

·临床研究·

间歇性 θ 短阵脉冲刺激对脑卒中后中重度运动功能障碍患者的即刻影响及机制研究*

庄敏^{1,2} 李浩正^{1,2} 李培君¹ 金涛¹ 李艳³ 梁可³ 邓信辽¹ 刘晓丹^{1,4}

摘要

目的:探索间歇性 θ 短阵脉冲刺激(iTBS)对脑卒中后中重度运动功能障碍患者的即刻影响机制。

方法:于2020年8月—2021年3月在复旦大学附属华山医院康复医学科门诊或病房招募脑卒中患者10例,随机分为iTBS组和安慰刺激组,iTBS组接受单次患侧初级运动皮层区(primary motor cortex,M1)的iTBS干预,安慰刺激组接受单次患侧M1的安慰刺激干预。干预前后对所有患者进行神经电生理评估和近红外脑功能检测。

结果:与安慰刺激组相比,iTBS刺激组干预后功能连接强度在患侧M1区-健侧初级躯体感觉皮层区(primary somatosensory cortex,S1)和患侧M1区-健侧辅助运动皮层区(pre-motor and supplementary motor cortex,SMA)较干预前显著性升高($P<0.05$)。然而,双侧M1区的MEP波幅并未发生显著性变化($P>0.05$)。

结论:针对脑卒中后中重度运动功能障碍患者,单次iTBS刺激可引起大脑发生即刻的神经可塑性改变,但未能引起大脑结构或功能的显著性变化。

关键词 脑卒中;运动功能障碍; θ 短阵脉冲刺激;功能性近红外光谱技术

中图分类号:R493,R743.3 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2023)-02-0174-06

Study on the immediate effect of intermittent θ short array pulse stimulation in patients with moderate to severe motor dysfunction after stroke and underlying mechanism/ZHUANG Min, LI Haozheng, LI Pei-jun, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2023, 38(2): 174—179

Abstract

Objective: To explore the mechanism of immediate effects of intermittent theta short burst stimulation (iTBS) on moderate to severe motor dysfunction after stroke.

Method: Ten stroke patients were randomly divided into iTBS group and sham stimulation group. The iTBS group received a single iTBS treatment that was applied to the primary motor cortex (M1) of the affected side, while the sham stimulation group received a single sham stimulation that was also applied to the M1 of the affected side. Before and after the treatment, neuroelectrophysiological evaluation and functional near-infrared spectroscopy examination were performed in all patients.

Result: Compared with the sham stimulation group, the iTBS stimulation group showed increased functional connectivity between right M1 and left primary somatosensory cortex (S1), right M1 and left supplementary motor cortex (SMA) after intervention ($P<0.05$). However, there was no significant change in MEP amplitude in bilateral M1 ($P>0.05$).

Conclusion: For patients with moderate to severe motor dysfunction after stroke, a single iTBS stimulation could lead to immediate neuroplastic changes in the human brain, but the results might fail to reflect structural and functional brain changes.

Author's address Shanghai University of Traditional Chinese Medicine, Shanghai, 201203

Key word stroke; motor dysfunction; intermittent theta burst stimulation; functional near-infrared spectroscopy

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2023.02.006

*基金项目:国家自然科学基金(82072551,81902307);上海中医药大学研究生创新培养专项(Y2021061)

1 上海中医药大学康复医学院,上海市,201203; 2 复旦大学附属华山医院康复医学科; 3 山东第一医科大学; 4 通讯作者
第一作者简介:庄敏,男,硕士研究生; 收稿日期:2022-10-17

卒中会导致严重功能障碍是全球第三大致残原因^[1]。经颅磁刺激是一种非侵入脑刺激技术可以改善卒中后功能障碍^[2],目前已在临床中广泛应用^[3-6]。θ短阵脉冲刺激(theta burst stimulation, TBS)是一种模式化重复经颅磁刺激,该模式模仿人脑海马回的脉冲释放频率^[7],其中间歇性θ短阵脉冲刺激(intermittent theta-burst stimulation, iTBS)被证明可诱发长时程增强效应并能够增加健康被试初级运动皮层的兴奋性^[8-9],也有研究报道,iTBS可能改善卒中后轻中度运动功能障碍^[10-11]。但单次iTBS干预诱发的卒中后中重度运动功能障碍患者的初级运动皮层刺激局部的直接效应和功能相关的远隔皮层的间接效应目前尚不明确。

