



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108272446 A

(43)申请公布日 2018.07.13

(21)申请号 201810092502.X

(22)申请日 2018.01.30

(71)申请人 浙江大学

地址 310058 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72)发明人 叶学松 黄仲毅 冯靖杰 周聪聪

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务有限公司 33200

代理人 陈昱彤

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

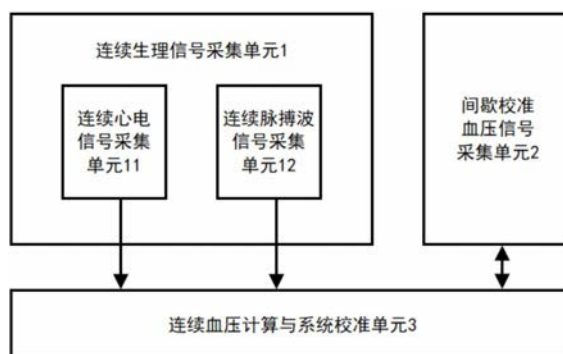
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

无创连续血压测量系统及其校准方法

(57)摘要

本发明公开了一种无创连续血压测量系统及其校准方法。本发明在系统启动时先用普通的最小二乘法进行公式系数和常数项的初始化,使系统立即具有计算正确的无创连续血压值的能力,在之后的校准中再采用递归最小二乘法。本发明一方面克服了直接应用递归最小二乘法将会导致的系统启动过程中计算公式系数和常数项的收敛消耗较长时间的技术障碍,使系统自启动开始立即具有计算正确的无创连续血压值的能力;另一方面克服了单纯使用最小二乘法所得的血压计算公式不能反映使用者的一般生理情况,而只能反映其较短时间内的生理情况,且受每次间歇血压测量的偶然误差影响大,连续无创血压结果的准确度难以达到临床要求的缺陷。



1. 一种无创连续血压测量系统,其特征在于,包括连续生理信号采集单元(1)、间歇校准血压信号采集单元(2)、连续血压计算与系统校准单元(3);

所述连续信号采集单元(1)包括连续心电信号采集单元(11)和连续脉搏波信号采集单元(12);所述连续心电信号采集单元(11)连续采集心电信号,并提取每搏心电信号的特征点的时刻发送至连续血压计算与系统校准单元(3);所述连续脉搏波信号采集单元(12)连续采集脉搏波信号,并提取每搏脉搏波信号的特征点的时刻发送至连续血压计算与系统校准单元(3);

所述间歇校准血压信号采集单元(2)在系统启动时和连续血压计算与系统校准单元(3)向其发出校准开始命令时,测量第一舒张压和第一收缩压并发送至连续血压计算与系统校准单元(3);

所述连续血压计算与系统校准单元(3)在系统启动时,根据所接收的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到脉搏波传导时间和心率,再根据脉搏波传导时间和心率以及对应的第一舒张压、第一收缩压,利用最小二乘法对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化,使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态,并设置第1个校准时间点;所述连续血压计算与系统校准单元(3)在不执行校准时,根据当前获得的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到当前脉搏波传导时间和当前心率,并根据当前脉搏波传导时间和当前心率分别按照当前公式(1)、公式(2)进行计算,得到当前第二收缩压和当前第二舒张压;当所述连续血压计算与系统校准单元(3)执行校准时,根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项,利用递归最小二乘法,计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值,再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项,随后利用更新后的公式(1)和公式(2)计算当前第二收缩压和当前第二舒张压,并设置下一校准时间点;

$$SBP_{k,h} = \sum_{i=1}^m a_{i,k} \cdot f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + a_{0,k} \quad (1)$$

$$DBP_{k,h} = \sum_{j=1}^n b_{j,k} \cdot g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + b_{0,k} \quad (2)$$

式中, $k \geq 0, h \geq 1, m \geq 1, n \geq 1$; 当 $k=0$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二舒张压, $a_{i,k}$ 和 $b_{j,k}$ 分别表示第1次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示第1次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个心率; 当 $k \geq 1$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前得到的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前得到的第 h 个第二舒张压, $a_{i,k}$ 和 $b_{j,k}$ 分别表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个心率; $f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该函数在系统启动后不再发生变化; $g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该函数在系统启动后不再发生变化。

2. 一种权利要求1所述的无创连续血压测量系统的校准方法, 其特征在于, 包括如下步

骤:

1) 系统启动时,先由间歇校准血压信号采集单元(2)采集第一收缩压和第一舒张压发送给连续血压计算与系统校准单元(3);连续血压计算与系统校准单元(3)根据来自所述连续信号采集单元(1)的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到脉搏波传导时间和心率,并根据所接收的第一收缩压和第一舒张压以及对应的脉搏波传导时间和心率,利用最小二乘法,对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化,使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态,并设置第1个校准时间点;

