

·临床研究·

# 外界干扰对健康人姿势调整时肢体活动影响的表面肌电研究

陈昕<sup>1</sup> 王盛<sup>2</sup> 黄犇<sup>3</sup> 朱奕<sup>4</sup> 庄任<sup>5</sup> 王彤<sup>4,6</sup>

## 摘要

**目的:**探究不同条件(方向、速度)的外界干扰对健康人上、下肢在预期性姿势调整(APAs)阶段、代偿性姿势调整(CPAs)阶段的调整活动影响。

**方法:**使用无线表面肌电采集13例(6例男性,7例女性)健康青年受到活动平板在前后方向、3种不同速度的位移后,分析相关肌肉在预期性姿势调整(APA)、代偿性姿势调整(CPA)阶段时的活动。

**结果:**①在APA与CPA阶段,胫骨前肌、股二头肌、股四头肌、臀大肌、肱三头肌、肱二头肌、三角肌的平均积分肌电值在前向外部干扰时显著大于后向( $P<0.05$ )。②除不同的速度对三角肌在APA阶段平均积分肌电值没有显著差异之外( $P=0.061$ ),干扰速度越快引起的其余6块肌肉平均积分肌电值显著增大( $P<0.05$ )。③仅在“向前中速”与“向后快速”的2种条件下,肱三头肌、肱二头肌、三角肌的平均积分肌电值在APA阶段有显著差异( $P<0.05$ )。

**结论:**在姿势调整中,外部干扰的方向与强度对上、下肢相应肌肉在干扰发生前的预活动及发生后的调整活动均有影响,且前向干扰与越快的干扰速度所引起的姿势调整活动更强烈。

**关键词** 预期性姿势调整;代偿性姿势调整;姿势控制;平衡;外部干扰

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2018)-03-0304-06

**Effects of external perturbation on postural adjustments of limbs in healthy individuals :A surface electromyography study/CHEN Xin,WANG Sheng,HUANG Ben,et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2018, 33(3): 304—309**

## Abstract

**Objectives:**To investigate the adaption of anticipatory postural adjustments (APAs) and compensatory postural adjustments (CPAs) of limbs in healthy individuals to changes in different direction and speed of external perturbation.

**Method:** Wireless surface electromyography (SEMG) data were recorded and analyzed during the time duration typical for APA and CPA when subjects were disturbed by platform movement in posterior and anterior direction and 3 kinds of speed.

**Result:**①In both APA and CPA time duration, integrals of EMG activities of tibialis anterior, biceps femoris, quadriceps femoris, gluteus maximus, triceps brachii, biceps brachii and deltoid muscles showed greater in anterior perturbation than posterior perturbation ( $P<0.05$ ). ②Significant difference was found in integrals of EMG activities during both APA and CPA time duration in different speed of perturbation ( $P<0.05$ ), but not in deltoid during APA time duration ( $P=0.061$ ). ③The results showed significant difference in integrals of EMG activities of triceps brachii, biceps brachii and deltoid muscles only in APA time duration when platform movement was in “anterior medium-speed condition” and “posterior high-speed condition”( $P<0.05$ ).

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.03.010

1 南京医科大学,210029; 2 苏州科技城医院康复医学中心; 3 苏州瑞盛康复医院; 4 南京医科大学第一附属医院; 5 常州市德安医院; 6 通讯作者

作者简介:陈昕,女,硕士研究生; 收稿日期:2017-03-28

**Conclusion:** Direction and magnitude of external perturbation can influence both anticipatory and feedback muscles activities in upper and lower extremity. Anterior perturbation and higher speed perturbation can cause greater postural adjustments.

