·综述·

经颅直流电刺激提升老年人双任务步态和姿势控制能力的研究进展*

周　容[1]　黄灵燕[1]　吕娇娇[1,2]

衰老常伴随认知功能和运动能力的渐进性下降，对老年人健康产生重要影响。流行病学研究发现，步态障碍可能是早期神经退行性病变的外在表现，有助于认知障碍的早期诊断并对阿尔茨海默病等失智症具有预测作用[1]；同时，认知障碍也会对步态控制产生不利影响，与老年人跌倒风险增加有关[2]。因此，老年人的认知障碍和跌倒可能不是两个独立的问题，两者可能相互关联且与大脑功能衰退有关。

双任务步态和姿势控制可能会在大脑水平上反映认知与运动障碍的共同致病机制，可作为评估老年人未来跌倒和痴呆风险的敏感预测指标[3]，提高双任务能力的干预手段对于有效降低老年人痴呆和跌倒风险具有重要意义。经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation，tDCS)是一种非侵入性脑刺激技术，通过微弱的直流电调节大脑皮质网络中神经细胞活动、改变局部皮层的兴奋性，从而产生短时间或长期的脑功能改变，包括认知功能、感知和运动功能等[4—5]。尽管一些研究将该技术用于改善老年人双任务表现之中，但其干预效果尚待循证医学验证以促进其在干预训练和实践中的广泛应用。因此，本文的主要目的是总结tDCS的基本原理，系统检索国内外研究成果，并探讨相关研究中tDCS提升老年人双任务表现的作用机制和影响效果，以期为老年人跌倒的脑调控提供理论参考，为tDCS更好的应用到实践之中提供可行性建议。

1　老年人双任务步态与姿势控制特征

正常的步态需要整合感觉输入(视觉、前庭和本体感觉)、运动计划和执行(计划、启动、自动化、整合和协调)、肌肉骨骼系统与心肺系统的协同参与，涉及运动和认知相关神经通路的所有层次，包括皮层、皮层下、脊髓和外周神经[6]。随着年龄的增长，老年人出现神经肌肉功能衰减等退行性变化，加之认知功能的下降，双任务协同能力也随之下降[7—8]。研究表明，双任务协同能力下降与老年人跌倒[9]及认知功能损伤[10]密切相关，在神经退行性病变过程中，步态障碍常常在记忆损伤之前发生，这说明步态可能是神经系统潜在病变的早期表现，具有预测认知障碍或痴呆发病风险的潜在作用[11]。神经影像学研究也发现老年人在双任务步行过程中，与认知功能和运动功能有关的皮层网络被大量激活[12]。另一方面，在老年人双任务步行过程中，更大程度地背外侧前额叶脑区激活还可预测未来跌倒的发生，这提示了前额叶神经效率的降低增加了老年人的跌倒风险[13]。因此，适当调节相应脑区和脑网络神经兴奋性的策略将有望改善认知与运动功能，从而有效提高老年人的双任务能力、降低痴呆和跌倒风险。

2　经颅直流电刺激技术的基本原理

tDCS设备包括刺激电极和刺激控制设备，它是一种非侵入性的，利用恒定、低强度直流电(1—2mA)调节大脑皮质神经元活动的技术[14]。一般情况下，电极中阳极能够兴奋大脑皮层神经元，而阴极能够抑制大脑皮层神经元的兴奋性。研究者需要根据自己的实验设计选择合适的tDCS刺激参数，包括刺激方式、持续时间、电流强度和电极放置位置等。既往的研究中多为2mA的直流电刺激20min，但刺激参数与最终效果并非绝对的线性关系，需要根据实验设计和方案选择合理的参数[15]。电极的放置位置可能是影响刺激效果的主要因素。最常用的方法是参考10-20脑电图系统来定位感兴趣脑区，也有一些研究采用经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation，TMS)热点进行脑区定位[16]。此外，早期研究中多数都是采用不同标准的海绵电极，近些年来出现了一种高精度多焦点的tDCS电极，它使用数量较多的小电极并与计算机建模技术相结合，实现大脑皮层中的电流导航，以此来增强刺激聚焦性，更精准地定位刺激靶区[17]。但目前这项技术在改善老年人双任务运动控制方面的效果尚未得到验证。

