



## (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107320096 B

(45)授权公告日 2020.06.26

(21)申请号 201710446873.9

(22)申请日 2017.06.14

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 107320096 A

(43)申请公布日 2017.11.07

(73)专利权人 长春理工大学  
地址 130000 吉林省长春市朝阳区卫星路  
7089号

(72)发明人 庞春颖 张晗

(74)专利代理机构 长春菁华专利商标代理事务  
所(普通合伙) 22210  
代理人 朱红玲

(51)Int.Cl.  
A61B 5/0456(2006.01)  
A61B 5/04(2006.01)

(56)对比文件

CN 103705234 A, 2014.04.09,  
CN 101658425 A, 2010.03.03,  
CN 104323771 A, 2015.02.04,  
CN 103405227 A, 2013.11.27,  
季虎等.基于小波变换与形态学运算的R波  
检测算法.《计算机应用》.2006,第26卷(第5期),  
李阳等.基于移动窗口的QRS波快速识别.  
《生物医学工程学杂志》.2013,第30卷(第5期),

审查员 侯倩

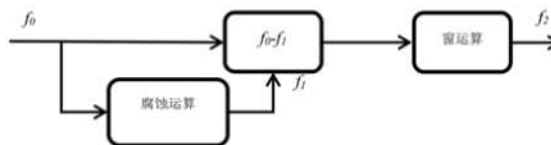
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

一种心电R波定位方法

(57)摘要

一种心电R波定位方法,涉及信号处理技术领域,解决现有技术存在的心电信号动态采集过程中引入噪声、心电信号R波识别率低、运算速度慢的问题,包括形态学处理,移动窗处理,生理阈值处理,本发明方法能够抑制心电信号采集过程中各种复杂的干扰和噪声,对心电信号的识别率高,时间复杂度低,同时减少硬件电路开销,缩减整体设备体积,减轻系统重量,从而提高可穿戴设备的便携性,因此可广泛应用于嵌入式设备和手机中。本发明减少了可穿戴设备中CPU计算量,降低设备功耗,使CPU能够执行更多的功能,这对可穿戴设备来说至关重要。



1. 一种心电R波定位方法,其特征是,该方法由以下步骤实现:

步骤一、改进的形态学处理,对采集的心电信号原始数据进行形态学处理,通过形态学中的结构元素对ECG信号中的尖峰形状进行判定,保留QRS波群中的R波信号的尖峰,去除ECG信号中形状不是尖峰或尖峰宽度大于R波的干扰信号,获得形态学处理后的ECG信号;

步骤一中,选择结构元素为扁平结构元素,并设定扁平结构元素的宽度为N,其他信号宽度为M;

当 $M \leq N$ 时,保留心电信号的信息,

当 $M > N$ 时,滤除心电信号的信息,所述扁平结构元素的宽度与R波信号底部宽度相同,采用下式获得最优的扁平结构元素;

$$g_{optimum} = \left\lceil \frac{f \cdot TR}{1000} \right\rceil + 1$$

式中, $g_{optimum}$ 为最优的扁平结构元素的长度, $\lceil \cdot \rceil$ 为取整, $f$ 为信号的采样频率, $TR$ 为R波信号的底部宽度;

步骤一中,对采集的心电信号原始数据进行形态学处理的具体过程为:

采用下式对心电信号的原始数据进行处理,经形态学处理后的第 $n$ 个数据的心电信号 $f(n)$ 为:

$$f(n) = f_0(n) - f_0(n) \ominus g(n)$$

式中, $f_0(n)$ 为要处理的原始心电信号, $g(n)$ 代表长度为 $n$ 的结构元素,设定 $f_1(n) = f_0(n) \ominus g(n)$ 为 $g(n)$ 对 $f_0(n)$ 做腐蚀运算,所述腐蚀运算采用下式表示:

$$f_0(n) \ominus g(n) = \min_{(1 \leq i \leq n)} \{f(i) - g(x - i)\}$$

式中, $i$ 为心电信号的第 $i$ 个元素, $x$ 为结构元素;

步骤二、移动窗处理,对步骤一中进行形态学处理后的ECG信号进行移动窗处理,通过改变移动窗宽度调节对尖峰信号的突出程度,实现R波信号的定位;

