



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109907752 A

(43)申请公布日 2019.06.21

(21)申请号 201910160880.1

(22)申请日 2019.03.04

(71)申请人 王量弘

地址 福建省福州市鼓楼区铜盘路软件大道  
89号福州软件园A区31号楼5B-04

(72)发明人 王量弘 白黎明 黄宝震

(74)专利代理机构 福州元创专利商标代理有限公司 35100

代理人 蔡学俊

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

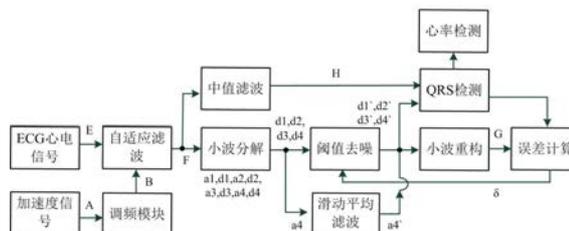
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统

(57)摘要

本发明涉及一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统,首先对加速度信号进行频率调整,使其和心电信号频率一致,然后进行自适应滤波,滤除心电信号中的运动伪影。之后对滤波后的心电信号进行提升小波分解,对不同层次的小波分别进行阈值去噪和滑动平均滤波处理,去除基线漂移、工频干扰等噪声。根据滤波后的小波系数与经过中值滤波后的心电信号,分别采用过零点检测法和极值点检测法检测R波位置,提升R波检测的正确率。最后在将小波系数进行重构,得到滤波后的心电信号。本发明不仅可以有效去除心电信号中包含的各种噪声,有效提取心电特征。并且计算量小,易于在硬件上实现。



1. 一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤S1:采集心电信号E和加速度信号A,根据心电信号E的频率,对加速度信号A进行插值和抽样处理,使得输出加速度信号B的频率与心电信号E的频率一致;

步骤S2:将步骤S1得到的加速度信号B与心电信号E进行自适应滤波,得到滤波后的心电信号F;

步骤S3:对步骤S2得到的心电信号F进行小波提升变换,得到小波系数 $a_1, d_1, a_2, d_2, a_3, d_3, a_4, d_4$ ;

步骤S4:对步骤S3得到的小波系数 $d_1, d_2, d_3, d_4$ 进行阈值去噪处理,得到 $d_1^{\wedge}, d_2^{\wedge}, d_3^{\wedge}, d_4^{\wedge}$ ;

步骤S5:对步骤S3得到的小波系数 $a_4$ 进行滑动平均滤波,得到滤波后系数 $a_4^{\wedge}$ ;

步骤S6:使用小波系数 $d_1^{\wedge}, d_2^{\wedge}, d_3^{\wedge}, d_4^{\wedge}, a_4^{\wedge}$ 进行提升小波重构,得到重构后的心电信号G;

步骤S7:将步骤S2中得到的心电信号F进行中值滤波处理,得到滤除基线漂移噪声但是保留QRS复合波群的心电信号H;

步骤S8:使用步骤S7中的心电信号H和步骤S4中得到的小波系数 $d_3^{\wedge}, d_4^{\wedge}$ 进行QRS复合波群检测,判断Q波、R波和S波的位置;

步骤S9:根据步骤S8中R波的位置与R-R间期阈值检测算法计算人体心率;

步骤S10:根据步骤S8得到的Q波、R波和S波的位置以及步骤S6得到的重构后的心电信号G,使用窗匹配法匹配相邻心电波形的QRS波群,并计算相邻心电波形的方差 $\delta$ ,并将该方差 $\delta$ 反馈步骤S4中的阈值去噪处理中。

2. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征在于:步骤S1具体为:首先计算心电信号E的频率 $m$ 与加速度信号A的频率 $n$ 的公倍数 $p$ ,使用三次样条插值函数对加速度信号A进行 $p/n$ 倍插值,然后对插值后的信号进行 $m/p$ 倍抽样,最终得到与心电信号E频率一致的加速度信号B。

3. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征在于:步骤S2中,所述自适应滤波采用的算法为LMSsign-error,其中,设 $x(n)$ 为心三轴均方根加速度信号, $W(n)$ 为滤波器系数, $e(n)$ 表示输出的心电信号,则采用的滤波器的迭代公式表示为:

$$W(n+1) = W(n) + 2\mu \text{sign}(e(n)) x(n);$$

式中, $\mu$ 为滤波器的步长。

4. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征在于:步骤S3中,采用Sym4小波进行多层提升变换。

5. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征在于:步骤S4中,所述阈值去噪处理采用改进折衷的阈值处理函数作为阈值处理函数,其函数表示为:

$$d_{j,k}^{\wedge} = \begin{cases} \alpha [\text{sign}(d_{j,k})] (|d_{j,k} - \lambda_j|) + (1 - \alpha) d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq \lambda_j \\ 0, & |d_{j,k}| < \lambda_j \end{cases};$$

式中,  $d_{j,k}$ 表示输入的去噪前小波系数,  $d'_{j,k}$ 代表经过去噪后的小波系数,  $\alpha$ 为比例系数;其中 $\lambda_j$ 代表阈值,表示为:

$$\lambda_j = \delta \sqrt{2 \log(n_j)};$$

式中,  $n_j$ 为待处理小波系数的长度。

6. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征为:步骤S5中,所述滑动平均滤波采用的滤波器的传输函数为:

$$H(z) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} z^{-n} = \frac{1}{N} \frac{1-z^{-N}}{1-z^{-1}};$$

式中,  $N$ 表示为滤波器阶数。

7. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征为:步骤S7中,所述中值滤波处理采用两组不同长度的中值滤波器,一组中值滤波器的长度等于心电信号的采样速率,心电信号通过滤波器后可以得到基线漂移信号,另一组中值滤波器的长度设为心电信号采样频率的30%,心电信号通过滤波器后得到去除缓变的P波信号;将两组中值滤波器的结果相减,得到只包含QRS复合波群,去除P波和基线漂移的心电信号。

