

脊髓损伤患者心率变异性的局部尺度指数特征*

刘引莉 廖福元

(西安工业大学电子信息工程学院 西安 710021)

摘要:心率变异性(heart rate variability, HRV)是目前评估脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)患者残余自主神经功能的主要依据。分析 HRV 的一般方法是计算心电信号 R-R 序列的时域、频域或非线性指标,其中去趋势波动分析(detrended fluctuation analysis, DFA)是最常用的非线性方法之一,对于 R-R 序列,通常由 DFA 可得两个尺度指数 α_1 (尺度 <11)和 α_2 (尺度 >11)。本研究关注局部尺度指数 $\alpha(t)$ (t 为时间尺度)揭示谱分析和尺度指数不能表征的 HRV 动态特性,采集 12 例 SCI 患者和 15 名健康者在坐姿(10 min)和俯卧姿(10 min)时的心电信号,计算 R-R 序列的 $\alpha(t)$ 。由于 $\alpha(t)$ 在小尺度时容易被高估,本文采用一种新的校正方法计算 $\alpha(t)$ 并用仿真信号验证其有效性。将此方法应用于采集的数据,结果显示,健康者在坐姿和俯卧姿时 R-R 序列的 $\alpha(t)$ 在 $4\text{ s}<t<12\text{ s}$ (频率 $0.083\sim 0.25\text{ Hz}$) 时单调下降,而 SCI 患者的 $\alpha(t)$ 在几乎所有的尺度上缓慢下降。另一方面,坐姿时 SCI 患者的 $\alpha(t)$ 在 $4\text{ s}<t<7\text{ s}$ ($0.143\sim 0.25\text{ Hz}$) 时显著低于健康者的 $\alpha(t)$ 值;俯卧姿时,SCI 患者的 $\alpha(t)$ 值在 $t=12\text{ s}$ (0.083 Hz) 附近显著大于健康者的 $\alpha(t)$ 值。然而,用谱分析和 DFA 所得结果显示,两组无显著差异这表明,局部尺度指数 $\alpha(t)$ 可揭示谱分析和传统的尺度指数不能表征的 HRV 动态特性。

关键词:脊髓损伤; 心率变异性; 局部尺度指数

中图分类号: R318.04 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Characteristics of local scale exponent of heart rate variability in people with spinal cord injury

Liu Yinli Liao Fuyuan

(Department of Electronic Information Engineering, Xi'an Technological University, Xi'an 710021, China)

Abstract: Heart rate variability (HRV) is a fundamental basis for evaluating the residual autonomic nerve function in patients with spinal cord injury (SCI). The commonly used methods for analyzing HRV involve calculation of time- and frequency-domain or nonlinear indices of R-R interval series derived from ECG signals, and the detrended fluctuation analysis (DFA) is one of the most commonly used nonlinear methods. Typically, DFA of HRV can yield two scaling exponents: α_1 (<11 beats) and α_2 (>11 beats). The present study was aimed to investigate whether the local scaling exponent $\alpha(t)$ (t is the time scale) could reveal the dynamics of HRV that cannot be characterized by spectral analysis and scaling exponents. ECG signals were collected from 12 SCI patients and 15 healthy subjects during upright sitting and prone posture. A new method was used to calculate $\alpha(t)$ involving correcting the $\alpha(t)$ values at small scales. The results showed that, for both sitting and prone postures, $\alpha(t)$ in healthy subjects monotonically decreased in the range of $4\text{ s}<t<12\text{ s}$ ($0.083\sim 0.25\text{ Hz}$), whereas $\alpha(t)$ in SCI patients descended slowly on almost all scales. In the sitting posture, $\alpha(t)$ values in the scale range of $4\text{ s}<t<12\text{ s}$ ($0.143\sim 0.25\text{ Hz}$) were significantly lower in SCI patients than in healthy subjects; in the prone posture, $\alpha(t)$ values around $t=12\text{ s}$ (0.083 Hz) were significantly higher in SCI patients than in healthy subjects. However, the results obtained by spectrum analysis and DFA did not show significant difference, which indicates that the dynamics of HRV cannot be characterized fully by spectral analysis and traditional scaling exponents.

