

Fisioter Bras 2019;20(4):S22-S32
<https://doi.org/10.33233/fb.v20i4.3066>

ARTIGO ORIGINAL

Atividade elétrica muscular de vasto medial, vasto medial oblíquo, vasto lateral, glúteo médio e tensor da fáscia lata no exercício footwork realizado no reformer segundo o método Pilates

Muscular electrical activity of vastus medialis, vastus medial oblique, vastus lateralis, gluteus medius, and tensor of fascia lata in the exercise footwork performed in the reformer according to the Pilates method

Luciana Plentz Marquardt Lemos, Ft.* , Catiane Souza, D.Sc.** , Artur Bonezi, D.Sc.*** , Edgar Santiago Wagner Neto, M.Sc.**** , Katty Otilia Motta Tosetto, Ft.**** , Maria Cecília Pereira López, Ft.***** , Jefferson Fagundes Loss, D.Sc*****

Especialista em Pilates, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, **Faculdade Social da Bahia, *Universidad de la Republica, Uruguay, ****Universidade Federal do Rio Grande do Sul, *****Especialista em acupuntura, Universidade Católica de Salvador*

Correspondência: Luciana Plentz Marquardt Lemos: luplentz@hotmail.com; Catiane Souza: catiane.poa@gmail.com; Artur Bonezi: abonezi@gmail.com; Edgar Santiago Wagner Neto: edgar.swagner@gmail.com; Katty Otilia Motta Tosetto: kattytosetto@gmail.com; Maria Cecília Pereira López: cycalopez@gmail.com; Jefferson Fagundes Loss: jefferson.loss@ufrgs.br

Artigo apresentado no VI Congresso Brasileiro de Pilates, 28 a 30 de setembro de 2018, UNIP campus Paraíso, São Paulo, Coordenação: Theo Abatipietro Costa, mestre em Ciências da Reabilitação UNINOVE, coordenador da Pós-Graduação em Pilates UNIP Paraíso, E-mail: theopilates@gmail.com, e Alaide Aragão, Mestre em Bioengenharia UNIVAP

Resumo

Introdução: Rael Isacowitz preconiza que o vasto medial oblíquo (VMO) pode ter sua ação privilegiada durante o exercício Footwork quando os pés estão afastados e o quadril em rotação externa. **Objetivos:** Verificar a influência de cinco variações do exercício Footwork no Reformer na ativação do VMO, vasto medial (VM), vasto lateral (VL), glúteo médio (GM) e tensor da fáscia lata (TFL). **Metodologia:** Vinte mulheres realizaram cinco variações do exercício footwork: Parallel Toes (PT), V-Position Toes (VT), Open V-Position Toes (OVT), PT com overball (PTO) e PT com banda elástica ao redor dos joelhos (PTBE). Eletromiografia de superfície foi utilizada para avaliar a atividade muscular com base na contração voluntária máxima. ANOVAs de medidas repetidas foram utilizadas para análise estatística ($p < 0,05$) utilizando como fator músculo e variações. **Resultados:** Os resultados mostraram que houve diferença significativa do TFL e do GM em relação ao VM, VL e VMO quando comparados entre todas variações, mas não foi detectada diferença entre estes dois músculos. O músculo GM apresentou diferença entre a situação PTBE com todas as outras variações. O músculo TFL apresentou diferença nas situações PTO e PTBE em comparação com as demais variações, mas não entre si. **Conclusão:** Não houve diferença clinicamente relevante na atividade elétrica do músculo vasto medial oblíquo, conforme preconizado por Rael Isacowitz.

Palavras-chave: reabilitação, eletromiografia, síndrome de dor patelofemoral.

Abstract

Introduction: Rael Isacowitz suggests that the vastus obliquus medialis (VMO) may have its privileged action during the Footwork exercise when the feet are apart and the hip in external rotation. **Objectives:** To verify the influence of five variations of the Footwork exercise on the Reformer in the activation of VMO, vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), gluteus medius (GM) and fascia lata tensor (TFL). Twenty women performed five variations of the footwork exercise: Parallel Toes (PT), V-Position Toes (VT), Open V-Position Toes (OVT), PT with overball (PTO) and PT with elastic band around the knees PTBE). Surface electromyography was used to assess muscle activity based on maximal voluntary contraction. ANOVAs of repeated measures were used for statistical analysis ($p < 0.05$) using as factor muscle and variations.

