

文章编号:1000-582X(2006)06-0047-04

中医脉象信号的参数化双谱估计及其切片分析

张继红¹, 蔡坤宝², 李玉韩¹

(重庆大学 1. 电气工程学院; 2. 通信工程学院, 重庆 400030)

摘要:将双谱估计的参数化方法应用于脉象信号的分析中. 采用非高斯 AR 模型分析方法, 对 15 例吸毒者和 15 例正常人脉象信号进行了参数化双谱估计. 选取双谱幅值水平切片提取脉象信号的双谱幅值特征, 选取双谱相位主值水平切片提取脉象信号的双谱相位主值特征. 并根据这些特征, 分别给出了吸毒者和正常人脉象信号的判别依据. 根据这 2 种判别依据, 识别率分别达 93.3% 和 90%. 实验结果表明, 双谱估计的参数化方法能较好地分析吸毒者和正常人脉象信号的差异, 是一种分析脉象信号的有效方法.

关键词:脉象信号; 非高斯 AR 模型; 双谱; 水平切片

中图分类号:R318.04

文献标识码:A

传统的脉象信号分析方法就是中医的脉诊. 为了实现脉诊的客观化, 随着现代科学技术的发展, 对脉象信号越来越多地采用生物医学信号处理技术进行分析, 其中应用最广泛的方法之一就是频谱分析法. 传统的频谱分析法^[1]是基于二阶统计量(即自相关函数和功率谱)进行分析的. 20 世纪 80 年代后期迅速发展起来的高阶统计量(主要指累积量和高阶谱), 不仅可以显示信号的幅度信息, 也可以显示其相位信息, 能解决非高斯, 非线性问题, 在理论上可以完全抑制高斯有色噪声的影响, 已经广泛地应用于生物医学领域. 最常用的高阶统计量是三阶累积量和双谱^[2], 笔者就是采用双谱对脉象信号进行分析的.

毒品是全人类共同面对的世界性公害, 它给人类的身心健康带来严重的损害. 笔者对吸毒者和正常人的脉象信号进行分析, 从吸毒者脉象信号中提取特征信息和病变的异常信息, 并对脉象信号进行了判别分类, 希望能为戒毒治疗的评估与改进提供客观的依据.

1 脉象信号的参数化双谱估计

正如功率谱分析一样, 双谱分析也可以分为非参数化方法和参数化方法两大类. 前者致力于那些曾经困扰非参数功率谱理论的问题, 即高方差和分辨率低的问题; 而后者首先估计一个潜在的数据生成模型

(AR, MA 或者 ARMA 模型)的参数, 然后应用这个模型去计算双谱, 可得到具有高分辨率的双谱. 笔者采用参数化方法对脉象信号进行参数化双谱估计.

设脉象信号为 $\{y(n)\}$, 是一个 ARMA 系统的输出, 该系统由一个不可观测的输入激励, 并且输出被加性噪声所干扰. ARMA 模型描述如下^[3]

$$\sum_{k=0}^p a(k)x(n-k) = \sum_{k=0}^q b(k)e(n-k), \quad (1)$$

$$y(n) = x(n) + w(n), \quad (2)$$

这里 $\{e(n)\}$ 是系统输入; $\{x(n)\}$ 是无噪声的系统输出; $\{w(n)\}$ 是加性高斯噪声; $\{y(n)\}$ 是观测到的有噪声的时间序列. 假定: 1) 模型阶次 (p, q) 是已知的; 2) 输入 $\{e(n)\}$ 是一个不可观测的非高斯白噪声; 至少具有一个有限的, 非零的累积量 y_m^e ^[2], $m > 2$; 3) 加性噪声 $\{w(n)\}$ 是与 $\{e(n)\}$ 独立的, 因此, 也是与输出 $\{x(n)\}$ 独立的; 4) 加性噪声 $\{w(n)\}$ 是一个功率谱密度未知的有色高斯过程; 5) 系统是因果的和指数稳定的, 即, 多项式 $A(z)$ 的根位于单位圆内; 6) $a(0) = b(0) = 1$.

既然 $\{x(n)\}$ 和 $\{w(n)\}$ 是独立的, 那么 $\{y(n)\}$ 的累积量是 $\{x(n)\}$ 和 $\{w(n)\}$ 的累积量的和. 因为 $\{w(n)\}$ 是高斯的, 所以阶次大于 2 时其累积量为 0. 因此, 有

• 收稿日期: 2006-01-04

基金项目: 重庆市自然科学基金资助项目 (CSTC2004BB5061)

作者简介: 张继红 (1979-), 女, 湖南沅陵人, 重庆大学硕士, 主要从事生物医学信号处理研究.

