

文章编号: 1004-7220(2023)04-0791-06

不同类型和负荷双任务对健康人动态姿势控制的影响

刘鑫玥¹, 霍洪峰^{1,2}

(1. 河北师范大学 体育学院, 石家庄 050024; 2. 河北省人体运动生物信息测评重点实验室, 石家庄 050024)

摘要: **目的** 通过对比不同负荷认知双任务行走和运动双任务行走时下肢表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 信号及动态稳定性的差异, 探究不同类型和负荷双任务对健康人动态姿势控制的影响。 **方法** 利用无线 sEMG 测试仪和三维运动捕捉系统同时采集 28 名受试者不同负荷认知双任务行走和运动双任务行走时平均肌电 (average electromyography, AEMG) 和动态稳定性指标。采用双因素重复测量方差分析任务类型 (认知任务和运动任务) 和任务负荷 (简单任务和困难任务) 对人体下肢 sEMG 和动态稳定性的影响以及两者之间的交互作用。 **结果** 简单负荷行走时, 左右股二头肌和右胫前肌 AEMG 均小于困难负荷行走 ($P < 0.05$), 左胫前肌简单运动双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走 ($P < 0.05$)。右腓肠肌困难认知双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走 ($P < 0.05$), 简单认知双任务行走时 AEMG 大于困难认知双任务行走 ($P < 0.05$), 简单运动双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走 ($P < 0.05$); 简单认知双任务行走动态稳定裕度 (margins of stability, MoS) 大于简单运动双任务行走 ($P < 0.05$), 困难认知双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走 ($P < 0.05$), 简单运动双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走 ($P < 0.05$)。 **结论** 不同类型和负荷双任务对动态姿势控制的影响存在交互效应。困难运动双任务行走时踝关节周围肌肉的神经肌肉控制和动态稳定性强于困难认知双任务行走, 困难运动双任务行走时踝关节周围肌肉的神经肌肉控制和动态稳定性强于简单运动双任务行走。

关键词: 双任务行走; 表面肌电; 动态稳定性

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.023

Effects of Dual Tasks with Different Types and Loads on Dynamic Postural Control in Healthy Adults

LIU Xinyue¹, HUO Hongfeng^{1,2}

(1. College of Physical Education, Hebei Normal University, Shijiazhuang 050024, China; 2. Hebei Key Laboratory of Human Motion Bioinformation Assessment, Shijiazhuang 050024, China)

Abstract: **Objective** By comparing the differences of surface electromyography (sEMG) signals and dynamic stability of lower limbs during cognitive dual-task walking and motor dual-task walking under different loads, the effects of dual tasks with different types and loads on dynamic postural control in healthy adults were investigated. **Methods** The average electromyography (AEMG) and dynamic stability indexes of 28 subjects during cognitive dual-task walking and motor dual-task walking under different loads were collected by wireless sEMG tester and three-dimensional (3D) motion capture system. The effects of task type (cognitive task and motor task) and task load (simple task and difficult task) on sEMG and dynamic stability of human lower limbs and their interactions were analyzed by two-factor repeated measures of variance. **Results** The AEMG of left and right biceps femoris muscles and right tibialis anterior muscle during walking with simple load were lower than those during walking with difficult load ($P < 0.05$), and the AEMG of left tibialis anterior muscle during simple motor dual-task walking was lower than that during difficult motor dual-task walking ($P < 0.05$). The AEMG of right

收稿日期: 2022-05-16; 修回日期: 2022-05-25

基金项目: 河北省科技支撑项目 (16275709), 河北省专业学位研究生教学案例建设项目 (KCJSZ2020031)

通信作者: 霍洪峰, 高级实验师, 硕士生导师, E-mail: hhf413@163.com

gastrocnemius muscle during difficult cognitive dual-task walking was lower than that during difficult motor dual-task walking ($P < 0.05$), the AEMG during simple cognitive dual-task walking was higher than that during difficult cognitive dual-task walking ($P < 0.05$), and the AEMG during simple motor dual-task walking was lower than that during difficult motor dual-task walking ($P < 0.05$). The margin of stability (MoS) of simple cognitive dual-task walking was larger than that of simple motor dual-task walking ($P < 0.05$), the MoS of difficult cognitive dual-task walking was smaller than that of difficult motor dual-task walking ($P < 0.05$), and the MoS of simple motor dual-task walking was smaller than that of difficult motor dual-task walking ($P < 0.05$). **Conclusions** Dual tasks with different types and loads have interaction effects on dynamic posture control. The neuromuscular control around the ankle muscle and dynamic stability during difficult motor dual-task walking are better than those during difficult cognitive dual-task walking, and the neuromuscular control around the ankle muscle and dynamic stability during difficult motor dual-task walking are better than those during simple motor dual-task walking.

