



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108460350 B

(45) 授权公告日 2021. 10. 08

(21) 申请号 201810157906.2

G06F 17/18 (2006.01)

(22) 申请日 2018.02.25

A61B 5/366 (2021.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 5/346 (2021.01)

申请公布号 CN 108460350 A

A61B 5/00 (2006.01)

(43) 申请公布日 2018.08.28

(56) 对比文件

(73) 专利权人 柏塔科技(深圳)有限公司

CN 106974617 A, 2017.07.25

地址 518000 广东省深圳市前海深港合作

CN 103549950 A, 2014.02.05

区前湾一路1号A栋201室(入驻深圳市

CN 107693010 A, 2018.02.16

前海商务秘书有限公司)

CN 106725408 A, 2017.05.31

(72) 发明人 孙美洋 罗星宝 吴少伟

US 2014088450 A1, 2014.03.27

(74) 专利代理机构 深圳市恒和大知识产权代理

陈静 等. 基于动态自适应阈值法的QRS波群检测方法.《中国新通信》.2009, 第67-70页.

有限公司 44479

审查员 吴琼

代理人 何园园

(51) Int. Cl.

G06N 3/08 (2006.01)

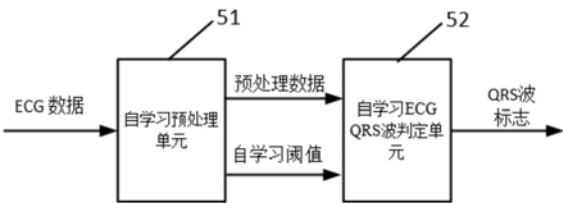
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

一种自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法

(57) 摘要

本发明公开了一种自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法,装置包括自学习预处理单元和自学习ECG QRS波判定单元;其自学习方法包括如下步骤:S1、ECG数据导入到差分单元;S2、ECG数据进行差分处理;S3、多点平滑单元平滑滤波处理,输出预处理数据序列Z(n);S4、区间最大值单元求最大值;区间阈值单元得到区间阈值,输出自学习阈值序列TH(n);S5、Z(n)和TH(n)传递给自学习ECG QRS波判定单元,S6、心率自学习单元取预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出;S7、RR间隔点数下阈值单元求得计算RR间隔点数下阈值PT;S8、QRS判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT判定。



1. 一种自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:包括自学习预处理单元和自学习ECG QRS波判定单元,所述自学习预处理单元输入为ECG数据的I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据,输出为预处理数据和自学习阈值;自学习ECG QRS波判定单元输入为预处理数据和自学习阈值,输出为QRS波标志;

所述自学习预处理单元包括依次连接的差分单元、多点平滑单元、绝对值单元、区间最大值单元、区间阈值单元、自学习阈值计算单元;ECG数据进入差分单元获得差分后的数据流,差分后数据流进入多点平滑单元做平滑滤波处理,平滑滤波后得到低噪的信号进入绝对值单元,绝对值单元输出预处理数据;区间最大值单元完成固定区间最大值筛选,筛选出的最大值在区间阈值单元中乘以阈值系数得到区间阈值,区间阈值进入自学习阈值计算单元完成区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均并输出自学习阈值;

所述自学习ECG QRS波判定单元包括依次相连接的QRS波预判定单元、心率自学习单元、RR间隔点数下阈值单元和QRS波判定单元;所述QRS波预判定单元比较输入的预处理数据和自学习阈值,同时输出预判定QRS标志给QRS波判定单元做进一步的筛选,剔除误检的QRS波标志;心率自学习单元采用滑动窗口方法得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限HB,当自学习心率阈值上限大于自学习ECG QRS波检测装置预设最大值时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出给RR间隔点数下阈值单元;RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限HB,计算RR间隔点数下阈值PT,并输出给QRS波判定单元做最终QRS波判定;QRS波判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值PT,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波。

2. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:所述ECG数据是I导联或II导联或III导联或多导联模式下通过ADC采集得到,其中所述III导联分别是右臂电极RA、左臂电极LA、左腿电极LL,所述导联模式选择为模拟导联模式。

3. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:所述差分单元根据QRS波导数过零点特性,通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位;所述差分操作采用前向差分但不仅限于前向差分。

4. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:所述阈值系数为0.7~0.8。

5. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:绝对值单元处理倒R波情况,绝对值后输出预处理数据序列Z(n)。

6. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:所述区间最大值单元求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制,大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值。

7. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:自学习阈值计算单元采用滑动窗口方法实现阈值自学习计算;所述自学习阈值计算单元自学习阈值计算获得阈值序列TH(n)。

8. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波,大于阈值则认为是潜在QRS波,并输出QRS波标志给QRS判定单元。

9. 根据权利要求1所述的自学习ECG QRS波检测装置,其特征在于:所述差分单元为一阶差分单元或二阶差分单元或多阶差分单元。

10. 根据权利要求1到9中任一种所述的自学习ECG QRS波检测装置的自学习方法,其特征在于:该自学习方法包括如下步骤:

S1、在模拟导联模式下通过ADC采集ECG数据中的I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据做为ECG数据,并将这种数据导入到自学习预处理单元中的差分单元;

