

文章编号: 1004-7220(2021)02-0297-07

# 老年人手提重物时不同停止方式对步态稳定性的影响

王新亭, 吴永红, 王 鸥, 徐聃弟, 王 琪

(天津科技大学 机械工程学院, 天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津 300222)

**摘要:**目的 分析老年人手提重物及不同步态停止方式时下肢肌肉活动特性及相应关节运动参数的变化, 探究手部负重及步态停止方式对老年人步态稳定性以及身体平衡的影响。方法 以0 kg、双手各2.5 kg和右手5 kg的负重方式, 分别在急停和有计划停止条件下, 采集双侧下肢踝、膝、髋关节角度以及表面肌电信号。结果 在不同的负重方式下, 双侧下肢踝、髋关节角度均有显著差异( $P < 0.05$ ), 而膝关节角度无显著变化, 不同停止方式显著影响各关节角度的变化( $P < 0.001$ ); 制动腿胫骨前肌、股外侧肌、股二头肌平均肌电均表现为急停时肌肉活动水平更高。结论 老年人为应对负重和急停带来的不稳定性, 下肢会产生相应的平衡机制。急停时, 制动腿胫骨前肌需要更高的肌肉活动水平来控制踝关节的跖屈角度, 从而减小踝关节波动幅度。而单手负重会增大制动腿和尾随腿肌肉做功的差异, 导致侧向的不稳定性。

**关键词:** 负重方式; 停止方式; 关节角度; 肌肉活动; 步态稳定性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.02.020

## Influences of Different Stop Modes on Gait Stability of the Elderly Carrying Heavy Objects

WANG Xinting, WU Yonghong, WANG Ou, XU Dandi, WANG Qi

(Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-Line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, School of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

**Abstract: Objective** To analyze characteristics of muscle activity and changes of corresponding kinematic parameters of the lower limbs for the elderly carrying heavy objects under synchronous stop modes, and explore the effects of hand weight-bearing and stop modes on gait stability and body balance of the elderly. **Methods** The ankle, knee, hip joint angles and surface electromyography (EMG) signals of bilateral lower limbs were collected under the condition of emergency stop and planned stop by loading 0 kg, 2.5 kg on both hands and 5 kg on right hand. **Results** Under different weight-bearing modes, the ankle and hip angles of bilateral lower limbs were significantly different ( $P < 0.05$ ), while the knee angles did not change significantly, and different stop modes significantly affected the angle changes in each joint ( $P < 0.001$ ); the average EMG of tibia anterior muscle, lateral femoral muscle, and biceps femoris in braking leg showed higher muscle activity during emergency stop. **Conclusions** In order to cope with the instability caused by weight-bearing and emergency stop, the elderly will have a corresponding balance mechanism in the lower limbs. During an emergency stop, braking the tibialis anterior muscle of the leg requires a higher muscle activity level to control flexion angle of the ankle joint, thereby reducing amplitude of the ankle joint fluctuation. The single-handed load increases the muscle performance differences between the braking leg and trailing leg, resulting in the lateral instability.

**Key words:** weight-bearing mode; stop mode; joint angle; muscle activity; gait stability

收稿日期: 2020-02-24; 修回日期: 2020-04-12

基金项目: 天津市科技支撑计划项目(14ZCDSY00010), 天津市应用基础与前沿技术研究计划(16JCZDJC35900)

通信作者: 王新亭, 副教授, 硕士生导师, E-mail: xinting1688@163.com

步态停止是人体由运动向静止转变的阶段,需要较强的平衡适应及姿势控制能力<sup>[1]</sup>;且负重与停止方式等因素会干扰步态稳定,增加跌倒风险。由于运动控制能力下降,跌倒已成为老年人意外伤害的重要原因<sup>[2]</sup>。因此,研究老年人步态停止阶段的步态稳定性具有重要意义。

