·临床研究·

预测性姿势调节对人体站立受扰后姿势响应影响的研究*

温子星[1] 徐 欣[1] 潘景文[1] 危小焰[1,2] 伍 勰[1] 梁雷超[1]

摘要

目的:对比研究有预判和无预判两种状态下,站立姿势受到水平方向外部干扰(站立支持面向后移动)刺激时,人体运动表现及其可能的控制机制。从肌电学及运动学角度探讨预测性姿势调节对人体动态姿势控制能力的影响,更好地了解人体基本姿势控制机能。

方法:使用三维高速摄像系统(100Hz)、无线表面肌电采集系统(4000Hz)采集13例男性青年受试者在有预判和无预判两种状态下,受到站立支持面水平方向后移干扰刺激时,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、CoM前后方向位移峰值及峰值出现时间、APAs阶段(干扰发生前100ms至发生后50ms)及CPAs阶段(干扰发生后50ms至200ms)内相应肌肉平均积分肌电值。

结果:①有预判状态下,下肢三关节及躯干角度变化小于无预判时,且CoM前后方向位移峰值较小,峰值时刻出现时间较早;②有预判状态下,APAs阶段,腹直肌(P=0.04)、股直肌(P=0.04)、胫骨前肌(P=0.04)平均积分肌电值显著大于无预判情况,CPAs阶段,竖脊肌(P=0.01)、股二头肌(P=0.04)、腓肠肌内侧头(P=0.04)平均积分肌电值显著较小。

结论:预测性姿势调节可通过相应肌群的预激活,使干扰发生后关节角度变化减小,肌肉活动强度下降,并能有效的减小身体摆动幅度,促进姿势稳定性的提高。

关键词 预测性调节;外部干扰;姿势控制;运动学;肌电

中图分类号:R741.044 **文献标识码:**A **文章编号:**1001-1242(2016)-10-1104-07

Influence of anticipatory postural adjustment on postural response to standing postural perturbations/ WEN Zixing, XU Xin, PAN Jingwen, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016, 31(10): 1104—1110

Abstract

Objective: The purpose of the study was to investigate the effect of anticipatory postural adjustment on postural response to standing postural perturbations. We examined the biomechanics performance when in response to backward platform perturbations in the state of "anticipation" and "no anticipation".

Method: Three-dimensional video graphic and surface electromyography (EMG) data were collected from 13 male young people, who were disturbed by platform backward movement in the state of "anticipation" and "no anticipation". Horizontal CoM displacement, muscle activations during APAs (from 100ms before perturbation to 50ms after perturbation) ,CPAs(from 50ms after perturbation to 200ms after perturbation) and angular changes of three lower limb joints and trunk were measured.

Result: ①In the state of anticipate, the results showed the smaller CoM displacement and earlier time to reach the peak displacement position. Smaller angular changes were also found in ankle, knee and hip, which made the better control for trunk movement. ②The state of anticipation increased the activation magnitudes of tibia-

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.10.010

*基金项目:上海体育学院研究生教育创新基金项目(yjscx2015045)

1 上海体育学院运动科学学院,上海,200438; 2 通讯作者

作者简介:温子星,男,在读硕士; 收稿日期:2015-10-02

lis anterior, rectus femoris and rectus abdominis before perturbation, while decreased the activation magnitudes of erector spinae, biceps femoris muscle andmusculus gastrocnemiusafter perturbation.

Conclusion: Anticipatory postural adjustment can promote body stability by mobilizing relevant muscles in advance and decreasing joint angular changes.

Author's address School of Kinesiology, Shanghai University of Sport, Shanghai,200438

Key word anticipatory postural adjustment; external perturbation; postural control;kinematics;EMG

外部干扰,是指对稳定的姿势有意图地施予干扰条件,并以此达到在稳定条件下观察不到的人体姿势控制能力[1]。在站立或行走过程中,人体平衡通常会受到两种干扰,一种是自身活动带来的,例如上肢、腿、躯干等肢体的剧烈活动,另一种是由于外部干扰带来的,如人体站立在移动的公共汽车上,或行走过程中受到某种外力的冲撞。每一种干扰形式都会造成人体力学特征的改变,使环节产生运动,改变重心的位置,导致人体的不稳定。在实验室研究中,通常使用站立支持面的突然移动作为外部干扰刺激的来源[2]。

