



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112587133 A

(43) 申请公布日 2021.04.02

(21) 申请号 202011449326.4

(22) 申请日 2020.12.09

(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、研发办公楼5层及二期2号楼3至4层

(72) 发明人 吴保盛 陈亚佩

(74) 专利代理机构 深圳市精英专利事务所

44242

代理人 刘贻盛

(51) Int.Cl.

A61B 5/1455 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种血氧饱和度的测量方法

(57) 摘要

本发明公开了一种血氧饱和度的测量方法，利用PPG信号采集模块、采集红光、红外光的PPG信号，采集到的PPG信号采用低通滤波、卷积滤波消除噪声，再利用LMS自适应滤波器去除脉搏波中存在的运动伪差信号，在此基础上，通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期，通过对有效信号周期内的波形进行处理求取目标信号的交流分量，进而利用计算公式

$$R = \frac{S_{rdac} / S_{rddc}}{S_{irac} / S_{irdc}} \text{ 计算血氧饱和度的R值，根据算}$$

出的R值计算血氧饱和度，计算公式为 $SpO_2 = A * R^2 + B * R + C$ ，提高了血氧饱和度检测的准确性。



1. 一种血氧饱和度的测量方法,其特征在于,所述血氧饱和度的测量方法包括有如下步骤:

S10、采集红光、红外光的PPG信号,PPG信号中包含目标信号和干扰信号;

S20、对PPG信号进行低通滤波提取直流分量得到PPG直流分量信号,去除PPG直流分量信号中的低频干扰,得到目标信号的直流分量,其中红光的目标信号直流分量为 S_{rddc} ,红外光的目标信号直流分量为 S_{irdc} ;

S30、对PPG信号进行带通滤波提取交流分量得到PPG交流分量信号,利用平均卷积核对提取的PPG交流分量信号进行卷积滤波;

S40、使用LMS自适应滤波算法对经过卷积滤波的PPG交流分量信号中的干扰信号进行消除处理;

S50、通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期并对应设为标定周期,对标定周期内的有效波峰值点进行标定;

S60、通过标定周期内的有效波峰值点找到最接近的波谷值点,求取PPG交流分量信号的波峰波谷差值,得到目标信号的交流分量,其中红光的目标信号交流分量为 S_{rdac} ,红外光的目标信号交流分量为 S_{irac} ;

S70、计算血氧饱和度的R值,计算公式为 $R = \frac{S_{rdac} / S_{rddc}}{S_{irac} / S_{irdc}}$,根据算出的R值计算血氧饱和度,计算公式为 $SpO_2 = A * R^2 + B * R + C$,其中,A、B、C是由参考血氧仪测出的血氧数值以及相对应信号计算出的R值通过拟合计算出来的数值。

2. 如权利要求1所述的血氧饱和度的测量方法,其特征在于,所述步骤S20进一步包括有步骤:

S21,利用巴特沃斯滤波器对PPG信号进行低通滤波提取直流分量得到PPG直流分量信号;

S22,对经过低通滤波后的PPG直流分量信号计算包络线,通过上、下包络线计算出包络线的均值,利用包络线均值对信号进行处理去除PPG直流分量信号中的低频噪声干扰;

S23,利用经过步骤S22处理后的PPG直流分量信号计算红光的目标信号直流分量为 S_{rddc} 和红外光的目标信号直流分量为 S_{irdc} 。

3. 如权利要求2所述的血氧饱和度的测量方法,其特征在于,包络线的计算方法为:利用差分法来计算信号中的极值点,进行差分处理的信号的过零点值相对应的是PPG信号的极值点;以极值点为原始数据点,采用插值计算的方法对数据进行扩充得到PPG信号的包络线。

4. 如权利要求1所述的血氧饱和度的测量方法,其特征在于,所述步骤S40进一步包括有步骤:

S41,利用红光、红外光的PPG信号的交流分量差值作为参考信号 $N(t) = [n(t), n(t-1) \dots n(t-k+1)]$;

S42,将参考信号与红光、红外光的PPG交流分量信号输入自适应滤波器进行自适应处理消去运动干扰噪声,处理器的输出为 $y_t = W(t)X(t)$,处理器输出跟交流分量的误差为 $e_t = P_{ac} - y_t$,k为自适应滤波的长度,W(t)为处理器系数。

