



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109875542 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201811628992.7

(22)申请日 2018.12.28

(71)申请人 北京津发科技股份有限公司

地址 100085 北京市海淀区清河安宁庄东
路18号

(72)发明人 赵起超 李召 杨苒

(74)专利代理机构 北京金咨知识产权代理有限
公司 11612

代理人 宋教花

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

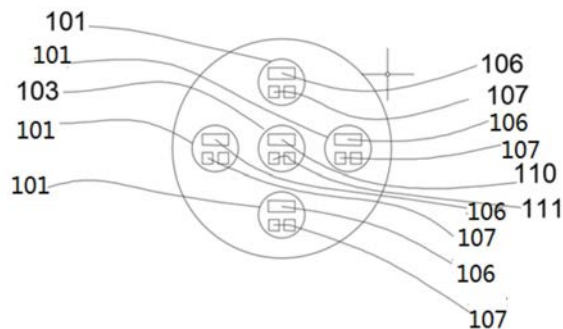
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形
的方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,包括如下步骤:S1、通过采集加速度的数据,判断被试是否处于运动状态;S2、对处于运动状态的被试,以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,并对数据进行存储,同时采集到的加速度数据也一并存储记录;S3、对S2的数据进行运动伪迹的滤波去除;至此实现动态脉搏波测量。本发明实现了多点反射式环形测量PPG的波形,再根据加速度的数据,可以有效进行对运动噪声的滤除。



1. 一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、通过采集加速度的数据,判断被试是否处于运动状态;

S2、对处于运动状态的被试,以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,并对数据进行存储,同时采集到的加速度数据也一并存储记录;

S3、对S2的数据进行运动伪迹的滤波去除;

至此实现动态脉搏波测量。

2. 根据权利要求1所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,S1的具体步骤为:

采集加速度的数据;

如果采集到的加速度的数据均匀并且不是突变的状态下,则认为被试处于静息状态;

如果采集到的加速度的数据,即XYZ轴的数据突变比较严重,则认为被试处于运动状态。

3. 根据权利要求1所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,S2的具体步骤为:以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,通过放大电路之后,每个模块采集到的数据,都要进行对设定阈值以下的数据进行滤除;然后将采集到的模拟数据进行量化,并将数据储存在缓存区中待用;与此同时采集对应的多点的加速度数据,读取当前的XYZ轴加速度值记为:X、Y、Z;至此原始数据的采集完成。

4. 根据权利要求1或3所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,所述中心点与均匀环设于中心点周围的点的距离保持在2cm以上。

5. 根据权利要求1所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,所述中心点设置主反射式采集装置,所述均匀环设于中心点周围的点设置辅反射式采集装置;

所述主反射式采集装置包括主采集反射式传感器,所述主采集反射式传感器上设有主接收光线视窗和主发射光源装置,所述主接收光线视窗接收可见红光的反射光,所述主发射光源装置发射的是可见的红光;

所述辅反射式采集装置包括辅采集反射式传感器,所述辅采集反射式传感器上设有辅接收光线视窗和辅发射光源装置,所述辅接收光线视窗接收不可见红外光的反射光,所述辅发射光源装置发射的是不可见的红外光。

6. 根据权利要求1或3所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,S3中,通过变步长LMS自适应滤波算法和数据移位叠加算法进行运动伪迹的滤波去除。

7. 根据权利要求6所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,LMS算法是指最小均方误差自适应算法,表达式如下:

$$f(e(k)) = \xi(k) \triangleq E\{|e(k)|^2\} \quad (1)$$

设滤波器输出函数为 $y(k)$,期望信号函数为 $d(k)$;

若要是误差信号的最小均方值 $f(e(k))$ 最小,那么滤波器的输出 $y(x)$ 必须越接近期望

信号函数为 $d(x)$;

由于均方误差性能曲面只有一个唯一的极小值,主要步长因子 u 选取的恰当,都可以收敛到误差曲面的小点,即为目标函数梯度反向法,表达式如下

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \frac{1}{2} \mu (-\nabla_k) \quad (2)$$

基于随机梯度的算法的最小均方自适应滤波算法完整表达式如下:

$$\begin{cases} y(k) = \mathbf{w}^T(k) \mathbf{x}(k) \\ e(k) = d(k) - y(k) \\ \mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \mu e(k) \mathbf{x}(k) \end{cases} \quad (3)$$

