

文章编号:1000-582X(2003)10-0047-05

中医脉象信号的短时傅里叶分析*

周霞,蔡坤宝

(重庆大学电气工程学院,重庆 400044)

摘要:众所周知,短时傅里叶变换是信号时频分析的变换方法。连续短时功率谱表示信号在连续时间与连续频率平面内的能量分布,而离散短时功率谱表示信号 $x(n)$ 在离散时间与连续频率平面内的功率分布。应用全极点滑动窗递归算法,分析了15例吸毒者和15例正常人脉象信号的离散短时功率谱,发现吸毒者脉象信号在特定时频区域内的平均功率值 P_1 一般高于正常人的值。以平均功率 P_1 与总平均功率 P 的比值为特征参数,提出了用于划分正常人和吸毒者的临界参数,据此15例吸毒者全被检测出来,但有两例正常人被误判。研究结果表明,短时傅里叶变换是分析脉象信号的有效方法。

关键词:吸毒者;短时傅里叶变换;脉搏信号

中图分类号:R318.04

文献标识码:A

中医脉诊,是中国最早创用的独特诊断方法。所谓脉诊就是医生运用手指切按病人有关动脉,以手指触觉探测脉搏的脉象,借以了解病情,辨别病症的诊断方法。它是验证望、闻、问诊所得的临床资料,进行综合分析,从而得出完整而正确诊断的一项客观指标,它具有初步的定量概念。在辨别病症的阴阳、表里、寒热、虚实,以及疾病的预后方面,简便、可靠。所有中医书籍,无一不以脉诊为主要辨证依据。脉诊的部位以“独取寸口”最为适用,“独取寸口”法能够了解人体的总体健康状况^[1-2]。中医虽起源古远,但由于“脉理精微,其体难辨”,虽经历代医家发微解难,仍然是“在心易了,指下难明”。将数字信号处理技术运用于脉象信号的分析,有助于脉象研究的客观化,为中医学的研究提供有效的手段。

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。吸毒者全身重要脏器均发生严重的病理改变,吸毒引起全身重要脏器的改变中以萎缩最为普遍和明显,并在长期的吸毒过程中不断加重,最后导致多器官功能衰竭,免疫能力下降,易发生感染,造成心、肺、肝、血液等异常。吸毒造成了很多严重的社会问题,不幸的是,新吸毒者还在逐年增加。近年来,吸毒和艾滋病已成为政府和公众关注的

一个社会热点问题^[3]。笔者将对吸毒病人的脉象进行分析研究,希望能为戒毒治疗的研究提供客观依据。

1 短时傅里叶变换的原理及算法

由于人体生理、病理和自然环境的影响,生物医学信号通常呈现非平稳与时变特性。传统的傅里叶变换(FT)不能描述信号的时频局域特性,仅反映信号的静态频谱特性。短时傅里叶变换(STFT)克服了傅里叶变换的缺陷,是傅里叶变换的自然推广,为最早和最常用的一种时频分析方法,它在工程应用中取得了一定的成果。

连续时间信号 $x(t) \in L^2(R)$ 的连续短时傅里叶变换定义为^[4]

$$S_x(t, \omega_a) = \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau) w^*(\tau - t) e^{-j\omega_a \tau} d\tau \quad (1)$$

其中 $w(t)$ 是具有时频局域性的窗函数, ω_a 为连续角频率变量,单位为 rad/s,显然 $S_x(t, \omega_a)$ 既是时间的函数又是频率的函数。

短时傅里叶变换的时频局域性是建立在,假定非平稳信号 $x(\tau)$ 在由时间窗函数 $w(\tau)$ 所确定的一个较短的时宽内,是平稳(伪平稳)的这样一个基础之上的。现以 t 为时移参数,由滑动窗截取的信号

* 收稿日期:2003-06-11

基金项目:重庆大学高电压与电工新技术教育部重点实验室资助项目

作者简介:周霞(1977-),女,重庆人,重庆大学硕士研究生,从事信号处理在生物医学工程中的应用研究。

$x(\tau)w^*(\tau - t)$ 在以 t 为滑动窗中心的时宽内则是平稳(伪平稳)的,然后对截取的信号作傅里叶变换,就得到原信号在时刻 t 的频谱。因此,短时傅里叶变换是用时间窗内的一段信号来表示原信号在滑动窗中心处的频谱特性。对于每一给定的时刻 t , $S_x(t, \omega_a)$ 就是滑动窗中心 t 处的“局部频谱”。