5. 如权利要求1所述的血氧饱和度的测量方法,其特征在于,所述步骤S50进一步包括

有步骤：

S51，对红光、红外光的PPG交流分量信号进行极值检测，获得红光、红外光的PPG交流分量信号的极值点，获得波峰值点；

S52，根据红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值筛选红光、红外光的PPG交流分量信号的拟标定周期和保留待定周期；

S53，计算拟标定周期和保留待定周期内PPG交流分量信号双色光间的波峰值点间隔，若不超出间隔阈值范围，则表明是对应周期属于标定周期，对标定周期的波峰值点进行标定；

S54，分别对标定周期内的红光、红外光的PPG交流分量信号的所有波峰值进行一级差分运算，若不超出差分阈值范围，则该波峰值点保留，否则删除。

6. 如权利要求5所述的血氧饱和度的测量方法，其特征在于，所述步骤S52还包括有步骤：

S521，若红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值都在对应的波峰值阈值范围内，则表示该周期信号质量好，该周期设为拟标定周期；

S522，若红光、红外光中的一种光的PPG交流分量信号的波峰值超过对应的波峰值阈值，另一种光的PPG交流分量信号的波峰值在对应的波峰值阈值范围内，则表示该周期信号质量差，该周期不符合标定；

S523，若红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值都超过对应的波峰值阈值，则该周期进行保留待定。

7. 如权利要求6所述的血氧饱和度的测量方法，其特征在于，

所述波峰值阈值的设置方法为：对PPG交流分量信号的所有波峰值进行平均，获得波峰值的第一均值，根据所述第一均值设置波峰值阈值；

所述间隔阈值的设置方法为：计算红光信号的每个波峰值点与红外光信号对应的波峰值点之间的波峰值点间隔，对获得的波峰值点间隔进行平均获得第二均值，根据所述第二均值设置间隔阈值。

8. 如权利要求5所述的血氧饱和度的测量方法，其特征在于，所述差分阈值的设置方法为：对PPG交流分量信号的每个波峰值进行一级差分运算获得差分值，对获得的差分值进行平均获得第三均值，根据所述第三均值设置差分阈值。

9. 如权利要求1所述的血氧饱和度的测量方法，其特征在于，所述步骤S20之前还包括步骤：S11、对采集到的红光、红外光的PPG信号进行加窗处理，窗口大小为4s，步长为2s。

10. 如权利要求9所述的血氧饱和度的测量方法，其特征在于，所述步骤S20之前还包括步骤：S12、根据加速度传感信号判断用户是否保持安静，若是，则跳转至步骤S20，若否，则直接退出检测。

一种血氧饱和度的测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗检测技术领域,尤其涉及一种血氧饱和度的测量方法。

背景技术

[0002] 血氧饱和度(SpO_2)是指人体血液中氧气的含量,通过血液中氧合血红蛋白(HbO_2)的含量与还原血红蛋白(Hb)总体含量的百分比来计算血氧的饱和度。血氧饱和度是人体心肺功能以及循环系统健康程度的重要生理参数,它可以反映人体血液中含氧情况,判断呼吸道,循环体系是否正常。市面上检测血氧饱和度的设备,极容易受到运动伪差的影响,导致检测的准确度不高,尤其是脉搏波信号存在突变,包含噪声的情况下,检测到的结果并不理想。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题在于提供一种可以提高检测准确度的血氧饱和度的测量方法。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明采用如下所述的技术方案:

[0005] 一种血氧饱和度的测量方法,其包括有如下步骤:

[0006] S10、采集红光、红外光的PPG信号,PPG信号中包含目标信号和干扰信号;

[0007] S20、对PPG信号进行低通滤波提取直流分量得到PPG直流分量信号,去除PPG直流分量信号中的低频干扰,得到目标信号的直流分量,其中红光的目标信号直流分量为 S_{rdcc} ,红外光的目标信号直流分量为 S_{irdc} ;

[0008] S30、对PPG信号进行带通滤波提取交流分量得到PPG交流分量信号,利用平均卷积核对提取的PPG交流分量信号进行卷积滤波;

[0009] S40、使用LMS自适应滤波算法对经过卷积滤波的PPG交流分量信号中的干扰信号进行消除处理;

[0010] S50、通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期并对应设为标定周期,对标定周期内的有效波峰值点进行标定;

[0011] S60、通过标定周期内的有效波峰值点找到最接近的波谷值点,求取PPG交流分量信号的波峰波谷差值,得到目标信号的交流分量,其中红光的目标信号交流分量为 S_{rdac} ,红外光的目标信号交流分量为 S_{irac} ;

