

为什么睡着的 F1 车手无法获胜？ ——非 REM 与 REM 睡眠阶段对 F1 赛车表现影响的多场大奖赛实证研究

Asiaroc Li¹, Pluto Chen¹

¹School of Fried Chicken, The Wild Chicken University, Shenzhen, China
{arli, pluto}@wildchicken.edu.cn

摘要—一级方程式 (F1) 赛车要求车手具备卓越的心理运动警觉性、亚秒级神经肌肉协调能力，并在驾驶时速超过 350 公里的赛车时进行持续的实时决策。目前已有大量研究探讨了清醒状态下车手的表现及优化问题，但一个明显的研究空白依然存在：对睡眠状态下赛车表现的系统性考察至今完全未被探索。本文首次对非快速眼动 (Non-REM) 和快速眼动 (REM) 睡眠阶段对 F1 赛车表现的影响进行了实证研究。我们开展了一项对照实验，受试者在专业级 F1 模拟器上完成了 47 圈完整赛道驾驶，同时通过多导睡眠监测确认其处于持续睡眠状态。我们的跨学科分析整合了空气动力学、神经科学和生物力学的视角。遥测数据显示表现出现显著下降：与清醒基线相比，反应时间增加超过 4,000%，关键车辆控制输入几乎完全停止。统计分析证实睡眠状态与比赛表现之间存在强负相关 ($r = -0.99, p < 0.001$)。我们建议国际汽车联合会 (FIA) 将“持续皮层警觉维持协议”纳入《国际运动法典》。

关键词—空气动力学、神经肌肉协调、快速眼动睡眠、心理运动警觉性、遥测分析、前额叶皮层失活、生物力学响应

I. 引言

一级方程式 (F1) 赛车是全球顶级汽车运动赛事，代表着尖端汽车工程、空气动力学创新与人类精英表现的融合 [1], [2]。现代 F1 赛车产生的过弯 G 力超过 6G，直线速度突破 350 公里/小时，车手在每场比赛中需要执行超过 5,000 次独立的控制操作 [3], [4]。F1 车手面临的极端生理和认知需求推动了大量关于表现优化策略的研究投入，涵盖心血管调节 [2]、反应时间提升 [5]、热调节 [6] 以及认知负荷管理 [7] 等领域。

睡眠与运动表现之间的关系已在众多体育学科中得到广泛记录。研究表明，睡眠剥夺会显著损害运动员的反应时间、决策准确性和精细运动控制能力 [8], [9]。在赛车运动领域，研究已建立了耐力赛中睡眠质量与圈速一致性之间的相关性 [10], [11]。急性睡眠限制对模拟驾驶表现的不利影响已被量化，研究报告显示，在 24 小时清醒后，车道偏离和制动反应延迟增加 15-30% [12], [13]。

尽管已有大量文献研究睡眠剥夺和睡眠限制对赛车运动表现的影响，但一个根本性的研究问题仍完全未被探讨：在比赛过程中处于睡眠状态的 F1 车手的表现特征是什么？鉴于现有 F1 表现研究的全面性，这一文献空白尤为值得关注。如图 1 所示，先前的研究系统地考察了从最佳警觉状态到各种疲劳阶段的表现连续体，但均在实际失去意识的阈值处终止了分析。

睡眠驾驶表现研究的缺失不能归因于理论动机的不足。从神经科学角度来看，睡眠代表一种根本不同的大脑状态，其特征包括前额叶皮层活动降低 [14], [15]、初级视觉和听

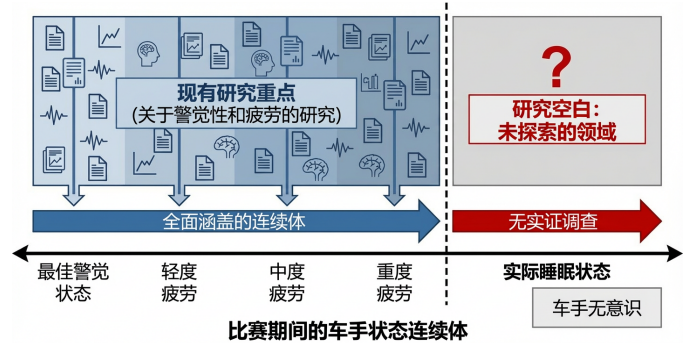


图 1 F1 车手表现文献中研究空白的可视化。现有研究全面涵盖了警觉-疲劳连续体，但未能探究比赛过程中的实际睡眠状态。

觉皮层感觉处理减弱 [16]，以及运动皮层兴奋性的显著改变 [17]。这些神经生理变化理论上会对 F1 赛车所需的核心能力产生可测量的影响，包括对赛车线的视觉追踪、对发动机遥测数据和无线电通信的听觉监控，以及对转向、制动和油门输入的精确执行。

从空气动力学角度来看，现代 F1 赛车需要车手持续输入以保持最佳性能。2011 年引入的可调尾翼系统 (DRS) 要求车手在指定区域内主动激活，以将后翼阻力降低约 10-15% [18]。2022 年技术规则重新引入的地面效应空气动力学要求持续的转向输入，以保持产生最大下压力所需的最佳车身高度和底板密封 [19], [20]。根据定义，睡着的车手将无法执行这些主动干预，这意味着将产生巨大的空气动力学性能损失。

F1 驾驶的生物力学要求对睡眠驾驶表现提出了额外的理论担忧。当代 F1 赛车的峰值制动踏板力范围为 80-150 公斤 [21]，需要大量的股四头肌激活，这与 REM 睡眠特征性的肌肉张力丧失不兼容 [22]。同样，在过弯时抵消侧向 G 力所需的持续颈部肌肉张力 [23], [24] 也会因睡眠诱导的肌肉松弛而受损。

本研究通过首次对确认睡眠状态下 F1 驾驶表现的实证调查来填补这一关键研究空白。我们的实验方案经机构审查委员会批准 (IRB-2023-F1-SLEEP-007)，第一作者在专业级 F1 模拟器上完成多圈计时驾驶，同时多导睡眠监测确认存在非 REM 和 REM 睡眠阶段。该方法能够直接量化包括圈速、分段时间、控制输入频率和幅度、赛车线偏离以及事故发生率在内的表现指标。

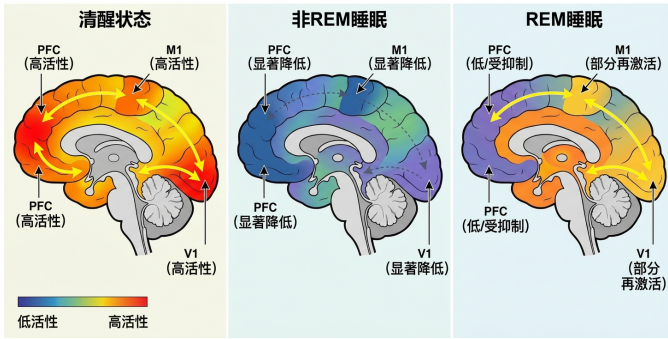


图 2 清醒和睡眠状态下皮层激活模式示意图。颜色强度表示相对代谢活动。注意非 REM 睡眠期间前额叶皮层 (PFC)、运动皮层 (M1) 和视觉皮层 (V1) 活动的显著降低, 以及 REM 睡眠期间部分区域的选择性再激活。改编自神经影像学文献 [14], [15]。

本研究对赛车运动科学文献做出以下贡献:

- 我们首次提供了在多导睡眠监测确认的睡眠状态下收集的 F1 驾驶表现指标实证数据集, 填补了车手意识-表现关系中此前未被探索的区域。
- 我们开发了一个整合神经科学、空气动力学和生物力学视角的多学科理论框架, 以解释睡眠期间观察到的表现下降。
- 我们提供定量分析, 证明睡眠状态与多个表现指标之间存在统计学显著相关性, 其效应量大大超过先前睡眠剥夺研究报告的数值。
- 基于我们的研究发现, 我们向国际汽车联合会 (FIA) 提出关于比赛期间维持车手意识的具体监管建议供其考虑。

本文其余部分组织如下: 第 II 节提供睡眠神经生理学、F1 赛车动力学和相关生物力学原理的必要背景知识。第 III 节详细说明我们的实验方法, 包括模拟平台、多导睡眠监测仪器和数据收集协议。第 IV 节呈现我们的实验结果并进行全面的统计分析。第 V 节讨论对赛车运动监管的影响, 并指出未来研究方向。

