

经颅直流电刺激联合上肢机器人训练对脑卒中后偏瘫上肢运动功能影响的磁共振弥散张量成像研究

杨婷¹ 陈慧柚² 高政¹ 许亮¹ 范吉法¹ 徐晨曦¹ 王晓菊¹

¹南京医科大学附属南京医院康复医学科,南京 210006; ²南京医科大学附属南京医院医学影像科,南京 210006

通信作者:王晓菊,Email:wangxiaojue@sina.com

【摘要】 **目的** 观察经颅直流电刺激(tDCS)结合上肢康复机器人训练对脑卒中偏瘫上肢运动功能的影响,并通过磁共振弥散张量成像(DTI)分析其潜在的神经可塑性机制。**方法** 将脑卒中偏瘫患者 20 例按随机数字表法分为治疗组和对照组,每组患者 10 例。2 组患者均给予常规药物和康复治疗,治疗组在此基础上增加 tDCS 结合上肢康复机器人训练,即在上肢康复机器人训练的同时进行 tDCS 治疗,tDCS 刺激电流在 10 s 内从 0 上升到 1 mA,保持 20 min 后,在 10 s 从 1 mA 下降到 0。DCS 结合上肢康复机器人训练每日 1 次,每次 20 min,连续治疗 15 d。对照组则仅增加上肢康复机器人训练,tDCS 治疗为假刺激。于治疗前和治疗 15 d 后(治疗后)采用 Fugl-Meyer 评定量表上肢部分(UE-FMA)和 Wolf 运动功能评价量表(WMFT)对 2 组患者的上肢运动功能进行评估。2 组患者均于治疗前、后进行 DTI 检查。**结果** 治疗后,2 组患者的 UE-FMA 和 WMFT 评分较组内治疗前均显著改善,差异均有统计学意义($P < 0.05$),且治疗组治疗后的 UE-FMA 评分为(35.32±13.25)分,显著高于对照组治疗后的(21.80±13.93)分,差异有统计学意义($P < 0.05$)。治疗后,治疗组内囊后肢层面的 FA 值、rFA、FAasy 和中央前回 FA、CST 长度与组内治疗前比较,差异均有统计学意义($P < 0.05$)。**结论** tDCS 结合上肢康复机器人训练可显著改善偏瘫上肢运动功能,这可能是基于促进 CST 完整性和对称性改变的神经可塑性机制,因此临床上可以将 tDCS 可作为神经康复中重要的辅助治疗方法。

【关键词】 脑卒中; 上肢运动功能; 经颅直流电刺激; 上肢康复机器人训练; 弥散张量成像

基金项目:南京市医学科技发展项目(YKK17122)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.09.003

Transcranial direct current stimulation can improve the effectiveness of robot-assisted rehabilitation of a hemiplegic upper limb

Yang Ting¹, Chen Huiyou², Gao Zheng¹, Xu Liang¹, Fan Jifa¹, Xu Chenxi¹, Wang Xiaojue¹

¹Department of Rehabilitation Medicine, ²Department of Radiology, Nanjing Hospital, Nanjing Medical University, Nanjing 210006, China

Corresponding author: Wang Xiaojue, Email:wangxiaojue@sina.com

【Abstract】 Objective To observe any improvement in hemiplegic upper limb functioning when transcranial direct current stimulation (tDCS) is combined with robot-assisted upper limb treatment, and analyze the potential mechanism of neural plasticity through diffusion tensor imaging (DTI). **Methods** Twenty stroke survivors with hemiplegia were randomly divided into a treatment group and a control group, each of 10, according to a random number table. Both groups were treated with conventional medication and rehabilitation training using an upper limb robot, while the treatment group also received tDCS daily, with the current increasing from 0 to 1 mA over 10 seconds, and then decreasing to 0 over twenty minutes. The experiment lasted for 15 days. The upper extremity portion of the Fugl-Meyer rating scale (UE-FMA) and the Wolf Motor Function Rating Scale (WMFT) were used to evaluate motor functioning before and after the treatment. DTI was also conducted for both groups. **Results** After the treatment, the average UE-FMA and WMFT scores of the two groups were significantly higher than before the treatment, with the average UE-FMA score of the treatment group (35.32±13.25), significantly higher than that of the control group (21.80±13.93). After the treatment there were significant differences between the groups in their average FA, rFA and FAasy of the posterior limb of the internal

