



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110051325 A

(43)申请公布日 2019.07.26

(21)申请号 201910246351.3

(22)申请日 2019.03.29

(71)申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区南山街道崇文路2号

(72)发明人 李国权 李必禄 刘乐乐 庞宇
林金朝

(74)专利代理机构 重庆市恒信知识产权代理有限公司 50102

代理人 刘小红 陈栋梁

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

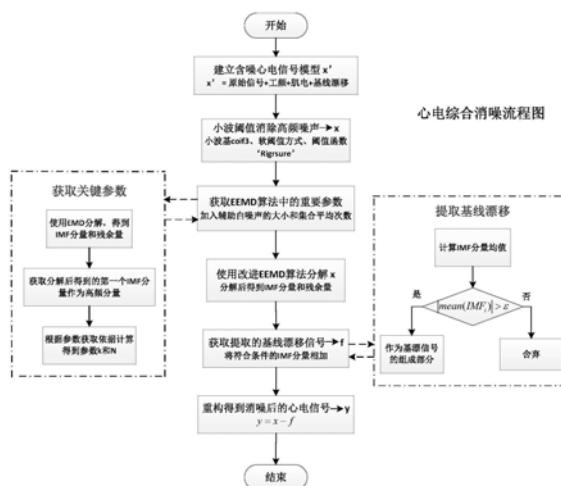
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法

(57)摘要

本发明请求保护一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法。针对心电中噪声特点,将主要噪声源分为低频干扰和低频干扰。高频干扰包括工频及肌电干扰,设计小波阈值法实现高频干扰的消除;低频干扰即基线漂移干扰,针对EEMD算法的不足,给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据,然后使用改进EEMD算法消除基线漂移干扰。针对心电信号中多种干扰同时存在的情况,设计了基于小波变换及改进EEMD的心电信号一次性综合消噪算法。本发明能够提高信噪比,减小均方差,保持心电波形特征。



1. 一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤一、建立含噪心电信号模型:选取MIT-BIH数据库103心电信号,其中103心电信号受基线漂移影响比较严重,并加入工频、肌电、基线漂移在内的干扰,得到含噪的心电信号 x' ;

步骤二、小波阈值消除高频噪声:采用小波基coif3对含噪心电信号 x' 进行分解,使用阈值法消除高频噪声,所述阈值法采用软阈值方式,阈值函数选择“Rigrsure”,消除高频噪声后的信号序列记为 x ;

步骤三、使用经验模态分解(EMD)对消除高频噪声后的信号 x 进行分解,将第一个本征模态函数分量作为高频分量,获取改进EEMD算法中的参数 k 和 N 的值;其中 k 为白噪声与信号幅值标准差的比值, N 为集合平均次数;

步骤四、使用改进EEMD算法进行分解:在确定参数后,使用改进的EEMD算法对消除高频噪声后的信号序列 x 进行分解;改进后的EEMD给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据,原始EEMD的参数 k 和 N 全靠人为设定,没有一个确定的依据,根据判别式 $|\text{mean}(\text{IMF}_i)| > \epsilon$,选取满足条件的IMF分量作为提取基漂的组成部分,得到的基漂信号记为;

步骤五、获得提取的基线漂移信号:在信号分解后,对所有IMF分量及残余量求均值,根据判别式 $|\text{mean}(\text{IMF}_i)| > \epsilon$,选取满足条件的IMF分量作为提取基漂的组成部分,得到的基漂信号记为 f ;

步骤六、重构得到消噪后的心电信号:使用消除高频后的信号 x 减去提取的基漂信号 f ,即可得到消噪后的信号 $y = x - f$ 。

2. 根据权利要求1所述的一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,所述步骤一选取纯净的心电信号“MIT-BIH Noise Stress Test Database”数据库中的103信号,MLII导联,信号的采样率为360Hz,取4096个数据点。

3. 根据权利要求1所述的一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,所述步骤一加入工频、肌电、基线漂移在内的干扰,具体包括:

模拟工频干扰:工频干扰信号使用幅度为0.12mV,频率为50Hz的正弦信号;模拟肌电干扰:肌电干扰使用白噪声;

基线漂移干扰:引入的基线漂移干扰有模拟基漂和真实基漂两种形式,模拟基漂采用幅度为0.2mV,频率为0.5Hz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。

4. 根据权利要求1-3之一所述的一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,所述步骤二中,小波变换的阈值量化步骤中,主要包括三种情况:(1)默认阈值;(2)给定阈值;(3)强制去噪即小波系数归零。

