



浙江理工大学

本科毕业设计（论文）

题 目 经颅直流电刺激左侧额叶眼动区改善个体警觉性

——来自脑电的证据

学 院 理 学 院

专业班级 应用心理学 20（1）班

姓 名 郝 鑫 学 号 2020326670023

指导老师 甘 甜

二〇二四年五月三十日

浙 江 理 工 大 学

毕业设计(论文)诚信声明

本人郑重声明：我恪守学术道德，崇尚严谨学风。所呈交的毕业设计(论文)是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。本人所写的毕业设计(论文)，凡引用他人的研究成果均已在参考文献或注释中列出。设计(论文)主体均由本人独立完成，没有抄袭、剽窃他人已经发表或未发表的研究成果行为。如出现以上违反知识产权的情况，本人愿意承担相应的责任。

学校有权保留本毕业设计(论文)，允许被查阅和借阅，可以将本毕业设计(论文)的内容编入有关数据库进行检索或向上级有关部门送交本毕业设计(论文)。

声明人(签名): 郝鑫

2024年 5月 30日

摘 要

警觉性是指个体持续地对当前任务保持注意的能力，现实生活中处于单调、长时间任务中的个体会表现出警觉性下降的现象，这极有可能导致事故的发生。经颅直流电刺激是一种便携的无创神经调控技术，已有研究发现使用该技术调控健康被试的某些大脑皮层可以起到认知增强的效果。因此，本研究将使用经颅直流电刺激技术，探究阳极刺激作用于左侧额叶眼动区对于警觉性的改善效果，并联合脑电技术探究这种改善的神经机制。

方法：实验采用两因素混合设计，被试间因素为刺激类型（阳极刺激或假刺激），被试内因素为任务时间（Block 1-Block 5）。24 名被试随机分配到阳极刺激组或假刺激组，执行持续 48 分钟的视觉搜索任务。因变量为任务各阶段的行为指标（包括击中率、虚报率、感受性和反应偏向），以及脑电神经振荡的时频功率指标（包括 θ 频段、 α 频段等）。

结果：（1）在行为层面上，对左侧额叶眼动区进行阳极经颅直流电刺激显著降低了个体离线阶段任务的虚报率；且离线阶段和在线阶段都表现出了击中率和感受性指标提高、虚报率降低的趋势。虽然由于样本量较小，该结果未能具有统计学意义的显著差异，但这一发现在一定程度上仍然为警觉性下降的资源枯竭理论提供了证据支持。（2）在神经层面上，对左侧额叶眼动区进行阳极刺激显著降低了在线刺激阶段搜索内容出现前个体的 θ 振荡功率，并显著提高了离线阶段搜索内容出现后个体的 θ 振荡功率；而对 α 频段的神经振荡功率没有显著影响。该结果说明阳极刺激增强了个体在刺激出现前释放注意资源的能力，并且在外部物理刺激结束后能调用更多的注意资源做出反应性补偿。此外，研究还发现阳极 tDCS 增强了在线阶段视觉搜索刺激出现后 σ 振荡和 γ 子频段振荡的功率。 σ 振荡对于个体警觉性或认知能力的作用尚不清楚， γ 振荡则起到跨脑区、跨频段的信息传递与耦合的作用。这些意外的发现说明阳极 tDCS 提升个体警觉性还具有更复杂的神经振荡机制。

综上所述，本研究证实了阳极经颅直流电刺激增强左侧额叶眼动区兴奋性能改善个体在警觉性任务中的表现，这种改善是通过提高个体对试次前注意资源的主动控制和试次内的反应控制实现的。本研究揭示了这种神经调控方案起效的认知神经机制，结合认知资源双机制模型为警觉性下降的资源枯竭理论提供了证据

支持；同时也发现了更多神经层面的证据，启示研究者继续探索神经振荡在其中的作用。实践层面也为通过经颅直流电刺激实现认知增强功能提供了科学依据。

关键词：认知增强；持续性注意；资源枯竭理论；神经振荡；主动控制；反应控制

Abstract

Vigilance is an individual's cognitive ability to maintain sustained attention, play an important role on daily productive in real life. However, individuals performing monotonous, long-term tasks may exhibit 'vigilance decrement', which is likely to lead to accidents. Therefore, improving the vigilance performance becomes a worthwhile research topic. Transcranial direct current stimulation (tDCS) is a portable non-invasive neuromodulation technology that has been shown to improve cognitive function in healthy participants by modulating certain areas of brain cortex. Therefore, present study will use tDCS to investigate the effects of anodal stimulation applied to the left frontal eye field (FEF) on vigilance during the stimulation process and after the stimulation is over. Additionally, the neural mechanism of this neuromodulation still baffles many researchers, and present study also aims to investigate the neural mechanism of anodal tDCS modulating the left FEF to improve vigilance by combining electroencephalography (EEG) technology.

Method: The experiment was a two-factor mixed design, with 24 participants randomly assigned to the anodal stimulation group or the sham stimulation group. The differences in behavioral indicators (including hit rate, false alarm rate, sensitivity, and response bias) and time-frequency power indicators of neural oscillations (including the theta-band, alpha-band, etc.) between the two groups during the continuous 48min visual search task were compared to explore the cognitive neural mechanism of left FEF regulation by anodal tDCS to improve vigilance.

Results: (1) About the behavioral results, anodal tDCS significantly reduced the false alarm rate of individuals during the offline block of the task. There was a trend of improvement in hit rate and sensitivity indicators and a decrease in false alarm rate in both the offline and online blocks, but the small sample size prevented the significant differences. To some extent, this result supported the resource depletion theory of vigilance decrement, and anodal tDCS improved task performance represented by sensitivity by changing individual cognitive resource allocation. (2) About the neural-level results, the application of anodal tDCS to the left FEF

significantly reduced the theta oscillatory power of the individual before the targets presentation (pre-trial) in the online blocks, and significantly increased the theta oscillatory power of the individual after the targets presentation (within-trial) in the offline block. However, there was no significant effect on the alpha oscillatory power. These results suggested that anodal tDCS enhanced the individual's ability to release attentional resources proactively before the targets presentation by enhancing the excitability of the left FEF, and then called for more attentional resources to make compensatory responses after the external physical stimulus ended. In addition, it was found that anodal tDCS increased the power of sigma oscillations and gamma sub-band oscillations after the presence of visual search stimuli in the online blocks. The effect of sigma oscillations on individual vigilance or cognitive ability is unclear, and gamma oscillations play an important role in the transmission and coupling of information across brain regions and across frequency bands. These unexpected results suggested that anodal tDCS may also enhance individual alertness through a more complex neural oscillation mechanism.

In summary, this study confirmed that the application of anodal tDCS to the left FEF enhanced the excitability of the area significantly, thereby improving the individual's performance in vigilance tasks. This improvement was achieved by enhancing the individual's ability to control attentional resources proactively and reactively. To some extent, this study revealed the cognitive and neural mechanisms underlying the effect of this neuromodulation, and provided evidence support for the resource depletion theory of vigilance decrement based on the dual-mechanisms of control. Practically, it provided scientific evidence for achieving cognitive enhancement through tDCS.

Key words: cognitive enhancement; sustained attention; resource depletion theory; neural oscillation; proactive control; reactive control

目 录

摘 要

Abstract

引 言	1
第 1 章 研究背景	2
1.1 警觉性下降的概念及其理论解释	2
1.1.1 “Underload” —— 驱动和唤醒理论	2
1.1.2 “Overload” —— 资源枯竭理论	3
1.2 警觉性下降的神经机制	4
1.2.1 时间尺度的神经活动	4
1.2.2 空间尺度的神经活动	5
1.2.3 额叶眼动区在警觉性任务中的作用	6
1.3 经颅直流电刺激提升警觉性	6
第 2 章 研究构思	8
2.1 现有研究不足	8
2.2 研究目的	8
2.3 研究意义	9
2.3.1 理论意义	9
2.3.2 实践意义	9
第 3 章 研究内容	10
3.1 研究假设与预期	10
3.2 研究方法	10
3.2.1 实验设计	10
3.2.2 被试	10
3.2.3 任务和实验材料	11
3.2.4 tDCS 参数	11
3.2.5 EEG 信号记录	12
3.3 实验流程	12

3.4 数据分析	13
3.4.1 行为数据分析	13
3.4.2 EEG 数据分析	14
3.5 实验结果	15
3.5.1 行为结果	15
3.5.2 EEG 时频结果	17
3.5.3 tDCS 副作用	18
第 4 章 讨论	19
4.1 tDCS 改善警觉性下降	19
4.2 左侧 FEF 在维持警觉性中的作用	20
4.3 tDCS 改善警觉性下降的认知神经机制	21
4.3.1 theta 和 alpha 振荡的作用	21
4.3.2 sigma 和 gamma 振荡的作用	23
4.4 研究局限与展望	24
第 5 章 研究贡献	26
第 6 章 结论	27
参考文献	28
致 谢	37

引言

在日常生活中，人们总是会产生各种各样的失误行为。例如，记错别人的姓名，看错手表所指的时间，忘记和朋友约会的时间等。然而实际上，在更为重要的生产实践中，人们亦会出现许多失误行为，造成各种各样的事故，严重者可能引发灾难性的后果。“人误”就是指在规定时间和规定条件下，人未能完成分配给他的功能及任务，这与人的认知能力、意识水平的降低和减弱、人的生理和心理性疲劳等因素有关^[1,2]。人误是无法彻底根除的，但是必须最大限度地减少它，所以要研究人为失误规律，找出人误发生的主要原因，并采取积极的应对或干预策略。

传统的人因研究集中在工业组织心理学的框架下，研究者们通过量表测试、行为实验、操作分析等方式解释人误产生的原因，通过改进任务设备、调整管理模式等手段尽可能地减少人误的发生^[1,2]。在这个过程中，研究者们也愈发意识到，人误和人的认知状态、生理水平有密不可分的联系，仅仅从改善外部环境的视角进行人为预防的作用有限，提升操作者的认知能力（即认知增强，cognitive enhancement）可能有更大的优势^[3-6]。在种类繁多的神经科学技术高速发展的当下，采用认知神经科学的视角研究人在工作中的生理和认知状态、针对工作者个体实施干预，将有助于我们理解人误发生的内部机制，积极干预从而减少人误的出现。

第1章 研究背景

1.1 警觉性下降的概念及其理论解释

警觉性（vigilance），又称为持续性注意（sustained attention），它指的是个体过滤传入的感觉信息，并在更长的时间内保持对这些信息注意的能力^[7]。警觉性反映了个体注意力的稳定性和持久性，对于正处于任务状态或从事某些特殊职业（如正在开车或高空作业）的个体来说是极为重要的认知能力，他们需要在较为枯燥的任务中长时间地保持高度警觉，以防止事故的发生^[8,9]。然而，随着时间的推移，个体更难对潜在的危险事件做出正确响应，这种现象被称为“警觉性下降（vigilance decrement）”，它会导致更多的判断和操作失误，造成更加严重的后果^[10,11]。因此，充分理解个体在单调任务中表现出警觉性下降这一现象背后的认知与神经机制，寻找维持个体警觉性能力的有效方式，对于减少工作过程中的人误至关重要。

关于“警觉性下降”这一现象的理论解释可以大致分为两类：“欠载（或称负荷不足，underload）”和“过载（或称超负荷，overload）”^[10]。“欠载”理论认为警觉性是一种平淡的、单调的认知体验，在需要警觉性的任务中，注意资源逐渐从单调的、与任务相关的过程中退出，转移到与任务无关的过程，即表现出警觉性下降；而“过载”理论则认为警觉性是一种依靠主动努力的认知体验，它会耗尽个体有限的认知资源，直到资源耗竭使注意焦点发生转移，表现为警觉性下降^[10,12,13]。

1.1.1 “Underload”——驱动和唤醒理论

以“欠载”为核心观点的理论包括经典的驱动和唤醒理论（drive and arousal theory）、Robertson 等^[14]提出的无意识理论（mindlessness theory）和在其基础上发展出的心智游移理论（mind-wandering theory）等^[15]。以驱动和唤醒理论为例，它将警觉性下降这一现象归因于反应抑制和唤醒水平。它认为，当中枢神经系统处于最佳唤醒水平时，个体才能维持较高的警觉性水平，以确保其能够及时准确地对关键信号进行监测；而单调、重复的注意任务抑制了脑干与丘脑的激活，导致个体更难识别关键信号^[10,16]。

