



肌电图 (EMG) 在运动生物力学研究中的应用

王琨¹, 李小生¹, 宋 娟², 富仁杰², 郭晓慧²

摘要: 主要通过文献研究, 从应用的角度出发, 对肌电图 (EMG) 在运动生物力学研究中的相关研究进行综述。包括EMG的测量、结果的处理与分析、应用研究成果、存在问题和应用展望。重点对目前的研究提出问题并进行探讨, 为EMG在运动生物力学中的进一步研究与应用提出思考和帮助。

关键词: 肌电图 (EMG); 运动生物力学; 应用研究; 展望

中图分类号: G804.6 文献标志码: A 文章编号: 1006-1207(2014)01-0031-03

Application of Electromyography (EMG) in Sports Biomechanical Researches

WANG Kun¹, LI Xiaosheng¹, SONG Ran², FU Renjie², GUO Xiaohui²

(Xi'an Physical Education University, Department of Healthy Science, Xi'an 710068, China)

Abstract: By the method of literature study and from the aspect of application, the article expounds electromyography (EMG) in sports biomechanical researches, including EMG measurement, result processing and analysis, applied research achievements, existing problems and application prospects. It discusses the problems in the researches in order to help the further research and application of EMG in sports biomechanics.

Key words: electromyography (EMG); sports biomechanics; application research; prospect

肌肉(骨骼肌)是人体运动系统重要的组成部分, 是人体主动运动的动力来源。肌肉的生物力学研究是对人体运动产生变化进一步深入研究的基础, 也最具吸引力和挑战性。肌电图(EMG)测量与分析作为肌肉生物力学研究的重要方法与手段之一, 得到了深入研究和广泛应用。在运动生物力学研究中, 肌肉的EMG测量主要是为了获得肌肉活动的信息和收缩特征, 包括有肌肉(群)活动的时程(顺序)、肌肉收缩强度(力量)和肌肉疲劳。从而, 进一步探究和揭示运动的本质与特征。

本文主要依据目前的相关研究成果, 从应用的角度出发, 对EMG的应用测量、结果的处理与分析和应用实例进行综述, 并对目前的研究提出问题并进行探讨与展望。目的在于为EMG在运动生物力学中的进一步研究与应用提出思考和帮助。

1 EMG的测量

1.1 测量设备

肌电图仪的种类和型号较多, 从测量方式上, 分为有线测量和无线遥测两种; 从引导电极使用上, 分为针电极肌电图测量和表面电极肌电图(sEMG)测量, 前者主要用于临床或动物实验, 后者广泛应用于运动人体科学研究。

目前在人体运动中, 使用的多为sEMG的有线(实验室内)或无线遥测(运动场上)肌电图仪, 如: 德国的BIOVISION、美国的NORAXON和芬兰的MEGA等4~16通道肌电测量仪, 同时带有电脑终端的肌电信号记录、处理与分析系统。

1.2 测量方式(同步问题)

EMG仪的单一测量和与其他设备的同步测量。如高速摄像机、三维测力台、关节角度仪等的同步测量。在运动生物力学研究中, EMG仪与其他设备的同步测量对研究至关重要。

在EMG测量上, 如果要获得肌肉活动与人体运动的运动学、动力学的相关信息, 就必须进行EMG仪与其他相关设备的同步测量。尤其对快速的动作测量, 必须要做到精确同步, 包括: 考虑设备的参数设定, 如采样频率的统一, 以及对测量结果的处理等(插值的应用)。另外, 对表面电极的放置、皮肤处理、测量规范等有严格要求, 以保证测量的一致性和有效性。

2 EMG指标的处理与分析

2.1 时域分析及指标

时域分析是以时间为自变量, 以肌电信号为函数, 来描述肌电信号随时间变化的振幅特征, 而不涉及肌电信号的频率变化的非时间自变量。主要包括以下指标: 原始肌电图(EMG)、平均振幅(MA)、均方根肌电(RMS)和积分肌电(IEMG)。这些指标主要用于评判肌肉收缩程度(强弱)与特征的情况。

