

·循证医学·

# 阳极经颅直流电刺激对不同运动模式下延缓疲劳发生效果的meta分析\*

黄玺章<sup>1</sup> 高炳宏<sup>1,3</sup> 王 钢<sup>2</sup>

一项被称为“神经启动剂”和“大脑兴奋剂”的科技手段——经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)逐渐被国内外体育科研领域所关注<sup>[1-6]</sup>。tDCS通常包括目标电极(阳极)与参考电极(阴极),通过向大脑传递恒定、微弱的电流,刺激神经元静息膜电位变化,达到兴奋大脑皮层的作用<sup>[7]</sup>,是一种调节皮质神经元活动的非侵入式脑神经调控技术<sup>[8]</sup>。国内先前的一些综述表明<sup>[1-4]</sup>,tDCS在促进运动技能学习、增强肌肉爆发力、提升肌肉耐力水平、骨骼肌阵痛缓解等方面均有积极效果。

运动疲劳广泛发生在运动实践中,直观体现在机体不能继续完成运动负荷、主观的力竭感知明显等<sup>[8-9]</sup>。力竭运动是评价耐力水平和肌肉抗疲劳能力的常用测试。在运动负荷达到或超过个体极限时,继续运动直至任务失败,采集起始运动到结束的持续时间,即运动至力竭时间(time to exhaustion test, TTE)是用来评估肌肉的抗疲劳水平的重要参数<sup>[10]</sup>。同时主观疲劳感知(rating of perceived exertion, RPE)为经典的主观维度疲劳评价参数<sup>[11]</sup>。

基于现阶段在运动表现中的tDCS应用尚无更深层次的机制探讨,本研究拟对健康人群中tDCS的干预实验进行meta分析,选取TTE和RPE两个结局指标探究tDCS在不同运动模式下对延缓疲劳发生是否有改善效果,并试图探讨不同刺激位置、刺激时长、电流强度是否会对延缓疲劳产生积极影响,为该方法在运动实践中的应用提供循证依据。

## 1 研究方法

本研究的方法选择及使用按照PRISMA声明<sup>[12]</sup>进行,且已在INPLASY平台注册,注册号INPLASY202190104,DOI: 10.37766/inplasy2021.9.0104。

### 1.1 文献检索策略

在Web of Science、PubMed、Cochrane library、CNKI、万方等数据库进行检索,检索截止日期为2021年9月。中文关键词:经颅直流电刺激、阳极经颅直流电刺激、运动、训练、疲劳。英文关键词:transcranial direct current stimulation\*、

tDCS\*、anodal stimulation tDCS\*、exercise\*、fatigue\*、training\*等。以PubMed为例,采取主题词(Medical Subject Headings, MeSH)检索,具体检索式为:

#1 ("Transcranial Direct Current Stimulation"[Mesh]) OR (tDCS\*[Title/Abstract]) OR Anodal Stimulation Transcranial Direct Current Stimulation\*[Title/Abstract]) OR (Anodal Stimulation tDCS\*[Title/Abstract])

#2 ("Exercise"[Mesh]) OR (Fatigue\*[Title/Abstract]) OR (Training\*[Title/Abstract])

#3 #1 AND #2

### 1.2 纳入与排除标准

纳入标准:①研究对象为健康青壮年人,无肌肉和关节损伤史,无精神类疾病,年龄16—40周岁;②干预措施为阳极tDCS刺激;③对照方法为假刺激;④结局指标至少包括TTE、RPE中的一种;⑤实验设计为随机与非随机对照实验,采取交叉组或者平行组设计,比较两种阳极刺激与假刺激带来的差异性。排除标准:①学位论文、会议摘要、书籍章节等;②研究对象为中老年人;③研究结果数据不完整;④重复性发表;⑤文献非中英文。

### 1.3 数据提取

2名研究人员分别独立提取文献中的相关数据,主要包括作者、发表年限、受试者特征、tDCS干预方案、运动实验设计、结局指标情况等。对于结局指标展示不明确的文献,采用Web Plot Digitizer挖掘。

### 1.4 文献质量评价

应用Cochrane风险评估工具对纳入的文献进行质量评价<sup>[13]</sup>。质量评分分为3个等级,即高风险(high risk of bias)、低风险(low risk of bias)、不清楚(unclear risk of bias)。评估过程由2名研究人员独立完成,由第3位研究者复核结果,对于歧义结果通过小组内研讨最终确定。

### 1.5 统计学分析

应用Review Manager 5.3制作Cochrane偏倚风险评估示意图和meta分析森林图,发表偏倚分析采用Stata 16.0软

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.07.017

\*基金项目:国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项(2019YFF0301603);上海市人类运动能力开发与保障重点实验室(11DZ2261100)

