

中文引用格式:蒋浩,张超,罗雪莹,等. 基于单电极脑电信号的飞行员脑力负荷评估[J]. 中国安全科学学报,2026,36(3):41-48.

英文引用格式:JIANG Hao, ZHANG Chao, LUO Xueying, et al. Pilot mental workload assessment based on single-electrode EEG signals[J]. China Safety Science Journal, 2026,36(3):41-48.

基于单电极脑电信号的飞行员脑力负荷评估^{*}

蒋浩^{1,2}副教授,张超^{1,2},罗雪莹^{1,2},彭姓^{1,2}副教授

(1 中国民用航空飞行学院 飞行技术学院,四川 广汉 618307;

2 中国民用航空飞行学院 国产民机飞行与运行支持四川省工程研究中心,四川 广汉 618307)

中图分类号:X949

文献标志码:A

DOI: 10.16265/j.cnki.issn1003-3033.2026.03.0442

基金项目:国家自然科学基金资助(U2333211);四川省哲学社会科学基金一般项目资助(SCJJ25ND145)。

【摘要】 为克服传统多电极脑电技术在飞行应用中的局限性,有效评估飞行员脑力负荷,招募43名飞行员进行模拟飞行试验,每名被试需在 Cessna 172R 模拟器上执行低、中、高3种脑力负荷水平的飞行任务;低负荷任务为常规五边起落航线任务,中、高负荷任务是在低负荷任务基础上分别增加1项和3项故障;采集被试的心率信号、脑电信号(EEG)(从左侧前额电极(FP1)采集)和美国航空航天局任务负荷指数(NASA-TLX)量表数据,FP1单电极脑电时域信号首先经滤波、分段、去除极值等预处理,然后经快速傅里叶变换转换为频域信号,最后提取各波段的功率。试验结果表明:随着脑力负荷的提升,NASA-TLX量表得分和心率呈现上升趋势, α 波段和 β 波段功率值随着脑力负荷水平的提升而显著增加;进一步设定功率上升百分比阈值,当超过该阈值时,判定为中、高脑力负荷并触发预警。基于FP1通道的单电极EEG能够有效地评估飞行员的脑力负荷水平。

【关键词】 单电极; 脑电信号(EEG); 飞行员; 脑力负荷; 频段功率

Pilot mental workload assessment based on single-electrode EEG signals

JIANG Hao^{1,2}, ZHANG Chao^{1,2}, LUO Xueying^{1,2}, PENG Xing^{1,2}

(1 College of Flight Technique, Civil Aviation Flight University of China, Guanghan Sichuan 618307,

China; 2 Sichuan Provincial Engineering Research Center of Domestic Civil Aircraft Flight and

Operation Support, Civil Aviation Flight University of China, Guanghan Sichuan 618307, China)

Abstract: In order to overcome the limitations of traditional multi-electrode electroencephalography technology in flight applications and effectively assess the mental workload of pilots, 43 pilots were recruited in this study to conduct simulated flight experiments. Each participant was required to perform flight tasks at three different mental workload levels (low, medium, and high) using a Cessna 172R simulator. The low workload task involved a standard five-leg takeoff and landing route, while the medium and high workload tasks were variations of the low workload task, with the addition of one and three malfunctions, respectively. Heart rate signals, EEG signals (collected from the Frontal Pole (FP) 1 electrode), and National Aeronautics and Space Administration-Task Load Index (NASA-TLX) scale data were recorded. The results show that as mental workload increased, both NASA-TLX scale scores and heart rate exhibited an upward trend. The power values in the Alpha and Beta bands significantly increased

as mental workload levels increased. A threshold based on the percentage increase in EEG power was established. When the power increase exceeded the threshold, it was classified as medium or high mental workload, triggering an alert. The findings suggest that single-electrode EEG signals based on the FP1 electrode can effectively assess the mental workload levels of pilots.

Keywords: single electrode; electroencephalography (EEG); pilot; mental workload; frequency band power

0 引言

随着航空科技的快速发展,机载系统复杂性和集成度有很大提升,导致飞行员在执行任务时需处理大量信息,加剧了飞行员脑力负荷^[1-3]。脑力负荷是指操作者为完成任务所实际占用的信息处理资源或认知资源^[4]。已有研究表明:飞行员脑力负荷在飞行的不同阶段呈现典型的U形曲线,即在起飞和着陆阶段负荷最高,巡航阶段较低^[5-6]。在高负荷阶段,要求飞行员的注意力要高度集中并快速做出决策,从而增加其脑力负荷^[7-8]。飞行员过高的脑力负荷是航空事故的关键诱因之一^[9]。据中国民航安全报告,2011—2020年,全国(不含港澳台地区)由于机组因素导致的事故占比高达67.71%,而在2016—2020年,该比例依然维持在66.13%^[10]。在这些事故中,飞行员因脑力负荷过高导致的操作失误尤为突出^[11-12]。因此,准确评估和监测飞行员在飞行过程中的脑力负荷水平,对于保障航空安全具有重要意义。

