

DOI: 10.13382/j.jemi.B1902831

改进 VMD 算法消除脉搏波基线漂移研究*

韦海成¹ 蔡坤² 赵静³

(1. 北方民族大学 基础实验教学与工程实训中心 银川 750011; 2. 北方民族大学 计算机科学与工程学院 银川 750011; 3. 宁夏大学 信息工程学院 银川 750011)

摘要:针对光电容积法采集的脉搏波信号容易受到干扰出现基线漂移的现象,提出了一种改进变分模态分解消除基线漂移噪声算法。算法先利用变分模态分解(VMD)将脉搏波信号分解成多模态分量,然后筛选出含有基线漂移的分量进行经验模态分解(EMD),并消除经验模态分解的余项,最后将全部模态重构。实验结果表明:该算法可以有效去除基线漂移,减少失真。与单纯使用EMD算法相比,改进VMD算法的含噪信号功率与降噪后信号功率比为0.26,均方误差为1.73,有效提高了信号的质量。

关键词:光电容积法;基线漂移;变分经验模态分解;经验模态分解

中图分类号: TH133.33; TN911.72 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

Study of improved VMD algorithm to eliminate baseline drift of PPG

Wei Haicheng¹ Cai Kun² Zhao Jing³

(1. Basic Experimental Teaching and Engineering Training Center North Minzu University, Yinchuan 750001, China;
2. School of Electrical and Information Engineering, North Minzu University, Yinchuan 750011, China;
3. School of Information Engineering, Ningxia University, Yinchuan 750011, China)

Abstract: The pulse wave signal collected by optical capacitance product method is easy to be interfered and the baseline drift noise occurs. An improved variational mode decomposition (VMD) algorithm is proposed to eliminate baseline drift noise. Firstly, the PPG signal is resolved into multi-modal components by means of variational mode decomposition, and the residual items of empirical mode decomposition (EMD) are eliminated. Finally, all modes are reconstructed. The experimental results show that the signal with drift effectivity could be reduced by the algorithm. Compared with the EMD algorithm, the noise of signal reduce ratio and mean square error of the improved VMD algorithm are 0.26 and 1.73, which can improve the quality of signals effectively.

Keywords: Photoplethysmography; baseline wander; VMD; EMD

0 引言

光电容积法(photoplethysmography, PPG)采集的脉搏波信号包含人体重要的生理参数^[1-3],该信号对于中老年慢性病和心血管疾病的早期筛查具有重要的临床意义,被广泛应用在疾病的无损检测领域和可穿戴设备中^[4]。然而,采集到的PPG信号常常会因环境影响出现

基线漂移^[5],严重影响了信号的后期分析和处理。因此,消除脉搏波信号中的基线漂移,是PPG信号脉诊信息化的一个重要研究领域,具有一定的实用价值^[6]。

传统的脉搏波消除基线漂移方法很多,如时变滤波器、形态滤波、多项式插值滤波器法等。在此基础上,郭中华等^[7]提出了自适应阈值小波降噪法,通过改进的小波阈值降噪法良好的时频分析能力,消除了噪声。曹伟等^[8]采用小波软阈值和小波包分解重构消除了地震信号

收稿日期: 2019-12-15 Received Date: 2019-12-15

* 基金项目:北方民族大学校级重点项目(2019KJ37)、宁夏自然科学基金(NZ17050)、国家自然科学基金(61861001)、教育部“天诚汇智”基金(2018A01016)、北方民族大学研究生创新项目(YCX19080)资助

的噪声。Awel 等^[9]采用自适应 Symlet 小波消除了心电信号的噪声。任杰等^[10]提出了一种基于小波变换系数的心电信号基线漂移去噪算法。此外,苏志刚等^[11]提出了改进经验模态分解(EMD)法,EMD 分解后的各个 IMF 模态进行过零率检测,进行基线漂移消除。崔善政等^[12]采用变分模态分解(VMD)去除心电图信号基线漂移。韩庆阳等^[13]采用总体经验模态分解和排列熵结合的方法消除了基线漂移和低频噪声。

