

非稳定支撑条件下阻力训练对力量和协调能力的影响

刘耀荣

(西安体育学院体育教育系 陕西 西安 710068)

摘要: 目的: 探讨不稳定支撑条件下阻力训练对肌肉力量和协调能力的影响。方法: 以 15 名男性受试者为测试对象, 通过 ME6000 肌电遥测系统, 测试受试者在坚硬支撑面和平衡软踏 (Pad balance) 两种不同支撑条件下负重和不负重半蹲时左侧股直肌 (RF)、股二头肌 (BF)、胫骨前肌 (TA)、腓肠肌 (MG)、竖脊肌 (ES) 和腹直肌 (RA) 收缩过程的表面肌电 (iEMG) 变化特征并对测试结果进行分析。结果: 稳定支撑状态下不负重半蹲时被测试肌群 RF、BF、TA、MG、ES 和 RA 的 iEMG 值分别为 30.78 ± 7.97 、 150.44 ± 65.74 、 338.11 ± 114.93 、 55.33 ± 17.61 、 758.44 ± 248.98 和 56.89 ± 20.49 V. s; 不稳定支撑状态下分别为 36.78 ± 9.31 、 170.78 ± 58.84 、 418.22 ± 96.71 、 85.89 ± 42.79 、 1012.89 ± 210.38 和 63.33 ± 22.53 V. s。相对于稳定条件, 不稳定条件下测试肌群的 iEMG 分别增加了 20%、13.33%、23.67%、55.23%、33.51% 和 12.50%。组间具有统计学差异。胫骨前肌 iEMG 显著大于其它测试肌群 ($P < 0.05$)。结论: 不稳定支撑界面增大了神经系统活性和肌肉募集水平, 支撑近端神经肌肉募集方式的调整是人体维持稳定和协调能力的基本保证。

关键词: 不稳定支撑; 阻力训练; 力量; 协调

中图分类号: G808.1

文献标志码: A

文章编号: 1001-9154(2013)01-0073-05

Influence of Resistance Training on Strength and Coordination under the Condition of Unstable Support

LIU Yao-rong

(Xian Institute of Physical Education, Xian Shanxi 710068)

Abstract: Purpose: the paper is to study the influence of resistance training on muscle strength and coordination ability under the conditions of unstable support. Methods: 15 male subjects are used as testing objects to test the iEMG changes in the process of contraction and analyze the test results of their left RF and BF, TA, MG, ES and RA of loaded and non-loaded situations when half squatting under the two different supporting conditions (hard supporting surface and pad balance) through the ME6000 myoelectricity telemetry system. Results: the iEMG values of the tested muscle groups of RF, BF, TA, MG, ES and RA under the condition of half squat with load and stable support are 30.78 ± 7.97 , 150.44 ± 65.74 , 338.11 ± 114.93 , 55.33 ± 17.61 , 758.44 ± 248.98 and 56.89 ± 20.49 V. s; while with unstable support, the values are 36.78 ± 9.31 , 170.78 ± 58.84 , 418.22 ± 96.71 , 85.89 ± 42.79 , 1012.89 ± 210.38 and 63.33 ± 22.53 V. s. Relative to the stable condition, the iEMGs of the tested muscle groups under unstable condition increase by 20%, 13.33%, 23.67%, 55.23%, 33.51% and 12.50%, with statistical significance between groups and the iEMG significantly of tibialis significantly greater than other tested muscle groups ($P < 0.05$). Conclusion: unstable support interface increases the nervous system activity and muscle gathering level. The adjustment of the neuromuscular gathering mode is the basic guarantee to maintain the stability and coordination of the human body.

