

·基础研究·

表面肌电图的信度研究

李青青¹ 吴宗耀¹ 罗利平¹

摘要 目的:探讨表面肌电图参数的变异性,为拓展表面肌电图的临床应用建立可靠的依据。**方法:**健康受试者进行伸膝等长收缩,以及10m自由步行的动态运动,分别记录下肢相关肌群表面肌电,考察各参数的变异系数。**结果:**对于静态收缩,即使分析时宽短至1s,除了AEMG以外,各参数的变异系数均 <0.100 。对于动态的步行运动,取1s的分析时宽,MF、MPF的平均变异系数近于0.100,ZCR、AEMG的平均变异系数在0.150左右。**结论:**无论静态收缩,还是动态收缩,表面肌电图的基本参数MF、MPF、ZCR、AEMG稳定可靠,变异系数一般不大于0.100—0.150。频域指标较时域指标的信度更高。

关键词 表面肌电;变异系数;信度

中图分类号:R444,R318,R49 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2006)-03-0224-04

Reliability of surface electromyography/LI Qingqing, WU Zongyao, LUO Liping/Chinese Journal of Rehabilitation Medicine,2006,21(3):224—227

Abstract Objective:To explore the variability of sEMG parameters, lay the reliable foundation for extending clinical application of it.**Method:**A healthy examinee took knee joint isometric contraction; four others took 10m free walking. SEMG signals were recorded respectively from their correlative lower limbs muscles. The coefficient of variation of each parameter was investigated.**Result:**For the static contraction, the coefficient of variation of each parameter was less than 0.150 except for AEMG, even if the analytic duration short as 1 second. For the dynamic walking exercises, the averaged CV of MF,MPF was about 0.100,that of ZCR and AEMG was 0.150 or so.**Conclusion:**While isometric contraction or dynamic movement, SEMG basic parameters: MF, MPF, ZCR, AEMG are stable. Generally speaking, their CV is not more than 0.100—0.150. The reliability of frequency parameters is preferred to the time ones.

Author's address Dept. of Physical Medicine and Rehabilitation, Southwest Hospital, the Third Military Medical University, Chongqing, 400038

Key words surface electromyography; coefficient of variation; reliability

表面肌电图(surface electromyography,sEMG),也称动态肌电图(dynamic EMG),作为一种安全、简单、无创的有关神经、肌肉功能状况的评定手段,对腰痛、颈肩痛、偏瘫、脑瘫、截肢等多种神经肌肉疾患的患者可以做出客观、量化、细致的功能诊断,近年来在康复医学、神经科学、骨科学、运动医学、生物医学和工程学等方面的应用日益受到重视^[1-2]。其对肌肉疲劳的评价,历来是研究的重点之一。信度则是疲劳评价的基础和前提。表面肌电图的信度究竟如何,国内报道较少。国外有少数相关研究认为:sEMG的信度不够满意^[3-4]。因此,本研究通过对健康受试者不同运动状态下的表面肌电图的表现,来探讨sEMG各参数的变异性,以便更好地将表面肌电用于疲劳评价的研究分析。

1 对象与方法

1.1 对象

实验1的对象为健康女性,33岁,身高:164cm,

体重:58kg,右利手。实验2的对象为4例健康受试者,为我科实习学生和工作人员。其中男3例,女1例;右利手3人,左利手1人。年龄22—25(23.5 $\pm$ 1.3)岁,体重57—71(64.5 $\pm$ 7.6)kg,身高163—180(170.0 $\pm$ 8.5)cm。所有受试者均自愿参加此项目测试,受试前24h内未作剧烈运动,以排除过度运动残余疲劳的影响。

1.2 实验场地

肌电图室和科室走廊。

1.3 实验仪器

仪器为芬兰MEGA公司生产的ME3000P8型八导sEMG仪。操作软件MEGAWIN700046,2.1版本。带通8—500Hz,输入阻抗10G Ω ,共模抑制比110dB,总增益412,灵敏度3 μ V,模数转换12bit。脱机测试的记忆卡容量为4MB。

