

异常心电节律 VT 和 VF 信号的复杂性分析*

张红焯 朱贻盛 牛金海 童善保

(上海交通大学生命科学技术学院生物医学工程系, 上海 200030)

(1999 年 12 月 13 日收到, 2000 年 3 月 5 日收到修改稿)

在替代随机数据假设检验的基础上, 提出了针对确定性混沌信号的改进非线性算法, 并应用于心脏中的异常节律心电信号分析. 指出: 室性心动过速 (VT) 和心室纤颤 (VF) 是不同于随机信号的, 是具有复杂非线性特性的混沌信号. 进而在信号定性分析的基础上, 从非线性动力学的角度, 提出新的复杂度和复杂率的定义和相关的检测方法, 对 VT 和 VF 进行了定量分析. 结果表明, 异常心电节律 VT 和 VF 信号的定性和定量分析是客观的和准确可靠的.

关键词: 复杂离散度, Lempel-Ziv 复杂度, 复杂率, 平均复杂度, 复杂饱和度

PACC: 0520, 0545

1 引 言

近年来, 心血管疾病的发病率日益增加. 正常人的心脏搏动时为窦性节律, 在发生功能性病变时, 常出现心房扑动、心率增加. 增加适当的锻炼和休息, 心脏的功能可以得到恢复; 而在心脏心室出现心动过速 (ventricular tachycardia 缩写为 VT) 时, 医生就应当进行及时的观察和诊断, 否则室性心动过速很容易诱发心室纤颤 (ventricular fibrillation 缩写为 VF), 病人在出现心室纤颤时, 心室肌肉处于紊乱的不协调、不规则而且出现奇异性颤动的非同步电活动, 而进一步出现随机性的折返激动, 由于在心脏的内部出现了多处的异位起搏点, 心脏的正常搏动受到了严重的影响. 关于心脏中心室纤颤的生理机理和出现的原因, 国内外的很多学者和临床医生进行了大量的实验和模拟, 提出了很多猜想和理论^[1]. 目前, 生物医学工程界对心脏的病变, 尤其是心室纤颤信号的生理机理还不清楚. 一部分学者从非线性动力学的角度分析了心脏的电生理活动, 证明其呈现出奇特的复杂特性和混沌的性态, 发现随着年龄的增长和心脏的病变程度加深而呈现出混沌度和混沌特征指数下降. 如: 分形维数等^[2-4]; 另一部分学者则认为正常的心脏类似一个有节律的时钟系统,

当心脏的部分机能发生故障时, 则出现异位的搏动和周期的平稳程度下降, 即心脏从正常到机能性损伤和故障, 到心室纤颤猝死, 是从有序的搏动行为逆转到混沌或随机.

随着非线性动力学的发展, 人们对心室纤颤的发生机理提出了新的猜想和理论. 如: 激励媒质中的螺旋波理论, 单细胞室颤模型理论等, 并进行了实验模拟和临床观察, 证实了这些方法的可行性. 但是, 大多数的学者和临床工作人员仅仅是应用非线性理论分析或模拟了异常心电信号, 而没有对异常心电信号的性质进行分析, 所以在很多地方出现了非线性、混沌和随机信号的方法混用现象. 关于这方面的工作, 国内的马军海曾针对机械信号进行了假设检验和相位随机化等一些方法和性质的分析, 并得到了满意的结果^[5,6]; 在国外, Theiler 等也对任意时间序列进行了混沌和随机性征的检验^[7-9]. 在复杂的异常生理信号的研究中, 曾有过生理系统信息的假设检验分析^[9,10]; 但是在心电信号的研究中, 国内还没有类似的研究和分析. 本文在前人工作的基础之上, 提出了更为实用的心电信号的复杂性和混沌性的定性检验方法^[10,11], 并在此工作下利用已有的复杂性理论和符合动力学算法^[12-15], 提出了新的复杂测度-复杂率, 进而对心电信号进行了定量分析.

* 国家自然科学基金(批准号 69871019)资助的课题.