2) 当校准时间点到来时,连续血压计算与系统校准单元(3)向间歇校准血压信号采集单元(2)发送校准开始命令,间歇校准血压信号采集单元(2)采集当前第一收缩压和当前第一舒张压并发送到连续血压计算与系统校准单元(3);连续血压计算与系统校准单元(3)根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项,利用递归最小二乘法,计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值,再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项;

3) 连续血压计算与系统校准单元(3)根据当前公式(1)和当前公式(2)计算当前第二收缩压和当前第二舒张压,且设置下一个校准时间点,并在下一个校准时间点到来时返回执行步骤2)。

无创连续血压测量系统及其校准方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种无创连续血压测量系统,以及使用测量系统监测血压时的系统校准方法,属于血压监测技术领域。

背景技术

[0002] 血压是人体的重要生理参数之一,在高血压等各种心血管疾病的诊疗中起着重要作用,也是日常健康监护的重要项目。临床上最常用的血压值是收缩压和舒张压。目前常用的无创血压监测是基于示波法或柯氏音法的间歇血压监测。间歇血压监测除了不能提供连续的血压数据外,还存在着袖带频繁充放气给使用者带来的不适的问题。

[0003] 现有的无创连续血压测量方法,主要有扁平张力法、恒定容积法和脉搏波传导时间法。扁平张力法对测量位点选取和传感器放置的要求严格,若测量位点选取或传感器放置不当则会造成大的测量误差;恒定容积法需要一套精密的伺服装置,且伺服装置的佩戴给使用者的日常生活行为带来较大不便。脉搏波传导时间法对测量位点选取和传感器放置的要求较宽松,故使用方便,且给使用者日常生活造成的不便少,因而越来越受到重视。

[0004] 脉搏波传导时间法需要建立血压和包括脉搏波传导时间在内的变量组之间的函数关系。医学研究表明这个函数关系是因人而异且时变的,故需要进行系统校准,即利用间歇血压测量对计算公式的系数和常数项进行修正。

[0005] 现有的校准方法,只利用最近的两次或若干次测量的间歇血压值,通过最小二乘法进行系数和常数项的校准,而没有利用较早测量的间歇血压值,这就导致所得血压计算公式不能反映使用者的一般生理情况,而只能反映其较短时间内的生理情况,且受每次间歇血压测量的偶然误差影响大,故求得的连续无创血压结果的准确度难以达到临床要求。

[0006] 递归最小二乘法(RLS法),作为一种在最优滤波器中应用的自适应方法,在数字信号处理、系统辨识等方面有广泛的应用。它带有遗忘因子,能令较新的数据在自适应过程中以更大的权重,而较早的数据的作用则逐步除去,从而使滤波器可以工作在平稳状态下。其对非平稳信号的适应性好,收敛速度快,精度高。而脉搏波传导时间法的校准与最优滤波器的自适应分属于两个不同的领域,目前未见将递归最小二乘法用于脉搏波传导时间法的计算公式校准中。

[0007] 综上所述,脉搏波传导时间法相比其他的无创连续血压测量方法存在较大优势,但基于此方法的测量系统必须妥善解决系统校准问题,否则测量准确度难以达到临床要求。这一问题亟待解决。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种无创连续血压测量系统及其校准方法,以获得准确的无创连续收缩压和舒张压。

[0009] 本发明的发明构思如下:递归最小二乘法(RLS法)作为一种在最优滤波器中应用的自适应方法,具有对非平稳信号的适应性好、收敛速度快、精度高等优点。而脉搏波传导

时间法的校准与最优滤波器的自适应分属于两个不同的领域,若要在脉搏波传导时间法的计算公式校准中直接采用这种方法,尤其是从系统启动时就采用递归最小二乘法,则计算公式系数和常数项的收敛将会消耗较长的时间,系统无法自始即具备计算正确的无创连续血压值的能力。为解决这一问题,本发明在系统启动时先用普通的最小二乘法进行公式系数和常数项的初始化,使系统立即具有计算正确的无创连续血压值的能力,在之后的校准中再采用递归最小二乘法。

[0010] 具体地说,为实现上述发明目的,本发明所采用的技术方案如下:

[0011] 本发明无创连续血压测量系统包括连续生理信号采集单元(1)、间歇校准血压信号采集单元(2)、连续血压计算与系统校准单元(3);

[0012] 所述连续信号采集单元(1)包括连续心电信号采集单元(11)和连续脉搏波信号采集单元(12);所述连续心电信号采集单元(11)连续采集心电信号,并提取每搏心电信号的特征点的时刻发送至连续血压计算与系统校准单元(3);所述连续脉搏波信号采集单元(12)连续采集脉搏波信号,并提取每搏脉搏波信号的特征点的时刻发送至连续血压计算与系统校准单元(3);

