

经穴位电刺激下的表面肌电信号特征分析

吴志敏, 杜佳乐, 乔晓艳

山西大学物理工程学院, 山西 太原 030006

【摘要】目的:探究人体穴位电刺激与相关肌肉活动的关系,通过对经穴刺激诱发的表面肌电信号进行特征分析,阐明经穴电刺激下的肌电信号时域、频域特征参数变化与肌肉的激活程度、疲劳程度之间的定量关系,为康复工程和运动医学研究提供参考依据。**方法:**以 8 名健康青年志愿者为研究对象,设计穴位电刺激和自主收缩两种实验模式,采集记录两种模式下对应的指伸肌和尺侧腕屈肌的表面肌电信号,提取表面肌电信号均方根值、平均功率频率、中值频率等特征值,并分析其功率谱变化。通过配对 t 检验,分析经穴电刺激和自主动作模式的肌电信号特征差异。**结果:**在经穴电刺激模式下,对应的表面肌电信号均方根幅度增大,且经穴电刺激后,肌电信号的谱分布向高频方向移动,肌电的平均功率频率和中值频率随着刺激时间的延长保持稳定。**结论:**表明对曲池穴和内关穴位电刺激,能够激活对应的指伸肌和尺侧腕屈肌更多的快肌纤维,使肌肉激活程度提高,对缓解肌肉疲劳具有一定作用。

【关键词】穴位电刺激; 表面肌电信号; 均方根值; 功率谱密度; 中值频率

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.019

【中图分类号】R318

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)01-78-05

Feature Analysis on Surface EMG Signals under Transcutaneous Electric Acupoint Stimulation

WU Zhi-min, DU Jia-le, QIAO Xiao-yan

College of Physics and Electronics Engineering, Shanxi University, Taiyuan 030006, China

Abstract: Objective To explore the relation between the human's acupoint stimulation and muscle activities. And to clarify the relation between characteristic parameters change of surface EMG (sEMG) signals on the time domain, frequency domain and the muscle activation and fatigue levels under the characteristics analysis of the sEMG signals evoked by transcutaneous electric acupoint stimulation (TEAS). This will provide a reference basis for the study of rehabilitation and sports medicine. **Methods** Eight healthy people objects participated in this study. We designed two different patterns, namely transcutaneous electric acupoint stimulation (TEAS) and muscle voluntary contraction. The sEMG signals of extensor digitorum and flexor carpi ulnaris were acquired. Then, the root mean square(RMS), mean power frequency (MPF), median frequency (MDF) of sEMG were extracted, and the Power spectral density(PSD) of sEMG signals was analyzed. Last, the characteristic difference of muscle activity under two different patterns was analyzed by the paired t test. **Results** RMS amplitude of corresponding sEMG increases under the TEAS. In addition, after the TEAS, spectral distribution of sEMG signal moves to higher frequency, and the MPF and MDF of sEMG are stable with stimulation time extended. **Conclusion** It indicates that more fast-twitch muscle fibers are activated and the degree of muscle activation is improved by Stimulating QuChi and NeiGuan acupoint, which plays an important role in muscle fatigue alleviating.

Key words: transcutaneous electric acupoint stimulation; surface electromyography; root mean square; power spectral density; median frequency

前言

经皮穴位电刺激,是将电刺激技术与传统中医穴

位理论相结合,利用电刺激仪产生电流刺激人体穴位,通过经络线传导,激活与穴位相连通的可兴奋运动神经元,从而调节机体活动。表面肌电信号是通过表面电极采集神经肌肉系统活动时的生物电信号,能够在一定的程度上反映神经肌肉的活动。由于穴位较周围组织存在更多的感觉神经末梢及血管,刺激穴位会增强神经系统的功能。研究表面肌电信号,可以获得穴位电刺激下外周神经肌肉活动状况,通过提取肌电信号特征参数,反映相应肌肉组织的活动信息^[1-2]。

【收稿日期】2014-08-05

【基金项目】国家基础科学人才培养基金(J1103210);山西省大学生创新训练项目

【作者简介】吴志敏(1988-),男,硕士研究生 E-mail:wu_zhimin0808@126.com.

