

基于分区扰动测力台的姿势控制时相划分方法^{*}

陈宝亮¹ 夏雨晴¹ 胡珊珊² 穆景颂³ 王 勇⁴

(1. 合肥大学设计学院 合肥 230601; 2. 安徽建筑大学机械与电气工程学院 合肥 230601;

3. 中国科学技术大学附属第一医院 合肥 230036; 4. 合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009)

摘 要: 基于自主研发的足底分区扰动测力台 (partitioned plantar perturbation force plate, PP-PFP), 提出一种用于解析足底支撑面扰动后人体姿势控制动态过程的时相划分方法。利用 PP-PFP 内置的加速度与力传感器数据, 基于阈值法定义了 3 个关键时刻: 扰动开始时刻、姿势调节开始时刻与姿势调节结束时刻, 进而将扰动态的姿势响应过程划分为平衡站立 (balanced standing, BS)、失衡站立 (imbalanced standing, IBS)、调节站立 (compensatory standing, CS) 与恢复平衡站立 (rebalanced standing, RBS) 4 个时相。计算的压力中心 (center of pressure, CoP) 变量包括均方根距离 (root mean square distance, RDIST)、平均速度 (mean velocity, MVELO)、95% 置信椭圆面积 (95% confidence ellipse area, AREA-CE)、轨迹长度与轨迹起终点直线距离之比 (length ratio, LR)。分别对 BS 与 RBS、IBS 与 CS 的 CoP 变量进行配对样本 t 检验。结果显示, IBS 与 CS 时相间的 LR、MVELO、RDIST 存在显著性差异 ($p < 0.01$), BS 与 RBS 时相间的 AREA-CE、RDIST 存在显著性差异 ($p < 0.01$), 结合 CoP 轨迹图在 4 个时相间的明确转换特征, 初步验证了所提出的 PP-PFP 及其时相划分方法的有效性, 为深入探究姿势控制的动态调节机制提供了一个精细化的分析框架。

关键词: 足底分区扰动; 测力台; 姿势; 时相划分

中图分类号: TN06 ; TB18 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460. 4020

Phase-partitioning method for postural control based on a partitioned perturbation force plate

Chen Baoliang¹ Xia Yuqing¹ Hu Shanshan² Mu Jingsong³ Wang Yong⁴

(1. School of Design, Hefei University, Hefei 230601, China; 2. School of Mechanical and Electrical Engineering, Anhui Jianzhu University, Hefei 230601, China; 3. The First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230036, China; 4. School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: Based on a self-developed partitioned plantar perturbation force plate (PP-PFP), this paper proposes a phase-partitioning method for analyzing the dynamic process of human postural control following support-surface perturbations. Using acceleration and force data from the built-in sensors of the PP-PFP, three key time points were defined based on a threshold method: the onset of perturbation, the onset of postural adjustment, and the end of postural adjustment. Accordingly, the perturbed postural response process was divided into four phases: balanced standing (BS), imbalanced standing (IBS), compensatory standing (CS), and rebalanced standing (RBS). The center of pressure (CoP) variables calculated include: root mean square distance (RDIST), mean velocity (MVELO), 95% confidence ellipse area (AREA-CE), and the ratio of trajectory length to the straight-line distance between the start and end points (length ratio, LR). Paired-sample t -tests were conducted on the CoP variables for the BS vs. RBS phases and the IBS vs. CS phases, respectively. The results showed significant differences in LR, MVELO, and RDIST between the IBS and CS phases ($p < 0.01$), and significant differences in AREA-CE and RDIST between the BS and RBS phases ($p < 0.01$). Combined with the clear transitional features observed in the CoP trajectory plots across the four phases, these findings preliminarily validate the effectiveness of the proposed PP-PFP and its phase-partitioning method, providing a refined analytical framework for in-depth investigation of the dynamic regulatory mechanisms of postural control.

Keywords: partitioned-plantar perturbation; force plate; posture; phase partitioning

0 引 言

在人体平衡研究领域,平衡扰动通常用于深入了解健康和病理人群平衡控制的潜在机制^[1-2]。将支撑面扰动平台与测力台组合成扰动测力台是一种开发姿势评估的标准化扰动装置的常见思路。该装置可提供平移、下沉、转动等扰动态下的足底力信息测量与姿势评估。

