

基于压电式微机械超声波换能器阵列的电子听诊器设计、制备与表征*

贾利成[†] 薛日辉 孟繁胜

(中北大学 省部共建动态测试技术国家重点实验室 太原 030051)

2024 年 6 月 8 日收到

2024 年 8 月 13 日定稿

摘要 传统的机械听诊器难以捕捉较弱的声学信号, 为了实现对心血管和肺部疾病的连续、实时监测, 设计了一种基于压电微加工超声换能器 (PMUT) 阵列的电子听诊器。该 PMUT 传感单元采用蜂窝结构设计和排列, 不仅实现了高填充系数, 还增强了 PMUT 阵列的声学灵敏度, 可连续监测机声心音信号。制造电子听诊器将 PMUT 阵列与其调节电路结合, 并采用声阻抗与人体组织相近的聚氨酯材料进行封装, 以获取宽带机声生理信号。对该电子听诊器进行表征, 结果显示, 其具有 -167 dB (参考: 1 V/ μ Pa) 的声压灵敏度以及 45 dB (参考: 1 μ Pa/ $\sqrt{\text{Hz}}$) 的噪声分辨率。通过测试, 该 PMUT 阵列的电子听诊器实现了对心音信号的连续监测, 并有效识别了心脏异常的特征信号。

关键词 压电式微机械超声波换能器 (PMUT), 微机电系统 (MEMS), 听诊器, 心音

PACS: 43.38

DOI: 10.12395/0371-0025.2024164

CSTR: 32049.14.11-2065.2024164

Design, fabrication, and characterization of an electronic stethoscope based on piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array

JIA Licheng[†] XUE Rihui MENG Fansheng

(Key Laboratory of Instrumentation Science and Dynamic Measurement, North University of China Taiyuan 030051)

Received Jun. 8, 2024

Revised Aug. 13, 2024

Abstract Traditional mechanical stethoscope has difficulty in capturing weak acoustic signals. In order to realize continuous and real-time monitoring of cardiovascular and pulmonary diseases, an electronic stethoscope based on piezoelectric micromachined ultrasonic transducer (PMUT) array is designed. The PMUT sensing unit employs a honeycomb structural design and arrangement, which not only achieves a high fill factor but also enhances the acoustic sensitivity of the PMUT array, enabling continuous monitoring of mechanical heart sound signals. The manufactured electronic stethoscope integrates the PMUT array with a regulating circuit, and is encapsulated by polyurethane material with acoustic impedance similar to that of human tissue, so as to obtain broadband machine acoustic physiological signals. The electronic stethoscope is characterized, and the results show that it has a sound pressure sensitivity of -167 dB (reference: 1 V/ μ Pa) and noise resolution of 45 dB (reference: 1 μ Pa/ $\sqrt{\text{Hz}}$). Test results confirm that the electronic stethoscope with the PMUT array enables the continuous heart sound monitoring and effectively identifies the characteristic signals associated with heart abnormalities.

Keywords Piezoelectric micromachined ultrasonic transducer (PMUT), Micro-electro-mechanical system (MEMS), Stethoscope, Heart sound

* 国家自然科学基金项目 (61927807, 62320106011, 62304208) 和山西省青年基金项目 (202203021222025) 资助

[†] 通讯作者: 贾利成, jialicheng@nuc.edu.cn

引言

目前,早期心血管和肺部疾病普遍被严重低估,对绝大多数人群进行常规筛查仍然是医疗界的主要障碍^[1-2]。利用机械或电子听诊器连续监测一段时间内的心肺信号是诊断心血管和肺部疾病的一种方法。