【通讯作者】乔晓艳, E-mail:xyqiao@sxu.edu.cn.

目前关于经穴电刺激对神经肌肉电信号的影响,大多关注于运动性疲劳和穴位刺激对诸如脑卒与中风病人等病变或术后人群的肌肉活动状态,对健康人体穴位刺激下肌肉活动状态的研究较少,而这方面研究是发掘肌肉活动控制机制的必要环节,对于合理设计疾病康复训练方法和运动性疲劳恢复方案具有重要的指导作用。吴立红等^[3]利用大鼠模型证明电刺激足三里穴位能够延缓过度疲劳的发生,在运动性疲劳方面能够起到一定程度的预防和治疗作用;王东岩等^[4]指出低频电刺激穴位可以完成腕背伸动作,通过穴位电刺激可逐步恢复其原有的运动功能,从而在手腕部功能重建上起到一定的治疗作用。朱晓瑾,张旭^[5]等研究高频交流电刺激下电信号对周围神经传导阻断的作用,为将来高频电刺激治疗面肌痉挛的临床应用的实现提供信息。

本文研究神经支配下肌肉的自主收缩和穴位电刺激下的收缩两种方式,基于手腕外旋这一神经肌肉活动范式,通过采集穴位电刺激和自主收缩两种模式下的肌电信号,提取时域和频域的肌电特征。比较两种收缩方式下的肌电信号时频域特征参数差异性,研究穴位刺激与相应肌肉活动的关系,为机器人、康复工程和运动医学等领域提供科学依据。

1 表面肌电信号采集

1.1 实验对象

本研究的实验测试选用 8 名健康大学生(女性 2 名,男性 6 名),年龄 20 岁~22 岁。所有被试对象对实验内容均知情,同意参加此项目的测试,且均无相关的肌肉、骨骼、神经疾病,测试前 24 h 内未做剧烈运动,以排除过度运动肌肉残余疲劳对测试结果的影响。

1.2 实验系统

经穴电刺激诱发表面肌电信号研究的实验系统,如图 1 所示。首先,低频电刺激分别作用于受试者曲池穴和内关穴,然后用贴于指伸肌和尺侧腕屈肌的表面电极采集肌电信号,通过无线收发器发送至肌电仪,并通过 USB 接口传送至计算机软件平台进行显示和记录。

低频电刺激仪采用恒流刺激方式,该方式能保证电刺激程度不因受试者与刺激电极间的阻抗不同而发生较大变化。刺激器可以输出单个或一串电脉冲,刺激强度、脉冲宽度及刺激频率等参数均可进行控制

调节。该低频电刺激仪带有穴位探测功能,将两个探穴电极构成测量回路,通过穴位的低阻效应可以较准确的获得穴位的相应位置。

采用美国 Delsys 公司开发的 16 通道表面肌电测量系统,该系统对肌电信号检测有较高可靠性,并且操作较简单。每一个无线 EMG 传感器传输范围为 20 m,传感器间的延迟小于 500 μ s,内部有独立的充电电池,基线噪音小于 750 nV,共模抑制比大于 80 dB,本实验采样频率选为 2000 Hz。

1.3 实验方法

本研究 8 名受试者均参加实验组刺激和对照组自主收缩的实验。由于存在个体差异,电刺激的电流强度需要根据个体情况设置,电流强度较小时,受试者能感受刺激,但无肌肉运动,逐渐增大电流强度,直到观察到明显的肌肉收缩,产生腕部外旋。先对受试者施加一次电刺激来确定刺激级数,即腕关节伸展达到外旋时的刺激强度,整个实验过程保持刺激强度为这个级数不变。

