

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2025.09.002

基于足底力的平衡评估人机交互系统研究

陈 诺, 张 彦, 曹大迪, 王 勇

(合肥工业大学 机械工程学院, 安徽 合肥 230009)

摘 要:针对现有平衡能力评估系统中存在的人机互动性差、交互系统反馈较单一等问题,文章提出一种平衡能力评估人机交互策略,研制平衡能力评估装置,设计开发出一套基于足底力的平衡评估人机交互系统。该系统以压力中心(center of pressure, CoP)变量和足底力分布信息为平衡评估特征参数,实现静态、主动性以及反应性平衡能力的评估;以足底压力信息为输入信号,通过 CoP 跟踪、CoP 轨迹图的绘制以及平衡评估特征值进行平衡能力评估。平衡能力评估试验结果表明,系统传感器能准确实时地采集数据,绘制的 CoP 轨迹图能准确反映人体的重心偏移情况。该人机交互系统可以实现对人体平衡能力评估的量化。

关键词:足底力数据;平衡能力;CoP 变量;平衡评估;人机交互

中图分类号:TP242.2 **文献标志码:**A **文章编号:**1003-5060(2025)09-1161-08

Research on human-computer interaction system for balance evaluation based on plantar force

CHEN Nuo, ZHANG Yan, CAO Dadi, WANG Yong

(School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: In response to the problems of poor human-computer interaction and single feedback in existing balance ability evaluation systems, this paper proposes a human-computer interaction strategy for balance ability evaluation, develops a balance ability evaluation device, and designs a human-computer interaction system for balance evaluation based on plantar force. The system uses center of pressure (CoP) variables and plantar force distribution information as balance evaluation feature parameters, which can achieve the evaluation of static, active, and reactive balance abilities. Using plantar pressure information as input signal, balance ability is evaluated through CoP tracking, CoP trajectory mapping, and balance evaluation feature values. The experimental results show that in the process of evaluating balance ability, sensors can accurately collect data in real time, and CoP trajectory maps can accurately reflect the deviation of the human center of gravity. The system can achieve quantitative evaluation of human balance ability.

Key words: plantar force data; balance ability; center of pressure(CoP) variable; balance evaluation; human-computer interaction

平衡能力是人体重要的生理功能,对于人体姿势控制发挥着重要作用^[1]。当前多种疾病严重影响人们的平衡能力^[2],如慢性踝关节不稳定、帕

金森、偏瘫以及脑卒中等,该类疾病会导致人体的平衡能力严重受损,使得人容易发生跌倒,进而影响人的工作、生活;同时,年老体衰以及身患疾病

收稿日期:2024-08-10;修回日期:2024-11-12

基金项目:国家自然科学基金联合基金资助项目(U1713210);安徽省重点研究与开发计划国际科技合作专项资助项目(202004b11020006)

作者简介:陈 诺(2001—),男,安徽怀远人,合肥工业大学硕士生;

王 勇(1969—),男,安徽合肥人,博士,合肥工业大学教授,博士生导师,通信作者,E-mail:simenkouwang@sina.com.

也造成平衡障碍的群体数目大量增加^[3]。因此,及时对人体的平衡能力进行准确评估,有助于检测出帕金森、偏瘫、脑中风以及脑卒中等疾病^[4]并及时进行治疗。对于平衡障碍患者,在康复治疗过程中的平衡评估结果对诊断相关疾病和训练指导十分关键。

随着科技的快速发展,虚拟现实技术因其强大功能被广泛应用于医疗康复和教育等多个领域。该技术可以通过传感器技术与虚拟环境中的单元进行人机交互^[5]。目前国内外研究团队将虚拟现实技术应用于平衡能力评估研究,加入人机交互功能模块以提高平衡能力评估设备的智能化水平。

通过对现有平衡能力评估人机交互系统的分析发现,主要存在以下可优化提升的方面:

1) 现有的平衡能力评估系统大多价格昂贵,评估流程复杂,患者通常只能在医院进行评估,推广性较差。

2) 现有的人机交互方式较少结合人体静、动态平衡能力康复原理,且在评估过程中缺乏对足部力学生物原理的应用。

3) 当前平衡能力评估策略尚不完善,人机交互模式有待优化,评估项目的互动性需要增强。

针对上述问题,本文结合机械设计制造技术与计算机技术开展平衡评估及人机交互系统研究^[6],通过融合康复医学与人机交互理论的方法提出平衡评估策略,研制足底力测量装置并开发人机交互系统。基于制定的评估策略,系统可实现静态、主动性和反应性平衡能力的综合评估,从而全面地反映个体平衡能力,提高平衡障碍患者评估的信效度。