**Author's address** Nanjing Medical University, Nanjing, 210029

**Key word** anticipatory postural adjustments; compensatory postural adjustments; postural control; balance; external perturbation

平衡干扰根据发生来源可分为两类。第一类可称为“内部干扰”,其干扰来自于身体自发的产生主动活动之时,例如:迈步行走、弯腰拾物等<sup>[1]</sup>。自主活动发生的方向、速度都在一定程度上影响着人体平衡控制与姿势调整模式<sup>[2-4]</sup>。第二种干扰类型则是“外界干扰”,其干扰来源由外部环境所引起,例如:站在晃动的船上或是步行中突然碰到障碍物<sup>[5]</sup>。无论是“内部干扰”还是“外界干扰”,皆会对原有的姿势平衡状态造成影响。

人体中枢神经系统(central nervous system, CNS)通过预期性姿势调整(anticipatory postural adjustments, APAs)、代偿性姿势调整(compensatory postural adjustments, CPAs)这两大姿势调整模式,激活相应的肌肉活动,以控制与维持躯体姿势。APAs被认为发生在当人体能预知到即将来临的干扰时,它作为抵消干扰、维持原有平衡姿势的第一道防线,在干扰发生之前就开始出现,表现为躯干及下肢的相关姿势控制肌肉的收缩<sup>[3,6-7]</sup>。CPAs则完全产生在干扰发生后,当人体质心(center of mass, COM)、压力中心(center of pressure, COP)发生了偏移时,感觉反馈系统将此信息传递到中枢神经系统,引起CPAs以应对平衡干扰,使得COM、COP重新回到平衡位置<sup>[8-10]</sup>。其中,髌策略、踝策略就是常见的两种CPAs<sup>[11]</sup>。

回顾以往的姿势控制相关研究,揭示躯干与下肢作用的研究占了大多数,关于上肢的作用却鲜少提及<sup>[1,12-13]</sup>。但近期越来越多的实验结果证实,在姿势控制中,尤其是在应对外界干扰时,上肢反应也可作为CPAs的一种,其对平衡恢复的作用不可忽略。Cheng等<sup>[14]</sup>在改变受试者站立基底面倾斜角度的实验中发现,限制上肢摆动大大降低了恢复平衡的概率以及效率。在另一项步行时遇到障碍物实验中,学者通过三维运动分析也同样证实了遇到干扰后人体出现的上肢反应可以促进原有平衡姿势的恢复<sup>[15]</sup>。但

仍缺少关于APAs发生的阶段,也就是在已知干扰发生前的这一阶段,对上肢的肌肉活动观察试验。既往经典的外界干扰发生器采用重锤悬挂击打的方式<sup>[1,9,16]</sup>,难以调节与量化干扰的方向、速度,故缺少相关研究分析外部干扰的方向及速度对姿势调整的影响。

为了进一步探究人体的平衡控制姿势调整机制,本研究应用活动平板施予2个不同方向、3种不同速度的外界干扰,观察速度、干扰对姿势调整的影响,并着重分析上肢参与姿势调整时的肌肉肌电活动模式。

## 1 资料与方法

### 1.1 研究对象

选取苏州瑞盛康复医院健康青年13例,6例男性,7例女性,平均年龄 $23.6 \pm 2.6$ 岁,平均体重 $58.4 \pm 8.4$ kg,平均身高 $166 \pm 6.6$ cm。所选实验对象既往体健,均无神经系统、前庭系统、肌肉骨关节系统疾病。所有受试者自愿参加本实验,实验前签署知情同意书,告知其实验流程与目的。

### 1.2 实验设备

通过调节活动平板(北京三捷)的移动速度、方向、位移距离来控制干扰的强度与方向。此设备可提供前后、左右、斜向共8个方向“米字型”位移干扰,并伴随3cm/s、5cm/s、10cm/s、25cm/s、50cm/s这5个不同等级的速度。本研究将观察前后2个干扰方向对平衡控制的影响,通过预实验确定“慢速-中速-快速”3种不同速度的干扰,移动位移保持10cm不变。

7通道无线表面肌电装置(Desktop DTS, Noraxon,美国,采样频率3000Hz)同时采集位于优势侧上下肢共7块肌肉的肌电活动,包括肱三头肌、肱二头肌、三角肌、臀大肌、股二头肌、股直肌、胫骨前肌。局部皮肤经过75%酒精擦拭后,在相应区域贴