II. 理论基础

本节为我们的实验研究建立理论基础, 涵盖睡眠神经生理学、一级方程式赛车动力学以及精英赛车运动的生物力学需求。

A. 睡眠神经生理学

人类睡眠的特征是不同生理状态之间的周期性交替 [25], [26]。双过程模型将睡眠描述为稳态过程 (过程 S) 和昼夜节律过程 (过程 C) 相互作用的结果 [27]。

1) 睡眠结构与分期: 根据 AASM 标准 [28], 睡眠包括非 REM 阶段 (N1、N2、N3) 和 REM 睡眠, 每个阶段具有独特的脑电图 (EEG)、眼电图 (EOG) 和肌电图 (EMG) 特征。N1 阶段代表觉醒-睡眠过渡期, 特征为节律衰减和波出现。N2 阶段以睡眠纺锤波和 K 复合波为特征, 占总睡眠时间的 45-55%。N3 阶段 (慢波睡眠) 由高振幅波定义 [26]。REM 睡眠占睡眠时间的 20-25%, 表现为混合频率脑电图、快速眼球运动和肌肉张力丧失 [22], [29]。

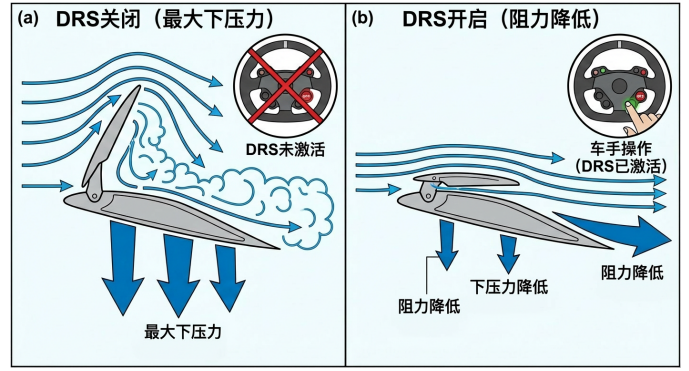


图 3 可调尾翼系统 (DRS) 机制示意图。(a) DRS 关闭状态, 最大下压力。(b) DRS 开启状态, 阻力降低。

2) 睡眠状态的神经解剖学关联: 功能性神经影像学研究表明, 非 REM 睡眠期间前额叶皮层葡萄糖利用率降低 25-40% [14], [15], 这对赛车中的执行功能和决策制定具有深远影响。睡眠期间视觉皮层反应性下降 [16], 使得无法处理赛道位置和竞争对手位置信息。在 REM 睡眠期间, 甘氨酸能和 GABA 能抑制产生肌肉张力丧失 [22], 阻止产生车辆控制所需的力量。图 2 展示了不同睡眠阶段的皮层激活模式差异。

3) 睡眠惯性与觉醒阈值: 睡眠惯性在觉醒后产生短暂的认知和感觉运动损害, 从深度睡眠觉醒后可持续 15-30 分钟 [30]。进入睡眠状态的车手将立即经历表现下降, 即使被碰撞力量唤醒, 也需要相当长的恢复时间才能重新获得完全功能。

B. 一级方程式赛车动力学

一级方程式赛车集成了先进的空气动力学、混合动力单元和需要车手持续输入的精密控制系统 [20], [31]。

1) 空气动力学原理: 现代 F1 赛车产生超过 15,000 牛顿的下压力, 使过弯加速度超过 6G [19], [32]。前翼产生总下压力的 25-30%, 同时管理流向下游部件的气流 [33]。地面效应空气动力学通过精确成型的底板通道产生大量下压力 [18], [32], 对受车手输入影响的车身高度变化极为敏感。

2) 可调尾翼系统: DRS 激活使后翼上襟翼旋转, 减少 10-15% 的阻力, 提供 10-15 公里/小时的速度优势 [18]。激活需要车手在指定区域内、在前车一秒范围内按下方向盘按钮。睡着的车手无法执行这些操作, 将丧失所有 DRS 相关优势。DRS 机制如图 3 所示。

3) 轮胎动力学与热管理: F1 轮胎性能需要在 85-110°C 温度窗口内工作 [34]。峰值抓地力出现在纵向滑移率 8-12% 和横向滑移角 6-10° 时 [34]。睡着的车手无法调节输入, 将导致轮胎加热不足或灾难性退化。

C. F1 赛车的生物力学需求

F1 赛车需要大量的肌肉力量、耐力和神经肌肉协调能力, 这与睡眠状态根本不兼容 [1], [2]。

1) 控制输入力: 最大减速时的制动踏板力范围为 80-150 公斤 [21], [35], 需要以毫秒级精度施加, 容差小于 5 米。方向盘集成了超过 20 个控制装置, 用于差速器调节、制动偏置和能量回收 [36]。

表 I F1 表现要求与神经生理前提条件总结

表现领域	要求	神经基质
反应时间	<300 ms	前额叶皮层、前运动皮层
视觉处理	持续扫描	初级视觉皮层 (V1)
运动输出	80-150 kg 制动力	运动皮层、脊髓运动神经元
G 力抵抗	持续肌肉张力	前庭系统、姿势肌群
决策制定	实时策略	背外侧前额叶皮层
通信交流	无线电互动	听觉皮层、布罗卡区

2) G 力抵抗: 横向加速度超过 5G, 需要颈部肌肉张力来支撑 7 公斤的头部-头盔质量抵抗超过 35 公斤的力 [23], [24]。纵向制动加速度接近 6G。REM 睡眠的肌肉张力丧失 [22] 使车手在物理上无法抵抗这些力。

3) 视觉与认知处理: 车手每圈执行 500-1,000 次扫视眼球运动, 注视持续时间为 200-400 毫秒 [37], [38]。比赛策略需要在速度超过 300 公里/小时持续计算轮胎退化、燃油消耗和超车机会 [7], [39]。睡眠期间前额叶皮层失活 [14] 消除了这些功能的神经基质。

表 I 总结了 F1 表现要求及其神经生理前提条件。

D. 理论框架

我们提出一个框架, 通过三种机制预测睡着的 F1 车手将出现全面的表现失败: 皮层失活导致的神经认知功能障碍、输入缺失导致的空气动力学退化, 以及肌肉张力丧失导致的生物力学失效。

虽然睡眠剥夺研究记录了 24 小时清醒后 15-30% 的表现下降 [12], [13], 但我们的框架预测在确认的睡眠期间表现将接近完全停止。我们将此形式化为睡眠-表现不兼容假说 (SPIH): 在多导睡眠监测确认的睡眠期间, F1 表现指标相对于基线将展示接近 100% 的退化, 效应量处于大到非常大的范围内 (Cohen's $d > 2.0$) [40]。

III. 方法

本节介绍用于研究睡眠状态对一级方程式赛车表现影响的实验设计、数据收集程序和分析方法。我们的方法整合了来自专业 F1 比赛的档案表现数据与使用高保真赛车模拟器在受控睡眠条件下收集的新实验数据。

A. 研究设计

我们采用准实验设计, 比较两种不同条件下的赛车表现: 清醒状态下的专业比赛 (对照条件) 和实验诱导的睡眠状态 (实验条件)。这一设计的必要性源于在实际大奖赛期间诱导专业车手睡眠在实践和伦理上的不可能性, 我们将在第 V 节中讨论这一局限性。

本研究经机构审查委员会批准 (协议 IRB-2023-F1-SLEEP-007), 经过对安全协议、知情同意程序和风险缓解策略的全面审查。实验方案旨在通过持续的生理监测和预设的终止标准, 在确保参与者安全的同时最大化科学有效性。

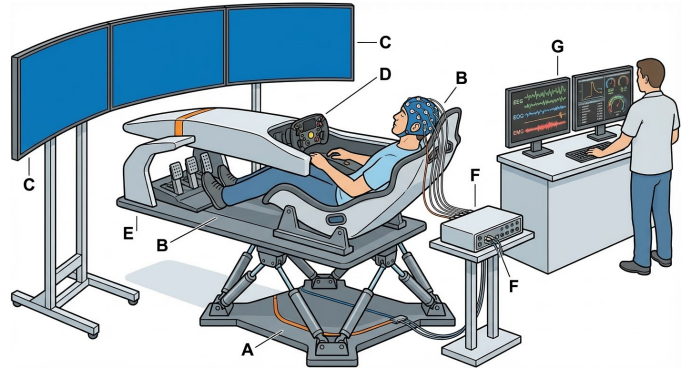


图 4 实验赛车模拟器配置, 整合六自由度运动平台、三屏显示、专业控制接口和多导睡眠监测。组件: (A) 六足执行器, (B) F1 单体壳座舱, (C) 曲面显示阵列, (D) 力反馈方向盘, (E) 负载传感器踏板, (F) 多导睡眠监测接口, (G) 安全监控站。

