



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107361762 A

(43)申请公布日 2017. 11. 21

(21)申请号 201710659666.1

(22)申请日 2017.08.04

(71)申请人 山东理工大学

地址 255086 山东省淄博市高新技术开发
区高创园A座313室

(72)发明人 隋文涛 崔善政 张丹

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

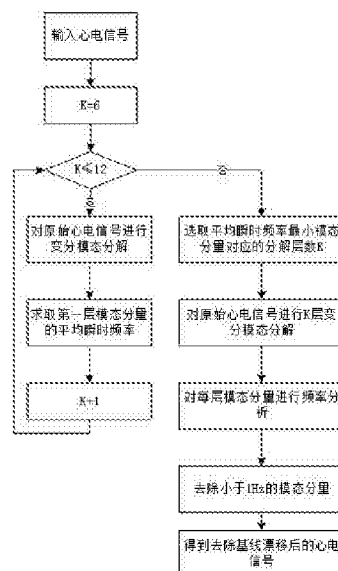
权利要求书1页 说明书3页 附图7页

(54)发明名称

基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,包括以下步骤:对原始心电信号进行变分模态分解,选取最优分解层数K;将心电信号进行变分模态分解,得到K个模态分量;确定基线漂移干扰对应的模态分量;去除小于阈值频率的模态分量,将剩余模态分量重构得到去除基线漂移后的心电信号。本发明有效去除心电信号中基线漂移干扰。



1. 一种基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,其特征在于包括以下步骤:

步骤(1):对原始心电信号进行变分模态分解,选取最优分解层数K;

步骤(2):将心电信号进行变分模态分解,得到K个模态分量;

步骤(3):确定基线漂移干扰对应的模态分量;

步骤(4):去除小于阈值频率的模态分量,将剩余模态分量重构得到去除基线漂移后的心电信号。

2. 根据权利要求1所述的基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,其特征在于步骤(1)和(2)中所述的对心电信号进行变分模态分解方法:

X为心电信号,经过K层变分模态分解得到K个模态分量 $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$;每个模态分量的频率中心表示为: $\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$,在迭代求解过程中不断更新模态分量及其频率中心,更新步骤如下:

(a) 初始化 $\{\hat{u}_k^1\}$ 、 $\{\hat{\omega}_k^1\}$ 、 $\{\hat{\lambda}^1\}$ 和n为0;

(b) 根据下面两式更新 u_k 和 ω_k , α 为惩罚因子(取值2000), λ 为拉格朗日乘法算子;

$$u_k^{n+1}(\omega) = \frac{\hat{X}(\omega) - \sum_{i=k}^K \hat{u}_i^n(\omega) + \hat{\lambda}(\omega)/2}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2}$$

$$\omega_k^{n+1}(\omega) = \frac{\int_0^\infty \omega |u_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega}{\int_0^\infty |u_k^{n+1}(\omega)|^2 d\omega};$$

(c) 更新 λ ,其中 τ 为噪声因子, $\tau=0$;

$$\hat{\lambda}^{n+1}(\omega) = \hat{\lambda}^n(\omega) + \tau \left[\hat{X}(\omega) - \sum_k u_k^{n+1}(\omega) \right]$$

(d) 如果 $\sum_k \left(\|u_k^{n+1} - u_k^n\|_2^2 / \|u_k^n\|_2^2 \right) < \epsilon$,则停止迭代,否则换回执行步骤(b),

ϵ 表示判断约束条件, $\epsilon=0.01$ 。

3. 根据权利要求1所述的基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,其特征在于步骤(1)所述确定心电信号最优的变分模态分解层数的方法:

对原始心电信号依次进行K=6、7、8、9、10、11、12的变分模态分解,计算每次分解后得到第一层模态分量的平均瞬时频率,将平均瞬时频率最低值对应的分解层即为最优分解层。

4. 根据权利要求1所述的基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,其特征在于步骤(3)确定基线漂移干扰对应的模态分量:对每一层模态分量进行频域分析,得到每一层模态分量的峰值频率;峰值频率小于1Hz的模态分量被视为基线漂移信号。

基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号噪声处理技术领域,具体的说,是一种基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法。

