

基于静态姿势图的人体平衡功能检测与评估

韩 俊 罗志增* 张启忠

(杭州电子科技大学智能控制与机器人研究所 杭州 310018)

摘 要: 为有效检测和评估老年人及残疾人的平衡功能障碍,提出一种平衡功能检测与评估方法。首先选取睁眼及闭眼模式下的重心轨迹长度、单位面积轨迹长度、峭度、左右重心分布比及前后重心分布比共 10 个指标来定量检测平衡功能,然后运用主成分分析法对所选评价指标进行融合,最后根据主成分因子的方差贡献率确定主成分因子的权值,进而得出综合评价值,以此帮助受试者完成平衡功能评估。采用自行研制的平衡功能检测与评估系统,在 2 周内对 30 例平衡功能障碍患者(病例组)和 30 例性别、年龄、身高及体重与病例组相匹配的健康人(对照组)进行 2 次平衡功能检测与评估,对照组综合评价值的统计值为 4.067 ± 0.540 ($n=30$, mean \pm SD),病例组综合评价值的统计值为 2.054 ± 0.685 ,两组相比具有统计学显著差异。实验表明,该平衡功能检测与评估方法合理,具有应用价值。

关键词: 平衡功能;静态姿势图;峭度;主成分分析;重心动摇检查法

中图分类号 R318 文献标志码 A 文章编号 0258-8021(2014) 05-0539-07

Detection and Assessment of Body Balance Function Based on Static Posturography

HAN Jun LUO Zhi-Zeng* ZHANG Qi-Zhong

(Institute of Intelligent Control and Robotics, Hangzhou Dianzi University, Hangzhou 310018, China)

Abstract: In this paper, a new method is proposed aiming to effectively detect and assess the balance dysfunction of elderly and hemiplegic patients. First, five indicators were selected under conditions of eye open or eye closed for quantitative detection of the balance function, including track length of center of gravity, track length per unit area, kurtosis, distribution ratio of center of gravity between left and right, distribution ratio of center of gravity between front and rear. Then the indicators were fused together using principal component analysis (PCA). Next, weights of principal component factors were determined by their variance contribution rate. Finally, the balance function assessment of subjects was completed by computing a comprehensive evaluation based on PCA. Thirty subjects with balance dysfunction (case group) and thirty sex-, age-, height- and weight-matched healthy subjects (control group) were recruited in the experiment. Their balance function were detected and assessed twice within two weeks using an independently research system. The statistical value of comprehensive evaluation index is 4.067 ± 0.540 ($n=30$, mean \pm SD) in the control group, while it is 2.054 ± 0.685 ($n=30$, mean \pm SD) in the case group. Results show that the method for balance function detection and assessment is reasonable and practical.

Key words: balance function; static posturography; kurtosis; principal component analysis; postural sway examination

doi: 10.3969/j.issn.0258-8021.2014.05.04

收稿日期: 2014-01-20 录用日期: 2014-06-25

基金项目: 国家自然科学基金(61172134);浙江省国际科技合作项目(2013C24016);浙江省自然科学基金(Y1111189)

* 通信作者(Corresponding author) E-mail: luo@hdu.edu.cn

引言

平衡能力是人体的一项重要生理机能,是人们各种日常生活和工作的保障^[1]。但随着我国人口老龄化速度的加快,平衡功能障碍问题变得愈发严重,因而对该问题的研究具有重大的理论和实践意义。

平衡功能的评定方法有观察法、量表评定法及平衡功能测试仪检查法^[2]。观察法始于 1846 年的 Romberg 实验,受试者双足并拢直立,测试者观察其在睁眼或闭眼时人体重心的动摇情况,该方法只能定性地评定,难做定量分析^[3-4]。量表评定法需要借助特定量表,根据事先设置的测试项目对受试者的表现进行打分,典型的有 Berg 平衡量表、Tinetti 平衡与步态量表等;该方法尽管具有一定量化的性质,但仍带有主观性,对平衡功能障碍的摇摆特点缺乏深入细致的分析,所以其应用价值有限^[5-6]。平衡功能测试仪检查法完全属于定量分析,特别是重心动摇检查法已广泛应用于医学、康复等领域^[7-10],然而美国 NeuroCom 公司生产的 EquiTest 系统、以色列 Sunlight 医疗器械公司生产的 Tetrax 平衡测试系统、美国 COGNI 公司生产的平衡训练评估系统 BTE V4.5 等专用的平衡功能测试仪功能多、价格贵、体积大,使用和维护费都很高,在基层医疗机构及家庭中难以推广,且评价指标缺乏针对性。因此,设计一种成本低、使用便捷且能够定量检测和评估平衡功能的方法,是值得重视的研究方向。

