



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106903037 A

(43)申请公布日 2017.06.30

(21)申请号 201710050668.0

(22)申请日 2017.01.23

(71)申请人 中国科学院苏州生物医学工程技术
研究所

地址 215163 江苏省苏州市高新区科技城
科灵路88号

(72)发明人 简小华

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理
有限公司 11250

代理人 马永芬

(51)Int.Cl.

B06B 1/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

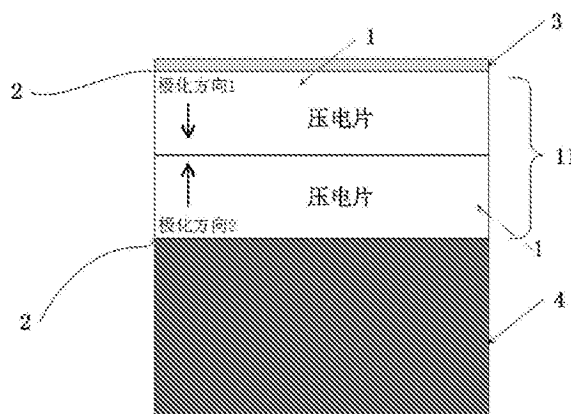
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统,属于超声技术领域,该超声换能器包括:压电片组,压电片组包括至少两个沿厚度方向叠加的压电片且相邻两个压电片的极化方向相反。本发明通过将极化方向不同的两片或多片压电片叠加,使得该超声换能器除了具有组成其工作层的各压电片的基准频率外还有多个合成谐振频率,从而可以实现高频超声成像和多频超声成像,提高了换能器的带宽和成像分辨率。



1. 一种超声换能器,其特征在于,包括:压电片组,所述压电片组包括至少两个沿厚度方向叠加的压电片且相邻两个所述压电片的极化方向相反。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,还包括电极,所述电极分别连接在所述压电片组两侧的压电片的外表面。

3. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,还包括至少一层背衬层和/或至少一层匹配层,以及电极,所述背衬层设于所述压电片组的一侧、所述匹配层设于所述压电片组的另一侧,其中一个所述电极与最外层的导电背衬层连接,另一个所述电极与最外层的导电匹配层连接。

4. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,相邻两个所述压电片之间可通过胶水或环氧树脂或银胶或双面胶粘接。

5. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电片为长方条薄片或正方形薄片或圆形薄片或环状薄片或棱形薄片或碗状凹球面薄片或凸球面薄片或弧状薄片。

6. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电片组包括一个设于一侧最外层的第一压电片、至少两个分别与所述第一压电片一侧连接的第二压电片。

7. 根据权利要求6所述的超声换能器,其特征在于,所述第一压电片接地,设于最外层的所述第二压电片分别接电极。

8. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电片组内各压电片的厚度相同或者不同。

9. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电片采用压电陶瓷、压电单晶、压电薄膜及复合压电陶瓷中的一种或多种。

10. 一种超声阵列探头,其特征在于,包括:多个权利要求1-9中任一项所述的超声换能器排列组成的多阵元阵列。

11. 根据权利要求10所述的超声阵列探头,其特征在于,所述多阵元阵列以线阵、凸阵、碗面凹阵或者矩阵分布。

12. 根据权利要求10所述的超声阵列探头,其特征在于,所述超声换能器共用一个底部或者顶部的压电片,对应的顶部或底部压电片分开设置,其中,共用的压电片可作为共地端,各分开设置的个压电片分别连接电极。

13. 一种超声成像系统,其特征在于,包括:权利要求1-9中任一项所述的超声换能器、超声发射电路、超声回波接收电路和用于对超声回波进行处理并转换为图像的处理电路,以及用于切换导通超声发射电路和超声回波接收电路的收发转换开关。

超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及超声技术领域,具体涉及一种超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统。

背景技术

[0002] 超声换能器是通过压电效应和逆压电效应将电信号转换为超声信号、并将超声回波转化为电信号的器件,是超声成像系统的核心器件。如临床B超检测所使用的探头其就是由超声换能器阵列组成。

[0003] 随着临床技术的发展,尤其是介入超声技术的日益普及,对超声成像的分辨率要求越来越高。而超声图像的分辨率主要由超声换能器的中心频率决定,频率越高,则波长越短,分辨率越高。而传统工艺要求高频率的超声换能器必须使用很薄的压电陶瓷片作为其工作层,一般厚度为工作频率波长的二分之一,例如50MHz的压电换能器,其压电工作层的厚度一般为35~40微米,这对换能器的加工研制工艺提出了很大的挑战。同时,随着新型多频超声成像技术的涌现,如谐波成像、双频成像技术等,对换能器的中心频率工作范围有了更多的要求。目前主要的多频超声换能器技术主要包括多层分布和逆置分布等,具体如下:

