

文章编号:1004-7220(2011)03-0286-04

衰老对侧向姿势干扰下神经肌肉反应的影响

王少君^{1,2}, 徐纳新³, 万发桃¹, 徐冬青¹

(1. 天津体育学院 健康与运动科学系, 天津 300381; 2. 香港中文大学 体育运动科学系, 香港 999077;

3. 宁夏银川市中医医院 骨伤科, 银川 750001)

摘要: 目的 应用表面肌电比较老年人和年轻人在侧向姿势干扰下的神经肌肉反应, 为深入研究老年人侧向姿势控制能力下降的机制提供理论依据。方法 利用足底水平干扰触发平台对 14 名老年人和 14 名年轻人进行突发侧向姿势干扰。表面肌电测试系统收集受试者左侧腓骨长肌、胫骨前肌、臀中肌和竖脊肌的肌电反应信号。

对于突发侧向姿势干扰, 老年人胫骨前肌、臀中肌和竖脊肌的神经肌肉反应时明显延迟, 并且腓骨长肌、胫骨前肌和臀中肌肌电振幅达峰值的时间明显延长。结论 应对突发姿势变化时, 老年人踝关节、髋关节和躯干肌肉反应延迟以及踝关节和髋关节肌肉收缩效率不高, 可能是老年人侧向姿势控制能力下降的主要原因。

关键词: 姿势控制; 侧向干扰; 肌电信号; 神经肌肉反应; 衰老

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Influence of aging on neuromuscular reaction during lateral perturbation

WANG Shao-jun^{1,2}, XU Na-xin³, WAN Fa-tao¹, XU Dong-qing¹ (1. Department of Health and Exercise Science, Tianjin University of Sport, Tianjin 300381, China; 2. Department of Sports Science and Physical Education, the Chinese University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China; 3. Department of Orthopedics and Traumatology, Yinchuan Hospital of Traditional Chinese Medicine, Yinchuan 750001, China)

Abstract: Objective To provide theoretical reference for the research on lateral postural control in older people by using the electromyography (EMG) technique to compare the neuromuscular reaction between the young and older people during lateral perturbation. **Methods** Postural reactions of 14 young people and 14 older people as subjects were evoked by sudden unpredictable medio-lateral translation platform. The surface EMG data were collected from peroneus longus, anterior tibialis, gluteus medius and erector spinae of the left side of the body.

Results The latencies in anterior tibialis, gluteus medius and erector spinae were obviously delayed in older people, and the duration of time to peak in peroneus longus, anterior tibialis and gluteus medius of older people was much longer than that of young people. **Conclusions** The delayed response of ankle, hip and trunk muscle and the low efficacy of contraction rate in ankle and hip muscles to the unexpected perturbation might be the primary reason for the decrease of lateral postural control in older people.

Key words: Postural control; Lateral perturbation; Electromyography (EMG); Neuromuscular reaction; Aging

跌倒为突发的、不自主、无意识的体位改变, 倒在地上或更低的平面^[1]。跌倒及其导致的损伤不仅严重影响老年人的生活质量, 也给家庭和社会带

来沉重的经济负担^[2-3]。1996 年美国有超过 25 万的老年人发生髌部骨折, 经济损失超过 100 亿美元, 其中 90% 都与跌倒有关, 且多数发生在 70 岁以上

收稿日期: 2010-12-08; 修回日期: 2011-01-14

通讯作者: 徐冬青, 副教授, 硕士研究生导师, Tel: (022) 23010233; E-mail: xudongqing54@yahoo.com.cn.

