



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108618773 A

(43)申请公布日 2018.10.09

(21)申请号 201710152788.1

(22)申请日 2017.03.15

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518000 广东省深圳市坪山新区坑梓  
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 杨晓立

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所

44237

代理人 阳开亮

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书9页 附图6页

## (54)发明名称

一种心电信号去噪方法、装置和一种心电信号采集设备

## (57)摘要

本发明实施例公开了一种心电信号去噪方法,用于解决现有噪声滤除方法难以完全滤除心电信号中的噪声干扰的问题。本发明实施例方法包括:获取采集的心电信号;对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析,得到各个信号独立分量;对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。本发明实施例还提供一种心电信号去噪装置和一种心电信号采集设备。



1. 一种心电信号去噪方法,其特征在于,包括:

获取采集的心电信号;

对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;

对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;

对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析,得到各个信号独立分量;

对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;

对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。

2. 根据权利要求1所述的心电信号去噪方法,其特征在于,所述对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量具体包括:

将所述心电信号确定为待分解心电信号;

向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号;

对所述待分解心电信号进行经验模态分解,得到各个本征模函数分量;

若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件,则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号,并返回执行对所述待分解心电信号进行经验模态分解的步骤;

若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件,则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值,并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。

3. 根据权利要求2所述的心电信号去噪方法,其特征在于,所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件具体为:

所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和大于或等于预设的数目阈值;

所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件具体为:

所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和小于预设的数目阈值。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的心电信号去噪方法,其特征在于,所述对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除具体包括:

滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号;

对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。

5. 根据权利要求4所述的心电信号去噪方法,其特征在于,在滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号之前,还包括:

根据第一公式计算所述信号独立分量的微分信号,所述第一公式为: $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ,其中IC为信号独立分量,D为IC的微分信号,t为信号序列的时间点;

根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波,得到特征信号,所述第二公式为

$$F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2, \text{其中} F(t) \text{ 为特征信号,} k \text{ 为预设正整数;}$$

统计所述特征信号的值大于预设第一阈值的点数;

若所述点数小于预设的第二阈值,则将与所述特征信号对应的所述信号独立分量确定为不包含有心电信息的信号。

6.一种心电信号去噪装置,其特征在于,包括:

心电信号获取模块,用于获取采集的心电信号;

模态分解模块,用于对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;

工频干扰滤除模块,用于对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;

成分分析模块,用于对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析,得到各个信号独立分量;

肌电干扰滤除模块,用于对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;

信号重构模块,用于对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。

7.根据权利要求6所述的心电信号去噪装置,其特征在于,所述模态分解模块具体包括:

待分解信号确定单元,用于将所述心电信号确定为待分解心电信号;

白噪声单元,用于向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号;

经验模态分解单元,用于对所述待分解心电信号进行经验模态分解,得到各个本征模函数分量;

返回触发单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件,则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号,并返回触发所述经验模态分解单元;

分量均值单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件,则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值,并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。

8.根据权利要求6或7所述的心电信号去噪装置,其特征在于,所述肌电干扰滤除模块具体包括:

第一滤除单元,用于滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号;

第二滤除单元,用于对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。

9.根据权利要求8所述的心电信号去噪装置,其特征在于,所述心电信号去噪装置还包括:

微分计算模块,用于根据第一公式计算所述信号独立分量的微分信号,所述第一公式为: $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ,其中IC为信号独立分量,D为IC的微分信号,t为信号序列的时间点;

非线性滤波模块,用于根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波处理,得到特征信号,所述第二公式为 $F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2$ ,其中F(t)为特征信号,k为预设正整数;

点数统计模块,用于统计所述特征信号的值大于预设第一阈值的点数;

信号确定模块,用于若所述点数小于预设的第二阈值,则将与所述特征信号对应的所述信号独立分量确定为不包含有心电信息的信号。

10.一种心电信号采集设备,其特征在于,包括如权利要求6至9中任一项所述的心电信号去噪装置。

## 一种心电信号去噪方法、装置和一种心电信号采集设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信号噪声处理技术领域,尤其涉及一种心电信号去噪方法、装置和一种心电信号采集设备。

### 背景技术

[0002] 心血管病是一类由心脏、血管和调节血液循环的神经体液组织构成的循环系统的疾病。根据世界卫生组织的统计,心血管疾病是世界上致死率最高的疾病,在2012年全世界有1750万人死于心血管疾病,占各种死因的31%。心血管疾病严重威胁人类,特别是50岁以上中老年人健康,具有高患病率、高致残率和高死亡率的特点。近年来,随着生活压力的增加,工作时间的增加,心血管疾病在青年群体中的发病率越来越高。心电图通过体表间接记录心脏电活动,这些活动反映了心肌在心动周期中的去极化和复极活动,表示通常与体表点击测量的整体心肌的动作电位和时间空间的总和。心电图应用于临床已经有一个世纪的历史,作为一门独立的临床检查诊断学科已自成体系,心电图在心脏疾病的临床诊断中具有重要价值,能为心血管疾病的正确分析、诊断、治疗和监护提供客观指标。心电图检查已经在全世界得到普及,是各级医疗机构一项极为重要的诊断工具,尤其因其是一项无创性检查,价廉方便,能被患者所接受。

[0003] 随着科学技术的不断发展,心电图的监测方式越来越多样话,除了使用传统的静态心电图机采集心电信号外,运动心电图仪、Holter记录仪、可穿戴心电图仪等设备,由于其更能强大,方便舒适,能够长时间采集心电信号,得到了越来越多的重视。但随着便捷性,舒适度的提升,心电信号在采集过程中更加容易受到噪声的干扰,导致心电信号质量下降。因此,获取高保真的心电信号,提升心电信号质量是心电图的基础,没有良好的信号质量,后续医生或智能算法的分析诊断则无从谈起。