3　经颅直流电刺激改善老年人双任务表现的作用效果

近年来，一些研究证明了tDCS技术作为一种重要的神经干预方式，具有改善老年人双任务表现的潜力。《Nature》也多次发文关注tDCS的相关技术与应用，指出该技术又被称为神经启动技术或大脑训练，在提高肌力、促进运动技能

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2022.04.021
*基金项目：教育部人文社会科学研究一般项目(19YJCZH115)；国家自然科学基金重点项目(11932013)
1　上海体育学院运动健身科技省部共建教育部重点实验室，上海市，200438；2　通讯作者
第一作者简介：周容，女，硕士研究生；收稿日期：2020-04-26

的学习、改善专注力和工作记忆等方面具有积极效果[18—19]。这种神经启动技术也被用于应对老年人的跌倒问题,并获得了初步且具有前景的证据:tDCS可以增强站立和行走时的复杂神经控制、提高认知功能以及双任务表现[20—22]。

基于此,本文以经颅直流刺激、transcranial direct current stimulation、非入侵脑刺激、noninvasive brain stimulation、老年人平衡能力、balance ability of the elderly、老年人双任务步态、dual task for the elderly等为主要检索词,检索了中国知网、万方、维普、Web of Science、PubMed、EMBASE、Cochrane library等权威数据库,共确定7篇相关文献,其中3篇的研究对象为健康老年人,另外4篇为神经退行性疾病患者,见表1—2。

表1 tDCS对健康老年人双任务能力改善作用的相关研究

研究者	研究对象	样本量(人)	刺激参数	刺激部位(阳极)	双任务	试验结果
Zhou J ,et al. 2014[21]	健康老年人	20	2mA;20min;干预2次	左背外侧前额叶	①$Gait_{count}$;②$Stand_{count}$	双任务站立姿势摇摆的复杂性↑,双任务消耗↓
Manor B,et al. 2016[20]	健康老年人	37	2mA;20min;干预2次	左背外侧前额叶	①$Gait_{count}$;②$Stand_{count}$	双任务消耗↑
Zheng Y,et al. 2019[23]	健康老年人	16	2mA;20min;干预1次	左背外侧前额叶	①$Gait_{count}$	双任务对认知任务的干扰↓

注:双任务消耗:双任务表现相对于单任务表现的多余消耗;$Gait_{count}$:步行的同时完成减法计数任务;$Stand_{count}$:站立的同时完成减法计数任务。

表2 tDCS对认知障碍老年人双任务能力改善作用的相关研究

研究者	研究对象	样本量(人)	刺激参数	刺激部位(阳极)	双任务	实验结果
Swank C,et al. 2016[24]	帕金森病老年患者	10	2mA;20min;干预2次	左背外侧前额叶	①TUG_{alone};②TUG_{motor};③$TUG_{cognitive}$	双任务步态改善不明显,但双任务消耗↓
Criminger C,et al. 2018[25]	帕金森病老年患者	16	2mA;20min;干预4次	左背外侧前额叶	①TUG_{alone};②TUG_{motor};③$TUG_{cognitive}$	双任务步态改善不明显,姿势任务和认知任务的优先级发生改变
Schabrun SM,et al. 2016[26]	帕金森病老年患者	16	2mA;20min;3周干预9次	左侧初级运动皮质	①$Gait_{count}$;②$Gait_{word}$;③$Gait_{conversation}$	双任务步态改善不明显,但认知任务准确性↑
Manor B,et al. 2018[27]	认知功能受限老年人	18	2mA;20min;干预10次	左背外侧前额叶	①$Gait_{count}$;②$Stand_{count}$	执行功能和双任务协同能力

注:TUG(the timed up and go):计时起立走测试;TUG_{alone}(单任务计时起立走测试):仅完成计时起立走测试;TUG_{motor}(运动双任务计时起立走测试):进行计时起立走测试的同时完成一项运动任务;$TUG_{cognitive}$(认知双任务计时起立走测试):进行计时起立走测试的同时完成一项认知任务;$Gait_{count}$:步行的同时完成减法计数任务;$Gait_{word}$:步行的同时完成单词任务;$Gait_{conversation}$:步行的同时完成对话任务;$Stand_{count}$:站立的同时完成减法计数任务;双任务消耗:双任务表现相对于单任务表现的多余消耗。

