



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109864713 A

(43)申请公布日 2019.06.11

(21)申请号 201910267865.7

(22)申请日 2019.04.04

(71)申请人 北京邮电大学

地址 100087 北京市海淀区西土城路10号

(72)发明人 袁学光 张阳安 陈功 宋旭晖 梁宁

(74)专利代理机构 北京迎硕知识产权代理事务 所(普通合伙) 11512

代理人 吕良 张群峰

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

G06F 17/18(2006.01)

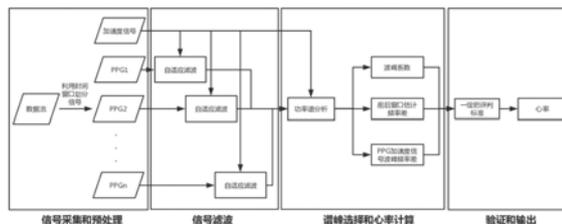
权利要求书3页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

基于多通道并行滤波和谱峰加权选择算法的心率监测方法

(57)摘要

本发明提出了一种多通道并行的自适应滤波方法,具体采集多个通道的脉搏波信号以及三轴加速度信号,使用三轴加速度信号所构成的合成加速度信号作为参考信号,并利用由两种不同的自适应滤波器相结合所获得的并行自适应滤波器进行滤波。优选地,在最能反映心率的谱峰选择过程中还考虑谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离三个因素,由此进一步提高了心率监测的精度,从而整套方案能够有效地从各种运动状态下的光电容积脉搏波信号中提取出心率,实现运动噪声下心率的实时、精确的监测,非常适用于可穿戴设备中的心率监测。



1. 一种心率监测方法,包括如下步骤:

1) 信号采集和预处理;采集n个通道的脉搏波信号以及三轴加速度信号,将上述脉搏波信号和加速度信号划分成对应不同时间窗口的信号,并在随后的步骤中,对不同时间窗口对应的上述信号进行分别处理;

2) 信号滤波;利用并行自适应滤波器对每个通道的脉搏波信号分别进行滤波处理,使用三轴加速度信号所构成的合成加速度信号作为参考信号;其中,所述并行自适应滤波器为将两种不同的自适应滤波器相结合所获得的滤波器;

3) 计算步骤2) 滤波后的信号的功率谱;从上述功率谱中选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} ,并根据所选频率 f_{ppg} 计算心率;

4) 对计算得到的心率验证并输出。

2. 根据权利要求1所述的心率监测方法,其特征在于,所述步骤1) 中所述时间窗口取6~10秒,相邻的时间窗口之间递进2秒。

3. 根据权利要求1所述的心率监测方法,其特征在于,所述步骤2) 中将所述脉搏波信号和所述合成加速度信号同时放入所述两个种类不同的自适应滤波器中进行滤波,然后再将所述两种自适应滤波器滤波之后的信号相加结合输出,得到滤波后的信号。

4. 根据权利要求1所述的心率监测方法,其特征在于,所述步骤2) 中的并行自适应滤波器为将LMS滤波器和RLS滤波器相结合所获得的滤波器。

5. 根据权利要求1所述的心率监测方法,其特征在于,所述三轴加速度信号分别为 ACC_1 、 ACC_2 和 ACC_3 ,所述合成加速度信号选自如下方式之一计算获得:

$$ACC_{com} = \sqrt{ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2},$$

$$ACC_{com} = ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2,$$

$$ACC_{com} = \sqrt{a * ACC_1^2 + b * ACC_2^2 + b * ACC_3^2}$$

或者

$ACC_{com} = a * ACC_1 + b * ACC_2 + b * ACC_3$,其中,a、b、c为各分量的权重。

6. 根据权利要求1-5任一项所述的心率监测方法,其特征在于,通过考虑如下三种因素完成所述选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} 的操作:

A、谱峰的幅度;B、与加速度谱峰位置的距离;C、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离。

7. 根据权利要求6所述的心率监测方法,其特征在于,所述选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} 的操作具体包括如下步骤:

3-1) 获取滤波后的每个通道的脉搏波信号和加速度信号的功率谱;

3-2) 分别搜索0.4~3Hz范围内的所有通道的脉搏波信号的功率谱的前k个幅度最高的谱峰;对于第n个通道的脉搏波信号,所选最高谱峰对应的频率为 f_{n1} 、 f_{n2} 、 f_{n3} 、…… f_{nk} ,对应的幅值为 h_{n1} 、 h_{n2} 、 h_{n3} 、…… h_{nk} ;搜索加速度信号功率谱的前m个最高的谱峰,其对应的频率分别为 f_{acc1} 、 f_{acc2} 、…… f_{accm} ;如果在上述范围内没有足够数量的谱峰,则用0进行补齐;

3-3) 判断是不是时间上的第一个时间窗口,如果是,则直接选择所有通道脉搏波信号对应的功率谱0.4~3Hz范围内上述 $n \times k$ 个谱峰中最高谱峰对应的频率 f_{ppg} ,然后执行步骤

4) ;

3-4) 针对每个通道脉搏波信号中上述所搜索选择出来谱峰, 分别计算三种因素对应的分数, S_{Chigh} 、 S_{Cdis1} 、 S_{Cdis2} 分别为谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离的分数;

3-5) 针对每个通道脉搏波信号中上述所搜索选择出来谱峰, 对每个谱峰计算出的三个分数进行如下加权结合计算以获得最后的总分数score:

$$\text{score} = w_{\text{high}} \times S_{\text{Chigh}} + w_{\text{dis1}} \times S_{\text{Cdis1}} + w_{\text{dis2}} \times S_{\text{Cdis2}}$$

式中, w_{high} 、 w_{dis1} 、 w_{dis2} 分别为对应谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离的权重的分数;

3-6) 从上述计算出的 $n \times k$ 个总分数中选择最大的分数的谱峰所对应的频率为 f_{ppg} , 如果存在多个一样的最大分数, 则计算对应频率的均值作为最终的频率 f_{ppg} 。

8. 根据权利要求7所述的心率监测方法, 其特征在于, 所述步骤3-4) 中按照如下方式计算三种因素对应的分数:

A、对于谱峰的幅度对应的分数 S_{Chigh} , 设定幅度最高的谱峰其分数为1, 其余谱峰的分数计算为: $S_{\text{Chigh}} = h/h_{\text{max}}$, 其中 h 为谱峰的幅度, h_{max} 为上述 S_{Chigh} 分数为1的最高谱峰的幅度;

