

文章编号: 1004-7220(2023)05-1003-07

基于线性和非线性分析的人体站立稳定调控策略

白啸天^{1,2}, 霍洪峰^{1,2}

(1. 河北师范大学 体育学院, 石家庄 050024; 2. 河北省人体运动生物信息测评重点实验室, 石家庄 050024)

摘要:目的 从线性和非线性两个角度探究人体站立稳定调控策略。方法 招募 16 名健康男性受试者, 在平衡台完成 30 s 正常站立、闭眼站立以及在泡沫垫上睁眼和闭眼站立, 通过时空参数、轨迹近似熵和小波变换分析不同干扰因素站立时足底压力中心(center of pressure, COP)轨迹的线性及非线性特征, 采用视觉×本体感觉重复测量方差分析比较干扰情况下(视觉干扰、本体感觉干扰和视觉、本体感觉共同干扰)与正常站立情况下 COP 轨迹线性及非线性特征差异。结果 在线性指标中, 闭眼站立、不稳定站立和闭眼不稳定站立相比于正常站立时 COP 轨迹长度、轨迹速率和 C90 面积均增加($P < 0.05$), 3 种干扰方式下的 C90 偏角以及前后(anteroposterior, AP)、内外(mediolateral, ML)方向平均偏移量相比于正常站立无明显变化($P > 0.05$)。在非线性指标中, 在 ML 和 AP 两个方向, 闭眼站立、不稳定站立和闭眼不稳定站立相比于正常站立 COP 轨迹的近似熵差异均无差异($P > 0.05$); 频域指标的 ML 方向, 视觉干扰使中频、低频和次低 3 个频段的能量权重升高($P < 0.05$), 超低频能量权重降低($P < 0.05$); 本体感觉干扰时 3 个频段的能量权重相比于正常站立无差异($P > 0.05$); 在视觉、本体感觉共同干扰时, 中频、低频和次低频能量权重增加($P < 0.05$), 超低频能量权重降低($P < 0.05$); 在频域指标的 AP 方向, 视觉干扰后相比于正常站立次低频能量下降($P < 0.05$), 超低频能量上升($P < 0.05$); 本体感觉干扰和视觉、本体感觉共同干扰中频、低频和次低频能量权重均上升($P < 0.05$), 超低频能量权重下降($P < 0.05$)。结论 对于健康人群, 站立时人体以较低频段的闭环控制机制为主导, 外界信号输入受到干扰并不会改变站立 COP 轨迹的复杂性, 其中视觉信息干扰对 ML 方向影响较为明显, 本体感觉信息干扰对 AP 方向影响较为明显。站立受到干扰时, 开环控制机制的较高频段能量权重增加, 身体的晃动幅度和速度变大。

关键词: 压力中心; 轨迹; 姿势控制; 近似熵; 小波变换

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.023

Stabilization Regulation Strategy During Standing Based on Linear and Nonlinear Analysis

BAI Xiaotian^{1,2}, HUO Hongfeng^{1,2}

(1. College of Physical Education, Hebei Normal University, Shijiazhuang 050024, China; 2. Hebei Key Laboratory of Human Motion Information Evaluation, Shijiazhuang 050024, China)

Abstract: Objective To explore the regulation strategy of human standing stability from linear and nonlinear perspectives. **Methods** Sixteen healthy male subjects were recruited and required to stand normally or stand with closed eyes, stand on foam pad with open eyes or closed eyes for a period of 30 s on the balancer. The

收稿日期: 2022-08-07; 修回日期: 2022-08-30

基金项目: 河北省教育厅青年基金项目(SQ2021215), 河北省高等学校科学技术研究项目(SQ2021215), 河北省教育科学研究“十三五”规划课题(1703154), 河北省科技支撑项目(16275709)