Chaudhry 等^[3]率先将电动底座和测力台相结合进行动态平衡测量研究,开创性地开发了感觉组织测试、运动控制测试和适应性测试。Rogers 等^[4]采用气动驱动放置在测力台上的平台实现支撑面的上升或下降 1.5 cm,研究帕金森病患者的预期姿势控制持续时间、步态启动时间和步速。Sanders 等^[5]研究了受试者站立在集成测力台的平台上突然下落扰动下的保护性平衡及惊跳反应的年龄相关变化。仪器化跑步机是另一种主要类型的支撑面扰动技术,Voß 等^[6]通过跑步机提供标准化行走扰动,研究认知障碍老年人的步态适应性。Brough 等^[2,7]在仪器化跑步机的基础上,进一步结合了气动扰动装置,实现行走过程中的足部放置扰动。综上所述,现有研究中,支撑面扰动大多数针对两侧肢体整体进行。少数研究实现了单侧肢体独立扰动,如 Shih 等^[8]采用并联式分带测力跑步机,两侧跑步带可独立控制加速度,从而提供单侧扰动条件。但鲜有对足底进一步细分的分区扰动。然而,足底分区扰动是非常接近日常生活中因踩踏边缘或不稳定表面而导致的支撑面部分瞬时缺失情景,这是整体支撑面的垂直位移或倾斜扰动难以模拟的。

为完整解析身体在突发扰动后的姿势反应过程,准确划分姿势控制的时相关至关重要。通过对不同时相内的表现进行深入评估,将更有利于剖析平衡障碍的潜在机制。本文通过在足底分区测力台底部增加可提供快速升降的扰动机构,实现对足跟和前掌的独立扰动,基于该装置,提出一种基于足底压力中心(center of pressure, CoP)信息的姿势控制时相划分方法,并通过分析各时相内 CoP 变量的差异,初步验证该划分方案的合理性。

1 原理

1.1 分区扰动测力台

前期,基于足弓三点弯曲加载的力学特性,提出一种足底力三分区测量方法,将整个足底划分为足跟区、脚掌外侧区、脚掌内侧区,并研制了相应的三分区测力台^[9],已展开足部支撑特性评价^[10]、静态平衡评估等初步研究^[11]。在此基础上,本文提出一种 PP-PFP,即在原三分区测力台下方增设扰动机构,以实现左右脚的前掌区和足跟区共计 4 个测力单元能够相互独立在竖直方向上

运动。

扰动机构采用水平放置的滚珠螺旋传动与直动从动件移动凸轮机构串联的传动方式。为了减小导向装置水平方向上的承载压力,选用正反牙双向丝杠。丝杠上旋向相反的两端各安装一个螺母,丝杠旋转时同时带动两螺母同步靠近或远离,两螺母上安装形状对称的移动凸轮,以抵消测力板所受的水平方向力。机构示意如图 1 所示。扰动机构参数如表 1 所示。

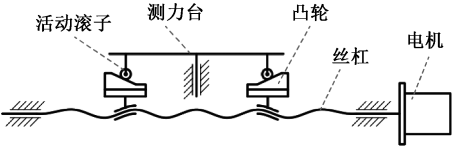


图 1 升降机构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the lifting mechanism

表 1 扰动机构的主要参数

Table 1 Main parameters of the disturbance mechanism	
参数名称	数值
整体高度	140 mm
凸轮推程	30 mm
凸轮行程	15 mm
凸轮压力角	26.6°
滚珠丝杠螺母导程	5 mm
滚珠丝杠螺母直径	16 mm
下沉最大速度	200 mm/s
下沉最大高度	15 mm
下沉最短时长	100 ms

PP-PFP 的整机结构示意图如图 2 所示,主要包含基座、左右测力板、伺服电机、相向运动丝杠机构、凸轮机构、导向机构和足跟杯。前掌区和足跟区能够相互独立地进行上下运动,从而实现足底支撑面的多种组合形式的扰动。为统一不同足长受试者的足部定位,通过足跟杯与测力台表面的刻度线实现前后位置调节,使前掌区与足跟区分割线距足跟后端的长度固定为足长的 39%。该分割线位置可以将第 5 跖骨完整地划分到前掌区,从而避免了足跟区受力的多变性^[9]。

1.2 扰动后的姿势控制时相划分

为了进行扰动后的姿势控制时相的划分,需要定义 3 个时刻点:扰动开始时刻(time of the start of disturbing, TSD),姿势调节开始时刻(time of the start of adjustment, TSA),姿势调节结束时刻(time of the end of adjustment, TEA),由 TSD、TSA、TEA 3 个时刻点可将姿势控制过程划分为 4 个时相:平衡站立(balanced standing, BS)、失衡站立(imbalanced standing, IBS)、调节站立(compensatory standing, CS)与重新平衡站立(rebalanced standing, RBS)。

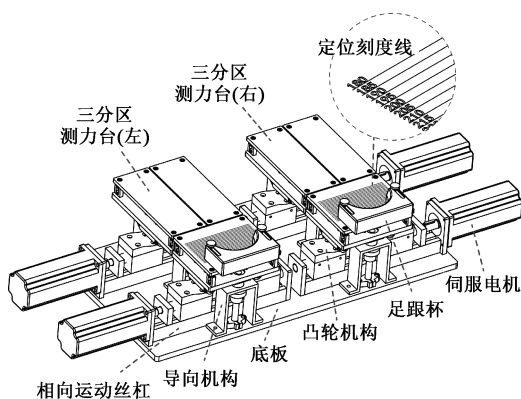


图2 足底分区扰动测力台的结构示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the segmented plantar perturbation force-measuring platform

