

脊髓损伤患者的下肢功能重建——矫形器、功能性电刺激和外科手术

高峰^{1,2}, 杜良杰^{1,2}综述, 李建军^{1,2}审校

[摘要] 脊髓损伤患者下肢的移动功能障碍是制约其实现社会参与的重要因素。常规康复训练、矫形器、功能性电刺激,以及几种方法的结合,仍是目前广泛应用的康复手段。此外,自体神经、肌腱移位手术也成为研究探讨的领域。在临床实际工作中,应根据患者自身状况,选择合适的康复手段最大限度地恢复患者的下肢功能,提高其生命质量。

[关键词] 脊髓损伤;下肢功能重建;步行;下肢矫形器;功能性电刺激;下肢功能重建手术;综述

Function Reconstruction of Lower Extremities of Patients with Spinal Cord Injury: Orthosis, Functional Electrical Stimulation and Surgical Treatment (review) GAO Feng, DU Liang-jie, LI Jian-jun. Capital Medical University School of Rehabilitation Medicine, Beijing Charity Hospital, China Rehabilitation Research Center, Beijing 100068, China

Abstract: Patients with spinal cord injury (SCI) required higher level of quality of life (QOL), in fact, the disorder of lower limbs motion is the major factor which restricted the independence of social involvement. Routine rehabilitation training, lower extremity orthosis, functional electrical stimulation (FES) and the combined application of those are still the widely used approaches. Meanwhile, the auto-nerve transferring and auto-tendon operation are also the fields that researchers focus on. In practice, we have to choose proper method individually according to the patients' conditions to restore the lower limbs function, so as to improve the QOL.

Key words: spinal cord injury; reconstruction of lower limbs function; walking; lower extremity orthosis; functional electrical stimulation; operation of function reconstruction of lower limbs; review

[中图分类号] R683.2 [文献标识码] A [文章编号] 1006-9771(2008)08-0724-03

[本文著录格式] 高峰,杜良杰,李建军. 脊髓损伤患者的下肢功能重建——矫形器、功能性电刺激和外科手术[J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(8): 724-726.

脊髓损伤后,对患者影响最大的是运动和排尿功能障碍。尤其是下肢运动功能障碍,直接影响患者的站立、步行、回归家庭和社会的广度与深度,以及对生活的信心和生命质量(quality of life, QOL)^[1,2]。因此,脊髓损伤后下肢功能重建对患者日后的生活具有重要意义。要实现行走功能,患者必须能站立负重,双下肢能交替迈步,并具备一定的心肺系统功能和上肢肌力及耐力,以确保有足够的力量支撑躯干,维持平衡。在目前尚未突破神经再生难题的背景下,下肢矫形器或助行器仍被广泛应用,并不断改进。同时,功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)及其结合应用开发的辅助训练、步行系统,成为研究的热点。另外,神经外科专家们还将目光投向下肢功能重建外科手术。本文是作者对脊髓损伤后应用矫形器、功能性电刺激,以及功能神经外科手术重建下肢功能相关研究进展的综述。

1 常规康复手段

主要是康复训练,如维持与改善关节活动范围、增强肌力、站立、平衡、迈步,以及耐力训练等,使下肢功能得到最大程度的发挥,主要是针对运动功能不完全损伤患者及腰段脊髓损伤患者^[3]。

2 下肢助行器

脊髓损伤患者下肢矫形器主要用于稳定下肢各关节,提供站立与步行时的稳定性,改善下肢运动功能。目前,截瘫行走助行器从操作力源上可分为无动力助行器和动力助行器两类^[4]。

2.1 无动力助行器 即无人体外动力源,使用者利用自身体能

作者单位:1. 首都医科大学康复医学院,北京市 100068;2. 中国康复研究中心北京博爱医院,北京市 100068。作者简介:高峰(1985-),男,江苏南通市人,硕士研究生,主要研究方向:脊髓损伤康复。通讯作者:李建军。

