

基于监控视频的非接触式心率信号检测方法

吕东岳^{1 2}, 邹博超^{1 2 3}, 田子^{1 2}, 黎宏河¹, 谢海永^{3 2}

- (1. 中国电子科学研究院, 北京 100041;
2. 社会安全风险感知与防控大数据应用国家工程实验室, 北京 100041;
3. 首都医科大学人脑保护高精尖创新中心, 北京 100069)

摘 要: 针对基于成像式光电容积描记(Imaging Photo Plethysmography, IPPG)原理的非接触式心率测量技术在实际应用中面临的两大问题: ①人脸局部遮挡、整形、化妆; ②成像设备帧率不稳定、监控视频信号传输延时造成的非均匀采样, 提出了一种基于人脸面部区域选择与信号重采样的脉搏波信号预处理方法, 对从监控视频信息中采集的特征信号进行预处理, 实现了脉搏波信号的准确、均匀提取。实验结果表明, 经过本方法预处理得到的脉搏波信号能够在实际使用中获得更加准确的测量结果。

关键词: 非接触式心率测量; 面部区域选择; 信号重采样

中图分类号: TP391 文献标志码: A 文章编号: 1673-5692(2020)12-1163-07

Non-contact Heart Rate Detection Based on Surveillance Videos

LV Dong-yue^{1 2}, ZOU Bo-chao^{1 2 3}, TIAN Zi^{1 2}, LI Hong-he¹, XIE Hai-yong^{3 2}

- (1. China Academy of Electronics and Information Technology, Beijing 100041, China;
2. National Engineering Laboratory for Risk Perception and Prevention (NEL-RPP), Beijing 100041, China;
3. Advanced Innovation Center for Human Brain Protection, Capital Medical University, Beijing 100069, China)

Abstract: The practical application of imaging photo plethysmography (IPPG) based non-contact heart rate measurement faces two major problems: ① partial occlusion, plastic surgery and makeup of face, ② non-uniform sampling caused by unstable capture rate and delay of video signal transmission. In view of the two major problems, this paper proposes a pulse wave signal preprocessing method based on face region selection and signal resampling. The proposed method preprocesses the feature signals collected from video information, and achieves accurate and uniform extraction of pulse wave signals. The experimental results show that the pulse wave signal obtained by this method can obtain more accurate measurement results in practical use.

Key words: non-contact heart rate measurement; face region selection; signal resampling

0 引 言

心率是一项重要的人体生理指标, 心率的高低

与变化趋势时常能够反映人体的健康状况。目前对心率的主要检测方法可以分为接触式和非接触式两种。各种心率测量方式, 如心电信号(ECG)检测技术、激光多普勒技术^[1]、微波或毫米波多普勒雷

收稿日期: 2020-10-23 修订日期: 2020-11-15

基金项目: 国家科技重大专项重大新药创制(2018ZX09201-014); 国家自然科学基金项目(U19B2032); 全国一体化国家大数据中心先导工程(20500908, 17111001, 17111002); 社会安全风险感知与防控大数据应用国家工程实验室主任基金项目(18112403); 精神疾病诊断与治疗北京市重点实验室资助(2018JSJB03)

达^[2-3]及光电容积描记技术^[4-6]等已经在临床生理信号监测领域发挥了重要作用。其中前三种方式设备昂贵、操作复杂,并不适合于日常生理信号的监测。而基于光电容积描记技术(PPG)的生理信号检测系统虽以其低成本、操作便利等优点已在临床及日常检测方面得到广泛推广和应用,但其主要采用接触人体的传感器来获取信息,需要被测部位与检测设备紧密贴合,具有较大的局限性。

成像式光电容积描记(IPPG)技术^[7]是在PPG基础上发展起来的一种非接触生理参数检测技术,该技术通过对监控视频^[8]图像中人体暴露皮肤部位(通常选择面部)的处理提取出脉搏波信号,通过脉搏波特征量的分析实现心率信号的提取。IPPG技术具有成本低、非接触、安全、能够连续测量、操作简单等多种优势,为非接触式生理信号测量及远程医疗监控的研究提供了一种新的解决途径和方案,具有重要的临床价值和社会价值。

