,或者可以由配置成以不同频率操作的微元件构成。例如,在一些实施例中,外部微元件组(例如,图1中的464)可以配置成在不同于构成中心组466的微元件的情况下操作,通过不同地物理构造或者通过不同地操作。

[0217] 图9示例了布置成形成多频发射元件的一组不同尺寸的微元件的示例。如上所述,微元件的基本发射频率可以是柔性表面元件尺寸的函数。因此,通过提供不同尺寸的微元件可以形成多频发射元件组,该微元件布置成以便作为公共元件组可控。图9中的微元件组500包括三种不同尺寸的微元件。在其他实施例中,可以将两个、四个、五个、六个或更多个不同尺寸的微元件分组为发射器或接收器组,也可以根据所需的波形特征使用每种尺寸的其他图案或数量的微元件。

[0218] 可以电连接图9的各种尺寸的微元件,以便作为一组同时激活,例如通过提供单个电信号导体和单个电接地导体,该单个电信号导体和单个电接地导体对于例如在图9中所示的发射组的所有微元件是公共的。

[0219] 在一些实施例中,微元件阵列可以包括多个包含各种尺寸的微元件的发射元件组。在一些实施例中,不同发射元件可以具有不同微元件尺寸的混合,从而产生具有不同多频组合的点源脉冲。以这种方式,每个发射组可以具有唯一的频率特征。如果探头中的不同发射器具有不同微元件尺寸的混合以产生不同频率特征,则可以将从一个发射器发射的点源脉冲与第二发射器发射的点源脉冲区分开,即使来自两个发射器的点源脉冲同时发射或在重叠的点源脉冲循环期间发射。

[0220] 换句话说,当探头配置成包括至少两个配置成发射多频波形的发射器并且探头的接收元件对所有发射的频率敏感时,然后将由探头的每个接收元件接收的回声映

射至发射器,该发射器仅基于接收的回声的频率特征产生回声。这在提高点源脉冲速率和/或帧速率远远超出由单频成像所施加的限制方面可能是非常有益的。

[0221] 具有变化的或可变的元件尺寸的稀疏阵列

[0222] 在一些实施例中,可以改变换能器元件的尺寸替代或补充改变元件之间的间距。例如,在一些实施例中,稀疏超声阵列可以完全由如图1、图10A、图10B、图11A、图11B中所示的各种(和/或可变的)尺寸的换能器元件构成。

[0223] 在一些实施例中,微元件组可以在第一配置和第二配置之间切换,在第一配置中,第一元件组包括第一组微元件,在第二配置中,第一元件组包括除了第一组微元件之外(或减去第一组微元件)的第二组微元件。在一些实施例中,可以在点源脉冲循环之间执行第一配置和第二配置之间的这种切换。也就是说,可以发射第一点源脉冲,并且由元件组的第一配置的微元件可以接收第一点源脉冲的回声。随后,可以发射第二点源脉冲,并且通过第二配置可以接收第二点源脉冲的回声,其中除了第一组微元件之外,第一元件组还包括第二组微元件。

[0224] 相似地,发射元件组可以配置成能够在第一配置和第二配置之间切换,第二配置比第一配置更大、更小或形状不同。

[0225] 或者,可以在单个点源脉冲循环内在第一配置和第二配置之间切换元件组。在这样的实施例中,可以发射第一点源脉冲,第一点源脉冲的第一多个回声可以由元件组的第一配置的微元件接收,随后可以闭合开关,以使得除了第一配置的微元件之外或替代第一配置的微元件,通过元件组的第二配置的微元件可以接收第一点源脉冲的第二多个回声。在一些实施例中,第一多个回声可以是相对近场回声,其由比接收器微元件的阈值距离更近的反射器产生,并且第二多个回声可以是中场或远场回声,其由比距离接收器微元件的阈值距离更远的反射器产生。假设声速近似恒定,阈值可以是时间值,以使得可以利用微元件的第一配置接收第一多个回声,直至开关可以激活微元件的第二配置的切换时间,以允许在切换时间之后直至点源脉冲循环结束,接收第二多个回声。

[0226] 在一些实施例中,单个微元件或微元件组可以是电可切换的,以便选择性地包括在形成元件或孔的微元件组中或从该微元件组中排除。发射元件组或接收元件组可以配置成能够在第一配置和第二配置之间切换,其中第二配置比第一配置更大、更小或形状不同。

[0227] 例如,图1示例了微元件460的连续阵列450的示例部分。将一些微元件460指示为已经分配给元件组462、464、466、468、470和472。图1进一步示例了通过围绕微元件的中心组466点画而识别外部微元件组464。在示例的示例的一个实施例中,更大的元件组468可以用作发射元件,更小的元件组462、464、470和472可以用作接收元件。

[0228] 在一些实施例中,外部组464可以作为一组可切换,以便与中心组466相组合而选择性地形成更大的元件。相似的元件组可以以任意所需的配置形成任意数量的相邻微元件组。这种可变尺寸的元件可以用作发射元件、接收元件或两者。

[0229] 在组472和474中提供另一个示例,其提供具有不同形状和尺寸的可切换配置。可以提供一个或多个开关以允许组474包括在组472中,以使得组472和474可以作为单个元件一起操作(例如,作为接收元件或作为发射元件)。由于组472和474的组合形成的细长元件可以有利地与使用细长接收元件估算反射器的位置的过程相结合使用。

[0230] 在一些实施例中,使用微元件组的中心微元件(例如744)的圆心的位置作为换能器元件组的声学中心位置可以执行基于点源脉冲 接收波束形成计算(如本文所描述)。在微元件组布置成以使得 其不包括位于中心的微元件的实施例中,微元件组的位置可以定义为微元件组的质心点或几何中心点。在其他实施例中,可以使用各种标定过程测量、确定和/或细化每个换能器元件组的声学中心位置。在公开号为US2014/0043933、发明名称为“Calibration of Multiple Aperture Ultrasound Probes”的美国专利申请中,发明名称为“Calibration of Ultrasound Probes”的美国专利9,282,945和发明名称为“Alignment of Ultrasound Transducer Arrays and Multiple”的美国专利9,510,806中描述合适的标定过程的示例,其每个都通过引用并入本文。

[0231] 图10A和10B示例了可以彼此协同操作的可切换的同心子元件 344、346、348的径向对称组342的示例。组342可以包括由一个或多个同心环接收元件346、348围绕的中心圆形接收元件344,其提供在小 物理足迹中获得各种尺寸的元件的益处,同时保持一致的声学中心位置 的能力。在各种实施例中,根据特定应用的需要,中心元件344可以被 两个、三个或更多个环包围。

[0232] 在一些实施例中,中心圆形元件344和内环346之间的空间(或“切口”)和环344、348之间的空间/切口可以尽可能小,以便提供 尽可能多的相邻环元件之间的无缝过渡。在一个示例中,内圆形元 件344可以具有约1mm的直径,内环346可以具有约0.5mm的宽度,并 且外环348可以具有约0.5mm的宽度。在这样的示例中,可以组 合中心元件344和内环元件 346,以模拟具有约2mm直径的圆形元 件,并且可以组合中心元件344、内环元件346和外环 元件348,以 模拟具有约3mm直径的圆形元件。

[0233] 如图10A所示,在一些实施例中,每个元件344、346、348可 以单独地连接至接收子系统的独立的接收通道331、332、333,以便 允许利用每个同心元件接收的回声独立地存 储。使用这样的布置,在已经利用所有尺寸的所有接收元件接收回声之后,可以从接收 的回声形成完整的图像。这可以允许“数字切换”过程,其中,可以 选择性地组合利用子元件 接收的回声数据以改善最终图像。可以从 存储器设备检索存储的回声并将其组合,以便基 于所接收的回声的 定时和/或所发射的点源脉冲的位置而获得最佳图像。

[0234] 在这样的实施例中,单独利用中心元件344接收的回声数据可 以用于波束形成近 场反射器。利用中心元件344接收的回声数据可 以与利用内环元件346接收的回声数据相 干组合,用于波束形成中 场反射器。相似地,利用中心元件344接收的回声数据可以与利用 内环元件346和外环元件348接收的回声数据相干组合,用于波束 形成远场反射器。

[0235] 与使用各种尺寸的接收器的其他实施例一样,基于预期成像应 用、要使用的元件 的特定尺寸、发射的超声频率的最佳特性和其他 因素可以定义“近场”、“中场”和“远场” (或者在具有仅两种 尺寸接收元件的系统的“近场”和“远场”之间)之间的转换。本 文描述的 数字切换方法的一个优势在于可以在接收和存储回声数据 之后改变和重新定义“近 场”、“中场”和“远场”之间的转换。这可以允许这种转换的迭代调整,用于图像质量或其他 所需的特性 的优化。

[0236] 或者,如图10B中示例的,三个环形部分342的每组可以电连 接至接收子系统的公 共接收通道,以便允许“小”、“中”和“大” 接收元件之间的电切换。当三个环形部分344、 346、348以同心图 案布置时,每个部分344、346、348的圆形中心的位置将是相同的,从而

简化波束形成操作。

[0237] 如图10B中示例的,中心圆形元件344和一个或多个同心环形部分346、348可以经由开关352、354电连接至公共接收通道330。开关352、354可以是任意远程可操作的电开关,并且可以包括任意合适的机电、MEMS、半导体或其他部件。当开关352、354闭合时,子元件344、346和348可以并联电连接。在一些实施例中,每个子元件344、346、348可以具有独立的接地导体。在其他实施例中,子元件344、346、348可以共用公共接地导体。

[0238] 在使用中,可以在时间 $=t_0$ 处从发射元件发射点源脉冲,并且可以根据时间定义“近场”、“中场”和“远场”之间的转换,其中 t_1 是从近场至中场的转换发生的时间, t_2 是从中场至远场的转换发生的时间。在该示例中,在时间 t_0 处,两个开关352、354可以在点源脉冲的传输期间和紧随点源脉冲的传输之后打开。随后,在时间 t_1 处,内环开关352可以闭合,从而将内圆形元件344产生的信号与内环换能器元件346产生的信号电气组合。在时间 t_2 处,外环开关354也可以闭合,使内环开关352也闭合,从而将内圆形元件344产生的信号与内环换能器元件346和外环换能器元件348产生的信号电气组合。由在 t_0 处发射的点源脉冲产生的回声数据串将包含单独由内圆形元件344接收的近场回声,由组合的内圆形元件344和内环元件346接收的中场回声,以及由所有三个344、346、348元件结合接收的远场回声。

