

## 基于层次分析法的植物神经系统活动度及平衡性的评价模型研究

李章勇,马成群,刘兆宇,司淼淼,安耀明  
重庆邮电大学生物医学工程研究中心,重庆 400065

**【摘要】目的:**植物神经功能状态的参数异常是心血管疾病预后不良的标志。本研究拟提出一种基于层次分析法定量评价植物神经系统活动度及平衡性的新方法。**方法:**通过层次分析将心率变异性参数分为时域参数、频域参数、非线性参数3层指标,根据各层指标的两两相对重要性构造判断矩阵,计算出各层指标的权重,经过一致性检验验证判断矩阵的可靠性。经过自身对照实验获得数据对模型进行验证。**结果:**随着应激程度的增加,交感神经张力呈增加趋势,副交感神经张力呈降低趋势,两者的平衡性呈增加趋势。**结论:**本研究设计的模型能一定程度上反映植物神经系统的变化,有一定的理论研究价值。

**【关键词】**层次分析法;植物神经系统;活动度;平衡性

**【中图分类号】**R338.5;R747.8

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)05-0602-06

### Analytic hierarchy process-based model for evaluating the activity and balance of vegetative nervous system

LI Zhangyong, MA Chengqun, LIU Zhaoyu, SI Miaomiao, AN Yaoming

Center for Biomedical Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China

**Abstract: Objective** The abnormal parameters reflecting the functional status of autonomic nerve can be regarded as a marker of poor prognosis of cardiovascular diseases. Based on the analytic hierarchy process, a quantitative evaluation method is proposed for assessing the activity and balance of vegetable nervous system. **Methods** By means of hierarchy analysis, heart rate variability parameters were divided into time domain parameters, frequency domain parameters and nonlinear parameters. The judgment matrix was constructed according to the relative importance of each index, and then the weight of each index was calculated. The consistency test verified the reliability of the judgment matrix. Finally, the data obtained from self-control experiment were used to verify the proposed model. **Results** With the increase of stress level, sympathetic nervous activity increased; parasympathetic nervous activity decreased; and the balance of sympathetic nervous activity and parasympathetic nervous activity increased. **Conclusion** The designed model which can reflect the change of vegetable nervous system has certain theoretical research value.

**Keywords:** analytic hierarchy process; vegetative nervous system; activity; balance

### 前言

植物神经系统(Vegetative Nervous System, VNS)也叫自主神经系统(Autonomic Nerves System, ANS),由交感神经(Sympathetic Nervous System,

SNS)和副交感神经(Parasympathetic Nervous System, PNS)两部分组成,对调节内脏和血管平滑肌的活动起着重要作用。植物神经功能障碍或植物神经失衡有可能导致心律失常、心力衰竭等疾病,在过敏性鼻炎的病理生理过程中也发挥影响作用<sup>[1-4]</sup>,因此ANS功能的研究目前在国际上受到重视。近年来发现ANS功能与心脏性猝死的关系推动了ANS功能指标对预测心脏性猝死研究的发展<sup>[5]</sup>。冠心病、糖尿病、高血压发病初期会出现植物神经功能障碍<sup>[6-10]</sup>,但目前对SNS和PNS的评价仍然缺少定量分析,而且定性评价存在较多争议,所以制定一种ANS定量分析方法是非常重要的,且极具挑战性。

**【收稿日期】**2018-01-26

**【基金项目】**重庆市重点产业共性关键技术创新专项(cstc2015zdcy-ztx120002)

**【作者简介】**李章勇,教授,研究方向:医学信号处理,E-mail: lizy@cqupt.edu.cn

**【通信作者】**马成群,硕士研究生,研究方向:医学信号处理,生物医学工程,E-mail: 690412802@qq.com

目前对ANS功能的检测方法,比如血压变异性、SNS皮肤反应、RR间隔变化(R-R Internal Variation, RRIV)、QT离散度(QT dispersion, QTd)等,这些方法大多只能单独反映SNS和PNS的变化,并不能反映SNS与PNS的交互作用,并且这些方法的灵敏度和特异度均较差<sup>[11-14]</sup>。研究表明,由于心率变异性(Heart Rate Variability, HRV)无创、定量等优点,临床上常用于分析评价ANS功能,且日益受到临床医学的重视<sup>[15-19]</sup>。本文根据心率变异性反映的生理意义,通过测试力竭运动前后HRV参数,研究不同心率下HRV与ANS的关系及HRV在反映ANS功能状态中的意义。然后基于层次分析法(Antalytic Hierarchy Process, AHP)确定了一种定量分析ANS活动度和平衡性的模型,提出了其评估系统指标,并通过实验数据验证新模型的可靠性。

