



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105943012 A

(43)申请公布日 2016.09.21

(21)申请号 201610293793.X

(22)申请日 2016.04.30

(71)申请人 浙江师范大学

地址 321004 浙江省金华市迎宾大道688号

(72)发明人 熊继平 蔡丽桑 汤清华 王妃

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

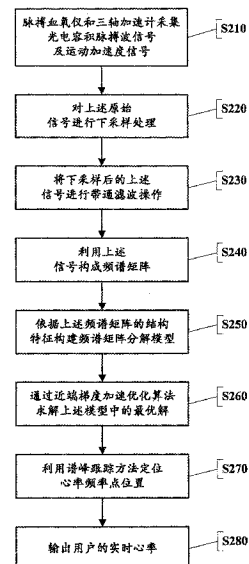
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法

(57)摘要

本发明公开了一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,能有效的降低运动噪声对心率测量的影响。该方法中,选用脉搏血氧仪和三轴加速度计采集用户在同时间段内的多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号;利用多个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号构成频谱矩阵;然后依据频谱矩阵的整体稀疏和行稀疏的结构特征构建频谱矩阵分解模型,并通过近端梯度加速优化算法求解频谱矩阵分解模型的最优解;最后,利用谱峰跟踪方法准确定位心率频率点位置。本发明能有效地消除光电容积脉搏波信号中的运动噪声,实现基于可穿戴设备的心率准确测量。



1. 一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,包括信号采集、频谱矩阵分解模型和谱峰跟踪方法三个部分,其特征在于:

所述脉搏血氧仪和所述三轴加速计采集多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号;利用所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成频谱矩阵;然后,依据上述频谱矩阵的结构特征构建频谱矩阵分解模型,并求解所述频谱矩阵分解模型的最优解;最后,利用所述谱峰跟踪方法准确定位心率频率点位置;

该方法包括如下步骤:

所述脉搏血氧仪和所述三轴加速计在用户手腕处采集同一时间段内的多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号;对上述多个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号进行预处理;

同时,利用所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成频谱矩阵;依据上述频谱矩阵的整体稀疏和行稀疏的结构特征建立所述频谱矩阵分解模型,并通过近端梯度加速优化算法求解所述频谱矩阵分解模型的最优解;

所述谱峰跟踪方法的各个子阶段对上述去噪后的多个光电容积脉搏波信号频谱进行处理,定位用户的心率频率点位置。

2. 根据权利要求1所述的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,其特征在于:

所述预处理的过程包括对所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号进行下采样处理以及对下采样后的上述信号进行带通滤波操作。

3. 根据权利要求1所述的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,其特征在于:

所述频谱矩阵由所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成;所述频谱矩阵分解模型的构造是依据所述频谱矩阵的全局稀疏和行稀疏的结构特征,并将所述频谱矩阵分解为运动噪声信号频谱矩阵和真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵,所述频谱矩阵分解模型的目标函数如下:

$$\min_{P,Q} \frac{1}{2} \|Y - \Phi(P+Q)\|_F^2 + \lambda_1 \|P\|_{1,2} + \lambda_2 \|Q\|_{1,1}$$

$$s. t: Y = \Phi(P+Q)$$

其中,

$$\|P\|_{1,2} = \sum_{i=1}^N \left(\sum_{j=1}^R p_{i,j}^2 \right)^{\frac{1}{2}}, \quad \|Q\|_{1,1} = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^R |q_{i,j}|$$

和真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵全局稀疏, $p_{i,j}$ 是运动噪声信号频谱矩阵 P 的第 i 行第 j 列元素, $q_{i,j}$ 是真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵 Q 的第 i 行第 j 列元素, λ_1, λ_2 是用来权衡各项重要性的权值;约束条件中 $Y \in \mathbb{R}^{M \times H}$ 是一个观测矩阵, $\Phi_{m,n} = e^{j \frac{2\pi}{N} mn} \in \mathbb{C}^{M \times N} (M < N)$ 是一个冗余离散傅里叶变换基。

4. 根据权利要求1所述的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,其特征在于:

所述近端梯度加速优化算法与传统的次梯度方法相比,具有更好的收敛速度,能以二次收敛速度获得全局最优解,即所述近端梯度加速优化算法经过 m 次迭代后可得到残差为 0 ($1/m^2$)的最优解。

