

DOI:10.20033/j.1003-7241.(2026)01-0012-05

# 基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法

李文峰<sup>1</sup>, 杨旭<sup>1</sup>, 王宁<sup>2</sup>, 冯杰<sup>2</sup>, 李博<sup>3</sup>, 丁书浩<sup>3</sup>

(1. 西安科技大学 通信与信息工程学院, 陕西 西安 710600;

2. 陕西彬长胡家河矿业有限公司, 陕西 长武 713600;

3. 陕西陕煤黄陵矿业有限公司 救护消防大队, 陕西 黄陵 727307)

**摘要:**为了消除运动伪影对光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 的影响, 得到剧烈运动状态下准确的心率值, 提出一种基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法。算法首先预处理 PPG 信号, 其次检测 PPG 信号中是否存在运动伪影 (motion artifact, MA)。若存在运动伪影, 从红外 PPG 信号中提取噪声成分, 最后使用级联型自适应滤波滤除用于提取心率的绿色 PPG 信号中的运动伪影。在 12 组自测运动数据中, 所提算法的平均绝对误差为 1.31 次/min (皮尔森系数: 0.990; 一致性误差: -0.191 次/min)。结合实验结果来看, 在运动伪影干扰下, 所提出的算法能有效地提取心率信息。

**关键词:**光电容积脉搏波; 双波长; 运动伪影; 级联型自适应滤波

中图分类号: TP274; TN911.7

文献标志码: A

文章编号: 1003-7241(2026)01-0012-05

## Heart rate extraction algorithm based on dual wavelength optoelectronic volumetric pulse waves

LI Wenfeng<sup>1</sup>, YANG Xu<sup>1</sup>, WANG Ning<sup>2</sup>, FENG Jie<sup>2</sup>, LI Bo<sup>3</sup>, DING Shuhao<sup>3</sup>

(1. College of Communication and Information Engineering, Xi'an University of Science and Technology, Xi'an 710600, Shaanxi, China; 2. Shaanxi Binchang Hujiahe Mining Co., Ltd., Changwu 713600, Shaanxi, China; 3. Ambulance Fire Brigade, Shaanxi Coal Huangling Mining Co., Ltd., Huangling 727307, Shaanxi, China)

**Abstract:** In order to eliminate the influence of motion artefacts on the PPG and to obtain accurate heart rate values under strenuous exercise conditions, a heart rate extraction algorithm based on dual-wavelength photoelectric volumetric pulse wave is proposed. The algorithm firstly preprocesses the PPG signal, and secondly detects the presence of motion artefacts in the PPG signal. If motion artefacts exist, the noise component is extracted from the infrared PPG signal, and finally a cascade-type adaptive filter is used to filter out the motion artefacts in the green PPG signal used for heart rate extraction. In twelve sets of self-measured exercise data, the average absolute error of this paper's algorithm is 1.31 beats/min (Pearson coefficient: 0.990; consistency error: -0.191 beats/min). Combined with the experimental results, the algorithm proposed in this paper can effectively extract heart rate information under the interference of motion artefacts.

**Keywords:** photoplethysmography; dual-wavelength; motion artifact; cascaded adaptive filtering

实时心率监测可有效预防心血管疾病<sup>[1]</sup>。目前常见的心率监测设备主要使用心电图描记法 (electrocardiography, ECG) 和光电容积脉搏波两种心率计算方法<sup>[2-5]</sup>。

在 PPG 信号连续测量时, 信号的稳定性易受到运动伪影的影响<sup>[6]</sup>。针对弱运动伪影的情况, 一些研究人员引入了自适应滤波<sup>[7]</sup>, 独立分量分析<sup>[8]</sup>, 奇异谱分析<sup>[9]</sup>, 谱减法<sup>[10]</sup>等算法来减少运动伪影对心率检测的影响。针对强运动伪影的情况, 研究人员提出 TROIKA 算法<sup>[11]</sup>和 JOSS 算法<sup>[12]</sup>。此两种算法在运动和体力活动期间仍能较为准确地估计心率值, 但引入了加速度信号, 增加了算法的计

