·临床研究·

牵伸训练改善脑卒中踝关节痉挛的随机对照研究

邓思宇[1] 胡 楠[1] 卢 茜[2] 邵淑燕[3] 刘 畅[3] 毕 胜[2,4]

摘要

目的：观察踝关节牵伸训练对脑卒中患者下肢功能的疗效并讨论其机制。

方法：25例脑卒中患者随机分为12例跟腱牵伸组（试验组）和13例直腿抬高组（对照组），两组均采用多关节下肢康复机器人系统LR2进行为期2周训练，共12次，每次45min。训练前后采用等速测试系统进行实验室评定踝关节被动峰力矩、踝关节主动峰力矩、踝关节主动、被动活动范围（passive range of motion, PROM）、力矩-角速度斜率（SLOPE）；临床评定改良Ashworth量表（modified Ashworth scale, MAS）、临床痉挛指数（clinical spasticity index, CSI）。

结果：训练前两组患者的一般资料、实验室及临床各项评定结果无显著性差异（$P>0.05$）。训练2周后，两组间踝关节被动峰力矩在角速度10°/s、60°/s、120°/s、180°/s差异有显著性意义（$P<0.05$），240°/s时无显著性差异（$P>0.05$）；踝关节主动峰力矩在角速度60°/s两组间差异有显著性意义（$P<0.05$），120°/s、180°/s无显著性差异（$P>0.05$），SLOPE训练后两组间有显著性差异（$P<0.05$）；试验组AROM、PROM、MAS、CSI改善情况明显优于对照组，差异有显著性意义（$P<0.05$）。

结论：踝关节牵伸训练有效降低脑卒中患者痉挛，改善关节活动度，提高肌肉力量，是一种较为有效的治疗手段。

关键词 牵伸训练；痉挛；脑卒中；踝关节；关节活动度；肌力

中图分类号：R743.3，R493 **文献标识码：**A **文章编号：**1001-1242（2015）-12-1228-06

Research on the effects of ankle stretch training on spasticity in patients with stroke：A randomized clinical trial/DENG Siyu,HU Nan,LU Xi,et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2015, 30(12): 1228—1233

Abstract

Objective: To observe the effects of ankle stretch training on lower limb function in stroke patients and to explore its mechanism.

Method: Twenty-five patients with stroke were randomly divided into two groups: 12 in ankle stretching group (experimental group) and 13 in straight leg raising group (control group). Both groups were trained by the leg rehabilitation robot（LR2） for 2 weeks, 12 sessions in total, 45 min/session. Before and after training, the spasticity of the ankle joint was assessed by isokinetic testing system.; Active peak torque (PT) of ankle joint muscle was also tested. Besides the active and passive range of motion (AROM, PROM) of the ankle, torque-angular velocity slope(SLOPE), modified Ashworth scale (MAS), clinical spasticity index (CSI) were tested also.

Result: Before training, there was no significant difference between two groups in all the measured parameters. After 2 weeks training, the spasticity measured under different angular velocity showed a significant difference between the two groups except 240 °/s. There was significant difference between the two groups in muscle strength at 60°/s , but not at 120°/s and 180°/s. Also, there was significant difference between the two groups in the SLOPE. The AROM, PROM, MAS value and CSI in experimental group were significantly better than control group($P<0.05$).

Conclusion: Ankle stretch training could effectively reduce spasticity in patients with stroke. Ankle joint mobili-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2015.12.006

1 解放军医学院，北京市,100853；2 中国人民解放军总医院康复医学科；3 北京康复医院康复诊疗中心；4 通讯作者

作者简介：邓思宇，女，在读硕士 收稿日期：2015-06-29

ty and its muscle strength might be improved also.