在上述方法中,时变滤波器实现过程比较复杂,且依赖于心率的准确测定,多项式差值需要找准基准点^[14],小波变换算法依赖于小波基的选取,缺乏自适应性,经验模态分解法难以解决模态分解中的模态混叠现象,变分模态分解容易滤除脉搏波信号中有效成分,出现波形失真。

为了解决上述问题,本文提出了一种改进的变分模态分解算法消除 PPG 信号的基线漂移,算法利用变分模态分解将 PPG 信号分解为多模态分量,筛选出含有基线漂移的分量后,进行经验模态分解,最大可能的将基线校正限定于一定范围内进行消除,最后将去除噪声的各个模态进行重构还原。改进的变分模态分解算法,结合了 EMD 与 VMD 算法的特点,不仅能够避免模态混叠困扰,还能有效消除 PPG 信号的基线漂移,同时还能最大限度还原原有信号特征。

1 算法原理

1.1 VMD 算法

VMD 是 Dragomiretskiy 等^[15]于 2014 年提出的一种自适应完全非递归的模态分解模型。该算法借用了希尔伯特黄变换(HHT)中的本征模态概念,通过循环迭代求解约束变分问题的最优解,确定分解后模态分量的中心频率和带宽,实现了输入信号的有效分离。

以 PPG 信号为例,VMD 分解可以将脉搏波信号 f 分解为频谱在各个子信号的带宽稀疏性各不相同的 K 个离散子信号 $u_k(t)$,具体的求解步骤如下:

对脉搏波信号 f 分解出的模态 $u_k(t)$,采用 Hilbert 变换计算出各个模态的解析信号,得出信号 $u_k(t)$ 的单边频谱 $u_k(t)'$:

$$u_k(t)' = \left(\sigma(t) + \frac{j}{\pi t} \right) u_k(t) \quad (1)$$

通过在各模态 $u_k(t)$ 中加入指数项来调整各自估计的中心频率,把每个模态的频谱调制到相应的频带中心上得到 $u_k(t)''$:

$$u_k(t)'' = \left[\left(\sigma(t) + \frac{j}{\pi t} \right) u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \quad (2)$$

由于每个模态都能紧密围绕在以中心脉冲频率 ω_k 为各个模态的中心频率附近,这样脉搏波对应的 K 个模

态分量约束变分模型表达式如下:

$$z = \min_{\{u_k\}, \{\omega_k\}} \left\{ \sum_k \|\partial_t \left[\left(\sigma(t) + \frac{j}{\pi t} \right) u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \|_2^2 \right\} \quad (3)$$

$$\sum_{k=1}^K u_k = f \quad (4)$$

式中: z 是式(3)的解, $u_k(t)$ 代表 K 个模态分量, ω_k 代表各个分量的中心频率,引入增广 Lagrange 函数式(5),得到上述 K 个模态分量约束变分问题的最优解。

$$L(\{u_k\}, \{\omega_k\}, \lambda) = \alpha \sum_k \|\partial_t \left[\left(\zeta(t) + \frac{j}{\pi t} \right) u_k(t) \right] e^{-j\omega_k t} \|_2^2 + \|f(t) - \sum_k u_k(t)\|_2^2 + \langle \lambda(t), f(t) - \sum_k u_k(t) \rangle \quad (5)$$

式中: α 是惩罚参数; λ 为 Lagrange 乘子。通过式(5) K 值的估算得到频带划分清晰的自适应分离的模态分量。该函数频率域的最优解就是模态分量 $u_k(t)$ 的频域表达式,对应的 ω_k 就是频域中心频率。模态分量的数量 K 设置后,原始信号能够得到的模态数量就被确定下来,因此 K 值的设置决定了分解出来模态分量数量。在此问题上,杨洪柏提出 K 值可以利用 EMD^[16-17] 自适应分解过程来求,主要是因为 EMD 分解不需要信号先验知识,采用 EMD 的自适应分解特性估算出 K 值,得到较为合理的模态分量数^[18]。

