

RELAÇÃO ENTRE A FORÇA DE EXTENSÃO DO JOELHO E A ATIVIDADE MIOELÉTRICA DOS COMPONENTES DO QUADRÍCEPS

L. A. Elias*, M. F. Vieira**, C. C. A. C. Pacheco**, L. S. Moreira***,
F. B. Rodrigues**** e F. G. Abadia****

*Escola Politécnica/Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

**Faculdade de Educação Física/Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

***Clínica Ortopedia Samaritano, Goiânia, Brasil

****Escola de Engenharia Elétrica/Universidade Federal de Goiás, Goiânia, Brasil

Abstract: The patellofemoral disorders are probably the most common cause of knee pathologies, and a characteristic in patients with patellofemoral pain is a misalignment in the knee extensor mechanism, due the structural and biomechanics changes of the joint, resulting in an imbalance between the lateral and medial components of quadriceps muscle.

The aim of this work was to verify the relationship between the myoelectric activity of the quadriceps muscle and the force of the knee joint in healthy subjects, in order to gather experimental data and best understand the mechanisms involving the patellofemoral disorders.

Palavras-chave: EMG; Biomecânica; Músculo Quadríceps; Estabilizadores da Patela.

Introdução

A Síndrome Dolorosa Femoropatelar (SDFP) é conhecida como uma desordem dolorosa da articulação do joelho que pode ser resultante do mau alinhamento patelar[1], da pronação subtalar excessiva, do aumento do ângulo Q, da torção tibial externa, da retração do retináculo lateral[2,3] e dos desequilíbrios entre os músculos estabilizadores da patela, resultando em atrofia e diminuição da força do músculo Vasto medial oblíquo (VMO).

Em estudos anatômicos e eletromiográficos, o Vasto lateral oblíquo (VLO) passou a ser considerado um importante estabilizador patelar, visto que este atua como antagonista ao VMO, tracionando lateralmente a patela[2].

Classicamente variações na amplitude do eletromiograma (EMG) de algum músculo são relacionadas com a força da articulação na qual o mesmo se insere[4], porém esta relação não é totalmente elucidada e necessita de um melhor detalhamento[5] para os diversos músculos que compõem o sistema muscular humano. Uma das razões pela qual a análise da relação força/EMG é difícil em alguns protocolos é devido à dificuldade de se obter a contribuição individual de um dado músculo ao redor de uma articulação[5,6].

Sendo assim, este estudo se propõe estudar a relação força/EMG do músculo quadríceps durante uma atividade de extensão isométrica do joelho, com o

mesmo a 90°, pois nesta posição o torque articular é definido como sendo máximo[7]. Desta forma é possível medir a força global da articulação e dividir a análise eletromiográfica do músculo em seus componentes laterais: Vasto lateral longo (VLL) e VLO; mediais: Vasto medial longo (VML) e VMO; e o Reto Femoral (RF). Têm-se como objetivo estabelecer um dado padrão de normalidade para as relações força/EMG dos diferentes componentes do quadríceps, em especial os estabilizadores patelares, de forma que este sirva de subsídio para futuros protocolos de tratamento da SDFP e outras desordens femoropatelares.

Materiais e Métodos

Indivíduos – Foram selecionados cinco indivíduos, sendo quatro do sexo masculino e um do sexo feminino, com idades entre 20 e 45 anos, cujo critério de inclusão foi a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (UFG).

Foram excluídos da amostra indivíduos que relataram patologias neuromusculares.

Instalações e Equipamentos – Os ensaios foram realizados no Laboratório de Biomecânica e Bioengenharia da Faculdade de Educação Física da UFG.

Para a aquisição dos sinais eletromiográficos e da força articular do joelho, utilizou-se um eletromiógrafo de 16 canais (*EMG System do Brasil*), sendo dez específicos para eletromiografia e seis para o uso de transdutores.

Este equipamento consiste de uma placa de conversão A/D com 16 bits de resolução, faixa de trabalho de ± 10 V e taxa máxima de amostragem de 4800 Hz. Possui uma amplificação de 100 vezes, além de filtragem passa-faixa com frequências de corte de 10 e 500 Hz.

Para a captação do EMG foram utilizados sensores ativos bipolares diferenciais, pré-amplificados (ganho de 20 vezes) e com uma taxa de rejeição de modo comum maior que 100 dB.

Utilizaram-se eletrodos de superfície auto-adesivos de Ag/AgCl com geometria circular (10 mm de

diâmetro). As faces dos eletrodos são recobertas por gel condutor para aumento da condutividade elétrica.

Na captação da força na articulação do joelho foi utilizada uma célula de carga com capacidade de registro de até 200 kgf (≈ 2 kN).

