

# 基于心率变异性非线性动力学算法的不同年龄心脏分析

曹 澜<sup>1</sup>, 洪致远<sup>2</sup>, 王 鲲<sup>1</sup>, 张丽娟<sup>3</sup>, 王 颖<sup>1\*</sup>

(1. 厦门大学航天航空学院, 福建 厦门 361102; 2. 兰州大学信息科学与工程学院, 甘肃 兰州 730000;

3. 厦门大学附属第一医院, 福建 厦门 361005)

**摘要:** [目的] 为改善最大李亚普诺夫指数 (largest Lyapunov exponent, LLE) 基于心电图 (electrocardiography, ECG) 信号评价非线性特性时的计算效率问题, 提出基于心率变异性 (heart rate variability, HRV) 的洛伦兹散点图定性和 LLE 定量评估方法. [方法] 提出基于 HRV 数据的非线性动态特性分析框架, 首先利用聚类法去除洛伦兹散点图的信号噪声, 再基于序贯概率比检验自动提取稳定的 HRV 片段, 从而在 HRV 数据上获得与 ECG 一致的非线性描述, 实现基于长期 HRV 信号可靠、高效的非线性动态特性定量分析. [结果] 将该模型应用于 42 名临床诊断为心脏健康的青年 (16~45 岁) 和老年 ( $\geq 70$  岁) 个体的 24 h 动态心电图数据, 该模型在 HRV 数据与 ECG 信号上获得一致的非线性动力学量化特性; 能在 4 s 内完成 30 min HRV 数据的 LLE 计算, 且基于 HRV 的洛伦兹散点图的形状与 LLE 及心脏的健康程度有较强的相关性. [结论] 由于基于 HRV 的洛伦兹散点图对算力需求较低, 且可作为健康状态的评判依据, 可用于穿戴系统的远程实时计算, 同时为临床理解不同年龄心脏系统非线性动力学特性提供新的视角.

**关键词:** 非线性动力学; 最大李雅普诺夫指数; 心率变异性; 心电图; 洛伦兹散点图

中图分类号: TP 181

文献标志码: A

文章编号: 0438-0479(2025)02-0316-11

## The dynamic characteristics of heart electrical activity for different ages based on nonlinear dynamics algorithms of heart rate variability

CAO Lan<sup>1</sup>, HONG Zhiyuan<sup>2</sup>, WANG Kun<sup>1</sup>, ZHANG Lijuan<sup>3</sup>, WANG Ying<sup>1\*</sup>

(1. School of Aerospace Engineering, Xiamen University, Xiamen 361102, China; 2. School of Information Science and Engineering, Lanzhou University, Lanzhou 730000, China; 3. The First Affiliation Hospital of Xiamen University, Xiamen 361005, China)

**Abstract:** [Objective] The nonlinear dynamics of heart rhythms has been proved to be effective for evaluating the cardiac health. Dynamic capability plays a critical role in characterizing hearts from different ages. Qualitatively, the Lorenz plot illustrates the nonlinear characteristics of long-term heart rate variability (HRV). Quantitatively, the Largest Lyapunov Exponent (LLE) is the general index of signals' chaotic dynamics to evaluate the nonlinearity of cardiac systems. HRV data are extracted from electrocardiographic (ECG), so HRV and ECG should reflect consistent nonlinear dynamics for a same period of heart activity. [Methods] In this study, we manage to build a both qualitative and quantitative modeling framework for the nonlinear dynamics of the cardiac system, and apply it to analyze heart beating states for different age groups. Based on the assumption that ECG signals and HRV data from the same period of heart activities should reflect consistent dynamics, we propose a cardiac nonlinearity analyzing framework to describe heart dynamics qualitatively and quantitatively based on HRV data. HRV data should be extracted to reflect consistent nonlinear characteristics. A pipeline incorporating GNDBSCAN for HRV data denoising and automatic extraction of steady segments with the Sequential Probability Ratio Test was designed to achieve a reliable LLE index on HRV data. For the purpose of smoothing the great fluctuation of LLE caused by casually selected HRV segments, sufficient long and steady Lorenz plot on HRV

收稿日期: 2024-02-17 录用日期: 2024-03-29

\* 通信作者: wangying@xmu.edu.cn

引文格式: 曹澜, 洪致远, 王鲲, 等. 基于心率变异性非线性动力学算法的不同年龄心脏分析[J]. 厦门大学学报(自然科学版), 2025, 64(2): 316-326.

Citation: CAO L, HONG Z Y, WANG K, et al. The dynamic characteristics of heart electrical activity for different ages based on nonlinear dynamics algorithms of heart rate variability[J]. J Xiamen Univ Nat Sci, 2025, 64(2): 316-326. (in Chinese)



data provide a qualitative visual description of the nonlinearity. And LLE offers the quantitative description of the nonlinear dynamics of heart activity. Therefore, the numerical index and the visual description aim to achieve consistent and reliable dynamic criteria for long-term heart activity. [Results] We explore the relationship between the visual Lorenz plot and the numerical index LLE, and offer a comprehensive view and clear understanding of the nonlinear dynamics. The proposed framework for nonlinearity dynamic analyses of HRV achieves consistent results with ECG, and obtains steady analyses for the heart system. The experiment indicates that HRV is more suitable for describing nonlinear dynamic characteristics than ECG signals are, and that it possesses better ability than ECG does to describe long-term nonlinear dynamic characteristics efficiently and accurately. Long-term HRV data can catch nonlinear dynamic characteristics which may be missed by short-time ECG signals. Using the proposed strategy and pipeline, we analyze young (16~45 years old) and elderly ( $\geq 70$  years old) groups with clinically-healthy hearts. Based on the collected 24 h holter signals in three time intervals, clear and consistent tendencies show that the young group secures larger LLEs than the elderly group does. This tendency indicates that the heart activity in young people exhibits more nonlinear characteristics, more complexity and unpredictability than that in the elderly individuals, with significant correlations between LLE and Lorenz plot. The Lorenz plots of general elderly hearts exhibit three different branches. For the two oldest subjects (88 and 90 years old) with body function failure, cardiac systems show significant nonlinearities. The Lorenz plot indicates that their cardiac systems are gradually out of control and finally leads to failure. [Conclusions] The reliable LLE index combined with the Lorenz plot describe the cardiac nonlinearity comprehensively. The significant correlation exists between LLE index and the long and short axis of Lorenz plot, offering quantitative and qualitative descriptions of the nonlinear characteristics of heart activity. The experiments verified the efficiency and consistency of the proposed strategy and developed pipeline. The fast processing of HRV data make it more suitable to implement real-time transmission, processing and analysis, which can be applied to wearable health monitoring devices. The stable and efficient quantification of the nonlinear dynamic characteristics of cardiac activity provides a new perspective and support for clinical research.