[0012] S70、计算血氧饱和度的R值,计算公式为 $R = \frac{S_{rdac} / S_{rdcc}}{S_{irac} / S_{irdc}}$,根据算出的R值计算血氧饱和度,计算公式为 $SpO_2 = A * R^2 + B * R + C$,其中,A、B、C是由参考血氧仪测出的血氧数值以及相对应信号计算出的R值通过拟合计算出来的数值。

[0013] 本发明的有益技术效果在于:上述的血氧饱和度的测量方法,采用低通滤波、卷积滤波消除噪声,利用LMS自适应滤波器去除脉搏波中存在的运动伪差信号,在此基础上,通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期,通过对有效信号周期内的波

形进行处理求取目标信号的交流分量,从而提高了血氧饱和度检测的准确性。

附图说明

- [0014] 图1为本发明一个实施例中的血氧饱和度的测量方法的流程示意图;
- [0015] 图2为LMS自适应滤波器结构框图;
- [0016] 图3为LMS自适应滤波前夹杂运动伪差的信号波形;
- [0017] 图4为经过带通滤波、LMS自适应滤波之后的信号波形;
- [0018] 图5为本发明另一个实施例中的血氧饱和度的测量方法的流程示意图。

具体实施方式

[0019] 为使本领域的普通技术人员更加清楚地理解本发明的目的、技术方案和优点,以下结合附图和实施例对本发明做进一步的阐述。

[0020] 如图1所示,在本发明一个实施例中,血氧饱和度的测量方法包括有如下步骤:

[0021] S10、采集红光、红外光的PPG (Photo Plethysmography, 光电容积脉搏波描记法, 简称PPG) 信号, PPG信号中包含目标信号和干扰信号。

[0022] 具体地,以32HZ的采样频率分别采集红光、红外光的PPG信号P, PPG信号P中包含目标信号S和干扰信号N,其中,红光的PPG信号记为 P_{rd} ,红外光的PPG信号记为 P_{ir} ,红光的目标信号记为 S_{rd} ,红光的干扰信号记为 N_{rd} ,红外光的目标信号记为 S_{ir} ,红外光的干扰信号记为 N_{ir} 。本实施例中,红光信号选用波长为660nm的红光信号,红外光信号选用波长为900nm的红外光信号。

[0023] S20、对PPG信号进行低通滤波提取直流分量得到PPG直流分量信号,去除PPG直流分量信号中的低频干扰,得到目标信号的直流分量,其中红光的目标信号直流分量为 S_{rddc} ,红外光的目标信号直流分量为 S_{irdc} 。

[0024] 具体地,所述步骤S20进一步包括步骤S21-步骤S23:

[0025] S21,利用巴特沃斯滤波器对红光、红外光的PPG信号进行低通滤波,截止频率为0.5HZ以下的信号,提取直流分量得到PPG直流分量信号。

[0026] S22,对经过低通滤波后的PPG直流分量信号计算包络线,通过上、下包络线计算出包络线的均值,利用包络线均值对信号进行处理去除PPG直流分量信号中的低频噪声干扰。其中,包络线的计算方法为:利用差分法来计算信号中的极值点,进行差分处理的信号的过零点值相对应的是PPG信号的极值点;以极值点为原始数据点,采用插值计算的方法对数据进行扩充得到PPG信号的包络线。

[0027] S23,利用经过步骤S22处理后的PPG直流分量信号计算红光的目标信号直流分量为 S_{rddc} 和红外光的目标信号直流分量为 S_{irdc} 。

[0028] S30、对PPG信号进行带通滤波,截止频率为0.5HZ--4HZ之间的信号,提取交流分量得到PPG交流分量信号,利用平均卷积核对提取的PPG交流分量信号进行卷积滤波,使波形更加平滑。

[0029] S40、使用LMS自适应滤波算法对经过卷积滤波的PPG交流分量信号中的干扰信号进行消除处理。

[0030] 如图2所示,步骤S40主要是通过LMS (Least Mean Square, 最小均方误差法) 自适

应滤波实现,通过提取相关的参考信号,对PPG信号交流分量中的干扰信号进行消除处理。PPG信号的交流分量 $P_{ac}(t) = [p(t), p(t-1), \dots, p(t-k+1)]$,包含目标信号交流分量 $S_{ac}(t)$ 和干扰信号交流分量 $N_{ac}(t)$,本发明利用红光、红外光的PPG信号的交流分量差值作为参考信号 $N(t) = [n(t), n(t-1), \dots, n(t-k+1)]$,将参考信号与红光、红外光的PPG交流分量信号输入自适应滤波器进行自适应处理消去运动干扰噪声,处理器的输出为 $y_t = W(t)X(t)$,处理器输出跟交流分量的误差为 $e_t = P_{ac} - y_t$, k 为自适应滤波的长度, $W(t)$ 为处理器系数。经过自适应滤波器的自适应处理,得到消除了运动噪声的目标信号,自适应处理前后的效果如图3和图4所示。

