

# 膈肌肌电信号中心电干扰去除技术的一种方法

王刻奇<sup>1</sup>, 杨 智<sup>2</sup>, 许清媛<sup>1</sup>

(1. 中山大学南方学院, 广东 广州 510970)

(2. 中山大学电子与信息工程学院, 广东 广州 510006)

**[摘要]** 本文基于小波信号分解与重建理论和自适应滤波技术相结合的方法, 以去除膈肌肌电信号中的心电干扰. 首先, 采用小波分解把肌电信号中包含心电干扰的低频段分离出来, 这部分信号经过自适应滤波处理后压低膈肌肌电信号, 突出心电信号, 然后从肌电信号中减去通过自适应滤波得到的心电噪声, 再与处理后的细节进行小波的信号重建, 得到心电干扰较少的 EMGdi 信号. 通过对真实的临床医学数据处理, 并与常用的高通滤波方法作比较, 结果表明, 本文所提方法的输出信号的信噪比明显提高, 对比处理前后信号的功率谱发现处理后的信号的频谱明显向高频移动, 表明该方法取得了较好的去噪效果.

**[关键词]** 膈肌肌电信号, 心电信号, 小波变换, 自适应滤波

**[中图分类号]** TP24 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1672-1292(2016)04-0022-06

## A Method to Remove ECG Disturb in EMGdi Signal

Wang Keqi<sup>1</sup>, Yang Zhi<sup>2</sup>, Xu Qingyuan<sup>1</sup>

(1. Nanfang College, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510970, China)

(2. School of Electronics and Information Technology, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510006, China)

**Abstract:** In order to remove electrocardiograph (ECG) interference in electromyography of diaphragm (EMGdi) signal, a cancellation technique with a combination of wavelet decomposition and reconstruction and adaptive filtering is presented in this paper. Firstly, the low frequency components of EMGdi signal containing ECG are separated out by wavelet decomposition. Secondly, the low frequency components obtained are filtered by the adaptive filter in order to lower the EMGdi and highlight the ECG. Then the ECG noise obtained by filtering is removed from the EMGdi signal. Finally, the EMGdi signal with less ECG interference is obtained by wavelet reconstruction. By comparing the results of real clinical signal with those of simple high-pass filtering, it shows that Signal-to-Noise Ratio and power spectrum had distinctly improved.

**Key words:** EMGdi, ECG, wavelet transform, self-adaptive filtering

膈肌肌电信号 (electromyography of diaphragm, EMGdi) 是人体最主要的呼吸肌膈肌在呼吸过程中产生的生物电信号, 是一种非平稳生物电信号, 携带着有关人的呼吸机制的重要信息, 常被用来监控人的呼吸状况和判断膈肌疲劳等症状<sup>[1-2]</sup>.

EMGdi 是人体生物电的微弱信号, 大部分的功率谱集中在 20~250 Hz, 频谱分布的变化是疲劳过程的早期表现<sup>[2]</sup>. 用食道囊管电极法采集得到的肌电信号中, 混杂比较典型的干扰和噪声, 例如, 心电干扰 (Electrocardiograph, ECG)、电极移动伪差 (electrode motion artifacts)、食道蠕动 (esophageal peristalsis)、工频干扰、以及其它的生物电 (other bioelectric sources) 和噪声 (noise) 等. 其中心电干扰 (ECG) 信号的峰值比 EMGdi 的幅值高出数倍, 且它的大部分的功率谱落在 0~50 Hz 的低频范围内, 与 EMGdi 的频谱主频带有所重叠<sup>[3]</sup>. 所以在对 EMGdi 信号做深入的分析与研究之前, 必须想法去除 ECG 在低频的干扰和其它一些高频噪声的污染. 而利用一些传统的高通滤波和剪除技术的处理方法得到的结果中存在有用信息丢失多、处理结果不连续、准确性差等问题<sup>[4]</sup>. 为此, 本文将采用小波信号分解与重建理论和自适应滤波技术相结合的方法来处理 EMGdi 信号中包含的 ECG.

