

可调式“A”字架矫形器对痉挛型脑性瘫痪患儿步态的影响

李文英¹ 伍丹² 卞瑞豪² 黄宏亮¹ 陈少贞^{2,3}

摘要

目的:研究可调式“A”字架矫形器对脑瘫患儿下肢肌肉牵缩及步态的影响。

方法:对32例5—8岁双下肢痉挛型脑瘫患儿随机分为两组,每组16例,在进行常规康复治疗的基础上,试验组夜间佩戴可调式“A”字架矫形器,对照组夜间佩戴踝足矫形器(AFO)。可调式“A”字架矫形器是在双侧膝踝足矫形器(KAFO)的内侧胫骨平台水平处连接一个可调节长度的横杆,通过调节“A”字架矫形器中间的横杆来调整患儿股内收角的角度,每次均调至最大髋外展角度。在治疗前和治疗6个月后测量双侧被动髋外展角度,并进行简易步态分析。

结果:佩戴可调式“A”字架矫形器脑瘫患儿双侧髋被动髋外展角度之和由 $63.23^{\circ} \pm 4.21^{\circ}$ 增加至 $113.16^{\circ} \pm 5.47^{\circ}$ ($P < 0.05$),佩戴AFO组脑瘫患儿双侧被动髋外展角度之和由 $62.84^{\circ} \pm 5.37^{\circ}$ 增加至 $87.25^{\circ} \pm 4.83^{\circ}$ ($P > 0.05$)。佩戴可调式“A”字架矫形器脑瘫患儿步幅由 21.38 ± 6.53 cm增加至 35.56 ± 9.54 cm ($P < 0.05$),步速由 12.67 ± 2.52 cm/s增加至 19.79 ± 5.59 cm/s ($P < 0.05$),步长偏差由 6.38 ± 3.61 cm减少至 3.44 ± 2.56 cm ($P < 0.05$),均较佩戴AFO的脑瘫患儿改善显著。

结论:可调式“A”字架矫形器能有效改善痉挛型脑瘫患儿异常步态,其效果优于AFO。

关键词 脑性瘫痪;矫形器;步态

中图分类号: R742.3; R722; R493 **文献标识码:** B **文章编号:** 1001-1242(2018)-04-0441-03

小儿脑性瘫痪(cerebral palsy, CP)简称脑瘫,是自受孕开始至婴儿期非进行性脑损伤和发育缺陷所导致的综合征^[1]。在脑瘫儿童的分类中,痉挛型脑瘫约占80%,其中,痉挛型脑瘫患儿下肢异常较上肢更重,出现小腿肌张力高,肌力失衡,产生足部畸形,临床上常见尖足、马蹄内外翻足、踝关节稳定性差剪刀步态等,严重影响患儿下肢承重、站立和行走功能^[2]。痉挛型脑瘫患儿常由于长期下肢肌肉痉挛导致相应肌肉和关节挛缩:腓绳肌挛缩导致屈膝步态,髋内收肌群挛缩使得双髋内收内旋,腓肠肌比目鱼肌的痉挛使得跟腱缩短,于是便出现了髋屈曲内收内旋、膝屈曲内旋、足外翻跖屈的剪刀腿步态。

痉挛型脑瘫患儿的下肢痉挛采用“A”字架矫形器矫治,主要是通过“A”字架矫形器对双下肢痉挛肌群较长时间的被动牵拉,使痉挛肌群的肌张力降低,肌肉放松,长度延长,有利于相互拮抗的屈、伸肌群的协调平衡,从而改善或矫正患儿尖足、膝关节屈曲和剪刀腿。

1 资料与方法

1.1 临床资料

入选标准:①年龄5—8岁;②符合2006年全国脑瘫座谈会诊断标准^[3]临床诊断为脑瘫并进行分型,选取痉挛型脑瘫

患者;③能够独立步行达50m以上者。

排除标准:①做过松解手术或SPR手术者;②3个月内口服抗痉挛药物史;③3个月内下肢注射肉毒毒素;④合并其他严重疾患;⑤拒绝参加的。共32例受试均为广州市儿童福利院康复科住院或门诊的痉挛型脑瘫下肢痉挛患儿。其中男19例,女13例,年龄 5.8 ± 1.7 岁,身高 112.3 ± 10.2 cm,体重 25.4 ± 6.1 kg。

1.2 治疗方法

常规治疗:①手法牵伸痉挛肌群,30min/次/d,5d/周;②双下肢肌力训练,20min/次/d,5d/周;③平衡与步态训练,20min/次/d,5d/周。

矫形器的佩戴:可调式“A”字架矫形器的设计和制作:患儿所使用的“A”字架矫形器均由我院自行设计和制作,材料是使用聚丙烯塑料^[4],通过阴模取形,和阳模修形,以及高温塑形等工艺制作成塑料膝踝足矫形器(KAFO),并在双腿之间约内侧胫骨平台水平处加一根可调节长度的铝合金横杆(图1)。“A”字架矫形器总重量约0.65—0.85kg/具。

