

基于人脸视频的心率参数提取

李晓媛, 武鹏, 刘允, 司红玉, 王振龙

引用本文:

李晓媛, 武鹏, 刘允, 等. 基于人脸视频的心率参数提取[J]. *光学精密工程*, 2020, 28(3): 548–557.

LI Xiao-yuan, WU Peng, LIU Yun, et al. Extraction of heart rate parameters from video of human face[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020, 28(3): 548–557.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.3788/OPE.20202803.0548>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

由可见光谱视频中提取心率的对角累积量法

Extracting heart rate from visible spectrum video based on diagonal cumulant algorithm

光学精密工程. 2015, 23(9): 2698–2707 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152309.2698>

EEMD结合小波阈值的光电容积脉搏波信号降噪

Denoising and implementation of photoplethysmography signal based on EEMD and wavelet threshold

光学精密工程. 2019, 27(6): 1327–1334 <https://doi.org/10.3788/OPE.20192706.1327>

非接触式呼吸与心率信号采集系统

Non-contact respiratory rate and heart rate signal acquisition system

光学精密工程. 2019, 27(6): 1354–1361 <https://doi.org/10.3788/OPE.20192706.1354>

近红外可穿戴设备中脉搏波的呼吸率检测

Detection of respiratory rate using pulse wave on near infrared wearable devices

光学精密工程. 2016, 24(6): 1297–1306 <https://doi.org/10.3788/OPE.20162406.1297>

基于面部图像的心率测量系统

Heart rate acquisition system on facial image

光学精密工程. 2015, 23(10z): 651–659 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152313.0652>

文章编号 1004-924X(2020)03-0548-10

基于人脸视频的心率参数提取

李晓媛¹, 武 鹏¹, 刘 允¹, 司红玉², 王振龙^{3*}

(1. 郑州大学 电气工程学院, 河南 郑州 450001;

2. 郑州大学 体育学院, 河南 郑州 450001;

3. 郑州大学 生命科学学院, 河南 郑州 450001)

摘要:为了在舒适非接触环境下检测被试者的心率变化, 本文设计了一种通过普通摄像头来检测心率参数的信号处理系统。首先, 将 KLT(Kanade-Lucas-Tomasi)算法跟踪识别到的人脸视频图像转换到 YCbCr 颜色空间来进行皮肤检测, 并同时转换到 Cg 颜色通道来提取高质量的光容积脉搏波 (Photoplethysmography, PPG) 信号。然后, 用 Morlet 复小波作为母波绘制 PPG 信号的小波能量谱图。最后根据心率信号的生理特性, 去除伪点噪声, 提取随时间变化的心率参数。实验结果表明, 该方法在静息状态下的测量结果同标准仪器测量结果的平均绝对值误差 $|M_e|$ 小于 2 bpm (beats per minute), 误差的标准差 SD_e 小于 2.5 bpm, RMSE 均小于 2.6 bpm; 头部运动状态下两种测量方法的 $|M_e|$ 均小于 2.3 bpm, SD_e 均小于 2.9 bpm, RMSE 均小于 2.9 bpm。对两种测量方法进行 Bland-Altman 一致性分析, 其测量结果显示静息状态下差值的均数 \bar{d} 为 0.295 7 bpm, 95% 置信区间为 $-3.340 1 \sim 3.931 4$ bpm; 头部运动状态下 \bar{d} 为 0.383 2 bpm, 95% 置信区间为 $-3.677 1 \sim 4.443 5$ bpm, 表明本文提出的非接触式方法的测量结果同标准仪器的测量结果具有高度的一致性。

关键词:光容积脉搏波; 非接触式; 心率检测; CMOR 小波; 能量谱图

中图分类号: TN911.74; TP183 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20202803.0548

Extraction of heart rate parameters from video of human face

LI Xiao-yuan¹, WU Peng¹, LIU Yun¹, SI Hong-yu², WANG Zhen-long^{3*}

(1. School of Electrical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China;

2. School of Physical Education, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China;

3. School of Life Sciences, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China)

* Corresponding author, E-mail: wzl@zsu.edu.cn

Abstract: To detect the heart rates of subjects in a comfortable non-contact environment, this study designs a signal processing system that can detect heart rate parameters using an ordinary camera. First, the face image captured by the Kanade-Lucas-Tomasi algorithm is converted into the YCbCr color space for skin detection. Simultaneously, the face image is converted to the Cg color channel to extract a high-quality photoplethysmography (PPG) signal. Then, Complex Morlet is used as the master wave to draw the wavelet energy spectrum of the PPG signal. Finally, according to the physiological characteristics of the heart rate signal, the pseudo-point noise is removed and the time-

收稿日期: 2019-08-02; **修订日期:** 2019-09-23.

基金项目: 河南省科技厅重点研发与推广专项 (No. 192102310026); 河南省脑科学与脑机接口技术重点实验室项目 (No. HNBBL17006)

varying curve of heart rate parameters is extracted. Compared with the measurement results of the standard instrument, the mean absolute error ($|M_e|$) of all the testers is less than 2 bpm (beats per minute), the standard deviation of error (SD_e) is less than 2.5 bpm, and the root mean square error (RMSE) is less than 2.6 bpm in the resting state. The $|M_e|$ of all the testers is less than 2.3 bpm, while the SD_e is less than 2.9 bpm, and the RMSE is less than 2.9 bpm in the head moving state. A Bland-Altman consistency analysis is performed for the two measurement methods. The results show that the mean of the difference (\bar{d}) is 0.295 7 bpm and the 95% confidence interval is from -3.340 1 bpm to 3.931 4 bpm in the resting state; \bar{d} is 0.383 2 bpm and the 95% confidence interval is from -3.677 1 bpm to 4.443 5 bpm in the head moving state. Thus, it is confirmed that the measurement results of the non-contact method proposed in this paper are highly consistent with the measurement results of the standard instrument.

