

Research on Physiological & Psychology Characteristics of Driver under Fatigue Condition

Limei Zhang¹, Yaoping Li^{2#}

1. Psychiatric hospital of Yunnan Province, Kunming 650011, Yunnan, China

2. Faculty of Transportation Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, Yunnan, China

#Email: 310543689@qq.com(corresponding author)

Abstract

In the light of data of the experimental test, changing rules of variation coefficient of the three typical brain waves are analyzed. Variation regulations of the linear and nonlinear characteristics of heart rate variability (HRV) indexes are analyzed. Quantities relationship among the amount of original fatigue, cumulative amount of driving fatigue and fatigue accumulation is analyzed based on the variation coefficient of R-R interphase. The S-curve model of driving fatigue accumulation is established for describing the diversification of driving fatigue accumulation over the time. Physiological fatigue degree is defined for determining the key indicator of physiological characteristic measurement on the status judgment of driver fatigue. The conclusion can be applied to fatigue driving monitoring.

Keywords: Driver; Fatigue; Physiological & Psychology Characteristics; Fatigue Degree

疲劳状态下驾驶人心理生理特征分析^{*}

张丽梅¹, 李耀平²

1. 云南省精神病医院, 云南 昆明 650224

2. 昆明理工大学 交通工程学院, 云南 昆明 650500

摘要: 根据实验测试数据, 分析疲劳状态下三种典型脑电波变异系数的变化规律及心率变异性指标的线性与非线性变化规律, 确定以 RR 间期的变异系数为基础分析原始疲劳量、驾驶疲劳累积量、疲劳累积量三者之间的定量关系, 建立驾驶疲劳累积量随时间而变化的 S 型曲线模型, 定义驾驶生理疲劳度。本文研究结论可在疲劳驾驶监测中开展应用。

关键词: 驾驶人; 疲劳; 生理心理特征; 疲劳度

引言

近年来, 随着计算机和集成电路制造技术的提高, 使机动车驾驶人疲劳状态评判的研究有了进一步的发展, 许多国家已开始了驾驶疲劳车载电子测量装置的开发研究工作, 尤以美国的研究发展较快。国内外学者在进行该方面的研究时, 发现获取驾驶人的生理信号时需要将电极贴在驾驶人身体(头、手、胳膊等)上, 会对正常驾驶带来干扰, 增加驾驶人的工作负担^[1]。Keck lund 等^[2]研究得到人体脑电波从非疲劳到疲劳过程中会有显著的不同, Alpha 波与 Theta 波的振幅及数量增加明显, 这为疲劳状态评判提供了理论支持与依据。Saroj KL Lal 和 Ahslye Carig^[3](澳大利亚)对通过对多名非驾驶员的测试, 并以非疲劳状态的脑电波变化情况为基础, 进一步分析非疲劳、接近疲劳、中度疲劳、打瞌睡、抗疲劳(从疲劳中醒过来)五个阶段中脑电波变化特征。Yoshihiro Takei 等^[4](日本芝浦工业大学)在仿真实验测试的基础上, 获取驾驶员

^{*}基金资助: 云南省科技计划项目(2013CA025), 云南省教育厅“交通运输工程专业综合改革试点”项目(10968-76)。

模拟行车过程中转弯时转向角信号，借助傅里叶变换理论与小波理论对转角信号进行处理，采用非线性理论（混沌理论）确定驾驶员在不同精神状态下转向转角信号小波变换值，以此判断驾驶员的疲劳程度，之后继续探讨快速变换的算法（FFT，快速小波变换等），以实现实时评判驾驶员疲劳状态。A. Schlogl 等人^[5]提出运用热力学熵理论求得人在不同精神状态下的熵值，据此来划分人困倦过程。Christos Papadelis 等人^[6]在梳理已有研究成果的基础上，通过实验测试，采用目测法与热力学熵分析得到：当人处于十分疲倦，即将熟睡时， α 波出现数量明显增多， β 波出现数量明显减少，Shannon 熵和 K-L(Kullback—Leibler)熵值同时下降明显，由此可见，这些参数都能十分灵敏地反映驾驶员疲劳程度，适用于驾驶员疲劳检测。

疲劳驾驶的研究已经成为我国众多学者所追逐的热点，对于现状研究情况还存在以下几个方面的问题：①对疲劳状态下驾驶人身体特征的分析不够深入，各个生理及外部行为测量指标的有效性需要进一步验证；②驾驶疲劳的形成机理及其数学模型研究不完善；③没有合理的驾驶人疲劳程度分级标准；④对疲劳驾驶行为研究较少；⑤基于单一生理或物理指标的驾驶人疲劳状态评判。