1 上海体育学院,上海市,200438; 2 黑龙江省体育科学研究所; 3 通讯作者

第一作者简介:黄玺章,男,博士研究生,副研究员; 收稿日期:2021-09-28

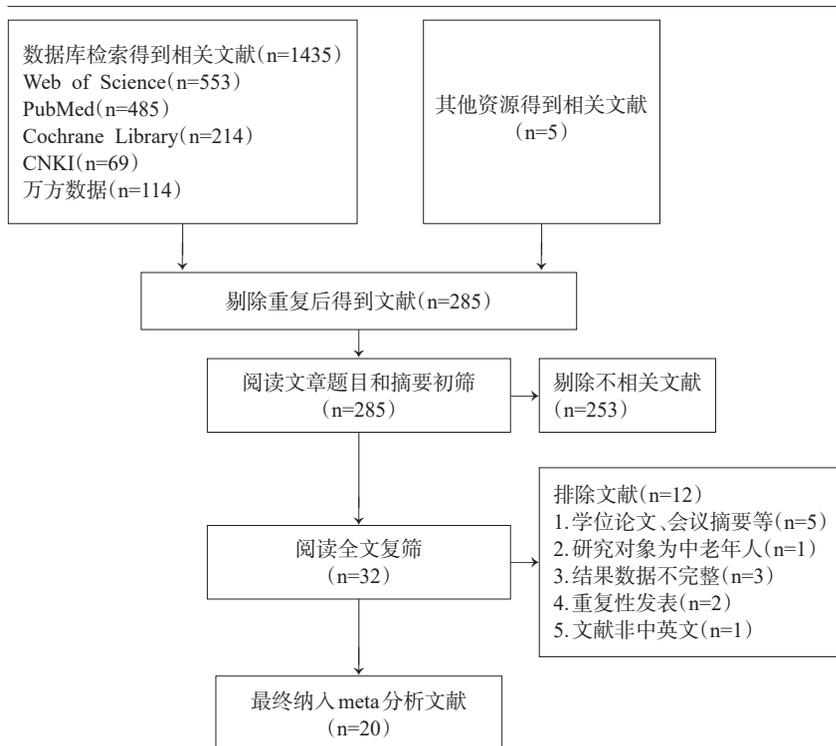
件。根据Cohen指南标准<sup>[14]</sup>,效应量标准临界值0.2、0.5、0.8分别对应小、中、大效应。采用阳极tDCS与假刺激干预后的实验组与对照组的终点值以均值±标准差作为主要效应参数。异质性检验应用Q检验( $P=0.1$ ),采用随机效应模型<sup>[15]</sup>。对于纳入文献的发表偏倚检验,应用Egger's检验法。每项实验组间对照的显著性差异用 $P < 0.05$ 表示。

## 2 研究结果

### 2.1 文献检索结果

共计筛选出1440篇相关文献,去重后得到285篇,初筛排出不相关文献253篇,得到32篇,全文复筛剔除12篇,剩余20篇文献纳入最终meta分析,见图1。

图1 检索策略流程图



### 2.2 文献基本特征及方法学质量和偏倚风险评估

最终纳入文献20篇(表1),纳入的样本量455例(男327例,女128例)。包括涵盖24项研究,14项研究的运动方案为单关节抗阻运动,10项研究为全身运动。方法学质量评价和偏倚风险评估显示(图2—3),1篇文献为非随机对照实验<sup>[16]</sup>,1篇文献未设计分配隐藏<sup>[16]</sup>,5篇文献结局指标的测量可能受盲法缺失的影响<sup>[10,17—20]</sup>,9篇文献在5种偏倚类型中无充足的信息判定。

### 2.3 meta分析结果

**2.3.1 RPE效应量的meta分析:**15项研究评估了阳极刺激对RPE的作用效果。异质性检验 $I^2=0.0\%$ , $P=0.52$ 。meta分析显示,

阳极tDCS对RPE有显著改善(WMD= - 0.37,95%CI: - 0.66— - 0.09, $P=0.009$ ),组间对比有显著性差异,见图5。

对单关节抗阻运动模式下的异质性检验 $I^2=0.0\%$ , $P=0.76$ 。meta分析显示,阳极tDCS对RPE无明显改善(WMD= - 0.11,95%CI: - 0.60—0.39, $P=0.68$ ),组间对比无显著性差异。设定刺激脑区、刺激时长、电流强度3个亚组,各亚组研究间均具有同质性,且均无显著性差异( $P>0.05$ ),见表2。

对全身运动模式下的异质性检验 $I^2=10.0\%$ , $P=0.35$ 。meta分析显示,阳极tDCS对RPE改善效果显著(WMD= - 0.48,95%CI: - 0.85— - 0.11, $P=0.01$ ),组间对比有显著性差异。设定刺激脑区、刺激时长、电流强度3个亚组,亚组分析结果显示,M1刺激脑区(WMD=-0.58,95%CI: - 1.15— - 0.01, $P=$

0.04)和 $\geq 2$ mA的电流强度(WMD=-0.58,95%CI: - 1.09— - 0.07, $P=0.03$ )下,tDCS对RPE有显著改善,且组间对比有显著性差异,见表2。

**2.3.2 TTE效应量的meta分析:**纳入的文献中有22项研究评估了阳极刺激对TTE的作用效果。异质性检验显示 $I^2=0.0\%$ , $P=0.85$ 。meta分析显示,阳极tDCS对TTE有轻度改善(SMD=0.18,95%CI: 0.02—0.33, $P=0.03$ ),组间对比具有显著性差异,见图6。

对单关节抗阻运动模式下异质性检验 $I^2=0.0\%$ , $P=0.89$ 。meta分析显示,阳极tDCS对TTE无明显改善(SMD=0.08,95%CI: - 0.10—0.27, $P=0.37$ ),组间对比无显著性差异。设定刺激脑区、刺激时长、电流强度3个亚组,各亚组研究间均具有同质性,且均无显著性差异( $P>0.05$ ),见表2。

对全身运动模式下(8项研究)的异质性检验 $I^2=0.0\%$ , $P=0.80$ 。meta分析显示,阳极tDCS对TTE改善效果显著(SMD=0.43,95%CI:0.12—0.73, $P=0.007$ ),组间对比有显著