Key words: photoplethysmography; non-contact; heart rate detection; CMOR wavelet; energy spectra image

1 引言

心率是指每分钟心脏跳动的次数,它作为人体最重要的生理参数之一,已经被广泛应用于心律失常、心肌缺血、高血压病、慢性心率衰竭等心血管疾病的诊断和情绪检测当中^[1-5]。目前,心率测量的金标准是心电图法(Electro Cardio Gram, ECG),这种方法测量的准确度虽然高,但是需要专业医护人员在测试者皮肤表面粘贴电极,给测试者造成一定的不适,也会增加皮肤感染的风险,不适合长时间测量。此外,接触式心率测量也不适用皮肤受损患者,新生儿以及隐蔽式刑侦测谎等情形。

通过非接触的方式来测量心率参数是近年来提出的一项新技术。2007年,Pavlidis等^[6]通过分析面部热红外图像成功提取到被试者的心率参数。2010年,路国华等^[7]使用多普勒雷达测得了被试者的心率参数。但这些设备价格昂贵,而且需要复杂的硬件支持,很难推广到实际应用。Poh等^[8]通过低成本的普通摄像头配合独立成分分析法(Independent Component Analysis, ICA)成功提取到了被试者的心率信号,证明了用低成本的摄像头来提取心率信号的可行性。其原理是脸部皮肤表面的血液容积在心脏的作用下呈现周期性变化,因此可以通过提取脸部的光电容积脉搏波(Photoplethysmography, PPG)信号来获得心率参数。2011年,Poh等^[9]在原来研究的基础上,利用计算波峰间隔(Interbeat Intervals, IBIs)算法来获取心率参数。2013年,Bousefsaf等^[10]利用 Morlet 小波变换算法重构原始心率波形,并通

过 IBIs 算法来获得心率参数。2014年,Monkaresi等^[11]将机器学习算法应用于心率信号的提取,提出了 ICA + KNN (K-Nearest Neighbor)的心率波形重构算法,并使用快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)算法从重构的波形中提取心率参数。2017年,吴庆甜等^[12]用联合近似特征对角化(Joint Approximate Diagonalization of Eigenmatrices, JADE)算法和 FFT 算法提取驾驶员的心率信息,用于评估驾驶员的疲劳状态。2019年, Martinez 等^[13]利用红外摄像头提取脸部 PPG 信号,并用短时傅里叶变换算法提取心率参数。

目前,研究人员已经尝试用多种方法从摄像头录制的视频中提取高质量的 PPG 信号;但是通过 PPG 信号计算心率参数的方法却很少,大体可以分为两类,一类是 IBIs 算法,一类是傅里叶变换算法。IBIs 算法通过计算 PPG 信号波峰的时间间隔来获取心率参数,但由于噪声干扰的存在,会出现波峰偏移、漏检、多检等情形,这会严重影响心率参数测量的准确性。而傅里叶变换只适合计算一段时间内占主要成分的心率信息,不能够得到心率变化的信息,即使利用短时傅里叶变换,在时域特性与频域特性之间权衡时间窗的大小也是一项难题。针对上述问题,本文从 YCbCrCg 颜色空间 Cg 通路中提取高质量的 PPG 信号,用 Morlet 复小波(Complex Morlet, CMOR)作为母波绘制小波能量谱图,并根据心率参数的生理特性去除伪点噪声,提取随时间变化的心率参数。最后,通过计算静息状态和头部运动状态下非接触式方法测量结果同标准仪器测量结果的平均绝对值误差 $|M_e|$, 误差的标准差 SD_e 和均方根误差

(Root Mean Square Error, RMSE), 并绘制两种测量方法的 Bland-Altman 散点图, 验证该方法的准确性。

2 实验

2.1 实验原理

非接触式心率测量原理在于当心脏跳动时, 心室的收缩和舒张会引起血管内血液容积的周期性变化, 其反射光的强度会呈现周期性变化, 人体脸部皮肤表面含有丰富的毛细血管, 通过摄像头记录和特定算法提取分析脸部 PPG 信号的周期性变化, 可以测得相应的心率参数。

2.2 实验设计

本实验招募 8 名测试者对设计的非接触式心率测量系统进行验证, 测试者的性别、年龄、肤色信息如表 1 所示, 其中肤色根据 Fitzpatrick 肤色分型法^[14]分为 I ~ VI 型, I 型对应于白色皮肤, VI 型对应于黑色皮肤。本实验分别在静息状态和头部运动状态下使用普通的网络摄像头 (Logitech C920) 对每位测试者录制 60 s 视频。静息状态时, 测试者头部面朝摄像头尽量保持静止。头部运动状态时, 测试者头部面朝摄像头左右倾斜, 倾斜角度约为 45°。一个完整的运动周期为: 头部居中-倾斜至一侧约 45°-倾斜至另一侧约 45°-头部居中, 运动周期约为 6 s。为保证摄像头读入帧率维持在 20 frame/s, 摄像头的分辨率设为 800×600 pixel。实验需关闭摄像头的自动白平衡功能来避免其自动调节局部颜色从而引入噪声信号。数据分析与处理在一款中档台式电脑上进行 (Intel core i5 处理器, 运行内存为 8 G, 系统为 Windows 7), 所有实验均使用指夹式脉搏血氧仪同步记录心率参数。

