

EFEITO DA ROTAÇÃO DO QUADRIL NA SÍNDROME DA DOR FEMOROPATELAR

GRAMANI-SAY K¹, PULZATTO F¹, SANTOS GM¹, VASSIMON-BARROSO V¹, SIRIANI DE OLIVEIRA A², BEVILAQUA-GROSSI D², MONTEIRO-PEDRO V¹

¹Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia, Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, SP

²Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, SP

Correspondência para: Karina Gramani Say, Rua São José 409, Centro, CEP 14010-160, Ribeirão Preto, SP, e-mail: kagramanis@yahoo.com.br

Recebido: 31/01/2005 – Aceito: 13/10/2005

RESUMO

Objetivo: A proposta desse trabalho foi investigar o efeito da rotação do quadril na atividade elétrica dos músculos Vasto Medial Oblíquo (VMO), Vasto Lateral Oblíquo (VLO) e Vasto Lateral Longo (VLL) no agachamento a 45° de flexão do joelho associado à posição neutra, rotação lateral a 45° e rotação medial a 15 e 30° de quadril. **Materiais e Método:** Foram avaliadas 27 mulheres, sendo 15 mulheres normais do grupo Controle (21,1±2,1 anos) e 12 portadoras de Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) (21,0±2,3 anos). A atividade elétrica do músculo quadríceps foi captada por eletrodos ativos diferenciais simples de superfície, eletromiógrafo de 8 canais e programa Aqdados 7.2.6. Os dados foram normalizados pela porcentagem da média do agachamento a 75° com o quadril em posição neutra – RMS (µV). A análise estatística utilizada foi a ANOVA *two way* com medidas repetidas e Turkey *post hoc* (p≤0,05). **Resultados:** Os resultados evidenciaram interação entre grupos e músculos (p=0,00), independente da posição do quadril (p=0,39) e não houve interação entre grupos e posições do quadril (p=0,96). Os músculos VMO e VLL do grupo SDFP apresentaram atividade elétrica significativamente maior que o VMO (p=0,00) e VLL (p=0,04) do grupo controle. Por outro lado, a atividade elétrica do músculo VLO não apresentou diferença significativa entre os grupos (p=0,99). **Conclusão:** Os resultados dessa pesquisa, nas condições experimentais utilizadas, sugerem que a rotação do quadril não influenciou a atividade elétrica das porções do quadríceps nos dois grupos no agachamento a 45° de flexão do joelho.

Palavras-chave: joelho, músculo quadríceps, síndrome da dor femoropatelar, eletromiografia, dor anterior no joelho.

ABSTRACT

Effect of Hip Rotation on Patellofemoral Pain Syndrome

Objective: The purpose of this study was to evaluate the effect of hip rotation on the electrical activity of the Vastus Medialis Obliquus (VMO), Vastus Lateralis Obliquus (VLO) and Vastus Lateralis Longus (VLL) muscles when squatting with 45° knee flexion, in association with the neutral position, 45° lateral rotation and 15 and 30° medial hip rotation. **Method:** 27 women were evaluated: 15 healthy women as a control group (21.1 ± 2.1 years) and 12 subjects with patellofemoral pain syndrome (PFPS) (21.0 ± 2.3 years). The electrical activity of the quadriceps muscle was detected using simple active differential surface electrodes, an eight-channel electromyography system and the Aqdados 7.2.6 software. The data were normalized by the mean squatting percentage at 75° with the hip in the neutral position – RMS (µV). Two-way ANOVA with repeated measurements followed by the Tukey *post hoc* test (p≤0.05) was used for statistical analysis. **Results:** The results revealed interaction between groups and muscles (p=0.00), independent of hip position (p=0.39), and there was no interaction between groups and hip positions (p=0.96). The VMO and VLL muscles of the PFPS group showed significantly greater electrical activity than did VMO (p=0.00) and VLL (p=0.04) muscles from the control group. On the other hand, the electrical activity of the VLO muscle did not present any significant difference between the groups (p=0.99). **Conclusion:** Under the experimental conditions utilized, the results suggested that hip rotation did not alter the electrical activity of the quadriceps portions in either group when squatting with 45° knee flexion.