在IPPG技术的推广发展中,如何准确获取实时心率值是该技术是否能够大规模普及的关键。对此,已有不少研究者通过不同的脉搏波信号的获取算法,得到了较为准确的脉搏波信号^[9-13]。但是,上述的研究仅仅考虑了监控视频内容的变化(颜色、亮度、人脸移动等),并未考虑被测者的配合程度(人脸局部遮挡、整形、化妆等)以及监控视频信号本身的稳定性,即监控视频拍摄帧率的不稳定、网络监控视频传输延时的不稳定等因素造成的监控视频帧非均匀采样等问题。在实际的工程应用中,即便使用了经过理想实验条件下较为准确的脉搏波信号获取算法,但由于上述因素的存在,同样会造成测量结果较大的误差。

为了克服上述因素造成的测量误差,本文提出了一种基于人脸面部区域选择与信号重采样的特征信号提取算法,对输入脉搏波信号获取算法的特征信号进行预处理,实现特征信号的准确、均匀采样。实验结果表明,该算法能够有效地提升测量准确率,在实际应用中得到准确的测量结果,测量结果可应用于文化效能评估中获取观众的情绪反馈信息、公共安全风险防控中主动发现情绪异常人员。

1 成像式光电容积描记(IPPG)技术

成像式光电容积描记(IPPG)技术源自光电容积描记(PPG)技术,基于朗伯-比尔定律(Lambert-Beer)和光散射理论发展而成。根据朗伯-比尔定

律,当波长为 λ 的单色光照射在某物质的溶液上时,透射光强 I 与发射光强 I_0 之间的关系为

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)CL} \quad (1)$$

式中: $\varepsilon(\lambda)$ 为吸光系数,即介质在特定波长下的吸收系数,此值越大表示该物质对此特定波长的吸收能力越强; C 为介质的浓度,对应不同介质为一常数; L 为光在物质中的行进距离。当介质为多种物质组成时,只要各种物质间不存在着相互作用,朗伯比尔定律依然适用,在某一波长下介质的总吸光度是各物质在该波长下吸光度的加和。

在IPPG技术中,当光源照射皮肤组织后,光强会随着被测物质的变化(这里主要是血管中血液容量的变化)而发生改变,用光电容积描记技术将脉搏波动记录下来,所得到的曲线就称之为光电容积脉搏波,如图1所示。

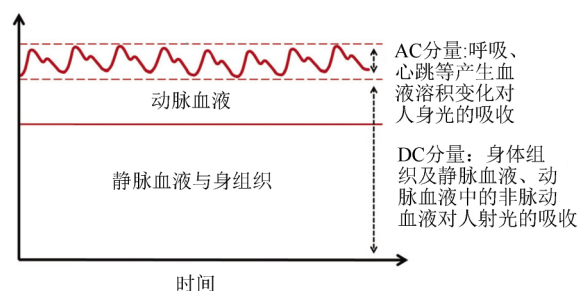


图1 光电容积脉搏波的组成

2 本文方法

2.1 方法概述

本文提出的方法流程图如图2所示,实时视频流经人脸提取确定特征信号的准确提取区域,在此基础上对提取的特征信号进行重采样,将重采样得到的特征信号进行脉搏波提取,由此得到心率数值。

2.2 人脸提取

在IPPG技术的使用中,需要对身体某一部位的皮肤组织进行长时间的采集,在身体各个部位中,由于人脸检测技术已经相对成熟且面部含有大量血管,故而大多数算法采用人脸作为采集部位。本算法同样选择人脸作为采集部位,在获取监控视频采集设备得到的当前时刻监控视频帧之后,采用多任务卷积神经网络(MTCNN)^[14]将人脸检测和人脸