1 疲劳状态下驾驶人脑电特征

为了准确分析驾驶人驾驶疲劳驾驶过程中 α 波、 β 波、 θ 波三种典型脑电波变异系数测量指标的变化规律，对 3 名被试驾驶人 100min 的测试数据按照 5min 为一个时段进行整理。首先进行除杂去噪处理，借助 Matlab 编写程序，进行傅里叶变换并求得每个时段(5min)内 α 波、 β 波、 θ 波的功率，其次计算每个时段内 α 波、 β 波、 θ 波的出现率，据此求得对应的均值与标准差如表 1 所示。根据平均值与标准差，可计算得到 α 波、 β 波、 θ 波的变异系数，见表 2。为了进一步分析 θVC 、 αVC 、 βVC 随着驾驶疲劳程度增加的变化过程，得到 θ 波、 α 波、 β 波的出现率与 θVC 、 αVC 、 βVC 的变化曲线如图 1、图 2 所示。研究发现：随着驾驶疲劳程度的加深， θ 波与 α 波的出现率变化曲线呈上升的趋势， β 波的出现率变化曲线呈下降趋势，这表明 θ 波与 α 波的出现数量随着驾驶疲劳程度的加深而增加， β 波的出现数量随着驾驶疲劳程度的加深而减少，这与已有的研究结论相一致。通过图 3 可以看出， θVC 、 αVC 、 βVC 随着驾驶疲劳程度的加深而变化剧烈，与 θ 波、 α 波、 β 波变化剧烈相对应，这也进一步验证了 θVC 、 αVC 、 βVC 在反映驾驶疲劳程度上的有效性与可靠性。

表 1 三种典型脑电波各时段出现率的平均值与标准差

时间(min)	θ 波	α 波	β 波
	$\bar{X} \pm S$	$\bar{X} \pm S$	$\bar{X} \pm S$
0	0.339 \pm 0.148	0.145 \pm 0.089	0.516 \pm 0.235
5	0.319 \pm 0.096	0.134 \pm 0.063	0.547 \pm 0.155
10	0.440 \pm 0.032	0.145 \pm 0.008	0.416 \pm 0.037
15	0.511 \pm 0.120	0.151 \pm 0.023	0.338 \pm 0.139
20	0.471 \pm 0.050	0.197 \pm 0.092	0.332 \pm 0.052
25	0.427 \pm 0.182	0.145 \pm 0.069	0.428 \pm 0.243
30	0.505 \pm 0.144	0.148 \pm 0.045	0.347 \pm 0.189
35	0.407 \pm 0.176	0.249 \pm 0.229	0.344 \pm 0.257
40	0.430 \pm 0.116	0.249 \pm 0.196	0.321 \pm 0.213
45	0.462 \pm 0.148	0.170 \pm 0.064	0.368 \pm 0.200
50	0.557 \pm 0.102	0.152 \pm 0.054	0.291 \pm 0.143
55	0.541 \pm 0.092	0.126 \pm 0.081	0.333 \pm 0.143
60	0.592 \pm 0.042	0.157 \pm 0.097	0.250 \pm 0.055
65	0.465 \pm 0.236	0.223 \pm 0.045	0.312 \pm 0.225
70	0.499 \pm 0.162	0.182 \pm 0.050	0.318 \pm 0.115
75	0.627 \pm 0.057	0.130 \pm 0.064	0.243 \pm 0.020
80	0.540 \pm 0.033	0.146 \pm 0.047	0.315 \pm 0.078
85	0.350 \pm 0.203	0.208 \pm 0.050	0.442 \pm 0.174
90	0.515 \pm 0.242	0.165 \pm 0.074	0.321 \pm 0.171
95	0.492 \pm 0.105	0.195 \pm 0.031	0.313 \pm 0.074
100	0.576 \pm 0.049	0.205 \pm 0.087	0.219 \pm 0.059

表 2 三种典型脑电波的变异系数

时间(min)	θVC	αVC	βVC	时间(min)	θVC	αVC	βVC
0	0.436	0.615	0.455	55	0.170	0.640	0.429
5	0.301	0.468	0.284	60	0.071	0.614	0.219
10	0.072	0.053	0.090	65	0.508	0.203	0.719
15	0.235	0.152	0.412	70	0.325	0.276	0.360
20	0.107	0.469	0.157	75	0.091	0.496	0.082
25	0.425	0.476	0.567	80	0.061	0.320	0.246
30	0.286	0.307	0.545	85	0.581	0.239	0.393
35	0.432	0.921	0.747	90	0.469	0.448	0.533
40	0.269	0.788	0.664	95	0.214	0.160	0.238
45	0.320	0.376	0.542	100	0.085	0.424	0.269
50	0.184	0.358	0.490				