Key words: knee, quadriceps muscle, patellofemoral pain syndrome, electromyography, anterior knee pain.

INTRODUÇÃO

A Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) é definida como uma dor anterior ou retropatelar na ausência de outra patologia do joelho¹, de etiologia multifatorial, sendo o mau-alinhamento patelar a hipótese mais frequentemente aceita como o precursor primário de patologia da articulação Femoropatelar (FP)². Considera-se atualmente, o mau-alinhamento do Membro Inferior, o desequilíbrio da musculatura extensora³, a insuficiência do VMO⁴, a fraqueza dos músculos do quadril⁵, a atividade excessiva, a diferença entre o início da contração muscular (onset) entre VMO e VL¹ e a incongruência entre a patela e o sulco troclear femoral⁶ como fatores contribuintes para a origem da dor anterior no joelho.

Apesar da alta incidência, a etiologia da SDFP permanece indefinida, assim como o seu tratamento conservador³. Muitos autores têm sugerido os exercícios em Cadeia Cinética Fechada (CCF), como o agachamento e o “leg-press”, por considerarem que esses exercícios reduzem a força de reação e o stress Femoropatelar⁷. Além disso, os exercícios realizados com o ângulo de 45° são muito utilizados na prática clínica e a sua utilização é defendida em exercícios de CCF por ser considerada uma amplitude de movimento segura para a articulação femoropatelar e por ser o ângulo de maior congruência entre a patela e o sulco troclear^{7,8,9}.

O tratamento conservador fisioterápico da SDFP tem como objetivo promover por meio de exercícios o equilíbrio entre as porções do músculo quadríceps^{8,10,11}, especialmente os estabilizadores patelares mediais (Vasto Medial Oblíquo (VMO) e laterais (Vasto Lateral Oblíquo (VLO) e Vasto Lateral Longo (VLL)^{12,13}. Dessa forma, vários autores recomendam posicionamentos diferentes do membro inferior com o intuito de melhorar a atividade muscular do VMO durante os exercícios em Cadeia Cinética Aberta (CCA)^{10,14} e CCF no leg-press^{3,15} e nos exercícios de agachamento^{16,17}. No entanto, não há um consenso sobre a eficácia dessas posições para o portador de SDFP^{18,19} e o saudável^{3,20}.

O efeito da rotação do quadril na ativação do quadríceps ainda permanece controverso, uma vez que McConnel¹¹ sugeriu o exercício de agachamento com rotação lateral de quadril (posição de plié) para o fortalecimento do VMO em indivíduos com dor por acreditar que essa posição facilitaria a ativação dessa porção muscular. Da mesma forma, Wheathley e Jahnke²¹ e Doucette e Goble²² afirmaram que ocorre uma ativação preferencial do Vasto Medial devido a um “stress” em valgo com a rotação lateral do quadril durante a extensão do joelho. No entanto, Lam e Ng¹⁹ relataram que a rotação medial do quadril favorece a ativação do VMO durante o agachamento em indivíduos com SDFP.

Os trabalhos que investigaram o efeito da rotação do quadril com o agachamento na ativação das porções do quadríceps, avaliaram o VMO e VLL em indivíduos com

SDFP^{18,19} e em apenas um estudo foi verificada a atividade do VLO no agachamento no grupo SDFP assintomático²³. Além disso, nenhum trabalho foi encontrado analisando o efeito da rotação do quadril nas três porções do quadríceps durante o agachamento, em indivíduos com SDFP sintomáticos e realizaram a comparação com um grupo controle.

Diante do exposto, a proposta desse trabalho foi investigar a atividade elétrica dos músculos VMO, VLL e VLO durante o exercício de agachamento isométrico “wall slide” a 45° de flexão do joelho associado à posição neutra e a rotação de quadril, a 15° e 30° em medial e a 45° em lateral, em indivíduos saudáveis e portadores de SDFP.

