

## 基于平滑先验法去除脉搏波基线漂移

苏志刚<sup>1,2</sup>, 吕江波<sup>1</sup>, 郝敬堂<sup>2</sup>

1. 中国民航大学天津市智能信号与图像处理重点实验室, 天津 300300; 2. 中国民航大学中欧航空工程师学院, 天津 300300

**【摘要】**脉搏波信号中含有丰富的人体生理病理信息,然而基于光电容积描记法采集到的脉搏波基线漂移非常严重,直接影响到人体生理参数的准确提取。针对目前生物信号处理领域中去除基线漂移所用的方法计算复杂,处理信号时间过长,无法满足对脉搏波进行实时处理等问题,首次提出基于正则化最小二乘法的平滑先验法去除脉搏波的基线漂移。该方法通过分析不同正则化参数下平滑先验法的截止频率,结合脉搏波信号中基线漂移信号的频率范围,选取合适的正则化参数,实现脉搏波基线漂移的去除。实验结果表明,与小波变换法、经验模态分解法相比,该方法去除脉搏波基线漂移效果明显,提高了计算速度,同时也提高了信噪比,有利于下一步对脉搏波特征点的精确提取。

**【关键词】**脉搏波;基线漂移;平滑先验法;正则化参数;信噪比

**【中图分类号】**R318.04

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)10-1197-06

## Removal of baseline drift of pulse wave based on smoothness prior

SU Zhigang<sup>1,2</sup>, LÜ Jiangbo<sup>1</sup>, HAO Jingtang<sup>2</sup>

1. Tianjin Key Lab for Advanced Signal and Image Processing, Civil Aviation University of China, Tianjin 300300, China; 2. Sino-European Institute of Aviation Engineering, Civil Aviation University of China, Tianjin 300300, China

**Abstract:** The pulse wave signal is rich in physiological and pathological information of human body. However, the problem of the baseline drift of pulse wave collected by photoplethysmography is very serious and directly affects the accurate extraction of human physiological parameters. In the field of biological signal processing, the method of removing the baseline drift is complicated and the time for signal processing is too long, which can't meet the need of real-time processing of the pulse wave. Herein the smoothness prior based on regularized least squares method is firstly proposed to remove the baseline drift of pulse wave. In this method, the cutoff frequency of the smoothness prior under different regularization parameters is analyzed, and the frequency range of the baseline drift signals in the pulse wave signals is also considered to select the appropriate regularization parameters to remove the baseline drift of the pulse wave. Experimental results show that compared with wavelet transform and empirical mode decomposition, the proposed method can effectively remove the baseline drift of the pulse wave, increase the calculation speed and improve the signal-to-noise ratio, which benefits the accurate extraction of the feature points of the pulse wave.

**Keywords:** pulse wave; baseline draft; smoothness prior; regularization parameter; signal-to-noise ratio

### 前言

血压是反映人体心血管系统功能状况的重要生理指标之一。在医院临床治疗和家庭中通常使用柯式音法或者示波法进行血压测量,这些方法虽然能够准确测量出血压值,但是只能测量出某个时刻的

血压,无法实现对血压的连续测量<sup>[1]</sup>。随着科技的快速发展,利用穿戴式设备实现人体24 h血压监测和诊断成为迫切的需求。人体心脏进行周期性收缩和舒张时,血液从心脏中不断射出,血液的流速和流量会对血管壁产生挤压变形和振动,在这些因素共同作用下形成的传播信号即为脉搏波<sup>[2]</sup>。可穿戴式设备主要是使用光电传感器利用光电容积脉搏波描记法<sup>[3]</sup>(Photoplethysmography, PPG)采集脉搏波,对脉搏波的特征点进行分析研究得到血压的实时值,从而实现血压的无创、连续、实时监测。因此,清晰、平稳、有效、特征明显的脉搏波是获取准确血压参数的前提。然而在实际应用中,由于脉搏波信号是微弱