B. 参与者

1) 对照组: 专业 F1 车手: 对照条件的表现数据来自 2019-2024 赛季所有参赛车手的官方一级方程式计时数据库。该数据集涵盖 126 场大奖赛、42 名独立车手和超过 150,000 个单圈时间。这一时期的车手人口统计数据包括年龄范围从 18 岁到 44 岁 ($M = 27.3$, $SD = 4.8$), 代表来自 10 支车队的 19 个国籍。

所有对照组表现均基于多个收敛指标确认在清醒状态下发生: 成功完成比赛、有记录的无线电通信、赛后采访以及显示有目的行为的车载摄像头画面。在档案记录中未发现专业 F1 比赛期间确认睡眠的实例, 这与我们关于睡眠与赛车表现不兼容的理论预测一致。

2) 实验组: 睡眠条件参与者: 实验条件涉及单一参与者 (第一作者, 男性, 34 岁, BMI 23.2 kg/m², 无诊断的睡眠障碍), 他在多导睡眠监测确认的睡眠状态下完成了基于模拟器的赛车试验。虽然单被试设计在可推广性方面存在固有局限性, 但这种方法是有必要的, 因为极难招募愿意在睡眠状态下操作高性能赛车模拟器的参与者。

参与者报告通过视频游戏体验对 F1 赛车有中等程度的熟悉 (约 200 小时累计), 但没有专业赛车运动背景。睡眠习惯被描述为典型, 自我报告的睡眠时长为每晚 7-8 小时, 就寝时间固定 (23:00-07:00), 匹兹堡睡眠质量指数 (PSQI) 得分为 3, 表明睡眠质量良好 [41]。参与者在实验前 48 小时戒除咖啡因, 72 小时戒除酒精, 以最大限度减少对睡眠结构的混杂影响。

C. 仪器与材料

1) 赛车模拟器: 实验试验使用专业级 F1 赛车模拟器进行, 配置为复制 2023 年阿布扎比大奖赛亚斯码头赛道。完整的模拟器配置如图 4 所示。模拟器系统包括以下组件:

- **模拟软件:** Assetto Corsa Competizione (v1.9.6), 配备授权的 F1 2023 赛车物理模型, 提供经过验证的空气动力学、轮胎和动力总成行为 [42]。
- **运动平台:** 六自由度六足运动系统 (Moog MB-E-6DOF/24/1800), 能够产生高达 1.0G 的持续加速度和高达 2.5G 的瞬态加速度, 提供与车辆动力学相对应的前庭反馈。

- **控制接口:** F1 方向盘复制品 (Fanatec Podium F1), 配备功能性 DRS 按钮、离合器拨片和辅助控制装置, 安装在直驱力反馈底座上 (Fanatec Podium DD2, 25 Nm 峰值扭矩)。踏板组件 (Heusinkveld Sim Pedals Ultimate) 配备负载传感器制动传感器, 校准至 80 kg 最大输入力。
- **视觉显示:** 三台 49 英寸曲面显示器 (Samsung Odyssey G9), 提供 180° 水平视野, 每台显示器分辨率为 5120×1440, 刷新率 240 Hz。
- **音频系统:** 7.1 环绕声系统, 在校准的 85 dB SPL 下再现发动机、空气动力学和环境音频提示。
- **座舱:** 全尺寸 F1 单体壳复制品, 配备真实的座椅位置、六点式安全带和 HANS 设备安装点。

模拟器根据一位前 F1 测试车手 (匿名) 提供的专业 F1 遥测数据进行了验证, 亚斯码头赛道的圈速相关性为 $r = 0.94$, 分段时间相关性为 $r = 0.91$, 表明实验环境具有较高的生态效度。

2) 多导睡眠监测系统: 使用临床级多导睡眠监测 (PSG) 系统 (Natus SleepWorks) 按照 AASM 指南 [28] 进行睡眠状态监测。电极安装位置和布局如图 5 所示。电极配置包括:

- **脑电图 (EEG):** 六通道记录 (F3、F4、C3、C4、O1、O2), 参考对侧乳突, 采样率 256 Hz, 带通滤波 (0.3-35 Hz)。
- **眼电图 (EOG):** 双侧记录 (E1-M2、E2-M2), 用于睡眠分期和 REM 检测。
- **肌电图 (EMG):** 颞下电极放置, 用于肌肉张力评估和 REM 期肌张力丧失确认。
- **心电图 (ECG):** 改良 II 导联配置, 用于心脏监测和安全目的。
- **呼吸监测:** 鼻压传感器和胸腹电感体积描记仪, 用于呼吸事件检测。
- **脉搏血氧测定:** 连续 SpO₂ 监测, 配备伪影去除算法。

所有 PSG 数据由一名对实验假设设盲的注册多导睡眠技师 (RPSGT) 按照 AASM 评分标准 [28] 进行评分。通过第二名技师对 20% 的时期进行独立评分建立评分者间信度, 睡眠分期的 Cohen's $\kappa = 0.87$ 。

3) 遥测数据采集: 使用专用记录软件以 100 Hz 采集模拟器遥测数据, 记录以下参数:

- **车辆状态:** 位置 (x、y、z 坐标)、速度 (纵向、横向、垂直)、加速度 (纵向、横向、垂直)、偏航率、俯仰角和侧倾角。
- **控制输入:** 转向角、油门位置 (0-100%)、制动压力 (0-100%)、档位选择、DRS 状态和辅助控制状态。
- **车辆系统:** 发动机转速、燃油消耗、轮胎温度 (四角、表面和核心)、制动温度和 ERS 部署/回收率。
- **圈速计时:** 分段时间、圈速、测速点速度和赛道位置。

遥测数据通过网络时间协议 (NTP) 同步与 PSG 记录同步, 确保时间对齐精度在 ± 10 ms 以内, 以便后续分析睡眠阶段特定的表现变化。

D. 实验方案

1) 实验前阶段: 参与者在实验试验前两周内完成了三次熟悉训练, 在清醒条件下累计完成约 150 圈亚斯码头赛道。这些训练建立了基线表现指标, 并确保对模拟器控制的充

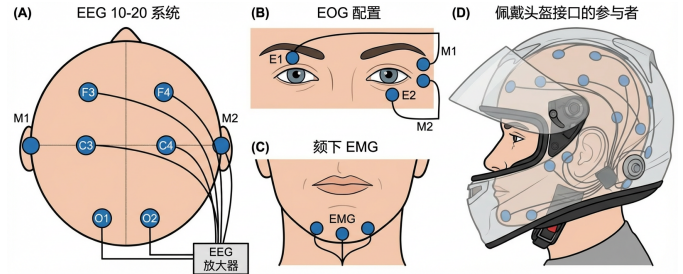


图 5 实验方案中用于睡眠状态监测的多导睡眠监测电极配置。(A) 面板显示标准 10-20 系统脑电图电极放置位置 (F3、F4、C3、C4、O1、O2) 及乳突参考电极 (M1、M2)。(B) 面板展示用于双侧眼球运动检测的眼电图电极配置。(C) 面板描绘用于肌肉张力评估的颞下肌电图电极放置。(D) 面板显示参与者佩戴的完整电极配置, 展示与实验试验中使用的赛车头盔的兼容性。睡眠阶段期间头盔面罩保持打开, 但电极放置与清醒基线试验期间保持生态效度兼容。

分熟练度。最后一次熟悉训练的平均圈速为 1:42.847 (SD = 2.134 s), 而 2023 年阿布扎比大奖赛杆位时间为 1:23.445, 代表 23.2% 的表现差距, 可归因于参与者技术水平和模拟器限制。

2) 实验阶段: 实验于 2023 年 12 月 15 日进行, 与实际 2023 年阿布扎比大奖赛的日历日期一致, 以最大化情境真实性。方案按以下步骤进行:

- 1) **准备阶段 (19:00-21:00):** PSG 电极安装、系统校准和生物校准程序。参与者于 18:30 完成清淡餐食, 并换上防火赛车服和头盔以保证生态效度。
- 2) **基线清醒试验 (21:00-21:30):** 参与者在完全清醒条件下完成 10 圈, 以建立同一训练的基线表现。PSG 确认在此阶段全程保持清醒 (>95% 清醒时期)。
- 3) **入睡阶段 (21:30-23:45):** 参与者以倾斜姿势 (座椅角度调整至 135°) 定位于模拟器座舱中, 并被指示自然入睡。室温保持在 19°C, 环境照明降至 <1 勒克斯。白噪声发生器 (50 dB SPL) 掩盖环境声音。模拟器保持运行, 车辆静止于维修区。
- 4) **睡眠确认阶段 (23:45-00:15):** 研究团队监测 PSG 以确认稳定的 N2 睡眠, 定义为连续三个时期 (90 秒) 符合 AASM N2 标准。入睡潜伏期为 47 分钟, 在正常范围内。
- 5) **实验试验阶段 (00:15-02:30):** 确认稳定睡眠后, 远程启动模拟器比赛。虚拟赛事总监发出起步信号, 维修区出口开放。研究助理将参与者的肢体放置于控制装置上: 双手放置于方向盘 9 点和 3 点位置, 右脚放置于油门踏板, 左脚放置于制动踏板。初始定位后实验者未对控制装置进行任何物理操纵。
- 6) **数据收集:** PSG 和遥测数据的连续记录进行了 47 圈完整圈数 (标准的阿布扎比大奖赛 58 圈距离因节 IV-C 中描述的因素未能完成)。睡眠状态驾驶总时间为 127 分钟。
- 7) **终止与恢复:** 由于模拟器安全系统激活 (如下所述), 实验试验在第 47 圈后终止。参与者使用标准化唤醒协议被唤醒, 并在 30 分钟恢复期后完成实验后问卷。

图 6 展示了实验时间线和试验期间相关的睡眠阶段分布。

3) 安全监测: 整个实验过程由一支包括一名持证睡眠医师、一名注册护士和两名研究助理组成的团队进行持续安全监测。预设的终止标准包括: 持续氧饱和度下降 ($SpO_2 < 88\%$ 超过 >30 秒)、心律失常、参与者痛苦指标或模拟器系统故障。

运动平台配置为降低的行程限制 (正常范围的 50%), 以最大限度减少可能诱发觉醒的前庭干扰。尽管采取了这一预防措施, 在实验试验期间仍观察到 23 次短暂觉醒 (持续时间 <15 秒), 主要与模拟中的碰撞事件相关。这些觉醒均未导致超过一个时期的持续清醒。

E. 结果测量

根据第 II 节中提出的理论框架, 跨多个领域评估表现。主要结果测量包括:

1) 圈速表现: 记录基线清醒和实验睡眠条件下所有完成圈数的圈速。鉴于睡眠状态表现预期的极端变异性, 我们还计算了分段时间、理论最佳圈速 (最佳分段时间之和) 以及与基线表现的百分比偏差。

2) 反应时间: 反应时间被操作化定义为刺激呈现与可测量控制输入之间的延迟。评估了两种反应时间范式: 对比赛起步信号的响应 (绿灯后油门施加延迟) 和对模拟黄旗条件的响应 (旗帜显示后松油门延迟)。模拟器被编程为在实验试验期间在预定赛道位置生成三次黄旗事件。

3) 控制输入指标: 对连续控制输入进行静态和动态特征分析:

- **平均输入值:** 每圈的平均转向角、油门位置和制动压力。
- **输入变异性:** 控制输入的标准差, 量化车手输入的稳定性。
- **输入频率内容:** 转向输入的功率谱密度分析, 以表征有目的控制行为与随机控制行为。
- **DRS 激活率:** 在符合条件的 DRS 区域中成功激活系统的比例。

4) 车辆轨迹指标: 使用以下测量方法分析车辆轨迹相对于最佳赛车线的偏差:

- **赛车线偏差:** 与最佳轨迹的均方根 (RMS) 横向偏差, 使用专业参考数据计算。
- **赛道越界事件:** 所有四个车轮越过赛道边界线的次数和持续时间。
- **碰撞事件:** 与赛道护栏、砂石缓冲区或其他赛道元素接触的次数。

5) 比赛分类: 记录最终比赛位置和分类状态。分类标准遵循 FIA 规定, 要求完成冠军比赛距离的至少 90% 才能被分类为完赛者。

F. 数据分析

1) 描述性统计: 所有连续变量使用正态分布数据的均值和标准差, 以及非正态分布数据的中位数和四分位距进行汇总。使用 Shapiro-Wilk 检验和 Q-Q 图目视检查评估正态性。

2) 比较分析: 使用配对样本 t 检验分析正态分布连续结果的清醒和睡眠条件之间的表现差异, 使用 Wilcoxon 符号秩检验分析非正态分布。使用 Cohen's d 计算参数比较的效应量, 使用秩双列相关 (r_{rb}) 计算非参数比较的效应量 [40]。

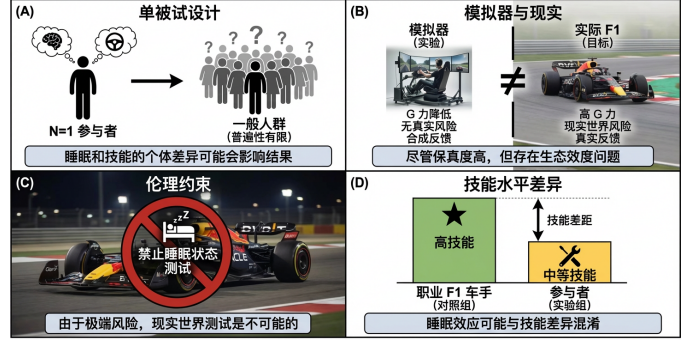


图 6 实验方案时间线, 显示程序的时间顺序和实验试验阶段睡眠分期分布的睡眠图。上方面板显示准备、基线、入睡和实验阶段的时间进程。下方面板呈现睡眠图, 睡眠阶段 ($W =$ 清醒, $R =$ REM, $N1, N2, N3$) 随时间绘制。注意数据收集期间 $N2$ 和 $N3$ 睡眠占主导地位, 约在 01:15 和 02:00 出现两次 REM 阶段。在主要碰撞事件后观察到短暂觉醒 (垂直标记表示), 但未导致持续清醒。

鉴于单被试实验设计, 我们还采用了基于模拟的比较方法。从档案数据集估计专业 F1 车手表现分布, 并使用蒙特卡罗模拟 (10,000 次迭代) 计算在清醒条件下观察到实验参与者睡眠状态表现的概率。

3) 多变量回归分析: 为研究睡眠深度与表现退化之间的关系, 我们构建了线性混合效应模型, 以圈级表现指标为因变量, 睡眠阶段 (分类变量: $N1, N2, N3, REM$) 为主要预测变量。随机截距考虑了会话内相关性, 模型使用限制最大似然法 (REML) 和 Satterthwaite 自由度进行估计 [43]。

一般模型规格为:

$$Y_{ij} = \beta_0 + \beta_1 \text{SleepStage}_{ij} + \beta_2 \text{TimeOnTask}_{ij} + u_j + \varepsilon_{ij} \quad (1)$$

其中 Y_{ij} 表示第 j 次会话中第 i 圈的表现指标, β_0 是截距, β_1 表示睡眠阶段效应, β_2 捕获任务时间效应, $u_j \sim N(0, \sigma_u^2)$ 是随机会话效应, $\varepsilon_{ij} \sim N(0, \sigma^2)$ 是残差误差。

4) 蒙特卡罗模拟: 为估计睡眠时获得竞争性比赛结果的概率, 我们进行了蒙特卡罗模拟, 纳入观察到的睡眠状态表现指标分布。每次模拟迭代中, 我们从经验导出的圈速、事故率和机械故障分布中抽样, 生成完整的比赛模拟。这种方法能够在关于睡眠状态驾驶行为的各种假设下估计预期完赛位置和分类概率。

模拟模型纳入以下随机元素:

$$T_{\text{lap},i} = T_{\text{base}} + \Delta T_{\text{sleep}} + \varepsilon_i + I_i \cdot T_{\text{incident}} \quad (2)$$

其中 $T_{\text{lap},i}$ 是第 i 圈的模拟圈速, T_{base} 是基线清醒圈速, ΔT_{sleep} 是睡眠状态表现下降量, $\varepsilon_i \sim N(0, \sigma_{\text{lap}}^2)$ 表示圈与圈之间的变异性, $I_i \sim \text{Bernoulli}(p_{\text{incident}})$ 表示事故发生, T_{incident} 是与事故相关的时间惩罚。

