

高精度经颅直流电刺激对人体上肢前臂肌肉抗疲劳效果的研究

李文华¹, 侯雨鑫², 董彤彤², 夏雪莲², 郭峰^{3*}

1. 沈阳体育学院社会体育学院, 沈阳 110102

2. 沈阳体育学院研究生工作部, 沈阳 110102

3. 沈阳体育学院运动健康学院, 沈阳 110102

摘要 为研究高精度经颅直流电刺激(high-definition transcranial direct current stimulation, HD-tDCS)对人体前臂指屈肌的抗疲劳效果,以19名健康男性为研究对象,观察在其运动对侧大脑半球运动皮质区实施HD-tDCS后,右侧前臂指屈肌进行35%最大强度的静力性等长收缩时的抗疲劳效果。结果表明,HD-tDCS组受试者前臂指屈肌抗疲劳时间显著长于基线(Baseline)组和假刺激(Sham)组($P<0.05$);Baseline组和Sham组受试者运动疲劳后报告的主观体力感觉等级水平显著高于HD-tDCS组($P<0.05$);HD-tDCS组受试者在执行疲劳运动任务过程中,其前臂指屈肌表面肌电(surface electromyography, sEMG)信号的幅值水平低于Baseline组和Sham组受试者。证明在健康受试者的运动对侧大脑半球运动皮质区实施HD-tDCS后,能够有效延长其前臂指屈肌抗疲劳时间,同时能够显著减低运动时的疲劳感知程度。

关键词 高精度经颅直流电刺激;前臂肌肉;主观体力感觉等级;疲劳时间

人体的运动表现受很多生理因素的影响,其中一个重要因素就是运动疲劳。运动疲劳的产生会引起肌肉力量或耐力下降、反应时间延长,对注意

力、决策以及对运动表现产生不利的影响^[1]。运动疲劳是一个复杂的生理过程,涉及运动过程中神经肌肉系统的调控^[2]。人体运动与大脑的神经控制密

收稿日期:2023-09-17;修回日期:2023-12-25

基金项目:辽宁省自然科学基金面上项目(2022-MS-415);辽宁省教育厅基本科研项目重点项目(JYTZD2023133)

作者简介:李文华,副教授,研究方向为体能训练理论与实践,电子信箱:47284981@qq.com;郭峰(通信作者),教授,研究方向为神经肌肉控制的脑研究,电子信箱:guofeng_first@163.com

引用格式:李文华,侯雨鑫,董彤彤,等.高精度经颅直流电刺激对人体上肢前臂肌肉抗疲劳效果的研究[J].科技导报,2024,42(6):112-120;
doi: 10.3981/j.issn.1000-7857.2024.06.012

不可分,大脑在人体肌肉力量、耐力和运动学习等方面都起着至关重要的作用^[3]。因此,近些年,神经调控技术逐渐成为科学研究关注的焦点。其中,经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)由于安全、低成本和易于实施越来越受欢迎,而且已应用到临床研究中。

2013年,一种被称为高精度经颅直流电刺激(high-definition transcranial direct current stimulation, HD-tDCS)的设备出现在市场中,该设备带有更小的“高清”电极阵列,能够更加精准地定位目标刺激脑区^[4]。传统的tDCS刺激电极的覆盖脑区面积较大,且在电流刺激过程中海绵电极饱和度会发生变化,可能导致电流发生变化,这使得一些关于传统的tDCS效应的研究结果不一致^[5]。例如,Co-giamanian等^[6]和Abdelmola等^[7]发现传统的tDCS可以提高肘关节周围肌肉的抗疲劳能力,但Hikosaka和Aramaki^[8]发现,tDCS对健康成年人手部的肌肉运动没有起到抗疲劳的作用,这可能与tDCS电极放置位置以及传统tDCS的海绵刺激电极物理特性在刺激过程中发生变化引起实验结果不一致有关^[5]。而HD-tDCS的出现,从技术上避免了以上这些情况的发生。目前,国内外的学者对HD-tDCS的作用效果开展了相关研究^[9-12],发现HD-tDCS作为一种康复辅助手段,促进了脑卒中患者手部运动功能的康复^[12]。其中,国内学者主要关注HD-tDCS对人体踝关节控制能力以及平衡能力的影响。例如:肖松林等^[10]发现,HD-tDCS对健康成年人足部肌肉力量、踝关节运动觉以及静态平衡能力都有积极的效应;王宝峰等^[9]发现,HD-tDCS能够提升健康人体的姿势控制能力。最近,Zhan等^[13]发现健康受试者经过HD-tDCS刺激后,显著提升了其跑步疲劳后踝关节背屈肌的最大扭矩。尽管学者们使用HD-tDCS进行了一些研究,但现有研究较少提及HD-tDCS对前臂指屈肌的抗疲劳效应以及肌肉做功时的肌电特征。因此,本研究选用HD-tDCS设备施加直流电刺激,并结合表面肌电(surface electromyography, sEMG)技术探索HD-tDCS对前臂指屈肌抗疲劳效果及其产生作用时伴随的肌肉电生理特征。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

