

文章编号: 1671-7449(2024)06-0635-07

基于压电传感器的电子听诊器设计及实现

刘佳琦, 崔建功, 张国军*, 史鹏程, 朱焱娟, 张文栋

(中北大学 省部共建动态测试技术国家重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 压电式心音传感器作为声敏感单元, 传感头一般采用硅胶类亲肤材料进行封装, 但由于硅胶与皮肤的声阻抗失配较大, 所以心音传感器普遍存在信噪比低、易受外界干扰等缺陷。针对压电式传感器封装存在的问题, 提出了一种液体式封装方法。该方法针对压电传感器的结构和封装要求设计了电子听诊器的封装壳体和封装工艺; 仿真了不同液体环境下的声场衰减, 并制备了以封装去离子水和硅油作为过渡层的电子听诊器探头; 用封装后的传感器测试心音信号, 并与3M听诊器进行对比。测试结果表明, 采用去离子水封装的传感器测到的心音信号幅值更大, 且其信噪比远大于3M听诊器。

关键词: 压电传感器; 心音传感器; 过渡层封装

中图分类号: TH776

文献标识码: A

doi: 10.3969/j.issn.1671-7449.2024078

引用格式: 刘佳琦, 崔建功, 张国军, 等. 基于压电传感器的电子听诊器设计及实现[J]. 测试技术学报, 2024, 38(6): 635-641.

LIU Jiaqi, CUI Jianguo, ZHANG Guojun, et al. Design and implementation of electronic stethoscope based on piezoelectric sensor[J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2024, 38(6): 635-641.

Design and Implementation of Electronic Stethoscope Based on Piezoelectric Sensor

LIU Jiaqi, CUI Jianguo, ZHANG Guojun*, SHI Pengcheng, ZHU Yaojuan, ZHANG Wendong
(State Key Laboratory of Dynamic Measurement Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: The sensing head of the piezoelectric heart sound sensor is typically packaged with skin-friendly materials like silica gel because it is a sound-sensitive device. However, due to the significant acoustic impedance mismatch between silica gel and skin, the heart sound sensor typically exhibits defects such as a low signal-to-noise ratio and susceptibility to external interference. Aiming to address the issues presented in piezoelectric sensor packaging, a liquid packaging method is proposed. The packing shell and packing technique of the electronic stethoscope are designed following the piezoelectric sensor's construction and packaging requirements. The attenuation of the sound field in various liquid environments is simulated, and deionized water and silicone oil were used to construct an electronic stethoscope probe with a transition layer. The cardiac sound signal are tested by the packed sensors and compared to a 3M stethoscope. The test results show that the amplitude of the heart sound signal measured by the sensor with the deionized water package is larger, and its signal-to-noise ratio is much larger than that of the 3M

收稿日期: 2024-04-01

基金项目: 国家自然科学基金面上资助项目(62274149, 52175553); 山西省基础研究计划资助项目(202103021224203, 20210302123027); 山西省“1331工程”重点学科建设计划资助项目

作者简介: 刘佳琦(1998—), 女, 硕士生, 主要从事心音心电传感器的优化设计研究。E-mail: 2685084683@qq.com。

* **通信作者:** 张国军(1977—), 教授, 博士, 主要从事MEMS传感器、矢量水听器研究。E-mail: zhangguojun1977@nuc.edu.cn。

stethoscope.

Key words: piezoelectric sensor; heart sound sensor; transition layer encapsulation

0 引言

心脏作为人体最重要的器官之一,与个人健康息息相关。但随着身体的日渐衰老以及各种不健康的生活习惯,心脏问题频发。近几年,我国的心脏瓣膜外科手术量呈现明显上升趋势,每年可达8万例左右。随着快节奏的生活方式,有不少的年轻人也深陷心脏疾病的困扰。由于心音信号蕴含着丰富的有关心脏的生理与病理信息,心音听诊就成为检测心血管病最基本最常用的方法^[1-2]。