8. 根据权利要求1所述的一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,其特征为:步骤S8中,所述QRS复合波群检测具体为:采用模糊形态学极值点检测与校准匹配法,得到极大值点与极小值点;当采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学检测与校准匹配法匹配到的极大值/极小值点相近时,将模糊形态学检测与校准匹配法匹配到的极大值/极小值点标记为R波点;若采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学检测与校准匹配法匹配到的极大值/极小值点相距较远时,将幅值绝对值大的点标记为R波点;R波点前最近的极小值点标记为Q波点,R波点后最近的极小值点标记为S波点。

9. 一种基于权利要求1-8任一项所述的去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法的系统,其特征为:包括心电信号采集器、加速度采集器、存储器、以及处理器;所述存储器中存储有权利要求1-8任一项所述的方法指令,所述处理器在执行时运行存储器中存储的方法指令。

## 一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心电信号处理领域,特别是一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统。

### 背景技术

[0002] 心脏是人体血液循环系统的动力源泉,由心脏引起的相关疾病已经成为危害人类健康的最主要因素。根据世界卫生组织调查,世界范围内因心血管疾病死亡人数占因病死亡人数的31%左右。据统计,目前我国的心血管疾病患者大约2.9亿人,每年由于心血管疾病而死亡的人数超过300万人,约占因病死亡人数总数的40%以上,远超过全球平均水平。伴随着生活、工作压力的增大,心血管疾病的发病群体日渐趋于年轻化,对家庭及社会带来巨大损失。因此,对于心血管疾病预防监测、诊断和治疗的研究具有重要意义,是医疗科学研究的热点领域。

[0003] 目前在心脏疾病的诊断技术中,心电图 (Electrocardiograph, ECG) 是较早应用于临床诊断的方式,它是将心脏工作时生理变化所引起的体表电位差记录下来,作为心脏健康状况的重要评判依据。在心脏疾病的诊断中, ECG信号的采集和处理对于后续的心电诊断起着关键作用。 ECG信号是非平稳的微弱生物电信号,在采集过程中极易受到外界噪声和人体表面噪声的干扰,使得采集到的信号特征波形识别困难,从而影响诊断结果。所以,需要对采集到的 ECG信号进行预处理,将噪声干扰去除,保证临床诊断的 ECG信号的特征波形清晰。在得到干净的 ECG信号后,对 ECG信号进行分析和波形识别,检测提取常用的心电参数,用于辅助医生对心脏健康状况进行诊断,并且可以应用于便携式心电监护设备进行实时监测和自动分析诊断。

[0004] 目前国内外对 ECG信号的预处理即去噪算法有很多,如传统的数字滤波器法、人工神经网络 (ANN)、基于形态学的处理方法、曲线拟合法和小波变换法等。传统的数字滤波器法,算法简单、运算速度快,但是噪声干扰在 ECG信号中所占的频带较宽,传统的滤波器的截止频率比较固定,对噪声没有适应性,不能得到较好的去噪效果。人工神经网络法,此算法需要进行学习训练,对于没有训练的心电数据库其不能保证去噪效果,而且计算量大、速度慢、非实时性处理,不利于软硬件的实现。以上方法大多数是基于频域或者时域进行信号的处理与分析,不能对信号局部特征进行细化单独处理,所以去噪效果不是很理想。

[0005] 在 ECG信号的自动分析诊断技术中,关键问题是对心电信号的特征波形的检测。在 ECG信号的特征波形中, QRS波群是最重要的波形。针对 QRS特征波的提取检测,国内外已提出了很多方法。滤波器组法,采用滤波器组将所需的频段的信号滤出并采用阈值判断、斜率判断等策略对特征点进行提取。对于滤波器组法,对 QRS波的检测算法简单、处理速度快,比较适合于检测精度要求不高和噪声影响较小的 ECG信号。人工神经网络法和模板匹配法,都是需要预先对已有的心电波形进行识别和学习,这两种检测方法精度较高,但是计算量较大、速度慢、对心电信号的样本要求也高、实用性较低。

[0006] 对于以上ECG信号预处理和特征波检测算法的实现是在软件层面上提出的,虽然软件实现具有灵活性、检测精度高的特点,但是根据心电信号处理与分析的特点,需要进行快速实时处理,而算法构架的硬件实现可以满足此要求,更能满足便携式心电检测设备的应用与发展。

### 发明内容

[0007] 有鉴于此,本发明的目的是提出一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统,不仅可以有效去除心电信号中包含的各种噪声,有效提取心电特征。并且计算量小,易于在硬件上实现。

[0008] 本发明采用以下方案实现:一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,包括以下步骤:

[0009] 步骤S1:采集心电信号E和加速度信号A,根据心电信号E的频率,对加速度信号A进行插值和抽样处理,使得输出加速度信号B的频率与心电信号E的频率一致;

[0010] 步骤S2:将步骤S1得到的加速度信号B与心电信号E进行自适应滤波,得到滤波后的心电信号F;

[0011] 步骤S3:对步骤S2得到的心电信号F进行小波提升变换,得到小波系数 $a_1, d_1, a_2, d_2, a_3, d_3, a_4, d_4$ ;

[0012] 步骤S4:对步骤S3得到的小波系数 $d_1, d_2, d_3, d_4$ 进行阈值去噪处理,得到 $d_1^{\prime}, d_2^{\prime}, d_3^{\prime}, d_4^{\prime}$ ;

[0013] 步骤S5:对步骤S3得到的小波系数 $a_4$ 进行滑动平均滤波,得到滤波后系数 $a_4^{\prime}$ ;

[0014] 步骤S6:使用小波系数 $d_1^{\prime}, d_2^{\prime}, d_3^{\prime}, d_4^{\prime}, a_4^{\prime}$ 进行提升小波重构,得到重构后的心电信号G;

[0015] 步骤S7:将步骤S2中得到的心电信号F进行中值滤波处理,得到滤除基线漂移噪声但是保留QRS复合波群的心电信号H;

[0016] 步骤S8:使用步骤S7中的心电信号H和步骤S4中得到的小波系数 $d_3^{\prime}, d_4^{\prime}$ 进行QRS复合波群检测,判断Q波,R波和S波的位置;

[0017] 步骤S9:根据步骤S8中R波的位置与R-R间期阈值检测算法计算人体心率;