老年人中^[4]。侧向姿势控制能力下降导致的侧向跌倒是老年人髌部骨折发生的主要原因^[5]。

大量研究结果显示衰老对老年人的侧向姿势控制能力影响更为显著。Mcilroy 等^[6]在足底支撑面干扰诱发迈步实验中发现,前后方向干扰下老年人采取多次迈步策略来恢复平衡,第一次的迈步是为了恢复前后方向上的平衡,而接下来 30% 的迈步用于恢复侧向的稳定,这种现象未发生在年轻组。Rogers 等^[7]在前拉腰部诱发向前迈步的实验中,比较近期发生过跌倒的老年人、健康对照者以及年轻人的步态反应;结果发现有跌倒史的老年人在向前干扰下的第一步迈步明显包含了足部的侧向运动,迈步过程中表现出了侧向姿势控制的困难。Maki 等^[8]在另一项前瞻性研究中发现,老年人采取多次迈步策略来恢复平衡的趋势可以预测老年人日常生活中跌倒风险的增加,其中的第二步为侧向迈步,可以预测侧向跌倒风险的增加。Maarit 等^[9]综述所有利用测力台预测老年人跌倒的前瞻性研究发现:不同视觉条件下压力中心侧向速度、侧向平均振幅以及侧向位移 RMS 为预测跌倒的发生和再发性跌倒提供了有价值的信息。Holliday 等^[10]采用视频观察老年人的自然跌倒,结果发现老年人在斜向跌倒过程中其侧向姿势控制表现出了特殊的问题;这项观察强调老年人侧向稳定性更容易受到损害从而导致跌倒的发生。

同前后向姿势稳定性变化相比较,老年人侧向姿势控制能力下降的机制研究并不深入,目前仅有两篇相关报道。Allum^[11]采用支撑面倾斜的干扰模式,比较了胫骨前肌和臀中肌的神经肌肉反应时和肌电平均振幅,但是对于侧向姿势控制中起关键作用的躯干肌和踝关节外翻肌未做深入研究。Mille 等^[12]采用腰部侧推干扰模式,应用摄像和三维测力台比较老年人和年轻人在保护性迈步策略下的运动学和动力学参数,结果发现老年人在侧向迈步过程中躯干的倾斜角度明显增大且时间延长,支撑腿髌关节表现出了更大和延迟的髌关节外展稳定力矩,但是对于参与侧向姿势调控的肌肉活动未做深入研究。老年人侧向姿势控制能力下降的机制不明确制约有效干预手段的选择,深入探讨此相关机制是解

决如何改善老年人侧向姿势控制能力的关键^[13]。

本研究利用表面肌电的技术和参数,比较老年人和年轻人在足底突发水平侧向干扰下的姿势反应特点,从而深入分析老年人侧向姿势控制能力下降的机制。所得结论对于指导老年人科学健身,预防跌倒的发生,提高生活质量具有重要的意义。

1 研究方法

1.1 受试者

共有 28 名男性受试者自愿参加本实验研究,年轻组 14 名(年龄 18~35 岁),老年组 14 名(年龄 65 岁以上)。参加研究之前,要求所有受试者签署由学院学术伦理委员会批准的知情同意书。所有受试者要求矫正视力正常、无神经系统疾病史,半年内未发生骨骼肌肉系统疾病、前庭系统疾病,无糖尿病、心血管系统疾病,3 d 内未饮酒,服用止痛药、安眠药、消炎药、解热镇痛药等,老年受试者 1 年内未发生过跌倒。受试者的一般情况见表 1。

表 1 两组受试者的一般情况

Tab.1 General description of the subjects ($\bar{x} \pm s$)

	年轻组($n=14$)	老年组($n=14$)
年龄/a	24.53 ± 2.13	72.43 ± 4.13
身高/cm	173.20 ± 6.16	169.95 ± 4.52
体重/kg	66.87 ± 11.43	67.54 ± 8.82
BMI/(kg · m ⁻²)	22.25 ± 3.84	23.38 ± 2.88

1.2 实验方法

运用 Noraxon 表面肌电测试系统(Noraxon Inc, 美国)以及 Dewesoft 信号采集分析软件(Dewesoft GmbH, 奥地利)同步记录足底水平突发侧向干扰信号和受试者的表面肌电。表面肌电仪的前置放大 500 倍,增益 1 000,输入阻抗 > 100 MΩ,共模抑制比(CMRR) > 100 dB,通道采样频宽 10 ~ 1 000 Hz,灵敏度 1 μV,肌电信号数据采集频率 1.5 kHz。