背景技术

[0002] 心电信号是心脏电生理活动在人体体外的表现,提供心脏功能等生理状况的有重要价值的临床医学信息,是临床心脏病智能诊断的基础。

[0003] 心电图是心脏活动的记录,对临床医学的心脏健康诊断有非常重要的作用,然而在人体心电信号数据采集过程中,由于受到设备及人体自身的因素影响,无法避免的受到各种噪声的干扰,其中包括基线漂移、肌电干扰和工频干扰等。其中,基线漂移主要由人体的呼吸运动及采集电极滑动等因素造成,属于缓慢变化的超低频干扰信号。基线漂移干扰会抬高心电图的ST波段,造成心电轨迹的严重失真,从而影响了正常的医学诊断。对心电信号数据进行预处理,消除基线漂移的干扰,在临床医学的心脏健康状况诊断中意义重大。

[0004] 目前,应用于心电信号消除基线漂移干扰的方法主要有传统的基于傅里叶变换的滤波法,基于小波理论的小波阈值法和基于Hilbert-Huang变换的EMD分解法等,这些方法都可以达到一定的滤波效果,但是也有一些缺陷。傅里叶变换不能反映信号的时频特性,对心电信号这种非线性非平稳的微弱信号的处理能力有限。小波变换的阈值选取是一种比较麻烦的过程,且阈值的选取对信号的影响很大操作复杂,不够简便。EMD和Hilbert变换不但克服了小波变换中阈值选取的困难,还具有良好的分辨率,但是应用经验模态分解方法来去除基线漂移时常受到模态混叠的干扰,且分解重组的心电信号失真比较严重,使得分解结果失去了意义。

发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,本发明的目的是提供一种心电信号去噪方法,该方法能够有效地去除心电信号基线漂移干扰同时保留了心电信号的完整性。

[0006] 为达到上述目的,本发明表述一种基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法,具体步骤如下。

[0007] 步骤(1):对原始心电信号进行变分模态分解,选取最优分解层数K。对原始心电信号依次进行K=6、7、8、9、10、11、12的变分模态分解,计算每次分解后得到第一层模态分量的平均瞬时频率,将最低值对应的分解层即为最优分解层。X为心电信号,经过K层变分模态分解得到K个模态分量 $\{u_k\} = \{u_1, \dots, u_K\}$;每个模态分量的频率中心表示为: $\{\omega_k\} = \{\omega_1, \dots, \omega_K\}$,在迭代求解过程中不断更新模态分量及其频率中心,更新步骤如下:

(a) 初始化 $\{\hat{u}_k^1\}$ 、 $\{\hat{\omega}_k^1\}$ 、 $\{\hat{\lambda}_k^1\}$ 和 n 为 0;

(b) 根据下面两式更新 u_k 和 ω_k , α 为惩罚因子 (取值 2000), λ 为拉格朗日乘法算子。

$$u_k^{n+1}(\omega) = \frac{\hat{X}(\omega) - \sum_{i=k} \hat{u}_i^n(\omega) + \hat{\lambda}(\omega) / 2}{1 + 2\alpha(\omega - \omega_k)^2}$$

$$\omega_k^{n+1}(\omega) = \frac{\int_0^\infty \omega \left| \hat{u}_k^n(\omega) \right|^2 d\omega}{\int_0^\infty \left| \hat{u}_k^n(\omega) \right|^2 d\omega}$$

(c) 更新 λ , 其中 τ 为噪声因子, $\tau=0$;

$$\hat{\lambda}^{n+1}(\omega) = \hat{\lambda}^n(\omega) + \tau \left\{ \hat{X}(\omega) - \sum_k u_k^{n+1}(\omega) \right\}$$

(d) 如果 $\sum_k \left(\left\| u_k^{n+1} - u_k^n \right\|_2^2 / \left\| u_k^n \right\|_2^2 \right) < \epsilon$, 则停止迭代, 否则换回执行步骤

(b), ϵ 表示判断约束条件, $\epsilon=0.01$ 。

[0008] 步骤(2): 将心电信号进行变分模态分解, 得到 K 个模态分量。

[0009] 步骤(3): 确定基线漂移干扰对应的模态分量。对每一层模态分量进行频域分析, 得到每一层模态分量的峰值频率; 峰值频率小于 1Hz 的模态分量被视为基线漂移信号。

