

# 基于改进 EEMD 的心电信号基线漂移消除方法

林金朝<sup>1</sup> 刘乐乐<sup>1</sup> 李国权<sup>1</sup> 柏桐<sup>1</sup> 王慧倩<sup>2</sup> 庞宇<sup>2</sup>

(1. 重庆邮电大学通信与信息工程学院, 重庆, 400065; 2. 重庆邮电大学光电工程学院, 重庆, 400065)

**摘要:** 针对传统方法滤波效果不佳的问题, 本文提出了基于改进集合经验模态分解(Ensemble empirical mode decomposition, EEMD)的消除心电信号基线漂移方法。该方法克服了经验模态分解(Empirical mode decomposition, EMD)模态混叠的问题, 并对 EEMD 方法存在的问题和不足进行改进, 建立集合经验模态分解方法中加入辅助白噪声大小的可依据准则, 从而确定加入的辅助白噪声大小以及集合平均次数这两个重要参数。它从含噪心电信号中提取基线漂移信号, 然后重构其余本征模函数(Intrinsic mode function, IMF)分量得到“干净”的心电信号, 为后续的研究提供前提。经实验验证表明: 相较于传统方法, 这种方法能够提高信噪比、降低均方差、保持特征波形、去噪更加彻底, 很好地解决了心电信号低频成分损失的问题。

**关键词:** 心电信号; 基线漂移; 集合经验模态分解

**中图分类号:** TN911.73; R318.04 **文献标志码:** A

## A Method for Removing Baseline Drift in ECG Signal Based on Improved EEMD

Lin Jinzhao<sup>1</sup>, Liu Lele<sup>1</sup>, Li Guoquan<sup>1</sup>, Bai Tong<sup>1</sup>, Wang Huiqian<sup>2</sup>, Pang Yu<sup>2</sup>

(1. College of Communication and Information Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing, 400065, China; 2. School of Photoelectrical Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing, 400065, China)

**Abstract:** A method to eliminate baseline drift of ECG signal based on improved ensemble empirical mode decomposition is proposed for the disadvantage of poor filtering in traditional method. The method can weaken the mode mixing of empirical mode decomposition, and make up for the shortcomings of EEMD. It establishes the criterion for adding auxiliary white noise in EEMD method, and then determines the two important parameters, i. e., the magnitude of auxiliary white noise and the ensemble times. The method extracts the baseline drift signal from the noisy signal and then reconstructs intrinsic mode function to obtain the “clean” ECG signal, which provides a prerequisite for subsequent research. The experimental results show that the de-noising method, compared with the traditional method, can improve the SNR, reduce root mean square error, keep the characteristic of the waveform, and solve the problem of low frequency component loss.

**Key words:** electrocardiogram (ECG) signal; baseline drift; ensemble empirical mode decomposition (EEMD)

## 引言

心电信号(Electrocardiogram, ECG)在采集的过程中,通常会有很多噪声耦合到原始信号中,给心电信号的处理和分析带来极大的困难。因此如何从含噪信号中提取“干净”的心电信号,保证医学诊断的准确性一直是心电信号预处理的重要任务。在各类干扰中,基线漂移对心电信号的影响最大。作为一种主要的噪声源,它是一种低频信号,通常情况下,其频率小于  $1 \text{ Hz}^{[1]}$ 。对于心电信号,其自身也含有十分丰富的低频成分,基漂干扰与其叠加会掩盖其中的有用信息,对后续心电信号的特征波检测以及心率变异性分析产生严重的影响。所以在心电信号分析处理的过程中,如何消除基线漂移干扰成为 ECG 预处理中的一个关键问题。

近年来,在如何消除心电信号基线漂移的研究中,国内外学者已经提出了很多优秀的方法,比如曲线拟合法<sup>[2]</sup>、小波变换法<sup>[3,4]</sup>、形态学滤波法<sup>[4-6]</sup>、经验模态分解法<sup>[7,8]</sup>等。在上述方法中,曲线拟合法实时性、准确性较好,但有些情况下,算法中拟合点的提取十分困难;小波变换法和形态学滤波法滤除基线漂移后低频成分损失非常大,这主要是因为心电的 P 波、T 波和 ST 段的频率介于  $0.5 \sim 10 \text{ Hz}$ (这些波段蕴含着丰富的病理信息,所以应尽量避免这些段波形的失真),基线漂移与这些心电信号低频波段的频谱非常接近,在使用这些方法消除基线漂移噪声时,对心电信号的有用成分会造成一定的损失;经验模态分解(Empirical mode decomposition, EMD)存在着模态混叠等问题。总而言之,这些信号处理方法还存在着滤波效果不理想的问题,不能很好地完成去除心电信号基线漂移的任务,这就需要我们寻找新的方法用于心电信号去基漂。集合经验模态分解方法能够较好的解决模态混叠问题,但是它的分解效果主要依赖于两个重要参数:辅助白噪声大小和集合平均次数。在原始集合经验模态分解(Ensemble empirical mode decomposition, EEMD)方法中这两个参数都是人为设定,对于不同信号很难达到期望的分解效果。

针对上述方法的不足,本文提出了一种基于改进集合经验模态分解的心电信号基线漂移去除方法。该方法能够克服 EMD 和 EEMD 的不足,最大限度地消除模态混叠现象并对两个重要参数的选取进行改进,从含有基线漂移的心电信号中提取“干净”的心电信号,为后续的研究分析提供前提。经实验仿真验证,相较于其他方法,本文设计的基线漂移去除方法能够很好地保持心电信号特征波形,提高信噪比、降低均方差。目前,工业自动化大势所趋,心电自动分析系统可以提高医疗人员的工作效率,为疾病的及时诊断提供保障。然而国内心电分析系统的研究还不是很成熟,本文提出的方法旨在为该领域的研究人员提供理论支撑,为开发出新型心电分析系统提供帮助。