图2 所有纳入文献质量的偏倚来源分布图

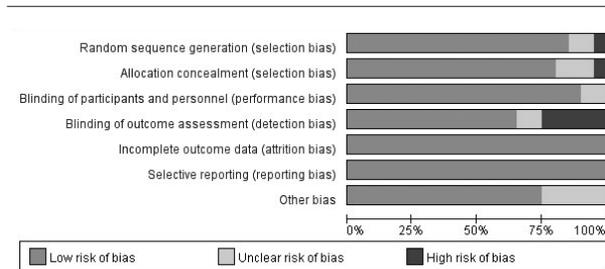


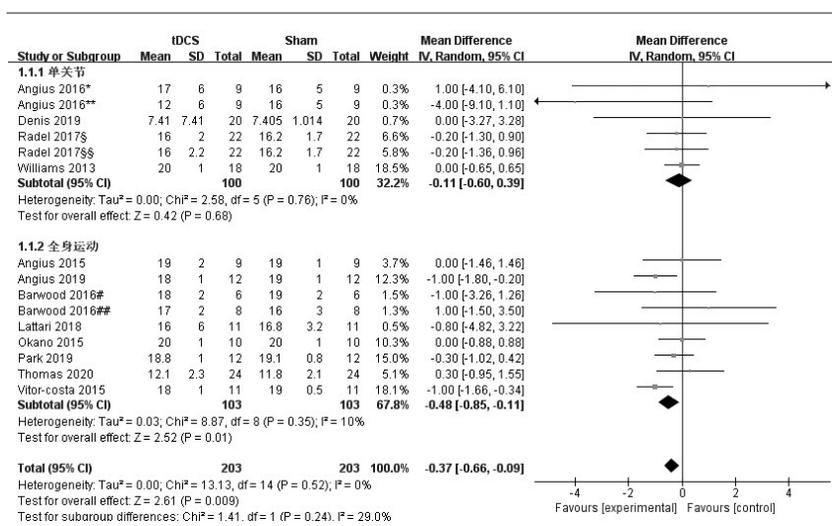
表1 纳入文献的基本特征

作者 (发表年份)	研究对象			干预措施					运动方案设计		结局 指标
	年龄 ( $\bar{x}\pm s$ )	实验组 N (男/女)	对照组 N (男/女)	阳极 电极 位置	阴极 电极 位置	电极尺寸 阳极/阴极 ( $\text{cm}^2$ )	刺激 时长 (min)	电流 强度 (mA)	运动 形式	负荷 安排	
Cogiamanian 等 <sup>[18]</sup> (2007)	24.3	9(4/5)	15(6/9)	右M1	右肩	35/35	10	1.5	单关节	左肘屈肌35% MIVC	TTE*
Kan 等 <sup>[20]</sup> (2013)	27.7±8.4	15(15/0)	15(15/0)	右M1	右肩	24/24	10	2	单关节	左肘屈肌30% MIVC	TTE
Muthalib 等 <sup>[21]</sup> (2013)	27.7±8.4	15(15/0)	15(15/0)	右M1	右肩	24/24	10	2	单关节	左肘屈肌30% MIVC	TTE
Williams 等 <sup>[22]</sup> (2013)	25.0±6.0	18(9/9)	18(9/9)	右M1	左前额	35/35	20	1.5	单关节	左肘屈肌20% MIVC	TTE;RPE
Angius 等 <sup>[23]</sup> (2015)	23.0±4.0	9(9/0)	9(9/0)	左M1	右 DLPFC	12/12	10	2	全身 运动	70%PPO (功率自行车) 15W起始,	TTE;RPE
Okano 等 <sup>[24]</sup> (2015)	33.0±9.0	10(10/0)	10(10/0)	DLPFC (T3)	Fp2	35/35	20	2	全身 运动	25W/min递增 负荷至力竭(功 率自行车)	TTE;RPE
Vitor-costa 等 <sup>[10]</sup> (2015)	26.0±4.0	11(11/0)	11(11/0)	M1(Cz)	枕骨粗隆	36/35	13	2	全身 运动	80%PPO(功率 自行车)	TTE*; RPE
Abdelmoula 等 <sup>[16]</sup> (2016)	25.0±1.8	11(8/3)	11(8/3)	左M1	右肩	35/35	10	1.5	单关节	右肘屈肌35% MIVC	TTE*; RPE*
Angius 等 <sup>[17]</sup> (2016)	23.0±2.0	9(9/0)	9(9/0)	左M1	P1:右前 额 P2:左肩	12/12	10	2	单关节	右膝伸肌20% MIVC	P1:TTE* RPE;P2: TTE* RPE*
Barwood 等 <sup>[25]</sup> (2016)#	21.0±2.0	6(6/0)	6(6/0)	DLPFC (T3)	Fp2	35/35	20	1.5	全身 运动	20km计时(功 率自行车)	RPE
Barwood 等 <sup>[25]</sup> (2016)##	21.0±1.0	8(8/0)	8(8/0)	DLPFC (T3)	Fp2	35/35	10	2	全身 运动	55%PPO+75% PPO(功率自行 车)	TTE;RPE
Angius 等 <sup>[26]</sup> (2017)	24.0±5.0	12(8/4)	12(8/4)	M1	双肩	35/35	10	2	全身 运动	70%PPO(功率 自行车)	TTE*; RPE*
Flood 等 <sup>[19]</sup> (2017)	24.4±3.9	12(12/0)	12(12/0)	M1(非优 势肢体对 应区)	阳极周围 5cm处放 置4块	4/1.21 $\pi$	10	2	单关节	非优势腿膝伸 肌30%MIVC	TTE
Radel 等 <sup>[27]</sup> (2017)	21.4±0.4	22(13/9)	22(13/9)	P1:右M1 P2:右 DLPFC	阳极周围 4cm处放 置4块	4/1.21 $\pi$	10	2	单关节	左肘屈肌35% MIVC	P1: TTE RPE;P2: TTE RPE
Lattari 等 <sup>[28]</sup> (2018)	24.0±2.4	11(0/11)	11(0/11)	左 DLPFC	Fp2	35/35	20	2	全身 运动	100%PPO(功率 自行车)	TTE*; RPE
Angius 等 <sup>[29]</sup> (2019)	23.0±3.0	12(9/3)	12(9/3)	左 DLPFC	Fp2	35/25	30	2	全身 运动	70%PPO(功率 自行车)	TTE*; RPE*
Park 等 <sup>[30]</sup> (2019)	27.4±2.4	12(12/0)	12(12/0)	M1(Cz)	距离C3、 C4的 10%处	28/28	20	1.98	全身 运动	80%VO <sub>2max</sub> (跑 台)	TTE*; RPE
Denis 等 <sup>[31]</sup> (2019)	20.6±1.8	20(13/7)	20(13/7)	右 DLPFC	阳极周围 3.5cm处 放置4块	35/35	运动前 10min 至力竭	2	单关节	右膝伸肌30% MIVC	TTE;RPE
Byrne 等 <sup>[32]</sup> (2019)	26.0±5.0	23(11/12)	23(11/12)	左 DLPFC	Fp2	35/35	20	2	单关节	膝关节伸肌 25%MIVC	TTE
Thomas 等 <sup>[33]</sup> (2020)	24.9±2.3	24(16/8)	24(16/8)	左 DLPFC	FZ,FC1, FC5,AF7	$\pi/4\pi$	20	1	全身 运动	70%最大心率 跑步20min(跑 台)	RPE
Wrightson 等 <sup>[34]</sup> (2020)	23.8±4.7	20(11/9)	20(11/9)	左M1	左侧三角 肌	35/35	10	1#/2##	单关节	右膝伸肌20% MIVC	TTE