2 复杂率信息检测及复杂度的饱和性

2.1 Lempel-Ziv 复杂度

根据 Kolmogorov 某给定“0-1”序列的复杂性是由产生该序列的最短计算机程序的比特数决定的. 但这没有通用算法. 本文采用 Lempel-Ziv(缩写为 L-Z)算法^[13], 通过两种简单操作(复制和添加)的计算模型来描述一个给定序列, 并将所需的添加操作次数作为序列的复杂性度量. 反映了给定序列随其长度的增长出现新模式的速率. Kaspar 和 Schuster^[16]根据此定义研制了复杂度 $c(n)$ 的算法, 并将其用于单峰映射和一维元胞自动机的分析上. 该算法的实质是不断比较某一字符串是否是另一字符串的子串, 是, 则复杂度维持不变, 否则加 1.

2.2 基于复杂度信息的替代数据检验法

一般地, 信号可以分成: 周期信号、随机信号和混沌信号. 针对周期和随机信号, 我们可以利用线性信号系统处理方法. 但是, 对于混沌信号, 我们 Devaney 的定义可以看出, 线性的方法不能很好地解决问题. Theiler 和 Rapp 等学者对混沌信号的检验方法进行了分析, 提出了“虚假维数结构”和“Grassberger-Procaccia(缩写为 G-P)相关维数”等问题的质疑. 这里, 我们摒弃掉普通的 G-P 算法^[17], 提出利用近来流行的复杂度理论^[18, 19]来进行时间序列和系统的复杂程度及混沌性质的检测^[12].

1) 替代数据原理

假设系统的时间序列为: $x_0, x_1, x_2, \dots, x_{N-1}, x_i$ 为第 t_i 时间采样值, 其中 $t_0, t_1, t_2, \dots, t_{N-1}$ 分别为 $0, \Delta t, 2\Delta t, \dots, (N-1)\Delta t$, Δt 为采样时间间隔. 利用离散傅里叶变换, 变换算子为 F , 得到

$$X(f) = F\{x(t)\} = \sum_{n=0}^{N-1} x(t_n) \cdot e^{2\pi i f n \Delta t}, \text{ 可以写成 } X(f) = A(f) e^{i\phi(f)},$$

其中 $A(f)$ 为幅度; $\phi(f)$ 为相位; f 分别取: $-N \frac{\Delta f}{2}, \dots, -\Delta f, 0, \Delta f, \dots, N \frac{\Delta f}{2}$; $\Delta f = \frac{1}{N \Delta t}$, 然后将 $\phi(f)$ 随机的旋转一相角 $\varphi(f)$, $\varphi(f)$ 是由计算机在区间 $[0, 2\pi]$ 内任意随机生成的随机数, 这样 $\varphi(f)$ 的取值便不带有任何人因素, 是完全随机的. 由此可以得到

$$\hat{X}(f) = A(f) e^{[i\phi(f) + \varphi(f)]} = X(f) e^{i\varphi(f)}. \quad (1)$$

而后对随机化后的傅里叶序列进行傅里叶逆变换, 可以得到

$$\begin{aligned} \hat{x}(f) &= F^{-1}\{\hat{X}(f)\} = F^{-1}\{X(f) e^{i\varphi(f)}\} \\ &= \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \hat{X}(f) e^{2i\pi n k / N} \quad (2) \\ &(k = 0, 1, 2, \dots, N-1), \end{aligned}$$

这样所得到的数据 $\hat{x}_0, \hat{x}_1, \hat{x}_2, \dots, \hat{x}_{N-1}$, 称为原始数据的替代数据. 这里要求替代数据的虚部为零, 以防替代数据不真而使混沌判据失效.

2) 混沌信号的判别

在对时间序列混沌特性的研究中, Theiler 等和马军海都利用了时间序列的相关维数理论. 但是, 近年来的研究表明, 当系统为高维混沌时, 系统的特性更接近于随机系统, 而这时相关维数理论则遇到了困难甚至还出现错误^[8, 20], 这是由于相关维数和相空间重构理论的基础而决定的. 所以, 我们这里利用复杂性研究分析指标来作为混沌的判据.

对于一般周期信号、混沌信号和随机信号, 复杂度呈增长趋势. 混沌信号很容易和周期信号区分开. 对于混沌和随机信号, 根据研究的结果发现, 随机信号的均方差一般大于混沌信号. 我们这里利用时间序列复杂度和均方差来进行综合研究.

