

基于自寻优归一化最小均方误差算法的非接触式心率测量方法研究

吴芬¹, 彭力^{1,2**}, 韩鹏^{1,2}, 骆开庆^{1,2}, 刘冬梅^{1,2}, 邱健^{1,2*}

¹华南师范大学物理与电信工程学院广东省光电检测仪器工程研究中心, 广东 广州 510006;

²华南师范大学(清远)科技创新研究院, 广东 清远 511517

摘要 基于成像式光电容积脉搏波的非接触式心率测量方法受到环境光干扰会严重影响心率信号的辨别与提取, 为了解决这个难点, 提出了一种基于自寻优归一化最小均方误差算法的心率信号降噪方法。该方法可根据原始心率信号和背景信号中光线变化的趋势, 在归一化最小均方自适应滤波器的基础上, 通过最小均方误差自动地调整最优控制因子, 最大化地去除拾取的图像中的光照干扰。通过与指夹式脉搏血氧仪实际测得的心率结果对比, 在光强剧烈变化的条件下, 两种方法测量得到的心率平均值的 Pearson 相关系数为 0.95, 平均绝对百分比误差为 2.16%。本文方法极大地提高了成像式光电容积脉搏波对环境光的抗噪能力, 大大提升了成像式光电容积脉搏波测量方法的实用性、可靠性和稳定性。

关键词 成像系统; 成像式光电容积脉搏波; 心率测量; 光照干扰; 归一化最小均方误差; 自寻优算法

中图分类号 O436

文献标志码 A

doi: 10.3788/LOP202158.2011004

Research on Non-Contact Heart Rate Measurement Method Based on Self-Optimizing Normalized Least Mean Square Algorithm

Wu Fen¹, Peng Li^{1,2**}, Han Peng^{1,2}, Luo Kaiqing^{1,2}, Liu Dongmei^{1,2}, Qiu Jian^{1,2*}

¹Guangdong Provincial Engineering Technology Research Center for Optoelectronic Instrument, School of Physics and Telecommunication Engineering, South China Normal University, Guangzhou, Guangdong 510006, China;

²Qingyuan Institute of Science and Technology Innovation, South China Normal University, Qingyuan, Guangdong 511517, China

Abstract The non-contact heart rate measurement method based on imaging photoplethysmography is affected by the interference of ambient light, which will seriously affect the identification and extraction of heart rate signals. In order to solve this problem, this paper proposes a denoising method of heart rate signal based on a self-optimizing normalized least mean square algorithm. According to the trend of light changes in the original heart rate signal and the background signal, this method can automatically select the control factor through the least mean square error based on the normalized least mean square adaptive filter, which can maximize the removal of light interference in the image. Compared with the actual heart rate results using finger clip pulse oximeter, the Person correlation coefficient between the average heart rate measured by the two methods under the condition of drastic changes in light intensity is 0.95, and the mean absolute percentage error is 2.16%. The results indicate that the method greatly improves the anti-noise ability of the imaging photoplethysmographic against ambient light, which improves the practicability, reliability, and stability of the imaging photoplethysmographic measurement method.

收稿日期: 2021-01-04; 修回日期: 2021-01-12; 录用日期: 2021-01-20

基金项目: 国家自然科学基金(61975058)、广东省自然科学基金(2019A1515011401)、广州市科技计划项目(201707010485, 201704020137)、华南师大物电学院蓝盾信息安全技术联合实验室课题项目(LD20170208)

通信作者: *qiujiang@sncu.edu.cn; **Pengli27@126.com

Key words imaging systems; imaging photoplethysmographic; heart rate measurement; light interference; normalized least mean square; self-optimizing algorithm

OCIS codes 110.5200; 100.2000; 110.3008

1 引言

近年来,利用视频成像^[1-2]、雷达检测^[3]或热成像^[4]等技术实现的非接触式心率测量成为临床医学、心理学、体育锻炼等多领域研究的一大热点,其中基于成像式光电容积脉搏波(IPPg)^[5-6]的心率测量方法具有非侵入、成本低廉、操作简单以及测量舒适感高等优点,能在不影响人体正常活动的情况下连续动态地监测人体心率,因而受到众多研究者的关注。然而在现实环境中,IPPg 信号极易受到探测器测量噪声、周围环境光的波动以及人体运动的影响,导致测量结果产生较大误差。其中环境光干扰会直接造成 IPPg 信号的剧烈波动,严重影响人体脉搏波的辨别与提取,成为当前 IPPg 测量心率的一大难点。

