

## 最优改进对数谱幅度估计与小波结合的心音降噪

申玉静<sup>1</sup>, 王寻<sup>2,3</sup>, 唐闽<sup>1</sup>

1. 中国医学科学院阜外医院心律失常中心, 北京 100037; 2. 上海电机学院智能制造(中德)学院, 上海 201306; 3. 中国科学院声学研究所语言声学内容与理解重点实验室, 北京 100190

**【摘要】**小波阈值降噪为心音降噪的一种常用方法。本文提出了使用最优改进对数幅度谱估计与小波阈值降噪相结合的方法对心音降噪。在正常心音和一些常见疾病的心音中加入不同强度的白噪声和粉红噪声, 构造不同信噪比的心音信号, 并将本文所提出的方法和仅用小波阈值降噪方法的去噪效果进行了定量的对比。结果表明本文方法降噪效果总体优于仅使用小波阈值降噪达到的效果。

**【关键词】**心音降噪; 小波阈值; 最优改进对数谱幅度估计

**【中图分类号】**R318; R452.5

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)10-1287-06

## Combination of optimally-modified log-spectral amplitude estimator and wavelet for heart sound denoising

SHEN Yujing<sup>1</sup>, WANG Xun<sup>2,3</sup>, TANG Min<sup>1</sup>

1. Center of Arrhythmia, Fuwai Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing 100037, China; 2. School of Intelligent Manufacturing and CDKIP, Shanghai Dianji University, Shanghai 201306, China; 3. Key Laboratory of Speech Acoustics and Content Understanding, Institute of Acoustics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China

**Abstract:** Wavelet thresholding is a frequently-used method for heart sounds denoising. Herein optimally-modified log-spectral amplitude estimator is combined with wavelet thresholding to remove heart sound noises. After that the white noises and pink noises of different intensities are artificially added into normal heart sounds and the heart sounds of some common diseases to construct heart sounds of different signal-to-noise rates, traditional wavelet thresholding and the proposed method are used for heart sounds denoising. The quantitative comparison results show that the denoising effect of the proposed method is better than that of traditional wavelet thresholding.

**Keywords:** heart sound denoising; wavelet thresholding; optimally-modified log-spectral amplitude estimator

### 前言

心血管疾病是目前世界上主要的致死疾病之一<sup>[1]</sup>。根据世界卫生组织(World Health Organization, WHO)最近的统计, 每年心血管疾病导致的死亡病例数量正在逐步上升。因此, 尽早诊断出心血管疾病可以减少该疾病带来的风险。人们提出了各种方法诊断心脏的健康状况, 例如超声波心

动图<sup>[2]</sup>、心脏磁共振<sup>[3]</sup>、心脏计算机断层显像<sup>[4]</sup>等。然而, 上述检测设备通常由于价格较高, 并非所有医院和诊所都有能力购置, 且难以做到小型化<sup>[5]</sup>。为了实现心血管疾病检查的普及化甚至实时监测, 需要寻找一种成本相对低廉的诊断方法。

心音听诊是一种重要的检测心脏活动和功能的物理方法<sup>[6-7]</sup>。心音是由心脏瓣膜的开闭和血液的湍流引起的, 它通常包含4个成分: 第一心音(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)和第四心音(S4)<sup>[8]</sup>。很多心血管疾病都会在心音中有所反映。比如当心脏瓣膜出现异常时, 心音可能会包含杂音。因此, 心音对于揭示心脏的状态甚至病人整体的生理状况而言都是非常重要的<sup>[9]</sup>。传统的机械听诊器存在一些难以克服的缺陷, 例如无法保存心音、无法放大音量等。近年来, 随着电子技术的发展, 人们开始使用电子听诊

**【收稿日期】**2020-04-15

**【基金项目】**国家自然科学基金(11864007, 61527811)

**【作者简介】**申玉静, 主治医师, 主要研究方向为心律失常的起搏器治疗, E-mail: shenyj0328@126.com

**【通信作者】**王寻, 讲师, 博士后, 研究方向: 心音信号处理, E-mail: wangxunweihua@163.com; 唐闽, 主任医师, 研究方向: 心房颤动、室早、房早等心律失常的消融治疗, E-mail: doctor-tangmin@hotmail.com

