

多尺度策略和替代数据检验 ——HRV 时间不可逆性分析的两个要素*

侯凤贞¹⁾²⁾ 黄晓林^{1)†} 庄建军¹⁾ 霍钺宇¹⁾ 宁新宝^{1)‡}

1) (南京大学电子科学与工程学院, 生物医学电子工程研究所, 近代声学教育部重点实验室, 南京 210093)

2) (中国药科大学理学院, 信管教研室, 南京 210009)

(2012年5月8日收到; 2012年6月8日收到修改稿)

本文通过应用基于多尺度思想的 (P_m, G_m) 平面法和替代数据检验, 对来自于不同人群以及来自于健康年轻人清醒、睡眠状态下的心率变异性 (heart rate variability, HRV) 进行了时间不可逆性分析. 结果表明: 健康成人的 HRV 普遍存在着时间不可逆性, 而随着疾病的出现, 这种不可逆性减弱但并非消失, 大部分 (超过 75%) 充血性心力衰竭患者的 HRV 仍具有时间不可逆性; 健康年轻人的 HRV 不可逆性存在着昼夜节律和显著的昼夜差异, 夜间睡眠时不可逆性更强. 我们认为: 由于产生 HRV 的心脏动力系统具有复杂的延迟特性, 在对 HRV 进行时间不可逆分析时, 为了得到更可靠的结论, 建议采用多尺度策略以及进行替代数据检验. 综合考虑上述两个因素的分析方法也较好地统一了已有报道的不同结论.

关键词: 心率变异性, 时间不可逆性, 多尺度, 替代数据

PACS: 05.45.Tp, 87.19.Hh

1 引言

在统计学中, 称一个时间序列是可逆的当且仅当它被时间逆转后, 其统计特性不发生改变^[1-5]. 反之, 若存在某统计量, 在序列逆转前后其值显著不同, 我们就说该序列是时间不可逆的. 研究表明^[2], 若一个序列被检测出具有时间不可逆性, 则产生该序列的动力系统, 就不可能是线性高斯系统或者由线性高斯系统经静态变换得到的系统, 它应是非高斯、非线性的, 因此, 序列的时间不可逆性分析提供了一种分析系统非线性动力学特性的新思路.

健康人的心跳是一个典型的多输入的复杂系统, 它在自发窦性节律的基础上, 同时受自主神经系统——交感神经、副交感神经等多种因素的协调控制, 因而呈现复杂的变异性^[6], 即 HRV. 对 HRV

的分析, 为研究心脏控制系统的动力学特性提供了无创、便捷的途径; 而对 HRV 进行分析的对象目前主要是瞬时心率或者是心跳间期 (RR 间期) 序列. 本文研究的是 RR 间期序列.

由于产生 HRV 的心脏动力系统是非线性的, 对 HRV 的分析宜采用非线性动力学分析法^[7-9]. 作为一种非线性检验方法, 时间不可逆性分析方法在 HRV 的非线性动力学分析中已经开始展示出了其独特的一面^[3,5,10-17], 但是仍存在一些不一致的结论. 通过利用多尺度的策略, Costa 等认为^[11]: 健康的生理系统是一种远离平衡态的耗散系统, 时间不可逆性是这种系统的一个本质特征; 随着疾病的出现, HRV 的时间不可逆性降低甚至消失. 但是 Porta 等^[13] 根据替代数据检验, 观察到在尺度 1 下, 健康成人的 RR 间期序列也并非都具有时间不可逆性, 仅有部分 (61%) 序列被检测出具有时间不可逆性; 相比而言, CHF 患者更倾向于具有时间不可

* 江苏省自然科学基金 (批准号: BK2011565) 和江苏省“青蓝工程”资助的课题.

† E-mail: xlhuang@nju.edu.cn

‡ E-mail: xbning@nju.edu.cn

逆动力学特性. 另外, 也有学者^[13,14]研究了RR间期序列时间不可逆性的昼夜节律, 他们观察到“对于健康成人, 白天清醒时的RR间期序列比夜间睡眠时更倾向于具有时间不可逆性”; 但是, 以往研究表明^[18], 以频域分析中总能量衡量的心率变异性在健康成人中表现为日间降低、夜间升高的节律, 是否时间不可逆性会呈现相反的规律, 还有待进一步确认.

