

· 临床研究 ·

节律性听觉刺激引导下的上肢摆动训练 对脑卒中患者步行能力的影响

于利国 章志超 王博 刘金明 马艳

武汉市第一医院康复医学科 430000

通信作者:马艳,Email: 1203135093@qq.com

【摘要】 目的 探讨节律性听觉刺激(RAS)引导下的上肢摆动训练对脑卒中患者步行能力的影响。**方法** 选取 80 例脑卒中患者,采用随机数字表法分为观察组和对照组,每组 40 例。2 组患者均接受常规康复治疗,包括神经肌肉促进技术、肌力训练、平衡功能及步态训练,观察组患者在此基础上,接受 RAS 引导下的上肢摆动训练,每日 1 次,每次 20 min,每周 5 d,连续 6 周。分别于治疗前和 6 周的治疗结束后(治疗后),采用 Holden 步行功能分级、Fugl-Meyer 量表下肢部分(FMA-LE)、Berg 平衡量表(BBS)、稳定极限维持范围及时间测试、10 m 步行测试(10MWT)计时等指标对 2 组患者的平衡功能和步行能力进行评估和比较。**结果** 治疗后,观察组患者的 Holden 步行功能分级[(3.67±0.57)分]、FMA-LE[(26.32±3.63)分]、BBS[(52.14±2.33)分]、10MWT[(26.56±6.98)s]、稳定极限维持范围时间[(3767.83±765.27)s]及范围[(6.82±1.06)mm²]均较对照组同时时间点明显改善($P<0.05$)。**结论** RAS 引导下的上肢摆动训练可以改善脑卒中患者的步行能力,提高步行稳定性、步速及平衡功能。

【关键词】 脑卒中; 节律性听觉刺激; 上肢摆动训练; 步行

基金项目:湖北省自然科学基金项目(2012FFB05801)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.03.003

Upper limb swing training with rhythmic auditory stimulation can improve the balance and walking ability of stroke survivors

Yu Ligu, Zhang Zhichao, Wang Bo, Liu Jinming, Ma Yan

Department of Rehabilitation Medicine, Wuhan First Hospital, Wuhan 430030, China

Corresponding author: Ma Yan, Email: 1203135093@qq.com

【Abstract】 Objective To explore any effect of upper limb swing training guided by rhythmic auditory stimulation (RAS) on the walking ability of stroke survivors. **Methods** Eighty stroke survivors were randomly divided into an observation group and a control group. Both groups received conventional rehabilitation treatment, including neuromuscular facilitation, muscle strength training, balance training and gait training, but the observation group was additionally provided with RAS-guided upper limb swing training for 20min once a day, 5d per week for 6 weeks. Before and after the intervention, balance and lower limb function were quantified in both groups using Holden's walking function classification, the Fugl-Meyer lower extremity motor function scale (FMA-LE), the Berg Balance Scale (BBS) and the 10m walk test (10MWT). Limits of stability were also quantified. **Results** After the treatment, the average Holden, FMA-LE and BBS scores, as well as the average 10MWT time were significantly better in the observation group than in the control group. The average stability limits and their maintenance were also superior. **Conclusion** RAS-guided upper limb swing training can improve the gait, walking ability, walking stability, walking speed and balance of stroke survivors.

【Key words】 Stroke; Rhythmic auditory stimulation; Upper limb swing training; Walking; Balance

Funding: The Natural Science Foundation of Hubei Province (2012FFB05801)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.03.003

脑卒中是中老年人群最常见的致残性疾病^[1],步行功能障碍是脑卒中后常见功能障碍之一,异常步行活动影响患者平衡及下肢功能恢复,增加摔倒风险^[2]。据统计,约 60% 的脑卒中患者遗留有步行功能

障碍,且出院后 6 个月内,约 73% 的患者因步行功能障碍而发生意外摔倒^[3]。因此,步行功能的恢复不仅是脑卒中患者独立生活的重要基础,也是其主要康复目标之一^[4]。目前临床上用于改善脑卒中后步行功能