1 平衡能力评估人机交互策略

平衡能力评估人机交互策略主要涉及静态平衡评估和动态平衡评估这两种类型^[7]。

静态平衡评估动作包括睁眼双脚站立、闭眼双脚站立以及睁眼单脚站立^[8]。动态平衡评估中的主动性平衡评估动作要求受试者通过重心摆动控制虚拟场景中的对象做绕圆运动^[9-10],这种评估方式比静态评估更能综合反映个体的平衡能力^[11];动态平衡评估中的反应性平衡能力评估则是让受试者站在平衡测力台上,通过足底支撑面的特定区域扰动^[12],测试其在外力干扰后恢复平衡的能力,这种评估结果往往更能体现个体的真实平衡水平^[13]。

平衡评估策略流程如图 1 所示。

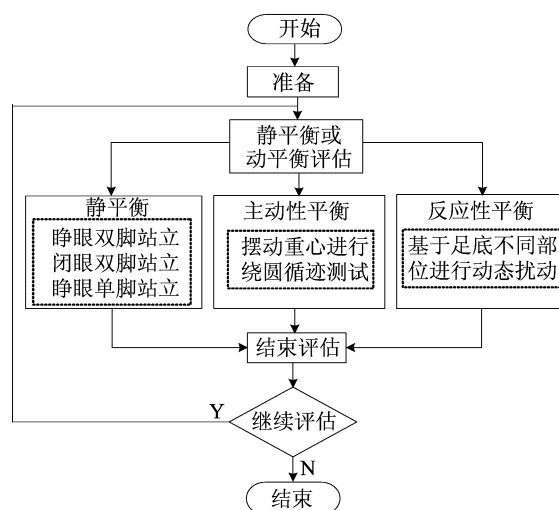


图 1 平衡评估策略流程

2 平衡评估与测量系统结构设计

2.1 足底分布力测量装置

2.1.1 足底力测量装置基本结构

足底力测量装置如图 2 所示。该装置包含左、右 2 块同样的测力板,测力板长、宽分别为 296、136 mm;测力板分为前足区和后跟区,前足区占测力板总长的 61%,前足区又按左、右方向分为外侧区和内侧区。

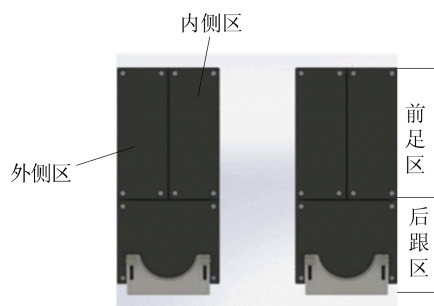


图 2 足底力测力板

测力板共设有 12 个压力传感器,前足外侧区、前足内侧区、后跟区 3 个分区的有效测量区域各安装 4 个传感器。通过压力传感器采集的压力值及其坐标位置可以计算压力中心(center of pressure, CoP)坐标,从而帮助分析和评估不同动作的稳定性和效率。

CoP 坐标的计算公式如下:

$$x = \frac{F_1 x_1 + F_2 x_2 + F_3 x_3 + F_4 x_4}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4} \quad (1)$$

$$y = \frac{F_1 y_1 + F_2 y_2 + F_3 y_3 + F_4 y_4}{F_1 + F_2 + F_3 + F_4} \quad (2)$$

其中: F_1, F_2, F_3, F_4 为 4 个压力传感器采集的压力值; x_1, x_2, x_3, x_4 为 4 个压力传感器位置的横向坐标; y_1, y_2, y_3, y_4 为 4 个压力传感器位置的纵向坐标; x, y 为 CoP 的横向、纵向坐标。

2.1.2 足底力测量装置硬件组成

本研究选用的传感器型号为 DYLY-108S, 单个测力板上布置 12 个传感器。由于该压力传感器的直接输出电压非常小, 需要将传感器的原始输出电压值通过设计电路放大, 再将放大后的电压数据采集并通过 USB 线上传至上位机交互软件。

放大电路通过在外连接电阻, 可设置 1~1 000 范围内的增益 G , 具体计算公式如下:

$$G = 1 + \frac{100 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (3)$$

根据增益计算公式, 将外部连接电阻 R_G 设为 220 Ω , 放大电路板使用 5 V 移动电源供电。

2.2 动态扰动装置设计

2.2.1 扰动装置基本结构

扰动装置需要实现对双脚的前足和后跟 4 个支撑区域独立的竖直方向干扰, 其主要设计要求如下:

1) 测力板离地高度不应过高, 否则测试者会因为过高的重心高度感到心理负担。

2) 对人体足部支撑面进行干扰时, 测力板的下落时间应小于人体反应时间。

3) 确保测力板的负载能力可承担人体重量, 将扰动装置每个分区的负载能力均设定为 50 kg。

4) 扰动装置不得影响测试者正常动作调整, 且需保证紧急情况下可快速撤离。

动态扰动装置的实体图如图 3 所示。

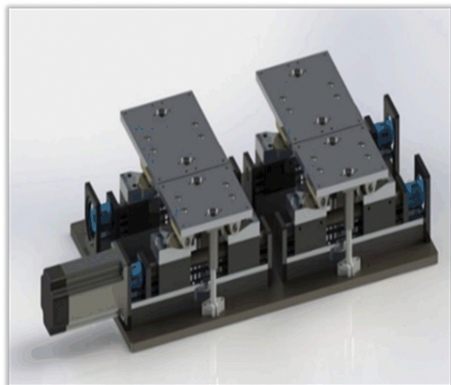


图 3 扰动装置总体结构

2.2.2 扰动装置运动速度计算

人类通常在 0.2 s 内无法做出反应^[14], 因此测力板下落时间应控制在 0.2 s 以内。根据所选电机和扰动装置的参数, 测力板下落的最短理论时间计算如下:

$$t_{\min} = \frac{n_{\max}/60}{\alpha_{\max}/2\pi} + \frac{h/p_h}{n_{\max}/60} = 0.0894 \text{ s} \quad (4)$$

其中: 推程 h 为 30 mm; 丝杠导程 p_h 为 5 mm; 最大转速 n_{\max} 为 5 000 r/min; 容许角加速度 α_{\max} 为 30 000 rad/s²。通过式(4)计算出下落最短时间的理论值为 0.0894 s, 满足低于人类 0.2 s 反应时间的需求。

3 平衡能力评估方案设计

3.1 基于足底力的平衡功能评估参数

CoP 变量可分为结构变量和全局变量。结构变量是描述 CoP 轨迹微小细节特点的变量, 反映其微观结构和多样性, 包括路径长度、95%置信椭圆面积及 50%、95%功率频率等。全局变量则是描述 CoP 轨迹整体特征的变量, 反映 CoP 轨迹的宏观结构, 包含平均速度、平均位置及平均频率等, 全局变量中 CoP 参数值越大表明平衡能力越差。根据制定的平衡能力评估策略, 平衡评估项目涵盖静态、主动性和反应性平衡能力评估, 可全面反映一个人的平衡能力。用于平衡能力评估的 CoP 相关变量及其含义见表 1 所列。

表 1 CoP 相关变量和含义

变量名称	含义
95%椭圆面积	覆盖 95% CoP 点的置信区间面积
CoP 平均距离	CoP 轨迹运动的平均距离, 该值越低, 表明平衡能力越稳定
CoP 平均速度	CoP 路径长度除以评估时长
CoP 平均频率	CoP 绕着半径为 D_{CoP} 的圆形轨迹旋转的频率
50%、95% 功率频率	频域的度量参数, 用于评估功率谱密度函数的形态或其他相关特性
AP 方向最大动摇径	CoP 点在 AP 方向上的最大间隔距离
ML 方向最大动摇径	CoP 点在 ML 方向上的最大间隔距离
Romberg 商	闭眼条件与睁眼条件下 CoP 变量的比值
对称指数	反映 CoP 点在左、右脚之间是否均匀分布
负重不对称	反映人体体重在左、右脚之间分布均匀程度

通过分析, 选取 CoP 95%椭圆面积 $S_{\text{CoP}95}$ 、50%

功率频率 f_{50} 、95% 功率频率 f_{95} 、CoP 平均速度 v_{CoP} 、CoP 平均距离 D_{CoP} 以及 CoP 平均频率 f_{CoP} 这 6 个 CoP 相关变量为静态平衡评估特征参数。

CoP 轨迹反映人体压力中心的偏移情况。在本文研制的足底力测量装置中,基于力矩平衡原理,可将 24 个压力传感器的测量数据代入以下公式:

$$Y_{AP}(i) = \frac{\sum_{j=1}^{24} F_j(i) y_j}{\sum_{j=1}^{24} F_j(i)} \quad (5)$$

$$X_{ML}(i) = \frac{\sum_{j=1}^{24} F_j(i) x_j}{\sum_{j=1}^{24} F_j(i)} \quad (6)$$

其中: Y_{AP} 、 X_{ML} 为 CoP 的坐标, AP 代表 CoP 的 y 方向, ML 代表 CoP 的 x 方向; x_j 、 y_j 为第 j 个压力传感器的位置坐标; $F_j(i)$ 为第 i 个采样时刻,测力板中第 j 个压力传感器测量的压力大小。

计算 CoP 平均位置的坐标,即 Y_{AP} 、 X_{ML} 时间序列的算术平均值为:

$$\bar{Y}_{AP} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_{AP}(i) \quad (7)$$

$$\bar{X}_{ML} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_{ML}(i) \quad (8)$$