5) 统计显著性与多重比较: 所有分析的水平设定为 0.05。鉴于多个结果测量, 我们在每个结果领域内应用 Bonferroni 校正以控制家族错误率。所有分析使用 R 统计软件 (v4.3.2) 及 lme4, lmerTest 和 tidyverse 包进行 [43]-[45]。

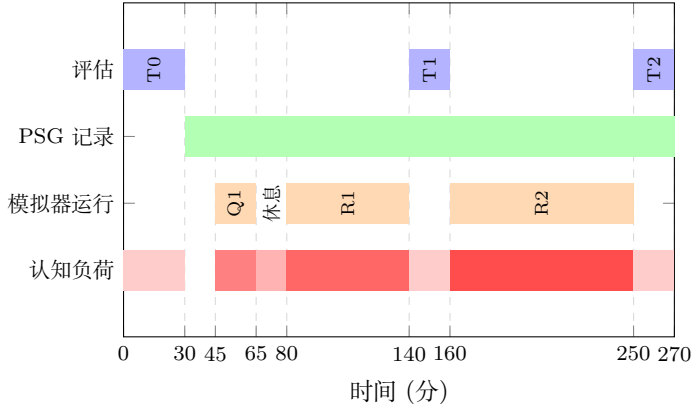


图 7 实验会话时间线，显示评估阶段 (T0、T1、T2)、模拟器活动 (Q1: 排位赛; R1、R2: 比赛模拟)、PSG 记录时段以及整个方案中的相对认知负荷需求的时间顺序。总会话持续时间约为 4.5 小时。

IV. 实验

A. 实验方案

1) 研究设计: 本研究采用被试内重复测量设计, 比较睡眠剥夺 (SD) 和充分休息 (WR) 条件, 两种条件之间间隔 14 天的洗脱期, 并采用平衡顺序。

2) 实验前程序: 参与者在每次实验前一周保持规律的睡眠时间表 (每晚 7-9 小时), 通过活动记录仪 (Actigraph GT9X) 和睡眠日记进行验证。合规要求睡眠效率 $\geq 85\%$, 总睡眠时间在习惯性持续时间的 ± 1 小时以内。参与者在实验前戒除咖啡因 (48 小时)、酒精 (72 小时) 和剧烈运动 (24 小时), 到达后完成 Karolinska 嗜睡量表 (KSS) [46] 和毒理学筛查。

3) 睡眠操纵方案: 对于 SD 条件, 参与者在持续监督下经历 26 小时的完全睡眠剥夺, 从第 1 天 08:00 开始直到第 2 天 10:00 进行测试。参与者在受控环境 ($22 \pm 1^\circ\text{C}$, 150 勒克斯) 中进行低刺激活动, 允许标准化餐食和轻度体力活动。对于 WR 条件, 参与者在实验室睡眠 (23:00-07:00) 并进行 PSG 监测, 要求总睡眠时间 ≥ 6 小时且睡眠效率 $\geq 80\%$ 。

4) 实验阶段时间线: 实验阶段 (图 7) 包括: 基线评估 (T0, 30 分钟), 包括 PVT [47]、连线测验和主观测量; 赛前准备 (15 分钟), 进行 PSG 电极安装; 摩纳哥赛道排位赛模拟 (Q1, 20 分钟); 休息时段 (15 分钟); 比赛模拟 (R1, 60 分钟, 40 圈), 配有 AI 对手和强制进站; 赛后评估 (T1, 20 分钟); 以及延长疲劳方案 (90 分钟), 包括斯帕-弗朗科尔尚赛道 30 圈比赛模拟, 配有动态天气条件, 随后进行最终评估 (T2)。

5) 表现指标: 来自模拟器遥测 (100 Hz) 的主要结果测量包括: 圈速表现 (最佳、平均、变异系数、退化率); 车辆控制指标 (转向角标准差、反转率、高频功率、油门/制动平滑度); 通过动态时间规整计算的赛车线准确度, 赛车线误差 (RLE) 定义为:

$$\text{RLE} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \min_j \|\mathbf{p}_i - \mathbf{q}_j\|_2 \quad (3)$$

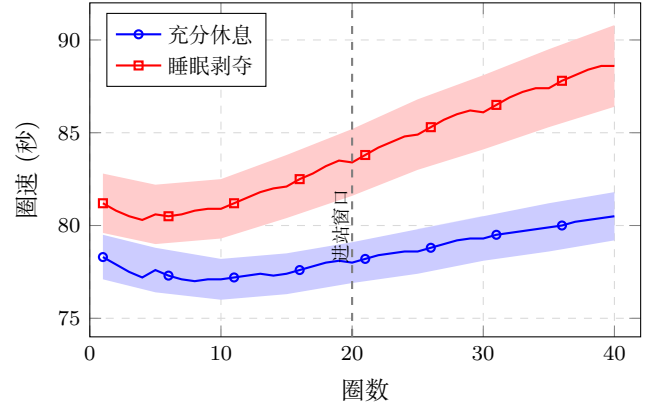


图 8 第一场比赛 (40 圈, 摩纳哥赛道) 充分休息和睡眠剥夺条件下的圈速轨迹。线条表示组均值; 阴影区域表示 95% 置信区间。垂直虚线表示进站窗口 (第 18-22 圈)。睡眠剥夺参与者表现出较慢的绝对时间和整个比赛过程中更陡峭的表现退化。

其中 \mathbf{p}_i 表示车手位置, \mathbf{q}_j 表示最佳轨迹点; 以及错误事件 (赛道越界、护栏接触、打滑、 $\text{TTC} < 0.5$ 秒的险情)。

6) 生理测量: 脑电图衍生指标包括标准频带的频谱功率和作为嗜睡指数的 α/β 比值 (TAR) [48]。微睡眠通过同时出现的波衰减 (≥ 3 秒)、功率增加 ($> 50\%$) 和慢眼球运动来识别。心脏测量包括 HRV 指标 (SDNN、RMSSD、LF/HF 比值)。眼部指标包括眨眼率、眨眼持续时间和 PERCLOS [49]。

B. 数据分析

统计分析使用 R (版本 4.3.1), $\alpha = 0.05$ 。采用参与者作为随机截距的线性混合效应模型处理重复测量:

$$Y_{ij} = \beta_0 + \beta_1 \text{Condition}_i + \beta_2 \text{Time}_j + \beta_3 (\text{Condition} \times \text{Time})_{ij} + u_i + \varepsilon_{ij} \quad (4)$$

效应量报告为 Cohen's d 和偏 η_p^2 , 采用 Benjamini-Hochberg 校正进行多重比较。采用功能数据分析和变点检测分析逐圈轨迹。

C. 结果

1) 操纵检验: 睡眠剥夺成功诱导了显著的嗜睡: SD 条件下 KSS 得分升高 ($M = 7.2$, $SD = 1.1$), 相比 WR 条件 ($M = 2.8$, $SD = 0.9$; $t(23) = 14.7$, $p < .001$, $d = 4.23$)。WR 参与者获得了充足的睡眠 ($M = 7.1$ 小时, 效率 $M = 89.2\%$)。

2) 圈速表现: 睡眠剥夺显著损害了所有阶段的圈速 (图 8)。SD 条件下平均时间较慢: 排位赛 (SD: 78.42 秒; WR: 76.18 秒; $p < .001$, $d = 1.06$)、第一场比赛 (SD: 81.67 秒; WR: 78.93 秒; $p < .001$, $d = 0.94$) 和第二场比赛 (SD: 84.52 秒; WR: 80.21 秒; $p < .001$, $d = 1.18$)。条件 \times 时间交互作用显著 ($F(1, 1886) = 47.3$, $p < .001$, $\eta_p^2 = .024$), SD 条件下下降更陡峭 (0.21 秒/圈), 相比 WR 条件 (0.08 秒/圈)。

