

## Estudo de caso

# Síndrome da dor femoropatelar – eletromiografia, isocinética e ressonância magnética

## *Patellofemoral pain syndrome – electromyography, isokinetic, and magnetic resonance image*

Alessandra de Castro Souza\*, Bernd Foerster\*\*, Alberto Tannus\*\*, Juliano Caldeira Pereira\*\*\*, Debora Bevilaqua-Grossi\*\*\*\*, Alexandre Terruggi Junior\*, Vanessa Monteiro Pedro\*

\*Departamento de Fisioterapia – Universidade Federal de São Carlos – UFSCar, \*\*Grupo de Ressonância Magnética – Instituto de Física de São Carlos, \*\*\*Arquiteto e Urbanista, \*\*\*\*Departamento de Fisioterapia – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo – USP

### Resumo

A proposta deste estudo foi analisar a atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral longo (VLL) associada à avaliação isocinética do músculo quadríceps, durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão de joelho em cadeia cinética aberta (CCA) a 30° de flexão de joelho juntamente com a análise da dor e os parâmetros de congruência articular, evidenciados pela ressonância magnética por imagem (RMI). Foram avaliados dois voluntários, do sexo feminino, sedentários; um portador de Síndrome da dor femoropatelar, sintomático (23 anos) e a outro, clinicamente normal (24 anos). Para análise da atividade elétrica, foram utilizados dois eletrodos ativos diferenciais simples de superfície e um Módulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2). O sinal eletromiográfico foi quantificado pela raiz quadrada da média (RMS), em  $\mu\text{V}$ , e normalizado pela CIVM extensão do joelho a 90 graus. Foram utilizados também um dinamômetro isocinético para o registro do torque médio máximo (TMM), um equipamento de RMI para análise da congruência articular e uma ficha de dor, em mm. Os indivíduos realizaram 5 CIVM de extensão de joelho no ângulo de 30° de flexão para análise da eletromiografia e torque médio máximo. Na mesma angulação foram realizadas as RMI com músculo relaxado. Os resultados evidenciaram que o torque médio máximo das 5 contrações no indivíduo com SDFP foi de 63 (N.m) e do indivíduo normal de 57,3 (N.m). Um aumento da dor também foi verificado no paciente com SDFP (intensidade da dor - de 10mm para 60 mm e a desagradabilidade da dor - de 0 mm para 54 mm). Os resultados revelaram que no indivíduo com SDFP a atividade elétrica do músculo VLL foi de 45,74 e o VMO foi 36,43 e o contrário foi verificado no indivíduo normal, com maior atividade do VMO (70,17) em relação ao VLL (65,29). O ângulo do sulco troclear evidenciado no indivíduo com SDFP mostrou-se maior em relação ao indivíduo normal, 156° e 145°,

respectivamente. Os dados desta pesquisa, dentro das condições experimentais, sugerem uma maior atividade do componente lateral do quadríceps durante as contrações, o ângulo do sulco troclear maior e um aumento da intensidade e desagradabilidade da dor no indivíduo com SDFP. Entretanto, outros estudos são necessários envolvendo um número maior de voluntários para verificar e avaliar melhor as características do indivíduo com SDFP.

**Palavras-chave:** Síndrome da dor femoropatelar, eletromiografia, ressonância magnética, isocinético, vasto medial oblíquo.

### Abstract

The aim of this study was to analyze the electric activity of the vastus medialis oblique (VMO) and vastus lateralis longus (VLL) muscles associated to isokinetic evaluation of the quadriceps muscle during maximum voluntary isometric contraction (MVIC) of knee extension in open kinetic chain (CCA) to 30° flexion (flexion) knee besides the pain analysis and the articulate (articular) congruence parameters showed by magnetic resonance for image (RMI). Two female, sedentary volunteers were evaluated; one with patellofemoral pain syndrome, symptomatic (23 years old) and other, clinically normal (24 years old). Two simple active differential surface electrodes and a signal-conditioning module (1000-v2) were used for electric activity analysis. The electromyographic sign was quantified by the *Root Mean Square (RMS)*, in  $\mu\text{V}$ , and normalized by the MVIC extension of the knee to 90 degrees. An isokinetic dynamometer for the registration of the maximum medium torque (MMT), an equipment of Magnetic Resonance Image (MRI) for analysis of the articular congruence and a pain record, in mm, were used. The subjects performed 5 CIVM of knee extension to the 30° angle for electromyography and maximum medium torque analyses. MRI with relaxed muscle were performed at the same angulation. The

Recebido 4 de maio de 2004; aceito 15 de julho de 2004.