其中, N 为采样点数。

为了简化分析,本文定义 $\Delta Y_{AP}(i)$ 和 $\Delta X_{ML}(i)$ 分别为 Y_{AP} 和 X_{ML} 时间序列与平均 CoP 坐标之间的差值序列,即

$$\Delta Y_{AP}(i) = Y_{AP}(i) - \bar{Y}_{AP} \quad (9)$$

$$\Delta X_{ML}(i) = X_{ML}(i) - \bar{X}_{ML} \quad (10)$$

另外,合成距离(resultant distance, RD)的时间序列同样可以评估人体平衡能力,合成距离表示平均 CoP 与每个采样时间点上 CoP 的直线距离,其计算公式为:

$$D_R(i) = \sqrt{\Delta Y_{AP}(i)^2 + \Delta X_{ML}(i)^2} \quad (11)$$

根据主动性平衡评估的特点,选择特定的平均距离为主动性平衡能力评估特征参数,此平均距离是指人体在摆动自身重心做绕圆测试时,其 CoP 实际轨迹中的全部 CoP 点与评估界面中设定的圆形半径 R 之间的平均距离。平均距离 D_M 值越大,表示人体在绕圆测试中与目标轨迹的重合度越低,平衡能力也就越低;平均距离 D_M 值越小,意味着人体主动性平衡能力越好。 D_M 计算公式如下:

$$D_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N | \sqrt{\Delta Y_{AP}(i)^2 + \Delta X_{ML}(i)^2} - R | \quad (12)$$

本文的反应性平衡能力评估是通过对人体足部支撑面进行扰动,测试其在扰动后恢复平衡的能力。选取静态平衡评估中的 CoP 平均速度 v_{CoP} 、AP 方向平均速度 v_{AP} 、ML 方向平均速度 v_{ML} 以及 95% 置信椭圆面积 S_{CoP95} 为反应性平衡评估特征参数。

CoP 平均速度 v_{CoP} 值越大,表明人体重心位置在反应性平衡评估中摆动幅度越大,平衡能力越差;CoP 平均速度 v_{CoP} 值越小,意味着人体重心位置在反应性平衡评估中的变化幅度越平稳,平衡能力越好。95% 置信椭圆面积的评估原理与此相同。

3.2 静态平衡能力评估

静态平衡能力评估是为了评估人体在不受外界扰动的情况下,保持自身状态平稳不动的能力。静态平衡评估项目界面包含足底力数据采集、数据可视化、CoP 实时跟踪、绘制 CoP 轨迹图以及平衡评估等功能,评估结束后可以显示此次评估的 CoP 轨迹图以及最常用的评估参数值。静态平衡评估结果界面如图 4 所示。

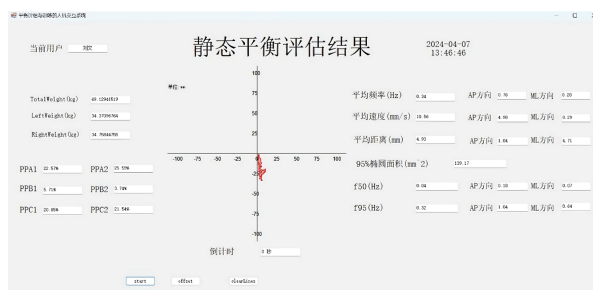


图 4 静态平衡评估结果界面

从测力板采集原始电压数据,并将该原始电压数据乘以对应的斜率 k 值(由传感器标定实验拟合得到)转化为重量,用来计算平衡评估特征数值。程序处理逻辑为:在 Winforms 应用程序的 C# 脚本中开启一个 Thread 线程用于不断采集足底力数据并转化为重量值,在交互界面进行 CoP 实时跟踪以及实时显示传感器数据;当开始评估时,将采集到的足底力重量值保存到缓冲数组中,到评估时间则将缓冲数组中的数据进行多线程通信处理,得到 CoP 轨迹图和 CoP 相关变量平衡特征值。

测力传感器数据采集流程如图 5 所示。

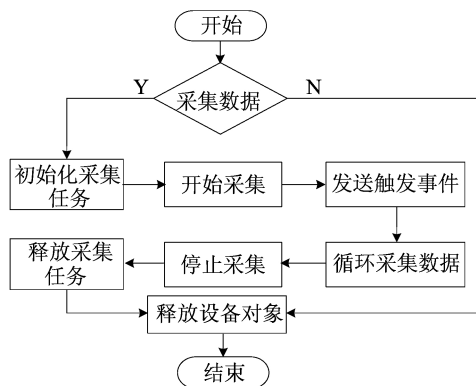


图 5 测力传感器数据采集流程

3.3 主动性平衡能力评估

主动性平衡能力评估是为了评估人体在不受外界扰动的情况下,主动转变自身运动状态并保持平稳不倒的能力。该平衡评估项目界面包含足底力数据采集、CoP 实时跟踪、绘制 CoP 轨迹图以及绕圆评估等功能。界面中央绘制了二维坐标系,坐标系上的蓝色圆为预先设定的测试标准,坐标系上红点的位置为测试者的实时 CoP 点位置,测试者需控制自身的 CoP 点尽量与蓝色圆的轨迹重合来完成绕圆评估。