[0013] 所述间歇校准血压信号采集单元(2)在系统启动时和连续血压计算与系统校准单元(3)向其发出校准开始命令时,测量第一舒张压和第一收缩压并发送至连续血压计算与系统校准单元(3);

[0014] 所述连续血压计算与系统校准单元(3)在系统启动时,根据所接收的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到脉搏波传导时间和心率,再根据脉搏波传导时间和心率以及对应的第一舒张压、第一收缩压,利用最小二乘法对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化,使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态,并设置第1个校准时间点;所述连续血压计算与系统校准单元(3)在不执行校准时,根据当前获得的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到当前脉搏波传导时间和当前心率,并根据当前脉搏波传导时间和当前心率分别按照当前公式(1)、公式(2)进行计算,得到当前第二收缩压和当前第二舒张压;当所述连续血压计算与系统校准单元(3)执行校准时,根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项,利用递归最小二乘法,计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值,再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项,随后利用更新后的公式(1)和公式(2)计算当前第二收缩压和当前第二舒张压,并设置下一校准时间点;

$$[0015] \quad SBP_{k,h} = \sum_{i=1}^m a_{i,k} \cdot f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + a_{0,k} \quad (1)$$

$$[0016] \quad DBP_{k,h} = \sum_{j=1}^n b_{j,k} \cdot g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + b_{0,k} \quad (2)$$

[0017] 式中, $k \geq 0, h \geq 1, m \geq 1, n \geq 1$; 当 $k=0$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二舒张压, $a_{i,k}$ 和 $b_{j,k}$ 分别表示第1次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示第1次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个心率; 当 $k \geq 1$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准

前得到的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前得到的第 h 个第二舒张压, $a_{i,k}$ 和 $b_{j,k}$ 分别表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示自第 k 次校准到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个心率; $f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该函数在系统启动后不再发生变化; $g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该函数在系统启动后不再发生变化。

[0018] 本发明无创连续血压测量系统的校准方法包括如下步骤:

[0019] 1) 系统启动时, 先由间歇校准血压信号采集单元(2)采集第一收缩压和第一舒张压发送给连续血压计算与系统校准单元(3); 连续血压计算与系统校准单元(3)根据来自所述连续信号采集单元(1)的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻, 得到脉搏波传导时间和心率, 并根据所接收的第一收缩压和第一舒张压以及对应的脉搏波传导时间和心率, 利用最小二乘法, 对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化, 使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态, 并设置第1个校准时间点;

[0020] 2) 当校准时间点到来时, 连续血压计算与系统校准单元(3)向间歇校准血压信号采集单元(2)发送校准开始命令, 间歇校准血压信号采集单元(2)采集当前第一收缩压和当前第一舒张压并发送到连续血压计算与系统校准单元(3); 连续血压计算与系统校准单元(3)根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项, 利用递归最小二乘法, 计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值, 再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项;

[0021] 3) 连续血压计算与系统校准单元(3)根据当前公式(1)和当前公式(2)计算当前第二收缩压和当前第二舒张压, 且设置下一个校准时间点, 并在下一个校准时间点到来时返回执行步骤2)。

[0022] 与现有技术相比, 本发明的有益效果是:

[0023] 1) 本发明无创连续血压测量系统, 在由连续生理信号采集单元、间歇校准血压信号采集单元和连续血压计算与系统校准单元组成的硬件平台的基础上, 实现了基于脉搏波传导时间 PTT 和心率 HR 两种参数进行的无创连续血压计算。

[0024] 2) 本发明无创连续血压测量系统在采用最小二乘法进行系统初始化的基础上, 采用递归最小二乘(RLS)法进行系统校准, 不断在原有公式系数和常数项的基础上加修正值, 这就在利用新的间歇血压值的同时, 通过原有公式系数和常数项以较低的权重间接地利用了较早测量的间歇血压值, 进而在公式中同时反映使用者的一般的和当前的生理情况, 降低每次间歇血压测量的偶然误差对公式系数和常数项造成的影响, 提高了连续无创血压测量的准确度。由此, 本发明不仅将本应用于最优滤波器自适应的递归最小二乘法应用到脉搏波传导时间法的计算公式校准中, 而且通过在系统启动时先用普通的最小二乘法进行公式系数和常数项的初始化, 使系统立即具有计算正确的无创连续血压值的能力, 在之后的校准中再采用递归最小二乘法, 从而一方面克服了直接应用递归最小二乘法将会导致的系统启动过程中计算公式系数和常数项的收敛消耗较长时间的技术障碍, 使系统自启动开始立即具有计算正确的无创连续血压值的能力; 另一方面克服了单纯使用最小二乘法所得的

