

# 不同负荷方式引起的腰部肌肉表面肌电信号变化特征

方红光<sup>1</sup>, 王健<sup>2</sup>

(1. 浙江大学计算中心, 杭州 310028;

2. 浙江大学体育科学与技术研究所, 杭州 310028)

**摘要:** 采用时频、复杂度和定量递归信号分析方法对 Biering-sorensen 和 Ito-Shirado 条件下腰部肌肉表面肌电信号的变化规律和特点进行了比较。10 名正常受试者分别参加 Biering-sorensen 和 Ito-Shirado 运动负荷试验, 分别获取两侧 L2~L3 和 L5~S1 部位表面肌电信号。研究发现, 以上两种运动负荷方式下平均功率频率和复杂度时间序列曲线呈单调递减型变化, 而确定性线段百分数时间序列曲线呈单调递增型变化。双因素方差分析表明负荷方式和采样部位对以上信号分析指标变化斜率的影响均有显著统计学意义, 证明 Biering-sorensen 负荷方式较 Ito-Shirado 负荷方式对腰部肌肉表面肌电信号特征有较大的影响, 而采样部位也是腰部肌肉功能评价不可忽视的因素。

**关键词:** 负荷方式; 采样部位; 腰部肌肉; 表面肌电

**中图分类号:** TB18, R857.11

## 1 引言

腰部肌肉表面肌电 (surface electromyography, sEMG) 信号是腰部肌肉活动时的生物电变化, 经表面电极引导、放大、显示和记录所获得的一维电压时间序列信号<sup>[1]</sup>, 其振幅约为 0~6 000  $\mu\text{V}$ , 频率 0~300 Hz, 信号形态具有较大的随机性和不稳定性<sup>[2]</sup>。研究表明, sEMG 信号来自大脑皮层运动区, 形成于外周肌肉众多运动单位的生物电活动在时间和空间上的总和。信号的振幅、频率和复杂度等线性和非线性特征的变化, 取决于中枢神经系统的肌肉运动控制策略、肌肉活动水平和肌肉功能状态等生理性因素, 以及探测电极、体表温度和负荷方式等测量性因素的共同作用<sup>[3,4]</sup>。其中, 负荷方式因直接决定腰部肌肉的活动水平而成为影响 sEMG 信号检测分析及应用的关键问题。Biering-Sorenson 等<sup>[5]</sup>曾于 1984 年建立了腰部肌肉的等长耐力试验方法 (Biering-sorensen testing, BST), 并以耐力时间作为定量研究腰部肌肉功能的指标, 该方法后来被进一步发展为获取腰部 sEMG 信号并评价腰部肌肉功能的常用运动负荷方式。1996 年, Ito 和 Shirado 等<sup>[6]</sup>在对下腰部运动环节生物力学研究的基础上, 设计了一种更为简易的背伸肌等长耐力测验程序 (Ito-Shirado testing, IST), 用于腰部肌肉的功能评价。研究发现, 用上述两种等长背伸肌耐力试验持续时间评价腰背肌功能虽具有一定的评价效度, 但是由于受到受试者主观努力程度和不适耐受性等因素的影响, 使得测试结果具有

很大的不确定性<sup>[7]</sup>。sEMG 是目前腰部肌肉功能评价采用的一种新方法, 研究发现其某些线性和非线性信号特征对腰部肌肉疲劳有特异和敏感反映, 因此被作为评价肌肉功能状态的指标。目前, 对于 BST 条件下正常人和慢性下腰痛患者 sEMG 线性信号特征的变化规律已有较多研究<sup>[8-10]</sup>, 但是对于 IST 条件下的线性特征以及两种条件下的非线性信号特征变化还缺乏足够的认识。因此, 本研究的目的在于通过采用线性振幅、功率谱、非线性信号复杂度和定量递归分析 (recurrence quantification analysis, RQA), 对 BST 和 IST 条件下 sEMG 信号的变化规律和特点进行比较, 为进一步建立客观、有效、可靠、敏感和简便的腰部肌肉功能评价方法提供科学依据。

