



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110151158 A  
(43)申请公布日 2019.08.23

(21)申请号 201910542880.8

(22)申请日 2019.06.21

(71)申请人 深圳市奋达智能技术有限公司  
地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道浪心社区奋达工业园厂房A五层

(72)发明人 李莉 吴保盛

(74)专利代理机构 深圳市精英专利事务所  
44242

代理人 刘萍

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

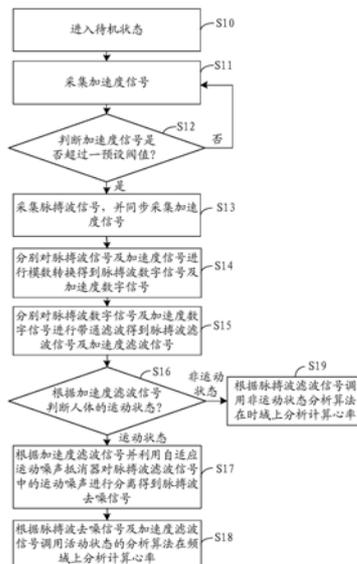
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置

(57)摘要

一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置,包括:采集脉搏波信号,并同步采集加速度信号;分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号;根据加速度滤波信号判断运动状态;若为活动状态,根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号,再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上计算心率;若为非活动状态,根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上计算心率。其可根据不同运动状态选择不同算法计算心率,功耗低。



CN 110151158 A

1. 一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,包括:

采集脉搏波信号,并同步采集加速度信号;

分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;

分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号;

根据加速度滤波信号判断人体的运动状态;

若为活动状态,根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号,再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率;

若为非活动状态,根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率。

2. 根据权利要求1所述的低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,所述分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,具体包括:

利用第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,所述第一等效差分方程为:

$$Y1(n) = \sum_{K=0}^N a1_K X1(n - K) - \sum_{K=1}^N b1_K Y1(n - K)$$

其中, $Y1(n)$ 为当前的脉搏波滤波信号, $X1(n-k)$ 为当前的脉搏波数字信号离散序列, $Y1(n-k)$ 为之前的脉搏波数字信号离散序列, $a1_k$ 为一滤波系数, $b1_k$ 为另一滤波系数;

利用第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波,所述第二等效差分方程为:

$$Y2(n) = \sum_{K=0}^N a2_K X2(n - K) - \sum_{K=1}^N b2_K Y2(n - K)$$

其中, $Y2(n)$ 为当前的加速度滤波信号, $X2(n-k)$ 为当前的加速度数字信号离散序列, $Y2(n-k)$ 为之前的加速度数字信号离散序列, $a2_k$ 为一滤波系数, $b2_k$ 为另一滤波系数。

3. 根据权利要求1所述的低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,所述根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率,具体包括:

分别对脉搏波去噪信号及加速度滤波信号进行快速傅立叶变换得到脉搏波去噪信号的频率及加速度滤波信号的频率;

根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出实际脉搏波频率点 $F'$ ;

利用公式 $HR = F' * 60$ 计算得到心率。

4. 根据权利要求1所述的低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,所述采集脉搏波信号,并同步采集加速度信号之前,包括:

进入待机状态;

采集加速度信号并判断加速度信号是否超过一预设阈值;

若是,开启脉搏波信号及加速度信号的同步采集。

5.根据权利要求4所述的低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,所述采集脉搏波信号,具体包括:

向人体发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号;  
接收经血液吸收后反射回来的第一光信号;  
对反射回来的第一光信号进行信号处理得到脉搏波信号。

6.根据权利要求5所述的低功耗动态和静态连续心率的测量方法,其特征在于,所述向人体发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号之前,包括:

向人体发射第二光信号;  
接收反射回来的第二光信号;  
根据所接收的第二光信号判断是否佩戴测量装置;  
若佩戴,停止发射第二光信号。

7.一种低功耗动态和静态连续心率的测量装置,其特征在于,包括有:

一脉搏波采集模块,用于采集脉搏波信号;  
一加速度采集模块,用于采集加速度信号;  
一模数转换模块,分别与所述脉搏波采集模块及加速度采集模块连接,用于分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;  
一处理模块,分别与所述脉搏波采集模块、加速度采集模块及模数转换模块连接,用于对分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,并根据加速度滤波信号判断人体的运动状态,再根据运动状态的判断结果选择根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号后再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率或者根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率;  
一显示模块,与所述处理模块连接,用于输出显示心率。

8.根据权利要求7所述的低功耗动态和静态连续心率的测量装置,其特征在于,所述活动状态的分析算法为 $HR=F' * 60$ ,其中, $F'$ 为根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出的实际脉搏波频率点,HR为心率。

9.根据权利要求7所述的低功耗动态和静态连续心率的测量装置,其特征在于,所述非运动状态分析算法具体为根据脉搏波滤波信号中的脉搏波间距计算心率。

10.根据权利要求7所述的低功耗动态和静态连续心率的测量装置,其特征在于,所述处理模块还用于判断加速度信号是否超过一预设阈值并根据判断结果控制所述脉搏波采集模块及加速度采集模块的工作。

## 一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及心率测量技术领域,尤其涉及一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置。

### 背景技术

[0002] 随着生活水平的不断提高,人们对身体健康也越来越重视,其中,关注自身的实时心率变化是评判身体是否健康的重要指标之一,某部分人群需要经常进行心率检测以监测其身体变化,如此,日常用的心率检测装置开始出现在人们的生活中。然而,目前市面上很多心率检测装置在日常静态或者运动状态下都不能准确地检测到用户的心率变化,造成用户体验性很差,目前大部分心率检测装置不能有效地识别出不同运动状态给信号带来的噪声干扰,容易造成监测误差。此外,很多心率检测装置在静态和运动状态两种不同的状态下进行心率测量时均使用同一计算处理方法,造成功耗较高。

[0003] 鉴于此,有必要研发一种可以有效识别不同运动状态且功耗较低的心率测量方法及装置。

### 发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题在于提供一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置,以满足不同状态的心率检测,同时避免功耗过大。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明公开了如下技术方案。一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法,包括:

[0006] 采集脉搏波信号,并同步采集加速度信号;

[0007] 分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;

[0008] 分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号;

[0009] 根据加速度滤波信号判断人体的运动状态;

[0010] 若为活动状态,根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号,再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率;

[0011] 若为非活动状态,根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率。

[0012] 其进一步技术方案为:所述分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,具体包括:

