

## 基于Hilbert-Huang变换的脉率变异性提取方法

丑永新<sup>1</sup>, 祁春阳<sup>2</sup>, 金逸<sup>3</sup>, 张瑞雷<sup>1</sup>, 顾亚<sup>1</sup>

1. 常熟理工学院电气与自动化工程学院, 江苏 苏州 215500; 2. 中国矿业大学计算机科学与技术学院, 江苏 徐州 221116; 3. 常熟市医学检验所, 江苏 苏州 215500

**【摘要】**提出一种基于Hilbert-Huang变换的脉率变异性信号(PRV)提取方法。首先对脉搏信号进行经验模态分解,得到脉搏信号的内禀模态函数及其边际谱;然后,根据边际谱的频率范围选取能反映脉率变化的内禀模态函数分量;最后,从分量中提取PRV信号。将所提出的方法应用于实际采集的脉搏信号,结果表明所提出的方法能从脉搏信号中准确地提取PRV信号,并且抗噪性很强。

**【关键词】**脉搏信号;脉率变异性;Hilbert-Huang变换;EMD分解

**【中图分类号】**R35

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)04-0425-06

### A Hilbert-Huang transform-based pulse rate variability extraction method

CHOU Yongxin<sup>1</sup>, QI Chunyang<sup>2</sup>, JIN Yi<sup>3</sup>, ZHANG Ruilei<sup>1</sup>, GU Ya<sup>1</sup>

1. School of Electrical and Automatic Engineering, Changshu Institute of Technology, Suzhou 215500, China; 2. School of Computer Science and Technology, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China; 3. Changshu Medicine Examination Institute, Suzhou 215500, China

**Abstract:** A novel method based on Hilbert-Huang transform for extracting pulse rate variability (PRV) signals is proposed in this study. The pulse signals are firstly decomposed by empirical mode decomposition to obtain the intrinsic mode functions of pulse signals and their marginal spectra. According to the frequency range of the obtained marginal spectra, the intrinsic mode functions components which can reflect the change of the pulse rate are selected, and the PRV signals are extracted from those components. The proposed method is applied into the actual pulse signal acquisition, and the results show that the proposed method can accurately extract the PRV signals from the pulse signals and has a good anti-noise performance.

**Keywords:** pulse signals; pulse rate variability; Hilbert-Huang transform; empirical mode decomposition

### 前言

随着社会经济的快速发展,我国人口老龄化不断加剧,人们的生活和饮食习惯发生巨大变化,导致心血管疾病的发病率呈逐年上升趋势。研究表明心血管疾病是可防可控的,一些如心电、脉搏等生理信号可作为心血管疾病诊断的重要依据。心脏的搏动产生脉搏信号,从脉搏信号中提取的连续主波间期可用来表征脉率变异性(Pulse Rate Variability, PRV),称为PRV信号。PRV信号可以间接反映心脏

搏动的特点,是人体心脏交感神经与迷走神经张力及其平衡性重要评价指标,蕴含着心血管系统丰富的生理和病理信息。PRV信号的准确获取,对实现心血管疾病的监护与预警十分重要。

国内外学者针对PRV信号提取方法进行了大量研究,常用的PRV信号有时域提取法、频域提取法和信号分解提取法。张爱华等<sup>[1-2]</sup>根据脉搏信号时域波形的变化特征,在幅度阈值法的基础上,提出了动态差分阈值法,提高了脉搏主波的检测率。王炳和等<sup>[3]</sup>对脉搏信号进行傅利叶变换,得到功率谱,提出脉搏信号功率谱上第一主峰的频率即为心脏搏动频率,这种方法的抗噪性很强,但结果为平均脉率。也有许多学者通过多通道滤波器<sup>[4-6]</sup>、高斯分解<sup>[7]</sup>、小波分解<sup>[8]</sup>、EMD分解<sup>[9]</sup>等方法将脉搏信号分解成不同频率段的分量信号,将PRV信号从可以反映脉搏信号周期变化的分量信号中解调出来。这种方法为PRV信