在干扰发生后,人体需要通过适当的姿势调整使身体质心(center of mass, CoM)的地面投影控制在支持面内[3],否则就会发生跌倒。中枢神经系统(central nervous system, CNS)会通过两种机制调节身体姿势,维持身体平衡。第一种为预测性姿势调节(anticipatory postural adjustments, APAs),最早由苏联科学家提出[4],这种调节机制通常可通过后天学习获得[5—7],APAs出现在扰动发生之前,身体提前进行适当姿势调节,可以降低姿势扰动带来的影响[6,8]。第二种是在扰动真实发生之后人体作出的反应,叫做代偿姿势调节(compensatory postural adjustments, CPAs),人体失衡之后,通过反馈机制进行调节[9—10]。Stantos[11]对于预测性调节过程中下肢肌肉活动做了研究,发现有预判情况下,在APAs阶段(即干扰发生前100ms至干扰发生后50ms),肌肉出现了明显的活动,并发现,在有预判情况下,代偿控制阶段的肌肉活动下降。据此可以发现,CPAs是在扰动已经发生之后,人体以此来进行CoM位置的恢复[12—13],而APAs的作用是通过预期的姿势调整减小即将到来干扰对身体平衡状态的影响[6,14]。

APAs的作用之一是通过扰动发生前身体姿势的提前调整,维持身体稳定性[6],减小平衡恢复过程中对CPAs的依赖[8]。根据以上描述,预测性姿势调节在人体平衡控制中的作用似乎是很明确的,但是APAs会使人体在扰动发生前出现怎样的调整,及对扰动发生后代偿控制阶段的身体反应产生怎样的影响,还需要进一步的探究。

前人研究中,通常使用有预判情况下的扰动作为实验组,将无预判情况作为对照组,以此探究预测性姿势调节在人体平衡控制中的作用,Gage等研究者[15—16],对于预测性姿势调节及代偿性姿势调节阶段的腿部及躯干部的肌肉活动进行了研究,但受相关实验设置的限制,两种实验条件下扰动的强度并不统一,所以两种情况下肌肉动员程度的不同可能是由于不同的扰动方案及扰动强度引起的,鉴于此原因,本研究首要任务为在统一的扰动方案及扰动强度下进行两种实验条件的测试。此外,前人研究很少将运动学表现与肌肉电活动相结合来描述预测性姿势控制的作用,本研究加入关节运动学数据的分析,能够更好地将神经控制机制和外部运动表现相结合,发掘人体姿势控制机制的相关信息。此外,有研究指出老年人群及帕森斯等疾病导致平衡控制能力下降与预测性姿势控制功能下降有关[17—18],所以对预测性姿势控制的研究,对平衡能力障碍人群的康复治疗具有一定的指导意义。

本研究目的为对比研究预测性姿势调节在人体平衡控制中的作用,以及对代偿控制阶段身体反应的影响。研究假设为预测性姿势调节使相关肌群在扰动发生前出现动员,可以更好的控制扰动发生后身体质心的偏移,减少代偿姿势调节阶段的肌肉动员,并表现为较小的髋、膝、踝关节及躯干角度变化。

1 资料与方法

1.1 研究对象

上海体育学院男性在校大学生13例(平均年龄为22.1±2岁,平均身高为174.7±3.7cm,平均体重为69.4±7.3kg)。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 实验仪器

水平方向移动干扰的产生使用自制装置（图1），此装置摆锤质量为30kg，站立平台质量为60kg，摆臂长度为2.1m，站立平台的移动由摆臂下方重锤撞击平台的前端产生。

考虑到受试者体重的差异会对扰动强度造成影响，本研究中将受试者体重匹配为80kg（所选受试者体重均低于80kg，通过在平台上放置相应重量重物方式将平台上重量匹配为80kg），并统一将摆臂固定于与竖直方向15°夹角位置释放，以此方式来保证扰动强度的统一。本研究中，站立平台水平方向上的最大速度为0.43m/s（速度变化情况如图2所示），干扰强度的设置依据相关研究[19]及预实验结果，选取较为常用且受试者可以接受的强度。

