

电刺激下肌肉收缩状态的研究

徐蓉,韩真

【摘要】 目的:使用可以准确反映肌肉收缩状态的肌音图来明确在不同电刺激频率下肌肉收缩对肌肉电生理的影响。方法:选取25名健康人群,在5%~20%最大随意收缩和4种电刺激(20,50,100和1000Hz)2种状态下进行肌音图的肌肉收缩状态的比较,分析平均功率值、总能量含量和振幅的变化。结果:波形解析图显示 $\geq 100\text{Hz}$ 的电刺激和随意收缩时的波形图有相关性;在振幅的变化分析中,随着电刺激频率的增加,振幅出现显著的减少。结论:对于以抑制挛缩为主要目的的电刺激训练时,可采用 $\geq 100\text{Hz}$ 的电刺激频率来完成。

【关键词】 肌音图;最大随意收缩;电刺激;波形解析

【中图分类号】 R49 **【DOI】** 10.3870/zgkf.2012.05.012

Mechanomyogram during electrical stimulation with different frequencies XU Rong, HAN Zhen, Department of Rehabilitation Medicine, Nanjing Drum Tower Hospital, Nanjing University Medical School, Nanjing 210008, China

【Abstract】 Objective: Using mechanomyogram(MMG) to detect the effect of electrical stimulation with different frequencies on muscle function. Methods: Twenty-five healthy volunteers were selected. The MMG of muscle contraction among 4 different frequencies(20,50,100 and 1000Hz) of electrical stimulation and from 5% to 20% maximum voluntary contraction(MVC) was compared. The average power value, total energy content and the amplitude were analyzed. Result: MMG waveform analysis diagram revealed that there was a significant correlation between voluntary contraction and electrical stimulation when the frequencies were over 100Hz. On the other hand, the amplitude was significantly decreased with the increasing frequency of electrical stimulation. Conclusion: Electrical stimulations with 100Hz or higher frequencies are more effective on training with the main aim of spasticity inhibition.

【Key words】 mechanomyogram; maximum voluntary contraction; electrical stimulation; wave analysis

表面电刺激作为提高肌力和改善运动功能的有效手段,越来越受到研究者及临床治疗的关注和重视。但电刺激引发的肌肉疲劳和过度收缩产生的疼痛^[1]等问题成为充分发挥电刺激效果的主要障碍,而对肌肉在电刺激下的收缩动态进行分析,则成为解决这一问题的基础和前提。近年来,对于肌肉功能的评价开始使用肌音图(mechanomyogram, MMG),国外已有许多临床研究表明^[2-5],肌纤维长度变化引发肌肉张力变化、关节角度和肌张力变化的相关研究以及持续性等长收缩时肌肉的疲劳特性等方面,MMG都优于肌电图。对于偏瘫肢体,利用电刺激进行肌力强化训练时,由于电波的干扰,刺激肌肉收缩的时态肌电图无法把握,但MMG可以准确获得肌肉收缩时的生物学特性,不受电流的影响^[6]。有学者对于 $< 20\text{Hz}$ 的电刺激时,运动单位的单收缩同MMG振幅之间的关系做了研究^[7],但对于 $> 20\text{Hz}$ 的高频率刺激时MMG振幅的

变化以及与随意运动中肌肉的收缩有何异同还不清楚。因此本研究使用MMG来明确在5%~20%最大随意收缩和4种不同电刺激频率下肌肉收缩的时态,通过对MMG波形和振幅变化分析确定最合适的电刺激频率。

1 资料与方法

1.1 一般资料 随机选取健康人群25名,其中男性15例,女性10例,平均年龄 (31.4 ± 5.5) 岁,受试前对实验的过程和要求加以说明,并取得受试者的知情同意。

1.2 方法 将受试者腰和大腿部用固定带固定,为使胫前肌保持松弛状态,将膝关节固定在 90° ,踝关节固定在 0° ,肌音器(MPS101)的加速度感知器用双面胶贴在胫前肌肌腹中央,在这种体位下进行随意收缩时和电刺激2种状态下的肌音图测试,并在各个阶段结束后休息2min,防止肌肉疲劳带来的肌力影响。测试过程如下:利用肌力测定仪(KIN-COM, Chattanooga)先测出踝背屈时的最大随意收缩力(maximal voluntary contraction, MVC),在实验者正面放置屏幕显

