

感觉整合模式对偏瘫患者维持平衡的作用

张彪¹ 刘鸿宇¹ 武俊英^{2,3} 许志强² 张科²

摘要

目的:为探讨感觉整合模式变化对平衡功能的影响,本研究测量了偏瘫患者治疗前后稳定性及平衡觉三要素的参与比例。

方法:符合站立条件的偏瘫患者(54.22±8.63岁)40例,利用Pro-Kine Line 254P动静态平衡仪在训练前后分别记录平板睁眼(T1)、平板闭眼(T2)、海绵睁眼(T3)、海绵闭眼(T4)四种状态下的相关指标,分析视觉、本体觉及前庭觉的变化及对平衡的影响。

结果:T1状态时,移动轨迹长(Len=202.88±52.32mm)和平均移动速度(Sv=6.76±1.75mm/s)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$),其他指标无差异;T2时,移动轨迹长(Len=10.45±5.66mm)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$),其他指标无差异;T3时,移动轨迹长(Len=430.62±159.38mm)、运动椭圆面积(Area=430.59±318.45mm²)、平均移动速度(Sv=14.35±5.31mm/s)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$);T4时,站立时间(time=28.07±5.08s)较训练前更长有差异($P < 0.05$),其他指标无差异。训练前视觉、本体觉、前庭觉的参与比例为31.59%、31.39%、61.05%;训练后视觉、本体觉、前庭觉的参与比例为26.11%、34.59%、58.84%。

结论:不同阶段的视觉反馈训练可以有效地提高偏瘫患者的平衡能力;训练前视觉代偿对人体维持平衡有重要作用;训练后视觉参与比例下降,本体觉参与比例上升,提示康复训练可以改变平衡感觉整合模式,改善平衡功能,因此可将本体觉与视觉参与比例变化作为监测指标,以指导偏瘫患者康复训练。

关键词 平衡功能;偏瘫患者;视觉;本体觉;感觉整合模式

中图分类号:R743.3, R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2016)-09-973-06

Effects of sensory integration mode on balance ability of patients with hemiplegia/ZHANG Biao, LIU Hongyu, WU Junying, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(9): 973—978

Abstract

Objective: In order to explore the effect of sensory integration on balance function for hemiplegic patients, we valued the stability and the participation ratio for three elements in equilibrium sense before and after rehabilitation training.

Method: Forty patients with hemiplegia (54.22y±8.63y) who met the inclusion criteria were enrolled in this study. To analyze the balance function under the change of the vision, the proprioceptive sense or the vestibular sensation, we recorded some related indicators at the condition of T1(standing on the plat with eyes open), T2(standing on the plat with eyes closed), T3(standing on the sponge with eyes open) or T4(standing on the sponge with eyes closed) using static balance test and training equipment (Pro-Kine Line 254p) before and after rehabilitation training.

Result: At condition T1, the length of moving track (Len=202.88±52.32mm) and average moving speed (Sv=6.76±1.75mm/s) have statistical significance as compared with those before training, while no statistical significance for other indicators. As for T2, the length of moving track (Len=10.45±5.66mm) has significant difference in comparison with that before training ($P < 0.05$). At condition T3, the length of moving track (Len=

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.09.009

1 中北大学运动医学研究所,太原,030051; 2 山西医科大学第一医院康复科; 3 通讯作者

作者简介:张彪,男,硕士研究生; 收稿日期:2015-06-29

430.62±159.38mm), motion ellipse area (Area=430.59±318.45mm²) and Sv (14.35±5.31mm/s) have significant difference as compared with those before training ($P < 0.05$). At condition T4, the standing time (time=28.07±5.08s) has significant difference as compared with those before training ($P < 0.05$). Before training, the participation proportion of vision, proprioceptive sense and vestibular sensation are 31.59%, 31.39%, 61.05%, respectively. Meanwhile, after training, participation proportion are 26.11%, 34.59%, 58.84%, respectively

Conclusion: Visual feedback at different stage is able to improve the ability of balance effectively. Before training, the visual compensation plays an important role in the balance function. After rehabilitation, there is the increased participation ratio of proprioceptive sense with the decreased participation ratio of visual function, suggesting that rehabilitation training can modify sensory integration mode. We come to the conclusion that the participation ratio of visual function and proprioceptive sense could be the index to monitor the rehabilitation training for hemiplegic patients.

