



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107184203 B

(45)授权公告日 2019.07.26

(21)申请号 201710533058.6

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2017.07.03

审查员 熊狮

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 107184203 A

(43)申请公布日 2017.09.22

(73)专利权人 重庆大学

地址 400044 重庆市沙坪坝区沙正街174号

专利权人 重庆科发医疗器械有限公司

(72)发明人 季忠 张亚丹

(74)专利代理机构 重庆博凯知识产权代理有限公司 50212

代理人 黄河

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

权利要求书3页 说明书10页 附图4页

(54)发明名称

基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法

(57)摘要

本发明提供了一种基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,该方法首先依据待识别心电信号自身特点自适应地计算结合经验模态分解的两个参数 R_{ratio} 和 N_{EEMD} ,根据确定的参数对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理得到心电降噪信号,并将心电信号的AEEMD降噪处理和特征点识别相结合,从AEEMD降噪过程中得到的各阶层固有模态函数分量中提取出QRS波形能量占比较大的阶层加以叠加作为检测层,并进行差分运算后,采用自适应的分段划分方式进行分段处理得到心电差分分段信号,最后结合心电降噪信号和心电差分分段信号,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别,能够优化识别计算量,提升识别效率,提高识别准确性。

对待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解,对自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理,对处理后得到的全部阶层的固有模态函数分量进行叠加合成,得到心电降噪信号

从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层,对检测层信号进行差分运算,再对差分得到的心电差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号

在心电降噪信号和心电差分分段信号上,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别

1. 基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法, 其特征在于, 用于对心电信号中的R点、Q点和S点进行识别, 以定位识别出待识别心电信号中的QRS波; 该方法包括如下步骤:

A) 对待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解, 对自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理, 对处理后得到的全部阶层的固有模态函数分量进行叠加合成, 得到心电降噪信号;

B) 从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层, 对检测层信号进行差分运算, 再对差分得到的心电差分信号进行分段处理, 得到心电差分分段信号;

C) 在心电降噪信号和心电差分分段信号上, 根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置, 实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

2. 根据权利要求1所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法, 其特征在于, 所述步骤A) 具体为:

a1) 对待识别心电信号进行经验模态分解, 得到经验模态分解的各阶固有模态函数分量, 取其中前两个阶层的固有模态函数分量进行合成作为高频分量噪声信号, 求取该高频分量噪声信号的幅值标准差 σ_h , 并确定集合经验模态分解中加入白噪声的量 R_{atio} 为

$$R_{atio} = \frac{\sigma_h}{3};$$

a2) 预先设定期望的信号分解相对误差 ε , 计算待识别心电信号的幅值标准差为 σ_0 , 并确定加入白噪声的幅值标准差 σ_n 为 $0 < \sigma_n \leq \frac{\sigma_h}{3}$, 进而确定集合经验模态分解中的集合平均次数 N_{EEMD} 为

$$N_{EEMD} = \left(\frac{\sigma_n}{\sigma_0 \cdot \varepsilon} \right)^2;$$

a3) 根据加入白噪声的量 R_{atio} 和集合平均次数 N_{EEMD} 的值, 对待识别心电信号进行集合经验模态分解, 得到各阶固有模态函数分量;

a4) 将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪, 且舍弃掉自适应集合经验模态分解的第八阶层及其以后的各阶层固有模态函数分量, 将自适应集合经验模态分解的前三阶固有模态函数分量合成并降噪后的信号与第四、第五、第六和第七阶层固有模态函数分量进行叠加合成, 即得到心电降噪信号。

3. 根据权利要求2所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法, 其特征在于, 所述步骤a4) 中, 将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪时, 选取Coiflet小波族中coif4小波作为小波阈值去噪的小波基函数, 小波分解层数 k 按照如下方式确定:

$$k = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} - 1 \right\rfloor, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\};$$

其中 N 表示待识别心电信号的采样点数, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, f_{noise} 表示

待滤除的信号中所含各种噪声频率的下限值;符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符;

在进行小波阈值降噪过程中,根据Birge-Massart策略确定各小波分解层的阈值,对分解后的各小波分解层的系数进行软阈值处理。

4.根据权利要求1所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,其特征在于,所述步骤B)具体为:

b1)统计待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量的信号能量,择优选取QRS波信号能量占比较大的部分阶层作为准检测层;

b2)对作为准检测层的各个阶层固有模态函数分量进行叠加形成检测层,并对检测层信号进行一阶差分运算,得到心电差分信号;

b3)对差分运算得到的差分信号进行分段处理,分段处理过程中通过构建反馈机制,自适应地计算确定分段划分的步进长度,从而根据步进长度对差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号。

5.根据权利要求4所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,其特征在于,所述步骤b1)中,选取待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中的第五和第六个阶层的固有模态函数分量作为准检测层。

6.根据权利要求4所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,其特征在于,所述步骤b3)中,分段划分的步进长度为 $\text{add} = a \cdot f_s$, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, a 为步进频度参数,且步进频度参数 a 的初始值设为0.2,频度参数 a 的递增值为0.01;反馈机制中,以检测出的连续三个RR间隔之和的方差值取到局部极小值或步进频度参数 a 递增取值到1.2为终止条件。

7.根据权利要求1所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,其特征在于,所述步骤C)具体为:

c1)分别将心电差分分段信号中每个分段的最大值 max_extre 和最小值 min_extre 间的过零点位置识别为R点对应位置,将该R点对应位置在待识别心电信号中的相应位置点确定为R点,且将该R点对应位置在心电降噪信号中的相应位置点标记为R点标记位置,将所述最大值 max_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 max_mark ,将所述最小值 min_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 min_mark ,并将心电降噪信号中R点标记位置到 max_mark 的间距记为 QRdistance ,R点标记位置到 min_mark 的间距记为 RSdistance ;

c2)在心电差分分段信号中R点标记位置的左右两侧搜索过零点;若搜索到过零点,则将R点标记位置左侧的过零点识别为准Q点对应位置,将R点标记位置右侧的过零点识别为准S点对应位置;若未搜索到过零点,则在心电降噪后信号的每个分段中判断 max_mark 和 min_mark 出现的先后顺序;若先出现 min_mark ,则说明该波为倒置的R波,在心电降噪信号中判定准Q点对应位置 $q\text{Index}$ 为 $q\text{Index} = \text{min_mark} - \text{QRdistance}$,判定准S点对应位置 $s\text{Index}$ 为 $s\text{Index} = \text{max_mark} + \text{RSdistance}$;若先出现 max_mark ,则该波为正向R波,判定准Q点对应位置 $q\text{Index}$ 为 $q\text{Index} = \text{max_mark} - \text{QRdistance}$,判定准S点对应位置 $s\text{Index}$ 为 $s\text{Index} = \text{min_mark} + \text{RSdistance}$;

c3)在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置的左侧一段预设搜索范围内和准S点对应位置的右侧一段预设搜索范围内校正并确定最终的Q点对应位置和S点对应位置,从而将待识别心电信号中的相应位置点分别确定为Q点和S点;

c4) 根据待识别心电信号中确定的各个Q点、R点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

8. 根据权利要求7所述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,其特征在于,所述步骤c3)中,在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置左侧 $QRdistance/2$ 范围内准S点对应位置的右侧 $RSdistance/2$ 范围内进行Q点对应位置和S点对应位置的校准;对于正向R波,两个对应搜索范围内的最小值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置;对于负向R波,两个对应搜索范围内的最大值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置。

