

Influência do calçado de salto alto na atividade eletromiográfica do músculo quadríceps em mulheres com e sem síndrome da dor femoropatelar durante a tarefa de levantar e sentar

Influence of high-heeled shoes on the quadriceps electromyographic activity in women with and without patellofemoral pain syndrome during the sit-to-stand task

Influencia del calzado de tacón alto en la actividad electromiográfica del músculo cuádriceps en mujeres con y sin síndrome de dolor patelofemoral durante la tarea de levantarse y sentarse

Laísila da Silva Paixão Batista¹, Valéria Mayaly Alves de Oliveira¹, Lucas Pereira Lopes de Souza², Ana Carolina Rodarti Pitangui³, Rodrigo Cappato de Araújo⁴

RESUMO | O objetivo do estudo foi analisar a influência do calçado de salto alto na atividade eletromiográfica (EMG) do músculo quadríceps durante a tarefa de sentar e levantar. Participaram deste estudo 10 voluntárias assintomáticas com 20,2±3,0 anos e 10 voluntárias com síndrome da dor femoropatelar (SDFP) com 21,3±3,4 anos. As voluntárias executaram a tarefa de sentar e levantar em 3 diferentes condições: descalças, com tênis e com calçado de salto de 10 cm. A atividade EMG do vasto medial oblíquo (VMO), vasto lateral (VL) e reto femoral (RF) foi registrada durante a execução das tarefas por meio de eletrodos de superfície simples diferencial conectados ao eletromiógrafo. Para comparação entre grupos e tarefas, foi utilizado o teste ANOVA com medidas repetidas e o *post hoc* do teste de Tukey ($p < 0,05$). Os resultados demonstraram maior atividade EMG do músculo VMO, no grupo Controle, durante as tarefas de levantar e sentar utilizando o salto alto. No grupo SDFP, foi observado aumento da atividade EMG do VL na tarefa de levantar do banco e diminuição da razão VMO:VL com o uso do salto alto. Os resultados mostraram que o uso do salto alto pode provocar um aumento da

atividade do VL em relação ao VMO em mulheres com SDFP, fato esse que pode colaborar para o mau alinhamento patelar e agravamento da SDFP. Portanto, os resultados sugerem que esse tipo de calçado deve ser evitado por mulheres com SDFP.

Descritores | síndrome da dor patelofemoral; joelho; sapatos.

ABSTRACT | The purpose of this study was to analyze the influence of high-heeled shoes on the quadriceps electromyographic activity (EMG) during the sit-to-stand task. Ten healthy females (20.2±3.0 years) and 10 females with patellofemoral pain syndrome (PFPS) (21.3±3.4 years) participated in this study. The subjects performed a standardized sit-to-stand task under 3 conditions: barefoot, wearing sneakers and wearing 10 cm high-heeled shoes. The electromyographic (EMG) activity was recorded from the vastus medialis obliquus (VMO), vastus lateralis (VL) and rectus femoris (RF) muscles during the tasks using simple differential surface electrodes connected to an EMG system. To compare data between groups and tasks, the ANOVA test with repeated measures and the Tukey

Estudo desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Reabilitação Musculoesquelética e Saúde da Mulher (LAPRESM) da Universidade de Pernambuco (UPE) - Petrolina (PE), Brasil.

¹Graduanda de Fisioterapia da UPE - Petrolina (PE), Brasil.

²Fisioterapeuta pela UPE - Petrolina (PE), Brasil.

³Doutora e Professora Adjunta do curso de Fisioterapia e do Programa de Mestrado em Hebiatria da UPE - Recife (PE), Brasil.

⁴Doutor, Professor Adjunto do curso de Fisioterapia, do Programa Associado de Pós-graduação em Educação Física e do Programa de Mestrado em Hebiatria da UPE - Recife (PE), Brasil.

Endereço para correspondência: Rodrigo Cappato - Universidade de Pernambuco, Campus Petrolina, BR 203, Km 2, s/n - Vila Eduardo - CEP: 56300-000 - Petrolina (PE), Brasil - E-mail: rodrigocappato@yahoo.com.br
Apresentação: jun. 2012 - Aceito para publicação: jan. 2013 - Fonte de financiamento: nenhuma - Conflito de interesse: nada a declarar - Parecer de aprovação no Comitê de Ética nº 202/09.

post hoc test were applied ($p < 0,05$). Results demonstrated higher EMG activity for the VMO muscles during stand and sit tasks performed with high-heeled shoes in the control group. In the PFPS group, an increased EMG activity for the VL muscle during the stand task was observed, and the VMO:VL ratio decreased with the use of high heels. Results show that the use of high-heeled shoes can further increase the EMG activity of the VL muscle than the VMO in women with PFPS, a fact that may contribute to the increased joint imbalance and worsened PFPS. Therefore, the results suggest that this type of footwear should be avoided by women with PFPS.

Keywords | patellofemoral pain syndrome; knee; shoes.