Key words: unstable support; resistance training; power; coordination

CLC number: G808.1

Document code: A

Article ID: 1001-9154(2013)01-0073-05

近年来, 非稳定条件下的力量训练作为核心力量训练的主要途径, 被广泛应用于健身康复和竞技运动

体能训练之中^[1]。不稳定性训练主要是让受试者在非稳定界面(如泡沫板、软踏、平衡盘、瑞士球、悬吊

基金项目: 陕西省自然科学基金基础研究计划项目(2011JQ4026); 西安体育学院科研基金项目(YB2010-06)。

作者简介: 刘耀荣(1974-)男, 甘肃天水人, 副教授, 博士, 硕士研究生导师, 主要研究方向: 体能训练。

收稿日期: 2012-10-26

等)上,通过神经及感受器给肌肉系统施加更多指令。研究证明,不稳定性训练可以提高核心区域肌肉骨骼系统的功能状态,提高神经肌肉系统活性,维护腰背健康,预防关节及韧带损伤。核心稳定性训练已经被广泛应用于竞技运动训练,并被医学专家和运动学家作为预防损伤和康复治疗的一个主要手段。一般认为,通过稳定性训练可以提高运动成绩,改善本体感觉和反应能力,减少腰背疼痛和下肢受伤的可能性^[2-7]。

目前,对神经肌肉活动功能进行非创伤性的研究一般采用表面肌电信号(SEMG),许多生理学因素如收缩强度、肌纤维类型以及运动单位的活动方式等,都可以通过EMG反映出来。在阻力练习中,肌肉收缩强度一般与EMG呈线性相关^[9-11],因此,肌电活动通常被看作是神经肌肉活动水平的一个标志^[12]。虽然不稳定性力量训练在健身、损伤预防及康复、竞技运动体

表1 受试者基本情况一览($\bar{x} \pm s$)

性别	人数(n)	身高(cm)	体重(kg)	年龄(岁)	BMI(kg/cm ²)
男	15	176.84 ± 3.54	68.32 ± 6.98	20.61 ± 1.72	21.8 ± 5.02

1.2 研究方法

1.2.1 肌电测试 本研究采用芬兰 MageWin 6000 便携式无线遥测肌电测试系统遥测记录受试者站在坚硬地面和平衡软踏(balance pad)两种不同支撑条件下完成动作时身体核心区域相关肌群(左侧股直肌 RF、股二头肌 BF、胫骨前肌 TA、腓肠肌 MG、竖脊肌 ES 和腹直肌 RA)的表面肌电活动。

使用双极电极(申丰牌一次性心电电极,Ag/AgCl)电极置于肌腹上,相距20mm。电极与前置放大器和微分放大器相连,带宽5Hz-1KHz,采样频率1000Hz。原始肌电信号高通滤波20Hz,低通滤波500Hz,全波整流,平滑。所有测试数据用 MegaWin2.3 A7 软件进行解析。

1.2.2 数理统计

所有测试数据输入 SPSS17.0 软件包进行统计学处理,采用单因素方差分析和配对样本 t 检验。测试结果采用均数 ± 标准差($\bar{x} \pm s$)表示,显著性水平取 $P < 0.05$ 。

2 结果与分析

中枢神经系统对肌肉力量的控制可以通过 EMG 来进行量化和表达。积分肌电(iEMG)是指一定时间内肌肉中参与活动的运动单位放电总量,即在时间不变的前提下其值的大小在一定程度上反映了参加工作的运动单位的数量多少和每个运动单位的放电大小。

能训练计划中已经广泛普及,但通过生物力学手段,从神经生理机制上对不稳定条件下神经肌肉活动状态的研究较为鲜见,对不稳定条件下的基础研究较为缺乏。

因此,通过生物力学的方法,探索不稳定条件下骨骼肌克服阻力过程中神经肌肉活动特征,对于揭示不稳定状态下人体姿态保持以及力量产生的内在机制,科学的安排核心力量训练手段,预防运动损伤、促进康复有着重要意义。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取15名普通男性作为受试者,所有受试者理解实验意图并积极参与实验,身体健康状态良好,没有运动性伤病,实验前24小时不进行剧烈运动。付酬并签署知情同意书。受试者基本情况见表1。

iEMG 值越大,表明肌肉募集肌纤维能力越强。核心力量训练主要是让被训练者站在不稳定界面,由于不稳定状态下力作用在肌肉肌腱感受器上引起神经肌肉系统指令的变化以及影响躯体体感信息的准确性,从而使神经肌肉对姿势稳定不断进行调节。