## 2 对象与方法

### 2.1 研究对象

男性志愿者 10 名, 年龄 (27.9 $\pm$ 8.3) 岁、身高 (175.7 $\pm$ 6.0) cm、体重 (74.18 $\pm$ 7.52) kg、背伸肌最大随意收缩力 (maximum voluntary contraction, MVC) (116.0 $\pm$ 19.0) kg、低背部皮褶厚度

收稿日期: 2003-11-17

基金项目: 国家自然科学基金项目 (30170447), 中国-芬兰政府间科技合作项目 (AM1021), 浙江教育厅资助项目 (288740-G20321)

通讯作者: 王健, 电话: (0571)88273195.

E-mail: wangjian1961@yahoo.com.cn

(15.1±3.5) mm、体脂百分比 17.46%±3.55%，试验前 24 h 内未从事剧烈运动。

## 2.2 等长负荷试验

首先检测受试者的背伸肌最大随意收缩力，同时记录 MVC 时的 sEMG 信号，该信号作为积分肌电值 (integrated electromyography, iEMG) 数值标准化的参照标准。之后，受试者分别完成 BST 和 IST 各 1 次，每次试验间休息 30 min，2 次试验的先后顺序按照统计学方法进行平衡。BST 要求受试者俯卧，将下肢和臀部用绑带固定于一高约 90 cm 的测试台上，试验中要求受试者双手抱于头后，双臂后展，躯干悬空并尽力与地面保持平行 60 s。IST 要求受试者俯卧于垫上，两臂放松，自然伸直交叉置于臀部上，腹部肚脐部位下放一高度为 15 cm 的支撑物。试验中要求受试者尽量屈曲颈椎，臀肌收缩以保持骨盆稳定，上体稍抬高使胸部离开垫面，持续 60 s。

## 2.3 表面肌电信号采集

采用双电极记录法记录 sEMG 信号，1 对 Ag-AgCl 引导电极沿脊竖肌纵轴放置于左、右侧 L2~L3 和 L5~S1 节段的脊竖肌突起处，电极直径 0.5 cm，电极间距 2 cm。参照电极置于髂前上脊。安放电极前用医用酒精对相应部位皮肤进行反复摩擦清理。负荷试验开始后，使用 Mega 肌电信号记录和分析系统 (芬兰 Mega 公司产品) 同步连续采集 sEMG 信号 60 s。信号的采样频率为 1 000 Hz，输入阻抗小于 10 GΩ，差分放大器的放大倍数为 1 000 倍，CMMR 大于 100 dB，噪声水平小于 1 μV，A/D 转换 12 bit。采集到的 sEMG 信号另存为 ASCII 文件进行后续处理。

## 2.4 sEMG 信号分析指标

本研究按照 Lempel-Ziv 的复杂度定义以及 Kaspar 和 Schusyner 的算法计算表面肌电信号复杂度 (Lempel-Ziv complexity,  $C(n)$ )。Lempel-Ziv 复杂度定义的实质是时间序列随其长度的增长出现新模式的速度，反映该序列接近随机的程度。按照 Kaspar 和 Schusyner 的算法，对于完全随机的序列， $C(n)$  值趋于 1，而周期序列的  $C(n)$  值趋于 0，其余介于 0~1 之间<sup>[11]</sup>。采用 Webber 等提供的 RQA 软件，计算确定性线段百分比 (Determinism%，Determ%)，该参数可将个别分散的递归点与有一定规律性的递归点区分开来，在一定程度上反映信号的规律性<sup>[12]</sup>。此外，利用 Mega Win 肌电信号分

