

应用小波变换去除膈肌肌电图 信号中的心电干扰

谢燕江¹, 杨 智¹, 范正平¹, 罗远明²

(1. 中山大学信息科学与技术学院, 广东广州 510275; 2. 广州呼吸疾病研究所, 广东广州 510120)

摘 要: 膈肌肌电图信号是微弱的人体生物电信号, 该信号往往受到被测对象自身心电图信号的严重干扰. 本文应用小波变换的分析方法, 提出了一种心电定位和小波阈值相结合的去心电新算法. 该方法在对信号各层小波系数分析的基础上, 通过小波相关系数法确定心电干扰的位置和范围, 并用绝对值均值的阈值算法对该范围内的小波系数进行阈值处理. 实验结果表明, 该方法能够有效去除膈肌肌电图信号中的心电干扰, 并较好地保留了膈肌肌电图信号的特征, 为膈肌肌电图信号用于呼吸疾病的分析诊断创造良好的条件.

关键词: 信号处理; 小波变换; 膈肌肌电图信号; 心电干扰

中图分类号: TP24 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2010) 02-0366-05

Application of Wavelet to the Cancellation of ECG Interference in Diaphragmatic EMG

XIE Yan-jiang¹, YANG Zhi¹, FAN Zheng-ping¹, LUO Yuan-ming²

(1. School of Information Science and Technology, Sun Yat-sen University, Guangzhou, Guangdong 510275, China;

2. Guangzhou Institute of Respiratory Disease, Guangzhou, Guangdong 510120, China)

Abstract: As weak bioelectricity signals, the diaphragmatic electromyographic (EMGdi) signals are always disturbed by the strong electrocardiography (ECG) signals. A new ECG cancellation algorithm with an application of wavelet analysis is presented in this paper, which combines ECG locating and wavelet threshold. According to the analysis of wavelet coefficients of different scales, this algorithm finds the range of ECG interference by the correlation coefficients, and then processes the coefficients in the ECG scope by a wavelet threshold algorithm of absolute mean. The experimental results show that the method cancels the ECG interference in EMGdi available and reserve its signal characteristics effectively, which offers good conditions for the diagnosis of respiratory diseases with EMGdi signals.

Key words: signal processing; wavelet transform; diaphragmatic electromyographic signals; electrocardiography interference

1 引言

膈肌肌电图(diaphragmatic electromyographic, EMGdi)信号是人体最主要的呼吸肌肉膈肌在呼吸过程中产生的生物电信号, 其中蕴含着膈肌生理活动状态和呼吸系统的功能特征等多种生理信息. 因此膈肌肌电图是分析诊断呼吸疾病的重要的神经电生理学方法^[1].

膈肌肌电图信号是微弱的人体生物电信号, 幅值一般在 0.02 ~ 5mV 之间, 在采集过程中容易受到心电图(electrocardiogram, ECG)信号的强烈干扰. ECG 信号幅值高, 主频带(0 ~ 55Hz)与 EMGdi 信号的主频带(25 ~ 250Hz)存在重叠, 严重影响 EMGdi 信号参数的提取与性

能分析. 因此, 去除 EMGdi 信号中的 ECG 信号干扰至关重要, 也一直是实际问题研究中的难点. Ungureanu M, Akkiraju P 和 Deng Y C 等人采用原始信号和参考信号双输入的方式, 在采集 EMGdi 信号的同时, 单独使用一对放置在心脏附近的电极同步采集 ECG 信号作为参考输入, 再分别用剪切替代法^[2]、自适应噪声抵消法(Adaptive Noise Canceller, ANC)^[3]和事件同步消去法(Event-Synchronous Cancellation, ESC)^[4]去除 EMGdi 信号中的 ECG 干扰. 这些方法在一定程度上增加了硬件的复杂度和实验成本, 同步采集的 ECG 参考信号也并非纯净的 ECG 信号, 其噪声会极大地影响 EMGdi 信号的处理结果. Elise A 在文献[4]的基础上提出了基于结构