2.1 不稳定状态下静止用力过程的 iEMG 变化特征

核心力量训练一般遵从从稳定到不稳定、从不负重到负重这样一个练习过程。静态练习主要让受试者站在不稳定支撑面上完成一些不负重的徒手动作或负较轻负荷的重量。与传统的阻力训练相比,核心力量训练主要以克服自身身体重量和较小阻力为主。核心力量训练由于受试者站立在软塌和平衡盘等不稳定界面上,因此增加了动作的难度和肌肉受伤的风险。本研究让受试者在坚硬地面和平衡软踏上完成不负重半蹲和负重半蹲,测试结果统计如下(见表2、表3)。

从表2结果可以看出,相对于坚硬地面,受试者在平衡软踏上半蹲时不同部位肌肉均有所增加,腹直肌、竖脊肌、股四头肌、股二头肌、胫骨前肌以及腓肠肌的 iEMG 分别增加了 20%、13.33%、23.67%、55.23%、33.51% 和 12.50%, 差异显著 ($P < 0.05$)。增加的原因主要是由于受试者半蹲在平衡软踏上,由于平衡软踏的不稳定支撑特性,使人体感受器受到持续刺激,激活神经系统募集更多的肌纤维参与收缩以保持人体姿态稳定。

表 2 不负重半蹲时不同肌群 iEMG 值比较结果 (单位: $\mu V \cdot s$)

肌肉名称	软踏	平地	增加(%)	t 值	P 值
腹直肌	36.78 ± 9.31	30.78 ± 7.97	20.00	3.62	0.007
竖脊肌	170.78 ± 58.84	150.44 ± 65.74	13.33	3.79	0.005
股四头肌	418.22 ± 96.71	338.11 ± 114.93	23.67	4.33	0.003
股二头肌	85.89 ± 42.79	55.33 ± 17.61	55.23	3.14	0.014
前胫骨肌	1012.89 ± 210.38	758.44 ± 248.98	33.51	5.81	0.000
腓肠肌	63.33 ± 22.53	56.89 ± 20.49	12.50	2.85	0.021

注: 平均数 ± 标准差 ($\bar{X} \pm sd$); $P < 0.05$ 为差异显著; $P < 0.01$ 为差异特别显著

表 3 负重半蹲时不同肌群 iEMG 值比较结果 (单位: $\mu V \cdot s$)

肌肉名称	软踏	平地	增加(%)	t 值	P 值
腹直肌	40.44 ± 12.85	35.89 ± 11.52	12.68	2.80	0.023
竖脊肌	237.56 ± 76.48	203.56 ± 68.94	16.70	3.10	0.015
股四头肌	670.78 ± 166.78	560.11 ± 194.21	19.76	5.33	0.001
股二头肌	85.67 ± 28.87	71.00 ± 24.32	20.66	5.01	0.001
前胫骨肌	1116.44 ± 233.85	936.78 ± 293.28	19.18	4.28	0.003
腓肠肌	71.78 ± 16.70	56.44 ± 20.94	27.18	2.29	0.051

注: 平均数 ± 标准差 ($\bar{X} \pm sd$); $P < 0.05$ 为差异显著; $P < 0.01$ 为差异特别显著

负重练习作为核心力量训练的另一种形式,逐渐受到运动员和体育训练专家的重视,负重训练一般以完成小负荷练习为主,但由于受试者站在不稳定支撑面上,实际加大了肌肉的用力程度。在本实验中,相对于不负重状态,负重支撑状态下受试者相关肌群的 iEMG 明显增加(见表 3)。另外,从研究结果可以看出,在所测试的 6 块肌肉中,稳定和 不稳定状态下胫骨前肌的积分肌电分别为 1116.44 ± 233.85 和 $936.78 \pm 293.28 \mu V \cdot s$,显著高于其他 5 块肌肉,表明站立在不稳定支撑界面上中,胫骨前肌对维持人体姿态稳定起到重要作用。