**【收稿时间】**2018-05-03

**【基金项目】**广东省科技计划项目(2013B0906000);中央高校基本科研业务费专项基金(3122017111)

**【作者简介】**苏志刚,工学博士,教授,主要研究方向:阵列信号处理、信息融合及空管新技术,E-mail: srsu@vip.sina.com

信号, 十分容易受到干扰, 基于光电容积描记法采集的脉搏波中常常含有大量的噪声, 影响脉搏波特征点的准确提取, 基线漂移是最常见的噪声。基线漂移是脉搏波在采集的过程中, 由于测试者的呼吸运动、皮肤接触时产生的不同压力等生理活动产生的, 频率比较低, 一般在 0.2~0.3 Hz, 与脉搏波的低频信号频谱容易发生混叠<sup>[4]</sup>。基线漂移的存在, 使脉搏波信号在进行相关时域分析和频域功率谱分析时会产生较大误差, 因此必须予以去除。目前在信号处理领域中, 去除基线漂移的方法主要有低通滤波法、滑动平均法、小波变换法<sup>[5]</sup>及经验模态分解法<sup>[6]</sup>等。低通滤波法虽然设计简单, 但是截止频率固定, 使去噪性能下降。滑动平均法根据噪声信号和脉搏波有效信号在频谱上的差别, 直接去除基线漂移, 该方法容易造成脉搏波信号失真, 并且处理时间过长。小波变换法因为良好的局部化特性和处理突变信号的能力, 利用信号和噪声在多尺度空间中传递特性的不同进行滤波, 得到了广泛应用, 但是该方法需要先确定小波基函数和分解层数, 算法实现复杂, 在实际应用中有一定的局限性<sup>[7]</sup>。经验模态分解法是处理非线性、非平稳信号的一种新方法, 相比小波变换, 不需要选择基函数, 也不需要确定分解层数, 但是该方法存在模态混叠现象和边界效应, 并且无法满足对脉搏波进行实时处理的需求。针对上述方法的不足之处, 本研究首次提出一种基于平滑先验法<sup>[8]</sup>的脉搏波基线漂移去除。平滑先验法广泛应用于非线性、非平稳信号的处理, 主要应用在心电信号<sup>[9]</sup>、雷达信号处理<sup>[10]</sup>、智能电网<sup>[11]</sup>领域中对趋势信号的提取。本研究将平滑先验法首次引入到人体生物信号去噪处理领域中, 通过分析不同正则化参数下平滑先验法的截止频率, 结合脉搏波中基线漂移信号的频率范围, 确定最适合的正则化参数, 实现脉搏波基信号中基线漂移的去除。实验结果表明, 该算法能够有效去除脉搏波信号中的基线漂移, 计算量小, 处理时间短, 而且只需要调节一个参数, 适用于脉搏波的在线实时处理。

### 1 平滑先验法的基本原理

假设脉搏波信号  $y$  中包含两部分, 脉搏波有效信号  $f$  和基线漂移信号  $n$ , 则脉搏波信号可以表示为:

$$y = f + n \tag{1}$$

为使得到的脉搏波有效信号  $f$  无噪声干扰, 并且特征点与原始信号  $y$  保持一致, 基线漂移信号  $n$  可以由(2)式进行拟合得到:

$$n = H\theta + \varepsilon \tag{2}$$

其中,  $H \in R^{a \times b}$  代表观测矩阵,  $\theta \in R^b$  代表回归参数,  $a$  指信号长度,  $b$  指回归参数的个数,  $\varepsilon$  为观测误差。该算法的一个核心问题是通过何种估计准则来确定  $\theta$ , 比较常用的办法是使用最小二乘估计法进行估计。平滑先验法使用通用的正则化最小二乘准则确定回归参数的估计值  $\hat{\theta}$ <sup>[12]</sup>, 估计表达式如下所示:

$$\hat{\theta}_\lambda = \arg \min_{\theta} \left\{ \|H\theta - y\|^2 + \lambda^2 \|D_d(H\theta)\|^2 \right\} \tag{3}$$

