

# ECG 去噪算法的设计与实现\*

马晓婷 尚宇

(西安工业大学电子信息工程学院 西安 710021)

**摘要:**对心电信号进行数字滤波时,因其幅频特性和过渡带的影响很容易造成心电波形失真,为了使原始含噪心电信号与降噪后的心电信号具有同等光滑性和最小方差估计特性,去噪连续性效果更好,分析研究了几种常用的去噪算法,并分别采用 MIT-BIH 数据库中的数据及实测心电数据进行仿真分析,仿真结果表明采用小波阈值去噪算法可以更好的对心电信号进行去噪处理,得到清晰不失真的原始心电信号,信噪比(SNR)达到 30 以上,均方误差(MSE)在 0.1 以下,设计方法简单、计算量小,具有很好的应用前景和广泛地使用价值。

**关键词:**心电信号;数字滤波;小波阈值;去噪处理

**中图分类号:** TN216 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.50

## Design and implementation of ECG denoising algorithm

Ma Xiaoting Shang Yu

(Xi'an Technological University, Electronic Information Engineering, Xi'an 710021, China)

**Abstract:** When the ECG signal is digitally filtered, it is easy to cause ECG distortion due to its amplitude-frequency characteristic and transition zone. In order to make the original noisy ECG signal have the same smoothness and minimum variance as the ECG signal after noise reduction It is analyzed and analyzed by using the data of MIT-BIH database and the measured ECG data respectively. The simulation results show that the wavelet denoising algorithm is used to denoise the wavelet denoising algorithm. The algorithm can be used to denoise the ECG signal, get the original ECG signal with clear distortion, Signal to noise ratio SNR of 30 or more, mean square error MSE below 0.1, the design method is simple, the calculation is small, Good application prospects and extensive use of value.

**Keywords:** ECG; digital filtering; wavelet threshold; de-noising processing

### 1 引言

心电图检查技术是目前诊断心脏病应用广泛的无创性检查手段,是评价和判断心脏健康状况的主要依据。但人体心电信号<sup>[1-2]</sup>微弱,随机性强,幅度一般在 0.05~5 mV,易受干扰。频率一般在 0.05~100 Hz,具有低频性。消除心电信号的各种噪声干扰是心电信号分析诊断的关键。

小波变换是目前广泛使用的一种去噪方法,通过对信号时间-频率进行分析,能在不同分解层次上有效区分信号的突变部分和噪声,从而实现信号的消噪。小波阈值去噪算法<sup>[3-5]</sup>简单、计算量小,能使噪声几乎完全得到抑制,而且能反应原始信号的特征尖峰点并得到很好的保留,提

高信噪比,滤波效果最佳。

### 2 小波去噪算法的设计实现

#### 2.1 去噪算法评价

假设一个含噪信号  $f(n)$  可以表示为  $f(n) = F(n) + E(n)$ ,  $n = 1, 2, 3, \dots, N$ , 其中  $F(n)$  为干净信号,  $E(n)$  为噪声信号,且相互独立。去噪的目的就是由观察到的  $f(n)$  信号利用算法估计出原始的  $F(n)$  信号。评价算法去噪的效果有两种,一是直观图像,观察去噪前后的波形给出评价;二是借助客观的评价标准,信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)和均方误差(mean square error, MSE)作为信号去噪结果的评价标准,SNR 越大, MSE 越小,去噪效果越好<sup>[6-8]</sup>。依次定义如下:

收稿日期:2017-03

\* 基金项目:陕西省自然科学基金(2014JM2-6093)项目资助

$$SNR = 10\log\left(\frac{\sum_{n=1}^N F(n)^2}{\sum_{n=1}^N [E(n) - F(n)]^2}\right) \quad (1)$$

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [E(n) - F(n)]^2 \quad (2)$$

式中： $F(n)$  表示去噪后的信号， $E(n)$  为含噪声信号。

### 2.2 小波强制去噪算法设计

将小波变换具有的时频定位特性运用于心电信号的基线漂移矫正，利用小波变换多尺度多分辨率的特点，将心电信号进行多尺度小波分解，将交织在一起的多种不同频率组成的混合心电信号分解成不同频段的子频段。其算法流程如图1所示。