Author's address Institute of Sport and Exercise Medicine, North University of China, Taiyuan, 030051

Key word balance function; hemiplegic patients; vision; proprioceptive sense; sensory integration mode

平衡的维持需要视觉、本体觉、前庭觉器官(平衡三联)的感觉信息输入,通过中枢神经系统对信息的整合和运动输出机制来维持躯体的稳定。偏瘫患者初步康复并达到站立行走能力后,常常会遗留不同程度的感觉功能障碍特别是本体感觉障碍,严重时影响患者的平衡功能。目前,感觉输入对平衡影响的研究主要集中在前庭受损患者中,康复领域也有通过干扰感觉输入来训练偏瘫患者平衡功能的研究^[1]。徐睿华等^[2]通过对偏瘫患者进行5周的对比训练,发现视觉反馈训练能够提高患者的平衡及功能性能力。但感觉输入(视觉、本体觉、前庭觉)的整合模式对于偏瘫患者平衡影响的研究比较少见^[3]。本研究的目的是通过分析偏瘫患者训练前后视觉、本体觉、前庭觉整合模式的变化,继而探讨偏瘫患者感觉整合模式对平衡产生的影响,以期今后的研究提供新的思路。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取2014年1月—2015年1月,山西医科大学第一附属医院康复科住院患者40例。纳入标准:①经CT或MRI确定为大脑单侧损伤且单侧偏瘫;②视力及矫正视力正常;③站立平衡功能Ⅱ级以上具有10m步行能力;④患侧下肢Brunnstrom分期为Ⅲ—V期;⑤无前庭功能障碍、无单侧忽略;⑥听理解正常;⑦无其他严重影响下肢感觉、运动的疾病,如风湿性关节炎、腰椎间盘突出症、下肢外伤、糖尿病和其他周围神经病;⑧能独立站立2min以上。

排除标准:①严重肝、肾、心肺功能不全;②严重的关节疼痛和明显的关节活动受限;③眼部疾病,如偏盲、高度近视、白内障等;④经CT或MRI诊断为小脑损伤或有小脑损伤史者。

其中男22例,女18例;年龄42—62岁,平均(54.22±8.63)岁;身高158—176cm,平均(165.50±6.67)cm;体重60—80.2kg,平均(69.69±6.67)kg;右侧偏瘫21例,左侧偏瘫19例;脑梗死25例,脑出血15例。患者训练前后Brunnstrom分期及患侧最大负重百分比(percentage of max weight, POMW)情况,见表1。

表1 患者训练前后Brunnstrom分期

时期	例数	Ⅲ	Ⅳ	V	Ⅳ+V期(%)	POMW(%)
训练前	40	22	12	6	45	69.28±8.28
训练后	40	18	14	8	55	70.10±6.72

1.2 训练方法

患者除继续进行基础治疗以外,训练还包括跑步机步行训练、意大利PK254P动静态平衡仪(动态训练)、MOTOmed等速肌力训练等康复训练。训练时检测患者心率,若训练心率超过年龄标准化最高心率的75%、血压超过180/110mmHg,或出现胸前区不适及头晕等症状时及时停止训练^[4]。

①跑步机步行训练:采用台湾产SportsArt-3108进行步行训练,由专业医师陪护,根据患者实际情况设定跑台坡度(1—3档)和跑步机速度(1.0—3.0km/h),每日训练2次,上午下午各一次,每次15min,每周5天,训练4周。

②等速肌力训练:采用德国 Reck MOTomed 等速肌力训练仪进行肌力训练,依据患者实际训练感受相应调整训练阻力(阻力设定1—8档),每日训练2次,每次20min,每周5天,训练4周。

③视觉反馈训练:意大利 PK254P 动静态平衡仪,医师利用移动平台选择患者相应水平的训练体位(A—I体位)、训练阻力(锁调至3—9档)以及训练模式,每日训练1次(共30min),每次分5组,每组5min,各组间休息1min,每周5天,训练4周。同时利用综合功能区设施,如:Bobath球、活动平板、泡沫软垫等,从睁眼训练过渡到闭眼训练,由双足站立过渡到单足训练。每日1次,每次30min,分为1—5组,具体训练间隔以患者轻中度疲劳为准。

1.3 测试方法

试验仪器:意大利 Tecnobody 公司生产的 Pro-Kin Line 245P(PK 254P)动静态平衡仪;与压力测试板形状相似,直径为35.5cm,厚度为9.5cm,密度为40kg/m³质地柔软、均一的海绵垫。

