



相同g值强度时不同振幅与频率模式 对下肢神经肌肉表现的影响

Effects of Different Amplitude and Frequency Vibration Modes on the Performance of Lower Limb Neuromuscular with the Same g Value

张帆^{1,2,3*},王竹影²,蒋琴华⁴,林榕⁵,吴志建²,宋彦李青²
ZHANG Fan^{1,2,3*}, WANG Zhuying², JIANG Qinhu⁴,
LIN Rong⁵, WU Zhijian², SONG Yanliqing²

摘要:目的:探讨相同g值条件下不同振动频率与振幅组合模式,对下肢神经肌肉表现的急性与长期效益。方法:28名受试者,年龄 20.3 ± 2.1 岁,身高 168.2 ± 3.7 cm,体质量 63.5 ± 4.1 kg。自变量为高频率低振幅(HF+LA, 32 Hz/1 mm)、中频率中振幅(MF+MA, 18 Hz/3 mm)、低频率高振幅(LF+HA, 3 Hz/114 mm)与控制组(CON)4种训练模式,因变量包括下蹲跳高度(CMJ)、峰值力矩(PT)、T反射、H反射及M波、触觉敏感度、肌力控制等。急性影响(acute effects, AE)实验部分,受试者分别实施4种训练,并在训练前后分别进行因变量测试;长期影响(chronic effects, CE)实验时,受试者随机分配至上述4组,实施为期8周、每周3次的振动训练,并在训练前后进行因变量测试。结果:AE部分,各组的PT、 T/M_{\max} 、 H_{\max}/M_{\max} 及肌力控制在组内与组间比较皆无显著差异,而MF+MA组的CMJ高度达显著进步,LF+HA组的外踝触觉有显著进步,CON组在外踝及腓肠肌肌腹的触觉有显著进步。CE部分,各组CMJ高度皆有显著进步;HF+LA组的股四头肌力量输出显著进步, T/M_{\max} 与 H_{\max}/M_{\max} 显著下降,除了中足触觉其他部位皆有显著进步;LF+HA组的 T/M_{\max} 显著上升且大于其他组别;CON组的下肢力量输出显著进步;MF+MA组的 H_{\max}/M_{\max} 显著上升;而CON组除了外踝触觉其他皆有显著进步。结论:经过HF+LA与MF+MA振动刺激后,可降低 α 运动神经元终池的兴奋性,增加力量输出表现,且对小腿的触觉敏感度有显著进步,而LF+HA对肌梭刺激较大,可增加 γ 反射弧的兴奋性。

关键词: g值;振动刺激;下蹲跳;神经肌肉适应;触觉敏感度

Abstract: Objective: To explore the acute and long-term benefits of different combination modes of vibration frequency and amplitude for lower limb neuromuscular manifestations under the same g value. Methods: 28 healthy male college students were enrolled in the study, with an age of 20.3 ± 2.1 years, height 168.2 ± 3.7 cm and weight 63.5 ± 4.1 kg. The independent variables were high frequency low amplitude (HF+LA; 32 Hz/1 mm), medium frequency amplitude (MF+MA; 18 Hz/3 mm), low frequency high amplitude (LF+HA; 3 Hz/114 mm), and no vibration intervention control group (CON) training mode. The dependent variables include the counter movement jump height (CMJ), peak torque value (PT), T-reflection, H-reflection, M waves, tactile sensitivity and muscle force control, etc. On the acute effects (AE) experiment, subjects performed 4 kinds of training separately, and the dependent variables were tested before and after training. On the chronic effects (CE) experiment, subjects which were randomly assigned to 4 groups trained for 8 weeks and 3 times a week for vibration, and dependent variables were tested before and after training. Results: In AE, there were no significant differences in PT, T/M_{\max} , H_{\max}/M_{\max} and muscle control among the groups. CMJ height of MF+MA group was significantly improved and tactile sensation of lateral malleolus in LF+HA group was significantly improved, and tactile sensation of extramalleolus and gastrocnemius muscle belly in CON group was significantly improved. In CE, the height of CMJ in each group improved sig-

基金项目:

中央高校基本科研业务费专项资金项目(LGZD202002);南京森林警察学院预研项目(LGY201603);中国博士后科学基金特别资助(2019T120441);江苏高校青蓝工程优秀教学团队资助项目;江苏高校中青年教师境外研修资助项目

*通信作者简介:

张帆(1982-),男,副教授,博士,主要研究方向为运动训练与体质健康, E-mail: zhangfan@nfpcc.edu.cn。

作者单位:

1. 南京森林警察学院, 江苏南京 210023;
 2. 南京师范大学, 江苏南京 210023;
 3. 北卡罗来纳大学教堂山分校, 美国教堂山 27514;
 4. 南京信息职业技术学院, 江苏南京 210046;
 5. 空军特色医学中心, 北京 100142
1. Nanjing Forest Police College, Nanjing 210023, China;
2. Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China;
3. University of North Carolina at Chapel Hill, Chapel Hill 27514, USA;
4. Nanjing Vocational College of Information Technology, Nanjing 210 046, China;
5. Air Force General Hospital, Beijing 100142, China.

nificantly; in HF+LA group, the strength output of quadriceps femoris improved significantly, T/M_{\max} and H_{\max}/M_{\max} decreased significantly, besides tactile sensation in midfoot, T/M_{\max} in LF+HA group increased significantly and was larger than that other groups. The lower limb strength output of CON group improved significantly, H_{\max}/M_{\max} of MF+MA group increased significantly, while that of the CON group improved significantly except for extramalleolus tactile sensation. Conclusion: After HF+LA and MF+MA vibration stimulation, the excitability of the terminal cistern of α motor neuron was decreased, the output of strength was increased, and the tactile sensitivity of the lower leg was improved significantly, while LF+HA stimulation of the muscle spindle was greater, and the excitability of the γ reflex arc was increased.