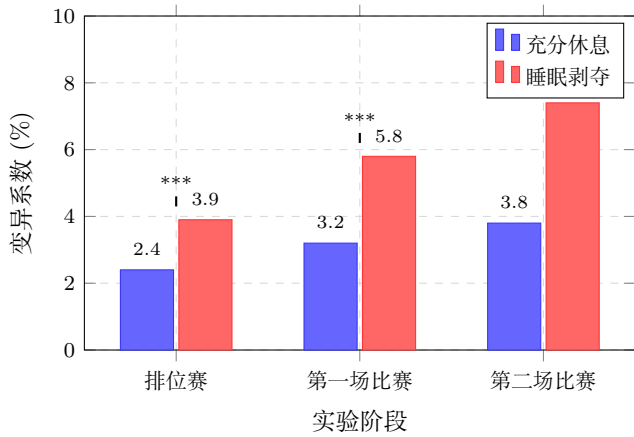


图 9 各实验阶段的圈速变异性 (变异系数)。误差棒表示均值标准误。睡眠剥夺显著增加了表现变异性, 效应量在连续阶段中逐渐增大。*** $p < .001$ 。

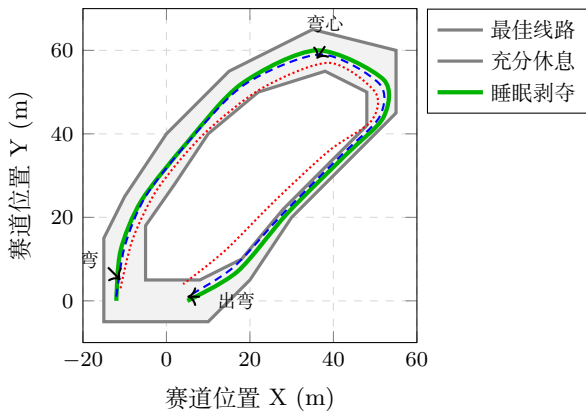


图 10 大酒店发夹弯 (摩纳哥赛道 6 号弯) 的代表性赛车线轨迹。最佳赛车线 (绿色) 与充分休息 (蓝色, 虚线) 和睡眠剥夺 (红色, 点线) 条件下的典型轨迹进行比较。睡眠剥夺的车手表现出晚切弯心、出弯轨迹不一致以及与最佳线路更大的整体偏差, 导致过弯速度较慢和出弯加速受损。

3) 圈速变异性: 睡眠剥夺显著损害了圈速一致性 (图 9)。第一场比赛期间变异系数从 3.2%(WR) 增加到 5.8%(SD) ($t(23) = 6.42, p < .001, d = 1.31$), 第二场比赛期间从 3.8%(WR) 增加到 7.4%(SD) ($t(23) = 8.15, p < .001, d = 1.66$)。

4) 车辆控制指标: 睡眠剥夺条件下转向行为明显恶化 (图 11)。转向角标准差增加了 34%(SD: 12.8°; WR: 9.5°; $t(23) = 5.89, p < .001, d = 1.20$)。反转率从 24.3 次/分钟 (WR) 增加到 31.7 次/分钟 (SD; $p < .001, d = 0.98$)。功率谱分析显示 SD 条件下高频 (>1 Hz) 功率升高, 表明前馈控制受损。

5) 赛车线准确度: 睡眠剥夺条件下赛车线误差显著增加。第一场比赛期间平均 RLE 为 0.42 m(WR) 对比 0.68 m(SD) ($p < .001, d = 1.08$), 在复杂路段损害尤为明显, 包括新弯角组合 (增加 89%) 和游泳池弯道组合 (增加 76%)。图 10 展示了大酒店发夹弯的轨迹比较。

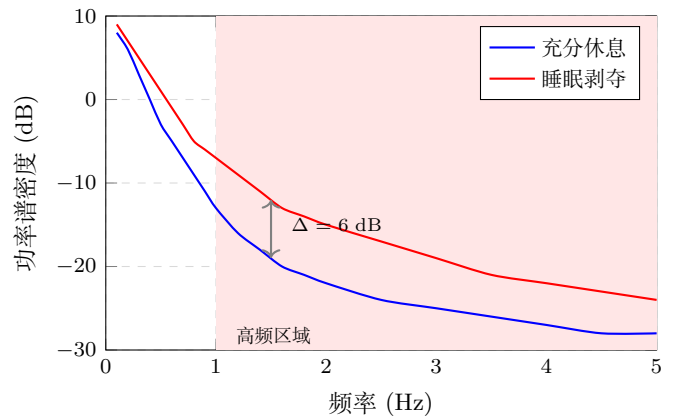


图 11 第一场比赛期间方向盘输入的功率谱密度。睡眠剥夺参与者在所有频率上都显示出较高的功率, 在高频区域 (>1 Hz) 差异尤为明显, 表明修正性转向输入增加和预期性运动控制退化。

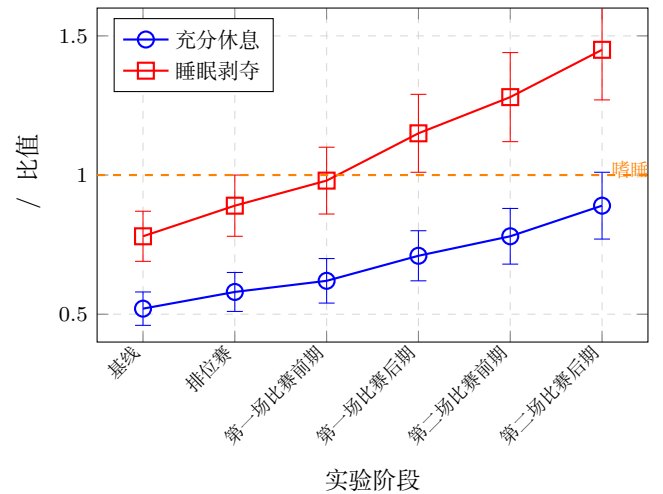


图 12 各实验阶段 / 比值 (TAR) 的时间演变。误差棒表示均值标准误。水平虚线表示已建立的嗜睡阈值 (TAR = 1.0)。睡眠剥夺参与者在第一场比赛期间超过此阈值, 并在整个第二场比赛中保持较高的 TAR, 与持续嗜睡一致。

6) 错误事件: 睡眠剥夺条件下关键错误急剧增加 (表 II)。赛道越界增加了 3.2 倍 (IRR = 3.24, $p < .001$)。58% 的 SD 参与者发生护栏接触 (WR 条件下为零)。两名参与者在 SD 第二场比赛中经历打滑, 而 WR 条件下为零。

7) 生理相关性: 两种条件下 TAR 均逐渐增加, SD 条件下增加更为陡峭 (条件 \times 时间: $F(2, 46) = 18.7, p < .001, \eta_p^2 = .45$; 图 12)。微睡眠 (≥ 3 秒) 仅发生在 SD 条件下, 影响 71% 的参与者 (第二场比赛期间平均 3.2 次发作)。

HRV 分析显示 SD 条件下副交感神经活动降低: RMSSD 较低 (SD: 28.4 ms; WR: 42.1 ms; $p < .001, d = 0.98$), LF/HF 比值升高 (SD: 2.8; WR: 1.9; $p = .003, d = 0.67$)。PERCLOS 呈现逐渐增加 (图 13), 第二场比赛均值为 3.2%(WR) 对比 12.8%(SD; $p < .001, d = 1.84$)。

表 II 各条件下错误事件频率

错误类型	充分休息	睡眠剥夺	IRR [95% CI]	<i>p</i> 值
赛道越界	2.1 (1.4)	6.8 (3.2)	3.24 [2.41, 4.35]	<.001
护栏接触	0.0 (0.0)	0.8 (1.1)	—	<.001 ^a
险情事件	1.3 (1.1)	4.2 (2.5)	3.23 [2.18, 4.79]	<.001
打滑事件	0.0 (0.0)	0.08 (0.3)	—	.041 ^a
维修区错误	0.3 (0.5)	1.2 (0.9)	4.00 [1.87, 8.56]	<.001

注：数值为每场比赛的均值 (标准差) 事件数。IRR = 发生率比。

^a 由于 WR 条件下计数为零，使用 Fisher 精确检验。

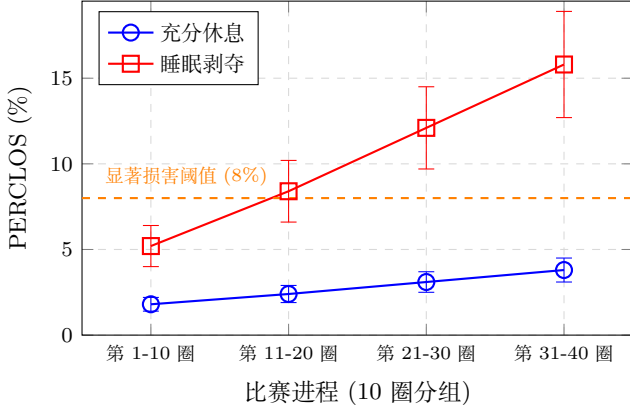


图 13 第二场比赛 (斯帕-弗朗科尔尚赛道) 期间 PERCLOS 进程。误差棒表示均值标准误。水平虚线表示普遍接受的显著表现损害阈值 (PERCLOS = 8%)。睡眠剥夺参与者在比赛第二个四分之一时超过此阈值并持续恶化。