**Endereço para correspondência:** UFSCar, Departamento de Fisioterapia – Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia – LAIOT, Via Washington Luís, Km 235 – CP 676, 13565-905 São Carlos SP, Tel: (16) 260-8754, E-mail: Vanessa Monteiro Pedro, vanessa@power.ufscar.br, Alessandra de Castro Souza, Tel: (35) 38217139/9979 3133, E-mail: alesouza@iris.ufscar.br

results showed that the maximum medium torque in the PFPS patient was 63 (N.m) and in the normal subject was 57.3 (N.m). An increased pain was also verified in the PFPS patient (pain intensity – from 10mm to 60mm and pain discomfort – from 0 to 54). The results revealed that the electric activity of the VLL muscle was 45.74 and the VMO was 36.43 in the PFPS patient and the opposite occurred in the normal subject, with major activity of VMO (70.17) in relation to VLL (65.29). In the PFPS patient, the trochlear groove angle showed larger in relation to the normal subject, 156° and

145°, respectively. In the experimental conditions, the data of this research suggest a major activity of the lateral component of quadriceps muscle during the contractions, a larger trochlear groove angle and increased intensity and discomfort of pain in the PFPS patient. However, other studies involving a greater number of volunteers are necessary to verify and evaluate the PFPS patient's characteristics better.

**Key-words:** *patellofemoral pain syndrome, electromyography, magnetic resonance image, isokinetic, vastus medialis oblique.*

## Introdução

A Síndrome da dor femoropatelar (SDFP) se desenvolve gradualmente por dor difusa na região peri e retropatelar, durante ou após atividades como: subir e descer escadas, agachar ou permanecer sentado por tempo prolongado [1], acompanhada por crepitação e que comumente se alivia com o repouso [2,3], afetando principalmente as mulheres [4].

Para alguns autores a etiologia da SDFP inclui fatores como: trauma, *overuse*, alteração osteocondral, irritação da plica sinovial, frouxidão ligamentar e mau alinhamento patelar [5,6]. Enquanto que para outros, não há um consenso em relação a etiologia, diagnóstico e definição da SDFP [7]. Portanto, ainda permanecem dúvidas sobre as características que possam definir melhor o perfil do indivíduo com SDFP.

Da mesma forma, Nissen [2] revelou que ainda não está claro a associação entre a severidade dos sintomas e a artroscopia ou achados radiológicos. Por outro lado a eficácia da ressonância magnética por imagem para avaliação do joelho [8,9] tem sido descrita, evidenciando-se as anormalidades anatômicas que afetam a articulação do joelho [10].

Além das investigações sobre a congruência articular, a atividade eletromiográfica dos componentes medial (VMO) e lateral (VLL) do quadríceps [11,12], e o pico de torque dos extensores do joelho [13], especialmente nos exercícios comumente recomendados para sua reabilitação, também têm sido utilizados na tentativa de se esclarecer melhor as dúvidas que cercam a articulação femoropatelar. Não foi encontrado na literatura consultada, um estudo que comparasse a atividade eletromiográfica dos estabilizadores patelares e o torque médio máximo do músculo quadríceps de indivíduos com SDFP, nem tão pouco associados a avaliação da congruência da articulação femoropatelar pela ressonância magnética por imagem, a 30° de flexão de joelho, uma vez que este ângulo parece evidenciar significados clínicos importantes da incongruência femoropatelar [14].

