

DOI:10.16781/j.CN31-2187/R.20220380

· 短篇论著 ·

紧张状态下累积性疲劳的短时心电特征分析

陆嘉文¹, 李川涛², 陈始圆³, 王志¹, 许金芳⁴, 谢长勇^{5*}

1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 海军军医大学(第二军医大学)联合培养班, 上海 200093
2. 海军军医大学(第二军医大学)海军特色医学中心航空生理心理训练队, 上海 200433
3. 海军军医大学(第二军医大学)海军特色医学中心航空医学研究室, 上海 200433
4. 海军军医大学(第二军医大学)卫生勤务学系军队卫生统计学教研室, 上海 200433
5. 海军军医大学(第二军医大学)海军特色医学中心医研部, 上海 200433

[摘要] **目的** 探索是否存在一种可作为累积性疲劳生物标志物的短时心电特征。**方法** 动态跟踪上海理工大学14名健康被试(男、女各7人, 年龄为19~23岁)在参加全国大学生电子设计竞赛期间的心电信号, 收集被试的主观疲劳量表评分与睡眠时长, 并计算心率变异性、心电熵值、高低频段功率值、平均RR间期等13项心电特征。使用Wilcoxon符号秩检验对被试清醒与疲劳时的心电特征差值进行比较。**结果** 被试在缺少睡眠的情况下主观疲劳程度加深, 短时心电特征的高频段功率值、高/低频段功率值比值和庞加莱图长半轴在区分清醒与疲劳状态时有统计学意义(P 均 <0.05)。**结论** 某些常见的短时心电特征可作为检测累积性疲劳的生物标志物。

[关键词] 累积性疲劳; 短时心电特征; 自评疲劳程度; 生物标志物

[中图分类号] R 338.63 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 2097-1338(2023)05-0640-06

Analysis of short-term electrocardiogram characteristics of cumulative fatigue under stress

LU Jia-wen¹, LI Chuan-tao², CHEN Shi-yuan³, WANG Zhi¹, XU Jin-fang⁴, XIE Chang-yong^{5*}

1. Co-cultivation Class of Naval Medical University (Second Military Medical University), School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China
2. Aviation Physiological and Psychological Training Team, Naval Medical Center, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China
3. Department of Aviation Medicine, Naval Medical Center, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China
4. Department of Military Health Statistics, Faculty of Medical Services, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China
5. Medical Research Department, Naval Medical Center, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China

[Abstract] **Objective** To explore whether there are short-term electrocardiogram characteristics which may serve as a biomarker for cumulative fatigue. **Methods** The electrocardiogram signals of 14 students (7 males and 7 females, with age ranging 19-23 years) from the University of Shanghai for Science and Technology, who were participating in the national electronic design competition for college students, were dynamically tracked. The scores of subjective fatigue scale and sleep duration were collected, and 13 characteristic electrocardiogram items were calculated, including heart rate variability, electrocardiogram entropy, high and low frequency values, and average RR interval. The difference between the electrocardiogram items was compared using the Wilcoxon signed-rank test between awakening and fatigue states. **Results** The subjective fatigue level was increased during lack of sleep, and the high frequency value of short-term electrocardiogram characteristics, the ratio of high to low frequency values and the Poincaré plot SD2 were significantly

[收稿日期] 2022-05-06 **[接受日期]** 2023-02-23

[基金项目] 海装航空局装备科研项目(HJ20172A02133), 国家自然科学基金青年科学基金(82101970)。Supported by Equipment Science Research Project of Aviation Administration of Navy Equipment Department (HJ20172A02133) and Youth Program of National Natural Science Foundation of China (82101970).

[作者简介] 陆嘉文, 硕士生. E-mail: 1091798365@qq.com

*通信作者(Corresponding author). Tel: 021-81815011, E-mail: Xiechangyong@smmu.edu.cn

different between awakening and fatigue states (all $P < 0.05$). **Conclusion** Some short-term electrocardiogram characteristics could be used for the detection of cumulative fatigue.