Keywords: heart rate variability; spinal cord injury; local scale exponent

收稿日期:2017-07

* 基金项目:陕西省自然科学基金基础研究计划项目(2017JM8003)资助

0 引言

破坏脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)了下行自主神经通路,造成心血管系统的各种功能障碍^[1],一般表现为神经性休克、直立性低血压、自主神经异常反射、心律紊乱等^[2]。迄今,尚无对自主神经通路损伤程度进行评估的公认方法^[3]。临床实践中主要用于评估 SCI 患者的运动和感觉障碍,并非自主神经通路损伤的严重程度^[4]。

心率变异性(heart rate variability, HRV)是自主神经活动的主要标志之一^[5]。一般认为,心率的频率成分反映了自主神经的活动^[3]。通常,心电信号 R-R 序列的功率谱密度(PSD)显示两个特征频率:低频(LF, 0.04~0.15 Hz)和高频(HF, 0.15~0.4 Hz)。其中 HF 反映迷走神经对心率的调节,LF 反映交感神经和迷走神经的共同调节作用^[5],LF/HF 被广泛用于评价心血管调节的自主神经活动的平衡。研究表明,HRV 的时域和频域指标可为多种心脏病理状况提供诊断信息。另外,去趋势波动分析^[6](detrended fluctuation analysis, DFA)常被用于评价 HRV 的尺度不变特性^[7]。通常,用 DFA 法分析 R-R 序列可得两个尺度指数(4~11 次) α_1 (尺度 4-11)和 α_2 (尺度 >11)^[8]。研究表明,HRV 的 α_1 可以反映由运动、衰老、心脏疾病等引起的自主神经活动的变化。然而,能否用单个尺度指数描述心率动态特性的方法尚存在争议,因为 HRV 可能呈现不均匀的幂律特性,尤其在病理状态下。因此,Ivanov 等人^[10]提出用多个尺度指数描述 HRV 的特性。也有学者提出用局部尺度指数谱 $\alpha(t)$ 描述心率的动态特征,其中 t 是时间尺度^[11]。Castiglioni P 等人^[12]的实验结果显示,使用自主神经阻断剂后,交感神经和迷走神经的活动都会影响 $\alpha(t)$ 谱,但其作用相反。目前尚不清楚 $\alpha(t)$ 谱能否描述 PSD 和单个尺度指数所未能描述的特征。此外,在小尺度上, $\alpha(t)$ 得估计值一般大于实际值^[13]。

本文探讨 $\alpha(t)$ 能否揭示谱分析法单个尺度指数不能描述的 HRV 特征。SCI 患者通过从坐姿变到俯卧姿的方式引起 HRV 的变化。为准确估计 $\alpha(t)$, 本文在 Kantelhardt 等人^[14]的研究基础上,提出了一种在小尺度上校正 $\alpha(t)$ 的方法。此方法可以用来考察 HRV 在局部尺度的性质,加深对 SCI 患者残余自主神经功能的认识。

1 方法

1.1 研究对象

本研究招募了 27 名受试者,包括 12 例 SCI 患者和 15 例健康者,其人口统计学特征如表 1 所示。SCI 组中 5 人的损伤水平 C4-T5(不完全损伤),7 人的损伤水平 T6-T12(完全损伤 4 例、不完全损伤 3 例)。该项研究经过伦理委员会审查,所有受试者均签署了知情同意书。

1.2 数据采集

实验室温度保持在 23 °C 左右,实验开始前每名受试者至少在实验室静息 30 min 以适应房间的温度。实验步

骤如下:受试者先直坐于轮椅上,用三导联心电监测系统(ECG100C, Biopac)采集 10 min 心电信号。3 个电极分别置于右手腕腹侧、右踝关节内侧和左踝关节内侧;采样频率 1 000 Hz。然后受试者取俯卧位,记录心电 10 min。本研究用 AcqKnowledge 软件(Biopac 系统)对记录的心电信号进行后处理包括去除伪迹、带通滤波(0.5~32 Hz)、R 波检测以及导出 R-R 间期序列。

表 1 受试者的人口统计学特征

	SCI 组	健康对照组
人数	12	15
性别/(男/女)	9/3	11/4
年龄/岁	35.1±11.9	29.4±6.2
体重指数/(kg/m ²)	25.8±4.9	24.3±2.9
损伤时间/年	7(4,12)	/
损伤水平 C4-T5 人数/损伤水平 T6-T12 人数	5/7	/