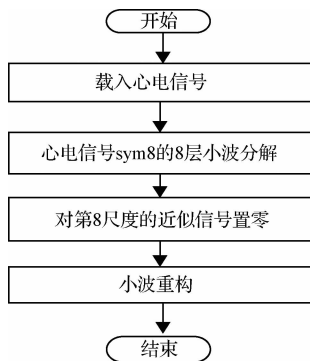


图1 基线漂移滤波算法流程

其中，基线漂移的主要成分为缓变势分量，在小波分解中会直接显现于某较大的尺度下，因此只要在重构过程中将这一尺度下的分量直接去除掉，即可实现基线矫正，使用该方法时还可以将测量过程中引入的直流分量一并去除。小波强制去噪法对于信号的形式和变化不敏感，是一种简单有效的去除基线漂移的方法<sup>[9]</sup>。

### 2.3 小波阈值去噪算法设计

小波阈值去噪算法的基本步骤如下：

- 1) 对心电信号进行小波分解，得到其小波函数；
- 2) 估计噪声，选择适当的阈值函数并确定阈值，对小波系数进行阈值处理获得新的小波函数；
- 3) 由新的小波系数重构得到去噪后的心电信号。去噪算法流程如图2所示。

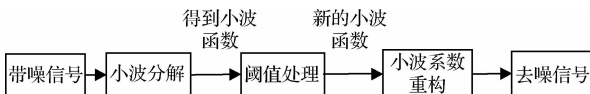


图2 滤除信号干扰的流程

工频干扰主要反映在小尺度的小波系数上第2层尺度，与心电信号频带相重叠，可采用硬阈值法对60 Hz对应的小波系数进行抑制。设计流程如图3所示。

硬阈值的量化规则是当小波系数大于等于给定阈值时，保持不变；而小于该阈值时，令其为0。所以去除工频干扰，只需要将小波分解后第2尺度的系数用硬阈值法进行去噪，便可得到去除工频干扰的心电信号<sup>[10-12]</sup>。

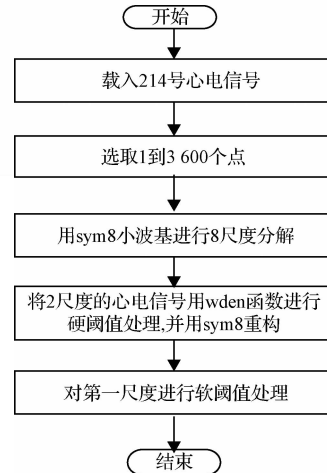


图3 工频干扰滤波算法流程

肌电干扰频率一般5~2 000 Hz，在某些尺度上与有用的心电信号产生叠加，大部分叠加在第一尺度上，所以采用软阈值法将对应的小波系数进行衰减，可以消除高频噪声。设计流程如图4所示。

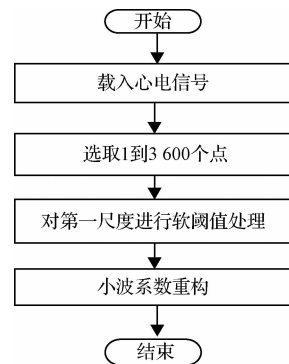


图4 肌电干扰滤波算法流程

软阈值的量化规则是当小波系数的绝对值大于等于给定阈值时，令其值为减去阈值；而小于给定的阈值时，令其为0。对信号进行八尺度小波分解，然后提取各尺度的小波系数，对第一尺度的小波系数进行软阈值处理并重构，最后得到滤波后的信号<sup>[13-15]</sup>。

## 3 仿真结果与分析

### 3.1 心电数据库数据去噪处理

基线漂移属于低频干扰，频率小于1 Hz，其幅值占心电信号峰值的15%。选取MIT-BIH ST Change Database中324号心电信号，对其首先进行小波强制去噪和巴特沃斯高通去噪的仿真结果如图5所示。

