



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103946996 B

(45)授权公告日 2017. 10. 03

(21)申请号 201280055479.8  
 (22)申请日 2012.09.20  
 (65)同一申请的已公布的文献号  
 申请公布号 CN 103946996 A  
 (43)申请公布日 2014.07.23  
 (30)优先权数据  
 61/536,636 2011.09.20 US  
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日  
 2014.05.12  
 (86)PCT国际申请的申请数据  
 PCT/US2012/056393 2012.09.20  
 (87)PCT国际申请的公布数据  
 W02013/043906 EN 2013.03.28  
 (73)专利权人 新宁研究院  
 地址 加拿大 安大略省  
 (72)发明人 库莱沃·许尼宁 宋俊昊  
 (74)专利代理机构 北京英赛嘉华知识产权代理  
 有限责任公司 11204  
 代理人 余朦 王艳春

(51)Int.Cl.  
 H01L 41/083(2006.01)  
 (56)对比文件  
 WO 2006/083539 A1,2006.08.10,  
 US 5938612 A,1999.08.17,  
 Junho Song等.“Fabrication of one-  
 dimensional linear diagnostic and  
 therapeutic high intensity focused  
 ultrasound (HIFU) phased-arrays using  
 lateral-mode coupling method”.《IEEE  
 International Ultrasonics Symposium》  
 .2010,第10卷  
 Junho Song等.“Fabrication of one-  
 dimensional linear diagnostic and  
 therapeutic high intensity focused  
 ultrasound (HIFU) phased-arrays using  
 lateral-mode coupling method”.《IEEE  
 International Ultrasonics Symposium》  
 .2010,第10卷

审查员 王小峰

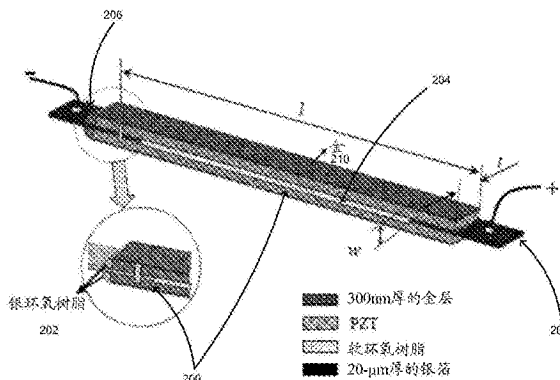
权利要求书1页 说明书10页 附图13页

(54)发明名称

超声换能器和制造超声换能器的方法

(57)摘要

本申请提供用于相控阵列构造的多层式侧向模式耦合方法和相应地构建的换能器装置。本公开描述和说明了相控阵列的电阻抗可被显著降低并易于控制至与源阻抗接近。该制造工艺相对简单且价廉。此外,元件在1.5维、2维、3维或其它维配置下表现稳固,可长时间操作而不产生结构缺陷,并且提供成像和/或医疗治疗应用所需的高功率输出。



1. 用于形成声换能器元件的多元件阵列的声换能器元件，  
由多个压电层形成的压电堆，  
每个所述压电层能够沿第一轴线机械地响应于接收的电驱动信号，以当由一对电极沿第二轴线施加所述接收的电驱动信号时沿所述第一轴线振动，其中所述一对电极与每个所述压电层的对应相对面电耦合，所述第二轴线垂直于所述第一轴线，以及  
其中所述多个压电层相对于彼此设置在所述压电堆中，使得设置在两个相邻的压电层之间的公共电极在所述两个相邻的压电层之间被共享，  
其中第一组非相邻公共电极并联连接以形成公共信号电极，以及第二组非相邻公共电极并联连接以形成公共接地电极，  
其中所述第一组非相邻公共电极包括在与声学发射的方向平行的方向延伸超出所述压电堆的近端的平面箔，所述近端与所述压电堆的远发射表面相反，并且所述第一组非相邻公共电极在所述压电堆的所述近端之外进行电通信。
2. 如权利要求1所述的声换能器元件，其中所述第一组非相邻公共电极通过低温焊料连接。
3. 声学装置，包括如权利要求1所述的声换能器元件的阵列。
4. 如权利要求3所述的声学装置，其中所述声换能器元件沿所述第二轴线堆叠，以沿所述第二轴线一个位于另一个旁边地形成元件的线型阵列，并从所述线型阵列的与所述第二轴线垂直的工作面发送声能。
5. 如权利要求4所述的声学装置，其中在所述阵列的每两个相邻声换能器元件之间夹有导电电极，以连接相邻的公共接地电极。
6. 如权利要求3所述的声学装置，其中多个声换能器元件设置在所述阵列中，以形成沿所述第二轴线并沿与所述第一轴线和所述第二轴线垂直的第三轴线延伸的所述阵列。
7. 如权利要求6所述的声学装置，其中所述声换能器元件沿标准笛卡尔坐标系的x维度和y维度延伸并配置成沿所述标准笛卡尔坐标系的z维度辐射声能，其中所述x维度为所述第二轴线，所述y维度为所述第三轴线，所述z维度为所述第一轴线。
8. 如权利要求3所述的声学装置，其中第一换能器元件具有沿所述第一轴线的第一物理维度，以具有由所述第一物理维度限定的第一对应谐振频率，第二换能器元件具有与所述第一物理维度不同的第二物理维度并具有由所述第二物理维度限定的第二对应谐振频率，所述第二对应谐振频率不同于所述第一对应谐振频率。

## 超声换能器和制造超声换能器的方法

### 技术领域

[0001] 本公开涉及超声换能器和多个换能器的阵列的设计和构造。

[0002] 相关申请

[0003] 本申请是于2011年9月20日提交的第61/536,636号美国申请的非临时申请并要求其权益。该美国申请的内容通过引用并入本文。

### 背景技术

[0004] 在现代医疗实践中,超声提供一种快速、非侵入性且低本高效的成像和治疗形式。随着相控阵列制造和电子技术的发展,超声的应用已经得到快速增长。超声波和超声能量场从超声换能器投射至经受成像或治疗的体积内。换能器以如下原理工作:将输入的电驱动信号能量转换为输出的超声能量,因为制造换能器的材料经受与输入的电驱动信号相应的机械尺寸变化。此外,根据应用,换能器能够通过逆向的机械至电的换能处理将入射的超声能量转换为可测量的电能,从而由入射声波导致的尺寸压缩在换能器的材料中激发或诱发电响应。用于制造超声换能器元件的典型材料是压电晶体材料,诸如锆钛酸铅(PZT)和类似材料。

[0005] 在传输模式中,超声能量从发送换能器的面发射,并根据超声能量传播的已知定律在所选媒介(通常为流体或粘弹性或允许超声波传播的其它媒介)中传播。经受换能器装置或阵列成像或治疗的患者的组织有时被近似为粘弹性流体。其声学参数,诸如声速和吸收系数能够被确定并影响超声波在患者体内传播的方式。

[0006] 多个超声源或换能器元件可被分组为一维或二维的阵列。通过控制发送至阵列的每一个(或多个组)超声元件的电驱动信号,该阵列发射的声场总体上能够在空间和时间上被控制和定向。施加至阵列的元件的电驱动信号的幅度和相位均使用计算机控制的驱动电路控制在各个元件水平。

[0007] 当换能器元件的尺寸足够小时,在被从离换能器一定距离观察时可充当点超声源。超声阵列的所谓的远场行为常常通过考虑来自该阵列的各个成员换能器的累积效果来逼近。对于许多换能器元件的阵列,叠加原理通常适用,至少作为线性系统中的第一逼近,由此通过对该阵列的各个元件的效果进行叠加地求和来推导总的超声场,以获得在空间和时间上的任何情况下的总阵列的净场。相控阵列因此允许超声束被创建(具有给定的空间分布)并允许将该超声束电子地偏转并聚焦在目标体积中,而不需要机械装置来操纵或重新定位换能器。可使用相位畸变校正算法精确且快速地控制多个位置处的声功率沉积,以偏转和聚焦超声束穿过不同组织层,诸如脂肪和肌肉。利用这些独特的能力,可容易地对位于身体较深处的癌症组织进行快速的体积成像和凝固。

[0008] 允许灵活和精确的束成形和偏转的相控阵列的构造可包含复杂和精密的设计和制造步骤。有时用于超声阵列设计中的一个设计标准是阵列元件之间的中心至中心间隔(间距)应等于或小于波长的一半,以避免不期望的副峰,诸如栅瓣。然而,随着频率的增加(即波长的降低)和阵列配置从一维到二维的变化,相控阵列将具有更多数量的小元件。小

元件尺寸不仅导致与各个元件的电连接的复杂度的增加,还导致元件的电阻抗的增加。

[0009] 小阵列元件的大电阻抗能够导致RF(射频)驱动系统(源)(通常为50W)与阵列元件之间的电阻抗失配。在诊断相控阵列中,这种阻抗失配在发送模式下导致低声功率输出,并因此在接收模式下导致较差的灵敏度和信噪比(SNR)。类似地,对于高功率治疗阵列,其能够导致较差的电声功率转换。该问题的传统解决方式是为每个元件采用电阻抗匹配电路。由于这需要高额的制造成本来实现,故对于具有大量元件的相控阵列而言,传统方法通常不太理想或有效率。因此,这些元件通常被设计为具有与源阻抗接近的电阻抗,以使发送至这些元件的功率最大化,而不使用匹配电路。

[0010] 已经有一些通过减少阵列元件电阻抗来代替使用电匹配电路的尝试。一些方法设法使用厚膜流延工艺堆叠多层(N层)压电材料,以降低元件的总电阻抗 $N^2$ 倍。然而,这种方法的制造工艺复杂且昂贵。类似地,使用划分和填充方法结合的多层陶瓷和复合材料有时可改善发送至阵列元件的电功率。虽然可改善制造工艺的复杂度,但出现了与结合层的对准和层离有关的其他问题。

[0011] 改进的换能器设计和制造这种换能器和换能器阵列的方法是需要的,并且至少在超声技术、医疗成像、超声治疗领域以及声换能器技术的其它医疗和工业应用中是有用的。

## 发明内容

[0012] 本公开是针对用于相控阵列构造的多层式侧向模式耦合方法。制造工艺简单并且价廉。元件在长时间操作下表现稳固而不产生结构缺陷。此外,我们介绍了允许治疗所需的高功率输出的阵列结构。

