

· 综述 ·

减重训练的研究进展

励建安

躯干和下肢承重能力下降是导致步行不能的重要原因。传统康复治疗已采用减重的方式进行早期步行训练,例如利用水的浮力进行水中步行,利用各类拐杖或助行器减少下肢负重等。但是都存在一些不足,例如水中运动需要特殊环境,拐杖或助行器需要患者增加上肢用力,造成步行时身体姿态异常等。减重训练(partial weight support, PWS)是以传统实践为依据,利用悬吊装置不同程度地减少上身体重对下肢的负荷,在理论上有利于支撑能力不足的患者早期进行各种步行训练^[1,2]。目前减重训练已经开始临床应用研究,但其价值尚未最后定论。本文介绍国际上研究的进展,供读者参考。

减重训练的理论基础

一、步行中枢

步行是一种“简单”活动。一般情况下,步行不需要大脑皮质参与。一些动物在去大脑后仍然可以爬行,提示脊髓存在爬行或“步行”中枢。但是人类步行又与大脑皮质的功能有密切联系,在复杂情况和特殊任务时,大脑皮质直接参与步行姿态控制。Fukuyama 等^[3]采用 PET 研究发现,步行时大脑皮质能量代谢活动增加,提示大脑皮质参与了步行活动。而在大脑功能障碍时,皮质下和脊髓中枢的作用就释放或强化,导致异常的代偿性活动。大脑皮质、脑干、小脑和脊髓功能直接受损或传导通路障碍可导致不同类型的步行功能障碍,其内在的调控机制十分复杂,以致于学术界迄今为止仍无法确定人类步行中枢的部位及功能^[1]。

二、脊髓中枢模式激动源理论(central pattern generator, CPG)

CPG 指脊髓中枢在某种刺激后产生反复神经激动的机制,这是减重训练的理论基础。Grillner 和 Debus 等^[1,2]提出哺乳动物脊髓存在 CPG,产生诸如胃肠蠕动和步行中屈肌和伸肌交替转换的神经冲动;CPG 存在于脊髓的腹侧和中部的两侧,之间有神经信号通讯,以脊髓颈膨大和腰膨大处最多;神经环路与其它神经环路关联,最后在 L₂₋₃ 整合。Shepherd^[4]将猫的胸段脊髓横断,然后采用悬吊方式将猫在活动平板上启动“步行”,记录猫后肢的动作以及肌电活动,发现猫可以在活动平板上进行肢体交替式行动,并且记录到规律的肌电活动。提示在脊髓中枢产生了循环发放的神经冲动。这种神经冲动与中间神经元的调控有关。Barbeau 等^[5]发现猫脊髓横断 8 d 后,鞘内注射氯压定(clonidine)可激活主动运动,提示 CPG 的活动与脊髓神经介质的活动有关。步行时屈肌和伸肌自发性交替活动的 CPG 理论是,屈肌兴奋性冲动通过中间神经元抑制伸肌活动,屈肌兴奋完成后伸肌的神经兴奋释放,引起伸肌活动,从而在步行动作启动之后,产生自发性屈肌-伸肌交替兴奋^[2](图 1)。

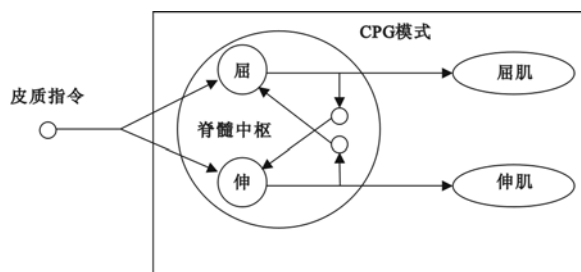


图 1 屈肌-伸肌交替兴奋的 CPG 模式图

三、步行控制的主要因素

脊髓中枢的兴奋释放导致肢体痉挛、僵硬、颤动等,多见于脑卒中、脑外伤和高位脊髓损伤。下行控制的阻断导致肢体无力和麻痹,多见于外周神经损伤和脊髓前角病变。影响步行控制的主要因素包括^[2]:(1)髋关节屈肌的牵伸刺激,这是诱导 CPG 的重要因素。限制猫后肢的后伸动作可显著限制后肢肌电活动,因此屈髋肌挛缩的患者一定要加强牵伸训练。(2)下肢负重的两重性。一方面减重训练是通过减轻身体负重,以促进步行,另一方面要注意负重本身可以促进下肢伸肌群的活动。下肢负重降低不改变肌电的时相,但是降低肌电振幅^[6]。减重的幅度要降低到患者可以启动步行的最小程度。(3)步态的影响。加快步速不显著改变步行的摆动相,但显著缩短支撑相。(4)大脑皮质对步行动作有直接的控制作用。(5)适当下肢负重有利于促进感觉反馈对步行动作的调节作用。

