

文章编号: 1672-2892(2010)03-0303-05

## 基于小波变换的心音信号降噪方法

王 燕, 王海滨, 刘立汉

(西华大学 四川省信号与信息处理重点实验室, 四川 成都 610039)

**摘 要:** 为了弥补传统阈值函数在消噪过程中存在的不足, 得到高信噪比的心音信号更好地进行心音分析, 本文提出一种新的阈值函数。该函数通过灵活调节参数  $a$  和  $m$  的大小, 更好地对染噪心音信号小波分解的每一层高频系数进行阈值量化。仿真中, 应用传统的软、硬阈值函数及新阈值函数分别对大量的标准心音信号进行消噪处理, 并对消噪效果进行了比较分析, 同时将新阈值函数应用到实测心音信号消噪中。结果表明, 新阈值函数能有效地消除噪声和保留心音信号的特征, 具有较强的实用价值。

**关键词:** 心音; 降噪; 小波变换; 阈值函数

**中图分类号:** TN911.7

**文献标识码:** A

## Noise reduction for heart sound based on wavelet transform

WANG Yan, WANG Hai-bin, LIU Li-han

(Sichuan provincial key laboratory of Signal and Information Processing, Xihua University, Chengdu Sichuan 610039, China)

**Abstract:** To compensate for the deficiencies of traditional threshold functions and obtain the heart sound with high SNR for better analysis, a novel threshold function was proposed in this study. The function quantified the detail coefficients of each level of noisy heart sounds effectively through adjusting the values of the parameters  $a$  and  $m$ . In the simulation, the traditional soft and hard threshold functions and the new threshold function were used in noise reduction for many cases of standard heart sounds respectively and the comparative analysis of the effect of noise reduction was made. The new threshold function was applied to noise reduction of the measured heart sounds as well. The results indicated that the new threshold function could better reserve the characteristics of heart sounds, eliminate noise effectively, and was of strong practical value.

**Key words:** heart sound; noise reduction; wavelet transform; threshold function

心音信号是人体最重要的生理信号之一, 它含有大量关于人体心脏和血管的生理及病理信息。在采集心音信号的过程中, 总有噪声干扰信号伴随着出现, 分析噪声干扰的来源和噪声的特征, 弄清噪声干扰的物理实质, 对消除干扰, 提高医学诊断的准确度有着非常重要的意义。文献[1]详细分析了心音信号中噪声干扰的特征及其来源。近年来, 随着对小波变换理论研究的不断深入, 其应用日趋广泛, 在心音信号的降噪处理中发挥了重要作用。1995年Donoho和Johnstone提出了小波阈值收缩消噪法, 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, 在不需要任何先验知识的前提下从含噪信号中估计出真实信号。其消噪后的信号有2个特性: 一是噪声几乎完全得到抑制; 二是反应原始信号特征的尖峰点得到很好的保留<sup>[2]</sup>。

小波变换阈值收缩消噪法也因其算法实现简单、计算量小而得到了最广泛的应用。因此, 本文在小波阈值收缩消噪法的基础上提出了一种新的阈值函数以达到更好的降噪效果。

### 1 小波变换阈值收缩降噪原理

假设  $s(i)$  是一个叠加了高斯白噪声的有限长信号, 其表达式如下:

$$s(i) = f(i) + \sigma e(i), \quad i = 0, 1, \dots, n-1 \quad (1)$$

式中： $f(i)$ 为实际信号； $e(i)$ 为高斯白噪声 $N(0,1)$ ； $s(i)$ 为含噪声信号； $\sigma$ 为噪声级； $i$ 为等间隔的采样点。降噪的目的是从含有噪声的信号 $s(i)$ 中恢复出原始信号 $f(i)$ 。

1.1 离散小波变换的快速算法

对连续小波变换而言，尺度 $a$ 、时间 $t$ 和与时间相关的偏移 $b$ 都是连续的。如利用计算机计算，则必须对他们进行离散化处理，得到离散小波变换。离散小波变换的一个突破性成果是S.Mallat于1989年在多分辨分析的基础上提出的快速算法——Mallat算法<sup>[3]</sup>。若原信号 $s(t)=A_{0,k}$ ，其分解算法为：

$$\begin{cases} A_{j,k} = \sum_k H(2t-k)A_{j-1,k} \\ D_{j,k} = \sum_k G(2t-k)A_{j-1,k} \end{cases} \quad (2)$$