实验时受试者安静地坐在椅上,胳膊平放在实验台上,身体自然放松。测试前,需要对电极安放处的皮肤进行处理,分别用乙醇和生理盐水擦拭皮肤,以降低皮肤与电极的接触阻抗。刺激组实验时,将低频电刺激仪的电极置于曲池和内关穴处,表面肌电电极置于指伸肌和尺侧腕屈肌肌腹处,电极平行于肌纤维的方向放置。实验刺激组采用连续电刺激方式以不同的频率刺激内关穴和曲池穴 30 s,采集相应的表面肌电信号。为了保证对照组进行手腕外旋(自主收缩)的频率与穴位刺激频率一致,利用 E-prime 软件编写实验范式,并在显示屏幕上以刺激频率呈现左右箭头,向受试者指示手腕的外旋和内翻动作,同样记录 30 s 自主动作的肌电信号,并存储。由于指伸肌与尺侧腕屈肌的肌电信号特征变化类似,本文仅以指伸肌为例进行分析。图 2、图 3 分别为两种模式下记录的指伸肌肌电信号。

2 肌电信号特征提取

利用 Matlab 软件对采集的表面肌电信号进行处理。首先,需将原始记录的表面肌电信号进行预处理,然后进行时域和频域分析。由于肌电信号是一种均值为零的类随机信号,绝大部分能量集中在 50 Hz~150 Hz 之间^[6]。因此,本实验通过自适应陷波器来滤除肌电信号的 50 Hz 工频干扰,然后再通过数字带通滤波方法去除低频漂移和低频分量。

时域分析是将肌电信号看作时间的函数,用来刻画时间序列信号的振幅特征。表面肌电信号均方根值(RMS)表示肌电信号振幅值的变化,它反映了神经肌纤维放电的有效值,与运动单位募集和兴奋节律的同步化有关^[7]。在临床和康复医学研究中,常被应用于实时、无损伤地反映肌肉活动状态,其数值变化通常与肌肉收缩力大小等有关。

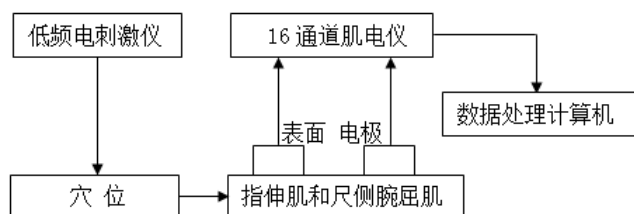


图 1 经穴电刺激诱发肌电实验系统框图

Fig.1 TEAS Inducing EMG Experiment System

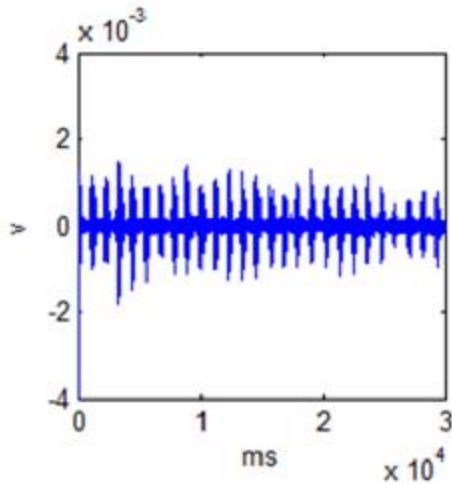


图2 自主收缩下手腕外旋时指伸肌的表面肌电图

Fig.2 Under Muscle Voluntary Contraction, the sEMG of Extensor Digitorum in the Process of Wrist External Rotation

