PZT 厚膜及高频超声换能器的研究

温建强[1†] 刘美丽[2]
（1 中国科学院声学研究所 北京 100190）
（2 北京航空航天大学生物与医学工程学院 北京 100191）

摘要 近年来，基于 PZT 厚膜的超声换能器研究受到了广泛的重视。本文综述了 PZT 厚膜制备技术的发展情况，简要介绍了水下声纳和医用超声领域中 PZT 厚膜型高频超声换能器的应用研制进展。

关键词 PZT 厚膜，超声换能器，高频换能器

PZT thick film and high frequency ultrasonic transducer

WEN Jian-Qiang[1] LIU Mei-Li[2]
(1 *Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing* 100190)
(2 *School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing* 100191)

Abstract With the development of the PZT thick film fabrication technology, Study of the ultrasonic transducer based on the PZT thick film has been extensively emphasized recently. This paper summarizes the current developments of the PZT thick film fabrication technology, and reviews the current research applications of high frequency ultrasonic transducer based on PZT thick film research in underwater sonar and medical ultrasonics.

Key words PZT thick film，Ultrasonic transducer，High frequency transducer

1 引言

声波属于机械波，是机械振动在弹性媒质中的传播。锆钛酸铅（PZT）材料具有良好的压电和高效的机电耦合性能，是超声换能器的首选制作材料。

随着器件小型化、微型化和集成化的发展，一到几十 μm 厚度的 PZT 厚膜制备研究成为目前国际上研究的热点之一[1]。近年来，PZT 厚膜的研究获得了很大的进展，其制备技术日趋成熟，性能上得到了进一步的提高，在此基础上，已研制出了不少集成化的微型超声换能器件。本文就目前 PZT 厚膜制备技术的发展现状进行了综述，并简要介绍了在水声、医学超声诊断等领域基于 PZT 厚膜型超声传感器的研究进展和发展趋势。

2 PZT 厚膜的制备

20 世纪 90 年代以来，各国研究人员发展出多种制备 PZT 薄膜的方法，而且高质量的 PZT 薄膜制备也获得了很大的突破，掀起

2008-12-17 收稿; 2009-04-13 定稿

作者简介:温建强(1976-), 男, 江西人, 助理研究员, 硕士, 研究方向: 压电材料与器件。
刘美丽(1976-), 女, 博士, 讲师。
†通讯作者:温建强, E-mail:wjq@mail.ioa.ac.cn

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

了 PZT 薄膜与器件的研究高潮。值得注意的是，早期 PZT 薄膜的研究主要是以铁电随机存储器（FRAM）、动态随机存储器（DRAM）和高介电常数退耦电容器等为应用目标，其理想厚度是 100nm 左右。但基于压电效应的驱动器和微机电系统器件等为应用目标的 PZT 薄膜材料，需要的厚度往往在 μm 级以上，为与前者区别，常称作 PZT 厚膜[2]。随着微机电器件的快速发展，近年来，厚度在 μm 级以上的 PZT 厚膜研究开始受到人们的重视。实践表明，膜厚的增加，使得 PZT 厚膜与 PZT 薄膜的制备方法有了很大的区别。比如常用来制备 PZT 薄膜的 Sputtering 和 MOCVD 方法，由于受到复杂工艺和制备周期过长的限制，要制备 PZT 厚膜就变得相当的困难。目前，制备 PZT 厚膜的主要方法有网版印刷法、溶胶－凝胶法、水热法和气溶胶法等，其中网版印刷法最为成熟，溶胶－凝胶法最受关注，水热法的处理温度最低，气溶胶法的研究则刚刚开始。