5. 根据权利要求4所述的一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,所述步骤三中,获取改进EEMD算法中的参数 k 和 N 的值,具体包括:加入的白噪声须满足如下条件:

$$0 < k < \frac{A}{2} \quad (1)$$

式中,A——信号的高频成分标准差与原始信号标准差的比例系数;取 $k = \frac{A}{4}$;

集合平均次数N与比例系数k应满足如下关系:

$$e = \frac{k}{\sqrt{N}} \quad (2)$$

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,从而得到系数A;然后根据式(1)获得系数k;同时预先设定相对误差e根据式(2)可以得到集合平均次数N。

6. 根据权利要求5所述的一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其特征在于,所述步骤四使用改进EEMD算法进行分解:在确定参数后,使用改进的EEMD算法对消除高频噪声后的信号序列x进行分解;具体步骤如下:

(1) 在去除高频噪声的信号x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, σ_x 为信号标准差, $n(t)$ 为归一化白噪声,构成信噪混合体:

$$X_1(t) = x(t) + k \cdot \sigma_x \cdot n(t) \quad (3)$$

(2) 对信噪混合体进行EMD分解:

$$X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (4)$$

其中 c_j 表示信噪混合体经EMD分解后产生的第j个本征模态函数、 r_m 表示信噪混合体经EMD分解后的趋势项,m表示EMD分解后本征模态函数的数量;

(3) 重复步骤(1)和(2),每次加入不同的白噪声:

$$X_i(t) = x(t) + k \cdot n_i(t) \quad (5)$$

分解成IMF:

$$X_i(t) = \sum_{j=1}^m c_{i,j} + r_{i,m} \quad (6)$$

$c_{i,j}$ 表示在去除高频噪声的信号x中第i次加入辅助白噪声后的信噪混合体经EMD分解后的第j个本征模态函数、 $r_{i,m}$ 表示在去除高频噪声的信号x中第i次加入辅助白噪声后的信噪混合体经EMD分解后的趋势项;

(4) 重复N次,然后对各IMF求平均值:

$$c_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N c_{i,j} \quad (7)$$

$$r_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_{i,m} \quad (8)$$

(5) 最后的分解结果为:

$$X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (9)。$$

基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法

技术领域

[0001] 本发明属于生命体征信号处理技术领域,具体来说是一种心电信号综合消噪方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病一直并将持续成为威胁人类生命健康的重大疾病。据世界卫生组织数据显示,全世界范围内每年约有两千万的人死于心血管疾病。在我国,随着人口老龄化的加速,心血管发病人数将持续增长。心血管疾病已经成为我国乃至全世界的公共卫生问题,它作为人类健康的头号杀手,已经引起了政府和公众的广泛重视。心电信号作为表征人体病理信息的生物电信号,是人体最重要的生理体征信号之一,它能够反映身体各部分尤其是心脏的运行状态,对于心血管类疾病的预防及诊断都具有极大的价值。

[0003] 心电信号分析是一个涉及面非常广的课题,包括了预处理、特征提取、心率变异性分析等方面研究内容。本发明立足于前人研究的基础之上,在心电信号预处理方面开展研究工作,旨在为心电信号分析的临床应用以及研制新型心电分析系统提供理论指导。

[0004] 心电消噪是心电分析的预处理过程。心电信号是一种非常具有代表性的生物医学信号,它在采集的过程中,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。其中主要有三大噪声源:肌电、工频以及基线偏移干扰。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1Hz。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。目前,大多数心电信号预处理主要集中在对于单个干扰的消除,对于心电信号的综合滤波方法研究还不是很深入,本发明希望找出一种能够同时去除多种噪声干扰的心电信号去噪方法。该方法不仅能够更好地去除多种噪声干扰,并保证心电信号的特征波形,为后续的信号分析提供良好的基础。

[0005] 针对心电信号的处理,专家学者们已经提出了很多优秀的分析方法,出现了大量研究成果。它们主要是从时域,频域以及时频域几个角度对信号进行分析处理,这些研究方法为生命科学的发展提供了极大的助力。然而,已有的心电信号分析方法仍存在着效果不佳的问题,在理论研究以及临床应用上还有很大的改进空间。这就需要更加深入的研究。本发明主要用到小波变换和经验模态分解等几种重要的信号研究分析方法,它们都是新型信号分析方法,已经广泛运用在很多领域,而且对它们的研究及应用还在如火如荼的进行中。

