

EMG 在麻痹肌肉疲劳检测中的应用*

刘洪广¹ 周琳² 顾靖³ 魏景汉¹ 蒋大宗³

R746.409

1 EMG 用于识别麻痹肌肉疲劳

因为人体的肌肉-骨骼系统通常被认为是动态的, 它的未知数要大于对等的已知数, 所以当要确定在体的某一肌肉的肌力大小时, 往往被认为是不确定的。而在功能性电刺激激活的麻痹肢体中, 可成为动态可确定的, 麻痹肢体的肌肉是与意识控制相隔离的, 其非零的有效肌力只能是受到刺激所激活的那些肌肉。在这种特殊的情形之下, 可以从外部测得的力矩, 以及这些直接相对应肌肉的输出特征参数(结果)与其它性质的数据(如代谢或肌电), 从它们的相关性中计算出实际的肌力^[1]。而要弄清受刺激过程中肌力与 EMG 活动间的关系是很重要的, 因为它们没有来自肌肉那种具有阻止其衰竭的感觉反馈, 这种反馈的“过保护”丧失将会引起损伤的进一步加重, 因此检测出麻痹肌疲劳, 对保护完全麻痹肌肉具有特别重要的意义。

研究者对力与 EMG 之间的相关性曾做过无数次的研究。在健康人中, 对不同的肌肉进行了研究^[2], 并通过分析 EMG 信号的方法实现识别肌肉的疲劳^[3]。关于在电刺激之后麻痹肌疲劳也进行过研究, 描述了刺激过程中依赖时间的机械输出问题^[4]。J. Mizrahi 等在研究肌肉从长时间的收缩到出现机械疲劳点的过程中发现, 功能性电刺激激活麻痹肌肉收缩可以和 EMG 同步测量^[5], 从而为等长收缩肌肉内的无创性检测和疲劳的检测建立基础。可以认为, 如果肌力必须在封闭系统中产生的话, 那么等长收缩中的反馈数据将是重要的。

2 检测部位和方法的选择

2.1 检测部位的选择

在许多不同的可行的肌肉研究中, 选择了股四头肌是由于这些肌肉在足掌站立和行走时对躯体重量支撑起着主要作用^[6], 且表皮激活和测量表皮 EMG 也相对容易。电极位置确定在每人身上的运动对刺激产生最大反应的运动点。一个电极位于腹股区远端 8cm 左右的肌腹上, 当第二个电极位置确定之后, 在皮肤上作上记号, 以便在不同的测试时间里能精确地将电极重放到原位上。

被测定的肌肉无论是在力量或耐久性方面都有一定的受刺激训练的水平。外部的电刺激应具有可调节的恒流电刺激器, 并提供单相的矩形脉冲串^[7]。在每次实验过程中, 刺激数据保持在 20Hz 频率、脉冲宽 0.25ms、电流强度 120mA。电流强度应足够产生一种电场, 用这一电场中股四头肌的全部纤维得到兴奋(即募集高原), 产生最大的可能收

缩力。这些力产生的振幅在以前的 Levy 等生物力学募集测试中已被确定^[1], 并与每个患者起站时所需的强度相吻合。根据这一原始条件, 在缓慢而短期加力之后, 出现肌输出的逐渐衰退, 这是由于疲劳的结果。全部测试是在不出现疲劳情况下(测试天的第一个练习)进行的, 并在每次测试时等长收缩过程中对肌肉的机械和肌电输出都进行测量。患者在可调节的椅上以坐姿进行测试。患者的大腿固定在坐位上, 这样保证在测试过程中髌的角度保持不变(90°左右), 膝屈为 30°。

