

# 人体 HRV 信号的检测及其最大李雅普诺夫指数估算

韩清鹏<sup>1,2</sup> 王平<sup>1</sup>

(1. 浙江大学生物医学工程系, 杭州 310027) (2. 扬州大学环境科学与工程学院, 扬州 225009)

**摘要** 介绍了一种便携式心电监测仪器,用于监测人心电(ECG)信号.根据获得的心电信号数据,采用小波变换技术进行心电R峰的准确定位,进而得到心率变异(Heart Rate Variability, HRV)信号序列.在对HRV信号进行相空间重构的基础上进行关联维、最大李雅普诺夫指数的估算.结果表明,健康者和心率不齐者的HRV信号的最大李雅普诺夫指数均为正值,但处于心率不齐状态HRV的最大李雅普诺夫指数低于健康状态的最大李雅普诺夫指数.

**关键词** 心率变异,心电监测,关联维,最大李雅普诺夫指数

## 引言

心率变异(Heart Rate Variability, HRV)信号描述了正常心率心跳间期的微小涨落<sup>[1]</sup>一般地,HRV信号与病理性心血管、心率不齐等直接相关,并受人的情绪的影响,信号本身具有明显的混沌特征<sup>[2]</sup>.

为了实现对心电数据的数字化测量与记录,需要专门的数字式心电图机.从医疗康复和家庭保健的角度,作者设计开发了一种新型便携式无约束心电测量仪器,既保证心电测量的一定精度,又不需要昂贵的专业医用仪器.该仪器使用三导联肢体电极夹,通过特殊设计的前置放大器和AD转换,可以完成单通道心电信号的测量与记录,测得的心电图结果与普通医用心电图机的图形基本一致.为了从测得的ECG信号中提取HRV数据,采用一种新的以小波变换为基础的R峰提取方法,对相邻R峰的时间间隔进行重采样处理,组成HRV时间序列<sup>[3,4]</sup>.

有关非线性时间序列的李雅普诺夫指数计算方法很多,经过比较研究,本文针对HRV信号的计算方法较为合理,即首先完成对HRV信号的相空间重构分析,再利用其计算出最大李雅普诺夫指数.最大李雅普诺夫指数可以定量地刻画相空间中

相邻轨道的平均发散速率,是判断一个系统是否处于混沌状态的最重要的量化指标之一.根据非线性信号的相空间重构结果和最大李雅普诺夫指数计算,典型HRV信号数据的分析结果表明,健康者和心率不齐者的HRV信号的最大李雅普诺夫指数均为正值,处于心率不齐状态的HRV的混沌程度明显低于健康状态的.

## 1 便携式心电监测硬件系统及HRV信号提取

### 1.1 便携式心电监测硬件系统的设计原理

在心脏收缩和舒张活动过程中,心肌产生的微小电流可传导到体表,不同体表部位会产生不同的电位.将两个电极置于体表任何两点,用导线将两点间的电位差导入心电图机,可以描出一系列心电波,即为心电图的导联<sup>[5]</sup>.临床上广泛应用标准导联、单极肢体导联和胸前导联三种方式,各种导联方式配合使用,可使疾病诊断更为准确<sup>[5]</sup>.本文设计开发了一种新型便携式无约束心电测量仪器.心电放大器的设计是其关键.由于人体心电信号微弱、易受干扰、不稳定,要求心电放大器的增益为800~1000,频率响应为0.05~100Hz,输入阻抗为5.1~10MΩ,共模抑制比大于80dB<sup>[6]</sup>.另外还要考虑便携特性,尽量采用低功耗技术.这里采用了

AD620 作为前置放大器的核心器件.前置放大电路采用差动输入的方式.心电放大器的电路原理图如图 1 所示.