**【收稿日期】**2017-11-27

**【基金项目】**国家自然科学基金(61673075,61273312);江苏省高校自然科学基金项目(16KJB310001);江苏省基础研究计划(自然科学基金)项目(BK20170436)

**【作者简介】**丑永新,博士,讲师,从事生物医学信息检测与识别研究,  
E-mail: lutchouyx@163.com

号的准确提取提供了新思路,但准确性有待进一步提高。

本文提出一种基于 Hilbert-Huang 变换的 PRV 信号提取方法。通过经验模态分解(Empirical Mode Decomposition, EMD)将脉搏信号分解为一系列内禀模态函数,选取反映脉搏信号周期变化的分量,从中提取 PRV 信号。采用实际采集脉搏信号作为实验数据,将所提出的方法与常用的动态差分阈值法用于这些数据,对所提出方法的准确性进行对比讨论。

## 1 方法

### 1.1 Hilbert-Huang 变换

EMD 分解和 Hilbert 谱分析<sup>[10-11]</sup>组成 Hilbert-Huang 变换<sup>[12]</sup>。其中,EMD 分解可将信号自适应地分解为一系列的内禀模态函数(Intrinsic Mode Function, IMF),或称为 IMF 分量<sup>[13]</sup>。所谓的 IMF 分量,必须满足下面两个条件:(1)整个 IMF 分量的极值点和零点个数相等或者最多差 1;(2)IMF 分量的上包络和下包络对称。

通过对各固有模态分量进行 Hilbert 变换,得到瞬时时间-频率-幅度谱,最后在时间轴上积分获得边际谱。

EMD 分解的步骤为<sup>[14-16]</sup>:

(1)计算脉搏信号的极大值及极小值点。脉搏信号记为  $\{PPG(i)\}$ ,  $i=1, 2, \dots, N$ ,  $N$  为脉搏信号长度,简记为 PPG。

(2)采用三次样条插值法对极大值和极小值插值,得到脉搏信号的上下包络<sup>[17]</sup>,分别记为  $PPG_u$  和  $PPG_l$ 。计算上下包络的均值曲线:

$$m_1 = \frac{1}{2}(PPG_u + PPG_l) \quad (1)$$

(3)计算 PPG 与均值曲线的差  $h_1$ ,  $h_1 = PPG - m_1$ ;判断其是否满足 IMF 条件,如果不满足,将  $h_1$  作为输入,继续前两步,求得包络均值  $m_{11}$  及  $h_{11} = h_1 - m_{11}$ 。如此反复  $k$  次,直至满足 IMF 条件,得到  $h_{1k} = h_{1k-1} - m_{1k}$ ,即为第一个 IMF 分量,  $IMF_1 = h_{1k}$ 。

(4)计算 PPG 与  $IMF_1$  的差值,得到第一个分解的残余项  $r_1 = PPG - IMF_1$ ;将  $r_1$  作为输入,继续上面 3 步操作,得到  $IMF_2$ 。如此反复,直到第  $n$  个残余项  $r_n$ ,其具有一个极值点或者为单调函数时终止。

经过 EMD 分解,原始脉搏信号可被分解为:

$$PPG = \sum_{l=1}^n IMF_l + r_n \quad (2)$$

式中,从  $IMF_1$  至  $IMF_n$  分别代表脉搏信中从高频到低频,不同频率段成分。其中,低阶数 IMF 分量为脉搏信号中的高频成分,一般为高频干扰;高阶数 IMF 分

量为脉搏信号中的低频成分,一般为低频干扰;中间阶数含有脉搏信号的有效成分<sup>[18]</sup>。

对各 IMF 分量进行 Hilbert 变换,可得到瞬时频率谱<sup>[12]</sup>:

$$\theta_l(i) = \arctan\left(\frac{H[IMF_l(i)]}{IMF_l(i)}\right) \quad (3)$$

$$IF_l(i) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta(i)}{di} \quad (4)$$

式中,  $H[IMF_l(i)]$  为  $IMF_l$  的 Hilbert 变换,  $IF_l(i)$  为其瞬时频率。

原始脉搏信号可表示为:

$$PPG(i) = \sum_{l=1}^n a_l(i) e^{j \sum IF_l(i)} \quad (5)$$

式中,  $a_l(i)$  表示第  $l$  个固有模态函数的幅值:

$$a_l(i) = \sqrt{IMF_l^2(i) + H^2[IMF_l(i)]} \quad (6)$$

根据式(4),可以得到幅值和频率随时间变化的三维希伯特幅值谱图,记为  $H(f, i)$ ,在时间上积分后得到其频率边际谱:

$$h(f) = \sum_{i=1}^N H(f, i) \quad (7)$$

### 1.2 基于 Hilbert-Huang 变换的 PRV 信号提取

为减少脉搏信号中噪声、重搏波等因素对主波检测的干扰,本研究采用替代的思想从脉搏信号分量中提取 PRV 信号,如图 1 所示。基于 Hilbert-Huang 变换的 PRV 信号的提取步骤如下:首先,原始脉搏信号经 EMD 分解,得到一系列 IMF 分量信号,选择含有脉搏信号主波成分 IMF 分量。然后,计算 IMF 分量的极大值间期,即为 PRV 信号。

