

## 小波变换结合快速傅里叶变换从PPG中提取呼吸率

赵素文, 高凡, 邓莉

桂林航天工业学院电子信息工程与自动化学院, 广西 桂林 541004

**【摘要】**从光电容积脉搏波描记法(PPG)信号中提取呼吸率是一种简便、高效、成本低的呼吸检测方法。本文用多道生理记录仪同时采集由温度传感器和透射式光电脉搏传感器获得的人体呼吸波和PPG信号,应用小波变换对PPG信号进行9层分解,将第9层细节信号和第8层细节信号分解得到的近似信号重建后相加得到呼吸波,然后用改进的快速傅里叶变换频率估计方法从该呼吸波信号中提取呼吸率。用该法从30个PPG样本中提取呼吸率,并将所提取的呼吸率与温度传感器获得的呼吸率用Bland-Altman法进行对比,得到了两者具有良好一致性的结论。

**【关键词】**呼吸波;光电容积脉搏波描记法;小波分解;快速傅里叶变换

**【中图分类号】**R318.04

**【文献标识码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2016)01-0039-05

## Respiratory rate extracted from photoplethysmography signals by using wavelet transform and fast Fourier transform

ZHAO Su-wen, GAO Fan, DENG Li

College of Electronic Information Engineering and Automation, Guilin University of Aerospace Technology, Guilin 541004, China

**Abstract:** The respiratory rate was extracted from the signal of photoplethysmography (PPG), which was a simple, high efficient and low-cost method for respiratory monitoring. Respiratory wave and PPG signal, which were respectively acquired by temperature sensor and transmitted optical-electronic pulse sensor, were recorded by multi-channel physiological recorder simultaneously. PPG signal underwent the decomposition with nine-level by using wavelet transform, and the detail signals of ninth-level and eighth-level were decomposed to obtain approximate signals. The obtained signals were rebuilt, and the sum of the rebuilt signals was respiratory wave. An improved fast Fourier transform frequency estimation method was adopted to extract respiratory rate from the respiratory wave. Respiration rate was extracted from 30 PPG samples by using the method. Bland-Altman method was used to compare the extracted respiratory rate with the reference rate obtained by temperature sensor. The comparison results showed the two respiratory rates had a good consistency.

**Key words:** respiratory wave; photoplethysmography; wavelet decomposition; fast Fourier transform

### 前言

光电容积脉搏波描记法(Photoplethysmography, PPG)是一种利用光电技术检测组织中微血管血容积变化的技术,目前已经被广泛应用于血氧饱和度和心率检测。1992年Lindberg等<sup>[1]</sup>发现在PPG信号的功率谱中包含有明显的分别与心率、呼吸率相关的峰值,提出可应用PPG监测呼吸率与心率。1999年Johansson和

Oberg<sup>[2-3]</sup>从16个正常志愿者的PPG信号中提取到呼吸诱发强度变化(Respiratory-Induced Intensity Variations, RIIV)信号,通过与呼吸速度记录仪同步得到的呼吸容积相比较,发现RIIV信号幅值与呼吸容积间存在相关性。上述研究表明PPG信号中含有呼吸信息。

目前常见的呼吸检测方法有压力传感器法、温度传感器法和阻抗法。另外,自20世纪80年代开始,国内外学者对从心电中提取呼吸信号进行了大量的研究,取得了一定的成果<sup>[4-6]</sup>。相较于利用专用传感器或心电获取的方法,PPG信号通过血氧计获取,简易方便,从PPG中提取呼吸信号更适用于动态监护和呼吸睡眠暂停检测。因此,从PPG中提取呼