放一次性表面电极片(Single EMG Electrodes, Noraxon, 美国), 电极片贴放方法参照“the ABC of EMG”提供的标准, 使用双面胶(3M, 美国)将无线传感器粘于电极片旁的皮肤。

无线加速度计(DTS 3D Accelerometer, Noraxon, 美国)置于活动平板上, 用于捕捉干扰产生的时间点。

### 1.3 实验方法

要求受试者在平板移动前, 保持自然且轻松的姿势站立于活动平板上(图1), 两眼水平直视前方, 双上肢自然下垂, 置于体侧, 双脚左右分开站立, 距离约10cm。受试者腰间系上一安全绳, 合理调节其长度, 使安全绳既不影响实验对象应对干扰后的姿势调整活动又能起到保护防摔倒的作用。活动平板由实验人员操控, 在受试者静止站立于活动平板后, 实验人员在启动平板前将会口头告知干扰的方向、速度, 以倒计时的方式提醒干扰发生的时间, 使受试者意识到即将来临的干扰方向、强度与发生时刻。当干扰发生后, 要求受试者自发且快速的恢复直立姿势, 对姿势调整中上肢、下肢、躯干的活动不做具体要求与限制。在正式采集数据前, 受试者事先体验每种不同的干扰。

根据预实验结果, 分别选择慢速10cm/s、中速25cm/s、快速50cm/s这三种速度, 保持位移距离10cm不变, 在前、后两个方向上进行测试。表面肌电活动、加速度计信号在启动平板前40s开始同步

记录, 每种干扰测试重复3次, 每次测试间隔3min, 以给受试者充分的休息准备时间。

### 1.4 数据分析

使用数据分析软件(MyoResearch 3.6, Noraxon, 美国)对同步采集的表面肌电与加速度计信号进行滤波、翻正、平滑处理。将加速度计信号中开始出现第一个明显波幅的时间点视为干扰产生的时间点, 计为活动平板开始活动的初始时间 $T_0$ 。

本研究采用Santos等<sup>[1]</sup>对外界干扰下姿势调整肌肉肌电活动数据分析方法, 将肌电活动分为三个观察时间窗: ①姿势预调整APA阶段——-100ms至+50ms( $T_0$ 前100ms至 $T_0$ 后50ms); ②代偿性姿势调整早期CPA1阶段——+50至200ms( $T_0$ 后50ms至 $T_0$ 后200ms); ③代偿性姿势调整后期CPA2阶段——+200ms至350ms( $T_0$ 后200ms至 $T_0$ 后300ms), 分别计算不同速度、不同方向上, 各阶段、各肌肉的平均积分肌电值。该时间窗的划分方法受到既往实验数据的支持, 相关结果表明这些阶段能够很好地反映出APA、CPA时期的肌电活动<sup>[17-18]</sup>。

为了更好地了解应对干扰时上肢参与姿势调整的肌肉活动模式, 分析在不同方向上肱二头肌、肱三头肌、三角肌的平均积分肌电值以做比较。

### 1.5 统计学分析

将研究数据导入SPSS 24.0统计分析软件进行统计学分析。采用多因素重复测量方差分析, 探究方向和速度这两个组内因素对各肌肉在3种姿势调整阶段平均积分肌电值的影响。若发现不同速度干扰时组内存在显著差异, 则继续使用Bonferroni法进行两两比较。使用单因素方差分析在同种干扰条件下肱二头肌、肱三头肌、三角肌在不同姿势调整阶段的平均积分肌电值差异, 使用LSD法进行两两比较。做方差分析前, 先对相应数据进行方差齐性检验, 对于方差不齐的数据组, 则改用Kruskal-Wallis H检验进行统计学分析, 使用Dunnnett t3进行两两比较。所得数据均以平均数±标准差的形式表示,  $P \leq 0.05$ 为差异有显著性意义。

## 2 结果

### 2.1 外界干扰方向对姿势调整活动的影响

通过对比前、后向的外界干扰下APA、CPA1和

图1 干扰装置示意图



CAP2阶段的平均积分肌电值,我们发现所观察的7块肌肉的平均积分肌电值在这3个姿势调整阶段(见表1)均会表现出显著差异( $P<0.05$ ),且前向干扰比后向干扰引起的肌电活动更大。

