

· 基础研究 ·

两种主动平衡评价方法在健康青年人中的应用*

刘 波¹ 孔维佳^{1,2}

摘要 目的:分别应用临床多向伸及试验(MDRT)和实验室方法视觉反馈姿势描记(VFP)测试健康青年人的主动平衡能力,探讨两种方法的相关性及临床意义。**方法:**24名健康青年人分别进行MDRT和VFP,记录MDRT中的均值,VFP测试8个方向的稳定极限(LOS)值、平均速度(AV)、方向控制(DC)和达到时间(RT)。并分析人体身高、体重、足长对测试结果的影响。**结果:**①MDRT测试参数与相关方向上的LOS值均不相关;②两次VFP测试的一致性结果表明:除RT2以外,其余参数均显示一致性($P<0.05$)。两次测试的总RT的一致性较好($r=0.910, P<0.000$)。③VFP测试数据间的一致性,对于AV,除AV1和AV5之间无相关外,其余各方向上的AV均有相关性,而总AV与各方向上AV间的相关性较好($r=0.710-0.897$);参数DC间的一致性稍差于AV,总DC和各方向上的DC具有一定的相关性($r=0.443-0.788$);各方向的RT间相关性较差,但在左右对应方向上,RT有相关性,如 $r(2,8)=0.472; r(3,7)=0.610; r(4,6)=0.663$;参数RT和DC间,其相关性主要集中在相同方向上,除在方向2外,其余方向上RT和DC具有一定的负相关性($r=-0.477-0.727$);AV和DC间相关性没有一定规律,但总DC和总AV有相关性($r=-0.507$);而AV和RT间具有的相关性要差于AV和DC间,其分布也没有规律性。④身高、体重、脚长和鞋的大小与各测试参数间未发现相关性。**结论:**VFP可与MDRT可以在临床中综合应用,共同评价人体主动平衡能力。

关键词 姿势;平衡;主动;信度;健康人

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2009)-08-0684-06

Evaluation of two kinds of active balance methods through multi-directional reach test and visual feedback posturography in healthy young subjects/LIU Bo, KONG Weijia//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2009,24(8):684—689

Abstract Objective: To investigate the active balance ability measured by multi-directional reach test (MDRT) and visual feedback posturography (VFP) in healthy young subjects. **Method:** Twenty-four healthy young subjects were taken MDRT and VFP. The average values in MDRT were recorded, and three parameters including the limit of stability (LOS), average velocity (AV), directional control (DC) and reach time in 8 directions such as anterior, right-anterior, right, right-posterior, posterior, left-posterior, left and left-anterior in MDRT and VFP were recorded and analyzed. The effect of high, weight and foot size of subjects on the MDRT and VFP were also analyzed. **Result:** ①The parameters of MDRT were not correlated with the value of LOS in related directions. ②The intraclass correlation coefficients for all parameters during repeated test were significant ($P<0.05$) except the RT2. ③The intraclass correlation coefficients for AV in 8 directions were significant except the AV1 and AV5, and there were excellent correlation between the total AV and eight AVs ($r=0.710-0.897$). There were correlation between the total DC and eight DCs ($r=0.443-0.788$). However, the correlation between RTs was significant only in the right-left direction [$r(2,8)=0.472, r(3,7)=0.610, r(4,6)=0.663$]. The interclass correlation coefficients for RT and DC was significant ($r=-0.477-0.727$) except direction 2. The interclass correlation coefficients for total DC and total AV was significant ($r=-0.507$). ④All the parameters were not correlated with the high, weight and foot size of subjects. **Conclusion:** VFP can be used to evaluate the active balance because of its test-retest repeatability and precise, and can be combined with MDRT in clinic application.

Author's address Department of Otolaryngology, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan, 430022

Key words posture; balance; active; reliability; healthy adult

某些日常活动要求人体有意识地主动移动自己的重心,如弯腰、用手触及高处或侧向的物体等。对这种主动平衡(active balance)能力的评价是平衡功能测试的重要部分。主动姿势平衡的测试有临床和实验室两类方法,临床上最早用于主动平衡测试的

* 基金项目:国家“十一五”科技支撑计划(2007BA118B13);国家杰出青年基金资助项目(39925035);国家高技术研究发展计划(2008AA02Z428)

