·临床研究·

# 不同性别健康人群腰部深层多裂肌肌电差异的研究\*

张珊珊 吴 文 许 轶 唐 雁 王楚怀1.3

## 摘要

目的:采用表面肌电(sEMG)分析系统结合丝电极探讨健康人群腰部深层多裂肌活动的EMG信号特征,分析不同性别健康人群多裂肌功能状态差异。

方法:31 例健康受试者(15 男,16 女)采用针头导入0.16mm 钢丝电极线至L4水平深层多裂肌后完成改良BST动作, 采集多裂肌最大随意收缩时的EMG信号,比较不同性别健康受试者平均肌电值(AEMG)、均方根值(RMS)、中位 频率(MF)、平均功率频率(MPF)和非线性指标LZ复杂度的差异性。

**结果:**不同性别健康人群腰部深层多裂肌电信号时域指标差异有显著性意义,男性多裂肌AEMG、RMS明显大于女性(*P*<0.05);两组间频域指标MF、MPF、MFs、MPFs差异无显著性意义(*P*>0.05)。男性和女性中,双侧多裂肌电活动无显著性差异(*P*>0.05)。

结论:采用 sEMG 系统结合丝电极能够可靠、灵敏地检测出腰部深层多裂肌的肌电活动,这是一种针对性地评估深 层肌肉功能活动的有效方法,具有较好的临床应用价值;同时不同性别健康人群深层多裂肌 EMG 的差异性为设置 多裂肌正常肌电值提供了一定参考价值。

关键词 表面肌电系统;多裂肌;丝电极;差异性评定

中图分类号:R493 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2018)-04-0413-06

Sex differences in electromyography activity of deep multifidus for healthy people/ZHANG Shanshan, WU Wen, XU Yi, et al.//Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2018, 33(4): 413-418 Abstract

**Objective:** To explore the sex differences of electromyography(EMG) activity of deep multifidus (DM) for healthy people at the level of fourth lumbar vertebrae(L4) using surface electromyography system and wire electrode.

**Method:** To study the DM, fine wire(0.16mm) electrodes were fabricated from pairs of nylon coated 12 cm wires which were inserted into a hypodermic needle(25 gauge, 60mm long). Thirty-one healthy subjects(male, 15, female,16) were enrolled to collect EMG signals of maximum isometric voluntary contraction of DM. The data were analyzed with independent samples t-test to compare the gender differences in EMG activity of the lumbar multifidus.

**Result:** There was significant difference between male and female in average EMG(AEMG), root mean square (RMS)(P<0.05), whereas no significant difference in median frequency(MF), mean power frequency(MPF) and nonlinear index Lempel-Ziv complexity(P>0.05). No significant differences of EMG signals were found in bilateral DM for both male and female(P>0.05).

**Conclusion:** The findings revealed that the function of the EMG in DM can be assessed by surface electromyography system and wire electrode, which provided an objective assessment tool to evaluate deep muscle function.

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.04.008

<sup>\*</sup>基金项目:国家自然科学基金(81473769);广东省卫生厅项目(WSTJJ20130701)

<sup>1</sup> 中山大学附属第一医院康复医学科,广州,510080; 2 南方医科大学珠江医院康复医学科; 3 通讯作者

作者简介:张珊珊,女,住院医师; 收稿日期:2016-12-05

Author's address Department of Rehabilitation Medicine, The First Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou,510800

Key word surface electromyography; deep multifidus; wire electrode; assessment

表面肌电图(surface electromyography, sEMG) 具有非损伤性、实时性、多靶点测量等优点,可客观 地反映局部肌肉活动水平和功能状态,已逐渐成为 运动医学和康复医学领域研究的热门手段凹。研究 发现,脊柱中立位时多裂肌收缩承担保持脊柱硬度 超过2/3的能力,而腰部多裂肌对L4/5节段稳定性 的贡献高达2/3四,其中以深部多裂肌为主。深层多 裂肌受损是腰部功能紊乱的潜在和本质问题。然 而,sEMG目前采样仅局限在表层肌群,无法掌握深 层多裂肌的运动功能情况。如何采用一种改良的方 式分析深层肌肉的肌电活动反映其活动状态和功能 状态,是一个亟需解决的问题。本研究采用sEMG 分析系统结合丝电极观察不同性别健康人群深层多 裂肌活动的EMG信号特征,分析多裂肌最大随意等 长收缩时平均肌电值(average electromyography, AEMG)、均方根值(root mean square, RMS)、中位 频率(median frequency, MF)、平均功率频率 (mean power frequency, MPF)和非线性指标LZ复 杂度的变化特点,探讨一种可针对性地评估深层多 裂肌功能活动的有效方法。

