基于心电信号的飞行员应激评价模型的研究

邵舒羽^{1,2}, 周前祥^{1,2*}, 李鸣皋³, 李淮涌³, 单超³

1. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 北京 100191;

2. 北京航空航天大学生物医学工程高精尖创新中心, 北京 100191;

3. 中国人民解放军海军总医院全军航海航空医学中心, 北京 100048

* 联系人, E-mail: zqyg@buaa.edu.cn

收稿日期: 2018-07-12; 接受日期: 2018-11-21; 网络版发表日期: 2019-01-17

摘要 本文基于教练机飞行员训练期间的心电信号, 以人体瞬间应激水平为评价依据, 通过采集特殊的飞行作业期间的飞行员的心电信号, 计算心率以及心率变异性的相关指标, 对个体产生瞬间应激的心电信号进行心率相关指标分析以及心率变异性的时域指标分析. 同时对应激反应下心率曲线面积变化进行分析, 采用多尺度算法, 构建了应激强度随训练次数变化的函数关系, 揭示了飞行训练应激强度变化的规律, 提出了飞行训练及应激阶段的划分方法, 建立了基于心电信号的飞行员应激评价模型.

关键词 心电信号, 飞行员, 应激, 评价模型

应激在现代医学中指的是机体在受到内外环境因素刺激时所出现的非特异性全身适应性反应, 又称为应激反应^[1]. 无论是一般动物还是人类, 个体在受到不同的环境刺激作用时, 会出现一系列的生理变化.

应激反应可以激活两个主要生理轴或通路, 即自主神经系统和下丘脑-垂体-肾上腺轴. 对应激主要集中于任务前后或者不同训练水平下的研究^[2,3], 相关的研究多集中于实验室或模拟状态. 现有的应激水平分析方法很多, 目前已从生物化学、生理、心理几个方面广泛地开展应激评价方法^[4~6]. 基于心电信号^[7,8]的应激度评价方法主要是通过对训练过程中的平均心率、最大心率、心率上升及下降期持续时间、心率上升及下降率以及心率变异性(heart rate variability, HRV)等相关指标对应激水平进行评价^[9~11]. 为了保障

飞行训练可靠、安全的开展, 必须密切跟踪和评价飞行训练中的应激状态; 同时为了确定飞行训练的稳态成熟程度, 也很有必要通过跟踪来评价飞行员应激的变化规律. 基于此, 本研究提出了建立基于心电信号的飞行员应激强度的模型, 探寻应激变化的规律, 为安排飞行训练的强度和数量提供科学的技术支撑.

1 飞行员心电信号采集与预处理

本研究选取有中级教练机(advanced trainer)飞行训练经验且无特殊飞行训练科目的男性飞行员11人, 年龄为23~26岁, 飞行时间为300~500 h. 为排除其他因素影响, 每次特殊飞行科目前2天确保不服用任何药物, 不饮含酒精、咖啡因的饮料, 不进行剧烈运动及

引用格式: 邵舒羽, 周前祥, 李鸣皋, 等. 基于心电信号的飞行员应激评价模型的研究. 中国科学: 生命科学, 2019, 49: 172~178

Shao S Y, Zhou Q X, Li M G, et al. Pilot stress evaluation model based on ECG signals (in Chinese). Sci Sin Vitae, 2019, 49: 172~178, doi: 10.1360/N052018-00141

保证睡眠, 所有飞行员均无心血管病史。

采用穿戴式的心电监测设备, 获得飞行过程人体应激相关信号。心电信号可以比较充分地反映飞行作业过程中的应激变化, 是可靠有效的人体应激反映信号。基于心电实时监测装备, 飞行特殊训练中获得的飞行员飞行作业时的心率曲线如图1所示。

飞行员训练由一系列特殊动作构成, 根据训练动作与实时心率曲线的对应关系, 可以将心率曲线大致分为三个阶段: 特殊动作前阶段、特殊动作期间阶段、特殊动作后阶段。在特殊动作期间阶段, 每一个心率曲线波实际代表着一个特殊动作。