RMS 的数学表达式为:

$$RMS = \left[\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x^2(n) \right]^{1/2} \quad (1)$$

sEMG 信号的功率谱分析广泛应用于肌肉疾病诊断和肌疲劳检测,sEMG 信号在频域分析中常用的指标是平均功率频率(MPF)、中值频率(MDF)^[8]。采用改进的周期图功率谱方法对 sEMG 信号进行功率谱分析,计算功率谱密度,获得肌电信号的平均频率和中值频率。其计算公式为:

$$MDF = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} P(f) df \quad (2)$$

$$MPF = \frac{\int_0^{f_0} f P(f) df}{\int_0^{f_0} P(f) df} \quad (3)$$

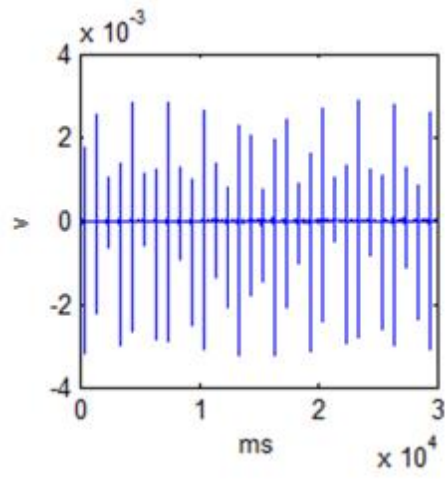


图3 穴位电刺激下手腕外旋时指伸肌的表面肌电图

Fig.3 Under TEAS,the sEMG of Extensor Digitorum in the Process of Wrist External Rotation

式中 f 为肌电信号的频率, $P(f)$ 为其功率谱密度, f_0 是肌电信号的最大频率。

依据上述表达式计算肌肉不同模式对应的肌电信号特征参数,统计分析不同肌肉收缩频率下各特征参数的变化,并利用样本配对 t 检验,分析两种模式下肌电各特征参数的差异显著性(显著性水平设为 $P = 0.05$)。

3 结果与分析

3.1 肌电信号的时域特征

图4给出了不同频率穴位电刺激和自主收缩模式下肌电信号均方根值 RMS 的统计结果。经 t 检验分析,可知在不同刺激频率下,两组模式下的肌电均方根值具有显著性差异($P < 0.05$)。

该结果表明:无论是自主收缩还是穴位电刺激导致的肌肉收缩,相应的肌电信号都有一定的数值,说明肌肉被激活。然而,在穴位电刺激下,肌电信号均方根值较大,肌肉激活程度较高。随着电刺激频率的增加,肌电信号 RMS 值不断增大,表明为了维持快速的肌肉活动,需要募集更多的肌纤维。当电刺激频率大