通信作者: 霍洪峰, 硕士生导师, E-mail: hhf413@163.com

linear and nonlinear characteristics of plantar COP (center of pressure) trajectory during standing with different interference factors were analyzed by spatio-temporal parameters, trajectory approximate entropy and wavelet transform. Visual \times proprioceptive repeated measures ANOVA was used to compare the linear and nonlinear characteristics of COP trajectory between the interference condition (visual interference, proprioceptive interference and visual and proprioceptive interference) and normal standing. **Results** For linear index, the COP trajectory length, trajectory rate and C90 area during closed-eye standing, unstable standing and closed-eye unstable standing were all higher than those during normal standing ($P < 0.05$). The average offset of C90 area and that in mediolateral (ML) and anteroposterior (AP) directions under three interference modes had no significant changes compared with that during normal standing ($P > 0.05$). For nonlinear index, in MP and AP directions, there was no significant difference in approximate entropy between closed-eye standing, unstable standing and closed-eye unstable standing compared with that during normal standing pressure center track ($P > 0.05$). For frequency domain index in MP direction, visual interference increased the energy weight of the intermediate frequency, low frequency and sub-low frequency bands ($P < 0.05$), and decreased the ultra-low frequency energy weight ($P < 0.05$). The energy weight of three frequency bands during proprioceptive interference was not different from that of normal standing ($P > 0.05$), while the energy weight of intermediate frequency, low frequency and sub-low frequency increased ($P < 0.05$), while that of ultra-low frequency decreased ($P < 0.05$). For frequency domain index in AP direction, the sub-low frequency energy decreased ($P < 0.05$) and ultra-low frequency energy increased ($P < 0.05$) after visual interference compared with that during normal standing. The energy weights of intermediate frequency, low frequency and sub-low frequency of proprioceptive interference, visual and proprioceptive interference increased ($P < 0.05$), while that of ultra-low frequency decreased ($P < 0.05$). **Conclusions** For healthy people, the closed-loop control mechanism of lower frequency band is dominant during standing, and the interference of external signal input will not change the complexity of COP trajectory, in which visual information interference has an obvious effect on ML direction, proprioceptive information interference has an obvious effect on AP direction. When standing is disturbed, the energy weight of higher frequency band of open-loop control mechanism increases, and shaking amplitude and speed of the body become larger.

Key words: center of pressure (COP); trajectory; posture control; approximate entropy; wavelet transform

维持稳定站立是人体最基本的姿势控制方式,人体安静站立时通过各系统协调完成身体在空间位置的稳定性和方向性。相关研究证实,姿势控制能力下降会增加跌倒风险^[1-2]。研究偏头痛、功能性踝关节不稳、脊柱侧弯等患者在站立时的姿势控制能力发现,当小脑、本体感觉、前庭觉和视觉某一功能出现病理性变化时,维持站立稳定的调控策略会发生改变^[3-5]。人体站立时以双足为支撑面,姿势控制的动态变化使压力中心在足底形成一定的晃动轨迹,由此可反映维持站立稳定的调控策略,分析足底压力中心(center of pressure, COP)轨迹特征是评价姿势控制过程动态变化的重要切入点。对站立时足底压力中心轨迹的分析发现,人体通过开环控制(open-loop control)和闭环控制

(closed-loop control)的反馈机制共同完成站立时姿势的调整^[6-7]。通过干预站立时视觉、本体感觉等信息获取能力,从线性和非线性两个方面解析站立时压力中心轨迹特征,有助于探究人体站立稳定的调控策略。

现有研究大多采用时域分析评测站立 COP 轨迹的包络面积、晃动幅度和速度等线性变化,该方法可直观、便捷地反映人体站立稳定性^[4,7]。近年来,有关非线性变化在动作分析中的应用研究已经开展^[5,8]。其中,近似熵(approximate entropy, ApEn)理论用于评价信号在维数变化过程中随时间序列产生新模式概率的大小,序列的近似熵值越大,则表明该序列复杂度较高,该算法具有抗噪能力强、计算所需数据短的优点,可用于评价足底 COP 轨迹在各方向变化的复杂程度^[9-10]。傅里叶变

换 (Fourier transform, FT) 和小波变换 (wavelet transform, WT) 是非线性分析中常见的频域解析方法, 而小波变换具有对 COP 轨迹进行时频域特征分析的优势^[11-13]。研究发现, 不同频段小波的能量权重与肌肉活动、小脑、前庭和视觉系统存在一定相关性^[14-16]。基于此方法分析正常人站立时足底 COP 轨迹特征, 可有效探究人体站立时姿势调控策略。

