

· 论著 ·

# 减重平板训练对瘫痪后步行障碍患者的影响

王彤 王翔 陈旗 钱开林 宋凡 刘伟明 许全盛 圆鹏

**【摘要】目的** 观察减重平板训练对脊髓损伤和脑损伤造成的长期下肢瘫痪步行功能的作用。**方法** 10名男性患者,年龄25~64岁,其中4例脊髓损伤,6例脑血管意外,病程平均1.4年,减重平板训练前均接受不同程度的传统康复训练,功能步行评定为0~1分。接受减重平板训练每天1次,开始减重量在50%~70%之间,平板速度为0.27 m/s,平均20次。所有患者训练前后接受功能步行和一般平衡功能测定,其中7例患者在Kistler压电晶体式三维测力台上进行步态分析。**结果** 患者经过阶段性减重平板训练,功能性步行评定及站立平衡功能比传统康复治疗前后有十分明显的改善( $P < 0.0001, P = 0.0003$ );其中7例患者的平均步速达0.36 m/s;左右足对台压力峰值和支撑时间无明显差异( $P > 0.05$ )。**结论** 减重平板训练对长期瘫痪患者改善步行能力有帮助。

**【关键词】** 步态; 行走; 平衡; 瘫痪

## The effect of treadmill training with partial body weight support on nonambulatory patients with paralysis

WANG Tong\*, WANG Xiang, CHEN Qi, QIAN Kailin, SONG Fan, LIU Weiming, XU Quansheng, YUAN Peng.

\* Department of Rehabilitation Medicine, The First Affiliated Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 210029, China

**[Abstract]** **Objective** To observe the effect of treadmill training with partial body weight support (TPWS) on walking of nonambulatory paralytic patients. **Methods** Ten male paralytic patients, aged 25-64 years and paralyzed for an average period of 1.4 years, including 4 with spinal cord injuries and 6 cerebral vascular accidents, were enrolled in this study. Their functional ambulation categories (FAC) were between 0-1. The training was started in a condition of 50% - 70% weight bearing relief and 0.27m/s treadmill speed and carried out once a day. All patients received FAC and balance tests before and after 20 times (average) of the training. Seven cases finished gait analysis by using Kistler's force plate. **Results** FAC and balancing function after TPWS were improved more significantly than that assessed before and after sessions of traditional physical therapy ( $P < 0.0001$  and  $P = 0.0003$ ). The gait analysis revealed no significant difference between the left and the right sides in most patients, in respect to their peak vertical ground reaction force values ( $P > 0.05$ ). **Conclusion** Treadmill training with partial body weight support can improve ambulation ability of nonambulatory patients with paralysis.

**【Key words】** Gait; Locomotion; Equilibrium; Paralysis

提高下肢瘫痪步行能力一直是康复治疗中一个较为复杂棘手的难题,目前主要采取综合性的措施,除对严重疼痛和畸形的患者采取药物或手术治疗外,多数患者均以康复治疗为主,包括进行肌肉、关节功能训练、平衡训练、作业治疗、支具治疗以及针对性的步态纠正等训练。虽然这些方法取得了一些效果,但对许多长期下肢瘫痪的患者仍无能为力。减重平板步行训练(treadmill training with partial body weight support, TPWS)是近年来受到关注的康复治疗方法之一,1986年由Finch和Barbeau<sup>[1,2]</sup>根据Rossignol和Barbeau的动物实验结果首先用于临床。Visintin、Hesse、Gardner等将这项技术用于下肢痉挛性瘫痪患者取得成功。还

有学者将其用于脊髓损伤、脑瘫患者,这些研究证明了不负重或减重平板步行训练可以改善下肢瘫痪患者的步行能力。国内对这项新治疗技术的报道较少。我们从去年开始进行了这方面的观察和研究,旨在观察减重平板训练对脊髓损伤和脑损伤造成的长期下肢瘫痪步行功能的作用,为推广该项技术提供可靠的依据,摸索如何有效地应用该项新技术。