噪声的输出 $\{y(n)\}$ 的累积量等于无噪声的输出 $\{x(n)\}$ 的累积量.

式(1)所示模型的冲激响应满足以下递归式

$$\sum_{k=0}^p a(k)h(n-k) = \sum_{k=0}^q b(k)\delta(n-k) = b(n). \quad (3)$$

无噪声的系统输出 $\{x(n)\}$ 的 $(m-1)$ 维的 m 阶累积量满足以下 BBR 公式^[4]

$$c_m^x(t_1, \dots, t_{m-1}) = \gamma_m^x \sum_{i=0}^{\infty} h(i)h(i+t_1) \cdots h(i+t_{m-1}). \quad (4)$$

从式(3)和式(4), 可以得到

$$\sum_{k=0}^p a(k)c_m^x(\tau_1-k, \tau_1-\tau_2, \dots, \tau_1-\tau_{m-1}) = \gamma_m^x \sum_{k=0}^q b(k) \prod_{i=1}^{m-1} h(k-\tau_i), m > 3. \quad (5)$$

令 $\tau = \tau_1, t = \tau_1 - \tau_2, \tau_3 = \dots = \tau_{m-1} = \tau_1$, 可得

$$\sum_{k=0}^p a(k)c_m^x(\tau-k, t, 0, \dots, 0) = \gamma_m^x \sum_{k=0}^q b(k)h(k-\tau+t)h^{m-2}(k-\tau). \quad (6)$$

因为假设的模型是因果的, 所以在 $\tau > q$ 的条件下, 式(6)的右边等于 0, 即

$$\sum_{k=0}^p a(k)c_m^x(\tau-k, t, 0, \dots, 0) = 0, \tau > q. \quad (7)$$

根据式(7), Swami 和 Mendel 等^[3] 提出了这样一个定理: 在假设 2)~6) 之下, ARMA 模型的 AR 参数的一致估计可由用 m 阶累积量的 $(p+1)$ 个 $1-D$ 切片表示的“正规”方程

$$\sum_{k=0}^p a(k)c_m^x(\tau-k, t, 0, \dots, 0) = 0, \tau > q, \quad (8)$$

$\tau = q+1, \dots, q+p+M, M \geq 0; t = q-p, \dots, q$ 获得.

令 $m=3, M=0$, 并将式(8)写成矩阵形式^[2]

$$Ca = c, \quad (9)$$

这里

$$C = \begin{bmatrix} c_3^x(q+1-p, q-p) & \cdots & c_3^x(q, q-p) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ c_3^x(q+1-p, q) & \cdots & c_3^x(q, q) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ c_3^x(q, q-p) & \cdots & c_3^x(q+p-1, q-p) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ c_3^x(q, q) & \cdots & c_3^x(q+p-1, q) \end{bmatrix}_{p(p+1) \times p}$$

$$a = [a(p), a(p-1), \dots, a(1)]_{p \times 1}^T,$$

$$c = -[c_3^x(q+1, q-p), \dots, c_3^x(q+1, q), \dots,$$

$$c_3^x(q+1, q-p), \dots, c_3^x(q+p, q)]_{p(p+1) \times 1}^T.$$

因此, 只要确定了 AR 模型的阶数 p 和 MA 模型的阶数 q , 并且用三阶累积量的样本估计^[4] 代替矩阵 C 和 c 中的三阶累积量, 就可以根据式(9) 获得脉象

信号 ARMA 模型的 AR 参数 a .

AR 模型实际上是特殊的 ARMA 模型^[5], 即令式(1) 中的 $q=0$. 因此 ARMA 模型的上述理论同样适合 AR 模型. 根据 Wold 分解定理^[6], 一个 ARMA 模型可以用一个阶数足够大的 AR 模型来近似, 因此, 即使脉象信号实际上匹配的是 ARMA 模型, 也可以用一个阶数较大的 AR 模型近似它, 同样可以取得较好的分析结果, 同时简化了计算. 因此, 笔者采用非高斯 AR 模型($q=0$) 对脉象信号进行分析, 只要确定了 AR 模型的阶数 p , 就可以根据式(9) 获得脉象信号 AR 模型的参数 a .