器进行听诊。它可以解决很多传统听诊器无法解决的问题,并进一步实现自动诊断<sup>[10]</sup>。然而,电子听诊器采集到的信号通常混有一定的噪声,例如听诊器与皮肤摩擦的声音、EMI噪声、工频干扰、人体电信号干扰、呼吸音及肺音干扰等<sup>[11]</sup>,这些杂音的存在不利于心音信号的后续分析。因此心音的降噪是非常必要的。

研究人员提出了多种算法用于心音降噪。例如Khan等<sup>[12]</sup>使用基于自适应滤波的麦克风阵列系统对心音进行降噪。但是该方法会增加设备的复杂程度,也会影响病人的舒适度。Salleh等<sup>[13]</sup>提出使用Kalman滤波对心音信号降噪,但该方法要求心音信号周期性较好,且需要建立状态方程。心音降噪中被广泛使用的方法是波阈值降噪<sup>[14-15]</sup>。Messer等<sup>[16]</sup>研究表明,当使用coif(4或5)、Daubechies(11, 14或20)或Symlet(9, 11或14)小波基函数,采取rigsure阈值选择方式和sln尺度函数时,降噪效果最佳。遗憾的是,当心音信噪比(Signal-to-Noise Ratio, SNR)较低时,小波降噪仍然效果有限。因此,需要探索其他心音降噪的方法。

## 1 OMLSA与IMCRA降噪算法

Cohen<sup>[17-18]</sup>于2001年前后提出了一种最优改进对数谱幅度(Optimally-Modified Log-spectral Amplitude, OMLSA)估计与最小值控制递归平均(Minima Controlled Recursive Averaging, MCRA)噪声估计相结合的方法用于语音信号的增强。OMLSA算法适用于多种噪声环境,能够避免音乐噪声残留并保留较弱的语音单元,特别是对低输入信噪比的音频和非平稳噪声比较有效。MCRA噪声估计算法根据含噪音频的局部能量值与预设时间窗内最小值的比值来确定一帧的某一子带中是否含有有效信号。若包含有效信号,则该子带的噪声谱估计即设定为上一帧的噪声谱估计;若不包含,则更新噪声谱。该方法的缺点在于,当搜索窗内的有效信号较强时,不能很好地跟踪噪声信号功率谱。Cohen<sup>[19]</sup>于2003年提出了改进的最小值控制递归平均(Improved Minima Controlled Recursive Averaging, IMCRA)估计方法,在有效信号存在期间的最小值跟踪和存在概率的计算等方面进行了改进。

OMLSA算法的计算准则为最小化实际干净音频和估计出来的干净音频的差异,这一差异表示为<sup>[20]</sup>:

$$\Delta = E \left( \left| \log A(k, l) - \log \hat{A}(k, l) \right|^2 \right) \quad (1)$$

其中, $A(k, l)$ 为干净音频信号的频谱幅值, $\hat{A}(k, l)$ 是估计出来的频谱幅值,计算公式为:

$$\hat{A} = \left( G_{\min} \cdot |Y(k, l)| \right)^{(1-p(k, l))} \times \left( G_{H1}(k, l) \cdot |Y(k, l)| \right)^{p(k, l)} \quad (2)$$

其中, $G_{\min}$ 和 $G_{H1}$ 分别为语音不存在时和存在时的增益函数,这里取 $G_{\min}=0.1257$ 。 $p(k, l)$ 为语音存在的后验概率。 $G_{H1}$ 和 $p(k, l)$ 使用以下公式计算:

$$p(k, l) = \left\{ 1 + \frac{q(k, l)}{1 - q(k, l)} (1 + \zeta(k, l)) \exp(-v(k, l)) \right\}^{-1} \quad (3)$$

$$G_{H1} = \frac{\zeta(k, l)}{1 + \zeta(k, l)} \exp \left( \frac{1}{2} \int_{v(k, l)}^{\infty} \frac{e^{-x}}{x} dx \right) \quad (4)$$

