

基于时频分布的表面肌电信号瞬时中值频率的研究

梁 政, 杨基海, 钱晓进, 陈 香, 叶 翥, 荣蓓钰, 谭春祥, 冯焕清
(中国科学技术大学电子科学与技术系, 安徽合肥 230026)

摘要: 目的 采用时频分析法分析表面肌电信号瞬时中值频率。方法 采用平滑伪-魏格纳分布、乔伊-威廉姆斯分布、谱图和尺度图等方法, 估计模拟和真实表面肌电信号的瞬时中值频率, 讨论这些分布在估计肌电信号瞬时中值频率时的性能, 并与条件平均频率进行比较。结果 模拟实验表明瞬时中值频率曲线比条件平均频率曲线光滑, 相对误差较小。真实肌电信号实验显示, 在肌肉收缩过程中, 瞬时中值频率比条件平均频率的波动更明显。结论 肌电信号瞬时中值频率比条件平均频率更能真实和敏感地反映表面肌电信号频率成分的变化。

关键词: 瞬时中值频率; 时频分布; 肌电图; 表面肌电信号

中图分类号: R857.3; R319 **文献标识码:** A **文章编号:** 1002-0837(2004)01-0054-05

A Study on Instantaneous Median Frequency of Surface EMG Signals Based on Time-frequency Distributions. LIANG Zheng, YANG Ji-hai, QIAN Xiao-jin, CHEN Xiang, YE Zhu, RONG Bei-yu, TAN Chun-xiang, FENG Huan-qing. Space Medicine & Medical Engineering, 2004, 17(1): 54~58

Abstract: **Objective** Median frequency of EMG signal is a significant physiological parameter of the neural muscular system. Due to the non-stationarity of EMG signal, the methods such as periodogram and parameters model may not be suitable for frequency analysis of EMG signal. We use the time-frequency analysis method to detect the instantaneous frequency components of EMG signal. **Method** The concept of instantaneous median frequency surface EMG signal was discussed. The instantaneous median frequency of simulated and real surface EMG signals were estimated and compared with the conditional mean frequency by means of the methods of time-frequency analysis including smoothed-pseudo Wigner-Ville distribution, the Choi-Williams distribution, spectrograms and scalograms. Advantages and drawbacks of the involved methods were compared. **Result** Both the instantaneous median frequency and conditional frequency could track the change of the frequency components of the simulated EMG signal, but the former was smoother than the latter and had smaller relative errors. Experiments with real surface EMG signal showed that the instantaneous median frequency changes more apparently than the conditional frequency during the process of sustained muscle contractions. Furthermore, the performance of estimation methods aforementioned could be improved by choosing an appropriate type of window and its width. **Conclusion** The instantaneous median frequency could indicate the change of the frequency component of surface EMG signal more accurately and sensitively than the conditional mean frequency.

Key words: instantaneous median frequency; time-frequency distribution; electromyograph; surface EMG signals

Address reprint requests to: LIANG Zheng. Department of Electronic Science and Technology, USTC, Hefei 230026, China

表面肌电信号 (surface electromyogram, sEMG) 分析提供了一种了解力的产生、运动乃至完成各种协调动作的生理机制的途径, 吸引着科学、医学和运动与体育生理学界的广泛关注。目前分析 SEMG 的方法主要是时域分析和频域分析。时域分析将 SEMG 看作时间函数, 提取其统计特性如整形平均值、方差、过零次数等。SEMG 比较微弱, 易受噪声干扰, 时域特征较难提取。频域分析是将 SEMG 转换为频域信号, 对其做频谱或功率谱分析。频域分析常用的指标是峰值频

率、平均频率、中值频率等, 其中中值频率具有对生理参数变化敏感、抗噪声和信号混叠能力强的特性, 被公认为一种可靠、精确的频谱特征参数^[1]。

SEMG 的频率成分分布在 10~250 Hz 范围内, 主要能量集中在 100 Hz 以下。神经肌肉运动单元发放的不规则性及运动单元动作电位的变异性使 SEMG 表现出明显的非平稳特性^[2]。在轻度收缩时, 可近似将 SEMG 视为广义平稳信号。在重度或动态收缩时, SEMG 只能看为在 0.5~1.5 s 内的局部平稳信号, 因此在涉及重度持续或动态肌肉收缩问题时, 傅立叶变换和参数模型等方