由于采集的数据为长期飞行的数据, 在每次飞行过程中可能会出现基线漂移、工频干扰、肌电噪声等^[12~14], 所以需要数据进行去噪处理。人体的心电信号主要的频率范围在15~40 Hz^[15], 为了将所得信号1 Hz以下的基线漂移去除, 将最低频段的系数置为零 (即分解层数的最低层); 同时将500~1000 Hz, 250~500 Hz频段的系数全置为零来去除高频信号的干扰; 其他包含心电信号主要信息的频段采用软阈值处理, 其阈值参数主要由经验获得。小波的多分辨分析将信号可以在小波空间内进行分解与重构^[16,17]。在尺度函数连续的情况下, 小波函数与目标信号形状越接近就越有利于保存原始信号, 并且可以使混在一起的含噪声信号分解成不同频率段的高频信号和低频信号, 采用基于小波变换的方法^[18,19]可以准确地检测R波, 同时抑制了低频和高频噪声的抑制作用, 对噪声干扰严重和波形畸变较大的心电信号的检测准确度也很高, 去噪处理后的心电信号波形如图2所示。

在数据去噪滤波后还有一些可能是受随机干扰的奇异点, 为了更加精确地分析心电数据, 采用卡尔曼滤波^[20~22]的方法去除奇异点, 卡尔曼滤波是最优化自回归数据处理算法, 利用输出信号的量测数据和系统模

图1 飞行员训练时的心率曲线(网络版彩图)

Figure 1 The pilots' heart rate curve during the mission (color online)

型方程, 实时获得系统状态变量和输入信号的最优估计值, 即卡尔曼滤波是利用线性系统状态方程, 通过系统输入输出观测数据^[21], 对系统状态进行最优估计的算法, 由于观测包含系统的噪声和干扰的影响, 所以最优估计也可看作是滤波过程。图3为卡尔曼滤波前后对比图, 可以看出心电信号中的奇异点消失及干扰受到了明显的抑制。

2 基于特殊动作期间数据的应激水平分析

根据飞行训练过程特点将心率数据波形分为三个阶段: 飞行动作前数据、飞行动作期间数据、飞行动作后数据, 对飞行动作前、后数据进行HRV相关指标分析, 对飞行动作期间数据进行心率曲线面积相关指标分析。

2.1 基于特殊前后平稳态期间数据的应激水平分析

平稳态是指特殊动作前、后的一段时间。该阶段心电信号相对较为平稳, 可以采用HRV相关指标来分析, 包括时域指标、频域分析以及非线性分析。本研究探寻的是特殊飞行期间的飞行员应激变化情况, 而HRV相关指标适用于人体稳定状态, 一般要求数据采集时间必须超过5 min, 由于飞行前后数据采集时间的限制, 并不能每次都达到5 min时长, 且在此期间, 心率曲线存在较多波动及杂波, 无法反映飞行前后应激强

图2 去噪后飞行员实时训练心电信号

Figure 2 ECG signals of pilots during real-time training after denoising

图3 卡尔曼滤波前后对比图

Figure 3 Contrast maps before and after Kalman filtering

度的差异, 通过对已有飞行员前后HRV频域指标进行分析对比发现, 虽然个别频域指标有变化, 但是无法进行进一步定量分析, 未显现出与特殊次数确定的量化关系。

2.2 基于特殊动作期间数据的应激水平分析

受到交感/副交感的调节及其他生理心理因素影响, 飞行员在进行特殊训练期间, 心率会发生瞬时性大幅度变化, 变化规律为先上升再下降。心率上升阶段, 交感神经发挥主导作用; 心率下降阶段, 副交感神经发挥主导作用, 如图1所示特殊动作期间, 心率变化起伏很大, 反映了人体的应激强度变化。

为了对单次特殊飞行应激强度进行量化评估, 采用心率变化曲线的形状、面积、心率极值等方法对应激强度进行分析。特殊期间心率曲线拟合, 可以确定该曲线的极值、上升起始位置、下降结束位置等关键点。单个飞行员单次特殊对应心率曲线分为两个阶段: 心率上升期和心率恢复期, 其中心率上升期从上升拐点 to 心率最大值点, 对应图4曲线A1A3段; 心率恢复期为从心率最大值点到下降拐点, 对应图4曲线A3A2段; A1点为本次特殊的心率最低值, A3为本次特殊的心率最高值。

采用最小二乘法对心率波形进行拟合, 同时对曲线进行二阶导数计算, 获取其拐点(A1, A2, A3), 对数

据按照上升期和下降期进行分割。分别计算心率上升期面积和心率恢复期面积, 对应各自应激强度。单次特殊飞行心率曲线面积是机体对飞行任务的应激反映, 各次特殊面积序列中也蕴含了大量的内在变化信息, 采用多尺度方法^[23-25]可以衡量这种时间前后的关联性, 同时可以减少某次异常波动对整体数据变化趋势的影响。

