

文章编号:1000-582X(2006)12-0048-04

# 小波变换在吸毒者脉象信号分析中的应用\*

余丙星<sup>1</sup>,蔡坤宝<sup>2</sup>

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

**摘要:**根据脉象信号的随机特性,采用小波变换中的多分辨率分析算法对其进行分析,旨在提取海洛因吸毒者脉象信号的异常信息,并得出区分正常人与吸毒者的初步的判断依据.基于小波变换的脉象信号的尺度谱携带有人体健康状况的重要特征信息.对15例海洛因吸毒者和15例正常人的脉象信号进行分析,提取出每例信号的尺度谱和该信号的总能量,发现吸毒者脉象信号在特定尺度与时间区域内的尺度谱之和(即尺度-小波能量)和该信号总能量的比值明显高于正常人.以该尺度与时间区域内的尺度-小波能量和该信号总能量之比的百分值作为判断正常人和吸毒者的特征参量,提出了用于划分正常人和吸毒者的临界参数.据此,15例正常人从30例受测者中全部被正确地检测出来,但有两例吸毒病人被误判为正常人.结果表明,该方法是检测海洛因吸毒者脉象信号异常的有效且可行的方法.

**关键词:**小波变换;多分辨率分析;尺度谱;海洛因吸毒者;脉象信号

**中图分类号:**R318.04

**文献标识码:**A

当今社会,毒品泛滥全球,吸毒已经成为全世界面临的严重问题之一.据悉,截至2003年底,中国登记在册的吸毒人员累计超过105万,其中滥用海洛因人员为64.3万.长期吸毒对人体的毒害主要表现在中枢神经系统,同时伴有其他器官(尤其是心脏、肝脏和肺)功能失调和组织病理变化,严重损害人体的免疫功能.毒品所带来的危害,决不只是伤害身体,危及生命;它还会诱发各种犯罪,扰乱和破坏社会治安,对国民经济、人口素质和社会安全都有极坏的影响<sup>[1]</sup>.中医脉诊是中国医学的精华,具有方便快捷无创伤等优点.根据中医诊断学理论,人体左手关位的脉搏可以反映肝脏的生理及病理信息,因此笔者选取了人体左手关位为取脉部位,模拟中医切脉进行脉搏信号的检测和识别<sup>[2]</sup>.已有的分析脉搏信号的方法有时域分析法、频域分析法、时频分析中的短时傅里叶变换等等,它们都已经取得了比较好的分析效果,但是这些分析方法基本上都没有涉及利用小波变换来分析脉象信号的尺度谱分布,笔者将应用小波分析的多分辨率分析算法分析15例海洛因吸毒者和15例正常人脉象信号.通过小波变换的低频尺度谱图,找出海洛因吸毒者与正常人脉象信号之间的显著差异,初步提出用于划分吸毒

者和正常人的判据,为戒毒治疗的研究和药物的疗效提供客观的评估手段.

## 1 基本知识

小波变换方法是一种窗口大小固定但其形状可改变,时间窗和频率窗都可以改变的时频局部化分析方法.即在低频部分具有较高的频率分辨率和较低的时间分辨率,在高频部分具有较高的时间分辨率和较低的频率分辨率,非常适合用于研究生物医学信号<sup>[3]</sup>.

### 1.1 连续小波变换

小波必须满足以下容许条件:

$$c_{\psi} = \int_0^{+\infty} \frac{|\hat{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < +\infty, \quad (1)$$

满足式(1)的时间函数 $\psi(t)$ 称为母小波,简称为小波,式中 $\hat{\psi}(\omega)$ 为 $\psi(t)$ 的傅里叶变换.