血压计算公式不能反映使用者的一般生理情况,而只能反映其较短时间内的生理情况,且受每次间歇血压测量的偶然误差影响大,连续无创血压结果的准确度难以达到临床要求的缺陷,获得了预料不到的技术效果。

附图说明

- [0025] 图1是本发明的一种无创连续血压测量系统的结构示意图;
- [0026] 图2是本发明的连续心电信号采集单元的一种实施方式的结构示意图;
- [0027] 图3是本发明的连续脉搏波信号采集单元的一种实施方式的结构示意图;
- [0028] 图4是本发明的间歇校准血压信号采集单元的一种实施方式的结构示意图;
- [0029] 图5是本发明的连续血压计算与系统校准单元的一种实施方式的结构示意图;
- [0030] 图6是本发明无创连续血压测量系统佩戴于人体时的一种实施方式的示意图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图与具体实施方式对本发明做进一步详细描述。

[0032] 如图1所示,本发明无创连续血压测量系统包括连续生理信号采集单元1、间歇校准血压信号采集单元2、以及连续血压计算与系统校准单元3。连续信号采集单元1包括连续心电信号采集单元11和连续脉搏波信号采集单元12。连续心电信号采集单元11连续采集心电信号,进一步求出其R波波峰点所在的时刻并发送至连续血压计算与系统校准单元3;连续脉搏波信号采集单元12连续采集脉搏波信号,进一步求出其主波波峰点所在的时刻并发送至连续血压计算与系统校准单元3。间歇校准血压信号采集单元2在系统启动时以及在连续血压计算与系统校准单元3给出校准开始命令时,测量第一舒张压和第一收缩压并发送至连续血压计算与系统校准单元3。连续血压计算与系统校准单元3在系统启动时,接收间歇校准血压信号采集单元2发来的第一舒张压和第一收缩压,并根据连续信号采集单元1发来的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到脉搏波传导时间和心率,再根据接收到的第一舒张压、第一收缩压、以及与第一舒张压、第一收缩压对应的脉搏波传导时间和心率,利用最小二乘法对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化,使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态,并设置第1个校准时间点。此后,当连续血压计算与系统校准单元3不执行校准时,根据当前获得的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到当前脉搏波传导时间和当前心率,并根据当前脉搏波传导时间和当前心率分别按照当前公式(1)、公式(2)进行计算,得到当前第二收缩压和当前第二舒张压。当连续血压计算与系统校准单元3执行校准时,根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项,利用递归最小二乘法,计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值,再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项,随后利用更新后的公式(1)和公式(2)计算当前第二收缩压和第二舒张压,并设置下一校准时间点。

[0033] 以下以具体的实施例进一步详细说明本发明。

[0034] 如图2所示,连续心电信号采集单元11可采用双电极心电采集电路。心电电极1和心电电极2采集到的心电信号通过前置放大器进行差分放大,再通过滤波器进行带通滤波

和工频陷波,最后通过主放大器放大后经第一模拟/数字转换器(ADC)变换为数字信号送入第一微处理器,由第一微处理器求出心电信号的R波波峰点所在的时刻,并通过第一无线发射电路将该时刻发送给连续血压计算与系统校准单元3。前置放大器、滤波器和主放大器可采用由通用运放和阻容元件实现的普通放大电路和滤波电路。第一模拟/数字转换器(ADC)和第一微处理器可采用将两者集成的单片机,如TI公司的MSP430系列16位低功耗单片机。第一无线发射电路可采用基于现有的Zigbee、蓝牙等协议的无线发射电路。

[0035] 如图3所示,连续脉搏波信号采集单元12可采用指端式光电脉搏波采集电路。该电路中的指夹式脉搏波传感器采集到的脉搏波信号通过隔直电路除去直流成分,再通过放大器放大,进而通过低通滤波器滤去高频成分后经第二模拟/数字转换器(ADC)变换为数字信号送入第二微处理器,由第二微处理器求出脉搏波的主波波峰点所在的时刻,并通过第二无线发射电路将该时刻发送给连续血压计算与系统校准单元3。隔直电路、放大器和低通滤波器可采用由通用运放和阻容元件实现的普通隔直电路、放大电路和滤波电路。第二模拟/数字转换器(ADC)和第二微处理器可采用将这两者集成的单片机,如TI公司的MSP430系列16位低功耗单片机。第二无线发射电路可采用基于现有的Zigbee、蓝牙等协议的无线发射电路。