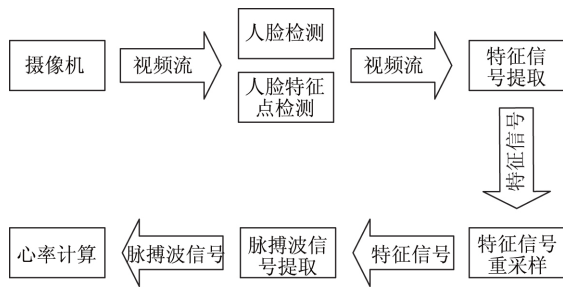


图2 本文方法流程图

特征点检测同时进行。在此基础上得到准确的人脸位置以及 68 个人脸特征点位置。如图 3 所示。

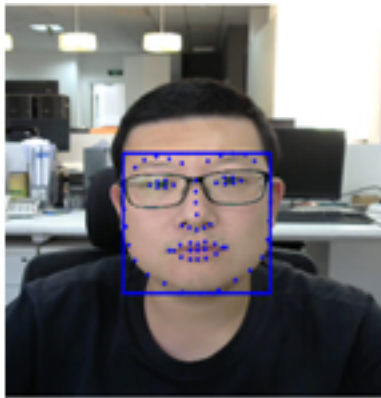


图3 人脸提取结果及特征点位置

2.3 特征信号选择

针对已经确定的特征提取区域,采用选定特征区域的像素均值作为当前帧时刻提取的特征值。

$$\begin{bmatrix} R_{\text{mean}} \\ G_{\text{mean}} \\ B_{\text{mean}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{N_{\text{mask}}} \sum_{p \in \text{mask}} p_R \\ \frac{1}{N_{\text{mask}}} \sum_{p \in \text{mask}} p_G \\ \frac{1}{N_{\text{mask}}} \sum_{p \in \text{mask}} p_B \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中: R_{mean} , G_{mean} , B_{mean} 为当前帧提取出的特征; N_{mask} 为特征提取区域中像素的总数; p 为特征提取区域中的像素。

采用均值的目的是抑制图像噪声的干扰,并能够更加准确地反映心脏供血流经面部后面部特征的变化规律。

2.4 特征信号提取区域选择

根据 IPPG 技术原理,人面部皮肤暴露的区域均可作为特征信号的提取区域。以往的文献中经常

使用整个面部^[12]、额头部位^[15]、面颊^[16]甚至是鼻尖^[17]等部位作为特征信号提取区域。选择以上区域提取的特征值虽然能够反应脉搏波的变化规律,但是仍然存在一些潜在的问题: 1) 在人脸偏转的情况下,上述区域会因为遮挡丢失大部分甚至全部信息,极易造成测量结果的巨大偏差; 2) 上述区域并非对所有人都适用,某些发型会对区域产生遮挡,某些面部整形会对区域内皮肤组织的特性造成改变,某些化妆会覆盖区域内的大部分皮肤,这些因素都会造成测量结果的不准确; 3) 选取整个面部时并未考虑面部器官剧烈运动(例如开口说话,快速眨眼等)造成的影响; 4) 面部局部区域相比于人脸全部范围占比较小,极易由于运动干扰造成选定区域的偏离,造成结果鲁棒性的降低。理想情况下,如图 4 所示,人脸部血管分布极为密集,人脸的整片区域均可作为特征信号的提取区域,然而考虑到人面部肌肉的活动(主要是眼部与嘴部的运动),本文在通过 MTCNN 网络获得人脸准确位置以及人脸特征点准确位置之后,采用去除眼部与嘴部的面部其余部分作为特征提取区域进行特征信号的提取,如图 5(b) 所示。图 5(c) 所示为选取不同面部区域后通过本算法得到的心率测量值与指夹式心率测量设备得到的结果进行的比较。可以看出,因为特征信号提取区域较小,容易受到遮挡、图像噪声等因素的干扰,且当人脸在运动时提取区域极易产生漂移,所以通过额头区域与鼻尖区域得到的测量结果非常不稳定,与真值误差较大; 两侧脸颊区域的测量结果与真值接近,但当人脸偏向一侧的程度较大时,获得的结果也会有较大误差; 当选择整个面部区域时,测量结果与真值最为接近,对抗人脸运动、图像噪声以及遮挡等干扰因素的鲁棒性更加出色。

