



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110801214 A

(43)申请公布日 2020.02.18

(21)申请号 201911181718.4

(22)申请日 2019.11.27

(71)申请人 青岛歌尔智能传感器有限公司

地址 266061 山东省青岛市崂山区松岭路
396号109室

(72)发明人 王德信 狄素素 张学军 付晖
方华斌

(74)专利代理机构 北京正理专利代理有限公司
11257

代理人 张雪梅

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

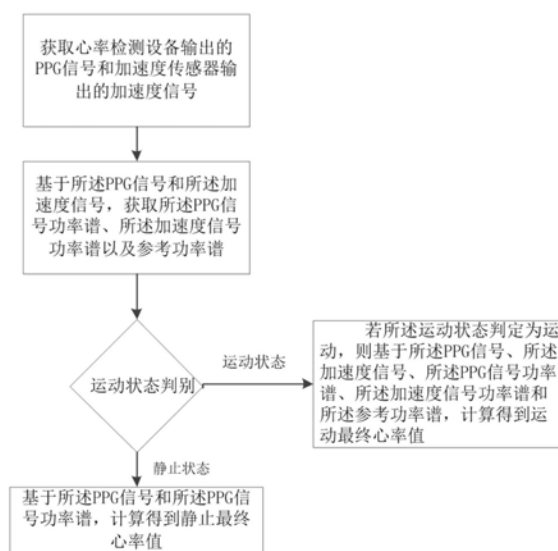
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种心率实时检测方法及系统

(57)摘要

本发明实施例公开了一种心率实时检测方法及系统,包括:获取心率检测设备输出的PPG信号和加速度传感器输出的加速度信号;基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱;基于所述加速度信号判断运动状态:若所述运动状态判定为静止,则基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;若所述运动状态判定为运动,则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值。本发明通过判断运动状态,并在静止和运动不同的状态下采取不同的方式得到最终心率值,可提升心率检测的精度。



1. 一种心率实时检测方法,其特征在于,包括:
获取心率检测设备输出的PPG信号和加速度传感器输出的加速度信号;
基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱;
基于所述加速度信号判断运动状态:
若所述运动状态判定为静止,则基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;
若所述运动状态判定为运动,则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在所述基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱之前,该方法还包括:对所述PPG信号进行滤除伪波处理,并对所述加速度信号进行去噪滤波处理。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱进一步包括:
将所述PPG信号和所述加速度信号分别转换为PPG频域信号和加速度频域信号;
基于所述PPG频域信号和加速度频域信号获取PPG信号功率谱和加速度信号功率谱;
基于所述PPG信号功率谱和所述加速度信号功率谱获取参考功率谱。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值进一步包括:
基于所述PPG信号,确定检测时段内的静止心率估计值 HR_t ;
基于所述PPG信号功率谱,确定所述检测时段内的频域下静止心率值 HR_f ;
基于所述频域下静止心率值 HR_f ,确定所述检测时段内的上一时刻静止心率值 HR_{pre} ,
基于所述静止心率估计值 HR_t 、所述频域下静止心率值 HR_f 和所述上一时刻静止心率值 HR_{pre} ,计算得到所述检测时段内的静止最终心率值 HR 。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述静止最终心率值 HR 的计算公式为: $HR = w1 * HR_{pre} + w2 * HR_t + w3 * HR_f$;
其中, $w1$ 、 $w2$ 、 $w3$ 分别为权重系数。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步包括:
基于所述PPG信号,确定检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;
基于所述PPG信号功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的频域下运动心率值 HR_{fy} ;
基于所述参考功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;
计算所述检测时段内的运动最终心率值 HR_y 。
7. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步还包括:

将所述运动最终心率值 HR_y 作为上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,再次执行所述基于所述PPG信号,确定所述检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;基于所述PPG信号功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的频域下运动心率值 HR_{fy} ;基于所述参考功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定检测时段内参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;计算检测时段内的运动最终心率值 HR_y 以计算得到下一检测时段内的运动最终心率值 HR_y 。