## 1 评估系统指标

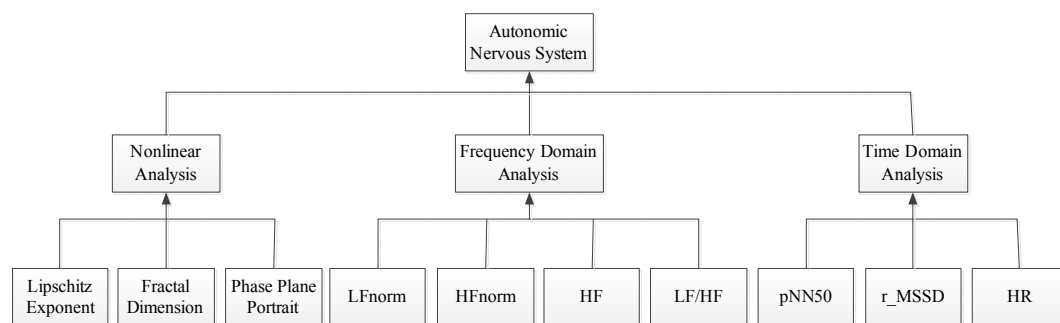


图1 ANS活动度和平衡性评价模型指标系统

Fig.1 Evaluation index system of activity and balance of autonomic nervous system

LFnorm: Low frequency in normalized unit; HFnorm: High frequency in normalized unit; HF: High frequency; LF/HF: Low frequency/High frequency; pNN50: Percentage of adjacent cycles that are greater than 50 ms apart; r\_MSSD: Root mean square of successive differences; HR: Heart rate

## 2 ANS活动度和平衡性模型

根据图1所示建立评价指标系统以后,需要运用AHP方法确定各评级指标的判断矩阵,然后计算出相应指标的权重<sup>[23]</sup>。构造判断矩阵时一般采用Satty教授提出的1~9标度法,1~9标度法如表1所示。

本文所建立的ANS活动度和平衡性的评价体系,是在SA-3000P精神压力分析仪的基础上,加入了时域指标和非线性指标作旁证,层次分析中各个层次(包括决策层和准则层)的判断矩阵如表2~表9所示。

### 2.1 基于AHP方法的活动度计算模型

从表2~5数据可以清楚地看出各要素在整个评价中所占权重( $W_i$ ),然后按这些要素所占权重就可整合出ANS活动度的计算模型,针对ANS活动度进行打分,并计算出分值。得出活动度( $X$ )计算模型如式:

$$X = 0.2 \times F + 0.6 \times P + 0.2 \times T$$

HRV包含了二十几种参数,其中主要有时域参数、频域参数以及非线性参数。各个参数表达了不同的生理信息,如高频分量(High Frequency, HF)代表PNS活动水平,低频分量(Low Frequency, LF)所表达的生理信息目前还存在争议,可能反映SNS活动水平,也可能同时反映SNS和PNS的活动,两者之比LF/HF反映了SNS和PNS的平衡性<sup>[20-21]</sup>。但是研究发现,不能单纯地用这些频域参数代表ANS的调节功能,且HRV中LF、HF影响因素太多,因此需要添加指标作旁证<sup>[22]</sup>。HRV的时域分析简单准确,但是仅用时域分析或频域分析ANS的调节功能忽略了HRV信号的非线性特性。鉴于此本文选取时域、频域及非线性的若干参数作为评价指标,根据层次分析法建立了如图1所示的ANS活动度和平衡性计算模型指标系统。

$$\begin{cases} F = 0.4286 \times a_1 + 0.4286 \times a_2 + 0.1429 \times a_3 \\ P = 0.3845 \times b_1 + 0.3845 \times b_2 + 0.1433 \times b_3 + 0.0878 \times b_4 \\ T = 0.5571 \times c_1 + 0.3202 \times c_2 + 0.1226 \times c_3 \end{cases} \quad (1)$$