以19名健康男性为研究对象,受试者的身高为 (177.8 ± 5.4) cm,体重为 (73.2 ± 10.5) kg,年龄为 (23.0 ± 2.1) 岁。所有受试者均为右利手,都没有上肢肌肉损伤症状,且无神经系统疾病或精神疾病。实验前,向每一名受试者讲述具体的实验过程,最终,该实验得到所有受试者的同意,并签署了知情同意书。同时,该实验得到了沈阳体育学院伦理委员会批准。

1.2 研究方法

1.2.1 仪器设备

仪器设备有ANT生物信号采集系统(EEG^o™ mylab)、握力计(爱德堡HP-500)、4×1-C3A经颅直流电刺激仪(Soterix Medical)、电脑、主观体力感觉等级量表[(Borg(0-10))、tDCS主观感觉问卷、表面电极(申风)、磨砂膏、酒精、弹性绷带等。

1.2.2 HD-tDCS实施方案

使用HD-tDCS电刺激仪施加阳极直流电刺激。HD-tDCS的配置包括采用1×1直流电刺激器,产生直流电流。然后,利用4×1高清晰度适配器,将其分流给5个Ag/AgCl环形电极,在每个电极中填充导电电解质凝胶(图1)。

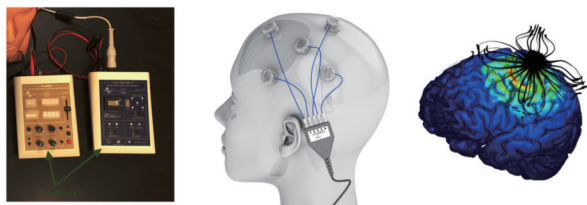


图1 HD-tDCS设备及模拟的局部聚焦电流

如图2所示,本研究采用阳极电刺激,中间刺激电极(红色)为阳极,其他4个电极(蓝色)共同作为阴极,4个阴极与阳极之间的距离约为3 cm,该种电极配置方案会在初级运动皮质区形成局部的环形电流。

根据文献[14],在本研究中,HD-tDCS电流强度设为2 mA,刺激持续时间为20 min。HD-tDCS

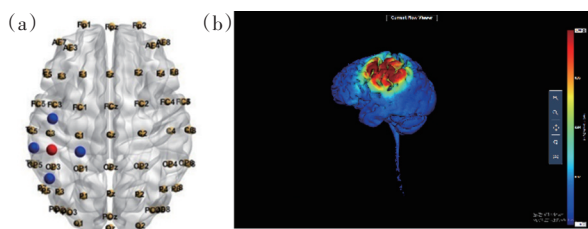


图2 环形电极排布图(a)和
大脑皮质模拟电流分布(b)

组的刺激电流强度在30 s内逐渐上升到2 mA,然后进入电流刺激的平稳期,始终维持2 mA的电流强度。对于假刺激(Sham)组来说,电流强度在30 s内先逐渐增加至2 mA,然后再逐渐下降为0 mA。刺激干预结束前,出现同样的电流变化方式,即电流强度在30 s内先逐渐增加至2 mA,然后再逐渐下降为0 mA,以此种方式作为安慰剂对照。

1.2.3 实验方法

采用安慰剂交叉对照设计,每一名受试者分别接受真实的HD-tDCS和Sham,2种刺激形式按照随机原则,为了避免前一种刺激对后面刺激效果的影响,2种刺激的时间间隔至少为1周。受试者在接受刺激后,通过握拉握力计诱发其前臂指屈肌疲劳,在执行运动任务时受试者腕关节保持正中位置,以免腕屈肌参与收缩。受试者在刺激干预开始之前,要完成一次基线(Baseline)测试,将Baseline组作为空白对照组。最终,每名受试者都要完成3次实验测试。参考文献[15-16],本研究受试者前臂指屈肌以大约35%最大随意等长收缩(maximal voluntary contraction, MVC)(浮动 $\pm 5\%$ MVC)力量水平握拉握力计诱发其前臂指屈肌疲劳,在力量输出过程中,受试者可以通过电脑屏幕中实时反馈的力量曲线来控制自己的力量输出,当力量输出水平不能维持15% MVC力量水平且超过3 s时,程序会系统自动终止实验。疲劳实验终止后,采用主观体力等级感觉量表(rating of perceived exertion, RPE) Borg(0~10)^[14]评价受试者局部肌肉疲劳感知程度。同时,在执行疲劳任务过程中,采集受试者前臂指屈肌的sEMG信号。

