



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106974617 A

(43)申请公布日 2017.07.25

(21)申请号 201610035614.2

(22)申请日 2016.01.19

(71)申请人 深圳市卡迪赛克科技有限公司  
地址 518057 广东省深圳市南山区科技中  
二路软件园1期4栋422

(72)发明人 郭朝阳 林科 郑征 黄枫

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有  
限公司 44281  
代理人 郭燕 彭家恩

(51) Int. Cl.  
A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法

(57)摘要

本申请公开了一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法,所述信号预处理方法包括:消除基线漂移步骤、将原始信号通过一全通减低通的整系数滤波器,以消除基线漂移的影响;消除干扰步骤、将经过所述全通减低通的整系数滤波器处理后的信号通过一整系数低通滤波器,以消除肌电干扰和工频干扰的影响。本申请的信号预处理方法,可实时对信号进行预处理,其具有速度快、实时性好且易于实现的特点,其降低了滤波算法的复杂性;本申请的信号波峰检测方法,提高了波峰检测的效率和准确度,降低了算法实现的复杂性,极大地节省了算法硬件实现的资源消耗。



1. 一种高效准确的信号预处理方法,所述信号为心电信号和/或呼吸信号,其特征在于,包括以下步骤:

消除基线漂移步骤:将原始信号通过一全通减低通的整系数滤波器,以消除基线漂移的影响;

消除干扰步骤:将经过所述全通减低通的整系数滤波器处理后的信号通过一整系数低通滤波器,以消除肌电干扰和工频干扰的影响。

2. 如权利要求1所述的信号预处理方法,其特征在于,所述全通减低通的整系数滤波器包括:

用于对心电信号进行处理的第一全通减低通的整系数滤波器,其传输函数为  $H(z) = z^{-16} - \frac{1-z^{-32}}{32(1-z^{-1})}$ , 差分方程为  $y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{32} + x(n-16) - x(n-17) + \frac{x(n-32)}{32}$ ;

和/或,

用于对呼吸信号进行处理的第二全通减低通的整系数滤波器,其传输函数为  $H(z) = z^{-128} - \frac{1-z^{-256}}{256(1-z^{-1})}$ , 差分方程为  $y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{256} + x(n-128) - x(n-129) + \frac{x(n-256)}{256}$ 。

3. 如权利要求1或2所述的信号预处理方法,其特征在于,所述整系数低通滤波器为二阶整系数低通滤波器。

4. 如权利要求3所述的信号预处理方法,其特征在于,所述整系数低通滤波器包括:

用于对心电信号进行处理的第一整系数低通滤波器,其传输函数为  $H(z) = \frac{(1-z^{-M})^2}{(1-z^{-1})^2}$ , 差分方程为  $y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-5) + x(n-10)$ , 其中传输函数中的M为采样率与工频干扰中心频率的比值;

和/或,

用于对呼吸信号进行处理的第二整系数低通滤波器,其传输函数为  $H(z) = z^{-128} - \frac{1-z^{-256}}{256(1-z^{-1})}$ , 差分方程为  $y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{256} + x(n-128) - x(n-129) + \frac{x(n-256)}{256}$ 。

5. 一种高效准确的信号波峰检测方法,所述信号为心电信号和/或呼吸信号,其特征在于,包括以下步骤:

用权1至权4中任一项所述的信号预处理方法对原始信号进行处理;

以段长为第一时长的信号为处理对象,对每一段信号长度为第一时长的信号:计算其内各采样点的差分值,比较计算得到的各采样点的差分值,以得出此段第一时长的信号的最大正差分值和最小负差分值;对于每一段长度为第一时长的信号:还获取其内各采样点

的幅值,比较获取的各采样点的幅值,以得出此段第一时长的信号的最大幅值;

取第一数量段的连续的第一时长的信号,分别根据各自的最大正差分值、最小负差分、最大幅值,计算此第一数量段的第一时长的信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值;

分别将所述最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值除以一预设的阈值参数,得到正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值;

以经过预处理的信号中的一采样点为起始点,进行波峰检测:

检测起始采样点及其下一采样点的差分值是否大于正差分阈值;若都大于正差分阈值,则检测起始采样点的幅值是否大于幅度阈值,否则,将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

若起始采样点的幅值大于幅度阈值,检测以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内,是否存在差分值小于负差分阈值的采样点;若起始采样点的幅值不大于幅度阈值,则将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

若以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内,存在差分值小于负差分阈值的采样点,则比较所述第二数量的采样点的幅值,将幅值最大的采样点作为波峰采样点,从而进一步确定波峰的位置;若存在差分值小于负差分阈值的采样点,则将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

确定波峰采样点后,根据采样率和预估的最大心率,跳过第三数量的采样点,重新以一点为超始点,进行下一个波峰检测。

6.如权利要求5所述的信号波峰检测方法,其特征在于,每隔第一时长的信号,对所述正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行调整:

计算此第一时长信号的最大正差分值、最小负差分、最大幅值;

计算此第一时长信号的前第三数量段信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值;

将此第一时长信号的最大正差分值与其前第三数量段信号的最大正差分值的平均值加权求和后除以一预设的阈值参数,得到调整后的正差分阈值;将此第一时长信号的最小负差分值与其前第三数量段信号的最小负差分值的平均值加权求和后除以阈值参数,得到调整后的负差分阈值;此第一时长信号的最大幅值与其前第三数量段信号的最大幅值的平均值加权求和后除以阈值参数,得到调整后的幅度阈值。

7.如权利要求6所述的信号波峰检测方法,其特征在于,所述第一数量与第三数量相等。

8.如权利要求6所述的信号波峰检测方法,其特征在于,所述第一数量与第三数量都为5。

9.如权利要求5所述的信号波峰检测方法,其特征在于,所述第一时长为2秒。

10.如权利要求5所述的信号波峰检测方法,其特征在于,所述阈值参数可进行调整。

## 一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及医学信号处理技术领域,具体涉及一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法。

### 背景技术

[0002] 生物医学信号可以反映生命体本身的生理状态,其是属于强噪声背景下的微弱信号。对于人体来说,心电信号和呼吸信号是两个非常重要的生物医学信号,将心电信号和呼吸信号从背景噪声中提取并消除干扰,以用于之后的波形检测识别和参数提取,从而可以获取人体的生理状态。心电和呼吸信号的主要的噪声来源是基线漂移、工频干扰和肌电干扰。消除心电和呼吸信号中的干扰是及其关键但却耗费资源的,同时,对经过预处理的心电和呼吸信号进行波形检测和参数的提取,也是极其重要的。现行的方法一般比较低效且不准确。

### 发明内容

[0003] 针对上述问题,本申请提供一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法。

[0004] 根据本申请的第一方面,本申请提供一种高效准确的信号预处理方法,所述信号为心电信号和/或呼吸信号,包括以下步骤:

[0005] 消除基线漂移步骤:将原始信号通过一全通减低通的整系数滤波器,以消除基线漂移的影响;

[0006] 消除干扰步骤:将经过所述全通减低通的整系数滤波器处理后的信号通过一整系数低通滤波器,以消除肌电干扰和工频干扰的影响。

[0007] 根据本申请的第二方面,本申请提供一种高效准确的信号波峰检测方法,所述信号为心电信号和/或呼吸信号,包括以下步骤:

[0008] 用上述的信号预处理方法对原始信号进行处理;

[0009] 以段长为第一时长的信号为处理对象,对每一段信号长度为第一时长的信号:计算其内各采样点的差分值,比较计算得到的各采样点的差分值,以得出此段第一时长的信号的最大正差分值和最小负差分值;对于每一段长度为第一时长的信号:还获取其内各采样点的幅值,比较获取的各采样点的幅值,以得出此段第一时长的信号的最大幅值;

