

doi: 10.12068/j.issn.1005-3026.2017.07.005

# 手机可见光提取脉搏中呼吸率的估计

陈星池, 赵海, 毕远国, 于洋  
(东北大学 计算机科学与工程学院, 辽宁 沈阳 110169)

**摘 要:** 针对智能手机摄像头进行呼吸率估计的问题, 提出一种基于融合脉搏波的呼吸率估计 (fusion respiratory rate estimation, FRRE) 方法. 通过融合手机闪光灯可见光中的红光和绿光, 得到融合脉搏波, 并提取手背的光电容脉搏波信号. 采用绿光脉搏波进行瞬时心率的计算, 使用相干解调去除融合脉搏波中心率成分, 提取出呼吸信号. 而后对呼吸信号进行快速傅里叶变换, 并求功率谱密度, 从而得到呼吸率. 实验结果表明, 本文提出的 FRRE 方法较传统 VFCDM 方法具有更高的准确性和实时性, 可以进行有效的呼吸率估计.

**关 键 词:** 智能手机摄像头; 可见光; 光电容脉搏波; 呼吸率估计; 相干解调

**中图分类号:** TP 391.13; TP 317.4      **文献标志码:** A      **文章编号:** 1005-3026(2017)07-0932-04

## Respiratory Rate Estimation from Smartphone-Camera-Acquired Pulse Wave Signal Using Visible Light

CHEN Xing-chi, ZHAO Hai, BI Yuan-guo, YU Yang  
(School of Computer Science & Engineering, Northeastern University, Shenyang 110169, China. Corresponding author: CHEN Xing-chi, E-mail: chenxingchi999@126.com)

**Abstract:** To solve the problem of estimating respiratory rate in smartphone platform, a novel fusion respiratory rate estimation (FRRE) method was proposed to calculate respiratory rate via smartphone camera. By combining the red light with the green light from the visible light of flashlight, a fusion pulse wave was computed and then the photo plethysmo graphy signal was extracted from human opisthenar. The instantaneous heart rate was calculated by green pulse wave. Using coherent demodulation to eliminate the heart rate signal from the fusion pulse wave, the respiration signal could be obtained. The respiratory signal was addressed by fast Fourier transform and power spectral density. Then, the respiratory rate was gained. Experimental results show that FRRE has a better accuracy and real-time than traditional VFCDM, FRRE provides an effective respiratory rate estimation method.

**Key words:** smartphone camera; visible light; photo plethysmo graphy; respiratory rate estimation; coherent demodulation

呼吸率是一种重要的人体生命体征. 它不仅是睡眠呼吸暂停综合征<sup>[1]</sup>、婴儿猝死综合征和慢性阻塞性肺疾病等临床疾病的重要描述性指标, 同时也是运动负荷和步态识别<sup>[2]</sup>等运动健康状态的特征性体征参数. 随着人们对运动健康的关注逐渐升温, 在非医疗条件下, 快速准确获得呼吸率信息对运动健康监测具有重要意义.

智能手机作为一种新的移动计算平台, 可以

提供便捷生理参数监测功能<sup>[3-4]</sup>. 近年来, 在手机上, 一些学者已使用手机内置加速度传感器<sup>[5]</sup>、普通耳机和手机后置摄像头传感器<sup>[6]</sup>, 实现呼吸率的估计. 传统手机摄像头光电容脉搏波(photo plethysmo graphy, PPG)的提取是将手机摄像头作为接收器, 将闪光灯作为入射光源, 提取可见光中绿光强度, 作为指尖 PPG 信号<sup>[7]</sup>. 通过连续小波变换、自回归模型和变频复解调方法

( variable frequency complex demodulation method, VFCDM)<sup>[8-9]</sup> 等方法, 可以从 PPG 信号中提取出呼吸成分, 并计算呼吸率.

