

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2025.11.001

基于足底支撑面扰动的平衡方法研究

胡康, 陈恩伟, 马小凡, 王勇, 穆景颂

(合肥工业大学 机械工程学院, 安徽 合肥 230009)

摘要:当人体在动态干扰下足底与支撑面不完全接触时,可以寻找并求解一个有效指标作为动态平衡研究方法。文章根据足底三分区理论研制出一套足底分区测力平台,设计对应的扰动装置实现测力平台在竖直方向上的移动干扰;在整个扰动平衡过程中提出干扰起始时刻(time of the start of disturbing, TSD),并基于TSD提出调整起始时刻(time of the start of adjustment, TSA)和调整结束时刻(time of the end of adjustment, TEA);将TSA至TEA阶段内的姿势稳定程度与完整支撑面静止站立和部分支撑面静止站立阶段内的相比较,验证TSA和TEA的合理性,并将TSD与TSA之间的时间定义为反应时间(time of reaction, TR)。对10名健康志愿者进行足底扰动的人体平衡能力试验,通过测力平台得到平均反应时间,并对该反应时间进行有效性和可靠性分析。结果表明,求解反应时间的方法可以作为研究足底支撑面扰动平衡的有效方法。

关键词:平衡评估;足底分区;足底力测量;扰动;反应时间(TR)

中图分类号:TP216

文献标志码:A

文章编号:1003-5060(2025)11-1441-07

Research on balance method based on plantar support surface disturbance

HU Kang, CHEN Enwei, MA Xiaofan, WANG Yong, MU Jingsong

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

Abstract: To study the dynamic balance of the human body when the sole of the foot does not fully contact the support surface under dynamic interference, identifying and solving an effective index can serve as a research method. This paper developed a zonal plantar force measurement platform based on the theory of three zones of the foot, and designed corresponding disturbance devices to achieve vertical movement interference of the force measurement platform. During the entire disturbance balance process, time of the start of disturbing (TSD) was proposed, and time of the start of adjustment (TSA) and time of the end of adjustment (TEA) were proposed based on TSD. The stability of posture during the TSA and TEA stages was compared with that during the stages of standing still with whole support surface (SSWSS) and standing still with partial support surface (SSPSS) to verify the rationality of TSA and TEA. The time between TSD and TSA was taken as the time of reaction (TR). A plantar disturbance balance experiment was conducted on ten healthy volunteers, and the average TR was obtained through the force measurement platform. The effectiveness and reliability of the obtained TR were analyzed. The results show that the method of solving TR can be used as an effective method for studying the balance of plantar support surface disturbance.

Key words: balance assessment; plantar partition; plantar force measurement; disturbance; time of reaction (TR)

收稿日期:2023-12-12;修回日期:2024-01-18

基金项目:国家自然科学基金联合基金资助项目(U1713210);安徽省高等学校科学研究重点资助项目(2022AH051261)

作者简介:胡康(1999—),男,安徽安庆人,合肥工业大学硕士生;

陈恩伟(1979—),男,广西合浦人,博士,合肥工业大学教授,博士生导师;

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.

平衡是指身体处于的一种相对平稳、不发生跌倒的姿势状态,也指当人体失去稳定状态时,通过一系列自发或反射性的活动,使自身恢复稳定状态的能力^[1]。平衡功能出现障碍会限制人的日常活动,导致独立生活的能力部分或完全丧失,进而引起其他健康身体部位病变^[2]。高龄引起的人体机能下降、运动系统受损造成的运动功能欠缺以及神经系统出现疾病都会导致站立平衡能力失调^[3],并增加跌倒发生的概率^[4]。因此,研究一种有效评估人体平衡的方法将有助于预防老年人跌倒,而站立平衡能力的定量评估结果有助于脑卒中^[5]、脑震荡^[6]、糖尿病患者^[7]等疾病的诊断。