Author's address Dept. of Rehabilitation Medicine, Chinese PLA Medical School,100853

Key word stretch training; spasticity; stroke; ankle joint; range of motion; muscle strength

痉挛是以肌肉的不自主收缩反应和速度依赖性的牵张反射亢进为特征的运动障碍,是上运动神经元综合征的一个组成部分,是神经系统损伤后患者最重要的损害。及时有效地干预痉挛是恢复患者运动功能、减轻残疾的重要措施之一[1]。目前,临床上常用的治疗方法包括:运动疗法、注射药物、神经阻滞治疗法、手术治疗等,这些方法各有利弊。多数学者研究表明,脑卒中后肌痉挛首选以运动疗法为主的物理治疗,如不积极治疗可导致患肢永久性的高肌张力、僵硬等运动模式异常及关节功能限制[2—3]。

降低痉挛常用的方法是软组织的牵伸,目的在于改善软组织的伸展性及肌肉特性。牵伸训练是应用力学原理,通过人工或器械,按功能所需扩大关节的活动范围,做持续一定时间的牵拉,使肌肉和软组织得到持续的牵伸,其张力随之减小,称为"应力性松弛"[4]。在徒手痉挛治疗[5]中牵伸已取得了令人满意的效果。甄希成等[4]证明牵伸训练可明显改善偏瘫患者下肢肌肉痉挛,有效率为86.67%($P<0.05$)。Sukal-Moulton等[6]应用踝关节机器人装置进行康复训练,发现重复性牵伸的生物反馈训练对脑瘫患儿下肢功能恢复是有利的。研究方法上,Mcnair等[7—9]对健康人进行踝关节静态牵伸与循环牵伸的分析比较研究,张立群等[10—16]对卒中患者及健康人分别进行智能踝关节牵伸,分析二者的生物力学特性。Selles等[17]对卒中踝痉挛患者进行牵伸前后对照试验,证明智能牵伸训练是一种安全有效的被动运动治疗。但目前在临床上还没有一种牵伸试验方案采用对卒中患者的随机对照研究,本研究对卒中患者随机分组,试验组(踝牵伸)和对照组(直腿抬高),观察两组患者训练前后踝关节痉挛的临床效果并讨论其牵伸机制。

1 资料与方法

1.1 研究对象

结合相关文献计算样本量[18],得出达到显著性差异需要总例数20例。本实验选取25例脑卒中偏瘫患者在北京康复医院诊疗中心于2014年10月—2015年3月参加这项研究。其中男性23例,女性2例;年龄48—75岁,平均(56.48±6.58)岁;肢体受累右侧14例;左侧11例。

纳入标准:初次发病,符合全国第四届脑血管病会议修订的诊断标准[19],并经头颅CT或MRI确诊;病程在3个月以上,生命体征稳定;具有一定的认知能力,能够服从指令;受累侧明确有下肢痉挛且改良MAS分级≥1。

排除标准:伴有其他周围神经或中枢神经系统疾患;伴下肢关节活动性炎症或病理改变或足畸形;伴有严重的视空间障碍;伴有急性病。入组患者经签署知情同意书,同意配合测试。

采用随机数表方法将25例患者随机分为试验组和对照组,试验组12例,对照组13例。两组患者的一般资料和病情资料比较无显著性差异($P>0.05$),具有可比性,见表1。

1.2 训练方法

两组患者均按北京康复医院制定的常规康复训练进行功能锻炼,主要包括抑制痉挛模式的被动训练,躯体控制训练,站位平衡训练,肌力训练,步态训练,日常生活活动能力训练等。每项训练30min/次,2次/日,每日训练约6h。在此基础上,两组均采用多关节下肢康复机器人系统LR2进行训练(以下称"下肢辅助装置")。见图1。

试验组:12例患者患侧直腿抬高与跟腱牵伸同时进行,治疗时患者取仰卧位,膝关节处于伸展位,患肢固定于移动力臂上,治疗师徒手测量踝关节被动活动范围,进行初次踝背屈范围设定,使跟腱有牵伸感但不引起疼痛的最大范围,设定髋关节与踝关节的治疗模式:全程角速度5°/s,直腿抬高30°过程中进行跟腱牵伸,牵伸到设定的背屈角度后保持30s,如此重复训练45min,大约牵伸60次。训练中