#### 1 资料与方法

#### 1.1 研究对象

通过广告征集方式选取居住地相同或相近且性 别、年龄、受教育程度相匹配的健康志愿者31例(男15 女16);男性受试者年龄平均(24±3.91)岁,受教育年限 平均(15.13±0.74)年,体质指数(BMI)平均(21.29± 1.23);女性受试者平均(21.81±2.25)岁,受教育年限平 均(14.31±2.33)年,体质指数(BMI)平均(20.41± 1.49)。两组间年龄、教育程度、BMI均无显著性差异 (P>0.05)。纳入标准包括:①BMI在标准的±10%范 围内;②右利手;③近1个月内无疼痛经历,未服用解 热镇痛类、镇静催眠类药物;④无腰部外伤和手术史; ⑤无先天疾患、精神或神经系统疾病及严重心、肝、肾 疾病。排除易出血体质、女性行经者。受试者在参加 实验前均已熟知运动负荷方法及实验要求,能较好配 合完成测试。该实验已经获得中山大学附属第一医院 伦理委员会认可,所有受试者签署了知情同意书。

1.2 方法

1.2.1 实验前准备: 植入电极至深层多裂肌: 受试者 俯卧于治疗床上, 双臂放松置于躯干两侧, 以L4棘 突水平为中心向外侧旁开 2cm 处为多裂肌电记录 点, 两记录电极相距 0.5—1cm, 地电极在记录电极 外侧 4—5cm 处。实验开始前 5min, 于电极定位皮 肤表面涂抹一层厚厚的复方利多卡因软膏局部麻 醉, 以减轻针头刺破皮肤疼痛。

皮肤用75%医用酒精消毒后,双侧记录电极采 用一次性无菌注射针(25G,长度60mm)引入不锈钢 丝电极线(直径0.16mm,长度12cm)至L4水平深层 多裂肌:于定位处垂直进针3—5cm,触及横突时再 将针头稍退0.5cm,待超声确定位置后退出针头(退 出之前测量外置电极线长度,退出后再次测量外置 电极线长度,保证电极线长度,退出后再次测量外置 电极线长度,保证电极线未移位)。双侧地电极采用 一次性无菌注射针(24G,30mm)垂直进针1.5— 2.0cm导入钢丝电极线。电极线前5mm为导电电极 以采集运动单位电位,末端约3cm为导电电极以连 接鳄鱼夹电极线,中间部分为漆包线具有绝缘性以 避免竖脊肌电活动干扰。采用鳄鱼夹电极线一端连 接电极线导电末端,一端连接肌电图机金属电极。

**1.2.2** 数据采集:采用绍兴UMI-SE-I型表面肌电分 析系统对受试者深层多裂肌的肌电活动进行检测 (室温约25℃)。原始EMG信号记录的取样率> 3000Hz,分辨率为0.1μV,通频带宽为15—1000Hz, 共模抑制比>110db,噪音<1μV。

受试者进行多裂肌最大随意等长收缩(maximal voluntary isometric contraction, MVIC),即以 最大力量做改良BST运动:嘱受试者双肘伸直,双 臂向前向上伸出,用力挺胸抬头,使头胸离开床面, 同时膝关节伸直,双下肢尽力抬离床面,持续动作一 定时间,同时记录肌电信号数据。采集步骤如下:① 静息态:采集受试者多裂肌静息状态下的肌电值,持 续30s,振幅<5µV进行下一步骤;②肌力测试/最大 肌电值:嘱受试者以最大力量做改良BST运动,即 MVIC,持续5s,休息10s,共记录3次,取其平均值; ③耐力测试:休息2—3min后,嘱受试者以最大力量 做改良BST运动,持续30s;④后基线:嘱受试者保 持动作持续至不能耐受即放松休息,记录受试者肌 肉放松后30s的肌电信号数据。

