

## • 论 著 •

# 基于表面肌电信号的康复过程中肌疲劳有效性分析



刘晓光<sup>1,2</sup>, 李梦楠<sup>1,2</sup>, 王立玲<sup>1,2</sup>, 王妍<sup>3</sup>, 刘秀玲<sup>1,2</sup>, 王洪瑞<sup>1,2</sup>

1. 河北大学 电子信息工程学院 生物医学工程系 (河北保定 071002)

2. 河北大学 河北省数字医疗工程重点实验室 (河北保定 071002)

3. 河北大学附属医院 (河北保定 071000)

**【摘要】** 肌肉疲劳分析在康复医学领域具有广泛的应用。本文以康复训练系统为应用背景, 研究基于表面肌电信号的肌肉疲劳分析。通过对 10 名健康测试者在负载可调的功率自行车上进行负载递增骑行实验, 同步采集了股外侧肌、股直肌和竖脊肌的表面肌电信号和通气阈值, 并分析了各肌肉的肌电疲劳阈。同时分析了等长收缩和等张收缩对肌电疲劳阈测定的影响。实验结果显示在负载递增骑行运动中, 肌电疲劳阈值的出现要早于通气阈值, 但两者差异很小, 验证了基于肌电疲劳阈来分析肌肉疲劳的有效性。对比分析骑行运动中中等张收缩股外侧肌和等长收缩竖脊肌的肌电疲劳阈, 发现肌电疲劳阈对不同收缩方式的肌肉均具有效果。肌电疲劳阈不受肌肉运动形式限制, 在康复训练过程中能够用于防止过度训练引起的肌肉损伤, 对于股骨干骨折患者康复训练过程中的疲劳监护具有重要的意义。

**【关键词】** 表面肌电信号; 肌电疲劳阈; 通气阈值; 康复训练; 肌肉疲劳

## Effectiveness analysis of muscle fatigue in rehabilitation based on surface electromyogram

LIU Xiaoguang<sup>1,2</sup>, LI Mengnan<sup>1,2</sup>, WANG Liling<sup>1,2</sup>, WANG Yan<sup>3</sup>, LIU Xiuling<sup>1,2</sup>, WANG Hongrui<sup>1,2</sup>

1. College of Electronic and Information Engineering, Hebei University, Baoding, Hebei 071002, P.R.China

2. Key Laboratory of Digital Medical Engineering of Hebei Province, Baoding, Hebei 071002, P.R.China

3. Affiliated Hospital of Hebei University, Baoding, Hebei 071000, P.R.China

Corresponding author: LIU Xiuling, Email: liuxiuling121@hotmail.com

**【Abstract】** Muscle fatigue has widespread application in the field of rehabilitation medicine. The paper studies the muscle fatigue using surface electromyogram (sEMG) in the background of rehabilitation training system. The sEMG and ventilatory threshold of vastus lateralis, rectus femoris and erector spinae are collected synchronously and the electromyogram fatigue threshold (EMG<sub>FT</sub>) of different sEMG was analyzed by increasing load cycling experiments of 10 healthy subjects. This paper also analyzes the effect of isotonic and isometric contraction on EMG<sub>FT</sub>. Results showed that the appeared time of EMG<sub>FT</sub> was earlier than that of ventilatory threshold in the incremental load cycling. While the differences were subtle and EMG<sub>FT</sub> was verified to be effective. EMG<sub>FT</sub> has been proven effective for different muscle contraction by comparing the EMG<sub>FT</sub> of vastus lateralis and erector spinae. EMG<sub>FT</sub> could be used to keep muscle injuries from overtraining in the process of rehabilitation. Therefore, EMG<sub>FT</sub> has a great significance for femoral shaft fractures's fatigue monitoring in rehabilitation training.