Keywords: *g value; vibration stimulation; counter movement jump; neuromuscular adaptation; tactile sensitivity*

中图分类号: G804.2 **文献标识码:** A

全身振动刺激(whole body vibration, WBV)能被动地激发人体肌肉所无法主动达到的收缩频率,诱发张力性振动反射(TVR)(Hagbarth et al., 1966)。由于其诱发 TVR 的神经反射回路与牵张反射相似,近年来用以促进竞技表现或用于健身锻炼。随着 WBV 的日渐普及,研究者开始探讨其训练效果及最佳配置,如肌肉功能(李臣等, 2016; 余宏等, 2019; Cormie et al., 2006)、关节活动(张帆等, 2014a, 2014b; Tillaar et al., 2006)、神经适应(李玉章, 2011; 袁艳等, 2016a)、生理反应(张帆等, 2017; Maikala et al., 2006)、疲劳缓解(倪伟等, 2019)、体质健康(王雪强等, 2018)等。WBV 参数包括频率、振幅与加速度(g 值),振动频率使肌肉长度变化速率产生改变,而振幅则使肌肉长度产生改变。当肌肉长度与变化速率改变时,肌肉纤维内的肌梭会因刺激立刻产生强烈的兴奋信号,通过 Ia 感觉神经纤维以最短的时间直接传入脊髓,以单突触或多突触经 α 运动神经纤维传递给更多的动作电位,进而征召更多的运动单位(Martin et al., 1997)。因此,可通过调控上述参数来设定所需训练强度(Luo et al., 2005),并以 g 值表示振动刺激对人体作用的强度,其中,频率为主要的强度设定因素(Rittweger et al., 2010)。

有研究探讨不同振动频率的差异(Jackson et al., 2003),证实频率是影响振动刺激训练效果优劣的重要因素(Cardinale et al., 2003),但如何选择最佳振动频率仍然存疑,原因可能是当振动频率改变而振幅不变时,振动刺激强度(g 值)不尽相同。在涉及运动表现的相关研究中,发现 WBV 可使峰值力矩(peak torque, PT)及下蹲跳(counter movement jump, CMJ)表现增加(Armstrong et al., 2010),PT 增加可能代表 α 运动神经元池的兴奋性受到抑制(Petit et al., 2010),CMJ 表现进步亦代表牵张反射能力提升, γ 反射弧兴奋性增加(袁艳等, 2016b),但目前振动频率与振幅对于肌肉影响及其机制和最佳振动强度(频率、幅度等)问题仍需进一步讨论。至于 WBV 对 α 运动神经元池及 γ 反射弧兴奋性的相关研究,以及搭配神经肌肉适应相关变量的研究较少(刘北湘, 2011)。同时,除上述提及振动刺激会影响肌梭敏感性之外,对巴齐尼氏小体

所支配的触觉敏感度亦有影响,但其与可能连带影响的肌肉控制能力关联性尚缺乏证实(Ryuta et al., 2018)。因为,振动刺激肌梭而诱发 TVR 的同时,亦可能刺激巴氏小体等皮肤感受器,可能使人体产生触觉上的错觉,对感觉反馈具不良影响而导致肌力控制不佳(Matsuda et al., 2017)。

此前针对不同振动频率的实验中,多以相同振幅为主,对于相同 WBV 强度(g 值),但不同频率与振幅配置的研究较少;加之当频率改变而振幅不变时, g 值不同则会造造成研究结果差异。鉴于此,本研究拟探讨相同 g 值强度刺激时,不同振幅与频率模式对下肢神经肌肉表现的影响。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

本研究以 28 名健康普通男性大学生为受试者(非体育专业或体育特长学生),年龄 20.3 ± 2.1 岁,身高 168.2 ± 3.7 cm,体质量 63.5 ± 4.1 kg。本研究得到校伦理委员会批准,且全体受试者在实验前签署知情同意书。

1.2 研究方法

1.2.1 实验设计

分别探讨振动刺激后的急性影响(acute effects, AE)与长期影响(chronic effects, CE)。自变量为高频率+低振幅(HF+LA, 32 Hz/1 mm)、中频率+中振幅(MF+MA, 18 Hz/3 mm)、低频率+高振幅(LF+HA, 3 Hz/114 mm)与无振动介入控制组(CON)4 种不同训练模式;因变量包括下蹲跳高度、峰值力矩、T 反射、H 反射及 M 波、触觉敏感度、肌力控制。

1) AE 实验:受试者随机接受 HF+LA、MF+MA、LF+HA 与 CON 4 种振动模式训练(全体受试者需完成全部 4 种训练),并在训练前后进行因变量测试,其中,训练时间为 $60 \text{ s} \times 5$ 组(LF+HA 为 $20 \text{ s} \times 5$ 组),组间休息 2 min,当执行每次振动模式训练与测试后,需间隔至少 48 h 再进行不同模式振动的训练与测试;2) CE 实验:在 AE 实验结束后 2 周开始(单次实验流程和安排、自变量和因变量与 AE 实验相同),实施为期 3 次/周 \times 8 周的振动训

练(隔天训练),其中,第1~2周进行4组振动训练,第3~5周进行5组振动训练,第6~8周进行6组振动训练,组间休息皆为2 min。

1.2.2 实验控制

受试者过去半年内无下肢肌肉及关节损伤等病史,且无心血管疾病、高血压及相关内脏疾病;每次测试时间均控制在相同时段(上午9:00—11:00),且皆以同一位施测者进行实验操作,训练也以相同机器进行;受试者限定BMI值处于18.5~24.9(正常体型);受试者实验前24 h未参加激烈运动,未饮用含咖啡因、肌酸、支链氨基酸与酒精的饮品;实验全程在室内完成,室温20℃~23℃。

1.2.3 实验仪器

使用FitVibe® Excel Pro™ (Gymna Medical treatment Co., Ltd. BEL)全身振动仪,进行HF+LA和MF+MA模式训练;使用被动反复冲击式肌力增强器CSU-750A (JoongChenn Industry Co., Ltd. CN),应用于LF+HA模式训练;使用AMTI (AMTI Inc. USA)三维测力板,收集下蹲跳运动学数据;使用美国产Biodex system 4 Pro等速肌力评估训练系统(Biodex Medical Inc. USA),采集峰值力矩数据;使用前置放大器的双极表面电极(EMG-Amplifier and Electrodes; Biovision Inc. GER)、电极片(AI/AgCl; EL503; Biopac Systems Inc.)及多导生理信号记录器(MP150; Biopac Systems Inc. CA)进行肌群反射或肌电信号的侦测,同时监控神经反射测试过程肌肉激活情况;使用电刺激器(DS7AH; Digitimer Inc. UK),观察M波和H反射的振幅;使用触觉测量器(#16011 Aesthesiometer-2PT, Lafayette Instrument. USA)测量皮肤两点觉阈。

1.2.4 实验方案

1)测试流程:28名受试者经筛查后,随机分派至A组(7人)、B组(7人)、C组(7人)、D组(7人),受测者依照组别与天数并依照对抗平衡次序法,分别实施HF+LA、MF+MA、LF+HA与CON等4种振动模式,并在训练前与训练后1 min内分别进行因变量测试(PT、CMJ高度、T反射、H反射M波、触觉敏感度、肌力控制),完成每次训练与测试后,需间隔至少48 h再执行不同的振动模式与测试。其中,AE实验的受测者在振动训练前后进行因变量测试,每次振动训练皆为5组,组间休息2 min;CE实验的受测者分别进行为期8周、1周3次的振动训练,组间休息2 min。