采用视觉模拟评分法(visual analogue scale, VAS)对针头刺破皮肤、针头退出后、肌肉收缩时丝电极引起的疼痛进行评分(0—10分,其中0分为无痛,10分为无法忍受的疼痛),并询问受试者是否伴酸、麻、沉、胀等不适感。

## 1.3 数据分析

将实验过程中贮存在随机存取存储器(random access memory, RAM)的肌电信号经光纤传 输至计算机,经快速傅立叶转换(FFT)频谱分析程 序处理,提取多裂肌运动时电信号的AEMG、RMS、 MF、MPF及LZ复杂度,并分析出双侧多裂肌中位 频率斜率(median frequency slope, MFs)。

# 1.4 统计学分析

采用 SPSS 13.0 软件进行统计分析,所有数据 均以均数±标准差表示。为比较不同性别健康人群 深层多裂肌电活动变化的差异,采用独立样本t检 验分析线性指标 AEMG、RMS、MF、MPF及非线性 指标LZ复杂度的差异,并采用配对t检验分析左、右 侧多裂肌EMG差异,以P<0.05为组间比较有显著 性意义。为了进一步分析肌肉收缩时疼痛对肌电信 号采集的影响,选取 AEMG、MF 与 VAS 评分作相关 性分析,以P<0.05为差异有显著性意义。

为了分析不同状态下深层多裂肌电活动LZ复杂度的分布特征,采用单因素方差分析研究不同性别健康人群多裂肌EMG在静息状态、最大肌力、耐力及收缩放松后LZ复杂度的差异性,多重比较采用Bonferroni校正,以P<0.05为差异有显著性意义。

## 2 结果

# 2.1 疼痛感知

所有受试者均顺利完成实验,均符合入组标准。针刺破皮肤时有轻度疼痛,疼痛强度VAS评分在1—4分范围内,部分受试者在进针时伴有轻度酸胀感;针头退出后几乎没有疼痛(VAS 0—1分)。多裂肌收缩时,丝电极造成的疼痛VAS评分集中在0—1分。不同性别之间的疼痛差异无显著意义

(*P*>0.05)(表1)。实验完成拔出电极线后,受试者 不适感完全消失,无其他不适。

2.2 静息状态下多裂肌肌电的比较

静息状态下,男性和女性受试者多裂肌电幅度 在 0.10—1.20μV 范围内,平均分别为(0.39±0.37) μV、(0.22±0.13)μV。静息状态多裂肌 MFs 值多数 为0(48/62),其他在-0.11—0.40范围内;不同性别多 裂肌 MFs 差异无显著性意义(*P*=0.69 > 0.05)。

2.3 不同性别多裂肌肌电线指标的比较

不同性别健康人群深层多裂肌时域指标 AE-MG、RMS 的差异有显著性意义,其中男性多裂肌 AEMG、RMS 明显大于女性(*t*=3.45/3.66,*P*<0.05); 但频域指标 MF、MPF、MFs、MPFs 的差异无显著性 意义(*P*>0.05),表2。

2.4 双侧多裂肌肌电线性指标的差异性

无论是男性还是女性受试者,双侧多裂肌肌电 指标AEMG、RMS、MF、MPF、MFs、MPFs的差异均 无显著性意义(P>0.05)(表3)。

2.5 不同状态下多裂肌肌电非线形指标LZ复杂度的比较

静息状态、最大肌力、耐力收缩、持续收缩后放 松等不同状态下,多裂肌电LZ复杂度的差异有显著 性意义(P<0.001)(表4),其中多裂肌持续收缩后放 松LZ复杂度最低,静息状态时次之,收缩时最高 (P<0.001);最大肌力和耐力收缩时,LZ复杂度差 异无显著性意义(P=0.42/0.31>0.05)。