析软件计算平均功率频率 (mean power frequency, MPF) 和积分肌电值。MPF 随着运动负荷的持续而呈现递减的现象被认为是肌细胞内 H<sup>+</sup> 浓度增加引起的动作电位传导速度下降所致，是反映肌肉疲劳程度的客观指标<sup>[13]</sup>。iEMG 反映 sEMG 信号的平均振幅变化，与肌肉运动负荷的强度成正比<sup>[14]</sup>。数据处理过程中，对 MPF、Lempel-Ziv 复杂度和 Determ% 时间序列与运动负荷持续时间进行线性回归分析，以回归线斜率值反映其变化的速度。

## 2.5 统计学处理

MPF、Lempel-Ziv 复杂度和 Determ% 时间序列与运动负荷持续时间的关系采用线性回归方法进行。运动负荷方式和采样通道对各项检测指标的影响采用双因素方差分析。不同运动负荷方式对 iEMG 值的影响采用 *t* 检验。统计工作由 SPSS10.0 软件进行。

# 3 结 果

## 3.1 不同运动负荷条件下 sEMG 线性信号的变化

本研究中 sEMG 信号的 iEMG 分别用其自然对数和 MVC 时 iEMG 的相对值表示，*t* 检验结果显示，无论是用自然对数还是用相对值表示，BST 组四个通道第一秒钟平均 iEMG 值均明显高于 IST 组 (相对值表示法: BST 组为 (1.17±0.53) 自定义单位, IST 组为 (0.63±0.29) 自定义单位,  $P<0.05$ ; 自然对数表示法: BST 组为 (11.66±0.35) 自定义单位, IST 组为 (11.06±0.28) 自定义单位,  $P<0.05$ )，反映前者的肌肉运动负荷水平明显大于后者。另外，对 iEMG 时间序列曲线进行直线拟合还发现，两组受试者均呈现 40% 上升、50% 下降和 10% 不变的信号变化趋势，说明 iEMG 的时间序列曲线无确定性的变化规律。

在频域分析方面，线性拟合分析表明所有受试者四个采样通道的 MPF 时间序列曲线均呈直线下降趋势 (图 1)，双因素分析表明，不同运动负荷方式和采样通道对 MPF 时间序列下降斜率的影响 (图 2) 均具有明显统计学意义 (运动负荷方式:  $F=1893$ ,  $P=0.000$ ; 采样通道:  $F=234$ ,  $P=0.000$ )，此外，以上两因素与 MPF 时间序列下降斜率的交互作用也有明显统计学意义 ( $F=9.97$ ,  $P=0.000$ )，表明运动负荷方式和采样通道对 MPF 时间序列下降斜率的作用缺乏一致性效应。

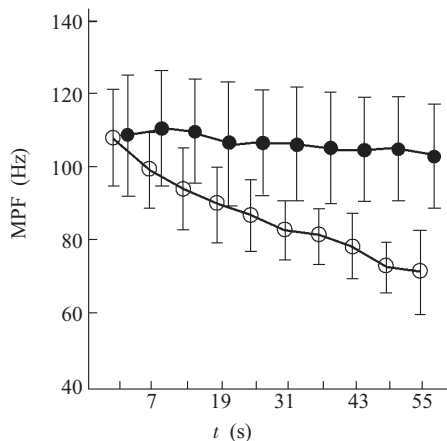


Fig.1 Effect of load method on MPF time series.

○: BST; ●: IST

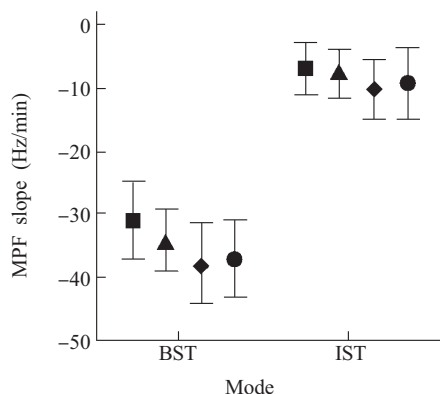


Fig.2 Effect of load method on MPF slope.