近年来,针对传统听诊器的缺陷,电子听诊器得到迅速发展。美国3M Littmann公司开发了基于压电薄膜的悬浮可调振动膜技术,拥有先进的电子听诊器技术和产品,为电子心音听诊作出了开创性的贡献^[3]。2010年,北京颐松科技发展有限公司推出了XY-6型压电式心音传感器,适用于心脏功能监测仪监测心音及血管音。2017年,Fattah等^[4]在传统听诊器的基础上利用压电元件制备了一种低成本的数字听诊器胸片。2020年,杭州电子科技大学利用压电性能较好的PVDF/ZnO共聚物压电薄膜进行“三明治”结构封装,制作了柔性纳米心音传感器,并根据心音信号的特点设计了信号调理电路,完成了一整套压电式的心音信号采集装置^[5]。2022年,浙江大学团队提出了一种可穿戴的生理信号传感装置^[6],用于监测心音,高精度地检测语言和声音,该器件由MEMS(微机电系统)声传感器和低噪声放大电路组成,采用有机硅聚合物进行封装,并带有空腔,该设备可以精确地记录心音。目前,主流的电子听诊器采用压电薄膜式心音传感器作为声敏感单元,传感头采用硅胶类亲肤材料进行保护式封装。由于硅胶与皮肤的声阻抗失配较大,所以心音传感器普遍存在灵敏度低、易受外界干扰、信噪比差等缺陷^[7]。电子听诊器主要采用后期滤波处理等方法进行改进,但易于丢失高频心杂音病理信息。

本文针对心音传感器的上述缺陷,提出了一种新型封装方法。该方法采用声阻抗较硅胶更加接近皮肤的去离子水作为过渡层连接介质,极大

地提高了采集心音信号的灵敏度和稳定性。本文首先设计了电子听诊器的系统结构,随后以声传播三层介质模型作为封装的理论依据,进行了不同封装介质下声信号衰减过程仿真,然后设计了上位机系统,并通过该系统对不同介质封装时的电子听诊器进行了测试,最后对测试得到的信号进行了分析,验证采集到心音信号的有效性。

1 电子听诊器设计

压电传感器有很高的频率响应和瞬态响应,这代表着它可以测量到一些变化快速且变化量很小的信号,具有结构简单、重量轻、灵敏度高、失真小、频响范围宽^[8]、体积小、使用寿命长等特点。常见的压电式传感器形状各异,结合听诊要求,选用形状较为规则,体积较小的圆形压电陶瓷片作为压电传感器的敏感单元制备电子听诊器探头。

本文选用的压电传感器核心传感元件压电陶瓷片直径13.15 mm,厚5.6 mm。在设计壳体时,考虑到压电传感器为圆柱形,故将整个听诊器外壳设计为圆柱形,并在壳体内部设计一个凹槽用来固定传感器,为使传感器可处于液体环境中,壳体的直径要稍大于传感器直径。考虑到电子听诊器后续液体封装的要求,在壳体侧面留有灌装液体的小孔,同时为了防止在注入液体的同时留有气泡,还应再预留一个小孔作为排气孔。与此同时,听诊器与人体接触的听诊面需要安装尽可能薄的防水透声膜,一来可以使心音信号传输到传感器,二来防止在使用过程中液体渗漏。为加强防水透声膜的稳定性,在膜下加设一个镂空结构作为支撑。最后,在不影响美观的情况下在圆柱两旁制作两个“耳朵”方便拿取,并再开一个孔将信号线接出。

设计的电子听诊器探头封装方案示意图如图1所示。其中孔1为接线孔,孔2和孔3分别为注水孔和排气孔。壳体内径20 mm,外径40 mm,孔1内径7.5 mm,孔2、3内径2 mm。壳体材料选用铝合金,其加工精度高,强度好,具有电磁屏蔽效果,能够降低外界环境对传感器的影响,提高传感器在测量心音时的可靠性。