[0031] S50、通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期并对应设为标定周期,对标定周期内的有效波峰值点进行标定。

[0032] 所述步骤S50主要是用于信号质量筛选,识别出信号质量好的波形,提取出有效的信号周期。将有效的信号特征组成信号特征序列,包含红光信号波峰值阈值,红光信号的波峰值差分阈值,红外光波峰阈值,红外光信号的波峰值差分阈值,双色光间对应的周期的波峰值间隔差。然后通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期并对应设为标定周期,对标定周期内的有效波峰值点进行标定。所述步骤S50进一步包括步骤S51-步骤S54:

[0033] S51,对红光、红外光的PPG交流分量信号进行极值检测,获得红光、红外光的PPG交流分量信号的极值点,获得波峰值点。

[0034] 具体地,可以利用argrelmax算法或者其他极值检测红光、红外光的PPG交流分量信号的极值点,然后对检测到的极值点进行分类,获得波峰值点和波谷值点,分别记录波峰值。

[0035] S52,根据红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值筛选红光、红外光的PPG交流分量信号的拟标定周期和保留待定周期。

[0036] 在步骤S52之前,预先设置红光、红外光的波峰值阈值。所述波峰值阈值的设置方法为:对红光、红外光的PPG交流分量信号的所有波峰值进行平均,获得波峰值点的第一均值,再根据所述第一均值设置波峰值阈值,获得红光、红外光的波峰值阈值。其中,对波峰值进行平均可以为对波峰值进行算术平均,或者对波峰值进行加权平均,本实施例对此不作限定。根据所述第一均值设置波峰值阈值可以为将上述第一均值与波峰值预定系数相乘,以获得的乘积作为上述波峰值阈值,上述波峰值预定系数可以根据实际需要设定,比如1.2。所述波峰值阈值包括第一阈值和第二阈值,所述波峰值预定系数包括与第一阈值和第二阈值对应的第一预定系数和第二预定系数;其中,第一阈值为波峰值阈值范围的上限值,第二阈值为波峰值阈值范围的下限值,波峰值阈值范围由第一阈值和第二阈值确定。

[0037] 所述步骤S52具体为:若红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值都在对应的波峰值阈值范围内,则表示该周期信号质量好,该周期设为拟标定周期;若红光、红外光中的一种光的PPG交流分量信号的波峰值超过对应的波峰值阈值,另一种光的PPG交流分量信号的波峰值在对应的波峰值阈值范围内,则表示该周期信号质量差,该周期不符合标定;若红光、红外光的PPG交流分量信号的波峰值都超过对应的波峰值阈值,则该周期进行保留待定。

[0038] S53,计算拟标定周期和保留待定周期内PPG交流分量信号双色光间的波峰值点间

隔,若不超出间隔阈值范围,则表明是对应周期属于标定周期,对标定周期的波峰值点进行标定。

[0039] 在步骤S53之前,预先设置PPG交流分量信号双色光间的间隔阈值。所述间隔阈值包括一间隔上限值和一间隔下限值,所述间隔阈值范围由间隔上限值和间隔下限值确定;其中,间隔上限值和间隔下限值可以根据实际需要由技术人员直接设定。

[0040] S54,分别对标定周期内的红光、红外光的PPG交流分量信号的所有波峰值点进行一级差分运算,若不超出差分阈值范围,则该波峰值点保留,否则删除。

[0041] 在步骤S54之前,预先设置红光、红外光对应的的差分阈值。所述差分阈值的设置方法为:对红光、红外光的PPG交流分量信号的每个波峰值进行一级差分运算获得差分值,对获得的差分值进行平均获得第三均值,根据所述第三均值设置差分阈值。其中,对获得的差分值进行平均可以为对获得的差分值进行算术平均,或者对获得的差分值进行加权平均,本实施例对此不作限定。根据所述第三均值设置差分阈值可以为将上述第三均值与差分值预定系数相乘,以获得的乘积作为差分阈值,上述差分值预定系数可以根据实际需要设定。所述差分阈值包括第三阈值和第四阈值,差分值预定系数包括与第三阈值和第四阈值对应的第一预定系数和第二预定系数;其中,第三阈值为差分阈值范围的上限值,第四阈值为差分阈值范围的下限值,差分阈值范围由第三阈值和第四阈值确定。

