

# 分带行走训练改善脑卒中患者步态对称性的研究进展

张群<sup>1,2</sup> 王春方<sup>2</sup> 孙长城<sup>2</sup> 侯思言<sup>3</sup> 张颖<sup>2</sup>

<sup>1</sup>天津体育学院运动健康学院,天津 301617; <sup>2</sup>天津市人民医院康复医学科,天津市康复医学研究所,天津 300121; <sup>3</sup>南京医科大学第一临床医学院,南京 211166

通信作者:张颖,13820633781@163.com

**【摘要】** 传统的步态康复多集中于平衡、速度、功能活动性等方面的训练,很少关注脑卒中患者的步态对称性。分带行走训练是一种由感觉预测错误引起运动行为变化的运动学习过程,该训练能够放大适应过程的初始不对称,从而有效改善脑卒中患者下肢步态的空间不对称。本文从机制、神经生理学基础、临床应用等方面阐述分带行走训练对脑卒中患者下肢步态对称性的影响。

**【关键词】** 脑卒中; 分带行走训练; 运动适应; 步态康复

**基金项目:**国家自然科学基金(82102652);天津市卫生健康科研项目(TJWJ2021QN020);天津市自然科学基金(22JCZDJC00060)

**Funding:** National Natural Science Foundation of China(82102652); Tianjin Health Scientific Research Project(TJWJ2021QN020); National Natural Science Foundation of Tianjin(22JCZDJC00060)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.08.016

全球范围内,脑卒中是发展中国家第二大致残原因,是发达国家第三大致残原因<sup>[1]</sup>。下肢运动障碍是脑卒中患者长期残疾的主要决定因素之一<sup>[2]</sup>,其中最常见的是步行功能障碍,对患者的日常生活质量造成了严重的影响<sup>[3]</sup>。脑卒中患者的步态障碍主要表现为速度、耐力及对称性障碍<sup>[4]</sup>。步态不对称性的表现主要包括健侧与患侧支撑相、摆动相等时间参数的不对称以及步长等空间参数不对称<sup>[5]</sup>。研究发现,脑卒中患者时空步态不对称可能导致患者动态平衡受损以及增加跌倒的风险<sup>[6]</sup>。因此,脑卒中患者的康复治疗过程中应关注时空步态的不对称性以及寻求改善时空不对称性的方法。

临床上,各种新颖的康复干预措施已尝试改善脑卒中患者步态的时间和空间不对称。宋建周等<sup>[7]</sup>研究发现,常规康复治疗的基础上结合末端驱动型下肢康复机器人训练能够对脑卒中患者的步态不对称性有一定的改善。此外,跑步机训练在改善脑卒中患者步态对称性方面具有一定的优势。快速跑步机行走以及体重支持的跑步机训练对脑卒中患者步态的时间不对称性起到改善作用<sup>[8]</sup>。相较于其它步态参数,传统康复疗法对脑卒中患者的空间不对称性效果较差<sup>[9]</sup>。分带行走训练(split-belt treadmill walking)是利用分带跑步机进行的误差放大的运动适应训练。患者双下肢由两条平行、独立控制的皮带以不同的速度驱动,从而对其行走模式造成扰动。通过增大运动误差,增加感觉反馈,促进神经系统对不对称步态的调节,能够对脑卒中患者的空间不对称性起到改善作用<sup>[10]</sup>,从而提高行走效率<sup>[11]</sup>。因此,分带行走训练可以作为改善脑卒中患者步态空间不对称性的一项康复干预措施。

## 分带行走训练的运动适应机制

促进运动行为的持续变化(即运动学习)是脑卒中康复的基本目标。目前,运动学习主要包括依赖使用的运动学习、指导性运动学习、强化运动学习以及感觉运动适应的运动学习策

略四种机制<sup>[12]</sup>。感觉运动适应是由感觉预测错误引起运动行为变化的过程<sup>[13]</sup>。当视觉、听觉或本体感觉检测到的感觉结果与运动预测结果不同时,神经系统会感知到感觉预测的错误从而做出调整。分带行走训练是以感觉运动适应为机制的一种训练技术。