B、对于与加速度谱峰位置的距离, 对应的分数 S_{Cdis1} 的计算如下:

$$S_{\text{Cdis1}} = \begin{cases} 0.25 & \text{dis1} < q/2 \\ 0.5 & \text{dis1} \leq q \text{ and } \text{dis1} \geq q/2 \\ 0.5 + 0.5 * \frac{\text{dis1} - q}{\text{dis1}_{\text{max}} - q} & \text{dis1} > q \end{cases}$$

上式中, dis1 代表脉搏波信号中特定谱峰对应的频率和加速度谱峰对应的频率之间的最小距离, q 是经验值, 根据具体的情况取值;

C、对于与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离, 对应的分数 S_{Cdis2} 的计算如下:

$$S_{\text{Cdis2}} = \begin{cases} 1 & \text{dis2} < p \\ 0 & \text{dis2} > 3 * p \\ 0.8 + (\text{dis2} - p) / (2.5 * p) & \text{dis2} \leq 3p \text{ and } \text{dis2} \geq p \end{cases}$$

上式中, dis2 代表当前脉搏波信号中特定谱峰对应的频率与上一个时间窗口确定的最终用于计算心率的谱峰对应的频率之间的距离, p 是经验值, 根据具体的情况取值。

9. 根据权利要求7所述的心率监测方法, 其特征在于, 在所述步骤3-5) 中根据运动的剧烈程度调整三个因素对应分数的权重 w_{high} 、 w_{dis1} 、 w_{dis2} 。

10. 根据权利要求9所述的心率监测方法, 其特征在于, 通过计算加速度信号的方差 sd_{acc} 来衡量运动的剧烈程度。

11. 根据权利要求9或10所述的心率监测方法, 其特征在于, 按照如下方式调整三个因素对应分数的权重:

在剧烈运动状态下, 权重之比调整为 $w_{\text{high}} : w_{\text{dis1}} : w_{\text{dis2}} = w_1 : 2 * w_2 : w_3$;

在平稳运动状态下, 权重之比调整为 $w_{\text{high}} : w_{\text{dis1}} : w_{\text{dis2}} = w_1 : w_2 : 2 * w_3$;

在一般运动状态下, 权重之比为 $w_{\text{high}} : w_{\text{dis1}} : w_{\text{dis2}} = w_1 : w_2 : w_3$ 。

12. 根据权利要求1所述的心率监测方法, 其特征在于, 在所述步骤4) 中设连续两个时间窗口心率变化的最大值为 σ , 上一个时间窗口的心率表示为 HR_{pre} , 当前时间窗口心率为 HR , 所述验证并输出的方法可用如下公式表示:

$$HR = \begin{cases} HR_{pre} + \sigma & HR - HR_{pre} > \sigma \\ HR_{pre} - \sigma & HR - HR_{pre} < -\sigma \\ HR & other \end{cases}$$

将经过上式验证后的心率作为最终的心率进行输出。

基于多通道并行滤波和谱峰加权选择算法的心率监测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及数字信号处理领域,特别是能够消除运动引起的噪声干扰的心率监测方法,适用于各种可穿戴式的心率监测设备。

背景技术

[0002] 心率,作为衡量人体健康的一个重要指标,在医学诊断、健康监测、运动负荷评定等方面都有着重要的应用,因而准确、实时的心率监测有着重大的意义。

[0003] 如今,通过光电容积脉搏波信号 (PPG) 计算心率的方法由于具有原理简单、便于获取等诸多优点,因而广泛被用于各种可穿戴心率监测设备中。光电容积脉搏波信号是通过光源照射皮肤,监测得到的反射或者折射光信号。这种心率监测方法是利用各种皮下活体组织对光线的不同反射和透射性能,采用光电传感器记录动脉血液容积波动的变化。一般来说,光电容积脉搏波信号的周期性和心率的相关性很大,因此利用光电容积脉搏波信号可以计算出心率。

[0004] 目前市场上的可穿戴心率监测设备以使用方便、佩戴时尚的手环为主,但是由于手环和皮肤的贴合并不是完全紧密,运动过程中测量的光路经常会发生变化,从而导致测量的脉搏波信号会受到运动噪声的干扰,这很大程度上影响了心率的测量。目前已经存在诸多运动噪声消除的算法,主要包括:

[0005] 1) 独立成分分析 (ICA), ICA 是一种盲源分离的经典算法,它利用信号源之间的独立性分离出不同的信号。但是,在实际的场景中,由于心率和运动的强度有关,所以 PPG 信号通常与运动噪声具有一定的关联性,两者并不完全统计独立,因此利用 ICA 分离 PPG 和运动噪声存在一定的局限性。

[0006] 2) 小波分解重构,小波变换具有时频性,能够分析具体一小段时间域的信号。通过采用不同的基函数和可伸缩的变换,小波分析可以将信号分解成不同层次、不同频率成分为主的子信号。但是利用小波变换去除噪声时需要预先对噪声所分布的层数进行预估判断,对于实际运动过程中的不确定性不能很好的处理,并且无法处理噪声和信号频率相似,处于同一层的情况。因此,小波分析也具有一定的局限性。

[0007] 3) 信号分解,信号分解首先将信号构造成二维矩阵,然后利用奇异值分解将信号分解成一系列子信号,每一个子信号对应于不同的奇异值。通过对比子信号与加速度信号的频谱差异,挑选合适的不受加速度影响的子信号重构成 PPG 信号来达到滤除噪声的目的。信号分解的精确度较高,但是由于采用了复杂的矩阵运算,具有很高的时间复杂度,很难做到实时的处理信号,并且很难在有限的可穿戴设备上实现。

[0008] 4) 自适应滤波,自适应滤波是一种迭代噪声消除方法,通过选取合适的参考信号,自适应滤波能够有效的滤除噪声。但是自适应滤波的有效性和参考信号的选取关系密切,往往需要一个能够精确反应运动噪声的参考信号。自适应滤波原理简单,复杂性低,具备实时处理的能力。

[0009] 专利 CN108478206A 提出了使用自适应滤波结合特定的峰值选择算法选择出合适

的心率,该方法虽然在一定程度上可以得到较准确的心率,但是由于自适应滤波本身的限制以及固定的峰值选择算法的局限性,使得该方法无法保证在复杂的运动状态下仍能够稳定地测量出准确的心率。