本文通过对健康受试者视觉、本体感觉和多种平衡维持因素的干扰, 评测 COP 轨迹的曲线特征、复杂度和不同频段的权重, 从线性及非线性两个特征和身体前后 (anteroposterior, AP)、内外 (mediolateral, ML) 两个方向探究人体站立稳定的调控策略, 为探究姿势控制的内在机制提供新的研究方法和理论支持。

1 研究方法

1.1 受试者选取

招募 16 名健康男性, 身高 (176.32 ± 4.22) cm, 体质量 (68.22 ± 5.81) kg, 年龄 (24.56 ± 3.34) 岁, 要求受试者无异常足姿 (足姿指数评分 $-4 \sim 4$ 分^[17]), 在实验前 48 h 内无酒精、咖啡因摄入且无剧烈运动, 受试者在知晓本实验流程后均自愿参加, 并签署知情同意书。

1.2 仪器设备

采用 iBalance 平衡测试与训练系统 (芬兰 HUR Labs 公司, 采集频率 50 Hz, 最大测试重量 200 kg) 进行站立足底 COP 轨迹测试, 该系统包含 BT4 平衡台 ($610 \text{ mm} \times 610 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$, 重量 12.0 kg), 该测试系统自带泡沫垫及 iBalance Plus 数据分析软件。

1.3 实验流程

测试开始前进行平衡台的校准, 受试者在了解实验流程后, 分别以睁眼、闭眼、在泡沫垫睁眼及闭眼 4 种随机顺序在平衡台上完成时长为 30 s 的站立测试, 采集正常站立情况下、干扰视觉、干扰本体感觉及视觉和本体感觉共同干扰下足底 COP 轨迹数据。要求每次测试均在同一实验场景, 且站立时足跟并拢, 足尖呈 30° (见图 1), 双眼平视前方某一定点, 保证实验过程中处于安静环境。

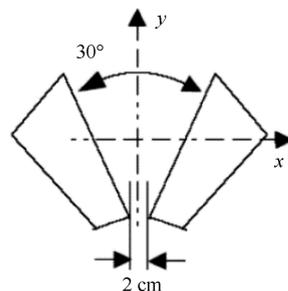


图 1 站立时足部位置图解

Fig. 1 Diagram of foot position during standing

注: x 轴为身体内 ML 方向, y 轴为 AP 方向。

1.4 观测指标

1.4.1 线性指标 线性指标通过 COP 轨迹的几何特点评价不同状态站立时人体的稳定性, 本实验通过轨迹长度、轨迹速率、C90 面积、C90 偏角及 ML、AP 方向的平均偏移量评价。

(1) 轨迹长度: 即 COP 轨迹曲线的长度, 其计算方法为在测试过程中每隔 0.2 s 两个 COP 连线长度的总和。

(2) 轨迹速率: 通过轨迹长度与测试时间的比值计算。

(3) C90 面积: C90 表示包含 90% COP 点所围成的最小椭圆, C90 面积为该椭圆的包络面积。

(4) C90 偏角: C90 偏角为包含 90% COP 点围成最小椭圆的长轴与水平轴的夹角 (见图 2)。

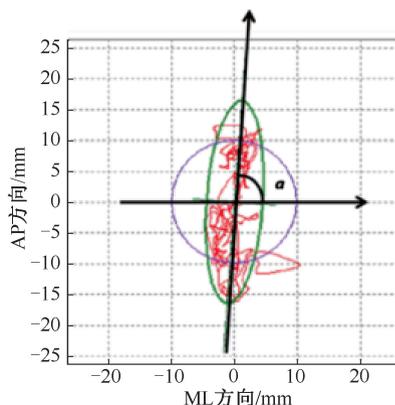


图 2 C90 偏角图解

Fig. 2 Diagram of C90 declination angle

(5) ML 方向平均偏移量: COP 轨迹在身体内外侧的平均偏移量。

(6) AP 方向平均偏移量: COP 轨迹在身体前

后侧的平均偏移量。

1.4.2 非线性指标 (1) 通过对 ML 和 AP 方向 COP 轨迹的近似熵计算, 分别求出 COP 轨迹在水平轴和垂直轴的复杂度。近似熵计算原理如下^[18]:

对于一个长度为 N 的时间序列 $\{x_i\}$, 通过构建该序列的 m 维向量 $\mathbf{X}(i) = \{x(i), x(i+1), x(i+2), \dots, x(i+m-1)\} (i = 1 \sim N-m+1)$, 计算向量 $\mathbf{X}(i)$ 与 $\mathbf{X}(j) (j = 1 \sim N-m+1, \text{且 } j \neq i)$ 中元素的最大距离:

$$d_{ij} = \max |x(i+j) - x(i+k)|, \\ k = 0, 1, 2, \dots, m-1$$

设定相似容限度 r , 统计向量中小于 $r \times \text{STD}$ (STD 为序列 $\{x_i\}$ 的标准差) 的 d_{ij} 个数, 计算该数目与距离总数 $N-m$ 的比值 $C_i^m(i)$, 求得 $C_i^m(i)$ 的对数 $\ln C_i^m(i)$, 计算向量中所有 i 的平均值

$$\varphi^m r = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(i)$$

m 增加 1, 重复以上步骤, 计算 $C_i^{m+1}(i)$ 和 $\varphi^{m+1}(r)$, 最终求得嵌入维数为 m 、相似容限度为 r 的有限序列 $\{x_i\}$ 的近似熵

$$\text{ApEn}(m, r) = \varphi^{m+1}(r) - \varphi^m(r)$$

当 $m=2, r=0.1 \sim 0.2$ 时, 近似熵对时间序列长度依赖程度最低^[18-19]。因此, 本文设定 $m=2, r=0.2$, 以此条件对不同站立条件下足底 COP 轨迹进行近似熵计算。

(2) 对 COP 轨迹的 ML 和 AP 方向进行小波分解与重构, 计算各频段能量的权重。将频率为 50 Hz 的原始信号通过 sym8 小波基函数进行 8 级分解, 每次分解得到的信号频率为上一次的 1/2, 得到细节系数 $d_1 \sim d_8$ 和近似系数 a_8 ^[4, 15, 20], 分解过程如图 3 所示。

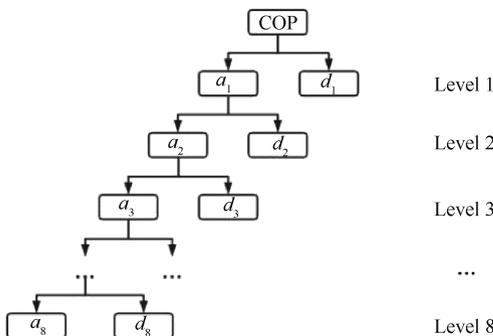


图3 小波分解图示

Fig. 3 Wavelet decomposition diagram illustration

根据以往研究, 将以上频段重构为中频(d_3, d_4 重构, 频率范围 1.56~3.13 Hz)、低频(d_5, d_6 重构, 频率范围 0.39~1.56 Hz)、次低频(d_7, d_8 重构, 频率范围 0.10~0.39 Hz) 和超低频(a_9 频段, 频率范围低于 0.1 Hz)^[4, 20], 原始信号完成小波变换(见图 4)。

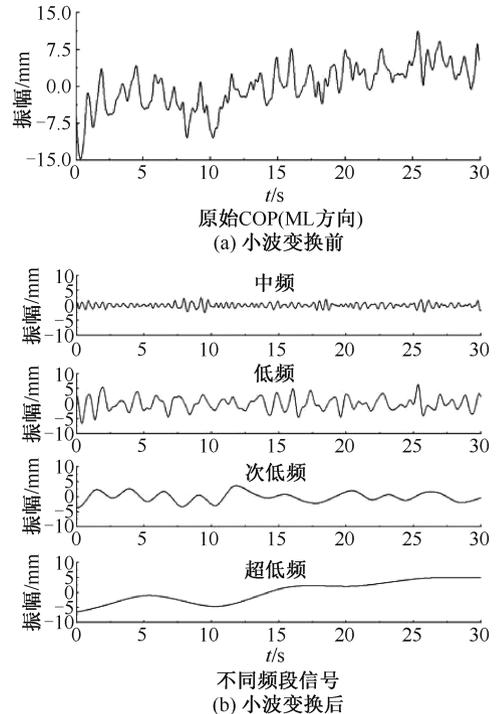


图4 原始 COP 在 ML 方向四频段小波变换图解

Fig. 4 Diagram of four-band wavelet transform of original COP in ML direction (a) Before wavelet transform, (b) After wavelet transform