S2、差分单元将导入的ECG数据进行前向差分处理,根据QRS波导数过零点特性,得到差分后的数据流,并将该差分后的数据流导入到多点平滑单元;差分单元是根据QRS波导数过零点特性,通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位;

S3、多点平滑单元采用滑动窗口多点平滑对差分后的数据流进行平滑滤波处理,得到低噪的信号并将该低噪的信号导入到绝对值单元,由绝对值单元处理倒R波情况,并输出预处理数据序列 $Z(n)$;

S4、区间最大值单元求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制,大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值;区间阈值单元把区间最大值单元求得的区间最大值乘以阈值系数得到区间阈值,区间阈值进入自学习阈值计算单元,自学习阈值计算单元采用滑动窗口的方式实现,每次滑动一个固定窗口,而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到阈值序列 $TH(n)$ 并输出自学习阈值序列 $TH(n)$;

S5、预处理数据序列 $Z(n)$ 和自学习阈值序列 $TH(n)$ 传递给自学习ECG QRS波判定单元, QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波,大于阈值则认为是潜在QRS波,并输出QRS波标志给QRS判定单元;

S6、心率自学习单元采用滑动窗口方法实现,随着新的预处理数据的进入,每次移动一个窗口,每个窗口有各自的相邻的两个QRS波时间间隔,根据多个相邻的这些窗口的QRS波时间间隔,减去一个最大值,再减去一个最小值,把剩下窗口的QRS波时间间隔求平均得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限 HB ,同时系统存在一个预先设定的心率最大值 PHB ,当自学习心率阈值上限大于该预设值 PHB 时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限 HB 输出;

S7、RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限 HB ,计算RR间隔点数下阈值 PT ,并输出给QRS判定单元做最终QRS波判定;

S8、QRS判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值 PT ,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值 PT ,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波。

一种自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法

技术领域

[0001] 本发明涉及ECG检测技术领域,具体地说涉及一种自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法。

背景技术

[0002] ECG (Electrocardiograph) QRS波检测是心电信号分析的主要内容,QRS波具有波形幅度大、变化快、变化最剧烈的特点,QRS中心频率在17Hz左右,这些特点是QRS波分析的基础。如图1所示是典型的ECG波形,其中11段为P波,12段为Q波,13段为R波,14段为S波,15段为T波,QRS波是其中一段,QRS波是图1中标号12到标号14这一段。

[0003] 在ECG检测过程当中,人难免会移动,这种情况下产生的运动伪迹产生随机频率与幅度的噪声会造成误检和漏检现象,影响ECG QRS波检测的噪声来源主要有ECG信号噪声主要包括工频噪声、基线漂移、运动伪迹等。

[0004] 工频噪声:人体分布电容和电极环路受工频电磁影响产生的噪声,频率为50hz及其谐波,幅度较低,表现为心电图上呈现的规律性细小纹波。抑制方法很多,平滑滤波器、陷波滤波器等。

[0005] 基线漂移:由于人体呼吸、肌肉运动会对电极造成一定影响,会对心电图的幅度和形态有所影响,频率一般低于1hz,主要分量在0.1Hz,范围为0.05Hz至几Hz。基线漂移一般用高通滤波器实现抑制。

[0006] 运动伪迹:由于人体处在活动状态,人体皮肤和电极之间的相对运动会产生较大噪声,这种运动伪迹难以消除,频率以及幅度具有很大的随机性,而且对QRS波检测产生很大影响,导致QRS波误检,把噪声当成QRS波。同时由于有的运动伪迹持续时间较长,会导致自学习阈值较大,也会出现漏检现象。

[0007] 现有的ECG QRS波检测主要有:差分阈值法、小波变换法、模板法等。

[0008] 其中差分阈值法算法比较简单,实时性好,是ECG检测的基本手段。其结构简单,如图2所示,其中21为微分单元,22为移动积分单元,23为阈值比较单元。差分阈值法实现原理:QRS波上升沿和下降沿斜率与其他波斜率差别大,为ECG斜率变化最大的区域,差分阈值法即通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位。当系统检测到斜率大于阈值后就认为是QRS波。差分阈值法缺点:算法简单,处理速度快,工程应用中较容易实现,但受噪声及伪差干扰严重,运动伪迹导致的误检比较严重,检测效果较差。

[0009] 小波变换法通过多尺度分解可在不同分辨率下观察信号的局部特征,其实现结构如图3所示,其中31为特征提取单元,32为低通滤波单元,33为求和单元,34为QRS检波单元。小波变换原理:带噪ECG信号变换到小波域上,成为多层次的小波系数,根据小波的特性,分析小波系数的特点,针对不同需求,结合常规的信号处理方法提出更符合小波分析的新算法来处理小波系数,再对处理后的小波系数进行反变换,将得到所需的目标信号。小波变换缺点:小波变换法具有良好的时域频域转换和局部化分析能力,但是缺点是计算量大,实时性不好,处理效率低,不适合实时应用场合。