障碍的康复治疗方法较多,但均无循证医学证据支持的有效治疗方法,该领域仍是康复研究的重点与难点^[5]。节律性听觉刺激(rhythmic auditory stimulation, RAS)是近年来步行功能康复方面新的治疗技术之一,其对于改善脑卒中患者步行能力与平衡功能方面有积极治疗作用^[6-7]。此外,研究发现,上肢与下肢内在耦联网络的修复有助于脑卒中患者运动功能的康复,上肢摆动运动有助于获得更平稳且有节奏的步态^[8-9]。本研究旨在观察 RAS 引导下的重复上肢摆动运动对脑卒中患者下肢步行能力的影响,取得满意临床疗效,现报道如下。

对象与方法

一、研究对象及分组

患者纳入标准:①符合中华医学会神经病学分会制订的《中国各类主要脑血管病诊断要点 2019》脑卒中诊断标准^[10],并经 CT 或 MRI 检查证实;②年龄 18~65 岁,首次发病且病程<6 个月;③站立位平衡达到 2 级,患侧下肢 Brunnstrom 分期^[11]≥Ⅲ期,改良 Ashworth 评分^[12]≤2 级;患侧上肢 Brunnstrom 分期^[11]≥Ⅲ期;④认知能力无明显障碍,蒙特利尔认知评估量表^[13]评分≥26 分;⑤所有患者或家属均签署知情同意书。

排除标准:①合并肝肾心肺等器官疾病且处于不稳定状态者;②康复治疗依从性较差者;③视觉障碍及单侧忽略者;④精神、癫痫病史者;⑤前庭系统障碍者;⑥骨折、骨性关节炎等严重骨关节疾病病史者;⑦患侧上肢因肩手综合征、肿胀、疼痛不能耐受训练者。

选取自 2020 年 7 月至 2021 年 7 月武汉市第一医院康复医学科住院治疗且符合上述标准的脑卒中患者 80 例,采用随机数字表法分为观察组和对照组,每组 40 例。2 组患者的性别、年龄、身高、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。本研究获武汉市第一医院医学伦理委员会审批(W202004-1)。

二、治疗方法

对照组患者接受常规康复治疗,包括神经肌肉促进技术(Brunnstrom 技术、Bobath 技术、Rood 技术等)、

患侧下肢的肌力训练(增强患侧下肢步行主要肌群的力量)、站立位下的重心转移以及患侧负重训练(增强患者站位平衡能力)、步态训练(平行杠内行走、上下楼梯等,增强患者步行能力)、作业疗法、物理因子治疗(如肌电生物反馈治疗等)。每日治疗 1 次,每日总训练时长 4 h,每周 5 d,共训练 6 周。

观察组在对照组治疗基础上,给予 RAS 引导下的上肢摆动训练。具体训练内容包括:①上肢摆动训练——患者取站立位或站立在平衡杠内,双脚分开站立,与肩关节同宽,双髋、膝关节伸展,躯干伸展,头部置于正中位,双肩处于水平位,眼睛平视前方;治疗人员或家属做好保护措施,谨防患者摔倒,嘱患者上肢交替摆动练习;如患者无法完成自主上肢摆动训练,治疗人员可使用弹力绷带于前方协助完成;②RAS 引导干预——根据患者行走训练时健侧上肢的摆动节律,通过节拍器软件制订同步的节拍,作为听觉刺激信号,规范化 RAS 干预包括初始频率测定、适应性准备和正式训练,其中 RAS 初始频率设定通常以患者步频为依据^[14];其次,患者可通过持续 1 min 的手指敲击、坐位下用脚踏节拍或手与脚的摆动等多种方式来实现熟悉适应节奏的目的;患者在此听觉刺激信号的引导下,做双上肢交替摆动练习,要求患者上肢摆动频率与节拍器节拍保持一致。本研究所设定频率亦以患者步频为依据,暂未探索不同频率的影响。每日治疗 1 次,每次 20 min,每周 5 d,共训练 6 周。

