1-3 型压电复合材料非均匀振动换能器的研究*

刘殿锋 李明轩

(中国科学院声学研究所 北京 100080) 1996 年 3 月 14 日收到

摘要 通过调整 1-3 型压电复合材料换能器中压电相的分布,可以控制换能器辐射面上振动幅度和 相位的分布,从而获得具有特殊性能的声场. 作为辐射源表面振动速度等相位不等幅和等幅不等相 位的两种典型情况,本文对边缘高斯型换能器和 Fresnel 聚焦换能器进行了实验研究,讨论了其声场 特性.

关键词 1-3 型复合材料, 非均匀振动换能器

Investigation of 1-3 piezo-composite nonuniformly-vibrating transducers

Liu Dianfeng, Li Mingxuan

(Institute of Acoustics, Academnia Sinica, Beijing 100080)

Abstract Presented is the investigation of 1-3 inhomogeneous piezo-composite materials which have arbitrary spatial velocity distribution when excites uniformly. As special cases, we have studied experimentally the sound fields of an edging-Gaussian-distribution transducer and a Fresnel transducer. The method of manufacturing the transducers using inhomogeneous 1-3 piezo/epoxy composites is discussed.

Key words 1-3 piezo-composites, nonuniformly vibrating transducers

1 引言

1-3 型复合材料换能器自从问世以来就得 到了广泛的应用. 它具有较高的厚度机电耦合 系数、较低的声阻抗、较小的介电常数和较小 的机械品质因子,适合制作高灵敏度宽带换能 器.中科院声学所八室一直致力于压电复合材 料换能器的理论与实验研究,先后利用 1-3 型 压电复合材料研制成功了压电相均匀分布的换 能器、高斯型换能器以及球面聚焦换能器^[1], 其时域和频域特性非常好. 根据我们实验室的 排列一浇灌法制作 1-3 型复合材料的工艺特 点,可以通过控制 PZT 相的分布来实现各种 特定的非均匀激发.

圆形轴对称换能器表面振动速度分布 U₀(R) 是一个复函数,它由振速的幅度和相 位两部分组成:

$$U_0(R) = U(R) \times e^{-jk\varphi(R)} \tag{1}$$

其中 U(R) 为换能器辐射面的振速幅度, $\varphi(R)$ 表示振速的相位因子, R 为换能器辐射 面径向参变量. 改变 $U(R) \ \varphi(R)$ 即可获得各 种特定的非均匀振动.

 $U_0(\mathbf{R})$ 的幅度变化可以通过控制压电相的体积百分比来实现. 尽管选用同样的 PZT 柱,

* 国家自然科学基金资助项目

应用声学

在制成换能器后, 整个辐射面加的也是一致的 电压激励, 但是由于 PZT 柱分布的体积百分 比不同, 在 PZT 柱密的地方振动会强一些; 反 之, 在 PZT 柱疏的地方, 振动会弱一些, 这样 通过调整 PZT 柱的体积密度可以使换能器表 面振幅的分布按所要求的函数变化.

在 1-3 型压电复合材料平面辐射源上实现 任意相位分布是困难的,但是我们可以很容易 地在同一个辐射面上同时获得正反两种相位的 分布.同样的 PZT 柱经极化后,按极化方向相 反的方式排列,换能器加同相的电压激励,即 可在其辐射面上获得相位相反的振动.在特殊 声场的实现中,相位的正反搭配是一种比较有 用的方法.

按照这个思路,我们制备出横向不均匀的 压电复合材料.作为初步探索,本文利用 1-3 型 PZT/环氧树脂复合材料制作了边缘高斯型换 能器以及 Fresnel 换能器,对其空间声场进行 了实验研究.

2 1-3 型非均匀复合材料换能器的结 构特点

1-3 型压电复合材料的结构如图 1 所示. 将 PZT 细棒以一定的分布方式排成阵列,在其 间浇灌环氧树脂,这样做成的材料其压电相是 一维连通的,聚合物相是三维连通的.