RESUMEN | El objetivo del estudio fue analizar la influencia del calzado de tacón alto en la actividad electromiográfica (EMG) del músculo cuádriceps durante la tarea de sentarse y levantarse. Participaron de este estudio 10 voluntarias asintomáticas con $20,2 \pm 3,0$ años y 10 voluntarias con síndrome de dolor patelofemoral (SDPF) con $21,3 \pm 3,4$ años. Las voluntarias ejecutaron

la tarea de sentarse y levantarse en tres diferentes condiciones: descalzas, con zapatillas y con calzado de tacón de diez centímetros. La actividad EMG del vasto medial oblicuo (VMO), vasto lateral (VL) y recto femoral (RF) fue registrada durante la ejecución de las tareas por medio de electrodos de superficie diferenciales conectados al electromiógrafo. Para la comparación entre grupos y tareas fue utilizada la prueba ANOVA con medidas repetidas y *post test* de Tukey ($p < 0,05$). Los resultados demostraron más actividad EMG del músculo VMO, en el grupo Control durante las tareas de levantarse y sentarse utilizando el tacón alto. En el grupo SDPF fue observado un aumento de la actividad EMG del VL en la tarea levantarse del banco y disminución de la relación VMO:VL con el uso de tacón alto. Los resultados mostraron que el uso de tacón alto puede causar un aumento de la actividad del VL en relación al VMO en mujeres con SDPF, un hecho que puede colaborar para un mal alineamiento patelar y una agravación del SDPF. Por lo tanto, los resultados sugieren que ese tipo de calzado debe ser evitado por mujeres con SDPF.

Palabras clave | síndrome de dolor patelofemoral; rodilla; zapatos.

INTRODUÇÃO

O uso do salto alto tornou-se um hábito frequente nos últimos anos¹⁻³, sendo um acessório fundamental na estética feminina. Entretanto, seu uso prolongado pode desencadear alterações biomecânicas no membro inferior, podendo contribuir para o desenvolvimento de distúrbios musculoesqueléticos no joelho². Uma das mais frequentes na clínica é a síndrome da dor femoropatelar (SDFP), caracterizada como uma dor difusa na região anterior, peri ou retropatelar⁴⁻⁷, exacerbada por tarefas como agachar, ajoelhar, subir e descer escadas^{8,9}.

Os fatores etiológicos da SDFP ainda não estão bem esclarecidos, podendo ter origem proximal, relacionados a alterações da mecânica do quadril, e distal, com alterações da estrutura e movimentação das articulações do tornozelo e subtalar. Além disso, o mau alinhamento e a instabilidade patelar, causados por desequilíbrio das estruturas estabilizadoras estáticas e dinâmicas, têm sido sugeridos como principais fatores causais^{10,11}.

Outro fator causal proposto é o desequilíbrio de forças e o tempo de ativação entre vastus medialis obliquus (VMO) e vastus lateralis (VL), que poderia causar desalinhamento da patela e, conseqüentemente, provocaria dor nessa articulação, principalmente durante tarefas em que esta é mais exigida, tais como agachar e subir ou descer escadas. Diante disso, a atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos VMO e VL tem sido investigada durante a realização de diferentes atividades

funcionais e exercícios terapêuticos¹²⁻¹⁸, a fim de se confirmar ou refutar essa hipótese.

Além disso, é possível observar, na literatura, a busca pelo melhor entendimento a respeito da SDFP e dos possíveis fatores que podem influenciar o equilíbrio das forças estabilizadoras. Observando uma maior incidência de SDFP no sexo feminino, e sabendo que o uso do salto poderia desencadear alterações no sistema musculoesquelético em resposta às alterações biomecânicas que ocorrem nos membros inferiores³, pesquisadores passaram a desenvolver estudos que avaliam o efeito do uso do salto alto na atividade muscular³, bem como nas variáveis cinemáticas e cinéticas do membro inferior^{19,20}.

Ho, Blanchette e Powers¹⁹ verificaram que o salto alto aumenta o estresse a da articulação femoropatelar em conseqüência ao aumento do momento extensor do joelho, enquanto Simonsen et al.²⁰ demonstraram que o uso do salto alto provoca aumento do momento abductor. Segundo esses autores, as alterações dos momentos internos tanto no plano sagital quanto no plano frontal estariam relacionadas com o aumento da atividade EMG dos músculos extensores do joelho e com o aumento do estresse sobre a articulação femoropatelar, resultante de alterações na movimentação patelar.

Vários estudos^{2,3,21} têm demonstrado que o uso do salto alto provoca aumento da atividade EMG dos músculos VMO e VL, sem causar, entretanto, alterações ou desequilíbrios entre esses músculos. Contudo, a maior parte dos estudos tem sido conduzida com

voluntárias assintomáticas, não sendo possível estabelecer se esse tipo de calçado poderia contribuir para o desequilíbrio dos músculos extensores do joelho em mulheres com SDFP. O conhecimento a respeito das possíveis influências do salto alto nos indivíduos sintomáticos é de grande relevância, pois pode influenciar diretamente na tomada de decisões dos profissionais envolvidos no processo de reabilitação, podendo incluir a restrição ou suspensão de uso desse calçado em mulheres com SDFP.

Assim, o objetivo deste estudo foi investigar, por meio da eletromiografia de superfície, a influência do calçado de salto alto na atividade dos músculos VMO, VL e reto femoral (RF) durante atividades de sentar e levantar de um banco, em mulheres assintomáticas e com SDFP. Considerando que o calçado de salto alto provoca alterações no plano sagital e especialmente no plano frontal, o presente estudo tem como hipótese que esse tipo de calçado pode causar alteração na atividade e no equilíbrio dos músculos VMO e VL.

METODOLOGIA

Amostra

Neste estudo, foram selecionadas 20 voluntárias, divididas em 2 grupos com igual número de participantes: o primeiro foi composto por mulheres que apresentavam sintomas da SDFP (grupo SDFP) e o segundo, por mulheres assintomáticas (grupo Controle). Os dados antropométricos das voluntárias estão apresentados na Tabela 1. Além disso, destaca-se que não ocorreu perda amostral durante o estudo.