[0036] 如图4所示,作为本发明的优选实施方式,间歇校准血压信号采集单元2可采用通用的袖带式血压计结构,包括袖带、充/放气泵、压力传感器、第三模拟/数字转换器(ADC)和第三微处理器。压力传感器测量袖带内的压力,发送给第三模拟/数字转换器(ADC)进行数字化。第三微处理器具备以下功能:接收连续血压计算与系统校准单元3的校准开始命令;控制充/放气泵对袖带进行充/放气;在袖带放气过程中接收由第三模拟/数字转换器(ADC)数字化的压力信号,据此计算出第一收缩压和第一舒张压并发送给连续血压计算与系统校准单元3。袖带、充/放气泵、压力传感器可采用市售常规产品。第三模拟/数字转换器(ADC)和第三微处理器可采用将两者集成的单片机,如TI公司的MSP430系列16位低功耗单片机。

[0037] 如图5所示,连续血压计算与系统校准单元3包括第四微处理器、无线收发电路和输出模块。第四微处理器在系统启动时,通过无线收发电路接收间歇校准血压信号采集单元2发来的第一舒张压和第一收缩压;并根据连续信号采集单元1发来的心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到脉搏波传导时间和心率,再根据第一舒张压、第一收缩压、以及与第一舒张压、第一收缩压对应的脉搏波传导时间和心率,利用最小二乘法对公式(1)和公式(2)的系数和常数项进行初始化,使系统达到能连续输出第二收缩压和第二舒张压的状态,并设置第1个校准时间点;此后,当不执行校准时,根据通过无线收发电路获得的当前心电信号的特征点的时刻以及脉搏波信号的特征点的时刻,得到当前脉搏波传导时间和心率,并根据当前脉搏波传导时间和心率分别按照当前公式(1)、公式(2)进行计算,得到当前第二收缩压和第二舒张压;当执行校准时,根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率以及当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项,利用递归最小二乘法,计算当前公式(1)和当前公式(2)的各系数和常数项的修正值,再将各系数和常数项分别与其修正值相加后得到的值作为更新后的公式(1)和公式(2)的系数和常数项,随后利用更新后的公式(1)和公式(2)计算当前第二收缩压和第二舒张压,并设置下一校准时间点。得到的第二收缩压和第二舒张压由输出模块输出。第四微处理器可采用通用单片机,如TI公司的MSP430系列16位低功耗单

片机。无线收发电路可采用基于现有的Zigbee、蓝牙等协议的无线收发电路。输出模块可采用串口、无线发射电路、液晶显示屏等。

[0038] 根据以下公式(1)和公式(2)：

$$[0039] \quad SBP_{k,h} = \sum_{i=1}^m a_{i,k} \cdot f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + a_{0,k} \quad (1)$$

$$[0040] \quad DBP_{k,h} = \sum_{j=1}^n b_{j,k} \cdot g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h}) + b_{0,k} \quad (2)$$

[0041] 上式中, $k \geq 0, h \geq 1, m \geq 1, n \geq 1$; 当 $k=0$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个第二舒张压, $a_{1,k}, a_{2,k}$ 和 $b_{1,k}$ 分别表示第1次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示第1次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示第1次校准前的第 h 个心率; 当 $k \geq 1$ 时, $SBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前得到的第 h 个第二收缩压, $DBP_{k,h}$ 表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前得到的第 h 个第二舒张压, $a_{1,k}, a_{2,k}$ 和 $b_{1,k}$ 分别表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前的系数, $a_{0,k}$ 和 $b_{0,k}$ 分别表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前的常数项, $PTT_{k,h}$ 表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个脉搏波传导时间, $HR_{k,h}$ 表示自第 k 次校准时(含)到第 $k+1$ 次校准前的第 h 个心率。

[0042] $f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该函数在系统启动后不再发生变化; $g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 是关于 $PTT_{k,h}$ 和 $HR_{k,h}$ 两个变量中至少一个的函数, 该

函数在系统启动后不再发生变化。 $f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 可以取 $PTT_{k,h}, \frac{1}{PTT_{k,h}}, \ln(PTT_{k,h}), HR_{k,h},$

$(PTT_{k,h} \times HR_{k,h})$ 等具体形式; $g_j(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 可以取的具体形式与 $f_i(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 相同。

[0043] 优选地, 本实施例中所用的血压计算公式取 $m=2, n=1$, $f_1(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 取 $PTT_{k,h}$, $f_2(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 取 $HR_{k,h}$; $g_1(PTT_{k,h}, HR_{k,h})$ 取 $PTT_{k,h}$, 即可得到以下式(3)和式(4)：

$$[0044] \quad SBP_{k,h} = a_{1,k} \cdot PTT_{k,h} + a_{2,k} \cdot HR_{k,h} + a_{0,k} \quad (3)$$

$$[0045] \quad DBP_{k,h} = b_{1,k} \cdot PTT_{k,h} + b_{0,k} \quad (4)$$

[0046] 公式(3)和(4)的系数和常数项 $a_{1,k}, a_{2,k}, a_{0,k}, b_{1,k}$ 和 $b_{0,k}$ 在系统初始化时采用最小二乘法获得初值 $a_{1,0}, a_{2,0}, a_{0,0}, b_{1,0}$ 和 $b_{0,0}$, 并在每次校准时进行调整。