实验要求:患者不应在训练后测试,避免疲劳产生误差;测试应在安静舒适、光线适宜的环境下,被检测者脱鞋脱袜站立于测试平板上,双足分别均等的放置于A1A5轴两侧,两足第二脚趾分别放置于A2A8轴上;为了缓解患者心理紧张,测试开始之前测试者指导患者模拟测试一次;站立时,受检者不要移动脚步或摇头,两臂自然下垂于身体两侧,测试者及他人不得打扰受试者;如果测试时患者失去平衡,立即停止此次测试,并记录时间。

测试模式依次为:①站立于压力平板,睁眼,T1;②站立于压力平板,闭眼,T2;③站立海绵之上,睁眼,T3;④站立海绵之上,闭眼,T4。以上4种模式下各站立30s,重复测试3次,2种不同模式的测试,其间隔应使患者休息1—2min,以减少患者疲劳所带来的误差。

1.4 评价平衡及感觉整合作用的方法

实验中平衡的评价指标:x轴偏离程度(xcop)、y轴偏离程度(ycop)、左右移动速度(l-r)、前后移动速度(f-b)、移动轨迹长(Len)、运动椭圆面积(Area)、平均移动速度(Sv)、站立时间(time)。x轴、y轴偏离程度越大说明重心的偏移程度大,越容易失去平衡;移动速度越快、移动轨迹越长、运动椭圆面积

越大说明平衡稳定性越差;站立时间长说明平衡能力好。

感觉整合模式的评估参考郭丽敏等^[5]实验中的方法,如下:①视觉的作用:T1和T2或T3和T4的差别均主要是后者的视觉被干扰,因此T2-T1与T4-T3的值均可被认为是视觉的作用。而(T2-T1)/T2可被认为是在本体和前庭觉共同存在时增加视觉引起姿态平稳性增加的百分率,(T4-T3)/T4被认为是只在前庭觉存在时引起姿态平稳性增加的百分率。②体觉的作用:同理,(T3-T1)/T3可被认为是在视觉和前庭感受器存在时增加本体感觉输入引起姿态平稳性增加的百分率,而(T4-T2)/T4是在前庭存在时本体感觉的输入引起姿态平稳性增加的百分率。③视觉和本体觉的联合作用:(T4-T1)/T4可被认为是在前庭迷路存在时增加视觉和本体感觉输入引起姿态平稳性增加的百分率^[3]。选取重心平均移动速度(Sv)作为感觉整合评估的参数,依据上面4种感觉整合的公式,计算可得4种条件下的各感觉的感觉整合作用。

1.5 统计学分析

运用SPSS 17.0版统计学软件包进行数据处理。数据用均数±标准差表示,训练前与训练后的比较采用配对t检验;训练前后模式间的比较采用独立样本t检验。本研究选择的平衡指标有:xcop、ycop、l-r、f-b、Len、Area、Sv、time,其他指标有患侧POMW。

2 结果

2.1 患者训练前后平衡各指标的比较

T1状态时,移动轨迹长(Len=202.88±52.32mm)和平均移动速度(Sv=6.76±1.75mm/s)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$),其他指标无差异;T2时,移动轨迹长(Len=10.45±5.66mm)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$),其他指标无差异;T3时,移动轨迹长(Len=430.62±159.38mm)、运动椭圆面积(Area=430.59±318.45mm²)、平均移动速度(Sv=14.35±5.31mm/s)较训练前更稳定有差异($P < 0.05$);T4时,站立时间(time=28.07±5.08s)较训练前更长有差异($P < 0.05$),其他指标无差异。见表2—3。

训练前,T1与T2状态比较,前后方向平均运动

速度有差异($P < 0.05$),移动轨迹长(Len)有差异($P < 0.05$),平均移动速度(Sv)有差异($P < 0.05$);训练后,T1与T2状态比较,左右方向平均运动速度有差异($P < 0.05$),运动椭圆面积(Area)有差异($P < 0.01$),其他指标无差异。见表2。

2.2 训练前后感觉整合模式的变化

40例偏瘫患者训练前4种模式T1、T2、T3、T4所测定的重心平均移动速度(Sv)的值分别为:9.45±2.45mm/s、17.56±8.73mm/s、17.42±6.18mm/s、26.09±11.92mm/s。训练后Sv的值为:6.76±1.75mm/s、10.45±5.66mm/s、14.35±5.31mm/s、22.49±11.39mm/s。将Sv值带入上述感觉整合模式公式,得到训练前、后增加的视觉、本体觉、视觉和本体觉联合作用

后相应增加姿态稳定性的百分率的值如下:

训练前视觉作用:(T2-T1)/T2(%)=46.18±7.19, (T4-T3)/T4(%)=33.26±4.81;本体觉作用:(T3-T1)/T3(%)=45.76±6.04, (T4-T2)/T4(%)=32.73±2.68;视觉和本体觉联合作用:(T4-T1)/T4(%)=63.80±7.94。

训练后视觉作用:(T2-T1)/T2(%)=35.33±6.92, (T4-T3)/T4(%)=36.20±5.34;本体觉作用:(T3-T1)/T3(%)=52.89±6.71, (T4-T2)/T4(%)=53.53±5.03;视觉和本体觉联合作用:(T4-T1)/T4(%)=69.95±8.47。

研究参照郭丽敏等^[5]实验方法,并利用公式: $\bar{x}/(100+\bar{x})$ 评估偏瘫患者训练前后不同模式下感觉整合的相互作用。见表4—5。

表2 训练前后平板睁眼各指标的变化情况比较

($\bar{x} \pm s, n=40$)

参数	平板睁眼(T1)		平板闭眼(T2)	
	训练前	训练后	训练前	训练后
x轴偏离程度	-5.38±12.13	-1.96±16.60	-4.33±11.36	1.67±11.33
y轴偏离程度	-12.77±14.93	-6.85±13.77	-12.88±18.03	-13.29±9.77
左右方向平均运动速度(mm/s)	6.22±2.59	5.25±1.47	8.21±4.10	8.25±3.13 ^③
前后方向平均运动速度(mm/s)	7.77±2.49	7.59±1.71	15.52±8.73 ^③	14.55±11.01
移动轨迹长(mm)	283.48±73.56	202.89±52.32 ^②	526.70±216.95 ^③	346.96±228.90
运动椭圆面积(mm ²)	263.77±206.89	140.92±62.09	554.14±426.00	416.29±238.22 ^④
平均移动速度(mm/s)	9.45±2.45	6.76±1.75 ^②	17.56±8.73 ^③	10.45±5.66 ^①
站立时间(s)	30	30	30	30

T1或T2模式下训练前后比较:① $P < 0.05$;② $P < 0.01$;训练前或训练后T1模式和T2模式比较:③ $P < 0.05$;④ $P < 0.01$

表3 训练前后海绵睁眼各指标的变化情况比较

($\bar{x} \pm s, n=40$)

参数	海绵睁眼(T3)		海绵闭眼(T4)	
	训练前	训练后	训练前	训练后
x轴偏离程度	-1.84±17.01	-1.30±14.64	-1.51±19.36	-1.81±15.04
y轴偏离程度	-8.71±15.07	-6.77±14.17	-11.36±16.90	-7.22±11.85
左右方向平均运动速度(mm/s)	13.51±6.06	11.80±3.76	20.48±7.80	18.48±9.78
前后方向平均运动速度(mm/s)	13.92±5.41	13.92±5.79	27.40±11.34	25.33±11.86
移动轨迹长(mm)	522.55±185.51	430.62±339.06 ^②	617.70±343.40	613.40±334.10
运动椭圆面积(mm ²)	517.92±339.06	430.59±318.95 ^①	1712.40±1672.80	1980.70±16672.80
平均移动速度(mm/s)	17.42±6.18	14.35±5.31 ^②	26.09±11.92	22.49±11.39
站立时间(s)	30	30	22.96±8.25	28.07±5.78 ^①

T2或T3模式下训练前后比较:① $P < 0.05$;② $P < 0.01$

表4 偏瘫患者训练前不同姿势平衡中感觉整合作用(%)

模式	视觉作用	本体觉作用	前庭觉作用
T1	31.59	31.39	61.05
T2	-	24.66	75.34
T3	24.96	-	75.04

注:训练前视觉与本体觉联合作用为:38.95%。

表5 偏瘫患者训练后不同姿势平衡中感觉整合作用(%)