No grupo SDFP, foram incluídas as voluntárias que apresentavam sintomas da disfunção, como dor prévia na região anterior ou retropatelar no mínimo em três das seguintes atividades: sentar prolongado, correr, subir ou descer escadas, agachar, ajoelhar e na contração

isométrica do quadríceps; presença de no mínimo três sinais clínicos observados na avaliação funcional (aumento do ângulo Q, patela medializada, pronação subtalar excessiva, sensibilidade à palpitação das facetas patelares, torção tibial externa)¹⁸; assinalar dor no mínimo três na Escala Visual Analógica²². No grupo Controle, foram incluídas as voluntárias que não apresentavam história de dor, cirurgia, trauma ou lesão no membro inferior. Em ambos os grupos, foram incluídas somente mulheres que calçavam número 36. Além disso, com o objetivo de garantir maior homogeneidade entre os grupos, buscou-se parear as voluntárias conforme a idade, massa corporal, estatura e frequência semanal de uso de calçados de salto alto. Este estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade de Pernambuco sob o Protocolo nº 202/09.

Instrumentos

O sinal miolétrico dos músculos reto femoral (RF), vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL) foram capturados por meio de eletrodos ativos de superfícies simples diferenciais de ganho de 20 vezes, compostos por 2 barras retangulares paralelas de prata pura (10x2x1 mm, com distância de 10 mm entre barras) da Datahominis Tecnologia Ltda. (Uberlândia, Brasil). O eletrodo de referência (modelo pinça) foi posicionado na porção distal da tíbia.

Para aquisição dos registros EMG, foram utilizados três canais do sistema *Myosystem Br-1* (Datahominis Tecnologia Ltda.). O equipamento possuía aterramento e aquisição simultânea comum para os canais, filtro de banda 10 Hz a 5 KHz, 3 estágios de amplificação, impedância dos canais de 10 GΩ em modo diferencial, Razão de Rejeição em Modo Comum de 92 dB, 16 bits e faixa resolução dinâmica, faixa de amplitude de -10 V a +10 V e placa conversora analógica-digital. A visualização e o processamento dos sinais foram realizados no programa *Myosystem Br-1* versão 3.5. O sinal bruto foi utilizado para derivar os valores de amplitude EMG obtidos através do cálculo do *Root Mean Square* (RMS). Os dados foram coletados a 4000 Hz e aplicaram-se filtros digitais de passa-banda de 15–500 Hz. Os valores de RMS foram normalizados pelo valor médio da amplitude EMG obtido em três contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de extensão do joelho. Além disso, foi realizada também a análise da proporção de ativação dos músculos VMO e VL, definida pela razão (VMO/VL) dos valores normalizados de RMS.

Tabela 1. Média (desvio-padrão) das variáveis: idade, massa corporal, estatura e dominância dos grupos avaliados

Características	SDFP	Controle	Valor p
Idade (anos)	20,20±3,06	21,30±3,46	0,13
Massa corporal (kg)	53,14±3,46	53,42±3,65	0,89
Estatura (m)	1,60±0,04	1,60±0,06	0,96
Dominância direito	5	7	
Dominância esquerdo	5	3	

SDFP: Síndrome da dor femoropatelar

Procedimentos

Após realização da avaliação física, foi sorteada a ordem das tarefas e realizada a tricotomia e limpeza da pele. Posteriormente, os eletrodos de superfície foram fixados com esparadrapo nos músculos RF, VL e VMO. O eletrodo do músculo RF foi posicionado de acordo com as normas do SENIAM²³ e, para fixação dos eletrodos nos músculos VMO e VL, foram seguidos os procedimentos descritos por Grossi et al.¹⁸. O membro dominante foi o critério de escolha da musculatura avaliada pelo grupo Controle, enquanto que, no grupo com SDFP, a avaliação EMG foi realizada pelo membro acometido ou com maior acometimento no caso de SDFP bilateral. Para determinação do membro dominante, foi colocada uma bola à frente das voluntárias e solicitado que elas a chutassem. O membro escolhido para chutar a bola foi considerado como o dominante.

Em seguida, foram realizadas 3 CIVM da musculatura extensora da perna, com as voluntárias sentadas em uma cadeira extensora com o suporte de membros inferiores travado, mantendo 90° de flexão de quadril e joelho²⁴. As voluntárias foram orientadas a realizar três CIVM mantidas por quatro segundos contra o suporte, com intervalos de dois minutos entre cada contração. Finalizadas as últimas CIVM, foi respeitado um período de dez minutos de repouso para o início das tarefas: levantar do banco e sentar no banco.