注:数据表示为平均值±标准差或中值(25%分位,75%分位)

1.3 线性分析

首先计算 R-R 序列的均值和标准差(SD),然后采用三次样条插值法^[15]对 R-R 序列进行重采样,采样频率 2 Hz^[16]。HRV 的功率谱密度(PSD)采用自回归模型计算(阶数 16)由此计算 3 个参数:归一化低频功率[% LF = 100 × LF / (总功率 - VLF)]、高频功率[% HF = 100 × HF / (总功率 - VLF)]、低频、高频功率比(LF/HF),其中总功率为数据序列的方差;VLF 为频率 < 0.04 Hz 的功率^[5]。

1.4 去趋势波动分析(DFA)

应用于 R-R 序列的 DFA 简述如下。对于 N 个 R-R 间期组成的序列, $\{x(i), i=1, 2, \dots, N\}$, 首先计算 $x(i)$ 减去均值后的累加序列:

$$y(k) = \sum_{i=1}^k (x(i) - \langle RR \rangle) \quad (1)$$

式中: $\langle RR \rangle$ 是 R-R 间期序列的均值。然后,将 $y(k)$ 分成长度为 n 的若干段,采用最小二乘法估计每段的局部趋势 $y_n(k)$, 求均方根波动函数($n \geq 4$)

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N ((y(k) - y_n(k))^2)} \quad (2)$$

若 $F(n) \sim n^\alpha$, 则称参数 α 为尺度指数,可由 $\log[F(n)] - \log(n)$ 图像的斜率估计。 α 表征信号的相关性,例如: $\alpha=0.5$ 表示信号为白噪声; $\alpha=1$ 表示信号为 $1/f$ 过程,具有长相关性; $\alpha=1.5$ 表示信号为布朗噪声。对于 R-R 序列,由 DFA 通常可得两个尺度指数 α_1 (尺度 4-11)和 α_2 (尺度 >11)^[7]。

1.5 局部尺度指数

局部尺度指数定义为 $\log[F(n)]$ 对 $\log(n)$ 的导数:

$$\alpha(n_k) = \frac{\log[F(n_{k+1})] - \log[F(n_{k-1})]}{\log(n_{k+1}) - \log(n_{k-1})} \quad (3)$$

式中： $\{n_k\}$ 是均匀分布在 $\log(n)$ 轴上的一组 n 值。按式(3)计算 $\alpha(n_k)$ 的一个问题是它在小尺度上会被高估。为此，Kantelhardt J W 等^[16]提出了一个校正函数。

$$k^\alpha(n) = \frac{\langle [F(n)]^2 \rangle^{1/2} / n^\alpha}{\langle [F(n')]^2 \rangle^{1/2} / n'^\alpha} \quad (4)$$

式中： $\langle \cdot \rangle$ 表示平均值， n' 是一个特定的尺度。因为 $k^\alpha(n)$ 对 α 的依赖性很小，所以 $k^{1/2}(n)$ 可用于 $\alpha \neq 1/2$ 的情况，而 $k^{1/2}(n)$ 可通过分析将原时间序列数据点顺序随机化后的序列得到。Kantelhardt 等人^[16]认为 n' 应足够大 ($n' > 50$) 但必须显著小于序列的长度 N 并建议 n' 取 $N/20$ 。因此，校正后的波动函数为：

$$F_{\text{mod}}(n) = F(n) / k^{1/2}(n) \quad (5)$$

然而，对于短时间序列，上述方法可能会在小尺度上低估 $\alpha(n_k)$ 值；而且 α 值越大，由式(5)估计的偏差越大。因此，本文采用如下校正：

$$\alpha(n) = \alpha_K(n) \cdot K^\alpha(n) / K^{1/2}(n) \quad (6)$$

式中： $\alpha_K(n)$ 是采用 Kantelhardt 等人^[17]提出的方法得到的局部尺度指数。

为了检验采用式(6)能否提高 $\alpha(n)$ 值估计的准确性，考虑用上述两种校正方法分别计算白噪声、 $1/f$ 噪声和布朗噪声 ($\alpha = 0.5, 1, 1.5$) 的局部尺度指数，结果如图 1 所示。显然，本文提出的方法大大提高了 $\alpha(n)$ 在小尺度上估计值的准确性。由于 R-R 序列在 $n < 11$ 时 $\alpha(n)$ 平均值一般大于 1^[7]，所以本文提出的方法可得到更好的结果。