本实验的具体实验步骤如下。第1步,进行MVC测试,受试者右侧上臂肘关节靠在座椅扶手

上,右手握住握力计拉杆。测量MVC水平,重复3次,每次间隔5 s,以3次MVC平均值作为受试者的最大握力,用于计算35% MVC和15% MVC握力水平。受试者休息10 min后进行第2步实验,完成以35% MVC握力水平的诱发肌肉疲劳实验(Baseline测试)。第3步,进行HD-tDCS/Sham刺激。对于HD-tDCS来说,在静息状态下,对受试者左侧大脑半球的初级运动皮质区实施2 mA、20 min的阳极HD-tDCS;对于Sham来说,在静息状态下,对受试者实施假刺激(具体参数见HD-tDCS实施方案)。测试后,询问受试者HD-tDCS刺激后的不良反应,包括瘙痒、灼热、刺痛感等,以评估安全性问题。干预完成后,受试者进行再第2步中的35% MVC疲劳任务及相关测量。

1.2.4 数据采集与分析

1) 肌肉疲劳时间。在本研究中,电子握力计的采样频率设置为50 Hz。肌肉疲劳时间为从肌肉收缩开始到肌肉疲劳结束之间的时长。

2) 肌电数据采集与分析。选取右侧前臂的指屈肌作为测试肌肉,肌电数据的采样频率设置为2000 Hz,带通滤波范围为0.5~500 Hz。2个记录电极粘贴在指屈肌做MVC时产生的最大肌腹隆起处,2个电极之间的距离为2 cm,且其连线方向与指屈肌肌纤维的走行方向平行,具体位置为距离肘关节远端3~5 cm,靠近尺骨内侧1~2 cm远处。

对采集的sEMG信号进行滤波处理。为了去除动作伪迹的干扰,将原始的sEMG信号进行5 Hz的高通滤波处理,然后将滤波后的sEMG信号进行全波整流,最后,计算sEMG信号幅值均方根振幅(root mean Ssquare, RMS)和瞬时频率(instantaneous mean frequency, IMNF)。

为了进一步统计肌肉疲劳前后sEMG特征的差异,本研究将整个疲劳过程按照运动时间百分比分为4个阶段(Block1、Block2、Block3、Block4),分别各占总数据长度的25%。将阶段1(Block1)和阶段4(Block4)内的RMS、IMNF平均值分别进行组间的对比分析。

将实验第一步MVC测试中,指屈肌的最大肌电幅值作为基准值,对肌电进行RMS幅值标准化

处理,即所有的肌电幅值表示为RMS(%)。

1.3 统计分析

使用SPSS 19.0和GraphPad Prism 9.1软件对数据进行统计学分析以及绘图。对不同分组受试者的疲劳时间,采用单因素重复测量方差分析。自变量为分组:Baseline、HD-tDCS以及Sham。因变量为肌肉疲劳时间(fatigue time),采用Turkey法进行两组之间的多重比较,报告校正后的 P 值。对不同分组疲劳前后RPE的比较,采用非参数秩和检验(Friedman检验)。自变量为Baseline、HD-tDCS、Sham,因变量为RPE,事后比较采用Dunn's检验。另外,本研究报告了效应量,对于方差分析来说,效应量为 η_p^2 ,对于组间两组比较来说,效应量为Cohen's d 值。本研究显著性水平为 $\alpha = 0.05$ 。

2 研究结果

2.1 HD-tDCS后受试者的主观反应

本研究中,所有受试者均完成测试。总体而言,受试者对电刺激耐受性良好,没有报告严重的不良反应,只有头皮瘙痒或刺痛感情况,基本发生在电流上升期和下降期。另外,受试者没有分辨出接受的是HD-tDCS还是Sham。刺激后,受试者没有副作用报告。

2.2 疲劳时间

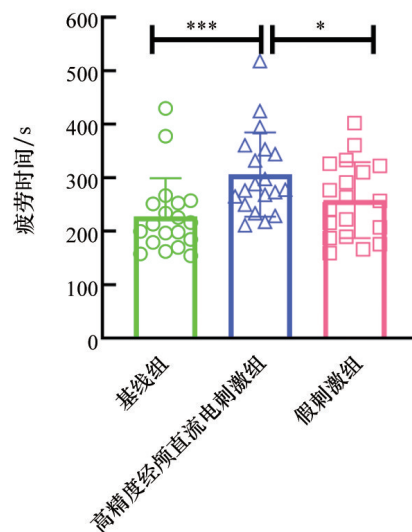
研究结果如图3所示,受试者在不同刺激条件下,执行疲劳运动任务时的肌肉疲劳时间不同,3组之间的差异具有统计学意义。多重比较结果显示,HD-tDCS组显著高于Baseline组($P=0.002$, $d=1.04$),HD-tDCS组显著高于Sham组($P=0.014$, $d=0.63$),而Sham组与Baseline组间没有显著差异。