## 1 集合经验模态分解

### 1.1 经验模态分解

EMD 是由 Huang 等提出的一种适用于非线性、非平稳信号的分析手段,它是希尔伯特黄变换(Hilbert-Huang transform, HHT)的核心算法,已逐渐应用于生物医学工程等领域<sup>[9]</sup>。由于心电信号自身的特点,EMD 就成为一种非常有效的信号分析方法。

信号  $x(t)$  经过 EMD 方法分解后,得到多个 IMF 分量和一个趋势项,可以表示为

$$x(t) = \sum_{i=1}^n \text{IMF}_i(t) + r(t) \quad (1)$$

式中:  $n$  为分解后 IMF 的数量,  $r(t)$  是分解后的趋势项。

尽管 EMD 方法在众多领域得到了越来越多的应用,但是同时也存在着许多问题,给信号的分析处理带来极大的困难,其中最突出的是模态混叠问题。

## 1.2 集合经验模态分解

为了有效避免 EMD 方法存在的模态混叠问题, Wu 等提出了 EEMD<sup>[10]</sup>。该方法的基本原理是在原始信号上加入若干次辅助白噪声,把信噪混合体作为一个待分解信号,当原始信号加入均匀分布的白噪声背景时,不同时间尺度的信号将映射到合适的参考尺度上,然后再分别对该信噪混合体进行 EMD 分解处理,最后求取平均值便可以得到逼近的真实模态<sup>[11]</sup>。该算法的具体步骤如下:

(1) 在信号  $x(t)$  中加入辅助白噪声信号  $+k \cdot \sigma_x \cdot n(t)$ , 其中,  $k$  为白噪声与信号幅值标准差的比值(下同),  $\sigma_x$  为信号标准差,  $n(t)$  为归一化白噪声, 构成信噪混合体

$$X_1(t) = x(t) + k \cdot \sigma_x \cdot n(t) \quad (2)$$

(2) 对信噪混合体进行 EMD 分解

$$X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (3)$$

(3) 重复步骤(1)和(2), 每次加入不同的白噪声

$$X_i(t) = x(t) + k \cdot \sigma_x \cdot n_i(t) \quad (4)$$

分解成 IMF

$$X_i(t) = \sum_{j=1}^m c_{i,j} + r_{i,m} \quad (5)$$

(4) 重复  $N$  次, 然后对各 IMF 求平均

$$c_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N c_{i,j} \quad (6)$$

$$r_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_{i,m} \quad (7)$$

(5) 最后的分解结果为

$$X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (8)$$

该算法中包含两个重要的参数: 添加的辅助白噪声的大小以及集合平均次数。通常情况下, 这两个参数都是根据经验进行设置, 那么使用 EEMD 在对信号进行处理时, 这两个参数的选择必然会对信号的分解结果产生很大的影响, 这是我们所期望看到的, 而应该让算法自身确定这两个参数, 使分解结果最优化, 即改进的 EEMD 算法。

## 2 基于改进 EEMD 消除心电信号基线漂移的算法

### 2.1 改进 EEMD 算法

为了能够有效避免模态混叠现象, 保护信号中的有用成分, 使信号的分解结果最优化, 需要对 EEMD 方法中的两个重要参数的选取进行优化。

文献[12]给出了对于任何不连续的信号在 EEMD 方法中加入辅助白噪声的可依据准则。加入的白噪声须满足如下条件

$$0 < k < \frac{A}{2} \quad (9)$$

式中  $A$  为信号的高频成分标准差与原始信号标准差的比例系数。一般情况下, 取  $k = \frac{A}{4}$  就能够有效避免信号分解时出现的模态混叠现象。

集合平均次数是 EEMD 方法中的另一个重要的参数, 它能够决定信号分解后辅助白噪声的消除情

况。Wu 等研究了该方法中集合平均次数  $N$  与比例系数  $k$  应满足如下关系<sup>[10]</sup>

$$e = \frac{k}{\sqrt{N}} \quad (10)$$

式中:  $e$  为信号和其经过 EEMD 分解后 IMF 分量的相对误差,  $N$  为 EEMD 方法中的集合平均次数。

文献[12]中选择信号经过 EMD 方法分解后得到的第一个 IMF 分量作为信号高频成分。但在某些情况下,由于模态混叠和噪声影响导致提取的第 1 个 IMF 分量不能准确描述信号中的高频成分,文献[13]采用在信号中添加高斯白噪声提取第 1 个 IMF 分量,并通过调整信噪比(Signal-to-noise ratio, SNR)来获取最接近信号高频成分的 IMF 分量(这里不再赘述,详见文献[13]),从而得到系数  $A$ , 然后根据式(9)获得系数  $k$ ; 同时预先设定相对误差  $e$  (通常情况下,设置  $e$  为 1% 便可满足要求),根据式(10)可以得到集合平均次数  $N$ 。这样就可以获取到 EEMD 算法中的两个重要参数。