四、神经功能的自然恢复

失神经支配的过程可以部分甚至全部自然恢复。Barbeau 等^[6]发现去皮质的猫可以自发性地恢复运动、避开障碍物、觅食和进行复杂运动的全部技能。因此在减重训练的研究中必须设立对照组,以避免错误的结论。

临床应用进展

一、历史回顾

减重训练的临床应用可以追溯到 1958 年, Margaret 等^[7]出版了专著“康复治疗中的悬吊疗法”。但是由于方法的局限和认识不足,没有得到发展。将减重训练用于神经瘫痪患者的新热潮始于加拿大学者 Visintin 等^[8]1989 年的报道,他们发现痉挛性瘫痪者进行 40% PWS 活动平板训练 6 周后,平衡功能、步行速度和步行耐力均显著高于常规训练组;随访 3 个月时训练组的步行速度和运动恢复得分进一步提高。Pillar 等^[9]报道 24 例研究对象(42~84 岁),包括偏瘫、脊髓损伤和膝下截肢,与 6 名正常人(25~50 岁)相对照。减重系统为固定在天花板的滑轨和悬吊带,减重范围 0~150 kg。采用录像分析系统采集支撑相和摆动相的时相,分析步态的对称性和时速,发现受累肢体的支撑相时间减少,对称性改善,步速增加,过去不能步行者现在

能够步行;治疗师可以集中精力关注受累肢体,促进步态改善。但是这些研究将各类瘫痪的患者混合在一起研究,缺乏合理的对照。

二、减重负荷

Colby 等^[10]研究不同减重负荷(0%、20%、40%)对平板运动(1.34 m/s, 5 min/次)时肌肉活动的影响,发现 40% PWS 时股四头肌肌电降低,但在 20% PWS 时不降低;吸氧量降低分别为 12% 和 6%。Finch 等^[11]观察 0%、30%、50% 和 70% PWS 步态训练的反应,发现 70% PWS 的步态与其它减重条件的步态有别。减重的程度越高(即悬吊的重量越大),单腿和双腿支撑时间越短、最大髋膝摆动角越小,肌电活动越低,步速受到限制。因此需要根据患者的实际情况和训练目标选择恰当的减重程度。国际上普遍采用的减重程度为 $\leq 40\%$ 体重^[10-12]。

三、脑卒中

神经促进技术是脑卒中患者传统的训练方式,其共同目标是:(1)改善肌肉收缩力;(2)增加功能稳定性;(3)促进运动模式的再学习;(4)促进对多方向外力的反应能力;(5)增加运动神经元募集;(6)增加步态控制能力;(7)增加下肢的承重能力。但是神经促进技术本身并不能直接改善步态。Svendsen^[12]认为新的治疗目标应该是:合理的肌肉激活、和谐的肌肉收缩时相、足够的承重能力和耐力。

PWS 是最有效的脑卒中步态训练技术。Hesse 等^[13]发现 9 例脑卒中后 129 d 仍然不能步行的患者,行常规脑卒中康复治疗 3 周以上步态无显著改善。但经过 25 周减重步态训练,步态功能(满分 5 级)增加 2.2 级, Rivermead 总体运动功能评估增加 3.9 分,腿和躯干功能增加 3.2 分,步态参数也显著改善,而瘫痪下肢的肌肉张力和肌力无显著改变,提示这些患者的步态改善有肌肉张力和肌力之外的因素参与^[14,15]。此外,对 14 例无步行能力的慢性期脑卒中患者的研究发现,PWS 可以使患者步行对称性改善,髋关节摆动相的伸展能力提高、抗重力肌肉的兴奋性增高,股二头肌活动增加,同时非受累侧胫前肌活动降低,需帮助步态训练的治疗师由 2 人减少为 1 人^[16]。如果将 PWS 与功能性电刺激结合,则可以进一步提高脑卒中患者的步态训练效果^[17,18]。Visintin 等^[19]对 50 例脑卒中患者采用 40% PWS 平板步态训练,另 50 例进行非减重行走训练。6 周训练后,减重组的平衡功能、运动恢复、步行速度和步行耐力均显著高于常规步态训练组;随访 3 个月时减重组的步行速度和运动恢复得分进一步提高。日本学者 Suzuki 等^[20]报道,34 例男性脑卒中患者发病 3 月后进行 8 周计算机辅助步态训练。在试验前、第 4 周和第 8 周评估快速步行 10 m 的速度、足压力偏离中心点、最大伸膝等速肌力。发现训练 8 周后步速从 40.4 m/min 增加到 76.5 m/min;训练前步速的决定因素是平衡控制(相关程度 45.4%),而第 4 周和第 8 周的决定因素转换为患侧的伸膝肌力;试验前的步速是步态恢复最好的预测因子之一。