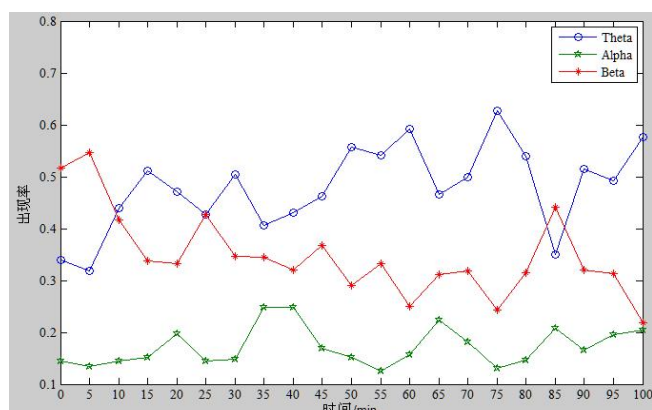


图 1 三种典型脑电波出现率的变化曲线

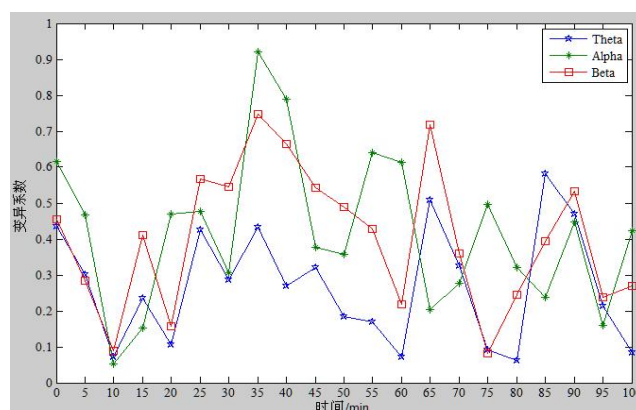


图 2 三种典型脑电波变异系数的变化曲线

2 疲劳状态下驾驶人心电特征

已有文献研究表明, 心电信号具有非线性动力学特性, 主要体现在心电图中的 RR 间期序列以及 R 波峰值序列。本文着重研究疲劳状态下驾驶人的心率变异系数(HRV)的线性及非线性指标的变化程度和方向, 以便于得到全面反映心脏工作状态的心电测试指标, 为驾驶人疲劳状态评判奠定基础。

2.1 CO 复杂度

由于复杂度的定义多样性, 其计算也经历了一个较长的发展过程。从 Lempel-Ziv 复杂度到 C_1 、 C_2 复杂度, 再到 CO 复杂度及改进的 CO 复杂度, CO 复杂度的计算不需要粗粒化处理过程, 计算简单易操作。CO 复杂度算法的中心思想是把信号分解成规则成分和非规则成分两部分, 其中非规则成分在原信号里占的比例就是 CO 复杂度。CO 复杂度的计算步骤为:

通过实测得到一组时间序列, 其长度为 N

$$\{f(k), k=0, 1, 2, \dots, N-1\} \quad (1)$$

建立傅里叶变换序列

$$F_N(j) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f(k) e^{-2\pi i(kj/N)}, j=0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2)$$

其中 $i = \sqrt{-1}$ 是虚数单位。令 $W_N = e^{2\pi i/N}$, 于是

$$F_N(j) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} f(k) W_N^{-kj}, j=0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (3)$$

通过计算, 得到 $\{F_N(j), j=0, 1, 2, \dots, N-1\}$ 的均方值为:

$$G_N = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} |F_N(j)|^2 \quad (4)$$

$$\tilde{F}_N(j) = \begin{cases} F_N(j), & \text{if } |F_N(j)|^2 > G_N \\ 0, & \text{if } |F_N(j)|^2 \leq G_N \end{cases} \quad (5)$$

再对 $\{\tilde{F}_N(j), j=0,1,2,\dots,N-1\}$ 做傅里叶逆变换, 得到

$$\tilde{f}(k) = \sum_{k=0}^{N-1} \tilde{F}_N(j) W_N^{kj}, k=0,1,2,\dots,N-1 \quad (6)$$

从而, 得到 CO 复杂度为:

$$C_0 = \frac{\sum_{k=0}^{N-1} |f(k) - \tilde{f}(k)|^2}{\sum_{k=0}^{N-1} |f(k)|^2} \quad (7)$$

对驾驶人实测的 100minRR 间期时间序列, 按照 5min 为一个时间间隔提取, 并计算对应的 CO 复杂度。被试驾驶人的 CO 复杂度变化曲线如图 3 所示, 其平均值与标准差见图 4。表中 0min 表示精力充沛状态下静态测试, 计算所得的 CO 复杂度。分析可知, HRV 复杂度是先增加后降低, 随着驾驶疲劳程度的加深, 心脏的交感神经与迷走神经相互调节能力减弱, 根据外界道路环境的不同及各种刺激的差异来调整自己状态的能力下降。