2)振动模式:各组振动刺激加速度(g值)皆定为4 g,除CON组外,每组频率与振幅以此加速度做换算求得(张帆等,2014a)。HF+LA模式:频率/振幅设定为32 Hz/1 mm,训练时间为60 s(刘北湘等,2016;袁艳等,2012)。MF+MA模式:频率/振幅设定为18 Hz/3 mm,训练时间为60 s(Wakeling et al., 2002; Mester et al., 2008)。LF+HA模式:频率/振幅设定为3 Hz/114 mm,训练时间为20 s,此训

练模式应用伸展-收缩循环(SSC)原理,诱发牵张反射与振动训练诱发张力性振动反射(TVR)。CON模式:动作模式和频率与其他模式相同,但无振动刺激,训练时间为60 s。

接受不同振动刺激模式时,同步执行向心与离心的连续蹲起动作,要求双脚与肩同宽完成动作,膝关节活动范围为90°~150°,以节拍器控制动作频率为每2 s执行1次(0.5 Hz)。

1.2.5 测试指标

1)CMJ:受试者安静站立于AMTI测力板上测量体质量,接着进行CMJ,跳跃过程中受试者均双手叉腰,避免手部摆动影响跳跃表现,每次跳跃间均休息30 s。测试AE,前测2次,刺激结束后立刻进行1次后测;CE的前测与后测则各为2次;跳跃高度经由测力板所测腾空时间计算:跳跃高度=1/2×g×(Δt/2)²。

2)PT:进行股四头肌与股二头肌最大等长肌力测试,膝关节固定在60°。受试者全力收缩3 s,过程中实验者给予口头激励。测试AE,前测2次,振动刺激结束后立刻进行1次后测;CE振动刺激的前测与后测各为2次,2次测试间休息30 s。所测得PT(Nm)作为本研究的分析资料。

3)T反射(T-reflex):电极片粘贴于受试者右腿比目鱼肌肌腹(约腓骨头至外踝1/3处),随后受试者跪姿立于瑞士球上,膝关节弯曲成90°,以巴克神经锤(HS-401G3)敲击能诱发出最大反射的跟腱处;研究者佩戴连接至节拍器的耳机,以0.5 Hz频率进行敲腱,将肌电仪上所收集到的10次最大T反射振幅峰值加以平均,以T/M_{max}比值作为标准进行分析。

4)H反射(H-reflex)与M波(M-wave):受试者俯卧于诊疗床上,利用电刺激器刺激腓窝处(胫神经解剖位置)。先找到最大H反射振幅(M_{max}),再将电刺激电流强度增加至最大M波振幅峰值(M_{max}),以该电流强度的120%作为超强电刺激电流强度,波宽为1 000 μs方形脉冲波,刺激频率为0.5 Hz。各收集10次H_{max}与M_{max}振幅峰值加以平均,再以H_{max}/M_{max}比值作为标准进行分析。

5)触觉敏感度:使用触觉测量器测试受试者右腿中足(MT)、外踝(DL)、腓肠肌肌腹(PL)、股四头肌肌腹(QC)解剖位置的皮肤感觉2点觉阈,2点距离越小表示触觉敏感度越佳(Rougier et al., 2005)。每个部位前后测各测试2次,将2次数值平均数作为分析数据。

6)肌力控制:以等速肌力测试系统和表面肌电仪收集受试者各组振动刺激前后,膝关节在进行50% 1 RM目标力矩时实际力矩和目标力矩差值,及股四头肌电活动情形,作为肌肉控制能力的指标。肌电测试采用与H-reflex/M-wave测试相同信号截取系统,取样频率设定为1 000 Hz,将电极粘贴于右腿股四头肌(髌关节髌前下棘至髌下腱之中点处)和股二头肌(坐骨结节至腓骨头之中

点处);原始信号先经 20~400 Hz 带通滤波,再将信号值整流取其绝对值,最后再经过 1 次 6 Hz 低通滤波处理,取肌肉收缩期间(5 s)第 1~2 s 肌电值进行分析(Ghaffarinejad et al., 2007),值越小表示肌肉控制能力越好。

1.2.6 统计处理与分析

SPSS 19.0 进行统计处理,结果用平均数±标准差($M \pm SD$)表示。以重复测量 t 检验(repeated measure t -test),分析不同振动模式对各参数的影响,并计算前后测变化程度;以重复测量单因素方差分析(repeated measure one-way ANOVA),比较 AE 不同振动模式间对各参数影响程度的差异;以独立样本单因素方差分析(independent samples one-way ANOVA),比较 CE 不同训练模式间的训练效果差异。若 F 值达显著,再以 Tukey HSD 法进行事后比较。统计学显著性水平为 $P < 0.05$,非常显著为 $P < 0.01$ 。

2 结果

2.1 接受振动刺激后 CMJ 表现

AE 方面, HF+LA 组 CMJ 高度的后测大于前测($t=2.18, P=0.050$),进步率 12.47%,并显著大于 LF+HA 组($P=0.029$); MF+MA 组显著进步 7.25%($t=2.49, P=0.027$)。CE 方面, HF+LA、MF+MA、LF+HA 及 CON 组分别显著进步 6.9%($t=4.254, P=0.001$)、4.1%($t=2.641, P=0.019$)、6.7%($t=4.327, P=0.001$)及 7.1%($t=3.093, P=0.008$),但组间进步率无显著差异(图 1)。

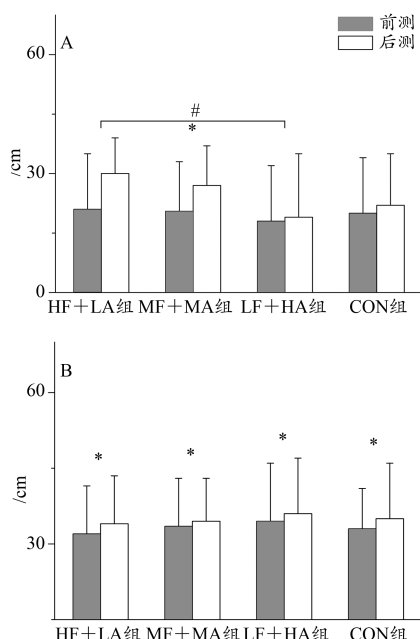


图 1 急性振动(A)与长期振动(B)对下蹲跳高度的影响

Figure 1. AE(A) and CE(B) of Vibration on Height of CMJ

注: *表示前后测值达显著, $P < 0.05$; #表示组间差异达显著, $P < 0.05$;下同。

2.2 接受振动刺激后 PT 表现

无论是股四头肌或股二头肌的 PT, AE 各组前后测与组间变化率皆无显著差异。CE 方面, HF+LA 组股四头肌的 PT 显著上升 20%($t=4.512, P=0.000$)且变化率显著大于 LF+HA 组(下降 3%); CON 组股四头肌($t=4.169, P=0.001$)与股二头肌($t=2.59, P=0.021$)的 PT 皆显著上升,且股四头肌的 PT 变化率显著大于 LF+HA 组,但组间未达显著差异(图 2)。

