

# The Study of Exercise ECG Signal Denoising

Lanpeng QU<sup>1</sup>, Shipeng LU<sup>2</sup>, Weiping HU<sup>3</sup>

Guangxi Normal University, Guilin, China, 541004

Email: qulanpeng09@yahoo.com.cn<sup>1</sup>, huwp@gxnu.edu.cn<sup>3</sup>

**Abstract:** The effect for exercise ECG(electrocardiogram) signal denoising is very poor to use the conventional ECG signal denoising method and the wavelet threshold filtering denoising. However, the wavelet correlation algorithm proposed in this article which based on wavelet adaptive threshold filtering and spatial correlation, and combined with the method of EMD(empirical mode decomposition) which is used to preprocess the trend line is better than other traditional methods on the exercise ECG signal denoising.

**Keywords:** exercise ECG; spatial correlation; wavelet threshold filtering; EMD

## 运动心电信号的去噪研究

曲兰鹏<sup>1</sup>, 陆世鹏<sup>2</sup>, 胡维平<sup>3</sup>

广西师范大学, 桂林, 中国, 541004

Email: qulanpeng09@yahoo.com.cn<sup>1</sup>, huwp@gxnu.edu.cn<sup>3</sup>

**摘要:** 传统的心电信号去噪方法, 以及小波阈值滤波法对运动心电信号的去噪效果不佳, 而本文在小波自适应阈值滤波以及空间域相关性去噪原理的基础上提出了小波相关去噪法, 结合经验模态分解(EMD)去趋势线算法的预处理, 对运动心电的去噪效果明显优于其他传统方法。

**关键词:** 运动心电信号; 空域相关; 小波阈值滤波; EMD

### 1 引言

对于处于运动状态的运动员进行实时心电监测, 可以让教练随时了解运动员的心脏情况, 以便及时调整运动员训练的强度, 可以很大程度上减少运动员受伤的几率、提高训练质量。心电信号比较微弱, 它的幅度范围为 10  $\mu$ V-5mV, 频率为 0.05-100Hz, 因此比较容易受到环境的影响。在采集、放大以及传输过程中, 许多干扰会耦合到心电信号中, 特别是运动心电信号, 运动时肌肉的抖动、出汗等都会加入很多的噪声。运动心电信号中最常见的几种主要干扰有肌电干扰、工频干扰、以及基线漂移<sup>[1]</sup>。因为运动时特别是剧烈运动时带来肌肉的抖动引起的肌电干扰是运动心电信号最大的噪声来源, 该特性决定了运动心电信号的去噪必须面对高噪声环境下的去噪任务。并且由于心电信号的奇异点比较多以及有用心电信号频带与噪声频带有重叠, 因此传统的去噪方法在处理这种短时低能量的非平稳信号时会带来

较多的心电信号局部信息的损失, 但是这些局部特征却是心电分析中最重要的信息。而小波变换由于具有良好的时频局部化特性, 逐渐成为解决上述问题的重要手段。对于轻度噪声污染的心电信号, 小波阈值滤波能起到比较好的效果, 但由于高强度运动时运动心电信号噪声污染严重, 分解到各个尺度之后, 噪声的幅度仍然比较大, 甚至有时噪声大于信号的幅度, 所以如果使用比较大的阈值, 就会导致该点的有用信号被削减; 如果使用比较小的阈值, 就会导致该点的噪声残留较大。而本文提出的基于小波自适应阈值滤波以及空间域相关性去噪原理的小波相关去噪法, 结合 EMD 去趋势线算法的预处理, 对强噪声的运动心电信号达到较好的去噪效果。

### 2 小波相关去噪法和 EMD 的去噪原理

#### 2.1 空间域相关性滤波原理

基于空间域相关性的噪声去除方法的思想是: 信号经过小波变换之后, 在各尺度间仍然有比较强的相关性; 而噪声经过小波变换之后, 在各尺度间却没有明

This work was supported by Nature Science Foundation of Guangxi province, China. NO. 2010GXNSFA013128, the Foundation of Guangxi Normal Univ, and the Foundation of key Lab of Guangxi colleges of Univ.