在之前的研究^[16]中, 我们提出了用基于多尺度思想的 (P_m, G_m) 平面法来分析真实RR序列和人造RR序列的时间不可逆性. 在本文中, 我们尝试运用此法来讨论以下三个问题: 1) 健康成人的RR间期序列是否普遍具有时间不可逆性; 2) 相比于健康状态, 疾病(如充血性心力衰竭)的出现会导致RR间期序列的时间不可逆性发生何种变化? 3) 健康成人RR间期序列的时间不可逆性是否存在、以及存在何种昼夜节律?

2 方法

2.1 (P_m, G_m) 平面分析法

记原始的RR间期序列为 $\{x_i\}(1 \leq i \leq N)$, N 为序列长度.

首先, 对 $\{x_i\}$ 依下式进行多尺度粗粒化处理^[19]:

$$y_j(\tau) = \frac{1}{\tau} \sum_{i=(j-1)\tau+1}^{j\tau} x_i, \quad (1)$$

$$1 \leq j \leq \left\lfloor \frac{N}{\tau} \right\rfloor,$$

式中 $[n]$ 代表对 n 取整, τ 表示粗粒化的时间尺度因子, 在不同的尺度因子 τ 下, 粗粒化后的序列 $\{y_j(\tau)\}$ 的长度就等于 $[N/\tau]$. 显然当 $\tau = 1$ 时, 粗粒化后的序列 $\{y_i(1)\}$ 即为原始序列 $\{x_i\}$. 对于不同的尺度 τ , 考察粗粒化序列 $\{y_j(\tau)\}$ 对应的增量序列

$$\Delta RR_k(\tau) = y_{k+1}(\tau) - y_k(\tau), \quad (2)$$

$$1 \leq k \leq \left\lfloor \frac{N}{\tau} \right\rfloor - 1.$$

记 $\{\Delta RR_k(\tau)\}$ 中大于 0 的成分为 ΔRR^+ , 而小于 0 的成分为 ΔRR^- , 计算如下两个测度值:

$$P(\tau) = \frac{N(\Delta RR^+)}{N(\Delta RR^-) + N(\Delta RR^+)} \times 100\%, \quad (3)$$

$$G(\tau) = \frac{\sum_{i=1}^{N(\Delta RR^+)} \Delta RR^+(i)^2}{\sum_{i=1}^{N(\Delta RR^+)} \Delta RR^+(i)^2 + \sum_{i=1}^{N(\Delta RR^-)} \Delta RR^-(i)^2} \times 100\%. \quad (4)$$

(3) 式中的 $N(\Delta RR^-)$ 表示 ΔRR^- 的个数, 相应地, $N(\Delta RR^+)$ 表示 ΔRR^+ 的个数. 当考察的尺度因子从 1 增加到 L (步长为 1) 时, 我们可以计算得到 L 个不同尺度下的 $P(\tau)$ 和 $G(\tau)$ 值. 为了综合考虑多个时间尺度下序列的不可逆性, 我们依下式定义了两个指标 P_m 和 G_m , 分别表示所有考察尺度下 $P(\tau)$ 和 $G(\tau)$ 的平均值:

$$P_m = \frac{1}{L} \sum_{\tau=1}^L P(\tau), \quad (5)$$

$$G_m = \frac{1}{L} \sum_{\tau=1}^L G(\tau), \quad (6)$$

其中 L 代表所考察的最大时间尺度. 当 $L = 1$ 时, 指标 P_m 就是 Porta 提出^[3]的 P , 而 G_m 则是 Guizk 提出^[5]的 G_{up} . 显然, 将一个时间序列进行时间逆转操作后, 其 P_m 和 G_m 的值分别变为 $1 - P_m$ 和 $1 - G_m$. P_m 和 G_m 的值偏离 50% 越远, 所对应的序列越可能是时间不可逆的.