2.2 机械测量

J. Mizrahi 使用的测量仪器包含有一个摆, 悬挂在膝关节的水平位置。大腿固定于座位, 小腿在足处固定于摆臂^[5]。摆臂可在预定的任何角度上, 固定后便可进行等长收缩。膝关节力矩用摆臂下端的水平 Cantilever 测量。力矩相对于时间的测量是在屈膝 30°进行的。它们以 20 个样本/秒的采样率以数码排列进入 PC-AT 计算机。解决小腿围绕膝接触点的转动等式, 用小腿的外部负重和用解剖及人体测量数据而获得股四头肌的髌腱力是有可能的。可用矢状面上的一点代表膝接触区。根据 Nisell 描述的方法可以确定这个点, 即从肌肉杠杆臂的文献中获取有关相对于膝屈角髌位移的数据。

2.3 肌电测量

表皮 EMG 是用 3 个 10 mm 直径的杯状电极的方法进行记录的。两个有效电极(一正一负)相距 2cm 并与功能性电刺激的电极排列成直线。第 3 个电极为参考电极, 位于患者胫骨的前外侧表面, 约在髌腱下 10 mm 处。这一电极的形态结构具有最高的信号提取敏感度。有关 EMG 电极位置的详细分析可在其它文献中找到^[8]。为使皮肤电极阻抗减小到最低程度, 在安置电极前需清洗和擦净皮肤, 在清洗后将导电膏装入电极杯空间后, 通常可测量到 5Ω 以下的阻抗。当采用恒电流刺激器时, 必须抑制刺激的伪差, 因而需设计一种抑制伪差的刺激器, 以便使获得的 EMG 信号更可靠。

3 EMG 与力的相关性研究

普遍认为在功能性力范围内 EMG-力关系存在, 可使

* 西安交通大学 博士学位论文基金资助(1999-4)

1 中国科学院 心理所神经生理室, 北京, 100101

2 陕西师大, 现在日本国立奈良女子大学

3 西安交通大学

收稿日期: 1999-06-01

EMG作为一种等长条件下肌肉疲劳的无创性测试。对疲劳的客观检测在麻痹患者中特别重要,因为他们缺少从麻痹肌肉来的用以预防疲劳过度的感觉反馈,造成无法重新调整刺激而容易发生肌肉收缩衰竭。在非等长条件下,肌肉-肌腱结构的变化使各种变化数据数量增加^[9]。同样,关节几何形状的改变可使受刺激的肌肉伸展性提高,这本身可使力得到戏剧性的非线性改变^[10]。等长条件的疲劳实验进一步发展,对动力性收缩条件下的疲劳研究是非常有益的。EMG-力相关性的一些结果表明,在疲劳过程的前60%~70%中可以通过测量得到它们之间的关系,这种关系是在超极限刺激的条件上所得到的,在较低的刺激强度下,募集水平会影响EMG-力的关系。

股四头肌肌力增加有一个缓慢的时间过程,然后是逐渐的下降。Sinkjaer认为在持续性刺激过程中,肌力缓慢提高,这一上升是肌增效的结果,用内部肌硬度的提高来补偿疲劳,最大力矩的时间为100秒,总力矩提高47%^[10]。而J Mizrahi等实验得出相对应力升高的时间为10s,力增长10%^[5]。差别原因在于Sinkjaer研究对象为健康人的胫前肌,除外周神经因素外,还存在疲劳的中枢因素。J Mizrahi的研究是完全麻痹的股四头肌,因此只存在疲劳的外周因素。另外Sinkjaer的研究频率为10Hz,应用的电流强度为50mA;J Mizrahi所采用的频率为20 Hz,强度为120mA。

疲劳所导致的肌力衰退从质方面说,正常人作对象的研究与以动物作对象的研究应该相同。但由于测试的居民人口分布不同和刺激激活方法不同又有所差别。从功能的目的讲,功能性电刺激条件下的股四头肌等长收缩带有“强直”特性。这些与正常肌肉的最大随意收缩相类似,但缺乏随意性和主观性,这两者都与中枢疲劳有关。正常肌肉中存在的运动单位募集和发放率的调节在这里被同步的和强大的肌纤维收缩所代替。