8. 根据权利要求6所述的方法,其特征在于,所述运动最终心率值 HR_y 的计算公式为: $HR_y = w4 * HR_{ypre} + w5 * HR_{fy} + w6 * HR_{PPG-acc}$;

其中, $w4$ 、 $w5$ 、 $w6$ 分别为权重系数。

9. 一种执行如权利要求1-8中任一项所述方法的心率实时检测系统,其特征在于,包括:心率检测设备、加速度传感器和数据处理器;

所述心率检测设备,用于检测待测用户的脉搏,输出的PPG信号;

所述加速度传感器,用于检测待测用户的运动加速度,输出的加速度信号;

所述数据处理器,用于基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱;并基于所述加速度信号判断运动状态:若所述运动状态判定为静止,则基于所述PPG信号、和所述PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;若所述运动状态判定为运动,则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值。

一种心率实时检测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及心率检测领域，具体涉及一种心率实时检测方法及系统。

背景技术

[0002] 现有技术中，通常采用光电容积脉搏波信号（PPG信号）计算心率的方法，这种计算方法具有原理简单、便于获取等诸多优点，被广泛用于各种可穿戴心率监测设备中。但PPG信号易受运动干扰，产生运动伪迹。且大多数干扰噪声和有用信号处于同一频率范围内，普通的滤波方法很难将心率信号提取出来。现有技术一般采用对信号进行滤波处理、差分处理及傅里叶变换来提取PPG信号中的峰值点，但这种方式提取的峰值点精确度较低，且容易提取出错误的峰值点。

[0003] 因此，需要提出一种新的心率实时检测方法及系统。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种心率实时检测方法及系统，以解决现有技术中存在的问题中的至少一个。

[0005] 为达到上述目的，本发明采用下述技术方案：

[0006] 本发明第一方面提供一种心率实时检测方法，包括：

[0007] 获取心率检测设备输出的PPG信号和加速度传感器输出的加速度信号；

[0008] 基于所述PPG信号和所述加速度信号，获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱；

[0009] 基于所述加速度信号判断运动状态：

[0010] 若所述运动状态判定为静止，则基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱，计算得到静止最终心率值；

[0011] 若所述运动状态判定为运动，则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱，计算得到运动最终心率值。

[0012] 可选地，在所述基于所述PPG信号和所述加速度信号，获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱之前，该方法还包括：对所述PPG信号进行滤除伪波处理，并对所述加速度信号进行去噪滤波处理。

[0013] 可选地，所述基于所述PPG信号和所述加速度信号，获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱进一步包括：

[0014] 将所述PPG信号和所述加速度信号分别转换为PPG频域信号和加速度频域信号；

[0015] 基于所述PPG频域信号和加速度频域信号获取PPG信号功率谱和加速度信号功率谱；

[0016] 基于所述PPG信号功率谱和所述加速度信号功率谱获取参考功率谱。

[0017] 可选地，所述基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱，计算得到静止最终心率值进一步包括：

