

文章编号:1004-7220(2021)01-0129-07

不同关节角度肌肉等长最大自主收缩抗阻力训练的神经适应分析

梁成军, 马静

(辽宁师范大学 体育学院, 辽宁 大连 116029)

摘要:目的 研究不同关节角度下肌肉等长最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)抗阻力训练神经适应特点。方法 将30名健康男性大学生随机分成3组,每组分别做肘关节角度在45°、90°、135° MVC等长收缩抗阻力训练,测量训练前后肱二头肌的表面肌电(surface electromyography, sEMG)信号,并分析sEMG信号的均方根(root mean square, RMS)和中位频率(median frequency, MF)。结果 肘关节45°、90°、135°训练前后肱二头肌sEMG的RMS标准化值存在显著性差异。训练后不同角度之间RMS相比,45°与90°、135°均存在显著性差异,而90°与135°之间则不存在显著性差异。训练后各角度MF标准化值均不存在显著性差异。结论 sEMG的RMS呈现角度特异性变化,而sEMG的MF不具有角度特异性。当肱二头肌处于中、大肘关节角度时,等长抗阻力训练产生的神经适应效果较好。

关键词:关节角度;最大自主收缩;抗阻力训练;神经适应

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.01.021

Neural Adaptation Analysis of Muscle Isometric Maximum Voluntary Contraction Resistance Training at Different Joint Angles

LIANG Chengjun, MA Jing

(School of Physical Education, Liaoning Normal University, Dalian 116029, Liaoning, China)

Abstract: **Objective** To study the characteristics of neural adaptation for resistance training of maximum voluntary contraction (MVC) of muscles at different joint angles. **Methods** Thirty healthy male college students were randomly divided into 3 groups, and each group was subjected to MVC isometric contraction resistance training at elbow joint angles of 45°, 90°, and 135°. Surface electromyography (sEMG) signals of the biceps brachii were measured before and after training, and the root mean square (RMS) and median frequency (MF) of the sEMG signals were also analyzed. **Results** There were significant differences in normalized RMS of sEMG for the biceps brachii before and after training at 45°, 90°, and 135° elbow joints. Comparison of the RMS between different angles after training showed that 45° was significantly different from 90° and 135°. There were no significant differences between 90° and 135°. After training, no significant differences were found in normalized MF at all angles. **Conclusions** The RMS of sEMG shows angle-specific changes, while the MF of sEMG does not have angle-specific changes. When the biceps brachii is at the middle and large elbow joint angles, the neural adaptation effect produced by isometric resistance training is better.

Key words: joint angle; maximum voluntary contraction (MVC); resistance training; neural adaptation

收稿日期:2019-11-26; 修回日期:2020-04-29

基金项目:辽宁省教育厅项目(W201683615)

通信作者:梁成军,副教授,E-mail:liangchengjun126@126.com

肌肉等长运动是指肌肉在长度不变情况下完成收缩产生力量,但肌肉支配的关节不产生运动^[1]。肌肉等长力量对于人们的日常活动(如生活中的搬运重物)和运动技能(如体育运动中的滑雪、滑冰等项目)完成至关重要。在康复领域,当患者存在关节运动禁忌时,为保持肌肉力量,等长力量训练是较好的选择。运动锻炼会导致人体肌力矩-角度关系的变化,不同专项训练会体现出不同的力矩-角度关系^[2]。依据肌肉收缩长度-张力曲线可知,等长运动存在最佳发力关节角度。研究表明,肌肉等长训练可使这种关系发生变化;同时,一定范围内等长训练可使最佳关节角度向小关节角度漂移^[3-4]。另一方面,等长抗阻力训练使肌肉动态力量获得改善^[5]。肌力减少是引起肌萎缩的一个重要原因^[6],而肌力的产生依靠神经系统的支配,故等长训练的神经适应对于康复训练具有重要意义。