[0004] 心电信号受到的噪声干扰可以分为工频干扰、基线漂移干扰以及肌电干扰三种形式。其中工频干扰为50Hz正弦信号及其谐波,由空间电磁场引起;基线漂移干扰主要由人体呼吸运动或电极片接触不良导致,属于低频信号,频率范围一般为0-1Hz之间;而肌电干扰是人体肌肉所产生的电信号,可以近似看成高斯白噪声。传统的噪声滤除方法是使用经典滤波器滤除各类噪声,经典滤波器结构简单、易于实现,已经在工业应用上广泛实现。但由于人体心电信号频率范围一般在0-100Hz,该频率处于之前提到的三种噪声的频率范围之内,造成心电信号和噪声频率混叠,因此无法使用经典滤波器完全滤除噪声干扰,若滤波器的截止频率设置过低,则会导致心电信号失真的情况出现。

### 发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种心电信号去噪方法、装置和一种心电信号采集设备,能够滤除心电信号中的工频干扰、基线漂移干扰以及肌电干扰的噪声,在保留心电信号原本特征的同时,达到去噪的效果,提升心电信号的质量。

[0006] 本发明实施例提供的一种心电信号去噪方法,包括:

- [0007] 获取采集的心电信号；
- [0008] 对所述心电信号进行集合经验模态分解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量；
- [0009] 对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除；
- [0010] 对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析，得到各个信号独立分量；
- [0011] 对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除；
- [0012] 对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构，得到去噪后的心电信号。
- [0013] 可选地，所述对所述心电信号进行集合经验模态分解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量具体包括：
- [0014] 将所述心电信号确定为待分解心电信号；
- [0015] 向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号；
- [0016] 对所述待分解心电信号进行经验模态分解，得到各个本征模函数分量；
- [0017] 若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件，则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号，并返回执行对所述待分解心电信号进行经验模态分解的步骤；
- [0018] 若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件，则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值，并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。
- [0019] 可选地，所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件具体为：
- [0020] 所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和大于或等于预设的数目阈值；
- [0021] 所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件具体为：
- [0022] 所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和小于预设的数目阈值。
- [0023] 可选地，所述对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除具体包括：
- [0024] 滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号；
- [0025] 对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。
- [0026] 可选地，在滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号之前，还包括：
- [0027] 根据第一公式计算所述信号独立分量的微分信号，所述第一公式为： $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ，其中IC为信号独立分量，D为IC的微分信号，t为信号序列的时间点；
- [0028] 根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波，得到特征信号，所述第二公式为
- $$F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2$$
- ，其中F(t)为特征信号，k为预设正整数；
- [0029] 统计所述特征信号的值大于预设第一阈值的点数；
- [0030] 若所述点数小于预设的第二阈值，则将与所述特征信号对应的所述信号独立分量确定为不包含有心电信息的信号。
- [0031] 本发明实施例提供的一种心电信号去噪装置，包括：

- [0032] 心电信号获取模块,用于获取采集的心电信号;
- [0033] 模态分解模块,用于对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;
- [0034] 工频干扰滤除模块,用于对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;
- [0035] 成分分析模块,用于对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析,得到各个信号独立分量;
- [0036] 肌电干扰滤除模块,用于对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;
- [0037] 信号重构模块,用于对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。
- [0038] 可选地,所述模态分解模块具体包括:
- [0039] 待分解信号确定单元,用于将所述心电信号确定为待分解心电信号;
- [0040] 白噪声单元,用于向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号;
- [0041] 经验模态分解单元,用于对所述待分解心电信号进行经验模态分解,得到各个本征模函数分量;
- [0042] 返回触发单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件,则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号,并返回触发所述经验模态分解单元;
- [0043] 分量均值单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件,则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值,并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。
- [0044] 可选地,所述肌电干扰滤除模块具体包括:
- [0045] 第一滤除单元,用于滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号;
- [0046] 第二滤除单元,用于对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。
- [0047] 可选地,所述心电信号去噪装置还包括:
- [0048] 微分计算模块,用于根据第一公式计算所述信号独立分量的微分信号,所述第一公式为: $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ,其中IC为信号独立分量,D为IC的微分信号,t为信号序列的时间点;
- [0049] 非线性滤波模块,用于根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波处理,得到特征信号,所述第二公式为 $F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2$ ,其中F(t)为特征信号,k为预设正整数;
- [0050] 点数统计模块,用于统计所述特征信号的值大于预设第一阈值的点数;
- [0051] 信号确定模块,用于若所述点数小于预设的第二阈值,则将与所述特征信号对应的所述信号独立分量确定为不包含有心电信息的信号。
- [0052] 本发明实施例提供一种心电信号采集设备,包括上述的心电信号去噪装置。
- [0053] 从以上技术方案可以看出,本发明实施例具有以下优点:
- [0054] 本发明实施例中,首先,获取采集的心电信号;然后,对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;接着,对所述各个本征模函

数分量进行工频干扰的噪声滤除；次之，对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析，得到各个信号独立分量；对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除；最后，对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构，得到去噪后的心电信号。这样可以将心电信号分解为多个分量，在不同分量上进行工频干扰、基线漂移干扰以及肌电干扰的噪声滤除，在保留心电信号原本特征的同时，达到去噪的效果，提升了心电信号的质量。

#### 附图说明

[0055] 图1为本发明实施例中一种心电信号去噪方法一个实施例流程图；

[0056] 图2为本发明实施例中一种心电信号去噪方法中步骤102的具体流程示意图；

[0057] 图3为本发明实施例中一种心电信号去噪方法在一个应用场景下得到的各个本征模函数分量信号示意图；

[0058] 图4为本发明实施例中一种心电信号去噪方法在一个应用场景下得到的各个信号独立分量的示意图；

[0059] 图5为本发明实施例中一种心电信号去噪方法中步骤105的具体流程示意图；

[0060] 图6为本发明实施例中一种心电信号去噪方法在一个应用场景下滤波前和滤波后的心电信号对比示意图；

[0061] 图7为本发明实施例中一种心电信号去噪装置一个实施例结构图。

#### 具体实施方式

[0062] 本申请提供了一种基于快速独立成分分析和集合经验模态分解的心电信号去噪方法，该方法可以应用于各种电子设备，这些设备具有心电信号采集、分析模块，用于采集生物心电信号并对其分析。电子设备可以包括但不限于电脑、智能手机、心电图机、可穿戴心电采集设备、监护仪等等。