绕圆循迹测试界面如图 6 所示。图 6 中:蓝色圆为界面上设定好的固定轨迹;红色曲线为试验人员通过摆动自身重心进行环绕蓝色圆的 CoP 轨迹图。

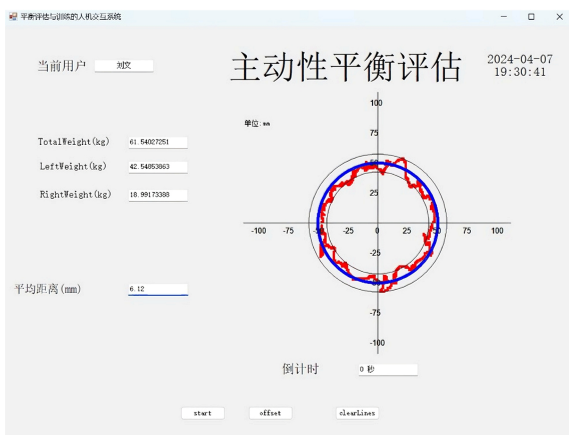


图 6 绕圆循迹测试界面

3.4 反应性平衡能力评估

反应性平衡能力评估是为了评估人体在受到外界扰动后,调整转变自身状态至恢复平稳的能力。根据 CoP 轨迹图和平衡评估参数值可以分析被测者的反应性平衡能力。反应性平衡评估中既要求给被测者以动态干扰且能保持平衡,又要求保障被测者的人身安全,基于实验室条件,设置

下落高度为 15 mm,下落速度为 200 mm/s。

CoP 绘制结果以及评估结果界面如图 7 所示。



图 7 反应性平衡评估界面

4 平衡能力评估系统测试试验

为了测试本文研发的评估系统是否满足设计要求,随机选取 8 名青年受试者(年龄 20~30 岁,身高 150~180 cm,体质量 40~90 kg)进行静态平衡能力评估试验,测试人机交互系统的评估功能。具体测试人员相关数据见表 2 所列。

表 2 测试人员数据

人员编号	1	2	3	4	5	6	7	8
年龄/岁	22	23	23	24	25	25	24	25
身高/cm	172	175	180	170	168	183	178	174
体质量/kg	70	72	85	61	63	85	75	64

4.1 静态平衡能力评估试验

试验环境要求安静无干扰,受试者双脚分别站立在对应的测力板上,双手自然下垂放于身体两侧。受试者对试验流程知悉后,然后按照睁眼双脚站立(35 s)、闭眼双脚站立(35 s)、睁眼单脚站立(15 s)的顺序依次完成试验动作,每个动作重复 3 次,取结果的平均值,各动作之间休息间隔为 30 s。

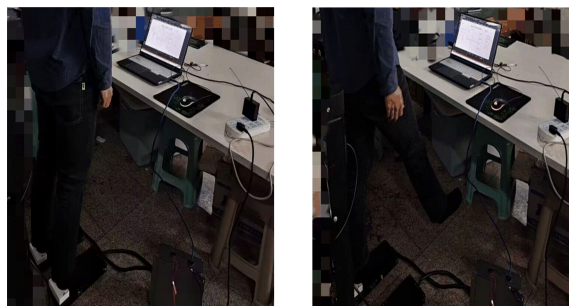
评估试验动作示例如图 8 所示。睁眼双脚站立、闭眼双脚站立、睁眼单脚站立的评估结果 CoP 轨迹如图 9 所示。

由图 9 可知,人体在闭眼站立情况下比睁眼站立情况下的重心波动幅度要大,人体在单脚站立的情况下重心偏向左边,且波动幅度明显大于双脚站立的情况。

睁眼双脚站立、闭眼双脚站立、睁眼左脚站立 3 种动作的评估试验结果分别见表 3、表 4、表 5 所列。

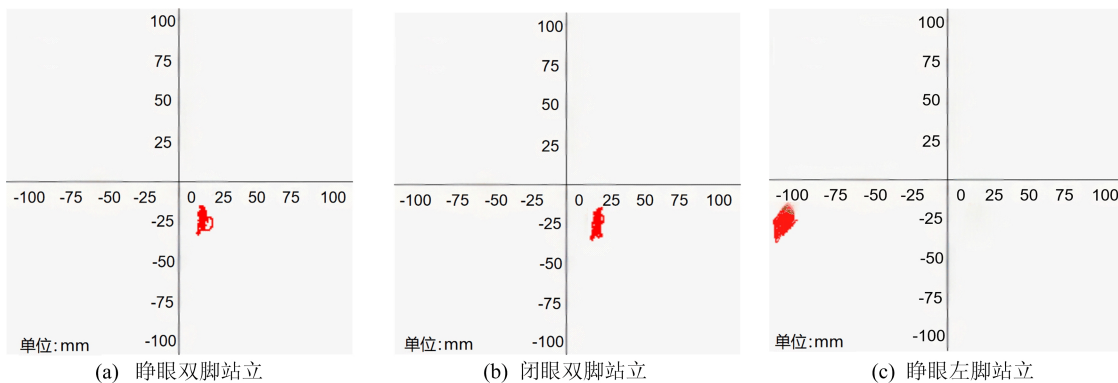
从上述评估结果可以看出:在测试过程中 CoP 轨迹图较为密集,在睁眼双脚站立 35 s 内的 CoP 轨迹点分布离中心点最近,闭眼双脚站立 35 s 内的 CoP 轨迹点分布离中心点较近,睁眼左脚站立 15 s 内的 CoP 轨迹点偏离中心点最远,变化最大;平均速度 v_{CoP} 、CoP 平均距离 D_{CoP} 以及 CoP95% 椭圆面积 S_{CoP95} 的评估结果在左脚站立情况下最大,在闭眼双脚站立情况下次之,在睁眼双脚站立情况下最小;3 种情况下 f_{50} 的值都为 0, 单脚站立时的 f_{95} 值和 f_{CoP} 值大于双脚站立时的

