

电磁刺激治疗卒中患者运动功能障碍的应用现状

姜非凡, 马跃文

【关键词】 神经康复; 脑卒中; 运动功能

【中图分类号】 R49; R743.3 【DOI】 10.3870/zgkf.2020.12.013

随着医疗水平的提高,卒中生存率已明显提高,但其致残率仍居高不下。卒中所造成的运动功能受损导致患者生活质量和社会参与能力下降,并给家庭和社会带来沉重的负担^[1]。运动疗法,作为改善卒中患者运动功能的经典疗法存在内容枯燥、形式单调等缺点,如无有效地监督,患者很难长期坚持并产生理想的训练效果。电磁刺激治疗与运动疗法相结合的治疗方案,可以在一定程度上增加治疗的趣味性,并通过兴奋中枢和周围神经系统,加快神经再生过程和运动功能的恢复。现常用的电磁刺激疗法有作用于中枢神经系统的重复经颅磁刺激技术(repetitive transcranial magnetic stimulation, rTMS)、经颅直流电刺激技术(transcranial direct current stimulation, tDCS),和作用于外周神经肌肉系统的神经肌肉电刺激技术(neuromuscular electrical stimulation, NMES)、外周磁刺激技术(peripheral magnetic stimulation, PMS)等。本文将重点介绍上述几种电磁刺激疗法对卒中后患者运动功能恢复的作用原理和最新临床应用进展,并总结亟待解决的研究问题,以及未来发展方向。

1 重复经颅磁刺激技术

经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)是根据电磁感应原理,利用脉冲磁场在大脑皮质产生感应电流改变细胞膜电位,从而影响神经电活动和脑内代谢的生物刺激技术。TMS能够改变大脑皮质兴奋性,对神经细胞起到易化或抑制作用^[2]。rTMS技术原理与TMS相同,但其重复、有规律的刺激不仅可以兴奋更多的神经细胞产生累积效应以实现皮质功能区域性重建,而且其产生的生物学效应在刺激停止后仍可保留一段时间^[3-4]。rTMS作为无创脑部刺激技术,人体不适感小,且更容易实现脑组织深部刺激。但rTMS禁用于脑内存在金属植入物、佩戴人工

耳蜗以及心脏起搏器的患者,对于有癫痫发作病史或存在癫痫发作高危因素的患者,rTMS的治疗风险则明显增高^[5]。健康人大脑双侧半球间通过胼胝体交互性抑制达到兴奋与抑制的平衡。卒中后,双侧大脑半球间的这种生理性平衡被打破,故通过上调病灶侧半球兴奋性或下调病灶对侧半球兴奋性,重建跨胼胝体抑制平衡,此为rTMS的作用原理^[6]。根据对大脑皮层兴奋性的影响,rTMS分为兴奋性和抑制性rTMS两类。现就常用于临床实践中的rTMS治疗方案以及根据rTMS原理发展出来的新型经颅磁刺激方案进行简要概述。

1.1 兴奋性 rTMS 病灶侧高频 rTMS 刺激频率大多选择在 3~20 Hz,刺激强度一般选择为 80%~130% 静息运动阈值(resting motor threshold, RMT)^[7]。杨剑等^[8]将 45 例男性慢性期卒中患者随机分为 3 组,在常规药物及康复治疗基础上,A 组行 60 min 镜像治疗,B 组先进行病灶侧 M1 区 10 Hz 的 rTMS 治疗,再行 60 min 镜像治疗,C 组先进行镜像治疗后,再给予病灶侧 M1 区高频 rTMS 治疗。研究发现单纯进行镜像治疗或镜像治疗联合病灶侧 M1 区高频 rTMS 治疗均可缓解患者上肢运动功能障碍,其中以高频 rTMS 治疗后进行镜像治疗的方案效果最优。研究者分析认为高频 rTMS 治疗提高了运动皮质的兴奋性,在此基础上进行镜像治疗,提高了镜像治疗激活相关神经元和神经重塑的效率。该研究对发病时间、性别等可能影响患者康复效率的因素进行干预,提高了可信度,这也是未来研究设计中需要考虑的因素。另外,该研究对治疗顺序的问题进行了探讨,这也为未来制定康复治疗方案提供了新的思路。