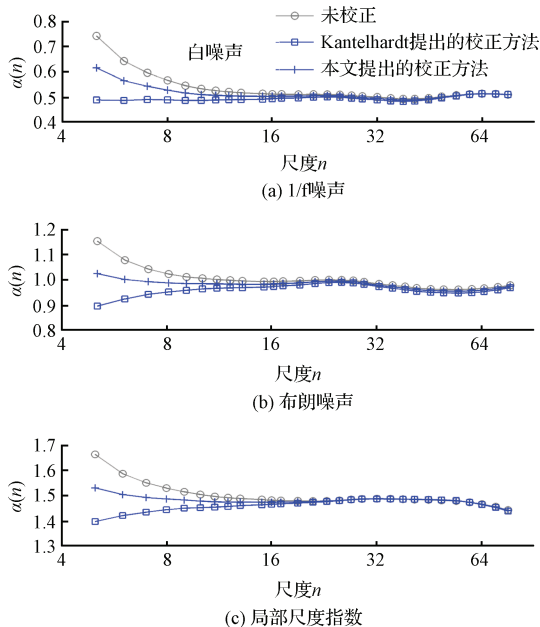


图1 白噪声、 $1/f$ 噪声和布朗噪声的局部尺度指数谱 $\alpha(n)$

仿真步骤如下：对功率谱^[18] $S(f) \propto f^{-(2\alpha-1)}$ ， $\alpha = 0.5, 1, 1.5$ ，进行 Fourier 反变换分别产生白噪声、 $1/f$ 噪声和布朗噪声序列，长度 750 (与 10 min 的 R-R 序列的长度相当)；计算 $\alpha(n)$ 。图中所示结果为 50 次仿真结果的平均。

1.6 R-R 序列的局部尺度指数

对于 R-R 序列，尺度 n (心跳次数) 的持续时间依赖于 R-R 间期的平均值。如果两个 R-R 序列的平均值不同，则尺度 n 实际上对应不同的时间尺度。本研究中，健康者在坐姿时的 R-R 序列的均值明显小于俯卧姿时 R-R 序列的均值。为了比较不同受试者 HRV 的尺度指数谱，Castiglioni 等人^[12]提出将尺度 $\{n_k\}$ 转化为时间尺度 $\{t_k\}$ ：

$$t_k = n_k \times \langle RR \rangle \quad (7)$$

式中： $\langle RR \rangle$ 为 R-R 序列的均值。由于 $\{t_k\}$ 在对数刻度上非均匀分布，因此需对由式(6)、(7)得到的局部尺度指数谱 $\alpha(t_k)$ 进行线性插值得到新的尺度指数谱 $\alpha(t_i)$ ，使 $\{t_i\}$ 在对数刻度上均匀分布。本研究中， $\{t_k\}$ 的范围选为 4 ~ 60 s，理由如下。一方面，DFA 应用于 R-R 序列时，最小尺度 (心跳次数) 通常选为 4^[8]。本研究的大多数 R-R 序列的均值在 0.6 ~ 1 s 之间。因此，最小尺度 4 对应的时间尺度为 2.4 ~ 4 s。另一方面，最大时间尺度取决于 R-R 序列的长度。Kantelhardt 等人^[17]建议，最大时间尺度可可选为 $N/4$ ；Castiglioni 等人^[13]报道，当最大尺度为 $N/7$ 时，估计的 $\alpha(n)$ 没有实质性偏差。然而，采用单分形时间序列的仿真结果表明，当尺度超过 $N/20$ ， $\alpha(n)$ 可能不稳定，偏离其理论值 (图 1)。由于本研究中 R-R 序列由 10 min 的心电信号导出，因此推测当时间尺度超过 30 s 时， $\alpha(n)$ 估计的可靠性降低。时间尺度 4 ~ 30 s 对应的频率范围为 0.033 ~ 0.25 Hz。众所周知，HRV 的低频带 (LF) 和 高频带 (HF) 分别为 0.04 ~ 0.15 Hz 和 0.15 ~ 0.4 Hz。根据 HRV 分析指南^[19]，对于长度为 5 分钟量级的心电信号，一般不考虑频率低于 0.04 Hz 的成分。