[**Key words**] cumulative fatigue; short-term electrocardiogram characteristics; self-rated fatigue level; biomarkers

[Acad J Naval Med Univ, 2023, 44(5): 640-645]

疲劳在人们的日常生活中随处可见, 不仅产生于患有疾病的人群, 也可出现在身体健康的人群中, 严重影响着人们的日常生活。随着人们对更高生活质量的需求, 疲劳也越来越受到关注。疲劳主要分为躯体疲劳和精神疲劳^[1]。精神疲劳的评定方法主要有主观评定法和客观评定法, 主观评定法包括斯坦福嗜睡量表、卡罗琳斯嗜睡量表等单维疲劳量表及美国国家航空航天任务负荷指数量表、主观负荷评估法等多维疲劳量表, 然而主观评定法会受人为偏见及标准不统一等缺陷影响, 需要进一步优化^[2]。

研究表明心电图表现与驾驶疲劳密切相关, 其在测量驾驶疲劳中具有良好的潜力。Wang 等^[3]随机抽取了 12 名健康被试参与 4 h 驾驶试验, 通过心率变异性 (heart rate variability, HRV) 特征 R 峰和 RR 间期的样本熵分析驾驶疲劳的变化, 试验中样本熵值呈总体下降趋势, 可以有效判别疲劳, 然而在实际应用场景中其可能无法长期观察待测个体趋势。马玉珍等^[4]招募了 6 名志愿者进行城市轨道交通列车驾驶模拟试验, 被试全程佩戴 EQ02+ 型心电图数据采集套件和 Dikablis 眼镜式眼动仪, 采用聚类分析法划分疲劳等级, 分析被试全程窦性心搏 RR 间期的标准差 (standard deviation of normal to normal intervals, SDNN)、相邻 RR 间期差值的均方根 (root mean square of successive differences, RMSSD)、高频段功率值 (high frequency, HF)、低频段功率值 (low frequency, LF)、LF 与 HF 之比 (LF/HF) 5 项心电指标的变化。结果表明被试的瞳孔面积总体呈现波动下降趋势, 且与疲劳等级具有一致性; 心电时域指标 SDNN、RMSSD 在试验前期变化不大且较低, 试验后期呈下降趋势, HF 及 LF/HF 在试验中期有 2 次上升趋势, 说明被试为了保持驾驶克制疲劳导致交感神经活性增大。杨渝书等^[5]采集了 16 名测试者 90 min 模拟驾驶操作过程的心电信号, 并对试验开始和结束时 15 min 心电信号的 7 项时频域指标进行分析, 结果表明 HRV 时域指标中的 SDNN 明显上升, HRV 频域指标中的 LF 明显上升、HF 明显下降、

LF/HF 明显上升。

现阶段对于心电的研究无论是设备佩戴还是数据采集与处理都比脑电、肌电等电生理更易实现, 且在实际应用中脑电设备还处于初步探索阶段, 因此本研究重点探究了心电方向。本研究通过一种新的试验方法验证长期紧张状态下被试的精神疲劳, 寻找可作为累积性疲劳检测指标的心电特征。

1 资料和方法

1.1 试验对象 招募了上海理工大学 14 名参加全国大学生电子设计竞赛的健康本科生 (男、女各 7 人), 年龄为 19~23 (20.14 ± 1.01) 岁。全国大学生电子设计竞赛是一项每 2 年举办 1 次的比赛, 赛期为 4 天 3 夜, 采取“半封闭”方式; 其专业性、学术性强, 各界认可度高, 对于学生往后就业与研究生的申请都有较大优势^[6]。因此参赛者面临巨大压力, 疲劳也会因此得到积累。在试验开始前, 被试均填写了研究知情同意书。要求每位被试在试验前 1 d 避免饮用咖啡、茶、饮料等刺激性饮品, 在比赛前 3 d 除了夜间睡眠时间, 其余时间被禁止午休或小睡。

1.2 试验条件与设备 本试验在上海理工大学卓越楼一间闲置教室完成。试验过程中关闭窗帘, 避免被试受到外部事物的影响。试验设备为北京航卫源科技有限公司生产的飞行员飞行状态生理参数记录检测仪, 该设备能够采集 1 导呼吸、3 导心电和 6 轴向加速度, 心电采样频率为 250 Hz, 呼吸和加速度采样频率为 100 Hz。采用离线分析方法, 试验结束后导出数据进行分析。

1.3 试验设计 每次试验开始前, 被试穿戴好心电图检测仪, 5 个电极片分别置于左右两侧第 4、5 肋骨之间。试验内容为采集被试睁眼 5 min、闭眼 5 min 的静息态心电, 采集期间被试无需完成任何操作。睁眼 5 min 时, 被试盯着眼前的瓶子用于集中注意力, 避免不同被试间由于自主神经活动影响试验一致性。数据采集开始前, 被试首先填写前一晚的睡眠时间与清醒程度表 (本研究采用斯坦福