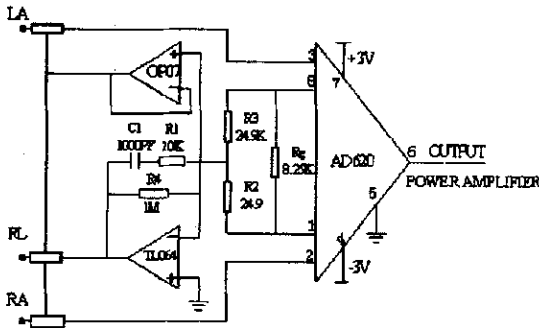


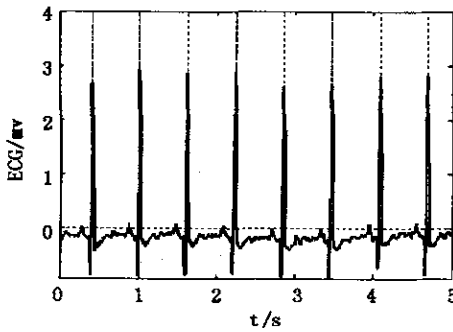
图 1 心电监测的前置放大电路

Fig.1 The preamplifier of ECG monitoring

### 1.2 实验设计及 HRV 信号提取

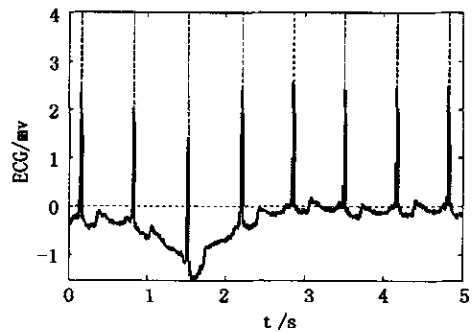
本文中的便携式心电监测仪器采用肢体导联方式,三只标准肢体电极夹分别夹住人的右手腕、左手腕及右脚踝,通过标准心电三导联线将信号传导至心电放大器输入端.数据采集包括 8 个通道信号的放大,系统按照同步采样,异步进行 A/D 转换的方法实现心电信号的数字化.ECG 信号的标称值范围为 0.05 ~ 5mV,频率范围为 0.05 ~ 100Hz (3dB).设计采样频率为 250Hz.

为了消除经过放大滤波后常常伴有的肌电干扰和工频干扰,在硬件设计上采取适当的接地和屏蔽措施,设置模拟滤波器,在软件方面,采用平滑滤波法滤除 50Hz 工频干扰,采用小波分析方法,消除 ECG 信号基线漂移和肌电宽高频噪声.图 2(a,b)即为采集到的不同生理状态下的 ECG 信号.



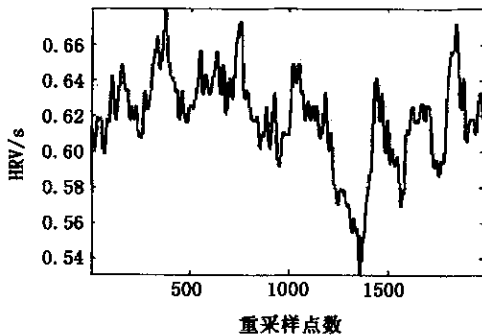
(a) 健康状态 ECG

(a) ECG of the healthy state



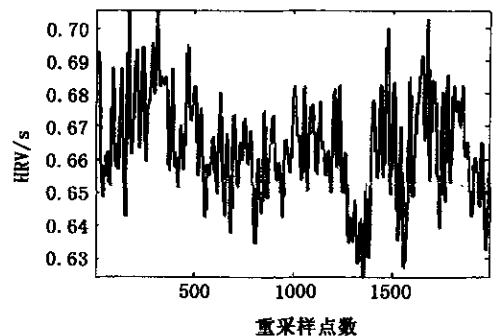
(b) 心率不齐 ECG

(b) ECG of the arrhythmia



(c) 健康状态 HRV

(c) HRV of the healthy state



(d) 心率不齐 HRV

(d) HRV of the arrhythmia

图 2 原始 ECG 信号的 R 波检测结果及其 HRV 信号

Fig.2 Two groups of HRV in different status

以二次样条小波为基小波,对 ECG 信号进行 3 层小波分解.ECG 信号的高频能量均集中在细节信号  $d_1$ 、 $d_2$  和  $d_3$  上,而在近似信号  $a_3$  上的高频能量

很少.R 波是 ECG 信号中能量最大的部分,去掉信号中的低频成分,只把高频的成分作为检验的依据,高频部分能量最大的点即为 R 波波峰.设定一

个合理的阈值即可检出R波.根据三次样条插值理论,针对不同的需要进行不同采样频率的重采样.如图2(a,b)所示为从一段实测ECG信号(采样频率为250Hz)中检出R峰位置,图2(c,d)则是从两组典型ECG信号中检出的HRV信号时间序列(这里取HRV信号的重采样频率为16.67Hz).