2.1 网版印刷法

网版印刷法是将 PZT 粉体与一定量的分散剂和粘结剂等有机溶剂，通过球磨混合后制成均匀的料浆，再经丝网转印到基片上成膜，干燥后经过一定温度处理烧结成结晶化的 PZT 厚膜。这种方法可直接实现硅基片上的 PZT 厚膜结构，无需光刻图形，因此，丝网印刷法研究得较多[3-5]。不过它存在着煅烧温度过高（要在 850°以上才能获得钙钛矿相）、致密性差等问题，这将导致硅基片的平整度和电学性能变差，厚膜与基片之间相互扩散，后续工艺难以开展，工艺兼容性不理想，并最终影响 PZT 厚膜的性能。

2.2 溶胶－凝胶法

相比之下溶胶－凝胶法（Sol－Gel 法）具有工艺设备简单、成本低、组分控制精确等特点，此外还能在复杂形状基片上成膜，热处理温度较低，易与硅集成工艺相容，因此，成为 PZT 厚膜制备的首选工艺。Sol－Gel 制备方法的基本原理是将溶解在溶剂中的金属醇盐与水发生反应，经过水解与缩聚过程形成凝胶，再经过涂膜、热处理分解有机物后，通过退火处理形成所需要的晶态结构的厚膜。该方法属于由溶液反应开始的湿化学方法之一，反应发生在原子级或分子级上。根据溶剂的不同，Sol－Gel 法主要可以分成乙二醇甲醚、1－3 丙二醇和醋酸三种体系。这其中乙二醇甲醚为溶剂制得的膜结构致密、性能良好，因此，研究中用得是最多的。1－3 丙二醇体系研究最早是英国的 Milne、Tu 等人，并由他们进一步发展完善，其特点是用二醇或三醇的多官能团连接金属单体，建立凝胶骨架，而没有金属醇盐的缩聚过程[6]。日本学者[7]用此种方法制备出了最终厚度达 1.10μm 的（111）取向的 PZT 厚膜。该体系的缺点在于溶剂原料的价格昂贵而且获取困难，国内无法进行试验。由 Sayer、Yi 等人[8]发展成熟的醋酸体系的机理过程目前研究得较为系统，它采用醋酸来改性 Ti 和 Zr 的醇盐，用水对缩聚过程进行控制和调节。不过，选用以上溶剂的传统溶胶－凝胶方法所制备不开裂的单层膜厚度均不超过 200nm。为了获得微米级的厚膜，需要多次反复镀膜和热处理，工艺繁琐、效率低下。日本学者 Yamane[9]曾采用比较独特的溶胶－凝胶工艺，由正己烷溶剂的界面聚合（Interfacial Polymerization）制备了 5~7μm 的 PZT 厚膜，不过工艺复杂难控，膜与衬底的结合较差，有待于进一步地研究完善。

加拿大的 Barrow 等[10]从 Newnham 等人制备 PZT/聚合物的复合物中得到启示，率先研究了将 PZT 超细粉体均匀分散到前驱体溶液中来增加 PZT 膜厚的 0－3 型复合法。由于有机相含量减少降低了干燥和热处理过程

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

中的收缩程度，并且超细粉末表面存在的羟基官能团与金属有机先驱体溶液水解聚合形成的聚合物或分子团发生反应，形成强烈的化学价键的作用，该方法最终制备出了完整、不开裂的厚度为 5~200μm 的 PZT 厚膜，并认为单层厚度为 1~2μm 时薄膜致密性和压电性能最好，他们成功制备出了 20μm 的高性能 PZT 厚膜，其剩余极化强度为 35μC/cm^2, Ec=20kV/cm，压电常数 d_{33} 为 325PC/N,d_{31}=80 PC/N[11]。由于制备工艺简单，而且膜温度较低、无裂纹。因此，在微型超声传感器制作中，这种制膜方法得到了广泛的关注。不过，需要指出的是该方法还存在着机械性能较差、表面粗糙度和致密度不够好等问题。进一步研究表明，通过在沉积的 PZT 膜上交替渗透一层 PZT 溶胶，可以大大改善了致密度和表面强度，提高压电常数 d_{33}[12]。可以看到，迄今为止，众多研究学者仍然在不断努力探索溶胶－凝胶的新工艺以制备高质量的 PZT 厚膜。