功能性近红外光谱技术(functional near-infrared spectroscopy, fNIRS)是一种非侵入性脑功能检测手段,该设备具有便携性、可操作性、高生态效度和兼容性等方面优势^[12]。课题组前期研究已证明使用fNIRS采集到的静息态数据分析健康被试及卒中后运动功能障碍患者大脑相应运动区功能连接的可行性和准确性^[13-16]。本研究旨在进一步阐释单次iTBS干预对卒中后中重度运动功能障碍患者的即刻效应,为开发卒中后中重度运动功能障碍患者的治疗提供参考和依据。

1 资料与方法

1.1 研究对象

本研究于2020年8月—2021年3月在复旦大学附属华山医院康复医学科门诊或病房纳入脑卒中患者10例。

纳入标准:①诊断符合《中国各类主要脑血管病诊断要点2019》标准并经头颅CT或MRI证实;②首次发生的单侧大脑半球脑梗死/脑出血,脑出血患者未曾行头颅手术;③年龄为40—75岁;④病程为1—6个月;⑤存在中重度运动功能障碍,FMA评分0—95分;⑥患者或其直系亲属理解并签署知情同意书。

排除标准:①病情不稳定及生命体征不稳定患者;②无法配合近红外功能成像数据采集患者;③既往患有帕金森病、周围神经性病变等其他可致运动功能障碍的患者;④合并有肿瘤、严重的呼吸、心、肝、肾、内分泌和造血系统等疾病者;⑤妊娠及哺乳

期女性;⑥既往有癫痫病史或癫痫家族史者、体内有金属起搏器、脑内有金属植入物、耳蜗植入物,以及颅骨缺损等不适合进行经颅磁刺激治疗者;⑦正在参加其他临床试验患者或近期正在接受神经调控治疗者。见表1。本研究已获得复旦大学附属华山医院伦理委员会批准,批件号为(2019)临审第(365)号,临床注册号为ChiCTR2000039802。

表1 入组患者一般资料

患者	性别	年龄(岁)	病变类型	患侧	发病部位	病程(月)	Fugl-Meyer运动功能评分(分)
1	男	49	脑出血	左	基底节	6	41
2	男	49	脑梗死	右	基底节	2	37
3	男	50	脑梗死	右	基底节	3	44
4	女	50	脑出血	左	基底节	6	88
5	男	63	脑梗死	左	基底节	1	60
6	男	60	脑梗死	左	基底节	5	21
7	男	65	脑梗死	左	枕颞叶	1	31
8	男	47	脑出血	右	顶枕叶	5	52
9	男	53	脑出血	左	基底节	1	37
10	男	71	脑梗死	右	额叶	4	81

1.2 研究方法

本研究设计为单中心、单盲、安慰刺激的自身对照研究。每位受试者接受间隔1周的单次对患侧M1的iTBS或安慰刺激干预,干预手段顺序随机,患者、评估所涉及的医师和治疗师均未被告知干预手段的顺序以减少偏倚,仅实施磁刺激干预的治疗师知晓患者的分组。干预前后分别采集每位患者健侧和患侧的运动诱发电位(motor evoked potential, MEP),同时通过fNIRS采集干预前后的静息态数据。

1.3 fNIRS静息态采集

使用38通道fNIRS功能成像设备NirxSmart(慧创)采集患者静息态脑网络数据。通过不同的波长(760, 850nm)的近红外光记录原始光强信号,采样频率为11Hz,可实时检测并计算患者相应大脑皮层HbO₂和HbR的浓度变化信息。

fNIRS采集头帽的光极包括24个探头,24个光源,组成38个通道。头帽探头与光源间距离均值为3cm,探头和光源中点下方脑区即为该通道的主要探测区域,通道对应坐标信息通过Patriot定位仪(Polhemus)在标准头模上进行定位,之后在Brodmann Talairach中定位对应的脑区^[17],并将38个通道划分至受试者大脑皮层的5个感兴趣的关键运动