基于累积量的非高斯 AR 模型的定阶是个较为复杂的问题, 基于二阶统计量的定阶准则, 像 AIC, FPF 等都不适用. 根据 Wold 分解定理, 采用 AR 模型分析信号需要较高的阶次, 国内大多通过求解双谱互相关系数的最大值来获得较高的阶次^[7]. 笔者经过多次试验, 并结合目前国内采用 AR 模型分析生物医学信号的经验^[7], 发现在阶次为 10~15 的情况下, 脉象信号的双谱基本保持同一水平, 并且在阶次为 13 时, 最容易将吸毒者和正常人脉象信号的双谱区分开来, 达到分类的目的. 因此, 选择 $p=13$.

将得到的 AR 参数和阶数 $p=13$ 代入 AR 模型频率响应函数^[2]

$$H(\omega) = \frac{1}{1 + \sum_{k=0}^p a(k)e^{-j\omega k}} \quad (10)$$

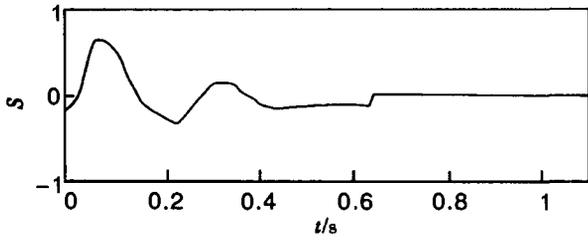
中, 笔者就得到 AR 模型的频率响应 $H(\omega)$.

因为输入 $\{e(n)\}$ 是非高斯白噪声, 且加性噪声 $\{w(n)\}$ 与输出 $\{x(n)\}$ 独立, 因此脉象信号 $\{y(n)\}$ 的双谱幅值 B_m 和相位可分别由式(11) 和式(12) 获得^[2].

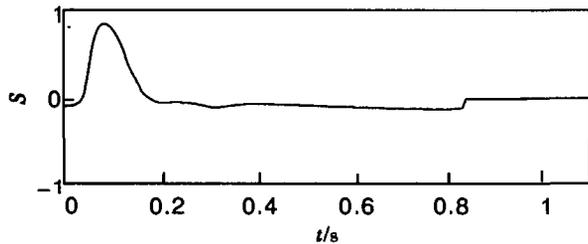
$$\begin{aligned} |C_3^y(\omega_1, \omega_2)| &= |C_3^x(\omega_1, \omega_2)| = \\ &|\gamma_3^x| \cdot |H(\omega_1)| \cdot |H(\omega_2)| \cdot |H(\omega_1 + \omega_2)|. \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned} \psi_3^y(\omega_1, \omega_2) &= \psi_3^x(\omega_1, \omega_2) = \\ &\phi_h(\omega_1) + \phi_h(\omega_2) - \phi_h(\omega_1 + \omega_2). \end{aligned} \quad (12)$$

笔者研究的脉象信号是通过压力传感器在海洛因成瘾者和正常人的左关部位取得的模拟脉象信号经过滤波、放大及预处理, 在计算机控制下, 以 128 Hz 的抽样频率 f_s 进行采集获取的. 为了便于分析比较, 选取每一例受测者代表 1 个心动周期的脉搏波信号数据, 除去直流分量, 进行幅值归一化, 采用补零的方法使要研究的每个脉象信号均具有 140 个数据点. 图 1 中的标注为信号 S 的波形即为脉搏信号的原始波形. 在图 1-图 5 中, 图(a) 均代表同一例吸毒者(B02), 图(b) 均代表同一例正常人(Z04).