定义(复杂离散度)

$$FL = \|C_N - C_T\| / \sigma_N, \quad (3)$$

其中 FL 为时间序列 $\{x_n\}$ 的复杂离散度; C_N 为时间序列 $\{x_n\}$ 的复杂度(这里指 L-Z 复杂度); C_T 为时间序列 $\{x_n\}$ 的替代信号的复杂度; σ_N 为时间序列 $\{x_n\}$ 的替代数据的均方误差. 公式中的 $\|\cdot\|$ 表示以欧氏公式来计算多维数据信号的复杂度.

可以得到, 如果时间序列是随机信号或以随机信号为主, 则该时间序列的替代信号和原信号的复杂度差异不大, 而相应的信号均方差却很大, 则相应的混沌性判据复杂离散度就较小; 如果原信号为确定性的混沌信号, 则相应的判据值就较大.

根据概率论中的中心极限定理, 曾经有学者研究过替代数据特性的显著性问题, 指出: 若取显著性水平为 $\alpha = 0.05$, 则这里定义的复杂离散度 $FL \geq 1.96$ 表明原始的时间序列信号与替代信号数据序列有明显的差别, 即为时间序列以 95% 的置信水平为非线性混沌时间序列; 反之, 若 $FL \leq 1.96$, 则原时间序列为随机序列. 以上的判定界限只是人们能够普遍接收的置信度.

2.3 复杂率信息检测方法

根据多次的实验记录和模拟分析,仅仅利用 L-Z 复杂度所能得到的心脏的心电电位的动力学信息量是有限的,在心电信号的临床研究中,我们希望得到不仅仅是不正常的心电特征的提取,而是希望得到使心脏发生病变的原因,这需要我们进一步从特征提取的序列中寻找.例如:在发生心动过速或是心室纤颤时,心腔中的自主神经系统的作用和病变情况,心率变异的原因等等.我们这里利用已有的复杂度理论和复杂度特征提取方法,在对有限非平稳时间序列采样的基础上,提取出时间序列的动力学改变量,从而进一步深刻的揭示系统的变化和发生歧变的内在因素.

设有一无限时间序列 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots\}$, 则存在子序列 L_i ,

$$L_i = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}, \text{ 其中 } i = 1, 2, \dots, n;$$

利用上面的 L-Z 复杂度可以对子序列 L_i 进行复杂度的求取,设 L_i 子序列对应的复杂度为 c_i .

1) 定义 (有限长序列复杂度序列)

设一有限长序列 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$, 其中 $n < \infty$; 子序列 L_i, c_i 为 $L_i = \{x_1, x_2, \dots, x_i\}$ 的有限长度下的 L-Z 复杂度, 则有 $c_x = \{c_1, c_2, \dots, c_n\}$ 为有限长序列 X 的对应的有限长序列复杂度序列.

2) 定义 (时间序列的复杂率)

设一有限长序列 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$, 其中 $n < \infty$; 所对应的有限长序列复杂度序列为 $c_x = \{c_1, c_2, \dots, c_n\}$, 定义复杂率为

$$cc(n) = \frac{c_{n_i} - c_{n_j}}{n_i - n_j}, \quad (4)$$

其中 $n_i - n_j$ 大于等于复杂序列的 Takens^[21] 的嵌入维数. 记为 $cc(n) = \text{diff}(c_n)$, 称为时间序列瞬时复杂率; $cc(n)$ 表示长度为 n 的有限时间序列的复杂度的变化程度. 显然, 整个序列 $x(n)$ 所对应的复杂率为复杂度序列的多项式拟合的曲线的斜率

$$cc[x(n)] = \text{diff}[x(n)]. \quad (5)$$

复杂率的性质与推论 (注: 这里在计算复杂率时, 复杂度的计算经过了标准化, 使不同时间序列的复杂率信息对比效果更明显.)

(1) 当时间序列为无限随机过程的某一有限子序列时, 所对应的最大复杂度为 ∞ ; 所对应的复杂率为 1.

(2) 当时间序列为无限随机过程的某一有限子序列时, 所对应的最大复杂度也为有限值; 所对应的复杂率为 1.

(3) 当时间序列为一周期过程时, 序列所对应的有限子序列和无限子序列的复杂度相等, 为一常数. 即对于周期时间序列过程 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots\}$, 存在一个常数 N , 使得当 $i > N$ 时, 下式均成立:

$$cc(i) = c, \quad c \text{ 为小于 } \infty \text{ 的常数.}$$

(4) 对于确定性混沌系统下的时间序列, 其任何子序列所对应的复杂度随着时间序列长度的增长而增大; 该子序列所对应的复杂率为 $cc(n)_{\text{chaos}}$; 有 $0 < cc(n)_{\text{chaos}} < \infty$.