分带行走训练中,有两条独立的皮带,每条皮带以不同的速度驱动,从而对正常行走模式造成扰动。在分带行走训练过程中,受试者本体感觉检测到的感觉结果与实际运动预测的结果不同,从而产生了感觉预测误差。在最初几秒中,步幅、站立时间等肢体内的时空参数表现出快速的调整,称为反应型调整,主要由脊髓控制。随后,步长、双支撑相时间等肢体间的时空参数表现出缓慢调整,称为预测性适应<sup>[14]</sup>。在适应不均匀的皮带速度后,受试者的步长会恢复到基线水平。当皮带再次以相同的速度移动时,运动并不会立刻返回到预适应状态,反而会表现出与原适应相反的不对称的状态,也就是后效应,反映了新储存的感觉运动信息<sup>[15]</sup>。

脑卒中患者在分带行走训练过程中也会出现感觉运动适应,如脑卒中患者患侧迈出较长步而健侧迈出较短步时,可以将脑卒中患者患侧腿放在慢速带上。早期适应过程中,患侧腿会迈出更长的步、健侧腿会迈出更短的步;后期适应过程中,经练习后,患者将会通过延长健侧步长、缩短患侧步长来纠正感觉预测错误。当皮带恢复到正常速度时,患者将继续以较长的健侧步、较短的患侧步行走<sup>[16]</sup>。因此,分带行走训练可以放大适应过程的初始不对称,而神经系统会调整夸大的肢体间的不对称。当分裂带恢复到相同的速度时,这种纠正的模式会持续下去,并导致与基线相比不对称的改善<sup>[17]</sup>。

## 脑卒中患者分带行走训练运动适应的神经生理学基础

分带行走训练过程中,脊髓、小脑和大脑皮质都不同程度地参与人体的运动控制;然而,上述区域并非都参与运动适应

的过程。脊髓主要参与分带行走训练中反应性调整的过程,不参与运动适应的过程<sup>[14]</sup>,而小脑是预测性适应的关键结构,大脑皮质也对运动适应起到一定的整合作用。

### 一、小脑

分带行走训练后,感觉运动适应的机制主要依赖于小脑,小脑是预测性前馈适应的关键结构<sup>[18]</sup>。小脑通过脊髓小脑束接受本体感觉,并通过丘脑、脑桥与大脑皮质形成多个回路<sup>[19]</sup>。小脑可以传递错误驱动的运动反馈来更新运动计划。因此,小脑半球损伤的患者在分带行走训练的运动适应过程中会出现一定的障碍。

Statton 等<sup>[20]</sup>研究观察到,与健康对照组相比小脑病变成年人的带速感知存在差异,且腿部速度感知的重新校准受损害与运动适应一起发生。Jayaram 等<sup>[21]</sup>在健康成年人的整个适应过程中使用经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)刺激小脑,阳极刺激增加了步态周期的空间方面的适应率,而阴极刺激减缓了适应的过程。然而,Hoogkamer 等<sup>[22]</sup>研究发现,健康对照组和轻度小脑损伤的患者在分带行走期间的步长、双支撑相等肢体间时空参数是相似的。因此,运动适应的缺陷是随小脑损伤的严重程度而定的,重度小脑损伤的患者会导致运动适应能力的缺陷。

### 二、大脑

通过小脑反馈,大脑在分带适应及适应后的储存方面具有一定的影响作用。Hinton 等<sup>[23]</sup>研究发现,分带跑步机适应过程中,来自外侧小脑第 6 小叶的错误驱动感觉运动反馈被传递到后顶叶皮质、辅助运动区以及前扣带皮质等区域,进而对分带行走训练的适应过程进行调整。