表 1 测试者基本信息

Tab. 1 Basic information of testers

测试者	性别	年龄	肤色类型
1	F	34	III
2	M	26	IV
3	F	25	III
4	M	21	III
5	F	22	II
6	M	23	III
7	M	32	IV
8	M	25	III

注: M 代表男性, F 代表女性。

2.3 非接触式心率测量系统介绍

非接触式心率测量系统分为视频图像处理和信号分析两部分。

2.3.1 视频图像处理

视频图像处理中, 先通过摄像头录制一段包含人脸的视频图像 (图 1(a)), 并使用 Kanade Lucas Tomasi (KLT) 算法^[15] 对人脸进行识别与跟踪 (图 1(b)), KLT 算法返回矩形人脸框 4 个顶点的坐标。如果头部倾斜, 则检测到的矩形人脸框也是倾斜的, 本文设计了相应的角度转换算法来提取倾斜的矩形人脸数据并对它进行重构。人体脸部皮肤表面含有丰富的毛细血管, 其反射光构成原始的 PPG 信号, 因此将重构的人脸图像转换到 YCbCr 颜色空间来进行皮肤检测 (图 1(c)), 转换公式如式 (1) 所示:

$$\begin{cases} Y = 16 + 219 \times Y' \\ Cb = 128 + 112 \times \left[\frac{1}{1 - Kb} (B' - Y') \right] \\ Cr = 128 + 112 \times \left[\frac{1}{1 - Kr} (R' - Y') \right] \end{cases} \quad (1)$$

其中: Y 为像素的亮度分量, Cb 和 Cr 分别为蓝色和红色的浓度偏移量成分。为提取信噪比较高的 PPG 信号, 进一步计算了 Cg 通道即绿色的浓度偏移量成分, 如式 (2) 所示:

$$Cg = 128 + 112 \times \left[\frac{1}{1 - Kg} (G' - Y') \right] \quad (2)$$

其中: $Y' = Kr \times R' + Kg \times G' + Kb \times B'$, R' , G' , B' 表示摄像头录制视频的三个原始通道, Kb , Kr , Kg 为权重因子, 且 $Kb + Kr + Kg = 1$ 。参考 ITU-R 的 BT. 601 协议, 取 $Kb = 0.114$, $Kr = 0.299$, 则 $Kg = 0.587$, $Y' = 0.299 \times R' + 0.587 \times G' + 0.114 \times B'$, 代入式 (1) 和式 (2) 计算可得:

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 16 \\ 128 \\ 128 \end{bmatrix} +$$

$$\begin{bmatrix} 65.481 & 128.553 & 24.966 \\ -37.797 & -74.203 & 112 \\ 112 & -93.786 & -18.214 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$[Cg] = [128] + [-81.085 \quad 112 \quad -30.915] \cdot \begin{bmatrix} R' \\ G' \\ B' \end{bmatrix} \quad (4)$$

根据亚洲人的皮肤颜色特点, Y , Cb , Cr 3 个

通道的皮肤颜色检测阈值设置如下:

$$\begin{cases} 60 < Y < 230 \\ 72 < Cb < 130 \\ 130 < Cr < 180 \end{cases} \quad (5)$$

脸部皮肤表面的血液容积在心跳的作用下呈现周期性变化, 这种变化是 PPG 信号交流分量的重要组成部分。研究表明, 血液中红细胞内氧和脱氧血红蛋白对 510 ~ 590 nm 光谱段最为敏感^[16], 这段光谱对应于可见光的绿/黄光部分, 因此本文选择光谱范围较为接近的 C_g 颜色通道来提取心率信号。通过式(5)确定脸部皮肤位置(图 1(d)), 提取 C_g 颜色通道中皮肤位置对应点的像素(图 1(e)), 对像素强度进行平均得到原始 PPG 信号 $x(t)$ (图 1(f))。

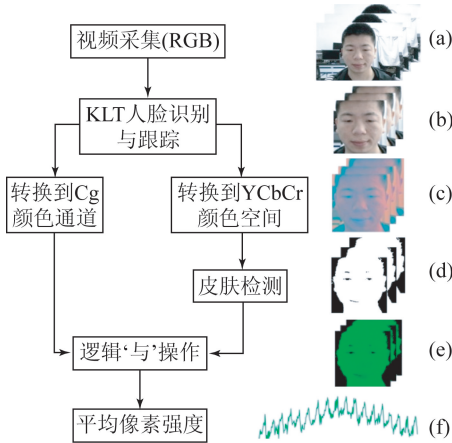


图 1 通过图像处理算法提取原始 PPG 信号。(a) 摄像头采集一段包含人脸的视频; (b) 从视频中提取人脸部分图像; (c) 将提取到的图像转换到 YCbCr 颜色空间; (d) 在 YCbCr 颜色空间进行人脸皮肤检测; (e) 将 C_g 颜色通道的人脸图像和检测到的人脸皮肤位置进行逻辑‘与’操作, 提取 C_g 颜色通道中人脸皮肤位置对应点的像素; (f) 对像素强度进行平均得到原始 PPG 信号

Fig. 1 Original PPG signal extracted by image processing algorithm. (a) Camera captures a video containing the face; (b) Face images extracted from video; (c) Extracted images converted to YCbCr color space; (d) Face skin detection performed in YCbCr color space; (e) Logical ‘AND’ operation performed on the face image of the C_g color channel and the detected face skin position, extracting the pixels corresponding to the position of the face skin in the C_g color channel; (f) Original PPG signal obtained by averaging the pixel intensity