三、观察指标

本临床试验采用双盲设计,指定 2 名未参与研究的康复医师评定疗效。分别于治疗前和治疗 6 周后(治疗后),采用 Holden 步行功能分级^[15]、Fugl-Meyer 量表下肢部分(Fugl-Meyer assessment-lower extremity, FMA-LE)^[16]、Berg 平衡量表(Berg balance scale, BBS)^[17]、稳定极限时间及范围测试、10 m 步行测试(10m walking test, 10MWT)计时^[18]等指标对 2 组患者的步行能力进行评定。

1. Holden 步行功能分级评分:该评分将步行功能分为 0~V 级。①0 级——无功能,患者不能走,需要轮椅或 2 人协助才能走;②Ⅰ级——需大量持续性的帮助,需使用双拐或需要 1 个人连续不断地搀扶才能行走及保持平衡;③Ⅱ级——需少量帮助,能行走但

表 1 2 组患者的一般临床资料

组别	例数	性别(例)		平均年龄 (岁, $\bar{x}\pm s$)	平均病程 (d, $\bar{x}\pm s$)	偏瘫侧(例)		损伤类型(例)	
		男	女			左	右	脑出血	脑梗死
对照组	40	20	20	63.42±9.22	72.33±11.02	17	23	15	25
观察组	40	22	18	62.95±8.96	74.37±10.89	18	12	16	24

平衡不佳,不安全,需有人在旁给予持续或间断地接触身体的帮助或需使用膝踝足矫形器、单拐、手杖等以保持平衡和保证安全;④Ⅲ级——需监护或言语指导,能行走,但不正常或不够安全,需有人监护或用言语指导,但不接触身体;⑤Ⅳ级——平地上独立,在平地上能独立行走,但在上下斜坡、在不平的地面上行走或上下楼梯时仍有困难,需他人帮助或监护;⑥Ⅴ级——完全独立,提示步行稳定性越好。Ⅰ~Ⅴ级分别记为 1~5 分。

2. FMA-LE 评分:该量表含有 17 项内容^[16],采用 3 级评分法进行评分,0 分表示无法完成相应动作,1 分表示可以完成部分动作,2 分表示能够充分完成,17 个项目得分之和为总分,满分 34 分,分数越高代表患者下肢运动功能越好。

3. BBS 评分:BBS 是国际上最常用的平衡评定量表,其在脑卒中人群中的信度、效度及敏感度已被国内外大量研究所证实,该量表共包括站起、坐下、独立站立、闭眼站立、上臂前伸、转身一周、双足交替踏台阶、单腿站立等 14 个项目,每个项目为 0~4 分,共 5 个等级,满分 56 分,得分越高,提示平衡功能越好^[17]。

4. 稳定极限时间及范围测试:稳定极限范围测量采用平衡评定系统(Balance-B,上海诺诚)进行测试,整个系统由受力平台、显示器、计算机及专用软件构成,测试时患者双足平放于测力台上,躯干挺直,测试过程中患者不得手扶两边栏杆,按显示屏指引方向,并引导患者以踝关节为轴向前后倾斜,直至达到最大倾斜角度,系统将自动得出前后向稳定极限值,重复测量 3 次,取平均值。稳定极限的时间越长,姿势越标准,说明患者的骨盆控制越好,核心稳定能力越强,提示良好的步行稳定性。

5. 10MWT 计时:测定患者步行 10 m 距离所需时间,时间越短患者步行能力越好^[18]。

四、统计学方法
使用 SPSS 25.0 版统计软件对所得数据进行统计学分析处理,计量资料用($\bar{x}\pm s$)表示,各项变量经 Levene 检验均符合正态分布,组内比较采用配对 t 检验,