2.6 不同性别人群多裂肌肌电非线性指标的差异 在不同状态下,不同性别健康人群双侧多裂肌

ŧ	長1 不同	生别针刺疼	§痛强度VA	S比较	$(\bar{x}\pm s)$
参	数	男	女	t	Р
针束	녜痛	2.20±0.94	2.69±0.79	-1.56	0.13
针退出	后疼痛	0.13±0.35	0.31±0.60	-1.02	0.32
肌肉收缩	时疼痛	$0.47 \pm 0.64$	$0.50\pm0.89$	-0.12	0.91
动作开始/约	冬止时疼痛	$1.40{\pm}1.24$	1.94±1.44	-1.11	0.28
表	2 不同性	主别多裂肌	.肌电线形指	标比较	$(\bar{x}\pm s)$
参数	男		女	t	Р
AEMG	859.74±13	31.87 6	588.24±144.06	3.45	$0.002^{\odot}$
RMS	376.22±7	1.39	292.22±55.85	3.66	0.001 <sup>®</sup>
MF	164.73±2	4.20	173.8±31.98	-1.01	0.32
MPF	180.73±2	0.90	189.75±22.24	-1.16	0.26
MFs	0.18±0.	16	0.13±0.09	0.95	0.35
MPFs	0.15±0.	13	$0.10{\pm}0.06$	1.27	0.22
注:独立样本	Kt检验,平均	<b>∮值=(左+右</b>	()/2, (1)P < 0.05		

www.rehabi.com.cn 415

表3 不同性别双侧多裂肌肌电线性指标差异性分析

亚佳士计		男			女			
木朱刀伝	左	右	t	Р	左	右	t	Р
AEMG	884.10±205.84	835.38±132.32	0.84	0.41	658.43±148.27	718.05±179.31	-1.50	0.15
RMS	386.84±85.61	365.61±71.29	1.24	0.24	285.77±61.84	298.66±66.01	-0.83	0.42
MF	164.20±32.60	165.27±31.05	-0.1	0.92	174.44±39.01	173.38±31.98	0.09	0.93
MPF	179.73±29.07	181.73±27.56	-0.2	0.84	189.75±33.02	189.75±27.89	0.001	0.99
MFs	0.17±0.13	0.18±0.22	-0.56	0.59	0.14±0.11	0.12±0.08	1.19	0.25
MPFs	0.14±0.12	0.16±0.15	-0.82	0.43	0.11±0.07	$0.09 \pm 0.07$	1.09	0.29

太4 小时状态下发爱肌肌电上发发发度差异性分析(%	复杂度差异性分析(x+s)
---------------------------	---------------

性别	静息	肌力	耐力	放松	F	Р
男	0.59±0.06	$0.73 \pm 0.03$	0.71±0.03	0.39±0.11	86.00	$0.000^{\odot}$
女	0.58±0.09	0.73±0.04	0.70±0.03	0.35±0.12	83.80	$0.000^{\odot}$

LZ复杂度的差异均无显著性意义(*P*>0.05)(表5)。 2.7 肌肉收缩时疼痛对肌电信号采集的影响

多裂肌收缩时疼痛 VAS 评分与 AEMG、MF、LZ 复杂度与无明显相关关系(*r*=-0.32/-0.002/0.05,*P*> 0.05),提示电极在肌肉内造成的极轻微疼痛不影响 各项指标的采集。

肌肉电活动的有效性和可靠性。结果发现,腰部深

层多裂肌频域指标 MF、MPF、MFs、MPFs 和非线性

one-way	ANOVA,平均值(mean)=(左+右)/2.①P<0.05	0
	11111111111111111111111111111111111111	ク
		- TE

 $(\bar{x}\pm s)$ 

 $(\overline{x\pm s})$ 

亚佳士社		男				女		
不朱刀伝 -	左	右	t	Р	左	右	t	Р
静息	$0.59 \pm 0.09$	$0.59 \pm 0.08$	0.07	0.95	0.58±0.13	0.58±0.10	-0.09	0.93
最大肌力	$0.73 \pm 0.04$	$0.72 \pm 0.05$	0.32	0.75	0.73±0.05	$0.72 \pm 0.04$	0.09	0.93
耐力	0.71±0.03	0.71±0.04	-0.28	0.78	0.70±0.05	$0.70 \pm 0.03$	-0.25	0.81
收缩后放松	0.37±0.15	0.40±0.14	-0.61	0.55	0.35±0.14	0.34±0.18	0.31	0.76