收稿日期: 2003-04-16

通讯作者: 梁政 zherliangc@hotmail.com

© 1994-2013 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. <http://www.cnki.net>

法不再适于 SENG 的频域分析。

克服傅立叶变换不足的常用方法是把 SENG 划分为多个广义平稳信号段,然后再利用 Welch 周期图法或参数模型法进行处理^[3~5]。该法可获得 SENG 的频率成分随时间变化的信息,但估计偏差大,且信号段的长度难确定,过长会失去信号段的局部广义平稳性,过短则降低频率分辨率。

时频分析法是分析非平稳信号的有力工具。时频分布是一个能同时在时域和频域描述信号能量分布的联合时间-频率函数,提供了信号在各个时刻和频率处的能量密度信息,因此能精确描述非平稳信号在任意时刻的频率分布。Cabirella 等将时频分析方法引入到 SENG 研究^[6,7],对 SENG 的时频分布进行了统计分析,估计并分析了条件平均频率、方差、倾斜度等参数,但没涉及中值频率分析。我们考虑到中值频率在分析 SENG 时,特别是在研究肌肉疲劳时的重要意义,采用不同的时频分析法,进一步估计了 SENG 的瞬时中值频率,讨论这些方法对分析 SENG 瞬时中值频率的优劣,并与条件平均频率数进行比较。

原理和方法

表面肌电信号的瞬时中值频率 中值频率是功率谱上使左右两边能量相等的点^[1]。设 $P(t, \omega)$ 为信号 $s(t)$ 的能量时频分布,由于时频分布在某一时刻关于频率的积分给出信号在该时刻的瞬时功率, $P(t, \omega)$ 给出了该时刻信号的不同频率成分对瞬时功率的贡献,即信号在该时刻的瞬时功率谱^[9]。因此,对于每个时刻,其瞬时功率谱上一定存在一个使左右两边能量相等的频率点,称作瞬时中值频率 $\omega_m(t)$:

$$\int_0^{\omega_m(t)} P(t, \omega) d\omega = \int_{\omega_m(t)}^{\infty} P(t, \omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(t, \omega) d\omega \quad (1)$$

基于傅立叶变换的中值频率只能给出信号全部时间支撑域的频率成分的平均信息,而瞬时中值频率一方面继承了中值频率对生理参数变化敏感、抗噪声和信号混叠能力强的优点,另一方面又保留了时频分布所携带的信号频率成分的时间局部信息。

瞬时中值频率的估计 估计肌电信号 $s(t)$ 的瞬时中值频率 $\omega_m(t)$, 首先要计算其时频分布 $P(t, \omega)$, 然后按 (1) 式即可得到瞬时中值频率 $\omega_m(t)$ 。选择和计算合适的时频分布 $P(t, \omega)$ 是估计瞬时中值频率的关键。本文采用平滑维格纳分布 (SPWVD)、乔伊-威廉姆斯分布 (CWD)、短时傅立叶变换谱图 (STFT) 及连续小波变换尺度图 (CWT) 等几种时频分布来估计瞬时中值频率。

信号 $s(t)$ 的魏格纳分布定义为:

$$P_{WVD}(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int s(t + \frac{1}{2}\tau) e^{-j\omega\tau} s^*(t - \frac{1}{2}\tau) d\tau \quad (2)$$

实际计算时,为了减小魏格纳分布的交叉干扰,常采用加窗的办法:

$$P_{SPWVD}(t, \omega) = \frac{1}{2\pi} \int h(\sigma - t) s(\sigma - \frac{1}{2}\tau) s^*(\sigma - \frac{1}{2}\tau) d\sigma e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (3)$$

称为平滑伪-魏格纳分布 (SPWVD)。魏格纳分布的另外一种平滑形式为乔伊-威廉姆斯分布 (CWD):

$$P_{CWD}(t, \omega) = \frac{1}{4\pi^{3/2}} \int \int \frac{1}{\sqrt{\tau^2/\sigma}} e^{-[(\mu - t)^2/(4\tau^2\sigma)] - j\omega\tau} s(\mu - \frac{1}{2}\tau) s^*(\mu + \frac{1}{2}\tau) d\mu d\tau \quad (4)$$