(5) 设: 对于任意确定性混沌系统或随机系统中连续过程的离散时间序列, 其对应的符号序列的复杂度为 cc_m , 则序列对应的复杂度为

$$cc = cc_m \cdot l(x), \quad (6)$$

其中 $l(x)$ 为该序列的长度.

(以上的性质和推论的证明略).

3) 定义 (平均复杂度)

设一有限长序列 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$, 其中 $n < \infty$; 所对应的有限长序列复杂度序列为 $c_x = \{c_1, c_2, \dots, c_n\}$, 则有

$$\bar{c}_x = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n c_i. \quad (7)$$

对于连续变量下的有限长时间序列的平均复杂度:

$$\bar{c}_x = \frac{1}{T} \int_0^T cc_t dx. \quad (8)$$

4) 复杂度的饱和性

在研究心电信号的过程中发现, 当信号由周期性过程渐变到确定性混沌过程, 到随机过程时, 利用非线性模拟手段可以观察到: 周期性信号的复杂度与采样的起点时间无关; 确定性混沌信号在序列为有限长度时, 复杂度与采样时间和长度有关; 随机信号无论长短, 无论采样起点时间的位置, 复杂度正比于信号的长度.

可以断定, 复杂度的饱和性可以反映一个过程的周期性, 混沌性和随机性特征.

3 VT 与 VF 信号的复杂率及饱和性检验

3.1 VT 和 VF 信号的定性分析

以上是异常心电节律下的 VT 和 VF 信号复杂

离散度信息表. 我们的心脏异常节律心电信号的采样率为 200Hz. 数据是从病人(埋置 AICD)身上取出的. 在病人的电生理检查过程中,有目的地用交流电击诱发恶性室性心律失常(VT 和 VF),信号是从胸外导线引出的,是一种由电极对采集的横跨心脏的电信号,一个片状电极放在心尖处,另一个电极导管插入上腔静脉里. 数据记录在一个由电池供电的四通道 FM 磁带记录仪(TEAC,型号:R-16)上,并由 Metrabyte Model Dash-8 数据采集系统进行数字化的,全部实验由美国霍普金斯医学院和上海交通大学生物医学工程系共同完成. 通过实验可以看出,在条件相同的情况下,心电异常节律 VT 和 VF 信号都表现出混沌特性. 但是,在复杂度信息方面,VF 要大于 VT;在随机数据发散和离散程度上,VF 也大于 VT,使得我们定义的复杂离散度呈现出较好的稳定性(在均值和方差同样标准化的情况下),这也是我们建立和使用复杂离散度指标的原因. 关于 Lorenz, Henon 和 Gauss 噪声我们没有归一或标准化,在这里列出是作为对比出现. 从表 1 和表 2 我们有理由相信 FL(复杂离散度)可以基本正确的标定时间序列的性质,如表 1 和表 2 中 Gauss 噪声的复杂离散度是 1 左右,表明在统计假设检验中,我们可以否定其混沌性,进而给它定性为随机信号. 通过生理实验和归一标准化,可以断定 VT 和 VF 节律下的心电信号是混沌的. 但是,利用复杂离散度不能清晰的分辨 VT 和 VF 信号;同时,我们在实验中利用的普通正弦随机相位法产生替代数据的方法还存在一定的局限性,不能完全表征混沌信号的非线性本质.

表 1 VT 节律心电信号的复杂离散度分析

数据	原始数据 复杂度	替代数据 复杂度	替代数据 均方差	复杂离散度
数据 1(VT1)	49	81	3.742	8.551
数据 2(VT2)	54	80	3.457	7.521
数据 3(VT3)	47	72	3.321	7.527
数据 4(VT4)	55	81	3.753	6.928
数据 5(VT5)	59	85	3.347	7.768
数据 6(VT6)	39	64	3.107	8.046
数据 7(VT7)	56	80	3.324	7.225
数据 8(Lorenz1)	25	57	12.38	2.584
数据 9(Henon1)	124	165	0.723	56.71
数据 10(Gnoise1)	192	193	0.998	1.002