使用机械听诊器进行听诊是一种非侵入性和简单的方法^[3]。尽管这种方法依赖于医生的经验,并且无法实现与使用电子听诊器相比的连续或实时监测,但它在某些情况下仍然很有效。电子听诊器的优点包括连续监测、主观独立、数据收集和数字诊断的允许^[3-10]。此外,与机械听诊器相比,后者具有更高的灵敏度,特别是在 20~100 Hz 的低频范围内^[11-12]。这是因为机械声心肺信号中的大多数声学能量集中在 1 kHz 以下的频率范围内,而人类听觉系统对此并不敏感。在电子听诊器中,采用声学传感器捕捉较弱的声学信号^[13]。为了提高准确性并在听诊过程中实现连续监测,声学传感器必须具有高噪声分辨率、高声压灵敏度和紧凑的尺寸。具备这些特征的声学传感器在从宽频率范围内获取高保真度信号方面具有极大的需求。

本文设计了基于 PMUT 阵列的电子听诊器,提出的电子听诊器的传感单元具有较高的噪声分辨率和大的声压灵敏度。此外,这种基于 PMUT 阵列的电子听诊器具有紧凑的尺寸和易于封装的显著特点,在可穿戴医疗领域中具有非常大的潜力。

1 PMUT 设计

基于 CSOI 平台设计并制造了 AlN 薄膜 PMUT 阵列,如图 1 所示。设计的 PMUT 阵列由具有 AlN 压电层的感应膜构成,AlN 层沉积在硅器件层上。AlN 夹在两个电极之间,感应膜位于 CSOI 晶片基板上的真空腔中。钼 (Mo) 用作顶部电极,高掺杂硅 (HDS) 不仅作为结构器件层,还作为压电层的底部电极。顶部氧化物层覆盖在 PMUT 的表面上,以防止 Mo 电极氧化,并避免实际应用中可能出现的电短路问题。在操作过程中,入射的压力或声波使感应膜偏转,产生横向应力,并由于直接压电效应在 AlN 表面上产生电荷。详细参数见表 1。

为了确定 PMUT 单元的谐振频率,使用 CMOSOL 5.4 对 PMUT cell 进行建模,PMUT cell 模态如图 2 所示。PMUT 敏感单元在空气介质中工作时的谐振频率 f_0 可表示为



图 1 PMUT 横截面结构示意图

表 1 PMUT 阵列设计参数

参数	值(μm)
铝厚度	1
顶层氧化硅厚度	1.8
氮化铝厚度	1
钼电极厚度	0.2
器件层厚度	5.2
底层氧化硅厚度	1
空腔特征尺寸	360
上电极直径	270
单元间距	40
腔高	50

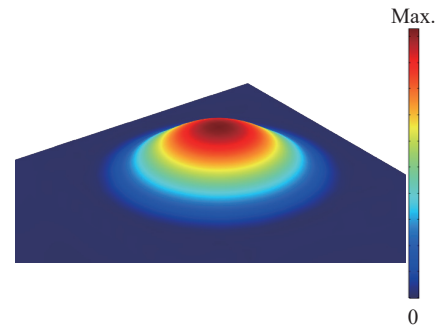


图 2 PMUT 模态

$$f_0 = \frac{\lambda_0 t}{8\pi a^2} \sqrt{\frac{E}{12\rho_e(1-\nu_e^2)}}, \quad (1)$$

其中, a 为 PMUT 敏感单元六边形薄膜的外切圆半径; E 为等效弹性模量; ρ_e 为等效密度; ν_e 为等效泊松比; $\lambda_0=50.1$ 为修正系数。PMUT 敏感单元采用聚氨酯封装后的谐振频率可以表示为

$$f_w = \frac{f_0}{\sqrt{1 + \frac{0.67a\rho_w}{\rho_e}}}, \quad (2)$$

其中, ρ_w 为封装材料的密度。

图 3 展示了分别通过式 (1) 和式 (2) 计算的 PMUT 敏感单元在空气中和封装后的谐振频率与其特征尺寸的关系,其中特征尺寸为六边形薄膜外切圆直径,PMUT 的谐振频率与特征尺寸的平方成反