[0239] 与本文描述的其他实施例一样,可以使用任意合适的制造过程制造各种尺寸接收元件。例如,连续的圆盘形元件和环形元件可以由体PZT材料、其他压电材料、或者由使用本文识别的各种制造技术中的任何一种的微元件阵列或其他子元件制成。换能器元件344、346、348也可以具有除圆形之外的形状,例如多边形或无定形形状。元件344、346、348中的每一个也可以由多个微元件构成。

[0240] 在一些实施例中,中心元件和一个或多个同心环元件可以由单个连续的PZT片(或其他压电材料)形成,该PZT片(或其他压电材料)电镀有导电材料以形成中心元件344以及一个或多个明显可操作的环形。例如,环形元件可以由所需的环形状的电镀导电材料的环限定,相邻环元件之间或内环和中心元件之间具有未电镀材料区域。在一些实施例中,环形电镀区域可以形成在压电材料的顶部表面和底部表面上。在其他实施例中,环形部分可以电镀在顶部表面上,并且底部表面可以连续电镀。在使用具有电镀和未电镀区域的这种连续压电结构的一些实施例中,可以将偏压施加到内环346和/或外环348,同时接收具有中心元件的回声,从而抑制不需要的PZT外围区域的振荡。

[0241] 在一些实施例中,可切换的一组子元件,例如图10B中示例的子元件可以用作可变尺寸的发射元件。例如,通过从中心元件344单独发射而不是从中心元件344和内环元件346同时发射可以产生不同形状的波形或不同功率级的波形,这又依次与从所有三个子元件344、346、348发射的波形不同。

[0242] 在一些实施例中,中心元件344还可以可切换地连接至接收系统或发射系统。在一些实施例中,图10A中示例的布置可以与图10B中的布置组合。也就是说,每个子元件可以在三种状态之一之间可切换:连接至其自己的接收(或发射)通道,彼此电并联连接,或断开(即,相对于其他子元件的开路处)。

[0243] 在一些实施例中,可以将不同尺寸的元件分组在不同的群集中,从而允许不同的操作模式。图11A示例了布置在组322中的多个尺寸的元件。在一些实施例中,可以将不同

尺寸的元件组合在一起，每个组322包括定位成靠近在一起的小元件324、中元件326和大元件328。在一些实施例中，稀疏阵列可以包括不同尺寸的元件组，其中每组中的元件可以彼此间隔开小于由元件发射和/或接收的超声波的波长的一半的距离。换句话说，元件组322可以相对于其他组稀疏地定位，同时，每个组的元件可以彼此非稀疏地间隔开。

[0244] 在一个示例中，小元件324可以具有约1mm的直径，中元件326可以具有约2mm的直径，并且大元件328可以具有约3mm的直径（也可以根据特定应用的需要期望任意其他尺寸）。在其他示例中，元件群集322可以包括仅两个尺寸的接收元件或四个或更多个尺寸的元件。使用的单个和相对元件尺寸以及元件的相对位置也可以根据特定应用的需要而变化。在一些实施例中，群集组322的每个元件可以包括参考图10A和/或9B以上所描述的同轴元件。

[0245] 在一些实施例中，图11A的群集和图11B的群集的每个元件324、326、328可以是微元件（例如，如上所述的微圆顶或另一微元件结构）或一组微元件。

[0246] 如上所述，更小直径的元件可以为由相对较浅（或近场）反射器返回的回声提供最佳接收特性，同时，更大直径的元件可以为由相对较深（或远场）反射器返回的回声提供最佳接收特性。因此，在一些实施例中，成像系统可以配置成在使用来自各种尺寸的元件的信息之间切换，以使得小元件324可以主要用于从近场反射器接收的回声形成图像，中尺寸元件326可以主要用于从中场反射器接收的回声形成图像，并且大元件328可以主要用于从远场反射器接收的回声形成图像。

[0247] 在一些实施例中，通过在已经利用所有尺寸的所有接收元件接收回声之后从接收到的回声形成完整的图像可以数字地完成该切换。在一些实施例中为了实现该数字切换，图11A的群集的每个接收元件324、326、328可以单独地电连接至接收子系统的独立的通道331、332、333。在这样的实施例中，可以将由不同尺寸的元件接收的回声数字化并分别存储在存储器设备中。随后可以从存储器设备检索存储的回声并将其组合，以便基于所接收的回声的定时和/或所发射的点源脉冲的位置而获得最佳图像。

[0248] 因为可以将每个接收的回声样本映射到成像体积内的三维位置，所以可以建立一个或多个阈值深度，从而确定体积（或2D图像）的哪些区域应该利用由小元件接收的回声形成，哪个区域应该利用由中尺寸元件接收的回声形成，哪些区域应该利用由大元件接收的回声形成，哪些区域应该通过将来自中小元件的回声组合或者通过将来自中大元件的回声组合形成。这样的信息可以存储在成像控制器中并在实时成像过程中或在从存储的回声数据的图像重建过程中使用。与本文描述的其他实施例一样，可以将接收元件群集分组成接收孔，每个接收孔具有选择的总体尺寸，以使得由公共接收孔的多个元件接收的回声可以在没有相位抵消的情况下相干组合。随后可以不相干组合从两个或更多个接收孔获得的信息。

[0249] 上述数字切换方法依赖于至少暂时地分别存储的每个尺寸的每个接收元件接收的回声。在可替代的实施例中，通过结合开关可以减少由各种尺寸的接收元件使用的接收通道的数量。例如，如图11B中示例的，包括大元件328、中元件326和小元件324的接收组322可以经由开关S1、S2、S3电连接至接收子系统的单个接收通道330。在期望该元件返回可用（或有益贡献）信息的时间期间，可以将大元件328、中元件326和小元件324中的每一个切换“接通”（闭路）。在期望特定尺寸的元件不返回可用信息的时间期间，可以将元件切

换“闭合”(开路)以有利于接通不同尺寸的元件。

[0250] 将参考示例描述接收元件的切换。假设在时间 $=“t_0”$ 从发射元件发射点源脉冲。如果“近场”、“中场”和“远场”之间的转换是根据时间定义的,其中“ t_1 ”是从近场至中场的转换发生的时间,“ t_2 ”是从中场至远场的转换发生的时间,然后三个不同尺寸的接收元件的一组可以如下切换:从时间 t_0 至 t_1 仅接通小元件324(例如,闭合S1,打开S2和S3),从时间 t_1 至 t_2 仅接通中元件326(闭合S2,打开S1和S3),从时间 t_2 开始直至发射下一个点源脉冲(或者直至可以预期所有可接收的回声返回的时间为止),仅接通大元件328(闭合S3,打开S1和S2)。在一些实施例中,开关S1、S2、S3中的两个或更多个可以组合成单个多位置开关。

[0251] 在一些实施例中,当结合数字或电子切换使用不同尺寸的接收元件时,图像形成子系统可以使用每个独立的元件324、326、328的物理位置,以识别对应于成像区域中特定像素或体素位置的回声样本。在数字切换的情况下,每个接收元件的圆形中心的位置可以单独地存储并与相应的接收通道相关联,以便在波束形成操作过程中使用。即使在电气开关情况下,由于发生切换的时间是已知的,因此可以基于与数据样本相关联的时间确定对应于小、中和大元件的样本,并且合适的元件圆形中心位置信息可以用于由不同大小的元件接收的波束形成回声。

[0252] 在一些实施例中,例如图1、图11A、图11B、图10A或图10B或任意其他图案所示的图案中不同尺寸的换能器元件可以用作发射元件。例如,任何圆形、多边形或其他形状的平面、凹面或凸面元件可以以两种、三种或更多种不同尺寸提供,以用作专用发射元件。

[0253] 在各种实施例中,用于切换各个微元件或微元件组的开关可包括任意合适类型的微机电系统(MEMS)开关。在一些实施例中, MEMS开关可以形成于与微元件相同的基底的相对侧上。MEMS或其他开关可以由发射子系统、接收子系统或两者控制,适合于给定的应用。

[0254] 在一些实施例中,低噪声放大器(LNA)也可以设置在支撑微元件阵列的基底的背侧上。在一些实施例中,可以为每个接收元件(或共同控制的微元件组)提供一个LNA。在其他情况下,可以为每个接收孔或接收元件组提供一个LNA。在各种实施例中,LNA还可以由成像控制系统的一个或多个元件控制,例如发射子系统或接收子系统。

[0255] 基于接收元件的图形或形状探测反射器位置

[0256] 如本文所述,波束形成计算基于发射器元件和接收器元件的已知位置产生反射器的可能位置的轨迹,并且组合从多个元件获得的轨迹以朝向给定的反射器的实际位置聚集。因此,可以使用关于反射器的可能位置的任何附加信息进一步增强图像质量。

[0257] 在一些实施例中,接收器元件的已知图案可用于确定回声从其返回至接收器元件的近似方向。这可以参考图12中的示例理解,其示出了6个接收元件602的图案600,每个接收元件602由多个微元件构成。为了清楚示例,示出元件602以规则的网格图案布置,但是可以是不规则间隔的并且可以相对于彼此不对称地对齐。通过布置在图案中的任意两个或更多个换能器元件可以绘制各种轴线。图12示例了垂直轴线610、水平轴线606和两个对角轴线604、608。还可以绘制几个其他轴线,其中任何一个轴线都可以使用相同的方法。

[0258] 对于到达接收元件602的给定反射器的回声,波束形成过程将基于发射器的位置

和每个接收元件602的位置确定反射器的可能位置点的轨迹。在一些实施例中,系统还可以比较给定反射器的回声在沿一个或多个轴线(604、606、608、610)的元件处的绝对到达时间。例如,如果沿对角轴线604的右上方元件在比相同回声到达中心元件更早的时间接收给定反射器的回声(以纳秒为单位测量的时间),则可能有理由得出结论:反射器位于感兴趣区域的一部分中,更靠近阵列部分的右上象限。

