

基于反转层结构与镁合金匹配层的低强度超声换能器设计研究

赵攀云, 李梦雨, 李阿标, 赵竞昂, 范晓峰*

新乡医学院医学工程学院, 超声医学工程实验室, 河南 新乡

收稿日期: 2024年10月2日; 录用日期: 2024年11月3日; 发布日期: 2024年11月13日

摘要

目前市场上常见的医用压电型超声换能器大多采用传统的单压电层结构, 这种结构的换能器其中心频率与压电层的厚度成反比, 因此随着中心频率的增加, 该类换能器的厚度越来越薄, 导致其制造变得愈加困难。针对这一问题, 本研究拟采用双压电反转层技术, 设计一种基于反转层结构与镁合金匹配层的新型低强度超声换能器模型。本研究为低强度超声换能器的优化设计提供了一种有效思路, 对提升低强度超声换能器的性能有一定的指导意义。

关键词

换能器, 中心频率, 低强度超声, 反转层, 镁合金

Design Study of Low-Intensity Ultrasonic Transducer Based on Inverted Layer Structure and Matching Layer of Magnesium Alloy

Panyun Zhao, Mengyu Li, Abiao Li, Jing'ang Zhao, Xiaofeng Fan*

Ultrasound Medical Engineering Lab, School of Medical Engineering, Xinxiang Medical University, Xinxiang Henan

Received: Oct. 2nd, 2024; accepted: Nov. 3rd, 2024; published: Nov. 13th, 2024

Abstract

At present, most of the commonly used medical piezoelectric ultrasound transducers in the market adopt the traditional single piezoelectric layer structure. The center frequency of this kind of

*通讯作者。

文章引用: 赵攀云, 李梦雨, 李阿标, 赵竞昂, 范晓峰. 基于反转层结构与镁合金匹配层的低强度超声换能器设计研究[J]. 传感器技术与应用, 2024, 12(6): 819-827. DOI: 10.12677/jsta.2024.126090

transducer is inversely proportional to the thickness of the piezoelectric layer. Therefore, as the center frequency increases, the thickness of the piezoelectric layer of this kind of transducer becomes thinner, making its manufacturing increasingly difficult. To address this issue, this study intends to use the dual piezoelectric inversion layer technology to design a new low-intensity ultrasonic transducer model based on the inversion layer structure and magnesium alloy matching layer. This study provides an effective approach for optimizing the design of low-intensity ultrasound transducers, which has certain guiding significance for improving the performance of low-intensity ultrasound transducers.

Keywords

Transducer, Center Frequency, Low-Intensity Ultrasound, Inverted Layer, Magnesium Alloy

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

神经调控技术是一种采取侵入性或非侵入性方法，以物理或化学手段来调节神经系统活性的新兴技术，其为脑科学的研究提供了新思路。常见的神经调控技术有深部脑刺激、经颅磁刺激、经颅电刺激等。深部脑刺激需要在大脑皮层植入电极来实现对靶区的刺激，易导致大脑皮层出血感染[1]；经颅磁刺激、经颅直流电刺激等无创调控技术存在穿透深度浅，空间分辨率差等缺点[2]。近年来，采用低强度超声波作为刺激源的超声神经调控技术日渐受到科研工作者的青睐。

在超声神经调控技术中，通过调整超声激励的参数可以增加或抑制神经元的兴奋性，从而实现神经元的双向调控。作为神经调控的核心部件，超声换能器的性能决定其穿透深度和分辨率，因此超声换能器的设计尤为重要。目前在超声神经调控方面，超声换能器多使用单压电层结构。传统单压电层结构的换能器，其中心频率与压电层的厚度成反比，随着中心频率的增加，换能器的厚度越来越薄，导致其制造变得愈加困难。一方面，如果压电层的厚度太薄，在制造过程中很容易破裂[3]；另一方面，减薄过程中研磨、抛光对压电材料表面产生的损伤以及表面边界效应等的影响，导致材料的压电、介电性能大幅降低[4]，严重影响换能器的性能。这使得换能器中心频率的提高只能限制在一定范围。