皮层,背外侧前额叶(dorsolateral prefrontal cortex, DLPFC)、初级运动皮层(primary motor cortex, M1)、辅助运动皮层(pre-motor and supplementary motor cortex, SMA)、初级躯体感觉皮层(primary somatosensory cortex, S1)、体感联合皮层(somatosensory association cortex, SAC)作为感兴趣区并区分左右侧^[18]。

受试者被要求闭上眼睛放松,在舒适坐位安静5min后佩戴头帽,放松闭眼,保持平静但不能进入睡眠状态,干预前后10min采集8min静息态数据^[19]。

1.4 神经电生理评定

给予患者运动皮层足够强度的单脉冲磁刺激后,通过肌电图仪记录在靶肌上引出的MEP。在靶肌放松的状态下,进行连续10次磁刺激(每次间隔5s以上)中有5次以上的刺激能诱发出大于50 μ V的MEP波幅时所需的最小刺激强度为RMT,以刺激仪最大输出强度(maximal stimulator output, MSO)的百分比表示^[20]。本研究中,使用磁刺激仪自配的简易肌电图仪依据相对频率法测定并记录每位患者双侧的RMT及MEP。

1.5 干预方法

1.5.1 iTBS干预:本试验使用MAG TD经颅磁刺激仪及八字线圈(依瑞德),由一名有经验的神经调控领域康复医师进行干预。由于纳入标准为中重度运动功能障碍患者,部分患者无法引出患侧第一骨间背侧肌(first dorsal interosseous, FDI)的MEP。因此,对于无法引出患侧第一骨间背侧肌的MEP的患者,先利用MEP确定健侧FDI在健侧M1的热点,再镜像对位出患者的刺激靶点^[21]。将线圈与颅骨表面相切,八字线圈的中心置于患侧M1区,刺激强度为80%静息运动阈值(resting motor threshold, RMT)。iTBS刺激方案为,每丛3个脉冲,丛内频率50Hz,丛间频率5Hz,刺激2s,间歇8s,共600个脉冲^[22]。

1.5.2 安慰刺激:安慰刺激组干预参数均与iTBS组相同,干预时将八字线圈垂直放置于相应靶点,使患者能听见TMS干预时产生的声音,但患者大脑皮层不会受到脉冲磁场的影响^[23]。

1.6 数据处理

近红外数据处理及可视化均采用NirSpark^[24]工具包在Matlab R2014b (MathWorks)运行,首先对

NIRS数据进行预处理,包括去除运动轨迹及使用带通滤波过滤噪声,并依据修正Beer-Lamber定律,计算出HbO₂和HbR的浓度变化。由于患者病灶侧别不同,故统一对左侧病灶患者的数据进行镜像翻转^[25-26],翻转后所有患者的患侧NIRS数据均位于右侧,健侧NIRS数据均位于左侧。由于HbO₂的信噪比优于HbR,故本文后续分析仅使用HbO₂的数据。

静息态功能连接分析(functional connectivity, FC)通过提取患者各时间点的HbO₂数据,计算每位患者在各通道、各感兴趣区之间在时间序列上的Pearson相关系数 r 值,并以 r 值作为静息态功能连接强度的指标,同源脑区指被试在同一个脑区的功能连接的强弱,非同源脑区则指的是被试在不同脑区之间的功能连接强弱^[13-15]。

1.7 统计学分析

采用SPSS 22.0统计学软件进行数据处理,所有计量资料以均数 $\pm$ 标准差表示。将患者单次干预前后的功能连接强度求差值,对差值进行两样本 t 检验,对患者双侧M1的MEP干预前后进行两样本 t 检验,以 $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果

2.1 干预前后全脑功能连通性的比较

为了观察全脑运动网络的特征,课题组将fNIRS中的每个通道定义为大脑静息状态网络中的节点^[6]。在每个通道和所有其他通道之间计算功能连通性(连边),得到一个拥有38个网络节点和703条连边的静息态脑功能连接网络^[27]。课题组将功能连通强度定义为每对通道在时域上的Pearson相关系数^[28]。

课题组发现安慰刺激组干预前后功能连接强度差值的均值为 0.01 ± 0.11 ,iTBS刺激组干预前后功能连接强度差值的均值为 0.01 ± 0.20 ,两组差异无显著性意义($P > 0.05$)。