[0018] 步骤S10:根据步骤S8得到的Q波,R波和S波的位置以及步骤S6得到的重构后的心电信号G,使用窗匹配法匹配相邻心电波形的QRS波群,并计算相邻心电波形的方差 $\delta$ ,并将该方差 $\delta$ 反馈步骤S4中的阈值去噪处理中。

[0019] 进一步地,步骤S1具体为:首先计算心电信号E的频率 $m$ 与加速度信号A的频率 $n$ 的公倍数 $p$ ,使用三次样条插值函数对加速度信号A进行 $p/n$ 倍插值,然后对插值后的信号进行 $m/p$ 倍抽样,最终得到与心电信号E频率一致的加速度信号B。其中,使用的插值函数如下:

[0020]  $a_i = y_i$

[0021] 
$$b_i = \frac{y_{i+1} - y_i}{h_i} m_i - \frac{h_i}{6} (m_{i+1} - m_i)$$

[0022] 
$$c_i = \frac{m_i}{2}$$

$$[0023] \quad d_i = \frac{m_{i+1} - m_i}{6h_i};$$

[0024] 其中,插值 $g_i(x)$ 为:

$$[0025] \quad g_i(x) = a_i + b_i(x-x_i) + c_i(x-x_i)^2 + d_i(x-x_i)^3$$

$$[0026] \quad x = x_i + \frac{n(x_{i+1} - x_i)}{p}k, \quad k = 0 \cdots \left(\frac{p}{n} - 1\right).$$

[0027] 进一步地,步骤S2中,所述自适应滤波采用的算法为LMS sign-error,其中,设 $x(n)$ 为心三轴均方根加速度信号, $W(n)$ 为滤波器系数, $e(n)$ 表示输出的心电信号,滤波器的输出 $e(n)$ 可以表示为:

$$[0028] \quad e(n) = d(n) - W(n)x(n)^T;$$

[0029] 式中, $d(n)$ 为心电信号;

[0030] 则采用的滤波器的迭代公式表示为:

$$[0031] \quad W(n+1) = W(n) + 2\mu \text{sign}(e(n))x(n);$$

[0032] 式中, $\mu$ 为滤波器的步长,较佳取值为0.01。

[0033] 进一步地,步骤S3中,采用Sym4小波进行多层(较佳为4层)提升变换,其中,Sym4小波的提升参数 $lssym4$ 如下:

$$[0034] \quad lssym4 = \begin{Bmatrix} d & [0.39114] & 0 \\ p & [-0.12390, -0.33924] & 1 \\ d & [-1.4195, 0.16203] & 0 \\ p & [0.43128, 0.14598] & 0 \\ d & [-1.0492] & 1 \\ [1.5707] & [0.63666] & [0] \end{Bmatrix}.$$

[0035] 进一步地,步骤S4中,所述阈值去噪处理采用改进折衷的阈值处理函数作为阈值处理函数,阈值随心电信号中噪声动态调整,以达到最优的去噪效果。该阈值处理函数表示为:

$$[0036] \quad d_{j,k}^* = \begin{cases} \alpha [\text{sign}(d_{j,k})] (|d_{j,k} - \lambda_j|) + (1-\alpha)d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq \lambda_j \\ 0, & |d_{j,k}| < \lambda_j \end{cases};$$

[0037] 式中, $d_{j,k}$ 表示输入的去噪前小波系数, $d_{j,k}^*$ 代表经过去噪后的小波系数, $\alpha$ 为比例系数,取最优值为0.5;其中 $\lambda_j$ 代表阈值,表示为:

$$[0038] \quad \lambda_j = \delta \sqrt{2 \log(n_j)};$$

[0039] 式中, $n_j$ 为待处理小波系数的长度。

[0040] 进一步地,步骤S5中,所述滑动平均滤波采用的滤波器的传输函数为:

$$[0041] \quad H(z) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} z^{-n} = \frac{1}{N} \frac{1-z^{-N}}{1-z^{-1}};$$

[0042] 式中, $N$ 越大噪声就降低的越多,要根据待测心电信号的特性,选择合适的 $N$ 值,避免心电信号失真。较佳的, $N$ 的取值可以为31。

[0043] 进一步地,步骤S7中,目的为保留形态学上变化快速的QRS波群,滤除缓慢变化的基线漂移和噪声干扰信号;所述中值滤波处理采用两组不同长度的中值滤波器,一组中值滤波器的长度等于心电信号的采样速率,心电信号通过滤波器后可以得到基线漂移信号,另一组中值滤波器的长度设为心电信号采样频率的30%,心电信号通过滤波器后得到去除缓变的P波信号;将两组中值滤波器的结果相减,得到只包含QRS复合波群,去除P波和基线漂移的心电信号。

[0044] 进一步地,步骤S8中,采取小波分解系数检测和模糊形态学与校准匹配特征检测为一体,提升检测的正确率。所述QRS复合波群检测具体为:采用模糊形态学极值点检测与校准匹配法,首先检测出所有斜率为零的点,然后判断该点数值大小,大于特定阈值的最大值点标记为极大值点,小于一定阈值的点标记为极小值点,进而得到极大值点与极小值点;针对小波变换系数的R波检测,采用检测一阶消失矩的小波变换模极大值对的过零点,它对应于心电信号中R波峰值点,每一个小波系数过零点对应的心电信号同样被标记为疑似R波点;当采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配到的极大值/极小值点相近时,将模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配检测到的极大值/极小值点标记为R波点;若采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配检测到的极大值/极小值点相距较远时,将幅值绝对值大的点标记为R波点;R波点前最近的极小值点标记为Q波点,R波点后最近的极小值点标记为S波点。

[0045] 较佳的,步骤S10中,根据QRS波检测中最后两个R波的位置分别记为a,b,在a,b前取一定长度的心电波形(该长度小于R波间距),采用窗匹配法将两段心电波形R波对齐后,计算两个数据的方差 $\delta$ :

[0046]  $\delta = D(b-a)$ 。

[0047] 本发明还提供了一种基于上文所述方法的系统,包括心电信号采集器、加速度采集器、存储器、以及处理器;所述存储器中存储有权利要求1-8任一项所述的方法指令,所述处理器在执行时运行存储器中存储的方法指令。