因此, 本文提出一种基于融合脉搏波的呼吸率估计 ( fusion respiratory rate estimation, FRRE ) 方法. 该方法采集手背位置的绿光和红光形成融合脉搏波, 以提高 PPG 信号质量. 采用绿光脉搏波在时域内进行瞬时心率的计算, 降低瞬时心率估计计算量. 采用相干解调剔除融合脉搏波中心率成分, 提取呼吸信号. 使用快速傅里叶变换 ( fast Fourier transformation, FFT ) 和功率谱密度 ( power spectral density, PSD ), 进行呼吸率的计算.

# 1 手背融合脉搏波提取

手背相比手指而言, 手背浅筋膜内的浅层动脉分布更广, 拥有第 1 动脉、第 2 动脉、第 3 动脉、第 4 动脉和其他浅层小支动脉. 因此, 手背浅层动脉灌注情况更能准确表达心脏在收缩和舒张过程中血液的脉动特性. 在手机摄像头捕获的手背动脉灌注图像中分离出红光和绿光. 使用每一帧图像的绿光和红光亮度均值对血液灌注进行描述, 形成两条初始脉搏波.

手背融合脉搏波信号为  $P(x_m)$ , 则融合脉搏波公式为

$$P(x_m) = G(x_m) + \delta, m = 1, 2, 3, \dots, N; \quad (1)$$

$$\mu = \frac{G(x_m) - R(x_m)}{2}, m = 1, 2, 3, \dots, N. \quad (2)$$

式中,  $\mu$  为单帧图像中绿光亮度与红光亮度差值, 其值可正可负;  $m$  为采样时间内视频帧数;  $G(x_1), G(x_2), \dots, G(x_m)$  分别为第 1 到第  $m$  帧图像的绿光光强值; 同理,  $R(x_1), R(x_2), \dots, R(x_m)$  分别为第 1 到第  $n$  帧图像的红光光强值.

# 2 呼吸率估计算法原理

FRRE 原理: 若将脉搏波信号视为已调信号, 心率信号和呼吸率信号分别为基带信号和载波信号. 图 1 为 FRRE 算法流程分析图.

## 2.1 瞬时心率计算

在手机平台中, 很难采用频率方法计算每个心动周期的心率. 因此, 本文采用时域方法计算瞬时心率.

一方面, 由于人体正常心率不会超过 220 次/min, 因此每搏间期不会少于 272 ms. 另一方面, 在同一时间窗口内, 脉搏波主峰会大于等于窗

口内脉搏波最大峰值的 0.4 倍. 因此, 脉搏波主峰判断公式如下:

$$\left. \begin{aligned} P(x_m) &> P(x_{\max}) \times 0.4, \\ x_{m+1} - x_m &\geq 272. \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式中,  $x_{\max}$  为窗口内最大峰值对应的横坐标.

通过以上原理, 可以确定采样时间内所有主峰位置, 从而瞬时心率计算公式为

$$R_i = \frac{60}{x_{m+1} - x_m}. \quad (4)$$

式中,  $x_{m+1} - x_m$  为 RR 间期.

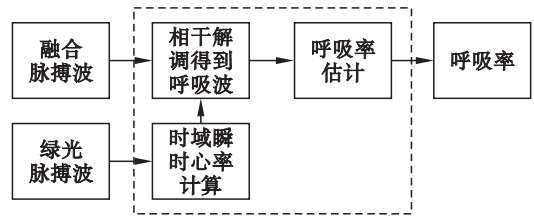


图 1 FRRE 算法流程分析图  
Fig. 1 Flow chart of FRRE algorithm

## 2.2 相干解调提取呼吸信号

人体的脉搏波信号主要由心率信号、呼吸信号及干扰信号组成, 其中脉搏波信号为已解调信号, 记作  $X(t)$ ; 心率信号为载波信号, 记作  $Y(t)$ ; 呼吸信号为基带信号, 记作  $Z(t)$ ; 干扰信号记作  $N(t)$ . 根据幅度调制原理得  $X(t)$  如下:

$$X(t) = Z(t) \times Y(t) + N(t). \quad (5)$$

通过正余弦函数可以对心率信号  $Y(t)$  进行如下表达:

$$Y(t) = S_1 \cos 2\pi f t + S_2 \sin 2\pi f t. \quad (6)$$

式中:  $f = R_i$  为心率瞬时估计值;  $S_1, S_2$  为系数参数.