在自适应过程开始时,在收敛值的范围内,取较大的步长 u ,使得系数向量快速的向最优解逼近,当达到最优解时,取较小的步长 u ,减小稳态失调误差,基于算法的基本公式,提出改进型的公式如下:

$$\begin{cases} e(k) = d(k) - y(k) = d(k) - \mathbf{W}^T(k) \mathbf{X}(k) \\ \mathbf{W}(k+1) = \mathbf{W}(k) + \frac{1}{\|\mathbf{X}(k)\|^2} e(k) \mathbf{X}(k) \end{cases} \quad (4)$$

计算得出 u 的最大值是 $1/(2\|\mathbf{X}(k)\|^2)$,

此时的步长可兼顾收敛速度和稳态失调误差;

$\mathbf{X}(k)$ 为加速度的数据信号输入,采集到的加速度信号值为 $X+Y+Z$,作为系统的输入信号,滤波器输出的信号为 $y(k)$;

对于缓存区中的每一个反射式光信号脉搏测量模块采集到的数据依照以上的方法进行基础运动伪迹的去除;

进行完每个模块数据的基础运动伪迹去除之后,再进行对各个模块的数据叠加和移位的算法,实现PPG运动伪迹的全部滤除,

对上述进行基础运动伪迹的去除后的各组数据,并通过排序算法找出每组数据中的第一个波峰数据,然后将每组数据中的第一个波峰数据作为第一帧数据,将多组数据进行对齐,然后找出每组数据的第二个波峰值,然后取出一个最大的波峰值作为第二个波峰的值,然后找出每组数据的第一个波谷值,然后取出一个最小的波谷值作为第一个波谷值,以此类推,得出第三个波峰值,得出第二个波谷值,等等,波峰波谷的数据采用主采集反射式传感器和辅采集反射式传感器的数据,除了波峰波谷的数据,其他的数据均采用中心传感器即主采集反射式传感器的数据,最终得出滤波后的函数输出值,至此滤波过程结束。

8. 根据权利要求3所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,设定阈值为0.16Hz。

9. 根据权利要求7所述的基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,其特征在于,数据组数量与反射式光信号脉搏测量模块中采集装置数量对应。

基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法。

背景技术

[0002] 目前市面上有很多通过光学的方法测量血容量来达到测量心率的传感器,但是绝大部分的传感器或者说是消费品基本都是测量一个点位,而结果也是一个心率值,并没有给出实时测量波形的预览。被试在静息的状态下,由于没有受到运动的干扰,测量出来的心率值是基本准确的。一旦被试运动起来的话就会造成PPG(指的是光电容积脉搏波描记法, PhotoPlethysmoGraphy, 简称PPG, 来监测心率。原理很简单:血液是红色的,反射红光,吸收绿光)脉搏波的波形紊乱,波形紊乱的根本原因是采集到的数据是杂乱无章的,显示在波形上就是比较的乱的,在乱的波形的基础上是很难找到R波峰的,找不到R波峰就意味着算心率就会算的不准,R波峰是检测心率的最根本的依据,若检测不到R波峰,或者由于运动造成的R波峰的丢失都会造成检测心率的不准。

发明内容

[0003] 为了解决上述问题,本发明提供一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,本发明利用了多点反射式环形测量PPG的波形,再根据加速度的数据,通过计算可以有效进行对运动噪声的滤除。

[0004] 解决上述问题的技术方案为:一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法,包括如下步骤:

[0005] S1、通过采集加速度的数据,判断被试是否处于运动状态;

[0006] S2、对处于运动状态的被试,以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,并对数据进行存储,同时采集到的加速度数据也一并存储记录;

[0007] S3、对S2的数据进行运动伪迹的滤波去除;

[0008] 至此实现动态脉搏波测量。

[0009] 进一步的,S1的具体步骤为:

[0010] 采集加速度的数据;

[0011] 如果采集到的加速度的数据均匀并且不是突变的状态下,则认为被试处于静息状态;

[0012] 如果采集到的加速度的数据,即XYZ轴的数据突变比较严重,则认为被试处于运动状态。

[0013] 进一步的,S2的具体步骤为:以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,通过放大电路之后,每个模块采集到的数据,都要进行对设定阈值以下的数据进行滤除;然后将采集到的模拟数据进行量化,并将数据储存在缓存区中待用;与此同时采集对应的多点的加速度数据,读取当前的