神经适应是指肌肉力量的提高归因于肌肉激活方式变化,如运动神经元募集数量增加或者放电率增强^[7]。抗阻力训练力量增加随关节角度的变化而变化^[8]。因此,给定关节运动范围的变化会导致神经肌肉系统出现不同的适应^[9]。等长力量训练的效果取决于训练肢体的关节角度,这种神经适应策略主要体现在参与运动的运动单位数目增加,协同性增强,运动单位放电率加强^[10-12]。抗阻力训练表面肌电(surface electromyography, sEMG)均方根(root mean square, RMS)反映运动单位参与数目的多少与协同性变化^[13],中位频率(median frequency, MF)反映运动单位放电率的变化^[14]。关于不同角度抗阻力训练产生的神经适应效果,目前研究所能提供的信息有限^[15-16]。因此,本文着重探讨不同关节角度下等长抗阻力训练的神经适应特点,为力量训练、康复等领域的训练方案设计提供基础依据。

1 实验对象与方法

1.1 实验对象

为尽量减小日常用力活动对抗阻力训练神经适应的影响,采用实验对象非惯用侧肢体进行训练分析。招募健康男性大学生30名,招募时完成对受试者非惯用肢体情况筛查,选取非惯用肢体为左侧的受试者参加本实验研究。将受试者随机分成

3组,每组10人。实验对象身高(178.0 ± 7.5) cm、体质量(72.3 ± 11.3) kg、年龄(19.8 ± 0.8)岁。所有受试者对实验方案知情同意。

1.2 实验方案

1.2.1 试验训练方案 对实验对象左侧上肢进行 45° 、 90° 、 135° 等长最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)抗阻力训练(前臂在肘关节处伸直为 0°)。每周进行3次训练,每次训练进行3个等长MVC抗阻力训练,每个训练动作持续时间为5 s,每个动作训练完成后间歇1 min,然后进行下次训练。训练共进行6周。训练借助等力量测量仪(型号 Back-Check 608, Dr. Wolff 公司,德国)进行,在测量仪可调节高度与长度的横杆上缠绕上绷带,防止给受试者皮肤造成压伤。受试者正坐,保持上体挺直,上臂放在桌面上,调节座椅的高度使受试者上臂与躯干垂直。调节横杆的高度使受试者肘关节达到符合要求的角度(角度测定采用关节角度仪进行),然后开始等长抗阻力训练。由于受伤、突发疾病等原因,每组各有1人没有完成整个实验训练,完成实验的样本数为每组各9人。

1.2.2 sEMG 测量方法 6周干预训练前后,分别对受试者训练角度MVC的sEMG进行测量采集,使用表面肌电仪(型号 ME6000-16, Mega 公司,芬兰)的采样频率设定为2 kHz,监测时间为5 s。测量时,先用酒精棉签对肱二头肌肌腹位置进行皮肤表面清洁擦拭。然后在肌腹中间位置沿肌纤维方向粘贴用于连接红色正、负两个电极的肌电片,电极片间距2 cm;在肌腹侧方成等腰三角形位置粘贴用于连接黑色参考的电极片。连接好仪器设备开始测量。

肌电信号突然增大视为动作开始,依据时间刻度选择5 s时间范围,然后选用软件相应的计算功能计算所选指标值。在进行sEMG数据提取时,若测量时间超过5 s,取5 s数据。

1.3 数据处理方法

1.3.1 sEMG 标准化处理 sEMG的RMS值采用测量时间段最大值进行标准化处理^[17-18]:

$$X = X_i / X_{\max}$$

式中: X 为标准化后的sEMG数据; X_i 为测量时间段内sEMG实际值; X_{\max} 为测量时间段内sEMG的最大值。

对于不同关节角度等长抗阻力训练对 sEMG 频域指标 MF 的影响,考虑到本实验是等长 MVC 抗阻力训练, MF 为 sEMG 放电频率的中间值,用 MVC 放电频率最大值进行标准化失去意义,故主要比较不同关节角度的肌肉放电频率。参考文献 [19] 中的研究,结合本文测试特点,采用计算训练后 MVC 测试 sEMG 的 MF 与训练前 MVC 测试 sEMG 的 MF 比值,来实现对训练后 MF 的标准化处理。

1.3.2 数据统计学处理方法 考虑到不同受试者训练前状态可能会对训练后状态产生影响,为了排除这种潜在影响,不同关节角度等长训练 sEMG 的 RMS 数据间比较采用协方差分析方法进行,协变量为训练前表面肌电相应指标变量。不同角度间标