**【收稿日期】**2015-07-13

**【基金项目】**国家科技支撑计划(2014BAI1B11-4);广西高校科研项目(YB2014437, YB2014434, YB2014435)

**【作者简介】**赵素文(1984-),硕士,讲师,主要研究方向:医学传感器和医学信号处理。E-mail: zhaosuwen\_2000@163.com。

吸率成为近几年的研究热点。黄继萍<sup>[7]</sup>通过确定脉搏波中的各个极大值点,然后对其进行3次样条插值所得到的波形即为呼吸波,但运动伪迹会使该方法检测到的呼吸率失去准确性。Li等<sup>[8]</sup>采用自适应滤波法对PPG信号进行处理确定出呼吸率,实验结果表明该方法能够有效地从PPG信号中检测出呼吸率,但此方法在信号分析过程中存在结构元及其形状的选取问题,其通用性还要做进一步的研究。李文彪等<sup>[9]</sup>采用经验模式对光电脉搏波做各层分解,重构出呼吸波。邓宝云等<sup>[10]</sup>分别提取基于心电RR间期的呼吸波和基于脉搏Onset间期的呼吸波,所提取的两路呼吸波通过卡尔曼滤波器进行数据融合估计出呼吸率,多通道数据融合方法降低不同源干扰对呼吸参数估计的影响,误差小,但心电信号的获取成本高,其仪器操作复杂,对于实现简易低成本的呼吸监护意义不大。Lázaro等<sup>[11]</sup>提出基于PPG脉宽提取呼吸波的方法,对比结果表明该方法的效果优于从心电或血压中提取呼吸波。

PPG频谱在0.1~0.4 Hz的频率范围(呼吸频率范围)内包含很多非零分量,直接对PPG进行快速傅里叶变换(FFT),然后将该频率范围内峰值点对应的频率确定为呼吸率误差较大<sup>[12]</sup>。本文首先对PPG信号进行小波分解低通滤波,重构出PPG的低通细节信号,然后利用改进的FFT频率估计方法实现呼吸率的测量。

## 1 方法

### 1.1 数据采集

用透射式光电脉搏传感器获取人体食指PPG信号,温度传感器检测人体呼吸波信号。RM-6240型多道生理记录仪同时采集静坐时人体PPG信号和呼吸波,30 Hz低通滤波,采样频率均为125 Hz。实验框图如图1所示。

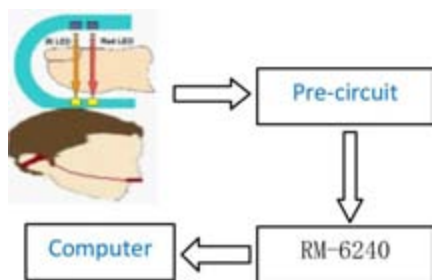


图1 实验装置框图

Fig.1 Block diagram of experimental device

共采集30名受试者(男17名,女13名,年龄21±2岁)的呼吸波和PPG信号,测试时受试者静坐,每个

样本采集时间为60 s,数据由计算机存储。图2为同时采集到的呼吸波和PPG信号。

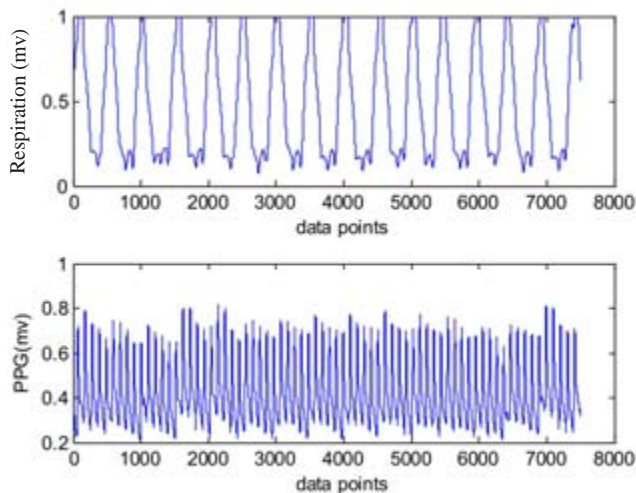


图2 呼吸波(上图)和光电容积脉搏波描记法(下图)信号

Fig.2 Respiratory wave (up) and photoplethysmography (PPG) (down) signal

### 1.2 从PPG中提取呼吸波

对于一个能量有限的函数  $f(t) \in L^2$  的连续小波变换的含义是:把某一基本小波函数  $\varphi(t)$  作移位  $\tau$  后再在不同尺度  $a$  下与待分析信号  $f(t)$  做内积:

$$WT(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \varphi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, a > 0 \quad (1)$$