通过仿真图形对比，从直观上观察，前者滤波效果明显比后者差。采用小波强制去噪的方法几乎完全消除了基线漂移干扰，但巴特沃斯高通滤波器的滤波效果明显不足，仍然存在部分基线漂移干扰。对比结果如表1所示。

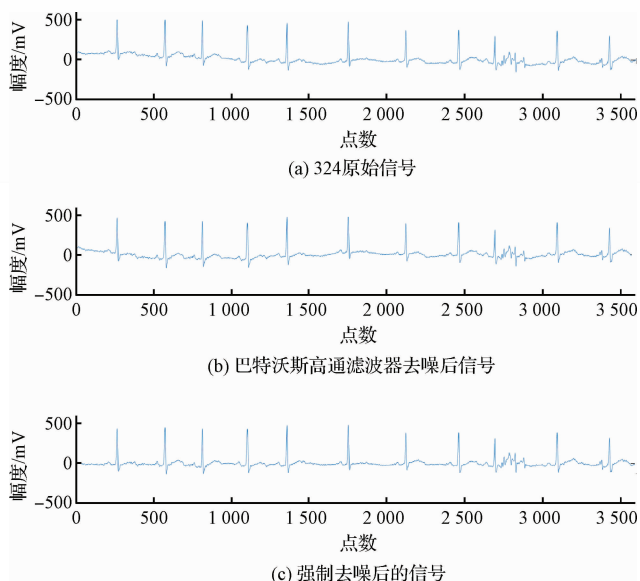


图5 小波强制去噪和巴特沃斯高通滤波器滤除基线漂移仿真结果

由表1可知,324号、326号数据采用小波强制值去噪后的SNR大于巴特沃斯高通滤波器的SNR, MSE小于后者,但其他组却相反。从以上10组信号的滤波实验得出,巴特沃斯高通滤波器方案更优。

为了更好的观测60 Hz的工频干扰所以画出了频谱图,从图6中明显看到采用硬阈值的方法可以更好的将60 Hz的工频干扰滤除。巴特沃斯滤波器虽然在通频带内外都有平稳的幅频特性,但有较长的过渡带,很容易造成失真。对比结果如表2所示。

由表2可知,每组采用小波硬阈值去噪的SNR远大于巴特沃斯带阻滤波器的SNR,同时MSE小于巴特沃斯带阻滤波器去噪后的MSE。因此,针对工频干扰,小波硬阈值去噪效果更佳。

肌电干扰频率分布范围较大,在某些尺度上与有用的心电信号产生叠加,但其大部分分布在第1尺度,在仿真实验中对1层上的肌电干扰进行滤除。选择MIT-BIH ST Arrhythmia Database中的104号心电信号,对其进行软阈值去噪和切比雪夫低通滤波器去噪的仿真结果如图7所示。

表1 基线漂移滤波结果数据对比

数据名称	性别	年龄	小波强制去噪		巴特沃斯高通滤波器去噪	
			SNR	MSE	SNR	MSE
326	—	—	35.869 1	0.028 8	35.312 7	0.023 0
327	—	—	30.427 5	0.064 7	29.849 3	0.030 5
122	男	51	32.777 9	0.041 5	36.109 6	0.056 5
100	男	69	27.982 6	0.032 4	36.765 7	0.062 3
104	女	66	31.738 1	0.015 4	37.340 5	0.046 4
214	男	53	35.478 3	0.058 0	37.693 8	0.010 0
115	女	31	35.143 8	0.017 6	39.569 1	0.047 0
222	女	84	23.784 2	0.092 4	33.675 2	0.011 8
321	—	—	36.035 2	0.029 8	35.288 4	0.012 0
231	女	72	35.166 0	0.030 1	38.749 6	0.009 9
324	—	—	31.254 5	0.068 8	30.887 9	0.050 0
b001	—	—	51.144 5	0.019 1	57.245 9	0.008 1
平均		61	33.900 1	0.041 5	37.373 9	0.029 6