[0063] 应用上述方法的电子设备可以通过上述方法进行去噪处理，提升心电信号的信号质量。已知的常用心电信号去噪方法通常是使用了经典滤波器进行处理，该方法通常是在频域上将某频率分量进行滤除，达到去噪的效果。但心电信号的噪声往往与心电信号混叠，使用这种方法无法完全滤除心电噪声；另一方面，在设计滤波器的时候需要非常小心，不恰当的滤波器类型和参数选择，容易改变心电信号的本身特征，影响后续对心电图的分析和诊断。

[0064] 为了解决上述一个或多个问题，根据本申请实施例的基于快速独立成分分析和集合经验模态分解的心电信号去噪方法，将心电信号分解为多个分量，在不同分量上进行去除或滤波处理，在保留心电信号原本特征的同时，达到去噪的效果。

[0065] 为使得本发明的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂，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、完整地描述，显然，下面所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而非全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例，都属于本发明保护的范围。

[0066] 请参阅图1，本发明实施例中一种心电信号去噪方法一个实施例包括：

[0067] 101、获取采集的心电信号；

[0068] 本实施例中，可通过静态心电图机、可穿戴心电采集设备（如智能手环、智能臂环等）、监护仪等设备采集用户的心电信号。一般来说，采集得到的心电信号中包含有工频干扰、基线漂移干扰以及肌电干扰三种形式的噪声。

[0069] 102、对所述心电信号进行集合经验模态分解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量；

[0070] 经验模态分解 (EMD) 依据数据自身的时间尺度特征来进行信号分解，其本质是对信号进行平稳化处理，将具有不同时间尺度的信号逐级分解开来。EMD已经在不同的工程领域得到了迅速有效的应用，但依然存在不足。当信号的时间尺度存在跳跃性变化时，对信号进行EMD分解，就会出现一个本征模函数分量 (IMF) 包含不同时间尺度特征成分的情况，称之为模态混叠。

[0071] 本实施例中，采用集合经验模态分解 (EEMD) 进行心电信号的分解，其是针对EMD的不足，提出的一种噪声辅助信号处理的方法。

[0072] 如图2所示，进一步地，上述步骤102具体可以包括：

[0073] 201、将所述心电信号确定为待分解心电信号；

[0074] 202、向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号；

[0075] 203、对所述待分解心电信号进行经验模态分解，得到各个本征模函数分量；

[0076] 204、判断所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目是否满足预设的阈值条件，若否，则执行步骤205，若是，则执行步骤206；

[0077] 205、向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号，并返回执行步骤203；

[0078] 206、对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值，并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。

[0079] 对于上述步骤202和步骤205中的“白噪声信号”，这些白噪声信号可以预先设置后，通过随机生成的方式得到。

[0080] 对于上述步骤203，对待分解心电信号进行EMD分解的过程可以如下：

[0081] a) 找出加入白噪声信号后的待分解心电信号的所有极大值点  $I_{\max}$ ，并用三次样条插值函数拟合形成原数据的上包络线；同样，找出待分解心电信号的所有极小值点  $I_{\min}$ ，并用三次样条插值函数拟合形成原数据的下包络线。

[0082] b) 计算上下包络线的均值，将上下包络线的均值记为  $M_1$ ，将待分解心电信号的信号序列  $x(t)$  减去平均包络  $M_1$ ，得到一个新的数据序列 IMF，公式如下：

$$[0083] \quad IMF(t) = X(t) - M_1$$

[0084] 从而，可以得到各个本征模函数分量 IMF。

[0085] 对于上述步骤204~206，可以为EMD的分解设定终止条件，当达到终止条件时，结束EMD分解，反之，则加入新的白噪声信号，再次进行EMD分解，直到达成终止条件。

[0086] 本实施例中，设定“所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目是否满足预设的阈值条件”作为EMD分解的“终止条件”。当不满足预设的阈值条件时，则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号，并返回执行步骤203；当满足预设的阈值条件时，则终止EMD分解，并执行步骤206。

[0087] 具体地,所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目是否满足预设的阈值条件具体为:所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和是否小于预设的数目阈值。如,定义IMF的极大值与极小值的数目之和如下:

$$[0088] \quad T = I_{\max} + I_{\min}$$

[0089] 其中, $I_{\max}$ 和 $I_{\min}$ 分别为IMF的极大值和极小值的数目。

[0090] 当T大于或等于该数目阈值时,则向该待分解心电信号加入新的白噪声信号,返回进行下一循环的EMD分解。需要说明的是,在每次EMD分解中,均分解得到各个IMF,这些不同循环下的IMF可以暂存至缓存中。

[0091] 当T小于该数目阈值时,则终止EMD分解,不仅能够有效滤除心电信号的基线漂移,也能够节省运算资源,避免不必要的计算。

[0092] 在结束EMD分解之后,执行步骤206,对各次循环的EMD中分解得到的各个IMF进行均值求解。举例说明,下述为三次循环EMD得到的各个IMF:

[0093] 第一次循环:IMF1<sub>(1)</sub>、IMF2<sub>(1)</sub>、IMF3<sub>(1)</sub>、……、IMF9<sub>(1)</sub>;

[0094] 第二次循环:IMF1<sub>(2)</sub>、IMF2<sub>(2)</sub>、IMF3<sub>(2)</sub>、……、IMF9<sub>(2)</sub>;

[0095] 第三次循环:IMF1<sub>(3)</sub>、IMF2<sub>(3)</sub>、IMF3<sub>(3)</sub>、……、IMF9<sub>(3)</sub>;

