

## 一种脉搏波和心电信号时域基线漂移消除方法

郭焱焱, 陈兆学

上海理工大学医疗器械与食品学院, 上海 200093

**【摘要】目的:**脉搏波和心电信号都是临床诊断的重要依据,但是基线漂移的存在影响了诊断的准确性,因此信号处理中首先要对信号去除基线漂移。**方法:**检测脉搏波和心电信号的时域特征点,将检测得到的特征点作为插值节点做插值得到时域的基线信号,原信号减去基线信号即得去除基线漂移的信号。为比较不同算法的差异,实验分别采用高斯滤波、中值滤波、形态学滤波和本文算法(插值拟合法)对同一信号进行基线漂移消除实验。**结果:**实验表明高斯滤波的结果最差,中值滤波和形态学滤波都能有效地去除基线漂移,但是失真却比较严重,而插值拟合法不仅能有效的去除基线漂移,同时也最大程度地保留了原信号的成分。**结论:**插值拟合法与其他3种方法相比,具有更好的鲁棒性和适应性,对于消除基线漂移有着良好的效果。

**【关键词】**脉搏波; 心电; 基线漂移; 特征点检测; 插值

**【中图分类号】** R318; TN911.72

**【文献标识码】** A

**【文章编号】** 1005-202X(2016)02-0167-06

## A method of eliminating baseline drift of the pulse waves and ECG signals in time domain

GUO Yao-yao, CHEN Zhao-xue

School of Medical Instrument & Food Engineering, University of Shanghai for Science & Technology, Shanghai 200093, China

**Abstract:** Objective Both of the pulse wave and ECG signals are important basis for clinical diagnosis, but the existence of baseline drift has affected the diagnostic accuracy. So the baseline drift of signal should be firstly removed in signal processing. **Methods** The method firstly detects the time-domain feature point of the pulse wave and ECG signal, which will be the interpolation nodes of the interpolation algorithm to get the baseline components of the signal. Subtracting the baseline signal from the original signal, a signal for removing the baseline shift can be obtained. In this paper, the ECG signal baseline drift is removed by Gauss filtering, median filtering, morphological filtering and the algorithm introduced in this paper. **Results** Experiments have shown that the method based on Gaussian filter has the worst results, and by median filter or morphological filter based method, although the baseline drift can be effectively removed, it has all brought serious distortion, the produced algorithm can not only effectively remove baseline drift but also maximum retain the components of the original signal. **Conclusion** Our method has good robustness and adaptability with good effect on eliminating baseline drift.

**Key words:** pulse wave; ECG; baseline drift; feature point detection; interpolation

### 前言

基线漂移是在很多信号处理过程中尤其是在处理复杂多变的生理信号时都会遇到的问题<sup>[1-2]</sup>。在各类与心脏跳动相关的生物医学信号中,心电信号测

量的是心动过程中的电位变化,而脉搏波是一种压力波,其产生是由于心脏射血活动导致血管壁和血液产生的振动波。在实际测量过程中,由于仪器本身移位和人体自身的呼吸干扰等随机因素影响不可避免地造成心电和脉搏波信号存在基线漂移的问题<sup>[3-4]</sup>,这对计算其信号特征乃至后期智能信号处理工作带来了一定的不便,因此消除基线漂移对于心电和脉搏波信号的研究、处理与分析十分重要<sup>[5-7]</sup>。