1 重庆第三军医大学西南医院康复理疗科,400038

作者简介:李青青,女,主治医师

收稿日期:2005-06-16

电极采用杭州迅达无线电器材有线公司生产的一次性银/氯化银心电监护电极。电极粘附区直径 52mm; 导电区直径: 10mm。

1.4 实验方法

受试者暴露下肢待测肌群部位, 室温 25℃左右。电极定位, 皮肤准备, 酒精棉球局部常规脱脂。电极置于每组采样肌的肌腹最丰满处稍偏下方, 记录电极与参考电极两电极中心连线方向与采样肌肉纤维的长轴方向平行, 两电极中心间距为 20mm。实验 1 仅记录右股内侧肌(right vastus medialis, R-VM)1 个导联。实验 2 均记录 2 个导联: CH1—左腓肠肌内侧头(left medial head of gastrocnemius muscle, L-MG), CH2—右腓肠肌内侧头(right medial head of gastrocnemius muscle, R-MG)。粘贴好电极, 理顺电极的线圈, 透明胶布固定好线圈及导联线。用带状弹力护膝将电极和导联线固定妥当, 并用弹性腰带将两个前置放大器固定好。原地踏步, 在线记录肌电信号约 20s, 检查信噪比符合要求。

实验 1: 1 例健康受试者在 sEMG 仪前, 坐于一座高 45cm, 双侧有扶手的椅子上。前方置一座高 30cm 的木椅, 木椅上垫以高度约 8cm 的软枕, 受试者将右腿伸直放于软枕上, 腘窝以下悬空。令受试者右下肢保持屈髋 90°, 右小腿抬起伸直, 保持伸膝 0°位 60s。在线连续记录右股内侧肌的表面肌电信号, 信号采集率为 2000Hz。同一人隔日测试一次, 共做 3 次。

实验 2: 4 例健康受试者分别在走廊上进行 10m 步行测试^[9]: 用彩色泡沫纸在走廊上, 标记步行测试的起点(0.0m 点)和终点(10.0m 点), 让受试者以自由步行状态自起点走至终点, 记录一次步行 10m 历时 10s 左右的双侧腓肠肌内侧头的表面肌电信号。测量仪的端口数设为 2, 记录方式为连续, 信号采集率为 2000Hz。

1.5 数据处理方法

将记录的表面肌电图原始波形用 MEGAWIN 软件, 进行模数转换和快速傅立叶转换(fast Fourier transformation, FFT), 计算各项参数, 转换并保存为“.xls”格式的文件。

1.6 统计学分析

将数据输入 Excel 中, 计算各参数的平均值及变异系数(coefficient of variation, CV)。利用 SPSS 12.0 版软件, 对实验结果进行 Pearson 单侧相关分析。

2 结果

实验 1 重复测试 3 次, 其中第一次结果的原始图形见图 1。图 1 示肌肉静态收缩时的表面肌电图波形极不规则。但是我们将 60s 的图形分割, 每次采取 1, 2, …15s 进行分析, 总共可以取得 60, 30, …4 组参数, 见表 1。

表 1 示, 随着分析时间的延长, 变异系数逐渐减小。但是, 即使分析时间短至 1s, 除了平均肌电值(average EMG, AEMG)以外, 其余各参数: 中位频率(median frequency, MF)、平均功率频率(mean power frequency, MPF)及过零率(zero crossing rate, ZCR)的变异系数都在 0.100 以下, 各参数的变异性符合临床研究的要求。

同一人所做实验 1 的每次图形相似。3 次结果以 1s 为单位测量, 每 3 次的对应数据平均, 然后 60 个平均数的总平均结果见表 2。表 2 示静态收缩的时频指标的组内日间变异的不同: MF 和 MPF 的平