XYZ轴加速度值记为:X、Y、Z;至此原始数据的采集完成。设定阈值为0.16Hz。

[0014] 进一步的,所述中心点与均匀环设于中心点周围的点的距离保持在2cm以上。

[0015] 进一步的,所述中心点设置主反射式采集装置,所述均匀环设于中心点周围的点设置辅反射式采集装置;

[0016] 所述主反射式采集装置包括主采集反射式传感器,所述主采集反射式传感器上设有主接收光线视窗和主发射光源装置,所述主接收光线视窗接收可见红光的反射光,所述主发射光源装置发射的是可见的红光;

[0017] 所述辅反射式采集装置包括辅采集反射式传感器,所述辅采集反射式传感器上设有辅接收光线视窗和辅发射光源装置,所述辅接收光线视窗接收不可见红外光的反射光,所述辅发射光源装置发射的是不可见的红外光。

[0018] 进一步的,S3中,通过变步长LMS自适应滤波算法和数据移位叠加算法进行运动伪迹的滤波去除。

[0019] 此外,本发明中记载的方法可以通过采用双面胶粘贴于皮肤的方式来进行数据的测量。

[0020] 本发明的优点在于:通过采集加速度数据判断状态,并通过多点测量解决了当下用压力传感器或者反射式脉搏做脉搏波形不能抗运动干扰的情况;

[0021] 本发明装置使用双面胶粘贴的方式来进行数据的测量,解决了当下反射式脉搏传感器用绑带容易脱离皮肤的情况。

[0022] 本发明的附加优点、目的,以及特征将在下面的描述中将部分地加以阐述,且将对于本领域普通技术人员在研究下文后部分地变得明显,或者可以根据本发明的实践而获知。本发明的目的和其它优点可以通过在书面说明及其权利要求书以及附图中具体指出的结构实现到并获得。

[0023] 本领域技术人员将会理解的是,能够用本发明实现的目的和优点不限于以上具体所述,并且根据以下详细说明将更清楚地理解本发明能够实现的上述和其他目的。

附图说明

[0024] 此处所说明的附图用来提供对本发明的进一步理解,构成本申请的一部分,并不构成对本发明的限定。附图中的部件不是成比例绘制的,而只是为了示出本发明的原理。为了便于示出和描述本发明的一些部分,附图中对应部分可能被放大,即,相对于依据本发明实际制造的示例性装置中的其它部件可能变得更大。在附图中:

[0025] 图1本发明结构示意图;

[0026] 图2为图1的俯视图;

[0027] 图3为各个传感器采集信号的时间延时情况,401接近心脏,最先测量到信号,402 403 404在一条垂直于手臂长度方向的直线上,延时相同,405较其他传感器远,延时最大;

[0028] 图4为各个传感器在运动情况下的PPG波形,601-605与401到405的人体物理采集位置一一对应。

具体实施方式

[0029] 为了加深对本发明的理解,下面将结合实施例和附图对本发明作进一步详述,该

实施例仅用于解释本发明,并不构成对本发明保护范围的限定。

[0030] 本实施例采用5路反射式测量模块对PPG脉搏波波形的滤波去噪。这里说的去噪主要是在运动层面的去噪。因为在静息状态下,测得的波形基本不会受到运动的干扰。只需要一些简单的均值滤波、中值滤波算法就可以得到比较好的波形。

[0031] 结合图1-4所示,一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的装置,包括壳体201,壳体201内设有电源系统模块、反射式光信号脉搏测量模块、信号处理电路、加速度信号采集模块、MCU控制器模块和无线射频模块;

[0032] 电源系统模块为整个装置供电;

[0033] 反射式光信号脉搏测量模块,采集血容量脉搏信息并发送给MCU控制器模块;反射式光信号脉搏测量模块包括5个采集装置;采集装置分为主反射式采集装置203和4个辅反射式采集装置202,主反射式采集装置203设于壳体201的中心,4个辅反射式采集装置202环主反射式采集装置203均匀设置。辅反射式采集装置,并非限于4个,比4个少或者多都可与主反射式采集装置共同完成运动测量PPG的目的;这样设置是为了进行运动杂波的滤除和补偿。