[0004] 逆置分布换能器主要是利用压电陶瓷如铌酸锂或钽酸锂晶体在烧结时的热处理工艺,使得同一陶瓷片上下层极化方向不同,从而在激发时产生谐波振动,进而形成宽带的超声换能器。若上下层厚度相同,则其谐振频率为其基准频率的2倍。但该方法需要对陶瓷材料本身进行改性,对加工技术条件和装置要求很高,不易推广普及。

[0005] 而多层换能器则是利用粘接叠加多片相同或不同的陶瓷片,通过控制激发和接收的片数,来实现多频率的探测或者谐波成像。但不同层陶瓷片其极化方向都是相同的。如相同厚度的两片陶瓷片按照多层换能器叠加起来,其谐振频率为基准频率(单片陶瓷片中心频率)的2倍。但该方法需要对每层陶瓷片进行连线 and 分别控制,制作及控制工艺较复杂。

发明内容

[0006] 因此,本发明要解决的技术问题在于现有的利用低频压电材料获取高频超声信号或者多频超声信号的技术要么对压电材料的加工要求高、要么制作工艺和控制方法复杂。

[0007] 为此,本发明实施例提供了如下技术方案:

[0008] 本发明实施例提供了一种超声换能器,包括:压电片组,所述压电片组包括至少两个沿厚度方向叠加的压电片且相邻两个所述压电片的极化方向相反。

[0009] 可选地,还包括电极,所述电极分别连接在所述压电片组两侧的压电片的外表面。

[0010] 可选地,还包括至少一层背衬层和/或至少一层匹配层,以及电极,所述背衬层设于所述压电片组的一侧、所述匹配层设于所述压电片组的另一侧,其中一个所述电极与最外层的导电背衬层连接,另一个所述电极与最外层的导电匹配层连接。

[0011] 可选地,相邻两个所述压电片之间可通过胶水或环氧树脂或银胶或双面胶粘接。

[0012] 可选地,所述压电片为长方条薄片或正方形薄片或圆形薄片或环状薄片或棱形薄

片或碗状凹球面薄片或凸球面薄片或弧状薄片。

[0013] 可选地,所述压电片组包括一个设于一侧最外层的第一压电片、至少两个分别与所述第一压电片一侧连接的第二压电片。

[0014] 可选地,所述第一压电片接地,设于最外层的所述第二压电片分别接电极。

[0015] 可选地,所述压电片组内各压电片的厚度相同或者不同。

[0016] 可选地,所述压电片采用压电陶瓷、压电单晶、压电薄膜及复合压电陶瓷中的一种或多种。

[0017] 本发明实施例还提供了一种超声阵列探头,其特征在于,包括:多个所述的超声换能器排列组成的多阵元阵列。

[0018] 可选地,所述多阵元阵列以线阵、凸阵、碗面凹阵或者矩阵分布。

[0019] 可选地,所述超声换能器共用一个底部或者顶部的压电片,对应的顶部或底部压电片分开设置,其中,共用的压电片可作为共地端,各分开设置的个压电片分别连接电极。

[0020] 本发明实施例还提供了一种超声成像系统,其特征在于,包括:所述的超声换能器、超声发射电路、超声回波接收电路和用于对超声回波进行处理并转换为图像的处理电路,以及用于切换导通超声发射电路和超声回波接收电路的收发转换开关。

[0021] 本发明技术方案,具有如下优点:

[0022] 1. 本发明实施例提供的超声换能器,通过将极化方向不同的两片或多片压电片叠加,使得该超声换能器除了具有组成其工作层的各压电片的基准频率外还有多个合成谐振频率,并且与传统多层叠加超声换能器和传统逆置层换能器不同的是:当各层压电片的厚度相同时其谐振出现的频率不再是2倍频率而是3倍频率。因此,可以利用低频压电材料获取高频超声信号,同时也可以获取多频超声信号。另外,若使用不同厚度的压电片组合,则可获得更多不同变化规律的工作频率组合。从而可以实现高频超声成像和多频超声成像,并提高换能器的带宽和成像分辨率。

[0023] 2. 本发明实施例提供的超声成像系统,其超声换能器的压电工作层是由至少两个沿厚度方向叠加的压电片且相邻两个压电片1的极化方向相反,因此其一次能发射并接收包含不同频率(基准频率、合成的不同谐振频率)的超声信号,从而能一次同时获得不同频率的超声图像,包括基准频率超声回波图像和各合成谐振频率的超声回波图像,各不同频率的超声图像还能进行相应的融合。

[0024] 3. 本发明实施例提供的超声成像系统,由于可以工作在不同的中心频率下,因此无需更换不同频率的探头,就可以切换工作模式。其中,低频基准频率工作模式可以获得较深范围的超声成像探测,高倍频工作模式下可以获得浅层高分辨率的超声图像。也即利用一个超声探头就可以实现不同尺度不同分辨率的超声成像。另外,还可以利用超声换能器的倍频规律、结合微泡等实现谐波成像,有效简化了以往谐波成像需要低频探头激励、高频探头接收的方法。

附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前

提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0026] 图1为本发明实施例1中一种超声换能器的结构示意图;

[0027] 图2为本发明实施例1中第二种超声换能器的结构示意图;