(a) 吸毒者的脉搏信号

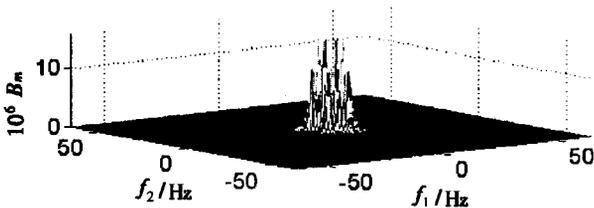


(b) 正常人的脉搏信号

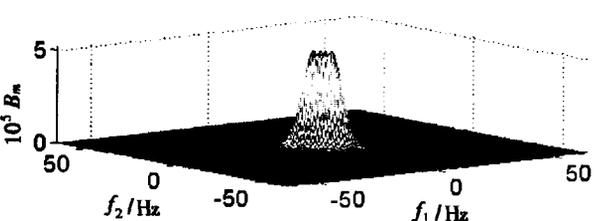
图 1 典型脉搏信号原始波形

笔者对 15 例吸毒病人的脉象信号及 15 例正常人的脉象信号按照上面论述的方法进行了参数化双谱估计. 图 2(a)和(b)分别为吸毒者和正常人的典型双谱幅值图,图 3(a)和(b)分别为吸毒者和正常人的典型双谱幅值等高线图. 图 2 和图 3 中的双谱幅值为标准化双谱幅值,计算方法^[2]为 $|C_3^*(\omega_1, \omega_2)|/|\gamma_3^*|$; 图 2 - 图 3 中的 f_1, f_2 为实际频率,即 $f = f_s \times \omega/2\pi$.

从图 2 - 图 3 的实验结果可以看出,不论是吸毒者还是正常人的脉象信号,都存在明显的双谱谱峰,其高斯偏离性很明显,根据 Hinich 检验准则^[4],可以判定脉象信号实际应当作非高斯信号进行处理. 同时,笔者观察到,吸毒者的双谱谱峰比正常人的更突出,较大双谱值的分布更为集中,这是因为吸毒导致了脉象信号发生变化,使得频率成分及各频率之间平方耦合的

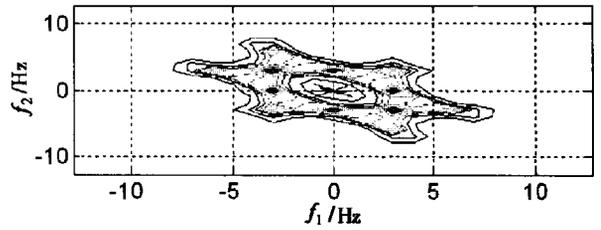


(a) 吸毒者的双谱幅值图

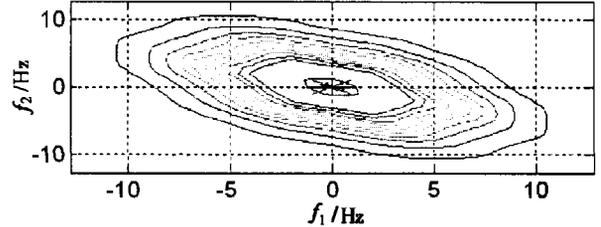


(b) 正常人的双谱幅值图

图 2 典型脉象信号双谱幅值图



(a) 吸毒者的双谱幅值等高线图



(b) 正常人的双谱幅值等高线图

图 3 典型脉象信号双谱幅值等高线图

情况发生变化,发生平方相位耦合的谱峰明显增强. 可见,吸毒者和正常人脉象信号的双谱存在着较为明显的差异,因此采用双谱进行脉象信号的判别应该能够取得较好的结果.

但是双谱是二维函数,其幅值图是三维图像,不易分析. 因此提取双谱的一维切片来分析脉象信号的特征.

2 脉象信号的双谱切片分析

2.1 双谱切片的选择

双谱切片反映了信号在切片所在频域偏离高斯分布和二次相位耦合的程度,最常用的双谱切片是对角切片,水平切片,垂直切片^[8]. 对角切片的提取方法是令 $f_1 = f_2 = f, f = f_s \times \omega/2\pi$, 计算式(11)和式(12),得到双谱的对角切片. 由于双谱的对称性,垂直切片等价于水平切片. 因此文中只讨论水平切片,其提取方法为令 $f_1 = f, f_2 = f_0, f = f_s \times \omega/2\pi, f_0$ 为固定频率,计算式(11)和式(12),得到双谱的水平切片.

显然,不同的双谱切片实质上只是双谱的子集,它们只能反映双谱的部分信息,不同的双谱切片所反映的信息也是不同的,所以必须根据双谱的特征选择不同类型的切片,通常选用包含谱峰的切片,以便更有效地反映出较多的双谱特征. 从图 3 可以观察出,谱峰没有出现在双频域的对角线上,因此对角切片反映的信息量有限,所以选择水平切片进行分析. 对于不同的 f_0 ,得到的水平切片是不同的. 经过分析发现,在 f_2 为 1 Hz 左右的频域上会出现吸毒者和正常人的一个双谱谱峰,因此选取 $f_1 = f, f_2 = 1$ Hz 的双谱水平切片进行脉象信号的判别分析.