20 世纪以来就有专家从事人体平衡能力评估的相关研究,迄今为止,评估人体平衡能力的方法主要分为主观评定法和仪器测试法。主观评定法包括观察法^[8]和量表法^[9],虽然操作简单,但评价结果在很大程度上依赖于测试人员的经验,难以客观准确地反映人体平衡能力。仪器测试法主要使用静态平衡测试仪和动态平衡测试仪。静态平衡测试仪通常采用静止站立任务,对于平衡能力正常或较好的人群来说挑战性不足,不利于评估其真实水平^[10];动态平衡测试仪则在静态平衡测试基础上引入水平旋转和移动等干扰,通过检测足底压力中心(center of pressure, CoP)坐标,计算平均移动速度、均方根距离和置信椭圆面积等指标,从而定量给出评估结果^[11]。然而这类方法存在两方面局限:一方面,静态和动态平衡测试仪都将足底视为一个整体,未能充分考虑足底与地面接触时的关键力学特性,影响了测试结果的精确性;另一方面,动态平衡测试仪所引入的干扰都是基于足底与支撑面完全接触,而实际生活中如行走、上下台阶等场景中,足底往往并非完全接触支撑面。因此该方法的适用性不够广泛。

本文首先针对足底与支撑面接触时的关键力学特性,研制出足底三分区测力平台;在此基础上,进一步开发了扰动装置,通过在竖直方向引入干扰,模拟足底与支撑面不完全接触的状态;基于该平台开展足底扰动的人体平衡能力试验,最后以反应时间(time of reaction, TR)作为评估动态平衡能力的指标。

1 原 理

1.1 足底分区

通常情况下,人体与地面直接接触的部位是足部,人体在各种运动状态下的重力也是通过足

踝全部加载到足部。对于复杂多变的力,人体足踝是如何完成重力传递的问题,Kapandji A. I. 博士认为,当重力加载到人体足部时,足部与地面的接触区域主要由 3 个支撑点构成,更精确地讲,这些点位于足部横弓与纵弓的端点处,整体可视为一个各边长不等的三角形,如图 1 所示。

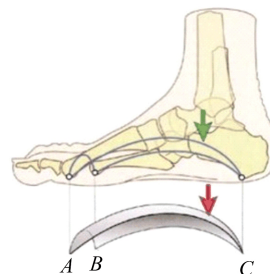


图 1 足部足弓及支撑点

点 A、点 B、点 C 分别对应第 1 跖骨头、第 5 跖骨头和跟骨结节。前横弓分布于点 A 与点 B 之间,在长度上最短并且在空间上最低;内侧纵弓分布于点 A 与点 C 之间;外侧纵弓分布于点 B 与点 C 之间;这三者中内侧纵弓在支撑载荷时表现出来的力学过程更为复杂、多样^[12]。

1.2 足底分区测力平台

基于上述分区方法,设计了脚跟区、脚掌外侧区和脚掌内侧区的分区测力平台,如图 2 所示。

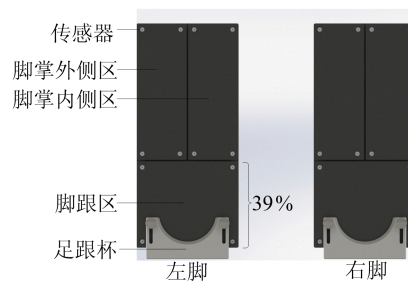


图 2 足底分区测力平台

该测力平台的左脚和右脚在设计上完全相同,单边总长为 296 mm,总宽为 136 mm,每个区域都安装 4 个相同的压力传感器,总计 24 个压力传感器(型号 DYLY-108)。测力平台脚掌外侧区与内侧区的分界线位于正中间,脚跟区与脚掌区的分界线位于测力平台总长的 39% 处位置。

为了解决因不同足长带来的定位问题,测力平台上设计了一个足跟杯,当不同受试者站在测力平台上,都会根据足长将足跟杯挪到对应的位置,使受试者的后脚跟紧靠足跟杯,从而保证每个受试者的脚跟区与脚掌区分界线处在足长的 39% 处。测力平台的脚掌外侧区与内侧区利用卡