[0096] 各个IMF的均值序列为:(IMF1<sub>(1)</sub>+IMF1<sub>(2)</sub>+IMF1<sub>(3)</sub>)/3、(IMF2<sub>(1)</sub>+IMF2<sub>(2)</sub>+IMF2<sub>(3)</sub>)/3、(IMF3<sub>(1)</sub>+IMF3<sub>(2)</sub>+IMF3<sub>(3)</sub>)/3、……、(IMF9<sub>(1)</sub>+IMF9<sub>(2)</sub>+IMF9<sub>(3)</sub>)/3,从而,在一个应用场景下,如图3所示,得到所述心电信号的各个IMF分别为:IMF1、IMF2、IMF3、……、IMF9。

[0097] 由上述内容可知,通过步骤102的EEMD分解,可以将心电信号分解为各个本征模函数分量的同时,滤除其中的基线漂移干扰的噪声。

[0098] 103、对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;

[0099] 本实施例中,在各个IMF进行工频滤波的方法可以有多种,可以采用现有技术中移植和未来开发的任何技术来实现,本申请在此方面没有限制。由于心电信号使用EEMD分解成了不同阶数的IMF,将原本尖锐的QRS波群(正常心电图中幅度最大的波群)分解到不同的IMF上,从而降低了分布在不同IMF上QRS的尖锐程度。所以若是在不同IMF上进行工频滤波,比如使用经典的IIR陷波器,可以有效避免由尖锐QRS波群引起的震荡。

[0100] 104、对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析(Fast ICA),得到各个信号独立分量;

[0101] 在上述步骤中,将心电信号中的工频干扰和基线漂移干扰的噪声滤除后,此时的心电信号(暂时被分解为各个IMF)可以看成干净的心电信号与肌电干扰和残余干扰的累加。所以可以使用Fast ICA将相互独立的信号分离,将其中的干扰信号去除,并在其余的信号独立分量(IC)上进行滤波去噪处理。

[0102] 具体的,使用Fast ICA能够从混合数据中提取出原始的信号独立分量(IC)。该方法能够很好地从观测信号中估计相互统计独立的、被未知因素混合的原始信号。Fast ICA算法有基于四阶累计量、基于似然最大、基于负熵最大等形式。在本实施例中,可以使用任何一种形式进行Fast ICA运算。经过Fast ICA后,可以得到信号独立分量IC和分离矩阵W,IC如图4所示,不同阶数的IC相互独立。

[0103] 105、对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;

[0104] 在进行Fast ICA得到各个信号独立分量IC之后,可以对各个IC进行肌电干扰的噪

声滤除。如图5所示,具体可以分为以下两步执行:

[0105] 501、滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号;

[0106] 502、对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。

[0107] 对于上述步骤501,可以对各个IC进行分析,找出其中不含心电信息的信号,将之置为0。具体为,首先找出各个IC中包含心电信息的信号和不包含心电信息的信号。

[0108] 优选地,可以根据第一公式计算所述信号独立分量IC的微分信号,所述第一公式为:

[0109]  $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ;

[0110] 其中IC为信号独立分量,D为IC的微分信号,t为信号序列的时间点。

[0111] 然后,根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波,得到特征信号,所述第二公式为:

[0112]  $F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2$ ;

[0113] 其中F(t)为特征信号,k为预设正整数。

[0114] 在得到F(t)之后,统计所述F(t)的值大于预设第一阈值的点数P,若所述点数P小于预设的第二阈值,则判定该特征信号对应的IC包含有心电信息;若所述点数P小于预设的第二阈值,则判定所述特征信号对应的IC不包含有心电信息。从而可以确定出哪些IC为不包含心电信息的信号,将这些信号置0,也即过滤掉。从而,可以在滤除不同噪声源信号的同时,保留心电信号成份,避免滤波过程噪声心电信号的失真。

[0115] 对于上述步骤502,对含有心电信息的IC进行滤波处理,这里的滤波可以采用现有技术中移植或未来开发的任何技术来实现,本申请在此方面没有限制。比如在本实施例中,使用了小波阈值去噪法对IC进行滤波。

[0116] 106、对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。

[0117] 本实施例中,具体地,可以将上述完成肌电干扰噪声滤除后的各个IC重构为IMF,然后将重构后的IMF再次重构得到去噪后的心电信号。

[0118] 例如,可以定义经过滤波处理后的信号独立分量成为IC',则可以得到重构后的本征模函数IMF':

[0119]  $IMF' = W^{-1}IC'$ ;

[0120] 接着,重构IMF'可以得到滤波后的心电信号X':

[0121]  $X' = \sum_{i=1}^n IMF'_i$

[0122] 其中n是本征模函数的阶数。

[0123] 在本实施例中,首先使用集合经验模态分解,将心电信号分解成多阶本征模函数分量,从频域上滤除基线漂移和工频干扰;接着,将信号使用快速独立成份分析分解成相互独立的信号独立分量,从而有效去除肌电干扰带来的噪声源,并滤除心电信号源的噪声。

[0124] 图6示出了在一个应用场景下滤波前和滤波后的心电信号对比示意图,可见,经过本发明的心电信号去噪方法进行的滤波处理,提升了心电信号质量,在有效滤除心电信号

噪声的同时,能够有效的保留心电信号的原本特征。

[0125] 上面主要描述了一种心电信号去噪方法,下面将对一种心电信号去噪装置进行详细描述。

[0126] 图7示出了本发明实施例中一种心电信号去噪装置一个实施例结构图。

[0127] 本实施例中,一种心电信号去噪装置包括:

[0128] 心电信号获取模块701,用于获取采集的心电信号;

[0129] 模态分解模块702,用于对所述心电信号进行集合经验模态分解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量;

[0130] 工频干扰滤除模块703,用于对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除;

[0131] 成分分析模块704,用于对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析,得到各个信号独立分量;

[0132] 肌电干扰滤除模块705,用于对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除;

[0133] 信号重构模块706,用于对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构,得到去噪后的心电信号。

[0134] 进一步地,所述模态分解模块具体可以包括:

[0135] 待分解信号确定单元,用于将所述心电信号确定为待分解心电信号;