式中： $t$ 为离散时间序列号， $t=1,2,\dots,N$ ； $j$ 为层数， $j=1,2,\dots,J$ ， $J=\log_2 N$ ； $H,G$ 分别为小波低通滤波器和带通滤波器系数。 $A_{j,k}$ 和 $D_{j,k}$ 分别为信号 $s(t)$ 在第 $j$ 层的低频部分和高频部分的小波系数。

从信号滤波的角度看，正交小波分解时将离散信号分别通过一个低通和带通滤波器进行滤波，滤波输出分别对应低频部分和高频部分小波系数，并且每次分解都是对低频部分进行分解，而高频部分则不再继续分解。

重构算法为：

$$A_{j-1,k} = \sum_k H(t-2k)A_{j,k} + \sum_k G(t-2k)D_{j,k} \quad (3)$$

这样，可将含有噪声的信号分解到不同频带内，然后将噪声所处的频带置零，再通过式(3)进行小波重构，从而达到降噪的目的。

1.2 小波变换消噪步骤

1) 信号的小波分解。选择一个合适的小波函数，确定一个合理的小波分解层次 $J$ ，然后对信号 $s(i)$ 进行 $J$ 层的小波分解。

2) 小波分解高频系数的阈值量化。由于信号经小波分解后，其有用信息主要集中在低频部分，而噪声主要集中在高频部分，故仅对每一层高频系数进行阈值量化处理。

3) 小波的重构。对小波分解后的第 $J$ 层低频系数和经过阈值量化处理后的第1层到第 $J$ 层的高频系数进行重构，得到消噪后的信号<sup>[4]</sup>。

上述的3个步骤中，最关键的就是如何选取阈值和阈值函数<sup>[2]</sup>。

1.2.1 阈值规则

阈值的确定是小波阈值降噪的关键，阈值过小，则方差偏大，数据欠平滑；阈值过大，则会使数据过平滑，信号的奇异性可能丧失<sup>[5]</sup>。图1为一心音信号在四尺度下的小波变换， $S$ 为受加性噪声干扰的心音信号；I, II, III, IV分别是 $S$ 在尺度为 $2^1, 2^2, 2^3, 2^4$ 下的小波变换。小波变换选用db4小波，图中箭头所指处为噪声所对应的小波变换。图1清楚显示了噪声经小波变换后的幅值随尺度增大而快速减小，而心音信号却呈现出截然不同的变化规律。因此阈值的选取不能单一，本文采用应用较广的自适应阈值，阈值公式为<sup>[6]</sup>：

$$\lambda_j = \frac{\sigma_j \sqrt{2 \lg N}}{\ln(j+1)} \quad (4)$$

式中： $N$ 为信号采样点数； $j$ 为本级尺度。

1.2.2 传统的阈值函数

传统的阈值函数分为硬阈值和软阈值两种<sup>[7]</sup>。

设 $w_{j,k}$ 为小波变换系数， $\hat{w}_{j,k}$ 为阈值处理后的小波变换系数。硬阈值和软阈值函数如图2和图3所示。

硬阈值函数：

$$\hat{w}_{j,k} = \begin{cases} w_{j,k} & |w_{j,k}| \geq \lambda \\ 0 & |w_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad (5)$$

软阈值函数：

$$\hat{w}_{j,k} = \begin{cases} \text{sgn}(w_{j,k})(|w_{j,k}| - \lambda) & |w_{j,k}| \geq \lambda \\ 0 & |w_{j,k}| < \lambda \end{cases} \quad (6)$$