其中,

$$v(k, l) = \frac{\zeta(k, l) \gamma(k, l)}{1 + \zeta(k, l)} \quad (5)$$

$\gamma(k, l)$ 表示一帧音频的后验信噪比,它的表达式为:

$$\gamma(k, l) = \frac{|Y(k, l)|^2}{\lambda_d(k, l)} \quad (6)$$

其中, $\lambda_d(k, l)$ 是变量的噪声谱估计,由IMCRA算法求出。在OMLSA算法中,增益函数在有效信号存在概率为零的噪声段并不为零,这就导致了音频增强的输出中存在残留噪声<sup>[21]</sup>。对于OMLSA算法增强后的信号,可以进一步使用小波阈值降噪对其进行处理。

## 2 心音的小波阈值降噪

小波变换(Wavelet Transform, WT)在信号处理中得到了非常广泛的应用。连续小波变换的小波基定义为<sup>[22]</sup>:

$$\psi(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi \left( \frac{t - b}{a} \right) \quad (7)$$

其中, $a$ 为尺度参数, $b$ 为平移参数。进而有连续小波变换<sup>[23]</sup>:

$$Wf(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left( \frac{t - b}{a} \right) dt \quad (8)$$

小波基中的参数 $a$ 和 $b$ 是可变的,这使得小波基具有平移和伸展的功能。这样,小波的时间频率窗就可以改变,从而聚焦到待分析信号的任意细节。

在计算机上实现时,必须要将连续小波变换离散化。参数 $a$ 和 $b$ 分别离散化如下:

$$a = a_0^j \quad (9)$$

$$b = ka_0^j b_0 \quad (10)$$

对应的离散小波函数为:

$$\psi_{j,k}(t) = a_0^{\frac{j}{2}} \psi(a_0^j t - kb_0) \tag{11}$$

离散小波系数及其重构的计算公式分别为<sup>[24]</sup>:

$$C_{j,k} = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{j,k}^*(t) dt \tag{12}$$

$$f(t) = c \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} C_{j,k} \psi_{j,k}(t) \tag{13}$$

小波降噪中较为常用的是阈值降噪<sup>[25]</sup>。其思想为对小波分解后的各层系数中模大于和小于某阈值的系数分别处理,然后对经过处理的系数进行反变换,重构出降噪后的信号。

3 降噪及结果分析

本文使用 University of Washionton Department of Medicine 的 Advanced Physical Diagnosis Learning and Teaching at the Bedside 数据库<sup>[26]</sup>。该数据库中心音的采样频率为 44 101 Hz,开始降噪前将其减采样至 4 000 Hz。图 1 以该心音库中的 normal heart sounds.wav 心音为例展示降噪过程中心音波形的变

化。其中图 1a 为原始心音波形,图 1b 为对其添加粉红噪声后的信噪比为 0 dB 的心音波形,图 1c 为对含噪声心音直接使用小波阈值去噪后的结果。采用的是 coif5 小波基,rigrsure 阈值选择方式和 sln 尺度函数以及软阈值,分解层数为 6 层。图 1d 为对含噪心音先进行 OMLSA 降噪,再使用小波阈值方法继续降噪之后的心音。图 2 中 a~d 为对应的心音频谱。分别对比图 1c 和图 1d 以及图 2c 和图 2d,可以看出经过本文所述方法降噪后的心音,其噪声明显小于仅使用小波阈值降噪之后的心音。

为了更加详细地对比降噪之后的结果,本文定义 SNR 和 均方根误差 (Root Mean Square Error, RMSE) 来定量表征降噪效果<sup>[27]</sup>:

$$SNR = 10\log_{10} \frac{\sum_{n=1}^N [y(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [y(n) - \hat{y}(n)]^2} \tag{14}$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N [y(n) - \hat{y}(n)]^2}{N}} \tag{15}$$