显的相关性。虽然小波变换具有较强的去相关性,但变换后的小波系数各层之间仍然还存在着大量的相关性。也就是说小波系数在不同分辨率下的对应系数之间具有较强的相关性<sup>[2]</sup>。信号的突变点在不同尺度上的同一位置有较大的峰值出现,噪声能量随着尺度增大而减少。因此可以取相邻尺度的小波系数通过相乘进行相关计算,可以通过某种判断准则,知道哪一点是信号占优,哪一点是噪声占优。然后在信号占优的点减小阈值,在噪声占优的点增大阈值,通过相关运算就能实现在锐化信号边缘域的同时抑制噪声,能够较好的刻画真实信号。

### 2.2 EMD 纠正基线漂移原理

EMD 方法是上世纪 90 年代末提出的一种信号处理新方法。与其他信号处理方法不同,EMD 分解的基函数不是事先选定的而是取自于被分析信号本身,是一种自适应的方法<sup>[3]</sup>。自适应的基函数反映了信号的内在特征,它的结果具有高效,实际的物理意义。所以说 EMD 分解是一种直观的而且自适应的信号处理方法,既能用于分析平稳信号又适合于分析非平稳信号。

EMD 分解的目的很明确:把非平稳信号分解为一系列表征信号特征时间尺度的固有模态函数 IMF (intrinsic mode function),使得每个 IMF 分量为窄带平稳信号<sup>[4]</sup>。IMF 分量必须满足以下条件:

- ① 整个信号数据段内,极值点的个数和零交叉点的个数必须相等或最多相差不能超过一个。
- ② 在任何时间点上,由局部极大值点形成的包络线和由局部极小值点形成的包络线的平均值为零。

EMD 去除基线漂移的步骤为:

- ① 对含有趋势线的心电信号进行 EMD 分解,即把含噪心电信号分解成所有 IMF 及残余量之和。
- ② 去除趋势项即残余量
- ③ 还原去除趋势项的信号

### 2.3 小波相关去噪法

根据空域相关去噪的原理和运动心电信号的特性,本文提出了小波相关去噪法,具体内容如下:

- ① 根据心电信号的采样频率确定分解层数 j。
- ② 计算小波阈值  $\lambda$ ,通过对噪声抑制的效果比较,选取  $\lambda$  为极大极小准则阈值,表达式如式 (1) 所示,式中  $\sigma$  为噪声标准差, N 为信号数据长度。对心电信号进行 j 层分解。本文引进一个层系数 K,在

噪声严重的地方增大阈值,在信号占优的地方减小阈值。首先根据 j 层分解系数,确定 QRS 波群能量主要集中的尺度,为了保留 QRS 波群,这些 QRS 波群所在尺度及以后的尺度减小阈值;而 QRS 波群所在尺度之前的尺度主要是噪声,因此在这些尺度上增大阈值,以便更好的去除噪声。很明显,层权值系数和尺度上信号和噪声的能量有关。

$$\lambda = \begin{cases} 0, & N < 32 \\ \sigma(0.3936 + 0.1829 \frac{\ln N}{\ln 2}), & N \geq 32 \end{cases} \quad (1)$$

$$SNR = 10 \log_{10} \left[ \frac{\sum_{n=0}^N \frac{s(n)^2}{n}}{[\overline{s(n)} - \overline{s(n)}]^2} \right] \quad (2)$$

式 (2) 是信噪比的表达式, s(n) 为原始信号,  $\overline{s(n)}$  为消噪后的信号。通过仿真实验得到层权值系数公式为:

$$K = 1 + \log_{10}(|SNR|) \quad (3)$$

式 (3) 中的 SNR 为分解后各层系数的信噪比。

③ 利用小波空间域相关性去噪原理,找出各尺度下被抽取的小波系数,这些系数就是信号占优的点,设计一个相关系数  $\alpha_x$ ,在信号占优的点减小阈值,在噪声占优的点增大阈值。

