



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107981887 A

(43)申请公布日 2018.05.04

(21)申请号 201711380040.3

(22)申请日 2017.12.19

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽深圳大学城学苑大道1068号

(72)发明人 邱维宝 张利宁 黄继卿 苏敏
郭瑞彪 郑海荣

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 孙辉

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

H04R 31/00(2006.01)

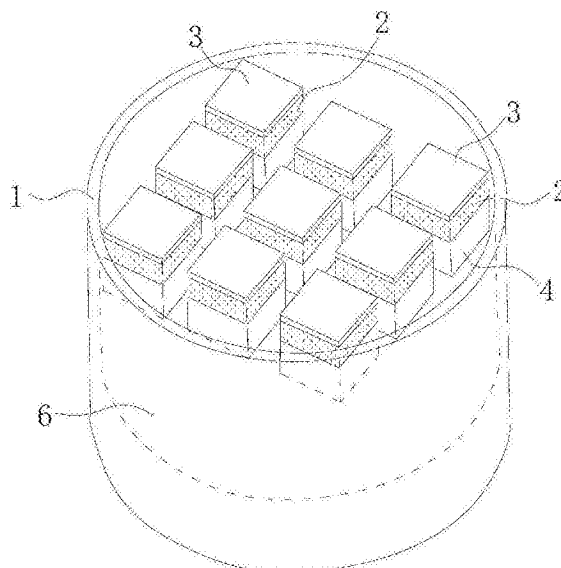
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法

(57)摘要

本发明提供了一种超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法,涉及超声检测技术领域。该超声换能器包括管套,管套内分散设有至少两个压电组件,压电组件包括压电振子和匹配层,匹配层位于管套的同一端,压电振子的频率不全相同;该聚焦换能器,包括上述超声换能器,匹配层在管套内形成凹球面;该聚焦换能器制作方法,包括以下步骤:加热软化所述绝缘填充物;用具有凸球面的部件压紧压电组件,直至压电组件在绝缘填充物内凹陷形成凹球面;绝缘填充物冷却固化,取出具有凸球面的部件。压电组件中的压电振子的频率不同,得到相应超声波的频率也不同,从而加宽超声换能器得到超声波的频带宽度,增大其应用范围、提高其实用性。



1. 一种超声换能器,其特征在于,包括管套(1),所述管套(1)内分散设有至少两个相对独立的压电组件;

所述压电组件包括压电振子(2)和匹配层(3),所述匹配层(3)与所述压电振子(2)的其中一个电极面相互电连接且紧密贴合,所述匹配层(3)、所述压电振子(2)的另一个电极面分别用于与电子系统的正、负极电连接;

各所述压电组件的匹配层(3)均位于所述管套(1)的同一端,且不同所述压电组件的压电振子(2)的频率不全相同。

2. 根据权利要求1所述的超声换能器,其特征在于,所述压电组件还包括背衬层(4),所述背衬层(4)与所述压电振子(2)电连接且紧密贴合,所述压电振子(2)位于所述背衬层(4)和所述匹配层(3)之间,所述背衬层(4)用于与所述电子系统的正极或负极电连接。

3. 根据权利要求2所述的超声换能器,其特征在于,所述压电组件为多个,其中,至少两个所述压电组件的压电振子(2)频率相同,且频率相同的所述压电组件中,至少两个所述压电组件的背衬层(4)通过导电连接板(8)电连接在一起,所述导电连接板(8)用于与电子系统的正极或负极电连接;

优选的,所述压电组件为多排,各排所述压电振子(2)的频率不同,同排的多个所述压电振子(2)的频率相同,且同排的多个所述背衬层(4)通过导电连接板(8)电连接在一起。

4. 根据权利要求1—3中任一项所述的超声换能器,其特征在于,所述压电组件的压电振子(2)中,不同频率的所述压电振子(2)由不同的压电材料制成;

或,由材料相同、厚度不同的压电材料制成。

5. 根据权利要求2或3所述的超声换能器,其特征在于,所述管套(1)为金属导电管套,所述管套(1)与所述匹配层(3)电连接,所述压电振子(2)、所述背衬层(4)均与所述管套(1)之间绝缘设置。

6. 根据权利要求1—3中任一项所述的超声换能器,其特征在于,所述压电组件之间的缝隙中填充有绝缘支撑物(5)。

7. 根据权利要求2或3所述的超声换能器,其特征在于,所述管套(1)内设有所述背衬层(4)的一端填充有绝缘填充物(6),所述压电组件镶嵌于所述绝缘填充物(6)内。