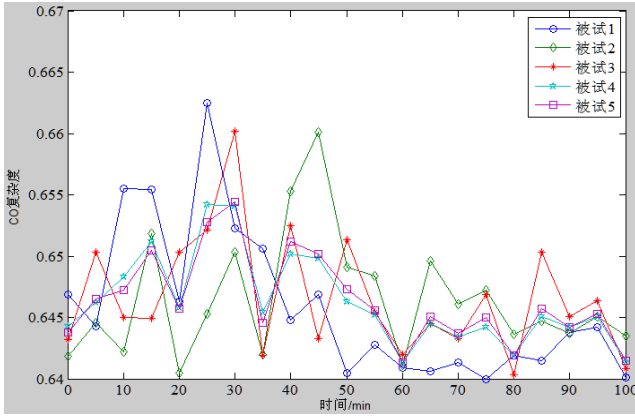


图 3 被试驾驶人的 CO 复杂度变化曲线

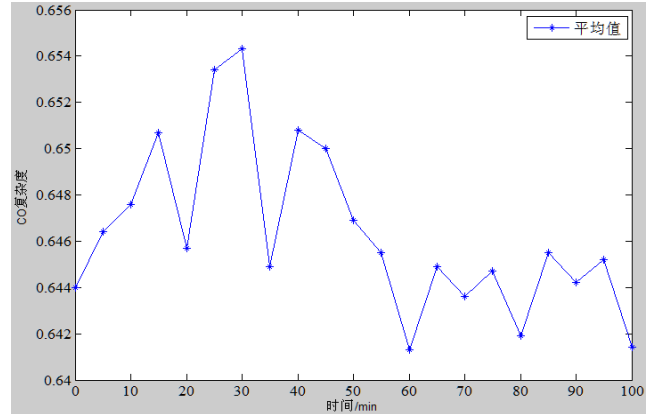


图 4 CO 复杂度平均值变化曲线

2.2 心率变异性

心率变异性(Heart Rate Variability, HRV)是指连续心跳间 R-R 间期的微小涨落^[61]。HRV 能综合反映驾驶人体力与脑力疲劳的状况。心电信号通常被视为平稳或准平稳信号, 在 R-R 间期测量的基础上获得 HRV 各项指标, RR 间期分布、统计分布及 HRV 功率谱。根据时频分析理论, 可以分析疲劳状态下驾驶人心电信号的 HRV 各项指标变化特征。对 LF、HF 进行标化处理, 更能直接且准确地反映交感神经和副交感神经调节的变化。LF、HF 标准化处理公式如下:

$$LF_{norm} = \frac{LF}{TP - VLF} \quad (8)$$

$$HF_{norm} = \frac{HF}{TP - VLF} \quad (9)$$

Xuxes-10 多通道生物生理记录仪适用于短程频谱记录, 即 5~10min 生理数据采集, 其得到的 HRV 频谱则由 LF、HF、VLF 组成, 于是 LF、HF 标准化处理公式变形为:

$$LF_{norm} = \frac{LF}{LF + HF} \quad (10)$$

$$HF_{norm} = 1 - LF_{norm} \quad (11)$$

2.2.1 时域指标

时域指标以平均值、标准差及百分比的形式易导致数据中的时间顺序丢失，其反映心率变化的效果有限。相关研究表明，SDNN 变化能明显反应驾驶员疲劳程度的加深过程，而其他时域指标变化不明显。通过提取 5 名被试驾驶人连续驾车 100min 的测试数据，并以 5min 为时间段求得 SDNN 的平均值，同时整理试验前(0min)精力充沛状态下驾驶人的 SDNN 值，从而得到驾驶人的 SDNN 变化曲线，见图 5。

经过统计分析，得到每个时间段(5min)内 SDNN 的均值及方差，如图 6 所示。研究发现：随着时间的推移，被试驾驶人的 SDNN 先缓慢增加，一段时间后迅速增加，表明疲劳程度迅速加深，但当 SDNN 达到一定值之后，SDNN 的增加量逐渐减小，说明当疲劳达到一定程度后，驾驶人表现出抗疲劳性。