1-3 型复合材料换能器的性能主要取决于 以下几个方面^[2]:

(1) PZT 柱的宽度 w 与高度 t 之比;

(2) PZT 相的体积百分比;

(3) 压电陶瓷材料的性能;

· 12 ·

(4) 非压电相 (聚合物) 的材料性能.



图 1 1-3 型压电复合材料换能器的结构

在设计复合材料的过程中,首先需要确定 的两个参数是 w:t 的值和体积百分比 V,它们 直接影响到换能器的性能和制作工艺要求.

3 边缘高斯型换能器

3.1 换能器的设计与制作

普通 1-3 复合材料换能器是在环氧基底上 均匀地排列 PZT 柱,当 PZT 柱横向尺寸足够 小时,复合材料可以看成是各向同性的.理论 和实验都证明, 1-3 型复合材料换能器的性能 与 PZT 相的体积百分比有关.

设 PZT 相在复合材料中的体积百分比为 V,则压电复合材料的主要参数为^[3]

$$\overline{c_{33}^E} = V \left[c_{33}^E - \frac{2(1-V)(c_{13}^E - c_{12})^2}{V(c_{11} + c_{12}) + (1-V)(c_{11}^E)} \right]
+ (1-V)c_{11}
\overline{e_{33}} = V \left[e_{33} - \frac{2(1-V)e_{31}(c_{12}^E - c_{12})^2}{V(c_{11} + c_{12}) + (1-V)(c_{11}^E + c_{12})} \right]
\overline{c_{33}^s} = V \left[\varepsilon_{33}^s + \frac{2(1-V)e_{31}^2}{V(c_{11} + c_{12}) + (1-V)(c_{11}^E + c_{12})} \right]
+ (1-V)\varepsilon_{11}$$
(2)

因为环氧树脂的弹性系数 $(C_{11} + C_{12})$ 比 PZT 的弹性系数小得多且 $\varepsilon_{11} << \varepsilon_{33}^*$,因此 当 V 小于 50% 时, $V(C_{11} + C_{12})$ 、 VC_{11} 和 $V\varepsilon_{11}$ 项在上述各式中可以忽略.于是根据方程 (2),压电复合材料的主要参数可近似表示为:

$$\frac{\overline{c_{33}^E}}{\overline{c_{33}^E}} \approx c_{11} V \left[c_{33}^E - c_{11} - \frac{2(c_{13}^E - c_{12})^2}{c_{11} + c_{12}} \right]
\overline{e_{33}} \approx V \left[e_{33} - \frac{2(e_{13} - (c_{13}^E - c_{12})}{c_{11} + c_{12}} \right]
\overline{\varepsilon_{33}^s} \approx V \left[\varepsilon_{33}^s + \frac{2(e_{31}^2}{c_{11}^E + c_{12}^E} \right]$$
(3)

材料选定后, PZT 相和环氧项的各项物 理参数即为确定值,式(3)表明, ē₃₃ 与 PZT 相的体积比近似成正比.要获得表面振速分布 中间弱、边缘强的边缘高斯型换能器,其表面 振动分布应为(图 2):

$$U(R) = A_1 \times e^{-B(\frac{R-a}{a})^2} \tag{4}$$

17 卷 1 期 (1998)

?1994-2017 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.

相应的 PZT 相的体积百分比为:

$$V(R) = A_m e^{-B(\frac{R-a}{a})^2}$$
(5)

 A_m 为边沿处 PZT 相的体积比,是体积比的最大值.

在设计中取 $A_m = 60\%$, 当换能器径向尺 寸确定之后, 高斯函数中系数 B 的选取直接 关系到换能器边缘环宽, 在实验中取 B=0.62, a=10mm, PZT 相的体积比为:

$$V(R) = 0.6 \times e^{-0.62(\frac{R-10}{10})^2}$$
 (6)

换能器设计为 1MHz, 选用 0.5mm × 0.5mm 的 PZT 柱, 按径向 0.5mm 的尺寸将 V(R) 离散 化. 表 1 给出了 PZT 柱的径向分布.