[0013] 本设备和方法的其它方面针对用于相控阵列构造的多层式侧向模式耦合方法。在一些实施方式中,使用该方法构造的相控阵列的电阻抗与现有方法相比显著减少,并且易于控制至与源阻抗接近,使得该阵列能够在不使用电匹配电路的情况下被驱动。在一些方面,多层式换能器元件在压电陶瓷板的侧向模式下被驱动,并且这种元件的阵列被设计和制造以用于诸如医疗超声领域。

[0014] 在一些方面,N层式侧向模式换能器的总电阻抗比驱动在厚度模式下的单层式换能器小 $(Nt/w)^2$ 倍(其中w是阵列元件的宽度,t是阵列元件的厚度)。

[0015] 各种实施方式可减少与诊断和治疗相控阵列相关联的制造成本。一些实施方式可减少或消除阵列设计中对电阻抗匹配电路的需要。高功率治疗阵列可变得更加实际或可能,因为电极被构造以将热能从阵列元件转移走,还因为本侧向模式激发方法避免了换能器的层离。

[0016] 在一些实施方式中,在成像阵列的情况下,可使用所呈现的技术获得高达和超过100MHz的高频。

[0017] 一个实施方式针对用于制造换能器元件的声学阵列的方法,包括:提供多个声换能器元件,每个声换能器元件具有限定其空间范围的多个维度,该多个维度包括沿着第一轴线的第一维度,该元件在由电驱动信号激发时沿第一轴线辐射声能;沿基本垂直于所述第一轴线的至少第一轴线在该阵列的工作面中机械地布置该多个换能器元件;提供多个导电箔,该多个导电箔充当电极以向换能器元件传输电驱动信号,该多个导电箔插设在该多个声换能器元件之间,使得相邻的一对换能器元件共享位于该对换能器之间的同一电极;

以及使用电驱动信号通过导电电极驱动该多个换能器元件。

[0018] 另一个实施方式针对声学装置、设备或系统,包括:多个声换能器元件;每个声换能器元件包括换能器的多元件阵列的元件;每个声换能器元件能够沿第一轴线机械地响应于接收的电驱动信号,以当由电耦合至换能器的对应的相对面的一对电极沿第二轴线施加接收的电驱动信号时沿第一轴线振动,其中第二轴线与第一轴线基本垂直;以及其中该多个换能器元件相对于彼此设置在阵列的面中,使得设置在两个相邻换能器元件之间的公共电极共享在所述两个相邻的换能器元件之间,并充当该相邻的换能器元件中每个的一个电极或一对电极。

## 附图说明

[0019] 为了更完整地理解本构思的性质和优点,将结合附图参照下面的对优选实施方式的详细描述,在附图中:

[0020] 图1示出在厚度模式和侧向耦合模式下驱动的压电陶瓷PZT的示例性示意图;

[0021] 图2示出具有共享电极构造的单个两层PZT的示例性示意图;

[0022] 图3示出示例性实施方式,其中(a)为用于测试32元件成像或42元件HIFU线性阵列的实验装置,(b)为原点位于阵列中心的笛卡尔坐标系;

[0023] 图4示出示例性模型和设置在模型中的线;

[0024] 图5示出示例比较(a)以厚度模式驱动的单层换能器与(b)以侧向模式驱动的两层换能器之间的电阻抗测量值的曲线图;

[0025] 图6示出电阻抗的某些示例,(a)幅度,(b)32元件相控阵列元件在水中的相位测量值;(1):侧向模式,(2)对应于两层阵列元件的厚度模式,(3)对应于单层换能器的厚度模式;

[0026] 图7示出来自32元件成像阵列的中心元件的示例性脉冲回波脉冲响应:(a-b)为测量到的发送的脉冲及其对应的标准化FFT,并且(c-d)为波形的脉冲回波测量值和对应的标准化FFT;

[0027] 图8示出当该阵列聚焦时的XY和YZ面中的示例性标准化辐射压力幅度测量值:其中(a-b)为聚焦于(0,0,30)mm处的测量值,(c-d)为聚焦于(0,10,30)mm处的测量值

[0028] 图9示出模型中的四个尼龙线的扫描图像;

[0029] 图10示出具有侧向振动模式的4层PZT换能器的示例性示意图;

[0030] 图11示出具有侧向振动模式的4层PZT换能器的频谱;

[0031] 图12示出具有侧向振动模式的双频2层PZT换能器的示例,其中(a)为双频换能器的单独元件的构造,并且(b)为完全组装的双频换能器;

[0032] 图13示出用于二维阵列的六层换能器元件的构造的示例性示意图,并且示出了实际的6层元件;以及

[0033] 图14示出(a)使用六层元件制造的8x82D阵列的略图;(b)阵列的示出使用低温焊锡球的电连接器的底视图;以及(c)8x82D阵列照片。

## 具体实施方式

[0034] 如上所述,有用的是减少相控阵列的电阻抗并将该电阻抗控制为接近源阻抗,使

得该阵列能够在不使用电匹配电路的情况下被驱动。还期望便于从换能器阵列或换能器的区域移除热量,以在工作期间(尤其是处于较高功率或对于较长的工作时间而言)将换能器阵列或换能器的区域保持在可接受的工作温度限制内。这在如下情况下尤其有用:换能器或阵列或其它部件的物理特性可能由工作期间的温度的不期望或意外的升高而受到不利影响或改变或降低性能。

[0035] 发明人和/或申请人中的一些或全部已经提交了用于改进换能器装置设计以及换能器装置的制造的应用,这些应用通过引用并入本文。例如,参见来自第11/600,301号美国专利申请和第60/736,713号临时申请的第2007/0167764A1号美国专利公布,这些文献的内容通过引用并入本文。

[0036] 本公开提供了可使用在诊断与HIFU(高强度聚焦超声)相控阵列构造中的多层式侧向模式换能器元件(和/或阵列)的驱动、使用方法、制造、以及设计的构思。本系统和方法提供了高效容易的方法来减小具有小宽度厚度比的阵列元件的大电阻抗以及减小高功率应用的温度。

[0037] 作为示例性实施方式,并且为了证实侧向耦合方法,我们在下面以示例说明来描述一维线性32元件(770kHz)成像和42元件(1.45MHz)高强度聚焦超声(HIFU)相控阵列的制造和性能,其中示例的延伸对本领域技术人员来说将是显而易见的。本讨论和示例示出本侧向模式耦合技术的益处。本示例中的阵列均已由发明人测试并且在没有电匹配电路的情况下被驱动。这减少了制造阵列的时间以及制造成本和复杂度。通过在设计中增加更多层,能够轻易地实现电阻抗的进一步减小。

[0038] 在优选的实施方式中,本发明的多层式换能器元件在压电陶瓷板的侧向模式下被驱动。为了使性能最大化,我们由软PZT-5陶瓷板构造阵列,并利用其与硬PZT陶瓷板(例如,PZT-4)相比更高的介电常数( $\epsilon^T$ )、耦合因子( $k_{31}$ )、以及机电常数( $d_{31}$ )。表1示出硬PZT-4和软PZT-5陶瓷的材料特性。当然,这些特性仅仅是示例性的并且旨在说明本示例,并不意在限制或详尽可用于本范围的特性的可能范围。

参数	PZT-4	PZT-5
相对介电常数	1550	3900
介电损耗因素, $\tan\delta$	0.004	0.018
居里温度(°C)	250	210
[0039] 电荷常数, $d_{33}$ (pC/N)	250	690
电荷常数, $d_{31}$ (pC/N)	-125	-340
耦合因素, $k_{33}$	0.7	0.80
耦合因素, $k_{31}$	0.35	-0.46
密度( $\text{g}/\text{m}^3$ )	n/a	7.95
[0040] 质量因素, $Q_m$	400	46

[0041] 表1

[0042] 由于PZT-5与PZT-4相比具有更高的 $k_{31}$ 和 $d_{31}$ ,故其在侧向方向上提供更高的发送声功率输出和接收敏感度。其高介电常数提供更低的电阻抗,使得其与利用硬PZT制造的换能器相比更易于减少电阻抗。虽然对于高功率应用来说并不常用,当前结果表明,通过更软材料获得了足够的、甚至用于HIFU的目的的功率输出。

[0043] 在一些方面,本侧向模式耦合技术便于制造方便和减少本装置的电阻抗。由于我们以大陶瓷板开始并在制造开始时在显微镜下将它们结合,因此我们没有经历任何失准问题。在一些实施方式中,我们使用 $20\mu\text{m}$ 厚的银箔将结合层厚度控制为等于或小于约 $25\mu\text{m}$ ,从而降低了机械顺从性和由厚结合层带来的耦合损耗。结合层厚度可使用更薄的中间导电箔进一步减小。此外,由于两个换能器层总是以相同方式振动,故无论是压缩或是膨胀,对于两层式侧向模式换能器,都没有观察到层离问题。

[0044] 对于驱动在侧向模式下的多层式压电陶瓷阵列元件,通过将多个换能器层并联地电连接并将其驱动在非传统机械振动模式下(侧向模式),能够使该元件的电阻抗最小化。

[0045] 图1示出三种不同阵列元件配置的示例:(a)单层式换能器,(b)两层式换能器,以及(c)两层式侧向模式换能器。具体地,图1(a)示出了驱动在厚度模式下(由振动方向箭头102指示)的单层式PZT100。图1(b)示出了驱动在厚度模式下的双层式PZT110。图1(c)示出了双层式侧向模式PZT120。对于这三种PZT而言,总体尺寸相同。PZT晶体的极性由绘制在PZT元件的面上的极化方向箭头指示。图1(a-b)中示出的换能器将驱动在厚度模式下,而两层式侧向模式换能器(图1(c))将用于在侧向模式下振动。阵列的元件(包括换能器层)在由小箭头指示的厚度方向上被极化。为了简化分析,假设在线缆和压电换能器上不存在机械损耗和电损耗。具有厚度 $t$ 、宽度 $w$ 和长度 $l$ 的单层式换能器(图1(a))具有受夹电容 $C_0$ ,其由下式给出

$$[0046] \quad C_0 = \epsilon_0 \epsilon^T A_0 / t,$$

[0047] 其中 $A_0 (= l \times w)$ 是电极区, $\epsilon_0$ 是真空电容率( $8.854 \times 10^{-12} \text{F/m}$ ),并且 $\epsilon^T$ 是压电陶瓷换能器的相对受夹介电常数。电阻抗 $Z_0$ 与电容成反比。单层式换能器的谐振频率由厚度 $t$ 控制。宽度 $w$ 小于或等于长度的一半。