目前,去除 IPPg 信号中环境光干扰的方法主要分为两大类:基于信号自身成分的滤波和基于参考信号的滤波方法。其中基于信号自身成分的滤波方法通过对得到的 IPPg 信号进行成分分解,并选取和滤除相应成分来得到纯净的脉搏波,如 2016 年 Khan 等^[7]使用经验模式分解(EEMD)并辅以时域提取的方法来滤除运动和光照等噪声的影响;2017 年 Cheng 等^[8]使用联合盲源分离(JBSS)的方法提取光照变化,同时采用 EEMD 方法选取包含人体脉搏波在内的本征模函数(IMF)来去除面部 IPPg 信号中的光照干扰并估算心率。而基于参考信号滤波的思路是利用参考信号的特征对 IPPg 信号进行滤波,从而得到纯净的脉搏波。如 2015 年 Lam 等^[9]提出使用同一帧中的面部皮肤上的两个点来提取每个点的绿色光谱,接着应用独立成分分析(ICA)方法从两个绿色光谱信号中提取人体脉搏波;2018 年桑海峰等^[10]提出采用背景和面部区域分割的方式,利用归一化最小均方(NLMS)自适应算法结合背景区域信号对 PPG 信号进行光照校正。

以上方法主要适用于背景光强变化强度较小或者较为缓慢的情况下。当背景光强发生快速且剧烈地变化时,该方法仍会产生较大误差,大大限制了其实用性。为解决上述问题,本文在 NLMS 算法上进行改进并提出了自寻优 NLMS 算法。该算法基于实际测量环境中背景光线变化与人脸光线变化趋势

的一致性,根据感兴趣区域(ROI)中背景光强的变化趋势自动调整最优控制因子 μ_{so} ,从获取的 IPPg 信号中最大化地减去环境光噪声。本文方法能高效减少光强剧烈变化造成的心率异常波动,提高测量的准确率,对提高不同环境下非接触式心率测量的实用性与稳定性具有较大意义。

2 本文算法原理

2.1 IPPg 原理

IPPg 根据人体表面皮肤的周期性颜色变化^[11]来获得心率等人体生理信息。IPPg 方法实现心率测量的流程如图 1 所示。首先利用摄像头拍摄人脸视频,使用人脸检测算法^[12-14]识别并截取额头区域,合成新的人脸 ROI 视频;接着利用欧拉视频放大方法^[15-16]增强 ROI 视频中的颜色变化量,计算出 ROI 视频中每帧图片的绿通道灰度均值^[17],得到原始脉搏波;最后对去噪后的原始脉搏波进行频域分析得到最终的心率值。但由于测量过程中环境光线的变化会直接影响皮肤表面的颜色变化,导致测量结果出现较大误差,因此需要对原始脉搏波进行滤波,去除其中的背景光照噪声干扰。

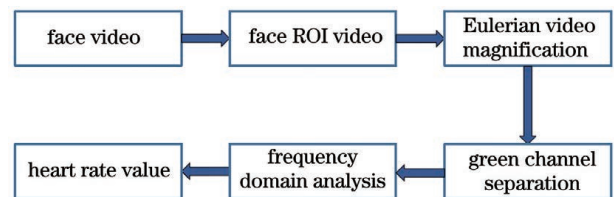


图 1 IPPg 法测量心率的流程图

Fig. 1 Flow chart of heart rate measurement using IPPg method

2.2 NLMS 算法原理

NLMS 算法^[18-19]是一种利用最小均方误差和最陡下降原理,不断地调整滤波器的权重系数,使其逐步逼近期望信号的一种递推方法,递推公式为

$$y(n) = d(n) - w(n) \cdot x(n), \quad (1)$$

$$w(n+1) = w(n) + \frac{\mu}{\alpha + \|x(n)\|^2} y(n)x(n), \quad (2)$$

式中: $x(n)$ 为噪声信号, $y(n)$ 为输出信号; $d(n)$ 为期望信号; $w(n)$ 和 $w(n+1)$ 为 NLMS 算法更新前后的权重系数; μ 为控制因子,当且仅当 $\mu \in (0, 2)$ 时,算法收敛^[20]; α 为调节因子,用于控制算法的稳