[0013] 利用第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,所述第一等效差分方程为:

$$[0014] \quad Y1(n) = \sum_{K=0}^N a1_K X1(n - K) - \sum_{K=1}^N b1_K Y1(n - K)$$

[0015] 其中, Y1(n) 为当前的脉搏波滤波信号, X1(n-k) 为当前的脉搏波数字信号离散序列, Y1(n-k) 为之前的脉搏波数字信号离散序列, a1<sub>k</sub> 为一滤波系数, b1<sub>k</sub> 为另一滤波系数;

[0016] 利用第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波, 所述第二等效差分方程为:

$$[0017] \quad Y2(n) = \sum_{K=0}^N a2_K X2(n - K) - \sum_{K=1}^N b2_K Y2(n - K)$$

[0018] 其中, Y2(n) 为当前的加速度滤波信号, X2(n-k) 为当前的加速度数字信号离散序列, Y2(n-k) 为之前的加速度数字信号离散序列, a2<sub>k</sub> 为一滤波系数, b2<sub>k</sub> 为另一滤波系数。

[0019] 其进一步技术方案为: 所述根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率, 具体包括:

[0020] 分别对脉搏波去噪信号及加速度滤波信号进行快速傅立叶变换得到脉搏波去噪信号的频率及加速度滤波信号的频率;

[0021] 根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出实际脉搏波频率点 F' ;

[0022] 利用公式 HR = F' \* 60 计算得到心率。

[0023] 其进一步技术方案为: 所述采集脉搏波信号, 并同步采集加速度信号之前, 包括:

[0024] 进入待机状态;

[0025] 采集加速度信号并判断加速度信号是否超过一预设阈值;

[0026] 若是, 开启脉搏波信号及加速度信号的同步采集。

[0027] 其进一步技术方案为: 所述采集脉搏波信号, 具体包括:

[0028] 向人体发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号;

[0029] 接收经血液吸收后反射回来的第一光信号;

[0030] 对反射回来的第一光信号进行信号处理得到脉搏波信号。

[0031] 其进一步技术方案为: 所述向人体发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号之前, 包括:

[0032] 向人体发射第二光信号;

[0033] 接收反射回来的第二光信号;

[0034] 根据所接收的第二光信号判断是否佩戴测量装置;

[0035] 若佩戴, 停止发射第二光信号。

[0036] 一种低功耗动态和静态连续心率的测量装置, 包括有:

[0037] 一脉搏波采集模块, 用于采集脉搏波信号;

[0038] 一加速度采集模块, 用于采集加速度信号;

[0039] 一模数转换模块, 分别与所述脉搏波采集模块及加速度采集模块连接, 用于分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;

[0040] 一处理模块,分别与所述脉搏波采集模块、加速度采集模块及模数转换模块连接,用于对分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,并根据加速度滤波信号判断人体的运动状态,再根据运动状态的判断结果选择根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号后再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率或者根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率;

[0041] 一显示模块,与所述处理模块连接,用于输出显示心率。

[0042] 其进一步技术方案为:所述活动状态的分析算法为 $HR = F' * 60$ ,其中, $F'$ 为根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出的实际脉搏波频率点, $HR$ 为心率。

[0043] 其进一步技术方案为:所述非运动状态分析算法具体为根据脉搏波滤波信号中的脉搏波间距计算心率。

[0044] 其进一步技术方案为:所述处理模块还用于判断加速度信号是否超过一预设阈值并根据判断结果控制所述脉搏波采集模块及加速度采集模块的工作。

[0045] 本发明的有益技术效果是:该低功耗动态和静态连续心率的测量方法通过采集脉搏波信号及加速度信号并对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换及滤波处理,然后根据加速度滤波信号判断人体的运动状态,再根据不同判断结果选择调用活动状态的分析算法或者调用非活动状态的分析算法来计算心率,该测量方法充分考虑了实际生活中不同运动状态对心率测量的影响,通过所采集的加速度信号判断人体的运动状态,并根据运动状态的判断结果选择不同的运算算法来计算心率,如此避免在动态和静态两种不同的状态下均使用同一处理方法计算心率而造成功耗大的问题。

## 附图说明

[0046] 图1是本发明一实施例的方法步骤流程图;

[0047] 图2是本发明一实施例的自适应运动噪声抵消器的结构示意图;

[0048] 图3是本发明一实施例步骤S18的具体步骤流程图;

[0049] 图4是本发明一实施例步骤S13中采集脉搏波信号的具体步骤流程图;

[0050] 图5是本发明一实施例的装置结构框图;

[0051] 图6是本发明一实施例的装置结构剖视图;

[0052] 图7是本发明一实施例的装置结构图。

## 具体实施方式

[0053] 为了更充分理解本发明的技术内容,下面结合示意图对本发明的技术方案进一步介绍和说明,但不局限于此。

[0054] 如图1所示,在本发明中,该低功耗动态和静态连续心率的测量方法包括:

[0055] S10,进入待机状态;

[0056] S11,采集加速度信号;

[0057] S12,判断加速度信号是否超过一预设阈值,若是,执行步骤S13,若否,返回步骤

S11;

[0058] S13,采集脉搏波信号,并同步采集加速度信号;

[0059] S14,分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;

[0060] S15,分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号;

[0061] S16,根据加速度滤波信号判断人体的运动状态,若为活动状态,执行步骤S17,若为非活动状态,执行步骤S19;

[0062] S17,根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号,

[0063] S18,根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率;

[0064] S19,根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率。

[0065] 实际工作中,通常地,采集的脉搏波信号及加速度信号属于模拟信号,脉搏波信号及加速度信号在采集过程中容易受到各种噪声信号的干扰,造成采集的脉搏波信号及加速度信号中存在较多的噪声信号。为避免这些噪声信号对心率测量的准确性造成影响,本申请中,在进行心率计算处理前先需要对脉搏波信号及加速度信号进行了模数转换及滤波,同时充分考虑了实际生活中人体的不同运动状态对心率测量的影响,通过所采集的加速度信号判断人体的运动状态,并根据运动状态的判断结果选择不同的运算算法来计算心率,如此避免在动态和静态两种不同的状态下均使用同一处理方法计算心率而造成功耗大的问题。