匹配层则是超声探头的一个重要组成部分。超声换能器中的匹配层是指在超声波发射和接收的过程中，用于提高超声波在不同介质中传播的能量效率的一层材料。匹配层通常是由特定的材料制成，其声阻抗与超声波在换能器内部的压电材料和被检测物体之间的界面处的声阻抗相匹配，从而减小超声波的反射和折射。因此，匹配层可以使超声波在不同介质之间的传播更加有效，增强超声波的穿透深度和分辨率，提高超声检测的灵敏度和准确性[5]。在匹配层材料的选择中，新型镁合金材料显示出作为换能器匹配层的优良特性。

为了提高换能器的带宽、灵敏度和中心频率从而达到提高其分辨率的目的，本研究拟采用双压电反转层技术，设计一种基于反转层结构与镁合金匹配层的新型低强度超声换能器模型。本研究为低强度超声换能器的优化设计提供了一种有效思路，对提高低强度超声换能器的性能有一定的指导意义。

2. 超声波换能器设计的理论基础

2.1. 压电效应

1880年法国物理学家居里兄弟首次发现压电效应的存在。压电效应是指将作用力施加在适当的方向

时电介质的内部会产生电极化的现象，一种符号相反、与外力成正比的束缚电荷会在电介质的某两个表面产生，且随着外力的去掉而消失。相反，逆压电效应是指将电场施加在电介质的极化方向时电介质会发生形变的现象，且形变也会随着电场的去掉而消失。

铁电材料经过极化处理后压电性能良好，电极化轴和形状不同，则振动模式不同。如图 1(a)所示，为纵向压电效应，其极化电场方向与振动方向平行。如图 1(b)所示，为横向压电效应，其极化电场方向与振动方向垂直。

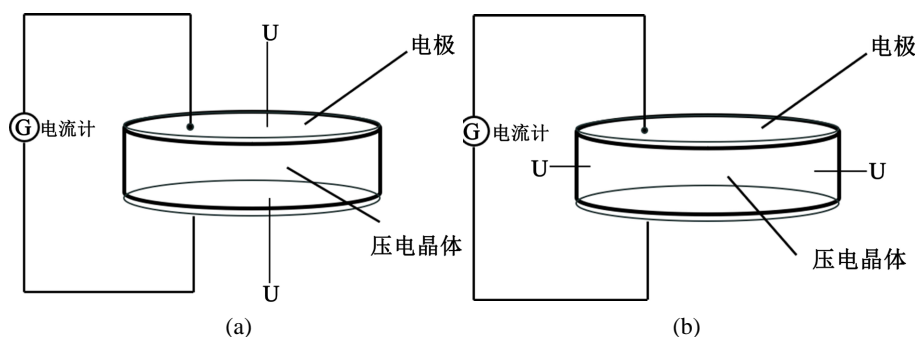


Figure 1. Piezoelectric effect. (a) Longitudinal piezoelectric effect; (b) Transverse piezoelectric effect
图 1. 压电效应。(a) 纵向压电效应；(b) 横向压电效应

2.2. 影响超声换能器谐振频率的因素

假设理想的单层压电振子，其厚度为 h 。根据压电效应，压电材料在受到电场作用时会产生机械变形，反之，当其发生机械振动时又会产生电荷。假设该材料的弹性模量为 C_{33} ，密度为 ρ 。在纵向振动模式下，声速 v 可由以下公式表示：

$$v = \sqrt{\frac{C_{33}}{\rho}} \quad (1)$$

对于压电振子，在其谐振频率 f 下，声波的波长 λ 可以表示为振子厚度的两倍，将波长的表达式代入频率公式 $f = v/\lambda$ ，可以得到：

$$f = \frac{v}{2h} \quad (2)$$

将(1)代入上述公式，得出最终的谐振频率关系式：

$$f = \frac{1}{2h} \sqrt{\frac{C_{33}}{\rho}} \quad (3)$$

可知单层压电振子的谐振频率与其厚度 h 、弹性模量 C_{33} 以及材料的密度 ρ 之间存在直接关系。这一结果为压电材料在传感器等领域的设计提供了理论依据。

2.3. 超声换能器基本结构及阵元材料

在声学研究领域，换能器主要指的是电声换能器，即能够实现电能与声能之间相互转化的器件。根据换能器的机电转换原理的不同，可以将换能器分为磁致伸缩式、电磁式、压电式和电致伸缩式等类型。其中压电式超声换能器应用最为普遍，其结构一般包括背衬、压电振子、匹配层、声透镜和匹配电路，如图 2 所示。