1.7 统计分析

同组受试者在不同位姿 (坐姿与俯卧) 时 HRV 的线性指标^[20]、 α_1 、 α_2 以及局部尺度指数 $\alpha(t)$ 的差异采用 Wilcoxon 符号秩检验法检验；相同位姿时两组受试者 HRV 指标的差异采用 Wilcoxon 秩和检验法检验。

2 结果

2.1 线性指标

图 2 所示为一名健康者和一名 SCI 患者在不同位姿时的 R-R 序列及其功率谱密度 (PSD)。如图 2(a) 所示，健康者从坐姿到俯卧，R-R 间期明显增大；如图 2(c) 所示，HRV 的低频能量减小，高频能量增加。然而，如图 2(b) 所示，SCI 患者的位姿改变后 R-R 间期的增幅很小；如图 2(d) 所示，HRV 低频能量的变化也较小。如表 2 所示为比较健康组和 SCI 组 HRV 的线性指标。两组在坐姿时的 R-R 间期均值都显著小于俯卧姿时的 R-R 间期均值。健康组从坐姿到俯卧 HRV 的 %LF 和 LF/HF 显著减小，而 SCI 组的这两个指标无显著变化。在坐姿时，SCI 组的 %LF 和 LF/HF 显著小于健康组的对应指标。

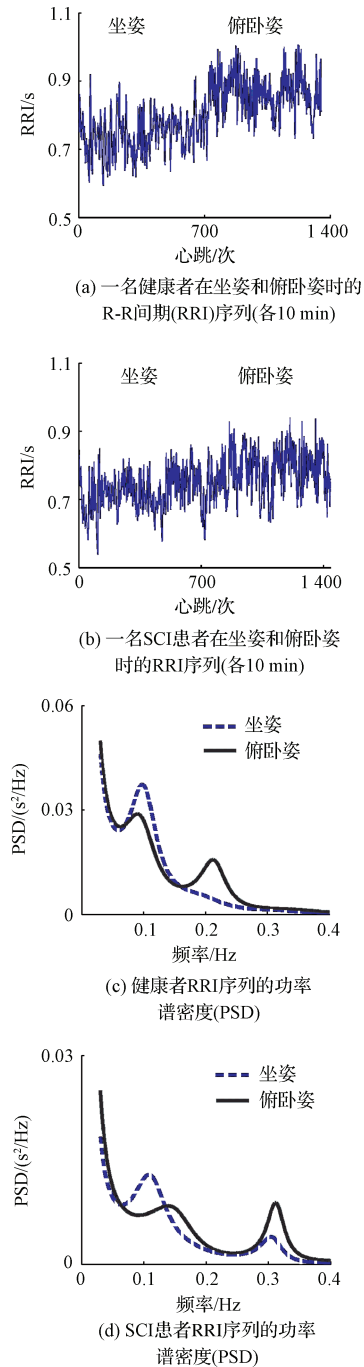


图2 一名健康者和一名SCI患者在不同坐姿时的 R-R 序列及其功率谱密度

表2 健康组和SCI组的HRV的线性指标

	位姿	R-R 序列的均值/ms	R-R 序列的标准差/ms	%LF	LF/HF
健康组	坐姿	799.7±39.3*	70.1±7.7	71.3±3.8*	3.3±0.8*
	俯卧	916.2±46.0	83.6±13.9	42.0±4.9	0.8±0.2
SCI组	坐姿	770.9±26.0*	62.7±19.5	53.5±5.2+++	1.6±0.4+++
	俯卧	826.1±26.6	71.4±23.5	49.2±4.7	1.3±0.2

注:结果表示为均值±标准误。*表示不同位姿间比较 $p < 0.05$; +++表示不同组间比较 $p < 0.001$

2.2 DFA 系数

对于健康组,坐姿时 R-R 序列的 α_1 (尺度 $4 < n < 11$) 显著大于俯卧姿时的 α_1 值,而 SCI 组的 α_1 几乎无变化(如图 3(a)所示)。在坐姿时,健康组的 α_1 显著大于 SCI 组的 α_1 值(如图 3(a)所示)。另外,长期尺度指数 α_2 (尺度 $n > 11$) 无论在不同组间还是在不同位姿间均无显著差异,如图 2(b)所示。