该方法中两个重要参数确定后,下面再对添加辅助白噪声的方法加以改进,步骤如下

(1)在信号  $x(t)$  中添加正负两组白噪声信号  $+k \cdot \sigma_x \cdot n(t)$ ,  $-k \cdot \sigma_x \cdot n(t)$ , 构成信噪混合体

$$X_1(t) = x(t) + k \cdot \sigma_x \cdot n(t) \quad (11)$$

$$X_2(t) = x(t) - k \cdot \sigma_x \cdot n(t) \quad (12)$$

(2)将信噪混合体进行 EMD 分解

$$X_1(t) = \sum_{j=1}^m c_{1,j} + r_{1,m} \quad (13)$$

$$X_2(t) = \sum_{j=1}^m c_{2,j} + r_{2,m} \quad (14)$$

(3)重复步骤(1)和(2),每次加入不同的白噪声

$$X_{1,i}(t) = x(t) + k \cdot n_i(t) \quad (15)$$

$$X_{2,i}(t) = x(t) - k \cdot n_i(t) \quad (16)$$

分解成 IMF

$$X_{1,i}(t) = \sum_{j=1}^m c_{1,i,j} + r_{1,i,m} \quad (17)$$

$$X_{2,i}(t) = \sum_{j=1}^m c_{2,i,j} - r_{2,i,m} \quad (18)$$

(4)重复  $N$  次,然后对 IMF 求平均

$$c_j = \frac{1}{2 \times N} \sum_{i=1}^N (c_{1,i,j} + c_{2,i,j}) \quad (19)$$

$$r_m = \frac{1}{2 \times N} \sum_{i=1}^N (r_{1,i,m} + c_{2,i,m}) \quad (20)$$

(5)最后的分解结果为

$$X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (21)$$

与原始 EEMD 方法不同的是,这里对信号添加一个正的辅助白噪声的同时,还添加了一个负的辅助白噪声,进而对信噪混合体进行 EMD 分解,这么做的好处是削弱了添加的辅助白噪声的干扰,使分解更具有完备性,能够极大程度地减小重构误差<sup>[14]</sup>。再者根据白噪声零均值的特点,在信号经过若干次分解之后再取均值,此时信号中的白噪声将被最大限度地滤除,总体平均的结果就可以被当作真实信号。

## 2.2 基于改进 EEMD 消除心电信号基线漂移的算法

基于改进 EEMD 消除心电信号基线漂移的算法具体步骤如下:

(1) 使用改进 EEMD 算法对信号  $x$  进行处理;

(2) 由上述算法, 分解后添加的白噪声被滤除, 得到多个 IMF 分量 ( $r$  也可以看作一个 IMF 分量), 对这些 IMF 分量求取均值;

(3) 根据判别式  $|\text{mean}(\text{IMF}_r)| > \epsilon$  ( $\epsilon$  为阈值<sup>[7]</sup>), 选取满足条件的 IMF 分量作为提取出的基漂信号  $f_1$ ;

(4) 完成上述步骤后, 重构其他的 IMF 分量, 即可得到滤波后的信号  $f_2 = x - f_1$ 。

### 3 仿真结果分析与应用

#### 3.1 实验仿真去基漂

为了对比传统算法与本文算法的滤波效果, 本文选取了“MIT-BIH Arrhythmia Database”数据库中的 103 信号 (MLII 导联, 信号的采样率为 360 Hz; 取 5 000 个数据点, 实验中 103 信号经过了细微的调整) 作为相对“干净”的心电信号。引入的基线漂移干扰有两种形式: 模拟基漂和真实基漂。模拟基漂采用幅度为 0.2 mV, 频率为 0.5 Hz 的正弦信号; 真实基漂选取“MIT-BIH Noise Stress Test Database”数据库中的基漂干扰信号 (bw-noise1)。然后将 103 信号与模拟基漂和真实基漂分别叠加 (103+模拟基漂, 103+真实基漂) 作为待测试的含噪信号, 用于验证改进 EEMD 算法的有效性。ECG 信号的滤波效果使用以下两种方式进行评价: 一种是对滤波后的波形图直接观察, 即定性分析; 另一种方式是比较以下几个滤波指标: 基线矫正率 (Baseline ratio, BR)、SNR 和均方根误差 (Root mean square error, RMSE) 即定量分析。

##### 3.1.1 结果定性分析

使用改进后的 EEMD 方法对实验中的信号进行处理。设置相对误差  $e=1\%$ , 可以求出第一组实验两个参数为  $k=0.0447, N=20$ , 第二组实验两个参数为  $k=0.1336, N=178$ , 两组实验  $k$  和  $N$  差别较大主要是由于噪声幅值优化问题<sup>[15]</sup> 造成的。图 1, 2 分别是对含有模拟基漂和真实基漂的心电信号使用本文算法滤波后的效果图, 可以看出滤波后的波形与原始信号波形基本一致, 很好地滤除了基线漂移干扰。

原始 EEMD 方法选定  $k=0.1, N=200$ , 图 3, 4 分别是使用各种方法对含有模拟基漂和真实基漂的心电信号滤波效果对比图。

图 5, 6 分别是对含有模拟基漂和真实基漂的心电信号经形态学和本文算法滤波后取 [1 400, 1 750]