## 2 基于相空间重构的HRV最大李雅普诺夫指数计算方法

[7-10]对于HRV观测序列 $x(n)$ ,选取恰当的延迟时间 $\tau$ ( $\tau = k\Delta t$ ,  $k$ 是正数),构造 $N_m$ 个 $m$ 维矢量 $X_i$

$$X_i = (x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}) \quad (1)$$

式中 $\Delta t$ 是时间序列的采样时间间隔, $i = 1, 2, \dots, N_m$ ,  $N_m = N - (m-1)\tau$ .  $m$ 称为嵌入维数.

为了使重构相空间能较正确反映原系统的特征,必须恰当选取延迟时间 $\tau$ 和嵌入维数 $m$ 的大小.利用计算互信息函数第一极小值的方法确定延迟时间 $\tau$ .互信息函数是两个随机变量间一般性随机关联的度量,时间序列 $x(n)$ 的互信息定义为

$$I(\tau) = \sum_{i,j} P_i(\tau) \cdot \ln \frac{P_{ij}(\tau)}{P_i P_j} \quad (2)$$

式中, $P$ 是时间序列 $x(n)$ 各个时刻值的概率分布; $P_i$ 是 $x_n$ 落入第 $i$ 个区间的概率, $P_{ij}(\tau)$ 是 $x_n$ 落入第 $i$ 个区间且 $x_{n+\tau}$ 落入第 $j$ 个区间的概率.当 $I(\tau)$ 达到最小值时,即为合理的时间延迟 $\tau$ .

从相空间 $N_m$ 个点中任选一个参考点 $X_j$ ,计算其余 $(N_m - 1)$ 个点到 $X_i$ 的距离

$$r_{ij} = d(X_i, X_j) = \left[ \sum_{l=0}^{m-1} (X_{i+l} - X_{j+l})^2 \right]^{1/2}, \quad i = 1, 2, \dots, N_m \quad (3)$$

对所有 $X_i$ ( $i = 1, 2, \dots, N_m$ )重复这一过程,得到关联积分

$$C_m(r) = \frac{2}{N_m(N_m - 1)} \sum_{i,j=1}^{N_m} \theta(r - r_{ij}) \quad (4)$$

式中, $\theta(\cdot)$ 是Heaviside函数

$$\theta(x) = \begin{cases} 1 & x > 0 \\ 0 & x \geq 0 \end{cases} \quad (5)$$

用 $\log C_m(r)$ 对 $\log(r)$ 作图,当 $r$ 较小时, $C_m(r) \propto r^D$ ,于是得

$$D = \lim_{r \rightarrow 0} \frac{\log C_m(r)}{\log(r)} \quad (6)$$

当 $D$ 值不随相空间维数 $m$ 的升高而改变时,即为关联维数 $D_c$ .

实际计算时,通过画出 $\log C_m(r) - \log(r)$ 曲线,不考虑 $r$ 极小时的噪声区和 $r$ 极大时 $C_m(r)$ 的饱和区,中间直线部分的斜率是关联维数 $D$ .也就是对 $\log C_m(r) - \log(r)$ 曲线进行线性拟合,所得直线斜率即为关联维数.对同一时间序列用不同的嵌入维 $m$ 重构相空间,当 $D$ 趋于一定值时,即得到关联维数 $D_c$ .与此对应的 $m$ 值即为合理的嵌入维数.

李雅普诺夫指数是表示相空间内邻近轨迹的平均指数发散率的数值特征.前面得到了 $m$ 维重构相空间,即

$$X = \{X_i\}, i = 1, 2, \dots, N_m \quad (7)$$

选系统(7)两条起始点相近的轨迹 $L_1$ 和 $L_2$ ,起始点分别为 $x_0$ 和 $x_0 + \Delta x_0$ ,称之为初始值的轨迹为基准轨迹,以 $x_0 + \Delta x_0$ 为初始值的轨迹为邻近轨迹, $t$ 时刻基准轨迹和邻近轨迹上的点为 $x(x_0, t)$ 和 $x(x_0 + \Delta x_0, t)$ ,记 $w(x_0, t) = x(x_0 + \Delta x_0, t) - x(x_0, t)$ .当 $w$ 充分小时,两条邻近轨迹沿 $w$ 方向的平均指数发散率为

$$\lambda(x_0, w) = \lim_{\substack{t \rightarrow \infty \\ w_0 \rightarrow 0}} \frac{1}{t} \ln \frac{\|w\|}{\|w_0\|} \quad (8)$$

式中, $w_0 = w(x_0, 0)$ .在 $m$ 维相空间中 $w$ 的全体张成一个随相轨迹运动的 $m$ 维切空间.选择该切空间的一组基底 $\{e_i, i = 1, 2, \dots, m\}$ ,并将这组数值由大到小排列

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \dots \geq \lambda_m \quad (9)$$

即为非线性时间序列的李雅普诺夫指数.