[0259] 可以通过比较右上方元件处的给定反射器回声的到达时间与左下方元件处的相同给定反射器回声的到达时间而支持或确认该位置估算信息。沿相同轴线的附加元件还可用于进一步确认反射器原点的估算。比较相同给定反射器沿其他轴线的到达时间可以提供关于反射器的大致位置的进一步信息。

[0260] 在一些实施例中,基于轴线的方向估算过程可以包括:将未聚焦超声点源脉冲从接近点源的发射器发射到待成像的物体。然后可以在第一接收元件和第二接收元件处接收所发射的点源脉冲的回声,其中第一接收元件和第二接收元件之间的线限定轴线。第一接收元件和第二接收元件可以位于相对于公共坐标系的已知位置(例如,基于从数据存储检索的位置数据)。该过程可以通过识别对应于在第一元件处接收的第一反射器的第一回声样本,以及识别对应于在第二元件处接收的相同第一反射器的第二回声样本进行。可以为在第一接收元件处接收到第一样本回声的时间确定第一到达时间。第一到达时间可以基于存储的回声数据中的显式或隐式定时信息。显式定时信息可以包括与每个接收的回声样本一起记录的特定时钟时间。隐式定时信息可以包括特定样本相对于某个基线(例如,点源脉冲的开始时间)的已知采样率和样本位置(或内插样本位置)。可以为在第二接收元件处接收到第二样本回声的时间确定第二到达时间。然后可以比较第一和第二到达时间以确定哪个元件首先接收对应于第一反射器的回声样本。首先接收第一反射器回声样本的元件沿轴线最靠近反射器。然后,该信息可以用于沿相同轴线的其他元件。

[0261] 基于上面获得的估算的给定反射器位置信息,由远离估算的反射器位置的元件接收的给定反射器的回声可以被加权得低于由更靠近反射器的估算的位置的元件接收的相同反射器的回声。第一反射器沿轴线更靠近第一接收器元件,然后当组合回声以形成图像时,由第一元件接收的第一反射器的回声被加权得高于由第二元件接收的第一反射器的回声。相同的信息也可以用于加权由沿着相同轴线的其他元件接收的相同第一反射器的回声。也就是说,来自被确定为沿着轴线更靠近反射器的接收元件的回声贡献可以赋予比来自沿着轴线进一步远离反射器的接收元件的回声贡献更大的权重(即,更大的加权因子)。

[0262] 在一些实施例中,可以使用一个或多个不对称形状接收元件估算反射器的近似位置,从而改善图像质量。例如,图13示例了具有通常椭圆形状接收换能器元件650,椭圆形状具有长轴线654和短轴线652。沿着这种非对称元件的一个或两个轴线具有强方向分量的回声将由于不对称而产生可识别的相位模式。不同的相位模式可能是由于沿每个轴线主要到达的回声的相位差。

[0263] 例如,假设返回至具有沿长轴线656的强分量的元件650的回声在第一时间到达顶点656,然后在第一时间之后的第二时间到达中心点658,并且最终在第二时间之后的第三时间到达底点660。到达上部点656的单个反射器的回声将略微异相,同一反射器的回声到达中间658和下部点660。以相同的方式,在沿着短轴线652的不同点处不同时间到达的

回声也可以呈现出独特的相位模式。

[0264] 对于给定形状的非对称接收元件,通过从相对于非对称接收元件的已知发射位置发射点源脉冲并测量相位响应可以标定沿每个轴线的相位模式。然后,基于非对称接收器的相位模式响应可以估算每个到达的回声的近似方向。可以存储对应于各种原点的各种相位模式的标定集,并且在成像过程中使用该标定集以通过将回声相位模式与标准集相位模式进行比较而估算反射器的近似位置。

[0265] 在各种实施例中,可以使用非对称接收元件形状的宽范围估算近似反射器位置。例如,可以使用具有至少一个通常长轴线和通常更短的轴线的任意形状。这种形状可以包括细长的不规则多边形,例如矩形或具有圆角、长方形、椭圆形或通常细长的无定形状的矩形。

[0266] 在各种实施例中,每个接收孔可以仅包括一个、两个、三个、四个、五个或更多个非对称接收器。在其他实施例中,接收元件的整个阵列可以是非对称的。非对称元件不必全部沿与彼此相同的方向与长轴线对齐,并且在一些实施例中,可能期望提供具有彼此垂直的长轴线的非对称元件。

[0267] 在各种实施例中,非对称换能器元件可以由任何换能材料形成并使用任何制造工艺,包括本文其他地方所述的那些制造工艺。例如,非对称元件可以由微元件阵列中的一组微元件形成。

[0268] 尽管相对于由微元件构成的阵列描述了上述成形的接收元件的示例,但是也可以使用由各种其他制造工艺制造的不同构造的元件而应用相同的技术和原理。例如,也可以使用机械加工的体PZT元件而应用这些技术。

[0269] 具有重叠微元件组的稀疏阵列

[0270] 在一些实施例中,可能期望以专用发射器元件和在群集配置中成组重叠接收孔的接收元件配置基于点源脉冲的超声成像探头。例如,图14示例了微元件710的阵列700,其中微元件成组为发射元件组和接收元件组。

[0271] 如图所示,每个发射元件组702(由“X”阴影化的微元件表示)可以由多个接收元件组704(由“/”阴影化的微元件表示)围绕。在各种实施例中,接收元件704可以基于它们与发射元件702的接近度分组为接收孔706。由围绕接收元件组704绘制的线表示接收孔706。如图所示,一些元件可以参与两个或者更多不同的接收孔704。

[0272] 与本文描述的其他实施例一样,每个接收元件可以连接至接收子系统内的独立通道,以使得可以独立地存储由每个接收元件接收的回声。因此,在收集回声数据之后,可以将接收元件分配给孔。在一些情况下,可以基于相对于发射元件的已知位置的接收元件的已知位置将接收元件分配给孔。

[0273] 在本公开中描述的任何探头实施例中,点源发射器可以采用任意合适的形式,例如单个体压电元件、分段的压电元件、协调的体压电元件组或微元件的专用发射器组,其可以操作以从发射器组的几何中心处的视点源发射球形波形点源脉冲。构成发射器组的微元件可以布置在相对于彼此的平面布置中。或者,构成微元件的发射器组的微元件可以布置在局部凹面或凸面的基底上,以便形成视点源换能器元件。

[0274] 具有物理间隙的稀疏阵列探头

[0275] 在各种实施例中,发射器微元件组和/或接收器微元件组可以制成任意其他平

面、凸面、凹面、凹面和凸面、或无定形形状。例如，微元件组可以形成为近似正方形、近似圆形、近似多边形、近似同心的环形等。发射器微元件组和接收器微元件组的整体尺寸可以如本公开中的其他地方所述的那样确定尺寸。在一些情况下，发射器微元件组可以与接收器微元件组具有相同的尺寸，例如，尺寸在约150微米和约0.5毫米之间或更大。

[0276] 在各种实施例中，稀疏阵列配置的使用可以允许换能器元件之间的区域的其他使用。例如，可以在换能器元件之间的空间中提供各种治疗结构。这样的治疗结构可以包括用于递送靶向消融US治疗的高频超声(HIFU)发射器，辐射或药物递送元件，激光或射频(RF)递送元件，或用于治疗或诊断可以位于有助于统一图像的换能器元件之间的空间中的患者的任意其他结构。

[0277] 在一些实施例中，可以在换能器元件之间提供真空端口，用于使组织或其他介质被吸引成与成像探头的表面接触。真空端口可以包括基底中的孔和/或通道、支撑结构、匹配层、透镜层等。

[0278] 在一些实施例中，稀疏阵列探头可以配置有开口或间隙，器械或工具可以通过该开口或间隙插入。例如，探头可以配置有间隙，其尺寸设计成和配置成接收例如手术刀、刮刀、活组织检查工具、机器人臂、针、手术工具或其他器具的器械或工具。

[0279] 图15示例了由换能器元件802的圆形阵列800构成的中心具有间隙810的超声探头。圆形阵列800可以由阵列段812、814、816、818构成。例如，图15示出了由四个扇形区段构成的探头阵列，每个扇形区段呈四分之一圆形段的形状。该区段可以刚性地固定在壳体、支架或其他配置成将该区段相对于彼此保持在一致位置的结构。中心间隙810的尺寸可以设计成允许插入如上所述的各种工具或器械。

[0280] 使用基于点源脉冲的多孔径成像技术，直接位于探头间隙810下方的区域可以通过发射球形点源脉冲信号成像，该球形点源脉冲信号使间隙下的区域声穿透，并且在间隙810附近以接收元件802接收回声。在一些实施例中，更靠近中心间隙810的换能器元件可以彼此更紧密地间隔开，以便提供与间隙相邻的更多接收元件，从而增加可以从位于间隙810下方的反射器接收回声的接收器的数量。

[0281] 发射换能器元件将倾向于产生球形波形，该球形波形在从点源发射器元件延伸入成像物体的所有方向上传播。在与法线成一定角度的情况下，发射的能量的强度通常趋向于急剧下降，从而限定阈值角度。围绕点源旋转单个角度定义了“信号锥”。信号锥中的反射器将倾向于提供足够高的信噪比反射，使得它们可以可靠地成像，而信号锥外部的反射器可能倾向于以太少的能量以至于不能为最终图像提供有价值的贡献的回声。用于任意特定发射换能器元件的信号锥可以通过实验凭经验确定。接收元件可具有相似的积极贡献的反射器的信号锥。如本文所述，换能器元件的信号锥的角度可以与元件的尺寸相关，更小的元件通常具有比更大的元件更宽的信号锥。另一方面，更大的元件可能比更小的元件产生更多的能量(或者可能对更弱的接收信号敏感)。

[0282] 基于间隙的尺寸以及发射器信号锥和接收器信号锥的角度，发射器元件和接收器元件可以相对于间隙810定位，以便允许间隙810下方体积的有效成像。例如，在一些情况下，具有宽信号锥(也称为“视角”)的发射器元件和接收器元件可以以与间隙相邻的更高密度定位，而具有更窄信号锥的发射和接收元件可以定位在距间隙更远的位置。如本文的各种示例中描述的，可以基于能量需求和信号锥形状使用各种或可变尺寸的发射器