[0010] 模板法算法实现简单,把逐点输入的ECG信号从QRS模板中减去,当输入信号为QRS波时与模板相减结果非常接近0,通过这种方法检出QRS波,模板法结构如图4所示,其中41为幅值归一化单元,42为匹配模板单元,43为阈值比较单元。模板法原理:将QRS波群近似认为单独的固定模板,按照幅值归一化的幅频分量值表示任一固定模板在这一频率范围内的能量集中情况。各模板中,在特定频率上的能量分布不同。因此通过信号幅值和特定阈值的比较来检测QRS波。模板法缺点:容易受高频噪声、基线漂移、运动伪迹、个体差异的影响,自适应能力较差。

[0011] 在以上多种方法的基础之上,有科研人员提出了多种改进方法,比如将传统的阈值法改进为自学习阈值法,使得阈值法的适应能力和准确率得到提高。但是对于运动伪迹导致的误检、漏检处理效果不佳。

发明内容

[0012] 本发明的目的就在于克服上述现有技术的不足,提供一种自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法,解决运动伪迹造成的ECG QRS波漏检、误检问题,提高QRS波检测正确率和适用性。

[0013] 为实现上述目的,本发明是通过以下技术方案来实现:

[0014] 一种自学习ECG QRS波检测装置,包括自学习预处理单元和自学习ECG QRS波判定单元,所述自学习预处理单元输入为ECG数据的I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据,输出为预处理数据和自学习阈值;自学习ECG QRS波判定单元输入为预处理数据和自学习阈值,输出为QRS波标志;

[0015] 所述自学习预处理单元包括依次连接的差分单元、多点平滑单元、绝对值单元、区间最大值单元、区间阈值单元、自学习阈值计算单元;ECG数据进入差分单元获得差分后的数据流,差分后数据流进入多点平滑单元做平滑滤波处理,平滑滤波后得到低噪的信号进入绝对值单元,绝对值单元输出预处理数据;区间最大值单元完成固定区间最大值筛选,筛选出的最大值在区间阈值单元中乘以阈值系数得到区间阈值,区间阈值进入自学习阈值计算单元完成区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均并输出自学习阈值;

[0016] 所述自学习ECG QRS波判定单元包括依次相连接的QRS波预判定单元、心率自学习单元、RR间隔点数下阈值单元和QRS波判定单元;所述QRS波预判定单元比较输入的预处理数据和自学习阈值,同时输出预判定QRS标志给QRS波判定单元做进一步的筛选,剔除误检的QRS波标志;心率自学习单元采用滑动窗口方法得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限HB,当自学习心率阈值上限大于自学习ECG QRS波检测装置预设最大值时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出给RR间隔点数下阈值单元;RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限HB,计算RR间隔点数下阈值PT,并输出给QRS波判定单元做最终QRS波判定;QRS波判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值PT,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波,从而实现在噪声较大时滤除误检。

[0017] 作为对上述技术方案的改进,所述ECG数据是I导联或II导联或III导联或多导联模式下通过ADC采集得到,其中所述III导联分别是右臂电极RA、左臂电极LA、左腿电极LL,所述导联模式选择为模拟导联模式。

[0018] 作为对上述技术方案的改进,Ⅲ导联模式下采集ECG数据时采样率为2.048MHz,经由ADC采集后输出的ECG数据为500Hz。这样每间隔2ms输出一个ECG数据给自学习预处理单元。在自学习预处理单元结构中操作都是2ms进行一次。

[0019] 作为对上述技术方案的改进,所述差分单元根据QRS波导数过零点特性,通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位,同时抑制基线漂移。

[0020] 作为对上述技术方案的改进,所述差分操作采用前向差分但不仅限于前向差分。

[0021] 作为对上述技术方案的改进,所述阈值系数为0.7~0.8。

[0022] 作为对上述技术方案的改进,多点平滑单元采用平滑滤波实现抑制工频噪声和基线漂移的作用。

[0023] 作为对上述技术方案的改进,绝对值单元处理倒R波情况,绝对值后输出预处理数据序列Z(n)。

[0024] 作为对上述技术方案的改进,所述区间最大值单元求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制,大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值,能够抑制运动伪迹造成的大幅度噪声影响自学习阈值计算而出现的QRS漏检现象。

[0025] 作为对上述技术方案的改进,自学习阈值计算单元采用滑动窗口方法实现阈值自学习计算;所述自学习阈值计算单元自学习阈值计算获得阈值序列TH(n)。

[0026] 本发明并提供了上述学习ECG QRS波检测装置的自学习方法,包括如下步骤:

[0027] S1、在模拟导联模式下通过ADC采集ECG数据中的I导联数据或Ⅱ导联数据或Ⅲ导联数据或多导联数据做为ECG数据,并将这种数据导入到自学习预处理单元中的差分单元;

[0028] S2、差分单元将导入的ECG数据进行前向差分处理,根据QRS波导数过零点特性,得到差分后的数据流,并将该差分后的数据流导入到多点平滑单元;差分单元是根据QRS波导数过零点特性,通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位,同时可以抑制基线漂移;

[0029] S3、多点平滑单元采用滑动窗口多点平滑对差分后的数据流进行平滑滤波处理,得到低噪的信号并将该低噪的信号导入到绝对值单元,由绝对值单元处理倒R波情况,并输出预处理数据序列Z(n);用平滑滤波实现抑制工频噪声和基线漂移的作用;