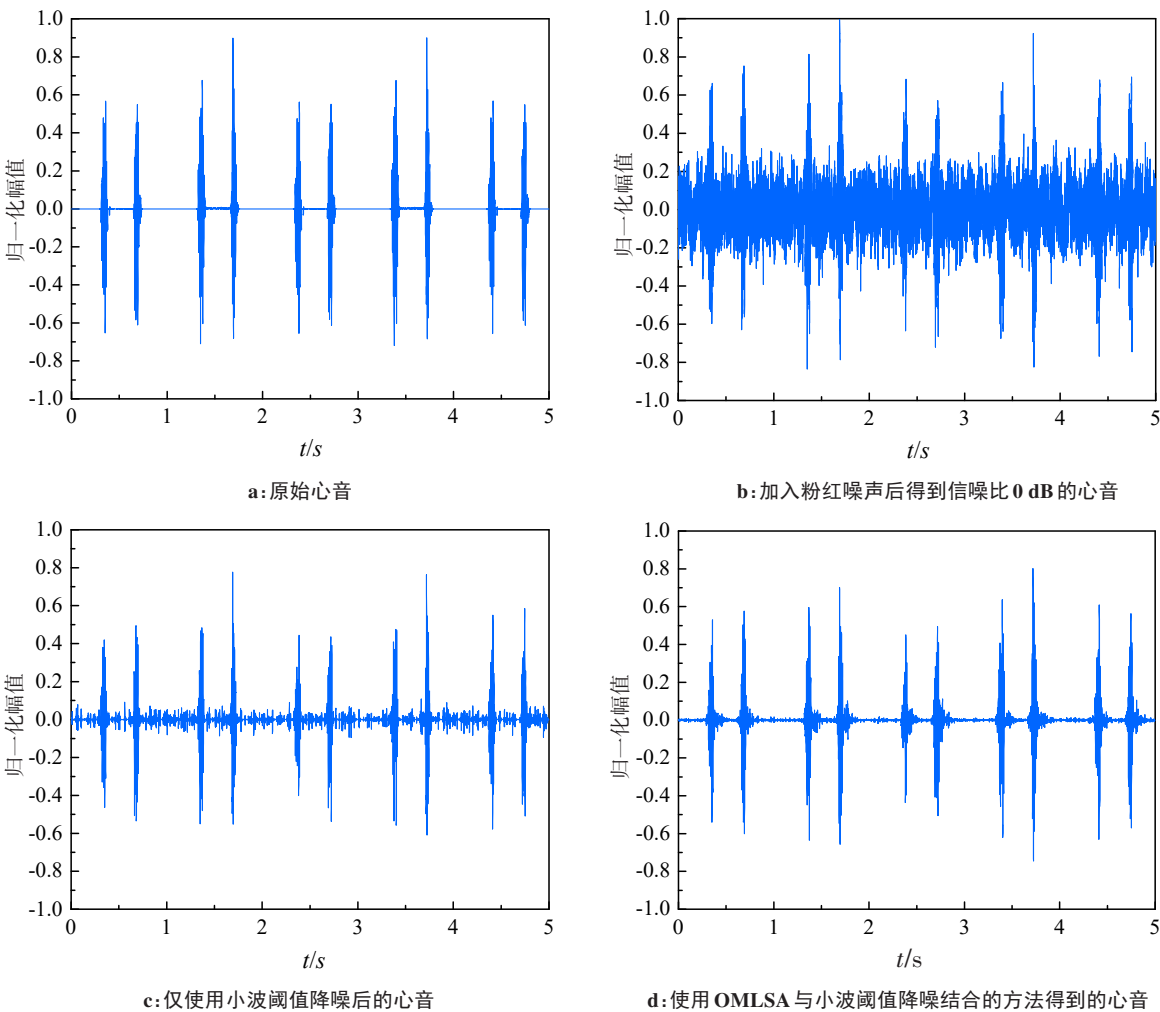


图1 正常心音降噪过程中的波形

Fig.1 Waveforms of the normal heart sounds during denoising



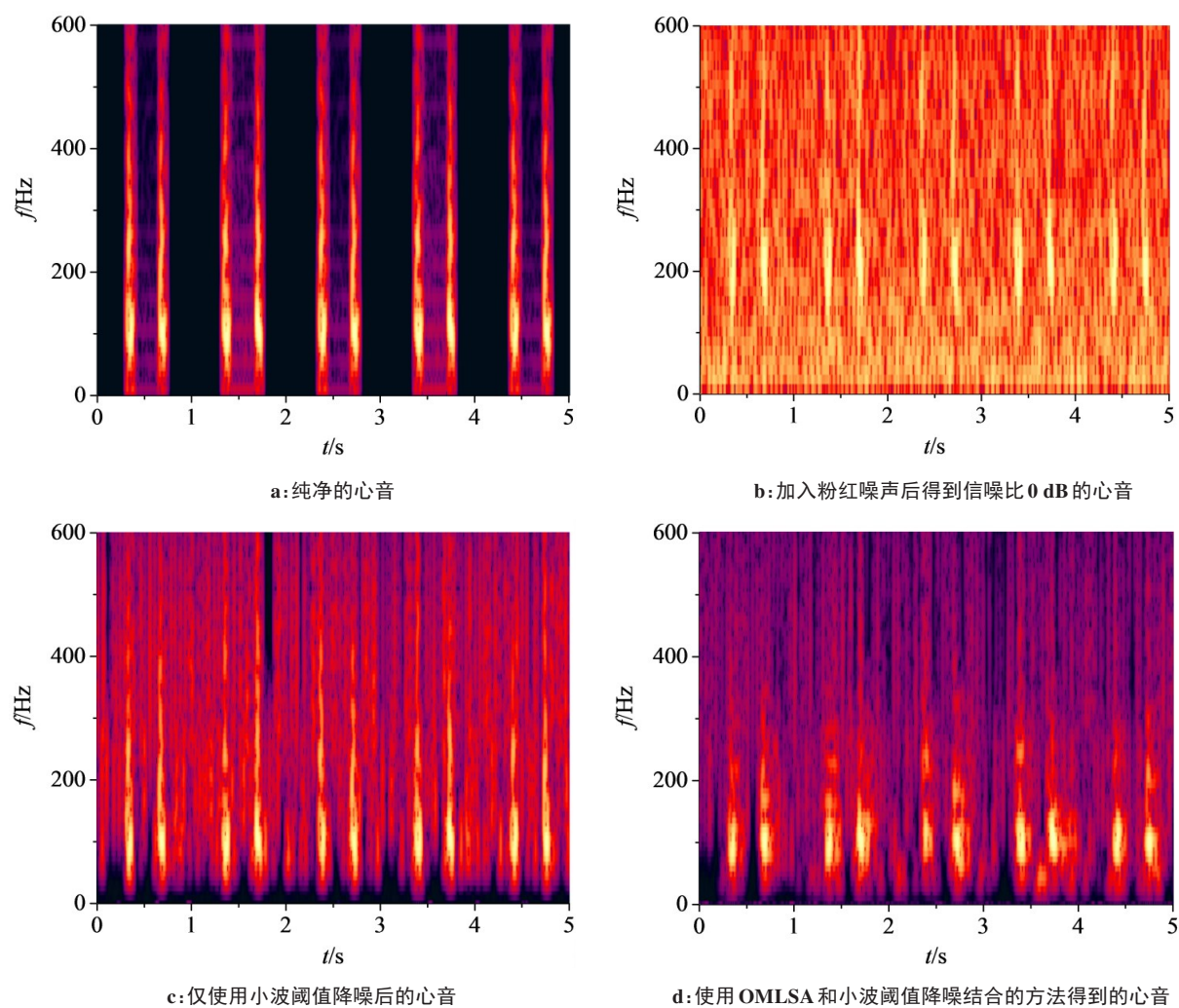


图2 正常心音降噪过程中的时频图

Fig.2 Time–frequency graphs of the normal heart sounds during denoising

其中, $y(n)$ 为原始纯净的心音信号, $\hat{y}(n)$ 为降噪后的信号, $N$ 为数字信号的采样点数。 $SNR$ 用于表征真实心音和噪声的能量比例, $RMSE$ 用于衡量降噪方法在保留心音有效信息方面的能力。当输入一定时, $SNR$ 越高, $RMSE$ 越低表明降噪效果越好。本文对比了6种常见心音信号在添加不同强度的白噪声和粉红噪声(信噪比分别为-5、0、5 dB)情况下的降噪情况,结果如表1~表4所示。可以看出,对包含白噪声的心音(表1和表2),仅有信噪比为0和5 dB的正常心音使用本文所述降噪方法的  $SNR$  小于小波阈值降噪,