分别计算重构后 4 个频段的能量, 每个频段能量为该频段每个离散点振幅平方之和^[15], 该频段能量计算公式为:

$$E(j) = \sum_{n=0}^k (A(j, k))^2 \quad (1)$$

式中: j 表示不同频段, $E(j)$ 表示该频段的能量; k 为该频段离散位置; A 为离散位置对应的振幅。

每个频段占总频段能量 (E_T) 权重的计算公式如下^[4-5]:

$$E(j) \% = \frac{E(j)}{E_T} \times 100\% \quad (2)$$

1.5 数据处理

本研究 COP 轨迹时域数据的处理在 iBalance

平衡测试与训练系统中自带的 iBalance Plus 软件中进行,频域数据的处理在 MATLAB R2017a 中进行。在 SPSS 25.0 中进行数据统计,采用重复测量方差分析分别比较闭眼站立、不稳定站立和闭眼不稳定站立 3 种干扰条件下相比于睁眼正常站立时线性和非线性指标的差异,事后检验采用 Bonferroni 法,当 $P < 0.05$ 时,表明差异具有统计学意义。

表 1 线性指标统计结果

Tab. 1 Statistical results of linear indicators

指标	正常站立	闭眼站立	不稳定站立	闭眼不稳定站立
轨迹长度/mm	223.13±46.17	399.33±90.64*	315.61±51.89*	664.23±164.60*
轨迹速率/(mm·s ⁻¹)	7.44±1.54	13.31±5.36*	10.52±1.73*	22.14±5.49*
C90 面积/mm ²	93.80±48.40	176.00±99.98*	210.55±92.83*	554.00±184.58*
C90 偏角/(°)	78.42±9.94	63.25±24.62	66.78±21.75	61.63±30.89
ML 方向平均偏移量/mm	7.37±3.71	6.18±3.57	7.87±3.38	8.61±6.22
AP 方向平均偏移量/mm	31.05±15.50	28.81±17.86	20.74±7.90	16.85±12.27

注: * 表示与正常站立相比, $P < 0.05$ 。 $n = 16$ 。下同。

2.2 非线性指标统计结果

2.2.1 不同干扰方式下 COP 轨迹近似熵对比 在 ML 和 AP 两个方向,闭眼站立、不稳定站立和闭眼不稳定站立相比于正常站立 COP 轨迹的近似熵差异均无差异 ($P > 0.05$),见表 2。

表 2 COP 轨迹各方向近似熵对比

Tab. 2 Comparison for approximate entropy of pressure center trajectory in all directions

方向	正常站立	闭眼站立	不稳定站立	闭眼不稳定站立
ML	0.08±0.02	0.10±0.03	0.10±0.04	0.09±0.02
AP	0.08±0.02	0.09±0.05	0.07±0.02	0.09±0.03

2.2.2 不同干扰方式下 COP 轨迹 ML 方向各频段能量对比 在 ML 方向,闭眼站立相比于正常站立时,中频、低频和次低 3 个频段的能量权重升高 ($P < 0.05$),超低频能量权重降低 ($P < 0.05$);不稳定站立时 3 个频段的能量权重相比于正常站立无差异 ($P > 0.05$);在闭眼不稳定站立时,相比于正常站立,中频、低频和次低频能量权重增加 ($P < 0.05$),超低频能量权重降低 ($P < 0.05$),见表 3。

2.2.3 不同干扰方式下 COP 轨迹 AP 方向各频段能量对比 对比 AP 方向不同干扰方式频段权重可知,闭眼站立相比于正常站立次低频能量下降 ($P < 0.05$)、超低频能量上升 ($P < 0.05$);不稳定站立和闭眼不稳定站立相比于正常站立,中频、低频和

2 结果

2.1 线性指标统计结果

结果表明,在时域指标中,闭眼站立、不稳定站立和闭眼不稳定站立相比于正常站立时足底 COP 轨迹长度、轨迹速率和 C90 面积均增加 ($P < 0.05$),3 种干扰方式下的 C90 偏角、ML 和 AP 方向平均偏移量相比于正常站立无明显变化 ($P > 0.05$),见表 1。