Key words: dual tasks; surface electromyography (EMG); dynamic stability

有效的姿势控制对顺利完成日常生活活动至关重要^[1]。姿势控制的维持需要多感官信息传入、神经回路自动调节与认知加工处理协同作用^[2-3]。认知与行走时,姿势控制表现的相互作用关系可以通过双任务范式来研究,即在行走的同时完成一项认知任务或其他运动任务^[4-5]。目前,双任务研究范式已经广泛应用于探究姿势控制的认知资源需求。了解双任务行走期间姿势控制的认知资源分配可以阐明潜在机制,并可能为姿势控制康复干预提供信息,提高跌倒风险预测水平^[6]。然而,关于健康人群双任务姿势控制,有研究认为,在完成双任务时,其他任务的介入会争夺姿势控制的注意力资源,损害机体姿势控制能力^[7-9]。但也有研究认为,同时执行双任务不会对姿势控制产生影响,甚至会增强姿势稳定性^[10-13]。健康人群双任务期间姿势控制性能变化差异可能是由于不同双任务类型或双任务负荷干扰引起的神经肌肉控制变化差异造成。表面肌电(surface electromyography, sEMG)信号是借助贴敷在浅表目标肌肉上的表面电极引导,记录下神经肌肉系统活动时生物电信号的总和。sEMG与大脑皮层激活水平和神经肌肉募集能力、同步化状态等因素存在不同程度的关联性,可以在一定程度上反映不同运动状态下姿势性能维持的神经肌肉控制水平^[14-17]。本文通过对比不同负荷认知双任务行走和运动双任务行走时下肢sEMG信号及不同双任务行走时动态稳定性的变化,探究不同类型和负荷双任务对健康人动态姿势控制的影响。本文假设:双任务行走时,下肢不同肌群的神经肌肉控制水平存在差异,并且不同类型和负荷对双任务行走时下肢肌群神经肌肉控制和

动态稳定性的影响可能存在交互效应。

1 对象与方法

1.1 受试者

招募28名健康男性大学生,年龄(25.1 ± 1.5)岁,身高(1.78 ± 2.43) m,体质量(71.14 ± 3.98) kg,身体质量指数(body mass index, BMI)为(22.51 ± 0.75) kg/m^2 ,蒙特利尔认知评估量表(MoCA)评分(28.43 ± 0.92)分,优势侧均为右侧。所有受试者均无姿势控制障碍,近半年无影响正常行走的疾病和上下肢损伤史,可以持一定重物正常行走。意识清醒,无认知障碍,有能力配合实验认知任务要求。实验前需了解实验意图,清楚实验内容,征求意见后均表示自愿参加并签署知情同意书。本研究获得河北师范大学生物医学伦理委员会批准。

1.2 实验仪器

FREEEMG300 无线 sEMG 测试仪(采集频率 1 kHz, BTS 公司, 意大利)采集单任务和不同双任务行走时下肢肌肉 sEMG 信号; 8 镜头三维运动捕捉系统(像素 2352×1728 , 采集频率 120 Hz, Motion 公司, 美国)采集人体行走过程中的运动学数据; 标有刻度(400 mL)的玻璃水杯用来完成运动任务干预, 随机数生成器软件用于随机生成任务实施顺序以及认知任务干预。

1.3 认知和运动任务设计

认知任务采用 n-back 听觉语言认知任务。应用随机数生成器 app 生成 10 个两位数的随机数, 实验人员依次念出并随机停止。简单认知负荷行走时, 受试者需回答出完整随机数列的倒数第 2 个数字; 困难认知负荷行走时, 需要回答出完整随机数

列的倒数第3个数字。

运动任务采用优势侧手持含不同容量水的玻璃水杯进行。简单运动负荷行走时受试者需持含200 mL水的水杯,困难运动负荷需持含400 mL水的水杯。

1.4 实验流程

实验前准备:由1名实验人员提前调试实验设备,准备装有水的水杯备用,通过随机数生成软件生成每位受试者的实验顺序,并准备认知任务的数列素材,另一名实验人员向受试者说明实验流程及实验内容,带受试者熟悉实验场地,随后通过踢足球确认优势腿。准备工作完成后,通知受试者到达指定测试区域。粘贴肌电贴:肌电采集左右两侧股直肌、股二头肌、胫前肌、腓肠肌内侧头和单侧臀大肌的sEMG信号,贴电极片前需刮除相应部位体毛,用酒精棉片擦拭,清除体表油脂和杂质,待皮肤干燥之后,沿肌肉走向,在肌腹最隆起处贴电极片,两电极片之间的距离约20 mm,安装sEMG测试设备。粘贴标志点:根据海耶斯模型在人体相应部位贴29个标志点(见图1)。