[0010] 由此可见,虽然人们已经认识到利用光电容积脉搏波信号监测心率很容易受到运动噪声的影响,但是目前现有的运动噪声滤除方法都存在一定的局限性,往往都不能滤除与光电容积脉搏波信号同频的运动噪声,并且大部分算法复杂度较高,不能做到实时的处理,失去了应用价值。

发明内容

[0011] 针对上述现有技术中的不足,本发明提出了一种多通道并行的自适应滤波方法,该方法利用自适应滤波的高效性,结合多通道的光电容积脉搏波信号,进一步提高了心率监测的精度,可以实现运动噪声下心率的实时、精确的监测,非常适用于可穿戴设备中的心率监测。

[0012] 所述方法具体包括如下步骤:

[0013] 1) 信号采集和预处理;采集n个通道的脉搏波信号以及三轴加速度信号,将上述脉搏波信号和加速度信号划分成对应不同时间窗口的信号,并在随后的步骤中,对不同时间窗口对应的上述信号进行分别处理;

[0014] 2) 信号滤波;利用并行自适应滤波器对每个通道的脉搏波信号分别进行滤波处理,使用三轴加速度信号所构成的合成加速度信号作为参考信号;其中,所述并行自适应滤波器为将两种不同的自适应滤波器相互结合所获得的滤波器;

[0015] 3) 计算步骤2) 滤波后的信号的功率谱;从上述功率谱中选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} ,并根据所选频率 f_{ppg} 计算心率;

[0016] 4) 对计算得到的心率验证并输出。

[0017] 在上述方法中优选所述时间窗口取6~10秒,相邻的时间窗口之间递进2秒。

[0018] 进一步,在所述步骤2) 中,滤波处理为将所述脉搏波信号和所述合成加速度信号同时放入所述两个种类不同的自适应滤波器中进行滤波,然后再将所述两种自适应滤波器滤波之后的信号相加结合输出,得到滤波后的信号。其中所述并行自适应滤波器为将LMS滤波器和RLS滤波器相互结合所获得的滤波器。所述三轴加速度信号分别为 ACC_1 、 ACC_2 和 ACC_3 ,所述合成加速度信号选自如下方式之一计算获得:

$$[0019] \quad ACC_{com} = \sqrt{ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2},$$

$$[0020] \quad ACC_{com} = ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2,$$

$$[0021] \quad ACC_{com} = \sqrt{a * ACC_1^2 + b * ACC_2^2 + c * ACC_3^2}$$

[0022] 或者

[0023] $ACC_{com} = a * ACC_1 + b * ACC_2 + c * ACC_3$,其中,a、b、c为各分量的权重。

[0024] 由于运动噪声的复杂性,即便使用了上述多通道并行自适应滤波后,仍会存在不能完全滤除的噪声信号,为了进一步提高心率估计的准确度,在所述步骤3) 中,通过考虑如下三种因素来完成所述选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} 的操作:A、谱峰的幅度;B、与加速度谱峰位置的距离;C、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离。

[0025] 具体地,所述选择能够反映心率的谱峰所对应的频率 f_{ppg} 的操作具体包括如下步骤:

[0026] 3-1) 获取滤波后的每个通道的脉搏波信号和加速度信号的功率谱;

[0027] 3-2) 分别搜索0.4~3Hz范围内的所有通道的脉搏波信号的功率谱的前k个幅度最高的谱峰;对于第n个通道的脉搏波信号,所选最高谱峰对应的频率为 f_{n1} 、 f_{n2} 、 f_{n3} 、…… f_{nk} ,对应的幅值为 h_{n1} 、 h_{n2} 、 h_{n3} 、…… h_{nk} 。搜索加速度信号功率谱的前m个最高的谱峰,其对应的频率分别为 f_{acc1} 、 f_{acc2} 、…… f_{accm} ;如果在上述范围内没有足够数量的谱峰,则用0进行补齐;

[0028] 3-3) 判断是不是时间上的第一个时间窗口,如果是,则直接选择所有通道脉搏波信号对应的功率谱0.4~3Hz范围内上述 $n \times k$ 个谱峰中最高谱峰对应的频率 f_{ppg} ,然后执行步骤4);

[0029] 3-4) 针对每个通道脉搏波信号中上述所搜索选择出来谱峰,分别计算三种因素对应的分数, S_{Chigh} 、 S_{Cdis1} 、 S_{Cdis2} 分别为谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离的分数;

[0030] 3-5) 针对每个通道脉搏波信号中上述所搜索选择出来谱峰,对每个谱峰计算出的三个分数进行如下加权结合计算以获得最后的总分数score:

[0031] $score = w_{high} \times S_{Chigh} + w_{dis1} \times S_{Cdis1} + w_{dis2} \times S_{Cdis2}$

[0032] 式中, w_{high} 、 w_{dis1} 、 w_{dis2} 分别为对应谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离的权重的分数;

[0033] 3-6) 从上述计算出的 $n \times k$ 个总分数中选择最大的分数的谱峰所对应的频率为 f_{ppg} ,如果存在多个一样的最大分数,则计算对应频率的均值作为最终的频率 f_{ppg} 。

[0034] 进一步,所述步骤3-4)中按照如下方式计算三种因素对应的分数:

[0035] A、对于谱峰的幅度对应的分数 S_{Chigh} ,设定幅度最高的谱峰其分数为1,其余谱峰的分数计算为: $S_{Chigh} = h/h_{max}$,其中h为谱峰的幅度, h_{max} 为上述分数为1的最高谱峰的幅度;

[0036] B、对于与加速度谱峰位置的距离,对应的分数 S_{Cdis1} 的计算如下:

$$[0037] \quad S_{Cdis1} = \begin{cases} 0.25 & dis1 < q/2 \\ 0.5 & dis1 \leq q \text{ and } dis1 \geq q/2 \\ 0.5 + 0.5 \times \frac{dis1 - q}{dis1_{max} - q} & dis1 > q \end{cases}$$

[0038] 上式中, $dis1$ 代表脉搏波信号中特定谱峰对应的频率和加速度谱峰对应的频率之间的最小距离,q是经验值,根据具体的情况取值;

[0039] C、对于与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离,对应的分数 S_{Cdis2} 的计算如下:

$$[0040] \quad S_{Cdis2} = \begin{cases} 1 & dis2 < p \\ 0 & dis2 > 3 * p \\ 0.8 + (dis2 - p) / (2.5 * p) & dis2 \leq 3p \text{ and } dis2 \geq p \end{cases}$$

[0041] 上式中, $dis2$ 代表当前脉搏波信号中特定谱峰对应的频率与上一个时间窗口确定的最终用于计算心率的谱峰对应的频率之间的距离,p是经验值,根据具体的情况取值。