基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生理信号采集和分析技术领域,具体涉及一种基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法。

背景技术

[0002] 对于临床上实时采集得到的复杂性高的病理心电信号,往往因噪声的存在和复杂的病理状态造成信号特征被淹没或信号严重形变而无法准确定位特征点。

[0003] 在心电信号的采集过程中存在的较典型噪声一般有工频干扰、基线漂移和高频干扰等。这些噪声的存在会严重影响信号特征点的识别和临床上基于信号特征点信息的诊断。心电信号的降噪方法主要有以傅里叶变换为依托的频域滤波法、时频域中的小波分析法以及希尔伯特-黄变换法等。小波变换法虽因其独特的优势得到了广泛的应用,但小波基的选择问题却无确切的理论依托。EMD (Empirical Mode Decomposition, 经验模态分解) 虽解决了小波变换中小波基函数的选择难题,但是在EMD中存在着端点效应和模态混叠的问题。EEMD (Ensemble Empirical Mode Decomposition, 集合经验模态分解) 利用白噪声的特性解决了信号高频和低频处极值点分布不均的问题,减少了极值点的错判率,有效地抑制了EMD中存在的模态混叠问题。EEMD有两个重要参数,即(1) 加入白噪声的量 R_{ratio} : 加入的白噪声的幅值标准差与原始信号的标准差幅值的比值; (2) 集合平均次数 N_{EEMD} 。因两个重要参数在EEMD中根据经验值选取,故相应的实验结果的最佳状态存在一定程度的随机不确定性。

[0004] 典型的心电信号及其特征点分布如图1所示。心电信号的QRS波是反映心脏生理活动的主要波段,对心电信号的QRS波的识别主要有时域差分阈值法、基于幅值、斜率和角度等的时域判别法、基于神经网络的方法、基于小波变换, EMD、希尔伯特黄变换等方法将信号分解后在特定层检测特征波形的方法。考虑到临床上病理信号自身的复杂性和多变性,如R波倒置、窦性心动过缓中QRS宽度变大, RR间隔增宽、窦性或室上性心动过速中QRS宽度变小, RR间隔大幅减小、束支阻滞中, QRS波段变宽, 部分RR间期相对变小等, 对这些病理性ECG的检测, 阈值法检测QRS波对倒置R波、高T波或因RR间期改变等造成的漏检误检的自适应能力并未达到理想状态; 基于幅值、斜率和角度等的时域判别法中往往会因噪声的存在造成斜率、角度等参量的计算误差较大; 基于神经网络的方法往往因样本量的限制不能达到满意的应用效果; 基于小波变换、经验模态分解、希尔伯特黄变换等方法往往因主观经验误差造成的信号分解误差或影响特征点的识别效率。

[0005] 可见, 现有技术对病理性心电信号特征点识别中, 因噪声或病理性信号的多变性会造成特征点识别困难、识别效率低、识别准确性不佳的问题。

发明内容

[0006] 针对现有技术中存在的不足, 本发明的目的在于提供一种基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法, 用以解决现有技术的心电信号特征点识别中因噪声或

病理性信号的多变性造成的特征点识别困难、识别效率低、识别准确性不佳的问题。

[0007] 为实现上述目的,本发明采用了如下技术方案:

[0008] 基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,用于对心电信号中的R点、Q点和S点进行识别,以定位识别出待识别心电信号中的QRS波;该方法包括如下步骤:

[0009] A) 对待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解,对自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理,对处理后得到的全部阶层的固有模态函数分量进行叠加合成,得到心电降噪信号;

[0010] B) 从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层,对检测层信号进行差分运算,再对差分得到的心电差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号;

[0011] C) 在心电降噪信号和心电差分分段信号上,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

[0012] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤A) 具体为:

[0013] a1) 对待识别心电信号进行经验模态分解,得到经验模态分解的各阶固有模态函数分量,取其中前两个阶层的固有模态函数分量进行合成作为高频分量噪声信号,求取该高频分量噪声信号的幅值标准差 σ_h ,并确定集合经验模态分解中加入白噪声的量 R_{atio} 为

$$R_{atio} = \frac{\sigma_h}{3};$$

[0014] a2) 预先设定期望的信号分解相对误差 ε ,计算待识别心电信号的幅值标准差为 σ_0 ,并确定加入白噪声的幅值标准差 σ_n 为 $0 < \sigma_n \leq \frac{\sigma_h}{3}$,进而确定集合经验模态分解中的集合

$$\text{平均次数} N_{EEMD} \text{ 为 } N_{EEMD} = \left(\frac{\sigma_n}{\sigma_0 \cdot \varepsilon} \right)^2;$$

[0015] a3) 根据加入白噪声的量 R_{atio} 和集合平均次数 N_{EEMD} 的值,对待识别心电信号进行集合经验模态分解,得到各阶固有模态函数分量;

[0016] a4) 将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪,且舍弃掉自适应集合经验模态分解的第八阶层及其以后的各阶层固有模态函数分量,将自适应集合经验模态分解的前三阶固有模态函数分量合成并降噪后的信号与第四、第五、第六和第七阶层固有模态函数分量进行叠加合成,即得到心电降噪信号。

[0017] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤a4) 中,将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪时,选取Coiflet小波族中coif4小波作为小波阈值去噪的小波基函数,小波分解层数按照如下方式确定:

$$[0018] \quad k = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} - 1 \right\rfloor, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\};$$

[0019] 其中N表示待识别心电信号的采样点数, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, f_{noise}

表示待滤除的信号中所含各种噪声频率的下限值(心电信号的基线漂移频率为其所含噪声中频率最小的噪声,小于0.5Hz,故该值 f_{noise} 可取值为0.5);符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符;

[0020] 在进行小波阈值降噪过程中,根据Birge-Massart策略确定各小波分解层的阈值,对分解后的各小波分解层的系数进行软阈值处理。

[0021] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤B)具体为:

[0022] b1) 统计待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量的信号能量,择优选取QRS波信号能量占比较大的部分阶层作为准检测层;

[0023] b2) 对作为准检测层的各个阶层固有模态函数分量进行叠加形成检测层,并对检测层信号进行一阶差分运算,得到心电差分信号;

[0024] b3) 对差分运算得到的差分信号进行分段处理,分段处理过程中通过构建反馈机制,自适应地计算确定分段划分的步进长度,从而根据步进长度对差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号。

[0025] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤b1)中,选取待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中的第五和第六个阶层的固有模态函数分量作为准检测层。