接下来, 我们将序列的指标 P_m 作为横坐标, 而指标 G_m 值作为纵坐标在一个二维的平面中绘点, 就得到了 (P_m, G_m) 平面^[16]. 在该平面上有一个特殊的点 (50%, 50%), 我们称之为对称中心. 对称中心对应的时间序列一定是时间可逆的, 而偏离对称中心越远, 序列越可能是时间不可逆的. 因此, 我们以 (P_m, G_m) 平面中的点至对称中心的欧几里得距离来作为序列的时间不可逆性测度:

$$D = \sqrt{(P_m - 50\%)^2 + (G_m - 50\%)^2}. \quad (7)$$

当测度 D 的值足够大时, 代表着序列逆转前后差异显著, 我们就可以说序列具有时间不可逆性; 而当对于足够大没有明确的判定阈值时, 我们利用替代数据检验法来判断 D 是否足够大.

2.2 替代数据检验

我们采用与 Porta 等^[13]一样的替代数据法来检验不可逆性测度 D 的值是否足够大. 首先, 采用迭代的振幅调节傅里叶变换法 (iteratively refined amplitude-adjusted Fourier transform, iAAFT)^[20,21]

算法来为每一个原始序列构造一组替代序列, 利用该法产生的替代序列与原始序列具有相同的振幅概率分布和功率谱, 然而由于非线性成分的缺失, 时间不可逆性也随之丢失; 然后, 分别计算原始序列和其所有替代序列的不可逆性测度值 D_{orig} 和 D_{surr} , 若 D_{orig} 大于 D_{surr} 分布的 95% 分位数, 则可以认为 D_{orig} 足够大, 原始时间序列以 95% 的置信水平为不可逆的时间序列, 反之, 则认为原始序列未被检测出具有时间不可逆性. 这里需要注意的是, 根据 Schreiber 等的研究 [20], 为了达到至少 95% 的置信度, 对于单边检验, 至少需要为每个原始序列构造 19 个替代序列. 在本研究中, 我们为每个原始序列构造了 100 个替代序列, 远大于 19 个, 因而检验结果是可靠的.

3 实验分析

3.1 应用于健康人和 CHF 患者的 HRV

我们将 (P_m, G_m) 平面分析法分析方法应用于如下三组 RR 间期序列: 第一组采自于 46 例健康老年人 (年龄 65.87 ± 3.97); 第二组采自于 26 例健康年轻人 (年龄 34.67 ± 7.37); 第三组采自 44 例 CHF 患者 (年龄 55.59 ± 11.31). 这些数据均来自于 MIT-BIH (Boston's Beth Israel Hospital) 数据库中正常窦性心率数据库 nsrdb [22] 和 nsr2db [23], 以及充盈性心衰数据库 chfdb [24] 和 chf2db [25]. 几个数据库中样本采样时间都在 18—24 h 之间. 我们在分析这些数据前, 预先去除了伪差和异位起搏点 [26]. 为了去除昼夜节律的影响, 我们考察的序列长度一律取 20000 点 (约 5 h 的采样数据, 采样时间均在 09:00—20:00 之间), 而考察的最大尺度 L 从 1 增加到 20, 步长为 1.

三组数据在最大尺度 L 下参数 D 值的误差棒

图如图 1 所示. 由于 L 大于 13 以后, 结果没有明显变化, 为使图像足够清晰, 仅在图 1 中画出 1 到 13 之间的结果. 为了便于观察, 在图 1 中, 我们将各组的结果曲线在横轴上稍微错开, 但实际计算中的最大尺度, 仍然是 1 到 13 之间的整数.

