

文章编号: 2096-1618(2024)02-0142-06

基于变步长凸组合 LMS 自适应滤波高原 动态血氧检测系统设计

冯东¹, 余小敏¹, 张益林¹, 蓝梓豪¹, 米维², 郭明跃²

(1. 成都信息工程大学物理场生物效应及仪器四川省高校重点实验室, 四川 成都 610225; 2. 九寨沟县林业和草原生态旅游开发中心, 四川 九寨沟 623400)

摘要:针对基于光电检测方法的血氧仪只能在静止状态下测试血氧饱和度(血氧)的问题,提出一种基于变步长凸组合 LMS 自适应滤波动态血氧检测方法。方法对原始光电描记脉搏波信号经预处理后,通过固步长与变步长 LMS 自适应算法组合,以三轴加速度计采集信号作为运动噪声参考信号,获得理想脉搏波信号再准确计算血氧值。在此基础上,开发了一套基于物联网的穿戴式高原血氧检测系统,经过模拟正常行走及在不同海拔条件下测试,最大误差不超过 4%,验证了算法的有效性和准确性。结果显示,基于物联网的血氧监测系统对于高原旅游中高原反应的实时监测与提醒具有实际意义。

关键词:血氧饱和度;光电容积脉搏波;变步长凸组合 LMS 自适应滤波;高原反应;物联网

中图分类号:TP391

文献标志码:A

doi:10.16836/j.cnki.jcuit.2024.02.003

0 引言

近十几年高原旅游人数递增,逐渐形成了一个规模的市场,但是对于高原旅游的游客,高原反应(简称高反)是所有人不可避免的一个问题。高反是生活在低海拔地区人群进入到高海拔地区,随着海拔的升高,气压下降,人体血液中携带氧含量减少而产生的一系列生理应激反应,包括头痛、失眠、食欲减退、疲倦、行动不便等,严重的会引起呼吸困难,甚至危及生命^[1]。人体对高反的直观生理感受一般会有几个小时延迟^[2],因此通过实时检测血氧饱和度(简称血氧)监测游客当前或潜在的高反,非常有意义。目前便携式血氧仪基本采用光电容积脉搏描记法(photoplethysmography, PPG)检测血氧^[3-4],国际标准规定血氧测试需要在静止状态下进行,虽然在高原旅游中不会剧烈运动,但是要保持静止对于实时监测血氧是不现实的,因此开发可用于户外正常行走的血氧检测仪及管理平台,对于高原旅游管理非常必要和有意义。然而 PPG 信号是一种非平稳非线性信号,有效信号主要分布在 0.4~5 Hz,且脉动分量非常小(占总信号振幅的 0.1%),极易受到工频干扰、环境噪声、运动伪影的影响,尤其运动伪影对 PPG 信号质量的影响最为严重^[5-8]。因此,采用合适的滤波算法消除运动噪声影响一直是研究的热点。自适应滤波算法对于 PPG 信

号具有一定效果,Ram 等^[9]使用自适应噪声消除去除运动伪影,但参考信号的准确性对处理结果有较大影响。Peng 等^[10]考虑了约束独立分量分析结合 LMS 自适应滤波器来恢复 PPG 信号,但将其应用于剧烈运动情况下效果并不理想。Islam 等^[11]采用 LMS 和 RLS 联合使用,但 LMS 自适应滤波器的固定步长选取会影响收敛性,影响测试时间。

为此,本文采用变步长凸组合 LMS 自适应滤波处理 PPG 信号,提高动态 PPG 信号处理的收敛速度和血氧检测准确度,并利用开发的高反血氧监测预警系统展开测试和应用,验证了该算法的有效性和准确度。

1 变步长凸组合 LMS 算法

1.1 LMS 自适应算法原理

最小均方算法(least mean square, LMS)是在最陡梯度下降法的基础上形成的滤波算法。实际上梯度值只能根据观察数据进行估计,而 LMS 实质上是用平方误差代替均方误差。图 1 是 LMS 噪声消除原理图,系统的两个输入分别为光感传感器采集到 PPG 信号 $d(n)$ 和三轴加速度器采集到的运动伪影 $x(n)$ 。 $d(n)$ 中包含真实的 PPG 信号 $s(n)$ 和实际的运动伪影 $v(n)$ 。LMS 自适应滤波器对输入信号 $x(n)$ 的输出响应 $y(n)$ 为

$$y(n) = \mathbf{w}^T(n)x(n) \quad (1)$$

其中, $\mathbf{w}(n)$ 是滤波器系数向量。

自适应滤波器输出信号 $y(n)$ 与期望信号的 $d(n)$ 之间的误差 $e(n)$:

$$e(n) = d(n) - y(n) \quad (2)$$

根据误差反馈调整滤波器系数向量 $\mathbf{w}(n+1)$:

$$\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) - \mu e(n) \mathbf{x}(n) \quad (3)$$