[0026] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤b3)中,分段划分的步进长度为 $add = a \cdot f_s$, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, a 为步进频度参数,且步进频度参数 a 的初始值设为0.2,频度参数 a 的递增值为0.01;反馈机制中,以检测出的连续三个RR间隔之和的方差值取到局部极小值或步进频度参数 a 递增取值到1.2为终止条件(为保证对病理信号的准确检出,本发明假设待检的心电信号的周期范围放宽至0.2-1.2s)。

[0027] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤C)具体为:

[0028] c1) 分别将心电差分分段信号中每个分段的最大值 max_extre 和最小值 min_extre 间的过零点位置识别为R点对应位置,将该R点对应位置在待识别心电信号中的相应位置点确定为R点,且将该R点对应位置在心电降噪信号中的相应位置点标记为R点标记位置,将所述最大值 max_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 max_mark ,将所述最小值 min_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 min_mark ,并将心电降噪信号中R点标记位置到 max_mark 的间距记为 $QRdistance$,R点标记位置到 min_mark 的间距记为 $RSdistance$;

[0029] c2) 在心电差分分段信号中R点标记位置的左右两侧搜索过零点;若搜索到过零点,则将R点标记位置左侧的过零点识别为准Q点对应位置,将R点标记位置右侧的过零点识别为准S点对应位置;若未搜索到过零点,则在心电降噪后信号的每个分段中判断 max_mark 和 min_mark 出现的先后顺序;若先出现 min_mark ,则说明该波为倒置的R波,在心电降噪信号中判定准Q点对应位置 $qIndex$ 为 $qIndex = min_mark - QRdistance$,判定准S点对应位置 $sIndex$ 为 $sIndex = max_mark + RSdistance$;若先出现 max_mark ,则该波为正向R波,判定准Q点对应位置 $qIndex$ 为 $qIndex = max_mark - QRdistance$,判定准S点对应位置 $sIndex$ 为 $sIndex = min_mark + RSdistance$;

[0030] c3) 在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置的左侧一段预设定搜

索范围内和准S点对应位置的右侧一段预设搜索范围内校正并确定最终的Q点对应位置和S点对应位置,从而将待识别心电信号中的相应位置点分别确定为Q点和S点;

[0031] c4) 根据待识别心电信号中确定的各个Q点、R点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

[0032] 上述基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,作为优选方案,所述步骤c3)中,在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置左侧QRdistance/2范围内准S点对应位置的右侧RSdistance/2范围内进行Q点对应位置和S点对应位置的校准;对于正向R波,两个对应搜索范围内的最小值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置;对于负向R波,两个对应搜索范围内的最大值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置。

[0033] 相比于现有技术,本发明具有如下有益效果:

[0034] 1、本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,首先对待识别心电信号进行EMD处理(Empirical Mode Decomposition,经验模态分解),取其前两个阶层的IMF(Intrinsic Mode Function,固有模态函数分量)作为待识别心电信号中的高频噪声估计,从而自适应地确定EEMD(Ensemble Empirical Mode Decomposition,集合经验模态分解)中加入白噪声的量Ratio和集合平均次数NEEMD,根据确定的参数对待识别心电信号进行降噪处理,这样可避免依据经验主观确定以上两个参数(Ratio和NEEMD)带来的误差,不仅有助于保证对心电信号的降噪效果,而且能够提高降噪处理的执行效率。

[0035] 2、本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,在对待识别心电信号进行AEEMD(Adaptive Ensemble Empirical Mode Decomposition,自适应集合经验模态分解)处理之后,取含有大量高频噪声的前三个阶层的IMF进行合成并应用小波阈值降噪,以更好地保留原始待识别心电信号中的识别特征;而对第八阶及其以后各个阶层的IMF直接舍弃;以上对不同IMF层分别进行处理的操作,可以解决现有技术的心电信号特征点识别中直接对IMF进行阈值处理操作造成的噪声残余量过大、或有用信号特征点保留不全的问题。

[0036] 3、本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,将心电信号的预处理和特征点识别相结合,从信号AEEMD结果中得到的各阶层IMF中提取出能够体现待识别QRS波能量的阶层进行叠加作为检测层,使得检测层信号中的待检波形能量占比较大,以保留原始待识别心电信号中的识别特征,且减少对信号后续处理的计算量,帮助提升识别效率。

[0037] 4、本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,在对差分信号进行分段处理的过程中,通过构建反馈机制,设计分段划分的步进长度为 $\text{add} = a \cdot f_s$,步进频度参数a的初始值设为0.2,频度参数a的递增值为0.01,以检测出的连续三个RR间隔之和的方差值取到局部极小值或步进频度参数a递增取值到1.2为终止条件(为保证对病理信号的准确检出,本发明假设待检的心电信号的周期范围放宽至0.2-1.2s),自适应地计算确定分段划分的步进长度,从而根据步进长度对差分信号进行分段处理,可使得心电差分信号划分后的每个片段都能够近似的对应于单个周期的心电信号,从而避免特征点误检和漏检情况的发生。

[0038] 5、本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,通过检测

心电差分分段信号中最大值和最小值间的过零点来定位R点,根据Q、R、S点间的距离关系定位准Q点、准S点对应位置,再在心电差分分段信号或心电降噪信号上的准Q点对应位置左侧、准S点对应位置右侧一定范围内进行Q点、S点对应位置的最终识别判断,由此减少QRS波定位识别的计算量,帮助提高识别效率,同时能够避免残余噪声和病理状态引起的信号部分形变造成的误检和漏检现象,提高识别准确性。

附图说明

[0039] 图1为典型心电信号特征点分布图。

[0040] 图2为本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法的流程图。

[0041] 图3、4、5、6分别为本发明实施例中采集的4种不同病理特征的心电信号图。

[0042] 图7、8、9、10分别为本发明实施例中图3、4、5、6所示心电信号的降噪效果图。

[0043] 图11、12、13、14分别为本发明实施例中对图3、4、5、6所示心电信号的特征点识别效果图。

具体实施方式

[0044] 本发明提供了一种基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,用以解决现有技术的心电信号特征点识别中因噪声或病理性信号的多变性造成的特征点识别困难、识别效率低、识别准确性不佳的问题。

[0045] 本发明的心电信号特征点识别方法的整体技术思路是:对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理得到心电降噪信号,并从AEEMD降噪过程中得到的各阶IMF中提取能够体现待识别QRS波能量的阶层作为检测层,对检测层信号进行差分运算和分段处理得到心电差分分段信号,最后结合心电降噪信号和心电差分分段信号,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别,以提高对心电信号中QRS波的定位识别效率和准确度,为临床上自动检测、识别特征点以辅助医生诊断疾病提供技术支持。

[0046] 本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法的流程如图2所示,用于对待识别心电信号中的R点、Q点和S点进行识别,以定位识别出对待识别心电信号中的QRS波;该方法包括如下步骤:

[0047] A) 对待识别心电信号进行AEEMD处理,对分解得到的各阶IMF进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理,对处理后得到的全部阶层的IMF进行叠加合成,得到心电降噪信号。

