维普资讯 http://www.cqvip.com

230-233

(5)

一种改进的时频分布算法及其在医学信号处理中的应用

R318

西安交通大学 叶继伦* 郑崇勋 郭笨峰
基础医学院生物医学工程研究室 陈良迟
临床学院肿瘤病房 黄 燕

R318.04

提 要 本文介绍了维格纳时频分布及其改进的一种时频分布的算法实现，并比较它们对线性调频信号的时频表述的特性。研究表明这个改进的具有锥形基底的高斯型核函数的时频分布有明显的交叉干扰项抑制作用。我们将这个改进时频分布方法应用于心电信号和盆腔阻抗血流信号分析中，很好地表示了这些信号的时频结构，表明这种时频方法是对生物医学信号进行深入研究的有效途径。

关键词 时频分析；算法；信号处理；生物医学信号
中图分类号 R312

生物医学信号的检测大多是基于人体体表的，并具有非创伤性的、费用低廉、实时好和操作简便的特点，是临床上最常用的检查方法之一。同时，随着现代计算机技术和数字信号处理技术的不断发展，利用计算机和数字信号处理技术对生物医学信号进行定量的检测和特征分析方法也日趋增多，并得到不断的完善，这对于临床上患者病情的诊断和治疗效果的评价提供了更为可靠的和客观的鉴别依据。一般对于生物医学信号特征分析通常有时域和频域两种方法:时域方法是对时域里的波形特征参数进行识别，如最大幅度值，特定位置处的电压幅度，波形的持续时间，快速血流人时间，延迟时间等，根据这些参数值的变化大小给出诊断结果，但在这里只考虑了信号在时间上的分辨率，而忽略了信号在频域上的分辨率;频域方法是在假定生物医学信号具有平稳特性的前提下通过富里叶变换得到组成信号不同频率分量的频域信息(功率谱)，但也只考虑了信号在频率上的分辨率而忽略了时间上的分辨率，特别是近年来的研究表明了生物医学信号都是具有时变特性的非平稳信号，频域方法存在不足，上述的方法也都没有考虑生物医学信号所具有的时变特性，因此上述的特征参数没有充分反映生物医学信号中所携带的全部信息特征。近年来新发展起来时频分析方法就考虑了信号的非平稳特性，在时频平面上研究了信号的时变特征，并同时具有很好的时间和频率轴上的分辨率，比如象维格纳分布及其改进型的分布方法，这些时频分布是在时频平面上表示被分析信号的特征，更全面地反映了信号在时间和频率方向上的特征变化，它们已被广泛地应用在雷达信号、语音信号、生物医学信号的研究中，取得了明显的效果，因此，进一步研究时频分析方法及其在生物医学信号处理中的应用仍然是一个有新意、可取的研究途径，本文将研究一种具有锥形基底的高斯型核函数的改进时频分布及其在盆腔阻抗血流图和心电图分析中的应用。

1 时频分析原理与算法实现

早期的时频分析是建立在富里叶变换基础上的加窗富里叶变换(又称为短时富里叶变换)，基本前提是信号总体虽然是具有非平稳特性，但在选取的一定宽度窗口内的信号却保持一定的平稳特性，即可做富里叶变换获得谱图。通过这个窗口在信号上的移动和富里叶变换可获得一组谱图，称为短时富里叶变换时频谱。但这个谱的频率分辨率取决于所加窗的宽度。而所选的窗宽度又决定了时间上的分辨率和信号的平稳性。因此短时富里叶变换不可能在时间和频率上同时获得较高的分辨率，它不是理想的时

* 男，1964－06出生，讲师

维普资讯 http://www.cqvip.com

·反

频分析方法。

信号$s(t)$的短时富里叶变换由下式表示:

$$STFT_s(t,\omega)=\int_{-\infty}^{+\infty}s(\tau)w(t-\tau)e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (1)$$

式中$w(t)$表示所加的窗函数。与其对应的功率谱图为:

$$SPECTROGRAM_s(t,\omega)=|STFT(t,\omega)|^2 \quad (2)$$

1.1 维格纳时频分布

设$s(t)$为一确定性的时间连续信号。其维格纳时频分布由下式给出:

$$WVD_s(t,w)=\int_{-\infty}^{+\infty}s(t+\tau/2)\cdot s^*(t-\tau/2)\cdot e^{-j\omega\tau}d\tau \quad (3)$$

式中$s^*(t)$表示为信号$s(t)$的共轭。

在实际计算信号的WVD时。信号的数据长度总是有限的，这需要对该信号施加一随时间移动的窗口函数$w(t)$，因此，在t_0时刻，加窗后的信号可表示成:

$s_w(t)=s(t)\cdot w(t-t_0)$。为了避免更多的能量泄漏，这个窗函数可取高斯窗、汉宁窗、海明窗以布莱克曼窗，而且窗函数是关于时间轴对称的，并$w(0)=1$的实偶函数。本文选用了汉宁窗，由这个窗函数施加在信号上，并沿时间轴移动所产生的一组WVD被称为伪维格纳分布，可表述为:

$$PWVD_s(t,w)=WVD_{sw}(t,w)\mid_{t_0}$$

$$=\int_{-T}^{+T}s(t+\tau/2)\cdot w(t-t_0+\tau/2)\cdot w^*(t-t_0-\tau/2)\cdot e^{-j\omega\tau}d\tau \mid_{t_0=t}$$

$$=\int_{-T}^{+T}s(t+\tau/2)\cdot s(t-\tau/2)\cdot w(\tau/2)\cdot w^*(-\tau/2)\cdot e^{-j\omega\tau}d\tau$$

$$=\int_{-T}^{+T}s(t+\tau/2)\cdot s^*(t-\tau/2)\cdot \mid w(\tau/2)\mid^2\cdot e^{-j\omega\tau}d\tau$$

经过变量替换和化简可得到:

$$PWVD_s(t,w)=2\cdot\int_{-T}^{+T}s(t+\tau)\cdot s^*(t-\tau)\mid w(\tau)\mid^2\cdot e^{-j2\omega\tau}d\tau \quad (4)$$

由(4)式可知信号在频率轴上的周期变为π。在进行数值计算时，需要对上式作离散化处理，并在0～π区间内将频率等分成M份:$\Delta\omega=\frac{\pi}{M}$，$\omega=k\Delta\omega=\frac{\pi}{M}$，其中$k$取自然数，这样就可得到伪维格纳分布数字计算式为:

$$PWVD_s(n,k)=4\cdot \mathrm{Re}\left(\sum_{m=0}^{M-1}s(n+m)\cdot s^*(n-m)\cdot \mid w(m)\mid^2\cdot e^{-j2mk/M}\right)-2\cdot s(n)\cdot s^*(n) \quad (5)$$

其中由(5)式所计算的离散频率值为:$f_k=kf_s/2M$，k取自然数，f_s是信号的采样频率。由于维格纳分布本身存在零频和交叉干扰项，需要予以进一步消除。首先可将原始信号转换成解析信号再进行(5)式的计算，即先将原始号做富里叶变换，得到频域信号，再对此频域信号进行重构，信号的频域重构方法由下式给出:

$$\tilde{S}_s(k)=\begin{cases}\tilde{S}(k)\cdots\cdots(k=0)\\ 2\tilde{s}(k)\cdot(0<k<M/2)\\ 0\cdots\cdots(M/2<k<M-1)\end{cases} \quad (6)$$

式中$\tilde{s}(k)$表示原始信号的富里叶变换，$\tilde{s}_s(k)$表示重组的频域变换信号。

最后对重构的频域信号做逆富里叶变换就可得到时域里的相应解析信号。这样就可以消除零频干扰项，但是信号所包含的不同频率成分之间的交叉干扰项仍然存在，还需要进一步消除。

1.2 Cohen类广义时频分布

引入Cohen类广义分布的一般表达式记作:

$$WD_s^{\cdot}(t,w)=\frac{1}{2\pi}\int\int\left[\int e^{j\xi(u-t)}\varphi(\xi,\tau)d\xi\right]s(u+\frac{\tau}{2})s^*(u-\frac{\tau}{2})e^{-j\omega\tau}dud\tau \quad (7)$$

其中$\varphi(\xi,\tau)$表示核函数。采用不同的核函数将获得不同的平滑效果。如果$\varphi(\xi,\tau)$取值为1，就得到无平滑的维格纳分布。

如果令:$\psi(t-u,\tau)\equiv\frac{1}{2\pi}\int e^{-j\xi(u-t)}\varphi(\xi,\tau)d\xi$

则(4)式就可改写成:

$$WD_s^{\cdot}(t,\omega)=\frac{1}{2\pi}\int\int\psi(t-u,\tau)s(u+\frac{2}{\tau})s^*(u-\frac{\tau}{2})e^{-j\omega\tau}dud\tau \quad (8)$$

此式的离散时间形式为:

$$DWD_s^{\cdot}(n,\omega)=2\sum_{n'}\sum_{m}\psi(n-n',m)s(n'+m)s^*(n-m)e^{-j2\omega m} \quad (9)$$

