

· 临床研究 ·

下肢康复机器人对脑卒中偏瘫患者运动功能恢复及体感诱发电位的影响

翟宏伟 陈伟 孙洁 巩尊科 张明 周敬杰 郑波

【摘要】目的 研究下肢康复机器人系统对脑卒中偏瘫患者运动功能恢复及体感诱发电位的影响。**方法** 选取 60 例脑卒中偏瘫患者采用随机数字表法分为对照组和观察组,每组 30 例。2 组患者均给予早期常规综合康复治疗,每次 40 min,1 次/日,每周治疗 6 d。观察组在此基础上增加下肢康复机器人系统(步态训练与评估系统 A3)进行下肢强化训练,每次 20 min,1 次/日,每周训练 6 d。分别于治疗前及治疗 8 周后(治疗后),对 2 组患者采用简化 Fugl-Meyer 运动功能量表(FMA)评定患者下肢运动功能,采用改良的 Barthel 指数(MBI)评定患者日常生活活动能力,并进行体感诱发电位(SEP)检测,记录和分析患者患侧的皮质电位 P40 波幅和 P40 潜伏期。**结果** 治疗前,对照组和观察组患者的下肢运动 FMA 评分[(13.24±5.47)和(13.75±5.31)分]和 MBI 评分[(31.61±6.45)和(32.25±6.23)分]组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),具有可比性;经 8 周治疗后,2 组患者的下肢运动 FMA 评分[(18.37±5.49)和(23.93±5.63)分]和 MBI 评分[(47.36±7.19)和(65.67±8.39)分]均较组内治疗前有明显提高($P<0.05$),且观察组明显优于对照组($P<0.05$)。治疗前,对照组和观察组患者的下肢 P40 波幅[(1.47±0.35)和(1.42±0.37) μV]和 P40 潜伏期[(39.12±2.31)和(39.25±2.23)ms]组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),具有可比性;治疗后,2 组患者的下肢 P40 波幅[(1.77±0.41)和(2.13±0.43) μV]和 P40 潜伏期[(34.57±2.74)和(29.87±2.16)ms]均较组内治疗前有明显恢复($P<0.05$),且观察组明显优于对照组($P<0.05$)。**结论** 下肢康复机器人系统(步态训练与评估系统 A3)可明显改善偏瘫患者的下肢运动功能恢复,SEP 可以作为一项良好的康复疗效评价指标,能准确、客观、定量地反映患者神经功能变化情况。

【关键词】 下肢康复机器人系统; 偏瘫; 康复训练; 体感诱发电位

脑卒中后运动功能障碍是导致脑卒中患者残疾的主要原因之一^[1]。目前,脑卒中后的运动功能恢复主要依托于以传统神经促通技术为基础的康复治疗^[2]。下肢康复机器人系统是近年来应用于临床康复治疗的一种新技术手段。另外,体感诱发电位(somatosensory evoked potential,SEP)虽然应用于临床多年,但多局限于各种神经系统疾病的诊断和神经外科手术的监测,用来作为一种神经功能恢复情况的观察指标较少见报道。本研究引入 SEP 对偏瘫患者的恢复情况进行评定分析,现报道如下。

对象与方法

一、研究对象

入选标准:①符合 1995 年全国第 4 届脑血管病会议制订的脑卒中诊断标准^[3],并经颅脑 CT 或 MRI 检查证实;②首次发病,单侧病灶;③发病年龄 18~70 岁,病程<2 个月;④生命体征平稳;⑤神志清楚,无听、视觉、理解功能障碍;无明显认知障碍,简易精神状态检查(mini-mental state examination,MMSE)评分>22 分;⑥发病前无感觉障碍;⑦患侧肢体肌张力(采用改良 Ashworth 量表评级) ≤ 2 级;⑧无严重心、肝、肾等脏器疾病;⑨患者或家属签署知情同意书。

排除标准:①患有其它影响步行能力的神经肌肉和骨关节疾病,患有严重的心、急性慢性心瓣膜病,心肌病及其它器质性心脏病;②患者不愿意参加实验者;③有精神症状、听力障碍、理解障碍、严重的认知障碍者。