图1 标志点和表面电极粘贴位置

Fig.1 Set-up of markers and surface electrode positions

数据采集:单任务和运动任务(优势侧手持水杯)行走时,受试者在听到“开始”指令后行走并记录数据,听到“停”指令后停止步行,结束数据记录。认知任务(n-back听觉语言任务)行走时,受试者在听到实验人员念数列时开始行走并记录数据,回答出正确答案后停止步行同时停止数据记录。运动双任务行走时需保证杯中的水不洒出,认知双任务行走需回答出正确答案,算作1次成功的实验数据。不同条件行走结束后需间歇1 min,每种行走

测试记录3次有效数据,取平均值进行统计学分析。

1.5 数据处理与实验指标

肌电数据采用EmgServer软件分析,将原始肌电信号进行带通滤波(10~480 Hz)、整流处理。选取人体单任务及不同双任务行走时的平均肌电(average electromyography, AEMG)反映中枢控制能力及运动单位的激活程度,AEMG增大表示中枢控制增强,激活更多的运动单位。平均肌电值的标准化方法为:

标准化 AEMG = (不同行走状态每块肌肉 AEMG/单任务行走状态单侧臀大肌 AEMG) × 100%

运动学数据采用Cortex软件(Motion公司,美国)进行处理,根据Helen Hayes模型命名并识别29个标志点,补齐缺失帧,删除未命名点,截取出有效数据范围,采用Butter-worth四阶低通滤波(截断频率6 Hz)后导出所有标志点和身体重心的三维坐标以及身体重心速度。选取优势腿脚跟触地时刻运动学数据间接计算出动态稳定裕度(margin of stability, MoS)。MoS为负值,表示人体处于不稳定状态;MoS绝对值越小,稳定性越好。

MoS采用如下公式计算:

$$\begin{aligned} \omega_0 &= \sqrt{g/l} \\ CM &= d_{CoM} + v_{CoM}/\omega_0 \\ MoS &= B_{max} - CM \end{aligned} \quad (1)$$

式中: ω_0 为人体倒置钟摆模型的固有频率; g 为重力加速度($1g = 9.8 \text{ N/kg}$); l 为身体重心到地面的垂直距离(身体重心 z 轴方向的坐标); CM 为推算的身体重心, d_{CoM} 、 v_{CoM} 分别为某时刻身体重心的位移和速度;MoS为某时刻的动态稳定裕度; B_{max} 为支撑面某一方向的最大支撑边缘(本文采用非优势腿脚尖与脚跟标志点前后方向的中点坐标表示)。

1.6 统计学分析

所得参数值均以平均值±标准差表示,利用统计软件SPSS 25.0,采用Shapiro-Wilk法对数据进行正态分布检验,均符合正态分布,采用双因素重复测量方差分析(two-way repeated measures ANOVA)双任务类型和任务负荷对肌电指标和人体动态稳定性指标的影响以及两者之间的交互作用, $P < 0.05$ 认为差异具有统计学意义。

2 结果

2.1 不同双任务行走时 AEMG 比较

比较不同双任务行走下肢 AEMG 发现,左右股直肌 AEMG 在不同任务负荷和任务类型行走时的变化差异均不具有统计学意义(见表 1)。左右股二头肌 AEMG 在任务负荷和任务类型之间不存在交互效应。任务负荷主效应分析结果显示,简单负荷行走时右股二头肌和左股二头肌 AEMG 均小于困难负荷行走($P<0.05$);任务类型主效应分析结果显示,不同类型双任务行走时左右股二头肌 AEMG 差异均不具有显著性。右胫前肌 AEMG 在任务负荷和任务类型之间不存在交互效应。任务负荷主效应分析结果显示,简单负荷行走时右胫前肌 AEMG 小于困难负荷行走($P<0.05$);任务类型主效应分析结果显示,不同类型双任务行走时右胫前肌 AEMG 差异不具有显著性。左胫前肌 AEMG 在任务负荷和任务类型之间存在交互效应($P<0.05$)。任务类