本研究结合国内外研究现状^[11-13],选取睁眼及闭眼模式下的重心轨迹长度、单位面积轨迹长度、峭度、左右重心分布比及前后重心分布比作为评价指标,然后利用主成分分析法得出综合评价值,实现了对平衡功能障碍的定量检测与评估。

1 方法

1.1 系统设计

系统主要由计算机、蓝牙、重心平台、平衡功能分析软件组成。计算机选用联想公司生产的 G400SA-HF1,内存 4 GB,操作系统为 Windows7;蓝牙选用北京水木行电子设备有限公司的 BT520 V4.0,尺寸(22×14×4.5) mm,质量 1.8 g,开放空间通信距离为 20 m,最高通讯速率 3 Mbit/s,调制方式为 2.4 G 直序跳频。重心平台选用日本任天堂公司生产的 Wii Fit Plus RVL-021,尺寸(511×316×53.2) mm,质量 3.6 kg,最大称量 150 kg,无线频率

2.4 GHz 频带;0~100 kg 范围内的测量精度为 500 g,100~150 kg 范围内的测量精度为 1 kg;0~68 kg 范围内的测量误差为 ±800 g,68~100 kg 范围内的测量误差为 ±1.2 kg;100~150 kg 范围内测量误差为 ±2.0 kg,使用温度范围为 10℃~40℃,使用湿度范围为 20%~80% RH。重心平台由压力传感器、采集电路、调理电路、AD 转换电路组成。4 个压力传感器对称分布在重心平台的四角,其值随重心的晃动而产生变化。采集电路将压力传感器的压力变化转换为模拟电信号,并通过调理电路将微弱的模拟电信号放大去噪,然后经 A/D 转换变成数字信号。蓝牙将 4 个传感器的数字信号传输给计算机,平衡功能分析软件将其转换为重心坐标,并在系统界面上实时显示。平衡功能检测与评估系统框架如图 1 所示,平衡功能检测与评估系统的实物如图 2 所示。

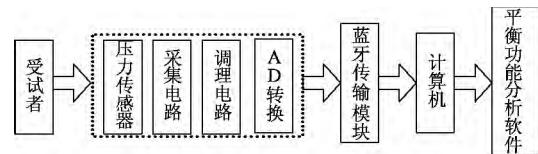


图 1 平衡功能检测与评估系统框架

Fig.1 The frame diagram of balance function detection and assessment system



图 2 平衡功能检测与评估系统实物

Fig.2 The physical map of balance function detection and assessment system

平衡功能分析软件由信息记录模块、数据采集模块、分析诊断模块 3 部分组成。其中,信息记录模块记录受试者姓名、年龄及当前测试的模式,数据采集模块采集受试者的数据,分析诊断模块分析数据并得出诊断结论。平衡功能分析软件流程如图 3 所示。

1.2 实验方案

病例组受试者均为表现出轻微平衡功能障碍的三级帕金森病患者:男性 20 名,年龄(41±5)岁,体重(64±5) kg,身高(172±5) cm;女性 10 名,年龄(38±5)岁,体重(49±5) kg,身高(158±5) cm。对照组受试者为性别、年龄、身高及体重方面都与病例组相匹配的健康人。实验环境要求噪声低于 20 dB,照度在 260~340 Lux 范围内,温度在 20~