**Keywords:** nonlinear dynamics; largest Lyapunov exponent (LLE); heart rate variability (HRV); electrocardiographic (ECG); Lorenz plot

大多数生理信号都具有非线性特性。人类心脏系统已被证明是最复杂的非线性系统之一,且具有混沌特性<sup>[1-2]</sup>。心电图(ECG)信号是心脏电压幅值的时间序列,其中潜在的非线性特征能捕捉长时间心脏活动的动态趋势<sup>[3-4]</sup>。ECG信号中的混沌特性<sup>[3,5-8]</sup>能帮助实现室性早搏的自动诊断。最大李亚普诺夫指数(LLE)<sup>[9]</sup>是衡量动态系统混沌特性的重要指标,LLE为负时,系统为混沌系统。Owis等<sup>[3]</sup>使用Wolf算法计算ECG信号的LLE以描述其非线性混沌特性,并发现正常受试者的LLE小于心律失常受试者。LLE还被证明对于急性心肌梗死的辅助筛查具有潜在的临床价值<sup>[10]</sup>。然而,一些研究认为,确定性混沌仅在密集采样的ECG信号中观察到,在短时数据中不存在<sup>[11]</sup>,这是由于混沌分析需要充足且持续的数据<sup>[4]</sup>。长期数据往往数据量大,基于普通的PC机(CPU:i5-12400,内存:16 GB),针对1 min采样频率128 Hz的ECG信号需要小时级别的计算时间,而非线性特性的计算常常需要小时级别的采样时间序列,计算难度灾难性增大。

心率变异性(HRV)数据是从心电信号中提取的相邻R波的时间间隔(RR间期)序列,反映心率的变异程度。HRV信号中的混沌特性<sup>[12-14]</sup>除了可帮助心脏疾病的筛查诊断<sup>[15]</sup>,对预测心律失常、急性心肌梗

死等有很大的临床意义<sup>[16-17]</sup>,还能用于检测动物应激行为<sup>[18]</sup>和抑郁症患者的心脏动力学紊乱<sup>[19]</sup>。HRV的引入大大降低了数据量,尤其基于HRV数据,以连续的RR间期作为X轴和Y轴,构建洛伦兹散点图(又名Poincaré散点图)<sup>[20]</sup>,能直观地展示连续测量数值序列的模式,展示非线性特征,定性地给出长时间心脏活动的全局视图,是临床心脏病诊断的重要手段<sup>[21-22]</sup>。

现有的研究表明:1)洛伦兹散点图定性地展示了心脏系统中的非线性特征,并提供了长期心脏活动的全局视图<sup>[23]</sup>。LLE是表示心脏电活动信号非线性的定量通用指标<sup>[10]</sup>。2)由于ECG信号和HRV数据描述的是相同周期的心脏活动,来自同一个心脏系统的ECG和HRV的LLE应该描绘出一致的非线性特征<sup>[24]</sup>。3)HRV比ECG信号更适合描述长期记录的非线性动力学,比起短期信号,长期记录更能反映短期信号遗漏的隐藏信息。

因此,本研究基于来自同一心脏活动周期的ECG信号和HRV数据应该反映一致混沌动力学的假设,构建基于HRV数据的心脏非线性动态特性分析框架,在HRV数据上获得与ECG信号一致的LLE非线性动力学特性,从而实现对心脏系统的长时间信号的非线性动力学定量描述。同时,由HRV数据得到

的洛伦兹散点图定性地给出了心脏系统非线性的可视化描述. 本研究尝试探索可视化洛伦兹散点图和定量 LLE 之间的关系, 从而为心脏系统的非线性动力学提供全面视角和清晰理解, 并应用于临床上心脏健康的青年 (16~45 岁) 和老年 ( $\geq 70$  岁) 两类受试者小组.

## 1 基于 HRV 数据的非线性动力学分析流程

心脏节律的非线性动态特性是评价心脏健康的重要依据, 因此, 本研究试图建立心脏系统非线性动力学的定性和定量建模框架. 定性上, 利用洛伦兹散点图可视化地显示长期 HRV 的非线性特征, 并提取形态学特征. 定量上, 利用 LLE 评价心脏系统的非线性.

基于此, 本研究提出基于 HRV 数据的 LLE 非线性动力学特性描述的心脏系统非线性动力学特性分析框架, 结构如图 1 所示. 具体地, 先从 ECG 信号中提取 RR 间期得到 HRV 数据并绘制洛伦兹散点图, 再利用聚类算法进行信号去噪, 之后提取 HRV 平稳序列, 计算其 LLE.

1) 信号去噪. 首先基于 HRV 数据制作洛伦兹散点图, 图中  $X$  和  $Y$  轴分别表示连续的 RR 间期, 若以第  $n$  个间期  $RR_n$  长度作某点的横坐标, 则第  $n+1$  个间期  $RR_{n+1}$  长度作为该点的纵坐标, 依次标绘所有正常周期而形成完整散点分布图. 洛伦兹散点图能提供长期心脏活动的全局统计性视图, 在洛伦兹散点图中, 噪声点呈现为特定的离群值. 为从 HRV 数据中去除噪声, 引入基于网格和密度的快速空间聚类 (GNDBSCAN)<sup>[25]</sup> 算法, 找到密度可达关系导出的最大密度相连的点集合作为一个簇, 从而实现洛伦兹散点图中离群值的去除. 利用 GNDBSCAN 去除洛伦兹散点图中的噪声点的步骤如下.

步骤 1: 假设洛伦兹散点图中坐标点集合为  $S = \{(x_i, y_i) \mid i = 1, 2, \dots, N\}$ ,  $\epsilon$  为样本点的邻域距离阈值,  $N_{\min}$  为邻域内包含样本点个数的阈值, 根据洛伦兹散点图密度选定超参数  $\epsilon$  与  $N_{\min}$ .

步骤 2:  $\epsilon$  邻域指密度空间中距离为  $\epsilon$  的邻域, 计算点  $i$  的  $\epsilon$  邻域内点的个数  $N(i, \epsilon)$ , 并根据领域内样本点个数把样本点分为三类: 若  $N(i, \epsilon) \geq N_{\min}$ , 点  $i$  为核点; 若  $N(i, \epsilon) < N_{\min}$ , 但是点  $i$  在一些核点的  $\epsilon$  邻域内, 点  $i$  为边缘点; 若点  $i$  既不是核点也不是边缘点, 则将其定义为离群点.

步骤 3: 选择图中任意一个坐标点, 判断其是否为核点. 如果是, 在该点周围建立一个簇, 否则, 将其设定为离群点.

步骤 4: 遍历其他未被判断的点, 直到建立一个簇. 判断被遍历的点是边缘点还是离群点, 把边缘点加入簇中.

步骤 5: 重复步骤 3 和 4, 直到所有的点满足在簇中(核点或边缘点)或者为离群点.

步骤 6: 去除洛伦兹散点图中的所有离群点.

2) 利用序贯概率比检验 (SPRT)<sup>[26]</sup> 自动提取 HRV 数据中的稳定段. HRV 的非线性动态分析需要足够长且稳定的信号序列<sup>[3-4]</sup>, 24 h 动态心电图常常通过可穿戴系统收集, 测量过程中受试者身体姿势的变化和身体活动都会影响测得 HRV 序列的稳定性. 为了获得稳定的信号序列, 采用 SPRT<sup>[26]</sup> 来自动检测并分割稳定的 HRV 数据. 对于长期的 HRV 序列, 自动分割稳定信号的步骤如下.