组间比较采用独立样本 t 检验;计数资料采用 χ^2 检验。 $P<0.05$ 认为差异有统计学意义。

结 果

一、2 组患者治疗前后的 Holden 步行功能分级及 FMA-LE 和 BBS 评分

治疗前,2 组患者的 Holden 步行功能分级及 FMA-LE 和 BBS 评分比较,组间差异均无统计学意义($P>0.05$)。2 组患者治疗后的 Holden 步行功能分级及 FMA-LE 评分均较组内治疗前明显提高($P<0.01$),2 组患者 BBS 评分亦明显高于组内治疗前($P<0.05$);治疗后,观察组的上述指标得分均高于对照组,且组间差异有统计学意义($P<0.01$),具体数据详见表 2。

表 2 2 组患者的 Holden 步行功能分级及 FMA-LE 和 BBS 评分比较(分, $\bar{x}\pm s$)

组别	例数	Holden 步行 功能分级	FMA-LE	BBS
对照组				
治疗前	40	2.24±0.71	2.24±0.71	44.25±3.55
治疗后	40	3.16±0.45 ^a	3.16±0.45 ^a	47.62±2.14 ^b
观察组				
治疗前	40	2.31±0.83	2.31±0.83	45.03±3.17
治疗后	40	3.67±0.57 ^{ac}	3.67±0.57 ^{ac}	52.14±2.33 ^{ac}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.01$,^b $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^c $P<0.01$

二、2 组患者治疗前后的稳定极限范围及稳定极限时间比较

治疗前,2 组患者的稳定极限时间及范围组间差异均无统计学意义($P>0.05$)。治疗后,2 组患者的稳定极限时间及范围均较组内治疗前明显提高($P<0.01$),且治疗后观察组分值均高于对照组($P<0.05$),具体数据详见表 3。

三、2 组患者治疗前后的 10MWT 计时比较
治疗前,2 组患者的 10MWT 计时组间差异无统计学意义($P>0.05$)。治疗后,2 组患者的 10MWT 计时均较组内治疗前明显缩短($P<0.01$),且治疗后观察组分值明显低于对照组($P<0.01$),具体数据详见表 4。

表 3 2 组患者治疗前后的稳定极限时间及范围测试比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	稳定极限范围(mm ²)		稳定极限时间(s)	
		前方稳定极限	后方稳定极限	前方稳定极限	后方稳定极限
对照组					
治疗前	40	1468.56±326.54	752.98±48.13	2.69±1.18	2.67±0.39
治疗后	40	2839.27±487.55 ^a	1296.55±101.78 ^a	5.60±1.25 ^a	2.96±0.48
观察组					
治疗前	40	1476.11±332.76	765.11±47.62	2.53±1.26	2.99±0.72
治疗后	40	3767.83±765.27 ^{ab}	1702.32±126.55 ^{ab}	6.82±1.06 ^{ab}	3.24±0.83 ^c

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.01$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.01$,^c $P<0.05$

表 4 2 组患者治疗前后的 10MWT 计时比较(s, $\bar{x}\pm s$)

组别	例数	治疗前	治疗后
对照组	40	37.91±8.94	31.36±7.23 ^a
观察组	40	38.02±9.37	26.56±6.98 ^{ab}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.01$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.01$

讨 论

独立步行能力的获得是独立生活与良好生活质量的基础保障,也是脑卒中康复的重要目标之一^[4]。据统计,约 50%的脑卒中患者直至疾病慢性期才逐渐恢复步行能力,其中仅 30%~50%的群体可完成社区内步行^[5]。

本研究观察组患者经 6 周 RAS 引导下的上肢摆动训练后,患者的 Holden 步行功能分级[(3.67±0.57)分]、FMA-LE[(26.32±3.63)分]、BBS[(52.14±2.33分)]、10MWT[(26.56±6.98)s]、稳定极限维持范围时间[(3767.83±765.27)s]及范围[(6.82±1.06)mm²]均较对照组同时间点明显改善($P<0.05$)。提示 RAS 引导下的上肢摆动训练可改善脑卒中患者的步行能力,与既往研究结论相一致^[6]。治疗结束后,观察组患者行走速度、下肢运动功能、行走功能分级及平衡功能均较对照组改善,其改善的机制与上下肢功能耦联、RAS 介导的神经节律性刺激密切相关。