具体过程为:采用下式进行计算,获得移动窗处理后的数据 $S(n)$ ;

$$y_1(n) = f(n) - f(n - t_1)$$

$$y_2(n) = f(n) - f(n + t_2)$$

$$S(n) = y_1(n) \times y_2(n)$$

式中, $t_1$ 为正在处理数据的X轴位置到移动窗左边界的距离, $t_2$ 为到移动窗右边界的距离, $n = t_1 + 1, t_1 + 2, \dots, TR - t_2$ ,  $TR$ 为时间窗的宽度,

第 $n$ 个数据的值与左侧第 $n - t_1$ 个数据的值 $f(n - t_1)$ 做差得到 $y_1(n)$ ,第 $n$ 个数据的值与右侧第 $n + t_2$ 个数据的值 $f(n + t_2)$ 做差得到 $y_2(n)$ , $y_1(n) \times y_2(n) = S(n)$ 为经移动窗处理后的数据, $f(n)$ 为经过形态学处理后的第 $n$ 个数据的心电信号。

设定移动窗的宽度大于等于QRS波的宽度,移动窗的宽度大于最优的扁平结构元素的长度 $g_{optimum}$ ,实现定位特定宽度的R波信号;

步骤三、生理阈值处理,将QRS波持续时间作为判断阈值,并通过所述判断阈值对步骤二获得的特定宽度的R波信号做差分处理,获得ECG信号中的R波位置。

2. 根据权利要求1所述的一种心电R波定位方法,其特征在于,步骤三中,QRS波的判断阈值采用下式获得:

$$QRS_{valid} \begin{cases} R_C - R_P \geq 250 \text{ ms} \\ R_C - R_P \leq 1800 \text{ ms} \\ QRS_{width} \geq 25 \text{ ms} \end{cases}$$

式中,  $QRS_{valid}$  为QRS波的判断阈值,  $R_C$  为ECG信号中检测特征信号  $f_2$  的候选R波特征值位置,  $R_P$  为在  $R_C$  之前确定的R波位置,  $QRS_{width}$  为QRS波的信号宽度。

## 一种心电R波定位方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,具体涉及一种心电R波定位方法,本发明是一种适用于嵌入式心电监测设备的心电R波快速定位方法。

### 背景技术

[0002] 心电图(ECG)是利用心电描记器从体表记录心脏每一心动周期所产生的电位变化的图形。其中QRS波是正常心电图中幅度最大的波群。R波检测以及对R波峰值点的准确定位是心电信号分析处理的必要条件。

[0003] 实现R波的定位方法比较多。经典的定位方法如差分法和带通滤波法,现代的定位方法有小波变换法和数学形态学法。这些方法各有利弊,差分法原理简单,但在处理带有干扰的信号时效果差,识别率不高。带通滤波法可抑制高频和低频噪声,同时能增强QRS波,但滤波器的频段固定,不够灵活。国外的Patrick等人用三个微分公式制作了一个动态心电模型,用这个模板匹配采集到的心电信号并从中定位QRS波群。Li C等人使用小波变换近似ECG信号,可以将R波波峰从基线漂移等干扰中提取出来。刘忠国,Trahanias等人分别用数学形态学的方法滤除心电信号中的干扰并且突出其中的尖峰信号,并通过设定阈值定位QRS波群。以上这些方法在心电信号无噪声或者噪声干扰相对稳定的情况下处理效果较为理想,但对于心电信号夹杂着多种噪声的情况就表现欠佳。而I.S.Siva Rao通过PT算法对ECG信号分别进行带通滤波、微分、平方、滑窗积分等处理,再进行小波变换,最后得到放大的R波信号。这种方法的优势是能处理带噪声的心电信号,同时减少了经典算法的误检率,提高了R波的识别率。但是由于处理过程复杂,导致运算速度慢,无法满足心电信号实时监测的需求。

[0004] 另外Sasan Yazdani和Jean-Marc Vesin应用形态学中的Top-Hat变换进行了心电信号的R波定位;李阳等人使用移动窗算法识别ECG信号中的R波信号。这两种方法的单独使用都取得了较好的效果。但是可穿戴心电监测设备由于受到检测个体肢体运动的影响,所产生的干扰更为严重和复杂,如肌电干扰,体表电极移动引起的运动伪差,以及肢体运动和呼吸引起的基线漂移等,导致上述方法的定位效果并不理想,这就是很多可穿戴的嵌入式心电监测仪精度不高的主要原因。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于提出一种心电R波定位方法,解决现有技术存在的心电信号动态采集过程中引入噪声、心电信号R波识别率低、运算速度慢的问题。