强度的同步消去法 (Structural Intensity Event-Synchronous Cancellation, SIESC)^[5], 对原始输入的 EMGdi 信号进行结构强度的变更得到 QRS 波形, 并将其作为 ESC 的参考输入. 该方法有效地避免了两通道同步采集所带来的问题, 但从文献[5]提供的处理结果可以看出, 处理后的信号仍包含了部分的 ECG 干扰, 并额外引入了部分其他噪声. Liang H L 提出的非线性滤波算法^[6]也未能很好地实现去心电处理, 处理后还存在较多的心电噪声余量. Joseph N F M^[7]处理体表肌电图信号时引入了独立变量分析 (Independent Component Analysis, ICA) 的方法, 利用肌电和心电图信号的统计独立性实现心电独立成份的分离, 不过 ICA 方法需要的信号通道数多, 文献[7]用了 16 个通道, 这不适合通道数量比较少的 EMGdi 信号的处理.

EMGdi 信号在本质上是一种具有非平稳特性的生理信号. 小波变换是研究非平稳信号的一种有效办法, 具有多分辨率的特性, 在时域和频域方面都有表征信号局部特征的能力, 广泛用于信号降噪领域, 是分析处理医学生理信号的一种有效手段^[8]. 本文尝试应用小波变换的分析方法, 探索一种新的膈肌肌电图信号的去心电干扰方法.

经过高通滤波预处理的 EMGdi 信号中, ECG 干扰以 QRS 波群为主, 分布相对集中. 因此, 为了使信号处理算法更具有针对性和有效性, 本文提出一种心电干扰定位和小波阈值处理相结合的去心电算法. 根据小波相关系数特性实现心电定位和心电干扰范围的确定, 并以未受心电干扰部分的小波系数为依据构造绝对值均值阈值算法, 对心电干扰范围内的小波系数进行阈值处理, 从而使重构后的信号实现了有效地去除心电干扰效果.

2 小波变换基本原理

函数 $f(t)$ 的连续小波变换定义为

$$W_{\psi}f(a, b) = \langle f, \psi_{a,b} \rangle = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

其中, 小波函数 $\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi \left(\frac{t-b}{a} \right)$ 是经基本小波 $\psi(t)$ 平移和伸缩生成的函数系, a 称为尺度因子, b 称为平移因子. 对 a, b 进行二进制离散化, 即 $a = 2^{-j}$, $b = k2^{-j}$, $j, k \in \mathbb{Z}$, 可得小波函数的离散形式:

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - k) \quad (2)$$

3 去心电干扰算法的研究与实现

本文使用的所有膈肌肌电图信号数据均来自广州呼吸疾病研究所, 信号采集系统构成主要有: 五导联食

道电极和澳大利亚 ADInstruments 公司的 Powerlab 医学生理信号采集系统, 采样频率 2kHz. 由于膈肌肌电图信号的振幅一般为 0.02 ~ 5mV, 主要能量的频率范围为 25 ~ 350Hz, 在测量过程中除了受到心电信号的强烈干扰外, 还经常会受到各种高低频噪声干扰, 包括探测记录设备的电子器件固有的噪声 (例如常见的 50Hz 工频干扰)、环境噪声, 以及其它人体信号产生的干扰. 因此对信号进行以下预处理: 放大倍数为 1000 的前置放大、1kHz 的低通滤波、15Hz 的高通滤波以及 50Hz 的陷波.

图 1 所示为一组经过预处理的 15 秒钟即 30000 个点的 EMGdi 信号及其 5 尺度小波分解系数, 其中 s 是呼吸吸吸患者坐立时采集的 EMGdi 信号, $cd1 \sim ca5$ 为 EMGdi 信号进行 5 尺度 haar 小波分解的小波系数, 根据不同分辨率将各个系数都转换为时间的单位. 显然, 经过预处理后 EMGdi 信号中仍然存在 ECG 信号的强烈干扰.