也有从正常肌肉和动物实验中得出与EMG的关系相反的结果。Milner-Brown和Stein报道校正的表面EMG和肌力之间成线性关系。Vredenburg和Rav发现在静力条件下和不同肌长度条件下力与肱二头肌的EMG活动之间有永恒的非线性关系^[11]。Woods和Bigland-Ritch认为在等长随意收缩过程中,肌电和肌力的关系更大程度上与所测肌纤维的特性有关,而不是与采用的方法有关。线性关系多出现在以大整块肌纤维成分居多的肌肉中,混合性肌纤维成分的肌肉和一些以肌肉的全部力幅度进行募集的肌肉中研究结果是非线性关系。Solomonow认为动物肌肉中具有单独募集特性的运动单位与EMG-力之间有依赖关系^[12]。当肌肉需要全募集以产生50%以上的最大力时成为直线性;然而当加大募集范围时,出现非线性关系。Stephens和Taylor发现EMG衰退和力之间有线性关系。Hultman和Sjoholm报道在随意肌中,电刺激股四头肌时EMG振幅和力在以不同方式恢复疲劳过程中会成比例地下降。

应用成像技术可以发现在广泛应用功能性电刺激后肌纤维变粗,肌纤维横断面加大,还发现尽管脊髓横断面的神经元起始经过长期的经常的电刺激会引发快收缩纤维向慢收缩纤维转化,尽管脊髓横断面的神经元起始的趋势是相反的。

4 EMG峰至峰振幅的变化

H. B. K. Boom小组^[13]和M. Levy小组^[1]在静力功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)诱发疲劳中发现,在持续性刺激下,肌力以双指数的形式迅速衰减,作为疲劳指数W. Gursch小组以复合肌肉动作电位(compound muscle action potential, CMAP)对EMG反应的肌力直接进行过测量研究^[14]。以刺激诱发的EMG的峰至峰(peak to peak, PTP)振幅的测量被认为是一种在持续性静力刺激中有效鉴别功能性电刺激诱发的肌力输出的可靠的肌疲劳标志^[5]。动力性动作的间断刺激会使力矩输出和PTP振幅的疲劳过程出现具有一个下坡和两个高峰的非线性特征^[15]。Jia-jin J. Chen发现动力性运动的PTP振幅明显低于静力收缩的PTP的振幅,在较大同一刺激强度下,较低的自行车练习速度具有大的PTP振幅,动力性运动时随着肌肉的疲劳,PTP振幅减小^[16]。Kogi和Hakamada在EMG上研究有关肌肉疲劳的变化表明,运动神经冲动的传导和肌肉的放电反应两者都发生变化,即振幅增加和节律变慢,他们指出放电反应的聚集和同步化,至少部分地认为是由于发自肌梭本体感受器传入冲动的减少,而且慢成分的电积分振幅被快成分电极分振幅去除所得的商,在不同力量的等长-等张收缩的疲劳试验中,逐渐地、稳定地提高了,一个高“慢波”比率的出现与局部疲劳感的发作明显有关。Stephens和Taylor发现神经肌肉接点疲劳,高阈值运动单位比低阈值运动单位更明显,认为高频冲动引起突触前膜递质释放不足(突出前衰竭),从而不出现运动终板的去极化过程。Donald TK认为肌梭的传入冲动减少可使运动神经冲动频率减少。

当肌力曲线出现逐渐衰退,表明于激活早期就开始的峰至峰振幅下降伴随肌力产生能力的消失。有些研究者^[17,18]报道了在非麻痹肌肉的疲劳中,同样的持续过程。强直收缩会使肌肉血流受限,这种机械性压迫可能是由于提高肌肉内压而促成的,它使血流受阻,尽管肌肉可能因代谢性产物积累而引发血管扩张。副交感的血管扩张成分可能与正常的肌肉有区别,因为脊柱的完全损伤也牵涉到部分副交感纤维,另外生化能量供应也在收缩与恢复期中都起着重要作用。J Mizrahi从P-31MRI光谱研究显示,在相似的实验条件下,包括磷酸肌酸和细胞的pH,在刺激的第2秒就开始恢复^[19]。肌肉疲劳时,这些代谢值中的数据可明显下降。代谢恢复的存在可以解释为何力量得到部分恢复,从随后力量的曲线部分可看到,力量恢复的另一可能原因是痉挛活动的诱发,这在一些测试者的电刺激过程中可能产生。