**【Key words】** surface electromyogram; EMG<sub>FT</sub>; ventilatory threshold; rehabilitation; muscle fatigue

## 引言

近年来, 车祸发生率呈逐年递增趋势, 造成骨

折等外伤就医患者大幅增加。其中, 股骨骨折是最常见的骨折之一。股骨是人体最长的管状骨, 俗称大腿骨, 用于支撑人体躯干及骨盆<sup>[1]</sup>。对于骨折的

DOI: 10.7507/1001-5515.201703089

基金项目: 国家自然科学基金 (61473112, 61673158); 河北省教育厅项目 (QN2015071) 资助项目

通信作者: 刘秀玲, Email: liuxiuling121@hotmail.com, 河北大学博士后研究人员



治疗,一般采用加压钢板、微创锁定钢板、髓内针等手术治疗方式,并在临床上取得了良好的治疗效果。骨折治疗的后期康复周期相对较长,为了促进患者的快速康复,临床上常采用负载递增的骑行运动对患者进行康复锻炼。但由于股骨负重量大,如果患者运动强度过大或者时间过长,会导致股四头肌肌力骤增、体积增大,从而压迫股骨及植入的钢板、钢钉。如果长时间过度训练,很可能导致植入的钢钉、钢板发生形变,甚至开裂,对患者造成二次伤害。但是,如果训练强度过小,又很难到康复训练的效果。因此,准确地估计肌肉运动强度,为患者合理安排运动量具有非常重要的意义。

肌肉疲劳是描述肌肉运动强度常用指标之一。运动性肌肉疲劳是指运动引起肌肉产生最大收缩力量或者最大输出功率暂时性下降的生理现象<sup>[2]</sup>。当肌肉工作在疲劳状态时,运动强度最高。因此分析康复训练过程中肌肉疲劳特征,对于骨折患者的康复非常重要。目前,广泛认同肌肉运动达到无氧阈值(anaerobic threshold, AT)时,肌肉进入疲劳状态。测量AT常用的方法有血乳酸阈值测量法、通气阈值(ventilator threshold, VT)测量法和基于表面肌电(surface electromyogram, sEMG)的测量法。其中,VT被认为是测定AT的“金标准”<sup>[3]</sup>。但VT测量装置复杂、昂贵,且测试时需要佩戴呼吸面罩,测试者的舒适性较差。而sEMG具有无损伤性、及时性、多靶点测量等优点,在康复医学领域得到了广泛应用。

Matsumoto等<sup>[4]</sup>首次提出了应用sEMG判断肌肉负荷强度的方法,称为肌电疲劳阈(electromyogram fatigue threshold, EMG<sub>FT</sub>)。Kang等<sup>[5]</sup>对69名普通男性大学生进行负载递增骑行实验,分析了股外侧肌的EMG<sub>FT</sub>,并对EMG<sub>FT</sub>和VT进行了相关性分析,结果显示EMG<sub>FT</sub>与VT均与疲劳具有高度的相关性。Duff等<sup>[6]</sup>对8名男性大学生进行了不同梯度和转速组合的增量骑行运动实验,并对比了不同组合下被测者股外侧肌EMG<sub>FT</sub>。实验结果显示踩踏节奏和递增梯度对EMG<sub>FT</sub>估测没有影响。宋海燕等<sup>[7]</sup>分析了人体双肩背部负重行走时颈部、腰部和腿部主要肌肉sEMG信号的平均功率频率。黄志强等<sup>[8]</sup>测定了青少年足球运动员股外侧肌EMG<sub>FT</sub>,并检验EMG<sub>FT</sub>与VT及心率阈值的相关性,结果显示EMG<sub>FT</sub>与VT相关度较高。尽管目前针对肌肉疲劳进行了大量研究<sup>[9-15]</sup>,并取得了一定的研究成果,但大多数研究未关注VT与EMG<sub>FT</sub>测量数据的同步性问题。此外,大多数研究重点关注