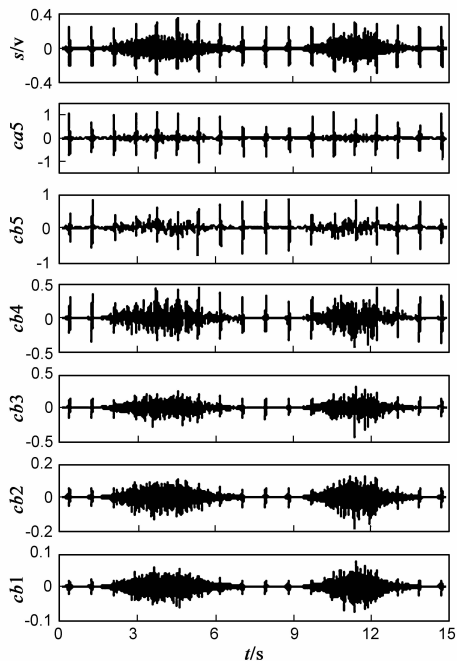


图1 采集的EMGdi信号及其5尺度小波分解系数

正常人的心电图波形包含 P 波、T 波和 QRS 波群, 其中 P 波和 T 波主要能量的频率范围在 0 ~ 13Hz^[9], 经过 15Hz 高通滤波预处理后, P、T 波大部分能量被滤除, ECG 干扰以 QRS 波群为主, 分布范围比较集中, 这种分布也相应地表现在各尺度的小波系数中. 因此, 为了使去心电处理更具有针对性, 尽可能地不影响其他未受干扰部分的 EMGdi 信号, 本文提出对 ECG 干扰范围进行定位, 将小波分解的系数划分为受 ECG 干扰部分和未受 ECG 干扰部分, 并针对性地只对 ECG 干扰部分的系数进行阈值处理, 而以未受 ECG 干扰部分的系数为依据构造阈值算法. 该去心电算法的整体流程图如图 2

所示,其中输入为采集的 EMGdi 信号,输出为去除心电干扰后的 EMGdi 信号.

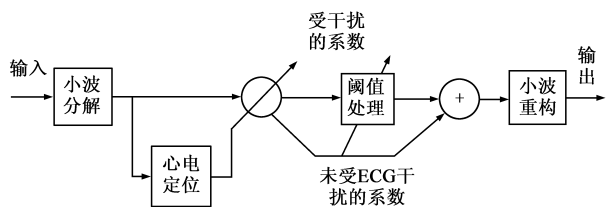


图2 本文去心电算法整体流程图

3.1 心电定位

对于心电 QRS 波群的检测定位,目前主要有以下几种方法:滤波器法、模板匹配法、模极大值的小波变换法、神经网络法等^[10],这些方法处理的信号都是由专用的心电图信号传感器采集得到的,肌电图信号幅值小,QRS 波群完整清晰,而食道电极采集的膈肌肌电图信号中夹杂的心电图信号,特别是采集自重症呼吸病患者并经过了高通滤波的信号,QRS 波形有一定的改变,幅值也可能与肌电图信号接近,对于这类信号上述方法的处理效果不是很理想.因此本文针对膈肌肌电图信号中的心电定位问题,提出小波相关系数的定位方法.

首先,定义 j 尺度上 k 点处的小波相关系数 $CW_{j,k}$:

$$CW_{j,k} = \omega_{j,k} \cdot \omega_{j+1,k} \quad (3)$$

其中, $\omega_{j,k}$ 表示 j 尺度上 k 点的小波系数值^[8].

