

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510122648.7

[51] Int. Cl.

H01L 41/083 (2006.01)

B06B 1/06 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

G01N 29/00 (2006.01)

[45] 授权公告日 2008 年 1 月 30 日

[11] 授权公告号 CN 100365840C

[22] 申请日 2005.11.30

[21] 申请号 200510122648.7

[73] 专利权人 南京大学

地址 210093 江苏省南京市汉口路 22 号

[72] 发明人 刘晓宙 龚秀芬 叶式公

[56] 参考文献

WO2004/114425A1 2004.12.29

EP0014693A1 1980.8.20

JP2004-208918A 2004.7.29

Study of Polymer Ultrasonic Transducer and Complex Ultrasonic Transducer with PZT/PVDF Multi-Layer Structure. Liu Xiaozhou, Ye Shigong, Gong Xiufen, Zhang Weiya, LuRongrong. *Acustica*, Vol. 85 No. 3. 1999

利用复合换能器测量反射的二次谐波及介质的非线性参量. 陆荣荣, 章东, 龚秀芬, 刘晓宙. *声学学报*, 第 26 卷第 6 期. 2001

审查员 罗崇举

[74] 专利代理机构 南京天翼专利代理有限责任公司

代理人 汤志武 王鹏翔

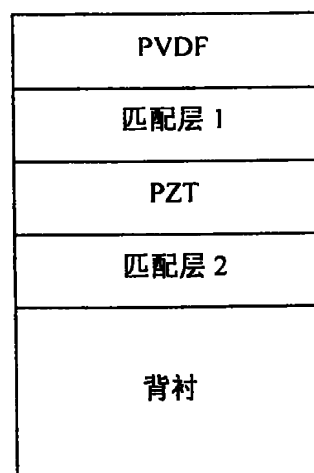
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 2 页

[54] 发明名称

平面型复合结构超声换能器

[57] 摘要

平面型复合结构的超声换能器: 采用 PZT 压电材料来发射超声波, 采用 PVDF 来接收回波信号, 超声换能器采用多层结构, 在背衬上先设有第二匹配层材料, 在第二匹配层材料上设有 PZT 压电换能器, 然后再设有第一匹配层材料, 在第一匹配层材料上设有 PVDF 压电换能器, 或直接采用 PVDF 压电换能器作为第一匹配层材料; 所述背衬材料是环氧材料加钨粉; 本发明使用两种压电材料, 充分发挥两种材料在发射和接收时的优势。发射和接收部分分开, 可避免发射和接收之间的干扰。可用 PVDF 层代替 PZT 的匹配层, 可使设计上比较简单。



1、平面型复合结构的超声换能器，其特征是采用 PZT 压电材料来发射超声波，采用 PVDF 来接收回波信号，超声换能器采用多层结构：在背衬上先设有第二匹配层材料，在第二匹配层材料上设有 PZT 压电换能器，在 PZT 压电换能器上设有第一匹配层材料，在第一匹配层材料上设有 PVDF 压电换能器；所述背衬的材料是环氧材料加钨粉：厚度尺寸范围：1.00-4.00；第二匹配层材料的选择是环氧材料：厚度尺寸范围：0.50-1.00，第一匹配层材料的选择是玻璃或橡胶材料：厚度尺寸范围：0.20-0.40，PZT 压电换能器厚度的尺寸范围是：0.80-2.00，PVDF 压电换能器厚度的尺寸范围是：0.05-0.30，尺寸的单位为毫米。

