三维步态在脑卒中足下垂患者下肢节段协调性分析的应用

沈新培[1,2]，夏清[1,2]，杜玲玲[2]

【摘要】 **目的：**运用三维步态分析系统分析脑卒中偏瘫足下垂患者的下肢关节协调性。**方法：**选取脑卒中偏瘫足下垂患者15例作为观察组，配对设计选取15例健康者作为对照组一和对照组二。采集2组受试者行走过程中的时空参数和运动学参数，通过绘制仰角曲线图和步态环图进行协调性分析。**结果：**观察组偏瘫侧与非偏瘫侧比较，步频、支撑期百分比，髋、膝关节活动度(ROM)，最大踝背屈角度、小腿、足部仰角范围均减小(均$P<0.01$)，步长、最大踝跖屈角度增加(均$P<0.01$)；观察组偏瘫侧与对照组一比较，步速减慢、步长减短、步频减小、支撑期百分比延长(均$P<0.01$)，髋、膝、踝关节ROM，最大踝背屈角度、大腿、小腿、足部仰角范围均减小(均$P<0.01$)；观察组非偏瘫侧与对照组二比较，步速减慢、步长减短(均$P<0.01$)，髋、膝、踝关节ROM，最大踝跖屈角度、大腿、小腿、足部仰角范围均减小(均$P<0.01$)，支撑期百分比延长($P<0.01$)。观察组偏瘫侧与对照组一比较，大腿仰角峰值出现时间延迟($P<0.01$)。观察组偏瘫侧与对照组一比较以及观察组非偏瘫侧与对照组二比较，方差百分比(PV1)和PV1/PV2均减小(均$P<0.01$)，PV2均增大(均$P<0.01$)。观察组偏瘫侧与非偏瘫侧分别与对照组一、对照组二比较，步态环图偏离正常水滴形态，表现为高度降低、尾部消失、扭曲。**结论：**步态环图可直观反映脑卒中偏瘫足下垂患者下肢协调性障碍，其中PV值的改变可能是其协调功能障碍的标志之一。

【关键词】 脑卒中；足下垂；三维步态；协调性

【中图分类号】 R49；R743.3 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2021.03.004

Application of three-dimensional gait in the analysis of coordination of lower limbs in stroke patients with foot drop

Shen Xinpei, *Xia Qing*, *Du Lingling*. *Bengbu Medical College Graduate School*, Bengbu 233000, China

【Abstract】 **Objective:** To analyze the coordination of lower limb joints in stroke patients with hemiplegic foot drop by three-dimensional gait analysis system. **Methods:** Fifteen patients with post-stroke hemiplegic foot drop were selected in the treatment group, and 15 healthy persons served as the control group 1 and control group 2 by matching design. The spatio-temporal parameters and kinematic parameters in the two groups were collected during walking, and the elevation curve and gait loop diagram were drawn for coordination analysis. **Results:** In the treatment group, as compared with the non-hemiplegic side, stride frequency, the prolongation of support percentage, the range of motion (ROM) of hip and knee joint, the range of maximum ankle dorsiflexion angle, shank and foot elevation angle in the hemiplegic side decreased significantly (all $P<0.01$), while the step length and maximum ankle plantar flexion angle increased significantly (all $P<0.01$). As compared with the control group 1, step length, pace and stride frequency were significantly reduced, support percentage significantly increased, the ROM of hip, knee and ankle joints, the range of the maximum ankle dorsiflexion angle, and thigh, shank and foot elevation angles decreased significantly in the hemiplegic side of treatment group (all $P<0.01$). As compared with the control group 2, step length and pace were significantly decreased, the ROM of hip, knee and ankle joints, the range of the maximum ankle plantar flexion angle, thigh, shank, and foot elevation angle significantly decreased in the non-hemiplegic side of treatment group (all $P<0.01$). As compared with the control group 1, the peak time of thigh elevation angle in the treatment group was significantly delayed ($P<0.01$). The percentage of variance (PV1) and PV1/PV2 in the hemiplegic side of the treatment group were significantly decreased as compared with the control group 1, and those in the non-hemiplegic side of the treatment group were significantly decreased and PV2 increased as compared with the control group 2 (all $P<0.01$). As compared with the control group 1 and the control group 2, the gait loop diagram of the hemiplegic side and the non-hemiplegic sides in the treatment group deviated from the normal water drop shape, showing height reduction, tail disappearance and distortion. **Conclusion:** The gait loop diagram can directly reflect the coordination disorder of the