操作的助行器,如助行架、拐杖、髋膝踝足矫形器(hip-knee-ankle-foot orthosis, HKAFO)、膝踝足矫形器(knee-ankle-foot orthosis, KAFO)、沃克博特步行矫形器(Walkabout orthosis, WO)和高级交替迈步式矫形器(advanced reciprocating gait orthosis, ARGO)等。

助行架按其支撑形式可分为手扶式助行架、手撑式助行架、臂撑式助行架、复合支撑助行架 4 类,其支撑部位不一样,承受体重比例也不一样^[5]。拐杖根据支撑部位可分为腋杖、臂杖和手杖。使用助行架和拐杖等要求患者必须具有良好的 ASIA 分级,如低位腰段脊髓损伤或较轻的不完全性脊髓损伤。但研究表明,患足与助行器的碰撞限制了患肢的移动,由于助行器的替代作用,行走时足部受力不均、外侧平衡失稳,增加了行走摔倒的危险性,且不利于纠正步态^[6]。

利用下肢长矫形器(HKAFO、KAFO,即传统矫形器)限定关节活动范围,同时辅以拐杖等器具支撑体重,保持重心移动时身体平稳的方法被广泛应用于截瘫患者的康复训练,能使患者重新获得站立能力,但不能使双下肢主动交替迈步。下腰段脊髓损伤患者在踝足矫形器(ankle-foot orthosis, AFO)帮助下可重建步行功能,提高生活自理能力^[7]。WO、ARGO 是目前功能较好的无动力助行器,而从设计上看,WO 利用钟摆原理,属于无助动型截瘫行走矫形器,进行站立及行走时需双拐;ARGO 是助动型截瘫行走矫形器^[8],主要适用于 T₅~L₂ 损伤的截瘫,使实现实用性步行成为可能。该矫形器的结构特点不仅在步行中有助动功能,而且在坐位与站立位互换时,不需要先用手开关膝关节部的铰链锁即可直接站起或坐下,且因膝关节部支具的弹性装置使得姿势互换时得到助动,省力易行,穿戴也方便,与传统矫形器相比,可更好地改善患者的站立及行走功能,明显降低使用者的能耗,使其能进行有氧活动^[9]。但该矫形器目前价格较昂贵。上述利用使用者自身体能操作的特殊矫形器在国内外得到了大量研究开发。

2.2 动力助行器 即由人体外部动力驱动的助行器。借助下肢矫形器步行需消耗大量体能,约为相同条件下健康人的 5~12 倍,且步态仿生性差。故从 20 世纪 60 年代起,南斯拉夫等国进行了外动力式截瘫步行机械的研究工作,并研制了用气体和液体作动力源的步行装置的样机。由于液体沉重,目前仍在研究和使用的只有气体动力源矫形器。20 世纪 90 年代,清华大学研制成功由电机直接驱动的单自由度双关节步行装置、电驱动双自由度截瘫步行器^[10],并提出利用患者自身肌电活动信息控制释放步态驱动函数控制步行器运动,使人的大脑能通过中枢神经系统直接指挥步行机构运动。由于控制简单,动作自然,仿生性能好,这种外动力式截瘫步行器不仅克服了无动力助行装置使用者耗能大、步态仿生性差等缺点^[11],而且也没有功能性电刺激截瘫步行器的各种禁忌证。但上述这些步行器只适于对患者进行步行康复训练及简单的行走,且造价昂贵,距离真正意义上的步行功能代偿相差还很远。Ohta 等最新研制的一种将直流电动力源驱动器包埋于 ARGO 的髌、膝关节内,产生髌、膝两个关节活动的外部动力源步态矫形器,用于胸段完全性脊髓损伤患者,通过髌、膝关节的驱动器辅助作用,改善患者的步行功能^[12]。