8. 一种聚焦换能器,其特征在于,包括权利要求7所述的超声换能器,所述超声换能器中所述压电组件的匹配层(3)在所述管套(1)内形成凹球面(7)。

9. 根据权利要求8所述的聚焦换能器,其特征在于,所述绝缘填充物(6)受热软化,且遇冷重新固化;

优选的,所述绝缘填充物(6)为环氧树脂。

10. 一种聚焦换能器制作方法,其特征在于,用于制成权利要求9所述的聚焦换能器,制作方法包括以下步骤:

S100加热软化所述绝缘填充物(6);

S200用具有凸球面的部件自所述管套(1)设有所述匹配层(3)的一端开始,沿所述管套(1)的轴向压紧所述压电组件,直至压电组件在所述绝缘填充物(6)内凹陷形成凹球面(7);

S300所述绝缘填充物(6)冷却固化,从所述管套(1)中取出所述具有凸球面的部件。

超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声检测技术领域,尤其涉及一种超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法。

背景技术

[0002] 医学超声成像技术是目前临床上重要的影像诊断手段之一,其利用超声波作为探测生物内部的载体,结合数字化信号、图像处理和计算机等技术,提取超声回波中有效的回波信号,对组织器官进行成像,探查人体或动物生理和诊断信息。

[0003] 在超声波检测过程中,超声波的发射和接收都是通过超声换能器来实现的,超声波检测中一般使用压电换能器,压电换能器可以被看作是一个三端口形式的机电等效电路网络,其核心部件为压电振子,其中压电振子的前后为两个力学端口,压电振子为电端口,将压电振子连接到电子系统,压电振子在电信号的激励下会产生共振,共振频率即为转换的超声波的频率;其中,只有电信号在共振频率附近才能引起压电振子的共振产生超声波,且电信号频率与压电振子的频率相等时,超声转换器的电能和声能相互转换的效率最高。

[0004] 现有的超声换能器中一般只能接收小范围频率的电信号,相应转换得到的超声波的频带宽度较窄,而超声波的频率直接影响其穿透力,因而致使超声换能器的应用范围较小、实用性较差。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法,以解决现有技术中存在的超声换能器中得到的超声波的频带范围较小,而致使超声换能器的应用范围较小、实用性较差的技术问题。

[0006] 本发明提供的超声换能器,包括管套,所述管套内分散设有至少两个相对独立的压电组件;所述压电组件包括压电振子和匹配层,所述匹配层与所述压电振子的其中一个电极面相互电连接且紧密贴合,所述匹配层、所述压电振子的另一个电极面分别用于与电子系统的正、负极电连接;各所述压电组件的匹配层均位于所述管套的同一端,且不同所述压电组件的压电振子的频率不全相同。

[0007] 进一步的,所述压电组件还包括背衬层,所述背衬层与所述压电振子电连接且紧密贴合,所述压电振子位于所述背衬层和所述匹配层之间,所述背衬层用于与所述电子系统的正极或负极电连接。

[0008] 进一步的,所述压电组件为多个,其中,至少两个所述压电组件的压电振子频率相同,且频率相同的所述压电组件中,至少两个所述压电组件的背衬层通过导电连接板电连接在一起,所述导电连接板用于与电子系统的正极或负极电连接;优选的,所述压电组件为多排,各排所述压电振子的频率不同,同排的多个所述压电振子的频率相同,且同排的多个所述背衬层通过导电连接板电连接在一起。

[0009] 进一步的,所述压电组件的压电振子中,不同频率的所述压电振子由不同的压电

材料制成;或,由材料相同、厚度不同的压电材料制成。

[0010] 进一步的,所述管套为金属导电管套,所述管套与所述匹配层电连接,所述压电振子、所述背衬层均与所述管套之间绝缘设置。

[0011] 进一步的,所述压电组件之间的缝隙中填充有绝缘支撑物。

[0012] 进一步的,所述管套内设有所述背衬层的一端填充有绝缘填充物,所述压电组件镶嵌于所述绝缘填充物内。

[0013] 本发明的另一个目的在于提供一种聚焦换能器,包括权利要求7所述的超声换能器,所述超声换能器中所述压电组件的匹配层在所述管套内形成凹球面。

[0014] 进一步的,所述绝缘填充物受热软化,且遇冷重新固化;优选的,所述绝缘填充物为环氧树脂。

[0015] 本发明还提供聚焦换能器制作方法,用于制成权利要求9所述的聚焦换能器,制作方法包括以下步骤:

[0016] S100加热软化所述绝缘填充物;

[0017] S200用具有凸球面的部件自所述管套设有所述匹配层的一端开始,沿所述管套的轴向压紧所述压电组件,直至压电组件在所述绝缘填充物内凹陷形成凹球面;

[0018] S300所述绝缘填充物冷却固化,从所述管套中取出所述具有凸球面的部件。

[0019] 本发明超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法的有益效果为:

[0020] 本发明提供的超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法,其中,超声换能器包括用于作为载体的管套、用于实现电能与机械能转换的压电组件,其中,压电振子用于将电信号转换为超声波声信号,匹配层用于减少压电振子与被测组织之间的声阻抗,以减少超声波在不同介质之间传递时的无用反射,提高超声波在目标组织处的回波带宽;其中,聚焦换能器包括上述超声换能器,且超声换能器中的多个匹配层在管套内形成凹球面,压电振子转换的超声波经过匹配层后垂直匹配层发射,在一定距离处聚焦,减小超声波瓣,提高超声成像的清晰度。具体的,聚焦换能器制作方法如下:加热软化管套内的绝缘填充物;用具有凸球面的部件自管套设有匹配层的一端开始,沿管套的轴向压紧压电组件,直至多个压电组件在绝缘填充物内凹陷形成凹球面;绝缘填充物冷却固化,压电组件固定在固化的绝缘填充物中形成上述聚焦换能器。

[0021] 压电振子上包括两个电极面,匹配层与其中一个电极面电连接且紧密贴合,使用时,压电组件中的匹配层通过导线与电子系统的正极(或负极)电连接,压电振子的另一个电极面与电子系统的负极(或正极)电连接(压电振子的两个电极面中与电子系统的正极电连接的为正极电极面,与电子系统的负极电连接的为负极电极面),电子系统输出与压电振子相对应频带的电信号,电信号经过导线传递到压电振子,压电振子收到电信号并将其转变为对应频率的超声波,超声波经过匹配层后向外发射,对被检测组织进行检测;多个压电组件中的压电振子的频率不同,电子系统向不同频率的压电振子传递的电信号频带也不同,压电振子得到相应超声波的频率也不同,从而加宽超声换能器得到超声波的频带宽度,而超声波的频率直接影响其穿透力,从而提高超声换能器对不同深度组织的检测,增大其应用范围、提高其实用性。

[0022] 聚焦换能器中的多个压电组件的匹配层在管套的一侧形成凹球面,压电组件转换的超声波垂直匹配层发射出,并在该凹球面的球心处聚焦,超声波瓣变窄,超声波焦点处位

于被检测组织,成像设备对该处超声波的分辨能力提高,从而有效提高超声成像的清晰度,且超声波焦点范围小,治疗时,可以集中在病变组织上而减少正常组织的破坏。具体的,可以使用另外一个超声换能器对超声波进行转换,并在成像设备上呈像显示,得到被检测组织的超声图像。

附图说明

[0023] 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。

[0024] 图1为本发明实施例提供的超声换能器的第一三维结构示意图,其中,压电组件之间未设置绝缘填充材料;

[0025] 图2为本发明实施例提供的超声换能器的第二三维结构示意图,其中,压电组件之间设置有绝缘填充材料;

[0026] 图3为图2中压电组件的三维结构示意图;

[0027] 图4为图2中压电组件的另一三维结构示意图,其中,每排背衬层通过导电连接板电连接;

[0028] 图5为本发明实施例提供的聚焦换能器的外形三维结构示意图。

[0029] 图标:1—管套;2—压电振子;3—匹配层;4—背衬层;5—绝缘支撑物;6—绝缘填充物;7—凹球面;8—导电连接板。

具体实施方式

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 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,可以是两个元件内部的连通。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。

[0033] 本实施例提供一种超声换能器,如图1和图2所示,包括管套1,管套1内分散设有至少两个相对独立的压电组件;压电组件包括压电振子2和匹配层3,匹配层3与压电振子2的其中一个电极面相互电连接且紧密贴合,匹配层3、压电振子2的另一个电极面分别用于与电子系统的正、负极电连接;各压电组件的匹配层3均位于管套1的同一端,且不同压电组件的压电振子2的频率不全相同。