嗜睡量表),然后关闭房间内的一切光源,之后采集被试的静息态心电数据。整个试验周期如图1A所示,单次试验流程如图1B所示。每个被试采集5组数据,采集时间分别为比赛第2天上午、比赛第3天上午、比赛第4天上午、比赛第4天晚上及经过1个周期充分休息后的1个上午。根据往届比赛情况,比赛时被试的自主少睡眠是一种主动式睡眠剥夺,可以有效达到累积性的精神疲劳与生理疲

劳,因此试验将前4次采集定义为疲劳状态,最后1次采集定义为清醒状态,且比赛第4天由于长时间压力与睡眠剥夺,被试处于极度疲劳状态,故在晚上多进行1次采集。被试每次填写第1份清醒程度表时,会因为紧张而不能准确地对自己的疲劳状态进行主观评价,因此在每次心电图采集结束后,被试将再次填写清醒程度表,在第2次填写完清醒程度表后当次采集流程全部结束。

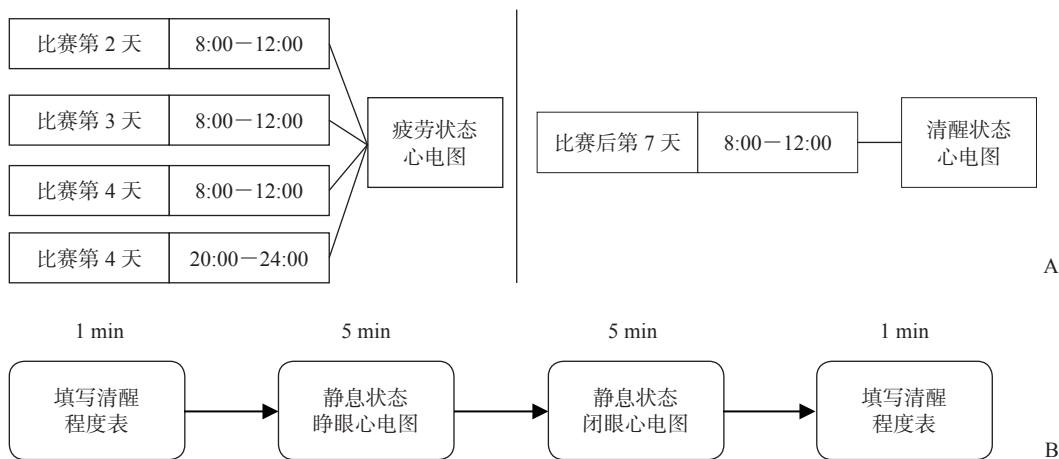


图1 试验程序

A:试验包括2种状态的心电图采集,前4次为累积疲劳心电图采集,最后1次是清醒基线心电图采集;B:试验包括4个阶段,即1 min自我评估、5 min静息状态睁眼心电图、5 min静息状态闭眼心电图和1 min自我评估。本研究采用的清醒程度表为斯坦福嗜睡量表。

1.4 数据预处理 对每位被试共计50 min的心电数据样本进行疲劳分类,为了防止运动伪迹对心电的干扰,选用闭眼5 min的数据进行分析。心电数据应用北京航卫源科技有限公司生产的配套软件导出,用Matlab软件手动选中对应的闭眼5 min心电数据并保存,然后使用Matlab程序^[7]检测R峰,并将数据长度选取为3 min。在检测时,如果后2个R峰的间隔比前2个R峰的间隔长或短15%以上,即重新开始1个3 min的窗口进行搜索。如果整个心电图片段都没有发现连续3 min的窦性心律,则改R峰检测算法为主成分分析^[8],若主成分分析法也无法获得连续3 min的窦性心律时再使用抛物线测定法^[9]。如果3种方法均失效,数据中会出现提示。