5.根据权利要求1所述的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,其特征在于:

所述谱峰跟踪方法主要包括初始化、谱峰选择、谱峰预测和谱峰发现四个子阶段;所述初始化阶段是为了准确定位首个时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰发现阶段根据上一时间窗口的心率历史信息,寻找当前时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰预测阶段依赖前几个时间窗口的心率历史信息,预测当前时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰发现阶段能有效地处理目标谱峰被跟丢的情况。

一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及运动状态的心率测量,尤其涉及一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法。

背景技术

[0002] 随着电子技术微型化的发展以及人们对于健康的重视,使用光电容积脉搏波信号进行心率测量的方法引起了学术界和工业界的高度关注。光电容积脉搏波信号是借助一种无创检测方法从皮肤表面提取的生物信号,它的信号强度弱、易受噪声干扰。在运动状态下,存在由于组织干扰、静脉血容量以及光程变化产生的运动噪声干扰,并且运动噪声的频率在很多情况下会与心率的频率十分接近,因此使得心率测量变得较为困难。

[0003] 针对光电容积脉搏波信号中运动噪声干扰的消除,研究人员已进行了相关研究并取得了一些研究成果。例如,发明专利“一种适用于可穿戴式心率监测设备的运动和噪声干扰消除方法”中将归一化最小均方差(NLMS)自适应滤波器和Mallat算法融合,用于消除运动部分噪声干扰,其中自适应滤波器的运动参考信号选用由三轴加速度计及陀螺仪组成的六轴加速度信号;发明专利“基于光电容积描记和谱分析的运动状态心率监测方法”中首先对源信号进行零相位基线滤波,再用滑动窗方法分割处理后的信号并使用短时傅立叶变换得到频谱,然后利用谱峰追踪方法找到代表心率数据的谱峰,最后用循环移动平均滤波器对心率数据进行处理,得出最终心率结果;张坤等人在“运用小波模极大值滤波算法消除光电容积脉搏波中的运动干扰”中先利用朗伯-比尔定理和指尖半球形模型分析运动干扰和正常信号之间的关系,然后引入小波模极大值重构滤波算法去除信号中的运动干扰。然而上述算法主要针对缓和或者不剧烈的运动,比如手移动、走路、慢跑(速度低于8km/h)。

[0004] 针对剧烈运动的情况,发明专利“一种适用于心率信号的运动噪声检测方法”中提出了联合稀疏谱重构模型,该模型中对整个频谱矩阵进行了行稀疏和全局稀疏的限制,并通过不精确增广拉格朗日乘子法求解该模型的最优解;本发明提出的频谱矩阵分解模型是将整体的频谱矩阵分解成行稀疏限制的运动噪声信号频谱矩阵和全局稀疏限制的真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵,并通过近端梯度加速算法求解该模型的最优解。发明专利“一种适用于可穿戴式心率测量设备的运动噪声消除方法”中先利用谱减法去除光电容积脉搏波信号频谱中的运动噪声,然后根据谱峰跟踪机制定位心率频率点位置;而本发明中含有运动噪声的光电容积脉搏波信号经过频谱矩阵分解模型处理后,获得真实光电容积脉搏波信号频谱,可直接利用谱峰跟踪方法定位心率频率点位置,减少了计算复杂度,缩短了运行时间。

[0005] 目前部分去噪方法中仅使用单个光电容积脉搏波信号,当该光电容积脉搏波信号频谱中不存在心率所对应的谱峰时,只能预测心率,易影响心率测量的准确性。本发明引入多个光电容积脉搏波信号,使各个光电容积脉搏波信号之间“相互辅助”,弥补了基于单个光电容积脉搏波信号去噪方法的不足。因此,本发明有效地消除了光电容积脉搏波信号中的运动噪声,实现了基于可穿戴设备的实时心率的准确测量。

发明内容

[0006] 本发明所要解决的技术问题是如何在运动噪声非常强烈的情况下提供一种有效去除运动噪声的方法,以达到准确获得实时心率的目的。

[0007] 为了解决上述技术问题,本发明提供了一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法,包括信号采集、频谱矩阵分解模型和谱峰跟踪方法三个部分,其特征在于:

[0008] 所述脉搏血氧仪和所述三轴加速计采集多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号;利用所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成频谱矩阵;然后,依据上述频谱矩阵的结构特征构建频谱矩阵分解模型,并求解所述频谱矩阵分解模型的最优解;最后,利用所述谱峰跟踪方法准确定位心率频率点位置;

[0009] 该方法包括如下步骤:

[0010] 所述脉搏血氧仪和所述三轴加速计在用户手腕处采集同一时间段内的多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号;对上述多个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号进行预处理;

[0011] 同时,利用所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成频谱矩阵;依据上述频谱矩阵的整体稀疏和行稀疏的结构特征建立所述频谱矩阵分解模型,并通过近端梯度加速优化算法求解所述频谱矩阵分解模型的最优解;

[0012] 所述谱峰跟踪方法的各个子阶段对上述去噪后的多个光电容积脉搏波信号频谱进行处理,定位用户的心率频率点位置;

[0013] 优选地,所述预处理的过程包括对所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号进行下采样处理以及对下采样后的上述信号进行带通滤波操作;

[0014] 优选地,所述频谱矩阵由所述多个光电容积脉搏波信号和所述运动加速度信号构成;所述频谱矩阵分解模型的构造是依据所述频谱矩阵的全局稀疏和行稀疏的结构特征,并将所述频谱矩阵分解为运动噪声信号频谱矩阵和真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵,所述频谱矩阵分解模型的目标函数如下:

$$[0015] \quad \min_{P,Q} \frac{1}{2} \|Y - \Phi(P+Q)\|_F^2 + \lambda_1 \|P\|_{1,2} + \lambda_2 \|Q\|_{1,1}$$

$$s.t.: Y = \Phi(P+Q)$$

[0016] 其中,

$$[0017] \quad \|P\|_{1,2} = \sum_{i=1}^N \left(\sum_{j=1}^R p_{i,j}^2 \right)^{\frac{1}{2}}, \quad \|Q\|_{1,1} = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^R |q_{i,j}|$$

分别用来约束运动噪声信号频谱矩阵行稀疏和真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵全局稀疏, $p_{i,j}$ 是运动噪声信号频谱矩阵P的第i行第j列元素, $q_{i,j}$ 是真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵Q的第i行第j列元素, λ_1, λ_2 是用来权衡各项重要性的权值;约束条件中 $Y \in \mathbb{R}^{M \times H}$ 是一个观测矩阵, $\Phi_{m,n} = e^{j \frac{2\pi}{N} mn} \in \mathbb{C}^{M \times N} (M < N)$ 是一个冗余离散傅里叶变换基;

[0018] 优选地,所述近端梯度加速优化算法与传统的次梯度方法相比,具有更好的收敛

速度,能以二次收敛速度获得全局最优解,即所述近端梯度加速优化算法经过 m 次迭代后可得到残差为 $O(1/m^2)$ 的最优解;

[0019] 优选地,所述谱峰跟踪方法主要包括初始化、谱峰选择、谱峰预测和谱峰发现四个子阶段;所述初始化阶段是为了准确定位首个时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰发现阶段根据上一时间窗口的心率历史信息,寻找当前时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰预测阶段依赖前几个时间窗口的心率历史信息,预测当前时间窗口的心率频率点位置;所述谱峰发现阶段能有效地处理目标谱峰被跟丢的情况。

[0020] 与现有技术相比,本发明提供的技术方案有效地消除了光电容积脉搏波信号中的运动噪声,并对心率所对应的谱峰进行了准确地跟踪,提高了心率测量的精度。

附图说明

[0021] 图1为本发明实施例的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法的流程示意图;

[0022] 图2为本发明实施例的谱峰跟踪方法的流程示意图。

具体实施方式

[0023] 以下结合附图及实施例来详细说明本发明的实施方式,借此对本发明如何应用技术手段来解决技术问题,并达到相应技术效果的实现过程能充分理解并据以实施。

[0024] 本发明的技术方案中,由于真实光电容积脉搏波信号的周期性和心率信号的周期性一致,故在频域表现出稀疏性;且运动加速度信号和运动噪声信号的强相关性在频率表现为光电容积脉搏波信号频谱的谱峰位置和运动加速度信号频谱的谱峰位置大部分相同,所以由多个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号构成的频谱矩阵可分解为行稀疏限制的运动噪声信号频谱矩阵和全局稀疏限制的真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵。同时,该方法提出谱峰跟踪方法,用于准确定位心率频率点位置。此技术方案有效地消除了光电容积脉搏波信号中的运动噪声,实现了基于可穿戴设备的实时心率的准确测量及计算。

