



Relação eletromiográfica integrada dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral longo na marcha em sujeitos com e sem síndrome de dor femoropatelar

Gilmar Moraes Santos^{1,2}, Karina Gramani Say², Flávio Pulzato², Anamaria Siriani de Oliveira³, Débora Bevilaqua-Grossi³ e Vanessa Monteiro-Pedro²

RESUMO

O objetivo deste estudo foi determinar se existe diferença na ativação dos músculos vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral longo (VLL) durante a marcha em esteira plana e inclinada a 5° entre sujeitos clinicamente normais e portadores da síndrome da dor femoropatelar (SDFP). Dados eletromiográficos foram obtidos dos músculos VMO e VLL em 15 sujeitos clinicamente normais e em 12 portadores da SDFP. O valor da relação VMO/VLL foi determinado a partir da média de oito passadas, em cada condição, obtidas durante 12s. O teste *t* de Student mostrou não haver diferença significativa na relação VMO/VLL entre os dois grupos, independente da condição. Apesar de não haver diferença significativa, os sujeitos do grupo controle mostraram maiores valores na relação VMO/VLL, nas duas condições testadas, do que os sujeitos do grupo SDFP. Os achados sugerem que a relação da atividade elétrica dos músculos VMO e VLL, em indivíduos com e sem SDFP, é igual na marcha, tanto em superfície plana como em com inclinação de 5°.

ABSTRACT

Integrated electromyographic ratio of the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus muscles in gait in subjects with and without patellofemoral pain syndrome

The aim of this study was to determine if there is difference between the vastus medialis oblique and vastus lateralis longus (VMO/VLL) muscles activation during treadmill gait level and ascending to 5% degree between healthy subjects and others with patellofemoral pain syndrome. Electromyographic data from the VMO and VLL muscles were obtained in 15 subjects without and 12 with patellofemoral pain syndrome (PFPS) during treadmill gait with and without 5 degrees inclination. The value of the VMO/VLL ratio was determined from the mean of 8 strides, in each condition, during 12 s. The *t*-Student test did not show significant difference in the VMO/VLL ratio between the two groups, regardless the condition. Although there was not significant difference, the subjects of the control group showed higher values in the VMO/VLL ratio in the two tested conditions than the subject of the PFPS group. The findings suggest that the ratio of the electric activity of the VMO and VLL muscles in individuals with and without SDFP is equal in the gait on flat surface as well as slanted to 5 degrees.

Palavras-chave: Marcha. Relação eletromiográfica. Síndrome de dor femoropatelar.

Keywords: Gait. Electromyographic ratio. Patellofemoral pain syndrome.

Palabras-clave: Trote. Relación electromiográfica. Síndrome de dolor femoropatelar.

VLL ratio in the two tested conditions than the subject of the PFPS group. The findings suggest that the ratio of the electric activity of the VMO and VLL muscles in individuals with and without SDFP is equal in the gait on flat surface as well as slanted to 5 degrees.

RESUMEN

Relación electromiográfica integrada de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral largo en marcha en individuos con y sin síndrome de dolor femoropatelar

El objetivo de este estudio ha sido determinar si existe diferencia en la activación de los músculos vasto medial oblicuo (VMO) y vasto lateral largo (VLL) durante la caminata en cinta plana ergométrica e inclinada a 5° entre individuos clinicamente normales y portadores de síndrome de dolor femoropatelar (SDFP). Datos electromiográficos se obtuvieron de los músculos VMO y VLL en 15 sujetos clinicamente normales y 12 portadores de SDFP. El valor de la relación VMO/VLL se determinó a partir de la media de 8 pasadas, a cada condición, durante 12 s. El test *t* de Student mostró que no hay diferencia significativa en la relación VMO/VLL entre los dos grupos, independiente de la condición. A pesar de no haber diferencia significativa, los integrantes del grupo control mostraron mayores valores en VMO/VLL, durante las dos condiciones probadas que los del grupo SDFP. Los hallazgos sugieren que la relación de actividad eléctrica de los músculos VMO y VLL, en individuos con y sin SDFP es igual en el trote tanto en superficie plana como la que tiene inclinación de 5°.

