

# Análise eletromiográfica no domínio da frequência em portadores de Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar

Danilo S. Catelli<sup>12</sup>, Heloyse U. Kuriki<sup>12</sup>, Leonardo F. Polito<sup>12</sup>, Fábio M. Azevedo<sup>2</sup>, Rubén F. Negrão Filho<sup>2</sup> e Neri Alves<sup>12</sup>

1. Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/IQSC/FMRP – USP

2. Laboratório de Fisioterapia Aplicada ao Movimento Humano – FCT/Unesp  
catelli@sc.usp.br

**Resumo**— A Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar (SDFP), possui uma etiologia multifatorial e acomete cerca de 7 a 15% da população, em sua maioria mulheres, jovens, adultos e ativos. Ela causa dor anterior ou retropatelar e é exacerbada durante gestos motores funcionais, tais como subir e descer escadas ou permanecer longos períodos de tempo sentado, agachado ou ajoelhado. Como a avaliação diagnóstica desta síndrome ainda é indireta, diversos mecanismos e metodologias buscam realizar uma classificação que diferencie os portadores de SDFP com relação aos assintomáticos. Com isto, o objetivo deste trabalho foi determinar as características do sinal eletromiográfico (EMG) no domínio da frequência nos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) em portadores de SDFP, durante a subida de degraus. 33 mulheres jovens (22 grupo controle e 11 grupo SDFP), realizaram avaliação EMG em subida de degraus. A frequência mediana (Fmed) do VMO e a frequência 95% (F95) do VL foram menores nos indivíduos sintomáticos. Isto pode estar relacionado com a diferença de estratégia de recrutamento muscular exercida por cada músculo no grupo SDFP quando comparado ao grupo controle.

**Palavras chave**— EMG, SDFP, avaliação biomecânica, análise de movimento.

## I. INTRODUÇÃO

A Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar (SDFP) é caracterizada como uma dor anterior ou retropatelar na ausência de outra patologia e apresenta-se, clinicamente, como uma condição de dor difusa, exacerbada por atividades como subir escadas, ficar muito tempo sentado, agachado e ajoelhado [1]. A SDFP é uma enfermidade comum em atletas e acomete cerca de 7 a 15% da população de jovens adultos ativos, sendo mais comum em mulheres, e uma de suas características é uma alteração na articulação fêmoro-patelar proveniente de uma instabilidade patelar, gerando uma inclinação ou lateralização da patela [2]-[4]. Tomando como base o conceito de equilíbrio de forças envolvidas na presente articulação, onde os músculos do quadríceps – vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) – atuariam conjuntamente para uma extensão uniforme do joelho, e que a lateralização da patela poderia ser gerada por um eventual desequilíbrio na atuação destas forças, muitos estudos vêm utilizando a eletromiografia (EMG) como metodologia de busca e atuação destes músculos em distintas atuações motoras [5]-[7]. Assim poder-se-ia clinicamente conseguir diagnosticar os indivíduos com síndrome, ou mesmo caracterizar e classificar os indivíduos propensos a desenvolver a patologia.

Para tentar realizar essa classificação, estudos envolvendo análise do sinal EMG no domínio do tempo vêm sendo muito utilizados, principalmente para diagnosticar o início de ativação dos músculos VMO/VL e suas relações. Porém, existem ainda muitas contradições envolvendo este aspecto [8]-[11]. A análise do sinal EMG no domínio da frequência têm se mostrado eficiente com relação a parâmetros de designação de características e tipos de contração muscular, bem como determinação de fadiga muscular [12]-[14], a partir do momento que o sinal tenha características específicas de estacionaridade, tendência e sazonalidade. Os parâmetros de análise normalmente utilizados são a frequência mediana (Fmed), ponto que divide a área do espectro de frequência em duas partes iguais, a frequência 95% (F95), ponto que concentra a sua esquerda 95% do total da área do espectro e a frequência de pico (Fp), ponto que determina o pico de frequência no espectro.

Desta maneira, o objetivo central deste estudo foi determinar as características de frequência do sinal EMG em portadores de SDFP durante a fase de transferência de peso em subida de degraus.