[0048] 本发明首先对加速度信号进行频率调整,使其和心电信号频率一致,然后进行自适应滤波,滤除心电信号中的运动伪影。之后对滤波后的心电信号进行提升小波分解,对不同层次的小波分别进行阈值去噪和滑动平均滤波处理,去除基线漂移、工频干扰等噪声。根据滤波后的小波系数与经过中值滤波后的心电信号,分别采用过零点检测法和极值点检测法检测R波位置,提升R波检测的正确率。最后在将小波系数进行重构,得到滤波后的心电信号。

[0049] 与现有技术相比,本发明有以下有益效果:本发明不仅可以有效去除心电信号中包含的各种噪声,包括运动伪影,肌电干扰,工频噪声,基线漂移等等。并且可以有效提取心电特征。并且计算量小,易于在硬件上实现。最后基于NiosII嵌入式处理器的SOPC(System On a Programmable Chip)测试平台,在FPGA上实现对系统的验证,保证了整体电路功能的正确性以及RTL代码的可行性。通过MIT-BIH心电数据库对设计进行性能评估,表明本发明的R波检测结果在98%以上。

## 附图说明

[0050] 图1为本发明实施例的方法流程示意图。

- [0051] 图2为本发明实施例的结合加速度信号自适应滤波的原理图。
- [0052] 图3为本发明实施例的中QRS复合波检测的方法流程图。
- [0053] 图4为本发明实施例的小波变换和滤波的硬件实现系统框图。
- [0054] 图5为本发明实施例的处理后的心电信号特征检测结果。

### 具体实施方式

- [0055] 下面结合附图及实施例对本发明做进一步说明。
- [0056] 应该指出,以下详细说明都是示例性的,旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明,本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解的含义。
- [0057] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。
- [0058] 如图1所示,本实施例提供了一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法,包括以下步骤:
- [0059] 步骤S1:采集心电信号E和加速度信号A,根据心电信号E的频率,对加速度信号A进行插值和抽样处理,使得输出加速度信号B的频率与心电信号E的频率一致;其中,使用硬件采集系统采集心电信号和加速度信号,心电信号采集使用ADS1293,加速度采集使用ADXL345;心电信号的输出频率为100Hz,加速度信号的输出频率为125Hz;其中,抽样为每五个点中选取1个点,抽样结束后得到频率为100Hz的加速度信号;
- [0060] 步骤S2:将步骤S1得到的加速度信号B与心电信号E进行自适应滤波,得到滤波后的心电信号F;
- [0061] 步骤S3:对步骤S2得到的心电信号F进行小波提升变换,得到小波系数 $a_1, d_1, a_2, d_2, a_3, d_3, a_4, d_4$ ;
- [0062] 步骤S4:对步骤S3得到的小波系数 $d_1, d_2, d_3, d_4$ 进行阈值去噪处理,得到 $d_1^{\prime}, d_2^{\prime}, d_3^{\prime}, d_4^{\prime}$ ;
- [0063] 步骤S5:对步骤S3得到的小波系数 $a_4$ 进行滑动平均滤波,得到滤波后系数 $a_4^{\prime}$ ;
- [0064] 步骤S6:使用小波系数 $d_1^{\prime}, d_2^{\prime}, d_3^{\prime}, d_4^{\prime}, a_4^{\prime}$ 进行提升小波重构,得到重构后的心电信号G;
- [0065] 步骤S7:将步骤S2中得到的心电信号F进行中值滤波处理,得到滤除基线漂移噪声但是保留QRS复合波群的心电信号H;
- [0066] 步骤S8:使用步骤S7中的心电信号H和步骤S4中得到的小波系数 $d_3^{\prime}, d_4^{\prime}$ 进行QRS复合波群检测,判断Q波,R波和S波的位置;
- [0067] 步骤S9:根据步骤S8中R波的位置与R-R间期阈值检测算法计算人体心率;
- [0068] 步骤S10:根据步骤S8得到的Q波,R波和S波的位置以及步骤S6得到的重构后的心电信号G,窗匹配法匹配相邻心电波形的QRS波群,并计算相邻心电波形的方差 $\delta$ ,并将该方差 $\delta$ 反馈步骤S4中的阈值去噪处理中。
- [0069] 在本实施例中,步骤S1具体为:首先计算心电信号E的频率 $m$ 与加速度信号A的频率

n的公倍数p,使用三次样条插值函数对加速度信号A进行p/n倍插值,然后对插值后的信号进行m/p倍抽样,最终得到与心电信号E频率一致的加速度信号B。其中,使用的插值函数如下:

$$[0070] \quad a_i = y_i$$

$$[0071] \quad b_i = \frac{y_{i+1} - y_i}{h_i} - \frac{h_i}{2} m_i - \frac{h_i}{6} (m_{i+1} - m_i)$$

$$[0072] \quad c_i = \frac{m_i}{2}$$

$$[0073] \quad d_i = \frac{m_{i+1} - m_i}{6h_i};$$

[0074] 其中,插值 $g_i(x)$ 为:

$$[0075] \quad g_i(x) = a_i + b_i(x-x_i) + c_i(x-x_i)^2 + d_i(x-x_i)^3$$

$$[0076] \quad x = x_i + \frac{n(x_{i+1} - x_i)}{p} k, \quad k = 0 \dots \left(\frac{p}{n} - 1\right)。$$

[0077] 在本实施例中,如图2所示,步骤S2中,所述自适应滤波采用的算法为LMSsign-error,其中,设 $x(n)$ 为心三轴均方根加速度信号, $W(n)$ 为滤波器系数, $e(n)$ 表示输出的心电信号,滤波器的输出 $e(n)$ 可以表示为:

$$[0078] \quad e(n) = d(n) - W(n) x(n)^T;$$

[0079] 式中, $d(n)$ 为心电信号;

$$[0080] \quad x(n) = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2};$$

[0081] 式中, $x, y, z$ 代表加速度的x轴,y轴,z轴信号;