### 2.2 外界干扰的速度对姿势调整活动的影响

除不同速度干扰引起三角肌APA阶段的平均积分肌电值没有显著差异之外( $P=0.061$ ),其余6块肌肉在APA、CPA1、CPA2阶段均表现出了显著差异(表1),且干扰速度越大,肌肉表现出越大的平均积分肌电值(表2)。

3种不同速度干扰两两比较结果示,在APA阶段,下肢胫骨前肌、股二头肌、股四头肌在“慢-中”、“中-快”、“慢-快”的对比时,均表现出显著差异的平均积分肌电值( $P<0.05$ ),而肱三头肌在“慢-中”、“中-快”、“慢-快”下的比较结果分别是 $P=0.122$ , $P=0.264$ , $P=0.012$ ;肱二头肌分别是 $P=0.9$ , $P=0.153$ , $P=0.015$ ;臀大肌分别是 $P=0.137$ , $P=0.125$ , $P=0.028$ 。

表1 不同干扰条件下肌肉平均积分肌电值重复测量方差分析结果

	方向		速度		方向*速度	
	F	P	F	P	F	P
<b>肱三头肌</b>						
APA	7.077	0.021	8.344	0.004	1.275	0.188
CPA1	11.666	0.005	10.212	0.003	3.77	0.057
CPA2	16.614	0.002	27.742	<0.001	7.414	0.009
<b>肱二头肌</b>						
APA	11.379	0.006	5.348	0.024	0.368	0.7
CPA1	6.423	0.026	9.007	0.005	1.129	0.33
CPA2	16.152	0.002	10.754	0.003	2.763	0.107
<b>三角肌</b>						
APA	9.357	0.001	3.634	0.061	1.998	0.267
CPA1	6.635	0.024	31.124	<0.001	2.606	0.118
CPA2	10.744	0.007	9.977	0.003	5.229	0.025
<b>臀大肌</b>						
APA	7.409	0.019	4.416	0.039	1.595	0.247
CPA1	10.744	0.007	9.77	0.003	5.229	0.025
CPA2	6.635	0.024	31.124	0.001	2.666	0.118
<b>股四头肌</b>						
APA	9.816	0.009	24.754	<0.001	0.064	0.958
CPA1	59.014	<0.001	70.904	<0.001	2.908	0.097
CPA2	54.583	<0.001	66.405	<0.001	5.856	0.019
<b>股二头肌</b>						
APA	13.813	0.003	13.64	0.001	1.172	0.346
CPA1	28.559	<0.001	40.875	<0.001	5.772	0.02
CPA2	18.456	0.001	55.536	<0.001	5.107	0.027
<b>胫骨前肌</b>						
APA	27.483	<0.001	32.221	<0.001	1.777	0.244
CPA1	119.502	<0.001	206.273	<0.001	108.663	<0.001
CPA2	204.405	<0.001	50.927	<0.001	21.983	<0.001

表2 不同干扰条件下上肢肌在各姿势调整阶段平均积分肌电值比较 ( $\bar{x}\pm s$ , mv)