注:M:平均值;SD:标准差;N:样本量;P1:位置1;P2:位置2;M1:初级运动皮层;DLPFC:背外侧前额叶皮质;T3:左中颞皮质;CZ:中央中线;Fp2:右额叶;C3:左中央;C4:右中央;FZ, FC1, FC5, AF7:具体位置见图4;VO<sub>2max</sub>:最大摄氧量;MIVC:最大自主等长收缩;PPO:峰值功率;TTE:至力竭时间;RPE:主观疲劳感知;#:实验1;##:实验2;\*:与对照组相比,结果中的实验组指标出现显著性差异(P<0.05)。

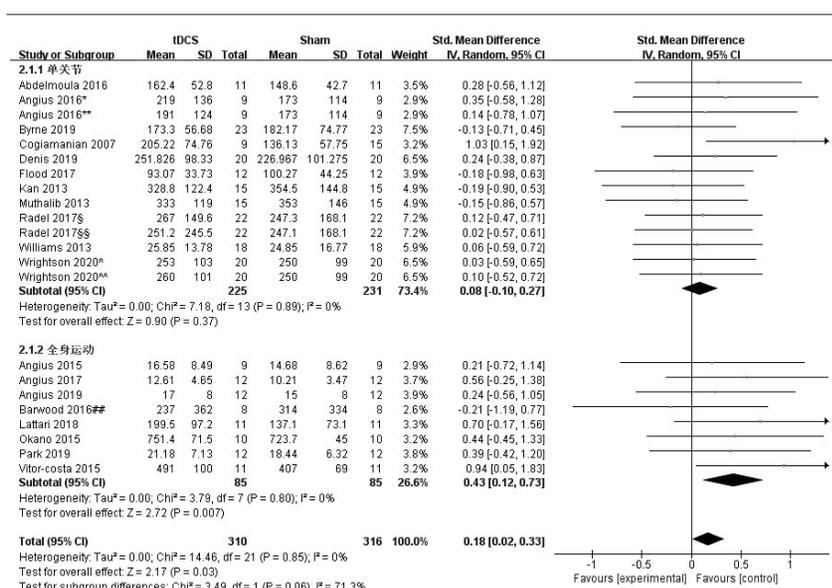


图5 单关节与全身运动在阳极刺激下对RPE影响分析



注: \*: 阴极刺激位置为右前额; \*\*: 阴极刺激位置为左前额; §: 阳极刺激位置为M1; §§: 阳极刺激位置为DLPFC; #: 运动方案为20km功率自行车计时; ##: 运动方案为55%峰值功率+75%峰值功率骑行至力竭。

图6 单关节与全身运动在阳极刺激下对TTE影响分析



注: ^: 电流强度为1mA; ^^: 电流强度为1mA; §: 阳极刺激位置为M1; §§: 阳极刺激位置为DLPFC; #: 运动方案为20km功率自行车计时; ##: 运动方案为55%峰值功率+75%峰值功率骑行至力竭。