1 华中科技大学同济医学院附属协和医院耳鼻喉科,武汉,430022

2 通讯作者

作者简介:刘波,男,主治医师,医学博士

收稿日期:2008-10-09

方法是 Duncan(1990 年)^[1]采用的功能性前伸试验(functional reach test, FRT),该方法通过测试者站立时尽量向前伸展手臂,记录躯体保持平衡时,手臂向前可伸达的最远距离而评价主动平衡能力,该方法最早用于预测老年人跌倒的发生。近年来,FRT 经过改良,手臂伸展的方向增加了向后及左右,共 4 个方向,称为多向伸及试验(multi-directional reach test, MDRT)^[2]。随着计算机化姿势描记技术的发展,目前形成了主动平衡测试的实验室方法,可以定量测试人体的主动平衡能力,视觉反馈姿势图仪(visual feedback posturography, VFP)就是其中之一^[3]。该方法通过压力平板记录身体直立时脚底压力中心(center of pressure, COP)的变化,反映人体姿势稳定性。在 VFP 中,受试者通过直接观察和控制自己重心在显示屏的运动,并完成向指定方向移动,得出重心移动参数,用于评价人体的主动平衡能力。目前,这些主动平衡的测试方法已用于前庭疾病及康复疗效的评估^[4-7]、老年科学^[1-2,8]、神经科学等^[9]。本研究拟通过测试正常青年人的 VFP 检查,为主动姿势平衡测试应用临床提供参考。

1 资料与方法

1.1 一般资料

健康测试者 24 名,来自华中科技大学同济医学院附属协和医院耳鼻喉科实习学生。男女各 12 名,年龄 22—24 岁。无耳科、神经科及肌肉骨骼系统病史,屈光正常或矫正后屈光正常。既往无眩晕发作、听力及平衡障碍、中耳炎病史。测试前 48h 内未服用镇静、催眠药物,无酒精类饮料摄入和吸烟史。耳科检查鼓膜正常。测量每个测试者的身高、体重、右脚长度以及鞋的长度。受试者一般情况见表 1。所有受试者均一次性完成检查,在设定 LOS 值和进行 VFP 和 MDRT 时未倾倒。进行 VFP 时,均在规定的 15s 内到达目标方框(1.4—13.6s)。

表 1 受试者一般情况分析

($\bar{x} \pm s$)

性别	例数	身高(cm)	体重(kg)	脚长(cm)	鞋长(码)
男	12	169.58±6.43	60.68±8.86	22.92±0.99	40.25±1.41
女	12	162.75±6.61	54.98±6.61	21.95±0.88	37.08±1.06
F 值		8.944	3.189	6.356	38.741
P 值		0.007	0.088	0.019	0.000

1.2 测试方法

1.2.1 VFP 检查: 所采用仪器为 Active Balancer EAB-100(酒井医疗株式会社,日本),压力平板收集身体重心晃动参数,通过模数转换与计算机(ThinkPad 390X, IBM, 美国)相连,通过测试软件选择测试项目为主动评价(active evaluation)。测试

平板前方有约 1.6m 高处放置显示器(Iiyama, 日本)(见图 1)。试验时,受试者可以通过该显示器获得自己身体重心移动的视觉反馈。测试平台前方及左右两侧有 1m 高栏杆。

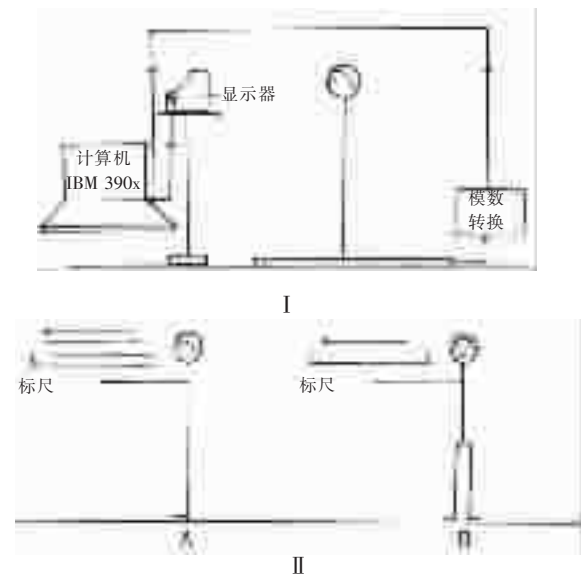


图 1 VFP 和 MDRT 示意图

I.压力平台记录重心移动并传入计算机,受试者通过显示器获得自己重心晃动的视觉反馈,并将其移动到设定目标中;

II:A 图显示受试者向前后方向移动,标尺刻度差值为测量结果;B 图显示受试者向右侧移动,同样原理可以记录左侧移动的结果。站立时,双脚平行站位,内侧缘间距 10cm。