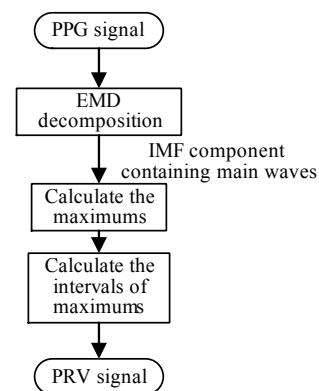


图 1 基于 Hilbert-Huang 变换的 PRV 提取流程

Fig.1 Process of PRV extraction based on Hilbert-Huang transform

PPG: Photoplethysmogram; EMD: Empirical mode decomposition;

PRV: Pulse rate variability; IMF: Intrinsic mode function

对于从含有脉搏信号主波成分的 IMF 分量中提取 PRV 信号,其原理如下:

通过对脉搏信号进行 EMD 分解,获取可反映主

波周期变化的 IMF 分量,如图 2 所示。由 IMF 分量与原始信号之间关系可知,理想情况下,脉搏信号的周期  $\Delta t$  不变,其 IMF 分量为单频信号。于是,  $\Delta t$  等于基波信号的周期  $\Delta t'$ ,即在图中,  $\Delta t = \Delta t_1 = \Delta t_2 = \Delta t' = \Delta t_1' = \Delta t_2'$ 。实际的脉搏信号为准周期信号,周期  $\Delta t$  会发生缓慢的时变 ( $\Delta t_1 \neq \Delta t_2$ ),通过 IMF 分量的周期也会随之改变 ( $\Delta t_1' \neq \Delta t_2'$ ),但在一个周期内,脉搏信号的周期  $\Delta t$  与含有主波成分 IMF 分量的周期  $\Delta t_1$  相同 ( $\Delta t' = \Delta t_1'$ ,  $\Delta t_2 = \Delta t_2'$ )。于是,该 IMF 分量信号间期  $\Delta t'$  的变化可以有效反映脉搏信号周期  $\Delta t$  的变化。由于所得到的 IMF 分量为窄带信号,含有噪声成分少,其极大值即为峰值(P'波),易于检测。于是,含有脉搏信号主波成分的 IMF 分量可以代替脉搏信号,实现 PRV 信号检测。

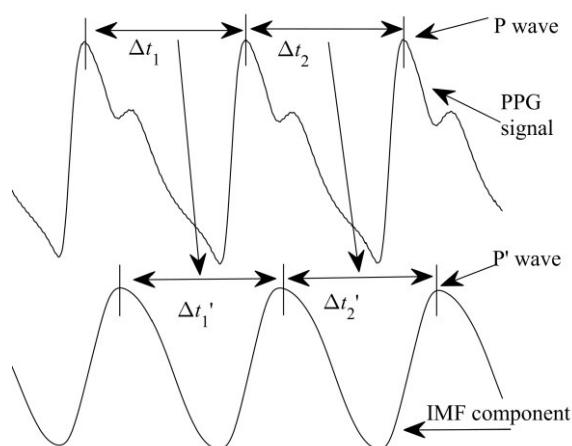


图2 从 IMF 分量中提取 PRV 信号示意图

Fig.2 Process of PRV signal extracting from IMF components

记基波信号主波间期为  $pp(i)$ ,  $i=1, 2, \dots, n-1$ ,  $n$  为 P'波的数量,则脉率变异性信号  $PRV(i)=pp(i)$ 。特殊的,若信号采样频率为  $f_s$ ,则脉率信号  $PR(i)$  为:

$$PR(i) = \frac{60}{pp(i)f_s} \quad (8)$$

基于 IMF 分量提取 PRV 信号的方法主要采用替代的思想,将脉搏信号的主波检测转换为 IMF 分量的极大值检测,其重点在于 IMF 分量的选择,如图 3 所示。首先,在 EMD 分解后对各 IMF 分量进行 Hilbert 变换,得到其瞬时频率谱。然后根据瞬时频率谱求得各 IMF 分量的边际谱,判断第  $l$  个 IMF <sub>$l$</sub>  的主要能量是否分布在 0.5~3.0 Hz (脉搏主波的主要频率范围),若在该范围内,则为含有主波成分的 IMF 分量,检测其极大值及极大值间期,可得到 PRV 信号;若不在该范围内,  $l=l+1$ ,选择下一个 IMF 分量,继续判断。