## 资料与方法

### 一、治疗对象

10名男性患者参加试验,年龄25~64岁;其中脊髓损伤4例,脑血管意外6例;病程平均1.4年;无明显认知功能障碍;在接受试验时均不具备步行能力。这些患者在进行减重平板步行训练前均接受了一段时间的传统康复训练。我们将患者接受传统康复训练阶

段的步态、平衡功能与减重平板训练阶段的步态、平衡进行自身前后对照,观察减重平板训练的效果。

## 二、训练方法

1. 减重平板步行训练:采用减重训练装置和电动活动平板训练。训练开始时,根据患者具体情况用减重装置减去身体部分重量以达到能在平板上直立,并且可以迈步(减去相当于身体重量的 50%~80%);患者减重后在平板上以其能承受的速度开始由慢到快进行行走训练,开始速度 0.27 m/s,每次训练的总时间为 4~10 min,可以分几次完成,以后根据患者的承受能力逐渐延长,每周 3~5 次。在开始训练时需要在 1~2 个治疗师的指导下完成迈步或矫正异常步态,包括指导患者控制骨盆、控制膝关节的活动;防止膝过伸或支撑不足;控制踝关节在步行支撑期足着地时的踝背伸和足离地时的踝趾屈。患者接受治疗最长 40 次,最少 4 次;训练前后分别进行功能性步行评定、平衡功能评定,记录平板步行时间及速度;训练结束后有 7 名患者接受测力台步态分析。

2. 传统康复治疗:包括物理治疗技术(神经肌肉促进法、直立床平衡训练、医疗体操、功能性电刺激)、上肢综合反馈训练、支具治疗、针灸、推拿、作业治疗等。门诊治疗每周 3~5 次,每次治疗时间 1 h,由至少 1 名治疗师进行手法或指导。接受训练最长 360 次,最少 10 次。训练前后进行功能性步行评定、平衡功能评定。因患者传统康复治疗前、TPWS 训练前基本无步行能力,无法进行步行时间、速度和测力台步态分析。

## 三、评定方法

1. 步行能力评定:采用功能性步行量表(Functional Ambulation Category, FAC)<sup>[3]</sup>,对患者训练前后的步行能力进行评分,评价 TPWS 对步行能力的影响。具体分级为:0 级,患者不能行走或需要 2 个或更多人的帮助;1 级,患者需要在 1 人帮助减轻重量和维持平衡

下行走;2 级,患者在 1 人连续或间断扶持下行走;3 级,患者在他人的监督下行走;4 级,患者能独立在平地上行走,但上下楼、上下坡或在不平的地面上行走需要帮助;5 级,患者能独立在各处行走。

2. 站立平衡功能评定(分 3 级):1 级为保持静态站立平衡;2 级为保持自动态站立平衡;3 级为保持他动态站立平衡。

3. 记录患者在开始和结束时 TPWS 总时间和平板速度。

4. 测力台步态分析:在生物力学 Kistler 测力室内,采用 Kistler 压电晶体式三维测力台进行测试。平台表面与地面在同一水平,要求受检者精神放松,脱鞋光脚行走,选择自己最适宜的速度先在测力台上适应行走,然后进行正式测定;由计算机及相应的生物力学基础软件进行数据采集、测力分析、图形显示、文件处理,获取双足对力板的垂直压力峰值、支撑时间、步幅、步速、步频及双足垂直压力-时间曲线。