其中,  $\lambda$  是正则化参数,  $D_d$  是第  $d$  阶微分算子的离散形式表达。从(3)式中可以明显看出, 该式是在普通最小二乘法的基础上设定了一个极值条件。增加该条件的目的是使(3)式的解在满足  $\|H\theta - y\|$  取得最小值的同时, 也使得  $\|D_d(H\theta)\|$  的取值趋近于零。因此, 可以在估计基线漂移信号  $n$  的过程中, 加入一些已知的先验信息, 对待估计基线漂移信号  $H\theta$  进行估计。式(3)的解可以表示为:

$$\hat{\theta}_\lambda = (H^T H + \lambda^2 H^T D_d^T D_d H)^{-1} H^T y \tag{4}$$

$$\hat{n} = H\hat{\theta}_\lambda \tag{5}$$

其中,  $\hat{n}$  为基线漂移信号的估计值。  $H$  可以选择使用高斯函数或者三角函数等, 或者是包含脉搏波信号的一些已知信息的函数<sup>[13]</sup>。本文为了简单起见, 选择单位矩阵  $I$  作为观测矩阵, 即  $H = I \in R^{a \times a}$ , 具体推导可以参考文献[7]。式(3)可以认为是求解正则化矩阵  $D_d$  零空间里的解, 由于二阶微分矩阵的零空间涵盖了所有的一阶极值点, 因此使用  $D_2$  作为正则化矩阵来估计基线漂移信号  $\hat{n}$ 。二阶微分矩阵  $D_2 \in R^{(a-2) \times a}$ , 表示如下:

$$D_2 = \begin{Bmatrix} 1 & -2 & 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & -2 & 1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots & \ddots & 0 \\ 0 & \cdots & 0 & 1 & -2 & 1 \end{Bmatrix} \tag{6}$$

因此, 脉搏波有效信号可以表示为:

$$f = y - H\hat{\theta} \tag{7}$$

$$f = (I - (I + \lambda^2 D_2^T D_2)^{-1}) y \tag{8}$$

在式(8)中令  $K = I - (I + \lambda^2 D_2^T D_2)^{-1}$ , 则  $f = Ky$ 。当观测矩阵为单位矩阵时, 通过傅里叶变换分析得知  $K$  具有高滤波特性<sup>[14]</sup>, 能够快速有效地将脉搏波信号中的有效信号和基线漂移信号分离开。随着  $\lambda$  的取值不断增大, 滤波器的带宽也会越来越窄, 输出的信号也越来越平稳光滑。通过研究发现, 式(8)输出的信号不仅具有对连续信号进行平滑去噪的特性, 而且还具有对不连续信号进行平滑插值的特性, 并且插值信号能够保证两边信号的连续性<sup>[15]</sup>。因此, 通过改变正则化参数  $\lambda$  的值, 可以实现对原始脉搏波信号中基线漂移信号的估计。该算法能够去除

基线漂移的实质是,对于已知基线的原始信号,要求拟合出的基线同时要具有保真度和平滑度,而对于不连续的信号,基线信号未知,则对此信号输出的拟合信号要求必须具有平滑度,最终的去噪效果则是对此信号自动进行了连续而且平滑的插值。

## 2 正则化参数的选择

正如文献[10]所说,平滑先验法的最大优点是其频率响应的调整仅通过调节一个平滑参数 $\lambda$ 就可以实现,非常方便简单。选择不同的正则化参数可以得到不同性能的滤波特性。对 $K$ 的所有行向量进行傅里叶变化,得到各离散时间点上的频率响应,如图1所示。可以发现在时变频率特性曲线的低频段出现了明显的衰减,可知低频段所代表的脉搏波的基线漂移信号可以得到有效地去除。

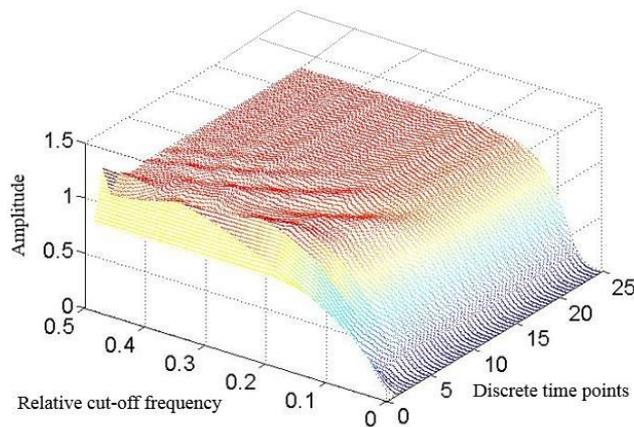


图1 时变频率特性

Fig.1 Time-varying frequency characteristics

选取不同的正则化参数 $\lambda$ ,得到对应的频率特性响应曲线如图2所示。从图2中可以看出,随着正则化参数 $\lambda$ 的逐渐增大,其相对截止频率也越来越低。正则化参数 $\lambda$ 和相对截止频率之间的对应关系如表1所示。