[0042] 进一步优选地,在所述步骤3-5)中根据运动的剧烈程度调整三个因素对应分数的权重 w_{high} 、 w_{dis1} 、 w_{dis2} 。例如通过计算加速度信号的方差 sd_{acc} 来衡量运动的剧烈程度。优选按照如下方式调整三个因素对应分数的权重:在剧烈运动状态下,权重之比调整为 $w_{high} : w_{dis1} : w_{dis2} = w_1 : 2 * w_2 : w_3$;在平稳运动状态下,权重之比调整为 $w_{high} : w_{dis1} : w_{dis2} = w_1 : w_2 : 2 * w_3$;在一

般运动状态下,权重之比为 $w_{high}:w_{dis1}:w_{dis2}=w_1:w_2:w_3$, w_1 、 w_2 和 w_3 权重数值。

[0043] 此外,在所述步骤4)中,还可以设连续两个时间窗口心率变化的最大值为 σ ,上一个时间窗口的心率表示为 HR_{pre} ,当前时间窗口心率为 HR ,因此所述验证并输出的方法可用如下公式表示:

$$[0044] \quad HR = \begin{cases} HR_{pre} + \sigma & HR - HR_{pre} > \sigma \\ HR_{pre} - \sigma & HR - HR_{pre} < -\sigma \\ HR & other \end{cases}$$

[0045] 最终,将经过上式验证后的心率作为最终的心率进行输出。

[0046] 与现有技术相比,本发明的技术方案能够自适应的滤除不同运动状态下的噪声,有效的提高了心率监测的精度,对于不同的运动状态均能得出精确的心率,实现了心率的实时、准确监测。同时本发明的心率监测方法复杂度低,计算量小,能够有效的从各种运动状态下的光电容积脉搏波信号中提取出心率,适用于各种现有的可穿戴设备。

附图说明

[0047] 图1:心率监测方法框图;

[0048] 图2:并行自适应滤波示意图;

[0049] 图3:功率谱计算和谱峰选择算法流程图;

[0050] 图4:不同运动干扰情况下本发明实施效果图;其中,三角形代表真实的心率位置,圆形代表本发明实施方法估计的心率位置;图a为没有受到运动干扰的情况,真实心率为123.2bpm,估计心率为125bpm,图b为受到轻微运动干扰的情况,真实心率为84.5bpm,估计心率为86.25bpm,图c为受到严重运动干扰的情况,真实心率为76.4bpm,估计心率为77bpm;

[0051] 图5:实施例输出结果示意图,直线为真实心率,星号为本发明方法获得的估计心率值。

具体实施方式

[0052] 本发明针对在运动状态下,从光电容积脉搏波信号(以下简称为“PPG信号”)中获取监测心率提出了一种全新的框架,从而能够准确地实时计算心率。由于是实时计算心率,所以计算心率的过程是一个周期的过程,每个周期内计算一个时间窗口内的PPG信号对应的心率,然后滑动窗口计算下一个时间窗口的心率,最终可以输出连续的心率。具体每一个时间窗口内心率计算技术方案的框架如说明书附图1所示。该方法主要包括信号采集和预处理、信号滤波、谱峰选择和心率计算、验证和输出四个方面,以下将对各操作阶段进行详细说明。

[0053] 1、信号采集和预处理

[0054] 在信号采集过程中,利用手环等可穿戴设备可以采集到多个通道的PPG信号(PPG1、PPG2、……PPGn)和三轴加速度信号。虽然利用一个通道的PPG信号就可以求出心率,但是计算出的心率容易存在一定的误差。利用多个通道的PPG信号求心率,由于每个通道的PPG信号可能受到不同程度的干扰,因此多个通道的PPG信号可以互补从而有效的减少运动噪声的干扰。随着通道数量的增多,运动噪声的干扰会得到有效的抑制,但是同时通道数目的增加会影响信号处理的速度,从而影响设备的实时性,过多的通道也不适合在相对小

巧的可穿戴设备中实现。因此在实际的应用场景中一般采集3个通道的PPG信号,通过在可穿戴设备中设置3个LED灯,利用光电法采集3个通道的PPG信号。由于三轴加速度信号由运动而产生,所以其与运动噪声有着很高的相关性,因此可以将三轴加速度信号看成噪声信号。利用时间窗口将得到的PPG信号和加速度信号进行预处理,即分成一段段与时间窗口相对应的信号,一般来说时间窗口取6~10秒,然后每次递进2秒截取下一段信号,这样计算得出的心率相对来说比较准确而又不影响心率测量的实时性。随后在后续步骤中对每个时间窗口中的信号进行相同的处理,得到每个时间窗口对应的心率。

[0055] 2、信号滤波

[0056] 在信号滤波阶段,利用并行的自适应滤波器对每个通道的PPG信号分别进行处理,具体参见说明书附图2所示。在这里,使用时域上的三轴加速度信号所构成的合成加速度信号作为参考信号。所述三轴加速度信号分别是 ACC_1 、 ACC_2 和 ACC_3 ,三轴加速度信号合成的方式例如有如下四种方式:

$$[0057] \quad ACC_{com} = \sqrt{ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2} \quad (1)$$

$$[0058] \quad ACC_{com} = ACC_1^2 + ACC_2^2 + ACC_3^2 \quad (2)$$

$$[0059] \quad ACC_{com} = \sqrt{a * ACC_1^2 + b * ACC_2^2 + c * ACC_3^2} \quad (3)$$

$$[0060] \quad ACC_{com} = a * ACC_1 + b * ACC_2 + c * ACC_3 \quad (4)$$

[0061] 其中a、b、c分别代表各个加速度分量的权重。

[0062] 由于不同的加速度信号合成方法对最终的结果影响相差不大,在本发明中优选采用公式(1)所示的合成方式,因为这种合成方式计算简单,通过将三轴加速度信号平方求和再开根号的方式得到了归一化的合成加速度信号,不需要特别地去计算每个加速度分量的权重。