将母小波伸缩和平移后得到的函数族

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad a \in \mathbb{R}^+, b \in \mathbb{R} \quad (2)$$

称为分析小波.式中 $a$ 为伸缩参数或尺度参数,取正实数. $b$ 为平移参数,可以取任意实数.对任一能量有限信号 $f(t) \in L^2(\mathbb{R})$ ,其连续小波变换定义为:

\* 收稿日期:2006-08-17

基金项目:重庆市自然科学基金资助项目(CSTC2004BB506)

作者简介:余丙星(1981-),男,浙江温州人,重庆大学硕士,主要从事信号处理在生物医学中的应用研究.

$$Wf(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \psi^* \left( \frac{t-b}{a} \right) dt = \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle, \quad (3)$$

式中星号表示取共轭。

如果  $\psi(t) \in L^2(R)$  且满足容许条件(1), 则对任意  $f(t) \in L^2(R)$ , 均有

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)|^2 dt = \frac{1}{c_\psi} \int_0^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} |Wf(a,b)|^2 \frac{dadb}{a^2}, \quad (4)$$

式(4)左边是信号的能量, 故其小波变换的模的平方表示了信号能量在尺度与时间平面内的分布, 通常将  $|Wf(a,b)|^2$  称为信号的尺度谱, 记为  $P$ . 式(4)可以写成

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |f(t)|^2 dt = \frac{1}{c_\psi} \int_0^{+\infty} \frac{1}{a^2} E(a) da, \quad (5)$$

其中

$$E(a) = \int_{-\infty}^{+\infty} |Wf(a,b)|^2 db = \int_{-\infty}^{+\infty} P db, \quad (6)$$

函数  $E(a)$  称为尺度-小波能量谱, 它给出了信号在不同尺度  $a$  上的能量临界密度函数, 反映了信号的能量随尺度的变化情况<sup>[4]</sup>.

### 1.2 多分辨率分析

若将分析小波参数  $a$  和  $b$  离散化, 并取  $a=2^{-j}$ ,  $j \in Z, b=2^j n, n \in Z$ , 则式(2)定义的分析小波可表示为  $\psi_{j,n} = 2^{j/2} \psi(2^j t - n)$ .

定义满足下列条件的  $L^2(R)$  中的一列线性子空间  $\{V_j\}$  及一个函数  $\phi(t)$  为一个多分辨率分析(MRA)<sup>[5]</sup>:

1)  $V_j \subset V_{j+1}, \forall j \in Z$ .

2)  $f(t) \in V_j \Leftrightarrow f(2t) \in V_{j+1}, \forall f(t) \in L^2(R), \forall j \in Z$ .

3)  $\bigcap_{j=-\infty}^{+\infty} V_j = \{0\}$ .

4)  $\bigcup_{j \in Z} V_j = L^2(R)$ , 这里用  $\bar{X}$  表示集合  $X$  的闭包.

5)  $\phi(t) \in V_0$  且  $\{\phi(t-n), n \in Z\}$  是  $V_0$  的标准正交基. 称  $\phi(t)$  为此多分辨率分析的尺度函数, 而函数系  $\{\phi_{j,n}(t) = 2^{j/2} \phi(2^j t - n), n \in Z\}$  为  $V_j$  的标准正交基. 令

$$h(n) = \sqrt{2} \int_{-\infty}^{+\infty} \phi(t) \phi(2t-n) dt, \quad (7)$$

则有

$$\phi(t) = \sqrt{2} \sum_n h(n) \phi(2t-n), \quad (8)$$

式(8)称为二尺度差分方程, 它通过  $h(n)$  将尺度函数和尺度函数的二进压缩及平移联系起来.

定理: 设  $\{V_j, j \in Z\}$  为多分辨率分析的一列线性子

空间,  $\phi(t)$  为对应的尺度函数, 总存在与它对应的正交小波  $\psi(t)$ , 其傅里叶变换  $\hat{\psi}(\omega)$  由下式给定.

$$\hat{\psi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2}} G\left(\frac{\omega}{2}\right) \hat{\psi}\left(\frac{\omega}{2}\right),$$

其中  $G(\omega)$  为高通滤波器系数  $g(n) = (-1)^n h(1-n)$  的离散时间傅里叶变换, 其对应的  $H(\omega)$  为低通滤波器系数  $h(n)$  的离散时间傅里叶变换. 由  $\psi(t)$  二进伸缩及整数平移后得到的函数族  $\psi_{j,n}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - n)$  即是小波变换所需的分析小波.