准化 MF 比较采用方差分析进行。无论是时域 RMS 还是频域 MF,训练前后的比较采用配对 t 检验进行。采用 SPSS 19.0 软件进行统计学数据处理, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义, $P < 0.01$ 表示差异具有高度统计学意义。

2 研究结果

2.1 不同关节角度 MVC 抗阻力训练 sEMG 的 RMS 结果

对各种角度下完成等长训练整个实验过程的 27 名受试者进行训练前后左侧肱二头肌肌电信号采集。图 1 所示为不同肘关节角度等长抗阻力训练前后 sEMG 测量图,各图的纵坐标振幅值均设定为 6 V。

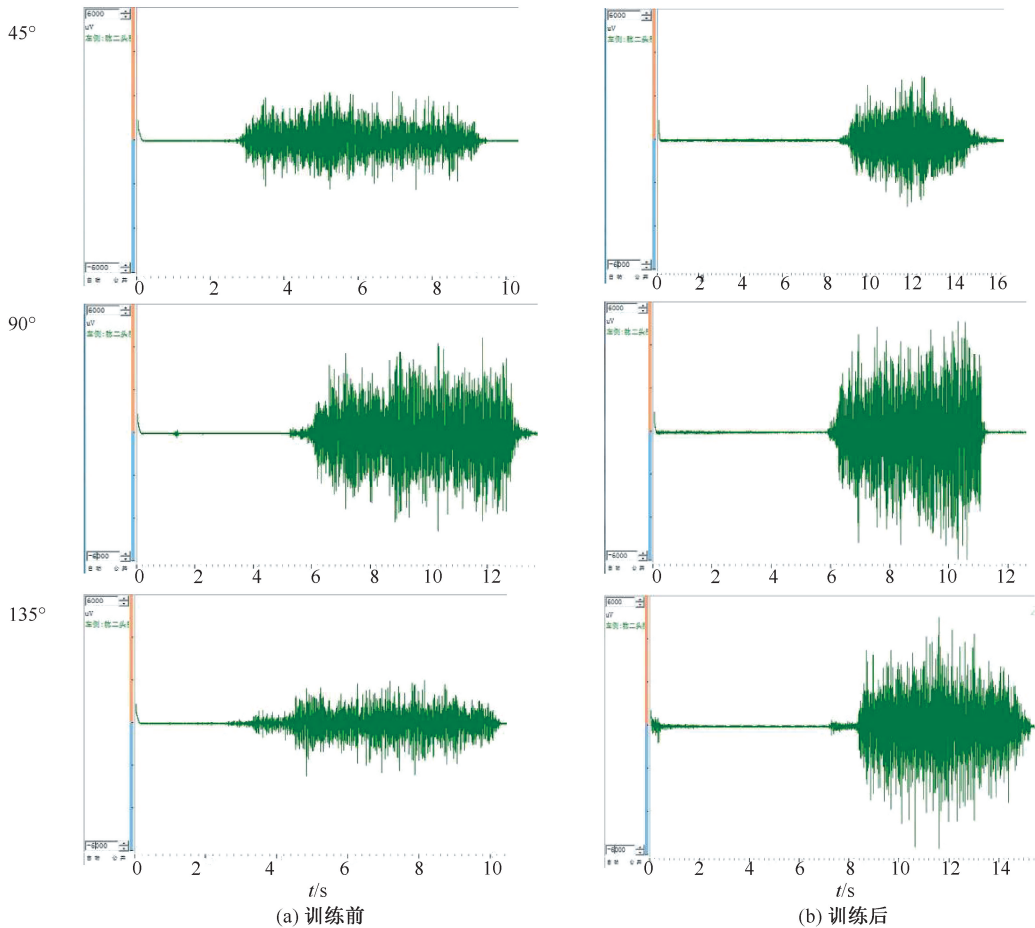


图 1 不同肘关节角度等长 MVC 抗阻力训练前后 sEMG 测量

Fig.1 sEMG measurement before and after isometric MVC resistance training at different elbow joint angles