Mieville 等<sup>[24]</sup>研究发现,分带行走训练的适应过程中,脑卒中后的成年人适应得更慢且适应程度更小。Alcantara 等<sup>[25]</sup>研究发现,脑卒中后的成年人中新学会的分带步态储存一般不受脑卒中引起的脑部病变的影响。De Kam 等<sup>[26]</sup>对脑卒中患者和健康对照者在分带行走训练之前、期间和之后的步态变化进行比较,结果发现运动适应的重新校准和执行是部分分离的,脑损伤会干扰新运动需求的执行,但不会影响重新校准。由此可见,部分脑卒中参与者更有可能在后期适应期间恢复到基线步态不对称。为了确定更有可能适应训练的参与者,Hirata 等<sup>[27]</sup>分析了质心和压力中心之间的角度,结果表明,质心到压力中心的角度更对称的参与者也更能适应分带行走训练。上述研究表明,大脑皮质损伤会对分带行走训练的运动适应过程造成一定的影响,但对运动适应后的储存影响较小。

综上所述,轻度的小脑损伤或大脑损伤会对分带运动的适应造成一定的阻碍,但并不剥夺患者分带运动适应的能力。因此,脑卒中的患者可以适应并利用分带运动产生的后效应,从而对其下肢步态不对称性起到改善。

## 分带行走的训练参数设置

### 一、分带速度

分带行走过程中,每条皮带是独立控制的,可以以不同的速度移动。一项研究表明<sup>[28]</sup>,参与者在快带速度超过 2.1 m/s 时难以保持行走,在慢带速度低于 0.3 米/秒时试图用慢速带的腿站立而不是行走,而带速差超过 1.4 m/s 时出现膝关节疼痛。因此,合理选择分裂带的速度及带速比对于训练效果具有一定

的影响。

Reisman 等<sup>[29]</sup>对 3 种不同的速度比(2:1,3:1,4:1)下进行的分带行走训练进行分析,发现所有速度条件下的训练在早期适应中均表现出明显的跛行,后期适应得到改善且在适应后的相反跛行模式下表现出强烈的后效应。最近的一项研究发现分带速度差的感知阈值在 1.0:1.2 左右<sup>[30]</sup>。Yokoyama 等<sup>[31]</sup>研究了分带行走训练在小带速差条件下(从 1.0:1.2 至 1:2)的适应过程。结果发现,与反应性控制相关的步态参数(如站立时间等)在 5 个速度比中进行快速调整,且反应的程度与分带速度比的程度成比例地变化。与预测控制有关的参数(如步长等)除 1.0:1.2 的适应外,其余均显示出清晰的适应模式和随后的后效应,且适应程度与分带速度比之间没有很强的线性关系。此外,Helm 等<sup>[32]</sup>比较了恒定速度和可变速度对分带行走训练过程的影响,结果发现,利用交替带速比的可变练习并不影响慢性脑卒中患者适应和保持新的运动模式的能力。

总之,分带行走训练中,反应型调整与预测性适应之间彼此分离,具有不同的控制机制;且当分裂带的比率较大时,预测前馈控制是必要的。因此,分带行走训练过程中,应充分引起预测性控制相关参数发生变化,使脑卒中患者产生适应及后效应,从而对患者步长不对称起到一定的改善作用。

### 二、肢体放置位置

依据感觉运动适应的运动学习理论,分带行走训练中应将脑卒中患者较长步长的一侧腿放于慢速带上,较短步长的一侧腿放于快速带上。而 Roelker 等<sup>[33]</sup>研究认为,改善踝跖屈肌功能可以恢复瘫痪肢体功能并改善脑卒中后个体的步态不对称。

Lauzière 等<sup>[34]</sup>对 20 例脑卒中患者适应分带行走训练的一项研究中发现,慢速带可以增加足跖屈力矩,快速带可以减小足跖屈力矩。因此认为,分带行走训练仅适用于偏瘫侧步长较长的患者,不适用于偏瘫侧步长较短的患者。Betschart 等<sup>[35]</sup>的一项研究发现,分带式行走训练可能与脑卒中后出现较短的偏瘫侧步长并伴有背屈肌无力的个体,或具有较短的非偏瘫侧步长和跖屈肌无力的个体相关。但 Betschart 等<sup>[36]</sup>的研究发现,分带行走训练中,快速带一侧髋关节伸肌、膝关节屈肌及足跖屈肌力矩均会增加,并未出现快速带的不良现象。