Para o procedimento experimental uma das extremidades da célula de carga foi fixada perpendicularmente à parede através de cabos e à sua outra extremidade foi acoplada uma cinta, com diâmetro ajustável, para posicionamento no tornozelo do membro a ser avaliado. A mesma foi posicionada em uma superfície estável, paralela ao plano do solo, e sem possibilidade de deslocamento.

Procedimentos Experimentais – Os eletrodos de superfície foram posicionados na pele dos indivíduos após tricotomia e assepsia com álcool 70%.

Para o posicionamento foi traçada uma linha partindo da espinha ilíaca ântero-superior até o centro da patela. A linha serviu de referência para a mensuração dos ângulos de inclinação dos eletrodos. Para o VMO os eletrodos foram posicionados a aproximadamente 4 cm superior e 3 cm medial da borda súpero-medial da patela. No VLL foram fixados 15 cm acima da borda súpero-lateral da patela com inclinação de $13,6^\circ$ [8], em relação à linha de referência, e simetricamente ao posicionamento do VLL foram fixados os eletrodos no VML.

No VLO os eletrodos foram fixados a partir da localização do epicôndilo lateral do fêmur e uma inclinação lateral de $50,4^\circ$ [9], sendo que a porção superficial do VLO se localiza cerca de 2 cm do epicôndilo lateral do fêmur e possui um comprimento superficial de 8,95 cm em média[10].

Por fim os eletrodos do RF foram posicionados no ponto médio da linha de referência.

Os indivíduos foram então solicitados a sentarem-se em um banco de altura ajustável, de forma que joelhos e quadril permanecessem a 90° . A cinta de uma das extremidades da célula de carga foi fixada por meio de velcro no tornozelo do membro a ser avaliado. Os cabos de fixação da célula de carga foram ajustados de forma a impedirem o movimento da articulação do joelho.

Após a preparação inicial os indivíduos foram instruídos a executarem o movimento de extensão isométrica do joelho durante o qual emprenderiam uma força suficientemente grande, porém que não interferisse em sua postura inicial e não causasse um esforço excessivo (contração voluntária submáxima, CVSM). Essa CVSM foi tomada para cada indivíduo como sendo a média de três repetições iniciais.

Em seguida, os indivíduos foram solicitados a executarem o mesmo movimento, porém agora com a força variando de 10% a 80% da CVSM, com passos de 10%, tendo 30 segundos de intervalo entre cada aquisição para o descanso do indivíduo. O próprio indivíduo controlou o nível de força utilizando como *feedback* visual a forma de onda mostrada no *software* de aquisição.

Todas as aquisições tiveram 5 segundos de duração, incluindo as aquisições da CVSM.

Processamento dos Sinais – Os sinais de força e EMG dos músculos VMO, VML, VLO, VLL e RF foram captados a 1500 Hz e armazenados em arquivos “txt”, para um processamento *off-line*, utilizando-se o *software* MatLab® (*The Mathworks, Inc.*).

Os sinais EMG de cada músculo, de cada porcentagem (incluindo a CVSM) e de cada indivíduo, foram filtrados para eliminação de artefatos. O filtro utilizado foi um passa-faixa, com frequências de corte de 10 e 500 Hz.

Posteriormente foi feita uma média das três repetições de cada porcentagem e então se extraiu o valor RMS (*Root-Mean-Square*) do período total (5 s), fornecendo uma estimativa da energia do sinal[4,7].

Para o sinal de força da articulação do joelho foi implementado um filtro passa-baixas com frequência de corte de 10 Hz, de modo a suavizar a curva.

Os valores RMS do EMG (EMG_{RMS}) foram então normalizados pela CVSM e relacionados com a força média desenvolvida durante o período avaliado, que também foi normalizada pela sua correspondente CVSM.

Por fim, as curvas obtidas foram ajustadas pelo método dos mínimos quadrados, com o grau do polinômio de ajuste fixado em dois (1).

$$p(x) = a_1x^2 + a_2x + a_3 \quad (1)$$

Análise Estatística – A análise estatística consistiu do cálculo da média e do desvio padrão dos valores EMG_{RMS} de forma a verificar a variação das curvas força/ EMG_{RMS} entre os indivíduos avaliados, para cada músculo.

Foi também analisada a estatística dos coeficientes de ajuste de curvas, de modo a estimar uma curva média que represente o comportamento da relação força/EMG dos componentes do músculo quadríceps.

Resultados

A Figura 1 apresenta uma amostra de um ensaio realizado com o indivíduo mantendo uma força de contração em cerca de 70% da CVSM.

É possível notar nos gráficos que a contribuição dos músculos para a atividade proposta é desigual, sendo que os componentes oblíquos do quadríceps têm uma maior atividade mioelétrica, enquanto que o RF apresenta uma atividade bem menos acentuada.