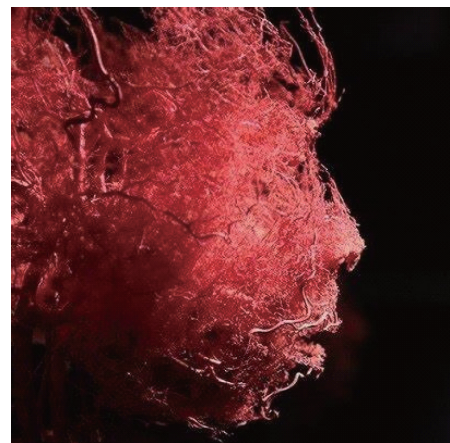


图4 人面部血管分布

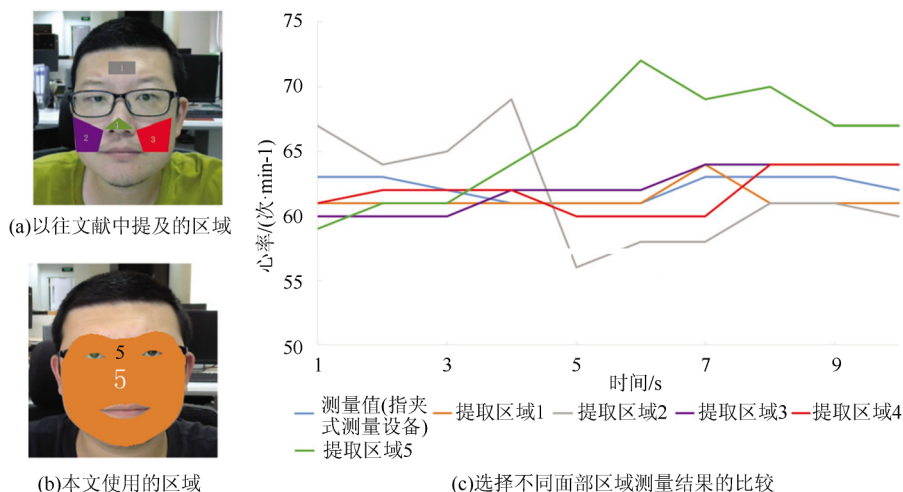


图5 不同面部区域的选择对测量结果的影响

2.5 特征信号重采样

在实际使用中,由于设备自身的原因或是网络传输的延时,监控视频采集设备(USB摄像头、监控摄像头等)的采样帧率仅仅只是一个理想值,接收端采集到的监控视频帧并不能够做到完美的等间隔采样,若直接使用采样特征信号进行后续的计算,将会对脉搏波结果的准确度造成影响;同时,监控视频采集设备的采样帧率与人体心率信号的常见频率区间(一般为0.6 Hz~3.0 Hz)存在较大差异,过高的采样率有一定几率会带来能够与心率信号频率区间重叠的噪声。为了消除上述两种影响,在对特征信号进行更进一步的处理之前需要对信号进行重采样。重采样算法步骤如下:

1) 在特征信号采集时,同步采集监控视频帧的时间戳信息;

2) 对特征信号根据采样时间戳进行三次样条插值,得到连续平滑信号;

3) 根据心率信号的频率区间,选择6.0 Hz作为采样频率对信号进行重采样;

特征信号在重采样前后的变化如图6所示,可以明显看出,未经过重采样的特征信号虽然从形态上与经过重采样的信号保持一致,但采样间隔波动明显,属于非均匀采样。因为主流的脉搏波提取算法均要求特征信号为均匀采样获得,若直接对此信号进行脉搏波提取,最终的测量结果将会带来较大的误差。