定性,本文取 $\alpha=0.0001$ 。

本文利用 IPPG 方法在视频中截取额头区域获取绿色通道灰度均值得到原始脉搏波的同时截取头发区域得到背景信号。由于原始脉搏波 X_{ROI} 中包含人体脉搏波 X_{HR} 和环境光变化带来的干扰信号 X_{AL} ,而背景信号 X_{BG} 中仅包含环境光变化带来的干扰信号,且头发区域和额头区域的视频截取自同一个视频序列,故存在一定的比例关系 ω ,即:

$$X_{ROI} = X_{HR} + X_{AL}, \quad (3)$$

$$X_{AL} = \omega \times X_{BG}. \quad (4)$$

于是,可根据实际测量环境中背景信号中光线变化与原始脉搏波中光线变化趋势的一致性,如图 2 所示,将背景信号 X_{BG} 作为输入的噪声信号 $x(n)$,将原始脉搏波 X_{ROI} 作为期望信号 $d(n)$,经过 NLMS 算法后输出的 $y(n)$ 即为去除光照干扰后的人体脉搏波。

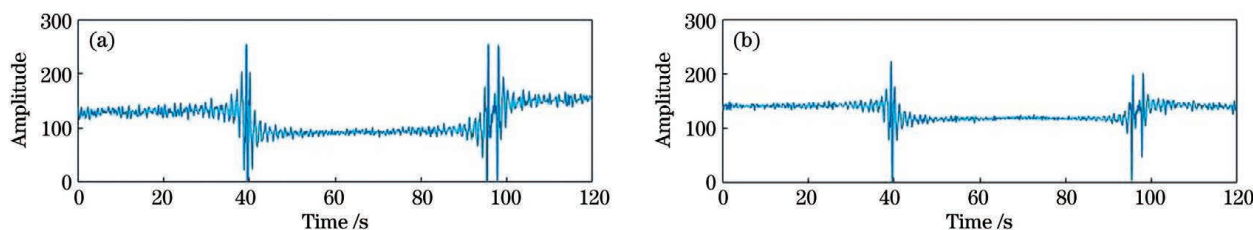


图 2 时域信号。(a)原始脉搏波;(b)背景信号

Fig. 2 Time domain signal. (a) Original pulse wave; (b) background signal

根据文献[21-22],利用 NLMS 算法去噪时需要提前计算当前环境中控制因子 μ 的经验值,并在整个过程中采用该固定的经验值进行滤波。但在一般情况下,测量环境中光线并非稳定不变的,当人脸无法避免地发生微小偏转时,脸部的光照变化也会随之发生变化,这些都会对 IPPG 信号带来较大的干扰。在采用 NLMS 算法对信号进行滤波去噪时,固定不变的 μ 值难以有效地去除不断变化的背景光线的干扰。如表 1 所示,借助照射人脸的 LED 光源的变化,模拟人脸上光强变化较大时的情景,并在条件 1(取图 2 中 0~20 s 信号,单盏 20 W 的 LED 灯与自然光共同照明)、条件 2(取图 2 中 30~50 s 信号,从单盏 20 W 的 LED 灯与自然光共同照明变为仅自然光照明)与条件 3(取图 2 中 90~110 s 信号,从自然光照明变为单盏 20 W 的 LED 灯与自然光共同照明)下使用 NLMS 算法测量三位测试者

(M1、M2、M3)的心率,并与指夹式脉搏血氧仪测得的心率相减得到测量误差。实验结果表明:在条件 1 下,光强变化较为平缓,但是由于被测者头部的微小晃动,还是会造成人脸图像光强的微小变化。并且只有当 μ 值大于 1.0 时,NLMS 剔除原始脉搏波中的背景光干扰的效果更佳。在条件 2(关灯)的情况下,当 μ 值大于 1.4 时 NLMS 算法处理效果较好。与之相反,在条件 3(开灯)的情况下, μ 值要取值在 1.0 以下,NLMS 剔除背景光照干扰后的测量心率才最接近真实心率。综上所述,只有跟随当前环境的变化不断地调整 μ 值,才能根据背景光强的变化趋势最大化地减去光照干扰在 IPPG 信号中的波动影响,得到准确的心率值。鉴于之前的做法往往采用固定 μ 值,NLMS 算法存在着一定的局限性,故而采用自寻优 μ 值的 NLMS 改进算法才能很好地改善上述局限。

表 1 不同条件下的心率测量误差

Table 1 Heart rate measurement error under different conditions

unit: bit · min⁻¹

Control factor μ	Condition 1			Condition 2			Condition 3		
	M1	M2	M3	M1	M2	M3	M1	M2	M3
$\mu=1.8$	-1	3	-4	1	1	-3	-19	15	-14
$\mu=1.4$	0	1	-3	1	0	-3	-17	15	-17
$\mu=1.0$	2	1	-1	-5	2	-11	-2	11	-8
$\mu=0.6$	-7	3	-1	-11	5	-16	3	4	-5
$\mu=0.2$	-6	4	-2	-13	8	-15	1	4	-3