在核心力量训练中,不稳定状态下的姿势保持是核心力量训练中的一种普遍形式,不稳定的静态训练能够提高躯体深层小肌肉群力量,提高神经系统对肌肉的精确支配能力以及躯干维持平衡和稳定的能力,有利于为四肢发力提供一个稳定的指点,使躯干在运动中保持合理的动作姿势,提高肌肉协调用力能力。

国外的研究证实,站在不稳定界面上明显增加了身体肌肉的运动^[7]。Blackburn et al. (2003) 的研究认为,在不稳定的支撑面上,患有平衡缺失的病人的躯干

运动明显的增加。当健康人站在不稳定的界面上时,被测试者的髋部和肩部运动也增加了。支持界面的类型(即稳定的界面和不稳定的界面)显著的影响受试者身体的运动,与站在稳定界面上相比,站在不稳定的界面上时,在所有被测试点上被记录下来的身体运动的值明显增大^[8]。从本研究结果可以看出,与坚硬地面相比,受试者静止半蹲站立在不稳定支撑面时,所测得的 6 块肌肉 iEMG 值变化显著($P < 0.05$),证明在核心力量训练中,不稳定支撑面上不负重与负重静力性姿态保持练习对于激活神经肌肉系统,募集更多的肌纤维参与活动均有着显著作用。

2.2 不稳定状态下动态用力过程的 iEMG 变化特征

不稳定支撑状态下肌肉收缩对人体各环节的纠正性调整,对于人体保持正常姿态极为重要,也为人体运动中准确完成动作提供了基础保证。通过对肌肉肌腱和本体神经功能的训练,能显著提高人体的自稳能力,使人体协调性增加以及运动能力增强^[7]。本研究利用不稳定支撑面,模拟类似于人体运动时肌肉收缩状态下的非稳定状态,让受试者完成不负重和较小负重的练习,测试结果见表 4、表 5。

表 4 不负重半蹲起时不同肌群 iEMG 值比较结果 (单位: $\mu V \cdot s$)

肌肉名称	软踏	平地	增加(%)	t 值	P 值
腹直肌	35.33 ± 10.16	32.00 ± 10.55	10.41	4.71	0.002
竖脊肌	170.89 ± 58.95	150.33 ± 65.50	13.68	3.91	0.004
股四头肌	429.33 ± 116.38	370.11 ± 109.11	16.00	3.51	0.008

续表 4

股二头肌	93.78 ± 78.69	72.56 ± 60.03	29.24	2.59	0.032
前胫骨肌	807.33 ± 247.25	557.22 ± 325.86	44.89	3.78	0.005
腓肠肌	61.00 ± 21.79	48.67 ± 18.54	25.33	4.02	0.004

注: 平均数 ± 标准差 ($\bar{X} \pm s$); $P < 0.05$ 为差异显著; $P < 0.01$ 为差异特别显著表 5 负重半蹲起时不同肌群 iEMG 值比较结果 (单位: $\mu V \cdot s$)

肌肉名称	软踏	平地	增加(%)	t 值	P 值
腹直肌	60.67 ± 11.00	45.33 ± 8.02	33.84	3.65	0.007
竖脊肌	237.78 ± 68.58	201.89 ± 63.79	17.78	4.19	0.003
股四头肌	617.22 ± 144.90	521.89 ± 174.32	18.27	3.31	0.011
股二头肌	98.11 ± 52.94	80.00 ± 41.09	22.63	2.48	0.038
前胫骨肌	1043.56 ± 252.05	785.44 ± 194.10	32.86	4.26	0.003
腓肠肌	73.00 ± 20.59	44.33 ± 13.25	64.67	3.50	0.008