2.3.2 基于 CMOR 的心率信号分析

通过原始 PPG 信号 $x(t)$ 提取心率数据时, 首先对原始信号进行带通滤波, 通带频率设置为 $[40/60, 200/60]$ Hz, 对应于心率 40 ~ 200 bpm (beats per minute), 滤除通带外的噪声信号。

小波变换能够同时分析信号的时域分量和频域分量, 而傅里叶变换只能分析信号的频域分量。短时傅里叶变换虽然能够通过加窗操作同时观察到信号的时域分量和频域分量; 但是短时傅里叶变换窗函数宽度一旦确定就不能改变, 窗函数宽度选择较窄, 则频域分辨率较差, 窗函数宽度选择较宽, 则时域分辨率较差, 因此窗函数宽度的选择也是一项难题。小波变换由于其窗口形状可变, 可以同时时在域和频域分析信号的细节变化, 因而广泛应用于生物信号分析中^[17-21]。小波变换中, 子小波 $\psi_{\tau,s}$ 共轭后对 PPG 信号 $x(t)$ 进行卷积得到小波变换系数:

$$WT_x^\psi(\tau, s) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{\tau,s}^*(t) dt, \quad (6)$$

其中: * 表示共轭, 子小波 $\psi_{\tau,s}(t)$ 是通过母小波或基小波 $\psi(t)$ 伸缩和平移得到的, 如式(7)所示:

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (7)$$

其中: s 表示伸缩因子或尺度因子, 对应分析频率, 增大 s 时, 分析频率降低, 减少 s 时, 分析频率升高; τ 表示平移因子, 对应位移信息。小波分析是一种强有力的信号分析工具, 想要得到理想的分析效果, 根据输入信号选取合适的母小波是一项至关重要的操作。本研究通过大量的实验对比, 最终选定 CMOR 作为母小波来分析 PPG 信号 $x(t)$, CMOR 母小波的表达式为:

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{\pi f_d}} e^{i2\pi f_c t} e^{-\frac{t^2}{f_d}}, \quad (8)$$

其中: f_d 为带宽参数, f_c 为小波函数的中心频率。根据 PPG 信号 $x(t)$ 的生物特性, 本研究中选择 $f_d = 5, f_c = 3$, 代入式(8)可得:

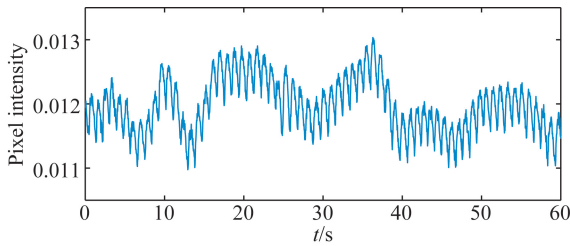
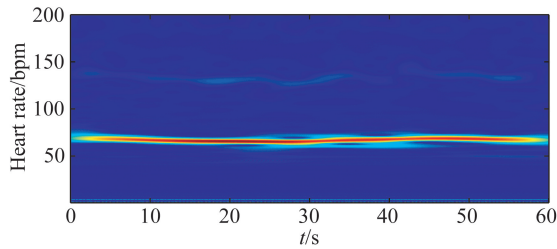
$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{5\pi}} e^{i6\pi t} e^{-\frac{t^2}{5}}. \quad (9)$$

它对应的子小波函数为:

$$\psi_{\tau,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{5\pi|s|}} e^{i6\pi(t-\tau)/s} e^{-(t-\tau)^2/5s^2}. \quad (10)$$

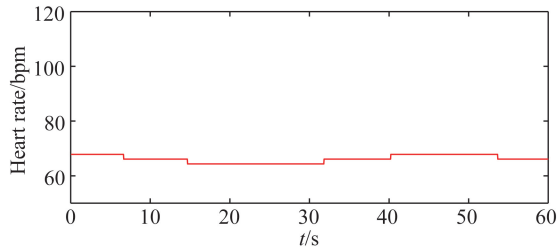
图 2(a) 是提取的一段原始 PPG 信号 $x(t)$, 横轴表示测试时间, 纵轴表示像素强度。图 2(b) 是对它进行 CMOR 小波变换后生成的能量谱图。

本研究开发了相应的算法来提取随时间变化的心率参数,第一步提取能量谱矩阵中每列能量值最大的位置,第二步根据心率参数变化连续的生理特征去除伪点,并绘制随时间变化的心率参数曲线,如图 2(c)所示。

(a)原始 PPG 信号 $x(t)$ (a)Original PPG signal $x(t)$ 

(b)小波变换能量谱

(b)Energy spectrum of wavelet transform



(c)心率变化曲线

(c)Heart rate curve

图 2 由 PPG 信号 $x(t)$ 中提取心率信号Fig. 2 Heart rate signal extracted from PPG signal $x(t)$

3 实验结果与分析

3.1 静息状态

本文利用提出的方法对所有的测试者进行非接触式心率信号检测,并用标准指夹式脉搏血氧仪同步记录心率参数进行对比。其中,第三位测试者在静息状态下的测量结果如图 3 所示(彩图见期刊电子版),红色表示非接触式算法的测量结果,蓝色表示指夹式脉搏血氧仪的测量结果。