capsule, as well as in FA and the CST length of the central anterior gyrus. **Conclusion** tDCS combined with robot-assisted upper limb rehabilitation training can significantly improve the motor functioning of hemiplegic upper limbs, possibly due to neuroplasticity mechanisms that promote CST integrity and symmetry changes. tDCS can be an important adjunct therapy in clinical neurorehabilitation.

【Key words】 Stroke; Upper limb motor function; Transcranial direct current stimulation; Robot-assisted training; Diffusion tensor imaging

Funding: A Nanjing Medical Science and Technology Development Project (YKK17122)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.09.003

脑卒中后最常见的问题是病灶对侧的偏瘫,虽然有很多患者能够重获独立步行能力,但其上肢功能的预后往往较差,其中约 85% 的脑卒中患者从发病初期即表现出上肢无力,55%~75% 的患者在发病 3 至 6 个月后仍然存在不同程度的上肢运动功能障碍^[1]。目前,临床上用于脑卒中后上肢运动功能障碍的康复手段较多,如运动治疗、物理因子治疗、康复机器人训练等,这些治疗方法虽然可以在一定程度上改善功能,但是治疗量大、耗时长、费用较多。

tDCS 是一种神经调控技术,现已作为神经康复的重要辅助手段之一,其可通过刺激颅脑来改变静息膜电位,并调节皮质的兴奋性,阳极兴奋,阴极抑制,最大限度地利用残余未损坏大脑来增强脑的可塑性,从而形成再学习活动的新模式,以辅助脑卒中患者偏瘫侧上肢运动功能的改善^[2]。本研究旨在通过磁共振弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)来观察经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)结合上肢机器人训练对脑卒中后偏瘫患者上肢运动功能的影响,并观察受试者皮质脊髓束(cortical spinal tract, CST)的改变,分析其与上肢运动功能的关系,以期为偏瘫患者上肢运动功能的康复治疗提供依据。

对象和方法

一、研究对象

入选标准:①诊断符合 1995 年中华医学会第四次全国脑血管病学术会议修订的《各类脑血管疾病诊断要点》^[3],并经 CT 或 MRI 证实的脑卒中;②首次发病,单侧病灶,病程 2~8 周,年龄 30~65 岁,存在明确的上肢运动功能障碍;③能听懂简单指令,无明显认知障碍;④生命体征平稳,无严重的心、肝、肾疾病和严重高

血压、糖尿病及其他内分泌系统器质性疾病者;⑤无精神类疾病和癫痫发作史;⑥皮肤对电极片无过敏,无 MRI 禁忌症;⑦签署知情同意书。

选取 2017 年 6 月至 2019 年 6 月南京医科大学附属南京医院康复医学科住院且符合入选标准的脑卒中患者 20 例,采用随机数字表法将其分为治疗组和对照组,每组患者 10 例。2 组患者的例数、性别、平均年龄、平均病程、病变性质和美国国立卫生研究院卒中量表(National Institute of Health stroke scale, NIHSS)评分等一般资料组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$)。

二、治疗方法

2 组患者均给予常规药物和康复治疗,治疗组在此基础上增加 tDCS 结合上肢康复机器人训练(上肢机器人训练的同时给予 tDCS),而对照组则仅增加上肢康复机器人训练,tDCS 治疗为假刺激。

1. 常规康复方案包括物理治疗和作业治疗,主要是神经肌肉促进技术,主被动关节活动,良肢位摆放,转移训练,平衡训练,步行训练,上肢及手功能训练,日常生活能力训练以及神经肌肉电刺激等。以上常规治疗每日 1 次,每次共 60 min,连续治疗 15 d。