2.2 干预前后同源运动网络功能连通性的比较

本研究以双侧DLPFC、M1、SMA、S1、SAC分别作为10个不同的同源运动网络,安慰刺激组干预前后功能连接强度差值与iTBS刺激组干预前后功能连接强度差值在各同源运动网络内无显著性差异($P > 0.05$)。

2.3 干预前后异源运动网络功能连通性的比较

本研究以双侧DLPFC、M1、SMA、S1、SAC分别作为独立的运动功能网络,异源运动网络为连接每两个独立网络之间功能连接强度。10个独立的网络组成45个异源运动网络。安慰刺激组干预前后功能连接强度差值与iTBS刺激组干预前后功能连接强度差值在患侧M1区-健侧S1区和患侧M1区-健侧SMA区存在显著性差异($P<0.05$),见图1及表2。

图1 不同组别患者干预前后具有差异的异源运动网络功能连通

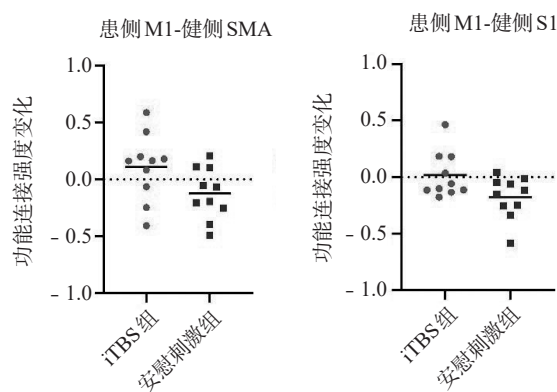


表2 不同组别患者干预前后异源运动网络功能连通差异值 ($\bar{x}\pm s$)

ROI	iTBS组	安慰刺激组	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
患侧M1-健侧S1	0.02±0.20	-0.18±0.19	2.44	0.04
患侧M1-健侧SMA	0.11±0.29	-0.12±0.23	3.08	0.01

2.4 神经电生理指标

MEP能够反映初级运动皮层M1的皮层兴奋性。iTBS干预组和安慰刺激组的双侧MEP干预前后均无显著性差异($P>0.05$),见表3。

3 讨论

随着神经调控技术在康复领域的发展,iTBS已被广泛应用于改善脑卒中后运动功能障碍,但目前大多数研究仍停留于疗效的初步探讨,尚未明确iT-

BS改善卒中患者不同程度运动功能障碍的作用机制。在前期研究基础上^[21],本研究通过fNIRS进一步探究了iTBS干预可能引起的神经可塑性变化。结果显示,与安慰刺激组相比,iTBS刺激组干预后功能连接强度在患侧M1区-健侧S1区和患侧M1区-健侧SMA区较干预前显著性升高($P<0.05$)。然而,双侧M1区的MEP波幅并未发生显著性变化($P>0.05$)。

3.1 iTBS引起的神经可塑性改变

中枢神经系统受损后,患者会出现肢体感觉运动功能障碍,而大脑皮层会出现局部和广泛的重塑。大脑可塑性是指中枢神经系统重组和适应内部变化或环境刺激的能力^[29]。随着脑科学的发展,功能磁共振^[30]、功能近红外光谱^[31]和脑电^[32]等现代神经成像技术作为非侵入性脑功能检测手段,已被广泛应用于脑卒中可塑性的各项研究,可显示相关脑区与其他远隔皮层连通性的改变。本研究采用fNIRS证实了单次的iTBS能够激活患侧大脑运动皮质和其他相关脑区的连通性,包括患侧M1区、健侧SMA区和健侧S1区,且这种激活效应在iTBS干预后立即产生。已有较多研究发现,卒中后运动恢复和预后涉及的脑区以感觉运动区激活最为突出^[33],本研究结果与文献报告一致。然而,本研究发现,iTBS干预后双侧M1区的MEP波幅并未增加。本研究的纳入对象均为中重度运动功能障碍患者,此类脑卒中患者大脑的结构和功能受损程度较大,单次的iTBS干预很难引起皮质脊髓束的实质性改变,这可能与MEP波幅的阴性结果有关。该结果表明单次iTBS刺激可引起大脑发生即刻的神经可塑性改变,但未能引起大脑结构或功能的显著性改变。