表1 成对比较法的标度含义

Tab.1 Definitions of scales in paired comparison method

Intensity of importance	Definition ( $x_i$ and $x_j$ )
1	Both elements are important
3	One element slightly favor over another
5	One element strongly favor over another
7	One element favored very strongly over another
9	One element favored absolute over another
2, 4, 6, 8	The value of two elements when compared each other would be too small

表 2 活动度计算模型决策层-中间层判断矩阵

Tab.2 Decision layer-intermediate judgment matrix of activity evaluation model

Activity ( <i>X</i> )	Nonlinear ( <i>F</i> )	Frequency ( <i>P</i> )	Time ( <i>T</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
Nonlinear	1	1/3	1	0.2
Frequency domain	3	1	3	0.6
Time domain	1	1/3	1	0.2

Consistency ratio (CR): 0

表 3 活动度计算模型非线性-因素层判断矩阵

Tab.3 Nonlinear-factor level judgment matrix of activity evaluation model

Nonlinear ( <i>F</i> )	Lipschitz ( <i>a1</i> )	Fractal dimension ( <i>a2</i> )	Phase-plane diagram ( <i>a3</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
Lipschitz	1	1	3	0.428 6
Fractal dimension	1	1	3	0.428 6
Phase-plane diagram	1/3	1/3	1	0.142 9

CR: 0

表 4 活动度计算模型频域-因素层判断矩阵

Tab.4 Frequency domain-factor level judgment matrix of activity evaluation model

Frequency ( <i>P</i> )	LFnorm ( <i>b1</i> )	HFnorm ( <i>b2</i> )	HF ( <i>b3</i> )	LF/HF ( <i>b4</i> )	Weight ( <i>w<sub>i</sub></i> )
LFnorm	1	1	3	4	0.384 5
HFnorm	1	1	3	4	0.384 5
HF	1/3	1/3	1	2	0.143 3
LF/HF	1/4	1/4	1/2	1	0.087 8

CR: 0.0076

表 5 活动度计算模型时域-因素层判断矩阵

Tab.5 Time domain-factor level judgment matrix of activity evaluation model

Time( <i>T</i> )	pNN50 ( <i>c1</i> )	r_MSSD ( <i>c2</i> )	HR ( <i>c3</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
pNN50	1	2	4	0.557 1
r_MSSD	1/2	1	3	0.320 2
HR	1/4	1/3	1	0.122 6

CR: 0.0158

表 6 平衡性计算模型决策层-中间层判断矩阵

Tab.6 Decision layer-intermediate judgment matrix of balance evaluation model

Balance ( <i>Y</i> )	Nonlinear ( <i>F</i> )	Frequency ( <i>P</i> )	Time ( <i>T</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
Nonlinear	1	1/3	1	0.2
Frequency	3	1	3	0.6
Time	1	1/3	1	0.2

CR: 0

表 7 平衡性计算模型非线性——因素层判断矩阵

Tab.7 Nonlinear-factor level judgment matrix of balance evaluation model

Nonlinear ( <i>F</i> )	Lipschitz ( <i>a1</i> )	Fractal dimension ( <i>a2</i> )	Phase-plane diagram( <i>a3</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
Lipschitz	1	1	3	0.428 6
Fractal dimension	1	1	3	0.428 6
Phase-plane diagram	1/3	1/3	1	0.142 9

CR: 0

表 8 平衡性计算模型频域-因素层判断矩阵

Tab.8 Frequency domain-factor level judgment matrix of balance evaluation model

Frequency ( <i>P</i> )	LFnorm ( <i>b1</i> )	HFnorm ( <i>b2</i> )	HF ( <i>b3</i> )	LF/HF ( <i>b4</i> )	Weight ( <i>W<sub>i</sub></i> )
LFnorm	1	1	2	1/3	0.189 9
HFnorm	1	1	2	1/3	0.189 9
HF	1/2	1/2	1	1/4	0.105 8
LF/HF	3	3	4	1	0.514 3