As voluntárias foram posicionadas sentadas em um banco que permitia regulagem de altura para que todas as voluntárias em todas as situações mantivessem a articulação do joelho a 90° de flexão (Figura 1), controlada com uso de goniômetro universal, mantendo os pés alinhados, a uma distância equivalente à largura dos ombros. Além disso, os braços tinham que estar cruzados de modo que as mãos tocassem o ombro oposto, para

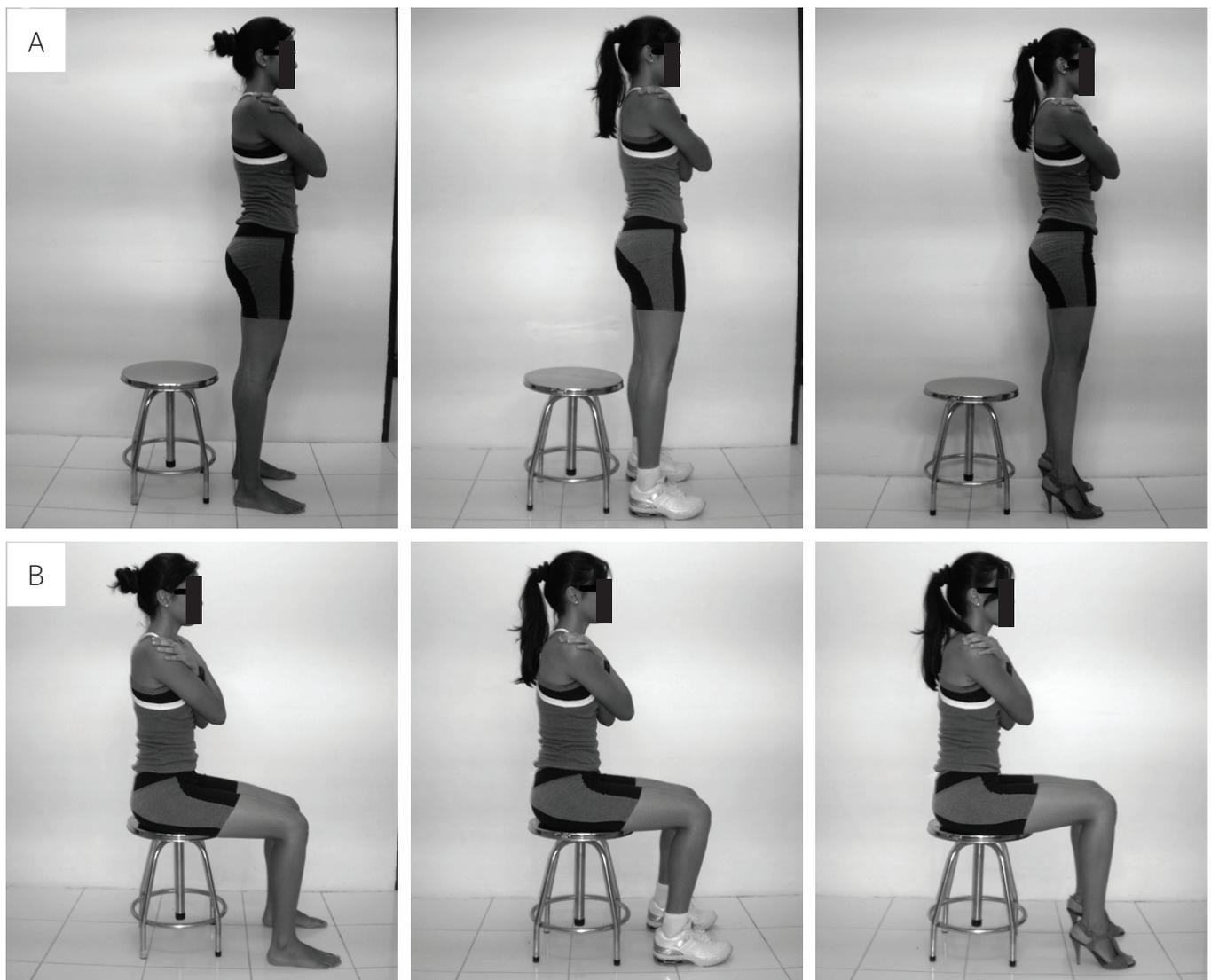


Figura 1. Posição inicial das tarefas sentar (A) e levantar (B) nas condições descalço, com tênis e com salto alto

evitar movimentação e compensações dos membros superiores. Em todas as execuções, foram acionados simultaneamente o metrônomo e a coleta EMG. Os voluntários foram orientados a esperar o segundo aviso sonoro e visual (após 1,8 segundo) para iniciar a tarefa, depois deveriam completá-la no próximo aviso sonoro e visual (1,8 segundo) e manter a posição por três segundos. Para análise EMG, foi selecionada a janela entre 1,8 e 3,6 segundos, que representava a faixa de atividade muscular desempenhada durante a realização da amplitude de movimento articular do joelho entre 90° e 180°. Previamente à realização das tarefas, foi permitido às voluntárias um treinamento e familiarização que permitiu a correta realização da tarefa.

Para a tarefa de sentar, as voluntárias foram orientadas a fazer o movimento inverso da tarefa descrita anteriormente, respeitando o mesmo posicionamento de membros superiores e inferiores e o mesmo tempo de execução.

Ambas as tarefas foram realizadas três vezes com intervalo de dois minutos entre elas. Cada uma das etapas foi realizada em três situações: com o uso do calçado de salto alto de 10 cm; com um tênis que possuía uma elevação de 1 cm do solado da região do retro pé em relação ao médio e antepé; e também descalço. Para cada troca de calçado, foi permitido às voluntárias um período de dez minutos de adaptação ao calçado, durante o qual elas ficaram de pé e deram alguns passos. O tempo de 1,8 segundo para realização das tarefas foi determinado de acordo com dados do estudo de Ikeda et al.²⁵, que indicaram um tempo médio de execução de 1,86 segundo, em pessoas jovens, para a tarefa de levantar de uma cadeira.