[0006] 小波变换是一种时频分析方法,适用于非平稳信号的分析。目前,它已经运用在各个领域,尤其在信号和图像去噪方面。针对心电信号的非平稳特性,小波变换成为一种十分有效的分析手段。虽然小波变换在心电处理方面已经取得很多成果,但是关于它的研究还远远没有结束。本发明中小波变换主要用于去除心电中的高频干扰。

[0007] 近年来,从事心电信号处理方法的研究人员,主要将精力集中在Huang等人于1998

年提出的经验模态分解 (Empirical Mode Decomposition, EMD) 算法, 它可将复杂信号分解为一组内禀模态函数 (Intrinsic Mode Function, IMF) 之和, 然而这种算法对信号分解后经常存在模态混叠问题。

[0008] 为了克服EMD算法分解后存在的模态混叠问题, Z.H. Wu等提出了集合经验模态分解 (Ensemble Empirical Mode Decomposition, EEMD) 方法, 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。本发明中将改进EEMD算法用于去除基线漂移干扰。

[0009] 综上所述, 本发明将心电中的主要噪声源分为高频干扰和低频干扰。高频干扰包括工频及肌电干扰, 设计小波阈值法实现高频干扰的消除; 低频干扰即基线漂移干扰, 针对EEMD算法的不足, 给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据, 然后使用改进后的EEMD算法消除基线漂移干扰。最后针对心电信号中多种干扰同时存在的情况, 本发明设计了能够一次性消除多种噪声的综合滤波算法。

[0010] 目前, 在心电信号处理方法方面, 呈现出传统的分析方法继续发挥余热, 新的信号分析方法不断涌现的现象。随着科学技术的进步和研究的深入, 相信在不久的将来能够实现信号的高效智能处理。

发明内容

[0011] 本发明旨在解决以上现有技术的问题。提出了一种解决心电信号传统滤波方法效果不佳及波形失真的基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法。本发明的技术方案如下:

[0012] 一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法, 其包括以下步骤:

[0013] 步骤一、建立含噪心电信号模型: 选取MIT-BIH数据库103心电信号, 其中103心电信号受基线漂移影响比较严重, 并加入工频、肌电、基线漂移在内的干扰, 得到含噪的心电信号 x' ;

[0014] 步骤二、小波阈值消除高频噪声: 采用小波基coif3对含噪心电信号 x' 进行分解, 使用阈值法消除高频噪声, 所述阈值法采用软阈值方式, 阈值函数选择“Rigrsure”, 消除高频噪声后的信号序列记为 x ;

[0015] 步骤三、使用经验模态分解 (EMD) 对消除高频噪声后的信号 x 进行分解, 将第一个本征模态函数分量作为高频分量, 获取改进EEMD算法中的参数 k 和 N 的值; 其中 k 为白噪声与信号幅值标准差的比值, N 为集合平均次数;

[0016] 步骤四、使用改进EEMD算法进行分解: 在确定参数后, 使用改进的EEMD算法对消除高频噪声后的信号序列 x 进行分解; 改进后的EEMD给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据, 原始EEMD的参数 k 和 N 全靠人为设定, 没有一个确定的依据, 根据判别式 $|\text{mean}(\text{IMF}_i)| > \varepsilon$, 选取满足条件的IMF分量作为提取基漂的组成部分, 得到的基漂信号记为;

[0017] 步骤五、获得提取的基线漂移信号: 在信号分解后, 对所有IMF分量及残余量求均值, 根据判别式 $|\text{mean}(\text{IMF}_i)| > \varepsilon$, 选取满足条件的IMF分量作为提取基漂的组成部分, 得到

的基漂信号记为 f ;

[0018] 步骤六、重构得到消噪后的心电信号:使用消除高频后的信号 x 减去提取的基漂信号 f ,即可得到消噪后的信号 $y=x-f$ 。

[0019] 进一步的,所述步骤一选取纯净的心电信号“MIT-BIH Noise Stress Test Database”数据库中的103信号,MLII导联,信号的采样率为360Hz,取4096个数据点。

[0020] 进一步的,所述步骤一加入工频、肌电、基线漂移在内的干扰,具体包括:模拟工频干扰:工频干扰信号使用幅度为0.12mV,频率为50Hz的正弦信号;模拟肌电干扰:肌电干扰使用白噪声;

[0021] 基线漂移干扰:引入的基线漂移干扰有模拟基漂和真实基漂两种形式,模拟基漂采用幅度为0.2mV,频率为0.5Hz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。