步骤 1: 将  $i$  作为当前处理信号点的指针,  $s$  作为片段的索引号, 初始值为  $i = 1, s = 1$ .

步骤 2: 假设前 50 个点  $X_s = \{x_i, x_{i+1}, \dots, x_{i+49}\}$  遵循正态分布  $N(\mu_s, \sigma_s^2)$ , 其中  $\mu_s$  和  $\sigma_s$  分别是  $X_s$  的均值和方差.

步骤 3: 使用假设检验来判断  $x_{i+50}$  是否遵循相同的正态分布  $N(\mu_s, \sigma_s^2)$ . 零假设:  $H_0: \mu = \mu_s$  和备择假设:  $H_1: \mu \neq \mu_s$ . (i) 如果  $p$  值  $\leq 0.05$ , 则拒绝零假设  $H_0$ , 把  $x_{i+50}$  作为新段的起始点, 执行  $i = i + 51, s = s + 1$  并返回至步骤 2. (ii) 如果  $p$  值  $\geq 0.17$ , 则接受  $H_0$  并将  $x_{i+50}$  归属到当前段  $X_s$ , 且执行  $i = i + 1$ ; 返回至步骤 3. (iii) 如果  $0.05 < p$  值  $< 0.17$ , 则无法接受  $H_0$  或  $H_1$ . 因此, 暂时不处理  $x_{i+50}$ , 且执行  $i = i + 1$ ; 返回至步骤 3.

步骤 4: 循环直到提取出由 1 000 个 HRV 点 (约 13 min) 组成的稳定片段.

3) 基于平稳的分窗 HRV 时间序列, 采用 Wolf 算法计算获得 LLE 序列描述长时间 HRV 的非线性特性. 李亚普诺夫指数 (Lyapunov exponent, LE) 提供了对信号初始条件敏感依赖的定量度量, 这与相空间中相邻近的轨道指数快速发散相关<sup>[9]</sup>. 系统的一切状态点都能在相轨迹空间中被唯一表示<sup>[27]</sup>. 任何至少包含一个正 LE 的系统被定义为是混沌的. 因此, 动力学系统相空间中的 LLE 被广泛使用作非线性动力学指标. 本研究将一种从时间序列重建相空间的典型算法 Wolf<sup>[9]</sup> 应用于 HRV 数据的分析框架.

对于一个时间序列  $\{x_k \mid k = 1, \dots, N\}$ , 构建  $m$ -

维信号  $X_j$ ,

$$X = \begin{bmatrix} X_1 & \cdots & X_j & \cdots & X_n \\ x_1 & \cdots & x_j & \cdots & x_n \\ x_{1+\tau} & \cdots & x_{j+\tau} & \cdots & x_{n+\tau} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{1+(m-1)\tau} & \cdots & x_{j+(m-1)\tau} & \cdots & x_{n+(m-1)\tau} \end{bmatrix}_{m \times n}, \quad (1)$$

其中: $\tau$ 为利用平均互信息方法选择的时间序列中相

邻时间点之间的延迟<sup>[28]</sup>;  $m$ 是由误邻居方法(false nearest neighbors, FNN)确定的嵌入维度<sup>[29]</sup>,  $n = N - (m - 1)\tau$ . 第  $i^{\text{th}}$  个轨迹  $\lambda_i$  的 LE 的计算公式为

$$\lambda_i = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{1}{t} \log_2 \frac{p_i(t)}{p_i(0)}, \quad (2)$$

其中,  $p_i(t)$  是时间点  $t$  后第  $i^{\text{th}}$  个轨迹与临近轨迹之间的分离距离,  $p_i(0)$  是初始分离距离. LLE 被表示为

$$I_{LLE} = \max\{\lambda_i\}. \quad (3)$$

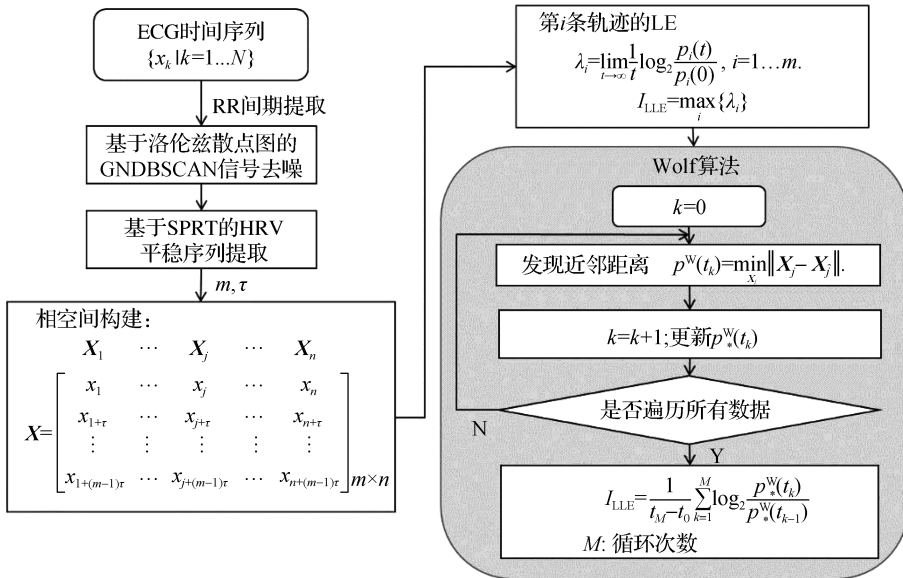


图 1 心脏系统非线性动力学的定性和定量建模框架

Fig. 1 A qualitative and quantitative modeling framework for nonlinear dynamics of cardiac system

## 2 结果与分析

### 2.1 数据集描述

数据集包含了两组年龄段的受试者的 24 h ECG 信号:青年组(16~45 岁)和老年组( $\geq 70$  岁),受试者的心脏经医生临床诊断均是健康的. ECG 信号通过 12 导联同步以 128 Hz 的频率进行采样. 青年组为 20 名受试者,分别命名为 Y01、Y02...Y20;老年组为 22 名受试者,分别命名为 O01、O02...O20,以及 V01、V02,其中 V01、V02 受试者的年龄分别为 88 岁和 90,他们在数据收集后的两年内去世.

### 2.2 算法性能的分析与讨论

#### 1) 洛伦兹散点图的可视化

图 2 给出了健康青年和老年受试者的 4 s ECG 波形和 24 h 的 HRV 洛伦兹散点图. 如图 2(a)和(b),青年和老年受试者的 ECG 信号之间没有明显差异. 但是,图 2(c)和(d)所示的洛伦兹散点图显示了青年和

老年受试者之间存在的明显差异,表明心脏的可变能力从青年到老年明显减少. 这与文献[23]的结果“健康人的心电散点图形态为彗星状,而心脏类疾病患者多呈鱼雷状、梭状、短棒等,图形复杂且多样化.”一致. 同时也表明,洛伦兹散点图可在视觉上直观地体现逐次心搏之间的变异性信息,依据散点图可以快速评估患者的心律失常情况.