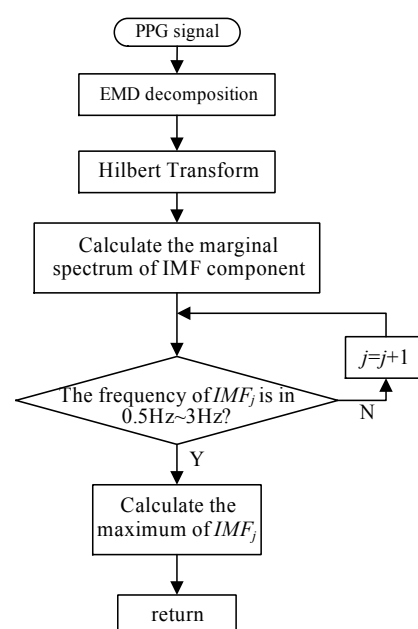


图3 含有脉搏信号主波成分的 IMF 分量选取流程

Fig.3 Selection process of IMF components containing pulse signal main waves

## 2 结果与分析

### 2.1 实验数据

通过本课题组开发的脉搏信号检测与处理系统采集人体脉搏信号,信号采样频率为 500 Hz,采样时间为 10 min,共 40 组。将所提出的方法用于实测脉搏信号,验证其提取 PRV 信号的准确性。通过人工检测方式从实测脉搏信号中提取 PRV 信号,作为评价 PRV 提取结果的标准,称其为真实的 PRV 信号。

### 2.2 实验结果

采用均方根误差 (Mean Square Error, MSE) 评估 PRV 信号提取的准确性,其定义为:

$$MSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (PRV(i) - TPRV(i))^2}{n}} \quad (9)$$

式中,  $PRV(i)$  为提取 PRV 信号的第  $i$  个数据点,  $TPRV(i)$  为真实 PRV 信号第  $i$  个数据点,  $n$  为信号的长度。

采用所提出的方法从脉搏信号中提取 PRV 信号,如图 4 所示,为一组任选的脉搏信号。其 EMD 分解的结果如图 5 所示,可以看出分解脉搏信号共得到 7 个 IMF 分量,其中 IMF<sub>2</sub> 分量可以反映脉搏信号周期的变化。其边际谱如图 6 所示,可以得到, IMF<sub>1</sub>~IMF<sub>7</sub> 的频率范围由高到低变化。IMF<sub>1</sub> 分量的频率范围为 1~6 Hz,主要为脉搏信号中的高频成分。IMF<sub>2</sub> 分量的频率范围为 0.8~1.2 Hz,与 PRV 信号实际变化范围相近。IMF<sub>3</sub>~IMF<sub>7</sub> 含有脉搏信号的低频成分。