### 1.3 多分辨率分析的实现

$L^2(R)$  空间的一个 MRA 产生尺度空间  $\{V_j\}_{j \in Z}$  和小波空间  $\{W_j\}_{j \in Z}$ . 因为

$$V_j = V_{j-1} \oplus W_{j-1} = V_j \oplus W_j \oplus W_{j+1} \oplus \dots \oplus W_{j-1}, (j < J),$$

$$\begin{aligned} \text{所以 } f(t) &= \sum_{n \in Z} \langle f(t), \phi_{j,n}(t) \rangle \phi_{j,n}(t) = \\ &= \sum_{n \in Z} \langle f(t), \phi_{j,n}(t) \rangle \phi_{j,n}(t) + \\ &= \sum_{j \leq j' < J} \sum_{n \in Z} \langle f(t), \psi_{j',n}(t) \rangle \psi_{j',n}(t) \end{aligned}$$

令  $a_j(n) = \langle f(t), \phi_{j,n}(t) \rangle$  为信号  $f(t)$  在尺度为  $j$  时的尺度系数,  $d_j(n) = \langle f(t), \psi_{j,n}(t) \rangle$  为信号  $f(t)$  在尺度为  $j$  时的小波系数. 又有

$$\begin{aligned} a_j(n) &= \langle f(t), \phi_{j,n}(t) \rangle = \\ &= \sum_k h(k-2n) \langle f(t), \phi_{j+1,k}(t) \rangle = \\ &= \sum_k h(k-2n) a_{j+1}(k). \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} d_j(n) &= \langle f(t), \psi_{j,n}(t) \rangle = \\ &= \sum_k g(k-2n) \langle f(t), \psi_{j+1,k}(t) \rangle = \\ &= \sum_k g(k-2n) a_{j+1}(k). \end{aligned} \quad (10)$$

这样只要确定  $V_j$  ( $J$  是一个确定的值) 空间的初始序列  $\{a_j(n)\}_{n \in Z}$ , 就可以得到任意尺度空间  $V_j$  ( $j < J$ ) 的所有尺度系数和小波系数. 这就是离散小波变换的分解公式<sup>[6]</sup>. 经笔者证明, 离散时间信号  $x(n)$  的总能量可以利用小波变换的尺度系数和小波系数计算而得, 其公式如下:

$$\begin{aligned} \sum_n |x(n)|^2 &= \sum_n |a_j(n)|^2 = \\ &= \sum_n |a_j(n)|^2 + \sum_{j \leq j' < J} \sum_n |d_{j'}(n)|^2, \end{aligned} \quad (11)$$

因此离散时间信号的尺度谱  $P$  就可以定义为  $|a_j(n)|^2$  或  $|d_{j'}(n)|^2$  ( $j \leq j' < J$ ). 为了便于区分, 笔者定义  $P_a = |a_j(n)|^2$  为信号的低频尺度谱,  $P_{d_j} = |d_{j'}(n)|^2$  为高频尺度谱. 函数  $E_a$  和  $E_d(j')$  分别定义为

$$E_a = \sum_n |a_j(n)|^2 = \sum_n P_a, \quad (12)$$

和

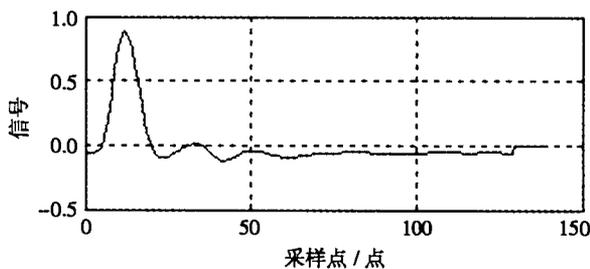
$$E_d(j') = \sum_n |d_{j'}(n)|^2 = \sum_n P_d^{j'}, \quad (13)$$

函数  $E_a$  和  $E_d(j')$  反映了信号的能量随尺度的变化情况. 对应于  $P_a$  和  $P_d^{j'}$ , 可以把  $E_a$  称为低频尺度 - 小波能量谱,  $E_d(j')$  称为高频尺度 - 小波能量谱.

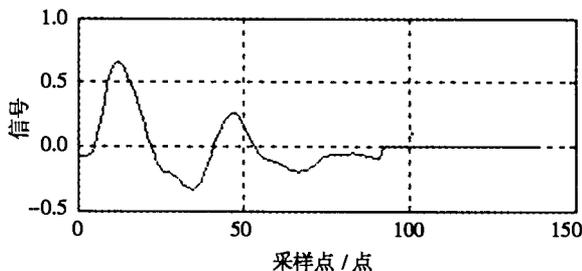
笔者分析的脉象信号是通过压力传感器在海洛因成瘾者和正常人的左关部位取得的模拟脉象信号, 经过滤波、放大及预处理<sup>[2]</sup>, 在计算机控制下, 以 128 Hz 的抽样频率进行采集获取的. 对每一例采得的时间信号选取一个完整的具有代表性的脉搏波进行分析.