同步采集运动学及肌电数据，运动学数据的采集使用三维红外运动捕捉与分析系统（VICON T40，英国，16摄像头，采样频率100Hz），通过在受试者骨性标志点处粘贴35个反光标识（Mark，14mm）来跟踪身体各环节的运动轨迹，在站立平台的前端粘贴一个Mark用于记录站立平台的水平方向运动轨迹，并以此点开始运动时刻作为干扰发生时刻。

图1 自制水平方向干扰装置示意图

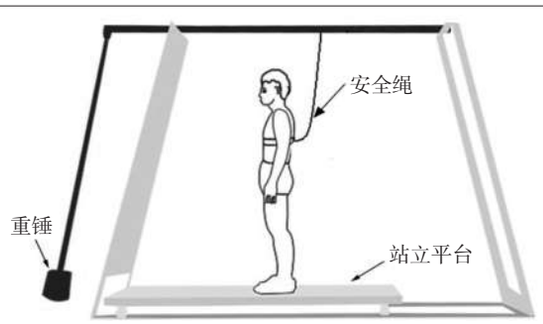
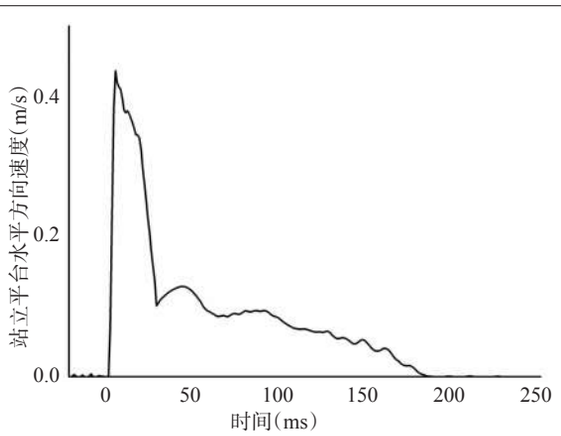


图2 站立平台水平方向位移速度变化示意图



肌电数据的采集使用无线表面肌电采集与分析系统（Delsys，美国，采样频率4000Hz），本研究选取肌肉为腹直肌、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，传感器贴放时采用（The ABC of EMG）提供的肌电贴放标准，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。在粘贴传感器前使用浓度为75%的酒精对皮肤进行擦拭，降低皮肤表面物质对肌电信号的影响。

1.3 实验方案

本研究使用站立平台的水平移动作为外部干扰条件，测试过程中要求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10cm，眼睛平视前方，全身放松，并以采集到的实时肌电信号图像检测肌肉是否处于放松状态，在此基础上进行两种实验条件的测试，分别为：①待受试者肌电信号图像显示肌肉处于放松状态后，通过指示灯向实验操作人员下达“准备”指示（仅操作人员可看到此指示），操作人员看到此指示灯后10s内（1—10s不等时间的延迟）释放重锤，这样，受试者不会感知到干扰发生时间，这种称为“无预判情况”（此种实验条件下，受试者通过代偿性姿势调节进行平衡控制），需要说明的是，本研究虽然尽量模拟“无判断情况”，但仍不可能避免的会有部分“预测性姿势调节”的成分；②实验人员在扰动发生之前将通过倒计时的方式对受试者进行提示，让其可以感知到扰动的发生，这种称为“有预判情况”（此种实验条件下，受试者可使用预测性姿势调节及代偿性姿势调节两种机制进行平衡控制）。除此外，不给予受试者与扰动发生有关的任何信息。

干扰发生后，要求受试者尽最大能力快速恢复到直立站立姿势，并要求受试者在实验过程中双脚不能移动，在正式测试过程中，如果受试者出现迈

步,或借助其他辅助手段进行平衡恢复,此次测试评定为不成功。为了防止受试者跌倒受伤,使用安全绳对受试者给予保护(图1),但不影响受试者的正常活动。

所有受试者均进行有预判和无预判两种情况下的干扰测试,测试正式开始前一天,召集受试者进行30—40min的动作适应,并熟悉测试流程,正式测试时,每种实验条件下进行4次测试,并于扰动发生前1min开始,同步采集受试者肌电及运动学数据,保存进行下一步处理分析。为了减少每次动作间的相互干扰,在每次动作之间间歇2—3min,每组动作之间间歇3—4min。