1.2.1 测试步骤 参照相关文献报道^[8],本课题组自行研制了足底水平干扰触发平台(见图 1)。该装置由伺服电机驱动,可随机提供两个方向的水平干扰,干扰的主要参数为:振幅为 0.09 m,速度为 0.2 m/s,加速度为 2 m/s²。

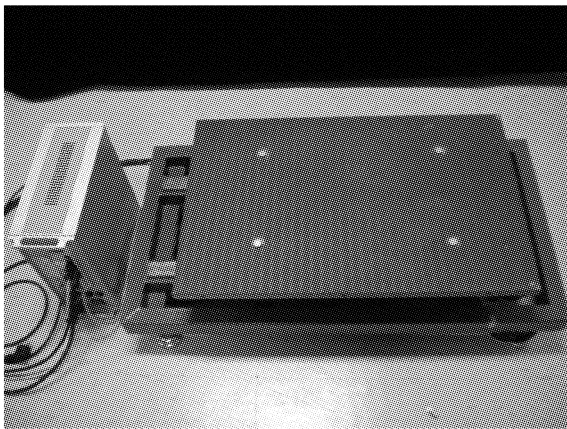


图1 水平干扰触发平台

Fig.1 Unpredictable medio-lateral translation platform

受试者穿着测试服装,测试人员在其左侧肢体的腓骨长肌(TA)、胫骨前肌(PL)、臀中肌(GM)和竖脊肌(ES)(L1~L2)肌腹处备皮,用75%的医用酒精棉球擦拭选取位置的皮肤至微微发红,将肌电电极片平行肌纤维的走行贴于肌肉抗阻收缩时肌腹最隆起的部位,两电极片中心点之间的距离为2 cm。

连接好肌电装置后,受试者放松站立于触发平台中央,双足站立宽度为身高的20%,足尖外展 14° ,两眼注视前方1 m处的小插图。干扰后的姿势调整要求尽量不要发生迈步。测试人员首先开启肌电采集系统,待4块肌肉肌电基线基本平稳之后随机开启触发平台,给予受试者左向或右向的干扰,肌电信号记录至干扰后1 s。每个方向随机测试5次,测试间隔休息30 s。Dewesoft信号采集分析软件同时记录干扰平台触发信号和肌电信号。

1.2.2 肌电参数 肌电图学的分析指标包括神经肌肉反应时和肌电振幅达峰值的时间。

(1)神经肌肉反应时。即为干扰平台触发时刻与肌电信号起始时刻之间的差值。神经肌肉反应时判定方法为计算机半自动处理结合经验判断。所有肌电信号均进行整流处理以ASCII码文件形式输出,计算每导肌电信号基线(平台干扰触发前100 ms)的平均值和标准差。因牵张反射引起的肌肉收缩活动不参与姿势调节,故将肌电信号起始时间点的评判标准确定为干扰平台触发启动50 ms后(50 ms之前的肌肉反应主要为牵张反射),大于基线平均值与2倍标准差之和的第一点^[11]。所有神经肌肉反应时的评判均由同一实验人员完成。

(2)肌电振幅达峰值的时间。即干扰平台触发时刻至肌电振幅峰值之间的时间,通过Excel程序直接计算得出。

1.3 统计学方法

所有数值均以平均数 \pm 标准差($\bar{x} \pm s$)表示,通过SPSS 12.0统计学软件进行独立样本 t 检验,比较老年人和年轻人在动态侧向干扰下姿势控制的差异,显著性水平为 $P < 0.05$ 。