由于被试的体动干扰,有4名被试无法找到连续3 min的精准RR间期,因此本研究只分析了10名被试的心电数据。

1.5 特征提取

1.5.1 时频特征 HRV的特征指标主要分为时域

和频域2种,时域指标可直观地反映HRV的大小,频域指标是通过傅里叶变换将原始心电图时域信号转换到频域信号并计算不同频段谱密度,主要观察LF(0.04~0.15 Hz)、HF(0.15~4 Hz)及LF/HF。LF/HF在持续疲劳作业中受交感神经活性增强、副交感神经活性抑制影响^[10],故采用以下指标。

(1) RR间期的平均值(Mean RR),计算公式为

$$Mean\ RR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i$$

(2) SDNN,计算公式为

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - Mean\ RR)^2}$$

(3) RMSSD,计算公式为

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta RR_i)^2}$$

式中,RR表示RR间期,ΔRR表示2个相邻RR间期的差值,N表示RR间期的总数。

1.5.2 样本熵 样本熵是近似熵的一种修正,与

近似熵相比, 样本熵对于短数据集更可靠。研究表明, 心脏神经系统的样本熵值可以反映其自身的调节能力^[3]。设有长度为 N 的时间序列 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_N\}$, 则理论上此序列的样本熵为

$$SampEn(m,r) = \lim_{N \rightarrow \infty} \left\{ -\ln \left[\frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right] \right\}$$

但实际中 N 不可能为无穷大, 而为一有限值, 因此样本熵的估计值为

$$SampEn(m,r,N) = -\ln \left[\frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \right]$$

式中, N 代表时间序列长度, m 表示比较向量的长度, r 表示“相似度”的度量值, B 表示向量个数的平均值。

1.5.3 Rényi 熵 Rényi 熵在生态学和统计学中是重要的多样性指标。含参数 α 的 Rényi 熵中 $\alpha \geq 0$ 且 $\alpha \neq 1$, 定义为

$$H_\alpha(X) = \frac{1}{1-\alpha} \ln \sum_{i=1}^n p_i^\alpha$$

式中, X 表示时间序列, n 表示序列长度, i 表示第 i 种排列顺序, p 表示第 i 种排列顺序出现的概率; 本研究 α 值设定为 4^[11]。

1.5.4 庞加莱图 (Poincaré plot) 庞加莱图是 HRV 的一种非线性分析方法。对于一段连续的心跳间隔, 将第 i 个心跳间隔作为横坐标, 第 $(i+1)$ 个心跳间隔作为纵坐标^[12], 这些点的分布可以近似为椭圆, 椭圆的中心位于心跳间隔平均值确定的坐标点, 椭圆的短半轴和长半轴分别为庞加莱图 SD1 和庞加莱图 SD2, 计算公式分别为

$$SD1 = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{(RR_i - RR_{i+1})^2}{2}}$$

$$SD2 = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{(RR_i + RR_{i+1} - 2\overline{RR})^2}{2}}$$

式中, N 为 RR 间期个数, \overline{RR} 为 RR 间期均值。

1.6 支持向量机 (support vector machine, SVM) 特征排序 在得到了各被试的特征数据之后, 选取疲劳程度最深的比赛第 4 天第 2 次评估的数据和清醒时的数据, 通过 SVM-RFE-CBR^[13] 自相关递归排序筛选出疲劳和清醒状态下心电变化最大优势特征。

1.7 统计学处理 应用 SPSS 27.0 软件进行统计学分析。服从正态分布的计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 进行统计描述, 不服从正态分布的计量资料以中位数 (下四分位数, 上四分位数) 进行统计描述。测试前、测试后心电特征值的比较采用 Wilcoxon 符号秩检验。检验水准 (α) 为 0.05。

2 结果

2.1 疲劳主观评分 选用斯坦福嗜睡量表进行疲劳主观评分, 其将疲劳状态分为 7 个等级 (1~7 分), 得分越高疲劳程度越深。被试心电数据采集前后疲劳评分如表 1 所示。通过比赛第 2、3 天和比赛第 4 天晚上的对比可以看出被试的疲劳程度随着比赛的进行显著增高, 通过比赛第 4 天晚上和比赛后第 7 天的对比可以看出被试的疲劳程度在恢复后显著降低 (P 均 < 0.0001)。