1.2 改进 VMD 算法步骤

通过 EMD 确定 K 值后,可以采用 VMD 计算出各个模态分量的频率中心和频带,然而 VMD 分解过程由于噪声的鲁棒性比较强,且 K 值选取对最终的结果影响比较大,选择 K 值对结果有着重要的影响,为了避免选择 K 值的影响,提出了一种改进 VMD 算法。

算法先通过经验值估算出 VMD 的模态分量 K 值并进行解构,再利用 EMD 对含有基线漂移的模态分量进行二次解构后,消除基线漂移噪声,最后将全部解构的信号进行重构。具体算法流程如图 1 所示。

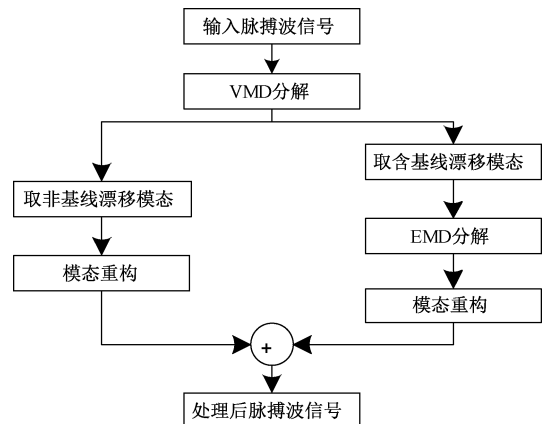


图 1 改进 VMD 算法流程

Fig. 1 Improved VMD algorithm

通过改进 VMD 算法解决脉搏波基线漂移问题的具体实现步骤如下:

- 1) 输入含有高频噪声和基线漂移的脉搏波信号 f , 利用已有 EMD 分解的情况估算出 VMD 算法的解构层数 K 。
- 2) 设定 K 值后, 采用 VMD 算法对脉搏波信号进行解构。
- 3) 提取低频信号作为基线漂移所处模态分量, 对其余 $K-1$ 个模态进行信号重构。
- 4) 对提取的模态分量进行 EMD 分解, 得到 N 个模态和余项, 消除余项, 对剩余的模态进行重构。
- 5) 合并两次重构得到的波形信号, 得到去除基线漂移的脉搏波信号 f' 。

2 含噪仿真信号的分析

为了进一步验证改进 VMD 算法的有效性, 选择仿真信号 S_i 进行算法验证, 该信号主要通过两个余弦信号 X_1 和 X_2 以及一个功率为 0.2 dB 的随机高斯噪声信号 X_3 叠加而成:

$$S_i = \cos(20\pi t) + \cos(2\pi t) + X_3 \tag{6}$$

叠加后形成的信号 S_i 可以近似看成是具有高频噪声和基线漂移的正常输入信号, 整个信号如图 2 所示。

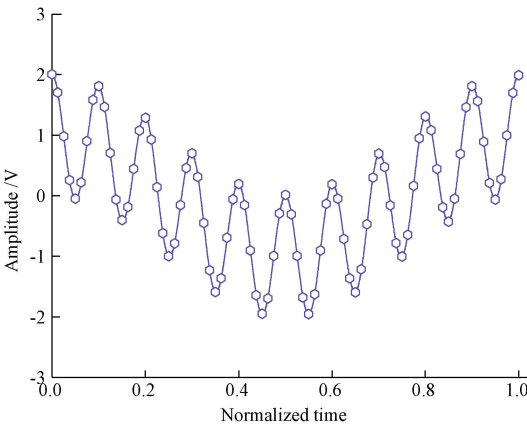


图 2 含有高频噪声和基线漂移的信号
Fig. 2 The signal with high-frequency noise and baseline drift