虽然正则化参数 $\lambda$ 的取值越大,去噪性能越好,但也不是无限取值,需要根据噪声信号的特点进行准确选取。脉搏波信号中基线漂移的频率为0.2~0.3 Hz,且本文中光电容积脉搏波的采样频率为200 Hz,因此在该采样频率下,取 $\lambda=2500$ 对应的截止频率为 $200 \times 0.0025 \text{ Hz} = 0.5 \text{ Hz}$ ,基本上可以有效去除脉搏波信号中低于0.5 Hz以下的基线漂移信号。

## 3 实验

本次实验中的穿戴式设备使用欧司朗公司研制的SFH7051光电传感器,新唐公司的MIN58处理器。采集到的一段静止状态下的人体光电容积脉搏波如图3所示。从图3中可以明显看出脉搏波基线漂移十分严重。

使用正则化参数 $\lambda=2500$ 的平滑先验法对原始脉搏波信号进行处理,提取到的基线漂移信号如图4所示。对比图3和图4,基线漂移信号与脉搏波信号的走势基本一致。由于基线漂移信号频率比较低,对其进行傅里叶变换,与原始脉搏波信号低频信号的频谱图对比如图5所示。从图5中可以明显地看出,使用平滑先验法提取出的脉搏波基线漂移信号的频谱图与脉搏波低频信号频谱图基本保持一致,尤其是频率在0.5 Hz以下,说明该算法提取出的基线

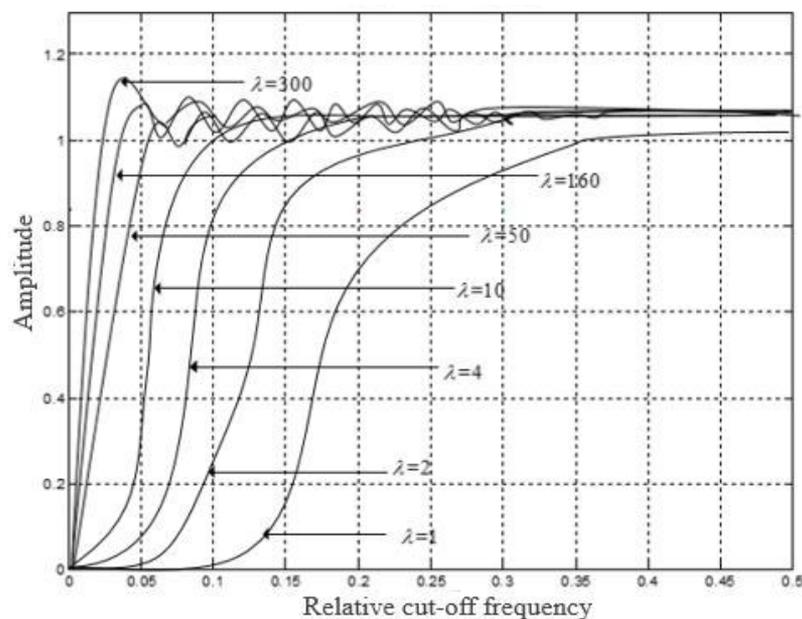


图2 不同参数 $\lambda$ 下的频率响应特性

Fig.2 Frequency response under different parameter  $\lambda$

表1 正则化参数λ和相对截止频率的关系

Tab.1 Relationship between regularization parameter λ and relative cut-off frequency

Item	Regularization parameter λ								
	1	2	4	10	50	160	300	1 000	2 500
Relative cut-off frequency	0.214	0.145	0.1	0.062	0.031	0.02	0.016	0.006	0.002 5