Análise Estatística

Todos os testes estatísticos foram realizados no programa SPSS versão 16.0. Inicialmente, foi verificada a normalidade dos dados por meio do teste Shapiro-Wilk. Para análise da influência dos diferentes tipos de calçado na atividade EMG dos músculos estudados, foi

aplicado o teste ANOVA com medidas repetidas e o *post hoc* de Tukey, enquanto que, para as comparações intergrupos, foi utilizado o teste *t* não pareado. Em todos os testes estatísticos aplicados, foi considerado um nível de significância de 5%. Além disso, nas variáveis em que foram observados valores $p < 0,05$, foram calculados, por meio do programa Winpepi versão 10.8, os valores *d* de Cohen para avaliação da magnitude do efeito. Valores *d* de Cohen inferiores a 0,2 indicam efeito de pequena magnitude; valores entre 0,3 e 0,7 indicam efeito de média magnitude; e valores superiores indicam efeito de alta magnitude.

RESULTADOS

Levantar do banco

Não foi possível observar diferença estatística entre a atividade dos três músculos durante a realização da tarefa com as voluntárias descalças no grupo Controle ($p \geq 0,08$; $d \leq 0,98$) e no grupo SDFP ($p \geq 0,20$; $d \leq 0,90$). No entanto, observou-se que o uso do tênis e do salto alto proporcionou maior atividade EMG dos músculos VMO e VL, quando comparados ao músculo RF, no grupo Controle ($p < 0,01$; $d > 1,89$) e no grupo SDFP ($p < 0,01$; $d > 1,45$). O cálculo do índice estatístico *d* de Cohen apresentou valores superiores a 0,80, sendo esse tamanho de efeito considerado de alta magnitude.

No grupo Controle, o uso do salto alto aumentou a atividade do VMO em relação às condições descalço ($p = 0,01$; $d = 2,74$) e com tênis ($p = 0,03$; $d = 2,35$), mas nenhuma diferença estatística foi observada para VL ($p \geq 0,10$; $d \leq 0,52$) e RF ($p \geq 0,07$; $d \leq 0,50$) (Tabela 2). O índice *d* de Cohen demonstrou um efeito de alta magnitude em relação ao uso do salto e o aumento da atividade do VMO. Nenhuma alteração foi evidenciada na razão VMO:VL no grupo Controle ($p \geq 0,28$; $d \leq 0,30$) (Tabela 3)

Tabela 2. Média dos valores normalizados de *Root Mean Square* durante as atividades de levantar do banco descalço, usando tênis e usando o salto alto para ambos os grupos

	Controle			SDFP		
	LBD	LBT	LBS	LBD	LBT	LBS
VMO	0,10±0,03	0,11±0,03a	0,17±0,02a*	0,10±0,04	0,12±0,05a	0,12±0,03a
VL	0,10±0,05	0,11±0,04a	0,12±0,04a	0,12±0,07	0,13±0,08a	0,15±0,05a*
RF	0,05±0,02	0,05±0,02	0,06±0,02	0,06±0,03	0,06±0,03	0,07±0,03

VMO: vasto medial oblíquo; VL: vasto lateral; RF: reto femoral; LBD: levantar do banco descalço; LBT: levantar do banco usando tênis; LBS: levantar do banco usando salto; SDFP: síndrome da dor temporoparietal; *Diferença estatística entre LBS e LBD ($p = 0,01$) e LBS e LBT ($p = 0,03$); a: Diferença estatística entre RF e VMO e VL ($p = 0,01$)

Para o grupo SDFP, não foram observadas diferenças estatísticas nas atividades do VMO ($p \geq 0,06$; $d \leq 0,59$), RF ($p \geq 0,28$; $d \leq 0,66$). Entretanto, o uso do salto alto causou o aumento da atividade do VL em relação à condição descalço ($p = 0,01$; $d = 0,72$) (Tabela 2) e diminuição na razão VMO:VL em relação à tarefa de levantar do banco descalço ($p = 0,03$; $d = -0,52$) (Tabela 3). Nesse caso, foi possível observar um efeito de média magnitude.

Sentar no banco

Em ambos os grupos, não foi possível observar diferença da atividade entre os três músculos nas condições descalço (Controle: $p \geq 0,08$; $d \leq 0,68$; SDFP: $p \geq 0,21$; $d \leq 0,35$), com tênis (Controle: $p \geq 0,08$; $d \leq 0,53$; SDFP: $p \geq 0,20$; $d \leq 0,47$) e com salto (Controle: $p \geq 0,08$; $d \leq 0,66$; SDFP: $p \geq 0,54$; $d \leq 0,30$) (Tabela 4).

No grupo Controle, os resultados demonstraram aumento significativo da atividade do VMO, na tarefa usando salto alto, em relação às condições descalço ($p = 0,01$; $d = 1,20$) e com tênis ($p = 0,03$; $d = 1,00$), assim como aumento da atividade do RF, utilizando o salto, em relação às condições descalço ($p = 0,01$; $d = 0,66$) e com tênis ($p = 0,03$; $d = 0,33$). O índice d de Cohen demonstrou um efeito de alta magnitude para o VMO e um efeito que variou entre baixa e média magnitude para o RF. Não houve alteração significativa na atividade do músculo VL ($p \geq 0,12$;

$d \leq 0,66$) (Tabela 4). Nenhuma alteração foi evidenciada na razão VMO:VL no grupo Controle ($p \geq 0,30$; $d \leq 0,30$).

