

往复式截瘫步行器及其在脊髓损伤患者中的应用

唐 丹^{1,2}, 裴国献¹, 刘 浩³, 刘四文³, 杨振辉³, 石芝喜³, 王 俊³

(1 南方医科大学南方医院创伤骨科 510515 广州市; 2 广东省工伤康复中心 510970 广州市;

3 广东省工伤康复中心物理疗法科 510970 广州市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2010.01.18

中图分类号: R683.2, R455 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2010)-01-0075-04

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)是因各种原因引起的脊髓结构、功能的损害,造成损伤平面以下脊髓功能(运动、感觉及反射功能)的障碍,胸腰段的脊髓损伤即截瘫^[1]。由于脊髓损伤后神经功能恢复困难,临床上只有 L1 以下的完全性截瘫经过训练才有获得站立及实用性步行的可能^[2]。因此,长期以来人们对脊髓损伤的预后一直抱有悲观的态度。随着现代生物力学、生物工程学的发展,SCI 患者在应用矫形器方面,特别是步行矫形器(walking orthosis)的应用有了明显进步^[3]。最近几年以 RGO(reciprocating gait orthosis)和 ARGO(advanced reciprocating gait orthosis)为代表的往复式截瘫步行器在临床上取得了较好的效果,并开始引起我国康复界的关注。笔者就往复式截瘫步行器的发展历史、结构特点、应用范围以及对 SCI 患者的作用与训练方法综述如下。

1 往复式截瘫步行器的发展历史

怎样使截瘫患者站起来一直是康复工作的重点、难点之一^[4]。50 多年前有人开始用固定双侧膝踝关节的长腿支具(knee-ankle-foot orthosis, KAFO)帮助截瘫患者行走,但实践证明 KAFO 只适用于损伤平面较低的患者,对 T4~L2 节段脊髓损伤患者无实际意义。之后有人将矫形器向上延伸至腰部,制作了髋膝踝长腿支具(hip-knee-ankle-foot orthosis, HKAFO),截瘫患者可借助它获得站立平衡,但两腿无法交替迈步。1967 年 Motloch^[5]最早研究出通过钢索牵引似的带髋膝踝及躯干的截瘫步行矫形器,但由于重量太重,难以在临床普及使用。1983 年 Douglas 等^[6]开发了一种能帮助患者独立地交替迈步行走的矫形器,即 RGO。RGO 可使患者产生交替的迈步,但因为其本身并不提供助动的功能,因此在使用 RGO 站起、坐下以及行走中需要较多的能量消耗,对患者的心肺功能要求较高。1987 年,英国 Steeper 公司在 RGO 基础上,在膝关节处加以改进并加入助推装置,推出 Steeper 改进型 RGO,称 ARGO^[7]。ARGO 使患者在站起和坐下时大大节省了能量,并大大减

小了患者在站起和坐下时因力量不足而跌倒的风险。1989 年,美国路易斯安那大学(Louisiana State University, 简称为 LSU)医学中心和 Durr-Fillauer 公司共同合作,在 RGO 的基础上,结合电刺激(electrical muscle stimulation)开发出第二代 RGO,即 RGO-II^[8]。在 20 世纪九十年代初,出现了用固体摇杆取代钢索的 IRGO(isocentric reciprocating gait orthosis),此改进减小了机械系统的摩擦力^[9],更便于患者步行。目前,国内应用的往复式截瘫步行器主要为 RGO 和 ARGO,而 RGO-II 和 IRGO 则仅见于国外文献报道。

2 往复式截瘫步行器的结构特点

最早的往复式截瘫步行器 LSU-RGO 是由一对 HKAFO 和一条连接 HKAFO 的硬骨盆带构成。双侧髋铰链仅有屈伸功能,用两条带套管的驱动牵引索相连,矫形器的胸托上缘位于胸骨剑突下。当患者站立位扶双拐或助行器将躯干向前摆时,一侧髋关节后伸,通过牵引索使另一侧髋关节屈曲,向前迈步。