脑力负荷的评估方法包括主观评估法、行为绩效测量法和生理指标监测法3大类^[13-15]。主观评估法依赖于被试的自我报告,该方法操作便捷,但易受个体主观性和短时记忆衰退的影响^[16-18]。行为绩效测量法通过分析被试在任务执行过程中的表现来推测其脑力负荷水平,该方法的任务情境依赖性强,且单一绩效指标虽简单明了但不够准确,而多指标测量法结果更准确但数据难处理^[6,17]。生理指标监测法根据被试在任务中的脑电、心率变异性、皮电反应等生理指标,来监测其脑力负荷水平。其中,脑电作为直接反映大脑神经元电活动的生理指标,相较于心率等间接性生理参数,能更直接和精准地评估脑力负荷。因此,近年来,脑电在脑力负荷评估领域得到广泛应用。例如:阮森等^[19]利用64导脑电信号(Electroencephalography, EEG)研究发现个体脑力负荷水平随同时执行任务数量增加而升高;李文斌等^[20]发现EEG微状态参数对脑力负荷的变化具有一定敏感性;TAHERI等^[21]研究表明EEG特征

可有效区分脑力负荷且不同脑区和EEG子带参与了脑力负荷评估。研究表明:脑力负荷的提升通常伴随着 θ 和 β 频段功率的升高^[22-23];对于 α 频段,有些研究发现其功率随着负荷升高而降低^[24-25],也有研究出现相反结果^[26-27]。目前,大多数研究中的EEG设备采用了多个电极(如32、64导),这些设备笨重且操作复杂,难以在实际飞行任务中广泛应用。因此,学者们逐渐探索采用单电极EEG评估脑力负荷。采用单电极EEG的难点在于选取头皮表面上合适的电极位置,以便有效反映个体的脑力负荷水平。已有研究表明:位于左侧前额电极(Frontal Pole 1, FP1)位置的脑电活动与工作记忆、注意控制等认知功能密切相关,这些认知功能是诱发脑力负荷的重要机制,因此,FP1处的EEG在脑力负荷评估中具有较高的敏感性。例如:许泽举等^[28]发现FP1处EEG与注意控制的相关性,以及在注意力相关研究中的敏感性。刘清等^[29]研究表明:船舶驾驶员FP1处EEG在正常航行和突发事件处理2种情境下具有显著差异,据此构建的工作负荷识别模型准确率达到92%。SO等^[30]记录了被试在执行4种认知与运动任务时的FP1 EEG,发现其可用于评估脑力负荷的动态变化。MORALES等^[31]记录了外科手术医生执行手术任务时的FP1单电极EEG,医生的脑力负荷随着手术复杂度的提升而增高,引发了更高的 β 功率。

上述基于单电极EEG的脑力负荷评估未见应用于民航飞行领域。飞行任务需要飞行员同时处理大量来自视觉、听觉、仪表、无线通信等多通道的信息,并在注意分配、判断决策、空间导航、姿态控制等多方面同时投入资源,飞行任务还直接关乎生命安全,其任务负荷与风险评估、应激反应紧密相关,相较于普通认知任务具有更高的情境压力和脑力负荷。鉴于此,笔者拟依据FP1单电极EEG能有效反映飞行员脑力负荷这一理论假设,以FP1单电极EEG为核心,探索更高效、便捷的飞行员脑力负荷识别方法。此外,为验证FP1单电极EEG在脑力负荷评估中的有效性,采集主观评估量表与心率数据,

作为效标进行验证,以期单电极 EEG 评估方法具有较高的信度和效度。

1 模拟飞行及 EEG 数据采集

1.1 参与飞行任务的飞行学员

首先,采用 G*Power 3.1 软件进行样本量分析。以单因素三水平重复测量方差分析为模型,设置中等效应量 $f = 0.25$ 、显著性水平 $\alpha = 0.05$ 、检验功效为 0.80,以及球形性校正 $\epsilon = 0.75$,计算结果显示,至少需 34 名被试。实际招募 43 名能够熟练操作 Cessna 172R 机型模拟器设备的男性飞行学员参加试验。被试平均年龄 24.0 岁,平均飞行时长 252.02 h。其中,6 名被试参与预试验,其任务表现用于调整试验细节参数,预试验结果不纳入正式数据分析;其余 37 名被试参与正式试验。

1.2 飞行任务及数据采集工具

1) 飞机模拟器。被试的飞行任务在 Cessna 172R 机型模拟器上完成,该模拟器搭载了 C172-G1000 V1 航空模拟系统。模拟器配备了主飞行显示器、多功能显示器、通信控制面板、开关面板、驾驶盘、油门杆、混合比手柄、襟翼手柄、电动配平轮、脚蹬等显示和操作器件。采用 X-Plane 飞行仿真软件加载飞行程序。飞行场景画面显示在 75 英寸的液晶显示器上,该显示器位于被试前方 1.5 m 处。