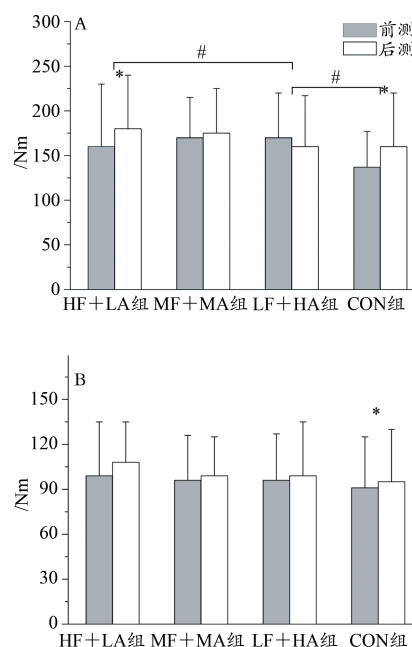


图 2 长期振动对股四头肌(A)与股二头肌(B)峰值力矩的影响
Figure 2. Difference of CE on PT of Quadriceps Femoris (A) and Biceps Femoris (B)

2.3 接受振动刺激后的 T 反射表现

AE 方面, 各组前后测及组间皆未达显著差异。CE 部分, LF+HA 组 T/M_{max} 显著进步 316%($t=5.20, P=0.000$)且显著大于其他组 [$F(3, 42)=12.8, P=0.000$], 而 HF+LA 组显著下降 36%($t=-2.51, P=0.025$; 图 3)。

2.4 接受振动刺激后的 H 反射与 M 波表现

AE 的各组 H_{max}/M_{max} 皆有下降趋势,但未达显著差异,各组变化率也未达显著差异。CE 方面, HF+LA 组 H_{max}/M_{max} 显著下降 37%($t=-3.61, P=0.003$),且变化率显著小于 MF+MA [$F(3, 42)=5.14, P=0.003$]的上升 60%($t=2.43, P=0.029$, 图 4)。

2.5 接受振动刺激后的肌力控制与触觉敏感度

肌力控制上,无论是 AE 还是 CE 实验,股四头肌与股二头肌的肌力控制在前后测比较皆未达显著差异,组间变化率也未达显著差异。

触觉敏感度上, AE 实验(图 5), MT 与 QC 触觉在前后测无显著差异,而 LF+HA 组 DL 有显著进步, CON 组 DL 与 PL 触觉达显著进步,不过 4 个部位的组间比较皆未达显著差异。CE 实验(图 6), HF+LA 组 MT 触觉有进步趋势,

DL 则达显著进步($t=-3.931, P=0.001$)并优于 MF+MA、LF+HA 组, PL 达显著进步($t=-4.518, P=0.000$)且进步率优于 MF+MA、LF+HA 组, QC 也达显著进步($t=-2.261, P=0.038$)并优于 LF+HA 组; MF+MA 组在 4 个部位的前后测皆有进步趋势,但未达显著; LF+HA 组除 MT 部位,其他部位皆有退步趋势,但未达显著,尤其是 QC 的变化率与其他组相较达显著退步; CON 组 MT 触觉达显著进步($t=-4.047, P=0.001$)并优于 LF+HA 组, PL 达显著进步($t=-5.364, P=0.000$)并优于 MF+MA、LF+HA 组, QC 部位也达显著进步($t=-5.104, P=0.000$)并优于 LF+HA 组。

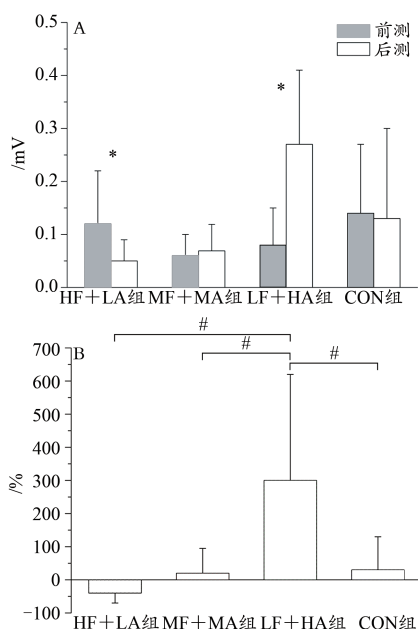


图3 长期振动的T反射前后测(A)及组间(B)差异

Figure 3. CE of Vibration on T-reflex between Pre-post Test (A) and Groups (B)

3 讨论

3.1 不同振动模式对CMJ与PT的影响

依据 AE 结果,不同频率与振幅的单次振动刺激,尤其是 32 Hz/1 mm 与 18 Hz/3 mm 振动模式有助于显著急性增加 CMJ 高度,但对 QF 与 BF 的 PT 无正面帮助。Torvinen (2002b) 以 MF+MA (15~30 Hz/4 mm) 及 HF+LA (25~40 Hz/1 mm) 搭配轻度运动,发现 MF+MA 训练后的 2 min,膝伸展 100% MVC 上升 1%、跳跃高度增加 2.2% 并优于控制组的下降 2%,而进行 HF+LA 训练后 2 min,膝伸展的 100% MVC 上升 1.3%,跳跃高度增加 2.2%,但与 CON 组间无显著差异。与本研究结果类似,证实 15~40 Hz 及 1~4 mm 的单次振动组合对 CMJ 可能有急性效益,但与刘卉等(2010)的研究结果不同,该研究认为,振动训练对 CMJ 高度无正面影响($P=0.857$),也不受振动频率影响($P=0.933$)。至于振动训练对大腿肌群 PT 的急性影响,由于过往的实验结果不一致,难以得出明确的趋势。就本研

究结果而言,无论是哪种频率或振幅的振动,对大腿肌群 PT 皆呈现下降的趋势,但未达统计显著性,可能是本实验振动刺激过程中执行动态半蹲动作,因而下肢肌肉收缩过大而造成肌肉疲劳,导致 PT 有急性下降趋势。

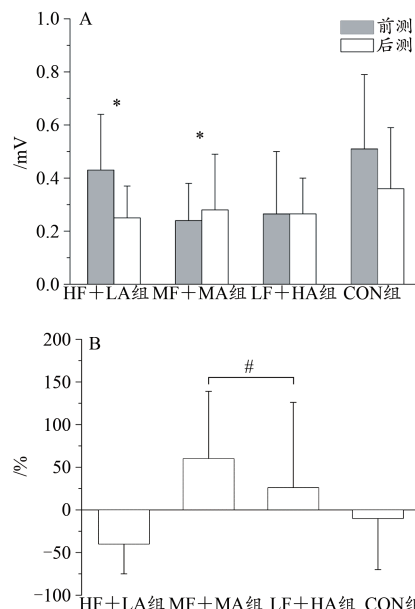


图4 长期振动的H_{max}/M_{max}前后测(A)及组间(B)差异

Figure 4. Difference of CE on H_{max}/M_{max} between Pre-post Test (A) and Groups (B)

