

文章编号:1004-7220(2020)06-0649-09

· 专家论坛 ·

神经生物力学增能技术前沿与进展

傅维杰, 刘宇

(上海体育学院 运动健身科技省部共建教育部重点实验室, 上海 200438)

摘要:近年来,神经生物力学增能技术改善和提高人体机能和运动能力的作用受到国内外广泛关注。总结通过如非侵入式脑刺激和来自运动装备的生物力学增能技术对人体运动表现影响的新成果,并进一步探讨其改善并促进人体运动能力的可能机制,归纳基于动物实验已取得的初步证据以及人体多关节运动下神经动作控制的生物力学研究,阐释大脑皮层调控激活-神经肌肉协调控制两个层面下人体运动能力增强的协同发展及其与运动装备的融合,为未来我国神经生物力学及人体运动生物力学的前沿发展和研究定位提供参考。

关键词:神经生物力学; 运动生物力学; 增能技术; 非侵入脑刺激; 运动装备

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.06.001

Frontiers and Progress in Neuro-Biomechanical Ergogenic Technology

FU Weijie, LIU Yu

(Key Laboratory of Exercise and Health Sciences of Ministry of Education, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China)

Abstract: In recent years, the effects of the neuro-biomechanical ergogenic technology on improving and enhancing human function and physical movement performance have widely attracted certain attentions. This review summarized the recent achievements in the effects of non-invasive brain stimulation (NIBS) and biomechanical ergogenic technology based on sports equipment on human physical performance, and further explored the possible mechanisms for improving and promoting human physical performance. The obtained preliminary evidence based on animal experiments and biomechanical researches on neuromotor control under multi-joint movement were also summarized, so as to explain the coordinated development of human function enhancement at cerebral cortex regulation and neuromuscular coordinated control levels, and interpret its integration with sports equipment. This review ultimately provided certain references for the future frontier development and research position of neuro-biomechanics and human sports biomechanics.

Key words: neuro-biomechanics; sports biomechanics; ergogenic technology; non-invasive brain stimulation (NIBS); sports equipment

运动能力不仅关乎运动员的竞技能力,还是军队士兵战斗力的决定因素,同时与青少年儿童生长发育、老年人生活质量等各方面息息相关,代表着

整个社会的生产力与国家的国际竞争力。

近年来,非侵入式神经生物力学增能技术改善和提高人体运动能力的作用受到运动科学领域的

收稿日期:2020-12-01;修回日期:2020-12-10

基金项目:国家自然科学基金重点项目(11932013),国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项(2018YFF0300500)

通信作者:刘宇,教授,博士生导师,E-mail:yuliu@sus.edu.cn

广泛关注,该技术主要包括经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)和经颅电刺激(transcranial electrical stimulation, tES)。大脑活动主要以神经元放电为基础,故可以通过改变或调节这种电活动产生短时或长期的脑功能改变,包括大脑认知功能、感知功能和运动功能等。其中,关注较多的是经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS),研究人员已将其尝试用于提高健康人群或者运动员的运动能力。*Nature* 杂志曾连续刊文报道,tDCS可提高篮球运动员的纵跳能力和耐力水平^[1-3];同时,针对运动员的tDCS装置也已运用在运动训练中。加入tDCS手段后,运动员能够很好地适应这种训练方案,并显著提高运动能力,故该技术被认为能够在提高肌力表现(最大力量、爆发力、肌耐力)、延缓运动疲劳、促进运动技能的学习和获得等方面提高运动能力^[3-4]。此外,根据报道,美国军方也将tDCS技术应用于士兵训练,尤其是对体能和专注度要求较高的工作任务^[5]。因此,此类技术又被称为神经启动技术或大脑训练^[1,6]。

Grossman等^[7]报道了一种基于相位干涉电场的非侵入性深部脑刺激技术(non-invasive deep brain stimulation via temporally interfering electric fields, NIDBS-TI),又简称TI刺激技术。该研究利用神经元对频率高于1 kHz的正弦电场刺激无反应的特性,将两组频率分别为2.0、2.01 kHz的正弦电场从两个不同位置作用于大脑,在深部脑区形成1个包络为10 Hz的相干电场,该相干电场可引起深部脑区兴奋。基于上述原理,TI脑刺激技术可以相对精确地瞄准大脑深部区域,而浅部不受影响,达到深部刺激的效果(见图1)。

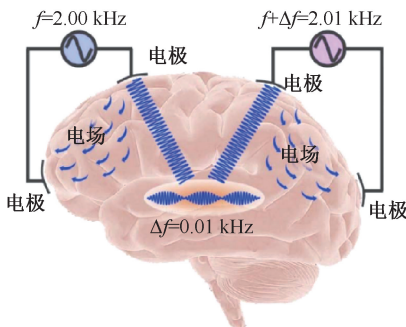


图1 TI刺激概念示意图(修改自文献[7])

Fig.1 Schematic diagram of TI stimulation concept
(revised from literature [7])