片定位,测试前在脚掌外侧区与内侧区之间竖直放置一张卡片,当受试者站在测力平台上,使卡片处于第 2 与第 3 脚趾的指缝中,从而保证每个受试者脚掌外侧区与内侧区的分界线处在正中间。

1.3 扰动装置

为了给人体足底支撑面提供有针对性的干扰,并提供不同的足底支撑面条件,为人体平衡能力研究提供所需设备,需要设计动态干扰装置。

扰动装置可以实现左、右脚脚掌和后跟 4 个部分在人体还没有来得及反应时互不干扰地与支撑面脱离接触。本文扰动装置选择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方式,具体参数见表 1 所列。利用丝杠使凸轮移动实现足底支撑面在竖直方向上的移动,从而实现足底与支撑面脱离接触。扰动装置选用伺服电机进行驱动,扰动装置示意图如图 3 所示。整体装置图如图 4 所示。

表 1 扰动装置相关参数

参数	数值
凸轮推程/mm	30
凸轮行程/mm	15
滚珠丝杠螺母导程/mm	5
滚珠丝杠螺母公称直径/mm	16
下落速度/(mm/s)	200
下落高度/mm	15

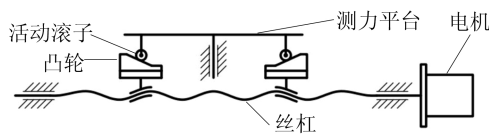


图 3 升降机构结构示意图

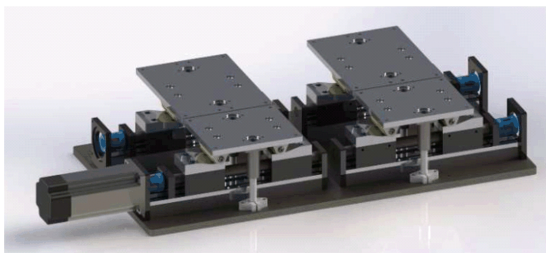


图 4 整体装置图

2 平衡指标和数据处理方法

2.1 基于足底力的评估变量

对于本文中的足底力测量系统,足底压力中心 CoP 坐标可以通过所使用的 24 个压力传感器所测数值进行计算,即

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

$$X_o(i) = \frac{\sum_{j=1}^{24} F_j(i) x_j}{\sum_{j=1}^{24} F_j(i)} \quad (2)$$

其中: $Y_o(i)$ 、 $X_o(i)$ 分别为在第 i 个采样点 CoP 的纵向和横向坐标; $F_j(i)$ 为第 i 个采样点对应测力系统中第 j 个压力传感器所测压力值; y_j 为第 j 个压力传感器在纵向上的坐标; x_j 为第 j 个压力传感器在横向上的坐标。

平均 CoP 坐标是由 Y_o 和 X_o 时间序列的算术平均值定义的测力台上的位置,即

$$Y_o = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_o(i) \quad (3)$$

$$X_o = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_o(i) \quad (4)$$

其中, N 为采样点数。

为了进一步简化,定义 Y 和 X 为 Y_o 和 X_o 时间序列与平均 CoP 坐标的相对值序列,即

$$Y(i) = Y_o(i) - Y_o \quad (5)$$

$$X(i) = X_o(i) - X_o \quad (6)$$

基于 CoP 坐标的 Y 和 X 时间序列可以计算出一些衡量指标,用来对人体的姿势稳定性进行评估。除此之外还有合成距离(resultant distance, RD)时间序列也用于姿势稳定性的衡量。合成距离是指从平均 CoP 坐标到每一采样时刻 CoP 坐标的位置之间的距离,即

$$R(i) = \sqrt{Y(i)^2 + X(i)^2} \quad (7)$$

下面介绍一些基于 Y 、 X 、 R 时间序列并与常用 CoP 坐标相关的评估姿势稳定性指标。

1) 平均距离(mean distance, MD)是 R 时间序列的平均值,衡量的是计算时间段内每个时刻 CoP 坐标与平均 CoP 坐标之间的平均距离,即

$$M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R(i) \quad (8)$$

2) 均方根距离(root mean square distance, RMSD)是 R 时间序列的均方根值,即

$$L = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R(i)^2} \quad (9)$$

3) 在一段时间里,CoP 坐标在水平面上的运动轨迹在一个相对固定的区域内,这个区域的面积也通常用来评估人体姿势的稳定程度。95%置信椭圆(confidence ellipse area, CEA)是预计能