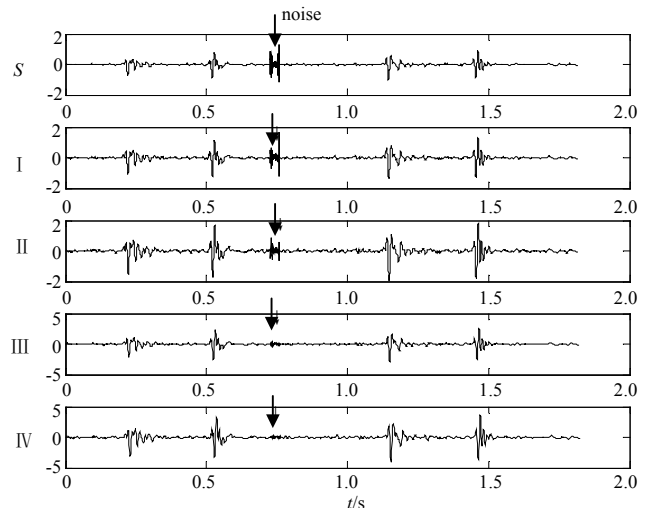


Fig.1 Wavelet transform of heart sounds  
图1 心音信号的小波变换

传统的阈值函数虽然得到了广泛应用,也取得了较好的效果,但这些方法本身还存在一些缺陷<sup>[8]</sup>:

1) 硬阈值函数在阈值  $\lambda$  处是不连续的,得到的估计小波系数值连续性差,重构所得的信号可能会产生一些振荡,尤其是当信号存在快速变化的不连续点时,会出现伪吉布斯现象,而且在大于阈值的小波系数中也常混杂着噪声信号。

2) 软阈值整体连续性好,但是消噪后,信号中一些小的奇异点容易被噪声淹没,而且软阈值函数对于大于阈值的小波系数进行恒定值压缩,直接影响了重构信号与真实信号逼近程度,给重构信号带来不可避免的误差。

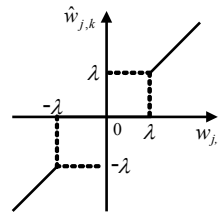


Fig.2 Hard threshold function  
图2 硬阈值函数

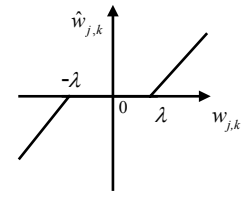


Fig.3 Soft threshold function  
图3 软阈值函数

### 2 新阈值函数的研究

为了克服软阈值函数和硬阈值函数的缺点,本文提出了一个新的阈值函数。

$$\hat{w}_{j,k} = \begin{cases} \operatorname{sgn}(w_{j,k}) \left( |w_{j,k}| - \lambda_2 + \frac{\lambda_2}{e^{m/|\lambda_2|}} \right) & |w_{j,k}| \geq \lambda_2 \\ 0 & |w_{j,k}| \leq \lambda_1 \\ \operatorname{sgn}(w_{j,k}) \frac{(2\lambda_2^2 - (\lambda_2 + \lambda_1)|w_{j,k}|)(|w_{j,k}| - \lambda_1)^2}{e^{m/|\lambda_2|}(\lambda_2 - \lambda_1)^3} & \lambda_1 < |w_{j,k}| < \lambda_2 \end{cases} \quad 0 \leq m \leq \infty \quad (7)$$

式中:  $\lambda_1$  为下阈值;  $\lambda_2$  为上阈值。

为了使阈值函数更具适应性,定义上阈值  $\lambda_2 = (a+1)\lambda_1, 0 \leq a < 1$ , 这样就可以根据某一类具体被分析信号的特征来灵活选择  $a$  和  $m$  的值,从而获得更好的降噪效果。新的阈值函数如图4所示,图中横轴为  $w_{j,k}$ , 纵轴为  $\hat{w}_{j,k}$ 。

改进的阈值函数具有如下特点:

1) 改进的阈值函数具有连续的高阶导数,便于进行各种数学处理。

2) 当  $m=0$ ,  $\lambda_2 = \lambda_1$  时新阈值函数等效为硬阈值函数,且在阈值处是连续的;当  $\lambda_2 \neq \lambda_1$  时,有用信号与噪声信号之间存在一个平滑过渡区。

3) 当  $m \rightarrow \infty$  时,改进的阈值函数等效为软阈值函数,通过改变  $m$  的值可调节阈值化小波系数与原始小波系数之间的恒定偏差。