本文主要围绕神经生物力学增能技术提高人体运动表现研究进行回顾,总结近年来通过如非侵入式脑刺激和来自运动装备的生物力学增能技术对人体运动表现影响的新成果,并进一步讨论其改善并促进人体运动能力的可能机制,归纳基于动物实验已取得的初步证据以及人体多关节运动下神经动作控制的生物力学研究,阐释大脑皮层调控激活-神经肌肉协调控制两个层面下人体运动能力增强的协同发展及其与运动装备的融合,为未来我国神经生物力学及人体运动生物力学的前沿发展和研究定位提供参考。

1 非侵入式神经生物力学增能技术对人类运动表现的影响

近年来,研究人员开始尝试使用tES技术提高健康人群或者运动员的运动能力,包括tDCS和经颅交流电刺激(transcranial alternating current stimulation, tACS),其中使用较多的是tDCS。Fregni等^[8]证明,tDCS阳极和阴极刺激(参数:1 mA, 20 min)均可对卒中患者的上肢运动表现具有短暂的改善效果。

此外,tDCS提升健康人群运动能力的潜在作用也逐渐被关注。例如,Cogiamanian等^[9]将tDCS应用到健康人群中,发现tDCS阳极刺激(参数:1.5 mA, 10 min)运动皮层可降低疲劳造成的肌肉疼痛、改善肘关节肌肉的协同做功,从而提升肌肉的耐力水平。尽管下肢运动区刺激难度较大,但研究已开始关注tES技术在下肢运动区的应用。Sales等^[10]研究发现,tDCS阳极刺激左侧颞叶皮层(T3区)可以显著提高健康成年人膝关节伸肌等速肌力;Angius等^[11]也研究证明,tDCS阳极刺激皮层脑区可以明显提高受试者的膝关节等长收缩的肌肉耐力,但皮层兴奋性、随意激活水平及最大肌肉力量无改变^[11]。与单关节运动相比,多关节运动及其神经调控机制更为复杂。Lattari等^[12]对成年男性进行tDCS刺激(参数:2 mA, 20 min),双侧运动皮质tDCS阳极刺激后原地垂直纵跳高度、腾空时间和肌肉峰值功率均显著增加。此外,研究者还发现,小脑tDCS阳极刺激可分别提高健康成年人和老年人的静态或动态平衡控制能力^[13-14]。

本研究团队对国内外近20年的相关文献进行

系统归纳和总结,认为 tDCS 技术对于改善人体的运动能力,包括提高肌肉爆发力、延缓运动疲劳、促进运动技能的习得等方面确实有积极的作用^[15-18]。在前人研究的基础上,本团队有针对性地针对 tDCS 的刺激参数和刺激位置,尤其是刺激时刻和训练方案的合理结合开展一系列研究:① 经颅直流电刺激能够提高健康年轻男性受试者的功率自行车平均输出功率和 Stroop 效应^[19],其中 Stroop 测试是一种经典的神经心理学评估手段,可以测量认知功能的多个方面,包括信息处理速度、持续注意力、干扰和抑制;② tDCS 技术能够提高健康年轻人下肢运动能力,包括纵跳高度^[20]、足部肌肉力量^[21]等;③ tDCS 技术可以作为提升足踝运动表现的干预手段^[22-23]。这些结果表明,tDCS 技术有即刻提高下肢运动能力和认知功能的可能性。

尽管以上研究指出 tES,特别是经颅直流电刺激可能是提高运动能力的一种潜在技术,但Holgado等^[24]认为,现有研究存在样本量较小、脑刺激强度和受试者个体间差异性较大等局限,这导致干预结果的多样性,尚无法证实经颅直流电刺激能在多大程度上提升运动能力。此外,相对于上肢区域,大脑运动皮层的双下肢运动控制区域多位于大脑纵裂深处,并存在一定角度;除运动皮层(M1区)等直接控制外周运动系统的大脑结构外,还存在其他高级神经动作控制中心,包括辅助运动区、运动前区、基底神经节、小脑、顶叶、额叶皮层、海马和扣带皮层等,以保证运动的高效性和准确性,这些脑区往往位于大脑深部。然而,主要作用于大脑皮层浅层的 tES 技术属于泛刺激,对深部定位刺激的把握较为困难。因此,后续研究在基于常规 tES 技术的基础上,开发深部定位神经生物力学增能技术并验证其安全性和准确性,制定更有效的刺激方案,通过严格控制的干预研究进一步探究深部定位刺激对改善人体运动能力的效果。

2 非侵入式神经生物力学增能技术改变运动能力的可能机制

现有研究关于 tDCS 的作用机制主要集中在以下 4 个方面:① 改变大脑皮层兴奋性。由电场极性引起神经元静息膜电位的去极化和超极化^[25];② 调节突触可塑性。诱导 N-甲基-D-天冬氨酸