Portanto, o objetivo deste estudo foi analisar a atividade eletromiográfica dos estabilizadores patelares associada à avaliação isocinética dos músculos da coxa em CCA a 30° de flexão de joelho, juntamente com a dor, e avaliar o ângulo do sulco e ângulo de congruência, evidenciados pela ressonância magnética por imagem, na tentativa de se investigar as possíveis causas do mau alinhamento patelar, definindo melhor o perfil do paciente portador de Síndrome da dor femoropatelar.

## Material e método

### Voluntários

Foram selecionadas por meio de uma avaliação fisioterápica do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia – (LAIOT), duas voluntárias do sexo feminino (23 e 24 anos), sedentárias, que segundo critérios de inclusão e exclusão [15,16], foram classificadas como sendo: uma portadora de Síndrome da dor femoropatelar, sintomática e a outra considerada clinicamente normal, sem história de dor ou lesão do sistema osteomioarticular [17,18] (Tabela I). Ambas não apresentavam nenhuma história de trauma, deformidades, disfunção neurológica ou cirurgia prévia [17]. Assinaram um termo de consentimento informado, seguindo a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e o trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos.

**Tabela I** – Distribuição dos sinais e sintomas apresentados pelo indivíduo normal e com SDFP.

Sinais e Sintomas	Normal	SDFP
Compressão patelar	-	+
Crepitação patelar	-	+
Ângulo Q	10°	26°
Patela alta	-	-
Pronação subtalar excessiva	-	-
Torção tibial lateral	+	+
Geno valgo	-	+
Tipo de patela	Normal	Medializada
Dor a palpação nas facetas	-	+
Mobilidade patelar	Normal	Hipermóvel
Dor	-	+

### Procedimentos

As voluntárias familiarizam-se com a equipe, equipamentos e exercícios propostos. Realizaram alongamentos, aquecimento e em seguida foram feitas 5 contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão do joelho, nos ângulos de 30° e 90° de flexão de joelho, selecionados aleatoriamente por sorteio. Cada contração teve duração de 6 segundos e um repouso de 30

segundos entre cada contração e de 2 minutos em cada angulação, para se evitar a fadiga.

### **Torque**

Os testes foram realizados em um dinamômetro computadorizado (Biodex, Multi – Joint System 3 da Biodex Medical Systems Inc, New York, USA), com os voluntários na posição sentada (ângulo do encosto fixado a 100°) e com flexão de joelho nos ângulos articulares de 30° e 90°. O eixo mecânico de rotação do dinamômetro foi alinhado com o epicôndilo lateral do fêmur e para minimizar a contração de outros músculos não diretamente envolvidos nos testes, o tronco foi estabilizado com cintos de contenção axilar e pélvico. O membro avaliado foi fixado na região distal, 2cm acima do maléolo lateral junto ao braço de alavanca do dinamômetro.

Os voluntários foram orientados a realizar sua força máxima durante todo o período das CIVM de extensão de joelho e estimulados por comando verbal dos pesquisadores e por estímulo visual do gráfico de torque, que era plotado em tempo real no monitor do dinamômetro a sua frente, com o objetivo de manter o traçado do torque o mais estável possível.

### **Atividade eletromiográfica**

Para a captação da atividade eletromiográfica dos músculos VMO, VLL e VLO foram utilizados três eletrodos ativos diferenciais simples de superfície (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda), compostos por duas barras paralelas de Ag/AgCl, que apresentavam um ganho de 100 vezes; além disso, os eletrodos possuíam índice de rejeição do modo comum (IRMC) de 80 dB e uma impedância de entrada maior que 100 MW. Para reduzir as interferências externas ao sinal EMG, foi utilizado um eletrodo de referência, constituído de uma placa metálica, posicionado na tuberosidade tibial do mesmo lado do joelho analisado. Utilizou-se também um Módulo Condicionador de Sinais (MCS 1000-v2) de 16 canais, com um ganho de 10 vezes, interfaciado com um microcomputador Pentium III com Conversor Analógico Digital – CAD 12/36 – 60K e um Programa de Aquisição de Dados – *Aqdados* 5.7 for Windows (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda.). Possuía um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 500 Hz. Os sinais eletromiográficos foram amostrados de forma sincrônica, com uma frequência de amostragem de 2000 Hz por canal e foram analisados por meio do *Root Mean Square* – RMS ( $\mu$ V).