■: L2; ▲: L3; ◆: L5; ●: S1

### 3.2 不同运动负荷条件下 sEMG 非线性信号特征的变化

BST 和 IST 条件下, 各采样通道 sEMG 信号的 Lempel-Ziv 复杂度时间序列均呈线性递减型变化 (图 3)。RQA 显示不同运动负荷初期和末期 sEMG 信号的递归图有明显差别 (图 4), 其特征参数  $Determ\%$  时间序列递增型变化 (图 5)。双因素方差分析表明, 运动负荷方式和采样通道对  $C(n)$  时间序列下降斜率 (图 6) 和  $Determ\%$  时间序列曲线递增斜率 (图 7) 的主效应均有显著统计学意义 ( $C(n)$ : 运动负荷方式为  $F=720$ 、 $P=0.000$ , 采样通道为  $F=105$ 、 $P=0.000$ ;  $Determ\%$ : 运动负荷方式为  $F=422$ 、 $P=0.000$ , 采样通道为  $F=51$ 、 $P=0.000$ ), 而交互作用无明显统计学意义 ( $C(n)$ :  $F=0.27$ ,

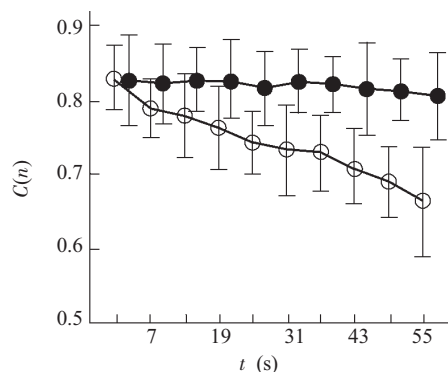


Fig.3 Effect of load method on  $C(n)$  time series.