[0048] 该步骤首先对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理得到心电降噪信号;其具体步骤流程为:

[0049] a1) 对待识别心电信号进行经验模态分解,得到经验模态分解的各阶固有模态函数分量,取其中前两个阶层的固有模态函数分量进行合成作为高频分量噪声信号,求取该高频分量噪声信号的幅值标准差 σ_h ,并确定集合经验模态分解中加入白噪声的量 R_{atio} 为

$$R_{atio} = \frac{\sigma_h}{3}。$$

[0050] a2) 预先设定期望的信号分解相对误差 ε , 计算待识别心电信号的幅值标准差为 σ_0 , 并确定加入白噪声的幅值标准差 σ_n 为 $0 < \sigma_n \leq \frac{\sigma_h}{3}$, 进而确定集合经验模态分解中的集合

平均次数 N_{EEMD} 为 $N_{EEMD} = \left(\frac{\sigma_n}{\sigma_0 \cdot \varepsilon} \right)^2$ 。这里, 期望的信号分解相对误差 ε 的设定取值为0.01即可

满足要求。

[0051] a3) 根据加入白噪声的量 R_{ratio} 和集合平均次数 N_{EEMD} 的值, 对待识别心电信号进行集合经验模态分解, 得到各阶固有模态函数分量。

[0052] a4) 将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪, 且舍弃掉自适应集合经验模态分解的第八阶层及其以后的各阶层固有模态函数分量, 将自适应集合经验模态分解的前三阶固有模态函数分量合成并降噪后的信号与第四、第五、第六和第七阶层固有模态函数分量进行叠加合成, 即得到心电降噪信号。

[0053] 这里, 仅取自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪, 是因为前三阶层固有模态函数分量中含有大量高频噪声, 通过小波阈值降噪能够更好地保留有用信号的能量, 更好地滤除噪声。

[0054] 将自适应集合经验模态分解的前三阶层固有模态函数分量合成后进行小波阈值降噪时, 选取Coiflet小波族中coif4小波作为小波阈值去噪的小波基函数, 小波分解层数 k 按照如下方式确定:

$$[0055] \quad k = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} - 1 \right\rfloor, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\};$$

[0056] 其中 N 表示待识别心电信号的采样点数, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, f_{noise} 表示待滤除的信号中所含各种噪声频率的下限值, 由于心电信号的基线漂移频率为其所含噪声中频率最小的噪声, 小于0.5Hz, 故该值 f_{noise} 可取值为0.5; 符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符。在进行小波阈值降噪过程中, 根据Birge-Massart策略确定各小波分解层的阈值, 对分解后的各小波分解层的系数进行软阈值处理, 相对于硬阈值法, 软阈值处理可将信号的不连续点收缩到0, 从而有效避免间断。

[0057] 至于尾阶层舍弃处理的选择, 根据待识别心电信号采样频率的大小和各噪声频率的范围能够确定自适应集合经验模态分解处理后得到的各阶固有模态函数分量的大致频段, 而第八阶层及其以后的各阶层固有模态函数分量为基线漂移所在频段, 故选择舍去。

[0058] 通过上述对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理的流程可以看到, 本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中, 首先对待识别心电信号进行EMD分解, 取其前两个阶层的IMF作为待识别心电信号中的高频噪声估计, 从而自适应地确定EEMD中加入白噪声的量 R_{ratio} 和集合平均次数 N_{EEMD} , 根据确定的参数对待识别心电信号进行降噪处理, 这样可避免依据经验主观确定以上两个参数(R_{ratio} 和 N_{EEMD})带来的误差, 不仅有助于保证对心电信号的降噪效果, 而且能够提高降噪处理的执行效率。在对待识别心电信号进行AEEMD分解之后, 取含有大量高频噪声的前三个阶层的IMF进行合成并应用小波阈值降噪, 以更好地保留原始待识别心电信号中的识别特征; 而对第八阶及其以后各个阶层的IMF直接舍弃; 以上对不同IMF层分别进行处理的操作, 可以解决现有技术的心电信号特征点识别

中直接对IMF进行阈值处理操作造成的噪声残余量过大、或有用信号特征点保留不全的问题。

[0059] B) 从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层,对检测层信号进行差分运算,再对差分得到的心电差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号。

[0060] 该步骤是从AEEMD降噪过程中得到的各阶IMF中提取出部分能够体现待识别QRS波能量的阶层,将其叠加作为检测层,对检测层信号分量进行差分运算和分段处理得到心电差分分段信号;其具体步骤流程为:

[0061] b1) 统计待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量的信号能量,择优选取QRS波信号能量占比较大的部分阶层作为准检测层。

[0062] 这里,择优选取QRS波信号能量占比较大的部分阶层叠加作为检测层,是为了使得检测层信号中QRS波能量占较大比例,以突出显示待识别信号的特征信息,且减少对信号后续处理的计算量,帮助提升识别效率。通常情况下,作为较为优选的方式,可以选取待识别心电信号进行AEEMD得到的各阶IMF中的第五和第六个阶层的IMF分量作为准检测层。

[0063] b2) 对作为准检测层的各个阶层固有模态函数分量进行叠加形成检测层,并对检测层信号进行一阶差分运算,得到心电差分信号。进行差分运算,是为了便于识别确定待识别心电信号中QRS波的特征点位置。

[0064] b3) 对差分运算得到的差分信号进行分段处理,分段处理过程中通过构建反馈机制,自适应地计算确定分段划分的步进长度,从而根据步进长度对差分信号进行分段处理,得到心电差分分段信号。

[0065] 该步骤中,可以优选设计分段划分的步进长度为 $\text{add} = a \cdot f_s$, f_s 表示待识别心电信号的采样频率, a 为步进频度参数,且步进频度参数 a 的初始值设为0.2,频度参数 a 的递增值为0.01;同时,反馈机制中,以检测出的连续三个RR间隔之和的方差值取到局部极小值或步进频度参数 a 递增取值到1.2为终止条件(为保证对病理信号的准确检出,本发明假设待检的心电信号的周期范围放宽至0.2-1.2s),由此自适应地计算分段划分的步进长度,根据步进长度对差分信号进行分段处理,可使得心电差分信号划分后的每个片段都能近似对应于单个周期的心电信号,从而避免特征点误检和漏检情况的发生。

[0066] C) 在心电降噪信号和心电差分分段信号上,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

[0067] 该步骤结合心电降噪信号和心电差分分段信号,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别;其具体步骤流程为:

[0068] c1) 分别将心电差分分段信号中每个分段的最大值 max_extre 和最小值 min_extre 间的过零点位置识别为R点对应位置,将该R点对应位置在待识别心电信号中的相应位置点确定为R点,且将该R点对应位置在心电降噪信号中的相应位置点标记为R点标记位置,将所述最大值 max_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 max_mark ,将所述最小值 min_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 min_mark ,并将心电降噪信号中R点标记位置到 max_mark 的间距记为 QRdistance ,R点标记位置到 min_mark 的间距记为 RSdistance 。

