

DOI: 10.13382/j.jemi.2017.03.008

# 基于小波收缩的心音降噪最优化分析\*

余辉<sup>1</sup> 姜博畅<sup>1</sup> 刘雁飞<sup>1,2</sup> 关红彦<sup>2</sup>

(1. 天津市生物医学检测技术及仪器重点实验室 天津 300072; 2. 天津天堰科技股份有限公司 天津 300384)

**摘要:**基于小波收缩技术提出一种最优化降噪方案用于去除心音信号噪声。依据频带相似匹配原则,分析心音信号频率特征和 Haar、Daubechies、Symlets 和 Coiflets 正交小波的特性,基于分析结果选取了 Coif5 小波并确定最优小波包进行分解重构。另外,提出一种光滑连续的自适应弹性阈值函数,能够克服硬阈值函数间断点问题,并基于 4 种阈值规则定量评价了其在不同信噪比下的降噪效果。仿真结果表明,当信噪比小于 50 dB 时,本优化方案配合启发式阈值规则能保留充足的心音细节信息,同时有效去除噪音。

**关键词:**心音信号;小波收缩;阈值函数;启发式阈值规则

**中图分类号:** R318.11; TN911.71 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310

## Optimization analysis of noise reduction in heart sound based on wavelet shrinkage

Yu Hui<sup>1</sup> Jiang Bochang<sup>1</sup> Liu Yanfei<sup>1,2</sup> Guan Hongyan<sup>2</sup>

(1. Tianjin Key Laboratory of Biomedical & Instruments, Tianjin University, Tianjin 30072, China;

2. Tellyes Scientific Co. Ltd., Tianjin 300384, China)

**Abstract:** A denoising scheme based on wavelet shrinkage technique is proposed to remove the noise in the heart sound signal. Firstly, the characteristics of heart sound signal frequency were analyzed and Haar, Daubechies, Symlets and Coiflets orthogonal wavelets were studied for contrast in accordance with the principle of frequency band similarity matching. Based on the statistical results, Coif5 wavelet was chosen for the decomposition and reconstruction of heart sound signal. Besides, a smooth and continuous adaptive elastic threshold function was designed for wavelet shrinkage, which can overcome the problem of discontinuous hard threshold function. The noise reduction effects were compared under four threshold rules. The simulation results show that, when the SNR is less than 50 dB, the optimization scheme with Heursure threshold rule can retain sufficient heart sound detail information, while effectively removing noise.

**Keywords:** heart sound signal; wavelet shrinkage; threshold function; Heursure threshold rule

## 1 引言

心音听诊由于其无创、快速、低成本等特点,成为医生在临床诊断过程中评估心脏机能状态是否正常的最基本方法之一<sup>[1]</sup>。通过对心音进行检测,可以得到诊断心脏类疾病的有效信息。但是,在采集心音信号的过程中,由于仪器使用、病人运动或者各种心脏疾病干扰等因素,

心音信号中会混有各种噪声,影响医生的诊断。所以,在通过心音信号进行分析诊断之前需要对信号进行降噪处理,以达到高效快捷地对疾病进行诊疗的目的。

心音信号的降噪一直是国内外众多学者的研究重点:Singh 较早的把 EMD 分解应用于心音降噪,但效果并不理想<sup>[2]</sup>;NazanUcar 提出了基于多分辨率的正交小波变换的心音信号降噪算法;Agente 讨论了基于软阈值的心音信号降噪等<sup>[3]</sup>。随后 Donoho 和 Johnstone 提出了小波

阈值收缩消噪的理论<sup>[4-5]</sup>,该方法充分利用了正交小波基的特点以及信号与噪声在正交小波变换下的不同特性,可在几乎毫无失真地保留信号特征的尖峰点情况下,极大地抑制噪声,即理论上可从含噪信号中非常完美的估计出真实信号。由于小波阈值收缩降噪法算法实现简单、计算量小从而在多个信号处理领域得到了广泛的应用,而算法成效的关键在于小波基的选择以及信号各尺度小波分量上消噪算法的阈值选取<sup>[6]</sup>。