目前消除基线漂移的方法有高通滤波法、中值滤波法、形态学滤波法、小波变换法和一些其他算

**【收稿日期】** 2015-11-02

**【基金项目】** 上海市教委科研创新项目 (13YZ069)

**【作者简介】** 郭焱焱(1991-),女,硕士,研究生。Tel:13564535409;E-mail: bc472288428@126.com。

**【通信作者】** 陈兆学(1975-),男,博士,副教授。E-mail: chenzhaoxue@163.com。

法<sup>[8-10]</sup>。由于基线漂移主要是由仪器与被测部位的相对移位和受测者的呼吸干扰引起的,因此属于低频噪声。高通滤波法<sup>[2,11]</sup>即是将信号中的低频噪声部分滤除,从而消除基线漂移的干扰。然而信号的低频成分不仅包含基线漂移,还有信号本身的低频成分,因此高通滤波法虽然能够一定程度上消除基线漂移,但处理后的信号失真却较为严重。中值滤波法是采用一定窗宽的模板对信号进行中值滤波,提取出原信号的基线,再将原信号与基线相减得到滤除基线漂移后的信号。中值滤波法的关键在于选择滤波窗口的大小,通常要选择较大的窗宽,因此中值滤波法也通常对原信号造成较大程度的失真<sup>[12-13]</sup>。形态学滤波法则是将原信号采用形态学膨胀、腐蚀、开、闭运算以得到原信号的基线,再与原信号相减得滤除基线漂移后的信号。小波变换法是近年来较为流行的一种信号处理方法,它通过小波变换可以将信号的高频层与低频层分离出来,再通过低频层逼近信号,以此达到去除基线漂移的目的,通常小波变换法都需要分解8~10层,计算相对复杂,不适合快速实时处理<sup>[14-16]</sup>。插值法作为一种经典的拟合方法,广泛的应用于信号和图像处理领域<sup>[17]</sup>。本文算法即是通过插值拟合法对提取出的特征点进行曲线拟合从而得到信号的基线,再对信号进行基线漂移的消除。本文算法运算简单,处理后的信号很好的保留了原信号的有效成分,能够较好地解决其他算法在消除基线漂移时存在的信号失真等问题。

## 1 算法原理

本文采用的算法主要分为两部分:第一部分是检测信号的时域特征点,第二部分是对特征点做插值得到基线曲线<sup>[18]</sup>,将原信号减去基线曲线即可得到去除基线漂移的信号。下面分别对两部分予以介绍。

### 1.1 检测信号的时域特征点

本文使用差分阈值法来检测信号的时域特征点。假设原信号为  $x(n)$ , 信号长度为  $N$ 。首先计算信号中每一点相对于后一点之间的差分  $u$  :

$$u(i) = x(i+1) - x(i) \quad (1)$$

数组  $u$  的长度为  $N-1$ , 若  $u(i) \geq 0$ , 该点与后一点之间是升支(或水平线),  $u(i)$  保持不变;若  $u(i) < 0$ , 该点与后一点之间是降支, 此时将  $u(i)$  的值置零。通过  $u(i)$  的值可以判断该小段信号的走向, 然后计算指定窗口宽度为  $W$  的窗口内的差分累加和 ( $SSF$ ) :

$$SSF(i) = u(i) + u(i+1) + \dots + u(i+W-2) \quad (2)$$

宽度为  $W$  的窗口内包含了  $W$  个数据点,  $SSF(i)$  即是该窗口最后一个数据点与第一个数据点之间升支的差分累加和, 其数值反映了该窗口内信号的走向, 数值越大表明该窗口内信号越呈现快速上升趋势。检测数组  $SSF(i)$  中的数值是否大于零, 也就是该窗口是否存在升支, 若满足条件:

$$SSF(i) = 0 \text{ 且 } SSF(i+1) > 0 \quad (3)$$

即  $x(i)$  到  $x(i+W-1)$  的信号全为降支且  $x(i+1)$  到  $x(i+W)$  的信号存在升支, 也就是说  $x(i+W-1)$  到  $x(i+W)$  为升支, 而  $x(i+W-1)$  之前为降支, 因此可确定  $x(i+W-1)$  为极小值点, 记下该点的索引值:

$$i+W-1 \quad (4)$$

通过(1)~(4)式检测得到的特征点(极小值点)受原信号波动影响较大, 特征点个数太多。本文通过剔除指定窗宽内的无效点(误检测点)来减少特征点个数, 除去误检测的特征点。指定窗宽为  $D$ , 比较相邻两个特征点的间距是否大于  $D$ , 若大于则保留两个特征点, 否则剔除掉信号值较大的那个特征点( $D$  值可根据实验确定, 用以排除距离较近的无效极小值点)。假设一共得到  $M$  个特征点, 将  $M$  个特征点的索引存入数组  $startp$  中。具体算法流程图如图1:

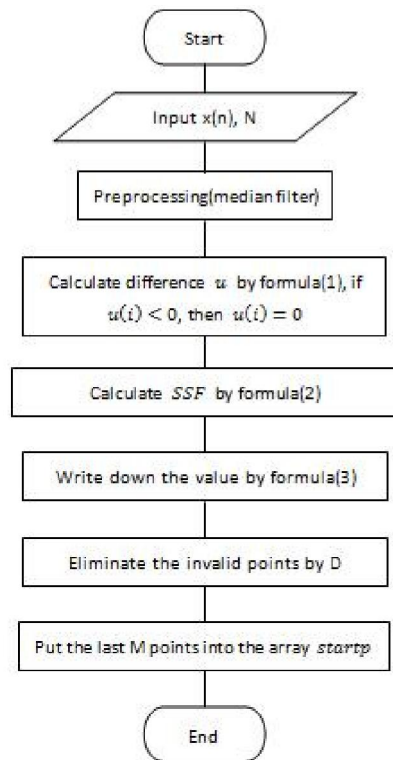


图1 时域特征点检测算法流程图

Fig.1 Block diagrams for feature points extraction algorithm

## 1.2 基线插值和去除基线漂移

以1.1的检测结果  $\text{startp}$  作为插值节点进行插值运算,本文采用立方插值的方法对已有点进行插值拟合,得到与原信号相同长度的基线曲线  $g(n)$ 。将原信号  $x(n)$  减去基线  $g(n)$  即得到去除基线漂移的信号  $y(n)$ 。

## 2 实验结果及分析

本实验是在 windows 7 环境下的 MATLAB 仿真平台中实现的,实验所用心电数据来自美国麻省理工大学 MIT-BIH 的数据,如图2所示。本文分别对心电信号使用高通滤波、中值滤波、形态学滤波和本文所提出算法进行滤波处理<sup>[19]</sup>。实验中高通滤波选择

截止频率为 0.3/180 的 2 阶切比雪夫 I 型滤波器,其通带波纹为 0.5,消除基线漂移后的结果如图 4a 所示。中值滤波法则选用窗宽为 80 的中值滤波模板对信号进行中值滤波,得到原信号的基线如图 3a 所示,消除基线漂移后的结果如图 4b 所示。形态学滤波先对信号进行膨胀、腐蚀、开运算,再对处理后的信号进行膨胀、腐蚀、闭运算<sup>[20]</sup>,以此得到原信号的基线如图 3b 所示,消除基线漂移后的信号如图 4c。本文算法则采用窗宽较小的窗口对原信号做差分求和运算,避免丢失原信号的细节信息,再对处理后的信号采用窗宽为 60 的窗口进行去除无效点处理,获得基线如图 3c 所示,其消除基线后的结果如图 4d 所示。

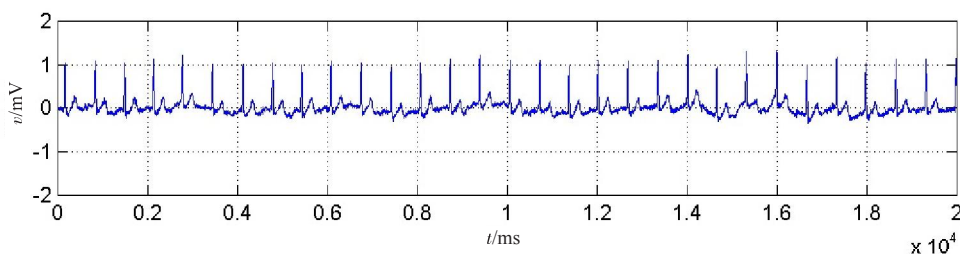
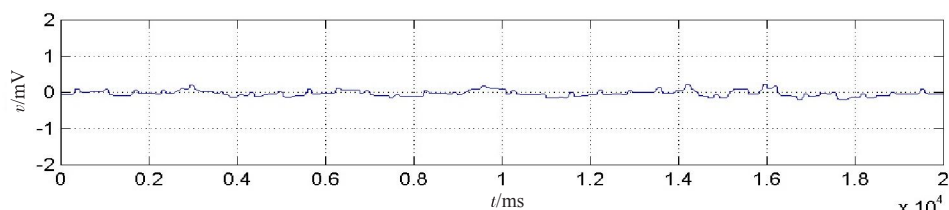
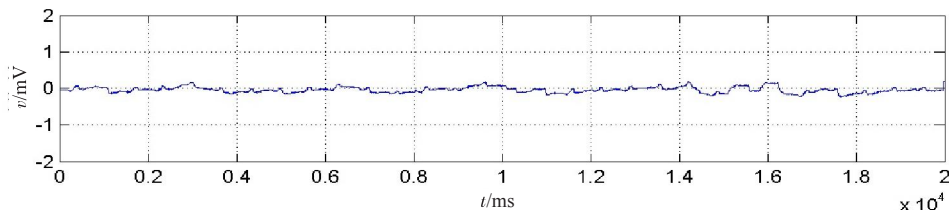