等张收缩肌肉,而很少考虑等长收缩肌肉对EMG<sub>FT</sub>测定的影响。

针对上述问题,本文对测试者在负载可调的功率自行车上进行负载递增骑行实验。实验过程中同步采集sEMG信号和通气阈值,根据sEMG信号计算EMG<sub>FT</sub>,并分析等长收缩和等张收缩对EMG<sub>FT</sub>测定的影响。考虑到骨折患者的安全性问题,本文选择健康人进行测试。本文旨在探讨EMG<sub>FT</sub>无损伤测定AT的可行性及有效性,以期为股骨干骨折患者的康复训练提供理论依据和参考。

## 1 基于EMG<sub>FT</sub>的肌肉疲劳分析方法

### 1.1 sEMG信号预处理

首先对采集的sEMG信号进行50 Hz陷波处理,滤除工频干扰。然后对其按照式(1)进行二阶差分滤波处理,提高sEMG信噪比。图1为实验过程中一组sEMG信号滤波前后对比。

$$x_t = y_{t+2} - y_{t+1} - y_t + y_{t-1} \quad (1)$$

式中 $x_t$ 是差分滤波后数据, $y_t$ 是陷波滤波处理后的sEMG数据。

### 1.2 EMG<sub>FT</sub>算法

得到滤波后的sEMG信号后,采用基于EMG<sub>FT</sub>的方法来估计肌肉的疲劳<sup>[13]</sup>。疲劳EMG<sub>FT</sub>的算法流程如图2所示。具体步骤如下:

(1)采用滤波处理后的sEMG,设置时间窗5 s,移动窗2 s,按照式(2)计算sEMG的均方根值(root mean square, RMS)。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N_t} \sum_{i=1}^{N_t} X_i^2} \quad (2)$$

(2)将所有RMS数据点分成A、B两部分。前

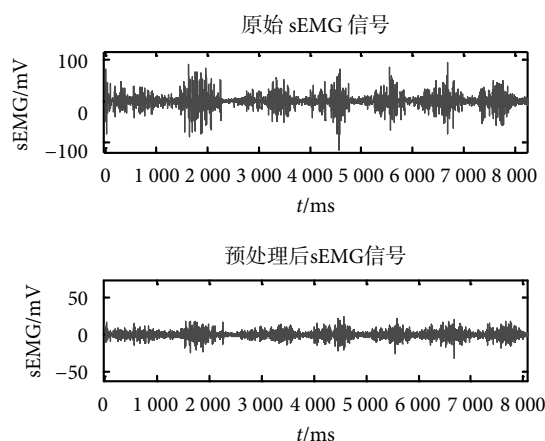
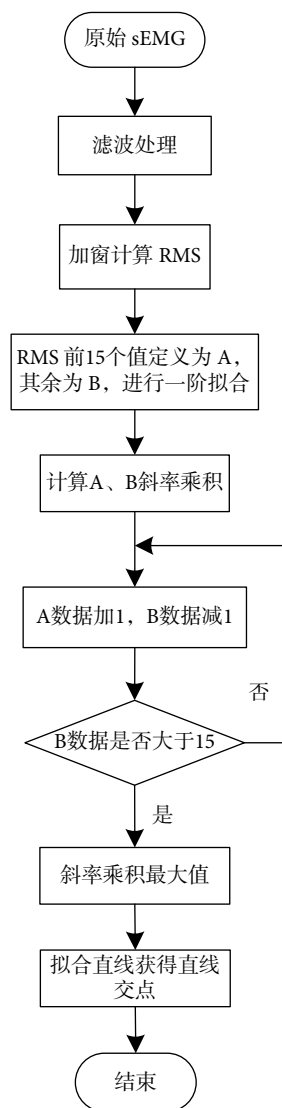