小波变换通过平移母小波可以获得信号的时间信息,而通过缩放小波的宽度(或者叫尺度)可以得到信号的频率特性。并且不同的频率成分被不同地分析,对高频成分,其时间分辨率较高,因为高频信号变化较快,而低频成分则相反,其频率分辨率较高,时间分辨率较低。

由于连续小波的冗余性大,在实际应用中需要对变换进行二进制离散,即上式中的  $a, b$  按如下规律采样:  $a = 2^m, b = n2^{-m}$ , 其中  $m, n \in \mathbb{Z}$ 。则小波函数为:

$$\varphi_{mn}(t) = 2^{\frac{m}{2}} \varphi(a^m t - n) \quad (2)$$

实现离散小波变换的有效方法是使用滤波器,通过两个互补滤波器来执行的,如图3所示。其中 Approximate signal 为近似信号, Detail signal 为细节信号。小波分解把一个信号分解为两部分:细节信号和近似信号,细节信号包含了信号的高频部分,近似信号包含了信号的低频部分。而分解可以迭代,即进行多级分解。如果只对低频分量进行连续分解,就可以得到许多分辨率较低的低频分量。

如果用小波变换连续分解一个PPG信号到第K层(该层的低频分量的频率与呼吸频率范围对应),

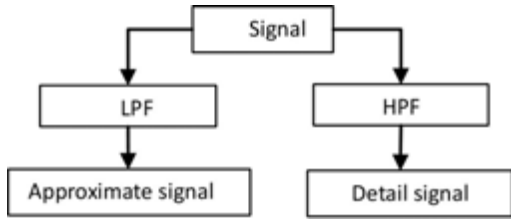


图3 小波分解框图

Fig.3 Diagram of wavelet decomposition

接着重构出第K层的细节信号,就可以得到呼吸信号。K值由采样频率 $f_s$ 决定,根据奈奎斯特采样定理,采样频率 $f_s$ 和能从采样信号中恢复的信号的最大频率 $f_{\max}$ 之间满足 $f_s > 2f_{\max}$ 。本文PPG信号的采样频率为125 Hz,可知待分解的信号频率范围为0~62.5 Hz,则应对PPG信号进行9层小波分解,频带划分如图4所示。第8层的近似信号频率为0~0.244 Hz,细节信号频率为0.244~0.488 Hz,将第8层细节信号再进行一层分解,其近似信号频率范围为0.244~0.366 Hz。

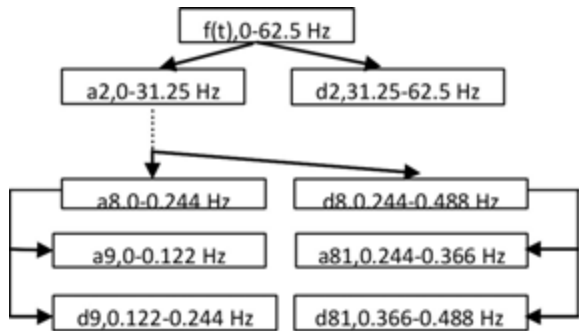


图4 PPG信号9层分解频带划分图

Fig.4 Nine-level decomposition of PPG frequency band

人体呼吸波的频率范围为0.1~0.4 Hz,因此将第9层细节信号(d9)和第8层细节信号分解得到的近似信号(a81)重建后相加即可得到呼吸信号。经对比,发现db12小波效果最佳,因此采用该母小波对60 s的PPG信号进行分解。图5为60 s的PPG信号小波分解后的各层波形图。图6a为PPG信号中提取到的呼吸波(Photoplethysmography-derived respiratory, PDR)。从波形上看PDR信号与实测呼吸信号(图6b)的波形个数一致。