Os eletrodos de captação do potencial elétrico do VMO e do VLL foram fixados paralelamente às fibras musculares [19], de acordo com os ângulos de inclinação sugeridos por Lieb & Perry [20] e Bevilaqua-Grossi & Berzin [21] respectivamente. O valor máximo de RMS obtido durante os exercícios realizados a 90° de flexão de joelho, foi utilizado

como valor de referência para a normalização. E assim que iniciou a coleta dos dados pelo dinamômetro isocinético, o eletromiógrafo foi acionado simultaneamente pelo examinador.

### **Congruência articular**

A avaliação da anatomia articular foi realizada por um equipamento de Ressonância Magnética Nuclear de 0,5 Tesla, desenvolvido pelo grupo da Ressonância Magnética do Instituto de Física da Universidade de São Paulo – USP (Resolução: 256x256 pontos; Dimensão: 128x128 mm; largura dos planos -THK: 5 mm; distancia dos planos: 6 mm; *Gap*: 1 mm; TR=500ms; TE=25ms e Médias = 4) e as imagens foram coletadas em T1.

Os voluntários permaneceram em decúbito dorsal com o joelho, fletido a 30° e quadríceps relaxado [22,14]. Foram obtidas 9 imagens no plano axial, desde o ápice à base da patela, avaliado-se o ângulo do sulco troclear (AS): formado pela interseção das linhas que passam paralelamente às facetas medial e lateral da tróclea [10,23,24,9]. É um bom indicador de displasia femoropatelar, apresentando uma média de 138°, estando intimamente relacionado à instabilidade da articulação [24] (Figuras 1 e 2) e o ângulo de congruência (AC): obtido pela bissetriz do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha formada entre o sulco da tróclea e o ápice da patela [10,23,24,9], sendo uma média de -6° para avaliar a subluxação [24], apresentando valor negativo com o deslocamento para medial e positivo para a lateral (Figura 3 e 4). Todas as imagens foram analisadas por um médico ortopedista, que selecionou a imagem que apresentava o maior diâmetro da patela que seria utilizada para realizar as medidas [25]. As medidas foram realizadas via *AutoCAD* (versão 2000), realizando-se 3 medidas e obtendo uma média. A visão estática das imagens foi obtida para se avaliar características anatômicas da articulação femoropatelar.

### **Dor**

Cada voluntária preencheu uma escala visual analógica (EVA) de dor, graduada de 0 a 100 mm, avaliando sua intensidade (dimensão sensorial) e desagradabilidade (dimensão afetiva) [27] antes e imediatamente após a realização do exercício proposto.

### **Resultados**

O torque médio máximo (TMM) dos músculos da coxa e EMG dos músculos VMO e VLL de uma voluntária normal e com SDFP, durante CIVM de extensão do joelho a 30° de flexão estão representados na Tabela II e o AS e AC de ambos os voluntários estão representados na Tabela III e Figuras 1, 2, 3 e 4.

Os dados da Figura 5 representam a intensidade e desagradabilidade da dor antes e imediatamente após as CIVM de extensão de joelho, de uma voluntária normal e com SDFP, a 30° de flexão de joelho em CCA.

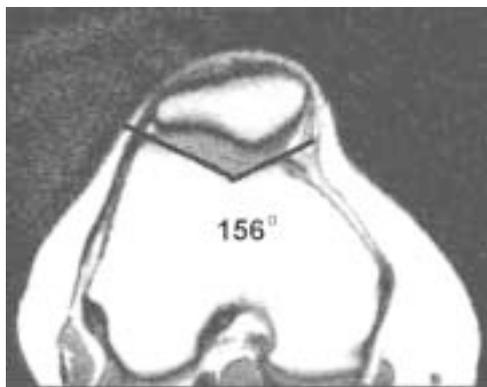
**Tabela II** – Média da atividade elétrica (EMG) normalizada (como porcentagem da CIVM 90o) do VMO e VLL e do torque médio máximo (TMM) dos músculos da coxa, durante CIVM a 30o de flexão de joelho de uma voluntária Normal e com SDFP.