传统的拐杖步行和平行杠步行训练的目标是减轻患肢的负重。Hesse 等^[21,22]和 Tyson 等^[23]均报告偏瘫患者使用不同的拐杖、助行器或平行杠训练,对步态无显著有利的影响。相反由于训练需要患者有强大的上肢支撑力量,上身姿势往往错误,而形成新的不正确步态。采用 40% PWS 训练,其步行训练效果优于平行杠训练,因此 PWS 有可能成为最有效的步行训练工具^[24]。

四、脊髓损伤

Dobkin 等^[25]报告 5 例完全性和 4 例不完全性胸脊髓损伤患者,进行 45% ~ 50% PWS 训练,活动平板速度 0.5 ~ 1.0 km/h,发现运动时 EMG 活动与步行动作一致。不完全损伤者启动摆步的能力较强,与步行动作一致,提示肌电活动与牵张反射无关。结果还提示腰脊髓的感觉反馈(肢体负荷和本体感受)可以造成节律性的 EMG 活动(即使没有皮质脊髓束的参与)。因此认为交互步态促进下肢感觉反馈,通过 CPG 机制产生节律性屈肌和伸肌的电活动。感觉反馈、活动平板速度、关节负荷和髋关节位置均可改变肌电的振幅和时间,因此 PWS 活动平板训练是完全和不完全性脊髓损伤康复有效的针对性训练方法。这一发现提示 CPG 在人类可能存在,并有可能是脊髓损伤患者康复治疗的重要基础。但是研究的例数过少。Wernig 等^[26]报告,8 例不完全性脊髓损伤患者(其中 5 例肢体运动功能完全丧失,但保留部分感觉)在损伤 5 ~ 20 个月开始进行 PWS 训练,时间 1.5 ~ 7 个月(每周 5 d, 30 ~ 60 min/d, 减重 0% ~ 40%),疗程结束时步行距离达到 200 ~ 410 m,步行速度从 0 ~ 10 m/min 增加到 14 ~ 23 m/min。更重要的是,尽管患者安静时仍然缺乏下肢的抗重力运动能力,但仍然可以步行 100 ~ 200 m。1 例障碍较轻者恢复了独立步行能力。1 例患者曾经过 7 年平行杠训练无效,但本次训练后可以扶拐步行 40 m。Protas 等^[27]最近报告 3 例不完全性胸髓损伤患者,训练为 40% PWS 平板运动,20 min/次,5 次/周,共计 12 周,患者的步行速度和耐力显著提高,而能量消耗显著降低。其它报道也支持 PWS 训练对于脊髓损伤步行能力的效果优于传统方法的结论^[5,28,29]。

五、骨关节疾病

Mangione 等^[30]研究 4 例男性和 23 例女性骨关节炎患者,平均年龄 68 岁,病史超过 12 年,采用活动平板训练,减重 0%、20% 或 40%。研究发现减重 20% 和 40% 时运动时间延长,但对减轻疼痛无作用。Hesse 等^[31]研究 19 例髋关节置换术后患者,在 15% 减重的条件下进行步态评估,发现患者在活动平板运动和持拐步行时,步频降低,步幅加大,手术侧髋关节外展能力提高,步行对称性改善。

需要说明的是,减重训练介绍到国内后^[32]只有少数研究报道^[33]。国际上的研究尚没有达到循证医学水平的论证,目前已经开始有负面的报道^[34]。美国 6 所大型康复机构(University of California at Los Angeles, Los Angeles, CA; Rancho Los Amigos Medical Center, Downey, CA; Shepherd Rehabilitation Center, Atlanta, GA; Ohio State University, Columbus, OH; Thomas Jefferson University 和 Magee Rehabilitation Hospital, Philadelphia, PA)和加拿大 2 所大学(McGill University, Montreal, Quebec; University of Ottawa, Ottawa, Ontario)正在进行大规模随机化多中心研究,预计 2005 年完成(个人通讯资料)。

参 考 文 献

- 1 Grillner S, Debus R. Control of locomotion in vertebrates: Spinal and supraspinal mechanisms. In: Waxman SG. Advances in neurology, Vol. 47: Functional recovery in neurological disease. New York: Raven Press, 1988. 425-453.
- 2 Grillner S, Ekeberg O, El Manira A, et al. Intrinsic function of a neu-