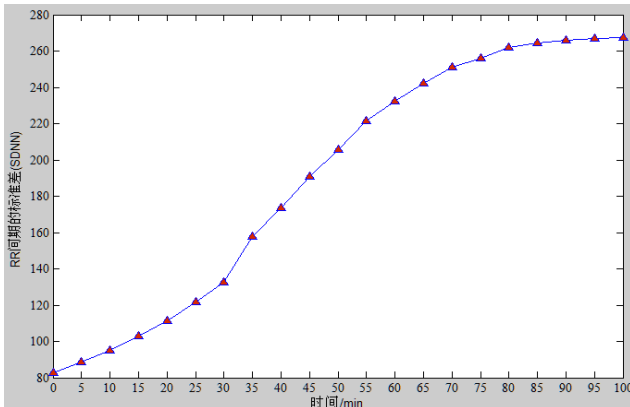


图 5 被试驾驶人的 SDNN 变化曲线

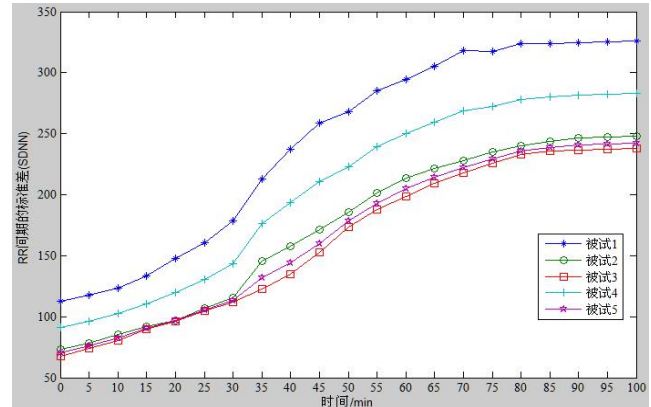


图 6 SDNN 变化曲线

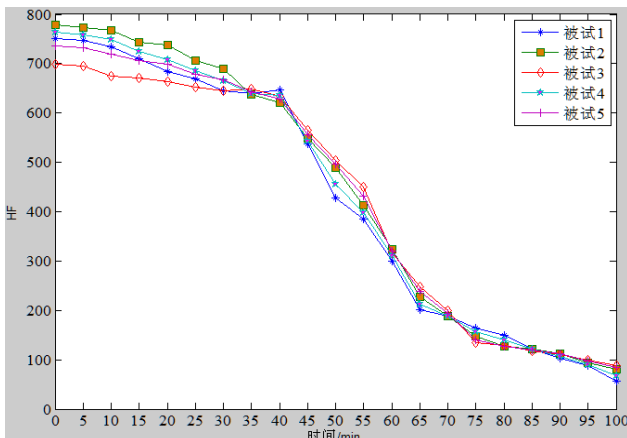


图 7 被试驾驶人的 HF 变化曲线

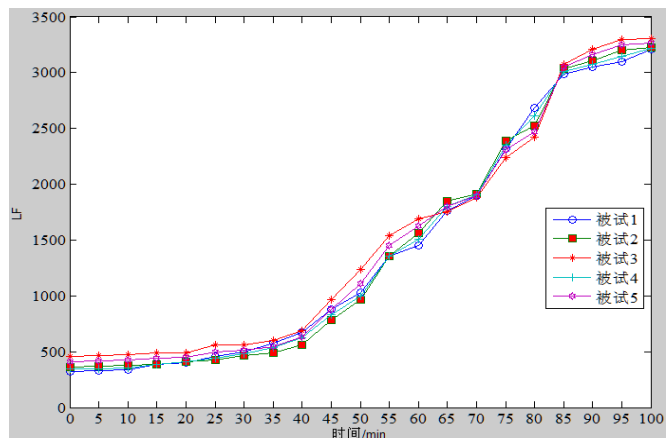


图 8 被试驾驶人的 LF 变化曲线

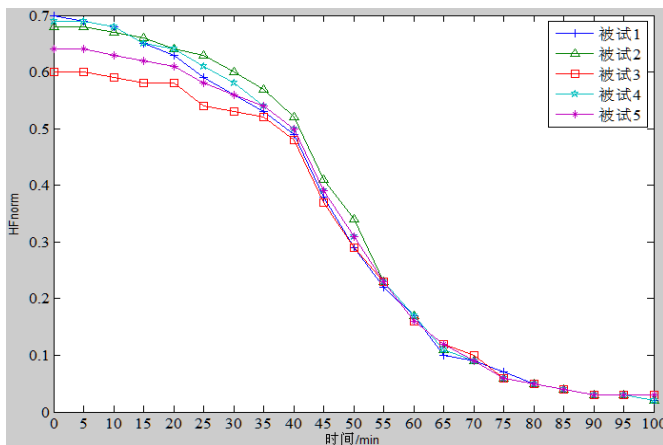


图 9 被试驾驶人的 HFnorm 变化曲线

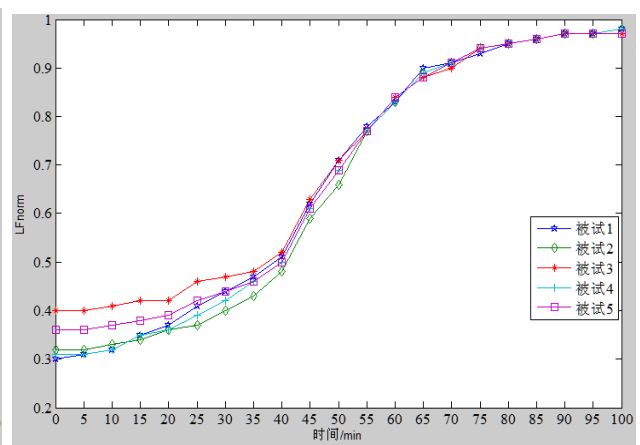


图 10 被试驾驶人的 LFnrm 变化曲线

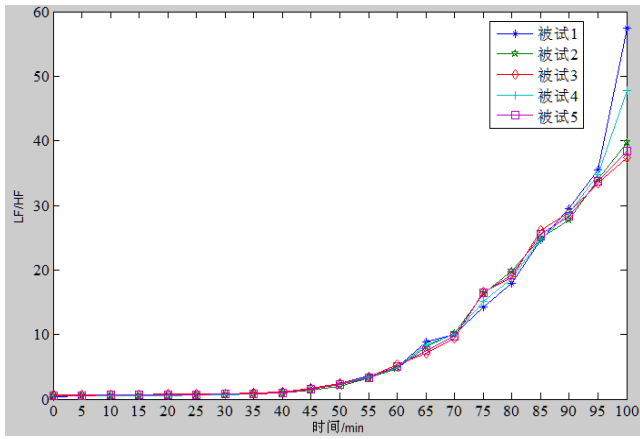


图 11 被试驾驶人的 LF/HF 变化曲线

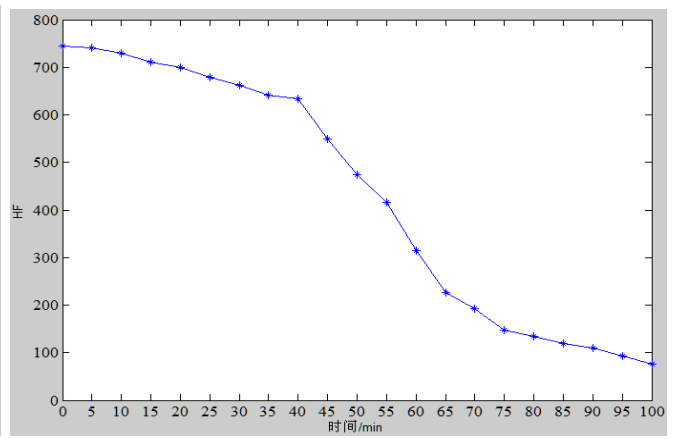


图 12 HF 变化曲线

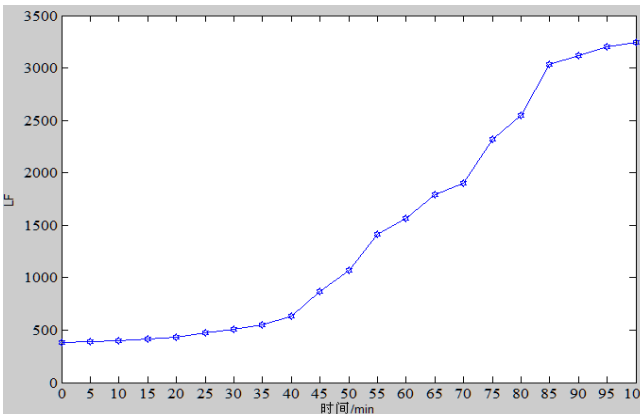


图 13 LF 变化曲线

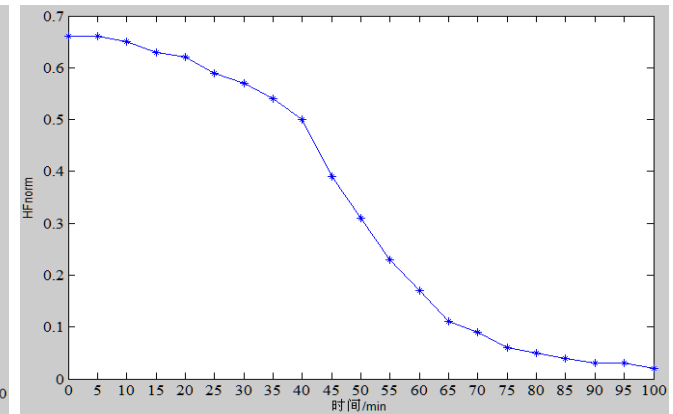


图 14 HFnorm 变化曲线

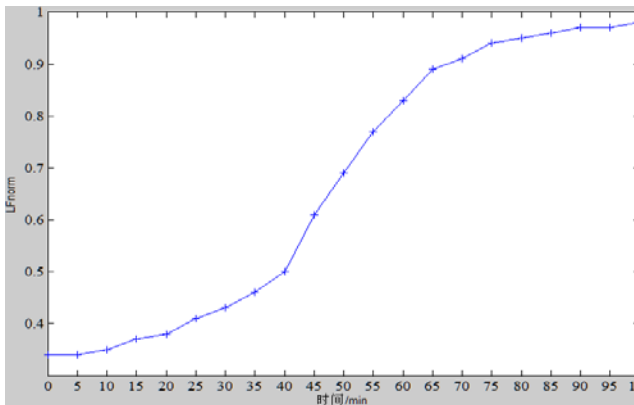


图 15 LFnorm 变化曲线