选择 2012 年 09 月至 2013 年 11 月本院收治且符合上述标准的脑卒中偏瘫患者 60 例,采用随机数字表法分为观察组和对照组,每组 30 例。2 组患者性别、年龄、病程等一般临床资料经统计学分析比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),具有可比性。详见表 1。

表 1 2 组患者一般临床资料比较

组别	例数	性别(例)		平均年龄 (岁, $\bar{x} \pm s$)	平均病程 (d, $\bar{x} \pm s$)
		男	女		
对照组	30	17	13	57.32±11.3	27.16±7.6
观察组	30	18	12	59.82±10.1	26.45±8.2

组别	例数	偏瘫侧别(例)		脑卒中类型(例)	
		左	右	脑出血	脑梗死
对照组	30	15	15	9	21
观察组	30	16	14	10	20

二、治疗方法

2 组患者均给予早期常规综合康复治疗,观察组在此基础上增加下肢康复机器人系统(步态训练与评估系统 A3)行下肢运动功能强化训练。共观察 8 周。

早期常规综合康复治疗方法:包括常规药物治疗(如脱水降颅压、稳定血压、改善脑循环、营养脑神经等药物)和康复治疗。康复治疗师按计划实施一对一的康复训练,分 3 个阶段进行。①初期或软瘫期康复,患者取良肢卧位,对其偏瘫肢体进行从远端至近端的按摩;在不产生关节疼痛的情况下对偏瘫肢体各关节进行被动活动;给予翻身练习、床上坐位平衡训练、起坐训练、呼吸练习、直立床站立训练、偏瘫肢体低频电刺激等;采用神经促进技术(兴奋性)提高患肢肌张力。②中期或痉挛期康复,练习偏瘫肢体的分离运动;进行膝手爬行训练;采用神经促进技术(抑制

性)降低肌张力;进行偏瘫下肢单腿搭桥练习,同时训练健侧肢体功能,并逐步进行体位转换、坐和立位平衡、躯干控制、偏瘫侧肢体负重等训练,独立完成坐位至站立的转换、站位重心转移、步态训练及作业练习等。③恢复期康复。包括四肢精细协调训练、实用步行训练、上下楼梯训练以及骑固定自行车训练等。上述康复治疗每次 40 min,1 次/日,每周治疗 6 d。

下肢康复机器人系统训练:下肢康复机器人系统(广州一康公司产步态训练与评估系统 A3)由减重装置系统、医用跑台系统、步态矫正器系统、操作台电脑、情景互动显示屏、紧急制动装置六大部分组成。开始前先采集患者信息并对应输入,调节机械腿腿长,穿戴减重绑带,固定患者于机械腿上,调整脚部绑带,将患者减重调整参数试行,预减重患者体重 15%,使患者脚接触跑台,通过调节患者系数,使机器腿与跑台速度一致;在行走过程中,根据患者行走步态调节偏移量,根据患者下肢肌力恢复情况设置合适引导力输出,以增加抗阻力,有效激发肌肉残存力量;打开游戏介面,选择游戏内容,进行情景模式互动训练;训练结束后解开患者固定将其转移至轮椅。每次训练 20 min,1 次/日,每周治疗 6 d。

通过下肢康复机器人的特定模式控制膝、踝关节,进行正常模式下重复运动。步行时辅助促进偏瘫侧下肢摆动,确保足背屈,防止膝过伸,保证两腿站立时间与步长对称,开始由一位治疗师站在机旁,指导患者训练,保证髋伸展、骨盆旋转、躯干正直。随着步态改善,最终实现独立步行,时间从 10 min 开始,以后酌情增加至 20 min,1 次/日,每周训练 6 d。在训练中,如患者心率超过年龄标准化最高心率的 75% 或血压超过 180/110 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa)或有其它不适症状时,应及时停止训练。

三、评定方法

分别于入组时(治疗前)和治疗 8 周后(治疗后),由同一位评估者采用双盲法,使用简化 Fugl-Meyer 运动功能量表(Fugl-Meyer assessment, FMA)^[4]和改良的 Barthel 指数(modified Barthel index, MBI)^[5]对 2 组患者的下肢运动功能(总分为 34 分)和日常生活活动能力(总分为 100 分)进行评定分析;由同一位神经电生理室专职医师双盲状态下,采用诱发电位仪(英国产)对 2 组患者进行 SEP 检测。