本文针对心音信号小波收缩降噪进行最优化研究,主要工作集中在以下两个方面:1)依据频带相似匹配原则,分析心音信号频率成分特征与 Haar、Daubechies、Symlets 和 Coiflets 正交小波的特性<sup>[5]</sup>,定量研究了小波母函数的区分度,获取最优小波基;2)设计自适应弹性阈值函数,并分析了其基于固定阈值(Sqtwolog)、无偏风险阈值(Rigrsure)、启发式阈值(Heursure)、极大极小阈值(Minimaxi)在不同信噪比下心音信号的降噪效果<sup>[7]</sup>。

## 2 小波降噪理论

小波降噪原理是保留心音信号在小波变换的各个尺度下的模极大值点,而将其他点置零或最大程度地衰减抑制,然后利用处理后的小波系数做逆变换,从而达到抑制噪声的目的<sup>[8]</sup>。虽然正交小波在一定程度上能抑制噪声,但为了达到更好的降噪效果,可根据每一个尺度下噪声的水平对其施加不同的阈值,即多尺度小波阈值降噪,

又称为小波收缩(wavelet shrinkage)。

小波降噪前首先对收集的 120 组心音信号进行预处理,原始含噪心音信号采样频率为 44 100 Hz,由于心音信号中有效成分的频率一般来说均低于 800 Hz,为了给后续数据处理减小压力并且提高运行速度,也为了后面进行小波分解时有更好的效果,我们通常采用重采样将信号采样频率降至 1 102 Hz。随后采用了陷波器滤波的方法进行工频去噪。图 1 所示为提出的心音信号最优化降噪方案对应流程图。

### 2.1 Mallet 快速算法

本研究中使用 Mallet 算法进行小波分解,Mallet 算法的原理分别通过高通滤波器与低通滤波器组对原始信号进行卷积处理,结果即为低频子带与高频子带,其中低频子带即为信号的近似值,而高频子带即为信号的具体细节,由此来实现信号的逐级分解,最终形成不同频带的重叠分段信号,以实现降噪<sup>[9]</sup>。

假设  $X(n)$  是混有 Gaussian 白噪声的心音信号, $S(n)$  为原始心音信号, $e(n)$  即为 Gaussian 白噪声  $N(0, 1)$ ,因此有  $X(n) = S(n) + e(n)$ 。本研究即通过小波降噪实现原始研究即通过小波降噪实现原始心音信号的有效分离。本研究中设计的小波降噪过程如图 1 所示。其中 A 是概貌,D 是细节。通过该算法则可以实现对信号  $X(n)$  的分解,同时实现了对频带部分的细节剖分,也保证了各个频带所具有的恒 Q 特性以及  $A(t)$ 、 $D(t)$  的不变性<sup>[10]</sup>。