1.4 统计学分析

运动学数据使用Visual 3D(C-motion, 美国)分析软件进行处理分析,对原始信号进行6Hz的Butterworth低通滤波处理[20],将滤波处理后的数据导入Visual 3D分析软件进行计算,得出本研究所需的运动学数据,本研究选取的运动学指标包括:CoM在前、后方向位移峰值及峰值时刻、下肢三关节(髋、膝、踝关节)及躯干角度变化。本研究中,CoM位移定义为身体姿势调整过程中人体质心与站立平台的相对位移,站立平台的位置变化以粘贴于平台前端的Mark的坐标变化表示,髋、膝、踝三关节角度分别以相邻环节的相对角度变化表示,髋关节角度为大腿环节相对于骨盆,膝关节为小腿相对于大腿,踝关节为足相对于小腿,躯干角度为躯干在空间坐标系中的绝对角度变化。

肌电信号使用美国Delsys公司开发的EMG works肌电分析软件进行处理分析,对原始信号进行10—400Hz的Butterworth 2阶带通滤波处理、整流[17],分别计算APAs阶段(干扰发生前100ms至扰动发生后50ms)及CPAs阶段(干扰发生后50—200ms)肌肉平均积分肌电值,以此表示预测性控制阶段及代偿控制阶段的肌肉活动强度。选取此时间段是根据Santos[11]研究,发现人体平衡受绕后姿势控制过程中,此时间段内的肌肉活动最为明显。

1.5 统计学分析

本研究数据使用SPSS17.0统计软件进行数据的统计学分析,对CoM位移、关节角度、平均积分肌电等运动学和肌电数据采用配对样本t检验,显著性差异水平$P<0.05$,实验所得数据均以平均数±标准差的形式表示。

2 结果

2.1 人体质心位移

本研究对比了两种情况下干扰发生后姿势控制过程中,CoM前后方向的位移峰值(人体质心相对于站立平台的位移)及峰值出现时间(干扰发生时刻至峰值时刻的时长)。图3表示了两种情况下的CoM位移峰值,有预判情况下为7.35±1.02cm,无预判情况下为8.81±1.32cm,有预判情况下显著小于无预判情况(P=0.008),图4表示了两种情况下的CoM峰值出现时间,有预判情况下为375±70ms,无预判情况下为422±100ms,有预判情况下显著小于无预判情况(P=0.038)。

2.2 关节运动学

本文整理分析了受试者姿势控制过程中,优势侧下肢三关节矢状面内关节角度变化及躯干运动幅

图3 CoM位移峰值对比图

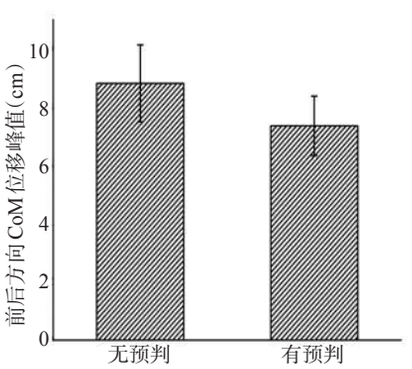
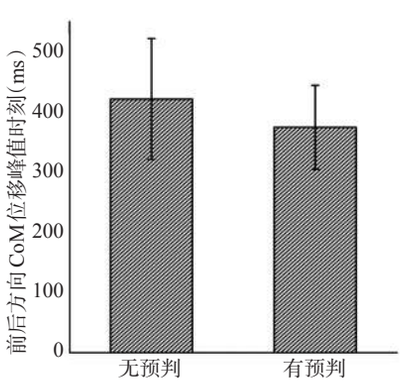


