

• 临床研究 •

膝关节屈曲角度对主动肌和拮抗肌共同收缩和力矩的影响

张琦^{1,2,3}, 李佳齐³, 徐燕文³, 张卓³, 周凯丽³

[摘要] 目的 测试股四头肌进行最大等长收缩时,不同膝关节屈曲角度对股四头肌和腓绳肌收缩时肌电活动和力矩产生的影响。方法 10 名健康成人在 3 个不同膝关节角度(分别为 30°、60°、90°)下进行膝伸展的最大等长收缩,利用 Cybex 等速测试系统测试下肢股四头肌产生的力矩,并应用表面肌电仪测试股四头肌和腓绳肌的神经肌电活动。结果 在膝关节屈曲 60°时,股四头肌的力矩值比其他角度明显增大($P < 0.01$),但股四头肌在 3 个屈曲角度时的神经肌电活动差异无统计学意义;而腓绳肌的神经肌电活动在膝关节屈曲 90°时最大。结论 在特定膝关节角度进行股四头肌和腓绳肌最大等长收缩训练可帮助维持膝关节的稳定性。

[关键词] 膝关节;主动肌;拮抗肌;共同收缩;表面肌电仪

Effect of Flexion Angle of Knee Joint on Co-contractions of Agonist and Antagonist Muscles ZHANG Qi, LI Jia-qi, XU Yan-wen, et al. The Department of Physical Therapy, Beijing Charity Hospital, Capital Medical University School of Rehabilitation Medicine, Beijing 100068, China

Abstract: **Objective** To test the effect of different flexion angles of knee joint on the myoelectric activity and torque of quadriceps femoris and hamstring muscle when these muscles contracting. **Methods** Electromyographic activities and isometric torque measurements were performed on 10 healthy subjects at 30°, 60° and 90° of knee joint flexion. **Results** The results indicated that the greatest maximal voluntary isometric contracture-torque of quadriceps femoris occurred during knee extension at 60° of knee flexion ($P < 0.01$). However, no significant relationship of maximal voluntary isometric contracture-electromyography and maximal voluntary isometric contracture-torque of quadriceps femoris were found in 10 subjects. But when knee joint was at 90° flexion, hamstring muscle had a greatest neuro myoelectric activity. **Conclusion** The exercise of maximal voluntary isometric contraction of quadriceps femoris and hamstrings muscles at certain knee joint angle can help to maintain the stability of knee joint.

Key words: knee joint angle; agonistic muscle; antagonistic muscle; co-activation; surface electromyography

[中图分类号] G804.66 [文献标识码] A [文章编号] 1006-9771(2007)06-0581-02

[本文著录格式] 张琦,李佳齐,徐燕文,等. 膝关节屈曲角度对主动肌和拮抗肌共同收缩和力矩的影响[J]. 中国康复理论与实践, 2007, 13(6): 581—582.

膝关节是人类骨骼系统中解剖结构最复杂和最易受伤的关节之一,特别是在进行体育运动时。膝关节周围肌肉的力量对控制运动中膝关节稳定性是非常重要的。在许多日常和体育运动中,膝关节稳定性的主动控制是由主动肌(股四头肌)和拮抗肌(腓绳肌)共同收缩维持的^[1]。本研究利用表面肌电仪和 Cybex 测试,分析股四头肌最大等长收缩(maximal voluntary isometric contraction, MVIC)时,不同膝关节屈曲角度对股四头肌和腓绳肌收缩时肌电活动和力矩的影响。

1 资料与方法

1.1 对象 受试者为 10 名健康成人(女性 4 名,男性 6 名),平均年龄(27.00 ± 4.42)岁,平均身高(166.78 ± 7.36)cm,平均体重(59.44 ± 11.65)kg,入选条件为无髌、膝或腰背部病痛或损伤病史。

1.2 方法

1.2.1 力矩-角度关系测试 应用 Cybex 等速测试和康复系统(Cybex Norm Isokinetic Testing & Rehabilitation System)测试下肢股四头肌进行 MVIC 运动时产生的力矩。将受试者髌关节固定于 80°屈曲位,双臂交叉于胸前,固定带置于髌、大腿和胸部阻止任何额外运动,运动时旋转轴与股骨外髁相并列,杠杆力臂软垫位于踝骨近端。选用踢球的一侧作为测试下肢^[2],并将每位受试者测试角度的顺序随机化。指示每位受试者在 3 个不同关节角度(30°、60°、90°)下进行膝伸展的 MVIC,每个角度包括 3 个持续 5s 的 MVIC 伸展动作,每个动作之间休息

1 min,每完成 1 个关节角度的运动,休息 2 min 以避免出现肌肉疲劳。在测试同时,记录每个 5 s 收缩动作的力矩峰值,采集 3 个连续收缩动作的均值用于测试分析。