总之,目前研究普遍认为,分带行走训练前应首先判断患者的步态不对称性状况,从而明确患者偏瘫侧肢体放置的位置;未来也应进一步探究快速带是否会对足跖屈力矩具有不良效果。

## 分带行走训练改善脑卒中后步态对称性的临床应用

分带行走训练过程中,脑卒中患者的步长等空间步态参数能够逐渐适应并建立对称性<sup>[37]</sup>,而步长不对称性的改善也会对患者步行过程的能量代谢成本、平衡、耐力等方面起到益处。

### 一、步长对称性

分带行走训练中,脑卒中患者步长对称性的恢复主要依赖于患者的主观感知<sup>[37]</sup>,且在改善步态不对称性的过程中,更对称的步长并不会增加平衡的需求<sup>[24]</sup>。因此,临床上可以通过分带行走训练改善脑卒中患者的步长不对称性。

Reisman 等<sup>[16]</sup>对 13 例脑卒中患者进行分带行走训练后发现,12 次分带行走训练可以改善脑卒中后个体的步态不对称性,并至少维持 3 个月。Lewek 等<sup>[10]</sup>对步态不对称的脑卒中患

者进行 48 d 的分带行走训练后,结果发现,分带行走训练能够改善脑卒中患者步长不对称性,且这种改善至少会保留 1 个月,但训练后站立时间不对称性没有明显变化。因此,分带行走训练可以有效改善步长,对站立时间等时间参数不起作用。

Betschart 等<sup>[38]</sup>对 12 例脑卒中患者行 2~3 周的分带行走训练,发现参与者步长不对称性有所改善,同时提高了步行速度,且对称性和速度的改善在 1 个月内保持不变。因此,通过分带行走训练,可以有效改善脑卒中患者的步长不对称性,且后效应可以维持一定的时间。此外,在分带行走训练期间增加任务需求也增加了不对称步长的运动适应。Sombrie 等<sup>[39]</sup>对 12 例脑卒中后慢性期的受试者进行平坦和倾斜的分带行走训练,结果发现上斜训练导致后期分带行走过程中的步长更对称。因此,分带行走训练中增加推进需求对脑卒中患者步长不对称的改善更有益处。

## 二、能量代谢成本

脑卒中后患者行走过程中出现持续的生物力学不对称,这些不对称与能量消耗的增加有关,减少不对称可以改善步行的经济成本。Awad 等<sup>[40]</sup>对 42 例慢性脑卒中患者进行了为期 12 周的步行康复训练,计算训练前和训练后行走的能量成本、行走速度、步长、摆动时间和站立时间不对称之间的关系;结果发现,步速与步长对称性的改善与步行能量代谢成本之间具有显著的相互作用。

Sánchez 等<sup>[41]</sup>对 24 例脑卒中患者进行研究发现,偏瘫侧步长较长的脑卒中患者在减少不对称性时更有可能看到步行代谢成本的降低。因此,分带行走训练是否能够改善脑卒中患者的能量代谢成本取决于影响运动功能的损伤的个体差异。

## 三、平衡及耐力

Lewek 等<sup>[42]</sup>对 39 例慢性脑卒中患者进行了一项研究,分析了步态不对称与平衡之间的关系,结果发现,与静态任务相比,时空步态不对称性与涉及动态任务的平衡测量之间有更密切的关系,表明步态不对称性可能与脑卒中后的跌倒有关。Hendrickson 等<sup>[43]</sup>对 94 例脑卒中患者进行步态和平衡测试,结果发现,前后方向的平衡控制与行走时的摆动时间及步长不对称性有关。然而,也有相关研究认为<sup>[44]</sup>,脑卒中患者空间步态对称性与脚踝痉挛程度和肌肉力量等直接影响下肢步长的因素的关联性更强,而不是与动态平衡能力的关联性更强。因此,未来应探究改善脑卒中患者的空间步态不对称性是否能对平衡起到一定的改善作用。

此外,Ryan 等<sup>[45]</sup>对脑卒中患者进行的一项实验表明,步长不对称改善与改进的 6 min 步行实验的距离有关。因此,分带行走训练可以作为—种干预方式改善脑卒中后患者的行走耐力。

