



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680307 A  
(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201911069342.8

(22)申请日 2019.11.05

(71)申请人 北京航空航天大学  
地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 陈立江 王金辉 赵琦 尤玉虎

(51)Int.Cl.  
A61B 5/0402(2006.01)  
A61B 5/0205(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图4页

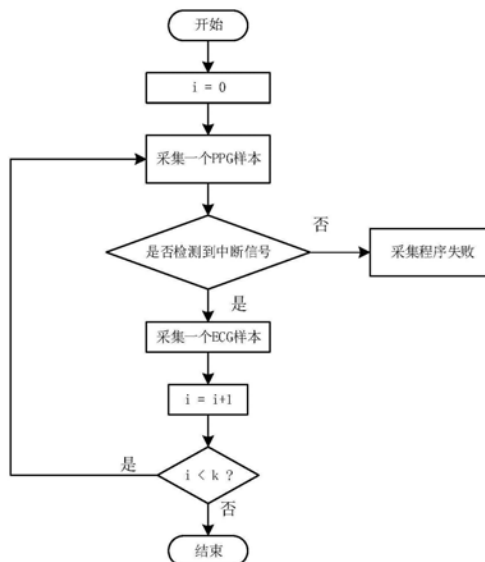
## (54)发明名称

一种运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法

## (57)摘要

本发明适用于一种运动环境下基于脉搏波传导时间的血压监测方法。理论和实践表明,人体的脉搏波波速与血管壁压力成正比,利用这一原理进行人体血压间接测量时,一般要采集ECG信号和PPG信号,利用这两种信号计算出脉搏波传导时间,从而可以推导出人体血压。本发明提供了一种从在运动环境下采集到的ECG信号和PPG信号出发,通过计算得到血压值得方法。其主要内容包括,实现了ECG信号和PPG信号的同步采集,实现了ECG信号和PPG信号的运动噪声去除,实现了两路信号的峰值检测和峰值点的正确匹配,利用反比例函数曲线对收缩压—脉搏波传导时间数据做拟合、得到从脉搏波传导时间计算收缩压的公式,以及利用指数函数曲线对收缩压、舒张压、心跳舒张期三者做拟合,得到舒张压的计算公式。

CN 110680307 A



1. 一种运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其方法步骤在于:

(1) 对ECG信号、PPG信号进行同步采集,

(2) 对采集到的ECG信号做降噪处理,

(3) 对采集到的PPG信号做降噪处理,

(4) 对ECG信号、PPG信号进行峰值检测,并对检测到的两路信号的峰值进行正确匹配,进而可以计算它们之间的时间差,

(5) 建立血压值与脉搏波传导时间之间的反比例函数关系式。

2. 根据权利要求1所要求的运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其特征在于,在进行ECG信号、PPG信号的同步采集时,利用反射式光电传感器采集PPG信号,并通过反射式光电传感器在完成一次PPG信号样本点采集时向控制单元发送一个中断信号来实现PPG信号与ECG信号的同步采集。

3. 根据权利要求1所要求的运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其特征在于,把盲源分离算法(blind source separation, BSS)和小波阈值降噪法这两种方法结合起来,实现了ECG信号的运动伪迹噪声的滤除。

4. 根据权利要求1所要求的运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其特征在于,在检测出ECG信号和PPG信号的峰值点之后,通过判断ECG信号峰值点与PPG信号峰值点的时间坐标的先后顺序来进行两种峰值点的正确匹配。

5. 根据权利要求1所要求的运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其特征在于,使用反比例函数 $y = \frac{k_1}{x} + k_2$ 对收缩压和脉搏波传导时间之间的关系进行拟合。

6. 根据权利要求5所要求的运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法,其特征在于,使用公式 $P_d = P_s e^{\frac{T_d}{k}}$ 做拟合,标定舒张压 $P_d$ 和收缩压 $P_s$ 之间的关系,从而测得舒张压。