图 1 一次负荷自身右小腿静态伸膝 60s 的表面肌电图图形

注: 横轴为时间, 单位为 s; 纵轴为波幅, 单位为 μV

表 1 一次负荷自身小腿静态伸膝 60s 的右股内侧肌表面肌电图参数

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

分析时宽(s)	分析次数	MF	MF 变异系数	MPF	MPF 变异系数	ZCR	ZCR 变异系数	AEMG	AEMG 变异系数
1	60	73.9±5.3	0.072	112.2±6.0	0.053	111.7±8.4	0.075	8.9±1.4	0.160
2	30	73.9±3.8	0.052	112.2±5.1	0.045	111.7±6.2	0.056	8.9±1.1	0.121
3	20	73.9±3.4	0.047	112.2±4.8	0.043	111.7±5.7	0.051	8.9±0.9	0.107
4	15	73.9±3.0	0.040	112.2±4.2	0.038	111.7±4.2	0.038	8.9±0.7	0.080
5	12	73.9±2.8	0.038	112.2±4.1	0.037	111.7±3.7	0.033	8.9±0.6	0.070
6	10	73.9±2.5	0.034	112.2±4.2	0.038	111.7±3.9	0.035	8.9±0.6	0.073
7	8	74.0±2.8	0.038	112.2±4.3	0.039	112.3±3.3	0.030	8.9±0.5	0.052
8	7	74.0±2.6	0.035	112.2±4.3	0.038	112.3±3.0	0.027	8.9±0.5	0.054
9	6	74.1±2.7	0.036	112.5±4.2	0.037	112.5±3.2	0.029	8.9±0.4	0.046
10	6	73.9±2.5	0.034	112.2±4.3	0.038	111.7±3.6	0.032	8.9±0.5	0.053
11	5	74.0±2.2	0.030	112.4±4.3	0.038	112.3±2.6	0.023	8.9±0.5	0.056
12	5	73.9±2.3	0.031	112.2±4.2	0.037	111.7±3.6	0.032	8.9±0.6	0.063
13	4	74.1±2.6	0.035	112.5±4.4	0.039	112.6±3.1	0.028	9.0±0.4	0.048
14	4	74.0±2.6	0.035	112.2±4.4	0.039	112.3±2.2	0.020	8.9±0.4	0.040
15	4	73.9±2.7	0.036	112.2±4.4	0.040	111.7±3.3	0.030	8.9±0.4	0.050

均变异系数都小于0.100,而且3次的相关性好($P<0.05$)。但是,ZCR和AEMG的变异性大,各次实验间无明显的相关性($P>0.05$)。

实验2共有4例,每例实验1次。其中1例10m自由步行(约10s)的表面肌电图波形如图2,图中所示为右腓肠肌的结果。显然,图2的波形不平整。对于一侧腓肠肌而言,每个收缩周期都有一个收缩期和一个弛张期,每期大约0.5s。有鉴于步行时的腓肠肌表面肌电图有两种明显不同的肌肉活动状态,因此将这两种状态(各0.5s)分别分析,见表3。

从图2和表3看出,此例受试者10m(约10s)的右腓肠肌有10个步行周期,取中间连续6个步行周期,按照收缩期和弛张期分别计算各参数。显示两

期的参数均值差别显著,但是各期内部0.5s的参数变异性较小。同样的实验还有3例,4例受试者10m自由步行全收缩期(各1s)的参数变异性结果见表4。

表4示4例受试者MF、MPF的平均变异系数接近0.100,MPF相对MF的变异小,并且优势侧的变异更小;ZCR、AEMG的平均变异系数在0.150左右,AEMG的变异性最大。

表2 实验1 3次结果各参数的总平均值±标准误、变异系数和组间相关性

参数	MF	MPF	ZCR	AEMG
平均变异性	70.8±4.8	105.9±6.9	135.3±24.5	11.5±2.9
变异系数	0.067	0.060	0.180	0.250
组间相关性	0.29	0.41	-0.01	-0.03
P	<0.05	<0.01	>0.05	>0.05

表3 1例受试者10m步行周期不同阶段的右腓肠肌表面肌电图参数

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

运动分期	分析时宽(s)	分析次数	MF	MF 变异系数	MPF	MPF 变异系数	ZCR	ZCR 变异系数	AEMG	AEMG 变异系数
收缩	0.5	6	95.0±6.2	0.06	115.0±5.9	0.052	241.8±17.8	0.074	103.3±16.5	0.159
弛张	0.5	6	49.0±7.2	0.146	97.5±8.4	0.086	102.7±12.0	0.117	7.0±1.3	0.181

表4 4例受试者10m自由步行全收缩期单侧腓肠肌表面肌电图参数的变异系数

例号	优势侧	受试侧	MF	MPF	ZCR	AEMG
1	右	左	0.096	0.104	0.155	0.114
		右	0.071	0.030	0.074	0.152
2	右	左	0.153	0.086	0.125	0.206
		右	0.069	0.022	0.078	0.106
3	右	左	0.180	0.122	0.241	0.218
		右	0.062	0.025	0.147	0.184
4	左	左	0.109	0.054	0.156	0.208
		右	0.148	0.116	0.133	0.125
	平均		0.111	0.070	0.139	0.164