3 信号获取

根据光电容积脉搏波测量原理,经过重采样获

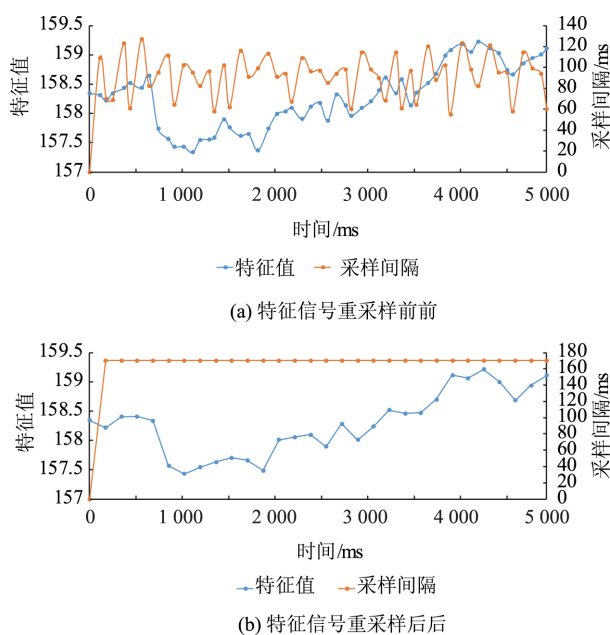


图6 特征信号重采样前后对比

得的特征信号中不仅包含了脉搏波信号,还有皮肤组织反射的光线分量,如果是实际使用的情况,还包含有环境光照变化、被测试者头部运动以及呼吸带来的噪声影响,为了消除这些影响,得到准确的脉搏波信号,采用文献[18-19]提出的 Color-Distortion Filtering (CDF) 与 Plane Orthogonal to Skin (POS) 两种脉搏波提取算法,分别获得两组独立的脉搏波信号,如图7所示。

4 计算方法

通过上述步骤获得脉搏波信号后,采用功率谱

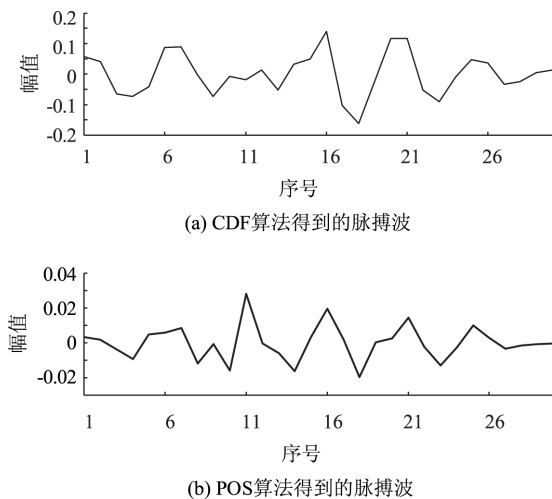


图7 提取出的脉搏波信号

分析的方式得到分别属于 CDF 与 POS 算法获得的脉搏波信号的心率值,采用如下的自适应加权平均算法获得最终的心率值。

$$H_t = \omega_t^{\text{CDF}} \times H_t^{\text{CDF}} + \omega_t^{\text{POS}} \times H_t^{\text{POS}} \quad (3)$$

式中: H_t 为 t 时刻最终得到的心率值; H_t^{CDF} 为 t 时刻通过 CDF 算法得到的脉搏波计算得到的心率值; H_t^{POS} 为 t 时刻通过 POS 算法得到的脉搏波计算得到的心率值; ω_t^{CDF} 与 ω_t^{POS} 为 t 时刻加权系数,且满足 $\omega_t^{\text{CDF}} + \omega_t^{\text{POS}} = 1$ 。

ω_t^{CDF} 与 ω_t^{POS} 由式(4)确定

$$\begin{cases} \omega_t^{\text{CDF}} = \frac{\Delta_t^{\text{POS}}}{\Delta_t^{\text{CDF}} + \Delta_t^{\text{POS}}} \\ \omega_t^{\text{POS}} = 1 - \omega_t^{\text{CDF}} \end{cases} \quad (4)$$

其中,

$$\begin{cases} \Delta_t^{\text{CDF}} = |H_{t-1} - H_t^{\text{CDF}}| \\ \Delta_t^{\text{POS}} = |H_{t-1} - H_t^{\text{POS}}| \end{cases} \quad (5)$$