[0047] 由上可见, 由于公式(1)和公式(2)所采用的公式可取多种具体形式, 使系统灵活性更强, 可以更好地适应不同个体的需求。

[0048] 本发明无创连续血压测量系统的工作流程如下：

[0049] 步骤1)：系统开始工作时, 首先进行初始化。间歇校准血压信号采集单元2进行间歇血压测量, 测量次数取 $m+1$ 和 $n+1$ 中较大者。每测量一次, 就将测得的第一收缩压和第一舒张压发送给连续血压计算与系统校准单元3。在间歇血压测量全部完成后, 连续血压计算与系统校准单元3根据所获得的所有第一收缩压和所有第一舒张压以及与之对应的脉搏波传导时间和心率, 利用最小二乘法, 求出初始公式系数和常数项 $a_{1,0}, a_{2,0}, a_{0,0}, b_{1,0}, b_{0,0}$, 并设定2min后为第1个校准时间点。

[0050] 此后, 连续血压计算与系统校准单元3接收连续信号采集单元1发送的心电信号的R波波峰点所在的时刻以及脉搏波信号主波波峰点所在的时刻。连续血压计算与系统校准单元3即可依据式(3)和式(4)所示的血压计算模型, 根据由心电信号的R波波峰点所在的时

刻以及脉搏波信号主波波峰点所在的时刻得到的脉搏波传导时间和心率,计算第二收缩压和第二舒张压并输出。

[0051] 步骤2):当第k个校准时间点到来时(此处 $k \geq 1$),连续血压计算与系统校准单元3发送校准开始命令给间歇校准血压信号采集单元2,间歇校准血压信号采集单元2进行1次间歇血压测量;连续血压计算与系统校准单元3接收间歇校准血压信号采集单元2测得的当前第一收缩压和当前第一舒张压,并根据当前第一收缩压、当前第一舒张压、当前第二收缩压、当前第二舒张压、当前脉搏波传导时间、当前心率,以及当前公式系数和常数项,利用递归最小二乘(RLS)法,计算公式(3)和公式(4)系数和常数项的修正值,并分别加在当前两公式的公式系数和常数项上,对两公式系数和常数项进行修正,这样就进行了系统校准。

[0052] 步骤3):连续血压计算与系统校准单元3根据当前公式(3)和当前公式(4)计算当前第二收缩压 $SBP_{k,1}$ 和当前第二舒张压 $DBP_{k,1}$,且设置第k+1个校准时间点(此处 $k \geq 1$),并在第k+1个校准时间点到来时返回执行步骤2)。优选地,第k+1个校准时间点与第k个校准时间点的时间间隔可由以下公式(5)算出:

$$[0053] \quad \Delta T_{k+1} = \frac{4800}{|\Delta SBP_k| + |\Delta DBP_k|} \quad (5)$$

[0054] 公式(5)中, ΔT_{k+1} 为第k+1个校准时间点与第k个校准时间点的时间间隔; $|\Delta SBP_k|$ 为第二收缩压 $SBP_{k,1}$ 与当前第一收缩压的误差的绝对值; $|\Delta DBP_k|$ 为第二舒张压 $DBP_{k,1}$ 与当前第一舒张压的误差的绝对值。

[0055] 如图6所示,本发明无创连续血压测量系统使用时,可将连续心电信号采集单元11通过胸带固定于胸前;将连续脉搏波信号采集单元12夹于左手任一手指的指端;连续血压计算与系统校准单元3与间歇校准血压信号采集单元2安装在一起,佩戴于右上臂。这样的左右分工可以避免对使用者的右手造成干扰,同时也可避免利用袖带进行校准血压的测量时,对右臂血流的暂时性阻滞导致测得的脉搏波传导时间不正确。