图4 CoM位移峰值时刻对比图



度[20]，如表1所示。

下肢三关节的角度变化及躯干的运动幅度均表现为有预判情况下较小，其中踝关节、膝关节及躯干具有统计学差异，表现出更好的稳定性控制。

2.3 肌电数据

表2为APAs阶段各肌肉平均积分肌电值，腹直肌、股直肌、胫骨前肌表现为有预判情况下显著大于无预判情况，竖脊肌为无预判情况下较大，但无显著性差异。

表3为CPAs阶段各肌肉平均积分肌电值，所有肌肉均表现为有预判情况下较小，竖脊肌、股二头肌和腓肠肌表现出显著性差异（$P<0.05$）。

3 讨论

本研究从运动生物力学角度对比探讨了预测性姿势调节对站立受扰后姿势控制过程的影响，发现在人体可以预判到外部干扰的情况下，可通过预测性姿势调节使相关肌群提前出现动员，减小扰动发生后身体重心的偏移，并降低代偿调节阶段的肌肉动员强度，使关节角度变化减小，与本研究假设一致。

3.1 人体质心偏移

身体质心的偏移量是衡量人体姿势稳定性的重要指标，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[21]。图5为人体平衡受到水平方向干扰后，CoM前后方向的位置变化示意图，由于惯性作用，站立平台向后移动使CoM前移并逐渐偏离平衡位置，神经系统感受到人体平衡状态发生变化后，通过各环节协调运动控制CoM的偏移，并逐渐恢复至平衡位置，若CoM偏移较大，超出支持面范围，人体将会跌倒，而较小的CoM偏移，代表了较好的稳定性。本研究结果显示，有预判情况下CoM前后方向位移显著小于无预判情况（$P<0.05$），同时位移峰值时刻出现时间也表现为有预判情况下较早，据此可以推断在受试者可以感知到干扰的情况下，可以更好的控制身体的摆动幅度，并尽快恢复到平衡状态。

3.2 肌肉动员情况

外界的干扰刺激会导致人体偏离平衡位置，为了维持身体的平衡状态，避免跌倒的发生，中枢神经系统会通过调控相应肌肉的活动来调整身体姿态进行平衡恢复，所以通过肌肉活动的测量可以发现人体对抗外界干扰刺激时神经反应的一些信息，包括神经兴奋时间、兴奋程度等。

本研究中，有预判情况下，APAs阶段肌肉动员强度较大，其中胫骨前肌等身体前侧肌群的表现较明显，这说明在有预判情况下，受试者感知到了干扰

表1 运动学数据比较 （$\bar{x}\pm s$，°）

	无预判	有预判	*P*
踝关节	11.03± 7.28	7.61± 4.24	<0.05①
膝关节	8.20± 3.67	6.55± 2.89	<0.05①
髋关节	16.89±11.37	13.55±10.81	0.15
躯干	25.90±16.83	19.25±13.75	<0.05①

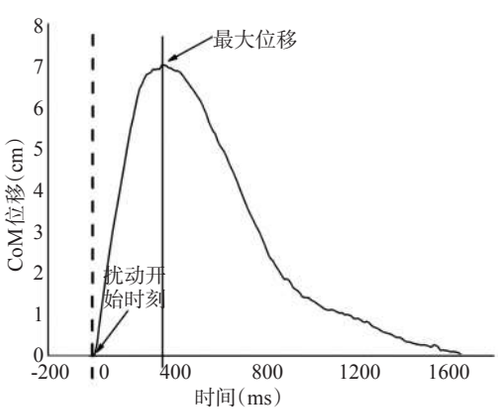
表2 APAs阶段肌肉平均积分肌电值比较 （$\bar{x}\pm s$，mV）

	无预判	有预判	*P*
腹直肌	4.67±4.80	6.73±4.20	<0.05①
股直肌	3.90±2.53	5.93±5.63	<0.05①
胫骨前肌	2.86±0.61	6.38±4.61	<0.05①
竖脊肌	4.80±3.83	4.07±2.47	0.35
股二头肌	4.20±2.97	4.13±4.17	0.95
腓肠肌内侧头	3.40±1.27	3.33±1.40	0.85
腓肠肌外侧头	2.87±0.73	3.03±1.00	0.56

表3 CPAs阶段各肌肉平均积分肌电值比较（$\bar{x}\pm s$，mV）

	无预判	有预判	*P*
腹直肌	35.97± 4.07	24.83±23.17	0.10
股直肌	18.47±14.53	18.47±24.20	0.99
胫骨前肌	27.40±17.57	21.50±14.50	0.27
竖脊肌	11.37± 4.33	9.17± 3.40	<0.05①
股二头肌	15.37±12.37	11.67± 9.30	<0.05①
腓肠肌内侧头	60.70± 4.00	47.57±30.03	<0.05①
腓肠肌外侧头	36.70±23.17	31.13±14.60	0.19