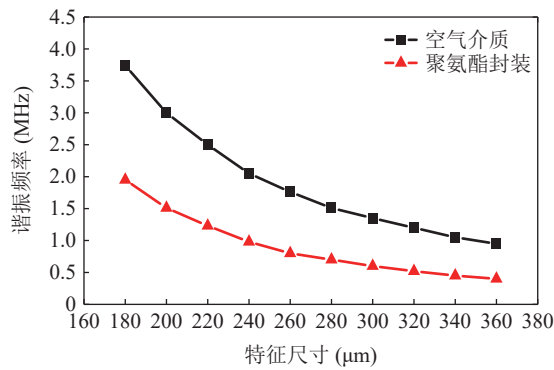


图3 PMUT 敏感单元谐振频率与特征尺寸的关系

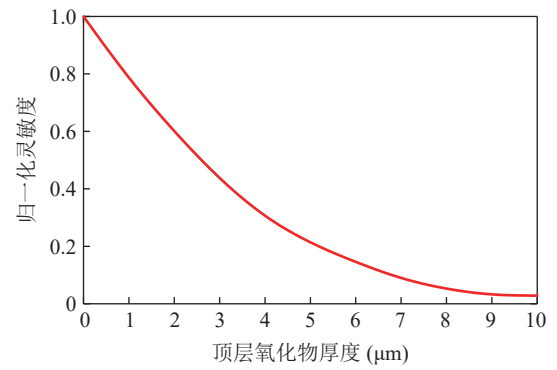


图4 归一化灵敏度与其顶层氧化物厚度的关系

比。计算的顶层氧化物厚度与 PMUT 归一化灵敏度的关系, 如图 4 所示, 归一化灵敏度随着顶层氧化物厚度的增加而减小。

2 PMUT 制备

设计的 PMUT 阵列传感器基于改良的 AlN-on-CSOI 平台制备。图 5 展示了压电-CSOI 平台的详细工艺流程。首先, 使用图形化后的衬底硅作为起始材料 (图 5(a)); 接着, 将图形化后的硅片与器件层硅进行键合 (图 5(b)); 然后, 对器件层硅进行减薄处理 (图 5(c))。在此基础上, 沉积 AlN/Mo 层, 并对 Mo 层进行图形化以形成顶部电极 (图 5(d)); 随后, 沉积顶层氧化物, 并开通接触孔以分别访问顶部和底部电

极 (图 5(e)); 最后, 沉积并图形化 Al 层, 以形成连接线和焊盘 (图 5(f))。图 6 为一个 8×9 的 PMUT 阵列和感应元件的显微镜图像。所制备的 PMUT 阵列的尺寸为 $3.2 \text{ mm} \times 3.2 \text{ mm}$, 填充率为 59.2%。这个高密度的 PMUT 阵列通过采用蜂窝结构排列, 有效提升了阵列的填充系数。在操作过程中, 入射的压力或声波使感应膜发生偏转, 产生横向应力, 并由于直接压电效应在 AlN 表面上产生电荷, 从而实现高效的声电转换。这种结构不仅简化了制造工艺, 还显著提高了传感器的性能和可靠性。PMUT 的 PCB 封装图如图 7 所示, 其中图 7(a) 为封装的正面, 包括 PMUT 芯片和与 PCB 互联引线, 图 7(b) 为 PMUT 放大电路。