观察对比图可以看到肌电干扰都有所滤除,采用小波软阈值去噪过程,只是对第一层进行了小波阈值处理并且重构,其他尺度上仍然存在一些干扰。切比雪夫低通滤波器和巴特沃斯滤波器刚好相反,过渡带很窄,但内部的幅频特性却不太稳定,也会造成一些失真。对比结果如表3所示。

由表3可知,每组采用小波软阈值去噪的SNR远大于切比雪夫低通滤波器的SNR,同时MSE也小于切比雪夫低通滤波器去噪后的MSE。因此,针对肌电干扰,小波

软阈值去噪效果更佳。

### 3.2 实验采集数据去噪处理

对实验测得的含有3种噪声的心电信号采用巴特沃斯高通滤波器滤除基线漂移,巴特沃斯带通滤波器滤除工频干扰,巴特沃斯低通滤波器滤除肌电干扰,仿真结果如图8所示。

利用小波基函数对心电信号进行尺度分解,将基线漂移所处的部分强制去噪直接置零,工频干扰所处的小波系数进行硬阈值处理,肌电干扰所处的小波系数进行软阈值

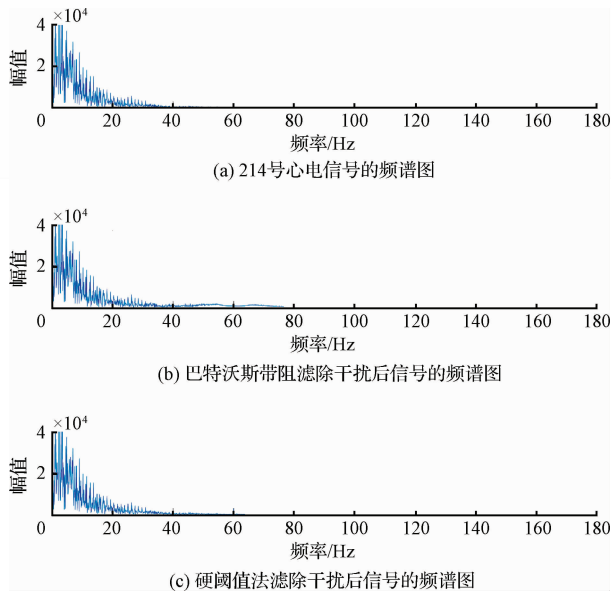


图6 硬阈值和巴特沃斯带阻滤波器仿真结果频谱图

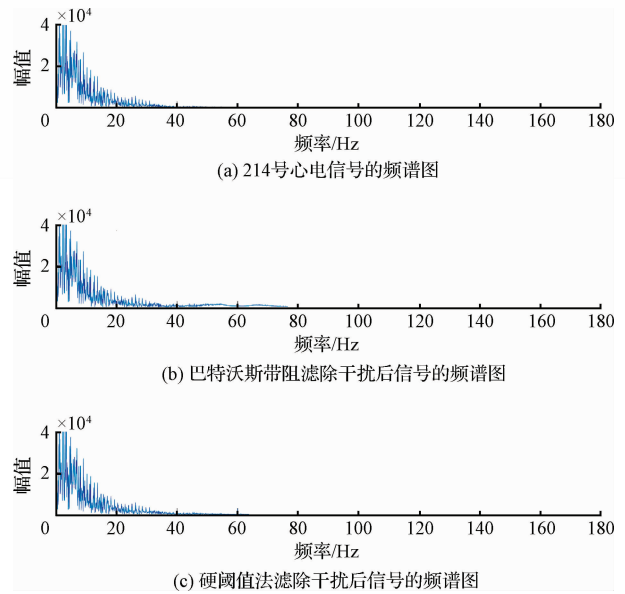


图7 软阈值和切比雪夫低通滤波器仿真结果

表2 工频干扰滤波结果数据对比

数据	性别	年龄	小波硬阈值去噪		巴特沃斯带阻滤波器去噪	
			SNR	MSE	SNR	MSE
100	男	69	55.238 9	0.053 8	38.121 4	0.393 3
104	女	66	54.652 8	0.058 4	36.883 8	0.459 1
108	女	87	53.581 6	0.064 8	39.202 6	0.345 3
112	男	54	57.276 4	0.039 9	39.014 0	0.331 5
205	男	59	59.457 4	0.033 1	38.852 7	0.354 1
210	男	89	54.930 9	0.056 7	39.228 4	0.348 7
217	男	65	53.133 2	0.070 1	37.372 0	0.443 4
214	男	53	53.487 8	0.067 5	38.386 7	0.375 0
221	男	83	53.351 9	0.067 8	39.016 8	0.353 0