配戴矫形器步行时的生理消耗与损伤水平密切相关。对于高位胸段截瘫患者而言,限制髌关节活动和上肢过度负重将减低能耗。临床医师在开步行辅助具处方时,应充分考虑脊髓损伤的水平^[13]、脊柱的稳定性、心肺系统功能。此外,痉挛、不随意的抽搐和肌肉收缩、疼痛、关节挛缩、上肢肌力弱和精神不振等是影响患者训练效果的不利因素,也是决定患者能否装配步行矫形器的选择条件^[14]。

3 FES

FES 是利用体表或皮下电极对肌肉施加电刺激从而恢复瘫痪患者神经肌肉功能的一种技术,也称为功能性神经肌肉刺激(functional neuromuscular stimulation, FNS)。自 1961 年 Liberson 等^[15]刺激腓骨矫正半瘫患者足下垂,将 FES 引入到重建瘫痪肢体运动功能后, FES 技术被广泛应用于康复工程^[16]。其研究领域包括电极及其使用方式、刺激系统、传感器、肌肉骨骼动态模型、生理学模型以及肢体运动控制方法学等,并取得了许多突破性进展。在微电子学、显微信息加工处理和神经科学蓬勃发展的基础上, FES 系统已成功地将某些患者恢复瘫痪侧手、上肢、躯干、腿及膈肌的功能,并在一定程度上恢复膀胱和直肠的排空功能。但目前 FES 系统的控制主要依赖于一系列手动操作的开关和一些外部传感器,高位截瘫患者在实际使用中还存在不少问题。

FES 助行器是通过电刺激使下肢功能丧失或部分丧失的截瘫患者站立行走的助行器。对下肢麻痹者行 FES,首先是使其站立,其次是重建步行功能。即步行时,把不必要的关节用矫形器固定,以限制关节的运动,降低运动的自由度,提供机械性稳定,减少能量消耗和减低对屈曲回撒反射的倚赖;对必要性最大的肌肉用 FES 控制,可电刺激股直肌收缩使髌关节屈曲,或电刺激股二头肌、半腱半膜肌收缩,使髌关节伸展,此种交互刺激和矫形器结合使用,从能量消耗和疲劳的角度来看是有利的,理论上可以提高步行的实用速度和距离^[17]。

HOS (hybrid orthosis system) 是 FES 与 RGO 的结合应用,曾有报道 1 例 T₇ 完全性脊髓损伤患者使用上述系统和一个两轮的助行器,能够实现家庭和社区行走^[18]。目前研制出的主要有由动力型矫形器和 FNS 组成的混合控制系统^[19],将功

能性电刺激和储能矫形器结合使用的 ESO (energy storage orthosis)^[20],将减重步行与 FES 结合的 DGO (a driven gait orthosis),将 FES 与机电的步态训练器相结合的训练仪^[21],以 FNS 为主要手段的步态仿生训练系统^[22],以及基于 FES 的感觉系统、认知反馈系统和运动增强系统组成的步行再学习系统等。应用这些混合系统,能校正关节力矩,易化或修正整个步行周期中下肢的运动,改善患者的迈步速率、耐力和功能性活动,提高患者的地面步行能力,避免训练时治疗师的经验和体能不足^[23],但其中某些混合系统的功能与步速增加、肌力或痉挛无关^[24]。此外,还有由刺激器、机械装置、控制器及信号采集设备等几部分组成的 FES 脚踏车,通过有序刺激肌肉群进行下肢周期性运动,实现脊髓损伤患者的移动功能^[25]。目前,英国、奥地利和日本等国已有几种比较成熟的 FES 脚踏车,而国内仅在哈尔滨工业大学和台湾地区有少量此类研究^[26]。

Weber 等尝试将微电极放置于脊髓后根神经节感受感觉信息的反馈传入,再将记录的信息传递给腰段脊髓内的微刺激电极,激发下肢运动。但目前存在选择性提取有效信息难及干扰大等问题,故要获得长期的有效稳定刺激是一个挑战^[27]。今后对 FES 的研究主要有表面刺激电极、植入式刺激器、设置刺激器参数(最佳刺激幅度、频率和刺激持续时间^[28])、精确调整刺激强度、肌肉骨骼的动态模型研究^[29]、如何让高位截瘫患者实际使用手动操作开关和外部传感器等,以及应用于其他训练项目,如 FES 辅助的划船^[30]。