### 1.3 呼吸率的估计

由于信号能量集中分布在真实频率附近的窄带范围内,因此可以在频域上估算信号的频率。常用的方法是对信号进行FFT。当信号的频率恰好为FFT频率间隔的整数倍时,可以利用FFT得到信号频谱的幅度最大值位置准确地估计出频率,对某一

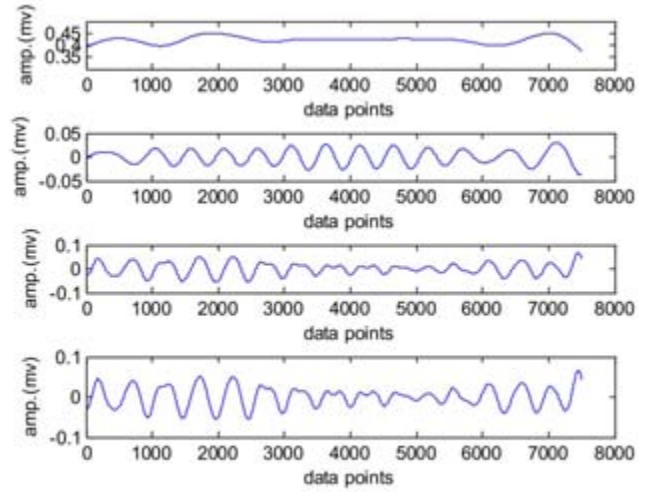
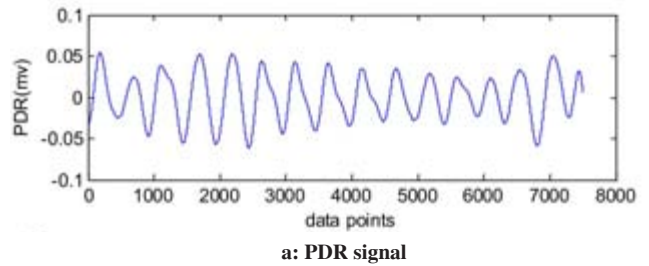
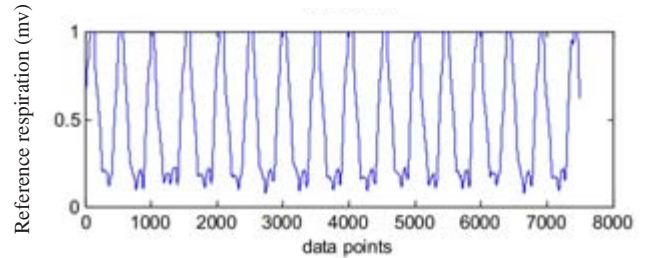


图5 从上至下PPG信号a9、d9、d8和a81的重构图

Fig.5 Rebuilt signal of a9, d9, d8 and a81 from up to down



a: PDR signal



b: Actual measured respiratory signal

图6 PDR信号(a)和实测的呼吸信号(b)

Fig.6 PDR signal and actual measured respiratory signal

Note: PDR: Photoplethysmography-derived respiratory

PDR信号进行FFT得到的频谱最大值对应的频率即为呼吸率。但是在采样不同步的情况下,信号的真实频率位于相邻最大谱线和次大谱线之间(即FFT的栅栏效应),所以仅仅利用最大谱线估计信号的频率是不精确的。已知含噪的正弦信号 $x(t)$ ,其频率为 $f_0$ 。以采样频率 $f_{s1}$ 对 $x(t)$ 进行等间隔采样( $f_{s1} \geq 2f_0$ ),采样点数为 $N$ ,得到离散序列 $x(n)$ :

$$x(n) = A \exp\left(2\pi j \frac{f_0}{f_{s1}} n + \theta\right) + v(n) \quad (3)$$