Em relação ao grupo SDFP, não foram identificadas diferenças estatísticas para esta tarefa em nenhuma das situações avaliadas ($p > 0,35$; $d \leq 0,34$) (Tabela 4). Entretanto, o uso do salto alto causou diminuição na razão VMO:VL, em relação à tarefa de sentar no banco descalço ($p = 0,04$; $d = -0,25$) (Tabela 3).

Análise intergrupos

As análises intergrupos não demonstram diferenças estatísticas na amplitude EMG dos músculos VMO, VL e RF durante a realização da tarefa de sentar no banco em nenhuma das situações testadas ($p \geq 0,28$; $d \geq 0,49$) (Tabela 4). Na tarefa de levantar do banco também não foram observadas diferenças significativas nos valores de EMG dos três músculos em nenhuma das situações testadas ($p \geq 0,30$; $d \geq 0,51$) (Tabela 2). Os valores da razão VMO:VL não apresentaram diferenças intergrupos significativas, tanto na tarefa de levantar do banco ($p \geq 0,42$; $d \geq 0,37$), quanto na tarefa de sentar no banco ($p \geq 0,63$; $d \geq 0,32$) (Tabela 3).

DISCUSSÃO

Os resultados mostraram que o uso do salto e do tênis interferiu na atividade EMG de todos os músculos em mulheres saudáveis. Nas mulheres do grupo SDFP, não foram registradas diferenças significativas na intensidade da atividade EMG do músculo RF; entretanto, o uso do salto causou alterações na atividade dos músculos VMO e VL, em especial, na razão VMO:VL.

Em estudo prévio, Edwards et al.² avaliaram a influência de diferentes alturas de salto na atividade EMG dos músculos VM e VL em mulheres saudáveis. Nesse estudo, foi verificado que o salto de 1 cm não foi suficiente para causar

Tabela 3. Média dos valores da razão VMO:VL durante as tarefas de sentar e levantar para ambos os grupos

	VMO:VL Controle	VMO:VL SDFP
LBD	1,18±0,33	1,19±0,40 [#]
LBT	1,17±0,56	1,12±0,27
LBS	1,25±0,73	1,02±0,23 [#]
SBD	1,15±0,33	1,15±0,40 [!]
SBT	1,14±0,33	1,15±0,40
SBS	1,16±0,52	1,05±0,39 [!]

[#]Diferença estatística entre LBD e LBS ($p = 0,03$); [!]Diferença estatística entre SBD e SBS ($p = 0,04$)

Tabela 4. Média dos valores normalizados de RMS durante as atividades de sentar no banco descalço (SBD), usando tênis (SBT) e usando o salto alto (SBS) para ambos os grupos

	Controle			SDFP		
	SBD	SBT	SBS	SBD	SBT	SBS
VMO	0,10±0,05	0,11±0,05	0,16±0,05* [!]	0,10±0,05	0,11±0,05	0,11±0,04
VL	0,10±0,06	0,10±0,05	0,11±0,06	0,10±0,06	0,10±0,06	0,10±0,04
RF	0,05±0,03	0,06±0,03	0,07±0,03* [!]	0,06±0,03	0,07±0,03	0,09±0,05

VMO: vasto medial oblíquo; VL: vasto lateral; RF: reto femoral; *Diferença estatística entre SBS-SBD ($p = 0,01$); [!]Diferença estatística entre SBS-SBT ($p = 0,03$).

alteração na atividade EMG dos músculos do VM e VL. Por outro lado, o salto com 5 cm de altura proporcionou aumento da atividade EMG de ambos os músculos. Contudo, não foram observadas alterações na razão VM:VL, sugerindo que o salto alto não ocasiona desequilíbrio entre estes. Embora, no presente estudo, durante a tarefa de levantar do banco, tenha sido observado apenas o aumento significativo da atividade do músculo VMO, foi possível verificar que esse fato não influenciou a razão VMO:VL. Esse achado corrobora o estudo de Edwards et al.², demonstrando não haver, no grupo Controle, influência do salto alto na razão VMO:VL. Da mesma forma, o uso do tênis, que seria equivalente ao salto de 1 cm, não influenciou essa razão.

Por outro lado, durante a tarefa de sentar no banco, pode-se observar um aumento significativo da atividade dos músculos RF e VMO. Anderson, Courtney e Carmeli²⁶ observaram que, durante a realização da tarefa de agachamento, ocorre aumento da atividade do músculo RF à medida que aumenta a flexão do joelho, e que o músculo VMO aumenta também sua atividade para manter o alinhamento patelar adequado. Além disso, somado ao fato de que o aumento da flexão do joelho em cadeia cinética fechada (CCF) é responsável pelo aumento da atividade do grupo extensor do joelho, diversos autores^{3,27,28} têm relatado aumento do momento externo flexor no joelho proporcionado pela inclinação do tornozelo. Esses dois fatores contribuem para aumento do momento extensor do joelho e maior estresse da articulação femoropatelar¹⁹.

Por fim, apesar de se tratar de uma tarefa excêntrica, diferentemente da tarefa concêntrica avaliada por Edwards et al.², ainda assim foi possível observar uma concordância quanto ao aspecto do equilíbrio entre VMO e VL, pois também não foi observado efeito do salto alto na razão VMO:VL em mulheres assintomáticas. Contudo, Edwards et al.² observaram que o salto provocou o aumento significativo da atividade do músculo VL, fato esse não observado no grupo Controle do presente estudo em ambas as tarefas testadas.