2. 上肢康复机器人训练:使用上海产 M2 型上肢智能能力反馈康复机器人训练系统。该系统可在患者完成动作的过程中,感知患者用力的大小及是否有痉挛的现象,进而改变设备本身的助力或阻力,以达到改善上肢运动功能障碍的目的。上肢康复机器人系统共有 4 种训练模式,包括等速被动训练模式、助动训练模式、主动训练模式、抗阻训练模式。根据患者功能障碍的状态和系统运动轨迹的评估结果,为患者制定合适的治疗方案,按照 4 种训练模式的递进顺序,进行循序渐进式的训练。上肢康复机器人训练每日 2 次,每次 20 min,连续治疗 15 d。

表 1 2 组患者一般资料

组别	例数	性别(例)		年龄 (岁, $\bar{x}\pm s$)	病程 (d, $\bar{x}\pm s$)	病变性质(例)		NIHSS 评分 (分, $\bar{x}\pm s$)
		男	女			脑梗死	脑出血	
治疗组	10	8	2	52.30±12.67	47.34±45.66	7	3	3.82±1.75
对照组	10	6	4	56.21±8.19	39.90±19.71	6	4	4.42±2.63

3. tDCS 治疗:在上肢康复机器人训练的同时进行 tDCS 治疗,采用四川产 IS300 型智能电刺激仪,进行双侧 tDCS,阳极置于病灶同侧初级运动皮质(M1 区),阴极置于对侧 M1 区,本研究选择 2 块 5 cm×7 cm 电极片套,以棉布衬垫,用生理盐水浸湿,刺激电流在 10 s 内从 0 上升到 1 mA,保持 20 min 后,在 10 s 从 1 mA 下降到 0。M1 区通过经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)来确定,方法为受试者取坐位,将记录电极置于拇短展肌的肌腹和相应肌腱或者背侧第一骨间肌腹和肌腱,检测时肌肉处于完全松弛状态,TMS 采用“8 字形”线圈至于健侧大脑皮质 M1 区,线圈与头皮呈 45°角,单脉冲刺激,可引起健侧手指最大运动的刺激部位即健侧 M1 区,通过镜像对称到患侧 M1 区,用记号笔标记。对照组刺激电极放置同上,但是电流强度 10 s 上升后立刻消失。tDCS 治疗,每日 2 次,每次 20 min,每日 2 次,连续治疗 15 d。

三、上肢运动功能评定

于治疗前和治疗 15 d 后(治疗后)采用 Fugl-Meyer 评定量表上肢部分(upper extremity Fugl-Meyer assessment, UE-FMA)和 Wolf 运动功能评价量表(Wolf Motor Function Test, WMFT)对 2 组患者的上肢运动功能进行评估。

1. UE-FMA 评分:该量表包括对肩、肘、前臂、腕及手的运动、反射、协调性等的检测。共包括 33 个项目,每个项目分 3 个评分等级,0 分为完全不能进行某运动,1 分为能部分进行,但强度、速度、准确度较正常时减弱,2 分为可顺利完成某动作,总分为 66 分。总得分越高,则上肢运动功能越好^[4]。

2. WMFT 评分:该量表由 15 个项目组成,也适用于上肢运动功能的评估。1~6 项为简单的关节运动,7~15 项为复合的功能动作。对所有动作当场进行计时和动作质量打分(每个动作分 6 个等级,对应 0~5 分)^[5]。总得分越高,则上肢运动功能越好。

四、DTI 检查和数据处理

采用南京医科大学附属南京医院医学影像科的荷兰飞利浦公司生产的 3.0T Ingenia 磁共振成像仪进行检测。采集 2 组患者治疗前、后的 T1 水抑制成像序列(fluid attenuated inversion recovery, flair)、T2 加权像(T2 weighted imaging, T2WI)、FLAIR、T1 加权像(T1 weighted imaging, T1WI)以及 DTI 序列。DTI 选用平面回波成像(echo planar imaging, EPI)序列,重复时间(time of repeatation, TR) = 10 s,回波时间(time of echo, TE) = 95 ms, b 值为 0 和 1000 s/mm²,视野(field of view, FOV) = 256 mm×256 mm,矩阵 = 128×128,层厚 2 mm,70 层,30 个方向。