$v(n)$ 是均值为零的白噪声。对 $x(n)$ 进行FFT结果为 $X(k)$ 。

$$X(k) = A \exp(j\theta) \sum_{n=0}^{N-1} \exp\left(-j \frac{2\pi}{N} nk\right) + V(k), \quad (4)$$

$$k = 0, 1, \dots, N-1$$



$V(k)$ 为白噪声的FFT。记 $k_m$ 为 $X(k)$ 频谱峰值的位置:

$$k_m = \arg \max (X) \tag{5}$$

当信号频率 $f_0$ 不是 $f_{s1}/N$ 的整数倍时,信号的频率应该位于最大谱线和次最大谱线之间。信号的精确频率估计值为:

$$f = \frac{k_m + \delta}{N} f_{s1} \tag{6}$$

其中  $\delta$  是用于校正 FFT 估计值的偏移量。  $\delta$  根据文献[13]中的方法计算,  $X(k)$ 在谱线最大位置  $k_m$  及相邻两点  $k_m-1$ 、 $k_m+1$  的值可表示为:

$$X[k_m - 1] = A \exp(j\theta) \sum_{n=0}^{N-1} \exp[j\frac{2\pi}{N}n(\delta + 1)] + \tag{7}$$

$$V(k_m - 1) = A \exp(j\theta) f(\delta + 1) + V(k_m - 1)$$

$$X[k_m] = A \exp(j\theta) \sum_{n=0}^{N-1} \exp[j\frac{2\pi}{N}n(\delta)] + \tag{8}$$

$$V(k_m) = A \exp(j\varphi\theta) f(\delta) + V(k_m)$$

$$X[k_m + 1] = A \exp(j\theta) \sum_{n=0}^{N-1} \exp[j\frac{2\pi}{N}n(\delta - 1)] + \tag{9}$$

$$V(k_m + 1) = A \exp(j\theta) f(\delta - 1) + V(k_m + 1)$$

按泰勒级数展开  $f(\delta)$  ,保留  $\delta$  的一次项并取实部,可得:

$$\delta = \text{Re} \left\{ \frac{f(\delta + 1) - f(\delta - 1)}{f(\delta + 1) - 2f(\delta) + f(\delta - 1)} \right\} \tag{10}$$

由式(7)、(8)、(9)可知,信噪比高时,噪声的影响很小,可用  $X[k_m - 1]$ 、 $X[k_m]$  和  $X[k_m + 1]$  替代式(10)中的  $f(\delta - 1)$ 、 $f(\delta)$  和  $f(\delta + 1)$  ,则  $\delta$  可表示为:

$$\delta = \text{Re} \left\{ \frac{X[k_m + 1] - X[k_m - 1]}{X[k_m + 1] - 2X(k_m) + X[k_m - 1]} \right\} \tag{11}$$

对该方法进行仿真,其中,输入信号为正弦信号,中心频率为0.3 Hz,采样率  $f_s=125$  Hz,信噪比为20~50 dB,噪声为高斯白噪声,初始FFT处理的点数为512。仿真结果如图7所示。由结果可见校正后的频率估计方法与信号频率的误差很小,随着信噪比的增加,误差接近于0。

2 结果与讨论

2.1 PPG 中提取呼吸率的结果

PPG 信号通过小波低通滤波,将信号分解到呼吸信号所在的频段,在提高信噪比的前提下,对所采集的30名受试者的呼吸信号和PPG提取的呼吸信号,用校正的FFT频率估计法估算得到的呼吸率如表1所示。从实验数据可以看出,从PPG中提取的呼吸率与实测的呼吸率的相对误差(=  $\frac{|PPG中提取的呼吸率 - 实测呼吸率|}{\text{实测呼吸率}} \times 100\%$ )最高为6%,最低相对误差为0,总平均误差为1.5%。

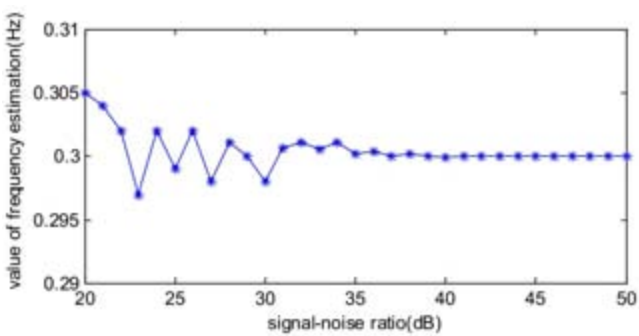


图7 快速傅里叶变换频谱估计校正算法的仿真结果  
Fig.7 Simulation results of frequency spectrum estimation of correction algorithm based on fast Fourier transform