SEP 检测方法:让患者平卧,保持安静,全身放松。取患侧下肢内踝下内侧胫后神经行经处为刺激点,用方波脉冲刺激,时限 0.2 ms,频率 10 Hz,刺激强度以拇趾微动即可,记录电极的放置以脑电图国际 10~20 系统为标志,取 Cz' 点为记录点,将参考电极置于 FPz 点,通过导电胶使电极与皮肤之间密切接触。计算机将每一次刺激进行叠加、记录,滤波 100~2000 Hz,平均叠加 100~500 次。分析时间 100 ms,重复测定至少 2 次。取平均值作为检测结果,记录患侧皮质电位 P40 波幅和 P40 潜伏期。检测过程中,要求环境安静,室温相对恒定控制在 18~25℃,并使患者保持安静清醒状态。

四、统计学分析

使用 SPSS 11.5 版统计学软件包进行数据分析,所得数据以($\bar{x} \pm s$)表示,计量资料比较采用 *t* 检验,技术资料比较采用方差分析, $P < 0.05$ 认为差异有统计学意义。

结 果

一、2 组治疗前、后 FMA 评分和 MBI 评分比较

治疗前,对照组和观察组患者的下肢运动 FMA 评分[(13.24 ± 5.47)和(13.75 ± 5.31)分]和 MBI 评分[(31.61 ± 6.45)和(32.25 ± 6.23)分]组间比较,差异均无统计学意义($P > 0.05$),具有可比性。治疗后,2 组患者的下肢运动 FMA 评分和 MBI 评分均较组内治疗前有明显提高($P < 0.05$),且观察组患者治疗后的下肢运动功能 FMA 评分和 MBI 评分明显优于对照组,组间治疗后比较,差异有统计学意义($P < 0.05$)。详见表 2。

表 2 2 组治疗前、后下肢运动功能 FMA 评分和 MBI 评分比较($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	下肢运动功能 FMA 评分		MBI 评分	
		治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
对照组	30	13.24 ± 5.47	18.37 ± 5.49 ^a	31.61 ± 6.45	47.36 ± 7.19 ^a
观察组	30	13.75 ± 5.31	23.93 ± 5.63 ^{ab}	32.25 ± 6.23	65.67 ± 8.39 ^{ab}

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 组治疗前、后 SEP 比较

治疗前,2 组患者的下肢 P40 波幅和 P40 潜伏期组间比较,差异均无统计学意义($P > 0.05$),具有可比性;治疗后,2 组患者的下肢 P40 波幅和 P40 潜伏期较组内治疗前明显恢复($P < 0.05$);而且观察组患者治疗后 P40 波幅、P40 潜伏期的改善幅度明显优于对照组,2 组间治疗后比较,差异有统计学意义($P < 0.05$),详见表 3。

表 3 2 组治疗前、后 P40 波幅值和潜伏期值比较($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	P40 波幅(μV)		P40 潜伏期(ms)	
		治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
对照组	30	1.47 ± 0.35	1.77 ± 0.41 ^a	39.12 ± 2.31	34.57 ± 2.74 ^a
观察组	30	1.42 ± 0.37	2.13 ± 0.43 ^{ab}	39.25 ± 2.23	29.87 ± 2.16 ^{ab}

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

讨 论

人类下肢日常活动中最基础的动作就是移动和步行运动^[6],是全身多关节和肌群的周期性和协调性运动。脑卒中后,运动系统失去高位中枢的调控,导致肌群间协调紊乱,肌张力异常^[7],患侧下肢肌肉的周期性和协调性运动功能丧失,进而导致站立行走功能障碍,整体生活自理能力下降。另据统计,约有 1/3~1/2 的脑卒中患者出院后 3 个月内仍不能独立行走^[8],因此,步行能力的恢复,成为提高患者日常生活活动能力,改善其生活质量的关键^[9]。为此,本研究在常规康复治疗基础上引入下肢康复机器人系统强化下肢的功能训练,下肢康复机器人系统通过模拟正常的步行周期,为患者提供重复性的下肢运动。