[0066] 本申请中,采集的脉搏波数字信号经过滤波处理后可去除部分噪声干扰,但脉搏波滤波信号中仍存在较多的运动噪声,这些运动噪声会对运动状态下的心率测量造成偏差。为避免偏差,在活动状态下测量心率时,通过步骤S17对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到的脉搏波去噪信号,如图2所示,本申请中利用自适应运动噪声抵消器进行运动噪声分离时,输入端的离散序列信号为 $X(n) = S(n) + V_0(n)$ ,其中, $X(n)$ 为脉搏波滤波信号, $S(n)$ 为脉搏波去噪信号, $V_0(n)$ 为运动噪声信号,脉搏波滤波信号 $X(n)$ 实际上为脉搏波去噪信号 $S(n)$ 与运动噪声信号 $V_0(n)$ 的叠加信号,即脉搏波滤波信号中仍存在较多的运动噪声信号,参考运动信号 $V_1(n)$ 为加速度滤波信号,参考运动信号 $V_1(n)$ 与运动噪声信号 $V_0(n)$ 相关,但与脉搏波去噪信号 $S(n)$ 不相关。工作时,脉搏波滤波信号 $X(n)$ 输入自适应运动抵消器的 $d_j$ 端,参考运动信号 $V_1(n)$ 输入自适应运动抵消器的 $X_j$ 端,自适应运动抵消器AF接收误差 $e_j$ 的控制,调整 $W_j$ ,使得它的输出 $y_j$ 等于 $d_j$ 中与它相关的 $V_0(n)$ ,于是 $e_j$ 作为 $d_j$ 与 $y_j$ 之差就接近等于脉搏波去噪信号 $S(n)$ ,即是剩下了去除运动噪声干扰后的脉搏波去噪信号,此时脉搏波去噪信号中基本不存在运动噪声,有利于提高心率测量计算的准确性。

[0067] 本申请中,运动状态为非活动状态,即静态时,脉搏波滤波信号基本不存在运动噪声,此时无需进行运动噪声分离,直接根据脉搏波滤波信号的间距计算心率即可,有助于降低功耗。

[0068] 另外,通过本申请中的步骤S10~S12可智能地控制检测装置开启心率测量处理,其中进入待机状态后,系统将开启加速度信号的采集并根据加速度信号与预设阈值的比对

结果判断是否开启脉搏波信号及加速度信号的同步采集,如此可以有效地降低功耗。其中,本领域普通技术人员可根据是否有人动用测量设备时的加速度情况来设置预设阈值。

[0069] 当然,在其他一些实施例中可人为地判断佩戴情况,此时可以直接进行心率测量,无需通过步骤S10~S12进行佩戴判断。

[0070] 在本实施例中,步骤S15,分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,具体包括:

[0071] 利用第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,该第一等效差分方程为:

$$[0072] \quad Y1(n) = \sum_{K=0}^N a1_K X1(n - K) - \sum_{K=1}^N b1_K Y1(n - K)$$

[0073] 其中, $Y1(n)$ 为当前的脉搏波滤波信号, $X1(n-k)$ 为当前的脉搏波数字信号离散序列, $Y1(n-k)$ 为之前的脉搏波数字信号离散序列, $a1_K$ 为一滤波系数, $b1_K$ 为另一滤波系数;

[0074] 利用第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波,该第二等效差分方程为:

$$[0075] \quad Y2(n) = \sum_{K=0}^N a2_K X2(n - K) - \sum_{K=1}^N b2_K Y2(n - K)$$

[0076] 其中, $Y2(n)$ 为当前的加速度滤波信号, $X2(n-k)$ 为当前的加速度数字信号离散序列, $Y2(n-k)$ 为之前的加速度数字信号离散序列, $a2_K$ 为一滤波系数, $b2_K$ 为另一滤波系数。

[0077] 本实施例中,通过第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,可有效地去除脉搏波数字信号中的部分噪声和基线漂移的干扰;同样地,通过第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波,可有效地去除加速度数字信号中的部分噪声和基线漂移的干扰,从而确保后续进一步计算处理的准确性。

[0078] 本实施例中,如图3所示,步骤S18,根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上分析计算心率,具体包括:

[0079] S180,分别对脉搏波去噪信号及加速度滤波信号进行快速傅立叶变换得到脉搏波去噪信号的频率及加速度滤波信号的频率;

[0080] S181,根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出实际脉搏波频率点 $F'$ ;

[0081] S182,利用公式 $HR = F' * 60$ 计算得到心率。

[0082] 在运动状态下,加速度滤波信号的频率与脉搏波去噪信号的频率通常存在一定的相关性,例如,加速度滤波信号的频率较高时,脉搏波去噪信号的频率通常也较高;加速度滤波信号的频率较低时,脉搏波去噪信号的频率通常也较低。但倘若加速度滤波信号的频率较高时,脉搏波去噪信号的频率却出现较低的情况,说明该脉搏波去噪信号中存在一些干扰信号,这些干扰信号影响了脉搏波去噪信号的频率,对于这部分存在较多干扰信号源的数据应进行剔除,本实施例通过步骤S181剔除了存在较多干扰信号源的数据,可以有效地判断找出实际脉搏波频率点 $F'$ ,如此再根据公式 $HR = F' * 60$ 可计算得到的准确的心率数

据。

[0083] 本申请中,步骤S19,根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率具体是根据脉搏波滤波信号中的脉搏波间距计算心率,如此可更快速和更省电地计算出心率结果,达到降低整机功耗的目的。

[0084] 本申请中,采集脉搏波时可通过不同的方式实现,例如在本实施例中采用光信号实现脉搏波的采集,具体地,如图4所示,步骤13中的采集脉搏波信号具体包括:

[0085] S130,向人体发射第二光信号;

[0086] S131,接收反射回来的第二光信号;

[0087] S132,根据所接收的第二光信号判断是否佩戴测量装置;若佩戴,执行步骤S133,若未佩戴,执行步骤S137;

[0088] S133,停止发射第二光信号;

[0089] S134,向人体发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号;

[0090] S135,接收经血液吸收后反射回来的第一光信号;

[0091] S136,对反射回来的第一光信号进行信号处理得到脉搏波信号;

[0092] S137,不发射可穿透皮肤以被血液吸收的第一光信号,返回执行步骤S130。

[0093] 其中,在进行佩戴检测判断时,主要是利用第二光信号对皮肤反射的特点,未佩戴时第二光信号的反射值很小,而当人体佩戴上后,第二光信号通过人体的反射值出现数量级的变化,此时,根据反射值的变化特征可设置不同的判断阈值,并通过第二光信号的反射值与判断阈值的对比结果来检测判断是否佩戴测量装置。