模式	视觉作用	本体觉作用	前庭觉作用
T1	26.11	34.59	58.84
T2	-	34.84	65.16
T3	26.58	-	73.42

注:训练后视觉与本体觉的联合作用为:41.16%。

3 讨论

视觉、本体觉和前庭觉在维持人体姿势平衡中起着重要作用,其中一种或是两种的感觉输入不充分或缺失,人体就可能失去平衡^[1]。

3.1 训练前后偏瘫患者的平衡稳定性

偏瘫患者睁眼站立于平板(T1状态)时,移动轨迹长和平均移动速度较训练前更稳定($P < 0.05$),说明训练后患者控制能力变强,平衡能力较训练前提高。患者Brunnstrom分期(IV+V期)例数比例从45%增加到55%(表1),也可以看出患者整体功能有所提高。有学者研究认为平衡能力的提高与患侧负重、环境适应等多种因素有关,金冬梅等^[6]通过姿势图研究发现患者健侧下肢支撑的重量可以达到体重的70%—74%,研究认为平衡功能障碍的程度与患侧下肢负重程度有密切关系。本研究中,选取具有10m步行能力且符合站立平衡Ⅱ级以上要求的偏瘫患者,测得训练前后患侧最大负重均大于 $69.28 \pm 8.28\%$ ($P < 0.05$),患肢负重达自身体重的2/3以上(表1)。偏瘫患者在此训练阶段主要是以感觉功能训练为主,等速肌力训练和跑步机训练只是保持了偏瘫患者肌力的稳定^[7],因此对于偏瘫患者患侧负重对平衡的影响可以忽略不计,那么平衡稳定性的提高可能是与感觉整合的变化有关。

3.2 训练前后偏瘫患者感觉整合模式

偏瘫患者视觉、本体觉、前庭觉当处于不同的模式(T1、T2、T3)时,其维持平衡的作用不同(表4—5)。T1模式时主要依赖3种感觉的相互协调维持平衡,与患者在实际生活中的状态是相同的,T2时主要依赖本体觉和前庭系统,T3主要依赖视觉和前庭系统,T4时只依赖前庭系统,因此T1状态下3种感觉的参与情况可作为评价患者维持平衡的关键参数。Hoark等^[8]报道,正常人在稳定的支撑面上前庭、本体感觉和视觉分别占70%、20%和10%。国内学者郭丽敏等^[5]研究认为正常人前庭作用可能为55.6%,而本体觉和视觉分别占到34%和17.3%。而刘波等^[9]研究得出前庭作用为68.39%,视觉、本体觉分别占到:15.48%、10.81%。以上研究结果均认为前庭功能在人的姿势平衡中所占比例最大,其次为本体觉,视觉比例最小。本研究训练前测得患者前庭觉、本体觉、视觉分别所占比例为61.05%、

31.39%、31.59%(表4),与上述研究结论不同,视觉比例略大于本体觉。训练后测得前庭觉、本体觉、视觉的参与比例为58.84%、34.59%、26.11%。研究发现4周的康复训练对偏瘫患者视觉、本体觉、前庭觉的整合模式产生了影响,训练后的感觉整合模式与以往的研究结论一致^[8-9],至于参与比例的差异是由于研究方法与对象的不同造成的。

3.3 视觉在维持平衡中的作用

视觉感受器主要提供头部相对于环境物体位置的变化,以及头部相对于周围物体运动的信息^[10]。刘敏娟^[11]研究测得体操运动员前庭比例为56.28%,认为视觉机能对于运动员在运动时掌握环境状况、产生空间感觉、控制本身的动作有非常重要的意义,而体操训练则加强了视觉维持平衡的作用。Muelas等^[12]研究发现经过训练的舞蹈运动员视觉对于平衡的维持起着重要的作用。本研究训练前测得患者的视觉与本体觉分别占到了:31.59%、31.39%。视觉作用比本体觉作用稍大,原因可能是偏瘫患者站立初期患侧功能较差,再加上本体觉障碍,此时依靠视觉代偿维持平衡十分重要,此结论与朱琪等^[13]的观点一致。而先前的训练主要是在干扰患者视觉输入的条件下进行,有助于训练患者对视觉的敏感性。训练后视觉比例为26.11%,较训练前下降了5.48%,说明训练后视觉的作用正在降低,原因可能与患者的本体觉能力增加有关,此时不需要过多的依赖视觉来弥补平衡的不足。有研究认为,视觉作用过大对于人体维持平衡也有不利的一面,一旦视觉发生了障碍或有缺陷时,很容易造成患者的跌倒损伤^[14]。本研究中视觉比例的相对下降,更有利于患者的健康与安全。

3.4 本体觉在维持平衡中的作用

本体觉主要通过位于足底皮肤、肌腱、关节以及内脏的本体感受器,感受身体位置及运动以及身体各部位的相对位置和运动。站立时,足底皮肤、本体感受器能感受压力和本体感觉,运动系统通过足底传来的信息产生相应的运动来保持姿势稳定^[10]。Lee等^[15]对单侧踝关节不稳患者进行为期2周的本体感觉康复训练,患侧足部压力分布异常及踝关节位置觉明显改善,研究证明本体觉的提升对平衡也有一定的促进作用。付奕等^[1]研究发现干扰本体觉