目前可选择的压电材料类型众多,用于制作超声换能器压电材料种类丰富,如压电陶瓷(TiBaO_3 , PZT [6]等)、压电单晶(PMN-PT, LiNbO_3 等)、压电聚合物(PVDF 等)及压电复合材料等。在选取压电振子时,除了考虑最基本的一致性、稳定性、易加工性之外,对其压电性能的评估一般包括:

- 1) 压电常数 d_{33} : 决定超声换能器的灵敏度,压电常数越大,换能器的灵敏度越高;
- 2) 机电耦合系数 k : 衡量换能器的电能和机械能之间的转换效率, k 越大,能量转换效率越高,换能器的带宽越宽;
- 3) 介电常数 ϵ : 决定换能器的尺寸,在换能器的设计过程中应该根据换能器的尺寸来选择合适的材料;
- 4) 声阻抗 Z_a : 影响换能器的能量利用率,声阻抗与待测介质(人体组织等)的声阻抗越接近,能量利用率越高,换能器性能越好。

在常用压电材料中,PZT(铅钛酸铅)具有较大的介电常数及较高的机电耦合系数。同时,PZT 陶瓷有着较高的居里温度,温度低于居里温度时不发生相变,因此能在更宽的温度范围内应用[7]。

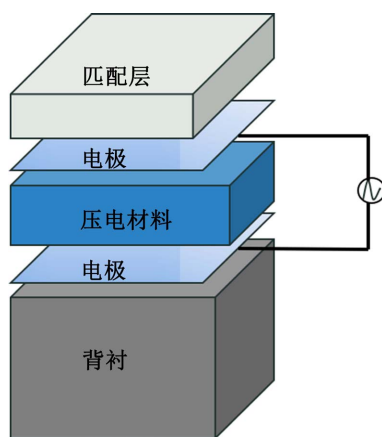


Figure 2. Basic structure of a general transducer
图 2. 一般换能器的基本结构

2.4. 声阻抗匹配理论

一般来说,压电材料的声阻抗在 30 MRayl 以上,而水和人体组织的声阻抗约为 1.5 MRayl 。两者之间的声阻抗差异较大,导致大量能量无法有效穿过界面,从而影响分辨率和灵敏度。为了改善这一问题,通常在压电材料前表面施加一个厚度为 $\lambda/4$ 的匹配层(其中 λ 为发射波在匹配层中的波长),以实现声阻抗的匹配[8]。

对于匹配层的层数以及匹配层的声阻抗数值,有多种计算和研究方法,KLM 模型是目前应用最为广泛的模型[9] (pp. 270-290)。在该模型中,压电元件被视为半波长厚,并作为阻抗匹配的第一段,压电元件被一分为二,每一半都由一个用作次级电路的声传输线来表示,匹配层和背衬材料也用传输线来表示,传输线与初级电路通过理想变压器相连接[10]-[12]。

3. 基于反转层结构的超声换能器模型设计

3.1. 压电材料选择

PZT-5 是一种高压电应变常数、高电容率、高机电耦合系数和弹性常数的压电陶瓷,适用于制造接收型的换能器,如水听器,还可以用于收发两用型的换能器,其还具有时间和温度稳定性较好、在低功

率时共振和非共振状态均可使用等性能特点。本研究选择高性能弛豫铁电单晶 PMN-29PT 以及 PZT-5H 压电陶瓷为双压电层材料，以期能够改进和提高换能器的中心频率和带宽性能。两种材料的主要性能参数见表 1。

Table 1. Performance parameters of piezoelectric materials

表 1. 压电材料性能参数

	PMN-29PT	PZT-5H
纵波声速 ν (m/s)	4536	4740
密度 ρ (kg/m ³)	8146	7838
声阻抗 Z (MRayl)	36.9	37.1
压电常数 d_{33} (pC/N)	1600	800
相对介电常数 (ϵ_{33}^r)	~4900	~4100
机电耦合常数 k_t	0.65	0.60
介电损耗 $\tan\delta$	0.009	0.028