(N-methyl-D-aspartate, NMDA)受体表达、 γ -氨基丁酸(γ -aminobutyric acid, GABA)活性,产生长时程增强(long-term potentiation, LTP)或抑制(long-term depression, LTD)作用,这些被认为参与突触可塑性^[26];③ 改变脑血流。阳极和阴极 tDCS 引起大脑皮层和皮层下区域局部脑血流(regional cerebral blood flow, rCBF)广泛增加或减少^[26];④ 调节大脑网络连接。tDCS 增加刺激半球内的运动前区、初级运动区和感觉运动区的连接,并诱导左右半球间的连接变化^[27]。

基于脑功能研究技术,包括功能磁共振成像(functional magnetic resonance, fMRI)、近红外光谱成像(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)和脑电图(electroencephalogram, EEG)等,研究者已开始探索非侵入性脑刺激技术改善人体运动能力的可能机制。Cogiamanian 等^[9]研究发现,tDCS 提高运动功能的同时,M1 区阳极刺激还可增加运动诱发电位的幅度,提示该结果可能与皮层脊髓束兴奋性增加、促进 α 运动神经元对骨骼肌活动的控制有关。此外,研究者还考虑使用 fMRI 技术监测有效刺激过程中或刺激前后人体脑部活动变化,进而探讨电刺激对神经元或神经网络的作用。研究者观察了 tDCS 刺激对执行不同运动任务时(如双任务姿势控制、手部活动等)大脑激活状态的影响,包括激活区域数量、感兴趣区域(resulting regions of interest, ROI)、独立成分分析(Spatial ICA)、体素-镜像同伦连接(voxel-mirrored homotopic connectivity, VMHC)等指标,表现为相关脑区或脑网络功能性连接增加、大脑两半球连接增加、被刺激大脑皮层和皮层下区域的局部脑血流广泛增加以及脑血流灌注增加等^[28-30]。Cabral-Calderin 等^[31]还发现,在观看视频和手指敲击实验中,tACS 刺激后枕叶皮层激活程度显著提高。尽管如此,现有研究在神经生物力学增能技术改变大脑功能方面仍存在不一致的结果。例如,Radel 等^[32]通过 fNIRS 技术并未发现 tDCS 刺激后反映皮层代谢功能的大脑皮层氧合血红蛋白的改变。Hogado 等^[24]也未发现前额叶皮层 tDCS 阳极刺激后大脑皮层脑电活动的显著改变。因此,未来的研究在探索非侵入性神经生物力学增能技术改善人体运动能力的可能机制时,应关注实验方案、刺激参数、个体差异等多方面的因素。

3 基于动物实验取得的初步神经生理学证据

针对 tES 干预的脑机制研究涉及不同种类动物的运动能力的研究,如小鼠、大鼠和猴^[4]。此外, tES 的效应也与脑结构有关,与运动相关的文献报道涉及主要的脑结构为 M1、丘脑底核(subthalamic nucleus, STN)、海马^[33]、腹外侧丘脑^[34]、苍白球^[35]、中脑腹侧被盖区^[36]、伏隔核^[37]等。例如:朱玉芳等^[33]在大鼠海马 CA1 区的传入性神经通路 Schaffer 侧支上给予顺向高频电刺激(high frequency stimulation, HFS)(参数:双相恒流脉冲,顺向 HFS, 0.1~0.5 mA, 0.1 ms, 100 或 200 Hz)在下游神经元可记录到单突触激活锋电位变化,发现顺向 HFS 诱发海马神经元锋电位幅度明显变小,并且该 HFS 引起的大量神经元产生锋电位的刺激频率以 100 Hz 最为显著。Noor 等^[34]报道在大鼠硬脑膜下进行 tES 电刺激(1 mA, 200 μ s, 130 Hz)腹外侧丘脑可在皮层 M1 观察到皮层血流增加,并且腹外侧丘脑深部电刺激诱导的 M1 皮层最大血流的频率为 100 Hz。

关于 tES 的干预效果最多的报道是侵入式的 STN-DBS,发现闭环刺激方案优于开环^[38];选择 3 种 DBS 参数发现可以明显改善运动紊乱^[39];皮层 M1 区血流灌注增加也与 STN-DBS 存在线性关系^[34];进一步机制分析发现, DBS 用于治疗帕金森病(Parkinson's disease, PD)或其他脑疾病的机理更多是基于脑神经环路的结构精细地干预深部脑区投射到皮层运动区的神经元活动,以达到纠正运动紊乱或改善运动能力的目的,这种机理可能是调制皮层-丘脑投射的兴奋性作用所致,从而提示选择性激活 NMDA、AMPA 或代谢性谷氨酸等可改善 PD 导致的运动损害的神经元受体,使其恢复至正常水平有关^[39]。此外,当然也可以直接采用非侵入式的 tES 干预刺激目标脑区以达到影响运动表现的目的。目前, Fertoni 等^[40]提出随机共振理论可能是 tES 神经调控即时效应的合理解释。未来可以针对刺激方案、电学参数、靶向脑区、干预结果、神经环路以及新技术等方面进行相应的动物实验研究,为 tES 的进一步发展提供新的方向与机遇。