表1 对包含白噪声的心音使用小波阈值方法和本文所述方法降噪后  $SNR$  对比

Tab.1 Signal-to-noise ratios of the heart sounds mixed with white noises separately denoised by wavelet thresholding and the proposed method

| 心音文件名                   | -5 dB |       | 0 dB   |        | 5 dB   |        |
|-------------------------|-------|-------|--------|--------|--------|--------|
|                         | 小波    | 本文方法  | 小波     | 本文方法   | 小波     | 本文方法   |
| Normal heart sounds     | 8.303 | 8.894 | 12.022 | 11.894 | 15.510 | 14.444 |
| Aortic stenosis (early) | 8.098 | 8.256 | 10.347 | 10.873 | 12.136 | 12.262 |
| Aortic stenosis (late)  | 7.579 | 8.395 | 9.939  | 10.469 | 12.088 | 12.260 |
| Aortic insufficiency    | 3.733 | 5.384 | 6.517  | 8.335  | 9.631  | 11.606 |
| Pulmonic stenosis       | 5.594 | 6.743 | 8.682  | 9.300  | 12.257 | 12.691 |
| Mitral regurgitation    | 4.286 | 5.687 | 5.448  | 6.741  | 5.819  | 7.328  |

表2 对包含白噪声的心音使用小波阈值方法和本文所述方法降噪后 RMSE 对比

Tab.2 Root mean square errors of the heart sounds mixed with white noises separately denoised by wavelet thresholding and the proposed method

| 心音文件名                   | -5 dB   |         | 0 dB    |         | 5 dB    |         |
|-------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                         | 小波      | 本文方法    | 小波      | 本文方法    | 小波      | 本文方法    |
| Normal heart sounds     | 0.038 7 | 0.036 1 | 0.025 2 | 0.025 6 | 0.016 9 | 0.019 1 |
| Aortic stenosis (early) | 0.073 7 | 0.072 3 | 0.056 9 | 0.053 5 | 0.046 3 | 0.045 6 |
| Aortic stenosis (late)  | 0.086 8 | 0.078 9 | 0.066 0 | 0.062 1 | 0.051 5 | 0.050 6 |
| Aortic insufficiency    | 0.131 4 | 0.108 7 | 0.095 4 | 0.077 4 | 0.066 7 | 0.053 1 |
| Pulmonic stenosis       | 0.067 2 | 0.058 8 | 0.047 1 | 0.043 8 | 0.031 2 | 0.029 7 |
| Mitral regurgitation    | 0.118 6 | 0.101 0 | 0.103 8 | 0.089 5 | 0.099 5 | 0.083 6 |

表3 对包含粉红噪声的心音使用小波阈值方法和本文所述方法降噪后 SNR 对比

Tab.3 Signal-to-noise ratios of the heart sounds mixed with pink noises separately denoised by wavelet thresholding and the proposed method

| 心音文件名                   | -5 dB |       | 0 dB  |       | 5 dB   |        |
|-------------------------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|
|                         | 小波    | 本文方法  | 小波    | 本文方法  | 小波     | 本文方法   |
| Normal heart sounds     | 5.697 | 6.181 | 9.111 | 9.476 | 12.972 | 12.909 |
| Aortic stenosis (early) | 4.425 | 4.438 | 7.335 | 7.540 | 9.970  | 10.499 |
| Aortic stenosis (late)  | 4.346 | 4.860 | 7.582 | 7.657 | 10.287 | 10.393 |
| Aortic insufficiency    | 1.806 | 3.241 | 3.931 | 5.558 | 7.067  | 8.327  |
| Pulmonic stenosis       | 4.416 | 5.191 | 7.500 | 7.638 | 10.829 | 10.988 |
| Mitral regurgitation    | 2.130 | 5.995 | 4.362 | 7.079 | 5.348  | 7.707  |