在 ARGO 中,仅有一条驱动锁链连接双侧髋关节来传递力量,通过它的拉紧和压缩,提供身体的稳定并促使交替迈步。有学者^[10,11]选择 6 例损伤平面为 T4~T12 的男性完全性截瘫患者,分别穿戴 ARGO 和未装配连接驱动锁链的 ARGO(A_GO)时站立的平衡与双侧拐杖的用力,结果显示患者在佩戴未装配连接驱动锁链的 A_GO 站立时,拐杖用力的程度明显高于 ARGO。他们认为 ARGO 中连接双侧髋关节的驱动锁链是提供稳定和减少上肢用力的关键。另外,ARGO 的膝关节处安装了气压助力弹簧,可帮助使用者更轻松地从坐位站起。RGO-II 则装有肌肉电刺激,通过同时刺激股四头肌和下肢屈肌使穿戴者站起,并且可通过防倒转的棘齿型闭塞装置提高站立时的安全性和稳定性,而步行时则是通过交互刺激双侧股四头肌与屈肌来实现^[8]。IRGO 在髋关节中心的后面安装了一个固体摇杆来完成和取代 ARGO 中驱动钢索的功能^[12]。

虽然各种往复式截瘫步行器各自的构造有所不同,但他们的步行原理都是利用生物力学及力学的传递原理,从而完成双下肢交替的迈步,往复式截瘫步行器的名称也由此而来。

第一作者简介:男(1966-),副主任医师,在读博士生,研究方向:骨科康复及工伤康复管理

电话:(020)87830128 E-mail:tangdan8@163.com

3 往复式截瘫步行器在脊髓损伤患者康复中的应用

3.1 往复式截瘫步行器在脊髓损伤患者中的应用情况

随着往复式截瘫步行器应用的推广,国内外学者对它的应用情况做了大量研究,其中,往复式截瘫步行器适用的范围以及配戴后的步行情况是人们关注的焦点。

往复式截瘫步行器在国外最早用于儿童。1984 年,美国麻省残疾儿童中心的 Ekus 等^[13]为 1 例 9 岁的先天性腰骶发育不全的女童装配 LSU-RGO,取得了满意效果。到 20 世纪 80 年代中期,往复式截瘫步行器开始逐渐应用于成人^[14]。

脊髓损伤患者主要应用往复式截瘫步行器的辅助站立和行走功能,而能否应用往复式截瘫步行器主要取决于脊柱稳定性、脊髓损伤的水平与程度和患者全身体质情况及心理素质^[11,15]。另外还与患者年龄、训练时间、瘫痪时间、患者意愿以及有无并发症等因素有关^[16,17]。对于脊柱稳定的患者,在全身体质情况和心理素质条件许可的情况下,往复式截瘫步行器是否应用以及应用效果主要取决于脊髓损伤的水平(主要依据运动水平)与程度。Kawashima 等^[15]对 10 例损伤平面为 T5~T12 的外伤性完全性脊髓损伤患者穿戴往复式截瘫步行器的情况进行了研究,测量患者在步行时的心肺反应及三维步态分析参数(VICON 系统),结果显示较高损伤节段的患者步行稳定状态(steady-state)的耗氧量、心率均高于低节段损伤的患者,而上肢拐杖的应力则相反,说明患者应用往复式截瘫步行器步行时的生理学强度主要取决于患者的损伤平面。大多数研究认为,胸腰段损伤患者应用往复式截瘫步行器可取得家庭功能性步行甚至社区功能性步行的效果,但对于各种功能性步行的客观标准均没有明确阐述。Gerritsma-Bleeker 等^[16]对 15 例损伤平面在 T10~L3 脊髓脊膜突出和截瘫儿童应用 RGO 的情况进行了研究,9 例可达家庭功能性步行,4 例可达社区功能性步行水平,2 例患儿步行不具备功能性作用,但 7 例患儿在平均应用 RGO 3 年后因各种原因停止使用。15 例患儿在应用 RGO 期间平均每日应用 RGO 2h,而达到社区功能性步行的患儿平均每日应用 6h,达家庭功能性步行的患儿平均应用 1h,而不具备功能性步行的儿童平均每日应用仅有 0.5h。他提倡将 RGO 应用于下胸段上腰段的截瘫患者,并认为最终的步行水平与患者的意愿、期望以及穿戴 RGO 训练的时间密切相关。Franceschini 等^[17]进行了一项多中心的研究,为平均受伤后 37 周、损伤平面为 T1~T12 的 74 例外伤性脊髓损伤患者装配 RGO 和 ARG0,进行平均 39d 的步行训练,分别在出院前、出院后 6 个月对患者使用步行器的情况进行密切跟踪随访。在 6 个月的随访过程中,有 24 例患者中途放弃使用,其余患者全部可以借助步行器行走,其中 19 例达治疗性步行,31 例达功能性步行(9 例可在社区或户外使用)。虽然坚持穿戴矫形器可以获得较快的步速并且操作简便,但因较多的患者选择放弃,此研究的结论仍认为 RGO 或 ARG0 不能取代轮椅。国内大部分研究资料^[1,3,18,19]显示