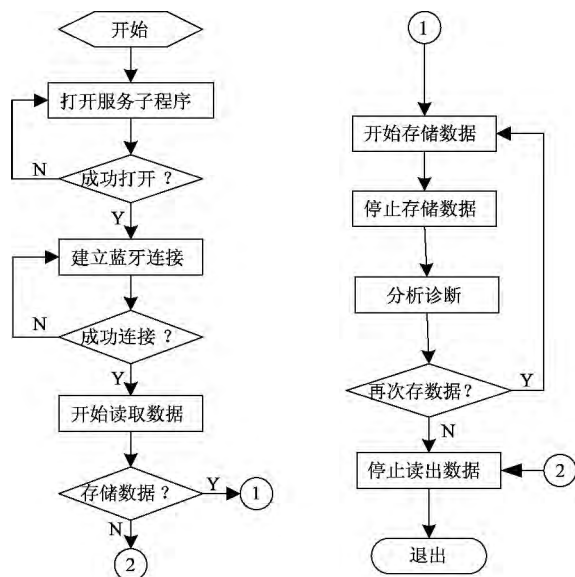


图3 平衡功能分析软件流程

Fig. 3 The flow diagram of balance function analysis software

25℃之间,湿度在45%~65% RH范围内。对病例组和对照组分别进行2次实验,间隔时间为1周,每次实验时间均在上午9:00~11:00之间。实验开始前向受试者详细说明实验流程及注意事项,消除受试者的紧张心理,然后让受试者以自然直立姿势站立在重心平台上并目视正前方。系统启动1 s后,发出滴滴的提示声,提醒受试者做准备;3 s后再次发出提示声,开始正式采集数据;30 s后再次发出提示声,表明本次数据采集结束。图4为一名对照组男性受试者接受平衡功能检测与评估的实验。

1.3 平衡功能的检测

通过对4个压力传感器的信号进行处理,可得受试者的重心坐标。设重心平台的正中心为坐标原点,4个压力传感器的坐标分别为 $A(x_1, y_1)$ 、 $B(x_2, y_2)$ 、 $C(x_3, y_3)$ 、 $D(x_4, y_4)$,重心平台的结构如图5所示。

由重心平台的对称性可得

$$x_1 = -x_2 = -x_3 = x_4 \quad (1)$$

$$y_1 = y_2 = -y_3 = -y_4 \quad (2)$$

设受试者当前重心坐标为 $E(x_i, y_i)$,依据力矩平衡原理可得

$$x_i = \frac{(f_{1i} - f_{2i} - f_{3i} + f_{4i})}{(f_{1i} + f_{2i} + f_{3i} + f_{4i})} x_1 \quad (3)$$

$$y_i = \frac{(f_{1i} + f_{2i} - f_{3i} - f_{4i})}{(f_{1i} + f_{2i} + f_{3i} + f_{4i})} y_1 \quad (4)$$

式中, f_{1i} 、 f_{2i} 、 f_{3i} 、 f_{4i} 分别为4个压力传感器第*i*个采样点的值, $E(x_i, y_i)$ 表示受试者第*i*个采样点的重



图4 平衡功能检测与评估实验

Fig. 4 Experiment on balance function detection and assessment

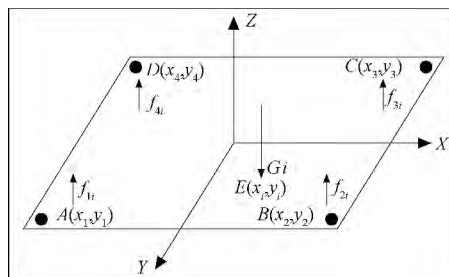


图5 重心平台结构

Fig. 5 The schematic diagram of center of gravity platform

心坐标。将各个采样点的重心坐标依次绘出,即为重心轨迹图。

笔者从国内外研究现状出发,选取重心轨迹长度(Lng)、单位面积轨迹长度($\text{Lng} \cdot \text{A}^{-1}$)、峭度(K)、左右重心分布比(BLR)及前后重心分布比(BAP)作为评价指标。