短时傅立叶变换是用移动的窗口截取信号并把截获信号的傅立叶变换作为信号在窗口所在时刻的局部频谱 $S_t(\omega)$, $|S_t(\omega)|^2$ 则表示了信号的能量密度,称为谱图^[10] (STFT)。

$$P_{STFT}(t, \omega) = |S_t(\omega)|^2 = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int e^{-j\omega\tau} s(\tau) h^*(\tau - t) d\tau \quad (5)$$

若用时间尺度变换来取代上式中基函数 h 中的时移变换,即得到连续小波变换尺度图^[8] (CWT):

$$P_{CWT}(t, \alpha) = |SC_t(\alpha)|^2 = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int e^{-j\omega\tau} s(\tau) h^*\left(\frac{\tau - t}{\alpha}\right) d\tau \quad (6)$$

魏格纳分布具有很多良好的数学性质,但其存在交叉项和局部噪声全局传播的缺陷^[9]。平滑伪-魏格纳分布、乔伊-威廉姆斯分布、谱图和尺度图实质上都是魏格纳分布的加窗平滑形式^[8,9],都以边缘特性和局部频率特性等性质为

代价来减小干扰和交叉项。时频分布的边缘特性、局部频率特性和交叉项、噪声抑制能力对于 SEMG 瞬时中值频率估计效果有着重要影响,但两者难以兼得,本文将通过实验研究各种参数的时频分布在 SEMG 瞬时中值频率估计中的性能。

结 果

我们分别研究上述分布在估计模拟和真实 SEMG 的瞬时中值频率时的优劣性,并且与其条件平均频率进行比较。信号的条件平均频率 $\omega_n(t)$ 为瞬时功率谱的一阶矩^[7]。为清晰表示信号频率成分的变化趋势,我们还对瞬时中值频率和条件平均频率进行了最小二乘法线性回归分析。

仿真数据及实验结果 Stulen^[1]等指出,模拟的 SEMG 可以采用高斯白噪声通过带通滤波器的方法获得。本文采用线性减小滤波器高频和低频截止频率的办法,获得瞬时中值频率近似线性下降的模拟 SEMG^[7],选用的仿真参数与文献[7]相同。为表征所估计的 SEMG 瞬时中值频率 $\omega_m(t)$ 及条件平均频率与真实瞬时频率 $f(t)$ 间的累积误差,我们分别定义其相对误差 merr 和 nerr 为:

merr=
$$\frac{\left\{\sum_t [f(t) - \omega_m(t)]^2\right\}^{1/2}}{\left\{\sum_t [f(t)]^2\right\}^{1/2}}$$
 (7)

nerr=
$$\frac{\left\{\sum_t [f(t) - \omega_n(t)]^2\right\}^{1/2}}{\left\{\sum_t [f(t)]^2\right\}^{1/2}}$$
 (8)

图 1 给出了分别用 CWT (采用 Morlet 小波)、STFT (高斯窗,宽 25)、CWD(时窗:Hamming,宽 121,频窗:Hamming,宽 51,sigma= 10)和 SPWV(时窗:Hamming,宽 101,频窗:Hamming,宽 51)估计的模拟 SEMG 的瞬时中值频率(a)和条件平均频率(b),实线表示计算出的频率曲线,虚线为拟合曲线。表 1 给出了图 1 中的统计结果,其中 mb, mb1 和 merr 分别为瞬时中值频率线性回归曲线的截距、斜率和相对误差,nb0, nb1 和 nerr 为条件平均频率线性回归曲线的截距、斜率和相对误差。可见,尺度图和平滑伪-魏格纳分布得到的曲线相对平滑,相对误差较小,谱图的误差最大;尺度图和谱图的峰度和倾斜度较小;对于同一分布,瞬时中值频率与条件平均频率曲线的走势基本相同,都能反映 SEMG 频率成分的变化趋势,但是前者相对平滑,即更接近理想的直线情况,这说明瞬时中值频率能更真实地反映信号