2.3 自寻优 NLMS 算法原理

由上节的结论可知,自寻优 NLMS 算法的提出

将能够进一步提高 IPPG 检测方法的准确性和稳定性。该方法可以让 NLMS 算法自动地跟随环境变

化,最优化地调节其中的 μ 值,从而达到在 ROI 信号中剔除背景光波动干扰的目的。自寻优 NLMS 算法不需要提前计算当前环境中 μ 的经验值^[23],而是根据背景光强的变化,在其收敛范围(0, 2)内选取分布均匀的多个 μ 值(1.8、1.4、1.0、0.6、0.2)对输入信号进行 NLMS 自适应滤波,并根据前一时刻

的误差值自动选取当前时刻的最优控制因子 μ_{so} 滤除环境光线的干扰。本文的自寻优 NLMS 算法的滤波过程如下所示。

第一步,取第 $(k-20) \sim k$ s 间的原始脉搏波,计算 k 时刻的多步长滤波向量 $\mathbf{H}_k(n)$, $n=1, 2, \dots, 600$ 。

$$\mathbf{H}_k(n) = [d(n), y_1(n), y_2(n), y_3(n), y_4(n), y_5(n)]^T, \quad (5)$$

$$\begin{cases} y_1(n) = \{d(n) - w_1(n) \cdot x(n) \mid \mu_1 = 1.8\} \\ y_2(n) = \{d(n) - w_2(n) \cdot x(n) \mid \mu_2 = 1.4\} \\ y_3(n) = \{d(n) - w_3(n) \cdot x(n) \mid \mu_3 = 1.0\}, \\ y_4(n) = \{d(n) - w_4(n) \cdot x(n) \mid \mu_4 = 0.6\} \\ y_5(n) = \{d(n) - w_5(n) \cdot x(n) \mid \mu_5 = 0.2\} \end{cases}, \quad (6)$$

$$w_i(n+1) = w_i(n) + \frac{\mu_i}{\alpha + \|x(n)\|^2} y_i(n)x(n). \quad (7)$$

第二步,对 $\mathbf{H}_k(n)$ 中的每个行向量做傅里叶变换,取其频域中的最高峰对应的频率 f_{\max} ,并根据心率换算公式 $hr = f_{\max} \times 60$ 得到滤波后的多步长心率向量 $\mathbf{h}(k)$ 。

$$\mathbf{h}(k) = [h_0(k), h_1(k), h_2(k), h_3(k), h_4(k), h_5(k)]^T. \quad (8)$$

第三步,求现时刻的多步长心率 $h_i(k)$ 与前一时刻的测量心率 $hr(k-1)$ 的差值,在所得的数组 $e_i(k)$ 中找出最小值 $e(k)_{\min} = [e_i(k)]_{\min}$ 并将对应的控制因子 μ_i 作为当前时刻的最佳控制因子 $\mu_{so}(k)$,对应的心率 $h_i(k)$ 作为当前时刻的测量心率值 $hr(k)$, $i=0, 1, 2, 3, 4, 5$ 。

$$e_i(k)_{\min} = |h_i(k) - hr(k-1)|. \quad (9)$$

第四步,取第 $(k-19) \sim (k+1)$ s 间的原始脉搏波,重复前三步的步骤计算下一秒的测量心率值 $hr(k+1)$ 。

3 实验及数据分析

3.1 实验设备及数据来源

为验证算法的可行性,我们选取了 8 位健康成年测试者,其中 4 位女性,4 位男性,年龄在 20~26 岁之间,本次实验测试者均知情同意。本文采用分辨率为 656×492 、帧率为 30 frame/s 的普通网络摄像头分别在不同光强条件下采集他们非运动情况下的面部视频,每位测试者采集三组数据,采集时间为 2 min。采集视频时,要求被测者坐在距离摄像头约 1 m 的位置,身体可轻微运动,只要保证视频

录制时测试者脸部能被人脸识别算法在画面中准确捕获即可。采集人脸视频的同时用指夹式脉搏血氧仪(MD300C,北京超思公司,北京)进行同步心率测量作为实验参考,实验装置示意图如图 3 所示。