## 四、统计学方法

患者治疗前后功能评定、步态分析数据的比较采用 t 检验。

## 结 果

### 一、患者 TPWS 完成情况

患者经过阶段性的 TPWS 后,在平板上行走的总时间和平板速度均明显提高;10 例患者中 7 例经过训练后可以完全负重行走(表 1)。

### 二、患者传统康复和 TPWS 前后功能变化

表 2 结果显示,患者减重平板训练后 FAC 及站立平衡功能比传统康复治疗前、后有十分明显的改善。

### 三、TPWS 后步态分析

表 3 显示了 7 例患者在 TPWS 训练后的步态分析,平均步速达 0.36 m/s,左右足对测力台压力峰值和支撑时间无明显差异。

表 1 患者 TPWS 训练完成情况

编号	开始时总时间(min)	结束时总时间(min)	开始时平板速度(m/s)	结束时平板速度(m/s)	开始时减重(%)	完全负重行走
1	4	21	0.27	0.49	70	完成
2	10	20	0.44	0.54	70	完成
3	10	10	0.36	0.49	70	完成
4	9	10	0.36	0.54	50	完成
5	2	10	0.27	0.72	70	完成
6	4	10	0.27	0.63	60	完成
7	6	10	0.27	0.49	70	未完成
8	3	10	0.27	0.54	70	完成
9	6	6	0.27	0.27	80	未完成
10	7	10	0.27	0.27	70	完成
$\bar{x} \pm s$	$6.1 \pm 2.7$	$11.7 \pm 4.8$	$0.31 \pm 0.1$	$0.50 \pm 0.1$	-	-
t 检验	-	$P_1 = 0.008$	-	$P_2 = 0.002$	-	-

注: $P_1$  为患者 TPWS 训练前后总时间的比较; $P_2$  为患者 TPWS 训练前后平板速度的比较

表 2 患者传统康复和 TPWS 前后功能性步行及平衡功能比较

编号	FAC			平衡功能			传统 康复次数	TPWS 训练次数
	传统康复前①	TPWS 前②	TPWS 后③	传统康复前④	TPWS 前⑤	TPWS 后⑥		
1	0	1	3	0	1	1	360	30
2	0	0	4	0	1	3	120	33
3	1	1	3	1	1	2	30	8
4	1	1	4	0	1	3	20	15
5	0	1	4	0	1	3	150	40
6	1	1	3	0	0	3	-	11
7	0	0	1	0	0	1	-	29
8	0	1	4	0	0	3	40	40
9	0	0	1	0	0	1	10	4
10	0	0	2	0	0	2	20	10
$\bar{x} \pm s$	$0.4 \pm 0.5$	$0.6 \pm 0.5$	$2.9 \pm 1.2$	$0.1 \pm 0.3$	$0.5 \pm 0.5$	$2.2 \pm 0.94$	-	-
t 检验	$P_1 = 0.05$	$P_2 < 0.0001$	$P_3 < 0.0001$	$P_4 = 0.04$	$P_5 = 0.0003$	$P_6 < 0.0001$	-	-

注:  $P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6$  分别为①与②, ②与③, ①与③, ④与⑤, ⑤与⑥, ④与⑥之间比较的  $P$  值

表 3 测力台步态测试结果

编号	台压力峰值(N)		支撑负重时间(s)			步速(m/s)
	右足	左足	右足	左足	双足	
1	-	-	-	-	-	-
2	618	585	2.16	2.38	0.98	0.35
3	609	631	2.8	2.09	0.17	0.25
4	771	711	1.27	2.94	0.41	0.53
5	589	582*	3.53	1.87	0.79	0.35
6	574	522*	1.86	3.32	0.54	0.30
7	-	-	-	-	-	-
8	726	715	2.27	2.44	0.37	0.40
9	-	-	-	-	-	-
10	601	644*	1.93	1.94	0.05	0.34
$\bar{x} \pm s$	$641 \pm 76$	$627 \pm 71$	$2.26 \pm 0.73$	$2.43 \pm 0.54$	-	$0.36 \pm 0.09$
t 检验	-	$P_1 = 0.36$	-	$P_2 = 0.72$	-	-