基金项目：合肥市第二人民医院2020年度院级光华青年科研基金项目(2020qnjj04)

收稿日期：2020-08-06

作者单位：1.蚌埠医学院研究生院，安徽 蚌埠 233000；2.合肥市第二人民医院康复医学科，合肥 230011

作者简介：沈新培(1994-)，女，硕士研究生，主要从事神经康复方面三维步态的研究。

通讯作者：夏清，xiaqing233921@yeah.net

lower limb in stroke patients with hemiplegic foot drop, and the changes of PV values may play an important role in coordination dysfunction.

【Key words】 stroke; foot drop; three-dimensional gait; coordination

脑卒中亦称脑血管意外,是发病率和致残率均较高的疾病之一,存活者中约80%的脑卒中偏瘫患者伴有不同程度的肢体、言语、意识等功能障碍[1-2],其中20%的脑卒中患者步行时出现足下垂现象[3],严重影响步行能力和生活质量。既往对脑卒中偏瘫患者的研究主要侧重于运动学分析,对下肢协调性的研究鲜有涉及。目前普遍认为,协调性是指在时间和空间上,身体不同部位和关节维持一种动态稳定性的能力[4]。节段间协调平面定律可定量评定不同运动形式下的协调功能[5-18]。因此本研究在节段间协调平面定律的基础上,通过主成分分析来进一步探讨脑卒中偏瘫足下垂患者下肢运动协调模式。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选择2019年11月~2020年10月在合肥市第二人民医院康复科住院的脑卒中偏瘫足下垂患者15例为观察组,入选标准:符合《中国急性缺血性脑卒中诊治指南2018》和《中国脑出血诊治指南2019》诊断标准,并经头颅CT或MRI检查证实;单侧发病,均伴有足下垂步态;肌张力评定:偏瘫侧下肢改良Ashworth Ⅰ+级及以下;运动功能恢复评定:偏瘫侧下肢Brunnstrom分期Ⅳ期及以上;在无需他人或辅助器具帮助下能独立且安全行走至少10m;受试者均签署知情同意书。排除标准:生命体征不稳定或伴有明显认知障碍,简易精神状态检查量表评分<24分,视听理解障碍,无法配合完成检测;伴有神经系统病变、骨关节功能障碍等其他影响步行能力或致足下垂的疾病,如脑干、小脑病变,关节畸形、骨折、退行性改变等;双侧发病;病历资料不全或依从性差。采用配对设计的方法选取与观察组年龄相近(±5岁)、性别相同及左右侧一致的健康者为对照组进行配对:对照组一与观察组偏瘫侧配对,其中8例左侧,7例右侧;对照组二与观察组非偏瘫侧配对,7例左侧,8例右侧。2组一般资料比较差异无统计学意义,见表1。

1.2 方法 以合肥市第二人民医院康复医学科步态实验室为实验场地,采用Codamotion三维动作捕捉系统(Charnwood Dynamics Ltd,英国),包括4台cx1捕捉器、下肢步态套件、标定枪。运用标定枪标记左右髂前上棘、左右股骨内外侧髁、左右踝内外侧髁以及空间静态点。向受试者详细介绍测试过程及注意事项并予以示范后,嘱受试者以舒适的自然状态,在裸足状态下行走数次。受试者熟悉流程后开始正式采集,每位受试者至少采集6次,并从中选取中间较为稳定的3个步态周期作为实验数据。