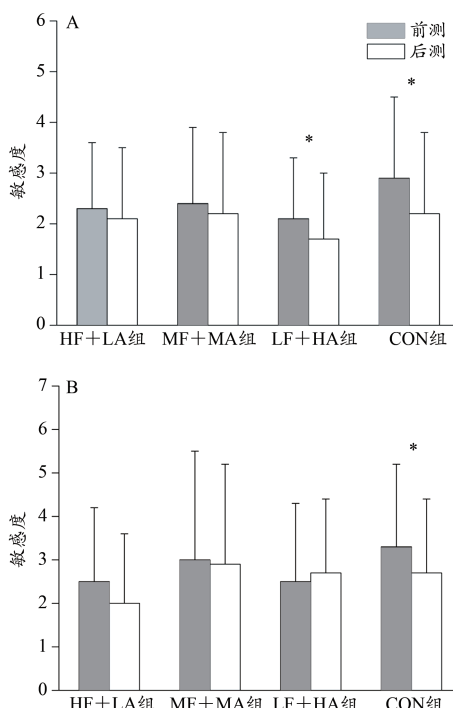


图5 急性振动的外踝(A)和腓肠肌肌腹(B)触觉敏感度差异

Figure 5. Difference of AE on DL (A) and PL (B) Tactile Sensitivity

CE 实验结果显示,不同振动模式的介入皆能使 CMJ 高度显著进步,与先前研究结果相似(刘英伟等,2012;

Osawa et al., 2013)。有关 CMJ 表现进步的机制, 可由神经适应性进行探讨, 一般认为, 振动刺激在诱发 TVR 反射的过程中刺激肌梭(增加肌梭敏感性), 使牵张反射速度增加, 并促进 CMJ 表现(Rittweger et al., 2010)。但本研究各组 CMJ 高度, 以及可代表肌梭敏感性和 γ 反射弧兴奋性的 T/M_{max} 结果不尽相同, 其中 HF+LA 组 CMJ 显著进步, T/M_{max} 却显著下降, 表示 CMJ 进步可能并非由于肌梭及 γ 反射弧兴奋性改变而导致。另外, 该组 QF 的 PT 显著进步, 由此推估 32 Hz/1 mm 的振动刺激可能因为 QF 的 PT 增加而提升 CMJ 表现。相反的, LF+HA 组 CMJ 显著进步, T/M_{max} 也显著上升, 推论 3 Hz/114 mm 振动刺激可能因为肌梭敏感性及 γ 反射弧兴奋性的提升而增进牵张反射能力和 CMJ 表现。综上可知, 影响 CMJ 表现的变量不仅有牵张反射效果, 还可能包含下肢肌力大小、肌肉硬度及技巧熟练度等, 证实单次或长期振动训练对 T/M_{max} 与 CMJ 高度的结果不尽相同。PT 部分, 除了 HF+LA 显著增进 QF 的 PT, 其他组别振动刺激对 PT 没有显著影响。过往 CE 研究对大腿 PT 也无法归纳出一致性趋势, 可能是因为之前实验的振动频率与振幅与本次实验不同, 振动强度亦不完全相同, 加之搭配动作不相同, 造成对受测者训练肌群的刺激不一致, 实验结果可能因此产生差异。本研究发现, HF+LA 对 QF 的 PT 有显著进步, 与 Delecuse (2003) 的研究结果相似, 因此, 较高频率及足够强度的训练或许较能增进 PT, 此外, 长期 HF+LA 的 PT 显著进步时, H_{max}/M_{max} 却显著下降, 此情形与过去研究相似。一般认为, H_{max}/M_{max} 降低代表个体适应高强度或快速收缩运动, 并使慢缩运动单元转变为快缩运动单元(袁艳等, 2016a)。另有研究发现, 振动台上进行负重蹲训练 8 周 (25~45 Hz, 3 mm), 可促进 60($^{\circ}$)/s 的 120($^{\circ}$)/s 膝关节伸肌群等速向心与离心收缩的最大工作能力(刘北湘等, 2016), 显示长时间振动训练可能会抑制 α 运动神经元池的兴奋性, 可使神经肌肉系统适应快速收缩, 进而增加 PT 表现。

3.2 不同振动模式对神经肌肉适应性的影响

AE 结果显示, 不同振频与振幅的组合模式对 H_{max}/M_{max} 与 T/M_{max} 皆无显著影响, 显示振动训练对 α 运动神经元池与 γ 反射弧兴奋性皆无显著影响或变化, 此结果支持 McBride (2010) 的研究, 但不支持 Ritzmann (2013) 的研究结果。Ritzmann (2013) 采用振动频率与本研究接近, 但结果却不相似, 可能原因是本研究在振动训练的过程中伴随动态蹲起动作(与静态半蹲训练不同), 抑或是本实验训练方式以 5 组 1 min 振动训练、组间休息 2 min 模式进行, 这与先前实验设计不同, 最终可能因为训练模式差异而导致结果不同。此外, 有研究曾以 40 Hz 频率与 2~4 mm 的振幅进行单次 1 min 振动训练, 却在受测者间观察到 4 种不同的 H 反射恢复模式, 证实造成此差异的原因除了

性别、训练特性或人体状态外, 也与个体的肌肉纤维型态有关(Armstrong et al., 2008)。因此, 个体差异可能使每位受测者在接受单次振动刺激后, 呈现不同反应, 导致结果没有一致性趋势且未达统计显著性。

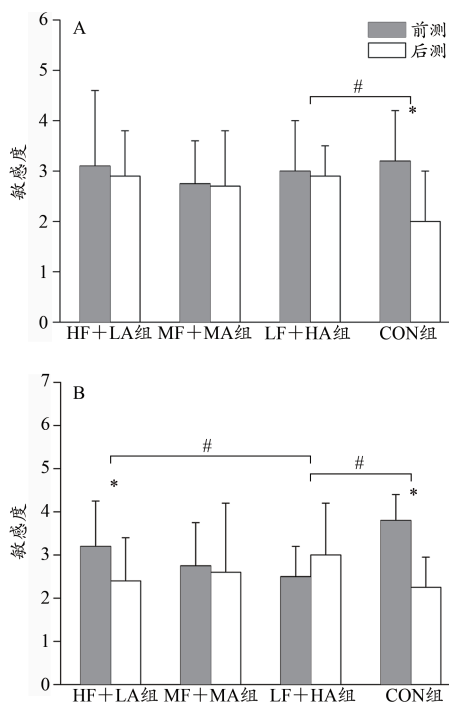


图6 长期振动的中足(A)和股四头肌肌腹(B)触觉敏感度差异
Figure 6. Difference of CE on MT (A) and QC (B) Tactile Sensitivity