1) 重心轨迹长度是检测人体平衡功能的直观性指标,在规定的实验时间内,该长度越长,平衡能力越差。当采样频率足够高时,相邻两个采样点之间的轨迹长度可近似用连接两点的直线表示,由此可以得出重心轨迹长度为

$$\text{Lng} = \sum_{i=1}^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2} \quad (5)$$

2) 单位面积轨迹长度是指单位面积上重心移动的距离,反映本体感觉的姿势控制能力,单位面

积轨迹越小,人体姿势控制能力越强。取重心投影坐标 $E(x_i, y_i)$ 的平均坐标 $\bar{E}(\bar{x}, \bar{y})$ 为坐标原点,并绘制坐标系,将轨迹面积按弧度均分为 360 份,则各区域近似为扇形。求取落在各区域内的点距原点的距离,以最大距离为该区域扇形半径,进而得出各区域扇形面积,所有扇形面积的代数和为轨迹面积。根据上述轨迹长度的计算方法,求得单位面积轨迹长度,其中坐标原点为

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (6)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (7)$$

重心轨迹所形成的扇形面积为

$$\text{Area} = \sum_{i=1}^{360} \frac{1}{360} \pi r_i^2 \quad (8)$$

式中, r_i 为各区域的最大半径。

单位面积轨迹长度为

$$\text{Lng} \cdot A^{-1} = \text{Lng} / \text{Area} \quad (9)$$

3) 峭度是反映信号分布特性的数值统计量,是归一化的 4 阶中心距,表征人体重心的离散程度,3 为峭度值的临界点。当峭度值大于 3 时,人体重心分布曲线具有正峭度,此时人体重心的离散程度较小;否则,人体重心分布曲线具有负峭度,此时人体重心的离散程度较大。峭度的离散化公式为

$$K = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left[\left(\frac{x_i - \bar{x}}{\sigma_x} \right)^4 + \left(\frac{y_i - \bar{y}}{\sigma_y} \right)^4 \right] \quad (10)$$

式中, n 为采样个数, \bar{x} 、 \bar{y} 分别为 x 坐标、 y 坐标的均值, σ_x 、 σ_y 分别为 x 坐标、 y 坐标的标准差。

4) 左右重心分布比为分布在 $x > 0$ 半平面与 $x < 0$ 半平面的重心个数之比,前后重心分布比是分布在 $y > 0$ 半平面与 $y < 0$ 半平面的重心个数之比。两者都侧面反映了受试者参与控制姿势的四肢躯干的肌肉紧张程度,健康人的左右重心分布比及前后重心分布比与 1 比较接近,而平衡功能障碍患者则偏离 1 的程度较大。

1.4 统计学分析

平衡功能的检测指标繁多,不同实验姿势所产生的衍生指标多达上百种,但并非都能反映人体的平衡状况。某些指标具有偶然性,重复测量结果会相差很大,还有某些指标在对照组和病例组之间无显著性差异,因此有必要对指标进行重测信度分析和敏感度分析。

笔者利用 SPSS 软件对各指标进行统计分析。

采用克朗巴哈 α 信度系数法对指标前后的两次测试数据进行重测信度分析,采用独立样本 t 检验分析各评价指标在对照组和病例组之间的差异性。

1.5 平衡功能的评估

由于各评价指标有一定程度的相关性,且量表评定法存在着致命的缺陷,即测试项目的权值由测试者主观设定,因此笔者运用主成分分析法将存在相关性的各评价指标转换为彼此相互独立的主成分因子,同时根据方差贡献率确定主成分因子的权值,使权值的确定更加客观合理。综合评价值的计算步骤如下:

1) 对样本数据进行标准化处理。设有 n 个样本、 p 项评价指标, x_{ij} 表示第 i 个样本的第 j 项指标值。对样本数据进行标准化变换,即

$$\bar{x}_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_{ij} \quad (11)$$

$$s_j = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_{ij} - \bar{x}_j)^2} \quad (12)$$

$$z_{ij} = (x_{ij} - \bar{x}_j) / s_j \quad (13)$$

式中, \bar{x}_j 、 s_j 分别表示评价指标 j 的均值和标准差, z_{ij} 表示标准化后的样本值 ($i = 1, 2, \dots, n$; $j = 1, 2, \dots, p$)。