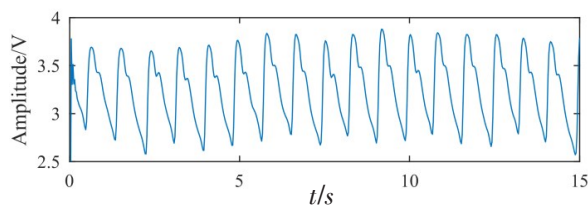


图4 实测的脉搏信号  
Fig.4 Measured PPG signals

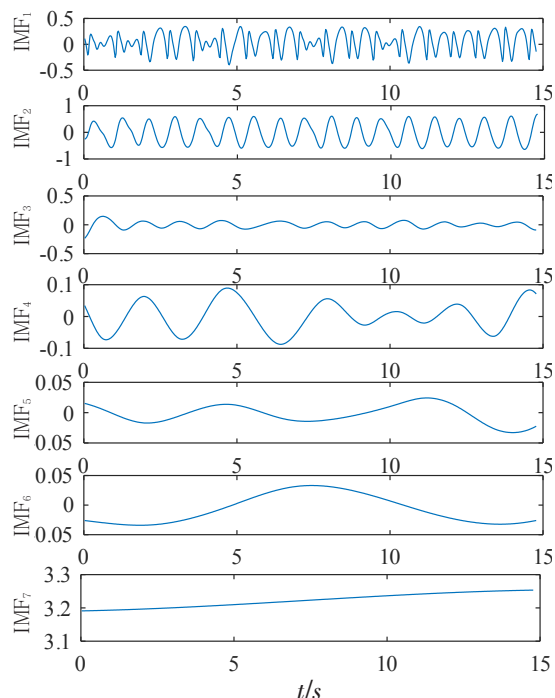


图5 一组脉搏信号的EMD分解结果  
Fig.5 Result of EMD for a group of PPG signals

按照IMF分量选择规则,选取 $IMF_2$ 分量,对其求极大值及其差分,可得到PRV信号,结果如图7所示。与人工提取的真实PRV信号相比,基于Hilbert-Huang变换提取的PRV信号与其十分相近,它们MSE为29.627。

图8为提取的PRV信号和真实PRV信号对应时刻的Bland-Altman图,两者的差值均数为0.001 ms(图中虚线),差值的标准差为29.682 ms,则95%一致性界限为 $0.001 \pm 1.96 \times 29.682$  ms,即(-58.176 ms, 58.178 ms),如图中实线所示。有4.04%(11/274)的点在95%一致性界限外,在一致性界限内两种方法提取PRV差值的绝对值最大为50 ms(图中实心圆圈),两种方法测量结果最多相差0.002 ms。相对于两种方法的测量结果的均值824.357 ms,这种相差在临床应用中可以接受。因此可以认为这两种方法提取PRV信号的结果具有很好的一致性,可以在实际应用中相互替代。

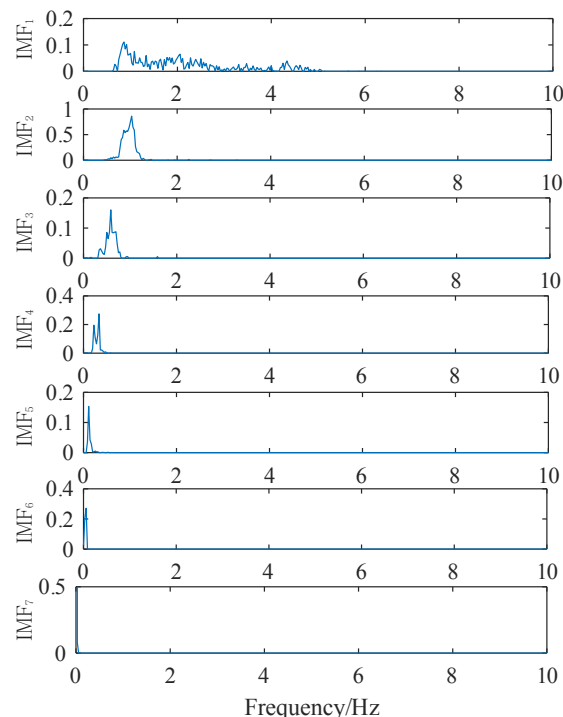


图6 一组脉搏信号的边际谱  
Fig.6 Marginal spectra of a group of PPG signals

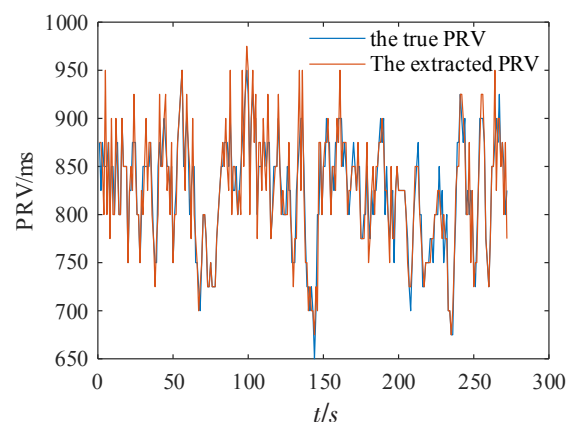


图7 所提取PRV信号与真实PRV对比图  
Fig.7 Extracted PRV signals and true PRV signals

采用常用的动态差分阈值法<sup>[19]</sup>从图4所示的脉搏信号中提取PRV信号,如图9所示,可以看出相比于真实PRV信号,存在许多奇异值。这是由于时间阈值和幅度阈值的更新过慢,以及脉搏信号中残留的噪声引起的主波漏检或者误检造成的。其与真实PRV的MSE=470.221,远远大于所提出方法的误差。因为所提出方法采用EMD对脉搏信号进行自适应分解,可有效地滤除脉搏信号中的噪声和低频成分,从而降低其对主波检测的干扰,提高了PRV提取的准确性。