2) EEG 采集设备和数据分析软件。采用 NeuSen W64 无线便携脑电系统(博瑞康,中国)采集 EEG。选取 FP1 为活动电极,中央-顶叶中心电极(Centro-Parietal zero, CPz)为参考电极,前额中央电极(Anterior Frontal zero, AFz)为接地电极。使用 Neuracle 软件记录和实时显示 EEG,数据导出后,使用 Matlab 及 EEG 数据专用处理包 EEGLab 分析处理。

3) 心率信号采集设备和数据分析软件。采用 Polar H10 心率带采集被试的心率数据。被试全程佩戴心率带,确保完整记录飞行任务期间的心率。心率信号通过蓝牙传输至手机,并用 Polar Equine 软件实时记录,数据导出后由 Kubios HRV Standard 软件分析心率数据。

4) 主观负荷评估量表。采用美国航空航天局任务负荷指数(National Aeronautics and Space Administration-Task Load Index, NASA-TLX)量表记录被试的主观负荷感受。该量表包括 2 部分。第 1 部分是量表的主体部分,包含负荷评估的 6 个维度:

脑力需求、体力需求、时间需求、努力程度、受挫程度和绩效表现。第 2 部分是确定权重部分,将上述 6 个维度两两配对,形成 15 个配对组,要求被试在每一组中选出其认为对负荷影响更大的维度。根据被试选择情况,确定各维度权重。

1.3 飞行任务

试验基于广汉机场五边起落航线任务,设定低、中、高 3 种不同负荷的飞行任务。在低负荷条件下,被试需要完成一次完整的起落航线飞行。飞行任务所在地点为广汉机场,标高 1 533 ft,使用 13 号跑道,起始航向 127°,左起落,起落高 2 500 ft,天气良好无侧风。五边航线的具体要求和操作如下:①一边。起飞,速度达到 55 kn 时抬轮,高度到 1 800 ft(保持 79 kt 满油门爬升),调整航向,高度到 2 100 ft 时转弯。②二边。继续爬升,调整航向,计时 20 s 后转弯。③三边。继续爬升至 2 500 ft,速度 95 kn,保持油门 2 000~2 100r/min,正切跑道头时开始计时,50 s 后转弯,同时执行着陆前项目(开灯,放襟翼 10°)。④四边。放襟翼 20°,目视跑道,开始降高度,速度保持 75~80 kn。⑤五边。放襟翼 30°,收油门,调整合适的下滑角,进近时速度保持 65~70 kn,完成五边检查单,执行着陆程序,直至飞机接地并在跑道上全停。

中负荷条件下,在执行上述五边起落航线的过程中,当飞行到三边正切跑道头 10 s 时,为被试增加了一项飞行故障:发动机失效。故障发生后,要求被试完成飞行中发动机失效检查单和无功率紧急着陆检查单,并操纵飞机着陆。

高负荷条件下,当飞行到三边正切跑道头 10 s 时,为被试增加发动机失效、高度表失灵和空速表失灵这 3 项飞行故障。故障发生后,要求被试完成飞行中发动机失效检查单、无功率紧急着陆检查单和大气数据系统失效检查单,并操纵飞机着陆。

每名被试需要完成上述低、中、高 3 种负荷下的飞行任务。完成任务的顺序共 6 种:低中高、低高中、中低高、中高低、高低中、高中低。为排除顺序效应对试验结果的影响,同时尽量保证每种顺序的人数一致,每名被试按其参加试验的顺序依序指派上述 6 种负荷顺序中的一种。上述顺序平衡设计方法使得各个负荷下的差异能够反映负荷本身的真实效应,而不是由顺序带来的伪差异。

1.4 飞行任务和数据采集流程

试验流程如图 1 所示。被试进入实验室后,先

签署知情同意书。随后佩戴 EEG 帽和心率带。在 EEG 帽的 FP1、CPz 和地极这 3 个电极中注入导电膏,检查 3 个电极的阻抗值,使其皆降至 5 kΩ 以下。准备就绪后,被试练习五边起落航线以熟悉模拟器和飞行程序,并调整心率至平稳。掌握操作且心率

稳定后,被试阅读指导语并开始正式试验。试验中,每名被试接连完成 3 次飞行任务,分别代表 3 种不同的负荷水平。每次任务完成后休息 4 min,并填写 NASA-TLX 量表,评估其在刚结束的飞行任务中所感受到的主观负荷。整个试验持续约 45 min。

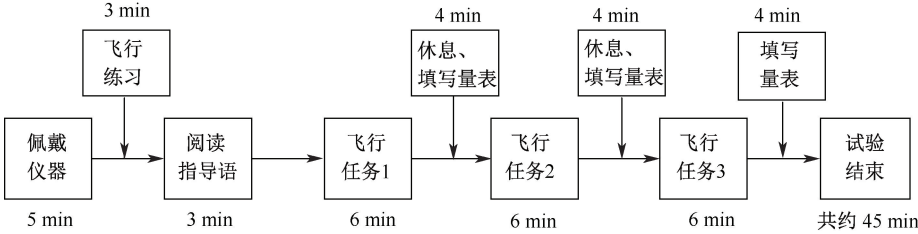


图 1 试验流程

Fig. 1 Procedure of the experiment

2 基于模拟飞行的脑力负荷评估结果

为考察负荷效应,对 3 种不同负荷下的 NASA-TLX 量表得分、心率、不同频段的 EEG 功率值进行重复测量方差分析。当 Mauchly 球形性检验显示假设不成立时,采用 Greenhouse-Geisser 校正方法调整自由度。若方差分析出现显著结果,则进一步展开事后对比。