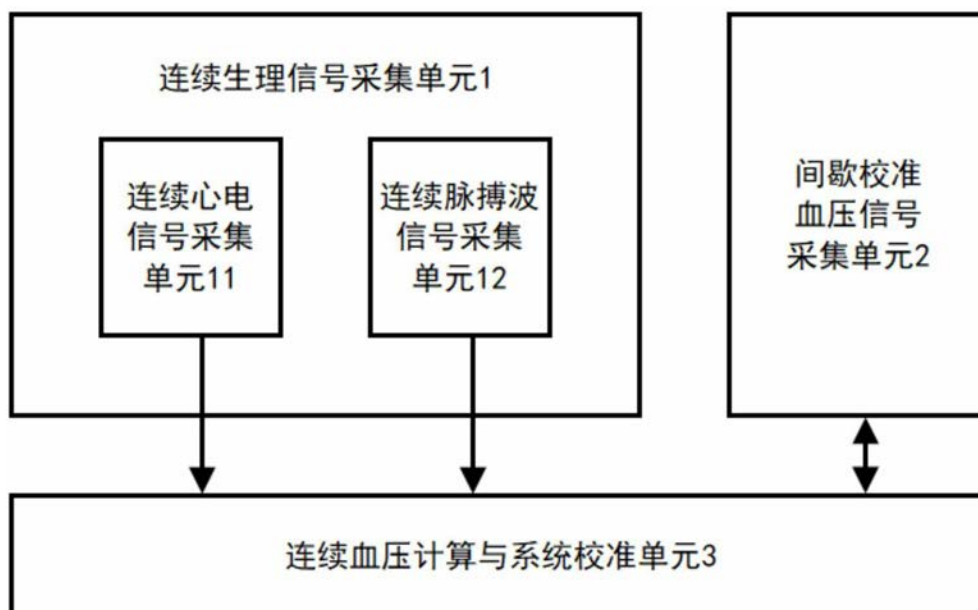


图1

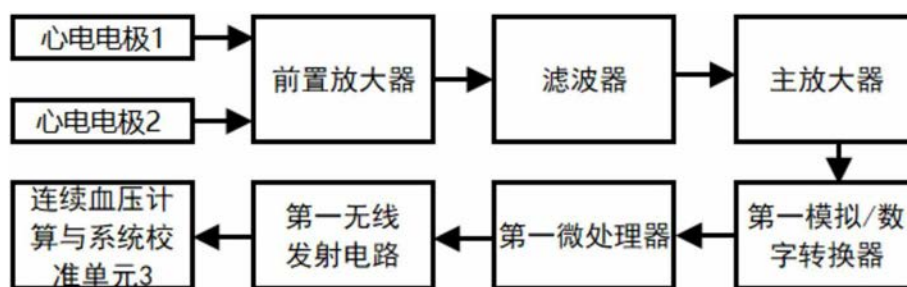


图2

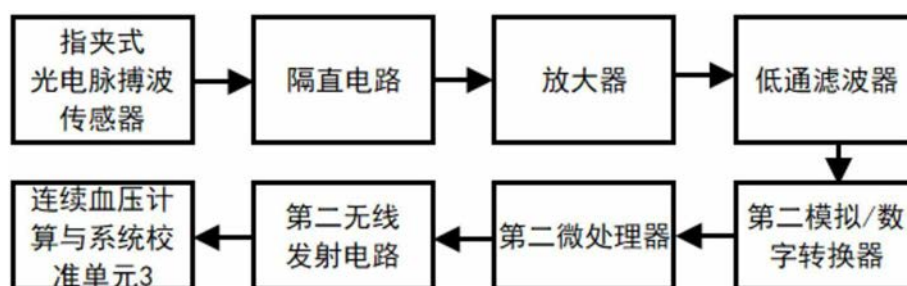


图3

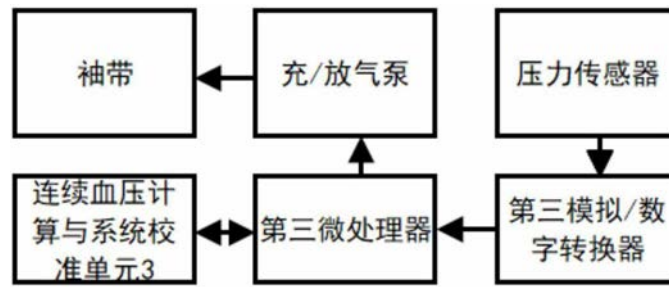


图4

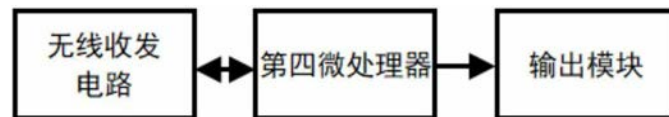


图5

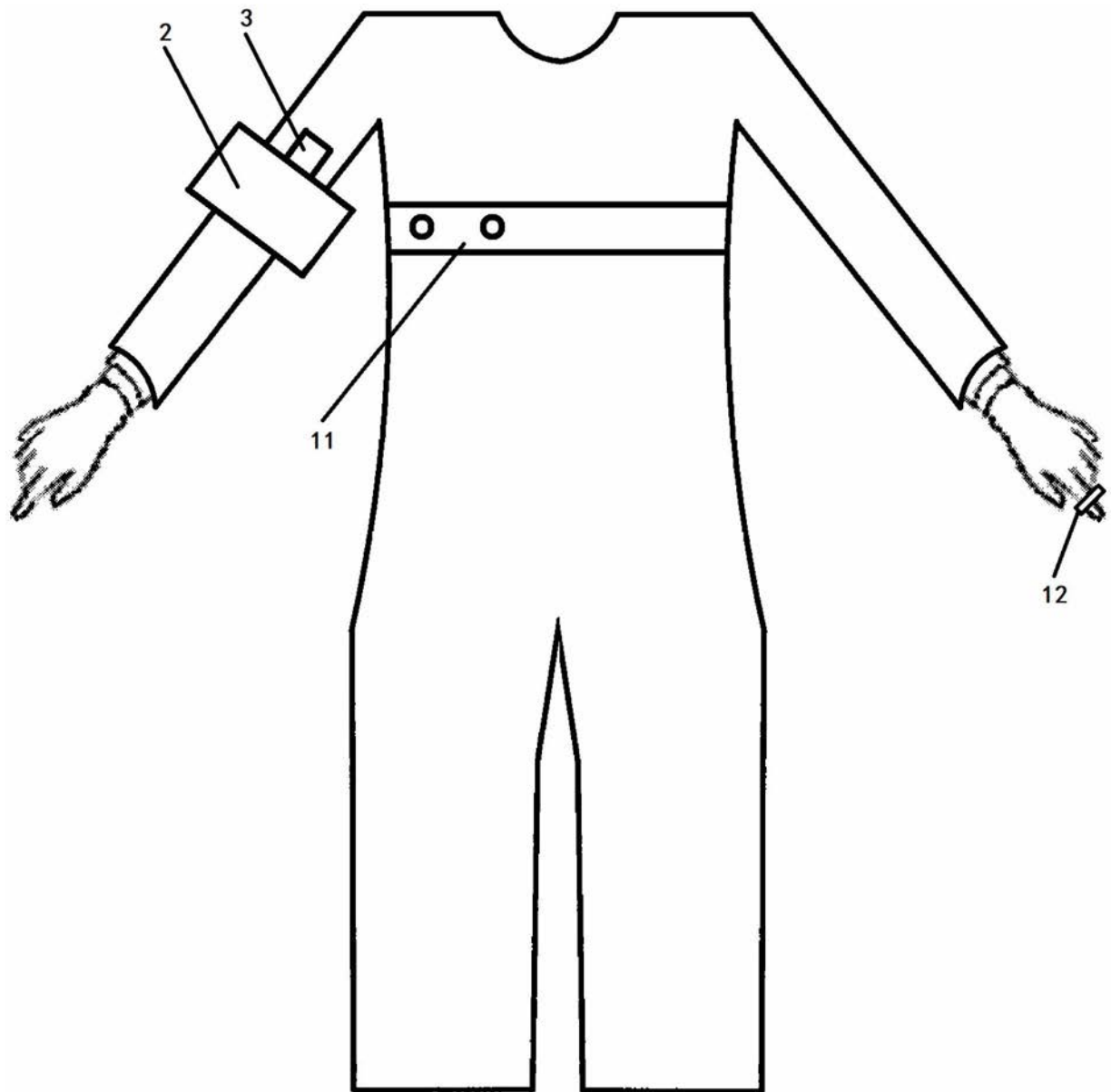


图6

专利名称(译)	无创连续血压测量系统及其校准方法		
公开(公告)号	CN108272446A	公开(公告)日	2018-07-13
申请号	CN201810092502.X	申请日	2018-01-30
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	叶学松 黄仲毅 冯靖杰 周聪聪		
发明人	叶学松 黄仲毅 冯靖杰 周聪聪		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/02125 A61B5/0225 A61B5/024 A61B5/0402 A61B5/72 A61B5/725		
代理人(译)	陈昱彤		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种无创连续血压测量系统及其校准方法。本发明在系统启动时先用普通的最小二乘法进行公式系数和常数项的初始化，使系统立即具有计算正确的无创连续血压值的能力，在之后的校准中再采用递归最小二乘法。本发明一方面克服了直接应用递归最小二乘法将会导致的系统启动过程中计算公式系数和常数项的收敛消耗较长时间的技术障碍，使系统自启动开始立即具有计算正确的无创连续血压值的能力；另一方面克服了单纯使用最小二乘法所得的血压计算公式不能反映使用者的一般生理情况，而只能反映其较短时间内的生理情况，且受每次间歇血压测量的偶然误差影响大，连续无创血压结果的准确度难以达到临床要求的缺陷。