用磁共振成像仪自带的大脑图像处理软件 FSL

对采集的 DTI 图像进行处理,预处理包括头动和涡流校正、去脑壳、张量重建、纤维跟踪等步骤。从 DTI 图像中提取各向异性分数(fractional anisotropy, FA)以及纤维长度等,配准到标准脑空间,计算大脑脚、内囊后肢、中央前回等感兴趣区(region of interest, ROI)、皮质脊髓束的 FA 值和纤维长度。计算各项异性分数比值(FA ratio, rFA)和各项异性分数不对称性(FA asymmetry, FAasy)。rFA = 病灶侧 FA/对侧 FA, FAasy = (对侧 FA - 病灶侧 FA)/(对侧 FA + 病灶侧 FA)。rFA 范围为 0~1, rFA 越低,则提示 CST 的损伤程度越高; FAasy 范围为 0~1, FAasy 越大,且双侧不对称性越明显,则提示 CST 的损伤程度越高。

五、统计学分析

采用 SPSS 26.0 版统计软件进行处理。计数资料采用($\bar{x} \pm s$)表示,一般资料比较采用 *t* 检验和 χ^2 检验;治疗前、后组内 UE-FMA 和 WMFT 评分比较采用配对 *t* 检验,组间比较采用两样本 *t* 检验。组内 CST 不同层面的病灶侧 FA、rFA 和 FAasy、皮质脊髓束的平均各向异性分数以及 CST 长度的比较采用配对 *t* 检验,组间比较采用两样本 *t* 检验。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

一、2 组患者治疗前、后 UE-FMA 和 WMFT 评分比较

治疗前,2 组患者的 UE-FMA 和 WMFT 评分组间比较,差异均无统计学意义。治疗后,2 组患者的 UE-FMA 和 WMFT 评分较组内治疗前均显著改善,差异均有统计学意义($P < 0.05$),且治疗组治疗后的 UE-FMA 评分显著高于对照组治疗后,差异有统计学意义($P < 0.05$),治疗组治疗后的 WMFT 评分虽高于对照组治疗后,但组间差异无统计学意义($P > 0.05$),详见表 2。

表 2 2 组患者治疗前、后 UE-FMA 和 WMFT 评分比较(分, $\bar{x} \pm s$)

组别	例数	UE-FMA		WMFT	
		治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
治疗组	10	18.10±6.97	35.32±13.25 ^{ab}	14.16±6.94	25.57±14.14 ^a
对照组	10	18.83±13.51	21.80±13.93 ^a	16.42±11.33	19.59±12.86 ^a

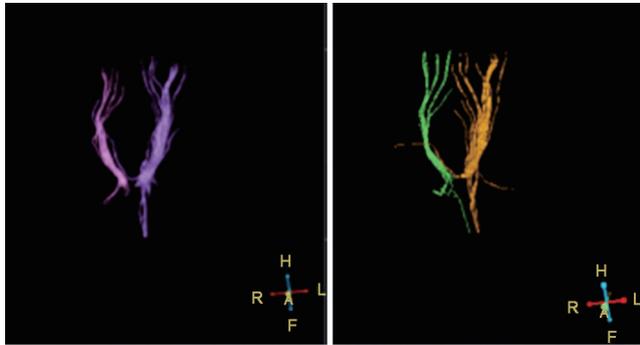
注:与组内治疗前比较,^a $P < 0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P < 0.05$

二、2 组患者治疗前、后各项 DTI 参数的比较

治疗前,2 组的 DTI 的各项参数组间差异均无统计学意义($P > 0.05$)。治疗后,治疗组内囊后肢层面的 FA 值、rFA 和 FAasy,中央前回 FA 和 CST 长度值与组内治疗前比较,差异均有统计学意义($P < 0.05$),详见表 3。图 1 可见,治疗组 1 例患者治疗后 CST 的完整性、对称性较治疗前略有改变。