#### 2) 信号去噪结果

把洛伦兹散点图平面空间划分为  $20 \text{ ms} \times 20 \text{ ms}$  的网格,把每个网格中的点数作为密度,在洛伦兹散点图上运用 GNDBSCAN 算法<sup>[25]</sup>对 HRV 数据进行去噪,图 3 给出了图 2(c)和(d)去噪后的对比图,该方法的去噪性能已经通过医生的评估.

#### 3) 平稳序列提取结果

利用 SPRT 对图 4(a)所示样本 O01(一名 79 岁男性)在 00:00 至 02:00 之间的 HRV 数据进行平稳序列提取. 由图 4(a)可知即使在睡眠状态下,心脏活动的波动也是明显的. SPRT 提取出的稳定 HRV 数

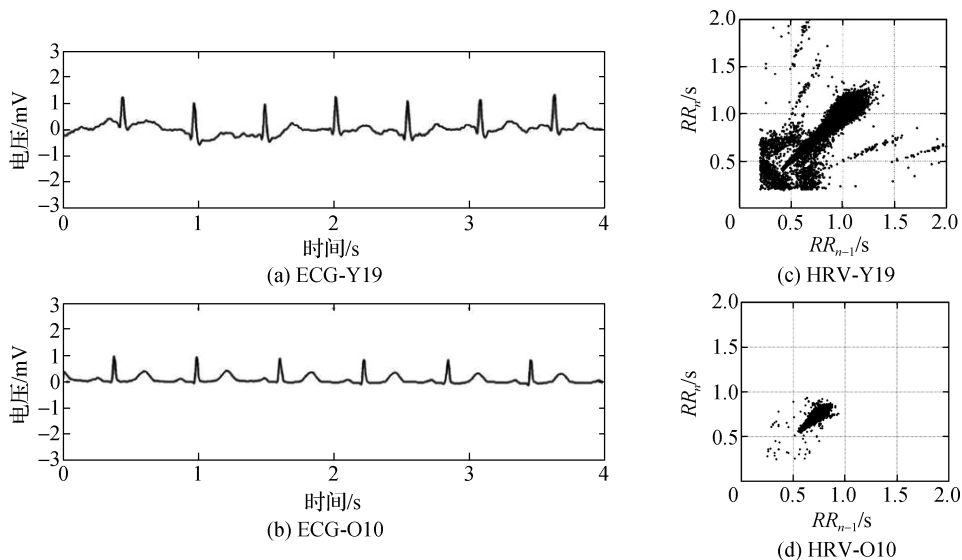


图2 Y19 和 O10 的短时 ECG 信号和长时洛伦兹散点图

Fig. 2 Short-time ECG signals and long-time Lorenz plots of Y19 and O10

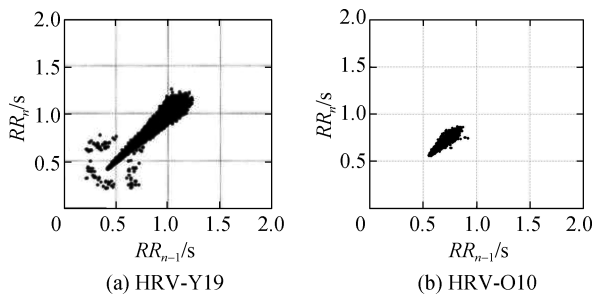


图3 去噪后的洛伦兹散点图

Fig. 3 Lorenz plots after denoising

据为 S2, 图 4(b) 给出了对应概率值. S2 数据段无论是 RR 间期还是概率值, 均表现出良好的平稳性, 证明 SPRT 算法的有效性.

4) LLE 计算结果

将健康的 35 岁女性样本 Y09 从 02:00 至 05:00 的 ECG 信号和 HRV 数据分割成 18 个部分, 每个部分使用 10 min 滑窗. 对于每个 10 min 的 ECG 信号和 HRV 数据, 计算 LLE. 图 5 展示了在 ECG 信号和 HRV 数据上的 LLE 曲线. 两条 LLE 曲线变化趋势非常一致, 同步上升、下降和变化, 对应的皮尔逊相关系数为 0.88 ( $p = 7.1 \times 10^{-7}$ ) 和斯皮尔曼相关系数为

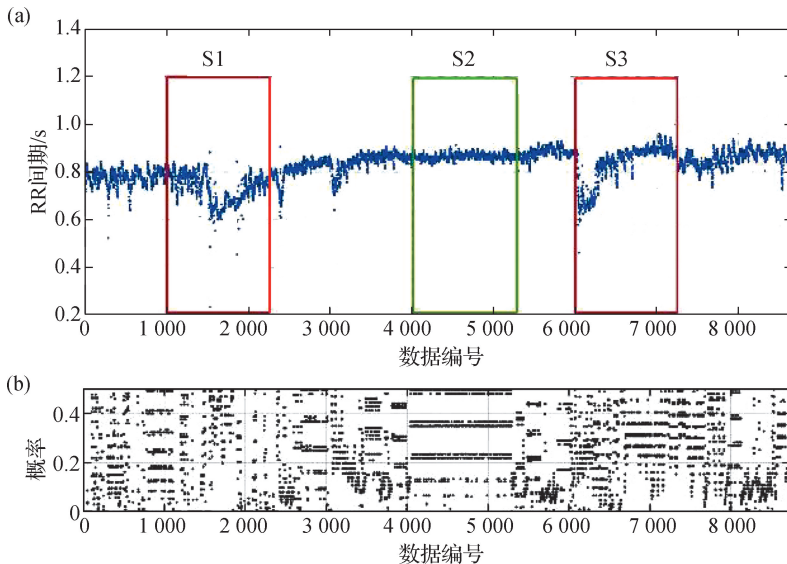
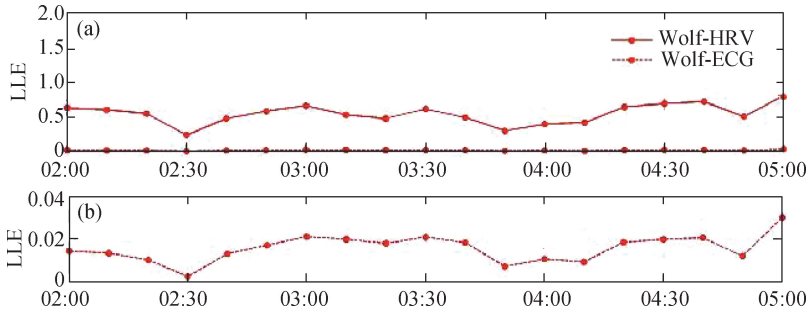


图4 O01 的稳定序列提取结果

Fig. 4 Stable sequence extraction results of O01



图(b)为图(a)中 Wolf-ECG 曲线的放大图

图 5 Y09 的 LLE

Fig. 5 LLE of Y09

0.85 ( $p=4.8 \times 10^{-6}$ ).