[0022] 进一步的,所述步骤二中,小波变换的阈值量化步骤中,主要包括三种情况:(1)默认阈值;(2)给定阈值;(3)强制去噪即小波系数归零。

[0023] 进一步的,所述步骤三中,获取改进EEMD算法中的参数 k 和 N 的值,具体包括:加入的白噪声须满足如下条件:

$$[0024] \quad 0 < k < \frac{A}{2} \quad (1)$$

[0025] 式中, A ——信号的高频成分标准差与原始信号标准差的比例系数;取 $k = \frac{A}{4}$;

[0026] 集合平均次数 N 与比例系数 k 应满足如下关系:

$$[0027] \quad e = \frac{k}{\sqrt{N}} \quad (2)$$

[0028] 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,从而得到系数 A ;然后根据式(1)获得系数 k ;同时预先设定相对误差 e 根据式(2)可以得到集合平均次数 N 。

[0029] 进一步的,所述步骤四使用改进EEMD算法进行分解:在确定参数后,使用改进的EEMD算法对消除高频噪声后的信号序列 x 进行分解;具体步骤如下:

[0030] (1) 在去除高频噪声的信号 x 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, σ_x 为信号标准差, $n(t)$ 为归一化白噪声,构成信噪混合体:

$$[0031] \quad X_1(t) = x(t) + k \cdot \sigma_x \cdot n(t) \quad (3)$$

[0032] (2) 对信噪混合体进行EMD分解:

$$[0033] \quad X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (4)$$

[0034] 其中 c_j 表示信噪混合体经EMD分解后产生的第 j 个本征模态函数、 r_m 表示信噪混合体经EMD分解后的趋势项, m 表示EMD分解后本征模态函数的数量;

[0035] (3) 重复步骤(1)和(2),每次加入不同的白噪声:

$$[0036] \quad X_i(t) = x(t) + k \cdot n_i(t) \quad (5)$$

[0037] 分解成IMF:

$$[0038] \quad X_i(t) = \sum_{j=1}^m c_{i,j} + r_{i,m} \quad (6)$$

[0039] $c_{i,j}$ 表示在去除高频噪声的信号x中第i次加入辅助白噪声后的信噪混合体经EMD分解后的第j个本征模态函数、 $r_{i,m}$ 表示在去除高频噪声的信号x中第i次加入辅助白噪声后的信噪混合体经EMD分解后的趋势项；

[0040] (4) 重复N次,然后对各IMF求平均值:

$$[0041] \quad c_j = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N c_{i,j} \quad (7)$$

$$[0042] \quad r_m = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N r_{i,m} \quad (8)$$

[0043] (5) 最后的分解结果为:

$$[0044] \quad X(t) = \sum_{j=1}^m c_j + r_m \quad (9)。$$

[0045] 本发明的优点及有益效果如下:

[0046] 本发明有益效果主要在于提高信噪比、减小均方差和保持心电波形特征两个方面。具体如下:

[0047] 1. 提高信噪比、减小均方差

[0048] 心电信号是一种非常有代表性的生物医学信号,它在采集的过程中,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。针对传统方法滤波效果不佳的问题,本发明采用新型信号处理方法应用于心电噪声的消除,采用小波变换滤除高频噪声,使用改进EEMD算法消除基线漂移干扰,相对于其他方法,本发明提出的方法能够提高信噪比,减小均方差,去噪效果更好。

[0049] 2. 保持心电波形特征

[0050] 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1Hz。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。本发明采用改进EEMD算法进行基线漂移干扰的消除,该方法能够减少低频成分的损失,保持心电信号特征波形。

附图说明

[0051] 图1是本发明提供优选实施例的心电信号综合消噪方法总体框图。

[0052] 图2为“MIT-BIH Arrhythmia Database”数据库中的103信号(MLII导联,取4096个数据点);

[0053] 图3为含噪心电信号模型:(a) 103信号(b) 叠加工频干扰(c) 叠加肌电干扰(d) 叠加模拟基漂(e) 叠加真实基漂(f) 叠加模拟基漂、工频和肌电(g) 叠加真实基漂、工频和肌电;

[0054] 图4为模拟基漂混合噪声信号经过综合滤波后的效果图;

[0055] 图5为真实基漂混合噪声信号经过综合滤波后的效果图;

具体实施方式

[0056] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、详细地描述。所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例。

[0057] 本发明解决上述技术问题的技术方案是:

[0058] 本发明提出了一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法。其核心思想是:针对心电中噪声特点,将主要噪声源分为低频干扰和低频干扰。高频干扰包括工频及肌电干扰,设计小波阈值法实现高频干扰的消除;低频干扰即基线漂移干扰,针对EEMD算法的不足,给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据,然后使用改进EEMD算法消除基线漂移干扰。最后针对心电多种干扰同时存在的情况,设计了基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合消噪算法。本发明能够提高信噪比,减小均方差,保持心电波形特征。