其中, μ 为步长参数。

经过反复迭代, $x(n)$ 通过 LMS 自适应滤波得到的 $y(n)$ 近似于实际运动伪影 $v(n)$, $y(n)$ 与 $v(n)$ 越接近, 系统的最终输出 $e(n)$ 与真实的 PPG 信号 $s(n)$ 就越接近, 系统噪声消除的效果就越好。虽然 LMS 算法结构简单, 但是收敛性和稳定性不理想, 存在较大方差, 导致滤波器性能欠佳。故本文提出了一种变步长凸组合 LMS 自适应滤波 (variable step-size convex combination of LMS, VSCLMS) 噪声消除方法。

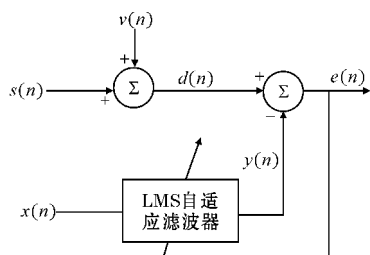


图1 LMS 算法原理图

1.2 变步长凸组合 LMS 自适应滤波算法

VSCLMS 算法的核心思想为: 采用两个不同步长的 LMS 滤波器, 将其中一个滤波器设置为变步长的快速收敛滤波器, 提高算法的收敛速度, 而另一个滤波器则设置为固定步长的慢速收敛滤波器, 用来保证系统的稳定性能^[12]。通过自适应调节凸组合参数实现凸组合滤波器快速而稳定的运作。

VSCLMS 算法应用到 PPG 信号去噪, 原理如图 2 所示, 采用三轴加速度器采集信号模拟运动噪声信号 $u(n)$, 预处理后的 PPG 信号 $d(n)$, 其中包含噪声信号和真实 PPG 信号, $\tilde{e}(n)$ 为多次迭代后接近真实 PPG 信号。

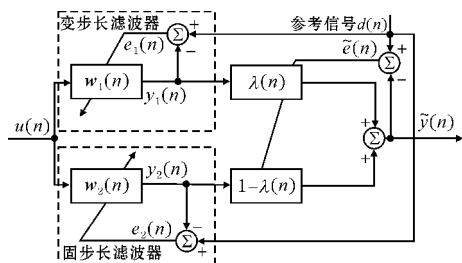


图2 VSCLMS 算法原理图

VSCLMS 滤波器等效输出信号 $\tilde{y}(n)$ 为

$$\tilde{y}(n) = \lambda(n) y_1(n) + [1 - \lambda(n)] y_2(n) \quad (4)$$

其中, $y_1(n)$ 和 $y_2(n)$ 分别表示两个自适应滤波器输出

值, $\lambda(n)$ 表示两个自适应滤波器的凸组合参数:

$$\lambda(n) = \text{Sgm}[\alpha(n)] = \frac{1}{1 + e^{-\alpha(n)}} \quad (5)$$

$\lambda(n) \in [0, 1]$, $\alpha(n)$ 为衰减系数:

$$\begin{aligned} \alpha(n+1) &= \alpha(n) - \frac{\mu(\alpha)}{2} \cdot \frac{\partial e^2(n)}{\partial \mu(n)} \\ &= \alpha(n) + \mu_a \tilde{e}(n) [e_2(n) - e_1(n)] \cdot \lambda(n) [1 - \lambda(n)] \end{aligned} \quad (6)$$