INTRODUÇÃO

A síndrome da dor femoropatelar (SDFP) é um problema usual⁽¹⁾, sendo uma das desordens mais comuns que afetam o mecanismo extensor do joelho⁽²⁾, ocorrendo mais frequentemente em mulheres⁽³⁾. Sua incidência varia entre 10 e 40%, as maiores taxas ocorrendo em atletas⁽⁴⁾. O fator etiológico mais aceito para a SDFP é o deslocamento anormal da patela⁽⁵⁾. Nessa situação, ocorreria um desequilíbrio entre os músculos estabilizadores primários da patela. A força gerada pelo músculo vasto lateral (VL), não sendo adequadamente equilibrada pela força medial do vasto medial oblíquo (VMO), resulta em deslocamento lateral e mau alinhamento da patela⁽⁶⁾.

Sujeitos com SDFP frequentemente desenvolvem deslocamento lateral excessivo da patela, que poderia ser causado pela fraqueza do VMO. Este é o principal estabilizador medial da patela^(3,7). Para manter o alinhamento normal é necessário haver um equilíbrio na ativação dos músculos VMO e VL. Dessa forma, a

1. UDESC, Departamento de Prevenção, Avaliação e Reabilitação, Florianópolis, SC.

2. UFSCar, Departamento de Fisioterapia, Laboratório de Avaliação e Intervenção em Ortopedia e Traumatologia-LAIOT, São Carlos, SP.

3. USP-FMRP, Departamento de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor, Laboratório de Análise da Postura e do Movimento Humano-LAPOMH, Ribeirão Preto, SP.

Recebido em 29/10/05. Versão final recebida em 1/2/06. Aceito em 20/8/06.

Endereço para correspondência: Gilmar Moraes Santos, Rua Prof. Bayer Filho, 125, Coqueiros – 88080-300 – Florianópolis, SC. E-mail: d2gms@udes.br

relação anormal no padrão de ativação desses músculos poderia alterar a dinâmica da articulação femoropatelar⁽⁶⁾. Além disso, está bem estabelecido na literatura que a relação VMO/VL representa a medida quantitativa da participação relativa de VMO e VL durante a contração muscular. Segundo McConnell⁽⁶⁾, a relação VMO/VL deveria ser de 1:1 em sujeitos clinicamente normais e significativamente menor naqueles com SDFP. Portanto, o treinamento e/ou fortalecimento do VMO torna-se uma parte do programa de reabilitação nos sujeitos com SDFP^(1,8-9).

Alguns estudos eletromiográficos investigaram a relação dos músculos VMO e VL em diferentes exercícios, tais como em cadeia cinética fechada (subir e descer escadas; agachamento; *leg press*) e em cadeia cinética aberta (contrações isotônicas e isométricas de extensão e flexão do joelho)⁽¹⁰⁻¹²⁾. Souza e Gross⁽¹¹⁾ compararam a relação eletromiográfica (EMG) dos músculos VMO/VL entre sujeitos saudáveis e com SDFP unilateral em contrações isotônicas de subir e descer escadas e isométricas máximas e submáximas do quadríceps femoral. Os sujeitos saudáveis exibiram significativamente maiores valores na relação VMO/VL do que os sujeitos com SDFP durante as contrações isométricas. Esses autores deduziram que pacientes com SDFP têm padrões de ativação anormais nas razões VMO/VL. Boucher *et al.*⁽¹²⁾ avaliaram a relação VMO/VL em 18 sujeitos com e sem SDFP durante contrações isométricas máximas em três diferentes ângulos de flexão do joelho (15°, 30° e 90°). Esses autores também encontraram diminuição significativa na relação VMO/VL nos sujeitos com SDFP, especialmente naqueles com maiores valores de ângulo Q, sugerindo redução na atividade do VMO. Além disso, relataram que os exercícios próximos da extensão final poderiam aumentar o desequilíbrio muscular na relação VMO/VL.