[0082] 则采用的滤波器的迭代公式表示为:

$$[0083] \quad W(n+1) = W(n) + 2\mu \text{sign}(e(n)) x(n);$$

[0084] 式中, $\mu$ 为滤波器的步长,较佳的,可以取值为0.01。

[0085] 在本实施例中,步骤S3中,为了便于评估系统的性能,选用MIT-BIH数据库中心电信号采用Sym4小波进行多层(较佳的可以为4层)提升变换;其中,Sym4小波的提升参数 $l_{\text{ssym4}}$ 如下:

$$[0086] \quad l_{\text{ssym4}} = \begin{Bmatrix} d & [0.39114] & 0 \\ p & [-0.12390, -0.33924] & 1 \\ d & [-1.4195, 0.16203] & 0 \\ p & [0.43128, 0.14598] & 0 \\ d & [-1.0492] & 1 \\ [1.5707] & [0.63666] & [0] \end{Bmatrix}。$$

[0087] 在对小波变换过程中,使用复杂度降低,有利于硬件实现的提升小波变换。采用提升方案构造小波变换的过程,分为分裂、预测和更新3个步骤:

[0088] (1) 分裂。该步骤将输入信号分裂为奇、偶两个序列 $s_{2j} = \text{even}(s_j)$ 和 $s_{2j-1} = \text{odd}(s_j)$ ,称为惰性分裂。

[0089] (2) 预测。根据奇、偶序列之间的相关性,利用输入数据的偶数序列 $even_{j-1}$ 和奇数序列 $odd_{j-1}$ 去预测 $d_{j-1}$ 。采用了一个与处理数据不相关的预测算子 $P(\cdot)$ 进行如下处理,如下式:

$$[0090] \quad d_{j-1} = odd_{j-1} - p(even_{j-1});$$

[0091] (3) 更新。预测过程会引入误差,因此需要加入更新步骤,引入更新算子,通过对 $even_{j-1}$ 做更新以使结果更加接近,表达式如下:

$$[0092] \quad s_{j-1} = odd_{j-1} + U(d_{j-1});$$

[0093] 对 $s_{j-1}$ 重复以上三个步骤可进一步得到 $s_{j-1}$ 的多级分解。

[0094] 在本实施例中,步骤S4中,所述阈值去噪处理采用改进折衷的阈值处理函数作为阈值处理函数,阈值随心电信号中噪声动态调整,以达到最优的去噪效果。该阈值处理函数表示为:

$$[0095] \quad d'_{j,k} = \begin{cases} \alpha [sign(d_{j,k})] (|d_{j,k} - \lambda_j|) + (1 - \alpha) d_{j,k}, & |d_{j,k}| \geq \lambda_j \\ 0, & |d_{j,k}| < \lambda_j \end{cases};$$

[0096] 式中, $d_{j,k}$ 表示输入的去噪前小波系数, $d'_{j,k}$ 代表过去噪后的小波系数, $\alpha$ 为比例系数,取最优值为0.5;其中 $\lambda_j$ 代表阈值,表示为:

$$[0097] \quad \lambda_j = \delta \sqrt{2 \log(n_j)};$$

[0098] 式中, $n_j$ 为待处理小波系数的长度。

[0099] 在本实施例中,步骤S5中,对步骤S3得到的小波系数 $a_4$ 进行滑动平均滤波,得到滤波后系数 $a_4'$ ;采用滑动平均滤波对 $a_4$ 进行滤波,就是将其中的基线漂移滤除。对于N点的滑动平均滤波器的响应函数为:

$$[0100] \quad h(n) = \begin{cases} \frac{1}{N}, & n = 0, 1, \dots, N \\ 0, & \text{others} \end{cases};$$

[0101] 所述滑动平均滤波采用的滤波器的传输函数为:

$$[0102] \quad H(z) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} z^{-n} = \frac{1}{N} \frac{1 - z^{-N}}{1 - z^{-1}};$$

[0103] 式中,N越大噪声就降低的越多,要根据待测心电信号的特性,选择合适的N值,避免心电信号失真。在本实施例中,较佳的,N的取值可以为31。

[0104] 通过转移函数,可以得到与近似系数滤波运算相对应的差分方程如下式:

$$[0105] \quad bw(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} a_j(n-i);$$

[0106] 其中, $bw(n)$ 为过滤出的噪声信号。对于该种滑动平均滤波器,形式简单,易于实现,同时可以滤除噪声干扰。所对应的噪声降低比NRR如下:

$$[0107] \quad NRR = \sum_{n=0}^{N-1} h^2(n) = N \left(\frac{1}{N}\right)^2 = \frac{1}{N};$$

[0108] 本实施例选取31点滑动平均滤波器来对近似系数 $a_4$ 进行滤波去噪处理。其中小波

分解和阈值处理的硬件实现原理图如附图4所示。

[0109] 在本实施例中,步骤S7中,目的为保留形态学上变化快速的QRS波群,滤除缓慢变化的基线漂移和噪声干扰信号;所述中值滤波处理采用两组不同长度的中值滤波器,一组中值滤波器的长度等于心电信号的采样速率,心电信号通过滤波器后可以得到基线漂移信号,另一组中值滤波器的长度设为心电信号采样频率的30%,心电信号通过滤波器后得到去除缓变的P波信号;将两组中值滤波器的结果相减,得到只包含QRS复合波群,去除P波和基线漂移的心电信号。

[0110] 在本实施例中,步骤S8中,采取小波分解系数检测和模糊形态学与校准匹配特征检测为一体,提升检测的正确率。所述QRS复合波群检测具体为:采用模糊形态学极值点检测与校准匹配法,首先检测出所有斜率为零的点,然后判断该点数值大小,大于特定阈值的最大值点标记为极大值点,小于一定阈值的点标记为极小值点,进而得到极大值点与极小值点;针对小波变换系数的R波检测,采用检测一阶消失矩的小波变换模极大值对的过零点,它对应于心电信号中R波峰值点,每一个小波系数过零点对应的心电信号同样被标记为疑似R波点;当采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配到的极大值/极小值点相近时,将模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配检测到的极大值/极小值点标记为R波点;若采用小波分解系数检测到疑似R波点与模糊形态学极值点检测与校准匹配法匹配检测到的极大值/极小值点相距较远时,将幅值绝对值大的点标记为R波点;R波点前最近的极小值点标记为Q波点,R波点后最近的极小值点标记为S波点。