根据小波变换的频率分布特点, j 尺度以上系数对应的频率空间为 $f_s/2^{j+1}$, 其中 f_s 是采样频率,可以得到 5 尺度以上系数的频率空间为 $0 \sim 62.5\text{Hz}$. 该频段正好与 ECG 信号的主频段接近,而与 EMGdi 信号的频段交叉部分较少,即 $ca5$ 和 $cd5$ 主要对应于 ECG 系数,而 EMGdi 系数在这两个尺度上的能量很小,这与图 1 中 $ca5$ 和 $cd5$ 的表现是一致的.为此,计算 5 尺度上的小波相关系数 $CW_{5,k}$:

$$CW_{5,k} = \omega_{ca5,k} \cdot \omega_{cd5,k} \quad (4)$$

其中, $\omega_{ca5,k}$ 为 $ca5$ 系数, $\omega_{cd5,k}$ 为 $cd5$ 系数.对 $ca5$ 和 $cd5$ 系数的相关运算使 EMGdi 系数的幅值大为减少,增强了 ECG 系数的边缘特性,更好地刻画了混合系数中的 ECG 分量.

为了对心电位置进行定位,需要确定适当的阈值.设 q 为倍数,取阈值 T_c 为相关系数的绝对值均值 ω 的 q 倍,即:

$$T_c = q \cdot \omega = \frac{q}{m} \sum_{k=0}^{m-1} |CW_{5,k}| \quad (5)$$

其中, m 为式(4)计算得到的相关系数 $CW_{5,k}$ 的总数据量.由于 $ca5$ 和 $cd5$ 的相关系数主要包含 ECG 部分,而 EMGdi 部分则非常微弱,特征点系数值与其他点系数值差异性非常明显,因此 q 值的选取范围比较大,按照特

征点系数与平均值的倍数关系可以在 $2 \sim 10$ 之间选取,一般取为 4. 当 $CW_{5,k} > T_c$ 时,判断相关系数在时间上已经进入心电 QRS 波群部分.从该时间点开始,取其后的 t 时间范围内的 $CW_{5,k}$ 最大值即为心电 QRS 波群的峰值位置. t 取值只要满足小于一个心电周期即可,由于人的心电周期在 $0.5 \sim 1.2$ 秒之间,故可取 t 为 0.4 秒.图 3 为 s 信号的心电定位分析图,图 3(b)中圆圈“o”表示检测到的心电 QRS 波群峰值位置.可以看出,该方法可以有效地检测定位膈肌肌电图信号中的心电 QRS 波峰值位置.

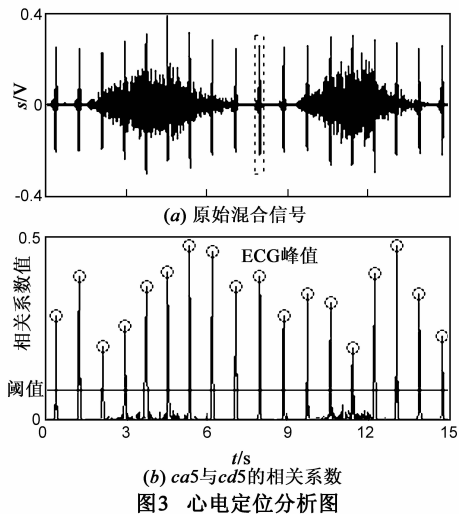


图3 心电定位分析图

3.2 心电范围确定

ECG 信号在经过 15Hz 高通滤波后, P 和 T 波段信号大部分均被去除,剩下的信号以 QRS 波群为主,分布范围小,持续时间因人而异.通过统计观察大量来自广州呼吸疾病研究所的临床数据,以及对美国 MIT-BIH 心律失常数据库的 ECG 信号进行 15Hz 高通滤波的处理结果,可以得到,15Hz 高通滤波后 ECG 信号的大部分能量集中在整个心电周期 $10\% \sim 40\%$ 的时间范围内.