MATERIAIS E MÉTODOS

Sujeitos

Foram avaliadas 15 voluntárias saudáveis (21,1 ± 2,1 anos; 54,4 ± 8,6 Kg; 1,63 ± 0,06 m) e 12 portadoras de Síndrome da Dor Femoropatelar (SDFP) sintomáticas (21,0 ± 2,3 anos; 58,8 ± 6,5 Kg; 1,64 ± 0,06 m), do sexo feminino, sedentárias ou que não praticassem nenhuma atividade esportiva regularmente (mais de 2 vezes por semana). As voluntárias estudadas foram apenas do sexo feminino considerando as grandes diferenças biomecânicas entre os sexos e a maior incidência da disfunção nesse sexo⁶.

As voluntárias foram selecionadas por meio de uma avaliação física seguindo a ficha de Avaliação do Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia (LAIOT) e de acordo com os critérios de inclusão e exclusão do estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para participação na pesquisa aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa.

Para a inclusão no grupo de SDFP, a voluntária tinha que apresentar dor na articulação FP no último mês²⁴ e dor, em pelo menos 3 das seguintes atividades funcionais questionadas: agachar por tempo prolongado, subir ou descer escadas, ajoelhar, correr, permanecer muito tempo sentado, na contração isométrica do músculo quadríceps e durante a prática de esporte^{1,25}, além de apresentar dor de intensidade pelo menos 2,0cm na Escala Visual Analógica (EVA) na articulação FP na última semana²⁴. Além disso, as voluntárias tinham que apresentar dor, registrada na EVA após a simulação de atividades como agachar a 90° e descer um degrau de 25 cm de altura por 30 segundos^{1,25} e apresentar pelo menos 3 dos sinais clínicos: Teste da Compressão da articulação FP; Crepitação patelar; ângulo Q superior a 16°; Pronação subtalar excessiva; Patela alta; Retração do trato iliotibial; Sensibilidade à palpação das facetas patelares; Torção tibial externa; Mau-alinhamento patelar - Patela medializada ou lateralizada; Presença de hipo ou hiper mobilidade patelar e Sinal da Baioneta^{15,23}.

As voluntárias do grupo controle não apresentavam qualquer história de doença, lesão, trauma, cirurgia ou fratura de Membro Inferior, história de dor na articulação do joelho e presença de dor na articulação FP no último mês²⁴, e poderiam apresentar dor, em apenas duas das atividades funcionais questionadas^{1,25}. Além disso, a voluntária saudável deveria assinalar dor 0 na EVA na última semana²⁴ e não apresentar dor na simulação das atividades funcionais (agachar e descer um degrau de 25cm)^{1,25} e na palpação das facetas patelares.

Foram excluídos desse trabalho, tanto do grupo com SDFP como do controle, os indivíduos que apresentassem fratura prévia de ossos longos do Membro Inferior, cirurgia prévia no joelho, quadril ou tornozelo, subluxação patelar traumática aguda, derrame articular, lesões envolvendo as articulações de quadril ou tornozelo e dor na coluna lombar, uso de medicação e/ou fisioterapia prévia ao estudo¹⁸, além de sintomas por *overuse* (tendinites, bursite, ruptura articular ou tendínea) nos membros inferiores ou história de inflamação intermitente ou persistente na articulação do joelho durante 2 anos anteriores²⁶, presença de outras lesões na articulação do joelho - meniscais, ligamentares ou capsulares e presença de doenças neurológicas¹⁸.

Instrumentação

Foi utilizado um Eletromiógrafo de 8 canais/ 12 bits de resolução (Emg System do Brasil Ltda), interfaciado com um microcomputador Pentium II e um programa para análise digital dos sinais, AqDados 7.2.6. Os sinais EMG foram coletados de forma sincrônica numa frequência de amostragem de 2000 Hz, com filtro passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500Hz, com ganho de 50 vezes no eletromiógrafo e um Índice de Rejeição por Modulação Comum (IRMC) maior que 100 dB.

