

# 前后方向水平姿势扰动对人体站立平衡响应的影响

温子星<sup>1</sup>, 祁奇<sup>1,2</sup>, 危小焰<sup>3</sup>, 瞿强<sup>1</sup>, 李剑华<sup>1</sup>, 朱胜群<sup>1</sup>

**【摘要】** 目的:对比受试者在受到站立平台突然前移和后移两方向外部干扰下,姿势控制过程中运动学及相关肌肉动员表现,为平衡障碍人群的康复提供理论指导。**方法:**使用三维红外运动捕捉系统(100Hz)、无线表面肌电采集系统(4000Hz)采集13例男性青年受试者分别受到站立平台前、后两方向水平移动干扰刺激时,姿势控制过程中的肌电及运动学数据,对比研究下肢三关节及躯干的角度变化、身体质心前后方向位移及平衡恢复过程中各相关肌肉平均积分肌电值。**结果:**两方向水平刺激下身体质心位移方向相反,各关节表现出了方向相反的角度变化;在站立平台后移时,腓肠肌的活动强度要显著大于站立平台前移时( $P < 0.05$ ),而股直肌、胫骨前肌和腰段竖脊肌的肌电活动则表现为站立平台前移时显著较大( $P < 0.05$ );除腹直肌和竖脊肌外,其他肌肉的激活时间无显著差异。**结论:**中枢神经系统会根据不同方向扰动自动调节人体的响应,通过协调主动肌与拮抗肌的活动强度,控制人体各主要环节的运动,从而将人体质心控制在支撑面内,维持机体的稳定。

**【关键词】** 姿势控制;外部扰动;运动学;表面肌电图

**【中图分类号】** R49 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2017.05.015

**Effects of translational perturbations with forward and backward directions on postural responses** Wen Zixing, Qi Qi, Wei Xiaoyan, et al. Shanghai Sanda University School of International Medical Technology, Shanghai 201209, China

**【Abstract】 Objective:** To investigate muscle activations and the kinematics of the postural responses to external perturbations with forward and backward directions and provide theoretical guidance for the rehabilitation of patients with balance disorders. **Method:** Three-dimensional video graphic and surface electromyography (sEMG) data were collected from 13 male young people, who were disturbed by forward and backward platform movements. Horizontal CoM displacement, onset latency and magnitude of muscle activations, and angular change of three lower limb joints and trunk during postural control (from onset of perturbation to 200 ms after perturbation) were measured. **Results:** The results showed that when platform moved forward or backward, CoM moved in opposite directions. The ankle, hip and trunk showed opposite angular changes. The gastrocnemius muscle had greater activation magnitude when the platform moved backward, while rectus femoris, tibialis anterior and erector spinae showed greater activation magnitude when moved forward. Except rectus abdominis and erector spinae, there was no significant difference in onset latency of other muscles between forward and backward perturbations. **Conclusion:** According to different directions of surface external perturbations, the central nervous system will automatically adjust postural responses by changing the pattern of joint movement and muscle recruitment to maintain body stability.

**【Key words】** postural control; external perturbation; kinematics; surface electromyography

姿势稳定性也可称为平衡能力,是人体进行一切身体活动的基础。从力学角度来讲,姿势稳定性指的是控制身体质心(Center of Mass, CoM)与支撑面(Boundary of Stability, BoS)位置关系的能力<sup>[1]</sup>,当身体质心投影位于支撑面范围内,可通过自身的调节来控制稳定性,否则,人体将要通过迈步或借助外力才

能使身体重新回到平衡状态,并将有跌倒的可能<sup>[2]</sup>。研究中,通常会模仿生活中的一些情景<sup>[3-4]</sup>,例如使用站立平台的突然前移或后移来模仿公交车的突然加速或减速情况<sup>[5]</sup>,测试姿势控制过程中各关节的运动<sup>[6]</sup>及相关肌肉的动员情况<sup>[7]</sup>。但前人关注点更多集中于不同干扰条件对人体姿势调节过程影响的研究,如干扰强度的不同、控制受试者某种感觉信息的传入等<sup>[8]</sup>。而对人体受到前、后方向水平干扰刺激后,姿势稳定性控制过程还缺少整体的描述性分析,对于相关肌肉的动员及肌群间的协调控制还缺少相关研究,以此,本文将在前人研究基础上,对人体在受到前、后两个方向扰动后的平衡反应进行描述分析,试图发现并解释双方

基金项目:上海杉达学院科研基金(校基金)项目(2016zz15)