## 一种运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法

### 技术领域

[0001] 本申请涉及智能可穿戴设备领域,尤其涉及基于脉搏波传导时间的动态血压监测装置中用到的一种血压监测方法。

### 背景技术

[0002] 智能可穿戴设备是综合利用传感器技术、控制技术和软件技术等多种技术来实现对人体进行各项数据监测的装置,近年发展起来的可穿戴设备多集中在对人体体温、心率、血氧和血压等生命体征参数的监测上。

[0003] 运动环境下人体血压的动态监测一般采用基于脉搏波传播速度的方法。该方法基于心电图(ECG)和脉搏图(PPG)分析技术,利用特定算法,间接获得人体血压。理论和实践表明,脉搏波速度由动脉血管壁的紧张程度决定,当血压比较高时,动脉壁变得紧张,脉搏波的传递变快;当血压比较低时,动脉壁变得松弛,脉搏波传递变慢。对于某一个体而言,当传感器的位置固定时,所测量的脉搏波的传播距离就固定了,所以只要测量出脉搏波传导时间,就可求得脉搏波传导速度,进而可以推算被测者的血压。本发明从脉搏波传导时间推导获得收缩压 $P_s$ ,再从收缩压 $P_s$ 和PPG信号中所蕴含的心跳舒张期 $T_d$ 计算得到舒张压 $P_d$ 。

### 发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题在于,提供一种运动环境下基于脉搏波传导时间的血压监测方法。

[0005] 本发明第一方面提供了一种同步进行ECG信号和PPG信号采集的方法。

[0006] 从原理上讲,基于脉搏波传导时间的动态血压监测需要两路同步的ECG信号和PPG信号,只有在ECG信号和PPG信号是同步的条件下,所计算出来的脉搏波传导时间才是有意义的。本发明通过充分利用微处理器的中断功能来实现两路信号的同步。

[0007] 本发明第二方面提供了一种运动环境下的ECG信号降噪处理方法。

[0008] 人体心电信号是一种弱电信号,采集过程中极易受到干扰,运动环境下则更是如此,典型的干扰信号有:工频干扰、肌电干扰和运动伪迹干扰等。

[0009] 在这几种干扰信号类型中,工频干扰是指系统的供电电源固有频率所产生的干扰。例如,由市电电源供电时,工频干扰的频带大多集中在50Hz附近,而采用稳压直流电源作为供电电源时,工频干扰则比较小。工频干扰只需采用相应频率的陷波滤波器进行滤除即可。

[0010] 肌电干扰是肌肉收缩时伴随的电信号所产生的干扰,由于运动环境下必然伴随着人体肌肉的收缩,因而肌电干扰在ECG信号采集的过程中必然存在。肌电信号一般时高频信号,本发明采用低通滤波器滤除其影响。

[0011] 相比较而言,由于动态监测血压需长时间在人体运动状态下检测心电,运动伪迹对ECG信号质量影响最为严重,本发明重点针对运动伪迹噪声设计了有效的去噪方案。根据运动伪迹类噪声能量大、频带分布较广、随机性强等特点,本发明结合了两种消除运动伪迹

较好的算法:盲源分离算法(blind source separation,BSS)、小波阈值降噪法,来实现对运动伪迹噪声的有效消除。

[0012] 本发明第三方面提供了一种运动环境下PPG信号降噪处理方法。

[0013] 基于脉搏波传导时间监测血压的装置多采用反射式光电传感器设备采集脉搏信号,采集到的脉搏信号一般包含工频干扰、高频噪声、基线漂移等对血压监测不利的成分。

[0014] 与ECG信号处理过程相类似,工频干扰和高频噪声分别使用对应频率的陷波滤波器和低通滤波器进行滤除。

[0015] PPG信号的基线漂移是指信号强度值随着时间做缓慢漂移的现象,基线漂移不利于后续计算血压时所需的PPG信号峰值提取,本发明采用高通滤波器滤除PPG信号的基线漂移。