一。结合 tDCS 干预特征, 选取力竭实验中的 TTE、RPE 指标, 可直观反映出运动中疲劳的耐受水平。又由于单关节抗阻运动和全身运动两种运动模式的动员肌群不同, 且考虑不同刺激脑区、刺激时长、电流强度对最终结果的差异性影响, 设计了亚组分析。

### 3.1 tDCS 延缓运动中疲劳发生效果的分析

meta 分析结果表明阳极 tDCS 对延缓全身运动模式下疲

劳的产生有积极作用, 可显著降低人体的主观疲劳感觉 (RPE, WMD = -0.48, P = 0.01), 并能延长运动至力竭的时间 (TTE, SMD = 0.43, P = 0.007), 但对单关节抗阻运动的抗疲劳效果并不明显。其原因可能是由于肌肉在持续收缩做功时需要募集大量的脊髓神经元<sup>[36]</sup>, 而脊髓神经元的募集程度与相应脑区 (如 M1 区) 的兴奋性有关, 刺激相应脑区可扩充皮质脊髓束传导通路<sup>[37]</sup>, 进而维持神经-肌肉的功率输出, 从而延缓肌肉疲劳发生, 因此在进行输出功率恒定的运动时, 经 tDCS 刺激相应脑区后, 所需神经元的募集量变少, 因此 RPE 期望值有所降低<sup>[38]</sup>。但纳入的研究中也有相关报道经 tDCS 刺激后 RPE 值无显著改善<sup>[10, 22-25, 27, 30-31, 33]</sup>, 这可能与 tDCS 刺激的脑区位置有关, 如刺激与自主神经调节和自我感知有关的岛状皮层时效果不明显<sup>[39]</sup>。由于不同运动模式产生疲劳的原因和机制不同, 所以 tDCS 对不同运动模式引发的疲劳改善效果可能不同, 正如本研究发现 tDCS 刺激后全身运动任务的 TTE 被延长但单关节 MIVC 任务的 TTE 无显著变化, 这可能是由于 tDCS 仅对于机体的运动效应有正向促进效应, 对神经生理效应尤其是反应调节的效果一般<sup>[40]</sup>, 其次可能由于 tDCS 的刺激效果受脑部皮质和皮质脊髓束对任务反馈信号的影响<sup>[39]</sup>, 即涉及全身肌群协同参与的动作任务需要更多脊髓神经元的动员并传入更大的反馈信号<sup>[36]</sup>。尽管如此, 但也有研究报道采用阳极 tDCS 刺激后对 TTE 产生了负效应<sup>[20-21, 25]</sup>, 其原因可能是 tDCS 的刺激对中枢疲劳比较敏感, 对外周肌肉作用不大<sup>[25]</sup>; 也可能受限于运动皮层的体积小且位于纵裂深处的特征, 需要更大的刺激强度才能触及目标位置<sup>[21]</sup>。

### 3.2 tDCS 改善运动中疲劳作用的神经生理机制

大部分观点认为, 阳极 tDCS 施加的正电荷与阴极 tDCS 施加的负电荷分别可引起神经元静息膜电位的去极化与超极化<sup>[7]</sup>, 并推测 tDCS 可调节大脑皮层兴奋性。相关动物实验表明, 对于主要影响突触后膜上兴奋性的两类谷氨酸受体,

图7 RPE指标的发表偏倚 Egger 检验

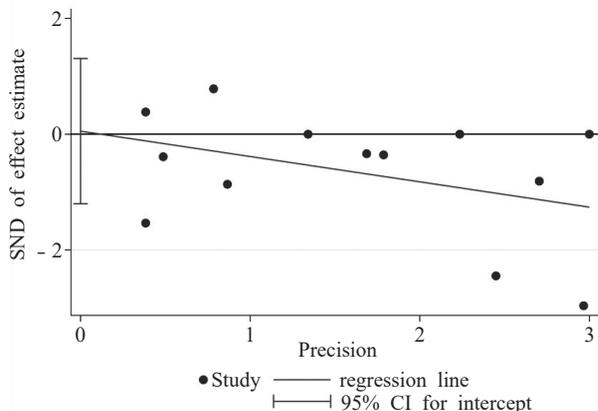
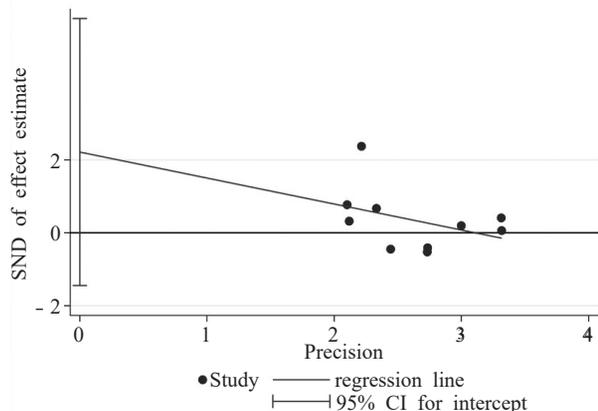