算量。

本文提出一种基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法。该算法无须引入加速度信号等额外数据, 也可以在强运动伪影的干扰下, 准确地提取心率值, 实现运动状态实时检测心率的功能。主要创新如下: 1) 利用红外 PPG 信号提取噪声频率。2) 利用级联型自适应滤波方法, 消除噪声对 PPG 信号的影响。

## 1 算法工作框图

基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法主要包

收稿日期: 2024-06-20; 录用日期: 2024-07-19

基金项目: 陕西省重点产业创新链项目 (2020ZDLGY15-07); 陕西煤业化工集团有限责任公司科技研发类投资项目 (2023SMHKJ-B-51)

作者简介: 李文峰 (1969—), 男, 博士, 教授, 研究方向: 应急通信、电路与系统。

通信作者: 杨旭 (2000—), 男, 硕士研究生, 研究方向: 应急通信、信号处理。

引用本文: 李文峰, 杨旭, 王宁, 等. 基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法[J]. 自动化技术与应用, 2026, 45(1): 12-16. (LI Wenfeng, YANG Xu, WANG Ning, et al. Heart rate extraction algorithm based on dual wavelength optoelectronic volumetric pulse waves[J]. Techniques of Automation and Applications, 2026, 45(1): 12-16.)

含信号预处理、运动伪影检测、运动伪影识别、级联型自适应滤波和心率值估算。具体流程如图1所示。

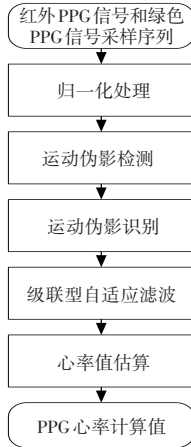


图1 算法工作流程

Fig. 1 Algorithm block diagram

## 2 实验

### 2.1 预处理

PPG 信号通过时间窗口位移传入该算法。时间窗口长度为 8 s, 时间步长为  $l = 2$  s。将信号的交流分量除以直流分量, 归一化处理绿色 PPG 信号和红外 PPG 信号<sup>[13]</sup>。原始信号经过阶数为 5、频率为 0.5~10 Hz 的切比雪夫 II 型带通滤波器得到交流分量。原始信号经过阶数为 5、截止频率为 0.5 Hz 的切比雪夫 II 型低通滤波器得到直流分量。连续  $z$  次心率频率估计值的平均值  $hr^{(z)}(l)$  为

$$hr^{(z)}(l) = \frac{1}{z} \sum_{q=0}^{z-1} hr(l-q) \quad (1)$$

其中,  $z$  为连续心率频率估计次数,  $l$  为时间步长,  $q$  为常数。

定义  $\Delta w(l)$ 、 $\Delta m(l)$ 、 $\Delta n(l)$  分别为“大搜索范围”、“中搜索范围”、“小搜索范围”3 个心率搜索范围,  $\Delta$  为变化量。如式(2)、式(3)、式(4)所示。大搜索范围以  $hr^{(6)}(l)$  为搜索中心, 中搜索范围和小搜索范围以  $hr(l)$  为搜索中心。

$$\Delta w(l) = \begin{cases} 0.37 + 2 \times \max(hr(j) - hr(j-1)), & l > 15 \\ 0.33, & l \leq 15 \end{cases} \quad (2)$$

其中,  $\max(\cdot)$  为最大值,  $hr(\cdot)$  为心率频率估计值,  $j$  为常数,  $l$  为时间步长。

$$\Delta m(l) = \begin{cases} 0.37 + 2 \times SD(hr(j) - hr(j-1)), & l > 15 \\ 0.33, & l \leq 15 \end{cases} \quad (3)$$

其中,  $SD(\cdot)$  为标准差,  $hr(\cdot)$  为心率频率估计值,  $j$  为常数,  $l$  为时间步长。

$$\Delta n(l) = \frac{\Delta m(l)}{2} \quad (4)$$

其中,  $\Delta m(l)$  为中搜索范围。

### 2.2 运动伪影检测

3 个局部检测器的检测结果反馈给全局检测器, 由全

局检测器判断 PPG 信号是否存在运动伪影, 如式(5)所示。

$$D_0 = D_1 \& D_2 \& D_3 = \begin{cases} 1, & D_1 \& D_2 \& D_3 = 1 \\ 0, & D_1 \& D_2 \& D_3 = 0 \end{cases} \quad (5)$$