[0136] 白噪声单元,用于向所述待分解心电信号加入预设的白噪声信号;

[0137] 经验模态分解单元,用于对所述待分解心电信号进行经验模态分解,得到各个本征模函数分量;

[0138] 返回触发单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目不满足预设的阈值条件,则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号,并返回触发所述经验模态分解单元;

[0139] 分量均值单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目满足预设的阈值条件,则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值,并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。

[0140] 进一步地,所述返回触发单元可以包括:第一触发子单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和大于或等于预设的数目阈值,则向所述待分解心电信号加入新的预设白噪声信号,并返回触发所述经验模态分解单元;

[0141] 所述分量均值单元可以包括:第一均值子单元,用于若所述本征模函数分量的极大值和极小值的数目之和小于预设的数目阈值,则对各次经验模态分解得到的各个本征模函数分量分别进行均值求解,得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量的均值,并将所述各个本征模函数分量的均值确定为所述心电信号的各个本征模函数分量。

[0142] 进一步地,所述肌电干扰滤除模块具体可以包括:

[0143] 第一滤除单元,用于滤除所述各个信号独立分量中不包含心电信息的信号;

[0144] 第二滤除单元,用于对滤除信号后的所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除。

[0145] 进一步地,所述心电信号去噪装置还可以包括:

[0146] 微分计算模块,用于根据第一公式计算所述信号独立分量的微分信号,所述第一公式为: $D(t) = IC(t) - IC(t-1)$ ,其中IC为信号独立分量,D为IC的微分信号,t为信号序列的时间点;

[0147] 非线性滤波模块,用于根据第二公式对所述微分信号进行非线性滤波处理,得到

特征信号,所述第二公式为 $F(t) = \sum_{i=1}^k (D_i(t))^2$ ,其中F(t)为特征信号,k为预设正整数;

[0148] 点数统计模块,用于统计所述特征信号的值大于预设第一阈值的点数;

[0149] 信号确定模块,用于若所述点数小于预设的第二阈值,则将与所述特征信号对应的所述信号独立分量确定为不包含有心电信息的信号。

[0150] 本发明实施例还公开了一种心电信号采集设备,其包括图6对应实施例中描述的任意一种心电信号去噪装置。具体地,该心电信号采集设备可以为静态心电图机、运动心电图仪、Holter记录仪、可穿戴心电图仪、监护仪,等等。

[0151] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的系统,装置和单元的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0152] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的系统,装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0153] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0154] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0155] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0156] 以上所述,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