[0016] 本发明第四方面提供了一种峰值检测以及使ECG信号峰值与PPG信号峰值正确匹配的方法。

[0017] 脉搏波传导时间是通过分别检测ECG信号、PPG信号的峰值点,用两个峰值点的时间坐标做差而得到的。本发明采用差分双阈值法检测ECG信号、PPG信号的峰值点。初次之外,为了得到正确的脉搏波传导时间,必须使用真正相互对应的ECG信号峰值点、PPG信号峰值点的时间坐标相减才行。由于进行峰值提取时是截取某一段时间内的信号后进行的,而两个相对应的峰值点总是ECG信号峰值点在前、PPG信号峰值点在后,所以当截取一段的信号边界处在两个峰值点之间时,就会出现一对峰值点在考虑的范围一个出现、一个消失的情况,本发明通过比较ECG信号峰值点、PPG信号峰值点的前后位置然后舍去没有对应点的PPG信号的方法,解决了这一问题。

[0018] 本发明第五方面提供了一种利用反比例函数做拟合、求得血压(收缩压 $P_s$ )与脉搏波传导时间之间的关系的方法。

[0019] 人体血压包括收缩压 $P_s$ 和舒张压 $P_d$ ,这两个数值都是重要的生理特征参数,可以从不同方面反映人体的健康状况。本发明第六方面提供了一种计算舒张压 $P_d$ 的方法。

## 附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0021] 图1是采集k个同步的ECG信号、PPG信号样本对所采用的程序流程。

[0022] 图2是对运动环境下的ECG信号进行降噪处理的流程。

[0023] 图3是ECG信号降噪过程中用到的小波分解的示意图。

[0024] 图4是对PPG信号进行降噪处理的流程。

[0025] 图5是一对相对应的ECG、PPG信号被所选取的信号片段的边界分开了的示意图。

[0026] 图6是对ECG信号和PPG信号做峰值检测和峰值点正确匹配的流程。

[0027] 图7是从测量得到的数据点拟合得到血压(收缩压)与脉搏波传导时间之间的反比例函数关系式的示意图。

## 具体实施方式

[0028] 下面结合附图,对本发明的技术方案做进一步的说明。

[0029] 图1示出了进行ECG信号和PPG信号同步采集的实施方式。

[0030] 如图1所示,当需要采集k个同步的ECG信号、PPG信号样本对时,首先设置一个计数变量i并初始化为0。然后进行一次PPG信号采集,采集PPG信号所使用的的反射式光电传感器带有中断功能,每当成功采集一个PPG样本时,就会向微处理器发送一个中断信号,如果采集失败就不会发送中断信号,这一过程是由传感器内部的硬件电路自动完成的。下一步是检测是否收到了中断信号,如果没有收到中断信号,证明没有采集到PPG信号,则整个程序失败;如果收到了中断信号,则立即采集一个ECG信号样本点。再下一步是对计数变量进行自增1,并检测变量i是否小于k,如果小于k则重复以上过程,如果不小于k,则证明成功采集了k个同步的ECG、PPG信号样本对,这一过程结束。

[0031] 图2示出了运动条件下ECG信号降噪处理流程。具体步骤如下:

[0032] 步骤一:原始ECG信号分别经过低通与陷波滤波器。此步骤可滤除高频肌电干扰和工频干扰。

[0033] 步骤二:盲源分离算法处理带有运动伪迹噪声的ECG信号。此步骤可将大部分运动伪迹噪声与ECG信号分离,最终输出一路降噪心电信号与一路运动伪迹信号;更具体的实现步骤包括:1) 信号去均值;2) 对信号进行预白化处理;3) 设置盲源分离算法输出两路信号,根据2)的处理结果,求出盲源分离算法代价函数,再依据代价函数求得分离矩阵W,最终可以得到两路相对独立的输出:心电信号与运动伪迹信号。盲源分离算法可从多个线性混合信号中分离出源信号,该算法在消除运动伪迹的同时,可以最大程度保留ECG信号细节。