FES 无论是对急性损伤患者,还是失神经支配很久的肌肉(2 年以上)和完全丧失肌肉内部特殊组织结构的患者,能够逆转长期脊髓损伤后肌肉组织的变性,恢复肌肉组织的结构、质量和力学特性,改善心血管呼吸系统功能和骨代谢^[31,32],促进肌肉泵活动,预防直立性低血压,维持血压稳定,辅助患者获得更大范围的站立平衡和坐位平衡。因此, FES 对脊髓损伤后恢复步行功能具有巨大的潜在价值^[33,34]。

对下肢瘫痪的脊髓损伤患者,应根据损伤平面决定是否使用 FES。颈髓或上胸段脊髓损伤时,躯干不稳定,要获得稳定的步态较困难。只有下腰段以下水平损伤时,对控制站立、步行的肌肉行电刺激时有反应,因此最适宜应用 FES^[35]。Dutta 等研究发现,不完全性脊髓损伤患者能自主随意控制竖脊肌,通过竖脊肌表面肌电图启动和激发 FES 辅助步行系统,在迈步期假阳性率只有 1%。这种表面肌电图激发介导系统与传统人工手动操作开关相比,协调性更好^[36]。FES 对不完全性脊髓损伤患者意义更大,更易于实现 FES 辅助社区步行的目标^[37]。而对于完全性脊髓损伤患者,最好和长下肢矫形器结合使用,可在一定程度上改善站立行走功能。

4 下肢功能重建手术

对于颈髓损伤患者,通过外科手术重建手功能对于改善患者的日常生活活动能力有重大意义^[38]。有关下肢功能重建手术,国内外报道甚少。常用手术方法有自体神经移植、转位恢复下肢功能^[39]。王岩等对 19 例 T₂~T₈ 完全性脊髓损伤、Frankel A 级患者利用保留血供的尺神经转位与股神经和闭孔神经吻合,重建屈髋、伸膝及髌内收功能,经过后期康复训练,81.3% 的患者可实现行走功能,提高了生活质量,患者对术后效果的满意度达 90%^[40]。对于不完全性脊髓损伤患者,可采用肌腱移位重建关键肌功能。但要充分理解和应用肌肉、肌肉-肌腱复合体的生物力学,如肌纤维长度、力矩和肌腱长度等,选择最佳供体肌^[41,42]。

由于患者病情及目标各异,在术前要对是否适合手术及选择何种手术做出评价^[43]。有研究表明,尽管很多脊髓损伤患者明白重建肢体功能的意义,但他们中的多数人不清楚这种治疗措施或持消极态度^[44],尚需要提高外科重建手术技术及术后康复效果。

综上所述,常规康复训练、下肢矫形器在我国脊髓损伤患者中已广泛应用,而 FES 辅助站立、行走在国内应用较少。随着矫形器和电刺激技术的发展,两者结合应用对于重建脊髓损伤患者下肢功能具有广阔的前景。同时,功能神经外科重建手术也成为神经外科医生的探索领域。康复医生应根据患者的实际损伤情况及功能需要,选择适宜的个性化康复手段,尽可能地重建脊髓损伤患者的下肢功能。

[参考文献]