[0034] 本实施例还提供一种聚焦换能器,如图5所示,包括上述超声换能器,超声换能器中压电组件的匹配层3在管套1内形成凹球面7

[0035] 本实施例还提供一种聚焦换能器制作方法,用于制成上述聚焦换能器,制作方法包括以下步骤:

[0036] S100加热软化所述绝缘填充物6;

[0037] S200用具有凸球面的部件自管套1设有匹配层3的一端开始,沿管套1的轴向压紧压电组件,直至压电组件在绝缘填充物6内凹陷形成凹球面7;

[0038] S300绝缘填充物6冷却固化,从管套1中取出具有凸球面的部件。

[0039] 本实施例提供的超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法,其中,超声换能器包括用于作为载体的管套1、用于实现电能与机械能转换的压电组件,其中,压电振子2用于将电信号转换为超声波声信号,匹配层3用于减少压电振子2与被测组织之间的声阻抗,以减少超声波在不同介质之间传递时的无用反射,提高超声波在目标组织处的回波带宽;其中,聚焦换能器包括上述超声换能器,且超声换能器中的多个匹配层3在管套1内形成凹球面7,压电振子2转换的超声波经过匹配层3后垂直匹配层3发射,在一定距离处聚焦,减小超声波瓣,提高超声成像的清晰度。具体的,聚焦换能器制作方法如下:加热软化管套1内的绝缘填充物6;用具有凸球面的部件自管套1设有匹配层3的一端开始,沿管套1的轴向压紧压电组件,直至多个压电组件在绝缘填充物6内凹陷形成凹球面7;绝缘填充物6冷却固化,压电组件固定在固化的绝缘填充物6中形成上述聚焦换能器。

[0040] 压电振子2上包括两个电极面,匹配层3与其中一个电极面电连接且紧密贴合,使用时,压电组件中的匹配层3通过导线与电子系统的正极(或负极)电连接,压电振子2的另一个电极面与电子系统的负极(或正极)电连接(压电振子2的两个电极面中与电子系统的正极电连接的为正极电极面,与电子系统的负极电连接的为负极电极面),电子系统输出与压电振子2相对应频带的电信号,电信号经过导线传递到压电振子2,压电振子2收到电信号并将其转变为对应频率的超声波,超声波经过匹配层3后向外发射,对被检测组织进行检测;多个压电组件中的压电振子2的频率不同,电子系统向不同频率的压电振子2传递的电信号频带也不同,压电振子2得到相应超声波的频率也不同,从而加宽超声换能器得到超声波的频带宽度,而超声波的频率直接影响其穿透力,从而提高超声换能器对不同深度组织的检测,增大其应用范围、提高其实用性。

[0041] 其中,压电振子2的频率受压电材料和厚度的影响,因此,超声换能器中不同频率的压电振子2,可以分别选用材料相同、厚度不同的压电振子2,也可以选用材料不同、厚度相同的压电振子2,或者材料不同、厚度也不相同的压电振子2。具体的,压电材料可以选用压电陶瓷、压电聚合物或单晶等材料,其中,压电聚合物如聚偏氟乙烯(PVDF)和共聚物P(VDF-TrFE)的声阻抗(约4MRy1)较低,易与生物组织匹配,频带宽;压电陶瓷PZT-5H有着较高的机电耦合系数($k_t=0.5$)、灵敏度,频带较窄,适用于大块组织的深度成像;铌酸锂单晶LiNbO3机电耦合系数($k_t=0.5$)较接近于PZT-5H,并具有低介电常数和比较高的声速,适合用来做大尺寸高频超声换能器,实际使用时,可以根据超声换能器的用途选择合适的压电材料。

[0042] 具体的,压电振子2的截面可以为方形、圆形或其他形状均可以。

[0043] 聚焦换能器中的多个压电组件的匹配层3在管套1的一侧形成凹球面7,压电组件

转换的超声波垂直匹配层3发射出,并在该凹球面7的球心处聚焦,超声波瓣变窄,超声波焦点处位于被检测组织,成像设备对该处超声波的分辨能力提高,从而有效提高超声成像的清晰度,且超声波焦点范围小,治疗时,可以集中在病变组织上而减少正常组织的破坏。具体的,可以使用另外一个超声换能器对超声波进行转换,并在成像设备上呈像显示,得到被检测组织的超声图像。