1.3 TSD、TSA、TEA 的求解方法

TSD 通过加速度传感器采集的信息确定, PP-PFP 采用加速度计(维特智能 JY931, 中国)测量测力台下落区域竖直方向上的加速度, 该加速度计安装在测力台的下方, 用于实时捕捉测力台的运动状态。通过设定阈值来确定测力台的运动起止点时刻, 当连续 3 个采样点处竖直方向上的加速度与 $1g$ 的差的绝对值大于设定阈值 $0.15g$ 时, 将其中第一个采样点定为测力台下落的起点时刻, 当连续 3 个采样点处竖直方向上的加速度与 $1g$ 的差的绝对值小于设定阈值 $0.15g$ 时, 将其中第 1 个采样点定为测力台下落的终点时刻。

TSA 和 TEA 两个时刻通过未下落区域压力值的变异幅度来求解, 具体方法如下:

1) 对扰动侧的未下落部分所含力传感器的测力值求和, 得到这部分的总压力值时间序列, 而后从第 2 个采样时刻起, 计算压力时间序列中每一时刻与前一时刻的压力差, 得到压力差时间序列;

2) 分别计算扰动前稳定状态和扰动后恢复新稳定状态两个时间段内的压力差时间序列的平均值与标准差(分别定义为 m_1 和 s_1 以及 m_2 和 s_2);

3) 从已经找到的 TSD 开始, 每隔 30 个采样点选取一个采样时刻, 共选取 3 个采样时刻(即第 i , $i+30$, $i+60$ 个采样点), 若这 3 个采样时刻的压力差与 m_1 的差的绝对值均大于 3 倍的 s_1 , 则将这 3 个其中第一个采样时刻定义为 TSA, 若条件不成立, 则将采样时刻向后移动一个(即 $i=i+1$), 重复上述判断;

4) 从 TSA 开始, 每隔 30 个采样点选取一个采样时刻, 共选取 10 个采样时刻(即第 i , $i+30$, $i+60$, ..., $i+270$ 个采样点), 若 10 个采样时刻的压力差与 m_2 的差的绝对值均小于 3 倍的 s_2 , 则将其第一个时刻定义为 TEA, 若条件不成立, 则将采样时刻向后移动一个, 重复

上述判断。

上述参数选择依据如下:

1) 基于 3 倍标准差的阈值是生物力学信号事件检测中的常用参数之一。Hodges 等^[12]在其系统评估研究中发现, 包含 3 倍标准差在内的多种参数组合能够准确检测信号起始, 为阈值选择提供了重要依据。

2) 针对 200 Hz 采样率, 算法每隔 30 个采样点即 150 ms 取一个点进行判断, 其中 TSA 阶段共取 3 个点(总跨度 300 ms), TEA 阶段共取 10 个点(总跨度 1.5 s)。该设计基于自动姿势反应的力学变化时间尺度, 150 ms 的间隔可有效滤除高频噪声与短期伪迹, 而多点连续达标的要求可确保反应启动或稳态建立的持续性, 避免瞬时扰动造成的误判, 属于主动式事件检测算法的合理参数设定。

1.4 姿势控制评价变量

依据 4 个姿势控制时相的 CoP 轨迹, 计算以下 CoP 变量: RDIST、MVELO、AREA-CE, 各变量的具体计算方法参照 Prieto 等给出的公式^[13]。此外, 针对 IBS 与 CS 阶段, 计算 CoP 轨迹 LR, 该变量反映 CoP 轨迹的曲折程度。

2 方法

2.1 扰动试验

随机招募了 20 名年轻健康受试者, 均无足部疾病史及平衡功能障碍, 平均年龄 23.5 岁, 身高 171.10 ± 7.39 cm、体重 64.35 ± 12.83 kg、足长 244.1 ± 12.14 mm。所有受试者均自愿签署了知情同意书。

受试者脱鞋站立于 PP-PFP 上, 根据足长调整好足跟杯的位置, 使足跟紧靠足跟杯, 且第 2、3 脚趾趾缝对齐前掌区分界线, 双手自然垂于身体两侧, 保持静止站立, 双眼平视前方 2 m 处与视线等高的圆形目标物。测试开始后, 同步采集压力传感器和加速度传感器信号, 采集频率为 200 Hz, 采集时长为 60 s。前 30 s 为双足静态站立, 30 s 后, 随机选择足底 4 个独立测力区中的一个, 使其以 200 mm/s 的速度快速下落 15 mm, 每个测力区各测试 3 次。