表 1 被试心电数据采集前后斯坦福嗜睡量表评分

被试	n=14									
	比赛第 2 天 (8:00-12:00)		比赛第 3 天 (8:00-12:00)		比赛第 4 天 (8:00-12:00)		比赛第 4 天 (20:00-24:00)		比赛后 7 天 (8:00-12:00)	
	采集前	采集后	采集前	采集后	采集前	采集后	采集前	采集后	采集前	采集后
S01	2	6	3	6	4	6	4	7	1	3
S02	3	7	2	7	5	7	1	3	1	1
S03	3	4	5	6	4	6	5	5	1	2
S04	2	7	2	3	6	6	3	7	1	1
S05	2	2	5	3	2	3	3	6	2	3
S06	2	3	3	4	5	5	5	5	2	2
S07	2	2	4	3	5	5	3	6	1	1
S08	3	4	5	6	3	6	6	7	2	4
S09	4	6	2	4	3	6	4	6	2	3
S10	2	3	2	3	5	7	2	6	1	2
S11	2	2	1	3	5	5	4	4	2	2
S12	2	4	4	5	5	6	4	7	1	2
S13	3	5	3	5	4	6	4	7	2	4
S14	2	5	3	5	3	6	6	7	1	2
平均分, $\bar{x} \pm s$	2.43 ± 0.65	4.29 ± 1.77	3.14 ± 1.29	4.50 ± 1.40	4.21 ± 1.12	5.71 ± 0.99	3.86 ± 1.41	5.93 ± 1.27	1.43 ± 0.51	2.29 ± 0.99

2.2 被试睡眠时长 被试睡眠时长为被试在进行试验前一晚的睡眠时间,能直观地反映被试的精神状态,在压力和睡眠剥夺的过程中疲劳很容易得到累积。由于第4天2次评估之间并没有睡觉,故只

列出一组的睡眠时长,比赛第4天与比赛后第7天的睡眠时长差异有统计学意义($P < 0.0001$)。被试睡眠时长如表2所示。

表2 被试睡眠时长

被试	比赛第2天(8:00-12:00)		比赛第3天(8:00-12:00)		比赛第4天(8:00-12:00)		比赛后第7天(8:00-12:00)	
	睡眠时间	睡眠时长/min	睡眠时间	睡眠时长/min	睡眠时间	睡眠时长/min	睡眠时间	睡眠时长/min
S01	0:00-6:20	380	0:30-7:20	410	1:15-7:20	365	23:30-次日6:30	360
S02	1:00-7:00	360	1:30-6:30	300	2:30-5:30	180	0:00-7:45	465
S03	2:30-7:30	300	4:00-7:30	210	5:00-9:20	260	0:00-7:40	460
S04	1:00-7:30	390	0:30-6:30	360	4:00-6:00	120	23:30-次日7:30	420
S05	0:30-6:30	360	3:00-6:00	180	1:00-7:00	360	0:00-8:05	485
S06	1:00-7:30	390	0:00-7:00	420	4:00-7:00	180	23:30-次日7:00	450
S07	0:15-7:00	405	3:00-6:00	180	3:00-7:00	240	0:30-9:00	510
S08	0:30-7:20	410	4:30-8:18	228	6:54-10:18	204	23:41-次日8:40	479
S09	0:30-7:00	390	3:30-7:30	240	2:00-6:00	240	1:00-9:00	480
S10	0:50-8:30	460	0:50-8:40	470	7:00-8:50	110	0:00-11:00	660
S11	0:00-7:15	435	0:00-7:30	450	2:30-4:30	120	23:00-次日7:50	530
S12	0:30-7:00	390	0:30-1:20, 3:15-6:30	245	5:30-6:00	30	23:50-次日7:30	460
S13	1:00-7:50	410	0:50-7:30	460	7:30-8:00	30	23:30-次日8:00	510
S14	1:00-7:15	375	3:00-6:45	225	3:00-7:00	240	23:45-次日7:15	450
平均睡眠时长/min, $\bar{x} \pm s$	389.64 ± 37.39		312.71 ± 110.65		191.36 ± 103.66		479.93 ± 66.54	

2.3 数据分析 为了验证被试在疲劳与清醒时是否存在一个能够判别累积性疲劳的生物标志物,将疲劳程度最深的比赛第4天晚上定义为疲劳,比赛后第7天定义为清醒,利用自身前后比较,

对没有体动等干扰的10位被试的短时心电特征进行Wilcoxon符号秩检验。分析结果如表3所示, HF、LF/HF、庞加莱图SD2在区分清醒与疲劳状态时有统计学意义($P = 0.017、0.022、0.028$)。