④ 确定阈值为  $\alpha_x * K * \lambda$ ,利用小波阈值滤波法对运动心电信号去噪。

通过以上步骤就能在心电信号噪声变化时自动的调整各层阈值的大小,从而能够自适应的去除心电信号中的噪声。

### 3 仿真实例

Agante 等曾指出肌电干扰是具有白噪声特性的干扰<sup>[6]</sup>,为了验证本文所提算法对运动心电信号的去噪效果,本文以 MIT/BIH 心电数据库中的 103 号和 16483 号标准 ECG 信号(采样率为 360HZ)分别模拟低强度运动和高强度运动时的心电信号,加入相应强度的白噪声并在 MATLAB 平台上进行实验验证。以最小均方差 MSE 和信噪比 SNR 验证去噪质量。

式 (1) 给出了信噪比 SNR 的定义

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} [s(n) - \overline{s(n)}]^2 \quad (4)$$

运动心电信号的能量主要集中在 3-40HZ,这部分就是 QRS 波,及 P,T 波所在。基线漂移存在于 1-5HZ 范围内,它主要集中于 1HZ 以内<sup>[5]</sup>。工频干扰存在于 50HZ 及其谐波附近。而肌电干扰,仪器内部噪声等分

布在整个频率范围内，而且幅度比较大。由于肌电干扰和基线漂移随着运动强度的变化而变化较大，所以本文主要讨论这两种噪声的影响。

### 3.1 运动心电信号中基线漂移的去除

取 103 号心电数据的 1024 个点叠加频率为 0.3Hz、0.6Hz 和 0.8Hz，幅度为 100 的三个正弦信号，对 16483 号心电数据分别叠加同样幅度 0.4Hz、0.7Hz 和 0.9Hz 的三个正弦信号来模拟基线漂移的影响。并以 103 号心电信号为例进行说明。

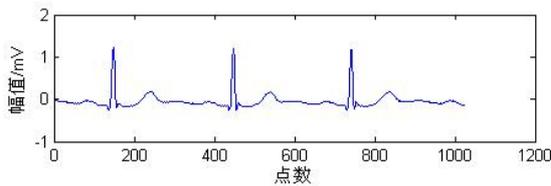


Figure1. The pure 103 ECG signals

图 1.纯净 103 号心电信号

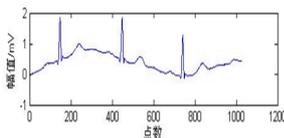


Figure2. The 103 ECG signals with the trend line

图 2.含趋势线的 103 号心电信号

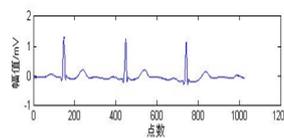


Figure3. : The 103 ECG signals have removed the trend line

图 3.去除趋势线的 103 号心电信号

### 3.3 运动心电信号中肌电干扰的去除

通过 awgn(x1,-35)函数在 103 号心电信号上的 1024 个点叠加 35 分贝的白噪声，式中 x1 为 103 号心电信号，同样的方式在 16483 号心电信号上叠加 40 分贝的白噪声。通过这种方式分别描述缓慢运动及剧烈运动时心电信号中肌电干扰的变化。首先通过式(5)确定 103 号心电信号的小波分解层数 m。

$$m = \min\{\lceil \log_2 f / f_n - 1 \rceil, \lceil \log_2 N \rceil\} \quad (5)$$

式(5)中 f 为信号的采样频率，f<sub>n</sub> 为信号中噪声的下限频率，N 为有用信号的点数。因为本文所采取的心电信号采样率为 360Hz，噪声的下限频率为基线漂移产生的噪声，经计算小波分解层数 m=8。其次，按照层权值系数公式(3)计算可得到 103 号和 16483 号心电信号对应的各层权系数如表 1 所示。