表5 不同性别人群双侧多裂肌肌电LZ复杂度差异性分析

#### 3 讨论

表面肌电图与针极肌电图都是记录神经肌肉活 动时的生物电信号,即肌纤维收缩时产生的微弱电 位差,所以两者在本质上是一样的。这种电位差因 神经肌肉结构、功能的变化而变化,不同肌纤维收缩 时的肌电信号也会发生相应改变,即肌肉构成及性 质差异可在肌电信号图中显示出来,这为表面肌电 信号诊断和评价肌肉功能提供了基础。表面肌电信 号是多个运动单位活动时产生的电变化在时间和空 间上叠加的结果,并可在各种运动过程中持续观察 肌肉活动的变化,因而能综合地反映局部肌肉活动 水平和功能状态。然而,当近端刺激同时兴奋多块 其他肌肉时,表面电极记录的是所测肌肉群肌电反 应的总和;针刺电极可以选择性记录单一靶肌肉的 动作电位,尤其是深部肌肉,但通常只能记录到肌肉 的极少部分电活动。因此,结合两种电极的优势与 不足,本研究采用sEMG分析系统结合改良针电极 (丝电极)采集腰部深层多裂肌运动时肌电变化特 征,在分析不同性别健康人群多裂肌功能情况的同 时,印证 sEMG 系统结合丝电极采集单一靶向深层

指标 LZ 复杂度男女之间无明显差异,但时域指标 AEMG、RMS 男性明显高于女性。说明不同性别健 康人群深层多裂肌电信号存在一定差异,采用 sEMG系统结合丝电极能够可靠、灵敏地检测出深 层多裂肌的电活动,这是一种可选择性评估单一靶 向深层肌肉活动水平和功能状态的有效方法。 频域是指在频率方面评价肌电信号的指标分

析,频率特点反映肌肉疲劳和神经肌肉功能变化,可 重复性好,广泛应用于肌肉等长收缩的运动疲劳性 研究。主要指标包括MF、MPF、MFs和MPFs等。 一般情况下,伴随运动肌疲劳的发生、发展,肌电信 号的傅立叶频谱曲线发生不同程度的左移现象,导 致反映频谱曲线特征的MF、MPF产生相应的下降 规律,故MFs、MPFs通常为负值<sup>[4]</sup>。MF是指骨骼肌 收缩过程中肌纤维放电频率的中间值,在肌肉收缩 中随力的增加而增加。MPF表示过功率谱曲线重 心的频率,对低负荷条件下的频谱变化有高度敏感 性,较MF更能反映肌肉活动和功能状态<sup>[5]</sup>。本研究 发现不同性别健康人群腰部深层多裂肌MF、MPF、 MFs、MPFs值差异无显著性意义,提示男女深层多 裂肌在频域指标方面无明显差异。因多裂肌是一组 慢肌肌群,耐力性活动时被激活,持续收缩30s男女 之间频谱变量无差异,与预期结果相符。

时域是指在时间维度上反映肌电曲线变化特征 的评价指标,分析参数包括AEMG、RMS、平均振幅 等。AEMG主要用于描述单位时间内 EMG 信号振 幅的变化特征,其变化与参加活动的系统运动单位 数量、类型、募集方式以及运动单位活动同步化程度 等多种生理性因素有关。RMS描述的是一段时间 内肌电的平均变化特征,即此段时间内所有振幅的 均方根值,与运动单位募集数量的多少和兴奋节律 有关<sup>[6]</sup>。本研究发现男性多裂肌 AEMG、RMS 明显 大于女性,出现上述结果的可能原因是:男性肌肉较 女性发达,与体育锻炼和劳动强度有关,男性肌纤维 数量更多、面积更大,在运动开始的一定时间内男性 能募集更多的肌纤维参与收缩:也就是说,在短期内 男性多裂肌最大收缩时实际参与运动的肌纤维数量 高于女性。同时研究结果表明,不同性别人群多裂 肌收缩时MFs值差异无显著性意义,提示随着测试 时间延长,肌肉逐渐出现疲劳,男女在肌纤维兴奋的 传导速度上无差异。