- [1] 周天健,李建军. 脊柱脊髓损伤的现代康复与治疗[M]. 北京:人民卫生出版社,2006.
- [2] Behrman AL, Harkema SJ. Physical rehabilitation as an agent for recovery after spinal cord injury[J]. Phys Med Rehabil Clin N Am, 2007,18(2):183—202.
- [3] 冉春风. 运动疗法改善胸段脊髓损伤患者双下肢功能 15 例评估[J]. 中国临床康复,2006,10(44):36—37.
- [4] Kirby RL, Tsai HY, Graham MM. Stepping out how to select a walking device[J]. Johns Hopkins Med Lett Health,2005,17(9):6—7.
- [5] 黄海晶,王志彬,金鸿宾. 助行器的演变与发展[J]. 中国矫形外科杂志,2006,14(18):1397—1399.
- [6] Bateni H, Heung E, Zettl J, et al. Can use of walkers or canes impede lateral compensatory stepping movements[J]. Gait Posture, 2004,20(1):74—83.
- [7] 石芝喜,刘四文,欧阳亚涛,等. 踝足矫形器对下腰段脊髓损伤患者日常生活活动及步行能力的影响[J]. 中国康复理论与实践,2007,13(11):1017—1018.
- [8] 武继祥,周贤丽,刘宏亮,等. 新型互动式截瘫行走器在截瘫患者中的应用[J]. 中华物理医学与康复杂志,2003,25(8):480—482.
- [9] Saitoh E, Suzuki T, Sonoda S, et al. Clinical experience with a new hip-knee-ankle-foot orthotic system using a medical single hip joint for paraplegic standing and walking[J]. Am Phys Med Rehabil, 2004,75:198—203.
- [10] 王人成,白彩勤,张济川,等. 电驱动双自由度截瘫步行器的研究[J]. 中国康复医学杂志,1996,11(5):213—216.
- [11] Clinkingbeard JR, Gersten JW, Hoehn D. Energy cost of ambulation in traumatic paraplegia[J]. Am J Phys Med,1964,43:157—165.
- [12] Ohta Y, Yano H, Suzuki R, et al. A two-degree-of-freedom motor-powered gait orthosis for spinal cord injury patients[J]. Proc Inst Mech Eng H,2007,221(6):629—639.
- [13] Kawashima N, Taguchi D, Nakazawa K, et al. Effect of lesion level on the orthotic gait performance in individuals with complete paraplegia[J]. Spinal Cord,2006,44(8):487—494.
- [14] Suzuki T, Sonoda S, Saitoh E, et al. Prediction of gait outcome with the knee-ankle-foot orthosis with medial hip joint in patients with spinal cord injuries: a study using recursive partitioning analysis[J]. Spinal Cord,2007,45(1):57—63.
- [15] Liberson WT, Holmquest HI, Scott D, et al. Functional electrotherapy in stimulation of personal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1961,42:101—107.
- [16] Ragnarsson KT. Functional electrical stimulation after spinal cord injury: current use, therapeutic effects and future directions[J]. Spinal Cord,2008,46(4):255—274.
- [17] Nightingale EJ, Raymond J, Middleton JW, et al. Benefits of FES gait in a spinal cord injured population[J]. Spinal Cord,2007,45(10):646—657.
- [18] To CS, Kirsch RF, Kobetic R, et al. Simulation of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2005,13(2):227—235.
- [19] Obinata G, Fukada S, Matsunaga T, et al. Hybrid control of powered orthosis and functional neuromuscular stimulation for restoring gait[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,2007,1:4879—4882.
- [20] Durfee WK, Rivard A. Design and simulation of a pneumatic, stored-energy, hybrid orthosis for gait restoration[J]. J Biomech Eng,2005,127(6):1014—1019.