[0006] 为实现上述目的,本发明的一种心电R波定位方法,由以下步骤实现:

[0007] 步骤一、改进的形态学处理,对采集的心电信号原始数据进行形态学处理,通过形态学中的结构元素对ECG信号中的尖峰形状进行判定,保留QRS波群中的R波信号的尖峰,去除ECG信号中形状不是尖峰或尖峰宽度大于R波尖峰宽度的干扰信号,获得形态学处理后的ECG信号;

[0008] 步骤一中,选择结构元素为扁平结构元素,并设定扁平结构元素的宽度为N,其他信号宽度为M;

[0009] 当 $M \leq N$ 时,保留心电信号的信息,

[0010] 当 $M > N$ 时,滤除心电信号的信息,所述扁平结构元素的宽度与R波信号底部宽度相同,采用下式获得最优的扁平结构元素;

$$[0011] \quad g_{optimum} = \left\lceil \frac{f \cdot TR}{1000} \right\rceil + 1$$

[0012] 式中, $g_{optimum}$ 为最优的扁平结构元素的长度, $\lceil \rceil$ 为取整, $f$ 为信号的采样频率, $TR$ 为R波信号的底部宽度;

[0013] 步骤二、移动窗处理,对步骤一中进行形态学处理后的ECG信号进行移动窗处理,通过改变移动窗宽度调节对尖峰信号的突出程度,实现R波信号的定位;

[0014] 具体过程为:采用下式进行计算,获得移动窗处理后的数据 $S(n)$ ;

$$[0015] \quad y_1(n) = f(n) - f(n-t_1)$$

$$[0016] \quad y_2(n) = f(n) - f(n+t_2)$$

$$[0017] \quad S(n) = y_1(n) \times y_2(n)$$

[0018] 式中, $t_1$ 为正在处理数据的X轴位置到移动窗左边界的距离, $t_2$ 为到移动窗右边界的距离, $n = t_1 + 1, t_1 + 2, \dots, TR - t_2$ ,  $TR$ 为时间窗的宽度,

[0019] 第 $n$ 个数据的值与左侧第 $n-t_1$ 个数据的值 $f(n-t_1)$ 做差得到 $y_1(n)$ ,第 $n$ 个数据的值与右侧第 $n+t_2$ 个数据的值 $f(n+t_2)$ 做差得到 $y_2(n)$ , $y_1(n) \times y_2(n) = S(n)$ 为经移动窗处理后的数据, $f(n)$ 为经过形态学处理后的第 $n$ 个数据的心电信号;

[0020] 设定移动窗的宽度大于等于QRS波的宽度,移动窗的宽度大于最优的扁平结构元素的长度 $g_{optimum}$ ,实现定位特定宽度的R波信号;

[0021] 步骤三、生理阈值处理,将QRS波持续时间作为判断阈值,并通过所述判断阈值对步骤二获得的特定宽度的R波信号做差分处理,获得ECG信号中的R波位置。

[0022] 本发明的有益效果:

[0023] 一、本发明所述的方法针对QRS波形特征以及可穿戴医疗设备引入的噪声特点,采用改进的形态学Top-Hat处理方法,并结合移动窗处理,最后通过设定人体生理阈值,实现R波快速和准确定位。

[0024] 二、本发明所述的方法是一种识别能力高,处理过程消耗小的R波识别方法。该方法能够快速的处理原始心电信号,从包含高频和低频噪声的信号中找到QRS波群中的R波,并将R波放大提取。

[0025] 三、本发明方法能够抑制心电信号采集过程中各种复杂的干扰和噪声,对心电信号的识别率高,时间复杂度低,同时减少硬件电路开销,缩减整体设备体积,减轻系统重量,从而提高可穿戴设备的便携性,因此可广泛应用于嵌入式设备和手机中。

[0026] 四、本发明方法运算速度快,减少了可穿戴设备中CPU计算量,降低设备功耗,使CPU能够执行更多的功能,这对可穿戴设备来说至关重要。

## 附图说明

[0027] 图1为本发明所述的一种心电R波定位方法的流程图;