[0111] 特别的,步骤S8首先求出各层小波系数上的正负极值点。根据极值点的定义,通过小波系数的斜率变化,求出小波系数的正负极值点。所需要处理的ECG信号的幅值不是稳定不变的,会因生理或采集问题产生变化,那么小波变换后的小波系数的极值点的幅值也会随其变化。通过动态阈值对小波系数进行处理,求出正极大值点阈值 $Th_{max}$ 和负极小值点 $Th_{min}$ 。当极值点的幅值是处在动态阈值之内时,该极值点对才会被保留下来,否则去除此极值点。阈值 $Th_{max}$ 和 $Th_{min}$ 计算公式为:

$$[0112] \quad Th_{max} = \frac{1}{4}(0.7M_d + 0.3A_p);$$

$$[0113] \quad Th_{min} = \frac{1}{3}(0.7N_d + 0.3A_n);$$

$$[0114] \quad d_j(n) = \begin{cases} d_j(n), & d_j(n) > Th_{max} \text{ or } d_j(n) < Th_{min} \\ 0, & \text{others} \end{cases};$$

[0115] 式中, $M_d$ 是 $d_j$  ( $j=1, 2, 3, 4$ ) 的最大值, $N_d$ 是最小值, $A_p$ 和 $A_n$ 分别是是前两段R波所对应的小波系数 $d_j$ 正极大值的平均值与负极小值的平均值。对于R波峰的检测,这里主要以 $2^3$ 和 $2^4$ 尺度上的阈值为主。

[0116] 由于噪声的存在,使得ECG信号在小波变换后,会存在一些孤立的极值点和极值对。这些极值点的存在,影响着下一步的模极大值对的过零点的检测精度。如果在一个负极小值点附近检测到存在两个正的极大值点,则根据步骤S7中得到的仅包含QRS复合波的心电信号进行判断,如果极值点对应的心电信号是最大值或最小值,则该点是R波波峰,同时删除附近其他极值点。如果极值点对应的心电信号不是最大值或最小值,则根据心电信号

的极大值来确定R波波峰位置。图3显示了QRS复合波检测的流程图。

[0117] 较佳的,在本实施例中,步骤S10中,根据QRS波检测中最后两个R波的位置分别记为a,b,在a,b前取一定长度的心电波形(该长度小于R波间距),采用窗匹配法将两段心电波形R波对齐后,计算两个数据的方差 $\delta$ :

[0118]  $\delta = D(b-a)$ 。

[0119] 本实施例还提供了一种基于上文所述方法的系统,包括心电信号采集器、加速度采集器、存储器、以及处理器;所述存储器中存储有权利要求1-8任一项所述的方法指令,所述处理器在执行时运行存储器中存储的方法指令。

[0120] 图5显示了R波检测的输出结果,其中,圆圈为检测到的R波峰位置。待测试数据选用MIT-BIH数据库的ECG信号,并对其中具有代表性的QRS复合波的ECG信号进行了处理验证:图5的(a)中ECG信号的R波分裂;图5的(b)是起搏心跳的ECG信号,其T波较高、S波下行较深;图5的(c)ECG信号的R波出现倒置;图5的(d)是室性早搏的ECG信号,其ST向下很低。结果表明,基于小波变换的R波检测算法对于不同的QRS复合波群形态,R波定位较准确,并对QRS复合波群的起止点进行了准确定位。

[0121] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,凡依本发明申请专利范围所做的均等变化与修饰,皆应属本发明的涵盖范围。