频率成分的变化。

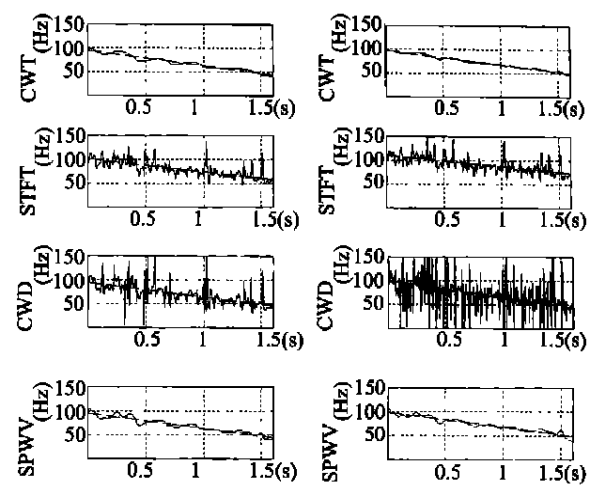


图 1 不同时频方法估计的模拟 EMG 瞬时中值和条件平均频率

Fig. 1 Instantaneous median frequency and conditional frequency of simulated EMG signal estimated by different time-frequency analysis methods

表 1 给出了不同窗函数时的谱图分析结果。其中 Hxx 表示长度为 xx 的 Hamming 窗,Kxx 表示长度为 xx 的 Kaise 窗。表中表明,当窗口时宽增加时,瞬时中值频率和条件平均频率下降,估计的曲线变得平滑,相对误差也随之减小。这是因为时域宽度的增加导致窗口频域宽度的减小,根据谱图的边缘特性,估计的频率值在理论上也应该减小。另一方面,对于同样的长度,Kaise 窗的带宽比 Hamming 窗的大,估计值也因此偏大。对 SPWVD 也有类似的实验结果(表 2)。

我们研究了不同小波(Mexican hat 和 morlet)及其长度对于估计效果的影响,发现用 morlet 得到的曲线比用 Mexicat hat 得到的要平滑,相对误差也偏小,且两种小波估计的相对误差均随小波长度的增大而减小(表 3、4),其中 H51 表

表 1 模拟 EMG 的瞬时中值频率,条件平均频率的回归参数

Table1 Autoregressive parameters of instantaneous median frequency and conditional frequency of simulated EMG signal

item	mb0	mb1	merr	nb0	rb 1	nerr
CWT	93.73	- 15.16	6.25	95.19	- 14.71	4.07
STFT	99.86	- 13.47	14.09	108.20	- 12.09	24.8
CWD	94.39	- 15.11	16.83	89.18	- 10.65	24.3
SPWVD	93.36	- 14.46	7.58	95.64	- 14.81	5.95

表 2 不同窗函数及其宽度对 STFT 分析的影响
Table 2 The effect of window function and its width on the STFT analysis

item	mb0	mb1	merr	rb0	rb1	nerr
H51	96.74	-14.76	9.23	101.60	-14.05	13.3
H151	93.64	-14.47	7.06	97.15	-14.45	6.56
K51	97.13	-14.67	10.5	102.39	-13.91	14.2
K151	93.88	-14.49	7.57	97.45	-14.44	6.87

表 3 不同窗函数及其宽度对 SPWVD 分析的影响
Table3 The effect of window function and its width on the SPWVD analysis

item	mb0	mb1	merr	rb0	rb1	nerr
H51	95.17	-15.05	10.4	96.69	-15.07	8.13
H151	93.32	-14.72	7.23	95.39	-14.77	5.05
K51	95.69	-15.2	11.3	97.02	-15.13	9.39
K151	93.47	-14.51	7.52	95.48	-14.77	5.34

表 4 不同小波及其长度对 CWT 分析的影响
Table 4 The effect of different mother wavelet and its width on the CWT analysis

item	mb0	mb1	merr	rb0	rb1	nerr
H51	104.18	-2.71	52.35	129.6	-0.75	79.04
M40	93.71	-15.18	5.98	95.09	-14.67	37.3
M51	92.82	-14.70	5.55	94.37	-14.23	3.17
MI51	90.16	-12.83	4.74	91.89	-12.63	2.50

示长度为 51(零尺度时)的 Mexican hat 小波, M_{xx} 表示长度为 xx (零尺度时)的 morlet 小波。与 morlet 相比, Mexican hat 在时间域更窄,在频域更宽,因此频域的平滑能力强,而时域的平滑作用弱,得到的频率曲线在时间轴方向上波动大,而频域的波动小。