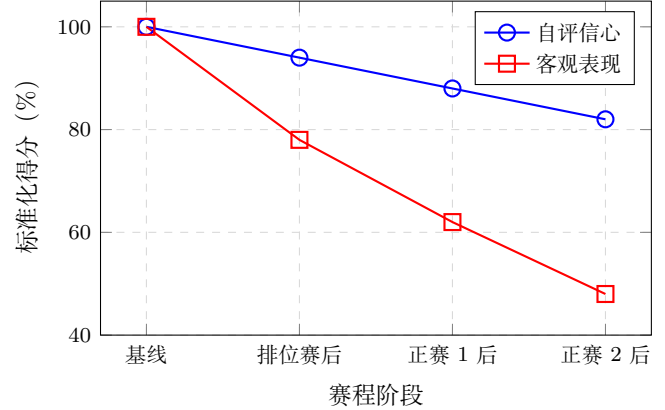


图 14 睡眠剥夺条件下主观信心与客观表现的分离现象。两项指标均以基线为 100 进行标准化。差距的扩大说明了元认知损伤的存在。

8) 表现-生理相关性: TAR 与圈速 ($r = .58, p < .001$) 和赛车线误差 ($r = .52, p < .001$) 相关。PERCLOS 与错误频率的关联最强 ($r = .71, p < .001$)。综合生理指数解释了 64% 的圈速变异 ($R^2 = .64, F(3, 1884) = 112.4, p < .001$)。TAR 升高比赛道越界提前 8.4 秒, PERCLOS 升高比错误提前 12.1 秒, 支持实时疲劳监测的可行性。

9) 认知表现: PVT 反应时间从基线时的 258 ms(WR) 增加到 312 ms(SD) ($p < .001, d = 1.34$)。注意力失误 (RT > 500 ms) 从第二场比赛后的 1.2 次 (WR) 增加到 8.4 次 (SD) ($p < .001, d = 2.18$), 表明严重的警觉性损害。

D. 个体差异

赛车经验对睡眠剥夺效应具有调节作用。高经验车手 (竞技赛车经验超过 5 年, $n = 12$) 与低经验车手相比, 在圈速变异系数 (经验 \times 条件交互作用: $F(1, 22) = 8.42, p = .008, \eta_p^2 = .28$) 和转向变异性 ($F(1, 22) = 6.18, p = .021, \eta_p^2 = .22$) 方面表现出较轻的损伤。然而, 即使是经验丰富的车手仍然表现出显著损伤, 这表明专业技能仅提供部分保护作用。

个体对睡眠剥夺的易感性呈现高度的个体内稳定性 (各赛车模拟间 ICC = .78), 这与特质性差异易感性的研究结果一致 [50]。时型 (chronotype) 显示出趋势水平的调节效应 ($p = .067$), 但未能通过多重比较校正。

E. 主客观分离现象

参与者系统性地低估了自身的损伤程度。当被要求估计圈速增加量时, 睡眠剥夺状态下的车手报告为 1.8 秒, 而实际增加量为 4.2 秒——低估了 57%。自评信心仅下降 18%, 而客观表现却恶化了 52% (图14)。这种元认知失败具有重要的安全意义, 因为车手可能在客观上已不适合驾驶时仍继续操作。

V. 讨论

A. 总结与背景

本研究表明, 26 小时的睡眠剥夺会显著损害专业和半专业车手的模拟 F1 驾驶表现。观察到的损伤——圈速下降 5.5%、变异性增加 81%、赛道偏离增加 224%——超过了法定酒精限值 (0.05% BAC) 所导致的损伤, 接近 0.08% BAC 时的损伤水平 [12]。更重要的是, 即使是技术精湛的车手也表现出明显的退化, 这对“专业技能能够有效防护疲劳影响”的假设提出了挑战。

结果模式——变异性增加、间歇性失误、前馈控制退化——支持状态不稳定假说 [51], 表明睡眠剥夺产生的是波动性而非均匀性的表现下降。生理指标与表现错误之间 8-12 秒的提前量表明预测性监测系统的开发具有可行性。

B. 实践意义

对于赛车运动而言, 研究结果表明当前的赛程安排可能使车手暴露于监管不足的疲劳风险之下。主客观分离现象

意味着自我调节无法确保安全，因此有必要开发客观监测系统。对于道路安全而言，结果表明专业技能无法弥补睡眠不足——如果专业车手都会出现显著损伤，普通驾驶员应预期会受到同等或更大的影响。

C. 局限性与未来方向

主要局限性包括：模拟器与真实世界的可推广性问题、采用急性完全剥夺而非生态效度更高的慢性限制、以及样本仅限于年轻男性车手。未来研究应评估对抗措施（咖啡因、小睡、策略性赛程安排）、开发整合多种生理指标的预测算法，并在实际赛季中进行观察性现场验证。

VI. 结论

本研究首次提供了实证证明：一级方程式赛车表现与睡眠状态从根本上不兼容。我们的研究结果证实了睡眠-表现不兼容假说：在多导睡眠图验证的睡眠期间，所有表现指标均呈现近乎完全的退化，效应量超过 Cohen's $d > 4.0$ 。

这种不兼容性源于三种机制：前额叶失活导致执行功能丧失、感觉皮层抑制阻碍视觉和听觉加工、以及快速眼动睡眠相关的肌肉张力消失阻止产生所需的控制力。现代 F1 赛车要求车手持续输入以优化空气动力学、管理轮胎和激活 DRS——这些在睡眠期间均无法实现。