若邻近轨迹按指数发散,邻近轨迹远离基准轨迹, $w$ 的长度将随时间演化而逐渐增大.在实际计算中,如果 $w$ 变大,则要重新设定才能保证计算的正确性.可取两条邻近轨迹 $L_1$ 和 $L_2$ ,起始点分别为 $x_0$ 和 $z_0$ ,两起始点之间的距离 $d_0 = |z_0 - x_0|$ . $z_0$ 和 $x_0$ 将沿各自的轨迹 $L_1$ 和 $L_2$ 运动,经过时间 $\Delta t$ 后,分别运动到 $x_1$ 和 $y_1$ ,这时距离为 $d_1 = |y_1 - x_1|$ .在 $x_1$ 和 $y_1$ 之间取一点 $z_1$ 使得 $|z_1 - x_1| = d_0$ , $x_1$ 和 $z_1$ 分别在轨迹 $L_1$ 和 $L_3$ 上.再以 $x_1$ 和 $z_1$ 为起始点,经过时间 $\Delta t$ 后,分别沿各自的轨迹 $L_1$ 和 $L_3$ 运动到新的位置 $x_2$ 和 $y_2$ .如此循环下去,经过 $p$ 个 $\Delta t$ 后得到 $p$ 个 $d$ ,其中 $d_i = |y_i - x_i|$ ,其中( $i = 1, 2, \dots, p$ ).

... , $p$ ). 由于  $d_i$  在切空间中最大李雅普诺夫指数所对应的基底矢量方向的增长远大于在其它方向上的增长,故最大李雅普诺夫指数为

$$\lambda_i = \lim_{p \rightarrow \infty} \frac{1}{p\Delta t} \sum_{i=1}^m \ln \frac{d_i}{d_0} \quad (10)$$

由于实际计算中  $p$  只能为相当大的有限整数,由此得到的最大李雅普诺夫指数的估计值是轨迹各处指数发散率的统计平均.

### 3 结果与分析

根据第2节所述方法对图2(a,b)所示的两组

典型 HRV 信号进行分析.首先采用延时坐标法对 HRV 进行相空间重构,采用互信息法确定其延迟时间,得到正常情况下的 HRV 延迟时间为 24,18.根据 Cao 方法计算得到两组 HRV 信号的最小嵌入维数分别是 3,4,见图3(a,b).关联积分  $\ln C(r)$  对度量尺度  $\ln(r)$  存在线性依赖区域,利用最小二乘法估计这些直线段的斜率即是关联维数.两组 HRV 信号对应计算得到的关联维数分别是 2.7561,3.5515,见图4(a,b).