图2 1例受试者10m自由步行的右腓肠肌sEMG图形

注:横轴为时间,单位为s;纵轴为波幅,单位为 μV

3 讨论

sEMG采集的是一维时间序列信号,形成于众多运动单位的生物电活动在时间和空间上的总和,主要是浅层肌肉的肌电信号和神经干上电活动的综合效应^[6]。需经处理才能用来定量分析。表面肌电图模拟信号的处理有全波整流,流线化处理,积分处理,累加平均处理等^[7]。它的原始波型是正负变化,全波整流是将双向波形转成单向。流线化处理即用数字滤波做平滑化处理,使得过滤后的波形更趋于平滑。积分处理,是指对全波整流过的波形或流线化处理后的波形求积分值。时域分析的指标,以过零率、平均肌电值、均方根值(root-mean-square,RMS)和积分肌电值(integrated EMG,IEMG)为代表。快速

FFT得出的参数为频域信号,其频谱(frequency spectrum)即功率谱(power spectrum),范围是0—300Hz,主频介于50—150Hz之间,主要指标有中位频率和平均功率频率。“时宽”与“频宽”决定FFT在时域与频域的分辨率。

表面肌电信号原始形态极不规则,随时间的变化较大,人工难以定量分析,因此出现了计算机肌电图。最早的计算机肌电图采集的是ZCR和AEMG等时域参数。后来发现时域参数有所不足,乃有快速傅立叶变换产生的MF和MPF等频域参数,这些就构成了表面肌电图的参数群。探究这些参数变异性及其根源,提取比较可靠的指标,是基础与临床研究必需考虑的问题。

表1的结果显示,负荷自身小腿而使右股内侧肌等长收缩时,也就是短时间内肌肉的收缩状态不变时,表面肌电图时域和频域指标的变异性都不大。虽然变异系数随分析时宽的增加而逐渐略减。但是,即使分析时宽短至1s,除AEMG外,各项指标的变异系数都小于0.100,是临床可以接受的。而AEMG需要一次采取4s的数据方为可信,这是需要注意的。表2显示,静态收缩时MF、MPF的组内日间变异仍小于0.100,而ZCR、AEMG的平均变异系数相对较大,在0.150—0.250之间。ZCR、AEMG的变异性较大,尤其是AEMG的变异性更大,这也见于针肌电图中。众所周知的针肌电图中,运动单位波幅的变异性远远大于时限的变异性,根本原因在于肌电信号的幅度受传输距离的影响很大,此外也与表面电极放置的位置、方向等的细微差别有关。由表3可

知, 对于一例受试者 10m(约 10s)步行的右腓肠肌表面肌电图, 取 0.5s 的时宽分析, 分别计算收缩期和弛张期的参数, 收缩期各指标的变异性很小, 小于静态收缩时 1s 的变异性。表 4 的结果说明, 对于实验 2 采样时间在 10s 左右的短时步行 sEMG 测试, 因一个步行周期大约 1s^[8], 所以选取 1s 的时宽分析, 即以全收缩期为单位分析, 各参数的平均变异也较小, 能够被临床接受。

以上实验结果表明: 无论静态收缩还是动态收缩, 只要所涉及的生理状态相同, 即使分析时宽短至 1s, 表面肌电图参数的变异也较小。若分析时宽延长, 则变异性更小, 这符合统计学的一般规律, 采样愈多则变异性愈小, 可信度愈高。

前已述及, 频域指标的变异小于时域指标的变异。另外, 我们还可注意到在时域指标中 ZCR 的变异性小于 AEMG 的变异性, 这是由于二者虽然同为时域指标, 但是 ZCR 反映的是运动单位的时限, 变异较小。而 AEMG 反映的运动单位的波幅, 故变异大。在频域指标中, MPF 的变异性小于 MF 的变异性, 在表 2—4 中均如此, 其原因有待讨论。