2.1 改进 VMD 去除基线漂移

采用改进 VMD 对 S_i 进行分解时, K 值的选取极为重要, K 取值过小模态混叠无法完全去除, K 取值太大会增加工作量, 并且会导致基线漂移分量被分到其它模态之中。实验选择了多个 K 值进行分析, 对应的中心频率结果如表 1 所示。

表 1 $K=3,4,5$ 时, 各个频带对应的中心频率

Table 1 When $K=3,4,5$, the corresponding central frequency of each frequency band (Hz)

K 值	频带 1	频带 2	频带 3	频带 4	频带 5
3	0.044 2	0.047 9	0.117 4	—	—
4	0.040 6	0.043 9	0.122 2	0.131 8	—
5	0.039 4	0.043 7	0.117 8	0.114 5	0.111 9

由表 1 可以看出, 随着 K 值的增加, 各个模态分量的中心频率开始趋于稳定, 而且分解的层数越多, 程序的运行时间也不断增加, 因此综合考虑该仿真信号的 K 值取 4。经过 VMD 分解后得到的模态函数, 发现主要的趋势变换存在于模态分量 IMF1 中, 如图 3 所示。

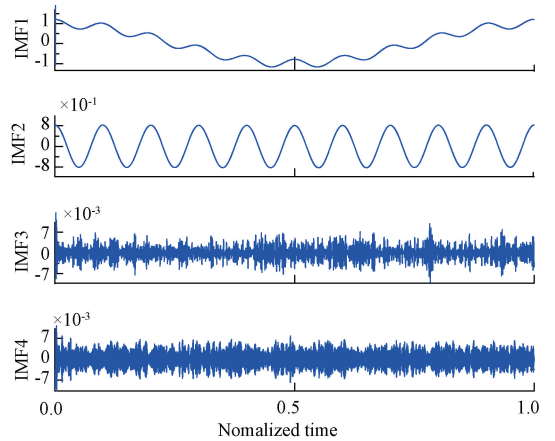


图 3 信号的 VMD 分解
Fig. 3 VMD decomposition of signals

将图 3 的 IMF1 采用 EMD 分解后去除余项, 然后进行全部模态分量的重构, 就可以得到去除基线漂移的脉搏波信号 X_1' , 如图 4 所示。

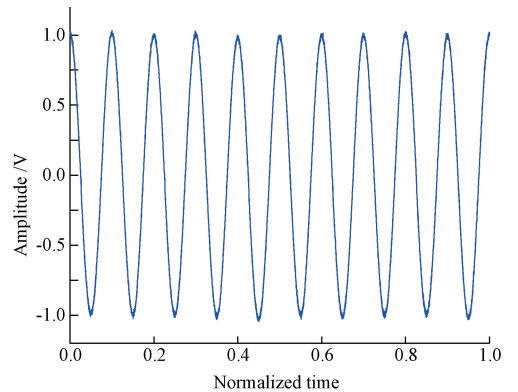


图 4 改进 VMD 算法仿真结果

Fig. 4 The simulation results of VMD algorithm are improved

为了进一步对比, 明确改进 VMD 算法的优点, 对 S_i 信号分别进行 VMD 和 EMD 算法去噪, 将三者的结果进

行比较;采用 EMD 算法对 S_i 信号进行分解后可以得到 7 个模态分量,各个分量也可以很好的反映出信号的时间频率特征。在此基础上,对含有基线漂移的模态消除噪声^[19],对剩余模态进行重构就得到了去除基线漂移的信号 X_1^2 。同样的,设置 $K=4$ 后,采用 VMD 算法对 S_i 信号进行分解,得到了去除基线漂移的信号 X_1^3 。上述 3 种方法所得信号与原有信号的相关系数进行对比,以确认去噪后的效果,如表 2 所示。

表 2 算法仿真结果分析对比

Table 2 The comparison of simulation results

算法	相关系数
改进 VMD	0.999 9
VMD	0.995 1
EMD	0.996 2

相关系数实际上反映所得信号与原信号的相关程度,从表 2 的结果可以看出,改进 VMD 算法得到的信号与原始信号的相关度最高,是 3 种计算中最高。仿真结果表明,采用改进 VMD 算法不仅能够很好地消除基线漂移,还能够尽可能保持原始信号的特征。