将所提出方法和动态差分阈值法应用于实际采集的40组脉搏信号,从中提取PRV信号。相比于真实



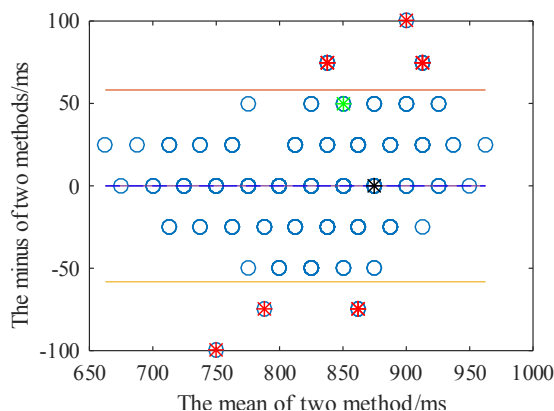


图8 Hilbert-Huang变换提取的PRV信号与真实PRV信号的Bland-Altman图

Fig.8 Bland-Altman figure of true PRV signals and PRV signals extracted by Hilbert-Huang transform

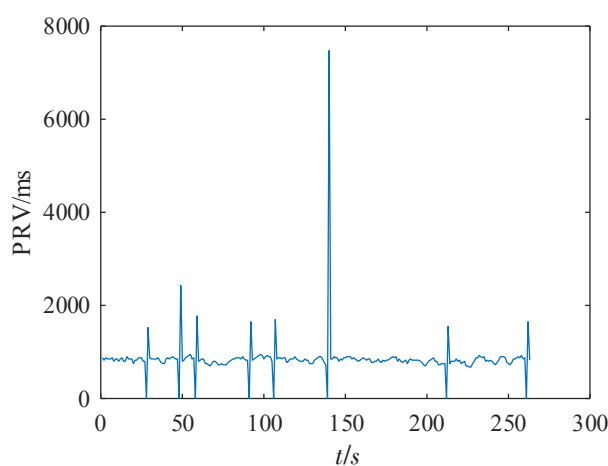


图9 动态差分阈值法提取的PRV信号

Fig.9 PRV signals extracted by dynamic difference threshold method

PRV信号,动态差分阈值法的 $MSE=506.562\pm 82.612$ (均值 $\pm$ 方差),所提出方法的 $MSE=25.000\pm 5.362$ 。相比于动态差分阈值法,所提出方法的MSE很小,而且波动很小。因为所提出方法从含有较小噪声和干扰的分量信号中提取PRV信号,而不是直接检测脉搏信号主波,因此具有很强的抗噪性。

### 3 结语

本文针对脉搏信号的特点,提出了基于Hilbert-Huang变换的PRV信号提取方法。根据脉搏周期的频率变化范围,选择含有主波周期变化特征的IMF分量,从中提取PRV信号。然后,采用实测的脉搏信号对方法的准确性进行评估。结果表明,相比于常用的动态差分阈值法,本方法具有很强的抗噪性,可准确提取PRV信号,有望用于人体非静止状态下PRV信号的检测。