[0069] c2) 在心电差分分段信号中R点标记位置的左右两侧搜索过零点;若搜索到过零

点,则将R点标记位置左侧的过零点识别为准Q点对应位置,将R点标记位置右侧的过零点识别为准S点对应位置;若未搜索到过零点,则在心电降噪信号的每个分段中判断max_mark和min_mark出现的先后顺序;若先出现min_mark,则说明该波为倒置的R波,在心电降噪信号中判定准Q点对应位置qIndex为 $qIndex = \min_mark - QRdistance$,判定准S点对应位置sIndex为 $sIndex = \max_mark + RSdistance$;若先出现max_mark,则该波为正向R波,判定准Q点对应位置qIndex为 $qIndex = \max_mark - QRdistance$,判定准S点对应位置sIndex为 $sIndex = \min_mark + RSdistance$ 。

[0070] c3) 在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置的左侧一段预设搜索范围内和准S点对应位置的右侧一段预设搜索范围内校正并确定最终的Q点对应位置和S点对应位置,从而将待识别心电信号中的相应位置点分别确定为Q点和S点。

[0071] 这里校正确定Q点对应位置和S点对应位置的具体方式为,在心电降噪信号中的每个分段上,分别在准Q点对应位置左侧 $QRdistance/2$ 范围内准S点对应位置的右侧 $RSdistance/2$ 范围内进行Q点对应位置和S点对应位置的校准;对于正向R波,两个对应搜索范围内的最小值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置;对于负向R波,两个对应搜索范围内的最大值点即分别判定为校准确定的Q点对应位置和S点对应位置。

[0072] c4) 根据待识别心电信号中确定的各个Q点、R点和S点位置,实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别。

[0073] 通过上述QRS波的定位识别流程可以看到,本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法中,首先选择QRS波能量占比较大的IMF层进行叠加形成检测层,避免了特征检测过程中噪声的干扰;设计反馈机制对信号进行分段,从而避免误检漏检现象;检测心电差分分段信号中最大值和最小值间的过零点来定位R点对应位置,根据Q、R、S点间的距离关系定位准Q点、准S点对应位置,再在心电差分分段信号或心电降噪信号上的准Q点对应位置左侧、准S点对应位置右侧一定范围内进行最终Q点对应位置、S点对应位置的校正判断,由此减少QRS波定位识别的计算量,帮助提高识别效率以及识别准确性。

[0074] 下面结合说明书附图和实施例进一步说明本发明的技术方案。

[0075] 实施例:

[0076] 本实施例对本发明所涉及的相关理论和具体实现过程进行说明。以临床上用无创心功能检测仪采集的采样频率为1000Hz的4种不同病理特征的心电信号为例,分别如图3~6所示;其中,图3所示的心电信号存在R波倒置;图4所示的心电信号存在严重的基线漂移使得部分波段幅值高于R波,ST段严重变形;图5所示的心电信号T波幅值高于R波;图6所示的心电信号T波P波周期、幅值波动较大,T波倒置,严重影响QRS波的提取。

[0077] 本实施例中,在AEEMD降噪处理阶段,分别对各待处理心电信号进行EMD分解得各阶IMF,取其中前两阶IMF作为每个待识别心电信号中高频分量噪声信号的估计,从而自适应地计算出EEMD分解中加入白噪声的量 R_{ratio} 和集合平均次数 N_{EEMD} ,然后分别对各待处理心电信号进行EEMD分解,对分解后的前三阶信号叠加合成并进行小波阈值降噪,选取Coiflet小波族中coif4小波作为小波阈值去噪的小波基函数,小波分解层数k的确定函数为

$$k = \min \left\{ \left\lfloor \log_2 \frac{f_s}{f_{noise}} - 1 \right\rfloor, \left\lfloor \log_2 N \right\rfloor \right\}, \text{其中} N \text{表示待识别心电信号的采样点数,} f_s \text{表示待识别}$$

心电信号的采样频率, f_{noise} 表示待滤除的信号中所含各种噪声频率的下限值, 且 f_{noise} 取值为 0.5, 符号 $\lfloor \cdot \rfloor$ 为下取整运算符; 本实施例中通过计算确定小波分解层数 k 选为 5 层, 根据 Birge-Massart 策略确定各小波分解层的阈值, 用软阈值的方法对分解后的各小波分解层的系数进行处理; 最终, 将 AEEMD 分解的得到的前三阶层 IMF 分量合成并小波阈值降噪后的信号与第四、第五、第六和第七阶层 IMF 分量进行叠加合成重构, 即得到对应的心电降噪信号。本实施例中, 图 3 所示的心电信号经过处理得到的心电降噪信号如图 7 所示, 图 4 所示的心电信号经过处理得到的心电降噪信号如图 8 所示, 图 5 所示的心电信号经过处理得到的心电降噪信号如图 9 所示, 图 6 所示的心电信号经过处理得到的心电降噪信号如图 10 所示。

[0078] 本实施例中, 在特征点识别处理阶段, 分别选择各待识别心电信号 AEEMD 过程中分解得到的 IMF 的第五、六阶 (QRS 波段能量最大) 进行叠加形成检测层, 对该检测层信号求一阶差分运算得到相应的心电差分信号; 然后对差分运算得到的差分信号进行分段处理, 设计分段划分的步进长度为 $\text{add} = a \cdot f_s$, 且步进频度参数 a 的初始值设为 0.2, 频度参数 a 的递增值为 0.01, 反馈机制中, 以检测出的连续三个 RR 间隔之和的方差值取到局部极小值或步进频度参数 a 递增取值到 1.2 为终止条件 (为保证对病理信号的准确检出, 本发明假设待检的心电信号的周期范围放宽至 0.2~1.2s), 自适应地计算分段划分的步进长度, 按步进长度对差分信号进行分段处理, 得到相应的心电差分分段信号。而后, 针对每个待识别心电信号对应的心电降噪信号和心电差分分段信号, 分别将心电差分分段信号中每个分段的最大值 max_extre 和最小值 min_extre 间的过零点位置识别为 R 点对应位置, 将该 R 点对应位置在待识别心电信号中的相应位置点确定为 R 点, 且将该 R 点对应位置在心电降噪信号中的相应位置点标记为 R 点标记位置, 将所述最大值 max_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 max_mark , 将所述最小值 min_extre 在心电降噪信号中的相应位置点标记为 min_mark , 并将心电降噪信号中 R 点标记位置到 max_mark 的间距记为 QRdistance , R 点标记位置到 min_mark 的间距记为 RSdistance ; 随后, 在心电差分分段信号中 R 点标记位置的左右两侧搜索过零点; 若搜索到过零点, 则将 R 点标记位置左侧的过零点识别为准 Q 点对应位置, 将 R 点标记位置右侧的过零点识别为准 S 点对应位置; 若未搜索到过零点, 则在心电降噪信号的每个分段中判断 max_mark 和 min_mark 出现的先后顺序; 若先出现 min_mark , 则说明该波为倒置的 R 波, 在心电降噪信号中判定准 Q 点对应位置 $q\text{Index}$ 为 $q\text{Index} = \text{min_mark} - \text{QRdistance}$, 判定准 S 点对应位置 $s\text{Index}$ 为 $s\text{Index} = \text{max_mark} + \text{RSdistance}$; 若先出现 max_mark , 则该波为正向 R 波, 判定准 Q 点对应位置 $q\text{Index}$ 为 $q\text{Index} = \text{max_mark} - \text{QRdistance}$, 判定准 S 点对应位置 $s\text{Index}$ 为 $s\text{Index} = \text{min_mark} + \text{RSdistance}$; 为保证 Q 点和 S 点的准确识别, 在心电降噪信号中的每个分段上, 分别在准 Q 点对应位置左侧 $\text{QRdistance}/2$ 范围内准 S 点对应位置的右侧 $\text{RSdistance}/2$ 范围内进行 Q 点对应位置和 S 点对应位置的校准; 对于正向 R 波, 两个对应搜索范围内的最小值点即分别判定为校准确定的 Q 点对应位置和 S 点对应位置; 对于负向 R 波, 两个对应搜索范围内的最大值点即分别判定为校准确定的 Q 点对应位置和 S 点对应位置; 然后, 将待识别心电信号中的相应位置点分别确定为 Q 点和 S 点; 最后, 根据待识别心电信号中确定的各个 Q 点、R 点和 S 点位置, 实现对待识别心电信号中的 QRS 波的定位识别。