在同步被刺激的麻痹肌肉中,运动神经发放率和运动驱动的概念似乎不适用,同时 EMG 振幅的峰至峰由于疲劳而在早期的下降,大概是由于肌细胞的电位改变和这些细胞膜的电导速度下降。Juel 演示了动作电位传播速度降低是由于过多的细胞钾离子浓度和低的细胞内 pH 而造成的^[23]。钾离子对动作电位速度的作用可从疲劳时不兴奋细胞数量的增加中间接得到证明。这些发现证实了 Milner-Brown 和 Miller 有关疲劳时细胞膜改变的观点,细胞膜和脉冲传播速度水平的降低依赖于疲劳的持续时间和程度,也依赖于实验肌肉的内部特征^[3]。疲劳时肌力产生能力的下降也与高能磷酸改变有关^[19],与其从肌质网状组织释放钙受阻而兴奋收缩耦联失败有关^[17,18]。同时在活动后肌力恢复的研究中表现出复合期的过程,Hultmen 和 Sjuholm 解释说这可以解释失去 EMG-力关系的原因。因而,刺激麻痹肌肉所观察到的疲劳与肌纤维本身内部的短暂改变有关,同时 EMG 振幅减小不完全是与这一数据衰退全过程的力有关。实际上虽然峰至峰振幅不能显示出来,但 EMG 活动可能仍然存在。因此,如果在整个测量过程中与力有更好的相关性,那么那些可能与信号的频率分析有关的 EMG 活动的选择测量应该是适用的。

由于所有运动单位对功能性电刺激的反应是同步触发的,所以刺激肌肉表皮的 EMG 信号具有重复的波形,电位或 M 波的信号被认为是受到很强刺激的信号间差^[6]。它的存在是由于刺激电流 EMG 监测电极的间电位差造成的。

获得的 EMG 信号以 5000 个样本/秒进入 PC-AT 计算机进行采集。被研究的麻痹患者组中,股四头肌的激活表现出 M 波信号并具有重复特征。由于疲劳实验持续约 3min,而且 EMG 信号的高采集频率,信号的采集是间断的,即在 100ms 的片段中,其采集的周期为 1s。在此情况下,每个片段中可采集到 2 至 3 个 M 波。任何时间内的峰至峰振幅^[6]是每个采集片断中得到的峰至峰的均值。为了测量 M 波峰至峰振幅的重复性,EMG 信号是在 1 秒的时间过程中采集的,每单位中产生 50 个信号串。50 个信号串中峰至峰振幅的标准差通常小于峰至峰振幅均值的 1%。

功能性电刺激肌肉收缩过程中所采集的 M 波的典型记录约为 2.2mV 的起始峰与前述的伪差相适应。M 波约为 2ms 是在刺激出现后约 30ms 发生的,一般有 3 个峰:起始峰(相对较小)及以后的 2 个大峰。M 波峰至峰振幅是在第二个和第三个峰之间,而较早的峰不一定能检测到。第二个峰是在刺激发生后的约 7.5ms 时出现的,远在残留刺激伪差信号完全衰退之后。因此,峰至峰值不受残留伪差信号的影响。

为单独研究残留抑制伪差的特性 (behavior),在自由收缩的肌肉进行了传导检测。用上述相类似的参数,J. Mizrahi^[1]等对两具新鲜尸体和一名下肢肌肉不能逆转的麻痹患者(T₁₂水平)的股四头肌施加功能性电刺激电流刺激。135mA 的刺激强度从尸体身上测量而获得被抑制的伪差。