CR: 0.0077

表 9 平衡性计算模型时域-因素层判断矩阵

Tab.9 Time domain-factor level judgment matrix of balance evaluation model

Time( <i>T</i> )	pNN50( <i>c1</i> )	r_MSSD( <i>c2</i> )	HR( <i>c3</i> )	Weight( <i>W<sub>i</sub></i> )
pNN50	1	2	3	0.539 0
r_MSSD	1/2	1	2	0.297 3
HR	1/3	1/2	1	0.163 8

CR: 0.0079

## 2.2 基于AHP方法的平衡性计算模型

从表6~9数据可以清楚地看出各要素在整个评价中所占权重( $W_i$ ),然后按这些要素所占权重就可整合出ANS平衡性的计算模型,针对ANS平衡性进行打分,并计算出分值。得出的平衡性( $Y$ )计算模型如式:

$$Y = 0.2 \times F + 0.6 \times P + 0.2 \times T$$

$$\begin{cases} F = 0.4286 \times a_1 - 0.4286 \times a_2 - 0.1429 \times a_3 \\ P = 0.1899 \times b_1 - 0.1899 \times b_2 - 0.1058 \times b_3 + 0.5143 \times b_4 \\ T = -0.5390 \times c_1 - 0.2973 \times c_2 + 0.1638 \times c_3 \end{cases} \quad (2)$$

## 3 实验验证

研究表明生理应激对SNS和PNS的影响是协调的交互模式,随着生理应激的刺激,SNS的活性增加,PNS的活性降低。鉴于此,本文设计生理应激的实验,通过记录被试在不同身体状态时的HRV信号来验证模型的准确性。

## 3.1 实验对象与方法

实验选取重庆邮电大学30名研究生,年龄22~27岁,身体健康,无心血管系统方面的疾病。测试前,让受试者不参加剧烈活动,静卧休息10~15 min,测试时避免兴奋谈话、深长呼吸等影响植物神经活动的因素。测试分为3个阶段:(1)基线期,被试自然、静坐状态下采集HRV信号9 min;(2)轻度应激,被试保持安静的站姿同时记录HRV信号9 min;(3)重度应激,被试进行2 min极限运动,需要保持匀速骑功率自行车,运动结束后休息5 min开始记录HRV信号9 min。为避免每个阶段信号相互影响,每阶段的信号采集结束后休息5 min再进行下一阶段的采集。

## 3.2 实验结果

**3.2.1 HRV指标** 分析HRV指标发现,随着应激的刺激,各个指标都有显著变化,表明HRV能敏感地反映ANS的变化。将HRV信号的实验数据带入模型进行验证,计算结果如表10~12所示。

表10 HRV非线性指标

Tab.10 Nonlinear indexes of heart rate variability (HRV)

Stage	Lipschitz	Fractal dimension	Phase-plane diagram
Baseline	5.3857±0.405	1.167±0.038	0.991±0.282
Mild stimulation	5.7687±0.473**	1.136±0.043**	0.755±0.267**
Severe stimulation	6.47±0.553**	1.08±0.039**	0.484±0.254**

Mild stimulation *versus* baseline, \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* baseline,  $\Delta P < 0.05$ ,  $\Delta\Delta P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* mild stimulation,  $\bullet P < 0.05$ ,  $\bullet\bullet P < 0.01$

表11 HRV频域指标

Tab.11 Frequency domain indexes of HRV

Stage	LFnorm	HFnorm	HF	LF/HF
Baseline	0.434±0.173	0.566±0.173	955.03±49045	0.943±0.616
Mild stimulation	0.591±0.177**	0.409±0.177**	599.38±46382*	1.963±1.439**
Severe stimulation	0.732±0.157**	0.267±0.157**	208.80±13567**	4.156±3.52**

Mild stimulation *versus* baseline, \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* baseline,  $\Delta P < 0.05$ ,  $\Delta\Delta P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* mild stimulation,  $\bullet P < 0.05$ ,  $\bullet\bullet P < 0.01$