3.2. 反转层原理

在外加电场的作用下，材料的极化方向发生改变。通过控制电场的强度和方向，使材料的极化状态从一种状态转变为另一种状态。压电材料中原本的极化状态是由于材料的晶体结构导致的，当施加外电场时，材料内部的电偶极子会沿着电场方向排列。通过改变电场的方向和强度，可以使这些偶极子重新排列，从而实现极化反转。这种技术被称为反转层技术[13][14]。在超声换能器中，极化反转可以提高换能器的声学性能，增强其在低强度信号下的灵敏度。

2018 年，Park, Chan Yuk [15] 等人基于极化反转技术设计并制备了总厚度为 311 μm 的双压电层超声线阵换能器，并与具有相同压电层厚度的传统单压电层超声线阵换能器进行对比，结果表明，基于极化反转技术的双压电层超声换能器要比传统单压电层换能器具有更高的中心频率和 -6 dB 带宽。采用这种压电层结构不仅可以增大换能器的带宽，而且可以在一定程度上提高换能器的中心频率，从而有望满足目前对高频和大带宽换能器的需求[16]。

图 3 为双压电层可能的四种连接方式，分别为：(a) 极化方向相同的双压电层电学串联；(b) 极化方向相同的双压电层电学并联；(c) 极化方向相反的双压电层电学串联；(d) 极化方向相反的双压电层电学并联。根据超声波传播的方向和压电层的极化方向是否相同来确定非反转层和反转层。采用这种压电层结构不仅可以增大换能器的带宽，而且可以在一定程度上提高换能器的中心频率。

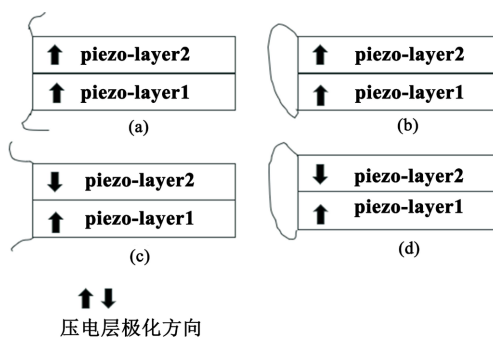


Figure 3. Connection method of dual piezoelectric layers

图 3. 双压电层连接方式

图 3(c)采用反转层技术的压电层结构可以产生多频特性，对应的频率范围相对较宽，这种结构与只产生单一的谐振频率特性的结构相比，大大拓宽了换能器的可接收信号频带宽度，有利于产生更宽的频带；同时，由于拓宽的频带处于高频方向，则换能器的中心频率会相应地向高频方向移动。因此，反转层技术的另一特点是在一定程度上提高换能器的中心频率。

3.3. 匹配层设计

3.3.1. 镁合金声阻抗

由于镁合金(AZ31B, GW83, ZK60)的弹性刚度系数能够满足各向同性材料的弹性矩阵要求，表明镁合金显示出各向同性的特点，这为镁合金用作匹配层提供了依据，且不需要考虑切割方向对其声速及声阻抗的影响。另外镁合金是一种单相材料，性能相对稳定。对特定材料而言，声阻抗主要指的是材料的声阻抗率 Z_s ，定义为声场中某一点的声压与该处质点速度的比值。对于平面简谐波而言，材料的声阻抗率即为密度 ρ 和声速 c 的乘积，又称为特征阻抗，是表征材料固有特性的一个重要物理量：

$$Z_s = p/u = \rho c \tag{4}$$

通过测量镁合金的密度及声速，可以得到不同型号镁合金的声阻抗值。如表 2 所示。

Table 2. Acoustic impedance of different magnesium alloys
表 2. 不同镁合金声阻抗

性能	AZ31B	GW83	ZK60
ρ (kg/m ³)	1780	1904	1821
v (m/s)	5821	5580	5780
Z (MRayl)	10.36	10.62	10.53