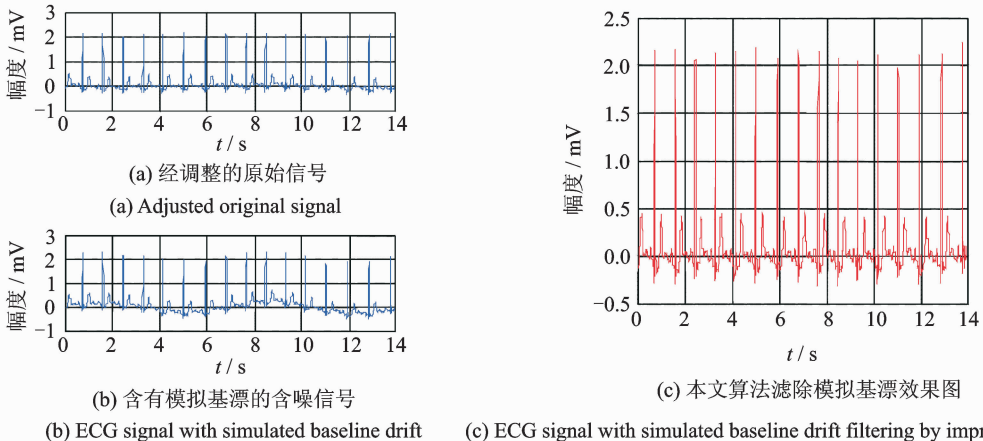


图 1 含有模拟基漂的心电经本文算法滤波后的效果图

Fig. 1 ECG signal with simulated baseline drift filtering by improved EEMD

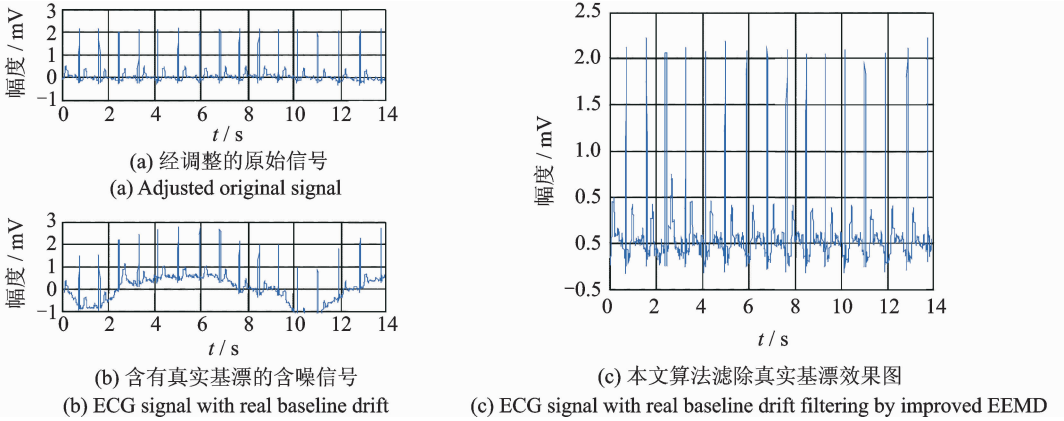


图 2 含有真实基漂的心电经过本文算法滤波后的效果图

Fig. 2 ECG signal with real baseline drift filtering by improved EEMD

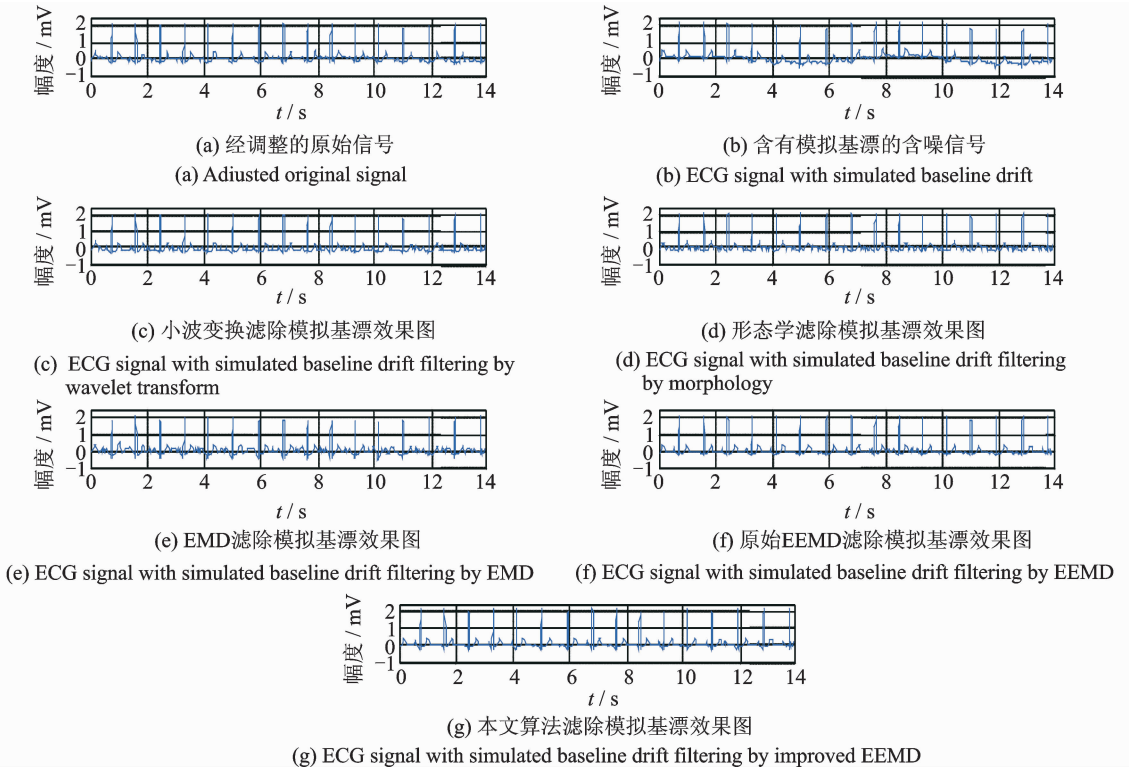


图 3 含有模拟基漂的心电经过各种方法滤波效果对比图

Fig. 3 ECG signal with simulated baseline drift filtering by several methods