[0028] 图2为本发明所述的一种心电R波定位方法中移动窗运算过程示意图；

[0029] 图3为本发明所述的一种心电R波定位方法中采用形态学处理的室性偶联心电信号效果图；

[0030] 图4为本发明所述的一种心电R波定位方法采用移动窗处理室性偶联心电信号效果图；

[0031] 图5为本发明所述的一种心电R波定位方法采用改进的形态学-移动窗处理的室性偶联心电信号效果图。

### 具体实施方式

[0032] 具体实施方式一、结合图1至图5说明本实施方式，适用于嵌入式心电监测设备的心电R波快速定位方法，实现对ECG信号处理并定位QRS波群中的R波信号。包括1.改进的形态学算法处理；2.移动窗运算处理；3.生理阈值处理。

[0033] 具体过程为：

[0034] 一、改进的形态学算法处理：

[0035] 考虑到心电信号中QRS波群的形态学特征属于尖峰，因此在使用Top-Hat运算时去掉其中的膨胀运算，只采用腐蚀运算来保留和突出原信号的波峰信息，这样更有利于心电信号的尖峰提取。具体运算步骤如下：

[0036] 采用运算公式(1)对心电信号进行处理。

[0037]  $f(n) = f_0(n) - f_0(n) \ominus g(n)$  (1)

[0038] 式中， $f(n)$ 为改进的形态学算法处理后的心电信号， $f_0(n)$ 为要处理的原始心电信号， $g(n)$ 代表长度为n的结构元素，设 $f_1(n) = f_0(n) \ominus g(n)$ 表示 $g(n)$ 对 $f_0(n)$ 做腐蚀运算，其中腐蚀运算的计算步骤为公式(2)。

[0039]  $f_0(n) \ominus g(n) = \min_{(1 \leq i \leq n)} \{f(i) - g(x-i)\}$  (2)

[0040] 式中， $i$ 代表心电信号的第 $i$ 个元素， $x$ 代表的是结构元素。

[0041] 要使以上的运算过程可靠有效，必须使用一个特定的结构元素。结构元素的结构和形状是我们重点考虑的问题，因为它对运算的结果有很大的影响。由于需要提取R波的波峰并抑制其他波形信号，所以选择扁平结构元素。设扁平结构元素的宽度为 $N$ ，信号中其他信号宽度为 $M$ 。 $M \leq N$ 时心电信号中的信息可以保留， $M > N$ 时心电信号的信息将会被滤除。对R波识别无用的部分心电信号和噪声被滤除，另外选择的结构元素的宽度应与R波底部宽度一样，以滤除宽度小于R波的波形信号。最优的结构元素选择采用公式(3)。

[0042]  $g_{optimum} = \left\lceil \frac{f \cdot TR}{1000} \right\rceil + 1$  (3)

[0043] 式中 $g_{optimum}$ 为最优的扁平结构元素的长度， $\lceil \rceil$ 表示取整， $f$ 为信号的采样频率，R波的底部宽度(即R波的持续时间)为 $TR$ (ms)，其范围在25~40ms之间。根据公式(3)确定了最优的扁平结构元素的长度。

[0044] 二、移动窗处理，对形态学处理之后的ECG信号进行移动窗处理，通过改变窗宽度调节对尖峰信号的突出程度，强化R波宽度的信号，抑制其他宽度的波形信号，从而定位特定宽度的R波信号；具体过程为：

[0045] 对于步骤一处理后的心电信号,进行以下运算

$$[0046] \quad y_1(n) = f(n) - f(n-t_1) \quad (4)$$

$$[0047] \quad y_2(n) = f(n) - f(n+t_2) \quad (5)$$

$$[0048] \quad S(n) = y_1(n) \times y_2(n) \quad (6)$$

[0049] 式中, $t_1$ 表示正在处理数据的x轴位置到移动窗左边界的距离, $t_2$ 表示到右边界的距离, $n=t_1+1, t_1+2, \dots, T_R-t_2$ 。 $T_R$ 为时间窗的宽度,其他信号表示结合图2,。设数据处理到第n个数据 $f(n)$  (n起始量大于 $t_1$ ),第n个数据的值与左侧第 $n-t_1$ 数据做差得到 $y_1(n)$ ,第n个数据的值与右侧第 $n+t_2$ 数据做差得到 $y_2(n)$ 。 $y_1(n) \times y_2(n) = S(n)$ 为经移动窗处理后的数据。