唤醒水平与个体的内部生理状态等有紧密的联系。在军事和临床领域，个体的警觉性能力可以通过摄入兴奋性食物或药物（如咖啡因）来得到暂时的提升

[17~19]。例如 Shallice^[20]发现通过使用药物提高唤醒水平通常会导致个体的反应偏向（ β ）发生显著变化，使其以更高的判断标准来对信号进行监测并做出反应，保持一个较高水平的警觉性，近些年也有部分研究支持这一发现^[21,22]。

1.1.2 “Overload”——资源枯竭理论

相比于“欠载”理论，“过载”理论基于个体认知资源有限的假设，获得了更多研究者的关注和支持。例如 Wickens, Gutzwiller 和 Santamaria^[23]提出的多资源理论（multiple resource theory），Parasuraman, Warm 和 Dember^[24]提出的资源枯竭理论（resource depletion theory）等。以资源枯竭理论为例，神经元使用有限的能量进行代谢，以维持个体的警觉性在较高水平，在这一过程中也使得血流负载的能量超过其原本的限度。也就是说，资源枯竭理论将警惕性下降归因于一种与维持生理心理活动有关的神经代谢资源的消耗^[25]。例如有研究发现当任务事件对认知功能施加强烈的要求时，感受性（ d' ）最有可能出现降低，信号和噪声变得更加难以区分，这就解释了注意力资源的消耗现象^[11,26~28]。

这两种理论从不同的角度理解警觉性下降，并且都得到了一定程度的证据支持。使用兴奋性药物维持个体的警觉性并且观察到个体反应偏向的显著变化，这样的结果支持了驱动和唤醒理论^[21,22]；警觉性任务表现随时间逐渐下降的原因也得到了很好的解释。但也有研究发现在警觉性任务执行过程中，无论个体的警觉性是否表现出下降，随着任务时间的推移，在生理指标上都会表现出个体唤醒水平的降低，这可能说明在唤醒和警觉性之间并没有直接联系^[24]。

从理论的解释性来看，驱动和唤醒理论也不能很好地解释为什么个体在经历单调的警觉性任务中会感受到疲劳和压力^[27,29]。相比之下，资源枯竭理论由于其偏重生理机制的描述，得到了更多认知神经科学研究的证据支持^[27]。基于神经血管耦合机制，脑血流是能量资源（尤其是葡萄糖）进入大脑并供给到脑活动相关区域最主要的输送途径^[30]。已有研究者在进行警觉性任务的个体中观察到警觉性的下降，并且任务相关脑区的脑血流速度也有明显下降^[31~34]。这些研究主要为资源枯竭理论提供了更多证据。

综上所述，现有研究的结果从多个角度为两种理论提供了独特的证据支持，警觉性下降的理论解释仍需进一步厘清。

1.2 警觉性下降的神经机制

1.2.1 时间尺度的神经活动

Clayton, Yeung 和 Kadosh^[35]综合前人的研究结论, 提出了大脑皮层警觉系统的神经振荡模型 (oscillatory model of cerebral vigilance systems), 此模型认为主要有两种脑电 (electroencephalogram, EEG) 信号的振幅或功率与警觉性有关: alpha 振荡和 theta 振荡, 这两种神经振荡也是研究者在探究警觉性神经机制的过程中所重点关注的指标^[36]。

在警觉性任务中, 个体的认知控制系统除了需要关注并促进与任务相关的过程外, 还必须抑制与任务无关的过程, 否则注意可能会受到干扰, 这个抑制过程可能是由任务无关皮层区域的 alpha 振荡来实现的, 或是作为与抑制过程同步的神经指标^[35]。alpha 振荡是人类大脑中一种频率为 8-12Hz 的神经振荡^[37], 主要出现在顶叶和枕叶区域, 参与了注意力的控制^[38,39]。采用 EEG 等多模态技术的研究表明, 视觉注意任务中枕叶 alpha 振荡的功率与额叶区域基于血氧水平依赖 (blood oxygenation level dependent, BOLD) 的激活模式呈显著负相关^[35]。这说明在额叶对输入的视觉信息进行处理时, 与这一过程无关的枕叶区 alpha 振荡功率被抑制, 从而使个体能够更好地控制与任务无关的信息^[40-42]。驱动和唤醒理论认为警觉性就是通过平衡不同脑区间激活和反应抑制而进行调控的, 因此, 枕叶区 alpha 振荡功率的衰减可以被视为唤醒水平增加的神经信号^[36,43]。

theta 振荡是一种频段约为 4-10Hz 的神经信号^[39,44]。个体执行长时间的持续性任务期间, 任务相关脑区 (如额叶) 的 theta 振荡的功率会表现出显著增加, 同时伴随着个体任务绩效的下降 (如错误率的提升和反应速度的变慢)^[45,46]。然而, 尽管存在这种负相关, 有证据表明 theta 振荡实际上可能在注意控制中发挥积极作用。Clayton 等人^[35]认为, 这种功率的变化可能反映了个体对当前注意资源容量的实时监控。具体而言, 一旦发现个体消耗和补充资源的速度不能达到平衡以保证当前任务的顺利进行, 认知控制功能就会反应性地参与, 通过促进与注意力密切相关的脑网络之间的协调活动来调动更多的注意资源, 以帮助个体更顺利地完成任务。当认知资源仍有余量时, theta 振荡的增加可以调动更多资源从而达到维持警觉性的效果^[35]。因此, theta 振荡功率增加可以被视为认知资源持续消耗的神经信号^[36]。

1.2.2 空间尺度的神经活动

以功能磁共振成像（functional magnetic resonance imaging, fMRI）、功能近红外光谱成像（functional near-infrared spectroscopy imaging, fNIRS）为代表的神经成像技术，揭示了特定大脑区域的血流动力学活动与警觉性之间的密切联系，可以帮助我们定位与警觉性维持或下降相关的皮层与皮层下区域。

一项纳入了 55 个研究、1058 名成年样本的元分析结果显示，右侧皮层和皮下网络（right-lateralized cortico-subcortical network）与维持成年人的警觉性能力相关，其中皮层网络包括背内侧、中外侧和腹外侧前额叶（prefrontal cortex, PFC），顶内沟（intraparietal sulcus, IPS），颞顶联合区（temporo-parietal junction, TPJ）；皮层下网络包括前岛叶（anterior insula），小脑蚓部（cerebellar vermis）、丘脑、基底神经节（壳核）和中脑^[47]。类似地，以儿童和青少年为研究对象的元分析得到了类似的结果，背内侧额叶皮层（dorsomedial frontal cortex, DMFC）和 TPJ 与维持他们的警觉性有关，且同样表现出很强的大脑半球偏侧化趋势^[48]。

然而，上述元分析所纳入的研究大多使用了较为简单的实验任务（如 Go/No-go、Oddball 等），且对警觉性维持的时间较为短暂或并没有严格的要求^[47,48]。一项 fNIRS 研究让被试完成 12min 不同难度的警觉性任务，结果表明，对于更困难的任务条件，大脑表现出了双侧激活的模式^[49]。这可能说明对于难以检测的目标，个体可能会使用双侧的方式进行信息加工，这也符合大脑信息处理的一般原则^[49]。这提示我们，以自下而上的视角理解警觉性的认知神经机制仍存在一定的局限性，基于现有元分析的结果并不能完全指导研究者理解警觉性背后的认知神经机制。

脑连接组学的兴起给研究者提供了一个新的观察视角，研究者认为个体认知功能是由多个脑区之间的协同作用而非特定脑区的激活实现的。基于这一思想，研究者将不同脑区之间看似独立的神经活动联系起来，形成了负责不同认知加工过程的脑功能网络。背侧注意网络（dorsal attention network, DAN）是一个具有持续性的双侧脑网络，参与维持自上而下的注意力稳定，PFC、IPS、下顶叶皮层（inferior parietal cortex, IPC）和额叶眼动区（frontal eye field, FEF）等都是组成此网络的一部分^[50]。先前已有一系列研究观察到在警觉性任务期间，DAN 表现出明显的激活模式^[51,52]。这些基于神经影像技术的研究发现 DAN 与警觉性之

间表现出密切相关；也有一些研究通过调控 DAN 中的部分脑区，发现了其和警觉性之间的因果关联性^[53~57]。

1.2.3 额叶眼动区在警觉性任务中的作用

在警觉性的认知与神经机制研究中，当前研究者主要关注的脑区是警觉性任务中普遍激活水平显著更高的顶叶区，这一区域也是 DAN 的核心区域。然而，同属于 DAN 中的 FEF 因其位于额上回，距离 DAN 的核心网络节点相对较远，少有人关注其对于警觉性的作用。随着我们对脑网络认识的深入，研究者意识到脑网络中远离核心区的节点也承担着重要作用。例如，在需要动员个体警觉性的运动探测任务中，相比于 DAN 顶叶核心区域内的功能连接，位于额上回的 FEF 和其他顶叶 DAN 节点之间的功能连接和有效连接更强，这可能体现出 FEF 在脑区间长程信息通讯的重要作用^[58]。Esterman 等^[59]人发现使用重复经颅磁刺激抑制 FEF 皮层兴奋性会显著降低个体在持续 1.5 小时的 Go/No-go 任务中的警觉性；我们之前的研究也发现使用阳极经颅直流电刺激能够提升个体警觉性的任务表现，但并未对神经机制有更深入的挖掘^[28]。总的来说，我们应该进一步关注并重视 FEF 对个体警觉性的作用并对警觉性改善的神经机制加以探索。

1.3 经颅直流电刺激提升警觉性

认知增强是指有针对性地提升或者扩展正常健康个体的认知、情感能力^[3,4]。随着技术的进步，研究者倾向于使用神经调控（neuromodulation），尤其是无创的非侵入性脑刺激（non-invasive brain stimulation, NIBS）技术实现认知增强^[6,56]，其中就有经颅电刺激（transcranial electrical stimulation, tES）、经颅磁刺激（transcranial magnetic stimulation, TMS）等方式。非侵入性脑刺激技术可替代药物作用于大脑皮层神经细胞，同时避免了神经植入技术的创伤性，具有安全和无创等优点^[3]。考虑到设备成本与便携性，经颅交流电刺激（transcranial alternating current stimulation, tACS）和经颅直流电刺激（transcranial direct current stimulation, tDCS）被更多研究者接受和使用^[6,56,61]。

本实验中使用到的是 tDCS，其原理是对刺激靶点施加特定强度的直流电流，根据刺激的极性不同，引起静息膜电位超极化或者去极化，从而调节皮层的兴奋性，对于提高个体的注意警觉或抑制其注意衰减也起到良好作用^[5]。当前针对 tDCS 作用效果的研究也发现其可以对脑功能网络起效而不仅仅是单个脑区^[62]。

目前研究者们常常选择 DAN 中的 PFC、IPC 作为电刺激靶点，尽管有不少研究报告了令人振奋的结果^[53,57,63~66]，但仍有相当一部分的研究不能为 tDCS 增强个体警觉性能力提供有效的证据支持^[67~70]。同属于 DAN 中的 FEF 脑区，传统上认为其是视觉搜索任务中如眼跳运动的重要区域；而值得注意的是，在有关视觉持续注意任务的神经影像学研究中，也发现了 FEF 的显著激活^[34]；脑网络分析也发现 FEF 和其他 DAN 脑区之间的功能连接更强^[58]。相比于 PFC、IPC 等常见的调控靶点，使用 tDCS 手段调控 FEF 是否有助于个体在警觉性任务中的表现还需要更多的实验验证^[28,54,56]。

在此基础上，本研究关注 tDCS 提升个体警觉性的认知和神经机制。提升健康个体的警觉性是认知增强的一个重要方面，以额叶皮层为靶点的 tDCS 研究普遍认为这种电刺激的方式能够调节个体的抑制控制能力，从而实现认知增强。基于认知控制的双机制（dual-mechanisms of control, DMC）框架，认知控制通过两种不同的操作模式运行并发挥作用——主动控制（proactive control）和反应控制（reactive control）^[88]。对于提升个体警觉性而言，tDCS 如何增强个体的认知控制能力尚不得而知。而认知作为神经活动涌现出的结果之一，通过 tDCS 实现认知增强的神经机制也尚不清晰。总的来说，包括 tDCS 在内的神经调控手段对我们而言仍是一个巨大的“黑箱”^[4,6]，若能进一步探索神经调控对被试的认知能力和脑活动产生了何种影响，将有助于我们更深入地理解神经调控这一手段起效的本质。