[0063] 本发明利用并行的自适应滤波器滤除PPG信号中的运动噪声,并行即是将两种不同的自适应滤波器相互结合。这里,有多种自适应滤波算法可以选择,包括LMS、NLMS、PNLMS、RLS等。为了更具有有一般性,本实施例中采用LMS滤波器和RLS滤波器相结合的方式。首先,将截取后的PPG信号和合成的三轴加速度信号同时放入两个不同的自适应滤波器中进行滤波,再将滤波之后的信号相加结合输出,得到最终需要的信号,自适应滤波器均采用经典的自适应滤波结构,通过横向滤波器和自适应滤波算法的组合实现滤波,通过采用不同的自适应滤波算法可以构造不同种类的滤波器。实验表明,LMS滤波器和RLS滤波器各自单独在滤波过程中均不能完美的滤除噪声,将两个滤波器的结果通过相加结合的方式输出能够结合两种滤波器的优点,有效的减少噪声的影响。

[0064] PPG信号经过前面的多通道并行自适应滤波之后,可以很好的消除大部分运动噪声,但是由于运动噪声的复杂性,即便使用了多通道并行自适应滤波后,仍会存在不能完全滤除的噪声信号。这种情况下就不能一般地简单选择PPG信号的功率谱上的最高谱峰来确定心率。因此,本发明进一步提出了一个精心设计的谱峰加权选择方法,从而进一步减少运动噪声带来的影响。

[0065] 3、谱峰选择和心率计算

[0066] 本发明的谱峰加权选择的流程参见说明书附图1和3所示。由于人的心率基本集中在0.4~3Hz范围内,所以一般在这个范围内寻找谱峰。在谱峰选择过程中,先在信号的功率

谱中选出一批备选的谱峰,然后从备选的谱峰中挑选出最能反映心率的谱峰。这其中主要考虑如下3个因素:

[0067] (1) 谱峰的幅度;

[0068] (2) 与加速度谱峰位置的距离;

[0069] (3) 与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离。

[0070] 对上述每个因素计算出一个分数,然后将3种因素对应的分数加权结合得到最后总分数,最后总分数最高的谱峰就是要找的谱峰。在上述加权结合的过程中,本方法可以进一步优选采用动态的加权结合方式,以考虑到运动的剧烈程度。对于运动比较舒缓、PPG信号比较平稳的情况,提高与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离这个因素对应的分数的权重;对于运动非常剧烈的情况,提高谱峰的幅度这个因素对应的分数的权重;一般情况下,采用一组固定的权重组合即可。具体的步骤如下:

[0071] 1) 分别计算经过并行自适应滤波后的每个通道的PPG信号和加速度信号的功率谱。

[0072] 2) 分别搜索0.4~3Hz范围内的所有通道的PPG信号的功率谱的前k个最高的谱峰,k一般可以取3~5,太少可能会忽略真实心率对应的谱峰,太多会增加计算复杂度,影响实时性,在本实施例中设定k=4。对于第n个通道的PPG信号,其最高谱峰对应的频率为 f_{n1} 、 f_{n2} 、 f_{n3} 、 f_{n4} ,对应的幅值为 h_{n1} 、 h_{n2} 、 h_{n3} 、 h_{n4} 。搜索加速度信号功率谱的前m个最高的谱峰,m的值不宜过大,会增加计算量,并且可能会影响实际心率的选取,一般m取1~2,在本实施例中设定m=2,其对应的频率分别为 f_{acc1} 和 f_{acc2} 。如果在这个范围内没有这么多的谱峰,则用0代替谱峰。

[0073] 3) 判断是不是第一个时间窗口,如果是,则直接选择所有通道PPG信号对应的功率谱0.4~3Hz范围内上述 $n \times k$ 个谱峰中最高谱峰对应的频率 f_{ppg} ,然后执行步骤7),使用该频率计算出最终的心率。如果不是,继续步骤4)。

[0074] 4) 针对每个通道PPG信号中上述所搜索选择出来谱峰,分别计算三种因素对应的分数。

[0075] 4-1) 对于谱峰幅度对应的分数 S_{Chigh} ,设定幅度最高的谱峰其分数为1,其余谱峰的分数计算为: $S_{Chigh} = h/h_{max}$,其中h为谱峰的幅度, h_{max} 为上述分数为1的最高谱峰的幅度。

[0076] 4-2) 对于与加速度谱峰位置的距离,对应的分数 S_{Cdis1} 的计算如下:

[0077]

$$S_{Cdis1} = \begin{cases} 0.25 & dis1 < q/2 \\ 0.5 & dis1 \leq q \text{ and } dis1 \geq q/2 \\ 0.5 + 0.5 * \frac{dis1 - q}{dis1_{max} - q} & dis1 > q \end{cases} \quad (5)$$

[0078] 其中,dis1代表PPG信号中特定谱峰对应的频率和加速度谱峰对应的频率之间的最小距离,q是经验值,根据具体的情况取值。

[0079] 4-3) 对于与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离,对应的分数 S_{Cdis2} 的计算如下:

[0080]

$$S_{C_{dis2}} = \begin{cases} 1 & dis2 < p \\ 0 & dis2 > 3 * p \\ 0.8 + (dis2 - p) / (2.5 * p) & dis2 \leq 3p \text{ and } dis2 \geq p \end{cases} \quad (6)$$

[0081] 其中dis2代表当前PPG信号中所选谱峰对应的频率与上一个时间窗口确定的最终用于计算心率的谱峰对应的频率之间的距离,p是经验值,根据具体的情况取值。

[0082] 5) 针对每个通道PPG信号中上述所搜索选择出来谱峰,对每个谱峰计算出的三个分数进行加权结合计算获得最后的总分数。因此对于n个通道的PPG信号,总共计算出n×k个总分数,在本实施例中是4×n个总分数。优选地,加权结合的过程中利用每个时间窗口的加速度信号来衡量运动的“剧烈程度”,计算加速度信号的方差sd_{acc},公式如下所示:

[0083]

$$sd_{acc} = \frac{\sum_{i=1}^N (ACC_{com_i} - \overline{ACC_{com}})^2}{N} \quad (7)$$

[0084] 其中,N为每个时间窗口加速度信号的采样点的数目,ACC_{com_i}代表第i个点的加速度信号的值, $\overline{ACC_{com}}$ 代表整个时间窗口的加速度信号的平均值,由于单位等因素的影响,方差的大小判定可以按照实际情况来调整。

[0085] 5-1) 如果方差很大,认为其处于剧烈运动状态,权重之比调整为w_{high}:w_{dis1}:w_{dis2}=w₁:2*w₂:w₃;

[0086] 5-2) 如果方差很小,则认为其处于平稳状态,权重之比调整为w_{high}:w_{dis1}:w_{dis2}=w₁:w₂:2*w₃;