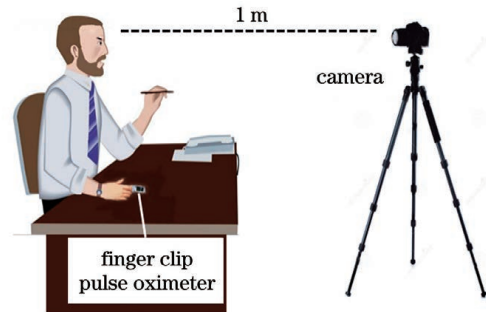


图 3 本文实验装置示意图

Fig. 3 Schematic diagram of proposed experimental device

3.2 实验结果及分析

3.2.1 本文方法的有效性和稳定性验证

为了验证本文方法实现非接触式心率测量的有效性和稳定性,本实验分别在光强不变 Light 1 (两盏 20 W 的 LED 灯进行稳定照明)、光强缓慢变化 Light 2 (初始为左前方 20 W 的 LED 灯照明,第 45 s 时开启右前方 20 W 的 LED 灯共同照明,第 90 s 时关闭左前方 20 W 的 LED 灯照明)和光强快速变化 Light 3 (每隔 10 s 按照左开、右开、左关、右关的次序交替照明)的条件下开展。实验结果分为:未经滤波处理(方法 1)得到的心率值 BeatHR_1 、使用 NLMS 算法(方法 2)处理得到的心率值 BeatHR_2 和自寻优 NLMS 算法(方法 3)处理得到的心率值 BeatHR_3 。上述结果与指夹式脉搏血氧

仪得到的真实心率值 $BeatHR_0$ 进行了平均误差 (ME)、平均绝对百分比误差 (MAPE), 以及 Pearson 相关系数等指标的对比分析。结果如表 2 所示。

表 2 不同测量方法下的心率结果

Table 2 Heart rate results under different measurement methods

Heart rate results		ME / (bit · min ⁻¹)			MAPE / %			Pearson correlation coefficient <i>r</i>		
		Light 1	Light 2	Light 3	Light 1	Light 2	Light 3	Light 1	Light 2	Light 3
Method 1	-	0.50	10.53	13.64	2.23	14.77	18.69	0.78	0.48	0.26
	$\mu=1.8$	0.48	0.97	1.55	2.02	2.20	2.96	0.78	0.67	0.61
	$\mu=1.4$	0.51	0.97	1.98	2.19	2.20	3.24	0.77	0.67	0.59
Method 2	$\mu=1.0$	0.45	1.03	2.60	1.93	2.12	3.15	0.79	0.69	0.57
	$\mu=0.6$	0.45	0.97	2.23	1.93	2.20	3.36	0.79	0.66	0.56
	$\mu=0.2$	0.42	0.61	2.59	1.82	2.12	3.65	0.80	0.67	0.57
Method 3	μ_{so}	0.30	0.60	1.22	1.69	1.73	2.08	0.82	0.78	0.70

由于, 在实验中利用指夹式脉搏血氧仪得到的心率值 $BeatHR_0$ 是不受光强变化影响的, 因此在这里视为心率的真实值。由表 2 中 Method 1 的结果可知, 当背景光强发生变化时, IPPG 测量得到的心率值 $BeatHR_1$ 与真实心率值 $BeatHR_0$ 之间的误差很大。通过对比 Method 1 和 Method 3 的心率结果可知, 在背景光强缓慢变化时, 自寻优 NLMS 算法得到的心率值的 ME 比原始心率值的 ME 减小了 $9.93 \text{ bit} \cdot \text{min}^{-1}$, MAPE 降低了 13.04% , 同时 Pearson 相关系数从 0.48 (中等程度相关) 提高到了 0.78 (强相关); 在背景光强快速变化时, 自寻优 NLMS 算法得到的心率值的 ME 比原始心率值的 ME 减小了 $12.42 \text{ bit} \cdot \text{min}^{-1}$, MAPE 降低了 16.61% , 同时 Pearson 相关系数从 0.26 (弱相关) 提高到了 0.78 (强相关)。

由 Method 2 的结果可以得到, 采用固定 μ 值的 NLMS 处理后, 测量得到的心率结果要比 Method 1 的更稳定。但是再相较于 Method 3 的结果, 无论光强变还是不变, 使用自寻优 NLMS 算法得到的心率值都比原始测量结果要稳定, 也比仅使用固定 μ 值的 NLMS 算法滤波得到的心率值的误差要小。上述的结果均表明, 自寻优 NLMS 算法能够自动地适应光强的强弱变化, 将其与 IPPG 测量方法结合起来, 可以更加稳定、准确地测量心率。