2) 计算 p 项指标的相关矩阵。指标 j 与指标 k 的相关系数为

$$r_{jk} = r_{kj} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n z_{ij} z_{ik} \quad (14)$$

式中, $k = 1, 2, \dots, p$ 。

从而可得指标数据的相关矩阵 R , 即

$$R = \begin{bmatrix} 1 & r_{12} & \cdots & r_{1p} \\ r_{21} & 1 & \cdots & r_{2p} \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ r_{p1} & r_{p2} & \cdots & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

3) 确定主成分因子的个数。由特征方程 $|\lambda I - R| = 0$, 可得特征值 λ_g ($g = 1, 2, \dots, p$) 及对应的特征向量 l_g ($l_g = l_{g1}, l_{g2}, \dots, l_{gp}$)。

特征值表示主成分的方差贡献率,其值的大小反映了各个主成分在评价对象时所起作用的大小。主成分的个数越多,损失的信息量就越少,评价结果就越合理,但增加了数据处理的复杂度;主成分的个数越少,损失的信息量就越多,可能会导致不合理的评价结果。主成分分析法的目的就是选取尽量少的主成分进行综合评价,同时使损失的信息量尽可能少。在本研究中,主成分因子的个数依据 Kaiser 法^[14]确定,即主成分因子的个数等于相关矩

阵特征值大于 1 的个数。

4) 确定综合评价。每一个主成分因子的线性加权值为:

$$F_g = l_{g1}z_1 + l_{g2}z_2 + \cdots + l_{gp}z_p \tag{16}$$

式中, $g = 1, 2, \cdots, r$

再对 r 个主成分进行加权求和, 每个主成分因子的权数为其方差贡献率 u_g , 即

$$u_g = \lambda_g / \sum_{g=1}^p \lambda_g \tag{17}$$

则综合评价值为

$$F = \sum_{g=1}^r u_g F_g \tag{18}$$

2 结果

2.1 评价指标的信度分析结果

各评价指标的信度系数如表 1 所示, 其数值越大, 表明指标的可信程度越高。一般认为, 0.65 ~ 0.70 是最小可接受值, 0.70 ~ 0.80 是相当好, 大于 0.8 是非常好。由表 1 可知, 各评价指标的克朗巴哈 α 信度系数均大于 0.790, 表明对照组和病例组

在睁眼及闭眼方式下 Lng 、 $Lng \cdot A^{-1}$ 、 K 、 BLR 、 BAP 的重测信度非常好。

表 1 各评价指标的克朗巴哈 α 信度系数

Tab. 1 Cronbach reliability coefficient of each index

评价指标	睁眼		闭眼	
	对照组	病例组	对照组	病例组
Lng	0.811	0.843	0.853	0.858
$Lng \cdot A^{-1}$	0.946	0.880	0.916	0.931
K	0.912	0.849	0.838	0.899
BLR	0.833	0.903	0.819	0.887
BAP	0.795	0.860	0.801	0.790

2.2 评级指标的敏感度分析结果

对照组及病例组的各项测试指标平均值及标准差如表 2 所示。可以看出, 在不同实验模式(睁眼、闭眼)下, 重心轨迹长度、单位面积轨迹长度对照组均低于病例组, 峭度对照组均高于病例组, 且存在显著性差异($P < 0.01$); 在不同实验模式(睁眼、闭眼)下, 左右重心分布比、前后重心分布比对照组偏离 1 的程度较小, 而病例组偏离 1 的程度较大, 且存在显著性差异($P < 0.05$)。

表 2 各评价指标的均值及标准差

Tab. 2 Mean and standard deviation of each index

实验模式	组类型	Lng/cm	$Lng \cdot A^{-1}/cm^{-1}$	K	BLR	BAP
睁眼	对照组	49.406 ± 2.406*	24.717 ± 1.604*	6.009 ± 0.554*	0.972 ± 0.032**	0.975 ± 0.069**
	病例组	60.611 ± 1.973	43.386 ± 4.637	3.547 ± 0.239	1.259 ± 0.488	1.426 ± 0.454
闭眼	对照组	61.495 ± 1.818*	36.279 ± 1.348*	4.849 ± 0.483*	1.007 ± 0.049**	0.981 ± 0.067**
	病例组	74.430 ± 3.460	60.648 ± 3.219	2.210 ± 0.251	1.284 ± 0.424	1.268 ± 0.504