平面型复合结构超声换能器

一、技术领域

本发明涉及超声换能器的一种新型结构,尤其是涉及采用两种压电材料制成的平面型复合结构超声换能器。

二、背景技术

随着超声医学的发展,超声波成像正在越来越多的引起人们的兴趣。与 X 射线相比,超声波的最大优点就在于对人体的无损伤性。超声成像的关键之一就是超声换能器,通常成像用的换能器是使用一种压电材料的单一结构,既用作发射又用作接收超声波。这种结构的换能器虽然制作简单,但由于压电材料特性的局限性,使得换能器的整体性能并不十分出色。目前制作的换能器一般使用两种材料,其一是 PZT(Lead-Zirconate-Titanate, 锆钛酸铅)材料, PZT 具有高的机电耦合系数,用它制作的超声换能器具有较低的输入功率损耗,是一种良好的发射型压电材料。但由于 PZT 材料的声阻抗一般较大,与耦合液(通常是水)的匹配不是很好,接收时回响的尾波较多,不利于对信号的提取和分析。另有一种是使用 PVDF(Polyvinylidene difluoride, 聚偏二氟乙烯)材料, PVDF 是一种高分子压电聚合材料,这种材料弹性刚度小,机械阻尼大,声阻抗接近人体组织的声特征阻抗,容易获得较好的匹配,同时其电容率低,也易于和电输出回路匹配,接收时尾波少,因而是一种良好的接收型压电材料,但 PVDF 材料的不足之处是发射灵敏度很低。

有关表征超声换能器性能的一些基本概念:

工作频率:指换能器的机械共振频率附近。

机电耦合系数:贮存的机械能量与从电源取得的总能量之比。

接收灵敏度:输出电压与输入应力之比。

输入功率损耗:换能器的输入功率损耗为水负载得到的功率与电源的输出最大功率之比。

带宽:最大功率下降一半的频率之差。

使用一种压电材料制作的换能器存在着一些缺点: PZT 压电材料声阻抗与水(人体)相差大,回波信号的拖尾长,带宽小。PVDF 压电材料压电电压常数高,

比 PZT 压电接收型陶瓷高出 20 倍；质量轻，它的密度只有 PZT 的四分之一，柔软好不脆不碎，机械强度高；频响宽，且振动模式单纯；声阻抗与水（人体）接近，缺点是压电应变常数小。

针对超声换能器的设计，现在也有一些改进方案：

为了提高超声换能器的性能，现有的方案主要通过改进超声换能器的匹配层、背衬等方式来提高，但由于材料方面的局限，使得换能器的整体性能不是十分优越。另一途径是采用新的材料，以往采用的是均匀结构的压电陶瓷，目前已出现令人担忧、发展缓慢的现象。与此同时，一种具有优良压电性能的非均匀材料已出现，基本原理是将压电陶瓷与有机聚合物进行连接，得到压电复合材料。虽然压电复合材料可提高超声换能器的性能，但是它仍然处于起步阶段，还有许多问题还没有得到很好的解决。常规的 B 超探头用 PZT 既发射又对回波进行信号采集。

三、发明内容

本发明目的是：提出一种新型的复合结构的超声换能器，在同一只换能器中使用两种压电材料——压电陶瓷 PZT 和压电薄膜 PVDF，PZT 用于发射，PVDF 用于接收；采用两种压电材料来提高换能器的性能，发挥 PZT 材料和 PVDF 材料分别在发射和接收方面的优势，使超声换能器不仅具有小的输入功率损耗，而且具有相对短的回波。

本发明的技术方案：在超声换能器的设计中采用多层结构（图 1），采用 PZT 压电材料来发射超声波，而采用 PVDF 来接收回波信号；具体结构是：在背衬上先设有第二匹配层材料，在第二匹配层材料上设有 PZT 压电换能器，然后再设有第一匹配层材料，在第一匹配层材料上设有 PVDF 压电换能器。

所述背衬材料的选择是环氧材料加钨粉：厚度尺寸范围：1.00-4.00

第二匹配层材料的选择是环氧材料：厚度尺寸范围：0.50-1.00

第一匹配层材料的选择是玻璃或橡胶材料或直接采用 PVDF 压电换能器作为第一匹配层材料：厚度尺寸范围：0.20-0.40

PZT 压电换能器厚度的尺寸范围是：0.80-2.00

PVDF 压电换能器厚度的尺寸范围是：0.05-0.30，尺寸的单位为毫米。

在发射时，用 PZT 压电材料发射超声波，PVDF 层作为匹配层，可提高换能

器的发射效率，同时在 PZT 后端加一层背衬材料，提高换能器的带宽。而在接收时，采用 PVDF 压电材料来接收，发射部分和接收部分分开。

本发明与现有技术相比具有的优点是：使用两种压电材料，充分发挥两种材料在发射和接收时的优势。发射和接收部分分开，可避免发射和接收之间的干扰。可用 PVDF 层代替 PZT 的匹配层，可使设计上比较简单。性能上发射效率远高于单层 PVDF 超声换能器，而接收到的回波信号的拖尾小于单层 PZT 的超声换能器，因此换能器的带宽得到了很大的提高。