2.3 应激强度变化函数拟合

通过心电信号的分析可以直观地看出特殊飞行作业期间的个体飞行员的单次心率变化明显, 且变化呈稳定的规律。为了有效提高飞行训练效果, 制定合理的飞行训练计划及次数, 合理地降低训练成本, 在个体飞行员单次特殊心率面积序列的基础上获得的飞行员群体的单次特殊心率面积均值序列如图5所示。

对该均值序列进行多尺度计算处理, 获得了群体心率面积均值(应激度)的多尺度分布图6所示。

对图6进行拟合, 可得出拟合函数, 如式(1)所表示的拟合函数。

$$SI=3250e^{-x/62.5}+6505 \quad (1)$$

其中SI为应激强度, x 为特殊训练序数, 相关参数为 $a=3250$ 、 $b=6505$ 、 $\tau=62.5$ 为应激函数固有参数, 所获得的拟合函数与原曲线的R-square值为0.9977。

图 4 心率上升期和心率恢复期(网络版彩图)

Figure 4 Heart rate rising and recovery period (color online)

图 5 飞行员群体的单次特殊心率面积均值序列

Figure 5 Single special heart rate areas of all pilots

图 6 飞行员群体的心率面积均值序列的多尺度分布

Figure 6 Multi-scale distribution of average heart rate areas of all pilots

由图6与式(1)看出, 飞行员飞行应激强度随特殊的变化呈指数衰减趋势, 由应激度较高, 逐步向应激度较低变化, 最后趋于一个稳定值. 该函数包含三个参数, 分别为 a , b , τ , 是特殊训练规律的量化表述. 其中, b 代表个体最终趋于稳定时的应激强度值, $a+b$ 代表个体初始训练时的应激强度值, τ 为以特殊训练顺序数为单位的训练时间常数.

2.4 应激评价模型的构建

对单个飞行员个体的应激强度散点图分析未显示出规律性, 所以对个体进行多尺度分析, 个体飞行员进行特殊训练时, 其应激强度的变化遵循群体飞行员应激强度随特殊变化的规律, 图7为个体应激强度分布与群体应激强度曲线的关系, 图中绿色曲线为群体拟合多尺度分析曲线.

为了确定个体飞行员应激强度正常范围, 分别计算各飞行员应激强度值相对于函数值的分布, 按照下式统计计算获得各列处的偏离值均方差 σ_j :

$$\sigma_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (S_i - SI_i)^2}{n}} \quad (2)$$

其中, σ_j 为第 j 列的偏离均方差, n 为落入此列的个体应激强度数量, S_i 为落入此列的个体应激强度值, SI_i 为该列的群体应激强度函数值(用列内的中值).

用各个 $\pm 1.5\sigma_j$ 点数据拟合, 得到位于群体应激强度曲线上下的两条曲线呈逐步衰减的趋势, 大多数个体的应激强度数值都位于这两条曲线包围的区域内部, 将此区域定义为正常应激强度波动范围, 包括应激强度评价模型由应激强度指标(特殊期间的心率面积值)、群体应激强度变化函数、应激强度正常范围构成, 如图8所示.

该模型描述了飞行员应激强度的数值计算方法以及飞行员群体应激强度变化与特殊次数的关系, 还描述了飞行员个体应激强度正常波动范围(即应激稳定的变化). 对函数的变化规律和阶段性进行分析划分, 得出了分析结果, 用于训练安排; 根据个体应激强度数值, 计算获得个体相对于群体拟合曲线的分布, 确定应激强度的变化范围; 形成可用于应激强度监测控制的应激强度评价方法和模型.