表 1 PPG 中提取呼吸率的结果  
Tab.1 Results of respiratory rate extracted from PPG

Sample	Reference respiration (Hz)	PDR (Hz)	Error
1	0.283	0.279	1.41%
2	0.267	0.271	1.50%
3	0.227	0.227	0.00%
4	0.333	0.330	0.90%
5	0.233	0.229	1.72%
6	0.367	0.362	1.36%
7	0.350	0.352	0.57%
8	0.217	0.216	0.46%
9	0.283	0.286	1.06%
10	0.233	0.234	0.43%
11	0.300	0.294	2.00%
12	0.251	0.254	1.20%
13	0.317	0.318	0.32%
14	0.271	0.270	0.37%
15	0.310	0.312	0.65%
16	0.171	0.177	3.51%
17	0.250	0.248	0.80%
18	0.242	0.245	1.24%
19	0.322	0.320	0.62%
20	0.261	0.267	2.30%
21	0.257	0.259	0.78%
22	0.150	0.159	6.00%
23	0.168	0.174	3.57%
24	0.337	0.341	1.19%
25	0.263	0.260	1.14%
26	0.225	0.225	0.00%
27	0.213	0.218	2.35%
28	0.172	0.164	4.65%
29	0.268	0.271	1.12%
30	0.232	0.228	1.72%
Average error			1.5%

## 2.2 讨论

从表1结果看到,呼吸频率在0.18~0.40 Hz之间的误差较小,小于0.18 Hz误差较大。这是因为一些反映交感神经对微血管控制活动相关的低频信号也包含在PPG信号中,其频率范围为0.12~0.18 Hz<sup>[14]</sup>。该低频信号与呼吸信号的频率重叠,在估计呼吸频率时产生了干扰,使该频段内的频率估计误差较大。

为了评价参考呼吸率与从PPG提取的呼吸率的一致性,本文采用Bland-Altman法对实测呼吸率和PPG中提取的呼吸率进行一致性分析。用实验数据作Bland-Altman图,如图8所示。其中,30组配对数据的差值均数(图8中实线所示)为 $\bar{d} = -5.67 \times 10^{-4}$ ,差值的标准差 $S_d = 0.0041$ ,95%一致性界限(图8中虚线所示)为 $-5.67 \times 10^{-4} \pm 1.96 \times 0.0041$ 。可以看到,30个点在均值线上下分布均衡,落在一致性界限外的点有2个,占6.7%(2/30)。目前,临床上采用的监护仪允许的呼吸测量误差为1 BPM(约0.17 Hz),本文中两组数据的最大差值为0.009 Hz,这种差异在临床上是可接受的。因此,本文从PPG中提取呼吸率与实测的呼吸率有较好的一致性。

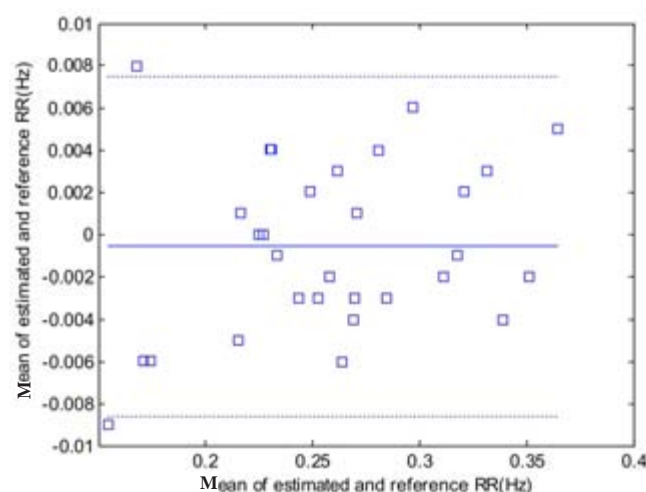


图8 PPG中提取的呼吸率与实测呼吸率Bland-Altman

Fig.8 Bland-Altman plot for respiratory rate extracted from PPG and actual measured respiratory rate