使用要求:把踝关节固定在功能位,使下肢伸直,并通过调节“A”字架矫形器中间的横杆来调整患儿股内收角的角度,每次均调至股内收角的最大角度,夜间使用,进行长时间的被动牵拉。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.04.013

1 广州市社会福利院康复医院; 2 中山大学附属第一医院康复科; 3 通讯作者

作者简介:李文英,女,主管护师; 收稿日期:2017-04-10

图1 “A”字架矫形器



1.3 评定方法

在治疗前和治疗6个月后测量双侧被动髋外展角度,并进行简易步态分析。髋外展角度用通用关节尺进行测量,取双侧髋外展角度之和。简易步态分析用GaitWatch三维步态分析及运动训练系统进行。评估由中山大学附属第一医院康复医学科治疗师进行,评估者对实验分组并不知情。

1.4 检测参数

①步态的时空参数,包括:步频(step/min)、步幅(cm)、步速

(m/s)、双支撑相时间(%)、步长偏差(cm)。其中步长偏差定义为两侧步长的差值的绝对值;②步态的关节角度参数:取步态周期中矢状面上各个关节屈曲或伸展的最大值;③双侧被动髋外展角之和。

1.5 统计学分析

采用 SPSS11.0 统计分析软件,所有数据均以均数±标准差表示,检验标准采用 $P<0.05$ 为有显著性意义,组间采用 t 检验,同一组配戴矫形器前后参数比较采用配对 t 检验。

2 结果

干预前两组步态各项参数无显著差异($P>0.05$)。见表1。干预后两组步态参数均较干预前有显著改变($P<0.05$)。干预后佩戴可调式“A”字架矫形器的试验组比佩戴AFO的对照组步频、步幅、步速、髋膝关节屈曲角度和双支撑相占比均显著增加,步长偏差显著减少($P<0.05$)。

干预后佩戴可调式“A”字架矫形器的试验组比佩戴AFO的对照组被动髋外展角之和显著增加。见表2。

表1 两组干预前后比较

项目	A字架		AFO	
	干预前	干预后	干预前	干预后
步频(step/min)	73.44±10.31	67.50±11.53 ^①	73.75±10.61	67.31±11.49 ^①
步幅(cm)	21.38±6.53	35.56±9.54 ^①	21.00±7.06	26.38±6.55 ^①
步速(cm/s)	12.67±2.52	19.79±5.59 ^①	12.71±3.95	14.42±2.81 ^①
步长偏差(cm)	6.38±3.61	3.44±2.56 ^①	7.63±5.02	5.31±3.59 ^①
双支撑相(%)	45.69±17.37	39.81±14.77 ^①	45.69±17.37	31.73±12.64 ^①
左髋屈曲(°)	4.13±3.18	7.19±3.23 ^①	4.69±3.24	6.38±2.53 ^①
右髋屈曲(°)	5.69±4.87	8.63±5.10 ^①	5.25±3.15	7.13±2.60 ^①
左膝屈曲(°)	18.50±11.12	21.06±9.92 ^①	17.81±11.07	19.25±10.49 ^①
右膝屈曲(°)	20.38±13.62	21.25±12.47 ^①	19.00±11.63	20.31±10.10 ^①
左踝背屈(°)	7.06±3.80	8.75±2.86 ^①	7.25±2.86	8.19±3.04 ^①
右踝背屈(°)	6.81±2.29	8.13±2.73 ^①	6.13±3.46	8.06±2.82 ^①
左踝跖屈(°)	7.69±6.13	10.31±4.44 ^①	7.31±4.85	10.06±4.82 ^①
右踝跖屈(°)	6.50±5.88	8.19±4.81 ^①	6.13±5.54	9.19±3.73 ^①

注:①干预前后组内比较 $P<0.05$

表2 两组被动髋外展角之和干预前后比较

项目	干预前	干预后	P
A字架	63.23±4.21	113.16±5.47	0.0000
AFO	62.84±5.37	77.25±4.83	0.0532
P	0.2958	0.0001	

3 讨论

痉挛型脑瘫患儿由于下肢常存在严重的肌肉痉挛和肌力不平衡,易造成骨关节畸形与运动功能障碍^[3],髋膝踝足是步态中人体承重的主要部位,髋膝踝足部的畸形使下肢力线处于对步态与下肢正常发育更加不利的位置。因此,缓解

下肢肌肉痉挛,维持下肢正常生物力学特征,是痉挛型脑瘫患儿步行的关键之一。

佩戴可调式“A”字架矫形器组两侧被动髋外展角之和干预后显著大于佩戴AFO组的患儿。这反映了可调式“A”字架矫形器的最直接最显而易见的设计目的:在AFO的基础上增加牵伸挛缩的髋内收肌群的功能,解决了AFO仅牵伸小腿肌群无法有效改善剪刀腿的不足。有学者将痉挛定义为^[4]:痉挛是以一种因牵张反射的超兴奋度引起的、速度依赖的、伴随着肌腱的急速猛拉时紧张性牵张反射(肌张力)增加为特征的运动失常。这种定义概括了卒中、脑外伤、脊髓损伤、多系统萎缩、脑性瘫痪等神经系统疾病并发的痉挛状态。该定义指出了中枢的神经损伤或神经肌肉接口的过度