## II. MATERIAIS E MÉTODOS

### A. Voluntários

33 voluntárias foram divididas em dois grupos: sendo 22 pertencentes ao grupo controle (média  $\pm$  desvio padrão: idade  $23 \pm 2$  anos, massa corpórea  $55 \pm 6$  Kg, altura  $161,2 \pm 4,8$  cm), e 11 clinicamente diagnosticadas com SDFP (idade  $24 \pm 3$  anos, massa corpórea  $57,3 \pm 5,3$  Kg, altura  $161,9 \pm 5,9$  cm), e foram submetidos a um protocolo de avaliação EMG durante a subida de degraus. O protocolo de diagnóstico ou não da SDFP consistiu em testes na articulação do joelho que excluíssem sinais da síndrome ou outras alterações presentes na articulação fêmoro-patelar. Previamente a participação, todos os procedimentos foram explicados e as voluntárias escreveram um termo de consentimento livre e esclarecido para o estudo. O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisas da FCT/UNESP, processo n.166/2007.

### B. Protocolo de exercício

O protocolo experimental consistiu na subida de três lances de degraus (12 repetições), com 20 cm de altura cada, de maneira contínua e alternada. Durante a realização deste experimento foram coletados os sinais eletromiográficos dos músculos vasto medial oblíquo

(VMO) e vasto lateral (VL) do membro inferior direito (dominante) da voluntária (Fig. 1).

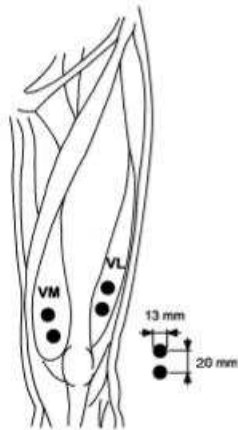


Fig. 1: Posicionamento dos eletrodos no quadríceps

### C. Medições

Para a aquisição do sinal EMG foram utilizados 2 pares de eletrodos de superfície, modelo Meditrace® da marca 3M®, com superfícies de captação de AgCl com 10mm de diâmetro. Os eletrodos foram posicionados paralelamente, separados entre si por 20mm. No cabo do eletrodo havia um circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, CMRR (Common Mode Rejection Ratio) maior que 80 dB e impedância de 1012 Ω. Os sinais foram captados em um módulo condicionador de sinais da marca LYNX®, modelo BIO EMG 1000. Neste módulo três canais para a aquisição de sinais EMG foram configurados com um filtro digital, passa-baixa com frequência de corte de 500Hz e um passa-alta com frequência de corte de 20Hz. Todos os canais apresentavam ganho final de 1000 e frequência de amostragem de 4000Hz. A aquisição e o armazenamento dos sinais em arquivos de dados foram feitos através do software Bioinspector 1.8, também da LYNX®.

### D. Processamento do sinal

Os sinais devem atender os pré-requisitos para o cálculo da transformada de Fourier (estacionariedade, sazonalidade e tendência). Para tanto, foi determinado o pico de ativação do sinal EMG (por meio de envoltória linear) e a partir dele, foi selecionado um trecho de 250 pontos antes e 250 pontos depois, determinando assim um trecho de 501 pontos ou 125ms, extraído para análise. Todos os sinais foram processados em ambiente MatLab® e foi elaborado um algoritmo que calculou a Fmed e a F95 do sinal nos músculos.

### E. Tratamento estatístico

Inicialmente um teste de normalidade foi aplicado nos dados de interesse neste estudo. Utilizou-se, neste caso, o teste de *Shapiro-Wilks*, que observa a correlação entre a amostra dos dados com seu correspondente *score* normal. Após detectado a normalidade dos dados, o teste estatístico determinado foi o *t-student* para amostras independentes, para este teste foi considerado um nível de significância de 5%.

## III. RESULTADOS

Para melhor visualização das médias e respectivos desvios padrão dos dados, eles estão dispostos conforme tabela I.