[0025] 实施例一、去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法

[0026] 图1为本实施例的去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法的流程示意图,图2为本实施例的谱峰跟踪方法的流程示意图。

[0027] 图1所示的本实施例,是去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法的整体流程,主要包括如下步骤:

[0028] 步骤S210,利用分布在不同位置的两个脉搏血氧仪采集两个通道的光电容积脉搏波信号(以下简称PPG₁和PPG₂),再利用三轴加速度计采集同时间段内的三个通道的运动加速度信号;

[0029] 步骤S220,上述原始信号的初始采样频率为125Hz,为减少计算量,需要对上述原始信号进行下采样至采样频率为25Hz的操作;

[0030] 步骤S230,经下采样后的上述信号需要通过通带为0.4Hz-4Hz的二阶巴特沃斯滤波器进行滤波,以消除一定频率范围以外的运动噪声及其它噪声的干扰;

[0031] 步骤S240,利用上述两个光电容积脉搏波信号和三个运动加速度信号构成频谱矩阵;

[0032] 步骤S250,依据上述频谱矩阵的全局稀疏和行稀疏的结构特征,构造频谱矩阵分解模型;

[0033] 本步骤中,典型地,公式(1)为频谱矩阵分解模型的目标函数:

$$[0034] \quad \min_{P,Q} \frac{1}{2} \|Y - \Phi(P+Q)\|_F^2 + \lambda_1 \|P\|_{1,2} + \lambda_2 \|Q\|_{1,1} \quad (1)$$

$$s.t.: Y = \Phi(P+Q)$$

[0035] 其中, $\|P\|_{1,2} = \sum_{i=1}^N \left(\sum_{j=1}^R p_{i,j}^2 \right)^{\frac{1}{2}}$ 、 $\|Q\|_{1,1} = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^R |q_{i,j}|$ 分别用来约束运动噪声信号频谱

矩阵行稀疏和真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵全局稀疏, $p_{i,j}$ 是运动噪声信号频谱矩阵P的第i行第j列元素, $q_{i,j}$ 是真实光电容积脉搏波信号频谱矩阵Q的第i行第j列元素, λ_1 、 λ_2 是用来权衡各项重要性的权值;约束条件中 $Y \in \mathbb{R}^{M \times H}$ 是一个观测矩阵,本实施例中 $H=5$, $\Phi_{m,n} = e^{j\frac{2\pi}{N}mn} \in \mathbb{C}^{M \times N}$ ($M < N$) 是一个冗余离散傅里叶变换基;

[0036] 步骤S260,通过近端梯度加速优化算法可求解上述频谱矩阵分解模型的目标函数的最优解;

[0037] 本步骤中,典型地,上述频谱矩阵分解模型的目标函数由可微分经验代价函数部分L(P,Q)和凸非光滑正则化部分G(P,Q)组成,即:

$$[0038] \quad L(P,Q) = \frac{1}{2} \|Y - \Phi(P+Q)\|_F^2 \quad (2)$$

$$[0039] \quad G(P,Q) = \lambda_1 \|P\|_{1,2} + \lambda_2 \|Q\|_{1,1} \quad (3)$$

[0040] 利用复合梯度映射将上述目标函数构造成如下表达式:

$$[0041] \quad F(P,Q;\Theta,\Psi) = L(\Theta,\Psi) + \langle \nabla_P L(\Theta,\Psi), P - \Theta \rangle + \frac{\eta}{2} \|P - \Theta\|_F^2$$

$$+ \langle \nabla_Q L(\Theta,\Psi), Q - \Psi \rangle + \frac{\eta}{2} \|Q - \Psi\|_F^2 + G(P,Q) \quad (4)$$

[0042] 其中, $F(P,Q;\Theta,\Psi)$ 由正则化项G(P,Q)和L(P,Q)在点 (Θ,Ψ) 处的一阶泰勒展开式两部分组成,泰勒展开式的余项为(P,Q)和 (Θ,Ψ) 之间欧几里得距离的平方, $\nabla_P L(\Theta,\Psi)$ 和 $\nabla_Q L(\Theta,\Psi)$ 分别为L(P,Q)关于P和Q的偏导数, η 是控制步长的参数;