## 2 脉象信号的多分辨率分析

利用前述的多分辨率算法对 30 例脉象信号分别进行小波变换. 被测对象为 15 例吸毒者 (男性为 10 人, 女性为 5 人, 年龄为 17 ~ 40 岁) 和 15 例正常人 (男性为 9 人, 女性为 6 人, 年龄为 22 ~ 31 岁). 为了便于分析比较, 对选取的每一例脉搏波去除其直流分量, 进行幅值归一化, 使其成为长度为 129 点的离散时间序列  $x(n)$ . 图 1 中标注为信号的波形即为脉搏信号的原始波形. 在图 1 和图 2 中, 图 (a) 均代表一例正常人 (Z09), 图 (b) 均代表一例吸毒者 (B07).



(a) 正常人的脉搏信号

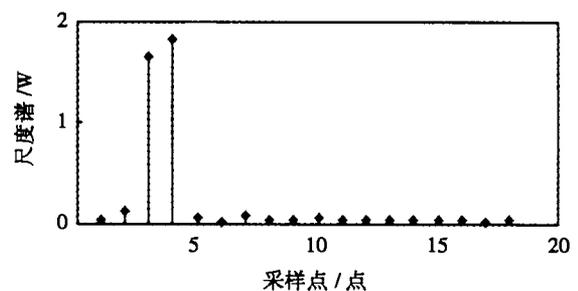


(b) 吸毒者的脉搏信号

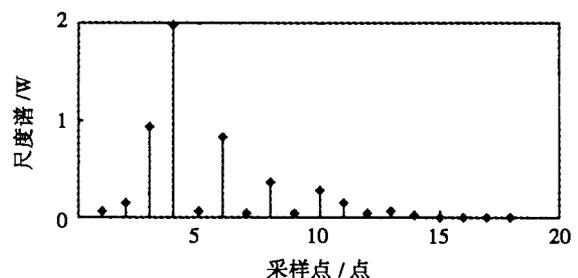
图 1 典型脉搏信号原始波形

选取 db2 小波作为分析小波, 利用离散小波变换的分解公式 (9) 和 (10) 对信号 Z09 和 B07 作 3 个尺度的小波变换, 即  $1 \leq j \leq 3$ , 求得各个尺度下的尺度系数和小波系数, 然后利用式 (11) 求出信号总能量  $E$ , 再利用离散时间信号尺度谱的定义式求出低频尺度谱  $P_a$ .

和各个尺度下的高频尺度谱  $P_d^{j'}$ . 由于信号能量主要分布在 0 ~ 10 Hz 的低频段<sup>[7-8]</sup>, 所以笔者只给出尺度  $j=1$  的低频尺度谱  $P_a$  的谱图, 如图 2 所示. 令  $n_1$  表示信号低频尺度谱的采样点, 从图 2 中可以明显看出,  $j=1$  时吸毒病人脉搏信号分布在  $n_1 = [6, 13]$  内的低频尺度谱明显高于正常人的低频尺度谱. 即在该尺度与时间区域内吸毒病人的低频尺度 - 小波能量  $E_a$  值大于正常人的对应值. 表 1 列出了 15 例正常人和 15 例吸毒者的脉搏信号分别作 3 个尺度 ( $1 \leq j \leq 3$ ) 小波变换后, 在  $j=1$  与  $n_1 = [6, 13]$  内的低频尺度 - 小波能量  $E_a$  和总能量  $E$  之比的百分值, 其中以字母 Z 开头的记录代表正常人, 以字母 B 开头的记录代表吸毒者, 带 “\*” 者为误判. 从表 1 中可以看出: 吸毒病人在  $j=1$  与  $n_1 = [6, 13]$  区域内的低频尺度 - 小波能量  $E_a$  和总能量  $E$  之比的百分值一般显著大于正常人. 将该区域内每一例信号低频尺度 - 小波能量  $E_a$  和  $E$  总能量之比的百分值作为特征参数, 取 13 作为划分吸毒者和正常人的临界参数, 若某受测者的特征参数大于临界参数, 则将其划为吸毒者, 反之则划为正常人. 按此准则, 15 例正常人全被检测出来, 而吸毒者 B06 和 B11 被误检为正常人. 上述分析结果表明, 小波变换能有效地分析中医脉象信号, 在区分吸毒者和正常人时, 达到较高的检测率. 笔者进行的研究是初步的, 其结论是在小样本的情况下得到的. 在后续的研究工作中将进行大样本的分析和医学证实.