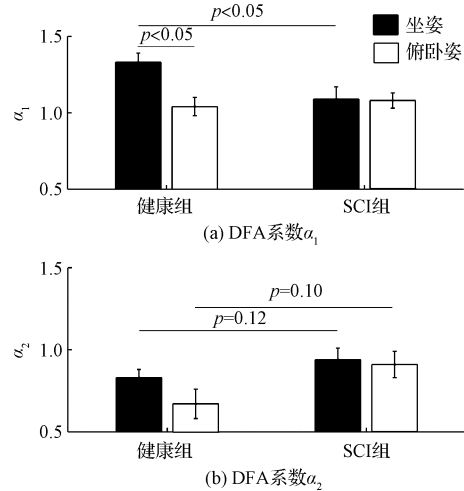


图3 健康组(a)和脊髓损伤组(b)的 DFA 系数 α_1 和 α_2 注:结果表示为均值±标准误

2.3 局部尺度指数

如图 4 所示为健康组和 SCI 组的局部尺度指数 $\alpha(t)$ (表示为均值±标准误)。健康者在两种位姿时, $\alpha(t)$ 在 $4 \sim 12$ s 之间的尺度上单调递减,然后基本稳定,如图 4(a)所示;当时间尺度 < 10 s 时,坐姿时的 $\alpha(t)$ 显著大于俯卧时的 $\alpha(t)$,如图 4(a)所示;当时间尺度大于 15 s 时,两种位姿的 $\alpha(t)$ 接近。SCI 患者在不同位姿时的 $\alpha(t)$ 无显著差异,在几乎所有尺度上呈缓慢下降趋势,如图 4(d)所示。在坐姿时,SCI 患者的 $\alpha(t)$ 在小尺度上 ($t < 8$ s) 显著小于健康者的 $\alpha(t)$,如图 4(c)所示;在俯卧姿时,SCI 患者的 $\alpha(t)$ 在 $t = 12$ s 附近显著大于健康者的 $\alpha(t)$,如图 4(d)所示。

3 结论

本研究的结果显示,健康者在坐姿时的 $\alpha(t)$ 在时间尺度 $4 \text{ s} < t < 12 \text{ s}$ 上显著大于俯卧时的 $\alpha(t)$ (如图 4(a)所示)。

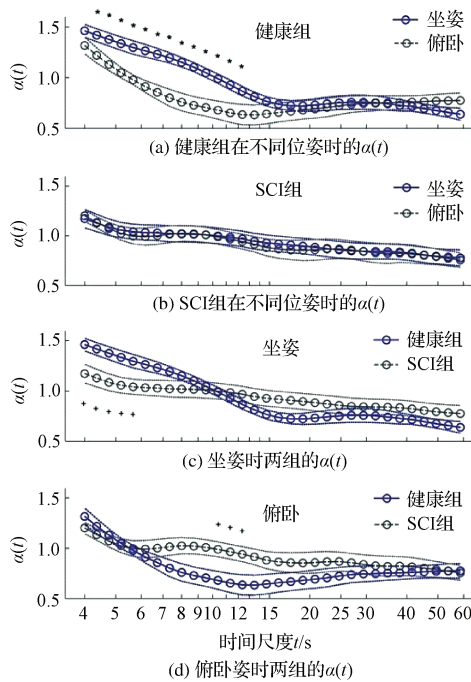


图4 健康组和SCI组的局部尺度指数 $\alpha(t)$

注:结果表示为均值±标准误;*表示不同位姿间比较 $p < 0.05$;+表示两组间比较 $p < 0.05$

这些尺度对应的频率为 $0.083 \sim 0.25$ Hz,横跨 LF($0.04 \sim 0.15$ Hz)和 HF($0.15 \sim 0.4$ Hz)两个频带。这两个频带在R-R序列的谱分析中是分开的;另一方面,假设R-R周期的均值为 0.8 s(表2),时间尺度 $4 \text{ s} < t < 12 \text{ s}$ 相当于 $5 \sim 15$ 次心跳,而DFA计算尺度指数 α_1 所取的尺度范围通常为 $4 \sim 11$ 次心跳。