本发明结构的特点是：在同一只换能器中使用两种压电材料——压电陶瓷 PZT 和压电薄膜 PVDF，PZT 用于发射，PVDF 用于接收。即采用两种压电材料来提高换能器的性能，使超声换能器不仅具有小的输入功率损耗，而且具有相对短的回波。此发明可用于设计医学超声换能器，可大大提高换能器的性能，提高医学诊断的可靠性，可获取较高的经济效益。而且可以接收到高次谐波，实现谐波成像，为超声成像开拓新的途径。

四、附图说明

图 1 是本发明复合结构超声换能器的结构

图 2 是本发明发射时复合结构超声换能器的 KLM 机电耦合等效电路

图 3 是本发明接收时复合结构超声换能器的 KLM 机电耦合等效电路

图 4 是本发明实验系统框图

图 5 是本发明实验中三种换能器的回波波形

(a) PZT 换能器 (b) 复合换能器 (c) PVDF 换能器

五、具体实施方式

采用图 2 的 KLM 机电耦合等效电路对发射部分进行分析，获得换能器的参数与换能器输入响应的关系。

采用图 3 的 KLM 机电耦合等效电路对接收部分进行分析，获得换能器的参数与换能器输出响应的关系。

采用本发明设计和制作了复合结构的超声换能器，使用的材料参数见表 1。具体的方案如下：

采用 PZT 制作发射换能器，采用加匹配和背衬的方法来提高超声换能器的发射性能；

采用 PVDF 制作接收部分，采用合适的匹配材料与 PZT 匹配，并注意发射部分和接收部分的绝缘。

为了对比，我们使用同一种的 PZT 或 PVDF 单一材料分别制作了单一结构的超声换能器。

采用如下方法对换能器进行了测试，如图 4，实验中，制作的超声换能器被一个单脉冲信号发生器（峰峰值 300V，脉宽 15ns）所激发。发射换能器发射的脉冲经过反射板被接收换能器接收，在通过一个宽带放大器（AU-4A-015-BNC,60dB,带宽 1-500MHz）之后被送入数字波形示波器（Hp 54502A），最后通过 IEEE488 总线接口卡采集到计算机中。

测试的结果见图 5，图 5 为三种换能器的回波波形，(a) 为 PZT 换能器 (b) 为复合换能器 (c) 为 PVDF 换能器，从结果可见与 PZT 换能器相比，复合结构的换能器的拖尾短，而幅度比 PVDF 的大。因此，复合结构的换能器的回波具有较大的幅度和较宽的带宽。

利用本发明制备超声 B 超探头时，对 PZT 压电换能器和 PVDF 压电换能器采用常规的加工方法，如切割成多条结构制成阵列换能器，用以制成 B 超探头。利用本发明制备其它换能器的方法亦类同现有各种换能器的制法。

表 1 用于复合结构换能器材料的物理参数

	Z /[Kg.(m ² s) ⁻¹]	c [m.s ⁻¹]	d / mm	ϵ_r^s	K_T
匹配层 1	2.56×10^6	2130	0.245	/	/
PVDF	3.9×10^6	2200	0.10	10.0	0.17
匹配层 2	11.46×10^6	2880	0.56	/	/
PZT	33.7×10^6	4350	1.00	830	0.49
背衬	39.5×10^6	2189	2.00	/	/

上述单位的定义是： Z 表示声阻抗，单位：千克/(米²秒)； c 表示声速，单位：米/秒； d 表示厚度，单位：毫米； ϵ_r^s 表示介电常数； K_T 表示机电耦合系数。背衬材料的选择是环氧材料加钨粉：密度是 $1.8045 \times 10^4 \text{kg/m}^3$ ，厚度尺寸范围：1.00-4.00mm，一般选用 2.00-3.00mm。