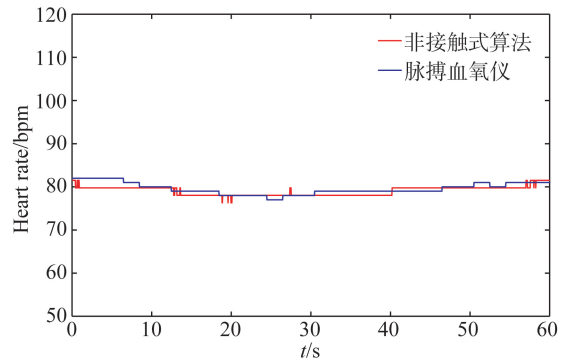


图 3 静息状态下两种方法测量结果对比

Fig. 3 Comparison of results of two measurement methods in resting state

对于每一位测试者,每隔 0.5 s 取一次两种方法的测量结果,计算静息状态下非接触式算法测量结果同标准接触式仪器测量结果的平均绝对值误差 $|M_e|$,误差的标准差 SD_e 和 RMSE,结果如表 2 所示。结果表明,对于所有测试者,两种测量方法的 $|M_e|$ 均小于 2 bpm,远低于中华人民共和国医药行业规定的误差标准(误差 ≤ 5 bpm), SD_e 均小于 2.5 bpm, RMSE 均小于 2.6 bpm,表明静息状态下本文提出的非接触式算法同标准仪器的测量结果高度一致。

表 2 静息状态下两种测量方法的 $|M_e|$, SD_e 和 RMSE 统计结果Tab. 2 Statistical results of $|M_e|$, SD_e and RMSE of two measurement methods in resting state

(bpm)

测试者	$ M_e $	SD_e	RMSE
1	1.137 3	1.210 4	1.307 6
2	1.317 0	1.507 5	1.585 4
3	0.826 5	0.886 9	1.037 9
4	1.531 6	2.425 1	2.449 3
5	1.341 9	1.647 4	1.664 3
6	1.940 7	2.368 4	2.574 9
7	1.246 6	2.033 2	2.035 6
8	1.299 3	1.224 0	1.527 5

在医疗检测领域,常使用 Bland-Altman 散点图^[22]分析法来评估新提出的测量方法同标准测量方法之间的一致性。静息状态下,将所有测试

者的非接触式算法测量结果同标准接触式仪器测量结果进行 Bland-Altman 一致性分析,结果如图 4 所示。 \bar{d} 代表两种测量方法差值的均数, $\bar{d} \pm 1.96SD$ 代表 95%的置信区间,其中 SD 为差值均数 \bar{d} 的标准差。 \bar{d} 越接近 0,0.95%置信区间范围越小,则两种测量方法的一致性程度越高。静息状态下,非接触式方法同标准仪器的测量结果差值的均数 \bar{d} 为 0.295 7 bpm,95%置信区间为 $-3.340 1 \sim 3.931 4$ bpm,表明两种测量方法在静息状态下具有较高的一致性。

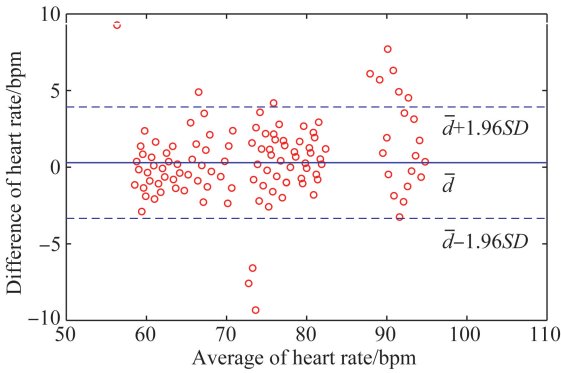


图 4 静息状态下 Bland-Altman 一致性分析
Fig. 4 Bland-Altman consistency analysis in resting state

3.2 头部运动状态

对于每一位测试者,分别计算头部运动状态下非接触式算法测量结果同标准接触式仪器测量结果的 $|M_e|$, SD_e 和 RMSE,结果如表 3 所示。结果表明,对于所有测试者,头部运动状态下两种测量方法的 $|M_e|$ 均小于 2.3 bpm, SD_e 均小于 2.9 bpm, RMSE 均小于 2.9 bpm。与静息状态相比,头部运动状态下由于运动伪影等噪声干扰的存在,非接触式算法的测量误差有所升高,但依然保持较高的测量精度。

绘制所有测试者在头部运动状态下的非接触式算法测量结果同标准仪器测量结果的 Bland-Altman 散点图,如图 5 所示。其中,两种方法测量结果差值的均数 \bar{d} 为 0.383 2 bpm,95%置信区间为 $-3.677 1 \sim 4.443 5$ bpm。与静息状态相比,头部运动状态下差值的均数 \bar{d} 有所上升,置信区间范围有所扩大,但变化幅度不大,表明两种测量方法在头部运动状态下仍具有较强的一致性。

表 3 头部运动状态下两种测量方法的 $|M_e|$, SD_e 和 RMSE 统计结果

Tab.3 Statistical results of $|M_e|$, SD_e and RMSE of two measurement methods in head moving state (bpm)

测试者	$ M_e $	SD_e	RMSE
1	1.292 8	1.384 0	1.569 0
2	1.841 9	1.998 5	2.303 7
3	0.923 4	1.273 0	1.273 2
4	2.130 8	2.456 0	2.549 7
5	1.416 7	1.949 6	2.023 5
6	2.230 4	2.823 0	2.844 2
7	1.598 0	1.992 7	2.088 0
8	1.460 1	1.738 5	1.731 7