[0087] 5-3) 其余情况为一般的运动状态,权重之比为w_{high}:w_{dis1}:w_{dis2}=w₁:w₂:w₃。

[0088] w₁、w₂和w₃权重数值。最终计算出的总分数为score=w_{high}×S_{Chigh}+w_{dis1}×S_{C_{dis1}}+w_{dis2}×S_{C_{dis2}}。

[0089] 6) 从上述计算出的n×k个总分数,在本实施例中是4×n个总分数中选择最大的分数的谱峰所对应的频率为f_{ppg},如果存在多个一样的最大分数,则计算对应频率的均值作为最终的频率。

[0090] 7) 利用上述所获得f_{ppg}计算最终的心率,每个时间窗口对应的心率计算为HR=f_{ppg}×60 (BPM)。

[0091] 在一个特定的实施例中,在计算与加速度谱峰位置的距离分数S_{C_{dis1}}时,设置q=0.17Hz;在计算与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离对应的分数S_{C_{dis2}}时,设置p=0.2Hz;将3个因素对应的分数加权结合时,采用加权系数w₁:w₂:w₃=5:2:4。上述各个值的设定均是根据实际情况而设定的,通过一些训练数据不断的调整得到最优的参数,最终得到的心率的平均误差为0.55bpm。

[0092] 4、验证和输出

[0093] 根据上述的谱峰选择和心率计算步骤,可以获得相应的心率HR=f_{ppg}×60 (BPM)。在本发明中,优选地,这个心率还要进一步经过验证、评估才能作为最终的心率进行输出。在连续时间内,人的心率变化不可能是一个突变的过程。虽然在之前的步骤中,考虑了与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离这个因素,但还是可能会存在相邻时间窗口心率变化

过大的情况。针对这种情况，设计了如下的验证流程。

[0094] 设连续两个时间窗口心率变化的最大值为 σ ， σ 一般来说可以取0.1~0.2Hz，这样比较符合人体心率变化的规律，具体的值可以根据实际的实验效果进行调整。上一个时间窗口的心率表示为 HR_{pre} ，则当前时间窗口心率 HR 的验证和估计方法可用如下公式表示：

$$[0095] \quad HR = \begin{cases} HR_{pre} + \sigma & HR - HR_{pre} > \sigma \\ HR_{pre} - \sigma & HR - HR_{pre} < -\sigma \\ HR & other \end{cases} \quad (8)$$

[0096] 经过上式验证后的心率作为最终的心率进行输出。在与步骤3相同的实施例当中，连续两个时间窗口心率变化的最大值根据实验获得的经验可以设置为 $\sigma=0.17\text{Hz}$ 。

[0097] 具体采用本发明的多通道并行滤波和谱峰加权选择算法所能达到的效果可以参见说明书附图4所示。图中比对了不同运动干扰情况下，本发明方法的表现。其中，真实心率为利用胸带上的ECG传感器采集到的ECG信号计算得出的心率，而心率估计值为使用本发明的方法获得。图中只展示了一个通道的PPG信号，实际上，估计的心率是从三个通道的PPG信号的频域的谱峰点中挑选出来的，所以图中的展示可能会出现估计的心率点不是峰值点的情况（例如图c右图），这代表该估计心率点其他通道的PPG信号的谱峰点。图a为没有受到运动干扰的情况，可见估计心率位置与真实心率位置完全一致。图b为受到轻微运动干扰的情况，估计心率位置与真实心率位置仍然非常接近。即便到图c受到严重运动干扰，在这种情况下，真实心率点淹没在噪声中，估计的心率位置和真实心率位置依然非常的接近。可见本发明的方法在各种运动干扰的情况下都能获得准确的结果，适应性非常好。

[0098] 本发明上述实施例所获得的输出结果参见说明书附图5所示，该图为利用受测人按一定规律运动采集的数据计算得出的结果，具体运动规律为：30s休息→2min跑步→2min深蹲→30s休息，选用经过实验证明的，上述实施例中采用的参数设定对该数据进行处理可见能够获得很好的效果。

[0099] 本发明主要包含多通道并行的自适应滤波和精心设计的自适应的谱峰选择方法，实现了运动状态下心率的实时监测。相对于现有技术中的数据处理方法，由于本方案监测精度高、复杂性低、计算量小，对于各种运动状态都具有很强的鲁棒性，测量精度能够稳定地保持在很高的水平，因此非常使用于各种可穿戴设备的实时心率监测。

[0100] 上面所述的只是说明本发明的一种基于多通道并行滤波和谱峰加权选择算法的心率监测方法的实施方式，由于对相同技术领域的普通技术人员来说很容易在此基础上进行若干修改和改动，因此本说明书并非是要将本发明的心率监测方法局限在所示和所述的具体步骤范围内，故凡是所有可能被利用的相应修改及等同方法，均属于本发明所申请的专利范围。