区间点的效果对比图,它很好地说明本文算法对特征波形的保持情况。

第 1 组实验:103+模拟基漂

第 1 组实验使用 103 信号与模拟基线漂移相结合的信噪混合体来作为测试信号。

第 2 组实验:103+真实基漂

第 2 组实验使用 103 信号与真实基线漂移相结合的信噪混合体来作为测试信号。

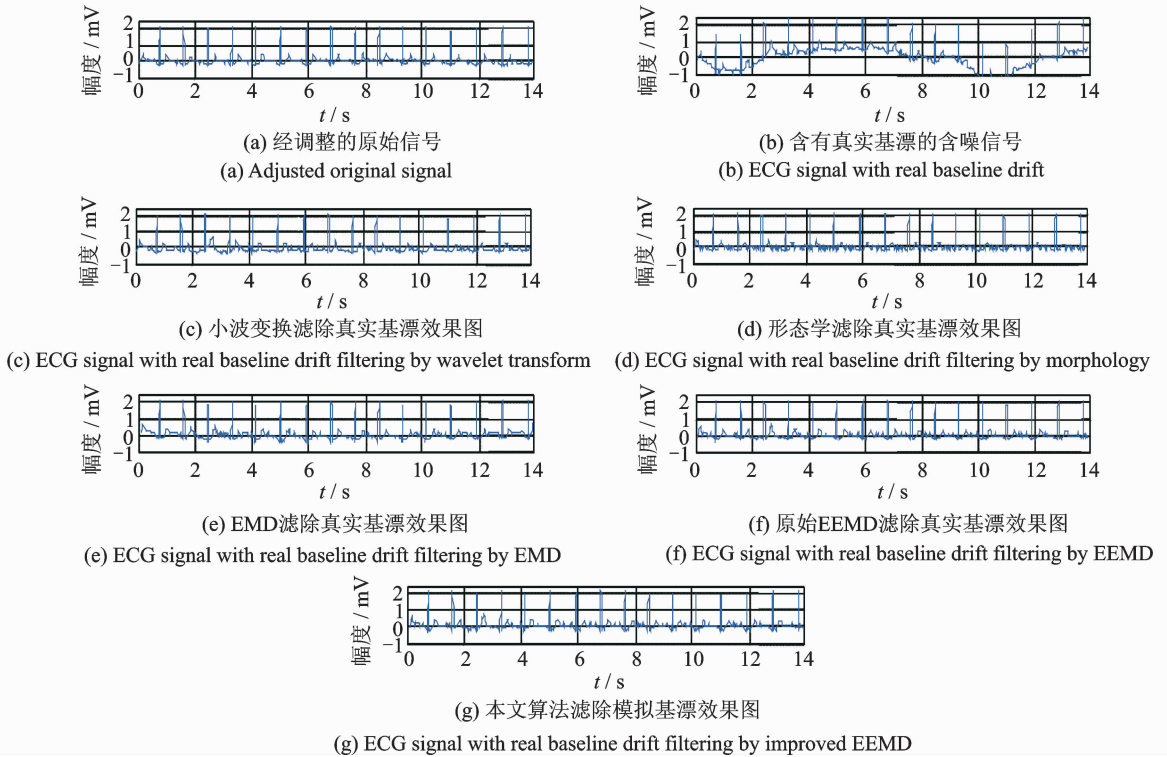


图 4 含有真实基漂的心电经过各种方法滤波效果对比图

Fig. 4 ECG signal with real baseline drift filtering by several methods

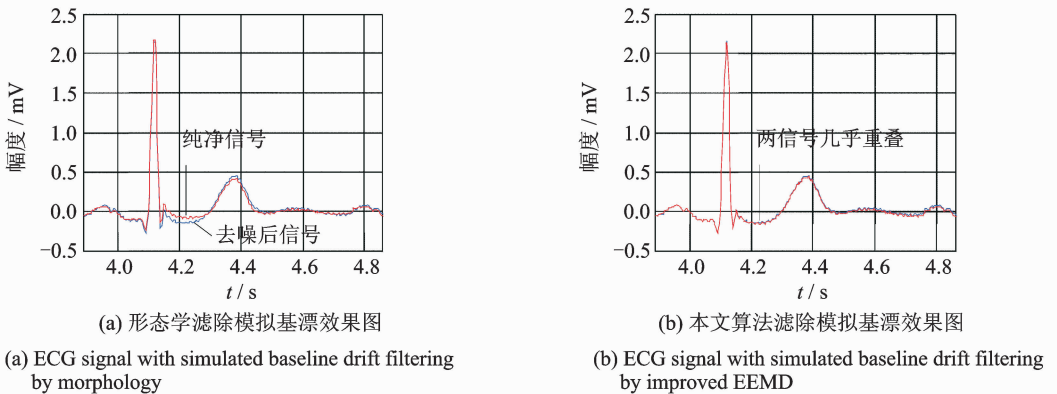


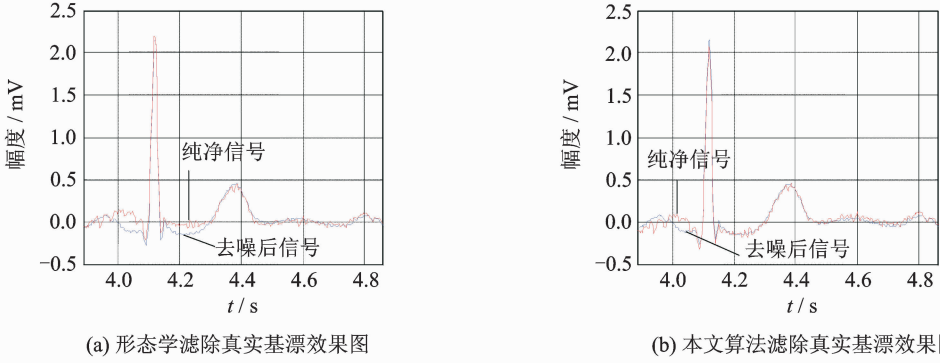
图 5 含有模拟基漂的心电经过滤波后取[1 400,1 750]区间点的效果对比图