表12 HRV时域指标

Tab.12 Time domain indexes of HRV

Stage	pNN50	r_MSSD	HR
Baseline	9.948±7.016	39.167±9.232	72.05±7.543
Mild stimulation	4.734±4.664**	29.614±9.02**	77.03±7.876**
Severe stimulation	1.667±2.748	21.6±11.174**	87.705±8.05**

Mild stimulation *versus* baseline, \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* baseline,  $\Delta P < 0.05$ ,  $\Delta\Delta P < 0.01$ ; Severe stimulation *versus* mild stimulation,  $\bullet P < 0.05$ ,  $\bullet\bullet P < 0.01$

**3.2.2 活动度与平衡性** 生理应激对心脏 SNS 和 PNS 的影响是协调的交互模式,其相互作用机制类似于太极图一上一下、一正一反的形式,鉴于此,为了能直观地显示出交感与副交感神经张力变化,根据计算出的活动度和平衡性的大小如表 13 所示,仿真出太极图模拟 SNS 和 PNS 之间的相互作用。其中以太极图面积大小代表 ANS 的活动度大小,以圆心为中心,根据打分原则,

平衡性分值为-100~100 分,平衡性大小为 0 时表明 SNS 和 PNS 处于绝对平衡状态,此时 SNS 和 PNS 在太极图中各占一半;当平衡性大小为 100(-100)时,表明此时 SNS (PNS) 占绝对优势,此时代表 SNS(PNS)的板块几乎占据了整个太极图。以其中 1 例被试的计算结果为例,仿真出的效果图如图 2 所示,其中 3 幅图分别对应被试处于基线期、轻度应激、重度应激时的仿真结果。

表 13 活动度与平衡性计算结果  
Tab.13 Calculations of activity and balance

Stage	Activity	Balance
Baseline	39.7±1.706	-12.63±10.12
Mild stimulation	39.226±1.419	-0.407±11.89**
Severe stimulation	42.082±2.872 <sup>••</sup>	14.568±11.453 <sup>▲▲••</sup>

Mild stimulation *versus* baseline, \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.01$ ; Severe stimulation *versus* baseline, <sup>▲</sup> $P<0.05$ , <sup>▲▲</sup> $P<0.01$ ; Severe stimulation *versus* mild stimulation, <sup>•</sup> $P<0.05$ , <sup>••</sup> $P<0.01$

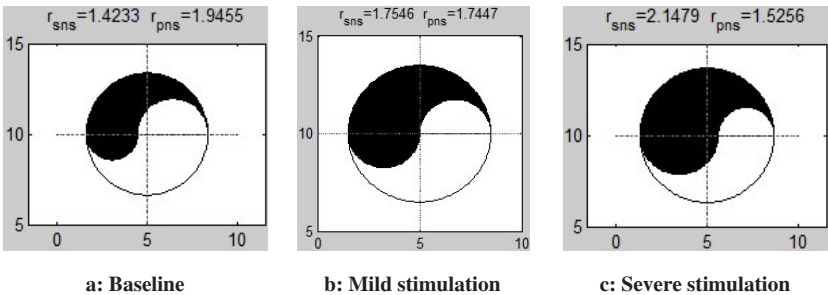


图 2 交感神经与副交感神经相互作用仿真效果

Fig.2 Simulation of the interaction between sympathetic nervous system (SNS) and parasympathetic nervous system (PNS)

$r_{sns}$ : Horizontal axis of the center of SNS;  $r_{pns}$ : Horizontal axis of the center of PNS

**3.2.3 SNS 和 PNS** 如图 2 所示仿真出 SNS 和 PNS 张力的变化,其中黑色区域代表 SNS 的张力,白色区域代表 PNS 的张力。区域面积变化仅代表 SNS 和 PNS 张力的相对变化趋势,并不代表 SNS 和 PNS 的张力值大小,黑色区域面积较大,则 SNS 占优势;白色区域面积较大,PNS 占优势。对 30 例被试的实验数据进行仿真并计算出黑色区域和白色区域的面积大小,经过配对样本检验得出表 14 所示的结果,发现 SNS 张力呈显著增加( $P<0.01$ ),与实测数据中敏感反映 SNS 活性的 LFnrm 呈显著增加趋势相符( $P<0.01$ ); PNS 张力呈显著降低( $P<0.01$ ),与实测数据中反映副交感神经活性的 HF 和 HFnrm 呈显著降低趋势相符( $P<0.01$ )。