上、下肢之间存在功能上的耦联关系,上肢的节律性运动可以促进下肢的反射活动^[19]。正常的步行活动继发于上位中枢发送下行性指令对于脊髓网络的激活,这一过程也受到传入感觉反馈的调节。这一网络便是假定的中央模式发生器(Central Pattern Generator, CPG),它可以调节有节奏的肢体活动,协助四肢有节奏的协调运动,如骑车、走路或游泳等^[20]。上肢摆动运动可以激活下肢的肌肉,并在行走过程中抵消下肢产生的旋转力矩,从而维持更平稳、有节奏的步态。而节律性上肢运动已被证实可以产生强烈而持续的输入信号,从而调节突触前抑制水平,改变下肢 Ia 类肌群与 α 运动神经元之间的传递效能^[19]。进一步研究提示,有节奏的摆臂运动正是通过 CPG 加强了上肢和下肢之间的网络耦合强度^[21]。脑卒中后,下行运动指令和上位中枢的调节机制被打断,从而出现功能失调^[22],然而此时的脊髓网络仍然相对完整可用。研究人员在慢性期脑卒中患者中观察到有节奏的手臂和腿部骑行训练仍能诱发四肢肌肉的激活和反射调节的变化,继而改善行走的质量^[9]。这些证据表明,慢性脑卒中患者手臂的节律性运动依然可以引起下肢反射兴奋性的短期变化。肢体间耦联网络在脑卒中后至少仍可部分使用^[23]。因此,本研究使用的上肢节律性摆动策略可以提高下肢的步行表现,推测与上、下肢间耦

联网络加强有关。

RAS 是一种神经音乐治疗技术,通过利用节奏提示,向运动中枢提供节律性刺激(音乐和节拍等)来增强运动能力,从而改善神经康复治疗中的运动控制。它通过广泛地触发和促进感觉、运动和认知方面的大脑神经活动,实现神经性运动障碍特定的功能康复目标^[24-25]。研究发现,RAS 可以改善脑卒中后急性期及慢性期患者的步态参数,提高患侧的步长、步速、步调,并改善其平衡功能^[6,26]。同时,在偏瘫患者中使用 RAS 也被证明有助于纠正步态,改善髋关节内收、膝关节屈曲、背屈和跖屈,刺激双侧步态对称,并使得跨步过程更为柔和^[27-28]。

RAS 可能的作用机制包括:①由 RAS 触发的听觉神经元放电频率会夹带运动神经元的放电频率,促使整个运动系统进入新的活动频率,同时,RAS 还发挥着运动预测的作用,可将运动映射到连续稳定的时间模板范围内,为大脑提供精确的预测时间线索,继而提高运动控制能力^[29],即为节律性夹带机制,其是 RAS 在神经运动障碍康复中重要的机制之一;②基于脑干水平网状脊髓通路上的听觉-运动环路,RAS 通过规律性的听觉刺激可以激活脊髓运动神经元,增加神经元的兴奋性,在皮质下产生无意识的感知信息处理,使运动系统提前做好准备,缩短神经肌肉的反应时间,形成听觉-运动夹带效应^[7]。

RAS 训练疗效取决于频率、干预剂量及病变部位等因素影响。在干预剂量层面,对比 Thaut 等^[30-31]1997 年和 2007 年的研究发现,1997 年干预方案为执行每次 30 min,每日 2 次,每周 5 d,共持续 6 周;2007 年干预方案为执行每次 30 min,每日 1 次,每周 5 d,共持续 3 周,结果发现,2007 年研究中 RAS 干预组步行速度较治疗前提高了 128%,而 1997 年研究中 RAS 干预组步行速度较治疗前提高了 164%,这提示更密集和持续时间更长的 RAS 干预效果更加明显。这也是本研究设定 6 周研究周期的原因之一。在频率研究方面,诸多研究设定的频率一般为患者步频或稍快的刺激频率。健康人群中,当频率增加 20%后,可以观察到负责同步节律模式调节的枕叶活动会增加^[32];即使是脑卒中患者,相比于低频刺激,高于基线水平的刺激频率仍可观察步速、步频等时空参数的改善^[14]。