2 结果

如图2所示,老年人左向干扰下TA($P = 0.001$)和PL($P = 0.000$)的神经肌肉反应时明显大于年轻人;其他肌肉间的比较未有显著性差别。

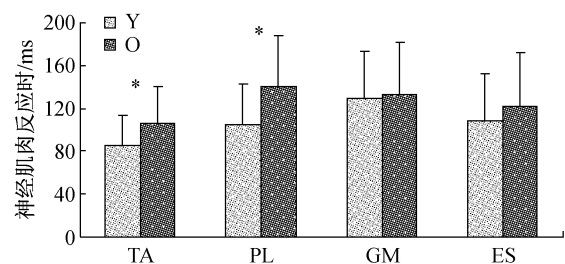


图2 左向干扰下年轻人和老年人神经肌肉反应时的比较

Fig.2 The comparison of latency between the young group and elderly group during left perturbation

如图3所示,老年人右向突发干扰下PL($P = 0.006$)、GM($P = 0.000$)和ES($P = 0.015$)的神经肌肉反应时明显大于年轻人;腓骨长肌的神经肌肉反应时的比较未有显著性差异。

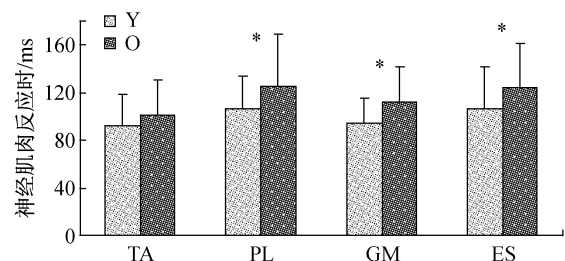


图3 右向干扰下年轻人和老年人神经肌肉反应时的比较

Fig.3 The comparison of latency between the young group and elderly group during right perturbation

如图4所示,老年人左向干扰下TA($P = 0.005$)和PL($P = 0.000$)肌电振幅达峰值的时间明显大于年轻人;其他肌肉间的比较未有显著性差异。

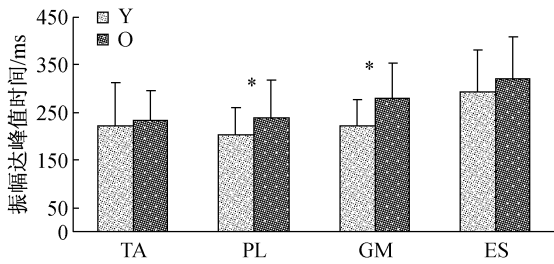


图4 左向干扰下年轻人和老年人肌电振幅达峰值时间的比较
Fig.4 The comparison of time to peak between the young group and elderly group during left perturbation

如图5所示,老年人右向干扰下 PL ($P = 0.000$)、GM ($P = 0.000$)和 ES ($P = 0.000$)肌电振幅达峰值的时间明显大于年轻人;ES 肌电振幅达峰值时间的比较无显著性差别。

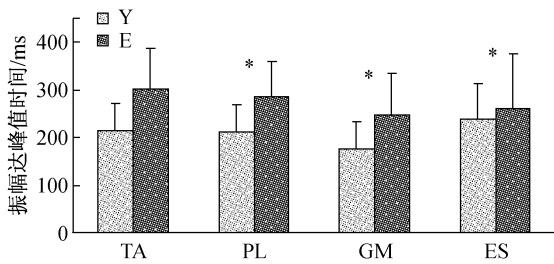


图5 右向干扰下年轻人和老年人肌电振幅达峰值时间的比较
Fig.5 The comparison of time to peak between the young group and elderly group during right perturbation

3 讨论

目前,老年人侧向姿势控制能力下降的机制研究主要采用横向比较的研究方法。主要的研究手段为实验室条件下模拟现实生活中可能遇到的姿势干扰,观察受试者的姿势反射。例如,应用触发平台模拟公共汽车突然启动或制动时对于人体姿势的干扰。这一方法能够定量、有效地给予受试者适当的干扰负荷,是研究老年人动态姿势控制能力的重要手段^[14]。本实验利用干扰触发平台和表面肌电测试系统对老年人侧向姿势控制下降的原因进行深入研究。