[0030] S4、区间最大值单元求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制,大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值;区间阈值单元把区间最大值单元求得的区间最大值乘以阈值系数得到区间阈值,区间阈值进入自学习阈值计算单元,自学习阈值计算单元采用滑动窗口的方式实现,每次滑动一个固定窗口,而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到阈值序列TH(n)并输出自学习阈值序列TH(n);

[0031] S5、预处理数据序列Z(n)和自学习阈值序列TH(n)传递给自学习ECG QRS波判定单元,QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波,大于阈值则认为是潜在QRS波,并输出QRS波标志给QRS判定单元;

[0032] S6、心率自学习单元采用滑动窗口方法实现,随着新的预处理数据的进入,每次移动一个窗口,每个窗口有各自的相邻的两个QRS波时间间隔,根据多个相邻的这些窗口的QRS波时间间隔,减去一个最大值,再减去一个最小值,把剩下窗口的QRS波时间间隔求平均得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限HB,同时系统存在一个预先设定的心率最大值PHB,根据情况该最大值设置为250BPM(Beat Per

Minute),当自学习心率阈值上限大于该预设值PHB时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出;

[0033] S7、RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限HB,计算RR间隔点数下阈值PT,并输出给QRS判定单元做最终QRS波判定;

[0034] S8、QRS判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值PT,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波。

[0035] 自学习阈值计算的原理是阈值不是固定不变的,阈值是根据输入ECG数据计算得到的,自学习阈值随着ECG数据的输入而更新,从而达到自学习的目的,有更强大的适用性。自学习阈值采用滑动窗口的方式实现,每次滑动一个固定窗口,而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到。

[0036] 作为对上述技术方案的改进,QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波,大于阈值则认为是潜在QRS波,并输出QRS波标志给QRS判定单元。

[0037] 心率自学习单元采用滑动窗口方法实现,随着新的预处理数据的进入,每次移动一个窗口,每个窗口有各自的相邻的两个QRS波时间间隔,根据多个相邻的这些窗口的QRS波时间间隔,减去一个最大值,再减去一个最小值,把剩下窗口的QRS波时间间隔求平均得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限HB,同时系统存在一个预先设定的心率最大值PHB,该最大值设置为250BPM(Beat Per Minute),当自学习心率阈值上限大于该预设值PHB时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出。

[0038] RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限HB,计算RR间隔点数下阈值PT,并输出给QRS判定单元做最终QRS波判定。

[0039] QRS波判定根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值PT,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波,从而实现在噪声较大时误检优化。

[0040] 与现有技术相比,本发明所取得的有益效果是:

[0041] 本发明的自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法,自学习主要体现两个方面,分别是阈值的自学习和心率自学习,自学习技术能够提高QRS波检测正确率和适用性。本装置通过一种自学习QRS波判定方法解决运动伪迹造成的ECG QRS波漏检、误检问题,提高QRS波检测正确率。

附图说明

[0042] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0043] 图1为典型的ECG波形图;

[0044] 图2为差分阈值法算法实现结构示意图;

[0045] 图3为小波变换算法实现结构示意图;

[0046] 图4为模板法算法实现结构示意图;

[0047] 图5为本发明的自学习ECG QRS波检测装置的结构简图;

- [0048] 图6为自学习预处理单元的结构示意图；
[0049] 图7为自学习ECG QRS波判定单元的结构示意图；
[0050] 图8:采样的原始ECG波形图。

具体实施方式

[0051] 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,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。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他实施例,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

[0052] 如图5-7所示,本发明的自学习ECG QRS波检测装置,包括自学习预处理单元51和自学习ECG QRS波判定单元52,所述自学习预处理单元51输入为ECG数据的I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据,输出为预处理数据和自学习阈值;自学习ECG QRS波判定单元52输入为预处理数据和自学习阈值,输出为QRS波标志;

[0053] 所述自学习预处理单元包括依次连接的差分单元61、多点平滑单元62、绝对值单元63、区间最大值单元64、区间阈值单元65、自学习阈值计算单元66;ECG数据进入差分单元61获得差分后的数据流,差分后数据流进入多点平滑单元62做平滑滤波处理,平滑滤波后得到低噪的信号进入绝对值单元63,绝对值单元63输出预处理数据;区间最大值单元64完成固定区间最大值筛选,筛选出的最大值在区间阈值单元65中乘以阈值系数得到区间阈值,区间阈值进入自学习阈值计算单元66完成区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均并输出自学习阈值;

[0054] 所述自学习ECG QRS波判定单元包括依次相连接的QRS波预判定单元71、心率自学习单元72、RR间隔点数下阈值单元73和QRS波判定单元74;所述QRS波预判定单元71比较输入的预处理数据和自学习阈值,同时输出预判定QRS标志给QRS波判定单元74做进一步的筛选,剔除误检的QRS波标志;心率自学习单元72采用滑动窗口方法得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限HB,当自学习心率阈值上限大于自学习ECG QRS波检测装置预设最大值时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限HB输出给RR间隔点数下阈值单元;RR间隔点数下阈值单元73根据心率自学习单元72求得的自学习心率阈值上限HB,计算RR间隔点数下阈值PT,并输出给QRS波判定单元74做最终QRS波判定;QRS波判定单元74根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值PT,如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值PT,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波,从而实现在噪声较大时滤除误检。