[0010] 步骤(4): 去除小于阈值频率的模态分量, 将剩余模态分量重构得到去除基线漂移后的心电信号。

附图说明

[0011] 图1为本发明基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法的流程框图。

[0012] 图2为本发明实施实例中含有基线漂移心电信号时域波形图。

[0013] 图3为本发明实施实例中对心电信号进行变分模态分解后得到的模态分量图。

[0014] 图4为本发明实施实例中含有基线漂移心电信号经过变分模态分解之后得到的 10 个模态分量图。

[0015] 图5为本发明实施实例中对心电信号进行变分模态分解后的模态分量频谱图。

[0016] 图6为本发明实施实例中基线漂移信号和原始心电信号时域波形对比图。

[0017] 图7为本发明实例中基线漂移校正后的心电信号时域波形图。

具体实施方式

下面结合附图和实例对本发明做进一步说明。

[0018] 用于实施的硬件环境是普通计算机, 软件环境是: Matlab R10 和 Windows 10。我们用 MATLAB 软件实现了本发明提出的方法。被分析信号来自美国麻省理工学院与 Beth Israel 医院联合建立的 MIT-BIH 心电数据库中含有基线漂移信号的 203 号心电信号。

[0019] 参照图1,图1是本发明方法基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法的流程图,具体实施还需要包括以下步骤。

[0020] 步骤(1):对原始心电信号进行变分模态分解,选取最优分解层数 K 。选用MIT-BIH心电数据库中含有基线漂移信号的203号心电信号进行试验,如图2所示。对原始心电信号依次进行 $K=6、7、8、9、10、11、12$ 的变分模态分解,其中 $K=6$ 时,对原始心电信号进行变分模态分解得到的6个模态分量如图3所示。求取每次变分模态分解得到的第一层模态分量的平均瞬时频率,最终得到 $K=6、7、8、9、10、11、12$ 变分模态分解后第一层的模态分量平均瞬时频率如下表所示:

层数/ K	6	7	8	9	10	11	12
第一层模态分量平均瞬时频率/Hz	0.1404	0.1416	0.1442	0.1414	0.1382	0.1408	0.1409

由上表所得当心电信号分解层数 K 为10时,模态分量 $u_1(t)$ 的平均瞬时频率小于0.14且最小,此时 $u_1(t)$ 为基线漂移信号,因此心电信号最佳的变分模态分解层数为10层。

[0021] 步骤(2):将心电信号进行变分模态分解,得到 K 个模态分量。变分模态分解算法的参数设置如下: $K=10, \alpha=2000, \tau=0, \text{tol}=1e-6$ 。逐步更新 u_k, ω_k 和 λ ,直到满足停止迭代的精度条件,得到10个模态分量,如图4所示。

[0022] 步骤(3):确定基线漂移干扰对应的模态分量。对原始心电信号经过变分模态分解后得到的模态分量做频谱分析如附图5所示,可得模态分量 $u_1(t)$ 频率小于1Hz为基线漂移信号,如附图6中的虚线所示。

[0023] 步骤(4):去除小于阈值频率的模态分量,将剩余模态分量重构得到去除基线漂移后的心电信号。从原始心电信号ECG中去除这个基线漂移后,得到校正后ECG信号,如附图7所示。