人体姿势控制是感觉、中枢和运动系统的综合反应。感受器感觉外部刺激,感觉神经上传信息,经中枢整合后通过运动神经将调控指令下达到效应器——肌肉收缩恢复姿势稳定或产生相应的动作。骨骼肌对于突发干扰做出准确、快速的反应是维持

姿势稳定,预防损伤的关键。姿势调控过程中,感觉-中枢-运动系统的任何一个环节的功能下降都将影响姿势反应。随着年龄的增长,老年人出现明显的感觉功能减退,神经传导速度和中枢整合能力降低以及效应器功能下降。因此老年人姿势控制能力下降应该是感觉-中枢-运动系统整体功能下降的综合表现。

肌电图是研究人体姿势控制的重要手段。结合定量的触发干扰,记录相应控制肌群的肌电信号,可以比较清晰地分析干扰所致的躯体姿势反应。从干扰触发至肌电信号开始产生所用的时间为神经肌肉反应时,可以间接反应感觉器官、中枢的功能和骨骼肌的反应能力。神经肌肉反应时被广泛地应用于评价衰老、损伤及药物副作用等引起的姿势反应时间的变化,以及干预后效果的评估^[15]。

左向干扰下老年人 TA 和 PL 的神经肌肉反应时出现明显延迟;右向干扰下老年人神经肌肉反应时出现明显延迟的肌肉包括 PL、GM 和 ES。人体对侧向干扰的姿势控制需要多肌群的协调收缩产生相应的踝、髌、躯干等环节的活动以控制姿势。Rietdyk 等^[16]研究发现年轻人在侧向干扰不发生迈步的情况下,踝关节对于姿势调整的贡献率为 15% 左右,髌关节和躯干为 85%。在不引起迈步反应的干扰发生时,小腿肌群收缩固定踝关节,髌部外展肌群收缩产生外展力矩对抗干扰,躯干倾斜协同此作用来维持身体的稳定。TA 收缩可以使踝关节外翻,协同使踝关节内翻的 PL 可以固定踝关节;GM 收缩可以使髌关节外展,在冠状面维持骨盆稳定;一侧 ES 收缩,可使躯干向同侧侧屈。因此,TA、PL、GM 和 ES 神经肌肉反应时的延迟会影响侧向姿势控制。

由于实验条件限制,该实验设计中未对受试者的运动学指标进行全面的测试,因此对于左右两侧干扰神经肌肉反应时的差别进行进一步的讨论分析。右向干扰时,老年人左侧 PL、GM 和 ES 的神经肌肉反应时明显延长,导致下肢抵抗干扰的外展力矩和躯干的协同作用延迟,不利于干扰下姿势的及时调整。Allum 等^[11]的研究也发现 GM 神经肌肉反应时延迟是老年人肌电图学特征,虽然其结果与本文存在一定的差异,但应该可以肯定相关肌肉反应时的延迟是侧向姿势控制能力降低的原因之一。

肌电振幅达峰值的时间是受试者的感受器、传入神经、中枢、传出神经以及效应器对于姿势干扰的

综合反应,包括神经肌肉反应时和骨骼肌募集最多运动单位的时间。神经肌肉反应时被用于评价姿势调节的快慢,肌电振幅达峰值的时间可以反应干扰后受试者的姿势调节效率。

对于破坏姿势平衡的各种干扰,骨骼肌(效应器)反应不仅要快速、准确而且应产生足够的收缩力矩对抗干扰恢复姿势稳定。研究发现肌肉力量和肌电振幅之间存在密切的关系,一定负荷下骨骼肌单位时间内募集的运动单位越多,可以使其产生更大的肌肉收缩力量^[17]。受试者干扰后肌电振幅达峰值的时间越长,其参与姿势调控的骨骼肌的收缩效率可能越低。老年人姿势调节效率的下降将导致相应肌肉不能及时产生足够的收缩力量,从而造成老年人在平衡打破的情况下姿势调整效率低下。