2.1 NASA-TLX 量表结果

NASA-TLX 量表包含 6 个维度。被试首先对每个维度在 0 ~ 100 分之间打分,评估自己在每个维度中的主观感受。然后将 6 个维度进行两两对比(共对比 15 次),在 2 个作对比的维度中选择出自己认为对负荷影响更大的维度,由此确定各个维度的权重。最后得到的量表总分是各维度分数的加权平均数,数值越高,表示被试的主观负荷感受越高。计算公式如下:

$$W = \frac{\sum_{i=1}^6 (W_i \times R_i)}{15} \quad (1)$$

式中:W 为 NASA-TLX 量表总分;i 为维度;W_i 为第 i 个维度被选择的次数;R_i 为第 i 个维度的得分。

3 种不同负荷水平下的 NASA-TLX 量表总分如图 2 所示。对其进行单因素方差分析,结果显示,不同负荷水平下的量表总分存在显著差异(统计量 $F(1.686, 59.001) = 8.947, p = 0.030$)。进一步分析显示,低负荷条件下的量表得分(平均值 M 为 58.963,标准误(Standard Error, SE)为 10.688)显著低于中负荷(M = 66.936, SE = 12.494, p = 0.016)和高负荷(M = 68.490, SE = 12.817, p =

0.003)条件下的得分。中负荷与高负荷条件下的量表得分没有显著差异(p > 0.05)。从被试对 3 种飞行任务的主观负荷感受看出,一方面,设置的 3 种飞行任务能够满足不同的负荷水平;无故障的常规飞行任务的负荷较低,有故障的飞行任务的负荷较高。另一方面,与预期相反的是,1 种故障和 3 种故障条件下的负荷不存在主观感受上的差异。

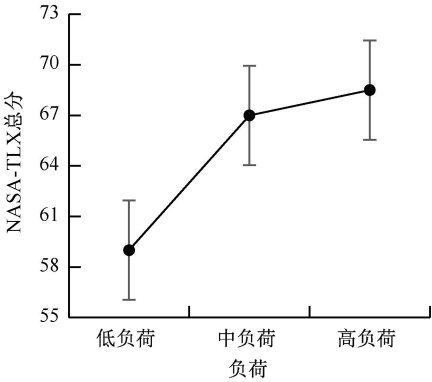


图 2 不同脑力负荷下的 NASA-TLX 总分

Fig. 2 NASA-TLX scores under different mental workloads

2.2 心率结果

由于三边正切跑道头 10 s 时触发了额外的故障,因此,将完整飞行过程划分成三边正切跑道头 10 s 之前和之后 2 段(简称前半段和后半段),计算这 2 段时间区间内的平均心率(图 3)。对 3 种负荷任务下的 2 段平均心率进行 3(负荷)×2(时间段)重复测量方差分析。结果表明:时间段主效应显著($F(1, 34) = 78.873, p < 0.001$),在低、中、高 3 种负荷下,均发现后半段心率高于前半段(p < 0.001)。此外,3 种负荷条件的前半段心率彼此之

间无显著差异($p > 0.05$);对于后半段心率,仅发现中负荷任务心率($M = 92.714, SE = 2.623$)高于低负荷任务($M = 89.800, SE = 2.312, p = 0.034$),而中高负荷之间、低高负荷之间均无显著差异($p > 0.05$)。

心率的结果与主观量表的结果类似,常规任务与有故障任务之间存在心率差异,而1种故障和3种故障任务之间无心率差异。

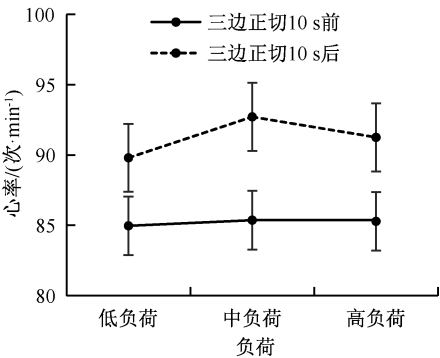


图3 不同脑力负荷下的心率

Fig. 3 Heart rates under different mental workloads

2.3 单电极 EEG 结果

首先,对原始 EEG 数据按以下步骤进行预处理,去除噪声:①滤波。对 EEG 数据进行3次滤波,先高通滤波,下限设为0.1 Hz;再低通滤波,上限设为40 Hz;最后设置48 ~ 52 Hz陷波滤波,去除50 Hz工频干扰。②数据分段。对比三边正切跑道头10 s之前和之后的数据,以该时间点为分界线,将 EEG 数据分为前半段和后半段。③去除极值。把分好的2段数据按0.5 s为一段划分为若干小段,标记出电压值在 $[-100, 100] \mu V$ 区间外的小段,删除具有极值的标记段,再把剩余区段合并在一起。