[0034] 步骤三:小波降噪方法进一步去除ECG信号中的随机噪声。此步骤可获得质量更好、特征更明显的ECG信号,更具体的实现如下:1) 选取适合用于去除心电随机干扰的小波基,多次实验选定用DB8小波基降噪效果较好;2) 采用DB8小波基对原始信号进行分解,提取各尺度小波分解的高频系数 $d_i$ 与低频系数 $a_i$ ,分解过程如图3所示,分解尺度根据ECG采样率设定。例如,ECG采样率为500Hz时,分解尺度可定为8;3) 由于随机噪声主要集中在高频小波系数 $d_i$ 中,并且噪声对应的小波系数幅值小,数目多,而有用信号的小波系数则幅度大,数目少;基于上述特点,本发明采用阈值法对进行处理,设阈值为 $\lambda$ ,则 $d_i$ 中大于 $\lambda$ 的系数保留,小于 $\lambda$ 的系数赋值为0;4) 利用处理完毕的高频小波系数 $d_i$ 与低频系数 $a_i$ 对ECG信号进行重构,即可去除信号中大量随机噪声,最终得到有效的ECG信号。

[0035] 图4示出了对PPG信号做降噪处理的流程。

[0036] 如图4所示,在本发明中,PPG信号首先通过陷波滤波器,这一步的作用是滤除PPG信号中的工频干扰;而后PPG信号再通过低通滤波器,这一步的作用是滤除高频干扰;而后再通过高通滤波器,这一步的作用是滤除PPG信号中的极限漂移,经过这四步处理,最终得到降噪后的PPG信号。

[0037] 峰值提取是在选取了某一段范围的信号后再进行的,由于相对应的一对ECG、PPG信号峰值点总是ECG信号峰值点在前、PPG信号峰值点在后,二者之间存在一段空隙,所以在进行截取一段信号的工作时,所截取的信号的边界可能会出现正好处于这段空隙之内的情況,图5显示了这种情况,这会对计算时间差造成不利影响,本发明解决了这一问题。

[0038] 如图6所示,进行了降噪处理后,可分别得到降噪后的ECG信号和PPG信号。在进行

峰值时,时通过差分双阈值法完成的。下面重点叙述本发明如何解决ECG峰值点和PPG峰值点的正确匹配问题。

[0039] 如图6所示,在提取了ECG信号和PPG信号的峰值点后,分别取它们的第一个峰值点,然后比较它们的时间坐标,判断ECG信号峰值点的时间坐标是否在PPG信号峰值点的时间坐标之前,如果ECG信号峰值点的时间坐标确实在PPG信号峰值点的时间坐标之前,则说明我们成功找到了一对匹配的ECG和PPG信号峰值点,继而可以计算它们之间的时间差并继续寻找下一对匹配的ECG和PPG信号峰值点;反之,即如果ECG信号峰值点的时间坐标不在PPG信号的时间坐标之前,则说明发生了图5所示的截取信号片段时信号的边界恰好位于两个峰值点之间的情况,如图6所示,此时的处理方法是,保持选取的PPG信号峰值点不动,同时舍弃当前ECG信号峰值点而选取下一个ECG信号峰值点,然后再继续循环上述过程。整个流程循环到ECG信号或PPG信号当中没有未考虑的峰值点时结束。

[0040] 在得到脉搏波传导时间之后,为了能计算出血压(收缩压),还需要有一个从脉搏波传导时间推导出血压(收缩压)的计算公式。

[0041] 如图7所示,本发明提供了一种建立脉搏波传导时间和收缩压 $P_s$ 之间的反比例函数模型的方法,具体做法如下:

[0042] 对某一被测者,使用基于脉搏波传导时间的血压测量设备测量脉搏传导时间,记为 $x$ ;使用医疗血压仪器测量被测者的收缩压,记为 $y$ ,进行多次测量,得到一个数据集 $(x_i, y_i)$ , $i=1,2,\dots,n$ ,数据集中共有 $n$ 个数据对,每个数据对由一个脉搏波传导时间值和一个血压值组成。