图2 原始心电信号

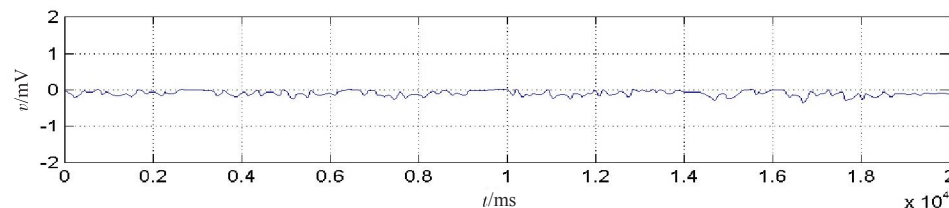
Fig.2 Raw data of ECG signal



a: Method of median filtering



b: Method of morphological filtering



c: Method of this paper

图3 不同方法所获得的基线

Fig.3 Baseline of different methods

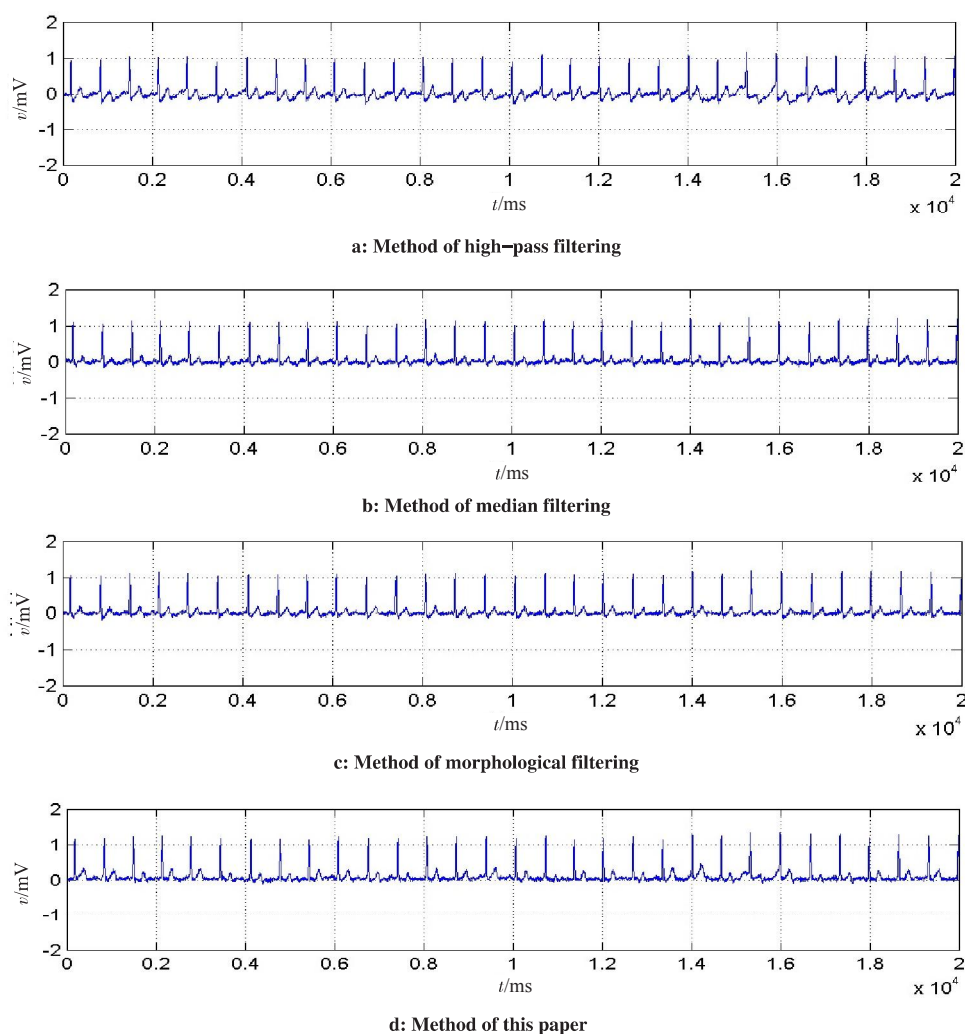


图4 不同方法去除基线漂移效果

Fig.4 The ECG signal after the baseline drift is removed through different methods