2.3 主观体力感觉等级

3组受试者运动疲劳后的RPE的差异具有统计学意义($\chi^2=17.27$, $P=0.0002$)。其中,Baseline组显著高于HD-tDCS组(8.16 vs. 7.47, $P=0.013$),Sham组显著高于HD-tDCS组(8.26 vs. 7.47, $P=0.0035$)。

2.4 指屈肌疲劳前后sEMG特征变化

在疲劳过程中,每组受试者前臂指屈肌sEMG



*表示与高精度经颅直流电刺激组相比, $P < 0.05$;

***表示与高精度经颅直流电刺激组相比, $P < 0.001$

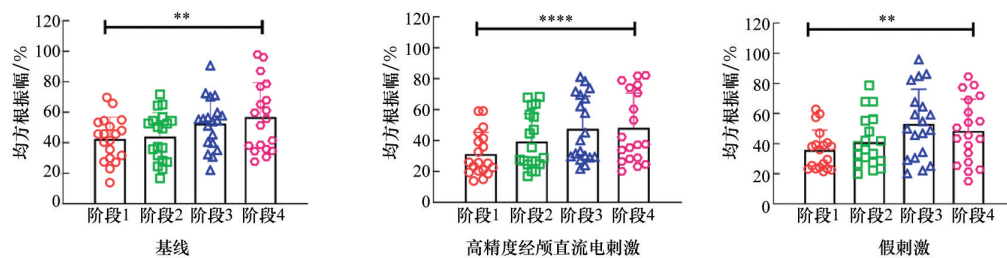
图3 不同刺激条件下执行运动任务的疲劳时间

信号的RMS值都表现为上升趋势,而IMNF呈下降趋势,如图4所示。

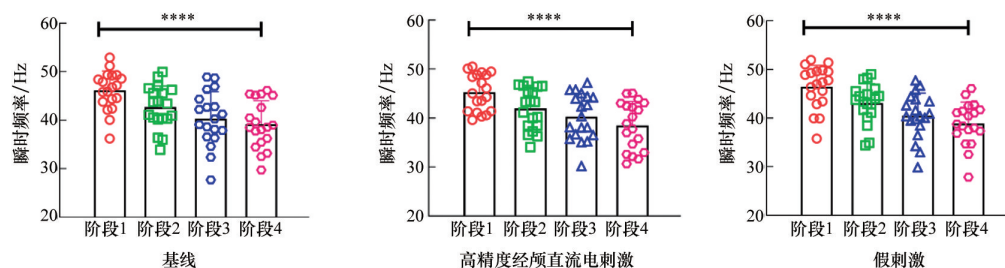
对于RMS来说,在Baseline测试时,Block4阶段的指屈肌肌电RMS值显著高于Block1阶段($P=0.0015$, $d=0.76$)。对于HD-tDCS组来说,Block4阶段的指屈肌肌电RMS(%)显著高于Block1阶段($P < 0.0001$, $d=0.90$)。对于Sham组来说,也是Block4阶段的指屈肌肌电RMS(%)显著高于Block1阶段($P=0.0019$, $d=0.71$)。

对于IMNF来说,在Baseline测试时,Block4阶段的IMNF值显著低于Block1阶段($P < 0.0001$, $d=1.56$)。对于HD-tDCS组和Sham组来说,Block4阶段的IMNF值也显著低于Block1阶段。

如图5所示,从肌肉疲劳过程中的指屈肌sEMG时域特征来看,不同刺激条件后,肌肉疲劳过程中前臂指屈肌肌电RMS在Block1内有显著差异 $F(2, 36)=4.526$, $P=0.017$, $\eta_p^2=0.11$ 。其中,HD-tDCS组显著低于Baseline组($P=0.016$, $d=0.77$),但对于其他Block,总体来说,表现为HD-tDCS组受试者指屈肌肌电RMS值低于Baseline组和Sham组,但是没有统计学差异(图5(a))。对于IMNF,不同分组之间没有显著性差异(图5(b))。