经预处理后,每名被试得到6份 EEG 数据,分别是3种负荷任务下三边正切跑道头10 s之前和之后的数据。对每份 EEG 数据经快速傅里叶变换后,将时域数据转换成频域数据。转换后,提取4个频段的功率值,分别为: δ 波,频率为0.5 ~ 3 Hz; θ 波,频率为4 ~ 7 Hz; α 波,频率为8 ~ 12 Hz; β 波,频率为13 ~ 30 Hz。不同负荷任务下4个频段的功率值如图4所示,分别对每个频段的功率值进行3(负荷) $\times$ 2(时间段)2因素重复测量方差分析,结果如下。

1) δ 波。负荷主效应不显著,3种负荷下的 δ 波功率值无显著差异($F(2, 70) = 1.851, p = 0.165$)。时间段主效应显著,后半段 δ 波的功率值

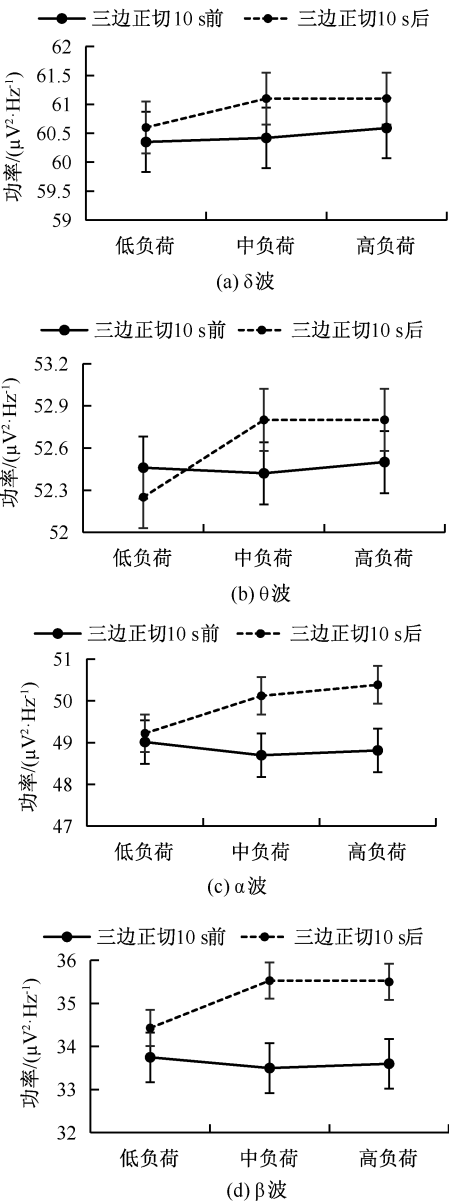


图4 不同脑力负荷下各频段的功率

Fig. 4 Power of each frequency band under different mental workloads

显著高于前半段($F(1, 35) = 8.281, p = 0.007$)。两因素的交互作用不显著($F(2, 70) = 0.660, p = 0.520$)。

2) θ 波。负荷主效应显著,不同负荷水平下, θ 波的功率值存在显著差异($F(2, 70) = 5.177, p = 0.008$)。时间段主效应不显著($F(1, 35) = 1.471, p = 0.233$)。2因素的交互作用显著($F(2, 70) = 4.710, p = 0.012$)。进一步分析发现,对于前半段 θ 波功率值,3种负荷之间无显著差异($p > 0.05$);对于后半段 θ 波功率值,中、高负荷显著高于低负荷($p = 0.014; p = 0.002$)。

3) α 波。负荷主效应显著,不同负荷下, α 波

的功率值存在显著差异 ($F(1.582, 55.355) = 5.245, p = 0.013$)。时间段主效应显著,前半段和后半段的 α 波功率值存在显著差异 ($F(1, 35) = 23.690, p < 0.001$)。2 因素的交互作用显著 ($F(2, 70) = 22.619, p < 0.001$)。对于前半段 α 波的功率值,3 种负荷之间无显著差异 ($p > 0.05$);对于后半段 α 波功率值,中、高负荷显著高于低负荷 ($p = 0.008; p < 0.001$)。此外,对于中负荷任务,后半段 α 波功率值高于前半段 ($p < 0.001$);对于高负荷任务,后半段 α 波功率值也高于前半段 ($p < 0.001$)。

4) β 波。负荷主效应显著,不同负荷水平下, β 波的功率值存在显著差异 ($F(2, 70) = 7.350, p = 0.001$)。时间段主效应显著,前半段和后半段的 β 波功率值存在显著差异 ($F(1, 35) = 39.912, p < 0.001$)。2 因素的交互作用显著 ($F(2, 70) = 17.260, p < 0.001$)。对于前半段 β 波的功率值,3 种负荷之间无显著差异 ($p > 0.05$);对于后半段 β 波功率值,中、高负荷显著高于低负荷 ($p = 0.004; p < 0.001$)。此外,对于低、中、高负荷任务,后半段 β 波功率值均高于前半段 ($p = 0.018; p < 0.001; p < 0.001$)。