2.3 水热法

水热法是指在特制的密闭反应容器（高压釜）里，采用水溶液为反应介质，通过对反应容器加热，创造一个高温、高压的反应环境，使得通常难溶或不溶的物质溶解并且重结晶，其反应的驱动力认为是可溶前驱物或中间产物与最后稳定氧化物之间的溶胶度。水热法是一种新型的无机合成方法，它属于一种液相反应，在水热条件下，反应物以各种配合物形式进行溶解，水分子本身参与了这个过程，此时的水在一定温度和压强下，处于超临界状态，其物理和化学性质都发生很大的变换，反应的活性也大大提高。20 世纪 90 年代初，日本的 K.Shimomura 等人采用两步法工艺在 Ti 基片上沉积出了 PZT 薄膜[13]，目前 MEMS 中的一些微器件较多采用了水热合成法来制备 PZT 厚膜[14-16]。

水热法实质上是一个前驱物在水热介质中溶解，进而成核、生长、最终形成具有一定粒度和结晶形态晶粒的过程，是一种相变过程，从宏观角度看，该过程可以看作是固液界面层不断向液相中推进的过程，主要涉及界面的结构特性和界面的动力学。从微观角度看，晶体的生长机理包括生长基元的形成和生长基元从流体相中不断通过界面进入晶格位置。水热法突出的特点是实验所需的温度低，材料的生成过程容易控制，合成材料的晶向好、物相均匀以及生成率高等。不过水热法要在高温、高压的条件下进行，对设备要求很高，此外，制备厚膜时的重复性和一致性差的问题也有待于解决。

此外，日本的 Akedo 等人[17]用气溶胶法在低温下研制了高密度的 PZT 厚膜，它是通过高速的超细气相颗粒在基片上进行薄膜的沉积，这种方法需要复杂的设备，推广较困难。

3 高频超声换能器的制作

适用于 1MHz~50MHz 的高频范围内和低压工作的 PZT 厚膜，由于具有与体材料一样良好的压电性能，制作的高频超声换能器具有很高的分辨能力，因此，可应用于水下声纳、医学超声成像和非破坏性超声检测等方面，特别是在混浊水域的小目标探测、识别的声纳成像系统以及在浅层组织检查的医学超声影像上有着巨大的应用前景[18,19]。

PZT 厚膜型高频超声换能器为了实现与集成电路的兼容，一般选用单晶 Si 为衬底。这主要是由于单晶 Si 的热传导率高、介电常数和热膨胀系数都很小，平整度好，在微电子集成系统中的工艺成熟。电极通常选用 Pt 金属，因为它具有电阻率低、化学

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

稳定性好、高温不易氧化等特点成为选用最多的电极材料。高频超声换能器制作时通常是在 Si 上氧化一层 SiO_2，再溅射一次 Pt 电极，为了提供电极和基片之间的附着力有时还预先溅射一次 Ti 层，形成的是 Pt/Ti/SiO_2/PZT/Pt 层。

3.1 水下探测用高频超声换能器

声纳是完成水下信息获取的最有效的设备，高频超声换能器是高分辨率水下机器人的主要器官，在声视觉引导系统起着重要的作用，担负着发现前方出现的目标，对目标定位并进行识别的任务。特别是由高频成像声纳基阵组成的水下三维声成像系统能同时获得水平、垂直和距离三维空间的目标信息，实现水下物体的高分辨率声成像，这已经引起了人们的极大关注。目前，高频声成像相控阵面临着制作成百上千的阵元时效率低、一致性差以及工艺复杂、控制困难（如在传感器小单元和导线的粘接）等工程实现的限制，这在许多情况下给制造和使用带来不便。基于硅基片上 PZT 厚膜型高频换能器采用的是常规集成电路和微机械工艺技术，能进行单元高度一致化的规模阵列的制作，此外，由于还能将信号处理电路如前置放大器和阻抗匹配电路实现一体化的集成，使得器件系统更为简化和小型化，这对于采用二维阵列结构的“硬”方法实现三维声学成像系统来说是至关重要的[20]。