○: BST; ●: IST

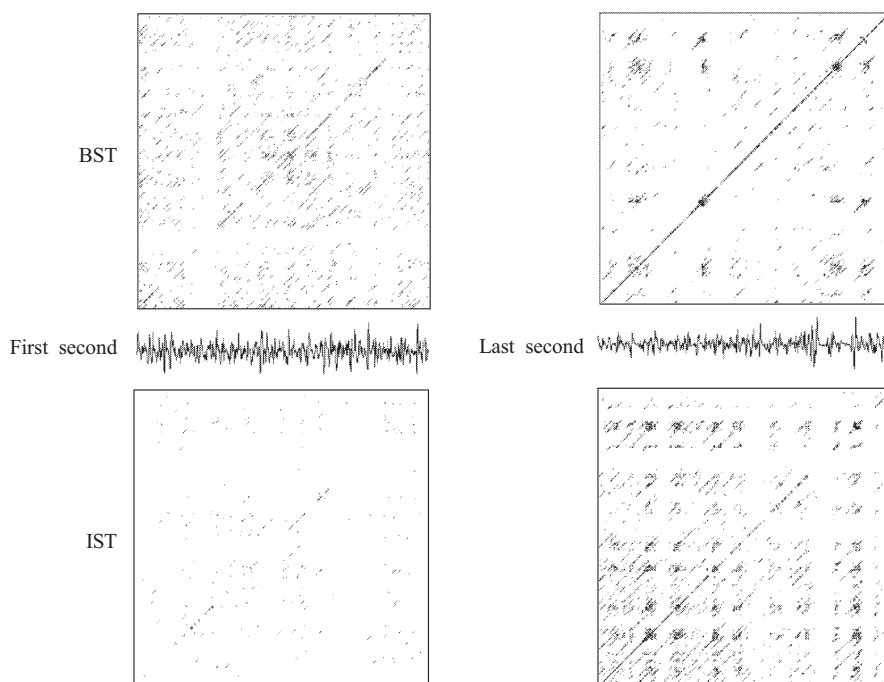


Fig.4 RQA map of lumbar muscle sEMG signal

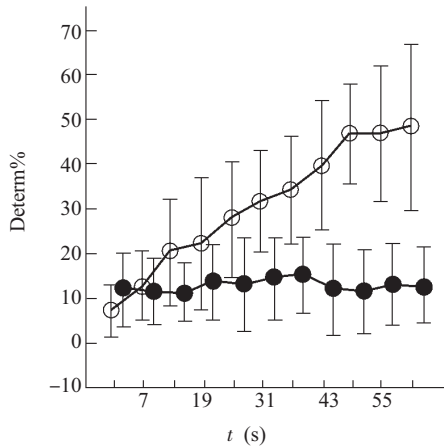


Fig.5 Effect of load method on Determ% time series.

○: BST; ●: IST

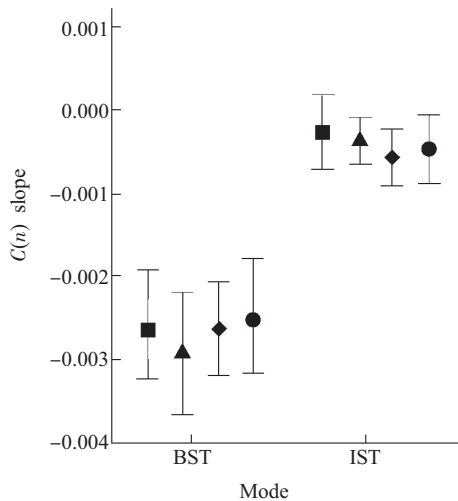


Fig.6 Effect of load method on C(n) slope.

■: L2; ▲: L3; ◆: L5; ●: S1

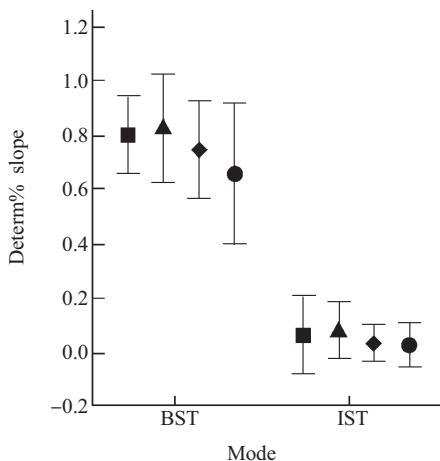


Fig.7 Effect of load method on Determ% slope.

■: L2; ▲: L3; ◆: L5; ●: S1

P=0.85; Determ%: F=2.03, P=0.11), 说明运动负荷方式和采样通道对 C(n)时间序列下降斜率和 Determ%时间序列曲线递增斜率的作用具有一致性效应。

### 4 讨 论

采用不同信号分析的方法研究运动负荷方式对腰部不同部位 sEMG 信号特征的影响规律, 是 sEMG 应用研究的基础。本研究首次同步采用 sEMG 信号功率谱分析、复杂度分析和定量递归分析对此加以研究, 发现运动负荷诱发腰部肌肉疲劳过程中, MPF 和 C(n)时间序列均随运动负荷的持续呈单调递减型变化, 而 Determ%时间序列呈单调递增型变化。此外, BST 条件下以上各项分析指标的变化程度明显大于 IST, 而不同采样通道获取的数据也存在一定的差异, 证明 BST 条件下 sEMG 信号特征的反应敏感性大于 IST, 而不同采样通道之间的信号特征变化缺乏良好的一致性。