(a) Before training, (b) After training

由表1可知,肘关节45°肱二头肌RMS标准化值训练前后差异显著($P<0.05$)。肘关节90°、135°

肱二头肌RMS标准化值训练前后均存在高度显著性差异($P<0.01$)。

表1 不同肘关节角度肱二头肌等长MVC抗阻力训练前后sEMG的RMS比较(* $P<0.05$,** $P<0.01$)

Tab.1 RMS comparison of EMG for biceps brachii at different elbow joint angles before and after isometric MVC resistance training

指标		肘关节角/(°)		
		45	90	135
训练前 RMS	最大值/ μV	1 690.00±774.70	1 613.78±1 070.95	1 470.22±845.17
	平均值/ μV	980.67±454.79	928.00±585.46	862.67±534.06
	平均值标准化值	0.572±0.064	0.594±0.061	0.580±0.067
训练后 RMS	最大值/ μV	2 003.33±527.78	1 918.56±1 118.18	2 079.11±1 220.27
	平均值/ μV	1 222.89±382.43	1 234.00±641.66	1 331.11±752.97
	平均值标准化值	0.605±0.051*	0.664±0.061**	0.651±0.053**
训练后排除训练前影响 RMS 平均值标准化后协方差估计值		0.605±0.014	0.661±0.015	0.654±0.015

协方差分析结果表明,不同肘关节角度之间训练后RMS标准化值之间存在显著性差异(见表2)。

表2 不同肘关节角度等长MVC抗阻力训练后肱二头sEMG的RMS比较协方差分析

Tab.2 RMS covariance analysis on sEMG of biceps brachii at different elbow angles after isometric MVC resistance training

来源	平方和	自由度	均方	F	显著性
组间	0.016	2	0.008	4.357	0.025
组内	0.043	23	0.002		
总数	0.059	25			

由表3可知,肘关节45°与90°训练后RMS标准化值的差值为-0.055,存在显著性差异($P<0.05$);45°和135°之间训练后RMS标准化值差值为-0.049,存在显著性差异($P<0.05$);而训练后90°与135°之间相比,RMS则不存在显著性差异($P>0.05$)。

表3 不同肘关节角等长MVC抗阻力训练后肱二头肌sEMG的RMS多重比较(* $P<0.05$)

Tab.3 RMS multiple comparison of EMG for biceps brachii at different elbow angles after isometric MVC resistance training

类别(\bar{x})	$\bar{x} - \bar{x}_3$	$\bar{x} - \bar{x}_2$
45°($\bar{x}_1 = 0.605$)	-0.049*	-0.055*
90°($\bar{x}_2 = 0.661$)	-0.006	
135°($\bar{x}_3 = 0.654$)		

2.2 不同肘关节角度MVC抗阻力训练sEMG的MF结果

由表4可知,肘关节45°、90°、135°训练前后,sEMG的MF均呈现显著性差异($P<0.05$)。

由不同角度训练后肱二头肌MF与训练前标准化后MF(见表5)和多重比较(见表6)的结果可知,3种角度之间不存在显著性差异。

表4 不同肘关节角度肱二头肌等长MVC抗阻力训练前后MF比较(* $P<0.05$)

Tab.4 MF comparison of biceps brachii at different elbow joint angles before and after isometric MVC resistance training

肘关节角度/(°)	MF/Hz		训练后/训练前
	训练前	训练后	
45	48.3±9.9	55.3±13.8*	1.146±0.172
90	56.8±15.4	67.0±14.6*	1.212±0.244
135	63.7±6.5	70.9±8.5*	1.117±0.156

表5 不同肘关节角度等长MVC抗阻力训练后肱二头肌sEMG的MF标准化值方差分析

Tab.5 Variance analysis on normalized MF of sEMG for biceps brachii after isometric MVC resistance training at different elbow angles

来源	平方和	自由度	均方	F	显著性
组间	0.044	2	0.022	0.584	0.566
组内	0.906	24	0.038		
总数	0.950	26			

表6 不同肘关节角度训练后MF标准化值多重比较

Tab.6 Multiple comparison of standard MF after training at different elbow joint angles

类别(\bar{x})	$\bar{x} - \bar{x}_3$	$\bar{x} - \bar{x}_2$
45°($\bar{x}_1 = 1.146$)	-0.029	0.067
90°($\bar{x}_2 = 1.212$)	0.095	
135°($\bar{x}_3 = 1.117$)		