1.3 评定标准 ①时空参数:步速、步长、步频、支撑期百分比。②下肢关节运动学参数:髋关节、膝关节、踝关节矢状面的关节活动范围(range of motion, ROM),最大踝背屈角度、最大踝跖屈角度。③大腿、小腿、足部仰角范围和仰角峰值出现时间:大腿的仰角定义为大腿相对于矢状面中与地面垂直线的倾斜角,当远端定点位于大腿的近端定点之前时为正角。小腿仰角定义为相对于矢状面中与地面垂直线的倾斜角,当远端定点位于小腿的近端定点之前时为正角。足部仰角定义为第五趾骨与足跟连线相对于矢状面中与地面垂直线的倾斜角,当第五趾骨高于足跟标记时,大于90°。把每一个受试者的步态周期时间百分化,并在分析中使用多个步态周期的平均角度[19]。在健康人行走过程中,大腿仰角、小腿仰角和足部仰角轨迹在3D空间中形成一个典型的水滴形步态环图(on origin)并且非常靠近最佳拟合平面[4-7,19-20]。④方差百分比及比值:本文采用主成分分析即PCA(Principal component analysis),得出具有参考意义的是PC1(pricipal component 1)、PC2、PC3和每个PC代表的方差百分比即PV1(percent variance 1)、PV2和PV3。每个PC的方差百分比表示该PC的方差在全部方差中的比重,方差百分比越大表明该主成分综合原始变量信息的能力越强[21]。在本研究中对照组一、二,观察组偏瘫侧和非偏瘫侧各有一组PC1、PC2、PC3,PV1、PV2、PV3。PV1和PV2可确定仰角共变的最佳拟合平面,PV3是

表1 2组患者一般资料比较

组别	n	年龄(岁,$\bar{x}\pm s$)	身高(cm,$\bar{x}\pm s$)	体重(kg,$\bar{x}\pm s$)	性别(例)		疾病性质(例)		偏瘫侧(例)	
					男	女	脑梗死	脑出血	左侧	右侧
观察组	15	44.27±11.05	169.33±7.62	77.07±12.17	9	6	6	9	8	7
对照组一、二	15	46.13±9.54	166.60±8.68	66.20±8.30	9	6	—	—	—	—

注:—为健康受试者,无疾病相关数据。

步态环的平面度指数(当PV3=0,出现完全协变平面)。PV1 和 PV2 可分别反映步态环的高度和宽度[22]。

1.4 *统计学方法* 应用 SPSS 23.0统计软件对数据进行处理,计数资料采用频率进行描述,组内、组间比较采用配对设计 χ^2 检验;使用 Shapiro-Wilk 法对定量资料进行正态性检验,正态分布计量资料用 $\bar{x}\pm s$ 表示,组间比较采用配对 t 检验;偏态分布计量资料使用配对秩和检验;下肢节段仰角采用主成分分析。以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 *3组运动学参数比较* 对照组一与对照组二各项运动学参数比较差异均无统计学意义。观察组偏瘫侧与非偏瘫侧比较,步频、支撑期百分比、髋关节 ROM、膝关节 ROM、最大踝背屈角度、小腿、足部仰角范围均减小(均 $P<0.01$),步长、最大踝跖屈角度均增加(均 $P<0.01$);步速、踝关节 ROM、大腿仰角范围差异均无统计学意义。观察组偏瘫侧与对照组一比较,步速减慢、步长减短、步频减小、支撑期百分比延长(均 $P<0.01$),髋关节 ROM、膝关节 ROM、踝关节 ROM、最大踝背屈角度、大腿、小腿、足部仰角范围均减小(均 $P<0.01$),最大踝跖屈角度差异无统计学意义。观察组非偏瘫侧与对照组二比较,步速减慢、步长减短(均 $P<0.01$),髋关节 ROM、膝关节 ROM、踝关节 ROM、最大踝跖屈角度、大腿、小腿、足部仰角范围均减小(均 $P<0.01$),支撑期百分比延长($P<0.01$),步频和最大踝背屈角度差异均无统计学意义。见表 2。

2.2 *3组仰角峰值出现时间* 观察组偏瘫侧与对照组一比较,大腿仰角峰值出现时间延迟($P<0.01$),观察组偏瘫侧与非偏瘫侧和对照组一其余参数比较以及观察组非偏瘫侧和对照组二比较差异均无统计学意义,见表 3。

2.3 *3组仰角方差百分比及比值比较* 观察组偏瘫侧与非偏瘫侧各参数比较均无统计学意义。观察组偏瘫侧与对照组一比较以及观察组非偏瘫侧与对照组二比较,PV1 和 PV1/PV2 均减小(均 $P<0.01$),PV2 均增大(均 $P<0.01$),PV3 差异均无统计学意义。见表 4。