C.S.Draper 实验室的 Berstein 等人[18]采用标准的硅微机械加工工艺制作了 1~3MHz 的微水听器二维阵列，同时还进行了三维声成像的研究。图 1 给出的是 PZT 厚膜声纳换能器的结构[18]，图 2 为未切割前的 8×8 的 PZT 厚膜阵列[18]。他们采用溶胶凝胶方法制备了锆钛比为 52：48 的 12μm 厚的 PZT 膜，X 衍射的相结构测试结果表明，大于 5μm 的 PZT 厚膜沿（100）方向强烈取向，纵向压电系数 d_{33} 为 246PC/N。理论计算与试验结果在 10dB 范围内，最大接收灵敏度达-225dB，并实现了对 2m 处的小物体目标的成像识别。显然，这对于混浊水域下只能依赖声学手段的水下潜器或蛙人探测水中目标（如水雷、沉物等）、水下考古、地貌测量或打捞沉物等水下作业来说是极有好处的。

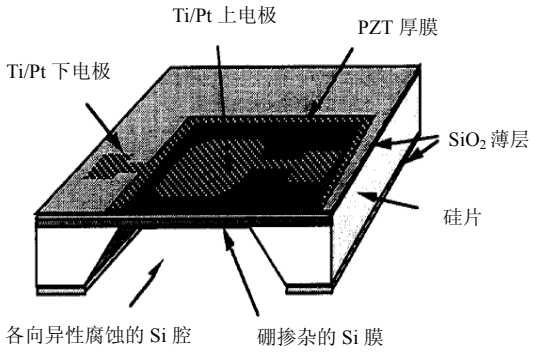

图 1　PZT 厚膜声纳换能器结构图

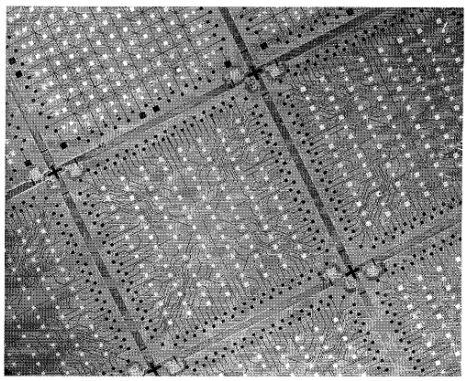

图 2　未切割的 8×8 换能器阵列

Ito 等人[21]还在不同的 Pt/Al_2O_3/Si 基片上外延生长的 PZT 厚膜进行超声波的发射和接收，在 $SrRuO_3$/Pt/γ-Al_2O_3/Si 基片上外延生长了 3μm 厚的 PZT 厚膜超声传感器，并实验测试了从 1MHz～15MHz 频率范围内的水中声压灵敏度，前置放大器的放大能力为 40dB，发射电压值设为 $20V_{P-P}$，由于具有更高的压电系数，因此，比尺寸更大的 PVDF

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

针状水听器的声压灵敏度要更高，超过－243dB。实验测试的声场分布情况与计算结果相当地吻合。

3.2 医学超声换能器

由于人体不同组织器官或同一组织器官处于正常与病变状态下的声学阻抗特性不同，从而在超声波射入人体后产生不同的反射与衰减，引起强度不同的反射或折射，构成超声图像的基础。近年来，对于表浅部及微小器官的高清晰检测需求与日俱增，使得高频换能器在临床医学领域上的研究得到了高度的重视[22]。现有的 B 超频率仅为 1~10MHz，在表浅部组织如眼科、皮肤、皮下组织等临床检测诊断中需要 10~100MHz 的高频换能器。在此频率范围内压电式的换能器比电容式的换能器更具有优势。目前压电式换能器中用得最多的是 PVDF 薄膜，这主要是由于 PVDF 的柔软性和低声阻抗特性。不过 PVDF 薄膜的机电耦合系数和介电常数过低，在实际医用检测中的图像识别效果很不理想。PZT 类压电陶瓷的机电耦合系数极高，是换能器的首选材料。不过，这类材料要想应用于高频的医学检测，需要制备成 μm 级的薄膜，比如 30MHz 时大约在 40μm，这对于换能器材料以及制作工艺都是一个极大的挑战[23]。