若时间窗函数满足重构条件 $\int_{-\infty}^{\infty} w(t)h^*(t)dt = 1$ ($h(t)$ 为综合窗),则信号 $x(t)$ 可以由它的短时傅里叶变换唯一重构,从而使得短时傅里叶变换成为一种有实用价值的分析非平稳信号的工具。

若将 $\hat{x}(m, n) = x(m)w(n - m)$ 定义为“短时函数”,则离散时间信号 $x(n)$ 的短时傅里叶变换为^[4]

$$S_x(n, \omega_d) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)w(n - m)e^{-j\omega_d m} = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \hat{x}(m, n)e^{-j\omega_d m} \quad (2)$$

其中 ω_d 为数字频率,单位为 rad。作为频率变量 ω_d 的函数,离散短时傅里叶变换随 ω_d 作周期变化,其周期为 2π 。离散短时傅里叶变换的物理意义非常明确,可用傅里叶变换和线性滤波的方法分别予以解释。

离散短时傅里叶变换在等间隔频率采样点 $\omega_{dr} = 2\pi r/N$ ($r = 0, 1, \dots, N - 1$) 上的值,可用快速傅里叶变换(FFT)对滑动窗在每个时刻 n 所截取的信号段计算而得,但其计算量仍然很大。Chen W. 提出的全极点递归算法的窗函数在频率域没有旁瓣,计算量与存储量均较小。Chen W. 给出的 z 变换域的窗函数如下^[4-5]

$$W_p(z) = \frac{1}{(1 - \beta z^{-1})^p}, 0 < \beta < 1, p = 2, 3, \dots \quad (3)$$

这种窗函数称为 p 阶的全极点窗,若对 $W_p(z)$ 选择适当的阶数 p ,则时间窗 $w_p(n)$ 具有单波峰的性质和所希望的有效宽度。笔者选择 4 阶的全极点窗函数

$$w_4(n) = \frac{1}{6}(n + 3)(n + 2)(n + 1)\beta^n \quad n = 0, 1, 2, \dots \quad (4)$$

窗函数 $w_p(n)$ 虽然是单波峰的,但对其峰值却不是对称的。若将时间窗函数视为密度函数,则时间窗中心横坐标 l 由其重心来规定,即

$$l = \int_0^{\infty} xw_4(x)dx / \int_0^{\infty} w_4(x)dx \quad (5)$$

窗函数的阶数 p 及参数 l 确定后,窗的能量为一常数 $\Delta t \sum_{n=-\infty}^{\infty} |w_4(n)|^2 = A$,其中 Δt 是由信号 $x(t)$ 获取被分析信号 $x(n)$ 的采样周期。所谓对窗函数进行能量归一化,即令

$$w(n) = \frac{1}{\sqrt{A}}w_4(n) \quad (6)$$

由式(5) 计算而得的窗中心横坐标 l 将起到延时参数的作用,故称之为延迟参数。定义 $x(m)$ 在 $n - l$ 时刻的短时傅里叶变换为

$$S_{\hat{x}}(n - l, \omega_d) = \sum_{m=-(n-l)}^l \hat{x}(m + (n - l), n)e^{-j\omega_d m} \quad (7)$$

令 $\hat{x}(m, n) = w(m)x(n - m)$,则 $\hat{x}(m, n)$ 的傅里叶变换为

$$S_{\hat{x}}(n, \omega_d) = \sum_{m=0}^n \hat{x}(m, n)e^{-j\omega_d m} = \sum_{m=0}^n x(n - m)w(m)e^{-j\omega_d m} \quad (8)$$

易于推知 $S_{\hat{x}}(n - l, \omega_d)$ 与 $S_{\hat{x}}(n, \omega_d)$ 的关系为

$$S_{\hat{x}}(n - l, \omega_d) = e^{-j\omega_d l} S_{\hat{x}}(n, -\omega_d) \quad (9)$$

由式(3) 和式(6) 给出的窗函数可知, $S_{\hat{x}}(n, \omega_d)$ 可由如下的递归方程求出,

$$S_{\hat{x}}(n, \omega_d) = \frac{1}{\sqrt{A}}x(n) + 4\beta e^{-j\omega_d} S_{\hat{x}}(n - 1, \omega_d) - \beta^2 e^{-2j\omega_d} S_{\hat{x}}(n - 2, \omega_d) + 4\beta^3 e^{-3j\omega_d} S_{\hat{x}}(n - 3, \omega_d) - \beta^4 e^{-4j\omega_d} S_{\hat{x}}(n - 4, \omega_d) \quad (10)$$