RGO 适用于 T6 以下完全性截瘫患者,ARG0 适用于 T4 以下完全性截瘫患者,配戴步行器后均可步行,大部分患者可达功能性步行,小部分患者达治疗性步行。值得关注的是刘四文等^[20]报道 1 例 C6 平面完全性脊髓损伤患者佩戴 RGO 后重建步行功能。王俊等^[21]也报道 3 例损伤平面为 C6、C7 的完全性脊髓损伤患者可借助于 RGO 和步行架达到平地步行。这些报道使颈段完全性脊髓损伤患者应用往复式截瘫步行器有了依据。

近年来,往复式截瘫步行器与其它类型的步行矫形器对比的研究也常见报道。Harvey 等^[22]观察 10 例 T9~T12 的完全性脊髓损伤患者穿戴 IRGO 和 walkabout orthosis(WO)时的步行速度、摄氧量、耗氧量、心率、生理消耗指数(physiological cost index,PCI)等指标,结果显示患者穿戴 WO 时的步行速度要明显慢于穿戴 IRGO 时的步速,而耗氧量和 PCI 却明显高于后者。作者认为患者应用 IRGO 的身体代谢要求明显低于应用 WO。Abe^[23]对比 2 例损伤平面分别为 T9 和 T12、ASIA 评测均为 C 级的不完全脊髓损伤者分别应用 KAFO、WO 和 RGO 三种不同步行器的情况,采取静态平衡、步速和能量消耗为评估参数,结果证明在三个参数方面,RGO 均优于 KAFO,而在步行速度和能量消耗方面 RGO 也优于 WO。尽管该研究只有 2 个病例,但仍显示 RGO 较 WO 和 KAFO 有更好的效果,此结论与早前的研究结果^[10,22]相一致。最近,Leung 等^[24]比较 6 例损伤平面为 T12~L1 的完全性脊髓损伤患者应用 IRGO 与 KAFO 时的情况,结果显示应用 IRGO 步行的患者 PCI 显著低于应用 KAFO 的患者,两者比较有统计学意义。他们提倡在胸腰段脊髓损伤患者中应用往复式截瘫步行器。

3.2 往复式截瘫步行器对脊髓损伤患者的作用

通过往复式截瘫步行器进行站立或步行训练,对脊髓损伤患者全身体质的加强和并发症的预防有重要意义。临床及康复文献^[25-27]报告显示,通过站立或步行训练可预防肌肉萎缩、减轻痉挛、减少骨质疏松及预防关节挛缩、降低压力性溃疡的发生率、改善膀胱功能和排便功能。孙嘉利等^[28]对比 12 例完全性脊髓损伤患者应用 RGO 3 个月前后的膀胱和直肠情况,结果显示应用 RGO 3 个月时患者的膀胱容量和直肠压力均较应用 RGO 前有所增高,而膀胱的残余尿量和膀胱内压较前有所降低,差异有统计学意义。同时,坚持站立或步行训练,可改善下肢血液循环,利于预防位置性低血压和深静脉血栓(DVT),改善和增强心肺功能。也有极少数学者有不同意见,Giannantoni 等^[29]报道脊髓损伤患者穿戴 RGO 步行期间,会加重逼尿肌的反射亢进,使泌尿系统功能更加紊乱。

