

基于 ScAlN 薄膜的高频 PMUT 阵列的设计与制造

塔桂峰^{1,2,3}, 刘建河¹, 李加东^{1,2,3}, 姚术涛^{1,2,3}, 刘浩杰^{1,2,3},

苗斌^{2,3}, 商文玲^{2,3,4}, 陶金燕^{2,3,5}

(1. 长春理工大学 机电工程学院, 吉林 长春 130012; 2. 中国科学院 苏州纳米技术与纳米仿生研究所, 江苏 苏州 215123;

3. 中国科学院 多功能材料与轻巧系统重点实验室, 江苏 苏州 215123;

4. 中国科学技术大学 纳米技术与纳米仿生学院, 安徽 合肥 230026; 5. 上海大学 理学院, 上海 200072)

摘要: 高频压电微机械超声换能器(PMUT)应用于各种场景,如指纹识别、无损检测、医疗成像。在当前非侵入式血管成像应用中,存在换能器使用铅钛酸铅压电陶瓷(PZT)及局限于1-D PMUT 阵列的问题。设计并制作了一种基于 ScAlN 材料压电薄膜的2D-PMUT 阵列。为了进一步得到阵列最佳的输出性能,降低栅瓣影响,设计了间距为波长的1/2(300 μm)的并联六边形阵列,增大了填充因子,降低了阻抗,提高了输出电流。采用 SOI 晶片作为 PMUT 的基本结构,设计了微机电系统(MEMS)工艺流程,并完成了晶片制作。通过扫描电子显微镜和聚焦离子束切割确定 PMUT 的形貌和结构尺寸,并且测得在水中的谐振频率为 2.36 MHz。仿真与测试结果表明,测试误差为 9.2%,位移灵敏度较好,有望满足非侵入式血管成像应用需求。

关键词: 高频压电微机械超声换能器阵列(PMUT); ScAlN 薄膜; 有限元仿真; 器件制备; 非侵入式血管成像

中图分类号: TN384; TB552 **文献标识码:** A

Design and Fabrication of High-Frequency PMUT Array Based on an ScAlN Thin Film

TA Guifeng^{1,2,3}, LIU Jianhe¹, LI Jiadong^{1,2,3}, YAO Shutao^{1,2,3}, LIU Haojie^{1,2,3},

MIAO Bin^{2,3}, SHANG Wenling^{2,3,4}, TAO Jinyan^{2,3,5}

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130012, China;

2. Suzhou Institute of Nano-Tech and Nano-Bionics(SINANO), Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215123, China;

3. Key Laboratory of Multifunctional Nanomaterials and Smart Systems, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215123, China;

4. School of Nano-Tech and Nano-Bionics, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China;

5. The College of Science, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: High-frequency piezoelectric micromechanical ultrasonic transducers (PMUTs) are employed in various applications including fingerprint recognition, non-destructive testing, and medical imaging. In this study, the challenges associated with using lead zirconate titanate piezoelectric ceramics (PZT) in non-invasive vascular imaging and limitations of 1-D PMUT arrays are addressed by designing and fabricating a 2D PMUT array based on ScAlN piezoelectric film. To optimize output performance and minimize gate lobe influence, a parallel-hexagon array is designed with a spacing of half a wavelength (300 μm) to enhance the filling factor, reduce impedance, and improve output current. A silicon-on-insulator (SOI) wafer is utilized as the substrate for the PMUT, facilitating the MEMS process flow and wafer fabrication. The morphology and structure size of the PMUT are characterized using scanning electron microscopy and focused ion beam cutting. The measured resonant frequency in water is 2.36 MHz, with a simulation-test discrepancy of 9.2% and satisfactory displacement sensitivity, suggesting its suitability for non-invasive vascular imaging applications.

收稿日期:2024-04-23

基金项目:苏州市科技计划基金资助项目(SSD2023001);国家自然科学基金资助项目(62074159);国家重点研发计划基金资助项目(2021YFB3201600)

作者简介:塔桂峰(1999-),男(满),吉林省长春市人,硕士生。通信作者:刘建河(1976-),河南省平顶山市人,副研究员,硕士生导师。李加东(1980-),山东省临沂市人,研究员,博士生导师。

Key words: high-frequency piezoelectric micromachined ultrasound transducer array (PMUT); ScAlN thin film; FEM simulation; device preparation; non-invasive vascular imaging

0 引言

超声波是频率高于 20 000 Hz 的声音,具有波长短及方向性好的优点^[1]。因此,超声波已在测距^[2]、固体无损检测(NDT)^[3]、粒子操纵^[4]、指纹识别^[5]、医学超声成像^[6]及物体识别^[7]中得到应用。尤其是医学超声成像具有对人体无害、操作简单、可实时成像等独特优点。自 21 世纪 40 年代以来,超声波对日常生活影响较大,提高超声诊断的准确性及超声图像的空间分辨率很重要。其中,超声换能器是超声成像的关键部件,目前成像系统均使用传统大体积压电陶瓷制造,质量较大。随着微机电系统(MEMS)技术的快速发展,微机械超声换能器(MUT)由于其微小型、高集成而备受关注。根据其工作原理,MUT 可分为压电式微机械超声换能器(PMUT)^[8]和电容式微机械超声换能器(CMUT)^[9]两种。CMUT 采用更成熟的方法制造,在医学成像上具有令人满意的结果^[10],但 CMUT 的额外高电压偏置等缺点使其无法成为传统换能器的替代品。而 PMUT 具有高性能、低功耗、微型化及易于半导体技术集成、易于阵列形成等优点^[11],使研究人员对高频 PMUT 在青光眼和眼部肿瘤的诊断^[12]、关节损伤检测及预测风湿性疾病的结果^[13]、肌肉疾病(肌肉损伤、血肿)诊断^[14-15]等医学上的应用产生了浓厚的兴趣。