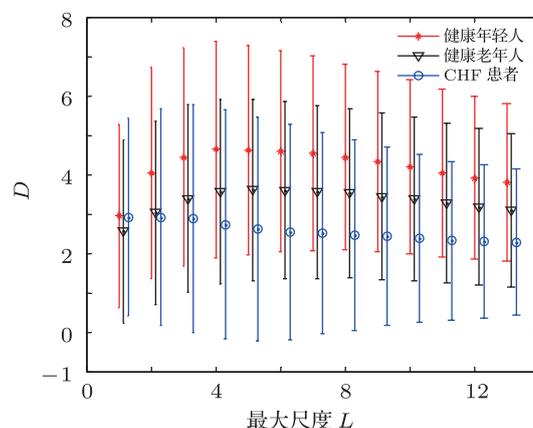


图 1 不同人群 RR 间期序列的多尺度时间不可逆性分析

从图 1 中看到一个重要的现象: 在最大尺度为 1 时, 三组人群几乎完全重叠在一起, 说明仅考虑尺度 1, 并不能很好地反映疾病对心脏动力学的影响. 独立样本 T 检验的结果表明: 随着最大尺度 L 的增加, 当 $3 \leq L \leq 20$ 时, 健康年轻人组的不可逆性参数 D 的值显著高于 CHF 患者组 ($P < 0.05$); 当 $6 \leq L \leq 12$ 时, 健康老年人组的参数 D 值也显著高于 CHF 患者组 ($P < 0.05$); 在所考察的所有最大尺度下, 健康老年人组的 D 值相比于健康年轻人组有所下降, 但是这种差异却并不显著 ($P > 0.05$).

接下来, 我们利用替代数据法来检验上述三组序列是否具有时间不可逆性. 对于每类序列, 我们统计了最大尺度 L 从 1 变化至 20 (步长为 1) 时, 被检测出具有显著不可逆性的序列百分比. 由于篇幅限制, 在表 1 中我们列出了部分结果.

表 1 不同最大尺度 L 下三组序列中具有时间不可逆性序列的百分比

类别	L												
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	15	20	
健康年轻人	92.3	100	96.2	100	96.2	96.2	96.2	96.2	96.2	96.2	96.2	84.6	
健康老年人	89.1	80.4	87.0	93.5	95.7	93.5	93.5	91.3	91.3	89.1	91.3	78.3	
CHF 患者	93.2	90.9	86.4	88.6	81.8	77.3	81.8	84.1	88.6	86.4	77.3	75.0	

从表 1 可见:

1) 在尺度 1 下, CHF 患者组的百分比最高, 其次是健康年轻人组, 健康老年人组最低, 这与 Porta 等 [13] 得出的结论是一致的, 但百分比数较 Porta 的结果 (健康人: 61%) 有很大提高. 说明我们的参数 D , 由于综合考虑了另一个参数 G_{up} , 相对于仅考虑 $P\%$, 更敏感地检测到了 RR 间期序列的时间不可逆性.

2) 在考察了多个时间尺度后, 尤其是在最大尺度大于 3 时, 三组人群被检测出具有不可逆性的序列百分比的排序就固定为: 健康年轻人最高、健康老年人次之, CHF 患者最低, 这个结果可以理解成: 来自于健康年轻人组的 RR 间期序列具有时间不可逆特性的概率最大, 而随着年龄的老化和某些疾病 (如心力衰竭) 的出现, 这种概率会降低. 这一点与 Costa 等利用多尺度分析的结果 [11] 接近, 但又有所不同. Costa 的报道 [11] 中并未使用替代数据来检验其不可逆性测度值所代表的序列逆转前后的差异是否显著, 而是直接依据其不可逆性指标值的大小就做出了 CHF 患者类的时间不可逆性趋于消失的结论. 我们的统计结果表明: CHF 患者组的时间不可逆性并没有趋于消失, 事实上, 虽然与健康人组相比, 在最大尺度大于 3 时, CHF 患者组具有时间不可逆性的 RR 序列百分比有所下降, 但这百分比在所有考察的最大尺度下, 都不低于 75%, 可以说, 大多数 CHF 患者的 RR 间期序列仍具有时间不可逆特性, 但就不可逆性测度 D 值而言, CHF 患者组的不可逆性与健康人群相比有所减弱.

3.2 应用于健康年轻人的睡眠、清醒数据

我们利用深圳市博英医疗仪器科技有限公司生产的 BI9000TL 增强型三通道 Holter 记录器来采集体表 ECG 信号. 该设备使用的采样率为 128 Hz, AD 转换精度为 12 位.