Table 1. The coefficient of data's different level

表 1. 数据各层系数表

各层权系数	K <sub>1</sub>	K <sub>2</sub>	K <sub>3</sub>	K <sub>4</sub>	K <sub>5</sub>	K <sub>6</sub>	K <sub>7</sub>	K <sub>8</sub>
	0.81	0.81	0.43	0.35	0.32	0.30	0.23	0.21
	0.93	0.91	0.52	0.44	0.42	0.38	0.31	0.28

103 号数据	0.81	0.81	0.43	0.35	0.32	0.30	0.23	0.21
16483 号数据	0.93	0.91	0.52	0.44	0.42	0.38	0.31	0.28

相关系数 α<sub>x</sub> 在信号占优的点以及在噪声占优的点的取值可以通过如下的数值实验得到，以 103 号心电数据为例，设 α<sub>x</sub> 在信号占优点的变化范围为 0~2，在噪声占优点的变化范围为 -1~1，步进长度为 0.01，通过 α<sub>x</sub> \* K \* λ 计算各层阈值，然后进行去噪处理即可得到消噪后的心电信号，以信噪比为评价标准，信噪比的值最大，说明 α<sub>x</sub> 在信号占优点及噪声占优点取值的组合是最优的，为了能够找出这组组合，需要通过两个搜索循环进行 40000 次运算，通过计算最大信噪比所对应的运算次数就能得出它的取值，103 号心电信号信噪比最大值对应的 α<sub>x</sub> 值在信号占优点为 -0.29，在噪声占优点为 1.16。同样可得 16483 号数据 α<sub>x</sub> 在噪声占优点以及信号占优点取值分别为 1.36，-0.38。以 16483 号数据进行去噪效果评价。

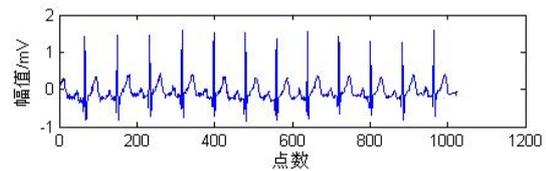


Figure 5. The pure 16483 ECG signals

图 5. 纯净 16483 号心电信号

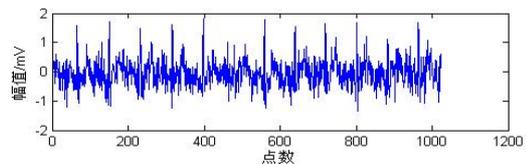


Figure 6. The 16483 ECG signals with the white noise

图 6. 含白噪声的 16483 号心电信号

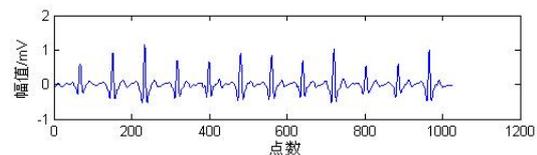


Figure 7. The 16483 ECG signals which have removed white noise

图 7. 消除白噪声的 16483 号心电信号

### 3.3 实验结果的评价

#### 3.3.1 小波相关去噪法在去除强白噪声时与小波阈值滤波法的对比

对加入 35 分贝白噪声的 103 号心电信号及加入 40 分贝白噪声的 16483 号心电信号分别通过小波阈值滤波法进行去噪，并与小波相关去噪法进行比较所得结果如以下四图所示：

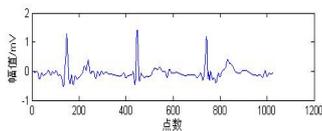


Figure 8. The result of denoise 103 ECG signals through wavelet threshold filtering  
图 8. 小波阈值滤波法滤除 103 号心电信号效果图

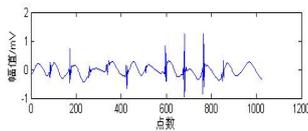


Figure 9. The result of denoise 16483 ECG signals through wavelet threshold filtering  
图 9. 小波阈值滤波法滤除 16483 号心电信号效果图

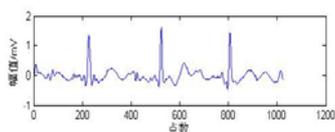


Figure 10. The result of denoise 103 ECG signals through wavelet correlation algorithm  
图 10. 小波相关法滤除 103 号心电信号效果图