注:  $P_1$  为左右足测力台压力峰值的比较;  $P_2$  为左右足支撑负重时间的比较; \*指患侧

四、正常人及患者 TPWS 后双足垂直-应力时间曲线(图 1-3)。

患者 4(图 2) 双足垂直应力 - 时间曲线相对接近

正常, 曲线上有较明显的波峰、波谷点; 患者 2(图 3) 的双足曲线与正常曲线有差距, 没有明显的波峰、波谷点和着地、缓冲、蹬伸阶段, 且双腿同时支撑相增加。

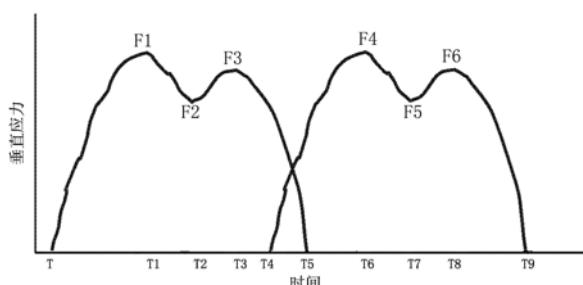


图 1 正常人双足垂直应力 - 时间曲线

T 为左脚(右脚)上台时刻; T1 为左脚(右脚)支撑期间对台压力第一峰值 F1 时刻; T2 为左脚(右脚)支撑期间对台压力波谷值 F2 时刻; T3 为左脚(右脚)支撑期间对台压力第二峰值 F3 时刻; T4 为右脚(左脚)上台时刻; T5 左脚(右脚)离台时刻; T6 为右脚(左脚)支撑期间对台压力第一峰值 F4 时刻; T7 为右脚(左脚)支撑时间对台压力波谷值 F5 时刻; T8 为右脚(左脚)支撑期间对台压力第二峰值 F6 时刻; T9 右脚(左脚)离台时刻

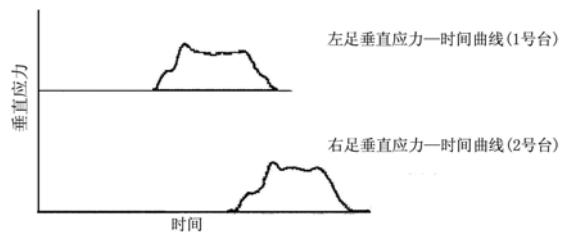


图 2 患者 4 双足垂直应力 - 时间曲线

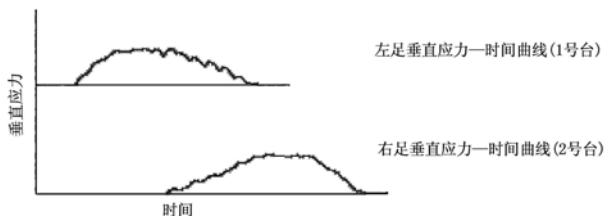


图 3 患者 2 双足垂直应力 - 时间曲线

## 讨 论

Hesse 等<sup>[3-6]</sup>采用 TPWS 治疗慢性中风患者, 经过 25 d 的治疗, 使病程缩短至平均 129 d, 经正规传统康复治疗 3 周后仍不能步行的 9 名偏瘫患者恢复了行走能力, 行走能力评分提高 2.2 分。Schindl 等<sup>[7]</sup>用同样方法对 6 名不能行走的脑瘫儿童进行训练, 其中 1 名能达到独立行走, 2 名在助行器帮助下行走。Gardner 等<sup>[8]</sup>又将这一技术用于脊髓损伤和髋关节置换术后患者恢复步行能力的训练, 取得疗效。本文除了证实减重平板训练对长期下肢瘫痪无行走能力患者 FAC、平衡功能的改善较传统康复明显外(表 2), 还发现部分患者不同程度地恢复了步行功能(表 3); 另从双足垂直应力-时间曲线图上, 直观地反映部分患者步行中双足负重情况和支撑时间的改善。图 1 是正常人的双足垂直压力-时间曲线, 它有明显的着地、缓冲、蹬伸阶段。一个单步曲线应有两个波峰值, 一个波谷值, 左右两个单步曲线的重叠区域为两脚共同支撑期间, 可用图中的 T4、T5 表示。图 2-3 是 2 例患者 TPWS 训练后双足垂直应力-时间曲线。其中患者 4(图 2)双足垂直应力-时间曲线相对接近正常; 患者 2(图 3)的双足曲线与正常曲线有差距, 且双腿同时支撑相增加, 但左右足曲线在垂直压力和支撑时间上比较对称(表 3, P > 0.05)。以上结果证明, TPWS 训练可以使长期下肢肌力不到 3 级的患者能在减重状态下逐步恢复步行能力, 并使其步行中身体重心的分布趋于对称, 提高患者步行的对称性。至于有些学者提到提高步行稳定性的问题, 我们从图 3 垂直应力-时间曲线图上发现, 双足垂直应力曲线呈齿状改变(摆动幅度)偏大, 这说明患者步行中双足支撑身体的稳定性还有待于提高。要恢复患者的正常步态和步行稳定性, 还需考虑许多其它因素。例如, 下肢肌痉挛、本体感觉障碍、肢体协调控制差等均会影响步态和步行的稳定性。国外有学者<sup>[3]</sup>对偏瘫患者进行了 TPWS 前后的步态分析和动态肌电图检查, 认为减重状态下可以调节下肢的肌肉张力, 避免和缓解由于早期负重行走带来的不必要的下肢伸肌协同运动和由这种异常模式导致的足下垂、内翻等病理性步态, 及早输入符合正常人生理的步行模式。由于本文患者例数较少, TPWS 对恢复截瘫和偏瘫患者步行能力的影响还需进一步观察和比较。