随着心血管疾病患者的增加,对血管成像的研究也逐步增加。然而目前的研究主要集中在血管内成像(IVUS)^[16-18],很少有关于非侵入式血管成像的研究。2021 年,Savoia Alessandro S 等提出基于铅钛酸铅压电陶瓷(PZT)1-D PMUT 阵列进行颈动脉 B 模式成像定位^[19],阵列由 16 个单元组成,谐振频率为 1.5 MHz。同年又提出基于 PZT 1-D PMUT 阵列进行颈动脉扫描成像^[20],阵列由 64 个单元组成,间距为 300 μm ,谐振频率为 2.5 MHz。然而采用的 PZT 薄膜材料含有重金属铅,严重危害环境和人体健康,且都局限于 1-D PMUT 阵列^[21]。

基于当前换能器存在的问题,本文设计并制作了一个基于 ScAlN 材料压电薄膜的高频并联六边形压电微机械超声换能器(PMUT)阵列。ScAlN

材料无毒且具有比 PZT 材料更大的压电系数与介电常数之比,从而拥有更高的接收灵敏度。并联六边形阵列可降低器件阻抗,提高输出电流,增大填充因子,提高器件的输出性能。通过对 PMUT 的理论分析和多物理场耦合仿真,实现了 PMUT 的结构设计和性能仿真。研究了其压电薄膜厚度、顶部电极面积、背部空腔面积对谐振频率、发射灵敏度和接收灵敏度的影响。对阵列声指向性、阵列的接收灵敏度和发射声压进行分析。设计了 MEMS 工艺流程并完成了晶片制作,通过扫描电子显微镜(SEM)、聚焦离子束切割、LCR 测试仪和激光测振仪对 PMUT 进行了形貌和性能表征,为非侵入式血管成像奠定了基础。

1 压电微机械超声换能器的设计及仿真

设计过程中,首先确定 PMUT 各层的材料,其次需探究 PMUT 各个几何结构参数对 PMUT 性能的影响,为制备出高频 PMUT 阵列奠定基础。PMUT 结构的截面图如图 1 所示,其悬膜由顶部电极 Au、压电层 ScAlN 和底部电极 Mo 组成,底部由 SOI 片支撑,和 Si 分别作为埋氧层和基底。

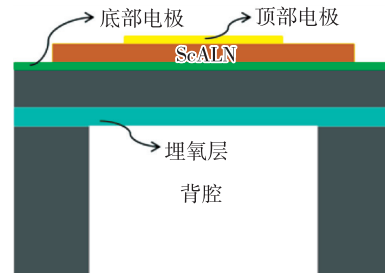


图 1 PMUT 结构的截面图

PMUT 的发射灵敏度 S_T 和接收灵敏度 S_R 可表示为

$$S_T \propto e_{31,f} \quad (1)$$

$$S_R \propto \frac{e_{31,f}}{\epsilon_{33}} \quad (2)$$

式中: $e_{31,f}$ 为薄膜压电系数; ϵ_{33} 为薄膜的相对介电常数。

表 1 为 PMUT 常用的压电薄膜的材料特性。其中 PZT 的压电系数最大,导致发射灵敏度最大,但是 PZT 材料与 CMOS 工艺不兼容,制造困难,含有重金属铅。此外,由于其巨大的相对介电常数,

使其与 AlN 和 ScAlN 材料相比具有相当差的接收灵敏度。与 ScAlN 相比,纯 AlN 具有较小的相对介电常数,而 ScAlN 具有比 AlN 更大的压电系数。由表可看出,ScAlN 的接收灵敏度和发射灵敏度均优于 PZT 和 AlN。因此选用 ScAlN 替代 PZT 和 AlN 作为压电薄膜材料。

表 1 PMUT 压电薄膜材料特性

特性	PZT ^[22]	AlN ^[23]	ScAlN ^[24]
$e_{31,f}/(\text{C} \cdot \text{m}^{-2})$	-10	-1	-1.15
ϵ_{33}	1 200	10.7	12.31
$\frac{e_{31,f}}{\epsilon_{33}}/(\text{C} \cdot \text{m}^{-2})$	-0.008	-0.093	-0.123

1.1 单个器件设计

由于穿透深度和成像分辨率之间存在权衡,因此频率的选择取决于具体的设计要求。非侵入式血管成像因包括更深的腿部静脉而需要更低的频率^[25]。由于超声在人体组织中衰减大,PMUT 的谐振频率被选择为在水中约 2.6 MHz。PMUT 的第一模式谐振频率 f_{air} (空气中)^[26] 为

$$f_{\text{air}} = \sqrt{(3.2/a)^4 \frac{D}{\mu}} (2\pi) \quad (3)$$

$$D = \frac{1}{3} \sum Y_n \frac{(Z_n - Z_{np})^3 - (Z_{n-1} - Z_{np})^3}{3(1 - \nu_n^2)} \quad (4)$$

$$\mu = \sum \rho_n t_n \quad (5)$$

式中: a 为半径; D 为抗弯刚度; μ 为面积质量密度; Y_n 为杨氏模量; n 为层指数; Z_{np} 为中性面位置; Z_n, t_n 分别为 Z 位置和 t 位置到层中性轴的位移; ν_n 为材料的泊松比; ρ_n 为第 n 层的密度。

为了更好地匹配人体组织的声阻抗,实验在去离子水中进行,由于水的负载影响,谐振频率降低。因此 f_{air} 可更改为 f_{water} (水中)^[26],即:

$$f_{\text{water}} = f_{\text{air}} \sqrt{1 + \frac{0.67a\rho_{\text{water}}}{\mu}} \quad (6)$$

利用 COMSOL Multiphysics 软件建立了 PMUT 在声介质中的有限元(FEM)模型(见图 2),使用半径为 3 000 μm 的半球形做介质域,为了模拟一个接近理想的吸收体或辐射域,在介质域的最外层设置厚 200 μm 的完美匹配层(PML),定义 PMUT 与介质域发生接触的位置为声-结构边界。分别导入水和空气材料,施加 1 V 电压,通过频域仿真得到一阶谐振状态下单个 PMUT 在水中和空气