记录电极排列在刺激电极间成一直线。被抑制的伪差约有 3mV 的残留强度和小于 3ms 的恢复时间。残留伪差的特征为衰退性结尾,这是由于重新极化的伪差的残留部分的时间窗。残留伪差的强度与刺激强度无线性关系,但实际上被使用的刺激强度不超过 120mA,抑制的伪差信号具有低于 3mV 的伪差强度。相应于这一刺激电流的恢复时间小于 3ms。强度与恢复时间的确切值依赖于皮肤-电极阻抗。对麻痹患者测试表明,如同所预计的那样,股四头肌对施加的刺激不产生任何反应。抑制后的伪差和尸体中得到的同样稳定的特性,即典型的伪差为 3mV 和少于 3ms 的恢复时间,因电极的形态结构相同,即记录电极排列在刺激电极之间。

刺激出现在疲劳状态前,峰至峰的振幅超过 9mV,峰间的时间约 6ms。疲劳过程中实验的股四头肌中等长力有典型的衰退曲线。值得注意的是在相同的刺激条件下,同一测试对象在不同时间所得到的力的衰退曲线具有相同的特性。当力开始增大到激活后的 10s 达到起始值的 110% 的水平,^[10]随后有一个陡的下落,并在约 60 秒后处于低力值水平。通常在这一曲线段可观察到 M 波峰至峰中的平行波动。标准化曲线的最大量少于 5%。然而,在刺激过程中,当出现痉挛活动时,力曲线间的变量会大大提高。随着时间变化在刺激过程中作为疲劳结果的 M 波变量,M 波的峰至峰振幅的下降可明显见到,电极-表皮阻抗为 4.5k Ω ,开始的峰至峰振幅是 4.75mV,在第 10s 时为 3.63mV,为开始值的 76%;到 50s 时,峰至峰振幅为 1.37mV,为开始值的 29%;到 130s 时,信号表现出不只是单独的残留,其强度仍为 1.37mV,但是尾部持续约 12ms。除残留伪差外,提示 EMG 活动的存在。

5 小结

对麻痹患者股四头肌进行功能性电刺激激活的疲劳研究,所引起的肌电活动源于表皮电极提供的刺激。所获得的 M 波的峰至峰振幅表示的是肌电活动(表皮 EMG)。峰至峰振幅与同时测得的相应力值相,在测试时这两个数据间可观察到同步的衰退,并可以找到能足够表示力与 EMG 峰至峰间相关性的指数曲线,认为表皮 EMG 可作为神经电刺激过程中对麻痹的股四头肌疲劳进行无创性监测的条件。

6 参考文献

- 1 Levy M, Mizrahi J and Susak Z. Recruitment, force and fatigue characteristics of quadriceps muscles of paraplegic's isometrically activated by surface functional stimulation. *J Biomed Eng*, 1990, 12 (2): 150-156.
- 2 Stefancic M, Kralj A. Neurophysiological background of the use functional electrical stimulation in paraplegia. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 1986, 26(5): 423-435.
- 3 Milner-Brown HS and Miller RG. Muscle membrane excitation and impulse propagation velocity are reduced during muscle fatigue. *Muscle and Nerve*, 1987, 10(9): 810-821.

(下转第 372 页)

3 讨论

截瘫患者 94% 均有不同程度、不同症状的心理障碍, 而心理治疗后则减少为 23%。通过治疗前后的精神症状因子之间的比较, 发现治疗后较治疗前均有明显的精神症状改善, 具有显著性意义 ($P < 0.01$)。随着我国医药卫生事业的发展, 截瘫患者的心理障碍问题越来越得到重视, 为了摸清我院治疗状况及效果, 我们对 100 例患者进行了心理治疗前后的对比研究, 发现进行更彻底治疗或减轻截瘫患者的心理障碍, 还应从以下各方面抓起。①及时发现截瘫患者的心理问题在康复治疗中占有重要的位置, 它是一切临床治疗的前题与基础。②应根据患者某个时期的某些精神障碍进行针对性治疗, 找出其发病的根本因素并能尽快、尽好地接近他们的需求。③将康复的治疗与家庭及社会紧密结合, 发挥家庭及社会制度的职能, 解决患者在生活及治疗上遇到的具体问题。④将患者的集体生活与社会生活