日本的 Ishikawa 等人[24]制作了厚度谐振频率在 40MHz 的 20μm PZT 厚膜高频换能器，采用硝酸铅、氯氧化锆和氧化锆为原料，在 KOH 溶液中用水热法在 3mm×15mm×40μm 的 Ti 基片上沉积了声阻抗率只有 8.6×10^6 N s/m^3 的 PZT 厚膜，然后真空蒸镀 1.5mm×10mm 的金电极。该高频换能器内无附加背衬和匹配层，在水槽试验中一只 PZT 厚膜换能器发射，另外一只 PZT 厚膜换能器作接收，距离为 15mm，测试结果表明发射和接收效果很好，而且接收灵敏度响应从 2MHz 到 4MHz 的起伏在 6dB 范围内。此外，他们还在 50μm 的 Ti 基片上水热法沉积了 45μm 的 PZT 厚膜，并制作了性能不错的 20MHz 厚度谐振频率的宽度换能器。

高频超声成像可以看到或看清楚眼睛内部组织结构的细节，完成光学显微镜无法看到的影像检查，为角膜病、青光眼、眼前节肿瘤和囊肿、巩膜病等眼部疾病的观测、诊断和治疗乃至于病理机制的研究都起着不可替代的作用。高频超声成像还可以用以精确测量皮肤表层厚度和病变的范围，从而给相关疾病的诊断、疾病严重程度的判断和治疗效果的评价提供客观手段，高频超声成像在用于皮肤及皮下可疑物的观察和定性时，能帮助早期发现皮肤肿瘤。此外，在皮肤手术治疗前，用来决定手术范围，并可以作为手术后效果和药物作用评价的有效手段。结合导管技术，甚至可以用于腔内深层组织的显微探查。法国 Marechal 等人[25]研究制作了 PZT/PGO（锗酸铅）的厚膜高频换能器，其基片选用的是带阻挡层的多孔的 PZT 陶瓷，采用丝网印刷法沉积了 43μm 的 PZT/PGO 厚膜，谐振频率为 24MHz，获得了比 19.7MHz 的 PT 换能器高 8.3dB 的灵敏度和更高的分辨率，因此，在对浅层皮肤的成像实验中获得了比 PT 换能器更为清晰的图像，如图 3 所示[25]。这与 R. L. Moller 等人[26]的研究结果十分一致，后者用网版印刷法在多孔的陶瓷基底上制备了 20μm 的 PZT 厚膜，并制作了 19～32MHz 的超声换能器，研究表明，由于 PZT 高频换能器的带宽和效率的改善，导致了分辨率的提高和穿透深度的加大，这使得前臂皮肤精细结构的高分辨率成像效果非常的好。有理由相信，PZT 厚膜的高频超声换能器必将在临床和基础医学研究中发挥着独特的作用。