表4 对包含粉红噪声的心音使用小波阈值方法和本文所述方法降噪后 RMSE 对比

Tab.4 Root mean square errors of the heart sounds mixed with pink noises separately denoised by wavelet thresholding and the proposed method

| 心音文件名                   | -5 dB   |         | 0 dB    |         | 5 dB    |         |
|-------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
|                         | 小波      | 本文方法    | 小波      | 本文方法    | 小波      | 本文方法    |
| Normal heart sounds     | 0.052 3 | 0.049 4 | 0.035 3 | 0.033 8 | 0.022 6 | 0.022 8 |
| Aortic stenosis (early) | 0.112 4 | 0.109 8 | 0.080 4 | 0.078 5 | 0.059 4 | 0.055 9 |
| Aortic stenosis (late)  | 0.125 7 | 0.118 5 | 0.086 6 | 0.085 9 | 0.063 5 | 0.062 7 |
| Aortic insufficiency    | 0.164 1 | 0.139 1 | 0.128 5 | 0.106 5 | 0.089 5 | 0.077 4 |
| Pulmonic stenosis       | 0.076 9 | 0.070 3 | 0.053 9 | 0.053 1 | 0.036 7 | 0.036 1 |
| Mitral regurgitation    | 0.152 1 | 0.097 5 | 0.117 6 | 0.086 0 | 0.105 0 | 0.080 0 |

RMSE 大于小波阈值降噪,即降噪效果比小波阈值方法差。而对于其他心音,使用本文所述降噪方法的结果优于仅使用小波阈值降噪。对于包含粉红噪声的心音(表3和表4),则仅有 SNR 为 5 dB 的正常心音

使用本文所述方法效果比小波阈值降噪差,其他心音使用文本所述方法降噪均可以得到更优的效果。这表明本文提出的方法对于我们研究的大多数种类的心音是有效的。

## 4 总结

本文在OMLSA估计和IMCRA估计相结合方法降噪的基础上,进一步应用小波阈值降噪对心音信号进行去噪。结果表明,当心音包含白噪声或粉红噪声时,本文提出的方法与仅使用小波降噪相比,在大多数情况下可以得到更高的SNR和更低的RMSE,即降噪效果总体优于仅使用小波阈值降噪。我们计划进一步研究并改进该方法,从而使得该方法适用于更多不同类型的、包含不同噪声的心音信号。