干扰类型	肱三头肌	肱二头肌	三角肌	F/ $\chi^2$	P
<b>向后慢速</b>					
APA	4.47±3.73	3.85±2.16	4.09±2.40	1.23	0.30
CPA1	5.39±3.44	5.27±2.85	5.23±3.64	0.01	0.99
CPA2	7.46±5.69	6.32±3.39	5.06±2.26	1.15	0.33
<b>向前慢速</b>					
APA	7.45±6.68	6.11±4.93	4.73±3.35	1.26	0.30
CPA1	8.78±4.89	8.70±5.59	6.44±4.64	0.90	0.42
CPA2	9.98±8.92	10.48±7.36	7.16±3.81	0.84	0.44
<b>向后中速</b>					
APA	6.78±5.90	4.53±1.63	4.65±3.06	1.329	0.52
CPA1	14.55±13.16	12.64±7.08	22.79±4.62	2.60	0.09
CPA2	22.5±16.11	12.04±5.63	17.83±12.66	$\chi^2=2.98$	0.23
<b>向前中速</b>					
APA	11.70±6.19	6.55±3.52	7.49±6.36	3.26	0.05
CPA1	28.43±18.94	18.45±14.42	26.73±17.06	1.30	0.29
CPA2	34.90±31.26	15.54±6.93	33.63±31.99	$\chi^2=4.563$	0.10
<b>向后快速</b>					
APA	12.84±7.68	6.90±4.14	5.62±5.57	$\chi^2=8.696$	0.01
CPA1	44.5±27.00	33.62±27.48	49.61±37.58	0.90	0.42
CPA2	61.34±35.40	33.83±31.74	45.42±43.36	1.80	0.10
<b>向前快速</b>					
APA	14.59±9.18	8.20±4.25	9.44±8.47	$\chi^2=2.934$	0.23
CPA1	80.54±61.95	58.38±51.53	84.92±50.64	0.87	0.43
CPA2	89.94±37.25	60.22±45.21	75±47.34	1.52	0.23

注:方差不齐时,使用H检验,F值用卡方值 $\chi^2$ 替代

### 2.3 姿势调整时上肢肌活动对比

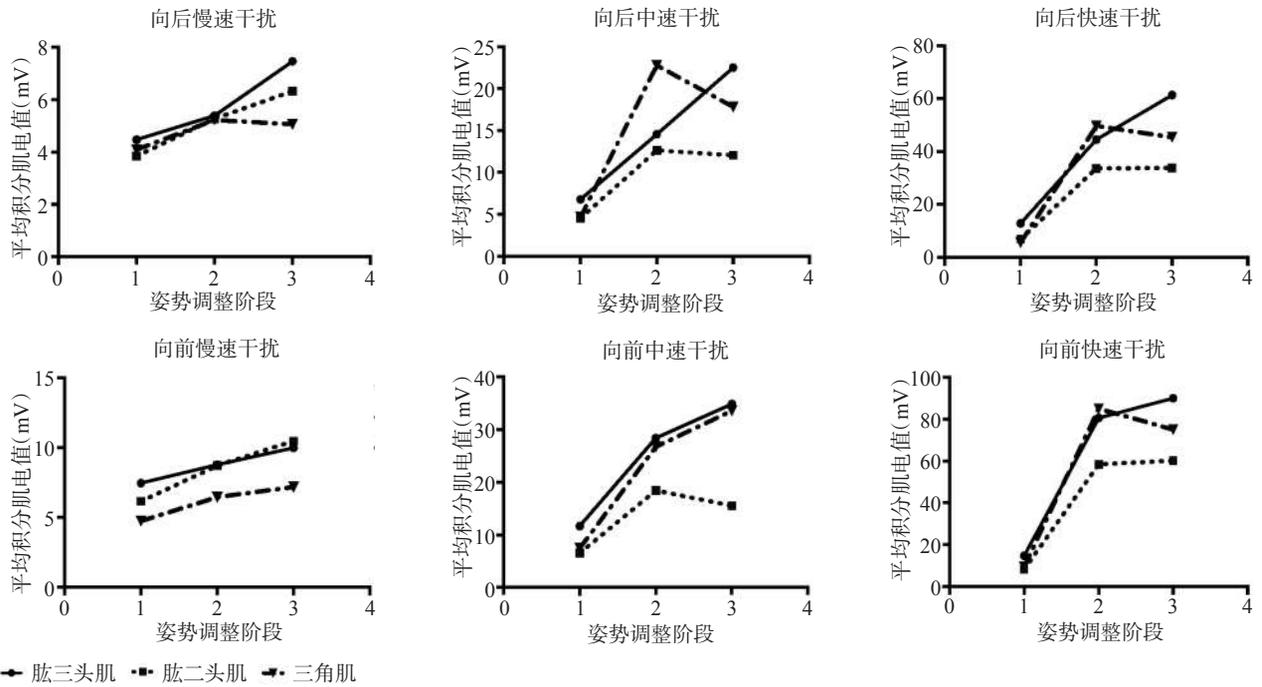
肱三头肌、肱二头肌、三角肌在“向前中速”、“向后快速”的干扰下,APA阶段的平均积分肌电值表现出了明显差异(表2)。两两比较结果示,“向后快速”干扰下,APA阶段的肱三头肌平均积分肌电值显著大于肱二头肌与三角肌(图2,  $P=0.016$ ,  $P=0.04$ );“向前中速”干扰下,APA阶段肱三头肌平均积分肌电值显著大于肱二头肌( $P=0.022$ );余差异无显著性意义。