图1 原始sEMG与滤波后sEMG对比

Fig.1 Contrast of raw sEMG and denoising sEMG

图 2 EMG<sub>FT</sub> 算法流程图Fig.2 The flow chart of EMG<sub>FT</sub>

15 个 RMS 数据点作为 A, 剩余的 RMS 数据点为 B。对 A、B 两部分数据分别进行一阶最小二乘拟合, 得到两条直线, 计算两条直线斜率乘积。

(3) 将 A 部分的 15 个数据点与 B 部分的第一个数据点构成新 A, 剩余数据点为新的 B, 如果 B 中数据大于 15, 重复第 2 步, 计算斜率乘积。

(4) 如果 B 中数据小于 15, 计算所有斜率乘积的最大值, 最大值对应两条直线的交点, 即为 EMG<sub>FT</sub>。

## 2 实验仿真

### 2.1 实验对象

为了保证实验的可靠性, 本实验选择 10 名男性志愿者参与本次实验, 年龄 ( $23.7 \pm 1.3$ ) 岁, 身高 ( $172.0 \pm 3.6$ ) cm, 体重 ( $68.9 \pm 8.6$ ) kg, 体质指数

BMI 为  $23.4 \pm 2.7$ 。志愿者均身体健康, 无肌肉损伤等疾病。所有志愿者对实验内容均完全知情且同意。测试者在实验前 6 个月内, 每周锻炼不超过 2 次; 实验前 24 小时内, 未参加剧烈运动。正式实验前, 由实验组织者告知测试者实验目的及步骤, 并指导测试者学习使用 Borg 主观量表评价运动强度<sup>[14]</sup>。

### 2.2 数据采集

呼吸检测设备采用德国耶格公司的 Oxycon Mobile 遥测运动心肺功能仪。sEMG 信号采集设备采用美国 Noraxon 公司的 Desktop DTS 无线肌电采集系统。测试者首先按照设备使用规定要求穿戴好呼吸检测设备和肌电电极, 如图 3 所示。然后测试者在自行车上进行负载为 20 W、时长为 2 min 的热身骑行。热身结束后, 测试者进行初始负载功率为 20 W 并以 20 W/min 递增的骑行运动, 同步记录测试者的呼吸数据和肌电数据。每一级负载中功率恒定不变。直到呼吸商稳定在 1.1 ~ 1.2 之间时, 测试结束。每级负载运动期间, 测试者在组织者的帮助下完成 Borg 量表的评分。

测试前刮除被测者股外侧肌、股直肌和竖脊肌周围体毛, 用 75% 酒精擦拭皮肤, 提高采集数据的可靠性。数据采集系统及电极粘贴位置如图 3 所示, 电极沿肌纤维走向贴于右腿外侧肌和股直肌靠下 2/3 处和竖脊肌的凸起处, 电极间隔约 2 cm。第一次实验过程中有四人由于电极脱落未采集到可靠数据, 实际有六人采集到数据。为了保证采集信息的一致性, 两天以后, 针对第一次实验未采集到数据的四人又重新进行了数据采集实验。

### 2.3 实验结果

利用 1.2 节所述 EMG<sub>FT</sub> 计算方法分析测试者股外侧肌的疲劳时间, 如图 4 所示为其中一名测试



图 3 数据采集系统

Fig.3 Data acquisition system

者股外侧肌的实验结果。由图可以看出,在 5.42 min 时达到  $EMG_{FT}$ , 认为股外侧肌进入疲劳阶段。

利用  $EMG_{FT}$  计算方法分析测试者股直肌的疲劳时间,如图 5 所示为其中一名测试者股直肌的实验结果。由图可以看出,在 5.35 min 时股直肌达到  $EMG_{FT}$ , 认为股直肌进入疲劳阶段。

同样,利用  $EMG_{FT}$  计算方法分析测试者竖脊肌的疲劳时间,如图 6 所示为其中一名测试者竖脊肌的实现结果。由图可以看出,在 5.58 min 时达到  $EMG_{FT}$ , 认为竖脊肌进入疲劳阶段。

