

下肢矫形器装配前的康复评估及治疗

朱毅¹, 朱黎婷¹, 李忠汗¹, 朱琳², 徐丹³, 金宏柱¹, 谢斌¹, 黄文娟¹

【关键词】 下肢; 矫形器装配; 康复评估; 康复治疗

【中图分类号】 R49; R493 【DOI】 10.3870/zgkf.2012.01.022

1 临床检查和功能障碍的评定

1.1 矫形器穿戴前后步行功能检查 ①步行能力评定:采用功能性步行分级(imctionalAm-bulationCategory, FAC)评定,0级,不能站立和行走;1级,室内辅助下步行<10 m;2级,室内在他人监护下步行20 m;3级,室内独立步行>50 m,并可独立上下高18 cm的台阶>2次;4级,持续步行>100 m,可以跨越20 cm高的障碍物和上下1层16 cm高、25 cm宽阶梯;5级,室外持续独立步行,步行>200 m,可以独立上下阶梯(高16 cm、宽25 cm),步行速度>20 m/min,于治疗前及治疗6周后进行,评定时不穿戴矫形器。②最大步行速度测定:于一定长度的平坦地面上测量患者步行速度,患者以最大速度从起点走向终点用计数器和跑表记录中间10 m的步数和步行时间,连续测量3次,取时间最短的1次作为测定值。根据测定的步速和时间求步行周期中的参数,最大步行速度(m/min)=10 m/min;步长(cm)=1000cm/步数;步频(次/min)=步数/min。

1.2 步态分析系统 ①三维步态分析系统:步态分析系统分为二维和三维,Davis等^[1]比较二维和三维步态分析系统的差异,认为两者在髋及膝关节的关节角度测量方面一致性较好,因为在正常步态中这两个关节几乎均在同一平面运动,而对于踝关节的运动,三维步态分析系统有更好的灵敏性,因为踝关节的运动常常超出矢状面7~10°,因此三维步态分析系统有可能发展成为一种评估步态的金标准^[2],使用三维步态分析系统更能全面反映儿麻患者使用矫形器前后的变化。②步态轨迹跟踪运动控制:常用典型的控制方法有前馈补偿反馈控制、基于模型的算力矩控制、滑模控制、自适应控制以及与智能控制相结合的控制方法。算力矩控制方法是一种基于系统模型的实时动力学补偿的控制方法,比前馈补偿线性反馈控制方法对非线性的补偿更好^[3];滑模控制采用开关估计的参考模型,模型参数上下界不好确定,滑动模式的存在不好保证,且开关形式的滑模控制容易在负载变化情况下发生抖动^[4]。在模型参数准确的情况下,自适应控制与算力矩控制方法控制效果基本一致。在模型参数存在误差情况下,自适应控制优于计