RGO 还可在个体与社会的层面提高患者的康复水平。Durmaz 等^[30]报道装配 RGO 后患者的日常生活活动能力(activities of daily living,ADL)与生活质量(quality of life,QOL)都有显著进步。国内也研究报道^[1,3,18,31],截瘫患者在使用 RGO 后,其 ADL 能力有所提高,特别是在“活动”项得分(Bathel 指数评定)改善明显。孙嘉利等^[32]观察 16 例

损伤平面为 T4~L1 的完全性脊髓损伤患者应用 RGO 后的 ADL 变化,结果装配 RGO 3 个月后,所有患者 Bathel 指数及功能独立性评测 (functional independence measure, FIM)均较应用前有所提高,且差异具有统计学意义。石芝喜等^[33]的研究也支持这一观点。

应用往复式截瘫步行器进行站立或步行训练,对脊髓损伤患者创伤后心理障碍的克服有积极的作用^[34]。Jaspers 等^[35]的研究结果显示,穿戴 ARGO 对改善患者的心理状态是有益的。

3.3 应用往复式截瘫步行器的康复训练

患者装配步行器前,康复治疗的重点应放在肌力与平衡能力的训练上。Baardman 等^[11]研究证明站立的平衡和稳定性、上肢的功能在 ARGO 步行中的作用至关重要。特别有重要意义的是背阔肌的训练,背阔肌是控制躯干稳定性和平衡的重要因素,也是撑起动作中下压和固定肩胛的重要肌肉,所以必须进行重点训练。此外还需进行血管舒缩功能的训练和肌肉的牵张,以防止突然站立引起的体位性低血压^[19]和维持正常的关节活动范围。

装配往复式截瘫步行器后,应重点进行重心侧向转移及支撑侧伸髋等训练。患者必须学会通过躯干等残存肌的作用,使重心侧向转移及向前移动或通过主动躯干骨盆后伸作用,带动步行器的下肢向前迈步。当熟练杠内行走技巧后,再行平行杠外行走训练,逐渐过渡到绕过障碍物、上下斜坡以及室外的步行训练。

心理治疗应贯穿于患者的整个训练过程,患者是否有行走及自立的积极愿望,能否接受步行器的外观等,会影响往复式截瘫步行器的应用效果^[18]。缺乏积极的心态及动力是应用 RGO 失败的主要原因之一^[36]。