步态停止分为有计划停止和急停。有计划停止是指由运动状态转变为静止状态,双足平行站立。急停表现为双足前后站立,受外界因素影响,身体稳定性难以控制<sup>[3]</sup>。宋航<sup>[4]</sup>对男性青年在步态启动和停止时刻下的动力学和运动学参数特征展开分析;莫仕围等<sup>[5]</sup>研究发现,书包重量会影响步态停止时头部、躯干姿势以及身体的稳定性,但缺少动力学和肌肉活动的参数;李晨迪等<sup>[6]</sup>研究发现,自然步速下步态最稳定,裸足较穿鞋行走时步态稳定性降低。张腾宇等<sup>[7]</sup>对比老年人在不同负重方式下时空步态参数及足底压力的变化,发现负重是影响身体稳定性的重要因素;王增刚等<sup>[8]</sup>通过评定负重行军对下肢步态的影响发现,下肢负荷增加会加大下肢损伤的风险。此外,国外学者还研究了不同患病人群的步态停止特征,发现步态停止能力下降导致身体姿势难以控制,是不完全脊髓损伤、脑震荡、中风和帕金森患者最具挑战性的阶段<sup>[9-14]</sup>。

目前对于老年人步态的研究大多集中于自然行走状态,而停止阶段的稳定性研究较少。步态停止过程中,人体主要通过肌肉收缩来控制各关节运动,从而实现步态稳定<sup>[15]</sup>。本文以无负重作为一个相对稳定的状态进行对比分析,模拟老年人日常生活中发生步态停止的场景<sup>[16]</sup>。对比老年人在不同负重方式下发生急停与有计划停止时双侧下肢关节角度和平均肌电的差异,分析步态停止时刻负重方及停止方式对步态稳定性的影响。

## 1 对象与方法

### 1.1 研究对象

招募12名男性老年人,年龄(67.22±1.64)岁,身高(170.96±5.46)cm,体质量(73.17±7.09)kg。要求受试者身体健康,未进行任何类型的下肢手术,无神经肌肉疾病及平衡问题,没有从事过体育训练,并且告知受试者在实验前不要进行剧烈运动,以免造成肌肉疲劳,从而影响实验数据的准确

性。此外,在招募受试者时,排除左侧优势人群,实验前告知受试者全过程并填写知情同意书。

### 1.2 实验设备及条件

使用Vicon三维运动捕捉系统,5块AMTI生物力学测力台(600 mm×400 mm),并且保证Noraxon表面肌电遥测系统与Vicon同步,采集人体表面肌电信号。测力台采集足底接触力,用于确定步态周期。如图1所示,通过下肢16个关键位置处粘贴反光标记点,在Vicon系统中建立人体下肢模型,捕捉下肢运动轨迹,输出关节角度数据。实验前,测量每块肌肉的最大等长收缩量(maximum voluntary contraction, MVC)并进行标准化,以便对不同的肌肉进行比较<sup>[17-18]</sup>。MVC的具体测试过程为:①大腿前侧肌肉,膝关节90°固定位置尽力伸膝;②大腿后侧肌肉,膝关节90°固定位置尽力屈膝;③小腿前侧肌肉,踝关节90°固定位置尽力背屈。为避免受试者肌肉产生疲劳,MVC测试和正式实验均给予5 min休息时间。

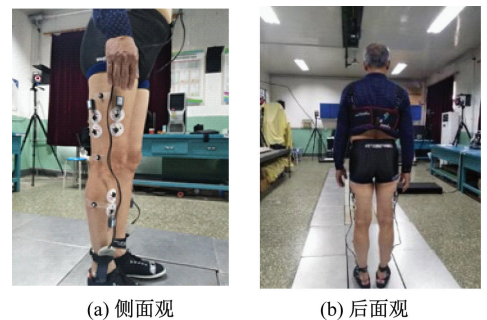


图1 标记点和选取的肌肉位置

Fig.1 Marker and selected muscle positions

(a) Side view, (b) Back view

老年人日常买菜的重量普遍在1.5~2.5 kg,因此,选择0 kg、双手各2.5 kg和右手5 kg这3种不同的负重方式。0 kg无负重作为对照组,单手负重和双手负重作为观察组。用黑色不反光哑铃模拟重物。实验要求受试者先迈左脚,在不同的负重方式下,以他们日常速度按要求完成急停和有计划停止的测试(见图2)。有计划停止:事先告诉受试者停止的位置,双脚平行停在同一块测力台;急停:受试者不知道停止时的位置,要求在左足足跟触地的瞬间,看到步道末端指示灯变亮时立即停止,并保持该静止动作3 s。为了不让受试者在行走过程中产