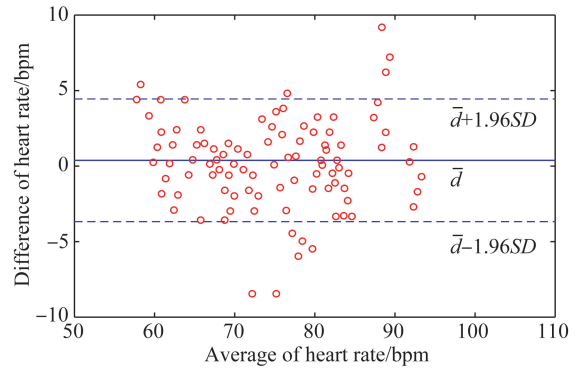
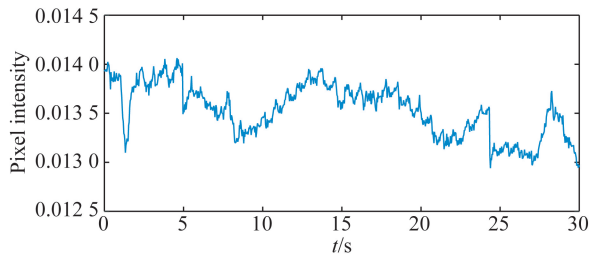


图 5 头部运动状态下 Bland-Altman 一致性分析
Fig. 5 Bland-Altman consistency analysis in head moving state

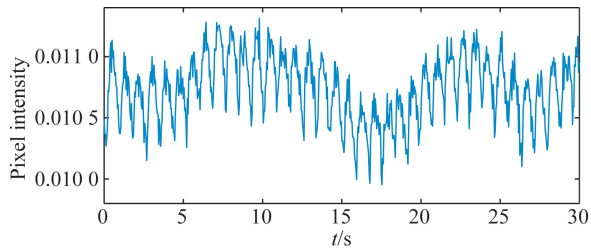
4 讨论

心率是一项极为重要的生理参数,被广泛应用于心血管疾病的诊断和情绪检测中,本文提出了一种基于 CMOR 小波变换的非接触式心率测量方法,用低成本的电脑摄像头拍摄人脸来准确检测被试者的心率参数。并通过计算静息状态和头部运动状态下非接触式算法测量结果同标准接触式仪器测量结果的平均绝对值误差 $|M_e|$, 误差的标准差 SD_e 和 RMSE,绘制两种测量方法的 Bland-Altman 散点图,证明本文提出的非接触式方法测量结果同标准仪器测量结果具有较强的一致性。

在视频图像处理中,人脸皮肤检测是一项重要的操作,KLT 算法跟踪提取到的矩形人脸像素中,存在头发、眼睛、背景等像素引起的噪声信号,直接提取到的 PPG 信号信噪比较低,如图 6(a)所示,经过皮肤检测后提取到 PPG 信号的信噪比较高,如图 6(b)所示。而目前的皮肤检测算法基本都是通过在 YCbCr 颜色空间中设定 Y,Cb,Cr 3 个通道的阈值来确定的,但对于不同的肤色类型,如 I 型白色皮肤,VI 型黑色皮肤,Y,Cb,Cr 3 个通道的阈值需要重新设定才能够检测到皮肤像素,未来准备开发针对脸部的自适应肤色检测算法,根据测试者脸部皮肤类型,算法自动调整 Y,Cb,Cr 3 个通道的阈值,从而进一步提高算法的准确性和鲁棒性。



(a) 未经过皮肤检测提取到的 PPG 信号
(a) PPG signal extracted without skin detection



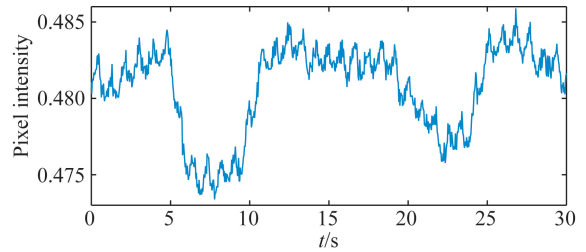
(b) 经过皮肤检测提取到的 PPG 信号
(b) PPG signal extracted through skin detection

图 6 未经皮肤检测与经过皮肤检测提取到的 PPG 信号对比

Fig. 6 Comparison of PPG signals extracted without skin detection with those extracted through skin detection

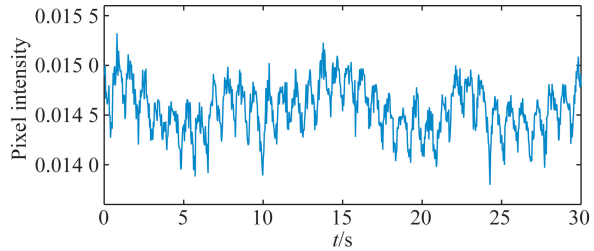
本文使用 Cg 颜色通路作为信号源来减少运动伪影等噪声干扰信号的影响。例如,当测试者头部出现自然微小运动时(5 s 和 20 s),原始 RGB 视频中 G 颜色通路的 PPG 信号会有较大波动,如图 7(a)所示;而 Cg 颜色通路的 PPG 信号基本不受影响,如图 7(b)所示,证明 Cg 颜色通路

作为信号源能够有效减少运动伪影等噪声干扰的影响,这是本文提出的方法能够在头部运动状态下保持较高精度的一个重要原因。其中,G 颜色通路已经被验证是 R,G,B 3 个通路中 PPG 信号信噪比最高的一个通路^[23]。