综上所述,RAS 引导下的上肢节律性摆动训练可以明显改善脑卒中患者的步行能力、平衡功能、步速、步频等指标,但鉴于样本量、住院周期等因素所限,本研究未能追踪该疗法的远期疗效,且不同 RAS 刺激频率及摆动频率的疗效差异也未深入探索,均为本研究的不足之处;有待于从摆动频率参数差异、精准步态时空参数评估等方面加以完善和深入研究。

参 考 文 献

- [1] Lanas F, Seron P. Facing the stroke burden worldwide[J]. *Lancet Glob Health*, 2021, 9 (3) : e235-e236. DOI: 10.1016/S2214-109X (20)30520-9.
- [2] Awad LN, Palmer JA, Pohlig RT, et al. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2015, 29 (5) : 416-423. DOI: 10.1177/1545968314552528.
- [3] Rose DK, Demark L, Fox EJ, et al. A backward walking training program to improve balance and mobility in acute stroke: a pilot randomized controlled trial[J]. *J Neurol Phys Ther*, 2018, 42 (1) : 12-21. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000210.
- [4] Kinoshita S, Abo M, Okamoto T, et al. Utility of the revised version of the ability for basic movement scale in predicting ambulation during rehabilitation in poststroke patients[J]. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 2017, 26 (8) : 1663-1669. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.02.021.
- [5] Selves C, Stoquart G, Lejeune T. Gait rehabilitation after stroke: review of the evidence of predictors, clinical outcomes and timing for interventions[J]. *Acta Neurol Belg*, 2020, 120 (4) : 783-790. DOI: 10.1007/s13760-020-01320-7.
- [6] Mainka S, Wissel J, Vller H, et al. The use of rhythmic auditory stimulation to optimize treadmill training for stroke patients: a randomized controlled trial[J]. *Front Neurol*, 2018, 9: 755. DOI: 10.3389/fneur.2018.00755.
- [7] Suh JH, Han SJ, Jeon SY, et al. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait and balance in hemiplegic stroke patients[J]. *NeuroRehabilitation*, 2014, 34 (1) : 193-199. DOI: 10.3233/NRE-131008.
- [8] Kim RK, Kang N. Bimanual coordination functions between paretic and nonparetic arms: a systematic review and meta-analysis[J]. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 2020, 29 (2) : 104544. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2019.104544.
- [9] Klarner T, Barss TS, Sun Y, et al. Exploiting interlimb arm and leg connections for walking rehabilitation: a training intervention in stroke[J]. *Neural Plast*, 2016, 2016: 1517968. DOI: 10.1155/2016/1517968.
- [10] 中华医学会神经病学分会, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组. 中国各类主要脑血管病诊断要点 2019[J]. *中华神经科杂志*, 2019, 52 (9) : 710-715. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1006-7876.2019.09.003.
- [11] Brunnstrom S, Sawner KA, Lavigne JM. Brunnstrom's movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach[M]. 2nd. Pennsylvania: JB Lippincott Company, 1992: 41-65.
- [12] Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity[J]. *Phys Ther*, 1987, 67 (2) : 206-207. DOI: 10.1093/ptj/67.2.206.
- [13] Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, et al. The montreal cognitive assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment[J]. *J Am Geriatr Soc*, 2005, 53 (4) : 695-699. DOI: 10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x.
- [14] Ko BW, Lee HY, Song WK. Rhythmic auditory stimulation using a portable smart device: short-term effects on gait in chronic hemiplegic stroke patients[J]. *J Phys Ther Sci*, 2016, 28 (5) : 1538-1543. DOI: 10.1589/jpts.28.1538.
- [15] 章稼, 王于领. 运动治疗技术[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2020: 226-227.
- [16] 王玉龙. 神经康复学评定方法[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2015: 189-193.