[0079] 本实施例中, 对图 3 所示心电信号的 QRS 波识别结果如图 11 所示, 对图 4 所示心电信号的 QRS 波识别结果如图 12 所示, 对图 5 所示心电信号的 QRS 波识别结果如图 13 所示, 对图 6 所示心电信号的 QRS 波识别结果如图 14 所示; 在图 11~14 所示的 QRS 波识别结果中, 符号 “*”

标记点为识别确定的Q点位置,符号“+”标记点为识别确定的R点位置,符号“○”标记点为识别确定的S点位置。

[0080] 综上所述,本发明基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法,首先依据待识别心电信号自身特点自适应地计算确定EEMD分解的两个参数 R_{ratio} 和 N_{EEMD} ,根据确定的参数对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理,可避免依据经验主观确定该两个参数带来的误差,不仅有助于保证对心电信号的降噪效果,而且能够提高降噪处理的执行效率;将心电信号的AEEMD降噪处理和特征点识别相结合,从AEEMD降噪过程中得到的各阶层固有模态函数分量中提取能够体现待识别心电信号QRS波能量的阶层作为检测层,使得检测层信号的能量占比较大,以保留原始待识别心电信号中的识别特征,且减少对信号后续处理的计算量,帮助提升识别效率;在对差分信号进行分段处理的过程中,采用自适应的分段划分方式,使得心电差分信号分段划分的每个分段能够较为准确的对应单个周期的心电信号,避免了特征点误检和漏检情况的发生;最后结合心电降噪信号和心电差分分段信号,根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别,能够减少计算量,帮助提高识别效率,同时能够避免残余噪声和病理状态引起的信号部分形变造成的误检和漏检现象,提高识别准确性。

[0081] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

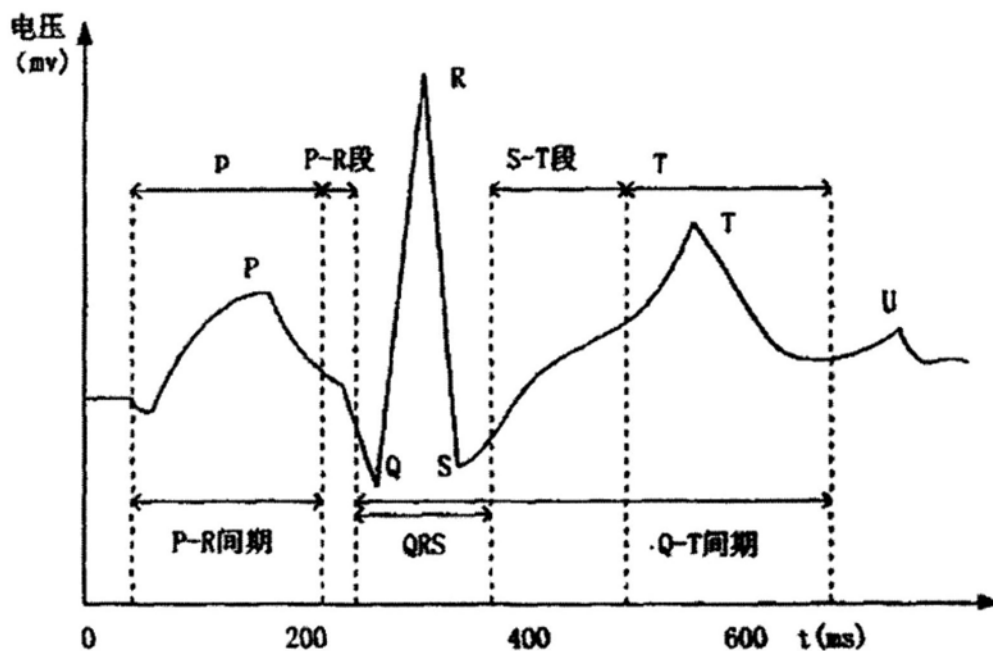


图1

对待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解，对自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理，对处理后得到的全部阶层的固有模态函数分量进行叠加合成，得到心电降噪信号

从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层，对检测层信号进行差分运算，再对差分得到的心电差分信号进行分段处理，得到心电差分分段信号

在心电降噪信号和心电差分分段信号上，根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置，实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别