多裂肌位于脊柱最内侧,是附着面积最大的椎 旁肌,其解剖结构和形态决定了多裂肌具有维持腰 椎稳定性及控制腰椎活动的功能。在对称性运动过 程中,双侧多裂肌是对称收缩的,即使在非对称性举 重物过程中多裂肌也存在对称性收缩。这种对称 性可以避免由于双侧肌肉力量不均衡影响腰椎的稳 定性,导致动作模式发生改变、肌肉适应性变化异 常,进而引起组织损伤,导致腰痛。本研究中受试者 均为右利手,但无论男性还是女性,左、右侧多裂肌 电信号线形指标 AEMG、RMS、MF、MPF 和非线性 指标LZ复杂度均无显著性差异,提示健康人群在运 动中双侧多裂肌是对称收缩的,即最大肌力和耐力 均等,与利手无关。本研究还发现,丝电极在多裂肌 收缩过程中几乎未引起疼痛,VAS评分集中在0-1 分,且与AEMG、MF、LZ复杂度无明显相关性,提示 丝电极在肌肉内造成的极轻微疼痛并不影响各项指 标的采集。

基础研究表明,肌电信号源于大脑运动皮质控 制之下的脊髓运动神经元的生物电活动,中枢控制 因素在肌电信号特征形成过程中可能发挥着主要作 用题。由于运动神经系统本质上是一个高度非线性 的动力学系统,采用非线性动力学方法提取EMG信 号中所蕴含的非线性动力学信息,可以提供更多、更 有效的量化分析指标。因此,本文加入了非线性分 析方法,解决了线性分析方法对于扰和噪声敏感导 致信号不准的问题,是对时、频域特征分析的补充, 可以更准确地反映肢体活动时局部肌肉的活动和功 能状态。LZ复杂度是描述信号随机性的一种重要 参数<sup>19</sup>,最先由Lempel和Ziv提出,已成功应用于非 平稳性的脑电、肌电信号的特征分析。LZ复杂度是 一种新的肌电信号量化、刻画其周期性的指标,通过 提取肌电信号的复杂度信息分析完成某个动作中枢 调控机制的复杂程度。

LZ复杂度特征是参与肌肉活动的运动单元的 数量、运动单元放电频率、动作电位的神经传导速度 等差异的综合反映。本实验发现,多裂肌LZ复杂度 在不同状态下——运动、静息时存在明显差异。其 中,LZ复杂度在静息状态明显低于肌肉收缩时,与 "运动神经系统对处于静息状态的肌肉的调控作用 一定程度小于其主动收缩时"的设想一致,与预期相 符。由于腰部肌肉是一组以慢肌为主的骨骼肌,随 着多裂肌收缩时间的延长,LZ复杂度较肌肉开始收 缩时有一定程度的下降,但最大肌力与耐力测试时 两者差异无显著性意义。有趣的是,本研究发现多 裂肌持续收缩后放松的短期内(3s内)LZ复杂度明 显降低,甚至低于肌肉在静息状态时,可能与肌肉持 续收缩后的疲劳感引发大脑不同区域反应以回避不 适刺激有关,导致中枢对脊髓运动神经元调控水平 明显降低;而到底是哪些脑区参与了这个活动,需在 后续的研究中进一步探讨。