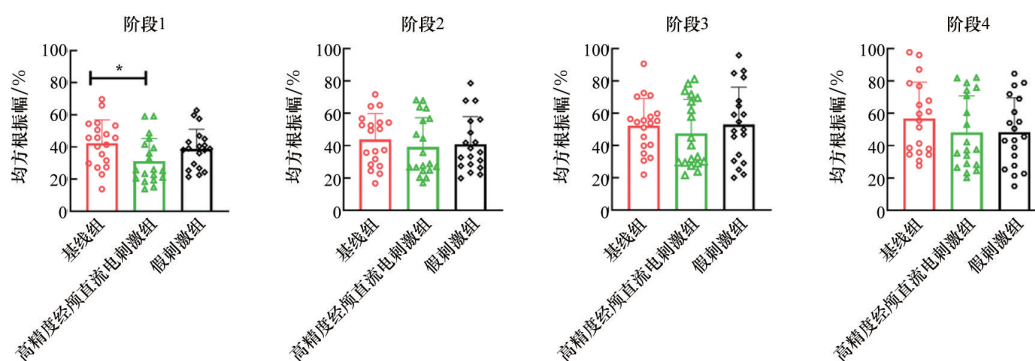
(a) sEMG 信号的幅值均方根振幅RMS变化



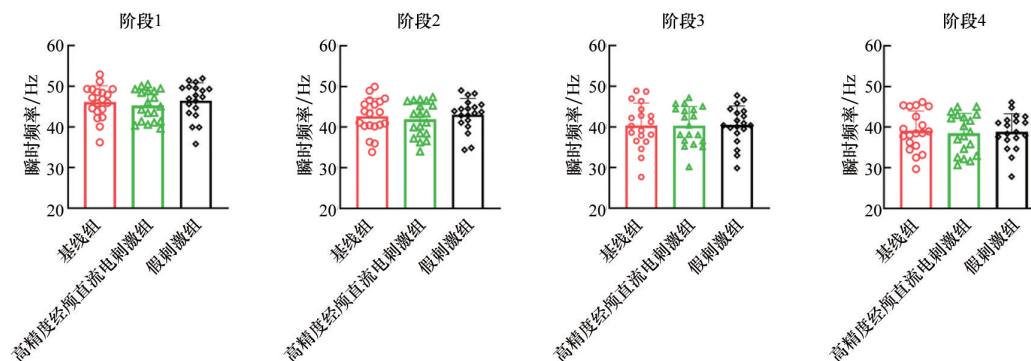
(b) sEMG 信号的瞬时频率IMNF变化

表示Block1与Block4相比, $P < 0.001$; **表示Block1与Block4相比, $P < 0.0001$

图4 肌肉疲劳前后sEMG特征变化



(a) sEMG 信号的幅值均方根振幅RMS变化



(b) sEMG 信号的瞬时频率IMNF变化

*表示基线与高精度经颅直流电刺激相比, $P < 0.05$

图5 肌肉疲劳过程中指屈肌sEMG的时域与频域特征

3 结果分析

3.1 HD-tDCS 后受试者的主观反应

尽管本研究结果表明,HD-tDCS 可以提升健康受试者上肢前臂肌肉的运动耐力,但是评估神经刺激技术的安全性依然很重要。有研究证实,HD-tDCS 是安全的,常见的副作用如刺痛、瘙痒通常是短暂的,会在刺激后消退,不会对人体造成严重影响或不可逆转的损害^[17]。并且发现,反复进行 HD-tDCS 治疗不会给受试者带来额外风险。Turski 等^[18]观察了健康成年人对 HD-tDCS 的耐受性,结果发现在 20 次的 HD-tDCS 后,受试者并没有发生严重的不良反应。受试者在接受本研究选取的刺激方案后,都表现出较好的耐受性,没有发生严重的不良反应。因此,2 mA、20 min 的 HD-tDCS 刺激是安全的。

3.2 HD-tDCS 对肌肉抗疲劳时间与主观体力感觉等级的影响

有研究表明,利用 tDCS 刺激初级运动皮质区可以提高机体的抗疲劳能力^[6-7,19]。此外,对运动皮质区实施 tDCS,可以改善健康个体以及神经系统疾病患者的运动表现和运动学习能力^[20]。在本研究中,从肌肉疲劳时间结果来看,HD-tDCS 组与 Sham 组受试者的疲劳时间较 Baseline 组均延长,且 HD-tDCS 组比 Sham 组的抗疲劳时间更长,与其他研究结果相近。Abdelmola 等^[7]对健康受试者的运动皮质区实施传统的阳极 tDCS 刺激后,增加了其肘关节屈肌的力竭运动时间。Williams 等^[16]在健康受试者的运动皮质区施加传统的阳极 tDCS (20 min) 刺激后,也增加了其肘关节屈肌静力性等长收缩的时间。但 Hikosaka 和 Aramaki^[8]对健康成年人右侧初级运动皮层施加 1.5 mA、15 min 的阳极 tDCS 刺激,结果发现并没有提升其在 70% MVC 水平下的抓握耐力。同样,Abdelmoula 等^[21]也发现 tDCS 没有改善健康受试者拇指外展肌的抗疲劳能力。以上学者产生不同的研究结果可能与不同实验涉及的不同肌群有关,有研究表明肘关节以及膝关节周围肌肉的肌纤维类型、运动单位募集的范围以及关节周围协同肌的数量与手指周围的肌肉不