元件和接收器元件。

[0283] 图16A和图16B示例了超声探头850的另一示例,其具有分隔阵列段854、856的物理间隙852。图16A和图16B的探头850通常配置成提供两个阵列区段下方的区域的实时体积成像,其包括区段之间的间隙852下方的区域。间隙852可用于执行各种手术、诊断或介入手术。

[0284] 图16A和图16B的探头850可以包括桥柄860,其刚性地连接两个阵列段854、856并包含用于电连接的导管。桥柄可以根据需要采用任何形状和结构,从而将阵列段相对于彼此刚性地保持一致的位置。基于间隙852的尺寸以及发射器信号锥和接收器信号锥的角度,发射器元件和接收器元件可以相对于间隙852定位,以便允许间隙852下方体积的有效成像。如上所述,可以基于能量需求和信号锥形状使用各种或可变尺寸的发射器和接收器元件862。

[0285] 多孔径超声成像系统部件

[0286] 图17的方框图示例了超声成像系统200的部件,其可以与本文所述的系统和方法的各种实施例结合使用。图17的系统200可以包括若干子系统:发射控制子系统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,系统200还可包括一个或多个用于包含在一个或多个超声成像步骤过程中使用的各种数据的存储器设备。这样的存储器设备可以包括原始回声数据存储器220、加权因子存储器235、标定数据存储器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(包括执行任意其他过程的软件和/或固件代码)可以存储在单个存储设备上。或者,单独的存储器设备可以用于一种或多种数据类型。

[0287] 来自探头202的元件的超声信号的传输可以由发射控制子系统204控制。在一些实施例中,发射控制子系统204可以包括模拟和数字部件的任意组合,其用于控制探头202的换能器元件,以根据所需的成像算法从所选的发射孔以所需的频率和间隔发射未聚焦的超声点源脉冲。在一些实施例中,发射控制系统204可以配置成以一系列超声频率发射超点源脉冲。在一些(但不是全部)实施例中,发射控制子系统还可以配置成以相控阵模式控制探头,发射聚焦的(即,发射波束形成的)超声扫描线束。

[0288] 在一些实施例中,发射控制子系统204可以包括发射信号定义模块206和发射元件控制模块208。发射信号定义模块206可以包括硬件、固件和/或软件的适当组合,其配置成定义要通过超声探头发射的信号所需的特性。例如,发射信号定义模块206可以建立(例如,基于用户输入或基于预定因素)要发射的超声信号的特征,例如脉冲开始时间、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、发射孔位置或任何其他特性。

[0289] 然后,发射元件控制模块208可以获取关于所需的发射脉冲的信息,并确定要发送至适当的换能器元件的相应电信号,从而产生该信号。在各种实施例中,信号定义模块206和发射元件控制模块208可以包括单独的电子部件,或者可以包括一个或多个公共部件的部分。

[0290] 一旦从感兴趣区域接收到发射的信号的回声,探头元件可以产生与接收的超声振动相对应的时变电信号。表示所接收回声的信号可以从探头202输出并发送至接收子系统210。在一些实施例中,接收子系统可以包括多个通道,每个通道可以包括模拟前端设备

（“AFE”）212和模数转换设备（ADC）。在一些实施例中，接收子系统210的每个通道还可以包括在ADC 214之后的数字滤波器和数据调节器（未示出）。在一些实施例中，还可以在ADC 214之前设置模拟滤波器。可以将每个ADC 214的输出引导至原始数据存储设备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的独立通道。在其他实施例中，两个或更多个换能器元件可以共用公共接收通道。

[0291] 在一些实施例中，模拟前端设备212（AFE）可以在将信号传递至模数转换设备214（ADC）之前执行某些滤波过程。ADC 214可以配置成以某个预定采样率将接收的模拟信号转换为一系列数字数据点。与大多数超声系统不同，图17的超声成像系统的一些实施例可以包括：在执行任何进一步接收波束形成、滤波、图像层组合或其他图像处理之前存储表示由原始数据存储设备220中的每个单独的接收元件接收的超声回声信号的定时、相位、幅度和/或频率的数字数据。

[0292] 为了将捕获的数字样本转换为图像，可以通过图像生成子系统230从原始数据存储设备220检索数据。如图所示，图像生成子系统230可以包括波束形成块232和图像层组合（“ILC”）块234。在一些实施例中，波束形成器232可以与包含探头标定数据的标定存储器238相通信。探头标定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他信息。标定存储器238可以物理地位于探头内、成像系统内、或探头和成像系统外部的位 置。

[0293] 在一些实施例中，在通过图像生成块230之后，然后图像数据可以存储在图像缓冲存储器236中，图像缓冲存储器236可以存储波束形成的和（在一些实施例中）层组合的图像帧。然后，视频子系统240内的视频处理器242可以从图像缓冲器检索图像帧，并且可以将图像处理成可以在视频显示器244上显示和/或作为数字视频剪辑，例如，如本领域所称的“电影循环”的存储在视频存储器246中的视频流。

[0294] 在一些实施例中，AFE 212可以配置成在将模拟信号传递至模数转换设备之前对接收的模拟信号执行各种放大和滤波处理。例如，AFE 212可以包括例如低噪声放大器（LNA）、可变增益放大器（VGA）、带通或低通/抗混叠滤波器的放大器，和/或其他放大或滤波设备。在一些实施例中，AFE设备212可以配置成一旦接收触发信号便开始将模拟信号传递至ADC 214。在其他实施例中，AFE设备可以“自由运行”，连续地将模拟信号传递至ADC。

[0295] 在一些实施例中，每个模数转换器214通常可以包括配置成以某个一致的预定采样率对接收的模拟信号进行采样的任意设备。例如，在一些实施例中，模数转换器可以配置成记录25MHz时变模拟信号的数字样本，其每秒为2500万个样本或每40纳秒一个样本。因此，由ADC采样的数据可以简单地包括数据点列表，每个数据点可以对应于特定时刻的信号值。在一些实施例中，ADC 214可以配置成一旦接收触发信号便开始对模拟信号进行数字采样。在其他实施例中，ADC设备可以“自由运行”，连续采样接收的模拟信号。

[0296] 在一些实施例中，原始数据存储设备220可以包括任意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，原始数据存储设备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发射至外部设备的通讯电子设备。在这种情况下，发射的原始回声数据可以以任何所需的格式存储在外部设备上。在其他实施例中，原始数据存储设备220可以包括易失性存储器，非易失性存储器和通讯电子器件的组合。

[0297] 在一些实施例中，原始数据存储设备220可以包括临时（易失性或非易失性）存

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，在波束形成器232可能无法足够快地操作以便以全速率容纳来自ADC 214的数据的情况下，临时存储器可以作为ADC 214和波束形成器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配置成从临时存储器设备或直接从ADC 214接收数据。这样的长期存储器设备可以配置成存储用于后续处理、分析或传输至外部设备的一定量的原始回声数据。

[0298] 在一些实施例中，波束形成器232和图像层组合块234每个均可以包括配置成执行特定过程（例如，如下所述）的任意数字信号处理和/或计算部件。例如，在各种实施例中，波束成形232和图像层组合234可以通过在单个GPU上、在多个GPU上、在一个或多个CPU上、在CPU和GPU的组合上、在单个或多个加速器卡或模块上、在分布式处理系统、或集群处理系统上运行的软件执行。或者，这些或其他过程可以通过在FPGA（现场可编程门阵列）架构上或一个或多个专用ASIC（专用集成电路）设备上运行的固件执行。

[0299] 在一些实施例中，视频处理器242可以包括任何视频处理硬件、固件和软件部件，其可以配置成将图像帧组合成用于显示和/或存储视频流。

[0300] 在任何实施例中，多个元件可以以多路复用布置共用一个或多个导体，例如时分多路复用通讯或其他多路复用方法。多路复用信号可以允许在不牺牲每个元件的各个通道的益处 的情况下减小电缆尺寸。

[0301] 在任何实施例中，每个发射元件和每个接收元件的精确声学位置可以通过精密制造、标定或两者的某种组合而确定。可以存储这样的元件位置信息并使其可用于图像形成和/或波束形成系统。

[0302] 某些术语

[0303] 尽管已经在某些优选实施例和示例的背景下公开了本发明，但本领域技术人员应该理解的是，本发明超出具体公开的实施例延伸到本发明的其他替代实施例和/或用途以及明显的修改及其等价物。对于本领域技术人员而言，对上述实施例的各种修改是显而易见的，并且在不脱离本发明精神或范围的情况下，这里定义的一般原理可以应用于其他实施例。因此，目的是本文公开的本发明的范围不应受上述具体公开的实施例的限制，而应仅通过公平阅读所附权利要求确定。

[0304] 特别地，可以在相关领域技术人员水平内使用材料和制造技术。而且，对单数项目的引用包括存在多个相同项目的可能性。更具体地，如本文和所附权利要求中所使用的，单数形式“一”、“一个”，“所述”和“该”包括复数指示物，除非上下文另有明确规定。还如本文所使用的，除非另有明确说明，术语“或”包括所有提出的替代方案，并且意味着与通常使用的短语“和/或”基本相同。值得注意的是，可以起草权利要求以排除任意可选元件。因此，本声明旨在作为使用与权利要求元件的叙述相关的“单独”、“仅”等专用术语或使用“否定”限制的先行基础。除非本文另有定义，否则本文使用的所有技术和科学术语具有与本发明所属领域的普通技术人员通常理解的含义相同的含义。

[0305] 在单独实现的上下文中在本公开中描述的某些特征也可以在单个实现中组合实现。相反，在单个实现的上下文中描述的各种特征也可以单独地或以任何合适的子组合在多个实现中实现。尽管以上可以将特征描述为以某些组合起作用，在一些情况下，来自所要求保护的组合的一个或多个特征可以从组合中切除，并且可以将该组合要求保护为任何子组合或任何子组合的变型。而且，可以起草权利要求以排除任何公开的元件。因此，上