1.2 抑制性 rTMS 经典病灶对侧低频 rTMS 治疗参数为 1 Hz,90%~120% 的 RMT,600~1800 脉冲^[9]。窦佳鸣等^[10]应用近红外脑功能成像技术(functional near infrared spectroscopy, fNIRS),观察进行病灶对侧低频 rTMS 治疗前后,偏瘫侧上肢运动时大脑皮质激活模式的变化。结果提示治疗 3 周后,降低了偏瘫侧上肢运动期间病灶对侧大脑半球感觉运动区皮质兴奋性,恢复大脑半球间抑制通路的平衡,促进偏

收稿日期:2019-11-12

作者单位:中国医科大学附属第一医院康复医学科,沈阳 110000

作者简介:姜非凡(1991-),女,医师,主要从事神经康复的临床研究。

通讯作者:马跃文, yuewen_m@sina.com

瘫侧上肢运动功能恢复。此研究的创新点在于引入fNIRS,这一客观且无创的脑功能评价指标,对低频rTMS的作用原理进行观察和探讨。

1.3 新型 rTMS 间歇性 Theta 节律刺激(Theta burst stimulation, TBS)是一种新兴的模式化 rTMS,与 rTMS 相比具有耗时短、强度低、效应强等特点^[11]。根据对大脑皮层兴奋性的影响,将 TBS 分为可兴奋大脑皮层的间歇性 Theta 节律刺激(intermittent theta burst stimulation, iTBS)和抑制大脑皮层的持续性 Theta 节律刺激(continuous theta burst stimulation, cTBS)。iTBS 的经典治疗参数为丛内频率 50Hz,丛间频率 5Hz;每 10s 为一周期,刺激时间为 2s,间歇时间为 8s;刺激强度为 80%~100%活动运动阈值(active motor threshold, AMT);每次治疗包括 20 个周期,共 600 脉冲^[9,12]。与传统高频 rTMS 相比, iTBS 使用较少的脉冲数、较短的刺激时间、较低的刺激强度,产生更为持久的皮层兴奋性,并能够有效地避免线圈过热现象^[13],并有研究认为 iTBS 诱发癫痫的风险低于高频 rTMS^[9]。cTBS 常使用的经典治疗参数为经典的刺激参数即丛内频率 50Hz,丛间频率 5Hz,以 70%~80% AMT 连续刺激 300 脉冲或 600 脉冲^[14]。有研究认为, cTBS 通过诱发长时程抑制效应,从而抑制皮层兴奋性^[9,12]。汤昕未等^[11]对具有严重上肢运动功能障碍的卒中恢复期患者进行为期 2 周共 10 次的病灶侧 M1 区的 iTBS 治疗,发现 iTBS 治疗并不能在短期内改善其运动功能。该研究者也对这一试验结果进行了分析,对于轻中度的卒中患者,由于其病灶侧大脑结构保留较多,此时重建双侧半球间交互抑制平衡,有利于患者运动功能的恢复;而对重度卒中患者,因其病灶侧大脑半球结构严重破坏,此时促进健侧大脑半球的代偿功能更利于此类患者运动功能的恢复^[11,15]。因此,对于重度卒中病人是否应该于健侧半球行兴奋性 rTMS 治疗,即高频 rTMS 或 iTBS 治疗,此研究为我们提供了新的治疗思路。Neva 等^[16]认为单独应用 cTBS 对改善偏瘫侧肢体运动功能的治疗效果并不明显,但是在运动功能训练基础上联合应用 cTBS 的治疗效果则明显优于单独进行运动功能训练。对处于不同康复阶段以及不同疾病严重程度的卒中患者是否应该采用不同的 rTMS 治疗参数,则需要在今后的研究中继续观察与探索。对于 rTMS 作用机制的研究则需要结合解剖学、影像学等相关知识进一步证明和阐述。