够包含 CoP 坐标轨迹中大约 95% 的点的二维平面上置信区域的面积。假设采样点数 N 足够大, 使得 $(N-1)/(N-2) \approx 1$, 95% 置信椭圆的长半轴长和短半轴长为:

$$a = \sqrt{F_{0.05[2, N-2]}(S_Y^2 + S_X^2 + D)} \quad (10)$$

$$b = \sqrt{F_{0.05[2, N-2]}(S_Y^2 + S_X^2 - D)} \quad (11)$$

其中: S_Y, S_X 分别为 Y 时间序列和 X 时间序列的标准差; $F_{0.05[2, N-2]}$ 为 F 分布在分子自由度为 2、分母自由度为 $N-2$ 时的上 0.05 分位数, 当 N 较大 ($N > 120$) 时, 可近似取 $F_{0.05[2, N-2]} \approx F_{0.05[2, \infty]} = 3.00$ 。 D 的计算公式如下:

$$D = \sqrt{(S_Y^2 + S_X^2) - 4(S_Y^2 S_X^2 - S_{YX}^2)} \quad (12)$$

其中, S_{YX} 为协方差, 即

$$S_{YX} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y(i)X(i) \quad (13)$$

将 D 代入式(10)、式(11)并化简, 可得 95% 置信椭圆面积为:

$$S_C = \pi ab = 2\pi F_{0.05[2, N-2]} \sqrt{S_Y^2 S_X^2 - S_{YX}^2} \quad (14)$$

4) 摇摆面积 (sway area, SA) 是对单位时间内 CoP 坐标扫过面积的估计。扫过面积的计算方法是对 CoP 坐标轨迹中连续两点与平均 CoP 坐标围成的三角形的面积进行求和, 即

$$S_A = \sum_{i=1}^{N-1} \frac{1}{2T} |Y(i+1)X(i) - Y(i)X(i+1)| \quad (15)$$

其中, T 为采样时长。

2.2 动态平衡指标的求解

在基于足底干扰的动态平衡过程中, 人体先后要经历 4 个阶段, 分别为完整支撑面静止站立 (standing still with whole support surface, SS-WSS)、反应 (reaction stage, RS)、调整 (adjustment stage, AS) 以及部分支撑面静止站立状态 (standing still with partial support surface, SSPSS)。SSWSS 阶段与 RS 阶段之间的分界点是干扰动作开始发生的时间点, 这里定义为干扰起始时刻 (time of the start of disturbing, TSD); RS 阶段与 AS 阶段以及 AS 与 SSPSS 阶段之间的分界点为人体调整动作的开始和结束的时间点, 分别定义为调整起始时刻 (time of the start of adjustment, TSA) 和调整结束时刻 (time of the end of adjustment, TEA)。

2.2.1 干扰装置下降时间及 TSD 的求解

通常情况下人类的反应延时约为 $0.2 \text{ s}^{[13]}$,

测力板下降所需时间应小于该值。

为了验证干扰装置的下降所需时间短于人类反应时间, 满足反应性测试需求, 利用加速度传感器对测力板下降过程进行检测, 并根据所采集的竖直方向上的加速度数据对下降所需时间进行计算。当传感器在竖直方向上处于平衡状态时, 加速度大小为 g 。

判断测力板下降的起点时刻 TSD 与终点时刻的方法为: 当连续 3 个采样点处竖直方向上的加速度与 g 的差的绝对值大于设定阈值时, 将这 3 个采样点中的第 1 个采样点对应的时刻定义为测力板下落的起点时刻; 当连续 3 个采样点处竖直方向上的加速度与 g 的差的绝对值小于设定阈值时, 将这 3 个采样点中的第 1 个采样点对应的时刻定义为测力板下降的终点时刻; 为了尽量避免阈值过小导致计算得到的下降时间过长, 判断阈值设定为 $0.15g$, 将所得 2 个时刻作差即可得到下降总时长, 如图 5 所示。下降起点时刻与终点时刻判断方法流程如图 6 所示。