[0048] 图1(b)示出了驱动在厚度模式下的具有层厚度 $t/2$ 的两层式换能器。总体尺寸与单层式换能器相同。在相同的换能器厚度 $t$ 的情况下,谐振频率将与单层式换能器的谐振频率基本相同。位于换能器层之间的内部电极接地并且外部电极连接至信号线。两层式换能器的总受夹电容 $C_T$ 、电阻抗 $Z_T$ 为

$$[0049] \quad C_T = \epsilon_0 \epsilon^T A_T / t_T = 2 \epsilon_0 \epsilon^T (l \times w) / (t/2)$$

$$[0050] \quad = \epsilon_0 \epsilon^T (2A_0) / (t/2)$$

$$[0051] \quad = 4C_0$$

$$[0052] \quad Z_T = 1/4Z_0$$

[0053] 其中与单层式换能器相比,电极的总表面积 $A_T$ 翻倍并且元件厚度 $t_T$ 减半。因此,总电阻抗减少四倍。

[0054] 在两层式侧向模式换能器(图1(c))中,换能器驱动在侧向模式而不是厚度模式的谐振频率下。当电场被施加至该换能器时,两层同时沿侧向方向以相同相位振动,膨胀和收缩。与图1(b)中所示的两层式换能器相似,层的内部电极接地,外部电极连接至信号,故层的电连接是并联的。与驱动在厚度模式下的单阵列元件相比,两层式侧向模式元件的构造

的根本不同在于,各层的厚度是单层式元件的宽度的一半,而层的宽度与单层式元件的厚度相同。因此,两层式侧向模式换能器的总电极面积 $A_L$ 、以及层厚 $t_L$ 为

[0055]  $A_L = 2(l \times t)$ ,

[0056]  $t_L = w/2$ ,

[0057] 总受夹电容 $C_L$ 、电阻抗 $Z_L$ 为

[0058]  $C_L = \epsilon_0 \epsilon^T (A_L) / t_L = 2\epsilon_0 \epsilon^T (l \times t) / (w/2)$

[0059]  $= AC_0 (t/w)^2$ ,

[0060] 
$$Z_L = \frac{1}{4} \frac{1}{C_0} \left( \frac{w}{l} \right)^2 = \frac{1}{4} Z_0 \left( \frac{w}{l} \right)^2$$

$$= Z_T \left( \frac{w}{l} \right)^2$$

[0061] 其中当 $\lambda/2$ 中心至中心间隔设计规则被用于相控阵列制造中时,宽度厚度比 $w/t$ 总是小于1。因此,双层式侧向模式换能器的电阻抗将小于驱动在厚度模式下的单层式和双层式换能器。换能器的谐振频率将等于或接近单层式换能器的谐振频率,因为它们具有相同的换能器厚度 $t$ 。

[0062] 本示意性示例作为指导被提供给本领域技术人员并且不受本公开或本发明所覆盖的实施方式的明确或隐含描述的限制。在不丧失一般性和理解的情况下,其它几何结构、尺寸和材料特性以及驱动信号也可用于本文。

[0063] 图2示出示例性实施方式中的驱动在厚度模式和侧向模式下的 $n$ 层式换能器之间的电阻抗。

[0064]

元件类型/ 耦合模式	总元件面积	总元件厚度	层厚	电容	阻抗
单层/厚度 模式	$l \cdot w$	$t$	$t$	$C_0 = \epsilon \frac{l \cdot w}{t}$	$Z_0 \propto l / C_0$
$n$ 层/厚度 模式	$n(l \cdot w)$	$t$	$\frac{t}{n}$	$n^2 C_0$	$\frac{Z_0}{n^2}$
$n$ 层/侧向 模式	$n(l \cdot w)$	$t$	$\frac{w}{n}$	$n^2 C_0 \left( \frac{t}{w} \right)^2$	$\frac{Z_0}{n^2} \left( \frac{w}{t} \right)^2$

[0065] 表2

[0066] 该直接比较示出, $n$ 层式侧向模式换能器的总电阻抗比驱动在厚度模式下的单层式换能器小 $(nt/w)^2$ 倍。

[0067] 为了比较厚度和侧向模式换能器的性能,通过两种方法各制造了具有相同尺寸的一个元件。对于这两种换能器,总体尺寸是相同的:厚度 $t$ 为2.4mm,宽度 $w$ 为0.83mm,以及长度 $l$ 为20mm。两层式PZT-5换能器的单层厚度为0.4mm,故所产生的宽度厚度比为0.33。具有导电环氧树脂和银箔的结合层约为0.05mm厚。

[0068] 我们还由压电陶瓷板构造了用于成像和治疗应用的两个一维线性相控阵列原型。表3示出了这两个相控阵列的设计参数。

	成像相控阵列	HIFU 相控阵列
换能器材料	PZT-5	PZT-5
频率	$750 \pm 50\text{kHz}$	$1.5 \pm 0.1\text{MHz}$
耦合模式	侧向模式	侧向模式
阵列元件的数量	32	43
层数	2	2
单层厚度 (mm)	0.4	0.2
结合层 (mm)	0.025	0.025
组装阵列		
元件尺寸 (mm)	$20(l) \times 0.83(w) \times 2.4(t)$	$14(l) \times 0.43(w) \times 1.2(t)$
宽度厚度比 (w/t) (不包括结合层)	0.33	0.33

[0070] 表3

[0071] 这两种阵列均通过两层式侧向模式换能器元件制造。成像相控阵列包括32个具有750kHz中心频率的元件。其被设计为用于经颅成像应用。每个元件为2.4mm厚,20mm长和0.83mm宽。42元件高强度聚焦超声(HIFU)相控阵列被构造为用于肠腔内应用,诸如用于前列腺肿瘤消融。这些元件具有1.5MHz的中心频率和14mm(l) x 0.43mm(w) x 1.2mm(t)的尺寸。

[0072] 图2示出了具有导电(例如,银)环氧树脂端点202并由软环氧树脂媒介204间隔的PZT元件200的多个层(示出两个)的布置。两个导电(例如,银)电极206、208设置在组件的相对端处,以向组件提供驱动信号。PZT元件200被布置在一对基本平坦的平行板中(如图所示),并且夹在高度导电(例如,黄金,Au)箔210的薄片之间。PZT200驱动在其侧向模式下。根据某些实施方式,两层式PZT200的总厚度w小于给定工作(中心)驱动频率下的波长的一半。

[0073] 彼此相邻的这种元件的堆叠(行)的组件或包装的组件(行和列、网格、随机放置的元件、放射状放置的元件等)可以被形成以制造总体二维或三维换能器阵列组件。一些实施方式采用如文中所述的换能器元件的被电驱动的组,以形成用于热疗或聚焦超声或高强度超声治疗系统的可控超声场。这种驱动元件的阵列被一起使用可形成超声范围内的声场,用于对遭受病痛的患者进行所预期的热治疗。

[0074] 本PZT系统的诊断应用也存在。例如,系统可包括32元件或更多元件的阵列以用作成像阵列。并且其它应用包括多个(例如,数十或数百)驱动元件以用于肠腔内高强度聚焦超声(HIFU)阵列,使用上面描述的侧向模式耦合方法构造,示出根据实施方式的单个两层侧向模式换能器元件的示意图。

[0075] 对于成像相控阵列和HIFU相控阵列而言,基本制造工艺是相同的。例如,在成像相控阵列制造的第一步中,两个具有0.2mm厚度的70mm x 20mm的PZT-5板(例如,TRS610HD, TRS Ceramics, State College, PA, USA)通过软环氧树脂(301, Epoxy Technology®,

Billerica, MA, USA) 结合。在结合这两个PZT-5换能器之前,小片的20mm厚的银箔(例如, GoodFellow, Oakdale, PA, USA) 被夹在位于两侧上的这两个换能器之间并且使用银环氧树脂(例如, GPC251, CreativeMaterials, Tyngsboro, MA, USA) 电连接至这两个换能器的内部电极。在本示例中,换能器之间的箔的较小部分用于使电连接减少或消除由增加银箔所导致的问题,诸如机械顺应性变化。这些箔还用于桥接元件与连接器之间的电连接。在结合工艺中,机械夹被用于挤压这两个换能器以使过量的结合材料最小化并将总结合层的厚度控制为与银箔的厚度相同。在一个实施方式中,约2mm的银箔被夹在换能器之间并且留下多余的1mm以用于线连接。

[0076] 内部电极可连接至信号线(+),并且位于顶部和底部的另一组电极连接至地(-)。导电环氧树脂(例如,银环氧树脂)可仅施加至银箔中的一个并连接至顶部和底部电极用于接地。随后,如图所示,通过将结合的换能器划分足够深以将在距换能器边缘1mm处的被夹银箔切割,接地的银箔与内部电极分离。切口可以由软环氧树脂填充,并且300nm厚的黄金可以被蒸发至换能器的表面。各个元件可从被制造的70mm长、20mm宽的双层式PZT-5板划分为2.4mm长。定制设计的1m长的同轴线缆(例如, Precision Interconnect, Berwyn, PA, USA) 可用于制造元件与ZIF连接器(例如, ITT Cannon, Shakopee, MN, USA) 之间的电连接。

[0077] 在最终组装工艺之前,银箔涂覆有约20mm厚的聚对二甲苯和软环氧树脂薄层,以防止相邻阵列元件之间的短路。随后,各个元件可使用硅酮结合,以使元件之间的机械耦合最小化。在完成组装之后,总中心至中心间隔在显微镜下被测量以等于或小于水中波长的一半。5cm厚的背衬材料(例如, PZT-4粉末/软环氧树脂=2:1) 被施加至相控阵列的背侧。10mm厚的聚对二甲苯层可涂覆在阵列表面,以保护元件免受腐蚀和机械损坏。