[0050] 为了充分观察R波,窗口的宽度要能够包含QRS波群,并且要尽可能接近QRS波的宽度。虽然正常的ECG信号占大多数,但由于个体之间的差距和病变导致的QRS波群宽变化,窗口的宽度要比最优的扁平结构元素的长度 $g_{optimum}$ 宽。当窗口尺寸设计的和R波宽度接近的时候就可以加强对其他尺寸波形的抑制,加强对尖峰信号的突出程度,从而定位特定宽度的波。

[0051] 三、生理阈值处理,以人体产生的QRS波持续时间作为判断阈值,通过这个判断阈值对上述处理后的信号做差分处理进行心电R波具体位置的确定。

[0052] 具体过程为:

[0053] 经步骤二处理完信号后需要通过QRS波持续时间作为判断阈值确定QRS波群中R波具体的位置,本实施方式利用差分法确定尖峰的位置。另外QRS有效阈值选取范围按照公式(7)设置。

$$[0054] \quad QRS_{valid} \begin{cases} R_C - R_P \geq 250ms \\ R_C - R_P \leq 1800ms \\ QRS_{width} \geq 25ms \end{cases} \quad (7)$$

[0055] 其中, $QRS_{valid}$ 表示QRS波群的判断阈值。 $R_C$ 是在ECG信号中检测特征信号 $f_2$ 的候选R波特征值的位置, $R_P$ 是 $R_C$ 之前确定的R波位置。人体的ECG信号中R-R间隔即 $R_P$ 与 $R_C$ 之间最小值不会小于250ms,最大值不会大于1800ms。 $QRS_{width}$ 的宽度不会小于25ms。

[0056] 本实施方式按照上述处理过程,分别对室性偶联心电信号进行了改进形态学—移动窗,生理阈值联合处理,处理后的效果结合图5,图中上方实线线型为原始的心电信号,下方虚线线型为改进的形态学—加窗处理后的心电信号,虚线顶尖上的实心圆点就是对处理后的信号进行差分阈值定位的R波位置。

[0057] 从图中我们可以清晰地看到,R波能够被准确定位,准确率可达99.6%。为了对比不同方法的处理效果,还对室性偶联心电信号进行了独立的形态学处理、窗运算处理,处理后的效果结合图3至图4。图中上方实线为原始心电信号,下方虚线为经过形态学和移动窗处理后的信号。

[0058] 从图3和图4中可以看出,由于一些干扰的宽度和R波相同,单独使用形态学和移动窗的方法,处理后的信号仍然带有很多干扰,这些干扰必然降低R波的识别率。另外在改进的形态学处理过程中,由于改进了运算过程,简化了运算步骤,因此提高了CPU的运行效率,完全适用于嵌入式心电监测设备。