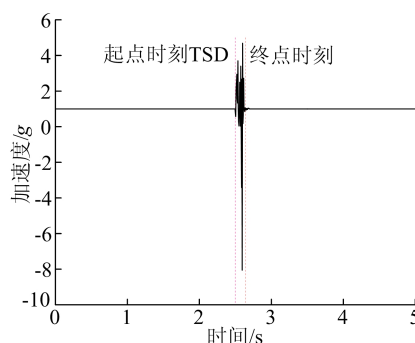


图 5 对加速度数据进行划分判断下降总时长

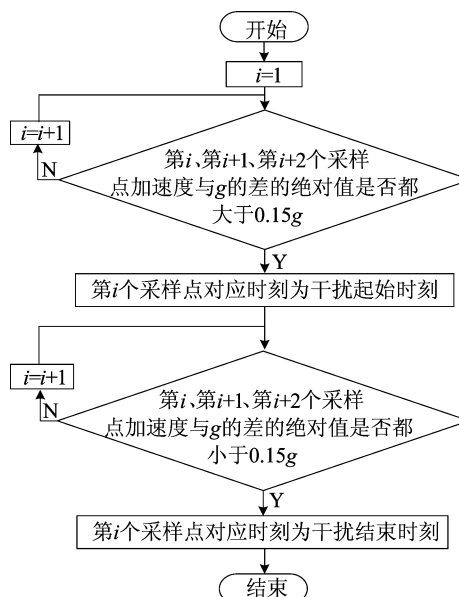


图 6 下降起点时刻与终点时刻判断方法流程

测试共进行 12 次,每次测试的下降时长见表 2 所列,11 次测试均小于 0.2 s,证明干扰装置能够满足所给干扰小于人类反应延时。

表 2 测试结果

测试 次序	下降 时长/s	测试 次序	下降 时长/s	测试 次序	下降 时长/s
1	0.315	5	0.140	9	0.115
2	0.125	6	0.105	10	0.125
3	0.110	7	0.120	11	0.090
4	0.120	8	0.110	12	0.115

2.2.2 TSA 和 TEA 的求解

TSA 与 TEA 的寻找流程如图 7 所示。

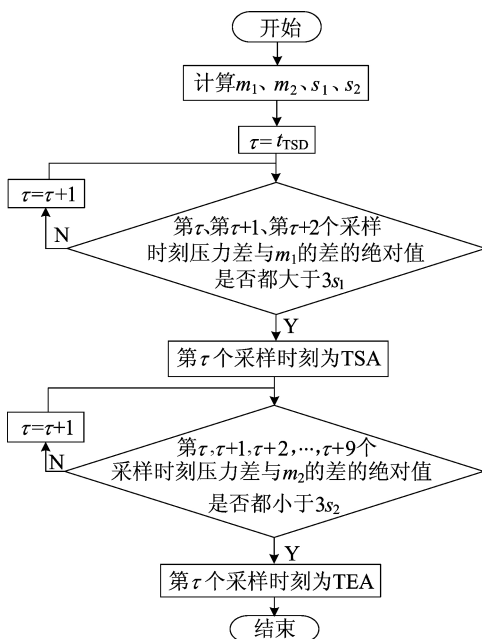


图 7 TSA 与 TEA 的寻找流程

确定 TSA 和 TEA 的具体方法为:

1) 对测力板下降一侧的未下降部分上的力传感器测力值求和,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) 分别计算第 5 秒至第 25 秒、第 40 秒至第 60 秒这 2 个时间段内压力差序列的平均值和标准差,分别定义为 s_1 、 m_1 和 m_2 、 s_2 。