3 结论

本研究在应激分析理论的指导下, 采用多种方法, 对特殊飞行训练飞行员的心电信号进行计算, 得到对评价应激有效的应激强度计算方法; 利用拟合算法, 对已经完成特殊训练获得资格的飞行员的应激强度指标的变化规律进行拟合, 获得群体化的应激强度相对于特殊次数的变化函数单次训练心率面积作为应激强

图 7 个体应激强度分布与群体应激强度曲线
Figure 7 Distribution of individual stress intensity and population stress intensity

图 8 应激评价模型图
Figure 8 Diagram of stress evaluation model

度指标, 经过对其进行多尺度计算处理, 获得群体化的应激强度相对于特殊次数的变化函数; 对函数的变化规律和阶段性进行分析划分, 得出分析结果, 用于训

练安排; 根据个体应激强度数值, 计算获得个体相对于群体拟合曲线的分布, 确定应激强度的变化范围展开对应激强度相对于训练次数变化规律的函数拟合。

通过多尺度计算处理, 揭示了飞行员应激强度随特殊训练次数变化的函数关系. 通过对应激强度与特殊训练次数的函数的分析, 明确了特殊最少训练次数. 通过对应激强度与特殊训练次数的函数的分析, 揭示了特殊训练应激强度变化的规律, 提出了特

殊训练及应激阶段的划分方法, 明确了特殊训练阶段的划分为三个阶段: 强应激阶段、调整适应阶段、熟练稳定阶段. 提出了特殊训练应激强度评价模型和评价方法, 为应激监测与控制提供了科学的方法和手段.

参考文献

- 1 Zhai H, Li Y. Research progress on stress reaction evaluation (in Chinese). *Nursing Res*, 2005, 19: 1131–1133 [翟惠敏, 李亚洁. 应激反应评估的研究进展. *护理研究*, 2005, 19: 1131–1133]
- 2 Dojčinovski N V, Missoni E. Physiological parameters and trace elements before and after aerobatic flight. In: *Proceedings of the 53 International Congress of Aviation and Space Medicine*. Varšava, Poljska, 2005
- 3 Elmenhorst E M, Vejvoda M, Maass H, et al. Pilot workload during approaches: comparison of simulated standard and noise-abatement profiles. *Aviat Space Environ Med*, 2009, 80: 364–370
- 4 Rehm K E, Xiang L, Elci O, et al. 186. Variance in laboratory immune parameters of normal humans categorized by stress hormone receptor polymorphisms. *Brain Behav Immun*, 2011, 25: S232
- 5 Luo B D, Qiu R Z, Zhu S C, et al. Characteristics of physiological research of soldiers during cross-county training in hot environment (in Chinese). *Chin J Prev Med*, 1996, 3: 178–181 [罗炳德, 邱仞之, 朱受成, 等. 热环境下战士越野作训的生理反应特点. *解放军预防医学杂志*, 1996, 3: 178–181]
- 6 Liu L, Li S, Zhu X M, et al. Value of heart rate variability and stress hormone basic level in assessing exercise-induced stress (in Chinese). *J Clin Cardiovascular Diseases*, 2011, 27: 940–944 [刘凌, 李森, 朱晓梅, 等. 心率变异性和应激激素基础水平在评价运动致应激中的价值. *临床心血管病杂志*, 2011, 27: 940–944]
- 7 Gordon J L, Ditto B, D'Antono B. Cognitive depressive symptoms associated with delayed heart rate recovery following interpersonal stress in healthy men and women. *Psychophysiology*, 2012, 37: 1082–1089
- 8 Hasegawa M, Hayano A, Kawaguchi A, et al. Assessment of autonomic nervous system function in nursing students using an autonomic reflex orthostatic test by heart rate spectral analysis. *Biomed Rep*, 2015, 3: 831–834
- 9 Meng G. Analysis on different flying mental stress correlation with flight performance and personal factors (in Chinese). Dissertation for Master's Degree. Beijing: Medical College of the Chinese People's Liberation Army, 2014 [蒙果. 不同飞行的应激反应强度与飞行成绩相关性及其影响因素的研究. 硕士学位论文. 北京: 中国人民解放军医学院, 2014]
- 10 Chen L E, Zhang X L, An R Q, et al. Analysis of correlation between mental pre-parachuting stress level and heart rate variability in air borne recruits (in Chinese). *Med J Natl Defending Forces Southwest China*, 2011, 21: 117–119 [陈良恩, 张晓丽, 安瑞卿, 等. 空降兵新兵跳伞心理应激水平与心率变异性的相关性分析. *西南国防医药*, 2011, 21: 117–119]
- 11 Hosseini S A, Khalilzadeh M A. Emotional stress recognition system using EEG and psychophysiological signals: using new labelling process of EEG signals in emotional stress state. In: *Proceedings of the International Conference on Biomedical Engineering and Computer Science*. New York: IEEE, 2010
- 12 Magosso E, Ursino M, Zaniboni A, et al. A wavelet-based energetic approach for the analysis of biomedical signals: application to the electroencephalogram and electro-oculogram. *Appl Math Comput*, 2009, 207: 42–62
- 13 Luo S, Johnston P. A review of electrocardiogram filtering. *J Electrocardiol*, 2010, 43: 486–496
- 14 Jen K K, Hwang Y R. Long-term ECG signal feature extraction. *J Med Eng Tech*, 2007, 31: 202–209
- 15 Zhao J Q, Huang H, Wang Y, et al. A kind of method on time-frequency analysis of electrocardiosignal (in Chinese). *J Biomed Eng*, 2005, 22: 1049–1051 [赵建强, 黄华, 王芸, 等. 一种心电信号的时频分析方法. *生物医学工程学杂志*, 2005, 22: 1049–1051]
- 16 Omerhodzic I, Avdakovic S, Nuhanovic A, et al. Energy Distribution of EEG Signals: EEG Signal Wavelet-Neural Network Classifier. *Comput Sci*, 2013, 6
- 17 Rekik S, Ellouze N. QRS detection combining entropic criterion and wavelet transform. *Int J Signal Imag Sys Eng*, 2016, 9: 299
- 18 Li F. The research on technology of processing ECG signal based on wavelet transform (in Chinese). Dissertation for the Master's Degree.