[0078] 类似地, HIFU阵列的换能器元件可使用两个0.20mm厚的PZT-5陶瓷(例如, TRS610HD, TRS Ceramics, State College, PA, USA) 被制造为例如14mm(l) x 1.2mm(t) x 0.43mm(w)。总制造工艺可以与用于成像阵列的工艺相同。作为使用长同轴线缆的替代,元件被安装在印刷电路板(PCB)上并且从银箔到PCB板的各个电连接可使用50mm厚的铜线(例如, California Fine Wire, Grove Beach, CA, USA) 制成。在一些实施方式中,阵列不需要背衬材料。这些阵列和其它阵列可以使用本侧向模式耦合方法构造。

[0079] 为了证实本侧向模式耦合方法的性能,可使用网络分析器测量两层式侧向模式元件的电阻抗。单厚度模式和两层式侧向模式换能器之间的简单电阻抗比较可通过在空气中评估测量值来进行。成像阵列和HIFU阵列的总电阻抗测量可在脱气和去离子化的水中执行。

[0080] 图3(a)示出了用于测量从阵列310辐射的压力场的总体实验装置300。该实验在一水箱中进行并以1cm厚的橡胶作为衬里以使来自箱壁的任何声音反射最小化。水箱盛有脱气的、去离子化的、保持在1ppm以下的溶解氧气水平的水(电阻率 $>16\text{ M}\Omega\text{-cm}$ )。用于研究的笛卡尔坐标系320在图3(b)中示出。该坐标系320的原点位于阵列310中心(如图所示),并且声学轴平行于z轴。从成像和HIFU阵列辐射的超声压力场通过长40mm的、直径为125mm的平面型光纤水听器(例如, Precision Acoustics, Dorchester, UK) 测量。水听器312随3D扫描系统314(例如, Velmax Inc, Broomfield, NY, USA) 移动。42元件HIFU阵列310随后由根据需要具有多个(例如,数百、数十)通道的放大器系统340驱动。当然,本描述仅是示例性的,并且本领域技术人员应理解使用适合该目的各种装置执行相同或基本相同或等同步骤的其

它方法。

[0081] 猝发音信号(例如,PRF=330kHz,占空比为1%)被用于驱动阵列310的每个元件。在示例中,1W/通道的电功率可用于测量来自阵列的辐射场。HIFU相控阵列的单个元件的电声功率转换效率和最大表面声功率使用扫描激光振动计(例如,PSV-400-M2-2020MHz,Polytec,Tustin,CA,USA)测量。

[0082] 对于成像阵列的单元件实验,脉冲器/接收器(例如,Panametric5072PR,Olympus,Waltham,MA)用于发送和接收RF信号。在这些情况下,被接收波形使用数字示波器记录。一个商用32通道成像扫描器(例如,OPEN,Lecoeur Electronique,Cheulles,France)被用于这些实验以控制整个阵列。其经由USB通过运行在桌面计算机上的定制C++软件控制。OPEN脉冲器/接收器系统通过具有50V<sub>peak</sub>和12.5ns的长脉冲激发阵列以及接收回波信号。该被接收的回波信号在MATLAB(例如,Mathworks,Natick,MA,USA)中使用零相位带通数字滤波器进行滤波。随后,执行希伯特转换以获得信号的包络线。图像通过在仰角中以半度增量进行发送和接收聚焦的 $\pm 30^\circ$ 连续扫描而获得。射束在距换能器表面60mm处聚焦。每个扫描线具有施加在所有通道上的50s延迟和65dB增益。成像的可行性可例如使用如图4所示的具有四个300 $\mu$ m厚的尼龙线的水体模420来确定。前三个线彼此在轴向上分离约5mm,高度上分离7mm(对角线上分离8.6mm)。第四线420在轴向上距第三线10mm,在高度上距第三线13mm。

[0083] 此外,本详细示例均不应被认为是对本发明的限制,而是作为具体示例来帮助本领域技术人员进行理解。

[0084] 图5示出了示例性实施方式中的驱动在厚度模式下的单层式换能器(图5(a))和双层式侧向模式换能器(图5(b))的电阻抗测量值的比较。对于单层式厚度模式换能器,在最大相位处的空气中的阻抗幅度500在840kHz下约为3000 $\Omega$ 。双层式侧向模式换能器在770kHz下在空气中具有 $73.3 \pm 1.2 \Omega$ 的阻抗幅度,该幅度比具有相同尺寸的单层换能器的幅度小41倍。这说明了在不使用诸如采用电匹配电路的传统方法的情况下的电阻抗的减小。此外,可通过控制层的数量及其厚度来使小阵列元件的大电阻抗接近源阻抗。

[0085] 图6示出了在去离子化水中测量的完全组装的32元件两层式侧向相控阵列的电阻抗曲线图的示例。该曲线图示出了分别在770kHz、1.5MHz和3.4MHz下的谐振频率。对于元件(600)的侧向模式,强模式被示出处于770kHz,对于单层式换能器(610),强模式被示出位于3.4MHz。这里,在1.5MHz,两层式元件的厚度模式不如其他两种模式强。在 $-1.2^\circ$ 的最大相位角下,在770kHz的电阻抗幅度为 $58 \pm 3 \Omega$ 。

[0086] 图7示出了来自32元件成像相控阵列的中心元件的典型脉冲回波脉冲响应,其从阵列的5cm厚的聚丙烯酸酯板反射。图7(a)和图7(b)示出了发送的脉冲测量值及其相应的归一化FFT(傅立叶变换)。在本实施方式中,没有匹配电路被用于补偿电阻抗失配。波形的-6dB和-40dB脉冲长度分别为1.6 $\mu$ s和3 $\mu$ s,这对应于770kHz下的约1.2和2.3个周期。相应的归一化FFT(图7(d))示出该阵列具有770kHz的中心频率以及在更低的频率612kHz和更高频率1.02MHz下测量的约52%的-6dB带宽。应理解,电匹配电路当被认为合适时可用于某些应用,但是本设计和技术可在某些或许多或全部情况下减轻或消除对这种电路的需要。

[0087] 图8示出了当该阵列聚焦在(0,0,30)mm处和(0,10,30)mm处时XY和YZ面中的辐射压力幅度场测量值。该场测量值示出一维线性阵列的良好偏转能力。

[0088] 图9示出了包含如前所述的四个300mm厚的尼龙线的容器的扫描图像。前三个线在

轴向上彼此间隔约5mm,在高度上彼此分开7mm,并且观察到第四线900在轴向上距第三线91010mm,在高度上距第三线91013mm。

[0089] 通过制造具有不同长度的换能器板,类似的侧向耦合的换能器可用于增加元件的带宽,使得它们在不同频率下谐振,从而实现了组合的宽频带操作。

[0090] 在图10示出了具有侧向振动模式元件的这种4层式PZT换能器的示例,并在图11中示出其相关联的频谱。在一些方面,根据本教导,可由这种元件形成1维、1.5维或2维阵列。

[0091] 可通过由具有两种不同长度的板(例如1202、1204)制造换能器元件形成双频或多频阵列1200,使得其在与长度相对应(或在阵列的情况下与换能器阵列元件的各自的厚度相对应)的期望频率下谐振。这针对图12(a)中的两个具有不同尺寸的元件进行了描述。

[0092] 图12(b)示出完全组装的双频换能器阵列1210。在其它实施方式中,这可延伸至任何数量的频率以及所有换能器和阵列配置和集合结构。在换能器阵列的面或主体中堆叠、包装和分配阵列元件也是可能的。

[0093] 此外,用于制造上述系统的相同方法也可分别延伸至图13和图14中的1.5维或2维阵列。

[0094] 图14(a)示出了示例性2D阵列的立体图,该立体图示出了该阵列的布置有具有多个行和列的正面(换能器/发射侧)。声能从换能器的每个驱动元件的工作面大体垂直地向外辐射。图14(b)从正面(换能器/发射器侧)示出了2D阵列。对于2D阵列1400来说,换能器元件的宽度可被选择,使得完整的多层式元件将约呈方形。因此,更薄且更大数量的板可用于达到期望的阻抗。

[0095] 对于成像阵列,其窄带宽将通过在阵列的前表面上增加声学阻抗匹配层或使用不同的背衬材料进行改进。HIFU阵列的电声功率转换效率可通过在元件设计中使用更多换能器层而容易地增加。这种换能器结构是完全可伸缩的,因此可期望构造出甚至高达和超过100MHz的高频成像阵列。