表1共列出3篇文献,研究对象都为健康老年人。3项研究结果呈现一致的结论:tDCS能够改善老年人的双任务协调能力或者降低双任务步行的消耗。其中,Manor B等[20]发表的一篇文献最具有代表性,且研究的样本量较大。该研究选用2mA的电流强度、20min的刺激时长以及(5×7)cm海绵电极,将阳极置于左背外侧前额叶处,阴极置于右眶上缘,对受试者分别进行了两次刺激干预。研究结果发现,与刺激前相比,tDCS干预后老年人双任务消耗显著降低,双任务表现得到改善。在此之前,周俊鸿等[22]在2014年的一项研究中将tDCS应用于健康成年人双任务也得到了类似的结果。由此可见,适当的tDCS对老年人的双任务表现具有积极作用,有望将其作为一种具有长期效益的治疗策略。

表2总共列出4篇文献,其中3篇文献的研究对象都为帕金森病老年患者。值得注意的是,这3项研究结果都表示双任务步态改善效果不明显,仅降低了双任务消耗或者改变了受试者执行任务的优先级(同时执行有一定难度的运动和认知任务时,认知资源会优先分配给某一项任务)[24—25,28]。这主要是由于帕金森病患者大脑本身就存在不同程度的损伤,脑功能和脑网络本身发生了某种程度的质变,加上实验变量难以控制,因此短时间的电刺激可能影响较小。进一步的,在1项前瞻性的临床试验中,研究者证实了10次的tDCS干预可以有效改善有认知功能障碍及步态缓慢的老年人群的步态表现及认知功能,并且该改善效果可持续至少2周[27]。由此可见,长期的刺激干预更有可能产生明显的作用效果。此外,Swank C等[24,29]发现,双任务消耗与运动疾病严重程度和认知损伤程度存在线性关系,帕金森病患者的认知功能出现严重损伤,双任务能力显著降低,使用传统的刺激方案可能达不到理想的干预效果,这也需要我们在未来研究中根据不同研究对象制定个性化干预方案,将电刺激与双任务训练相结合,同时进行长期随访,探究tDCS对认知受损老年人干

预的累积效应。

尽管上述方案具有一定的改善效果，但有研究者表示单纯刺激背外侧前额叶可能不是最佳方案，双任务协调并不完全依赖于前额叶脑区，tDCS对步态和姿势控制有关的运动皮层或其他脑区网络的影响仍待探索。事实上，已经有研究开始使用多点刺激方案，如一项研究对比了同时刺激背外侧前额叶和M1区和单独刺激M1区对帕金森病患者冻结步态的干预效果，发现多点同时刺激后的效果更显著[30]，这提示我们双任务步态或姿势控制可能涉及广泛的脑区，是多个脑区共同作用的结果。

4 经颅直流电刺激改善老年人双任务能力的可能机制

目前，tDCS对大脑功能的调节机制尚不清楚，学者们对此提出不同的论点。主要涉及以下四种观点：tDCS可以通过改变刺激脑区神经元的静息膜电位来调节大脑皮层兴奋性，提高相应肌肉的激活程度[31—32]；tDCS能够诱导N-甲基天冬氨酸受体(兴奋性谷氨酸受体的一种亚型，是学习记忆中的关键物质)的表达，从而增加突触可塑性[33]；tDCS能够改变刺激脑区脑血流量，使得血流量得以更好的分配，任务脑区的血流量明显增加以适应活动的需求[34—35]；tDCS能够增加不同脑区之间的功能连接，实现脑功能的重组和优化[36]。这些作用机制只是部分学者根据目前的实验结果进行的理论推测和假设，具体的机制还有待进一步探索与验证。此外，一些研究利用影像学技术如近红外光谱成像技术(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)，动态的观察到了tDCS期间个体大脑脑血流变化，发现tDCS刺激脑区得到了激活，与实验任务密切相关的脑区激活程度则更加明显，tDCS可能对脑连接性及各脑区之间的因果关系有重要影响[37]。这些结果可能反映了外界刺激下大脑加工的基本机制，未来需要更多的研究来探索tDCS的作用机制，揭示该技术对人体具体的干预效果和作用机制。