在 CE 实验中, 发现经过 8 周振动训练, HF+LA 组 H_{max}/M_{max} 比值显著下降, 而 MF+MA 组 H_{max}/M_{max} 则显著上升, 2 组间变化率达显著差异, 显示振动刺激的 g 值虽然相同, MF+MA 与 HF+LA 的振动训练却有相反效果。此外, HF+LA 组 T/M_{max} 比值显著下降, 而 LF+HA 组 T/M_{max} 比值则显著上升, 且与其他组别变化率达显著差异, 表示 LF+HA 与 HF+LA 振动模式相比, 对 T/M_{max} 比值有不同训练效果, 其中 LF+HA 效果尤其明显。这些差异说明, 经过 8 周振动训练会对人体的外围神经产生适应, 而且在相同 g 值条件下不同频率与振幅的组合对神经适应部位所产生的结果也有所不同。过往研究曾探讨超等长训练对老鼠神经生理、力学及纤维型态的影响, 结果发现, 接受训练的老鼠有较低 H 反射与 H_{max}/M_{max} (说明反射兴奋性降低), 而且比目鱼肌呈现较少的慢缩肌纤维及较多的快缩肌纤维, 显示 H_{max}/M_{max} 降低也代表个体适应高强度或快速收缩的运动后, 慢缩运动单元转变为快缩运动单元(袁艳等, 2016b)。就本实验结果而言, 在长期 H_{max}/M_{max} 测试中, HF+LA 组有明显下降趋势, 提示长期 HF+LA 训练会显著降低 α 运动神经元池的兴奋性, 加之比目鱼肌主要由 I 型肌肉纤维组成(Moffat et al., 2014), 因此, 长期

HF+LA训练可能因肌纤维型态的改变,而使 H_{\max}/M_{\max} 产生变化,支持Lapole(2012)的研究结论。

长期振动刺激后有较低H反射,可能是因为直径小且慢的运动神经元转变为直径大且快的运动神经元,此点可由Almeida-Silveira(1996)所发现的超等长训练能显著降低H反射与 H_{\max}/M_{\max} ,同时使慢缩肌转变为快缩肌的研究结果所证实。此外MF+MA组的后测明显大于前测且与HF+LA组呈显著差异,增加的 H_{\max}/M_{\max} 说明持续一段时间MF+MA训练会提升 α 运动神经元池的兴奋性。曾有研究分别以4 mm(15~30 Hz)与1 mm(25~40 Hz)的振幅进行4 min全身振动训练,发现4 mm振幅的刺激对CMJ比目鱼肌与股外侧肌的平均功率肌电(EMGmpf)显著下降18.8%与8.6%(Torvinen et al., 2002b),这与本研究MF+MA组的振幅相近,实验结果也类似。需要指出的是,尽管前述研究1 mm振幅的振动训练与本研究HF+LA组相似,但发现1 mm振幅刺激对比目鱼肌与股外侧肌无明显影响(Torvinen et al., 2002a),而本研究HF+LA组实验结果则有显著差异。依据实验结果,长期高频率振动刺激下,会连续诱发TVR,使脊髓的 α 运动神经元池不断接受来自Ia感觉神经纤维所传来的信息,而使 α 运动神经元池产生适应性。尤其, T/M_{\max} 比值在经过8周振动训练后,HF+LA组前后测呈现显著降低,表示HF+LA刺激对 γ 反射弧的兴奋性降低,亦可能降低肌梭的敏感性。反之,LF+HA组的前后测比较达显著上升且变化率与其他3组之间达显著差异,表示LF+HA的振动刺激对 γ 反射弧或肌梭的兴奋性提升。在LF+HA振动训练过程中,半蹲动作使肌肉伴随离心收缩,此双重作用下的肌梭所受刺激较大,进而促使肌梭敏感性增加,代表肌梭与 γ 反射弧兴奋性提高,可能促进牵张反射反应。本研究通过被动反复冲击式肌力训练方式进行LF+HA长期训练,发现可显著提升CMJ高度与 T/M_{\max} ,但对PT与 H_{\max}/M_{\max} 无影响性。有研究认为,被动反复冲击式肌力训练可提升SSC的预牵张效益,这与本研究发现的肌梭敏感性及 γ 反射弧兴奋性提升而增进牵张反射能力相似,同时,LF+HA的 T/M_{\max} 显著上升且变化率与其他组间达显著差异,但 H_{\max}/M_{\max} 无影响性。 T/M_{\max} 与 H_{\max}/M_{\max} 的神经检测回路,差别在于 T/M_{\max} 是经由肌梭感受到肌纤维变化而产生反射, H_{\max}/M_{\max} 是经由电刺激直接将信息传入上行性神经及 α 运动神经元,此路径差异配合本实验结果,可推论本研究LF+HA训练对肌梭的敏感性有提升作用,进而提升牵张效益。

3.3 不同振动模式触觉敏感度与肌力控制的影响

触觉敏感度方面,AE实验除LF+HA振动刺激显著增进DL的触觉敏感度,其他模式则对下肢触觉仅有增进趋势,但未达到统计显著,推论可能是振动刺激介入仅为

短暂刺激,无法对触觉敏感度有较大影响。CE部分则发现,32 Hz/1 mm的振动刺激与CON组对下肢触觉敏感度有显著进步,但18 Hz/3 mm与3 Hz/114 mm的振动训练对触觉敏感度无明显影响。振动过程除了扰动肌肉,使肌梭感测并诱发TVR,亦会造成表面皮肤的颤动而影响空间敏感性。空间敏感性作为触觉感知类型之一,与许多运动项目特征相关。有研究指出,改变空间敏感性的原因之一为机械接受器的上行性传导改变(Scott et al., 2001),其中位于皮肤表层的梅斯纳氏小体(Meissner's corpuscle)及位于皮下及肌膜深层组织的巴齐尼氏小体(Pacinian's corpuscle),皆属快速适应的感受器,且可感测空间中的变化。其中,巴氏小体对于组织振动及其他变化快速的外力会有反应(Mark et al., 1983),在皮肤表层有宽大的感受区域且附有特别敏感的中心,对振动特别敏感(Scheibert et al., 2009)。因此,只要身体组织产生快速动作,巴氏小体都会侦测到此快速动作的信息,并通过髓鞘感觉神经纤维将40~800 Hz的振动刺激快速传回至中枢神经,并诱发反射机制,其最佳灵敏度为250 Hz。梅斯纳小体能感测局部的振动及局部动作的自体觉,振动侦测的主要范围在10~100 Hz。此外,鲁菲尼氏神经末端(ruffini ending)及梅克尔细胞(merkel cell)属于慢速适应感受器,主要感觉皮肤接触的形状及粗糙度,有理论指出,梅克尔细胞可感测0.4~100 Hz的振动,且对频率5~15 Hz最敏感(Kandel et al., 1985),而鲁菲尼氏神经末端可感测15~400 Hz的振动,由此可知,无论是何种感受器皆可感测振动刺激,只是感测频率不同。本研究的振动频率皆在皮肤感受器可感测的范围,且过往研究也认为振动可能影响皮肤的空间敏感性,因此,推论本研究的振动刺激可能刺激皮肤机械接受器,但为何长期的32 Hz/1 mm振动刺激较能促进触觉敏感度,则需要配合相关生理机制进一步探讨。