[0042] S60、通过标定周期内的有效波峰值点找到最接近的波谷值点,求取PPG交流分量信号的波峰波谷差值,得到目标信号的交流分量,其中红光的目标信号交流分量为 S_{rdac} ,红外光的目标信号交流分量为 S_{irac} 。

[0043] S70、计算血氧饱和度的R值,计算公式为 $R = \frac{S_{rdac} / S_{rddc}}{S_{irac} / S_{irdc}}$ 。根据算出的R值计算血氧饱和度,计算公式为 $SpO_2 = A * R^2 + B * R + C$,其中,A、B、C是由参考血氧仪测出的血氧数值以及相对应信号计算出的R值通过拟合计算出来的数值。

[0044] 由于本实施例中的红光信号选用波长为660nm的红光信号,红外光信号选用波长为900nm的红外光信号,因此, $R = \frac{S_{rdac} / S_{rddc}}{S_{irac} / S_{irdc}} = \frac{V_{ac600} / V_{dc600}}{V_{ac900} / V_{dc900}}$, V_{ac600} 表示红光信号交流分量的幅值, V_{dc600} 表示红光信号直流分量的幅值, V_{ac900} 表示红外光信号交流分量的幅值, V_{dc900} 表示红外光信号直流分量的幅值。

[0045] 本发明的血氧饱和度的测量方法,采用低通滤波、卷积滤波消除噪声,利用LMS自适应滤波器去除脉搏波中存在的运动伪差信号,在此基础上,通过组建信号特征序列检测PPG交流分量信号的有效信号周期,通过对有效信号周期内的波形进行处理求取目标信号的交流分量,从而提高了血氧饱和度检测的准确性。

[0046] 如图5所示,在本发明另一个实施例中,所述步骤S20之前还包括步骤:S11、对采集到的红光、红外光的PPG信号进行加窗处理。具体地,对采集到的红光、红外光的PPG信号进行加窗处理,以4s为窗口,步长为2s移动处理。加窗处理可以避免突然的干扰带来的误检对整个数据的影响,使小范围处理更精准。本实施例中,窗口大小为4s,一般4s内能出现几个周期,而这几个周期只要有一两个有效周期,就能准确识别;同时因为加窗处理,采样率较低,数据长度刚好适中,相对整个数据处理缩短很多,既能反映前后关系,又能更精准求解

当前特征，提高准确率。

[0047] 如图5所示，所述步骤S20之前还包括步骤：S12、根据加速度传感信号判断用户是否保持安静，若是，则跳转至步骤S20，若否，则直接退出检测。

[0048] 所述步骤S12主要是检测用户在测试的时候是否保持安静的状态。具体地，通过加速度传感器信号判断用户是否保持安静的状态，如果加速度传感器任何一个轴的信号在1S的时间内幅度变化低于设定的下限值，则认为用户是处于安静状态；如果信号在1S的时间内幅度变化超过设定的下限值但低于设定的上限值，则认为用户是处于运动状态但该运动状态不剧烈，此时应该提示用户保持安静，这样才能使信号更加的平稳；如果信号在1S的时间内幅度变化超过设定的上限值，则认为用户是处于剧烈运动状态，则直接退出血氧饱和度的检测。只要在用户保持安静的状态下进行血氧饱和度的测量，才能保证测量的准确度。

[0049] 以上所述仅为本发明的优选实施例，而非对本发明做任何形式上的限制。本领域的技术人员可在上述实施例的基础上施以各种等同的更改和改进，凡在权利要求范围内所做的等同变化或修饰，均应落入本发明的保护范围之内。