[0043] 在得到数据集之后,使用公式 $y = \frac{k_1}{x} + k_2$ 对数据进行拟合,系数 $k_1$ 、 $k_2$ 的计算公式为:

$$[0044] \quad \begin{cases} k_1 = \frac{\overline{x'y} - \overline{x'}\overline{y}}{\overline{x'^2} - \overline{x'}^2} \\ k_2 = \overline{y} - \overline{\hat{x}x'} \end{cases}$$

[0045] 其中

$$[0046] \quad \overline{x'} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x'_i \quad \overline{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

$$[0047] \quad \overline{x'^2} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i'^2 \quad \overline{x'y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x'_i y_i$$

$$[0048] \quad x'_i = \frac{1}{x_i}, i=1,2,\dots,n$$

[0049] 下一步的工作是获得从收缩压和心跳舒张期推导舒张压的计算公式,本发明提供如下方法:

[0050] 使用公式

$$[0051] \quad P_d = P_s e^{\frac{T_d}{k}}$$

[0052] 对它们之间的关系做拟合,其中 $P_s$ 是收缩压,可从脉搏波传导时间推算出, $T_d$ 是心跳舒张期,可利用现有方法从PPG信号中提取出, $P_d$ 表示待求量收缩压, $k$ 是待定系数。

[0053] 将上式两边取对数

$$[0054] \quad \ln(P_d) = \ln(P_s) + \frac{T_d}{k}$$

[0055] 将上式变形得到

$$[0056] \quad k = \frac{T_d}{\ln(P_d/P_s)}$$

[0057] 获得待定系数k的具体步骤为:

[0058] (1) 测量获得一组数据 $(P_{d_i}, P_{s_i}, T_{d_i}) \quad i = 1, 2, \dots, n$

[0059] (2) 利用以下公式获取待定系数k

$$[0060] \quad k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{T_{d_i}}{\ln(P_{d_i}/P_{s_i})}$$