- [21] Hesse S, Werner C, Bardeleben A. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: case studies in spinal cord injury[J]. Spinal Cord,2004,42(6):346—352.
- [22] Tabernig CB, Cherniz AS, Escobar SO. BiosStep-assisted walking in spinal cord-injured patients: an evaluation report[J]. Int J Rehabil Res,2007,30(3):249—253.
- [23] Dutta A, Kobetic R, Triolo RJ. Ambulation after incomplete spinal cord injury with electromyogram-triggered functional electrical stimulation[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,2006,1:5408.
- [24] Wirz M, Zemon DH, Rupp R, et al. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial[J]. Arch Phys Med Rehabil,2005,86(4):672—680.
- [25] Faghri PD, Glaser RM, Ficoni SF. Functional electrical stimulation leg cycle ergometer exercise training effects on cardiorespiratory responses of spinal cord injured subjects at rest and during submaximal exercise[J]. Arch Phys Med Rehabil,1992,73(11):1085—1093.
- [26] 姜洪源,廖志伟,魏伟,等. 功能性电刺激脚踏车系统在康复医疗中的研究与应用[J]. 中国临床康复,2006,10(9):153—157.
- [27] Weber DJ, Stein RB, Everaert DG, et al. Limb-state feedback from ensembles of simultaneously recorded dorsal root ganglion neurons[J]. J Neural Eng,2007,4(3):S168—180.
- [28] Kim Y, Schmit BD, Youm Y. Stimulation parameter optimization for functional electrical stimulation assisted gait in human spinal cord injury using response surface methodology[J]. Clin Biomech,2006,21:485—494.
- [29] Bobet J. Can muscle models improve FES-assisted walking after spinal cord injury?[J]. J Electromyogr Kinesiol,1998,8:125—132.
- [30] Newham DJ, Donaldson NN. FES cycling[J]. Acta Neurochir Suppl,2007,97(Pt 1):395—402.
- [31] Kern H, Rossini K, Carraro U, et al. Muscle biopsies show that FES of denervated muscles reverses human muscle degeneration from permanent spinal motoneuron lesion[J]. J Rehabil Res Dev,2005,42(3 Suppl 1):43—53.
- [32] Frotzler A, Coupaud S, Perret C, et al. High-volume FES-cycling partially reverses bone loss in people with chronic spinal cord injury[J]. Bone,2008,43(1):169—176.
- [33] Heilman BP, Kirsch RF. Model-based development of a user control algorithm for postural control via a FES-based standing neuroprosthesis[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,2004,6:4614—4617.
- [34] Chou LW, Binder-Macleod SA. The effects of stimulation frequency and fatigue on the force-intensity relationship for human skeletal muscle[J]. Clin Neurophysiol,2007,118(6):1387—1396.
- [35] 毕胜. 接受下肢功能性电刺激患者的选择[J]. 中国康复医学杂志,2000,15(3):187—188.
- [36] Dutta A, Kobetic R, Triolo RJ. Ambulation after incomplete spinal cord injury with EMG-triggered functional electrical stimulation[J]. IEEE Trans Biomed Eng,2008,55(2):791—794.
- [37] Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation[J]. Spinal Cord,2006,44(6):357—361.
- [38] Meiners T, Abel R, Lindel K, et al. Improvements in activities of daily living following functional hand surgery for treatment of lesions to the cervical spinal cord: self-assessment by patients[J]. Spinal Cord,2003,41(3):204.
- [39] Tadie M, Liu S, Robert R, et al. Partial return of motor function in paralyzed legs after surgical bypass of the lesion site by nerve autografts three years after spinal cord injury[J]. J Neurotrauma, 2002,19(8):909—916.
- [40] 王岩,张国强,张雪松,等. 带血供尺神经转位重建截瘫患者下肢功能[J]. 中国脊柱脊髓杂志,2007,17(4):290—293.
- [41] Fridén J. Reconstructive hand surgery improves hand function in tetraplegia. Basic research and clinical studies paved the way for this development[J]. Lakartidningen,2003,100(24):2133—2139.
- [42] Fridén J. New concepts in reconstruction of arm and hand function in tetraplegia—basic research and clinical application[J]. Handchir Mikrochir Plast Chir,2005,37(4):223—229.
- [43] Welraeds D, Ismail AA, Parent A. Functional reconstruction of the upper extremity in tetraplegia. Application of Möberg's and Alied's procedures[J]. Acta Orthop Belg,2003,69(6):537—545.
- [44] Wagner JP, Curtin CM, Gater DR, et al. Perceptions of people with tetraplegia regarding surgery to improve upper extremity function[J]. J Hand Surg [Am],2007,32(4):483—490.

(收稿日期:2008-05-12)