中的振幅,如图 3 所示。由图可看出,单个 PMUT 在空气中的谐振频率为 4.57 MHz。

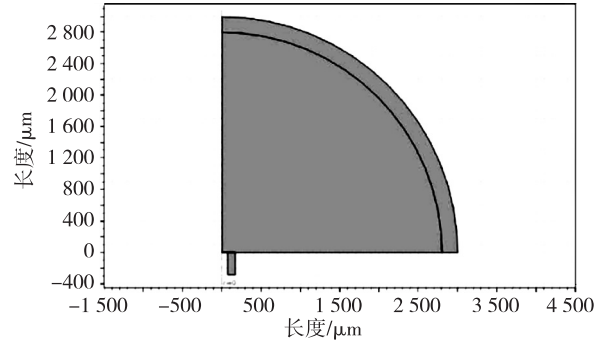


图 2 PMUT 二维轴对称图形

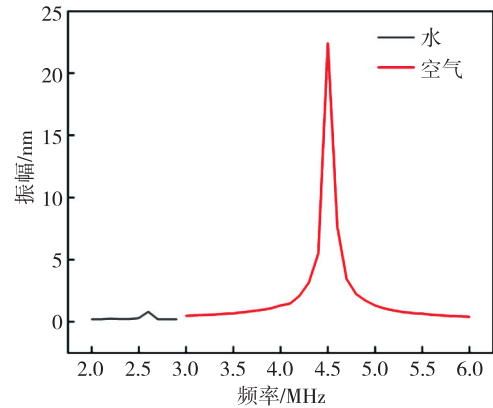


图 3 PMUT 在空气和水中的振幅

PMUT 在不同视角下的三维模型如图 4 所示。尺寸设定如表 2 所示,并研究各几何尺寸作为变量对 PMUT 性能的影响。

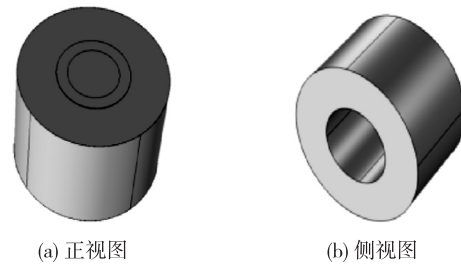


图 4 PMUT 三维模型

表 2 PMUT 模型初始结构参数

参 数	值
顶部电极厚度/nm	200
顶部电极半径/ μm	50
底部电极厚度/nm	200
压电薄膜厚度/ μm	1
SiO ₂ 层厚度/nm	200
顶层硅厚度/ μm	5
底部空腔半径/ μm	72

1.1.1 压电薄膜厚度对 PMUT 性能的影响

PMUT 模型初始结构参数中只改变压电薄膜厚度,其余值均固定不变,压电薄膜厚度和谐振频率之间的关系如图 5 所示。由图可看出,谐振频率随压电薄膜的厚度增加而逐渐变大。图 6 为静态发射灵敏度和静态接收灵敏度随压电薄膜厚度的变化。由图可看出,随着压电薄膜厚度的增加,静态发射灵敏度逐渐减小,整体变化明显,而静态接收灵敏度随着压电薄膜的厚度增加先变大再变小,厚度为 $1.5 \mu\text{m}$ 时,静态接收灵敏度达到最大。为了使 PMUT 的静态发射灵敏度和静态接收灵敏度均适中,选择压电薄膜的厚度为 $1 \mu\text{m}$ 。

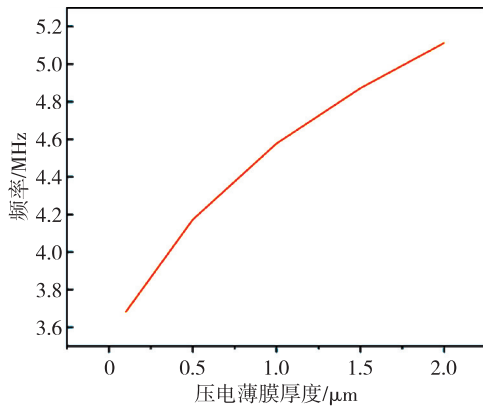


图 5 压电薄膜的厚度对谐振频率的影响

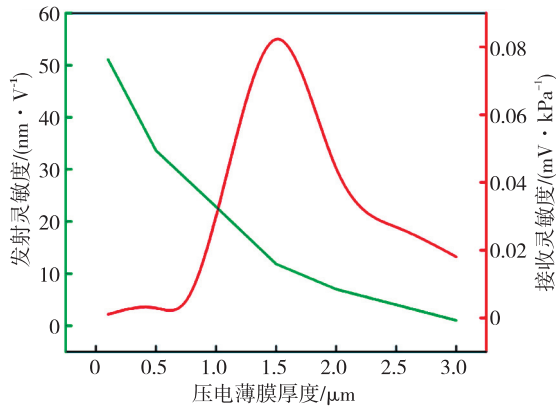


图 6 压电薄膜的厚度对静态发射和接收灵敏度的影响

1.1.2 顶部电极面积对 PMUT 性能的影响

PMUT 的谐振频率随顶部电极半径的变化如图 7 所示。由图可看出,顶部电极半径逐渐变大时,谐振频率逐渐变小,并在顶部电极半径大于 $55 \mu\text{m}$ 后逐渐平稳。整体来看,随着顶部电极半径变化,频率变化较小。图 8 为静态发射灵敏度和接收灵敏度随着顶部电极半径的变化。由图可看出,静态发射

灵敏度先增大后减小,当顶部电极半径为 $54 \mu\text{m}$ 时,静态发射灵敏度达到最大峰值(为 28.7 nm/V)。顶部电极半径为 $38 \sim 46 \mu\text{m}$ 时,静态接收灵敏度趋于平稳,之后随着顶部电极半径增大呈明显减小趋势。为了确保 PMUT 的静态发射和接收灵敏度达到均衡状态,确定顶部电极半径为 $50 \sim 54 \mu\text{m}$,约为背部空腔半径的 70%。