设备配有动态心电图分析软件, 能自动定位 R 波顶点并识别其是正常的窦性起搏点还是异位起搏点. 对于异位起搏点, 我们以其前后两点时刻的中间点来估计被抑制的窦性心搏, 并以此推算其对应的 RR 间期值.

我们的实验对象是 11 个健康年轻人 (平均年龄 21.5, 年龄范围 20—24), 均为在校学生, 其中 5 个女生, 6 个男生, 均无心血管疾病史. 利用 BI9000TL

增强型三通道 Holter 记录器, 11 个受试者在一切日常活动照常的情形下记录了 24 h RR 间期序列. 在经专家检查核对并对异位起搏点进行预处理后, 我们针对各位受试者的具体情况, 从其 24 h RR 间期序列中分别抽取了长度为 12000 点的、连续的白天清醒 (时间为 10:00—20:00) 数据和夜间睡眠 (0:00—08:00) 数据. 然后利用 (1) 式至 (7) 式分别计算每位受试者白天清醒时的参数值 $D(\text{day})$ 和夜间睡眠时的参数值 $D(\text{night})$, 此处我们考察了最大尺度 L 从 1 变化至 12 (步长为 1) 的情形. 不同最大尺度下, 所有受试者参数值 $D(\text{night})$ 与 $D(\text{day})$ 的差值见图 2 所示. 图中虚线对应着差值为 0, 即参数值 $D(\text{night})$ 和 $D(\text{day})$ 相等的情形, 而落入虚线上方的点意味着在横坐标指定的最大尺度下, 该受试者夜间数据的不可逆性更强, 反之, 落入虚线下方意味着白天数据的不可逆性更强. 成对样本 T 检验的结果表明, 在最大尺度大于 1 时, 参数值 $D(\text{day})$ 显著小于 $D(\text{night})$ (左边 T 检验, $p < 0.05$), 说明对于健康成年人, 比起白天清醒时, 夜间睡眠时的 RR 间期序列展示出了更强的时间不可逆性. 尤其是当考察的最大尺度不小于 8 时, 11 位受试者的 RR 间期序列都在夜间展示了更强的时间不可逆性. 但是在尺度 1 下, 昼夜数据的测度值 D 并未体现出明显差异 ($p > 0.05$).

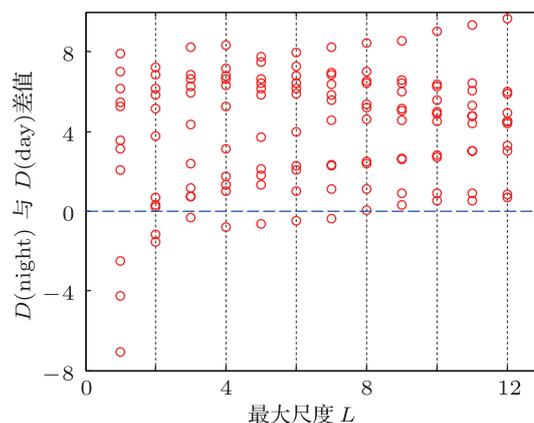


图 2 不同最大尺度下昼夜数据的时间不可逆性差异

进一步地, 我们以最大尺度为 10 时的参数值 $D_{10}(\text{night})$ 与 $D_{10}(\text{day})$ 来检验这些 RR 间期序列是否具有时间不可逆性. 同样地, 利用 iAAFT 方法, 我们为每个昼夜数据构造了 100 个替代序列, 并计算了这些替代序列的 $D_{10}(\text{night})$ 与 $D_{10}(\text{day})$. 分别以 $D_{10}(\text{night})$ 与 $D_{10}(\text{day})$ 作为不可逆性测度值, 按 2.2 节中所示的替代数据检验法, 我们统计

了被检测出具有不可逆性的序列百分比, 结果为: 白天清醒为 91%, 而夜间睡眠时为 100%, 表明对于健康年轻人: 无论白天清醒状态还是夜间睡眠状态, 其RR间期序列普遍存在着时间不可逆性; 结合图 2, 可以看到, 当综合考察了多个时间尺度后, 昼夜间RR间期序列的时间不可逆性呈现出了日间减弱, 夜间增强的节律.