综上所述,老年人踝关节、髌关节和躯干肌肉反应延迟以及踝关节和髌关节肌肉收缩效率的下降可能是老年人侧向姿势控制能力下降的主要原因。规律的运动锻炼可以有效地增加老年人的神经反应^[18]和骨骼肌肌肉力量^[19],同时还可以改善老年人的精神状态以及增强运动控制的自信,增加老年人的社会参与度^[20]。在接下来的研究中,将进一步研究不同的锻炼项目对于老年人侧向姿势控制的干预效果。

参考文献:

- [1] 覃朝晖,于普林,乌正赉. 老年人跌倒的现状与进展[J]. 中华老年人医学杂志,2005,24:711-714.
- [2] Davis JC, Robertson MC, Ashe MC, *et al.* International comparison of cost of falls in older adults living in the community: A systematic review [J]. *Osteoporos Int*, 2010,21(8): 1295-306.
- [3] Roe B, Howell F, Riniotis K, *et al.* Older people and falls: Health status, quality of life, lifestyle, care networks, prevention and views on service use following a recent fall [J]. *J Clin Nurs*,2009,18(16): 2261-72.
- [4] Cumming RG, Salkeld G, Thomas M, *et al.* Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission [J]. *J Gerontol*, 2000, 55(5): 299-305.
- [5] Nevitt MC, Cummings SR. Type of fall and risk of hip and wrist fractures: The study of osteoporotic fractures [J]. *J Am Geriatr Soc*, 1993,41(11): 1226-1234.
- [6] Mcilroy WE, Maki BE. Influence of destabilization on the temporal characteristics of 'volitional' stepping [J]. *J Motor Behav*, 1996,28(11): 28-34.
- [7] Rogers MW, Heman LD, Johnson ME, *et al.* Lateral stability during forward-induced stepping for dynamic balance recovery in young and older adults [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2001,56(9): 589-594.
- [8] Maki BE, Edmondstone MA, Perry SD, *et al.* Control of rapid limb movements for balance recovery: Do age-related changes predict falling risk [J]. *International Society for Postural and Gait Research*, 2001: 126-129.
- [9] Maarit P, Pertti E. Force platform measurements as predictors of falls among older people [J]. *Gerontology*, 2006, 52(1):1-16.
- [10] Holliday PJ, Fernie GR, Gryfe CI, *et al.* Video recording of spontaneous falls of the elderly. In: Gray BE, ed. *Slips, stumbles and falls: Pedestrian footwear and surfaces (ASTM STP 1103)* [M]. Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1990:7-16.
- [11] Allum JHJ, Carpenter MG, Hnegger F, *et al.* Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man [J]. *J Physiol*, 2002, 542(Pt 2): 643-663.
- [12] Mille ML, Johnson ME, Martinez KM, *et al.* Age dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping [J]. *Clin Biomech*, 2005, 20(6): 607-616.
- [13] Rogers MW, Mille ML. Lateral stability and fall in older people [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2003,31(4):182-187.
- [14] Maki BE, Mcilroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: Age-related changes and implications for fall prevention [J]. *Age Ageing*, 2006, 35(Suppl 2): 12-18.
- [15] Li JX, Hong YL. Biomechanics of Tai Chi: A review [J]. *Sports Biomech*, 2007,6(3):453-464.
- [16] Reitdyk S, Patla AE, Winter DA, *et al.* Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing [J]. *J Biomech*, 1999, 32(11): 1149-1158.
- [17] Lenhardt SA, McIntosh KC, Gabriel DA. The surface EMG-force relationship during isometric dorsiflexion in males and females [J]. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2009, 49(5): 227-234.
- [18] Xu D, Li J, Hong Y. Effect of regular Tai Chi and jogging exercise on neuromuscular reaction in older people [J]. *Age Ageing*, 2005,34(5): 439-444.
- [19] Xu D, Li J, Hong Y. Effects of long term Tai Chi practice and jogging exercise on muscle strength and endurance in older people [J]. *Br J Sports Med*, 2006, 40(1):50-54.
- [20] Kevin MM, Patricia SO, Daniel ER. Psychosocial effects of an exercise program in older persons who fall [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2003, 41(1): 49-57.