生预期,正常行走和急停一起进行,每个条件下分别采集 5 组数据。

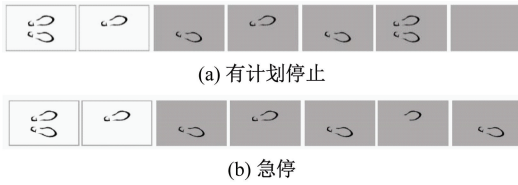


图 2 不同停止方式实验室步道平面图

Fig.2 Plan of lab trail for different stop modes

(a) Planned stop, (b) Emergency stop

### 1.3 研究指标

根据事先预实验采集的结果分析,在双侧下肢 16 块肌肉中,有 6 块肌肉在停止时刻变化明显,并起到至关重要的作用,故着重采集左股外侧肌(left vastus femoris, LVL)、左股二头肌(left biceps femoris, LBF)、左胫骨前肌(left tibialis anterior, LTA)、右股外侧肌(right vastus femoris, RVL)、右股二头肌(right biceps femoris, RBF)和右胫骨前肌(right tibialis anterior, RTA)的表面肌电(surface electromyography, sEMG)信号,分析其平均肌电(average electromyography, AEMG)。AEMG 是指一段时间内瞬间肌电图振幅的平均值,反映了 sEMG 信号振幅变化的特征与情况,以及运动时单位时间内激活的数量,从而反映肌肉的做功能力<sup>[19]</sup>。由于步态停止时刻关节角度变化主要发生在矢状面上,故选取矢状面上制动腿和尾随腿的踝、膝、髌三关节,研究其变化趋势。踝关节的运动形式主要表现为跖屈和背屈,膝关节的运动形式主要表现为屈曲运动,髌关节的运动形式主要表现为矢状面上的屈曲和伸展运动。在 sEMG 信号的处理上利用编写的 Matlab 程序在时域上进行全波整流、平滑后求取平均肌电,再根据已测得的 MVC 进行 AEMG 的标准化。

### 1.4 统计学分析

运用配对样本  $t$  检验对提重物方式和停止方式之间的差异进行分析<sup>[20]</sup>。在此之前需要进行球形度检验,若通过球形度检验,则利用球形度假设下的方差分析;若不通过球形度检验,则用矫正后的方差分析,比较下肢制动腿和尾随腿关节角度以及 AEMG 的差异,显著性标准为  $P < 0.05$ 。统计分析过程借助 SPSS 软件完成,绘图利用 Origin 完成。

## 2 实验结果

### 2.1 关节角度时间参数分析

在步态停止实验中,左腿为制动腿,右腿为尾随腿。由于步态停止时刻双腿的生物力学特征不同,故需要对左右两腿分别进行研究。在关节角度对比前,先对实验数据进行标准化处理,将步态周期归一化到 0% ~ 100%,便于不同的受试者之间进行相互比较。有计划停止组步态周期划分为:第 1 双支撑相、左脚单支撑相、第 2 双支撑相、摆动相、第 3 双支撑相和并拢阶段,步态停止阶段指并拢阶段。急停组步态周期划分为:第 1 双支撑相、左脚单支撑相、第 2 双支撑相、摆动相、第 3 双支撑相、左脚单支撑相和右脚急停阶段,步态停止阶段指左脚单支撑相和右脚急停阶段。

**2.1.1 有计划停止时双侧下肢各关节角度** 由图 3 观察到,在不同负重方式下步态发生有计划停止时,整个步态周期中双侧下肢的踝、膝和髌关节角度变化趋势一致,但在步态停止后期,双侧踝关节和尾随腿髌关节角度出现较大差异。具体表现为:

(1) 步态停止后期阶段,制动腿踝关节角度顺序为:无负重 > 右手 5 kg > 双手各 2.5 kg;尾随腿踝关节角度顺序为右手 5 kg > 无负重和双手各 2.5 kg,而无负重和双手各 2.5 kg 的变化相差甚小。

(2) 尾随腿髌关节角度顺序为:右手 5 kg > 无负重和双手各 2.5 kg。无负重和双手负重下的髌关节角度基本一致,由此可以判断单手负重较双手负重相比,髌关节的波动更明显。