真实表面肌电信号实验结果 真实 SEMG 数据来自 MIT 数据库,采样率为 1 kHz。为研究持续收缩过程中 SEMG 频率成分的变化,各组实验数据均取自同一健康受试者一次收缩过程的不同时段。我们采用和仿真试验类似的方法,对每组数据的瞬时中值频率及条件平均频率等统计量分别用 STFT、CWT、CWD 和 SPWV 进行估计,观察不同时段 SEMG 的频率成分变化情况。所有方法都使用解析信号来消除正负频率成分间的交叉项,同时解决魏格纳分布的 4 倍采样率问题^[9]。这里其中给出两组数据的分析结果。图 2(a)和图 3(a)是两组 SEMG,图 2(b,c)和图 3(b,c)分别为两组数据的瞬时中值频率和条件平均频率曲线,

表 3 给出相应的数值结果。可以看出,瞬时中值频率曲线的波动比条件平均频率曲线的波动明显,这是因为肌肉收缩时肌肉生理参数在不断变化。这一结果说明前者更敏感地反映出实际肌肉收缩时 SEMG 的频率成分变化;从第一组到第二组数据(表 5、6),SEMG 的频率成分有逐渐向低频压缩的趋势,说明在实验过程中,由于肌肉疲劳,其生理参数在不断发生变化,尤其从第二组信号看出,频率成分有明显的下降趋势。

讨 论

瞬时中值频率继承了中值频率的良好特性,可广泛应用于神经肌肉系统的基础研究、临床诊断、康复工程、运动医学及老年医学等领域。离散小波变换快速算法和数字信号处理器运算能力可

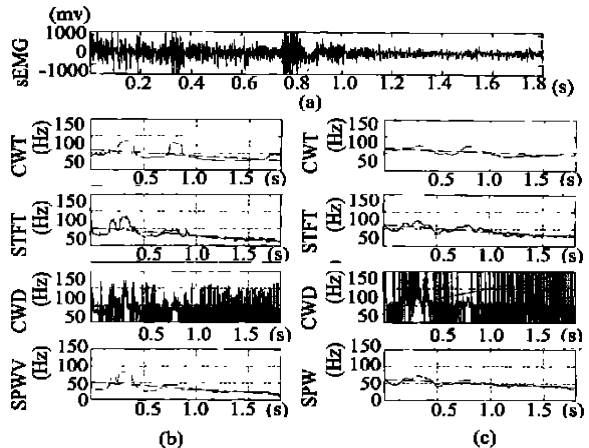


图 2 第一组真实肌电信号的分析结果
Fig. 2 Analysis result of the first segment of real surface EMG signal

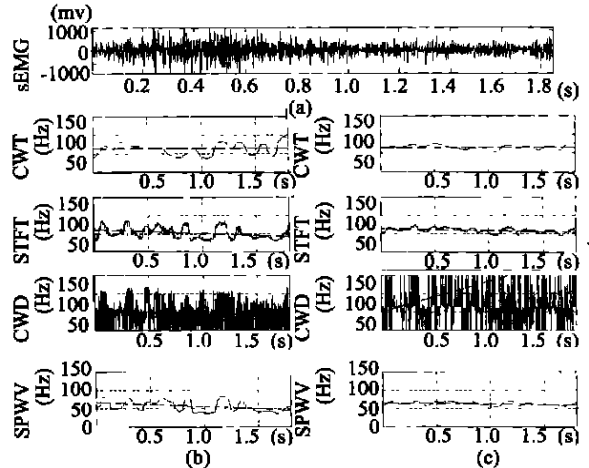


图 3 第二组真实肌电信号的分析结果
Fig. 3 Analysis result of the second segment of real surface EMG signal

表 5 第一组真实肌电信号各参数计算结果
Table 5 The estimated parameters of the first segment of real surface EMG signal

item	mb0	mb1	rb0	rb1
CWT	63.46	0.05	65.82	0.01
STFT	62.15	- 2.69	63.31	- 1.42
CWD	52.08	- 1.70	49.17	21.12
SPWWD	67.05	- 2.87	64.87	- 0.88