1.2.2 表面肌电仪分析程序 用两个表面电极分别测定股四头肌和腓绳肌的神经肌电活动。将电极摆放位置的皮肤汗毛刮掉,用细砂纸轻柔摩擦并用酒精清洁,以降低皮肤的电阻^[3]。两个电极沿肌肉纤维走向摆放在肌肉的中间部位(股四头肌电极位于髌前上棘和髌骨上缘的中间部位,腓绳肌电极位于坐骨结节和腓骨头之间),两个参考电极分别置于腓骨头和胫骨结节。可通过观察受试者的肌肉收缩或在进行膝伸展抗阻等长收缩时触摸肌肉^[4]的方法检测电极摆放位置的准确性。用防过敏胶布固定电极位置以保证与皮肤接触良好,同时将运动噪音减少到最小。所有测试部位电极摆放及清洁均由同一治疗师完成。另外,应用弹力绷带将电极线紧紧固定到皮肤上,减少外来噪音影响,然后将电极线与带宽滤波器为 5~300 Hz 的放大器连接,原始信号通过输入箱输入到记忆示波器,通过采样速率 1000 Hz 的模拟/数字变频器将原始肌电信号数字化。经过数字化后,神经肌电信号被程序化为均方根值,输入到计算机中,应用 Global Lab Software 软件进行分析。

1.3 统计学处理 根据单因素重复测试 ANOVA 法测出力矩和神经肌电数据标准差,并将每次膝屈曲角度下进行的 3 次测试动作的均值进行数据分析,并将标准化神经肌电数值和力矩值进行多重两两比较。

2 结果

2.1 重复测试的可靠性 10 位受试者的力矩数据组内相关系数(intra-class correlation coefficient, ICC)范围为 0.98~0.99,神经肌电数值中股四头肌和腓绳肌的 ICC 范围分别为 0.95~0.99 和 0.93~0.96。

作者单位:1. 首都医科大学康复医学院,北京市 100068;2. 中国康复研究中心北京博爱医院运动疗法科,北京市 100068;3. 香港理工大学康复科学系,香港。作者简介:张琦(1966-),女,北京市人,副主任技师,硕士,主要研究方向:骨关节伤病、脊髓损伤和脑血管病康复。

2.2 股四头肌和腓绳肌肌电活动及力矩分析 本研究测试结果的总结数据详见图 1, 单因素方差分析的 post-hoc 比较显示, 在膝关节屈曲 60° 时, 股四头肌的力矩值明显大于其他角度 ($P < 0.01$), 但股四头肌在 3 个不同屈曲角度的 MVIC 肌电活动差异无统计学意义, 而腓绳肌在膝关节 90° 屈曲位时的 MVIC 肌电活动最大。

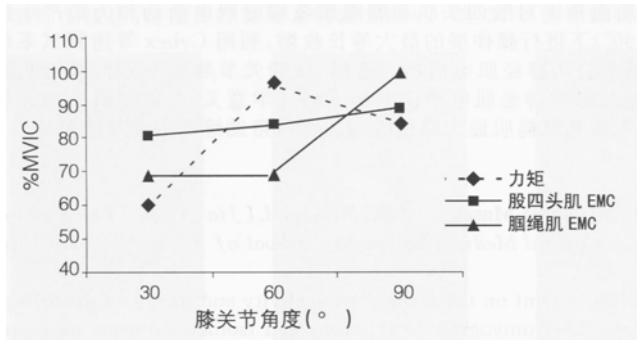


图 1 不同膝关节屈曲角度下膝伸展 MVIC 运动测试结果

3 讨论

3.1 应用 EMG 测试肌电活动和力矩的可靠性 EMG 曾被认为是测试肌肉收缩幅度肌电信号的有效工具^[5], 其优点是研究者能较易控制所测试肌肉在各种状态下的神经肌电活动^[6]。当测试分析肌肉等长收缩时的肌肉功能变化时, EMG 肌电信号可作为肌肉每次收缩强度的指示器^[7]。本研究每位受试者的数据均一次测试完成, 以保证进行不同测试角度时电极位置不发生改变。据文献报道, 针对下肢和呼吸肌的 EMG 测试, 若测试期间电极位置不发生改变, 则测试结果具有较高的重复性和可靠性^[8]。在本研究中, 我们对所测试的 3 个不同角度分别进行了分析, 结果发现在任何角度进行测试时, 肌肉长度发生的任何变化将不影响研究结果。此外, 本研究测试结果的 ICC 较高也表明力矩和 EMG 肌电信号数据重复测试的可靠性。

3.2 股四头肌进行 MVIC 时的力矩变化 (MVIC-Torque) 本研究结果显示, 膝关节屈曲 60° 进行股四头肌收缩运动的 MVIC-Torque 有较明显的差异 ($P < 0.01$), 提示在临床康复训练时, 应采用开链体位运动, 如膝 90° 屈曲位进行膝伸展的等长收缩训练, 以强化股四头肌的肌力。

3.3 股四头肌 MVIC-Torque 和 MVIC-EMG 相关性 本研究结果显示, 股四头肌的 MVIC-Torque 和 MVIC-EMG 之间不具有任何相关性。EMG 肌电信号幅度可能与肌肉运动单位的活动或肌肉长度的变化有关。MVIC-EMG 与关节角度变化无关, 这是因为肌肉的运动单位活动保持不变。关节力矩的角度相关变化被认为仅与机械因素有关, 如肌肉长度和力臂的变化。

