· 临床研究 ·

肘关节僵硬患者椎旁肌肉功能表面肌电分析

陈文君　李永忠
浙江大学医学院附属邵逸夫医院康复医学科,杭州　310020
通信作者:陈文君,Email:wenjunchen12@163.com

【摘要】 **目的**　观察单侧肘关节僵硬患者在执行腰部屈伸动作时对屈曲-放松现象的影响。**方法**　选取 20 例单侧肘关节僵硬患者纳入观察组,选取相同数量健康成人纳入对照组。要求 2 组受试者在 15 s 内完成躯干前屈、保持最大屈曲及躯干伸展 3 个动作,每个动作均持续 5 s。在运动过程中采用表面肌电(sEMG)技术记录 2 组受试者 L_3 处两侧竖脊肌肌电值,取中间 3 s 均方根(RMS)平均值并计算 2 组受试者躯干屈曲/伸展比值以及保持最大屈曲时 RMS 值,对 2 组受试者上述 sEMG 数据进行统计学比较。**结果**　单侧肘关节僵硬患者躯干屈曲/伸展比值及保持最大屈曲时 RMS 值均显著大于对照组水平,组间差异具有统计学意义(均 $P<0.05$);另外僵硬侧屈曲/伸展比值亦显著大于对侧水平,差异具有统计学意义(均 $P<0.05$)。**结论**　单侧肘关节僵硬可明显影响患者腰部肌群神经肌肉控制功能,且对僵硬侧肌群的影响明显大于对侧肌群,故针对肘关节僵硬患者的康复干预应同时关注腰部肌肉功能训练,以预防腰痛发生。

【关键词】 肘关节僵硬;　表面肌电;　屈曲-放松;　运动链
DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2019.08.018

肘关节僵硬在临床上较常见,易导致严重残疾[1],其病因包括创伤后关节炎、异位骨化、肘关节周围软组织不愈合或延迟愈合等;随着患者肘关节活动度受限程度不断加重,其日常生活活动受到严重影响。如有研究指出,肘部关节活动范围减少 50%可导致上肢功能丧失 80%[2-3]。在日常生活中,肘关节僵硬患者其肘部活动度减少会引起相邻关节进一步代偿,其躯干及肩部活动明显增多;但关于肘关节僵硬患者是否存在腰背部肌群过度激活目前还鲜见报道。基于此,本研究采用表面肌电图(surface electromyography,sEMG)技术探讨肘关节僵硬患者双侧椎旁肌群肌肉激活程度,并与同龄健康人群进行对比。现报道如下。

对象与方法

一、研究对象

患者入选标准包括:①首诊符合肘关节僵硬,其肘关节活动度(range of motion,ROM)≤100°[3];②病程超过 6 个月;③无明显腰痛病史及脊柱骨骼畸形等;④具有室内独立步行能力;⑤年龄>18 岁;⑥对本研究知情同意。患者剔除标准包括:①有肘部烧伤史或中枢神经系统损伤病史;②相关肘关节骨折不愈合或畸形愈合;③肘关节有 2 次以上手术等。

选取 2016 年 1 月至 2017 年 12 月期间在我院康复医学科就诊且符合上述标准的 20 例单侧肘关节僵硬患者纳入观察组,同时选取 20 例健康成人纳入对照组。所有受试者一般资料情况详见表 1,表中数据经统计学比较,发现组间差异均无统计学意义($P>0.05$),具有可比性。

表 1　入选时 2 组受试者一般资料情况比较

组别	例数	性别(例)		年龄(岁,$\bar{x}\pm s$)	身高(cm,$\bar{x}\pm s$)	体重(kg,$\bar{x}\pm s$)
		男	女			
观察组	20	12	8	45.8±12.0	171.5±6.3	55.6±8.7
对照组	20	10	10	44.1±0.8	175.1±3.7	54.8±5.4