综上所述,在中、高负荷条件下, α 和 β 波的功率值在故障出现后相较于故障出现前有显著升高,表明 α 和 β 频段的 EEG 比 δ 频段能更有效地反映负荷变化。

2.4 基于单电极脑电的脑力负荷评估

在 EEG 数据分析中,区分了 4 种频段,这 4 种频段的结果不尽相同。为有效选取能够区分不同负荷水平的频段,设定以下标准:首先,负荷和时间段 2 个主效应显著;然后,负荷与时间段之间的交互作用需显著;最后,所选频段应能至少区分出中、高负荷下任务前后阶段的负荷差异。经过指标筛选,发现 α 和 β 频段符合以上标准,可用于负荷评估。

由于在中、高负荷下, α 和 β 频段功率值均在故障后呈上升趋势,因此,选取故障发生前的功率值作为基线水平,计算故障后功率值相较于基线的占比变化,作为划分负荷等级的依据。

经计算,在中负荷下, α 频段功率值相较于基线上升 2.85%, β 频段功率值上升 4.90%;在高负荷下, α 和 β 频段功率值相较于基线分别上升 3.16% 和 5.43%。因此,在评估脑力负荷水平时,将上述 4 个占比数值作为评定依据。

在实际应用中,可实时采集并分析飞行员 FP1

电极处的 EEG,实时提取 α 和 β 频段功率值,建立基线功率值。随后,持续监测 α 和 β 频段功率值随时间的变化情况,并与基线值对比,当其中 1 个或 2 个频段功率相较基线上升超过上述阈值,即可判断其处于中或高负荷状态,并及时触发提醒或预警机制。

2.5 多源数据整合分析与讨论

采集主观量表总分、心率和 EEG 等 3 类数据,分析单电极 EEG 数据,评估脑力负荷是试验的核心目的。为验证单电极 EEG 数据评估脑力负荷的有效性,同时采集主观量表和心率数据作为效标。

综合 3 类数据的结果,低负荷下的各项指标均低于中、高负荷,包括更低的主观量表分数、更低的心率和各个 EEG 频段上更低的功率值。说明文中试验所设定的低负荷任务是合理的,被试的主观感受和客观指标得到的结果也是一致的。更重要的是,试验所提出的基于单电极 EEG 数据的负荷评估方法也是有效的。

值得一提的是,试验所设定的中、高负荷任务在多项指标上没有表现出差异。例如:2 种负荷下的主观量表分数、心率无显著差异。同时,各个频段的功率值也没有发现中、高负荷下的差异。按照飞行任务的设定,中负荷条件出现一项故障,高负荷条件出现 3 项故障,似乎应该出现差异性结果,但实际上并没有差异性结果出现。这可能由于飞行任务中的故障数量和类型未能在中、高负荷之间拉开足够差距,高负荷任务未能充分提升被试的负荷水平。

虽然中、高负荷没有出现预期中的差异性结果,但不影响文中研究的有效性。首先,各类数据在中、高负荷上是一致的,并没有出现主观负荷高、客观数据低的情况。其次,虽然中、高负荷之间无差异,但它们都显著高于低负荷条件(无论是主观还是客观数据均如此)。因此,试验实际上可分为无故障(低负荷)和有故障(中、高负荷)2 个类别,各类数据均能有效区分这 2 个类别。特别地,基于单电极 EEG 数据也能有效区分 2 个类别任务下的负荷水平。

研究结果与以往采用单电极或多电极 EEG 进行脑力负荷评估的研究结果较为一致。例如:多项研究发现, β 波功率随着脑力负荷升高而上升^[23,32]。对于 α 波,以往研究出现了相反的结果;研究发现, α 波功率随着脑力负荷升高而上升,与部分研究结果一致,包括一项采用多电极考察飞行多任务负荷的研究^[27]。另外,尽管很多研究发现 θ 波功率也随着脑

力负荷升高而上升^[22-33],但未发现 θ 波随负荷而显著变化。由此可见:EEG不同频段是否出现显著变化,与被试群体、任务情境及所依赖的认知功能密切相关。因此,在实际应用中,需结合具体任务特征设计试验,以确定具有预测价值的EEG频段。

发现不同波段EEG频率随脑力负荷变化的趋势后,可采用功率变化占比来划分脑力负荷水平,该方法简便、高效,具有一定的实用性。

3 结 论

1) 在模拟器上执行不同的飞行任务会引起不

同的负荷水平,负荷水平可用量表、心率、EEG等主观和客观数据评定,不同类型数据具有评定的一致性。

2) 采用单电极EEG技术能有效评定飞行员任务过程中的负荷水平。功率值越大,表明负荷水平越高。计算相较于基线功率的上升占比并设定相应阈值,当功率上升占比超过相应阈值时,判定为中、高脑力负荷并实施预警。未来研究可尝试将相关机器学习方法引入研究框架,进一步提升评估的准确性与实用性。