其中 μ_a 为自定义步长参数。

经过 VSCLMS 滤波器噪声滤波后, 等效误差为

$$\tilde{e}(n) = \lambda(n) e_1(n) + [1 - \lambda(n)] e_2(n) \quad (7)$$

其中, $e_1(n)$ 和 $e_2(n)$ 分别表示两个滤波器所产生的结果误差:

$$e_i(n) = d(n) - \mathbf{w}_i(n) \boldsymbol{\mu}^T(n) \quad (8)$$

$\mathbf{w}_i(n)$ 分别为 $\mathbf{w}_1(n)$ 和 $\mathbf{w}_2(n)$, 代表 LMS 滤波器的加权向量。

通过减小误差不断地修正滤波器的加权向量, 使输出等效误差信号无限接近期望 PPG 信号。

1.3 血氧饱和度计算

血氧用于表示血液中的氧浓度, 在实际应用中, 通常运用经验公式计算^[13-14]:

$$\text{SpO}_2 = aR^2 + bR + c \quad (9)$$

其中, a, b, c 为经验系数^[15], R 由处理后的 PPG 信号计算得到:

$$R = \frac{\text{AC}_{\text{red}} / \text{DC}_{\text{red}}}{\text{AC}_{\text{ired}} / \text{DC}_{\text{ired}}} \quad (10)$$

其中, $\text{AC}_{\text{red}}, \text{DC}_{\text{red}}$ 分别是接收红光 LED 的交流分量和直流分量, $\text{AC}_{\text{ired}}, \text{DC}_{\text{ired}}$ 分别是近红外光 LED 的交流分量和直流分量。

2 基于物联网的血氧检测系统

2.1 方案设计

该高反监护系统主要由硬件终端、数据云端管理平台以及前端应用程序组成。硬件终端设计为穿戴式手环, 由可充电式电池供电。人体生理信号采集采用 MAX30102 模块采集原始的 PPG 信号, 通过 STM32 单片机对信号处理后得到血氧值。终端数据采用消息队列遥测传输 (message queuing telemetry transport, MQTT) 协议通过 4G 网络传输到华为云平台, 再经过自制开发的数据管理平台从华为云平台提取数据并存放数据库进行数据管理。平台对低血氧数据推送到游客的手机端进行预警、提醒。系统总体设计框架如图 3 所示。

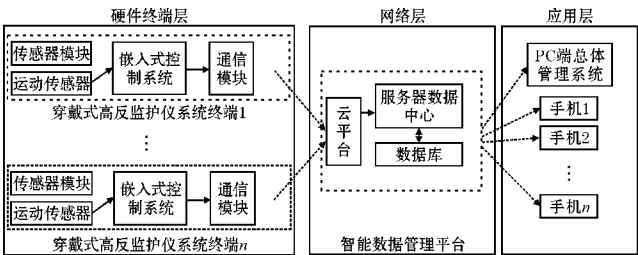


图3 基于物联网血氧监测预警系统示意图

2.2 硬件电路

2.2.1 PPG 信号采集电路

PPG 信号微弱信号,特别容易受各种运动噪声的干扰。本系统手环采用美信公司集成芯片 MAX30102,芯片采用红光和近红外 LED 入射光,大面积的光电二极管接收发射光信号。芯片内部具有环境光抑制补偿电路,可以有效滤除环境噪声影响。芯片 LED 驱动由 3.3 V 供电,芯片工作电压 1.8 V,系统单片机通过 I2C 接口读写芯片存储器,控制芯片工作,如图 4(a)所示。同时单片机通过 I2C 接口读取三轴传感器 LIS2DH12 的三轴加速度信号,经过 VSCLMS 算法滤除人体正常行走的运动噪声,得到 PPG 信号,计算出血氧值。

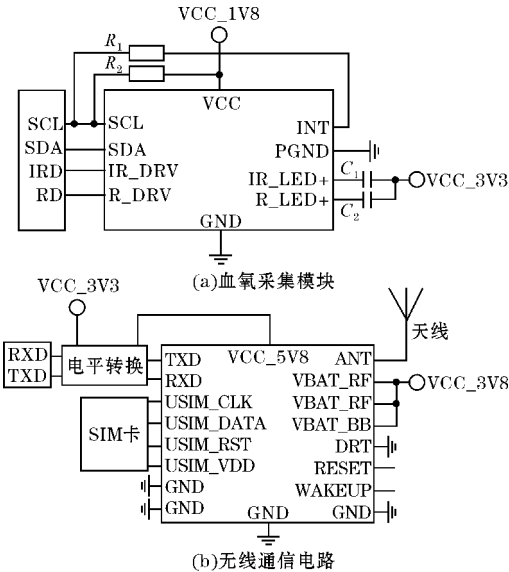


图4 血氧采集模块和无线通信电路

2.2.2 无线通信电路

本系统无线通信芯片采用移远 LTE 无线通信 4G 模块 EC600S-CN,该模块支持 LTE-FDD、LTE-TDD、EDGE 和 GPRS 网络数据连接。模块的基带和射频功能电路由 3.8 V 电源供电,单片机通过串口控制通信模块的工作。但是通信模块接口电压为 1.8 V 电平,因此在单片机与通信模块之间需要电平转换将 3.3 V