**2.1.2 急停时双侧下肢各关节角度** 由图 4 观察到,在急停状态下,不同负重方式双侧下肢踝、髌关节角度的变化曲线存在明显波动,尤其在步态停止后期变化剧烈,具体表现为:

(1) 在急停后期,制动腿踝关节的背屈状态迅速转变为跖屈状态,3 种负重方式下关节角度差异明显,具体表现为双手 2.5 kg < 右手 5 kg 和无负重。相比之下,尾随腿踝关节角度变化更加明显,在双支撑相期间,由背屈状态迅速转变为跖屈状态并达到波谷,无负重时踝关节跖屈角度均小于其他两种负重方式。在左脚单支撑相一直到急停后期都有明显差异,具体表现为右手 5 kg > 双手 2.5 kg > 无负

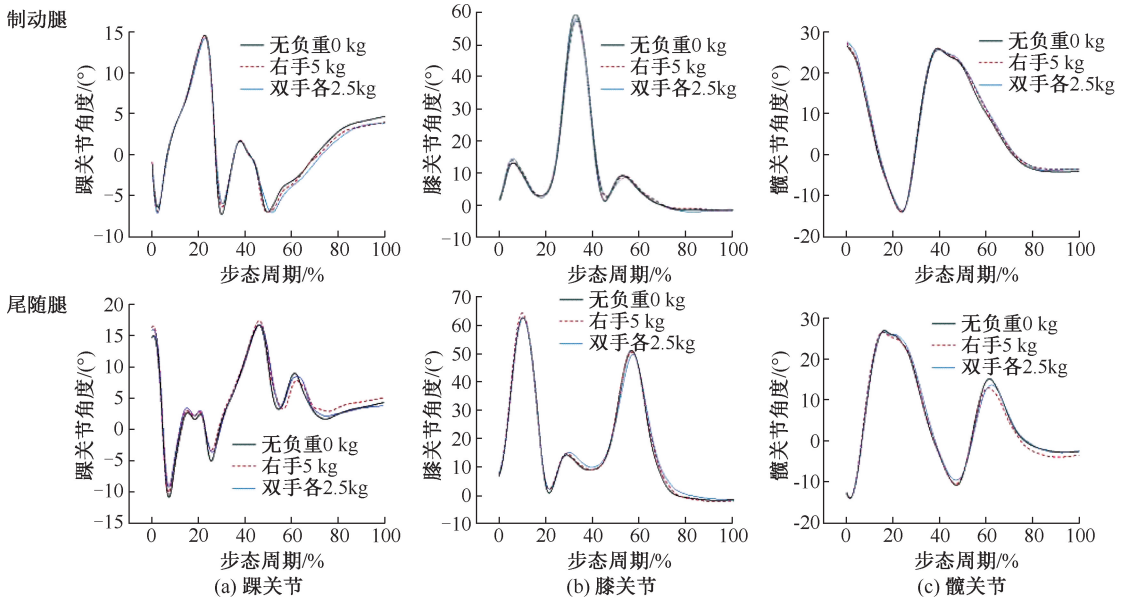


图3 有计划停止时制动腿和尾随腿各关节角度

Fig.3 Joint angles of brake leg and trailing leg during planned stop (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Hip joint