4 人体多关节运动神经生物力学研究及其增能

人体运动神经肌肉控制过程与机理一直是运动科学、神经科学研究的热点问题。生物力学研究技术在神经动作控制(neuromotor control)领域的应用,为深入理解运动控制机制起了重要的作用。人体运动控制是神经-肌肉-骨骼系统在以下 4 个层次整合完成的:① 将所有兴奋/抑制的神经输入汇合至 α 运动神经元;② 对肌肉内所有募集到的运动单位所产生的所有单收缩进行求和,这体现为肌肉收缩力;③ 对所有主动肌和拮抗肌在关节周围产生的肌肉力矩求代数和;④ 为了一个共同目标各关节协同作用,产生联合关节力矩以完成神经-肌肉-骨骼系统的整合^[42](见图 2)。

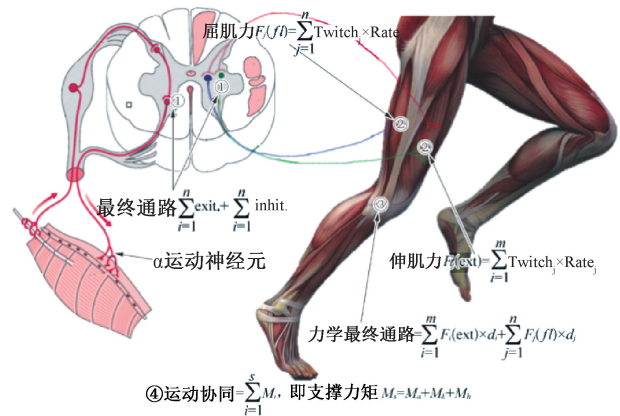


图2 神经-肌肉-骨骼系统整合^[41]

Fig.2 Integration of the neuromusculoskeletal system^[41]

第3个层次得到的关节肌肉力矩虽然是力学指标(具有力学单位 $N \cdot m$),但应将其视为神经控制信号,因为它代表了中枢神经系统对最终期望运动的控制。因此,多关节运动神经生物力学增能技术的核心,就是尽可能地优化提高关节肌肉力矩的输出。而肌电图(electromyography, EMG)则反映的是肌肉的神经支配特性。例如,走路过程中的支撑力矩可以看作是一种协同力矩,它量化了下肢所有肌肉以抵抗重力引起身体坍塌的协同运动。因此,可以利用环节互动动力学模型和 EMG 获得的结果,用于推估运动的神经控制机制^[43]。这不仅对产生与控制运动的理解有重要意义,亦为生物力学提供了一种研究人体动作控制的重要方法。在分析人

体多环节运动的动力学问题时,虽然在运动过程中肢体环节会发生形变,可是这些形变对于大环节而言可以忽略不计。因此,通常将人体环节简化为刚体且为链接系统,基于这些假设可以建立肢体运动的动力学方程并进行逆动力学运算。此外,还可以根据多体系统的动力学方程分别量化出跨过某一关节的主动肌肉力矩和被动力矩的分量,这一方法被称为环节互动动力学(intersegmental dynamics, ISD)。环节互动动力学可以将作用于关节处的力矩根据其力学功能分别量化为净力矩、肌肉力矩、重力矩、运动产生的互动力矩、接触力矩等。本研究团队利用环节间互动动力学以我国国家短跑队为研究对象,对高速跑时下肢多关节运动控制以及双关节肌肉的功能和损伤进行了系列研究^[44-46]。

近些年来,环节互动动力学分析手段已被广泛应用于人体运动生物力学研究中,力矩分量的作用在多种动作任务中各不相同,还会随着外在条件的变化而进行调整。例如,在步行任务中,足部负重的改变不仅会影响到摆动肢体所需的肌肉活动程度,而且会改变环节与环节间的互动力矩大小^[47];在短跑运动中,支撑期内肌肉力矩主要用于对抗地面反作用力,从而控制下肢活动,而在摆动期,髋、膝关节的肌肉力矩功能发生转变,中和由于运动产生的被动力矩,从而控制下肢运动方向^[44];在纵跳动作推进瞬间,髋、踝关节主要依靠肌肉力矩产生的净力矩,而膝关节主要利用互动力矩来完成动作^[48]。在上肢活动例如棒球投掷动作中,前臂快速旋前主要来自被动效应,这种被动效应来源于临近环节的运动,在三维投掷动作中是自然发生的连续性动作之一^[49];近期还有研究表明,神经系统可以预判上肢多关节运动中互动力矩的量级和方向,从而更为适当地在自发性肘关节运动或快速反馈性肘关节运动中调整肩关节肌肉活动的程度^[50]。