可以增加中风后患者的稳定能力,说明本体觉在维持姿势平衡中的作用不容忽视。本研究中,训练前测得本体觉为31.39%,训练后为34.59%(表1),较训练前提升了3.2%。偏瘫患者在站立初期,患侧本体感觉缺失,因此整体(双侧平均)的本体感觉较差,平衡能力较差。训练后平衡能力上升,直观表现为本体感觉比例相对增加,可能是与患侧本体感觉上升或视觉代偿下降有关。而此阶段是以完全阻挡视觉输入的训练为主,重点发展患者的本体感觉,减少对视觉的依赖促进感觉模式的改变。因此,研究认为本体觉机制的变化应作为偏瘫患者日常的监测指标,以更好的发展平衡能力。

另外研究中还发现偏瘫患者视觉和本体觉的联合效应由训练前的38.95%变为训练后的41.16%,较训练前增长2.21%。视觉与本体觉的联合效应在姿势控制中并非简单的线性关系^[5],而联合效应的增长对于平衡的恢复有重要的影响。

本研究中发现平衡能力的提高可能与感觉整合的变化有关,具体的生理机制不甚明了,仍需进一步探讨。另外,选取的病例样本数尚显不足,偏瘫恢复各阶段平衡能力应单独分组比较好。

综上所述,不同站立阶段的视觉反馈训练可以有效地提高偏瘫患者的平衡能力;训练前视觉代偿对人体维持平衡有重要作用;训练后视觉参与比例下降,本体觉参与比例上升,提示康复训练可以改变感觉的整合模式,进而影响平衡,今后训练时可将患者本体觉与视觉变化机制作为监测指标,以指导康复训练。

参考文献

[1] 付奕,谢丽君,丘卫红,等.加强干扰本体觉和视觉训练对脑卒中

患者平衡能力的影响[J].临床医学工程,2011,18(10):1554—1555.

- [2] 徐睿华,刘琦,熊键,等.视觉反馈平衡训练对脑卒中偏瘫患者平衡及功能性转移能力的影响[J].中国康复,2010,25(6):430—431.
- [3] 宋利娜,张洪斌.脑卒中偏瘫患者平衡功能康复方法研究进展[J].中国康复医学杂志,2012,27(8):781—783.
- [4] 许志强,武俊英,吴亚文,等.脑卒中偏瘫患者本体感觉训练对视觉代偿依赖的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2013,35(10):768—772.
- [5] 郭丽敏,迟放鲁.姿势平衡中的感觉相互作用[J].上海医学,2003,26(4):258—261.
- [6] 金冬梅,燕铁斌,曾海辉,等.偏瘫患者平衡功能的定量评定:BPM和BBS的对照研究[J].中国康复医学杂志,2003,18(8):452—456.
- [7] 徐伟,范金涛,张琳瑛,等.水中运动训练与减重步行训练对脑卒中偏瘫患者步行能力的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2011,33(6):469—470.
- [8] Horak FB, Hlavacka F. Somatosensory loss increases vestibulo-spinal sensitivity[J]. J Neurophysiol, 2001, 86(2):575—585.
- [9] 刘波,孔维佳,邹宇,等.应用海绵垫干扰本体觉分析正常人姿势平衡中的感觉整合作用[J].临床耳鼻咽喉头颈外科杂志,2007,21(4):162—165.
- [10] 黄小兵,刘博.平衡三联及中枢整合在人体平衡中的作用[J].听力学及言语疾病杂志,2009,17(6):534—536.
- [11] 刘敏娟.体操运动员平衡控制的感觉相互作用[J].体育科技文献通报,2014,(03):52—54.
- [12] Muelas Pérez R, Sabido Solana R, Barbado Murillo D, et al. Visual availability, balance performance and movement complexity in dancers[J]. Gait Posture, 2014, 40(4):556—560.
- [13] 朱琪,乔蕾,杨坚,等.视觉代偿对脑卒中偏瘫患者平衡功能的影响[J].中国康复理论与实践,2006,12(2):143—144.
- [14] 李文彬,门高利,王德明,等.人体平衡功能测试系统研究进展[J].人类工效学,2000,6(3):46—50.
- [15] Lee AJ, Lin WH. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability [J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2008, 23(8):1065—1072.