二、椎旁肌 sEMG 检测

肌电检测在室温 25~28 ℃房间内进行,受试者充分暴露腰部肌群,为减小皮肤阻抗,使用一次性酒精棉球对局部皮肤进行脱脂处理;选用统一的 Ag/Agcl 电极,将测试电极对分别贴于受试者 L_3 棘突旁开 2 cm 竖脊肌肌腹最饱满处,参考电极置于相对应测试电极平行外侧 3 cm 处[4],采用绍兴产 UMI-SE-I 型肌电图仪采集躯干前屈、躯干保持最大屈曲及躯干伸展时椎旁肌 sEMG 信号,并通过配套的 MyEletric2016 软件进行肌电数据分析。上述每个动作 sEMG 信号均检测 5 s,连续检测 3 次。为减少肌肉疲劳,每次测量结束后休息 1 min。每个动作测量的第 1 秒及最后 1 秒数据均被剔除,计算中间 3 s 的均方根值(root mean square,RMS)。本研究主要分析数据包括屈/伸比(即躯干前屈时获得的平均 RMS 值除以躯干伸展时获得的平均 RMS 值)和躯干保持最大屈曲时平均 RMS 值。

三、统计学分析

本研究所得计量数据以($\bar{x}\pm s$)表示,采用 SPSS 19.0 版统计学软件包进行数据分析,计量资料组内比较采用配对 t 检验,组间比较采用独立样本 t 检验,计数资料比较采用卡方检验,$P<0.05$表示差异具有统计学意义。

结　果

经统计学比较发现,肘关节僵硬患者其僵硬侧 L_3 节段椎旁肌屈/伸比显著高于对侧水平,差异具有统计学意义($t=5.673$,$P<0.05$);躯干保持最大屈曲时僵硬侧 L_3 节段椎旁肌平均 RMS 值显著高于对侧水平,差异具有统计学意义($t=20.829$,$P<0.05$)。与对照组比较,发现观察组僵硬侧 L_3 节段竖脊肌屈/伸比和躯干保持最大屈曲时平均 RMS 值均显著增高,组间差异均具有统计学意义(t 值分别为 5.586 和 26.721,均 $P<0.05$)。观察组僵硬对侧与对照组比较,发现 2 组受试者 L_3 节段竖脊肌屈/伸比值组间差异无统计学意义($t=-0.791$,$P>$

0.05)，但观察组躯干保持最大屈曲时其 L_3 节段竖脊肌平均 RMS 值显著增高，与对照组间差异具有统计学意义($t=-3.686$，$P<0.05$)，具体情况见表 2。

表 2　2 组受试者躯干屈/伸比值及保持最大屈曲时 RMS 值比较($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	屈/伸比	躯干保持最大屈曲时 RMS 值(μV)
观察组			
僵硬侧	20	0.75 ± 0.20^{b}	12.82 ± 9.8^{b}
僵硬对侧	20	0.51 ± 0.15^{a}	2.8 ± 5.8^{ab}
对照组	20	0.47±0.10	2.0±0.62

注：与组内僵硬侧比较，$^{a}P<0.05$；与对照组比较，$^{b}P<0.05$

讨　论

本研究结果显示，与健康人群比较，肘关节僵硬患者其僵硬侧竖脊肌明显激活，表现为屈/伸比和躯干保持最大屈曲时 RMS 值增高。屈曲-松弛现象(flexion-relaxation phenomenon，FRP)是指在躯干极度前屈过程中，椎旁肌群出现肌肉-电沉默[5]，该现象受多种因素影响，包括腰骨盆姿势、重复活动和肌肉疲劳等[6]。椎旁肌是一种姿势保持肌，在日常生活活动中能引导躯干前倾及保持直立活动。躯干正常的 FRP 是进行日常生活活动的重要前提[7]，而肘关节僵硬患者异常 FRP 表明其椎旁肌异常激活，在日常运动中由于肘关节活动受限，同侧躯干会产生代偿活动。由于本研究入选肘关节僵硬患者其病程均超过 6 个月，推测较长时间的代偿运动能引起躯干功能性改变。

在躯干前屈过程中，椎旁肌肌梭感受器被激活并引起肌肉收缩，当躯干前屈至最大幅度时，椎旁韧带或周边软组织受到牵张，反射性引起椎旁肌肉放松，此过程被称为韧带-肌肉反射[8]。肘关节僵硬患者躯干前屈至最大幅度时，其椎旁肌 RMS 值仍显著高于对照组水平，表明肌肉未获得足够放松，存在脊柱主、被动系统转换障碍[9]。上述脊柱代偿性改变能引起疲劳及损伤，最终影响人体正常生理结构。