坐姿时,SCI患者的 $\alpha(t)$ 在小尺度上显著低于健康者的对应值(如图4(c)所示),这与DFA系数 α_1 的结果一致(如表2所示)。当时间尺度 $6 \text{ s} < t < 15 \text{ s}$ 时(频率 $0.07 \sim 0.16$ Hz),健康者的 $\alpha(t)$ 随 t 急剧下降,而SCI者的 $\alpha(t)$ 呈缓慢下降趋势。这一特征无法用谱分析和DFA系数描述。

俯卧时,SCI患者的 $\alpha(t)$ 在尺度 $t = 12 \text{ s}$ 附近显著大于健康者的对应值(如图4(d)所示),而谱分析和DFA的结果显示,两组的%LF、LF/HF及 α_2 均无显著差异,如表2、3所示,这进一步说明 $\alpha(t)$ 可以反映频谱分析和DFA不能描述的HRV特征。

参考文献

- [1] ALEXANDER M S, BIERING-SORENSEN F, BODNER D, et al. International standards to document remaining autonomic function after spinal cord injury[J]. Spinal Cord, 2009, 47(1): 36-43.
- [2] RIMAUD D, CALMELS P, PICHOT V, et al. Effects of compression stockings on sympathetic activity and heart rate variability in individuals with spinal cord injury[J]. The Journal of Spinal Cord Medicine, 2012, 35(2): 81-88.
- [3] WEST C R, BELLANTONI A, KRASSIOUKOV A V. Cardiovascular function in individuals with incomplete spinal cord injury: a systematic review[J]. Top Spinal Cord Inj Rehabil, 2013, 19(4): 267-278.
- [4] CLAYDON V E, KRASSIOUKOV A V. Clinical correlates of frequency analyses of cardiovascular control after spinal cord injury[J]. AJP: Heart and Circulatory Physiology, 2008, 294(2): 668-678.
- [5] SAMMITO S, THIELMANN B, ZIMMERMANN P. Influence of post-traumatic stress disorder on heart rate variability as marker of the autonomic nervous system—a systematic review[J]. Fortschr Neurol Psychiatr, 2015, 83(1):30-37.
- [6] 王春方,孙长城,明东,等.脑卒中后抑郁患者脑电信号长时程相关性分析[J].仪器仪表学报,2017,38(6):1361-1367.
- [7] JAN Y K, ANDERSON M, SOLTANI J, et al. Comparison of changes in heart rate variability and sacral skin perfusion in response to postural changes in people with spinal cord injury[J]. Journal of rehabilitation research and development, 2013, 50(2):203-14.
- [8] BECKERS F. Aging and nonlinear heart rate control in a healthy population[J]. AJP: Heart and Circulatory Physiology, 2006, 290(6): 2560-2570.
- [9] RYAN M L, OGILVIE M P, PEREIRA B M T, et al. Heart rate variability is an independent predictor of morbidity and mortality in hemodynamically stable trauma patients[J]. The Journal of Trauma, 2011, 70(6): 1371-1380.
- [10] IVANOV P C, AMARAL L A, GOLDBERGER A L, et al. Multifractality in human heartbeat dynamics[J]. Nature, 1999, 399(6735):461.
- [11] KRASSIOUKOV A, BIERINGSØRENSEN F, DONOVAN W, et al. International standards to document remaining autonomic function after spinal cord injury[J]. Journal of Spinal Cord Medicine, 2012, 18(3):282-296.
- [12] CASTIGLIONI P, PARATI G, CIVIJIAN A, et al. Local scale exponents of blood pressure and heart rate variability by detrended fluctuation analysis: effects of posture, exercise, and aging[J]. IEEE Transactions on Biomed Eng, 2009, 56(3): 675-684.
- [13] CASTIGLIONI P, PARATI G, RIENZO D M, et al. Scale exponents of blood pressure and heart rate during autonomic blockade as assessed by detrended fluctuation analysis [J]. The Journal of Physiology,