其初始条件为 $n < 0$ 时, $S_{\hat{x}}(n, \omega_d) = 0$,这就是所谓的全极点递归算法。

用式(9) 对式(10) 的计算结果做修正,即可得式(7) 所示的短时傅里叶频谱 $S_{\hat{x}}(n - l, \omega_d)$ 。

连续短时功率谱或谱图定义为短时傅里叶变换幅频特性的平方^[4]

$$P_x(t, \omega_a) = |S_x(t, \omega_a)|^2 = \left| \int_{-\infty}^{\infty} x(\tau)w^*(\tau - t)e^{-j\omega_a \tau} d\tau \right|^2 \quad (11)$$

对于连续短时傅里叶变换,若时间窗函数已进行了能量归一化,则可得

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P_x(t, \omega_a) dt d\omega_a = 2\pi \int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega_a)|^2 d\omega_a \quad (12)$$

由此可见, $P_x(t, \omega_a)$ 除以 2π 表示信号 $x(t)$ 在点 (t, ω_a) 附近的能量密度。

类似连续短时功率谱的定义,离散短时功率谱定义为离散短时傅里叶变换幅频特性的平方,即

$$P_x(n, \omega_d) = |S_x(n, \omega_d)|^2 = \left| \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)w(n - m)e^{-j\omega_d m} \right|^2 \quad (13)$$

其中

$$S_x(n, \omega_d) = e^{j\omega_d(l-n)} S_x(n-l, \omega_d) = e^{-j\omega_d n} S_x(n, -\omega_d) \quad (14)$$

且时间窗函数已进行能量归一化。易于推得

$$\int_0^{2\pi} \sum_{n=0}^{\infty} P_x(n, \omega_d) \Delta t d\omega_d = 2\pi \sum_{n=0}^{\infty} |x(n)|^2 = \int_0^{2\pi} |X(e^{j\omega_d})|^2 d\omega_d \quad (15)$$

根据式(15)和式(14)的关系可知,离散短时功率谱 $P_x(n, \omega_d)$ 除以 2π 表示信号 $x(n)$ 在点 $(n-l, \omega_d)$ 附近的功率分布。若信号 $x(n)$ 的长度为 N , 则该信号在时间区间 $[n_1, n_1 + N_1]$ 与频率区间 $[\omega_{d1}, \omega_{d2}]$ 上的平均功率近似值为

$$P_1 = \Delta t \frac{1}{2\pi N} \int_{\omega_{d1}}^{\omega_{d2}} \sum_{n=n_1+l}^{n_1+l+N_1} P_x(n, \omega_d) d\omega_d \quad (16)$$

其中, $n_1 \geq -l, 0 \leq \omega_{d1} \leq \omega_{d2} \leq 2\pi$, 将式(16)中的积分频率区间分作 $m-1$ 个长度相等的小区间, 每一区间长度为 $\Delta\omega_d$, 利用梯形公式, 可得离散信号 $x(n)$ 在时间区间 $[n_1, n_1 + N_1]$ 与频率区间 $[\omega_{d1}, \omega_{d2}]$ 上的平均功率的近似值

$$P_1 = \frac{\Delta t}{2\pi N} \sum_{i=1}^{m-1} \sum_{n=n_1+l}^{n_1+l+N_1} \frac{1}{2} [P_x(n, \omega_{di}) + P_x(n, \omega_{d(i+1)})] \Delta\omega_d \quad (17)$$

2 脉象信号的短时傅里叶分析

脉象信号是一种近似周期性的信号。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^[6], 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。为了便于分析比较, 对选取的每一例脉搏波进行归一化, 并在其后补零, 使其长度为 140 点^[7]。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、图 2 和图 3 中, (a) 均代表同一例正常人, (b) 均代表同一例吸毒者。

文中分析的脉象信号: 15 例为吸毒者 (男性为 10 人, 女性为 5 人, 年龄为 17 ~ 40 岁); 15 例为正常人 (男性为 9 人, 女性为 6 人, 年龄为 22 ~ 31 岁)^[7-8]。

在分析中, 选取能量归一化的 4 阶的全极点窗, 参数 $l = 15$, 利用式(10)对 $x(n)$ 进行 STFT 的递归数值计算, 并利用式(13)与式(14)求出它的短时功率谱。取 1 例正常人 (表 1 中记号为 Z12) 和 1 例吸毒者 (表 1 中记号为 B09) 的脉搏波进行分析, 短时功率谱三维图形如图 2 所示, 其中纵坐标以模拟频率 f 标出, 单位为 Hz。由于信号功率主要分布在 10 Hz 以内的低频段, 故