3.2 神经可塑性与运动功能恢复的相关性

脑梗死或脑出血后,脑区受损组织坏死,兴奋性降低,导致出现各类功能障碍。已有大量脑影像的研究表明,运动功能障碍和恢复均与神经可塑性密切相关,且功能连接是评估脑卒中后运动功能恢复

表3 两组患者运动诱发电位的比较 ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	干预前(μV)		干预后(μV)	
		健侧	患侧	健侧	患侧
iTBS组	10	412.40±170.50	216.70±98.50	536.90±203.61	231.10±119.73
安慰刺激组	10	330.40±152.09	196.00±140.62	382.70±152.22	210.20±137.52
<i>t</i> 值		-1.135	0.381	1.918	0.362
<i>P</i> 值		0.271	0.707	0.071	0.721

和神经网络可塑性的有效指标^[34]。Pannek等^[35]发现,随着脑梗死患者的功能恢复,受损大脑半球皮质脊髓束内的解剖连接增强,且与运动功能恢复的程度相关。Grefkes等^[36]通过动态因果模型分析发现,相较于正常被试,脑卒中患者运动区间的有效连通性受到了显著干扰,同侧SMA和M1区间的固有连接显著降低,且执行患侧手运动时,结果显示对侧到同侧M1区的额外抑制作用。本研究进一步明确了单次iTBS对脑卒中后中重度运动功能障碍患者大脑功能连接的影响机制,可为进一步解释iTBS改善脑卒中后运动功能障碍的临床疗效提供客观依据,为制定针对中重度运动功能障碍脑卒中患者的治疗方案提供参考。

3.3 iTBS在脑卒中的应用及展望

TMS调节大脑内部环境以改善相应功能的作用机制主要有两种:通过增加大脑皮层兴奋性或降低半球间的相互抑制来改善脑卒中患者的运动功能。目前,经颅磁刺激临床治疗指南已明确指出^[37],低频TMS干预多应用于未受损大脑半球,高频TMS多应用于受损大脑半球,均可有效改善脑卒中后运动功能障碍^[38]。不管是高频TMS的直接作用还是低频TMS的间接作用,都是通过增加受累侧皮层的兴奋性改善运动功能,同时减少未受累大脑半球对受累大脑半球的抑制^[39]。iTBS也已被广泛应用于改善脑卒中患者运动、平衡、认知及抑郁情绪等功能障碍,多为刺激受损大脑半球以增加其皮质兴奋性。脑卒中后功能恢复最常见的模型就是代偿模型和半球间竞争抑制模型,代偿模型认为病灶区之外的脑区,包括对侧未受损半球的活动都有助于卒中后的功能恢复。而半球间竞争抑制模型则认为卒中的发生不但减少了患侧半球对健侧半球的抑制,还加强了健侧半球对患侧半球的抑制,使患侧半球遭受双重障碍。Di Pino等^[40]引入了结构保留度,由此提出了双相平衡模型,即结构保留度高,则半球间竞争模型更能预测恢复,结构保留度低,代偿模型占优势。未来的研究或可从“双向平衡-恢复模型”的角度出发,刺激健侧大脑半球或多靶点协同刺激以更大程度发挥iTBS的作用。

3.4 本研究的局限性

本研究仅对单次iTBS干预前后的大脑连通性

进行了观察,以明确iTBS干预对大脑的即刻影响,研究存在样本量较小,干预次数少及缺乏随访等不足。单次的iTBS仅能引起短暂的神经可塑性改变,并未引起大脑实质性的结构或功能改变。因此,在未来的研究中,需设置长期iTBS干预的临床随机对照试验,以进一步解释iTBS对脑卒中后运动功能障碍的影响和作用机制。