## 3 结论

本文先对PPG信号进行9层小波分解得到具有较高信噪比呼吸波,并用改进的FFT频率估计法从该信号中提取呼吸率,得到了较好的效果。下一步将该算法与现有的硬件(如血氧计)相结合,其与当前的呼吸监测技术如胸阻抗及口鼻气流温度相比,更为简便、高效,仅用光电传感器便能同时完成呼吸率、心率及

血氧饱和度等多项指标的监测,在睡眠呼吸障碍等疾病的早期检测与监护方面将显示明显的优势。

## 【参考文献】

- [1] LINDBERG L G, UGNELL H, OBERG P A. Monitoring of respiratory and heart rates using a fibre-optic sensor[J]. Med Biol Eng Comput, 1992, 30(5): 533-537.
- [2] JOHANSSON A, OBERG P A. Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. Part I: experimental results[J]. Med Biol Eng Comput, 1999, 37(1): 42-47.
- [3] JOHANSSON A, OBERG P A. Estimation of respiratory volumes from the photoplethysmographic signal. Part 2: a model study[J]. Med Biol Eng Comput, 1999, 37(1): 48-53.
- [4] CAGGIANO D, REISMAN S. Respiration derived from the electrocardiogram: a quantitative comparison of three different methods[C]. Bioengineering Conference, Proceedings of the 1996 IEEE Twenty-Second Annual Northeast. 1996.
- [5] 赵捷, 华玫. 由单通道心电提取呼吸信息的算法[J]. 生物医学工程学杂志, 2006, 23(6): 1202-1205.  
ZHAO J, HUA M. The Algorithm of extracting respiratory information from single channel electrocardiogram[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2006, 23(6): 1202-1205.
- [6] KIM J M, HONG J H, KIM N, et al. Two Algorithms for detecting respiratory rate from ECG signal[C]. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006. Berlin: Springer, 2007: 4069-4071.
- [7] 黄继萍. 基于脉搏信号的人体生理参数提取研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2010: 26-36.  
HUANG J P. Human physiological parameters extraction research that based on the pulse signal[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2010: 26-36.
- [8] LI J, JIN J, SUN W, et al. Comparison of respiratory-induced variations in photoplethysmographic signals[J]. Physiol Meas, 2010, 31(3): 415-425.
- [9] 李文彪, 陈真诚, 刘福彬. 基于EMD的指端光电容积脉搏波中呼吸波提取方法研究[J]. 航天医学与医学工程, 2010, 23(4): 279-282.  
LI W B, CHEN Z C, LIU F B. Extraction of respiratory wave from finger tip photoplethysmography signal based on EMD method[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2010, 23(4): 279-282.
- [10] 邓宝芸, 潘燕, 邓延, 等. 基于心电和脉搏波数据融合的呼吸率估计[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(2): 211-216.  
DENG B Y, PAN Y, DENG Y, et al. Estimation of respiratory rate based on data fusion using electrocardiogram and pulse wave[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(2): 211-216.
- [11] LÁZARO J, GIL E, BAILÓN R, et al. Deriving respiration from photoplethysmographic pulse width[J]. Med Biol Eng Comput, 2013, 51(1-2): 233-242.
- [12] 马俊领, 王成, 李章俊, 等. 基于PPG的心率和呼吸频率的测量研究[J]. 光学技术, 2011, 37(3): 309-312.  
MA J L, WANG C, LI Z J, et al. Study of measuring heart rate and respiration rate based on PPG[J]. Optical Technique, 2011, 37(3): 309-312.
- [13] JACOBSEN E, KOOTSOOKOS P. Fast, accurate frequency estimators[M]. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, 2012: 135-145.
- [14] NILSSON L M. Respiration signals from photoplethysmography[J]. Anesth Analg, 2013, 117: 859-865.