(1) 原始肌电图(EMG): 是直接记录下来的肌电结果, 从EMG振幅的大小可以直观看出肌肉活动的强弱。

(2) 平均振幅(MA): 反映肌电信号的强度, 与肌肉参与的运动单位数目的多少及放电频率的同步化变化程度有关^[1]。

收稿日期: 2013-07-22

论文说明: 2013年第十六届全国运动生物力学学术交流大会主报告。

基金项目: 2011年西安体育学院院管课题资助项目。

第一作者简介: 王琨, 男, 教授, 博士。主要研究方向: 运动生物力学。

作者单位: 1. 西安体育学院健康科学系, 西安 710086; 2. 西安体育学院研究生部, 西安 710068



(3) 均方根肌电 (RMS): 是运动单位放电有效值, 其大小取决于肌电幅值的大小, 与运动单位募集数量的多少和兴奋节律有关^[2]。

(4) 积分肌电 (iEMG): 是肌电信号经过全波整流后随时间变化的曲线下所包围面积的总和, 是全波整流信号的积分总值, 它反映了一定时间内肌肉中参与活动的运动单位总放电量。iEMG 值的大小在一定程度上反映运动单位募集的数量多少和每个运动单位的放电大小, 是评价肌纤维参与多少的重要指标^[3,4]。

2.2 频域分析及指标

频率域分析是对肌电信号进行频率变化特征的分析, 是将时域信号通过快速傅立叶转换 (FFT) 得出的频域信号, 在表面肌电信号的检测与分析中具有重要的应用价值。频域分析主要指标有平均功率频率 (MPF)、中位频率 (MF) 等, 主要用于判断肌肉的疲劳情况。此外对肌电信号“小波处理”的方法, 从时域和频域两方面对 EMG 进行较为全面的分析。

3 应用研究

3.1 肌肉活动的时程 (顺序)

肌肉活动顺序对判断动作的协调性具有十分重要意义。在人体运动生物力学研究中, 运动技术的合理和有效性在肌肉 (群) 活动顺序上体现尤为重要, 从而反映在动作技术原理上, 为正确指导技术和力量训练提供依据。

在 EMG 测量的肌肉活动顺序判定上, 其关键的指标是肌肉激活阈值 (电位值) 的设定。通常在 sEMG 的肌肉群激活电位的设定上是, 测试前在肌肉群静息状态 (放松) 下测定 10 s 的最大值设定为肌肉群激活值。当然不同的 EMG 仪的测试结果不完全相同, 这与肌电仪的抗干扰性能, 以及测试条件、环境、肌肉的选择和电极的放置等有关。如采用 MEGA-16 通道肌电测量仪 (采样频率 1 000 Hz) 测定的激活值 (绝对值) 不超过 50 μ v。

3.2 EMG 与肌肉收缩力量

肌电能良好地表现肌肉用力特征。两者有对应关系, 肌肉的收缩力量愈大, 肌电信号也愈强。Lippold 等 (1952, 1953) 在人小腿三头肌上所做的实验显示等长肌力与肌电存在着线性关系, 另外些学者也有相同的研究报道 (Ludin 等 1971; Hof 等 1977; Ringeberg 1985)。尽管大多数肌肉在一定条件下存在着肌力与肌电的线性关系, 但这一结论并不能推广到所有肌肉。不同肌肉的肌力与肌电关系不同, 其中有线性关系, 也有非线性关系, 因肌肉而异。Vredenburg 等 (1973) 研究发现, 肘关节屈肌最大等长收缩的肌力与肌电完全不是线性关系。对同一肌肉还出现一定强度范围内为线性, 而另一强度范围内为非线性的情况^[6] (石玉琴, 1986)。有研究者认为这种现象与肌肉的快慢肌纤维组成及两种纤维参与收缩的程度有关^[7] (李良标, 1991)。

蒋海鹰^[8] (1987) 对股四头肌随意收缩过程中肌电与肌力矩、膝关节角度、膝关节运动速度之间关系进行了细致的研究, 结果发现股四头肌等长收缩时肌力矩与肌电成正比; 股四头肌在慢速 ($\omega < 1.00 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$) 伸膝过程中肌电

与肌力矩、肌电与膝关节角度成指数曲线关系; 股四头肌在中速 ($1.00 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1} < \omega < 2.50 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$) 伸膝过程中肌电与膝关节角度成指数曲线关系; 股四头肌在快速 ($\omega > 2.50 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$) 伸膝过程中肌电与膝关节角度成 S 型曲线关系。并且以相同速度伸膝时, 肌电随负荷的增加而增大, 负荷相同时, 肌电随伸膝速度加快而增大。

神经肌肉兴奋强度的大小是决定肌肉收缩力量大小的主要因素之一。肌肉兴奋强度越大, 动作电位越高, 肌纤维募集数量越多, 收缩力也越大。但离心收缩并非完全如此。Kellis 等人^[9] (1998) 对膝关节伸屈肌群等动向心和离心收缩的研究发现, 同一速度下肌肉离心收缩的肌电活动 (iEMG 值) 显著小于向心收缩, 并且随离心收缩速度的增加, 肌肉力量增大, 肌电活动 (iEMG 值) 略有降低。这表明离心收缩力量的增加并不伴随神经兴奋强度增高, 反而出现抑制。