### 3 实验结果分析

表 1 为测试者在同等负荷下,股外侧肌  $EMG_{FT}$  和呼吸进入通气阈值疲劳的时间对比。由表 1 可以看出,整体上股外侧肌  $EMG_{FT}$  达到疲劳的运动时间要小于通气阈值的运动时间。 $EMG_{FT}$  预测的肌肉疲劳时间与通气阈值预测的疲劳时间平均误差为 0.150 min。这表明测试者股外侧肌达到  $EMG_{FT}$  的运动时间与通气阈值的运动时间基本一致。

表 2 为测试者股直肌在同等负载下,  $EMG_{FT}$  和呼吸进入通气阈值疲劳的时间对比。与股外侧肌类似,测试者股直肌达到  $EMG_{FT}$  疲劳的运动时间也小于通气阈的运动时间,两者的平均误差为 0.236 min,大于股外侧肌的疲劳阈值估计。这说明在等量负荷递增运动中,股外侧肌  $EMG_{FT}$  测定的无氧阈比股直肌的  $EMG_{FT}$  测定的无氧阈更准确。

为了分析  $EMG_{FT}$  对不同收缩方式肌肉的有效性,针对等长收缩的竖脊肌也进行了分析。表 3 为测试者竖脊肌在相同负载下  $EMG_{FT}$  和呼吸进入通气阈值疲劳的时间对比。在等量负荷递增运动中,同一测试者的竖脊肌 sEMG 特征与股外侧肌和股