- [0018] 基于所述PPG信号,确定检测时段内的静止心率估计值 HR_t ;
- [0019] 基于所述PPG信号功率谱,确定所述检测时段内的频域下静止心率值 HR_f ;
- [0020] 基于所述频域下静止心率值 HR_f ,确定所述检测时段内的上一时刻静止心率值 HR_{pre} ;
- [0021] 基于所述静止心率估计值 HR_t 、所述频域下静止心率值 HR_f 和所述上一时刻静止心率值 HR_{pre} ,计算得到所述检测时段内的静止最终心率值 HR 。
- [0022] 可选地,所述静止最终心率值 HR 的计算公式为:
- [0023] $HR = w_1 * HR_{pre} + w_2 * HR_t + w_3 * HR_f$;
- [0024] 其中, w_1 、 w_2 、 w_3 分别为权重系数。
- [0025] 可选地,所述基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步包括:
- [0026] 基于所述PPG信号,确定检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;
- [0027] 基于所述PPG信号功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的频域下运动心率值 HR_{fy} ;
- [0028] 基于所述参考功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;
- [0029] 计算所述检测时段内的运动最终心率值 HR_y 。
- [0030] 可选地,所述基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步还包括:
- [0031] 将所述运动最终心率值 HR_y 作为上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,再次执行所述基于所述PPG信号,确定所述检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;基于所述PPG信号功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定所述检测时段内的频域下运动心率值 HR_{fy} ;基于所述参考功率谱和所述上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定检测时段内参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;计算检测时段内的运动最终心率值 HR_y 以计算得到下一检测时段内的运动最终心率值 HR_y 。
- [0032] 可选地,所述运动最终心率值 HR_y 的计算公式为:
- [0033] $HR_y = w_4 * HR_{ypre} + w_5 * HR_{fy} + w_6 * HR_{PPG-acc}$;
- [0034] 其中, w_4 、 w_5 、 w_6 分别为权重系数。
- [0035] 本发明第二方面提供一种执行本发明第一方面提供的方法的心率实时检测系统,包括:心率检测设备、加速度传感器和数据处理器;
- [0036] 所述心率检测设备,用于检测待测用户的脉搏,输出的PPG信号;
- [0037] 所述加速度传感器,用于检测待测用户的运动加速度,输出的加速度信号;
- [0038] 所述数据处理器,用于基于所述PPG信号和所述加速度信号,获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱;并基于所述加速度信号判断运动状态:若所述运动状态判定为静止,则基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;若所述运动状态判定为运动,则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱,计算得到运动最终心率值。
- [0039] 本发明的有益效果如下:
- [0040] 本发明所述技术方案通过判断运动状态,并在静止和运动不同的状态下采取不同的方式得到最终心率值,可提升心率检测的精度。

附图说明

- [0041] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的说明。
- [0042] 图1示出本发明实施例提供的心率实时检测方法流程图；
- [0043] 图2示出本发明实施例的PPG和加速度(ACC)功率谱的示意图；
- [0044] 图3示出本发明实施例的参考功率谱的示意图。

具体实施方式

[0045] 为了更清楚地说明本发明，下面结合优选实施例和附图对本发明做进一步的说明。附图中相似的部件以相同的附图标记进行表示。本领域技术人员应当理解，下面所具体描述的内容是说明性的而非限制性的，不应以此限制本发明的保护范围。

[0046] 如图1所示，本发明的一个实施例公开了一种心率实时检测方法，包括如下步骤：

[0047] S1、获取心率检测设备输出的PPG信号和加速度传感器输出的加速度信号：

[0048] 随着上述信号的获取，在数据处理器上会自动生成随着检测时段变化的PPG信号、加速度信号的变化趋势，上述变化趋势可通过线形图进行表示，在一个具体示例中，以检测时段为横坐标，PPG信号为纵坐标，自动生成PPG信号-检测时段的线形图；加速度信号-检测时段的线形图也可以如此生成。对应关系的显示方法有多种，比如折线图、数字表、点状图，而具体的对应关系图表由用户自定义选择。

[0049] 在一个具体示例中，检测时段的长度可以自定义，比如以1-5秒、1-7秒、1-10秒为不同的时间间隔定义时间段，生成不同检测时段下的不同对应关系。

[0050] 在一个具体示例中，加速度信号由佩戴在用户身上的加速度传感器采集三轴加速度信号得出；对于采集到的三轴加速度信号有两种加速度信号定义方式作为所需要的用于后续步骤的加速度信号；一种是采集三轴加速度信号采集x轴，y轴，z轴三个方向的分量加速度后合成矢量总加速度信号r后，以r作为加速度信号用于后续计算；另一种是分别采集检测时段内x轴，y轴，z轴三个方向上的加速度，并以这段时间段内一个方向上加速度变化波动最大的值作为加速度信号，用于后续计算。用户可根据需要自行确定采用加速度信号的获取方式。