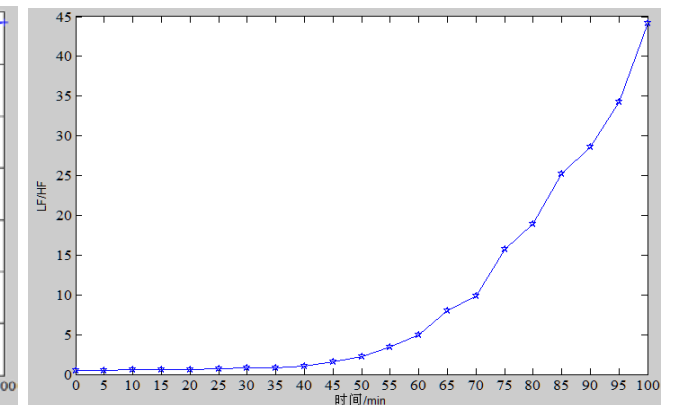


图 16 LF/HF 变化曲线

2.2.2 频率指标

相关研究表明，HRV 频域指标中 HF、LF、HFnorm、LFnorm、LF/HF 驾驶前后发生显著变化，能够有效地表征驾驶疲劳，而 VLF 在驾驶前后变化不显著^{[61][71]}。因此，本文重点研究疲劳状态下 HRV 频域指标中 HF、LF、HFnorm、LFnorm、LF/HF 的变化规律。以 5min 为时间间隔提取实验数据并求其平均值，同时考虑精力充沛状态下静止时驾驶人 HRV 频域指标 5min 的均值，得到 5 名被试驾驶人 HRV 频域指标 HF、LF、HFnorm、LFnorm、LF/HF 的变化曲线如图 7、图 8、图 9、图 10、图 11 所示。

经过统计分析得到每个时段(5min)内频域指标 HF、LF、HFnorm、LFnorm、LF/HF 的均值及方差，如图 12、图 13、图 14、图 15、图 16 所示。研究发现：HF、HFnorm 先缓慢下降，一段时间之后迅速下降，但当二者降到一定值后，下降速度明显减慢，表明交感神经活动减弱，驾驶人处于松弛状态，疲劳程度不

断增加，其增加速率是由缓到快再到慢的过程。LF、LFnorm 先缓慢增加，一段时间之后则迅速增加，但二者增加到一定值之后，增加速度明显放慢，说明副交感神经活动加强，驾驶人处于放松、困倦的状态，疲劳程度不断增加，其增加速率也是由缓到快再到慢的过程。LF/HF 在较长一段时间内都是处于稳定增长阶段，当达到一定值之后，则迅速上升。