参考文献

- [1] Campbell B, De Silva DA, Macleod MR, et al. Ischaemic stroke[J]. Nat Rev Dis Primers, 2019, 5(1):70.
- [2] D'Anci KE, Uhl S, Oristaglio J, et al. Treatments for post-stroke motor deficits and mood disorders: A systematic review for the 2019 U.S. Department of Veterans Affairs and U.S. Department of Defense Guidelines for Stroke Rehabilitation[J]. Ann Intern Med, 2019, 171(12):906—915.
- [3] Liao X, Xing G, Guo Z, et al. Repetitive transcranial magnetic stimulation as an alternative therapy for dysphagia after stroke: A systematic review and meta-analysis[J]. Clin Rehabil, 2017, 31(3):289—298.
- [4] Vabalaitė B, Petruseviciene L, Savickas R, et al. Effects of high-frequency (HF) repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) on upper extremity motor function in stroke patients: A systematic review[J]. Medicina (Kaunas), 2021, 57(11):1215.
- [5] Lefaucheur JP, Andre-Obadia N, Antal A, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) [J]. Clin Neurophysiol, 2014, 125(11):2150—2206.
- [6] Krogh S, Jonsson AB, Aagaard P, et al. Efficacy of repetitive transcranial magnetic stimulation for improving lower limb function in individuals with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis of randomized sham-controlled trials[J]. J Rehabil Med, 2022, 54:m256.
- [7] Huang YZ, Edwards MJ, Rounis E, et al. Theta burst stimulation of the human motor cortex[J]. Neuron, 2005, 45(2):201—206.
- [8] Huang YZ, Rothwell JC, Chen RS, et al. The theoretical model of theta burst form of repetitive transcranial magnetic stimulation[J]. Clin Neurophysiol, 2011, 122(5):1011—1018.
- [9] Chung SW, Hill AT, Rogasch NC, et al. Use of theta-burst stimulation in changing excitability of motor cortex: A systematic review and meta-analysis[J]. Neurosci Biobehav Rev, 2016, 63:43—64.
- [10] Ackerley SJ, Stinear CM, Barber PA, et al. Combining theta burst stimulation with training after subcortical stroke [J]. Stroke, 2010, 41(7):1568—1572.
- [11] Kim DH, Shin JC, Jung S, et al. Effects of intermittent theta burst stimulation on spasticity after stroke[J]. Neuroreport, 2015, 26(10):561—566.