纵坐标标出范围选为 0 ~ 10 Hz。从图 2 可以明显看出, 吸毒病人脉搏信号分布在 0.25 ~ 0.45 s 时间内的平均功率与该信号总平均功率的比值大于正常人的对应值。图 3 为正常人和吸毒者在时间为 0.2 ~ 0.55 s, 频率为 0 ~ 10 Hz 的短时功率谱等高线图, 在颜色较浅的部分表示功率谱的值较大。综合图 2 和图 3 可以得到吸毒病人 (B09) 脉搏信号分布在时间 0.25 ~ 0.5 s 与 4 ~ 7 Hz 频率范围内平均功率与该信号总平均功率的比值大于正常人 (Z12) 的对应值。

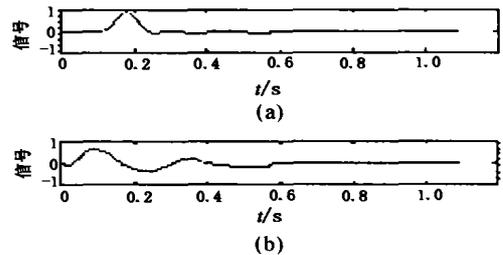


图 1 典型脉搏信号原始波形

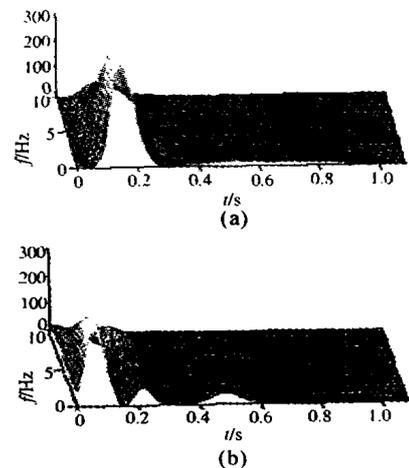


图 2 短时功率谱三维图

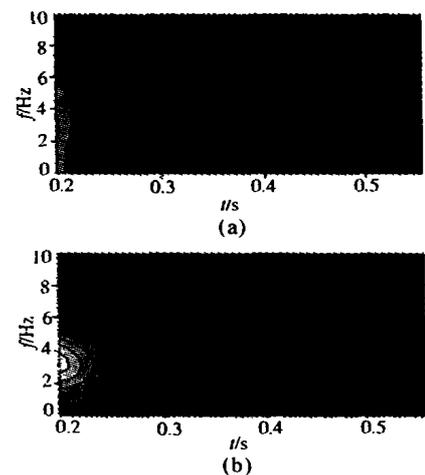


图 3 短时功率谱等高线图

表1 正常人和吸毒者脉搏波的平均功率及其与总平均功率之比

纪录	$P_1 (\times 10^{-3})$	$P (\times 10^{-3})$	$P_1/P (\times 10^{-3})$	纪录	$P_1 (\times 10^{-3})$	$P (\times 10^{-3})$	$P_1/P (\times 10^{-3})$
Z01 *	0.218 1	42.535 7	5.127 3	B01	0.221 0	35.499 0	6.224 3
Z02	0.071 8	38.868 4	1.846 8	B02	0.710 9	36.753 0	19.341 3
Z03	0.089 4	43.103 7	2.073 7	B03	0.378 8	33.408 4	11.337 1
Z04	0.054 5	40.360 3	1.351 2	B04	0.645 4	35.668 4	18.093 7
Z05	0.066 2	44.008 5	1.504 1	B05	0.229 7	48.017 2	4.777 5
Z06	0.113 9	29.578 9	3.850 3	B06	0.348 2	47.570 5	7.319 1
Z07	0.043 8	41.662 3	1.051 6	B07	1.202 5	37.801 4	31.809 9
Z08	0.092 2	42.368 8	2.176 6	B08	0.261 5	39.328 2	6.648 2
Z09	0.069 0	37.127 5	1.857 2	B09	0.829 2	36.159 5	22.946 2
Z10 *	0.271 5	36.215 0	7.497 7	B10	0.438 4	40.320 3	10.872 0
Z11	0.154 7	48.005 5	3.223 2	B11	0.245 9	43.940 1	5.596 7
Z12	0.146 3	37.955 0	3.853 7	B12	0.223 5	41.712 6	5.359 0
Z13	0.112 4	39.745 7	2.828 0	B13	0.170 7	37.374 3	4.566 8
Z14	0.092 1	31.194 4	2.953 7	B14	0.413 9	37.395 1	11.067 8
Z15	0.183 6	48.353 6	3.797 1	B15	0.465 0	35.352 5	13.152 0