对照已有报道^[13,14], 我们的参数更敏感地检测到了健康人群 HRV 的时间不可逆性; 同时, 通过对不可逆性测度 D 值的大小比较, 我们给出了健康人昼夜 HRV 的不可逆性强弱关系的结论 (夜间增强), 这在已有报道^[13,14] 中并未被提及.

4 结论

通过上述分析, 我们认为, 对于健康人的 HRV 是否普遍存在时间不可逆性, 以及随着疾病 (如, 充血性心力衰竭) 的出现, 心脏动力系统时间不可逆特性变化趋势如何, 已有报道^[11,13] 的研究结论并不是矛盾的, 不一致的原因在于: 首先, Porta 等考察的是尺度 1, 并且他研究的目的在于比较两种不同人群 (即健康人和 CHF 患者) 出现不可逆特性的概率大小; 而 Costa 等考察的是多个时间尺度, 比较

的是不同人群时间不可逆性的强弱. 从时间不可逆性的定义来看, 序列在逆转前后的差异必须“显著”时才能称其具有时间不可逆性. 因此, 我们认为, 在研究时间序列的不可逆性时, 替代数据法应作为检验上述显著性差异不可缺少的步骤; 而具体到 HRV 的时间不可逆性分析时, 由于人体小到亚细胞水平, 大到系统层面, 几乎是身体所有部分都会产生心血管系统的反射^[11], 这些反射往往以不同的时间延迟作用于心脏动力系统^[11,27,28], 使得正常人的心率在多个时间尺度上呈现出复杂波动性, 因此应综合考虑多个时间尺度以得到更可靠的结论.

通过基于多尺度策略的 (P_m, G_m) 平面分析法和替代数据检验, 我们认为, 时间不可逆性是健康成人RR间期序列的一个内在特性, 这一点证实了健康人的心脏动力系统是非高斯、非线性的, 不可以用线性高斯系统或者由线性高斯系统经静态变换得到的系统去建模; 相对于健康人, 随着充血性心力衰竭的出现, RR间期序列具有时间不可逆性的概率会减低, 但是大多数的 CHF 患者仍具有时间不可逆性, 但其强度减弱; 对于健康年轻人RR间期序列的时间不可逆性存在着昼夜节律和显著的昼夜差异, 在我们的研究中观察到的现象是夜间睡眠时不可逆性更强.