表 2 3组步行中运动学参数比较 $\bar{x}\pm s$

参数	对照组一(n=15)	对照组二(n=15)	观察组(n=15)	
			偏瘫侧	非偏瘫侧
步速(m/s)	0.85±0.16	0.82±0.13	0.29±0.15[b]	0.28±0.15[c]
步长(m)	0.51±0.09	0.52±0.08	0.26±0.08[ab]	0.19±0.11[c]
步频(steps/min)	97.12±9.89	98.62±10.77	62.19±16.52[ab]	87.16±25.49
支撑期百分比(%)	57.78±2.67	57.92±3.04	69.25±6.41[ab]	80.69±7.04[c]
髋关节 ROM(°)	41.99±6.73	42.32±5.54	23.12±9.63[ab]	33.85±8.90[c]
膝关节 ROM(°)	60.44±5.66	60.08±5.74	32.43±14.16[ab]	47.79±10.52[c]
踝关节 ROM(°)	28.39±6.99	27.50±3.22	21.44±8.28[b]	22.31±4.68[c]
最大踝背屈(°)	16.44±7.05	12.71±6.26	4.77±6.66[ab]	15.06±5.47
最大踝跖屈(°)	12.88±7.40	14.49±6.95	16.73±8.47[a]	7.25±7.68[c]
大腿仰角范围(°)	45.73±9.98	44.73±8.74	26.36±8.99[b]	26.88±7.62[c]
小腿仰角范围(°)	75.56±28.65	74.78±24.42	35.00±19.81[ab]	40.39±11.08[c]
足部仰角范围(°)	88.15±13.50	89.28±11.26	46.21±18.63[ab]	62.61±28.74[c]

与非偏瘫侧比较,[a]$P<0.01$,与对照组一比较,[b]$P<0.01$,与对照组二比较,[c]$P<0.01$

表 3 3组各节段仰角峰值出现时间 %,M(P_{25},P_{75})

参数	对照组一(n=15)	对照组二(n=15)	观察组(n=15)	
			偏瘫侧	非偏瘫侧
大腿峰值时间	98.00(96.75,99.00)	98.00(96.75,99.00)	107.00(101.00,109.00)[a]	103.50(100.00,104.00)
小腿峰值时间	100.00(99.00,101.00)	100.00(99.00,101.00)	104.00(99.00,106.00)	102.00(100.00,104.00)
足部峰值时间	100.00(100.00,101.00)	100.00(100.00,101.00)	106.00(105.00,107.00)	103.00(102.00,104.00)

与对照组一比较,[a]$P<0.01$

表 4 3组仰角方差百分比及比值比较 $\bar{x}\pm s$

参数	对照组一(n=15)	对照组二(n=15)	观察组(n=15)	
			偏瘫侧	非偏瘫侧
PV1(%)	87.14±3.61	87.78±5.53	66.94±8.01[a]	74.35±9.79[b]
PV2(%)	9.63±3.49	10.58±5.37	29.32±6.65[a]	22.24±7.94[b]
PV3(%)	1.43±0.95	1.64±1.16	3.74±2.95	3.41±3.49
PV1/PV2	11.01±5.55	11.16±6.38	2.55±1.22[a]	4.06±2.12[b]

与对照组一比较,[a]$P<0.01$,与对照组二比较,[b]$P<0.01$

2.4 三维步态环图 观察组偏瘫侧与非偏瘫侧分别与对照组一、对照组二比较，步态环图偏离正常水滴形态，表现为高度降低、尾部消失、扭曲。观察组偏瘫侧与非偏瘫侧比较，步态环路图高度较低。见图1a～c（分辨率：8050×2057）。