收稿日期:2017-02-22

作者单位:1. 上海杉达学院国际医学技术学院,上海 201209;2. 上海交通大学附属上海市第一人民医院,上海 200080;3. 上海体育学院运动科学学院,上海 200438

作者简介:温子星(1991-),男,助教,主要从事运动生物力学、康复医学基础方面的研究。

通讯作者:危小焰,showyan@msn.com

向水平干扰刺激对平衡恢复过程中的运动模式以及主要肌肉动员情况是否存在差异,为今后姿势稳定性的进一步细化研究奠定基础,为平衡障碍人群的康复提供理论指导。

## 1 资料与方法

1.1 一般资料 收集2016年5月~2016年6月上海体育学院男性在校大学生13名,平均年龄为 $(22.1 \pm 2.0)$ 岁,平均身高为 $(174.7 \pm 3.7)$ cm,平均体重为 $(69.4 \pm 7.3)$ kg,要求受试者无神经系统疾病,无肌肉骨骼损伤,并要求实验前24h内未进行剧烈体力活动,实验前告知受试者本实验研究目的,并签署知情同意书。

1.2 方法 水平扰动的产生使用自制水平扰动平台(如图1所示),根据任务的需要可产生站立平台前移、后移两个方向及不同强度的扰动,为统一扰动强度本研究中将受试者体重匹配为80kg,并将摆臂固定于同一位置释放。本研究中,站立平台的位移速度为:前移 $0.43\text{m/s}$ ,后移 $0.38\text{m/s}$ ,强度设施参考相关研究及预实验结果<sup>[9]</sup>。本研究中同步采集受试者姿势控制过程中的运动学及肌电数据。运动学数据的采集使用VI-CON三维红外运动捕捉与分析系统,采样频率 $100\text{Hz}$ 。肌电数据的采集使用Delsys无线肌电采集与分析系统,采样频率 $4000\text{Hz}$ ,选取肌肉为腹直肌、股直肌、胫骨前肌、腰段竖脊肌、股二头肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头七块肌肉,采集受试者优势腿侧肌电信号,优势腿判断方法为受试者单脚起跳时习惯性发力侧。所有受试者均进行站立平台前移和后移两个方向扰动下的平衡扰动测试,受试者以自然姿势站立在扰动平台上,双上肢自然放于身体两侧,双脚开立自然分开约 $10\text{cm}$ ,眼睛平视前方,要求受试者全身放松,在每一次测试时,研究人员在受试者无意识情况下释放重锤,使站立平台出现突然的水平移动,扰动发生后,要求受试者快速做出反应,进行身体姿势的控制及平衡的恢复,并要求受试者在实验过程中双脚不能离开平台,除非是为了防止摔倒而不得不采取迈步行为。为了防止受试者跌倒受伤,使用安全带绑在受试者腰部给予保护,但不影响受试者的正常活动。

1.3 评定标准 运动学数据使用Visual3D分析软件进行处理分析,对原始信号进行 $6\text{Hz}$ 的Butterworth低通滤波处理,计算得出本研究所需的运动学数据:CoM在前后方向的位移,踝关节、膝关节、髋关节及躯干在矢状面内的角度变化。肌电数据的处理使用sEMG works信号采集分析软件进行处理分析,对原始信号进行整流、 $10\sim 400\text{Hz}$ 的Butterworth 2阶带

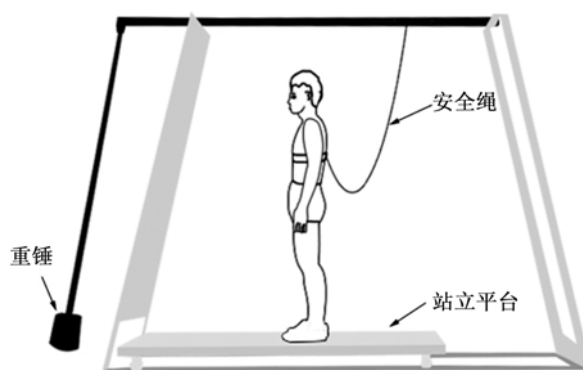


图1 自制水平方向干扰装置示意图

通滤波处理<sup>[10]</sup>。本研究选取的肌电指标为每块肌肉从开始激活至激活后 $200\text{ms}$ 的平均肌电积分肌电值;每块肌肉的激活延迟时间,即从扰动开始至肌肉激活时刻的时间,激活时刻的定义为:肌电幅值变化大于两倍静止站立肌电幅值标准差值的时刻,静止站立肌电信号为扰动开始前受试者静止站立时的肌电信号 $1\text{s}$ <sup>[11]</sup>。