[0051] 在本实施例的一些可选地实现方式中，在基于PPG信号和加速度信号，获取PPG信号功率谱、加速度信号功率谱以及参考功率谱之前，该方法还包括：对PPG信号进行滤除伪波处理，并对加速度信号进行去噪滤波处理。

[0052] 在一个具体示例中，滤波器可选择带通数字滤波器，确定截止频率后，对PPG信号进行滤波，剔除截止频率以外的波段，滤除伪波后精度较高的PPG信号，用于后续计算；带通数字滤波器加速度信号进行去噪滤波处理，从而得到精确地无干扰的加速度信号。在另一个具体示例中，可采用巴特沃斯数字滤波器，设定滤波器的下限截止频率为0.8Hz，上限截止频率5Hz，用于去除PPG信号中的噪声信号和运动干扰的加速度信号。

[0053] S2、基于PPG信号和加速度信号，获取PPG信号功率谱、加速度信号功率谱以及参考功率谱：

[0054] 其中，步骤S2进一步包括：

[0055] 将PPG信号和加速度信号分别转换为PPG频域信号和加速度频域信号；

[0056] 基于PPG频域信号和加速度频域信号获取PPG信号功率谱和加速度信号功率谱；

[0057] 基于PPG信号功率谱和加速度信号功率谱获取参考功率谱。

[0058] 在一个具体示例中,可采用快速傅里叶变换将PPG信号和加速信号分别转换为PPG频域信号和加速度频域信号,从而获得PPG信号和加速度信号的功率。

[0059] 在本实施例的一些可选地实现方式中,为能清楚地看出功率的变化,采用生成功率谱的方式对PPG信号功率和加速度信号功率绘制。如图2所示,线段表示PPG信号功率谱,多个点连接线段表示加速度功率谱;而参考功率谱则由图2中示出的PPG功率谱减去加速度功率谱得到。在一个具体示例中,如图2所示,PPG信号功率谱的横坐标为频率,纵坐标为功率值密度,实际应用中,频率密度间隔和功率值密度间隔可由用户自定义。

[0060] 当然,功率谱不是表示功率变化的唯一方式,数字表等其他方式也可以;同样的,参考功率谱也并不是唯一一种表达方式,由PPG功率减去加速度功率后用数字表,折线图等方式同样可以示出其变化。

[0061] S3、基于加速度信号判断运动状态:

[0062] 若运动状态判定为静止,则基于PPG信号和PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;

[0063] 若运动状态判定为运动,则基于PPG信号、加速度信号、PPG信号功率谱、加速度信号功率谱和参考功率谱,计算得到运动最终心率值:

[0064] 在本实施例的一些可选地实现方式中,基于加速度信号判断运动状态进一步包括:

[0065] 由数据处理器基于加速度信号进行判断用户穿戴心率检测设备后的运动状态,若三轴加速度信号x轴,y轴,z轴三个方向的位置以及加速度信号都没有变化则判定穿戴心率检测设备的用户处于静止。

[0066] 在本实施例的一些可选地实现方式中,若运动状态判定为静止,则基于PPG信号和PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值进一步包括:

[0067] S311、基于PPG信号,确定静止心率估计值 HR_t ;

[0068] 在一个具体示例中,基于PPG信号-检测时段图中示出的心率波形数、波峰间隔,利用下述公式即可确定静止心率估计 HR_t :

[0069] $HR_t = 60 * ((PeakNumber - 1) / (PeakInterval / SampleRate))$;其中SampleRate为采样频率,PeakInterval为波峰间隔,PeakNumber为心率波形数。采样频率由心率检测设备的已知输出功率确定;心率波形数、波峰间隔由PPG信号-检测时段图中可以直观得出。