第 2 章 研究构思

2.1 现有研究不足

当前有两类理论可以解释单调任务中警觉性下降的原因：以“Underload”为核心思想的“驱动和唤醒理论”和以“Overload”为核心思想的“资源枯竭理论”。这两种理论均获得了一定程度的证据支持，在解释性等方面也各有优劣，仍需要进一步的证据支持。已有研究使用 tDCS 手段，对 DAN 中的部分脑区进行神经调控，通过加强 DAN 之间的功能连接这一途径，显著提高了个体在警觉性任务中的表现，缓解了警觉性的下降^[53,57,63~66]；然而同属于背侧注意网络中的 FEF 脑区却少有人关注。我们之前的研究针对左侧 FEF 实施阳极 tDCS，以较为全面的行为指标证实了阳极 tDCS 刺激 FEF 对警觉性所产生的积极影响；然而，尚不清楚来自神经层面的证据能够支持哪种警觉性下降的理论。

此外，提升健康个体的警觉性是认知增强的一个重要方面。而对于提升个体警觉性而言，tDCS 如何增强个体的认知控制能力（主动控制或反应控制）尚不得而知。而认知作为神经活动涌现出的结果之一，通过 tDCS 实现认知增强的神经机制也尚不清晰。包括 tDCS 在内的神经调控手段对我们而言仍是一个巨大的“黑箱”^[4,6]，若能进一步探索神经调控对被试的认知能力和脑活动产生了何种影响，将有助于我们更深入地理解神经调控这一手段起效的本质。

综上所述，本研究将采用阳极 tDCS 刺激左侧 FEF，探究提高该皮层的兴奋性在刺激过程中（在线，online）以及刺激结束后（离线，offline）改善个体的警觉性能力的效果；并通过 EEG 探索这种改善作用的神经机制，为警觉性下降的理论及神经调控的起效机制提供 EEG 层面的证据。

2.2 研究目的

第一，本研究拟考察阳极 tDCS 刺激左侧 FEF 提升个体警觉性的效果，进一步验证之前研究结果的可靠性。使用神经调控手段的研究存在个体差异大、研究结果难以复现等问题，需要依靠大量的重复实验对其进行验证。

第二，本研究拟探究阳极 tDCS 刺激左侧 FEF 提升个体警觉性的认知神经机制，神经层面的指标与行为指标相结合，为警觉性下降的理论提供更多元、更全面的证据。神经调控起效的内部机制仍是一个“黑箱”，探索神经调控对被试的

脑产生了何种影响，有助于我们更深入地理解神经调控技术的作用机制。

2.3 研究意义

2.3.1 理论意义

首先，本研究是传统的工业心理学问题和前沿神经科学技术的一次交叉。“人误”是人因研究中的重要问题。传统的工业组织心理学家们通过量表测试、行为实验、任务分析等方式解释人误产生的原因，通过改进任务设备、调整管理模式等手段尽可能地减少人误的发生。然而仅仅从改善外部环境的视角进行人为预防的作用有限，提升操作者的认知能力也非常重要。而认知神经科学等交叉学科的研究范式能帮助研究者探索实现这一目标的具体路径。

其次，本研究使用较为全面的行为和神经指标探讨实验干预的效果，为警觉性下降的理论提供证据支持。警觉性下降的理论多元，证据丰富。本研究使用针对左侧 FEF 的阳极 tDCS，通过估计信号检测论指标（如反应偏向、感受性）和基于 EEG 的神经指标，较为全面地评估干预条件对于个体警觉性表现的影响，为相关领域和警觉性下降的理论提供了更充分的研究证据。

本研究探索了神经调控的起效机制。神经调控在心理学、精神病学等领域都有很多应用，但其起效的核心机制仍不清晰。当前该领域存在刺激靶点繁多、刺激效果不尽人意、个体差异大、参数设定无标准、效果难以维持等诸多亟待解决的问题，这时探索其起效的核心认知神经机制就显得尤为重要。

2.3.2 实践意义

作为人类追求卓越的方式之一，基于 NIBS 的认知增强成为众多学科和公众关注的问题。NIBS 技术可替代药物作用于脑内皮层细胞，同时避免了神经植入技术的创伤性，具有安全和无创等优点。该研究提示在现实生活中，可以合理地利用这一安全便携的脑刺激技术来调控个体在学习工作中（如机动车驾驶、高铁驾驶、敌机监测等相关领域）的警觉性，把该技术当作提高个体任务绩效、避免意外情况发生、改善警觉性水平的有效手段。

第3章 研究内容

3.1 研究假设与预期

H_1 : 针对左侧 FEF 的阳极 tDCS 能够提升个体在警觉性任务中的表现, 这种效果主要与注意资源的分配有关。由此预期行为实验结果: 阳极刺激组的感受性 (d') 在电刺激在线和离线阶段显著高于假刺激组。

H_2 : 针对左侧 FEF 的阳极 tDCS 提升个体在警觉性任务中的表现是通过实时调控注意资源实现的。由此预期脑电实验结果: 阳极刺激组的 theta 频段功率在电刺激在线和离线阶段显著高于假刺激组。

3.2 研究方法

3.2.1 实验设计

本实验采用 2 (刺激类型: 阳极刺激、假刺激) \times 5 (时间: Block 1 – Block 5) 两因素单盲混合实验设计。其中刺激类型为被试间变量, 时间为被试内变量。单盲条件下, 被试随机被分到其中一组。

本实验的因变量从行为和 EEG 两个角度设置。行为指标包括感受性 (d')、反应偏向 (β)、击中率 (hit rate, HR)、虚报率 (false alarm rate, FAR); EEG 指标为时间窗内各神经振荡频段的功率。

刺激图片的像素、呈现位置等物理信息由程序进行控制, 被试与屏幕间的距离在实验前通过告知被试的方式进行适当控制; 被试的年龄和性别在分析过程中作为控制变量考虑。

3.2.2 被试

基于实验设计使用 G*power 3.1 软件计算样本量^[71]。在两因素混合设计的重复测量方差分析中, 若需检测到中等大小的实验效应 ($f = 0.25$) 至少需要总样本量达到 22 名 (组数 $N_{\text{Group}} = 2$, 测量次数 $N_{\text{Measurement}} = 5$, 显著性标准 $\alpha = 0.05$, 统计检验力 $\text{Power} = 0.8$, 测量相关性 $r = 0.5$, 球形相关度 $\epsilon = 1$)。

本研究公开招募 24 名浙江理工大学在校大学生, 招募条件为身体健康、无心理或精神疾病及疾病史、无癫痫及家族癫痫病史、无酒精或药物依赖、视力或矫正视力正常且无色盲色弱、头部无金属植入物。24 名被试的行为数据均纳入后续分析, 阳极刺激组共有 12 人, 其中男性 4 人、女性 8 人, 年龄 $M \pm SD = 20.08$

± 2.43 ；假刺激组共有 12 人，其中男性 5 人、女性 7 人，年龄 $M \pm SD = 19.75 \pm 2.42$ 。阳极刺激组 1 名被试因 EEG 信号受到 tDCS 的剧烈干扰，导致未能记录到有效脑电数据，最终有 3 名男性 8 名女性纳入 EEG 信号分析，年龄 $M \pm SD = 19.91 \pm 2.47$ ；假刺激组 1 名被试因过度的头部和肢体运动导致记录到明显且难以剔除的伪迹，最终有 4 名男性 7 名女性纳入 EEG 信号分析，年龄 $M \pm SD = 19.82 \pm 2.52$ 。在正式实验之前所有被试都签署知情同意书，实验结束后发放适当报酬。本研究遵守赫尔辛基宣言，并通过了浙江理工大学心理学系伦理委员会审查。

3.2.3 任务和实验材料

实验中被试需要进行一项由 E-prime 2.0 实现的视觉搜索任务（visual search task），被试在对显示屏上的图片信息进行视觉检索时需要保持较长时间的警觉性^[28]。根据实验指导语，要求被试对呈现的图片进行视觉搜索，并按键判断。图片材料有两种：无目标刺激或有目标刺激。无目标刺激的图片由 80 个蓝色圆圈和 80 个红色方框组成，有目标刺激的图片会在其基础上增加一个大小相同的红色圆圈（如图 3-1 A）。如果被试发现图片中出现红色圆圈就按“F”键，没有出现就按“J”键，按键顺序在被试间进行平衡。一次实验共进行 5 个 Blocks，每个 Block 包括 16 张有目标刺激图片和 56 张无目标刺激图片。即每个 Block 有 72 个试次，有目标刺激图片的试次随机出现。实验中随机呈现的所有目标刺激图片均不相同，且通过伪随机的控制使得两个目标刺激不会连续出现在同一视野。

试次的流程如图 3-1 A 所示（展示了两个试次）。首先会在屏幕中央呈现一个注视点，呈现时间在 800ms-1200ms 内随机，之后固定时长呈现一张需要被试进行视觉搜索的图片，被试需要在 7000ms 内尽量准确地做出按键判断，按键后图片不消失，7000ms 后出现新的注视点，进入下一个试次。如果被试在 7000ms 内没有做出反应，程序会自动进入下一试次。

3.2.4 tDCS 参数

采用 NeuroElectrics 公司生产的 Starstim tDCS 刺激仪，它采用电池驱动的刺激器，可释放由蓝牙系统控制的恒定电流。2 个 25cm² 的海绵电极片用于头皮的电流输送。阳极电极放置在距离头顶中心位置前方 4cm、左外侧 5cm 的左侧 FEF 上，对应左侧额上回附近（见图 3-1 B 红色位置）。阴极电极放置在右侧眶额皮层（orbital frontal cortex, OFC）上，该位置与国际 10-10 导联系统的 Fp2 位置相

对应（见图 3-1 B 蓝色位置）。在阳极刺激组中，我们使用了强度为 2mA 的直流电，刺激开始后 15s 内电流从 0 缓慢升至 2mA（ramp up），之后电流保持稳定并持续了 28.8min，随后电流强度下降至 0 刺激结束（ramp down）。在假刺激条件下，仅模拟刺激开始时电流强度 15 秒内逐渐上升到 2mA 的过程，之后电流强度又通过 15s 进行下降，刺激仪停止刺激。被试不清楚接受的是哪种刺激条件，并且刺激仪停止后不会立即摘掉电极设备，被试需要佩戴它们至完整实验阶段结束。

3.2.5 EEG 信号记录

使用美国 Neuroscan 公司的 EEG 记录系统，按国际 10-10 电极导联系统分布的 64 导电极帽在顶枕叶 Pz、POz、P3、P4、PO7、PO8、O1、O2 八个电极点连续采样记录脑电数据（位置示意图 3-1 B 绿色电极通道）。记录时以头顶 REF 为参考，同时双极记录水平眼电（HEOG）、左眼上下眶的垂直眼电（VEOG）和乳突信号。调整电极阻抗使得所有电极与头皮之间阻抗保持在 $10K\Omega$ 以下，EEG 信号在线交流采样，采样率为 500Hz。为保证信号收集质量，参与者被要求在执行任务时尽量避免眨眼和身体运动，并减少眼动将目光集中在屏幕中央。

3.3 实验流程

被试进入实验室并收集基本信息后，先由主试向被试介绍 tDCS 设备的安全性并提醒实验中可能感知到的不适，并让其签署知情同意书和脑刺激成人安全筛查表，然后给被试穿戴 tDCS 与 EEG 设备，随后进入任务练习阶段。练习阶段共 16 个试次，包括 8 个有目标刺激图片和 8 个无目标刺激图片。在练习阶段，被试做出按键判断后计算机自动给予反馈，达到 80% 的正确率才能进入正式实验流程。同时主试需要检查收集到的 EEG 信号，以便正式实验阶段收集到的信号质量良好。

正式实验阶段被试做出按键反应后计算机不给予反馈，共包括 5 个 Blocks，1 个基线测量、3 个电刺激在线测量和 1 个电刺激离线测量，每个 Block 持续 9.6 min。在 Block 1 阶段时电刺激还未开始，被试需完成视觉搜索任务同步记录 EEG 信号；Block 2-Block 4（共 28.8min）被试需要在接受阳极 tDCS 或假刺激的同时执行视觉搜索任务，记录在线的 EEG 信号；在 Block 5 即离线阶段，tDCS 自动结束，被试仅执行任务并记录此时的离线 EEG 信号来探究 tDCS 的即时后效，整个实验流程持续 48min 以上。Nitsche 和 Paulus^[72]通过实验发现 tDCS 的效果具

有一定程度的滞后性,因此本研究在线阶段设置了一共 3 个 Blocks。任务结束后,采用 tDCS 副作用问卷测量被试的头晕、刺痛等不适感^[28]。实验流程见图 3-1 C。