Fig. 5 ECG signal with simulated baseline drift in the interval filtering by two methods

对上面两组实验进行观察并分析,从图 1,4 看出,本文算法能够很好滤除基线漂移信号。由图 2,5 看出,相较于其他方法,改进 EEMD 方法滤波效果更佳,波形更为平滑。由图 3,6 可以看出,相较于其他方法(这里以形态学为例,ST 段出现抬高的现象),本文提出的方法能够减少低频成分的损失,减少心电信号的 P 波、T 波及 ST 段失真度,保持了心电信号特征波形。

### 3.1.2 结果定量分析

第 3.1.1 节定性分析并证明了本文提出的方法能够有效去除心电信号基线漂移并保证特征波形,



(a) ECG signal with real baseline drift filtering by morphology (b) ECG signal with real baseline drift filtering by improved EEMD

图 6 含有真实基漂的心电经过滤后取[1 400,1 750]区间点的效果对比图

Fig. 6 ECG signal with real baseline drift in the interval filtering by two methods

减小其失真度,本节选取基线矫正率、信噪比、均方差等指标进行定量分析并证明本文提出方法的优势。

常见的评价滤波效果的指标有基线矫正率(BR)、信噪比(SNR)、均方根误差(RMSE),它们的定义如下<sup>[7]</sup>

基线矫正率

$$BR = \frac{\sum_{n=1}^N bw'(n) - bw(n)}{\sum_{i=1}^N bw(n)} \quad (22)$$

信噪比

$$SNR = 10 \lg \left( \frac{\sum_{n=1}^N x^2(n)}{\sum_{n=1}^N [x(n) - y(n)]^2} \right) \quad (23)$$

均方根误差

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N [x(n) - y(n)]^2} \quad (24)$$

式中  $bw(n)$  为加入的基漂信号,  $bw'(n)$  为滤波后提取出的基漂信号;  $x(n)$  为纯净信号,在上述两组实验中指的就是 103 信号,  $y(n)$  为滤波处理后的信号。一般来讲,BR 和 RMSE 越小,SNR 越大,表明滤波效果更好;反之,则表示去噪效果不佳。

本文选取 3 个不含基线漂移的心电信号(MLII 导联)分别与模拟基漂和真实基漂进行组合,来验证本文算法的有效性以及优越性。它们的具体输入信噪比为:103+模拟基漂输入信噪比为 +7.138 8 dB,103+真实基漂输入信噪比为 -5.034 4 dB。219+模拟输入信噪比为 +10.157 9 dB,219+真实输入信噪比为 -2.015 3 dB。223+模拟输入信噪比为 +9.000 5 dB,223+真实输入信噪比为 -3.172 6 dB。各种算法滤波效果对比见表 1。

从表 1 中实验数据进行对比发现,本文提出的方法相较于传统方法,信噪比有了很大的提高,基线矫正率,均方差都有所减小,保持了心电信号特征波形。

下面对比两组实验(103+模拟基漂,103+真实基漂,不再验证 219 和 223 信号)在使用原始 EEMD 与改进 EEMD 方法时的滤波效果,算法滤波效果对比见表 2。

从表中数据对比分析可以看出,耗时长短主要是由于  $N$  决定的, $N$  越大,耗时越久。原始 EEMD



表 1 传统算法与本文算法对 ECG 去噪效果对比

Tab. 1 Comparison of traditional algorithms and improved EEMD for de-noising of ECG signal

ECG	小波变换 (coif3)			形态学			EMD			改进 EEMD			
	BR	SNR	RMSE	BR	SNR	RMSE	BR	SNR	RMSE	BR	SNR	RMSE	
模拟基漂	103	1.628 6	12.312 6	0.078 0	0.752 0	15.059 1	0.056 8	0.698 8	15.054 0	0.056 9	0.567 3	18.969 1	0.036 2
	219	2.104 9	13.005 4	0.080 9	0.859 1	12.228 3	0.125 0	0.571 2	15.759 0	0.074 2	0.496 8	15.927 2	0.081 7
	223	1.920 4	13.589 6	0.083 4	0.700 3	11.770 7	0.102 8	0.875 4	17.245 4	0.054 7	0.620 5	19.213 6	0.043 6
真实基漂	103	1.093 6	9.814 5	0.103 9	0.320 5	13.063 3	0.071 5	0.236 6	10.566 7	0.095 3	0.166 0	13.685 2	0.066 5
	219	1.200 3	12.523 1	0.107 7	0.240 9	10.560 2	0.135 0	0.297 0	9.164 2	0.108 6	0.185 3	13.474 9	0.096 5
	223	1.154 0	11.194 6	0.109 9	0.195 9	10.967 1	0.112 8	0.215 9	10.608 4	0.234 5	0.108 9	14.641 7	0.073 9

