

· 临床研究 ·

膝关节角度对屈伸肌共同收缩及伸膝力矩的影响

李嘉祁 徐艳文 张卓 张奇 Kari Chow

【摘要】 目的 应用表面电极肌电图(EMG)测量膝关节在不同角度做开放链最大等长伸膝时屈膝肌的共同兴奋能力,比较不同角度膝屈伸肌的共同兴奋水平。**方法** 12 名健康在校大学生参与测试。每名受试者在 Cybex 测试仪上髋关节屈曲 90°,单侧膝关节分别于屈膝 10,60 和 90°时各做 1 组开放链的最大等长伸膝动作。使用表面电极 EMG 测量每次膝关节伸展时股四头肌与腘绳肌的电信号。在每次伸膝的同时用 Cybex 测量股四头肌的最大伸膝力矩。**结果** 所有角度下股四头肌的最大等长收缩均伴腘绳肌的共同兴奋。平均最大伸膝力矩出现在屈膝 60°($P < 0.05$)。**结论** 膝关节在屈膝 60°时可产生最大等长伸膝力矩,开放链的伸膝肌等长收缩伴有屈膝肌的共同兴奋。

【关键词】 膝关节; 开放链; 共同兴奋; 表面肌电图

The effect of knee joint angle on coactivation of agonist and antagonist muscles and torque generation in knee extension Li Jia-qi*, XU Yan-wen, ZHANG Zhou, ZHANG Qi, Kari Chow. * Department of Rehabilitation Medicine, Longgang Center Hospital, Shenzhen 518123, China

【Abstract】 Objective To investigate the coactivation ability of knee flexors during open kinetic chain (OKC) maximal isometric knee extensor contraction at different joint angles with EMG, and to compare the activation levels of knee extensors and flexors at different joint angles. **Methods** Ten health pros-graduated students were recruited to participate the project. Each subject was asked to perform maximum voluntary isometric knee extension at three different knee flexion angles with hip fixed at 80° flexion individually on Cybex Norm Isokinetic Testing and Rehabilitation System. A surface electromyography system with preamplified bipolar circular surface electrodes attached on quadriceps and hamstrings muscle was used to collect and measure electric signal and muscle activities of quadriceps and hamstring. **Results** Coactivation of the hamstring was found by the EMG measurement during the knee extension at any one of the tested joint angles and each trail. One-way ANOVA with post-hoc testing indicated that the mean torque of quadriceps with knee at 60 and 90 was significantly greater at 30 ($P < 0.05$). The highest mean activation level of quadriceps was appeared at 60 of knee extension ($P < 0.05$). **Conclusion** The results showed that the greatest MVIC-torque of quadriceps occurred at a knee angle of 60 degree extension. Co-activation of quadriceps and hamstring at certain angles can help to maintain the stability of knee joint. However, no significant relationship of MVIC-EMG and MVIC-torque of quadriceps was found in our study. Further investigation of the relationship between torque and EMG under different hip joint angles is suggested. For co-activation of quadriceps and hamstrings, subjects with ACL deficient should also be involved for comparison.

【Key words】 Knee joint; Co-activation; Surface electromyography

膝关节是结构最为复杂的关节之一,由于其解剖位置和结构的复杂性,因而容易受伤,特别是在体育活动当中^[1]。膝关节内的前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)与股四头肌、腘绳肌的共同收缩是维持日常及体育活动中膝关节稳定的两个重要因素^[1]。在膝关节主动伸直过程中,股四头肌的收缩引起胫骨相对股骨的前向移位^[2]。当膝关节充分伸直时,由于髌腱相对于胫骨长轴的成角,对胫骨施加一定程度的

前向移位的剪力^[3]。在健康人的膝关节中,ACL 具有对抗使胫骨前移的剪力的作用。股四头肌充分收缩时可使 ACL 承受 500 N 的力^[4]。

膝关节在进行开链运动(open kinetic chain, OKC)时,股四头肌和腘绳肌同时收缩以维持关节的稳定^[5,6],而在进行闭链运动(closed kinetic chain, CKC)时,由于缺少足够的膝屈肌的共同兴奋,导致在伸膝过程中由于胫骨前移而对 ACL 施加了较大的牵拉应力^[7]。已有研究证实,在正常人和 ACL 缺损患者下肢不同形式的 CKC 活动中,表面肌电图(electromyography, EMG)均记录到较高的股四头肌和腘绳肌的共同