3.3.2. 镁合金声学匹配分析

KLM 模型将匹配层和背衬视为传输线，同时将压电材料分为两部分，每一半由单独的声传输线表示。声传输线用作次级电路，通过理想变压器与初级电路连接，如图 4 所示。

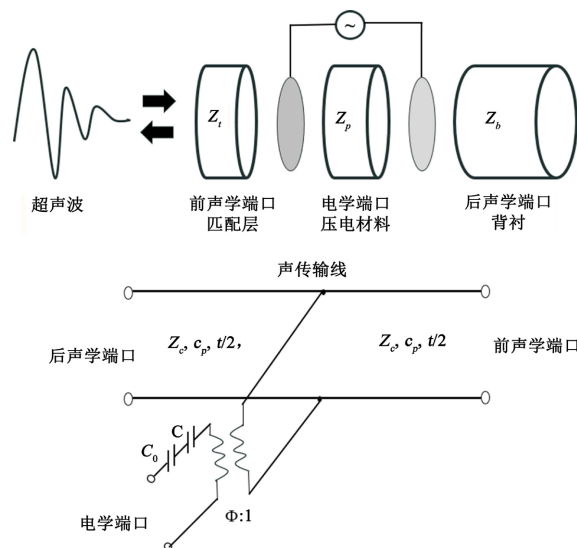


Figure 4. Equivalent circuit diagram of the KLM model
图 4. KLM 模型等效电路图

根据传输线理论, 当匹配层厚度为 $\lambda_m/4$ (λ_m 为匹配层材料中的波长), 且匹配层材料的声阻抗满足式(5)时, 声波传输进入负载可实现 100%透射。

$$Z_t = (Z_p Z_l)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

其中 Z_p 、 Z_l 分别为压电材料、负载的声阻抗。基于 KLM 模型, Desilets 将脉冲激励工作状态下的单匹配层的声阻抗数值修正为:

$$Z_t = (Z_p Z_l^2)^{\frac{1}{3}} \quad (6)$$

双层匹配时的最佳声阻抗值为:

$$Z_{t_1} = (Z_p^4 Z_l^3)^{\frac{1}{7}} \quad (7)$$

$$Z_{t_2} = (Z_p Z_l^6)^{\frac{1}{7}} \quad (8)$$

为了提高匹配效果, 换能器中通常会采用多层匹配层。理论上, 匹配层层数越多, 声波透射的能量比例越高。但是在确定层数时, 还要考虑声衰减的不利影响[9] (pp. 22-23)。

本研究采用基于此理论的双层匹配层结构来提高换能器的综合性能。对于医用超声换能器, 负载介质通常为水或生物软组织(声阻抗~1.5 MRayl), 本研究所使用压电材料参数如表 1 所示, PMN-PT 弛豫铁电单晶和 PZT 陶瓷的声阻抗约为 37 MRayl, 即 $Z_p = 37$ MRayl 和 $Z_l = 1.5$ MRayl, 将其分别代入式(7)和(8)中, 可计算得匹配层的最佳声阻抗值分别为 $Z_{t_1} = 9.37$ MRayl, $Z_{t_2} = 2.37$ MRayl。

而镁合金能否用作医用超声换能器的匹配层, 主要取决于其声阻抗。由表 2 可知镁合金的声阻抗约为 10 MRayl, 接近 KLM 理论对双层声学匹配层要求的第一层匹配层的理论声阻抗值。而以往的研究表明, 声阻抗在理论计算值的 $\pm 10\%$ 范围以内不会对换能器的性能产生显著影响。因此, 第一匹配层和第二匹配层的声阻抗分别设计为 10 MRayl 和 3 MRayl。所使用镁合金匹配层性能参数如表 3 所示。

Table 3. Parameters of backing and magnesium alloy matching layer

表 3. 背衬和镁合金匹配层参数

材料	用途	声速(m/s)	密度(kg/m ³)
AZ31B 镁合金	第一匹配层	5800	1780
Epo-Tek 301	第二匹配层	2650	1150
背衬	-	1520	3428

3.4. 基于反转层结构与镁合金匹配层的换能器结构设计

本研究所设计的平面型压电超声换能器的模型结构示意图及三维效果图分别如图 5、图 6 所示。压电陶瓷的频率常数 N_t 为一个常数, 是陶瓷的特征属性, 只与陶瓷结构还有成分有关, 其数值大小为压电陶瓷的谐振频率与厚度的乘积。因此当选定压电陶瓷后, 可以根据频率常数计算特定频率下的陶瓷厚度。本研究所设计的压电换能器的频率采用 5 MHz, 因此 PMN-29PT 弛豫铁电单晶、PZT-5H 压电陶瓷厚度分别为 0.3 mm 和 0.1 mm。