收稿日期:2012-03-01

作者单位:南京大学附属南京市鼓楼医院康复医学科,南京 210008

作者简介:徐蓉(1971-),女,主治医师,主要从事脑卒中康复、功能性电刺激等方面的研究。

示,受试者可以根据屏幕上显示的最大值的力线图自行控制,将 MVC 保持 5min,算出 5%、10%、15%、20% MVC 值,并在屏幕上显示,受试者根据这些数值发力,在保持 5s 的同时,导出 MMG 值。电刺激装置(日本光电,SEM-4101)的电极放在腓骨小头下部约 3cm 处,使用 4 种不同的刺激频率(20Hz、50Hz、100Hz、1000Hz),刺激波采用振幅为 0.5mv 的矩形波,刺激强度采用运动阈值以上,稍微可以看见肌肉收缩,同随意运动一样,记录在刺激中间段 5s 间的 MMG。导出的 MMG 用专门的增幅器记录,被记录的数据信号在 3KHz 下 A/D 转换,使用 FFT(Fast Fourier Transform)进行信号处理,对转换过的 MMG 值各选取其中的 3s,0~100Hz 的区域内解析,解析使用生物情报解析系统 BIMUTAS II (Kissei Comtex, 松本),计算平均功率和总能量含有量。

2 结果

从肉眼直观上来看,5%~20%随意收缩各阶段 MMG 波形图波形变化难以分别,但 FFT 基准下 50Hz 与 100Hz 时的功率图谱显示,<50Hz 的功率变化波动较明显,>50Hz 后各阶段的功率都存在明显的收敛趋势。见图 1,2。应用 BIMUTAS II 对图 1 的数值进行动态解析显示,5%~20% MVC 各阶段的 MMG 平均功率分别为 28.6Hz、31.1Hz、31.2Hz、31.8Hz,这基本反映了平均功率与随意收缩程度的增加呈现正相关的关系。MVC 各阶段总能量含有量的数值分别为 1.5mV²、1.8mV²、1.7mV²、1.69mV²,呈现倒 U 型变动趋势。

在≤50Hz 相对低频的电刺激下,MMG 波形表现为振幅较宽、固定且较为规律,该频率范围刺激下功率振幅都出现了明显的峰值,在≥100Hz 的相对高频刺激下,MMG 振幅收缩,波形开始出现无规律变化。但低频电刺激的功率谱相对高频电刺激下的 MMG 功率谱波形开始表现出与图 2(无电刺激下的随意收缩)相似的变动趋势,即≤50Hz 的波动与>50Hz 的收敛趋势。见图 3,4。应用 BIMUTAS II 对图 3 数值动态解析显示,20~1000Hz 各频率下电刺激的数值分别为 28.2Hz、39.7Hz、27.3Hz、22.5Hz,这基本反映了平均功率与电刺激频率的增加呈现倒 U 型的关系。各频率电刺激下总能量含有量的数值分别为 6.0mV²、3.2mV²、0.45mV²、0.75mV²,与刺激频率的增强呈 U 型关系,而且 MMG 平均功率和总能量含量数值都显示,≥100Hz 频率电刺激下的肌肉收缩状况均有明显向自然状态下的随意收缩靠近的趋势。