[0028] 图3为本发明实施例2中超声阵列探头的结构示意图;

[0029] 图4为本发明实施例2中超声阵列探头的结构示意图;

[0030] 图5为本发明实施例3中一种超声成像系统的结构框图;

[0031] 图6为本发明实施例提供的一种逆置层分布式超声换能器的回波信号频谱。

[0032] 附图标记:1-压电片,11-压电工作层,2-电极,3-匹配层,4-背衬层,01-第一压电片,02-第二压电片,21-超声探头,22-收发转换开关,23-脉冲发射器,24-回波接收器,25-IL时间增益补偿单元,26-模数转换单元,27-IL波束合成单元,28-IL信号处理单元,29-IL图像处理单元,30-显示屏,31-用户控制输入单元。

具体实施方式

[0033] 下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0034] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0035] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,还可以是两个元件内部的连通,可以是无线连接,也可以是有线连接。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0036] 此外,下面所描述的本发明不同实施方式中所涉及的技术特征只要彼此之间未构成冲突就可以相互结合。

[0037] 实施例1

[0038] 如图1和2所示,本实施例提供了一种超声换能器,包括:压电片组,压电片组包括至少两个沿厚度方向叠加的压电片1且相邻两个压电片1的极化方向相反。

[0039] 本实施例提供的超声换能器,通过将极化方向不同的两片或多片压电片1叠加,使得该超声换能器除了具有组成其工作层的各压电片1的基准频率外还有多个合成谐振频率,并且与传统多层叠加超声换能器和传统逆置层换能器不同的是:当各层压电片1的厚度相同时其谐振出现的频率不再是2倍频率而是3倍频率。图6示出了基于相同厚度、中心频率为20MHz的压电片组成的逆置层超声换能器的回波信号频谱,其包含20.8MHz的基准频率和67MHz的合成谐振频率两个峰值。因此,可以利用低频压电材料获取高频超声信号,同时也可以获取多频超声信号。另外,若使用不同厚度的压电片1组合,则可获得更多不同变化规律的工作频率组合。从而可以实现高频超声成像和多频超声成像,提高了换能器的带宽和

成像分辨率。

[0040] 作为具体的实施方式,该超声换能器还包括电极2,电极2分别连接在压电片组两侧的压电片1的外表面。本实施例中,将两个或两个以上极化方向不同的压电片1沿厚度方向粘接起来形成压电工作层11,电极2分别连接在压电工作层11的上表面和下表面(也即最顶部压电片1的上表面、最底部压电片1的下表面)就可以了,不需要像传统叠片超声换能器一样对每层压电片1进行连线。如图1和2所示,为制作成超声成像探头,在超声换能器的压电工作层11上下表面还需要分别设置匹配层3和背衬层4,也即背衬层4设于压电片组的一侧、匹配层3设于压电片组的另一侧。如果背衬层4是导电材料,例如银胶和金属等,那么压电工作层11下表面的电极2也可以连接在背衬层4的下表面上;如果匹配层3是导电的,那么压电工作层11上表面的电极2也可以连接在匹配层3的上表面上。另外,背衬层4可以是多层,那么其中一个电极2可以与最外层的导电背衬层4连接;匹配层3也可以是多层,那么另一个电极2可以与最外层的导电匹配层3连接。

[0041] 具体地,上述相邻两个压电片1之间可通过胶水或环氧树脂或银胶或双面胶紧密粘接。上述组成压电片组的各压电片1可以是同一种压电材料,也可以是不同种的压电材料,可以采用压电陶瓷、压电单晶、压电薄膜及复合压电陶瓷中的一种或多种,压电陶瓷如PZT、压电单晶如PMN-PT、压电薄膜如PVDF及复合压电陶瓷如1-3压电复合/2-2压电复合,还可以是具有极化方向的压电材料。各压电片1的厚度可以是相同的、也可以是不同的,例如底部的压电片1是200微米、顶部的压电片1是100微米。各压电片1的中心频率可以是相同的、也可以是不同的,例如底部的压电片1中心频率是15Mhz、顶部的压电片1是20MHz。各压电片1的工作面积大小和形状是可以相同的、也可以是不同的,例如底部的压电片1可以是 $10 \times 5 \times 0.2\text{mm}$ 的长方条薄片、顶部的压电片1可以是 $5 \times 5 \times 0.2\text{mm}$ 的正方形薄片。

[0042] 作为可选的实施方式,上述各压电片1的形状可以为长方条薄片或正方形薄片或圆形薄片或环状薄片或棱形薄片或碗状凹球面薄片或凸球面薄片或弧状薄片。

[0043] 实施例2

[0044] 本发明实施例提供了一种超声阵列探头,该探头包括:多个超声换能器排列组成的多阵元阵列。

[0045] 如图3所示,该超声换能器包括至少两个压电片组,至少两个压电片组的其中一侧表面通过导电件共同连接。超声换能器可以包括多个压电片组,该多个压电片组可以作为超声阵元组成阵列。