直肌的特征基本一致。测试者竖脊肌达到  $EMG_{FT}$  的运动时间与通气阈值的运动时间平均误差为

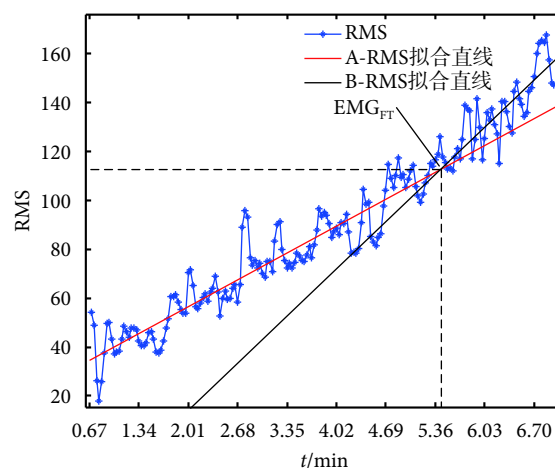


图 4 股外侧肌  $EMG_{FT}$  实验结果

Fig.4 Result of  $EMG_{FT}$  of vastus lateralis muscle

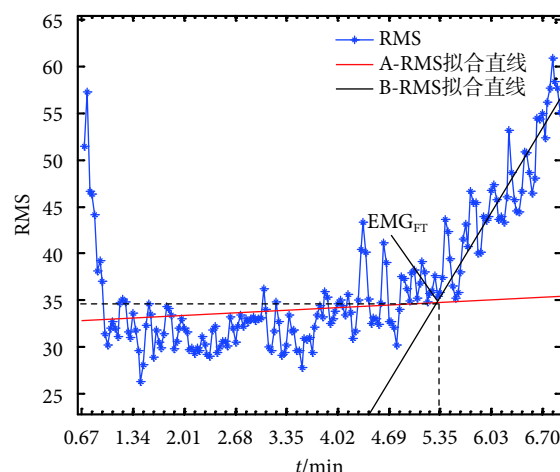


图 5 股直肌  $EMG_{FT}$  实验结果

Fig.5 Result of  $EMG_{FT}$  of rectus femoris

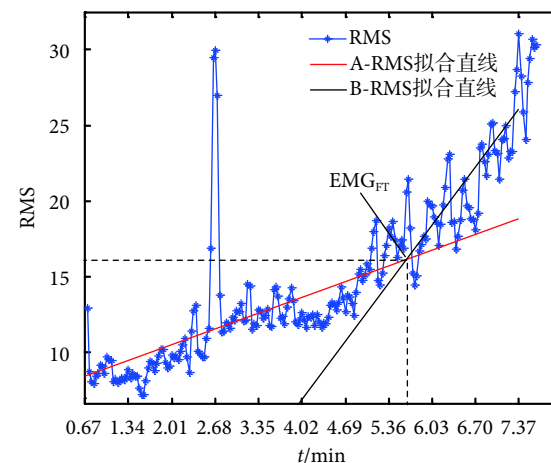


图 6 竖脊肌  $EMG_{FT}$  实验结果

Fig.6 Result of  $EMG_{FT}$  of erector spinae

表 1 股外侧肌  $EMG_{FT}$  和通气阈对比

Tab.1 Contrast of  $EMG_{FT}$  of the vastus lateralis muscle and ventilator threshold

测试者 (股外侧肌)	外加 负载/W	$EMG_{FT}$ 运动 时长/min	通气阈运动 时长/min	时间估计 差/min
志愿者 1	120	5.42	5.50	-0.08
志愿者 2	120	6.98	7.25	-0.27
志愿者 3	120	5.65	5.75	-0.10
志愿者 4	180	8.32	8.42	-0.10
志愿者 5	120	5.35	5.67	-0.32
志愿者 6	140	6.45	6.58	-0.13
志愿者 7	120	5.93	6.12	-0.19
志愿者 8	120	5.75	5.83	-0.08
志愿者 9	120	5.62	5.75	-0.13
志愿者 10	120	5.93	6.03	-0.10
平均值	128	6.140	6.290	-0.150



表 2 股直肌 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈对比Tab.2 Contrast of EMG<sub>FT</sub> of the rectus femoris and ventilator threshold

测试者 (股直肌)	外加 负载/W	EMG <sub>FT</sub> 运动 时长/min	通气阈运动 时长/min	时间估计 差/min
志愿者 1	120	5.58	5.50	0.08
志愿者 2	120	7.12	7.25	- 0.13
志愿者 3	120	4.92	5.75	- 0.83
志愿者 4	180	8.32	8.42	- 0.10
志愿者 5	120	5.51	5.67	- 0.16
志愿者 6	140	6.45	6.58	- 0.13
志愿者 7	120	5.91	6.12	- 0.21
志愿者 8	120	5.63	5.83	- 0.20
志愿者 9	120	5.35	5.75	- 0.40
志愿者 10	120	5.75	6.03	- 0.28
平均值	128	6.054	6.290	- 0.236

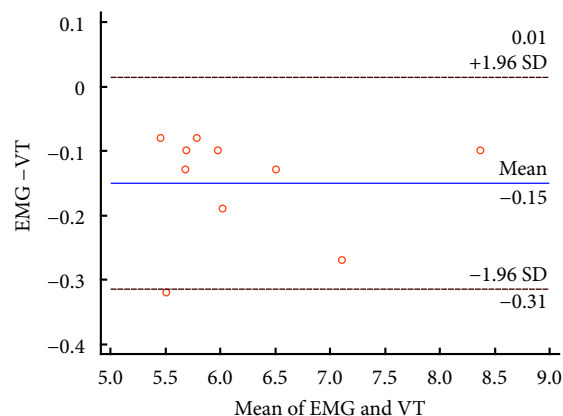
表 3 竖脊肌 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈对比Tab.3 Contrast of EMG<sub>FT</sub> of the erector spinae and ventilator threshold