注:对于 EEMD 方法,由于白噪声的引入,分解结果并不是固定不变的,表中只是实验得到的一组数据,但是当参数确定,实验得到的数据只是在其周围波动(下同)。

表 2 原始 EEMD 与改进 EEMD 算法对 ECG 去噪效果对比

Tab. 2 Comparison of EEMD and improved EEMD for de-noising of ECG signal

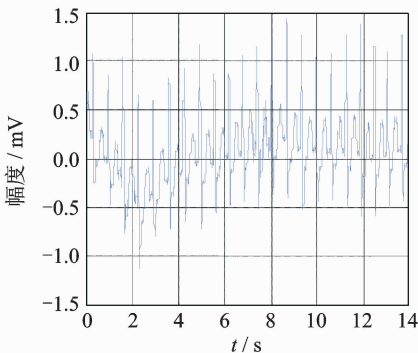
ECG	$k$	$N$	耗时/s	BR	SNR	RMSE	
模拟基漂	原始 EEMD	0.1	200	58.547 1	0.612 0	18.661 1	0.037 5
	改进 EEMD	0.044 7	20	5.671 8	0.567 3	18.969 1	0.036 2
真实基漂	原始 EEMD	0.1	200	50.320 2	0.1702	13.116 0	0.071 0
	改进 EEMD	0.133 6	178	46.161 5	0.166 0	13.685 2	0.066 5

方法中  $k$  与  $N$  的选取是盲目的,改进的 EEMD 方法通过相应的准则来确定  $k$  和  $N$  这两个重要参数,应用于去除心电信号基漂,灵活性更高,效果更好。

### 3.2 真实含基漂信号去噪

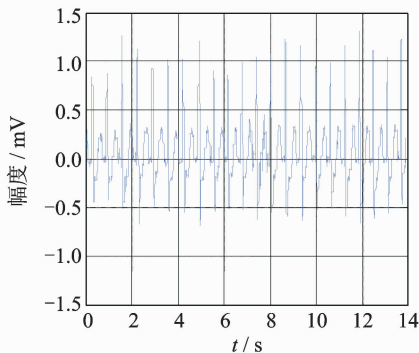
实验证明了本文提出的方法具有巨大的优越性。这里使用该算法对含有基漂的心电信号进行滤波处理。选取“MIT-BIH Arrhythmia Database”数据库中的 109 信号(MLII 导联,109 信号本身含有基线漂移干扰)作为实验对象。其中,图 7 是 109 信号使用本文算法滤波效果图,图 8 是 109 信号经过各种方法滤波效果对比图。

由图 7 可以看出,本文提出的算法能够很好地去除基线漂移干扰,从含噪信号中提取出“干净”的心



(a) 109信号

(a) Signal 109



(b) 本文算法滤波除基漂效果图

(b) 109 signal with baseline drift filtering by improved EEMD

图 7 109 信号经过本文算法滤波后的效果图

Fig. 7 109 signal filtering by improved EEMD

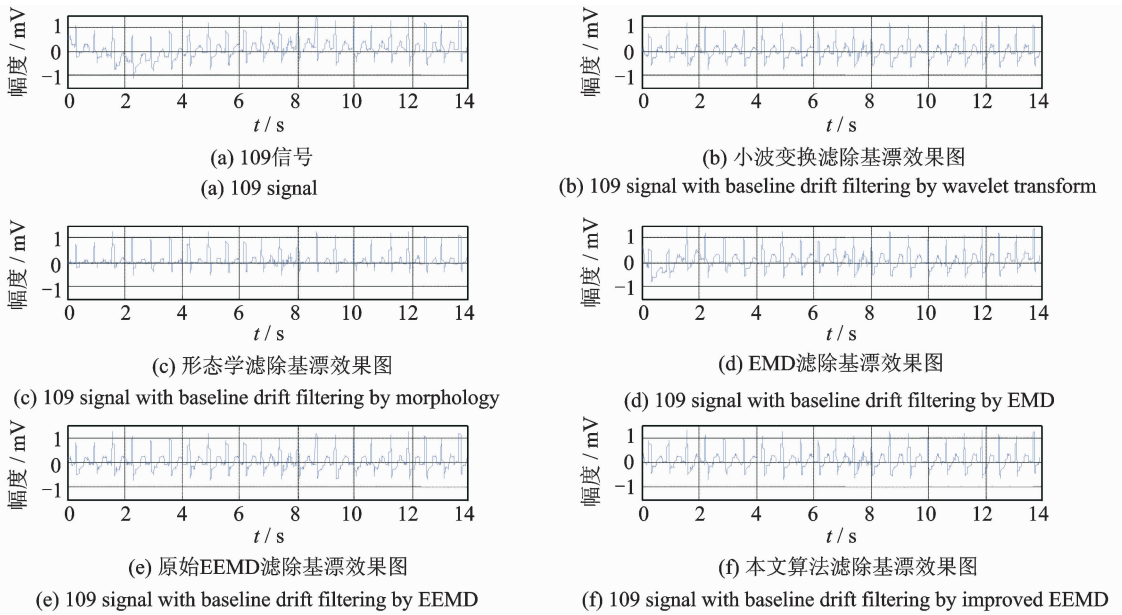


图 8 109 信号经过各种方法滤波效果对比图

Fig. 8 109 signal filtering by several methods

电信号,相较于其他方法,它的滤波效果更好,提取的波形更加平滑。

## 4 结束语

本文在前人研究的基础之上,针对传统滤波方法去除心电信号基线漂移存在的不足,提出了基于改进 EEMD 的心电信号基线漂移消除方法。该方法一方面能够克服 EMD 方法分解时出现的模态混叠现象,另一方面能够改进 EEMD 方法存在的问题和不足,对 EEMD 方法中辅助白噪声大小和集合平均次数的选取方式进行改进。文中通过两组实验对该算法进行了验证,使用定性分析和定量分析两种方式来验证该算法的有效性和优越性。经实验验证,本文提出的方法相较于传统方法和原始 EEMD 方法具有很大的优势,不仅能够提高信噪比,降低均方差,减少特征波失真度,而且能够很好地解决低频成分损失的问题,从而得到较干净的心电信号,为心电信号的特征提取奠定基础。当然,EEMD 方法中加入辅助白噪声的可依据准则并不是唯一的,理论上选择更好的可依据准则能够提高 EEMD 方法对信号的分解效果,从而达到更好的滤波效果。