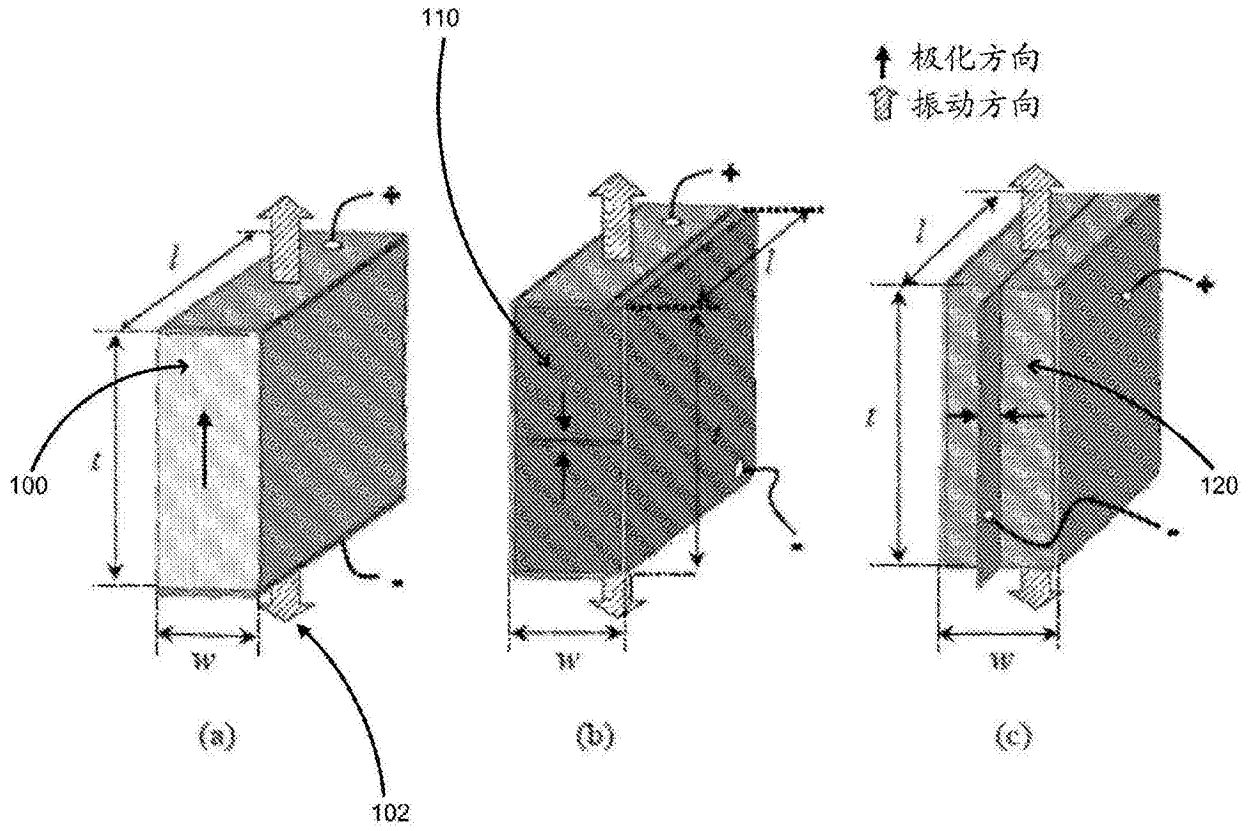


图1

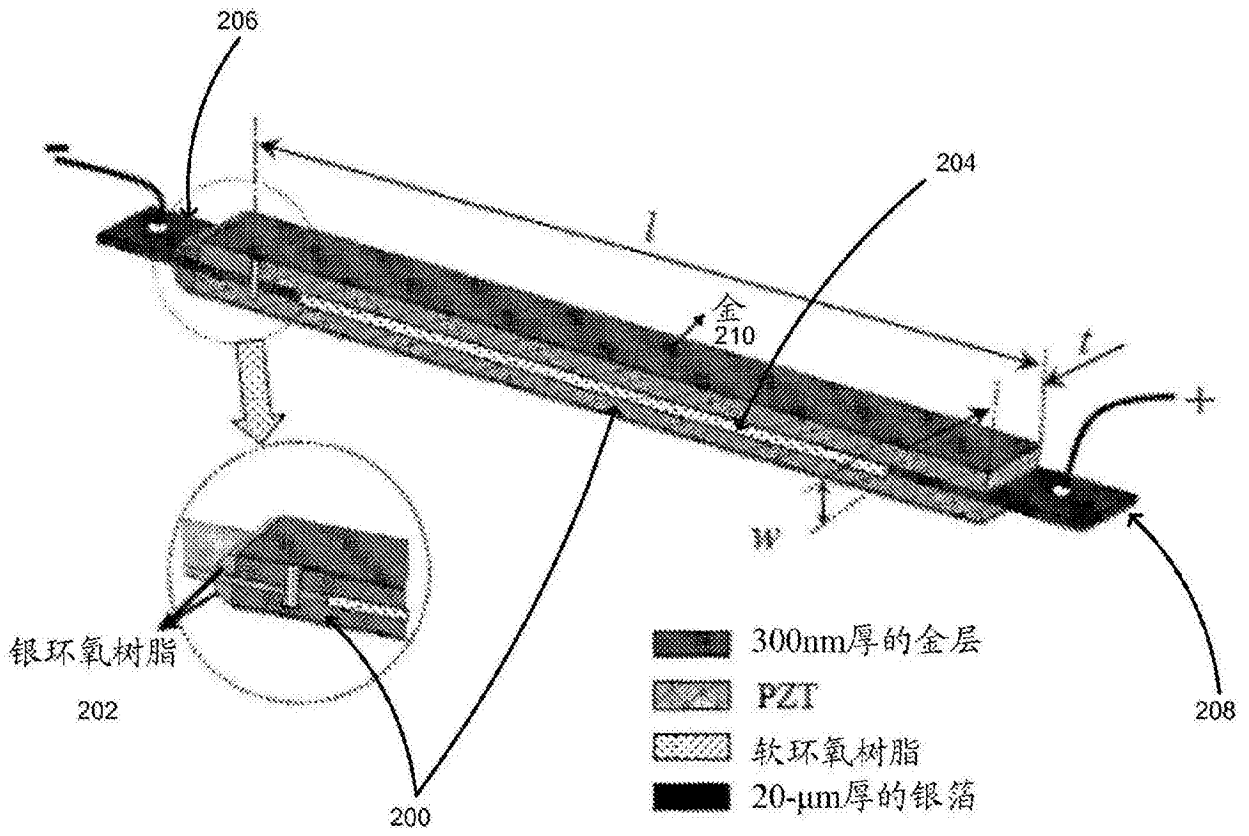
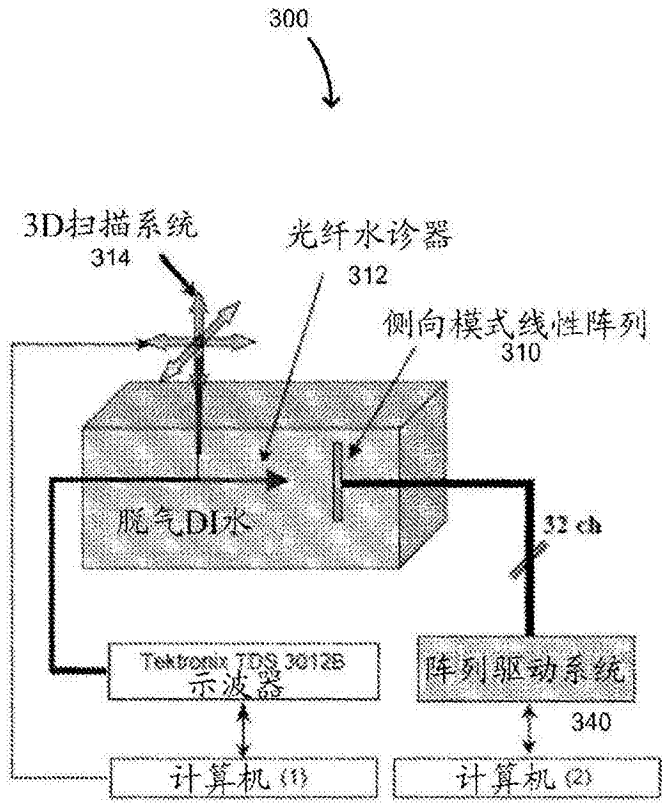
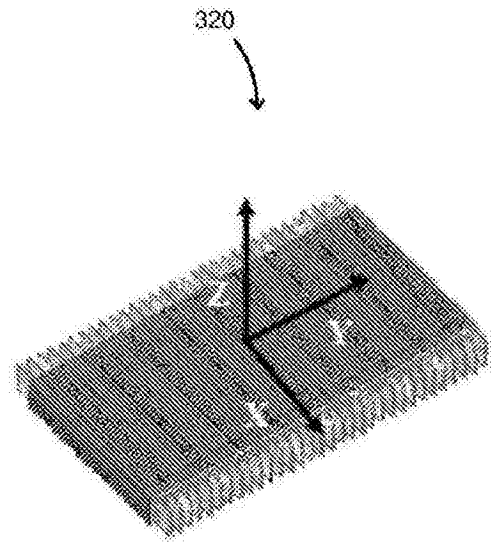


图2



(a)



(b)