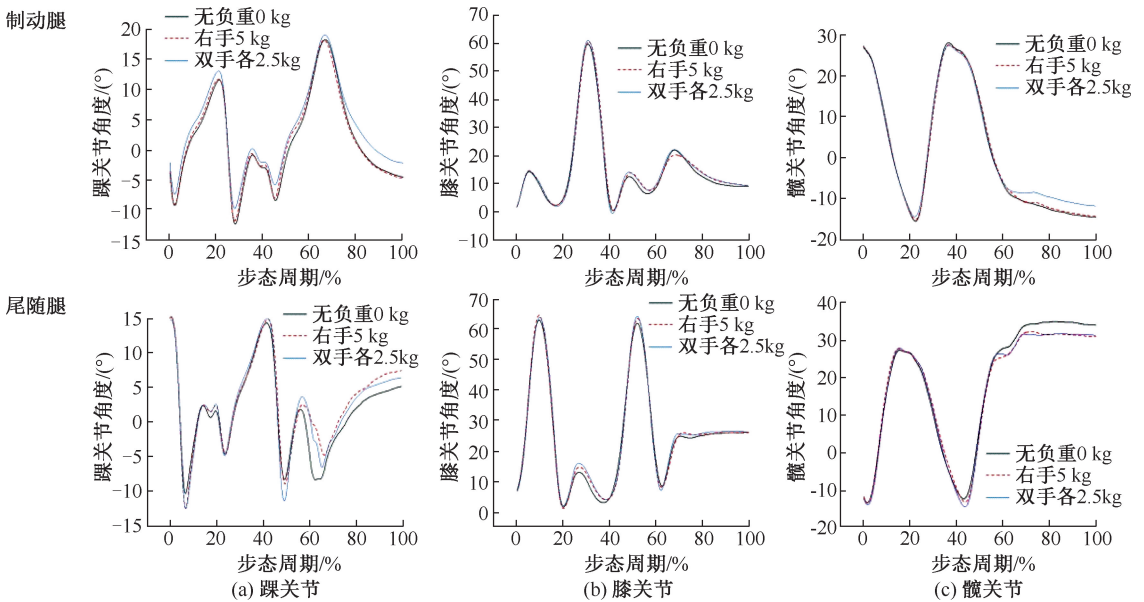


图4 急停时制动腿和尾随腿各关节角度

Fig.4 Joint angle of brake leg and trailing leg during emergency stop (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Hip joint

重。可以推断,在急停发生时,单手负重较双手负重相比,下肢关节运动变化状态更明显。

(2) 在急停后期停止动作发生时,制动腿髋关节处于伸展状态,不同负重方式下伸展角度顺序为:双手各 2.5 kg<无负重和右手 5 kg。尾随腿髋关节处于屈曲状态,不同负重方式下的屈曲角度存在

明显差异,表现为:无负重>右手 5 kg 和双手负重。

通过配对样本 *t* 检验分析得出,制动腿踝关节在不同负重方式下关节角度有显著差异 ( $P = 0.04$ ),两因素交互作用不明显;制动腿髋关节在不同负重条件下存在显著差异 ( $P = 0.03$ ),两因素交互影响极为显著 ( $P < 0.001$ )。尾随腿踝、髋关节角

度在不同负重方式下均存在显著差异 ( $P < 0.001$ 、 $P = 0.04$ ), 两因素交互无明显差异, 并且不同停止

方式对各关节角度均具有显著差异 ( $P < 0.001$ ), 见表 1、2。

表 1 不同负重和停止方式对关节角度的显著性影响 (\*  $P < 0.05$ )

Tab.1 Significant influences of different load-bearing and stop modes on joint angle

| 位置     | 效应         | 方法                 | F     | P     |
|--------|------------|--------------------|-------|-------|
| 制动腿踝关节 | 提重物        | 采用的球形度             | 3.07  | 0.04* |
|        | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 2.07  | 0.13  |
| 制动腿膝关节 | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 0.51  | 0.56  |
|        | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 0.10  | 0.87  |
| 制动腿髌关节 | 提重物        | 采用的球形度             | 3.60  | 0.03* |
|        | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 9.47  | 0.00* |
| 尾随腿踝关节 | 提重物        | 采用的球形度             | 10.50 | 0.00* |
|        | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 0.66  | 0.52  |
| 尾随腿膝关节 | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 0.14  | 0.74  |
|        | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 0.11  | 0.78  |
| 尾随腿髌关节 | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 4.17  | 0.04* |
|        | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 1.37  | 0.25  |

表 2 停止方式下关节角度方差分析 (\*  $P < 0.05$ )

Tab.2 Variance analysis on joint angles under stop mode

| 位置     | F      | P     |
|--------|--------|-------|
| 制动腿踝关节 | 12.33  | 0.00* |
| 制动腿膝关节 | 345.91 | 0.00* |
| 制动腿髌关节 | 528.89 | 0.00* |
| 尾随腿踝关节 | 8.17   | 0.01* |
| 尾随腿膝关节 | 11.66  | 0.00* |
| 尾随腿髌关节 | 420.69 | 0.00* |