[0070] S312、基于PPG信号功率谱,确定检测时段内的频域下静止心率值 HR_f ;

[0071] 在一个具体示例中,如图2所示,PPG信号功率谱中示出了检测时段内,PPG信号和加速度信号(ACC)的变化图像,而频域下静止心率值 HR_f 是检测时段内在功率谱,即频域下PPG信号最高峰值对应的频率值,以图2中的60Hz-80Hz频段为例,60Hz-80Hz之间的最高峰值对应的频率值约为75Hz为频域下静止心率值 HR_f 。

[0072] S313、基于频域下静止心率值 HR_f ,确定检测时段内的上一时刻静止心率值 HR_{pre} ;

[0073] 在一个具体示例中,这个上一时刻默认为频域下静止心率值 HR_f 前1秒对应的心率值,对上一时刻为前T秒的设定可根据需要自定义时间间隔如0.1秒,0.5秒等。

[0074] S314、基于静止心率估计值 HR_t 、频域下静止心率值 HR_f 和上一时刻静止心率值 HR_{pre} ,计算得到检测时段内的静止最终心率值HR。

[0075] 在本实施例的一些可选地实现方式中,计算静止最终心率值HR的计算公式为: $HR = w1 * HR_{pre} + w2 * HR_t + w3 * HR_f$,其中w1为上一时刻静止心率值 HR_{pre} 的权重系数;w2为静止心率估计值 HR_t 的权重系数;w3为频域下静止心率值 HR_f 的权重系数。w1、w2和w3可通过多次实验数据获得。

[0076] 在本实施例的一些可选地实现方式中,若运动状态判定为运动,则基于PPG信号、加速度信号、PPG信号功率谱、加速度信号功率谱和参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步包括:

[0077] S321、基于PPG信号,确定检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;

[0078] 在一个具体示例中,基于PPG信号-检测时段图,得到检测时段内的PPG信号最高峰值的个数,利用峰值个数以及对应的检测时段得到这个检测时段内的心率值即定义为上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;但是上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 但并非不变的数值,由于检测时段不断变化,上一个检测时段内得到的最终心率值 HR_y 自动成为下一个检测时段的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 从而实现随着检测时段的变化,不断进行最终心率值 HR_y 的输出。比如第一段检测时段测量的是1-7秒,那么此时的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 为1-7秒在时域时间下,计算出的对应的最终心率值 HR_y ;而当检测时段变成了2-8秒后,那么前一段检测时段1-7秒计算的最终心率值 HR_y 则自动默认为2-8秒检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,再计算对应的2-8秒的最终心率值 HR_y ,以此不断的随着检测时段的变化进行上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 的确定。

[0079] S322、基于PPG信号功率谱和上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定检测时段内的频域下运动心率值 HR_{fy} ;

[0080] 在一个具体示例中,频域下运动心率值 HR_{fy} 的获取方式与频域下静止心率值 HR_f 相同;但运动状态下,如图2所示PPG功率谱可能存在多个峰值,在这种情况下,选取PPG功率谱中前三个最大峰值所对应的频率标记为频域下心率值 $HR1_f$,频域下心率值 $HR2_f$ 和频域下心率值 $HR3_f$,然后选取与上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 最近的值作为最终的频域下心率值 HR_f 。在一个具体示例中,如图2所示,功率谱中前三个最大峰值分别为: $HR1_f = 78\text{Hz}$; $HR2_f = 116\text{Hz}$; $HR3_f = 145\text{Hz}$ 。通过多个峰值的提取,并且与上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 进行对比,更精确地提取峰值,避免提取错误的心率值,进一步提高心率值计算精度。

[0081] S323、基于参考功率谱和上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,确定检测时段内参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;