1.4 统计学方法 采用SPSS 17.0统计软件进行数据的统计学分析,计量资料用 $\bar{x} \pm s$ 表示,组间比较采用非参数秩和检验,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

## 2 结果

当人体分别受到站立平台前、后方向突然移动的扰动时,CoM的位置表现出相反的位移方向,由图2可以看出,当人体受到站立平台后移的扰动时,CoM会向人体前方移动,而当人体受到站立平台前移的扰动时,CoM会移向后方。踝关节、髋关节及躯干在姿势控制过程中的角度变化也表现出了与CoM移动方向相似的结果,如表1所示,各关节在被动运动阶段表现出了方向相反的角度变化,在受到站立平台后移的扰动时,踝关节表现为跖屈、髋关节屈和躯干前倾,而受到站立前移的扰动时,表现为踝关节背屈、髋关节伸和躯干后仰。

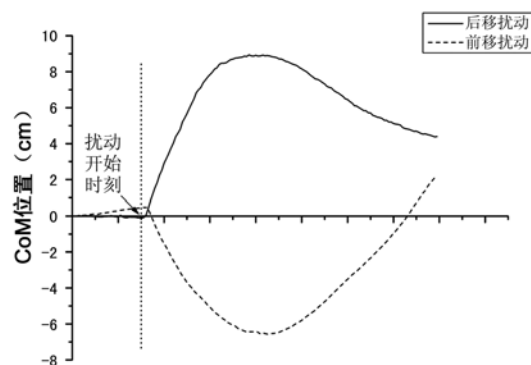


图2 CoM位置变化示意图

**表 1** 13 位受试者在两方向扰动时的运动学数据  $^{\circ}, \bar{x} \pm s$ 

	站立平台后移	站立平台前移
踝关节	-11.02±7.28	15.55±2.77
髋关节	16.89±11.37	-4.53±2.24
躯干	25.75±16.83	-15.29±7.78

注:踝关节数据中负值表示踝关节背屈,正值表示踝关节跖屈;髋关节数据中正值表示髋关节屈,负值表示髋关节伸;躯干数据中正值表示躯干前倾,负值表示躯干后仰

表 2 和表 3 分别表示了扰动发生后 200ms 内主要肌肉的平均积分肌电值,以及受试者在受到两个方向的扰动后各肌肉激活时间。站立平台后移时,腓肠肌的动员强度显著大于站立平台前移时(均  $P < 0.05$ ),而股直肌、胫骨前肌和腰段竖脊肌的肌电活动则表现为站立平台前移时显著较大(均  $P < 0.05$ )。对于肌肉激活时间的分析发现,站立平台后移时腹直肌激活时间显著早于前移扰动时( $P < 0.05$ ),而竖脊肌则表现为站立平台前移时激活时间显著较早( $P < 0.05$ )。其他肌肉的激活时间对比,差异均无统计学意义。

**表 2** 13 位受试者各肌肉平均积分肌电值比较  $mV, \bar{x} \pm s$ 

肌肉	站立平台后移	站立平台前移	Z 值	P
腹直肌	10.94±12.68	8.45±11.68	-1.33	0.182
股直肌	5.89±4.37	10.46±6.34	-2.12	0.034
胫骨前肌	8.63±5.28	43.61±13.11	-3.06	0.002
竖脊肌	3.29±1.29	6.86±3.34	-3.06	0.002
股二头肌	4.68±3.87	6.87±6.00	-1.80	0.071
腓肠肌内侧头	17.66±12.41	8.22±7.94	-3.06	0.02
腓肠肌外侧头	11.16±7.23	4.86±2.91	-2.59	0.01

**表 3** 13 位受试者各肌肉激活时间比较  $ms, \bar{x} \pm s$ 

肌肉	站立平台后移	站立平台前移	Z 值	P
腹直肌	97.5±26.6	159.5±79.9	-2.28	0.023
股直肌	115.0±31.1	103.7±29.7	-1.26	0.209
胫骨前肌	67.4±41.5	74.8±20.4	-1.02	0.308
竖脊肌	150.7±34.8	111.9±32.8	-2.49	0.013
股二头肌	124.9±34.4	121.5±37.1	-0.628	0.530
腓肠肌内侧头	43.1±24.8	63.0±79.9	-0.622	0.534
腓肠肌外侧头	49.6±18.2	48.8±29.6	0.000	1

### 3 讨论

平衡姿势在受到外力的干扰时,为了防止跌倒的发生,机体会通过自动的姿势响应来进行稳定性的控制及平衡的恢复,中枢神经系统可以通过前庭觉、视觉、躯体感觉等信息的传入进行整合,并判断出扰动的类型、方向及扰动强度等信息,根据此,调节肌肉的动员<sup>[12]</sup>,通过环节的运动来控制身体质心的移动,将人体质心投影保持在支撑面范围内<sup>[13]</sup>。