[0010] 取第一数量段的连续的第一时长的信号,分别根据各自的最大正差分值、最小负差分值、最大幅值,计算此第一数量段的第一时长的信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值;

[0011] 分别将所述最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值除以一预设的阈值参数,得到正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值;

[0012] 以经过预处理的信号中的一采样点为起始点,进行波峰检测;

[0013] 检测起始采样点及其下一采样点的差分值是否大于正差分阈值;若都大于正差分

阈值,则检测起始采样点的幅值是否大于幅度阈值,否则,将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

[0014] 若起始采样点的幅值大于幅度阈值,检测以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内,是否存在差分值小于负差分阈值的采样点;若起始采样点的幅值不大于幅度阈值,则将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

[0015] 若以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内,存在差分值小于负差分阈值的采样点,则比较所述第二数量的采样点的幅值,将幅值最大的采样点作为波峰采样点,从而进一步确定波峰的位置;若存在差分值小于负差分阈值的采样点,则将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测;

[0016] 确定波峰采样点后,根据采样率和预估的最大心率,跳过第三数量的采样点,重新以一点为超始点,进行下一个波峰检测。

[0017] 在一较优的实施例中,每隔第一时长的信号,对所述正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行调整:

[0018] 计算此第一时长信号的最大正差分值、最小负差分值、最大幅值;

[0019] 计算此第一时长信号的前第三数量段信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值;

[0020] 将此第一时长信号的最大正差分值与其前第三数量段信号的最大正差分值的平均值加权求和后除以一预设的阈值参数,得到调整后的正差分阈值;将此第一时长信号的最小负差分值与其前第三数量段信号的最小负差分值的平均值加权求和后除以阈值参数,得到调整后的负差分阈值;此第一时长信号的最大幅值与其前第三数量段信号的最大幅值的平均值加权求和后除以阈值参数,得到调整后的幅度阈值。

[0021] 本申请的有益效果是:

[0022] 依上述实施的高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法,引入一全通减低通的整系数滤波器来消除基线漂移的影响,相比传统预处理方法的中值滤波、高通滤波和小波变换的方法,该全通减低通的整系数滤波器具有速度快、实时性好且易于实现的特点,降低算法的复杂性;引入一整系数低通滤波器以消除肌电干扰和工频干扰的影响,相比传统预处理方法中的平滑滤波和自适应陷波滤波,该整系数低通滤波器具有整数值的滤波器系统,可以用来实现实时信号处理,并且具有很好的幅频特性。

[0023] 依上述实施的高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法,引入正差分阈值、负差分阈值和幅度阈值来进行信号波峰检测,相比传统波峰检测方法中的幅度法、斜率法和面积法,本申请结合了幅度和斜率,提高了检测速度和准确性。

[0024] 依上述实施的高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法,在波峰检测过程中,对正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行动态调整,进一步提高了检测速度和准确性。

## 附图说明

[0025] 图1为本申请一实施例的信号预处理方法的流程图;

[0026] 图2为本申请一实施例的信号预处理方法的结构示意图;

[0027] 图3(a)和(b)分别为本申请一实施例的全通滤波器和低通滤波器的幅频特性图;

[0028] 图4(a)、(b)和(c)依次为本申请一实施例中原始心电信号、经过消除基线漂移步

骤后的心电信号以及经过消除干扰步骤后的心电信号的时域图；

[0029] 图5(a)和(b)分别为本申请一实施例的全通滤波器和低通滤波器的幅频特性图；

[0030] 图6(a)、(b)和(c)依次为本申请一实施例中原始呼吸信号、经过消除基线漂移步骤后的呼吸信号以及经过消除干扰步骤后的呼吸信号的时域图；

[0031] 图7为本申请一实施例中第一整系数低通滤波器的幅频特性图；

[0032] 图8为本申请一实施例中第二整系数低通滤波器的幅频特性图；

[0033] 图9为本申请一实施例中心电信号在各处理过程中的频谱图；

[0034] 图10为本申请一实施例中呼吸信号在各处理过程中的频谱图；

[0035] 图11为本申请一实施例的信号波峰检测方法的流程图；

[0036] 图12(a)和(b)分别为本申请一实施例中经过预处理的心电信号和经过波峰检测的心电信号的时域图；

[0037] 图13(a)和(b)分别为本申请一实施例中经过预处理的呼吸信号和经过波峰检测的呼吸信号的时域图。

## 具体实施方式

[0038] 下面先对本申请中出现的一些术语进行解释。

[0039] 心电信号的基线漂移是影响心电信号幅值测量和形态分析特别是ST段分析的重要因素。基线漂移主要由呼吸运动、电极滑动变化、电极移动时与皮肤的阻抗变化等因素引起，是人为运动瞬时的基线改变，其频率一般低于0.7Hz。一般采用0.7Hz的高通滤波器对其进行滤除。

[0040] 心电信号的工频干扰主要由电磁场、心电测试设备与人体间的环形电路等因素引起，因人体的分布电容引起人体具有天线效应，且常暴露在外。工频干扰主要由50Hz(国内)和60Hz(国外)及其各次谐波的正弦信号组成，其幅度较低，主要表现为心电图上呈规律性分布的细小细纹。一般滤去50Hz信号来达到消除工频干扰的目的。

[0041] 心电信号的肌电干扰来自于人体的肌肉颤动，因肌肉运动会产生毫伏级电势。肌电干扰可视为瞬时发生的零均值带限噪声，其主要能量集中在30-300Hz范围内。肌电通常是一种快速的电变化，其振幅为20 $\mu$ V-50mV，其频率范围为20-5000Hz。经专家研究表明，肌电干扰主要集中在35Hz，而且存在较大的个体差异。一般使用低通滤波器滤去100Hz以上频率来达到消除肌电干扰。

[0042] 呼吸信号的频率介于0.2Hz-2Hz之间，也存在与心电信号相对应的基线漂移、工频干扰和肌电干扰。

[0043] 下面通过具体实施方式结合附图对本申请作进一步详细说明。

[0044] 实施例一

[0045] 本实施例提出一种高效准确的信号预处理方法，其用于消除或减少基线漂移、工频干扰和肌电干扰带来的影响。

[0046] 消除基线漂移、工频干扰和肌电干扰的方法有很多，典型的就是滤波，从实现的物理结构上分为硬件滤波和软件滤波，从原理算法上包括数字滤波、小波变换滤波和数学形态法滤波等。下面分别说明。

[0047] 消除基线漂移的方法主要有滤波法和基于小波变换去除法等。滤波法由于滤波器

算法简单、速度快,易于软硬件实现,而且实时性相对较好,是消除基线漂移最常用的方法,其主要包括中值滤波法和高通滤波法。小波变换在去除心电噪声上具有突出的优越性,可获得较好的滤除效果,但是其理论复杂,计算量比较大,不适合实时处理,因而在便携式设备的应用中受到限制。本申请一实施例中,为了消除基线漂移,采用全通减低通的整系数滤波器,其具有速度快、实时性好且易于实现的特点,并可与下述消除工频干扰、肌电干扰的滤波相结合,降低算法的复杂性。

[0048] 去工频干扰主要有平滑滤波法和自适应陷波法。平滑滤波法是一种应用较早的数字滤波方法,该方法算法简单,处理速度快,效果较好,易于快速实时处理;但其也存在明显不足,比如,通频带较窄,伴有严重的消峰现象,算法过简单从而影响有用信号的分析等。自适应陷波滤波法具有能跟随工频信号的频率幅度变化而自动调节并抵消工频干扰的影响,其可通过软件控制带宽和品质因数以获取较高的值等优点,因而滤波效果较好;但自适应滤波计算量大,而且需要学习一段时间,因此实时性较差。本申请一实施例中,采用整系数低通滤波器来去工频干扰,该滤波器具有整数值的滤波器系数,可以用来实现实时信号处理,而且具有很好的幅频特性;另外,本申请采用的整系数低通滤波器不仅可以去工频干扰,还可以去肌电干扰。