- [12] 吴毅. 功能性近红外光谱技术在脑卒中患者康复中的临床应用[J]. 中国康复医学杂志, 2020, 35(11): 1281—1283.
- [13] 田婧, 范晨雨, 李浩正, 等. 基于功能性近红外光谱技术的脑卒中后运动功能障碍患者脑网络功能连接研究[J]. 中国康复医学杂志, 2022, 37(5): 600—605.
- [14] 范晨雨, 李浩正, 谢鸿宇, 等. 基于功能性近红外光谱技术的健康青年人、老年人皮层脑网络静息态功能连接的特征研究[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(8): 931—937.
- [15] 李策, 李浩正, 朱玉连, 等. 运动能力不同的脑卒中患者脑静息态功能连接的特征分析[J]. 中国康复医学杂志, 2022, 37(5): 606—610.
- [16] 田婧, 刘珏, 何志杰, 等. 基于功能性近红外光谱技术的脑卒中后上肢运动功能障碍患者单侧上肢训练和双侧上肢训练脑网络功能连接对比研究[J]. 中国康复理论与实践, 2022, 28(5): 497—501.
- [17] Lancaster JL, Woldorff MG, Parsons LM, et al. Automated talairach atlas labels for functional brain mapping[J]. Hum Brain Mapp, 2000, 10(3): 120—131.
- [18] 李浩正, 范晨雨, 谢鸿宇, 等. 脑卒中后完全性失语症患者功能连接模式的功能性近红外光谱成像研究[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(10): 1233—1239.
- [19] Geng S, Liu X, Biswal BB, et al. Effect of resting-state fNIRS scanning duration on functional brain connectivity and graph theory metrics of brain network[J]. Front Neurosci, 2017, 11: 392.
- [20] Rossini PM, Burke D, Chen R, et al. Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord, roots and peripheral nerves: Basic principles and procedures for routine clinical and research application. An updated report from an I.F.C.N. Committee[J]. Clin Neurophysiol, 2015, 126(6): 1071—1107.
- [21] 汤昕未, 胡瑞萍, 朱玉连, 等. 间歇性 θ 短阵脉冲刺激对脑卒中后运动功能障碍的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(12): 1410—1415.
- [22] Huang YZ, Rothwell JC, Lu CS, et al. Reversal of plasticity-like effects in the human motor cortex[J]. J Physiol, 2010, 588(Pt 19): 3683—3693.
- [23] Szaflarski JP, Nenert R, Allendorfer JB, et al. Intermittent theta burst stimulation (itbs) for treatment of chronic post-stroke aphasia: results of a pilot randomized, double-blind, sham-controlled trial[J]. Med Sci Monit, 2021, 27: e931468.
- [24] 邹颖, 李婧, 樊永梅, 等. 健康成人运动想象与运动执行期间的近红外脑功能成像[J]. 中南大学学报(医学版), 2022, 47(7): 920—927.
- [25] Mihara M, Fujimoto H, Hattori N, et al. Effect of neurofeedback facilitation on poststroke gait and balance recovery: A randomized controlled trial[J]. Neurology, 2021, 96(21): e2587—e2598.
- [26] Tamashiro H, Kinoshita S, Okamoto T, et al. Effect of baseline brain activity on response to low-frequency rTMS/intensive occupational therapy in poststroke patients with upper limb hemiparesis: A near-infrared spectroscopy study[J]. Int J Neurosci, 2019, 129(4): 337—343.
- [27] Duan L, Van Dam NT, Ai H, et al. Intrinsic organization of cortical networks predicts state anxiety: an functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study[J]. Transl Psychiatry, 2020, 10(1): 402.
- [28] Duan L, Zhang YJ, Zhu CZ. Quantitative comparison of resting-state functional connectivity derived from fNIRS and fMRI: A simultaneous recording study[J]. Neuroimage, 2012, 60(4): 2008—2018.
- [29] Kaas JH. Plasticity of sensory and motor maps in adult mammals[J]. Annu Rev Neurosci, 1991, 14: 137—167.
- [30] Vicentini JE, Weiler M, Casseb RF, et al. Subacute functional connectivity correlates with cognitive recovery six months after stroke[J]. Neuroimage Clin, 2021, 29: 102538.
- [31] Lu K, Xu G, Li W, et al. Frequency-specific functional connectivity related to the rehabilitation task of stroke patients[J]. Med Phys, 2019, 46(4): 1545—1560.
- [32] Hordacre B, Moezzi B, Ridding MC. Neuroplasticity and network connectivity of the motor cortex following stroke: A transcranial direct current stimulation study[J]. Hum Brain Mapp, 2018, 39(8): 3326—3339.
- [33] Hannanu FF, Zeffiro TA, Lamalle L, et al. Parietal operculum and motor cortex activities predict motor recovery in moderate to severe stroke[J]. Neuroimage Clin, 2017, 14: 518—529.
- [34] Lazaridou A, Astrakas L, Mintzopoulos D, et al. fMRI as a molecular imaging procedure for the functional reorganization of motor systems in chronic stroke[J]. Mol Med Rep, 2013, 8(3): 775—779.
- [35] Pannek K, Chalk JB, Finnigan S, et al. Dynamic corticospinal white matter connectivity changes during stroke recovery: A diffusion tensor probabilistic tractography study[J]. J Magn Reson Imaging, 2009, 29(3): 529—536.
- [36] Grefkes C, Nowak DA, Eickhoff SB, et al. Cortical connectivity after subcortical stroke assessed with functional magnetic resonance imaging[J]. Ann Neurol, 2008, 63(2): 236—246.
- [37] Lefaucheur JP, Aleman A, Baeken C, et al. Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): An update (2014—2018) [J]. Clin Neurophysiol, 2020, 131(2): 474—528.
- [38] Klomjai W, Katz R, Lackmy-Vallee A. Basic principles of transcranial magnetic stimulation (TMS) and repetitive TMS (rTMS) [J]. Ann Phys Rehabil Med, 2015, 58(4): 208—213.
- [39] 池登科, 吴爱玲, 龚凌云, 等. 重复经颅磁刺激在卒中后运动功能康复中的作用[J]. 中西医结合心脑血管病杂志, 2008(6): 743—744.
- [40] Di Pino G, Pellegrino G, Assenza G, et al. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation[J]. Nat Rev Neurol, 2014, 10(10): 597—608.