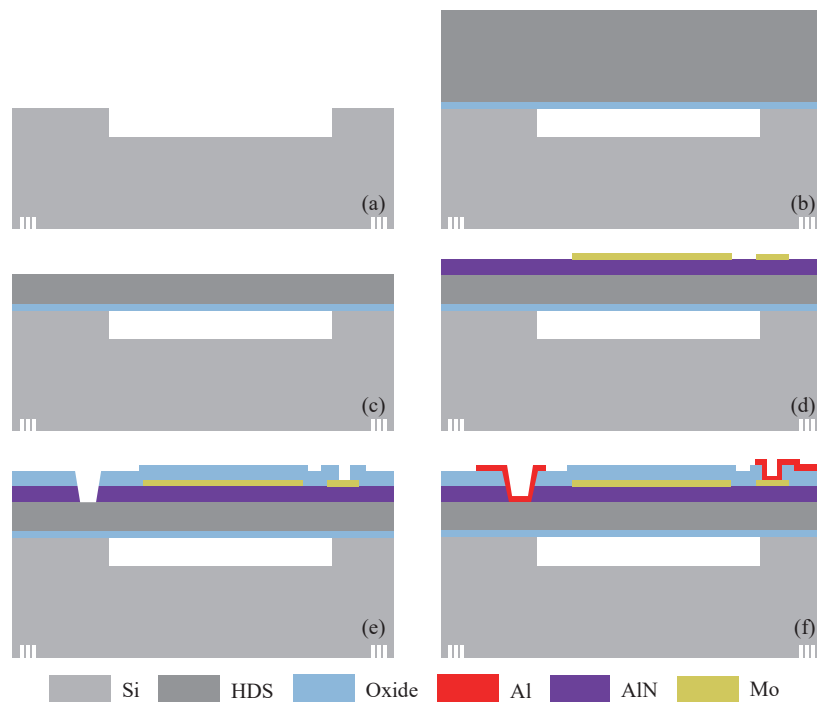


图5 设计的压电-CSOI 平台的工艺流程如下: (a) 以图形化后的衬底硅为起始材料; (b) 图形化后的硅片与器件层硅进行键合; (c) 将器件层硅减薄; (d) 沉积 AlN/Mo 层, 并图形化 Mo 层以形成顶部电极; (e) 沉积顶层氧化物, 并打开接触孔以分别访问顶部和底部电极; (f) 沉积和图形化 Al 层以形成连接线和焊盘。

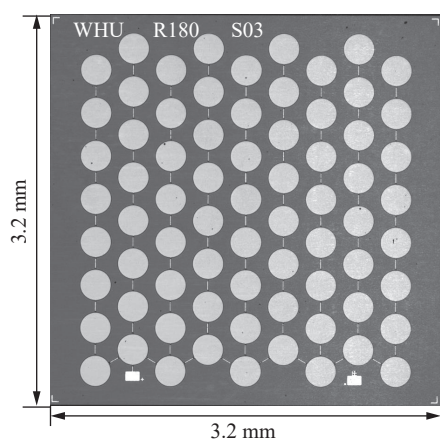


图6 加工的PMUT阵列

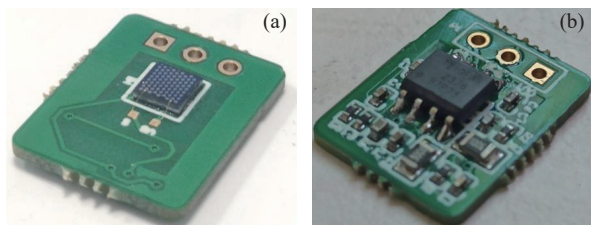


图7 PMUT阵列封装 (a)PMUT阵列与电路板粘合 (b) 信号调理电路板

3 表征

对PMUT阵列的频率响应和声压灵敏度进行详细表征。图8展示了使用Polytec MSA-600激光多普勒振动计测量的PMUT阵列的频率响应特性。实验结果显示,感应单元的谐振频率为0.91 MHz。

PMUT阵列及其信号调理电路共同构成了用于检测声学信号的传感单元。基于PMUT阵列的传感单元的声压灵敏度通过驻波管进行表征。图9展示了传感单元在不同工作频率下的测量数据。实验结果显示,传感单元的灵敏度为 $-167 \text{ dB} \pm 0.5 \text{ dB}$ (参考: $1 \text{ V}/\mu\text{Pa}$),并在工作带宽范围内(10 Hz至2 kHz)表现出极为平坦的响应曲线。此外,传感单元良好的非线性特性使其能够检测到人体发出的各种声信号。这种传感单元的高灵敏度和平坦响应特性,使其在生物医学信号检测、环境监测以及工业声学测量等领域具有重要应用价值。通过进一步优化PMUT阵列的设计和信号调理电路,可以实现更高性能的声学传感器,从而满足不同应用场景的需求。图10为PMUT阵列电子听诊器的噪声分辨率测试结果,由图可见,研制的基于PMUT阵列的电子听诊器具有好的噪声分辨率,与目前主流的PMUT^[14]对比结果如表2所示。