同,这些因素会显著影响不同关节肌肉的抗疲劳能力^[21]。另外,长时间较高力量水平输过程中(例如:70% MVC 力量水平)可能会因为大脑皮层神经元细胞膜处于较高兴奋水平而产生“天花板效应”,进而使 tDCS 的效应不明显^[21]。除了以上因素,传统 tDCS 刺激电极的覆盖脑区面积较大,且在电流刺激过程中海绵电极饱和度会发生变化,使其在刺激过程中产生的电流覆盖多个脑区,这最终可能影响了肌肉抗疲劳能力^[5]。HD-tDCS 使用多个较小的电极,而不是传统 tDCS 的 2 个较大的海绵电极垫,这使 HD-tDCS 产生的电流更集中于某个脑区,产生局部刺激,并产生更持久的效果^[22]。有学者对精英级别自行车选手的前额叶实施单次的 HD-tDCS 刺激,结果发现可以显著提升选手的运动耐力^[23]。Zhan 等^[13]在健康受试者的运动皮质区施加 HD-tDCS 后,与假刺激组相比,显著提升了其跑步疲劳后踝关节背屈肌的最大扭矩。学者们认为阳极 tDCS 可能通过诱导皮质脊髓神经元的长时间易化而增强了脊髓上位的神经驱动,进而延长肌肉疲劳的时间^[6]。一项经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)的研究探测到 tDCS 的电流从运动皮质区的阳极流向对侧前额的阴极,在经过电流刺激后,大脑运动皮质区的兴奋性显著增加^[24]。研究发现,tDCS 缓解疲劳的主要作用机制可能在于其对中枢神经系统作用的调节,而这种调节的路径主要发生在大脑皮层与脊髓的神经通路之间^[19]。Nitsche 等^[25]研究证明,经过 2 mA、13 min 的阳极 tDCS 后,可以增加大脑皮质内的兴奋性。一项 meta 分析表明^[26],在健康个体的运动皮质区施加阳极 tDCS,可以增加初级运动皮质-脊髓之间的兴奋性,而且使大脑不同皮质区之间的功能联系易化,同时减少了短距离皮质区间的抑制过程,最终的整合效应可能使运动表现增加。因此,本研究中受试者经过 HD-tDCS 后提高了其大脑运动皮质区的兴奋性,进而提高了肌肉耐力。

同时,本研究发现受试者经过阳极 HD-tDCS 刺激后,其在疲劳运动过程中对疲劳程度的感知减轻。有研究认为^[7],由阳极 tDCS 引起的抗疲劳效应,不仅依赖于主动肌和拮抗肌的皮质-脊髓通路

兴奋性的变化,也会依赖于肌肉收缩过程中运动-感知觉的整合,通过减少运动过程中的疼痛和疲劳感知,进而提升肌肉耐力。Oki等^[27]在受试者进行次最大自主收缩运动任务期间,对其施加了20 min的阳极tDCS刺激后,受试者肌肉疲劳时间延长,他们认为,tDCS刺激可能调节了受试者的自主神经系统,减少其运动过程中的疲劳程度感知,从而使运动时间延长。Cogiamanian^[6]和 Angius等^[19]提出,增加初级运动皮质区和运动前皮层区域的兴奋性可能对主观体力感觉产生影响(即减少对疲劳的感知),这会导致机体输出功率的时间变长。此外,有研究表明,阳极tDCS也可能产生一种止痛作用,减弱疲劳所带来的疼痛或不适的感觉^[28]。在该项研究中,研究者将阳极tDCS应用于纤维肌痛患者,研究发现降低了患者疼痛同时伴随前扣带回区域的谷氨酸/谷氨酰胺水平降低。

3.3 HD-tDCS刺激前后肌肉疲劳过程中肌电特征对比

从肌肉疲劳过程中sEMG信号的时域特征来看,经过HD-tDCS刺激后,前臂指屈肌sEMG的RMS较Baseline组和Sham组下降,这种显著性差异只发生在了运动的初始阶段,其他阶段没有统计学的差异。频域IMNF指标无显著性差异。

研究认为^[14],运动单位募集策略在肌肉耐力调节过程中至关重要。研究表明^[6-7,9],运动单位的募集和同步化可通过阳极tDCS进行调节。以1 mA的强度对人体大脑运动皮质区进行tDCS,已被证明可有效提高皮质-脊髓投射到手部肌肉的兴奋水平。在本研究中,与Baseline和Sham组相比,在阳极HD-tDCS后进行的耐力运动中,前臂指屈肌肌电幅值相对较低,这可能表明,与其他2组相比,HD-tDCS组受试者在运动过程中运动单位募集数量相对较少。有研究表明^[29],在持续性的次最大收缩期间,随着疲劳的发生发展,肌肉的输出力量会下降,疲劳感会增加,但是机体为了力量输出水平保持不变,大脑发放的神经冲动量会逐渐增加,肌电幅值水平增加,同时肌纤维传导动作电位的速度会下降,从而表现为sEMG的频率成分下降。因此,本研究中受试者在指屈肌疲劳过程中表现为肌