参 考 文 献

- [1] 孙聪,赵群力,孙侠生. 航空工程科技未来20年发展战略研究[J]. 中国工程科学, 2024, 26(5): 1-10.
SUN Cong, ZHAO Qunli, SUN Xiasheng. Development strategy of aeronautical engineering science and technology in the next 20 years[J]. Strategic Study of CAE, 2024, 26(5): 1-10.
- [2] 王永刚,方琛亮. 飞行员的注意分配能力与其安全绩效的关系[J]. 中国安全科学学报, 2021, 31(8): 8-13.
WANG Yonggang, FANG Chenliang. Research on relationship between pilots' attention distribution ability and their safety performance[J]. China Safety Science Journal, 2021, 31(8): 8-13.
- [3] 王深深,孙有朝. 基于多生理参数的飞行员任务负荷评估[J]. 人类工效学, 2023, 29(4): 62-69, 81.
- [4] LONGO L, WICKENS C D, HANCOCK G, et al. Human mental workload: a survey and a novel inclusive definition[J]. Frontiers in Psychology, 2022, 13: DOI:10.3389/fpsyg.2022.883321.
- [5] CORWIN W H. In-flight and postflight assessment of pilot workload in commercial transport aircraft using the subjective workload assessment technique[J]. The International Journal of Aviation Psychology, 1992, 2(2): 77-93.
- [6] 刘艳,程宝权,于鑫,等. 直升机飞行员脑力负荷、睡眠和疲劳的典型相关分析[J]. 陆军军医大学学报, 2022, 44(11): 1 087-1 093.
LIU Yan, CHENG Baoquan, YU Xin, et al. Mental workload, sleep and fatigue in helicopter pilots: a canonical correlation analysis[J]. Journal of Army Medical University, 2022, 44(11): 1 087-1 093.
- [7] 刘雪元,李永娟,蒋丽. 民航从业者工作负荷研究[J]. 中国安全科学学报, 2008, 18(6): 28-33.
LIU Xueyuan, LI Yongjuan, JIANG Li. Study on practitioners' workload in civil aviation[J]. China Safety Science Journal, 2008, 18(6): 28-33.
- [8] 张宁宁,陈颀. 基于心率变异性的飞行员脑力负荷特征[J]. 科学技术与工程, 2024, 24(13): 5 634-5 641.
ZHANG Ningning, CHEN Sa. Mental workload characteristics of pilots based on heart rate variability[J]. Science Technology and Engineering, 2024, 24(13): 5 634-5 641.
- [9] LUO Shihan, ZHANG Chenyang, ZHU Wenbing, et al. Noncontact perception for assessing pilot mental workload during the approach and landing under various weather conditions[J]. Signal, Image and Video Processing, 2025, 19(2): 1-17.
- [10] 中国民用航空局. 2020年民航行业发展统计公报[R], 2021.
- [11] VAN VUUREN L J. Engineering psychology and human performance[J]. SA Journal of Industrial Psychology, 1987, 13(1): DOI: 10.4102/sajip.v13i1.457.
- [12] 刘承平,肖旭,赵竞全. 基于认知过程的飞行员脑力负荷动态预测[J]. 北京航空航天大学学报, 2023, 49(11): 2 921-2 928.
LIU Chengping, XIAO Xu, ZHAO Jingquan. Pilots' mental workload dynamic prediction based on cognitive process[J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2023, 49(11): 2 921-2 928.
- [13] WANG Ziyi, LIU Shuang, WANYAN Xiaoru, et al. Pilot workload measurement model based on task complexity analysis[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2024, 104: DOI:10.1016/j.ergon.2024.103637.
- [14] 徐国标,李笠,王东,等. 基于EBT的ACPC训练工作负荷评价方法分析[J]. 电子技术, 2024, 53(3): 434-435.
XU Guobiao, LI Li, WANG Dong, et al. Analysis of EBT-based workload evaluation method for ACPC training[J]. Electronic Technology, 2024, 53(3): 434-435.
- [15] 邓宏泽,孔媛媛,徐晟. 不同认知负荷下施工现场隐患识别的视觉行为研究[J]. 中国安全科学学报, 2025,