## 2.2 AEMG 分析

对负重方式和停止方式的差异进行分析, 比较下肢制动腿和尾随腿 6 块肌肉的收缩水平。通过配对样本  $t$  检验分析结果可知, LBF 在不同负重方式下无明显差异, 但两因素交互影响极为显著 ( $P < 0.001$ )。受停止方式的影响, 急停的肌肉收缩水平远远大于有计划停止。RTA 在不同的负重方式下有显著差异 ( $P = 0.02$ ), 而两因素交互无明显差异 (见表 3、4)。

急停时 3 种负重方式下, LTA 的 AEMG 分别为 24.93%、25.14%、24.72%, 远远超出有计划停止 11.12%、9.95%、10.00%; LVL 的 AEMG 分别为 30.04%、29.90%、30.12%, 高于有计划停止 10.62%、11.77%、10.66%; LBF 的 AEMG 分别为 29.98%、26.82%、27.41% 远远高于有计划停止 (12.38%、6.67%、7.71% (见表 5))。

表 3 不同负重和停止方式对平均肌电的显著性影响

Tab.3 Significant influence of different load bearing and stop modes on AEMG

| 位置  | 效应         | 方法                 | F    | P     |
|-----|------------|--------------------|------|-------|
| LTA | 提重物        | 采用的球形度             | 0.79 | 0.46  |
|     | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 0.53 | 0.59  |
| LVL | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 0.96 | 0.38  |
|     | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 0.55 | 0.57  |
| LBF | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 0.12 | 0.87  |
|     | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 9.76 | 0.00* |
| RTA | 提重物        | Greenhouse-Geisser | 4.17 | 0.02* |
|     | 提重物 * 停止条件 | Greenhouse-Geisser | 1.27 | 0.28  |
| RVL | 提重物        | 采用的球形度             | 0.25 | 0.78  |
|     | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 2.45 | 0.09  |
| RBF | 提重物        | 采用的球形度             | 1.86 | 0.16  |
|     | 提重物 * 停止条件 | 采用的球形度             | 2.34 | 0.10  |

表 4 停止方式下平均肌电方差分析

Tab.4 Variance analysis on AEMG under stop mode

| 位置  | F     | P     |
|-----|-------|-------|
| LTA | 53.88 | 0.00* |
| LVL | 48.68 | 0.00* |
| LBF | 20.81 | 0.00* |
| RTA | 2.52  | 0.12  |
| RVL | 0.04  | 0.83  |
| RBF | 0.02  | 0.90  |

表5 不同负重和停止方式下制动腿和尾随腿平均肌电比较

Tab.5 Comparison of AEMG for brake leg and trailing leg under different load bearing and stop modes 单位:%

| 位置  | 条件         | 有计划停止        | 急停           |
|-----|------------|--------------|--------------|
| LTA | 无负重        | 13.81±11.29  | 24.93±85.01  |
|     | 右手 5 kg    | 15.19±11.49  | 25.14±97.22  |
|     | 双手各 2.5 kg | 14.72±13.47  | 24.72±93.32  |
| LVL | 无负重        | 19.42±39.06  | 30.04±77.97  |
|     | 右手 5 kg    | 18.13±39.56  | 29.90±93.12  |
|     | 双手各 2.5 kg | 19.46±53.00  | 30.12±67.89  |
| LBF | 无负重        | 17.84±40.70  | 29.98±128.82 |
|     | 右手 5 kg    | 20.58±58.21  | 26.82±81.54  |
|     | 双手各 2.5 kg | 20.73±100.80 | 27.41±92.54  |
| RTA | 无负重        | 17.60±26.11  | 20.54±33.52  |
|     | 右手 5 kg    | 20.06±50.83  | 21.03±32.14  |
|     | 双手各 2.5 kg | 19.70±54.31  | 21.62±49.84  |
| RVL | 无负重        | 26.54±88.73  | 27.63±73.96  |
|     | 右手 5 kg    | 27.94±90.82  | 26.44±66.59  |
|     | 双手各 2.5 kg | 27.14±64.64  | 26.42±62.41  |
| RBF | 无负重        | 22.10±51.27  | 22.88±69.89  |
|     | 右手 5 kg    | 24.67±92.54  | 22.79±100.80 |
|     | 双手各 2.5 kg | 23.18±69.89  | 23.58±110.25 |