[0043] 为了得到上述目标函数的最优解,需要对公式(4)中各变量进行独立地并行更新,即各变量的更新公式分别为公式(5)、(6)、(7)、(8):

$$[0044] \quad \Theta^{m+1} = P^m + \alpha_m \left(\frac{1 - \alpha_{m-1}}{\alpha_m} \right) (P^m - P^{m-1}) \quad (5)$$

$$[0045] \quad \Psi^{m+1} = Q^m + \alpha_m \left(\frac{1 - \alpha_{m-1}}{\alpha_{m-1}} \right) (Q^m - Q^{m-1}) \quad (6)$$

$$[0046] \quad P^m = \arg \min_P \frac{\lambda_1}{\eta} \|P\|_{1,2} + \frac{1}{2} \|P - \Theta^m + 1/\eta \nabla_P L(\Theta^m, \Psi^m)\|_F^2 \quad (7)$$

$$[0047] \quad Q^m = \arg \min_Q \frac{\lambda_2}{\eta} \|Q\|_{1,1} + \frac{1}{2} \|Q - \Psi^m + 1/\eta \nabla_Q L(\Theta^m, \Psi^m)\|_F^2 \quad (8)$$

[0048] 步骤S270,经上述操作后得到两个去噪后的光电容积脉搏波信号频谱,再利用谱峰跟踪方法定位用户的心率频率点位置;

[0049] 本步骤中,典型地,谱峰跟踪方法的具体步骤如图2所示:

[0050] 步骤S310,初始化是指需要用户在最初的几秒内尽量减少手部运动,以保证初始心率频率点位置的准确性,本实施例中选择PPG₁信号频谱中谱峰最大的位置作为对应心率的谱峰位置;

[0051] 步骤S320,通过初始化确定首个时间窗口中心率所对应的谱峰位置后,再确定后续时间窗口中心率所对应谱峰的搜索范围;

[0052] 步骤S330,判断确定的搜索范围内PPG₁存在的谱峰数,当谱峰数在正常范围(本实施例中正常范围设定为 $0 < \text{谱峰数} \leq 4$)内,跳转至步骤S340,启动谱峰选择;当出现无峰或者多峰情况,跳转至步骤S350,缩小心率所对应谱峰的搜索范围;

[0053] 步骤S360,在缩小的搜索范围内判断PPG₂存在的谱峰数,若谱峰数在正常范围内(本实施例中正常范围设定为 $0 < \text{谱峰数} \leq 4$)或者出现多峰情况,则返回至步骤S340,启动谱峰选择;若仍出现无峰情况,则跳转至步骤S370,启动谱峰预测;

[0054] 步骤S380,经过对多个时间窗口中心率所对应谱峰的连续跟踪后,有可能出现目标谱峰被跟丢的情况,此时跳转至步骤S390,启动谱峰发现。

[0055] 本实施例中,无峰情况是指两个光电容积脉搏波信号频谱中都不存在心率所对应的谱峰或者只有一个光电容积脉搏波信号频谱中含有心率所对应的谱峰;多峰情况是指两个光电容积脉搏波信号频谱中心率所对应的谱峰位置附近存在多个其它谱峰或者只有一个光电容积脉搏波信号频谱中心率所对应的谱峰位置附近存在多个其它谱峰。

[0056] 步骤S280,经上述步骤处理后,输出用户的实时心率。

[0057] 本实施例中,采用了两个脉搏血氧仪和一个三轴加速度计,从用户手腕处采集同时间段内的两个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号;利用采集的信号构成频谱矩阵,并依据频谱矩阵所具有的结构特征将运动噪声的去除过程建模为频谱矩阵分解模型,通过近端梯度加速优化算法求解该模型的最优解;最后,根据谱峰跟踪方法精确地定位心率频率点位置。此方法有效地消除了光电容积脉搏波信号中的运动噪声,并对心率所对应的谱峰进行了准确地跟踪,实现了基于可穿戴设备的实时心率测量及计算。

[0058] 虽然本发明所揭露的实施方式如上,但上述内容只是为了便于理解本发明而采用的实施方式,并非用以限定本发明。在不脱离本发明所揭露的精神及范围的前提下,可在实施的形式上及细节上作任何的修饰与变化,但本发明的专利保护范围,仍须以所附的权利要求书所界定的范围为准。