图3

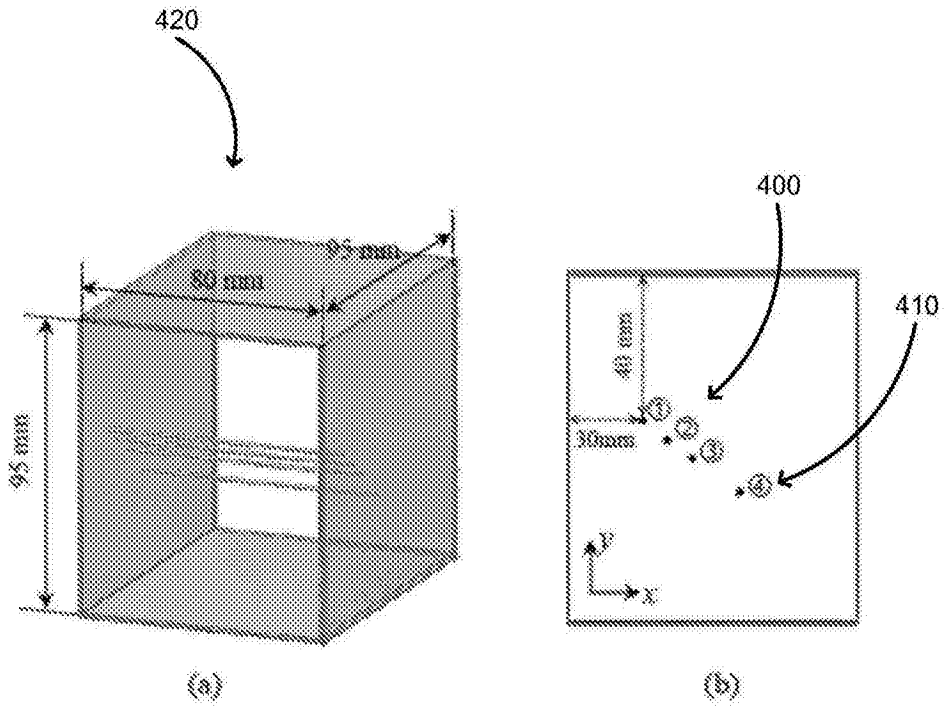


图4

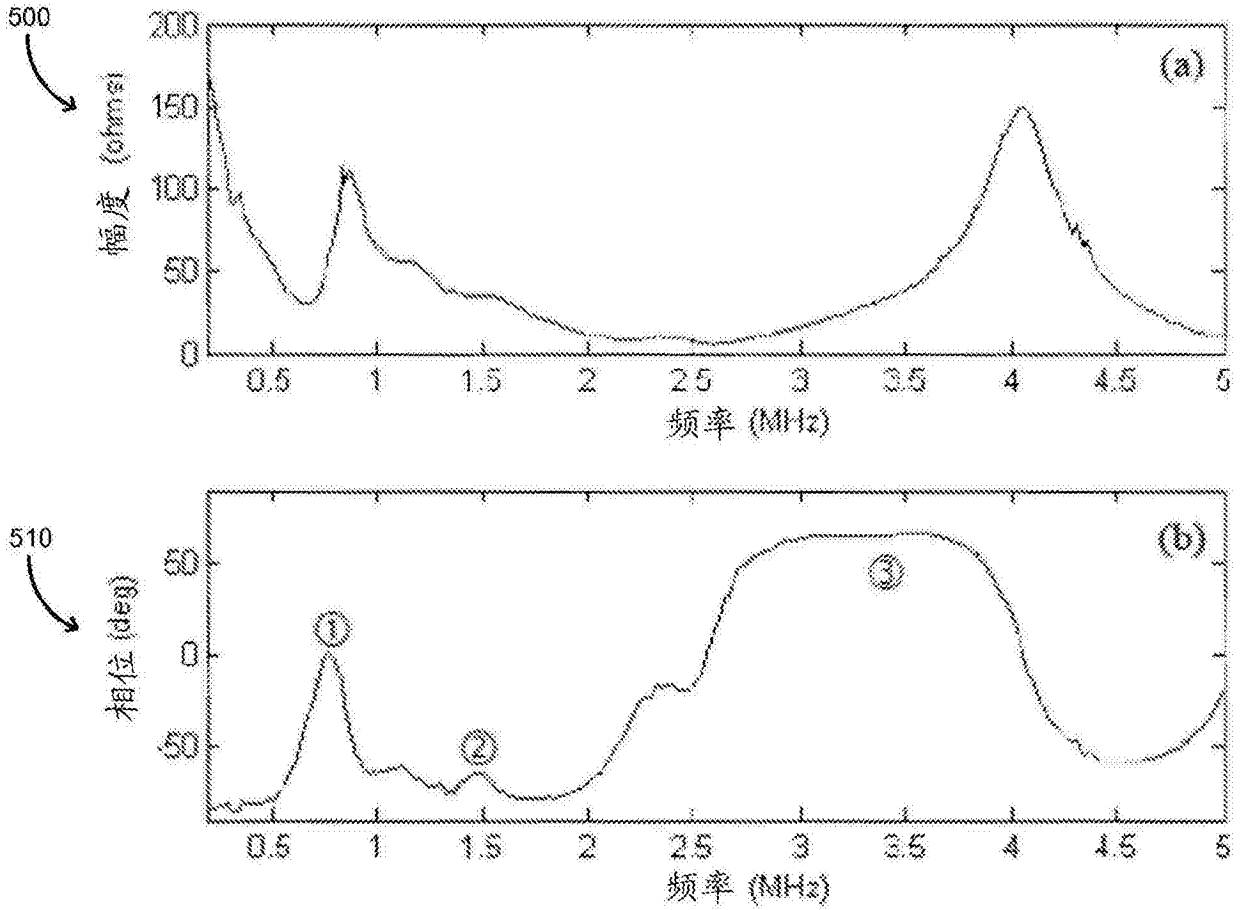


图5

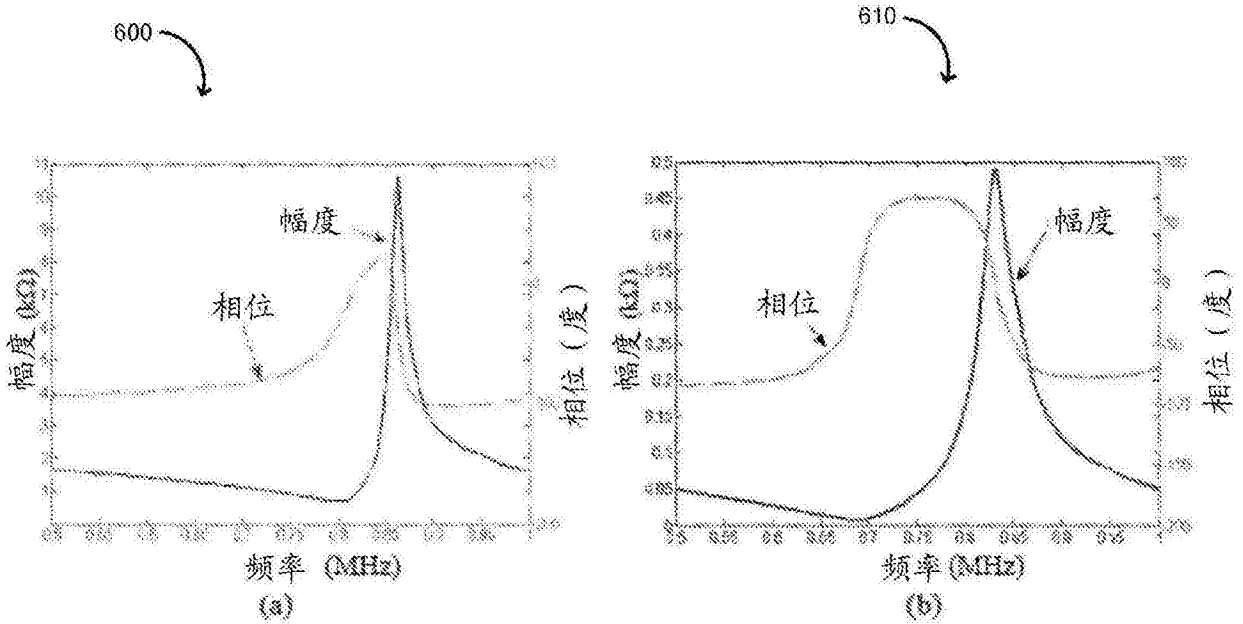


图6

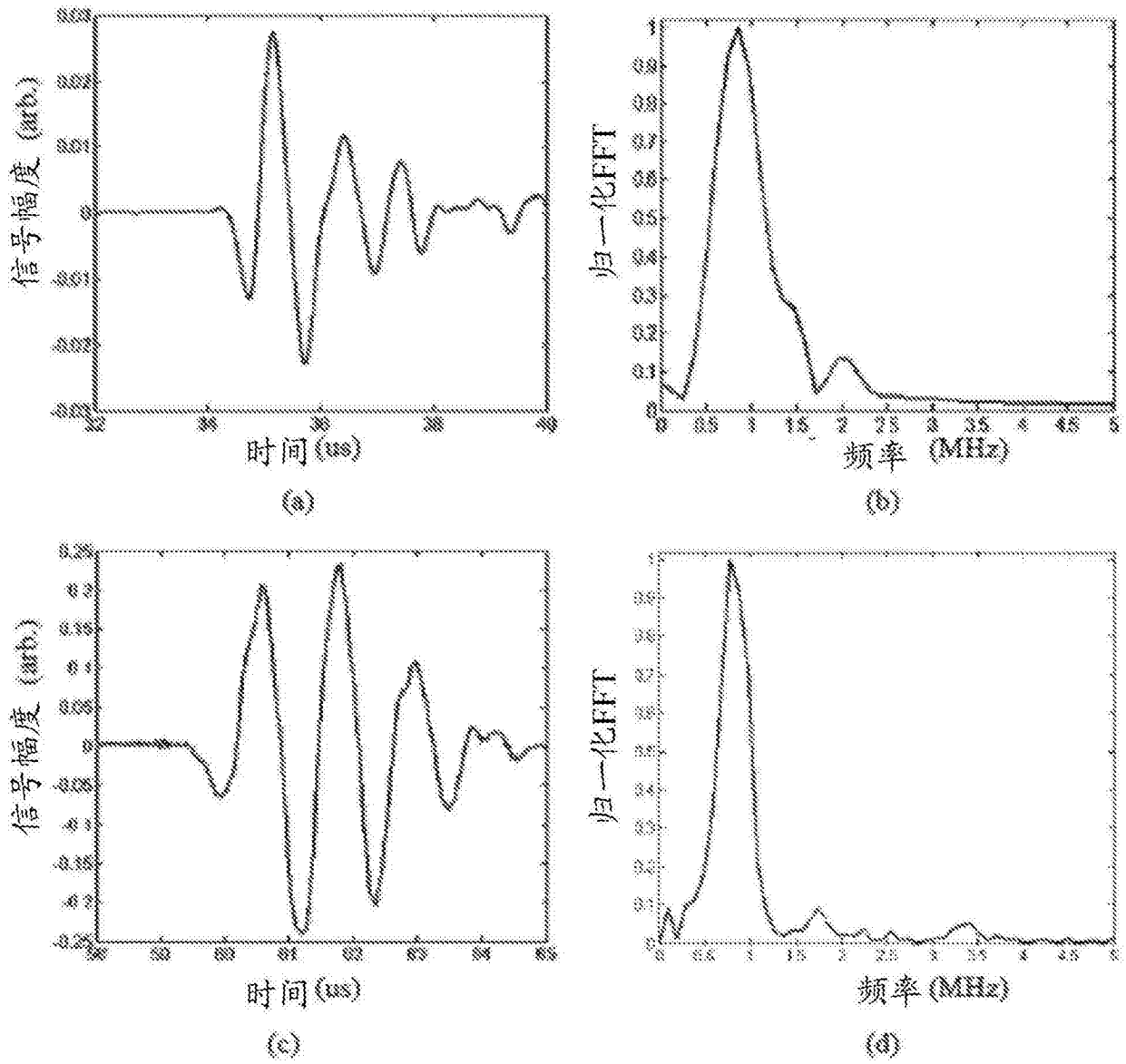


图7

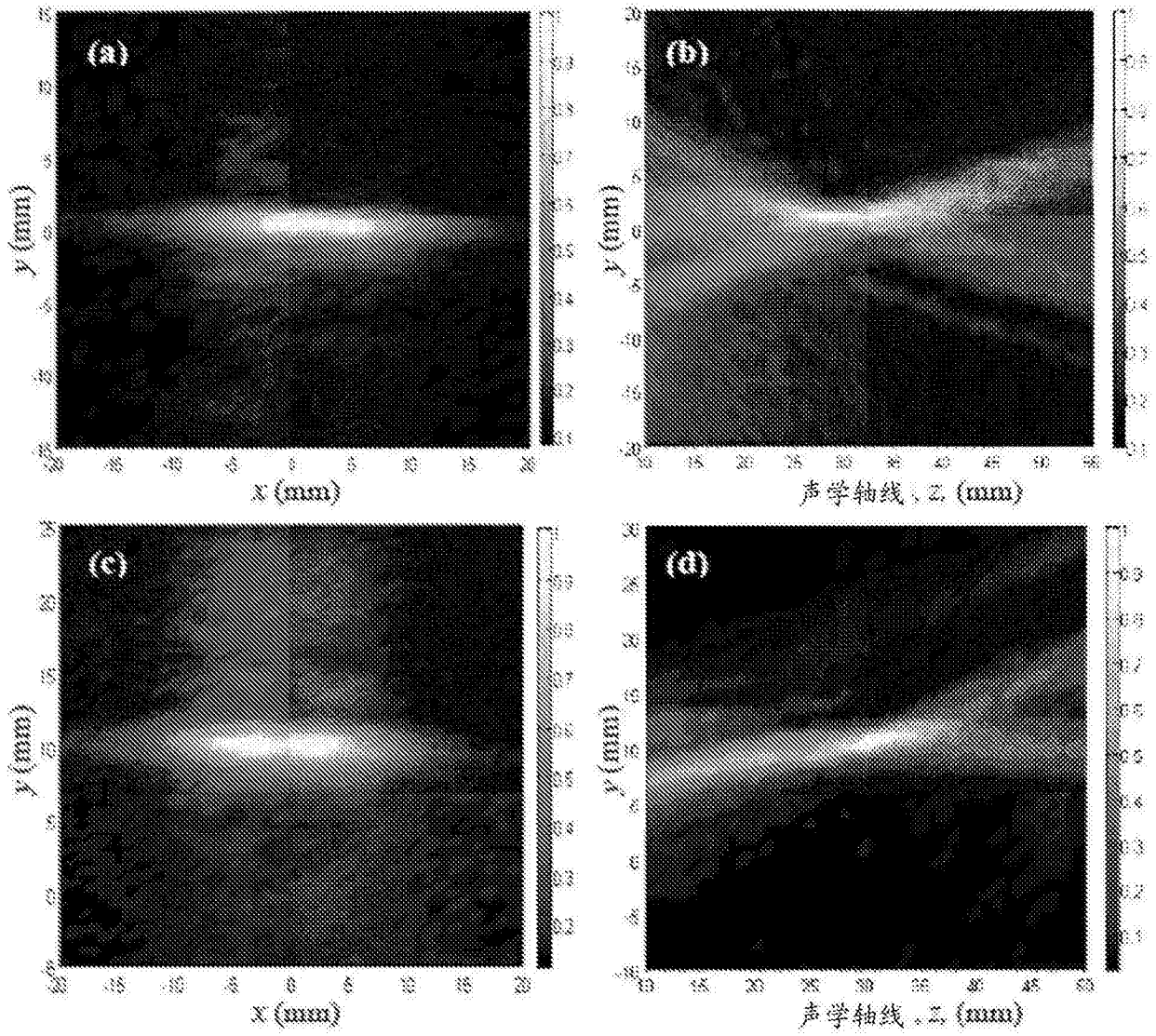


图8