综上所述,本研究初次尝试采用sEMG分析系 统结合丝电极检测腰部深层多裂肌电活动,分析不 同性别健康人群EMG变化特征,发现男性多裂肌 AEMG、RMS明显高于女性,但频域指标和非线性 指标LZ复杂度男女之间无差异,提示不同性别健康 人群深层多裂肌电信号存在一定差异,为后续相关 研究提供了一定参考价值。这一研究间接地证明了 应用sEMG系统结合改良针电极(丝电极)是一种评 估单一靶向深层肌肉的肌电活动的有效工具,弥补 了表面电极只能记录电极下肌群电活动总和的缺 陷;且采用丝电极受试者在肌肉收缩时几乎没有疼 痛,易为患者接受,该方法具有较好的临床应用价 值,在今后的临床实践工作中必将发挥越来越重要 的作用。同时,本研究对非线性指标LZ复杂度在肌 肉不同状态的分布特征及其可能的中枢调节机制作 了进一步分析,探讨了中枢神经系统在肌肉收缩时 起到重要的调控作用,为肌肉生理与病理情况、运动 模式分析提供了新的思路。然而,由于本研究样本 量相对较小,研究结果可能存在一定偏差。下一步 可进一步增大样本量、加入年龄段因素进行考虑,并 联合肌肉骨骼超声技术从肌电活动与形态学的角度 全面深入地分析多裂肌形态与肌电信号的关系。

#### 参考文献

- [1] 王健, 金德闻. 康复医学领域的表面肌电应用研究[J].中国康 复医学杂志,2006, 21(1):6-7.
- [2] 邵诗泽,张恩忠,付松,等.腰骶段多裂肌的形态特点及功能 意义[J].中国临床解剖学杂志,2010,28(1):17-19.

- [3] 周同, 陆爱云. 多裂肌与慢性腰痛康复的研究现状[J]. 中国康 复医学杂志, 2012, 27(4):387—390.
- [4] Larivière C, Gagnon D, Gravel D, et al. The assessment of back muscle capacity using intermittent static contractions. Part I - Validity and reliability of electromyographic indices of fatigue[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008,18(6):1006– 1019.
- [5] Kathick PA, Ramakrishnan S. Estimation of instantaneous median frequency in surface electromyography signals using quadratic time frequency distribution[J]. Biomed Sci Instrum, 2014, 50:191–196.
- [6] Christanell F, Hoser C, Huber R, et al. The influence of electromyographic biofeedback therapy on knee extension following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial[J]. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 2012,4(1):41.
- [7] Danneels LA, Vanderstraeten GG, Cambier DC, et al. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting[J]. Spine, 2001,26(5):E114—121.
- [8] Wang J, Yang HC, Liu JH. Studies on the non-fatigue specificity of the fatigue- related sEMG signal parameters[J]. Space Med Med Eng, 2004, 17(1): 39–43.
- [9] Otu HH, Sayood K. A new sequence distance measure for phylogenetic tree construction[J]. Bioinformatics, 2003, 19 (16):2122–2130.

(上接第396页)

- [18] Liu X, Yu Q, Guo SM. Effect of physical training on learning and memory ability in rats with cerebral infarction [J]. Chi J Clinic Rehab, 2005, 9(36):130—131.
- [19] Schmidt A, Wellmann J, Schilling M, et al. Meta-analysis of the efficacy of different training strategies in animal models of ischemic stroke[J]. Stroke, 2014, 45(1):239–247.
- [20] Cheon SH. The effect of a skilled reaching task on hippocampal plasticity after intracerebral hemorrhage in adult rats [J]. J Phy Ther Sci, 2015, 27(1):131–133.
- [21] Keiner S, Niv F, Neumann S, et al. Effect of skilled reaching training and enriched environment on generation of oligodendrocytes in the adult sensorimotor cortex and corpus callosum[J]. BMC Neurosci, 2017, 18(1):31.
- [22] Yong MS, Hwangbo K. Skilled reach training influences brain recovery following intracerebral hemorrhage in rats [J]. J Phys Ther Sci, 2014, 26(3):405–407.
- [23] Okabe N, Himi N, Maruyama-Nakamura E, et al. Rehabilitative skilled forelimb training enhances axonal remodeling in the corticospinal pathway but not the brainstem-spinal pathways after photothrombotic stroke in the primary motor cortex[J]. Plos One, 2017, 12(11):e0187413.
- [24] Hayashi H, Nakashima D, Matsuoka H, et al. Exploring the factor on sensory motor function of upper limb associated with executive function in communitydwelling older adults[J]. Nagoya J Med Sci, 2016, 78(3):285–291.