[0055] 作为对上述技术方案的改进,所述ECG数据是III导联模式下通过ADC采集得到,所述III导联分别是右臂电极RA、左臂电极LA、左腿电极LL,所述导联模式选择为模拟导联模式。由于I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据最能反映QRS特性,这里选的ECG数据是I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据。

[0056] 作为对上述技术方案的改进,III导联模式下采集ECG数据时采样率为2.048MHz,经由ADC采集后输出的ECG数据为500Hz。这样每间隔2ms输出一个ECG数据给自学习预处理单元。在自学习预处理单元结构中操作都是2ms进行一次。

[0057] 作为对上述技术方案的改进,所述差分单元根据QRS波导数过零点特性,通过检测

ECG斜率的变化来实现QRS波的定位,同时抑制基线漂移。

[0058] 作为对上述技术方案的改进,所述差分操作采用前向差分但不仅限于前向差分。

[0059] 作为对上述技术方案的改进,所述阈值系数为0.7~0.8。

[0060] 作为对上述技术方案的改进,多点平滑单元采用平滑滤波实现抑制工频噪声和基线漂移的作用。

[0061] 作为对上述技术方案的改进,绝对值单元处理倒R波情况,绝对值后输出预处理数据序列 $Z(n)$ 。

[0062] 作为对上述技术方案的改进,所述区间最大值单元求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制,大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值,能够抑制运动伪迹造成的大幅度噪声影响自学习阈值计算而出现的QRS漏检现象。

[0063] 作为对上述技术方案的改进,自学习阈值计算单元采用滑动窗口方法实现阈值自学习计算;所述自学习阈值计算单元自学习阈值计算获得阈值序列 $TH(n)$ 。

[0064] 自学习阈值计算的原理是阈值不是固定不变的,阈值是根据输入ECG数据计算得到的,自学习阈值随着ECG数据的输入而更新,从而达到自学习的目的,有更强大的适用性。自学习阈值采用滑动窗口的方式实现,每次滑动一个固定窗口,而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到。

[0065] 作为对上述技术方案的改进,QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波,大于阈值则认为是潜在QRS波,并输出QRS波标志给QRS判定单元。

[0066] 作为对上述技术方案的改进,所述差分单元为一阶差分单元或二阶差分单元或多阶差分单元。

[0067] 心率自学习单元采用滑动窗口方法实现,随着新的预处理数据的进入,每次移动一个窗口,每个窗口有各自的相邻的两个QRS波时间间隔,根据多个相邻的这些窗口的QRS波时间间隔,减去一个最大值,再减去一个最小值,把剩下窗口的QRS波时间间隔求平均得到自学习心率时间,然后计算出心率,并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限 HB ,同时系统存在一个预先设定的心率最大值 PHB ,该最大值设置为250BPM(Beat Per Minute),当自学习心率阈值上限大于该预设值 PHB 时,取该预设最大值作为自学习心率阈值上限 HB 输出。

[0068] RR 间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限 HB ,计算 RR 间隔点数下阈值 PT ,并输出给QRS判定单元做最终QRS波判定。

[0069] QRS波判定根据预判定的QRS波标志和 RR 间隔点数下阈值 PT ,如果预判定的两个QRS波间隔大于 RR 间隔点数下阈值 PT ,判定为有效QRS波,否则为无效QRS波,从而实现在噪声较大时误检优化。

[0070] 本发明并提供了上述学习ECG QRS波检测装置的自学习方法,包括如下步骤:

[0071] S1、在模拟导联模式下通过ADC采集ECG数据中的I导联数据或II导联数据或III导联数据或多导联数据做为ECG数据,并将这种数据导入到自学习预处理单元中的差分单元;

[0072] S2、差分单元将导入的ECG数据进行前向差分处理,根据QRS波导数过零点特性,得到差分后的数据流,并将该差分后的数据流导入到多点平滑单元;差分单元是根据QRS波导数过零点特性,通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位,同时可以抑制基线漂移;

[0073] S3、多点平滑单元采用滑动窗口多点平滑对差分后的数据流进行平滑滤波处理,得到低噪的信号并将该低噪的信号导入到绝对值单元,由绝对值单元处理倒R波情况,并输

出预处理数据序列 $Z(n)$ ；用平滑滤波实现抑制工频噪声和基线漂移的作用；

[0074] S4、区间最大值单元64求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制，大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值；区间阈值单元65把区间最大值单元64求得的区间最大值乘以阈值系数得到区间阈值，区间阈值进入自学习阈值计算单元66，自学习阈值计算单元66采用滑动窗口的方式实现，每次滑动一个固定窗口，而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到阈值序列 $TH(n)$ 并输出自学习阈值序列 $TH(n)$ ；

[0075] S5、预处理数据序列 $Z(n)$ 和自学习阈值序列 $TH(n)$ 传递给自学习ECG QRS波判定单元，QRS波预判定单元根据预处理数据和阈值预先判定是否为QRS波，大于阈值则认为是潜在QRS波，并输出QRS波标志给QRS判定单元；