有关 TPWS 的方法, 国外学者的报道<sup>[3-6]</sup>认为偏瘫患者减重时平板的速度以其能保持行走为宜, 从 0.07 ~ 0.11 m/s 的平板速度开始, 经 8 d 的训练, 逐渐增至 0.12 ~ 0.23 m/s; 开始训练时患者在 25% ~ 40% 的减重状态(髋关节能伸展、患肢能支撑)下进行平板步行, 然后根据定期的临床评估逐渐增加下肢负重直至

下肢能完全负重。而我们观察的患者开始训练时, 从 0.27 m/s 的平板速度和 50% ~ 70% 的减重状态下在平板上移动下肢, 以后随着患者步行能力的提高而逐渐增加肢体的负重。这个差异可能是我们与国外采用的减重装置和开始训练的方法不同有关。

本研究中, 患者在减重平板训练后 FAC 及站立平衡功能比传统康复治疗前、后有明显改善, 大部分患者不同程度地恢复了步行功能, 且步行中身体重心的分布趋于对称。根据 10 例患者的训练情况, 我们提出减重平板训练中应注意的几点: ①减重量要控制适当, 以患者减去重量后正好双下肢能支撑身体为度, 避免患者坐在减重吊带中或完全依赖减重吊带; ②固定减重带时要注意保证身体前后、左右平衡, 否则将影响减重步行的效果。每次减重前均要将减重机“校零”; ③由于患者有感觉障碍, 固定减重带时要注意松紧合适, 易摩擦的部位要加衬垫, 以保护皮肤, 防止擦伤; ④久病卧床患者在开始接受减重训练之前, 先进行床上直立坐位训练, 防止出现体位性低血压; ⑤进行减重平板有氧训练的患者要注意训练中血压、心率的变化, 有眩晕、心衰、血压波动过大者训练要慎重; ⑥减重平板训练中, 平板的速度控制适当, 避免突然加速或停止。

## 参 考 文 献

- Barbeau H, Wainberg W, Finch L. Description and application of a system for locomotor rehabilitation. *Med Biol Eng Comput*, 1987, 25: 341-344.
- Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther*, 1991, 71: 842-853.
- Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D, et al. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phy Med Rehabil*, 1999, 80: 421-427.
- Macko RF, Katzel LI, Yataco A, et al. Low-velocity graded treadmill stress testing in hemiparetic stroke patients. *Stroke*, 1997, 28: 988-992.
- Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N. A new approach to retrain gait in stroke patients through support and treadmill stimulation. *Stroke*, 1998, 29: 1122-1128.
- Barbeau H, Norman K, Fung J. Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations? *Ann N Y Acad Sci*, 1998, 860: 377-392.
- Schindl MR, Forstner C, Kern H, et al. Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000, 81: 301-306.
- Gardner MB, Holden MK, Leikauskas JM, et al. Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single-subject experimental design. *Phys Ther*, 1988, 78: 361-374.

(收稿日期: 2001-10-16)

(本文编辑: 刘雅丽)