3 讨论

3.1 不同肘关节角度等长抗阻力训练sEMG的RMS分析

由于关节角度变化致使肌肉的收缩长度也相

应发生变化,肌肉收缩长度与其产生的张力之间具有一定关系,故研究不同关节角度肌肉等长抗阻力训练的神经适应,即在探讨不同肌肉收缩长度下的神经肌肉适应。

本文发现,不论何种角度(肌肉长度)等长抗阻力训练,训练前后 sEMG 的 RMS 均出现显著增加。Delbalso 等^[13]通过对足屈肌群进行 4 周 12 次等长抗阻力训练发现,伴随着 MVC 力量增加,肌肉 sEMG 的 RMS 振幅大幅增加。抗阻力训练能够引起参与运动的运动单位数目增多,协同性加强,故导致肌肉 sEMG 振幅增加。各关节角度下的等长训练均能引起肌肉参与运动单位的协同性增加,放电一致性增强,振幅增大。Balshaw 等^[20]进行等长抗阻力训练 12 周,结果发现,主动肌 sEMG 的 RMS 振幅增加,拮抗肌则减小,表明等长训练初期肌肉力量的增加可通过神经系统的适应来解释。

肌肉在不同关节角度等长 MVC 抗阻力训练后引起肌肉 sEMG 的 RMS 振幅显现出不同的变化,135°(短肌肉长度)和 90°(中等肌肉长度)训练后 RMS 明显高于 45°(长肌肉长)的训练结果,而 135°与 90°之间差异不显著。上述结果体现出肌肉在不同角度下进行等长抗阻力训练存在角度的特异性^[21]。Watanabe 等^[22]研究发现,关节角度不同会对肌肉神经控制系统的调节产生影响。Marchetti 等^[23]探讨下肢在膝关节 3 种不同角度主动肌最大等长肌肉的激活特点。结果表明,后蹲 90°膝关节角度(膝关节伸直为 0°角)股外侧肌和臀大肌整体肌肉激活程度最高,140°则最低。主动肌处于长肌肉长度下,肌肉的激活较低。推测原因是肌肉处于长肌肉长度下,微观状态下粗细肌纤维丝相互接触的长度变短,参与工作的运动单位较少,导致产生的 sEMG 幅度下降。

依据肌肉收缩长度-张力曲线关系,当肌肉处于一个合适的长度时,肌肉收缩产生的力量最大。这也意味着此时肌肉能够有效动员最多的运动单位参与运动,导致肌电 RMS 振幅增加明显。肌肉再继续缩短,此时粗细肌纤维丝大幅重叠,由于多数横桥头找不到结合位点,故导致肌电信号的 RMS 振幅没有最大力量处高。但由于等长 MVC 抗阻力训练的结果会导致神经肌肉控制系统动员较大的运动单位参与运动,致使肌电信号 RMS 振幅也有显著

增加,结果使得 135°与 45°差异显著,而与 90°差异不显著。本文 sEMG 的 RMS 结果表明,抗阻力训练在中大关节角度更容易引起神经适应,由于小关节角度是训练的始角,此角度在训练过程中一定得到充分的训练。大关节角度则不然,一些训练由于动作不到位,使得肌肉在大关节角度处得到的训练机会相对少些。因此,训练过程应通过一些方法如减小负荷的方式,来训练关节处于大关节角度的肌肉,即应注重整个关节角度运动范围的肌肉力量训练练习,可产生更好的神经适应效果。