[0034] 在避免干扰的同时更有利于数据分析。主反射式采集装置203和周围的辅反射式采集装置202中心距离应保持在2cm以上。本实施例中选为2-4cm。

[0035] 主反射式采集装置包括主采集反射式传感器103,主采集反射式传感器103上设有主接收光线视窗110和主发射光源装置111,主接收光线视窗110接收可见红光的反射光,主发射光源装置111发射的是可见的红光;辅反射式采集装置包括辅采集反射式传感器101,辅采集反射式传感器101上设有辅接收光线视窗106和辅发射光源装置107,辅接收光线视窗106接收不可见红外光的反射光,辅发射光源装置107发射的是不可见的红外光。这样辅采集反射式传感器对主采集反射式传感器的测量影响较小。因为是反射式采集血容量,所以主采集反射式传感器很容易受到外部光源的干扰,为了不使辅采集反射式传感器对主采集反射式传感器的测量产生影响,我们采用不可见红外光进行测量,另外也用了只接受特定红外波长的接收器进行匹配接收。主采集反射式传感器采用了可见红光进行数据采集,而辅采集反射式传感器采用不可见红外光进行采集。

[0036] 主接收光线视窗110和辅接收光线视窗106都是用来接收从血管里反射出来的光线,主接收光线视窗110和辅接收光线视窗106所包含的接收器输出的是都模拟信号,输出信号的大小反映了反射光信号的大小。

[0037] 其中,多个采集装置均采用凸透镜。可以得到更多的数据和对抗外界光源的干扰,以便更好的接收反射光信号。

[0038] 信号处理电路,对反射式光信号脉搏模块采集到的信号进行处理,并把处理后的数据输出给MCU控制模块;

[0039] 加速度信号采集模块,分别采集XYZ轴的数据,通过这些数据判断被试者目前是否处于运动状态;

[0040] MCU控制器模块,处理PPG信号的数据和加速度信号的数据,以及信号的滤波和运动伪的去除;

[0041] 无线射频模块,负责最终处理数据的发送。射频可以是蓝牙或者普通的2.4G。

[0042] 本装置的佩戴方式是通过双面胶粘贴的方式进行固定。首先将双面胶的一面撕

去,贴在壳体201底部除采集装置外的部位上,之后再将另一面撕去,然后贴到手腕处或者毛细血管丰富的地方,以便进行测量。

[0043] 一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏 waveform 的方法,包括如下步骤:

[0044] S1、通过采集加速度的数据,判断被试是否处于运动状态;采集加速度信号的数据,判断被试者是否处于运动状态;

[0045] 如果采集到的加速度的数据(XYZ轴的数据)是均匀并且不是突变的状态下,认为被试是处于静息状态;对于静息状态下的被试,并不需要对数据做自适应滤波处理(只有在判定被试者运动的时候才会启动自适应滤波);一般静息状态下的被试,都可以得到很好的PPG波形;只需要对数据做设定阈值0.16Hz的高通滤波处理和平滑滤波处理即可;

[0046] 如果测量到的加速度信号数据,XYZ轴的数据突变比较严重的情况下,认为被试处于运动状态。

[0047] S2、对处于运动状态的被试,以测量装置的中心为中心点,分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集,并对数据进行存储,同时采集到的加速度数据也一并存储记录;

[0048] 具体为,MCU控制器模块开启采集模式,对反射式光信号脉搏测量模块的数据进行采集,通过放大电路之后,每个模块采集到的数据,都要进行对0.16Hz以下的数据进行滤除;然后将采集到的模拟数据进行量化,此处采用高精度的ADC(24BIT)进行模数转换,对数据进行量化,然后将数据缓存在缓存区中待用;采集5个反射接收模块数据的同时,也对加速度信号的数据进行采集,读取当前的XYZ轴加速度值记为:X、Y、Z;至此原始数据的采集完成。

[0049] S3、对S2的数据进行运动伪迹的滤波去除;

[0050] 运动伪迹的去除只要用到变步长LMS自适应滤波算法和数据移位叠加的算法。

[0051] LMS算法是指最小均方误差自适应算法,表达式如下:

[0052]

$$f(e(k)) = \xi(k) \triangleq E \{ |e(k)|^2 \} \quad (1)$$

[0053] 设滤波器输出函数为 $y(k)$,期望信号函数为 $d(k)$;