由图4可以看出以上4种方法均能一定程度上消除基线漂移,然而高通滤波的效果最差,信号失真最严重。中值滤波法和形态学滤波法都能大体上去除基线漂移,但是信号的损失也比较大<sup>[21-22]</sup>。而本文的算法对于基线漂移的消除效果最好,经过本文算法滤波后的信号不仅基线非常平整,相对于原信号的失真也最小,同时由于本文算法与信号受干扰的原因无关,因此鲁棒性极强,对于各类干扰信号都能够取得较好效果。

傅里叶变换能够将信号从时域变换到频域,其中基线漂移对应的是信号的低频成分。理想情况下信号没有基线漂移,基线为直线,对应的频率为零,因此去除基线漂移后的实测信号低频成分向零频端越紧凑集中,近似为直流分量成分的能量值越大,则基线漂移的去除效果越好。为了进一步评价各种方

法基线漂移的消除效果,本文进一步通过计算各信号的傅里叶幅度谱累加均值的方法来对各去除基线漂移的效果进一步进行评价。首先计算原信号和不同方法消除基线漂移后信号的傅里叶变换,由于数据较长,在不影响实验结果分析的前提下,本文只截取频谱低频端的一小段,计算每一个频率点之前的频谱幅值的平均值,绘制出幅度谱均值图,如图5所示。图5定量地反映了不同算法对于去除基线漂移效果的明显差别。其中高通滤波法的处理效果明显不如其他几种方法,而中值滤波法和形态学滤波法效果差别不大,都能够有效去除基线漂移,但是都存在一定程度的信号失真。红色实线为本文所用的插值拟合法,其在接近零频端的幅值是最高的,并且趋向高频时的幅度谱均值与原信号最为贴近,说明本文算法不仅能够有效去除基线漂移,并且与其他算



法相比能量损失最小,信号保留的最多,失真度也最小。除此之外,本文算法对于消除脉搏波信号的基线漂移也同样有效<sup>[23-24]</sup>,其示例如图6所示。对比图6中上下两个信号,可以看出该方法的确能够有效消