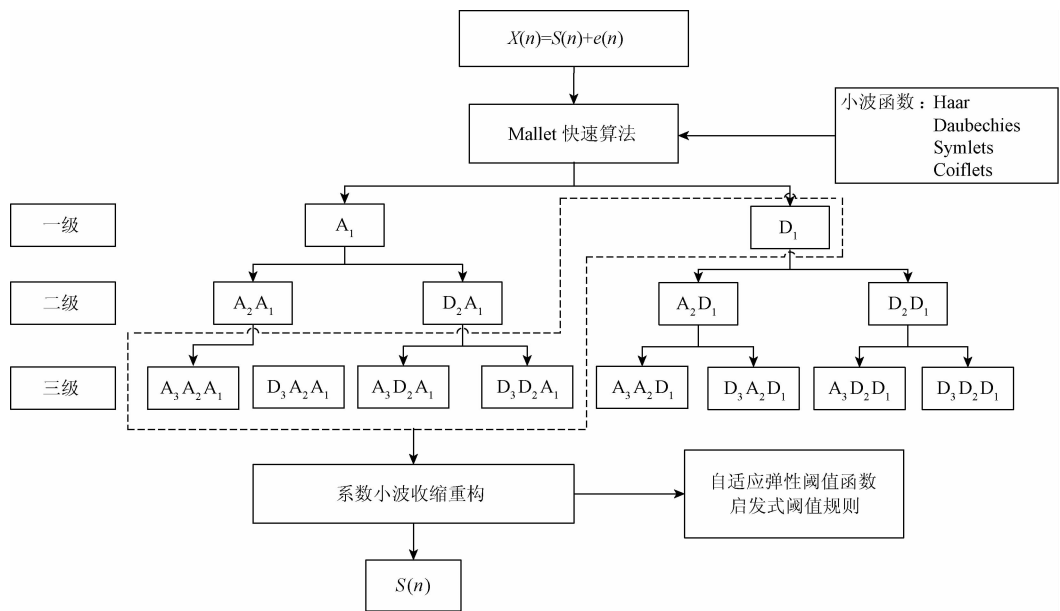


图 1 小波降噪流程

Fig. 1 Flow chart of wavelet denoising

### 2.2 小波函数

在小波分解过程中,选用不同的分解层数与小波母

函数会对心音降噪产生不同的效果,因此小波分解具有多样性这一特性。一般而言,小波基的对称性和正交性

不兼容,在研究心音信号时,通常选用正交性好的小波函数。常见的正交小波有 Haar、Daubechies、Symlets 和 Coiflets 等。其中正交小波 Coif5 的小波函数和尺度函数都具有较为突出的对称特性,随后通过实验定量分析正交小波 Coif5 的区分度<sup>[11]</sup>。通过最优小波包确定的频段进行数据归一化分析,并分别对 4 种小波进行不同层级所包含的能量值进行研究,以获取最优小波母函数。

### 2.3 最优小波包

根据图 1 中的三级分解可以获得低频部分的较好频域分辨率,依据心音信号的频域特性,即中有用成分频率一般来说均低于 800 Hz。因此在确定最优小波包的时候重点考虑 800 Hz 以内的频率分量,本研究构建的最适宜小波包,其在心音有效信息所在频域部分实现较高的频域分辨率,在高频部分体现较高时域分辨率。最终最优小波包的相应频率范围:近似系数  $A_3A_2A_1$  的频率范围为 0 ~ 138 Hz;细节系数  $D_3A_2A_1$  的频率范围为 138 ~ 275 Hz;细节系数  $A_3D_2A_1$  的频率范围为 275 ~ 413 Hz;细节系数  $D_3D_2A_1$  的频率范围为 413 ~ 551 Hz;细节系数  $D_1$  的频率范围为 551 ~ 1 102 Hz。

### 2.4 小波系数收缩

小波阈值降噪中的关键是阈值函数与阈值规则的选择<sup>[12]</sup>。传统的阈值函数分为软阈值和硬阈值两种<sup>[13]</sup>。硬阈值是一种简单的置零方法,但是其连续性差,重构信号会有震荡;软阈值则是让绝对值较大的系数在原来的基础上减小,然后再利用处理过的小波系数直接进行信号重构,从而使输入-输出曲线变得连续,即可达到降噪的目的,但是一些奇异点会被淹没,重构信号会存在较大失真。因此,本研究中提出了一个自适应弹性阈值函数。

$$f(x) = \begin{cases} -\frac{a}{2}(e^{(x+T)/a} - e^{-(T-x)/a}), & x \leq -T \\ 0, & |x| < T \\ \frac{a}{2}(e^{(x-T)/a} - e^{(T-x)/a}), & x \geq T \end{cases} \quad (1)$$

式中: $x$ 为小波分解的系数, $a$ 是一个调节参数。

新阈值函数具有如下优点:

- 1) 新阈值函数中,  $\lim_{x \rightarrow -T^+} f(x) = \lim_{x \rightarrow -T^-} f(x) = 0$ ,  $\lim_{x \rightarrow T^-} f(x) = \lim_{x \rightarrow T^+} f(x) = 0$ 。则  $f(x)$  在  $x = \pm T$  处连续可微。
- 2)  $f(x)$  为奇函数,曲线光滑且单调递增。
- 3)  $f(x)$  能够克服硬阈值函数存在间断点的问题,从而在充分保证降噪效果的前提下,使重建后信号保留信号更多细节信息。