Foram utilizados os eletrodos ativos diferenciais simples de superfície (EMG System do Brasil Ltda.) compostos por duas barras paralelas de Ag-AgCl, retangulares, cada uma com um 1 cm de comprimento, 1 mm de largura e distância de 1 cm entre si, envolvidas em uma cápsula de poliuretano contendo um microcircuito elétrico, que permitia que o sinal de EMG fosse pré-amplificado com ganho de 20 vezes para captação da atividade elétrica dos músculos. O eletrodo de referência tinha forma oval de 4,5 cm de comprimento e 3,0 cm de largura sendo utilizado para eliminar interferências externas²⁷. Os sinais foram quantificados em RMS (Root Mean Square) e expressos em microvolts (μV).

A amplitude de flexão do joelho foi mensurada por meio de um eletrogoniômetro constituído de duas barras de madeira, cabos flexíveis de 2 metros de comprimento, fios blindados 30 AWG, com abertura de 0 a 225 graus, saída analógica de 0 a 5 V, registro do sinal na unidade real de medida (em graus) e configurável em um dos canais do módulo condicionador.

O agachamento foi realizado sobre um dispositivo plano de madeira, denominado plataforma de agachamento, de 70

cm de largura por 50 cm de profundidade. A plataforma possuía dois aparatos para os pés reguláveis para o posicionamento adequado dos pés e quadril.

Procedimentos

Antes de iniciar a avaliação eletromiográfica, cada voluntária foi orientada e familiarizada com os procedimentos do estudo e foram instruídas a realizarem, previamente a avaliação de EMG, alongamento de 1 minuto para os músculos: quadríceps femoral, isquiotibiais e tríceps sural, com supervisão da fisioterapeuta.

A seqüência dos exercícios foi aleatória, por sorteio, definindo a ordem do posicionamento do membro inferior¹⁶. Durante todo o experimento a temperatura ambiente da sala foi mantida em cerca de 23° C.

A pele da voluntária foi devidamente preparada no local da fixação dos eletrodos, sendo realizada a tricotomia, abrasão e limpeza com álcool 70%, a fim de diminuir a sua impedância. Em seguida, foi traçada uma linha que unia a espinha ilíaca anterosuperior ao centro da patela, para referência das medidas dos ângulos de inclinação das porções musculares¹³, sendo os eletrodos fixados paralelamente ao alinhamento das fibras e os sítios de detecção perpendiculares a estas²⁷.

O eletrodo de captação do sinal eletromiográfico do músculo VMO foi fixado a 4 cm da borda súpero-medial da patela²⁸, com um ângulo de 50-55° de inclinação²⁹, para o músculo VLL, o eletrodo foi fixado a 15 cm da borda súpero-lateral da patela e com 13° de inclinação, no VLO foi fixado no ventre do músculo, entre o epicôndilo lateral e a junção miotendinosa, com inclinação de aproximadamente 50,4°¹³ e o eletrodo de referência foi fixado próximo à região maleolar homolateral do membro inferior avaliado¹⁷.

A voluntária era posicionada na plataforma de agachamento para realização do exercício de “*wall slide*”, com a região lombar apoiada numa bola suíça encostada na parede e os membros inferiores semiflexionados e afastados da parede. Foi também orientado a manter a cabeça ereta, cruzar os braços sobre o peito em direção ao ombro contralateral, mantendo assim um leve contato entre a bola suíça e as costas durante o agachamento. Essa postura tinha como objetivo permitir o máximo de descarga do peso corporal nos membros inferiores bilateralmente⁸.

A distância entre os pés foi igual à distância dos ombros do indivíduo, da borda lateral do acrômio direito até a borda lateral do acrômio esquerdo¹⁶, mensurada, por meio de fita métrica.