2.2.3 时域指标与频率指标的相关性

频域指标 HFnorm、LFnorm、LF/HF 是直接由 HF、LF 导出的，与 HF、LF 相关。借助 SPSS 软件可以得到 SDNN 与 HF、LF 的相关性，如表 3 所示。SDNN 与 HF、LF 是显著相关的。

表 3 SDNN 与 HF、LF 的相关性分析

SDNN与HF的相关性				SDNN与LF的相关性			
		SDNN	HF			SDNN	LF
SDNN	Pearson Correlation	1	-.965(**)	SDNN	Pearson Correlation	1	.907(**)
	Sig. (2-tailed)		.000		Sig. (2-tailed)		.000
	N	21	21		N	21	21
HF	Pearson Correlation	-.965(**)	1	LF	Pearson Correlation	.907(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000			Sig. (2-tailed)	.000	
	N	21	21		N	21	21

3 驾驶人疲劳状态生理评判关键指标

3.1 生理测量关键指标确定

尽管国内外学者都认为脑电波是驾驶人疲劳状态评判的“金准则”，但通过实验发现脑电波实测中存在一些问题：① 实际行车过程中脑电波的测试易受车辆振动的影响，测试有较大的误差；② 脑电波测试需在驾驶人头部粘贴较多的电极或佩戴电极帽，这对驾驶人正常驾车带来干扰，不能让驾驶人在自然驾驶状态下进行测试。所以，脑电波测试数据可靠性渐渐降低了，脑电波变异系数不适用于做为实际驾驶人的疲劳状态评判指标。

心电也能准确且全面地反映驾驶人的驾驶疲劳状况。基于驾驶人的心电特征评判疲劳状态的一个优势在于：随着科学技术的发展，对驾驶人心电特征指标的检测器既准确又便于携带，对驾驶人自然行车不好造成干扰。与脑电检测设备相比，许多非接触式心电检测设备为心电测量指标应用于驾驶人疲劳状态评判奠定了坚实的基础。这些设备以驾驶人的日常穿戴技术（腰带、手表、衣服、臂章等）为基础，结合生物信号采集技术，获取呼吸、血容量、心率、血压、皮肤温度、体温等生理基本参数。非接触式心电测试设备结合无线网络传输技术（如无线蓝牙、GSM、红外线等）实现驾驶人心电的实时检测，从而达到驾驶人疲劳状态的实时判断。

综上所述，本文确定 RR 间期时间序列为驾驶疲劳生理测量关键指标，为驾驶人疲劳程度测量指标的确定奠定基础。为了更好地反映驾驶人驾驶疲劳过程，同样需对 RR 间期时间序列构建其变异系数。RR 间期时间序列变异系数构建过程如下：

(1) 借助心电测试设备对被试驾驶人的原始心电进行采集，并经过除杂去噪处理，得到 RR 间期时间序列。

(2) 按照一定的时间间隔(2min)提取 RR 间期时间序列，并计算得到每段 RR 间期时间序列的标准差(SDNN)与其平均值。

(3) RR 间期的变异系数(RRVC)：

$$RRVC = \frac{RR\text{间期的标准差}}{RR\text{间期的平均值}} \quad (12)$$

3.2 驾驶生理疲劳度

驾驶人之间的个体差异比较大，如何基于心电信号测量关键指标构造一个适用于所有驾驶人的驾驶疲

劳评判的指标，直接关乎着驾驶人疲劳分级检测的合理性与适用性。本文借鉴已有研究中提出的驾驶疲劳度这一概念^[61]，即实验测试时段内的所有 RR 间期变异系数与该实验开始时段 RR 间期变异系数的比值。

$$\begin{aligned}
 \text{驾驶疲劳度} &= \frac{RRVC}{RRVC_{\text{初始值}}} = \frac{RR\text{间期的标准差}/RR\text{间期的平均值}}{RR\text{间期的标准差}_{\text{初始值}}/RR\text{间期的平均值}_{\text{初始值}}} \\
 &= \frac{RR\text{间期的标准差}/RR\text{间期的标准差}_{\text{初始值}}}{RR\text{间期的平均值}/RR\text{间期的平均值}_{\text{初始值}}} \\
 &= \frac{RR\text{间期标准差的相对变化率}}{RR\text{间期平均值的相对变化率}}
 \end{aligned} \quad (13)$$

驾驶疲劳度计算方法的提出，为驾驶疲劳的度量奠定了理论基础。经研究，发现该驾驶疲劳度计算方法存在一定的不足，仍然受到驾驶人个体差异的影响。事实上，驾驶人的疲劳是在一定的原始疲劳基础上因驾驶疲劳累积叠加的结果。于是，定义原始疲劳量(OF)、疲劳累积量(FC)、驾驶疲劳累积量(DFC)：

$$OF = RRVC_{\text{初始值}} - RRVC_{\text{理想}} \approx RRVC_{\text{初始值}} - RRVC_{\text{静态}} \quad (14)$$

$$FC = RRVC_i - RRVC_{\text{静态}}, i = 1, 2, 3, \dots, N \quad (15)$$

$$RRVC_{\text{初始值}} = RRVC_1 \quad (16)$$

$$N = \frac{\text{实验总测试时间长度}}{\text{数据提取时间间隔}} \quad (17)$$

$$\begin{aligned}
 DFC &= FC - OF \\
 &= RRVC_i - RRVC_1, i = 1, 2, 3, \dots, N
 \end{aligned} \quad (18)$$