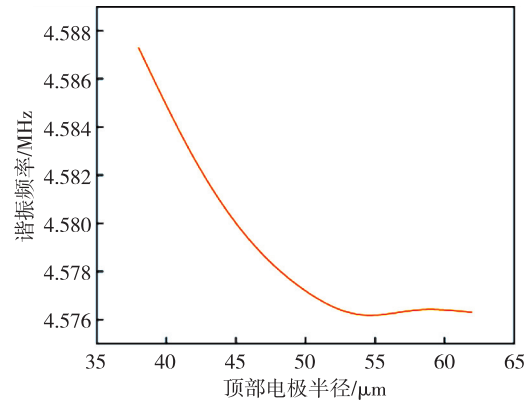


图 7 顶部电极半径对谐振频率的影响

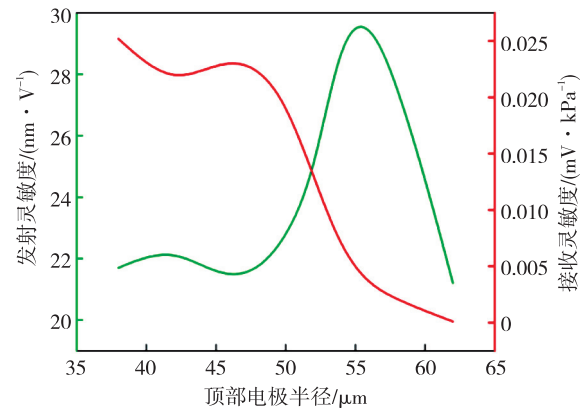


图 8 顶部电极半径对静态发射和接收灵敏度的影响

1.1.3 背部空腔面积对 PMUT 性能的影响

器件后期加工时背腔刻蚀很重要,因此有必要探讨背部空腔面积对 PMUT 性能的影响。PMUT 的谐振频率随着背部空腔半径的变化如图 9 所示。背部空腔的半径逐渐变大时,谐振频率快速变小,当背腔半径从 $60 \mu\text{m}$ 增加到 $84 \mu\text{m}$ 时,谐振频率从 6.5 MHz 降至 3 MHz ,由此可见,背部空腔半径对谐振频率影响大。图 10 为静态发射灵敏度和接收灵敏度随背部空腔半径的变化。由图可看出,随着背部空腔半径的增大,静态发射灵敏度和接收灵敏度均呈现出逐渐增大的趋势。因此,当谐振频率固定时,背部空腔半径越大越好。

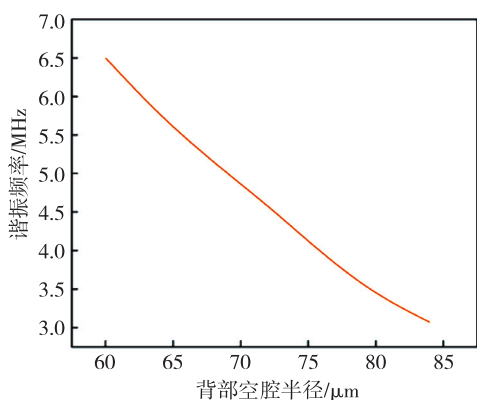


图9 背部空腔半径对谐振频率的影响

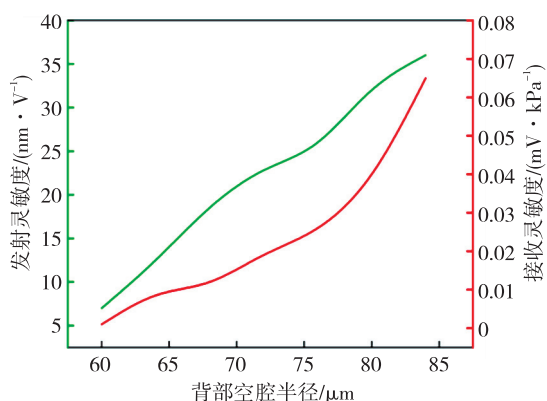


图10 背部空腔半径对静态发射和接收灵敏度的影响

1.2 阵列设计

由于单个 PMUT 的有效振动区域相对有限,通常难以满足超声成像的需求,因此需通过将多个换能器单元组合成阵列的方式来增强整体的发射声压和声指向性,从而达到超声成像的标准,且针对非侵入式血管成像应用仍局限于 1D PMUT 阵列。因此,本文设计并制作了一个 2D 并联六边形压电微机械超声换能器阵列(PMUTs)(见图 11),并对阵列声指向性、阵列的接收灵敏度和发射声压进行分析。

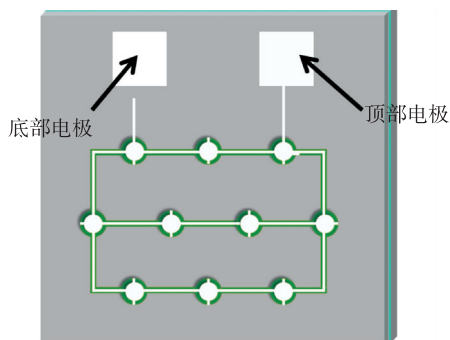


图11 六边形 PMUT 阵列的三维示意图

1.2.1 阵列指向性分析

为了保证超声成像的深度和质量,需要有良好的发射性能和良好的方向性,在 Matlab 中对相同尺寸、间距及数量的 1D PMUT 阵列和 2D 六边形面阵的声场分布进行了仿真,仿真结果如图 12 所示。由图可看出,2D 六边形面阵的发射指向性和穿透深度更好。