A voluntária flexionou lentamente o joelho até o ângulo avaliado, após o comando verbal: “Atenção! Prepare! Agache! Pare! Mantenha, Mantenha, Mantenha! Relaxe!”. Ao atingir o ângulo de flexão, a voluntária já com o pé posicionado no aparato, não realizou resistência para a rotação. A voluntária foi orientada a evitar realizar um valgo de joelhos durante a execução do exercício, principalmente durante a posição do membro inferior em rotação medial.

As medidas de rotação do quadril, posição neutra, 15° e 30° de rotação medial e 45° de rotação lateral, foram realizadas antes do início do exercício para avaliação eletromiográfica, sendo demarcadas por meio de fita adesiva na plataforma.

As voluntárias eram orientadas a manter a contração por 6 segundos em todos os exercícios. Cada exercício foi repetido 3 vezes, com intervalo de 1 minuto e de 2 minutos entre as modalidades de agachamento^{8,18}.

Normalização

Para a normalização dos dados foram realizados dois procedimentos, o primeiro foi por meio da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) de extensão do joelho à 90° de flexão de joelho e quadril em CCA, numa mesa flexo-extensora com o indivíduo devidamente estabilizado²³. O segundo procedimento foi o exercício de agachamento a 75° com o quadril na posição neutra. Os dados foram normalizados por esses dois procedimentos e foi verificado que o agachamento a 75° apresentou o menor coeficiente de variação, o que indicou a maneira mais apropriada para normalizar os dados desse estudo. Além disso, Cowan et al.¹ relataram que a CIVM em CCA não é a melhor forma para normalizar os dados eletromiográficos em indivíduos que apresentam dor, como nesse estudo, já que estes sujeitos não conseguem manter a contração isométrica máxima.

A média dos valores de RMS (μV) obtida dos sinais eletromiográficos nos 3 exercícios de agachamento com associação da posição neutra e rotações medial e lateral do quadril foi dividida pelo valor da RMS da média do

agachamento a 75° de flexão do joelho e rotação neutra do quadril multiplicada por 100²⁸.

$$\frac{\text{Valor Médio de RMS dos exercícios de agachamento}}{\text{Valor Médio de RMS do agachamento a 75° PN}} \times 100$$

Análise Estatística

O método estatístico empregado foi à análise de variância (ANOVA two way) com medidas repetidas considerando os fatores: grupo, posições do quadril. No caso de diferença estatística foi realizado o teste de Tukey *post hoc*, considerando $p \leq 0.05$.

RESULTADOS

Os resultados evidenciaram diferença entre os músculos ($p=0,00$), interação entre grupos e músculos ($p=0,001$) independente da posição de quadril adotada. Não foi encontrada interação entre grupos e posições do quadril ($p=0,96$) e não houve diferença significativa entre as posições do quadril ($p=0,39$).

O músculo VMO do grupo SDFP apresentou atividade elétrica significativamente maior que o músculo VMO do grupo controle ($p=0,000$). Da mesma forma, o músculo VLL dos indivíduos com SDFP apresentou atividade elétrica significativamente maior que o músculo VLL do grupo controle ($p=0,04$). Por outro lado, não houve diferença significativa entre a atividade elétrica do músculo VLO entre os dois grupos ($p=0,99$), independente da posição do quadril (Tabela 1).

Tabela 1. Médias e desvios-padrões dos registros de EMG (RMS) dos músculos VMO, VLO e VLL normalizados no agachamento com diferentes posições do quadril do grupo SDFP (n=12) e grupo Controle (n=15).

	GRUPO CONTROLE			GRUPO SDFP		
	VMO	VLO	VLL	VMO	VLO	VLL
45° PN	37.83	38.33	47.57	49.15*	36.98	54.00**
	(±14.35)	(±17.77)	(±27.46)	(±18.72)	(±9.42)	(±10.82)
45° RL 45	44.61	42.71	54.40	54.86*	42.14	58.91**
	(±15.86)	(±21.03)	(±35.70)	(±18.60)	(±11.10)	(±13.60)
45° RM 30	34.84	33.52	43.59	49.68*	34.24	54.46**
	(±17.07)	(±15.63)	(±26.23)	(±19.97)	(±11.10)	(±15.90)
45° RM 15	38.67	37.30	47.78	46.72*	35.26	53.53**
	(±22.19)	(±21.96)	(±32.71)	(±19.89)	(±12.06)	(±16.81)

* Diferença em relação ao músculo VMO do grupo Controle ($p=0,00$).