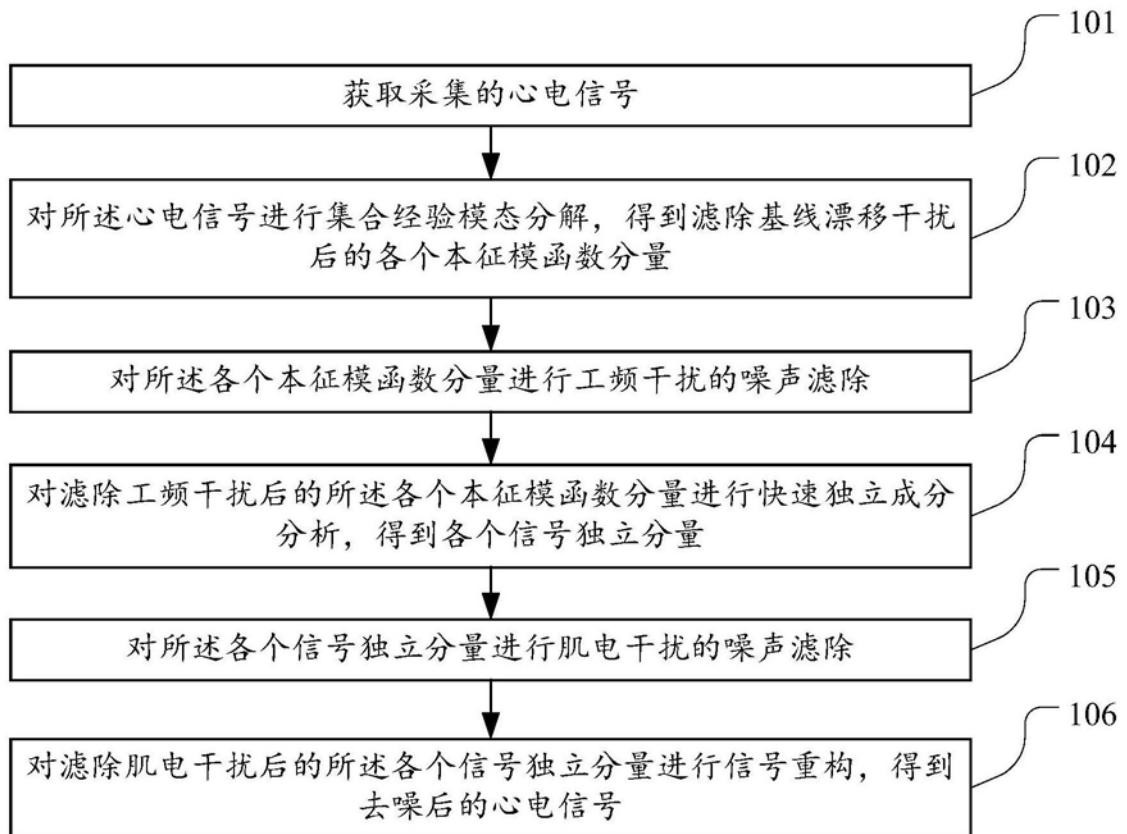


图1

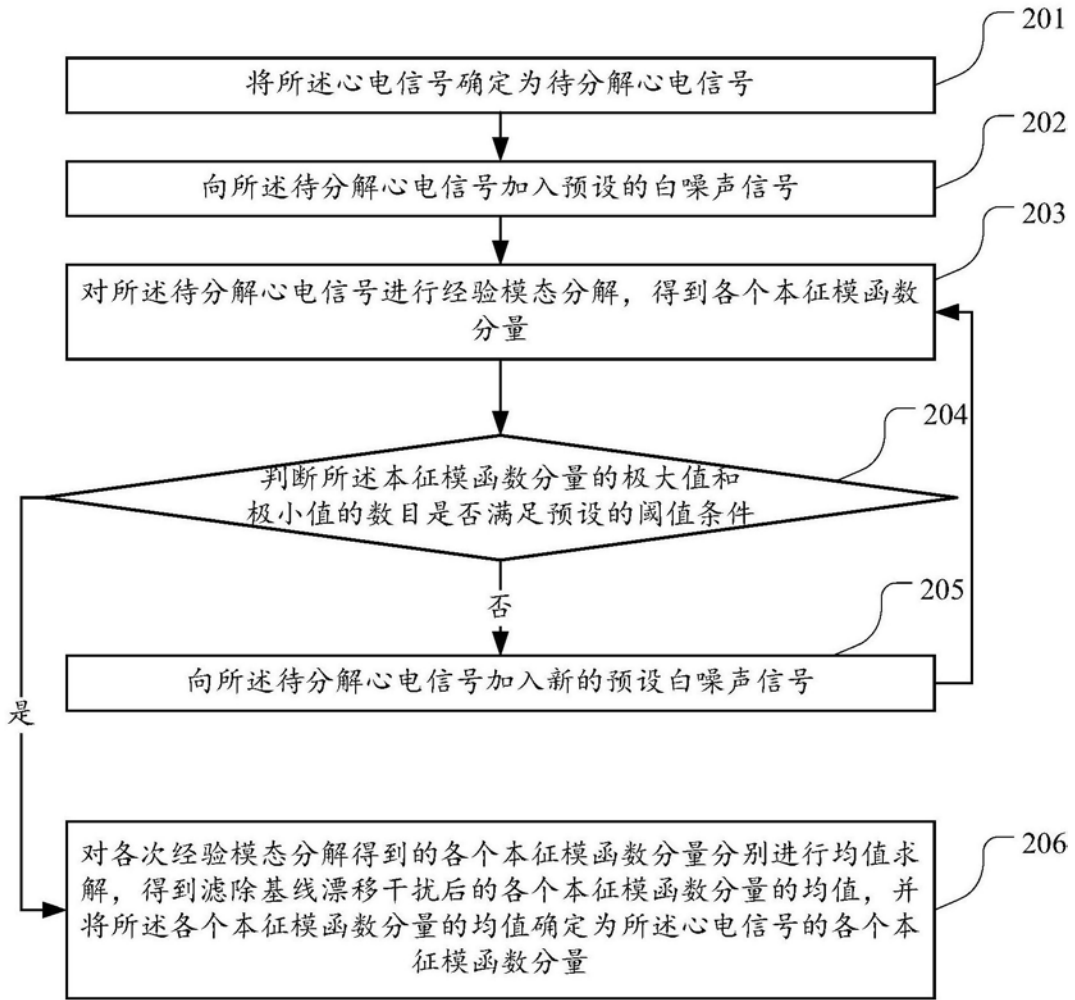


图2

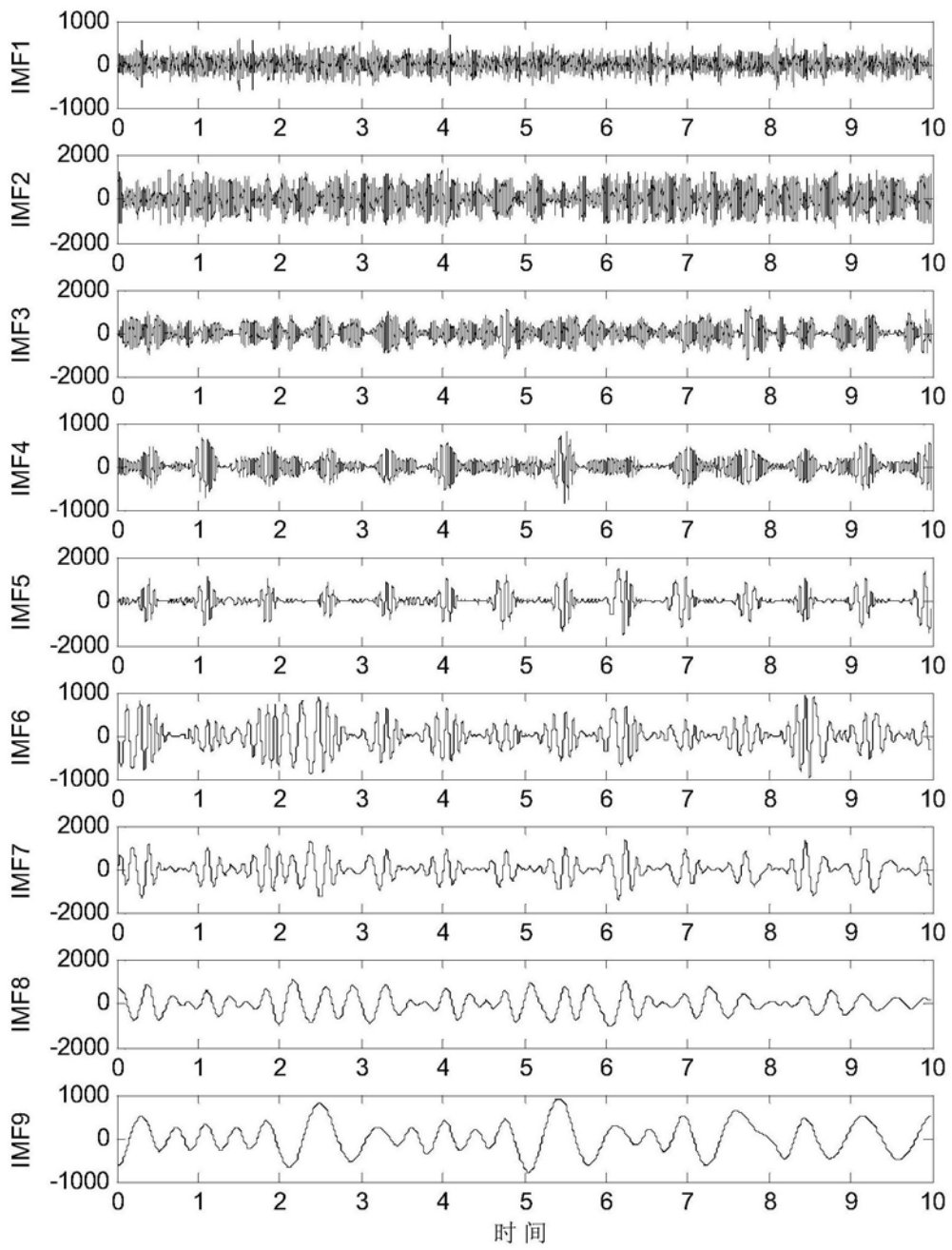


图3

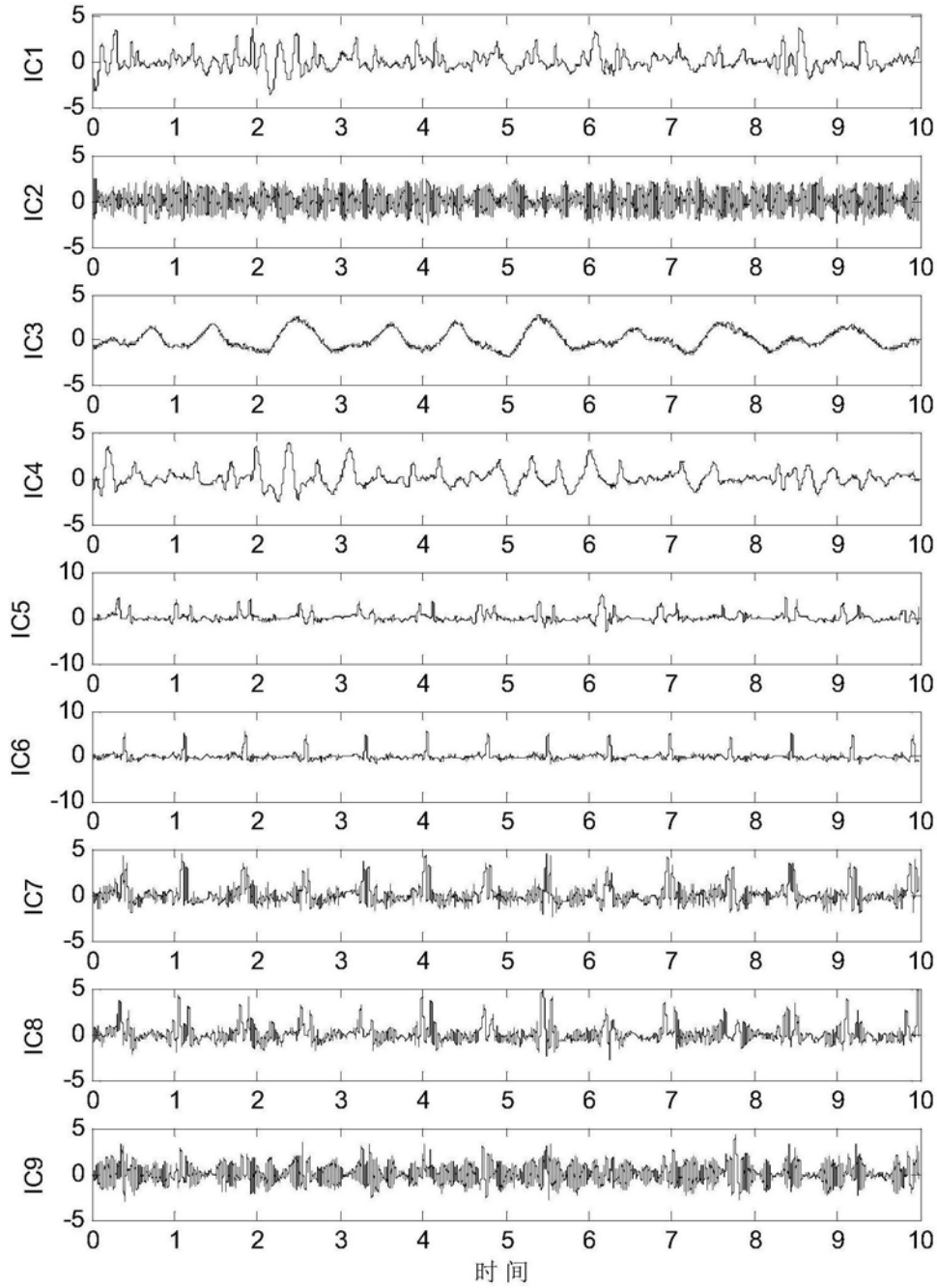


图4

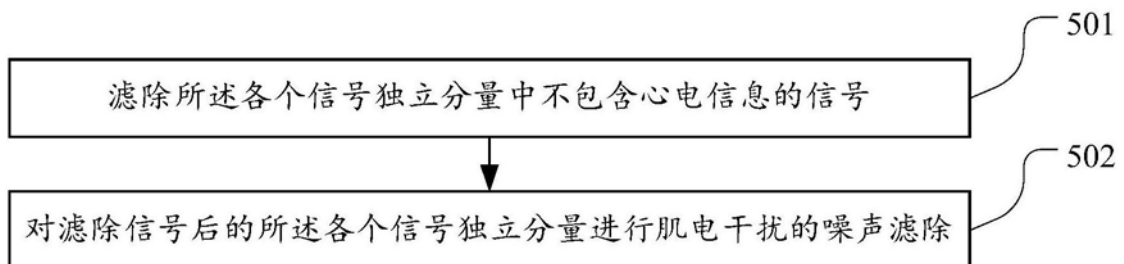


图5

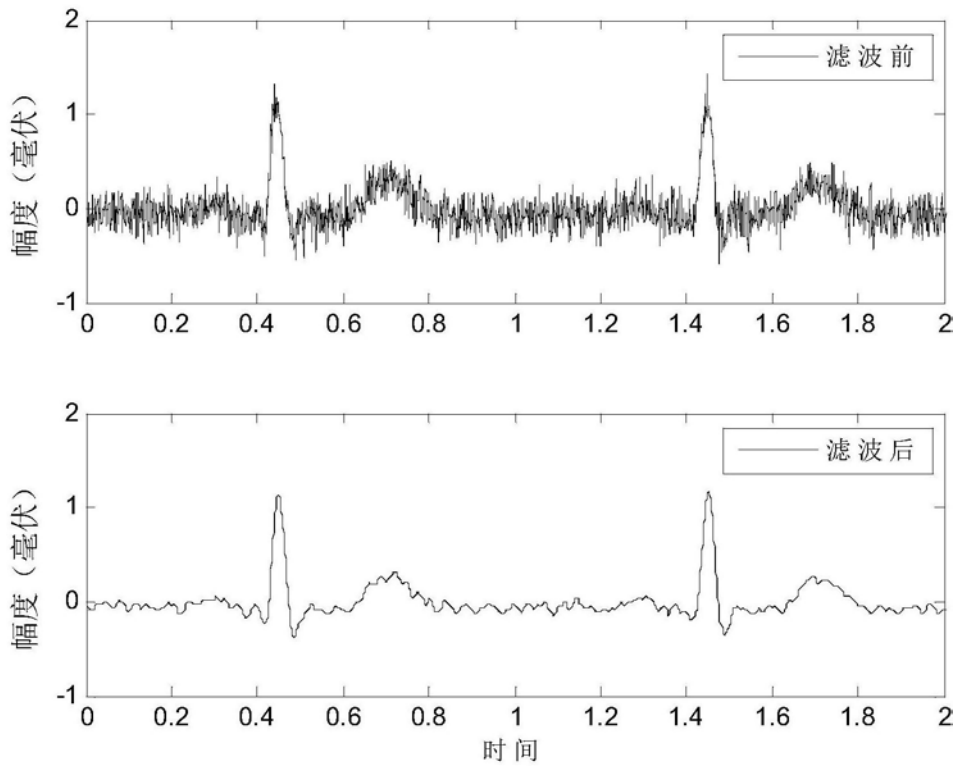


图6

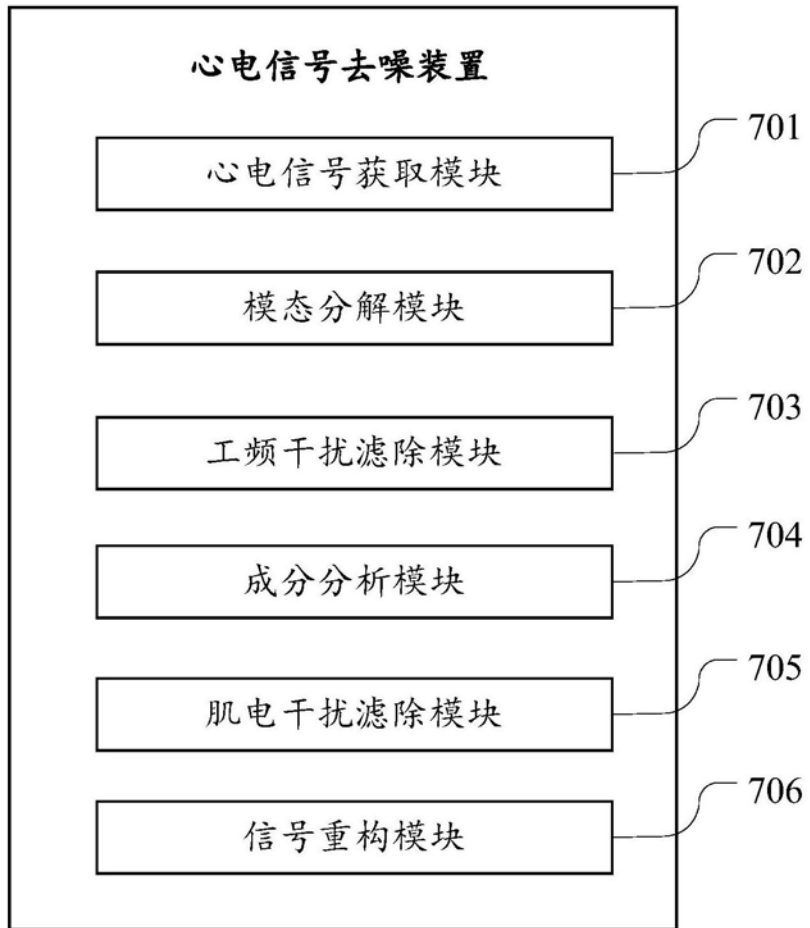


图7

专利名称(译)	一种心电信号去噪方法、装置和一种心电信号采集设备		
公开(公告)号	<a href="#">CN108618773A</a>	公开(公告)日	2018-10-09
申请号	CN201710152788.1	申请日	2017-03-15
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	杨晓立		
发明人	杨晓立		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/6801 A61B5/7203 A61B5/7225		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种心电信号去噪方法，用于解决现有噪声滤除方法难以完全滤除心电信号中的噪声干扰的问题。本发明实施例方法包括：获取采集的心电信号；对所述心电信号进行集合经验模态分解，得到滤除基线漂移干扰后的各个本征模函数分量；对所述各个本征模函数分量进行工频干扰的噪声滤除；对滤除工频干扰后的所述各个本征模函数分量进行快速独立成分分析，得到各个信号独立分量；对所述各个信号独立分量进行肌电干扰的噪声滤除；对滤除肌电干扰后的所述各个信号独立分量进行信号重构，得到去噪后的心电信号。本发明实施例还提供一种心电信号去噪装置和一种心电信号采集设备。