表 2 VF 节律心电信号的复杂离散度分析

数据	原始数据 复杂度	替代数据 复杂度	替代数据 均方差	复杂离散度
数据 1(VF1)	99	120	5.288	3.971
数据 2(VF2)	102	133	5.557	5.579
数据 3(VF3)	101	120	4.978	3.817
数据 4(VF4)	103	119	5.456	2.933
数据 5(VF5)	104	124	5.841	3.424
数据 6(VF6)	97	116	5.449	3.487
数据 7(VF7)	98	113	4.875	3.077
数据 8(Lorenz2)	28	59	14.47	2.142
数据 9(Henon2)	131	166	0.745	46.98
数据 10(Gnoise2)	194	195	0.999	1.001

3.2 VT 和 VF 信号的定量分析

1) 心电信号中的 VT 与 VF 信号的复杂度比较
这里我们心电信号的采样率为 200Hz. 图 1 和图 2 为 VT 和 VF 的时域信号图. 图 3 为 VT 和 VF 的复杂度比较图,其中 VT 和 VF 信号各 35 条,每条信号的数据长度为 2000.(注:为了更明确表明异常节律心电信号的时间序列的动态特征,我们这里采取最大动态复杂度为 100 的归一化标准.)

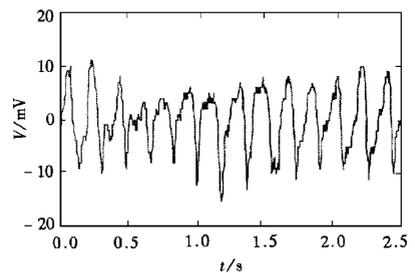


图 1 VT 时域信号

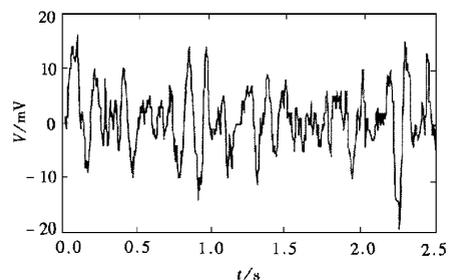


图 2 VF 时域信号

2) 心电信号中的 VT 与 VF 信号的复杂度对比
为了反映出系统的一般特性,我们在所采集的

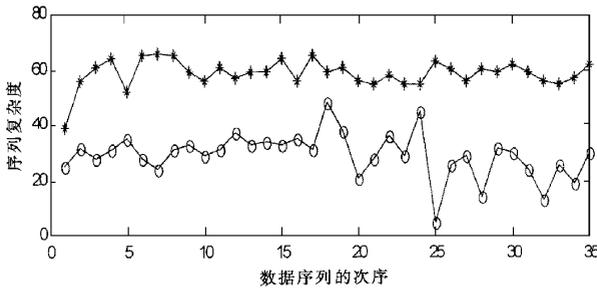


图 3 VT 与 VF 复杂度对比图

85 条数据中任意选取 4 个样本进行复杂率的研究. 每一个样本包括: 一个 VF 信号, 一个 VT 信号和随机过程信号. 在实验中我们选用高斯分布的随机信号作为信息对比(由前面的分析, 当高斯分布的随机序列的长度为无穷大时, 它所对应的复杂度也为无穷大). 在图 4(a)—图 4(d)中; “o”线代表高斯随机时间序列的复杂度分布; “|”线代表 VF 信号的复杂度分布; “—”线代表 VT 信号的复杂度分布.

在实验中, 心电信号的数据采样率为 200Hz, 一般数据长度在 2000 点以上. 图 1 和图 2 为室速信号(VT)和心室纤颤信号(VF)的数据采样的时域分布图. 图 3 为 VT 和 VF 的 L-Z 复杂度对比信息分布图, 从图 3 中可以看出 L-Z 复杂度反映了实际心电信号的复杂性, 我们这里标出了 VT 和 VF 信号各 35 条, VF 的复杂度一般在 50 到 55 以上, 而 VT 信号的复杂度的平均值在 28 到 30, 见表 3, 从复杂度的角度我们能清晰的分辨出 VT 和 VF. 对于正常的

表 3 复杂度信息分析表(2000 心电采样点, 取两位有效数字)