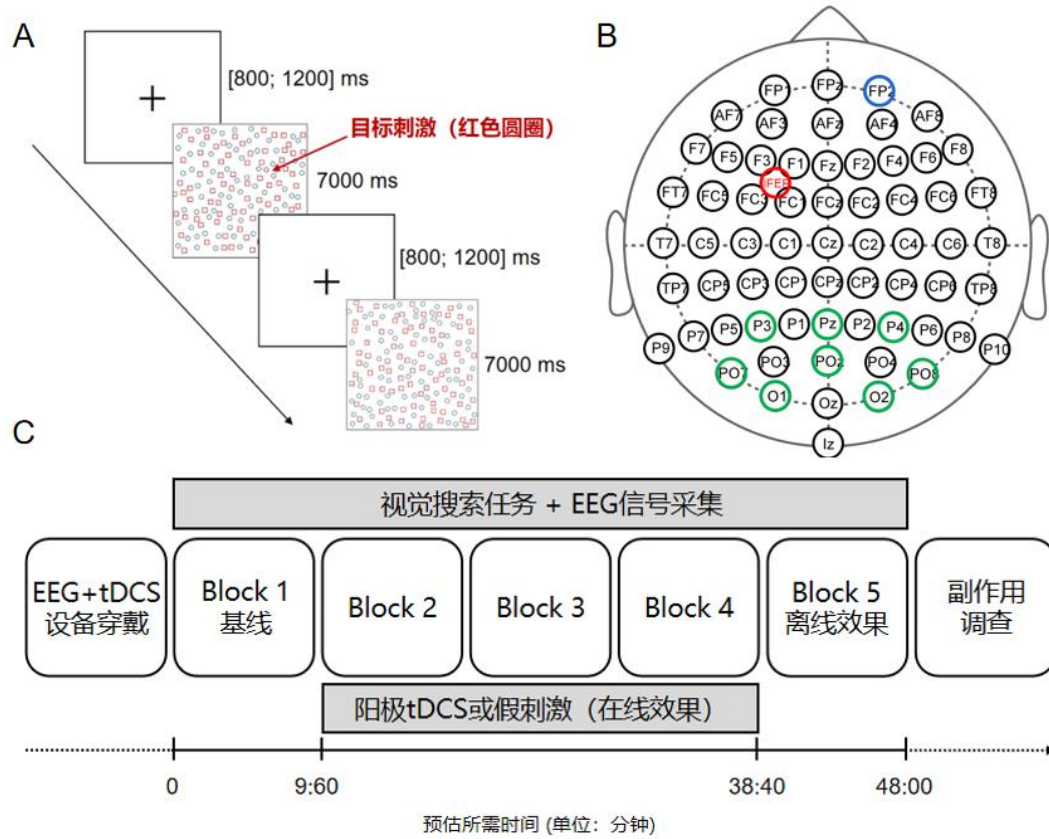


图 3-1 实验方法和流程。A: 视觉搜索任务; B: tDCS 电极放置和 EEG 通道, 其中红色位置放置阳极电极, 蓝色位置放置阴极电极, 绿色为 EEG 信号记录的 8 个通道; C: 实验流程图。

3.4 数据分析

3.4.1 行为数据分析

被试行为反应的数据经 E-prime 合并后导出, 使用 R 4.3.2 进行数据清洗和信号检测论相关指标计算。虚报率 (FAR) = 虚报次数 / (虚报次数 + 正确拒斥次数), 击中率 (HR) = 击中次数 / (击中次数 + 漏报次数), 反应偏向 (β) = HR / FAR, 感受性则基于正态分布进行分位数的计算: $d' = \text{qnorm}(\text{HR}) - \text{qnorm}(\text{FAR})$ 。过程中剔除了被试反应时 $\pm 3SD$ 以外的试次。使用基于 R 语言的开源软件 JASP 0.18 进行统计分析^[73]。统计方法为两因素重复测量方差分析 (RM-ANOVA) 及其简单效应分析, 使用 Bonferroni 校正控制多重比较中的家族错误率 (Family-wise error rate, FWE)。箱线图和小提琴图基于 ggplot2 包实现^[74]。

3.4.2 EEG 数据分析

EEG 数据预处理分成离线和在线两部分。在线进行 0.05–100Hz 的带通滤波，AC 采样，采样率为 500Hz。离线分析首先使用 NeuroScan 4.5 自动校正眼电伪迹，然后使用 MATLAB 2023a 中的开源工具箱 EEGLAB 对数据进行预处理，将信号转换为双侧乳突电极（M1 和 M2）的平均参考，进行 0.1–35Hz 的带通滤波^[75]，并对每个试次取刺激呈现前的 800ms 到刺激呈现后 7000ms 的信号建立 Epochs，用于计算事件相关频谱扰动（event-related spectral perturbations, ERSP）。

EEG 时频分析基于 Python 3.11.9 完成，参考路子童等人编写的手册中的流程实现，主要使用到 Neurora 和 MNE 库^[76~78]。为方便起见，Block 2–Block 4 的试次合并为“在线 tDCS 阶段”条件的 Epochs 进行时频计算。此时的自变量为 2（刺激类型：阳极刺激、假刺激） \times 3（基线、在线阶段、离线阶段），因变量为时频功率。分析频段为 1–35Hz，选择能够同时提供较好时频域分辨率的 Morlet 小波作为基函数进行连续小波变换（continuous wavelet transform, CWT），与每个通道的信号进行卷积，得到的小波系数的模平方代表了对应频率和时间点的功率^[79]，并使用 logratio 法进行基线校正，即对每个 Epochs 除以刺激图片呈现前 400ms 至刺激呈现开始这一时间窗内的时频均值并取对数，最后得到时频功率谱（time frequency representation, TFR）。TFR 的统计分析使用近年来被广泛使用的基于聚类的置换检验法（cluster-based permutation test），相比于传统的参数显著性检验，它不需要通过视觉观测选择时间窗和频段，是一种更具有探索性且控制了多重比较问题的非参数检验^[80]。双侧 p -value 及 cluster p -value 均设定为 0.05，迭代次数为 100 次。使用 matplotlib 库对所选八个 EEG 通道平均后的 TFR 及其显著性进行可视化^[81]。由于本研究关心事件相关的频谱功率变化，且被试做出按键反应的时间在刺激呈现后 7000ms 内不定，因此选取较大范围的时间窗为进行可视化，即刺激呈现前 400ms 至刺激图片呈现后 2100ms 内的组间 TFR 差异（阳极刺激组–假刺激组）。

为帮助结果的可重复，本研究中使用到的分析代码可从研究者 Github 开放获取（https://github.com/SheenHao8023/Graduation_thesis）。行为指标清洗、计算和可视化基于 R 语言实现，脑电时频分析及可视化通过 Python 实现。

3.5 实验结果

3.5.1 行为结果

对两组被试五个任务阶段下的四种行为指标击中率（HR）、虚报率（FAR）、感受性（ d' ）和反应偏向（ β ）分别进行描述统计。其中 HR 和 FAR 的取值范围在 0-1 之间， d' 和 β 的取值均大于 0，为更清楚地展示组间可能存在的差异，将 β 取值进行了标准化（Z-score）。结果如表 3-1。在刺激开始前的基线（Block 1）条件下，可以观察到两组被试的四种行为学指标的均值相差不大；在电刺激过程中（尤其是刺激中后期，即 Block 3 和 Block 4），可以观察到相比于假刺激组的均值，阳极刺激组的 HR 均值更高，FAR 均值更低， d' 均值更高；而在刺激离线阶段（Block 5），在线阶段的绩效有一定程度的保持，此外也发现阳极刺激组的 β 均值比假刺激组更高。

表 3-1 四种行为指标的均值（ M ）和标准差（ SD ）

时间 (Block)	组别	HR		FAR		d'		β (Z-score)	
		M	SD	M	SD	M	SD	M	SD
1	阳极刺激	0.603	0.153	0.116	0.088	1.314	0.520	-0.337	0.432
	假刺激	0.594	0.122	0.122	0.068	1.412	0.550	-0.266	0.413
2	阳极刺激	0.584	0.161	0.101	0.105	1.439	0.726	-0.250	0.691
	假刺激	0.594	0.153	0.102	0.076	1.439	0.662	-0.300	0.892
3	阳极刺激	0.569	0.160	0.079	0.070	1.459	0.706	-0.215	0.759
	假刺激	0.484	0.182	0.123	0.117	1.148	0.973	-0.160	0.982
4	阳极刺激	0.553	0.094	0.094	0.084	1.399	0.547	-0.074	0.971
	假刺激	0.531	0.180	0.115	0.106	1.224	0.890	-0.184	0.963
5	阳极刺激	0.555	0.184	0.070	0.077	1.576	0.731	0.067	1.048
	假刺激	0.538	0.200	0.123	0.139	1.234	0.975	-0.243	0.814

进一步查看这些行为学指标是否具有统计学差异，以击中率（HR）、虚报率（FAR）、感受性（ d' ）和反应偏向（ β ）分别作为因变量进行两因素的 RM-ANOVA，年龄和性别作为控制变量考虑。方差分析前使用 Levene's 方差齐性检验和 Mauchly's W 球形检验对 RM-ANOVA 的基础假设进行验证，结果如表 3-2。

表 3-2 四种行为指标分别作为因变量的 RM-ANOVA 表

	条件	平方和	$df^{\#}$	均方	F	p	η^2_p
HR	时间	0.046	4	0.011	1.159	0.335	0.055
	组别	0.003	1	0.003	0.041	0.842	0.002
	交互作用	0.027	4	0.007	0.691	0.600	0.033
FAR	时间	0.002	2.561	6.955×10^{-4}	0.176	0.886	0.009
	组别	0.016	1	0.016	0.527	0.476	0.026
	交互作用	0.013	2.561	0.005	1.306	0.282	0.061
d'	时间	0.302	2.252	0.134	0.392	0.703	0.025
	组别	0.311	1	0.311	0.189	0.670	0.012
	交互作用	0.452	2.252	0.201	0.586	0.581	0.038
β (Z-score)	时间	3.379	1.987	1.700	2.767 †	0.079	0.156
	组别	1.224	1	1.224	0.862	0.368	0.054
	交互作用	0.904	1.987	0.455	0.740	0.485	0.047

注：#非整数的自由度，代表此条件下不满足 Mauchly's 球形假设 ($p < 0.05$)，使用 Greenhouse-Geisser 法进行自由度调整；†表示边缘显著 ($p < 0.01$)。

尽管从四种指标的描述性统计中可以看出一定的差异，但 RM-ANOVA 并未发现任何显著的主效应或交互作用，大多数观察到的差异并不具有统计意义 ($ps > 0.05$)。只有以反应偏向为因变量时，不同的时间阶段表现出边缘显著的主效应： $F(1.987) = 2.767$ ， $p = 0.079$ ， $\eta^2_p = 0.156$ 。

对四种指标进一步的简单效应分析发现（见图 3-2），在电刺激离线阶段（Block 5），阳极刺激组的虚报率显著低于假刺激组： $t(1) = 2.366$ ， $p = 0.039$ ，Cohen's $d = 0.472$ ；且在阳极刺激组内，Block 5 的虚报率相比于 Block 1 有显著的下降： $F(4) = 6.840$ ， $p_{\text{Bonf}} = 0.016$ ， $\eta^2_p = 0.156$ 。这两个结果均说明了阳极刺激组的行为任务绩效得到了显著提升。考虑到每组样本量较小，简单效应分析时也使用了单因素的非参数检验即 Mann-Whitney U 检验，得到表现出显著性结果的组和条件与上述相同，为保持和 RM-ANOVA 的一致性，这里选择报告参数 t 检验的统计量。