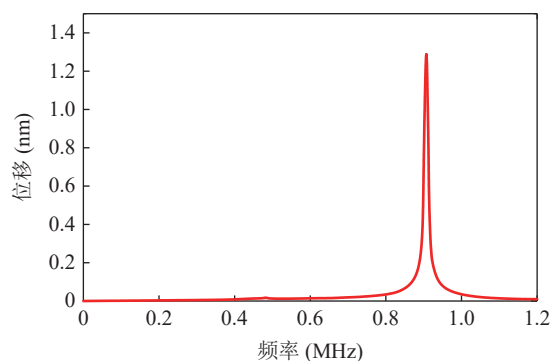


图8 频率响应测试

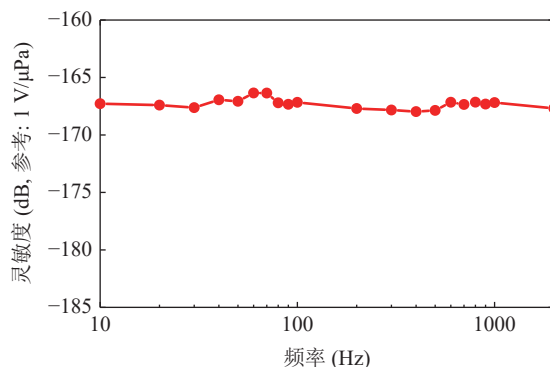


图9 灵敏度测试

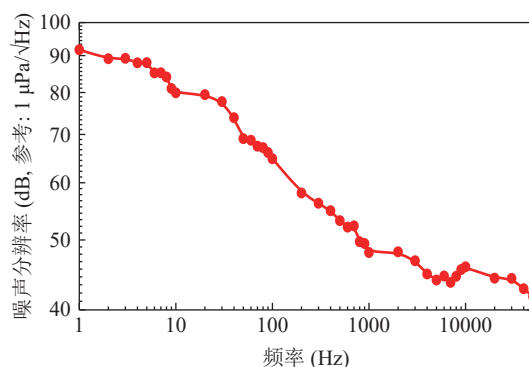


图10 噪声分辨率测试

表2 本文开发的PMUT与报道的PMUT性能对比

	灵敏度	噪声分辨率
Ref. [14]	$-180 \text{ dB} \pm 0.5 \text{ dB}$	60 dB at 1 kHz
本工作	$-167 \text{ dB} \pm 0.5 \text{ dB}$	45 dB at 1 kHz

4 电子听诊器

PMUT阵列被粘合到其信号调理电路上,采用声阻抗与人体组织相近的聚氨酯材料进行封装。图11展示了封装后的PMUT阵列在胸壁上的位置示意图,用于监测机械声心肺信号。来自PMUT阵列的信号首先通过低噪声电压模式放大器进行预放大,以确保信号质量和放大精度。然后,使用带通滤波来滤除环境中的带外噪声,进一步提高信号的纯

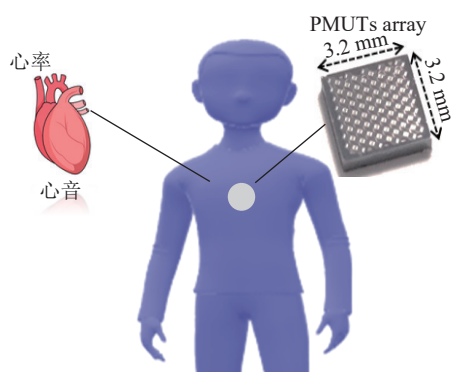


图 11 基于 PMUT 阵列心音信号测试概念图

净度和可靠性。这种集成的 PMUT 阵列与其调理电路的封装设计,能够高效地捕捉和处理复杂的心音机械声信号,为医学诊断和监测提供了可靠的工具。通过优化封装和信号处理电路的设计,可以进一步提升传感单元的性能,使其适用于更多的临床和研究应用场景。