[0054] 若要是误差信号的最小均方值 $f(e(k))$ 最小,那么滤波器的输出 $y(x)$ 必须越接近期望信号函数为 $d(x)$;那么步长因子 u 的选择是一个比较关键的参数。

[0055] 由于均方误差性能曲面只有一个唯一的极小值,主要步长 u 选取的恰当,都可以收敛到误差曲面的小点,这种方法叫做目标函数梯度反向法,表达式如下

[0056]

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \frac{1}{2} \mu (-\nabla_k) \quad (2)$$

[0057] 基于随机梯度的算法的最小均方自适应滤波算法完整表达式如下:

$$[0058] \quad \begin{cases} y(k) = \mathbf{w}^T(k) \mathbf{x}(k) \\ e(k) = d(k) - y(k) \\ \mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + \mu e(k) \mathbf{x}(k) \end{cases} \quad (3)$$

[0059] 在自适应过程开始时,在收敛值的范围内,取较大的步长 u ,使得系数向量快速的向最优解逼近,当达到最优解时,取较小的步长 u ,减小稳态失调误差。基于算法的基本公式,提出改进型的公式如下:

[0060]

$$\begin{cases} e(k) = d(k) - y(k) = d(k) - W^T(k)X(k) \\ W(k+1) = W(k) + \frac{1}{\|X(k)\|^2} e(k)X(k) \end{cases} \quad (4)$$

[0061] 步长 u 变成此时的 $u = 2u[1 - u\|X(k)\|^2]$,

[0062] 计算得出 u 的最大值是 $1/(2\|X(k)\|^2)$

[0063] 此时的步长可兼顾收敛速度和稳态失调误差。

[0064] 当 $\|X(k)\|^2$ 变大时,即输入信号变大时,步长因子 u 较小以抵抗失调误差变大;当 $\|X(k)\|^2$ 变小时,即输入信号变小时,步长因子 u 增大,可在不增大稳态失调误差的同时提高收敛速度;

[0065] $X(k)$ 为加速度的数据信号输入,采集到的加速度信号值为 $X+Y+Z$,作为系统的输入信号,滤波器输出的信号为 $y(k)$;

[0066] 由于是环形的5个反射的模块(即反射式光信号脉搏测量模块),所以会得到5组数据,并存于缓存区中待用;

[0067] 对于上述缓存区中的每一个反射模块(即反射式光信号脉搏测量模块)采集到的数据滤波处理都是依照以上的方法进行基础运动伪迹的去除;

[0068] 进行完每个模块数据的基础运动伪迹去除之后,下面进行对五个模块的数据叠加和移位的算法,实现PPG运动伪迹的全部滤除。

[0069] 由于心脏的每次泵血,都是由细血管顺序到达全身各处,是有时序性质的,如附图中406所示。如果本发明装置贴在手腕处,那么靠近过手指边的反射传感器是最迟检测到信号的,附图中405所示。而在靠近过手指边的反射传感器对称的另一边的传感器最先检测到信号,附图中401所示。假设中心位置的传感器和另外两个传感器的位置正好在手腕的垂线上,那么他们检测到的信号是一样的,附图中402/403/404所示。

[0070] 对上述进行基础运动伪迹的去除后的5组数据,并通过排序算法找出每组数据中的第一个波峰数据,然后将每组数据中的第一个波峰数据作为第一帧数据,将5组数据进行对齐,然后找出每组数据的第二个波峰值,然后取出一个最大的波峰值作为第二个波峰的值,然后找出每组数据的第一个波谷值,然后取出一个最小的波谷值作为第一个波谷值,以此类推,得出第三个波峰值,得出第二个波谷值,等等。波峰波谷的数据采用主采集反射式传感器和辅采集反射式传感器的数据,除了波峰波谷的数据,其他的数据均采用中心传感器即主采集反射式传感器的数据。最终得出滤波后的函数输出值。至此滤波过程结束。