如果选取锥形基底高斯核函数作为核函数，即:

$$\psi(n,m)=\begin{cases}g(m)=e^{-2\alpha m^2}\cdots(\mid m\mid>\alpha\mid n\mid)\\ 0\cdots\cdots(\mid m\mid<\mid n\mid)\end{cases}$$

是具有随m作锥形伸展的高斯函数，并设$\alpha=1$，取$m=-M+1\sim M-1$的有限长度的信号序列，在0～π范围内分成M份，即:$\omega=k\Delta\omega=\frac{\pi}{M}k$，则(9)式又可改写成:

$$DWD_s^{\cdot}(n,k)=4\mathrm{Re}\left[\sum_{m=0}^{M-1}r_s(n,m)g(m)e^{-j2\pi km/M}\right]-2r_s(n,0) \quad (10)$$

维普资讯 http://www.cqvip.com

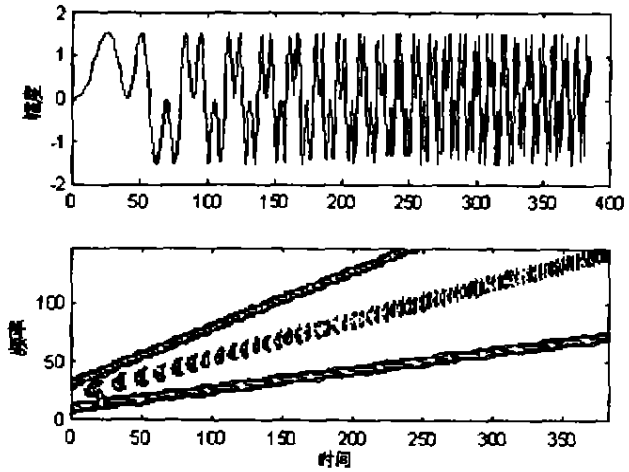


图1 线性调频信号的维格纳时频分布

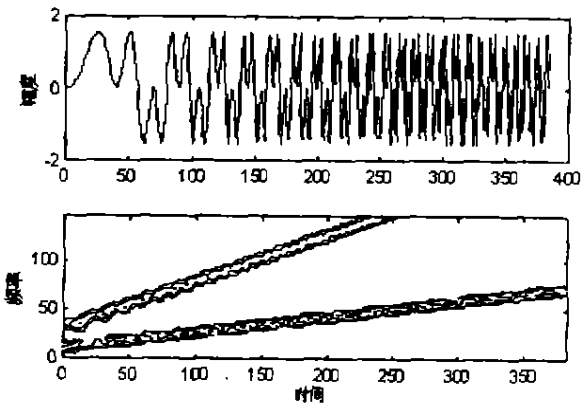


图2 线性调频信号的具有锥形基底的高斯型函数核的时频分布

式中$r_s(n,m)=\sum_{u=-|m|}^{+|m|} s(n-u+m)s^*(n-u-m)$

这就得到了利用锥形基底的高斯型函数作为核函数的时频分布计算表达式(这是属于广义Cohen类时频分布中的一种)。利用下面的仿真实验可以验证上述时频分布计算结果，由函数式$s(t)=\sin(1.5\times t\times t/500)+\sin(0.5\times t\times t/500)$给出两个具有不同斜率的线性调频信号的叠加信号，对这个叠加调频信号分布进行上述两种形式的时频分布的计算，其结果显示在图1和图2上。

根据图1和图2所显示的同一仿真信号的维格纳分布和具有锥形基底的高斯型函数核的时频分布的计算结果，图1中几乎看不到上述现象，很明显这种改进的时频分布中能够基本抑制了交叉干扰项，更清晰地在时频平面上反映信号的时变特征。

2 应用结果

本文利用上述改进的维格纳时频分布算法对在临床上实际采集的心电图信号和盆腔阻抗血流图信号进行了处理，其中心电信号采集的是CM5导联的，数据采样速率为500赫兹，盆腔阻抗血流图信号的采集是采用耻骨旁骨连接方式，即将电极正极按置于人体左侧或右侧腹股沟上耻骨结节旁2厘米处，电极负极按置于尾骨下端，数据采样速率为200赫兹，实际在计算这个改进的时频分布时，窗函数宽度选择为128点，计算结果的图形显