3.2 不同肘关节角度等长抗阻力训练 sEMG 的 MF 分析

本文测量结果表明,3 种角度训练前后相比, sEMG 的 MF 均显著增加,差异有统计学意义。因此,无论何种角度的等长抗阻力训练均能引起肌肉运动单位放电频率增加。Kamen 等^[12]通过研究老年人和年轻人抗阻力训练股外侧肌运动单位放电率发现,训练 1 周后,两组人群运动单位放电率均明显增加。本文发现,45°、90°、135° 3 种肘关节角度下进行等长 MVC 抗阻力训练后, MF 在 3 种角度之间不存在显著性差异。Altenburg 等^[24]研究认为,运动单位放电率与关节角度无关。Valle 等^[25]研究表明,短肌肉与长肌肉相比,放电率没有差异。分析原因可能与运动单位的动员与工作特点有关。肌肉工作时,往往根据力量大小的需求首先动员较小运动单位参与运动,然后是大的运动单位被动员^[26]。运动单位被动员参与运动后,若此时动作要求肌力增加,则参与运动单位主要依靠增加放电频率来增加肌力。若当参与运动的运动单位放电频率无法再进一步增加来保持肌力的增长,则神经肌肉控制系统开始动员新的较大运动单位参与运动,新的运动单位再次增大频率来保持肌力增加^[27]。但 Linden 等^[28]认为,与长肌肉长度相比,短肌肉长度每次扭矩变化时,会有更高的放电率。而 Valle 等^[25]则认为,不同关节角度等长收缩运动单位放电率没有差异,即短肌肉与长肌肉相比,放电率没有差异,但不同负荷之间有的存在显著性差异。产生上述差异的原因可能是研究条件不尽相同,在不同肌肉长度下研究了不同的运动单位群体。另外,肌肉在短肌肉长度下可能通过募集更大的运动单元来参与运动,进而达到产生相同力的效果,同时不

需要增加运动单位的放电率。或者,短肌肉部分运动单位放电频率升高,这些更高的放电率可能被新招募的放电率低的运动单位掩盖,导致 sEMG 的 MF 在不同关节角度处差异不显著,肌肉放电频率不具有角度特异性。

4 结论

不同关节角度肌肉等长抗阻力训练 sEMG 的 RMS 存在角度特异性。肘关节 90°、135°神经适应效果好于 45°。不同关节角度肌肉等长抗阻力训练对肌肉放电频率影响不显著,不具有角度特异性。抗阻力训练初期,从 sEMG 的 RMS 指标看,注重整个关节运动范围尤其是中大关节角度的力量训练有助于神经适应,提高神经肌肉适应能力,增强训练效果。

参考文献:

- [1] GABRIEL DA, GARY K, GAIL F. Neural adaptations to resistive exercise [J]. *Sports Med*, 2006, 36(2): 133-149.
- [2] BRUGHELLI M, CRONIN J, NOSAKA K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors; A comparison between cyclists and Australian Rules football players [J]. *J Strength Cond Res*, 2010, 24(3): 717-721.
- [3] ULLRICH B, KLEINODER H, BRUGGEMANN GP. Moment-angle relations after specific exercise [J]. *Int J Sports Med*, 2009, 30(4): 293-301.
- [4] ALEGRE LM, FERRI-MORALES A, RODRIGUEZ-CASARES R, *et al.* Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastuslateralis muscle architecture [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2014, 114(11): 2437-2446.
- [5] NOORKÖIV M, NOSAKA K, BLAZEVIČ A J. Effects of isometric quadriceps strength training at different muscle lengths on dynamic torque production [J]. *J Sport Sci*, 2015, 33(18): 1952-1961.
- [6] 但建波, 蒋文涛, 刘展, 等. 下肢截肢残端肌肉萎缩的生物力学研究进展[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 580-584.
DAN JB, JIANG WT, LIU Z, *et al.* Advances of residual limb muscle atrophy in biomechanics research [J]. *J Med Biomech*, 26(6):580-584.
- [7] DELOLMO MF, REIMUNDE P, VIANA O, *et al.* Chronic neural adaptation induced by long-term resistance training in humans [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2006, 96(6): 722-728.
- [8] NOORKÖIV M, NOSAKA K, BLAZEVIČ A. Neuromuscular adaptations associated with knee joint angle-specific force change [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2014, 46(8):1525-1537
- [9] RHEA MR, KENN JG, PETERSON MD, *et al.* Joint-angle specific strength adaptations influence improvements in power in highly trained athletes [J]. *Human Movement*, 2016, 17(1): 43-49.
- [10] KUBO K, OHGO K, TAKEISHI R, *et al.* Effects of isometric training at different knee angles on the muscle-tendon complex *in vivo* [J]. *Scand J Med Sci Sport*, 2006, 16(3):159-167.
- [11] LOONEY DP, KRAEMER WJ, JOSEPH MF, *et al.* Electromyographical and perceptual responses to different resistance intensities in a squat protocol: Does performing sets to failure with light loads produce the same activity? [J]. *J Strength Cond Res*, 2016, 30(3): 792-799.
- [12] KAMEN G, KNIGHT CA. Training-related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults [J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2004, 59(12): 1334-1338.
- [13] DELBALSIO C, CAFARELLI E. Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training [J]. *J Appl Physiol*, 2007, 103(1): 402-411.
- [14] 陈韦翰, 潘玟璇, 杨雯雯, 等. 新式屈髋肌力训练机在轻重阻力下对下肢肌电与运动范围的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(4): 398-402.
CHEN WH, PAN WX, YANG WW, *et al.* Effects on electromyography activity and range of motion in lower limb from a novel hip flexor training machine under light and heavy resistance [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(4): 398-402.
- [15] REEVES ND, NARICI MV, MAGANARIS CN. *In vivo* human muscle structure and function: Adaptations to resistance training in old age [J]. *Exp Physiol*, 2004, 89(6): 675-689.
- [16] WATANABE K, KOUZAKI M, MORITANI T. Nonuni form surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle [J]. *Muscle Nerve*, 2014, 50(5): 794-802.
- [17] ALEGRE LM, FERRI-MORALES A, RODRIGUEZ-CASARES R, *et al.* Effects of isometric training on the knee extensor moment-angle relationship and vastuslateralis muscle architecture [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2014, 114(11): 2437-2446.
- [18] 傅维杰, 刘宇, 魏书涛. 篮球鞋对主动与被动落地时冲击力特征和肌肉活化的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(3): 317-323.
FU WJ, LIU Y, WEI ST. Influence of basketball shoes on impact force and muscle activation during active and passive