## 【参考文献】

- [1] 梁伟玲,吴超,林建斌,等.基于Arduino的无线心电信号采集系统设计及实现[J].中国医学物理学杂志,2019,36(6):715-720.  
LIANG W L, WU C, LIN J B, et al. Design and implementation of wireless ECG signal acquisition system based on Arduino [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2019, 36(6): 715-720.
- [2] MCLEOD G, SHUM K, GUPTA T, et al. Echocardiography in congenital heart disease [J]. Prog Cardiovasc Dis, 2018, 61(5-6): 468-475.
- [3] GRANT M, DOUGLASS S, ROBERGE E, et al. Cardiac magnetic resonance imaging and a rare case of atrial myxoma causing an atrial septal defect [J]. Radiol Case Rep, 2017, 12(4): 658-663.
- [4] ROSMINI S, TREIBEL T A, BANDULA S, et al. Cardiac computed tomography for the detection of cardiac amyloidosis [J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2017, 11(2): 155-156.
- [5] HAMIDI M, GHASSEMIAN H, IMANI M. Classification of heart sound signal using curve fitting and fractal dimension [J]. Biomed Signal Process Control, 2018, 39: 351-359.
- [6] 林跃,易子川,黄嘉宇,等.基于云端的远程随身电子听诊系统[J].中国医学物理学杂志,2017,34(5):531-535.  
LIN Y, YI Z C, HUANG J Y, et al. Development of a cloud service-based remote portable electronic auscultation system [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(5): 531-535.
- [7] WILSON M A, FOUTS B L, HARDING C J. Investigation of stethoscope technology for en route care [J]. Air Med J, 2019, 38(1): 30-35.
- [8] DENG S W, HAN J Q. Adaptive overlapping-group sparse denoising for heart sound signals [J]. Biomed Signal Process Control, 2018, 40: 49-57.
- [9] ZHANG W J, HAN J Q, DENG S W. Heart sound classification based on scaled spectrogram and tensor decomposition [J]. Expert Syst Appl, 2017, 84(30): 220-231.
- [10] SILVERMAN B, BALK M. Digital stethoscope-improved auscultation at the bedside [J]. J Am Coll Cardiol, 2019, 123(6): 984-985.
- [11] LIU F, WANG Y T, WANG Y X. Reaseach and implementation of heart sound denoising [J]. Phys Procedia, 2012, 25: 777-785.
- [12] KHAN A K, ONOUE T, HASHIODANI K, et al. Signal and noise separation in medical diagnostic system based on independent component analysis [C]//Proceedings of 2010 IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems. IEEE, 2010: 812-815.
- [13] SALLEH S H, HUSSAIN H S, SWEE T T, et al. Acoustic cardiac signals analysis: a kalman filter-based approach [J]. Int J Nanomedicine, 2012, 7: 2873-2881.
- [14] CHENG X, ZHANG Z. Denoising method of heart sound signals based on self-construct heart sound wavelet [J]. AIP Adv, 2014, 4(8): 087108.
- [15] GRADOLEWSKI D, REDLARSKI G. Wavelet-based denoising method for real phonocardiography signal recorded by mobile devices in noisy environment [J]. Comput Biol Med, 2014, 52(1): 119-129.
- [16] MESSER S R, AGZARIAN J, ABBOTT D. Optimal wavelet denoising for phonocardiograms [J]. Microelectronics J, 2001, 32(12): 931-941.
- [17] COHEN I, BERDUGO B. Speech enhancement for non-stationary noise environments [J]. Signal Process, 2001, 81(11): 2403-2418.
- [18] COHEN I. Optimal speech enhancement under signal presence uncertainty using log-spectral amplitude estimator [J]. IEEE Signal Process Lett, 2002, 9(4): 113-116.
- [19] COHEN I. Noise spectrum estimation in adverse environments: improved minima controlled recursive averaging [J]. IEEE Trans Speech Audio Process, 2003, 11(5): 466-475.
- [20] 陈成斌. 针对于家居环境的语音增强系统的研究与开发 [D]. 广州: 华南理工大学, 2014.  
CHEN C B. Research and development in the home environment for speech enhancement system [D]. Guangzhou: South China University of Technology, 2014.
- [21] 刘凤增,李国辉,李博. OM-LSA 和小波阈值去噪结合的语音增强 [J]. 计算机科学与探索, 2011, 5(6): 547-552.
- [22] LIU F Z, LI G H, LI B. Speech enhancement with OM-LSA incorporating wavelet thresholding [J]. Journal of Frontiers of Computer Science and Technology, 2011, 5(6): 547-552.
- [23] DEBBAL S M, BEREKSI-REGUIG F. Automatic measure of the split in the second cardiac sound by using the wavelet transform technique [J]. Comput Biol Med, 2007, 37(3): 269-276.
- [24] HADJILEONTIADIS L J, PANAS S M. A wavelet-based reduction of heart sound noise from lung sounds [J]. Int J Med Inform, 1998, 52(1-3): 183-190.
- [25] 封常生. 小波分析在信号处理中的应用 [D]. 上海: 上海交通大学, 2007.  
FENG C S. Application of wavelet analysis on signal processing [D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2007.
- [26] JAIN P K, TIWARI A K. An adaptive thresholding method for the wavelet based denoising of phonocardiogram signal [J]. Biomed Signal Proces, 2017, 38: 388-399.
- [27] Demonstrations: heart sounds & murmurs [EB/OL]. <http://depts.washington.edu/physdx/heart/demo.html>
- [28] SALMAN A H, AHMADI N, MENGKO R, et al. Empirical mode decomposition (EMD) based denoising method for heart sound signal and its performance analysis [J]. IJECE, 2016, 6(5): 1-8.

(编辑:薛泽玲)