收稿日期: 2015-12-14.

通讯联系人: 王刻奇, 讲师, 研究方向: 复杂系统的先进控制. E-mail: wjwkq@126.com

EMGdi 信号本质上是一种具有非平稳特性的生理信号,而小波变换是分析此类信号的有效方法.小波变换是时间和频率的局部变换,能有效地从信号中提取信息,它的变焦特性容易使得信号之间的差异“放大”,即对信号有较好的局部分析和细化能力<sup>[5-7]</sup>.在生物医学信号领域,小波变换是一种有效可行的降噪方法<sup>[8-10]</sup>.

由于生物医学信号的主要特点是随机性和背景强噪声,而且还有许多未被认识因素的影响使信号表现出明显的变异性.传统的处理方法如维纳滤波器和卡尔曼滤波,都是在最小均方误差意义下从噪声中检测或提取随机信号的线性最优方法.但是这两种方法都需要信号的先验知识,如信号和噪声的一、二阶统计特性.而在实际中是不具备的.由于自适应处理技术可以在没有先验统计知识的情况下经过递归运算来逼近最优解,更能适应非平稳情况.王明时等人曾提出了一种基于自适应滤波和小波分解与信号重建理论对脊柱侧弯患者背部肌肉肌电图中心电干扰进行消除<sup>[11]</sup>.本文尝试将该技术用于 EMGdi 信号中的 ECG 去除,通过对临床医学原始数据分析处理得到的结果证实了该方法的有效性.

## 1 简单高通滤波

采用 FIR 高通滤波器<sup>[4]</sup>,由于主要的 ECG 信号的功率谱集中在 0~25 Hz,为了去除尽可能多的 ECG 并且避免破坏 EMGdi 信号,必须使转折频率在 20~30 Hz,根据信号的特征并通过实验已经发现其最佳值一般取 25 Hz.且提高转折频率后会降低 EMGdi 信号的幅度和改变 EMGdi 信号的形状.这种处理方法的一个显著的优点就是简单实用,它只需要记录 EMGdi 信号,但只能简单的去除 ECG 干扰信号的主要部分.其主要缺点就是 EMGdi 信号的能量损失严重,还可能会导致相位失真,只适合于对信号作粗略的估计.

## 2 一种基于小波理论和自适应滤波技术的去噪方法

由于 EMGdi 信号中所要去除的 ECG 干扰相对于宽带的 EMGdi 信号是一种窄带信号,故运用基于自适应滤波和小波分解与信号重建理论的技术.首先,采用小波分解把 EMGdi 中包含心电干扰的低频段分离出来,这部分信号经过自适应滤波处理后压低 EMGdi 信号,突出心电信号,而后从肌电信号中减去通过自适应滤波得到的心电噪声,再与处理后的细节进行小波的信号重建,就能得到心电干扰比较少的 EMGdi 信号.

### 2.1 小波分解和信号重建

小波变换实质是把信号在不同层次的空间上展开并进行分析的方法<sup>[11-12]</sup>.在多分辨率分析中, $\phi$  被定义为尺度函数, $\psi$  被定义为小波函数,存在序列  $h(n)$  并满足双尺度方程  $\phi(x) = \sum_n h(n)\psi(2x-n)$ ,则信号在各尺度上的分解系数可分别表示为:

$$\begin{aligned} C_j(n) &= \sum_{k \in Z} h(k-2n)C_{j-1}(k), \\ D_j(n) &= \sum_{k \in Z} g(k-2n)C_{j-1}(k), \end{aligned} \quad (1)$$

式中, $g$  是  $h$  的镜像滤波器,具有  $g_n = (-1)^n h_{n+1}$  关系, $C_0$  是 0 尺度下的信号,也即信号本身. $C_j, D_j$  表示在  $j$  尺度下信号的分解系数, $C_{j-1}$  的重构公式为:

$$C_{j-1}(n) = \sum_{k \in Z} h(n-2k)C_j(k) + \sum_{k \in Z} g(n-2k)D_j(k). \quad (2)$$