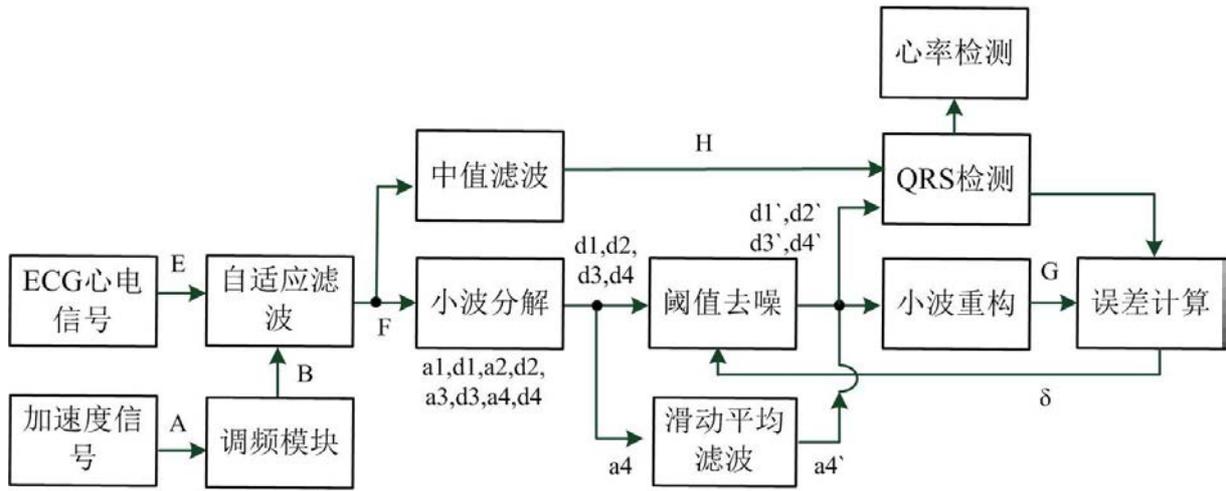


图1

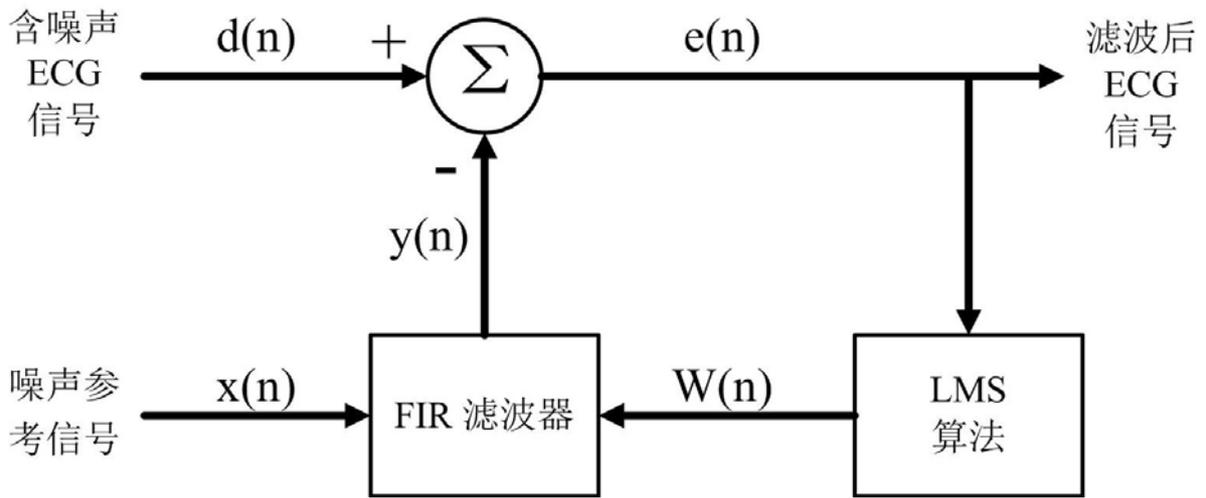


图2

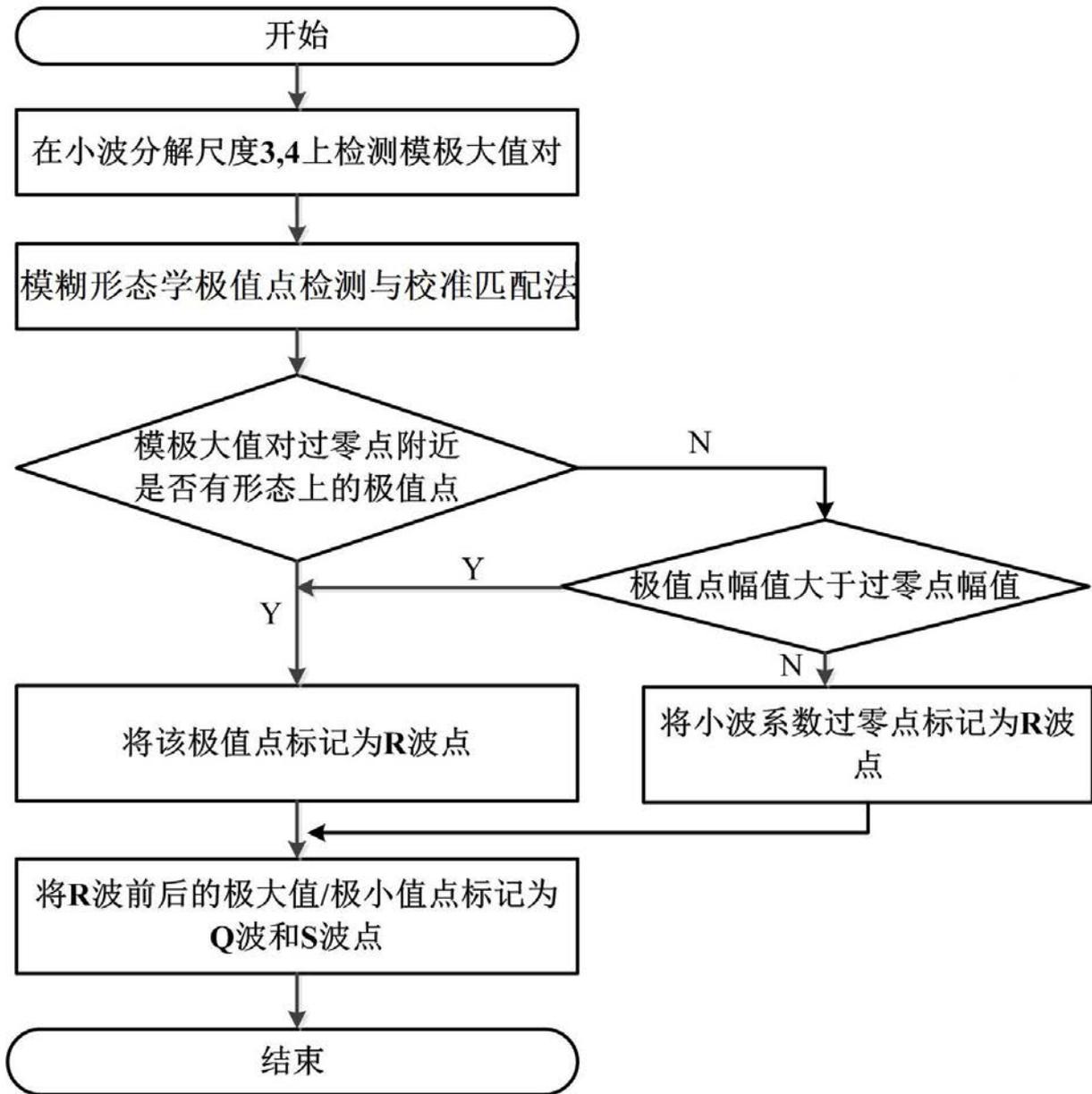


图3

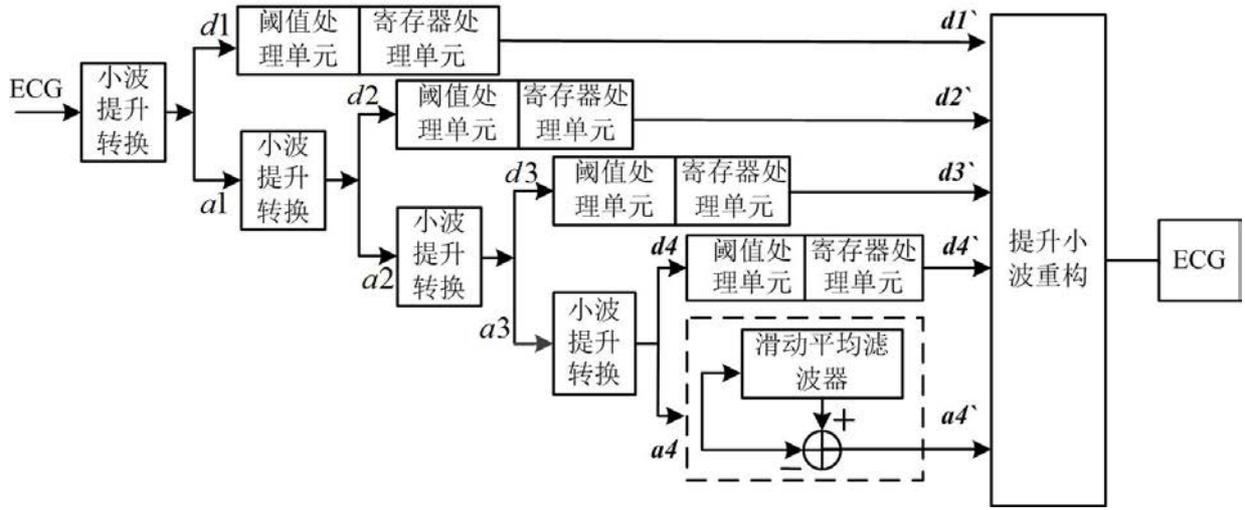


图4

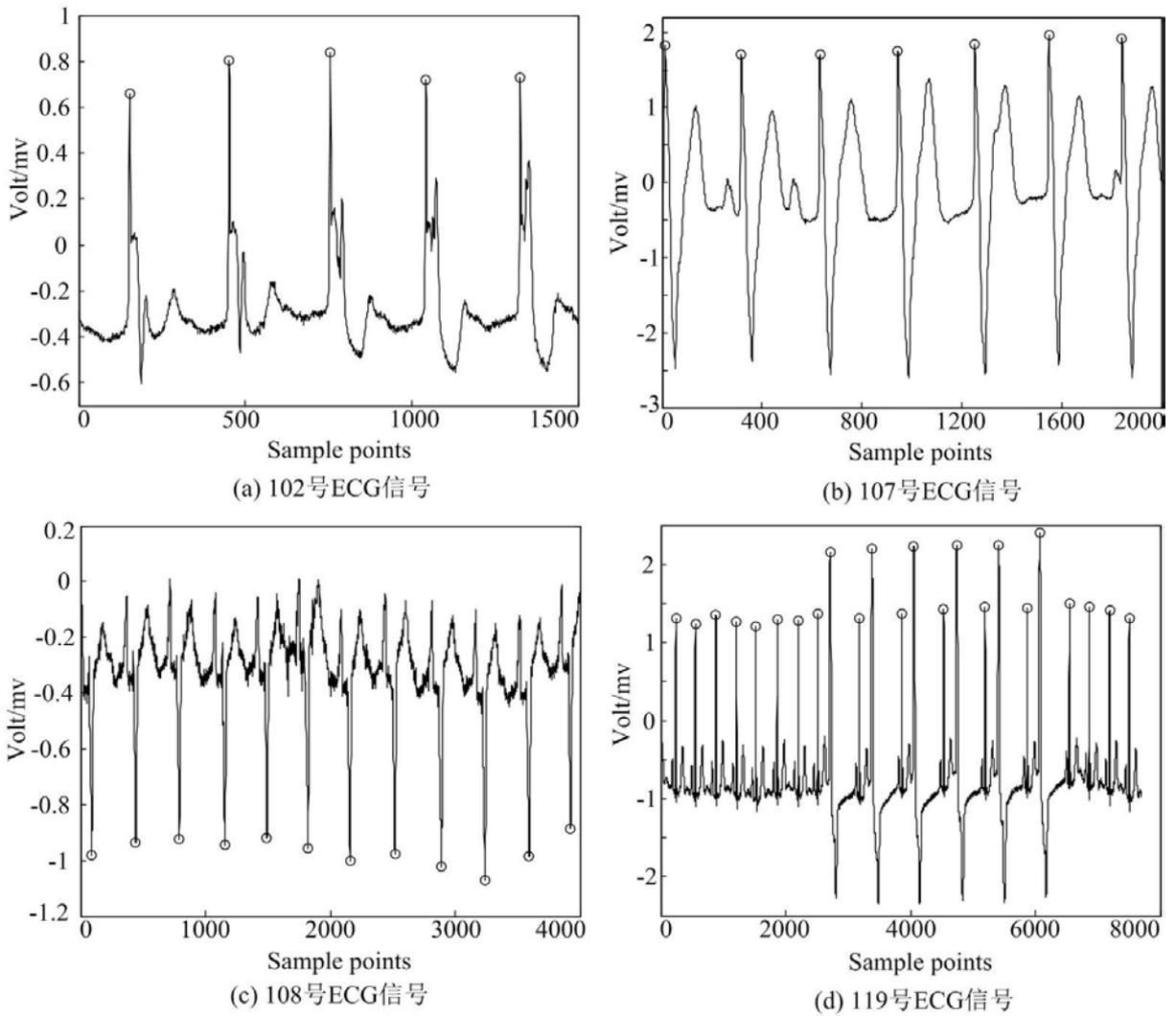


图5

专利名称(译)	一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109907752A</a>	公开(公告)日	2019-06-21
申请号	CN201910160880.1	申请日	2019-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	王量弘		
申请(专利权)人(译)	王量弘		
当前申请(专利权)人(译)	王量弘		
[标]发明人	王量弘 白黎明 黄宝震		
发明人	王量弘 白黎明 黄宝震		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
代理人(译)	蔡学俊		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种去除运动伪影干扰与心电特征检测的心电诊断与监护方法及系统，首先对加速度信号进行频率调整，使其和心电信号频率一致，然后进行自适应滤波，滤除心电信号中的运动伪影。之后对滤波后的心电信号进行提升小波分解，对不同层次的小波分别进行阈值去噪和滑动平均滤波处理，去除基线漂移、工频干扰等噪声。根据滤波后的小波系数与经过中值滤波后的心电信号，分别采用过零点检测法和极值点检测法检测R波位置，提升R波检测的正确率。最后在将小波系数进行重构，得到滤波后的心电信号。本发明不仅可以有效去除心电信号中包含的各种噪声，有效提取心电特征。并且计算量小，易于在硬件上实现。