其中,  $D_1, D_2, D_3$  为局部检测器。

运动伪影检测具体步骤如下。

1) 检测器  $D_1$ : 采用峰值数为判断依据。计算绿色 PPG 信号频谱中主要峰值数(即峰值超过最大峰值的 30%), 记为  $A$ 。若  $A > 2$ , 则表示信号受到运动伪影的干扰。

2) 检测器  $D_2$ : 采用绿色 PPG 信号的功率为判断依据。在实验人员处于静止状态下, 计算绿色 PPG 信号的功率  $P_1$ 。在每个时间步长  $l$  下, 计算绿色 PPG 信号的功率  $P_2$ 。若  $P_2 > 1.2 \times P_1$ , 则表示绿色 PPG 信号受到运动伪影的干扰。若系统在连续 5 个时间步长  $l$  下没有检测到运动伪影, 则令  $P_1$  为当前时间步长  $l$  的绿色 PPG 信号的功率。

3) 检测器  $D_3$ : 采用绿色 PPG 信号和红外 PPG 信号的相关性为判断依据。若两种 PPG 信号的相关性  $\rho_{\text{green, IR}} < 0.8$ , 则表示绿色 PPG 信号受到运动伪影的干扰。

### 2.3 运动伪影识别

红外 PPG 信号比绿色 PPG 信号更容易受到运动伪影的影响<sup>[14]</sup>。若归一化绿色 PPG 信号检测到运动伪影, 则使用归一化红外 PPG 信号创建运动噪声频率集  $N_{\text{noise}}$  为

$$N_{\text{noise}} = \{F_i \mid 1 \leq i \leq n\} \quad (6)$$

其中,  $F_i$  为第  $i$  个离散噪声频率分量,  $i$  为元素个数,  $n$  为集合中的最大元素。

集合  $N_{\text{noise}}$  包含输入 PPG 信号中的所有噪声频率分量, 获取频率的具体步骤如下。

1) 识别主导频率分量, 捕捉红外 PPG 信号频谱中的主导频率成分。主导频率成分分布在 0.5~4 Hz 之间, 其幅度超过红外 PPG 信号频谱中最大峰值的 50%。典型红外 PPG 信号的频谱图如图 2 所示, 其中  $F_1$  与心率频率相对应,  $F_2, F_3$  为主要噪声频率。在此步骤捕获的峰值包括实验者的心率频率和主要噪声成分的频率。将  $F_1, F_2, F_3$  添加到运动噪声频率集  $N_{\text{noise}}$  中。

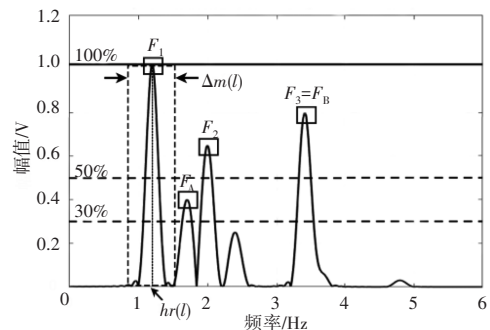


图2 典型红外 PPG 信号的频谱图

Fig. 2 Spectrogram of a typical infrared PPG signal

2) 确定谐波频率成分, 重复运动产生的噪声成分通常成对出现<sup>[15]</sup>。此步骤用于捕捉红外 PPG 信号频谱中的基频及其二次谐波对。查找所有幅度超过红外 PPG 频谱中最高峰值 30% 的峰值, 并查找频率为其两倍的谐波。如图 2 所示, 其中  $F_A, F_B = F_3$  为一对谐波相关成分, 将本

步骤发现的  $F_A$  添加到  $N_{\text{noise}}$  中。

3) 移除心率频率。如图 2 所示,  $hr(l)$  是在第  $l$  个时间窗口时的心率频率估计值。图 2 中的方框代表从 1) 和 2) 中得到的频率成分, 此时运动噪声频率集  $N_{\text{noise}} = \{F_1, F_2, F_3, F_A\}$ , 舍弃位于“中搜索范围  $\Delta m(l)$ ”中代表心率成分的  $F_1$  频率。