图8 TTE指标的发表偏倚 Egger 检验



$\alpha$ -氨基-3-羟基-5-甲基-4-异恶唑丙酸受体和N-甲基-D-天冬氨酸受体, tDCS的阈下刺激效应可使两类受体从胞浆到突触的移位,并参与形成突触可塑性,进而带来的突触活动可产生后效应作用<sup>[42]</sup>,由此延长tDCS的刺激效果<sup>[41-42]</sup>。对于这种假说的人体实验大多采用经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)技术,从而标记运动诱发电位(motor-evoked potential, MEP)的变化,即同等TMS脉冲强度下,MEP的振幅与神经元兴奋性呈正相关。Alonzo等<sup>[43]</sup>通过M1区的阳极tDCS刺激,并记录到TMS对MEP振幅与对照组相比的显著增加。也有观点认为,tDCS具有诱发脑功能连接作用<sup>[44]</sup>,并证实tDCS的刺激效果存在较大的个体差异。Wiethoff等<sup>[45]</sup>的研究发现,近一半的受试者在接受2mA的阳极或阴极刺激后,MEP振幅产生微小变化或无变化,在MEP振幅显著变化的亚组中,21%受试者出现了阳极抑制且阴极激活的反应。此外,已经有研究使用脑电图和功能性磁共振成像来评估非运动区皮质兴奋性的变化<sup>[46]</sup>,同时与近红外光谱相结合<sup>[47]</sup>,有效监测皮质感觉运动网络的三大核心区域(运动前区、运动区、感觉运动区),并证实这一假说。还有一种观点认为tDCS可调节局部脑血流<sup>[48]</sup>,Lang等<sup>[49]</sup>研究发现,阳极或阴极刺激可引起脑皮层区域血流量的显著增加或减少,与假刺激的对照组相比具有显著性差异;Stagg等<sup>[48]</sup>对M1区的阴极刺激发现,脑血流显著减少的同时并与MEP的降低呈正相关。

### 3.3 tDCS延缓运动中疲劳发生效果的亚组分析

不同运动模式对RPE和TTE产生不同的效应。meta分析显示,阳极tDCS刺激后,全身运动中的RPE和TTE改善效果明显优于单关节抗阻运动,且对比假刺激具有显著性差异。其原因可能是由于运动方案中的低负荷设计(20%—35%MIVC),肌肉在完成等长收缩时产生的反馈信号,并未达到皮质脊髓下束的参数阈值<sup>[50]</sup>,其背后机制也正如前文所

述,可见tDCS对RPE和TTE改善的阳性结论可归结于全身运动模式的效应。考虑到纳入研究中不同的tDCS干预方案,因此设计刺激脑区、刺激时长、电流强度进行亚组分析。

不同刺激脑区的亚组分析显示,在单关节抗阻运动模式下,M1区和DLPFC区的阳极刺激对RPE和TTE均无显著改善;在全身运动模式下,对照假刺激组,M1区的阳极刺激对RPE(WMD= - 0.58,  $P=0.04$ )和TTE(SMD=0.53,  $P=0.02$ )产生显著改善效果,而DLPFC区的tDCS刺激对RPE和TTE无显著效果。对于不同运动模式下的tDCS干预效果机制前文中已经讨论过,而对于不同刺激脑区的亚组分析结果,其原因可能是M1区是与运动表现最相关的脑部皮层区,是激活运动单元、驱动机体活动的关键,对运动中疲劳与耐力表现起着决定作用<sup>[37]</sup>。但值得注意的是,DLPFC区的阳极刺激同样产生了小效应量<sup>[44]</sup>,有研究也显示DLPFC区也与机体的抗疲劳表现有关<sup>[29,51]</sup>,原因是人体认知抑制作用于疼痛耐受和抗疲劳水平,而认知抑制是对任务(运动)的调节和评估<sup>[51]</sup>,主要依赖于DLPFC的活动,对力竭实验后期产生的极度疲劳信号,DLPFC的调节所产生的决策反馈于身体的控制表现<sup>[29]</sup>,从而直接影响TTE的测量。因此,进一步的研究应该从神经学角度剖析影响运动表现的靶向皮层区,以提供tDCS调节中枢疲劳、提升运动表现的理论支撑。

不同刺激时长的亚组分析显示,在单关节抗阻运动模式下不同刺激时长间对于RPE和TTE改善无效果;在全身运动模式下,不同于20min以下的刺激时长(SMD=0.41,  $P=0.08$ ),20min及以上的刺激时长(SMD=0.43,  $P=0.04$ )对TTE的改善具有显著性差异,对RPE的改善产生了小效应量<sup>[44]</sup>,与假刺激相比无显著性差异。其原因可归结为刺激时长能直接影响皮质兴奋性延续水平<sup>[52]</sup>,但也应注意到两者同样产生的小效应量,其原因可能是由于纳入研究中力竭时间的条件假设(运动时间小于30min)。

不同电流强度的亚组分析显示,在单关节抗阻运动模式下不同电流强度的刺激间对于RPE和TTE改善无效果;在全身运动模式下,2mA及以上的电流强度对RPE(WMD=-0.58, P=0.03)和TTE(SMD=0.43, P=0.01)产生显著改善效果,2mA以下的电流强度无明显效果。仅有2项研究在全身运动模式下施加了2mA以下的电流强度<sup>[25,33]</sup>。尽管有研究表明2mA的电流刺激似乎对神经元的回路影响不大<sup>[52]</sup>,更高强度电流可以填补刺激过程中来自颅骨、皮肤、软组织等额外流失,似乎可达到更佳的效果。不过基于安全性的考虑,并结合本次定量分析,2mA的电流强度目前仍为tDCS主流干预方案设计。

### 3.4 研究局限性

尽管纳入的文献普遍为高质量研究,但仍有一定局限:5项研究缺失对结果评估设盲,由此带来的主观性评估可能使研究结果偏离真实情况;样本量稍显不足,纳入的研究以小样本为主,且女性受试者偏少。期待在这些部分补充一定的研究,并探索刺激方案—运动表现间的剂量效应关系,为tDCS延缓运动中疲劳发生完善更加丰富的循证依据。