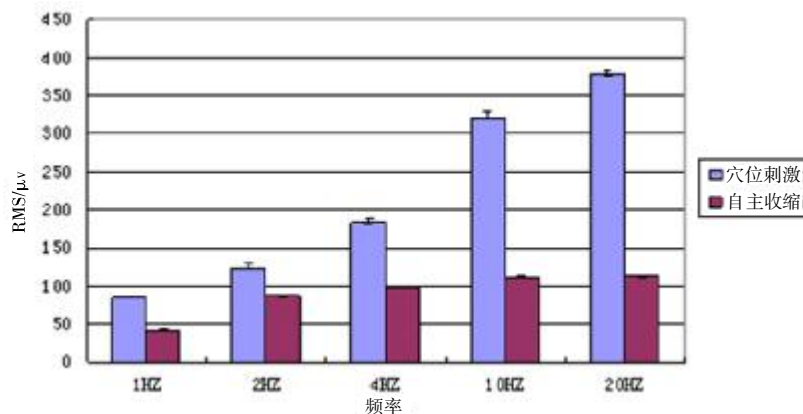


图4 两种模式下肌电信号均方根值对比

Fig.4 The Compare of sEMG RMS under Two Different Patterns

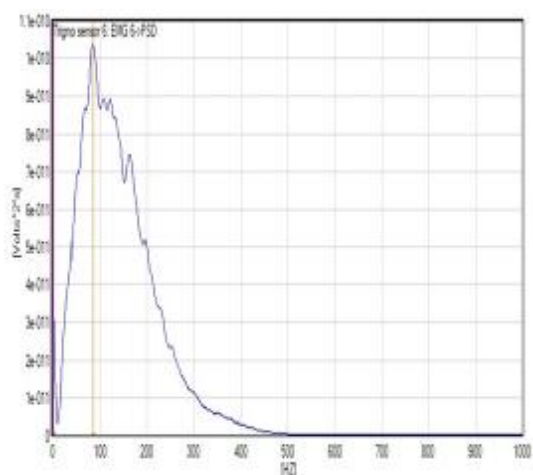


图 5 自主收缩的功率谱

Fig.5 The PSD of Muscle Voluntary Contraction

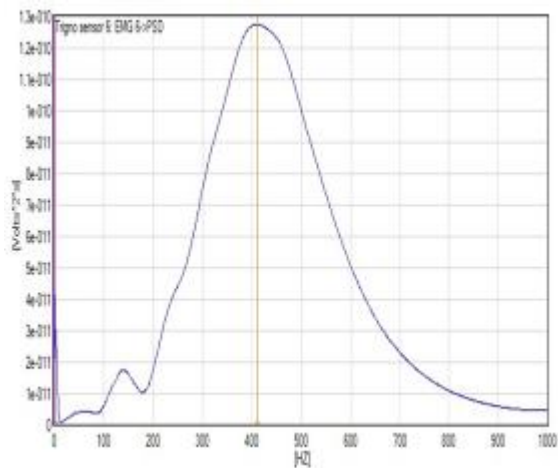


图 6 穴位电刺激的功率谱

Fig.6 The PSD of TEAS

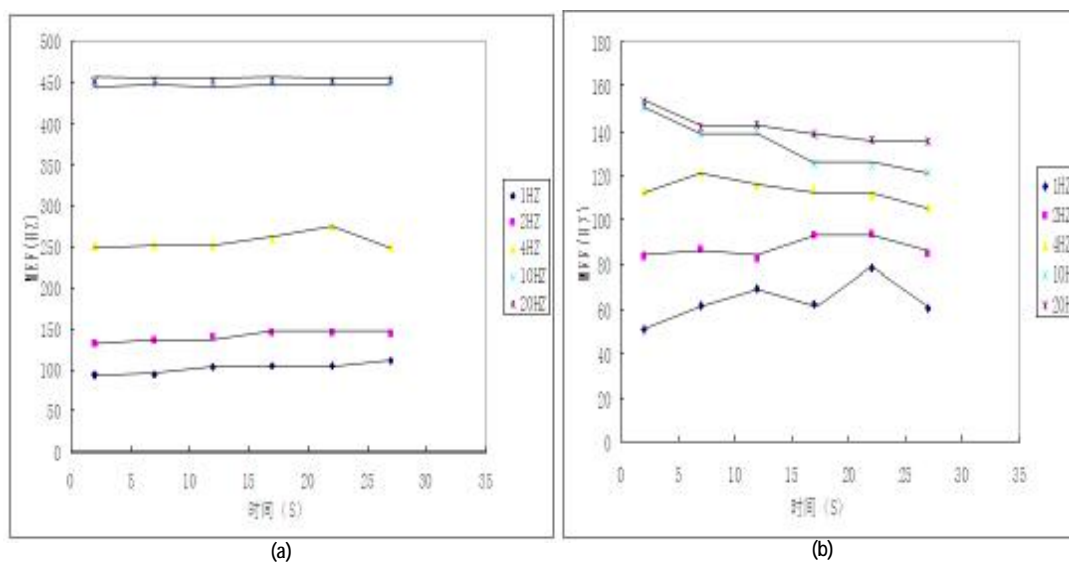


图 7 (a) 穴位刺激下肌电 MPF 变化; (b) 自主收缩下肌电 MPF 变化

Fig.7(a) The MPF Change of sEMG under the TEAS; (b) The MPF Change of sEMG under the Muscle Voluntary Contraction.