目前,振动对肌力控制是否有影响仍有争论,就本实验结果而言,各组急性与长期振动刺激,对下肢的肌力控制皆无显著影响。不过,急性振动刺激对股直肌的肌力控制有进步趋势,而股二头肌则呈现退步现象,这可能是因为本研究受测者的股直肌肌力大约是股二头肌的1.3~1.5倍,加之实验训练而造成肌肉疲劳,导致股二头肌的肌力控制能力有急性下降趋势;反之,亦有可能是因为受测者股直肌直接受到半蹲与振动刺激,其有较大的肌力以维持5 s的力量控制测试。至于股直肌肌力控制有进步的趋势,可能是实验的学习效果所致。各振动刺激模式对下肢的肌力控制皆未达显著影响,原因在于神经肌肉系统对振动刺激的适应机制,以及肌肉收缩、肌力控制机制不同所致。换言之,肌肉自主收缩与振动诱发TVR反射的机制不同,自主性肌肉收缩是在脑部皮质下与皮质区的动机区域将意识的原始驱动信息传到联合皮质

区,形成动作的粗略图式(Dietz et al., 1992),然后送到小脑与基底神经节转变为积极的时空计划,再通过丘脑到达运动皮质区,接着形成脊髓协调,最后征召运动单位引发肌肉收缩(Grillner et al., 2011),如有必要,再从肌肉接受器和本体感受器将信息反馈至大脑,以修正动作模式。事实上,振动刺激所产生的 TVR 反射路径,并未对脑部产生直接影响,因此,振动刺激可能无法自主影响征召运动单位,使得对肌力控制没有显著影响。

某种频率或振幅的振动刺激是否影响皮肤的接受器,进而改变触觉敏感度,目前无进一步生理机制相关研究,有待后续研究发现最适合增进触觉敏感性的振动频率范围,以改进训练方法。另外,是否更长时间的振动刺激,或更大振动刺激强度才能对肌力控制有更显著的影响,也需进一步论证。

4 结论

单次较高频率振动刺激能立即促进 CMJ 表现,但无论何种振动模式,对下肢力量输出、 T/M_{\max} 、 H_{\max}/M_{\max} 都未产生显著的立即影响。此外,急性振动刺激介入后,对触觉无显著影响,股四头肌的肌力控制有进步趋势,而股二头肌却有退步趋势。

长期的 3 种振动模式,皆能提升 CMJ 表现。其中, HF+LA 可降低 α 运动神经元池的兴奋性,进而增加下肢力量输出和触觉敏感度,但却降低 γ 反射弧兴奋性和肌梭敏感性; MF+MA 对快速或高强度的运动表现无助益,但同样对触觉敏感度有提升;长期 LF+HA 对肌梭刺激较大,可增加 γ 反射弧的兴奋性,较能促进牵张反射敏感性。

参考文献:

- 李臣,郑勤,宋彩珍,2016. 意拳训练介入振动刺激对下肢肌肉影响的研究[J]. 西安体育学院学报,33(1):94-100.
- 李玉章,2011. 不同形式振动训练中下肢肌群的神经肌肉激活特征[J]. 天津体育学院学报,26(1):30-33.
- 刘北湘,2011. 振动波方向、频率对振动训练的影响[J]. 武汉体育学院学报,45(6):83-87.
- 刘北湘,刘晓亚,戴玮,2016. 振动频率影响肌肉力量振动训练效果的实验研究[J]. 成都体育学院学报,42(3):111-115.
- 刘卉,凤翔云,2010. 不同频率振动训练对下肢爆发力和柔韧性的急性影响研究[J]. 体育科学,30(12):71-75.
- 刘英伟,邹晓峰,2012. 振动训练对速滑运动员下肢肌力影响的实验研究[J]. 沈阳体育学院学报,31(1):81-83.
- 倪伟,刘斌,2019. 应用振动训练可修复小鼠肌肉疲劳损伤[J]. 基因组学与应用生物学,38(2):899-906.
- 王雪强,胡浩宇,郑依莉,等,2018. 全身振动训练治疗腰痛的研究进展[J]. 中国康复医学杂志,33(9):1113-1117.
- 余宏,刘琰,2019. 振动训练足球运动员膝关节屈伸肌群肌肉的力量[J]. 中国组织工程研究,23(15):2327-2331.
- 袁艳,苏彦炬,吴贻刚,2016a. 负重振动训练对下肢快速力量的影响及其神经适应的特征[J]. 北京体育大学学报,39(11):62-67.