算力矩控制。但自适应控制采用辨识估计的参考模型,需进行参数辨识,控制比算力矩控制复杂,计算量大。

1.3 步态分析方法 ①观察分析:正常步态——步行运动是一个周期性运动,步行过程中双脚与地面交替接触和分离,且脚与地面接触是一个滚动接触过程;从双腿分析步行运动,一个完整的步态周期,包括单足支撑相(single support phase, SSP)和双足支撑相(double support phase, DSP)2个阶段,期间,一条腿接触地面承担身体体重,另一条腿处于摆动期;为双足着地,由双腿支撑身体重量,包括前足着地双足支撑和后足支撑2个时期,分别对应图1中的第一个DSP和第二个DSP;在步行周期中,SSP占80%~90%,在DSP期间,双脚都接触地面,整个阶段占完整步态周期10%~20%^[5,6]。从单腿分析,完整的步态周期分为支撑相(stance phase, STP)和摆动相(swing phase, SWP)。支撑相包括2个DSP和一个SSP。STP期间,支撑腿的膝关节并不是始终保持完全伸展,而会有一个小角度范围的屈伸运动,其作用是减免脚与地面的碰撞,平滑支撑腿过渡,约占完整步态周期的60%,其中DSP占20%,SSP占40%;SWP期间,摆动腿与地面分离,其占步态周期的40%^[7]。异常病理步态——中枢神经受损所致的偏瘫步态是指患者在行走时,由于膝关节屈曲充分,患侧产生提髌,下肢外旋、外展“划圈”,同时并发足内翻、跖屈,使患侧下肢不能正常负重,这种状况持续下去,使下肢伸肌痉挛进一步加重,走路时费时、费力且不易保持平衡。偏瘫步态按其步态模式分为提髌型、瘸拐型、划圈型、膝过伸并髌后突型。造成偏瘫步态的原因主要是患者早期卧位或坐位时,忽视患肢的正确体位,加之缺乏早期康复训练,使患侧下肢伸肌痉挛模式加重;患侧下肢伸肌痉挛模式占优势后,膝关节分离的屈伸活动则很困难,这种状况的持续存在,造成屈膝肌群及胫前肌群失用性萎缩;患者迈步时为了屈膝,过度抬高患腿,屈膝的同时造成腓肠肌痉挛,足内翻^[8]。小脑损害或疾患所致异常步态是行走时步宽加大,步幅长短不一,速度快慢不等,呈“鸭子”状或蹒跚状^[9]。基底神经核疾患(如帕金森病)所致异常步态是行走时,躯干前倾,双上肢缺乏摆动,步幅短小,越走越快,呈前冲或慌张步^[10-12]。疼痛步态是各种原因导致患肢承重能力显著下降,STP中期时间显著缩短,健侧步长缩短,DSP延长,上身摆动幅度增大,一般偏向健侧。脊柱疾患所致异常步态有直腰步态(脊柱结核、肿瘤等),为避免脊柱振动,压迫神经,引起疼痛,常挺直腰板,小步慢走,步幅均等;腰侧弯步态(腰椎间盘突出)因神经受压,导致一侧腿痛,行走时为减轻疼痛,躯干向健侧倾斜,脊柱侧弯,

收稿日期:2011-08-21

作者单位:1.南京中医药大学第二临床医学院,南京 210046;2.新疆医科大学一附院康复医学科,新疆 830054;3.上海长征医院南京分院,上海 210000;

作者简介:朱毅(1981-),男,博士在读,主管技师,讲师,主要从事物理治疗及康复功能评价方面的研究。

通讯作者:金宏柱,博士生导师,教授。

足跟着地后,患腿站立相缩短。②定量分析:运动学分析(kinematic analysis)——需要对步行和其它运动时数 10 个关节标记体不断进行数据采集,频率 >60 次/min,并对关节和躯体阶段性运动轨迹进行分析和三维重建。步态分析实验室的全部设备可以装在一个大手提箱内,使得步态分析的现场检测成为现实^[2]。动力学检测——动力学分析(kinetic analysis)系统的主要设备是三维测力板(Kistler, AMTI)由对称力板、角的传感器组成,可以实时反映步行时垂直、水平和侧向作用力(moment)与运动学数据结合可以求出运动功量(power),另外还可以通过足底压力垫(Tekscan, Rsscan, Novel)的方式进行步行时足底压力分布轨迹的测定、数据可以实时处理和显示,并以数据、轨迹和图形的方式表达。时间-空间参数分析(time spatial analysis)——包括步长、步长时间、步幅、平均步幅时间、步速、步频、步宽及足偏角等。目前较便捷的方法是使用装有 10 万个压力感受器的电子步态垫(Gait-rite, Gait Mat),患者走过之后就可以立即把上述数据以图形和数据的方式显示和打印。设备可以手提携带,是临床步态分析十分实用的工具。动态肌电图分析——用于检测步行时肌肉活动与步态的关系,表浅肌肉一般采用表面电极,置放于与相临肌肉距离最远并且接近肌腹的部位,深部肌肉可以采用植入式线电极,由于神经疾病患者步态分析的发展,临床对于明确步行障碍关键肌肉的需求日益提高,动态肌电图的价值越来越突出。