图5 CoM位移示意图



的发生,而为了抵抗干扰带来的危险,肌肉神经系统做出了提前动员,表现出了对即将到来的干扰刺激的"准备状态"。同时,无预判情况下,CPAs阶段表现出较强的肌肉活动,在Kourtis等[11,22]的研究中也得到了相似的结果。这些结果可以说明,当受试者可以预测到干扰到来时,中枢神经系统可以在扰动发生之前,动员身体肌肉产生预先的姿势调整,并可与代偿控制阶段的肌肉活动同时作用促进身体平衡的恢复。

李世明[23]对于前馈调节和后馈调节的作用描述中进一步指出,前馈控制的运用可以减小对后续反馈控制的依赖,表现为通过干扰刺激发生前的适当肌肉活动,使得干扰发生后较小强度的肌肉活动就可使身体恢复到平衡状态,这与本研究的结构相符合,这也证明了干扰发生前身体的预测性姿势调节对干扰发生后姿势控制起到了促进作用。

3.3 关节运动学

外部干扰发生后,身体出现失衡,平衡的恢复需要通过相应环节的运动来使CoM回到支撑面范围内,前人研究证明同一种干扰刺激发生后,身体各环节运动表现出一定的规律性,Hughes[24]曾以踝关节为例对人体站立位受站立平台后移干扰后关节角度变化做了描述,即在扰动发生开始阶段,由于支持面的突然移动及身体惯性的作用,引发关节被动运动,随后由于关节周围肌群的动员,被动运动得到控制,继而向原平衡位置恢复,表现为关节的反方向转动,并指出此过程中胫骨前肌的作用应该是协同腓肠肌来维持踝关节的稳定。Sztuem和Fallan[25]等根据各关节的规律性角度变化将整个运动阶段或分为了两个阶段,"平衡干扰阶段"和"平衡响应阶段",分别代表了开始阶段由站立支持面突然移动引起的关节被动运动和随后关节的主动响应,此定义得到了广泛认可和应用,Chen CL等[20]的研究对此过程进行了更加详细的描述。

本研究各关节角度变化数据显示,髋、膝、踝关节及躯干均表现为有预判情况下角度变化较小。前人研究中,更多的关注于"踝运动策略"和"髋运动策略",很少有研究对躯干运动进行分析,本研究认为,在站立姿势受到站立平台水平向后的扰动后,由于惯性作用,躯干会出现前倾的趋势,这种趋势会加强CoM向前移动,所以,及时的控制躯干的前倾对于维持姿势稳定性具有很重要的作用。

值得提出的是,人体站立受扰后姿势控制过程是多关节协调进行的[26],而目前较多的研究是对各关节的运动单独进行分析,并不能完整的描述人体的平衡控制机制,在接下来的研究中若能够对多个关节的运动进行综合的量化评价,或许能够更完善的描述人体姿势稳定性控制表现。

4 研究限制及展望

本研究中还有一些不足之处需要指出,首先,尽管我们尝试通过休息、口头的鼓励和尽力保证受试者在实验过程中的放松来减少主观因素带来的影响,有些受试者还是会出现不同程度的疲劳和紧张;其次,本研究中考虑到受试者安全性等因素,对扰动有无预测性判断的差别仅为对扰动时间的预测,未涉及对扰动方向的预判;最后,受实验设备限制(肌电传感器数量有限),本文仅对受试者优势侧肌电活动及运动学数据进行了分析探讨,对于此过程中左右侧是否存在对称性活动还需要通过相关测试进一步研究。

5 结论

预测性姿势调节可以有效的促进姿势受扰后身体稳定性的提高,但未改变各关节的运动模式,更多的体现在运动幅度的减小。通过预测性姿势调节,干扰发生前,相关肌肉预激活,呈现出对即将到来的干扰的"准备状态",可使干扰发生后,关节转动幅度减小,并能及时控制躯干的前倾,减小身体的摆动幅度,以此来促进人体姿势受扰后稳定性的提高。

参考文献

[1] 渡部和彦, 王芸. 老年人的身体平衡能力与"外部干扰适应理论" [J]. 体育科学, 2014, 34(2): 54—59.