2 经颅直流电刺激技术

tDCS 是一种使用电流强度为 1~2mA 的直流电

调节大脑皮层神经细胞兴奋性的无创刺激技术^[17-18]。双电极刺激是 tDCS 的主要刺激方式,其中阳极通常为刺激电极,阴极通常为参考电极。刺激电极大小通常为 25~35 cm²,刺激时间多为 10~30 min^[19-20]。电极位置的选定通常参考基于 TMS 原理的神经导航系统或国际 10~20 系统的电极坐标^[21]。tDCS 主要是通过改变神经细胞的静息电位,从而引发神经细胞的去极化或超极化效应。当施加阳极 tDCS 时,神经细胞膜两侧电位差减小,发生去极化效应;当施加阴极 tDCS 时,神经细胞膜两侧电位差增大,发生超极化效应^[22-23]。目前用于治疗卒中患者运动功能障碍的 tDCS 模式有阳极刺激(anodal transcranial direct current stimulation, a-tDCS)和阴极刺激(cathode transcranial direct current stimulation, c-tDCS)。a-tDCS 模式中阳极放置于病灶侧 M1 区体表投影处,阴极放在对侧眼眶上缘,提高病灶侧皮质兴奋性; c-tDCS 模式中阴极放置于病灶对侧 M1 区体表投影处,阳极放在对侧眼眶上缘,抑制病灶对侧皮质兴奋性。也有部分研究者开始探讨双侧 tDCS 联合刺激(即阳极放在病灶侧 M1 区,阴极放在病灶对侧 M1 区)、extracephalic 刺激模式(阳极放在病灶侧运动皮层、阴极放在对侧三角肌,目的是上调损伤周围区域的兴奋性)的治疗效果^[22,24]。

Rocha 等^[25]将 21 例卒中恢复期患者随机分成 a-tDCS 组、c-tDCS 组和假刺激组。在强制性运动疗法的基础上, a-tDCS 组电极放置于病灶侧 M1 区,给予 1.0mA、13min/次的 tDCS 治疗; c-tDCS 组电极放置于病灶对侧 M1 区,给予 1.0mA、9min/次的 tDCS 治疗。并分别在治疗前后以及治疗后 1 个月进行上肢 Fugl-Meyer 运动功能评定(Fugl-Meyer motor assessment, FMA)和手握力测试。研究显示, tDCS 配合强制性运动疗法,其治疗效果优于单纯使用强制性运动疗法;通过比较 2 组的 FMA 评分,发现 a-tDCS 对患者侧上肢功能改善更明显,且治疗效果具有后移效应,通常可持续 1 个月。曲斯伟等^[26]探讨 c-tDCS 对卒中患者上肢运动功能的影响,同时观察 2 种 c-tDCS 治疗参数(电流强度 1.0mA、密度 0.029mA/cm² 和电流强度 2.0mA、密度 0.057mA/cm²)的效果差异。研究提示,相较于进行单独康复训练, c-tDCS 联合康复训练的治疗方案可以有效改善卒中患者上肢运动功能,但上述 2 种治疗参数的效果无明显差别。该研究者认为 c-tDCS 通过降低病灶对侧大脑皮质兴奋性,即产生长时程抑制效应,以达到纠正大脑半球间交互抑制的目的,从而改善卒中患者的运动障碍。同时研究者提出, 2 种治疗参数对大脑皮层产生的长时程抑制效应无明显

差异,导致其治疗效果亦无显著性差别。由于小电流强度可给予患者更佳的舒适度及耐受度,故该研究以电流强度 1.0mA、电流密度 0.029mA/cm² 作为推荐刺激参数。

随着医疗技术的进步,现高精度经颅直流电刺激(High-Definition transcranial direct current stimulation, HD-tDCS)已经开始逐渐应用于临床。其特点是利用空间精准度高的小型圆环状电极替代传统海绵电极片/橡胶电极片,通过减少电流覆盖面积,从而提高其聚焦性^[27]。在相同电流强度作用下,HD-tDCS 在治疗部位的电流强度、聚焦性以及治疗效果的持续性(可持续至治疗结束后 30min)要明显优于传统治疗模式^[19]。最常用的组合方式是 4×1 HD-tDCS,即在治疗部位放置一中心电极(阴极/阳极),并以此为圆心,在半径为 3~7.5cm 的圆上放置 4 枚参考电极。当中心电极为阴极时,皮质兴奋性呈抑制状态;当中心电极为阳极时,皮质兴奋性呈兴奋状态^[19]。现将 HD-tDCS 应用于脑卒中患者以改善其运动功能的研究较少,可将此作为未来研究探索的新方向。