述句子旨在作为使用与权利要求元件的叙述相关的“单独”、“仅”等专用术语或使用“否定”限制的先行基础。

[0306] 此外,虽然可以以特定顺序描述在附图中描绘或在说明书中描述操作,但这些操作不需要以所示的特定顺序或按顺序执行,并且不需要执行所有操作,以实现所需的结果。未描绘或描述的其他操作可以包含在示例方法和过程中。例如,可以在任何所描述的操作之前,之后,同时或之间执行一个或多个附加操作。而且,可以在其他实现中重新排列或重新排序操作。此外,上述实施方式中的各种系统部件的分离不应理解为在所有实施方式中都需要这种分离,并且应该理解的是,所描述的部件和系统通常可以集成在单个产品中或者封装到多个产品中。另外,其他实施方式也在本公开的范围 内。

[0307] 已经结合附图描述了一些实施例。一些附图可以按比例绘制,但这种比例不应该是限制性的,因为预期的尺寸和比例是预期的并且在本发明的范围内。距离、角度等仅仅是示例性的,并不一定与所示例的装置的实际尺寸和布局具有精确的关系。可以添加,移除和/或重新排列部件。此外,本文中各种实施例相关的任何特定特征、方面、方法、特性、特征、质量、属性、元件等的公开内容可以用于本文阐述的所有其他实施例中。另外,可以使用适合于执行所述步骤的任何装置实践本文描述的任何方法。