除脉搏波信号中的基线漂移。因此,本文所提出方法无论对于心电信号还是脉搏波信号都具有较大的适用性。

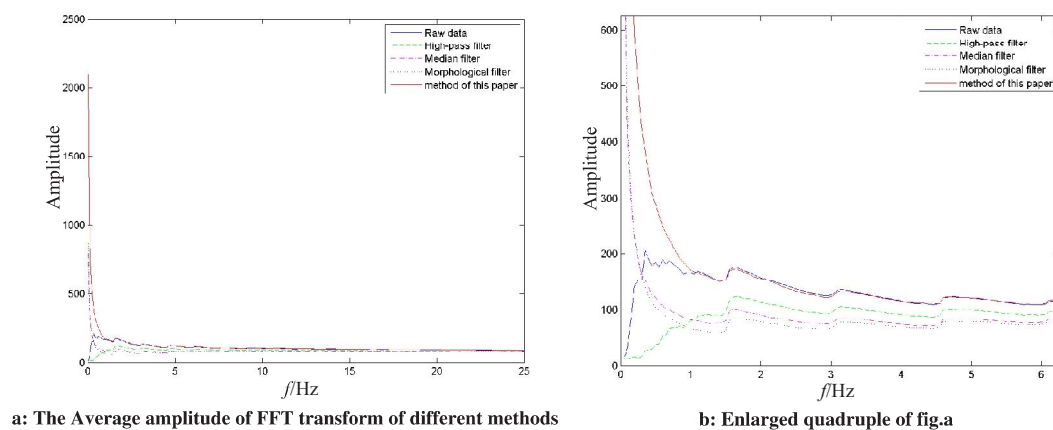


图5 不同方法的傅里叶均值比较

Fig.5 The mean of FFT transform of different methods

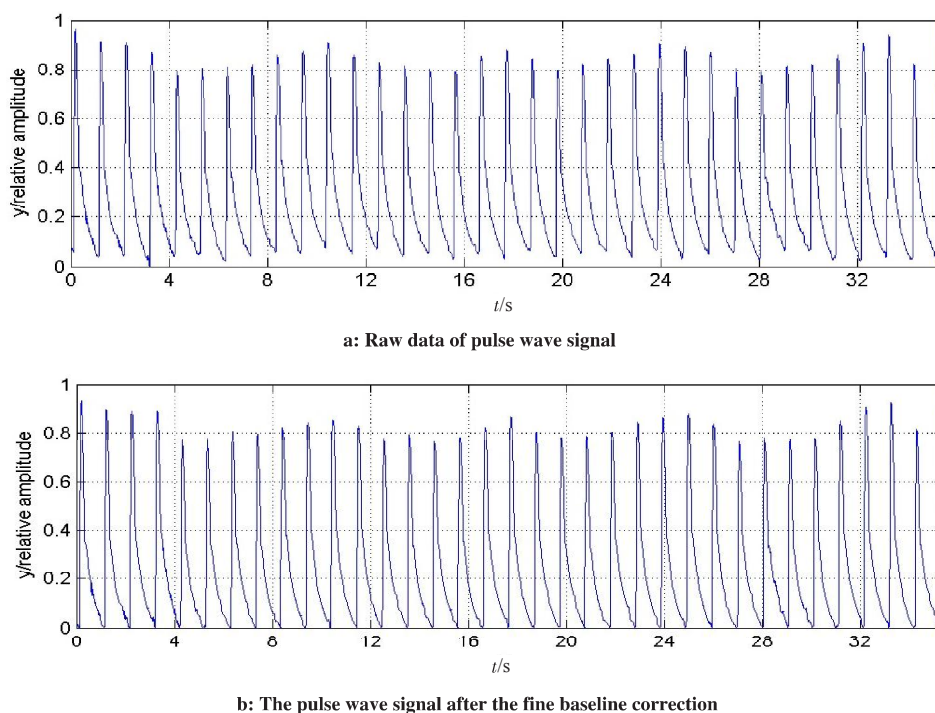


图6 脉搏波数据去除基线漂移示例

Fig.6 A sample of pulse wave data removal from baseline drift

### 3 结论

基线漂移是信号处理工程中经常遇到的一个问题,本文提出了一种基于插值拟合法的去除心电和脉搏波信号基线漂移的方法,该方法对于数据长度没有限制,尤其在数据量少的情况下也能准确的检测出基

线时域特征点并用以去除基线漂移,有很好的实时性和适用性。同时本文还分析对比了其他几种去除基线漂移的方法,实验证明,本文方法相较于其他方法具有更高的准确率,去除基线漂移的效果更好,可以有效解决去除心电和脉搏波基线漂移后的信号严重

失真的问题。

此外,需要特别指出的是,为了便于比较不同算法去除心电和脉搏波中基线漂移的处理效果,本文还提出了一种新的基于计算各信号的傅里叶幅度谱累加均值来评价基线漂移去除效果的方法,该方法可更加准确、有效地评价基线漂移的消除效果。