## 4 结论

阳极经颅直流电刺激可以显著降低进行全身运动时的主观疲劳感觉并延长运动至力竭时间,当采用2mA的电流强度刺激大脑M1区20min以上时,效果最佳。对于单关节抗阻运动,该技术对延缓疲劳并无效果。

### 参考文献

[1] 卞秀玲,王雅娜,王开元,等.经颅直流电刺激技术及其在提升运动表现中的应用[J].体育科学,2018,38(5):66—72.  
 [2] 殷可意,刘宇.无创深部定位脑刺激:提升运动表现[J].体育科学,2019,39(5):96—97.  
 [3] 唐文静,李丹阳,胡惠莉,等.经颅直流电刺激干预运动表现:效果及应用策略[J].体育科学,2020,40(8):74—87.  
 [4] 乔淇淇,王新,康灵,等.经颅直流电刺激技术对运动表现影响的国外研究进展[J].体育科学,2020,40(6):83—95.  
 [5] Machado D, Unal G, Andrade M, et al. Effect of transcranial direct current stimulation on exercise performance: a systematic review and meta-analysis[J]. Brain Stimul, 2019, 12(3):593—605.  
 [6] Holgado D, Vadillo MA, Sanabria D. The effects of transcranial direct current stimulation on objective and subjective indexes of exercise performance: a systematic review and meta-analysis[J]. Brain Stimul, 2019, 12(2): 242—250.  
 [7] Notturmo F, Pace M, Zappasodi F, et al. Neuroprotective effect of cathodal transcranial direct current stimulation in a rat stroke model[J]. J Neurol Sci, 2014, 342(1—2): 146—151.  
 [8] Heine M, Van De Port I, Rietberg M B, et al. Exercise therapy for fatigue in multiple sclerosis[J]. Cochrane Data-

base Syst Rev, 2015, 9:CD009956.  
 [9] Bach HV, Kim J, Myung SK, et al. Efficacy of ginseng supplements on fatigue and physical performance: A meta-analysis[J]. J Korean Med Sci, 2016, 31(12):1879—1886.  
 [10] Vitor-Costa M, Okuno NM, Bortolotti H, et al. Improving cycling performance: transcranial direct current stimulation increases time to exhaustion in cycling[J]. PLoS One, 2015, 10(12):e0144916.  
 [11] Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue[J]. Physiol Rev, 2001, 81(4):1725—1789.  
 [12] Moher D, Shamseer L, Clarke M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement[J]. Syst Rev, 2015, 4(1):1.  
 [13] 谷鸿秋,王杨,李卫. Cochrane 偏倚风险评估工具在随机对照研究meta分析中的应用[J]. 中国循环杂志,2014,29(2):147—148.  
 [14] Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2nd ed [M]. Hillsdale, NJ, USA: Erlbaum Associates, 1988.  
 [15] Higgins JP, Altman DG, Gotzsche PC, et al. The Cochrane Collaboration's tool for assessing risk of bias in randomised trials[J]. BMJ, 2011, 343:d5928.  
 [16] Abdelmoula A, Baudry S, Duchateau J. Anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a submaximal contraction of elbow flexors without changing corticospinal excitability[J]. Neuroscience, 2016, 322:94—103.  
 [17] Angius L, Pageaux B, Hopker J, et al. Transcranial direct current stimulation improves isometric time to exhaustion of the knee extensors[J]. Neuroscience, 2016, 339: 363—375.  
 [18] Cogiமானian F, Marceglia S, Ardolino G, et al. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas[J]. Eur J Neurosci, 2007, 26(1):242—249.  
 [19] Flood A, Waddington G, Keegan RJ, et al. The effects of elevated pain inhibition on endurance exercise performance[J]. PeerJ, 2017, 5:e3028.  
 [20] Kan B, Dundas JE, Nosaka K. Effect of transcranial direct current stimulation on elbow flexor maximal voluntary isometric strength and endurance[J]. Appl Physiol Nutr Metab, 2013, 38(7):734—739.  
 [21] Muthalib M, Kan B, Nosaka K, et al. Effects of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on prefrontal cortex activation during a neuromuscular fatigue task: an fNIRS study[J]. Adv Exp Med Biol, 2013, 789: 73—79.  
 [22] Williams PS, Hoffman RL, Clark BC. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction[J]. PLoS One, 2013, 8(12):e81418.  
 [23] Angius L, Hopker JG, Marcora SM, et al. The effect of transcranial direct current stimulation of the motor cortex on exercise-induced pain[J]. Eur J Appl Physiol, 2015, 115(11):2311—2319.