表1 两组患者一般资料比较 ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	性别(例)		平均年龄(岁)	卒中类型(例)		病程(月)	偏瘫侧(例)	
		男	女		脑出血	脑梗死		左	右
试验组	12	11	1	56.74±6.55	6	6	15.71±11.98	5	7
对照组	13	12	1	56.22±6.61	8	5	16.23±9.12	8	5

图1 卒中患者正在进行踝背屈牵伸训练

不再进行任何调节且保证跟腱牵伸安全有效。训练后记录患者踝背屈角度及感受。

对照组：13例患者患侧只进行直腿抬高，操作如上，设定髋关节治疗模式：全程角速度5°/s，直腿抬高30°时保持30s，如此重复训练45min，大约牵伸60次。全程无踝背屈动作。

以上两组患者训练1次/天，共12次。

1.3 评价方法

治疗前和治疗后（2周）各进行1次评定。评估正式开始前让患者悉知评估的意义和操作流程，测试时，尽可能让受试者处于放松状态。

1.3.1 临床评定：临床痉挛指数（clinical spasiticity index，CSI）[20]：包括腱反射、肌张力、踝阵挛3个方面的痉挛水平；改良Ashworth量表（modified Ashworth scale，MAS）[21]：在患者仰卧位放松状态下检查踝关节背屈时的肌张力，反映徒手检查踝关节的肌张力。

1.3.2 实验室评定：采用美国Biodex System-4型等速运动测试训练系统进行患侧踝关节测试。受试者半卧位，用尼龙带将躯干和大腿固定，踝关节固定在脚踏板上，调整装置的连动臂，使轴心与踝关节外踝中心相对，髋屈曲，膝关节屈曲120°。

被动峰力矩测试：踝关节活动范围为受试者被动跖屈-背屈最大活动范围。踝关节跖屈-背屈运动方向取值。采用等速被动运动模式。设定10°/s、60°/s、120°/s、180°/s、240°/s 5种角速度，每种角速度下重复5次，组间休息120s，为避免未料及的痉挛所致过高阻力造成损伤，预定最高允许力量为50（N·m），超过该值，装置自动关机予以保护。

主动峰力矩测试：踝关节活动范围为受试者主动跖屈-背屈最大活动范围。踝关节背屈-跖屈运动方向取值。采用等速运动模式。设定60°/s、120°/s、180°/s三种角速度，每种角速度下重复5次，组间休息60s。

被动活动范围（passive range of motion，PROM）、主动活动范围（active rang of motion，AROM）：应用等速训练系统，测试体位下，患者患侧携脚踏板抗重力进行3次主动、被动踝关节活动，分别记录系统显示出的踝关节最大背屈范围，取其平均值。

力矩-角速度斜率（SLOPE）：计算每例受试者峰力矩与等速被动运动时角速度（10°/s、60°/s、120°/s、180°/s、240°/s）的变压比值，取其斜率。斜率越大，痉挛越高。

1.4 统计学分析

应用SPSS统计软件进行统计学分析。数据以平均值±标准差表示，分析组间差异用两样本均数t检验，分析组内差异用配对t检验。所得MAS评分为等级资料，采用Spearman相关分析进行。$P<0.05$为显著性差异。

2 结果

两组治疗前各项指标比较均无显著性差异（$P>0.05$）。见表2—6。

2.1 CSI得分与MAS得分

训练后下肢CSI得分，两组内及组间差异均有显著性差异（$P<0.05$）。试验组训练后MAS得分降低，训练前后比较有显著性差异（$P<0.05$），对照组训练后MAS得分无差异（$P>0.05$），组间MAS得分差异有显著性差异（$P<0.05$），见表2。