[0059] 下面结合附图对本发明实施方式进行详细描述。

[0060] 一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法,其具体步骤如下:

[0061] 步骤一、建立含噪心电信号模型:在相对纯净的103心电信号中加入工频、肌电、基线漂移等干扰,得到含噪的心电信号 x' ;

[0062] 一般来说,心电中主要的噪声源有三种:工频、肌电和基线漂移干扰。其中基线漂移对心电信号的影响尤为严重。针对噪声的特点,建立心电信号噪声模型如下:

[0063] (1) 选取纯净的心电信号(“MIT-BIH Noise Stress Test Database”数据库中的103信号,MLII导联,信号的采样率为360Hz,取4096个数据点),信号波形如附图3(a)所示;

[0064] (2) 模拟工频干扰:工频干扰信号使用幅度为0.12mV,频率为50Hz的正弦信号,103信号叠加工频噪声后波形如附图3(b)所示;

[0065] (3) 模拟肌电干扰:肌电干扰使用白噪声,103信号叠加肌电噪声后波形如附图3(c)所示;

[0066] (4) 基线漂移干扰: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0.2mV,频率为0.5Hz的正弦信号,103信号叠加模拟基漂后波形如附图3(d)所示。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),103信号叠加真实基漂后波形如附图3(e)所示;

[0067] (5) 一般情况下,采集到的心电信号会同时包含以上几种干扰,附图3(f)是103信号叠加模拟基线漂移、工频和肌电干扰后的波形;附图3(g)是103信号叠加真实基线漂移、工频和肌电干扰后的波形。

[0068] 步骤二、小波阈值消除高频噪声:采用小波基coif3对含噪信号进行分解,使用阈值法消除高频噪声,采用软阈值方式,阈值函数选择“Rigrsure”,消除高频噪声后的信号序列记为 x ;

[0069] 小波变换作为一种时频分析方法,在信号的去噪,压缩等方面得到了广泛的应用。尤其在信号去噪方面,小波变换扮演着十分重要的角色。小波变换去噪主要有以下几个步骤:

[0070] (1) 信号分解。首先需要使用合适的小波对信号进行分解;

[0071] (2) 阈值量化。选取合适的阈值函数对小波分解后的分量进行阈值量化;

[0072] (3) 信号重构。对经过阈值量化的分量进行信号的重构。

[0073] 其中第二步阈值量化是小波去噪的关键。阈值量化主要包括三种情况：(1) 默认阈值；(2) 给定阈值；(3) 强制去噪（小波系数归零）。

[0074] 本课题不在深入探讨小波变换基函数及阈值函数的选取问题，参考相关文章，选取较为合适的基函数和阈值函数进行高频噪声的消除。附图4(c)和附图5(c)即为去除心电高频噪声后的波形图。

[0075] 步骤三、获取EEMD算法的重要参数：使用EMD对含噪心电信号进行分解，将第一个IMF分量作为高频分量，获取改进EEMD算法中的参数k和N的值；

[0076] EEMD算法中包含两个十分重要的参数：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，这是不期望看到的，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。

[0077] 本发明参考相关文献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：

$$[0078] \quad 0 < k < \frac{A}{2} \quad (1)$$

[0079] 式中，A——信号的高频成分标准差与原始信号标准差的比例系数

[0080] 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。

[0081] 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。Z.H.Wu等人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：

$$[0082] \quad e = \frac{k}{\sqrt{N}} \quad (2)$$

[0083] 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。从而得到系数A；然后根据式(1)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(2)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。

[0084] 步骤四、使用改进EEMD算法进行分解：在确定参数后，使用改进的EEMD算法对消除高频噪声后的信号序列x进行分解；

[0085] 上述步骤确认了EEMD算法中的两个重要参数k和N，接着在该算法中进行相应的设置，然后使用改进后的EEMD算法对待处理信号序列x进行分解，分解后得到若干模态分量和残余量。

[0086] 步骤五、获得提取的基线漂移信号：在信号分解后，对IMF分量及残余量求均值，根据判别式 $|\text{mean}(\text{IMF}_i)| > \varepsilon$ ，选取满足条件的IMF分量作为提取基漂的组成部分，得到的基漂信号记为f；

[0087] 步骤六、重构得到消噪后的心电信号：使用消除高频后的信号x减去提取的基漂信号f，即可得到消噪后的信号 $y = x - f$ 。附图4(d)是去除心电模拟基线漂移后的波形图；附图5(d)是去除心电真实基线漂移后的波形图。自此，该综合滤波方法完成了心电噪声干扰的消除。