tDCS对于老年人双任务步态控制的作用机制尚无直接的研究报道。在所搜集的有关tDCS与老年人双任务的研究中，多数仅从行为学层面分析了tDCS的作用效果，从而推测出tDCS可能存在的机制[20—22,24,27,29]。但几乎所有的研究都证实了左背外侧前额叶皮层tDCS能够改善老年人双任务表现，可见左侧背外侧前额叶是双任务干预的重要神经靶点，未来可能会对探索出更多的、更精确的脑区。近期的一项研究中，受试者足部接受了单/双任务步行模拟刺激，并同步采集模拟刺激过程中的功能性磁共振数据。结果发现tDCS是通过调节认知皮层的兴奋性来提高大脑对足部刺激的反应能力，并逆转不同认知任务对老年人双任务步态的影响[23]。具体而言，这项研究使用功能性磁共振同步采集受试者双任务条件下的脑活动，试图探索tDCS对双任务步态的作用机制，并观察到了tDCS刺激期间大脑皮层的动态变化：即左背外侧前额叶tDCS刺激后，认知皮层激活程度和兴奋性明显提高，双任务表现也随之得以改善。然而，该研究仍然停留在任务状态脑激活变化的观察性分析层面，并未建立双任务步态的大脑激活与运动系统之间的耦合关联。正常步态不仅依赖于中枢神经系统的调控作用，也需要肌肉骨骼系统的协同执行，即大脑整合运动与感知信息，下达指令直接或间接控制脊髓神经元活动，引起肌肉收缩完成下肢关节运动，并将运动信息反馈回大脑，即大脑肌肉耦合[38]。脑-肌耦合关系的研究对于深入理解双任务步态神经控制与执行的神经力学机制具有重要意义，这可能是未来tDCS与双任务机制研究的重点方向。此外，大脑中双任务步态模拟刺激可能与实际步态刺激存在较大的差别，从而导致研究结果具有一定争议。由此可见，tDCS对双任务步态的干预机制和不同刺激方法对皮层激活与行为改善的影响仍值得进一步探讨，以便开发最优的干预方案。

5 结论与未来方向

大量的证据表明tDCS作为一种安全的治疗策略，为改善老年人双任务步态和姿势控制能力问题提供了一个有希望的初步方案。这一干预策略成为其他干预的辅助手段，包括锻炼、认知修复，甚至药物治疗。因此，未来进行规模更大的、实验设计更加精确的研究是非常有必要的。

tDCS对老年人双任务步态和姿势控制能力的作用效果已经得到了绝大数人的认可，但作用机制仍是目前研究中最大的障碍。针对其作用机制的研究较少，tDCS作为一种神经干预手段缺乏强有力的理论依据，这也是tDCS至今尚未广泛应用到临床治疗的主要原因。目前相关研究的局限性主要在于研究的样本量太小，研究对象通常不超过20例。过少的样本量会降低研究的信效度，使得研究结果缺乏说服力。未来需要考虑扩大研究的样本量，在受试者招募和选择时要考虑到研究结果的普适性。与此同时，研究可以考虑随机对照的实验设计，它能够最大程度地避免实验设计和执行过程的各种偏倚和平衡混杂因素，提高研究的信效度。

以背外侧前额叶区域为目标的tDCS可以改善老年人双任务步态与姿势控制能力，但其改善的最佳脑区和脑网络尚不明确。例如，在脑卒中康复中，以运动皮质为靶区可以促进下肢运动功能的恢复。而在老年人中，最大化提升双任务能力并降低跌倒发生率的最佳脑区仍不明确。值得注意的是，针对背外侧前额叶的干预措施不仅可以改善老年人特定认知功能，而且有望增强其双任务步态和姿势控制的执行能力。因此，可以断定背外侧前额叶是跌倒干预的重要靶区，未来可以考虑将背外侧前额叶与其他相关脑区相结合进行多靶区刺激，有效地利用广泛的大脑网络，采用多焦点高精