2.2 踝关节被动峰力矩

试验组被动峰力矩在各角速度（10°/s、60°/s、120°/s、180°/s、240°/s）训练后均有明显下降（$P<0.05$），对照组被动峰力矩在10°/s、60°/s、120°/s、180°/s训练后有明显上升（$P<0.05$），240°/s时无差异（$P>0.05$），组间被动峰力矩在10°/s、60°/s、120°/s、180°/s有显著性差异（$P<0.05$），240°/s无差异（$P>0.05$），见表3。

2.3 踝关节主动峰力矩

训练后踝关节跖屈-背屈（小腿三头肌）主动峰

力矩值在60°/s时试验组及组间有显著性差异（$P<0.05$），120°/s时试验组训练前后有显著性差异（$P<0.05$），对照组各角速度及180°/s时试验组及组间无显著性差异（$P>0.05$），见表4。

2.4 PROM、AROM

试验组训练后踝关节PROM、AROM增加，差异性显著（$P<0.05$），对照组训练后AROM减小，有显著性差异（$P<0.05$），PROM无差异（$P>0.05$），组间PROM、AROM有显著性差异（$P<0.05$），见表5。

2.5 SLOPE

试验组训练后SLOPE减小，训练前后有显著性差异（$P<0.05$），对照组训练前、后无显著性差异（$P>0.05$）。两组训练后相比较，SLOPE有显著性差异（$P<0.05$），见表6。

表2 试验组与对照组训练前、后临床评估比较 （$\bar{x}\pm s$）

组别	例数	CSI	MAS
试验组	12		
训练前		11.583±3.088	2.169±1.030
训练后		8.833±2.167①	1.833±0.718①
对照组	13		
训练前		11.000±3.629	2.231±0.832
训练后		11.769±3.723①②	2.462±0.776②

①组内训练前后比较$P<0.05$；②组间训练后比较$P<0.05$

表3 试验组与对照组训练前后踝关节等速被动峰力矩比较 （$\bar{x}\pm s$，N·m）

组别	例数	10°/s	60°/s	120°/s	180°/s	240°/s
试验组	12					
训练前		21.4±4.223	25.425±13.843	26.208±14.142	26.925±14.106	27.975±15.135
训练后		19.2±6.833①	21.092±7.872①	22.192±8.833①	23.1±9.301①	25.750±13.382①
对照组	13					
训练前		21.077±3.981	22.623±4.550	23.723±5.368	26.408±6.163	27.592±6.503
训练后		25.685±4.630①③	27.238±5.014①②	28.523±5.821①②	30.215±7.337①②	31.062±8.188

①组内训练前后比较$P<0.05$；组间训练后比较：②$P<0.05$；③$P<0.01$

表4 两组训练前、后踝关节跖屈-背屈（小腿三头肌）主动峰力矩比较 （$\bar{x}\pm s$，N·m）

组别	例数	60°/s	120°/s	180°/s
试验组	12			
训练前		6.508±5.860	3.275±4.018	1.833±2.594
训练后		7.942±5.716①	4.575±4.885①	2.442±3.778
对照组	13			
训练前		5.638±4.905	4.646±4.508	3.108±4.397
训练后		5.069±4.576②	4.015±3.739	2.785±4.151

①组内训练前后比较$P<0.05$；②组间训练后比较$P<0.05$

表5 试验组与对照组训练前后PROM、AROM比较（$\bar{x}\pm s$，°）

组别	例数	PROM	AROM
试验组	12		
训练前		27.750±8.001	9.417±6.215
训练后		32.917±4.926①	13.417±8.35①
对照组	13		
训练前		29.538±3.865	8.385±7.922
训练后		28.308±4.385②	6.923±7.158①②

①组内训练前后比较$P<0.05$；②组间训练后比较$P<0.05$

表6 试验组与对照组训练前后SLOPE比较 （$\bar{x}\pm s$，Nms/°）

组别	例数	SLOPE
试验组	12	
训练前		0.030±0.040
训练后		0.013±0.021①
对照组	13	
训练前		0.029±0.022
训练后		0.034±0.029②