设第 n_1 次到 n_2 次 QRS 波峰值之间的时间差为 t_s , 则心电周期 $t_p = t_s / (n_2 - n_1)$, ECG 信号持续时间 t_e 为:

$$t_e = c \cdot t_p = \frac{c \cdot t_s}{n_2 - n_1} \quad (6)$$

其中, c 为 ECG 信号持续时间与心电周期的比值,取值范围为 $[0.1, 0.4]$. 通过式(6)计算得到 ECG 信号持续时间 t_e ,并以 QRS 波峰值位置为中心点按前后 1:1 的比例确定为 ECG 信号在时间轴上的分布范围.取 c 为 0.4,计算图 3(a)的 s 信号的 ECG 持续时间,可以得到 $t_e = 0.337$ 秒即 675 个点,图 3(a)中的虚线框表示某次心跳的 ECG 信号分布范围.

3.3 心电干扰信号的滤除算法

从图 1 可以看出,EMGdi 信号和 ECG 干扰信号的小波系数差异性主要表现在: ECG 系数的突变点在不同

尺度的同一位置都有较大的峰值出现,与周围的差异性在大尺度上表现最为明显,并随尺度减小而减弱;EMGdi 系数的能量则主要集中在小尺度层. ECG 信号的小波特性与高斯白噪声进行小波分解后的特性大有不同. 而传统的 Mallat 模极大值重构滤波方法及软硬阈值滤波方法都是基于高斯白噪声模型而建立的,不适用于噪声特性跟白噪声相距甚远的 EMGdi 信号的去噪. 为此,本文提出一种新的均值阈值滤波算法.

设 $\omega_{j,k}$ 为 j 尺度上 k 点的小波系数值,计算 ECG 信号干扰部分的周围系数绝对值均值 $ave_{j,n}$ 为

$$ave_{j,n} = \frac{\sum_{i=P_n-U_b}^{P_n-L_b-1} |\omega_{j,i}| + \sum_{i=k+L_b+1}^{k+U_b} |\omega_{j,i}|}{2(U_b - L_b)} \quad (7)$$

其中, P_n 表示尺度 j 上第 n 次 QRS 波群的峰值时间, U_b 和 L_b 是均值上限和下限与峰值之间的时间差. 为了给阈值判断提供“纯净”的均值,这里选取心电周期中不含 ECG 干扰的剩余 60% 为均值计算范围,并按前后 1:1 的比例取值,可以得到 $L_b = t_p/5$, $U_b = t_p/2$.

设 $M_{j,k}$ 为尺度 j 上 k 系数点的幅值绝对值与其周围系数绝对值均值 $ave_{j,n}$ 的比值,即

$$M_{j,k} = \frac{|\omega_{j,k}|}{ave_{j,n}} \quad (8)$$

对于给定阈值系数 θ ,当 $M_{j,k} \geq \theta$ 时,则认为该点是 ECG 信号对应的小波系数,应该舍弃;反之应该予以保留. 据此可以得到均值阈值滤波后的小波系数 $W_{j,k}$:

$$W_{j,k} = \begin{cases} \omega_{j,k}, & M_{j,k} < \theta \\ 0, & M_{j,k} \geq \theta \end{cases} \quad (9)$$

根据式(9)处理后的系数 $W_{j,k}$ 进行小波重构,即可得到滤波后的 EMGdi 信号.

从图 1 分解图中可以看出,ECG 信号和 EMGdi 信号的差异性随尺度的减小而降低,因此为有效滤除 ECG 信号的小波系数,阈值系数 θ 的选取应随尺度减少而增大. 经大量实验表明,对于该类信号, θ 的取值范围在 $[1.5 \sim 5]$ 之间效果较佳.

3.4 实验结果

为了验证本文提出的去心电新算法的有效性,本文对三组不同人不同状态下采集的 EMGdi 信号进行去心电处理,心电定位系数 q 都取为 4,阈值系数 θ 从小尺度到大尺度分别取为 5、5、4、3、2、2. 图 4 为三组不同信号的处理前后对照图,其中,图 4(a)和 4(b)为图 1 中的 s 信号即某呼吸疾病患者坐立时采集的 EMGdi 信号的处理前后对比图;图 4(c)和 4(d)为另一位呼吸疾病患者睡眠时采集的 EMGdi 信号的处理前后对比图;图 4(e)和 4(f)为健康状况良好的测试者坐立时采集的 EMGdi 信号的处理前后对比图.