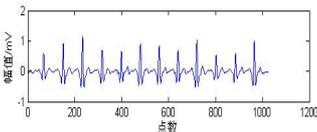


Figure 11. The result of denoise 16483 ECG signals through wavelet correlation algorithm  
图 11. 小波相关法滤除 16483 号心电信号效果图

由图 8—9 的结果可知，在低噪声环境下，小波阈值滤波法能够基本提取出运动心电信号，但随着噪声强度的增大，其去噪后的结果畸变较大，心电信号的波形失真严重，完全破坏了原始数据的形态；而图 10—11 的结果显示小波相关去噪法无论在相对低噪声环境还是在相对高噪声环境下都得到较好的去噪效果。

### 3.3.2 心电信号去噪效果的评价

Table 2. The evaluate of the result of denoise ECG signals

表 2. 心电信号去噪效果评价表

数据类型	103 号数据				16483 号数据			
	SNR(DB)		RMES		SNR(DB)		RMES	
评价标准	去噪前	去噪后	去噪前	去噪后	去噪前	去噪后	去噪前	去噪后
肌电干扰	-35	5.21	7.95	0.86	-40	3.85	11.96	2.39
基线漂移	-2.12	12.65	2.60	0.41	-3.66	13.90	2.40	0.35

由表 2 可以看出本文提出的去噪方法对于高强度的肌电干扰和基线漂移有很好的去噪效果。与小波阈值滤波法相比，在高强度白噪声的干扰下，仍能比较好的保持心电信号的局部特征和光滑性。

## 4 结束语

本文提出的基于小波自适应阈值滤波以及空间域相关性去噪原理的小波相关去噪法，结合 EMD 去趋势线算法的预处理，从实验结果来看，对强噪声的运动心电信号进行消噪处理后，从信噪比、最小均方误差、心电信号局部特征、R 峰位置、光滑性等方面综合的进行评价，初步的实验结果证实了该方法可以取得比较好的去噪效果。不过应该提及的是，目前我们的去噪方法对运动心电信号依然有较大的损害，现阶段只能满足对 R 波的识别计数的用途，而进一步的研究在最大可能的保留心电信号某一特征（而不是全部特征）的前提下的运动心电信号的去噪，正是我们下一阶段的任务。

## References (参考文献)

- [1] Qiu Qingjun, Jiang Jingying, Yu Qilian. Review and New Development of QRS Complexes Detection Methods [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation. 1999, 23(6): 200-210  
邱庆军, 蒋景英, 虞启琰. QRS 波检测方法的回顾与新进展. 中国医疗器械杂志 1999, 23(6): 200-210
- [2] Zhang Yong, Wang Jiasheng. Denoising Algorithm for ECG Signals Based on Multi-Resolution Analysis [J]. Systems Engineering and Electronics. 2002, 24(2): 32-34.  
张勇, 王介生. 基于多分辨率分析的心电图信号去噪算法. 系统工程与电子技术. 2002, 24(2): 32-34.
- [3] Frdane JN, emunna MR, QRS wave detection Medical & Biological [J]. Engineering & Computing. 1980, 18:125-132
- [4] Viladimir Chekrasky, Stevne Its. MyoPotential denoising of ECG Singal using wavelet thresholding methods [J]. Neural Networks. 2001, 148: 1129-1137.
- [5] Ucar F N, Kourrek M, Yzguna E., A noise reductin algorithm in ECG singals using wavelet trtnasofmr. Bimoedical Enngieering Dyas, Poreedings of the 1998 and Itmeational Conernee, 1998:36-38P
- [6] Yang Jicheng, The QRS Complexes Detector in Automated Analysis of ECG Monitoring [J]. Journal of Biomedical Engineering. 杨纪成. 自动分析心电监护仪的 QRS 复合波检出方法. 生物医学工程学杂志 1991, 8(1):61-65