早有研究^[10]表明,在一定时间内对下肢进行高密度的重复运动,对降低痉挛有很大的治疗学意义,促进步行功能的激活与重组。重复性运动不仅可以改善神经损伤患者的肌肉力量和运动协调性^[11],提高患者运动感觉的输入,强化外周深浅感觉输入刺激^[12],促进患者下肢平衡功能的恢复^[13];而且还可通过促进对痉挛肌肉的牵拉作用,充分地扩大关节的活动度,保证了足够的痉挛抑制时间,强化了正常运动模式信息的输入,对脑卒中所致肌痉挛有更显著改善作用^[14]。采用强制性、重复性、模式化的方式对肢体进行训练,有助于促进大脑使用依赖性脑皮质功能重组^[15]。通过下肢康复机器人系统所提拱的减重支持作用,能够减轻患者步行时下肢相关肌群的收缩负荷,

改善主动肌-拮抗肌的协同收缩,调节肌张力,缓解肌痉挛^[14]。根据患者下肢支撑能力选择最适减重程度,使偏瘫患者及早以接近正常步态进行训练,并逐步使患者完成部分负重到完全负重的过程,实现患者步行中负重、迈步、平衡三要素有机的结合;同时在治疗过程中,使患者真正体会正常运动模式的感觉;避免了传统训练中因负重、用力过程中诱发异常运动模式或使痉挛加重,同时防止代偿动作出现^[13],从而起到促进行走功能恢复,纠正异常步态的作用。

本研究结果显示,观察组和对照组治疗前后的下肢运动功能 FMA 评分、MBI 评分均明显提高($P < 0.05$),且观察组治疗后亦明显优于对照组治疗后($P < 0.05$),表明下肢康复机器人系统(步态训练与评估系统 A3)可以明显改善偏瘫患者的下肢运动功能,促进整体功能的恢复。

此外,应用下肢康复机器人系统进行训练易被患者接受,增强患者对康复治疗的依从性,患者在计算机虚拟环境下通过视觉反馈进行康复训练,克服了传统步行训练的单调乏味,增加了训练的趣味性,调动了患者的主观能动性,对于增强患者的信心和积极性具有重要作用^[16]。同时也大大降低了治疗师的劳动强度,保证训练过程的一致性和持续性,实现训练方案及康复评估参数化,提高康复治疗效率。因此,是一项非常有应用价值的康复治疗新技术。

本研究采用 SEP 作为康复治疗前后的观察评定指标,SEP 是刺激躯体神经时在中枢记录到的神经电位,能反映躯体感觉传导通路及各级神经中粗大有髓鞘上行神经纤维的传导功能;可量化地反映神经功能受损情况,可作为相应神经通道尤其是中枢通路功能是否正常的诊断手段和中枢损伤后预后的依据之一^[17];SEP 波形,如波幅高度、潜伏期长短等参数的变化可反映出大脑皮质及其联系纤维的损害程度,P40 为神经冲动传递至大脑后回所产生的皮质电位,因此其波幅大小间接反映大脑后回感觉皮质细胞的兴奋程度^[15]。马超等^[18]研究亦认为,SEP 的变化与肢体运动功能有关,能预测脑卒中后的功能恢复。目前,临床上普遍采用如 FMA、MBI 等量表评分法对偏瘫患者康复疗效评价,但在实际工作中发现,这类量表主观性较强且影响因素较多,且常受患者和检查者主观因素影响较大;而 SEP 是一种客观的无创性电生理检查,不受失语、意识障碍、睡眠、中枢神经系统抑制剂等影响,且从电生理角度反映脑神经的功能状况,能准确、客观地检测患者的神经功能状态^[19,20],近年来逐渐成为康复疗效评定的可靠定量指标及判断脑血管疾病预后的重要电生理学指标^[18,21]。本研究中,2 组患者的 P40 波幅和 P40 潜伏期较组内治疗前均有明显恢复($P < 0.05$),且观察组治疗后 P40 波幅、P40 潜伏期的改善幅度明显优于对照组($P < 0.05$),这表明下肢康复机器人系统治疗更为有效,与 FMA 和 MBI 评价结果具有一致性,也表明 SEP 可以作为一种良好的康复疗效评价指标应用于临床康复评定。