①组内训练前后比较$P<0.05$；②组间训练后比较$P<0.05$

3 讨论

本实验目的是探讨踝关节牵伸训练对卒中患者下肢功能的影响，与对照组比较，两组患者在接受相同康复训练外，表明试验组采用的下肢辅助装置进行踝牵伸对下肢功能可产生更好的结果。这两组的差异主要体现在实验室评定（PT、ROM、SLOPE）和临床评定（MAS、CSI）中。

在临床评定中，对两组患者进行CSI和MAS评估，MAS是目前临床使用最为广泛的肌张力检查量表之一，为徒手被动测试踝痉挛，CSI包括腱反射、肌张力、踝阵挛三方面反应踝痉挛，更具有全面性。结果显示 CSI和MAS评分的降低，两组训练后具有显著差异，与等速测试被动峰力矩指标相符合，可证明牵伸可改善肌肉痉挛。

在实验室评定中，采用等速运动测试训练系统进行踝关节的主被动峰力矩、关节活动范围测试。已有研究表明，等速被动峰力矩测量肌痉挛，具有较好的信度和效度[22—23]。受试者在恒定速度条件下产生被动牵张，在此基础上对运动过程中的力矩、角度以及相应位置等给出定量描述，得出被动峰力矩随角速度增大而增加的结果，也较好地体现了痉挛速度依赖的特征。本实验结果显示，试验组训练后峰

力矩指标较对照组减小($P<0.05$),证明反复牵伸对卒中后踝痉挛产生积极的影响。Selles等[17]采用踝关节智能机器人装置进行卒中患者踝关节牵伸,初次牵伸时背屈峰值阻力矩为相对较低并逐渐增加,直到患者有舒适牵拉的感觉,并在背屈极限限定干预,一旦峰值阻力达到预定值,将会在极端位置保持段预设的时间以允许应力松弛,显著改善PROM,最大随意收缩(MVC)与踝关节僵硬度。Waldman等[18]选取24例脑卒中患者随机分为两组,分别进行踝关节智能机器人的被动智能牵伸和主动强化训练、指导患者在家训练,训练前后评价MAS、脑卒中康复运动功能评定量表(STREAM)、Berg平衡量表、6min步行测试(6MWT)、踝关节PROM、AROM 和下肢肌力、足底压力,结果显示,机器人组能有效改善脑卒中后运动功能和步行能力。Vattanasilp等[24]对卒中后踝痉挛患者进行生物力学分析,踝关节背屈10°与跖屈10°保持5min后进行踝背屈-跖屈往返运动1次,前者被动峰力矩明显降低,踝关节背屈10°保持5min后分别进行1次,2次踝背屈-跖屈往返运动,后者被动峰力矩明显降低,以上证明踝背屈位静态牵伸,背屈-跖屈多次循环牵伸可降低被动峰力矩,缓解痉挛。

在分析了峰力矩、关节活动范围的基础上,我们还计算了两组及组间峰力矩-角速度斜率的变化情况,以往研究也曾应用该指标作为量化痉挛的依据,认为其敏感性较好[25]。本实验对训练前后25例卒中患者进行峰力矩-角速度的变压比值计算,得出个体间不同的上升斜率,力矩-角速度斜率越高,表明痉挛依赖速度的程度越高,肌张力越高。可以看出,试验组训练后的SLOPE值减小,与训练前呈显著性差异($P<0.05$),对照组训练前后无显著性差异($P>0.05$)。这表明试验组牵伸训练对缓解痉挛有积极影响。