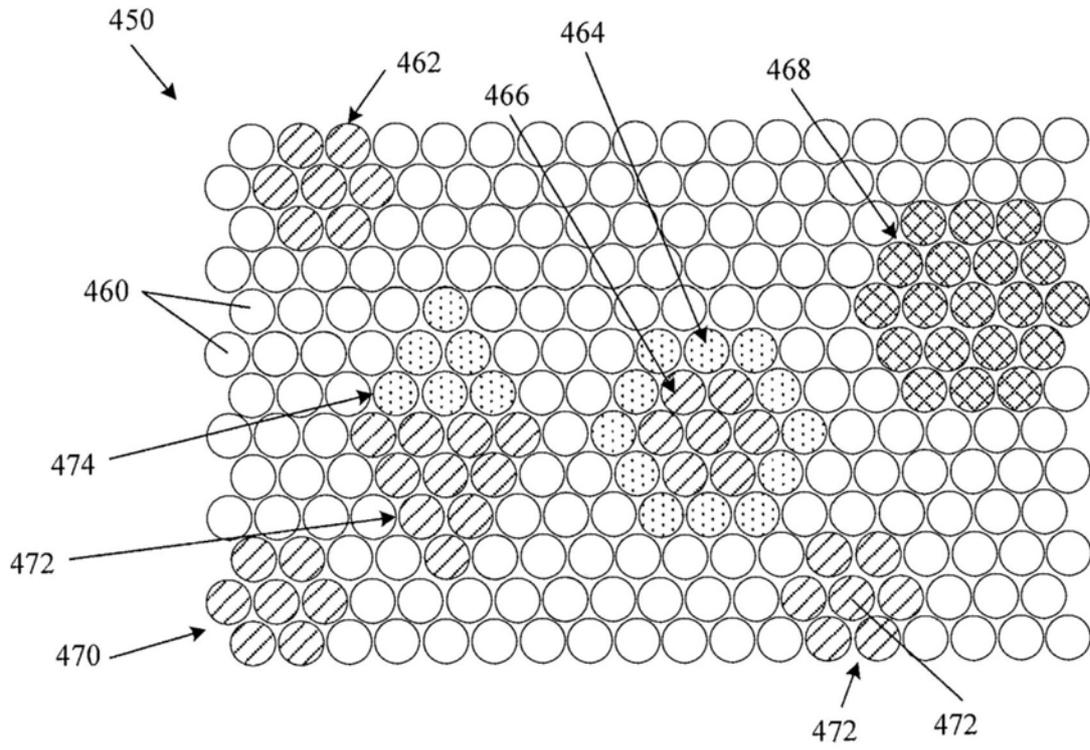


图1

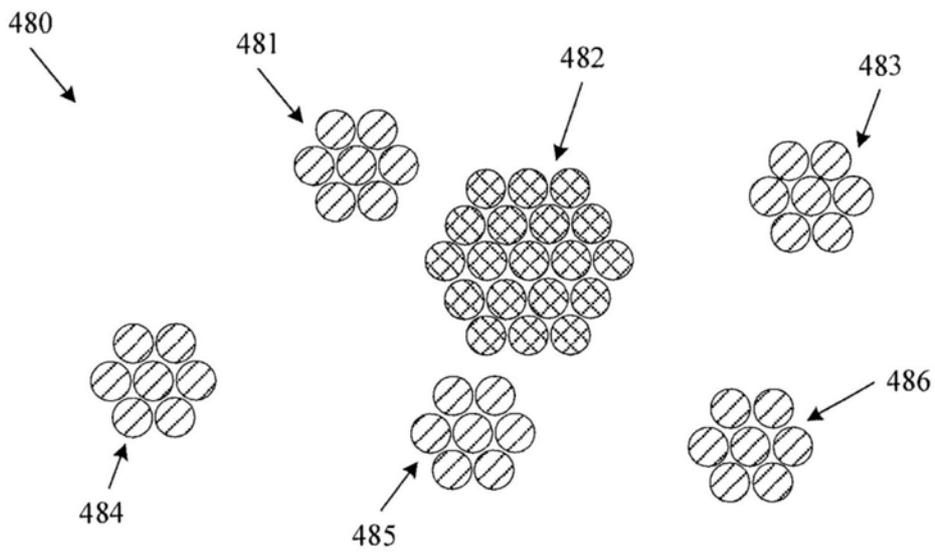


图2

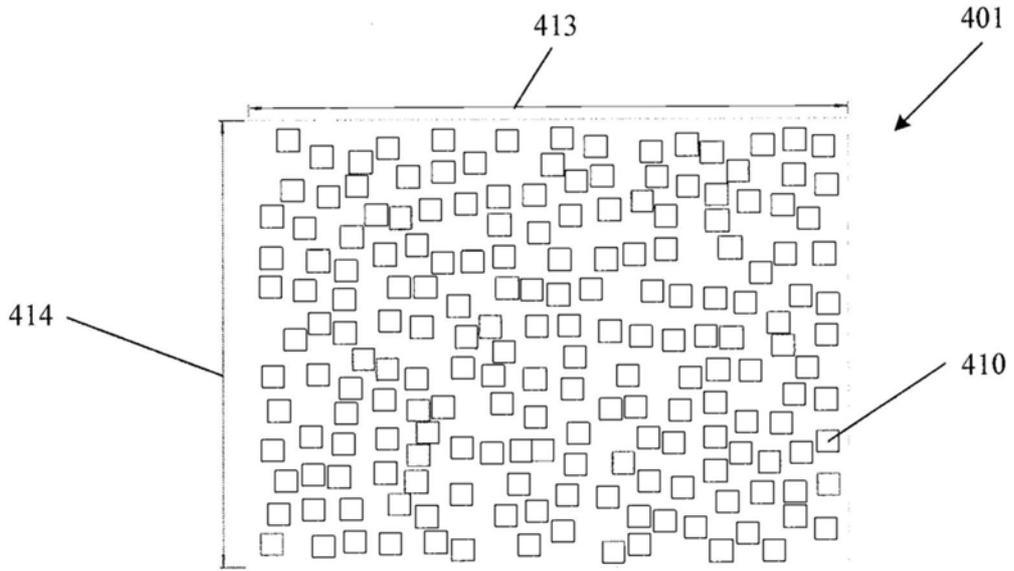


图3

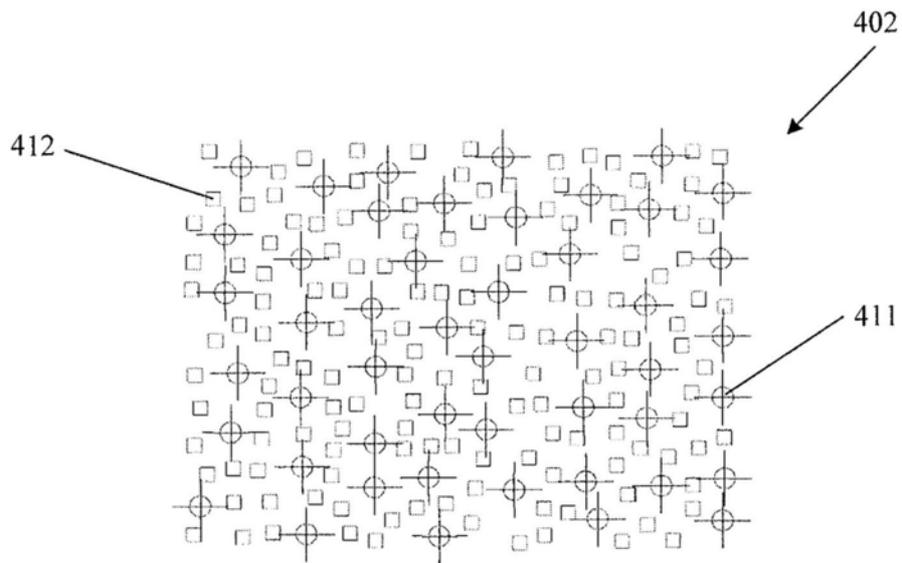


图4

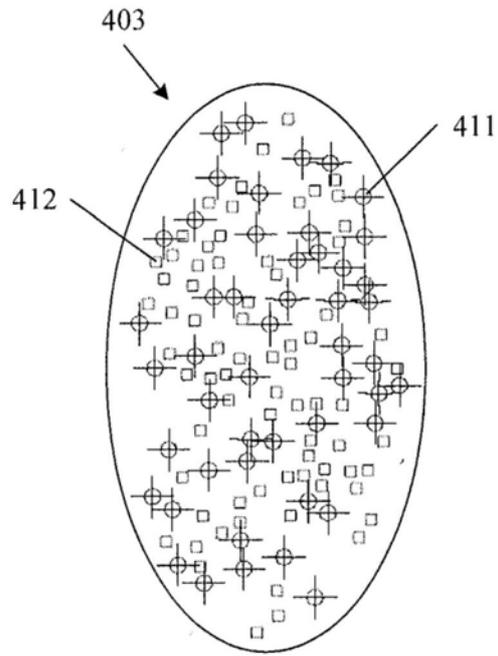


图5

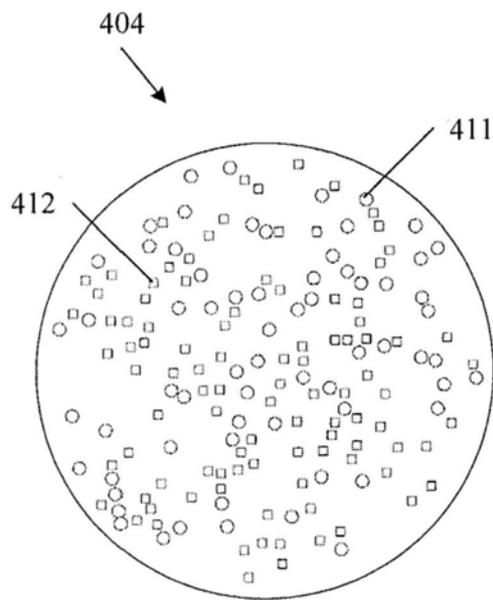


图6

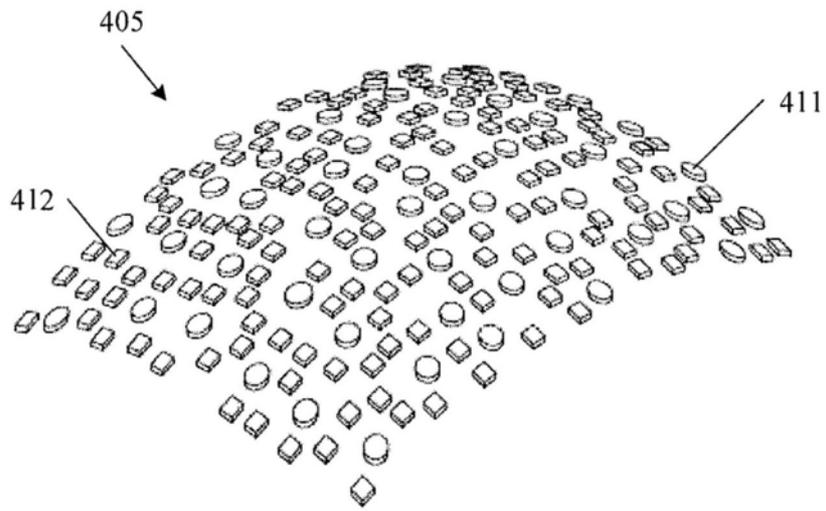