计算平稳片段 S2 和非平稳片段 S1 和 S3 的 LLE 值,如表 1 所示,可以看到 S1 和 S3 的 LLE 值波动较大,而 S2 的 LLE 值保持稳定.

表 1 S1、S2 和 S3 片段的 LLE

Tab. 1 LLEs of S1, S2 and S3 segments

HRV 片段	时段编号	LLE
S1(有波动的序列)	1 000~2 000	0.153 0
	1 100~2 100	0.069 4
	1 200~2 200	0.127 5
S2(提取的稳定序列)	4 000~5 000	0.161 8
	4 100~5 100	0.164 0
	4 200~5 200	0.170 0
S3(有波动的序列)	6 000~7 000	0.076 3
	6 100~7 100	0.154 9
	6 200~7 200	0.109 9

统一的趋势差别,即青年组的 LLE 大于老年组,表明青年人的心脏活动比老年人具有更强的混沌能力和非线性特征.同时,在凌晨 2 点,睡眠时心脏活动的非线性动态较小.在上午 10 点和下午 4 点,由于物理生命更活跃,非线性动力特性更显著.健康的心脏是混乱的,存在内在的变异性,变异性的丧失可能是心脏损伤的前兆.结果显示青年人的心脏具有很强的非线性动力学特性,白天的心脏活动比午夜睡眠时更混乱,与临床结论一致,这也进一步验证了模型的可靠性和合理性.

### 5) 耗时

非线性分析耗时大幅缩减对于 128 Hz 采样率 1 min 的 ECG 信号,使用 Wolf 算法计算 LLE 值需要 2 h.计算 30 min HRV 数据的 LLE 值仅需约 40 s.

HRV 数据的快速处理使其更合适实现实时传输、处理和分析,可将心脏系统的非线性动态分析算法应用于可穿戴健康监测设备.

## 2.3 医学结果分析

### 2.3.1 不同年龄组心脏系统的非线性动力学洛伦兹散点图

洛伦兹散点图可以用于评估心血管自主调节能

针对两个年龄组别的 HRV 数据计算凌晨 2 点、上午 10 点和下午 4 点三个时间段的 LLE,结果如图 6 所示,可以看到三个时间段的 LLE 值都显示出明显且

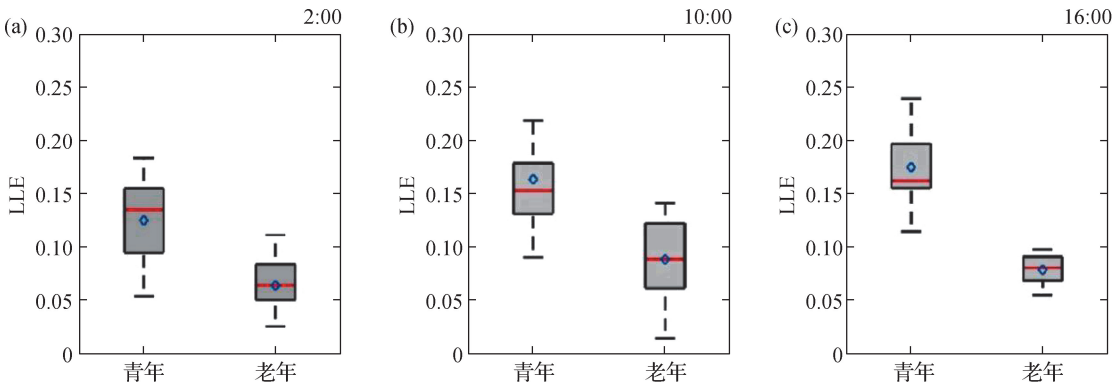


图 6 青年组和老年组三个时间段的 LLE 箱线图

Fig. 6 Boxplots of LLEs on HRV at three time periods for young and elderly group

力<sup>[30]</sup>,是对原始短时信号中详细但是局部的信息的重要补充<sup>[31]</sup>.实验中,分析3名青年受试者和6名老年受试者的2D和3D洛伦兹散点图,并发现老年组的散点图形态存在3个分支.其中3名青年受试者(16岁、30岁和43岁)表现出完整的彗星状洛伦兹散点图,如图7(a)~(c)所示.但即便是在青年受试者内部,随着年龄的增长,彗星逐渐变得细长,心脏动态特性变化的能力下降.

对于老年组,洛伦兹散点图显示的3个分支代表不同衰老年龄层的特征,这些特征分别展示在图7(d)~(i)中.在第一分支中,两名受试者分别为55岁和57岁,处于衰老的第一个年龄层.他们的洛伦兹散点图呈现鱼雷模式,与一般的彗星模式相比,变得更细且更短.根据之前对洛伦兹散点图的研究<sup>[20]</sup>,彗星和鱼雷形状分别表示正常和降低的HRV的窦性心律.这一分支中的心脏系统显示出明显的心脏动态特性变化能力的降低.在第二分支中,两名受试者分别为75岁和82岁,处于衰老的中间年龄层.其主要特征是心率的变化范围大大减少,因此彗星形状看起来非常短.这些情况通常发生在应激反应中,如甲状腺功能

亢进、高烧,导致血液快速进出心脏,使得心脏保持在一个快速的心跳速率下工作.第二分支中的心脏系统仍然有能力在紧张条件下控制心脏工作.但在第三分支中的两名受试者分别为88岁和90岁,处于衰老的最后年龄层.他们的洛伦兹散点图显示无规则发散,没有明显的轮廓.这两名受试者在数据收集后的两年内因非心脏疾病去世.一名受试者在数据收集时患有肾衰竭,并在一年后死于肝癌.另一名患有老年痴呆症的受试者死于肺感染.通常,发散的洛伦兹散点图是由频繁的房性早搏和室性早搏引起的,但对于这一分支的两名受试者而言,可能是由窦房结的衰老引起的.过大的LLE和发散的洛伦兹散点图可能表明心脏系统失去了在合理和正常范围内控制心率的能力,最终导致心脏系统的疲惫与衰竭.

图8给出了相应的三维洛伦兹散点图,其中三个连续的RR间期作为X、Y和Z轴的坐标.三维洛伦兹散点图提供了不同视角、更全面的视图.而二维洛伦兹散点图被投影到一个平面上,因此丢失了一些信息.在未来研究中,探索三维洛伦兹散点图与心脏疾病之间的关系将是非常有意义的.