小波阈值  $T$  在降噪过程中同样起到了关键作用,如果阈值  $T$  选取过大便会造成信号的失真,即过多的滤去一些心音信号的有效成分;如果阈值  $T$  取值过小,可能经

过降噪后信号中依然会混有部分的噪声分量,降噪效果不明显<sup>[14]</sup>。因此选取适宜的阈值  $T$  具有非常重要的意义。对固定阈值、无偏风险阈值、启发式阈值、极大极小阈值的降噪效果进行实验分析<sup>[15]</sup>,选取最优方案。

为了评估各种阈值规则的降噪效果,本文采用一个类方差指标  $V$  来进行评估,类方差指标  $V$  定义为各个数据与混入噪声的平方值的平均数。当  $V$  达到最小值时阈值规则最优。首先,在已经进行了降噪处理的心音信号  $S(n)$  上叠加不同信噪比的噪声  $E(n)$  得到  $X(n)$ ,然后采用以上阈值规则对混合信号进行降噪处理得到降噪后的信号  $S(n)$ ,计算评价指标  $V$ , $V$  越小则说明该阈值规则在该信噪比下的降噪效果更好。其中:

$$V = \frac{(\text{降噪信号} - \text{原始信号})^2}{\text{总数据个数}} \quad (2)$$

## 3 实验与数据

### 3.1 数据来源

本文中的心音数据来自天津医科大学附属总医院和南开医院,包含 5 种心脏疾病患者的典型心音数据:右室流出道狭窄、法鲁氏四联症、肺动脉狭窄和二尖瓣关闭不全以及右室流出道狭窄、主动脉瓣狭窄、多发性大动脉炎。同时为了避免心音信号的失真,请医院专家团队进行人工判别,对于失真心音重新配置降噪参数,重新处理。

### 3.2 数据处理

#### 3.2.1 母小波选择

本研究首先选取 5 种病理心音信号进行分频段能量分析,表 1 所示分别对应 Haar、Daubechies、Symlets 和 Coiflets 4 种母小波。其中由于  $A_3A_2A_1$  对应频段中能量值最高,为了便于后续数据分析,将 0 ~ 138 Hz 频段取值为 1,其他频段进行数值归一化分析。

现通过对各种小波所对应的不同层级的能量进行评估,得到结果如图 2 所示。由图 2 可以得知 Coif5 对应各层级的能量方差和最大,因此 Coif5 的特征方差最大,能够有效的区分各层级的能量值。所以在本研究中将选择 Coif5 小波作为小波母函数。

#### 3.2.2 阈值规则选取

本研究基于提出的新阈值函数,对比不同信噪比下的阈值规则选取的降噪效果,得到表 2、3。表 2 是 10 dB 下阈值方差值对比图,通过实验对比,在 10 种心音中,有 7 种心音信号在启发式阈值下方差最小,对于其他的 3 种信号对应无偏风险阈值效果最好,但是从数据中可以得知无偏风险阈值与启发式阈值相差小于  $1 \times 10^{-6}$ ,所差甚微,因此对于实验组 10 种心音信号都可以采用启发式阈值进行降噪。