将式(6)代入式(5)中, 并在式(5)左右两边同时乘以响应函数  $C(t) = \cos 2\pi f t$ . 经过截止频率小于  $f$  的低通滤波器后, 合并及整理公式得到呼吸波信号公式如下:

$$S(n) = \frac{1}{2} S_1 Z(n) \propto Z(n). \quad (7)$$

式中,  $Z(n)$  为脉搏波中提取的呼吸信号.

## 2.3 呼吸率估计

通过对呼吸信号  $Z(n)$  进行 FFT, 并计算功率谱密度, 采用一阶向后差分, 求得功率谱密度最大值, 也就是本文提取的呼吸率.

对于有限长度的离散信号  $Z(n)$ , FFT 的计算公式如下:

$$Z(k) = \sum_{n=0}^{N-1} Z(n) \omega_N^{kn}. \quad (8)$$

式中: 旋转因子  $\omega_N = e^{(-2\pi i)/N}$ ;  $k = 0, 1, \dots, N$ .

从而,呼吸信号的功率谱密度函数为

$$S(k) = \frac{1}{N} |Z(k)|^2.$$

(9)

在功率谱密度  $S(k)$  的波形中,幅值最大的点就是本文计算的呼吸率.对  $S(k)$  进行一阶均值向后差分,得到功率谱密度的极大值,记为  $S(k_e)$ ,  $e = 1, \cdots, N$ . 而极大值中的最大值,就是本文所求呼吸率,则呼吸率  $R$  为

$$R = 60 \times \max(S(k_1), S(k_2), \cdots, S(k_N)).$$

(10)

### 3 实验与结果分析

将本文的呼吸率估计方法以 APP 的形式,在谷歌 Nexus5 手机上完整实现.图 2 为呼吸率估计方法的实际界面.其中,位置 1 为在闪光灯照射下的手背实时反射图像;位置 2 为融合脉搏波实时波形;位置 3 为呼吸率计算结果.

为验证 FRRE 算法的准确性和实时性,设计实验如下:邀请 20 位大学生作为测试者.其中,女性 8 人,男性 12 人,年龄范围为 25 ~ 55 岁.根据文献[10]中的实验方法,测试者按照不同设定频率的蜂鸣声音进行节律呼吸,蜂鸣器频率分别设定为 0.2,0.4 和 0.6 Hz.将蜂鸣器频率下的呼吸率作为测试者呼吸的标准呼吸频率,即基准参考呼吸率.



图 2 呼吸率估计方法界面

Fig. 2 Interface of respiratory rate estimation method

为了评价 FRRE 算法性能,将其与传统 VFCDM 方法和只使用传统绿光的 FRREG 方法进行对比实验.在每种频率下,每个测试者进行 3 组实验,每组实验间隔 30 s.其中,每组实验的详细方法如表 1 所示.

根据以上实验方法,通过对比 3 种算法的准确性和实时性对 FRRE 算法的性能进行评价.

#### 3.1 准确性实验与分析

本文采用误差率作为准确性的定量描述指

表 1 3 组实验详细方法				
Table 1 Detailed methods of 3 groups experiment				
序号	光源颜色	心率计算	算法	位置
1	绿光	频域	VFCDM	指尖
2	绿光	时域	FRREG	手背
3	融合光	时域	FRRE	手背

标.以基准参考呼吸率为标准,计算 3 种实验方法的呼吸率与基准参考呼吸率之间的误差率,误差率公式如下:

$$\delta = \frac{|R_r - R_{r, \text{line}}|}{R_{r, \text{line}}} \times 100\%.$$

(11)

式中: $\delta$  表示误差率,误差率越低,说明准确性越高; $R_{r, \text{line}}$  为基准参考呼吸率.当蜂鸣频率为 0.2 Hz 时,  $R_{r, \text{line}} = 0.2 \times 60 = 12$ ;当蜂鸣频率为 0.4 Hz 时,  $R_{r, \text{line}} = 0.4 \times 60 = 24$ ;当蜂鸣频率为 0.6 Hz 时,  $R_{r, \text{line}} = 0.6 \times 60 = 36$ .