3 神经肌肉电刺激技术

NMES 是使用低频脉冲电流,通过刺激肌肉使之产生被动且节律性地收缩,从而加强肌肉的血液循环,延缓肌肉废用性萎缩,并通过将本体感觉的上行性传输,提高肢体协调性,加快运动功能恢复^[28]。近年来,以神经肌肉电刺激理论为基础的新型刺激模式逐渐应用于临床实践,如肌电触发神经肌肉电刺激、对侧控制型功能性电刺激、多通道功能性电刺激以及脑电触发功能性电刺激等。

3.1 肌电触发神经肌肉电刺激 肌电触发神经肌肉电刺激(electromyography-triggered neuromuscular stimulation, EMG-triggered NMES)的作用原理:借助表面肌电接受装置采集偏瘫侧肌肉自主收缩产生的微弱肌电信号,当该肌电信号达到系统设定的阈值时,可立即启动 NMES,并通过视觉或听觉通路提供反馈信号,使患者有意识地重建对偏瘫侧肢体的运动控制^[29]。EMG-triggered NMES 刺激偏瘫侧肢体肌肉收缩完成指令性运动,并不断将外源性反馈信息传入大脑,有助于运动功能再习得,并形成相应的条件反射,从而达到促进偏瘫肢体运动功能的目的^[30]。EMG-triggered NMES 治疗与传统 NMES 治疗相比,增强患者的主观能动性,强化患者参与训练的积极性。敏感程度高也是 EMG-triggered NMES 治疗的一大优势,通过对瘫痪肌肉微弱肌电信号的识别,协助患者完成自身难以完成的动作。但同时 EMG-triggered

NMES 治疗也存在自身局限性。在临床应用中,EMG-triggered NMES 治疗需要配合度较高的患者,对于昏迷或存在认知障碍的患者,传统 NMES 治疗更具有可操作性。EMG-triggered NMES 治疗对于软瘫期的患者效果不理想,因为 EMG-triggered NMES 治疗不是完全依靠仪器被动刺激的治疗模式,故不建议应用于靶肌群肌电值小于 5μV 的患者^[31]。

3.2 对侧控制型功能性电刺激 对侧控制型功能性电刺激(contralaterally controlled functional electrical stimulation, CCFES)治疗时,患者可同时进行双侧肢体运动,当健侧的感应装置有肌电信号传入时,CCFES 治疗仪可以根据所采集的肌电信号产生一定的电流强度,并给予偏瘫侧相应强度的电刺激,从而让偏瘫侧产生与健侧相似的动作^[32]。因此,CCFES 治疗时,偏瘫侧的刺激强度与健侧肢体的活动幅度是成正比的,即当健侧肢体活动幅度越大,给予偏瘫侧肢体的电流刺激强度也越大,偏瘫侧肢体的被动运动幅度也越大^[32-33]。CCFES 相较于传统的 NMES 增加了健侧肢体的感应装置,使偏瘫侧肢体和健侧肢体同步运动,且可由患者自己控制刺激强度和刺激持续时间,强化了患者治疗的主观能动性,更有利于进行功能性任务训练。此外,相较于 EMG-triggered NMES/EMG-FES 治疗,CCFES 的优势是可应用于尚在软瘫期的卒中患者,即可在疾病早期对患者的运动功能进行干预治疗^[32]。CCFES 同样不适用于昏迷或存在认知障碍的患者,对于这些患者则应使用传统 NMES 治疗。