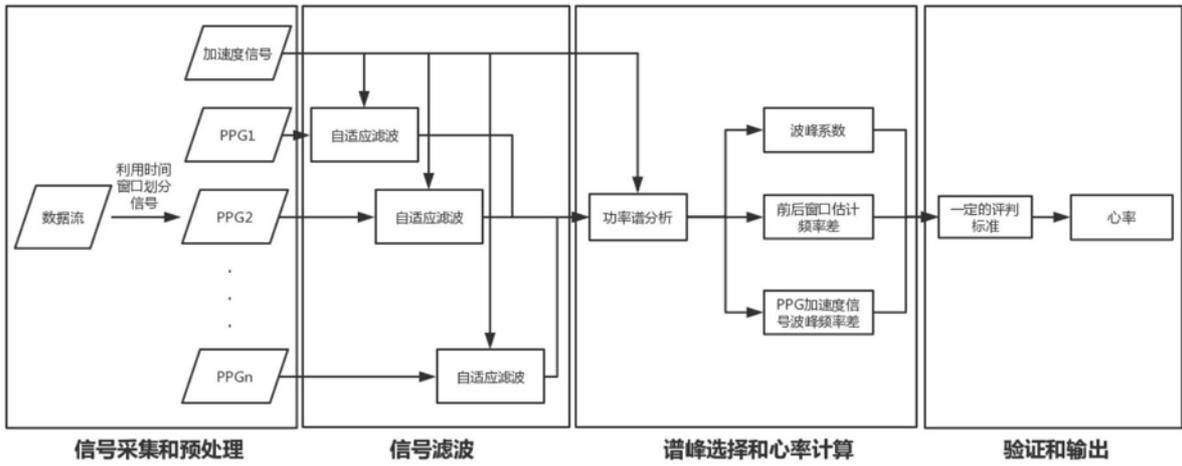


图1

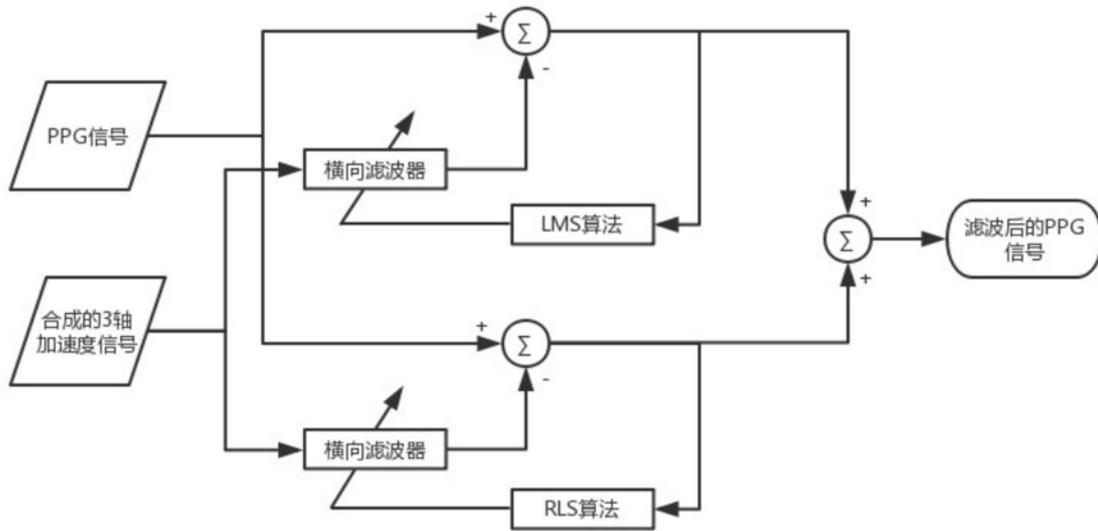


图2

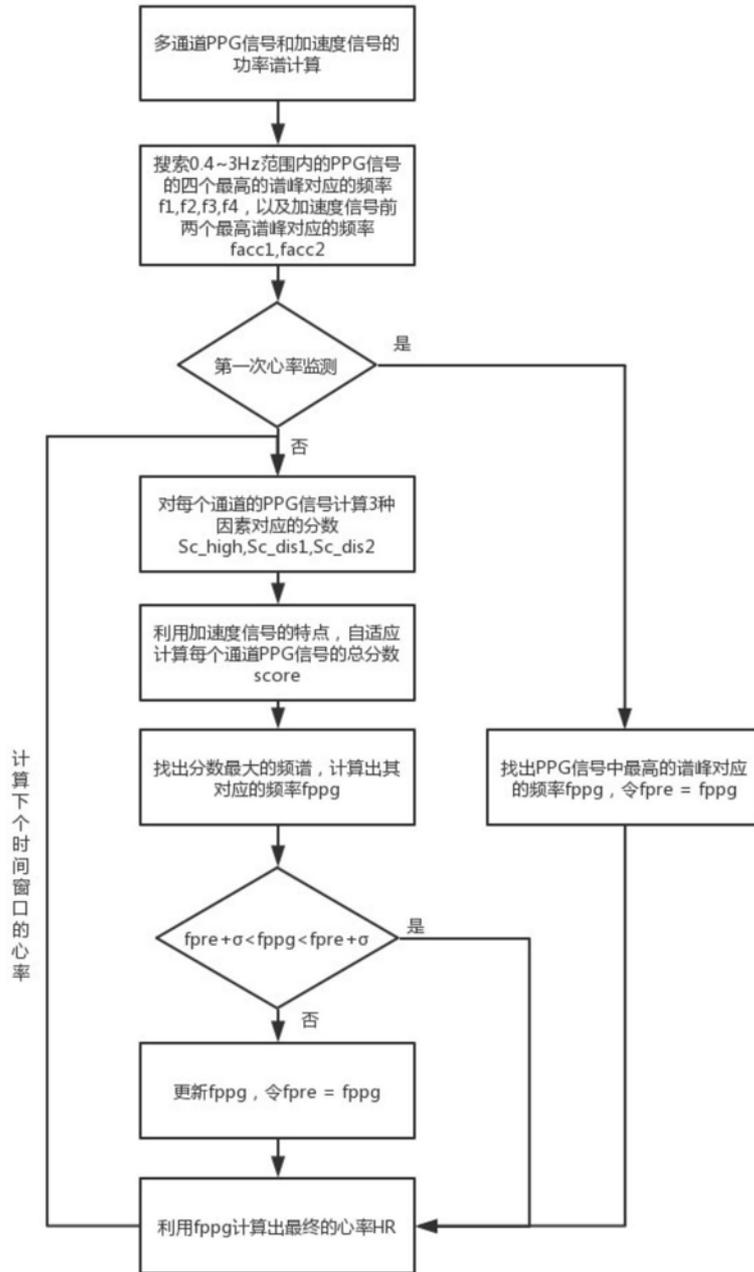
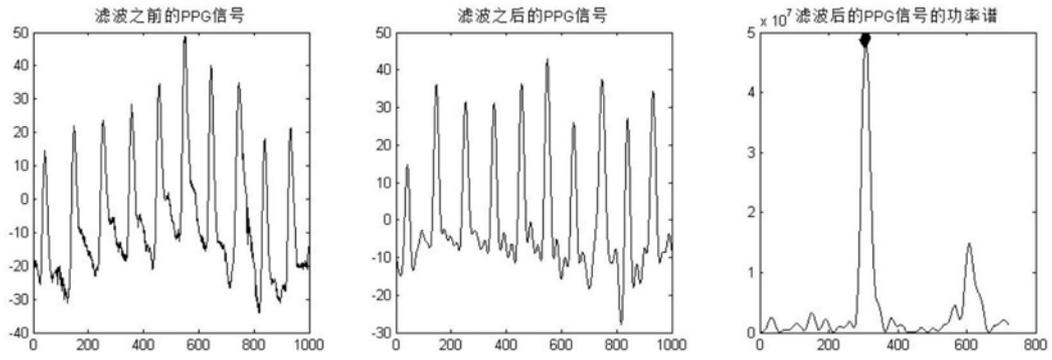
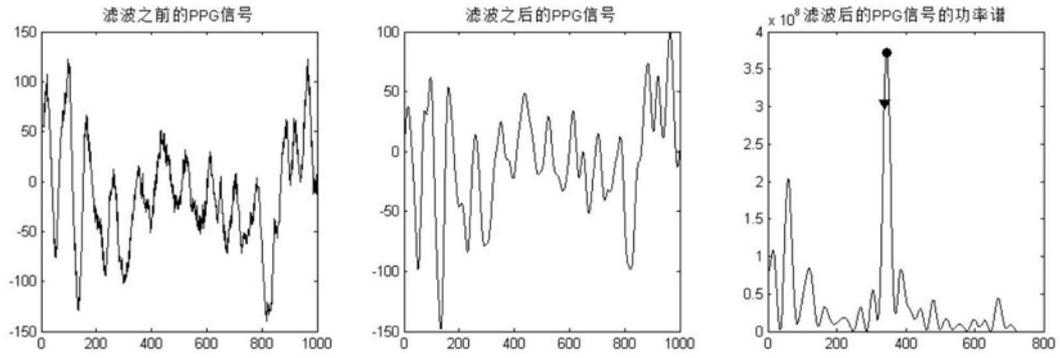