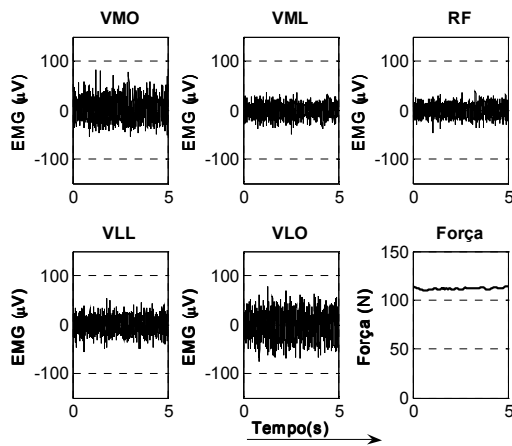


Figura 1: Uma amostra do EMG e da força dos músculos componentes do quadríceps para um ensaio de 70% da CVSM, em um indivíduo.

A média e o desvio padrão dos valores obtidos do EMG_{RMS} de cada músculo avaliado, em cada porcentagem da CVSM, são representados na Figura 2. Nela é possível observar mais claramente o que fora comentado anteriormente: os componentes oblíquos do quadríceps (VMO e VLO) apresentam uma relação força/EMG com maior inclinação, indicando suas maiores contribuições para a atividade de extensão do joelho a 90°, enquanto que o RF tem uma atividade mioelétrica média que não ultrapassa os 50% daqueles obtidos com a CVSM.

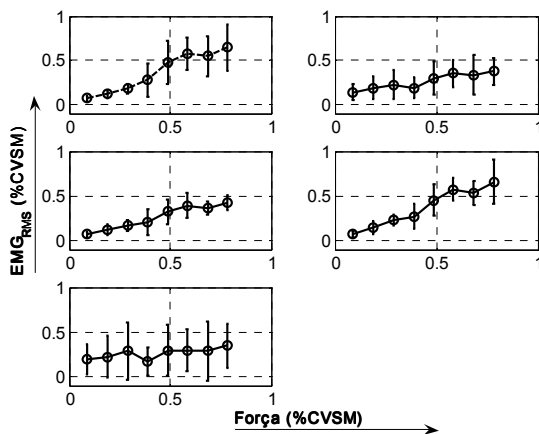


Figura 2: Média e desvio padrão das relações força/ EMG_{RMS} dos músculos do quadríceps. (A) VMO; (B) VML; (C) VLL; (D) VLO e (E) RF. O desvio padrão é apresentado na forma de barras de erro.

A Tabela 1 mostra as médias e os desvios-padrão dos coeficientes de ajuste de curvas utilizados para a estimativa da relação força/EMG nos músculos avaliados.

Tabela 1: Média e desvio padrão dos coeficientes de ajuste das curvas força/EMG dos músculos do quadríceps.

Músculo	Estatística	a_1	a_2	a_3
VMO	Média	-0,17	1,06	-0,06
	Desvio-padrão	1,21	1,02	0,11
VML	Média	-0,01	0,35	0,11
	Desvio-padrão	0,63	0,78	0,18
VLL	Média	-0,23	0,74	-0,01
	Desvio-padrão	0,96	0,81	0,09
VLO	Média	-0,12	0,98	-0,03
	Desvio-padrão	1,13	0,84	0,10
RF	Média	0,15	0,06	0,20
	Desvio-padrão	0,75	1,22	0,33

Estes coeficientes mostram que as curvas, independente do músculo, são fracamente quadráticas (a_1 em geral bem menor do que um), possuindo um alto fator de linearidade (a_2).

A Figura 3 mostra as curvas estimadas pelos polinômios ajustados com os coeficientes apresentados na Tabela 1.

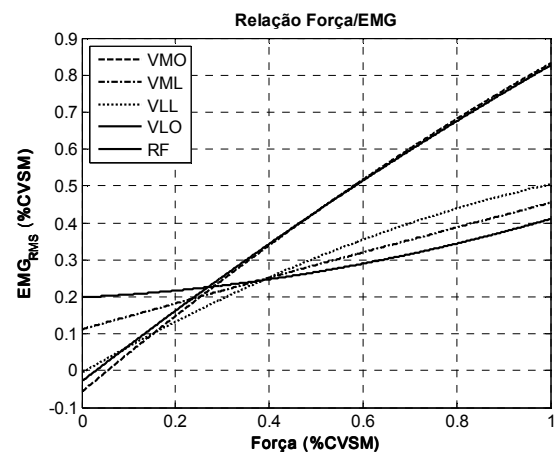


Figura 3: Relações força/EMG média dos músculos do quadríceps obtidas através da estatística dos coeficientes de ajuste de curvas de cada indivíduo.