3.3 功能性电刺激 功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)应用一定强度的低频脉冲电流对靶肌肉进行刺激,对日常运动模式进行模拟,以改善患者遗留的运动障碍^[34-35]。目前研究多采用多通道 FES 改善卒中患者的步行功能。多通道 FES 相较于单通道 FES 的优势在于可以按照一定顺序刺激影响步行的关键肌肉,使多关节产生协调活动,以达到纠正异常步态的目的^[36]。使用脑机接口技术(Brain-computer interface, BCI)和功能磁刺激结合的新型治疗手段开始逐渐应用于临床。BCI 通过提取、处理脑电信号,转化为驱动外部设备的命令,从而在大脑直接与外界环境之间形成交流通道^[37-38]。其中最常用的信号采集方式为给予脑电的 BCI(Electroencephalogram-BCI, EEG-BCI)。BCI-FES 是指通过提取 EEG 信号,经 BCI 设备转化处理,触发功能电刺激,引起肌肉收缩,从而实现“闭环”反馈过程,以达到增进神经可塑性的目的^[37-38]。

4 外周磁刺激技术

PMS是近年来发展起来的一种新型康复治疗技术,通过脉冲磁场生成的感应电流作用于外周神经或肌肉,从而促进运动皮质重塑,以达到促进卒中患者运动功能的恢复^[39]。PMS与NMES原理相似,但是可以有效弥补FES的不足。首先,NMES很难进行深部刺激,这是由于行常规电刺激时,正极和负极处的电流密度是最高的,并随着组织深度而迅速下降。植入式电刺激技术对研究虽有价值,但因其具有创伤性,故临床应用多有不便;其次,刺激深部神经时,易兴奋皮肤疼痛感受器而产生明显疼痛,对于肥胖患者更甚^[40]。

对于应用PMS改善卒中患者运动功能仍处于研究探索阶段,对其治疗参数的设定、治疗效果及作用机制尚无定论。Beaulieu等^[41]研究卒中患者患侧胫骨前肌行外周磁刺激,通过测量踝关节主被动活动度、胫骨前肌等长收缩肌力及小腿三头肌肌张力,治疗结束后各项测量指标优于对照组,提示外周磁刺激可以有助于改善卒中后足下垂,增加患者步行稳定性,改善患侧下肢运动功能。Sato等^[42]则重点研究PMS对皮质兴奋性的影响,其研究结果提示PMS对皮质兴奋性的影响与TMS一致,即高频刺激对皮质具有兴奋作用,低频刺激对皮质存在抑制作用。但Momosaki等^[39]和Beaulieu等^[41]对近年来应用PMS改善卒中患者运动功能的临床研究进行Meta分析,认为PMS治疗对卒中患者运动功能障碍的改善并不明显,同时这些研究者认为现相关临床试验较少,所以PMS是否可以改善卒中患者运动功能及其作用机制,仍需未来进一步地研究。

5 发展现状及展望

随着康复医学的发展,涌现出许多新的电磁刺激治疗技术,使改善卒中运动功能的康复治疗方案向趣味、多元化转变。虽然,现有众多的电磁刺激治疗方法可供康复医师选择,但如何制定科学合理,并针对卒中患者的个体化治疗方案,则需要未来研究不断探索与实践。同时,电磁刺激治疗设备也应向着智能化、便携化,易操作化发展,帮助卒中患者从二级康复机构逐渐过渡到社区康复,并为其回归家庭和社会做准备。