Por outro lado, Cerny⁽¹⁰⁾ não encontrou diferença significativa entre indivíduos saudáveis e portadores de SDFP ao analisar a relação VMO/VL durante uma série de exercícios em cadeia cinética aberta e fechada; o autor concluiu que nenhum exercício utilizado recrutou seletivamente o músculo VMO. Sheehy *et al.*⁽¹³⁾ não encontraram diferenças na relação dos picos de ativação VMO/VL entre indivíduos saudáveis e portadores de SDFP durante exercícios de subida e descida de um *step*, sugerindo não haver desequilíbrios entre esses músculos em ambos os grupos estudados. Assim, alguns autores refutam a idéia de desequilíbrio muscular entre VMO e VL, questionando os programas de fortalecimento seletivo do VMO bem como a causa do deslocamento patelar anormal^(2,10,14).

A contração excêntrica do quadríceps, na fase de apoio do ciclo da marcha, é considerada o mecanismo absorvedor dinâmico primário de choque durante a aceitação de peso⁽¹⁵⁾. Entretanto, para pacientes com SDFP, o aumento da flexão do joelho na resposta a carga e da contração do quadríceps elevaria as forças de reação na articulação femoropatelar, induzindo alterações biomecânicas na articulação femoropatelar⁽¹⁶⁾. Clinicamente, sujeitos com dor femoropatelar relatam limitações na marcha, particularmente durante o subir/descer escadas e andar em planos inclinados. O desconforto associado com essas atividades geralmente resulta em modificação nos padrões da marcha, numa tentativa de reduzir as demandas musculares e, conseqüentemente, a dor⁽¹⁷⁾.

Apesar de existirem estudos sobre a análise dos parâmetros da marcha em sujeitos com disfunção femoropatelar^(2,16-18), nenhum deles avaliou a relação VMO/VLL durante essa atividade funcional, tanto em sujeitos clinicamente saudáveis como naqueles com SDFP. Além disso, a literatura consultada evidenciou controvérsia em relação ao comportamento da atividade elétrica dos músculos vastos na marcha em superfície inclinada, relatando aumento⁽¹⁹⁾ ou não⁽²⁰⁾ na atividade desses músculos. Adicionalmente, alguns autores⁽²¹⁻²²⁾ têm sugerido que exercícios em cadeia cinética fechada (CCF) são mais seguros do que exercícios em cadeia cinética aberta (CCA) para sujeitos com SDFP. Pois exercícios em CCF produzem estresse mínimo na articulação femoropatelar durante

a amplitude funcional do movimento, fazendo com que pacientes com SDFP tolerem melhor os exercícios em CCF e, conseqüentemente, exibam melhores resultados funcionais após um programa de reabilitação. No entanto, a importância da atividade muscular em exercícios em CCA e CCF não tem sido extensivamente estudada, especialmente durante a marcha, que é considerada um exercício em CCF⁽²³⁾.

Diante do exposto, o objetivo deste estudo foi determinar se existe diferença na relação VMO/VLL durante a marcha em esteira plana e inclinada a 5° em sujeitos clinicamente normais e em portadores de SDFP.

MÉTODOS

Sujeitos

Participaram do estudo 27 sujeitos do sexo feminino (18-29 anos), 12 com SDFP e 15 clinicamente normais (GC). O protocolo experimental deste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos institucional e, antes da participação, o termo de consentimento formal foi obtido de cada um dos voluntários. As características antropométricas dos sujeitos são apresentadas na tabela 1.

TABELA 1
Média e desvio-padrão dos valores de idade, altura, peso e dominância dos sujeitos clinicamente normais (GC – n = 15) e com disfunção femoropatelar (SDFP – n = 12)

Características	GC	SDFP	P
Idade (anos)	21,66 (± 2,82)	20,5 (± 2,34)	0,48
Altura (m)	1,64 (± 0,07)	1,63 (± 0,07)	0,81
Peso (kg)	57,76 (± 5,96)	52,81 (± 7,73)	0,77
Dominância direita	15 (100%)	7 (58,34%)	
Dominância esquerda	0 (0%)	5 (41,66%)	