[0082] 在一个具体示例中,将图2中的PPG功率谱减去加速度功率谱作为参考功率谱即生成如图3所示的参考功率谱(PPG • ACC功率谱)。由于在运动状态下,参考功率谱的峰值会出现存在多个峰值的情况,这种情况下,获取参考功率谱前三个最大峰值所对应的频率标记为参考心率值 $HR1_{PPG-acc}$,参考心率值 $HR2_{PPG-acc}$,参考心率值 $HR3_{PPG-acc}$,最后从中选取最接近上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 的值作为最终参考心率值 $HR_{PPG-acc}$;如图3所示, $HR1_{PPG-acc} = 78\text{Hz}$; $HR2_{PPG-acc} = 116\text{Hz}$; $HR3_{PPG-acc} = 145\text{Hz}$ 。通过获取多个参考心率值并且与上一时刻运动心率值比较,有效提高心率值的精确度,不易提取错误的峰值点。

[0083] S324、计算检测时段内的运动最终心率值 HR_y ;

[0084] 在本实施例的一些可选地实现方式中,运动最终心率值 HR_y 的计算公式为: $HR_y = w4 * HR_{ypre} + w5 * HR_{fy} + w6 * HR_{PPG-acc}$;其中,w4为上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 的权重系数;w5为频域

下运动心率 HR_{fy} 的权重系数; w_6 为参考心率 $HR_{PPG-acc}$ 的权重系数。 w_4 , w_5 和 w_6 可通过多次实验数据获得。

[0085] 在本实施例的一些可选地实现方式中,若运动状态判定为运动,则基于PPG信号、加速度信号、PPG信号功率谱、加速度信号功率谱和参考功率谱,计算得到运动最终心率值进一步还包括:

[0086] S325、将运动最终心率值 HR_y 作为上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ;再次执行S322-S324以计算得到下一检测时段内的运动最终心率值 HR_y 。

[0087] 在一个具体示例中,由于检测时段不断变化,上一个检测时段内得到的最终心率值 HR_y 自动成为下一个检测时段的上一个时刻运动心率值 HR_{ypre} 从而实现随着检测时段的变化,不断进行最终心率值 HR_y 的输出。比如第一段检测时段测量的是1-7秒,那么此时的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 为1-7秒在时域时间下,并计算出的对应的最终心率值 HR_y ;而当检测时段变成了2-8秒后,那么前一段检测时段1-7秒计算的最终心率值 HR_y 则自动默认作为2-8秒检测时段内的上一时刻运动心率值 HR_{ypre} ,再计算对应的2-8秒的最终心率值 HR_y ,以此不断的随着检测时段的变化进行运动最终心率值 HR_y 的确定。

[0088] 本发明的另一个实施例公开了一种心率实时检测系统,包括:

[0089] 心率检测设备、加速度传感器和数据处理器;

[0090] 心率检测设备,用于检测待测用户的脉搏,输出的PPG信号;

[0091] 加速度传感器,用户检测待测用户的运动加速度,输出的加速度信号;

[0092] 数据处理器,用于基于PPG信号和加速度信号,获取PPG信号功率谱、加速度信号功率谱以及参考功率谱;并基于加速度信号判断运动状态:若运动状态判定为静止,则基于PPG信号和PPG信号功率谱,计算得到静止最终心率值;若运动状态判定为运动,则基于PPG信号、加速度信号、PPG信号功率谱、加速度信号功率谱和参考功率谱,计算得到运动最终心率值。

[0093] 需要说明的是,本实施例提供的心率实时检测系统的原理及工作流程与上述心率实时检测方法相似,相关之处可以参照上述说明,在此不再赘述。

[0094] 单纯利用PPG信号获得心率值误差偏大,本发明实施例提出的心率实时检测方法及系统通过PPG对运动状态进行判断,从而对静止和运动状态采用不同最终心率值的求解方式,有效提高心率值的精度,通过对多个峰值的提取,并且与上一时刻运动心率值 HR_{ypre} 进行对比,更精确地提取峰值,避免提取错误的心率值,进一步提高心率值计算精度。