1.4 下肢矫形器配戴前后步态分析 ①膝踝足矫形器(KAFO):配戴前膝不稳组在不使用矫形器时步长、步幅、步频均减少;患肢膝关节在 STP 最大伸展角度小于同种状态下的健肢和健康组;配戴后时空参数分析显示,膝不稳组在使用 KAFO 和不使用矫形器时的患肢 SWP 时间大于同种状态下的健肢和健康组;下肢关节角度参数显示,膝不稳组在使用 KAFO 时患肢膝关节在 STP 和 SWP 的最大屈曲角度小于健肢、健康组。②踝足矫形器(AFO):配戴前膝不稳组在不使用矫形器时步长、步幅、步频均减少;踝关节在 STP 和 SWP 的最大伸展角度大于其它两种状态下的患肢,同种状态下的健肢和健康组;配戴后时空参数分析显示,膝不稳组在使用 AFO 时的患肢 SWP 时间较健肢和健康组无差异,下肢关节角度参数显示,使用 AFO 时的患肢,踝关节在 STP 和 SWP 的最大伸展角度也小于健肢和健康组。③其他:免负荷矫形器——主要作用是减少下肢承重,维持或矫正骨与关节的对线,常用于促进骨折愈合。有髌韧带承重式免负荷矫形器和坐骨承重式免负荷矫形器之分^[11]。一般位于胫骨中段以下、踝关节及足部的骨折选择髌韧带承重式;胫骨中段以上、膝和股骨部位的骨折选择坐骨结节承重式膝踝足矫形器^[12];对某些胫骨手术治疗后再骨折或延迟愈合的病例也可以穿戴髌韧带承重式踝足矫形器,患足不承重,而利用髌韧带承重,达到不需要借助拐杖即可行走的目的^[13],在适当压力作用下可促进骨折愈合,而长期石膏固定可造成广泛骨质疏松;股骨头病变或股骨头坏死的患者可以穿戴坐骨结节承重式膝踝足矫形器,残肢完全免荷,对股骨头血运重建过程起到了保护作用^[14]。步行矫形器——从穿戴矫形器后患者的稳定性看,德国 Walkabout 等截瘫步行器因机械转动中心(即矫形器的机械髋关节转动中心)相对于生理髋关节

的转动中心低,大腿内侧摆动装置与双腿的 KAFO 紧连在一起,所以使下肢冠状而稳定性相对提高,但因缺乏下躯干及骨盆固定装置故矢状而平衡较差。可恢复患者治疗性步行能力。美国 RGO 由一对髋关节、2 个与髋关节连接的钢索以及与之相连接的上部躯干部分和下肢矫形器部分组成,相对于 Walkabout,不管在冠状而还是矢状均可作为下胸段脊髓损伤患者步行提供理想的稳定性。

2 功能障碍的评定

2.1 步行能力评定 包含主要内容是从步行速度(10 m 最大步行速度)和步行效率(步行中的能量消耗)两方面来评价研究对象的步行能力^[15,16]。步行速度作为步行能力的综合评价指标在临床和实验室评测中其信度、效度和敏感性已得到证实^[17]。同等距离同等速度下步行能量消耗越多实用性越差,能量消耗越少实用性越强^[18]。

2.2 测量方法 有直接测定法、同位素测定法、测验调查法和工时分析法^[19,20],后面二种是间接测定法。同位素测定法较为复杂和昂贵,药物不易获得,但有研究显示直接测量与同位素测定法无区别。衡量步行效率的指标有 PCI 和氧价等,是一种直接测量法。康复的目标是让患者在快速、有效、安全又不感到疲劳的节能方式行走,实现理想运动频率下能量应用效率最高的运动状态^[21]。因此在研究的步行速度和步行效率均是在尽量保持在自由行走时的步行速度,通过主观体力感觉等级来控制,通常在测试前先让患者试走 1~2 次,以消除紧张情绪。

2.3 鉴定异常步态 步态分析可以精确确定步态异常的规律、运动障碍的关键关节和肌肉、步行障碍与躯干和上肢活动的关系、步行辅助具和步行方式对步行效率和安全性的价值等,从而为临床诊断和治疗方案的确定提供科学依据。

2.4 评定效果 应用 AFO 前和应用 AFO 训练 6 周后分别检查患者的限时步行能力。脊髓损伤运动功能评分采用美国脊髓损伤协会(ASIA)标准,满分 100 分,分别检查双侧屈肘肌、伸腕肌、伸肘肌、中指指深屈肌、小指展肌、屈髋肌、伸膝肌、踝背伸肌、拇长伸肌及小腿三头肌共 10 组肌群肌力,结果按徒手肌力检查标准进行综合;脑损伤运动功能评分采用简式 Fugl-Meyer 评定法^[22],满分 100 分,其中上肢 66 分、下肢 33 分。对患者步行能力的评定采用限时步行功能检查法,分别评定患者 6 min 内步行距离及步行 10 m 所需时间。