漂移信号就是原始脉搏波信号中的基线漂移信号。用原始脉搏波信号减去基线漂移信号,得到的就是平稳、纯净无基线漂移干扰的脉搏波信号。

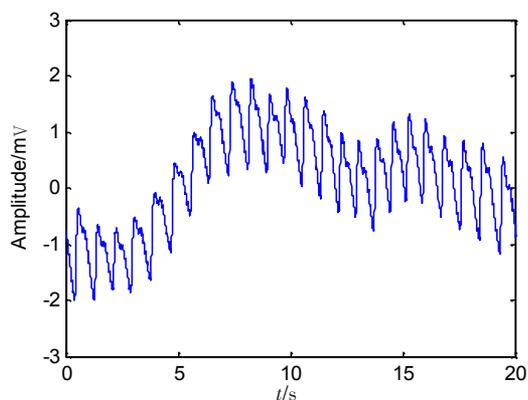


图3 原始脉搏波信号

Fig.3 Original pulse wave signal

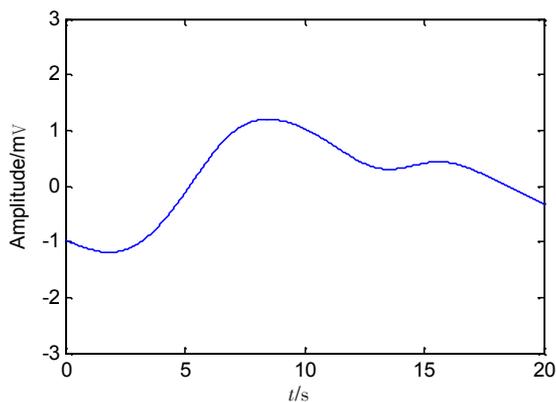


图4 脉搏波基线漂移信号

Fig.4 Baseline drift signal of pulse wave signal

小波变换法、经验模态分解法是信号领域中去除基线漂移常用的方法。小波变换法采用合适的小波基函数,对原始脉搏波信号进行小波变换,得到代表脉搏波不同频率成分的小波系数,使用阈值函数进行判断,将低于阈值函数的小波系数置为零,高于阈值函数的予以保留,将小波系数重构得到去除基线漂移后的脉搏波信号。经验模态分解法广泛用于处理非线性、非平稳信号。经验模态分解法是将脉搏波自适应分解为一系列代表脉搏波不同频率成分

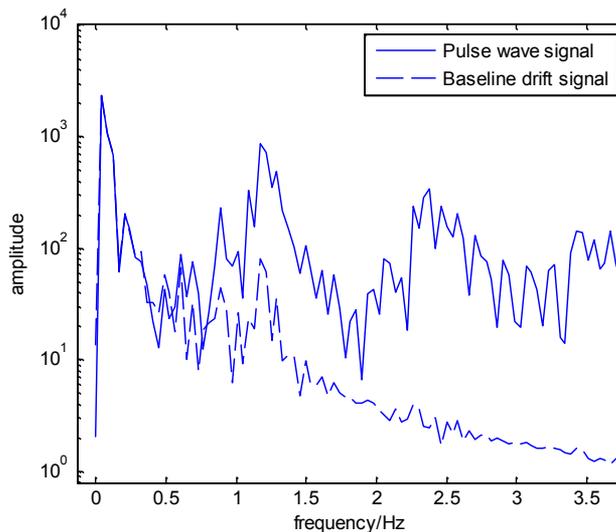


图5 脉搏波信号与基线漂移信号频谱图

Fig.5 Spectrum of pulse wave signal and baseline drift signal

的固有模态函数。其中高阶固有模态函数代表脉搏波的低频成分,将后几个高阶的固有模态函数采用一定的准则去除,将其余的固有模态函数重构得到去除基线漂移后的脉搏波信号。使用平滑先验法、小波变换法、经验模态分解法分别处理原始脉搏波信号,得到去除基线漂移后的脉搏波如图6所示。从图6中可以明显看出,3种方法基本上都去除了脉搏波的基线漂移,从去噪后的脉搏波波形图来看,平滑先验法处理过后的脉搏波相比小波变换法、经验模态分解法更加平稳。

#### 4 去噪效果评价

如图6所示,3种方法都明显地去除了脉搏波的基线漂移,然而仅从去噪后的波形图并不能有效地对比出3种去噪方法的优劣。在信号处理领域中,通常采用信噪比(SNR)和均方根误差(RMSE)两个参数判断去噪的好坏<sup>[16]</sup>。通常,SNR值越大, RMSE值越小,说明去噪效果越好。假设  $f(n)$  为去除基线漂移后的脉搏波,  $f'(n)$  为原始脉搏波信号,基线漂移信号为  $e(n)$ ,可得:

$$f'(n) = f(n) + e(n) \tag{9}$$

SNR定义如下:

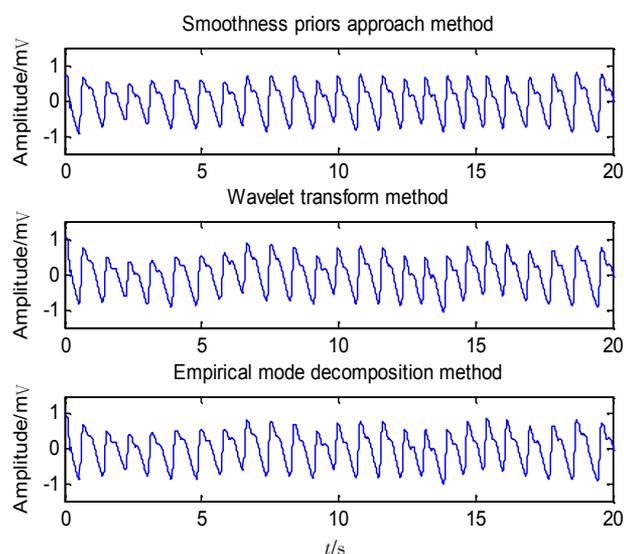


图6 3种方法去除基线漂移后的脉搏波

Fig.6 Pulse wave after removing the baseline drift with 3 methods

$$\text{SNR} = 20 * \log_{10} \left( \frac{\sum_{n=1}^N f^2(n)}{\sum_{n=1}^N [f'(n) - f(n)]^2} \right) \quad (10)$$

RMSE定义如下:

$$\text{RMSE} = \left( \frac{\sum_{n=1}^N [f'(n) - f(n)]^2}{N} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (11)$$

平滑先验法、小波变换法、经验模态分解法3种方法去除基线漂移后的脉搏波信号的SNR和RMSE结果如下表2所示。

表2 3种方法去除基线漂移后的SNR和RMSE

Tab.2 SNR and RMSE after removing the baseline drift with 3 methods

Method	SNR	RMSE	Running time/s
Smoothness priors approach	17.157	19.35	0.82
Wavelet transform	14.082	25.41	1.53
Empirical mode decomposition	15.751	24.57	1.97

SNR: Signal-to-noise ratio; RMSE: Root mean square error

从表2中可以得到,本文提出的平滑先验法去除脉搏波基线漂移SNR比小波变换法、经验模态分解法的SNR分别提升21.8%、8.9%。同时, RMSE分别减少23.8%、21.2%,得到了更好的去噪效果。相比小波变换法、经验模态分解法,平滑先验法处理脉搏波的速度更快,速度提升了将近1倍,完全满足脉搏波在线实时处理的需求。去除基线漂移后的脉搏波便于下一步对脉搏波信号特征值的准确提取。

## 5 总结

脉搏波信号是人体生物信号中典型的非平稳、非线性信号。基线漂移是光电容积脉搏波采集过程中常见的干扰噪声之一。本研究首次提出基于平滑先验法去除脉搏波基线漂移,通过分析基线漂移的频率范围,根据脉搏波的采样频率,选取合适的正则化参数,提取脉搏波信号中的基线漂移信号,用原始脉搏波信号减去基线漂移信号,得到纯净无干扰的脉搏波信号。仿真实验结果表明,与信号领域中常用的基线漂移去除方法小波变换法、经验模态分解法相比,本文算法提高了脉搏波信号SNR,不仅去除了基线漂移对脉搏波信号的干扰,而且尽可能地保留了脉搏波信号的有效成分,同时算法简单,计算量小,处理时间短,适用于脉搏波等生物信号的实时处理,可以广泛应用到穿戴式设备对生物信号的实时监测中。