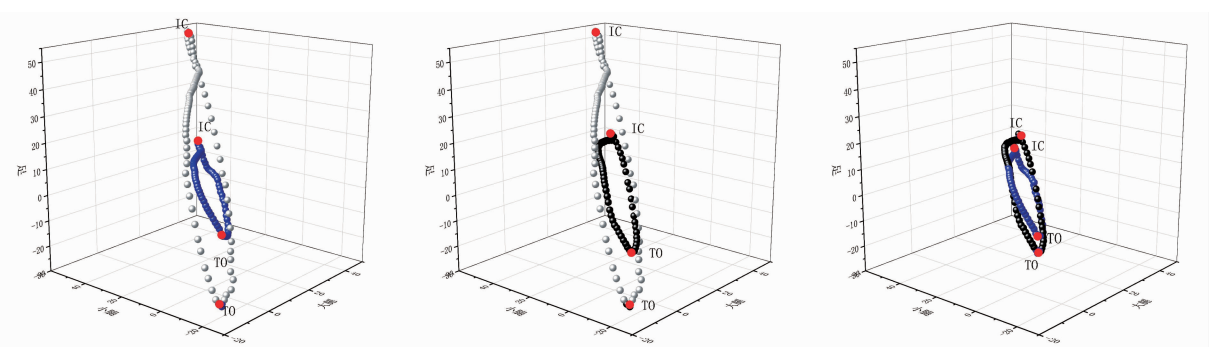
3 讨论

正常步行周期始于一侧足跟着地到该侧足跟再次着地。脑卒中后足下垂表现为在步行周期的摆动相，患肢踝关节无法背屈或背屈缓慢无力。本研究发现脑卒中偏瘫足下垂患者偏瘫侧和非偏瘫侧与对照组比较，支撑期百分比延长。偏瘫侧与非偏瘫侧比较，支撑期百分比缩短。说明足下垂患者在步行中偏瘫侧下肢缺乏足够负重能力，无法很好地支撑体重完成非偏瘫侧摆动迈步。观察组偏瘫侧髋膝踝各关节活动度较对照组一均减小，这可能与偏瘫侧下肢各关节活动受限，控制能力降低，分离运动不充分有关[24]。同时偏瘫侧最大踝背屈角度较对照组一降低，这符合足下垂步态的基本特征[26－30]。脑卒中偏瘫足下垂的主要原因是脑卒中偏瘫足下垂患者在摆动相时因小腿前肌群（胫骨前肌）及外侧肌群（腓骨长短肌）激活不足，出现废用性肌萎缩[25]，同时小腿三头肌长期痉挛[26]，导致足背屈无力、跟腱挛缩，在支撑相前期全脚掌或足尖先着地。在临床治疗过程中可着重加强胫前肌肌力训练，小腿三头肌牵拉训练、踝关节控制训练等以改善患者的足下垂步态[27－30]。

观察组偏瘫侧与对照组一比较，非偏瘫侧与对照组二比较，结果均为步长变短，步频减小，步行速度降低。观察组非偏瘫侧步长小于偏瘫侧，步频大于偏瘫侧。上述结果表明脑卒中偏瘫足下垂患者步行能力下降，偏瘫侧通过非偏瘫侧代偿完成步行。在健康者行走过程中，跖屈肌是向前推进的主要动力[31－32]。由于脑卒中偏瘫足下垂患者偏瘫侧跖屈肌损伤，患者利用非偏瘫侧跖屈肌增加向前的推进力，在偏瘫侧腿摆动期重心进一步向前移动，从而增加了偏瘫侧步长，这与Allen等[33]研究结果一致，即脑卒中偏瘫患者通常依赖于非偏瘫侧代偿改善其步行对称性。

步行是一个复杂的循环过程，它包括许多关节之间的协调运动，步行的协调是通过中枢神经系统控制相关关节的运动，调节关节运动自由度从而实现肢体的协调。我们对脑卒中偏瘫足下垂步态是否遵循节段间协调平面规律进行了检测，通过对实验组偏瘫侧、非偏瘫侧及对照组的各节段仰角进行主成分分析，发现各组PC1和PC2可解释接近95％的原始变量，代表各组数据的基本特征。观察组的偏瘫侧、非偏瘫侧分别与对照组和一对照组比较，发现平面自由度PV3差异没有统计学意义，这证明脑卒中偏瘫足下垂步态符合节段间协调平面定律。观察组偏瘫侧和非偏瘫侧的大腿、小腿及足部仰角范围明显小于对照组一、二，但观察组非偏瘫侧和偏瘫侧的大腿仰角范围没有明显差异，结合偏瘫侧大腿和足部仰角峰值时间较对照组一延迟，考虑与患者在步行中通过非偏瘫侧下肢支撑相延长、增加步频、减小步长的方式对偏瘫侧肢体进行代偿相关，并且偏瘫侧肢体倾向增大屈髋角度、增加步长以弥补偏瘫侧下肢各关节活动范围不同程度的受限对步行能力的影响[33]。Bleyenheuft等[34]研究证明在痉挛性脑卒中患者注射肉毒杆菌毒素2个月后，双下肢仰角明显改善，偏瘫侧节间协调能力提高，非偏瘫侧协调能力趋近正常。这提示在临床治疗中，可通过降低小腿三头肌肌张力增加踝背屈角度，减轻足下垂步态，改善患者双下肢协调能力。