图7

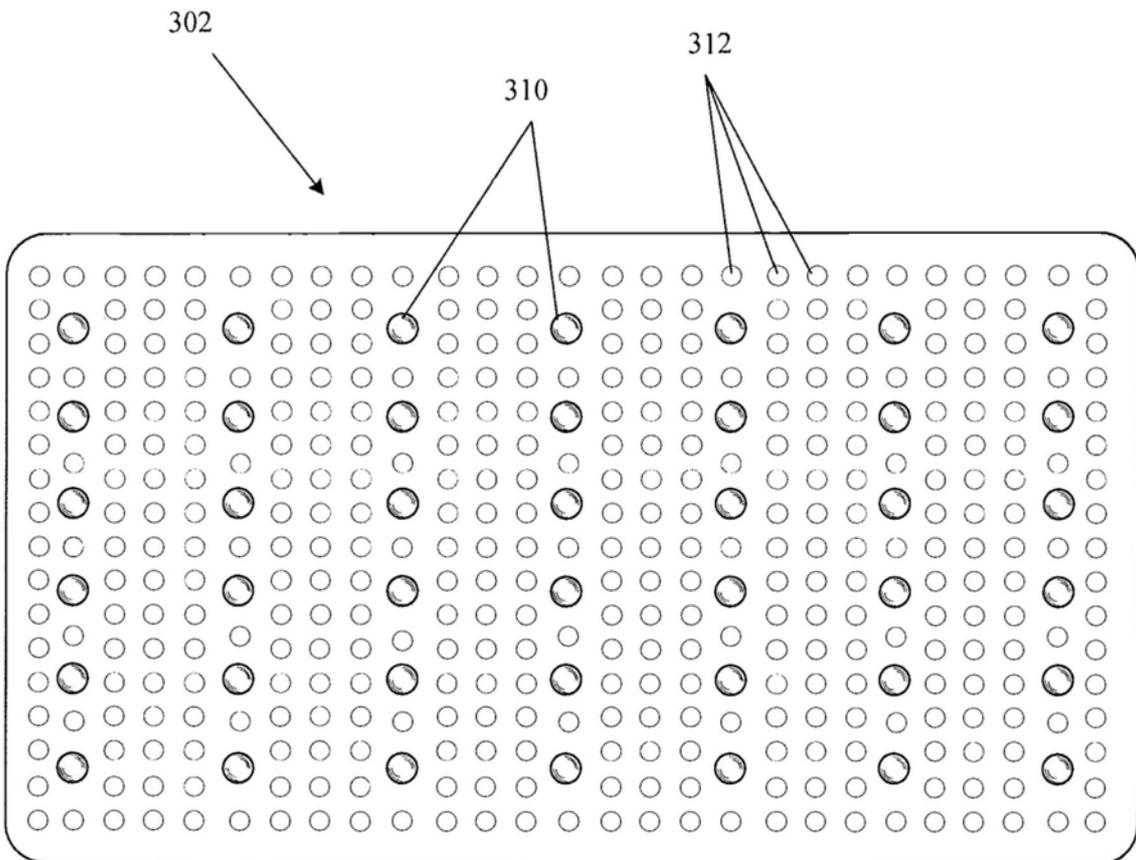


图8

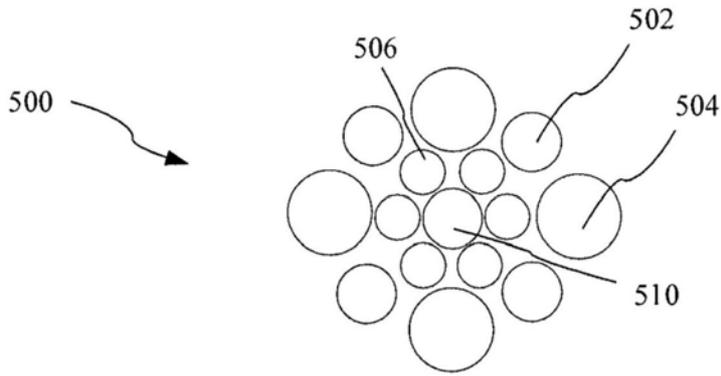


图9

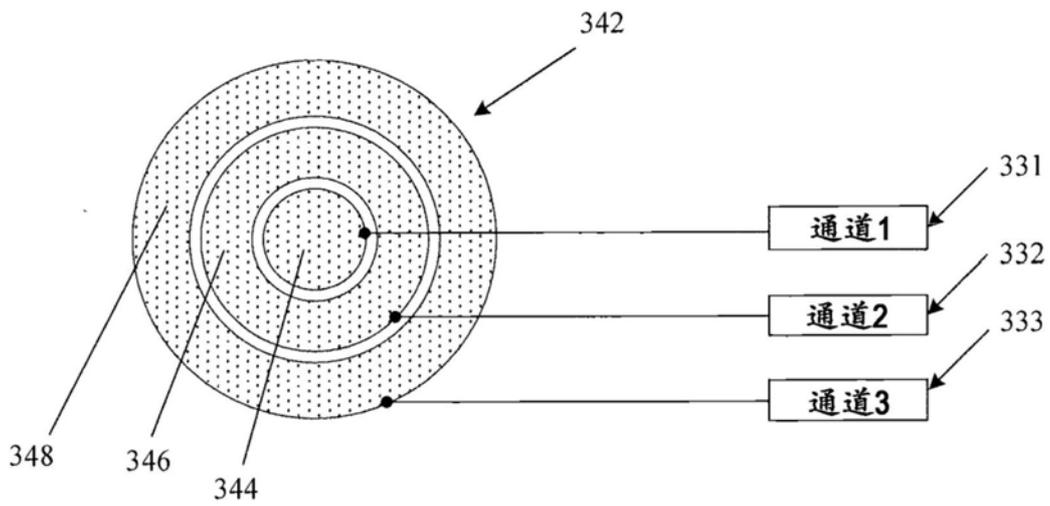


图10A

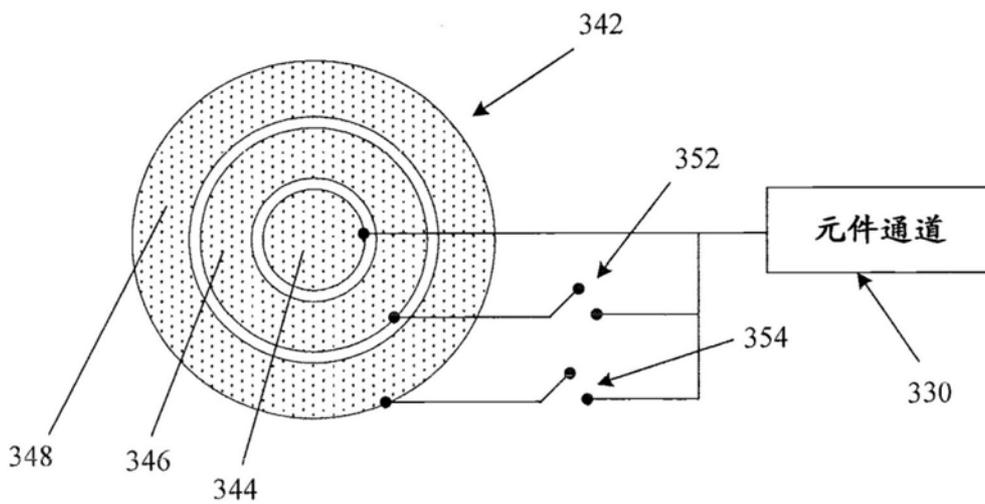


图10B

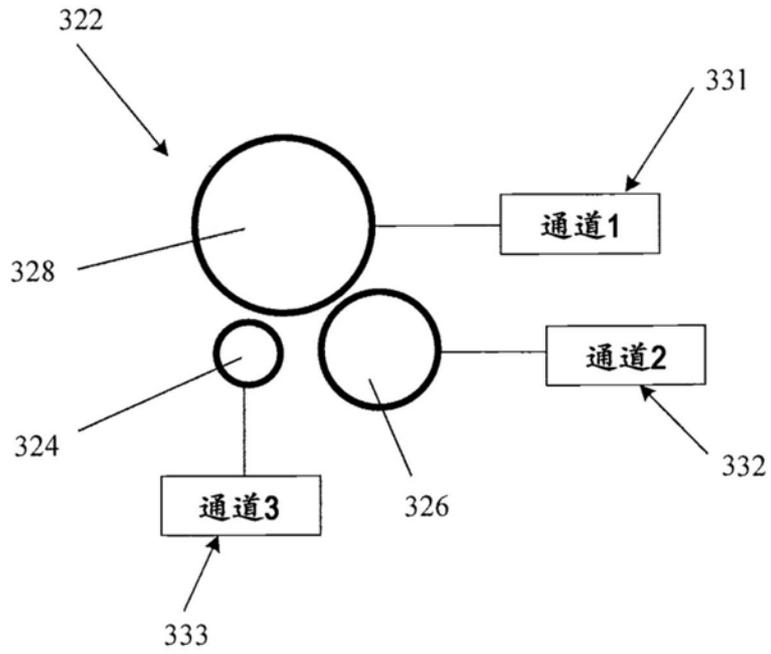


图11A

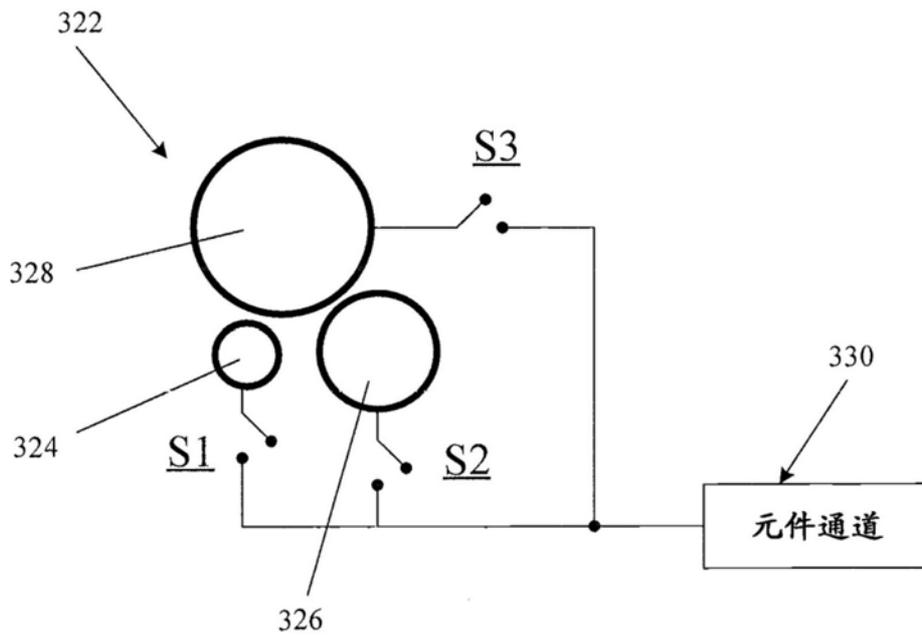


图11B