对于双层匹配层, 根据 KLM 传输线模型, 镁合金 AZ31B 和 Epo-tek301 的厚度均设计为波长的 1/4, AZ31B 和 Epo-tek301 的纵波声速分别为 5800 m/s 和 2650 m/s, 计算可得两层匹配层的厚度分别为 290

μm 和 $132.5\ \mu\text{m}$, 直径和压电陶瓷相同。背衬材料选用环氧树脂、钨粉和玻璃球(比例为 1:4:0.5)的复合材料, 其声阻抗约为 $9\ \text{MRayl}$, 厚度设计为 $4\ \text{mm}$ 。

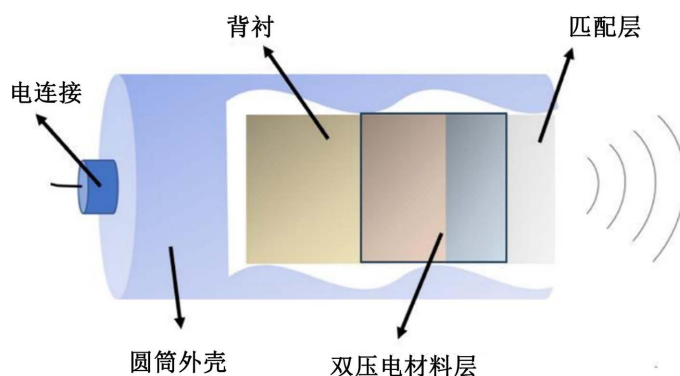


Figure 5. Structural design diagram of piezoelectric transducer based on inverted layer structure and magnesium alloy matching layer
图 5. 基于反转层结构与镁合金匹配层的压电换能器结构设计图

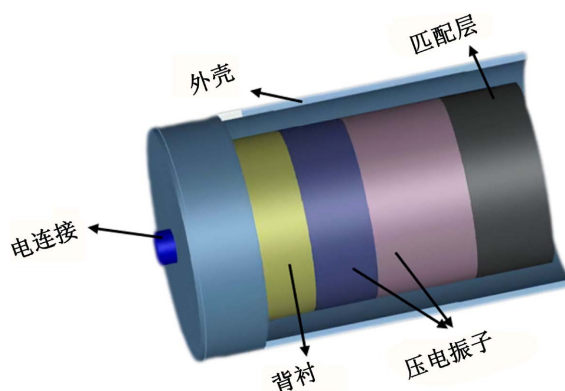


Figure 6. 3D structural diagram of piezoelectric transducer based on inverted layer structure and magnesium alloy matching layer
图 6. 基于反转层结构与镁合金匹配层的压电换能器三维结构图

4. 结论

本研究根据反转层原理, 选择高性能弛豫铁电单晶 PMN-29PT 以及 PZT-5H 压电陶瓷为低强度超声换能器的双压电层材料。同时根据 KLM 模型, 对镁合金的声学匹配性能进行了分析。结果表明, 当以弛豫铁电单晶 PMN-29PT 以及 PZT-5H 压电陶瓷为低强度超声换能器的双压电层材料时, 镁合金能够满足最佳匹配层声阻抗要求, 且最佳厚度为 $0.29\ \text{mm}$ 。

本研究通过引入反转层技术并结合新型镁合金匹配层材料, 有望优化低强度超声换能器的声学特性, 提升其在多种应用场景下的能量转换效率。项目团队在未来的工作中, 将通过数值仿真和实验验证进一步研究该超声换能器模型的实际性能, 并为其在医学超声神经调控领域的应用奠定基础。

基金项目

新乡医学院大学生科技创新课题重点项目(xskjzdd202360, xskjzdd202358), 新乡医学院省级大学生创新创业训练计划项目(202310472010), 河南省科技攻关项目(242102310480)。