图2

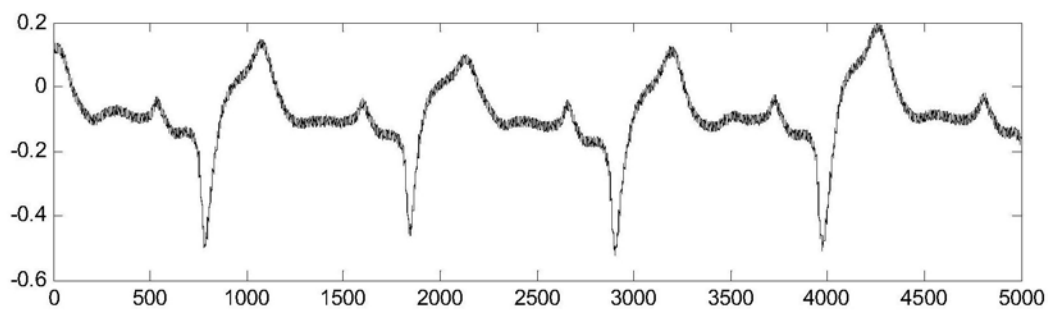


图3

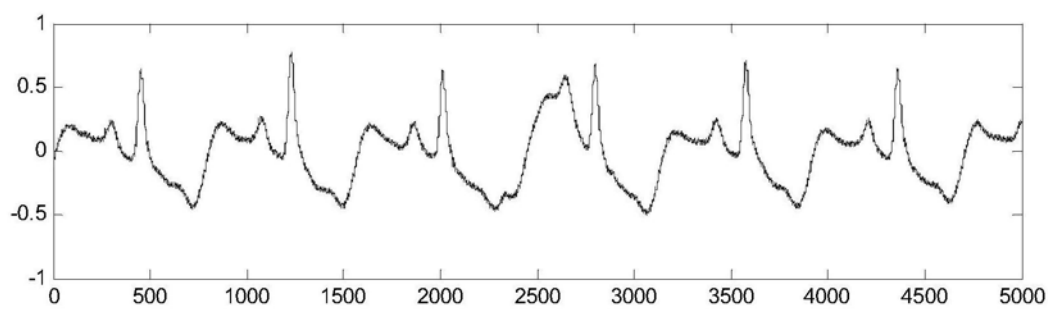


图4

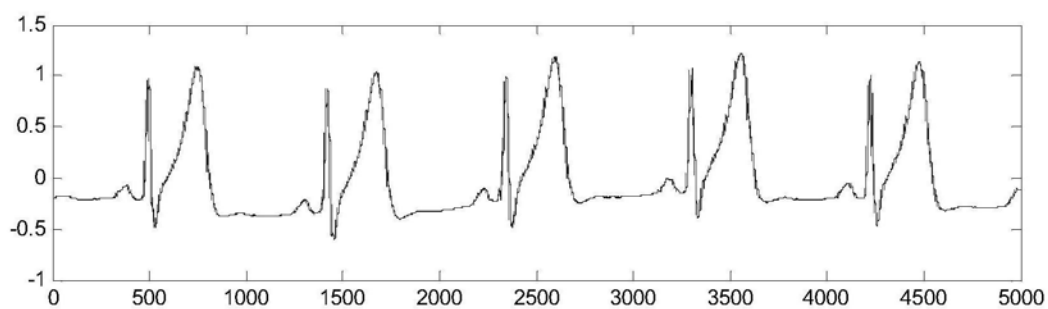


图5

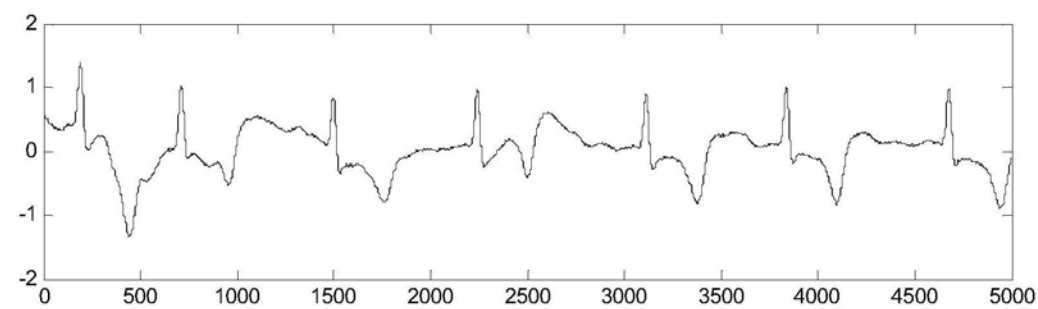


图6

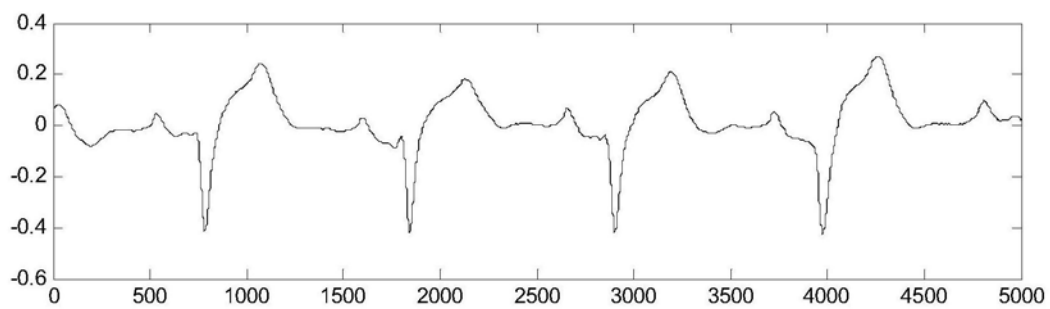


图7

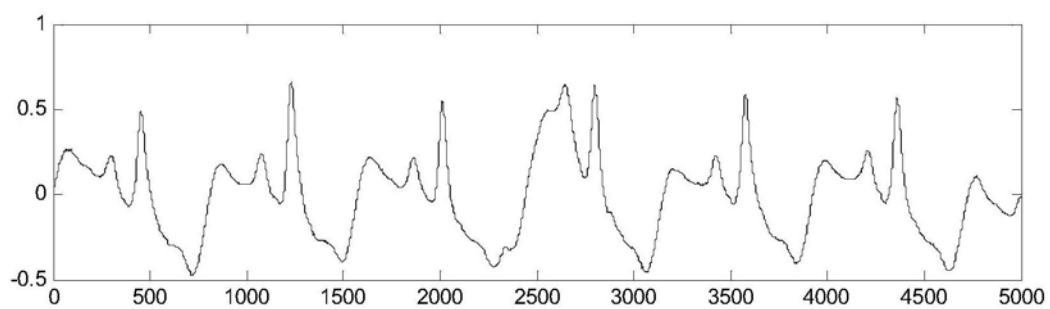


图8

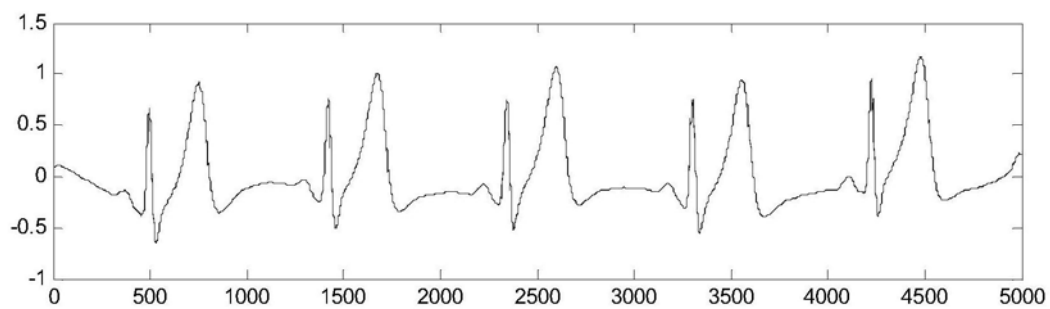


图9

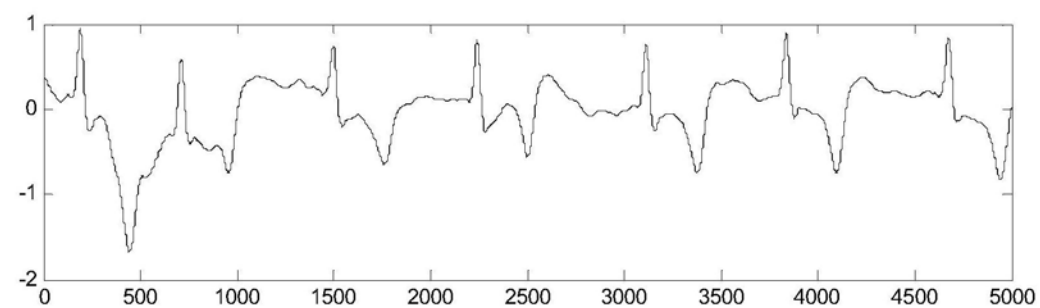


图10

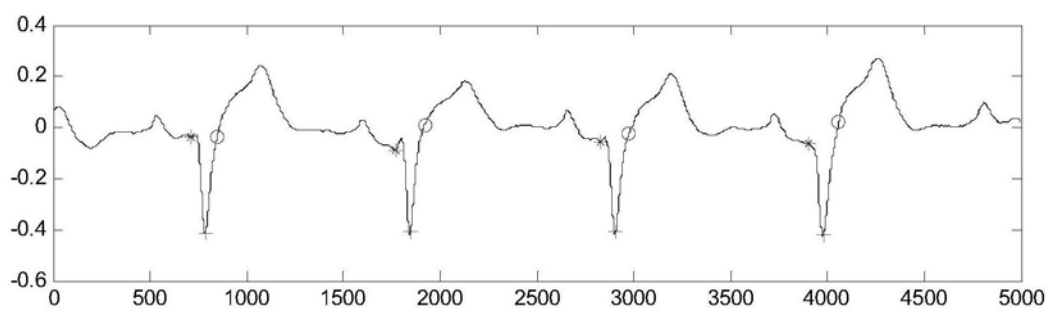


图11

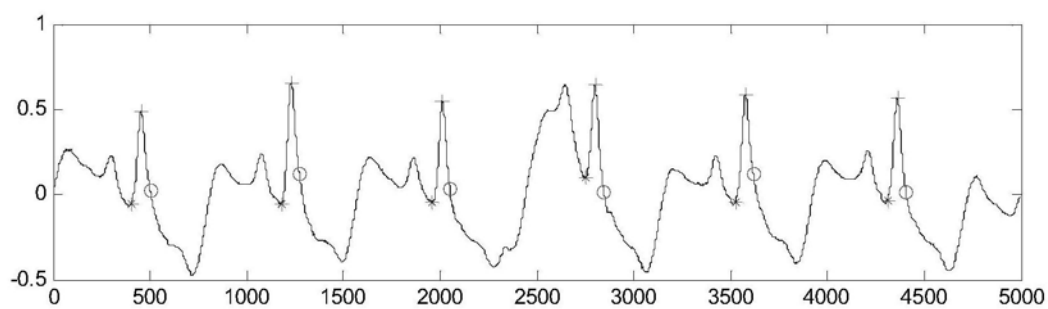


图12

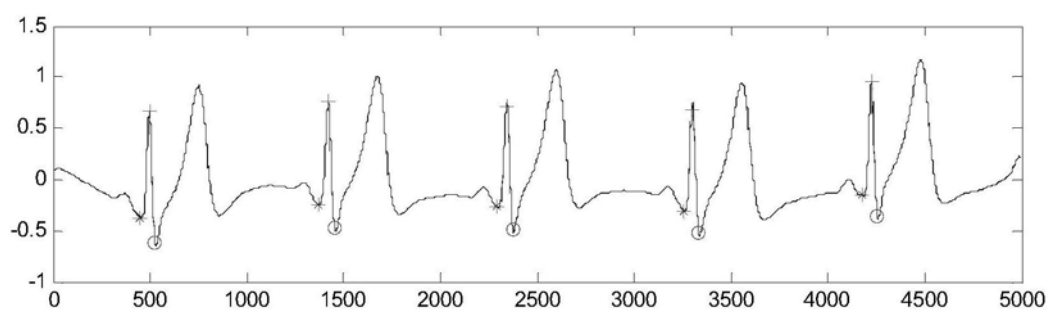


图13

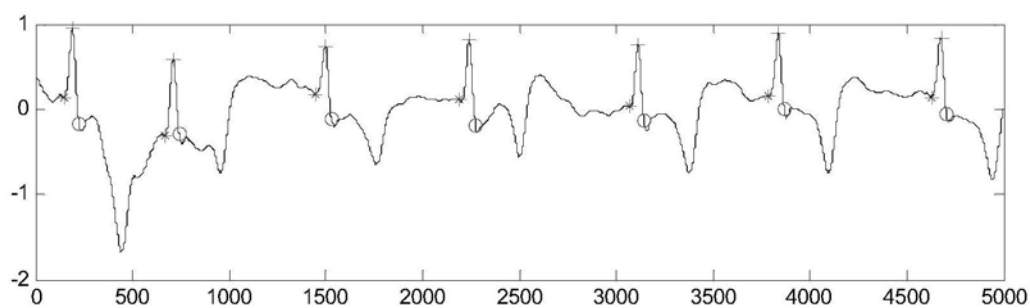


图14

专利名称(译)	基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法		
公开(公告)号	CN107184203B	公开(公告)日	2019-07-26
申请号	CN201710533058.6	申请日	2017-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	重庆大学		
申请(专利权)人(译)	重庆大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆大学		