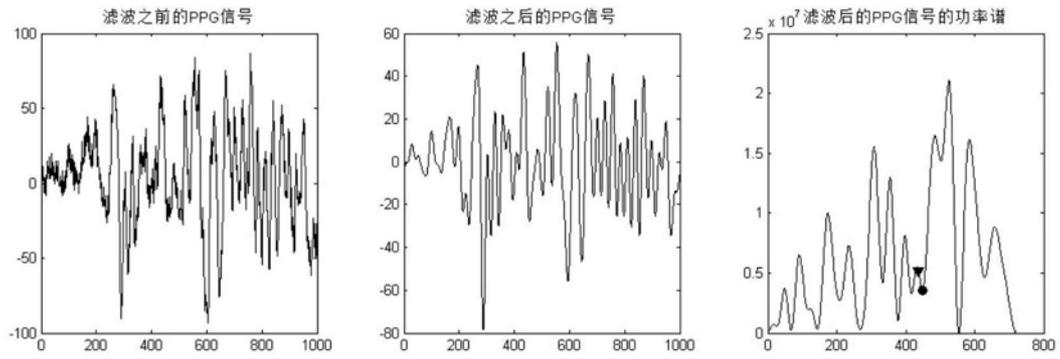
图3



a. 没有受到运动干扰的情况



b. 受到轻微运动干扰的情况



c. 受到严重运动干扰的情况

图4

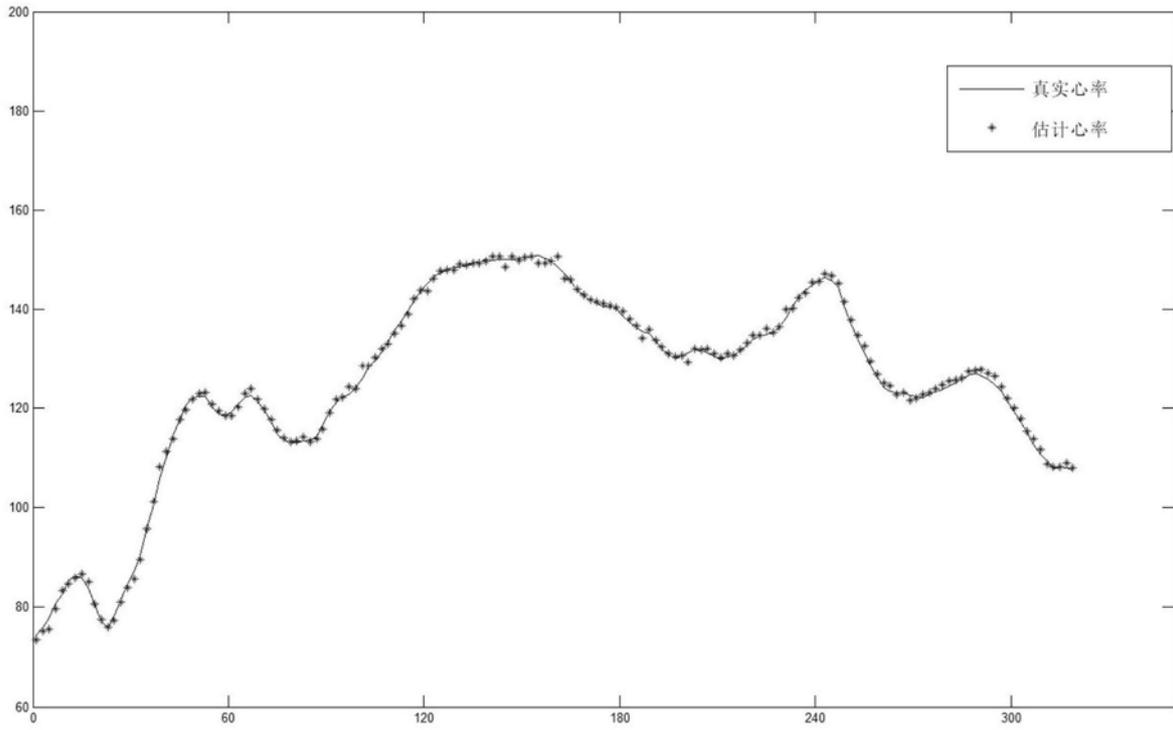


图5

专利名称(译)	基于多通道并行滤波和谱峰加权选择算法的心率监测方法		
公开(公告)号	CN109864713A	公开(公告)日	2019-06-11
申请号	CN201910267865.7	申请日	2019-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京邮电大学		
[标]发明人	袁学光 张阳安 陈功 宋旭晖 梁宁		
发明人	袁学光 张阳安 陈功 宋旭晖 梁宁		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 G06F17/18		
代理人(译)	吕良 张群峰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种多通道并行的自适应滤波方法，具体采集多个通道的脉搏波信号以及三轴加速度信号，使用三轴加速度信号所构成的合成加速度信号作为参考信号，并利用由两种不同的自适应滤波器相结合所获得的并行自适应滤波器进行滤波。优选地，在最能反映心率的谱峰选择过程中还考虑谱峰的幅度、与加速度谱峰位置的距离、与前一个时间窗口确定的谱峰位置的距离三个因素，由此进一步提高了心率监测的精度，从而整套方案能够有效地从各种运动状态下的光电容积脉搏波信号中提取出心率，实现运动噪声下心率的实时、精确的监测，非常适用于可穿戴设备中的心率监测。