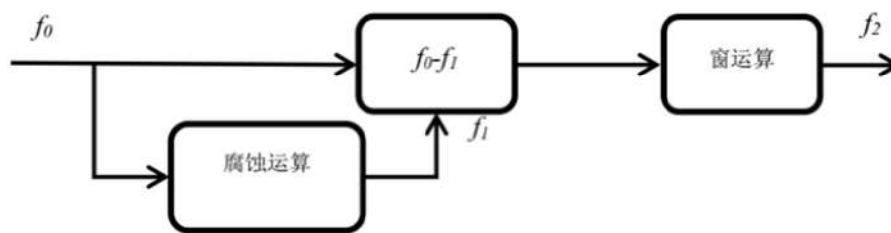


图1

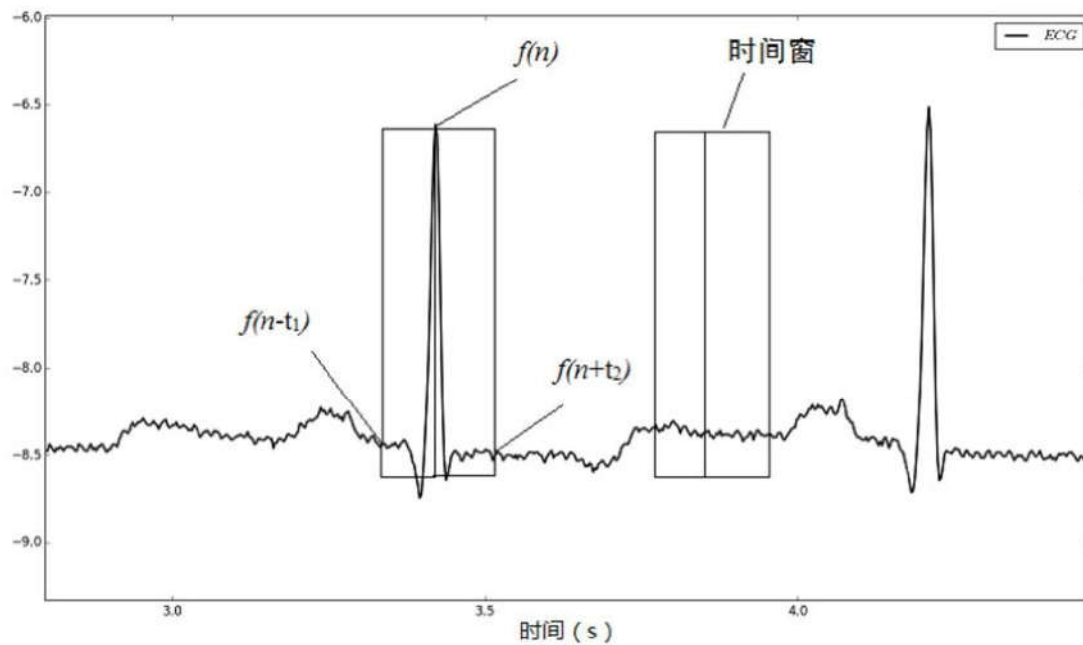


图2



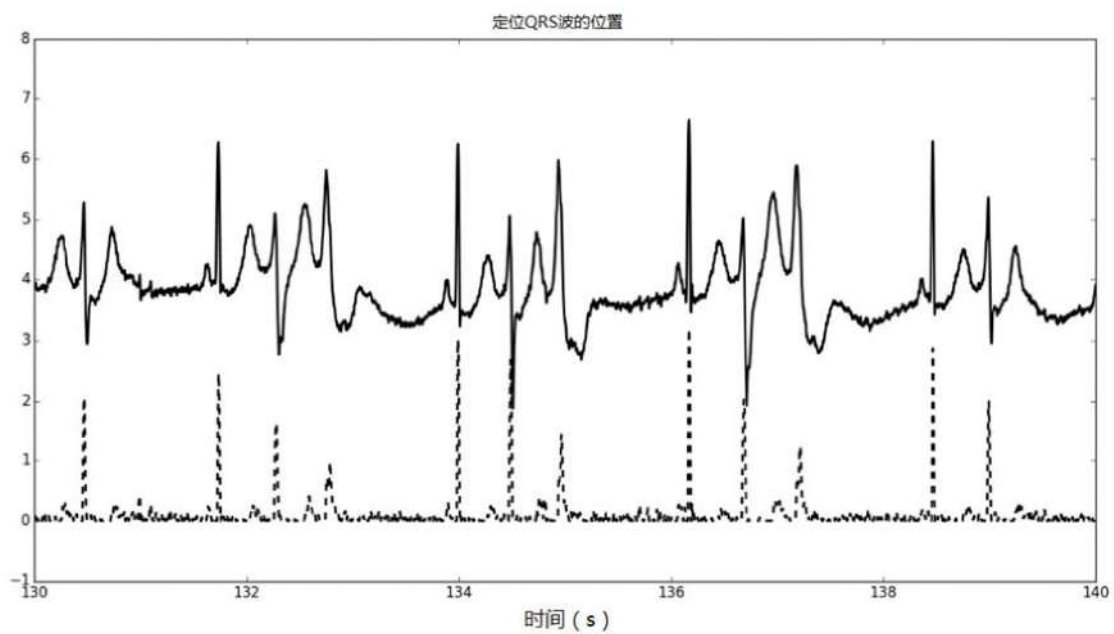