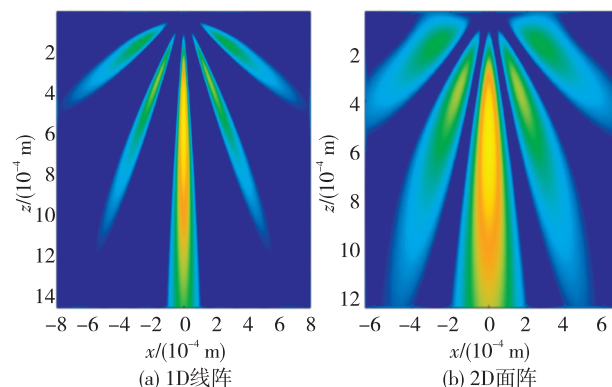


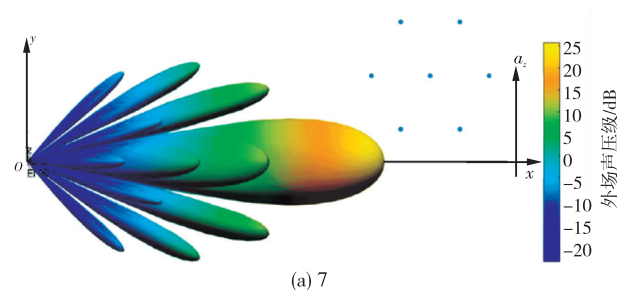
图12 声场分布

对于 n 行 m 列的 PMUT 阵列,根据经典相控阵理论,指向性函数^[27]可近似为

$$D(\alpha, \theta) = \frac{\sin\left(\frac{\lambda m d}{2} \cos \alpha \sin \theta\right)}{m \sin\left(\frac{\lambda d}{2} \cos \alpha \sin \theta\right)} \cdot \frac{\sin\left(\frac{\lambda n d}{2} \cos \alpha \sin \theta\right)}{n \sin\left(\frac{\lambda d}{2} \cos \alpha \sin \theta\right)} \quad (7)$$

式中: λ 为波长; d 为每个单元的间距; α, θ 分别为方位角和仰角。

由式(7)可看出,确定 PMUT 阵列的谐振频率后,其指向性函数受阵列的单元间距和单元数目的影响。因此,单元间距保持一致($\lambda/2$)时,在 Matlab 中对不同数量六边形阵列的声场指向性进行仿真,仿真结果如图 13 所示。由图可看出,随着单元数量的增加,发射指向性越好,但单元数量的过度增加会导致换能器阵列的尺寸增大。考虑到可穿戴设备的小型化要求和制作工艺的限制,本文制作了一个 19 个单元的六边形 PMUT 阵列。



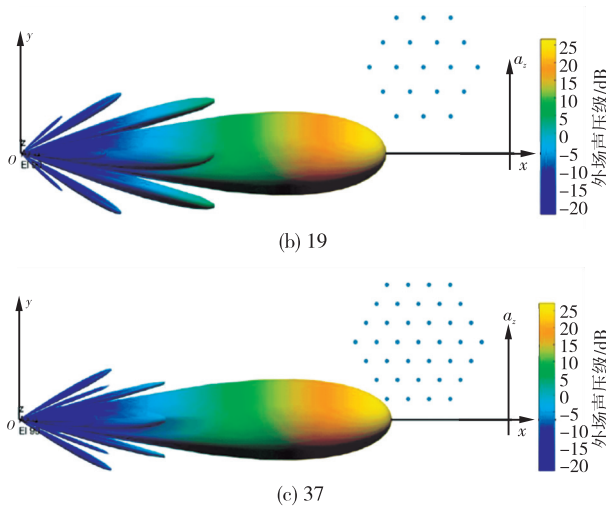


图 13 不同单元数量的六边形阵列声场指向性图

图 14 是单元数量为 19 个时不同单元间距的六边形阵列声场指向性图。由图可看出,当单元间距变小时,旁瓣会增大,而间距变大时,旁瓣变小,但栅瓣变大,所以需要控制阵列中换能器单元的间距,单元间距过大会增大器件的整体面积,距离太小则会增加换能器间的干扰,从而影响换能器的输出信号。因此,本文设计 PMUT 间距为 $\lambda/2$,换能器总面积为 $2\text{ mm} \times 2.1\text{ mm}$ 。

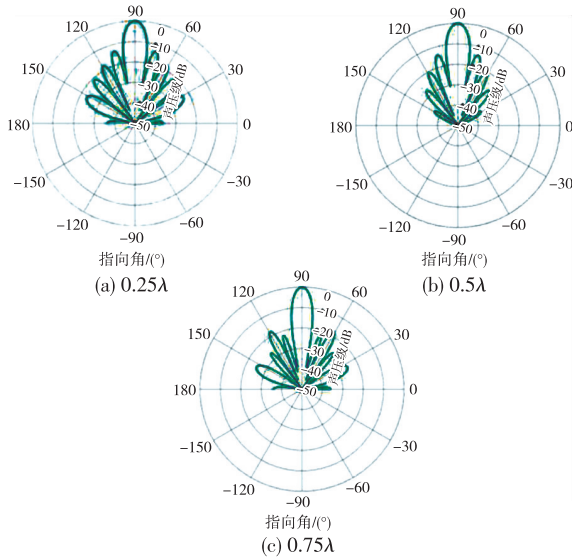


图 14 不同单元间距的六边形阵列声场指向性图

1.2.2 阵列接收灵敏度 and 发射声压分析

PMUT 阵列的接收灵敏度和理想表面的声压^[28]为

$$p = \left(\frac{2}{3} \pi f_0 d_p \right) Z_a F A \sqrt{F} \quad (8)$$

$$S_R = \frac{G \cdot F \cdot A}{\eta} \cdot \frac{\eta^2 Z_E}{\eta^2 Z_E Z_T} \quad (9)$$

式中: G 为前端放大器增益; A 为换能器总面积; η 为机电耦合系数; Z_E 为 PMUT 的电阻抗; Z_T 为 PMUT 的机械阻抗和声学阻抗之和; d_p 是谐振频率为 f_0 时的振幅; F 为填充因子。