1.2.2 设定稳定极限值(limits of stability, LOS):按照仪器软件设计要求,受试者双脚分开平行站立于平台指定位置,脚内侧缘相距 10cm,身体直立,头正中位,手臂放置于身体两侧,站立位距显示器屏幕约 1 m。左手持有用于设定 LOS 值的手柄。测试者平视正前方的显示器。设定开始时,屏幕上有受试者 COG 标记(COG marker, CM)的实时显示,用直径 20mm 的圆圈表示。受试者开始时静止站立,CM 显示于屏幕中心处。按操作要求将 CM 依次向前、右前、右、右后、后、左后、左、左前 8 个方向移动。在每个方向上缓慢移动至距离中心点最远的、可保持平衡的位置时,按下手柄记录该位置,以边长为 30mm 的目标方框表示,此方框中心至测试开始处的中心点距离即为该方向上的 LOS 值,依次设定 8 个不同方向上的目标值。如果受试者在设定过程中发生倾倒、脚步移动,则其设定的 LOS 值无效,需要重复以上程序再次设定。

1.2.3 设定进行 VFP 时的目标值:LOS 设定完毕,计算机显示 8 个方向上的 LOS。每个方向上有 3 个方框,分别表示该方向上的 50%、75%、100% 的 LOS 目标。我们选定 100%LOS 值,即为在 VFP 测试中出现的目标方框(target)。随后,我们设定目标方框出

现的顺序是:前、右前、右、右后、后、左后、左、左前,分别用 1—8 表示(见图 2,见彩色插页)。设定 CM 到达目标方框内的最长允许时限为 15s,CM 在目标方框内的停留时间为 2s。设定目标出现的模式是:中央-目标型(center-target),即在 VFP 中,目标首先出现在屏幕中央,然后出现在 1 号位,再出现在中央;然后是 2 号位,再出现在中央,依此类推至 8 号位。

1.2.4 进行 VFP:准备测试时,受试者双脚站立于设定 LOS 时的脚位。显示屏上出现受试者的 CM,同样以直径 20mm 的圆形表示。受试者移动自己的身体重心即可使 CM 发生位移。VFP 测试开始时,边长为 30mm 的目标方框按照设定的模式出现,当目标方框出现时,受试者注视显示屏上的 CM,然后将其以尽快的速度,平稳地移动到目标方框内,并尽量在方框内保持 2s。如果测试者不能在规定的 15s 时限内将 CM 移到目标方框内,目标方框就会出现在下一个设定出现的位置,受试者同样移动 CM 到方框内。按照设定的模式,8 个目标方框全部出现完毕后,VFP 检查结束。受试者共进行 3 次 VFP,第 1 次为熟悉检查方法和程序,其结果不作为测试结果,第 2、3 次为正式测试,后两次测试的平均值作为测试结果。后两次测试间隔约 10—15min,取坐位休息。

整个测试期间,受试者的双脚不能发生位移,如果在设定 LOS 值和进行 VFP 时,身体发生倾倒,则重新检查。

1.2.5 分析参数:测试软件在测试结束后给出的分析参数包括:CM 从中心位置到达 1—8 号目标的到达时间(reach time, RT)及到达目标的路径长,此外还有 1—8 号目标的 LOS 值。在此基础上,计算出 CM 从中心位置到达目标值的移动平均速度(average velocity, AV)及总 AV,即 8 个方向上 AV 的平均值。以中心点到目标值的直线距离除以重心运动的实际路径长,即为方向控制(directional control, DC)及总 DC,即为 8 个方向上 DC 的平均值。分别以 8 个方向上的 RT、AV、DC、总 AV、总 DC 及总测试用时(total time, TT)作为 VFP 的分析参数。

1.2.6 MDRT 检查:测试者靠近墙边站立,身体矢状面与墙面平行,双脚穿平底鞋,平行站立,脚内侧缘相距 10cm,手臂前伸,保持水平位,墙上与肩同高处有一带有刻度的标尺,并记下指尖的标尺刻度,然后要求测试者尽量向前伸手臂,当达到最远的可保持平衡处时,检查者记下此时指尖所对应的标尺刻度,与初始刻度相减即是向前伸的最远距离。进行 3 次

测试,得出 MDRT 向前的平均值,同样方法分别测试向后的平均值。然后双侧手臂依次侧向平伸,尽量向左、向右伸展,同样记录标尺刻度差值,得出 MDRT 左右方向的平均值(见图 1)。因此,共获得前、后、左、右 4 个方向上的平均值作为分析参数。