	TMM (N.m)	VMO	EMG	VLL
Normal	57,3	70,17	65,29	
SDFP	63	36,43	45,74	

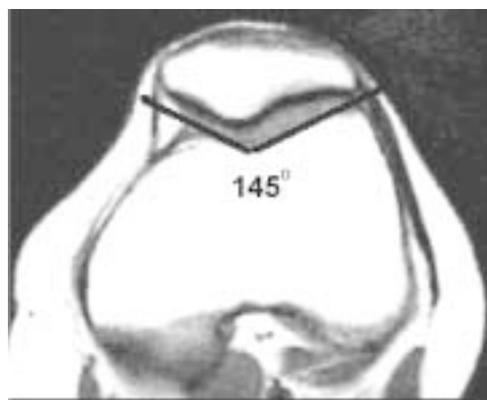
**Tabela III** – Média e desvio padrão do ângulo do sulco (AS), ângulo de congruência (AC), de uma voluntária normal e com SDFP com o joelho fletido a 30° através de RMI.

	AS ( ° )	AC ( ° )
Normal	145 ± 3	-12 ± 1,15
SDFP	156 ± 0,58	-25 ± 4,16

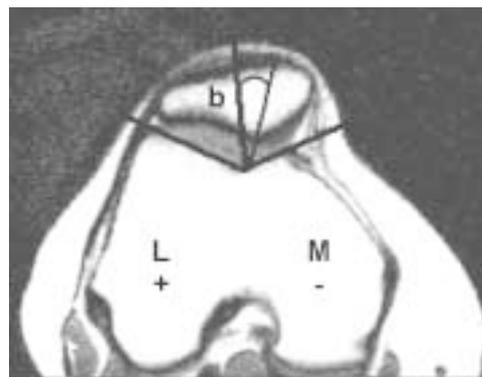
**Figura 1** – Ressonância magnética por imagem da voluntária com SDFP, evidenciando o Ângulo do sulco troclear (AS) de 156°, formado pela interseção das linhas que passam tangencialmente às facetas medial e lateral da tróclea.



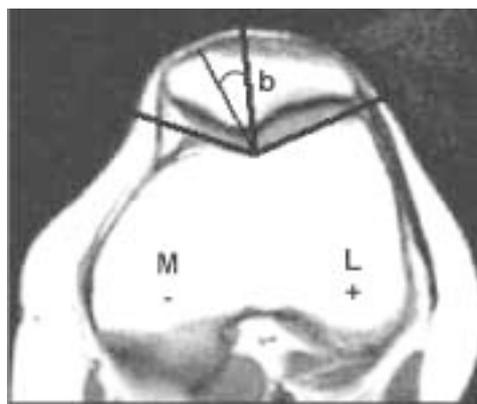
**Figura 2** – Ressonância Magnética por imagem da voluntária normal, evidenciando o Ângulo do sulco troclear (AS) de 145°, formado pela interseção das linhas que passam tangencialmente às facetas medial e lateral da tróclea.



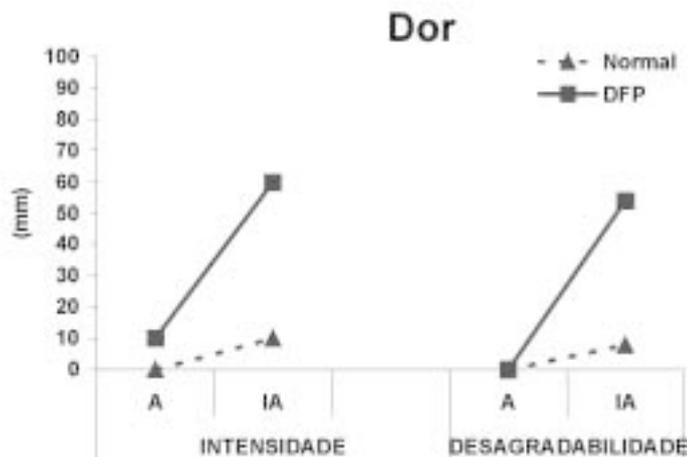
**Figura 3** – Ressonância magnética por imagem da voluntária com SDFP, evidenciando o Ângulo de congruência (AC) de -25°, formado pela bissetriz (b) do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha formada entre o sulco da tróclea e o ápice da patela.