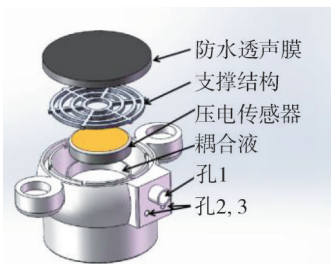


图 1 电子听诊器封装示意图

Fig. 1 Schematic diagram of an electronic stethoscope package

2 封装设计及实现

在封装过程中为了提高传感器的可靠性,通常选用材质较为结实材料对传感器进行保护,但由

$$T = \frac{4Z_1Z_3}{(Z_1 + Z_3)^2 \cos^2(k_2L) + (Z_2 + Z_1Z_3/Z_2)^2 \sin^2(k_2L)}, \tag{1}$$

式中: L 为防水透声膜的厚度; k_2 为声波在防水透声膜中传播的波数。

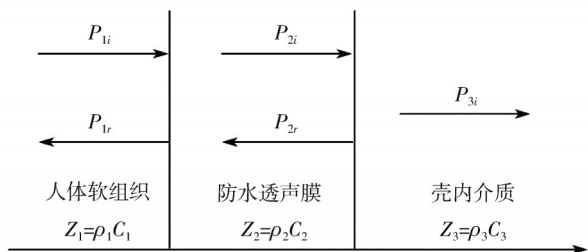


图 2 三层介质传播模型

Fig. 2 Three layer medium propagation model

两个物体之间的声阻抗差异被定义为阻抗不匹配,由式(1)可知,差异越大,阻抗越不匹配,则声音在传播过程中在两种物质边界反射的能量越多。根据表 1 可知,相比空气而言,人体内环境和液体的声特性阻抗较为接近,所以为了进行阻抗匹配,减少传播过程中的声损耗,可以将传感器封装在液体过渡层的环境中,以达到最佳的声信号接收效果。除了要进行阻抗匹配以外,防水透声膜的厚度也要越小越好。

表 1 不同介质声阻抗特性表

Tab. 1 Acoustic impedance characteristics of different media

介质	密度 $\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	声特性阻抗 $Z / (\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1})$
空气(20℃)	1.21	416.24
血液	1 055	1.656×10^6
软组织	1 016	1.524×10^6
肌肉	1 074	1.684×10^6
去离子水(20℃)	997	1.49×10^6
硅油	970	0.97×10^6
医用硅胶	1 150	1.15×10^6

于传感器外壳与人体组织液和皮肤存在声阻抗失配,会导致心音信号在接收时造成损耗,且声音在液体中的传播速度大于在气体中的传播速度。在进行传感器的封装时需要尽量还原心音信号传播时所依靠的介质——肌肉和血液。故在传感器与外壳中间灌装声阻抗匹配的液体作为过渡层可以减少心音信号接收过程中所造成的损耗。

心音信号从心脏传输到心音传感器的过程中,会经过两个不同介质的分界面,其具体的传播模型如图 2 所示^[9]。图中 P_i 为入射波声压, P_r 为反射波声压, Z 为声阻抗,表示为密度 ρ 和声速 C 之积。依据声传播三层介质模型,声透射系数可表示为^[10]

基于上述理论,在传感器封装时可选择液体作为耦合液封装在充满液体的壳体内,达到阻抗匹配的目的,本文分别选用去离子水和硅油这两种液体进行封装。本文所用的去离子水为赤兽工业去离子水,所用硅油为道康宁的二甲基硅油,粘度为 50 CS,其具体参数见表 1。防水透声膜选用与人体皮肤生物相容性好的 e-PTFE(膨体聚四氟乙烯)材质,该材质的声损耗约 4 dB,且 e-PTFE 薄膜能阻止盐粒晶体潮气和水气可透性,具有极佳的防水性和密封性。

为对比不同液体作为过渡层封装时心音探头内的声场衰减情况,基于 Comsol 软件对硅油域和水域情况下声场的衰减进行仿真计算。设定水的密度为 997 kg/m^3 ,声速为 $1 497 \text{ m/s}$;硅油的密度为 970 kg/m^3 ,声速为 $1 001 \text{ m/s}$ 。将四周设为硬声场,上下两端作为声源输入和输出端,真实模拟声源输入声压幅值为 1 Pa ,声速为 $1 500 \text{ m/s}$ 的平面波辐射声场,输出端为完美匹配层。计算在不同环境下声音的衰减和声压分布情况。