- Nanjing: Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, 2009 [李芳. 基于小波变换的心电信号处理技术的研究. 硕士学位论文. 南京: 南京航空航天大学, 2009]
- 19 Elgendi M, Eskofier B, Dokos S, et al. Revisiting QRS detection methodologies for portable, wearable, battery-operated, and wireless ECG systems. *PLoS ONE*, 2014, 9: e84018
- 20 Lee J W. Design of Kalman filter to estimate heart rate variability from PPG signal for mobile healthcare. *J Inf Commun Conv Eng*, 2010, 8: 201–204
- 21 Liu J J, Liu G G, Song S J. Design of human ECG monitoring system based on Kalman filter (in Chinese). *Electron Meas Technol*, 2016, 39: 157–161 [刘俊杰, 柳桂国, 宋栓军. 基于Kalman滤波的人体心电图跟踪监测系统设计. 电子测量技术, 2016, 39: 157–161]
- 22 Sayadi O, Shamsollahi M B. Model-based ECG fiducial points extraction using a modified extended Kalman filter structure. In: *Proceedings of the International Symposium on Applied Sciences on Biomedical and Communication Technologies*. Aalborg, 2008
- 23 Costa M, Goldberger A L, Peng C K. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys Rev E*, 2005, 71: 021906
- 24 Shang C F. Time series complexity research based on multiscale sample entropy (in Chinese). *Modern Electron Tech*, 2017, 40: 40–43 [尚传福. 基于多尺度样本熵的时间序列复杂度研究. 现代电子技术, 2017, 40: 40–43]
- 25 Costa M, Healey J A. Multiscale entropy analysis of complex heart rate dynamics: discrimination of age and heart failure effects. In: *Proceedings of the Computers in Cardiology*. Thessaloniki, 2003

Pilot stress evaluation model based on ECG signals

SHAO ShuYu^{1,2}, ZHOU QianXiang^{1,2}, LI MingGao³, LI HuaiYong³ & SHAN Chao³

1 School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China;

2 Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China;

3 National Aviation Medical Center, General Hospital of PLA Navy, Beijing 100048, China

The research is based on the evaluation of electrocardiogram (ECG) signals during the training period, and on the evaluation of the levels of human transient stress. The heart rate and related indexes of heart rate variability are calculated by collecting ECG signals of pilots during special flight operations, then the heart rate related indexes and the time domain indexes of heart rate variability are analyzed for the individual ECG signals which produce transient stress. Meanwhile, the area change of heart rate curve under stress is also analyzed, and the multi-scale algorithm is used to analyze the change of the area of the heart rate curve. The functional relationship between stress intensity and training times is constructed, the division method of flight training and stress stages is put forward, too. Finally, a pilot stress evaluation model is established based on ECG signal.

ECG signal, pilot, stress, evaluation model

doi: [10.1360/N052018-00141](https://doi.org/10.1360/N052018-00141)