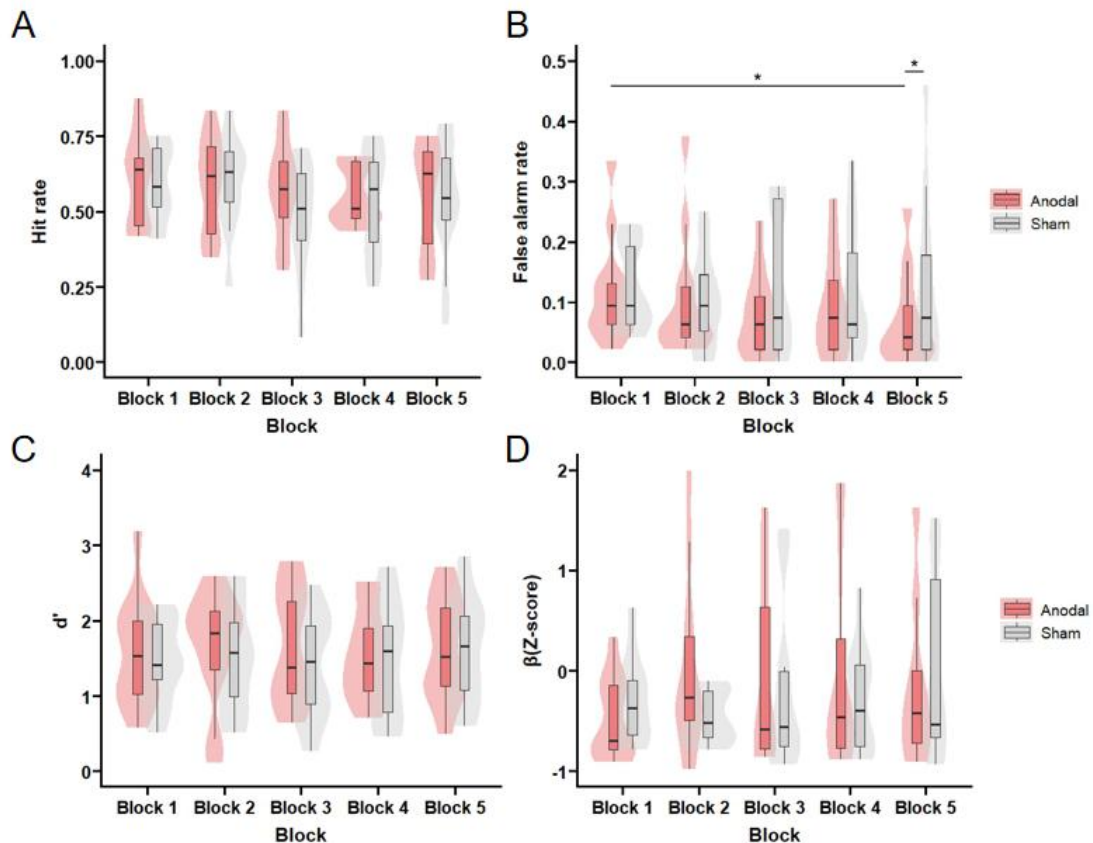


图 3-2 四种行为指标的箱线图和小提琴图。A: 击中率 (HR); B: 虚报率 (FAR); C: 感受性 (d'); D: 反应偏向 (β) 的 Z 分数; *表示 $p < 0.05$ 。

3.5.2 EEG 时频结果

EEG 时频信号的统计分析采用基于聚类的置换检验，这种检验方法结合了聚类分析 (cluster-based analysis) 和置换检验 (permutation test) 的原理，通常用于多变量神经成像数据如 EEG 分析，以检测空间上或时间上显著的神经指标变化模式^[80]。它依据数据的空间或时间邻近性，将具有相似响应特征的数据点分组成聚类；计算每个聚类的统计量，表示聚类内部信号与背景噪声的差异程度；再通过大量随机重新分配样本标签来生成配对数据集，对每个配对数据集重复聚类并计算统计量，从而得到一系列基于随机分配的聚类统计量分布。比较实际聚类统计量与随机分配的分布，以此判定该聚类的显著性。由于这种方法基于全局和聚类的假设，它无法像通过视觉检查的方法一样计算精确的效应位置，对于时间窗和频段应该进行宽松的描述^[80]。

由于本研究关注 tDCS 的效果，在这里仅报告阳极刺激组和假刺激组的差异结果并可视化呈现。如图 3-3 A 所示，在电刺激开始前的基线阶段，两组被试的

差异功率谱并没有显示出太多显著的聚类。

电刺激在线阶段主要表现出三种显著的聚类模式，如图 3-3 B。(1) 观测数据中 6-10Hz 频段，在刺激刚刚出现前后的 $[-100\text{ms}, 100\text{ms}]$ 时间窗左右表现出显著的聚类模式 ($p < 0.05$)，阳极刺激组在该频段神经振荡的功率低于假刺激组。这一频段是 θ 频段 (4-10Hz) 的一个子频段。(2) 同样是电刺激在线阶段，但图片刺激已呈现一段时间之后，观测数据中 12-16Hz (σ) 频段从刺激呈现后 400ms 开始表现出较为稳定的显著聚类 ($p < 0.05$)，阳极刺激组 12-16Hz (σ) 频段的神经振荡功率高于假刺激组。(3) 此外本实验还发现，观测数据中 21-25Hz 频段从刺激呈现 800ms 以后表现出较为稳定的显著聚类 ($p < 0.05$)，阳极刺激组在此频段神经振荡功率高于假刺激组。这一频段是 γ 频段 ($> 20\text{Hz}$) 的一个子频段。

电刺激离线阶段，在线阶段表现出的显著聚类基本消失 (如图 3-3 C)，取而代之的是在刺激呈现 300ms 之后 6-8Hz 频段内表现出间歇性的显著聚类 ($p < 0.05$)，此频段神经振荡的功率高于假刺激组。这一频段是 θ 频段 (4-10Hz) 的一个子频段。

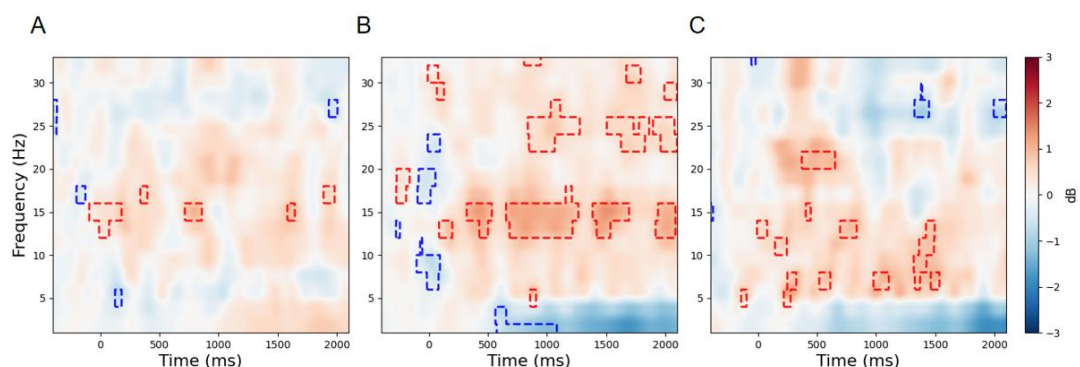


图 3-3 八个通道平均后的时频差异谱 (阳极刺激组-假刺激组)，红色虚框内表示此条件下阳极刺激组的时频功率大于假刺激组，蓝色虚框内表示阳极刺激组功率小于假刺激组。横坐标：时间窗 $[-400\text{ms}, 2100\text{ms}]$ ；纵坐标：频段 $[1.0\text{Hz}, 35.0\text{Hz}]$ ；单位：分贝 (dB)。A：基线阶段 (Block 1)；B：在线刺激阶段 (Block 2-Block 4)；C：离线刺激阶段 (Block 5)。

3.5.3 tDCS 副作用

24 名被试完成实验后需要填写副作用问卷，有部分被试报告头皮有轻微发麻发痒，另外被试表示刺激过程中无不适感，除此之外没有其他不适感报告。这表明在本实验的电刺激协议中，tDCS 产生的副作用比较微弱。

第4章 讨论

本研究首先回顾了警觉性下降的两个理论模型，试图通过与其相对应的认知与神经层面的证据厘清 tDCS 改善警觉性的两种可能的内部机制，在此基础上设计实验来考察针对左侧前额眼动区施加阳极 tDCS 产生的影响。结果发现，（1）在行为层面上，阳极 tDCS 显著降低了个体离线阶段任务的虚报率；且离线阶段和在线阶段都表现出了击中率和感受性指标提高、虚报率降低的趋势，但由于样本量较小，未出现具有统计学意义的显著差异。（2）基于理论假设，研究发现在神经层面上，对左侧 FEF 进行阳极 tDCS 显著降低了在线阶段刺激呈现前个体的 theta 振荡子频段（6-10Hz）的功率，显著提高了离线阶段刺激呈现后个体的 theta 振荡子频段（6-8Hz）的功率；而对 alpha 频段的神经振荡功率没有显著影响。（3）研究也在神经层面上发现了假设之外的结果。对左侧 FEF 进行阳极 tDCS 显著提高了在线阶段刺激呈现后个体的 gamma 振荡子频段（21-25Hz）和 sigma 振荡的功率。

4.1 tDCS 改善警觉性下降

本研究采用视觉搜索任务考察了阳极 tDCS 增强左侧 FEF 皮层兴奋性对警觉性的改善作用。结果发现，在刺激结束后的离线阶段（Block 5，38.4-48.0min），相比于假刺激组，阳极刺激显著降低了个体在搜索图片中目标刺激时的虚报率。对于阳极刺激组而言，离线阶段的虚报率也显著低于刺激前的基线测量阶段（Block 1）。这说明针对左侧 FEF 施加阳极 tDCS 提高了个体的任务绩效，一定程度上减缓了与长时间的单调任务有关的警觉性下降。Nelson 等^[54]采用同样的视觉搜索任务在正确率指标上得到了类似的结果。

除此之外我们并未发现阳极刺激显著改善了个体的 d' 、 β 和击中率（ $ps > 0.05$ ），这一结果与我们之前的研究稍有不同。在同样的刺激协议和实验任务下，我们之前的研究采用 27 名被试，以刺激类型为被试内变量（即让每个人进行阳极刺激、假刺激两次实验），结果发现刺激的在线和离线阶段表现出了阳极刺激时 d' 、正确率和击中率的显著提升，以及虚报率的显著降低^[28]。然而描述性统计表明，在刺激在线阶段中后期和离线阶段（Block 3-Block 5），阳极刺激组的击中率均值更高，虚报率均值更低， d' 均值更高。这与我们之前的研究结果是具有一定相似性的。本研究的显著性结果较少的可能原因是样本量小，阳极刺激

组和假刺激组均只有 12 名被试，样本量的提升有助于本研究的进一步发现。

通过刺激在线阶段的前期（Block 2）无法看出阳极 tDCS 的效果，这可能是由于电刺激作用具有一定程度的滞后性，需要一段时间才能表现出行为或神经层面上的效果。Nitsche 和 Paulus^[72]通过实验发现在 tDCS 开始后的 5–13min 后，其所观测的运动皮层兴奋性才开始表现出变化。本实验中发现刺激离线阶段（Block 5）表现出认知增强的后效，这就与 tDCS 的起效机制有关。阳极 tDCS 通过诱导神经元电位变化从而提高刺激靶点的皮层兴奋性，施加较长时间的连续刺激可能诱导长时程的神经元突触增强^[82]。作为临床干预手段的神经调控技术往往会在一个疗程内多次施加刺激（例如两周内 10 次电刺激干预），这时诱导的神经元突触发生会更加稳定，疗效更加持久，从而达到精神疾病的治疗或控制^[83]。这启示我们实验中应适当增加刺激在线和离线阶段的观测时间，以进一步探索刺激效果出现和保持的时间窗。

综上所述，针对左侧 FEF 的阳极 tDCS 能够改善个体在视觉搜索任务中的表现，改善警觉性下降的现象，并且在刺激结束后具有一定程度的维持效果。需要指出的一点是，当前的结果难以为警觉性下降的理论提供可信的证据，需要扩大样本量进行验证或从 EEG 的结果进行考虑。

4.2 左侧 FEF 在维持警觉性中的作用

研究证明 FEF 是视觉搜索过程中重要大脑区域，它具有检测与任务相关的刺激，抑制无关刺激，促进新呈现刺激的加工的功能^[84, 85]。

有些研究通过对神经元集群的电活动进行记录发现，对于需要准确识别目标刺激和并排除干扰刺激的视觉搜索任务，FEF 相关区域的神经元电位活动最为敏感^[86, 87]。因此，阳极 tDCS 提高了左侧 FEF 皮层的兴奋性，从而提高个体在任务过程中搜索目标刺激的准确性，改善任务绩效。与之相反，Esterman 等人^[59]使用 rTMS 抑制个体 FEF 皮层的兴奋性，结果发现这种抑制会显著降低被试对持续性注意任务中目标刺激的反应速度，提高其错误率。以上研究都表明，在警觉性任务中，个体的 FEF 皮层发挥着重要作用。

脑连接组学的视角下，tDCS 不仅仅改变了刺激靶点的兴奋性，更改变了其所在脑网络整体的神经活动。先前已有一系列研究观察到在警觉性任务期间，背侧注意网络（DAN）表现出明显的激活模式^[51, 52]，并且在需要维持警觉性的运动