4 参考文献

- 关骅.步行矫形器在脊髓损伤康复中的应用[J].中国脊柱脊髓杂志,1998,8(6):341-343.
- 张光铂.我国脊柱脊髓损伤基础研究、临床、康复的现状与展望[J].中国康复医学杂志,2002,17(4):201-202.
- 唐丹,刘四文,刘海兵,等.不同步行矫形器在下胸段脊髓损伤中的应用探讨[J].中国康复医学杂志,2004,19(8):572-574.
- 吴发军,胡永善,吴毅.脊髓损伤康复治疗进展[J].中国康复医学杂志,2001,16(6):377-379.
- Motloch W. Principles of orthotic management for child and adult paraplegia and clinical experience with the isocentric RGO [C]. Proceedings of the 7th World Congress of the International Society for Prosthetics and Orthotics. Chicago:1992.28.
- Douglas R, Larson PF, D'Ambrosia R, et al. The LSU reciprocation-gait orthosis[J]. Orthopedics, 1983, 6(7):834-839.
- Lissens MA, Peeraer L, Tirez B, et al. Advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in paraplegic patients[J]. Eur J Phys Med Rehab, 1993, 3:147.
- Solomonow M, Baratta R, Hirokawa S, et al. The RGO generation II: muscle stimulation powered orthosis as a practical walking system for thoracic paraplegics [J]. Orthopedics, 1989, 12(10):1309-1315.
- Rasmussen AA, Smith KM, Damiano DL. Biomechanical evaluation of the combination of bilateral stance-control knee-ankle-foot orthoses and a reciprocating gait orthosis in an adult with a spinal cord injury [J]. J Prosthetics Orthotics, 2007, 19(2):42-47.
- IJzerman MJ, Baardman G, Hermens HJ, et al. The influence of the reciprocal cable linkage in the advanced reciprocating gait orthosis on paraplegic gait performance[J]. Prosthet Orthot Int, 1997, 21(1):52-61.
- Baardman G, IJzerman MJ, Hermens HJ, et al. The influence of the reciprocal hip joint link in the Advanced Reciprocating Gait Orthosis on standing performance in paraplegia [J]. Prosthet Orthot Int, 1997, 21(3):210-221.
- Dall P, Granat MH. The function of the reciprocal link in paraplegic orthotic gait [J]. J Prosthetics Orthotics, 2001, 13(1):10-13.
- Ekus L, Kruger L, Ferguson N, et al. A reciprocation prosthesis for a patient with sacral agenesis [J]. Inter-Clinic Information Bulletin, 1984, 19(4):76-78.
- Hirokawa S, Grimm M, Thanh L, et al. Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation of the thigh muscles [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1990, 71(9):687-694.
- 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.
- Gerritsma-Bleeker CL, Heeg M, Vos-Niel H. Ambulation with the reciprocating-gait orthosis: experience in 15 children with myelomeningocele or paraplegia [J]. Acta Orthop Scand, 1997, 68(5):470-473.
- Franceschini M, Baratta S, Zampolini M, et al. Reciprocating gait orthoses: a multicenter study of their use by spinal cord injured patients[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1997, 78(6):582-586.
- 梁红英, 侯树勋, 陆耘. 应用往复式截瘫步行器重建完全性截瘫病人的步行功能[J]. 中华创伤骨科杂志, 2004, 6(3):319-322.
- 侯树勋, 陆云, 侯惠芳. 往复式截瘫步行器在截瘫病人中的应用[J]. 中国脊柱脊髓杂志, 1999, 9(5):282-284.
- 刘四文, 杨毅, 欧阳亚涛, 等. 颈 6 A 型脊髓损伤患者恢复步行能力 1 例[J]. 中国康复理论与实践, 2004, 10(12):794.
- 王俊, 杨振辉, 刘四文, 等. C6-T6 脊髓损伤患者应用往复式步行矫形器的疗效分析 [J]. 中国康复医学杂志, 2008, 23(2):126-129.
- Harvey LA, Davis GM, Smith MB, et al. Energy expenditure during gait using the walkabout and isocentric reciprocal gait orthoses in persons with paraplegia [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79(8):945-949.
- Abe K. Comparison of static balance, walking velocity, and en-