[0044] 本实施例中,如图1、图3和图4所示,压电组件还可以包括背衬层4,背衬层4与压电振子2电连接且紧密贴合,压电振子2位于背衬层4和匹配层3之间,背衬层4用于与电子系统的正极或负极电连接。电子系统的电信号首先传递给背衬层4,随后到达压电振子2,背衬层4的设置,一方面,作为可以压电组件的正极或负极;另一方面,背衬层4为导电材料,可以减少压电振子2转换得到的超声波在压电组件中产生的震荡,从而确保超声波的正常发射。具体的,背衬层4和匹配层3均可以通过导电胶与压电振子2电连接。

[0045] 本实施例中,压电组件可以为多个,其中,至少两个压电组件的压电振子2频率相同,且频率相同的压电组件中,至少两个压电组件的背衬层4通过导电连接板8电连接在一起,导电连接板8用于与电子系统的正极或负极电连接;具体的,如图1—图4所示,压电组件可以为多排,各排压电振子2的频率不同,同排的多个压电振子2的频率相同,且同排的多个背衬层4通过导电连接板8电连接在一起。多个压电组件中,包括频率相同或不同的压电振子2,其中,频率相同的压电振子2中,两个、三个或多个背衬层4通过导电连接板8电连接在一起,使用时,电子系统通过电缆向导电连接板8施加一个频带的电信号,导电连接板8将该电信号传递给与其电连接的两个或多个背衬板,背衬层4随后将该电信号传递给相应的压电振子2,导电连接板8的设置可以实现单芯对多个压电组件的控制,在确保超声转换器正常工作的基础上,结构和操作都更加简单。

[0046] 具体的,超声换能器中可以包括一个、两个或多个导电连接板8,导电连接板8的形状可以为直线形、曲线形或环形等。

[0047] 具体的,压电组件可以为9个,9个压电组件呈 3×3 阵列排布,同排的三个背衬层4通过导电连接板8电连接在一起。

[0048] 除上述结构外,也可以不设置导电连接板8,每个背衬板均与电源系统电连接,电源系统分别单独向每个压电组件输出相应频带的电信号。

[0049] 本实施例中,压电组件的压电振子2中,不同频率的压电振子2可以由不同的压电材料制成;或,由材料相同、厚度不同的压电材料制成。其中,为了减小超声换能器中压电组件之间的电阻抗差异,不同频率的压电振子2可以由不同的压电材料制成。

[0050] 具体的,本实施例中,管套1可以为金属导电管套,管套1与匹配层3电连接,压电振子2、背衬层4均与管套1之间绝缘设置。使用时,超声波从匹配层3一端射出,电源设备的正极或负极与金属导电管套电连接,金属导电管套通过导线与匹配层3电连接,从而实现电子系统与匹配层3的电连接,以减少电子系统通过导线或其他导电材料直接与匹配层3电连接时,影响匹配层3端工作情况的发生。

[0051] 为了提高压电组件的稳定性,本实施例中,如图2—图4所示,可以在压电组件之间的缝隙中填充有绝缘支撑物5。绝缘支撑物5对压电组件起到支撑隔离作用,增强压电组件的稳定性,确保超声换能器的正常工作,且绝缘支撑物5可以实现压电组件之间的绝缘性,减少压电组件发生晃动而相互接触,影响其正常工作情况的发生。

[0052] 为了进一步提高对压电组件的固定,本实施例中,如图1和图2所示,还可以在管套1内设有背衬层4的一端填充有绝缘填充物6,压电组件镶嵌于绝缘填充物6内;该绝缘填充物6受热软化,且遇冷重新固化;优选的,绝缘填充物6可以选用环氧树脂。

[0053] 初始时,超声换能器中的绝缘填充物6为固化状态,压电组件镶嵌在绝缘填充物6内,将上述超声换能器制作成为聚焦换能器时,首先加热软化该绝缘填充物6,随后使用具有凸球面的部件,如球状的金属球,从匹配层3一端的管套1向内压紧压电组件,压电组件的匹配层3受力沿着垂直受力点球面的径向向绝缘填充物6内凹陷,金属球下压一定距离,多个压电组件的匹配层3相应形成凹球面7,一段时间后,绝缘填充物6冷却固化,压电组件在管套1内的位置固定不变,形成聚焦换能器,取出金属球即可。