3) 从 2.2.1 节中找到的 TSD 开始,取 30 个采样点并将最后一个采样点对应的时刻作为一个采样时刻,总计取 90 个采样点,对应 3 个采样时刻;若这 3 个采样时刻内的压力差与 m_1 的差的绝对值都大于 $3s_1$,则将这 3 个采样时刻中的第 1 个时刻定义为 TSA;若条件不成立,则将开

始取采样点的时刻向后移动一个,重复上述判断。

4) 从 TSA 开始,取 30 个采样点并将最后一个采样点对应的时刻作为一个采样时刻,总计取 300 个采样点,对应 10 个采样时刻;若这 10 个采样时刻内的压力差与 m_2 的差的绝对值都小于 $3s_2$,则将这 10 个采样时刻中的第 1 个定义为 TEA;若条件不成立,则将开始取采样点的时刻向后移动一个,重复上述判断。

2.2.3 基于动态干扰的平衡评估指标

当外界条件发生变化时,人体的视觉、触觉等感受器所产生的相应电信号也会随之发生变化,信号传输到脑和脊髓经过综合处理,并与人体所期望达成的身体状态作对比,进而发出指令使得对应的肌肉做出一系列调整动作。这个过程的时间长短可以体现人体的反应速度,反映受试者神经系统的健康状况,进而作为人体平衡能力评估的一个方面。本文定义反应时间(time of reaction, TR)为这一过程的时长,即为 TSD 至 TSA 之间的时间间隔,记作 T_r 。

3 试 验

3.1 试验过程

人体平衡能力试验随机招募 10 名足部没有疾病并且平衡能力没有障碍的志愿者,志愿者平均年龄 23.5 岁、平均身高 171.10 cm、平均体质量 64.35 kg、平均足长 24.41 cm,且均签署了知情同意书。

试验前根据志愿者的足长调整足跟杯的位置,要求志愿者脱鞋站立在平衡测试台上,足跟紧靠足跟杯,且第 2 与第 3 脚趾的趾缝与脚掌外侧区和内侧区的分界线重合,双手自然下垂放置在身体两侧,保持静止站立,双眼平视前方距离为 2 m 的与视线高度相同的圆形目标物,而后开启数据传输,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。在开启采集压力信号 30 s 后,驱动电机旋转,使足底右脚前掌、右脚后跟、左脚前掌、左脚后跟中的某一个区域快速下落,速度为 200 mm/s,高度为 15 mm;测试者调整自身的姿势,依靠其余未下落支撑区域继续保持静止站立,直至采集结束;然后将加速度传感器和力传感器的数据保存至 Excel,再将 Excel 中的数据导入到 MATLAB 中,最后按照 2.2.2 节所述方法定制程序求出 TSD 和 TSA。4 个区域中每个区域测试 3 次。足底扰动的人体平衡能力试验如图 8 所示。



图 8 足底扰动的人体平衡能力试验

3.2 TSD、TSA、TEA 的合理性验证

人体平衡能力试验数据中某次测试寻找到的 TSA 与 TEA 如图 9 所示。

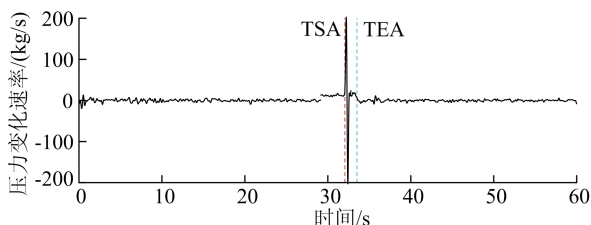


图 9 TSA 与 TEA 的位置

TSD 是通过加速度传感器所测数据的变化情况进行寻找的,无需再进行验证。

对于 TSA 与 TEA 的验证,这里将所有受试

者在 AS 阶段内的姿势稳定程度分别与 SSWSS 阶段和 SSPSS 阶段进行比较,比较方法选用独立样本 t 检验。若 AS 阶段和 SSWSS 阶段以及 AS 阶段与 SSPSS 阶段之间受试者的姿势稳定性具有显著差异,则可以在一定程度上证明 TSA 和 TEA 这 2 个时刻寻找的正确性。选择进行比较的姿势稳定性变量有 M, L, S_C, S_A 。