3 脉搏波信号基线漂移的消除

采用光电容积法采集的脉搏波信号非常容易受到外界环境的干扰,因环境影响形成的基线漂移是影响该信号科学分析的一个重要原因。

前期实验中,通过 HKG-07B 红外脉搏波传感器采集的 PPG 信号经常会因为被采集对象胳膊或者上半身一次轻微的晃动引起信号的大幅摆动,大量、长时间采集的 PPG 信号具有剧烈的基线漂移现象,需要予以校正,如图 5 所示。

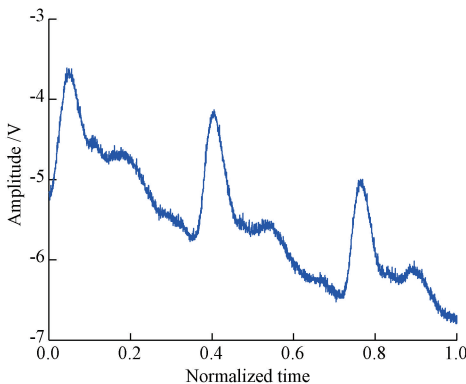


图 5 实测脉搏波信号

Fig. 5 The actual signal of PPG

现象重现。实验选择安静环境,志愿者静卧 15 min 后,采集 PPG 信号 5 min,期间通过胳膊的动作形成基线漂移。截取存在基线漂移的脉搏波进行时间归一化处理,最终得到 PPG 信号 Y_1 。

对于图 5 的 PPG 信号,根据 EMD 分解和已有经验,设置 $K=5$,对 PPG 信号进行 VMD 模态分解,得到各个模态分量如图 6 所示。

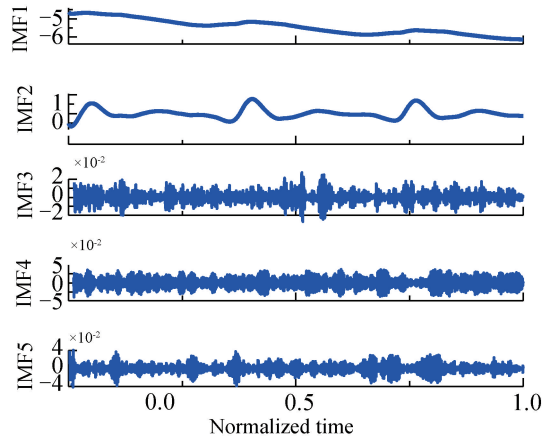


图 6 VMD 分解的脉搏波信号

Fig. 6 The PPG signal decomposed by VMD

由图 6 得到,实验采集的 PPG 信号基线漂移存在于 IMF1 中。提取 IMF1 进行 EMD 分解。EMD 分解具有自适应特性,能够分解出 6 个模态分量,如图 7 所示。