本研究仅观察了下肢康复机器人治疗前后 SEP 的变化情况,至于更加细化、具体的条件,如给予不同的引导力、患者下肢不同的肌力情况、不同减重量等情况下,下肢康复机器人治疗前后对患者 SEP 的影响,本研究尚未涉及,还有待于进一步观察和研究。

参 考 文 献

[1] Duncan PW, Goldstein LB, Matchar D, et al. Measurement of motor re-

covery after stroke. Outcome assessment and sample size requirements [J]. Stroke, 1992, 23(8): 1084-1089.

- [2] Ertelt D, Small S, Solodkin A, et al. Action observation has a positive impact on rehabilitation of motor deficits after stroke[J]. Neuro-Image, 2007, 36(2): T164-T173.
- [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 [J]. 中华神经科杂志, 1996, 29(6): 379-380.
- [4] 王玉龙. 康复评定 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000: 181-185.
- [5] 缪鸿石. 中国康复理论与实践 [M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2000: 245.
- [6] 李小萍. 步态训练在脑瘫下肢功能康复训练中的应用分析 [J]. 当代医学, 2013, 9(1): 121-122.
- [7] 励建安. 脑卒中的步态异常和治疗对策 [J]. 中华全科医师杂志, 2005, 4(12): 715-717.
- [8] 顾旭东, 吴华, 李建华, 等. 下肢康复机器人系统结合减重平板训练对脑卒中偏瘫患者步行能力的影响 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2011, 33(6): 447-450.
- [9] Neckel ND, Blinnien N, Nichols D, et al. Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjeers while walking with 8 prescribed physiological gait pattern [J]. J Neuroeng Rehabil, 2008, 5: 19.
- [10] Nuyens GE, de Weerd WJ, Spaepen AJ, et al. Reduction of spastic hypertonia during repeated passive knee movements in stroke patients [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2002, 83(7): 930-935.
- [11] 李岩, 吴华, 姚云海, 等. 下肢康复机器人系统和减重平板训练对脑卒中偏瘫患者步行能力及步态的影响 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2012, 34(11): 810-813.
- [12] Muller F, Heller S, Krewer C, et al. Elective gait training on the treadmill and the Lokomat: comparison of achievable training time and speed [J]. Neurol Rehabil, 2004, 4(10): 27-31.
- [13] 赵雅宁, 郝正玮, 李建民, 等. 下肢康复训练机器人对缺血性脑卒中偏瘫患者平衡及步行功能的影响 [J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(11): 1015-1020.
- [14] 张熙斌, 孟兆祥, 马灿灿, 等. 下肢康复机器人结合运动疗法用于脑卒中患者下肢肌痉挛的近期疗效观察 [J]. 中国康复医学杂志, 2013, 28(5): 449-451.
- [15] 曹明辉, 燕军, 燕铁斌, 等. MOTOMed 不同模式运动训练对青年志愿者体感诱发电位的影响 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2010, 32(4): 270-272.
- [16] 厉勇, 高真真, 李周, 等. 早期应用下肢康复机器人对偏瘫患者步行能力的影响 [J]. 中国康复, 2013, 28(1): 12-14.
- [17] 魏妮, 燕铁斌, Christina WY, 等. 经皮电神经刺激不同部位对脑卒中患者体感诱发电位的影响 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2007, 29(1): 29-32.
- [18] 马超, 许俭兴, 燕铁斌, 等. 体感诱发电位在预测脑卒中急性期肢体运动功能恢复中的价值 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(1): 33-35.
- [19] 程晋成, 王水平, 余本松, 等. 高压氧治疗对中重型颅脑损伤患者脑干和体感诱发电位的影响及疗效分析 [J]. 中华航海医学与高气压医学杂志, 2010, 17(2): 92-95.
- [20] 刘宏亮. 电诊断技术在康复医学中的应用 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(8): 505-506.
- [21] 燕铁斌, 窦祖林. 实用瘫痪康复 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 1999: 397-398.

(修回日期: 2014-08-27)

(本文编辑: 汪 玲)