值。说明在上述 3 种情况中,人体在左脚站立时平衡能力最差,在闭眼双脚站立时稍好,睁眼双脚站立时最好。



(a) 双脚站立 (b) 单脚站立

图 8 评估试验动作示例



(a) 睁眼双脚站立 (b) 闭眼双脚站立 (c) 睁眼左脚站立

图 9 评估试验 3 种动作的 CoP 轨迹图

表 3 睁眼双脚站立试验的评估结果

指标	$f_{CoP}/$ Hz	$v_{CoP}/$ (mm/s)	$D_{CoP}/$ mm	$S_{CoP95}/$ mm^2	$f_{50}/$ Hz	$f_{95}/$ Hz
1	0.64	10.62	2.68	71.18	0	1.00
2	0.51	17.26	5.41	300.68	0	0.67
3	0.54	9.77	3.16	75.95	0	0.80
4	0.55	9.92	2.90	97.41	0	0.83
5	0.53	12.03	3.62	152.33	0	0.70
6	0.46	11.09	4.24	148.16	0	0.60
7	0.51	10.01	4.03	100.25	0	0.75
8	0.57	11.53	4.65	130.25	0	0.91

表 4 闭眼双脚站立试验的评估结果

指标	$f_{CoP}/$ Hz	$v_{CoP}/$ (mm/s)	$D_{CoP}/$ mm	$S_{CoP95}/$ mm^2	$f_{50}/$ Hz	$f_{95}/$ Hz
1	0.56	14.97	4.24	181.52	0	1.31
2	0.48	20.01	6.67	493.79	0	0.78
3	0.45	10.97	4.01	107.04	0	0.82
4	0.60	13.86	3.83	145.93	0	0.95
5	0.51	12.44	3.94	188.49	0	0.63
6	0.38	13.04	5.45	249.25	0	0.50
7	0.57	13.25	4.35	170.36	0	0.83
8	0.46	15.21	5.72	190.73	0	1.13

表 5 睁眼左脚站立试验的评估结果

指标	$f_{CoP}/$ Hz	$v_{CoP}/$ (mm/s)	$D_{CoP}/$ mm	$S_{CoP95}/$ mm^2	$f_{50}/$ Hz	$f_{95}/$ Hz
1	1.09	47.69	6.94	459.14	0	2.25
2	1.31	79.62	9.68	920.07	0	2.77
3	0.91	39.98	6.99	491.08	0	2.02
4	1.04	36.88	5.64	340.21	0	1.92
5	1.22	51.06	6.70	475.63	0	2.25
6	1.03	42.91	6.65	456.91	0	1.89
7	1.01	40.25	6.38	400.75	0	2.16
8	1.21	62.31	7.15	500.34	0	2.38

4.2 主动性平衡能力评估试验

绕圆测试试验结果见表 6 所列。

表 6 绕圆测试评估结果 单位:mm

人员编号	1	2	3	4	5	6	7	8
D_M	5.18	8.54	5.02	6.24	4.87	6.25	6.46	5.95

计算试验数据可得,绕圆 1 圈重心轨迹与蓝色圆的平均距离为 6.19 mm,其中最大的试验数据为第 2 位测试者的 8.54 mm,对比静态平衡评

估试验,该测试者同样在静态平衡评估中表现最差。

4.3 反应性平衡能力评估试验

反应性平衡能力评估试验是当人体右前足和右足跟分别突然降落时进行的平衡能力评估测试,评估试验具体动作如图 10 所示,对应的 CoP 轨迹图如图 11 所示。

从图 11 可以看出:当人体右前足支撑面突然降落时,人体重心会向右前方偏移,人体平衡机制立即工作,将人体的重心往偏移的反方向进行调整;当人体右足跟支撑面突然降落时,人体的重心会立即随之向右后方偏移,人体平衡机制立即工作,将人体重心向偏移的反方向调整。