[0094] 步骤S130~S132中通过第二光信号判断测量装置的佩戴情况并根据佩戴情况控制测量装置的工作,若佩戴时,通过步骤S133~S136实现脉搏波信号的采集;若未佩戴时,控制测量装置不发射第一光信号,从而有效地降低测量装置的功耗。在本实施例中,第一光信号通常采用波长为400nm~1100nm的光实现,例如可采用16hz~32hz的绿色光信号、16hz~32hz的红色光信号或16hz~32hz的红外光信号等;第二光信号可采用16hz~32hz的红外光信号实现。

[0095] 当然,在其他一些实施例中,可采用其他方式检测判断测量装置的佩戴情况,如可采用接近式传感器或者电容式传感器等通过信号强度与一预设信号强度阈值的比对结果来判断佩戴情况。此外,甚至还可以人为地判断测量装置的佩戴情况,此时无需通过第二光信号进行判断,即可省略步骤S130~S132的判断处理过程。

[0096] 本申请中还提供了一种低功耗动态和静态连续心率的测量装置,如图5所示,该测量装置包括有一脉搏波采集模块10、一加速度采集模块11、一模数转换模块12、一处理模块13及一显示模块14,其中,脉搏波采集模块10用于采集脉搏波信号;加速度采集模块11用于采集加速度信号;模数转换模块12分别与脉搏波采集模块10及加速度采集模块11连接,用于分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号;处理模块13分别与脉搏波采集模块10、加速度采集模块11及模数转换模块12连接,用于分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号,并根据加速度滤波信号判断人体的运动状态,再根据运动状态的判断结果选择根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号后再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算

法在频域上分析计算心率或者根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上分析计算心率;显示模块14与处理模块13连接,用于输出显示心率。

[0097] 本申请中,该测量装置可实现不同运动状态的判断,并根据运动状态的判断结果选择调用活动状态的分析算法或非活动状态的分析算法来计算心率,确保了心率测量的准确性,同时有利于降低装置的功耗。

[0098] 本申请中,在活动状态下,脉搏波去噪信号及加速度滤波信号存在着一定的关联性,先对脉搏波去噪信号及加速度滤波信号进行快速傅立叶变换得到脉搏波去噪信号的频率及加速度滤波信号的频率,再根据脉搏波去噪信号的最强谱峰值及加速度滤波信号的频率判断找出的实际脉搏波频率点 $F'$ ,最后根据活动状态的分析算法 $HR=F' * 60$ 即可计算出心率。

[0099] 在非活动状态下,根据脉搏波滤波信号中的脉搏波间距即可计算心率,计算简单,功耗低。

[0100] 在一些实施例中,处理模块13利用第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,该第一等效差分方程为:

$$[0101] \quad Y1(n) = \sum_{K=0}^N a1_K X1(n - K) - \sum_{K=1}^N b1_K Y1(n - K)$$

[0102] 其中, $Y1(n)$ 为当前的脉搏波滤波信号, $X1(n-k)$ 为当前的脉搏波数字信号离散序列, $Y1(n-k)$ 为先前的脉搏波数字信号信号离散序列, $a1_K$ 为一滤波系数, $b1_K$ 为另一滤波系数。

[0103] 其中,通过第一等效差分方程对脉搏波数字信号进行带通滤波,可有效地去除脉搏波数字信号中的部分噪声和基线漂移的干扰。

[0104] 类似地,处理模块13利用第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波,该第二等效差分方程为:

$$[0105] \quad Y2(n) = \sum_{K=0}^N a2_K X2(n - K) - \sum_{K=1}^N b2_K Y2(n - K)$$

[0106] 其中, $Y2(n)$ 为当前的加速度滤波信号, $X2(n-k)$ 为当前的加速度数字信号离散序列, $Y2(n-k)$ 为先前的加速度数字信号离散序列, $a2_K$ 为一滤波系数, $b2_K$ 为另一滤波系数。

[0107] 其中,通过第二等效差分方程对加速度数字信号进行带通滤波,可有效地去除加速度数字信号中的部分噪声和基线漂移的干扰。

[0108] 为了更智能地控制该测量装置的工作,处理模块13还用于判断加速度信号是否超过一预设阈值并根据判断结果控制脉搏波采集模块10及加速度采集模块12的工作。其中,当判断加速度信号超过预设阈值时,处理模块13控制脉搏波采集模块10及加速度采集模块12同步工作;而判断加速度信号未超过预设阈值时,处理模块13控制加速度采集模块12继续采集加速度信号并继续判断加速度信号是否超过预设阈值,如此,在加速度信号未超过预设阈值时,脉搏波采集模块10不开启工作,可以有效地降低功耗。

[0109] 本实施例中,如图5所示,该脉搏波采集模块10包括有一第一光感发射器100、一光感接收器101及一信号处理器102,第一光感发射器100用于发射可穿透皮肤以被血液吸收

的第一光信号;光感接收器101用于接收经血液吸收后反射回来的第一光信号;信号处理器102与光感接收器101连接,用于对反射回来的第一光信号进行信号处理得到脉搏波信号。

[0110] 在本实施例中,如图5所示,脉搏波采集模块10还包括有一第二光感发射器103及一光强控制器104,第二光感发射器103用于发射第二光信号;光感接收器101还与第二光感发射器103连接,用于接收反射回来的第二光信号;光强控制器104分别与第一光感发射器100、第二光感发射器103及光感接收器101连接,用于根据所接收的第二光信号判断测量装置的佩戴情况并根据佩戴情况控制第一光感发射器100及第二光感发射器103的工作。工作时,当检测判断未佩戴该测量装置时,光强控制器104控制第一光感发射器100不开启工作,直至光强控制器104检测判断已佩戴该测量装置时,光强控制器104控制第一光感发射器100开启工作,同时控制第二光感发射器103停止工作,如此以降低功耗。