[0088] 以上这些实施例应理解为仅用于说明本发明而不适用于限制本发明的保护范围。在阅读了本发明的记载的内容之后,技术人员可以对本发明作各种改动或修改,这些等效变化和修饰同样落入本发明权利要求所限定的范围。

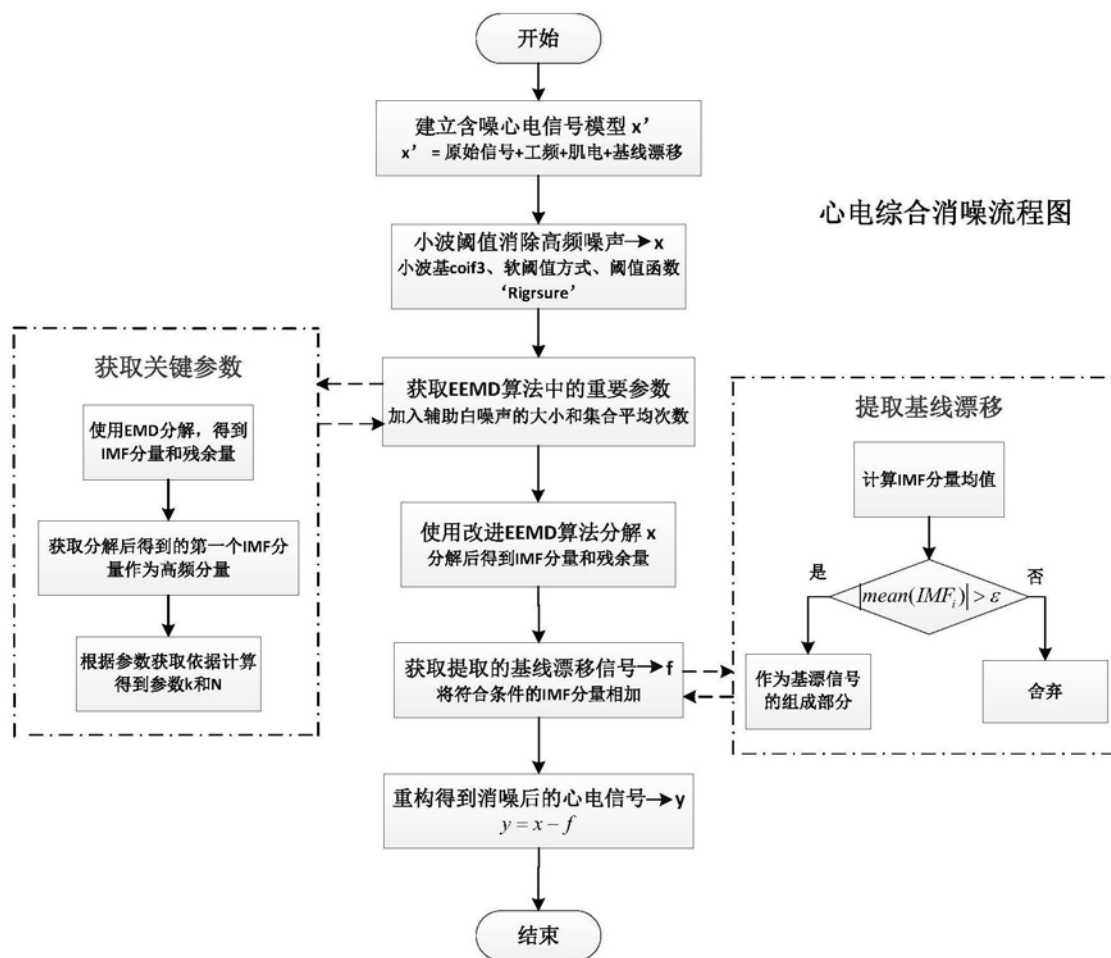


图1

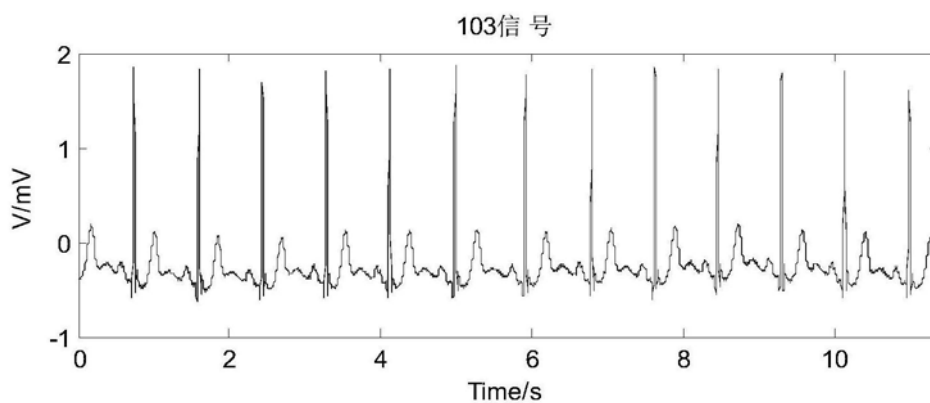


图2

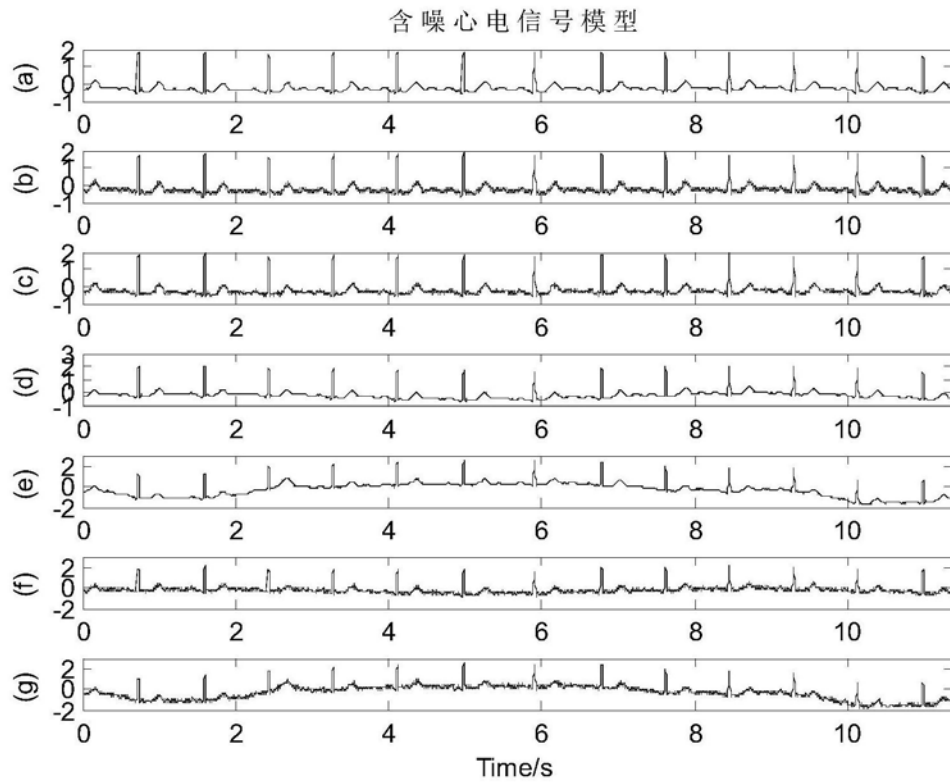


图3

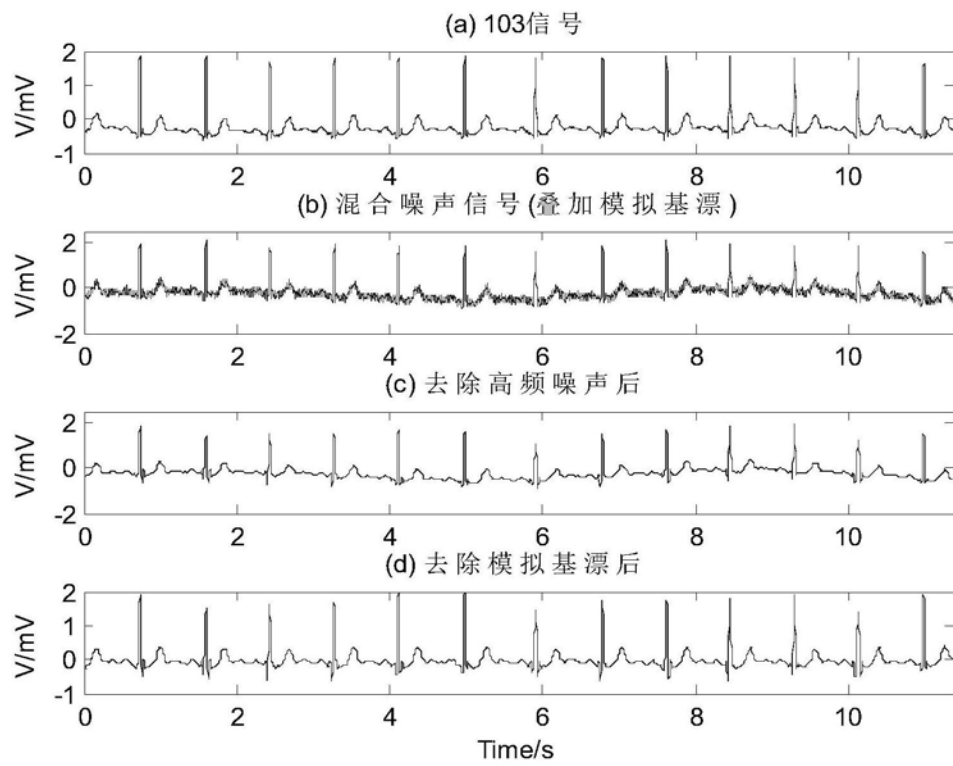


图4

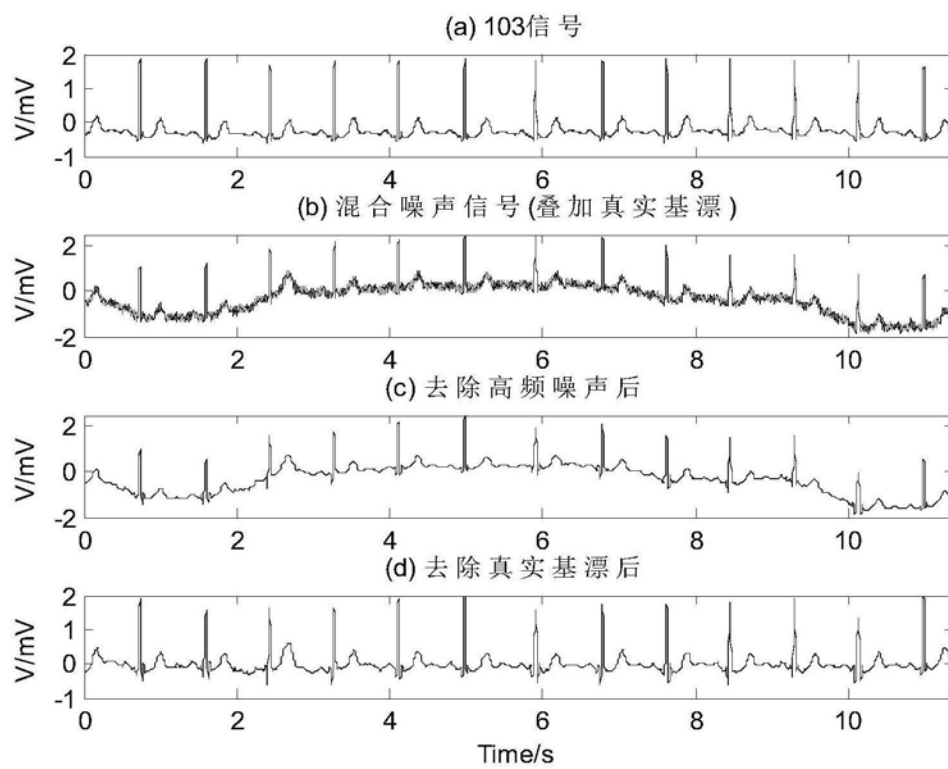


图5

专利名称(译)	基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法		
公开(公告)号	CN110051325A	公开(公告)日	2019-07-26
申请号	CN201910246351.3	申请日	2019-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	李国权 李必禄 刘乐乐 庞宇 林金朝		
发明人	李国权 李必禄 刘乐乐 庞宇 林金朝		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/726 G06K9/00516		
代理人(译)	刘小红 陈栋梁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明请求保护一种基于小波变换及改进EEMD的心电信号综合滤波方法。针对心电中噪声特点，将主要噪声源分为低频干扰和低频干扰。高频干扰包括工频及肌电干扰，设计小波阈值法实现高频干扰的消除；低频干扰即基线漂移干扰，针对EEMD算法的不足，给出EEMD算法中重要参数加入辅助噪声的大小和集合平均次数确定的依据，然后使用改进EEMD算法消除基线漂移干扰。针对心电信号中多种干扰同时存在的情况，设计了基于小波变换及改进EEMD的心电信号一次性综合消噪算法。本发明能够提高信噪比，减小均方差，保持心电波形特征。