【参考文献】

- [1] Michelle G, Andrew M Davis. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery. [J]. JAMA, 2018, 319(8): 820-821.
- [2] 王寅旭, 王晓明. 重复经颅磁刺激在临床神经病学领域治疗方面的研究进展[J]. 实用医院临床杂志, 2013, 10(3): 25-29.
- [3] 傅彩峰, 高朝, 苏天慧, 等. 低频重复经颅磁刺激对脑梗死患者恢复期运动功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2016, 31(2): 150-153, 193.
- [4] 时红梅, 李依芃, 徐玉丽, 等. 重复经颅磁刺激联合生物反馈对脑卒中上肢运动功能的康复评价[J]. 中国实用神经疾病杂志, 2019, 22(8): 847-852.
- [5] Hernandez-Pavon J C, Harvey R L. Noninvasive Transcranial Magnetic Brain Stimulation in Stroke[J]. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 2019, 30(2): 319-335.
- [6] 刘超猛, 孟瑶, 李浩浩, 等. 重复经颅磁刺激对缺血性脑卒中患者运动功能和血清MMP-9、hs-CRP的影响[J]. 天津医药, 2019, 47(2): 184-188.
- [7] Nathalie K. Non-Invasive Brain Stimulation to Enhance Post-Stroke Recovery. [J]. Frontiers in neural circuits, 2016, 56(10): 1-10.
- [8] 杨剑, 孟殿怀, 邵中洋, 等. 高频经颅磁刺激联合镜像治疗对男性脑卒中患者上肢功能恢复的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2018, 40(2): 91-95.
- [9] Julio C Hernandez-Pavon, Richard L Harvey. Noninvasive Transcranial Magnetic Brain Stimulation in Stroke. [J]. Physical medicine and rehabilitation clinics of North America, 2019, 30(2): 319-335.
- [10] 窦佳鸣, 李春光, 睦演祥, 等. 重复经颅磁刺激对脑卒中后上肢功能影响的近红外脑功能成像研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2019, 41(6): 418-423.
- [11] 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.
- [12] Wook C S, Aron T Hill, Nigel C Rogasch, et al. Use of theta-burst stimulation in changing excitability of motor cortex: A systematic review and meta-analysis. [J]. Neuroscience and biobehavioral reviews, 2016, 63(): 43-64.
- [13] 孟莹, 马跃文. 重复经颅磁刺激及Theta节律刺激在卒中后运动功能康复中的研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2016, 22(4): 438-442.
- [14] 李甲笠, 单春雷. Theta节律刺激的作用机制及其在脑卒中后运动功能康复中的应用[J]. 中国康复, 2019, 34(4): 218-222.
- [15] Giovanni D P, Giovanni P, Giovanni A, et al. Modulation of brain plasticity in stroke: a novel model for neurorehabilitation [J]. Nature Reviews Neurology, 2014, 10(10): 597-608.
- [16] JL N, KE B, KP W, et al. The effects of five sessions of continuous theta burst stimulation over contralesional sensorimotor cortex paired with paretic skilled motor practice in people with chronic stroke. [J]. Restorative neurology and neuroscience, 2019, 37(3): 273-290.
- [17] 赵娜, 孙伟铭, 李士林, 等. 国内经颅直流电刺激技术的临床研究文献计量学分析[J]. 现代临床医学, 2019, 45(3): 191-195.
- [18] 杨冬菊, 王玉平. 经颅直流电刺激技术及临床应用进展[J]. 脑与神经疾病杂志, 2016, 24(3): 192-195.
- [19] To W T, To W T, Hart J, et al. Considering the influence of stimulation parameters on the effect of conventional and high-definition transcranial direct current stimulation[J]. Expert Review of Medical Devices, 2016, 13(4): 391-404.
- [20] Murray L M, Edwards D J, Ruffini G, et al. Intensity Dependent