### 3 讨论

下肢肌肉活动情况是研究步态停止时身体姿势稳定性的重要参数,在行走时踝、膝、髋关节的运动状态均受到周围肌群的限制。本文发现,在有计划停止时刻,无论制动腿还是尾随腿,受负重方式的影响,踝关节的运动状态发生较大改变。单手负重时,老年人会采用增大尾随腿踝关节背屈角度和髋关节伸展角度的停止策略来维持身体的稳定性。因此,本文认为,在单手负重状态下,可通过减小髋关节的波动幅度或增大髋关节伸展角度的方式来增加身体稳定性。单手负重对于尾随腿髋关节角度表现出更大的不稳定性。

Hase 等<sup>[21]</sup>研究表明,在遇到突发情况时,为维持身体姿势平衡,会提高身体重心将部分动能转变为势能。在急停时,为增加身体稳定性,可以通过减小制动腿踝关节的波动幅度以增大踝关节的跖屈运动来提高重心,说明急停有着更大的不稳定性。并且单手负重所需的停止时间最长,需要增加踝关节角度来维持身体稳定。在急停时刻发生时,双手负重条件下,老年人会通过减小制动腿髋关节角度的波动幅度以减小髋关节的伸展角度来维持稳定性。因此,本文认为,单手负重和双手负重的

条件下,可以通过减小尾随腿髋关节波动幅度以减小髋关节屈曲角度,从而增加身体稳定性。牛进平<sup>[16]</sup>研究发现,儿童在步态停止时刻,主要依赖踝、髋关节策略来维持身体平衡。本文研究发现,老年人在步态停止时,踝、髋关节有明显变化,膝关节变化不明显。

下肢制动腿 3 块肌肉 LTA、LVL、LBF 的 AEMG 均表现为急停时肌肉活动水平更高。由于停止动作发生在事先无预判的情况下,增大制动腿的肌肉收缩水平以减小向前的动量,从而保持身体的稳定。本文观察到,在急停时制动腿的肌肉活动水平明显大于尾随腿,说明在遇到突发情况时,制动腿起到关键作用。

TA 控制踝关节跖屈、内翻,在摆动相期间肌肉活动水平最高;BF 控制膝关节的屈曲以及髋关节的伸展,使制动腿停止前期(摆动相)减速,在减少向前冲量的同时减少足跟触及地面的冲击力,在摆动初期肌肉活动水平高;VL 控制膝、髋关节的伸展,在摆动初期肌肉活动水平高<sup>[22]</sup>。

上述分析表明:在急停时,制动腿 LTA 需要更高的肌肉活动水平来控制膝关节的跖屈角度,制动腿 LVL 需要更多的肌肉活动水平来控制膝关节的伸展,结合制动腿膝关节角度的分析,验证了这一结果,并且急停时在 LBF 的控制下,为维持身体的稳定性,制动腿髋关节表现为更大的伸展角度,尾随腿无显著差异。考虑到手提重物,本文为减少手臂摆动产生的惯性对步态的影响,要求手臂摆动较少,故进行简化,有一定的局限性。

### 4 结论

在步态停止时刻,下肢稳定性受到停止和负重方式的影响。

(1) 与有计划停止相比,急停发生时表现出更大的不稳定性,为增加其稳定性而减小制动腿的踝关节波动幅度,增大踝关节的跖屈运动。在急停时,无负重更容易停止,单手负重需要通过增加尾随腿踝关节角度来维持身体稳定性。在负重情况下,老年人会通过减小髋关节波动幅度以及增大髋关节屈曲角度来增加其身体稳定性。