将加速度传感器和压力传感器测得的数据保存至 Excel 表格中, 采用 MATLAB 中定制脚本计算所需变量。选取第 5~25 s 为扰动前稳定状态, 第 40~60 s 为扰动后恢复稳定状态。基于这两个时间窗口分别计算均值与标准差(记为 m_1 、 s_1 及 m_2 、 s_2), 并据此确定 TSD、TSA、TEA 3 个关键时刻。最后, 计算 4 个姿势控制时相内的 CoP 变量: RDIST、MVELO、AREA-CE 及 LR。

2.2 数据处理与统计

统计分析前, 对计算所得变量数据进行去趋势归一

化处理,以消除生理尺寸差异的影响。具体步骤为先对每个受试者的各 CoP 变量序列拟合线性回归线,计算原始值与回归值的差值,再将该差值加上序列的原始均值,从而在去除线性趋势的同时保留原始单位,该方法可在去除线性趋势的同时保留原始单位,具有较好的数据保真性^[14]。足长直接决定了站立时支撑面的大小和压力中心的潜在活动范围,用于校正空间尺度相关变量 RDIST、AREA-CE、LR。身高与身体整体摆动的惯性力矩相关,从而影响姿势调节的速度,用于校正速度相关变量 MVELO。采用 Shapiro-Wilk 对各变量数据进行正态性检验,若不满足正态性假设,则进行对数转换处理。采用 Levene 检验进行方差齐性检验。

依据 4 个姿势控制时相的 CoP 轨迹特征,BS 与 RBS 为相对稳定的平衡阶段,IBS 阶段为姿势控制系统尚未介入的被动失衡阶段,CS 阶段为系统主动应对扰动的调节阶段。鉴于 4 个时相具有不同的动力学特征,不宜合并分析。为验证所定义 3 个关键时刻的划分合理性,本文分别对 BS 与 RBS、IBS 与 CS 进行配对样本 t 检验:分析 IBS 和 CS 阶段 LR、RDIST、MVELO 的差异,以及 BS 与 RBS 阶段 AREA-CE、RDIST、MVELO 的差异。统计分析采用 SPSS 21.0 软件 (IBM corporation, armonk, NY, USA) 进行。

3 结果与讨论

3.1 扰动试验结果

在左右侧前掌区或足跟区任一部位受到快速下落扰动时,受试者的示例双足 CoP 轨迹如图 3、4 所示。在 BS 阶段,CoP 轨迹范围较小,运动速度相对较低。在 IBS 阶段,扰动虽已结束,但人体尚未启动主动姿势调整,CoP 仍维持较低运动速度,主要表现为被动的力学响应。在 CS 阶段,人体启动主动姿势调整,CoP 运动范围及速度均显著增加。在 RBS 阶段,人体恢复至相对稳定的新平衡状态。与 CS 阶段相比,CoP 运动范围及速度有所减小,但与 BS 阶段相比,CoP 轨迹区域向扰动相反方向发生偏移,且整体范围有所增大。

受试者的示例单足 CoP 轨迹如图 5、6 所示。当某一侧的前掌区域发生扰动时,该侧单足 CoP 向后移动,依靠足跟区域支撑,如图 5(b) 所示。未扰动侧单足 CoP 首先向前较大幅度移动,随后在前方一定范围内达到稳定。与 BS 阶段相比,未扰动侧在 CS 阶段的 CoP 运动范围整体前移,如图 5(a) 所示。足跟区发生扰动时,CoP 轨迹特征与前掌扰动类似:扰动侧单足 CoP 向前移动,未扰动侧单足 CoP 向后移动,如图 6(a) 和(b) 所示。与前掌区扰动相比,足跟区扰动时单足 CoP 轨迹的差异主要体现 CS 阶段:扰动侧单足 CoP 在内外侧方向上的运动幅度较大。

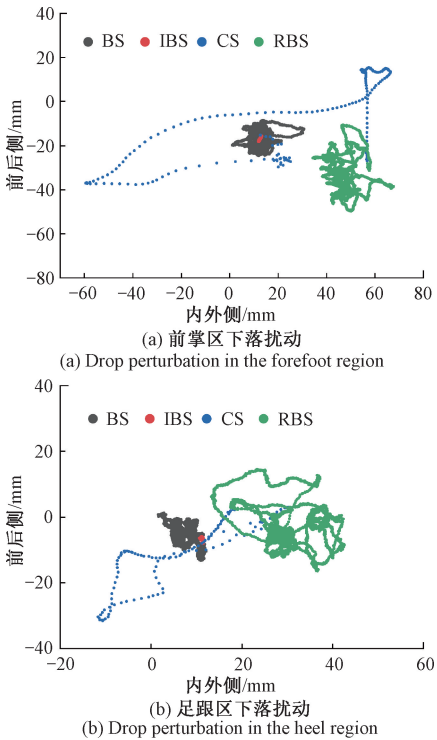


图 3 左侧前掌或足跟下落扰动后的双足 CoP 轨迹
Fig. 3 Bilateral CoP trajectory following perturbation induced by left forefoot or heel drop