## 【参考文献】

- [1] 张富强. 脉搏波信号处理算法及实验研究[D]. 哈尔滨工业大学, 2008.  
ZHANG F Q. Research on algorithm of signal processing of pulse waves and the experiment[D]. Harbin Institute of Technology, 2008.
- [2] 张勇, 张萍, 王介生. 心电图滤波去除基线漂移的研究[J]. 计算机与应用化学, 2007, 24(4): 465-468.  
ZHANG Y, ZHANG P, WANG J S. The research of removing baseline wander for ECG[J]. Computers and Applied Chemistry, 2007, 24(4): 465-468.
- [3] 胡迎捷. 基于曲线拟合和滤波的FTIR-ATR基线漂移处理算法研究[D]. 安徽大学, 2014.  
HU Y J. The research of baseline correction based on curve fitting and filtering in FTIR-ATR[D]. Anhui University, 2014.
- [4] BOUCHEHAM B, FERDI Y, BATOUCHE M C. Piecewise linear correction of ECG baseline wander: a curve simplification approach[J]. Comput Meth Prog Biol, 2005, 78(1): 1-10.
- [5] MCMANUS C D, TEPPNER U, NEUBERT D, et al. Estimation and removal of baseline drift in the electrocardiogram[J]. Comput Biomed Res, 1985, 18(1): 1-9.
- [6] SHUSTERMAN V, SHAH S I, BEIGEL A, et al. Enhancing the precision of ECG baseline correction: selective filtering and removal of residual error[J]. Comput Biomed Res, 2000, 33(2): 144-160.
- [7] 张洁. 一种抑制基线漂移的自适应快速线性拟合算法[J]. 漳州师范学院学报(自然科学版), 2007, 20(2): 50-53.  
ZHANG J. A fast algorithm of adaptive linear imitation to restraining baseline drift[J]. Journal of Zhangzhou Normal University(Natural Science Edition), 2007, 20(2): 50-53.
- [8] 李延军, 严洪, 王增丽. 心电基线漂移去除方法的比较研究[J]. 航天医学与医学工程, 2009(5): 381-386.  
LI Y J, YAN H, WANG Z L. A comparative study on removal methods of ECG baseline wandering[J]. Space Medicine & Medicine Engineering, 2009(5): 381-386.
- [9] 朱杰檀, 梁惠. 消除心电信号基线漂移简单方法及仿真[J]. 医疗卫生装备, 2012, 33(8): 16-20.  
ZHU J T, QI H. Simple methods and simulation for elimination of ECG baseline excursion[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2012, 33(8): 16-20.
- [10] SHUSTERMAN V, SHAH S I, EIGEL A, et al. Enhancing the precision of ECG baseline correction: selective filtering and removal of residual error[J]. Comput Biomed Res, 2000(2).
- [11] 阴玺, 杨浩, 卞玉萍, 等. 一种改进的心电信号基线漂移矫正方法[J]. 计算机仿真, 2007, 24(11): 107-109.  
YIN X, YANG H, BIAN Y P, et al. An improved method for rectifying ECG signals baseline drift based on moving average filter[J]. Computer Simulation, 2007, 24(11): 107-109.
- [12] 赵健, 郝继飞, 张道明. 快速中值滤波在滤除心电信号基线漂移中的应用[J]. 电子世界, 2012(4): 50-51.  
ZHAO J, HAO J F, ZHANG D M. The application of fast median filter on removing baseline wandering of ECG signal[J]. Electronics World, 2012(4): 50-51.
- [13] 朱伟芳, 齐春. 一种实用的去基线漂移滤波算法[J]. 苏州大学学报(工科版), 2006, 26(1): 62-64.  
ZHU W F, QI C. An applied basedline filtering algorithm[J]. Journal of Soochow University (Engineering Science Edition), 2006, 26(1): 62-64.
- [14] SUN Y, CHAN K, KRISHNAN S M. ECG signal conditioning by morphological filtering[J]. Comput Biol Med, 2002, 32(6): 465-479.
- [15] 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.
- [16] 庞宇, 邓璐, 林金朝, 等. 基于形态滤波的心电信号去除基线漂移方法[J]. 物理学报, 2014, 63(9): 428-433.  
PANG Y, DENG L, LIN J C, et al. A method of removing baseline drift in ECG signal based on morphological filtering[J]. Chinese Journal of Physics, 2014, 63(9): 428-433.
- [17] VON BORRIES R, PIERLUISI J, NAZERAN H. Wavelet transform-based ECG baseline drift removal for body surface potential mapping[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2005, 4: 3891-3894.
- [18] SONF J, YAN H, LI Y J, et al. Research on electrocardiogram baseline wandering correction based on wavelet transform, QRS barycenter fitting, and regional method[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2010, 33(3): 279-283.
- [19] XU L S, ZHANG D, WANG K Q, et al. Baseline wander correction in pulse waveforms using wavelet-based cascaded adaptive filter[J]. Comput Biol Med, 2007, 37(5): 716-731.
- [20] 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.
- [21] 韩庆阳, 李丙玉, 王晓东. 基于小波变换的脉搏波信号高频噪声与呼吸基线的同时消除[J]. 北京生物医学工程, 2014, 33(3): 247-252.  
HAN Q Y, LI B Y, WANG X D. Synchronous removal of high-frequency noise and breathing baseline in pulse wave signals based on wavelet analysis[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2014, 33(3): 247-252.
- [22] 张文琼, 刘肖琳, 吴涛. 一种利用小波变换逼近信号滤除心电图基线漂移的方法[J]. 计算机工程与应用, 2005, 41(20): 222-224.  
ZHANG W Q, LIU X L, WU T. A method using wavelet approximation to remove the electrocardiogram baseline wander[J]. Computer Engineering and Applications, 2005, 41(20): 222-224.
- [23] 苏江宽. 基于B样条的图像插值算法研究[D]. 广东工业大学, 2014.  
SU J K. Studies on Image Interpolation Based on the B-spline Scheme[D]. Guangdong University of Technology, 2014.
- [24] SAYADI O, SHAMSOLLAHI M B. Model-based fiducial points extraction for baseline wandered electrocardio grams[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(1): 347-351.