表 1 4 种小波对应不同层级能量表

Table 1 Four wavelets corresponding different levels of energy

|       | $D_3 A_2 A_1$ | $A_3 D_2 A_1$ | $D_3 D_2 A_1$ | $D_1$   |         |
|-------|---------------|---------------|---------------|---------|---------|
| Haar  | 1             | 0.625 9       | 0.226 8       | 0.048 2 | 0.012 3 |
|       | 2             | 0.630 5       | 0.261 5       | 0.085 1 | 0.019 4 |
|       | 3             | 0.755 5       | 0.413 9       | 0.191 1 | 0.031 8 |
|       | 4             | 0.772 5       | 0.356 7       | 0.107 1 | 0.032 5 |
|       | 5             | 0.822 9       | 0.505 8       | 0.250 3 | 0.068 1 |
| Db3   | 1             | 0.642 1       | 0.211 3       | 0.028 0 | 0.002 2 |
|       | 2             | 0.652 9       | 0.262 0       | 0.076 3 | 0.009 5 |
|       | 3             | 0.739 6       | 0.468 4       | 0.222 4 | 0.013 2 |
|       | 4             | 0.822 4       | 0.390 0       | 0.095 3 | 0.022 3 |
|       | 5             | 0.894 5       | 0.510 5       | 0.261 3 | 0.044 2 |
| Sym8  | 1             | 0.635 0       | 0.192 3       | 0.030 0 | 0.002 1 |
|       | 2             | 0.642 7       | 0.258 6       | 0.078 3 | 0.008 2 |
|       | 3             | 0.720 3       | 0.433 9       | 0.248 5 | 0.011 7 |
|       | 4             | 0.830 7       | 0.405 5       | 0.118 0 | 0.020 4 |
|       | 5             | 0.910 2       | 0.528 3       | 0.282 3 | 0.042 7 |
| Coif5 | 1             | 0.533 7       | 0.217 6       | 0.034 3 | 0.003 4 |
|       | 2             | 0.612 1       | 0.263 1       | 0.079 6 | 0.009 9 |
|       | 3             | 0.708 0       | 0.378 3       | 0.217 8 | 0.013 7 |
|       | 4             | 0.800 5       | 0.424 6       | 0.118 1 | 0.023 0 |
|       | 5             | 0.886 9       | 0.535 9       | 0.267 6 | 0.046 2 |

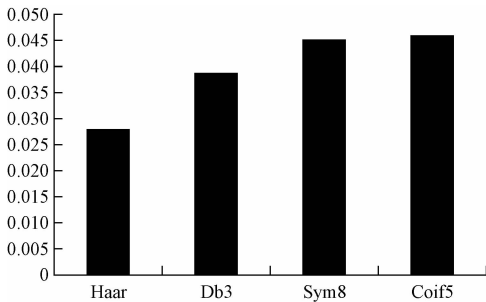


图 2 4 种小波对应层级能量的方差和

Fig. 2 Variance sum of four wavelets corresponding hierarchical energy

表 2 10 dB 下阈值方差值对比表

Table 2 Comparison of the threshold variance value under 10 dB ( $\times 10^{-4}$ )

|    | Minimaxi | Sqtwolog | Heursure | Rigrsure |
|----|----------|----------|----------|----------|
| 1  | 3.809 90 | 6.185 10 | 0.992 10 | 1.199 10 |
| 2  | 2.700 20 | 4.303 90 | 0.685 28 | 0.827 71 |
| 3  | 3.162 60 | 5.026 50 | 0.784 63 | 0.857 50 |
| 4  | 0.996 18 | 1.554 50 | 0.241 63 | 0.250 09 |
| 5  | 0.529 47 | 0.716 58 | 0.207 07 | 0.198 60 |
| 6  | 0.505 41 | 0.688 63 | 0.157 23 | 0.157 29 |
| 7  | 1.404 80 | 0.215 55 | 0.370 17 | 0.364 62 |
| 8  | 3.809 90 | 6.185 10 | 0.992 10 | 1.199 10 |
| 9  | 2.700 20 | 4.303 90 | 0.685 28 | 0.827 71 |
| 10 | 3.162 60 | 5.026 50 | 0.784 63 | 0.857 50 |

表 3 50 dB 下阈值方差值对比表

Table 3 Comparison of the threshold variance value under 50 dB ( $\times 10^{-6}$ )

|    | Minimaxi | Sqtwolog | Heursure | Rigrsure |
|----|----------|----------|----------|----------|
| 1  | 0.180 8  | 0.365 7  | 0.018 7  | 0.017 7  |
| 2  | 0.129 2  | 0.262 7  | 0.012 4  | 0.012 1  |
| 3  | 0.177 4  | 0.364 7  | 0.016 7  | 0.016 4  |
| 4  | 0.564 5  | 0.107 1  | 0.089 0  | 0.085 7  |
| 5  | 4.869 5  | 8.718 6  | 0.058 5  | 0.068 3  |
| 6  | 8.755 3  | 14.718 0 | 0.193 4  | 0.194 1  |
| 7  | 0.236 7  | 0.425 4  | 0.015 1  | 0.0155 6 |
| 8  | 5.371 1  | 10.415 0 | 0.0342 3 | 0.031 2  |
| 9  | 10.036 0 | 17.050 0 | 0.162 3  | 0.177 5  |
| 10 | 0.255 4  | 0.469 3  | 0.006 8  | 0.007 5  |