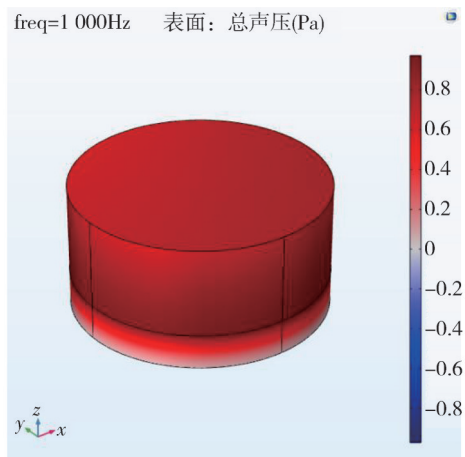
图 3(a) 和图 3(b) 分别表示声信号频率为 $1 000 \text{ Hz}$,声音在水和硅油中的声压分布情况。图 4 为声压在水和硅油域中的衰减曲线。声压衰减表达式为

$$L = 20 \lg \frac{P_{in}}{P_{out}}, \tag{2}$$

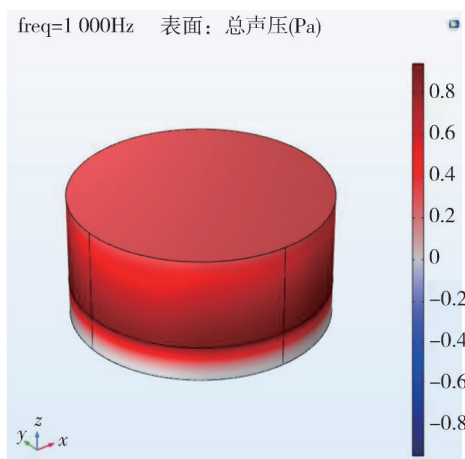
式中: L 为衰减量; P_{in} 为输入声压; P_{out} 为输出声压。输入声压设定为 1 Pa 。

从图 3 和图 4 可以看出,声压在内部耦合液的传播过程中随距离的增大而逐渐衰减,在 $0 \sim$

1 000 Hz 范围内, 声压在水域中衰减了 12.5 dB, 在油域中衰减了 18.7 dB, 声音在水中的衰减要远小于声音在油中的衰减。从仿真结果来看, 将传感器封装在水中较硅油中效果要好, 这是由于水的声阻抗介于皮肤和医用硅胶之间, 可以作为过渡层有效降低声信号的衰减。



(a) 水域中



(b) 硅油域中

图3 封装介质中声压级分布情况

Fig. 3 Sound pressure level distribution in the packaging medium

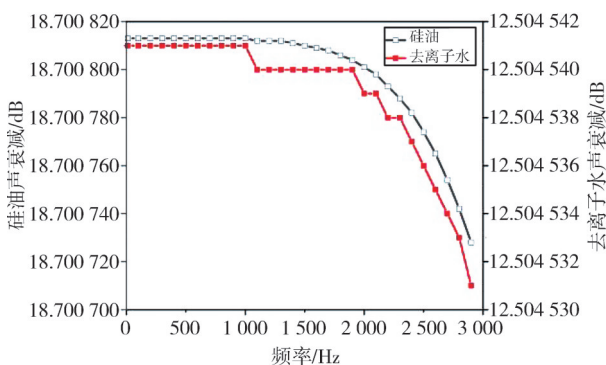


图4 声压衰减曲线

Fig. 4 Sound pressure attenuation curve

在封装时先将传感器的3根导线(电源线, 地线, 信号线)穿过孔1(见图2), 然后将传感器固定在外壳内部的台子上, 用密封胶将孔1填充完全, 接着将防水透声膜固定在外壳表面。在灌装硅油时需要将硅油抽真空以排除内部的小气泡, 在灌装去离子水时若有小气泡仅需静置片刻即可, 无需额外进行抽真空的操作。使用医用注射器在内部灌装完液体之后将孔2、孔3用密封胶密封。封装完成后的电子听诊器探头实物如图5所示。