[0046] 作为一种可选实施方式,本实施例的超声换能器共用一个底部或者顶部的压电片,对应的顶部或底部压电片分开设置,其中,共用的压电片可作为共地端,各分开设置的个压电片分别连接电极,从而实现对单个超声换能器的控制。

[0047] 如图3所示,在组成超声阵列后,各个压电片组可以有共同的背衬层4和共同的匹配层3。但是,为了实现对每个阵元(即压电片组)分别进行控制,需要对各个压电片组的一个侧面分别设置电极,且这些电极之间互不导通。例如,可以是背衬层4或匹配层3为绝缘材料,各个压电片组上靠近背衬层4或者匹配层3的电极设置在压电片组的外表面上。为了简化结构、减少连线,可以将各个压电片组的另一侧面通过金属导线或者导电的匹配层或者导电背衬层连接,实现共同接地。该多阵元阵列可以是线阵或凸阵或碗面凹阵或矩阵。各个压电片组之间的狭缝可以是空气,也可以填充环氧树脂或橡胶等绝缘填充物。

[0048] 另外,超声阵元也可以由上述的多个压电片组组成,然后再由该超声阵元组成超声阵列。

[0049] 作为其中一种变形实施方式,如图4所示,压电片组包括一个设于一侧最外层的第一压电片01、至少两个分别与第一压电片01的一侧连接的第二压电片02。具体地,第二压电片02具体可以有多片,其中一部分分别与第一压电片01的一侧叠加连接,另一部分分别设置在与第一压电片01连接的第二压电片02之上。各压电片均是沿厚度方向叠加的,且相邻两个的极化方向保持相反。第一压电片01作为共用的底部或顶部压电片,连接在其一侧上的第二压电片02则是按组分开的,各组第二压电片02之间的缝隙可以是空气,也可以填充环氧树脂或橡胶等绝缘填充物。第一压电片01可以作为共地端连接一个电极,各组第二压电片02的电极则分别独立连接,即设于最外层的第二压电片02分别接电极,从而实现单独控制。每一组沿厚度方向叠加的第二压电片02与第一压电片01一起可以作为一个阵元,该多组沿厚度方向叠加的第二压电片02与第一压电片01一起可以组成超声换能器阵列。本变形实施方式中,各压电片可以是同一种压电材料也可以是不同种压电材料,各压电片的厚度可以相同也可以不相同。

[0050] 实施例3

[0051] 如图5所示,本实施例提供了一种超声成像系统,包括:上述实施例1提供的任一种逆置层分布的超声换能器、超声发射电路、超声回波接收电路和用于对超声回波进行处理并转换为图像的处理电路,以及用于切换导通超声发射电路和超声回波接收电路的收发转换开关(T/R Switch)。

[0052] 具体地,上述超声换能器组成超声探头21;收发转换开关22用于控制超声发射电路和超声回波接收电路切换导通;超声发射电路包括脉冲发射器23;超声回波接收电路包括回波接收器24;处理电路包括IL (inversion layer, 逆置层) 时间增益补偿 (TGC) 单元25、模数 (A/D) 转换单元26、IL波束合成单元27、IL信号处理单元28和IL图像处理单元29。

[0053] 工作时,收发转换开关22首先控制超声发射电路导通,超声发射电路中的脉冲发射器23产生宽频窄脉冲序列激发超声换能器产生超声波;收发转换开关22再控制超声回波接收电路导通,探测目标的超声回波经超声换能器转换为电信号后由回波接收器24接收;由IL时间增益补偿 (TGC) 单元25对回波接收器输出的电信号进行时间增益补偿后通过模数 (A/D) 转换单元26转换成数字信号,然后由IL波束合成单元27对其进行波束合成处理,最后经IL信号处理单元28对其进行滤波、去噪等处理后由IL图像处理单元29转换成可视的图像信息,该可视的图像信息可由显示器30显示出来。另外,该超声成像系统还包括用户控制输入单元31,可以用于输入探测目标 (例如病患者) 的基本信息,还可以用于选择超声探头的工作频率 (基准频率或合成谐振频率)、时间增益补偿参数、聚焦深度和图像处理/显示的模式等。

[0054] 在对超声回波信号进行处理时,与传统单中心频率的超声成像系统不同:

[0055] 在计算时间增益时,需要根据超声换能器的基准频率和不同谐振频率分别计算相应的增益;时间增益补偿曲线可通过预存的相应成像模式的参数以及以下函数计算: $TGC(i) = Depth(i) * Att(i, f) * IL(f) * 2 + Base$, 其中, i 表示目标探测点、 $Depth(i)$ 表示目标探测点的深度、 $Att(i, f)$ 表示目标探测点对应工作频率的衰减系数, $IL(f)$ 表示工作频率 (基准频率或某一合成谐振频率), $Base$ 表示起始增益。

[0056] 在进行波束合成处理时,需要根据超声换能器的基准频率和不同谐振频率分别进行相应的波束合成;