228	女	80	53.054 8	0.069 4	39.036 7	0.352 5
231	女	72	58.325 7	0.038 5	38.060 1	0.400 2
234	女	56	58.314 7	0.038 9	38.605 1	0.380 3
平均		69	55.400 5	0.054 9	38.481 7	0.348 6

表3 肌电干扰滤波结果数据对比

数据名称	性别	年龄	小波软阈值去噪		切比雪夫低通滤波器去噪	
			SNR	MSE	SNR	MSE
101	女	75	59.709 9	0.032 8	28.292 8	1.235 3
102	女	84	60.819 5	0.028 6	28.303 0	1.234 5
104	女	66	60.677 9	0.029 5	29.260 2	1.102 1
105	女	73	61.061 9	0.028 1	28.356 8	1.223 5
108	女	73	60.366 0	0.029 7	30.154 4	0.976 5
112	女	59	61.070 2	0.025 7	28.811 0	1.072 7
124	男	77	61.479 5	0.024 9	27.222 8	1.348 3
209	男	62	59.991 2	0.031 6	26.734 5	1.468 2
213	男	61	61.812 6	0.025 0	22.715 6	2.366 6
217	女	53	59.423 4	0.034 5	26.389 1	1.537 6
221	男	83	60.461 7	0.029 8	28.224 4	1.246 4
233	男	57	62.429 0	0.023 6	25.532 2	1.656 0
平均		68	60.775 2	0.028 6	27.583 0	1.372 3

处理,让各尺度的噪声分别用不同阈值方法进行去噪,去噪后再进行重构,便可得到理想的心电信号。

采用实验测得的心电信号对其进行噪声的综合处理,如图9所示,仿真结果说明采用软阈值、硬阈值结合的方法,进行小波去噪处理后,信号没有上下浮动的基线漂移,而且工频干扰和肌电干扰也得到了很好的滤除,信号滤除后变得平滑,毛刺比较少,算法比较简单,处理速度快,实时性相对较好。