[0111] 本申请中,加速度采集模块11通常采用运动传感器实现,模数转换模块12通常采用模拟前端实现。

[0112] 在实际产品中,该低功耗动态和静态连续心率的测量装置通常安装于一些随身的可穿戴产品中以采集脉搏波信号及加速度信号,从而实现心率的实时测量。在本实施例中,如图6和图7所示,该低功耗动态和静态连续心率的测量装置设置于一手表结构中,该手表结构包括有二表带1及一表壳2,表带1通常可采用塑胶、皮质等材料制成,该表壳2由上表壳20及下表壳21固定装配而成,该表壳2内形成有一容置腔,其中,该测量装置中的模数转换模块12、处理模块13及显示模块14集成于一控制电路板3上,该控制电路板3设置于容置腔的内侧上端处,上表壳20上对应显示模块14的位置处开设有一显示窗口,该测量装置中的第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103并排设置于控制电路板3的下方处,且下表壳21上对应第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103的位置处开设有一槽口,该槽口通过一盖板4盖合,该盖板4的内侧面上设置有二隔板40,该二隔板40将第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103分隔于三个空腔中,且该盖板4上对应第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103的位置处分别开设有第一窗口、第二窗口及第三窗口,第一窗口通过一第一凸透镜41密封盖合,第二窗口通过一第二凸透镜42密封盖合,第三窗口通过一第三凸透镜43密封盖合。

[0113] 该测量装置工作时,第一光感发射器100通过第一窗口向外发射第一光信号,第一光信号通常采用波长为400nm~1100nm的光实现,如可采用16hz~32hz的绿色光信号、16hz~32hz的红色光信号或16hz~32hz的红外光信号等;第二光感发射器103通过第三窗口向外发射第二光信号,第二光信号通常为16hz~32hz的红外光信号;光感接收器101通过第二窗口接收第一光信号及第二光信号。

[0114] 本实施例中,第一光感发射器100与第二光感发射器103在进行光信号的发送过程中以及光感接收器101在进行光信号的接收过程中,若受到其他光线的干扰很容易对检测结果的准确性造成影响,虽然第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103之间设有隔板40,这些隔板40在一定程度上可以隔离第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103处的光信号,避免光线相互穿透而影响测量,但由于隔板40的上端处并没有完全密闭,它们之间还是有可能出现光线直接穿透的情况,从而造成光信号中直流增量与噪声的增加;此外,第一光感发射器100及第二光感发射器103与容置腔之间也存在一定的间隙,第一光感发射器100及第二光感发射器103均有可能受到外界光线的影响,从而

造成检测误差。为避免这些情况的发生,在本实施例中,如图6所示,每一隔板40的上端处设置一黑色隔层板5,且下壳体上对应第一光感发射器100与容置腔的间隙位置处及第二光感发射器103与容置腔的间隙位置处均设有一黑色隔层板5,这些黑色隔层板5可以有效地隔绝光线穿透影响第一光感发射器100、光感接收器101及第二光感发射器103的工作,减少信号干扰。

[0115] 另外,在一些实施例中,为方便远程查阅测量装置的使用者的心率数据,例如医生希望远程监控患者的心率数据,如图5所示,本申请的测量装置中还包括有一无线发送模块15,该无线发送模块15与处理模块13连接,其用于将心率计算结果发送至远程客户端,如此,医生等通过远程客户端即可查阅相关人员的心率数据。

[0116] 本发明的方案中,该低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置在进行心率计算处理前先对脉搏波信号及加速度信号进行了模数转换,并对数字信号进行滤波以滤除信号中的部分干扰信号,同时充分考虑了实际生活中不同运动状态对心率测量的影响,通过所采集的加速度信号判断人体的运动状态,再根据运动状态的判断结果选择调用运动状态分析算法或调用非运动状态分析算法来计算心率,如此避免在动态和静态两种不同的状态下均使用同一处理方法计算心率而造成功耗大的问题,满足需求。