电的幅值显著增加而频率成分显著降低。而HD-tDCS组受试者在运动初始阶段时,其肌电幅值显著低于Baseline组,这提示,HD-tDCS后可能增加了大脑对神经肌肉支配的效率,进而使机体不用募集更多的肌纤维完成运动任务^[30]。因此认为,阳极HD-tDCS刺激运动皮质区后,运动过程中肌肉肌电幅值的减少,意味着中枢不需要募集更多的肌纤维就可以维持低负荷收缩的肌肉力量,这可能是阳极HD-tDCS刺激引起大脑工作高效的一个表现。

4 结论

本研究结果表明,受试者对2 mA的HD-tDCS耐受性良好,无严重不良反应和副作用,这提示本研究所采用的HD-tDCS设备安全性较好。另外,在健康受试者运动对侧大脑半球的运动皮质区施加HD-tDCS(2 mA、20 min)后,能够有效延长其前臂指屈肌抗疲劳时间同时减轻疲劳感。这说明HD-tDCS在一定程度上能够提高肌肉的抗疲劳能力。本研究结果为HD-tDCS在临床以及运动科学领域中的进一步应用提供了参考依据。

参考文献(References)

- [1] Chang L, Fu S, Li J, et al. Effects of compression running pants and treadmill running stages on knee proprioception and fatigue-related physiological responses in half-marathon runners[J]. *Frontiers in Physiology*, 2022, 13: 1-9.
- [2] Pethick J, Tallent J. The neuromuscular fatigue-Induced loss of muscle force control[J]. *Sports*, 2022, 10(11): 184.
- [3] Maudrich T, Ragert P, Perrey S, et al. Single-session anodal transcranial direct current stimulation to enhance sport-specific performance in athletes: A systematic review and meta-analysis[J]. *Brain Stimulation*, 2022, 15(6): 1517-1529.
- [4] Kuo H I, Bikson M, Datta A, et al. Comparing cortical plasticity induced by conventional and high-definition 4×1 ring tDCS: A neurophysiological study[J]. *Brain Stimulation*, 2013, 6(4): 644-648.
- [5] Woods A J, Antal A, Bikson M, et al. A technical guide

- to tDCS, and related non-invasive brain stimulation tools [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2016, 127(2): 1031–1048.
- [6] Cogiamanian F, Marceglia S, Ardolino G, et al. Improved isometric force endurance after transcranial direct current stimulation over the human motor cortical areas[J]. *European Journal of Neuroscience*, 2007, 26 (1): 242–250.
- [7] 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.
- [8] Hikosaka M, Aramaki Y. Effects of bilateral transcranial direct current stimulation on simultaneous bimanual hand-grip strength[J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2021, 15: 1–10.
- [9] 王宝峰, 周俊鸿, 肖松林, 等. 高精度经颅直流电刺激对 Y 平衡任务下姿势控制表现的即刻影响[J]. *应用力学学报*, 2022, 39(2): 231–240.
- [10] 肖松林, 周俊鸿, 王宝峰, 等. 高精度经颅直流电刺激对足部肌肉力量、踝关节运动觉及静态平衡的影响[J]. *体育科学*, 2020, 40 (5): 42–51.
- [11] Gallo G, Geda E, Codella R, et al. Effects of bilateral dorsolateral prefrontal cortex high-definition transcranial direct-current stimulation on physiological and performance responses at severe-intensity exercise domain in elite road cyclists[J]. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2022, 17(7): 1085–1093.
- [12] Huang Y J, Wang S M, Chen C, et al. High-definition transcranial direct current with electrical theta burst on post-stroke motor rehabilitation: A pilot randomized controlled trial[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2022, 36(9): 645–654.
- [13] Zhan J, Yu C, Xiao S, et al. Effects of high-definition transcranial direct current stimulation on the cortical-muscular functional coupling and muscular activities of ankle dorsi-plantarflexion under running-induced fatigue[J]. *Frontiers in Physiology*, 2023, 14: 1–11.
- [14] Guo F, Sun Y J, Zhang R H. Perceived exertion during muscle fatigue as reflected in movement-related cortical potentials: An event-related potential study[J]. *Neuroreport*, 2017, 28(3): 115–122.
- [15] Ushiyama J, Katsu M, Masakado Y, et al. Muscle fatigue-induced enhancement of corticomuscular coherence following sustained submaximal isometric contraction of the tibialis anterior muscle[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2011, 110(5): 1233–1240.
- [16] Williams P S, Hoffman R L, Clark B C. Preliminary evidence that anodal transcranial direct current stimulation enhances time to task failure of a sustained submaximal contraction[J]. *PLoS One*, 2013, 8(12): 1–11.
- [17] Woods A J, Antal A, Bikson M, et al. A technical guide to tDCS, and related non-invasive brain stimulation tools [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2016, 127 (2): 1031–1048.
- [18] Zappasodi F, Musumeci G, Navarra R, et al. Safety and effects on motor cortex excitability of five anodal transcranial direct current stimulation sessions in 24 hours [J]. *Neurophysiologie Clinique*, 2019, 49(1): 19–25.
- [19] 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.
- [20] Brunoni A R, Nitsche M A, Bolognini N, et al. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): Challenges and future directions[J]. *Brain Stimulation*, 2012, 5 (3): 175–195.
- [21] Abdelmoula A, Baudry S, Duchateau J. Anodal transcranial direct current stimulation does not influence the neural adjustments associated with fatiguing contractions in a hand muscle[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2018, 119: 597–609.
- [22] Kuo H I, Bikson M, Datta A, et al. Comparing cortical plasticity induced by conventional and high-definition 4×1 ring tDCS: A neurophysiological study[J]. *Brain Stimulation*, 2013, 6(4): 644–648.
- [23] Pollastri L, Gallo G, Zucca M, et al. Bilateral dorsolateral prefrontal cortex high-definition transcranial direct-current stimulation improves time-trial performance in elite cyclists[J]. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2021, 16(2): 224–231.
- [24] Boggio P S, Alonso-Alonso M, Mansur C G, et al. Hand function improvement with low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation of the unaffected hemisphere in a severe case of stroke[J]. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2006, 85(11): 927–956.
- [25] Nitsche M A, Doemkes S, Karaköse T, et al. Shaping the effects of transcranial direct current stimulation of the human motor cortex[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2007, 97(4): 3109–3126.
- [26] Lattari E, Oliveira B R R, Monteiro Júnior R S, et al. Acute effects of single dose transcranial direct current stimulation on muscle strength: A systematic review and