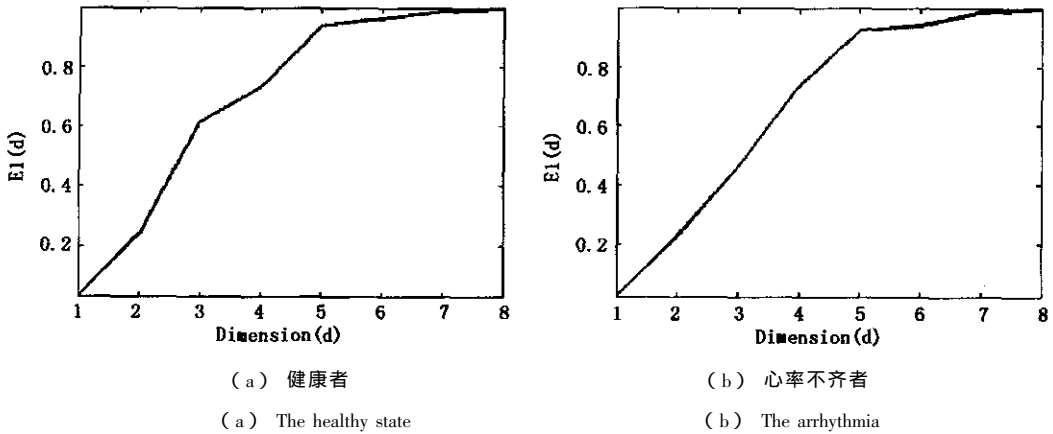


图3 根据 Cao 方法确定最小嵌入维数

Fig.3 The minimum embedded dimension of HRV

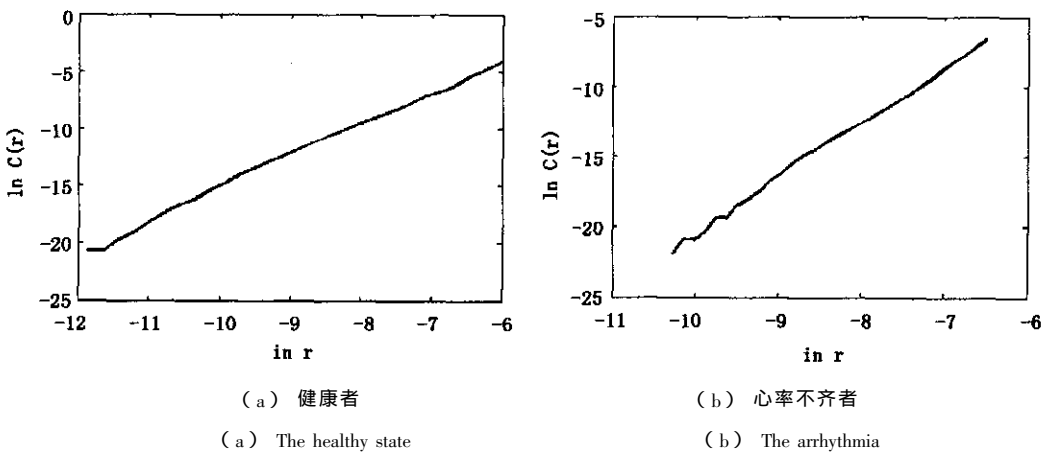


图4 关联积分与度量尺度图

Fig.4 The correlation integral and measurement scales map of HRV

对于图2所示的两组不同状态下的 HRV 信号进行最大李雅普诺夫指数估算,得到健康状态时为  $\lambda_1 = 1.4998$ ,而处于心率不齐状态的 HRV 的最大李雅普诺夫指数为  $\lambda_2 = 0.8088$ .由于两个最大李雅普诺夫指数均大于零,因此这两组 HRV 信号均

为混沌信号.从数值上看,第二组信号的最大李雅普诺夫指数比第一组信号的最大李亚谱诺夫指数值要低,这表明处于心率不齐状态的节律的混沌程度明显比健康状态的节律的混沌程度低.

## 4 结论

在本文工作中,设计开发了一种新型便携式无约束心电测量仪器,可以满足进行家庭保健和健康监护需求.采用三导联肢体电极夹和特殊设计的前置放大器,经过硬软件滤波,可以完成单通道 ECG 信号的测量与记录,测得结果与普通医用心电图机的图形进行对比,可以满足一定的精度要求.

为了从测得 ECG 信号中检出 HRV 信号,采用一种以小波变换为基础的 R 峰提取方法,经过重采样处理的相邻 R 峰的时间间隔组成所需要的 HRV 时间序列.

利用互信息法确定延迟时间  $\tau$ ,计算出嵌入维数  $m$  后对 HRV 信号进行了相空间重构.在此基础上计算得到最大李雅普诺夫指数.结果表明,对于心率正常者和心率失常者,HRV 的最大李雅普诺夫指数均为正,但数值上有明显的差别.正常健康状态下的 HRV 信号最大李雅普诺夫指数比处于心率不齐状态的指数值大些.健康 HRV 信号比非健康的 HRV 信号表现出更强的混沌特性.这些非线性分析的结果对加深了解 ECG 信号的特征、对心脏疾病的诊断都有重要价值.