5 实验结果与讨论

本文采用 USB 摄像头(Logitech C270)与通过局域网接入的网络监控摄像机(海康威视 DS-2CD3T56WD-I5)分别作为监控视频采集设备对被测试者进行心率测量,采用指夹式心率测量设备(PHILIPS DB12)输出的结果作为真值。测试者共 5 人,男性 3 名,女性 2 名,测试场所采用自然光照明。测试过程中,算法每间隔 1 s 输出一次测量结果,计算时将对 5 s 内的特征信号进行处理。为验证算法在实际使用时的准确性,对所有被测试者均进行了时长 1 min 的心率测量。过程中,测试者 1、2 为完全配合(面部完整,基本静止);测试者 3 头部随意运动(偏转、移动,但不超出 MTCNN 网络人脸检测的有效范围);测试者 4 化淡妆;测试者 5 在进行剧烈运动(动感单车)。表 1 是所有测试者的测试状态(包括性别、身体状态等)的统计。

表1 所有测试者测试状态统计

测试者	性别	身体状态	是否化妆	头部状态	测试时间	测量次数	采样时间段
测试者 1	男	静坐平静	否	基本静止	上午	每秒钟测量 1 次, 次测试获得 60 个数据	开始测试第 60 s ~ 120 s
测试者 2	男	静坐平静	否	基本静止	上午		
测试者 3	女	静坐平静	否	随意运动	下午		
测试者 4	女	静坐平静	是	基本静止	下午		
测试者 5	男	剧烈运动	否	随身体起伏	下午		

本实验中,被测试者右手食指采用指夹式心率测量设备同时进行测量,准确度采用平均误差率(MER)衡量。

$$MER = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{|H_i - H'_i|}{H_i} \quad (6)$$

式中: N 为数据总量; H 为指夹式心率测量设备得到的测量结果; H' 为本算法得到的心率测量结果。由于实验设置为每秒钟检测一次心率,每次检测所采用的特征信号均来自于之前五秒钟的视频数据,所以进行 1 min 的测量后,每个测试者即可产生 60 组,每组 4 个数据(USB 摄像头未重采样的

结果、USB 摄像头重采样的结果、网络监控摄像机未重采样的结果,网络监控摄像机重采样的结果)。

为了验证算法中提出的特征重采样对结果准确性的影响,分别对未进行特征重采样和进行特征重采样的心率测量结果进行了对比,对比测试中的脉搏波提取算法均采用本文第 3 节提及的算法(在未经重采样的情况下,可认为基本还原上述算法的测量过程,以此作为与当前主流算法的对比),测试中监控视频采集设备的帧率均设置为 25 帧/s,测试结果如表 2 所示。

表 2 特征重采样前后心率测量结果 MER 统计

测试者	Logitech C270		海康威视 DS-2CD3T56WD-45	
	未重采样	重采样	未重采样	重采样
测试者 1	0.137 4	0.015 5	0.173 2	0.010 1
测试者 2	0.103 2	0.010 4	0.237 5	0.012 5
测试者 3	0.119 3	0.015 3	0.140 9	0.015 7
测试者 4	0.107 7	0.017 9	0.192 4	0.015 8
测试者 5	0.103 8	0.012 3	0.218 6	0.018 4

从表 2 可以看出,在使用 USB 摄像头的情况下,由于监控视频采集设备与 PC 采用直连方式,监控视频传输的延时几乎可以忽略不计,此时的误差主要来源于非均匀采样(帧率一定的情况下,通过

软件访问摄像头的时间间隔并非绝对均匀),经过重采样后,误差率会有较大幅度下降;在使用网络监控摄像机的情况下,监控视频传输的延时不可忽略,再加上仍然存在的非均匀采样,就会造成直接使用特征信号进行处理得到的心率值与真值之间产生极大的差距,经过重采样后,误差率大幅下降,接近 USB 摄像头情况下的重采样结果。上述实验结果表明,与当前主流算法相比,通过对特征信号的重采样,可以显著的降低实时心率测量时的平均误差率,得到更加准确的测量结果。