2.5 评定量表 ①用于评定运动功能状况的量表有:Brunnstrom 测评法,适用于偏瘫痉挛期患者^[22];上田敏测评法;Fugl-Meyer 评分法(Fugl-Meyer assessment, FMA);运动功能评定量表(the motor assessment scale, MAS),主要针对患者的综合运动能力和肌张力进行测评;SIAS 测评法,既可测评患侧、也可测评健侧肌力;神经功能评定量表,国际上采用爱丁堡斯堪的那维亚评分、美国国立卫生研究所卒中评分、欧洲脑卒中评分以及加拿大神经功能评分量表。②中枢神经损伤性运动障碍实际的综合运动功能评定常用的方法有:Barthel 指数和 Rivermead 运动指数;功能独立性评定(functional independence measure, FIM);功能综合评定量表(functional comprehensive assessment, FCA)。③步行能力的评定量表有 Holdden 步

行功能量分级^[23]。④粗大运动功能测试量表(gross motor function measure, GMFM):是脑瘫患儿粗大功能运动改变的测量工具,属于标准对照发展性量表,能有效反应脑瘫儿童运动功能改变,是目前使用最广泛的量表。⑤平衡能力评定:包括功能性前伸试验、Lindmark 站立平衡功能评定、Fugl-Meyer 量表(Berg balance scale, BBS)^[24]、Berg 平衡量表^[25]、脑卒中姿势评估量表等。虽然 Fugl-Meyer 量表可对脑卒中患者的运动、感觉、平衡、关节活动和疼痛 5 个方面作出评价,但对姿势控制的评定主要侧重于坐位和站立位,不适用于早期和卧床期患者;Berg 平衡量表主要评定受试者站立位的平衡功能。脑卒中患者姿势评定量表(postural assessment scale for stroke patient, PASS)^[26]可评定患者在不同体位下卧位、坐位及站立位的平衡。

3 康复治疗

3.1 单纯康复治疗 手法疗法是患者首先考虑的治疗方法,占很大比重。骨科患者常循序渐进地松动或被动活动关节以预防关节僵直、挛缩;偏瘫患者采用促通技术。有经验的治疗师认为达到治疗目的的手法就是正确的手法,强调治疗原则。

3.2 康复手法结合矫形器治疗 步行的适应性训练在康复医学中占着重要的地位,通过正确的训练能使步行时能量消耗减少。Franceschini 等^[21]研究适应性训练使偏瘫患者在使用 AFO 后的步行能量消耗较开始使用 AFO 时减少 5~17%。同样在本研究中考虑适应性的作用,在膝不稳组由 KAFO 调整为 AFO 后让患者进行至少 3 周的适应性的穿戴,以避免在开始使用 AFO 时的不适应而导致能量消耗增加。治疗中经管医师或治疗师对患者的焦虑、紧张、恐惧、烦躁、感觉过敏或夸大伤痛等情绪应因势利导,关心、安慰和耐心解释,使患者了解认识矫形器治疗的原理、意义和功能,主动积极配合治疗。

3.3 无助功能步行矫形器 多采用髁膝踝足矫形器(HKAFO)或 KAFO 及 AFO^[27]。患者应用时需将髁或膝关节锁紧,踝关节固定。无助功能步行矫形器主要依靠患者身体重心前倾及骨盆侧倾达到跨步,进行站立及行走。其中 HKAFO 适用于 C₈~T₁ 完全性损伤;KAFO 适用于 T₁~L₂ 完全性损伤的患者;L₃ 及其以下完全性损伤患者适合佩戴 AFO^[28]。以下重点介绍 AFO 配戴前后的康复治疗:①应用前:训练内容主要是加强髁部、躯干、膝等部位健存肌群功能和心肺功能,以及各姿势肌间的协调与协同性收缩能力、损伤平面以下残存的肌力、站立平衡功能等。对脑损伤患者主要进行加强躯干控制功能、抑制不必要痉挛、强化下肢分离运动等训练。②应用后:在应用 AFO 前训练的基础上,重点加强站立平衡、单侧负重、肌群间的协调与协同性收缩能力、步态和步行训练。对脑损伤患者应用 AFO 后主要强化患侧负重、重心转移、双侧膝关节向心、离心性收缩控制、单侧迈步等步态和步行训练,训练 4~6 周后,根据患者功能改善情况选择矫形器,然后两者互相结合继续强化训练^[29]。

3.4 助动功能步行矫形器 研究结果显示,患者在应用助动功能往复式步行矫形器(ARGO)站立时稳定性较好,手杖对地面的压力低, T₄~T₉ 水平损伤患者应用 ARGO 行走时的氧耗