Essa divergência em relação à atividade do VL pode ser justificada pelas diferenças metodológicas entre os estudos. Neste, foi utilizado um salto de 10 cm, enquanto Edwards et al.² utilizaram um dispositivo de madeira para simular um salto de apenas 5 cm. Além disso, o dispositivo de madeira para simular o salto alto possuía uma base mais larga, enquanto que, no presente estudo, foi utilizado um calçado de salto fino. Isso poderia influenciar o posicionamento dos pés, visto que Foster et al.²⁹ demonstraram que um salto de 9,5 cm aumenta significativamente os ângulos de flexão-plantar do tornozelo

e de inversão do pé. Essa condição pode ter exigido das voluntárias estratégias diferentes para assegurar a manutenção do equilíbrio durante a execução das tarefas e ter provocado alterações no equilíbrio de forças não apenas no plano sagital, mas também nos demais planos.

Divergindo dos resultados do grupo Controle, observou-se, nas voluntárias com SDFP, que o calçado de salto alto proporcionou a diminuição da razão VMO:VL em ambas as tarefas. Esse fato pode estar relacionado com o aumento do momento externo de adução do joelho pelo uso de calçados de salto alto^{2,21}. Com o objetivo de contrapor o momento externo adutor, o músculo quadríceps, por meio da sua contração, gera um momento interno abdutor²⁰. No entanto, um grande aumento do momento interno gerado pelos músculos do aspecto lateral do joelho poderia aumentar também o deslizamento lateral da patela². Portanto, o aumento da atividade do músculo VL deve ser acompanhado do aumento simultâneo do VMO, para que ocorra o equilíbrio de forças e se evite a lateralização da patela.

De fato, as voluntárias do grupo Controle apresentaram aumento significativo do VMO, mantendo a razão VMO:VL. No entanto, as voluntárias do grupo SDFP apresentaram apenas um aumento significativo do músculo VL, refletindo em diminuição da razão VMO:VL. Alguns autores³⁰ sugerem que essa diminuição da razão VMO:VL é consequência de um desequilíbrio neuromuscular que poderia ser causado por distúrbios do mecanismo neurofisiológico. Isso porque presença de dor ou sinais de inflamação na articulação do joelho têm sido apontados como responsáveis por proporcionar uma inibição do músculo quadríceps, sendo o vasto medial o músculo mais afetado³¹.

Esse mecanismo de inibição no músculo VMO poderia justificar as diferenças encontradas entre os grupos Controle e SDFP, no presente estudo. Além disso, alguns estudos^{32,33} têm sugerido que pessoas com SDFP podem apresentar diminuição da capacidade de desacelerar ou resistir ao momento valgo externo durante tarefas funcionais. Dessa forma, por alterações no equilíbrio das forças dos músculos abdutores e rotadores externos do quadril, o fêmur poderia aduzir excessivamente durante tarefas funcionais com descarga de peso, levando ao aumento do valgo dinâmico³², e este poderia levar ao deslizamento lateral da patela³²⁻³⁴.

No entanto, para verificar essa questão, é necessária a avaliação das atividades dos músculos atuantes na articulação do quadril, bem como avaliações cinemáticas e cinéticas no plano sagital e, principalmente, no plano frontal. Relativamente às comparações intergrupos, o

presente estudo não evidenciou diferenças estatísticas. Isso indica que talvez o mais importante nessa disfunção não seja avaliar possíveis alterações nos níveis de atividade muscular entre diferentes indivíduos, mas, sim, considerar a proporção de ativação de diferentes músculos de um mesmo indivíduo.

Ademais, no presente estudo foi possível observar, no grupo Controle, um aumento da atividade do VMO, corroborando a teoria da necessidade de maior estabilização da patela, sugerindo, assim, que o VMO seria responsável por produzir uma força antagônica à lateralização patelar. Contudo, nas voluntárias do grupo SDFP não foi observado o aumento da atividade EMG do músculo VMO quando realizadas as tarefas com o salto alto. Além disso, observou-se que esse tipo de calçado foi responsável pelo aumento da atividade do VL e diminuição da razão VMO:VL, sugerindo que o seu uso poderia proporcionar um desequilíbrio das forças estabilizadoras da patela. Por fim, a maior atividade dos músculos VMO e VL em relação ao RF, durante a tarefa de levantar do banco, usando o salto, indica que foi necessária uma ação de estabilização patelar, confirmando o papel estabilizador dos músculos VMO e VL.

Apesar de ter sido utilizado um grupo pequeno e terem sido analisadas duas tarefas específicas, os resultados do presente estudo fornecem informações iniciais relevantes. No entanto, esse estudo apresenta algumas limitações, tais como amostra pequena, falta da análise cinética e cinemática do movimento, o que limita algumas conclusões. Por outro lado, inúmeras questões ainda precisam ser respondidas, abrindo, assim, possibilidades para estudos futuros analisarem a influência do uso e do tempo de uso de diferentes tipos de calçados na ativação dos músculos estabilizadores do joelho e sua correlação com o agravamento dos sinais e sintomas da SDFP, para, a partir disso, criar evidências que suportem ou não a interrupção do uso desse calçado em pacientes com SDFP.

CONCLUSÕES

Os resultados demonstraram que o uso do salto alto proporciona respostas diferentes entre os grupos, provocando o aumento da atividade do VL em relação ao VMO nas mulheres com SDFP. A diminuição na relação VMO:VL sugere que o salto pode ser um fator agravante para o desequilíbrio muscular dos estabilizadores da articulação femoropatelar de mulheres que já possuem a SDFP.