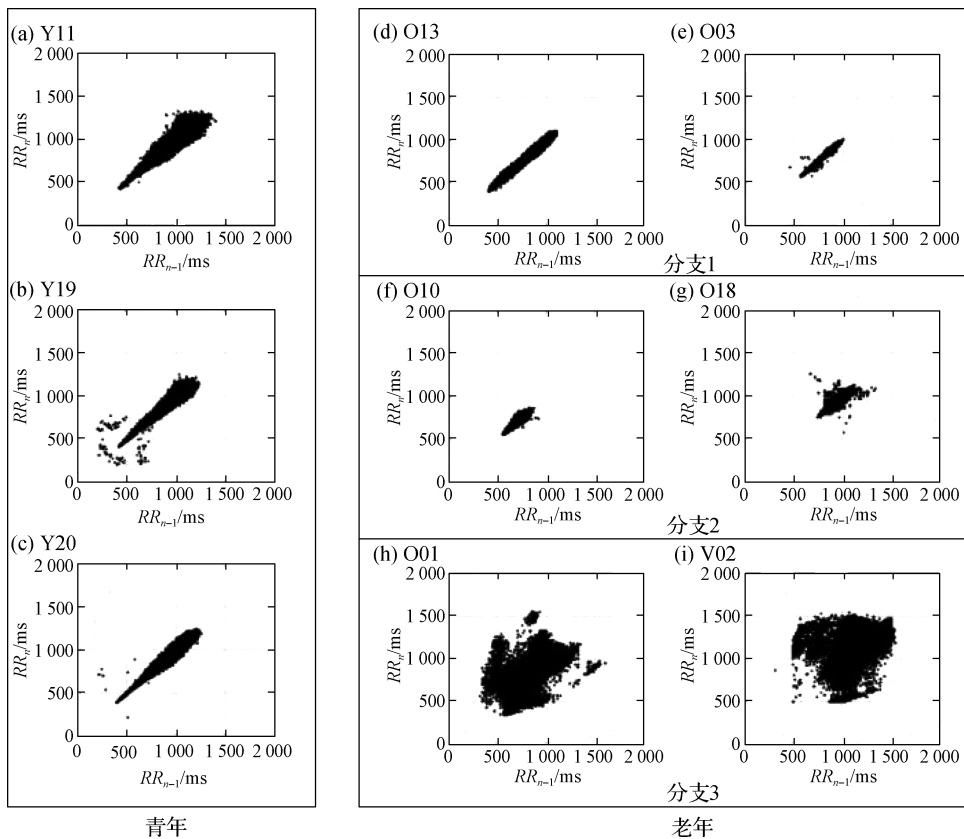


图7 青年和老年受试者24h HRV的二维洛伦兹散点图

Fig. 7 2D Lorenz plots of 24 h HRV from young to elderly subjects

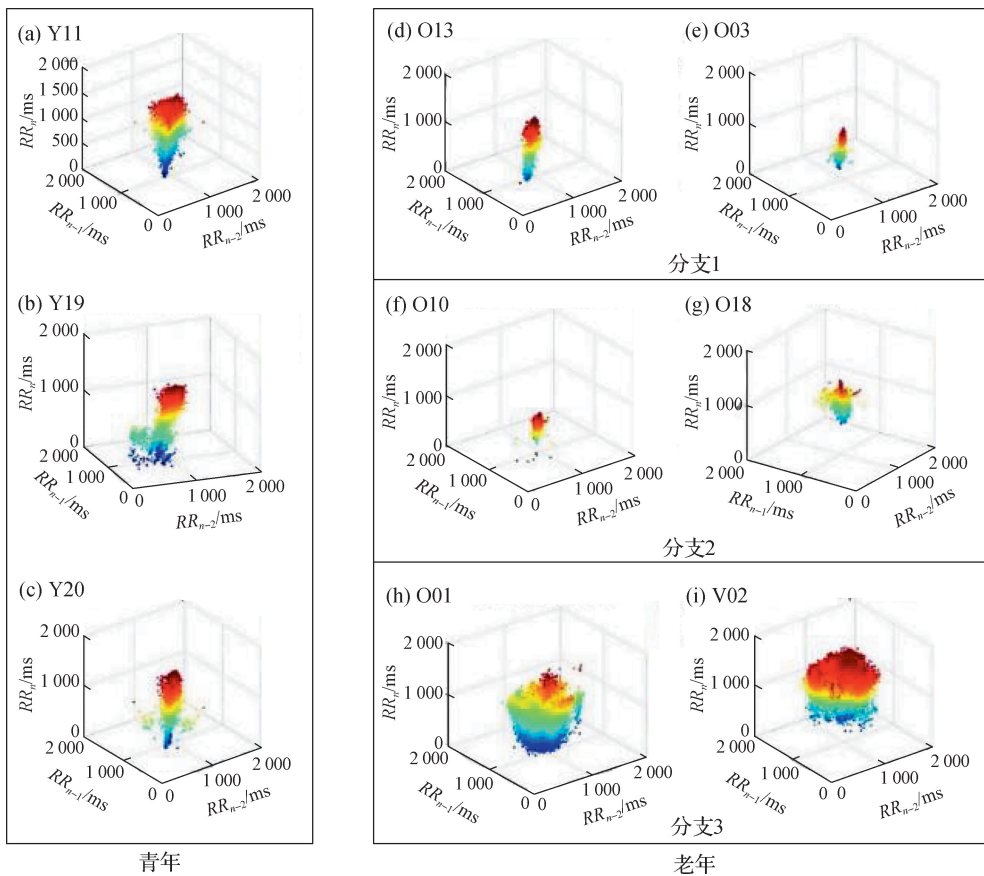


图 8 青年和老年受试者 24 h HRV 的三维洛伦兹散点图

Fig. 8 3D Lorenz plots of 24 h HRV from young to elderly subjects

### 2.3.2 不同年龄段洛伦兹散点图与 LLE 的关联分析

定性地说,洛伦兹散点图展示了心脏长期活动的非线性特征,而 LLE 是评估心脏电活动非线性的定量通用指标.洛伦兹散点图在二维图中展示 HRV,其形状是一个椭圆,椭圆的中心位于散点图横纵坐标均值确定的坐标点.因此研究者提出使用  $D_{S1}$  (椭圆的短轴,反应相邻 RR 间期差值变化的大小)、 $D_{S2}$  (椭圆的长轴,反应心率在长时程平均心率变化的大小)和  $D_{S1}/D_{S2}$  (轴比)作为洛伦兹散点图形状的数值指标<sup>[32-33]</sup>.把散点图中坐标点集合  $S = \{(x_i, y_i) | i = 1, 2, \dots, N\}$  的横纵坐标集合分别记为  $X = \{x_i | i = 1, 2, \dots, N\}$  与  $Y = \{y_i | i = 1, 2, \dots, N\}$ ,  $D_{S1}$  与  $D_{S2}$  的计算可表示为:

$$D_{S1} = \frac{\text{STD}(Y - X)}{\sqrt{2}},$$

$$D_{S2} = \frac{\text{STD}(X + Y)}{\sqrt{2}},$$

其中,STD 表示求标准差,心率变异性的指标除了非线性指标,还有很多基于时域、频域分析的线性指标.

常用时域指标有正常窦性心搏间期的标准差,连续 RR 间隔差异超过 50 ms 的百分比等.频域指标有高频带相对功率,低频带相对功率等.