电压转换成 1.8 V,电路连接如图 4(b)所示。单片机通过串口下发 AT 指令初始化、控制通信模块连接云平台,将系统采集的数据发送到平台端。通信模块待机电流低于 1 mA,平均工作电流为 30 mA。为了把手环做成穿戴式结构,整个主控电路板尺寸只有 3.2 cm×4 cm,传感板为 1.4 cm×1.5 cm,如图 5 所示。

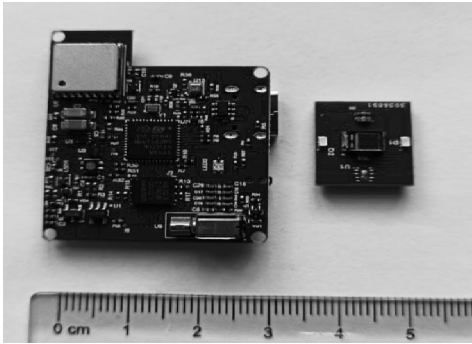


图5 主板电路板与信号传感板

2.3 软件模块设计

软件系统框架如图 6 所示,系统软件部分主要由 SpringMVC 后端服务、数据库、云平台、前端客户端组成,客户端包含后台管理系统和移动用户端。穿戴设备将成功采集的数据通过 4G 通信上传到云平台,后端服务接收原始数据并且储存到数据库。数据库中的相关数据将会在手机客户端和后台管理系统进行渲染。

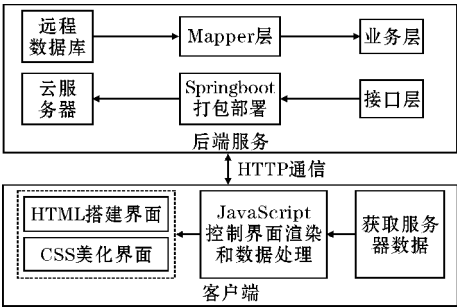


图6 软件系统框架图

2.3.1 后台管理系统

系统后端服务用 Java 开发,向客户端提供 API 接口,对硬件终端采集的数据进行计算处理及对数据库进行操作。用户发送请求至后端控制器,处理器在收到请求调用处理器映射获取处理器的相应映射器。处理器映射器根据请求 URL 找到具体的处理器,生成处理器对象及处理器拦截器一并返回前端控制器,之后执行后台控制器对数据库数据进行调用,推送微信接口对游客进行消息推送,游客通过接收到的微信信息,了解自己当前身体状况并采取对应措施降低高反影响。后台管理系统效果图如图 7 所示。



图 7 后台管理系统效果图

2.3.2 客户端

客户端设计为微信小程序和公众号。用户打开微信小程序进行设备绑定成功后,可方便地查看自己的血氧数值,如图 8(a)所示。在户外旅游时,用户通过扫码手环的二维码关注公众号,在旅游过程中,后台管理系统会把处于异常的血氧状态推送给游客进行提醒,如图 8(b)所示。



(a)微信小程序显示佩戴者实时生理数据 (b)后台系统自动推送揭示信息

图 8 手机移动端显示

3 测试

3.1 实验测试方案

为验证算法的有效性,测试者佩戴终端手环,模拟正常行走时摆臂运动,使用串口读出手环原始 PPG 信号数据至电脑进行离线仿真。对数据先进行预处理,采用三次曲线拟合消除信号的基线漂移,再采用 4 阶切比雪夫二型带通滤波消除工频干扰和其他噪声,然后分别采用传统 LMS 和改进的变步长凸组合 LMS 自适应滤波算法,比较对动态 PPG 信号的运动噪声的消除效果。

同时,为验证系统对血氧测试的准确性和可靠性,选取 10 位测试者。其中 20~40 岁的男性 3 名,女性 3 名,40~60 岁的男性 2 名,女性 2 名。实验中,测试者同时佩戴本系统终端手环与指夹式血氧仪进行对比测试,如图 9 所示。每位测试者实验前静坐 10 min,以保证实验开始前的血氧稳定。运动状态测试期间,测试者左手佩戴本系统手环,来回摆动模拟正常行走时摆臂运动,