- [17] Alghadir AH, Al-Eisa ES, Anwer S, et al. Reliability, validity, and responsiveness of three scales for measuring balance in patients with chronic stroke[J]. *BMC Neurol*, 2018, 18 (1) : 141. DOI: 10.1186/s12883-018-1146-9.
- [18] Chan W, Pin TW. Reliability, validity and minimal detectable change of 2-min walk test and 10-m walk test in frail older adults receiving day care and residential care[J]. *Aging Clin Exp Res*, 2020, 32 (4) : 597-604. DOI: 10.1007/s40520-019-01255-x.
- [19] Kaupp C, Pearcey GEP, Klarner T, et al. Rhythmic arm cycling training improves walking and neurophysiological integrity in chronic stroke: the arms can give legs a helping hand in rehabilitation[J]. *J Neurophysiol*, 2018, 119 (3) : 1095-1112. DOI: 10.1152/jn.00570.2017.
- [20] Zehr EP, Barss TS, Dragert K, et al. Neuromechanical interactions between the limbs during human locomotion: an evolutionary perspective with translation to rehabilitation[J]. *Exp Brain Res*, 2016, 234 (11) : 3059-3081. DOI: 10.1007/s00221-016-4715-4.
- [21] Frigon A. The neural control of interlimb coordination during mammalian locomotion[J]. *J Neurophysiol*, 2017, 117 (6) : 2224-2241. DOI: 10.1152/jn.00978.2016.
- [22] Zehr EP, Loadman PM. Persistence of locomotor-related interlimb reflex networks during walking after stroke[J]. *Clin Neurophysiol*, 2012, 123 (4) : 796-807. DOI: 10.1016/j.clinph.2011.07.049.
- [23] Klarner T, Barss TS, Sun Y, et al. Long-term plasticity in reflex excitability induced by five weeks of arm and leg cycling training after stroke[J]. *Brain Sci*, 2016, 6 (4) : 54. DOI: 10.3390/brainsci6040054.
- [24] Roux F. Rhythmic auditory stimulation in health care[J]. *Music Med*, 2020, 12 (4) : 215. DOI: 10.47513/mmd.v12i4.727.
- [25] 顾卫佳, 于小明, 梁雷超, 等. 节律性听觉刺激改善卒中后偏瘫患者步行功能的研究进展[J]. *中国康复理论与实践*, 2018, 24 (12) : 5-9. DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2018.12.010.
- [26] Magee WL, Clark I, Tamplin J, et al. Music interventions for acquired brain injury[J]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2017, 1 (1) : CD006787. DOI: 10.1002/14651858.CD006787.pub3.
- [27] Lee S, Lee K, Song C. Gait training with bilateral rhythmic auditory stimulation in stroke patients: a randomized controlled trial[J]. *Brain Sci*, 2018, 8 (9) : 164. DOI: 10.3390/brainsci8090164.
- [28] Wright RL, Bevins JW, Pratt D, et al. Metronome cueing of walking reduces gait variability after a cerebellar stroke[J]. *Front Neurol*, 2016, 7: 84. DOI: 10.3389/fneur.2016.00084.
- [29] Thaut MH. The discovery of human auditory-motor entrainment and its role in the development of neurologic music therapy[J]. *Prog Brain Res*, 2015, 217: 253-266. DOI: 10.1016/bs.pbr.2014.11.030.
- [30] Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation[J]. *J Neurol Sci*, 1997, 151 (2) : 207-212. DOI: 10.1016/S0022-510X(97)00146-9.
- [31] Thaut MH, Leins AK, Rice RR, et al. Rhythmic auditory stimulation improves gait more than NDT/Bobath training in near-ambulatory patients early poststroke: a single-blind, randomized trial[J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2007, 21 (5) : 455-459. DOI: 10.1177/1545968307300523.
- [32] Thaut MH, Stephan KM, Wunderlich G, et al. Distinct cortico-cerebellar activations in rhythmic auditory motor synchronization[J]. *Cortex*, 2009, 45 (1) : 44-53. DOI: 10.1016/j.cortex.2007.09.009.

(修回日期: 2023-02-20)

(本文编辑: 汪 玲)