## 3 讨论

### 3.1 不同干扰条件对姿势调整时肌肉活动的影响

APA是在干扰产生前就出现的姿势调整前馈活动,受到大脑运动前区、辅助皮质运动区的调控<sup>[19]</sup>。已有试验证实,上肢任务性活动强度越大,下肢肌在APA时期记录到的表面肌电强度也越大<sup>[20]</sup>。本研究在受试者已知干扰性质下,通过改变活动平板的位移速度,也得出了类似结论。不同速度的活动平板直接代表了不同的干扰强度,强度越大,APA时期

图2 上肢肌在不同干扰条件下各姿势调整阶段平均积分肌电值比较图



下肢肌活动也越大。而对于上肢肌,当干扰强度增加到一定程度时,肱三头肌、肱二头肌的活动也会出现显著增大,而三角肌活动则未见显著差异。由此可见,面对外界干扰时机体姿势调整的前馈活动不仅仅表现在下肢肌。

干扰发生后,人体由于惯性COM产生移动,CPA就此产生从而帮助恢复原有的平衡姿势。在预试验时,我们观察到随着活动平板位移速度的增加,受试者在CPA阶段除了通过躯干摆动、下肢迈步,上肢也开始出现明显的反应性活动,这与后期正式实验表面肌电分析结果相一致。当活动平板位移速度上升到最快时,臀大肌、肱二头肌、肱三头肌、三角肌活动也开始出现显著增加。与下肢一样,面对干扰时,上肢在CPA阶段也会出现反应性活动,但只有当干扰强度相差足够大时,上肢肌参与CPA活动才能表现出显著区别。

除了活动平板位移速度外,位移方向也影响着姿势调整时上肢与下肢肌肉的活动强度,平板向前比向后时产生的调整活动更强,CPA阶段时这种差异随着位移速度的增加则更明显。

### 3.2 姿势调整阶段上肢肌活动模式

有学者认为,外界干扰引起的上肢活动是一种惊恐反应<sup>[21]</sup>。对于这样的观点,有学者提出了质疑,认为平衡受扰后上肢活动不像惊恐反应表现出的屈曲模式那样,运动学分析结果表明这种上肢活动更像是代偿性姿势调整,直接有助于平衡的恢复<sup>[25]</sup>。通过对受试者在干扰发生后CPA活动阶段的观察,我们发现上肢活动主要以肩关节前屈、外展为主,伴有或可不伴有肘关节的屈曲,并不是典型的屈肌活动模式。表面肌电分析结果也支持了这一观察现象,受扰后CPA阶段肱二头肌与肱三头肌、三角肌活动无显著差异。在APA阶段,肱三头肌表现出的肌电活动比三角肌、肱二头肌更大,在中等强度的干扰时,这种差异则更加显著(见图2)。

### 4 研究不足及展望

本试验的研究对象为健康青壮年,但实际上健康青壮年人群本身就存在平衡能力差异,故测得的平均积分肌电值标准差值较大。幸而试验设计仅仅是自身对比,没有涉及设立对照组进行个体间的对比,个体差异对结果变化趋势并未造成实质性影响。其次,即使测试时我们用了口头指令使受试者

放松,但无法完全消除紧张因素对受试者肌电值的影响。此外,在记录相应肌肉活动时,由于受到设备通道数量限制,我们省略了对躯干肌的观察,原因是既往大部分研究都在探索姿势调整时的躯干肌的活动,本试验旨在观察肢体调整活动,以突出被既往研究所忽略的上肢姿势调整活动在平衡姿势恢复中的作用。