[0076] S6、心率自学习单元采用滑动窗口方法实现，随着新的预处理数据的进入，每次移动一个窗口，每个窗口有各自的相邻的两个QRS波时间间隔，根据多个相邻的这些窗口的QRS波时间间隔，减去一个最大值，再减去一个最小值，把剩下窗口的QRS波时间间隔求平均得到自学习心率时间，然后计算出心率，并乘以容限系数作为自学习心率阈值上限 HB ，同时系统存在一个预先设定的心率最大值 PHB ，该最大值设置为250BPM (Beat Per Minute)，当自学习心率阈值上限大于该预设值 PHB 时，取该预设最大值作为自学习心率阈值上限 HB 输出；

[0077] S7、RR间隔点数下阈值单元根据心率自学习单元求得的自学习心率阈值上限 HB ，计算RR间隔点数下阈值 PT ，并输出给QRS判定单元做最终QRS波判定；

[0078] S8、QRS判定单元根据预判定的QRS波标志和RR间隔点数下阈值 PT ，如果预判定的两个QRS波间隔大于RR间隔点数下阈值 PT ，判定为有效QRS波，否则为无效QRS波。

[0079] 差分单元61根据QRS波导数过零点特性，通过检测ECG斜率的变化来实现QRS波的定位，同时可以抑制基线漂移。多点平滑单元62采用平滑滤波实现抑制工频噪声和基线漂移的作用。绝对值单元63处理倒R波情况，绝对值后输出预处理数据序列 $Z(n)$ 。区间最大值单元64是求固定区间宽度内的预处理数据最大值且对其做上阈值限制，大于预设上阈值则取该预设上阈值作为该区间的最大值，能够抑制运动伪迹造成的大幅度噪声影响自学习阈值计算而出现的QRS漏检现象。自学习阈值计算单元66自学习阈值计算获得阈值序列 $TH(n)$ 。自学习阈值计算的原理是阈值不是固定不变的，阈值是根据输入ECG数据计算得到的，自学习阈值随着ECG数据的输入而更新，从而达到自学习的目的，有更强大的适用性。自学习阈值采用滑动窗口的方式实现，每次滑动一个固定窗口，而最终的自学习阈值由相邻的多个窗口区间阈值减去一个最大值再减去一个最小值后求平均得到。

[0080] 图8为采样的原始ECG信号，81为QRS波当中的幅值最大的R波，82为运动伪迹引起的大幅度噪声，83为ECG波形基线，84为由于运动伪迹出现QRS漏检的位置，85为由于运动伪迹出现QRS误检的位置。从图中可以看出82标号标识的运动伪迹引起的大幅度噪声幅度远大于81标号标识的正常QRS波当中的R波幅度，造成85标号处误检和84标号处漏检现象。通过本发明的方法可以滤除85标号处误检和84标号处漏检现象。

[0081] 本发明的自学习ECG QRS波检测装置及其自学习方法，自学习主要体现两个方面，分别是阈值的自学习和心率自学习，自学习技术能够提高QRS波检测正确率和适用性。本装置通过一种自学习QRS波判定方法解决运动伪迹造成的ECG QRS波漏检、误检问题，提高QRS

波检测正确率。

[0082] 以上所述仅是本发明的优选实施方式,本发明的保护范围并不仅限于上述实施例,凡属于本发明思路下的技术方案均属于本发明的保护范围。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理前提下的若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