故新阈值函数很好地弥补了传统值函数的不足,可以更好地发挥阈值消噪的优势。

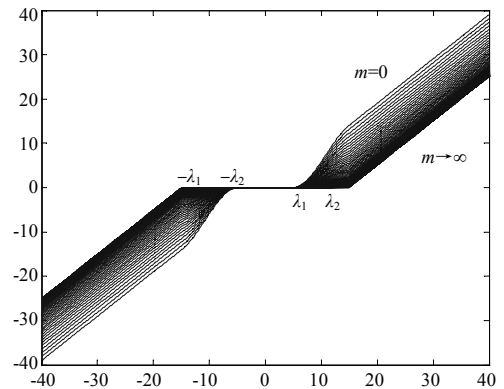


Fig.4 New threshold function  
图4 改进的阈值函数

### 3 心音信号降噪研究

为了检验新阈值函数在心音信号消噪中的效果,本文主要从信噪比(SNR)和均方误差(RMSE)2个方面对降噪效果进行评价<sup>[2]</sup>,同时引入相空间图来衡量心音信号的消噪效果。相空间图是原始信号对时间的导数随原始信号变化的曲线图。

SNR的定义式为:

$$R_{SN} = 10 \lg \frac{\sum_i \hat{s}^2(i)}{\sum_i [\hat{s}(i) - f(i)]^2} \quad (8)$$

RMSE的定义式为:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [\hat{s}(i) - f(i)]^2} \quad (9)$$

式(8)~式(9)中:  $f(i)$ 为原始信号(未被污染的信号);  $\hat{s}(i)$ 为消噪后的信号。消噪后信号的 $R_{SN}$ 越高且 $RMSE$ 越小, 则表明其越接近于原始信号, 消噪效果越好。

本文实验数据来源于美国3M Littmann® Stethoscopes数据库<sup>[9]</sup>和仪器Olympus Voice-Trek V-51测量的心音信号。在MATLAB 7.1的平台上, 对多例标准心音信号分别采用传统的软、硬阈值函数和本文提出的新阈值函数进行了大量的仿真研究。限于篇幅, 仅给出一例标准正常的心音信号的降噪结果。

图5是采样频率为689 Hz, 数据长度为5 049的标准正常心音信号, 图6是加入了强度为-8.968 7 dB的高斯白噪声的心音信号, 其相空间图分别如图7和图8所示。

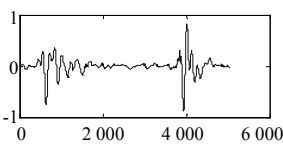


Fig.5 Normal heart sounds  
图5 标准正常心音信号

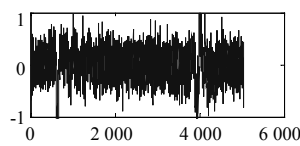


Fig.6 Noisy heart sounds  
图6 含噪心音信号

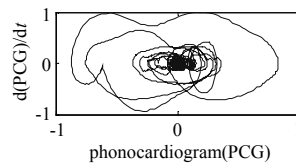


Fig.7 Phase plot of normal heart sounds  
图7 标准正常心音信号相空间图

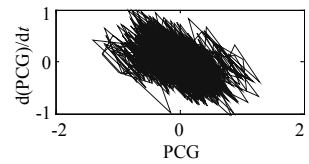


Fig.8 Phase plot of noisy heart sounds  
图8 含噪心音信号相空间图

经多次仿真和分析, 本文选用消噪效果较好的db4小波对含噪心音信号进行5层小波分解, 并对分解后的小波系数分层( $d_1 \sim d_5$ 共5层)设置阈值。对于不同的阈值函数量化 $d_1 \sim d_5$ 层小波系数时, 都用同样的阈值设置, 具体每层的阈值见表1。其中新阈值函数在消噪过程取 $m=2, a=0.3$ 。

表1 每层阈值设置

level	$d_1$	$d_2$	$d_3$	$d_4$	$d_5$
threshold value	1.492 2	0.941 5	0.746 1	0.642 6	0.577 3