牵伸训练不仅可以改善患者的痉挛,还可以增加痉挛肌的肌力[18],本实验结果显示,试验组在60°/s时小腿三头肌的肌力比对照组有显著增加($P<0.05$)。这可能是由于牵伸痉挛肌肉改变了肌节的长度,增加了组织中肌腱或痉挛肌肉的长度,从而增加力的输出[14,26]。肌力测试中,痉挛肌的力量随角速度的增加逐渐减小,其原因可能与收缩速度增加后,肌肉黏滞阻力增加、神经系统作用方式改变、肌肉激活程度等因素有关,在一定程度上影响着肌肉收缩峰力矩[27]。

踝痉挛减轻、肌力增加的同时,改善了踝关节的活动范围,试验组PROM、AROM比治疗前平均增加了5.2°和2.8°($P<0.05$)。龙亚君等[28]采用踝关节被动运动仪牵伸治疗痉挛性脑瘫患儿,同时配合运动功能训练,疗效要优于单纯采用运动功能训练的对照组,表明牵伸训练配合运动功能训练可安全有效地缓解小腿三头肌痉挛,改善踝关节的活动范围。张立群等[16]也证明了牵伸小腿三头肌对踝关节的活动范围有相当大的改善。

有学者认为,脑卒中痉挛治疗的焦点应是肌肉被动力学特性而不是运动神经元的兴奋性,痉挛患者肌肉被动力学特性与异常步态模式和被动阻力矩增大有一定关系[29]。目前,牵伸的应用原理研究最多的是黏弹性理论[7,30],其中包括生物组织的蠕变特性;应力松弛特性;应变率依赖性;滞后现象。蠕变是通过在痉挛关节肢体上施加一恒定的力,使得关节周围的组织发生时间依赖关系的伸展形变—即蠕变,结缔组织中胶原纤维的生长方向与其受力的方向一致,从而缓解痉挛[31]。

本实验证实了踝关节牵伸训练可使卒中患者痉挛程度明显降低,改善患者的关节活动度,提高患者肌肉力量,下肢辅助装置与传统的徒手牵伸相比,极大地减轻了治疗师的劳动强度,是一种较为有效的痉挛肢体治疗手段。但此实验为临床性实验,有一定的局限性,还有改善和进一步研究的空间,如采用双盲评价,可使评定结果更加客观、准确。同时,还可以进行大样本的随机对照试验研究。此外,长期疗效有待进一步随访,在下一步研究中可考虑进行。

参考文献

[1] Stevenson VL. Rehabilitation in practice: Spasticity management[J].Clin Rehabil,2010,24(4):293—304.

[2] Krutulyte G,Kimtys A, Krisciunas A. The effectiveness of physical therapy methods (Bobath and motor relearning program) in rehabilitation of stroke patients[J].Medicina (Kaunas),2003,39(9):889—895.

[3] Butler A,Blanton S,Rowe V, et al.Attempting to improve function and quality of life using the FTM Protocol: case re-