[0095] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定,对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动,这里无法对所有的实施方式予以穷举,凡是属于本发明的技术方案所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明的保护范围之列。

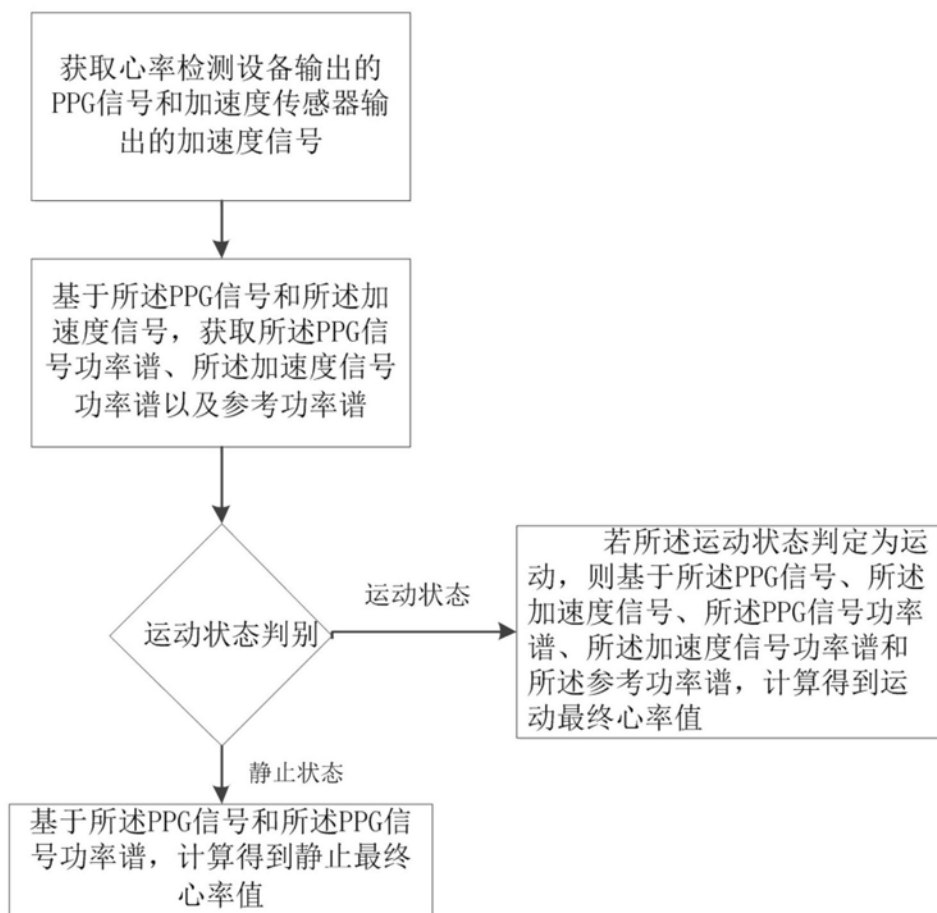


图1

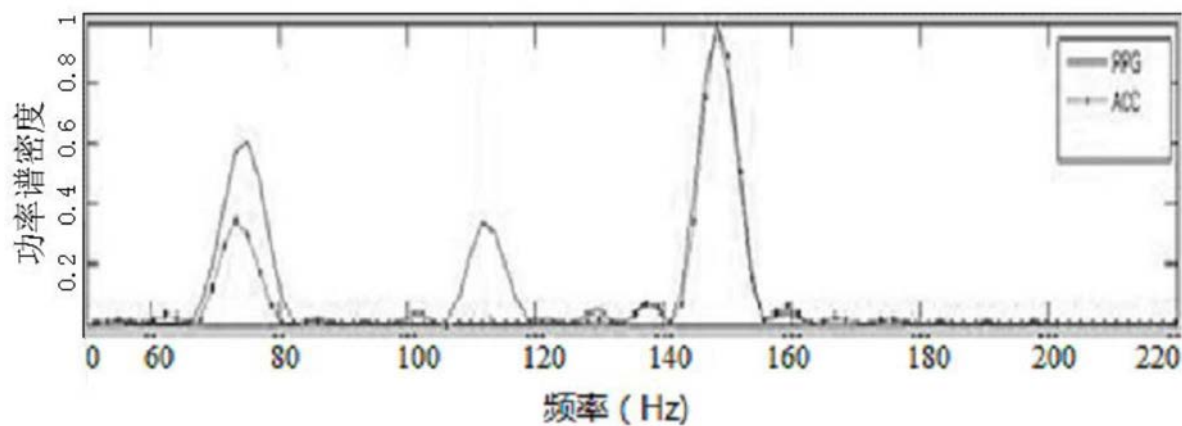


图2

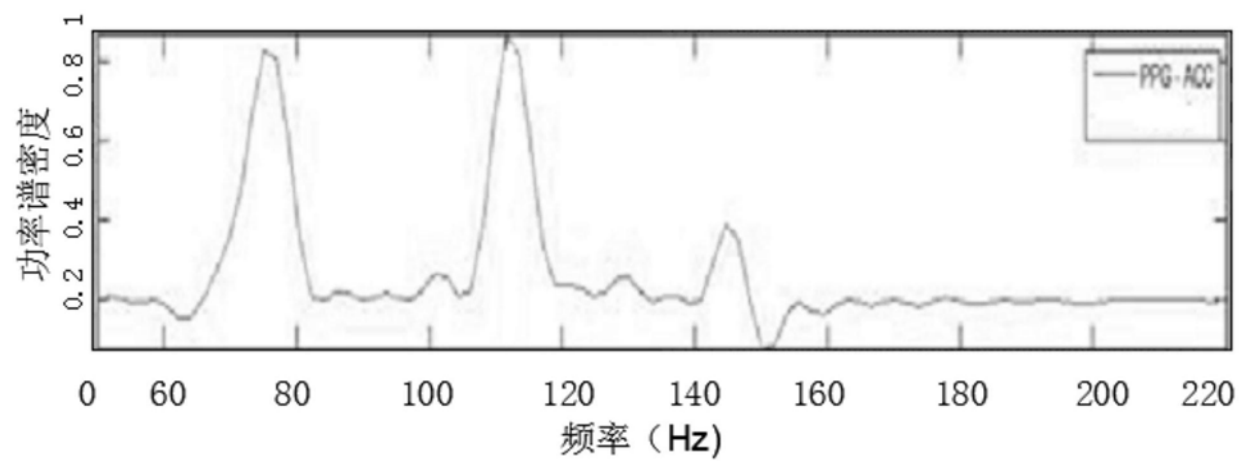


图3

专利名称(译)	一种心率实时检测方法及系统		
公开(公告)号	CN110801214A	公开(公告)日	2020-02-18
申请号	CN201911181718.4	申请日	2019-11-27
[标]发明人	王德信 狄素素 张学军 付晖 方华斌		
发明人	王德信 狄素素 张学军 付晖 方华斌		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	张雪梅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种心率实时检测方法及系统，包括：获取心率检测设备输出的PPG信号和加速度传感器输出的加速度信号；基于所述PPG信号和所述加速度信号，获取所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱以及参考功率谱；基于所述加速度信号判断运动状态：若所述运动状态判定为静止，则基于所述PPG信号和所述PPG信号功率谱，计算得到静止最终心率值；若所述运动状态判定为运动，则基于所述PPG信号、所述加速度信号、所述PPG信号功率谱、所述加速度信号功率谱和所述参考功率谱，计算得到运动最终心率值。本发明通过判断运动状态，并在静止和运动不同的状态下采取不同的方式得到最终心率值，可提升心率检测的精度。