表 3 2 组患者治疗前、后各项 DTI 参数的比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	大脑脚			内囊后肢			中央前回			CST	
		FA	rFA	FAasy	FA	rFA	FAasy	FA	rFA	FAasy	FA	长度
治疗组												
治疗前	10	0.38±0.07	0.72±0.17	0.17±0.12	0.34±0.06	0.64±0.11	0.23±0.08	0.37±0.06	0.78±0.10	0.12±0.06	0.49±0.04	53.31±15.24
治疗后	10	0.39±0.08	0.69±0.14	0.19±0.10	0.47±0.08 ^a	0.82±0.11 ^a	0.10±0.07 ^a	0.41±0.05 ^a	0.88±0.10	0.07±0.06	0.53±0.04	68.09±19.25 ^a
对照组												
治疗前	10	0.34±0.08	0.64±0.17	0.23±0.13	0.33±0.08	0.61±0.15	0.25±0.11	0.37±0.05	0.86±0.16	0.08±0.09	0.48±0.05	55.45±13.15
治疗后	10	0.36±0.09	0.68±0.16	0.20±0.12	0.33±0.08	0.60±0.14	0.26±0.10	0.39±0.04	0.85±0.08	0.09±0.05	0.49±0.04	56.94±12.40

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$ 

注:左图为治疗前,右图为治疗后,与治疗前相比,治疗后 CST 的完整性和对称性略有改变

图 1 治疗组 1 例患者治疗前、后的 DTI 图像

讨 论

本研究结果显示,治疗 15 d 后,采用上肢机器人训练的对照组和上肢机器人训练结合 tDCS 治疗的治疗组的 UE-FMA 和 WMFT 评分较组内治疗前均显著改善,该结果符合上肢机器人训练是目前脑卒中后偏瘫行之有效的治疗措施的结论^[6]。脑卒中后偏瘫患者常见因近端肩肘关节控制不佳而导致手部运动功能障碍,而手部活动的问题往往会加剧控制肩肘关节的难度,患者为了完成活动,通常采用异常的姿势,虽然在活动层面可暂时提高其表现,但是会增加活动的能耗,加剧偏瘫后的异常运动模式,降低患者的远期表现,因此在偏瘫康复中应提倡“无错学习”^[2]。上肢机器人训练是一种现代化的再运动和再学习辅助办法,其具有程序性、连续性、无疲劳性等特点,在干预的过程中可体现出精确性和可评估性的优势,有效避免常规康复锻炼过程中主观性强的缺点,可在持续训练的过程中帮助患者改善其肢体协调性和上肢灵活性^[7]。同时,上肢机器人的前臂支撑架可为上肢近端提供肩肘关节正确的前伸模式,带动患侧上肢进行任务导向性训练,并随时保持正常的运动模式,产生正确的本体感觉信号,促进大脑功能重组,这对于神经系统的重塑和形成正确的感觉运动回路很有帮助^[8]。因此,机器人康复训练可使偏瘫肢体早期即接受正确模式的输入,通过中枢与外周的相关反馈和整合,周而复始地强

化训练,最终重新掌握运动技能^[7]。

本研究的另一重要结果是,治疗 15 d 后,治疗组的 UE-FMA 评分显著高于对照组治疗后,该结果提示,上肢机器人结合 tDCS 对于上肢运动功能的疗效优于单独的上肢康复机器人训练。tDCS 的作用机制主要有即时效应和后效应,刺激的即时效应主要是改变静息膜电位从而调节皮质的兴奋性^[9],而刺激后的效应主要是通过调节神经递质如谷氨酸、 γ -氨基丁酸 GABA、乙酰胆碱、多巴胺和五羟色胺等介导长时程的增强和抑制,并通过配体门控性/化学门控性离子通道,使脑神经环路重塑,改善运动、学习、记忆等脑功能^[10-11]。因此,tDCS 可以促进选择性运动,在脑卒中患者进行靶向性任务时,可更加准确地控制主动肌和拮抗肌,从而改善异常模式^[12]。将 tDCS 置于 M1 区,可以在执行目标导向性任务时,减少肢体运动前的反应时间和疲劳^[13],因此在上肢康复机器人治疗的同时辅以 tDCS 可最大化地发挥机器人训练的作用。本研究结果还发现,治疗后,2 组患者的 WMFT 评分组间差异无统计学意义,其原因可能是因为 WMFT 量表有 15 个项目,其中 1~6 项为简单的关节运动,而 7~15 项为复合的功能动作,这需要完成相当的功能活动,与 UE-FMA 量表的侧重点有所差异,因此仅干预 15 d 不足以引起两种治疗方案在复合功能动作方面的显著性差异。