[0049] 如图1和图2所示,本实施提出的高效准确的信号预处理方法,这里的信号可以为心电信号,也可以为呼吸信号。在一实施例中,本实施的信号预处理方法包括消除基线漂移步骤S01和消除干扰步骤S03,下面具体说明。

[0050] 消除基线漂移步骤S01、将原始信号通过一全通减低通的整系数滤波器01,以消除基线漂移的影响。

[0051] 在一实施例中,原始信号为心电信号,心电信号的基线漂移的频率一般低于0.7Hz,先按此截止频率和相关的参数设计好相应的低通滤波器,然后将此低通滤波器与一个具有相同传输延迟、增益的全通网络相减。比如,在一实施例中,全通减低通的整系数滤波器01可以包括用于对心电信号进行处理的第一全通减低通的整系数滤波器,其传输函数为

$$H(z) = z^{-16} - \frac{1-z^{-32}}{32(1-z^{-1})}, \text{差分方程为 } y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{32} + x(n-16) - x(n-17) + \frac{x(n-32)}{32},$$

请参照图3,图3(a)和(b)分别为全通滤波器和低通滤波器的幅频特性图,两者相减,就是上述的第一全通减低通的整系数滤波器。请参照图4,图4(a)和(b)分别为滤波前的心电信号和滤波后的心电信号,其中横坐标为采样点,纵坐标为采样点的幅值,可以看到对于心电信号的基线漂移有较好的效果。

[0052] 在一实施例中,原始信号为呼吸信号,呼吸信号的基线漂移的频率一般低于0.2Hz,先按此截止频率和相关的参数设计好相应的低通滤波器,然后将此低通滤波器与一个具有相同传输延迟、增益的全通网络相减。比如,在一实施例中,全通减低通的整系数滤波器01可以包括用于对呼吸信号进行处理的第二。全通减低通的整系数滤波器,其传输函数为

$$H(z) = z^{-128} - \frac{1-z^{-256}}{256(1-z^{-1})}, \text{差分方程为 } y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{256} + x(n-128) - x(n-129) + \frac{x(n-256)}{256},$$

请参照图5,图5(a)和(b)分别为全通滤波器和低通滤波器的幅频特性图,两者相减,就是上述的第二全通减低通的整系数滤波器。请参照图6,图6(a)和(b)分别为滤波前的呼吸信号和滤波后的呼吸信号,其中横坐标为采样点,纵坐标为采样点的幅值,可以看到对于呼吸信

号的基线漂移有较好的效果。

[0053] 消除干扰步骤S03、将经过上述步骤S01中的全通减低通的整系数滤波器01处理后的信号通过一整系数低通滤波器03,以消除肌电干扰和工频干扰的影响。在一实施例中,上述整系数低通滤波器03为二阶整系数低通滤波器。

[0054] 在一实施例中,信号为心电信号,相应地,整系数低通滤波器03可以包括用于对心电信号进行处理的第一整系数低通滤波器,其传输函数为  $H(z) = \frac{(1-z^{-M})^2}{(1-z^{-1})^2}$ , 差分方程

为  $y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + x(n) - 2x(n-5) + x(n-10)$ , 其中传输函数中的M为采样率与工频干扰中心频率的比值,例如,当采样率为250Hz,工频干扰中心频率为50Hz时,M取值为5。请参照图7,为上述第一整系数低通滤波器的幅频特性图。请返回参照图4,图4(c)为经过第一整系数低通滤波器滤波后的心电信号,其中横坐标为采样点,纵坐标为采样点的幅值,可以看到对于心电信号的工频干扰和肌电干扰有较好的效果。

[0055] 在一实施例中,信号为呼吸信号,相应地,整系数低通滤波器03可以包括用于对呼吸信号进行处理的第二整系数低通滤波器,其传输函数为  $H(z) = z^{-128} - \frac{1-z^{-256}}{256(1-z^{-1})}$ , 差分方程为  $y(n) = y(n-1) - \frac{x(n)}{256} + x(n-128) - x(n-129) + \frac{x(n-256)}{256}$ 。请参照图

8,为上述第二整系数低通滤波器的幅频特性图。请返回参照图6,图6(c)为经过第二整系数低通滤波器滤波后的呼吸信号,其中横坐标为采样点,纵坐标为采样点的幅值,可以看到对于呼吸信号的工频干扰和肌电干扰有较好的效果。

[0056] 原始心电信号经过消除基线漂移步骤S01和消除干扰步骤S03后,得到经过预处理的心电信号,其可以不失真地反映相应时刻心脏的电活动情况,请参照图9,图9为心电信号的频谱图,从上到下,第一幅图为原始的心电信号,第二幅图为经过消除基线漂移步骤S01后的心电信号,第三幅图为还经过消除干扰步骤S03后的心电信号,可以看到,经过步骤S01和S03后,原始心电信号中的相关干扰频率都被很好地滤除掉了。

[0057] 原始呼吸信号经过消除基线漂移步骤S01和消除干扰步骤S03后,得到经过预处理的呼吸信号,其可以不失真地反映相应时刻人体的生理状态,请参照图10,图10为呼吸信号的频谱图,从上到下,第一幅图为原始的呼吸信号,第二幅图为经过消除基线漂移步骤S01后的呼吸信号,第三幅图为还经过消除干扰步骤S03后的呼吸信号,可以看到,经过步骤S01和S03后,原始呼吸信号中的相关干扰频率都被很好地滤除掉了。

[0058] 本实施例提出的信号预处理方法,可实时对信号进行预处理,其具有速度快、实时性好且易于实现的特点,其降低了滤波算法的复杂性。

[0059] 实施例二

[0060] 本实施例公开了一种高效准确的信号波峰检测方法。

[0061] 波形检测识别和参数的提取是心电信号和呼吸信号自动分析的前提,而波形检测的关键是波峰的检测,对于心电信号来说就是R波的检测,对于呼吸信号就是波峰的检测。由于心电信号的R波和呼吸信号的波峰在幅值和频率上与其他波形及噪声有显著的差别,因此,一般波峰检测算法都是利用这一显著特点来实现检测。当心电信号R波的位置确定后,就可据此计算出各RR间期,从而判断心率是否失常;当呼吸信号波峰的位置确定后,就

可据此计算出呼吸频率和深度。

[0062] 波峰检测方法很多,常见的有幅度法、斜率法和面积法。幅度法和面积法容易出错,斜率法易受高频肌电和运动伪迹的影响。近年来还出现有小波变换法和神经网络法。小波变换法实质上就是引入带通滤波,由于它具有多分辨率的特点,在不同尺度上带通滤波效果好,检测算法抗干扰能力强,检测的准确性可达99%上,但其计算量大,应用于实时则有一定困难;神经网络是医学信号处理的一个新兴领域,它具有自学习、自组织和自适应的特点,在提取心电和呼吸动态变化的波形信息、抑制噪声等方面较其他方法有较大改进,其检测率也相当高,判别时间也短,但其设计难度相当大,现处于探索阶段。