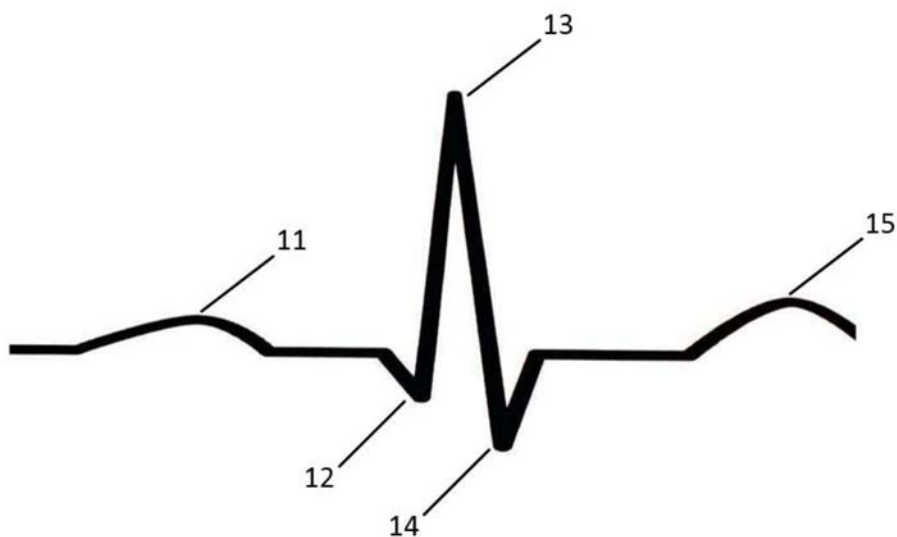


图1

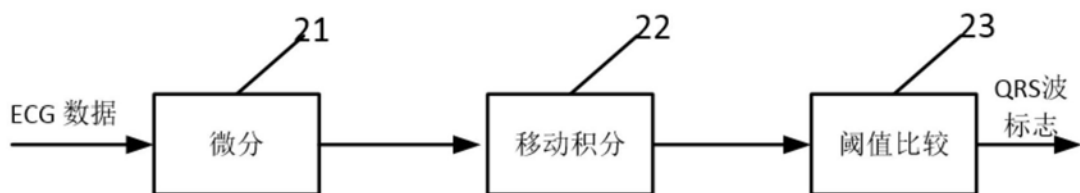


图2

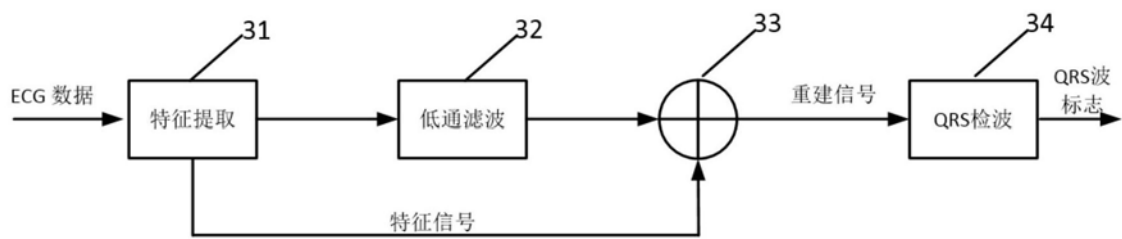


图3

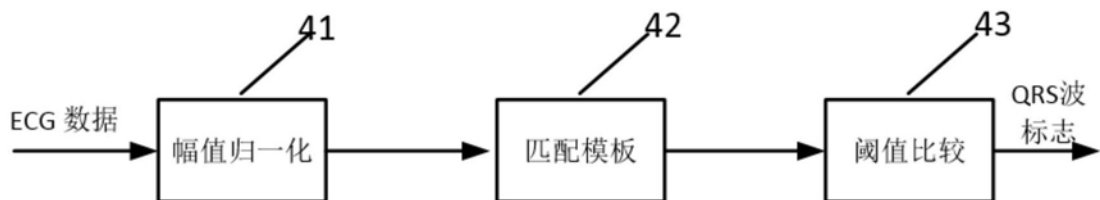


图4