从图 4 的处理结果可以看出,对于不同人不同状态下采集的 EMGdi 信号,该算法都能够有效地去除 ECG 干扰信号,选取的参数对该类信号也具有通用性;在去除 ECG 干扰信号的同时,该算法能够最大限度的保留 EMGdi 信号的完整性,包括在 EMGdi 幅值与 ECG 干扰幅值非常接近的部分,处理过程中并没有引入其他噪声. 而相比同样是没有 ECG 参考输入的 SIESC 方法^[5]和非线性滤波方法^[6],他们的处理结果中仍然存有较多的 ECG 干扰余量,而且还引入了部分其他噪声.

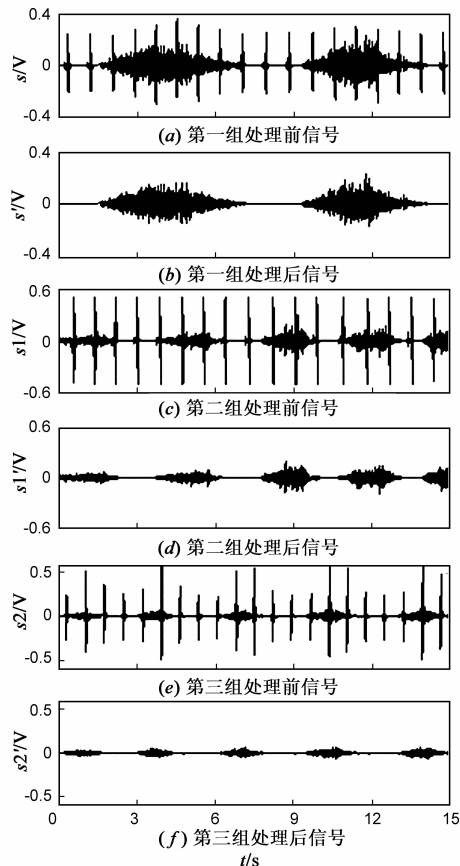


图4 三组数据处理前后对比

中频值(median frequency, MF)是分析信号主要频率成分、判断频率变换的重要指标之一^[11]. 其定义为:整个频谱所包含面积的一半所对应的频率. 用公式表示为

$$\int_0^{f_{md}} \text{PSD}(f) df = \int_{f_{md}}^{f_0} \text{PSD}(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{f_0} \text{PSD}(f) df \quad (10)$$

其中, $\text{PSD}(f)$ 是信号的功率谱密度, f 是信号的频率, f_{md} 为信号的中频值, f_0 是上线频率,即为采样率的一半. 三组数据处理前后 EMGdi 的 MF 分别为: 处理前: 28.87Hz、20.27Hz、26.68Hz; 处理后: 99.67Hz、76.20Hz、78.25Hz. 中频值向高频方向移动,说明信号由处理前的低频 ECG 信号占主导地位转为高频 EMGdi 信号占主导地位.

4 结论

本文将小波变换的分析方法应用到膈肌肌电图信号的去心电干扰处理中,提出了一种心电定位和小波阈值相结合的去心电新算法.根据信号小波系数的特点提出了基于相关系数的心电定位算法和绝对值均值的小波阈值算法,并将阈值处理对象定位在受 ECG 干扰的信号范围,而将未受 ECG 干扰的 EMG_{di} 信号作为绝对值均值阈值算法的依据.尽管 ECG 干扰信号与 EMG_{di} 信号在频域上存在着重叠,该方法仍然能够有效地去除 ECG 干扰信号,并很好地保留了 EMG_{di} 信号的特征,而且还适用于不同人不同状态下采集的 EMG_{di} 信号的去心电处理,为对 EMG_{di} 信号进行特征提取和分析创造有利的条件.然而,由于 EMG_{di} 信号的干扰源成份非常复杂,除了心电干扰外,电极移动、人体其他的生理活动等都有可能是干扰源.如何进一步消除其他干扰噪声,为医学人员对 EMG_{di} 信号的科学精确分析处理提供更为纯净的 EMG_{di} 信号,这将是下一步需要解决的问题.