郭忠武等[34]通过主成分分析发现在步行过程中步态关键时间点是足跟接触地面瞬间。脑卒中足下垂患者的仰角轨迹在三维坐标图上偏离典型的形状。在



a 对照组一与观察组偏瘫侧　　b 对照组二与观察组非偏瘫侧　　c 观察组非偏瘫侧与偏瘫侧

注：三维步态环图是将大腿、小腿和足部的仰角绘制成3D空间步态路径，环路形状反映了不同节段之间的相位关系。随着时间的推移，这条路径以逆时针方向前进，足跟接触地面（IC）和足趾离开地面（TO）阶段分别对应于环的顶部和底部[23]。灰色为对照组，蓝色为观察组偏瘫侧，黑色为观察组非偏瘫侧。

图1 3组三维步态环图比较

观察组中，偏瘫侧和非偏瘫侧出现步态环路异常，偏离正常的曲线，表现为步态环变矮，高尖尾部消失。观察对照组一和二的三维步态环图，可发现典型水滴形步态环图出现高尖尾部现象，这是因为在足跟着地时，足部和小腿节段仰角几乎同时到达峰值，且大腿节段处于仰角曲线平缓期，随后重心前移，全脚掌着地，足部仰角迅速降至平台期。结合表 3，对照组一、二各节段仰角峰值出现时间均集中在足跟着地时，观察组偏瘫侧小腿和足部仰角峰值出现时间不一致，且观察组偏瘫侧大腿仰角峰值与对照组一相比明显延迟，差异有统计学意义。观察组偏瘫侧因踝背屈困难足部仰角在足着地后缺乏迅速下降的过程，而非偏瘫侧因为迈步不充分使得其足部仰角曲线直接进入平台期。上述结果使得图1c中非偏瘫侧与偏瘫侧三维步态环路的尾部出现不同程度的异常，即扭曲，甚至消失等情况，是协调功能异常的关键点，可作为描述足下垂患者下肢协调障碍标志之一。为了更科学的解释观察组三维环图的形状，在主成分分析所得出的结果中可知，PV1 和 PV2 反映了三维步态环路的高度和宽度，PV1/PV2 即高宽比可一定程度上体现三维步态环图的形状[22]。Bleyenheuft 等[35]认为 PV1/PV2 的值越大，步态环路就越接近于一条线段。如表 4 所示，观察组偏瘫侧和非偏瘫侧分别与对照组一、二相比，高宽比均减小，因此在三维步态环图中，观察组偏瘫侧和非偏瘫侧与对照组一和二相比图形较为矮宽，结果与图中三维步态环路显示结果一致。图 1c 显示观察组偏瘫侧的步态环路偏差较非偏瘫侧更明显，偏瘫侧与非偏瘫侧与对照组一、二相比，PV1 减少而 PV2 增加，差异有统计学意义。主要原因可能与非偏瘫侧下肢的代偿作用相关[33]。以往研究表明 PV 值的变化提示步态协调发生改变，Martinoa 等[23]认为遗传性痉挛性截瘫患者相对于对照组 PV1 减小，PV2 增大，说明其下肢协调功能受损。结合本文结果，在行走状态下，实验组偏瘫侧的 PV1 减少和 PV2 增加提示脑卒中偏瘫足下垂患者协调障碍。

综上所述，脑卒中偏瘫足下垂患者在步行中偏瘫侧下肢缺乏足够负重和控制能力，步行能力下降，协调功能受损，依赖非偏瘫侧下肢进行相应代偿协助完成步行。除却 3D 步态环图的直观体现外，PV 值的改变可能是脑卒中偏瘫足下垂患者协调障碍的标志之一。但本研究亦存在不足之处，本研究样本量偏小，未从主成分分析所得数据进一步量化偏瘫侧下肢髋膝踝关节代偿方式，有待后期研究进一步完善。

【参考文献】

[1] Freeman WD, Dawson SB, Flemming KD. The ABC's of stroke complications[J]. Semin Neurol, 2010, 30(5): 501-510.