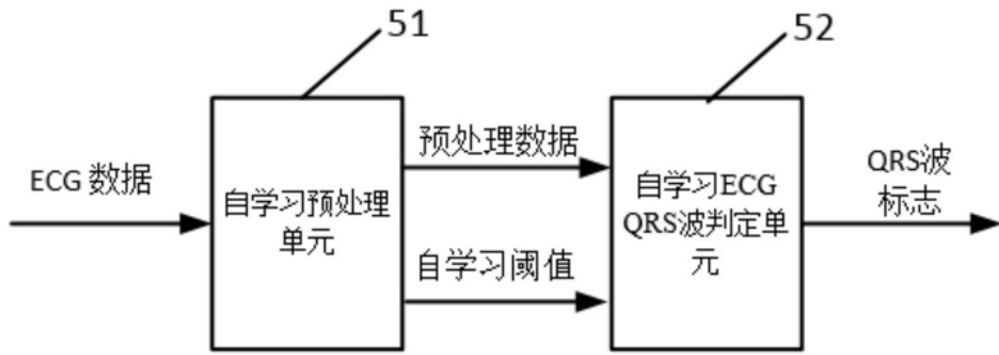


图5

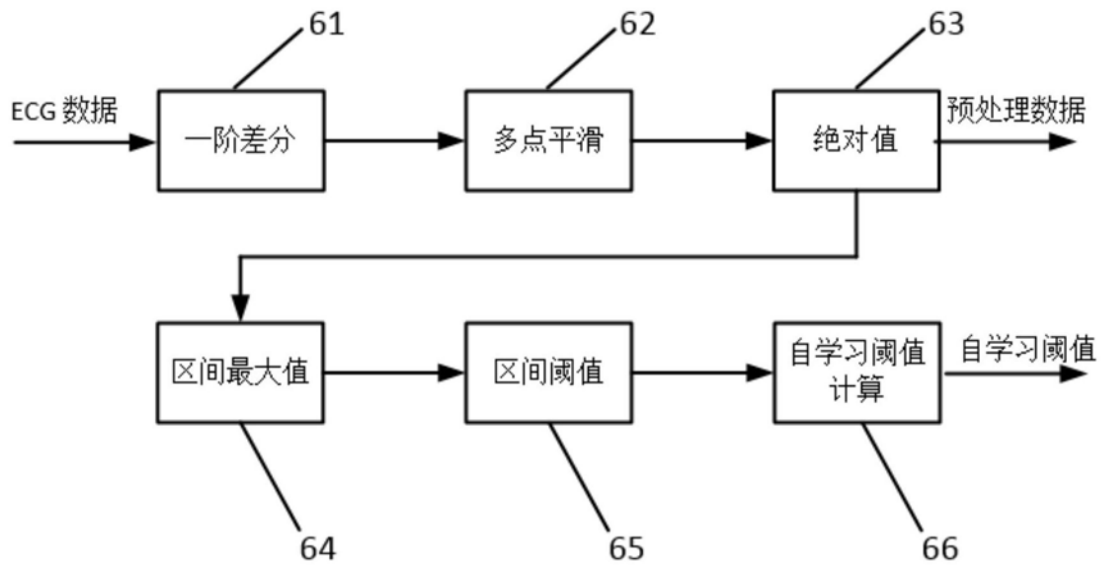


图6

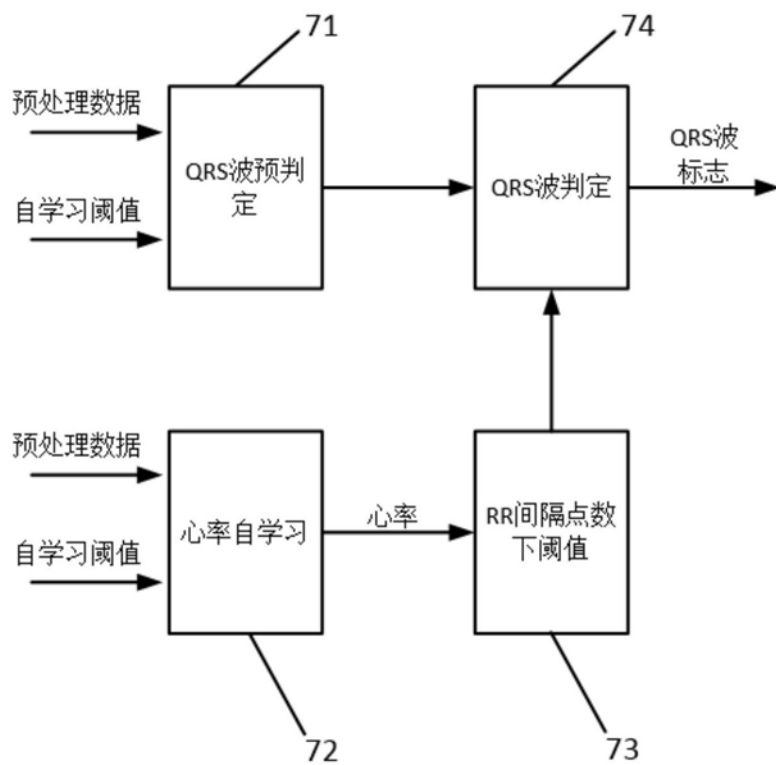


图7

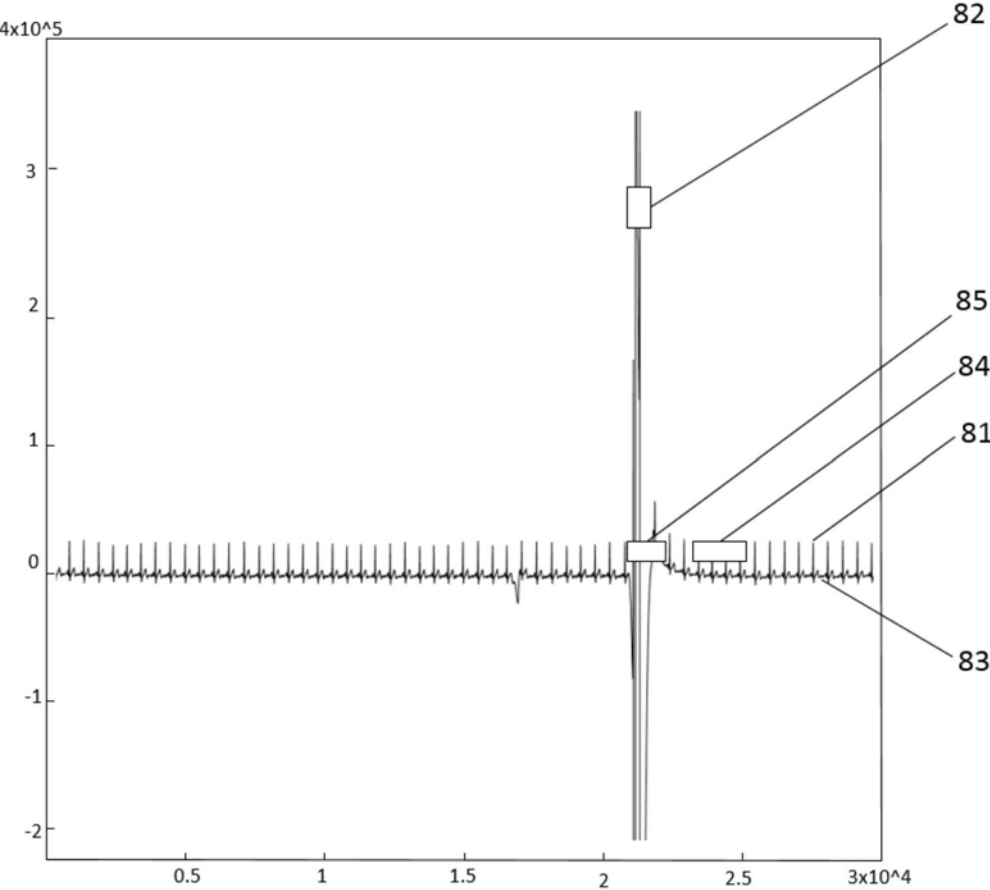


图8