图 12 展示了基于 PMUT 阵列的电子听诊器与商用 3M 电子听诊器的频率响应曲线。与商用 3M 电子听诊器相比,基于 PMUT 阵列的电子听诊器在频率响应曲线上表现出与 3M 电子听诊器一致的变化趋势,表明其已经达到了商用水平。这种基于 PMUT 阵列的电子听诊器不仅在灵敏度和频率响应范围方面表现出色,而且在捕捉心肺声信号的细节和精度上也具有明显优势。实验结果显示,PMUT 阵列的宽带频率响应覆盖了更广泛的生理声信号频段,增强了对低振幅微弱信号的检测能力。图 13 为对同一个人采用 3M 电子听诊器 (图 13(a)) 和 PMUT 电子听诊器 (图 13(b)) 测试的结果对比。由图可见,测得的心率是一致的。

图 14 展示了基于 PMUT 阵列的电子听诊器监测到的肺动脉狭窄和室间隔缺损心音信号病人的心音信号。从图中可以清晰地看到,该设备仅检测到第一心音 (S1) 信号,而未检测到第二心音 (S2) 信号。这一结果表明,基于 PMUT 阵列的电子听诊器

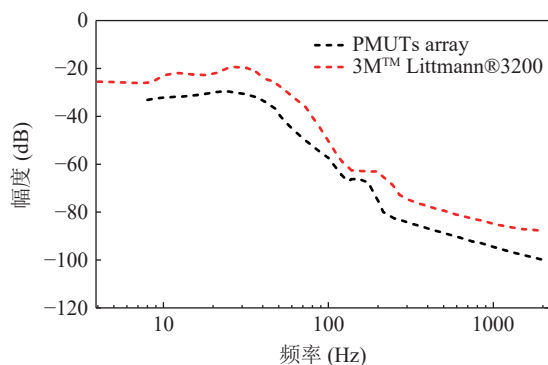


图 12 电子听诊器频率响应曲线对比

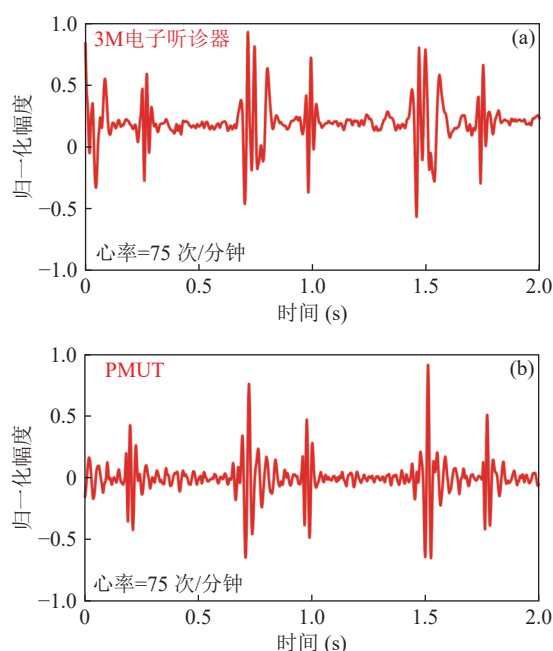


图 13 心音测试 (a) 3M 电子听诊器测试; (b) PMUT 电子听诊器测试

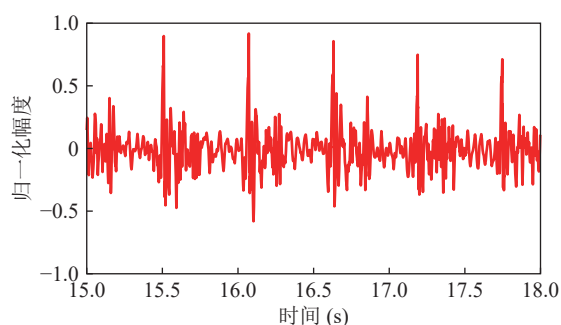


图 14 肺动脉狭窄与室间隔缺损心音信号

在检测心音信号方面表现出高度的灵敏度和特异性,能够有效识别心脏病变特征信号。这一发现进一步验证了基于 PMUT 阵列的电子听诊器在临床医学检测中的应用潜力。

5 结论

本文设计了一种基于氮化铝 (AlN) 的 PMUT 阵列,具有高填充系数和高声学灵敏度,可用于连续监测机械声心音信号。制备的 PMUT 阵列展现出 -167 dB (参考: $1 \text{ V}/\mu\text{Pa}$) 的高声压灵敏度和 45 dB (参考: $1 \mu\text{Pa}/\sqrt{\text{Hz}}$) 的噪声分辨率。相比于商用 3M 电子听诊器,封装 PMUT 阵列的电子听诊器与 3M 电子听诊器在频率响应曲线上表现出一致的变化趋势,对同一个人的心率检测结果也一致。另外,对肺动脉狭窄和室间隔缺损的心血管病人也能够有效识别心脏病变特征信号。测量结果证明了该 PMUT 阵列

在连续监测机械声心音信号方面的可行性,并显示其在心音功能异常的识别、早期检测和实时监测中的潜在应用价值。

参 考 文 献

- 1 Miragoli M, Ceriotti P, Iafisco M, *et al.* Inhalation of peptide-loaded nanoparticles improves heart failure. *Sci. Transl. Med.*, 2018; **10**(424): eaan6205
- 2 Couto G D, Ouzounian M, Liu P P. Early detection of myocardial dysfunction and heart failure. *Nat. Rev. Cardiol.*, 2010; **7**(6): 334–344
- 3 洪城, 王玮, 钟南山, 等. 听诊器的发明与发展. *中华医史杂志*, 2010; **40**(6): 337–340
- 4 Liu H, Barekattain M, Roy A, *et al.* MEMS piezoelectric resonant microphone array for lung sound classification. *J. Micromech. Microeng.*, 2023; **33**(4): 044003–044015