表 6 第二组真实肌电信号各参数计算结果
Table 6 The estimated parameters of f the second segment of real surface EMG signal

item	mb0	mb1	rb0	rb1
CWT	58.50	- 4.17	63.78	- 2.69
STFT	52.31	- 5.45	60.92	- 4.73
CWD	47.27	- 3.92	36.36	16.10
SPWWD	51.74	- 4.97	60.26	- 3.16

以做到实时估计瞬时中值频率。因此开发具有重要的医学价值和社会效益的能够实时采集和估计 SENG 瞬时中值频率的硬件装置已经可行。

从时频变换参数的改变对实验结果的影响中可以发现,时频分布的边缘特性和交叉项抑制能力^[5,9]是影响瞬时中值频率估计效果的重要因素。选择合适的窗函数可在一定程度上弥补时频分布本身固有的某些不足。

事实上,时频分布是否非负性也是影响估计效果的重要因素。由于魏格纳分布不具备非负性,因此采用 CWD 和 SPWWD 计算条件平均频率时,负能量密度导致负的条件平均频率,使估计的频率出现剧烈起伏(图 1~ 3),此时瞬时功率谱上可能存在多个使左右两边能量相等的点,导致瞬时中值频率不唯一(附录 1)。这些给估计结果的解释带来了困难。尽管选择合适的窗函数可以将其影响降至可容忍的程度,但构建满足边缘特性的正值时频分布仍是值得深入的工作。

【附录 1】设信号 $s(t)$ 的联合时频分布为 P

(t, ω) , 令 $y(\omega) = P(t, \omega)$, $\omega_{1,t}$, 满足:

$$\int_{\omega_{1,t}}^{\omega_{2,t}} y(\omega) d\omega = \int_{\omega_{1,t}}^{\infty} y(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} y(\omega) d\omega$$

即 $\omega_{1,t}$ 是时刻 t 的瞬时中值频率。

若 $y(\omega) = P(t, \omega)$ 在 $[\omega_{1,t}, \infty]$ 内有两个以上零点,并且假设 $y(\omega)$ 光滑,则可能存在 $\omega_{2,t} \in (\omega_{1,t}, \infty)$, 使 $\int_{\omega_{2,t}}^{\infty} y(\omega) d\omega = 0$, 即:

$$\int_{\omega_{2,t}}^{\infty} y(\omega) d\omega = \int_{\omega_{2,t}}^{\infty} y(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} y(\omega) d\omega$$

或者说 $\omega_{1,t}$ 、 $\omega_{2,t}$ 均可定义为瞬时中值频率。

[参考文献]

[1] Stulen F, Luca CJD. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity[J]. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 1981, 28(6): 515-523.

[2] Basmajian J, Luca CJD. Muscle alive: their functions revealed by electromyography[M]. MD: Williams & Wilkins, 1985. 19-65.

[3] 胡文军. 针电极 EMG 信号的中值频率及传导速度的研究[M]. 中国科技大学硕士学位论文, 1996. 35-42.

[4] ZHANG Jinsong, YANG Jihai, ZHOU Binghe. Parameters analysis of elbow antagonist muscles with autoregressive moving average model[J]. Journal of University of Science and Technology of CHINA, 1995, 25(2): 236-239.

章劲松, 杨基海, 周炳和. Parameters analysis of elbow antagonist muscles with autoregressive moving average model[J]. 中国科学技术大学学报, 1995, 25(2): 236-239.

[5] Cohen L. Time-frequency distributions: a review[J]. Proc of the IEEE, 1989, 77(7): 941-981.

[6] Balestra C, Frassinelli S, et al. Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2001, 20(6): 106-115.

[7] Karlsson S, Yu J, Akay M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: a comparative study[J]. IEEE Transaction on Biomedical engineering, 2000, 47(2): 228-237.

[8] Riou O, Flandrin P. Time-scale energy distributions: a general class extending wavelet transforms[J]. IEEE Transaction on Signal Processing, 1992, 40(7): 1746-1757.

[9] 白居宪译. 时-频分析: 理论与应用[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 1998. 94-111.

[10] 胡广书. 数字信号处理—理论、算法与实现[M]. 北京: 清华大学出版社, 1997. 386-409.

[作者简介:梁政,男,博士,研究方向为生物医学工程信息处理]