TABELA I

RESULTADOS FINAIS DAS FREQUÊNCIAS MEDIANAS E FREQUÊNCIAS 95% DE CADA MÚSCULO DE ACORDO COM O GRUPO

	Controle (Hz)	SDFP (Hz)
Fmed – VMO	61.59±10.69	58.15±8.56
Fmed – VL	60.24±9.78	58.96±9.05
F95 – VMO	160.60±34.92	162.51±37.72
F95 – VL	154.04±30.96	144.99±26.81

Para a análise da Frequência mediana (Fmed), houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0.0039$ ) do sinal EMG no músculo VMO entre os grupos controle e SDFP (Fig. 2). Já com relação a análise da F95, foi verificada diferença estatística ( $p=0,01$ ) no músculo VL entre os dois grupos (Fig. 3); intra-grupo sintomático ( $p=0,002$ ) entre VMO/VL; e intra-grupo controle ( $p=0,025$ ) entre VMO/VL. É importante ressaltar, que o menor índice de poder no teste, foi encontrado justamente no último caso (power=0,61), sendo que quanto mais próximo de 1, mais fidedigno ele pode ser considerado.

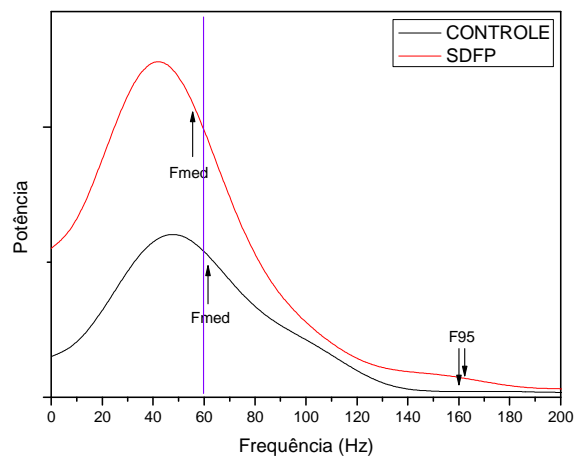


Fig. 2: Ilustração do espectro de frequência no músculo VMO em ambos os grupos com a linha amarela indicando onde houve diferença estatística

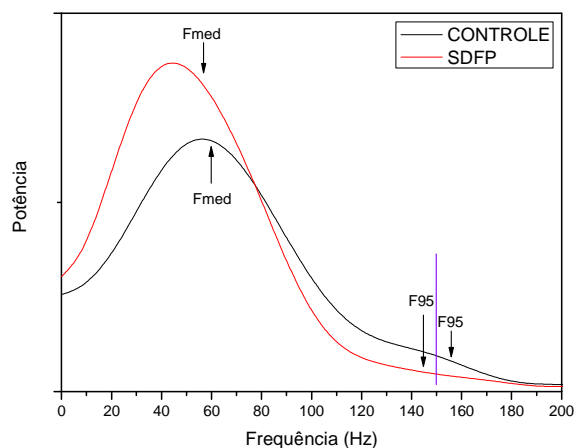


Fig. 3: Ilustração do espectro de frequência no músculo VL em ambos os grupos com a linha amarela indicando onde houve diferença estatística

## IV. DISCUSSÃO

Como afirmado anteriormente, o objetivo deste trabalho é determinar as características do espectro de frequência do sinal EMG durante a fase de transferência de peso em

subida de degraus, em portadores de SDFP. Em princípio, a hipótese para este estudo era encontrar uma diferença de estratégia de recrutamento muscular entre os músculos VMO e VL para os indivíduos sintomáticos, quando comparados com indivíduos do grupo controle.

A Fmed representa uma medida de tendência central, onde divide ao meio a área total do espectro. Já a F95 compreende o ponto onde se concentra 95% desta mesma área. Juntas, elas nos fornecem informações importantes quanto a morfologia do espectro com relação à concentração dos dados na curva.

Comparando-se especificamente cada músculo, podemos observar que no VMO, o padrão de centralidade (Fmed) é distinto em cada músculo, porém não é o mesmo que encontramos no F95; demonstrando assim uma maior dispersão dos dados em SDFP principalmente na metade final do gráfico. No VL, essa relação se inverte já que não foi possível encontrar diferença na Fmed, mas sim na F95; demonstrando uma maior dispersão dos dados no grupo controle. Tendo em mente que uma maior dispersão dos dados na curva de frequência pode significar um recrutamento de fibras musculares com características de contração distintas [13], [15], [16]. Fica evidente que existe um ligeiro desequilíbrio destas características entre os grupos quando fazemos a comparação da relação de atuação em cada músculo, já que os dados de VL em SDFP são mais concentrados dos que do grupo controle, e em VMO mais dispersos.