## 参 考 文 献

- Masahiko Yamada, Tomoko Yamashita, Yasutomo Oda, et al. Nonlinear measures of heart beat intervals differ in female patients with chest pain. *Nonlinear Analysis: Real World Applications*, 2005, 6(1): 175 ~ 185
- Khadra LM, Maayah TJ, Dickhaus H. Detecting chaos in HRV signals in human cardiac transplant recipients. *Computers and biomedical research*, 1997, 30(3): 188 ~ 199
- Vetterly M, Kovacevic J. Wavelet and Subband Coding. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall, 1995
- Raghuveer MR, Bopardikar S. Wavelet Transforms: Introduction to Theory and Applications. Second ed. Boston, MA: Addison Wesley, 1996
- 陈清启,等.简明心电图学及图谱.济南:山东科学技术出版社,1993:12~47(Chen QQ. The introduction of electrocardiogram and its chart. Shandong science and technology Press, Jinan, 1993:12~47 in Chinese))
- 杨振江,孙占彪,王曙梅,布线涛.智能仪器与数据采集系统中的新器件及应用.西安:西安电子科技大学出版社,2004(Yang ZJ, Sun ZB, Wang SM, Bu XT. The use of new apparatus and its application in intelligent instrument and data collecting system. Xi'an electric technological university press, Xi'an, 2004(in Chinese))
- Paciard NH, Grutchfield JP, Farmer JD, et al. Geometry from a time series. *Phys Rev Lett*, 1980, 45(9): 712 ~ 716
- Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. Lecture Notes in Mathematics, *Dynamical Systems and Turbulence*, 1981, 898: 365 ~ 381
- Farmer JD, Sidorowich J. Predicting chaotic time series. *Phys. Rev. Lett*, 1987, 59(8): 845 ~ 848
- Kantz H. A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series. *Phys. Lett. A*, 1994, 185: 77 ~ 87
- 刘伟,张劲夫.粘弹性传动带的分岔特性和混沌振动分析.动力学与控制学报,2005,3(3):63~68(Liu Wei, Zhang Jinfu. Analysis of bifurcation and chaotic motion on transmission visco-elastic belts. *Journal of Dynamics and Control*, 2005, 3(3): 63 ~ 68(in Chinese))
- 吴晓,杨立军.有初始缺陷复合材料梁在湿热状态下混沌运动.动力学与控制学报,2005,3(3):69~72(Wu Xiao, Yang Lijun. The chaotic motion of composite beam with initial defect under moist and thermal state. *Journal of Dynamics and Control*, 2005, 3(3): 69 ~ 72(in Chinese))
- 赵俊锋,李伟.一个经济周期模型的分岔与混沌.动力学与控制学报,2005,3(4):39~43(Zhao Junfeng, Li Wei. Bifurcation and chaos in a business cycle model. *Journal of Dynamics and Control*, 2005, 3(4): 39 ~ 43(in Chinese))
- 张丽丽,雷友发.一个三维非线性系统的混沌动力学特征.动力学与控制学报,2006,4(1):5~7(Zhang Lili, Lei Youfa. The chaotic characters of a 3-dimensional nonlinear dynamics. *Journal of Dynamics and Control*, 2006, 4(1): 5 ~ 7(in Chinese))
- 孔令勇,岳宝增.外扰力矩作用下附三转子航天器混沌动力学分析.动力学与控制学报,2006,4(1):27~31(Kong Lingyong, Yue Baozeng. Analysis on chaotic attitude dynamics of spacecraft with three rotors subjected to external perturbation torques. *Journal of Dynamics and Control*, 2006, 4(1): 27 ~ 31(in Chinese))
- 朱为国,白象忠.横向磁场中矩形薄板在分布载荷作用下混沌分析(I).动力学与控制学报,2006,4(2):156~161(Zhu Weiguo, Bai Xiangzhong. The chaos analysis of rectangular plate under distributed load in transverse magnetic field (I). *Journal of Dynamics and Control*, 2006, 4(2): 156 ~ 161(in Chinese))

# MEASUREMENT AND ESTIMATION OF LARGEST LYAPUNOV EXPONENTS OF HUMAN HRV SIGNALS

Han Qingpeng<sup>1,2</sup> Wang Ping<sup>1</sup>

( 1. *Department of Biomedical Engineering , Zhejiang University , Hangzhou 310027 , China* )

( 2. *School of Environmental Science and Engineering , Yangzhou University , Yangzhou 225009 , China* )

**Abstract** A portable instrument for monitoring body electrocardiogram ( ECG ) was introduced , and the extraction of Heart Rate Variability ( HRV ) signals from ECG was achieved by picking up R peaks of ECG with wavelet transform technique . The nonlinear parameters ( correlative dimensions , maximum Lyapunov exponents ) of the HRV signals extracted from normal and arrhythmia ECG signals were calculated , and the results showed that the nonlinear parameters calculated from the HRV signals were helpful for analyzing human 's health state and diagnosing of heart diseases .

**Key words** HRV , ECG , correlative dimension , maximum Lyapunov exponent