3.1 CoM 位移方向对姿势控制策略的影响 人体平衡控制最终将会体现在身体质心的偏移上<sup>[14]</sup>,即 CoM 与支撑面的关系决定了人体是否会出现跌倒,控

制 CoM 的偏移是人体进行站立姿势控制的首要目标<sup>[15]</sup>,当人体受到站立平台前移的扰动时,脚会随着平台的移动而发生被动移动,由于惯性作用,以踝关节为轴,身体其他部位会有停留着原位置的趋势,使得质心移向支撑面的后方,同样,当人体受到站立平台后移的扰动时,身体质心会移向身体的前方<sup>[16]</sup>,本研究结果也证实了此观点。CoM 位置偏移方向的不同也决定了人体在平衡姿势的控制及平衡恢复过程中将会使用不同的姿势控制策略。

3.2 各关节的运动学表现 人体的平衡控制过程即通过各关节的转动使质心重新回到平衡位置,外部干扰方向的不同也决定了姿势控制过程中各关节运动方向的差异,并表现出不同的运动模式<sup>[17]</sup>。当站立平台后移时,被动运动阶段,踝关节运动表现为背屈,髋关节为伸,躯干为后仰;而当站立平台前移时,各关节表现出相反的转动方向。各关节被动运动方向的差异也造成了主动运动阶段各关节主动控制策略的不同,在受到站立面后移干扰时,为控制踝关节的被动背屈、髋关节被动伸及躯干的被动后仰,将出现踝关节主动跖屈、髋关节主动屈、躯干主动前倾的趋势,在站立面前移时,各关节的运动方向则相反,说明在人体受到方向不同的外部干扰刺激时,为了维持平衡状态,关节运动模式并不相同,在平衡障碍人群的康复训练过程中,仅进行单一方式的训练,并不能全面促进患者在日常生活中抗跌倒能力的提升。躯干控制在此过程中发挥了重要的作用<sup>[18]</sup>,躯干质量在人体总质量中占很大比重,躯干的位置在很大程度上影响了 CoM 的偏移,在受到扰动后,由于惯性作用,躯干有停留在原位置的趋势,即受到站立平台前移扰动时,躯干会留在支撑面后方,站立平台后移扰动时,会留在支撑面前方,结合 CoM 位置变化,可以看出躯干的位置是导致 CoM 偏移的重要原因,故通过相关肌肉的动员及时控制躯干的运动可以减小 CoM 的偏移,增加姿势稳定性。

3.3 肌肉动员情况 中枢神经系统通过相关肌群的协调动员来控制各关节的运动<sup>[19]</sup>,通过对姿势控制过程中主要肌肉的肌电信号的采集分析,有助于发现神经控制方面的一些信息<sup>[20-21]</sup>,肌肉动员的作用主要为控制由于站立平台移动带来的关节转动,以扰动平台后移时踝关节运动为例,在扰动发生时,脚会随着平台的移关节转动,这时由于踝关节周围肌肉还未收缩紧张,踝关节产生背屈,腓肠肌受到牵拉被激活,以此来控制踝关节的进一步背屈。而当人体受到的外部扰动方向不同时,各关节被动运动方向的不同也导致了姿势控制过程中主要动员肌肉的不同,同样以踝关节为例,本研究结果显示,站立面后移时,腓肠肌动员程度

显著大于胫骨前肌,而站立面前移时,则表现为胫骨前肌的动员程度显著较大,也证实了以上的理论推断。

相关肌群间的协调性在姿势控制中具有重要的作用<sup>[22]</sup>,本研究中由肌肉激活时间可以看出,下肢三关节主要肌肉的激活时间并无统计学差异,即主动肌与拮抗肌几乎同时激活,以踝关节为例,腓肠肌的动员可以控制踝关节的背屈,但腓肠肌持续收缩导致踝关节过度跖屈,过度的跖屈会导致人体的再次失衡,而胫骨前肌的动员可以有效地控制踝关节的过度跖屈,即腓肠肌与胫骨前肌的协调配合可以更加的高效地进行姿势稳定性的控制。人体在受到不同方向的平衡扰动后,姿势控制过程表现出不同的肌肉募集方式及关节运动模式,中枢神经系统会根据不同方向扰动自动调节人体的响应,通过协调主动肌与拮抗强度的活动,控制人体各主要环节的运动,从而将人体质心控制在支撑面内,维持机体的稳定。这提示我们,在进行由肌力不足或活动度受限导致的平衡障碍患者康复过程中,可以根据具体问题进行有针对性的康复训练,并根据病情指导患者进行日常生活中的跌倒预防。