Results: The results showed a significant difference between TFL and GM in relation to MV, VL and VMO when compared among all variations, but no difference was detected between these two muscles. The GM muscle presented a difference between the PTBE situation and all other variations. The TFL muscle presented a difference in PTO and PTBE situations in comparison to the other variations, but not between them. **Conclusion:** There was no clinically relevant difference in electrical activity of the oblique medial vastus muscle, as suggested by Rael Isacowitz.

Key-words: rehabilitation, electromyography, patellofemoral pain syndrome.

Introdução

A síndrome de dor patelofemoral (SDPF), descrita como uma das alterações mais comuns da extremidade inferior [1,2], é caracterizada pela ocorrência de dor não específica na região anterior do joelho, geralmente agravada por atividades como corrida, agachamentos, subidas e descidas de escadas [3,4]. Apesar de sua grande incidência, a etiologia da SDPF ainda é controversa. Diversos autores sugerem que seja multifatorial e relacionada com alterações no alinhamento patelofemoral, geradas por diversos fatores biomecânicos, como fraqueza do mecanismo extensor de joelho [3,5-7], com possibilidade de desequilíbrio neuromuscular entre o vasto lateral (VL) e os vastos medial (VM) [8,9] e medial oblíquo (VMO) [10-12]. Bem como, por fraqueza da musculatura de tronco, abdutores e rotadores laterais de quadril, além de pronação excessiva do tornozelo [5,7,11]. Fatores estes relacionados com a cinemática do valgo dinâmico de joelho [13-21].

Consequentemente, os aspectos referentes ao programa de reabilitação também geram discussão. Os principais objetivos parecem compreender a correção dos desequilíbrios do mecanismo extensor de joelho e das alterações associadas ao valgo dinâmico, através do reforço muscular e de exercícios de controle neuromuscular de tronco, loja póstero lateral do quadril, quadríceps e tornozelo-pé [6,16,21-25].

Um dos exercícios utilizados no método Pilates com o objetivo de fortalecimento muscular dos membros inferiores é o denominado *footwork*. Constituindo uma flexo-extensão de tornozelos, joelhos e quadris, de forma concêntrica e excêntrica, ao mesmo tempo em que se estabiliza a região lombopélvica, podendo ser realizado no aparelho *Reformer*, uma cama de madeira com uma superfície deslizante, que utiliza molas como resistência [26]. O método Pilates propõe algumas variações de apoio dos pés na barra do *Reformer*, bem como de posicionamento dos membros inferiores, com o objetivo de recrutar diferentes grupos musculares [26]. Isacowitz [26] descreve dez variações do *footwork* no *Reformer*, em seis combinações de apoio e posicionamento dos membros inferiores, onde seria possível uma ativação “distinta” do VMO.

Apesar da ampla utilização do método Pilates, a literatura disponível ainda é escassa, principalmente no que se refere aos aspectos biomecânicos. Alguns autores têm se preocupado em demonstrar que determinadas variações na execução do exercício geram respostas de ativação muscular diferentes, que podem determinar a sua indicação ou não, de acordo com os objetivos da reabilitação [27-29]. Assim, entende-se que um maior conhecimento a respeito da ativação muscular apresentada nas diferentes variações do *footwork*, de músculos-chave como o VM, VMO, VL, TFL e GM, seja importante para aqueles que utilizam o método Pilates como instrumento de reabilitação. Podendo assim, subsidiar a prescrição do exercício, principalmente quando utilizado no tratamento de indivíduos com SDPF. Portanto, o objetivo deste estudo foi verificar a influência de diferentes posições dos membros inferiores na ativação muscular do VM, VMO, VL, TFL e GM, bem como nas proporções VM:VL, VMO:VL e GM:TFL, durante a execução do exercício *Footwork* no *Reformer*.