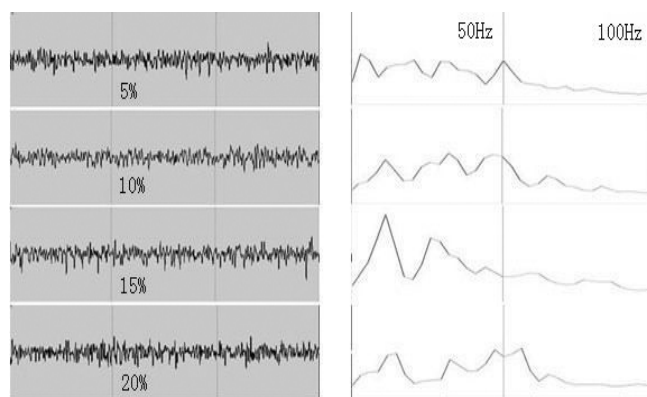


图 1 随意收缩时 MMG 实测波形

图 2 随意收缩时 MMG 功率图谱

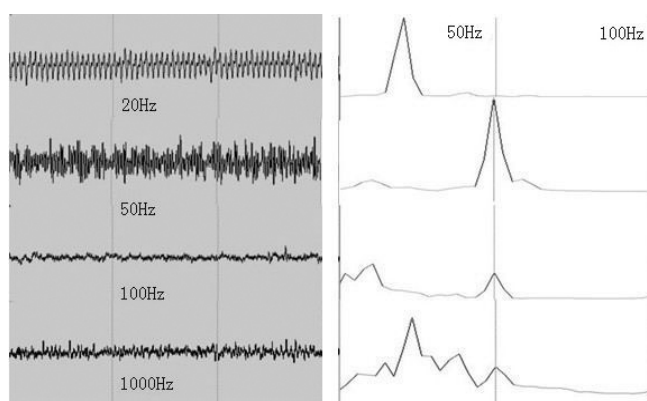


图 3 电刺激时 MMG 实测波形

图 4 电刺激时 MMG 功率图谱

3 讨论

随着神经生理与康复医学的进展,肌电诊断与分析已经在肌肉功能评价临床中得到了较好的普及。与肌电诊断相类似,肌音测定同样利用了人体神经、肌肉的电生理特性,以电针极刺激并记录肌肉电生理活动所产生的波动,并以此来辅助判别神经肌肉的收缩特征。所不同的是,MMG 针对肌肉收缩所产生的横向压力波进行测定,无论是自主收缩还是作为应激反应的被动收缩,所得信号可规避电刺激因素的内生影响,从而能够更准确的对脑卒中、运动损伤等肢体机能康复治疗中的肌肉功能进行评价,并有利于更有效治疗方案的设计及优化。

随意运动时,伴随着 MVC 百分比的增加,MMG 的平均功率数也随着增加。在随意收缩时 MMG 关于平均功率数的研究中,20%~100% MVC 状态的收缩量已经进行过研究,但对于≤20% MVC 的微小肌收缩的研究还未涉及。众所周知,在 20%~100% MVC 肌收缩量增加的同时,MMG 的平均功率数也在呈直线状增加,这是因为随着动作电位导致运动神经兴奋传导水平的增加,肌纤维的收缩产生融合,肌肉弹性要素的减少,使 MMG 的功率数成分被固定在高水平状态^[8],本研究结果同≥20% MVC 的肌收缩相同。

另一方面,MMG的能量值在%MVC增加的同时没有发生显著的变化,从结果可以看出, $\leq 20\%$ MVC的弱小肌收缩,虽然神经兴奋水平增加,由于运动单位的动员数没有变化,即使功率数增加,肌纤维的振动量还是保持在一定的水平。

电刺激时的MMG平均功率数,20Hz、50Hz的刺激强度比100Hz、1000Hz高,在波形图中,20Hz刺激时产生20Hz的高点值,50Hz刺激时产生50Hz高点值,100Hz、1000Hz刺激时平均功率数显著降低。低频率的刺激可以使肌纤维的收缩融合,变成一个单收缩表现,而对于高频率的刺激而言,每个的单收缩不明显,肌收缩是连续、缓慢地到达融合状态^[9]。 $\geq 100\text{Hz}$ 的刺激未发生明显的单收缩,也未发生对应的高点值,表明 $\geq 100\text{Hz}$ 的刺激使肌收缩接近强缩状态,对应运动阈值的刺激产生了固有的振动, $\geq 100\text{Hz}$ 刺激的平均功率数同 $5\% \sim 20\%$ MVC的微弱随意收缩时的数值接近。从能量值来看,20Hz、50Hz的刺激伴随着单收缩的产生,MMG的振幅也随之增大,这是因为它的总能量含有量增加的原因,与随意收缩时比较,刺激强度即使在运动阈,20Hz、50Hz的能量含有量仍然很大,这种刺激引起的肌振动与随意收缩时产生的振动截然不同, $\geq 100\text{Hz}$ 的刺激的总能量含有量低,结合平均功率数来考虑,从MMG反映出的肌肉的振动特征来看,与随意收缩时产生的肌肉振动特征相类似。