### 2.2 自适应滤波技术

信号  $x=s+n$  中  $s$  是窄带信号, $n$  是宽带信号. $s$  是同步采集并经过处理后的心电信号,将其作参考信号对  $x$  做自适应滤波.根据 LMS(Least mean square)算法来更新滤波器的加权向量<sup>[13]</sup>.当算法收敛后,滤波器的输出  $y$  应是  $s$  的最优逼近.即心电干扰信号.自适应滤波的迭代更新方程如下:

$$W_{n+1} = W_n + 2\mu e_n X_n, \quad (3)$$

式中, $\mu$  是步长因子, $e_n$  是误差值, $X_n$  是原始信号,另外

$$e_n = d_n - W_n^T X_n,$$

式中, $W_n$  是在  $n$  点的滤波加权因子, $W_{n+1}$  是更新的  $(n+1)$  点的加权因子, $d_n$  是参考信号.

### 2.3 信号处理流程

(1) 因为心电信号的频率大部分分布在 0~50 Hz 的低频范围内, 所以先对含有心电干扰的原始数据作尺度 2 上的小波分解, 取小波分解后数据的二阶近似分量  $a_2$  作下一步自适应心电滤波处理.

(2) 用自适应算法作自适应滤波处理, 当算法收敛后, 输出的 ECG1 是心电信号的最优逼近.

(3) 从原始信号的二阶近似分量  $a_2$  中做减法运算, 去除心电成分, 得到二阶近似分量中的肌电成分  $\Delta a_2$ .

(4) 取小波分解后数据的一阶细节分量  $d_1$  和二阶细节分量  $d_2$  做软阈值处理, 根据细节  $d_2$ 、 $d_1$  的方差取门限, 经实验发现针对这种信号  $d_1$  的阈值取为 6.5,  $d_2$  的阈值取为 19 可以得到较好效果, 处理后的结果为  $d'_2$ 、 $d'_1$ .

(5) 用二阶近似分量中的肌电成分  $\Delta a_2$  和做过阈值处理的小波分解得到的全部细节  $d'_2$ 、 $d'_1$  分量作信号重建, 然后可以得到去噪后的肌电信号 EMGdi1.

该方法的流程图如图 1 所示.

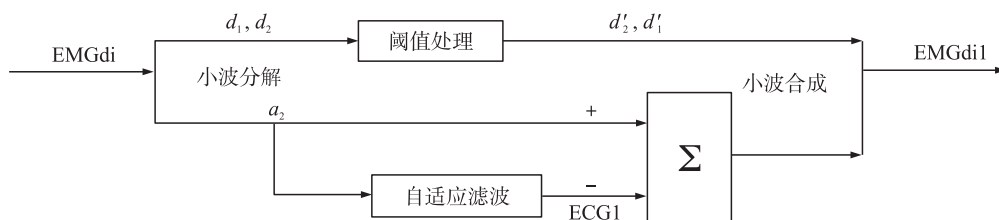


图 1 基于小波分解与重建理论和自适应滤波技术的去噪方法的框图

Fig. 1 The block diagram of the cancellation technique with a combination of wavelet decomposition and reconstruction and adaptive filtering

## 3 实验结果

### 3.1 实验条件

该试验所用的数据是从广州呼吸疾病研究所取得的临床医学数据. 通过鼻子把带有电极对的食道囊管吞咽于肠胃与食道的交叉部位, 体外连接 PowerLab 系统的软件和硬件 (ADInstruments, Castle Hill, Australia) 在 Power Mac 计算机上对采集的信号作初步处理<sup>[14]</sup>, ECG 信号也随着同步采集. 这样就得到了离散化的数字信号, 如图 2 所示, 这是一个呼吸周期的采样信号.