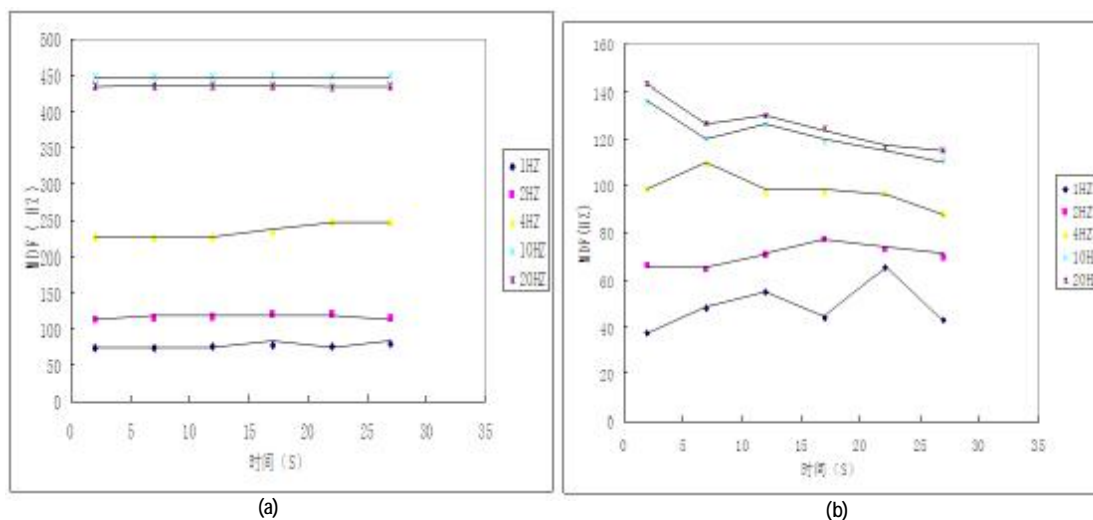


图 8(a) 穴位刺激下肌电 MDF 变化; (b)自主收缩下肌电 MDF 变化

Fig.8(a) The MDF Change of sEMG under the TEAS; (b) The MDF Change of sEMG under the Muscle Voluntary Contraction.

于 10 Hz 时,肌纤维募集程度渐渐变缓。而对于自主收缩频率高于 4 Hz 时,肌电 RMS 值基本不再变化,表明肌纤维募集程度趋于稳定。导致这一结果的原因是由于肌肉活动参与的肌纤维数量是一定的,当达到一定值后就不再增加。实验结果充分说明了穴位电刺激能够激活更多的快肌纤维,募集最大化的肌纤维,使肌肉激活程度提高。

3.2 肌电信号的频域特征

本研究将经穴电刺激诱发和自主收缩肌电信号的功率谱图进行对比,图 5、图 6 分别为受试者以 2 Hz 频率手腕外旋(自主收缩)和以 2 Hz 穴位电刺激诱发的指伸肌肌电信号功率谱。

由图可知:自主收缩模式下,肌电信号在约 100 Hz 处能量值达到最大,而在经穴电刺激模式下,肌电信号在 400 Hz 处达到能量最大。经穴电刺激后,肌电信号的谱分布向高频方向移动,这表明穴位电刺激后,能够募集更多的快肌纤维参与肌肉活动,可以有效缓解肌肉疲劳。

根据公式(2)和公式(3),由肌电信号功率谱计算其平均频率和中值频率。由于实验中肌电采样率为 2000 Hz,记录的 30 s 肌电信号采样点较多,并且肌肉状态在 1 h 的时间段内不会发生较大变化,本文进行了分段处理,即每隔 5 s 求一次平均值。图 7(a)、图 7(b) 分别为不同频率穴位电刺激和自主收缩下的肌电 MPF 的变化趋势。图 8(a)、图 8(b)分别为不同频率穴位电刺激和自主收缩下的肌电 MDF 的变化趋势。

实验结果表明:在穴位电刺激下,对应肌电信号的平均功率频率和中值频率值均增大,且随着电刺激时间延长,肌电信号的 MPF 和 MDF 值均稳定在一定数值。这是由于快肌纤维兴奋主要表现高频放电,慢肌纤维兴奋主要表现为低频放电,穴位刺激下 MPF 和 MDF 的高频率值可确保快肌纤维的募集。这种刺激的结果,要么更多的快肌纤维得到激活,要么受到刺激的肌肉群中的慢肌纤维转变为快肌纤维。