BST 和 IST 均是被用于进行腰部肌肉耐力试验的常用方法, 前者的肌肉负荷强度约为最大腰部伸肌随意收缩力量 (MVC) 的 50%, 而后者相对较小。大量的研究已经确认, 采用 BST 方法获得的腰部脊竖肌耐力负荷持续时间可以对下腰痛 (low back pain, LBP) 以及康复治疗的效果作出较好评价。但是, 许多 LBP 患者因负荷强度大以及疼痛耐受能力低而无法完成 BST。相比之下, IST 过程中腰部肌肉的 iEMG 低于 BST, 表明运动负荷强度相对较低, 有利于受试者完成耐力测试。也有研究指出, 无论是 BST 还是 IST, 其耐力运动的成绩, 即最大持续时间均无法有效排除受试者主观心理因素的影响, 因而以上两种运动负荷试验均无法对腰部肌肉的功能状态作出精确评价。

sEMG 信号是从肌肉表面引导和记录到的神经肌肉系统活动时生物电变化的一维时间序列信号, 由于其检测具有非损伤性, 特别是信号特征的变化与中枢神经的控制策略以及肌肉本身生理过程有着必然联系, 所以, 该检测手段的研究倍受康复医学、临床医学和人机工程学等学科的关注。研究发现, 肌肉活动过程中 MPF 时间序列曲线呈现单调递减型变化与肌肉产生 MVC 能力下降的现象高度一致<sup>[15]</sup>, 因此可以作为在体检测和评价局部肌肉疲劳程度的客观生理指标。但是, 因为肌肉负荷强度以及信号采集部位的差异, MPF 时间序列的下降

速度也有很大差异。本研究发现,肌肉运动负荷过程中MPF时间序列的下降速度与运动负荷强度成正比,不同采样部位的检测结果也不尽一致,并且运动负荷方式和采样部位还与MPF时间序列的下降速度有明显交互作用。这些结果进一步验证了先前研究的发现。

研究发现sEMG信号是运动肌众多运动单位的复合动作电位,具有混沌信号和非稳态信号的某些基本特征。以往采用时域和频域分析方法计算信号的振幅和频率特征只反映信号的线性指标变化规律,而不反映其非线性的本质。本研究同步采用对信号稳态性质无特殊要求和对信号非线性性质较为敏感的RQA和复杂度分析方法,发现腰部肌肉在维持静态运动负荷过程中,sEMG信号的Determ%时间序列曲线呈现单调递增型变化,而 $C(n)$ 时间序列呈现单调递减型变化,证明肌肉在对抗负荷收缩过程中肌电信号的活动更趋有序。同时本研究还发现BST条件下的 $C(n)$ 和Determ%时间序列曲线斜率变化远较IST敏感,另外不同采样部位获取的信号其 $C(n)$ 和Determ%变化规律也不尽一致。以上这些发现为建立基于BST条件下的腰部肌肉功能sEMG信号评价方法提供了重要的实验依据。

iEMG是反映sEMG信号振幅变化的特征性指标,其变化主要反映肌肉活动时运动单位激活的数量和同步化程度,与肌肉负荷强度的大小有关。本研究观察到BST条件下腰部肌肉第一秒钟的iEMG平均值明显大于IST,证明前者的运动负荷强度较后者大,这与以往研究的计算结果是一致的。MPF是反映信号频率特征的生物物理指标,其大小与运动单位动作电位的传导速度有关,后者进一步受制于细胞内pH等因素的变化。研究发现,肌肉对抗阻力收缩和疲劳的过程中,由于细胞内 $H^+$ 浓度不断增加,可以使运动单位动作电位的传导速度下降,动作电位波发生改变,从而诱发MPF下降。Determ%和 $C(n)$ 是近年来用于刻画sEMG信号非线性特征的新指标,虽然曾有研究观察到肌肉疲劳过程中 $C(n)$ 逐渐减小<sup>[15]</sup>,而Determ%逐渐增大<sup>[16,17]</sup>,但是对于其变化的原因和机制尚无明确解释。本研究认为,发生在肌肉对抗阻力收缩活动中的sEMG信号 $C(n)$ 逐渐减小和Determ%逐渐增大现象,可以在生物电变化方面反映神经肌肉系统的活动更趋简单和有序,它与通过其它电生理学方法发现的运动单位活动同步化增强现象具有一致性的结果,从而提示中枢神经系统协调控制运动