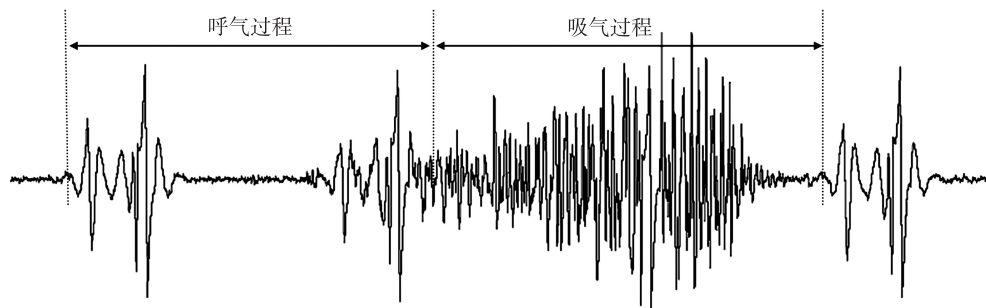


图 2 一个呼吸周期的采样信号

Fig. 2 Sample signal of single respiratory period

实验信号采样 30 000 个点, 包含有 6 个呼吸周期, 如图 3 所示.

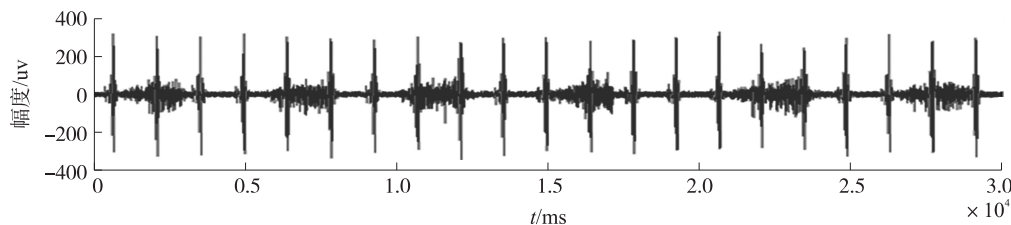


图 3 未处理信号的 30 000 个采样点

Fig. 3 30 000 sampling points of pending signals

### 3.2 采用 FIR 高通滤波技术

依据前面所述理论,本实验仿真采用 chebyshev I FIR 12 阶高通滤波器,截止频率为 25 Hz 对未处理信号的 30 000 个采样点进行滤波,处理后得到的信号,如图 4 所示。

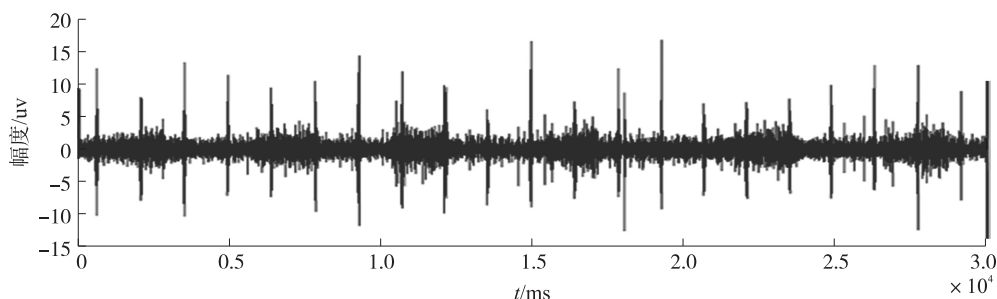


图 4 利用高通滤波技术处理后的信号

Fig. 4 Processed signal by high-pass filter

### 3.3 小波分解与重建理论和自适应滤波技术

由于 EMGdi 的大部分的功率谱小于 250 Hz,作尺度 2 上的小波分解后得到的低频成分的频率在小于 125 Hz,包含着 ECG 干扰信号. Daubechies 小波函数在通带内具有最大的平坦度,且随着阶次的增高,其截止区越陡峭. 经过多次实验,发现 4 阶 Daubechies 小波在幅频特性和重建精度上性能较好,因此采用它对原始的 EMGdi 数据作小波分解和重建. 利用 db4 小波在尺度 2 上进行小波分解后,二阶近似分量  $a_2$  主要是低频成分,细节  $d_2$ 、 $d_1$  主要是高频成分.