图 8 是分别使用 USB 摄像头、网络监控摄像机情况下,被测试者采用本算法心率测量值与指夹式设备测量值的比较结果,表 3 是所有测试情况下 MER 的统计。

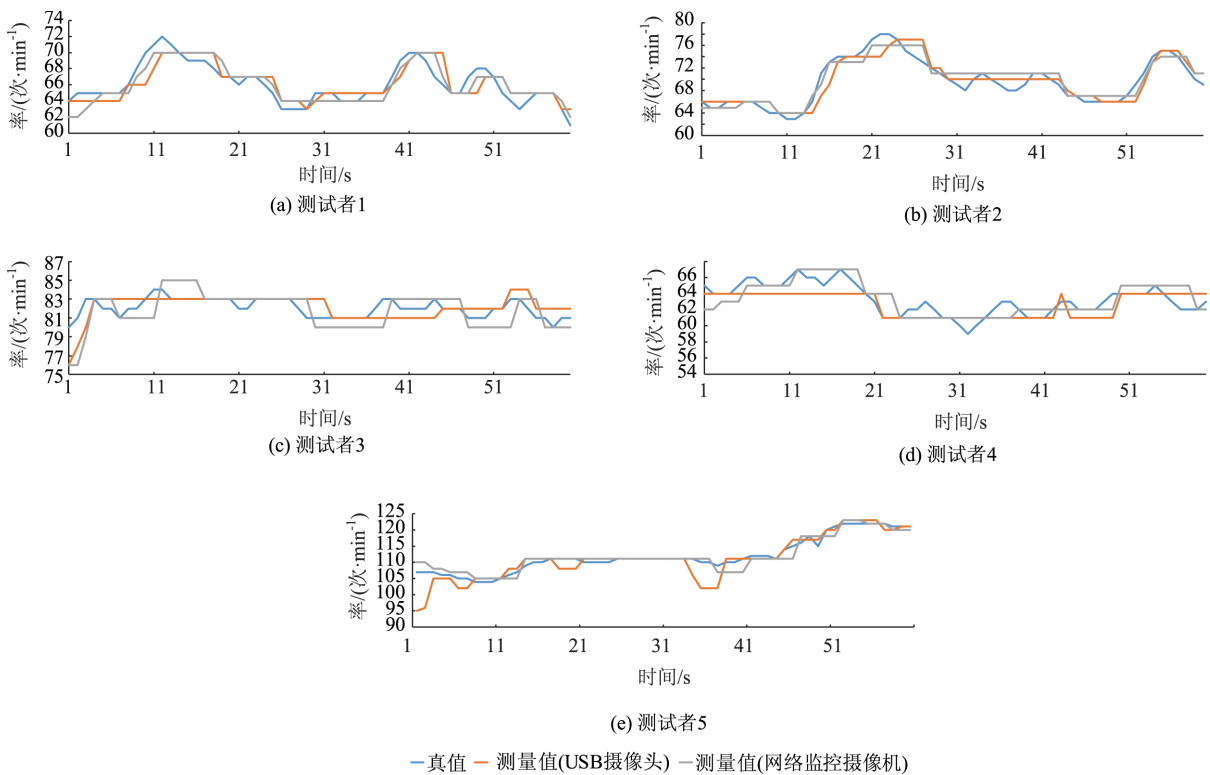


图 8 本算法心率测量值与指夹式设备测量值的比较结果

表 3 所有测试情况平均误差率(MER)统计

测试者	Logitech C270	海康威视 DS-2CD3T56WD-45
测试者 1	0.015 0	0.014 1
测试者 2	0.015 6	0.015 7
测试者 3	0.010 4	0.014 4
测试者 4	0.016 7	0.016 6
测试者 5	0.015 8	0.010 2

从图 8 的比较结果与表 3 的统计可见,在实际使用的情况下,针对不同的运动状态与配合程度,本

算法使用不同种类的监控视频采集设备均能够获得精确地心率测量结果,某些情况下初始结果虽偏差较大(测试者 3、5),但能够随时间逐渐与真值接近,体现了本算法具有较高的鲁棒性。

6 结 语

本文针对非接触式心率测量实际应用时被测者配合度不高、监控视频信号帧率不稳定、传输延时不

稳定等因素造成的测量误差,提出了一种基于人脸面部区域选择与信号重采样的特征信号提取算法,实现信号的均匀采样。实验结果表明,该算法能够有效地提升测量准确率,在实际应用中得到准确的测量结果。

参考文献:

- [1] UL'YANOV S S, TUCHIN V V. Pulse-wave monitoring by means of focused laser beams scattered by skin surface and membranes [J]. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering, 1993, 1884: 1-8.
- [2] 王天润, 苏中, 刘宁. 基于高频线性调频连续波的生命体征测量研究 [J]. 系统仿真学报, 2018, 30(11): 269-274.
- [3] 王泳, 李建平. 毫米波采集生命体征的临床应用探索 [J]. 科技传播, 2016(19): 168.
- [4] 石萍, 喻洪流. 光电容积描记技术原理及其应用 [J]. 生物医学工程学杂志, 2013(4): 899-904.
- [5] GREGOSKI M, VERTEGEL A, TREIBER F. Photoplethysmograph (PPG) derived heart rate (HR) acquisition using an Android smart phone [C]//2011 Proceedings of Wireless Health. San Diego [S. L.], 2011: 1-2.
- [6] ZHANG Z. Heart rate monitoring from wrist-type photoplethysmographic (PPG) signals during intensive physical exercise [C]//2014 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP). Atlanta: IEEE Press, 2014: 698-702.
- [7] 许彦坤, 石萍, 喻洪流. 基于成像式光电容积描记技术的人体生理参数检测研究进展 [J]. 北京生物医学工程, 2017(6): 102-108.
- [8] 朱方, 吴莉, 陈飞凌, 等. 智能视频监控终端在物联网中的应用和发展研究 [J]. 中国电子科学研究院学报, 2011, 37(6): 561-566.
- [9] FALLET S, MIRMOHAMADSADEGHI L, MOSER V, et al. Real-time approaches for heart rate monitoring using imaging photoplethysmography [C]//2016 Computing in Cardiology Conference (CinC). Vancouver: IEEE Press, 2016: 345-348.
- [10] WEI B, HE X, ZHANG C, et al. Non-contact, synchronous dynamic measurement of respiratory rate and heart rate based on dual sensitive regions [J]. Biomedical Engineering Online, 2017, 16(1): 17.
- [11] DE HAAN G, VAN LEEST A. Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature [J]. Physiological Measurement, 2014, 35(9): 1913-1926.
- [12] FANG Z, MENG L, YI Q, et al. Remote measurements of heart and respiration rates for telemedicine [J]. PLoS ONE, 2013, 8(10): e71384.
- [13] WANG W, STUIJK S, DE HAAN G. Exploiting spatial redundancy of image sensor for motion robust rPPG [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62(2): 415-425.
- [14] XIANG J, ZHU G. Joint face detection and facial expression recognition with MTCNN [C]//2017 4th International Conference on Information Science and Control Engineering (ICISCE). Changsha: IEEE Press, 2017: 424-427.
- [15] VERKRUYSE W, SVAASAND L O, NELSON J S. Remote plethysmographic imaging using ambient light [J]. Optics Express, 2008, 16(26): 21434-21445.
- [16] 孔令琴. 非接触式生理信号检测关键技术研究 [D]. 北京: 北京理工大学, 2014.
- [17] WU B P, HUANG C, LIN M, et al. Motion resistant image-photoplethysmography based on spectral peak tracking algorithm [J]. IEEE Access, 2018, 6: 21621-21634.
- [18] WANG W, BRINKER B D, STUIJK S, et al. Color-distortion filtering for remote photoplethysmography [C]//2017 12th IEEE International Conference on Automatic Face & Gesture Recognition (FG 2017). Washington: IEEE Press, 2017: 71-78.
- [19] WANG W, BRINKER B D, STUIJK S, et al. Algorithmic principles of remote-PPG [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016(99): 1479-1491.

作者简介



吕东岳(1986—),男,山东人,博士,高级工程师,主要研究方向为非接触生理信息检测;

E-mail: zoubuchao@cetc.com.cn

邹博超(1989—),男,内蒙古人,博士,高级工程师,主要研究方向为情感计算;

田子(1993—),男,安徽人,博士,助理工程师,主要研究方向为计算机视觉;

黎宏河(1981—),男,湖北人,硕士,高级工程师,主要研究方向为文化大数据应用;

谢海永(1973—),男,通信作者,山东人,博士,教授,主要研究方向为网络空间;

E-mail: hxie@ustc.edu.cn