- ronal network - a vertebrate central pattern generator. *Brain Res Rev*, 1998, 26: 184-197.
- 3 Fukuyama H, Ouchi Y, Matsuzaki S, et al. Brain functional activity during gait in normal subjects: A SPECT study. *Neuro Sci Lett*, 1997, 228: 183-186.
 - 4 Shepherd R, Carr J. Treadmill walking in neurorehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*, 1999, 13: 171-173.
 - 5 Barbeau H, Norman K, Fung J, et al. Does neurorehabilitation play a role in the recovery of walking in neurological populations? *Ann N Y Acad Sci*, 1998, 860: 377-392.
 - 6 Barbeau H, Rossignol S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Res*, 1987, 412: 84-95.
 - 7 Margaret H, Margaret HSR. Suspension therapy in rehabilitation. Baltimore: Williams and Wilkins, 1958. 89.
 - 8 Visintin M, Barbeau H. The effect of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *Can J Neurol Sci*, 1989, 16: 315-325.
 - 9 Pillar T. Walking reeducation with partial relief of body weight in rehabilitation of patients with locomotor disabilities. *J Rehabil Res Dev*, 1991, 28: 47-52.
 - 10 Colby SM, Kirkendall DT, Bruzga RF. Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation. *Gait Posture*, 1999, 10: 200-205.
 - 11 Finch L, Barbeau H, Arseneault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. *Phys Ther*, 1991, 71: 842-845.
 - 12 Svendsen B. Treatment of the hemiplegic patient: new strategies for gait training. *Physical Therapy Products*, 1996, March: 32-34.
 - 13 Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, et al. Restoration of gait in nonambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body-weight support. *Arch Phys Med Rehabil*, 1994, 75: 1087-1093.
 - 14 Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke*, 1995, 26: 976-981.
 - 15 Hesse S, Helm B, Krajnik J, et al. Treadmill training with partial body weight support: Influence of body weight release on the gait of hemiparetic patients. *J Neuro Rehab*, 1997, 11: 15-20.
 - 16 Hesse S, Uhlenbrock D, Sarkodie-Gyan T. Gait pattern of severely disabled hemiparetic subjects on a new controlled gait trainer as compared to assisted treadmill walking with partial body weight support. *Clin Rehabil*, 1999, 13: 401-410.
 - 17 Hesse S, Malezi M, Schaffrin A, et al. Restoration of gait by combined treadmill training and multichannel electrical stimulation in non-ambulatory hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med*, 1995, 27: 199-204.
 - 18 Field-Fote, EC. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82: 818-824.
 - 19 Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 1998, 29: 1122-1128.
 - 20 Suzuki K, Imada G, Iwaya T, et al. Determinants and predictors of the maximum walking speed during computer-assisted gait training in hemiparetic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80: 179-182.
 - 21 Hesse S, Jahnke MT, Schaffrin A, et al. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1998, 109: 515-522.
 - 22 Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80: 421-427.
 - 23 Tyson SF. The support taken through walking aids during hemiplegic gait. *Clin Rehabil*, 1998, 12: 395-401.
 - 24 Visintin M, Barbeau H. The effects of parallel bars, body weight support and speed on the modulation of the locomotor pattern of spastic paretic gait. A preliminary communication. *Paraplegia*, 1994, 32: 540-553.
 - 25 Dobkin B, Harkema S, Requejo P, et al. Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *J Neuro Rehab*, 1995, 9: 183-190.
 - 26 Wernig A, Miller S. Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia*, 1992, 30: 229-238.
 - 27 Protas EJ, Holmes SA, Sherwood AM, et al. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82: 825-831.
 - 28 Gardner MB, Holden MK, Leikaukas 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*, 1998, 78: 361-374.
 - 29 Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, et al. Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol*, 1997, 77: 797-811.
 - 30 Mangione KK, Axen K, Haas F. Mechanical unweighting effects on treadmill exercise and pain in elderly people with osteoarthritis of the knee. *Phys Ther*, 1996, 76: 387-394.
 - 31 Hesse S, Sonntag D, Bardeleben A, et al. The gait of patients with full weightbearing capacity after hip prosthesis implantation on the treadmill with partial body weight support, during assisted walking and without crutches. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1999, 137: 265-272.
 - 32 励建安. 中枢神经疾病的运动与康复治疗进展. 引进国外医药技术与设备, 2000, 6: 17-20.
 - 33 王彤. 减重平板训练对瘫痪后步行障碍患者的影响. 中华物理医学与康复医学杂志, 2002, 24: 98-99.
 - 34 Tveit M, Karrholm J. Low effectiveness of prescribed partial weight bearing. *J Rehabil Med*, 2001, 33: 42-46.

(收稿日期: 2002-08-16)

(本文编辑: 郭铁成)