[0071] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

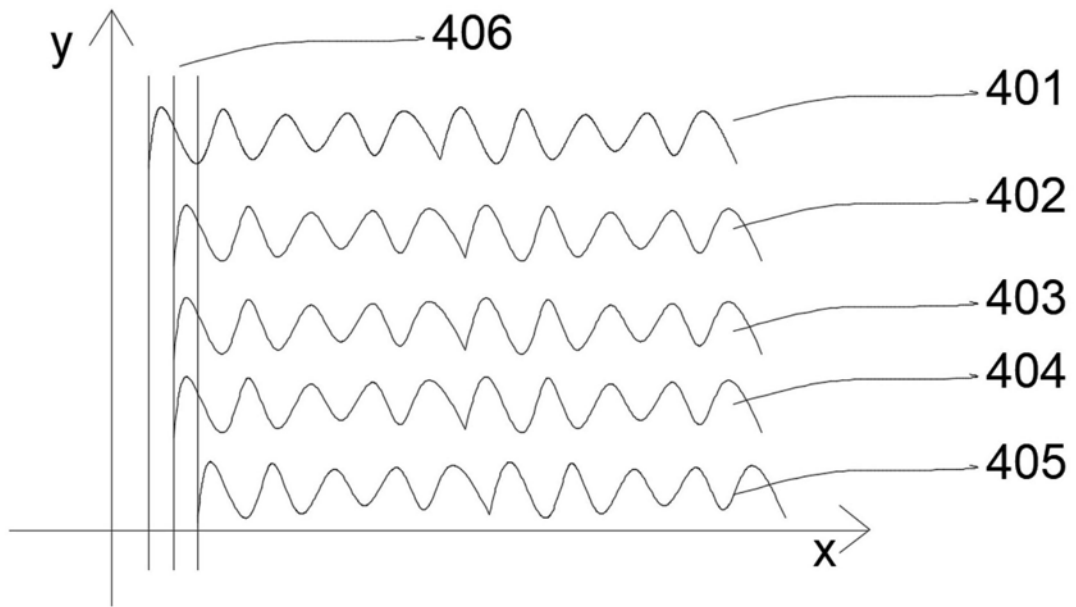


图3

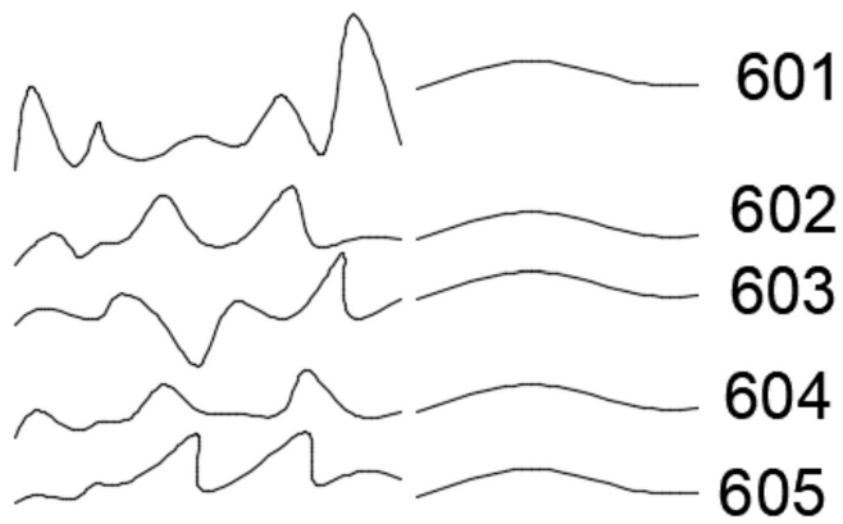


图4

专利名称(译)	基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法		
公开(公告)号	CN109875542A	公开(公告)日	2019-06-14
申请号	CN201811628992.7	申请日	2018-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京津发科技股份有限公司		
[标]发明人	赵起超 李召 杨苒		
发明人	赵起超 李召 杨苒		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于反射式光信号多点测量动态脉搏波形的方法，包括如下步骤：S1、通过采集加速度的数据，判断被试是否处于运动状态；S2、对处于运动状态的被试，以测量装置的中心为中心点，分别对中心点及均匀环设于中心点周围的点进行反射式光信号脉搏波数据采集，并对数据进行存储，同时采集到的加速度数据也一并存储记录；S3、对S2的数据进行运动伪迹的滤波去除；至此实现动态脉搏波测量。本发明实现了多点反射式环形测量PPG的波形，再根据加速度的数据，可以有效进行对运动噪声的滤除。