注: 平均数 ± 标准差 ($\bar{X} \pm s$); $P < 0.05$ 为差异显著; $P < 0.01$ 为差异特别显著

本研究让受试者负 15% 1RM 的重量完成蹲起动作,从结果可以看出(见表 3)在稳定和不稳定状态下负较小负荷静止时,除了腓肠肌以外,其余被测的 5 块肌肉的 iEMG 值差异显著($P < 0.05$),但 iEMG 值略大于不负重练习。由于 iEMG 与肌肉募集水平有关,因此可以证明,与站在稳定支撑面相比,不稳定状态下的负重阻力训练有效提高了神经肌肉系统的募集能力。另外,从结果可以看出,在动力性运动中,在不稳定支撑面上被测的 6 块肌肉中,腹直肌、竖脊肌、股二头肌、腓肠肌积分肌电值与站在坚硬地面相比均有提高,分别为 33.84%、17.78%、18.27%、22.63%、32.86% 和 64.67%,差异显著($P < 0.05$)。从 iEMG 来看,胫骨前肌积分肌电显著高于其它肌群。结合静力性测试结果,说明胫骨前肌在人体姿态保持和稳定性保持过程中所起的重要作用。

LM Cosio - Lima(2003) 等人利用设计的动态练习研究软垫和传统地板上两种不同条件下练习对女性核心力量和平衡能力的影响,训练前后对受试者腹直肌和竖脊肌进行肌电图(EMG)测试,并进行双侧单腿站立平衡检验。结果表明,软垫上进行的实验组肌电图平均屈伸活动有显著的变化($P = 0.04$ 和 $P = 0.01$),平衡分数也比传统地面训练的对照组要高($P < 0.01$)^[13]。证明相对于稳定条件训练,不稳定支撑条件下的核心力量练习可以使躯干平衡能力以及神经肌肉募集能力得以更大提高。经过训练,可以使肌肉群在神经调节下适应这种非稳定状态。

本研究由于让受试者站立在不稳定界面上产生一种不稳定状态,激活肌肉肌腱的本体感受器接受到不同指令,募集不同部位的运动单位来持续调整从而使身体处于一种稳定状态。在这一过程中骨骼肌始终处

于一种动态调节,不断募集不同的运动单位。表明通过不稳定性训练,一方面可以提高肌肉募集能力,另一方面也使神经-肌肉本体感受功能得以提高。不但有利于增强肌肉力量和人体稳定性程度,也有利于损伤后的神经肌肉功能康复。

3 讨论

肌电图研究表明,运动过程中核心肌群在大脑的支配下发生收缩,如果这些核心肌群的 iEMG 越大,说明肌肉收缩能力越强,身体核心部位的稳定能力越大,专项动作的发挥也将更有效率。从结果可以看出,所测得 6 块肌群在不同的状态下显示出了独特的不同和可变性。胫骨前肌在四种不同状态下表现出了显著的神活动性,而胫骨前肌是人体站立支撑面的近端肌肉,说明在人体姿势调整中,近端肌肉扮演着重要的角色。因此,对于运动训练实践来说,应重视和加强对身体近端肌肉稳定性训练,从而提高局部和全身的稳定水平。

核心力量训练是兼顾深层稳定肌和表层运动肌在内的力量的训练。而腹直肌作为人体核心部位的主要肌群主要起到稳定骨盆和脊柱的作用。从测试结果可以看出,在四种不同状态下,均表现出较低的 iEMG 值,可能由于在躯体活动中,腹直肌处于一种静力性收缩,而且收缩幅度小,因此表现出较低的 iEMG 值;另外,由于核心力量训练主要动员激活深层的小肌肉群,即内源性稳定系统如椎骨、椎间盘、脊韧带、棘间肌等,因此也是形成 iEMG 较小的原因。也说明腹直肌等躯干肌群在运动中,主要对脊柱和骨盆起支撑和稳定作用。

核心力量训练中“不稳定因素”成为与区别传统力量训练关键。由于不稳定支撑面形成的支撑反作用

力不断处于动态变化之中,作用在脚底的皮肤机械感受器上从而影响躯体体感信息的准确性,迫使身体不断调整不稳定的身体状态而不断募集不同的运动单位,从而提高神经-肌肉本体感受性功能。

LEETUN, DARIN T(2004)等人的研究认为,核心稳定性不足是引起下肢损伤的病因,特别是女性,通过训练可以减少下肢损伤的风险^[11]。John D(2005)等人的研究认为,核心稳定性可以提高核心区域肌肉骨骼系统的功能状态,从而维护腰背健康,预防膝关节韧带损伤。适当的干预可以改善本体感觉和反应能力,减少腰背部疼痛和下肢受伤的可能性^[12]。相对于核心稳定性和损伤之间的关系,J Borghuis(2008)的研究发现稳定性下降和慢性腰背疼痛以及膝关节受伤风险之间有着较高的关联^[8]。