- 35(1): 40–49.
- DENG Hongze, KONG Yuanyuan, XU Sheng. Visual behavior for construction site hazard identification under different cognitive loads[J]. *China Safety Science Journal*, 2025, 35(1): 40–49.
- [16] 江佳运, 孙有朝, 张夏, 等. 基于多源生理数据融合的飞行员工作负荷评价方法研究[J]. *人类工效学*, 2023, 29(3): 1–10.
- JIANG Jiayun, SUN Youchao, ZHANG Xia, et al. Study on evaluating pilot workload based on multi-source physiological data fusion[J]. *Chinese Journal of Ergonomics*, 2023, 29(3): 1–10.
- [17] 卫宗敏, 郝红勋, 徐其志, 等. 飞行员脑力负荷测量指标和评价方法研究进展[J]. *科学技术与工程*, 2019, 19(24): 1–8.
- WEI Zongmin, HAO Hongxun, XU Qizhi, et al. Review of research on pilots' mental workload evaluation indices and measurement methods[J]. *Science Technology and Engineering*, 2019, 19(24): 1–8.
- [18] 王莉莉, 顾秋丽. 管制员个体工作负荷多维量化研究[J]. *中国安全科学学报*, 2024, 34(6): 1–9.
- WANG Lili, GU Qiuli. Study on multidimensional quantification of individual workload of controllers[J]. *China Safety Science Journal*, 2024, 34(6): 1–9.
- [19] 阮森, 林贝, 朱煜阳, 等. 不同脑力负荷模拟飞行任务脑电功率谱研究[J]. *军事医学*, 2022, 46(7): 499–504.
- RUAN Sen, LIN Bei, ZHU Yuyang, et al. EEG power spectrum of different mental loads in simulated flight tasks[J]. *Military Medical Sciences*, 2022, 46(7): 499–504.
- [20] 李文斌, 康阳, 谢小萍, 等. 基于脑电微状态分析的模拟飞行多任务脑力负荷敏感性研究[J]. *载人航天*, 2022, 28(1): 55–62.
- LI Wenbin, KANG Yang, XIE Xiaoping, et al. Study on mental workload sensitivity during multitasking in simulated flight based on EEG microstate analysis[J]. *Manned Spaceflight*, 2022, 28(1): 55–62.
- [21] TAHERI G H, WILSON N, VANBREE J, et al. Using machine learning methods and EEG to discriminate aircraft pilot cognitive workload during flight[J]. *Scientific Reports*, 2023, 13(1): DOI: 10.1038/s41598-023-29647-0.
- [22] WISNIEWSKI M G, THOMPSON E R, IYER N, et al. Frontal midline θ power as an index of listening effort[J]. *Neuroreport*, 2015, 26(2): 94–99.
- [23] CHEN Youguo, HUANG Xiting. Modulation of alpha and beta oscillations during an n-back task with varying temporal memory load[J]. *Frontiers in Psychology*, 2016, 6: DOI:10.3389/fpsyg.2015.02031.
- [24] PERGHER V, WITTEVRONGEL B, TOURNOY J, et al. Mental workload of young and older adults gauged with ERPs and spectral power during N-Back task performance[J]. *Biological Psychology*, 2019, 146: DOI: 10.1016/j.biopsycho.2019.107726.
- [25] CLAYTON M S, YEUNG N, COHEN KADOSH R. Electrical stimulation of alpha oscillations stabilizes performance on visual attention tasks[J]. *Journal of Experimental Psychology: General*, 2019, 148(2): 203–220.
- [26] JENSEN O, GELFAND J, KOUNIOS J, et al. Oscillations in the alpha band (9–12 Hz) increase with memory load during retention in a short-term memory task[J]. *Cerebral Cortex*, 2002, 12(8): 877–882.
- [27] PUMA S, MATTON N, PAUBEL P V, et al. Using theta and alpha band power to assess cognitive workload in multitasking environments[J]. *International Journal of Psychophysiology*, 2018, 123: 111–120.
- [28] 许泽举, 王冰冰, 吴佳武, 等. 一种脑电生物反馈的注意力训练系统试验方法[J]. *新一代信息技术*, 2021, 4(5): 9–16.
- XU Zeju, WANG Bingbing, WU Jiawu, et al. An EEG biofeedback attention training system test method[J]. *New Generation of Information Technology*, 2021, 4(5): 9–16.
- [29] 刘清, 万志远, 杨柳, 等. 基于 EEG 的船舶驾驶员工作负荷识别研究[J]. *武汉理工大学学报: 交通科学与工程版*, 2022, 46(5): 759–763.
- LIU Qing, WAN Zhiyuan, YANG Liu, et al. Identification of workload for seafarers based on EEG[J]. *Journal of Wuhan University of Technology: Transportation Science & Engineering*, 2022, 46(5): 759–763.
- [30] SO W K Y, WONG S W H, MAK J N, et al. An evaluation of mental workload with frontal EEG[J]. *Plos One*, 2017, 12(4): DOI:10.1371/journal.pone.0174949.
- [31] MORALES J M, RUIZ-RABELO J F, DIAZ-PIEDRA C, et al. Detecting mental workload in surgical teams using a wearable single-channel electroencephalographic device[J]. *Journal of Surgical Education*, 2019, 76(4): 1107–1115.
- [32] HANSLMAYR S, MATUSCHEK J, FELLNER M C. Entrainment of prefrontal beta oscillations induces an endogenous echo and impairs memory formation[J]. *Current Biology*, 2014, 24(8): 904–909.
- [33] MAURER U, BREM S, LIECHTI M, et al. Frontal midline theta reflects individual task performance in a working memory task[J]. *Brain Topography*, 2015, 28(1): 127–134.

作者简介: 蒋浩 (1985—),男,四川绵阳人,博士,副教授,主要从事航空安全、航空人为因素等方面的研究。E-mail: huban@zju.edu.cn。