度HD-tDCS(high definition tDCS)来增强刺激的聚焦性,实现精准刺激,提高双任务步态改善效果。

尽管研究对象存在较大的个体差异,但多数干预方案没有考虑到皮肤、颅骨、脑脊液和脑组织的个体解剖学特征[39]。衰老和与年龄相关的疾病都会放大这些个体差异,影响每一种相关组织的传导特性和大脑功能连接性,进而影响刺激效果。此外,老年人并常常伴随着多种疾病和相关药物的使用,这进一步影响了研究对象的皮质生理学特性[8]。因此,需要更好地理解tDCS与这些因素之间的复杂相互作用。未来的研究需要提高电流建模和神经导航技术的准确性,进而提高tDCS与不同研究对象的适应性,使干预措施个性化,以适应不同老年人的个体大脑解剖结构和生理机能。

6 小结

尽管目前tDCS技术缺乏一定的理论依据,尚未形成统一的研究方案和治疗标准,但该项技术具有传统康复技术难以比拟的优越性。未来需要扩大研究样本量,提高实验设计和刺激方案的合理性与针对性,结合其他神经影像学技术(如脑电图、fNIRS),进一步探索tDCS促进老年人双任务能力的作用机制。此外,还可以将tDCS与现有的干预方案(运动、认知、药物干预等)联合使用,发挥协同干预效果。

参考文献

[1] Verghese J, Wang C, Bennett DA, et al. Motoric cognitive risk syndrome and predictors of transition to dementia: a multicenter study [J]. Alzheimers Dementia,2019,15(7):870—877.

[2] Montero-Odasso M, Verghese J, Beauchet O, et al. Gait and cognition: a complementary approach to understanding brain function and the risk of falling [J]. J Am Geriatr Soc, 2012,60(11):2127—2136.

[3] Montero-Odasso MM, Sarquis-Adamson Y, Speechley M, et al. Association of dual-task gait with incident dementia in mild cognitive impairment results from the gait and brain study [J]. JAMA Neurol,2017,74(7):857—865.

[4] Brunoni AR, Nitsche MA, Bolognini N, et al. Clinical research with transcranial direct current stimulation (tDCS): challenges and future directions [J]. Brain Stimul,2012,5(3):175—195.

[5] 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.

[6] Zhang W, Low LF, Schwenk M, et al. Review of gait, cognition, and fall risks with implications for fall prevention in older adults with dementia [J]. Dement Geriatr Cogn Disord,2019,48(1—2):17—29.

[7] Doi T, Shimada H, Makizako H, et al. Cognitive function and gait speed under normal and dual-task walking among older adults with mild cognitive impairment [J]. BMC Neurol,2014,14:67.

[8] Seidler RD, Bernard JA, Burutolu TB, et al. Motor control and aging: links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects [J]. Neurosci Biobehav Rev, 2010,34(5):721—733.

[9] Caetano MJD, Lord SR, Brodie MA, et al. Executive functioning, concern about falling and quadriceps strength mediate the relationship between impaired gait adaptability and fall risk in older people [J]. Gait Posture,2018,59:188—192.

[10] Crockett RA, Hsu CL, Best JR, et al. Resting state default mode network connectivity, dual task performance, gait speed, and postural sway in older adults with mild cognitive impairment[J]. Front Aging Neurosci,2017,9:423.

[11] Montero-Odasso M, Camicioli R. Falls as a manifestation of brain failure: gait, cognition, and the neurobiology of falls[M]. Falls and Cognition in Older Persons. Switzerland: Springer. 2020:3—20.

[12] Kahya M, Moon S, Ranchet M, et al. Brain activity during dual task gait and balance in aging and age-related neurodegenerative conditions: a systematic review [J]. Exp Gerontol,2019,128:110756.

[13] Verghese J, Wang C, Ayers E, et al. Brain activation in high-functioning older adults and falls prospective cohort study [J]. Neurology,2017,88(2):191—197.

[14] Nitsche MA, Fricke K, Henschke U, et al. Pharmacological modulation of cortical excitability shifts induced by transcranial direct current stimulation in humans [J]. J Physiol, 2003,553(Pt 1):293—301.

[15] 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.

[16] Lee M, Kim YH, Im CH, et al. What is the optimal anodal electrode position for inducing corticomotor excitability changes in transcranial direct current stimulation? [J]. Neurosci Lett,2015,584:347—350.