在科技高速发展的今天,越来越多新兴交叉技术与生物力学研究技术相结合,被应用于人体运动控制机制的研究中,且成果显著,如fMRI^[51]、TMS^[52]、EEG^[53]、fNIRS^[54]等。然而,由于运动的复杂性、技术的时空解析度以及静态条件的限制,目前这些技术仅适用于实验室条件,且只限于分析相对静止或简单基础的动作控制,能将其应用在研究人体多关节复杂运动上较为困难。一些学者将环

节互动动力学分析手段与脑神经科学研究方法TMS相结合,尝试探讨人类复杂多环节运动的神经控制与协调机制,目前常见于上肢动作研究中。结果发现,在健康人群上肢目标触碰任务(target-reaching task)中,下行皮质脊髓运动指令包含对肢体被动力矩的补偿,这种对被动互动力矩的补偿作用主要表现在横跨肩肘的双关节肌上,这是因为它们处于生物力学上较为有利的位置^[52];如果中枢神经系统不能正常调节神经命令信号与互动力矩的关系,人体将表现出某些运动障碍。例如,小脑共济失调病人会表现出对互动力矩的无效控制,即使在单关节动作过程中控制良好,仍旧会在多关节动作控制中发挥异常。相似的,患有发展性协调障碍的儿童同样也存在小脑功能障碍,因其对互动力矩的调整能力受损,进而导致较差的运动控制能力^[55-56]。因此,通过脑科学和生物力学研究方法,探讨非侵入神经生物力学增能技术恢复或增强人体能力的内在机理,以期提高运动员、普通大众甚至是损伤人群的人体能力,具有重要的理论意义。

5 生物力学增能技术——来自运动装备的范例

如今的竞技体育已然成为科技上的角力。谁能领先一步占领运动科技制高点,谁就有更多机会拔得头筹。回望竞技体育的历史,科技创新推动着运动装备的巨大变革,这其中富含科技力量的运动鞋、紧身服等功能性装备是现代奥林匹克运动中助推运动员不断突破人类极限、提升人类能力所必不可少的“利器”。2019年10月,肯尼亚名将基普乔格以1 h:59 min:40 s的成绩成为人类历史上首位马拉松“破2”的运动员。他所穿着的NEXT%升级款跑鞋,由于其ZoomX鞋中底的加厚并在跖趾关节处出现的结合内置碳板技术的圆形纽扣样结构,被认为是运动鞋能量回弹、提升跑步经济性的生物力学增能新科技。

该增能跑鞋原型技术的研发团队在运动科学领域的顶级期刊*Sports Medicine*上连续刊文,探究其背后的生物力学增能贡献^[57-58]。

(1) 通过比较高水平男性运动员穿着该原型跑鞋(Nike Vaporfly, NP)与已有的两种马拉松跑鞋NS(Nike Zoom Streak 6)和AB(Adidas adizero Adios BOOST 2)分别进行14、16、18 km/h跑步测验,采集

每种鞋次最大摄氧量和平均能量损耗等指标。结果发现,在3种跑速下,当鞋质量匹配时,穿增能鞋 NP 比穿对照鞋 NS 和 AB 能量损耗分别降低了 4.16% 和 4.01%,且与跑速无关(见图3);与此对应



图3 穿着不同马拉松跑鞋在不同跑速下能耗比较^[58]

Fig.3 Comparison of gross energetic cost during running at different speed in different marathon racing shoes^[58]

(2) 对穿着这3种马拉松跑鞋男性跑者在16 km/h跑速下的下肢生物力学特征进行比较,结果发现:穿着增能鞋 NP,垂直地面反作用力冲量更大、跖趾关节的伸角度峰值更小、踝关节的正/负功以及跖趾关节负功均显著减小(见图4)。由此可见,新型马拉松跑鞋的能耗节省化主要得益于:①中底泡沫结构具有良好的储能性能;②碳纤维板对踝关节力学的杠杆效应且强化了跖趾关节的刚度效应,并最终从生物力学角度提供马拉松跑者的缓冲和蹬伸的增能效果。

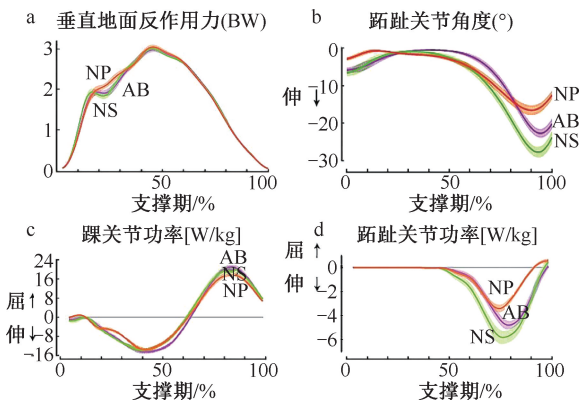


图4 穿着不同马拉松跑鞋支撑期时垂直地面反作用力(a)、跖趾关节角度(b)、踝关节功率(c)和跖趾关节功率(d)对比^[57]

Fig.4 Comparison of vertical ground reaction force (a), metatarsophalangeal (MTP) joint angles (b), ankle joint powers (c) and MTP joint powers (d) during running in different marathon racing shoes^[57]