由于志愿者身高各不相同,对于与长度相关的变量(M, L),在 2 名身高不同但姿势稳定性程度相同的志愿者中,会出现身高较高的志愿者计算得出的变量较大的情况,因此需要将这些变量值按身高进行归一化处理,归一化方法采用去趋势归一。

归一化过程^[14]分为 2 步:① 将身高对应的变量 M, L 分别建立数学集,数学集的自变量为身高,因变量为 M, L ;② 根据所建立的数学集进行归一化。

在待比较的变量进行归一化之后,将 AS 阶段的这些变量分别与 SSWSS 阶段和 SSPSS 阶段进行比较,得到的独立样本 t 检验结果见表 3 所列。

从表 3 可以看出,受试者在 AS 阶段的姿势稳定性情况与 SSWSS 阶段以及 SSPSS 阶段均具有显著性差异(P 值均小于 0.05),证明 TSA 与 TEA 这 2 个时刻寻找的正确性。

表 3 不同阶段志愿者姿势稳定性比较结果

比较变量	独立样本 t 检验结果			
	AS 阶段与 SSWSS 阶段		AS 阶段与 SSPSS 阶段	
M	$t = -11.233\ 374$	$P = 2.538\ 6E-7$	$t = -9.961\ 794$	$P = 4.208\ 4E-7$
L	$t = -7.884\ 379$	$P = 0.000\ 015$	$t = -6.979\ 575$	$P = 0.000\ 036$
S_C	$t = -7.415\ 554$	$P = 0.000\ 038$	$t = -6.928\ 591$	$P = 0.000\ 056$
S_A	$t = -5.288\ 551$	$P = 0.000\ 500$	$t = -5.209\ 713$	$P = 0.000\ 554$

3.3 试验结果

对 10 名志愿者各自进行的 12 次测试的 T_r 求平均值,得到的结果见表 4 所列。

表 4 志愿者 T_r 值 单位:s

受试者编号	T_r	受试者编号	T_r
1	0.405	2	0.321
3	0.273	4	0.254
5	0.306	6	0.226
7	0.280	8	0.258
9	0.264	10	0.289

从表 4 可以看出,不同个体在同样的足底干

扰情况下表现出来的反应时间不同,其中最快的反应时间为 0.226 s,最慢的反应时间为 0.405 s,这能够在一定程度上验证不同个体的平衡能力是具有差异性的。

对 T_r 与志愿者在 SSWSS 阶段的静态姿势稳定性评估指标进行相关性分析,以证明 T_r 评估人体平衡的有效性,相应的 Pearson 相关系数分析结果见表 5 所列。从表 5 可以看出: T_r 与 M, L, S_C, S_A 的 P 值都小于 0.05,说明 T_r 与这些指标具有相关性;并且 T_r 与 M, L, S_C, S_A 的 r 值都为正值,证明 T_r 与这些指标呈显著的正相关关系,进而证明利用 T_r 评估人体平衡具有有效性。

表 5 T_r 与 M 、 L 、 S_C 、 S_A 的相关性分析

分析变量	Pearson 相关分析结果
M	$r=0.252\ 786, P=0.007\ 713$
L	$r=0.231\ 565, P=0.014\ 928$
S_C	$r=0.388\ 338, P=0.000\ 028$
S_A	$r=0.222\ 572, P=0.019\ 435$

除了证明 T_r 具有有效性以外,还需对这一指标的可靠性进行检验。本文利用平衡能力评估装置针对足底每个区域的干扰进行了 3 次试验,选取后 2 次的测试结果进行组内相关系数(intra-class correlation coefficient, ICC)的计算,所选模型为双向混合绝对一致性模型。

T_r 与其余静态姿势稳定性评估指标的重测信度见表 6 所列。从表 6 可以看出, T_r 的 ICC 值为 0.697 197,表明 T_r 具有良好的可靠性,并且比 M 、 L 、 S_C 、 S_A 的 ICC 值都要高,说明 T_r 与这些指标相比,具有更高的信度,证明 T_r 评估人体平衡具有更好的可靠性。