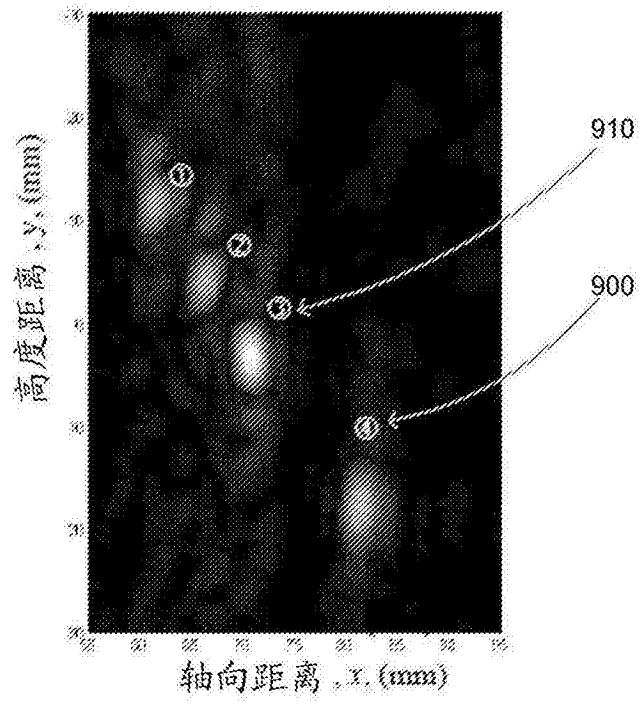


图9

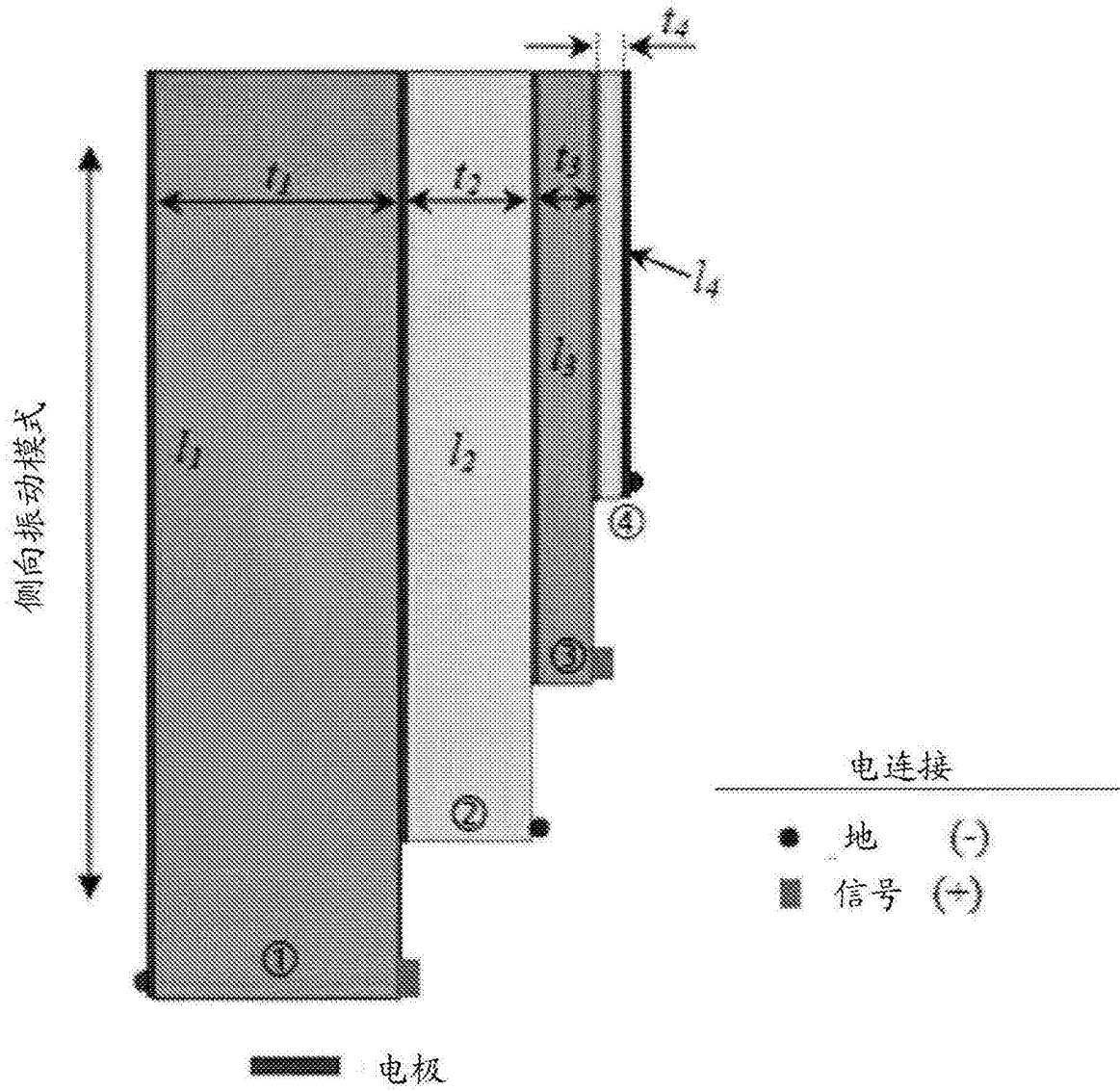


图10

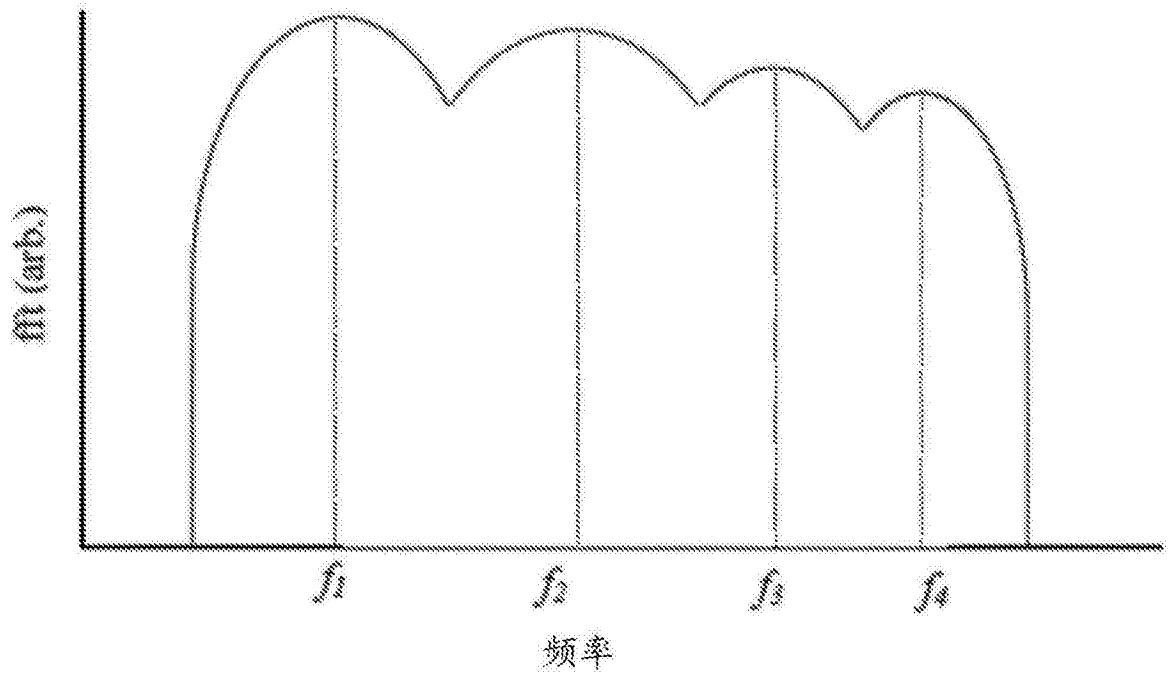
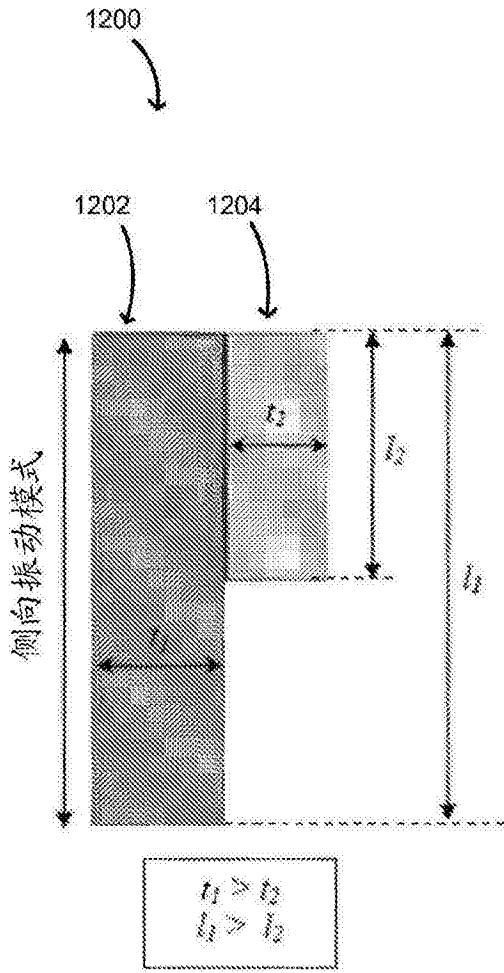
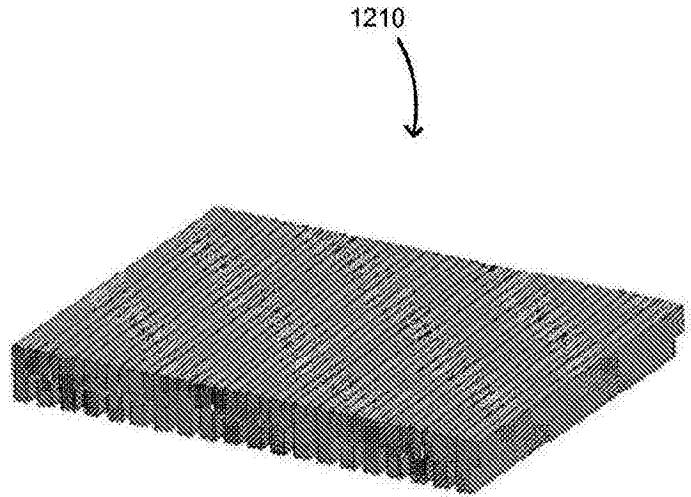


图11

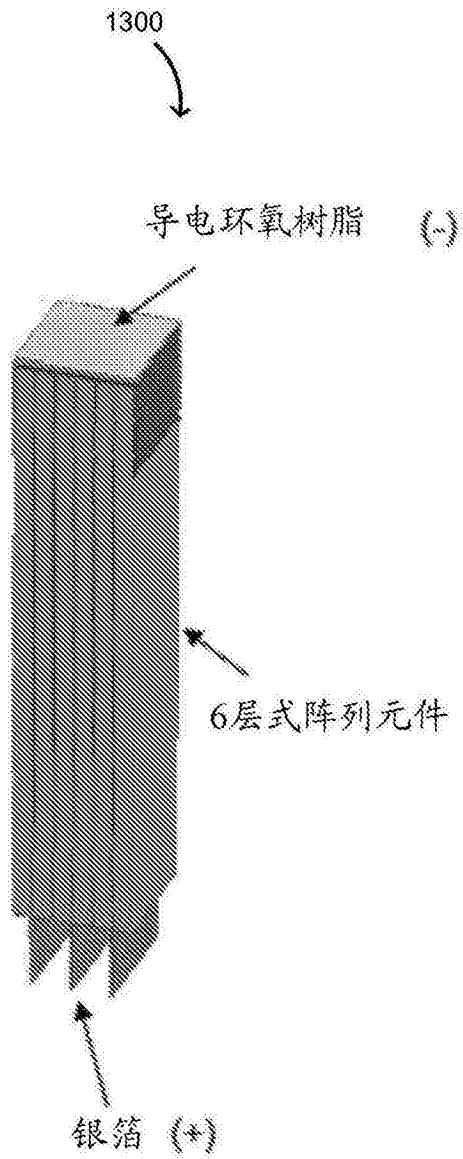