运动鞋作为足和运动表面接触的唯一介质,通过改进鞋技术以提高运动能力和改善运动经济性,

的材料测试所得到的3种跑鞋中底形变曲线和释放能量结果发现,增能鞋 NP 形变约为对照鞋 NS 和 AB 的2倍,且释放的弹性能也大大高于两种对照鞋。

一直是研究热点,而鞋的质量、缓冲性能以及屈曲刚度均会影响运动的能量消耗^[58]。本团队最新的研究表明,采用碳素增强板的硬底鞋能够在改变跖趾关节部分运动学的同时增加相邻踝关节的蹬地效果,为进一步提高运动表现提供了可能,并能利用不同鞋中底缓冲在神经肌肉疲劳时提供额外的保护^[59-60]。综上所述,通过探究基于运动装备对人体生物力学增能的技术及功效,进而理解人-装备-环境之间的交互作用和机理,并最终为运动员、士兵战士、大众人群等提升人体机能和运动能力提供科技装备助推。

6 总结与展望

未来神经生物力学乃至人体运动生物力学对于提高人类能力方面的研究和发展应着重思考深入大脑皮层精准激活/调控、人体运动/动作发生、发展的生物力学规律、原理和本质等基础研究的探寻,在应用领域重点解决与竞技体育表现、运动装备科技、非医疗提升全民健康及疾病防治相关的关键科学问题,进一步对接健康中国“2030”规划、新时期体育强国的目标以及现代化进程的强军强民战略。具体可以包括以下几个方面:

(1) 基于最前沿的神经科学/脑科学,如运动与脑功能等领域,开展创新性研究,以提高人类/人体运动能力。具体包括:非侵入脑刺激技术(non-invasive brain stimulation, NIBS)的神经生物力学机制研究;NIBS在提升竞技体育成绩及运动表现中的效果;NIBS在促进全民体质健康的应用。

(2) 结合前沿的医学影像学技术和便携式传感、大数据等先进的工程诊疗手段等,减少、预防损伤。具体包括:基于高速动作下关节在体运动的量化分析和相关损伤的力学机制,探索 NIBS 在走、跑、跳跃、投掷等技术动作中的神经肌肉控制效果及作用机制;探究 NIBS 在阿尔茨海默症和 PD 等退行性疾病和非传染性疾病/慢病中的防治等。

(3) 开发拓展创新型训练手段并结合先进智能化运动装备,加快人体机能恢复/康复。具体包括:NIBS 在运动肌肉骨骼损伤康复疗效及机制;基于大众健身运动干预数据平台及运动健康检测评估系统,制定个性化、精准化 NIBS 系统训练/康复手段和解决方案,并结合数字化、智能化的功能性运动鞋/服、防护装备等。

在现今国家积极鼓励发展交叉学科的大背景下,人体运动生物力学也应重点考虑建立体-医-工的交叉融合,与诸如非侵入式神经生物力学增能技术关联的类脑、脑机、人工智能、影像诊疗、便携式传感、大数据诊断、智能运动装备等领域在内的“新工科”技术协同发展,在竞技体育和大众健身、康复等产业中做出更大贡献,为改善、提高人类能力与健康的目标服务。

参考文献:

- [1] BOURZAC K. Neurostimulation: Bright sparks [J]. *Nature*, 2016, 531(7592): S6.
- [2] HORNYAK T. Smarter, not harder [J]. *Nature*, 2017, 549: S1-S3.
- [3] REARDON S. 'Brain doping' may improve athletes' performance: Electrical stimulation seems to boost endurance in preliminary studies [J]. *Nature*, 2016, 531(7594): 283-285.
- [4] EDWARDS DJ, CORTES M, WORTMAN-JUTT S, et al. Transcranial direct current stimulation and sports performance [J]. *Front Hum Neurosci*, 2017, 11: 243.
- [5] ASHER T. Brain training: The future of psychiatric treatment? [EB/OL]. <http://sitn.hms.harvard.edu/flash/2017/brain-training-future-psychiatric-treatment>.
- [6] YOUNG E. Brain stimulation: The military's mind-zapping project [EB/OL]. [https://doi.org/10.1016/S0262-4079\(13\)62891-2](https://doi.org/10.1016/S0262-4079(13)62891-2).
- [7] GROSSMAN N, BONO D, DEDIC N, et al. Noninvasive deep brain stimulation via temporally interfering electric fields [J]. *Cell*, 2017, 169(6): 1029-1041.e1016.
- [8] FREGNI F, BOGGIO PS, MANSUR CG, et al. Transcranial direct current stimulation of the unaffected hemisphere in stroke patients [J]. *Neuroreport*, 2005, 16(14): 1551-1555.
- [9] COGIAMANI 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.
- [10] SALES M, DE SOUSA C, BROWNE R. Transcranial direct current stimulation improves muscle isokinetic performance of young trained individuals [J]. *Med Sport*, 2016, 69(2): 163-172.
- [11] 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.
- [12] LATTARI E, CAMPOS C, LAMEGO MK, et al. Can transcranial direct current stimulation improve muscle power in individuals with advanced weight-training experience? [J]. *J Strength Cond Res*, 2020, 34(1): 97-103.
- [13] EHSANI F, SAMAEI A, ZOGHI M, et al. The effects of cerebellar transcranial direct current stimulation on static and dynamic postural stability in older individuals: A randomized double-blind sham-controlled study [J]. *Eur J Neurosci*, 2017, 46(12): 2875-2884.
- [14] POORTVLIET P, HSIEH B, CRESSWELL A, et al. Cerebellar transcranial direct current stimulation improves adaptive postural control [J]. *Clin Neurophysiol*, 2018, 129(1): 33-41.
- [15] 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.
- [16] 王开元,刘宇. “神经启动”技术增强运动表现 [J]. *体育科学*, 2018, 38(1): 96-96.
- [17] ZHU Z, ZHOU J, MANOR B, et al. Commentary: 'Brain-doping,' is it a real threat? [J]. *Front Physiol*, 2019, 10: 1489.
- [18] ZHUANG W, YIN K, ZI Y, et al. Non-invasive brain stimulation: Augmenting the training and performance potential in esports players [J]. *Brain Sci*, 2020, 10(7): 454.
- [19] HUANG L, DENG Y, ZHENG X, et al. Transcranial direct current stimulation with halo sport enhances repeated sprint cycling and cognitive performance [J]. *Front Physiol*, 2019, 10: 118.
- [20] 王玮,朱志强,殷可意,等. 经颅直流电刺激对纵跳生物力学特征的影响 [J]. *体育科学*, 2020, 40(7): 57-64.
- [21] 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.
- [22] MA Y, YIN K, ZHUANG W, *et al.* Effects of combining high-definition transcranial direct current stimulation with short-foot exercise on chronic ankle instability: A pilot randomized and double-blinded study [J]. *Brain Sci*, 2020, 10(10): 749.
- [23] XIAO S, WANG B, ZHANG X, *et al.* Systematic review of the impact of transcranial direct current stimulation on the neuromechanical management of foot and ankle physical performance in healthy adults [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8: 587680.
- [24] 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.
- [25] NITSCHKE MA, PAULUS W. Sustained excitability elevations induced by transcranial DC motor cortex stimulation in humans [J]. *Neurology*, 2001, 57(10): 1899-1901.
- [26] REIS J, FRITSCH B. Modulation of motor performance and motor learning by transcranial direct current stimulation [J]. *Curr Opin Neurol*, 2011, 24(6): 590-596.
- [27] POLAN AR, NITSCHKE M, 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.
- [28] ZHENG Y, WANG Y, YUE Z, *et al.* Transcranial direct current stimulation modulates the brain's response to foot stimuli under dual-task condition: A fMRI study in elderly adults [J]. *Neurosci Letters*, 2019, 692: 225-230.
- [29] WANG X, WONG WW, FANG Y, *et al.* Dynamic influence of ongoing brain stimulation on resting state fMRI connectivity: A concurrent tDCS-fMRI study [J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2018: 1037-1040.
- [30] HORDACRE B, GOLDSWORTHY MR. Commentary: Cooperation not competition: bihemispheric tDCS and fMRI show role for ipsilateral hemisphere in motor learning [J]. *Front Hum Neurosci*, 2018, 12: 97.
- [31] CABRAL-CALDERIN Y, WILLIAMS KA, OPITZ A, *et al.* Transcranial alternating current stimulation modulates spontaneous low frequency fluctuations as measured with fMRI [J]. *Neuroimage*, 2016, 141: 88-107.
- [32] 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.
- [33] 朱玉芳, 封洲燕, 王兆祥, 等. 高频电刺激改变神经元锋电位的波形 [J]. *生物化学与生物物理进展*, 2016, 43(8): 787-795.
- [34] NOOR MS, MURARI K, MCCracken CB, *et al.* Spatiotemporal dynamics of cortical perfusion in response to thalamic deep brain stimulation [J]. *Neuroimage*, 2016, 126(131-139).
- [35] MCCAIRN KW, TURNER RS. Pallidal stimulation suppresses pathological dysrhythmia in the parkinsonian motor cortex [J]. *J Neurophysiol*, 2015, 113(7): 2537-2548.
- [36] FURLANETTI LL, COENEN VA, DÖBRÖSSY MD. Ventral tegmental area dopaminergic lesion-induced depressive phenotype in the rat is reversed by deep brain stimulation of the medial forebrain bundle [J]. *Behav Brain Res*, 2016, 299: 132-140.
- [37] ALBAUGH DL, SALZWEDEL A, BERGE N, *et al.* Functional magnetic resonance imaging of electrical and optogenetic deep brain stimulation at the rat nucleus accumbens [J]. *Sci Rep*, 2016, 6: 31613.
- [38] CORDON I, NICOL SMJ, ARRIETA S, *et al.* Theta-phase closed-loop stimulation induces motor paradoxical responses in the rat model of Parkinson disease [J]. *Brain Stimul*, 2018, 11(1): 231-238.
- [39] SANDERS TH. Stimulation of cortico-subthalamic projections amplifies resting motor circuit activity and leads to increased locomotion in dopamine-depleted mice [J]. *Front Integr Neurosci*, 2017, 11: 24.
- [40] FERTONANI A, MINIUSI C. Transcranial electrical stimulation: What we know and do not know about mechanisms [J]. *Neuroscientist*, 2017, 23(2): 109-123.
- [41] 刘宇. 人体运动生物力学[M]. 上海: 上海交通大学出版社, 2017.
- [42] WINTER DA. Biomechanics and motor control of human movement[D]. Waterloo: University of Waterloo, 2009.
- [43] DOUNSKAIA N. Control of human limb movements: The leading joint hypothesis and its practical applications [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2010, 38(4): 201-208.
- [44] HUANG L, LIU Y, WEI S, *et al.* Segment-interaction and its relevance to the control of movement during sprinting [J]. *J Biomech*, 2013, 46(12): 2018-2023.
- [45] LIU Y, SUN Y, ZHU W, *et al.* The late swing and early stance of sprinting are most hazardous for hamstring injuries [J]. *J Sport Health Sci*, 2017, 6(2): 133-136.
- [46] SUN Y, WEI S, ZHONG Y, *et al.* How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing-stance transition [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2015, 47(2): 373-380.
- [47] SMITH JD, ROYER TD, MARTIN PE. Asymmetrical loading affects intersegmental dynamics during the swing phase of walking [J]. *Hum Movement Sci*, 2013, 32(4): 652-667.