测试者 (竖脊肌)	外加 负载/W	EMG <sub>FT</sub> 运动 时长/min	通气阈运动 时长/min	时间估计 差/min
志愿者 1	120	5.25	5.50	- 0.25
志愿者 2	120	7.15	7.25	- 0.10
志愿者 3	120	4.62	5.75	- 1.13
志愿者 4	180	7.95	8.42	- 0.47
志愿者 5	120	5.48	5.67	- 0.19
志愿者 6	140	5.42	6.58	- 1.16
志愿者 7	120	5.73	6.12	- 0.39
志愿者 8	120	5.65	5.83	- 0.18
志愿者 9	120	5.64	5.75	- 0.11
志愿者 10	120	5.97	6.03	- 0.06
平均值	128	5.886	6.290	- 0.404

0.404 min。该误差范围大于股外侧肌和股直肌的误差范围。这表明在等量负荷递增运动中, 竖脊肌 EMG<sub>FT</sub> 测定无氧阈的准确性较低。

为进一步验证 EMG<sub>FT</sub> 的有效性, 针对 10 个实验对象股外侧、肌股直肌和竖脊肌的 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈值的疲劳时间进行了独立样本  $t$  检验统计分析和一致性分析。 $t$  检验结果为: 股外侧肌  $P=0.7166$ , 肌股直肌  $P=0.5880$ , 竖脊肌  $P=0.4589$ 。从结果可以看出无论是股外侧、肌股直肌还是竖脊肌的  $t$  检验概率  $P$  均大于 0.05, 这说明 EMG<sub>FT</sub> 与通气阈值具有较好的一致性。股外侧肌的 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈值疲劳时间差值的均值为 0.150 min, 差值标准差为 0.0837, 则 95% 的一致性界限为 (-0.31, 0.01)。EMG<sub>FT</sub> 与通气阈值的 Bland-Altman 一致性分析的结果如图 7 所示。

由图 7 可以看出, 10% (1/10) 的点位于 95% 的一致性界限外侧。在一致性界限的范围内 EMG<sub>FT</sub>

图 7 EMG<sub>FT</sub> 与通气阈 (VT) 的 Bland-Altman 图Fig.7 Bland-Altman plot of EMG<sub>FT</sub> and VT

和通气阈的最大差值为 0.25 min, 在临床上, 这种评价肌肉疲劳的误差是可以接受的。因此, 认为 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈值具有较好的一致性, 两者可以相互替代使用。

#### 4 结论

本研究通过对 10 名志愿者进行增量骑行运动试验, 同步采集 sEMG 和气体数据, 计算不同肌肉的 EMG<sub>FT</sub>, 并与通气阈值相比较。结果表明在递增负载骑行运动中, EMG<sub>FT</sub> 的出现早于通气阈值, 但两者相差很小。针对 EMG<sub>FT</sub> 和通气阈值进行了  $t$  检验和一致性分析, 验证了基于 EMG<sub>FT</sub> 分析肌肉疲劳是有效的。为了进一步分析 EMG<sub>FT</sub>, 针对不同收缩方式的肌肉进行了对比, 结果显示该方法对于等长收缩和等张收缩肌肉均具有效果。EMG<sub>FT</sub> 不受肌肉运动形式限制, 应用范围较广, 对于股骨干骨折患者康复训练过程中的疲劳监护具有重要的意义。

#### 参考文献

- 黄茶珍. 股骨干骨折内固定术后的康复护理. 实用临床医学, 2009, 10(9): 107-109.
- 王健, 方红光, 杨红春. 运动性肌肉疲劳的表面肌电非线性信号特征. 体育科学, 2005, 25(5): 39-43, 64.
- Beaver W L, Wasserman K, Whipp B J. A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* (1985), 1986, 60(6): 2020-2027.
- Matsumoto T, Ito K, Moritani T. The relationship between anaerobic threshold and electromyographic fatigue threshold in college women. *Eur J Appl Physiol*, 1991, 63(1): 1-5.
- Kang S K, Kim J, Kwon M, et al. Objectivity and validity of EMG method in estimating anaerobic threshold. *Int J Sports Med*, 2014, 35(9): 737-742.

(下转第100页; Continued on Page 100)