本研究证明,不同支撑状态和用力形式下身体姿势被改变伴随着反常的肌肉募集模式,肌肉肌腱的本体感受器接受到不同刺激,通过中枢神经使骨骼肌始终处于一种动态调节,从而体现出了较大的神经肌肉活性。站立在不稳定支撑面时,EMG值显著增加。证明姿态稳定性、平衡能力与躯干肌肉的激活特性方面存在关联。因此,应重视不稳定性训练在健身康复、损伤预防以及竞技运动体能训练中所具有的特殊位置。

4 结论与建议

(1) 不稳定性训练突出了神经对身体姿态的纠正性运动,使神经肌肉系统处于不断调整状态,即从不稳定到稳定,不平衡到平衡的一个动态过程,由于感受器受到不断刺激而动员不同部位肌肉参与收缩以维持姿态平衡,从而提高了肌肉间的协调用力能力以及神经激活程度和肌肉募集水平。

(2) 本研究结果表明,支撑近端神经肌肉募集方式的调整是人体核心区域稳定的基本保证,提高了躯体维持稳定姿态过程的刚性水平,有利于为四肢发力创造稳定支点,尤其是当遇到突发性扰动时,不稳定性训练效果在实现人体姿态的稳定调节方面显示出其独特性。

(3) 不稳定支撑界面改变了稳定界面下身体环节控制和肌肉用力模式,增大了神经活性和肌肉募集水平,动员更多的肌纤维参与运动,提高神经肌肉系统活性和身体姿态的控制能力。因此,对于运动训练实践来说,加强不稳定性训练,是增加神经肌肉活性,提高身体姿态稳定、预防损伤和促进康复的有效手段。

参 考 文 献

- [1] D John. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury [J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2005, 13(5): 316-325.
- [2] GT Allison, SL Morris, and B Lay J. Feedforward responses of transverses' abdominals are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories [J]. *Orthop Sports Phys Ther* 2008, 38(5): 37-228.
- [3] JD Willson, ML Ireland, and I Davis. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats [J]. *Med Sci Sports Exerc* 2006, 38(5): 945-52.
- [4] The effect of short-term Swiss ball training on core stability and running economy. R Stanton, PR Reaburn, and B Humphries [J]. *J Strength Cond Res* 2004, 18(3): 8-522.
- [5] G T Allison, S L Morris. Transversus abdominis and core stability: has the pendulum swung? [J]. *British Journal of Sports Medicine* 2008, 42(10): 930-931.
- [6] K Sato and M Mokha. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? [J]. *Strength Cond Res* 2009, 23(1): 133-40.
- [7] E Hinds. The additional effects of swiss ball use during the wall squat exercise on lowerlimb muscle activity [J]. *Br J Sports Med* 2011, 45(2): 1-10.
- [8] P. A. Fransson, s. Gomez, M. Patel, L. Johansson. Changes in multi-segmented body movements and EMG activity while standing on firm and foam support surfaces [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2007, 10(1): 81-89.
- [9] M Aratow, RE Ballard, AG Crenshaw, et al. Intramuscular pressure and electromyography as indexes of force during isokinetic exercise [J]. *J Appl Physiol*, 1993, 74(6): 2634-2640.
- [10] JM Willardson. Core stability training: applications to sports conditioning programs [J]. *J Strength Cond Res* 2007, 21(3): 979-85.
- [11] Danny M. Pincivero, Robert M. Campy. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris [J]. *J Appl Physiol* 2001, 90: 804-810.
- [12] Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, et al. Neural inhibition during maximal eccentric and concentric quadriceps contraction: effects of resistance training [J]. *J Appl Physiol*, 2000, 89: 2249-2257.
- [13] LM Cosio-Lima, KL Reynolds, C Winter, V Paolone, and MT Jones. Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women [J]. *Strength Cond Res*, 2003, 17(4): 721-5.