说明: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。

文中所用脉搏波信号长度 $N = 140$, 根据式 $\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2$ 计算得到总平均功率 P' , 利用式(17), 取 n 为 $[0, +\infty)$ (实际计算中取 $[0, N-1+2l]$), ω_d 为 $[0, 2\pi]$ 可计算出脉搏波的总平均功率 P 。经 30 例脉搏波的计算表明, 相对误差 $|P - P'|/P' < 1 \times 10^{-6}$, 足以说明, 由式(17) 计算得到的总平均功率几乎是精确的。再利用式(17), 取 n 为 $[49, 71]$, ω_d 为 $[0.0625\pi, 0.1094\pi]$ 可得到频率为 $4 \sim 7$ Hz 与时间为 $0.2656 \sim 0.4375$ s 的区域内, 每例脉搏波的平均功率 P_1 。表 1 列出了 15 例正常人和 15 例吸毒者的脉搏波的总平均功率 P , 上述区域内的平均功率 P_1 , 以及 P_1 与 P 的比值。从表 1 中可以看出: 吸毒病人在上述区域内的平均功率 P_1 , 以及 P_1 与 P 的比值一般显著高于正常人。将每一例信号的 P_1 与 P 的比值作为特征参数, 取 4.2×10^{-3} 作为划分吸毒者和正常人的临界参数, 若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 例吸毒者全被检测出来, 而正常人 Z01 和 Z10 被误检为吸毒者。上述分析结果表明, 短时傅里叶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, 达到了较高的检测率。由于研究条件所限, 对两例正常人被划入吸毒者还未能做出进一步研究。

3 结 论

笔者的研究表明, 吸毒者和正常人脉象信号的离散短时功率谱有明显的区别, 其研究结果对于戒毒治疗的药物筛选与疗效的评估可提供客观的依据。

参考文献:

- [1] 黄世林, 孙明异. 中医脉象研究[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1986.
- [2] 成都中医学院. 中医诊断学[M]. 成都: 四川科学技术出版社, 1988.
- [3] 关丽珍, 尉禹, 娜仁, 等. 6 例吸毒者尸体解剖的临床病理分析[J]. 诊断病理学杂志, 2001, 8(3): 137 - 138.
- [4] 王宏禹. 非平稳随机信号分析与处理[M]. 北京: 国防工业出版社, 1999.
- [5] CHEN W, KEHTARNAVAZ N, SPENCER T W. An efficient recursive algorithm for time-varying Fourier transform[J]. IEEE Trans On SP, 1993, 41(7): 2488 - 2490.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 谢家宇, 蔡坤宝, 王永东. 连续小波变换在中医脉象信号处理中的应用[J]. 重庆大学学报(自然科学版), 2003, 26(1): 66 - 68.

STFT Analysis of Pulse Signals

ZHOU Xia, CAI Kun-bao

(College of Electrical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: It is well known that the short-time Fourier transform (STFT) is a transformation method used for time-frequency analysis of signals. The continuous short-time power spectrum represents the energy distribution of a signal $x(t)$ on the plane with continuous time and frequency. However, the discrete short-time power spectrum represents the power distribution of a signal $x(n)$ on the plane with discrete time and continuous frequency. An efficient recursive algorithm with all-pole moving-windows is used to analyze the discrete short-time power spectra of pulse signals for 15 heroin addicts and 15 healthy persons. It is found that the average power p_1 of heroin addicts on a specified time-frequency region is generally higher than that of healthy persons. Using the ratio of average power p_1 to total average power p as characteristic parameter, a critical parameter is determined that is used to classify heroin addicts and healthy persons. Thus, all of the 15 heroin addicts are identified. Only two healthy persons are misjudged. It is shown that the STFT is really an effective method for the analysis of pulse signals.

Key words: drug abuser; short-time Fourier transform; pulse signal

(编辑 李胜春)

(上接第46页)

Effect of H_3PO_4 -doped Polyaniline on Conductivity and Microstate

GAN Meng-yu, MA Li, HE Yan, HU Rui

(College of Chemistry & Chemical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: By measuring the conductivity of polyaniline (PAN) doped with H_3PO_4 , and observing the photos of scanning electric microscopy (SEM), we obtain the result that doping is beneficial for formation of conductive passage, which can remarkably increase the conductivity of PAN.

Key words: polyaniline; doping; conductivity

(编辑 张 苹)