Os critérios de inclusão para os participantes do grupo com SDFP foram de dor anterior ou retropatelar no mínimo em três das seguintes atividades: sentar prolongado; subir/descer escadas; agachar, ajoelhar, correr; praticar esporte e na contração isométrica do quadríceps. Além disso, deveriam apresentar dor à palpação patelar, dor na articulação femoropatelar de no mínimo 2 na escala visual analógica (EVA) de 10cm na última semana, início insidioso de dor não relacionado a etiologia traumática e ainda dor, de qualquer grandeza, em dois testes funcionais, agachamento bilateral a 90° e descer um *step* de 25cm, ambos com 30s de duração^(24,25). Foram excluídos sujeitos que relatassem história de cirurgia no joelho, lesão meniscal e/ou ligamentar e se tivessem feito fisioterapia nos últimos seis meses.

Os critérios de inclusão^(16,24-25) considerados para os sujeitos clinicamente normais foram: (a) ausência de qualquer história de dor, trauma, lesão meniscal ou ligamentar na articulação do joelho; (b) sem presença de doença neurológica ou do sistema osteomioarticular; (c) sem qualquer problema nas articulações do quadril e do pé; (d) não tenham feito nenhuma cirurgia e/ou se submetido a fisioterapia no membro inferior; (e) não apresentar dor durante a realização dos testes funcionais de agachamento e *step*; e (f) apresentar menos de dois dos mesmos sinais clínicos considerados para o grupo SDFP.

Instrumentação

A atividade elétrica dos músculos VMO e VLL foi captada por eletrodos de superfície bipolares ativos simples diferenciais (EMG System do Brasil), constituídos por duas barras de prata-cloreto de prata com 10mm de comprimento, 1mm de largura e 2mm de altura cada, posicionadas paralelamente e separadas entre si por 10mm. Esses eletrodos permitem amplificação diferencial de 50x,

com impedância de entrada de $10G\Omega$ e faixa de rejeição de modo comum (130dB até 60Hz). Os eletrodos foram conectados a um modo condicionador de sinais de oito canais (EMG System do Brasil) e foram amplificados e filtrados por um filtro *Butterworth* passa-banda (20Hz-500Hz). Os sinais eletromiográficos dos músculos VMO e VLL foram então digitalizados por uma placa conversora A/D de 12 bits de faixa de resolução dinâmica e a frequência de amostragem foi ajustada em 2KHz, com faixa de entrada de $\pm 10V$.

Procedimentos

Antes da colocação dos eletrodos a pele foi tricotomizada, limpa com álcool e levemente abrasada para reduzir a impedância e eliminar eventuais interferências. Os eletrodos para o VMO foram colocados aproximadamente 4cm superiormente à borda súpero-medial da patela⁽⁶⁾ e orientado 55° em relação ao eixo do fêmur⁽⁷⁾. Para o músculo VLL, os eletrodos foram posicionados aproximadamente 11cm superiormente à borda súpero-lateral da patela com inclinação de 15° ao eixo do fêmur⁽²⁶⁾. De acordo com o estudo anatômico de Weinstabl *et al.*⁽²⁶⁾, a posição do eletrodo do VLL no presente estudo seria similar à da colocação do eletrodo para o músculo VL nas outras investigações^(1,6,8-14,16-17,24,27). O eletrodo de referência foi fixado logo acima do tornozelo do membro estudado. Também foi fixado um *foot-switch* no calcanhar (do membro estudado) dos sujeitos, sincronizado com os sinais eletromiográficos, que gerava um nível diferente de voltagem quando em contato com o solo, permitindo identificar as diferentes fases da marcha. Toque do calcanhar do solo até o próximo toque ipsilateral foi definido como uma passada, sendo considerados 100% do tempo da passada⁽²⁸⁾.

Para coleta dos dados eletromiográficos, os sujeitos andaram em uma esteira elétrica (*Pro-action Fitness*) primeiro sem inclinação e após com inclinação de 5° . Essa ordem foi escolhida para facilitar o procedimento experimental e acreditamos que essa ordem não influenciaria os resultados, pois o tempo entre as duas condições foi de aproximadamente um minuto. A velocidade da esteira foi predeterminada para cada indivíduo calculando-se a velocidade média de uma caminhada no solo por 5m em três tentativas. Os valores da velocidade média de cada grupo foram similares (GC – $3,9 \pm 0,3\text{km/h}$; SDFP – $3,8 \pm 0,4\text{km/h}$), não havendo diferença estatística significativa entre eles.