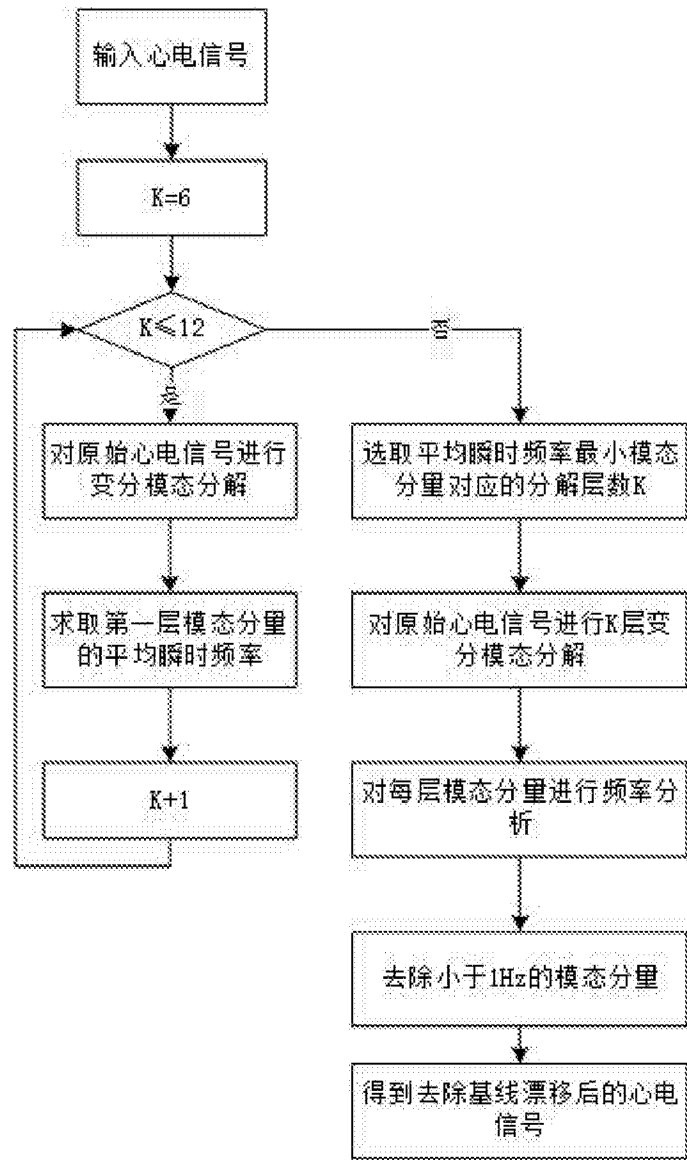


图 1

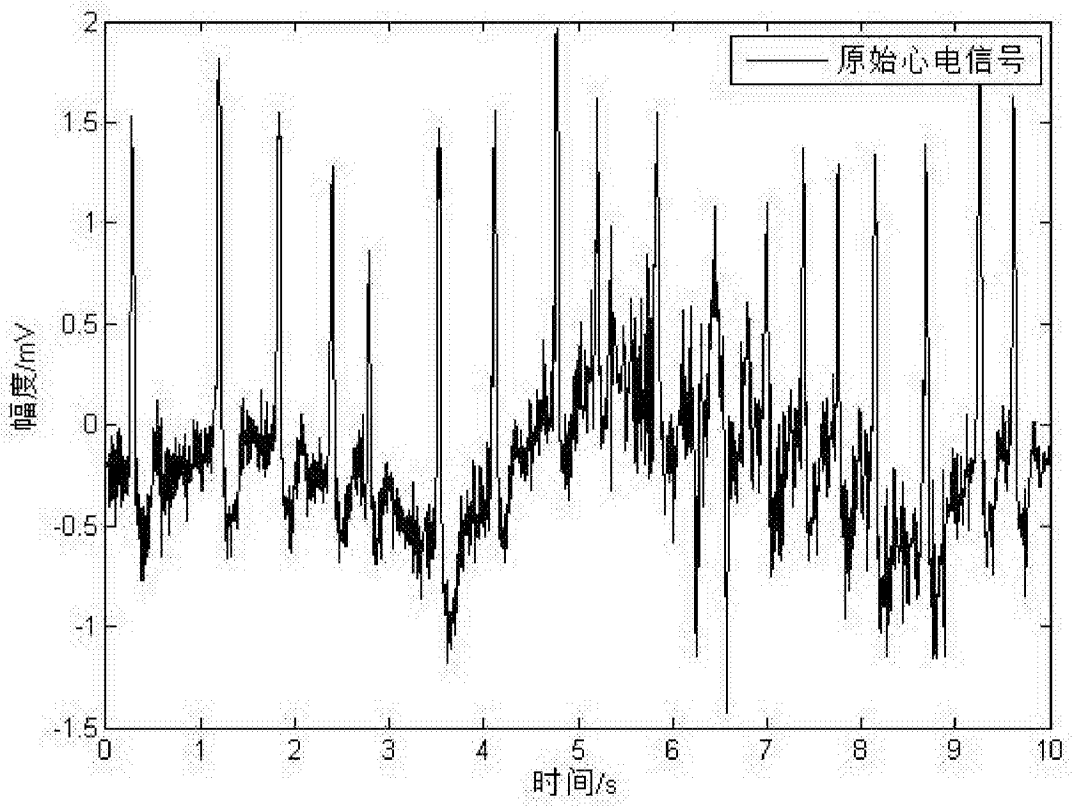


图 2

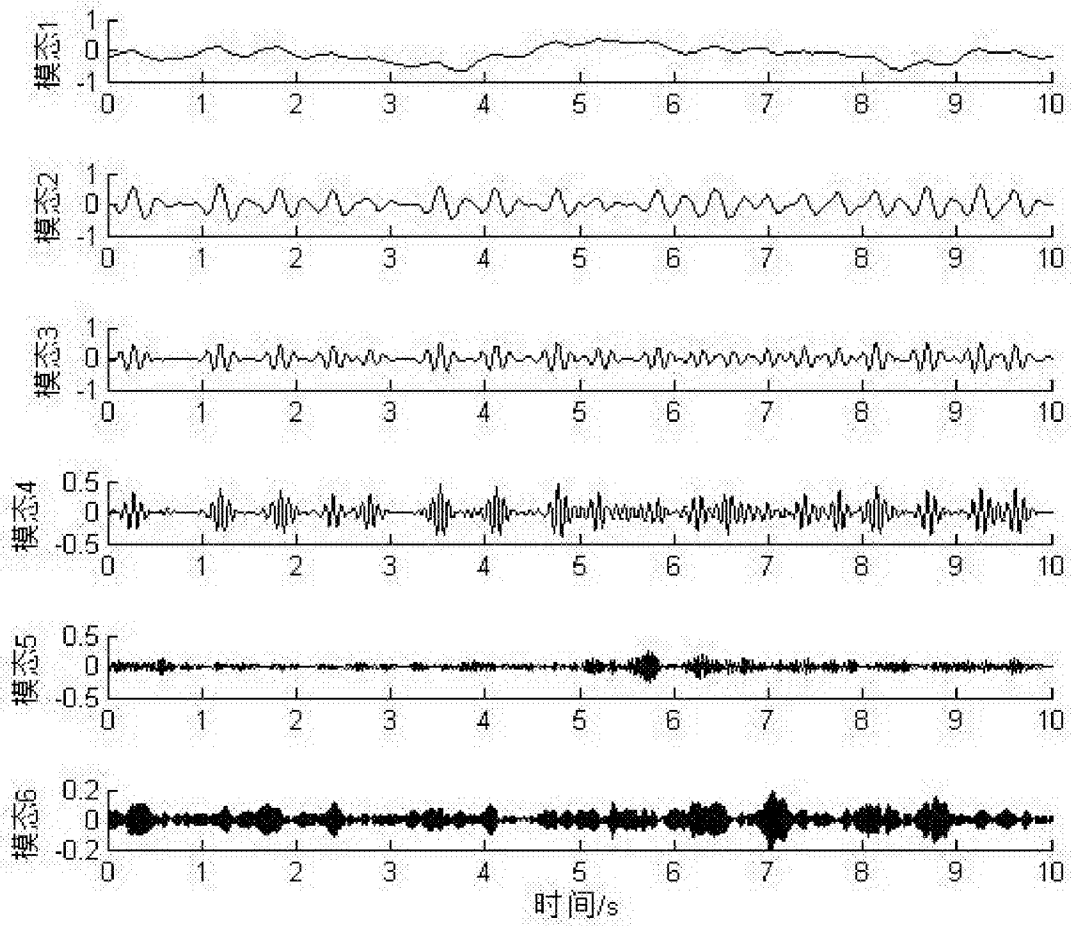


图 3

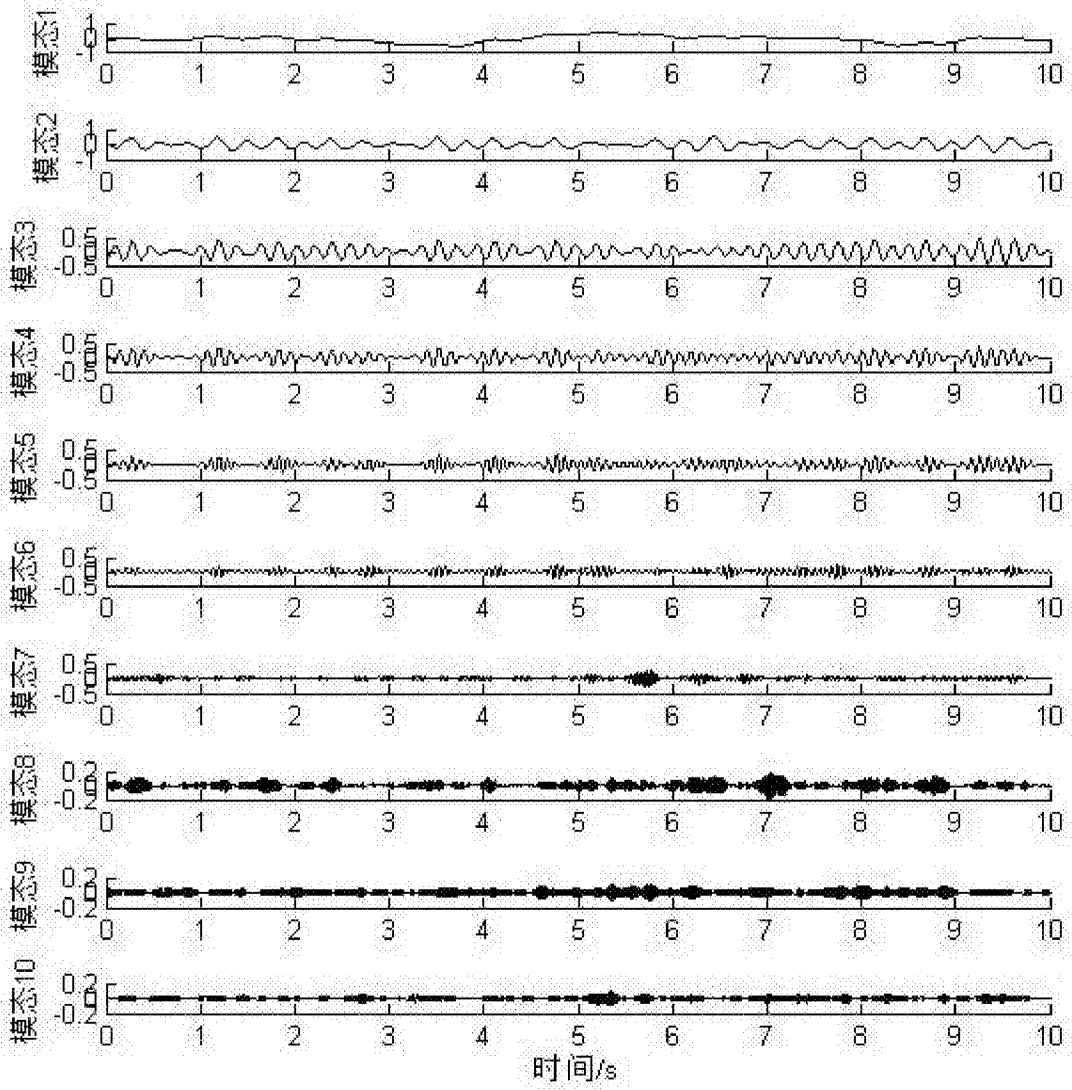