表 6 T_r 与其余变量的重测信度

分析变量	可靠性	
	ICC 值	95%置信区间
T_r	0.697 197	(0.495 517, 0.827 547)
M	0.031 027	(-0.279 778, 0.335 946)
L	0.327 727	(0.021 798, 0.577 537)
S_C	0.545 067	(0.284 762, 0.730 507)
S_A	0.302 364	(-0.006 359, 0.558 464)

4 结 论

本文基于足底三分区理论研制出一套台包含脚跟区、脚掌外侧区和脚掌内侧区的足底分区测力平台,同时基于滚珠螺旋传动与直动从动件移动凸轮机构串联的方式设计了扰动装置,使得足底测力平台支撑面在竖直方向上引入干扰;提出 TSD、TSA 和 TEA 的求解方法,并对合理性进行了验证,同时将 TSD 至 TSA 之间的时间间隔定义为反应时间 T_r ,并将其作为评估人体动态平衡的指标。本文对 10 名健康志愿测试者各自进行了 12 次足底扰动的人体平衡能力试验,通过测力平台得到测试者各自的平均反应时间,并对反应时间进行了有效性与可靠性验证。结果表明,求解反应时间的方法可以作为研究足底支撑面扰动平衡的有效方法。

[参 考 文 献]

[1] 张天. 强化坐-站训练对脑卒中患者平衡及步行能力的影响[D]. 郑州: 郑州大学, 2012.

[2] HENDRICKSON J, KARA K P, INNESS E L, et al. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke[J]. *Gait and Posture*, 2014, 39(1): 1-5.

[3] 黄海燕. 住院老年人跌倒现状分析及护理进展[J]. *中国临床护理*, 2010, 2(1): 82-84.

[4] 唐娜, 李玮, 刘文慧. 老年糖尿病患者跌倒风险护理管理对策与体会[J]. *新疆医学*, 2014, 44(9): 133-135.

[5] SINGER J C, MANSFIELD A, DANELLS C J, et al. The effect of post-stroke lowerlimb spasticity on the control of standing balance: inter-limb spatial and temporal synchronisation of centres of pressure[J]. *Clinical Biomechanics*, 2013, 28(8): 921-926.

[6] DOHERTY C, ZHAO L, RYAN J, et al. Quantification of postural control deficits in patients with recent concussion: an inertial-sensor based approach[J]. *Clinical Biomechanics*, 2017, 42: 79-84.

[7] HEWSTON P, DESHPANDE N. Falls and balance impairments in older adults with type 2 diabetes: thinking beyond diabetic peripheral neuropathy[J]. *Canadian Journal of Diabetes*, 2016, 40(1): 6-9.

[8] BROWNE J E, O'HARE N J. Review of the different methods for assessing standing balance[J]. *Physiotherapy*, 2001, 87(9): 489-495.

[9] BERG K, MAKI B E, WILLIAMS J I, et al. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1992, 73(11): 1073-1080.

[10] SCHILLING R J, ROBINSON C J. A phase-locked loop model of the response of the postural control system to periodic platform motion[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 18(3): 274-283.

[11] ORRELL A J, EVES F F, MASTERS S W. Implicit motor learning of a balancing task[J]. *Gait and Posture*, 2006, 23(1): 9-16.

[12] KAPANDJI I A. *Physiology of the joints e-book: volume 2 lower limb*[M]. 5th ed. London: Churchill Livingstone, 1987: 242-244.

[13] HSUEH I P, LEE M M, HSIEH C L. Psychometric characteristics of the barthel activities of daily living index in stroke patients[J]. *Journal of the Formosan Medical Association*, 2001, 100(8): 526-532.

[14] MALLEY M J. Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait[J]. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(5): 619-625.

(责任编辑 胡亚敏)

[1] 张天. 强化坐-站训练对脑卒中患者平衡及步行能力的影响