- 袁艳,苏彦炬,吴贻刚,2016b. 振动训练对肌肉 H 反射、T 反射和表面肌电信号的影响研究进展[J]. 中国运动医学杂志,35(6):581-587.
- 袁艳,吴贻刚,苏彦炬,等,2012. 振动频率和负荷重量对半蹲起大腿肌群表面肌电活动的影响[J]. 体育科学,32(10):64-68.
- 张帆,王长生,袁艳,等,2014a. 不同屈膝角度与 g 值全身振动刺激对下肢肌肉影响的研究[J]. 北京体育大学学报,(11):86-91.
- 张帆,王长生,叶志强,2014b. 不同拉伸方式对股后肌群柔韧素质影响的对比试验研究[J]. 天津体育学院学报,29(1):61-65.
- 张帆,王竹影,2017. 抗阻振动训练对生理反应与能量消耗的影响[J]. 北京体育大学学报,40(7):49-55.
- ALMEIDA-SILVEIRA M I, PÉROT C, GOUBEL F, 1996. Neuro-muscular adaptations in rats trained by muscle stretch-shortening[J]. Eur J Appl Physiol, 72(3):261-266.
- ARMSTRONG W J, GRINNELL D C, WARREN G S, 2010. The acute effect of whole-body vibration on the vertical jump height[J]. J Strength Cond Res, 24(10):2835-2839.
- ARMSTRONG W J, NESTLE H N, GRINNELL D C, et al., 2008. The acute effect of whole-body vibration on the hoffmann reflex[J]. J Strength Cond Res, 22(2):471-476.
- CARDINALE M, LIM J, 2003. Electromyography activity of vastus lateralis muscle during whole-body vibrations of different frequencies[J]. J Strength Cond Res, 17(3):621-624.
- CORMIE P, DEANE R S, TRIPLETT N T, et al., 2006. Acute effects of whole-body vibration on muscle activity, strength, and power[J]. J Strength Cond Res, 20(2):257-261.
- DELECLUSE C, ROELANTS M, VERSCHUEREN S, 2003. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training[J]. Med Sci Sports Exer, 35(6):1033-1041.
- DIETZ V, 1992. Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input[J]. Physiol Rev, 72(1):33-69.
- GHAFFARINEJAD F, TAGHIZADEH S, MOHAMMADI F, 2007. Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense[J]. Brit J Sports Med, 41(10):684-687.
- GRILLNER S, 2011. Control of Locomotion in Bipedes, Tetrapods, and Fish[M]//Comprehensive Physiology. Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.
- HAGBARTH K E, EKLUND G, 1966. Tonic vibration reflexes (TVR) in spasticity[J]. Brain Res, 2(2):201-203.
- JACKSON S W, TURNER D L, 2003. Prolonged muscle vibration reduces maximal voluntary knee extension performance in both the ipsilateral and the contralateral limb in man[J]. Eur J Appl Physiol, 88(4-5):380-386.
- KANDEL E R, SCHWARTZ J H, JESSEL T M, 1985. Principles of Neural Science[M]. New York: Science Publishing.
- LAPOLE T, PÉROT C, 2012. Hoffmann reflex is increased after 14 days of daily repeated Achilles tendon vibration for the soleus but not for the gastrocnemii muscles[J]. Appl Physiol Nut Metab, 37(1):14-20.
- LUO J, MCNAMARA B, MORAN D K, 2005. The use of vibration training to enhance muscle strength and power[J]. Sports Med, 35(1):23-41.

(下转第 73 页)

- 245-268.
- THOMPSON E W, 1988. Structural manifestations of diabetic cardiomyopathy in the rat and its reversal by insulin treatment[J]. *Am J Anat*, 182(182):270-282.
- WARREN C M, JORDAN M C, ROOS K P, et al., 2003. Titin isoform expression in normal and hypertensive myocardium[J]. *Cardiovasc Res*, 59(1):86-94.
- WU Y, BELL S P, TROMBITAS K, et al., 2002. Changes in titin isoform expression in pacing-induced cardiac failure give rise to increased passive muscle stiffness[J]. *Circulation*, 106(11):1384-1389.
- YAMASAKI R, WU Y, MCNABB M, et al., 2002. Protein kinase A phosphorylates titin's cardiac-specific N2B domain and reduces passive tension in rat cardiac myocytes[J]. *Circ Res*, 90(11):1181-1188.
- YILMAZ S, CANPOLAT U, AYDOĞDU S, et al., 2015. Diabetic cardiomyopathy: summary of 41 years[J]. *Korean Circ J*, 45(4):266-272.
- (收稿日期:2019-08-28; 修订日期:2021-03-17; 编辑:李晴慧)
-
- (上接第66页)
- MAIKALA R V, KING S, BHAMBHANI Y N, 2006. Acute physiological responses in healthy men during whole-body vibration[J]. *Int Arch Occ Env Hea*, 79(2):103-114.
- MARK W S, 1983. Principles of neural sciences[J]. *J Clin Neuropsychol*, 5(1):83-85.
- MARTIN B J, PARK H S, 1997. Analysis of the tonic vibration reflex: Influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue[J]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 75(6):504-511.
- MATSUDA T, SHIMIZU T, 2017. Study on correspondence between evaluation of vibration sensation, average method, and measurement density of acceleration levels for impact vibration in prefabricated housing floor[J]. *J Build Eng*, 10(3):124-139.
- MCBRIDE J M, NUZZO J L, DAYNE A M, et al., 2010. Effect of an acute bout of whole body vibration exercise on muscle force output and motor neuron excitability[J]. *J Strength Cond Res*, 24(1):184-189.
- MESTER J, SPITZENPFEIL P, YUE Z, 2008. *Vibration Loads: Potential for Strength and Power Development[M]*//*Strength and Power in Sport*, Second Edition. Oxford: Blackwell Science Ltd.
- MOFFAT D B, 2014. *Clinically Oriented Anatomy[M]*. Riverwoods: Wolters Kluwer Health.
- OSAWA Y, OGUMA Y, ISHII N, 2013. The effects of whole-body vibration on muscle strength and power: A meta-analysis[J]. *J Musculoskel Neuron*, 13(3):342-352.
- PETIT P D, PENSINI M, TESSARO J, et al., 2010. Optimal whole-body vibration settings for muscle strength and power enhancement in human knee extensors[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6):1186-1195.
- RITTWEGER J, 2010. Vibration as an exercise modality: How it may work, and what its potential might be[J]. *Eur J Appl Physiol*, 108(5):877.
- RITZMANN R, KRAMER A, GOLLHOFER A, et al., 2013. The effect of whole body vibration on the H-reflex, the stretch reflex and the short-latency response during hopping[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 23(3):331-339.
- ROUGIER P, 2005. Compatibility of postural behavior induced by two aspects of visual feedback: Time delay and scale display[J]. *Exp Brain Res*, 165(2):193-202.
- RYUTA T, KATSUO I, 2018. Effect of vibration sense by frequency characteristics of impact vibration for residential floor[J]. *Japan Arch Rev*, 1(3):396-406.
- SCHEIBERT J, LEURENT S, PREVOST A, et al., 2009. The role of fingerprints in the coding of tactile information probed with a biomimetic sensor[J]. *Commun Int Biol*, 323(5):1503-1506.
- SCOTT M, 2001. Tactual perception[J]. *Austr J Phil*, 79(2):149-160.
- TILLAAR V D, ROLAND, 2006. Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the hamstrings?[J]. *J Strength Cond Res*, 20(1):192-196.
- TORVINEN S, KANNU P, SIEVÄNEN H, et al., 2002a. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study[J]. *Clin Physiol Funct Imag*, 22(2):145-152.
- TORVINEN S, SIEVÄNEN H, JÄRVINEN T A, et al., 2002b. Effect of 4-min vertical whole body vibration on muscle performance and body balance: A randomized cross-over study[J]. *Int J Sports Med*, 23(5):374-379.
- WAKELING J M, NIGG B M, ROZITIS A I, 2002. Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations[J]. *J Appl Physiol*, 93(3):1093-1103.
- (收稿日期:2019-05-17; 修订日期:2021-03-17; 编辑:丁合)