## 总结与展望

分带行走训练是以感觉运动适应为机制的一种训练技术。脑卒中后的患者应选择正确的训练参数,适应并利用分带行走训练产生的后效应,从而起到改善下肢步态空间不对称,进而对其能量代谢成本、平衡起到—定的作用。

未来的研究可从以下 3 个方面进行:①大脑皮质和小脑参与分带行走训练运动适应过程的具体区域尚不明确,需要进一步研究;②明确分带行走训练对快带上的瘫痪肢体是否存在不良影响,并为分带行走训练提供规范的治疗参数;③需要进—

步确定分带行走训练对脑卒中患者时空步态不对称的有效性以及是否能够进一步改善患者的能量代谢成本及平衡耐力,可设计相应的随机对照试验来测试目前的方案是否比其它方案更有利于脑卒中患者步态功能的恢复。

## 参 考 文 献

- [1] GBD 2015 Neurological Disorders Collaborator Group. Global, regional, and national burden of neurological disorders during 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015 [J]. *Lancet Neurol*, 2017, 16 ( 11 ): 877-897. DOI: 10.1016/S1474-4422 ( 17 ) 30299 -5.
- [2] Calabró RS, Sorrentino G, Cassio A, et al. Robotic-assisted gait rehabilitation following stroke: a systematic review of current guidelines and practical clinical recommendations [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2021, 57 ( 3 ): 460-471. DOI: 10.23736/S1973-9087.21.06887-8.
- [3] 林海丹, 张韬, 白定群. 下肢康复机器人训练对脑卒中偏瘫患者下肢运动功能的影响 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2015, 37 ( 9 ): 674-677. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2015.09.007.
- [4] Lauzière S, Mieville C, Betschart M, et al. Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals [J]. *J Rehabil Med*, 2014, 46 ( 9 ): 849-857. DOI: 10.2340/16501977-1845.
- [5] 李威, 曾祥斌, 章荣, 等. 核心稳定性训练对脑卒中偏瘫患者步态时空参数和对称性参数的影响 [J]. *中国康复医学杂志*, 2014, 29 ( 9 ): 816-822. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2014.09.004.
- [6] Handelzalts S, Steinberg-Henn F, Farquhar J, et al. Temporal but not spatial gait parameters associated with lower balance capacity in moderate-high functioning persons with stroke [J]. *J Neurol Phys Ther*, 2021, 45 ( 4 ): 301-309. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000368.
- [7] 朱建周, 袁华, 毛利, 等. 末端驱动型下肢机器人对脑卒中患者步态的影响 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2021, 43 ( 7 ): 631-634. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.07.012.
- [8] Combs SA, Dugan EL, Ozimek EN, et al. Bilateral coordination and gait symmetry after body-weight supported treadmill training for persons with chronic stroke [J]. *Clin Biomech*, 2013, 28 ( 4 ): 448-453. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2013.02.001.
- [9] Patterson KK, Mansfield A, Biasin L, et al. Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation [J]. *Neurorehabil Neural Repair*, 2015, 29 ( 2 ): 153-162. DOI: 10.1177/1545968314533614.
- [10] Lewek MD, Braun CH, Wutzke C, et al. The role of movement errors in modifying spatiotemporal gait asymmetry post stroke: a randomized controlled trial [J]. *Clin Rehabil*, 2018, 32 ( 2 ): 161-172. DOI: 10.1177/0269215517723056.
- [11] Sánchez N, Simha SN, Donelan JM, et al. Taking advantage of external mechanical work to reduce metabolic cost: the mechanics and energetics of split-belt treadmill walking [J]. *J Physiol*, 2019, 597 ( 15 ): 4053-4068. DOI: 10.1113/JP277725.
- [12] Leech KA, Roemmich RT, Gordon J, et al. Updates in motor learning: Implications for physical therapist practice and education [J]. *Phys Ther*, 2022, 102 ( 1 ): pzab250. DOI: 10.1093/ptj/pzab250.
- [13] Rossi C, Bastian AJ, Therrien AS. Mechanisms of proprioceptive realignment in human motor learning [J]. *Curr Opin Physiol*, 2021, 20: 186-197. DOI: 10.1016/j.cophys.2021.01.011.
- [14] Fujiki S, Aoi S, Funato T, et al. Adaptation mechanism of interlimb coordination in human split-belt treadmill walking through learning of