Nesta figura é possível observar que em diferentes níveis de força os componentes do músculo quadríceps apresentam comportamentos distintos (e.g., o RF para uma força pequena – menor que 10% CVSM – apresenta uma atividade maior do que os demais músculos, porém para forças medianas e altas – acima de 40% CVSM – a atividade do mesmo é a menor dentro os músculos avaliados).

Discussão

Este estudo avaliou a relação força/EMG para os músculos componentes do quadríceps durante uma extensão isométrica com o joelho fixo a 90°. Este protocolo torna-se útil para uma abordagem biomecânica da articulação do joelho devido ao torque (força) articular nesta posição ser maior do que em outras angulações.

Os resultados nos mostram que existem diferenças naturais entre os componentes do quadríceps, entretanto

componentes laterais e mediais apresentam comportamentos semelhantes (Figuras 2 e 3) de forma permitir um movimento mais estável.

Um desbalanceamento dos componentes mediais e laterais dos estabilizadores da patela (VMO e VLO) é reportado como sendo um dos fatores causadores das disfunções femoropatelaes[1,2,3], portanto os resultados aqui apresentados sugerem como os protocolos de tratamento devem progredir de forma a aproximar as relações força/EMG destes músculos.

As estatísticas dos coeficientes de ajuste de curva (Tabela 1) nos indicam que as relações força/EMG são aproximadamente sublineares, onde o fator quadrático representa principalmente a leve saturação que ocorre nas relações devido o total recrutamento das unidades motoras do músculo após cerca de 50% da CVSM[4].

Dentre todos os músculos avaliados o RF apresentou um padrão de recrutamento bem menos intenso na contribuição para a força global do quadríceps (Figuras 2 e 3). Provavelmente isso se deve ao seu tamanho reduzido, possuindo menos fibras musculares, portanto com uma capacidade de gerar uma força menor em comparação com os Vastos. Além disso, sua anatomia bi-articulada não o favorece na posição articular adotada neste estudo.

A menor inclinação do VML e VLL em comparação com o VMO e VLO pode estar relacionada também à posição articular adotada neste estudo. Provavelmente em atividades onde a extensão do joelho progrida além dos 90° a atividade destes músculos podem superar os demais, ou seja, as relações força/EMG podem apresentar inclinações variadas para diferentes angulações do joelho[5].

Conclusão

Conclui-se com este estudo que a estabilidade patelar é um mecanismo que depende principalmente dos componentes oblíquos do músculo quadríceps, sendo que suas relações força/EMG apresentam comportamentos similares.

Haja vista que em protocolos de tratamento para as disfunções femoropatelaes objetiva-se um equilíbrio entre os componentes mediais e laterais dos Vastos, os resultados aqui apresentados podem auxiliar na medida em que após o tratamento terapêutico as relações força/EMG devem apresentar características similares às aqui apresentadas.

Novos estudos podem ser realizados a fim de compreender como as atividades dos componentes do quadríceps se desenvolvem ao longo de uma extensão completa do joelho, e assim estabelecer mais dados biomecânicos acerca desta complexa articulação.

Referências

[1] Thomeé, R., et al. (1999) “Patellofemoral pain syndrome: a review of current issues” *Sports Medicine*, v. 28, p. 245-62.

[2] McGinty, G., et al. (2000) “Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee” *Clinical Biomechanics*, v. 15, p. 160-6.

[3] Wityrouw, E., et al. (1996) “Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome” *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, v. 24, p. 160-5.

[4] De Luca, C.J. (1997) “The use of surface electromyography in biomechanics” *Journal of Applied Biomechanics*, v. 13, n. 2, p. 135-63.

[5] Takahashi, L.S.O. (2006), *Análise da relação entre eletromiografia e força do músculo quadríceps em exercícios resistidos*, Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, São Carlos, 170 p.

[6] Escamila, R.F. (1998) “Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises” *Medicine and Sciences in Sports and Exercises*, v. 30, p. 556-69.

[7] Pandy, M.G., Barr, R.E. (2004) “Biomechanics of the musculoskeletal system”, In: *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, Ed.: M. Kutz, USA: McGraw-Hill Professional, 34 p.

[8] Cowan, S.M., et al. (2001) “Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome” *Archives in Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, p. 183-89.

[9] Grossi, D.B., Pedro, V.M., Bérzin, F. (2004) “Análise funcional dos estabilizadores patelaes” *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 12, p. 99-104.

[10] Grossi, D.B., et al. (2004) “Contribution to the anatomical study of the oblique portion of the vastus lateralis muscle” *Brazilian Journal of Morphological Sciences*, v. 21, p. 47-52.