Winter^[10] (1979) 指出, 离心收缩力学机制是首先在收缩元内切断蛋白链横桥所需的力要比保持等长收缩长度的力更大才行, 切断横桥的速度愈快, 需要的力也愈大; 其次是肌肉收缩的粘滞性摩擦很强, 由于肌肉离心收缩 (肌肉被拉长) 的方向与动作方向相反, 要很大的肌腱力才能克服阻尼摩擦。因此肌肉离心收缩与向心收缩在神经控制和肌肉表现出的力学性质上是不同的, 对离心收缩来讲, 肌肉弹性成份力学因素的作用在收缩中更加重要。

尽管大量的研究者比较了力量训练前后肌肉的 EMG, 并把它作为神经兴奋的变化参数, 然而这些结果是含糊的^[11]。有些研究发现经过几周训练后肌肉 EMG 幅值显著增大 (Narici et al. 1989; Hakkinen et al. 1998), 有些发现 EMG 幅值产生任务性增大 (Thepaut-Mathieu et al. 1988; Higbie et al. 1996; Hortobagyi et al. 1996), 有些则发现 EMG 没有改变 (Carolan & Cafarelli 1992)。造成产生这些多样性结果的原因之一是由于 EMG 测试对象和测试过程的可变性。EMG 信号绝对幅值大小受许多因素影响而变化, 例如: 电极位置的不同, 皮肤和皮下组织阻抗的变化等。我们可以通过对肌肉同一位置上的多次 EMG 测量, 并取平均值 (Clancy & Hogan 1995), 或者记录下相对 M 波的标准化的 EMG 信号 (Keen et al. 1994), 以降低这种可变性。例如: Hakkinen et al. (1998) 对测得的股外侧肌与股中肌的滤波和积分 EMG 相加处理 (称为“相加 EMG”)。他们在研究中发现, 参加不同组别的实验对象, 包括等长收缩训练组、1RM 抗负荷训练组和最大纵跳训练组, 其与训练相关的相加 EMG 都获得显著增大。类似地, Higbe et al. (1996) 发现, 在等动训练仪上经过 10 周训练的实验对象, 其股中肌和股外侧肌的相加 EMG 显著增大。而且, EMG 的增大具有训练任务特性, 如: 进行离心收缩训练的实验对象, 在离心收缩测试中其峰值力矩增加 36%, EMG 增加 17%; 而在向心测试中其 EMG 仅增加 7%^[11]。

从目前的研究看, 对肌肉随意收缩仅仅以肌电活动的强弱来判断肌力大小是不够科学的, 而应同时考虑肌肉收缩方式、收缩速度、动作的协调性、肌肉激活同步性的神经控制等因素, 并结合运用肌肉功能解剖学原理来分析各肌群的功能, 才能进一步准确地表达肌电与肌力关系的意义。这方面的研究还在不断的探索当中。



3.3 EMG与肌肉疲劳

肌肉的活动状态分为两种,即静力性和动力性收缩。这两种收缩形式下的肌肉疲劳所产生的EMG信号的变化规律会有所不同。肌肉在的静力性负荷收缩状态下,绝大多数研究发现,四肢和腰部肌肉的频域分析指标变化规律性良好,主要表现为随肌肉收缩持续时间的延长或肌肉收缩次数的增加,MPF或MF呈线性规律下降且下降速度主要与负荷的大小或肌肉疲劳程度明显相关^[12,13]。

王健等^[5]在《表面肌电信号分析及其应用研究》提到:在肌肉等速测试条件下,多数研究发现,随着肌肉收缩次数的增加或收缩时间的延长,肌电信号功率谱的总功率增加。但是频域指标变化不具有规律性。无论是肌肉的静力性还是动力性收缩,通常伴随活动肌肉疲劳的发生和发展,肌电信号的FFT频谱曲线由高频向低频方向发生不同程度移动,即“左移现象”,从而反映出MPF和MF值产生相应的下降。另外王健^[3]在《肌肉疲劳的表面肌电信号特征研究与进展》中提到:肌肉动力性收缩下,随着肌肉疲劳的发生和发展,其时域指标的IEMG和RMS呈现线性增加。