探测任务中，FEF 和其他 DAN 脑区之间的功能连接及有效连接更强^[58]。对 FEF 的进行阳极 tDCS 刺激更有可能导致 DAN 整体的神经活动发生变化，导致 DAN 相关脑区的激活或者脑区间功能连接的增强。由于本研究仅使用 EEG 技术，未对脑区激活和功能连接进行深入探索，所以这一假设需要通过多样，尤其是空间尺度的神经成像技术来进一步验证。

4.3 tDCS 改善警觉性下降的认知神经机制

本研究通过行为和脑电两方面的结果阐述阳极 tDCS 改善警觉性下降现象的认知和神经机制。在认知机制层面，阳极 tDCS 对警觉性的改善作用主要是通过降低个体虚报率实现的；另外，我们可以适当推测：虚报率的降低使得个体对目标刺激的感受性提高，而并未影响到反应偏向的改变。我们之前的研究结果就发现个体对目标刺激的感受性在电刺激后得到提高，也符合警觉性下降的资源枯竭理论^[28,56]。资源枯竭理论将警惕性下降归因于一种与维持生理心理活动有关的神经代谢资源的消耗，个体消耗注意资源以保持对当前任务的警觉性，无法及时调动足够的注意资源时则出现“Overload”^[25,29]。仅基于本研究的行为结果，难以作为警觉性下降的资源枯竭理论提供可信度高的证据；而本研究在神经层面发现了较为丰富的结果，因此我们将着重探讨阳极 tDCS 对个体神经振荡的影响。

4.3.1 theta 和 alpha 振荡的作用

对于 theta 频段的神经振荡(4-10Hz)，针对左侧额上回 FEF 区域的阳极 tDCS 在电刺激在线阶段降低了顶枕叶区刺激呈现前开始的瞬时功率（[-100, 100]ms 左右）。一般认为 theta 频段功率的变化反映了个体对当前注意资源容量的实时监控，个体的认知控制功能会监控任务中的注意资源容量并做出反应性参与，通过促进与注意力密切相关的脑网络（如 DAN）之间的协调活动来调动更多的注意资源，表现为 theta 频段功率的提升^[35]。反应性参与一般意味着某种变化是对某个刺激直接响应，它体现了注意资源调控中被动的一面；而本研究的结果发现了刺激呈现前后的瞬时 theta 功率减少，这可能反映了 tDCS 增强了个体对于注意资源的主动控制。基于认知控制的双机制（DMC）框架，Adelhöfer 等^[89]研究者指出，theta 频段神经振荡的活动对主动控制也很重要，尤其是在刺激呈现前（pre-trial）个体需要准备认知系统参与特定的认知控制过程。例如在“线索-目标范式”中，线索的出现提供有关即将到来目标的有效信息，这允许被试在线索

-目标间隔期间激活主动控制过程，区分了在目标开始后才能唤起的反应控制过程^[90]。Cooper 等人^[90]使用线索-目标任务发现了主动控制期间额顶叶网络中的 theta 频段神经振荡的同步性。结合皮层警觉性的 theta 振荡模型和 DMC 框架，顶枕叶区刺激呈现前开始的瞬时 theta 功率减弱可能来源于阳极 tDCS 增强了个体在试次前对认知资源的主动控制，为了在任务中保持更多的警觉性，需要提前对注意资源进行释放，因此表现出瞬时的 theta 振荡减弱。值得说明的是，这一结果并不违背资源枯竭理论，而是对其和警觉性的 theta 振荡模型在“主动控制”方面的补充。

而在电刺激离线阶段，阳极 tDCS 提高了顶枕叶区 theta 频段刺激呈现后的长时功率（[400, 1500]ms 左右）。随着电刺激的停止，通过物理方式达到警觉性维持的作用途径中断，为了补偿阳极 tDCS 的效果，个体需要调用更多的注意资源完成警觉性任务，因此表现出 theta 频段功率的提升。在刺激呈现后（within-trial），反应性的认知控制模式占据了更主要的位置，theta 频段长时功率表现出一种“间隔出现”的显著性增强模式，这体现了 theta 振荡对注意资源实时监控的效果。

本研究结果未发现阳极刺激对 alpha 频段神经振荡的显著影响。alpha 振荡功率的增加一般被认为与警觉性下降的现象（如嗜睡和疲劳）同步出现，而阳极 tDCS 能够减缓 alpha 功率的增加从而改善警觉性下降的现象^[70]；任务无关区域的 alpha 振荡功率降低也与任务相关脑区激活水平的提升有关^[35]，可以将其作为衡量脑区激活水平的一种生理指标。与警觉性有关的 alpha 和 theta 两种神经振荡往往表现出拮抗。在静息态的 EEG 监测中，清醒状态一般伴随着 alpha 功率的增加，与默认模式网络（default mode network, DMN）中脑区激活呈现显著的正相关，这说明 alpha 振荡在低觉醒的清醒条件下活跃^[36,91,92]。而在持续的视觉注意任务中，枕叶 alpha 功率与额叶 theta 功率呈负相关^[35]。也就是说当个体处于持续性注意水平较高任务状态时，其 alpha 频段的振荡会表现出一定的衰减，保持在较高的觉醒水平上。本研究结果没有发现阳极刺激对 alpha 振荡功率的调节作用，由此我们认为阳极 tDCS 并非通过调节个体的觉醒水平达到改善警觉性下降的效果。

4.3.2 sigma 和 gamma 振荡的作用

除了在背景和研究假设中提到的 theta 和 alpha 两种神经振荡,本研究还发现了 sigma 振荡和 gamma 振荡的子频段在阳极刺激组和假刺激组中表现出显著差异,对于这两种神经振荡的讨论可能有助于进一步理解阳极 tDCS 改善警觉性下降现象的神经机制。

电刺激在线阶段的试次内 ([400, 2000]ms 左右), 针对左侧额上回 FEF 区域的阳极 tDCS 提高了顶枕叶区 sigma 频段 (12-16Hz) 的神经振荡功率^[37]。sigma 频段可以看作高频 alpha 和低频 beta 的交界频段, 然而, 关于它的活动和认知表现之间关系的研究暂时不足^[93]。Doucette 等人^[94]的研究证实, 增加的 sigma 功率伴随着个体做出警觉性反应时间的减少。本研究中我们发现阳极 tDCS 增强了在线阶段 sigma 频段的功率, 其对警觉性任务的影响有可能体现在反应时指标上, 然而我们暂时没有关注这一指标。需要指出的一点是, sigma 功率增强与警觉性反应时减少的关系并未得到全部研究的证实, 这种相关关系在一些研究中是不存在甚至相反的^[93,95]。这可能和实验中认知任务的难度、被试代表性等有关^[93], sigma 频段在警觉性下降中的作用还需要进一步探索。

类似地, 在线阶段试次内 ([800, 2000]ms 左右), 针对左侧 FEF 区域的阳极 tDCS 提高了顶枕叶区 21-26Hz 频段的神经振荡功率。这一频段可以被视为 gamma 频段 (大于 20Hz) 内的一个低频子频段^[96]。根据警觉性下降的神经振荡模型, theta 和 alpha 两种神经振荡各司其职, 出现的脑区也有所差异, 而 gamma 频段在其中可能发挥着重要的联结作用。第一, 警觉性的维持需要 alpha 频段抑制任务无关脑区的激活, 更仰赖于任务相关脑区的持续激活, 这一功能可能通过在任务相关的皮质区域产生局部 gamma 振荡来实现^[35]。例如, 针对 FEF 施加 rTMS 可以在视觉空间注意任务中调节枕叶区 gamma 频段的功率^[97]。第二, 枕叶区 gamma 振荡功率显著受到其他频段振荡 (尤其是 < 14Hz 的低频, 如 theta 和 alpha 频段) 的功率或相位调节, 这种跨频率的耦合促进了脑区之间的功能连接性^[35,98]。局部的 gamma 振荡有可能促进了全脑范围内任务相关过程的激活, 同时反映了局部皮层活动对脑区之间的长程功能连接的影响, 以及跨频率耦合在警觉性控制中的重要性^[35]。本研究中发现 gamma 频段的子频段在阳极 tDCS 作用下表现出一定的功率增强, 这可能表明阳极 tDCS 通过调节 gamma 频段中的

这一子频段达到了全脑范围内的任务相关脑区激活和脑区之间信息通讯增强的效果。

4.4 研究局限与展望

本研究仍存在一些不足之处。首先，本研究的样本量有限，这很大程度上影响了数据分析结果。对于行为学指标，我们通过描述统计展现不同条件下的均值差异，进而推测增大样本量后这些差异有更大可能具有统计学上的意义。对于 EEG 指标，我们采用基于聚类的置换检验进行了迭代聚类的操作，这使得本研究在有限样本下得到的时频结果仍具有较高可信度。

其次，基于对前人研究的参考^[28,54]，本研究仅选取左侧 FEF 作为 tDCS 的刺激靶点，而右侧 FEF 在视觉空间注意中也起到重要作用。在未来的研究中应该将右侧 FEF 作为调节因素添加到实验设计中，或同时选择双侧 FEF 作为刺激靶点。基于多靶点的神经调控也是当下研究热点之一。相比于单靶点刺激，同一个脑网络中的多靶点刺激更有可能调控整个脑网络的活动模式，从而使得预期效果出现更大的提升^[99]。这两种设计均可以为揭示 FEF 在警觉性中的具体功能提供更全面的证据。

第三，tDCS 技术的空间分辨率不高。虽然本研究参考了先前研究中海绵电极放置的位置^[28]，但是未来的研究可以通过使用高精度的设备进行更精准的调控，比如高精度的经颅电刺激（HD-tES）可以通过安放 1 个中心电极辅助 4 个返回电极的方式，控制刺激电流的流向和区域；或使用 TMS 越过头皮直接对皮层进行调控，并通过基于 MRI 的神经导航技术辅助定位目标皮层区域的位置，以提高刺激的准确性。

第四，本研究 EEG 选择的通道有限，仅得到了顶枕叶部分通道的观测数据；且由于体积传导效应，tDCS 在头皮施加的电信号极易被 EEG 通道捕捉，使得 EEG 记录极易出现伪迹或信号可信度降低。未来应考虑将 tES 与基于 BOLD 信号的神经成像技术联用（如 fMRI、fNIRS）避免电流对电信号传感器造成的直接干扰。同时也方便研究者从空间尺度做进一步的机制探索。例如，感兴趣区之间或通道间的低频相位同步也是警觉性下降的神经指标之一，更丰富的数据采集模式有助于我们进一步了解警觉性下降和神经调控的起效机制^[35]。

最后，神经振荡可能诱发了某些脑部活动，但也可能是某些脑部活动的副产物，对于神经振荡的讨论和解释应该谨慎看待^[100]。本研究使用 tDCS 给予的是一种恒定电流刺激，并未直接调控神经振荡，因此在 tDCS 和反映出的神经振荡功率变化之间可能存在未观测到的脑活动。而另一种电刺激模式 tACS 可以对刺激靶点施加特定频段的交变电流，起到调控神经振荡的作用，此模式也符合警觉性维持和下降的电生理机制。Clayton 等人^[35]提出的神经振荡模型，明确预测了在额后皮层上进行 theta 波段的 tACS 可以提高刺激时警觉性任务的表现，后续研究也大多证实了这一预测，并且发现在刺激结束后的一段时间内，个体的警觉性任务绩效仍会有所保持^[10]。此外，有研究对 PFC 进行 alpha 波段的电刺激，发现了个体在警觉性任务中表现出感受性的降低^[7]。由此可见，不论施加 theta 波段还是 alpha 波段的外部电刺激，都有证据表明 tACS 改善了个体在警觉性任务中的表现。未来的研究可以采用 tACS 的调控手段，直接对大脑皮层的神经振荡模式进行干预，能为神经振荡和脑活动之间的因果关系提供更明确的证据^[101]。

第 5 章 研究贡献

本研究使用 tDCS 结合 EEG, 发现可以通过阳极 tDCS 提高左侧 FEF 的皮层兴奋性的方式改善个体在视觉搜索任务中的表现, 从因果关系的层面证明了左侧 FEF 在警觉性维持中的关键作用, 并且通过行为指标和脑电指标揭示了这种改善作用的认知和神经机制: 针对左侧 FEF 的阳极 tDCS 可以降低个体的虚报率并一定程度上提升感受性, 这一过程伴随着顶枕叶区 theta 振荡功率的改变。这些指标变化意味着个体对注意资源的实时监控, 在任务前主动控制释放注意资源, 任务中反应控制调用注意资源, 支持了警觉性下降的资源枯竭理论。