以同步采集的 ECG 信号作为参考信号对  $a_2$  作自适应滤波处理. 本文选择应用简单广泛的 LMS 自适应算法,LMS 算法是一种简单的估计梯度的方法,优点是计算量小、易于实现. 经过多次的试验发现,步长因子  $\mu=0.95$  时输出的 ECG1 在幅度和频谱上逼近效果比较理想. 再从  $a_2$  减去 ECG1 得到二阶近似分量中的肌电成分  $\Delta a_2$ .

利用小波理论中的阈值处理方法<sup>[15]</sup>,根据细节  $d_2$ 、 $d_1$  的方差取门限,再作软阈值修剪处理,得到  $d_2$ 、 $d_1'$ ,这样可以去除一些高频噪声. 最后,利用  $d_2'$ 、 $d_1'$  和  $\Delta a_2$  作 db4 小波尺度 2 上的小波重建,从而得到利用本文方法处理后的结果,如图 5 所示.

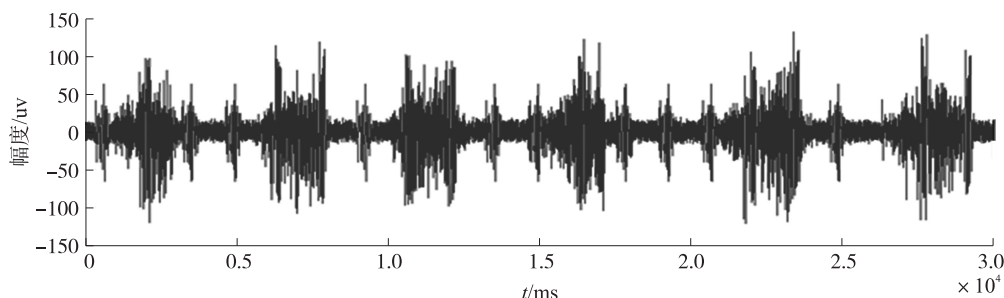


图 5 利用小波分解与重建理论和自适应滤波技术处理后的信号

Fig. 5 Processed signal by the technique of this paper

## 4 评估指标

### 4.1 功率谱

利用 PowerLab 系统的自带软件 Chart 5.1 对信号进行功率谱分析,看其频谱的主峰是否集中在 EMG 的频率范围.

### 4.2 信噪比 (Signal Noise Rate, SNR)<sup>[16]</sup>

定义

$$\text{SNR} = \frac{\sigma_{\text{EMGdi}}^2}{\sigma^2},$$

式中,  $\sigma_{\text{EMGdi}}^2$  是膈肌电信号的方差,  $\sigma^2$  是噪声的方差. 这里的  $\sigma_{\text{EMGdi}}^2$  可以通过对处理后的信号进行

25~250 Hz 带通滤波处理后计算它的方差得到,而  $\sigma^2$  可以通过 50 Hz 低通滤波处理后计算它的方差得到.

#### 4.3 均方根(the Root Mean Square,RMS)<sup>[17]</sup>

定义

$$\text{RMS} = (M_0/p)^{\frac{1}{2}},$$

式中, $p$  是信号中的点数.  $n$  阶频谱势差为

$$M_n = \sum_{i=0}^{i_{\max}} \text{power} \cdot \text{density}_i \times \text{frequency}_i^n,$$

式中, $i$  为功率谱密度积的个数,当  $i=0$  时为直流分量, $i_{\max}$  是频谱中最高频率的指标.

#### 4.4 两种处理方法的性能比较和分析

利用 PowerLab 系统的自带软件 Chart 5.1 对信号进行分析. 原始信号的功率谱如图 6 和本文方法处理后的信号的功率谱如图 7 所示,高通滤波处理后的功率谱如图 8 所示.