图 4

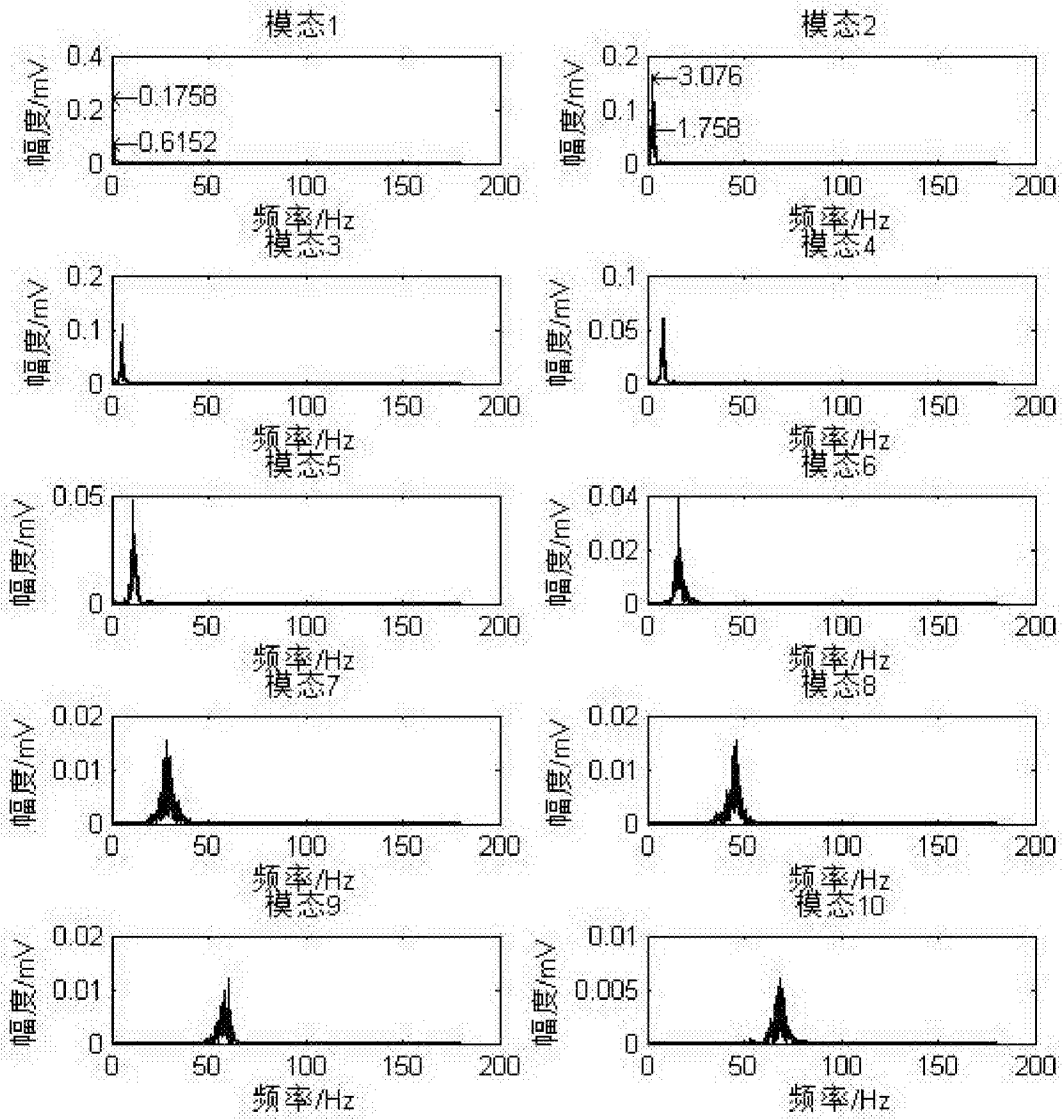


图 5

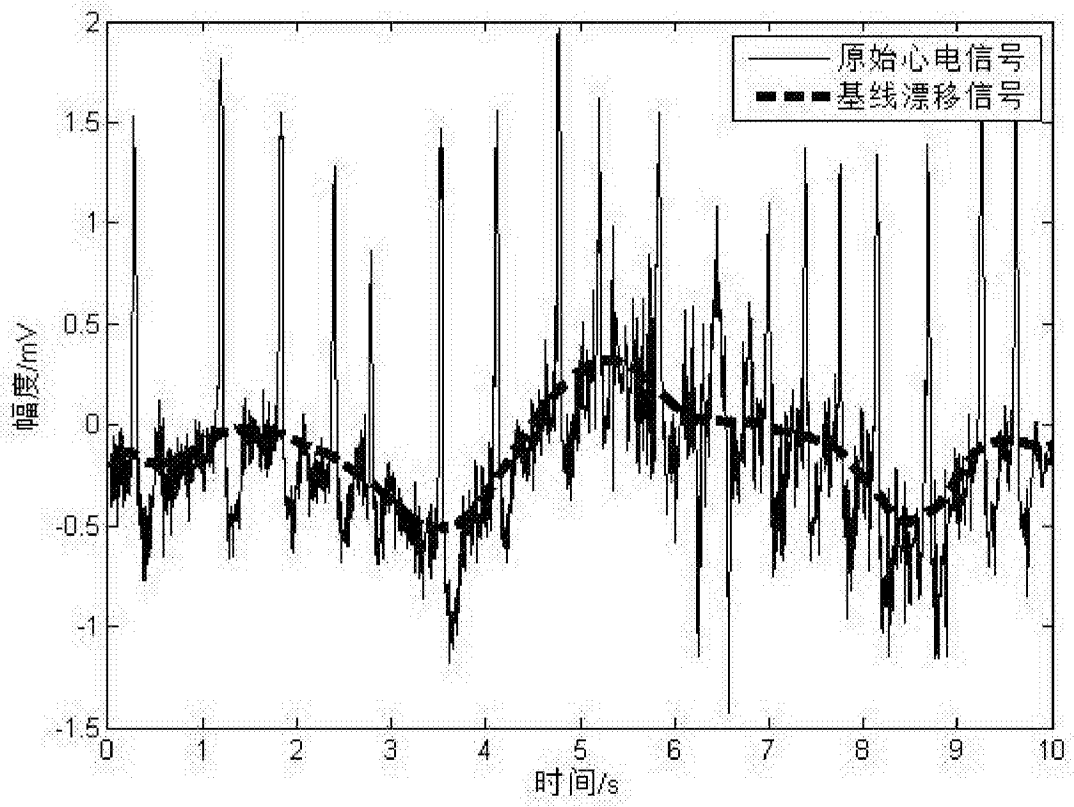


图 6

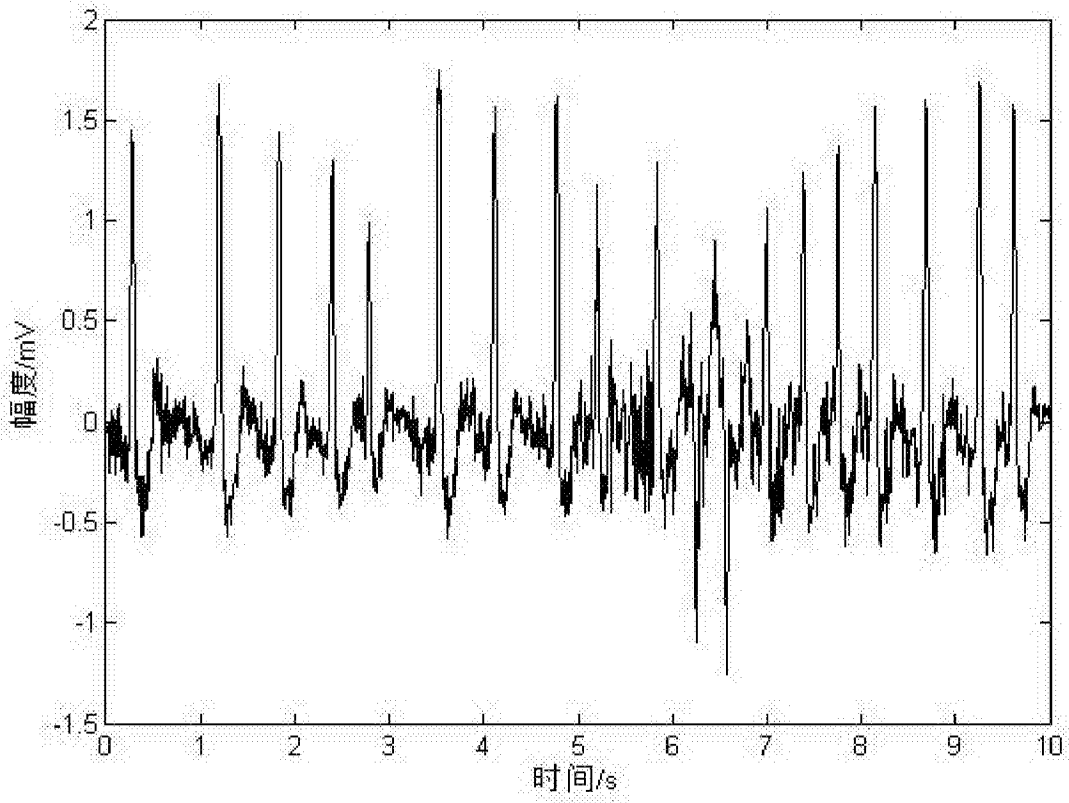


图 7

专利名称(译)	基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法		
公开(公告)号	CN107361762A	公开(公告)日	2017-11-21
申请号	CN201710659666.1	申请日	2017-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	山东理工大学		
申请(专利权)人(译)	山东理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东理工大学		
[标]发明人	隋文涛 崔善政 张丹		
发明人	隋文涛 崔善政 张丹		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7203 A61B5/7225		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于变分模态分解的心电信号基线漂移校正方法，包括以下步骤：对原始心电信号进行变分模态分解，选取最优分解层数K；将心电信号进行变分模态分解，得到K个模态分量；确定基线漂移干扰对应的模态分量；去除小于阈值频率的模态分量，将剩余模态分量重构得到去除基线漂移后的心电信号。本发明有效去除心电信号中基线漂移干扰。