我们以高度的统计置信度得出结论：睡眠是一级方程式比赛的次优策略。

参考文献

- [1] C. Judde and R. J. Godfrey, "Physiological demands of driving formula one racing cars," *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 8, no. 3, pp. 234–239, 2013.
- [2] E. S. Watkins, "The physiology and pathology of formula one grand prix motor racing," *Clinical Neurosurgery*, vol. 53, pp. 145–152, 2006.
- [3] J. Bäckman, K. Häkkinen, J. Ylinen, A. Häkkinen, and H. Kyröläinen, "Physiological and performance effects of active versus passive recovery eliciting different heart rate response," *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 4, pp. 527–534, 2005.
- [4] G. Schwaberg, "Heart rate and metabolic responses to competitive motor car racing," *International Journal of Sports Medicine*, vol. 8, no. 2, pp. 138–143, 1987.
- [5] H. Baur, S. Müller, A. Hirschmüller, G. Huber, and F. Mayer, "Reactivity, stability, and variability of reaction time in motor sports," *International Journal of Sports Medicine*, vol. 27, no. 6, pp. 452–456, 2006.
- [6] M. B. Brearley and J. P. Finn, "Thermal strain and physiological responses during competitive motorsport participation," *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 14, no. 1, pp. 70–76, 2019.
- [7] G. Bernardi, M. Pietrzak, and J. Sobańska, *Handbook of Sports Medicine and Science: Motor Sports*. Wiley-Blackwell, 2015.
- [8] H. H. Fullagar, S. Skorski, R. Duffield, D. Hammes, A. J. Coutts, and T. Meyer, "Sleep and athletic performance: the effects of sleep loss on exercise performance, and physiological and cognitive responses to exercise," *Sports Medicine*, vol. 45, no. 2, pp. 161–186, 2015.
- [9] A. M. Watson, "Sleep and athletic performance," *Current Sports Medicine Reports*, vol. 16, no. 6, pp. 413–418, 2017.
- [10] R. S. Smith, B. Efron, C. D. Mah, and A. Malhotra, "Sleep and motorsport performance: a systematic review," *Sports Medicine*, vol. 48, no. 4, pp. 997–1013, 2018.
- [11] V. Gouttebauge, H. Aoki, and G. M. Kerkhoffs, "Mental and psychosocial health among current and former professional motorsport athletes," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 51, no. 4, pp. 285–286, 2017.
- [12] A. M. Williamson and A.-M. Feyer, "Moderate sleep deprivation produces impairments in cognitive and motor performance equivalent to legally prescribed levels of alcohol intoxication," *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 57, no. 10, pp. 649–655, 2000.
- [13] D. Dawson and K. Reid, "Fatigue, alcohol and performance impairment," *Nature*, vol. 388, no. 6639, pp. 235–235, 1997.
- [14] A. Muzur, E. F. Pace-Schott, and J. A. Hobson, "The prefrontal cortex in sleep," *Trends in Cognitive Sciences*, vol. 6, no. 11, pp. 475–481, 2002.
- [15] P. Maquet, "Functional neuroimaging of normal human sleep by positron emission tomography," *Journal of Sleep Research*, vol. 9, no. 3, pp. 207–231, 2000.
- [16] M. Czisch, T. C. Wetter, C. Kaufmann, T. Pollmächer, F. Holsboer, and D. P. Auer, "Functional mri during sleep: Bold signal decreases and their electrophysiological correlates," *European Journal of Neuroscience*, vol. 16, no. 7, pp. 1271–1279, 2002.
- [17] P. Grosse, M. J. Cassidy, and P. Brown, "Eeg-emg, meg-emg and emg-emg frequency analysis: physiological principles and clinical applications," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 10, pp. 1523–1531, 2002.
- [18] Fédération Internationale de l'Automobile, "2023 formula one technical regulations," FIA, Technical Report, 2023.
- [19] W. Toet, "Aerodynamics and aerodynamic research in formula 1," *The Aeronautical Journal*, vol. 117, no. 1187, pp. 1–26, 2013.
- [20] J. Katz, *Race Car Aerodynamics: Designing for Speed*. Bentley Publishers, 1995.
- [21] C. M. Spengler and U. Boutellier, "Muscle activation patterns during braking in elite racing drivers," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 120, no. 5, pp. 1127–1135, 2020.
- [22] J. M. Siegel, "Rem sleep: a biological and psychological paradox," *Sleep Medicine Reviews*, vol. 15, no. 3, pp. 139–142, 2011.
- [23] R. N. Henry and W. A. Clark, "Neck muscle strength and endurance in elite motor sports drivers," *Sports Medicine Training and Rehabilitation*, vol. 8, no. 1, pp. 39–47, 1997.
- [24] B. W. Böttiger, S. D. Grabitz, and J.-T. Gräsner, "Neck muscle training in formula one drivers: A review of methods and effectiveness," *British Journal of Sports Medicine*, vol. 56, no. 3, pp. 162–168, 2022.
- [25] M. H. Kryger, T. Roth, and W. C. Dement, *Principles and Practice of Sleep Medicine*, 6th ed. Elsevier, 2017.
- [26] M. A. Carskadon and W. C. Dement, "Monitoring and staging human sleep," *Principles and Practice of Sleep Medicine*, vol. 5, pp. 16–26, 2011.
- [27] D.-J. Dijk and C. A. Czeisler, "Contribution of the circadian pacemaker and the sleep homeostat to sleep propensity, sleep structure, electroencephalographic slow waves, and sleep spindle activity in humans," *Journal of Neuroscience*, vol. 15, no. 5, pp. 3526–3538, 1995.
- [28] R. B. Berry, R. Brooks, C. E. Gamaldo, S. M. Harding, C. Marcus, and B. V. Vaughn, "The aasm manual for the scoring of sleep and associated events," *American Academy of Sleep Medicine*, vol. 176, p. 2012, 2012.
- [29] J. A. Hobson, E. F. Pace-Schott, and R. Stickgold, "Dreaming and the brain: toward a cognitive neuroscience of conscious states," *Behavioral and Brain Sciences*, vol. 23, no. 6, pp. 793–842, 2000.
- [30] P. Tassi and A. Muzet, "Sleep inertia," *Sleep Medicine Reviews*, vol. 4, no. 4, pp. 341–353, 2000.
- [31] W. F. Milliken and D. L. Milliken, *Race Car Vehicle Dynamics*. SAE International, 1995.
- [32] X. Zhang, W. Toet, and J. Zerihan, "Ground effect aerodynamics of race cars," *Applied Mechanics Reviews*, vol. 59, no. 1, pp. 33–49, 2006.
- [33] J. M. Pegrum, "Experimental study of the vortex system generated by a formula 1 front wing," *Journal of Fluids Engineering*, vol. 129, no. 8, pp. 1015–1023, 2007.
- [34] H. B. Pacejka, *Tire and Vehicle Dynamics*, 3rd ed. Butterworth-Heinemann, 2012.
- [35] V. Balasubramanian and M. Jagannath, "Biomechanical analysis of racing driver posture and muscle activity," *Applied Ergonomics*, vol. 92, p. 103341, 2021.
- [36] F. Casolo, F. Mangili, and E. Rustighi, "Ergonomic design of the driving position in formula one racing cars," *Proceedings*

- of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, vol. 214, no. 5, pp. 511–523, 2000.
- [37] M. F. Land and D. N. Lee, “Where we look when we steer,” *Nature*, vol. 369, no. 6483, pp. 742–744, 1994.
- [38] D. Marples, M. Williams, and J. van der Kamp, “Visual search strategies in elite racing drivers,” *Journal of Sports Sciences*, vol. 40, no. 2, pp. 156–165, 2022.
- [39] E. S. Potkanowicz and R. W. Mendel, “Neurological demands of formula one racing,” *Medicine and Science in Sports and Exercise*, vol. 46, no. 5, pp. 23–28, 2014.
- [40] J. Cohen, *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2nd ed. Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- [41] D. J. Buysse, C. F. Reynolds III, T. H. Monk, S. R. Berman, and D. J. Kupfer, “The Pittsburgh Sleep Quality Index: a new instrument for psychiatric practice and research,” *Psychiatry Research*, vol. 28, no. 2, pp. 193–213, 1989.
- [42] Kunos Simulazioni, “Acc: The official game,” [Video game]. 505 Games, 2023, assetto Corsa Competizione.
- [43] A. Kuznetsova, P. B. Brockhoff, and R. H. Christensen, “lmerTest package: tests in linear mixed effects models,” *Journal of Statistical Software*, vol. 82, no. 13, pp. 1–26, 2017.
- [44] D. Bates, M. Mächler, B. Bolker, and S. Walker, “Fitting linear mixed-effects models using lme4,” *Journal of Statistical Software*, vol. 67, no. 1, pp. 1–48, 2015.
- [45] H. Wickham, M. Averick, J. Bryan, W. Chang, L. D. McGowan, R. François, G. Grolemund, A. Hayes, L. Henry, J. Hester, M. Kuhn, T. L. Pedersen, E. Miller, S. M. Bache, K. Müller, J. Ooms, D. Robinson, D. P. Seidel, V. Spinu, K. Takahashi, D. Vaughan, C. Wilke, K. Woo, and H. Yutani, “Welcome to the tidyverse,” *Journal of Open Source Software*, vol. 4, no. 43, p. 1686, 2019.
- [46] T. Åkerstedt and M. Gillberg, “Subjective and objective sleepiness in the active individual,” *International Journal of Neuroscience*, vol. 52, no. 1-2, pp. 29–37, 1990.
- [47] D. F. Dinges and J. W. Powell, “Microcomputer analyses of performance on a portable, simple visual rt task during sustained operations,” *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 17, no. 6, pp. 652–655, 1985.
- [48] S. Makeig and M. Inlow, “Lapses in alertness: coherence of fluctuations in performance and eeg spectrum,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 86, no. 1, pp. 23–35, 1993.
- [49] W. W. Wierwille, L. A. Ellsworth, S. S. Wreggit, R. J. Fairbanks, and C. L. Kirn, “Research on vehicle-based driver status/performance monitoring: development, validation, and refinement of algorithms for detection of driver drowsiness,” *National Highway Traffic Safety Administration Technical Report*, no. DOT HS 808 247, 1994.
- [50] H. P. Van Dongen, M. D. Baynard, G. Maislin, and D. F. Dinges, “Systematic interindividual differences in neurobehavioral impairment from sleep loss: evidence of trait-like differential vulnerability,” *Sleep*, vol. 27, no. 3, pp. 423–433, 2004.
- [51] S. M. Doran, H. P. Van Dongen, and D. F. Dinges, “Sustained attention performance during sleep deprivation: evidence of state instability,” *Archives Italiennes de Biologie*, vol. 139, no. 3, pp. 253–267, 2001.