表3 被试测试前后短时心电特征的自身比较

特征	测试后与测试前差值	$n = 10$, 中位数(下四分位数, 上四分位数)	
		Z值	P值
Mean RR/ms	-5.638 5 (-48.845 8, 36.170 5)	-0.051 ^a	0.959
RMSSD/ms	0.670 0 (-7.585 8, 4.754 3)	-0.051 ^a	0.959
LF	0.112 5 (-0.000 3, 0.697 0)	-1.172 ^b	0.241
HF	-0.655 5 (-1.872 0, -0.083 5)	-2.395 ^a	0.017
LF/HF	0.056 5 (0.015 5, 0.206 5)	-2.293 ^b	0.022
样本熵	0.138 5 (-0.282 3, 0.251 8)	-0.255 ^b	0.799
Rényi熵	-0.092 0 (-0.241 3, -0.000 3)	-1.887 ^a	0.059
庞加莱图SD1	0.469 5 (-5.382 3, 3.377 8)	-0.051 ^a	0.959
庞加莱图SD2	8.426 5 (1.611 3, 12.317 3)	-2.191 ^b	0.028
庞加莱图SD1/SD2	-0.087 5 (-0.237 5, 0.015 5)	-1.682 ^a	0.093

^a: 基于负秩; ^b: 基于正秩。Mean RR: RR时间序列的平均值; RMSSD: 相邻RR间期差值的均方根; LF: 低频段功率值; HF: 高频段功率值; 庞加莱图SD1: 庞加莱图短半轴; 庞加莱图SD2: 庞加莱图长半轴。

3 讨论

本研究的重点在于客观地测量被试在高水平压力与睡眠剥夺期间累积性疲劳的变化,疲劳主要来自于被试参与比赛时的压力与睡眠剥夺,并且会随着赛程的进行得到累积,不需要被试像模拟驾驶试验一样克服疲劳完成一些任务操作,因此被试不会因为参与本试验而对自身疲劳产生抗拒,进而造成数据偏差。本试验提取了被试在各个累积性疲劳

节点的HRV特征,分析了被试的HRV特征指标、自评疲劳程度和睡眠时长。结果表明,在赛程的推进过程中,被试的自评疲劳程度增加且试验后的自评疲劳程度普遍高于试验前,意味着被试在长期紧张状态下进行作业会使自身对疲劳的认知产生偏差,并且在7d的充分恢复后疲劳程度减少。探索性分析发现,短时心电特征HF、LF/HF和庞加莱图SD2在区分清醒与疲劳状态时具有统计学意义。

以往对疲劳进行分类的报道大多通过模拟驾驶

采集数据, 试验持续时间多为 100~120 min^[14-15], 个别试验时间更长, 然而这些研究都采用人为干扰设计操纵的疲劳, 被试的疲劳程度会受到个体对驾驶任务的适应程度、单调作业时的忍耐力等个体因素干扰。在实际应用中, 被试不只有清醒或疲劳 2 种状态, 疲劳是一个累积的过程, 驾驶员如果处于清醒与疲劳的中间状态则很难对其准确判断。对驾驶员进行疲劳识别往往希望做到短时、高效, 过长的检测时间会带来不必要的麻烦。本试验中被试的 LF/HF 在由清醒到疲劳的过程中呈上升趋势, 然而 LF、HF、样本熵、Rényi 熵及庞加莱图 SD1/SD2 并没有一致的变化趋势, 与一些模拟驾驶试验的结果不同。Wang 等^[3] 研究得出当 HRV 特征样本熵满足一定条件 (RR 样本熵 < 0.805 3 和 R 峰值样本熵 < 0.725 8) 时即被认定处于疲劳驾驶状态。杨渝书等^[5] 也得出 HRV 频域特征在疲劳和清醒之间存在一定趋势, 但马玉珍等^[4] 指出 HRV 频域特征会随着交感神经与迷走神经的活跃程度而产生偏差, 因此通过短时实验范式 (如驾驶诱发疲劳) 并不一定能够判断出长期压力状态下的疲劳。