[0061] 至此,得到了计算舒张压的计算公式。

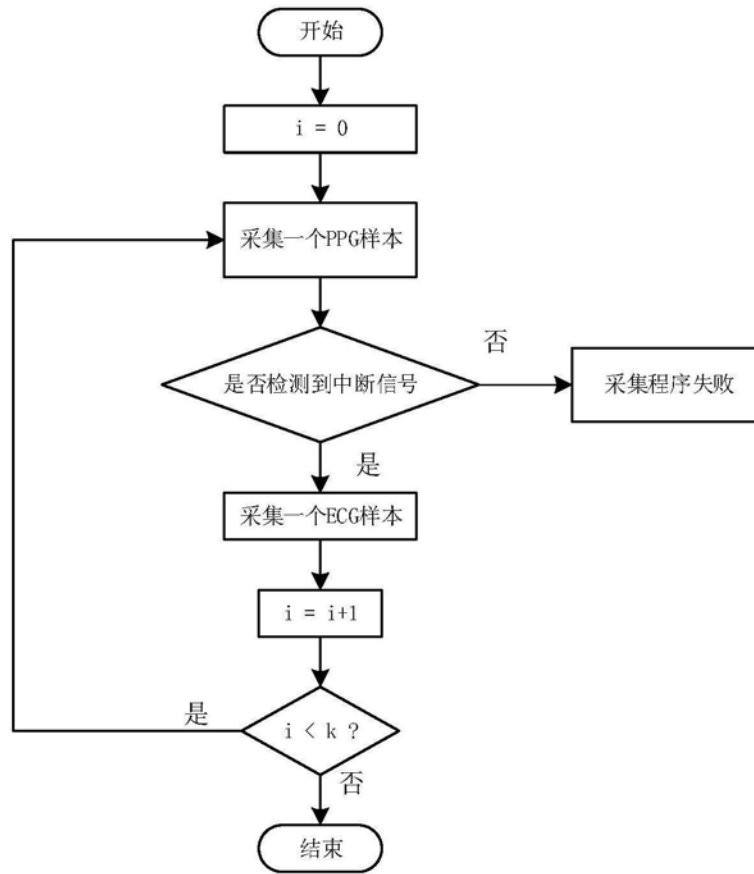


图1

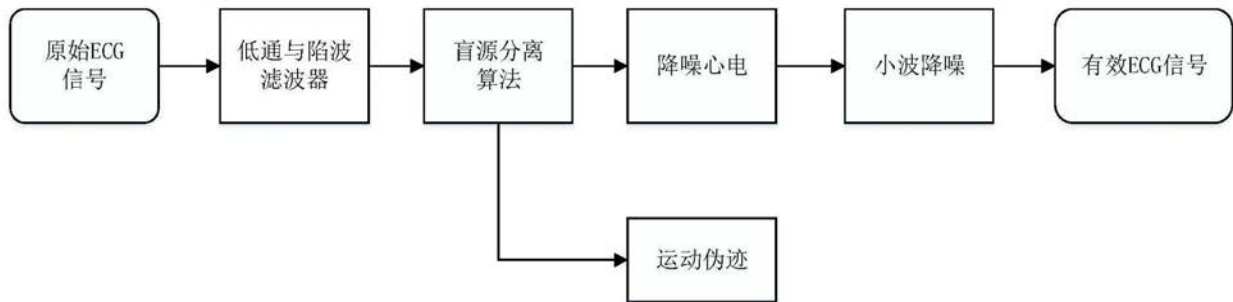


图2

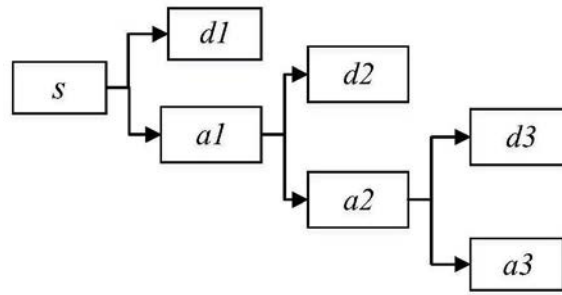


图3

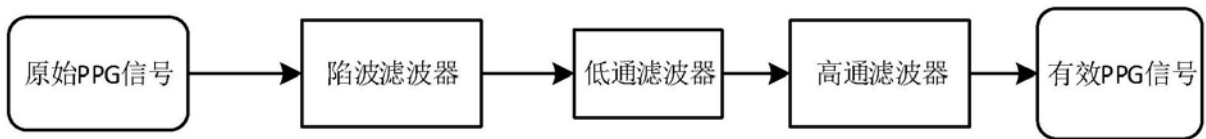


图4

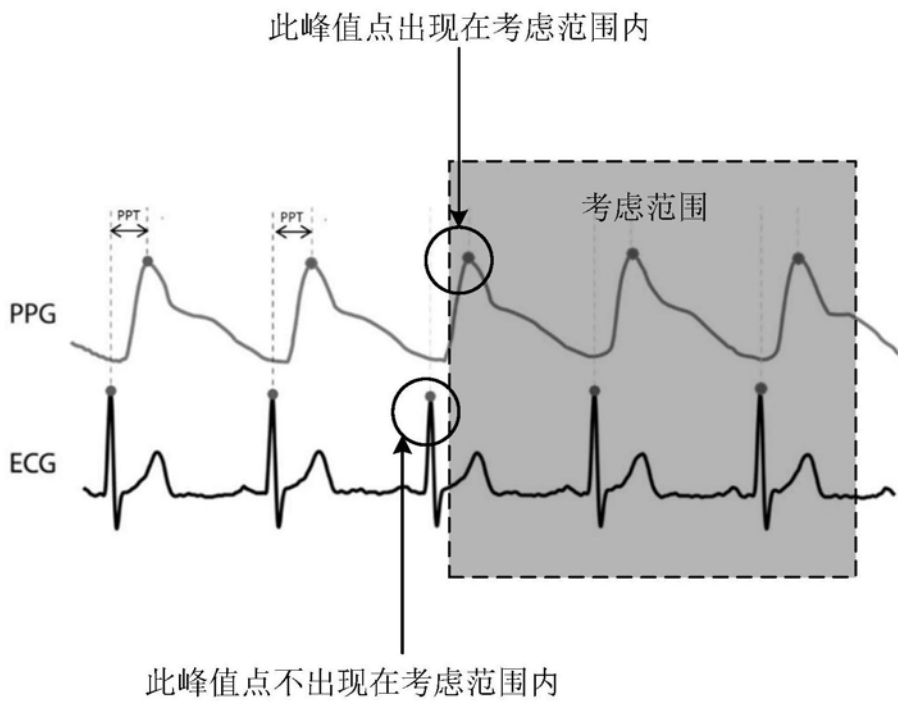


图5

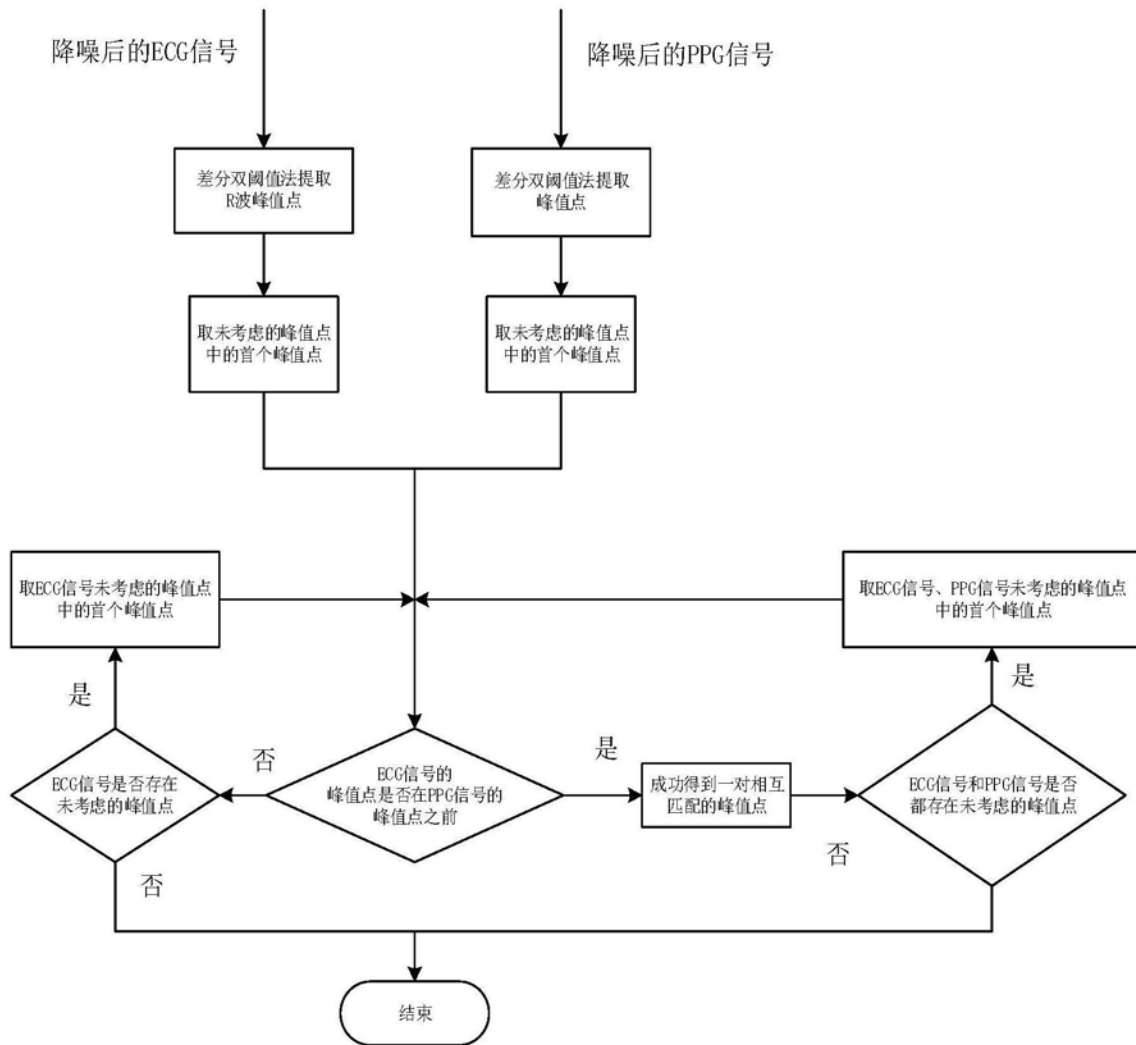


图6

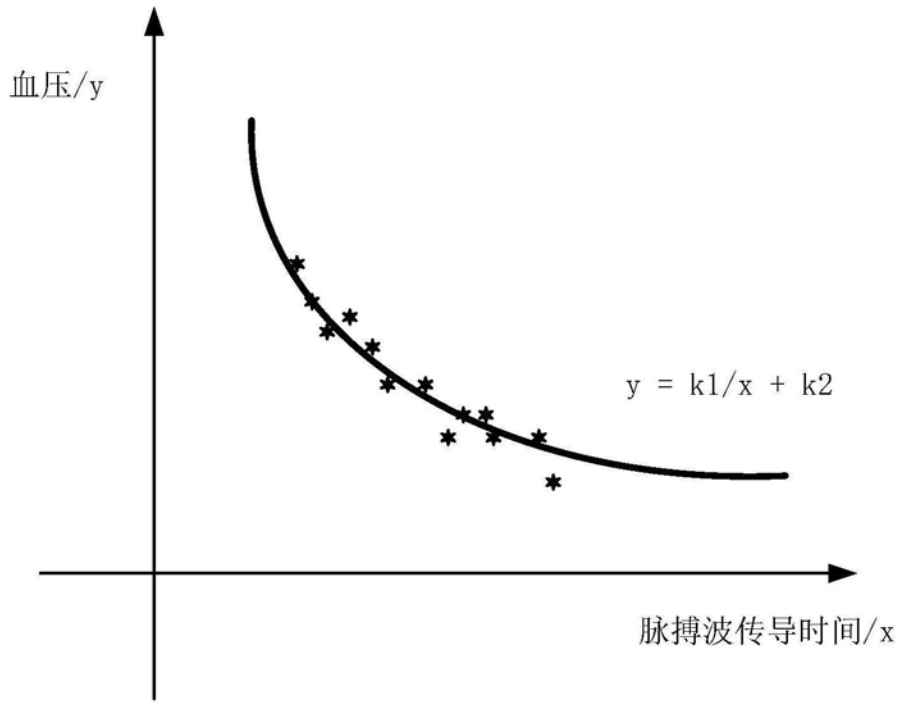


图7