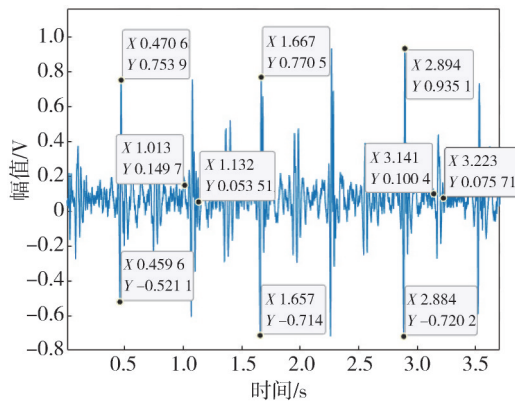
图5 封装后的电子听诊器探头实物图

Fig. 5 Physical picture of the electronic stethoscope probe after packaging

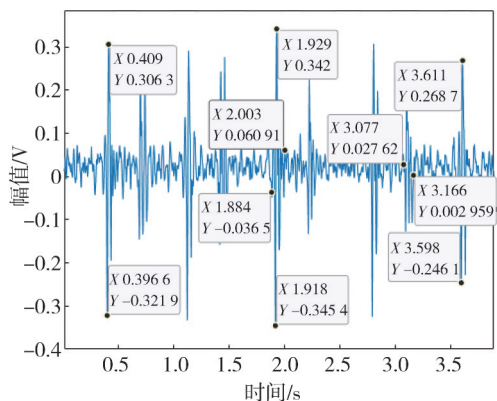
3 测试和结果分析

图6为在不同封装介质下的电子听诊器在上位机测试到的心音信号时域图。以下测试均为对同一被测人员在相同条件下进行测试得到的结果。从图中可以看出, 不同封装时测到的心音信号能清晰地看到第一心音和第二心音。采用去离子水和硅油封装的探头测得的第一心音时长均为 1.119 s, 第二心音时长为 0.082 s 和 0.089 s, 均在心音信号的正常范围内。