#### 【参考文献】

- [1] Davies G, Elison S, Ward J, et al. The role of lifestyle in perpetuating substance use disorder: the Lifestyle Balance Model[J]. Substance Abuse Treatment Prevention & Policy, 2015, 10(1): 1-8.
- [2] Keshner EA, Dhaher Y. Characterizing head motion in three planes during combined visual and base of support disturbances in healthy and visually sensitive subjects[J]. Gait & Posture, 2008, 28(1): 127-134.
- [3] Mccrory JL, Chambers AJ, Daftary A, et al. Dynamic postural stability during advancing pregnancy[J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(12): 2434-2439.
- [4] Hazime FA, Allard P, Ide MR, et al. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: insights for balance training[J]. Journal of Bodywork & Movement Therapies, 2012, 16(2): 224-229.
- [5] Ramprasad M, Shenoy DS, Sandhu JS, et al. The influence of kinesiophobia on trunk muscle voluntary responses with pre-programmed reactions during perturbation in patients with chronic low back pain[J]. Journal of Bodywork & Movement Therapies, 2011, 15(15): 485-495.
- [6] Mccrory JL, Chambers AJ, Daftary A, et al. Dynamic postural stability during advancing pregnancy[J]. Journal of Biomechanics, 2010, 43(12): 2434-2439.
- [7] Schmid M, Bottaro A, Sozzi S, et al. Adaptation to continuous perturbation of balance: Progressive reduction of postural muscle activity with invariant or increasing oscillations of the center of mass depending on perturbation frequency and vision conditions [J]. Human Movement Science, 2011, 30(2): 262-278.
- [8] Doyle RJ, Hsiao-Weckler ET, Ragan BG, et al. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing[J]. Gait & Posture, 2007, 25(2): 166-171.
- [9] Chen CL, Lou SZ, Wu HW, et al. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses[J]. Journal of Neuroengineering & Rehabilitation, 2014, 11(1): 1-12.
- [10] Farahpour N, Ghasemi S, Allard P, et al. Electromyographic responses of erector spinae and lower limb's muscles to dynamic postural perturbations in patients with adolescent idiopathic scoliosis [J]. Journal of Electromyography & Kinesiology, 2014, 24(5): 645-651.
- [11] Kuo FC, Hong CZ, Lai CL, et al. Postural control strategies related to anticipatory perturbation and quick perturbation in adolescent idiopathic scoliosis[J]. Spine, 2011, 36(10): 810-816.
- [12] Mirjam P, Petra JCE, van der Burg, Reeves ND, et al. Identification of elderly fallers by muscle strength measures[J]. European Journal of Applied Physiology, 2008, 102(5): 585-592.
- [13] Hof AL, Gazendam MGJ, Sinke WE. The condition for dynamic stability[J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(1): 1-8.
- [14] Motoki K, Minoru S. Steadiness in plantar flexor muscles and its relation to postural sway in young and elderly adults[J]. Muscle & Nerve, 2010, 42(42): 78-87.
- [15] Keshner EA, Dhaher Y. Characterizing head motion in three planes during combined visual and base of support disturbances in healthy and visually sensitive subjects[J]. Gait & Posture, 2008, 28(1): 127-134.
- [16] Perry MC, Carville SF, Smith ICH, et al. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling[J]. Arbeitsphysiologie, 2007, 100(5): 553-561.
- [17] Maki BE, Mcilroy WE. The control of foot placement during compensatory stepping reactions: does speed of response take precedence over stability[J]? IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1999, 7(1): 80-90.
- [18] Fujiwara K, Kiyota N, Maekawa M, et al. Postural control during transient floor translation while standing with the leg and trunk fixed[J]. Neuroscience Letters, 2015, 594: 93-98.
- [19] Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, et al. Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During Quiet Stance[J]. Journal of Neurophysiology, 2010, 90(6): 3774-3782.
- [20] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis[J]. Journal of Electromyography & Kinesiology Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2010, 20(3): 388-397.
- [21] 温子星, 徐欣, 潘景文, 等. 预测性姿势调节对人体站立受扰后姿势响应影响的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2016, (10): 1104-1110.
- [22] Blomqvist S, Wester A, Rehn B. Postural muscle responses and adaptations to backward platform perturbations in young people with and without intellectual disability [J]. Gait & Posture, 2014, 39(3): 904-908.