3.2.2 不同测试者对非接触式心率检测性能的影响

为了测试本文方法的普适性, 本实验对 8 位测试者分别在不同背景光强变化的情况下采集时长为 2 min 的人脸视频, 并使用本文方法对其进行滤波后得到测量心率值。表 3 为 8 位被测者分别在背景光强不变 Light 1、背景光强缓慢变化 Light 2 与背

表 3 不同光强条件下不同测试者的平均心率

Table 3 Average heart rate of different testers under different light conditions

unit: bit · min⁻¹

Tester	Actual heart rate			Original measured heart rate			Self-optimizing measured heart rate		
	Light 1	Light 2	Light 3	Light 1	Light 2	Light 3	Light 1	Light 2	Light 3
Tester 1	66	64	67	65	70	60	65	64	65
Tester 2	71	71	73	68	65	65	71	72	69
Tester 3	76	76	75	75	68	71	75	78	76
Tester 4	67	67	68	68	60	64	68	67	69
Tester 5	69	68	68	66	64	55	69	68	65
Tester 6	82	81	83	82	78	68	82	82	85
Tester 7	71	71	70	71	76	60	71	73	70
Tester 8	80	78	83	79	74	65	81	79	80

景光强快速变化 Light 3 三种条件下,通过 IPPG 方法测量得到心率结果。表 3 中,将指夹式脉搏血氧仪得到心率的平均值表示为“真实心率”;将未经滤波处理的原始测量的心率的平均值表示为“原始测量心率”;将使用自寻优 NLMS 滤波后得到的测量心率的平均值表示为“自寻优测量心率”。其中测试编号 Tester 1~4 为女性测试者,测试编号 Tester 5~8 为男性测试者。

对比表 3 中各位测试者的真实心率与原始测量心率可以看出,无论是背景光强变或不变,原始测量心率与真实心率之间仍存在较大误差,最大误差高达 $18 \text{ bit} \cdot \text{min}^{-1}$ 。对比真实心率和自寻优测量心率可知,当光强不变或缓慢变化时,使用自寻优 NLMS 方法处理得到的测量心率平均值与真实心率基本一致,误差不大于 $2 \text{ bit} \cdot \text{min}^{-1}$;当光强快速变化时,使用自寻优 NLMS 方法处理得到的测量心

率平均值与真实心率之间的误差不大于 $4 \text{ bit} \cdot \text{min}^{-1}$ 。这一对比实验表明自寻优 NLMS 算法大大提高了 IPPG 方法的稳定性和准确性。

最后,采用 Bland-Altman 分析方法^[24],验证不同光强条件下各位测试者的自寻优测量心率与真实心率值的一致性,Bland-Altman 分析结果如图 4 所示。由图 4 可知,所有的样本点全部均匀地分布于 95% 的置信区间内,且计算得到三种条件下真实心率和自寻优测量心率的 Pearson 相关系数依次为 0.98、0.97、0.95 (极强相关),MAPE 依次为 0.82%、0.96%、2.16%,表明无论环境光的变化是否剧烈,自寻优 NLMS 算法所得到的心率结果与指夹式脉搏血氧仪测得的结果都非常接近。综上所述,本文所提出的自寻优 NLMS 算法能高效且自适应地去除 IPPG 图像信号中不同强弱变化的环境光干扰,大大提高 IPPG 测量技术的准确性和稳定性。