可以得到驾驶疲劳累积(DFC)变化方程为：

$$DFC = \frac{1}{3.651 + 233.178 * 0.920^t} \quad (19)$$

从而，驾驶疲劳累积变化曲线如图 17 所示，并进行残差分析证明其合理性，如图 18 所示。

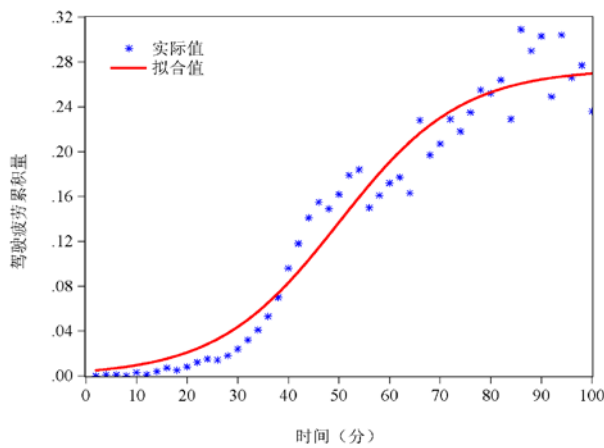


图17 驾驶疲劳累积变化曲线

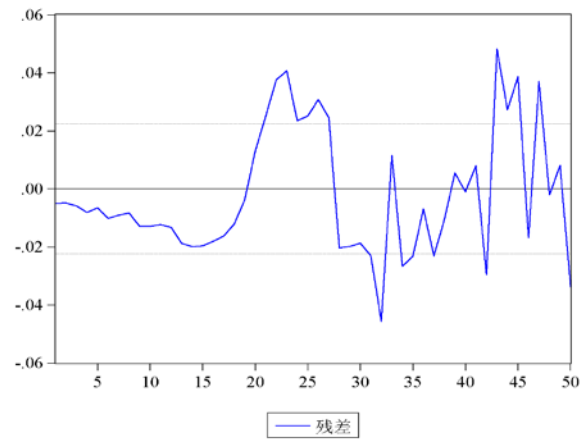


图18 残差分析

驾驶人的疲劳是由原始疲劳与驾驶疲劳构成，因此，定义驾驶生理疲劳度(DPFD)为：

$$\begin{aligned}
 DPFD &= \frac{FC}{OF} \\
 &= \frac{RRVC_i - RRVC_{\text{静态}}}{RRVC_1 - RRVC_{\text{静态}}}, i = 2, 3, 4, \dots, N
 \end{aligned} \quad (20)$$

其中 $RRVC_{\text{静态}}$ 是指精力充沛、健康、正常状态下驾驶人静坐时心电信号的 RR 间期的变异系数。根据公式(19)可以得到被试驾驶人在非疲劳、轻度疲劳、重度疲劳状态下驾驶生理疲劳度值。

4 结语

本文以三种脑电波的变异系数为基础分析了疲劳状态下驾驶人脑电波的变化规律，以 CO 复杂度及心率变异性指标为基础分析了疲劳状态下驾驶人心电的非线性及线性特征，确定 RR 间期时间序列为疲劳状态下驾驶人生理测量关键指标，得到心率变异系数，据此分析了原始疲劳量、疲劳累积量、驾驶疲劳累积量三者之间的定量关系，建立了驾驶疲劳累积量随时间而变化的 S 型曲线模型，定义了驾驶生理疲劳度，为驾驶人疲劳状态评判奠定了基础。

REFERENCES

- [1] Zhou YB, Yu M S. The measurement of physiological signals without electrodes [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2001; 20(2): 91
- [2] Keck lund G, A kerstedt T. Sleepiness in long distance truck driving: an ambulatory EEG study of night driving [J]. Stockholm, Sweden: Department of Stress Research and National Institute for Psychosocial Factors and Karo linska Institute, 1998; 36 (9): 1007
- [3] Saroj KL Lal, Ashley Craig. Physiological indicators of driver fatigue[C]. 2000 Road Satety Research, Policing & Education Conference
- [4] Takei Y, Furukawa Y. Estimate of driver's fatigue through steering motion[C], 2005 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics. 2005, 2(10-12): 1765-1770
- [5] A. Schlogl, B. Kemp. T. Penzel, et al. Quality control of polysomnographic sleep data by histogram and entropy analysis [J]. Clin Neurophysiol, 1999, 110(12):21-36
- [6] Christos Papadelis, Chrysoula Kourtidou Papadeli, Panagiotis D. Bamidis, et al. Indicators of sleepiness in an ambulatory EEG study of night driving[C]. EMBS Annual International Conference. New York City, USA, 2006

【作者简介】



¹ 张丽梅（1966-），女，彝族，学士，副主任医师，注册心理师。研究方向：临床精神病学，临床心理学。学习经历，1991年7月大理医学院医疗系毕业。
Email: 310543689@qq.com

² 李耀平（1966-），男，汉族，硕士研究生导师，高级工程师，研究方向：汽车检测，道路交通安全，肇事机动车辆技术鉴定，事故心理学，1990年7月西南林学院汽车运用工程专业毕业。Email: 310543689@qq.com