作者单位:518123 深圳,龙岗中心医院康复医学科(李嘉祁);广东省工伤康复中心(徐艳文);香港理工大学康复科学系(张卓、Kari Chow);中国康复研究中心物理治疗科(张奇)

兴奋性^[8,9]。而对下肢 OKC 时股四头肌和腘绳肌共同收缩性的研究,目前多采用膝关节处于单一角度下进行股四头肌的等长收缩^[5,7,10]。针对膝关节处于不同角度下股四头肌进行最大等长收缩时腘绳肌共同收缩的研究鲜见报道,本研究旨在应用表面 EMG 观察股四头肌在多角度屈膝进行 OKC 最大等长收缩时腘绳肌的共同收缩能力。

资料与方法

一、研究对象

选取在校的健康大学生 12 名,其中男 7 名,女 5 名;平均年龄为 (27.0 ± 4.4) 岁;平均身高为 (166.8 ± 7.4) cm;平均体重为 (59.4 ± 11.7) kg。受试者无定期参加训练或锻炼的习惯和经验;无髌、膝关节及腰背病患。测试前向每名受试者详细解释本研究的目的、测试的程序及注意事项。取优势下肢[在从事技巧性较强的下肢活动(如踢球)中惯用的下肢]作为受试下肢^[11]。

二、测试仪器

采用 Cybex Norm 等速测试与训练系统(Cybex 国际有限公司,纽约)测试最大主动等长收缩伸膝肌力(maximum voluntary isometric contraction, MVIC)。用表面肌电系统收集和测量股四头肌与腘绳肌的电信号及肌肉活动情况,此系统由一个双通道生物物理放大器(AVB-21,日本)、带宽过滤器(5~300 Hz)、贮存示波器(Oscilloscope)(Nihon Kohden, VC-11)、一个输入盒(Nihon Kohden, JB-210J,日本)、采样率 1 000 Hz 的 A/D 转换器(SP-0147,英国)、装配有 Global Lab EMG 数据分系软件的联机电脑、6 个与前置放大器相连的双极环形氯化钠表面电极(Nihon Kohden, NE-101A)组成。信号采集、放大和处理采取同步进行的方式。其中 4 个电极分别贴附在股内侧肌、股直肌、股外侧肌和腘绳肌肌腹中央的皮肤表面,2 个接地电极分别置于腓骨头(腘绳肌)和胫骨结节(股四头肌)的皮肤表面^[12]。双极电极之间的距离定为 2 cm(中点到中点)。放置电极前在相应的皮肤区域进行准备,即用细砂纸(专用)轻擦皮肤表面,再用乙醇棉球清洁,以降低皮肤电阻,使得用电阻仪测出的表面电阻 < 5 k Ω 。每个电极均被医用胶布固定于皮肤表面,然后再用一条宽约 10 cm 的弹力绷带缠绕固定所有电极,以防止运动过程中电极松脱。

受试者坐于 Cybex 测试椅上,髌关节屈曲 90°,用固定带将身体固定好,以防测试过程中身体位移。非受试下肢放置于凳子上,受试侧的股骨外髁作为膝关节屈伸运动轴心的体表标记点,并对准 Cybex 阻力臂的旋转轴中心。Cybex 阻力臂垫置于受试下肢的踝关

节上方。要求受试者在测试过程中双手握紧把手,以减少身体用力及移动。以受试腿膝完全伸直放松时,施加在力臂上的重量所得出的力矩来校正重力。等长收缩力值由 Cybex 内的软件自动经由重力调正而得出。力臂角与膝的解剖角的调校由外踝线、膝关节轴和大转子来定义。运动幅度设为 105°屈曲到完全伸直(定义为 0°)。

三、测试方案

共有 3 组(9 次)测试。每次测试时,均有专人用言语全程鼓励受试者做最大持续等长伸膝,每组重复 3 次,每次间隔 5 s,放松。每组间休息 2 min,以放松并调整膝关节角度。所选择膝关节测试角度分别是屈曲 30°, 60°和 90°。测试前以随机方式确定膝关节的受试角度顺序。所产生的伸膝力量的输出力矩以 Nm 表示。检测到的 EMG 信号用适当的前置放大器的示波器收集,对测得的 EMG 信号用检测放大器(measuring amplifier)对实时信号以平均平方根(root mean square, RMS)的方式表达,用与滤波技术平行的方式对信号进行分析。