**Figura 4** – Ressonância magnética por imagem da voluntária com normal, evidenciando o Ângulo de congruência (AC) de -12°, formado pela bissetriz (b) do ângulo do sulco troclear e por uma segunda linha formada entre o sulco da tróclea e o ápice da patela.



**Figura 5** – Análise da intensidade e desagradabilidade da dor (mm), antes (A) e imediatamente após (IA) as CIVM de extensão de joelho a 30° de flexão de uma voluntária normal e com SDFP.



## Discussão

Ao analisar o TMM do indivíduo com SDFP, verificou-se que este foi maior do que o encontrado no indivíduo normal. Da mesma forma, apesar das diferenças metodológicas encontradas, um estudo realizado por Mäenpää *et al.* [13] também evidenciou um aumento do pico de torque de pacientes que receberam somente tratamento conservador quando comparado a pacientes que receberam tratamento cirúrgico após sofrerem luxação patelar. Neste caso parece que existem outros fatores como o tempo de imobilização e o trauma cirúrgico que possam estar afetando o controle motor, favorecendo os pacientes que não sofreram cirurgia.

Em relação à avaliação eletromiográfica, o músculo VLL apresentou maior atividade que o VMO no indivíduo com SDFP. Por outro lado, o contrário foi verificado no indivíduo normal. Apesar de não termos avaliado a atrofia, a hipoplasia, a inibição ou a falta de controle motor [27], é provável que a falta de equilíbrio entre o VMO e VL, proporcione uma instabilidade patelar [28,29] uma vez que muitos autores e protocolos clínicos atribuem esta instabilidade dinâmica como sendo insuficiência do VMO.

O fato do indivíduo com SDFP apresentar um aumento da atividade do músculo VLL e associado a isto, um AS maior que no indivíduo normal, sugerindo uma predisposição anatômica a luxação patelar, outros fatores precisam ser melhor investigados, através de estudos de atividades dinâmicas, para explicar a dor durante a caminhada, subir e descer degraus ou sentar por tempo prolongado onde se requer uma flexão de joelho de 30° ou mais, uma vez que a avaliação deste estudo foi realizada estaticamente.

Entretanto ao analisarmos o AC, este apresentou-se negativo (tendendo para medial) em ambos os indivíduos, no ângulo de 30° de flexão de joelho, concordando com os resultados de Kujala *et al.* [14]. Witonski & Góraj [9] relatam que o AC é negativo durante a extensão e permanece negativo com a flexão do joelho a 30°. Se nós definíssemos as articulações femoropatellares como congruentes, onde o AC seja zero ou negativo (na direção medial), poderíamos concluir que os joelhos do indivíduo normal e com SDFP são congruentes a 30° de flexão de joelho. De acordo com Kujala *et al.* [14] muitos pacientes com subluxação patelar (77%) também apresentam congruência a 30° de flexão.

Ao avaliarmos a dor, após o exercício de extensão de joelho a 30° de flexão, tanto a intensidade quanto a desagradabilidade aumentaram apenas no indivíduo com SDFP e a mediada que a intensidade aumentou, a desagradabilidade também aumentou o que não foi observado quando comparado com o indivíduo normal.

## Conclusão

Os achados desta pesquisa, nas condições experimentais utilizadas, revelaram que: a atividade eletromiográfica do

músculo VLL foi maior no voluntário com SDFP, sugerindo uma possível influência do músculo VMO neste paciente, podendo gerar, portanto, uma instabilidade patelar, também evidenciada pelo valor do ângulo do sulco, neste indivíduo. A avaliação da dor mostrou que houve aumento tanto da intensidade quanto da desagradabilidade da dor nos indivíduos com SDFP após as contrações

## Agradecimentos

Ao CNPq – Projeto Integrado de Pesquisa – Processo nº 524190/96, pelo apoio financeiro. À CAPES pela bolsa parcial.