[标]发明人	季忠 张亚丹		
发明人	季忠 张亚丹		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	黄河		
其他公开文献	CN107184203A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于自适应集合经验模态分解的心电信号特征点识别方法，该方法首先依据待识别心电信号自身特点自适应地计算结合经验模态分解的两个参数Ratio和NEEMD，根据确定的参数对待识别心电信号进行AEEMD降噪处理得到心电降噪信号，并将心电信号的AEEMD降噪处理和特征点识别相结合，从AEEMD降噪过程中得到的各阶层固有模态函数分量中提取出QRS波形能量占比较大的阶层加以叠加作为检测层，并进行差分运算后，采用自适应的分段划分方式进行分段处理得到心电差分分段信号，最后结合心电降噪信号和心电差分分段信号，根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别，能够优化识别计算量，提升识别效率，提高识别准确性。

对待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解，对自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量进行指定阶层的小波阈值降噪和尾阶层舍弃处理，对处理后得到的全部阶层的固有模态函数分量进行叠加合成，得到心电降噪信号



从待识别心电信号进行自适应集合经验模态分解得到的各阶固有模态函数分量中根据待检波形的能量分布择优选取部分阶层叠加作为检测层，对检测层信号进行差分运算，再对差分得到的心电差分信号进行分段处理，得到心电差分分段信号



在心电降噪信号和心电差分分段信号上，根据心电信号中各特征点间的距离和波形斜率关系确定待识别心电信号中的R点、Q点和S点位置，实现对待识别心电信号中的QRS波的定位识别