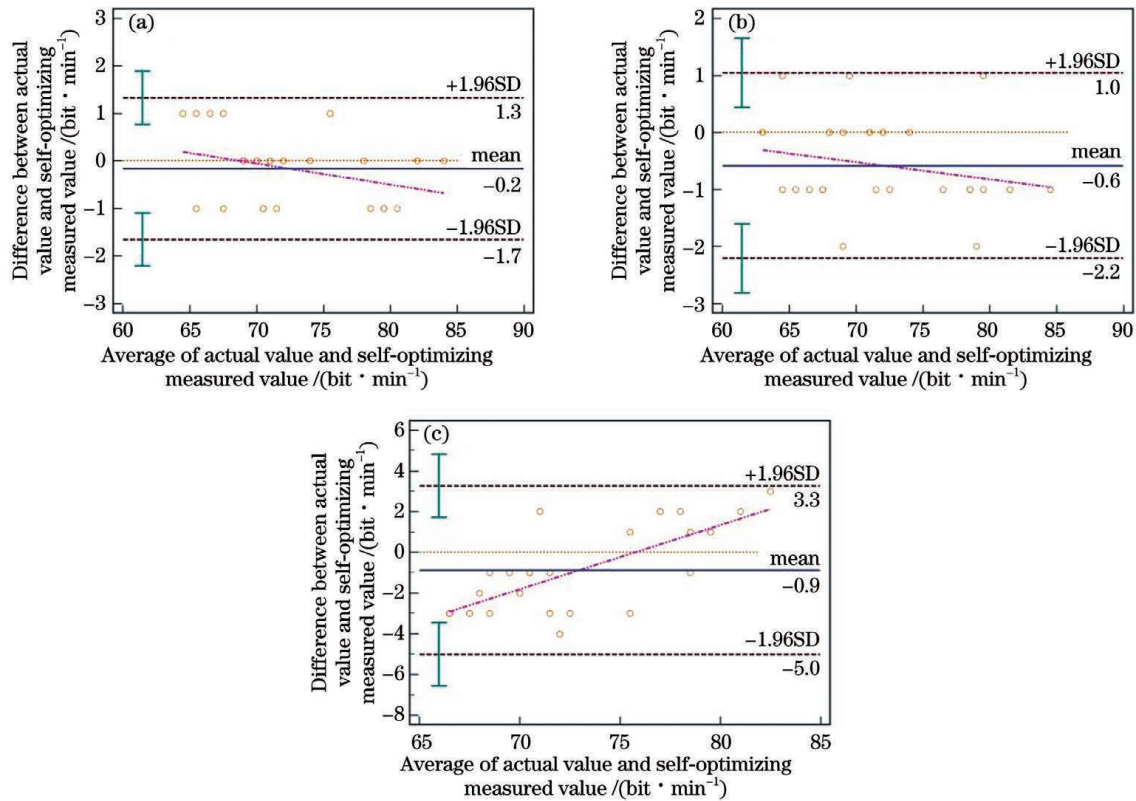


图 4 不同光强条件下真实心率值与自寻优测量心率值的 Bland-Altman 分析

Fig. 4 Bland-Altman analysis of actual heart rate values and self-optimizing measured heart rate values under different light conditions

4 结 论

本文基于成像式光电容积描记法,提出了一种基于自寻优归一化最小均方误差算法的非接触式心率测量方法,该方法在 NLMS 算法的基础上,根据

背景中光强变化的趋势来自动调整当前时刻的最佳控制因子 μ_{so} ,能有效适应复杂的光强变化环境,提高了非接触式心率测量的实用性和稳定性。本文还对多个被测者进行不同光强变化下的心率测量,并获得了准确的测量结果,验证了本文方法的可行性

与普通性。值得注意的是,本文方法采用多个等间隔的 μ 值进行选择滤波,因此如何进一步细化 μ 值的选取,建立环境光变化量与 μ 值间的关系,实现自寻优 μ 值到自适应 μ 值的转变,从而提高心率测量的鲁棒性和准确性,是未来工作的重点。本文方法能对测试者的心率指标进行非接触式测量,大大提高心率测量的舒适性和无菌性,避免了接触式测量导致的不适和交叉感染;同时本文方法能自动地去除环境光干扰,有助于实现各种特殊场景中的生理监测,如婴幼儿睡眠监测、重症加强护理病房(ICU)生理监控、远程医疗诊断、课堂中师生的健康监测及情绪分析等,极大地推动了远程医疗、智能家居、人工智能(AI)交互等领域的发展。