专利名称(译)	一种运动环境下基于脉搏波传导时间的动态血压监测方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110680307A</a>	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201911069342.8	申请日	2019-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京航空航天大学		
[标]发明人	陈立江 王金辉 赵琦 尤玉虎		
发明人	陈立江 王金辉 赵琦 尤玉虎		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/0402 A61B5/6802 A61B5/7203 A61B5/7207 A61B5/7235 A61B5/725		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明适用于一种运动环境下基于脉搏波传导时间的血压监测方法。理论和实践表明，人体的脉搏波波速与血管壁压力呈正比，利用这一原理进行人体血压间接测量时，一般要采集ECG信号和PPG信号，利用这两种信号计算出脉搏波传导时间，从而可以推导出人体血压。本发明提供了一种从在运动环境下采集到的ECG信号和PPG信号出发，通过计算得到血压值得方法。其主要内容包括，实现了ECG信号和PPG信号的同步采集，实现了ECG信号和PPG信号的运动噪声去除，实现了两路信号的峰值检测和峰值点的正确匹配，利用反比例函数曲线对收缩压—脉搏波传导时间数据做拟合、得到从脉搏波传导时间计算收缩压的公式，以及利用指数函数曲线对收缩压、舒张压、心跳舒张期三者做拟合，得到舒张压的计算公式。