** Diferença significativa entre o músculo VLL do grupo Controle ($p=0,028$).

PN: Posição Neutra; RL: Rotação Lateral; RM: Rotação Medial

DISCUSSÃO

Neste trabalho, o exercício em CCF de agachamento foi escolhido por ser um movimento funcional presente nas atividades da vida diária, também muito utilizado nos programas de reabilitação por proporcionar maior estabilidade por meio da co-contracção do músculo quadríceps e isquiotibiais, e propriocepção articular. Além disso, a descarga de peso facilita a ação do VMO nos exercícios em CCF comparando com exercícios em CCA³⁰.

O presente estudo indicou que a rotação do quadril não influenciou a atividade elétrica do quadríceps e não favoreceu a ativação seletiva do músculo VMO, nos dois grupos, apesar da origem dessa porção nos adutores, mais especificamente nos músculos Adutor Magno e Adutor Longo, que embora não motores primários, também são rotadores mediais do quadril e poderiam fornecer uma maior estabilização com a rotação de quadril para a contração do músculo VMO. Considerando essa mesma relação anatômica, vários autores^{8,23,28} verificaram que exercícios associados com adução do quadril favoreciam a atividade elétrica do VMO.

Estes resultados não concordam com os de Lam e Ng¹⁹ que verificaram a influência da posição do quadril na atividade elétrica dos músculos VMO e VL no agachamento a 40° de flexão do joelho associado à rotação medial do quadril a 30° em indivíduos com SDFP. É importante ressaltar que os autores também analisaram o agachamento a 40° de flexão do joelho associado a rotação lateral do quadril a 45° e não encontraram diferença para a atividade elétrica das porções do quadríceps nos portadores de SDFP, assim como o presente estudo. A diferença nos resultados pode estar relacionada com o nível de dor dos indivíduos com SDFP, que no estudo de Lam e Ng¹⁹ foi estipulada em pelo menos 5cm na EVA, enquanto no presente estudo foi considerado pelo menos 2cm, sugerindo que indivíduos com uma intensidade maior de dor seriam influenciados pelo posicionamento do quadril. Além disso, Lam e Ng¹⁹ não avaliaram um grupo controle.

A rotação medial do quadril não influenciou a atividade elétrica das porções do quadríceps em indivíduos com SDFP, nas duas angulações estudadas, ou seja, mesmo com a característica dos indivíduos com SDFP apresentarem um valgo do joelho em atividades de descarga de peso³¹, devido a falta de controle da adução e rotação interna do quadril, essa característica não foi capaz de alterar a atividade elétrica durante o agachamento no grupo SDFP. Apesar de Lam e Ng¹⁹ defenderem o agachamento com rotação medial do quadril a 30° em portadores da SDFP, acreditamos que esse ângulo de rotação promove o posicionamento em valgo do joelho, aumentando o ângulo Q dinâmico e a tendência a força lateral na patela³¹. Analisamos um ângulo de rotação medial menor que 30°, ou seja, de 15°, para verificarmos se também encontraríamos uma maior atividade elétrica do VMO para o grupo SDFP; entretanto, em nenhuma das angulações de

rotação medial encontramos alteração da atividade do quadríceps, nos dois grupos.