对采集到的信号用 MATLAB 进行数据处理, 得到该信号的频域图如图7所示。



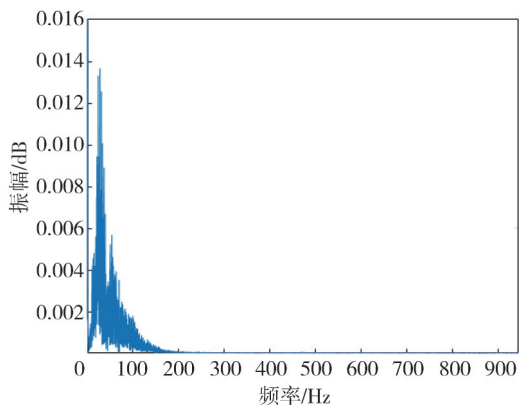
(a) 去离子水封装



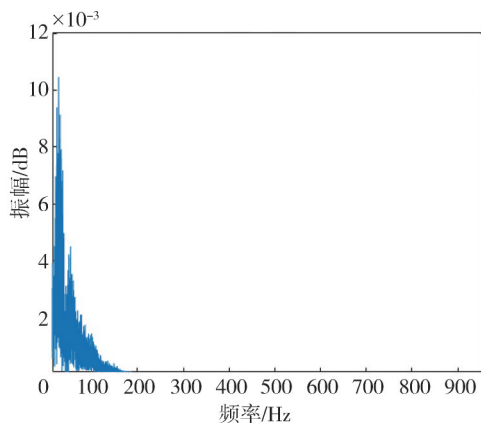
(b) 硅油封装

图 6 采用不同封装介质采集到的信号时域图

Fig. 6 Time domain diagram of signal collected by different packaging media



(a) 去离子水封装



(b) 硅油封装

图 7 采用不同封装介质采集到的信号频域图

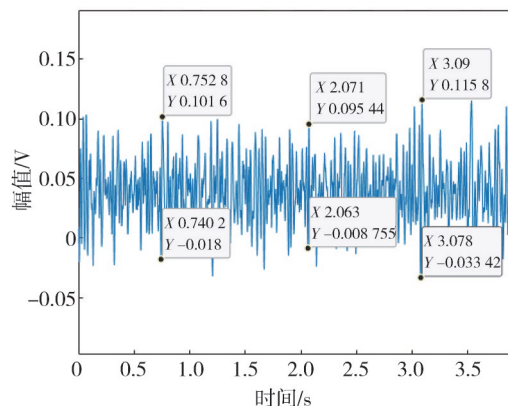
Fig. 7 The frequency domain diagram of the signal collected by different packaging media

从图 7 中可以看出,采用去离子水封装的探头测得的第一、二心音的频率主要集中在 20~150 Hz,采用硅油封装的探头测得的第一、二心音的频率主要集中在 20~300 Hz,而正常人的心音

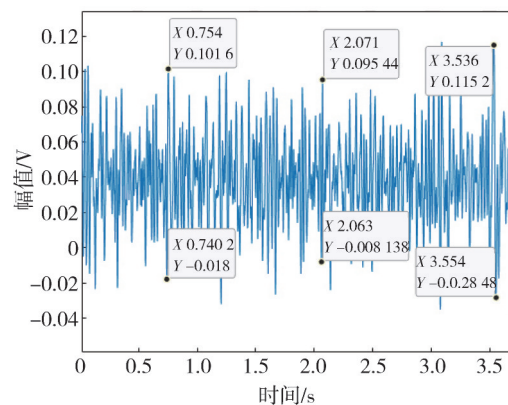
信号频率范围为 10~600 Hz,其均在正常人的心音范围之内。

由以上时频和域特性的分析可以判断采集到的信号为正常人的心音信号^[11]。计算时域图的 6 个周期信号幅值取其平均值为信号峰峰值,可得去离子水封装的幅值约为 1.461 V,硅油封装的幅值约为 0.6103 V,故封装介质选用去离子水效果更好。这一结果验证了本文第 2 节中的仿真结果。

接下来,通过测试封装前后信号的幅值以及空载时噪声的大小计算信噪比。图 8(a)和图 8(b)分别为采用两种介质封装时采集到的心音信号噪声测试图,空采噪声有效值分别为 0.0774 V 和 0.1087 V。



(a) 去离子水封装



(b) 硅油封装

图 8 不同封装情况下的噪声幅值测试

Fig. 8 Noise amplitude testing under different package conditions
将噪声(N)和时域信号峰峰值(S)代入式(3)计算得到两种情况下的信噪比^[12],如表 2 所示。

$$SNR = 20 \lg \frac{S}{N} \quad (3)$$

从表 2 中可以看出,用去离子水进行封装时信噪比更高。

表2 不同封装情况下的信噪比

Tab. 2 Signal-to-noise ratio in different package conditions

封装情况	信号峰峰值/V	噪声/V	信噪比/dB
去离子水	1.472	0.084 5	24.80
硅油	0.610	0.122 0	13.98
3M听诊器	1.418	0.296 8	13.58

将测试到的心音信号与美国3M公司的商品电子听诊器3M littmann 3200进行对比,使用3M听诊器对同一被测人员进行心音信号检测,测试结果见图9,信噪比对比测试数据见表2。