的能力及愿望进行细心研究, 不能强求回归社会, 这不是患者精神状况好的标志, 使他们能在他们愿意存在的空间里更好地生活。⑤全面卫生文化素质的提高及对截瘫患者的进一步理解, 还需要社会工作者坚持不懈的努力才能完成对患者全面康复的目标。

4 参考文献

- 1 薛桂荣, 等. 115 例脊髓损伤患者心理变化的动态研究. 中国康复, 1999, 11: 16.
- 2 戴克戎, 等. 截瘫患者的心理康复. 中国康复医学杂志, 1990, 5: 229.
- 3 Fuhrer MJ, Rintala DH, et al. Depressive symptomatology in persons with spinal cord injury who reside in the community. Arch Phys Med Rehabil. 1993, 74(3): 255
- 4 Langer KG. Depression and denial in psychotherapy of persons with disability. Am J Psychother. 1994, 48(2): 181
- 5 张明国, 等. 精神科评定量表手册. 长沙: 湖南出版社, 1993. 16.
- 6 622.
- 7 7 Kralj T Bajd and Turk R. Posture switching for prolonging functional electrical stimulation standing in paraplegic patients. Paraplegia, 1986, 24(3): 221 - 230.
- 8 8 Mizrahi J, Levy M. EMG as an indicator of isometrically FES-activated paralyzed muscle. IEEE Transactions on rehabilitation Eng, 1994, 2(2): 57 - 65.
- 9 9 Marsolais EB and Kobetic R. Functional electrical stimulation for walking in paraplegic. J Bone and Joint Surg, 1987, 69(5): 728 - 733.
- 10 10 Minzly J and Mizrahi J. A computer controlled portable stimulator for paraplegic patients. J Biomed Eng, 1993, 15(8): 333 - 338.
- 11 11 Minzly J and Mizrahi J. A stimulus artifact suppressor for EMG recording during FES by a constant-current stimulator. Med and Biol Eng and Comp, 1993, 31(6): 71 - 75.
- 12 12 Giat Y, Mizrahi J and Levy M. A muscle-tendon model of the fatigue profiles of paralyzed muscle under FES. IEEE Trans Biomed Eng, 1993, 40(7): 664 - 674.
- 13 13 Sunkjaer T, Gantchev N and Arendt Nielsen L. Mechanical properties of human ankle extensors after muscle potentiation. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1992, 85(50): 412 - 418.
- 14 14 Vredendregt J and Rav G. Surface electromyography in relation to force, muscle length and endurance. in New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology, 1993, 1(3): 607 - 622.
- 15 15 Solomonow M, Barrata R, et al. The EMG force model of electrically stimulated muscle: Dependence on control state and predominant fiber composition. IEEE Trans Biomed Biomed Eng, 1987, 34(9): 692 - 702
- 16 16 Boom HBK. Fatigue during functional neuromuscular stimulation. Progr Brain Res, 1993, 26(5): 409 - 418.
- 17 17 Girsch W. Monitoring of fes-induced muscle-activity by continuous EMG-recording. Int J Artif Org, 1995, 18(6): 340 - 344
- 18 18 Rabischong E. Determination of fatigue in the electrically stimulated quadriceps muscle and relative effect of ischaemia. J Biomed Eng, 1993, 15(3): 443 - 450.
- 19 19 Jia-Jin J. Chen and Nan-Ying Yu. The validity of stimulus-evoked EMG for studying muscle fatigue characteristics of paraplegic subjects during dynamic cycling movement. IEEE Trans. On Rehabilitation Eng, 1997, 5(2): 170 - 178.
- 20 20 B Biglang-Ritchie, F Furbush. Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: Central and peripheral factors. J Appl Physiol, 1986, 61(2): 421 - 429
- 21 21 Vollestad NK and Sejersted OM. Biochemical correlates of fatigue. Eur J Appl Physio, 1988, 57(4): 336 - 347.
- 22 22 M Levy and T Kushnir. In vivo P-31 NMR studies of paraplegics muscle activated functional electrical stimulation. Magnetic Resonance in Medicine, 1993, 29(1): 53 - 58.

(上接第 364 页)