1.3 统计学分析

运用 SPSS 12.0 统计软件进行数据分析。根据分析目的,采用的统计方法有独立样本 t 检验,配对 t 检验,重复测量方差分析,相关性分析。

2 结果

2.1 MDRT 测试参数和相关方向上的 100%LOS 值的相关性分析

MDRT 测试参数和相关方向上的 100%LOS 值的相关性分析。例如:MDRT 向前的参数值需要与前、右前、左前(即 1、2、8 方向)的 100%LOS 值进行相关性分析,结果表明,所有 MDRT 参数与相应 100%LOS 值均不相关(见表 2)。

表 2 MDRT 测试参数和相关方向上的 100%LOS 值的相关性分析 (r 值)

MDRT	100%LOS 目标							
	1	2	3	4	5	6	7	8
前	0.339	0.081						0.352
后				0.144	0.180	-0.010		
左						0.063	-0.084	-0.039
右		-0.169	0.127	0.182				

注:MDRT 测试参数和相关方向上的 100%LOS 值的相关性分析 P 值均大于 0.05。

2.2 两次 VFP 测试的一致性分析

本研究以 2 次 VFP 正式测试均值为 VFP 参数,这两次 VFP 测试的一致性结果见表 3。分析 2 次 VFP 测试中的所用参数,包括:8 个方向上的 RT、DC、AV 以及总 DC、总 AV、TT。结果表明:除 RT2 以外,其余参数均显示一致性($P<0.05$)。两次测试的 TT 的一致性较好($r=0.910, P<0.01$)。两次测量的比较结果表明除 RT4 有差异外($t=2.095, P<0.05$),其他均无差异。

分别以身高、体重、脚长和鞋的大小对以上各测试参数做相关性分析,分析前散点图显示测试参数结果对应身体条件为随机分布,未发现有何相关趋势,未作进一步数据分析,散点图结果提示身体条件对测试结果无影响。

2.3 VFP 测试数据间的一致性

VFP 测试数据间的一致性见表 4—9。对于参数 AV,除 AV1 和 AV5 之间无相关外,其余各方向上的 AV 均有相关性,而总 AV 与各方向上 AV 间的相关性较好($r=0.710—0.897$);参数 DC 间的一致性稍差于 AV,总 DC 和各方向上的 DC 具有一定的相关性

($r=0.443-0.788$);各方向的 RT 间相关性较差,但在左右对应方向上,RT 有相关性,如 $r(2,8)=0.472$; $r(3,7)=0.610$; $r(4,6)=0.663$;参数 RT 和 DC 间,其相关性主要集中在相同方向上,除在方向 2 外,其余方向上 RT 和 DC 具有一定的负相关性 ($r=-0.477-0.727$);AV 和 DC 间相关性没有一定规律,但总 DC 和总 AV 有相关性($r=-0.507$);而 AV 和 RT 间具有的相关性要差于 AV 和 DC 间,其分布也没有规律性。

表 3 两次 VFP 测试的一致性分析

AV	r	P	DC	r	P	RT	r	P
AV1	0.753	0.000	DC1	0.587	0.003	RT1	0.936	0.000
AV2	0.712	0.000	DC2	0.427	0.037	RT2	0.397	0.055
AV3	0.749	0.000	DC3	0.625	0.001	RT3	0.845	0.000
AV4	0.792	0.000	DC4	0.673	0.000	RT4	0.592	0.002
AV5	0.789	0.000	DC5	0.570	0.004	RT5	0.738	0.000
AV6	0.581	0.003	DC6	0.484	0.017	RT6	0.441	0.031
AV7	0.642	0.001	DC7	0.786	0.000	RT7	0.829	0.000
AV8	0.688	0.000	DC8	0.461	0.023	RT8	0.460	0.024
总 AV	0.893	0.000	总 DC	0.843	0.000	总 RT	0.914	0.000

表 5 身体重心到达不同方向 100%LOS 目标方向控制(DC)能力之间的相关分析(r 值)

	DC1	DC2	DC3	DC4	DC5	DC6	DC7	DC8	总 DC
DC1	1.000								
DC2	0.386	1.000							
DC3	0.767 ^②	0.403	1.000						
DC4	0.604 ^②	0.328	0.681 ^②	1.000					
DC5	0.471 ^①	0.108	0.396	0.689 ^②	1.000				
DC6	0.533 ^②	0.342	0.547 ^②	0.700 ^②	0.585 ^②	1.000			
DC7	0.603 ^②	0.440 ^①	0.686 ^②	0.621 ^②	0.575 ^②	0.587 ^②	1.000		
DC8	0.586 ^②	0.533 ^②	0.454 ^①	0.482 ^①	0.290	0.367	0.443 ^①	1.000	
总 DC	0.788 ^②	0.443 ^①	0.719 ^②	0.775 ^②	0.702 ^②	0.697 ^②	0.784 ^②	0.679 ^②	1.000