(2) 急停时,制动腿 LTA 需要更高的肌肉活动水平来控制踝关节的跖屈角度,对保持身体稳定起

到关键的作用。不对称的负重方式使得制动腿和尾随腿的肌肉活动水平差异增大,导致身体姿势的侧向不稳定性,增大了老年人跌倒的风险。

因此,老年人手提重物时应采取双侧负重的方式,且尽量避免过度负重。此外,老年人也应注意及时加强下肢肌肉的训练,通过增强肌肉力量来增强维持身体的平衡能力。

#### 参考文献:

- [ 1 ] SPARROW WA, TIROSH O. Gait termination: A review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies [J]. *Gait Posture*, 2005, 22(4): 362-371.
- [ 2 ] CHURCHILL AJ, HALLIGAN PW, WADE DT. RIVCAM: A simple video-based kinematic analysis for clinical disorders of gait [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2002, 69(3): 197-209.
- [ 3 ] TIROSH O, SPARROW WA. Age and walking speed effects on muscle recruitment in gait termination [J]. *Gait Posture*, 2005, 21(3): 279-288.
- [ 4 ] 宋航. 人体起动步态与停止步态生物力学研究[D]. 大连:大连理工大学, 2011.
- [ 5 ] 莫仕围, 徐冬青, 李静先. 步态终止对身体姿势稳定性影响研究[J]. *中国运动医学杂志*, 2011, 30(1): 94-99.
- [ 6 ] 李晨迪, 吴昱, 戴尅戎, 等. 一种基于加速度信号的步态稳定性研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(1): 91-97.  
LI CD, WU Y, DAI KR, et al. Assessment of gait stability using acceleration signal [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(1): 91-97.
- [ 7 ] 张腾宇, 张静莎, 季润, 等. 不同负重方式对老年人行走影响的比较分析[J]. *中国运动医学杂志*, 2018, 37(12): 27-32.
- [ 8 ] 王增刚, 王金之, 冯茹, 等. 负重对行军士兵下肢步态特征的影响[J]. *医用生物力学*, 2018, 33(4): 364-371.  
WANG ZG, WANG JZ, FENG R, et al. Influence of load carriage during military walking on lower limb gait characteristics [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(4): 364-371.
- [ 9 ] GHASEMI E, SHAYEGANNEJAD V, ASHTARI F, et al. An investigation on the effects of neuromuscular exercise on balance, gait and the depression of patient with MS [J]. *Appl Radiat Isotopes*, 2005, 63(5-6): 757-763.
- [ 10 ] LEMAY JF, DUCLOS C, NADEAU S, et al. [J]. *Hum Mov Sci*, 2015 (41): 20-31.
- [ 11 ] OLDHAM JR, MUNKASY BA, EVANS KM, et al. Altered dynamic postural control during gait termination following concussion [J]. *Gait Posture*, 2016 (49): 437-442.
- [ 12 ] BUCKLEY TA, MUNKASY BA, TAPIA-LOVLER TG, et al. Altered gait termination strategies following a concussion [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(3): 549-551.
- [ 13 ] INTZANDT B, BECK EN, SILVEIRA CRA. The effects of exercise on cognition and gait in Parkinson's disease: A scoping review [J]. *Neurosci Biobehav Rev*, 2018 (95): 136-169
- [ 14 ] OATES AR, OOTEGHEM K, FRANK JS, et al. Adaptation of gait termination on a slippery surface in Parkinson's disease [J]. *Gait Posture*, 2013, 37(4): 516-520.
- [ 15 ] 苏海龙, 许兆健, 张峻霞, 等. 人体步态滑跌过程中的下肢表面肌电特性研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2017, 36(2): 233-237
- [ 16 ] 牛进平. 儿童背书包步行停止时下肢肌肉活动的生物力学分析[J]. *体育科学*, 2013, 33(8): 43-49.
- [ 17 ] 王琨, 李小生, 宋娜, 等. 肌电图(EMG)在运动生物力学研究中的应用[J]. *体育科研*, 2014, 35(1): 31-33.
- [ 18 ] 井兰香, 刘宇, 田石榴. 阻力训练及超等长阻力训练对下肢肌肉活性和力量的影响[J]. *中国体育科技*, 2011, 47(6): 90-93.
- [ 19 ] 窦树斐. 楼梯行走下肢生物力学特性研究[D]. 天津:天津科技大学, 2016.
- [ 20 ] 张峻霞, 司莹, 苏海龙, 等. 湿滑环境下第一跖趾关节弯曲对人体行走步态稳定性的影响[J]. *生物医学工程学杂志*, 2015, 32(1): 38-42.
- [ 21 ] HASE K, STEIN RB. Analysis of rapid stopping during human walking [J]. *J Neurophysiol*, 1998, 80(1): 255-261.
- [ 22 ] 邝适存, 郭霞. 肌肉骨骼系统基础生物力学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2008.