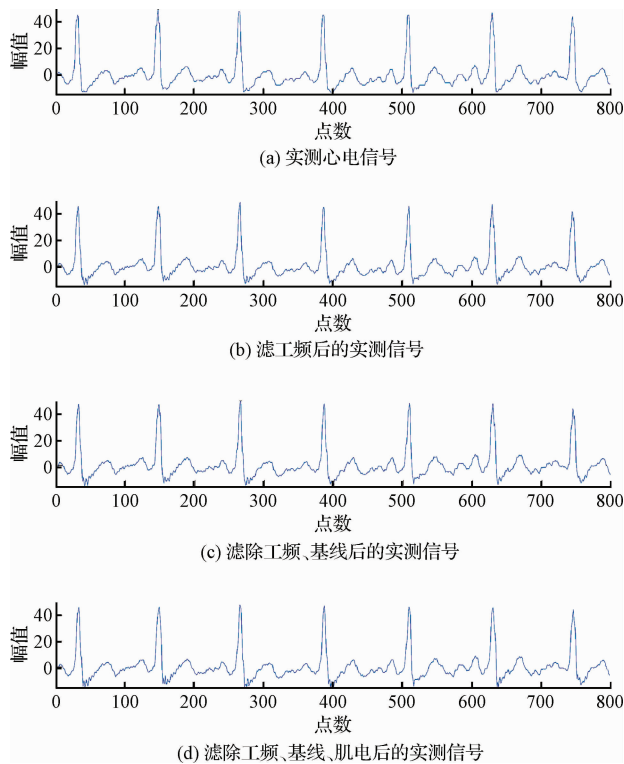


图8 数字滤波算法滤除实测数据混合干扰仿真结果

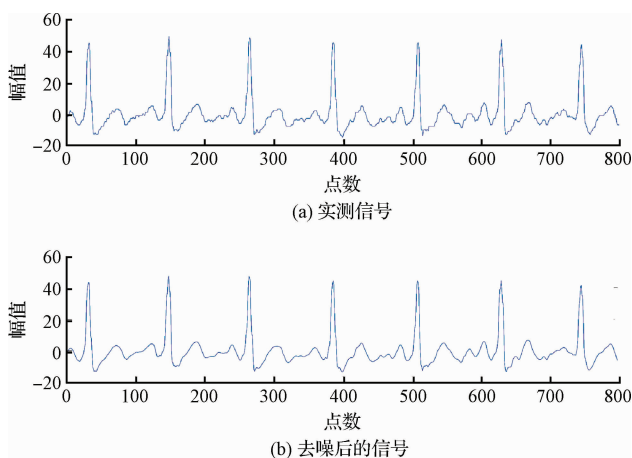


图9 小波阈值算法滤除实测数据混合干扰仿真结果

#### 4 结论

本文对心电信号中包含的3种主要噪声,采用数字滤波算法和小波阈值去噪算法,针对MIT-BIH数据库数据

和实测心电数据进行了MATLAB仿真实验分析,并将小波阈值去噪算法与传统的数字滤波去噪算法进行对比。实验结果表明:小波阈值去噪算法可以作为一种更好的去噪方法对心电信号进行去噪处理,使有用信号与降噪后的信号具有同等光滑性以及最小方差估计,提高了信号去噪连续性效果,而且采用小波硬阈值方法,信噪比可以达到55,均方误差MSE为0.05,采用小波软阈值方法,信噪比可以达到60,均方误差MSE为0.03,算法简单,运行速度快、实时性好,具有广泛的应用价值。

#### 参考文献

- [1] 董兵超,于毅,李振新.基于MATLAB的心电信号的数字滤波处理[J].数字技术与应用,2012(10):160-162.
- [2] 张翠娜.心电信号去噪算法的研究[D].桂林:桂林理工大学,2012.
- [3] 何浩书.基于小波变换实现心电信号噪声最优处理[D].长沙:湖南大学,2014.
- [4] TIAN G, ZHOU X, ADEWALE I D. Pulsed electromagnetic non-destructive evaluation and applications[J]. Instrumentation, 2014,1(1): 15-28.
- [5] KUMAR P, AGNIHOTRI D. Biosignal denoising via wavelet thresholds[J]. IETE Journal of Research, 2010,56(3):131-138.
- [6] 何伶俐,王宇峰,祝元仲,等.心电信号工频干扰数字滤波方法比较研究[J].电子设计工程,2016,24(13):70-72.
- [7] 张臣国.小波分析在信号降噪中的应用研究[D].成都:电子科技大学,2012.
- [8] 魏珑.小波变换在心电信号去噪中的应用[J].电子质量,2010(2):54-56.
- [9] 杨鑫蕊.改进的小波阈值去噪算法研究[D].哈尔滨:哈尔滨理工大学,2014.
- [10] 欧阳波.基于小波分析的ECG信号处理技术研究[D].长沙:湖南大学,2014.
- [11] 李庆华.基于小波阈值算法的信号去噪研究[D].乌鲁木齐:新疆大学,2013.
- [12] 陈远贵,罗保钦,曾庆宁.基于一种新的小波阈值函数的心音信号去噪[J].计算机仿真,2010,27(11):319-323.
- [13] 李鑫.小波分析在滚动轴承故障信号处理中的应用[J].国外电子测量技术,2013,32(6):65-67.
- [14] 黎林,朱军.基于小波分析与神经网络的语音端点检测研究[J].电子测量与仪器学报,2013,27(6):528-534.
- [15] 袁孟宇.基于改进小波阈值法的动液面信号去噪研究[D].大庆:东北石油大学,2015.

#### 作者简介

马晓婷,1990年出生,工学硕士,主要研究方向为生物医学仪器、ECG信号处理技术等。  
E-mail:727782668@qq.com