参考文献:

- [1] Luo Y M, Polkey M I, Johnson L C, et al. Diaphragm EMG measured by cervical magnetic and electrical phrenic nerve stimulation[J]. Journal of Applied Physiology, 1998, 85(6): 2089 – 2099.
- [2] Ungureanu M, Kroworsch B, Wolf W. Diaphragmatic EMG monitoring: Some aspects on specific signal processing requirements[J]. Recent Res Devel Biomed Eng, 2002, 1(1): 49 – 66.
- [3] Marque C, Bisch C, Dantas R, et al. Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings[J]. Journal Electromyography and Kinesiology, 2005, 15(3): 310 – 315.
- [4] Deng Y C, Wolf W, Schnel R, et al. New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: an application of the method in diaphragmatic EMG signals[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(9): 1177 – 1184.
- [5] Elise A, Pierre-Yves G, Sylvain M, et al. Contribution to structural intensity tool: application to the cancellation of ECG interference in diaphragmatic EMG [A]. Proceeding of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference [C]. New York, USA: EMBS, 2006. 5 – 8.
- [6] Liang H L, Lin Z Y, Yin F L. Removal of ECG contamination from diaphragmatic EMG by nonlinear filtering [J]. Nonlinear Analysis, 2005. 745 – 753.

- [7] Mak J N F, Hu Y, Luk K D K. ICA-based ECG removal from surface electromyography and its effect on low back pain assessment [A]. Proceeding of the 3rd International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering [C]. Hawaii, USA: EMBS, 2007. 646 – 649.
- [8] 李仲宁, 罗志增. 基于小波变换的空域相关法在肌电信号中的应用 [J]. 电子学报, 2007, 35(7): 1414 – 1418.
Li Zhong-ning, Luo Zhi-zeng. Spatial correlation filtering based on wavelet transformation application to EMG de-noising [J]. Acta Electronica Sinica, 2007, 35(7): 1414 – 1418. (in Chinese)
- [9] 何伟, 陈良迟, 徐晓红, 等. 心电信号及各组成成分的频率分布和有效带宽研究 [J]. 生物医学工程学杂志, 1996, 13(4): 336 – 340.
He Wei, Chen Liang-chi, Xu Xiao-hong, et al. Frequency distribution and effective band widths of electrocardiac signal and its components [J]. Journal of Biomedical Engineering 1996, 13(4): 336 – 340. (in Chinese)
- [10] 温凌锋, 孟兆辉, 张永红, 等. QRS 波群检测方法的新进展 [J]. 国外医学生物医学工程分册, 2001, 24(5): 193 – 197.
Wen Ling-feng, Meng Zhao-hui, Zhang Yong-hong, et al. New developments of QRS-complex detection methods [J]. Foreign Medical Sciences Biomedical Engineering. 2001, 24(5): 193 – 197. (in Chinese)
- [11] Roy S H, Bonato P, Knaflitz M. EMG assessment of back muscle function during cyclical lifting [J]. Journal Electromyography and Kinesiology, 1998, 8(4): 233 – 245.

作者简介:



谢燕江 男, 1985 年 4 月出生于福建省泉州市, 中山大学自动化系硕士研究生. 主要研究方向为生物医学信号的检测与处理.

E-mail: xieyanj@mail2.sysu.edu.cn



杨智 男, 1961 年 1 月出生于云南省大理市, 中山大学自动化系教授. 主要研究方向为复杂系统的建模与控制、信号处理自动化装置.

E-mail: issyz@mail.sysu.edu.cn