Os diferentes posicionamentos do membro inferior, tanto da tibia quanto dos pés, visando o tratamento da SDFP já foram estudados, entretanto, Ninos et al.¹⁶ não encontraram diferença significativa na atividade muscular do VMO e VL, em indivíduos normais, nos exercícios isotônicos de agachamento com a rotação dos pés. Da mesma forma, Serrão et al.³ não evidenciaram influência da posição da tibia (rotação medial, lateral e neutra) na atividade elétrica do VMO durante o exercício de extensão do joelho a 90° no “leg-press” em indivíduos normais. No entanto, a alteração da posição da tibia influenciou a atividade elétrica do VLL que foi maior na rotação medial em relação à posição neutra.

Os resultados mostram que o simples posicionamento em rotação do quadril não foi suficiente para influenciar a atividade do quadríceps sendo necessário verificar se a rotação resistida do quadril associada ao agachamento poderia alterar a atividade desses músculos. Apesar das diferenças metodológicas, Andrade et al.¹⁵ encontraram uma atividade elétrica maior do VMO em relação ao VLO tanto no grupo com SDFP como no Controle no exercício isométrico no “leg-press” a 90° de flexão do joelho e rotação isométrica lateral da tibia, indicando essa rotação de Membro Inferior para o tratamento da SDFP.

No exercício de agachamento, o grupo SDFP apresentou atividade elétrica significativamente maior para os músculos VMO e VLL quando comparado com o grupo Controle, independente da posição do quadril. Entretanto, Coqueiro²³ ao realizar o exercício de agachamento isolado e o agachamento associado à adução isométrica de quadril, ambos a 45° de flexão do joelho, não encontraram diferença significativa entre o grupo SDFP e Controle para a atividade elétrica dos músculos VMO, VLO e VLL, o que mais uma vez sugere a importância da intensidade da dor visto que os indivíduos avaliados por Coqueiro²³ eram assintomáticos.

Além disso, a maior atividade elétrica do músculo VMO e VLL do grupo SDFP em relação ao grupo Controle sugere que a causa da SDFP pode não estar relacionada à diminuição da atividade entre os componentes laterais e mediais do quadríceps, sendo necessário investigar outros possíveis parâmetros envolvidos com a dor na articulação femoropatelar como o início da ativação (“onset”) entre as porções do quadríceps e a cinemática patelar por meio dos ângulos anatômicos (congruência, “tilt” patelar, sulco patelar e sulco troclear) da articulação femoropatelar. Laprade et al.¹⁸ sugeriram que uma atividade elétrica menor do grupo SDFP pode ocorrer secundariamente ao aparecimento da SDFP não sendo a função muscular o único fator etiológico da SDFP ao não encontrarem diferença na relação VMO: VL entre o grupo Controle e SDFP em exercícios de extensão do joelho associados à rotação medial dos pés e adução do quadril.

CONCLUSÃO

Nas condições experimentais utilizadas, nossos dados indicam que a rotação do quadril não influencia a atividade elétrica do VMO, VLO e VLL, no ângulo de 45° de agachamento. Os músculos VMO e VLL do grupo SDFP apresentaram atividade elétrica significativamente maior do que VMO e VLL do grupo Controle. Dessa forma, o exercício de agachamento à 45° poderia ser indicado numa fase mais tardia da reabilitação de indivíduos com SDFP, uma vez que há um maior equilíbrio entre os estabilizadores da patela.