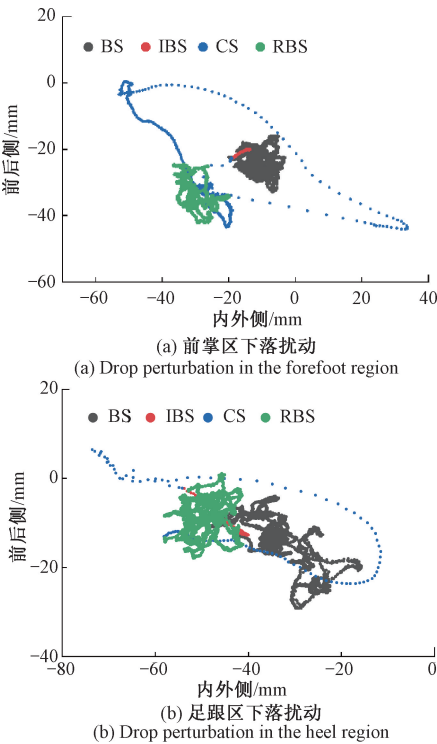


图 4 右侧前掌或足跟下落扰动后的双足 CoP 轨迹
Fig. 4 Bilateral CoP trajectory following perturbation induced by right forefoot or heel drop

4 种下落区域在 IBS 与 CS 时相的 LR、RDIST、MVELO 变量值(均值±标准差)及两时相间的配对 t 检验结果如表 2 所示。结果显示,IBS 与 CS 时相在所有 3 个变量上均存在显著差异 ($p<0.01$, $p<0.001$)。

4 种下落区域在 BS 与 RBS 时相的 AREA-CE、

RDIST、MVELO 变量值(均值±标准差)及两时相间的配对 t 检验结果如表 3 所示。结果显示,BS 与 RBS 时相在 AREA-CE、RDIST 上均存在显著差异 ($p<0.05$, $p<0.01$),而在 MVELO 上无显著差异($p>0.05$),但 RBS 时相的 MVELO 均值呈现高于 BS 时相的趋势。

表 2 IBS 和 CS 阶段 CoP 变量的配对 t 检验
Table 2 Paired t -test of CoP variables during IBS and CS phases

	LR			RDIST			MVELO		
	IBS	CS	t	IBS	CS	t	IBS	CS	t
左前下落	10.23±3.34	21.54±5.79	$p<0.01$	0.24±0.08	7.68±3.35	$p<0.001$	41.87±10.39	157.02±53.73	$p<0.001$
左后下落	6.67±2.63	18.19±10.47	$p<0.01$	0.29±0.13	12.93±5.47	$p<0.001$	42.66±10.37	215.23±94.81	$p<0.001$
右前下落	8.06±3.30	21.96±7.50	$p<0.01$	0.30±0.13	9.06±4.02	$p<0.001$	41.16±9.71	185.34±70.34	$p<0.001$
右后下落	7.37±3.39	18.20±7.87	$p<0.01$	0.29±0.18	13.76±4.06	$p<0.001$	43.20±8.06	215.31±37.27	$p<0.001$

表 3 BS 和 RBS 阶段 CoP 变量的配对 t 检验
Table 3 Paired t -test of CoP variables during BS and RBS phases

	AREA-CE			RDIST			MVELO		
	BS	RBS	t	BS	RBS	t	BS	RBS	t
左前下落	112.55±50.59	198.30±117.56	$p<0.05$	2.21±0.60	2.72±0.87	$p<0.05$	42.58±10.48	44.48±12.90	$p=0.47$
左后下落	130.75±49.77	315.55±150.75	$p<0.01$	2.57±0.99	3.41±1.09	$p<0.05$	39.98±7.28	42.62±11.67	$p=0.27$
右前下落	129.47±38.17	305.97±197.85	$p<0.05$	2.25±0.55	3.28±0.88	$p<0.01$	42.00±10.53	42.61±9.92	$p=0.65$
右后下落	148.16±87.75	364.74±201.76	$p<0.01$	2.40±1.01	3.53±0.92	$p<0.01$	43.55±8.48	45.42±7.17	$p=0.18$