A avaliação eletromiográfica foi obtida da musculatura do membro dominante no GC (aquele utilizado para chutar uma bola), enquanto o lado acometido ou com maior acometimento no caso de SDFP bilateral foi avaliado no grupo SDFP.

Análise dos dados

Os sinais eletromiográficos brutos foram processados para obtenção do envoltório linear seguindo as etapas de retificação em onda completa, alisamento por filtragem com *Butterworth* de 4ª ordem e frequência de corte de 5Hz. As amplitudes dos envoltórios lineares foram normalizadas pela média do valor da amplitude retificada e alisada e, na base do tempo da atividade⁽²⁷⁾, pela duração total da passada ajustada para 100% usando uma rotina matemática adequadamente elaborada no programa *Matlab 6.08* (figura 1). Optamos pela normalização pela média, pois alguns estudos⁽²⁹⁻³¹⁾ notaram maior eficiência e aplicabilidade desse tipo de normalização durante atividades dinâmicas, além de demonstrarem menor variabilidade⁽³²⁾ quando comparados com outros métodos.

O valor da amplitude do envoltório linear foi determinado para todos os músculos em função do toque do calcanhar no solo através da integração trapezoidal do envelope linear⁽²⁹⁾. Essa integração foi calculada a partir da média de oito passadas, coletadas no período de 12 segundos de cada sujeito de ambos os grupos. Posteriormente, foi calculado o quociente da amplitude eletromiográfica do VMO pela amplitude do VL, ou relação VMO/VLL.

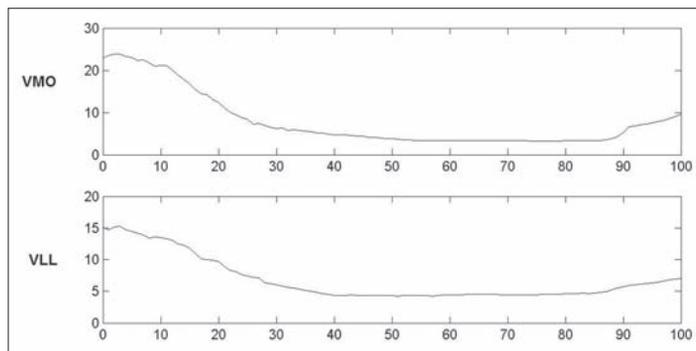


Figura 1 – Exemplo dos sinais elétricos dos músculos VMO e VLL normalizados para o cálculo da integral matemática da área abaixo da envoltória

Análise estatística

Utilizou-se o teste de Shapiro-Wilks para verificar a distribuição normal dos dados. As características dos sujeitos (idade, altura e peso) e os valores do ângulo Q foram comparados entre os grupos usando teste *t* de Student. Para verificar a diferença na intensidade da dor após andar na esteira foi aplicado o teste *U* de Mann-Whitney. A diferença na relação VMO/VLL entre os dois grupos, bem como a diferença entre as condições (superfície plana x superfície inclinada) foi testada por Anova *two way* com medidas repetidas. Todos os níveis de significância foram determinados como $p \leq 0,05$. As análises estatísticas foram realizadas com o programa *Statistica 5.0*.

RESULTADOS

Os resultados deste estudo não evidenciaram diferenças estatisticamente significantes na relação VMO/VLL entre as médias do GC e SDFP (tabela 2). Embora não fosse encontrada diferença significativa entre os dois grupos, a relação VMO/VLL foi maior nos sujeitos do grupo controle, independente da condição (esteira plana ou inclinada a 5°).