4 讨论

综上所述,本文确定的 ANS 活动度和平衡性的

表 14 交感与副交感神经张力的相对变化比较  
Tab.14 Comparison of the relative changes of SNS and PNS

Stage	SNS	PNS
Baseline	17.302±1.804	22.4±2.67
Mild stimulation	19.577±2.793**	19.648±2.03**
Severe stimulation	24.232±3.829 <sup>▲▲••</sup>	17.85±1.69 <sup>▲▲••</sup>

Mild stimulation *versus* baseline, \* $P<0.05$ , \*\* $P<0.01$ ; Severe stimulation *versus* baseline, <sup>▲</sup> $P<0.05$ , <sup>▲▲</sup> $P<0.01$ ; Severe stimulation *versus* mild stimulation, <sup>•</sup> $P<0.05$ , <sup>••</sup> $P<0.01$

数学计算模型是根据生理应激过程中 HRV 变化特点为基础而确定的,能较好地描述应激过程中 ANS 活动度和平衡性的变化,同时也能反映应激过程 SNS 和 PNS 张力大小的变化。由于 HRV 是目前公认的一种敏感的、无创伤性的植物神经功能的定量方



法,因此本文利用HRV的参数建立数学模型在使用上更具有实用性。在数学模型的建立和验证过程中,不仅仅是依靠频域参数分析ANS活动度和平衡性,而是加入了时域参数和非线性参数作佐证材料,能较全面地反映出不同应激程度导致的HRV变化及ANS活动度和平衡性的变化,具有一定的理论研究和实用价值。

由于对大样本正常人群的HRV分析尚未进行,同时由于各国各地区医院所采用的仪器软件及分析方法均无统一标准,所以也无法进行多中心协作研究,为此,目前不可能提供有权威性的正常值。而且目前对ANS的评价尚无金标准存在,该模型只是根据实验数据反映的信息进行多参数评价,模型的准确性有待后续优化和改善。由于本实验条件以及数据量有一定的限度,而且实验中所有的测试者的年龄都集中在22~27周岁,模型具有一定的局限性。该模型能不能在广大的人群中普及,仍需要进一步的研究分析,所以该模型还要经过大量的实验数据进一步进行测试及验证。