首先, 与之前的研究类似^[28], 本研究的结果进一步提示我们使用阳极 tDCS 提高左侧 FEF 的兴奋性是改善个体警觉性水平的有效方法。通过无创神经调控的方式实现认知增强有很强的应用价值。

其次, 本研究将认知控制的双机制模型作为实验结果的一个重要理论解释, 扩展了我们对资源枯竭理论和警觉性的神经振荡模型的理解。警觉性任务中, tDCS 帮助个体提升对注意资源的控制能力并不仅仅局限在任务过程中的反应性调用, 也有可能在任务前进行主动控制。也有很多研究者在非警觉性的认知任务中也观察到 tDCS 表现出同时增强两种控制能力的作用^[102~104], 我们的研究从警觉性这一角度为 tDCS 实现认知增强的起效机制和认知控制的双机制框架提供了证据。

最后, 本研究不仅通过 theta 和 alpha 两种神经振荡指标为警觉性下降的理论提供了证据、为 tDCS 的起效机制提供了解释, 还发现了在预期和假设之外的 sigma 和 gamma 神经振荡的功率变化。传统实验心理学通常针对一两个预设的理论问题进行研究或者验证, 这种方式产生了很多碎片化的发现。而想要解释一种现象应该需要更加完整的框架性理解, 可以通过大规模实验^[105]或者更加探索性的分析方法实现这一点。本研究的探索性发现也启示我们需要进一步对数据进行挖掘, 结合理论驱动和数据驱动两条路线, 对警觉性下降和神经调控起效的机制进行更深入的探索。

第 6 章 结论

本研究将 tDCS 与 EEG 进行联用，探究阳极 tDCS 调控左侧 FEF 改善警觉性任务表现的在线和离线效应及其神经机制，结论如下：

（1）阳极 tDCS 可以提高被试在警觉性任务中的表现，主要体现在虚报率的降低。

（2）来自神经层面的证据为警觉性下降的资源枯竭理论提供了支持，阳极 tDCS 通过调控顶枕叶区 theta 振荡实现注意资源的实时监控。

（3）研究同时发现阳极 tDCS 使得个体的 sigma 振荡和 gamma 振荡功率得到了提升。这启示我们阳极 tDCS 增强个体警觉性有更复杂的神经振荡机制，之后的研究仍需进一步探索。

参考文献

- [1] 王世锦, 隋 东. 空中交通管制员人因可靠性定量分析研究 [J]. 人类工效学, 2009, 15(04): 46~50.
- [2] 林泽炎, 徐联仓. 人为失误及其预防策略 [J]. 人类工效学, 1995, (01): 57~60.
- [3] 游旭群, 杨 畅, 罗扬眉. 基于非侵入性脑刺激的认知增强: 方法、伦理和应用 [J]. 心理科学, 2019, 42(04): 813~9.
- [4] 郭娅美, 李启杰, 姜 劲, 等. 基于认知训练和经颅直流电刺激组合的认知增强技术综述 [J]. 生物医学工程学杂志, 2020, 37(05): 903~9.
- [5] 吴成凯, 宋丹丹, 郑 燕, 等. 经颅直流电刺激技术在增强健康个体认知功能中的应用及其影响因素 [J]. 心理科学, 2019, 42(04): 963~70.
- [6] Yang L Z, Zhang W, Wang W, et al. Neural and psychological predictors of cognitive enhancement and impairment from neurostimulation [J]. Advanced Science, 2020, 7(4): 1902863.
- [7] Van Schouwenburg M R, Sligte I G, Giffin M R, et al. Effects of midfrontal brain stimulation on sustained attention [J]. Journal of Cognitive Enhancement, 2021, 5(1): 62~72.
- [8] Mishler S, Chen J. Boring but demanding: Using secondary tasks to counter the driver vigilance decrement for partially automated driving[J]. Human Factors, 2024, 66(6): 1798~1811.
- [9] Fan S, Blanco-Davis E, Zhang J, et al. The role of the prefrontal cortex and functional connectivity during maritime operations: an fNIRS study[J]. Brain and Behavior, 2021, 11(1): e01910.
- [10] Guidetti O A, Speelman C P, Bouhass D. Mapping between cognitive theories and psycho-physiological models of attention system performance [J]. Cerebral Cortex, 2023, 33(18): 10122~38.
- [11] Mccarlsy J S, Yamani Y. Psychometric curves reveal three mechanisms of vigilance decrement [J]. Psychological Science, 2021, 32(10): 1675~83.
- [12] Thomson D R, Besner D, Smilek D. A resource-control account of sustained attention: Evidence from mind-wandering and vigilance paradigms [J]. Perspectives on Psychological Science, 2015, 10(1): 82~96.

- [13] Head J, Helton W S. Natural scene stimuli and lapses of sustained attention [J]. *Consciousness and Cognition*, 2012, 21(4): 1617~25.
- [14] Robertson I H, Manly T, Andrade J, et al. Oops!: performance correlates of everyday attentional failures in traumatic brain injured and normal subjects [J]. *Neuropsychologia*, 1997, 35(6): 747~58.
- [15] Smallwood J. Distinguishing how from why the mind wanders: A process-occurrence framework for self-generated mental activity [J]. *Psychological Bulletin*, 2013, 139(3): 519.
- [16] Loeb M, Alluisi E A. An update of findings regarding vigilance and a reconsideration of underlying mechanisms [M]. *Vigilance: Theory, operational performance, and physiological correlates*. Springer. 1977: 719~49.
- [17] Cooper R K, Lawson S C, Tonkin S S, et al. Caffeine enhances sustained attention among adolescents [J]. *Experimental and Clinical Psychopharmacology*, 2021, 29(1): 82~9.
- [18] Sanchis C, Blasco E, Luna F G, et al. Effects of caffeine intake and exercise intensity on executive and arousal vigilance[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10(1): 8393.
- [19] Pomeroy D E, Tooley K L, Probert B, et al. A systematic review of the effect of dietary supplements on cognitive performance in healthy young adults and military personnel[J]. *Nutrients*, 2020, 12(2): 545.
- [20] Shallice T. A theory of consciousness [J]. *Science (New York, NY)*, 1979, 204(4395): 827.
- [21] Thomson D R, Besner D, Smilek D. A critical examination of the evidence for sensitivity loss in modern vigilance tasks [J]. *Psychological Review*, 2016, 123(1): 70.
- [22] Luna F G, Marino J, Roca J, et al. Executive and arousal vigilance decrement in the context of the attentional networks: The ANTI-Vea task [J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2018, 306: 77~87.
- [23] Wickens C D, Gutzwiller R S, Santamaria A. Discrete task switching in overload: A meta-analyses and a model [J]. *International Journal of Human-Computer Studies*, 2015, 79: 79~84.
- [24] Parasuraman R, Warm J S, Dember W N. Vigilance: Taxonomy and utility [J]. *Ergonomics and Human Factors: Recent Research*, 1987: 11~32.

- [25] Neigel A R, Claypoole V L, Smith S L, et al. Engaging the human operator: A review of the theoretical support for the vigilance decrement and a discussion of practical applications [J]. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 2020, 21(2): 239~58.
- [26] Nuechterlein K H, Parasuraman R, Jiang Q. Visual sustained attention: Image degradation produces rapid sensitivity decrement over time [J]. *Science*, 1983, 220(4594): 327~9.
- [27] Warm J S, Parasuraman R, Matthews G. Vigilance requires hard mental work and is stressful [J]. *Human Factors*, 2008, 50(3): 433~41.
- [28] Gan T, Huang Y, Hao X, et al. Anodal tDCS Over the Left Frontal Eye Field Improves Sustained Visual Search Performance [J]. *Perception*, 2022, 51(4): 263~75.
- [29] Neigel A R, Clayoole V L, Szalma J L. Effects of state motivation in overload and underload vigilance task scenarios [J]. *Acta Psychologica*, 2019, 197: 106~14.
- [30] Masamoto K, Hirase H, Yamada K, et al. Neurovascular coupling—What next? [J]. *Progress in Brain Research*, 2016, 225: 269~72.
- [31] Fan J, Mccandliss B D, Fossella J, et al. The activation of attentional networks [J]. *Neuroimage*, 2005, 26(2): 471~9.
- [32] Hitchcock E M, Warm J S, Matthews G, et al. Automation cueing modulates cerebral blood flow and vigilance in a simulated air traffic control task [J]. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 2003, 4(1~2): 89~112.
- [33] Shaw T, Finomore V, Warm J, et al. Effects of regular or irregular event schedules on cerebral hemovelocity during a sustained attention task [J]. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 2012, 34(1): 57~66.
- [34] Lim J, Wu W C, Wang J, et al. Imaging brain fatigue from sustained mental workload: an ASL perfusion study of the time-on-task effect [J]. *Neuroimage*, 2010, 49(4): 3426~35.
- [35] Clayson M S, Yeung N, Kadosh R C. The roles of cortical oscillations in sustained attention [J]. *Trends in Cognitive Sciences*, 2015, 19(4): 188~95.
- [36] Olbrich S, Mulert C, Karch S, et al. EEG-vigilance and BOLD effect during simultaneous EEG/fMRI measurement [J]. *Neuroimage*, 2009, 45(2): 319~32.
- [37] Gibbings A, Ray L B, Berberian N, et al. EEG and behavioural correlates of mild sleep deprivation and vigilance[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2021, 132(1): 45-55.

- [38] Schneider D, Herbst S K, Klatt L-I, et al. Target enhancement or distractor suppression? Functionally distinct alpha oscillations form the basis of attention [J]. *European Journal of Neuroscience*, 2022, 55(11~12): 3256~65.
- [39] Groppe D M, Bickel S, Keller C J, et al. Dominant frequencies of resting human brain activity as measured by the electrocorticogram [J]. *Neuroimage*, 2013, 79: 223~33.
- [40] Greer J M H, Riby D M, McMullon M E G, et al. An EEG investigation of alpha and beta activity during resting states in adults with Williams syndrome [J]. *BMC Psychology*, 2021, 9(1): 72.
- [41] Haegens S, Händel B F, Jensen O. Top-down controlled alpha band activity in somatosensory areas determines behavioral performance in a discrimination task[J]. *Journal of Neuroscience*, 2011, 31(14): 5197~5204.
- [42] Peng C, Peng W, Feng W, et al. EEG correlates of sustained attention variability during discrete multi-finger force control tasks[J]. *IEEE Transactions on Haptics*, 2021, 14(3): 526~537.
- [43] Chen Y, Lu X, Hu L. Transcutaneous auricular Vagus nerve stimulation facilitates cortical arousal and alertness[J]. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2023, 20(2): 1402.
- [44] Goyal A, Miller J, Qasim S E, et al. Functionally distinct high and low theta oscillations in the human hippocampus[J]. *Nature Communications*, 2020, 11(1): 2469.
- [45] Wascher E, Rasch B, Saenger J, et al. Frontal theta activity reflects distinct aspects of mental fatigue [J]. *Biological Psychology*, 2014, 96: 57~65.
- [46] Wei J, Zhang Z, Yao Z, et al. Modulation of Sustained Attention by Theta-tACS over the Lateral and Medial Frontal Cortices[J]. *Neural Plasticity*, 2021, 2021.
- [47] Langner R, Eickhoff S B. Sustaining attention to simple tasks: a meta-analytic review of the neural mechanisms of vigilant attention [J]. *Psychological Bulletin*, 2013, 139(4): 870.
- [48] Morandini H A, Silk T J, Griffiths K, et al. Meta-analysis of the neural correlates of vigilant attention in children and adolescents [J]. *Cortex*, 2020, 132: 374~85.
- [49] Heltons W S, Warm J S, Tripp L D, et al. Cerebral lateralization of vigilance: a function of task difficulty [J]. *Neuropsychologia*, 2010, 48(6): 1683~8.