[2] Beyaert C, Vasa R, Frykberg GE. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies[J]. Neurophysiol Clin, 2015, 45(4-5): 335-355.

[3] Burridge JH, Taylor PN, Hagan SA, et al. The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients[J]. Clin Rehabil, 1997, 11(3): 201-210.

[4] Krasovsky T, Levin MF. Review: toward a better understanding of coordination in healthy and poststroke gait[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2010, 24(3): 213-224.

[5] Borghese NA, Bianchi L, Lacquaniti F. Kinematic determinants of human locomotion[J]. J Physiol, 1996, 494(Pt3): 863-879.

[6] Ivanenko YP, D'Avella A, Poppele RE, et al. On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion[J]. J Neurophysiol, 2008, 99(4): 1890-1898.

[7] Bleyenheuft C, Detrembleur C. Kinematic covariation in pediatric, adult and elderly subjects: is gait control influenced by age? [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2012, 27(6): 568-572.

[8] Catavitello G, Ivanenko YP, Lacquaniti F. Planar Covariation of Hindlimb and Forelimb Elevation Angles during Terrestrial and Aquatic Locomotion of Dogs[J]. PloS One, 2015, 10(7): e0133936.

[9] Maclellan MJ, Mcfadyen BJ. Proximal lower limb muscle energetics and the adaptation of segment elevation angle phasing for obstacle avoidance[J]. Gait Posture, 2013, 37(2): 274-279.

[10] Leurs F, Bengoetxea A, Cebolla AM, et al. Planar covariation of elevation angles in prosthetic gait[J]. Gait Posture, 2012, 35(4), 647-652.

[11] Maclellan MJ, Mcfadyen BJ. Segmental control for adaptive locomotor adjustments during obstacle clearance in healthyyoung adults[J]. Exp Brain Res, 2010, 202(2): 307-318.

[12] Noble JW, Prentice SD. Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: age and ramp angle effects[J]. Exp Brain Res, 2008, 189(2): 249-255.

[13] Cheron G, Bouillot E, Dan B, et al. Development of a kinematic coordination pattern in toddler locomotion: planar covariation[J]. Exp Brain Res, 2001, 137(3-4): 455-466.

[14] Aprigliano F, Monaco V, Micera S. External sensory-motor cues while managing unexpected slippages can violate the planar covariation law[J]. J Biomech, 2019, 85: 193-197.

[15] Gaffney BMM, Christiansen CL, Murray AM, et al. Separation of rotational and translational segmental momentum to assess movement coordination during walking[J]. Hum Mov Sci, 2017, 51: 99-111.

[16] Aprigliano F, Martelli D, Micera S, et al. Intersegmental coordination elicited by unexpected multidirectional slipping-like perturbations resembles that adopted during steady locomotion[J]. J Neurophysiol, 2016, 115(2): 728-740.

[17] Ogihara N, Kikuchi T, Ishiguro Y, et al. Planar covariation of limb elevation angles during bipedal walking in the Japanese macaque[J]. J R Soc Interface, 2012, 9(74): 2181-2190.