四、统计学分析

用单因素重复方差(ANOVA)分析及附加亚组检验(Post-hoc)法比较在不同膝关节角度时伸膝与屈膝肌的效果。膝屈伸肌的共同兴奋与膝关节角度间的相关性用 Pearson 相关分析进行分析。将原始 EMG 信号进行全波校正和平顺处理。取收缩期间 2~4 s 的 EMG 信号进行分析。将 EMG 和力矩数据进行标准化处理,即首先确定每个受试者所有测试位置中的最大平均值,然后将此值设定为 1.0。所有其它值均以为此值的百分数来表达^[12]。

结 果

一、伸膝肌力矩及其 EMG 表现

Cybex 测得的所有受试者最大抗阻等长伸膝的平均力矩值见表 1。从表 1 中可见在膝关节 3 个不同角度的测试中,60°的平均伸膝力矩最大,而 30°的平均伸膝力矩最小。单因素重复方差分析中可见三者间比较差异有统计学意义($P < 0.01$)。Post-hoc 检验可见 60°与 30°、90°与 30°平均力矩比较差异有统计学意义($P < 0.01$),但 60°与 90°位伸膝的力矩差异无统计学意义。3 个角度下 EMG 测得的股四头肌最大等长收缩的 RMS 值见表 1,可见 90°角的 RMS 值最大,而 30°角的 RMS 值最小。单因素重复方差分析三者间比较差异无统计学意义($P > 0.05$)。

二、腘绳肌的共同收缩表现

在 3 种不同角度股四头肌进行最大等长收缩时,EMG 均可测得腘绳肌的共同兴奋。相应角度的 RMS

值见表 1, 其中 90° 角的值最大, 30° 角的值最小。单因素重复方差分析的 Post-hoc 检验可见 90° 与 60°、90° 与 30° RMS 值之间的比较差异有统计学意义 ($P < 0.01$)。

表 1 股四头肌与腘绳肌的 RMS 值及股四头肌的平均力矩 ($n = 12, \bar{x} \pm s$)

项 目	膝关节角度		
	30°	60°	90°
股四头肌平均力矩 (Nm)	60.1 ± 14.3 ^a	96.7 ± 8.6	84.7 ± 15.0
股四头肌平均 RMS 值	80.9 ± 14.5	84.2 ± 22.6	88.8 ± 12.4
腘绳肌平均 RMS 值	68.7 ± 25.1	69.1 ± 8.2	99.8 ± 6.0 ^b

注: Post-hoc 检验, 与 60°、90° 平均力矩比较, ^a $P < 0.01$, 与 30°、60° 腘绳肌平均 RMS 值比较, ^b $P < 0.01$

三、屈伸肌之间 EMG 值的相关性

Pearson 相关分析的结果显示, 股四头肌与腘绳肌在 3 个角度下 EMG 的 RMS 值之间具有较高的相关性, $r = 0.5$, $P = 0.01$ [双尾 (two-tailed)]。

讨 论

一、最大主动等长收缩伸膝肌力

本研究结果表明, 在所测试的膝关节活动范围内, 平均的伸膝肌力矩范围是 60 ~ 96.7 Nm。其中最大力矩出现在屈膝伸膝 60° 时, 在屈膝 90° 伸膝时轻微下降, 而在屈膝 30° 伸膝时, 则显著下降。Salzman 等^[13]报道, 当髌关节和膝关节分别在不同角度下行股四头肌等长收缩时, 峰距值出现在屈髌 80° 和屈膝 60° 时。之前的研究也同样指出, 当膝处于 60° 屈曲位时, 股四头肌可产生最大的等长收缩力矩^[14-16]。肌肉的力学特性 (如肌肉收缩时肌纤维的初长度、关节角度、力臂等) 可显著影响肌肉最大等长收缩力矩^[9, 10]。本研究结果与 Salzman 等^[13]的结论相似, 屈髌 90° 和屈膝 60° 时伸膝可用来训练等长伸膝肌力。

二、股四头肌兴奋和腘绳肌的共同兴奋

本研究发现, 股四头肌的 EMG 活动表现为一个变化的模式, 即股四头肌标准化的平均 EMG 值在 90° 屈膝时最大, 30° 屈曲时最小。相似的变化模式在腘绳肌亦同样观察到。股四头肌与腘绳肌的共同兴奋水平在屈膝 90° 位伸膝时最高, 30° 位伸膝时最低。此结果与 Kubo 等^[10]的研究结果相似。他们分别用辅助电刺激兴奋股四头肌, 使其在膝关节不同角度下进行最大等长收缩。表面 EMG 测量结果发现, 屈膝 80° 时股四头肌的 EMG 值最大, 当膝不断伸直时趋向于减少; 而腘绳肌的共同兴奋在膝伸 100° 和 110° 时显著增强, 当膝趋向伸直时不断减弱。