[17] Kuo HI, Bikson M, Datta A, et al. Comparing cortical plasticity induced by conventional and high-definition 4 × 1 ring tDCS: a neurophysiological study [J]. Brain Stimul, 2013,6(4):644—648.

[18] Hornyak T. Smarter, not harder[J].Nature, 2017, 549(7670): S1—S3.

[19] Reardon S. Neuroscience performance boost paves way for 'brain doping' [J]. Nature, 2016, 531(7594): 283—284.

[20] Manor B, Zhou J, Jor'dan A, et al. Reduction of dual-task costs by noninvasive modulation of prefrontal activity in healthy elders [J]. J Cogn Neurosci, 2016, 28(2): 275—281.

[21] Zhou D, Zhou J, Chen H, et al. Effects of transcranial direct current stimulation (tDCS) on multiscale complexity of dual-task postural control in older adults [J]. Exp Brain Res,2015,233(8):2401—2409.

[22] Zhou J, Hao Y, Wang Y, et al. Transcranial direct current stimulation reduces the cost of performing a cognitive task on gait and postural control [J]. Eur J Neurosci,2014, 39(8):1343—1348.

[23] 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 Lett,2019,692:225—230.

[24] Swank C, Mehta J, Criminger C. Transcranial direct current stimulation lessens dual task cost in people with Parkinson's disease [J]. Neurosci Lett,2016,626:1—5.

[25] Criminger C, Swank C, Almutairi S, et al. Transcranial direct current stimulation plus concurrent activity may influence task prioritization during walking in people with Parkinson's disease-initial findings [J]. Journal of Parkinsonism & Restless Legs Syndrome, 2018, 8:25—32.

[26] Schabrun SM, Lamont RM, Brauer SG, et al. Transcranial direct current stimulation to enhance dual-task gait training in parkinson's disease: a pilot RCT [J]. PLoS One, 2016,11(6):e0158497.

[27] Manor B, Zhou J, Harrison R, et al. Transcranial direct current stimulation may improve cognitive-motor function in functionally limited older adults [J]. Neurorehabil Neural Repair,2018,32(9):788—798.

[28] Criminger C, Swank C, Mehta J. Does transcranial direct current stimulation plus concurrent activity lessen dual task cost in people with Parkinson's disease? [J]. Brain Stimulation, 2017, 10(2): 405—406.

[29] Criminger C,Swank C, Almutairi S, et al. Transcranial direct current stimulation plus concurrent activity may influence task prioritization during walking in people with Parkinson's disease-initial findings [J]. Journal of Parkinsonism & Restless Legs Syndrome, 2018, 8:25—32.

[30] Dagan M, Herman T, Harrison R, et al. Multitarget transcranial direct current stimulation for freezing of gait in Parkinson's disease [J]. Mov Disord,2018,33(4):642—646.

[31] George MS, Aston-Jones G. Noninvasive techniques for probing neurocircuitry and treating illness: vagus nerve stimulation (VNS), transcranial magnetic stimulation (TMS) and transcranial direct current stimulation (tDCS) [J]. Neuropsychopharmacology,2010,35(1):301—316.

[32] Nitsche MA, Cohen LG, Wassermann EM, et al. Transcranial direct current stimulation: state of the art 2008 [J]. Brain Stimul,2008,1(3):206—223.

[33] Stagg CJ, Nitsche MA. Physiological basis of transcranial direct current stimulation [J]. Neuroscientist, 2011, 17(1): 37—53.

[34] 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.

[35] 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.

[36] Meinzer M, Antonenko D, Lindenberg R, et al. Electrical brain stimulation improves cognitive performance by modulating functional connectivity and task-specific activation [J]. J Neurosci,2012,32(5):1859—1866.

[37] Verghese J, Wang C L, Ayers E, et al. Brain activation in high-functioning older adults and falls prospective cohort study [J]. Neurology,2017,88(2):191—197.

[38] Boonstra TW. The potential of corticomuscular and intermuscular coherence for research on human motor control [J]. Front Hum Neurosci,2013,7:855.

[39] Bikson M, Rahman A, Datta A, et al. High-resolution modeling assisted design of customized and individualized transcranial direct current stimulation protocols [J]. Neuromodulation,2012,15(4):306—315.