TABELA 2
Relação eletromiográfica integrada VMO/VL durante o andar na esteira em superfície plana e em inclinada a 5° em sujeitos clinicamente normais (GC – n = 15) e portadores de SDFP (n = 12)

Condição	Média (\pm DP)		F	P
	GC	SDFP		
Sup. plana	1,03 (\pm 0,25)	1,01 (\pm 0,17)	0,59	0,45
Sup. inclinada	1,08 (\pm 0,30)	0,99 (\pm 0,24)		

Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes no valor do ângulo Q entre os sujeitos do GC e SDFP, embora estes últimos apresentem tendência de maiores valores que os dos clinicamente normais (tabela 3).

TABELA 3
Média, desvio-padrão e teste *t* para os valores do ângulo Q dos sujeitos do GC (n = 15) e SDFP (n = 12)

Variável	GC (n = 15)	GDFF (n = 10)	t	p
Ângulo Q	17,9° (\pm 3,6)	19,5° (\pm 3,3)	1,16	0,25

Na figura 2 são mostrados os dados de intensidade de dor após andar na esteira (EST), dos sujeitos do SDFP e GC. O teste *U* de Mann-Whitney evidenciou que não houve diferença significativa durante o andar na esteira, tanto em superfície plana como em inclinada. Os resultados também mostraram que os sujeitos do SDFP já apresentavam alguma dor antes da realização dos testes.

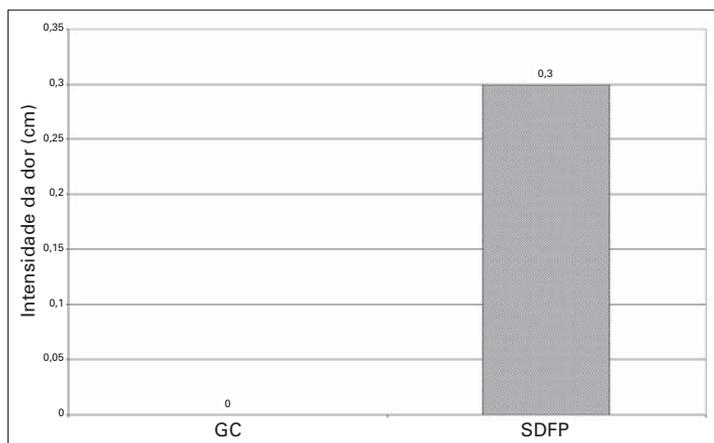


Figura 2 – Intensidade de dor percebida pelos sujeitos do GC (n = 15) e SDFP (n = 12) após andar na esteira

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo não indicaram diferenças significativas na relação VMO/VLL entre os sujeitos considerados clinicamente normais e aqueles com SDFP, independente de a marcha em esteira ser realizada com ou sem inclinação. Esses resultados estão de acordo com os obtidos por Cerny⁽¹⁰⁾. Este, apesar de não ter encontrado diferença significativa, seus resultados mostraram que, nos exercícios em CCF (*wall slide*; descer escada; simulação de uma passada), os sujeitos clinicamente normais possuíam maior relação VMO/VL do que os sujeitos com SDFP. Esse resultado, apesar de o tipo de exercício ter sido diferente, também foi encontrado no nosso estudo tanto na marcha em superfície plana (GC – 1,03; SDFP – 1,01) como na inclinada (GC – 1,08; SDFP – 0,99). É importante salientar que os valores acima de 1 na relação VMO/VLL indicam que o VMO foi mais ativado que seu antagonista, enquanto que valores abaixo de 1 revelam que o VLL foi o mais recrutado durante a atividade.

Uma possível explicação para os achados do nosso estudo seria a ausência de efusão e a presença de dor mínima (0,3 em uma escala de 0 a 10), tanto antes como depois do andar na esteira nas duas condições avaliadas, nos sujeitos com SDFP. Segundo Spencer *et al.*⁽³¹⁾ a diminuição na atividade do músculo quadríceps tem origem na inibição reflexa, provocada pela dor e efusão.

Outra provável explicação estaria relacionada ao valor do ângulo Q (SDFP – 19,5°), que é um indicador de mau alinhamento mecânico do membro inferior, similar aos sujeitos do GC (17,9°). Segundo Boucher *et al.*⁽¹²⁾, quando o mau alinhamento mecânico do membro inferior é leve (ângulo Q menor que 22°), a relação VMO/VL nos sujeitos com SDFP é similar à dos sujeitos clinicamente normais. Além disso, acreditamos que a atividade proposta, por ser um exercício em CCF e, conseqüentemente, com sustentação de peso, poderia dificultar o deslocamento lateral da patela⁽³³⁾.