图3

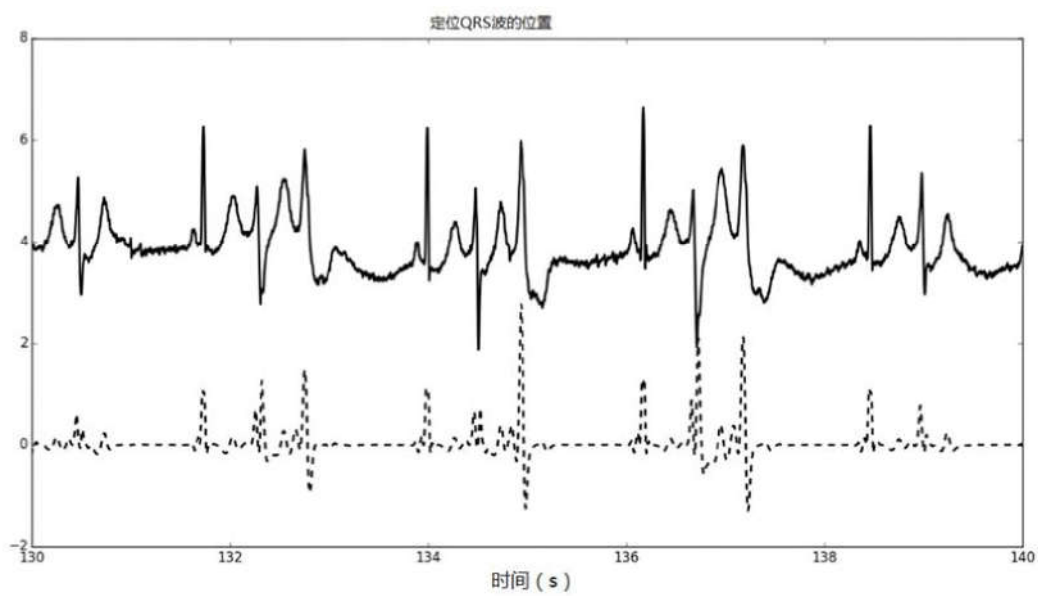


图4

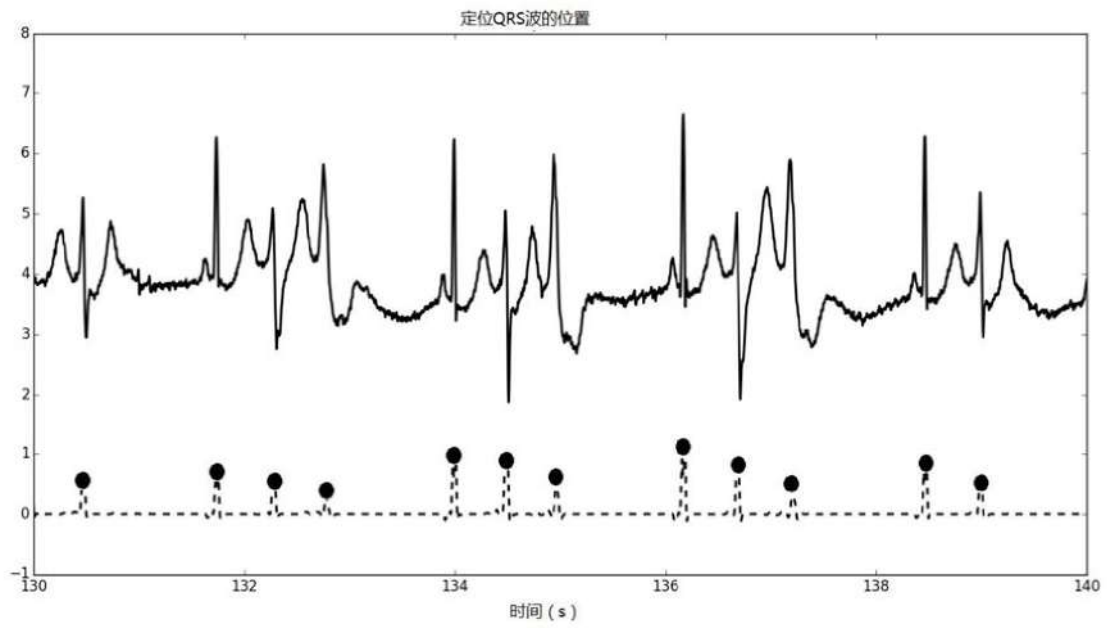


图5