测试时间持续 1 min。在此期间,右手食指佩戴指夹式血氧仪并保持静止,以获取准确的参考血氧值。

最后选取 10 位 20~40 岁测试者,分别在 2500 m、3000 m 和 3500 m 附近不同海拔条件下同时佩戴本系统终端手环与指夹式血氧仪,同一时间读取参考血氧值,以及通过云平台读取实际测试血氧值进行对比测试。测试流程同上述步骤。



(a)本系统手环 (b)对比指夹血氧仪

图 9 手环对比测试图

3.2 变步长凸组合 LMS 算法离线仿真结果

采集运动状态下原始 PPG 信号数据,预处理后,时域和频域如图 10(a)、(b)所示,可以发现虽然经过高频、低频滤波后,PPG 信号中还包含许多噪声成分,特别是集中在 PPG 信号附近的低频噪声。硬件三轴加速度计传感器采集的信号 x 轴、 y 轴和 z 轴信号经过平均后作为自适应滤波的参考信号,如图 10(c)、(d)所示,其运动频率伪峰与 PPG 信号相近时,经过传统 LMS 自适应滤波后,从频域上可以看出滤波效果不理想,仍然存在很多噪声信号,如图 10(e)、(f)所示。但是采用本文 VSCLMS 组合滤波算法,可以得到比较理想的 PPG 信号,信号中基本上噪声成分都被有效滤除,如图 10(g)、(h)所示,有助于实现运动状态下血氧计算的准确性。

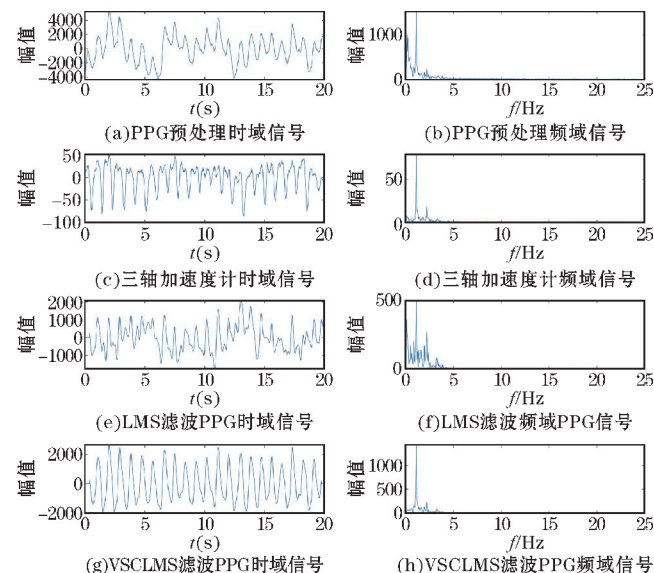


图 10 PPG 信号滤波效果

3.3 血氧测试结果与分析

模拟正常行走时血氧测试数据如表 1 所示,青年本手环的均方差为 1.29,中老年本手环的均方差为 1.22,从实验结果可知,相对于指夹式血氧仪参考血氧测试结果,本系统血氧测试的平均偏差不超过 1%。

表 1 运动状态下血氧测试结果			
单位: %			
组别	编号	本手环	某手环
青年	1	97	98
	2	97	99
	3	98	98
	4	97	98
	5	97	97
	6	97	99
中老年	1	96	96
	2	96	97
	3	95	96
	4	96	98

对于不同海拔高原,测试选取 2500 ~ 3500 m 的海拔进行测试,结果如图 11 所示,与参考数据相比,最大误差不超过 4%,验证了 VSCLSM 算法对运动状态下血氧测试的有效性。

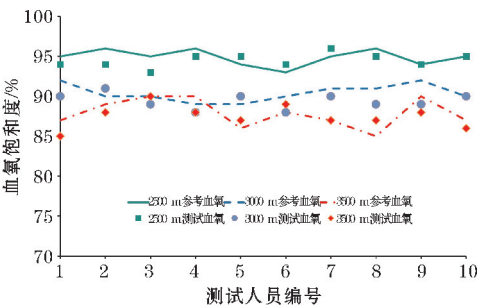


图 11 不同海拔下血氧测试结果

4 结束语

本文采用 VSCLSM 自适应滤波算法,利用三轴加速度计信号作为运动参考信号,采用固步长和变步长相结合的自适应调节凸组合参数对光电容积脉搏描记法采集的 PPG 信号自适应滤波处理,有效准确地采集到行走状态下的血氧值。在此基础上设计了一套基于物联网的可穿戴式高反监护系统,实现对户外高原旅游高反的实时监护和反馈,提高高原旅游的安全性和舒适性,具有较好的推广应用价值。

致谢:感谢大学生 2022 年创新创业训练计划(202210621009)对本文的资助

参考文献:

[1] Tsai W H, Lin B Y, Yang C C, et al. Assessment of vascular health with photoplethysmographic waveforms from the fingertip[J]. IEEE Journal Biomedical Health Information, 2017, 21(2): 382–386.