激活引起的肌肉张力改变。因神经反射性亢进引起的肌张力升高,可以通过胆碱能药物或者局部注射A型肉毒毒素达到临床缓解肌肉张力的目的^[5]。而Lindberg等^[6]于2011年提出的将肌张力分为弹性成分(elasticity component, EC),黏性成分(viscosity component, VC),和神经成分(neural components, NC)很好地解释了支具在降低肌张力中的作用。换言之,支具在降低肌张力方面仅降低了肌张力升高的弹性成分与黏性成分,并未能有效降低神经成分。

本实验中运用可调式A字型支具在静态收到良好的效果,即被动髋外展角度之和显著增加,也验证了支具在降低肌张力作用中的外周机制,即其降低了非神经成分(黏性成分和弹性成分)。而各种手段在缓解肌张力与挛缩中的机制尚待研究。

实验前后时空参数对比,佩戴可调式“A”字架矫形器患儿较佩戴AFO组患儿跨步长、步速显著提高。该结果验证了配制可调式“A”字架矫形器的目的:缓解患儿髋内收肌、膝屈肌、踝跖屈肌的痉挛,使患儿出现屈髋屈膝、足跟触地、足放平和趾离地的步态特征^[7-9],达到了矫正畸形的目的,改善了患儿的步行能力。由于步态周期中髋膝踝屈曲角度改善,减少了双支撑相中的“剪刀腿”的形成,使跨步长增加^[10],重心转移更流畅,进一步使得双支撑相占比增加,患儿步行更稳定,更不易摔倒。同时,由于尖足、“剪刀腿”改善,增加了步态周期中的足尖拖地,使步速提高。

脑瘫患儿配戴两种矫形器关节角度参数比较,髋关节、膝关节的角度试验组较对照组有明显改变。AFO可以有效牵伸足跖屈肌,改善因肌肉痉挛引起的足背屈不足,可调式“A”字架矫形器在牵伸足跖屈肌的同时牵伸腓绳肌和髋关节内收肌群。因而,步态周期中,试验组的患儿可以有更大幅度的髋膝关节主动活动,这也使得试验组步态中下肢有更好的生物力线,双支撑期更稳定,更有效地保持步态中的稳定。双侧髋膝的活动增加的同时,步态稳定性增加,减少了因前冲与为保持平衡而做出的反射性跨步,因而试验组的步长偏差明显小于对照组。

在进行步态分析中也发现一些问题,如:简易步态分析不能很好地反映受试者各个关节在水平面和冠状面上的活动变化;可调式“A”字架矫形器矫正效果不一;通过测量被动髋外展角侧面反映患儿髋内收肌肌张力,未能采取更客观直接的手段。患儿的配合程度、疲劳因素等均会对步态参数有一定影响。

4 结论

采用可调式“A”字架矫形器矫治痉挛型脑瘫患儿剪刀腿,对痉挛的内收肌群进行较长时间的被动牵拉,使内收肌群的肌张力降低,长度延长,有利于相互拮抗的屈、伸肌群的协调平衡,从而改善剪刀腿,改善患儿的异常姿势与步态。为脑瘫患儿进一步康复训练提供了更有利的条件。

参考文献

- [1] 李晓捷主编. 实用小儿脑性瘫痪康复治疗技术[M]. 北京: 人民卫生出版社出版, 2009, 8(1): 2.
- [2] 缪鸿石主编. 康复医学理论与实践[M]. 第1版. 上海: 上海科技文献出版社, 2000: 1972.
- [3] Bell KJ, Ounpuu S, DeLuca PA, et al. Natural progression of gait in children with cerebral palsy[J]. J Pediatr Orthop, 2002, 22(5): 677—682.
- [4] Lance W. Symposium synopsis. In: Feldman RG, Koella WP, young RR, editors. Spasticity: disordered motor control[M]. Chicago: Year Book Medical Publishers, 1980. 485—494.
- [5] Zetterberg H, Frykberg GE, Gäverth J, et al. Neural and nonneural contributions to wrist rigidity in Parkinson's disease: an explorative study using the neuroFlexor[J]. BioMed Research International Volume 2015, Article ID 276182, 8p.
- [6] Lindberg PG, Gäverth J, Islam M, et al. Validation of a new biomechanical model to measure muscle tone in spastic muscles[J]. Neurorehabilitation and Neural Repair, 2011, 25(7): 617—625.
- [7] Thompson NS, Taylor TC, McCarthy KR, et al. Effect of a rigid ankle-foot orthosis on hamstring length in children with hemiplegia[J]. Dev Med Child Neurol, 2002, 44(1): 51—57.
- [8] Dursun E, Dursun N, Alican D. Ankle-foot orthosis: effect on gait in children with cerebral palsy[J]. Disabil Rehabil, 2002, 24(7): 345—347.
- [9] Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, et al. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia[J]. Dev Med Child Neurol, 2004, 46(9): 590—598.
- [10] Park ES, Park CI, Chang HJ, et al. The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(12): 2053—2057.