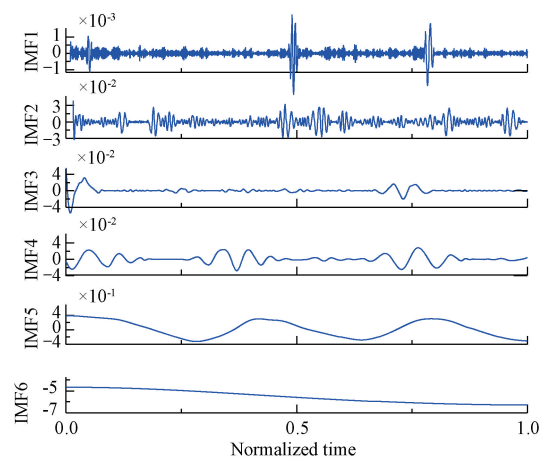


图 7 实测 PPG 的 EMD 解构

Fig. 7 The signal deconstruction by EMD

EMD 分解后的基线漂移成分主要集中在余项 IMF6 中,对该分量置零后,将其他固有模态函数进行重构,将得到去除基线漂移的 VMD 算法结果。

把 EMD、VMD 和改进 VMD 结果进行比较,所得结果如图 8 所示。

从图 8 可以看出,EMD 最终结果中仍存在基线漂移

图 5 信号为志愿者进行静卧条件下的脉搏波采集和

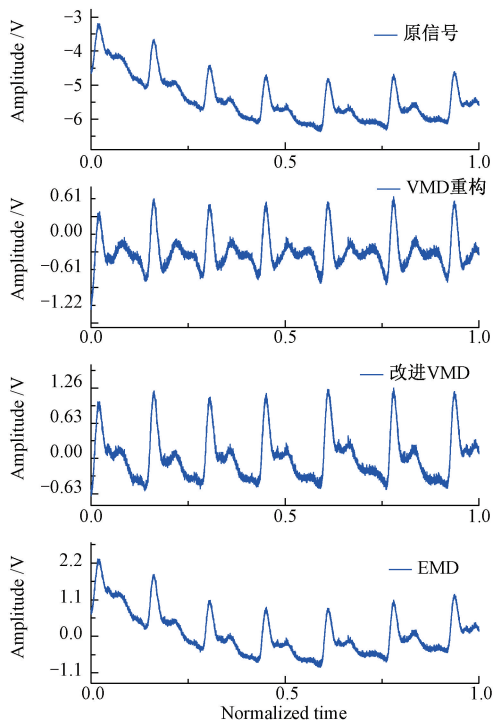


图 8 三种算法处理脉搏波信号对比

Fig. 8 The result comparison of three algorithms for PPG signals

现象,这表明分解不够彻底,信号中的低频变化趋势仍然存在,VMD算法的结果波形细节减少,表明滤除了有用信息,而改进VMD信号最为稳定,且能够最大程度的保留原始信息。

4 结果分析

为了进一步说明改进VMD算法去除基线漂移的优势,选用均方差(mean square error, MSE)和延伸的信噪比(signal noise ratio, SNR)来对3种算法进行比较。

1) MSE 早期用于描述处理后的数值与原始数值之间的差异程度^[20]。在信号处理领域, MSE 用于描述信号处理前后的失真情况,其表达式如式(7)所示。

$$MSE = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2}{n} \quad (7)$$

式中: n 为点数的个数; x_i 为去除基线漂移后的含噪声脉搏波信号; y_i 为原始采集得到的脉搏波信号。

2) SNR 也是用来描述信号的信噪比,信噪比的定义是信号中有效成分与噪声的比例参数,信噪比的表达式如式(8)所示。

$$SNR = 10\lg(P_s/P_n) \quad (8)$$

式中: P_s 为信号中的有效成分; P_n 为原信中的噪声。

由信噪比定义可知,计算信噪比需要先算出信号中的有效成分和噪声。然而,实际测试过程中无法预先知道有用信号功率和噪声信号功率,因此本文利用含噪信号功率与降噪后信号功率比替代传统的信噪比定义,如式(9)所示。

$$SNR' = 10\lg(P'_s/P'_n) \quad (9)$$

式中: P'_s 为含噪信号功率; P'_n 为含噪信号功率减去降噪信号功率。

SNR' 增加时, P'_s 与 P'_n 的比值也相应增加。那么 P'_n 值减小,说明降噪不明显。反之信号降噪比较明显。表3是EMD算法、VMD与改进VMD算法的MSE和SNR'的结果。

表 3 实测算法结果对比分析

Table 3 The comparison of measure algorithm results

算法	SNR'	MSE
EMD	0.94	2.02
VMD	0.64	1.89
改进 VMD	0.26	1.73

5 结 论

基线漂移是PPG信号采集分析过程中常见现象,基线漂移去除方法很多,在已有算法中很难得到有效解决。

本文采用了改进VMD算法,算法将VMD和EMD融合在一起,先对信号进行VMD分解,然后将含有基线漂移的信号进行EMD分解,最终滤除漂移噪声。该算法将EMD和VMD有机结合在一起,能够直接将存在基线漂移的部分取出,同时避免了信号的损失。通过MSE和SNR'分析比较,该方法简单、易行,滤除信号更能还原原始信号,在去除基线漂移有很大优势。