本研究中未采用 Kubo 等^[10]研究中的插入式激发技术辅助兴奋股四头肌。股四头肌的 MVIC 力矩与其 EMG 活动性之间的相关性 ($r = 0.28$), 以及股四头肌力矩与腘绳肌 EMG 活动性之间的相关性均较低 ($r =$

0.25)。此结果说明, 肌肉收缩所产生的肌力与其兴奋水平之间无线性相关性存在。EMG 信号源于肌肉中运动单位的动作电位, 此动作电位由在肌肉收缩时的每个运动单位所释放, 代表肌肉的电特性。肌力的产生显示肌肉的力学特性。EMG 信号的强弱与运动单位的募集程度有关。一般来说, EMG 波幅大小不表明肌力大小, 只表明募集程度。因此, EMG 不能直接表明肌力的大小^[1]。

本研究发现, 每当股四头肌进行最大等长收缩时均伴有同侧拮抗肌 (腘绳肌) 的共同兴奋, 说明膝关节单纯 OKC 伸展时拮抗肌的共同兴奋可能是出于维持关节稳定的需要。有研究发现, 在下肢的功能性活动中膝关节周围肌肉的共同兴奋可起到维持膝关节稳定的作用^[17]。平均平方根的线性开方、中位频数和值的标准化等是常用的表达 EMG 原始信号的方式^[1]。本研究采用了值的标准化方式来表达 EMG 的原始信号与肌肉收缩时所产生的力矩值。

本研究的局限性是未使用肌肉刺激技术 (如表面辅助激发) 来确定受试者在进行最大等长收缩时是否每次均达到了最大的运动单位兴奋 (募集); 电极间的相互干扰和邻近肌肉所产生的电信号对 EMG 信号和结果都会产生影响, 所使用的电极种类和电极放置的位置将会影响电极之间的干扰; 本研究仅采用了一个髌关节角度下进行测试。

参 考 文 献

- [1] Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Med*, 1998, 25: 37-62.
- [2] Kingma I, Aalbersberg S, van Dieen JH. Are hamstrings activated to counteract shear forces during isometric knee extension efforts in healthy subjects? *J Electromyogr Kinesiol*, 2004, 14: 307-315.
- [3] Kellis E, Baltzopoulos V. The effects of the antagonist muscle force on intersegmental loading during isokinetic efforts of the knee extensors. *J Biomech*, 1999, 32: 19-25.
- [4] Pandy MG, Shelburne KB. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech*, 1997, 30: 1015-1024.
- [5] Nakajima M, Kawamura K, Takeda I. Electromyographic analysis of a modified maneuver for quadriceps femoris muscle setting with co-contraction of the hamstrings. *J Orthopaedic Res*, 2003, 21: 559-564.
- [6] Lutz GE, Palmitier RA, An KN, et al. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed kinetic-chain exercises. *J Bone Joint Surg Am*, 1993, 75: 732-739.
- [7] Shields RK, Madhavan S, Gregg E, et al. Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. *Am J Sports Med*, 2005, 33: 1520-1526.
- [8] Besier TF, Lloyd DG, Ackland TR. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc*, 2003, 35: 119-127.

- [9] Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, et al. Muscle coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*, 1988, 16: 113-122.
- [10] Kubo K, Tsunoda N, Kanehisa H, et al. Activation of agonist and antagonist muscles at different joint angles during maximal isometric efforts. *Eur J Appl Physiol*, 2004, 91: 349-352.
- [11] Rainoldi A, Bullock-Saxton JE, Cavarretta F, et al. Repeatability of maximal voluntary force and of surface EMG variables during voluntary isometric contraction of quadriceps muscles in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 2001, 11: 425-438.
- [12] Worrell TW, Karst G, Adamczyk D, et al. Influence of joint position on electromyographic and torque generation during maximal voluntary isometric contractions of the hamstrings and gluteus maximus muscles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2001, 31: 730-740.
- [13] Salzman A, Torburn L, Perry J. Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res*, 1993, 290: 236-243.
- [14] Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J. Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 1976, 40: 12-16.
- [15] Tihanyi J, Apor P, Fekete G. Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Euro J Appl Occup Physiol*, 1982, 48: 331-343.
- [16] Pincivero DM, Coelho AJ, Campy RM, et al. Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13: 159-167.
- [17] Zimmermann CL, Cook TM, Bravard MS, et al. Effects of stair-stepping exercise direction and cadence on EMG activity of selected lower extremity muscle groups. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1994, 19: 173-180.