port[J].J Neurol Phys Ther,2006,30(3):148—156.
[4] 甄希成,白巍,陈新.被动牵伸对偏瘫下肢肌痉挛的影响[J].实用中医内科杂志,2009,23(10):89—90.
[5] Kim EH,Chang M C,Seo JP, et al.The effect of a hand-stretching device during the management of spasticity in chronic hemiparetic stroke patients[J].Ann Rehabil Med,2013,37(2):235—240.
[6] Sukal-Moulton T,Clancy T,Zhang LQ, et al.Clinical application of a robotic ankle training program for cerebral palsy compared to the research laboratory application: does it translate to practice?[J].Arch Phys Med Rehabil,2014,95(8):1433—1440.
[7] McNair PJ,Dombroski EW,Hewson DJ, et al.Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion[J].Med Sci Sports Exerc,2001,33(3):354—358.
[8] McNair PJ, Stanley SN. Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint[J].Br J Sports Med,1996,30(4):313—317, discussion 318.
[9] McNair PJ,Hewson DJ,Dombroski E, et al.Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities[J].Clin Biomech (Bristol, Avon),2002,17(7):536—540.
[10] Gao F,Ren Y,Roth EJ, et al.Effects of repeated ankle stretching on calf muscle-tendon and ankle biomechanical properties in stroke survivors[J].Clin Biomech (Bristol, Avon),2011,26(5):516—522.
[11] Zhang LQ,Chung SG,Ren Y, et al.Simultaneous characterizations of reflex and nonreflex dynamic and static changes in spastic hemiparesis[J].J Neurophysiol,2013,110(2):418—530.
[12] Gao F,Grant TH,Roth EJ, et al.Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors[J].Arch Phys Med Rehabil,2009,90(5):819—826.
[13] Chung SG,van Rey E,Bai Z, et al.Separate quantification of reflex and nonreflex components of spastic hypertonia in chronic hemiparesis[J].Arch Phys Med Rehabil,2008,89(4):700—710.
[14] Chung S,Bai Z,Rymer WZ, et al.Changes of reflex, non-reflex and torque generation properties of spastic ankle plantar flexors induced by intelligent stretching[J].Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc,2005,4:3672—3675.
[15] Chung S G,Van Rey E,Bai Z, et al.Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia[J].Arch Phys Med Rehabil,2004,85(10):1638—1646.
[16] Zhang LQ,Chung SG,Bai Z, et al.Intelligent stretching of ankle joints with contracture/spasticity[J].IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng,2002,10(3):149—157.
[17] Selles RW,Li X,Lin F, et al.Feedback-controlled and programmed stretching of the ankle plantarflexors and dorsiflexors in stroke: effects of a 4-week intervention program [J].Arch Phys Med Rehabil,2005,86(12):2330—2336.
[18] Waldman G,Yang C Y,Ren Y, et al.Effects of robot-guided passive stretching and active movement training of ankle and mobility impairments in stroke[J].NeuroRehabilitation,2013,32(3):625—634.
[19] 中华医学会第四届全国脑血管病学术会议.各类脑血管疾病诊断要点[J].中华神经科杂志,1996,29(6):379.
[20] Levin MF, Hui-Chan C.Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity?[J].J Neurol,1993,240(2):63—71.
[21] Bohannon RW, Smith MB.Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity[J].Phys Ther,1987,67(2):206—207.
[22] Pierce SR,Lauer RT,Shewokis PA, et al.Test-retest reliability of isokinetic dynamometry for the assessment of spasticity of the knee flexors and knee extensors in children with cerebral palsy[J].Arch Phys Med Rehabil,2006,87(5):697—702.
[23] Starsky AJ,Sangani SG,McGuire JR, et al.Reliability of biomechanical spasticity measurements at the elbow of people poststroke[J].Arch Phys Med Rehabil,2005,86(8):1648—1654.
[24] Vattanasilp W,Ada L, Crosbie J.Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke[J].J Neurol Neurosurg Psychiatry,2000,69(1):34—39.
[25] Firoozbakhsh KK,Kunkel CF,Scremin AM, et al.Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment[J].Am J Phys Med Rehabil,1993,72(6):379—385.
[26] Reid DA, McNair PJ. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles[J].Med Sci Sports Exerc,2004,36(11):1944—1948.
[27] Chapman DW,Newton MJ,Zainuddin Z, et al.Work and peak torque during eccentric exercise do not predict changes in markers of muscle damage[J].Br J Sports Med,2008,42(7):585—591.
[28] 龙亚君,丁玉莲,王跑球,等.踝关节被动运动仪配合运动功能训练治疗痉挛型脑瘫患儿尖足疗效观察[J].中国康复医学杂志,2014,29(3):272—273.
[29] Bressel E, McNair PJ.The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke[J].Phys Ther,2002,82(9):880—887.
[30] 成海平.粘弹性理论在关节挛缩康复矫形装置中的应用[J].国外医学·物理医学与康复学分册,1996,4:150—152.
[31] 李军,毕胜.静态进展型支具在关节挛缩中的应用进展[J].中国康复医学杂志,2013,28(8):778—781.