表面肌电分析作为本试验的唯一评估指标,仅能反映肌肉收缩活动,无法从运动学角度说明上肢活动情况。若要进一步反映平衡受扰后上肢反应的活动模式,还需要增加角度计或三维运动分析等方法进行观察分析。

## 5 结论

外界干扰的方向与强度,不仅影响着预期性姿势调整时期下肢肌的活动,也会对上肢肌的活动产生一定程度的影响。随着干扰强度的增加,上肢肌在代偿性姿势调整阶段产生的活动也越大,且这种活动形式并不是简单的屈肌活动模式。除了干扰强度,干扰的前后方向也会对姿势调整时上、下肢活动产生影响,且前向干扰比后向干扰引起的肌肉活动更强。

## 参考文献

- [1] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20:388—397.
- [2] Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs movements on postural stabilisation[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2013, 23:1222—1228.
- [3] Aruin AS, Latash ML. The role of motor action in anticipatory postural adjustments studied with self-induced and externally triggered perturbations[J]. *Exp Brain Res*, 1995, 106: 291—300.
- [4] Lee WA, Buchanan TS, Rogers MW. Effects of arm acceleration and behavioral conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion[J]. *Exp Brain Res*, 1987, 66:257—270.
- [5] Kennedy A, Guevel A, Sveistrup H. Impact of ankle muscle fatigue and recovery on the anticipatory postural adjustments to externally initiated perturbations in dynamic postural control[J]. *Exp Brain Res*, 2012, 223:553—562.
- [6] Belen'kii VE, Gurfinkel VS, Pal'tsev EI. Control elements of voluntary movements[J]. *Biofizika*, 1967, 12:135—141.
- [7] Gendre M, Yiou E, Gelat T, et al. Directional specificity of postural threat on anticipatory postural adjustments during lateral leg raising[J]. *Exp Brain Res*, 2016, 234:659—671.
- [8] Yamazaki Y, Suzuki M, Ohkuwa T, et al. Maintenance of upright standing posture during trunk rotation elicited by rapid and asymmetrical movements of the arms[J]. *Brain Res Bull*, 2005, 67:30—39.
- [9] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20: 398—405.
- [10] Park S, Horak FB, Kuo AD. Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing[J]. *Exp Brain Res*, 2004, 154:417—427.
- [11] Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations[J]. *J Neurophysiol*, 1986, 55:1369—1381.
- [12] 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, 31: 1104—1110.
- [13] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effects of arm swing on human gait stability[J]. *J Exp Biol*, 2010, 213: 3945—3952.
- [14] Cheng KB, Wang KM, Kuo SY. Role of arm motion in feet-in-place balance recovery[J]. *J Biomech*, 2015, 48: 3155—3162.
- [15] Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D, et al. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping[J]. *Exp Brain Res*, 2010, 201:689—699.
- [16] Santos MJ, Aruin AS. Effects of lateral perturbations and changing stance conditions on anticipatory postural adjustment[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19:532—541.
- [17] Shiratori T, Latash ML. Anticipatory postural adjustments during load catching by standing subjects[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2001, 112:1250.
- [18] Dimitrova D, Horak FB, Nutt JG. Postural muscle responses to multidirectional translations in patients with Parkinson's disease[J]. *Journal of Neurophysiology*, 2004, 91:489.
- [19] Sadeghi M, Talebian S, Olyaei GR, et al. Preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments accompanied by externally cued weighted-rapid arm rise task in non-specific chronic low back pain patients and healthy subjects [J]. *Springerplus*, 2016, 5:674.
- [20] Bouisset S, Richardson J, Zattara M. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans?[J]. *Neurosci Lett*, 2000, 278:153—156.
- [21] Bloem BR, van Vugt JP, Beckley DJ. Postural instability and falls in Parkinson's disease[J]. *Neurosciences*, 2001, 87: 209.