① $P<0.05$;② $P<0.01$

表 4 身体重心到达不同方向100%LOS 目标的

运动平均速度间相关分析(r 值)

	AV1	AV2	AV3	AV4	AV5	AV6	AV7	AV8	总 AV
AV1	1.000								
AV2	0.728 ^②	1.000							
AV3	0.517 ^②	0.717 ^②	1.000						
AV4	0.415 ^②	0.709 ^②	0.806 ^②	1.000					
AV5	0.370	0.568 ^②	0.673 ^②	0.835 ^②	1.000				
AV6	0.466 ^①	0.644 ^②	0.661 ^②	0.830 ^②	0.635 ^②	1.000			
AV7	0.593 ^②	0.651 ^②	0.701 ^②	0.825 ^②	0.669 ^②	0.788 ^②	1.000		
AV8	0.509 ^①	0.651 ^②	0.449 ^①	0.663 ^②	0.710 ^②	0.643 ^②	0.666 ^②	1.000	
总 AV	0.710 ^②	0.857 ^②	0.821 ^②	0.897 ^②	0.825 ^②	0.841 ^②	0.873 ^②	0.810 ^②	1.000

① $P<0.05$;② $P<0.01$

表 6 身体重心到达不同方向100%LOS 目标的

时间间的相关分析(r 值)

	RT1	RT2	RT3	RT4	RT5	RT6	RT7	RT8
RT1	1.000							
RT2	0.315	1.000						
RT3	0.188	0.306	1.000					
RT4	0.238	0.431 ^①	0.380	1.000				
RT5	-0.097	0.045	0.269	0.695 ^②	1.000			
RT6	0.265	0.495 ^①	0.309	0.663 ^②	0.671 ^②	1.000		
RT7	0.301	0.174	0.610 ^②	0.501 ^①	0.352	0.426 ^①	1.000	
RT8	0.221	0.472 ^①	-0.171	0.273	0.130	0.133	0.169	1.000

① $P<0.05$;② $P<0.01$

表 7 身体重心到达不同方向 100%LOS 目标平均速度和方向控制间的相关分析(r 值)

	DC1	DC2	DC3	DC4	DC5	DC6	DC7	DC8	总 DC
AV1	-0.015	-0.562 ^②	-0.189	-0.123	-0.042	-0.19	-0.306	-0.177	-0.169
AV2	-0.316	-0.688 ^②	-0.371	-0.29	-0.136	-0.155	-0.388	-0.251	-0.356
AV3	-0.377	-0.523 ^②	-0.257	-0.314	-0.164	-0.109	-0.282	-0.292	-0.29
AV4	-0.521 ^②	-0.625 ^②	-0.582 ^②	-0.475 ^①	-0.271	-0.128	-0.476 ^①	-0.446 ^①	-0.511 ^②
AV5	-0.602 ^②	-0.548 ^②	-0.597 ^②	-0.41 ^①	-0.369	-0.302 ^①	-0.479 ^②	-0.471	-0.567 ^①
AV6	-0.381	-0.438 ^①	-0.505 ^①	-0.437 ^①	-0.211	-0.133	-0.574 ^②	-0.405 ^①	-0.48 ^①
AV7	-0.32	-0.63 ^②	-0.45 ^①	-0.379	-0.085	-0.083	-0.429 ^①	-0.473 ^①	-0.34
AV8	-0.501 ^①	-0.656 ^②	-0.676 ^②	-0.522 ^②	-0.242	-0.56 ^②	-0.685 ^②	-0.4	-0.586 ^②
总 AV	-0.462 ^①	-0.712 ^②	-0.55 ^②	-0.446 ^①	-0.237	-0.281	-0.557 ^②	-0.45 ^①	-0.507 ^①

① $P<0.05$;② $P<0.01$

表 8 身体重心到达不同方向 100%LOS 目标的时间和方向控制间的相关分析(r 值)