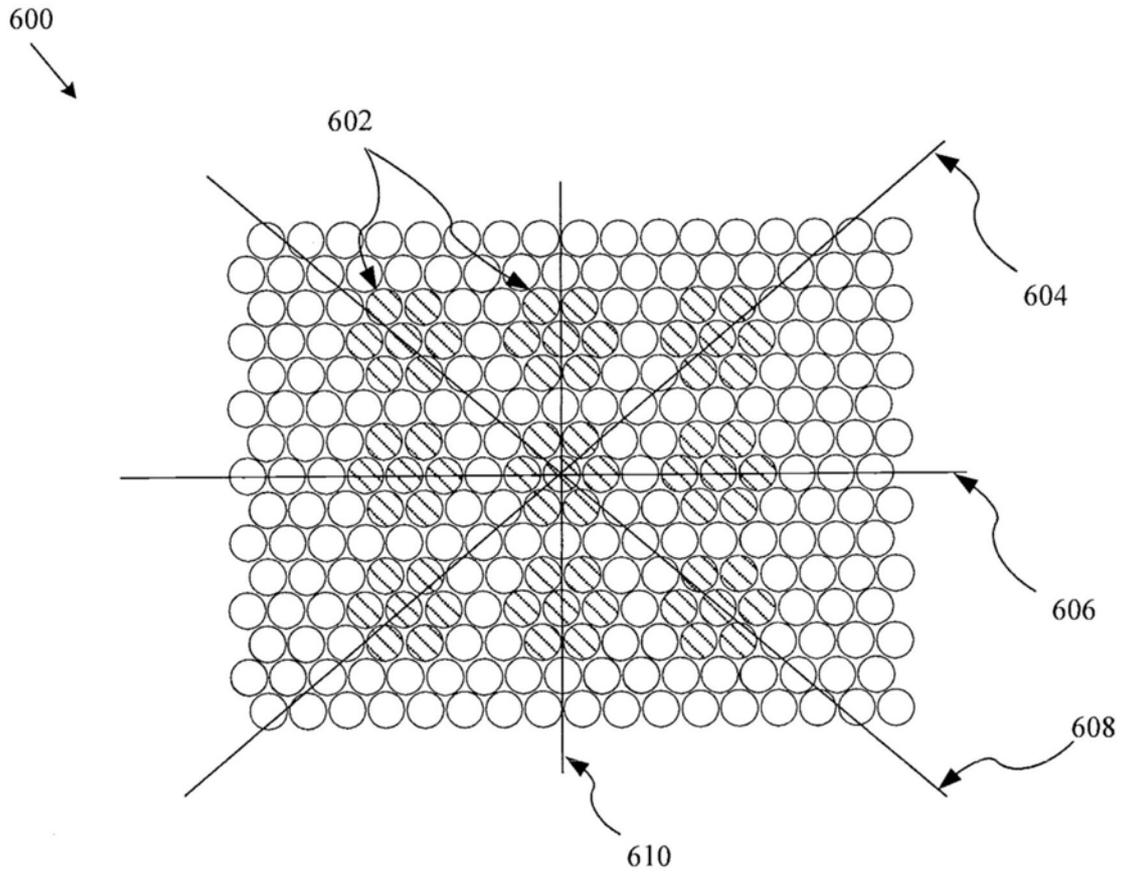


图12

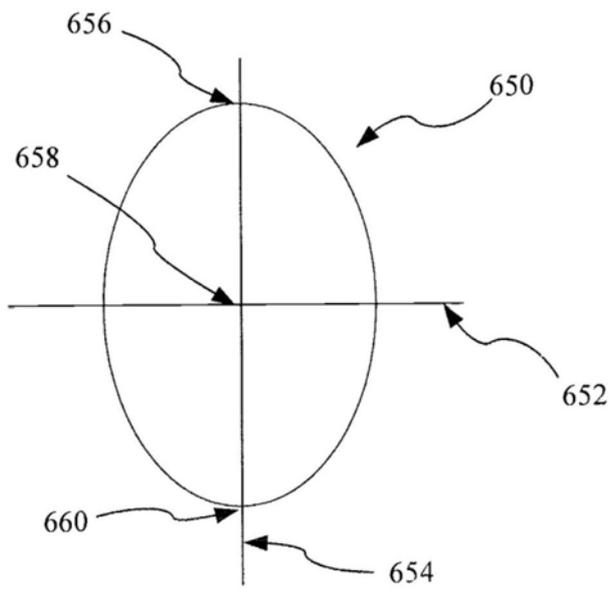


图13

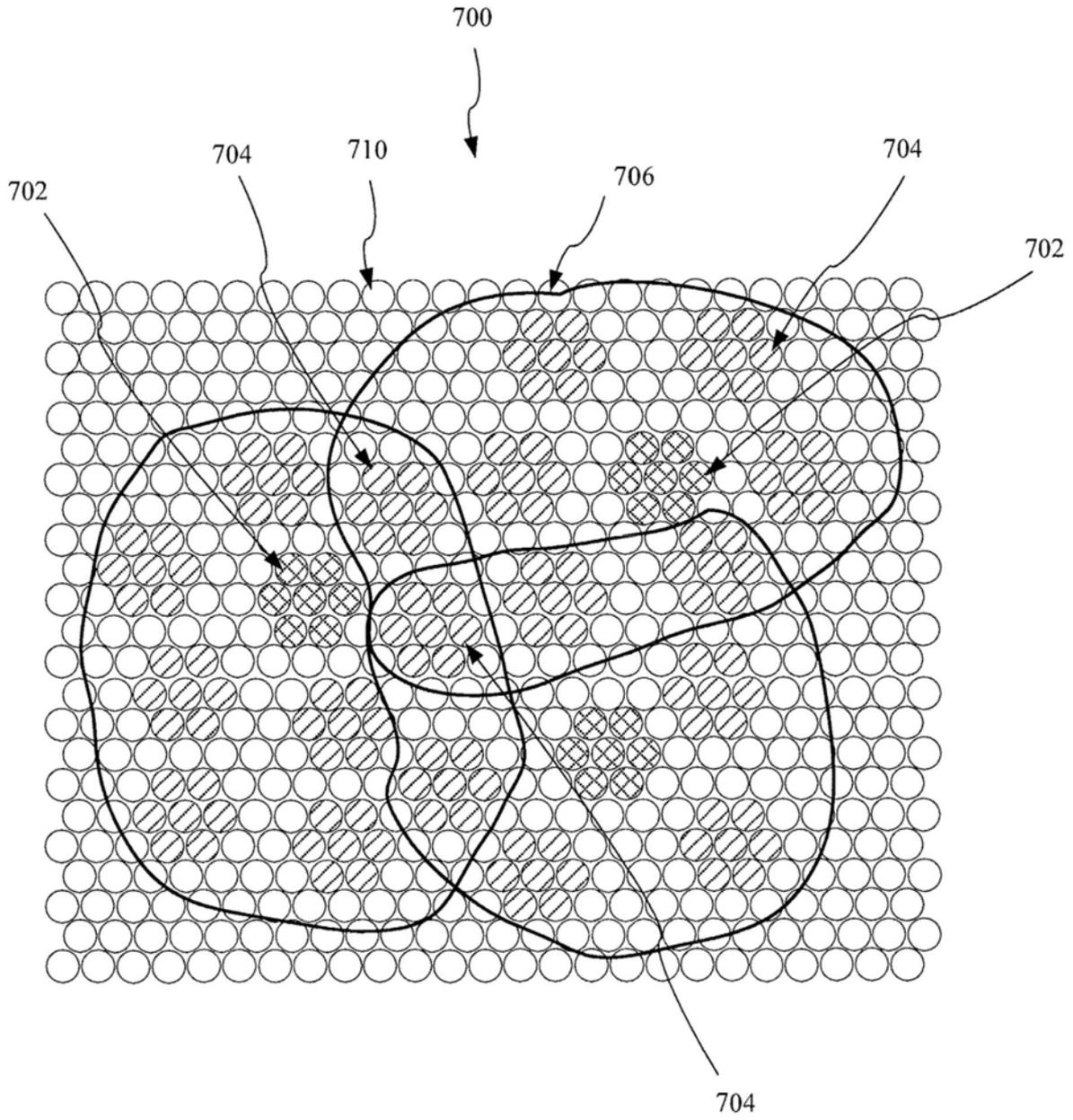


图14

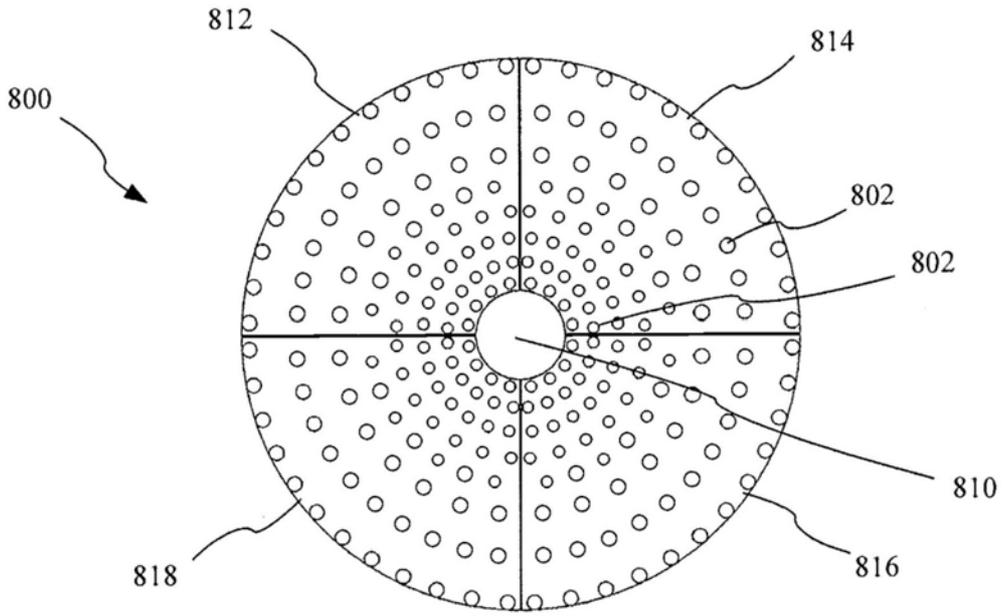


图15

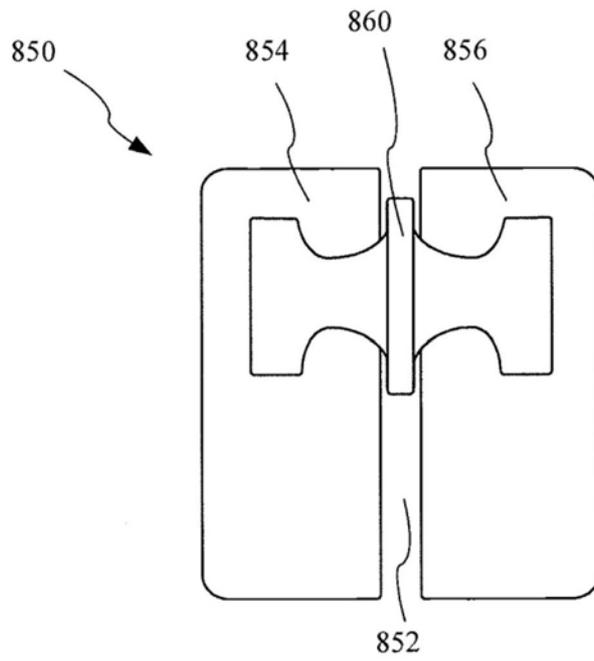


图16A

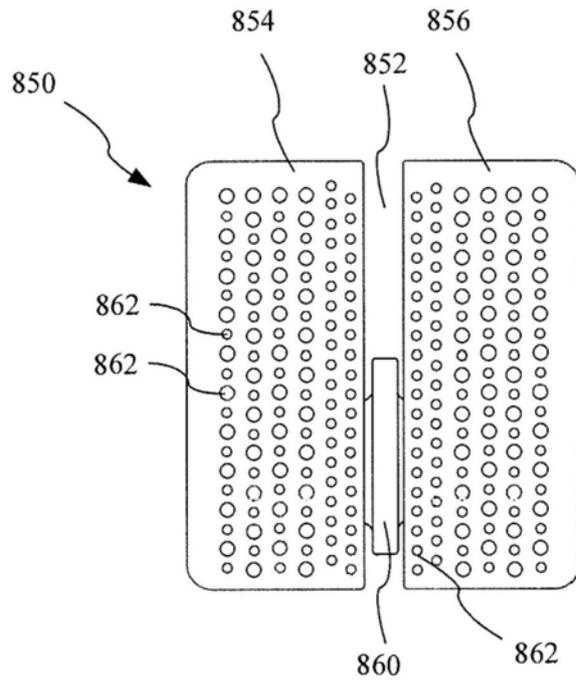


图16B

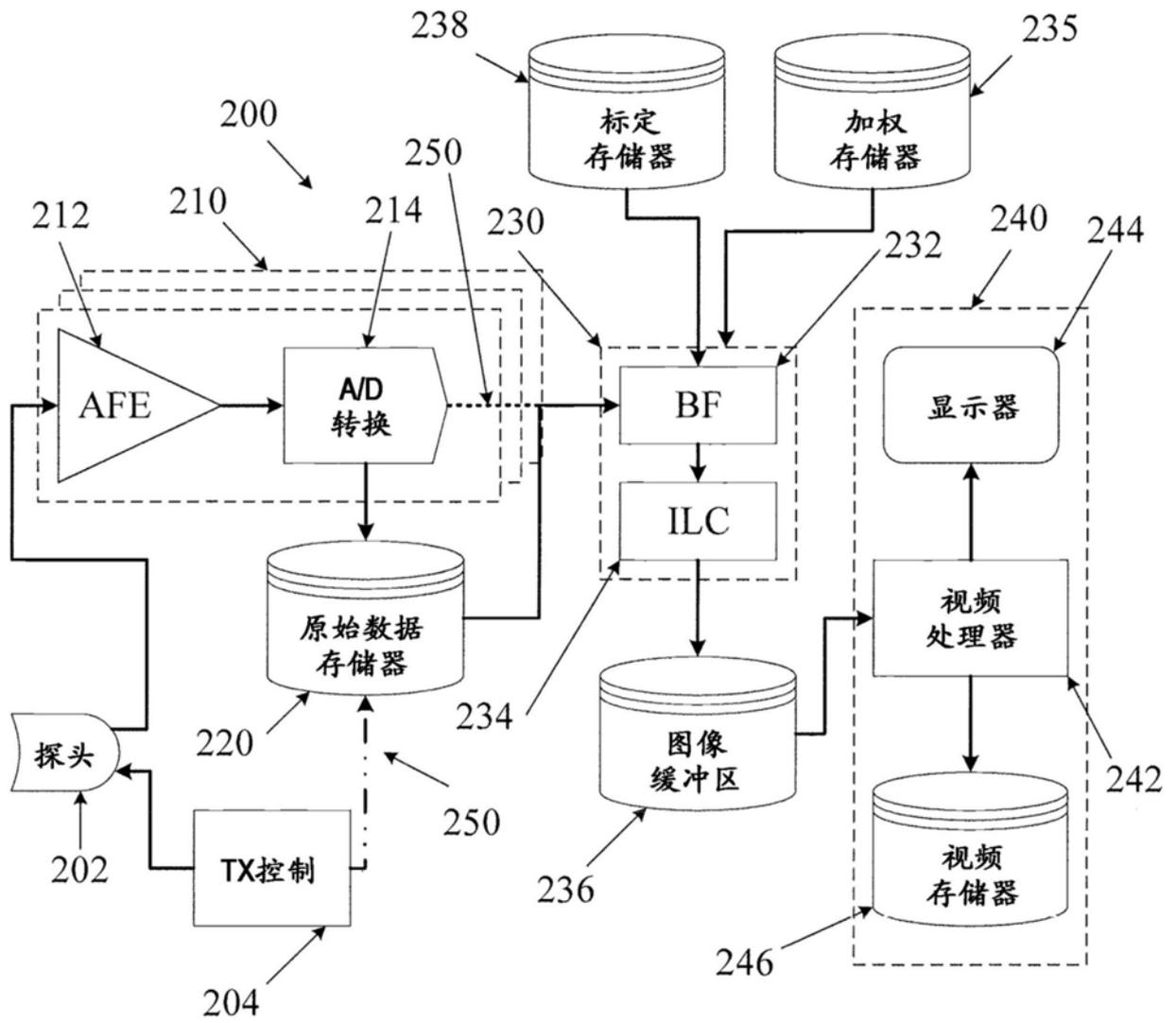


图17