Por outro lado, Souza e Gross⁽¹¹⁾ mostraram que a relação VMO/VL foi significativamente maior em sujeitos clinicamente normais quando comparados com sujeitos com dor femoropatelar. É possível que diferença metodológica seja a responsável pelos resultados diferentes encontrados entre nosso estudo e o de Souza e Gross⁽¹¹⁾. Em nosso estudo utilizamos dados eletromiográficos normalizados pela média da amplitude do envelope linear em oito passadas, enquanto que Souza e Gross⁽¹¹⁾ utilizaram dados não normalizados. Além disso, as atividades funcionais avaliadas foram diferentes, ou seja, descer escadas *versus* marcha, bem como a amostra, homens e mulheres no estudo de Souza e Gross⁽¹¹⁾ e somente mulheres no presente estudo. Em relação à seleção da amostra, de acordo com Csintalan *et al.*⁽³⁴⁾, homens e mulheres apresentam diferenças quanto à área e à pressão de contato femoropatelar bem como na resposta dos músculos vastos à aplica-

ção de carga. Segundo esses autores, essas diferenças poderiam explicar a maior incidência de síndrome femoropatelar em mulheres. Além disso, cuidados devem ser tomados ao comparar resultados de sujeitos saudáveis e sujeitos com patologia no joelho em função do tipo de exercício investigado na avaliação EMG, como, por exemplo, exercícios com esforço isométrico máximo e submáximo seriam diferentes de exercícios isotônicos.

Nossos resultados mostraram ainda que, apesar de não haver diferença significativa entre os grupos, houve tendência de os sujeitos clinicamente normais terem maior relação VMO/VLL do que os sujeitos com SDFP, tanto durante a marcha em superfície plana quanto em inclinada. Apesar de não sabermos se as diferenças encontradas no nosso estudo – 0,02 (marcha em superfície plana) e 0,09 (marcha em superfície inclinada) – na relação VMO/VLL seriam clinicamente significativas, é possível acreditar que a tendência na diminuição dessa relação poderia estar ligada à redução na força de estabilização medial da patela⁽¹⁰⁾; no entanto, mais estudos são necessários para comprovar essa suposição.

No presente estudo, em relação aos valores absolutos de cada músculo, os sujeitos com SDFP mostraram maior ativação na superfície inclinada, tanto no VMO (plana – 651,82; inclinada – 783,64) como VLL (plana – 656,45; inclinada – 818,18), mas especialmente no músculo VLL. Embora a razão mais comum para diminuição na relação VMO/VLL seja a redução na atividade do músculo VMO^(1,8,12), nossos resultados indicaram que a redução no valor da relação VMO/VLL encontrado nos sujeitos com SDFP está relacionada a maior recrutamento do músculo VLL, especialmente durante a marcha em superfície inclinada. Além disso, os resultados mostraram que para os sujeitos do grupo controle houve aumento na relação VMO/VLL entre as duas condições testadas, especialmente na atividade do músculo VMO, evidenciando que nesses sujeitos há equilíbrio entre os estabilizadores primários da patela.

Finalizando, acreditamos que novos estudos são necessários para investigar o comportamento da atividade elétrica muscular durante um período de tempo maior, a fim de melhor compreender a utilização da esteira como um equipamento para a avaliação, o tratamento e o treinamento de sujeitos com SDFP.

CONCLUSÃO

Este estudo, nas condições experimentais utilizadas, verificou que sujeitos clinicamente normais e com síndrome de dor femoropatelar apresentaram relação VMO/VLL similar tanto no andar na esteira em superfície plana quanto em inclinada. Os resultados também mostraram tendência de os sujeitos do GC apresentarem maior relação VMO/VLL do que os sujeitos com SDFP, embora isso necessite ser comprovado em outros estudos.