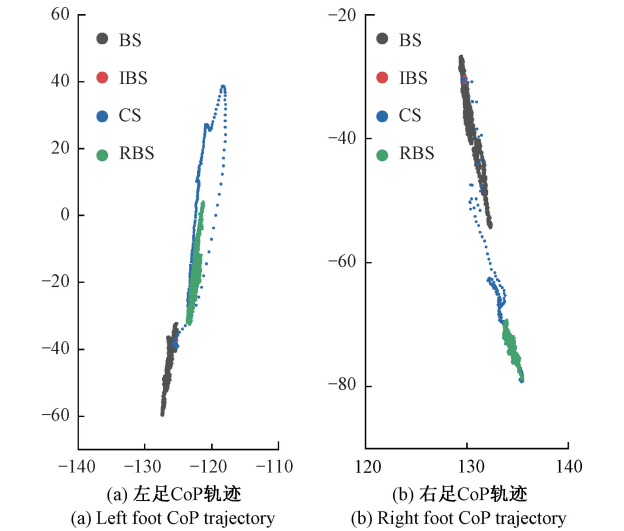


图 5 右足前掌区下落扰动后的左足和右足 CoP 轨迹
Fig. 5 CoP trajectories of the left and right foot following a drop perturbation in the right forefoot region

3.2 分区扰动时相划分方法分析

在基于测力台的平衡扰动研究中,如整体平移(以前后及内外侧方向为主)^[2,15-19]、平台下落^[4-5,20]、旋转^[21-22]、及倾斜下沉^[20,23]等,已在揭示自动姿势反应特征方面做出重要贡献^[19]。然而,这些研究大多采用集总力测力

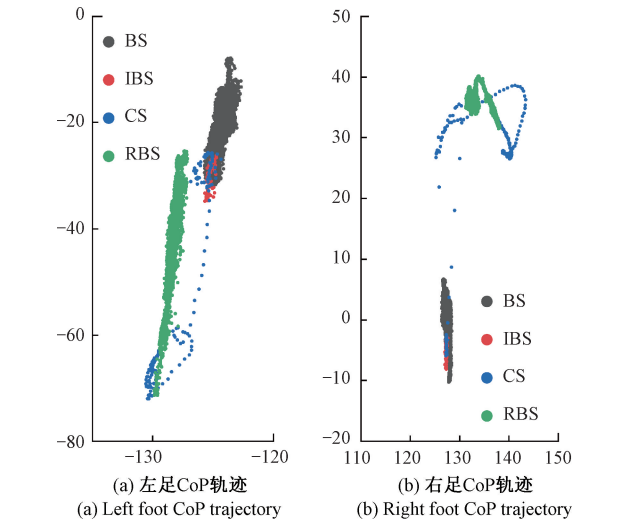


图 6 右足足跟区下落扰动后的左足和右足 CoP 轨迹
Fig. 6 CoP trajectories of the left and right foot following a drop perturbation in the right heel region

台,侧重于扰动后姿势反应的最终结果或整体幅度,对反应内部时序性动态过程的关注则相对有限。本研究研发了足底分区扰动测力台,提出并验证了一种新的扰动姿势控制时相划分方法,旨在将连续的姿势响应分解为具有不同生理意义的离散阶段,为实现扰动态平衡功能的精细评估提供基础。研究结果表明,基于 TSD、TSA 和

TEA 3 个关键时刻划分的 4 个时相,实现了对扰动后姿势调节过程的精细化解析。

集总力测力台获得的 CoP 信号是足-地界面合力作用的混合结果,而 PP-PFP 提供的足底分区动力学信息,能够捕捉传统信号中可能被淹没的、反映局部调节起始的早期特征,这为精确定义 TSA 和 TEA 提供了集总力测力台所不具备的技术基础。精确定义姿势反应的起始时刻是量化神经系统处理速度的关键。在自动姿势反应的研究中,多以表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 作为划分的金标准^[19],通过定义扰动前 EMG 基线并设定统计阈值,识别特定姿势肌(如胫骨前肌、腓肠肌)的激活起始点,即反应潜伏期,从而直接反映神经运动指令的下达。与之不同,本研究基于分区压力变化阈值定义的 TSA,与 sEMG 测量的肌肉活动起始时间存在本质区别:sEMG 起始点反映神经驱动开始,该时间先于运动学反应^[24]。sEMG 起始点标志着神经驱动开始,而真正产生力学效应以恢复平衡,还需经历电-机械延迟。由于 CoP 位移变化跟随身体质心运动^[25],因此 TSA 可能更接近生物力学效应产生的起始时刻。从生理学角度看,sEMG 反映神经驱动起始时刻,而 TSA 反映力学效应起始时刻,两者之间的时间差理论上应与电-机械延迟对应。本研究未同步采集 sEMG,因此无法提供直接对比数据,上述推论有待后续实验验证。尽管如此,本文为反应时长的测量提供了一种更具生态效度的测量视角。