[0063] 根据对大量不同病人的心电图检查表明,不同人的QRS波群具有一定的差异,即使正常人,在不同的生理、病理环境下,QRS波的形态和幅值变化范围也相当大。为兼顾系统的准确性和实时性,本申请使用幅值配合斜率,采用动态阈值调整并插入适当的检测盲区,来提高R波的检测速度和准确性。本申请同样也适用于呼吸信号的波峰检测,有很好的可移植性。下面具体说明。

[0064] 本实施的高效准确的信号波峰检测方法,信号可以为心电信号,也可以为呼吸信号。请参照图11,本实施的信号波峰检测方法包括以下步骤:

[0065] 步骤S11、对原始信号进行预处理。在一实施例中,对原始信号进行预处理的方法,可以使用实施例一中的信号预处理方法。

[0066] 步骤S13、计算阈值。在一实施例中,以段长为第一时长的信号为处理对象,对每一段信号长度为第一时长的信号:计算其内各采样点的差分值,比较计算得到的各采样点的差分值,以得出此段第一时长的信号的最大正差分值和最小负差分值;对于每一段长度为第一时长的信号:还获取其内各采样点的幅值,比较获取的各采样点的幅值,以得出此段第一时长的信号的最大幅值。取第一数量段的连续的第一时长的信号,分别根据各自的最大正差分值、最小负差分值、最大幅值,计算此第一数量段的第一时长的信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值。再分别将上述最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值除以一预设的阈值参数,得到正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值。在一实施例中,第一时长可以为2秒,第一数量可以为5段,例如,取经过预处理的10秒信号,即5段2秒的信号,按下面的差分公式分别计算各段内的各抽样点的差分值:

$$[0067] \quad D(n) = \sum_{i=1}^4 [x(n+i) - x(n-i)];$$

[0068] 其中 $x(n)$ 是经过预处理的信号的采样点的幅值, $D(n)$ 是相应采样点的差分阈值。对于这5段信号的每段来讲:再求得各段内的最大正差分值、最小负差分值和最大幅值。然后按照下列公式计算这5段信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值:

[0069] 最大正差分值的平均值:  $D_{\max} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 D_{\max i}$ ; 其中 $D_{\max 1}$ 、 $D_{\max 2}$ 、 $D_{\max 3}$ 、 $D_{\max 4}$ 、 $D_{\max 5}$ 分别为上述第1-5段信号的最大正差分值;

[0070] 最小负差分值的平均值:  $D_{\min} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 D_{\min i}$ ; 其中 $D_{\min 1}$ 、 $D_{\min 2}$ 、 $D_{\min 3}$ 、 $D_{\min 4}$ 、 $D_{\min 5}$ 分别为上述第1-5段信号的最小负差分值;

[0071] 最大幅值的平均值： $A_{\max} = \frac{1}{5} \sum_{i=1}^5 A_{\max i}$ ；其中 $A_{\max 1}$ 、 $A_{\max 2}$ 、 $A_{\max 3}$ 、 $A_{\max 4}$ 、 $A_{\max 5}$ 分别为上述第1-5段信号的最大幅值。

[0072] 再分别将上述最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值除以一预设的阈值参数 $th$ ，得到正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值：

[0073] 正差分阈值： $D_{\max\_th} = D_{\max} / th$ ；

[0074] 负差分阈值： $D_{\min\_th} = D_{\min} / th$ ；

[0075] 正差分阈值： $A_{\max\_th} = A_{\max} / th$ 。

[0076] 步骤S15、对上述正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行动态调整。步骤S13中计算得到的正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值的数值，可以作为正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值的初值，为了适应最近的信号的波形变化，在一实施例中，信号波峰检测方法可以包括本步骤S15，可以每隔第一时长的信号，对上述正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行调整。具体地，每隔第一时长的信号，对上述正差分阈值、负差分阈值、幅度阈值进行调整。计算此第一时长信号的最大正差分值、最小负差分值、最大幅值；计算此第一时长信号的前第三数量段信号的最大正差分值的平均值、最小负差分值的平均值、最大幅值的平均值；将此第一时长信号的最大正差分值与其前第三数量段信号的最大正差分值的平均值加权求和后除以一预设的阈值参数，得到调整后的正差分阈值；将此第一时长信号的最小负差分值与其前第三数量段信号的最小负差分值的平均值加权求和后除以阈值参数，得到调整后的负差分阈值；此第一时长信号的最大幅值与其前第三数量段信号的最大幅值的平均值加权求和后除以阈值参数，得到调整后的幅度阈值。在一实施例中，第一时长为2秒，第三数量为5，比如，可按下述公式对阈值进行调整：

[0077] 调整后的正差分阈值： $D_{\max\_th} = \frac{1}{th} \left( \frac{4}{5} D_{\max} + \frac{1}{5} D_{\max i} \right)$ ；其中 $D_{\max}$ 为前5段信号的最大正差分值的平均值， $D_{\max i}$ 为当前段信号的最大正差分值；

[0078] 调整后的负差分阈值： $D_{\min\_th} = \frac{1}{th} \left( \frac{4}{5} D_{\min} + \frac{1}{5} D_{\min i} \right)$ ；其中 $D_{\min}$ 为前5段信号的最小负差分值的平均值， $D_{\min i}$ 为当前段信号的最小负差分值；

[0079] 调整后的正差分阈值： $A_{\max\_th} = \frac{1}{th} \left( \frac{4}{5} A_{\max} + \frac{1}{5} A_{\max i} \right)$ ；其中 $A_{\max}$ 为前5段信号的最大幅值的平均值， $A_{\max i}$ 为当前段信号的最大幅值。

[0080] 在一实施例中，上述公式中 $th$ 为预设的阈值参数，在波峰检测过程中可对阈值参数 $th$ 进行调整，如增大 $th$ 来降低阈值以适应波峰比较矮小的情况。

[0081] 步骤S17，进行波峰检测。在一实施例中，以经过预处理的信号中的一采样点为起始点，进行波峰检测，下面具体说明。

[0082] 检测起始采样点及其下一采样点的差分值是否大于正差分阈值；若都大于正差分阈值，则检测起始采样点的幅值是否大于幅度阈值，否则，将上述超始采样点的下一采样点作为超始点，重新进行波峰检测。

[0083] 若起始采样点的幅值大于幅度阈值，检测以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内，是否存在差分值小于负差分阈值的采样点；若起始采样点的幅值不大于幅

度阈值,则将上述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测。

[0084] 若以超始采样点为第一点的连续的第二数量的采样点内,存在差分值小于负差分阈值的采样点,则比较所述第二数量的采样点的幅值,将幅值最大的采样点作为波峰采样点,从而进一步确定波峰的位置;若存在差分值小于负差分阈值的采样点,则将所述超始采样点的下一采样点作为超始点,重新进行波峰检测。在一实施例中,第二数量为30。

[0085] 确定波峰采样点后,根据采样率和预估的最大心率,跳过第三数量的采样点,重新以一点为超始点,进行下一个波峰检测。

[0086] 请参照图12,横坐标为采样点,纵坐标为幅值。图12(a)为经过步骤S11的预处理的心电信号,图12(b)为经过本实施例的信号波峰检测方法后获取的波峰,波峰位置用图中蓝色星点标出。同样,请参照图13,横坐标为采样点,纵坐标为幅值。图13(a)为经过步骤S11的预处理的呼吸信号,图12(b)为经过本实施例的信号波峰检测方法后获取的波峰,波峰位置用图中蓝色星点标出。从图12和图13中都可以看出,本实施的信号波峰检测方法效果很好。

[0087] 本实施例提出的信号波峰检测方法,提高了波峰检测的效率和准确度,降低了算法实现的复杂性,极大地节省了算法硬件实现的资源消耗。

[0088] 以上内容是结合具体的实施方式对本申请所作的进一步详细说明,不能认定本申请的具体实施只局限于这些说明。对于本申请所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换。