参考文献

- [1] Dougherty, D.D. (2018) Deep Brain Stimulation: Clinical Applications. *Psychiatric Clinics of North America*, **41**, 385-394. <https://doi.org/10.1016/j.psc.2018.04.004>
- [2] Darmani, G., Bergmann, T.O., Butts Pauly, K., Caskey, C.F., de Lecea, L., Fomenko, A., *et al.* (2022) Non-Invasive Transcranial Ultrasound Stimulation for Neuromodulation. *Clinical Neurophysiology*, **135**, 51-73. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2021.12.010>
- [3] Li, X., Wu, W., Chung, Y., Shih, W.Y., Shih, W.-H., Zhou, Q., *et al.* (2011) 80-MHz Intravascular Ultrasound Transducer Using PMN-PT Free-Standing Film. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, **58**, 2281-2288. <https://doi.org/10.1109/tuffc.2011.2085>
- [4] Lee, H.J., Zhang, S., Luo, J., Li, F. and Shrout, T.R. (2010) Thickness-Dependent Properties of Relaxor-PbTiO₃ Ferroelectrics for Ultrasonic Transducers. *Advanced Functional Materials*, **20**, 3154-3162. <https://doi.org/10.1002/adfm.201000390>
- [5] Nakamura, K., Fukazawa, K., Yamada, K. and Saito, S. (2003) Broadband Ultrasonic Transducers Using a LiNbO₃/Substrate with a Ferroelectric Inversion Layer. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, **50**, 1558-1562. <https://doi.org/10.1109/tuffc.2003.1251139>
- [6] Carrano, J., Sudhama, C., Chikarmane, V., Lee, J., Tasch, A., Shepherd, W., *et al.* (1991) Electrical and Reliability Properties of PZT Thin Films for ULSI DRAM Applications. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, **38**, 690-703. <https://doi.org/10.1109/58.108871>
- [7] Jiang, Z., Hou, C., Fei, C., Li, Z. and Ye, Z. (2022) Effects of Composition Segregation in PMN-PT Crystals on Ultrasound Transducer Performance. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, **69**, 795-802. <https://doi.org/10.1109/tuffc.2021.3131204>
- [8] Lau, S.T., Li, H., Wong, K.S., Zhou, Q.F., Zhou, D., Li, Y.C., *et al.* (2009) Multiple Matching Scheme for Broadband 0.72Pb(Mg_{1/3}Nb_{2/3})O₃-0.28PbTiO₃ Single Crystal Phased-Array Transducer. *Journal of Applied Physics*, **105**, Article 094908. <https://doi.org/10.1063/1.3065476>
- [9] 冯若, 姚锦钟, 关立勋, 等. 超声手册[M]. 南京: 南京大学出版社, 1999.
- [10] Desilets, C.S., Fraser, J.D. and Kino, G.S. (1978) The Design of Efficient Broad-Band Piezoelectric Transducers. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, **25**, 115-125. <https://doi.org/10.1109/t-su.1978.31001>
- [11] Chen, Y. and Wu, S. (2002) Multiple Acoustical Matching Layer Design of Ultrasonic Transducer for Medical Application. *Japanese Journal of Applied Physics*, **41**, 6098-6107. <https://doi.org/10.1143/jjap.41.6098>
- [12] Yin, B., Xing, D., Wang, Y., Zeng, Y., Tan, Y. and Chen, Q. (2004) Fast Photoacoustic Imaging System Based on 320-Element Linear Transducer Array. *Physics in Medicine and Biology*, **49**, 1339-1346. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/7/019>
- [13] Funasaka, T., Furuhashi, M., Hashimoto, Y. and Nakamura, K. (1998) Piezoelectric Generator Using a LiNbO₃/Substrate with an Inverted Domain. 1998 *IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings (Cat. No. 98CH36102)*, Sendai, 5-8 October 1998, 959-962. <https://doi.org/10.1109/ultsym.1998.762301>
- [14] Estantbouli, Y., Hayward, G. and Barbenel, J.C. (2003) A Study of Inversion Layer Transducers. *IEEE Symposium on Ultrasonics*, Honolulu, 5-8 October 2003, 1322-1325. <https://doi.org/10.1109/ultsym.2003.1293146>
- [15] Park, C.Y., Sung, J.H. and Jeong, J.S. (2018) Design and Fabrication of Ultrasound Linear Array Transducer Based on Polarization Inversion Technique. *Sensors and Actuators A: Physical*, **280**, 484-494. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.08.008>
- [16] Sung, J.H. and Jeong, J.S. (2016) High-Frequency Ultrasound Transducer by Using Inversion Layer Technique for Intravascular Ultrasound Imaging. *Electronics Letters*, **52**, 1003-1005. <https://doi.org/10.1049/el.2015.3831>