CST 是运动功能传导的主要通路,由中央前回运动区的大锥体细胞及其轴突组成,经放射冠、内囊后肢下行,至中脑大脑脚中 3/5,穿越脑桥基底底部继续下行。脑卒中后,运动功能的恢复很重要的一个因素是受累半球残存的皮质传导束,特别是 CST 的连接^[14]。因此,CST 连接的增强可以促进残留运动的输出,引起脑的可塑性变化,最终改善运动功能。DTI 是目前唯一可以活体无创性量化评估 CST 形态结构的一种成像方法,可早期评估脑卒中患者运动功能预后,为判断患者的预后提供依据,并进一步指导患者的康复治疗^[15]。有研究通过 DTI 观察到,CST 的损伤情况与脑卒中后运动功能的恢复存在相关性,而且根据目前的研究结果,CST 与上肢运动功能的相关性更大^[16-19]。

其中 FA 的大小与髓鞘的完整性、纤维致密性以及平行性有密切关系,可以反映像轴突、髓鞘和微观的白质纤维方向的一致性程度和微观结构的完整性^[20]。

本研究观察了大脑脚、中央前回、内囊后肢三个层面的 FA 值、rFA、FAasy,以及 CST 平均 FA 值和纤维长度,结果发现,治疗后,治疗组内囊后肢层面的 FA 值、rFA、FAasy 以及中央前回 FA 和 CST 长度值较组内治疗前有显著改变,而对照组 DTI 的所有参数治疗前、后差异均无统计学意义。该结果提示,大脑结构经治疗后开始重塑,说明 tDCS 结合上肢机器人康复训练可以促进 CST,特别是内囊后肢层面完整性、对称性和 CST 长度的改变,从而改善偏瘫侧的上肢运动功能。Shapour 等研究显示,阳极 tDCS 作用于病灶侧 M1 区可以改善病灶侧 CST 的兴奋性^[9]。Sánchez-Kuhn 等发现,1 例小脑卒中后严重吞咽障碍的患者经 16 次 M1 区高频 tDCS 治疗后,其吞咽功能得到改善,且治疗后,MRI 和 DTI 结果显示,该例患者患侧小脑脚的连接性和纤维数量明显增加^[21]。还有研究发现,脑卒中患者损伤半球 M1 区经经颅磁刺激治疗 10 d 后,其白质纤维的 FA 值显著改善,且病灶侧内囊后肢层面 CST 的 FA 值显著提高,该研究指出,这种提高与运动功能的改善密切相关^[22]。多项采用 DTI 观察脑卒中偏瘫患者的研究也发现,DTI 参数与运动功能预后相关,内囊后肢的 FA 值越高,则上肢的运动功能评分越好,提示上肢运动功能的恢复与内囊后肢 CST 的微结构显著相关^[9,18]。本研究中,DTI 的这个变化趋势与运动功能并不完全一致,即只有治疗组治疗后的部分 DTI 参数有显著性改变。本课题组认为,虽然 CST 的损伤情况和完整性与运动功能的恢复相关,但并不是唯一的决定因素,运动功能还可能与皮质内的兴奋和抑制相关^[19]。

综上所述,tDCS 结合上肢机器人训练符合“中枢-外周-中枢”的闭环康复模式,基于突触可塑性,通过中枢干预(tDCS 刺激)激活脑区,同时采用外周干预(上肢机器人康复训练)强化运动控制训练,正反馈于中枢,可促进脑功能的重塑和神经再支配,两者协同作用可起到改善脑卒中后偏瘫患者上肢运动功能的作用^[22]。本研究的局限在于只观察了治疗 15 d 后上肢功能的变化和 CST 的改变,远期的效果并不确定,另外只纳入了 20 例患者,样本量较少,未来需要扩大样本量,并选用更多的磁共振观察指标,对 tDCS 的具体治疗方案以及联合其他康复治疗手段,做进一步的研究和探索。

参 考 文 献

[1] Batool S, Soomro N, Amjad F, et al. To compare the efficacy of con-

straint induced movement therapy versus motor relearning therapy to improve motor function of hemiplegic upper extremity after stroke[J]. Pak J Med Sci, 2015, 31(5):1167-1171. DOI:10.12669/pjms.315.7910.