表 3 ML 方向各频段能量对比

Tab. 3 Energy comparison of each frequency band in ML direction

频率	正常站立	闭眼站立	不稳定站立	闭眼不稳定站立
中频	0.12±0.05	0.40±0.27*	0.18±0.13	0.16±0.07*
低频	3.61±2.08	6.88±4.33*	4.01±4.66	3.85±2.45*
次低频	5.12±1.60	8.46±3.82*	6.40±4.78	6.94±5.21*
超低频	91.16±3.25	84.26±7.16*	89.41±7.24	83.06±11.14*

次低频能量权重均上升 ($P < 0.05$),超低频能量权重下降 ($P < 0.05$),见表 4。

表 4 AP 方向各频段能量对比

Tab. 4 Energy comparison of each frequency band in AP direction

频率	正常站立	闭眼站立	不稳定站立	闭眼不稳定站立
中频	0.01±0.00	0.02±0.02	0.03±0.02*	0.17±0.15*
低频	0.07±0.03	0.22±0.21	0.46±0.27*	4.29±2.98*
次低频	0.14±0.08	0.36±0.21*	0.93±0.79*	7.91±4.52*
超低频	99.78±0.10	99.41±0.29*	98.59±1.13*	87.63±11.45*

3 讨论

3.1 不同干扰方式下站立稳定性线性特征

站立时,人体在短时间间隔和长时间间隔之间存在两种不同的姿势控制行为,在较短的时间间隔(约 1 s)内,姿势控制不依赖视觉、前庭觉和本体感觉等体感反馈,身体因肌肉骨骼系统的反应惰性逐

渐偏离平衡点,这一过程被称为开环控制^[5-6]。在长时间间隔内,中枢神经系统通过视觉、本体感觉和前庭觉等体感反馈,通过负反馈使身体重新回到平衡点附近,这一过程被定义为闭环控制^[5-6]。闭环控制机制和开环控制机制共同作用使站立时 COP 发生偏移,形成一定的轨迹。本研究对不同干扰方式下时域特征结果发现,在视觉、本体感觉和视觉、本体感觉共同干扰 3 种条件下,站立时足底 COP 的轨迹长度、轨迹速度和 C90 面积均增加 ($P < 0.05$),这与前人针对不同干扰因素对站立稳定性影响的研究结果基本一致^[4,21-22]。提示姿势控制受到干扰时,姿势控制系统以更大的调整范围和速度来维持站立,虽然不同因素干扰会增加站立时 COP 包络面积,但 ML 和 AP 方向的平均偏移量并未发现有明显变化 ($P > 0.05$),对于 C90 偏角,不同干扰方式站立并未发现其与正常站立存在差异 ($P > 0.05$),这表明对于健康人群,视觉和不稳定界面的干扰虽降低了姿势控制能力,但并不会使人体站立出现向某一侧偏移。综合以上指标可知,3 种干扰方式对时域指标类型的影响无明显区分,当站立稳定受到干扰时,人体在平衡状态下通过扩大身体摆动幅度和速度完成姿势控制。

3.2 不同干扰方式下站立稳定性非线性特征

熵理论用于评价信号的复杂度,通过检测人体电信号(脑电、肌电等)和运动学信号(加速度、运动轨迹等)等生物信号反映相应组织所处的状态或运动的规律性^[9,19,23]。本文通过非线性分析以反映站立足底 COP 轨迹的复杂度和频域特征,对不同干扰条件站立时 COP 轨迹的 ML 和 AP 方向近似熵对比发现,视觉干扰、本体感觉干扰和视觉、本体感觉共同干扰相比于正常站立时 COP 轨迹近似熵的差异不具有显著性,说明干扰外界信号的输入并不会影响站立时足底 COP 轨迹的复杂性和规律性。结合本文线性分析结果可知,受到干扰时,足底 COP 轨迹的摆动幅度和速度增加,但其轨迹的复杂度无明显变化,提示视觉和本体感觉干扰虽然会使身体晃动程度增加,但人体站姿的晃动轨迹仍具有规律和可控性,而这一结果也表明本研究对不同干扰条件下 COP 轨迹进行相同频段的小波变换具有一定可靠性。