型简单效应分析结果显示,不同类型对简单双任务和困难双任务行走 AEMG 的影响差异不具有显著性。任务负荷简单效应分析结果显示,简单认知双任务行走时 AEMG 大于困难认知双任务行走($F=0.909, P=0.345$),简单运动双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走($F=12.951, P=0.001$)。右腓肠肌 AEMG 在任务负荷和任务类型之间存在交互效应($P<0.05$)。任务类型简单效应分析结果显示,简单认知双任务行走时 AEMG 大于简单运动双任务($F=0.003, P=0.956$),困难认知双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走($F=16.523, P<0.001$)。任务负荷简单效应检验结果表明,简单认知双任务行走时 AEMG 大于困难认知双任务行走($F=6.847, P=0.011$),简单运动双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走($F=11.080, P=0.002$)。左腓肠肌 AEMG 在不同任务负荷和任务类型行走时的变化差异均不具有统计学意义(见表 2)。

表 1 不同双任务行走时 AEMG 比较($n=28$)

Tab. 1 Comparison of AEMG during different dual-task walking

单位:%

肌肉	单任务步行	认知双任务步行		运动双任务步行	
		简单	困难	简单	困难
右侧臀大肌	100.00±0.00	87.73±17.44	85.86±8.50	85.34±13.67	81.11±12.97
右股直肌	207.91±90.64	173.97±73.34	174.37±56.77	173.68±87.45	176.97±78.96
左股直肌	177.26±49.60	151.99±41.29	155.24±46.30	147.28±47.60	151.85±55.34
右股二头肌	147.12±16.73	131.35±23.32	135.42±17.92	131.93±22.85	135.63±22.59
左股二头肌	164.41±30.96	141.87±21.01	147.25±28.37	135.32±14.50	148.44±25.23
右胫前肌	216.03±63.62	175.53±41.12	180.51±45.87	193.69±58.13	199.52±51.10
左胫前肌	258.77±63.49	223.74±55.29	217.91±51.78	230.76±67.12	252.75±75.92
右腓肠肌	259.27±25.47	231.65±30.25	216.41±23.27	230.99±55.57	250.39±55.57
左腓肠肌	274.10±56.05	225.38±41.16	227.40±58.16	241.86±27.76	247.57±46.03

表 2 不同双任务行走对 AEMG 影响的统计分析结果($n=28, *P<0.05$)

Tab. 2 Statistical analysis results of the influence of different dual-task walking on AEMG

肌肉	任务类型		任务负荷		交互效应		肌肉	任务类型		任务负荷		交互效应	
	F	P	F	P	F	P		F	P	F	P	F	P
右股直肌	0.004	0.953	0.140	0.709	0.086	0.770	右胫前肌	2.058	0.157	4.173	0.046*	0.026	0.873
左股直肌	0.106	0.746	1.708	0.197	0.049	0.826	左胫前肌	1.640	0.206	3.499	0.067	10.362	0.002*
右股二头肌	0.005	0.945	9.227	0.004*	0.022	0.883	右腓肠肌	3.103	0.084	0.253	0.617	17.674	<0.001*
左股二头肌	0.228	0.635	14.590	<0.001*	2.548	0.116	左腓肠肌	2.625	0.111	1.047	0.311	0.240	0.626

2.2 不同双任务行走时 MoS 比较

比较不同双任务行走人体脚跟触地时刻 MoS 发现,脚跟触地时刻 MoS 在任务类型和任务负荷之间存在交互效应($P<0.05$),简单认知双任务行走时 MoS 大于简单运动双任务行走($F=6.164,$

$P=0.016$),困难认知双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走($F=20.463, P<0.001$)。简单认知双任务行走 MoS 小于困难认知双任务行走($F=0.000, P=1.000$),简单运动双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走($F=105.776, P<0.001$),见图 2、表 3。

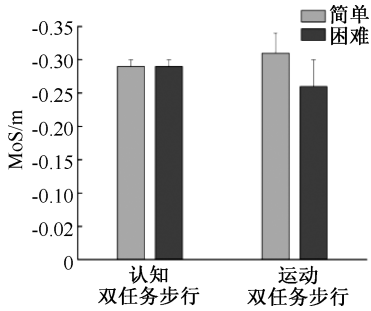


图2 不同双任务行走 MoS 比较

Fig.2 Comparison of MoS during different dual-task walking

表3 不同双任务行走时 MoS 影响的统计分析结果

(n=28, *P<0.05)