根据现有研究表明,洛伦兹散点图中的  $D_{S1}$  与线性指标连续 RR 间期差的均方根相等<sup>[34]</sup>,并且通过  $D_{S1}$  可以预测时域指标中的 SDNN (standard deviation of normal to normal intervals)、pNN50 (percentage NN interval deviation greater than 50 ms) 以及频域指标中的高频 (HF) 功率、低频 (LF) 功率等多种线性指标<sup>[35]</sup>.  $D_{S2}$  与 LF 功率相关<sup>[36]</sup>,而  $D_{S1}/D_{S2}$  也被认为反映了频域上的 LF/HF 比率指标的高低<sup>[37]</sup>.总的来说,洛伦兹散点图中的  $D_{S1}$ 、 $D_{S2}$  指标和线性指标都旨在度量心率变化的程度,而  $D_{S1}$ 、 $D_{S2}$  以更直观的方式反映了线性指标中度量的信息.

对 9 名受试者的 HRV 数据计算 LLE 与洛伦兹散点图的三个指标之间的斯皮尔曼等级相关系数和皮尔逊相关系数,并将结果列于表 2 中.洛伦兹散点图的形状与 LLE 高度相关.随着洛伦兹散点图扩展,LLE 增加.试验结果表明:1) 三个青年的心脏具有更大的 LLE,以及与一般老年心脏相比更完整的洛伦兹

散点图. 这表明有更多的动力去适应日常活动, 意味着心脏可以立即对突发的变化做出反应. 2) 老年组第一分支和第二分支的小 LLE 以及大多数紧缩的类似鱼雷形状意味着 HRV 在小范围内变化, 这表明心脏变量能力降低. 心脏不能快速响应意外变化, 或者必须在一个紧张且不变的状态下工作, 这可能是心脏衰老的开始. 3) 老年组第三分支具有非常大的 LLE 和非常无规则 and 发散的洛伦兹散点图, 心脏系统失去了响应不同的日常活动变化条件下的动态调整能力.

表 2 计算了 LLE 与洛伦兹散点图的三个指标之间的相关性. 结果表明 LLE 与  $D_{S1}$  和  $D_{S2}$  有很强的相关性. 通常 0.60~0.79 的相关系数被认为是强相关性, 而大于 0.80 的系数表示非常强的相关性. LLE 与  $D_{S1}$  &  $D_{S2}$  之间的斯皮尔曼和皮尔逊相关系数都大于 0.8, 且  $p$  值小于 0.005. 对于皮尔逊相关分析,  $D_{S1}$ 、 $D_{S2}$  和  $D_{S1}/D_{S2}$  与 LLE 显示出高的线性相关性, 其中  $D_{S1}$  与 LLE 之间的相关系数达到 0.997,  $p$  值小于 0.001. 因此, 通过适当的预处理和算法, LLE 与洛伦兹散点图的数值指标  $D_{S1}$  和  $D_{S2}$  显示出极高的相关性.

表 2 青年老年受试者的 LLE 与  $D_{S1}$ 、 $D_{S2}$  以及  $D_{S1}/D_{S2}$  之间的相关性  
Tab. 2 The correlation between LLE and  $D_{S1}$ ,  $D_{S2}$  &  $D_{S1}/D_{S2}$  from young to elderly subjects

分组	受试者	年龄	LLE	$D_{S1}$	$D_{S2}$	$D_{S1}/D_{S2}$
青年	Y11	17	0.151	24.783	146.09	0.167
	Y19	36	0.147	22.376	121.17	0.185
	Y20	43	0.120	14.328	133.40	0.107
老年分支 1	O13	55	0.059	11.734	59.372	0.197
	O03	57	0.078	8.907	66.749	0.133
老年分支 2	O10	75	0.077	11.269	38.154	0.295
	O18	82	0.092	12.611	96.775	0.130
老年分支 3	V01	88	0.412	89.458	228.11	0.392
	V02	90	0.617	134.67	204.68	0.658
斯皮尔曼秩相关系数	与 LLE 的相关性			0.933	0.950	0.333
	对应 $p$ 值			$7.5 \times 10^{-4}$	$3.5 \times 10^{-4}$	0.385
皮尔森相关系数	与 LLE 的相关性			0.997	0.845	0.918
	对应 $p$ 值			$4.2 \times 10^{-9}$	0.004	$4.8 \times 10^{-4}$

### 3 结论与讨论

本研究系统深入地探索心电图信号的非线性特性的定性和定量描述方式, 洛伦兹散点图是对 HRV 非线性特性的可视化定性描述, 洛伦兹散点图上的差异能直观反映从青年与老年的年龄变化以及从健康到心律失常的健康状况变化. 本研究所提出基于 HRV 数据的非线性动态特性分析框架, 实现了基于 HRV 信号的 LLE 高效计算, 在 HRV 数据上获得与心电信号一致的非线性动力学特性, 从而实现心脏系统的长时间信号的可靠、高效的非线性动态特性的定量描述.

本研究所提出的模型应用于临床健康的青年人和老年人的 24 h 心脏 HRV 数据上, 结合可靠的

LLE 指标与洛伦兹散点图全面描述心脏的非线性特性发现: 1) 青年组的 LLE 大于老年组, 并且随着受试者年龄升高, 受试者的洛伦兹散点图逐渐变得更加细且短, 表明青年人的心脏活动比老年人具有更强的混沌能力和非线性特征, 大体上老年受试者的心脏系统比青年心脏系统的复杂性更低, 相较而言更可预测. 2) 然而, 当涉及到两位年事已高(88 和 90 岁)并且身体功能衰竭的受试者时, 他们的实验结果中出现了过大的 LLE 与无规则发散的洛伦兹散点图, 反映了明显的混沌特性和非线性. 他们的心脏系统似乎正逐渐失去控制, 最终导致心力衰竭. 3) 实验还显示, 作为心脏活动非线性特性的定量和定性描述, LLE 指标与洛伦兹散点图的主轴和次轴之间存在显著相关性.

本研究所提出的算法基于 HRV 数据量化心脏

系统的非线性动力学特性,相较于 ECG 信号能极大提升数据处理效率. 由于 ECG 信号采样频率通常为 128~500 Hz, 1 s 含有 128~500 个数据点,而 HRV 数据为 ECG 信号的 RR 间期值,1 s 只含有 1~2 个数据点,因此基于 HRV 进行滑动的非线性动力学分析,计算量小,实时性好,并且能获得与 ECG 信号一致的量化结果,可以直接应用于移动可穿戴设备上进行动力学特性的计算,同时也利于远程传输,能够实现基于非动力学特性的心脏健康实时监测. 另一方面,本文初步探索了不同年龄段心脏系统的非线性动力学性能,在此基础上可以构建探索结合非线性动力学指标的 心脏健康风险评估模型,为评估心脏系统的健康状况和临床理解不同年龄的心脏非线性动力学提供了新的视角.