(a)

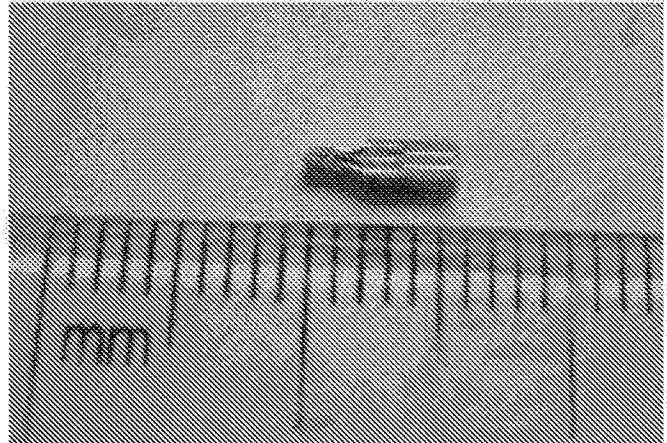


(b)

图12



3.5mm长的6层式元件



- $f = 485 \text{ kHz}$ ,  $95 \text{ ohms} @ 0^\circ$
- 6个0.23mm PZT-5板被使用
- 元件的总体尺寸  
1.3 mm x 1.3 mm x 3.5 mm

图13

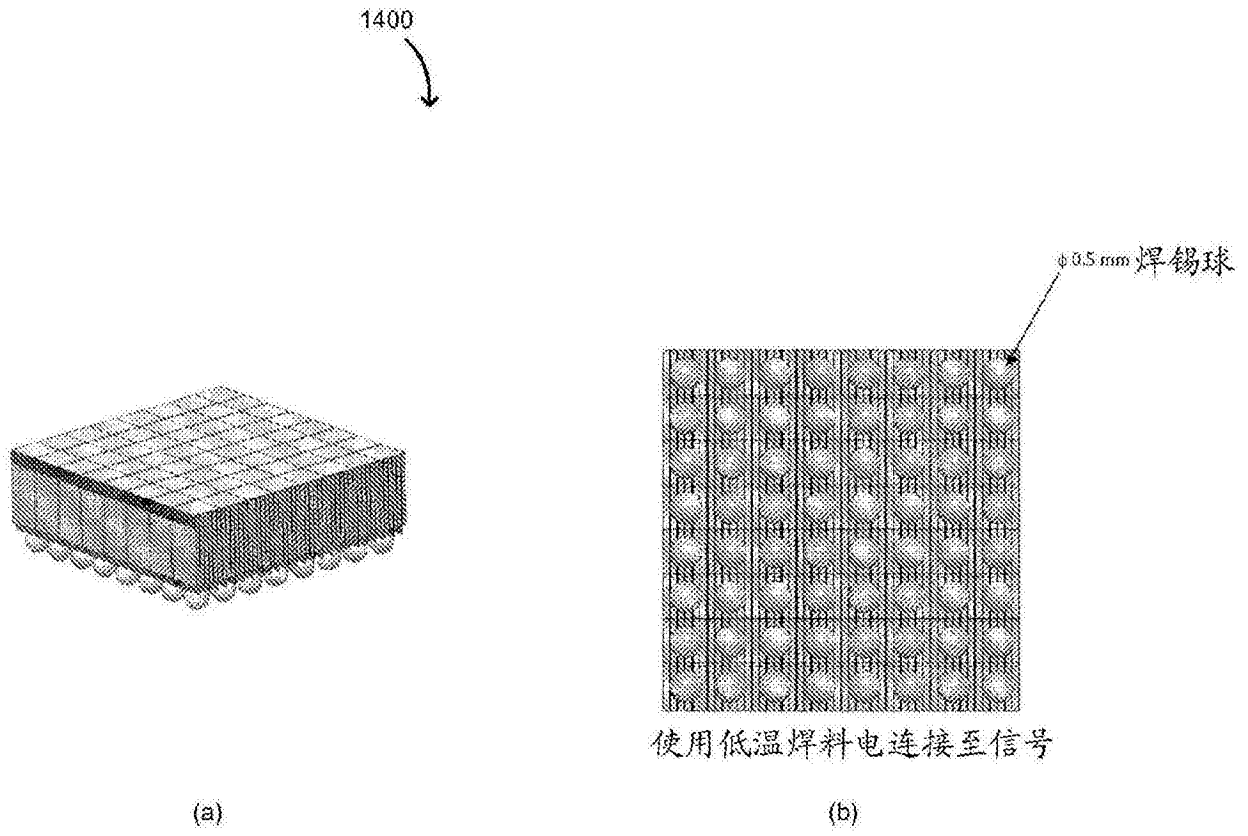


图14