检查项目	序列最大复杂度	序列平均复杂度	复杂度饱和性
随机信号	92	47	没有饱和
样本 1			
VF 信号	53	26	没有饱和
VT 信号	10	8	有饱和
随机信号	90	46	没有饱和
样本 2			
VF 信号	48	24	没有饱和
VT 信号	25	15	有饱和
随机信号	93	47	没有饱和
样本 3			
VF 信号	55	28	没有饱和
VT 信号	23	16	有饱和
随机信号	89	45	没有饱和
样本 4			
VF 信号	52	25	没有饱和
VT 信号	23	13	有饱和

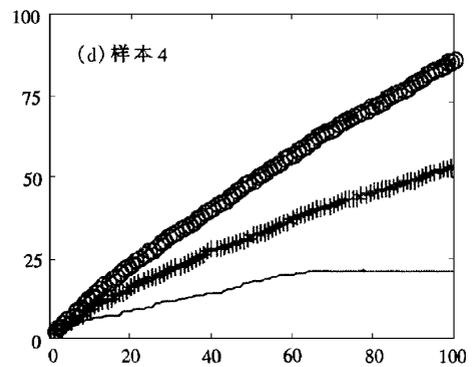
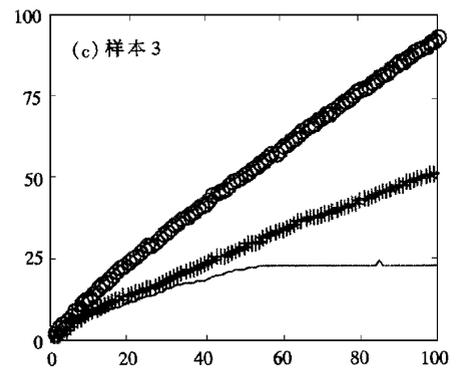
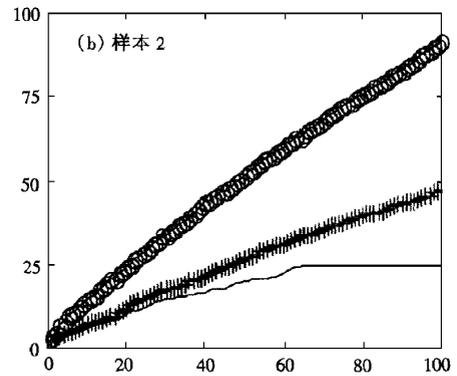
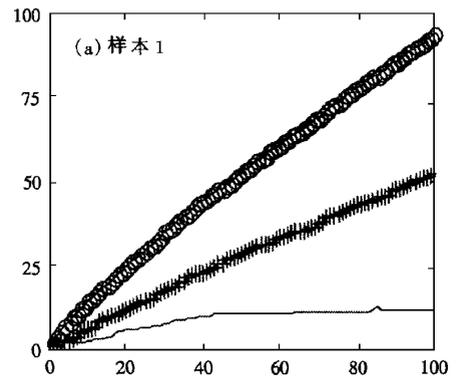


图 4 样本 1—4 的复杂率信息分布图 横坐标为心电信号数据序列长度(这里复杂率信息计算的步长为 20 点)纵坐标为量化单位标准化后的复杂度

窦性心电信号(NSR)我们这里没有在图 3 中标出,它的复杂度因为周期性的原因,一般在 15 左右.图 4(a)至图 4(d),是复杂率信息分布图,在图 4 中我们标出了随时间序列长度的变化的高斯分布下的伪随机序列,VT 和 VF 的复杂度,由计算出的复杂度,我们分析了复杂率和复杂度的饱和特性,见表 4. 从

表 4 4 个心电信号的样本的复杂率分析表
(2000 心电采样点,取 3 位有效数字)

测试项目	随机信号的 复杂率	VF 信号的 复杂率	VT 信号的复杂率
样本 1	0.915	0.545	0.205
样本 2	0.925	0.552	0.312
样本 3	0.952	0.556	0.338
样本 4	0.903	0.538	0.280

注:表 4 中复杂率的计算,我们采用的是多项式的拟合方法.

图 4 中可以看出,该复杂度的变化率反映了心脏系统的心电电位的变化速度,表明了 VT 和 VF 间期中,心脏的体液和自主神经的调节作用的快慢,从而为临床处理和用药提供更为科学的依据.