根据设计实验的内容,每种设定呼吸频率下进行 3 组不同方法的实验.为了便于分析,将同种方法的不同频率呼吸率误差求均值,从而得到每个人 3 种方法的误差率对比,如图 3 所示.

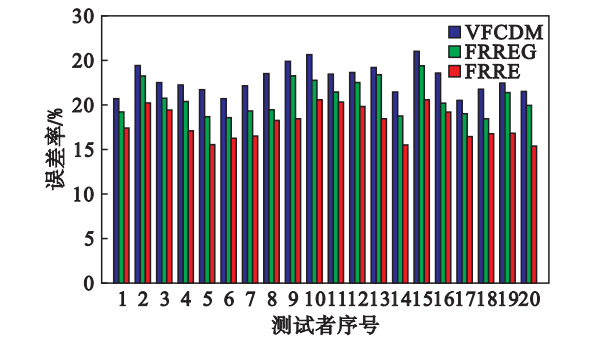


图 3 3 种方法误差率对比

Fig. 3 Comparison of error rate for 3 methods

以测试者 1 为例,图 3 从左到右分别表示 VFCDM 方法误差率、传统绿光的 FRREG 方法误差率、融合光源的 FRRE 方法误差率.根据误差率计算结果可知,在 20 人次的 60 个样本中, VFCDM 的平均误差率为 24.83%,FRREG 的平均误差率为 20.73%,FRRE 平均误差率为 13.67%.本文提出的呼吸率估计 FRRE 方法,比传统 VFCDM 方法降低了 11.16%,比 FRREG 方法误差率降低了 7.06%.但是, VFCDM,FRREG 和 FRRE 的误差率标准差分别为 1.64,1.92 和 1.70. VFCDM 的标准差最低,FRREG 的标准差最大,说明 VFCDM 的数据最稳定,FRREG 稳定性最差.可以说,FRRE 牺牲了一定数据的稳定性,提高了呼吸率估计的准确率.

3.2 实时性实验与分析

对于手机平台生理参数计算来说,实时性是一个最重要的性能指标.在本次实验过程中,每个人在 3 种频率下分别进行 3 种方法的测试.同一种方法会产生  $3 \times 20 = 60$  次的计算.为了统一测试条件,本文采用先采集数据,再计算呼吸率的方式进行实验.通过在每次计算开始与结束的時刻插入系统时间的方法,实现实时性统计,从而避免由于呼吸率估计原理不同导致实时性计算不一致性的问题.

实时性公式如下:

$$t_R = t_{\text{end}} - t_{\text{begin}}, R = 1, 2, \cdots, 60. \quad (12)$$

式中: $R$  为计算次数; $t_{\text{end}}$  为计算结束時刻的系统时间; $t_{\text{begin}}$  为计算开始時刻的系统时间.3 种算法的计算时间对比分析如图 4 所示.

在图 4 中,VFCDM,FRRE,FREG 3 种方法的计算时间平均值分别为 430.94,310.01 和 292.54 ms.从图 4 中可以看出,VFCDM 方法呼吸率的计算时间整体要比 FRRE 和 FRREG 长,说明 VFCDM 的实时性最差.但是,FRRE 的计算时间比 FRREG 要多,这是因为 FRRE 中融合光的信息量比 FRREG 中单纯绿光的信息量多.综上所述,本文提出的 FRRE 方法较传统 VFCDM 实时性提高 28.01%,但是与 FRREG 相比,实时性相差 5.97%.