[2] 叶如陵. 环境危害因素对高原旅行者健康的影响[J]. 中华疾病控制杂志, 1999, 3(4): 309–310.

[3] 韩文波, 曹维国. 光电式脉搏波监测系统[J]. 长春光学精密机械学院学报, 1999, 22(4): 30–34.

[4] 吴全玉, 贾恩祥, 戴飞杰, 等. 便携式低功耗可穿戴心率血氧监测系统的设计[J]. 江苏理工学院学报, 2020, 26(4): 53–61.

[5] Maeda Y, Sekine M, Tamura T. Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography[J]. Journal of Medical Systems, 2011, 35: 969–976.

[6] Poh M Z, Swenson N C, Picard R W. Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography [J]. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2010, 14: 786–794.

[7] Sharma H. Heart rate extraction from PPG signals using variational mode decomposition[J]. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2019, 39(1): 75–86.

[8] Sun B, Wang C C, Chen X H, et al. PPG signal motion artifacts correction algorithm based on feature estimation[J]. Optik- International Journal for Light and Electron Optics, 2019, 176: 337–349.

[9] Ram M R, Madhav K V, Krishna E H, et al. A Novel Approach for Motion Artifact Reduction in PPG Signals Based on AS-LMS Adaptive Filter [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2012, 61(5): 1445–1457.

[10] Peng F L, Zhang Z B, Gou X M, et al. Motion artifact removal from photoplethysmographic signals by combining temporally constrained independent component analysis and adaptive filter[J]. Biomedical Engineering Online, 2014, 12: 103–111.

[11] Islam M T, Ahmed S T, Zahir I, et al. Cascade and parallel combination (CPC) of adaptive fil-

- ters for estimating heart rate during intensive physical exercise from photoplethysmographic signal[J]. Healthcare Technology Letters, 2018, 5(1):18-24.
- [12] Sun X, Ping Y, LI Y, et al. Robust heart beat detection from photoplethysmography interlaced with motion artifacts based on empirical mode decomposition[C]. IEEE-EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics. IEEE, 2012:775-778.
- [13] 陈孝英, 杨济民. 基于 STM32 血氧心率检测仪的研制[J]. 电脑知识与技术, 2017, 13(15): 231-233.
- [14] 张虹, 金捷, 孙卫新. 数字式脉搏血氧饱和度检测系统的研制[J]. 生物医学工程与临床, 2002, 3(6):125-128.
- [15] 张林. 运动状态下血氧饱和度检测算法研究[D]. 重庆:重庆理工大学, 2021.

Design of Motion SpO₂ Detecting System based on VSCLSM Algorithm

FENG Dong¹, YU Xiaomin¹, ZHANG Yilin¹, LAN Zihao¹, MI Wei², GUO Mingyue²

(1. Key Laboratory of Biological Effect of Physical Field and Instrument, Chengdu University of Information Technology, Chengdu 610225, China; 2. Jiuzhaigou County Forestry and Grassland Ecological Tourism Development Center, Jiuzhaigou 623400, China)

Abstract: Aiming at the issue that SpO₂ measurement by photoelectric pulse oximetry can only be measured accurately in a static state, an algorithm based on variable step-size convex combination LMS adaptive filtering (VSCLMS) for SpO₂ in a dynamic state is proposed. Firstly, a photoplethysmography (PPG) signal is acquired in a motion state and preprocessed by low-pass filtering. Then, using the tri-axial accelerometer as the reference signal of motion noise, the ideal PPG signal is obtained through the VSCLMS adaptive algorithm and SpO₂ values are acquired. Finally, a motion SpO₂ detecting system for altitude reaction based on the wearable devices and the Internet of Things is developed. After simulating normal walking state at a different altitude, the error is less than 4%, which verify the effectiveness and accuracy of the proposed algorithm. The motion SpO₂ detecting system is of practical significance for real-time monitoring and reminding of the altitude reaction in plateau tourism.

Keywords: SpO₂; PPG; variable step-size convex combination LMS filter algorithm; altitude reaction; internet of things