- [48] KIM YK, KIM YH. Intersegmental dynamics of the lower limb in vertical jumps [J]. *J Mech Sci Technol*, 2011, 25(7): 1817.
- [49] NAITO K, TAKAGI H, YAMADA N, *et al.* Intersegmental dynamics of 3D upper arm and forearm longitudinal axis rotations during baseball pitching [J]. *Hum Movement Sci*, 2014, 38: 116-132.
- [50] MAEDA RS, CLUFF T, GRIBBLE PL, *et al.* Compensating for intersegmental dynamics across the shoulder, elbow, and wrist joints during feedforward and feedback control [J]. *J Neurophysiol*, 2017, 118(4): 1984-1997.
- [51] NEELY KA, COOMBES SA, PLANETTA PJ, *et al.* Segregated and overlapping neural circuits exist for the production of static and dynamic precision grip force [J]. *Hum Brain Mapp*, 2013, 34(3): 698-712.
- [52] GRITSENKO V, KALASKA JF, CISEK P. Descending corticospinal control of intersegmental dynamics [J]. *J Neurosci*, 2011, 31(33): 11968-11979.
- [53] MCFARLAND DJ, SARNACKI WA, WOLPAW JR. Electroencephalographic (EEG) control of three-dimensional movement [J]. *J Neural Eng*, 2010, 7(3): 036007.
- [54] KOENRAADT KL, DUYSSENS J, SMEENK M, *et al.* Multi-channel NIRS of the primary motor cortex to discriminate hand from foot activity [J]. *J Neural Eng*, 2012, 9(4): 046010.
- [55] ASMUSSEN MJ, BAILEY AZ, NELSON AJ. Cortical and corticospinal output modulations during reaching movements with varying directions and magnitudes of interaction torques [J]. *Neuroscience*, 2015, 311: 268-283.
- [56] ASMUSSEN MJ, PRZYSUCHA EP, DOUNSKAIA N. Intersegmental dynamics shape joint coordination during catching in typically developing children but not in children with developmental coordination disorder [J]. *J Neurophysiol*, 2014, 111(7): 1417-1428.
- [57] HOOGKAMER W, KIPP S, KRAM R. The biomechanics of competitive male runners in three marathon racing shoes: A randomized crossover study [J]. *Sports Med*, 2019, 49(1): 133-143.
- [58] HOOGKAMER W, KIPP S, FRANK JH, *et al.* A comparison of the energetic cost of running in marathon racing shoes [J]. *Sports Med*, 2018, 48(4): 1009-1019.
- [59] ZHU Z, FU W, SHAO E, *et al.* Acute effects of midsole bending stiffness on lower extremity biomechanics during layup jumps [J]. *Appl Sci*, 2020, 10(1): 397.
- [60] 王熙, 杨洋, 孙晓乐, 等. 神经肌肉疲劳前后运动鞋对下肢落地冲击的生物力学影响 [J]. *医用生物力学*, 35(3): 356-363.
- WANG X, YANG Y, SUN XL, *et al.* Biomechanical Effects of shoe cushioning on lower extremities during drop landing before and after neuromuscular fatigue [J]. *J Med Biomech*, 35(3): 356-363.