### 参考文献:

- [1] YANG X D, HE A J, NING X B. Multiscale multifractality analysis of human healthy and unhealthy heartbeat time series[C]//International Conference on Complex Medical Engineering. Piscataway: IEEE, 2007: 1590-1593.
- [2] 刘雁, 丁冬晓. 基于分形的心电非线性特征研究[J]. 西北工业大学学报, 2018, 36(2): 287-293.
- [3] OWIS M I, ABOU-ZIED A H, YOUSSEF A M, et al. Study of features based on nonlinear dynamical modeling in ECG arrhythmia detection and classification[J]. IEEE Transactions on Bio-Engineering, 2002, 49(7): 733-736.
- [4] WANG Z Z, NING X B, ZHANG Y, et al. Nonlinear dynamic characteristics analysis of synchronous 12-lead ECG signals[J]. IEEE Engineering in Medicine & Biology Magazine, 2000, 19(5): 110-115.
- [5] CHEN C K, LIN C L, LIN S L, et al. A chaotic theoretical approach to ECG-based identity recognition[application notes][J]. IEEE Computational Intelligence Magazine, 2014, 9(1): 53-63.
- [6] PERC M. Nonlinear time series analysis of the human electrocardiogram[J]. European Journal of Physics, 2005, 26(5): 757-768.
- [7] ACHARYA U R, KANNATHAL N, SING O W, et al. Heart rate analysis in normal subjects of various age groups[J]. Biomedical Engineering Online, 2004, 3(1): 24.
- [8] 刘秀玲, 杜海曼, 吕方飞, 等. 基于混沌特性和 BP 神经网络的室性早搏的自动诊断[J]. 河北大学学报(自然科学版), 2014, 34(4): 427-433.
- [9] WOLF A, SWIFT J B, SWINNEY H L, et al. Determining Lyapunov exponents from a time series [J]. Physica D: Nonlinear Phenomena, 1985, 16(3): 285-317.
- [10] 季伟敏, 唐士敏, 何俊德, 等. 基于心电动力学李雅普诺夫指数的急性心肌梗死辅助筛查研究[J]. 中国医药指南, 2021, 19(10): 36-37.
- [11] KANTZ H, SCHREIBER T. Human ECG: nonlinear deterministic versus stochastic aspects [J]. IEEE Proceedings-Science, Measurement and Technology, 1998, 145(6): 279-284.
- [12] HOSHI R A, PASTRE C M, VANDERLEI L C M, et al. Poincaré plot indexes of heart rate variability: relationships with other nonlinear variables[J]. Autonomic Neuroscience, 2013, 177(2): 271-274.
- [13] TAYEL M B, ALSABA E I. Robust and sensitive method of Lyapunov exponent for heart rate variability [J]. International Journal of Biomedical Engineering and Science, 2015, 2(3): 31-48.
- [14] VOSS A, SCHULZ S, SCHROEDER R, et al. Methods derived from nonlinear dynamics for analysing heart rate variability[J]. Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical & Engineering Sciences, 2009, 367(1887): 277-296.
- [15] LEE C H, SHIN H W, SHIN D G. Impact of oxidative stress on long-term heart rate variability: linear versus non-linear heart rate dynamics [J]. Heart, Lung and Circulation, 2020, 29(8): 1164-1173.
- [16] 段彩云. 急性心肌梗死患者的心率变异性和 QT 间期变异性的指标与其发生室性心律失常的关系[J]. 当代医药论丛, 2019, 17(15): 68-70.
- [17] 王倩敏. 心率变异性与 QT 间期变异性在急性心肌梗死患者中的临床意义[J]. 现代电生理学杂志, 2021, 28(2): 90-93.
- [18] BYRD C J, JOHNSON J S, RADCLIFFE J S, et al. Nonlinear analysis of heart rate variability for evaluating the growing pig stress response to an acute heat episode [J]. Animal, 2020, 14(2): 379-387.
- [19] ČUKIĆ M, SAVIĆ D, SIDOROVA J. When heart beats differently in depression: review of nonlinear heart rate variability measures [J]. JMIR Mental Health, 2023, 10: e40342.
- [20] ESPERER H D, ESPERER C, COHEN R J. Cardiac arrhythmias imprint specific signatures on Lorenz plots [J]. Annals of Noninvasive Electrocardiology, 2008, 13(1): 44-60.
- [21] 胡蔓莉, 刘桢. 洛伦兹散点图心率变异性分析在心脏病患者中的临床应用研究[J]. 现代医学, 2018, 46(9): 992-996.
- [22] CANDIA-RIVERA D. Modeling brain-heart interactions from Poincaré plot-derived measures of sympathetic-vagal activity[J]. MethodsX, 2023, 10: 102116.

- [23] 毛悠扬. Lorenz 散点图在冠心病患者心率变异性分析中的应用价值[J]. 医药论坛杂志, 2023, 44(2): 109-113.
- [24] MILENAČ, ROMANO C, DE TOMMASI F, et al. Linear and non-linear heart rate variability indexes from heart-induced mechanical signals recorded with a skin-interfaced IMU[J]. Sensors, 2023, 23(3): 1615.
- [25] HUANG M, BIAN F L. A grid and density based fast spatial clustering algorithm[C] // International-Conference on Artificial Intelligence and Computational Intelligence. Piscataway: IEEE, 2009: 260-263.
- [26] WALD A. Sequential tests of statistical hypotheses[J]. The Annals of Mathematical Statistics, 1945, 16(2): 117-186.
- [27] TAKENS F. Detecting strange attractors in turbulence [M] // Dynamical Systems and Turbulence, Warwick 1980. Berlin: Springer, 1981: 366-381.
- [28] FRASER A M, SWINNEY H L. Independent coordinates for strange attractors from mutual information [J]. Physical Review A, 1986, 33(2): 1134-1140.
- [29] KENNEL M B, BROWN R, ABARBANEL H D. Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction[J]. Physical Review A, 1992, 45(6): 3403-3411.
- [30] KARMAKAR C K, KHANDOKER A H, GUBBI J, et al. Defining asymmetry in heart rate variability signals using a Poincaré plot[J]. Physiological Measurement, 2009, 30(11): 1227-1240.
- [31] ZHANG L J, GUO T C, XI B, et al. Automatic recognition of cardiac arrhythmias based on the geometric patterns of Poincaré plots[J]. Physiological Measurement, 2015, 36(2): 283-301.
- [32] BRENNAN M, PALANISWAMI M, KAMEN P. Do existing measures of Poincaré plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? [J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2001, 48(11): 1342-1347.
- [33] TULPPO M P, MÄKIKALLIO T H, TAKALA T E, et al. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise[J]. Am J Physiol, 1996, 271(1/2): H244-H252.
- [34] CICCONE A B, SIEDLIK J A, WECHT J M, et al. Reminder: RMSSD and SD1 are identical heart rate variability metrics[J]. Muscle Nerve, 2017, 56(4): 674-678.
- [35] SHAFFER F, GINSBERG J P. An overview of heart rate variability metrics and norms [J]. Front Public Health, 2017, 5: 258.
- [36] BRENNAN M, PALANISWAMI M, KAMEN P. Do existing measures of Poincaré plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2001, 48(11): 1342-1347.
- [37] BEHBAHANI S, DABANLOO N J, NASRABADI A M. Ictal heart rate variability assessment with focus on secondary generalized and complex partial epileptic seizures[J]. Advances in Bioresearch 2013, 4(1): 50-58.

(责任编辑:汪 军;校对编辑:任滢滢)