REFERÊNCIAS

1. Barton CJ, Coyle JA, Tinley P. The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: a study of young healthy females. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):598-606.
2. Edwards L, Dixon J, Kent JR, Hodgson D, Whittaker V. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *J Orthop Surg Res*. 2008;3:2-7.
3. Yoon JY, An DH, Yoo WG, Kwon YR. Differences in activities of the lower extremity muscles with and without heel contact during stair ascent by young women wearing high-heeled shoes. *J Orthop Sci*. 2009;14:418-22.
4. Brindle TJ, Mattacola CG, McCrory JL. Electromyographic changes in the gluteus medius during stair ascent and descent in subjects with anterior knee pain. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2003;11:244-51.
5. Fagan V, Delahunt E. Patellofemoral pain syndrome: a review on the associated neuromuscular deficits and current treatment options. *Br J Sports Med*. 2008;42(10):789-95.
6. Pulzatto F, Say KG, Siqueira AC, Santos GM, Grossi DB, Oliveira AS, et al. Step height influence on backward step-up exercise: an electromyographic study in healthy individuals and in those with patellofemoral pain syndrome. *Acta Ortop Bras*. 2005;13(4):168-70.
7. Witvrouw E, Werner S, Mikkelsen C, Van Tiggelen D, Vanden Berghe L, Cerulli G. Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: guidelines for nonoperative treatment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(2):122-30.
8. Boling MC, Bolgla LA, Mattacola CG, Uhl TL, Hosey RG. Outcomes of a weight bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(11):1428-35.
9. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;33:639-46.
10. Davis IS, Powers CM. Patellofemoral pain syndrome: proximal, distal and local factors, na international retreat, April 30-May 2, 2009, Fells Point, Baltimore, MD. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(3):A1-16.
11. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Res*. 2002;20(2):208-14.
12. Tang SF, Chen CK, Hsu R, Chou SW, Hong WH, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: an electromyographic study. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002;81(9):684-90.
13. Barak Y, Ayalon M, Dvin Z. Spectral EMG changes in vastus medialis muscle following short range of motion isokinetic training. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(5):379-83.
14. Herrington L, Pearson S. Does Level of load affect relative activation levels of vastus medialis oblique and vastus lateralis? *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(4):379-83.
15. Alves FSM, Oliveira FS, Junqueira CHBF, Azevedo BMS, Dionísio VC. Analysis of electromyographic patterns during standard and declined squats. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(2):164-72.
16. Dionísio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, Kinetic and EMG parameters during downward squatting. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(1):134-43.
17. Earls JE, Schmitz RJ, Arnold BL. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001;11(6):381-86.

18. Grossi DB, Felício LR, Simões R, Coqueiro KRR, Monteiro-Pedro V. Electromyographic activity evaluation of the patella muscles during squat isometric exercise in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Rev Bras Med Esporte*. 2005;11(3):159-63.
19. Ho KY, Blanchette MG, Powers CM. The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait Posture*. 2012;36(2):271-5.
20. Simonsen EB, Svendsen MB, Norreslet A, Baldvinsson HK, Heilskov-Hansen T, Larsen PK, et al. Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly. 2012;28:20-8.
21. Stefanyshyn DJ, Nigg BM, Fisher V, O'Flynn B, Liu W. The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *J Appl Biomech*. 2000;16:309-19.
22. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KA, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82:183-98.
23. Hermens HJ, Freiks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensors placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000;10:361-74.
24. Grossi DB, Felício LR, Silvério GWP. Início da atividade elétrica dos músculos estabilizadores da patela em indivíduos com SDFP. *Acta Ortop Bras*. 2009;17(5):297-99.
25. Ikeda ER, Schenkman ML, Riley PO, Hodge WA. Influence of age on dynamics of rising from a chair. *Phys Ther*. 1991;71(6):473-81.
26. Anderson R, Courtney C, Carmeli E. EMG analysis of the vastus medialis/vastus lateralis muscles utilizing the unloaded narrow and wide stance squats. *J Sports Rehabil*. 1998;7:236-47.
27. Opila-Correia KA. Kinematics of High-Heeled Gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71:304-9.
28. 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.
29. Foster A, Blanchette MG, Chou YC, Powers CM. The influence of heel height on frontal plane ankle biomechanics: implications for lateral ankle sprains. *Foot Ankle Int*. 2012;33(1):64-9.
30. Fonseca ST, Cruz ABC, Lima SS, Seixas AFAM. Análise eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral em exercícios usados no tratamento da síndrome da dor patelofemoral. *Rev Fisiot Univers SP*. 2001;8(1):1-10.
31. Torry MR, Decker MJ, Viola RW, O'Connor DD, Steadman JR. Intraarticular knee joint effusion induces quadriceps avoidance gait patterns. *Clin Biomech*. 2000;15:147-59.
32. Nakagawa TH, Muniz TB, Baldon RDM, Dias Maciel C, Menezes Reiff RB, Serrao FV. The effect of additional strengthening of hip abductor and lateral rotator muscles in patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled pilot study. *Clin Rehabil*. 2008;22: 1051-60.
33. Nakagawa TH, Moriya ETU, Dias C, Serrao FV. Frontal Plane Biomechanics in Males and Females With and Without Patellofemoral Pain. *Med Sci Sports Exerc*. 2012. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318256903a [in press].
34. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: A theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2003;11(33):639-46.