[0057] 在进行信号处理时,需要根据超声换能器的基准频率和不同谐振频率,即不同中心频率分别进行相应的信号处理;

[0058] 在进行图像处理时,需要根据超声换能器的基准频率和不同谐振频率,即不同中心频率分别进行相应的图像处理,从而能对不同中心频率的信号分别进行成像,还可以对不同中心频率的信号成像进行融合。进而可以利用显示器显示不同频率的超声图像和融合后的超声图像。

[0059] 本实施例提供的超声成像系统,其超声换能器的压电工作层是由至少两个沿厚度方向叠加的压电片1且相邻两个压电片1的极化方向相反,因此其一次能发射并接收包含不同频率(基准频率、合成的不同谐振频率)的超声信号,从而能一次同时获得不同频率的超声图像,包括基准频率超声回波图像和各合成谐振频率的超声回波图像,各不同频率的超声图像还能进行相应的融合。

[0060] 由于本实施例提供的超声成像系统可以工作在不同的中心频率下,因此无需更换不同频率的探头,就可以切换工作模式。其中,低频基准频率工作模式可以获得较深范围的超声成像探测,高倍频工作模式下可以获得浅层高分辨率的超声图像。即利用一个超声探头就可以实现不同尺度不同分辨率的超声成像。另外,还可以利用超声换能器的倍频规律、结合微泡等实现谐波成像,有效简化了以往谐波成像需要低频探头激励、高频探头接收的方法。具体地,在利用该超声成像系统实现不同尺度不同分辨率的超声成像时,可以一次发射包含不同基准频率超声波(并组成不同的谐振频率),在接收超声回波信号后通过滤波来区分出不同频率的信号,然后利用滤波后的信号转换成对应频率的超声图像,不仅成像速度快而且操作简单。