在日常活动中，人体运动并不是单一环节运动，而是数个相邻环节以关节为枢纽、并在骨骼肌驱动作用下相互协调配合完成的[10]。当运动链中某一环节由于机体损伤或疲劳而部分失去运动功能时，人体可通过运动链其他运动环节运动结构改变来完成预定动作任务。肘关节僵硬患者由于肘部活动功能受限，在上肢进行日常推、拉及鞭打活动时，无法完成有效功能性活动；此时更多的相邻关节，包括肩带、躯干等代偿性活动会增多，以代偿缺失的功能。既往其他学者通过研究也发现类似补偿策略，如通过测量前交叉韧带重建后运动员腿部生物力学特征发现，经韧带重建过的膝关节相对于对侧膝关节在落地时会表现出明显屈曲时间延长、胫骨向外侧旋转、胫骨内侧位移等运动学及解剖学特征[11]；产生这些变化的原因是为补偿前交叉韧带损伤带来的韧带力量下降及活动能力受限。另外还有研究发现，当受试者髋外展肌出现疲劳时，在所有落地动作脚与地面开始接触的一段时间内，为补偿髋关节外展肌力下降而使膝关节角度更加内收；并且在腿部支撑受力阶段产生更大的膝关节内收力矩[12]。与本研究结果类似，即人体对运动链某一环节功能受损的代偿，会引起其他环节活动相应增加；另外长期的代偿策略也会增加其他环节的损伤风险。

综上所述，本研究结果表明，单侧肘关节僵硬患者存在明显代偿性躯干肌肉异常激活，故在针对肘关节僵硬患者给予康复干预时应关注腰部肌肉功能训练，以预防腰痛等并发症产生。

参　考　文　献

[1] Lindenhovius AL, Jupiter JB. The posttraumatic stiff elbow: a review of the literature[J].J Hand Surg Am, 2007, 32(10): 1605-1623.

[2] Myden C, Hildebrand K. Elbow joint contracture after traumatic injury [J].J Shoulder Elbow Surg, 2011, 20(1): 39-44. DOI: 10.1016/j.jse.2010.07.013.

[3] Nandi S, Maschke S, Evans PJ, et al. The stiff elbow[J]. Hand, 2009, 4: 368-379.

[4] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst KC, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures[J].J Electromyogr Kinesiol, 2000, 10(5): 361-374.

[5] Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae exion-relaxation phenomenon: a review of literature[J].J Manipulative Physiol Ther, 2005, 28(8): 623-631.

[6] Ma YJ, Shan XH. Spasm and flexion-relaxation phenomenon response to large lifting load during the performance of a trunk flexion-extension exercise[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2017, 18(1): 505. DOI: 10.1186/s12891-017-1869-6.

[7] O'Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, et al. Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting[J]. Spine, 2006, 31(17): 2009-2016.

[8] Descarreaux M, Lafond D, Jeffrey-Gauthier R, et al. Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue[J]. BMC Musculoskelet Disord, 2008, 9: 10. DOI: 10.1186/1471-2474-9-10.

[9] Beaudette SM, Zwambag DP, Graham RB, et al. Discriminating spatio-temporal movement strategies during spine flexion-extension in healthy individuals[J]. Spine J, 2019, 19(7): 1264-1275. DOI: 10.1016/j.spinee.2019.02.002.

[10] 邢聪，吴瑛，项贤林，等. 人体运动链补偿策略的生理特性及其对运动训练的影响研究进展[J]. 中国运动医学杂志，2017，36(10)：922-926. DOI：10.3969/j.issn.1000-6710.2017.10.015.

[11] Denweth JM, Bey MJ, Mclean SG, et al. Tibiofemoral joint kinematics of the anterior cruciate ligament-reconstructed knee during a single-legged hop landing[J]. Am J Sports Med, 2010, 38(9): 1820-1828. DOI: 10.1177/0363546510365531.

[12] Geiser CF, O'Connor KM, Earl JE. Effects of isolated hip abductor fatigue on frontal plane knee mechanics[J]. Med Sci Sports Exerc, 2010, 42(3): 535-545. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181b7b227.

(修回日期：2019-05-25)

(本文编辑：易　浩)