王奎等^[13]在《sEMG技术在评价运动性疲劳方面的方法与应用》中提到:在肌肉的疲劳分析方面,EMG的时域和频域指标在肌肉疲劳过程中均呈现出明显的直线递减型变化,时域指标的变异较大。频域指标时间序列曲线的斜率与负荷持续时间明显相关,而时域指标的相关不明显;频域指标某些变化特征(频域指标时间序列曲线的斜率)不受肢体围度和皮下脂肪厚度的影响,时域指标则易受影响;在反映肌肉的活动状态和功能状态上MPF更具敏感性。

王凌云等^[12]在《应用表面肌电图评定乒乓球运动员上肢的肌疲劳》中指出:sEMG的频域指标MPF、MF能较敏感地反应乒乓球训练上肢肌肉功能状况,可作为评价肌肉动态负荷水平的生理学指标。

张非若^[14]等在《重复作业上肢肌肉疲劳的表面肌电实验研究》中应用肌电遥测记录肱桡肌、肱二头肌、三角肌、斜方肌的表面肌电信号,采用时域、频域及肌电术振幅、频谱联合分析方法的指标进行分析。得出的结论是:重复性操作中,肌肉呈疲劳、恢复、负荷增加及再次疲劳的变化。肌电指标(如MVE%、MF、MPF及其斜率)在操作过程中的变化可以反映动态劳动的肌肉疲劳。

4 研究中存在的问题与应用展望

尽管EMG在运动生物力学研究中得到广泛应用,但是在许多方面还存在一些不够完善和不确定问题。包括测量方法与手段的应用,测试与数据处理的标准化等等。

4.1 测量仪器问题

目前对运动员的EMG场地测量均采用无线遥测(表面电极)肌电仪(信号遥测范围50~80m),由于电极导联线的影响,特别是测量肌肉较多时(8块肌肉)导联线对运动员形成一定的羁绊,影响动作的正常发挥。其次表面电极安置时间较长,至少要10min以上,再加上对皮肤处理时间共在15min以上,对运动员热身后的测量状态产生一定影响。

4.2 测量的同步问题

如前所述,运动生物力学研究的EMG与运动学、动力学同步测量的重要性。在肌电仪、测力台和高速摄像联合测量中会出现不同步现象,导致测量结果功亏一篑。究其原因可能有两方面,一是操作技术原因,由于所测量设备不可能保持完全一致的采样频率,通常要以采样频率最高的设备为同步信号触发原;二是同步装置硬件原因,触发信号无线传输出现滞后,尤其是测量设备和测量肌肉多,数据传输量大时。

4.3 EMG测量及数据处理的标准化问题

要对受试者不同肌肉或不同受试者肌肉的EMG测试指标进行比较,就必须进行肌肉EMG的标准化测试。目前的相关研究中,无论是对静力性还是动力性动作的肌肉EMG测量各项指标,均选择固定关节角度下的最大等长随意收缩测量(MVIC)^[15,16,17],并以其测量值作为标准化值1(100%),动作中的实际测量获得的指标以%MVIC表示以便于比较。然而,在实际动作中肌肉收缩的形式是变化的,单以MVIC测量的标准化值作为标准是否合理还值得探讨与研究。

另外,对不同受试者肌肉EMG测量的时域指标(MA、RMS和iEMG)比较,由于每名受试者所完成动作的时间不完全相同,也要进行时间标准化处理。从而消除在时间上的不等因素,以保证结果的一致和可比性^[18,19]。

4.4 应用展望

综上所述,EMG测量作为运动生物力学重要研究方法与测量手段之一,在应用上应进一步完善与研究。

(1)在测量仪器和设备上充分利用高新技术手段,完善测试硬件和技术开发。如减少测试装备的繁复、电极安放数量、同步设备的研制等。从而保障该方法和手段运用的实践性和有效性。

(2)加强EMG基础研究,拓展相关研究的领域,如EMG与动作协调的关系研究;EMG与肌肉疲劳阈的研究^[5,12];EMG与肌动图(MMG)关系的研究^[20,21]等。

参考文献:

- [1] 王奎,刘建红,宋刚. sEMG技术在评价运动性疲劳方面的方法及应用[J]. 安徽体育科技, 2004, 25(3): 49-51.
- [2] 封飞虎,等. 疲劳前后的肌电图的频域特征[J]. 上海体育学院学报, 1996, 20(2): 31-36.
- [3] 王健. SEMG信号分析及其应用研究的进展[J]. 体育科学, 2000, 20(4): 56-60.
- [4] 崔玉鹏,洪峰. 表面肌电图在人体运动研究中的应用[J]. 首都体育学院学报, 2005, 17(1): 102-105.
- [5] 王健,金小刚. 表面肌电信号分析及其应用研究[J]. 中国体育科技, 2000, 36(8): 26-28.
- [6] 石玉琴. 运动技术的肌电图测试方法[D]. 中国运动生物力学