[0061] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

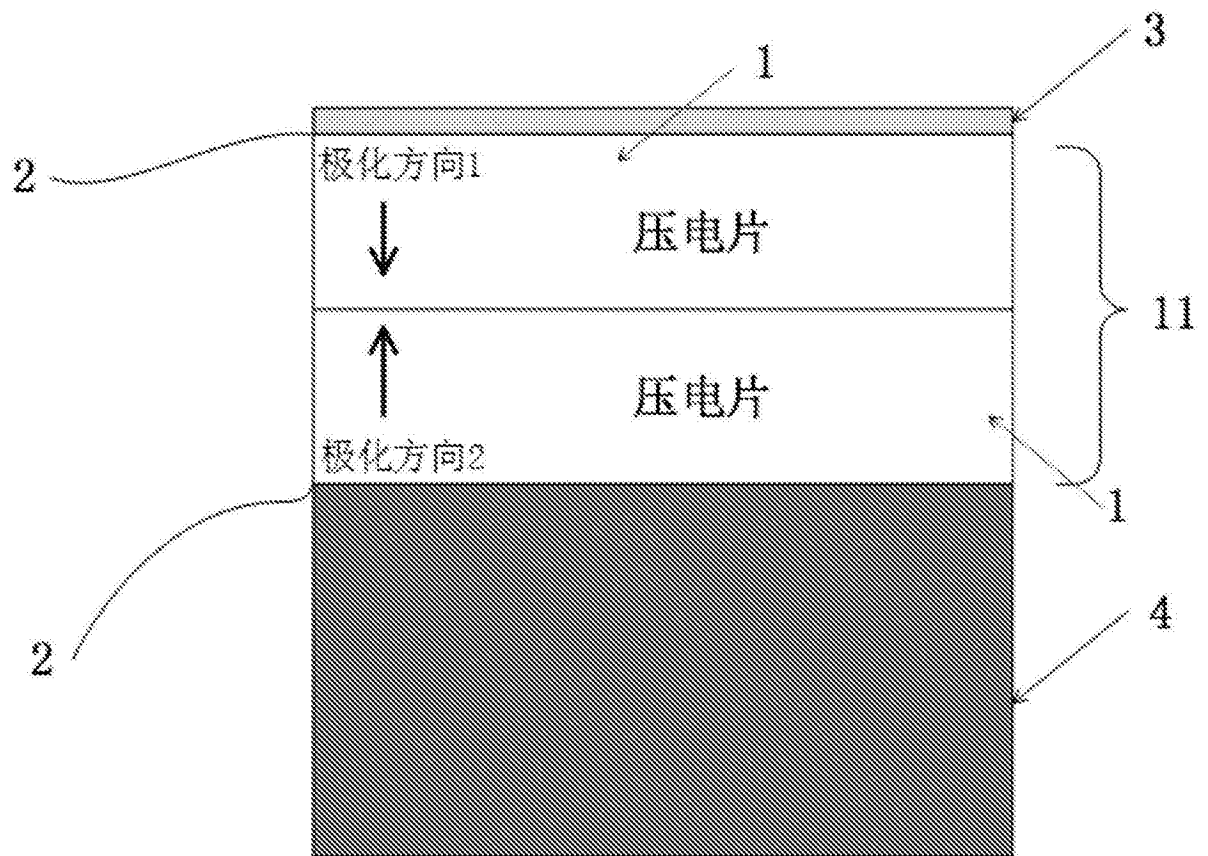


图1

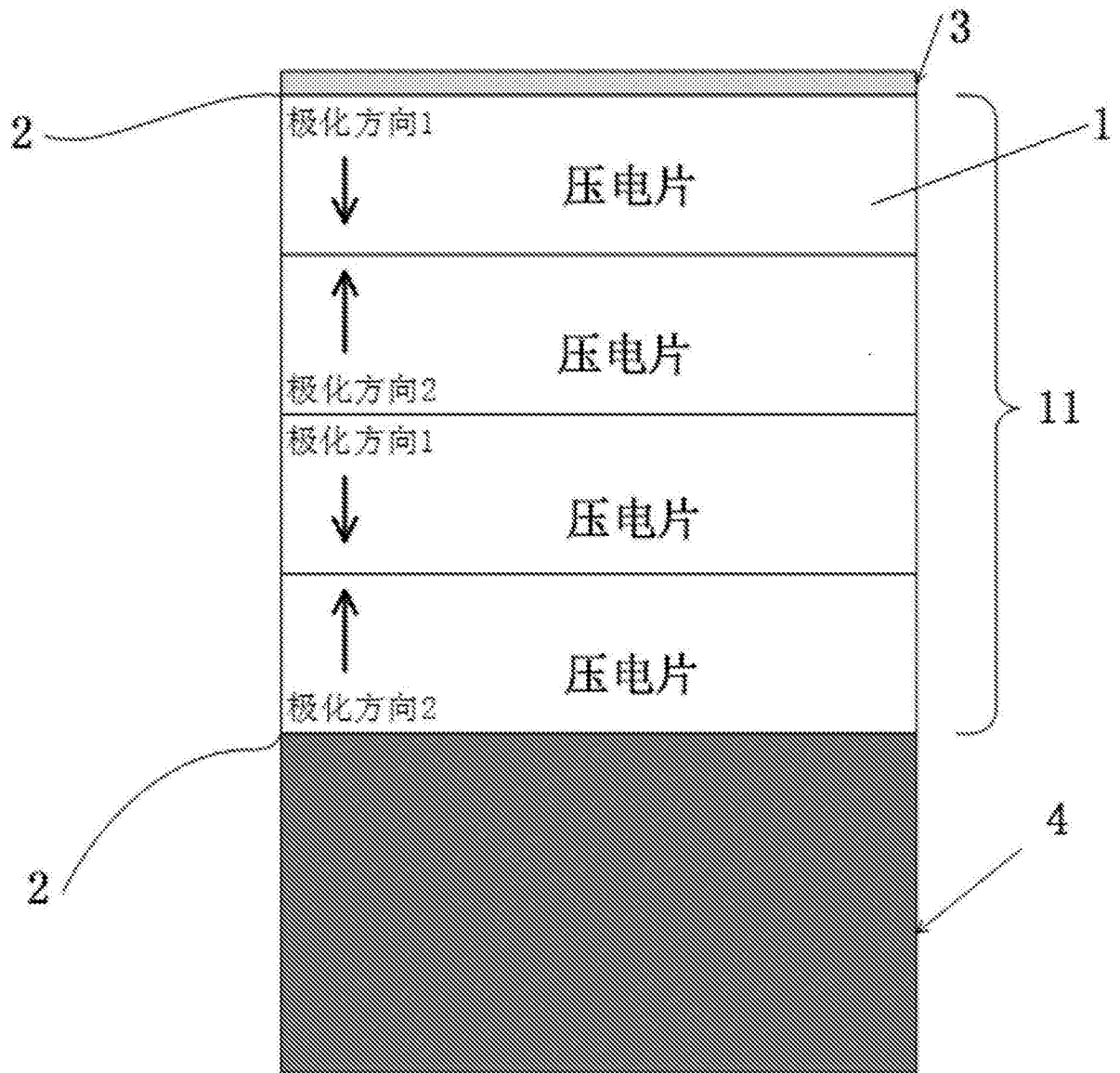


图2

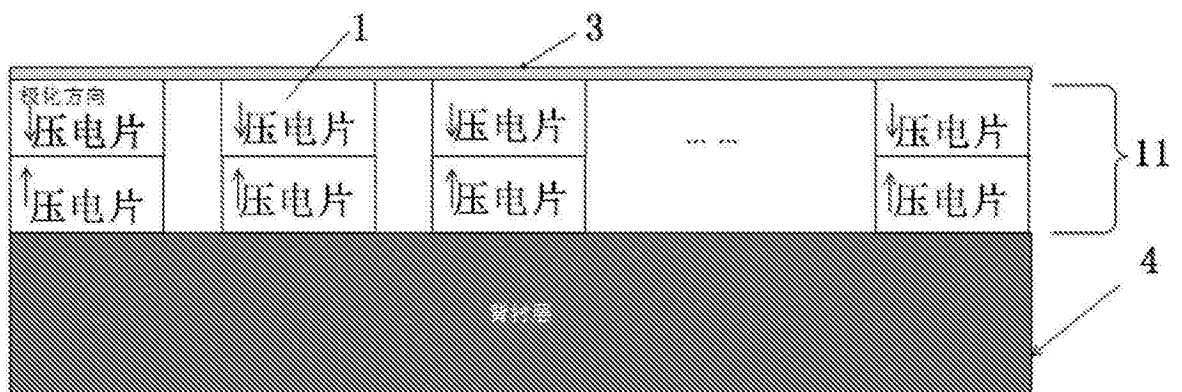


图3

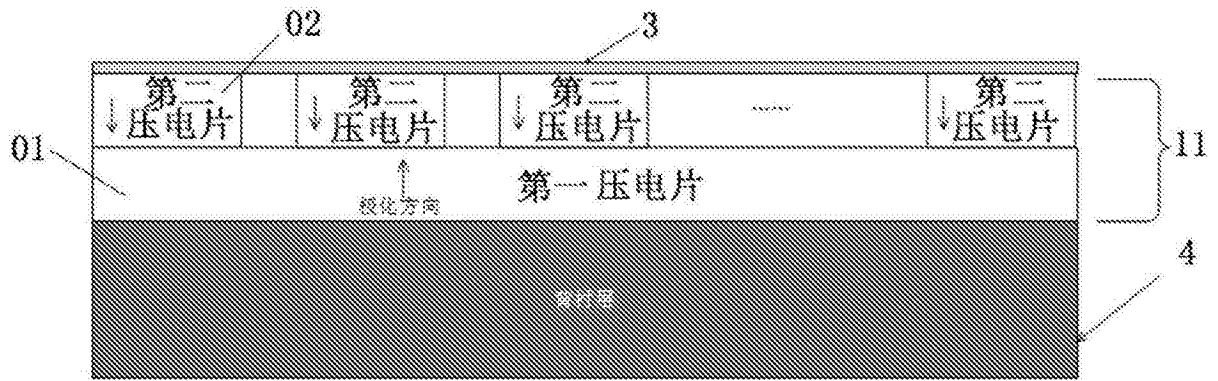


图4

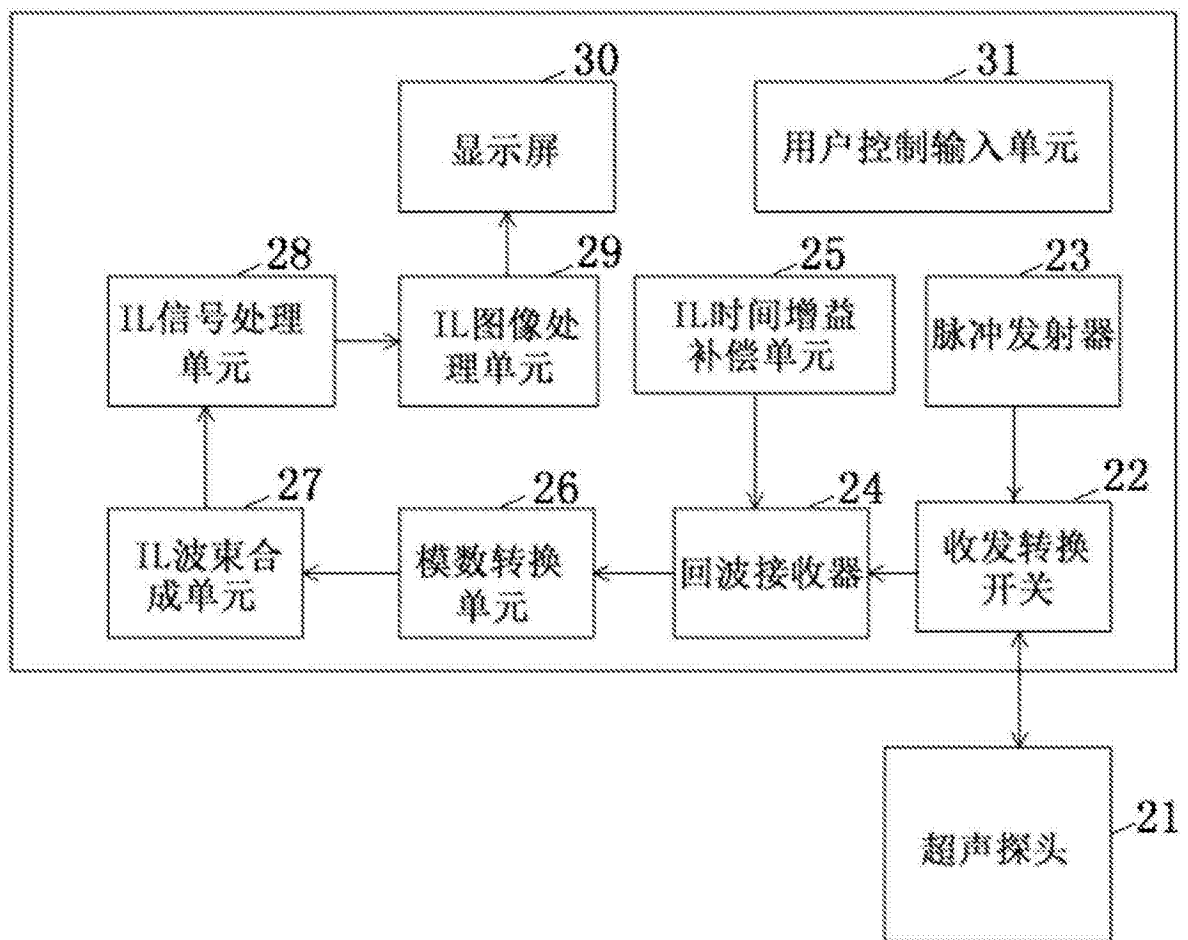


图5