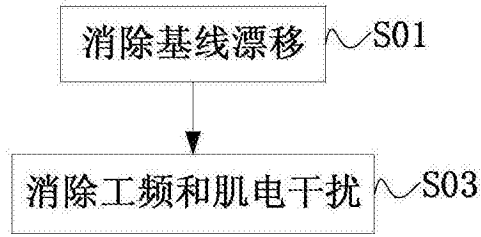


图1

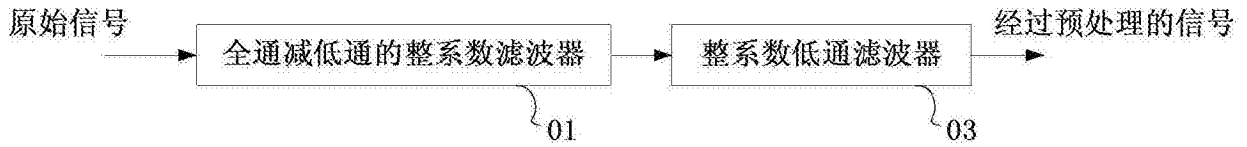


图2

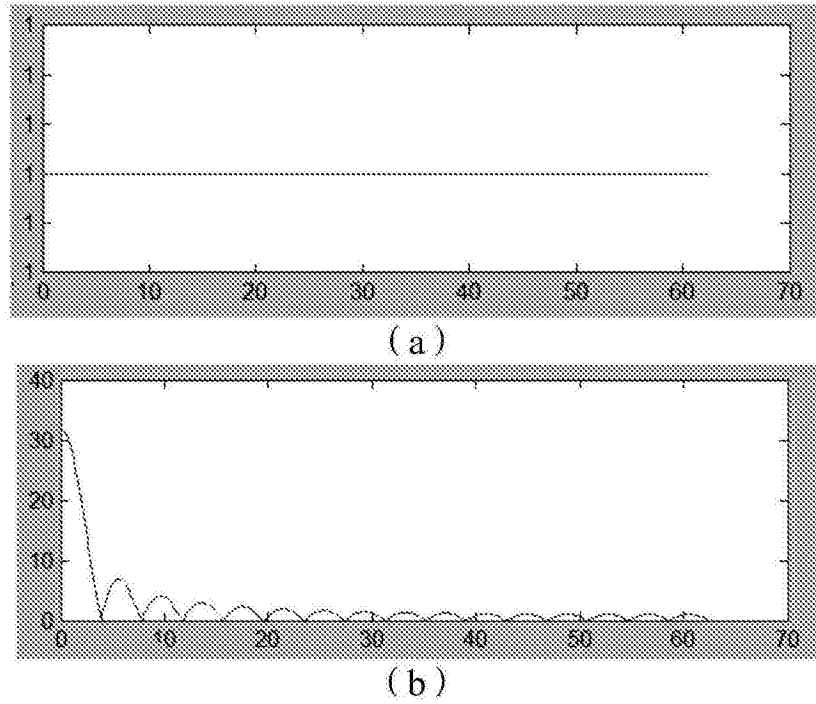
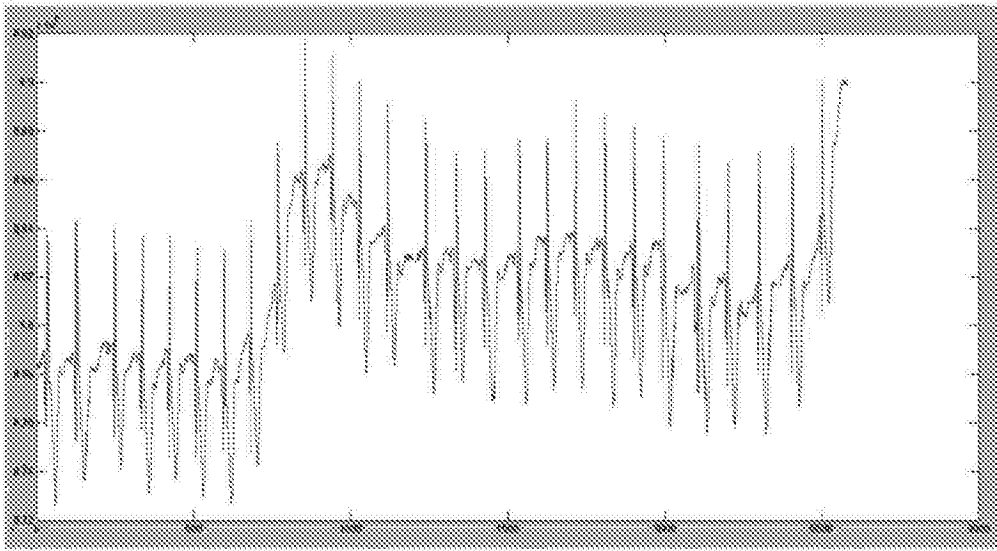
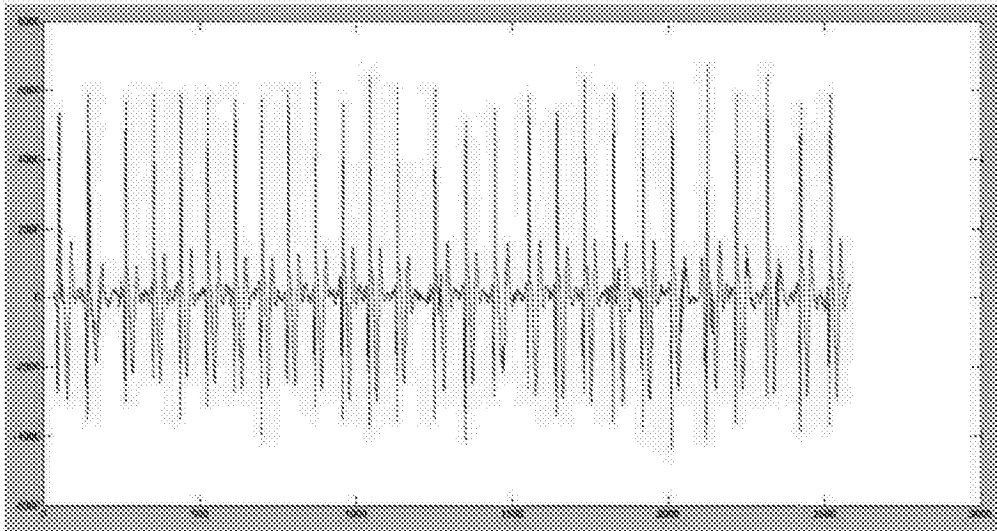


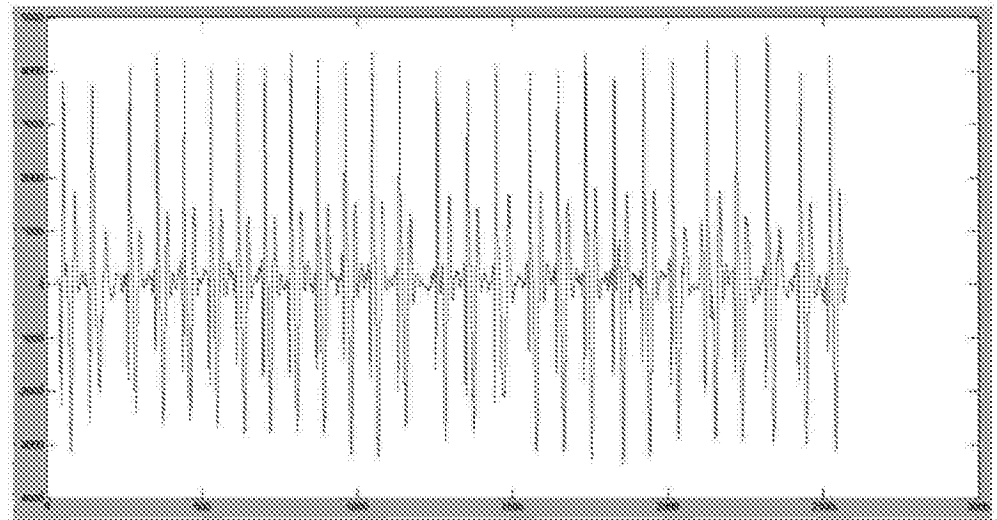
图3



(a)