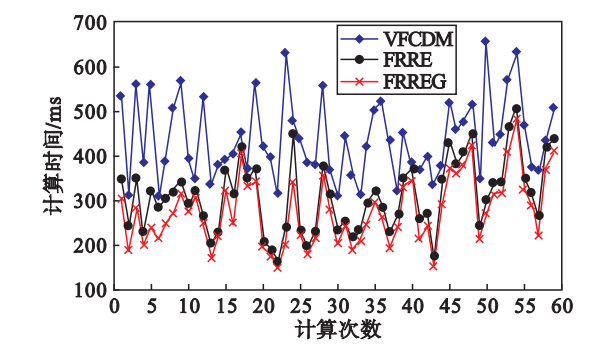


图 4 3 种方法计算时间对比  
Fig. 4 Comparison of computing time for 3 methods

4 结 论

在手机平台上,本文提出的方法通过绿光脉搏波进行瞬时心率计算,通过融合脉搏波进行呼吸信号的提取.对提取的呼吸信号进行 FFT 和 PSD 计算,得到人体呼吸率.实验结果表明,本文

提出的 FRRE 方法,与传统的 VFCDM 方法相比,准确性提高了 11.16%,实时性提高了 28.01%.与使用传统绿光的 FRREG 算法相比,准确性提高 7.06%,且实时性只差 5.97%.FRRE 方法得到了更高准确性和实时性.从而,FRRE 方法可以实现运动健康条件下,仅使用手机内置传感器便捷计算呼吸率的功能.

本文提出的融合脉搏波思想和呼吸率估计方法,为手机平台摄像头的人体生理参数估计提供了一种新思路.

参考文献:

[1] Ucar M K, Bozkurt M R, Polat K, et al. Investigation of effects of time domain features of the photo plethysmography (PPG) signal on sleep respiratory arrests [C]//Proceedings of Signal Processing and Communications Applications Conference. Malatya: IEEE, 2015: 124 – 127.

[2] Sejdıć E, Millecamps A, Teoli J, et al. Assessing interactions among multiple physiological systems during walking outside a laboratory: an Android based gait monitor [J]. *Computer Methods Programs in Biomedicine*, 2015, 122(3): 450 – 461.

[3] Peng R C, Zhou X L, Lin W H, et al. Extraction of heart rate variability from smartphone photoplethysmograms [J]. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, 2015(1): 1 – 11.

[4] 杨增印, 马建峰, 孙聪, 等. 一种利用手指图像测量人体心率的方法 [J]. 西安电子科技大学学报, 2014, 41(5): 91 – 97. (Yang Zeng-yin, Ma Jian-feng, Sun Cong, et al. Measurement of human heart rate using finger pictures [J]. *Journal of Xidian University*, 2014, 41(5): 91 – 97.)

[5] Estrada L, Torres A, Sarlabous L, et al. Respiratory signal derived from the smartphone built-in accelerometer during a respiratory load protocol [C]//Proceedings of 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Milan: IEEE, 2015: 6768 – 6771.

[6] Garde A, Karlen W, Ansermino J M, et al. Estimating respiratory and heart rates from the correntropy spectral density of the photoplethysmogram [J]. *Plos One*, 2014, 9(1): e86427.

[7] Matsumura K, Rolfe P, Lee J, et al. iPhone4s photo plethysmo-graphy: which light color yields the most accurate heart rate and normalized pulse volume using the iPhysio meter application in the presence of motion artifact? [J]. *Plos One*, 2014, 9(3): e91205.

[8] Lázaro J, Nam Y, Eduardo G, et al. Respiratory rate derived from smart phone-camera-acquired pulse photo plethysmographic signals [J]. *Physiological Measurement*, 2015, 36(11): 2317 – 2333.

[9] Nam Y Y, Lee J, Chon K H. Respiratory rate estimation from the built-in cameras of smart phones and tablets [J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2014, 42(4): 885 – 898.