本文设计的并联六边形阵列不仅可降低阻抗,还可增大填充因子,以此增大阵列的接收灵敏度和阵列的声压。如图 15 所示,使用 Matlab 软件中的相控阵系统工具箱实现声功率沿着方位角的模拟。在单元半径为 $72\text{ }\mu\text{m}$,单元间距为 $\lambda/2$ 时,对 19 个单元六边形阵列和 25 个单元正方形阵列的声功率方向性分布进行了仿真比较。结果表明,即使用较少的 PMUT 单元,六边形阵列也可在轴向与正方形阵列产生几乎相同的幅度输出,使六边形阵列能产生更大的声强。

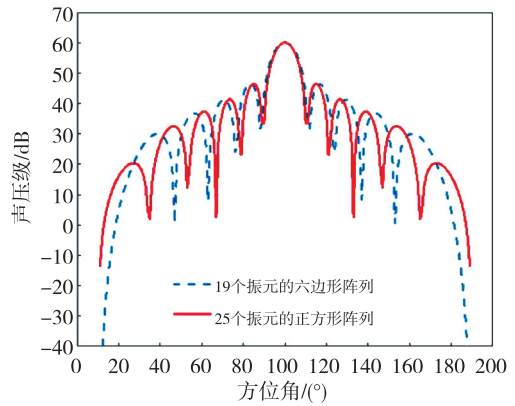


图 15 正方形阵列和六边形阵列的功率方向比较

2 压电换能器制备

图 16 为 PMUT 加工工艺流程。PMUT 的微加工工艺步骤:

1) 对 SOI 片进行清洁处理。采用丙酮与异丙醇溶液进行超声振动清洗,以有效去除 SOI 片表面的各类杂质。

2) 压电薄膜蚀刻。利用 STS 刻蚀机对压电层 ScAlN 实施干法蚀刻,直至底部电极显露出来,因底部电极较薄,刻蚀时间不宜过长。

3) 刻蚀底部电极。使用等离子刻蚀机对底部电极 Mo 进行图形化刻蚀,为后期底部电极引线做准备。

4) 刻蚀顶硅和埋氧层。使用 ICP 刻蚀机和 NLD 刻蚀机对顶硅和埋氧层 SiO_2 进行图形化刻蚀,为后期激光切割做准备。

5) 镀膜。使用电子束蒸发 150 nm Au 和 50 nm Cr 作为顶部电极。

6) 刻蚀背部空腔。使用 ICP 刻蚀机对背部空腔进行刻蚀, 实现悬膜释放。

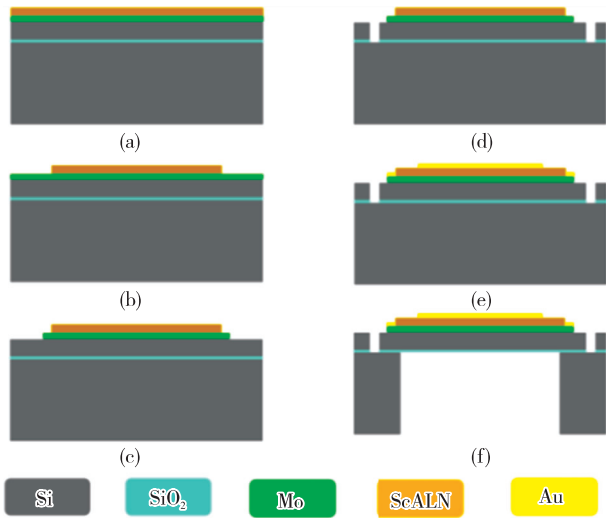


图 16 PMUT 加工工艺流程

3 结果与讨论

3.1 PMUT 形态和性能表征

制造的 PMUT 阵列芯片面积为 4.2 mm^2 , 阵列中包括 19 个 PMUT 单元并联连接, 其扫描电子显微镜 (SEM) 图像如图 17(a) 所示。对阵列中单个 PMUT 的薄膜振动层进行聚焦离子束 (FIB) 切割, 如图 17(b) 所示。由图可看到 PMUT 装置横截面的薄膜振动层各层结构厚度, 即这些结构包括顶部电极层、压电薄膜层和底部电极层。由图可看出, 顶部电极层厚为 200 nm , 压电薄膜层厚为 $1 \mu\text{m}$, 底部电极层厚为 200 nm 。对 PMUT 的腔体横截面进行 FIB 切割, 如图 17(c) 所示。由图可看出底部空腔内部略有侧蚀。

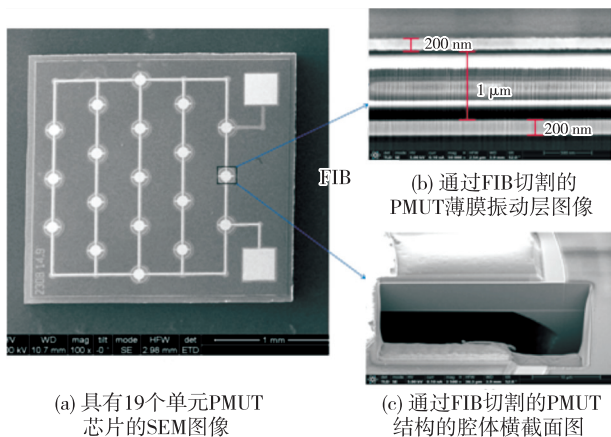


图 17 PMUT 薄膜图像

为了表征 PMUT 的性能, 使用阻抗分析仪对

PMUT 进行阻抗测试, 图 18 为 PMUT 在空气中的阻抗和相位曲线。由图可看出, 空气中, PMUT 阵列是一阶振动模式的谐振频率为 $3.76 \sim 4.14 \text{ MHz}$ 的多峰形态, 这是由于背部空腔有侧蚀, 在薄膜释放后, 与 PMUT 设计中的空腔半径相比, PMUT 背部空腔的半径增大。根据图 9 中背部空腔半径参数对 PMUT 谐振频率的影响, PMUT 背部空腔半径的增加导致 PMUT 谐振频率的降低。又因刻蚀背部各空腔速率不同, 导致腔的刻蚀情况不同, 进而显示多峰形态。图 19 为 PMUT 在水中的阻抗和相位曲线。因为水负载的阻力作用, 在水中的谐振频率为 2.36 MHz , 与 PMUT 设计中在水中的谐振频率相比略有下降。因此, 与仿真结果相比, 谐振频率的实际测试结果呈一定程度的降低趋势, 误差约为 9.2% 。