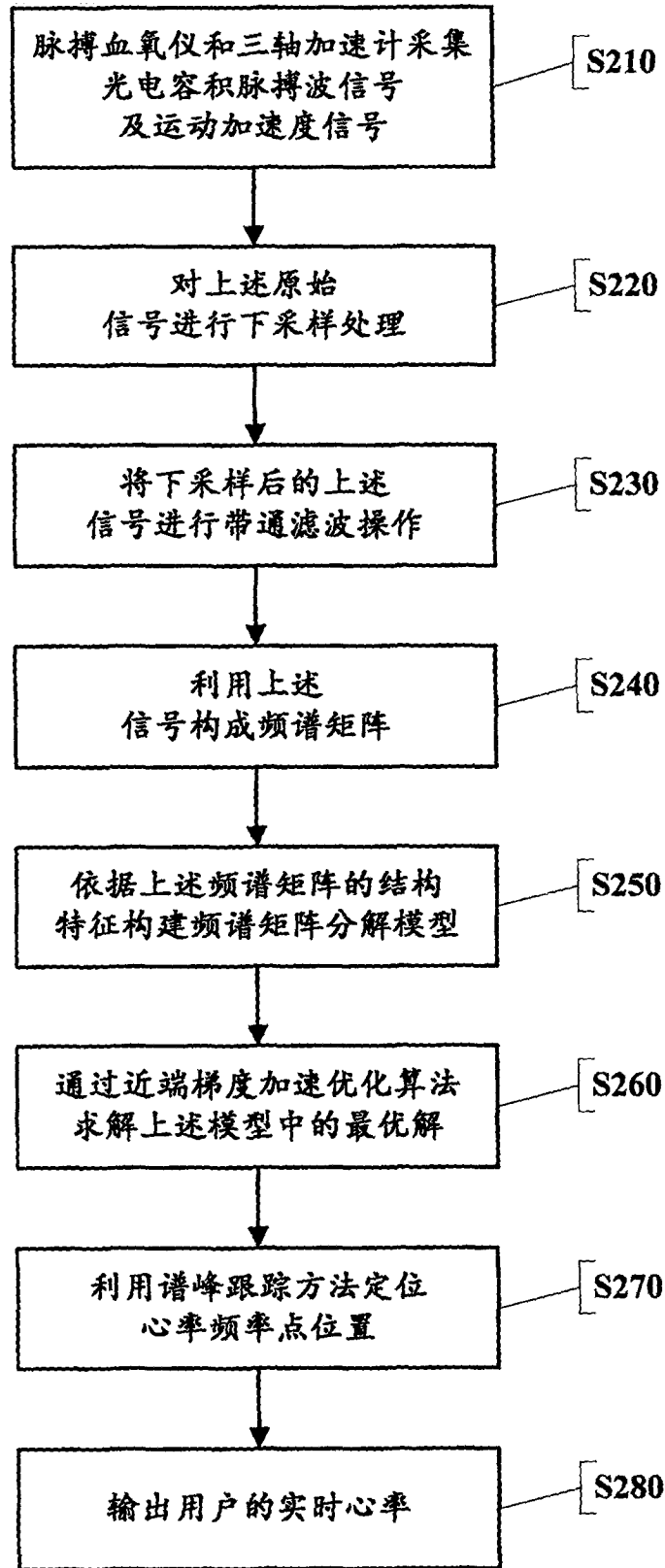


图1

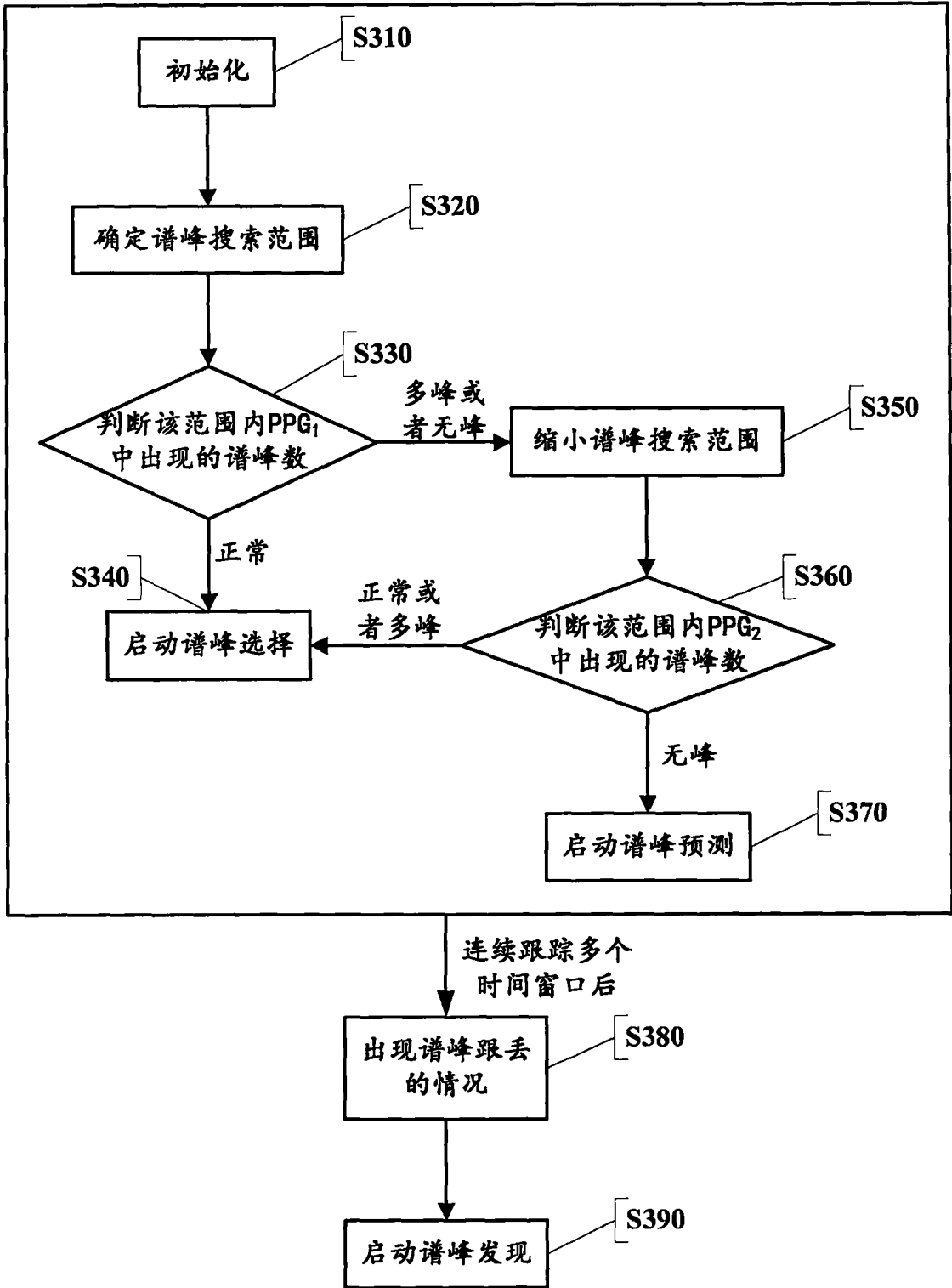


图2

专利名称(译)	一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法		
公开(公告)号	CN105943012A	公开(公告)日	2016-09-21
申请号	CN201610293793.X	申请日	2016-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	浙江师范大学		
申请(专利权)人(译)	浙江师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江师范大学		
[标]发明人	熊继平 蔡丽桑 汤清华 王妃		
发明人	熊继平 蔡丽桑 汤清华 王妃		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/02 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/1118 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/7207 A61B5/7235 A61B5/725		
其他公开文献	CN105943012B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种去除光电容积脉搏波信号中运动噪声的心率测量方法，能有效的降低运动噪声对心率测量的影响。该方法中，选用脉搏血氧仪和三轴加速度计采集用户在同时间段内的多个光电容积脉搏波信号及运动加速度信号；利用多个光电容积脉搏波信号和运动加速度信号构成频谱矩阵；然后依据频谱矩阵的整体稀疏和行稀疏的结构特征构建频谱矩阵分解模型，并通过近端梯度加速优化算法求解频谱矩阵分解模型的最优解；最后，利用谱峰跟踪方法准确定位心率频率点位置。本发明能有效地消除光电容积脉搏波信号中的运动噪声，实现基于可穿戴设备的心率准确测量。