[2] Lim KB, Kim DJ, Noh JH,et al. Comparison of balance ability between patients with type 2 diabetes and with and without peripheral neuropathy[J]. PM and R, 2014, 3(6): 209—214.

[3] 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 Pos-

ture, 2008, 28(1): 127—134.

[4] Belen'ki VE, Gurfinkel' VS, Pal'tsev EI. Elements of control of voluntary movements[J]. Biofizika, 1967, 12(1): 135—141.

[5] Schmitz C, Martin N, Assaiante C. Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4 to 8 years of age[J]. Experimental Brain Research, 2002, 142(3): 354—364.

[6] Massion J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination[J]. Progress in Neurobiology, 1992, 38(1): 35—56.

[7] David C. Witherington, Claes von Hofsten, Kerstin Rosander. The Development of Anticipatory Postural Adjustments in Infancy [J]. Infancy, 2002, 3(4): 495—517.

[8] Bouisset S, Zattar M. Biomechanical study of the programming of anticipatory postural adjustments associated with voluntary movement[J]. Journal of Biomechanics, 1987, 20(8): 735—742.

[9] Alexandrov AV, Frolov AA, Horak FB，et al. Feedback equilibrium control during human standing[J]. Biological Cybernetics, 2005, 93(5): 309—322.

[10] Park S, Horak FB, Kuo AD. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing[J]. Experimental Brain Research, 2004, 154(4): 417—427.

[11] Santos MJ, Kanekar N,Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2010, 20(3): 388—397.

[12] Macpherson JM, Horak FB, Dunbar DC,et al. Stance dependence of automatic postural adjustments in humans[J]. Experimental brain research, 1989, 78(3): 557—566.

[13] Henry SM,Fung J, Horak FB. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations[J]. Journal of Neurophysiology, 1998, 80(4): 1939—1950.

[14] Ito T,Azuma T, Yamashita N. Anticipatory control related to the upward propulsive force during the rising on tiptoe from an upright standing position[J]. European Journal of Applied Physiology, 2004, 92(1-2): 186—195.

[15] Hughey LK,Fung J.Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts [J]. Experimental Brain Research, 2005, 165(2): 152—166.

[16] Gage WH, Zabjek KF, Hill SW,et al.Parallels in control of voluntary and perturbation- evoked reach- to- grasp movements: EMG and kinematics[J]. Experimental Brain Research, 2007, 181(4): 627—637.

[17] Aruin AS, Kanekar N, Lee YJ. Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations[J]. Neuroscience Letters, 2015, 591: 182—186.

[18] Kanekar N, Aruin AS. The effect of aging on anticipatory postural control[J]. Experimental Brain Research, 2014, 232 (4): 1127—1136.

[19] Brown LA,Jensen JL,Korff T,et al.The translating platform paradigm: perturbation displacement waveform alters the postural response[J]. Gait and Posture, 2001, 14(3): 256—263.

[20] Chen CL, Lou SZ,Wu HW,et al. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses[J]. Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, 2014, 11(1): 50—62.

[21] Hof AL. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment[J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(10): 2134—2135.

[22] Kourtis D, Ewok HF, Roach N. Maintaining grip: anticipatory and reactive EEG responses to load perturbations[J]. Journal of Neurophysiology, 2008, 99(2): 545—553.

[23] 李世明, Yi-Chung Pai, Feng Yang. 人体动态稳定性理论及预防跌倒性训练进展[J]. 体育科学, 2011, 31(4): 67—74.

[24] Hughes MA, Schenkman ML, Chandler JM,et al. Postural response to platform perturbation: kinematics and electromyography[J]. Clinical Biomechanics, 1995, 10(6): 318—322.

[25] Szturm T, Fallang B. Effects of varying acceleration of platform translation and toes- up rotations on the pattern and magnitude of balance reactions in humans[J]. Journal of Vestibular Research, 1998, 8(5): 381—397.

[26] Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support- surface configurations[J]. Journal of Neurophysiology, 1986, 55(6): 1369—1381.