## 参考文献:

- [1] 董红生. 心电波形检测与心率变异性分析方法研究[D]. 兰州:兰州理工大学,2012.  
Dong Hongsheng. Research on ECG waveform detection and heart rate variability analysis[D]. Lanzhou: Lanzhou University of Technology,2012.
- [2] Chouhan V S, Mehta S S. Total removal of baseline drift from ECG signal[C]// International Conference on Computing: Theory and Applications. Kolkata:IEEE Press,2007:512-515.
- [3] Song J, Yan H, Li Y J, et al. Research on electro-cardiogram baseline wandering correction based on wavelet transform, QRS barycenter fitting, and regional method[J]. Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, 2010, 33(3): 279-283.
- [4] 张镇,段哲民,龙英. 基于小波变换和支持向量机的开关电流电路故障诊断新方法[J]. 南京航空航天大学学报, 2016, 48(5): 744-752.  
Zhang Zhen, Duan Zhemin, Long Ying. Fault diagnosis of switched current circuit based on wavelet transform and support vector machine[J]. Journal of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, 2016, 48(5): 744-752.

- [5] 邓彩霞, 王贵彬, 杨鑫蕊. 改进的抗噪形态学边缘检测算法[J]. 数据采集与处理, 2013, 28(6): 739-745.  
Deng Caixia, Wang Guibin, Yang Xinrui. Improved algorithm of morphology in edge detection for noise resistance[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2013, 28(6): 739-745.
- [6] 郭业才, 康景磊. 形态学算子和小波变换的虹膜去噪算法[J]. 数据采集与处理, 2013, 28(5): 586-590.  
Guo Yecai, Kang Jinglei. Suppressing eyelash interference algorithm based on morphology and wavelet analysis[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2013, 28(5): 586-590.
- [7] 丁锐, 李国军, 王青. 心电信号基线漂移去除方法研究[J]. 云南大学学报(自然科学版), 2014, 36(5): 655-660.  
Ding Rui, Li Guojun, Wang Qing. The method research on removing baseline wander of ECG[J]. Journal of Yunnan University (Natural Sciences), 2014, 36(5): 655-660.
- [8] Xin J, An M, Zhang Y, et al. Application of improved EMD in vibration signal feature extraction of vehicle[J]. Transactions of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, 2012, 29(2): 193-198.
- [9] Huang N E, Zheng S, Long S R, et al. The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[J]. Proceedings of the Royal Society, 1998, 454(1971): 903-995.
- [10] Wu Z H, Huang N E. Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method[J]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2009, 1(1): 1-41.
- [11] 孟繁林. 集合经验模态分解的理论及应用研究[D]. 镇江: 江苏科技大学, 2013.  
Meng Fanlin. Research on theories and applications of ensemble empirical mode decomposition[D]. Zhenjiang: Jiangsu University of Science and Technology, 2013.
- [12] 陈略, 唐歌实, 訾艳阳, 等. 自适应 EEMD 方法在心电信号处理中的应用[J]. 数据采集与处理, 2011, 26(3): 361-366.  
Chen Lue, Tang Geshi, Yu Yanyang, et al. Application of adaptive ensemble empirical mode decomposition method to electrocardiogram signal processing[J]. Journal of Data Acquisition & Processing, 2011, 26(3): 361-366.
- [13] 何星, 王宏力, 姜伟, 等. 改进的自适应 EEMD 方法及其应用[J]. 系统仿真学报, 2014, 26(4): 869-873.  
He Xing, Wang Hongli, Jiang Wei, et al. Improved adaptive EEMD method and its application [J]. Journal of System Simulation, 2014, 26(4): 869-873.
- [14] 郑近德, 程军圣, 杨宇. 改进的 EEMD 算法及其应用研究[J]. 振动与冲击, 2013, 32(21): 21-26.  
Zheng Jinde, Cheng Junsheng, Yang Yu. Modified EEMD algorithm and its applications[J]. Journal of Vibration and Shock, 2013, 32(21): 21-26.
- [15] 孔德同, 刘庆超, 雷亚国, 等. 一种改进的 EEMD 方法及其应用研究[J]. 振动工程学报, 2015, 28(6): 1015-1021.  
Kong Detong, Liu Qingchao, Lei Yaguo, et al. The improved EEMD method and its application[J]. Journal of Vibration Engineering, 2015, 28(6): 1015-1021.

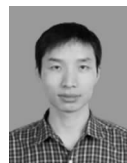
## 作者简介:



林金朝 (1966-), 男, 博士, 教授, 研究方向: 无线通信、数字医疗系统及其交叉领域, E-mail: linjz @ cqupt.edu.cn。



刘乐乐 (1991-), 硕士研究生, 研究方向: 生命体征信号处理。



李国权 (1980-), 男, 博士, 副教授, 研究方向: BAN 网络及信息处理技术。



柏桐 (1987-), 博士研究生, 研究方向: 无线自组织网络、体域网。



王慧倩 (1988-), 女, 博士, 讲师, 研究方向: 医学图像处理。



庞宇 (1978-), 男, 博士, 教授, 研究方向: 信号处理。

(编辑: 张 彤)