- [26] ANDRIACCHI T P, DYRBY C O. (2005). Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee [J]. *J Biomech*, 38(2): 293-298.
- [27] LOHMANDER L, ÖSTENBERG A, ENGLUND M, et al. (2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury [J]. *Arthritis & Rheumatism*, 50(10): 3145-3152.
- [28] SCANLAN S F, CHAUDHARI A M, DYRBY C O, et al. (2010). Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees [J]. *J Biomech*, 43(9): 1817-1822.
- [29] TAYLOR W R, HELLER M O, BERGMANN G, et al. (2004). Tibio - femoral loading during human gait and stair climbing [J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(3): 625-632.
- [30] BJ RKSTR M S, GOLDIE I F. (1980). A study of the arterial supply of the patella in the normal state, in chondromalacia patellae and in osteoarthritis [J]. *Acta Orthopaedica*, 51(1-6): 63-70.
- [31] JACK C, RAJARATNAM S, KHAN H, et al. (2012). The modified tibial tubercle osteotomy for anterior knee pain due to chondromalacia patellae in adults A five-year prospective study [J]. *Bone and Joint Research*, 1(8): 167-173.

(责任编辑: 何聪)

(上接第33页)

- 学会, 苏州大学体育系编印, 运动生物力学研究方法, 1986, 8: 126-130.
- [7] 李良标等. 运动生物力学[M]. 北京: 北京体育学院出版社, 1991, 6.
- [8] 蒋海鹰. 股四头肌随意收缩过程中肌电与肌力矩、膝关节角度、膝关节运动速度之间关系的研究[D]. 上海体育学院1987届研究生毕业论文, 1987, 5.
- [9] Kellis, E. & Baltzopoulos, V. (1998). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30(11), 1616-1623.
- [10] 戴维.温特著. 刘志诚等译. 人体运动生物力学[M]. 北京: 人民体育出版社, 1990, 9.
- [11] 王琨. 跳远运动员起跳腿专项能力测试及肌肉生物力学特性的研究[D]. 上海体育学院2002届博士研究生毕业论文, 2002, 6.
- [12] 王凌云, 肖云, 马艳芬等. 应用表面肌电图评定乒乓球运动员上肢的肌疲劳[J]. *中国临床康复*, 2005, 9 (4): 174-176.
- [13] 王奎, 刘建红, 宋刚. sEMG技术在评价运动性疲劳方面的方法及应用[J]. *安徽体育科技*, 2004, 25 (3): 49-51.
- [14] 张非若, 丁嘉顺, 戴文涛等. 重复作业上肢肌肉疲劳的表面肌电图实验研究[J]. *工业卫生与职业病*, 2007, 33 (1): 5-8.
- [15] Guilherme LF, Alberto CJ, Ênio WAC, et al. (2006). Effectiveness of the open and closed kinetic chain exercises in the treatment of the patellofemoral pain syndrome. *Rev Bras Med Esporte*. 12(22), 56e-60e.
- [16] Ashish, A, Shweta, S, Jaspal Singh, S. (2008). Comparison of lumbar and abdominal muscle activation during two types of golf swing: An EMG analysis. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 12 (4), 59-71.
- [17] Norman WA, Deborah MS, Keenan, MD, et al. (2007). Electromyographical Analysis of Selected Lower Extremity Muscles During 5 Unilateral Weight-Bearing Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 37(2), 48-55.
- [18] 王琨, 张俊峰, 周静等. 我国高水平女子铁饼运动员掷铁饼肌肉用力特征的分析[J]. *中国体育科技*, 2010, 46 (5): 8-11.
- [19] 王琨, 张俊峰, 姚远等. 我国高水平女子铁饼运动员专项力量练习肌肉活动特征的分析[J]. *西安体育学院学报*, 2012, 29(1): 84-88.
- [20] Travis W. Beck, Terry J. Housh, Glen O. Johnson, et al. (2004). Mechanomyographic and electromyographic time and frequency domain responses during submaximal to maximal isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Eur J Appl Physiol*, 92(4), 352-359.
- [21] 田石榴, 刘宇. 肌电图及其在运动医学研究中的应用[J]. *中国运动医学杂志*, 2009, 28 (3): 349-352.

(责任编辑: 何聪)