(修回日期:2007-05-17)

(本文编辑:松 明)

功能训练结合针灸治疗膝关节骨性关节炎的临床疗效观察

吴立红 朱国祥 龚艳菲

【摘要】目的 观察功能训练结合针灸治疗膝关节骨性关节炎(OA)的临床疗效。**方法** 将膝关节 OA 患者 106 例按首次就诊顺序随机分为针灸治疗组($n=53$)和综合治疗组($n=53$)。针灸治疗组仅采用针灸治疗,综合治疗组采用功能训练结合针灸治疗。于治疗前和治疗 1 个月后对膝关节功能进行 Lequesne 评分,治疗结束后 3 个月进行随访。**结果** 2 组患者治疗 1 个月后,膝关节功能较本组治疗前均有所改善($P<0.05$),而 2 组间的疗效差异无统计学意义($P>0.05$)。治疗结束后 3 个月随访 2 组复发的阳性率比较,差异有统计学意义($P<0.05$)。**结论** 功能训练结合针灸治疗膝关节 OA,疗效稳定,复发率低。

【关键词】 膝关节骨性关节炎; 针灸; 功能训练

膝关节骨性关节炎(osteoarthritis, OA)多发于中老年人群,因其致残率高,病程长,故严重影响患者的日常生活和工作。2003 年 1 月至 2005 年 12 月我们采用功能训练结合针灸治疗膝关节 OA 患者 53 例,疗效满意。报道如下。

资料与方法

一、临床资料

2003 年 1 月至 2005 年 12 月我院体疗中心收治膝关节 OA 患者 106 例。诊断标准:膝关节有疼痛、晨僵、肿胀等症状;关节活动障碍或活动时摩擦感;X 线片示膝关节骨端有骨赘形成,且所有患者 Kellgren Lawrance 分级^[1]均在 I ~ III 级。排除标准:关节间隙狭窄或关节间形成骨桥连接而成骨性强直的患者;膝关节有肿瘤、类风湿性关节炎、痛风、结核、化脓及关节内骨折急性期的患者;有明显膝关节内外翻畸形或患肢有血管神经损伤的患者;年龄 ≥ 80 岁,且病程 ≥ 10 年的患者。

所有患者均符合入选标准,按入院顺序随机分成针灸治疗组和综合治疗组,其中针灸治疗组患者 53 例,患膝 90 个;男 20 例,女 33 例;平均年龄(59.6 ± 9.3)岁;病程(31.7 ± 20.8)个月。综合组患者 53 例,患膝 85 个;男 22 例,女 31 例;平均年龄

(61.8 ± 12.1)岁;病程(29.7 ± 23.1)个月。2 组患者的性别、年龄、病程等差异均无统计学意义($P>0.05$)。

二、治疗方法

针灸治疗组:选用 28 号 1.5 寸毫针刺入内、外膝眼、鹤顶、血海、梁丘、足三里、阴陵泉、阳陵泉、天应穴诸穴,行提插捻转手法,得气后于针柄加长约 2.5 cm 的艾条,由艾条下端点燃,每日 1 次,10 次为 1 个疗程。

综合治疗组:采用与针灸治疗组相同的针灸治疗,并在此基础上增加功能训练:股四头肌等长收缩训练,将髌骨用力紧缩 2 s 再放松 2 s 为 1 次,关节保持不动,每遍做 40 次;直腿抬高训练,患者取仰卧位,将患侧下肢伸直做直腿抬高训练,每遍做 40 次;膝关节活动范围训练,使患膝在负重情况下进行极限的屈曲(下蹲运动)与伸展,每遍做 20 次。以上功能训练每日 2 遍,10 d 为 1 个疗程。

2 组患者均于连续治疗 3 个疗程(1 个月)后评定疗效,并于治疗结束后 3 个月进行随访。2 组患者在治疗期间均停用任何有镇痛作用的药物。

三、疗效标准

参照 Lequesne^[2]的评分方法,对 2 组患者治疗前、后膝关节功能进行评分,详见表 1。治疗结束后 3 个月进行随访,以判断 2 种治疗方法的远期疗效:优——疼痛、晨僵、肿胀等症状消失,且无复发,膝关节活动能力正常;良——疼痛、晨僵、肿胀等症