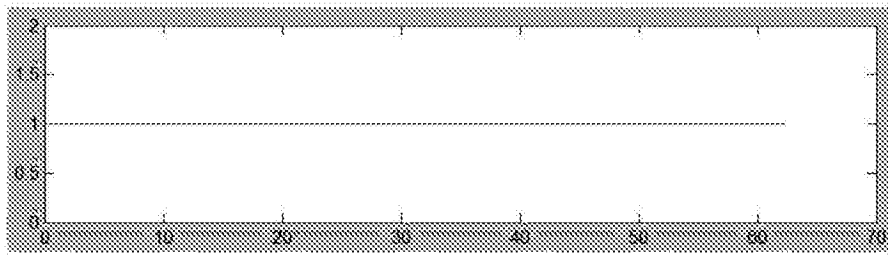


(b)

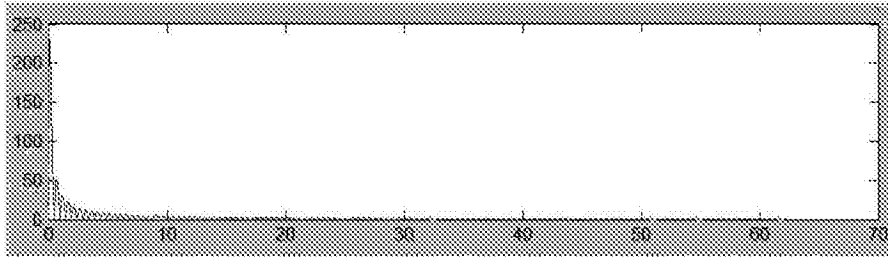


(c)

图4



(a)



(b)