3种阈值函数消噪后的效果对比如图9所示, 其中S-function, H-function和N-function分别表示软阈值函数、硬阈值函数和新阈值函数。

从图9中可以清楚地看出: 在噪声强度较大的情况下, 硬阈值函数消噪效果较差; 软阈值函数消噪后的信号虽然比较平滑, 但损失了过多的原始信号信息; 新阈值函数通过灵活调节相应参数的大小达到了理想的消噪效果, 很好地弥补了软、硬阈值函数的不足。新阈值函数消噪后的信噪比明显提高且均方根误差也明显减小, 如表2所示。需要指出的是本文新阈值函数的参数设置不一定是最优的, 如果参数选取恰当, 则本文提出的方法更能体现出优越性。

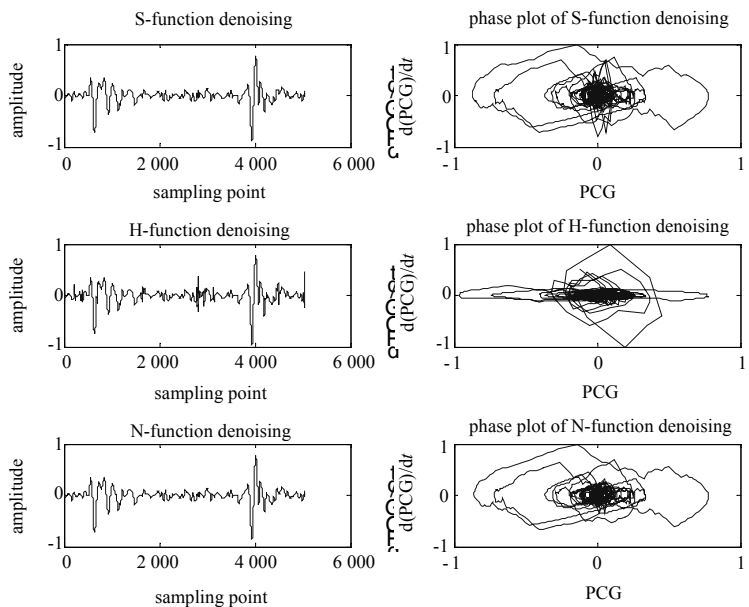


Fig.9 Denoising effect comparison for three kinds of threshold functions  
图9 三种阈值函数消噪效果的对比

表2 三种阈值函数消噪后的对比结果

Table2 Comparison of denoising results for three different threshold functions

threshold function	S-function	H-function	N-function
$R_{SN}/dB$	23.339 0	19.560 8	27.943 6
RMSE	0.050 0	0.060 4	0.039 7

当加入不同强度的高斯白噪声时, 3种阈值函数消噪效果对比图如图10所示。

图10的结果表明, 在不同噪声强度下新阈值函数的消噪效果优于传统的软、硬阈值函数。在噪声强度较大的情况下, 硬阈值函数量化后的小波系数中也经常混杂着较多噪声信号, 故其消噪效果不甚理想。软阈值函数消噪效果最差, 该函数使消噪后的信号过于平滑, 从而使得信号的SNR很低而RMSE较高。

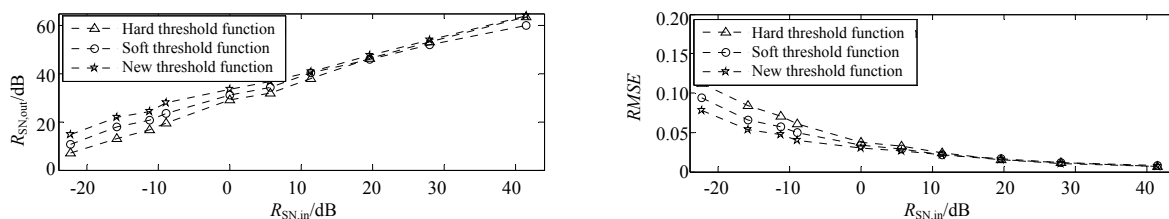


Fig.10  $R_{SN}$  and  $RMSE$  error comparison of three different threshold functions at different noise levels