## Referências

1. Thomée R, Grimby G, Wright BD, Lincre JM. Rasch analysis of visual analog scale measurement before and after treatment of patients with patellofemoral pain syndrome. *Scand J Rehabil Med* 1995;27:145-51.
2. Nissen CW, Cullen MC, Hewett TE, Noyes FR. Physical arthroscopic examination techniques of the patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28(5):227-85.
3. Powers CM. Rehabilitation of patellofemoral joint disorders: a critical review. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;8(5):345-54.
4. Lohman EB, Harp TP. A Critical review of patellofemoral pain syndrome in rehabilitation. *Physical and Rehabilitation Medicine* 2003;14(3,4):197-22.
5. Johnson DP, Eastwood DM, Witherow PJ. Symptomatic synovial plicae of the knee. *J Bone Joint Surg* 1993;75-A(10):1485-96.
6. McConnell J. The management of chondromalacia patellae: A long term solution. *Aust J Physiother* 1986;32:215-23.
7. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 1996;24(4):518-27.
8. Tennant S, Williams A, Vedi V, Kinmont C, Gedroye W, Hunt DM. Patello-femoral tracking in the weight-bearing knee: a study of asymptomatic volunteers utilizing dynamic magnetic resonance imaging: a preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2001;9:155-62.
9. Witonski D, Goraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:46-49.
10. Harman M, Dogan A, Arslan H, Ipeksoy U, Vural S. Evaluation of the patellofemoral joint with kinematic MR fluoroscopy. *J Clin Imaging* 2002;26:136-139.
11. Christou E. Patellar taping increases vastus medialis obliques activity in the presence of patellofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004;14:1-10.
12. Larsson B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test-retest reliability of EMG and peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003;13:281-7.
13. Maenpää H, Latvala K, Lehto M. Isokinetic thigh muscle performance alter long-term recovery from patellar dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2000;8:109-12.
14. Kujala UM, Osterman K, Kormanen M, Komu M, Schlenzka D. Patellar motion analyzed by magnetic resonance imaging. *Acta Orthop Scand* 1989;60(1):13-16a.

15. Doucette SA, Goble EM. The effects of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *Am J Sports Med* 1992;20:434-40.
  16. Morrish GM, Woledge RC. A comparison the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. *Scand J Rehabil Med* 1997;29:43-48.
  17. Laprade J, Culham E, Brouwer B. Comparison of five isometric exercises in the recruitment of the vastus medialis oblique in persons with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27:197-04.
  18. Powers CM. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with patellofemoral pain. *Phys Ther* 2000;80(10):950-56.
  19. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Applied Biomech* 2004;13:135-63.
  20. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function: An anatomic and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Jt Surg* 1968;50:1535-48.
  21. Bevilaqua-Grosso D, Bérzin F. Vastus lateralis obliquus muscle- Anatomical and clinical correlation. *Med De Costa Rica y Centro América* 1996;2:123-24.
  22. Kujala UM, Osterman K, Kormanen M, Komu M, Schlenzka D. Patellofemoral relationships in recurrent patellar dislocation. *J Bone Jt Surg* 1989;71(5):788-92.
  23. Katchburian MV, Bull AMJ, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clin Orthop* 2003;412:241-59.
  24. Merchant A. Patellofemoral imaging. *Clin Orthop* 2001; 389:15-21.
  25. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock F. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: A preliminary study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(11):677-85.
  26. Gil IA, Barbosa CMR, Monteiro-PedroV, Silverio KCA, Goldfard DP. Multidisciplinary approach to chronic pain from myofascial pain dysfunction syndrome: a four-year/experience at a brazilian center. *Journal of Craniofacial Practice* 1998:17-25.
  27. McConnell J. The Advanced McConnell Patellofemoral Treatment Plan, Course Notes, The University of Sydney, Lidcombe, New South Wales, Australia; 1996.
  28. Mariani PP, Caruso I. An electromyographic investigation of subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg* 1979;61B:169-71.
  29. Souza DR, Gross MT. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain. *Phys Ther* 1991;71(4):310-20. ■
-