[18] Plotnik M, Giladi N, Hausdorff JM. A new measure for quantif-

ying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease[J]. Exp Brain Res,2007,181(4):561-570.
[19] Grasso R,Bianchi L,Lacquaniti F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion[J]. J Neurophysiol, 1998,80(4):1868-1885.
[20] Barliya A, Omlor L, Giese MA, et al. An analytical formulation of the law of intersegmental coordination during human locomotion[J]. Exp Brain Res,2009,193(3):371-385.
[21] 潘发明,郝元涛,姚应水. 医用统计方法及其 spss 软件实现[M]. 合肥:中国科学技术大学出版社,2018:354-356.
[22] Grasso R, Peppe A, Stratta F, et al. Basal ganglia and gait control: apomorphine administration and internal pallidum stimulation in Parkinson's disease[J]. Exp Brain Res,1999,126(2):139-148.
[23] Martino G, Ivanenko Y, Serrao M, et al. Locomotor coordination in patients with Hereditary Spastic Paraplegia[J]. J Electromyogr Kinesiol,2019,45:61-69.
[24] 杜玲玲,夏清. 脑卒中偏瘫患者膝过伸步态运动学特点分析[J]. 中国康复,2018,33(1):7-10.
[25] 张淑云,张通. 肉毒毒素治疗偏瘫后痉挛性足下垂及足内翻[J]. 国外医学(脑血管疾病分册),2002,10(4):264-267.
[26] 周朝生,朱玉连. 脑卒中患者踝关节运动控制障碍的研究进展[J]. 中国康复,2014,29(1):61-64.
[27] 毛玲娣. 踝关节控制性训练对偏瘫患者步态的影响[J]. 新乡医学院学报,2016,33(8):716-717.
[28] 荣积峰,吴毅,顾玲,等. 脑卒中患者足下垂和足内翻康复研究进展[J]. 中国康复,2015,30(1):45-48.
[29] 李威,章荣,刘仲书,等. 步态诱发功能性电刺激对痉挛型脑瘫足下垂患儿的疗效[J]. 中国康复,2012,27(6):432-434.
[30] 李道明,孙鸣. 运动疗法结合肌电生物反馈对脑卒中足下垂的疗效观察[J]. 中国康复,2014,29(4):260-261.
[31] Mcgowan CP, Neptune RR, Kram R. Independent effects of weight and mass on plantar flexor activity during walking: implications for their contributions to body support and forward propulsion[J]. J Appl physiol (1985),2008,105(2):486-494.
[32] Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forwardprogression and swing initiation during walking[J]. J Biomech, 2001, 34(11): 1387-1398.
[33] Allen JL, Kautz SA, Neptune RR. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used inpost-stroke hemiparetic walking[J]. Gait Posture,2011,33(4):538-543.
[34] 郭忠武,丁海曙,王广志,等. 基于运动学和动力学参数的步态识别研究[J]. 生物医学工程学杂志,2005,22(1):1-4.
[35] Bleyenheuft C, Cockx S, Caty G, et al. The effect of botulinum toxin injections on gait control in spastic strokepatients presenting with a stiff-knee gait[J]. Gait Posture,2009,30(2):168-172.

·外刊拾粹·

轻度认知功能障碍的远程认知康复治疗

鉴于目前的药物治疗效果有限,因此需要新的干预措施来预防或延缓阿尔茨海默病(AD)进展。最近的一项系统综述肯定了远程康复对于改善轻度认知障碍(MCI)患者认知能力的疗效。本研究比较了传统面对面认知治疗和有或无辅助远程康复的虚拟现实康复系统(VRRS)对轻度认知障碍患者的治疗效果。这项多中心研究包括了 49 名诊断为 MCI 的患者。在基线、面对面治疗结束以及从基线开始的第 4 个月和第 7 个月后进行了全面的临床、功能和神经心理评估。将受试者随机分为三组:a)面对面认知虚拟现实体验(为期四周的 12 个疗程的个体化认知康复训练),然后是远程康复(36 个疗程的居家认知虚拟现实体验训练);b)面对面认知虚拟现实疗法,然后在家进行非结构化认知刺激(36 个疗程的家庭非结构化认知刺激);c)像往常一样进行面对面认知治疗(像往常一样进行 12 个疗程的面对面认知治疗)。主要结果变量为言语情景记忆两项任务(RAVLT 和 FCSRT)的变化。虽然得分相似,但在前 12 个疗程结束时,临床 VRRS 组在记忆力(FCSRT IFR)、语言(FPC)、注意力(TMT A)和视觉构建能力(CDT)方面的改善要快于常规临床治疗组。与居家非结构刺激相比,这些获益在随后的居家认知虚拟现实远程康复中得到更好的维持。结论:本研究显示认知面对面虚拟现实康复系统对轻度认知障碍患者的记忆、语言和视觉构造能力的改善明显优于常规治疗。

(王阳 译)

Manenti R, et al. Effectiveness of an Innovative Cognitive Treatment and Telerehabilitation on Subjects with Mild Cognitive Impairment: A Multicenter, Randomized, Active Controlled Study. Front Aging Neurosci. 2020, 12:400.

中文翻译由 WHO 康复培训与研究合作中心(武汉)组织
本期由 四川大学华西医院 何成奇教授主译编