[0117] 上述优选实施方式应视为本申请方案实施方式的举例说明,凡与本申请方案雷同、近似或以此为基础作出的技术推演、替换、改进等,均应视为本专利的保护范围。

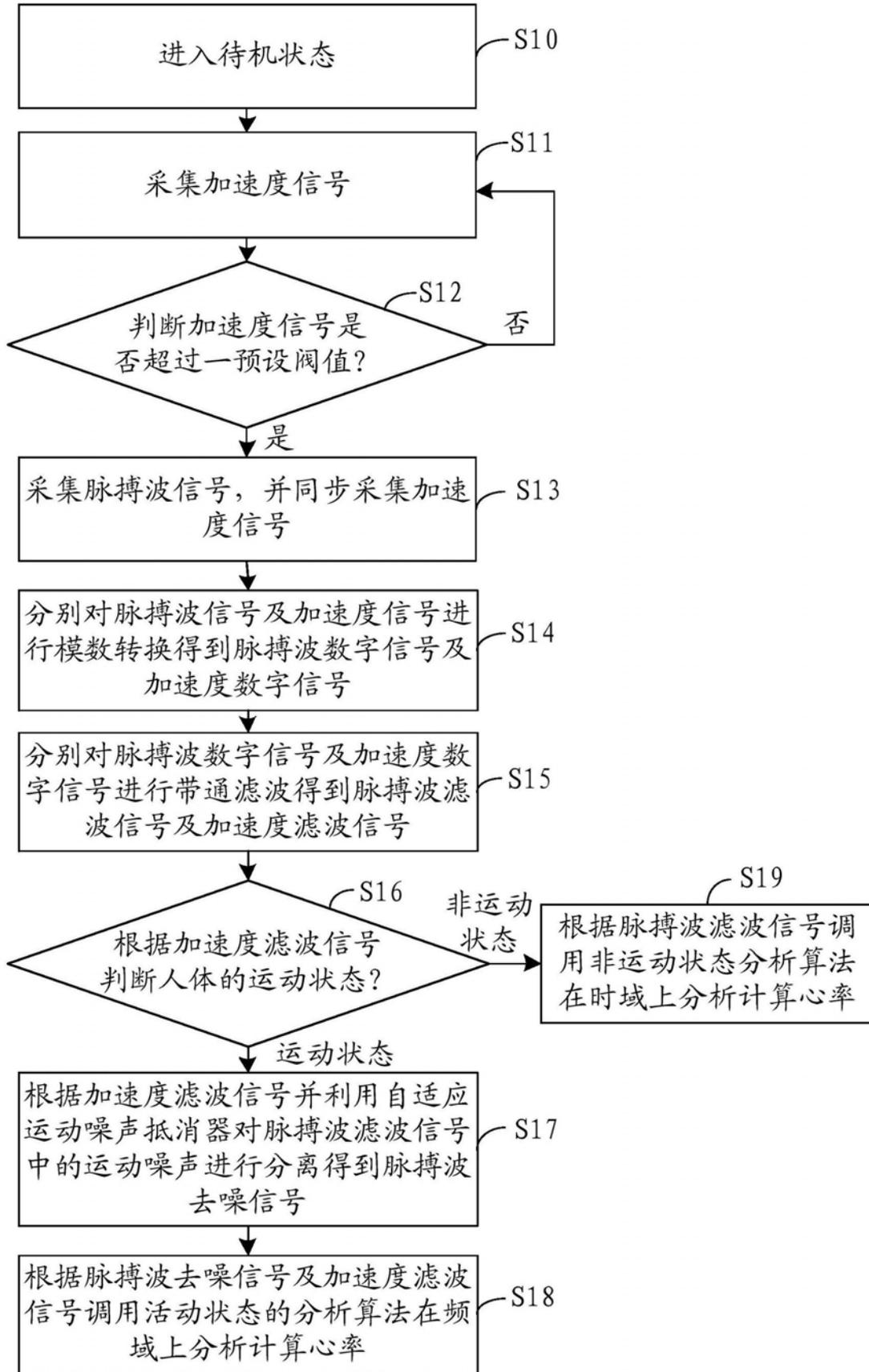


图1

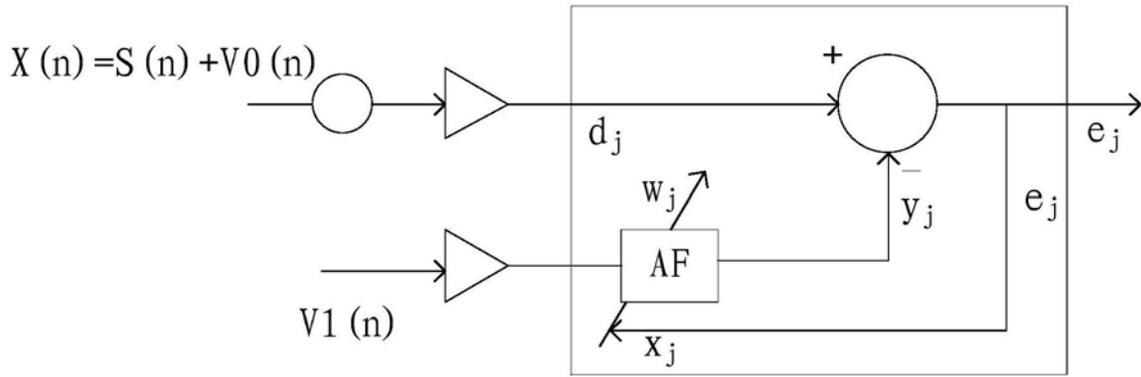


图2

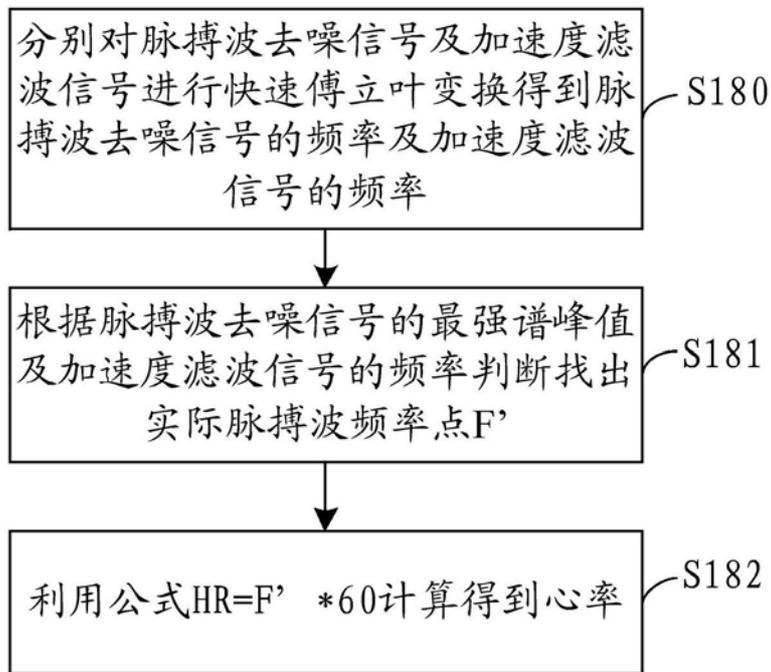


图3

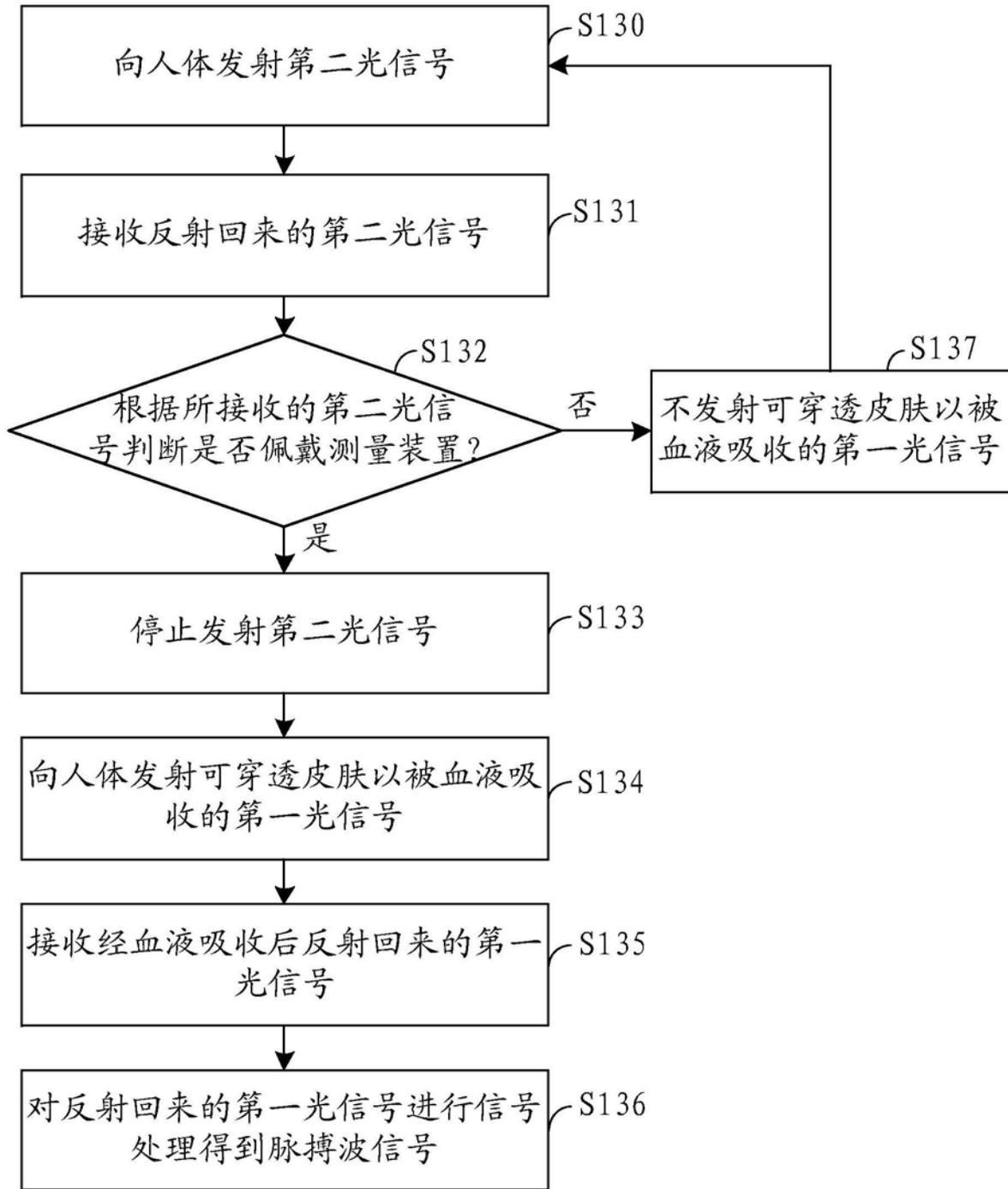


图4

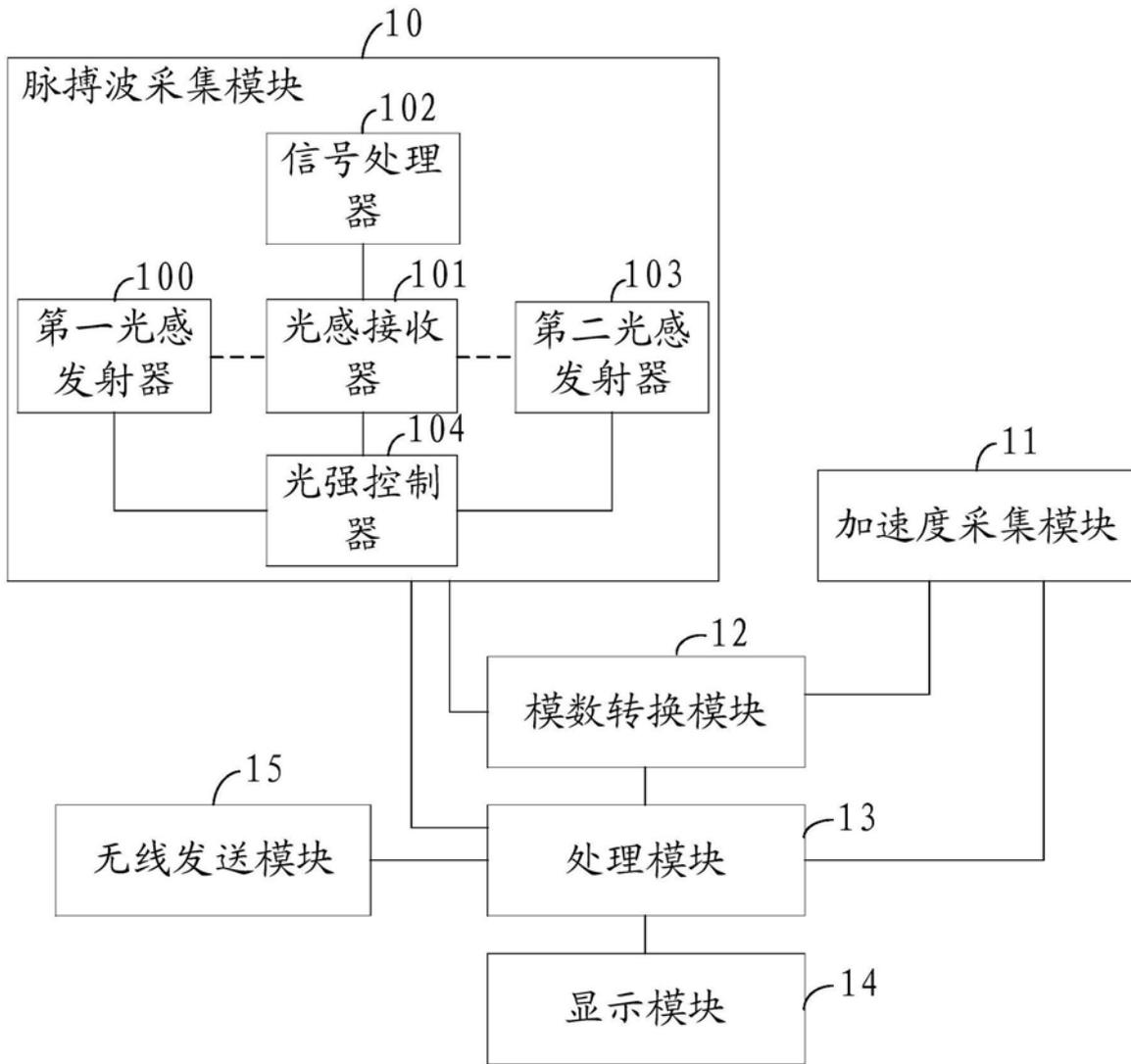


图5

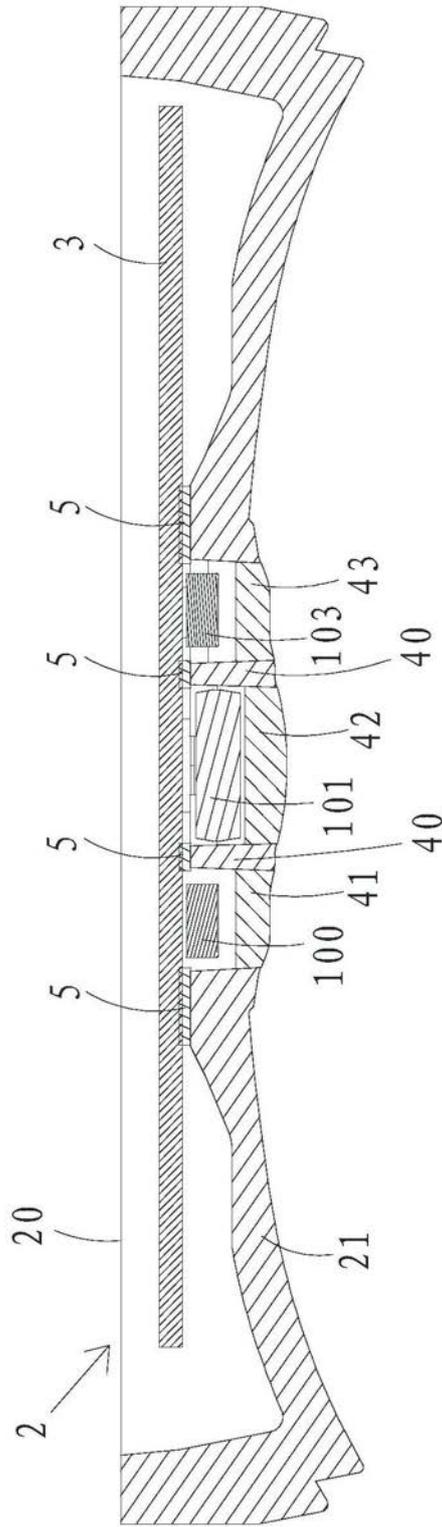