参考文献

[1] TITUS G. Photoplethysmogram (PPG) signal analysis and wavelet de-noising [C]. 2014 Annual International Conference on Emerging Research Areas: Magnetics, Machines and Drives (AICERA / iCMMDD), IEEE, 2014.

[2] 迟相林,周建华,时萍,等.短时心率变异性非线性分析方法及其在临床医学中的应用 [J]. 生物医学工程学杂志, 2016, 33(1): 193-200.

CHI X L, ZHOU J H, SHI P, et al. Analysis methods of short-term non-linear heart rate variability and their application in clinical medicine [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2016, 33(1): 193-200.

[3] 刘红夺儿,朱逸,湛萍.短时非线性方法用于心率变异性分析 [J]. 中国生物医学工程学报, 2015, 34(2):

- 229-236.
- LIU H D E, ZHU Y, ZHAN P. The application of short-term nonlinear methods to heart rate variability analysis[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2015, 34(2):229-236.
- [4] 吴官胜, 韦海成, 李群, 等. ECG 与 PPG 多通道采集系统滤波延迟补偿研究[J]. 现代电子技术, 2019, 42(14):41-45.
- WU G SH, WEI H CH, LI Q, et al. Research on filtering delay compensation of ECG and PPG multichannel signal acquisition system [J]. Modern Electronics Technique, 2019, 42(14):41-45.
- [5] 杨颖飞, 胡方明, 同伟锋, 等. 脉搏信号中运动伪差噪声的消除[J]. 生物医学工程学杂志, 2010, 27(3):552-555.
- YANG Y F, HU F M, TONG W F, et al. The elimination of movement artifact in pulse signals [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2010, 27(3):552-555.
- [6] 刘攀, 夏春明, 燕海霞, 等. 基于 EEMD 的脉搏信号改进阈值去噪研究[J]. 计算机应用与软件, 2016, 33(3):76-79.
- LIU P, XIA CH M, YAN H X, et al. On EEMD-based improved threshold denoising for pulse signal [J]. Computer Applications and Software, 2016, 33(3):76-79.
- [7] 郭中华, 李树庆, 王磊, 等. 自适应阈值的小波去噪改进算法研究[J]. 重庆邮电大学学报(自然科学版), 2015, 27(6):740-744.
- GUO ZH H, LI SH Q, WANG L, et al. An improved algorithm of adaptive threshold based on wavelet denoising[J]. Journal of Chongqing University of Posts and Telecommunications (Natural Science), 2015, 27(6):740-744.
- [8] 曹伟, 孙红梅, 贾瑞生, 等. 基于小波包分解重构的微地震信号降噪方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(4):134-143.
- CAO W, SUN H M, JIA R SH, et al. Micro-seismic signal denoising method based on wavelet packet decomposition and reconstruction [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2018, 32(4):134-143.
- [9] AWAL M A, MOSTAFA S S, AHMAD M, et al. An adaptive level dependent wavelet thresholding for ECG denoising [J]. Biocybernetics & Engineering, 2014, 34(4):238-249.
- [10] 任杰, 杨丽晓. 基于小波变换系数的心电信号基线漂移噪声去除方法[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(11):24-26.
- REN J, YANG L X. An methods for rectifying ECG baseline wander based on wavelet on wavelet coefficient [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2010, 31(11):24-26.
- [11] 苏志刚, 吕江波, 郝敬堂, 等. 改进的经验模态分解法去除脉搏波基线漂移[J]. 计算机测量与控制, 2018, 26(7):229-232, 237.
- SU ZH G, LV J B, HAO J T, et al. Improved empirical mode decomposition to remove baseline drift of pulse [J]. Computer Measurement & Control, 2018, 26(7):229-232, 237.
- [12] 崔善政, 郭艳珍, 梁钊, 等. 变分模态分解在去除心电图信号基线漂移中的应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2018, 32(2):167-171.
- CUI SH ZH, GUO Y ZH, LIANG ZH, et al. Application of variational decomposition in removing ECG signal baseline drift[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation. 2018, 32(2):167-171.
- [13] 韩庆阳, 王晓东, 李丙玉, 等. EEMD 在同时消除脉搏血氧检测中脉搏波信号高频噪声和基线漂移中的应用[J]. 电子与信息学报, 2015, 37(6):1384-1388.
- HANG Q Y, WANG X D, LING B Y, et al. Using EEMD to eliminate high frequency noise and baseline drift in pulse blood-oximetry measurement simultaneously[J]. Journal of Electronics & Information Technology, 2015, 37(6):1384-1388.
- [14] 苏志刚, 吕江波, 郝敬堂. 基于平滑先验法去除脉搏波基线漂移[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(10):1197-1202.
- SU ZH G, LV J B, HAO J T. Removal of baseline drift of pulse wave based on smoothness prior[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(10):1197-1202.
- [15] DRAGOMIRETSKIY K, ZOSSO D. Variational mode decomposition [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2014, 62(3):531-544.
- [16] 耿读艳, 王晨旭, 赵杰. 基于 CEEMDAN-PE 的心冲击信号降噪方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(6):156-161.
- GENG D Y, WANG CH X, ZHAO J. Research on BCG signal de-noising method based on CEEMDAN and PE[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40(6):156-161.
- [17] 陈真诚, 吴贤亮, 赵飞骏. EEMD 结合小波阈值的光容积脉搏波信号降噪[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 and wavelet threshold [J]. Optics and Precision