动物实验表明,随着刺激频率的增加,发生的张力变动与MMG振幅有正相关性,即随着刺激频率的增加,肌纤维不仅在长轴方向,在纵轴方向也同样很难扩大,记录的MMG出现连续的减少^[10]。人类的实验同样显示,增加刺激频率,MMG的振幅和张力的变化幅度都呈直线性下降^[11]。既往实验采用的刺激频率在5Hz~20Hz之间,本研究显示,20Hz~100Hz的振幅反映出的能量值也同样呈直线减小,但是 $\geq 100\text{Hz}$ 的能量值并未表现出越来越小。对于接近强缩状态的肌肉来说,表明 $\geq 100\text{Hz}$ 的刺激未使肌肉收缩时发生张力的变化。另外,本文采用的刺激强度是在运动阈水平,伴随着刺激频率的增加,MMG的振幅随之减少,直接与肌肉疲劳的出现连接起来比较困难,在MMG中分析因电刺激引起的肌肉疲劳应该包含不同的电刺激强度下振幅的变化,需要在此基础上进行进一步的研究。

对于以抑制挛缩为主要目的的电刺激,为了产生一定的关节运动,一般采用20~30Hz的刺激。但是在以肌力强化、提高运动控制能力为主要目的的电刺激时,一般希望在刺激时张力的变动越小越好,本文的解析结果表明, $\geq 100\text{Hz}$ 的刺激频率发生张力的变动

较小,可以得到与随意收缩相类似的肌肉收缩特征,从而减少电刺激产生的疼痛和疲劳。从上述分析得出,在进行肌力强化电刺激训练时,采用 $\geq 100\text{Hz}$ 相对高频的电刺激,可能形成更加安全有效的治疗思路。

【参考文献】

- [1] Barry DT. Vibrations and sounds from evoked muscle twitches[J]. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1992, 32(1-2):35-40.
- [2] Orizio C. Muscle sound: bases for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies[J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 1993, 21(3):201-243.
- [3] Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, et al. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2001, 84(3):174-179.
- [4] Maganaris CN. In vivo measurement-based estimations of the moment arm in the human tibialis anterior muscle tendon unit[J]. *J Biomech*, 2000, 33(3):375-379.
- [5] Akataki K, Mita K, Watakabe M, et al. Mechanomyogram and force relationship during voluntary isometric ramp contractions of the biceps brachii muscle[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2001, 84(1-2):19-25.
- [6] Kimura T, Hamada T, Watanabe T, et al. Mechanomyographic responses in human biceps soleus during sustained isometric contraction[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 92(4-5):533-539.
- [7] Yasuhide Y, Minoru S, Hidetoshi U, et al. Characteristics of surface mechanomyogram are dependent on development of fusion of motor units in humans[J]. *Journal of applied Physiology*, 2002, 93(5):1744-1752.
- [8] Shinohara M, Kouzaki M, Yoshihisa T, et al. Mechanomyogram from the different heads of quadriceps muscle during incremental knee extension[J]. *Eur J Appl Physiol*, 1998, 78(4):289-295.
- [9] Bichler E, Celichowski J. Mechanomyographic signals generated during unfused tetani of single motor units in the rat medial gastrocnemius muscle[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2001, 85(6):513-520.
- [10] Orizio C, Diemont B, Esposito F, et al. Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue[J]. *Eur J Appl Physiol*, 1999, 80(4):276-284.
- [11] Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, et al. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy[J]. *Eur J Appl Physiol*, 2001, 84(3):174-179.