- [2] Nitsche MA, Paulus W. Excitability changes induced in the human motor cortex by weak transcranial direct current stimulation[J]. J Physiol, 2000, 527(3):633-639. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00633.x.
- [3] 中华神经科学会,中华神经外科学会.各类脑血管病诊断要点.中华神经科杂志,1996,29(6):379-380.
- [4] Hernández ED, Galeano CP, Barbosa NE, et al. Intra- and inter-rater reliability of Fugl-Meyer assessment of upper extremity in stroke[J]. J Rehabil Med, 2019, 51(9):652-659. DOI: 10.2340/16501977-2590.
- [5] 王强, 园田茂, 植松瞳, 等. Wolf 运动功能量表的因子分析及信度和效度研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(1):35-38. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2006.01.010.
- [6] Flynn N, Kuys S, Froude E, et al. Introducing robotic upper limb training into routine clinical practice for stroke survivors: Perceptions of occupational therapists and physiotherapists[J]. Aust Occup Ther J, 2019, 66(1). DOI:10.1111/1440-1630.12594.
- [7] Hsu H-Y, Chiu H-Y, Kuan T-S, et al. Robotic-assisted therapy with bilateral practice improves task and motor performance in the upper extremities of chronic stroke patients: a randomised controlled trial[J]. Aust Occup Ther J, 2019, 66(5):637-647. DOI: 10.1111/1440-1630.12602.
- [8] Antonio C, Loris P, Vera G, et al. Exoskeleton-Robot assisted therapy in stroke patients: a lesion mapping study[J]. Front Neuroinform, 2018, 12:44. DOI:10.3389/fninf.2018.00044.
- [9] Shapour J, Andisheh B, Maryam Z, et al. Anodal transcranial pulsed current stimulation: the effects of pulse duration on corticospinal excitability[J]. PLoS One, 2015, 10(7):e0131779. DOI: 10.1371/journal.pone.0131779.
- [10] Li C-T, Huang Y-Z, Bai Y-M, et al. Critical role of glutamatergic and GABA-ergic neurotransmission in the central mechanisms of theta-burst stimulation[J]. Hum Brain Mapp, 2019, 40(6):2001-2009. DOI: 10.1002/hbm.24485.
- [11] Hunter MA, Coffman BA, Gasparovic C, et al. Baseline effects of transcranial direct current stimulation on glutamatergic neurotransmission and large-scale network connectivity[J]. Brain Res, 2015, 1594:92-107. DOI: 10.1016/j.brainres.2014.09.066.
- [12] Shilo G, Lavidor M. Non-linear effects of cathodal transcranial direct current stimulation (tDCS) of the primary motor cortex on implicit motor learning[J]. Exp Brain Res, 2019, 237:919-925. DOI: 10.1007/s00221-019-05477-3.
- [13] Arias P, Corral-Bergantiños Y, Robles-García V, et al. Bilateral tDCS on primary motor cortex: effects on fast arm reaching tasks[J]. PLoS One, 2016, 11(8):e0160063. DOI:10.1371/journal.pone.0160063.
- [14] Orlando BC, Swayne JC, Rothwell NS, et al. Stages of motor output reorganization after hemispheric stroke suggested by longitudinal studies of cortical physiology[J]. Cereb Cortex, 2008, 18(8):1909-1922. DOI: 10.1093/cercor/bhm218.
- [15] Soulard J, Huber C, Baillieux S, et al. Motor tract integrity predicts walking recovery: a diffusion MRI study in subacute stroke[J]. Neurology, 2020, 94(6):e583-e593. DOI: 10.1212/WNL.

000000000008755.