- foot contact timing: a robotics study[J]. J R Soc Interface, 2015, 12 ( 110 ): 0542. DOI: 10.1098/rsif.2015.0542.
- [15] Vasudevan EVL, Hamzey RJ, Kirk EM. Using a split-belt treadmill to evaluate generalization of human locomotor adaptation[J]. J Vis Exp, 2017, ( 126 ): 55424. DOI: 10.3791/55424.
- [16] Reisman DS, McLean H, Keller J, et al. Repeated split-belt treadmill training improves poststroke step length asymmetry[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2013, 27 ( 5 ): 460-468. DOI: 10.1177/1545968312474118.
- [17] Reisman DS, Bastian AJ, Morton SM. Neurophysiologic and rehabilitation insights from the split-belt and other locomotor adaptation paradigms[J]. Phys Ther, 2010, 90 ( 2 ): 187-195. DOI: 10.2522/ptj.20090073.
- [18] Mauk MD, Ohya T. Extinction as new learning versus unlearning: considerations from a computer simulation of the cerebellum[J]. Learn Mem, 2004, 11 ( 5 ): 566-571. DOI: 10.1101/lm.83504.
- [19] Takakusaki K. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe[J]. Mov Disord, 2013, 28 ( 11 ): 1483-1491. DOI: 10.1002/mds.25669.
- [20] Statton MA, Vazquez A, Morton SM, et al. Making sense of cerebellar contributions to perceptual and motor adaptation[J]. Cerebellum, 2018, 17 ( 2 ): 111-121. DOI: 10.1007/s12311-017-0879-0.
- [21] Jayaram G, Tang B, Pallegadda R, et al. Modulating locomotor adaptation with cerebellar stimulation[J]. J Neurophysiol, 2012, 107 ( 11 ): 2950-2957. DOI: 10.1152/jn.00645.2011.
- [22] Hoogkamer W, Bruijn SM, Sunaert S, et al. Adaptation and aftereffects of split-belt walking in cerebellar lesion patients[J]. J Neurophysiol, 2015, 114 ( 3 ): 1693-1704. DOI: 10.1152/jn.00936.2014.
- [23] Hinton DC, Conradsson DM, Paquette C. Understanding human neural control of short-term gait adaptation to the split-belt treadmill[J]. Neuroscience, 2020, 451 ( 1 ): 36-50. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2020.09.055.
- [24] Miéville C, Lauzière S, Betschart M, et al. More symmetrical gait after split-belt treadmill walking does not modify dynamic and postural balance in individuals post-stroke[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2018, 41: 41-49. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.04.008.
- [25] Alcantara CC, Charalambous CC, Morton SM, et al. Different error size during locomotor adaptation affects transfer to overground walking post-stroke[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2018, 32 ( 12 ): 1020-1030. DOI: 10.1177/1545968318809921.
- [26] de Kam D, Iturralde PA, Torres-Oviedo G. Cerebral contribution to the execution, but not recalibration, of motor commands in a novel walking environment[J]. eNeuro, 2020, 7 ( 1 ): ENEURO.0493-19.2020. DOI: 10.1523/ENEURO.0493-19.2020.
- [27] Hirata K, Hanawa H, Miyazawa T, et al. Adaptive changes in foot placement for split-belt treadmill walking in individuals with stroke[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2019, 48: 112-120. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.07.003.
- [28] Butterfield JK, Collins SH. The energy cost of split-belt walking for a variety of belt speed combinations[J]. J Biomech, 2022, 132: 110905. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2021.110905.
- [29] Reisman DS, Block HJ, Bastian AJ. Interlimb coordination during locomotion: what can be adapted and stored[J]. J Neurophysiol, 2005, 94 ( 4 ): 2403-2415. DOI: 10.1152/jn.00089.2005.
- [30] Hoogkamer W, Bruijn SM, Potocanac Z, et al. Gait asymmetry during early split-belt walking is related to perception of belt speed difference[J]. J Neurophysiol, 2015, 114 ( 3 ): 1705-1712. DOI: 10.1152/jn.00937.2014.