Tab.3 Statistical analysis results of the influence of different dual-task walking on MoS

任务类型		任务负荷		交互效应	
F	P	F	P	F	P
2.659	0.109	52.883	<0.001*	52.883	<0.001*

3 讨论

行走过程中的姿势控制需要视觉、前庭觉、本体感觉等感觉系统的传入和小脑、脑干、脊髓的神经回路自动整合调节以及高级认知功能的加工处理协同完成,同时执行不同类型或不同负荷双任务会增加不同额外的认知资源负荷,干扰分配到姿势控制的认知资源,进而对姿势控制的自动化水平产生的影响,造成姿势控制外在表现性能差异,sEMG 信号可以反映不同行走状态下神经肌肉控制水平,揭示双任务行走时姿势控制的认知资源分配程度。本文通过测试不同负荷下认知双任务行走和运动双任务行走时下肢 sEMG 信号及动态稳定性的变化发现,不同类型和负荷对双任务行走时,踝关节周围控制肌肉 AEMG 和动态稳定性的影响存在交互效应,符合本文的研究假设。

通过分析 sEMG 信号可以了解机体在不同状态下神经肌肉的控制水平^[18]。本文采用 sEMG 指标 AEMG 评价不同双任务行走时中枢控制的参与程度和下肢肌肉的激活水平,并通过对应观察不同双任务行走时动态稳定性的变化。本文结果显示,左右股直肌在不同双任务负荷和双任务类型行走时的变化差异均不具有统计学意义,左右股二头肌仅任务负荷差异存在统计学意义,胫前肌和腓肠肌等踝

关节运动控制肌肉在不同任务负荷和任务类型双任务行走时的 AEMG 变化差异均具有统计学意义。有研究提出,机体可能会选择增加踝关节僵硬来抵消无法对外界干扰做出快速反应的局限,通过增加对小腿主动肌和拮抗肌更严格的神经肌肉控制来减少姿势摆动^[19-21]。结合本研究的实验结果,在不同双任务介入行走时,踝关节运动控制肌肉 AEMG 变化更加明显,提示在双任务行走时机体可能会通过积极调动踝关节周围运动控制肌肉,增强踝关节的紧张性来应对第 2 任务的介入。

胫前肌和腓肠肌的分析结果显示,AEMG 在双任务负荷和双任务类型之间存在交互效应。任务类型简单效应分析结果显示,困难认知双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走,Rankin 等^[22]研究认为,在平衡功能恢复中认知任务的介入会降低肌肉活动,该结果与本研究结果一致。Pashler^[23]提出的结构干扰机制认为,如果两个任务都需要访问单个输出通道(结构),但 1 次只有 1 个任务可以访问该通道,则可能会发生结构干扰。在认知双任务行走时,动态姿势控制的维持需要一定的认知资源。当额外的认知任务介入后,会干扰姿势控制的认知通道,从而导致姿势控制的中枢控制和神经肌肉激活水平下降;而额外的运动任务与行走时的动态姿势控制均涉及神经肌肉控制通道,不存在相互干扰,反而会增强姿势控制的中枢神经肌肉控制。任务负荷简单效应结果显示,简单运动双任务行走时 AEMG 小于困难运动双任务行走,即困难运动双任务行走时可能需要更强的中枢神经控制,募集更多的肌纤维才能维持身体的动态稳定性。本研究中,运动双任务行走涉及上肢持水杯和下肢行走控制。相关经颅磁刺激研究证实,上肢和下肢的相关肌肉控制会在皮质脊髓通路之间发生神经相互作用,减少双重任务之间的相互干扰,这种形式的相互作用被称为活动依赖性耦合^[24-25]。相比简单运动双任务,困难运动双任务的完成可能会增强这种活动依赖性耦合机制,提高神经肌肉控制水平。动态稳定性的统计分析结果显示,困难认知双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走,简单运动双任务行走 MoS 小于困难运动双任务行走,即困难认知双任务和简单运动双任务行走不稳定,困难运动双任务行走稳定,结合 AEMG 的结果,机体可能通过增

踝关节周围肌肉的神经肌肉控制来提高身体稳定性。Den 等^[26]研究提出,双任务行走期间,姿势控制的皮质需求增加,自动化水平下降,需消耗更多的认知资源来保证姿势稳定性,该结果与本文结果一致。另外,完成困难运动双任务是具有一定挑战性的动作,机体为了在行走过程中防止水杯中的水洒出,选择更加谨慎和精细的踝关节运动控制,减少足部的随机摆动频率,提高机体的动态稳定性。动态稳定性的任务类型简单效应分析结果显示,与简单运动双任务行走相比,简单认知任务更稳定。该结果与上述 AEMG 分析结果存在一些分歧,可能是因为任务负荷较低导致结果变化趋势不一致,提示在探索双任务行走的中枢神经系统控制策略时,可能需要考虑任务负荷差异带来的结果差异性。