本研究报告为健康受试者等长收缩和动态步行运动的下肢肌群表面肌电测试结果的信度。国外有些报道认为表面肌电图参数的信度欠佳^[3-4], 如有文献报告^[4]认为表面肌电测试起始的参数信度良好, 只是疲劳评定参数的信度不满意。但 sEMG 用于颈部肌肉、腰背肌、下肢肌群等疲劳评定的更多报道表明, 其组内、组间信度均普遍较高^[9-11]; 静态或动态收缩, 测试结果都可靠^[12-14]。Carolyn M 等^[9]用表面肌电测试颈部肌肉对劳动负荷的反应, 发现其组内日间信度较好; 主要参数的变异系数在 0.150 以内, 证明 sEMG 信度可靠。相对时域指标, 频域指标的变异较小而更具有优势^[15], 这与本实验的结果符合。由于表面肌电图信度的大小与运动方式、运动负荷、受试肌的不同等多个因素有关^[15-16]; 此外, 表面电极的走向^[17]、电极之间的位置、电极下皮肤的电阻、皮脂厚度、电极型号^[18], 采样过程中导联线及前置放大器的位置等常见的因素, 都可影响表面肌电图结果, 所以应尽可能地控制人为因素的影响, 提高 sEMG 测试的稳定性、准确性, 从而最大限度地减小变异。

4 结论

在本实验研究条件下, 无论静态或动态收缩, 组内与组间, 表面肌电图的信度都较好, 频域指标相对

时域指标的信度更高。在此基础上, 如何用它进行有效的疲劳评价, 需要进一步深入研究。

参考文献

- [1] Kankaanpää M, Laaksonen D, Taimela S, et al. Age, sex and body mass in dex as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric sorenson back endurance test [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1998,9:1069—1075.
- [2] 王健, 方红光, 刘加海. 表面肌电信号分析: 下腰痛研究中的新方法[J]. 中国康复医学杂志, 2004,19(8): 627—630.
- [3] Christian L, Andre P, Jaime L, et al. Biomechanical assessment of gloves. A study of the sensitivity and reliability of electromyographic parameters used to measure the activation and fatigue of different forearm muscles [J]. Int J Ind Ergonom, 2004,34: 101—116.
- [4] John P, Jennifer G, Stuart M. Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximal isometric fatiguing contractions and recovery[J]. J Electromyogr Kinesiol, 1998,8: 403—410.
- [5] Nadeau S, Arsenuit AB, Gravel D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke patients [J]. Am J Phys Med Rehabil, 1999,78(2): 123—130.
- [6] 王人成, 黄昌华, 杨年峰, 等. 表面肌电信号分析系统的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 1998,22(3):129—132.
- [7] 丸山仁司编, 霍明等译. 临床运动学[M]. 第 1 版. 北京: 中国中医药出版社, 2002.27.
- [8] 缪鸿石, 主编. 康复医学理论与实践[M]. 第 1 版. 上海: 上海科学技术出版社, 2000.247.
- [9] Carolyn M, Sharon MB, Veerle H, et al. Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2000,10: 377—398.
- [10] Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, et al. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2003,13(3): 281—287.
- [11] Christian L, Bertrand A, Denis G, et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2003,13(3): 305—318.
- [12] Klein AB, Snyder Mackler L, Roy S, et al. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensors forces with electromyography spectral analysis in identifying low back pain[J]. Phys Ther, 1991,71: 445—453.
- [13] Christian L, Bertrand A, Denis G, et al. Electromyographic assessment of back muscle weakness and muscle composition: Reliability and validity issues [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2002,83: 1206—1214.
- [14] Finucane SDG, Rafeei T, Kues J, et al. Reproducibility of electromyographic recordings of submaximal concentric and eccentric muscle contractions in humans[J]. Electroenceph Clin Neurophysiol, 1998,109: 290—296.
- [15] Josef K, Gerold R, Andreas K. Reliability of surface electromyographic measurements [J]. J Clinical Neurophysiol, 1999,110: 725—734.
- [16] Dankaerts W, O'Sullivan PB, Burnett AF, et al. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2004,14(3): 333—342.
- [17] Heinz J, Biedermann J, Lance D, et al. Muscle fibre directions of iliocostalis and multifidus: male-female differences[J]. J Anat, 1991,179: 163—167.
- [18] Zedka M, Kumar S, Narayan Y. Comparison of surface EMG signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of erector spinae muscle[J]. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1997,37(7): 439—447.