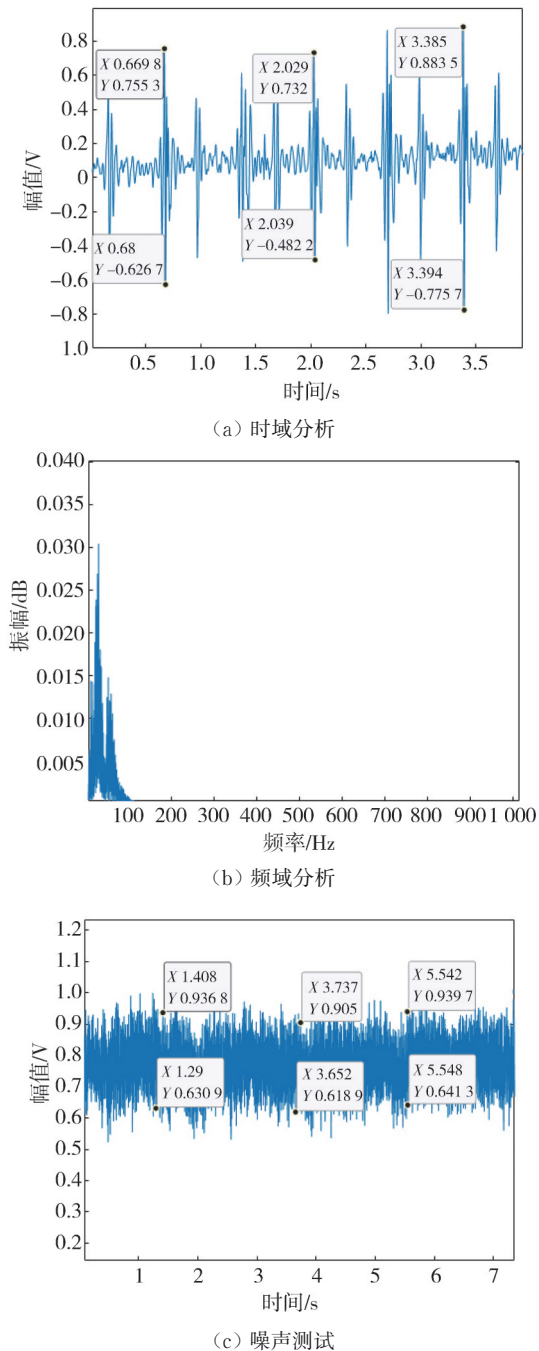


图9 3M听诊器测试数据分析

Fig. 9 3M stethoscope test data analysis

本文的电子听诊器相比3M听诊器有更高的信噪比,且心音信号频域均集中在200 Hz以下,进一步佐证了本文电子听诊器测试到的心音信号的真实性。

4 结论

本文设计了一种基于压电传感器的电子听诊器,提出了以液体作为封装介质过渡层来减小声信号的衰减,提高信噪比。在液体作为封装介质的基础上以减少声损耗,防止液体渗漏为目的设计了电子听诊器壳体。

利用理论模型和仿真方法分析了采用硅油和去离子水作为封装介质时的声场衰减规律,分析得到硅油域声音衰减18.7 dB,水域环境下声音衰减12.5 dB,其声音传输效率要高于硅油域。制备使用不同介质进行封装的电子听诊器并进行测试,结果显示硅油封装的听诊器测得心音信号幅值大于去离子水封装的幅值,这也验证了仿真结果。对电子听诊器采集到的心音信号进行时频域分析,并与3M听诊器进行对比,信号频域分布一致,但本文的电子听诊器信噪比优于3M听诊器,验证了去离子水封装的可行性。

参考文献:

- [1] MORE M U, SHASTRI A R. Review on heart sound analysis technique [C]//Proceedings of International Conference on Internet Computing and Information Communications, Springer, 2014: 93-101.
- [2] 李顺昌, 苏全生. 心电与心音信号在运动性心肌顿抑评定中的应用研究 [C]//中国生理学会第24届全国会员代表大会暨生理学学术大会论文汇编, 2014: 390-391.
- [3] BLASS K A, SCHÖBER K E, BONAGURA J D, et al. Clinical evaluation of the 3M littmann electronic stethoscope model 3200 in 150 cats [J]. Journal of Feline Medicine and Surgery, 2013, 15(10): 893-900.
- [4] FATTAH S A, RAHMAN N M, MAKSUD A, et al. Stetho-phone: low-cost digital stethoscope for remote personalized healthcare [C]//2017 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC), 2017: 1-7.
- [5] 于洋. 基于PVDF共聚物膜的柔性纳米心音传感器的设计及心音信号分类算法的研究 [D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2020.
- [6] QU M, CHEN X, YANG D, et al. Monitoring of