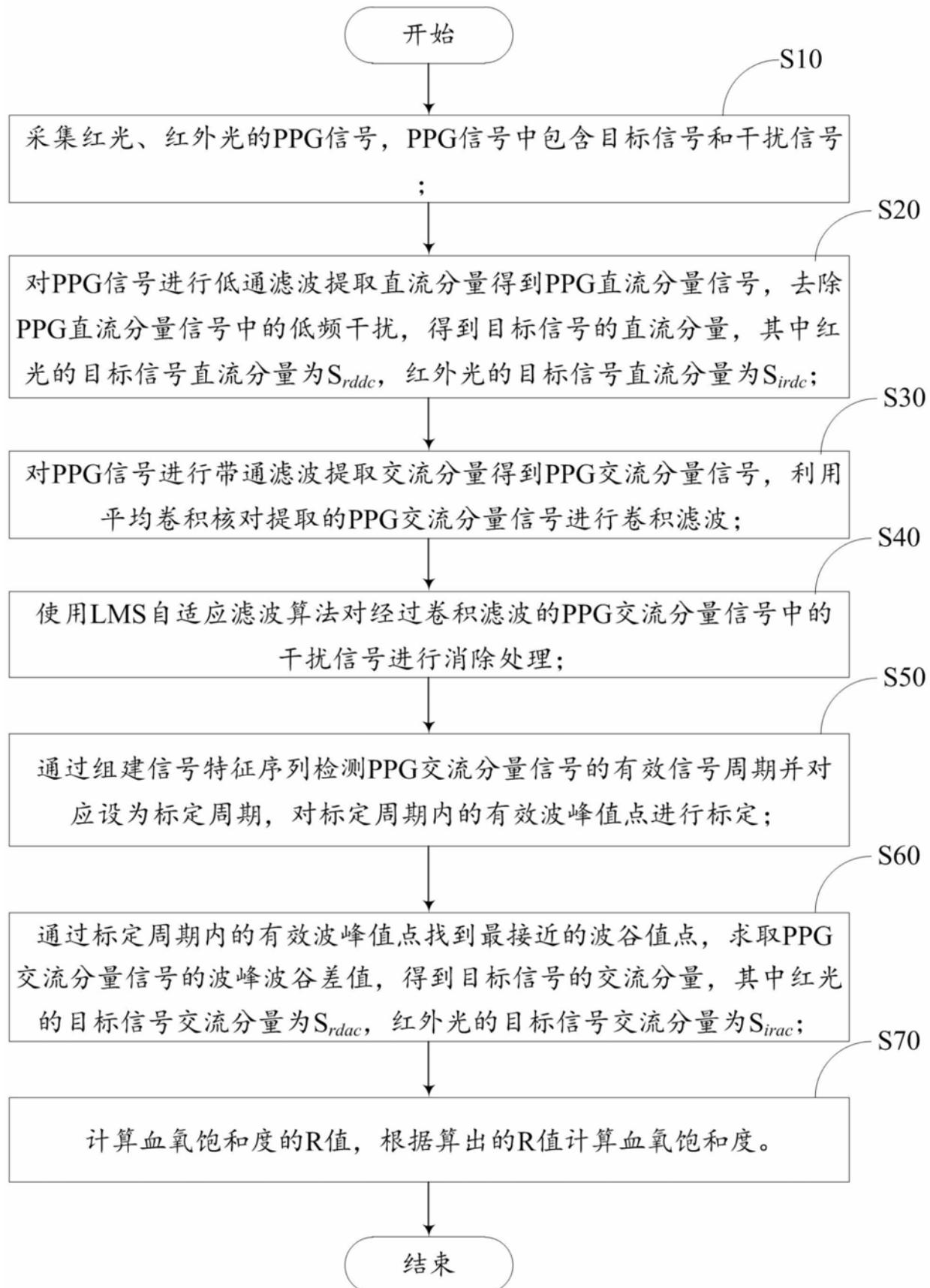


图1

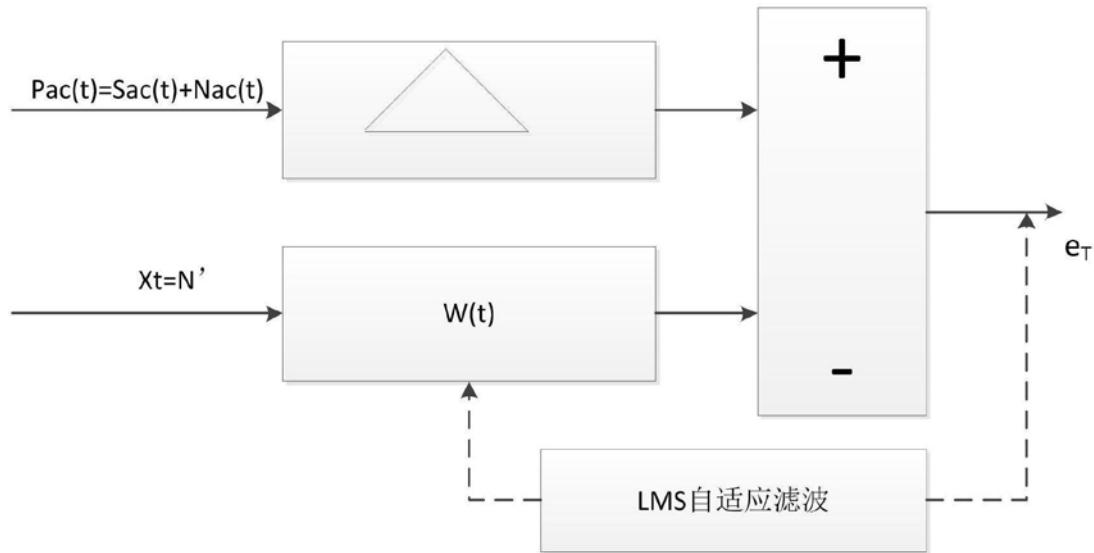