Engineering, 2019, 27(6): 1327-1334.

- [18] 杨洪柏, 蒋超, 石坤举, 等. 基于变分模态分解参数估计的滚动轴承故障信息提取方法[J]. 轴承, 2016(10): 49-52.
 YANG H B, JIANG CH, SHI K J, et al. Fault information extraction method for rolling bearings based on VMD parameter estimation[J]. Bearing, 2016(10): 49-55.
- [19] 韩庆阳, 李丙玉, 王晓东. 一种同时消除脉搏波信号中呼吸基线漂移和高频噪声的方法[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(2): 4801-4805.
 HAN Q Y, LI B Y, WANG X D. The method of simultaneously removing breathing baseline and high-frequency noise in pulse wave signal[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2014, 31(2): 4801-4805.
- [20] 郑近德, 程军圣, 杨宇. 改进的 EEMD 算法及其应用研究[J]. 振动与冲击, 2013(32): 21-26.
 ZHENG J D, CHENG J SH, YANG Y. Modified EEMD algorithm and its applications[J]. Journal of Vibration and Shock, 2013, 32(21): 21-26.

作者简介



韦海成, 1997 年于西安交通大学获得学士学位, 2004 年于西安交通大学获得硕士学位, 2012 年于西安交通大学获得博士学位, 现为北方民族大学教授, 主要研究方向为图像识别与处理。

E-mail: wei. haicheng@ hotmail. com

Wei Haicheng received his B. Sc. degree from Xi'an Jiaotong University in 1997, M. Sc. degree from Xi'an Jiaotong University in 2004, and Ph. D. degree from Xi'an Jiaotong University in 2012. Now he is a professor at North Minzu University. His main research interest includes image recognize.



蔡坤, 2014 年于南京理工大学紫金学院获得学士学位, 现为北方民族大学硕士研究生, 主要研究方向是生物电子医疗。

E-mail: caikun_9109@ 163. com

Cai Kun received his B. Sc. degree from Nanjing University of Science and Technology Zijin College in 2014. Now he is a B. Sc. candidate at North Minzu University. His main research interest includes bioelectronic medicine.