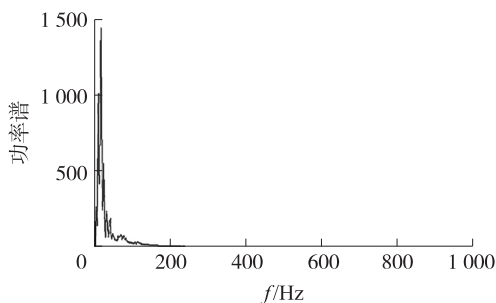


图 6 原始信号的频谱图

Fig. 6 Spectrogram of original signal

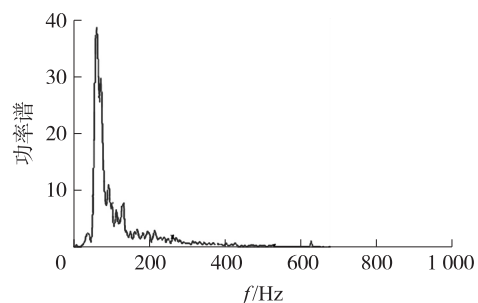


图 7 利用本方法处理后的信号的频谱图

Fig. 7 Spectrogram of the processed signal by the technique of this paper

比较去噪前后的功率谱,可见,原始信号中 EMGdi 信号的主频率被淹没在心电干扰信号的频率范围内;而经过本文方法处理后的信号,频谱的主峰明显向高频移动在 70 Hz 附近,心电的频率成份明显减少,同时从频谱上还可见膈肌已经发生疲劳症状. 如图 8 所示,从高通滤波技术处理后的频谱可见处理后的信号大幅度的降低,这使得信号的能量损失严重. 两种方法的一些性能指标,如信噪比 SNR 和均方根 RMS 的数据对比见表 1.

利用本文方法去噪前后信号的 RMS 值由 56.05 下降到 25.96,信噪比由 -11.30 dB 提高到 1.56 dB. 通过性能指标比较可见本文方法更具优越性.

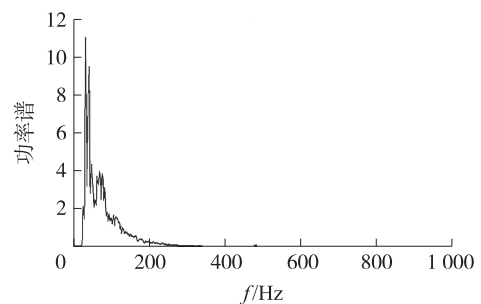


图 8 高通滤波技术处理后的信号的频谱图

Fig. 8 Spectrogram of the processed signal by the high-pass filtering

表 1 两种处理方法指标数据的对比

Table 1 Comparison of the indexes of two techniques

性能指标	未处理前的信号	FIR 高通滤波	本文方法
SNR	-11.3 dB	-0.23 dB	1.56 dB
RMS	56.05	29.31	25.96

## 5 结语

本文基于小波分解与重建理论和自适应滤波技术的处理方法能够比较有效地去除 ECG 干扰信号,改善 EMGdi 信号的频谱分布,同时能够减小 EMGdi 信号的损失,提高信噪比.

#### [参考文献](References)

- [1] JOLLY C J, LUO Y M, STEIER J, et al. Neural respiratory drive in healthy subjects and in COPD[J]. European respiratory,