## 【参考文献】

- [1] 李章俊, 王成, 朱浩, 等. 基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量[J]. 中国生物医学工程学报, 2012, 31(4): 607-614.  
LI Z J, WANG C, ZHU H, et al. The research progress of non-invasive and continuous blood pressure measurement based on photoplethysmography [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2012, 31(4): 607-614.
- [2] 罗志昌, 张松, 杨文鸣, 等. 脉搏波波形特征信息的研究[J]. 北京工业大学学报, 1996, 22(1): 71-79.  
LUO Z C, ZHANG S, YANG W M, et al. Research on pulse wave feature information [J]. Journal of Beijing University of Technology, 1996, 22(1): 71-79.
- [3] 石萍, 喻洪流. 光电容积描记技术原理及其应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2013, 30(4): 899-904.  
SHI P, YU H L. Principles of photoplethysmography and its applications in physiological measurements [J]. Journal of Biomedical Engineering, 2013, 30(4): 899-904.
- [4] 韩庆阳, 李丙玉, 王晓东. 一种消除脉搏波信号中呼吸基线漂移的方法[J]. 中国医疗器械杂志, 2014, 38(1): 19-22.  
HAN Q Y, LI B Y, WANG X D. The method of removing breathing baseline in pulse wave signal [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2014, 38(1): 19-22.
- [5] 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 coefficient [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2010, 31(11): 24-26.
- [6] 商志刚, 马晓川, 刘宇, 等. MEMS陀螺仪随机序列趋势项提取算法[J]. 信号处理, 2016, 32(7): 827-833.  
SHANG Z G, MA X C, LIU Y, et al. Trend extraction of random sequences of MEMS gyroscopes [J]. Journal of Signal Processing, 2016, 32(7): 827-833.
- [7] 詹金刚, 王勇, 史红岭, 等. 应用平滑先验信息方法移除GRACE数据中相关误差[J]. 地球物理学报, 2015, 58(4): 1135-1144.

- ZHAN J G, WANG Y, SHI H L, et al. Removing correlative errors in GRACE data by the smoothness priors method[J]. Chinese Journal of Geophysics, 2015, 58(4): 1135-1144.
- [8] KARJALAINEN P A. Regularization and Bayesian methods for evoked potential estimation [D]. Kuopio University Publications Natural and Environmental Sciences, 1997.
- [9] MIKA T, RANTA-AHO P O, KARJALAINEN P A. An advanced detrending method with application to HRV analysis[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2002, 49(2): 172-175.
- [10] 李路, 郭磐, 张寅超, 等. 先验平滑方法在相干测风激光雷达中的应用[J]. 光学学报, 2015, 35(7): 353-361.
- LI L, GUO P, ZHANG Y C, et al. Application of smoothness prior approach for coherent Doppler wind lidar[J]. Acta Optica Sinica, 2015, 35(7): 353-361.
- [11] 于钟深, 方向, 张卫平, 等. 基于平滑先验法的被动声信号趋势项消除[J]. 探测与控制学报, 2015, 37(4): 34-36.
- YU Z S, FANG X, ZHANG W P, et al. Passive acoustic signal trend items removal based on SPA[J]. Journal of Detection & Control, 2015, 37(4): 34-36.
- [12] 周念成, 王子疆, 陈刚, 等. 低频振荡模式辨识中信号非线性去趋的平滑先验方法[J]. 电力系统保护与控制, 2012, 40(11): 1-5.
- ZHOU N C, WANG Y J, CHEN G, et al. Smoothness prior approach to removing nonlinear trends from signals in identification of low frequency oscillation mode[J]. Power System Protection and Control, 2012, 40(11): 1-5.
- [13] SHIMADA M, MASUDA Y, YAMADA Y, et al. Explanation of human skin color by multiple linear regression analysis based on the modified Lambert-Beer law[J]. Opt Rev, 2000, 7(4): 348-352.
- [14] REZA S. Online filtering using piecewise smoothness priors: application to normal and abnormal electrocardiogram denoising [J]. Signal Process, 2017, 133: 52-63.
- [15] EILERS P H, BOELEN H F. Baseline correction with asymmetric least squares smoothing [R]. Leiden University Medical Centre Report 1, 2005.
- [16] 刘艳丽, 赵为松, 李海坤, 等. 基于形态滤波的脉搏波信号基线漂移消除方法研究[J]. 合肥工业大学学报(自然科学版), 2011, 34(4): 525-528.
- LIU Y L, ZHAO W S, LI H K, et al. Research on removing baseline wandering of pulse wave signal based on morphological filter[J]. Journal of Hefei University of Technology (Natural Science), 2011, 34(4): 525-528.

(编辑:黄开颜)