- 2011, 589(2): 355-369.
- [14] BOJORGES-VALDEZ R E, ECHEVERRÍA JC, VALDÉS-CRISTERNA R, et al. Scaling patterns of heart rate variability data[J]. *Physiol Meas*, 2007, 28(6): 721-730.
- [15] RYAN M L, OGILVIE M P, PEREIRA B M T, et al. Heart rate variability is an independent predictor of morbidity and mortality in hemodynamically stable trauma patients[J]. *The Journal of Trauma*, 2011, 70(6): 1371-1380.
- [16] KANTELHARDT J W, KOSCIELNY-BUNDE E, REGO H H A, et al. Detecting long-range correlations with detrended fluctuation analysis[J]. *Physica A Statistical Mechanics & Its Applications*, 2001, 295(3): 441-454.
- [17] 陈垒, 赵伟, 肖勇, 等. 非整周期采样条件下有功电能计量的新算法[J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(4): 861-869.
- [18] SERRAÑÓ P, MONTESINOS L L, MORALES J, et al. Heart rate variability in individuals with thoracic spinal cord injury[J]. *Spinal Cord*, 2015, 53(1): 59-63.
- [19] KANTELHARDT J W. Fractal and multifractal time series[J]. *Encyclopedia of Complexity and System Science*, 2015: 1-37.
- [20] 洋洋, 陈小惠, 王保强, 等. 脉搏信号中有效信号识别与特征提取方法研究[J]. *电子测量与仪器学报*, 2016, 30(1): 126-132.

作者简介

刘引莉, 1992年出生, 研究生在读, 主要研究方向为检测技术与自动化装置。

E-mail: 646073013@qq.com

廖福元, 1969年出生, 工学博士, 副教授, 主要研究方向为医学信号处理。

E-mail: liaofuyuan1024@163.com

罗德与施瓦茨的干扰定位产品 MNT100 在移动通信网络的干扰排查方面带来了一次技术革命

在现在的移动通信网络中, 各种不合规的发射源渗透在每个角落。这导致网络容量变差, 用户体验大幅度下降, 所以对运营商和无线电管理委员会来说, 干扰排查面临着一个十分重要的挑战。罗德与施瓦茨的最新手持表 MNT100 具有高性能的接收机和智能跟踪算法, 它不仅能迅速感应到干扰并很快找到干扰源的位置, 还能检测出不规则的突发信号。

在移动通信网络中, 罗德与施瓦茨的干扰定位仪器 MNT100 为干扰源的识别和定位提供了一个全新的专业解决方案。这个最新的手持仪器专门检测、定位并分析 600~6 000 MHz 的射频干扰信号。通过实时的快速傅里叶变换和快速的干扰源方位锁定, MNT100 能以很快的速度自动定位干扰源的位置, 比现有的查找方法更快捷更准确。在以往的干扰排查定位中, 罗德与施瓦茨通过频谱仪、PIM 测试仪、扫频仪、定向天线和软件来实现, 随着罗德与施瓦茨 MNT100 的加入, 进一步加强了移动网络干扰的定位和排查能力。

独有的功能被设定为标准

大量的射频预选器使 MNT100 即使在频谱密度很高的环境下也能很好的应用。大的动态范围使它能检测非常微弱的信号。快速的实时傅里叶变换使抓取很短的瞬时信号成为可能, 即使 20 ns 的瞬时信号也能万无一失的

抓取到。MNT100 对频谱和干扰的展现方式多种多样, 能检测并呈现复杂的瞬时干扰信号, 这在传统的频谱仪测试中是不能实现的。另外, 罗德与施瓦茨有一个单波束和双波束可切换的高性能手持天线(R&S HE400CEL), 它能手动精确定位干扰源方位。除此之外, 如果再加上罗德与施瓦茨的一个能自动方向性扫描的磁力固定天线, 结合一款电脑版的干扰定位分析软件, 自动的干扰检测和排查的效率将会大幅度的提高。罗德与施瓦茨的 MNT100 在各种干扰检测中都有对应的配置, 包括: 手持干扰排查的标准配置、自动干扰定位和排查的自动排查配置、以及包含手动、自动全方案干扰排查配置。

干扰排查全方位创新

罗德与施瓦茨公司在频谱监控、基站建设、疑难问题定位解决、QoS/QoE 测试和分析方面有几十年的经验, 一直引领着技术的创新。罗德与施瓦茨公司对干扰的排查定位方案能使运营商和网络服务公司快速高效的定位和排查各种各样的干扰。

罗德与施瓦茨最新的干扰定位与排查仪器 MNT100 目前已经可以供货给运营商、网络服务公司和网络监管商, 更多的信息请参考: www.rohde-schwarz.com/MNT-interference-hunting