图2

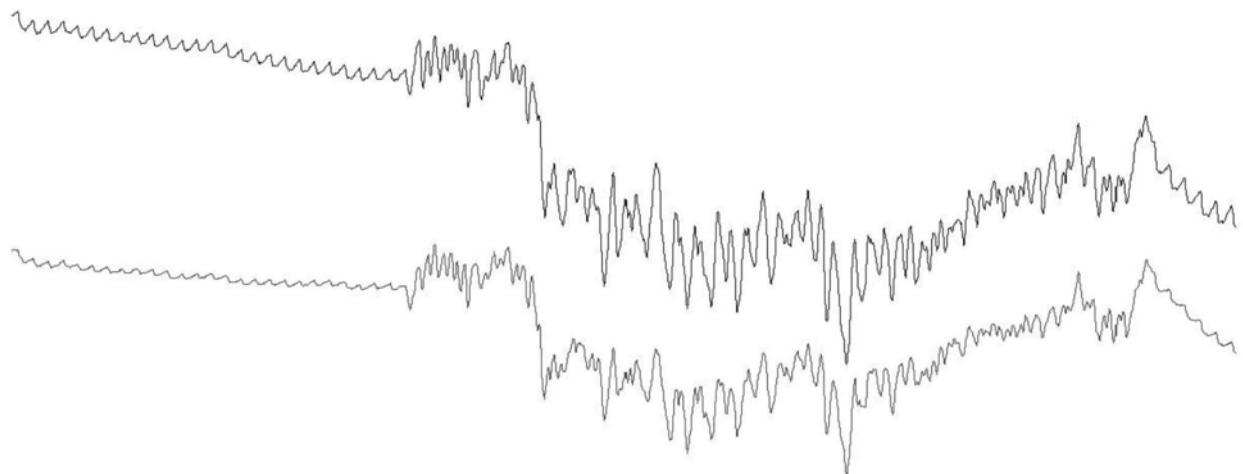


图3