## 2.4 级联型自适应滤波

采用级联型 LMS 自适应滤波架构<sup>[16]</sup>消除运动噪声频率集  $N_{\text{noise}} = \{F_i | 1 \leq i \leq n\}$  中所有元素, 输入噪声干扰信号和噪声参考信号, 输出无噪声信号, 级联型 LMS 自适应滤波器框图如图 3 所示。

总共使用了  $n$  个 LMS 自适应滤波器来去除绿色 PPG 信号中  $N_{\text{noise}}$  的噪声成分。在第  $i$  阶段 ( $1 \leq i \leq n$ ), 噪声参考信号是频率为  $F_i$  的正弦波。第一个自适应滤波器可去除归一化绿色 PPG 信号中的第一个噪声频率分量  $F_1$ , 输出为  $G_{\text{PPG},1}$ 。  $G_{\text{PPG},1}$  被送入下一个自适应滤波器, 去除第二个噪声频率分量  $F_2$ 。该过程重复进行, 直到从归一化绿色 PPG 信号中去除所有噪声分量, 最终输出的  $G_{\text{PPG},n}$  是无噪声的绿色 PPG 信号。

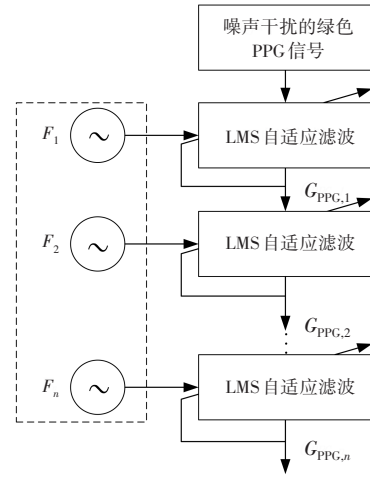
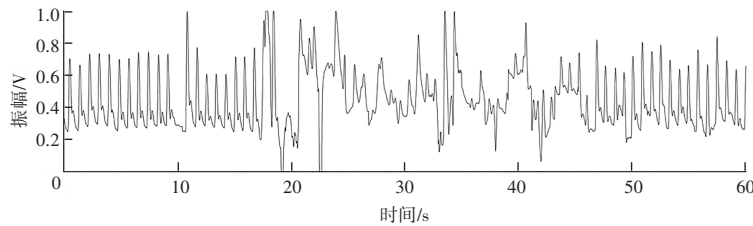


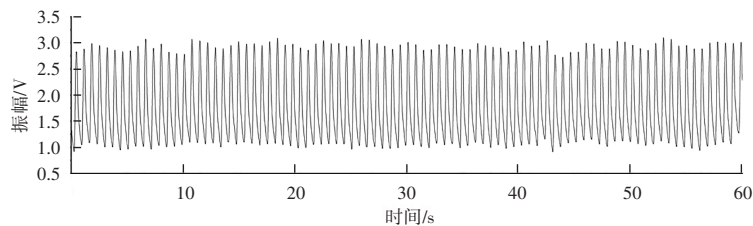
图 3 级联型自适应滤波器框图

Fig. 3 Cascade adaptive filter block diagram

PPG 信号时域对比如图 4 所示, 图 4 是实验室第 5 组自测数据在 35 次时间窗口 PPG 信号滤波处理前后在时域上的表现。其中图 4(a) 为受到强运动伪影干扰的 PPG 信号时域图, 图 4(b) 为采用双波长光电容积脉搏波框架消除运动伪影的 PPG 信号时域图。



(a) 强运动伪影干扰的 PPG 信号时域图



(b) 消除运动伪影的 PPG 信号时域图

图 4 PPG 信号时域对比图

Fig. 4 PPG signal time-domain comparison

## 2.5 心率值估算

### 2.5.1 初始化

使用绿色 PPG 信号计算心率值。若绿色 PPG 信号中未检测到噪声 ( $D_0 = 0$ ), 则使用归一化绿色 PPG 信号计算心率, 反之, 使用去噪绿色 PPG 信号获得心率。

要求实验人员保持稳定的一分钟阶段, 捕捉无噪声的绿色 PPG 信号和红外 PPG 信号。使用归一化绿色 PPG 信号的频谱, 在时间窗口  $l = 2$  s 时, 计算初始心率估计值  $HR(l) = 60 \times hr(l)$ 。