- Effects of Transcranial Direct Current Stimulation on Corticospinal Excitability in Chronic Spinal Cord Injury[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2015,96(4):114-121.
- [21] Ho, KerrieAnne, Taylor, et al. The Effect of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) Electrode Size and Current Intensity on Motor Cortical Excitability: Evidence From Single and Repeated Sessions[J]. 2016,9(1):1-7.
- [22] 薛翠萍, 鄢淑燕. 经颅直流电刺激技术及其在脑卒中运动功能康复中的应用[J]. 中国康复, 2018,33(2):169-173.
- [23] 穆思雨, 许敏鹏, 何峰, 等. 经颅电刺激在卒中后运动康复领域的研究进展[J]. 中国生物医学工程学报, 2018,37(1):106-111.
- [24] Jodie M, Paulette V V, Patrick M E, et al. Transcranial direct current stimulation (tDCS): does it have merit in stroke rehabilitation A systematic review[J]. International Journal of Stroke Official Journal of the International Stroke Society, 2015,10(3):306-316.
- [25] Rocha S, Silva E, Foerster, et al. The impact of transcranial direct current stimulation (tDCS) combined with modified constraint-induced movement therapy (mCIMT) on upper limb function in chronic stroke: a double-blind randomized controlled trial [J]. Disability & Rehabilitation, 2016,38(7):653-660.
- [26] 曲斯伟, 宋为群. 阴极经颅直流电刺激对卒中患者上肢运动功能的影响[J]. 中国脑血管病杂志, 2017,14(12):622-627.
- [27] 樊东琼. 电针和高精度经颅直流电刺激干预老年人认知能力的比较[M]. 中国重庆. 西南大学. 2017.
- [28] Chen C C, Tang Y C, Hsu M J, et al. Effects of the hybrid of neuromuscular electrical stimulation and noxious thermal stimulation on upper extremity motor recovery in patients with stroke: a randomized controlled trial[J]. Topics in Stroke Rehabilitation, 2019,26(1):66-72.
- [29] 潘婕, 熊英琼, 周超, 等. 肌电触发生物反馈对急性脑梗死患者偏瘫早期康复的治疗作用[J]. 中国医药导报, 2016,13(26):68-71, 123.
- [30] Barbosa D, Santos C P, Martins M. The Application of Cycling and Cycling Combined with Feedback in the Rehabilitation of Stroke Patients: A Review[J]. Journal of Stroke & Cerebrovascular Diseases the Official Journal of National Stroke Association, 2015,24(2):253-273.
- [31] 邢亮, 刘丽旭, 顾越, 等. 肌电触发神经肌肉电刺激对脑卒中后上肢运动功能的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2013,19(10):949-952.
- [32] 陈沫, 董璐洁, 刘雅丽. 对侧控制型功能性电刺激在脑卒中偏瘫康复中应用与研究[J]. 中国康复, 2018,33(1):56-59.
- [33] 沈滢, 殷稚飞, 戴文骏, 等. 对侧控制型功能性电刺激对脑卒中患者上肢功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2014,29(12):1119-1123, 1184.
- [34] 张林剑, 刘翔, 胡伟, 等. 功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者下肢运动功能及步态的影响[J]. 中国当代医药, 2019,26(19):84-86.
- [35] 郑彭, 黄国志, 彭生辉. 下肢康复机器人对改善脑卒中偏瘫患者下肢肌力及运动功能障碍的临床研究[J]. 中国康复医学杂志, 2016,31(9):955-959.
- [36] 王欣欣, 王强, 吴玉斌, 等. 多通道功能性电刺激对脑卒中偏瘫患者下肢功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2018,40(5):345-347.
- [37] 琚芬, 赵晨光, 袁华, 等. 脑机接口在康复医学中的应用进展[J]. 中国康复, 2017,32(6):508-511.
- [38] 王慧, 王春方, 孙长城, 等. 脑-机接口技术在脑卒中后上肢运动功能恢复中的研究进展[J]. 国际生物医学工程杂志, 2017,40(5):389-392.
- [39] Momosaki R, Yamada N, Ota E, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation for activities of daily living and functional ability in people after stroke[J]. Cochrane Database of Systematic Reviews, 2017,6(6):D11968.
- [40] Krewer C, Hartl S, Müller F, et al. Effects of Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation on Upper-Limb Spasticity and Impairment in Patients With Spastic Hemiparesis: A Randomized, Double-Blind, Sham-Controlled Study[J]. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2014,95(6):1039-1047.
- [41] Beaulieu L D, Mass Alarie H, Brouwer B, et al. Noninvasive neurostimulation in chronic stroke: a double-blind randomized sham-controlled testing of clinical and corticomotor effects[J]. Topics in Stroke Rehabilitation, 2015,22(1):8-17.
- [42] Sato A, Liu X, Torii T, et al. Alteration of the Motor Cortex Excitability by Modulation of the Stimulus Parameter of Peripheral Stimulation[C]. International Conference on the Development of Biomedical Engineering, Vietnam, 2017.

作者·读者·编者

参考文献著录格式

参考文献:文稿中有关引用资料以近期出版的期刊及著作为主,应用资料必需是正式发行的出版物,按在文稿中首次出现的顺序编码,并用方括号标注如“曾敏等^[1]报道”。参考文献著录格式应将作者的前1~3名列出,3名后加等。①著作:作者·书名[M]·出版地:出版社,年,起止页码。②期刊:作者·文稿题[J]·期刊名,年,卷(期):起止页码。