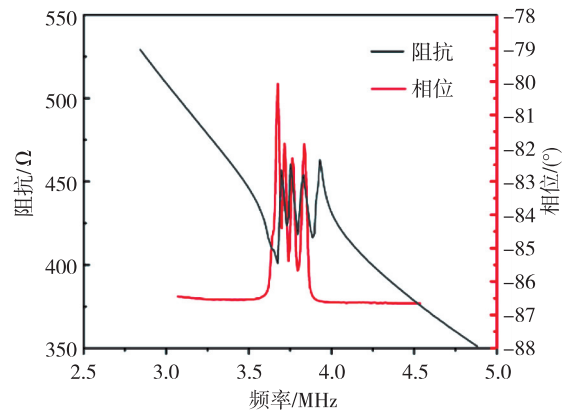


图 18 空气中的阻抗曲线和相位曲线

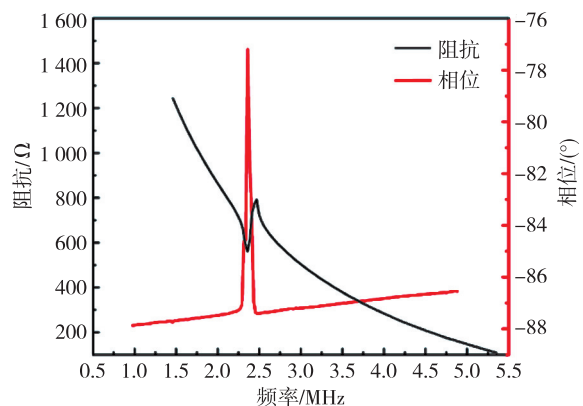


图 19 水中的阻抗和相位曲线

3.2 PMUT 位移频率响应测试

使用激光测振仪测试 PMUT 在空气中的位移频率响应, 如图 20 所示。激励电压 10 V 下, 频率为 3.96 MHz 时有最大位移 (为 20.28 nm), 频率响应通过施加线性信号进行测量, 所以输入到每个频率

值都仅有一小部分能量,而仿真中频域信号是用 1 个频率激发 PMUT,故测试中,测量值偏小。

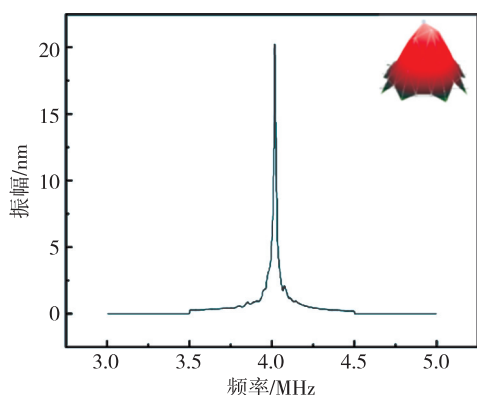


图 20 位移频率响应

4 结束语

本文针对非侵入式血管成像应用,设计并制作一个基于 ScAlN 材料压电薄膜的高频压电微机械超声换能器(PMUT)阵列,这是一种小型化、无毒、具有更好的声指向性的解决方案。建立了 PMUT 的三有限元模型,在压电薄膜厚度为 $1\ \mu\text{m}$,顶部电极面积与空腔面积之比为 0.7 时,PMUT 获得最大的输出性能。设计了单元间距为 $\lambda/2$ 的并联六边形换能器阵列以此提高 PMUT 阵列的输出性能,降低其阻抗,阵列共包含 19 个单元,器件面积为 $4.2\ \text{mm}^2$ 。采用 SOI 晶片作为 PMUT 的基本结构,设计了 MEMS 工艺流程并完成了晶片制作,通过扫描电子显微镜(SEM)和聚焦离子束切割确定 PMUT 的形貌和各层结构尺寸,并且测得在水中的谐振频率为 2.36 MHz,仿真与测试结果误差为 9.2%,最大位移为 20.28 nm,有望满足非侵入式血管成像应用需求。

参考文献:

- [1] POWLES A E J, MARTIN D J, WELLS I T P, et al. Physics of ultrasound[J]. Anaesthesia & Intensive Care Medicine, 2018, 19(4): 202-205.
- [2] PRZYBYLA R, IZYUMIN I, KLINE M, et al. An ultrasonic rangefinder based on an AlN piezoelectric micromachined ultrasound transducer[J]. Sensors, 2010: 2417-2421.
- [3] JI W, LIU L, XING Z, et al. Total-focus ultrasonic imaging of defects in solids using a PZT piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2020, 68(4): 1380-1386.
- [4] CHENG C Y, DANGI A, REN L, et al. Thin film PZT-based PMUT arrays for deterministic particle manipulation[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2019, 66(10): 1606-1615.
- [5] CHEN Y Q, LI Y X, CHEN Y, et al. Large-scale and high-density pMUT array based on isolated Sol-Gel PZT membranes for fingerprint imaging[J]. Journal of The Electrochemical Society, 2017, 164(7): B377.
- [6] WANG Y F, YANG Y, REN T L, et al. Ultrasonic transducer array design for medical imaging based on MEMS technologies[C]//Yantai, China: 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, IEEE, 2010, 2: 666-669.
- [7] SHAO Z, PENG Y, PALA S, et al. 3D ultrasonic object detections with > 1 meter range[C]//Gainesville, FL, USA: 2021 IEEE 34th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), IEEE, 2021: 386-389.
- [8] ZHU Q, CHEN T, LIU H, et al. An AlN-based piezoelectric micro-machined ultrasonic transducer (pMUT) array[C]//Sendai, Japan: 2016 IEEE 16th International Conference on Nanotechnology (IEEE-NANO), IEEE, 2016: 731-734.
- [9] 王朝杰, 王红亮, 段培盛, 等. 电容式微机械超声传感器设计与仿真[J]. 压电与声光, 2017, 39(2): 284-288.
WANG Chaojie, WANG Hongliang, DUAN Peisheng, et al. Design and simulation of capacitive micro-mechanical ultrasonic sensor[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2017, 39(2): 284-288.
- [10] LAMBERTI N, CALIANO G, IULA A, et al. A high frequency cMUT probe for ultrasound imaging of fingerprints[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2011, 172(2): 561-569.
- [11] MURALT P, LEDERMANN N, PABOROWSKI J, et al. Piezoelectric micromachined ultrasonic transducers based on PZT thin films[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2005, 52(12): 2276-2288.
- [12] SANO K, KARASAWA R, YANAGITANI T. ScAlN thick-film ultrasonic transducer in 40-80 MHz[J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2018, 65(11): 2097-2102.
- [13] IAGNOCCO A, CECCARELLI F, PERRICONE C, et al. The role of ultrasound in rheumatology[C]// Ita-

- ly; Seminars in Ultrasound, CT and MRI. WB Saunders, 2011, 32(2): 66-73.
- [14] DING H, AKHBARI S, EOVIINO B E, et al. Ultrasonic imaging of muscle-like phantoms using bimorph pmuts toward wearable muscle disorder diagnostics[C]//Belfast, UK: 2018 IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS). IEEE, 2018: 396-399.
- [15] QU M, DING H, LI D, et al. Imaging of simulated muscle based on single chip of AlN piezoelectric micromachined ultrasonic transducer[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering, 2022, 32(7): 075003.
- [16] LU Y, HEIDARI A, HORSLEY D A. A high fill-factor annular array of high frequency piezoelectric micromachined ultrasonic transducers[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2014, 24(4): 904-913.
- [17] KIM J, LI S, KASOJI S, et al. Phantom evaluation of stacked-type dual-frequency 1-3 composite transducers; A feasibility study on intracavitary acoustic angiography[J]. Ultrasonics, 2015, 63: 7-15.
- [18] LI S, TIAN J, JIANG X. A micromachined Pb ($\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3}$) O_3 -PbTiO₃ single crystal composite circular array for intravascular ultrasound imaging[J]. Journal of Engineering and Science in Medical Siagnostics and Therapy, 2019, 2(2): 021001.
- [19] SAVOIA A S, CASAVOLA M, BONI E, et al. Design, fabrication, characterization, and system integration of a 1-D PMUT array for medical ultrasound imaging[C]//Xi'an, China: 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), IEEE, 2021: 1-3.
- [20] SAVOIA A S, MATERA R, QUAGLIA F, et al. A feasibility study of a PMUT-based wearable sensor for the automatic monitoring of carotid artery parameters [C]//Xi'an, China: 2021 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), IEEE, 2021: 1-4.
- [21] KIM J N, LIU T, JACKSON T N, et al. 10 MHz thin-film PZT-based flexible PMUT array: Finite element design and characterization[J]. Sensors, 2020, 20(15): 4335.
- [22] MURALT P. PZT thin films for microsensors and actuators: Where do we stand? [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2000, 47(4): 903-915.
- [23] DUBOIS M A, MURALT P. Measurement of the effective transverse piezoelectric coefficient e_{31} , f of AlN and Pb (Zr_x , Ti_{1-x}) O_3 thin films[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 1999, 77(2): 106-112.
- [24] MERTIN S, HEINZ B, RATTUNDE O, et al. Piezoelectric and structural properties of *c*-axis textured aluminium scandium nitride thin films up to high scandium content [J]. Surface and Coatings Technology, 2018, 343: 2-6.
- [25] SZABO T L, LEWIN P A. Ultrasound transducer selection in clinical imaging practice[J]. Journal of Ultrasound in Medicine, 2013, 32(4): 573-582.
- [26] CHEN X, LIU C, YANG D, et al. Highly accurate airflow volumetric flowmeters via pMUTs arrays based on transit time[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2019, 28(4): 707-716.
- [27] LIAO W J, REN T L, YANG Y, et al. Novel device design for an ultrasonic ranging system[J]. Integrated Ferroelectrics, 2009, 105(1): 53-65.
- [28] JIANG X, LU Y, TANG H Y, et al. Monolithic ultrasound fingerprint sensor [J]. Microsystems & Nanoengineering, 2017, 3(1): 1-8.

(上接第 495 页)

- [8] 王洁, 秦会斌. 基于 PB58 的新型压电陶瓷驱动电源设计[J]. 压电与声光, 2023, 45(6): 898-902.
- WANG Jie, QIN Huibin. Design of new piezoelectric ceramic driving power based on PB58[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2023, 45(6): 898-902.
- [9] 徐卫林, 朱潮勇, 李海鸥, 等. 一种频率合成器的建模优化与电路设计[J]. 电讯技术, 2018, 58(2): 204-209.
- [10] XU Lisong, LI Hongwen, LI Pengzhi, et al. A high-voltage and low-noise power amplifier for driving piezoelectric stack actuators[J]. Sensors, 2020, 20(22): 6528-6528.
- [11] 邵蒙, 李洪文, 王建立, 等. 自适应光学千单元级高压驱动系统的设计和性能分析[J]. 光学精密工程, 2023, 31(17): 2493-2504.
- SHAO Meng, LI Hongwen, WANG Jianli, et al. Design and performance analysis of high-voltage drive system for thousand-element adaptive optics[J]. Opt Precision Eng, 2023, 31(17): 2493-2504.