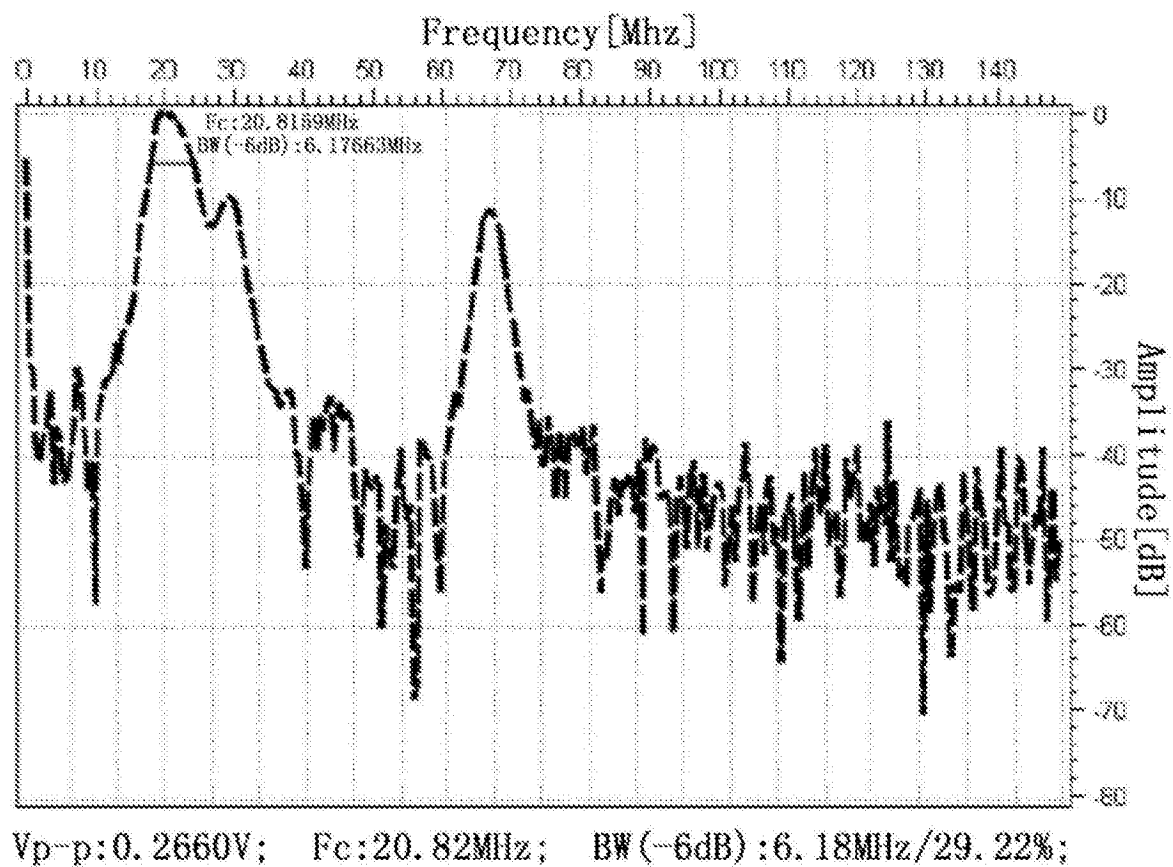


图6

专利名称(译)	超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统		
公开(公告)号	CN106903037A	公开(公告)日	2017-06-30
申请号	CN2017110050668.0	申请日	2017-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院苏州生物医学工程技术研究所		
[标]发明人	简小华		
发明人	简小华		
IPC分类号	B06B1/06 A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/06 A61B8/4477 A61B8/4483 A61B8/52		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器、超声阵列探头和超声成像系统，属于超声技术领域，该超声换能器包括：压电片组，压电片组包括至少两个沿厚度方向叠加的压电片且相邻两个压电片的极化方向相反。本发明通过将极化方向不同的两片或多片压电片叠加，使得该超声换能器除了具有组成其工作层的各压电片的基准频率外还有多个合成谐振频率，从而可以实现高频超声成像和多频超声成像，提高了换能器的带宽和成像分辨率。