## 【参考文献】

- [1] IEFREY J G. A scientific statement from the American heart association council on clinical on cardiology committee on electrocardiography and arrhythmias and council on epidemiology and prevention[J]. Circulation, 2008, 118(14): 1497-1518.
- [2] PETER J S, GAETANO M D. Sympathetic- parasympathetic interaction in health and disease: abnormalities and relevance in heart failure[J]. Heart Fail Rev, 2011, 16(2): 101-107.
- [3] MING Y L, GUO S L, AN S S, et al. Heart rate variability analysis in patients with allergic rhinitis[J]. Sci World J, 2013(3): 947385.
- [4] LAI X, ZHONG L, FU H X, et al. Effects of neuregulin-1 on autonomic nervous system remodeling post-myocardial infarction in a rat model[J]. Neural Regen Res, 2017, 12(11): 1905-1910.
- [5] 章志玲,梅志亮,周淑兰. 自主神经功能指标对心脏性猝死的预测价值[J]. 实用临床医学, 2013, 14(10): 15-17.  
ZHANG Z L, MEI Z L, ZHOU S L. Predictive values of autonomic nerve function indexes in sudden cardiac death[J]. Practical Clinical Medicine, 2013, 14(10): 15-17.
- [6] 徐玮,王本芳,宣玲. 冠心病、高血压患者的心率变异性及心律失常分析[J]. 中华全科医学, 2010, 8(5): 598-599.  
XU W, WANG B F, XUAN L. Analysis of heart rate variability and arrhythmia in patients with coronary heart disease and hypertension [J]. Chinese Journal of General Practice, 2010, 8(5): 598-599.
- [7] OKUTUCU S, KARAKULAK U N, KABAKCI G. Circadian blood pressure pattern and cardiac autonomic functions: different aspects of same pathophysiology[J]. Anadolu Kardiyol Derg, 2011, 11(2): 168-173.
- [8] ERDEM A, UENISHI M, KUCUKDURMAZ Z. Cardiac autonomic function measured by heart rate variability and turbulence in prehypertensive subjects[J]. Clin Exp Hypertens, 2013, 35(2): 102-107.
- [9] SARWAR N, GAO P, SESHASAI S R, et al. Diabetes mellitus, fasting blood glucose concentration, and risk of vascular disease: a collaborative meta-analysis of 102 prospective studies[J]. Lancet, 2010, 375(9733): 2215-2222.
- [10] VINIK A I, TOMRIS E, CASELLINI C M. Diabetic cardiac autonomic neuropathy, inflammation and cardiovascular disease[J]. J Diabetes Investig, 2013, 4(1): 4-18.
- [11] 王甜,刘剑锋,余晴. 自主神经功能评价方法的研究进展[J]. 辽宁中医杂志, 2009, 39(12): 2193-2195.  
WANG T, LIU J F, YU Q. The research development of autonomic nerve function evaluating method[J]. Liaoning Journal of Traditional Chinese Medicine, 2009, 3(12): 2193-2195.
- [12] MAKOTO K, KENICHI I, HIROYUKI K, et al. Measurement and evaluation of the autonomic nervous function in daily life[J]. Health, 2016, 8(10): 959-970.
- [13] DEMIR A D, GURSOY A E, GOKNAR N, et al. Evaluation of autonomic nervous system function in children with overactive bladder syndrome[J]. Neurourol Urodyn, 2017, 36(3): 673-676.
- [14] CORAZZA I, BARLETTA G, GUARALDI P, et al. A new integrated instrumental approach to autonomic nervous system assessment[J]. Comput Methods Programs Biomed, 2014, 117(2): 267-276.
- [15] 付庆彪,刘春林,张方. 心率变异性分析评价疼痛对自主神经活动的影响[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(6): 1223-1226.  
FU Q B, LIU C L, ZHANG F. Assessment of the effect of pain on autonomic nervous system in human body using heart rate variability analysis[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2015, 32(6): 1223-1226.
- [16] GRANT C C, VILJOEN M, RENSBURG C J, et al. Heart rate variability assessment of the effect of physical training on autonomic cardiac control[J]. Ann Noninvasive Electrocardiol, 2012, 17(3): 219-229.
- [17] PRAMILA R, JARED S, ROBERT B, et al. Online stress detection using psychophysiological signals for implicit human-robot cooperation[J]. Robotica, 2002, 20(6): 673-685.
- [18] NASIM K, JAHAN A H, SANOWAR A. Heart rate variability-a review[J]. Aust J Basic Appl Sci, 2011, 7(1): 71-77.
- [19] SZI W C, SHIH C C. Compressed sensing technology-based spectral estimation of heart rate variability using the integral pulse frequency modulation mode[J]. Biomed Health Inform, 2014, 18(3): 1081-1090.
- [20] MICHIOYO A, SAYOKO I. Changes in autonomic nervous system activity and mood of healthy people after mindfulness art therapy short version[J]. Health, 2016, 8(4): 279-284.
- [21] DAVID S G, OLADI B, MEE Y P, et al. Low frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes[J]. Exp Physiol, 2011, 96(12): 1255-1261.
- [22] LUUK W, DEAN C P, CAMIEL V. Autonomic dysfunction in ICU-acquired weakness: a prospective observational pilot study [J]. Intensive Care Med, 2013, 39(9): 1610-1617.
- [23] 刘军,李晓楠. 基于层次分析法的WLAN/蜂窝网络切换判决算法[J]. 通信学报, 2013, 34(2): 65-72.  
LIU J, LI X N. Handover algorithm for WLAN/cellular networks with analytic hierarchy process[J]. Journal of Communication, 2013, 34(2): 65-72.

(编辑:薛泽玲)