4 结论

不同类型和负荷双任务对动态姿势控制的影响存在交互效应,具体表现为:困难运动双任务行走时踝关节周围肌肉的神经肌肉控制和动态稳定性强于困难认知双任务行走,困难运动双任务行走时踝关节周围肌肉的神经肌肉控制和动态稳定性强于简单运动双任务行走。

参考文献:

- [1] HADDAD JM, RIETDYK S, CLAXTON LJ, *et al.* Task-dependent postural control throughout the lifespan [J]. *Exerc Sport Sci Rev*, 2013, 41(2): 123-132.
- [2] HORAK FB. Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? [J]. *Age Ageing*, 2006, 35(Suppl 2): i7-i11.
- [3] SALIHU AT, HILL KD, JABERZADEH S. Effect of cognitive task complexity on dual task postural stability: A systematic review and meta-analysis [J]. *Exp Brain Res*, 2022, 240(3): 703-731.
- [4] YOGEV-SELIGMANN G, HAUSDORFF JM, GILADI N. Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization [J]. *Mov Disord*, 2012, 27(6): 765-770.
- [5] TRAMONTANO M, MORONE G, CURCIO A, *et al.* Maintaining gait stability during dual walking task: Effects of age and neurological disorders [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2017, 53(1): 7-13.
- [6] SMALL GH, BROUGH LG, NEPTUNE RR. The influence of cognitive load on balance control during steady-state walking [J]. *J Biomech*, 2021, 122: 110466.
- [7] JACOBI H, ALFES J, MINNEROP M, *et al.* Dual task effect on postural control in patients with degenerative cerebellar disorders [J]. *Cerebellum Ataxias*, 2015, 2(1): 6.
- [8] PLUMMER P, ESKES G, WALLACE S, *et al.* Cognitive-motor interference during functional mobility after stroke: State of the science and implications for future research [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2013, 94(12): 2565-2574.
- [9] 郑慧芬, 孙威, 宋祺鹏, 等. 手机任务介入对下楼梯行走动态稳定性的影响 [J]. *中国运动医学杂志*, 2021, 40(7): 528-535.
- [10] DOUMAS M, SMOLDERS C, KRAMPE RT. Task prioritization in aging: Effects of sensory information on concurrent posture and memory performance [J]. *Exp Brain Res*, 2008, 187(2): 275-281.
- [11] BERGAMIN M, GOBBO S, ZANOTTO T, *et al.* Influence of age on postural sway during different dual-task conditions [J]. *Front Aging Neurosci*, 2014, 6: 271.
- [12] RICHER N, SAUNDERS D, POLSKAIA N, *et al.* The effects of attentional focus and cognitive tasks on postural sway may be the result of automaticity [J]. *Gait Posture*, 2017, 54: 45-49.
- [13] 刘丹, 陆阿明. 双重认知任务介入对人体静态稳定性的影响 [J]. *湖北体育科技*, 2019, 38(10): 903-909.
- [14] 廖志平, 马利娜, 李建华, 等. 基于表面肌电图检查技术的脑卒中患者下肢肌肉痉挛的定量分析 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2017, 39(5): 347-350.
- [15] 王健, 金小刚. 表面肌电信号分析及其应用研究 [J]. *中国体育科技*, 2000, 36(8): 27-29.
- [16] 李宗涛, 葛新发, 罗冬梅, 等. 神经肌肉反应活动能力衰退导致老年女性跌倒的因素研究 [J]. *中国运动医学杂志*, 2015, 34(6): 559-563.
- [17] 王新亭, 伊国富, 张峻霞, 等. 基于表面肌电分析老年人负重跨障行走跌倒风险 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(5): 615-621.
- [18] 王海红, 王健, 厉彦菊. 脑力负荷和运动负荷对上肢肌肉表面肌电信号的影响 [J]. *航天医学与医学工程*, 2018, 31(1): 62-66.
- [19] SMOLDERS C, DOUMAS M, KRAMPE RT. Posture and cognition interfere in later adulthood even without concurrent response production [J]. *Hum Mov Sci*, 2010, 29(5): 809-819.