图 10 三种阈值函数消噪后均  $R_{SN}$  和  $RMSE$  的对比如

降噪效果较好的新阈值函数应用于一实测的主动脉瓣心音信号的消噪，其降噪前后的波形如图11所示。

图11的实验结果表明，采用新阈值函数既有效地消除了噪声，又完整保留了原始心音信号的特征。

#### 4 结论

本文针对传统阈值函数存在的固有缺点，提出了一种改进方案，并给出了阈值量化的函数模型。该函数既克服了软阈值函数具有恒定偏差的缺点，又弥补了硬阈值函数的不连续和不完全去除噪声的缺陷。通过对标准心音的消噪仿真对比，分析了3种阈值函数的消噪性能。结果表明新阈值函数得到的信噪比和均方根误差两项指标均优于传统的软、硬阈值函数。新阈值函数在实测心音信号的降噪处理中也获得了很好的消噪效果，因而为生物医学信号的小波阈值消噪提供了一个新的选择。同时，在一定程度上也丰富了小波阈值消噪理论。

下一步研究工作是实现阈值函数中参数的自适应调节。该方法利用遗传算法或者克隆选择算法优化信噪比，计算信噪比最大时每层的最优估计值 $a$ 和 $m$ ，采用最优估计值 $a$ 和 $m$ 对小波系数进行阈值量化，然后进行重构，得到信噪比最优的信号。

#### 参考文献：

- [1] 元秀华,谢定,吴承德. 心音信号测量中的噪音干扰分析与滤除方法[J]. 中国现代医学杂志, 1999,9(6):65,67.
- [2] Wang Ju,Fan Shaosheng. Power Communication Denoising Based on Fast Algorithm of Translation Invariant Wavelet[C]// Chinese Control Conference.Zhangjiajie,Chinese:[s.n.], 2007:306-309.
- [3] 杨建国. 小波分析及其工程应用[M]. 北京:机械工业出版社, 2005.
- [4] 胡美艳,杨卫,闫俊杰. 车辆声信号的小波去噪在 TMS320F2812 中的实现[J]. 信息与电子工程, 2009,7(2):132-135.
- [5] 赵治栋,吴涛,潘敏,等. 小波阈值去噪技术研究及其在生物医学信号处理中的应用[J]. 中国医疗器械杂志, 2004, 28(4):277-281.
- [6] 薛涛,和卫星. 小波阈值去噪技术在ECG信号处理中的应用[J]. 微计算机信息, 2007,23(4):306-307.
- [7] Donoho D L. De-noising by Soft-Thresholding[J]. IEEE Trans. Inform. Theory, 1995,41(3):613-627.
- [8] Xiao Qian,Wang Jian-hui,Jiang Yan,et al. An Improved Wavelet Threshold Denoising Method and its Application[C]// Chinese Control and Decision Conference.Yantai,Chinese:[s.n.], 2008:3465-3468.
- [9] Murphy R L H,Brockington G M. 3M™ littmann® introduction to heart sounds version 2.0.1[R]. 2003.

#### 作者简介：



王 燕(1985-),女,重庆市人,在读硕士研究生,主要研究方向为生物医学信号处理。  
email:wangyan850207@ahoo.cn.

王海滨(1964-),男,云南省思茅市人,博士,教授,主要从事生物医学信号研究。

刘立汉(1984-),男,湖北省天门市人,在读硕士研究生,主要研究方向为生物医学信息的检测与处理。

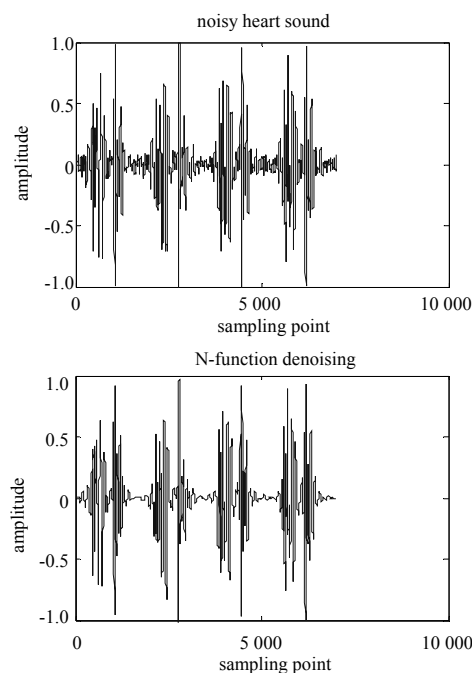


Fig.11 Comparison of the waveforms for noisy and denoised aortic heart sounds

图 11 一例实测主动脉瓣心音信号降噪前后波形对比