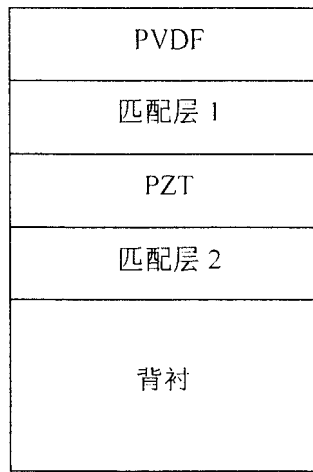


图 1

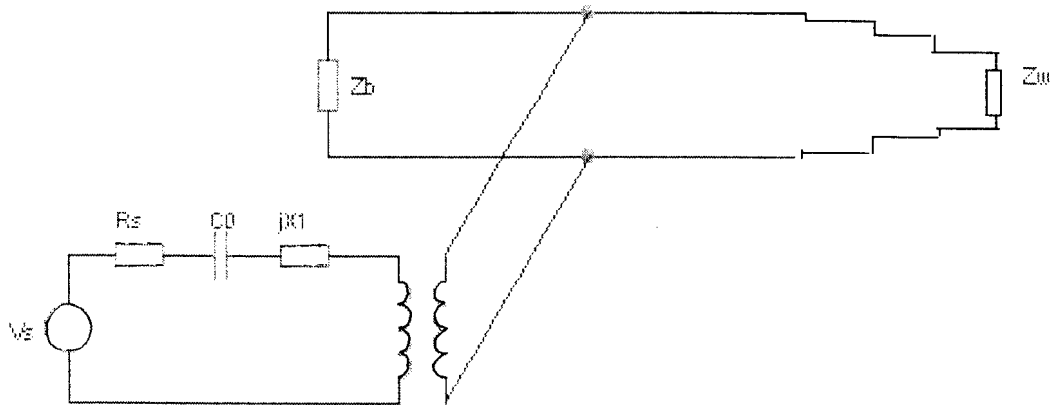


图 2

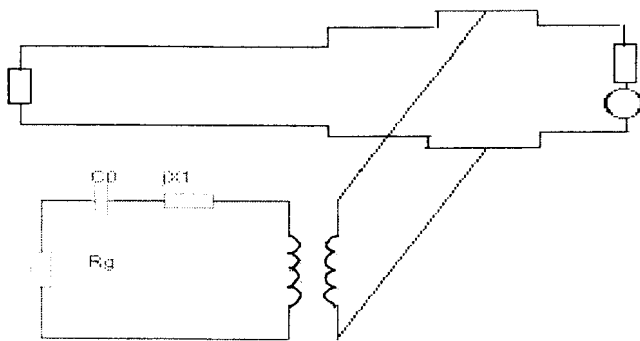


图 3

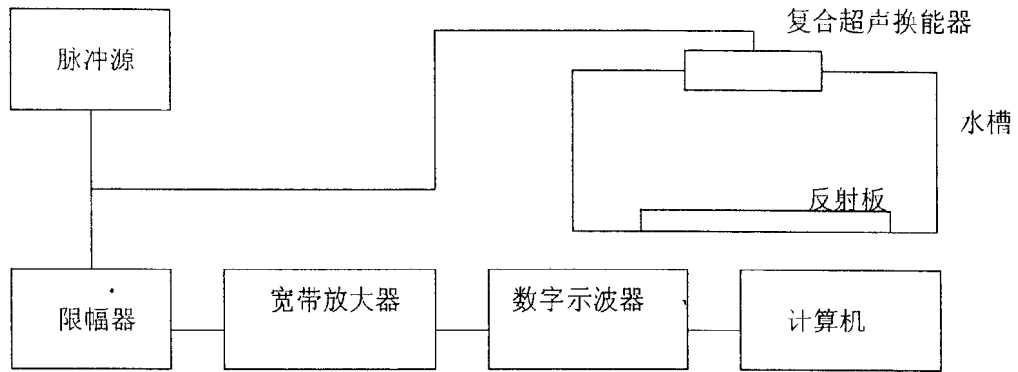
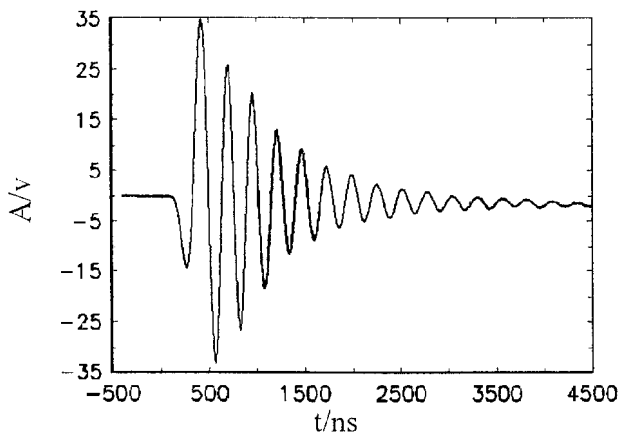
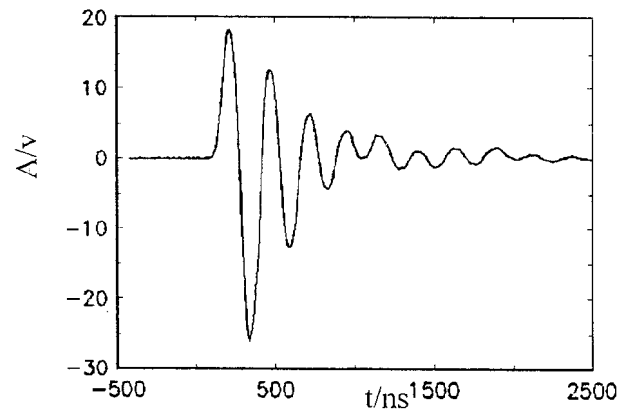


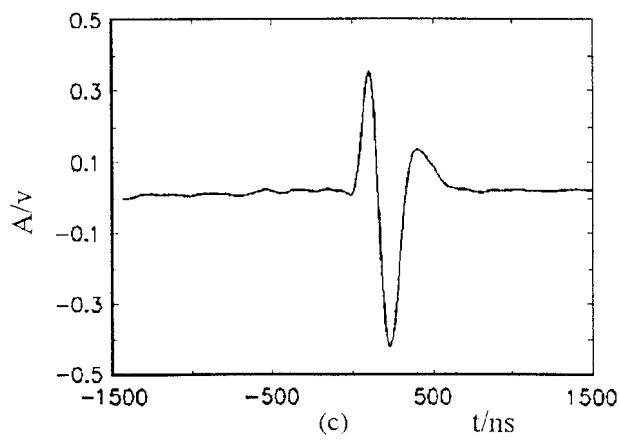
图 4



(a)



(b)



(c)

图 5

专利名称(译)	平面型复合结构超声换能器		
公开(公告)号	CN100365840C	公开(公告)日	2008-01-30
申请号	CN200510122648.7	申请日	2005-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	刘晓宙 龚秀芬 叶式公		
发明人	刘晓宙 龚秀芬 叶式公		
IPC分类号	H01L41/083 B06B1/06 A61B8/00 G01N29/00		
代理人(译)	王鹏翔		
其他公开文献	CN1776928A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

平面型复合结构的超声换能器：采用PZT压电材料来发射超声波，采用PVDF来接收回波信号，超声换能器采用多层结构，在背衬上先设有第二匹配层材料，在第二匹配层材料上设有PZT压电换能器，然后再设有第一匹配层材料，在第一匹配层材料上设有PVDF压电换能器，或直接采用PVDF压电换能器作为第一匹配层材料；所述背衬材料是环氧材料加钨粉；本发明使用两种压电材料，充分发挥两种材料在发射和接收时的优势。发射和接收部分分开，可避免发射和接收之间的干扰。可用PVDF层代替PZT的匹配层，可使设计上比较简单。