### 【参考文献】

- [1] 张爱华,王平,丑永新. 基于动态差分阈值的脉搏信号峰值检测算法[J]. 吉林大学学报(工学版), 2014, 44(3): 847-853.  
ZHANG A H, WANG P, CHOU Y X. Peak detection of pulse signal based on dynamic difference threshold[J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2014, 44(3): 847-853.
- [2] 丑永新,张爱华,欧继青,等. 基于手机的动态脉率变异性信号提取与分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2015, 39(5): 313-317.  
CHOU Y X, ZHANG A H, OU J Q, et al. Dynamic pulse signal processing and analyzing in mobile system[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2015, 39(5): 313-317.
- [3] 王炳和,郭红霞. 从脉搏信号中准确提取呼吸和心率信息的新方法[J]. 陕西师范大学学报(自然科学版), 2005, 33(1): 53-55.  
WANG B H, GUO H X. Extracting respiration frequency and heart rate from a pulse [J]. Journal of Shanxi Normal University (Natural Science Edition), 2005, 33(1): 53-55.
- [4] BARROS A K, OHNISHI N. Heart instantaneous frequency (HIF): an alternative approach to extract heart rate variability[J]. IEEE trans Biomed Eng, 2001, 48(8): 850-855.
- [5] HAYANO J, BARROS A K, KAMIYA A, et al. Assessment of pulse rate variability by the method of pulse frequency demodulation[J]. BioMed Eng OnLine, 2005, 4(1): 62-74.
- [6] FERRO B R, AGUILERA A R, DE LA VARA PRIETO R F. Automated detection of the onset and systolic peak in the pulse wave using Hilbert transform [J]. Biomed Signal Processing Control, 2015, 20: 78-84.
- [7] LI D, ZHAO H, DOU S. A new signal decomposition to estimate breathing rate and heart rate from photoplethysmography signal[J]. Biomed Signal Processing Control, 2015, 19: 89-95.
- [8] 周红标. 基于小波变换的脉搏信号特征提取[J]. 电子测量技术, 2009, 32(9): 77-84.  
ZHOU H B. Feature extraction of pulse signal based on wavelet transform[J]. Electronic Measurement Technology, 2009, 32(9): 77-84.
- [9] CHANG C C, HSIAO T C, HSU H Y. Frequency range extension of spectral analysis of pulse rate variability based on Hilbert-Huang transform[J]. Med Biol Eng Comput, 2014, 52(4): 343-351.
- [10] SUI T, SHI X X, LIU X, et al. Simulation investigation of fault location algorithm for high voltage direct current transmission based on Hilbert-Huang transform[J]. Sci Technol Eng, 2018, 18(4): 279-285.
- [11] LI W B, SHENG S X, CHOU Y X. On the typical pulse recognition based on support vector machine[C]//International Congress on Image and Signal Processing, Biomedical Engineering and Informatics. IEEE, 2017: 1211-1215.
- [12] CHOU Y X, ZHANG A H, YANG B. Age-related alterations in the sign series entropy of short-term pulse rate variability[J]. Neurocomputing, 2016, 228(2017): 213-219.
- [13] 王杰华,夏海燕,孙万捷,等. 基于EMD和SVD的光电容脉搏波信号去噪方法[J]. 现代电子技术, 2018, 41(4): 65-74.  
WANG J H, XIA H Y, SUN W J, et al. PPG signal denoising method based on EMD and SVD [J]. Modern Electronics Technique, 2018, 41(4): 65-74.
- [14] CHOU Y X, ZHANG A H, WANG P, et al. Pulse rate variability estimation method based on sliding window iterative DFT and Hilbert transform[J]. J Med Biol Eng, 2014, 34(4): 347-355.
- [15] 游玲,郑瑞杰,季忠,等. 基于Android平台的无创血压连续监测系统[J]. 中国生物医学工程学报, 2017, 36(4): 497-501.  
YOU L, ZHENG R J, JI Z, et al. Non-invasive blood pressure monitoring system based on android platform[J]. Chinese Journal of

- Biomedical Engineering, 2017, 36(4): 497-501.
- [16] CHOU Y X, ZHANG R L, LU M L, et al. A real-time analysis method for pulse rate variability based on improved basic scale entropy[J]. J Healthcare Eng, 2017, 2017: 7406896.
- [17] 陈星池, 赵海, 毕远国, 等. 手机可见光提取脉搏中呼吸率的估计[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2017, 38(7): 932-935.
- CHEN X C, ZHAO H, BI Y G, et al. Respiratory rate estimation from smartphone-camera-acquired pulse wave signal using visible light[J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2017, 38(7): 932-935.
- [18] 徐志红, 方震, 陈贤祥, 等. 一种基于多参数融合的无袖带式连续血压测量方法的研究[J]. 电子与信息学报, 2018, 40(2): 353-362.
- XU Z H, FANG Z, CHEN X X, et al. Research about cuff-less continuous blood pressure estimation by multi-parameter fusion method [J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2018, 40(2): 353-362.
- [19] 刘光达, 王宪忠, 蔡靖, 等. 基于胸阻抗法的穿戴式呼吸检测方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(6): 1103-1109.
- LIU G D, WANG X Z, CAI J, et al. Research on detection method with wearable respiration device based on the theory of bio-impedance [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2016, 33(6): 1103-1109.

(编辑:黄开颜)