图 10 反应性平衡能力评估试验动作示例

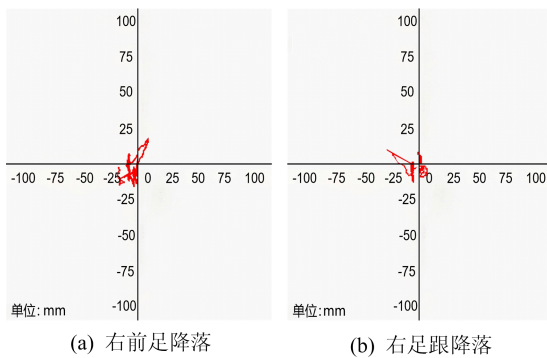


图 11 右前足降落和右足跟降落的 CoP 轨迹图

右前足和右足跟支撑面突然降落时反应性平衡评估试验结果见表 7 和表 8 所列。

表 7 右前足支撑面突然降落时评估试验结果

指标	$v_{CoP}/$ (mm/s)	$v_{AP}/$ (mm/s)	$v_{ML}/$ (mm/s)	$S_{CoP95}/$ mm^2
1	15.45	8.94	10.68	409.47
2	15.51	9.33	10.25	158.71
3	13.91	7.90	9.93	425.34
4	16.99	9.98	11.43	393.60
5	18.65	11.12	12.31	350.41
6	16.50	9.45	12.01	430.24

表 8 右足跟支撑面突然降落时的评估试验结果

指标	$v_{CoP}/$ (mm/s)	$v_{AP}/$ (mm/s)	$v_{ML}/$ (mm/s)	$S_{CoP95}/$ mm^2
1	12.75	7.35	8.95	314.68
2	15.55	10.74	9.13	380.14
3	12.96	7.51	9.04	275.13
4	12.54	7.19	8.86	354.23
5	13.97	9.48	8.33	284.22
6	11.25	6.64	8.54	195.10

从上述试验数据可以看出,CoP 平均速度和 95%置信椭圆面积在右前足支撑面突然降落时的值比右足跟支撑面突然降落时的大,说明右前足支撑面突然降落时比右足跟支撑面降落时的扰动要大。计算试验数据可得:CoP 平均速度在右前足支撑面降落时与右足跟支撑面降落时的均值之比为 1.23 : 1;AP 方向 CoP 平均速度在右前足支撑面降落时与右足跟支撑面降落时的均值之比为 1.16 : 1;ML 方向 CoP 平均速度在右前足支撑面降落时与右足跟支撑面降落时的均值之比为 1.26 : 1;95%置信椭圆面积在右前足支撑面降落时与右足跟支撑面降落时的均值之比为 1.31 : 1。

5 结 论

本文研制的基于足底力的平衡评估人机交互系统能够稳定获取准确的传感器数据,通过足底力数据输入实现静态、主动性和反应性平衡能力的综合评估。该系统以 CoP 相关变量和足底压力分布作为评估特征参数,实现了交互界面实时显示 CoP 点、评估后自动绘制 CoP 轨迹图和计算评估特征参数值的功能。试验结果表明:绘制的 CoP 轨迹图能明晰地反映人体重心位置的偏移;平衡评估项目能有效地量化一个人的静态、主动性和反应性平衡能力;系统完全满足平衡能力评估要求。针对人机交互软件中反应性平衡评估的特点,下一步将对交互软件的反应性平衡评估特征参数进一步优化,增加人机交互的趣味性和功能性,提高平衡评估系统的智能化水平。

[参 考 文 献]

[1] 黄守清,许艺惠,尹莲花. 414 例不同年龄男女间平衡能力及身体质量指数的差异分析[J]. 山东体育科技, 2016, 38(2):52-55.

[2] 鲍丽芳,陈玉琪,徐建秀. 常规康复训练联合运动想象疗法对脑卒中偏瘫病人步行能力、平衡能力及生活质量的影响[J]. 全科护理, 2024, 22(13):2493-2496.

(下转第 1175 页)