Agradecimentos: ao CNPq pelo apoio financeiro–Projeto Integrado de Pesquisa n.º 524190/96-8 e a CAPES/MEC pela bolsa concedida durante todo o período de realização desse trabalho. Ao Prof. Dr. Jorge Oishi pelo auxílio e orientação na análise estatística desse trabalho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Cowan SM, Bennell KL, Crossley KM, Hodges PW, McConnell J. Physical therapy alters recruitment of the vasti in patellofemoral pain syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2002; 1879-1885.
- Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A Theoretical perspective. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003; 33(11): 639-646.
- Serrão FV, Cabral CMN, Bérzin F, Monteiro-Pedro V. Effect of tibia rotation on the electromyographical activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles during isometric leg-press. *Physical Therapy In Sports* 2005. *in press*.
- Csintalan RP, Schults MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clinical Orthopaedic and related research* 2002; 402: 260-269.
- Ireland ML, Wilson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003; 33(11): 671-676.
- Powers CM. Patellar kinematics, part I: The influence of the Vastus Muscle activity in subjects with and without Patellofemoral Pain. *Physical Therapy* 2000; 80(10): 956-964.
- Steinkamp LA. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am. Journal Sports Medicine* 1993; 21(3): 438-444.
- Earl JE, Schmitz RJ, Arnold BL. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *Journal Electromyography and Kinesiology* 2001; 11: 381-386.
- Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercises* 2001; 33(1): 127-141.
- Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy* 1995; 75(8): 672-683.
- McConnell J. Management of patellofemoral problems. *Manual Therapy* 1996; 1: 60-66.
- Morrish GM, Woledge RC. A comparison of the activation of muscles moving the patella in normal subjects and in patients with chronic patellofemoral problems. *Scandinavian Journal Rehabilitation Medicine* 1997; 29: 43-48.
- Bevilaqua-Grossi D, Monteiro-Pedro V, Bérzin F. Análise funcional dos estabilizadores da patela. *Acta Ortopédica Brasileira* 2004; 12(2): 99-104.
- Mirzabeigi E, Jordan C, Gronley J, Perry J. Isolation of the Vastus Medialis Oblique Muscle during exercises. *The American Journal Sports Medicine* 1999; 27(1): 50-55.
- Andrade PH, Bevilaqua-Grossi D, Bérzin F, Gil IA, Monteiro-Pedro V. Comparação da atividade elétrica do músculo Vasto Medial Oblíquo e Vasto Lateral Oblíquo em indivíduos com disfunção Femoropatelar. *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo* 2001; 8(2): 65-71.
- Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Welss JR. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity turn-out from the selected neutral position. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997; 25(5): 307-315.
- Blanpied P. Changes in muscles activation during wall slides and squat-machine exercise. *Journal of Sports Rehabilitation* 1999; 8: 123-134.
- 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 syndrome. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1998; 27(3): 197-1-204.
- Lam PL, Ng GYF. Activation of the quadriceps muscle during semisquatting with different hip and knee positions in patients with anterior knee pain. *American Journal Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 80(11): 804-808.
- Signorile JF, Kacsik D, Perry A, Robertson B, Williams R. The effect of knee and foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps. *Journal Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 1995; 22(1): 29.
- Wheathley M, Jahnke W. Electromyographical study of the superficial thigh and hip muscles in normal individuals. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation* 1951; 32: 508-15.
- Doucette SA, Goble EM. The effect of exercise on patellar tracking in lateral patellar compression syndrome. *American Journal Sports Medicine* 1992; 20(4): 434-440.
- Coqueiro KRR. Exercício isométrico de agachamento associado à adução do quadril - análise elétrica dos músculos estabilizadores da patela. [Dissertação de Mestrado]. São Carlos (SP): Universidade Federal de São Carlos; 2003.
- Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2001; 82(2): 183-189.

25. Loudon JK, Wiesnert D, Goist-Foley HL, Asjes C, Loudon KL. Intrarater Reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. *Journal Athletic training*. 2002; 73(3): 256-61.
26. Thomeé R. A comprehensive treatment approach for patellofemoral pain syndrome in young women. *Physical Therapy* 1997; 77(12): 1690-1703.
27. Deluca CJ. The use of surface electromyography in Biomechanics. *Journal Applied Biomechanics* 1997; 13: 135-163.
28. Hanten WP, Schulties SS. Exercises effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Physical Therapy* 1990; 70(9): 561-565.
29. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps functions: an anatomical and mechanical study using amputated limbs. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1968; 53-A: 1535-1548.
30. Hodges PW, Richardson CA. The influence of isometric hip adduction on quadriceps femoris activity. *Scandinavian Journal Rehabilitation* 1993; 25: 57-62.
31. Mascal CL, Landel R, Powers CM. Management of Patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 casa reports. *Journal Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2003, 33(11): 647-658.