Todos os autores declararam não haver qualquer potencial conflito de interesses referente a este artigo.

REFERÊNCIAS

1. McConnell JS. The management of chondromalacia patellae: a long-term solution. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1986;32(4):215-23.
2. Powers CM, Landel R, Perry J. Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patello-femoral pain. *Phys Ther*. 1996;76(9):945-55.
3. Fulkerson JP, Arendt EA. Anterior knee pain in females. *Clin Orthop Relat Res*. 2000;(372):69-73.
4. Harrison E, Magee D. Patellofemoral pain syndrome: the ongoing challenges in etiology, diagnosis, and management. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*. 2001;13(2):253-68.
5. Insall J. Patellar malalignment syndrome. *Orthop Clin North Am*. 1979;10:117-22.
6. Owings MT, Grabiner MD. Motor control of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscle is disrupted during eccentric contractions in subjects with patellofemoral pain. *Am J Sports Med*. 2002;30(4):483-7.

7. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function: an anatomic and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am.* 1968;50(8):1535-48.
8. McConnell J. Management of patellofemoral problems. *Man Ther.* 1996;1(2):60-6.
9. Hanten WP, Schulthies SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Phys Ther.* 1990;70:561-5.
10. Cerny K. Vastus medialis oblique/vastus lateralis muscle activity ratios for selected exercises in persons with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995;75:672-83.
11. 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;71:310-20.
12. Boucher JP, King MA, Lefebvre R, Pépin A. Quadriceps femoris muscle activity in patellofemoral pain syndrome. *Am J Sports Med.* 1992;20:527-32.
13. Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, Vanswearingen J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27:423-9.
14. Powers CM. Patellar kinematics, part 1: The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 2000;80(10):956-64.
15. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function.* Thorofare: Slack Inc., 1992.
16. Powers CM, Perry J, Hsu A, Hislop HJ. Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? *Phys Ther.* 1997;77(10):1063-78.
17. Powers CM, Heino JG, Rao S, Perry J. The influence of patellofemoral pain on lower limb loading during gait. *Clin Biomech.* 1999;14:722-8.
18. Nadeau S, Gravel D, Hébert LJ, Arsenault AB, Lepage Y. Gait study of patients with patellofemoral pain syndrome. *Gait Posture.* 1997;5:21-7.
19. Brandel BR. Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. *Am J Phys Med.* 1977;56(2):59-74.
20. Ciccotti MG, Kerlan RK, Perry J, Pink M. An electromyographic analysis of the knee during functional activities. The normal profile. *Am J Sports Med.* 1994;22(5):645-50.
21. Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clin Orthop Relat Res.* 1979;(144):9-15.
22. Steinkamp LA, Dillingham MF, Markel MD. Biomechanical considerations in patellofemoral joint rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1993;21:438-44.
23. Wilk KE, Reinold MM. Principles of patellofemoral rehabilitation. *Sports Medicine and Arthroscopy Review.* 2001;9:325-36.
24. Cowan SM, Hodges PW, Bennell KL, Crossley KM. Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83:989-95.
25. Loudon JK, Wiesnert D, Goist-Foley HL, Asjest C, Loudon K. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. *J Athl Train.* 2002;37(3):256-61.
26. Weinstabl R, Scharf W, Firbas W. The extensor apparatus of knee joint and its peripheral vasti: anatomic investigation and clinical relevance. *Surg Radiol Anat.* 1999;11:17-22.
27. Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984;65:517-21.
28. Ericson MO, Nissel R, Ekholm J. Quantified electromyography of lower-limb muscles during level walking. *Scand J Rehabil Med.* 1986;18:159-63.
29. Benoit DL, Lamontagne M, Cerulli G, Liti A. The clinical significance of electromyography normalization techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *Gait Posture.* 2003;18(2):56-63.
30. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science.* 1984;3:51-76.
31. Spencer JD, Hayes KC, Alexander IJ. Knee joint effusion and quadriceps reflex inhibition in man. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984;65:171-7.
32. Knutson LM, Soderberg GL, Ballantyne BT. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol.* 1994;4(1):47-59.
33. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. 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.
34. Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(402):260-9.