	DC1	DC2	DC3	DC4	DC5	DC6	DC7	DC8	总 DC
RT1	-0.727 ^②	-0.07	-0.423 ^①	-0.358	-0.375	-0.338	-0.293	-0.339	-0.527 ^②
RT2	0.011	-0.094	0.079	0.032	-0.028	-0.18	0.087	-0.123	-0.048
RT3	-0.16	0.057	-0.574 ^②	-0.211	-0.197	-0.241	-0.384	-0.068	-0.258
RT4	-0.066	0.195	-0.133	-0.553 ^②	-0.551 ^②	-0.503 ^①	-0.211	0.068	-0.252
RT5	0.143	0.382	0.086	-0.267	-0.531 ^②	-0.268	0.028	0.348	-0.015
RT6	-0.105	0.100	-0.028	-0.208	-0.39	-0.517 ^②	0.019	0.134	-0.137
RT7	-0.235	0.081	-0.309	-0.200	-0.321	-0.335	-0.477 ^①	-0.061	-0.376
RT8	-0.078	0.004	0.245	-0.08	-0.29	0.050	0.024	-0.49 ^①	-0.234

① $P<0.05$;② $P<0.01$

表 9 身体重心到达不同方向 100%LOS 目标平均速度和到达时间间的相关分析(r 值)

	RT1	RT2	RT3	RT4	RT5	RT6	RT7	RT8
AV1	-0.474 ^①	-0.279	-0.125	-0.33	-0.214	-0.198	-0.22	-0.323
AV2	-0.07	-0.46 ^①	-0.122	-0.335	-0.284	-0.276	-0.084	-0.326
AV3	0.068	-0.542 ^②	-0.503 ^①	-0.412 ^①	-0.377	-0.365	-0.402	-0.229
AV4	0.209	-0.403	-0.068	-0.353	-0.361	-0.412 ^①	-0.257	-0.197
AV5	0.445 ^①	-0.117	0.034	-0.256	-0.39	-0.165	-0.158	-0.204
AV6	-0.037	-0.58 ^②	-0.076	-0.355	-0.352	-0.631 ^②	-0.172	-0.256
AV7	-0.008	-0.299	-0.137	-0.375	-0.501 ^①	-0.538 ^②	-0.403	-0.202
AV8	0.229	-0.117	-0.233	-0.065	-0.317	-0.122	-0.046	-0.408
总 AV	0.056	-0.407 ^①	-0.106	-0.362	-0.418 ^①	-0.382	-0.227	-0.328

① $P<0.05$;② $P<0.01$

3 讨论

主动平衡检查作为姿势评价的一部分,近年来逐渐受到重视,并在前庭和眩晕疾病中被应用。Mann等^[5]研究表明FRT与眩晕患者的单足直立能力相关,且在严重的眩晕症状患者中,FRT降低更为显著。Wernick-Robinson等^[12]应用FRT研究表明,前庭功能低下患者和健康老年人的主动平衡均降低。Black等^[11]认为FRT可以作为前庭康复治疗(vestibular rehabilitation therapy, VRT)测量参数和评价指标之一。近年来,随着计算机化姿势描记技术的发展,主动平衡定量测量技术得以发展。目前,此类设备尚未标准化,不同商品化平台的名称不同,有的称为LOS^[4],有的称为VFP^[1,3]。测试程序亦非完全一致,但基本测试方法都是受试者直接通过显示屏观察自己的CM,获得即时的关于自己重心的视觉反馈,并将其移到规定的目标内,通过完成上述主动平衡任务而评价人体主动平衡能力。由于姿势平衡的维持需要前庭觉、视觉和本体觉的外周感觉系统信息输入,以及中枢神经系统的整合作用。故在VFP测试中,人体直接通过视觉获得自己重心的信息,经神经中枢整合,通过控制肌肉活动而完成向目标值的重心运动。因此,该检查较MDRT或FRT更为精确。目前,此类设备亦开始应用于国内^[13-14]。

3.1 LOS值和MDRT的相关性

人体站立时,足底与站立面接触形成了支持面(base of support, BOS)。在主动姿势平衡过程中,重心必须在BOS内。人体平衡的维持是发放紧张性冲动的动态过程,因此,即使在静态站立平衡中,身体的重心仍处于不断地晃动之中。目前有学者认为,人体重心位于从足底起,身高的55%处,在姿势描记时,人体类似一个倒立的钟摆,重心绕固定的踝关节做“钟摆样运动”。“钟摆的长轴”为经过重心的垂直线,该线位于内踝前方,与经两内踝的躯体额状面呈2.3°夹角。人体重心在向前6.25°、向后4.25°以及向左右各8.0°的范围内晃动,躯体可以通过踝策略维持平衡。如果超过以上的晃动范围,身体会产生另一些自主运动策略,使得重心始终在BOS内运动,或者诱导步态策略,从而形成新的BOS。如果未形成合适的运动策略,则躯体可能发生踉跄或跌倒以试图重获平衡。因此,该晃动范围即为人体重心晃动的理论LOS值。目前,有的商品化姿势仪应用理论LOS值,但Brouwer等^[10]研究认为,理论值不能反映人体的实际LOS,建议采用重心晃动的实际LOS进行姿势平衡的评价。本仪器所设定的LOS值由测试者自行测定,为实际LOS值。