- 5 Kompis M, Russi E. Adaptive heart-noise reduction of lung sounds recorded by a single microphone. 14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Paris, France, 1992: 691–692
- 6 Ou D, Ouyang L, Tan Z, *et al.* An electronic stethoscope for heart diseases based on micro-electro-mechanical-system microphone. IEEE 14th International Conference on Industrial Informatics, Poitiers, France, 2016: 882–885
- 7 Zhang T T, Ser W, Daniel G Y T, *et al.* Sound based heart rate monitoring for wearable systems. International Conference on Body Sensor Networks, Singapore, 2010: 139–143
- 8 Pei Y, Wang W, Zhang G *et al.* Design and implementation of T-type MEMS heart sound sensor. *Sens. Actuators A*, 2019; **285**: 308–318
- 9 Liu C, Xu Y, Hu Y, *et al.* A physiological sound sensing system using accelerometer based on flip-chip piezoelectric technology and asymmetrically gapped cantilever. IEEE 65th Electronic Components and Technology Conference, San Diego, CA, USA, 2015: 1874–1877
- 10 Gupta P, Moghimi M J, Jeong Y, *et al.* Precision wearable accelerometer contact microphones for longitudinal monitoring of mechano-acoustic cardiopulmonary signals. *NPJ Digit. Med.*, 2020; **3**(19): 1–8
- 11 刘佳琦, 张国军, 崔建功, 等. MEMS 心音传感器及检测电路优化设计. *微纳电子技术*, 2024; **61**(5): 108–117
- 12 郭楠, 张国军, 王续博, 等. 基于声传感器的新型 MEMS 听诊探头结构设计初探. *电子器件*, 2016; **39**(3): 535–539
- 13 侯雷静, 郭婷婷, 孙燕, 等. 面向心音分割的个性化高斯混合建模方法. *声学学报*, 2019; **44**(1): 20–27
- 14 Xu J, Chai K T C, Wu G, *et al.* Low-cost, tiny-sized MEMS hydrophone sensor for water pipeline leak detection. *IEEE Trans. Ind. Electron.*, 2019; **66**(8): 6374–6382