EMG 曲线和力矩间的相关性根据肌肉纤维类型和收缩状况而变化^[9]。在肌肉进行等长自主收缩时, 两者间的相关性取决于所检查的特定肌肉。若为相同纤维组成的肌肉, 则显示 EMG-Torque 间具有线性关系, 而对于那些均匀纤维混合肌肉, 则具有非线性关系^[9,10]。除了纤维组合, 相关性还取决于肌肉收缩的水平, 若肌肉收缩在 50% 水平, 将具有线性相关性。然而, 本研究中肌肉收缩在较高水平, 因此, EMG 曲线和力矩间出现非线性关系^[11]。

3.4 EMG 肌电信号标准化的意义 数据进行标准化处理后,

不同肌肉或受试者的肌电活动曲线可进行直接比较^[12], 此理论已经被各类 EMG 的研究者所认可^[13]。Cerny 经研究指出, 将 EMG 肌电活动数据标准化能减少电极位置摆放和电极大小带来的影响^[14]。自主收缩时, 当运动单位活动保持不变时, 肌肉长度变化能影响 EMG 肌电信号幅度, 因此, 根据关节角度与 MVIC-EMG 的相关关系, 对各个角度 EMG 肌电信号进行标准化处理是非常重要的。

3.5 本研究的局限性 EMG 肌电信号的串话 (cross-talk) 干扰是由附近肌肉收缩产生的部分信号所致, 这在 EMG 的研究中是混淆易变且不可能被完全取消的一种因素。Winter 等发现, 如果所测试肌肉上的两对电极间距离为 2.5 cm, 串话干扰能被降低到 6% 或更少^[15]。本研究中两对电极间距离较大, 从股四头肌到腓绳肌电极的摆放位置至少有 8 cm 的空间距离, 因此本研究中的串话干扰现象被减少到最小。

综上所述, 股四头肌的最大 MVIC-Torque 发生在膝屈曲 60° 的膝伸展动作, 在特定膝关节角度进行股四头肌和腓绳肌共同收缩训练可帮助维持膝关节的稳定性; 股四头肌 MVIC-Torque 和 MVIC-EMG 之间不具有任何相关性, 因此建议进一步研究髌关节同时变换角度时, 股四头肌的肌电活动和产生力矩的相关性。

[参考文献]

- [1] Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity[J]. Sports Med, 1998, 25(1): 37-42.
- [2] Ng GYF, Man VY. EMG analysis of vastus medialis obliquus and vastus lateralis during static knee extension with different hip and ankle positions[J]. NZ J Physiother, 1996, 12: 7-10.
- [3] Gilmore KL. Using surface electromyography in physiotherapy research[J]. Aust J Physiother, 1983, 29(1): 3-9.
- [4] Grelsman RP, McConnell J. The Patella. United States of America: Athl Train, 1999, 34(4): 353-357.
- [5] Soderberg GL, Minor SD, Arnold K, et al. Electromyographic analysis of knee exercise in healthy subjects in patients with knee pathologies[J]. Phys Ther, 1987, 67: 1691-1696.
- [6] Komi PV, Buskirk ER. Reproducibility of electromyographic measurement with inserted wire electrodes[J]. Electromyography, 1970, 4: 357-367.
- [7] Basmajian JU, Harden TP, Regenos EM. Integrated actions of the four heads of the quadriceps femoris—an electromyographic study[J]. Anat Rec, 1972, 172: 15-20.
- [8] Hortsmann GA, Gollhofer A, Dietz V. Reproducibility and adaptation of the EMG responses of the lower leg following perturbations of upright stance[J]. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1988, 70: 447-452.
- [9] Woods JJ, Bigland Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human[J]. Am J Phys Med, 1983, 62(6): 287-299.
- [10] Lawrence JH, De Luca CJ. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles[J]. J Appl Physiol, 1983, 54(6): 1653-1659.
- [11] Ng GYF, Stokes MJ. Relationship between inspiratory mouth pressure and respiratory muscle activity in normal subjects[J]. Respir Med, 1992b, 86: 305-309.
- [12] Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: Improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis[J]. Arch Phys Med Rehabil, 1984, 65: 517-521.
- [13] Grabiner MD, Koh TJ, Ven Haefen LV. Effect of concomitant hip joint adduction and knee joint extensions forces on quadriceps activation[J]. Eur J Musculoskeletal Res, 1992, 1: 155-160.
- [14] Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercise in persons with and without patellofemoral pain syndrome[J]. Phys Ther, 1995, 75(75): 72-83.
- [15] Winter DA, Fuglestad AJ, Archer SE. Crosstalk in surface electromyography: theoretical and practical estimates[J]. J Electromyogr Kinesiol, 1994, 4(1): 15-26.

(收稿日期: 2006-08-21)