本研究表明,MDRT前后左右四个方向上的参数值与相关方向上的100%LOS值并不相关。虽然这两种测试均属主动平衡测试,但受试者在两种检查中应用的平衡策略并不完全一致。在MDRT中,受试者同时应用踝策略和髌策略以达到最远的伸及目的,特别是在向前的方向上;而在设定LOS值时,受试者主要应用踝策略以达到重心移动的最远距离。测试中亦发现,当受试者利用踝策略达到一定的距离后,再利用髌策略移动重心时并不能使CM继续向远处移动。该结果亦反证了人体站立时,重心“钟摆样运动”特征。此外,MDRT和设定LOS均属主观测试,其结果易被受试者主观状态、心理动机影响,也可能导致两种测试结果不相关。

3.2 主动平衡测试的影响因素

文献报道,FRT受到身高的影响^[1],Hirvonen等^[4]应用稳定极限(stability limit, SL)为指标的VFP测试表明,结果与脚的大小有关。而本研究表明,MDRT和LOS并未受身体条件的影响。出现这种差异的原因可能是:①本研究样本量较小,测量结果与身体条件的相关性未能完全体现;②仪器差异。Hirvonen等^[4]使用的仪器与本研究的不同,其SL的设定是由不同仪器的特定程序所设定,而非由受试者直接设定。此外,按照“钟摆样运动”理论,理论LOS值应由身高所决定,而本研究测量的实际LOS并未显示与身高的关系,其原因尚待进一步探讨。

老年人平衡能力会降低,已有研究表明老年人静态平衡能力降低^[17]。研究表明,人体主动平衡能力亦受老年化影响。Duncan^[11]测量的FRT结果受到年龄的影响。King等^[15]应用压力平板技术,以身体重心向前后倾斜的距离差作为功能性BOS(functional base of support, FBOS),结果表明FBOS在年轻人中保持稳定,而超过60岁,FBOS每过10岁就降低16%。本研究未将老年人纳入,故年龄因素在国人主动平衡能力的影响尚待进一步研究。

3.3 VFP测试参数间的相关性及意义

本研究分析了VFP测试的3个参数:DC、AV和RT。结果提示:在三者之中,AV稳定性最好,几乎在所有方向上的AV均具有相关性,提示受试者应用较为稳定的平均速度达到设定目标;DC的稳定性其次,大部分方向上的DC间具有相关性;各方向间RT具有的相关性最少,其原因是各目标离中心处的距离各不相同,而此参数并没有将距离因素考虑在内。由于左右对称目标值的距离相当,因此在左右相对应的方向上,如方向2/8、3/7、4/6上,RT值具有一定的相关性。以上三种参数在身体主动平衡中的意

义不尽相同, AV 反映的是移动重心的能力, 数值愈大说明运动愈快; DC 反映的是控制重心的能力, 在达到目标方框过程中, DC 愈大则表明人体在向设定目标移动重心时, 运动的精确性愈高, 表现为人体将重心移至目标处时, 运动轨迹较为直接。

三种参数之间的分析表明: ①在相同方向上, RT 和 DC 间具有一定的负相关性(除方向 2 外), 此结果提示人体重心到达目标处的用时愈短, 则重心的控制能力愈强; ②RT 和 AV 间相关性较差, 原因可能是 AV 反映了中心处到目标处的距离, 由于各目标到中心并非是等距离, 故此两个参数并无较好相关性; ③DA 和 AV 间亦无较好相关性, 即使是在相同方向上, 也只有 3 个(方向 2、4、7)。该结果提示 DC 和 AV 间没有必然的联系, 即在移动重心过程中, 速度愈快并非就意味着控制重心的能力愈强, 重心的快速移动并不能保障重心移动的精确性。但总 AV 和总 DC 间仍有一定的相关性, 其意义可能在于整体评价重心移动的能力。目前, 关于主动平衡功能的评价尚未标准化, 不同仪器所应用的参数亦不相同。就本研究而言, 主动平衡评价中的三个参数反映的是重心移动的不同特性, 在评估人体主动平衡能力时, 需要综合考虑三种参数。