- [24] Okano AH, Fontes EB, Montenegro RA, et al. Brain stimulation modulates the autonomic nervous system, rating of perceived exertion and performance during maximal exercise[J]. *Br J Sports Med*, 2015, 49(18):1213—1218.
- [25] Barwood MJ, Butterworth J, Goodall S, et al. The effects of direct current stimulation on exercise performance, pacing and perception in temperate and hot environments [J]. *Brain Stimul*, 2016, 9(6):842—849.
- [26] Angius L, Mauger AR, Hopker J, et al. Bilateral extracephalic transcranial direct current stimulation improves endurance performance in healthy individuals[J]. *Brain Stimul*, 2018, 11(1):108—117.
- [27] Radel R, Tempest G, Denis G, et al. Extending the limits of force endurance: stimulation of the motor or the frontal cortex? [J]. *Cortex*, 2017, 97:96—108.
- [28] Lattari E, De Oliveira BS, Oliveira BR, et al. Effects of transcranial direct current stimulation on time limit and ratings of perceived exertion in physically active women[J]. *Neurosci Lett*, 2018, 662:12—16.
- [29] Angius L, Santarnecchi E, Pascual-Leone A, et al. Transcranial direct current stimulation over the left dorsolateral prefrontal cortex improves inhibitory control and endurance performance in healthy individuals[J]. *Neuroscience*, 2019, 419:34—45.
- [30] Park SB, Sung DJ, Kim B, et al. Transcranial direct current stimulation of motor cortex enhances running performance[J]. *PLoS One*, 2019, 14(2):e0211902.
- [31] Denis G, Zory R, Radel R. Testing the role of cognitive inhibition in physical endurance using high-definition transcranial direct current stimulation over the prefrontal cortex [J]. *Hum Mov Sci*, 2019, 67:102507.
- [32] Byrne R, Flood A. The influence of transcranial direct current stimulation on pain affect and endurance exercise [J]. *Psychology of Sport and Exercise*, 2019, 45:101554.
- [33] Thomas F, Pixa N H, Berger A, et al. Neither cathodal nor anodal transcranial direct current stimulation on the left dorsolateral prefrontal cortex alone or applied during moderate aerobic exercise modulates executive function[J]. *Neuroscience*, 2020, 443:71—83.
- [34] Wrightson JG, Twomey R, Yeung STY, et al. No effect of tDCS of the primary motor cortex on isometric exercise performance or perceived fatigue[J]. *Eur J Neurosci*, 2020, 52(2):2905—2914.
- [35] 王丹, 牟振云, 翟俊霞, 等. Stata软件在meta-分析发表性偏倚识别中的探讨[J]. *现代预防医学*, 2008, 15: 2819—2822.
- [36] Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms[J]. *Physiol Rev*, 2008, 88(1): 287—332.
- [37] Taylor JL, Butler JE, Allen GM, et al. Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue[J]. *J Physiol*, 1996, 490(Pt 2): 519—528.
- [38] Angius L, Hopker J, Mauger AR. The ergogenic effects of transcranial direct current stimulation on exercise performance[J]. *Front Physiol*, 2017, 8:90.
- [39] Kimmerly DS, O'Leary DD, Menon RS, et al. Cortical regions associated with autonomic cardiovascular regulation during lower body negative pressure in humans[J]. *J Physiol*, 2005, 569(Pt 1):331—345.
- [40] Horvath JC, Forte JD, Carter O. Evidence that transcranial direct current stimulation (tDCS) generates little-to-no reliable neurophysiologic effect beyond MEP amplitude modulation in healthy human subjects: a systematic review[J]. *Neuropsychologia*, 2015, 66:213—236.
- [41] Stafford J, Brownlow ML, Qualley A, et al. AMPA receptor translocation and phosphorylation are induced by transcranial direct current stimulation in rats[J]. *Neurobiol Learn Mem*, 2018, 150:36—41.
- [42] Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation[J]. *Neuroscientist*, 2011, 17(1): 37—53.
- [43] Alonzo A, Brassil J, Taylor JL, et al. Daily transcranial direct current stimulation (tDCS) leads to greater increases in cortical excitability than second daily transcranial direct current stimulation[J]. *Brain Stimul*, 2012, 5(3): 208—213.
- [44] Polania R, Nitsche MA, Paulus W. Modulating functional connectivity patterns and topological functional organization of the human brain with transcranial direct current stimulation[J]. *Hum Brain Mapp*, 2011, 32(8):1236—1249.
- [45] Wiethoff S, Hamada M, Rothwell JC. Variability in response to transcranial direct current stimulation of the motor cortex[J]. *Brain Stimul*, 2014, 7(3):468—475.
- [46] Romero Lauro LJ, Rosanova M, Mattavelli G, et al. TDCS increases cortical excitability: direct evidence from TMS-EEG[J]. *Cortex*, 2014, 58:99—111.
- [47] Sood M, Besson P, Muthalib M, et al. NIRS-EEG joint imaging during transcranial direct current stimulation: Online parameter estimation with an autoregressive model[J]. *J Neurosci Methods*, 2016, 274:71—80.
- [48] Stagg CJ, Lin RL, Mezue M, et al. Widespread modulation of cerebral perfusion induced during and after transcranial direct current stimulation applied to the left dorsolateral prefrontal cortex[J]. *J Neurosci*, 2013, 33(28):11425—11431.
- [49] Lang N, Siebner HR, Ward NS, et al. How does transcranial DC stimulation of the primary motor cortex alter regional neuronal activity in the human brain?[J]. *Eur J Neurosci*, 2005, 22(2):495—504.
- [50] Amann M, Venturelli M, Ives SJ, et al. Peripheral fatigue limits endurance exercise via a sensory feedback-mediated reduction in spinal motoneuronal output[J]. *J Appl Physiol* (1985), 2013, 115(3):355—364.
- [51] Robertson CV, Marino FE. A role for the prefrontal cortex in exercise tolerance and termination[J]. *J Appl Physiol* (1985), 2016, 120(4):464—466.
- [52] Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation[J]. *J Physiol*, 2000, 527(Pt 3):633—639.