按表中参数排列 PZT 柱,晶片做好后,加 匹配层、匹配电感、背衬、保护膜,即完成了 边缘高斯型换能器的制作.

表 1 边缘高斯型换能器结构参数

环的位置	PZT 相体积百分比 V	PZT 柱的个数	
$Rn - R_0$			
(mm)			
6.0-6.5	1.6%	3	
6.5 - 7.0	4%	6	
7.0 - 7.5	8%	12	
7.5 - 8.0	20%	28	
8.0 - 8.5	40%	56	
8.5-9.0	52%	70	
9.0-9.5	68%	95	
9.5 - 10.0	80%	110	



图 2 边缘高斯型换能器表面振幅分布



3.2 测试结果

采用小球反射法,将换能器固定于水槽 中,小球安装在扫描架上.由计算机中的扫描 控制板驱动步进电机,在 X-Y 平面内按扫描控 制程序指定的轨迹逐点扫描.

利用 1-3 型压电复合材料制作的边缘高斯 型换能器的声场具有明显的轴上聚焦特性, 图 3 为 Z=30mm 处的平面上换能器径向声压变 化, 图 4 为边缘高斯型换能器的空间声场分 布.取最大幅度下降 3dB 为标准, 测得换能器的 聚焦范围长达 45mm, 焦柱直径为 3mm(图 5). 实验测量所得的换能器的回波波形比我们用同 样材料制作的 PZT 相均匀分布的晶片的回波 脉冲长、带宽窄.



图 3 Z=30mm 处的平面上换能器径向声压变化 (已归一化, *P* 代表声压值, *P*₀ 为 *R* = 0 处的声压值)





?1994-2017 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.



Fresnel 聚售换能器 4

4.1 换能器的设计与制作

根据 Fresnel 换能器的结构特点, 我们用 1-3型压电复合材料制作了 1.5MHz、直径 30mm 的换能器,其结构如图 6,表 2 给出了换能器的 结构参数.

表 2 Fresnal 换能器结构参数				
环的位置	环宽	PZT 数目	PZT 柱的极性	
(内径 - 外径)	(mm)			
(mm)				
0.0-6.7	6.7	283	+	
6.7 - 9.5	2.8	460	-	
9.5 - 11.7	2.2	365	+	
11.7 - 13.5	1.8	416	-	
13.5-15.0	1.5	305	+	

把事先极化好的 PZT 柱按要求的极性排 列、使得相邻两个圆环的极化强度方向相反, PZT 柱要均匀分布, 在设计中取 V=65%, 计算 出每个环内 PZT 细棒的数目如表 2 所示.

换能器的制作工艺流程与普通 1-3 型复合 材料换能器一样、所不同的仅在于相邻圆环的 PZT 柱反向排列.

4.2 测试结果

声场测量方法如上述、结果发现换能器聚 焦效果非常好(图7),其焦柱长为24mm,焦斑 直径为 2mm. 在聚焦区域外、换能器的声压值 衰减很快. 图 8 为换能器焦点处的径向声压分 布,图9为换能器焦点前后的声场,和边缘高斯 型换能器一样,实测的脉冲回波波形不如 PZT 相均匀分布的复合材料的脉冲波形窄、相对带 宽也不是非常理想、这可能是由于聚焦过程中 干涉造成的.



图 6 Fresnal 换能器的结构







Rimm,

(下转第 42 页)

17 卷 1 期 (1998)

Inn

· 14 ·

科学中引人注目的研究方向.