### 2.5.2 心率计算

在时间窗口  $l + 1$  下,  $hr(l)$  为上一时间窗口  $l$  的心率频率估计值,  $hr_{\text{cand}}(l + 1)$  为从绿色 PPG 信号频谱中获得的心

率频率候选值,  $hr_{\text{pred}}(l + 1)$  为从前 6 次心率估计的心率频率预测值, 使用上述变量生成心率估计值  $HR(l + 1)$ 。

在“大搜索范围  $\Delta w(l + 1)$ ”内查找绿色 PPG 信号频谱中的最高峰, 即心率频率候选值  $hr_{\text{cand}}(l + 1)$ , 并计算  $hr_{\text{cand}}(l + 1)$  与  $hr(l)$  在时间窗口  $l + 1$  时的绝对差值  $\delta_e(l + 1)$  (单位 Hz), 出现以下 4 种情况:

1)  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta w(l + 1)/2$  中发现一个峰值并且  $D_0 = 0$  或  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta w(l + 1)/2$  中发现一个峰值,  $D_0 = 1$  并且  $\delta_e(l + 1) < 0.1$  Hz。

此时  $hr_{\text{cand}}(l + 1)$  对应绿色 PPG 信号频谱中的最高峰值的频率。心率估计值  $HR(l + 1) = 60 \times hr_{\text{cand}}(l + 1)$ 。

2)  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta w(l + 1)/2$  中发现一个峰值并且  $D_0 =$

1 和  $\delta_c(l+1) > 0.1 \text{ Hz}$ 。

选取绿色 PPG 信号频谱幅值超过最大峰值 50% 的 3 个主要峰值的频率, 并且求其平均值达到  $hr_{\text{cand}}(l+1)$ 。心率估计值  $HR(l+1) = 60 \times [0.9 \times hr_{\text{cand}}(l+1) + 0.1 \times hr_{\text{pred}}(l+1)]$ 。

3)  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta w(l+1)/2$  没有发现峰值。

拓展搜索范围  $\Delta^+ w(l+1) = 1.25 \times \Delta w(l+1)$ 。选取拓展范围内绿色 PPG 信号频谱幅度超过最大峰值 50% 的最多 3 个主要峰值的频率, 并且求其平均值达到  $hr_{\text{cand}}(l+1)$ 。心率估计值  $HR(l+1) = 60 \times [0.9 \times hr_{\text{cand}}(l+1) + 0.1 \times hr_{\text{pred}}(l+1)]$ 。

4)  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta w(l+1)/2$  和  $hr^{(6)}(l) \pm \Delta^+ w(l+1)/2$  都没有发现峰值。

心率估计值  $HR(l+1) = 60 \times hr_{\text{pred}}(l+1)$ 。

### 3 实验设计与结果

#### 3.1 数据来源

实验室采集的 12 组自测数据由 6 名实验人员测得。6 名实验人员在跑步机上进行高强度全身运动实验, 收集 PPG、ECG 和三轴加速度计数据, 加速度计同时测量 3 个正交方向 X、Y、Z 的加速度。

在测试时将 1 个多波长腕式血氧计装置绑在实验人员的手腕位置。腕部装置包括 1 个绿色 LED (波长  $\lambda_c = 520 \text{ nm}$ ) 和 1 个红外 LED (波长  $\lambda_{\text{ir}} = 940 \text{ nm}$ )。三轴加速度传感器固定在腕部设备的正上方并佩戴测量真实心率的心率带。每组数据由 2 路 PPG 信号和 3 路加速度信号构成, 数据采样率 100 Hz。

#### 3.2 性能指标

为了评估和比较基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法与 TROIKA、JOSS、WFPV<sup>[17]</sup> 的心率估计性能, 设置平均绝对误差 MAE、平均绝对误差百分比 MAEP 两个指标, 如式 (7)、(8) 所示。

$$MAE = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L |BPM_{\text{method}}(l) - BPM(l)| \quad (7)$$