现有研究认为,不同频段的能量对应着不同的

站立稳定性影响因素,中频段(1.56~6.25 Hz)和低频段(0.39~1.56 Hz)对应本体感觉和小脑控制^[20,24],次低频段(0.10~0.39 Hz)和超低频段(< 0.10 Hz)对应前庭和视觉系统控制^[15,20]。本文发现,相比于正常站立,在 ML 方向,视觉干扰后中频、低频和次低频 3 个频段的能量占比均增加,超低频频段能量降低,该结果与文献^[4-5]的结果相似。本文认为,视觉干扰会使较低频段能量占比降低,其他较高频段的能量占比增加。在 AP 方向,视觉干扰后次低频频段能量占比增加,超低频段能量占比降低。有研究认为,在视觉信息缺乏的情况下,人体会更多地采用前庭信号来保持姿势稳定策略^[15,25]。该结果与本文结果相呼应。对比两个方向频段变化发现,视觉干扰对 ML 方向频段的影响多于 AP 方向,提示视觉对站立时冠状轴影响较大。在泡沫垫上站立时,人体足底的本体感觉受到干扰。本文发现,相比于正常站立,在泡沫垫上站立时 AP 方向 4 个频段均有明显变化,表现为超低频段能力占比的下降和其他频段能量的增加,但在 ML 方向上未发现 4 个频段能量占比有显著变化,根据足踝的解剖特点可知,人体踝关节在矢状面的活动度大于冠状面活动度^[26]。由此可推测,在足底本体感觉受到干扰时,踝关节在冠状面的控制能力可能优于矢状面,因此矢状面各频段能量的较易受到影响。在视觉和本体感觉共同干扰下,ML 和 AP 方向频段的能量权重均受到显著影响,两个方向均表现为超低频段能量权重的降低和其他频段能量权重的增加 ($P < 0.05$)。Collins 等^[6]研究认为,开环控制机制使得人体各个关节产生一定的微小晃动,产生高频的信号,而晃动幅度超过某一阈值时则会产生反馈,通过闭环控制系统进行控制,这一阈值在 1 Hz 附近^[4-6],这可能与人体骨骼肌系统的刚性有关^[27-28]。基于此阈值可知,本研究的低频、次低频和超低频 3 个频段属于闭环控制系统,虽然不同的干扰因素会增加较高频段的权重,但正常站立和干扰下站立均其能力权重均在 90% 以上。由此可推测,相对平衡的站立条件下,人体姿势控制策略以闭环控制系统为主导,受到干扰时站立稳定性下降,开环控制机制的权重增加。

本文在以往研究的线性分析方法上,结合近似熵理论和离散小波变换非线性角度对视觉、本体感

觉干扰下健康人群站立足底 COP 轨迹进行分析,为姿势控制的研究提供新的研究视角。由于本研究测试人群为健康人群,建议未来开展病理研究时,在加大样本量的基础上,结合线性和非线性角度,选取对应的患者进行深入分析。

4 结论

对于健康人群,站立时人体以较低频段的闭环控制机制为主导,外界信号输入受到干扰并不会改变站立足底 COP 轨迹的复杂性。其中,视觉信息干扰对内外侧影响较为明显,本体感觉信息干扰对前后侧影响较为明显,站立受到干扰时开环控制机制的较高频段能量权重增加,身体的晃动幅度和速度变大。

参考文献:

[1] MELZER I, KURZ I, LIE O. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(10): 984-988.

[2] KURZ I, ODDSSON L, MELZER I. Characteristics of balance control in older persons who fall with injury—A prospective study [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2013, 23(4): 814-819.

[3] ONGUN N, ATALAY NS, DEGIRMENCI E, et al. Tetra-ataxiometric posturography in patients with migrainous vertigo [J]. *Pain Physician*, 2016, 19(1): 87-96.

[4] 王国栋,毛晓焜,张秋霞,等. 功能性踝关节不稳者静态姿势控制中压力中心时域频域特征分析[J]. *中国运动医学杂志*, 2021, 40(9): 691-697.