2.2 双谱幅值水平切片在脉象信号判别上的应用

为了便于分析,根据实际的采样频率,笔者选取 f_1

为 0 ~ 63 Hz, f_2 为 1 Hz 的双谱水平切片. 经过分析, 发现在该切片上当 $f_1 > 20$ Hz 时脉象信号的双谱幅值几乎为 0, 因此选取 f_1 为 0 ~ 20 Hz, f_2 为 1 Hz 的双谱幅值水平切片进行分析. 图 4(a) 和 (b) 分别为吸毒者和正常人的典型双谱幅值水平切片图.

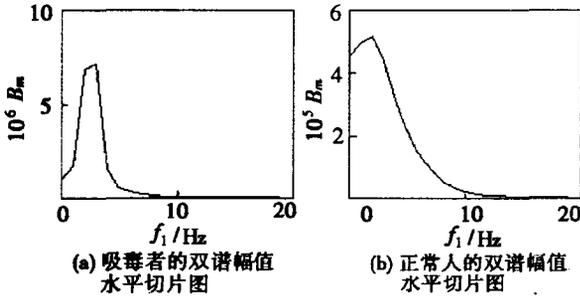


图 4 典型脉象信号双谱幅值水平切片图

在图 4 的水平切片上, 双谱的峰值基本上出现在 f_1 为 2 ~ 3 Hz 的区间上. 因此定义该切片 2 ~ 3 Hz 频段上的双谱面积与该切片总的双谱面积的比值为 ER^[1]. 计算结果如表 1 所示. 表 1 所示的实验数据表明吸毒者的 ER 值与正常人的 ER 值存在显著差异. 其中 15 例吸毒者中有 14 例的 ER 值大于 22.5%, 15 例正常人有 14 例的 ER 值小于 22.5%. 因此, 初步定出吸毒者的判定条件为: 在 f_1 为 0 ~ 20 Hz, f_2 为 1 Hz 的双频域上, $ER > 22.5\%$. 根据此判定条件, 吸毒者 B13 和正常人 Z01 被误判. 识别率高达 93.3%.

表 1 15 例吸毒者和 15 例正常人脉象信号的 ER 值

吸毒者记录号	ER/%	正常人记录号	ER/%
B01	27.5	Z01 *	24.0
B02	35.1	Z02	17.7
B03	28.6	Z03	16.4
B04	28.0	Z04	15.7
B05	24.9	Z05	18.7
B06	24.7	Z06	12.2
B07	41.4	Z07	15.7
B08	29.4	Z08	21.8
B09	36.2	Z09	14.3
B10	30.4	Z10	15.8
B11	23.2	Z11	19.8
B12	27.2	Z12	13.8
B13 *	21.5	Z13	21.1
B14	25.5	Z14	13.1
B15	31.1	Z15	16.3

说明: 带“*”者为误判.

2.3 双谱相位主值水平切片在脉象信号判别上的应用

选取 f_1 为 0 ~ 63 Hz, f_2 为 1 Hz 的双谱相位主值 B_p 水平切片进行分析. 图 5(a) 和 (b) 分别为吸毒者和正常人的典型双谱相位主值水平切片图. 经过观察比

较, 发现在 f_1 为 36 ~ 39 Hz 的区间上, 15 例吸毒者中有 13 例的相位主值小于 0, 15 例正常人中有 14 例的相位主值大于 0. 因此, 初步定出吸毒者的判定条件为: 在 f_1 为 36 ~ 39 Hz, f_2 为 1 Hz 的双频域上, 双谱相位主值小于 0. 根据此判定条件, 吸毒者 B03、B13 和正常人 Z01 被误判. 识别率为 90%.

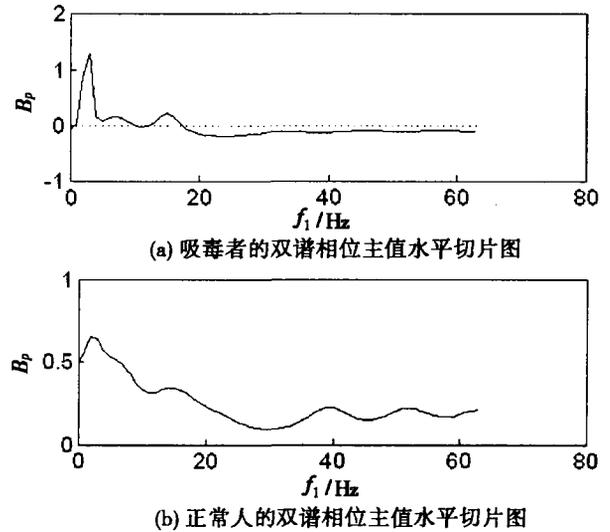


图 5 典型脉象信号双谱相位主值水平切片图

2.4 误判分析

从以上分析可以看出, 虽然采用双谱水平切片方法识别率很高, 但是仍然存在一定误判. 这是因为脉象信号数据长度对三阶累积量的估计有较大影响, 进而影响判定, 同时吸毒者中毒的深浅和其他疾病也会体现在脉象上, 进而影响判定. 这些都需要以后在采样时注意, 并做好记录, 加以分析研究.