需要指出的是,本研究当前的验证主要基于足底压力信号自身,TSD、TSA、TEA 的定义与 CoP 变量均源自同一数据源,属于内部一致性检验或表面效度验证,尚缺乏与独立外部指标(如运动捕捉、表面肌电)的交叉效度验证。因此,所得结论应视为初步验证,而非独立的效度验证。此外,当前方法基于固定阈值定义关键时刻,其参数在不同人群或扰动模式下可能需要重新标定。未来可引入自适应阈值或数据驱动的时相划分策略,例如基于序列化匹配进行异常状态识别,或结合多尺度几何先验对动态过程进行分层建模,以进一步提升方法的鲁棒性和跨人群推广能力^[26-27]。

4 结论

PP-PFP 及其四时相框架在揭示扰动响应动态结构方面,提供了较传统整体分析更丰富、更结构化的信息。所提出的姿势控制时相划分框架完全基于足底力学信号的姿势控制时相划分框架,包含 BS、IBS、CS、RBS 4 个明确时相,并给出了可量化的阈值法定义,具有无创性、易操作和流程标准化的优势。验证结果表明,基于力学信号的时相划分能有效区分不同的姿势控制模式,为平衡评估提供了新工具。该方法特别适用于需要快速评估

或 sEMG 使用不便的场景。本研究主要在健康年轻人中完成初步验证,未来需在老年或临床人群中进一步检验其区分能力,并与经典临床量表(如 Berg 平衡量表)进行效标关联验证,以证明其临床实用性。此外,当前扰动模式为单一区域下落扰动,后续可进一步探索 4 个足底支撑区域间多种组合扰动下的时相特征,以开展更丰富的足底支撑面扰动分析,将本方法的力学时相划分与 EMG (肌肉激活)、EEG (皮层活动) 同步,从而构建从神经指令到生物力学效应的完整响应图谱。

参考文献

- [1] 王姝涵,李爱华,倪燕,等. 外部扰动条件下脑性瘫痪青少年平衡能力和大脑激活特征的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2025, 40(8): 1155-1162, 1168.
Wang Shuhan, Li Aihua, Ni Yan, et al. Balance ability and brain activation characteristics in adolescents with cerebral palsy under the external perturbation conditions[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2025, 40(8): 1155-1162, 1168.
- [2] Brough L G, Neptune R R. A comparison of the effects of mediolateral surface and foot placement perturbations on balance control and response strategies during walking[J]. Gait & Posture, 2024, 108: 313-319.
- [3] Chaudhry H, Bukiet B, Ji Zhiming, et al. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review[J]. Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2011, 15(1): 82-91.
- [4] Rogers M W, Hilliard M J, Martinez K M, et al. Perturbations of ground support alter posture and locomotion coupling during step initiation in Parkinson's disease[J]. Experimental Brain Research, 2010, 208(4): 557-567.
- [5] Sanders O, Hsiao H Y, Savin D N, et al. Aging changes in protective balance and startle responses to sudden drop perturbations[J]. Journal of Neurophysiology, 2019, 122(1): 39-50.
- [6] Voß M, Zieschang T, Schmidt L, et al. Reduced adaptability to balance perturbations in older adults with probable cognitive impairment after a severe fall[J]. Plos One, 2024, 19(7): e0305067.
- [7] Brough L G, Klute G K, Neptune R R. Biomechanical response to mediolateral foot-placement perturbations during walking[J]. Journal of Biomechanics, 2021, 116: 110213.
- [8] Shih H T, Gregor R, Lee S P. Description, reliability and utility of a ground-reaction-force triggered protocol for