- meta-analysis[J]. PLoS One, 2018, 13(12): 1–19.
- [27] Oki K, Mahato N K, Nakazawa M, et al. Preliminary evidence that excitatory transcranial direct current stimulation extends time to task failure of a sustained, submaximal muscular contraction in older adults[J]. The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences, 2016, 71(8): 1109–1120.
- [28] Foerster B R, Nascimento T D, Deboer M, et al. Excitatory and inhibitory brain metabolites as targets of motor cortex transcranial direct current stimulation therapy and predictors of its efficacy in fibromyalgia[J]. Arthritis Rheumatology, 2015, 67(2): 576–581.
- [29] Lebesque L, Scaglioni G, Martin A. The impact of submaximal fatiguing exercises on the ability to generate and sustain the maximal voluntary contraction[J]. Frontiers in Physiology, 2022, 13: 1–13.
- [30] Wang L, Wang C, Yang H, et al. Halo sport transcranial direct current stimulation improved muscular endurance performance and neuromuscular efficiency during an isometric submaximal fatiguing elbow flexion task[J]. Frontiers in Human Neuroscience, 2022, 16: 1–12.

Study on anti-fatigue effect of high-definition transcranial direct current stimulation on forearm muscles of upper limbs

LI Wenhua¹, HOU Yuxin², DONG Tongong², XIA Xuelian², GUO Feng^{3*}

1. Social Sports School, Shenyang Sport University, Shenyang 110102, China

2. Department of Postgraduate, Shenyang Sport University, Shenyang 110102, China

3. College of Exercise and Health, Shenyang Sport University, Shenyang 110102, China

Abstract This study aimed to investigate the anti-fatigue effect of high-definition transcranial direct current stimulation (HD-tDCS) on human forearm flexor finger muscle, in order to provide reference for the clinical application of HD-tDCS. In this study, 19 healthy male subjects were recruited to observe the anti-fatigue effect of HD-tDCS on the contralateral hemisphere motor cortex on the muscle of the right forearm flexor finger muscle during the fatigue induced by 35% maximal isokinetic voluntary contractions. Subjects were divided into Baseline, HD-tDCS, and Sham groups. Surface electromyographic (sEMG) signals were collected during the performance exercise task and rating of perceived exertion (RPE) was asked after task. The fatigue time of forearm flexors in HD-tDCS group was significantly longer than Baseline and Sham groups ($P < 0.05$). The level of RPE reported after exercise in Baseline and Sham groups was significantly higher than that in the HD-tDCS group ($P < 0.05$). The sEMG level of forearm digital flexor in HD-tDCS group was lower than that in Baseline and Sham groups during isometric contraction. Applying HD-tDCS on the primary motor cortex of the contralateral hemisphere motor cortex can effectively prolong the fatigue resistance time and reduce the fatigue perception of the flexor fingers of the forearm, suggesting that HD-tDCS can improve the muscle fatigue resistance and reduce the subjective fatigue feeling to a certain extent.

Keywords high-definition transcranial direct current stimulation; forearm muscles; rating of perceived exertion; fatigue time ●



(责任编辑 徐丽娇)