- [1] Weiss G 1975 *J. Appl. Prob.* **12** 831
- [2] Diks C, Houwelingen J C V, Takens F, DeGoede J 1995 *Phys. Lett. A* **201** 221.
- [3] Porta A, Casali K R, Casali A G, Gneccchi-Ruscione T, Tobaldini E, Montano N, Lange S, Geue D, Cysarz D, Van Leeuwen P 2008 *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* **295** 550
- [4] Daw C S, Finney C E A, Kennel M B 2000 *Phys. Rev. E* **62** 1912
- [5] Guzik P, Piskorski J, Krauze I T, Wykretowicz A, Wysocki H 2006 *Biomed. Tech.* **51** 272
- [6] Song A L, Huang X L, Si J F, Ning X B 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 126 (in Chinese) [宋爱玲, 黄晓林, 司峻峰, 宁新宝 2011 物理学报 **60** 126]
- [7] Baillie R T, Cecen A A, Erkal C 2009 *Chaos* **19** 028503
- [8] Ning X B, Bian C H, Wang J 2006 *Chinese Science Bulletin* **51** 385
- [9] Kleiger R E, Stein P K, Bigger J T 2005 *A. N. E.* **10** 88
- [10] Piskorski J, Guzik P 2007 *Physiol. Meas.* **28** 287
- [11] Costa M, Goldberger A L, Peng C K 2005 *Phys. Rev. Lett.* **95** 198102
- [12] Porta A, Guzzetti S, Montano N, Gneccchi-Ruscione T, Furlan R, Malliani A 2006 *Comput. Cardiol.* **33** 77
- [13] Porta A, Daddio G, Bassani T, Maestri R, Pinna G D 2009 *Phil. Trans. R. Soc. A* **367** 1359
- [14] Porta A, D'Addio G, Corbi G, Maestri R, Pinna G D 2008 *30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, August* 20–24, 2116
- [15] Cammarota C, Rogora E 2007 *Chaos Soliton. Fract.* **32** 1649
- [16] Hou F Z, Zhuang J J, Bian C H, Tong T J, Chen Y, Yin J, Qiu X J, Ning X B 2010 *Phys. A* **389** 754
- [17] Hou F Z, Ning X B, Zhuang J J, Huang X L, Fu M J, Bian C H 2011 *Med. Eng. Phys.* **33** 633
- [18] Lombardi F 1998 *Time Structure and Heart* (New York: Oxford University Press) p751
- [19] Huang X L, Cui S Z, Ning X B, Bian C H 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 8160 (in Chinese) [黄晓林, 崔胜忠, 卞春华 2009 物理学报 **58** 8160]
- [20] Schreiber T, Schmitz A 2000 *Phys. D* **142** 346
- [21] Schreiber T, Schmitz A 1996 *Phys. Rev. Lett.* **77** 635
- [22] <http://www.physionet.org/physiobank/database/nsrdb/>
- [23] <http://www.physionet.org/physiobank/database/nsr2db/>
- [24] <http://www.physionet.org/physiobank/database/chfdb/>
- [25] <http://www.physionet.org/physiobank/database/chf2db/>
- [26] Huang X L 2009 *Ph. D. Dissertation* (Nanjing: Nanjing University) (in Chinese) [黄晓林 2009 博士学位论文 (南京: 南京大学)]
- [27] Alvarez-Ramirez J, Rodriguez E, Echeverría J C 2009 *Chaos* **19** 028502
- [28] Casali K R, Casali A G, Montano N, Irigoyen M C, Macagnan F, Guzzetti S, Porta A 2008 *Phys. Rev. E* **77** 066204

Multi-scale strategy and data surrogating test: two elements for the detection of time irreversibility in heart rate variability*

Hou Feng-Zhen¹⁾²⁾ Huang Xiao-Lin^{1)†} Zhuang Jian-Jun¹⁾
Huo Cheng-Yu¹⁾ Ning Xin-Bao^{1)‡}

1) (*Key Laboratory of Modern Acoustics of Ministry of Education, Institute of Biomedical Electronic Engineering, School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China*)

2) (*Information Management Teaching and Research Center, Department of Science, China Pharmaceutical University, Nanjing 210009, China*)

(Received 8 May 2012; revised manuscript received 8 June 2012)

Abstract

Based on the method of multi-scale space (P_m, G_m) and data surrogating test, time-irreversibility analysis is applied to the heart rate variabilities (HRVs) from different crowds and different states, awake and asleep respectively, of healthy youths. The results show that i) the HRVs of healthy crowd have irreversible dynamics prevailingly, while the irreversibility decreases but does not disappear with aging or heart disease appearing. For example, most (more than 75%) of the congestive heart failure (CHF) patients still have irreversible dynamics; ii) for HRVs of healthy crowd, irreversible dynamics presents the daytime/nighttime rhythms and their significant difference between in daytime and in nighttime. And a stronger irreversibility is detected in nighttime. HRV is generated by the cardiac dynamic system, in which regulations usually perform via multiple feedback loops with different delays. Therefore, in order to arrive at a reliable conclusion, multi-scale strategy and data surrogating test are suggested to serve as the two elements for the detection of time irreversibility in HRV. The proposed method combines these two elements and reaches a conclusion consistent with the conclusions in previous reports.

Keywords: heart rate variability(HRV), time irreversibility, multiple scale, surrogate data

PACS: 05.45.Tp, 87.19.Hh

* Project supported by Natural Science Foundation of Jiangsu Province (Grant No. BK2011565), and the Qing Lan Project of Jiangsu Province.

† E-mail: xlhuang@nju.edu.cn

‡ E-mail: xbning@nju.edu.cn