注: 与病例组比较: * $P < 0.01$, ** $P < 0.05$

2.3 评估结果

对样本数据进行主成分分析, 所得 4 个主成分因子的特征值、方差贡献率及累计方差贡献率如表 3 所示。可以看出, 4 个主成分因子累计方差贡献率达到 73.360%, 信息丢失较少, 因此 10 个评价指标能被 4 个主成分因子解释。

表 3 对照组评价指标的主成分特征值

Tab. 3 Eigenvalues of the principal component of the control group index

主成分因子	特征值	方差贡献率/%	累计贡献率/%
1	2.484	24.840	24.840
2	2.110	21.100	45.940
3	1.376	13.760	59.700
4	1.366	13.660	73.360

综合评价采用 5 分制, 对病例组和对照组的样本数据分别运用主成分分析法, 得出受试者的综合

评价。其中, 对照组综合评价值的统计值为 4.067 ± 0.540 , 病例组综合评价值的统计值为 2.054 ± 0.685 。数据表明, 综合评价值是对照组高于病例组, 反映出对照组的平衡功能强于病例组的平衡功能。而且对照组的综合评价值浮动较小, 表明对照组的重心稳定能力较强。实验所得的综合评价值与人体平衡功能特性一致, 反映了受试者平衡功能的强弱。为有效验证该方法的评估效果, 笔者利用 SPSS 软件对实验结果进行了判别分析, 准确率达到 100%。由此说明, 所设计的平衡功能检测与评估方法具有应用推广能力。

3 讨论

平衡是指处于任何位置下都能最大限度地保持身体姿势的稳定性, 在受到外界干扰时都能自我调节并维持稳定^[15]。评价指标的选取是平衡功能

障碍检测的关键,也是平衡功能障碍评估的基础。笔者选取睁眼及闭眼模式下的重心轨迹长度、单位面积轨迹长度、峭度、左右重心分布比及前后重心分布比作为评价指标。由表 1 和表 2 可以看出,对照组和病例组在睁眼及闭眼模式下,评价指标的克朗巴哈信度系数 $\alpha = 0.790 : 0.946$,远大于最小可接受值,且对照组与病例组的各评价指标均存在显著性差异($P < 0.05$)。这一方面说明所选的评价指标具有良好的重测信度和敏感度,另一方面说明了笔者自行设计的平衡功能检测系统能够完成对平衡功能障碍的定量检测,为该系统的临床应用潜力提供了客观依据。

对人体平衡功能进行评估,首先需要制定平衡功能评估标准。但由于人体平衡功能检测方法多样、所采用的仪器不一,且影响平衡功能的因素繁多,因此很难保证形成一致的评估结果。本研究尝试运用主成分分析法计算综合评价值。对比病例组与对照组的综合评价值的统计值可知,对照组得分较高,且对照组的得分浮动小于病例组的得分浮动,这是因为对照组在重心稳定方面强于病例组,不会产生较大的摆动。由此可以说明,将主成分分析法应用到平衡功能评估领域是合理的,所得的综合评价值与人体平衡功能特性一致,能够反映受试者平衡功能的强弱。

本研究首次将峭度作为评价平衡功能障碍的指标。由表 1 和表 2 可知,峭度具有良好的重测信度,且存在显著性差异,因此将其作为评价指标的研究方向是正确的,为该指标的未来应用提供了客观依据。本研究将主成分分析法应用于平衡功能障碍的评估,得出的综合评价值可实现平衡功能障碍的评估,为今后更多平衡功能障碍指标的融合奠定了基础。本研究设计了平衡功能障碍检测与评估系统,有效地解决了观察法与量表评定法无法定量分析的问题,与专用的大型医疗设备相比成本低、方便易用,患者无须去医疗机构,在家中或社区即可使用本系统进行平衡功能障碍的检测与评估,从而节省了大量时间,还可以保护患者的隐私。