(a) 正常人的低频尺度谱



(b) 吸毒者的低频尺度谱

图 2 信号的低频尺度谱

表1 低频尺度-小波能量与总能量之比的百分值 %

记录	百分值	记录	百分值
Z1	12.558	B1	13.930
Z2	11.578	B2	23.008
Z3	6.468	B3	19.989
Z4	8.826	B4	20.767
Z5	9.078	B5	13.389
Z6	6.286	B6 *	11.048
Z7	7.170	B7	31.467
Z8	12.257	B8	18.401
Z9	5.443	B9	27.306
Z10	12.781	B10	16.828
Z11	11.630	B11 *	11.875
Z12	5.716	B12	15.313
Z13	11.272	B13	14.615
Z14	8.808	B14	15.273
Z15	12.567	B15	15.385

### 3 结论

利用小波变换的多分辨率算法分析脉象信号,从新的角度揭示了隐含于信号内部的更多有用信息,为进一步研究脉象信号提供了又一新的工具,有助于实现脉象信号的定量分析,为戒毒治疗的药物筛选和疗

效的评估提供了更多有益的辅助诊断信息.

#### 参考文献:

- [1] 郑建文. 广东沿海部分地区吸毒状况分析[J]. 社会工作研究,1994,6:49-52.
- [2] 朱英华. 阵列式脉搏传感器的研制及小波变换在脉搏信息分析中的应用[D]. 重庆:重庆大学电气工程学院,2000.
- [3] 孙延奎. 小波分析及其应用[M]. 北京:机械工业出版社,2005.
- [4] 程军圣,于德介. 尺度-小波能量谱在滚动轴承故障诊断中的应用[J]. 振动工程学报,2004,17(1):82-85.
- [5] 杨福生. 小波变换的工程分析与应用[M]. 北京:科学出版社,1999.
- [6] MALLAT S G. A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1989, 2(7):674-693.
- [7] 王炳和. 脉搏声信号检测系统实验设计及功率谱特征[J]. 中华物理医学杂志,1998,20(3):158-161.
- [8] 周霞,蔡坤宝. 中医脉象信号的短时傅里叶变换[J]. 重庆大学学报(自然科学版),2003,26(10):47-51.

## Application of the Wavelet Transform to the Pulse Signal Analysis of Druggers

YU Bing-xing<sup>1</sup>, CAI Kun-bao<sup>2</sup>

(1. College of Electrical Engineering;

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

**Abstract:** According to the randomness of human pulse signals, the multiresolution analysis of the wavelet transform is used to analyze such signals. Its purpose is to extract the abnormal information from the pulse signals of heroin druggers and to obtain the primary judgment criterion which can be used to identify druggers from healthy persons. The scale spectrum based on the wavelet transform of pulse signals carries the important characteristic information of the health situation of human body. The pulse signals of 15 heroin druggers and 15 healthy persons are analyzed and the scale spectrum and the total signal energy of every signal are extracted. It is found that the ratio between the sum (i. e., scale-wavelet energy) of the scale spectrum in a specific scale-time region and the total signal energy for heroin druggers is generally higher than that of healthy persons. Using the percentage of the ratio between the scale-wavelet energy in the specific scale-time region and the total signal energy as characteristic parameter, a critical parameter is determined that is used to classify heroin druggers and healthy persons. Thus, all of the 15 healthy persons are identified correctly from 30 subjects. Only two heroin persons are misjudged. The experiment results of classification show that the method presented is feasible and effective for detecting the pulse abnormalities of heroin druggers.

**Key words:** wavelet transform; multiresolution analysis; scale spectrum; heroin druggers; pulse signal