单位的活动模式可能在肌肉收缩对抗阻力方面发挥着重要的作用,此假设尚需要更进一步的研究。

### 参考文献:

- [1] Basmajian JV, DeLuca CJ. *Muscles Alive. Their functions revealed by Electromyography.* Baltimore: William & Wilkins, 1985
- [2] 杨志家, 赵光宙. 肌电信号的相空间分析. *生物物理学报*, 1998,14(2):257~261
- [3] 王健. SEMG信号分析及其应用研究进展. *体育科学*, 2000, 20(4):56~60
- [4] Hagg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alteration indexes at sustained contraction. *J Appl Physiol*, 1992,73(4):1211~1217
- [5] Biering-sorensen F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over one-year period. *Spine*, 1984,20: 81~87
- [6] Ito T, Shirado O, Suzki H, Takahashi M, Kaneda K, Strax TE. Lumbar trunk muscle endurance testing:an inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996,77:75~79
- [7] Kankaanpaa M, Taimela S, Webber CL Jr. Airaksinen O, Hanninen O. Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance. *Eur J Appl Physiol*, 1997,76:232~242
- [8] Peach JP, McGill SM. Classification of low back pain with the use of spectral electromyography parameters. *Spine*, 1998,23: 1117~1123
- [9] Mannion AF, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine*, 1994,19(11):1223~1229
- [10] Roy SH, de Luca CJ, Emley M, Buijs RJC. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine*, 1995,1(20): 38~48
- [11] Kaspar F, Schuster H. Easily calculable measure for the complexity of spatiotemporal pattern. *Physical Review A*, 1987, 36(2):842~848
- [12] Webber CL, Zbilut JP. Dynamical assessment of physiological system and stages using recurrence plot strategies. *J Appl Physiol*, 1994,76(2):965~975
- [13] Bouissou P. Surface ENG power spectrum and intramuscular pH in human vastus lateralis muscle during dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 1989,67(3):1245~1249

- [14] 王健, 金小刚. 表面肌电信号分析及其应用研究. 中国体育科技, 2000,36:26~28
- [15] 王健. 动态运动诱发腰部脊竖肌疲劳的 sEMG 信号变化特征. 中国体育科技, 2001,37(4): 9~11
- [16] Webber CL Jr, Schmidt MA, Walsh JM. Influence of isometric loading on biceps EMG dynamics as assessed by linear and nonlinear tools. *J Appl Physiol*, 1995,78:814~822
- [17] Filligoi G, Felici F. Detection of hidden rhythms in surface EMG signals with a non-linear time-series tool. *Med Engineering Phys*, 1999,21:439~448

## LUMBAR MUSCLE sEMG SIGNAL CHARACTERISTICS INDUCED BY DIFFERENT LOAD METHOD

FANG Hong-guang<sup>1</sup>, WANG jian<sup>2</sup>

(1. Computer center, Zhejiang University, Hangzhou 310028, China;

2. Sports Science and Technology Institute, Zhejiang University, Hangzhou 310028, China)

**Abstract:** In order to compare the lumbar muscle surface electromyography signal characteristics induced by Biering-sorensen and Ito-Shirado testing, 10 normal volunteers took part in the experiment, both L2~L3 and L5~S1 surface electromyographic signals were collected and then analyzed by recurrence quantification, spectrum and Lempel-Ziv complexity methods. The results showed that both signal complexity and mean power frequency increased while Determ% decreased linearly during loading. Multiple analysis of variance showed both load method and electrode composition could influence the slope of signal parameters mentioned above. The results suggested Biering-sorensen testing was more influential on signal characteristics than Ito-Shirado testing and electrode composition should also be considered when lumbar muscle function was tested.

**Key Words:** Load method; Electrode arrangement; Lumbar muscle; Surface electromyography