- 2009,33:289-297.
- [2] BELLEMARE F, GRASSINO A. Evaluation of human diaphragm fatigue[J]. Journal of applied physiology:respirat environ & exercise physiol,1982,53(5):1 196-1 206.
- [3] BECK J, SINDERBY C, LINDSTROM L, et al. Diaphragm interference pattern EMG and compound muscle action potentials: effects of chest wall configuration[J]. Journal of applied physiology,1997,82(2):520-530.
- [4] UNGUREANU M, KROWORSCH B, WOLF W. Diaphragmatic EMG monitoring:some aspects on specific signal processing requirements[J]. Recent research developments in biomedical engineering,2002,1:49-66.
- [5] YUDONG Z, JIQUAN Y, JIANFEI Y, et al. A novel compressed sensing method for magnetic resonance imaging:exponential wavelet iterative shrinkage-thresholding algorithm with random shift[J]. International journal of biomedical imaging,2016,10.
- [6] 谢燕江,杨智,詹侑军,等. 基于小波变换的膈肌肌电信号降噪方法研究[J]. 中国生物医学工程学报,2009,28(2):193-198.
- XIE Y J, YANG Z, ZHAN C J, et al. A denoising method study based on wavelet transform for electromyography of diaphragm[J]. Chinese Journal of biomedical engineering,2009,28(2):193-198.(in Chinese)
- [7] 伍云飞,杨智,范正平等. 基于独立分量分析和小波变换的膈肌肌电信号降噪[J]. 信号处理,2010,26(10):1 532-1 538.
- WU F Y, YANG Z, FAN Z P, et al. Research of denoising method for EMGdi signal based on independent component analysis and wavelet transform[J]. Signal processing,2010,26(10):1 532-1 538.(in Chinese)
- [8] TSCHARNER V V, ESKOFIER B, FEDEROLF P. Removal of the electrocardiogram signal from surface EMG recordings using non-linearly scaled wavelets[J]. Journal of electrocardiogram and kinesiology,2011,21(4):683-688.
- [9] Paiva J P L M, Kelencz C A, Paiva H M, et al. Adaptive wavelet EMG compression based on local optimization of filter bank[J]. Physiological measurement,2008,29(7):843-856.
- [10] 杨智,罗国,范正平. 小波尺度谱阈值算法在膈肌肌电降噪的应用[J]. 信号处理,2013,29(5):647-655.
- YANG Z, LUO G, FAN Z P. Application of wavelet scalogram threshold algorithm in electromyography of diaphragm denoising[J]. Signal processing,2013,29(5):647-655.(in Chinese)
- [11] 王明时,李岳峙,诸强. 脊柱侧弯患者背部肌肉肌电图中心电干扰消除技术的一种新方法[J]. 中国生物医学工程学报,2003,22(4):313-320.
- WANG M S, LI Y Z, ZHU Q. A new ECG cancellation technique in back muscle EMG of scoliosis[J]. Chinese Journal of biomedical engineering,2003,22(4):313-320.(in Chinese)
- [12] 张煜东,朱庆,陈贤卿,等. 基于模式的自制小波在 EBPSK 信号检测中的应用[J]. 东南大学学报(自然科学版),2011,41(4):691-694.
- ZHANG Y D, ZHU Q, CHEN X Q, et al. Pattern-based custom wavelet used for EBPSK signal detection[J]. Journal of Southeast university(Natural Science Edition),2011,41(4):691-694.(in Chinese)
- [13] THAKOR N V, ZHU Y S. Application of adaptive filtering to ECG analysis:noise cancellation and arrhythmia detection[J]. IEEE Trans on biomedical engineering,1991,38(8):785-794
- [14] LUO Y M, HART N, MUSTFA N, et al. Effect of diaphragm fatigue on neural respiratory drive[J]. Journal of applied physiology,2001,90(5):1 691-1 699
- [15] DONOHO D L. De-noising by soft-thresholding[J]. IEEE transactions on information theory,1995,41(30):613-627.
- [16] 杨福生,高上凯. 生物医学信号处理[M]. 北京:高等教育出版社,1995.
- YANG F S, GAO S K. Biomedical signal processing[M]. Beijing:Higher Education Press,1995.(in Chinese)
- [17] SINDERBY C, BECK J, SPAHIJA J, et al. Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease[J]. Journal of applied physiology,1998,85(6):2 146-2 158.

[责任编辑:陈 庆]