明显降低^[30]。对于颈段损伤的患者装配的主要目的是进行治疗性步行,提高患者的心肺功能、预防各种并发症。目前国内未见报道,国际报道也少有^[31,32]。

4.5 训练时注意事项 首先在平行杠内能站立位稳定,将膝部的固定物取下或者扩大锁定刻度盘的可移动范围,进行膝部控制训练;可以稳定步行则可将膝部接失的上部取下使用短下肢矫形器;膝部不能伸展时使用长下肢矫形器进行步行训练,此时需抬高健侧以利于患侧肢体的起步。足关节可以分离运动时则塑料矫形器及用法都需更改。下位胸髓障碍患者像正常人一样步行是很困难的,但是为了预防关节、肌肉及骨骼挛缩,更高的目标应该进行站立位步行训练;但痉挛性很强的患者,可能发生膝部折断,所以很危险;对完全性麻痹患者,最好从开始就使用足部稳定性良好的短鞋;减轻负荷矫形器为了完全减轻负荷,接地处使用足板,所以有必要抬高健侧鞋。

4.6 矫形器的副作用 ①肌无力:由制动诱发废用性肌萎缩与肌无力。Hagmark 等^[33]研究发现,躯体制动 4 周后肌肉的净重量减少约 69%,三磷酸腺苷(ATP)暗带纤维(Ⅱ)与 ATP 明带纤维(Ⅰ)的平均横截面积分别缩小 40%和 69%。②关节挛缩:由于关节、肌肉或其它软组织活动受到限制而引起关节主动和被动活动范围不足。相关研究表明,关节在任何位里的长时间制动均会造成肌肉纤维及其它软组织胶原纤维缩短,而且肢体的位置、制动的时间、关节活动范围以及原发病等都会直接影响挛缩发生的速度^[33]。③骨质疏松:机体全身或某个肢体完全制动可诱发全身性或局部性骨质疏松,常见于骨折后、四肢瘫、截瘫、脊位灰质炎或脑血管意外等患者。由于制动而引发弥漫性骨质疏松的患者可在比较短的时间内丢失全部骨量的 30%~40%^[34]。④肌痉挛:由于患者牵张反射兴奋性增高,导致速度依赖性的张力性牵张反射亢进,同时伴随脸反射亢进。有学者从痉挛角度分析后认为,轻度痉挛患者通过联合应用关节活动度训练、穿戴矫形器及口服药物等可以获得满意疗效,而对于重度痉挛患者采用上述保守治疗则意义不大,应尽早选择矫形手术改善其功能状况^[35]。⑤压疮:压疮可发生于身体软组织任何部位,其主要影响因素分别是压力强度、压力持续时间及组织对压力的耐受能力。有研究发现,短时间的高强度压力作用与长时间的低强度压力作用其损害程度类似,而且机体组织耐受间歇性压力的能力远大于耐受持续性压力的能力。⑥心理依赖性:矫形器使用中的一个重要原则是将其视为暂时的工具,一旦患者功能恢复、症状改善,就应及时及早放弃矫形器治疗。

【参考文献】

- [1] Davis RB, Ounpuu S, Tyburski DJ, et al. A comparison of two-dimensional and three-dimensional techniques for the determination of joint rotation angles. In: Proceedings of the International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement, 1991; 67-70.
- [2] Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. Journal of neuroengineering and rehabilitation[J]. 2006, 2: 3-4.
- [3] 王斌锐, 金英连, 许宏, 等. 机器人仿生膝关节的计算力矩加比例微分反馈控制[J]. 机械工程学报, 2008, 44(1): 179-183.
- [4] 代颖. 一类关于不确定性机器人的鲁棒控制策[J]. 自动化学报,