图6

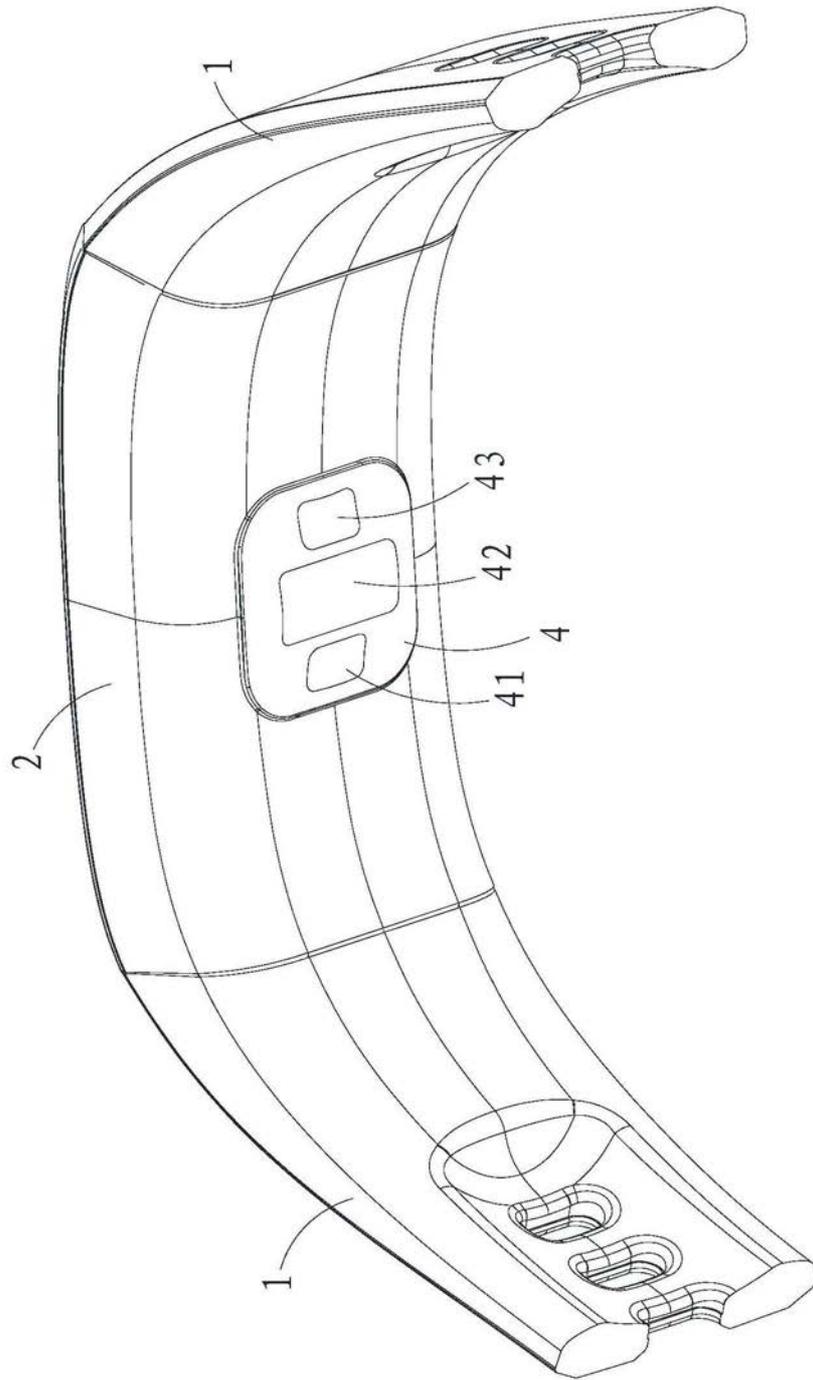


图7

专利名称(译)	一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110151158A</a>	公开(公告)日	2019-08-23
申请号	CN201910542880.8	申请日	2019-06-21
[标]发明人	李莉		
发明人	李莉 吴保盛		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/681 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/725		
代理人(译)	刘萍		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种低功耗动态和静态连续心率的测量方法及装置，包括：采集脉搏波信号，并同步采集加速度信号；分别对脉搏波信号及加速度信号进行模数转换得到脉搏波数字信号及加速度数字信号；分别对脉搏波数字信号及加速度数字信号进行带通滤波得到脉搏波滤波信号及加速度滤波信号；根据加速度滤波信号判断运动状态；若为活动状态，根据加速度滤波信号并利用自适应运动噪声抵消器对脉搏波滤波信号中的运动噪声进行分离得到脉搏波去噪信号，再根据脉搏波去噪信号及加速度滤波信号调用活动状态的分析算法在频域上计算心率；若为非活动状态，根据脉搏波滤波信号调用非运动状态分析算法在时域上计算心率。其可根据不同运动状态选择不同算法计算心率，功耗低。