其中,  $L$  为计算的心率个数,  $BPM_{\text{method}}$  为心率算法估算的心率值,  $l$  为时间步长,  $BPM$  为真实的心率值。

$$MAEP = \frac{1}{L} \sum_{l=1}^L \frac{|BPM_{\text{method}}(l) - BPM(l)|}{BPM(l)} \times 100 \quad (8)$$

其中, MAEP 为平均绝对误差百分比,  $L$  为计算的心率个数,  $BPM_{\text{method}}$  为心率算法估算的心率值,  $l$  为时间步长,  $BPM$  为真实的心率值。

#### 3.3 实验结果

在实验结果比较分析中, 本文算法与 TROIKA、JOSS、WFPV 算法作对比。在自测数据的 MAE 和 MAEP 指标上, 本文算法与其他算法的对比结果见表 1 和表 2。实验结果表明, 本文算法计算心率的平均绝对误差为 1.31 bpm, 平均绝对误差百分比为 1.24%。相较于其他算法, 使用加速度

作为参考信号的 TROIKA 和 JOSS 算法的平均绝对误差分别为 2.54 bpm 和 1.81 bpm, 准确度较低; 而 WFPV 算法在降低重复运动噪声方面表现较好, 其平均绝对误差为 1.86 bpm。

表 1 各类算法在自测数据的 MAE 对比

Tab. 1 Comparison of MAE for various algorithms on self-test data

样本编号	MAE			
	TROIKA	JOSS	WFPV	本文算法
1	2.94	1.84	1.75	1.44
2	2.83	2.16	1.89	1.61
3	2.04	1.95	2.28	1.07
4	2.36	1.92	1.45	1.09
5	1.74	1.17	2.26	1.05
6	3.26	1.74	2.41	1.04
7	1.84	1.14	1.16	1.06
8	1.93	2.03	1.48	1.21
9	1.85	1.35	2.25	0.97
10	4.17	3.65	2.45	2.24
11	2.08	1.25	1.47	1.52
12	3.42	1.46	1.45	1.45
均值	2.54	1.81	1.86	1.31

表 2 各类算法在自测数据的 MAEP 对比

Tab. 2 Comparison of MAEP for various algorithms on self-test data

样本编号	MAEP			
	TROIKA	JOSS	WFPV	本文算法
1	2.61	1.61	1.69	1.42
2	2.86	2.13	1.84	1.57
3	1.97	1.81	1.12	0.95
4	2.53	1.87	1.38	1.01
5	1.77	0.98	2.15	1.29
6	2.99	1.48	2.29	1.61
7	1.78	0.99	1.07	0.95
8	1.91	0.89	1.36	1.13
9	1.77	0.90	1.03	0.93
10	2.85	2.81	1.81	1.73
11	1.79	0.99	1.22	1.17
12	2.81	1.26	1.28	1.11
均值	2.30	1.48	1.52	1.24

所有实验人员使用本文算法计算的心率值对应的皮尔逊相关系数图如图 5 所示。其中, 皮尔逊相关系数为 0.990, 表明本文算法计算出的心率与真实心率间存在强相关性。Bland-Altman 图如图 6 所示, 数据集的均值区间为  $[-4.213, 3.830]$ , 误差均值为  $-0.192 \text{ 次/min}$ , 心率的置信区间约为 96.1%, 反映了本算法估算的心率值比较接近