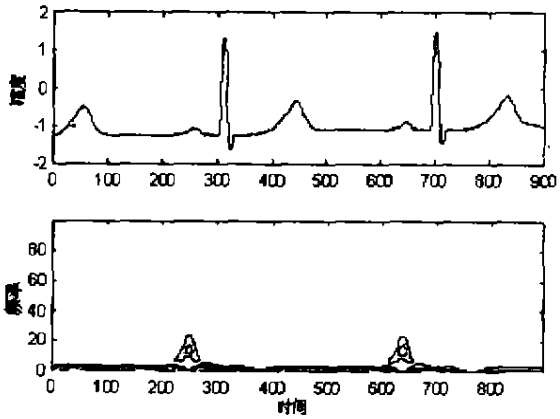


图3 CM5导联心电图及其改进的时频能量分布等高线图

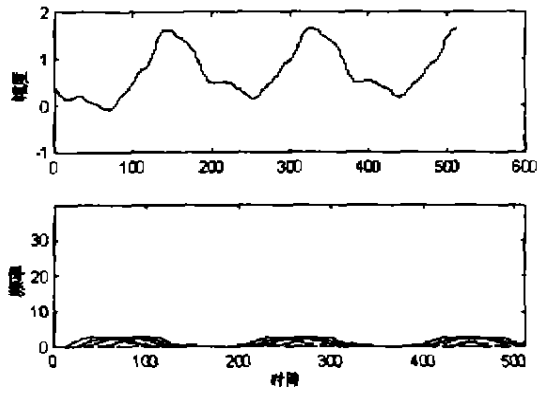


图4 阻抗血流图及其改进的时频能量分布等高线图

维普资讯 http://www.cqvip.com

示如图3和图4所示，其中频率轴单位是赫兹，地间轴单位是采用间隔数(如要化成秒数即可用采样间期(秒)乘以间隔数)。

这两个时频图已经清楚地显示了心电信号和盆腔阻抗血流信号在不同的时间和不同的频率下的能量分布状况，表明在不同心搏下的心电信号和盆腔阻抗血流信号的时频能量分布是存在一定的差异，这个差异会呈现怎样的规律还需要在各种病理状态下对这些信号作进一步的研究和统计分析，这个方法为我们进一步深入研究和揭示正常和异常信号特征的变化规律提供有效的途径。

4 讨论

实际上，由人体体表检测到的生物医学信号是人体内器官或组织的电生理活动的一种反映，而人体内的生理调节和生理活动都是具有非线性和非稳态的复杂时变特征，因此这些生物医学信号也是具有非稳态的时变信号，甚至表现出非线性的混沌特征，严格来说，采用富里叶变换和短时富里叶变换的分析方法都是不太适宜的，本文在给出了维格纳时频分布和改进的具有锥形基底的高斯型函数核的时频分布算法实现的基础上，比较了它们在时频平面上对线性调频信号的表示结果，图形显示后者基本消除了交叉干扰项，明显扰于前者的时频表示，并将这个改进的时频分布应用于心电信号和盆腔阻抗血流信号的时频分析中，能够很好地表示这些医学信号在时频平面上所具有的时变特性，为进一步研究其变化规律提供有力工具，目前我们正在这些方面做进一步的研究工作，这个改进的时频方法同样也适合于其他的生物医学信号(如心音波、脉搏波、血压波、胃电波等)的时频特征表述。

参考文献

1. H. I. Choi,W. J.Williams.IEEE Trans.on Acoust., Speech, Signal Processing, 1989;37(6):862
2. B. Boashash and Peter J. Black. IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, 1987;35(11):1611
3. 叶继伦，陈良迟、谢正祥．中国医疗器械杂志，1997;21(6):96
4. 张贤达.现代信号处理.清华大学出版社，1995;第一版.
5. 王智顺，李文化、何振亚．等．中国生物医学工程学报，1997;16(3):244
6. P.Lander and E.J.Berbari、IEEE Trans.Biomed.Eng.1997;44(4):256

(收稿日期 1998－01－04)

The application of an improved time－frequency distribution algorithm for bio－medical Signals

Ye Jilun, et al
Communication Universityof Xi'an

This article introduces the algorithm for Wigner time－frequency distribution and an improved time－frequency distribution,and compares their characteristics of time－frequency representation for test Chirp－signals. The conclusion suggests that the improved time－frequency method with cone－shaped basis Gaussian kernel function has significant reduicng effect on crossing interference term.With application of the improved method to electrocardiogram and women pelvic cavity impedance rheogram analysis,it represented the time－frequency structure of these signals much better.The results showed that this improved time－frequency method is an effective tool for further study of bio－medical signals.

KEY WORDS Time－Frequency Analysis; Algorithm; Signal Processing; Bio－medical Signals