Já quando comparamos os músculos, encontramos características semelhantes quanto à morfologia do gráfico tanto em SDFP como no grupo controle. A partir da igualdade das Fmed em VMO e VL e da dispersão mais evidente na curva de VMO com relação ao VL em F95. Porém, evidenciamos aqui, que no grupo controle, essa diferença encontrada em F95 ( $p=0,025$ ) não possui o mesmo impacto com relação à diferença encontrada no grupo SDFP ( $p=0,0002$ ). O que indica uma dispersão mais evidente de dados no grupo sintomático.

## V. CONCLUSÃO

A distribuição oposta de densidade VMO/VL, quando observada as Fmed e F95 do grupo controle com o grupo sintomático, pode representar uma relação distinta na tendência de recrutamento de fibras musculares. Porém, uma análise normalizada da característica de potência do gráfico, juntamente com a frequência de pico, poderia ser auxiliar para chegarmos a uma conclusão ainda mais fechada sobre os parâmetros e características de uma análise no domínio de frequência em portadores de Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar.

Reiteramos, que uma análise EMG em outros gestos motores também viria a complementar o estudo aqui desenvolvido.

## AGRADECIMENTOS

Agradecemos a CAPES e a FAPESP (2008/02194-9) pelo suporte financeiro concedido para o desenvolvimento deste estudo.

## REFERÊNCIAS

[1] S.M. Cowan; P.W. Hodges; K.L. Bennell; K.M. Crossley. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome

complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil*, v.33, p.989-95, 2002.

[2] K.M. Crossley; S.M. Cowan; K.L. Bennell; J. McConnell. Knee flexion during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. *Journal of Orthopaedic Research*, v.22, p. 267-274, 2004.

[3] J. LaPrade; E. Culham; B. Brouwer. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, v.27, n. 3, p. 197-204, 1998.

[4] R.P. Csintalan; M.M. Schulz; J. Woo; P.J. McMahon; T.Q. Lee. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.1, n.402, p. 260-269, 2002.

[5] S.M. Cowan, K.M. Crossley. Does gender influence neuromotor control of the knee and hip? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009. v.19, p. 276-282.

[6] A.K. Stensdotter, H.Grip, P.W. Hodges, C. Häger-Ross. Quadriceps activity and movement reactions in response to unpredictable sagittal support-surface translations in women with patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008. v.18: p. 298-307.

[7] K. Cerny. Vastus medialis oblique / vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral syndrome. *Phys. Ther.*, 75 (8): 672-83, 1995.

[8] D. Bevilacqua-Grossi; L.R. Felício; R. Simões; K.R.R. Coqueiro; V. Monteiro-Pedro. Avaliação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da patela durante exercício isométrico de agachamento em indivíduos com síndrome da dor fêmoropatelar. *Revista brasileira de medicina do esporte*, v.11, n.3, p.159-163, 2005.

[9] M.L. Voight; D.L. Wieder. Comparative reflex response time of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. *Am J. Sports. Med*, v. 19, n. 2, p. 131-137, 1991.

[10] S.M. Cowan; K.L. Bennell; K.M. Crossley; P.W. Hodges; J. Connell. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v.34, n.12, p.1879-85, 2002.

[11] H.U. Kuriki. Análise de parâmetros biomecânicos relacionados à Síndrome Dolorosa Fêmoro-Patelar. Tese (Mestrado – Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC/IQSC/FMRP), Universidade de São Paulo, 2009.

[12] P.A. Kaplanis; C.S. Pattichis; L.J. Hadjileontiadis; V.C. Roberts. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009. v.19, p. 157-171.

[13] M. Cifrek; V. Medved; S. Tonkovic; S. Ostojic. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 2009. v.24, p. 327–340.

[14] A.S.C. Oliveira; M. Gonçalves. EMG amplitude and frequency parameters of muscular activity: Effect of resistance training based on electromyographic fatigue threshold. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009. v.19, p. 295-303.

[15] E. Kwatny; D.H. Thomas; H.G. Kwatny. An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1970. 17 (4), 303–313.

[16] T.W. Beck; T.J. Housh; G.O. Johnson; et al. Does the frequency content of the surface mechanomyographic signal reflect motor unit firing rates? A brief review, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, n. 1, 2007. pp. 1-13.