- [2] LIN K C, KENNEDY P, JACKSON T. Penetration heights of liquid jets in high-speed crossflows[C]//40th AIAA Aerospace Sciences Meeting & Exhibit. [S.l. : s. n.], 2015:1-10.
- [3] SCHETZ J A, PADHYE A. Penetration and breakup of liquids in subsonic airstreams [J]. AIAA Journal, 1977, 15(10):1385-1390.
- [4] CAMUSSI R, GUJ G, STELLA A. Experimental study of a jet in a crossflow at very low Reynolds number[J]. Journal of Fluid Mechanics, 2002, 454:113-144.
- [5] ESLAMIAN M, AMIGHI A, ASHGRIZ N. Atomization of liquid jet in high-pressure and high-temperature subsonic crossflow[J]. AIAA Journal, 2014, 52(7):1374-1385.
- [6] SPRING C R A N. An experimental and numerical study of the isothermal flowfield behind a bluff body flameholder [J]. Journal of Engineering for Gas Turbines and Power, 1995, 119:1-15.
- [7] WU P, KIRKENDALL K A, FULLER R P, et al. Breakup processes of liquid jets in subsonic crossflows[J]. Journal of Propulsion and Power, 1997, 13(1):64-73.
- [8] PRAKASH S R, JAIN S S, LOVETT J A, et al. Detailed numerical simulations of atomization of a liquid jet in a swirling gas crossflow[J]. Atomization and Sprays, 2019, 29(7):577-603.
- [9] MEI Y, ZHANG P, YAN Y W. Numerical simulation on spray characteristics of fuel jet in a crossflow[J]. Transactions of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, 2020, 37(Suppl):18-27.
- [10] 何园源,于小兵,王智华,等. 横向射流中煤油雾化特性的数值研究[J]. 推进技术, 2023, 44(3):149-159.
- [11] 张权,刘玉英,刘坤霖,等. 时变来流条件下横向射流燃油破碎和雾化特性数值研究[J]. 航空动力学报, 2024, 39(8):57-66.
- [12] 王雄,李德波,罗坤. 圆孔射流近场湍流特性 DNS 与 RANS 模拟的对比研究[J]. 能源工程, 2010(5):1-6.
- [13] ZHANG Q, SCHRODER W, MEINKE M. A zonal RANS-LES method to determine the flow over a high-lift configuration[J]. Computers & Fluids, 2010, 39(7):1241-1253.
- [14] 孙明波,汪洪波,梁剑寒,等. 复杂湍流流动的混合 RANS/LES 方法研究[J]. 航空计算技术, 2011, 41(1):24-29.
- [15] WAN P, HAN X, MAO J. Very large eddy simulation of turbulent flow and heat transfer for single cylinder and cylindrical pin matrix [J]. Applied Thermal Engineering, 2020, 169:114972.
- [16] XIA Z, CHENG Z, HAN X, et al. VLES turbulence modeling for separated flow simulation with OpenFOAM[J]. Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics, 2020, 198:104077.
- [17] WANG T, XUAN Y, HAN X. The effects of tip gap variation on transonic turbine blade tip leakage flow based on VLES approach[J]. Aerospace Science and Technology, 2021, 111:106542.
- [18] 宛鹏翔,范俊,韩省思,等. 冲击射流流动换热超大涡模拟研究[J]. 推进技术, 2020, 41(10):2237-2247.
- [19] 周洁,宛鹏翔,韩省思,等. 燃烧室-涡轮耦合流动传热超大涡模拟研究[J]. 推进技术, 2022, 43(3):238-248.
- [20] HSIEH K, LIEN F, YEE E. Towards a unified turbulence simulation approach for wall-bounded flows [J]. Flow, Turbulence and Combustion, 2010, 84(2):193-218.
- [21] HAN X, KRAJNOVIC S. Very large eddy simulation based on $k\omega$ model [J]. AIAA Journal, 2015, 53(4):1103-1108.
- [22] HUNT J C R. Studying turbulence using direct numerical simulation; 1987 Center for Turbulence Research NASA Ames/Stanford Summer Programme[J]. Journal of Fluid Mechanics, 1988, 190:375-392.

(责任编辑 吴亮)

(上接第 1167 页)

- [3] 姜典卓,高玲,林芹兰. 老年人跌倒危险因素研究[J]. 求医问药, 2013, 11(10):7-9.
- [4] 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.
- [5] 宋杨杨,陈校云,张曙欣,等. 虚拟现实技术在我国康复医学领域中的研究进展[J]. 中国医疗设备, 2019, 34(1):128-132.
- [6] 韦启航,陆文莲,傅祖芸,等. 人体步态分析系统—足底压力测量系统的研制[J]. 中国生物医学工程学报, 2000, 19(1):32-40.
- [7] LUNA-PEREJÓN F, SALVADOR-DOMÍNGUEZ B, PEREZ-PEÑA F, et al. Smart shoe insole based on polydimethylsiloxane composite capacitive sensors[J]. Sensors, 2023, 23(3):1298.
- [8] 马小凡. 基于足底支撑面扰动的平衡能力评估系统的研究[D]. 合肥:合肥工业大学, 2023.
- [9] 汪金龙. 基于足底力与姿态信息的平衡训练交互系统研究[D]. 合肥:合肥工业大学, 2023.
- [10] 张智宇. 人体平衡能力测试系统设计[D]. 太原:中北大学, 2019.
- [11] 袁刚,张木勋,张建华,等. 足底压力分布测量系统及临床应用[J]. 中国康复, 2003, 18(1):22-25.
- [12] 刘琨. 人体站立平衡系统建模与平衡能力评价方法研究[D]. 秦皇岛:燕山大学, 2016.
- [13] SAHLI S, GHROUBI S, REBAI H, et al. The effect of circus activity training on postural control of 5-6-year-old children[J]. Science & Sports, 2013, 28(1):11-16.
- [14] ETERKA R J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control[J]. Journal of Neurophysiology, 2002, 88(3):1097-1118.

(责任编辑 胡亚敏)