图5

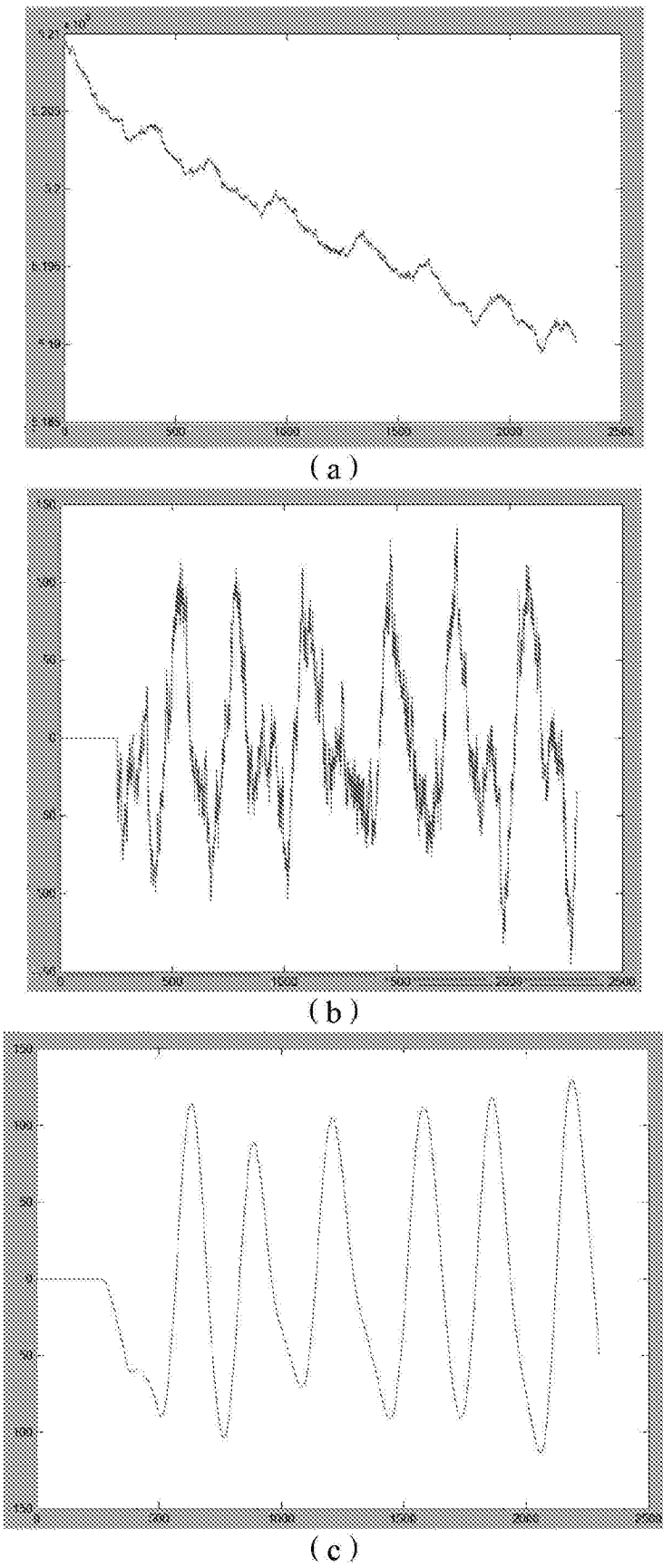


图6

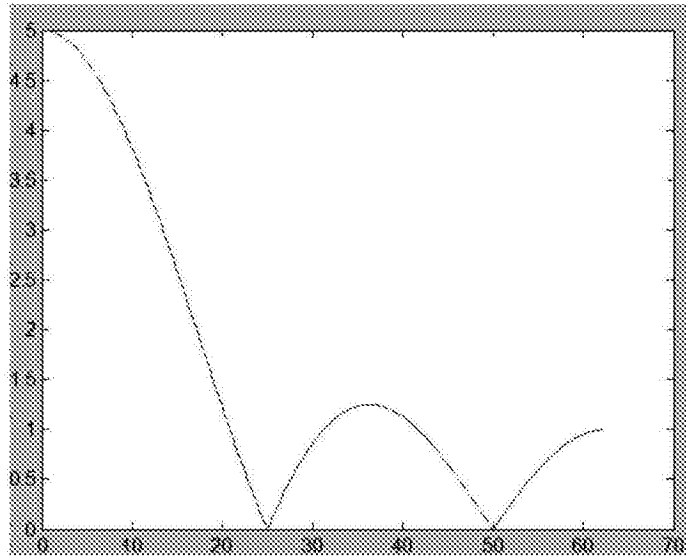


图7

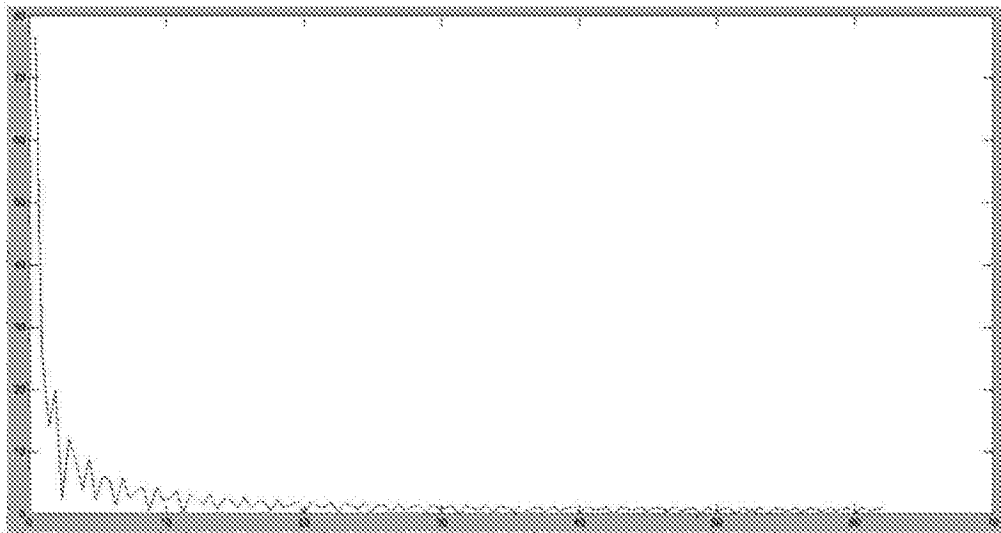


图8

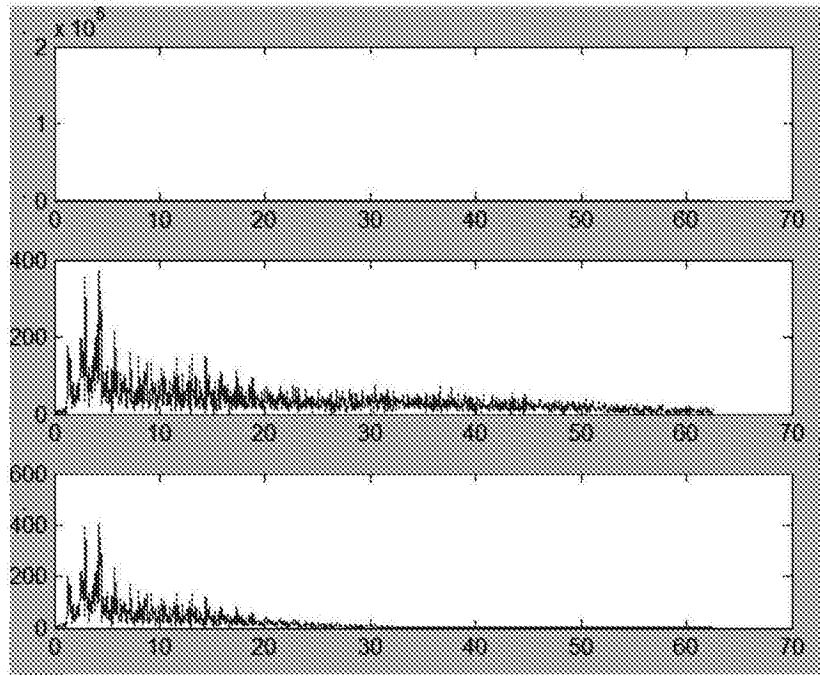


图9

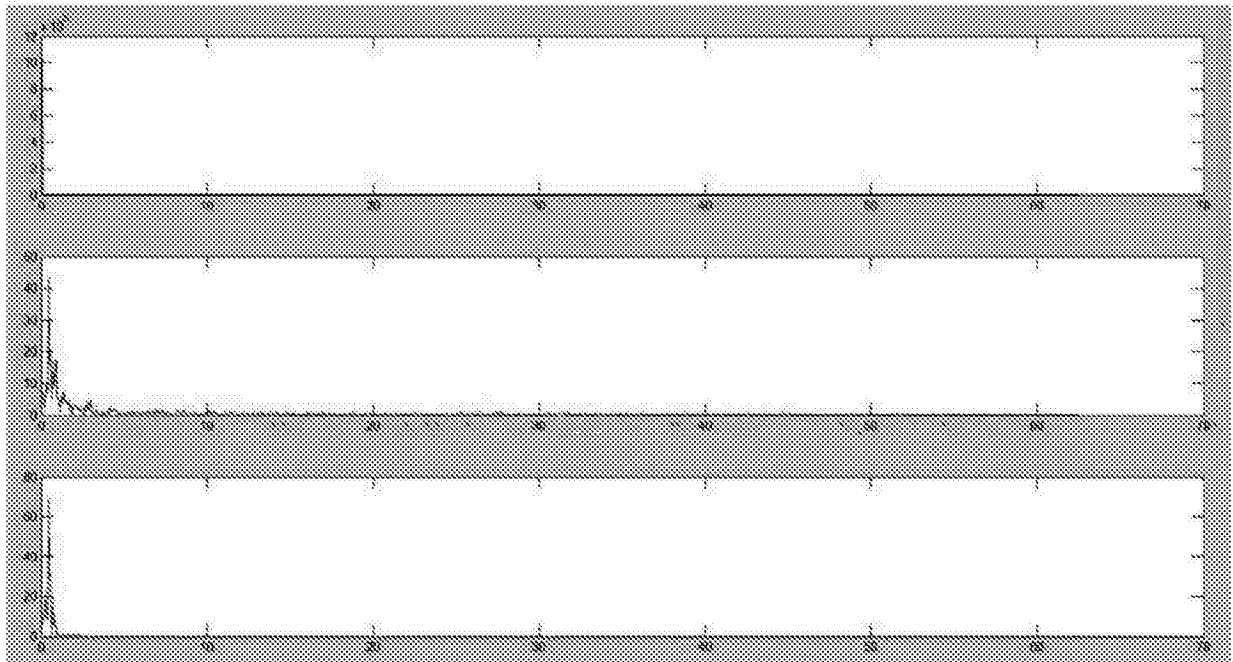


图10

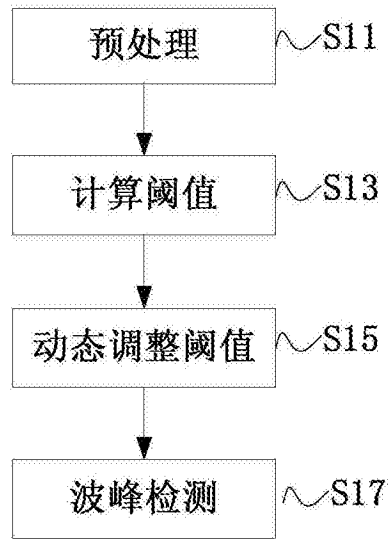
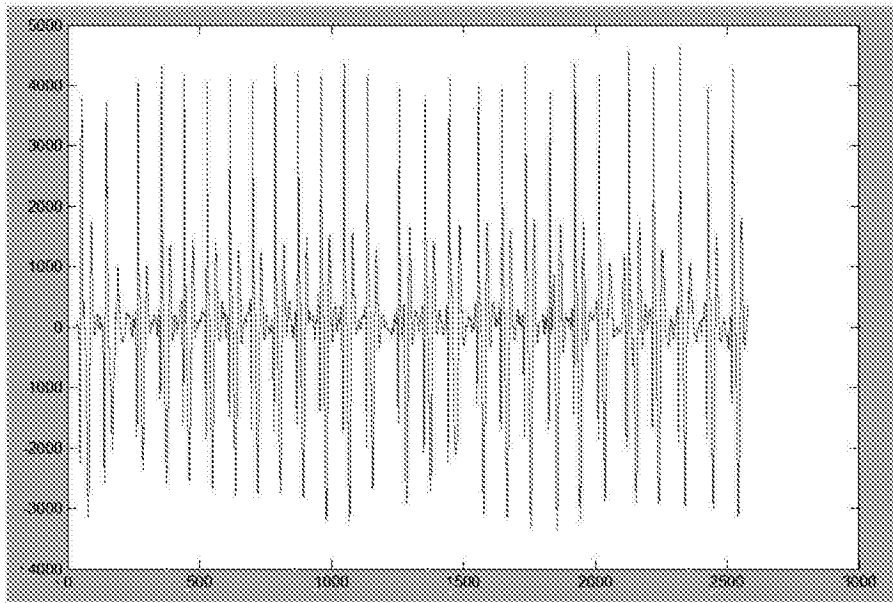
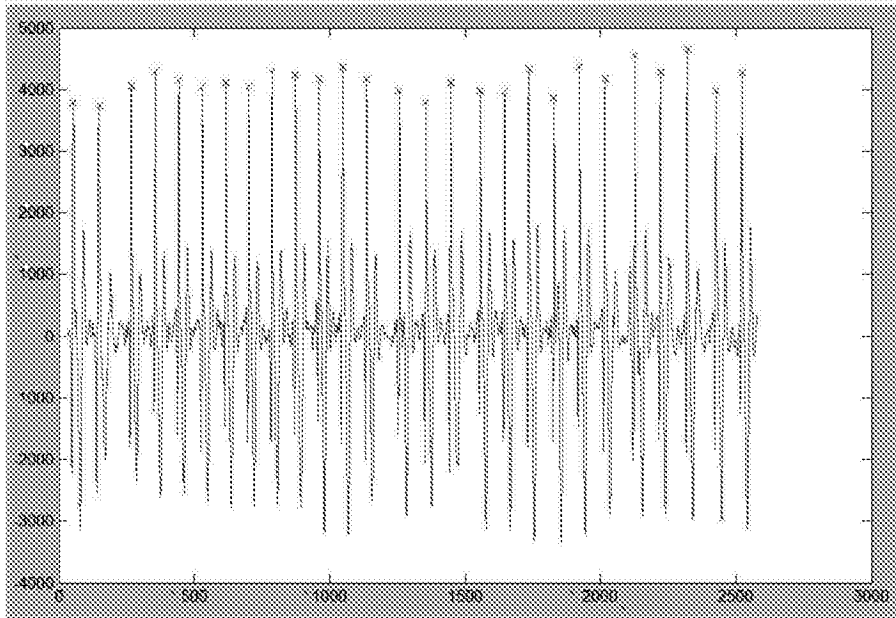


图11

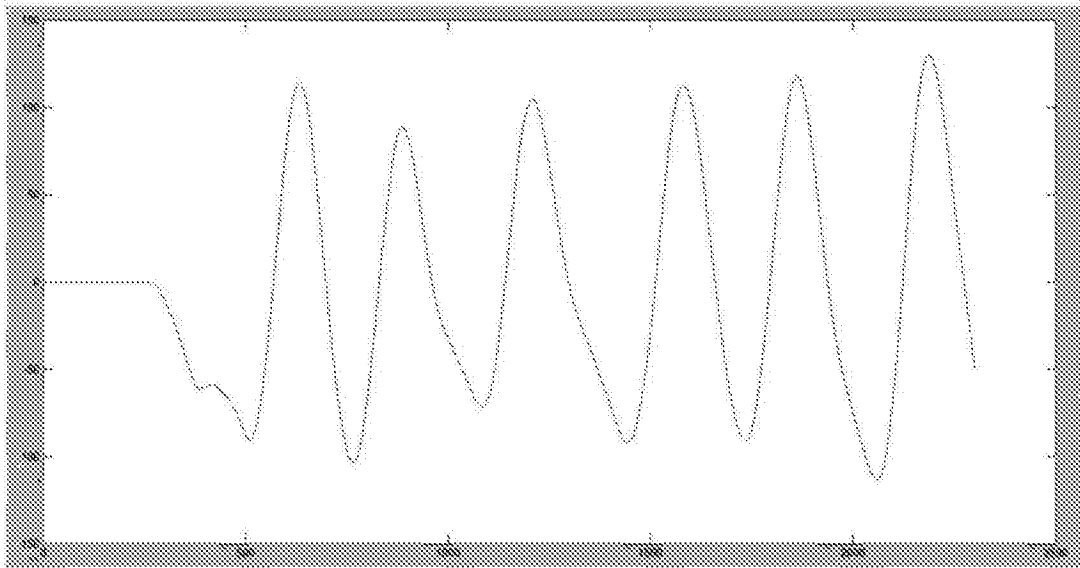


(a)

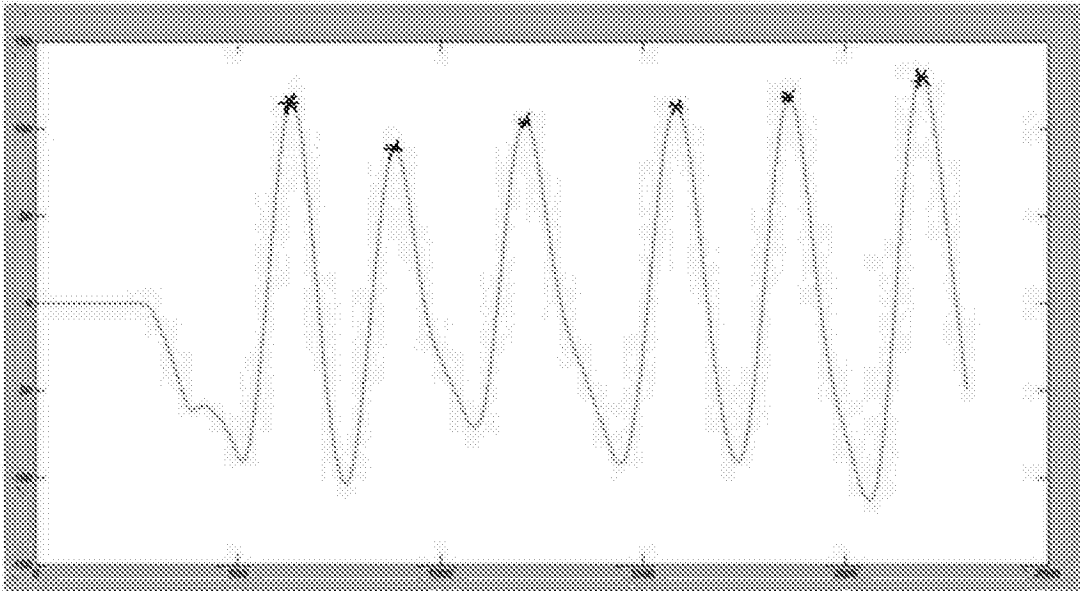


(b)

图12



(a)



(b)

图13

专利名称(译)	一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN106974617A</a>	公开(公告)日	2017-07-25
申请号	CN201610035614.2	申请日	2016-01-19
[标]发明人	郭朝阳 林科 郑征 黄枫		
发明人	郭朝阳 林科 郑征 黄枫		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/725		
代理人(译)	郭燕		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请公开了一种高效准确的信号预处理方法及信号波峰检测方法，所述信号预处理方法包括：消除基线漂移步骤、将原始信号通过一全通减低通的整系数滤波器，以消除基线漂移的影响；消除干扰步骤、将经过所述全通减低通的整系数滤波器处理后的信号通过一整系数低通滤波器，以消除肌电干扰和工频干扰的影响。本申请的信号预处理方法，可实时对信号进行预处理，其具有速度快、实时性好且易于实现的特点，其降低了滤波算法的复杂性；本申请的信号波峰检测方法，提高了波峰检测的效率和准确度，降低了算法实现的复杂性，极大地节省了算法硬件实现的资源消耗。