(a) G 颜色通路提取到的 PPG 信号

(a) PPG signal extracted from G channel



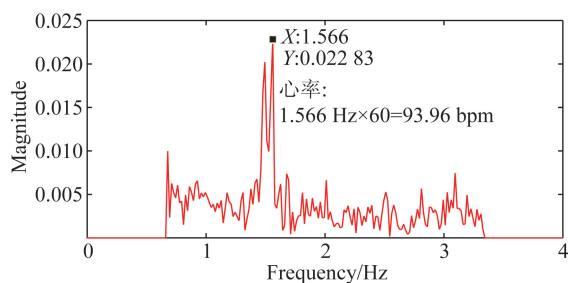
(b) Cg 颜色通路提取到的 PPG 信号

(b) PPG signal extracted from Cg channel

图 7 G 颜色通路和 Cg 颜色通路提取到的 PPG 信号对比

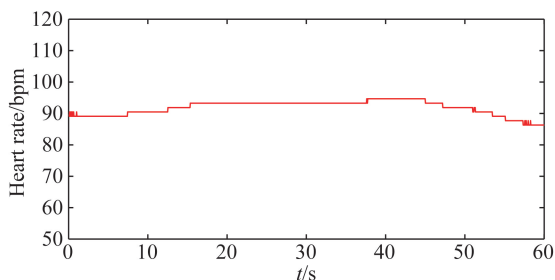
Fig. 7 Comparison of PPG signals extracted from G channel with those extracted from Cg channel

在之前的研究中,大多数学者将滤波得到的 PPG 信号进行傅里叶变换^[24-26],找到频率域中幅值最大点,进而确定该时间段的心率参数,如图 8(a)所示。本文使用 CMOR 小波算法来生成 PPG 信号的能量谱图,同时分析信号的时域分量和频域分量,并根据心率参数变化连续的生理特征去除伪点噪声,提取随时间变化的心率参数,测量精度高,克服了以往傅里叶变换只能提取时间段内单一主心率参数的缺陷,如图 8(b)所示。前一种方法只适用于在心率平稳时间段内提取主心率参数,如果该时间段心率有一定波动,则该方法也只能检测到频率域中幅值最大点对应的单一心率参数;而本文提出的方法能够得到随时间变化的心率数据,且实验结果表明,本文方法的测量结果和标准仪器的测量结果具有较强的一致性。



(a) 傅里叶变换提取到的心率参数

(a) Heart rate parameters extracted by Fourier transform



(b) CMOR 小波能量谱图提取到的心率参数

(b) Heart rate parameters extracted by energy spectrum of CMOR wavelet

图8 傅里叶变换和 CMOR 小波能量谱图提取到的心率参数对比

Fig. 8 Comparison of heart rate parameters extracted by Fourier transform with those extracted by energy spectrum of CMOR wavelet

5 结论

本文提出了一种利用普通摄像头来检测心率参数的信号处理方法,可以在舒适非接触环境下

检测被试者的心率变化。血液中红细胞内氧和脱氧血红蛋白对 510~590 nm 光谱段最为敏感,因此本文选择光谱段较为接近的 C_g 颜色通道来提取高信噪比的 PPG 信号。实验结果表明,C_g 颜色通道能够有效减少运动伪影等噪声干扰的影响。另外本文使用 CMOR 小波算法生成 PPG 信号的能量谱图,同时分析 PPG 信号的时域分量和频域分量,并根据心率参数变化连续的生理特征去除伪点噪声,提取高精度、随时间变化的心率参数,克服了以往傅里叶变换只能提取时间段内单一主心率参数的缺陷,实现了 PPG 信号中提取连续变化的心率参数。实验结果表明,静息状态下本文提出的方法测量结果同标准仪器测量结果的平均绝对值误差 $|M_e|$ 均小于 2 bpm,误差的标准差 SD_e 均小于 2.5 bpm, RMSE 均小于 2.6 bpm;头部运动状态下两种测量方法的 $|M_e|$ 均小于 2.3 bpm, SD_e 均小于 2.9 bpm, RMSE 均小于 2.9 bpm。对两种测量方法进行 Bland-Altman 一致性分析,静息状态下测量结果差值的均数 \bar{d} 为 0.295 7 bpm, 95% 置信区间为 -3.340 1~3.931 4 bpm;头部运动状态下 \bar{d} 为 0.383 2 bpm, 95% 置信区间为 -3.677 1~4.443 5 bpm,表明两种方法的测量结果具有高度的一致性。该方法可以在舒适环境下持续测量被试者的心率参数,对远程医疗的发展尤其是心血管类疾病的预防与诊断具有十分重要的意义,也非常适用于新生儿等不适合用传统接触式设备来检测生理参数的人群。

参考文献:

- [1] TADIC M, CUSPIDI C, GRASSI G. Heart rate as a predictor of cardiovascular risk [J]. *European Journal of Clinical Investigation*, 2018, 48(3): e12892.
- [2] MAY R W, SEIBERT G S, SANCHEZ-GONZALEZ M A, et al.. School burnout and heart rate variability: risk of cardiovascular disease and hypertension in young adult females [J]. *Stress-the International Journal on the Biology of Stress*, 2018, 21(3): 211-216.
- [3] MATHER M, THAYER J F. How heart rate variability affects emotion regulation brain networks [J]. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, 2018, 19: 98-104.