- [50] Kelley T A, Serences J T, Giesbrecht B, et al. Cortical mechanisms for shifting and holding visuospatial attention [J]. *Cerebral Cortex*, 2008, 18(1): 114~25.
- [51] Sarter M, Givens B, Bruno J P. The cognitive neuroscience of sustained attention: where top-down meets bottom-up [J]. *Brain Research Reviews*, 2001, 35(2): 146~60.
- [52] Dixon M L, Andrews-Hanna J R, Spreng R N, et al. Interactions between the default network and dorsal attention network vary across default subsystems, time, and cognitive states [J]. *Neuroimage*, 2017, 147: 632~49.
- [53] Fiene M, Rufener K S, Kuehne M, et al. Electrophysiological and behavioral effects of frontal transcranial direct current stimulation on cognitive fatigue in multiple sclerosis [J]. *Journal of Neurology*, 2018, 265: 607~17.
- [54] Nelson J M, McKinley R A, McIntire L K, et al. Augmenting visual search performance with transcranial direct current stimulation (tDCS)[J]. *Military Psychology*, 2015, 27(6): 335~347.
- [55] Nelson J T, McKinley R A, Golob E J, et al. Enhancing vigilance in operators with prefrontal cortex transcranial direct current stimulation (tDCS)[J]. *Neuroimage*, 2014, 85: 909~917.
- [56] 黄艳艳. tDCS 刺激左侧前额眼动区改善视觉持续性注意 [D]; 浙江理工大学, 2023.
- [57] Rostami R, Kazemi R, Mozaffarnejad F, et al. 6 Hz transcranial alternating current stimulation of mPFC improves sustained attention and modulates alpha phase synchronization and power in dorsal attention network[J]. *Cognitive Neuroscience*, 2021, 12(1): 1~13.
- [58] Szczepanski S M, Pinsk M A, Douglas M M, et al. Functional and structural architecture of the human dorsal frontoparietal attention network [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2013, 110(39): 15806~11.
- [59] Esterman M, Liu G, Okabe H, et al. Frontal eye field involvement in sustaining visual attention: evidence from transcranial magnetic stimulation[J]. *Neuroimage*, 2015, 111: 542~548.
- [60] Gaggioni G, Ly J Q M, Chellappa S L, et al. Human fronto-parietal response scattering subserves vigilance at night[J]. *Neuroimage*, 2018, 175: 354~364.
- [61] Tavakoli A V, Yun K. Transcranial alternating current stimulation (tACS) mechanisms and protocols [J]. *Frontiers in Cellular Neuroscience*, 2017, 11: 214.

- [62] Mancini M, Brignani D, Conforto S, et al. Assessing cortical synchronization during transcranial direct current stimulation: A graph-theoretical analysis [J]. *Neuroimage*, 2016, 140: 57~65.
- [63] Yang S, Enkhzaya G, Zhu B H, et al. High-Definition Transcranial Direct Current Stimulation in the Right Ventrolateral Prefrontal Cortex Lengthens Sustained Attention in Virtual Reality[J]. *Bioengineering*, 2023, 10(6): 721.
- [64] Gaynor A M, Pergolizzi D, Alici Y, et al. Impact of transcranial direct current stimulation on sustained attention in breast cancer survivors: Evidence for feasibility, and initial efficacy [J]. *Brain Stimulation*, 2020, 13(4): 1108~16.
- [65] Dai J, Wang H, Yang L, et al. The neuroelectrophysiological and behavioral effects of transcranial direct current stimulation on executive vigilance under a continuous monotonous condition[J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2022, 16: 910457.
- [66] Martínez-Pérez V, Andreu A, Sandoval-Lentisco A, et al. Vigilance decrement and mind-wandering in sustained attention tasks: Two sides of the same coin?[J]. *Frontiers in neuroscience*, 2023, 17: 1122406.
- [67] Coulborn S, Bowman H, Miall R C, et al. Effect of tDCS over the right inferior parietal lobule on mind-wandering propensity[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2020, 14: 230.
- [68] Coulborn S, Fernández-Espejo D. Prefrontal tDCS is unable to modulate mind wandering propensity or underlying functional or effective brain connectivity[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 18021.
- [69] London R E, Slagter H A. No effect of transcranial direct current stimulation over left dorsolateral prefrontal cortex on temporal attention [J]. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 2021, 33(4): 756~68.
- [70] Luna F G, Roman-Caballero R, Baettfeld P, et al. A High-Definition tDCS and EEG study on attention and vigilance: Brain stimulation mitigates the executive but not the arousal vigilance decrement [J]. *Neuropsychologia*, 2020, 142: 11.
- [71] Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, et al. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences [J]. *Behavior Research Methods*, 2007, 39(2): 175~91.

- [72] Nitsche M A, Paulus W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans [J]. *Neurology*, 2001, 57(10): 1899~901.
- [73] Love J, Selker R, Marsman M, et al. JASP: Graphical statistical software for common statistical designs[J]. *Journal of Statistical Software*, 2019, 88: 1~17.
- [74] Wilkinson L. ggplot2: elegant graphics for data analysis by WICKHAM, H[J]. 2011.
- [75] Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2004, 134(1): 9~21.
- [76] Lu Z, Li W, Nie L, et al. An Easy-to-Follow Handbook for EEG Data Analysis based on Python[EB/OL]. *PsyArXiv*(2024-03-01). doi:10.31234/osf.io/dcmke.
- [77] Gramfort A, Luessi M, Larson E, et al. MEG and EEG data analysis with MNE-Python[J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2013, 7: 70133.
- [78] Lu Z, Ku Y. Neurora: A python toolbox of representational analysis from multi-modal neural data[J]. *Frontiers in Neuroinformatics*, 2020, 14: 563669.
- [79] Ouyang T, Lu H T. Vigilance analysis based on continuous wavelet transform of eeg signals[C]//2010 International Conference on Biomedical Engineering and Computer Science. IEEE, 2010: 1~4.
- [80] Sassenhagen J, Draschkow D. Cluster-based permutation tests of MEG/EEG data do not establish significance of effect latency or location[J]. *Psychophysiology*, 2019, 56(6): e13335.
- [81] Sial A H, Rashdi S Y S, Khan A H. Comparative analysis of data visualization libraries Matplotlib and Seaborn in Python[J]. *International Journal*, 2021, 10(1): 45.
- [82] Fritsch B, Reis J, Martinowich K, et al. Direct current stimulation promotes BDNF-dependent synaptic plasticity: potential implications for motor learning[J]. *Neuron*, 2010, 66(2): 198~204.
- [83] Walther S, Alexaki D, Weiss F, et al. Psychomotor Slowing in Psychosis and Inhibitory Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation: A Randomized Clinical Trial[J]. *JAMA psychiatry*, 2024, online: doi:10.1001/jamapsychiatry.2024.0026.
- [84] Dugué L, Beck A A, Marque P, et al. Contribution of FEF to attentional periodicity during visual search: A TMS study[J]. *Eneuro*, 2019, 6(3).

- [85] Mirpour K, Bolandnazar Z, Bisley J W. Neurons in FEF keep track of items that have been previously fixated in free viewing visual search[J]. *Journal of Neuroscience*, 2019, 39(11): 2114~2124.
- [86] Buschman T J, Miller E K. Serial, covert shifts of attention during visual search are reflected by the frontal eye fields and correlated with population oscillations[J]. *Neuron*, 2009, 63(3): 386~396.
- [87] Buschman T J, Miller E K. Top-down versus bottom-up control of attention in the prefrontal and posterior parietal cortices[J]. *Science*, 2007, 315(5820): 1860~1862.
- [88] Braver T S. The variable nature of cognitive control: a dual mechanisms framework[J]. *Trends in Cognitive Sciences*, 2012, 16(2): 106~113.
- [89] Adelhöfer N, Bluschke A, Roessner V, et al. The dynamics of theta-related pro-active control and response inhibition processes in AD (H) D[J]. *NeuroImage: Clinical*, 2021, 30: 102609.
- [90] Cooper P S, Wong A S W, Fulham W R, et al. Theta frontoparietal connectivity associated with proactive and reactive cognitive control processes[J]. *Neuroimage*, 2015, 108: 354~363.
- [91] Mo J, Liu Y, Huang H, et al. Coupling between visual alpha oscillations and default mode activity[J]. *Neuroimage*, 2013, 68: 112~118.
- [92] Bowman A D, Griffis J C, Visscher K M, et al. Relationship between alpha rhythm and the default mode network: an EEG-fMRI study[J]. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 2017, 34(6): 527~533.
- [93] Bestmann A, Conzelmann A, Baving L, et al. Associations between cognitive performance and sigma power during sleep in children with attention-deficit/hyperactivity disorder, healthy children, and healthy adults[J]. *PloS one*, 2019, 14(10): e0224166.
- [94] Doucette M R, Kurth S, Chevalier N, et al. Topography of slow sigma power during sleep is associated with processing speed in preschool children[J]. *Brain Sciences*, 2015, 5(4): 494~508.
- [95] Geiger A, Huber R, Kurth S, et al. The sleep EEG as a marker of intellectual ability in school age children[J]. *Sleep*, 2011, 34(2): 181~189.
- [96] Pantev C. Evoked and induced gamma-band activity of the human cortex[J]. *Brain Topography*, 1995, 7(4): 321~330.

- [97] Marshall T R, O'Shea J, Jensen O, et al. Frontal eye fields control attentional modulation of alpha and gamma oscillations in contralateral occipitoparietal cortex[J]. *Journal of Neuroscience*, 2015, 35(4): 1638~1647.
- [98] Canolty R T, Ganguly K, Kennerley S W, et al. Oscillatory phase coupling coordinates anatomically dispersed functional cell assemblies[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2010, 107(40): 17356~17361.
- [99] Sorkhabi M M, Denison T. A neurostimulator system for real, sham, and multi-target transcranial magnetic stimulation[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2022, 19(2): 026035.
- [100] Singer W. Neuronal oscillations: unavoidable and useful?[J]. *European Journal of Neuroscience*, 2018, 48(7): 2389~2398.
- [101] 魏晋文. 经颅交流电刺激对警觉注意力的调控作用研究 [D]; 天津大学, 2018.
- [102] Cai Y, Li S, Liu J, et al. The role of the frontal and parietal cortex in proactive and reactive inhibitory control: a transcranial direct current stimulation study[J]. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 2016, 28(1): 177~186.
- [103] Cunillera T, Fuentemilla L, Brignani D, et al. A simultaneous modulation of reactive and proactive inhibition processes by anodal tDCS on the right inferior frontal cortex[J]. *PloS one*, 2014, 9(11): e113537.
- [104] Vanderhasselt M A, Sanchez-Lopez A, Pulopulos M, et al. Prefrontal transcranial direct current stimulation over the right prefrontal cortex reduces proactive and reactive control performance towards emotional material in healthy individuals[J]. *International Journal of Clinical and Health Psychology*, 2023, 23(4): 100384.
- [105] Huang L. A quasi-comprehensive exploration of the mechanisms of spatial working memory[J]. *Nature Human Behaviour*, 2023, 7(5): 729~739.

致 谢

论文付梓之际，思绪如潮。

大学四年时光匆匆，也庆幸在这段旅程中看见了许多风景，再三思索还是把学术作为我之后一段时间的道路。这四年中我遇到的老师们，不仅授我以渔，更激发了我对未知世界无尽的好奇与渴望。他们的耐心指导犹如灯塔，一点一点让我看见未来的道路。

吾生有涯，而知也无涯。对我而言，毕业更像是一个起点，我将携着大学四年里沉甸甸的收获与感恩，继续在知识的瀚海中探索与飘游。

聊表寸心，谢意千言，难以尽述。

简洁报告-大学生版

基础信息

论文标题：毕业论文

作者姓名：郝鑫

所属单位：浙江理工大学

报告编号：0e0ce343275d3112

检测时间：2024-05-27 14:51:15

检测字符数：44883

检测结果

全文总相似比：**5.17%** (全文总相似比= 复写率 + 他引率 + 自引率 + 专业术语)

复写率：3.48%

他引率：1.69%

自引率：0.0%

专业术语：0.0%

自写率：94.83%

相似片段

总相似片段数：43

期刊：11

博硕：19

综合：0

外文：0

自建库：0

互联网：13

检测范围

中文科技期刊论文全文数据库

中文主要报纸全文数据库

中国专利特色数据库

博士/硕士学位论文全文数据库

中国主要会议论文特色数据库

港澳台文献资源

外文特色文献数据全库

维普优先出版论文全文数据库

互联网数据资源/互联网文档资源

高校自建资源库

图书资源

古籍文献资源

个人自建资源库

年鉴资源

IPUB原创作品

时间范围：1989-01-01至 2024-05-27

指标说明：

复写率：相似或疑似重复内容占全文的比重

他引率：引用他人的部分占全文的比重，请正确标注引用

自引率：引用自己已发表部分占全文的比重，请正确标注引用

专业术语：公式定理、法律条文、行业用语等占全文的比重

关注公众号

唯一指定官网
vpcs.cqvip.com