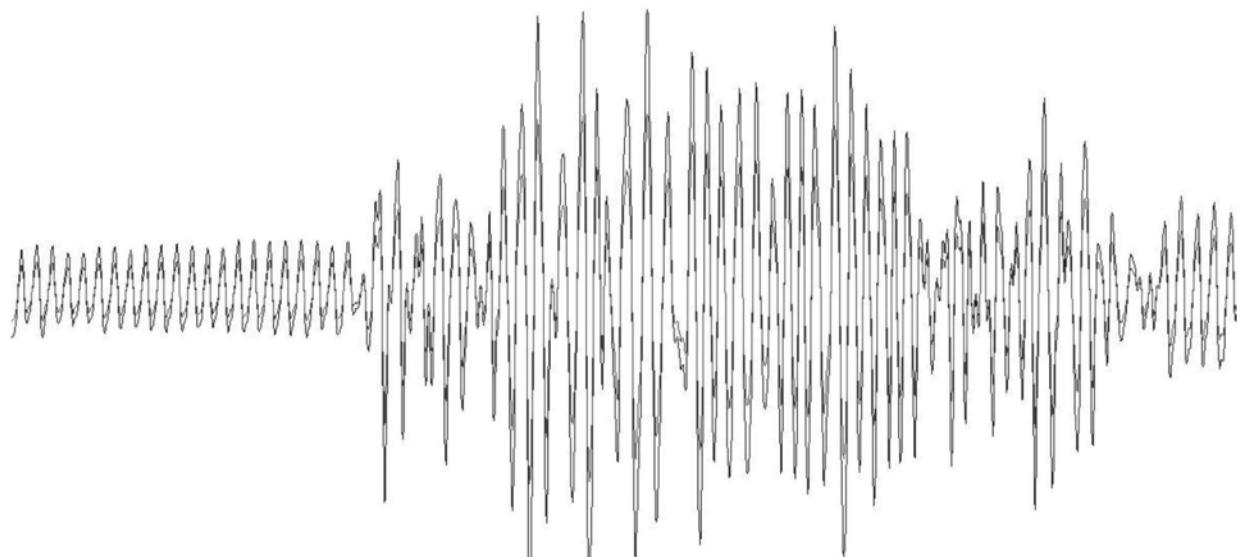


图4

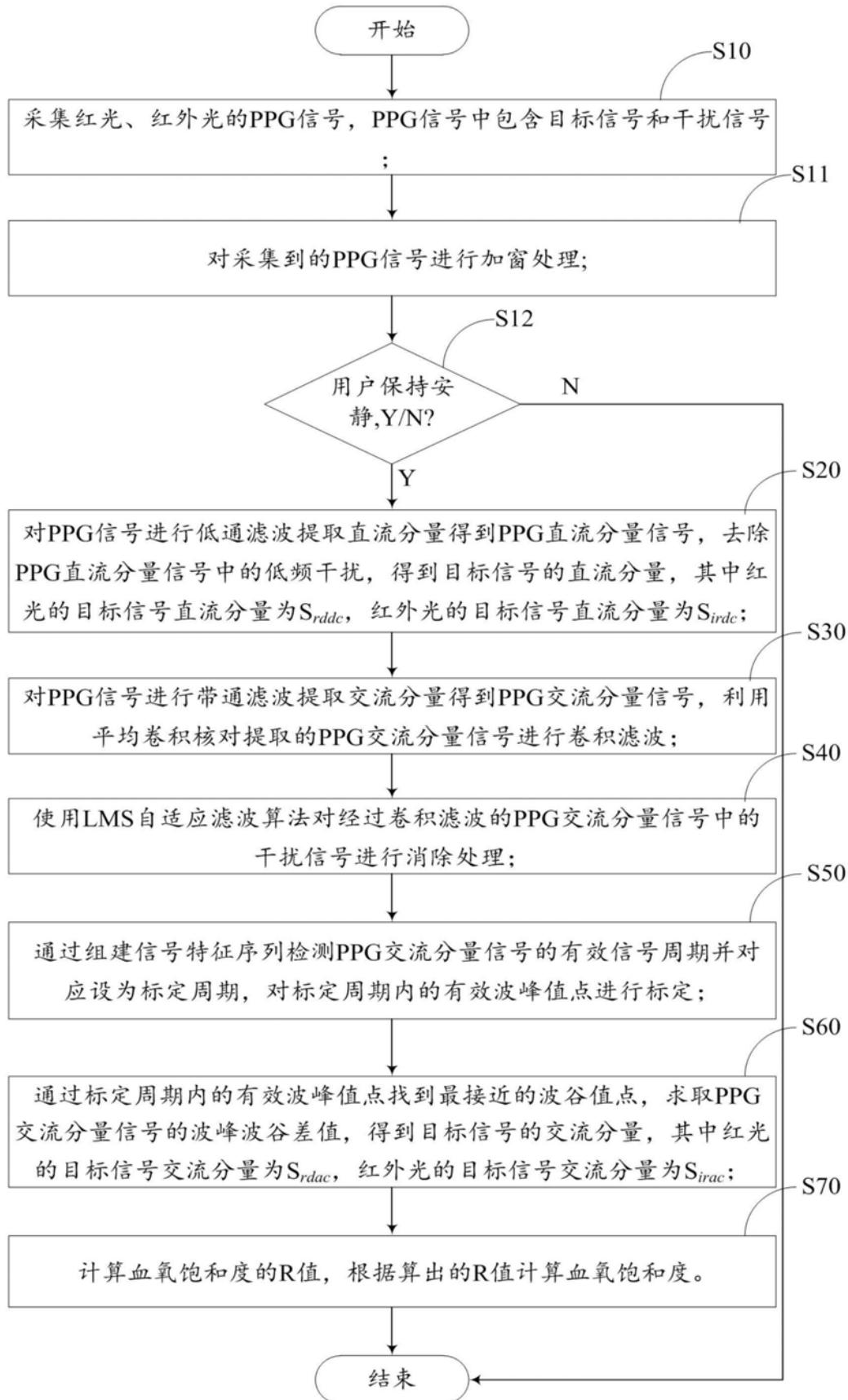


图5