- 1999, 25 (2): 204—209.
- [5] Nixon MS, Tan TN, Chellappa R. Human Identification Based on Gait [M]. New York: Springer, 2005, 142—143.
- [6] Vaughan CL, Davis BL, O'Scannon JC, et al. Dynamic of Human Gait [M]. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999, 32—34.
- [7] Winter D, 刘志诚. 人体运动生物力学 [M]. 北京: 人民体育出版社, 1990, 46—47.
- [8] 王茂斌. 偏瘫的现代评价与治疗 [M]. 北京: 华夏出版社, 1991, 22—543.
- [9] Stolze H, Petersen G, Raethjen J, et al. The gait disorder of advanced essential tremor [J]. Brain, 2001, 124(11): 2278—2286.
- [10] Jiang Y, Norman KE. Effects of visual and auditory cues on gait initiation in people with Parkinson's disease [J]. Clin Rehabil, 2006, 20(1): 36—45.
- [11] 加仓井周一. 矫形器学 [M]. 孙国凤译. 北京: 华夏出版社, 1996, 1—84.
- [12] Wilton H, Bunch, Wilton H. Alas of orthotics [M]. 2nd ed. St Louis Toronto: Mosby Company, 1985: 325—362.
- [13] 范清宇. 矫形器在骨科临床康复领域中的应用进展 [J]. 现代康复, 2005, 9 (5): 5—7.
- [14] Fercusov JR. Orthopedic surgery in infancy and childhood [M]. 2nd ed. Baltimore: The Williams and Wilkins Company, 1963: 142—143.
- [15] Shumway CA, Woolacott M. Motor Control: Theory and practical Applications [M]. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995: 308—314.
- [16] Beckerman H, Becher J, Lankhorst GJ, et al. Walking ability of stroke patients: efficacy of tibial nerve blocking and a polypropylene ankle-foot orthosis [J]. Archives of physical medicine and rehabilitation, 1996, 77(11): 44—51.
- [17] S. Duffy CM, Hill AE, Graham HK. The influence of flexed-knee gait on the energy cost of walking in children [J]. Developmental medicine and child neurology, 1997, 39(4): 234—238.
- [18] Waters R, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait [J]. Gait Posture, 1999, 9: 207—231.
- [19] Pretide AM. The double-labelled water method for measuring energy expenditure: technical recommendations for use in human. a consensus report by the international dietary energy consultancy working group [J]. International Atomic Energy Agency Vienna, 1990, 16—18.
- [20] Hilsan Taber S, Chasan—Taber S, Rimm EB, Stampfer MJ, et al. Reproducibility and validity of a self-administered physical activity questionnaire for male health professionals [J]. Epidemiology, 1996, 7: 81—86.
- [21] Franceschini M, Franceschini M, Massucci M, et al. Effects of an ankle-foot orthosis on spatiotemporal parameters and energy cost of hemiparetic gait [J]. Clin Rehabil, 2003, 17(4): 368—372.
- [22] 廖鸿石, 朱镛连. 脑卒中的康复评定和治疗 [M]. 北京: 华夏出版社, 1996. 9240—9240.
- [23] 王雪峰, 李艳, 范永春, 等. 不同时期应用足踝矫形器对脑卒中后异常步态的影响 [J]. 中国伤残医学, 2009, 17(4): 14—16.
- [24] Berg K, Berg K, Wood-Dauphinee S, et al. Measuring balance in the elderly: Preliminary development of an instrument [J]. Physiotherapy Canada, 1989, 41(6): 304—311.
- [25] Dettman MA, Linder MT, Sepic SB. Relationship among walking performance, postural stability, and function assessment on the hemiplegic patient [J]. Am J Phys Med, 1987, 66: 77—90.
- [26] 伍少玲, 燕铁斌. 脑卒中患者姿势控制能力评定研究 [J]. 中国康复医学杂志, 2003, 18: 510—512.
- [27] 郝春霞, 周红俊, 刘根林, 等. 脊髓损伤患者的康复疗法 [J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(7): 614—616.
- [28] 周天健, 李建军. 脊柱脊髓损伤现代康复与治疗 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2005, 584—585, 867.
- [29] 刘四文, 刘海兵, 唐丹, 等. 矫形器结合功能训练改善患者步行能力 [J]. 中国康复理论与实践, 2003, 9(12): 707—708.
- [30] 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.
- [31] Muszkat R, Muszkat P, Yazbek Jr. Assessment of functional capacity during gait using reciprocal propulsion orthosis (AR-GO)—a comparative study with a conventional mechanical orthosis [J]. Rev Paul Med, 1994, 112(1): 495—499.
- [32] Phillips CA, Hendershot DM. Functional electrical stimulation and reciprocating gait orthosis for ambulation exercise in a tetraplegic patient: a case study [J]. Paraplegia, 1991, 29(4): 268—276.
- [33] DeLisa JA. 康复医学理论与实践 [M]. 第3版. 北京: 世界图书出版公司, 2004: 855, 905—945.
- [34] 绍洪石. 康复医学理论与实践 [M]. 上海: 上海科学出版社, 2000: 1305—1306.
- [35] 窦祖林. 痉挛评估和治疗 [M]. 北京: 人民卫生出版社. 2004: 65—76.