图 3 所示为不同信噪比下启发式阈值降噪效果,通过对比可知当信噪比大于 50 dB 时,启发式阈值的最优比例降为 50%。同时参考表 3 所示,由于噪声过小,可知启发式阈值和无偏风险阈值区分度很小。

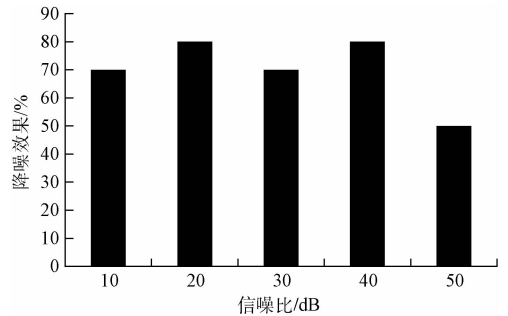


图 3 不同信噪比下启发式阈值降噪效果

Fig. 3 Heursure noise reduction effect under different SNR

### 3.2.3 滤波算法降噪效率

图 4 是不同阈值降噪时间对比图,计算环境为 CPU Intel i5 处理器,3.2 GHz;内存 4 GB;Win7 系统;MATLAB R2014a。因此本研究的计算环境具有普遍性。随后评估各种算法,所有阈值方法基本都在 7.8 s 左右可以得到结果,其中极大极小阈值规则稍久一点,在 8.1 s 左右也可以完成,运行程序所需时间相差并不大。因此,得到在对含有信噪比小于 50 dB 噪声的心音信号中,采用启发式阈值进行降噪的效果最好,所需时间较其它方法也无劣势,可以广泛应用于医院的临床诊断中。

## 4 结 论

本文对心音信号的小波降噪最优化方案进行研究,根据心音信号的各尺度小波频域能量特征,选取 Coif5 小波进行 3 层分解并选取  $\{A_3 A_2 A_1; D_3 A_2 A_1; A_3 D_2 A_1;$

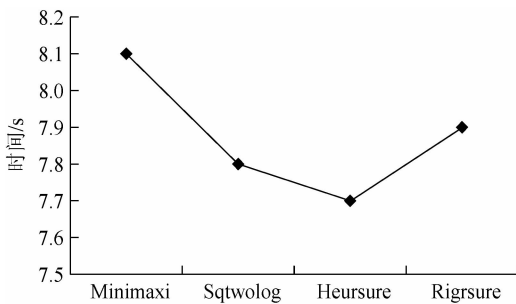


图4 不同阈值规则降噪时间对比

Fig. 4 Comparison of denoising time with different threshold rules

$D_3D_2A_1; D_1$ 进行小波包分解,结合医学专家的人工评判针对自行设计的阈值函数,对其在固定阈值、无偏风险阈值、启发式阈值、极大极小阈值下进行降噪阈值的定量研究。研究结果表明在信噪比低于 50 dB 时,本文设计的自适应弹性阈值函数与启发式阈值相结合能够有效实现降噪。

### 参考文献

- [1] 刘学,李婷,孙宸,等. 基于小波变换的心音信号去噪方法[J]. 科技信息,2013(2):189-190.  
LIU X, LI T, SUN CH, et al. Denoising method of heart sound signal based on wavelet transform[J]. Science & Technology Information, 2013(2):189-190.
- [2] LIU F, WANG Y T, WANG Y X. Research and implementation of heart sound denoising [C]. Proceedings of 2012 International Conference on Solid State Devices and Materials Science(SSDMS 2012 V25), 2012: 777-785.
- [3] 李红延,周云龙,田峰,等. 一种新的小波自适应阈值函数振动信号去噪算法[J]. 仪器仪表学报,2015, 36(10):2200-2206.  
LI H Y, ZHOU Y L, TIAN F, et al. Wavelet-based vibration signal de-noising algorithm with a new adaptive threshold function [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(10):2200-2206.
- [4] 黄政钦,孙静,张丽娜,等. 心音、心电采集系统设计与信号预处理[J]. 电子测量技术,2014,37(9): 117-121,131.  
HUANG ZH Q, SUN J, ZHANG L N, et al. ECG and heart sound acquisition system and signal preprocessing[J]. Electronic Measurement Technology, 2014, 37(9):117-121,131.
- [5] YUENYONG S, NISHIHARA A, KONGPRAWACHON W. A framework for automatic heart sound analysis without segmentation [J]. BioMedical Engineering Online, 2011,10(1):1-2