- precise delivery of unilateral trip-like perturbations during gait [J]. *Plos One*, 2023, 18(4): e0284384.
- [9] 陈宝亮, 马小凡, 肖飞云, 等. 基于足部生物力学原理的足底分布力测量方法及系统研制[J]. *仪器仪表学报*, 2023, 44(3): 182-190.
- Chen Baoliang, Ma Xiaofan, Xiao Feiyun, et al. Development of a method and system for measuring plantar distribution force based on the principle of foot biomechanics [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2023, 44(3): 182-190.
- [10] Chen B L, Hu S S, Mu J S, et al. Evaluation of foot support characteristics in young and elderly adults by plantar measurements based on a three-partition distributed force platform[J]. *Journal of Biomechanics*, 2024, 173: 112247.
- [11] Chen B L, Ma X F, Dong R N, et al. Postural stability assessment method and its validation based on plantar three-partition distributed force measurement [J]. *Measurement*, 2022, 203: 111940.
- [12] Hodges P W, Bui B H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1996, 101(6): 511-519.
- [13] Prieto T E, Myklebust J B, Hoffmann R G, et al. Measures of postural steadiness: Differences between healthy young and elderly adults [J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 1996, 43(9): 956-966.
- [14] O'malley M J. Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait [J]. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(5): 619-625.
- [15] Arsenault D, Ivanova T D, Garland S J, et al. Postural control in response to unilateral and bilateral external perturbations in older adults [J]. *Gait & Posture*, 2022, 94: 26-31.
- [16] Kim D, Hwang J M. Responses to external repeated perturbations vary with time intervals[C]//*IEEE Sensors Journal*, 2022.
- [17] Taleshi N, Brownjohn J M W, Lamb S E, et al. Vector coding reveals the underlying balance control strategies used by humans during translational perturbation[J]. *Scientific Reports*, 2022, 12(1): 21030.
- [18] Vos L A, Prins M R, Plompen E, et al. Trunk angular velocity: A convenient, valid and responsive substitute for force plate-based measures of dynamic postural stability[J]. *Plos One*, 2025, 20(5): e0323993.
- [19] Wodarski P, Chmura M, Szlęzak M, et al. Trend change analysis in the assessment of body balance during posture adjustment in reaction to anterior-posterior ground perturbation [J]. *Plos One*, 2024, 19(4): e0301227.
- [20] Pew C A, Sadeh S, Hsiao H Y, et al. Development of a novel perturbation platform system for balance response testing and rehabilitation interventions [J]. *Journal of Medical Devices*, 2023, 17(2): 021001.
- [21] Joshi R, Shah K. Proactive use of perturbation training on balance and posture control in geriatric rehabilitation-an experimental study [J]. *Chulalongkorn Medical Journal*, 2024, 69(1): 1.
- [22] Cleworth T W, Adkin A L, Allum J H J, et al. Postural threat modulates perceptions of balance-related movement during support surface rotations [J]. *Neuroscience*, 2019, 404: 413-422.
- [23] Yamamoto M, Shimatani K, Yoshikawa D, et al. Perturbation-Based balance exercise using a wearable device to improve reactive postural control [J]. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 2023, 11: 515-522.
- [24] Phu S, Sturnieks D L, Lord S, et al. Impact of ageing, fall history and exercise on postural reflexes following unpredictable perturbations: A systematic review and meta-analyses [J]. *Mechanisms of Ageing and Development*, 2022, 203: 111634.
- [25] Borkowski R, Błazkiewicz M. Postural reactions to external mediolateral perturbations: A review [J]. *Applied Sciences*, 2023, 13(3): 1696.
- [26] 檀为龙, 谷晓辉, 戴释然, 等. 基于多尺度几何先验神经算子方法的飞行器气动性能预测[J]. *中国科学: 技术科学*, 2026, 56(3): 655-665.
- Tan Weilong, Gu Xiaohui, Dai Shiran, et al. Multi-scale geometry-driven neural operator method for predicting aerodynamic performance of aircraft. [J]. *Scientia Sinica (Technologica)*, 56(3): 655-665.
- [27] 吴佩树, 曾念寅, 刘钦源, 等. 基于序列化匹配和历史经验迁移的航空发动机缺陷检测方法[J/OL]. *中国科学: 技术科学*, 1-18.
- Wu Peishu, Zeng Nianyin, Liu Qinyuan, et al. An aero-engine defect detection method via sequential matching and historical experience-guided transfer [J]. *Scientia Sinica (Technologica)*, 56(3): 772-789.

作者简介



陈宝亮 (通信作者), 2007 年于河北工程大学获得学士学位, 分别于 2010 年、2023 年在合肥工业大学获得硕士、博士学位, 现为合肥大学讲师, 主要研究方向为人体运动生物力学测评、人因设计。
E-mail: chenbaoliang1104@163.com



Xia Yuqing received her B. Sc. degree from Hefei University in 2025. She is currently a M. Sc. candidate at Hefei University. Her main research interest includes human factors.



胡珊珊, 分别于 2012 年、2019 年在合肥工业大学获得学士、博士学位, 现为安徽建筑大学讲师, 主要研究方向为多维力传感器的设计与应用。
E-mail: 190533466@qq.com

Hu Shanshan received her B. Sc. and Ph. D. degrees from Hefei University of Technology in 2012 and 2019, respectively. She is currently a lecturer at Anhui Jianzhu University. Her main research interests include the design and application of multi-dimensional force sensors.



穆景颂, 分别于 2007 年、2010 年在安徽医科大学获得学士学位、硕士学位, 现为中国科学技术大学附属第一医院副主任医师, 主要研究方向为神经康复。
E-mail: jsmu@ustc.edu.cn



王勇, 2008 年于合肥工业大学获得博士学位, 现为合肥工业大学教授, 主要研究方向为机械设计、传感及测试技术、服务机器人。
E-mail: simenkouwang@sina.com

Mu Jingsong received his B. Sc. and M. Sc. degrees from Anhui Medical University in 2007 and 2010, respectively. He is currently an associate chief physician at The First Affiliated Hospital of the University of Science and Technology of China (USTC). His main research interest includes neurological rehabilitation.

Wang Yong received his Ph. D. degree from Hefei University of Technology in 2008. He is currently a professor at Hefei University of Technology. His main research interests include mechanical design, sensing and testing technology, and service robotics.