- landing [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(3): 317-323.
- [19] 王乐军, 陆爱云, 郑樊慧, 等. 低负荷静态收缩诱发屈肘肌疲劳的肌电与脑电相干性分析[J]. *体育科学*, 2014, 34(2): 40-47.
- [20] BALSHAW TG, MASSEY GJ, MADEN-WILKINSON TM, *et al.* Changes in agonist neural drive, hypertrophy and pre-training strength all contribute to the individual strength gains after resistance training [J]. *Eur J Appl Physiol*, 2017, 117(4): 631-640.
- [21] RUITER CJ, HUTTER V, ICKE C, *et al.* The effects of imagery training on fast isometric knee extensor torque development [J]. *J Sport Sci*, 2012, 30(2): 166-174.
- [22] WATANABE K, KOUZAKI M, MORITANI T. Nonuniform surface electromyographic responses to change in joint angle within rectus femoris muscle [J]. *Muscle Nerve*, 2014, 50(5): 794-802.
- [23] MARCHETTI P, SILVA JJ, SCHOENFELD BJ, *et al.* Muscle activation differs between three different knee joint-angle positions during a maximal isometric back squat exercise [J]. *J Sports Med*, 2016, doi: 10.1155/2016/3846123.
- [24] ALTENBURG TM, HAAN A, VERDIJK PWL, *et al.* Vastuslateralis single motor unit EMG at the same absolute torque production at different knee angles [J]. *J Appl Physiol*, 2009, 107(1): 80-89.
- [25] VALLE A, THOMAS CK. Motor unit firing rates during isometric voluntary contractions performed at different muscle lengths [J]. *Can J Physiol Pharmacol*, 2004, 82(8-9): 769-776.
- [26] 秦川, 王志中, 王刚, 等. 利用 AR 模型参数分析损伤神经的针电极肌电信号[J]. *生物医学工程学杂志*, 2004, 21(4): 636-639.
- [27] 于洪军, 李成伟, 于森. 肌纤维募集定律的理论溯源及其对力量训练实践的影响[J]. *体育科学*, 2016, 36(11): 56-65.
- [28] LINDEN DW, KUKULKA CG, SODERBERG GL. The effect of muscle length on motor unit discharge characteristics in human tibialis anterior muscle [J]. *Exp Brain Res*, 1991, 84(1): 210-218.