3 结束语

研究表明, 双谱估计的参数化方法能较好地分析吸毒者和正常人脉象信号的差异, 是一种鉴别吸毒者与监测戒毒病人康复的很有前途的方法. 笔者只是对这种方法进行了初步的研究, 其结论是在小样本的情况下得到的, 在今后的工作中, 还需要进行大量的实验和医学证实.

参考文献:

[1] 朱英华, 蔡坤宝, 王永东. 海洛因成瘾者脉象异常的分析[J]. 重庆大学学报(自然科学版), 2001, 24(1): 59 - 62.
 [2] NIKIAS C L, PETROPLUS A P. Higher-order Spectra Analysis[M]. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1993.
 [3] SWAMI A, MENDEL J M. ARMA Parameter Estimation Using Only Output Cumulants[J]. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1990, 38(7): 1 257 - 1 265.

Technologic Study of Electroless Plating of Ni - P Alloy on Spinning Steel Ingot

TIAN Zhong-qing¹, ZHOU-Zheng¹, CAO Deng-ju²

(1. College of Material Science and Engineering ;

2. College of Resources and Environmental Science , Chongqing University, Chongqing 400030, China)

Abstract: In order to improve the wear-resistance of Spinning Steel Ingot and extend its life span accordingly, intensified process of the electroless plating Ni - P alloy on Spinning Steel Ingot pretreated with nitrocarburizing is studied. Appropriate complexing and stability agent are selected by orthogonal and other experiment. The concentration of the reducing agent is optimized by analysing the influence of different reducing agent concentration to the stability of plating liquid. Effects of heat treatment on the performance of Spinning Steel Ingot are discussed. The results show that a certain amount of citric acid malic acid and butane diacid commixed with a small amount of thiourea in plating liquid can get a good performance coating and the life span of plating liquid can get eight periodic times. The surface hardness of coating which contains more phosphorus achieves more than HV1 000 after 340 °C × 8 h heat treatment.

Key words: steel ingot ; electroless plating Ni - P ; heat treatment

(编辑 李胜春)

(上接第 50 页)

- | | |
|--|--|
| [4] 张贤达. 时间序列分析[M]. 北京:清华大学出版社,1999. | [6] 张贤达. 现代信号处理[M]. 北京:清华大学出版社,2002. |
| [5] GIANNAKIS G B, MENDEL J M. Identification of Nonminimum Phase Systems Using Higher Order Statistics[J]. IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1989,37(3):360 - 377. | [7] 沈民奋,沈凤麟. 非高斯 AR 模型及其在心音信号分析中的应用[J]. 信号处理,1997,13(3):250 - 255. |
| | [8] 张桂才,杨叔子,史铁林. 基于高阶统计分析的机械故障特征提取技术研究[D]. 武汉:华中科技大学,2002. |

Parametric Bispectrum Estimation and Slice Analysis for Pulse Signals

ZHANG Ji-hong¹, CAI Kun-bao², LI Yu-han¹

(1. College of Electrical Engineering;

2. College of Communication Engineering, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

Abstract: Higher-order statistics method is an overhead subject in the fields of signal processing in the world in recent years. The pulse signals are analyzed by applying parametric bispectrum estimation. Non-Gaussian AR model is proposed for calculating the bispectrum of pulse signals for 15 heroin addicts and 15 healthy persons. Characteristic parameters of magnitude bispectrum of the pulse signals are obtained by using horizontal slices of magnitude bispectrum. Characteristic parameters of bispectrum phase of the pulse signals are obtained by using horizontal slices of bispectrum phase. Moreover, two primary criterions are also obtained by using the characteristic parameters. Exactness ratios of two primary criterions reach 93.3% and 90%, respectively. The research result shows that parametric bispectrum estimation for analyzing pulse signals of heroin addicts is really an effective method.

Key words: pulse signal; non-Gaussian AR model; bispectrum; horizontal slices

(编辑 李胜春)