[5] TAEYONG S, HAKJE Y, DONGJUN L, et al. Analysis of sensory system aspects of postural stability during quiet standing in adolescent idiopathic scoliosis patients [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2018, 15(1): 1-11.

[6] COLLINS JJ, DE LUCA CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories [J]. *Exp Brain Res*, 1993, 95(2): 308-318.

[7] IULI T, NAMA M, ITSHAK M. Open-loop and closed-loop control of posture: Stabilogram-diffusion analysis of center-of-pressure trajectories among people with stroke [J]. *J Clin Neurosci*, 2020, 78: 313-316.

[8] 徐红旗,史冀鹏,张欣,等. 表面肌电小波变换分析技术监测重复性手工提放重物作业中机体肌肉疲劳的研究[J]. *体育科学*, 2011, 31(12): 44-54.

[9] 席旭刚,武昊,左静,等. 基于 sEMG 与足底压力信号融合的跌倒检测研究[J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(9): 2044-2049.

[10] 程宇琦,王新. 基于多尺度熵方法对我国自由式滑雪空中技巧运动员静态平衡控制能力的研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(S1): 132.

[11] 牟永阁. 基于时频和时间尺度分析的表面肌电信号研究及应用[D]. 重庆:重庆大学,2004.

[12] 夏锐,张希妮,傅维杰. 两种疲劳方案对落地时下肢运动学和冲击力时频特征的影响[J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 427-435.

[13] 杨蕾,李萌,刘晔,等. 不同着地方式跑步的神经肌肉调谐规律——基于地面反作用力的时频分析[J]. *体育学刊*, 2022, 29(3): 132-138.

[14] FRIEDRICH M, GREIN H, WICHER C, et al. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system [J]. *Exp Brain Res*, 2008, 186(2): 305-314.

[15] CHAGDES JR, RIETDYK S, HADDAD JM, et al. Multiple timescales in postural dynamics associated with vision and a secondary task are revealed by wavelet analysis [J]. *Exp Brain Res*, 2009, 197(3): 297-310.

[16] PATEL M, FRANSSON PA, JOHANSSON R, et al. Foam posturography: Standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation [J]. *Exp Brain Res*, 2011, 208(4): 519-527.

[17] 张新语,霍洪峰. 足姿指数(FPI):足部姿势及足踝功能的定量表达[J]. *中国矫形外科杂志*, 2019, 27(13): 1194-1199.

[18] 张艳艳. 近似熵理论及应用[J]. *中国医学物理学杂志*, 2009, 26(6): 1543-1546.

[19] 金成敏,曲峰,赵享楠,等. 双任务下楼梯行走时下肢肌肉活动表现及加速度近似熵指数的影响[J]. *天津体育学院学报*, 2018, 33(4): 362-368.

[20] QUEK J, BRAUER SG, CLARK R, et al. New insights into neck-pain-related postural control using measures of signal frequency and complexity in older adults [J]. *Gait Posture*, 2014, 39(4): 1069-1073.

[21] 梁颖,彼末一之. 身体姿势控制的线性和非线性评价[J]. *北京体育大学学报*, 2015, 38(5): 68-71.

[22] 张丽,瓮长水,王秋华,等. 前庭感觉、本体感觉及视觉功能对老年人跌倒风险影响的因素分析[J]. *中国康复理论与实践*, 2010, 16(1): 16-18.

[23] MICHAEL AB, RICHARD EAVE. Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control [J]. *J Sport Health Sci*, 2016, 5(1): 44-51.

[24] PAILLARD T, COSTES-SALON C, LAFONT C, et al. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? [J]. *Br J Sports Med*, 2002, 36(4): 304-305.

[25] RENÉ S, YAKOV G, ALES H, et al. Postural control in subjects with visual impairment [J]. *Eur J Ophthalmol*, 2011, 21(3): 303-309.

[26] 大卫·奥查克. 足踝运动医学[M]. 北京:北京科学技术出版社,2015.

[27] ALBERTSEN IM, GHÉDIRA M, GRACIES JM, et al. Postural stability in young healthy subjects—Impact of reduced base of support, visual deprivation, dual tasking [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2017, 33: 27-33.

[28] COLLINS JJ, LUCA CJ. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms [J]. *Exp Brain Res*, 1995, 103(1): 151-163.