- physiological sounds with wearable device based on piezoelectric MEMS acoustic sensor [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2022, 32(1): 014001.
- [7] 武晓慧, 张慧毅, 耿文平, 等. 压电 MEMS 振动传感器调理电路设计与实现[J]. *测试技术学报*, 2024, 38(3): 330-336.
WU Xiaohui, ZHANG Huiyi, GENG Wenping, et al. Design and implementation of conditioning circuit for piezoelectric MEMS vibration sensor [J]. *Journal of Test and Measurement Technology*, 2024, 38(3): 330-336. (in Chinese)
- [8] 朱琳. 基于纳米金信号放大的手性氨基酸压电传感研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2014.
- [9] 王卫东. 双模式 T 型 MEMS 电子听诊器设计[D]. 太原: 中北大学, 2020.
- [10] SHARMA P, IMTIAZ S A, RODRIGUEZ-VILLEGAS E. Acoustic sensing as a novel wearable approach for cardiac monitoring at the wrist[J]. *Scientific Reports*, 2019, 9(1): 20079.
- [11] 翁渐. 心音能量分析方法及应用研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2013.
- [12] 臧俊斌, 周宸正, 向梦辉, 等. 心电与心音信号同步智能检测方法 with 识别技术研究[J]. *电子测量技术*, 2022, 45(3): 163-168.
ZANG Junbin, ZHOU Chenzheng, XIANG Menghui, et al. The research on synchronous detection methods and intelligent recognition technology of ECG and heart sounds [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022, 45(3): 163-168. (in Chinese)

(上接第 634 页)

- [6] 李亚娟, 尤文斌, 杨艳敏, 等. 无线监控冲击波测试系统的研究[J]. *化工自动化及仪表*, 2011, 38(11): 1348-1350.
LI Yajuan, YOU Wenbin, YANG Yanmin, et al. Study on wireless monitoring of shock wave test system [J]. *Control and Instruments in Chemical Industry*, 2011, 38(11): 1348-1350. (in Chinese)
- [7] 李永超. 冲击波超压存储测试关键技术研究[D]. 南京: 南京理工大学, 2015.
- [8] 黄汝金, 索春光, 张文斌, 等. 基于阻抗变换的非接触电压测量自校准方法[J]. *仪器仪表学报*, 2023, 44(3): 137-145.
HUANG Rujin, SUO Chunguang, ZHANG Wenbin, et al. A self-calibration method of non-contact voltage measurement based on impedance transformation [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2023, 44(3): 137-145. (in Chinese)
- [9] 索艳春, 李永红. 基于 ICP 压电传感器的冲击波超压存储测试系统设计[J]. *中国测试*, 2017, 43(5): 82-85.
SUO Yanchun, LI Yonghong. Design of overpressure storage test system for blast wave based on ICP piezoelectric sensor [J]. *China Measurement & Test*, 2017, 43(5): 82-85. (in Chinese)
- [10] 张茜雅, 王代华. 嵌入胸腔靶标的冲击波存储测试系统设计[J]. *现代电子技术*, 2024, 47(5): 35-41.
ZHANG Xiya, WANG Daihua. Design of shock wave storage and test system embedded in thoracic cavity target [J]. *Modern Electronics Technique*, 2024, 47(5): 35-41. (in Chinese)
- [11] 吴付岗, 孟念湘, 张瑛等. ICP 传感器系统应用技术 [C]//中国工程物理研究院科技年报, 2001. DOI: ConferenceArticle/5aa67adbc095d72220edbacb.
- [12] 张显丕, 刘建湖, 潘建强, 等. 传输线长度对爆炸压力测量的影响研究[J]. *兵工学报*, 2014, 35(S2): 288-293.
ZHANG Xianpi, LIU Jianhu, PAN Jianqiang, et al. The influences of the length of transmission line on the explosion pressure [J]. *Acta Armamentarii*, 2014, 35(S2): 288-293. (in Chinese)