- [16] Koyama T, Marumoto K, Miyake H, et al. Relationship between diffusion tensor fractional anisotropy and motor outcome in patients with hemiparesis after corona radiata infarct[J]. J Stroke Cerebrovasc Dis, 2013, 22(8):1355-1360. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2013.02.017.
- [17] Jang SH, Kim K, Kim SH, et al. The relation between motor function of stroke patients and diffusion tensor imaging findings for the corticospinal tract[J]. Neurosci Lett, 2014, 572:1-6. DOI:10.1016/j.neulet.2014.04.044.
- [18] Sterr A, Dean PJA, Szameitat AJ, et al. Corticospinal tract integrity and lesion volume play different roles in chronic hemiparesis and its improvement through motor practice[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2014, 28(4):335-343. DOI:10.1177/1545968313510972.
- [19] Jang SH, Kwon HG. Change of the anterior corticospinal tract on the normal side of the brain in chronic stroke patients: diffusion tensor imaging study[J]. Somatosens Mot Res, 2015, 32(1):25-30. DOI: 10.3109/08990220.2014.949006.
- [20] Puig J, Pedraza S, Blasco G, et al. Acute damage to the posterior limb of the internal capsule on diffusion tensor tractography as an early imaging predictor of motor outcome after stroke[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2011, 32(5):857-63. DOI: 10.3174/ajnr.A2400.
- [21] Sánchez-Kuhn A, Medina Y, García-Pérez M, et al. Transcranial direct current stimulation treatment in chronic after-stroke dysphagia: a clinical case [J]. Psicothema, 2019, 31(2):179-183. DOI: 10.7334/psicothema2018.310.
- [22] 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. DOI:10.1038/nrneurol.2014.162.

(修回日期:2021-07-25)

(本文编辑:阮仕衡)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊对来稿中统计学处理的有关要求

1. 统计研究设计:应交代统计研究设计的名称和主要做法。如调查设计(分为前瞻性、回顾性或横断面调查研究);实验设计(应交代具体的设计类型,如自身配对设计、成组设计、交叉设计、析因设计、正交设计等);临床试验设计(应交代属于第几期临床试验,采用了何种盲法措施等)。主要做法应围绕4个基本原则(随机、对照、重复、均衡)概要说明,尤其要交代如何控制重要非试验因素的干扰和影响。

2. 资料的表达与描述:用 $(\bar{x} \pm s)$ 表达近似服从正态分布的定量资料,用 $M(Q_R)$ 表达呈偏态分布的定量资料;用统计表时,要合理安排纵横标目,并将数据的含义表达清楚;用统计图时,所用统计图的类型应与资料性质相匹配,并使数轴上刻度值的标法符合数学原则;用相对数时,分母不宜小于20,要注意区分百分率与百分比。

3. 统计分析方法的选择:对于定量资料,应根据所采用的设计类型、资料所具备的条件和分析目的,选用合适的统计分析方法,不应盲目套用 t 检验和单因素方差分析;对于定性资料,应根据所采用的设计类型、定性变量的性质和频数所具备的条件以及分析目的,选用合适的统计分析方法,不应盲目套用 χ^2 检验。对于回归分析,应结合专业知识和散布图,选用合适的回归类型,不应盲目套用简单直线回归分析,对具有重复实验数据的回归分析资料,不应简单化处理;对于多因素、多指标资料,要在一元分析的基础上,尽可能运用多元统计分析方法,以便对因素之间的交互作用和多指标之间的内在联系进行全面、合理的解释和评价。

4. 统计结果的解释和表达:当 $P < 0.05$ (或 $P < 0.01$)时,应说明对比组之间的差异有统计学意义,而不应说对比组之间具有显著性(或非常显著性)的差别;应写明所用统计分析方法的具体名称(如:成组设计资料的 t 检验、两因素析因设计资料的方差分析、多个均数之间两两比较的 q 检验等),统计量的具体值(如 $t = 3.45$, $\chi^2 = 4.68$, $F = 6.79$ 等),应尽可能给出具体的 P 值(如 $P = 0.0238$);当涉及到总体参数(如总体均数、总体率等)时,在给出显著性检验结果的同时,再给出95%可信区间。