本试验通过连续几天主动式睡眠剥夺与压力环境中的疲劳累积, 使被试在主观程度上达到一种深度疲劳状态, 希望在这一状态下通过短时心电采集找到一种能够反映疲劳程度的心电特征的生物标志物。观察被试在此期间的 HRV 特征、自评疲劳程度及睡眠时长发现, 短时心电特征的 HF、LF/HF 及庞加莱图 SD2 可以作为区分清醒与疲劳的生物标志物。不论是从事普通职业还是特殊职业, 长时间累积的疲劳往往会引发严重的后果, 需要引起重视。人们在从事高强度工作时对自身的疲劳认知与身体状况认识不准确, 容易发生疲劳事故, 如果能通过一种生物标志物及时判别疲劳状态并给予提醒, 相信能大大降低事故发生率。在军事领域, 潜艇艇员在长远航任务中, 任何一个由疲劳引发的操作失误对于艇队来说都是致命的, 因此对艇员精神疲劳的判别与干预也是当下需要迫切解决的问题。本研究的样本量较小, 通过短时心电特征 HF、LF/HF、庞加莱图 SD2 等生物标志物实现被试疲劳与否的判断, 需要更多的试验研究进行验证, 这将是本课题组未来重点关注和研究的内容。

[参 考 文 献]

- [1] 阮亦, 顾伟, 凌昌全. 脑力疲劳测评方法的研究进展[J]. 第二军医大学学报, 2019, 40: 79-85.
RUAN Y, GU W, LING C Q. Assessment methods of mental fatigue: an update[J]. Acad J Sec Mil Med Univ, 2019, 40: 79-85.
- [2] 阮琳, 高俊峰, 杨叶菲, 刘兆强. 主观评定法用于军事作业所致脑力疲劳的研究进展[J]. 人民军医, 2020, 63: 112-114.
- [3] WANG F W, WANG H, FU R R. Real-time ECG-based detection of fatigue driving using sample entropy[J/OL]. Entropy (Basel), 2018, 20: 196. DOI: 10.3390/e20030196.
- [4] 马玉珍, 朱海燕, 朱琳, 于颖慧. 基于眼动特征及 ECG 的轨道交通驾驶员疲劳分析与识别[J]. 人类工效学, 2020, 26: 1-5, 12.
- [5] 杨渝书, 姚振强, 李增勇, 焦昆. 心电图时频域指标在驾驶疲劳评价中的有效性研究[J]. 机械设计与制造, 2002(5): 94-95.
- [6] 秦鹏飞, 徐密, 雷雨田, 涂鸣. 全国大学生电子设计竞赛发展预测及对人才培养的促进作用[J]. 农业工程, 2018, 8: 109-112.
- [7] PAN J, TOMPKINS W J. A real-time QRS detection algorithm[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1985, 32: 230-236.
- [8] CASTELLS F, LAGUNA P, SÖRNMO L, BOLLMANN A, ROIG M J. Principal component analysis in ECG signal processing[J/OL]. EURASIP J Adv Signal Process, 2007: 074580. DOI: 10.1155/2007/74580.
- [9] MANRIQUEZ A I, ZHANG Q H. An algorithm for QRS onset and offset detection in single lead electrocardiogram records[J]. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2007, 2007: 541-544.
- [10] 郭伏, 吕伟, 王天博, 叶国全. 基于表面肌电和心电图的手工搬运作业疲劳分析[J]. 人类工效学, 2018, 24: 1-6.
- [11] ROGOVOY N M, HOWELL S J, LEE T L, HAMILTON C, PEREZ-ALDAY E A, KABIR M M, et al. Hemodialysis procedure-associated autonomic imbalance and cardiac arrhythmias: insights from continuous 14-day ECG monitoring[J/OL]. J Am Heart Assoc, 2019, 8: e013748. DOI: 10.1161/JAHA.119.013748.
- [12] TULPPO M P, MÄKIKALLIO T H, TAKALA T E, SEPPÄNEN T, HUIKURI H V. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise[J]. Am J Physiol, 1996, 271(1 Pt 2): H244-H252.
- [13] YAN K, ZHANG D. Feature selection and analysis on correlated gas sensor data with recursive feature elimination[J]. Sensor Actuat B-Chem, 2015, 212: 353-363.
- [14] ZHAO C L, ZHAO M, LIU J P, ZHENG C X. Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator[J]. Accid Anal Prev, 2012, 45: 83-90.
- [15] 卢章平, 尹传斌, 李瑞, 何仁. 基于生理信号的驾驶疲劳分级检测研究[J]. 重庆交通大学学报(自然科学版), 2017, 36: 77-81.