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

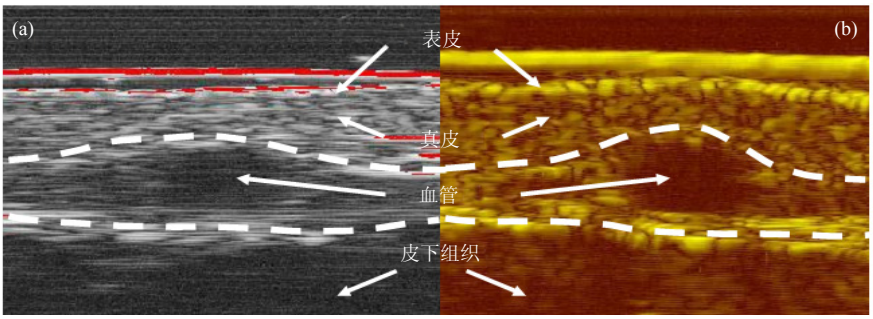

图 3　前臂皮肤的高分辨率图像
(a) PT 换能器　(b) PZT/PGO 换能器

4　小结

PZT 厚膜的研究已经取得了很大的突破，其制备技术日趋成熟，性能得到了进一步提高，从而带动了基于 PZT 厚膜的高频换能器研究发展。许多试验说明，基于 PZT 厚膜的高频换能器可以获得高质量的清晰成像效果，有些结果比一般想象的还要好。因此，在水下声纳成像探测与识别、高分辨力的临床医学影像以及超声检测等领域有着广阔的应用前景。

与其它类型的高频换能器相比，基于 PZT 厚膜的高频换能器的突出特点是尺寸小、分辨率高、成像质量好、集成度高，问题是如何更经济有效地获得这种好的性能。与其他技术相比，该类高频换能器的实用性（工艺稳定性、重复性）和性价比是潜在用户非常关心的问题。解决这类问题的关键是进一步完善高质量 PZT 厚膜的快速制备以及图形刻蚀、电路布线、封装等相关技术。我国在器件设计和制作方面重视不够，目前还处于刚刚起步的阶段，与国际水平相比还存在着较大的差距，需要付出更大的努力迎头赶上。

参　考　文　献

[1] F. Akasheh, T. Myers, J. D. Fraser, et al, Development of Piezoelectric Micromachined Ultrasonic Transducers, Sens.Actuators. A: Phys: 2004, 111: 275-287.

[2] J. Collier, I.A.Cornejoand and M. J. Haun, Ferroelectric Thick-Films for Piezoelectric Applications, Ferroelectrics. 1994, 154:47-52.

[3] R. Torah, S. P. Beeby, and N. M. White, An Improved Thick Film Piezoelectric Material by Powder Blending and Enhanced Processing Parameters, IEEE Trans.Ultrason., Ferroelect.,Freq. Contr., 2006, 52: 10-16.

[4] P. Marechal, F. Levassort J. Holc, et al., High Frequency Transducer Based on Integrated Piezoelectric Thick Films for Medical Imaging, in Proc. IEEE Ultrason.Symp., 2005, 2271-2282.

[5] P. Marechal ,F. Levassort J.Holc, et al., High-Frequency Transducers Based on Integrated Piezoelectric Thick Films for Medical Imaging, IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelect.,Freq. Contr., 2006, 53: 1524-1533.

[6] Y. L. Tu and S. J. Milne, Processing and Charateriztion of PZT Films Up to 10 um Thick, J.Mater.Res. 1996, 11(2): 2556-2560.

[7] K. Maki, N. Soyama, S. Mori and K.Ogi, Evaluation of Pb(Zr,Ti)O3 Films derived from Propylene-Glycol-Based Sol-Gel Solutions, Jpn.J.Appl.Phys. 2000, 39: 5421-5425.

[8] G. Yi and M. Sayer, Sol-Gel Processing of Complex Oxides, Am.Ceram.Soc.Bull. 1991, 70(7): 1173-1179.

[9] M. Yamane, Preparation of thick PZT Ceramic film by an interfacial polymerization, J.Sol-Gel Sci.Tech. 1998, 13: 821-825.

[10] D. B. Barrow, T. E. Petroff and M. Syer, Fabrication of Thick Sol-Gel PZT Films: Application to Macroscopic

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

Piezoelectric Devices, Mater.Res.Soc.Symp.Proc.. 1995, 360: 2271-2282.

[11] R. Kurchanian and S. J. Milne, Charaterization of Sol-Gel Pb(Zr0.53Ti0.47)O3 Films in the Thickness Range 0.25-10um, J.Mater.Res. 1999, 14(5): 1852-1859.