参 考 文 献

- [1] Hassan M A, Malik A S, Fofi D, et al. Towards health monitoring using remote heart rate measurement using digital camera: a feasibility study [J]. *Measurement*, 2020, 149: 106804.
- [2] Kong L Q, Wu Y H, Pang Z G, et al. Measurement of heart rate based on ballistocardiography [J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207042. 孔令琴, 吴育恒, 庞宗光, 等. 基于心冲击描记术的心率检测方法 [J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207042.
- [3] Yang Z K, Zhao S, Huang X D, et al. Accurate Doppler radar-based heart rate measurement using matched filter[J]. *IEICE Electronics Express*, 2020, 17(8): 20200062.
- [4] Hu M H, Zhai G T, Li D, et al. Combination of near-infrared and thermal imaging techniques for the remote and simultaneous measurements of breathing and heart rates under sleep situation[J]. *PLoS One*, 2018, 13(1): 1-14.
- [5] Huang R Q, Su W H, Zhang S Y, et al. Non-contact method of heart rate measurement based on facial tracking[J]. *Journal of Computer and Communications*, 2019, 7(5): 17-28.
- [6] Zhao T. Non-contact heart rate measurement algorithm based on skin detection [D]. Beijing: University of Chinese Academy of Sciences (Xi'an Institute of Optics and Precision Mechanics, Chinese Academy of Sciences), 2019: 23-39. 赵婷. 基于皮肤检测的非接触式心率测量算法研究 [D]. 北京: 中国科学院大学(中国科学院西安光学精密机械研究所), 2019: 23-39.
- [7] Khan E, Al Hossain F, Uddin S Z, et al. A robust heart rate monitoring scheme using photoplethysmographic signals corrupted by intense motion artifacts[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, 63(3): 550-562.
- [8] Cheng J, Chen X, Xu L X, et al. Illumination variation-resistant video-based heart rate measurement using joint blind source separation and ensemble empirical mode decomposition [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2017, 21(5): 1422-1433.
- [9] Lam A, Kuno Y. Robust heart rate measurement from video using select random patches [C] // 2015 IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV), December 7-13, 2015, Santiago, Chile. New York: IEEE Press, 2015: 3640-3648.
- [10] Sang H F, Jin Z Y. Heart rate detection based on illumination correction and local region of face [J]. *Journal of Computer Applications*, 2018, 38(S2): 301-305. 桑海峰, 金芷伊. 基于光照矫正的面部局部区域心率检测 [J]. *计算机应用*, 2018, 38(S2): 301-305.
- [11] Lister T, Wright P A, Chappell P H. Optical properties of human skin[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, 17(9): 090901.
- [12] Hassan M A, Malik A S, Fofi D, et al. Heart rate estimation using facial video: a review[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 38: 346-360.
- [13] Wang M, Su H S, Liu G H, et al. Classroom face detection algorithm based on convolutional neural network [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(21): 211501. 王萌, 苏寒松, 刘高华, 等. 基于卷积神经网络的教室人脸检测算法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(21): 211501.
- [14] Wang J X, Lei Z C. A convolutional neural network based on feature fusion for face recognition [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(10): 101508. 王嘉欣, 雷志春. 一种基于特征融合的卷积神经网络人脸识别算法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(10): 101508.
- [15] Wadhwa N, Wu H Y, Davis A, et al. Eulerian video magnification and analysis [J]. *Communications of the ACM*, 2016, 60(1): 87-95.
- [16] Su P Q, Xu L, Liang Y J. Non-contact heart rate measurement method based on Eulerian video magnification[J]. *Journal of Computer Applications*, 2018, 38(3): 916-922. 苏培权, 许亮, 梁永坚. 基于欧拉影像放大的非接触式心率测量方法 [J]. *计算机应用*, 2018, 38(3): 916-922.
- [17] Lyubashina O A, Mamontov O V, Volynsky M A,

- et al. Contactless assessment of cerebral autoregulation by photoplethysmographic imaging at green illumination [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2019, 13: 1235.
- [18] Casco-Sanchez F, Lopez-Guerrero M, Javier-Alvarez S, et al. A variable-step size NLMS algorithm based on the cross-correlation between the squared output error and the near-end input signal[J]. *IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, 2019, 14(8): 1197-1202.
- [19] Bershad N. Behavior of the ϵ -normalized LMS algorithm with Gaussian inputs[J]. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 1987, 35(5): 636-644.
- [20] Fu G M, Mu P A, Jiang R J. Heart rate estimation from PPG signal based on LMS adaptive filter [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2019, 42(22): 160-164.
付光明, 穆平安, 蒋睿杰. 基于级联型 LMS 自适应滤波 PPG 信号心率估算 [J]. *电子测量技术*, 2019, 42(22): 160-164.
- [21] Zhou L L, Hu Q G. Normalized LMS algorithm and its application in adaptive noise cancellation [J]. *Audio Engineering*, 2018, 42(5): 74-77.
周龙龙, 胡启国. 自适应噪声对消的归一化 LMS 算法 [J]. *电声技术*, 2018, 42(5): 74-77.
- [22] Shi L, Zhao H Q, Wang W Y, et al. Combined regularization parameter for normalized LMS algorithm and its performance analysis [J]. *Signal Processing*, 2019, 162: 75-82.
- [23] Han Y F, Wang M J, Zhao B Y. Variable tap-length NLMS algorithm with adaptive parameter [J]. *IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences*, 2017, E100.A(8): 1720-1723.
- [24] Zhang Z M, Pedrycz W. Intuitionistic multiplicative group analytic hierarchy process and its use in multicriteria group decision-making [J]. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 2018, 48(7): 1950-1962.