4 结 论

本文提出了基于生理信号新的物理量和物理检测方法,对比一般的复杂度分析算法和理论,更加符合人体的物理和循环规律.目前,本检测方法和系统正在医院中进行全面的分析和检验,相信在复杂性理论的指导下,对人体,尤其神经和循环系统的物理特性的认识能够有长足的进步.

- [1] N. V. Thakor, IEEE 2th International Biomedical Engineering Conference (November, 1998).
- [2] X. S. Zhang, Ph. D. Thesis (Shanghai Jiaotong University, June, 1997) [张绪省, 博士学位论文(上海交通大学 6 月 1997)].
- [3] X. H. Xu, Z. X. Xie *et al.*, *Chin. J. Biomed. Eng.*, **18** (1999), 74 (in Chinese) [徐晓红等, 中国生物医学工程学报, **18** (1999), 74].
- [4] M. X. Qi, Y. J. Guan *et al.*, *Chin. J. Biomed. Eng.*, **17** (1998), 30 (in Chinese) [秦明新等, 中国生物医学工程学报, **17** (1998), 30].
- [5] J. H. Ma, Y. S. Chen, Z. R. Liu, *Appl. Math. Mech.*, **19** (1998), 481 (in Chinese) [马军海等, 应用数学和力学, **19** (1998), 481].
- [6] J. H. Ma, S. H. Sheng, W. X. Tang, *J. Southeast University*, **29** (1999), 93 (in Chinese) [马军海等, 东南大学学报, **29** (1999), 93].
- [7] J. Theiler, S. Eubank, A. Longtin, B. Galdrikian, *Physica*, **D58** (1992), 77.
- [8] J. Theiler, *Phys. Rev.*, **A34** (1986), 2427.
- [9] J. Fell, J. Roschke, C. Schaffner, *Biol. Cybern.*, **75** (1996), 85.
- [10] M. Plaus, D. Hoyer, *IEEE EMBS Mag.*, **17** (6) (1998), 40.
- [11] A. J. Mandell, *Physica*, **D27** (1987), 235.
- [12] B. L. Hao, *Physica*, **D51** (1991), 161.
- [13] A. Lempel, J. Ziv, *IEEE Trans. IT*, **22** (1) (1976), 75.
- [14] N. Radhakrishnan, B. N. Gangadhar, *IEEE EMBS Mag.*, **17** (3) (1998), 89.
- [15] F. Ravelli, R. Antolini, *Biol. Cybern.*, **67** (1992), 57.
- [16] F. Kaspar, H. G. Schuster, *Phys Rev.*, **A36** (1987), 842.
- [17] P. Grassberger, I. Procaccia, *Physica*, **D9** (1983), 189.
- [18] X. S. Zhang, Y. S. Zhu, X. J. Zhang, *Med. Biol. Eng. Comput.*, **35** (4) (1997), 467.
- [19] X. S. Zhang, Y. S. Zhu, N. V. Thakor, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **46** (5) (1999), 548.
- [20] P. E. Rapp, T. R. Vshore, *Brain Topography*, **2** (1989), 99.
- [21] F. Takens, *Lecture Notes in Mathematics* (Springer, Berlin, 1981) p. 366.

COMPLEXITY ANALYSIS OF ABNORMAL ECG RHYTHM : VENTRICULAR TACHYCARDIA AND VENTRICULAR FIBRILLATION*

ZHANG HONG-XUAN ZHU YI-SHENG NIU JIN-HAI TONG SHAN-BAO

(*Department of Biomedical Engineering , Shanghai Jiaotong University , Shanghai 200030 , China*)

(Received 13 December 1999 ; revised manuscript received 5 March 2000)

ABSTRACT

Based on surrogate data hypothesis testing , this paper presented an improved nonlinear test algorithm for deterministic chaotic signals , which is applied to the analysis of abnormal rhythm electrocardiosignals. It is pointed out that ventricular tachycardia (VT) and ventricular fibrillation (VF) are complex nonlinear chaotic signals , which was proved different from stochastic signal. On the basis of qualitative signal analysis and nonlinear dynamics , the authors forwarded a new definition of complexity rate and proposed relative detection methods for the quantitative analysis of VT and VF. The results indicated that the qualitative analysis and quantitative analysis of VT and VF can give objective and creditable results.

Keywords : complexity dispersion , Lempel-Ziv complexity , complexity rate , average complexity , complexity saturation

PACC : 0520 , 0545

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 69871019).