[12] A. Bardaine,P.Boy,P.Belleville,O.Acher,F.Levassort Improvement of composite Sol-Gel Process for Manufacturing 40um Piezoelectric Thick Films, J.Euro.Ceram.Soc. 2008, 28: 1649-1655.

[13] K. Shimomura,T.Tsuraml,Y.ohba and M. Daimon, Preparation of PZT Thin Film by Hydrothermal Method, Jpn.J.Appl.Phys. 1991, 30(9): 21713-2177.

[14] P. Marechal, F.Levassort, J.Holc,L.P.Tran-Huu-Hue, M.Kosec,M.Lethiecq, High-Frequency Transducers Based on Intergrated Piezoelectric Thick Films for Medicla Imaging, IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelect.,Freq. Contr., 2006, 53(8): 1524-1533.

[15] M. Ishikawa, M. K. Kurosawa, A. Endoh, T. Uchida, S. Takeuchi and N. Kwashima, Hydrothermal Polycrystalline PZT Thick Film Transducer for High Intensity Ultrasound Radiation at over 20MHz, in Proc. IEEE Ultrason.Symp., 2006: 2369-2372.

[16] H. Kitsunai, N. Kawashima, S. Takeuchi, M. Ishikawa, M. Kurosawa, E. Odaira, Development of miniature needle-type hydrophone with Lead Zirconate Titanate Polycrystalline Film Deposited by Hydrothermal Method, J.Appl.Phys.. 2006, 45: 4688-4692.

[17] J. Akedo, M. Lebedev, and S. Baba, Aerosol Deposition Method for Preparation of Lead Zirconate Titanate Thick Layer at Low Temperature Improvement of Electrical properties by Irradiation of Fast Atom Beam And Plasma, Jpn.J.Appl.Phys. 2003, 42: 5931-5935.

[18] J. J. Bernstein, S. L. Finberg, K. Houston, et al. Micromachined High Frequncy Ferroelectric Sonar Transducers, IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelect.,Freq. Contr., 1997, 44: 960-969.

[19] S. Gebhardt, L. Seffner, F. Schlenkrich and A. Schonecker, PZT thick Films for Microsystems Applications, In Proceedings of the 4th EMPS 2006. 2006: 9-13.

[20] K. M. Houston, Three-Dimensional Acoustical Imaging Using Micromechanical Hydrophones, J.Acoust.Soc.Amer. 1994, 94(2): 1174-118.

[21] M. Ito, et al. High Sensitibity Ultrasonic Sensor for Hydrophone Applications,Using an Epitaxial Pb(Zr,Ti)O3 Film Grown on $SrRuO_3$/Pt/γ-Al_2O_3/Si, Sens.Actuators A:Phys. 2008, 79: 1-5.

[22] F. S. Foster, C. J. Pavlin, K. A. Harasiewicz, D. A. Christopher, and D. H.Turnbull, Advances in Ultrasound Biomicroscopy, Ultrasound Med.Biol. 2000, 26: 1-27.

[23] M. Lukacs, M. Sayer, F. S .Foster, Single Element High Frequnecy(50MHz)PZT Sol-Gel Composite Ultrasound Transducers. IEEE Trans.Ultrason.,Ferroelect.,Freq. Contr., 2000, 47: 148-159.

[24] M. Ishikawa, M. K. Kurosawa, T. Hasegawa, A. Endoh, S. Takeuchil, Hydrothermal PZT Thick Film Ultrasonic Transducer for 2 to 40MHz Frequency Band, in Proc. IEEE Ultrason.Symp., 2005: 2231-2234.

[25] P. Marechal, F. Levassort J.Holc, et al., High Frequency Transducer Based on Integrated Piezoelectric Thick Films for Medical Imaging, in Proc. IEEE Ultrason.Symp., 2005: 2271-2282.

[26] R. L. Moller, W. Wolny, E. Ringgaard, et al. Novel Thick Film Transducers for High Frequency Ultrsonography, J.Acoust.Soc.Amer. 2007, 94(2): 2397-2400.

(C)1994-2020 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net