本研究还需继续改进,使系统更加完善。进一步的研究工作包括:一是增加具有康复功能的模块,有效地利用视觉生物反馈进行康复训练,同时使用基于虚拟现实的游戏模块,更好地激励患者训练的积极性;二是寻找更加客观有效的评价指标,使平衡功能障碍的检测更加科学有效,从而为平衡功能障碍的评估奠定坚实的基础;三是扩大样

本容量,从而统计出区分对照组与病例组的得分阈值,推动评价标准的建立;四是研究受试者的情绪是否对评估结果产生影响,从而使平衡功能评估更具科学性。

4 结论

笔者探讨了利用自行设计的平衡功能测试仪进行平衡功能检测与评估的方法。首先选取睁眼及闭眼模式下的重心轨迹长度、单位面积轨迹长度、峭度、左右重心分布比及前后重心分布比作为评价指标,并分析了评价指标的信度、敏感度,证明了所选评价指标的合理性;然后利用主成分分析法对所选的评价指标进行融合,得出彼此相互独立的主成分因子;最后根据主成分因子的方差贡献率确定其权值,从而得出平衡功能的综合评价值。通过对病例组与对照组的平衡功能进行实验评估,说明了本研究所提的方法能够对平衡功能障碍进行定量检测与评估,在检测患者是否存在平衡功能障碍、分析平衡功能障碍的原因、确定患者平衡功能障碍康复情况及预测患者是否存在跌倒危险等方面具有较好的临床应用潜力,值得进一步研究和探讨。

参考文献

- [1] Bode RK, Heinemann AW. Course of functional improvement after stroke, spinal cord injury, and traumatic brain injury [J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2002, 83 (1): 100-106.
- [2] 李文彬, 门高利, 王德明. 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.
- [3] Clark RA, Bryant AL, Pua Y, et al. Validity and reliability of the nintendo wii balance board for assessment of standing balance [J]. Gait & Posture, 2010, 31(3): 307-310.
- [4] 宋翠翠. 人体平衡能力测量中站姿辅助系统的开发 [D]. 杭州: 浙江大学, 2007.
- [5] 陈海霞, 宁宁. 人体平衡功能评定研究的最新进展 [J]. 现代护理, 2006, 12(23): 2173-2175.
- [6] 张祺. 人体平衡能力检测系统设计与实现 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.
- [7] Young W, Ferguson S, Brault S, et al. Assessing and training standing balance in older adults: a novel approach using the 'nintendo wii' balance board [J]. Gait & Posture, 2011, 33 (2): 303-305.
- [8] 金冬梅, 燕铁斌, 谭杰文. 平衡测试仪的信度研究 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(4): 203-205.
- [9] 韦雪文, 康妮, 宋爱国. 人体平衡仪测试系统设计与软件实现 [J]. 国外电子测量技术, 2008, 27(9): 64-67.
- [10] 朱晓军, 朱奕, 王盛, 等. 三维运动分析系统用于平衡检测的

- 信度与效度研究 [J]. 中国康复医学杂志, 2012, 27(4): 315-319.
- [11] Gil-Gomez JA, Lozano JA, Alcaniz M, *et al.* Nintendo wii balance board for balance disorders [C] //Virtual Rehabilitation International Conference. Haifa: IEEE, 2009: 213-213.
- [12] Sugarman H, Weisel-Eichler A, Burstin A, *et al.* Use of the wii fit system for the treatment of balance problems in the elderly: a feasibility study [C] //Virtual Rehabilitation International Conference. Haifa: IEEE, 2009: 111-116.
- [13] 任妍妍. 正常人静态平衡功能的分析及评价系统的初步建立 [D]. 安徽: 中国科学技术大学, 2011.
- [14] 管宇. 实用多元统计分析 [M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2011: 195-196.
- [15] 刘崇, 任立峰, 史建伟, 等. 人体平衡能力的评价系统 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(2): 363-367.