- [4] ANGELI F, REBOLDI G, VERDECCHIA P. Heart failure, pulse pressure and heart rate: Refining risk stratification [J]. *International Journal of Cardiology*, 2018, 271: 206-208.
- [5] PEZZULO G, IODICE P, BARCA L, et al.. Increased heart rate after exercise facilitates the processing of fearful but not disgusted faces [J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 398.
- [6] PAVLIDIS I, DOWDALL J B, SUN N F, et al.. Interacting with human physiology [J]. *Computer Vision and Image Understanding*, 2007, 108(1): 150-170.
- [7] LU G, YANG F, JING X, et al.. Contact-free measurement of heartbeat signal via a Doppler radar using adaptive filtering [C]. *International Confer-*

- ence on Image Analysis & Signal Processing, Zhejiang, P. R. China: IEEE, 2010: 89-92.
- [8] POH M, MCDUFF D, PICARD R W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation [J]. *Optics Express*, 2010, 18(10): 10762-10774.
- [9] POH M, MCDUFF D, PICARD R W. Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2011, 58(1): 7-11.
- [10] BOUSEFSAF F, MAAOUI C, PRUSKI A. Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2013, 8(6): 568-574.
- [11] MONKARESI H, CALVO R A, YAN H. A machine learning approach to improve contactless heart rate monitoring using a webcam [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2014, 18(4): 1153-1160.
- [12] ZHANG Q, WU Q T, ZHOU Y M, et al.. Webcam-based, non-contact, real-time measurement for the physiological parameters of drivers [J]. *Measurement*, 2017, 100: 311-321.
- [13] MARTINEZ N, BERTRAN M, SAPIRO G, et al.. Non-contact photoplethysmogram and instantaneous heart rate estimation from infrared face video [J/OL]. *ArXiv*, 2019: 1902. 05194.
- [14] FITZPATRICK T B. Sun and skin [J]. *Med Esthet*, 1975, 2: 33-34.
- [15] 于之靖, 马凯, 王志军, 等. 采用改进 KLT 算法的标志点匹配方法 [J]. *激光与光电子学进展*, 2018, 55(2): 108-114.
YU ZH J, MA K, WANG ZH J, et al.. Marker matching method with improved KLT Algorithm [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2018, 55(2): 108-114. (in Chinese)
- [16] CUI W, OSTRANDER L, LEE B Y. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1990, 37(6): 632-639.
- [17] 陈真诚, 吴贤亮, 赵飞骏. EEMD 结合小波阈值的光电容积脉搏波信号降噪方法及实现 [J]. *光学精密工程*, 2019, 27(6): 1327-1334.
CHEN ZH CH, WU X L, ZHAO F J. Denoising and implementation of photoplethysmography signal based on EEMD and wavelet threshold [J]. *Opt. Precision Eng*, 2019, 27(6): 1327-1334. (in Chinese)
- [18] WANG Q J, LI Y B, LIU X P. Analysis of feature fatigue EEG signals based on wavelet entropy [J]. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 2018, 32(8): 1854023.
- [19] SHARMA M, DEB D, ACHARYA U R. A novel three-band orthogonal wavelet filter bank method for an automated identification of alcoholic EEG signals [J]. *Applied Intelligence*, 2018, 48(5): 1368-1378.
- [20] GARCÍA M, POZA J, SANTAMARTA D, et al.. Continuous wavelet transform in the study of the time-scale properties of intracranial pressure in hydrocephalus [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2018, 376(2126): 20170251.
- [21] NIVETHA C, SUMATHI S, CHANDRASEKARAN M. Retinal blood vessels extraction and detection of exudates using wavelet transform and pnn approach for the assessment of diabetic retinopathy [C]. *International Conference on Communication & Signal Processing, Chennai, India: IEEE*, 2017: 1962-1966.
- [22] MYLES P S, CUI J J I. Using the Bland-Altman method to measure agreement with repeated measures [J]. *British Journal of Anaesthesia*, 2007, 99(3): 309-311.
- [23] VERKRUYSSSE W, SVAASAND L O, NELSON J S. Remote plethysmographic imaging using ambient light [J]. *Optics Express*, 2008, 16(26): 21434-21445.
- [24] 王蒙军, 王楠, 王霞, 等. 由可见光谱视频中提取心率的对角累积量法 [J]. *光学精密工程*, 2015, 23(9): 2698-2707.
WANG M J, WANG N, WANG X, et al.. Extracting heart rate from visible spectrum video based on diagonal cumulant algorithm [J]. *Opt. Precision Eng*, 2015, 23(9): 2698-2707. (in Chinese)
- [25] 郭健, 陈雨行, 王丽荣, 等. 非接触式呼吸与心率信号采集系统 [J]. *光学精密工程*, 2019, 27(6): 1354-1361.
GUO J, CHEN Y H, WANG L R, et al.. Non-contact respiratory rate and heart rate signal acquisition system [J]. *Opt. Precision Eng*, 2019, 27(6): 1354-1361. (in Chinese)
- [26] HAN B, IVANOV K, WANG L, et al.. Exploration of the optimal skin-camera distance for facial photoplethysmographic imaging measurement u-

sing cameras of different types [C]. *Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Tele-*

communications Engineering, London, Great Britain: ICST, 2015: 186-189.

作者简介:



李晓媛(1972—),女,河南偃师人,副教授,硕士生导师,1994年于郑州工学院获得学士学位,1999年于郑州工业大学获得硕士学位,2016年于郑州大学获得博士学位,主要从事生物信号分析解码等方面的研究。E-mail:lixiaoyuan@zzu.edu.cn

通讯作者:



王振龙(1971—),男,山东莱州人,教授,博士生导师,1995年于兰州大学获得学士学位,1998年、2007年于中国科学院分别获得硕士、博士学位,主要从事生物信息学、情绪与神经机制等方面的研究。E-mail:wzl@zzu.edu.cn