3.4 两次 VFP 的一致性

本研究两次 VFP 测试具有良好的一致性。在所有的三种参数中, 除在方向 2 的到达时间外, 其余均具有一致性, 而且两次测试的 TT 亦高度一致 ($r=0.910$), 提示 VFP 测量的可重复性较高, 这与 Hirvonen 等^[3]研究结论一致, 故可应用 VFP 跟踪观察主动姿势平衡的变化, 评估眩晕患者的平衡能力的改变及治疗效果。目前已有学者研究听神经瘤患者手术前后的主动平衡能力^[7], VFP 在其他眩晕疾病中的动态观察以及 VRT 中的应用还尚需进一步研究。

综上所述: ①由于和 MDRT 测试时应用的姿势策略不完全一样, 且可以分析姿势控制的多个指标, 因此, VFP 较 MDRT 更能精确评价主动平衡能力。二者可在临床中综合应用; ②在 VFP 的多个评价参数中, AV 最稳定, 其次是 DC, 但 RT 和 DC 在相同方向上具有相关性。由于 VFP 的测量重复性好, 具备有效评估主动平衡的条件, 与其他平衡功能测量方法共同评价眩晕患者的平衡能力^[18-19]。

参考文献

[1] Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, et al. Functional reach:

- a new clinical measure of balance [J]. *J Gerontol Med Sci*, 1990, 45: 192—197.
- [2] Newton RA. Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults [J]. *J Gerontol Med Sci*, 2001, 56A: 248—252.
- [3] Hirvonen TP, Hirvonen M, Aalto H. Postural control measured by visual feedback posturography [J]. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 2002, 64(3): 186—190.
- [4] Hirvonen TP, Aalto H, Pyykko I. Stability limits for visual feedback posturography in vestibular rehabilitation [J]. *Acta Otolaryngol (Stockh)*, 1997, 529: 104—107.
- [5] Mann CG, Whitney SL, Redfern MS, et al. Functional reach and single stance in patients with peripheral vestibular disorders [J]. *J Vestib Res*, 1996, 69(6): 343—353.
- [6] Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1988, 69, 395—400.
- [7] Hirvonen M, Aalto H, Hirvonen TP. Postural control after vestibular schwannoma resection measured with visual feedback posturography [J]. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 2005, 67: 335—339.
- [8] Brauer SG, Burns YR, Galley P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2000, 55A: 469—476.
- [9] Ondo W, Warrior D, Overby A, et al. Computerized posturography analysis of progressive supranuclear palsy: a case-control comparison with Parkinson's disease and healthy controls [J]. *Arch Neurol*, 2000, 57: 1464—1469.
- [10] Brouwer B, Cullham EG, Liston RA, et al. Normal variability of postural measures: implication for the reliability of relative balance performance outcomes [J]. *Scand J Rehabil Med*, 1998, 30: 131—137.
- [11] Herdman SJ, Blatt PJ, Schubert MC. Vestibular rehabilitation of patients with vestibular hypofunction or with benign paroxysmal positional vertigo [J]. *Curr Opin Neurol*, 2000, 13: 39—43.
- [12] Wernick-Robinson M, Krebs DE, Giorgetti MM. Functional reach: does it really measure dynamic balance [J]? *Arch Phys Med Rehabil*, 1999, 80: 262—269.
- [13] 刘汉良, 尤景春, 黄晓琳. 正常年轻人自动态平衡能力的测量及其影响因素 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2004, 26: 277—281.
- [14] 刘汉良, 尤景春, 黄晓琳. 正常人动态平衡能力测试的信度和效度分析 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2004, 26: 152—155.
- [15] King MB, Judge JO, Wolfson L. Functional base of support decreases with age [J]. *J Gerontol Med Sci*, 1994, 49: 258—263.
- [16] Clark S, Rose DJ. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: a generalizability study of the limits of stability test [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82: 468—474.
- [17] 张素珍, 郝昕, 赵承军. 正常人与眩晕患者姿势图的定量研究 [J]. *中华耳鼻咽喉科杂志*, 1994, 29: 161—165.
- [18] 刘波, 孔维佳, 冷杨名. 静态直立时足位对眩晕患者姿势平衡的影响 [J]. *中国康复医学杂志*, 2008, (4): 313—316.
- [19] 刘波, 孔维佳. 直立海绵垫姿势描记在评定正常人和眩晕患者平衡功能中的重测信度研究 [J]. *中国康复医学杂志*, 2008, (10): 896—899.