- ergy consumption with knee-ankle-foot orthosis, walkabout orthosis, and reciprocating gait orthosis in thoracic-level paraplegic patients[J]. J Prosthet Orthot, 2006, 18(3): 87-91.
24. Leung AK, Wong AF, Wong EC, et al. The physiological cost index of walking with an isocentric reciprocating gait orthosis among patients with T(12)-L(1) spinal cord injury[J]. Prosthet Orthot Int, 2009, 33(1): 61-68.
25. Kunkel CF, Scremin AM, Eisenberg B, et al. Effects of "standing" on spasticity, contracture and osteoporosis in paralyzed man[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1993, 74(1): 73-78.
26. Messenger N, Rithalia SV, Bowker P, et al. Effects of ambulation on the blood flow in paralyzed limbs [J]. J Biomed Eng, 1989, 11(3): 249-252.
27. Ogilvie C, Bowker P, Rowley DI. The physiological benefits of paralegic orthotically aided walking [J]. Paraplegia, 1993, 31(2): 111-115.
28. 孙嘉利, 钟世镇, 欧阳亚涛, 等. 重心移动式步行矫形器对截瘫患者膀胱和肠道功能的影响[J]. 南方医科大学学报, 2008, 28(6): 1019-1021.
29. Giannantoni A, Di Stasi SM, Scivoletto G, et al. Urodynamics in spinal cord injured patients walking with reciprocating gait orthosis[J]. J Urol, 2000, 164(1): 115-117.
30. Durmaz B, Sahin Y. The effects of ARGO on quality of life in patients with spinal cord injury [C]. The 8th World Congress of the International Rehabilitation Medicine Association; P-3-01-05
31. 杨俊玲, 魏毅, 张建国, 等. 下肢矫形器对脊髓损伤患者日常生活活动能力和步行能力恢复的辅助作用 [J]. 中国临床康复, 2005, 9(42): 68-69.
32. 孙嘉利, 欧阳亚涛, 唐丹, 等. 截瘫步行器对截瘫患者日常生活活动能力的影响 [J]. 中国康复医学杂志, 2007, 22(7): 609-611.
33. 石芝喜, 唐丹, 欧阳庆军, 等. 往复式步行矫形器对改善脊髓损伤患者步行能力及日常生活活动能力的作用[J]. 中国康复理论与实践, 2009, 15(2): 117-119.
34. Nene AV, Hermens HJ, Zilvold G. Paralegic locomotion: a review[J]. Spine Cord, 1996, 34(9): 507-524.
35. Jaspers P, Peeraer L, Van Petegem W, et al. The use of an advanced reciprocating gait orthosis by paraplegic individuals: a follow-up study[J]. Spinal Cord, 1997, 35(9): 585-589.
36. Solomonow M, Aguilar E, Reisin E, et al. Reciprocating gait orthosis powered with electrical muscle stimulation (RGO II). Part I: performance evaluation of 70 paraplegic patients [J]. Orthopedics, 1997, 20(4): 315-324.

(收稿日期: 2009-05-14 修回日期: 2009-06-23)

(本文编辑 李伟霞)

消息

2010北京国际脊柱外科高峰论坛暨脊柱微创学习班通知

由解放军总医院骨科专科医院、解放军骨科专业委员会、中国医师协会骨科分会、《中华外科杂志》、《中国脊柱脊髓杂志》、《Spine 中文版》共同主办的“2010 北京国际脊柱外科高峰论坛暨脊柱微创学习班”, 定于 2010 年 4 月 23~25 日在北京解放军总医院召开。

此次论坛仍然传承以往办会宗旨, 主要就目前国内外脊柱外科出现的新技术和有争议的、疑难的问题, 组织国内、外脊柱外科同行进行学术讨论。论坛以专家授课和病例讨论为主要形式, 不进行广泛的征稿。主要请国内、外著名专家对目前脊柱外科出现的最新技术及存在的争议问题进行授课和评述。为切实提高论坛的学术交流质量, 会议的重点形式是进行广泛的病例讨论, 使与会者都能够参与问题的讨论之中, 更加深入地理解目前脊柱外科出现的新技术、重点问题及发展趋势, 更加深入地探讨如何切实提高脊柱外科的治疗效果。

《Euro Spine Journal》主编 Gansberg 教授将带领部分编委参加此次论坛, 进一步加强与国内专家的深入交流。同时, 在会议期间, 召开《Spine 中文版》杂志编委会, 总结 2 年来杂志的出版工作, 讨论如何进一步提高《Spine 中文版》的编辑质量和扩大其影响, 为国内脊柱外科同行了解国外脊柱外科的进展提供一个良好的平台。学习班将邀请国内知名专家授课, 并进行手术演示。

会议主要内容: (1) 脊柱畸形的手术治疗; (2) 脊柱脊髓损伤的治疗; (3) 脊柱退行性变; (4) 脊柱肿瘤; (5) 脊柱非融合技术的探讨。

报到地点: 众晶鑫酒店大堂(解放军总医院东北角, 地铁五棵松站东 200 米); 报到时间: 2010 年 4 月 23 日全天; 论坛地点: 解放军总医院外科大楼学术报告厅(17 层); 联系人: 张雪松(13910143387); 李海燕(18910692527, 13910580966)。

我们真诚地邀请并期待您的到来!