真实心率值。

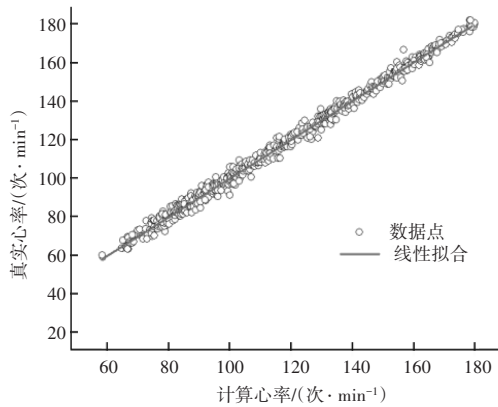


图5 皮尔逊相关系数图

Fig. 5 Pearson correlation coefficient plot

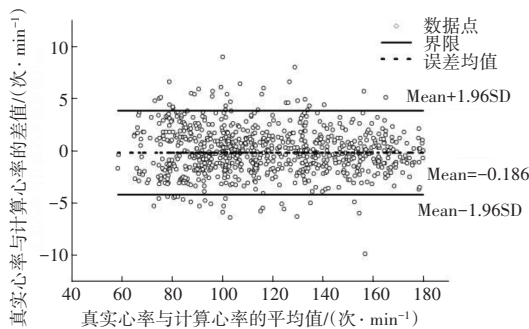


图6 Bland-Altman 图

Fig. 6 Bland-Altman plot

## 4 结论

设计一种基于双波长光电容积脉搏波的心率提取算法,在 PPG 信号受到强运动噪声干扰的情况下,能通过红外 PPG 信号提取噪声成分,使用级联型自适应滤波滤除用于提取心率的绿色 PPG 信号中的运动噪声。本算法在实验室自测数据中表现良好,平均绝对误差均值 1.31 次/min,与 TROIKA、JOSS 和 WFPV 心率算法相比,本算法在准确率上有显著提升,并且具备更高的心率估算能力和更强的抗噪声干扰能力。该方法在利用 PPG 信号检测人体生命体征的领域中,具有一定的理论和实用价值。

## 参考文献

- [1] 毕福昆, 李子静, 王彦平, 等. 基于 Transformer 和 CNN 特征融合的非接触式心率检测算法[J]. 信号处理, 2023, 39(11):2062-2070.
- [2] 谢佳玲, 龚渝顺, 魏良, 等. 一种针对可穿戴设备的抗运动干扰心率检测算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(4):764-773.
- [3] 张振强, 陈真诚, 顾爽, 等. 基于光电容积脉搏波的心血管多参数检测系统[J]. 科学技术与工程, 2021, 21(20):8383-8388.
- [4] 胡树林, 唐莉, 杨彪, 等. 基于 STM32 的便携式心电图仪设计[J]. 电子设计工程, 2022, 30(14):146-150.
- [5] 裴梓权, 陈逸菲, 孙宁, 等. 基于 PPG 的单传感器多体征检测算法[J]. 电子器件, 2024, 47(2):470-477.
- [6] 张林, 余成波, 谭拥, 等. 基于 VMD-NLMS 的运动状态血氧监测算法[J]. 计算机仿真, 2023, 40(7):342-347, 500.
- [7] PARK P, LEE W, CHO S H. An adaptive filter based motion artifact cancellation technique using multi-wavelength PPG for accurate HR estimation[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2023, 17(5):1074-1083.
- [8] ZHAO C, ZENG W R, HU D D, et al. Robust heart rate monitoring by a single wrist-worn accelerometer based on signal decomposition[J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(14):15962-15971.
- [9] TIAN Z W, JIA Y F. A method for portable PPG signal dynamic acquisition and denoise based on CEEMDAN and wavelettransform[J]. Journal of Instrumentation, 2023, 18(1):1023-1045.
- [10] 孟戎昊, 李卓识, 于合龙, 等. 基于自适应心率搜索模型的心率提取算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2022, 39(3):516-526.
- [11] ZHANG Z L, PI Z Y, LIU B Y. TROIKA: a general framework for heart rate monitoring using wrist-type photoplethysmographic signals during intensive physical exercise[J]. IEEE Transactions on biomedical engineering, 2014, 62(2):522-531.
- [12] ZHANG Z L. Photoplethysmography-based heart rate monitoring in physical activities via joint sparse spectrum reconstruction [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2015(62):1902-1910.
- [13] 谭拥, 余成波, 张林. 基于修正加速度的对数归一化变步长自适应滤波的心率估计算法[J]. 科学技术与工程, 2021, 21(10):4092-4097.
- [14] CUSINI I, RINALDI R, CASTIGLIONI P, et al. Multi-wavelength SPAD photoplethysmography for cardio-respiratory monitoring [J]. Frontiers in Physics, 2023(11):1-10.
- [15] 左嵩, 周小东, 王京磊. 生理信号的噪声抑制方法及系统 CN202310044705. 2[P]. 2023-05-26.
- [16] 孟戎昊, 李卓识, 于合龙, 等. 基于自适应心率搜索模型的心率提取算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2022, 39(3):516-526.
- [17] TEMKO A. Accurate heart rate monitoring during physical exercises using PPG[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2017, 64(9):2016-2024.