[0054] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明实施例技术方案的范围。

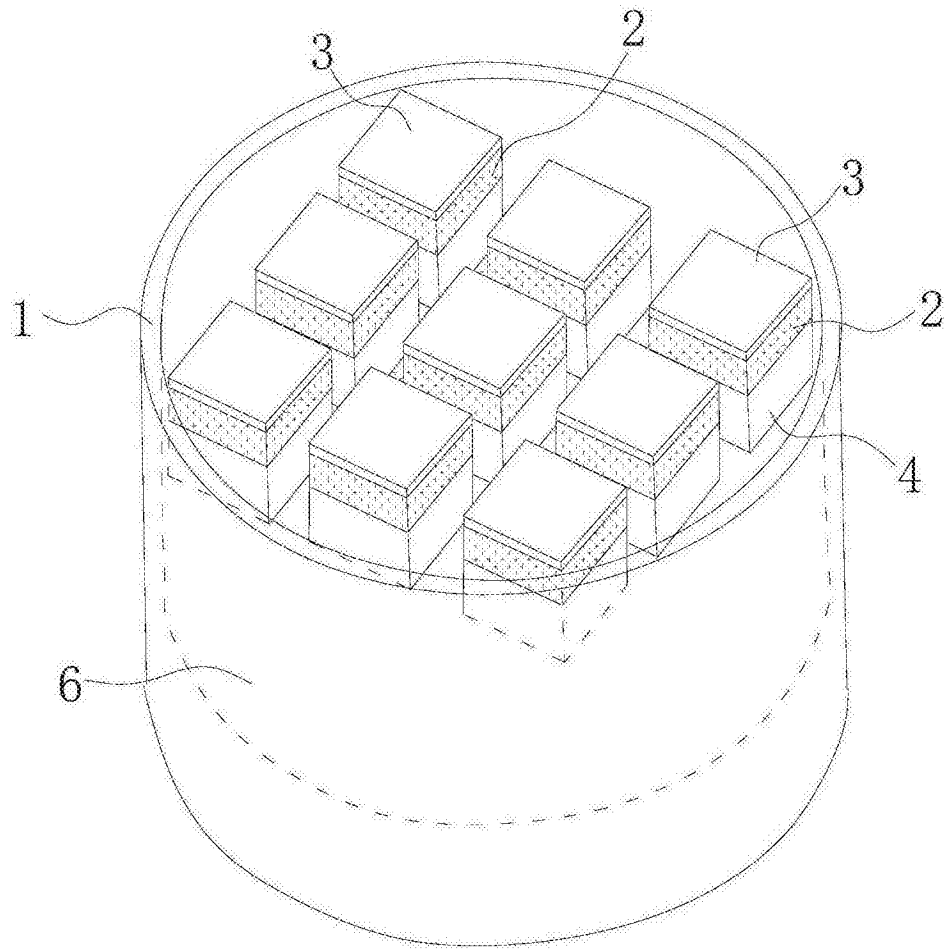


图1

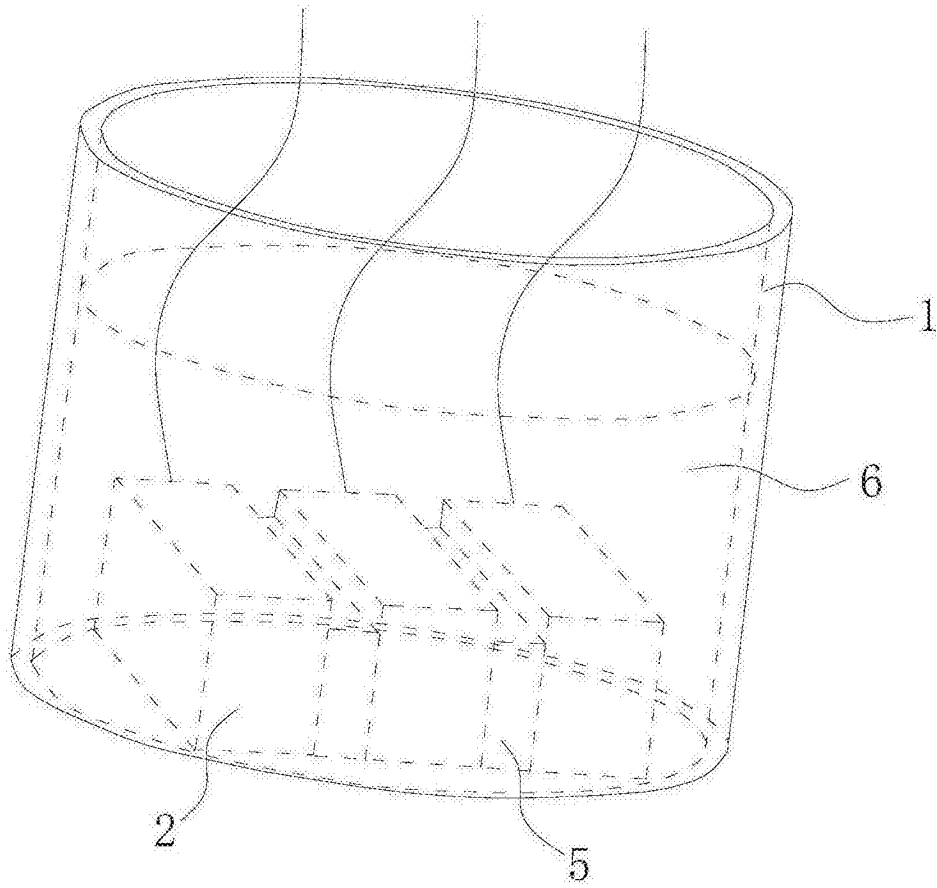


图2

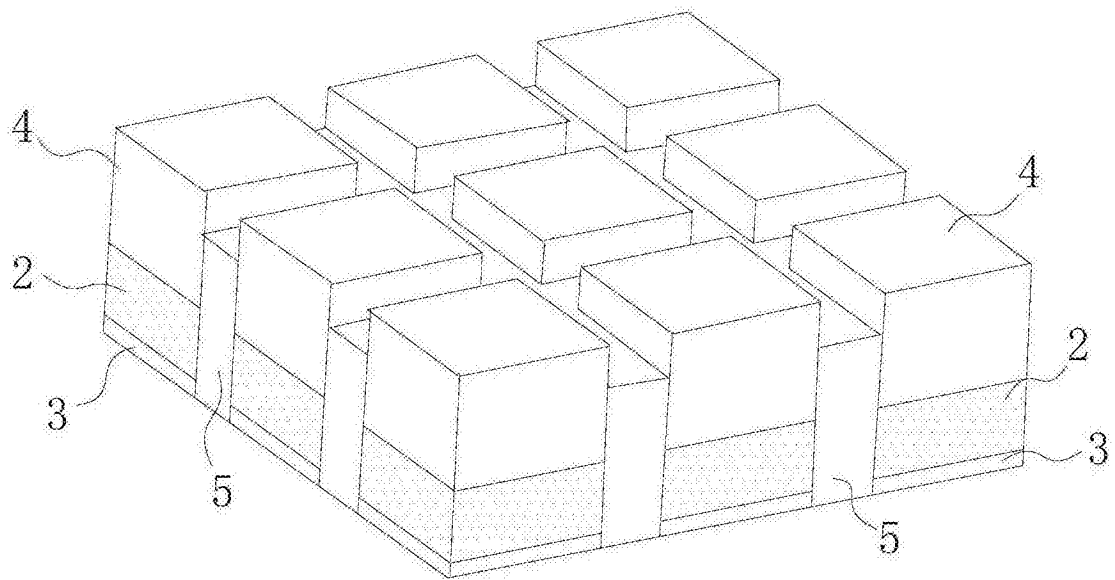


图3

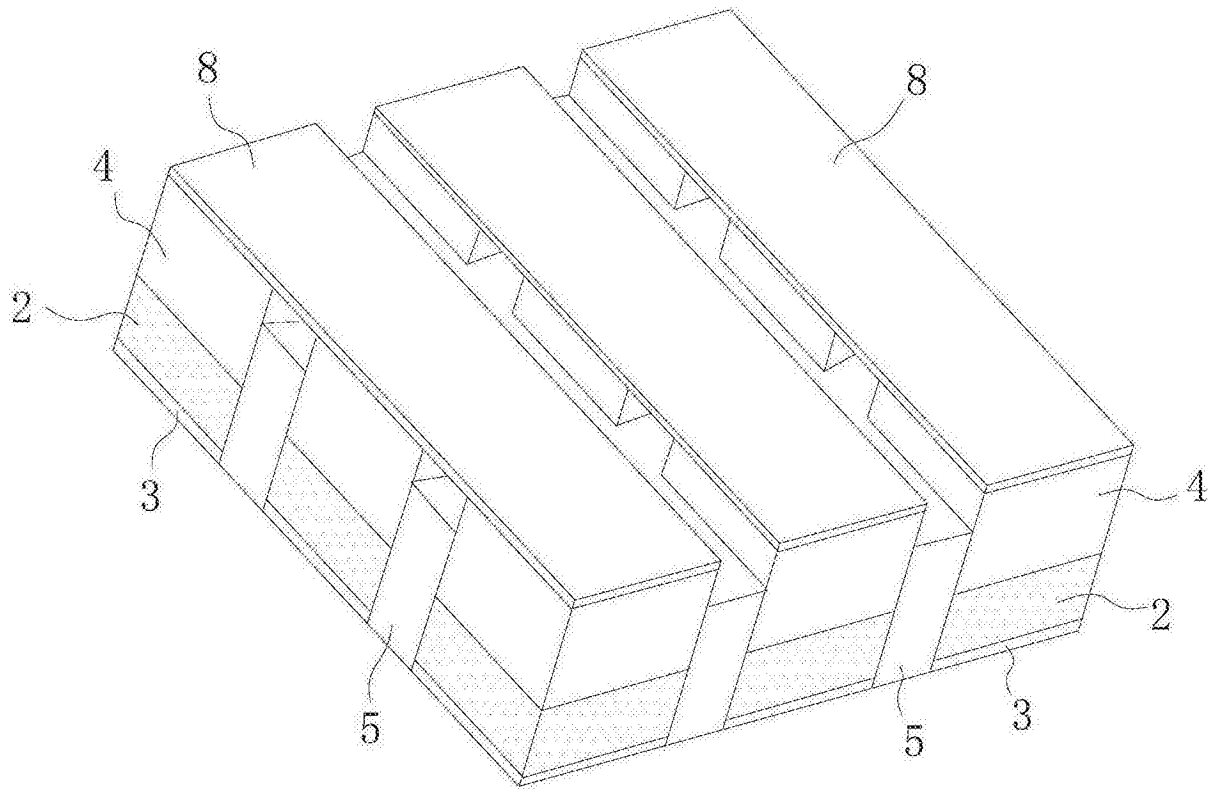


图4

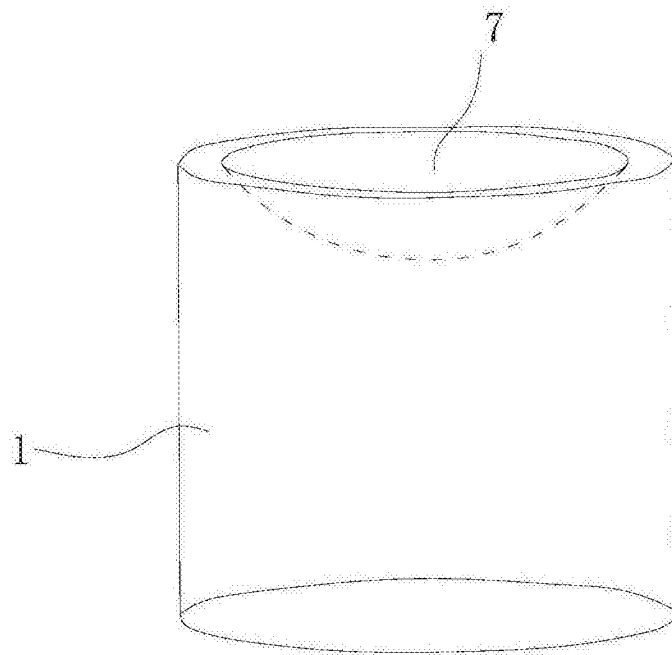


图5

专利名称(译)	超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法		
公开(公告)号	CN107981887A	公开(公告)日	2018-05-04
申请号	CN2017111380040.3	申请日	2017-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	邱维宝 张利宁 黄继卿 苏敏 郭瑞彪 郑海荣		
发明人	邱维宝 张利宁 黄继卿 苏敏 郭瑞彪 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/00 H04R31/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B2562/12 H04R31/00		
代理人(译)	孙辉		
其他公开文献	CN107981887B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声换能器、聚焦换能器及聚焦换能器制作方法，涉及超声检测技术领域。该超声换能器包括管套，管套内分散设有至少两个压电组件，压电组件包括压电振子和匹配层，匹配层位于管套的同一端，压电振子的频率不全相同；该聚焦换能器，包括上述超声换能器，匹配层在管套内形成凹球面；该聚焦换能器制作方法，包括以下步骤：加热软化所述绝缘填充物；用具有凸球面的部件压紧压电组件，直至压电组件在绝缘填充物内凹陷形成凹球面；绝缘填充物冷却固化，取出具有凸球面的部件。压电组件中的压电振子的频率不同，得到相应超声波的频率也不同，从而加宽超声换能器得到超声波的频带宽度，增大其应用范围、提高其实用性。