- [6] 郑蕾. 基于小波变换的心音信号分析方法的研究[D]. 兰州:兰州理工大学,2010.  
ZHENG L. The researches of heart sound signal on the basis of wavelet [D]. Lanzhou: Lanzhou University of Technology, 2010.
- [7] 彭洪江,陈盛双,曾延安. 基于改进阈值函数的小波降噪算法与仿真分析[J]. 计算机应用与软件, 2015(10):188-191.  
PENG H J, CHEN SH SH, ZENG Y AN. Wavelet denoising algorithm based on improved threshold function and its simulation analysis [J]. Computer Applications and Software, 2015(10):188-191.
- [8] DI Z G, ZHANG J X, JIA C R. An improved wavelet threshold denoising algorithm [C]. 3rd International Conference on Intelligent System Design and Engineering Applications, 2013:297-299.
- [9] 周克良,邢素林,聂丛楠. 基于自适应阈值小波变换的心音去噪方法[J]. 广西师范大学学报:自然科学版, 2016,34(1):19-25.  
ZHOU K L, XING S L, NIE C N. Heart sound denoising method based on adaptive threshold wavelet transform [J]. Journal of Guangxi Normal University: Natural Science Edition, 2016, 34(1):19-25.
- [10] PAULET A S, WAN E A, NELSON A T. Noise reduction for heart sounds using a modified minimum-mean squared error estimator with ECG gating [C]. 28th Annual International Conference of the IEEE. Chicago: University of Chicago Press, 2006:3385-3390.
- [11] 林京. 基于最大似然估计的小波阈值消噪技术及信号特征提取[J]. 仪器仪表学报,2005,26(9):923-927.  
LIN J. Wavelet de-noising based on maximum likelihood estimation and its application for feature extraction [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2005, 26(9): 923-927.
- [12] 郭兴明,吴玉春,肖守中. 自适应提升小波变换在心音信号预处理中的应用[J]. 仪器仪表学报,2009, 30(4):802-806.  
GUO X M, WU Y CH, XIAO SH ZH. Application of adaptive lifting wavelet transform in pre-processing of heart sound signal [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(4):802-806.
- [13] 郭兴明,丁晓蓉,钟丽莎,等. 小波包与混沌集成的心音特征提取及分类识别[J]. 仪器仪表学报,2012, 33(9):1938-1944.  
GUO X M, DING X R, ZHONG L SH, et al. Heart sound feature extraction and classification based on integration of wavelet packet analysis and chaos theory [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012, 33(9):

1938-1944.

- [14] 张伟,师奕兵,卢涛. 无线随钻泥浆信号小波包去噪处理[J]. 电子测量与仪器学报,2010,24(1):80-84.  
ZHANG W, SHI Y B, LU T. Wavelet packet de-noising method of wireless measurement while drilling [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2010,24(1):80-84.
- [15] LI J, CHENG C K, JIANG T Y. Wavelet de-nosing of partial discharge signals based on genetic adaptive threshold estimation [J]. IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation, 2012, 19 (2): 543-549.

## 作者简介



余辉,2003 年于天津大学获得博士学位,现为天津大学副教授,微软认证解决方案专家、微软认证系统工程师、微软认证数据库管理员。主要研究方向为小波分析、机器学习和生物医学信号处理与仿真建模。

E-mail:yuhui@tju.edu.cn

**Yu Hui** received Ph. D. from Tianjin University in 2003. Now he is an associate professor in Tianjin University, Microsoft Certified Solution Developer, Microsoft Certified System Engineer, Microsoft Certified Database Administrator. His main research interests include wavelet analysis, machine learning and biomedical signal processing and simulation modeling.