除以上介绍的几种生理信号(或振动信号) 之外,其它许多生理声信号在临床上也具有十 分广泛的应用,如牙齿叩击诊断仪在牙科中有 应用价值.诊断时,医生只用金属小槌轻轻叩 击牙齿,各种振动信号便会通过检测系统传到 诊断仪中,这种具有先进信号处理技术的诊断 仪可帮助医生更快、更准确地诊断牙病,如龋 齿、牙周病、冠周炎、牙髓炎,牙槽脓肿等. 又比如,吞水音图诊断是近年研究的一种用于 消化道疾病临床诊断中的一项特殊体征.总 之,生理声信号检测与处理在临床诊断与监护 中具有重要的应用价值.

3 结束语

从学科发展的角度来看,生理声信号检 测、处理、声发生机理、声传播机理等方面的 问题还没有完满地解决,因此,目前,生理声 信号分析仍然是非常活跃的研究领域,有许多 重要问题有待于不同学科领域的科学工作者通 力合作来解决.应当看到,当人们弄清各种生 理声信号的发生机理、传播机理、信号特征与 临床病理、生理之间的相关性之后,生理声信 号分析将具有广泛的应用前景.

参考文献

- 1 Murphy R L. Thorax. 1981, 36: 99-107.
- 2 Malone M. Medical and Biological Engineering and Computing, 1993, 31(2): 85-96.
- 3 Ploysongsang Y. J.Appl.Physiol., 1989, 66(5): 2061-2070.
- Mussell M J. Med. and Bio.Eng. and Comput., 1992, 30(2): 129-139.
- 5 Rangayyan R M, Lehner R J. CRC Crit Rev. Biomed.Eng, 1988, 15: 221-236.
- 6 陈荔香. 吞水音图诊断, 济南, 山东大学出版社, 1988.
- 7 Wei L Y, Chow P. IEEE.BME, 1985, 32(3): 245-246.
- 8 王炳和等. 科学通报, 1993, 38(22): 2099-2103.
- 9 Zyer N K. IEEE BME, 1986, 33(12): 1141-1145.
- 10 Ramamoorthy P. Proc.IEEE ICASSP 1987, 1509-1512.
- 11 Soarfflet N. IEEE BME, 1990, 37(4): 384-390.
- 12 汪晨等. 中华麻醉学杂志, 1994, 14(2): 99-101.
- 13 Zhang Y T. IEEE BME, 1994, 41(2): 181-191.
- 14 Durand L G. IEEE Trans. BME. 1990, 37(12): 1121-1129.
- 15 Akay M. IEEE Trans. BME, 1992, 39(2): 176-184.
- 16 Wood J C. IEEE BME, 1992, 39(7): 730-740.
- 17 Guo Z. IEEE Trans. Signal Processing, 1994, 42(7): 1700-1707.
- 18 Whitehead M L. IEEE Eng. Med. and Bio. Magazine, 1994, 13(2):210-216.

(上接第 14 页)

5 结论

改变压电相的体积百分比可以改变换能器 辐射面的振动幅度,改变压电相的极化方向可 以改变换能器辐射面的相位,二者结合可以很 方便地得到表面振动为某些特殊函数分布的换 能器.与常规压电陶瓷换能器通过改变电极配 置、设计特殊形状的辐射面等方法相比,本文 所讨论的制作方法有明显的优点,它不仅制作 起来灵活、方便,而且能够通过压电相和非压 电相材料、结构的选择使复合材料具有特殊的 物理性能.

借鉴常规探头的制作经验和复合材料的工

艺特色,结合换能器阵的设计思路,利用压电 复合材料制作非均匀振动换能器的研究有着广 阔的前景.

致谢 中科院声学所八室杨玉瑞老师在换能器 的制作中给予了很多帮助,在此表示衷心的感 谢.

参考文献

- 1 耿学仓,李明轩.应用声学, 1991, 10(5):10-14.
- 2 Wallace Arden Smith. IEEE Ultrasonics Symposium, 1989, 755-766
- 3 Smith W A, Auld B A. IEEE Trans., Ultrason., Ferroelec., Freq., Contr., 1991, 38:40-47

17 卷 1 期 (1998)

 $\cdot 42 \cdot$