然而,自主动作下产生的肌电信号的 MPF 和 MDF 值较小,且随着时间的延长,肌电信号的 MPF 和 MDF 值均在减小。这种降低是由于运动单位募集模式的同步性,受到肌肉组织中的快肌纤维和慢肌纤维组成比例的影响,快肌纤维占优势的局面转至慢肌纤维占优势,表明此时肌肉出现了疲劳。

通过以上比较,可以发现在穴位刺激下,平均功率频率和中值频率的稳定性,可以保证肌肉活动中快纤维一直处于主导优势,这种刺激穴位产生肌电的频率稳定性对改善肌肉疲劳有较好的作用。

4 结论

本研究对经穴刺激诱发和自主收缩下,指伸肌的表面肌电信号特征参数进行比较,探究穴位刺激与相关肌肉活动的关系。由于 sEMG 信号特征参数的改变与肌肉活动状态、疲劳状态之间有较强的关联性。我们搭建了实验测量平台,设计了电刺激穴位和自主收缩两组实验模式,采集到不同模式下的表面肌电信号,提取得到肌电信号的时频特征参数,并进行了对比分析。研究结果很好的阐明了经穴电刺激下的肌电信号时域、频域特征参数变化与肌肉的激活程度、疲劳程度之间的关系,为康复工程和运动医学研究提供参考和依据。

【参考文献】

- [1] Duchene J, Hogrel JY. A model of EMG generation [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2000, 47(2): 192-201.
- [2] 纪仲秋,李旭龙. 电刺激穴位按摩对局部运动疲劳后姿势控制能力恢复的影响[J]. 医用生物力学, 2013, 28(3): 284-290.
Ji ZQ, Li XL. Recovery effect of postural control by electrical stimulation acupoint massage after local muscle fatigue [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2013, 28 (3): 284-290.
- [3] 吴立红,方剑乔,邵晓梅,等. 经皮穴位电刺激足三里对抗大鼠运动性疲劳[J]. 中国临床康复, 2005, 9(40): 114-117.
Wu LH, Fang JQ, Shao XM, et al. Effect of transcutaneous electric acupoint stimulation at Zusanli on exercise-induced fatigue in rats [J]. Chinese Journal of Clinical Rehabilitation, 2005, 9(40): 114-117.
- [4] 王东岩,卫哲,曹东辉. 低频脉冲电穴位改善中风后手腕部功能的研究[J]. 中国医药信息, 2008, 25(3): 51-52.
Wang DY, Wei Z, CAO DH. Research to improve wrist function after stroke by low frequency pulse electric acupoint stimulation [J]. Information on Traditional Chinese Medicine, 2008, 25(3): 51-52.
- [5] 朱晓瑾,王辉,张旭,等. 基于高频交流电刺激的神经传导阻断的动物实验研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(6): 3804-3808.
Zhu XJ, Wang H, Zhang X, et al. An Animal Experimental Study of Nerve Blocking Effect Based on High Frequency Alternating Electrical Current [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(6) : 3804-3808.
- [6] Thomas CK, Nelson G, Than L, et al. Motor unit activation order during electrically evoked contractions of paralyzed or partially paralyzed muscles [J]. Muscle Nerve, 2002, 25(6): 797-804.
- [7] Reddy NP, Gupta V. Toward direct biocontrol using surface EMG signals: control of finger and wrist joint models [J]. Med Eng Phys, 2007, 29(3): 398-403.
- [8] 吴冬梅,孙欣,张志成,等. 表面肌电信号的分析和特征提取 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(43): 8073-8076.
Wu DM, Sun X, Zhang ZC, et al. Feature collection and analysis of surface electromyography signals [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2010, 14(43) : 8073-8076.