- [31] Yokoyama H, Sato K, Ogawa T, et al. Characteristics of the gait adaptation process due to split-belt treadmill walking under a wide range of right-left speed ratios in humans[J]. PLoS One, 2018, 13 ( 4 ): e0194875. DOI: 10.1371/journal.pone.0194875.
- [32] Helm EE, Pohl RT, Kumar DS, et al. Practice structure and locomotor learning after stroke[J]. J Neurol Phys Ther, 2019, 43 ( 2 ): 85-93. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000260.
- [33] Roelker SA, Bowden MG, Kautz SA, et al. Paretic propulsion as a measure of walking performance and functional motor recovery post-stroke: a review[J]. Gait Posture, 2019, 68: 6-14. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.027.
- [34] Lauzière S, Mieville C, Betschart M, et al. A more symmetrical gait after split-belt treadmill walking increases the effort in paretic plantar flexors in people post-stroke[J]. J Rehabil Med, 2016, 48 ( 7 ): 576-582. DOI: 10.2340/16501977-2117.
- [35] Betschart M, Lauzière S, Miéville C, et al. Changes in lower limb muscle activity after walking on a split-belt treadmill in individuals post-stroke[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2017, 32: 93-100. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.12.007.
- [36] Betschart M, McFayden BJ, Nadeau S. Lower limb joint moments on the fast belt contribute to a reduction of step length asymmetry over ground after split-belt treadmill training in stroke: a pilot study[J]. Physiother Theory Pract, 2020, 36 ( 9 ): 989-999. DOI: 10.1080/09593985.2018.1530708.
- [37] Sombrie C, Gonzalez-Rubio M, Torres-Oviedo G. Split-belt walking induces changes in active, but not passive, perception of step length[J]. Sci Rep, 2019, 9 ( 1 ): 1-15. DOI: 10.1038/s41598-019-52860-9.
- [38] Betschart M, McFadyen BJ, Nadeau S. Repeated split-belt treadmill walking improved gait ability in individuals with chronic stroke: a pilot study[J]. Physiother Theory Pract, 2018, 34 ( 2 ): 81-90. DOI: 10.1080/09593985.2017.1375055.
- [39] Sombrie CJ, Torres-Oviedo G. Augmenting propulsion demands during split-belt walking increases locomotor adaptation of asymmetric step lengths[J]. J Neuroeng Rehabil, 2020, 17 ( 1 ): 1-15. DOI: 10.1186/s12984-020-00698-y.
- [40] Awad LN, Palmer JA, Pohl 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.
- [41] Sánchez N, Finley JM. Individual differences in locomotor function predict the capacity to reduce asymmetry and modify the energetic cost of walking poststroke[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2018, 32 ( 8 ): 701-713. DOI: 10.1177/1545968318787913.
- [42] Lewek MD, Bradley CE, Wutzke CJ, et al. The relationship between spatiotemporal gait asymmetry and balance in individuals with chronic stroke[J]. J Appl Biomech, 2014, 30 ( 1 ): 31-36. DOI: 10.1123/jab.2012-0208.
- [43] Hendrickson J, Patterson KK, Inness EL, et al. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke[J]. Gait Posture, 2014, 39 ( 1 ): 177-181. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.022.
- [44] An CM, Son YL, Park YH, et al. Relationship between dynamic balance and spatiotemporal gait symmetry in hemiplegic patients with chronic stroke[J]. Hong Kong Physiother J, 2017, 37: 19-24. DOI: 10.1016/j.hkpj.2017.01.002.
- [45] Ryan HP, Husted C, Lewek MD. Improving spatiotemporal gait asymmetry has limited functional benefit for individuals poststroke[J]. J Neurol Phys Ther, 2020, 44 ( 3 ): 197-204. DOI: 10.1097/NPT.0000000000000321.