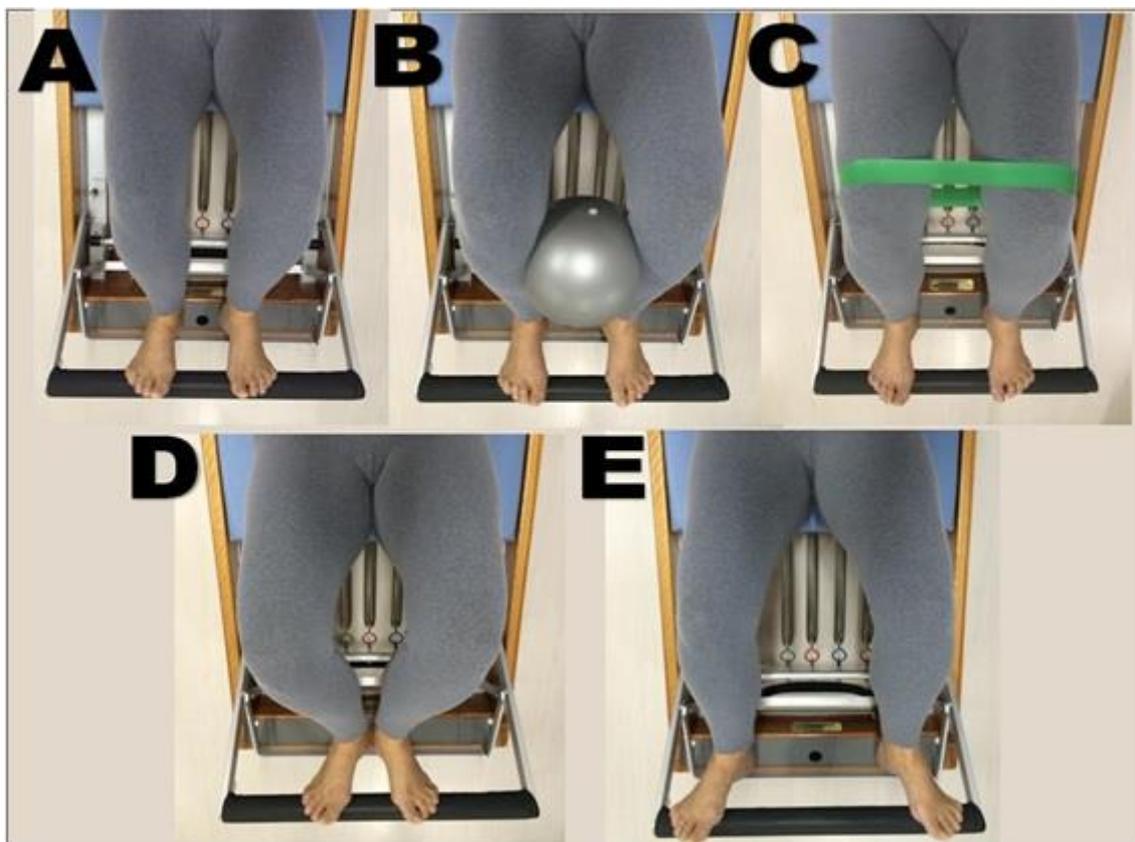
Material e métodos

A amostra, não probabilística intencional, constituiu-se de 20 indivíduos do sexo feminino ($31,2 \pm 6,2$ anos, $59,3 \pm 8,4$ kg, $162,3 \pm 3,3$ cm) saudáveis, praticantes de Pilates há, no mínimo, três meses. Foram excluídos da amostra indivíduos com lesões musculoesqueléticas e neurológicas, histórico de dor anterior nos joelhos ou que estivessem apresentando dor no momento da coleta. Para o cálculo amostral foi utilizado o software G-Power versão 3.1.7, com base na família de testes F (ANOVA de medidas repetidas), considerando um erro de 5% e um poder de amostra de 90%. Levando em consideração 5 situações, assumindo a esfericidade dos dados, uma correlação máxima de 0,5 entre as medidas e um tamanho de efeito moderado (0,3), obteve-se um n amostral de 19. Prevendo eventuais perdas, decidiu-se avaliar 20 indivíduos. O

estudo foi aprovado pelo comitê de ética da universidade onde foi desenvolvido, e registrado sob o protocolo de número 21866.

O protocolo de avaliação foi realizado no equipamento *Reformer*, com as molas selecionadas pela sensação subjetiva de esforço da participante, conforme sua experiência prática, sendo solicitado que o exercício correspondesse à intensidade moderada a forte. Cinco variações do exercício *footwork* foram realizadas de forma aleatória, em séries de dez repetições e com um intervalo de dois minutos entre as mesmas. As participantes foram orientadas a encontrarem a posição de pelve neutra e manterem a mesma durante toda a execução do exercício, que deveria ser realizado de forma lenta e constante, com fluidez. O padrão ventilatório (expiração na extensão e inspiração na flexão) e a estabilização lombopélvica, com ativação da musculatura do centro (*core*), foram enfatizados. As variações do exercício foram denominadas conforme Isacowitz [26] e adaptadas para a implementação de resistência para abdução e adução, todas com apoio na região metatarsalofalangeana e tornozelos em plantiflexão:

- *Parallel Toes* (PT) – membros inferiores posicionados em paralelo, na largura dos quadris (figura 1A);
- *Parallel Toes* com *overball* (PTO) – membros inferiores posicionados em paralelo, na largura dos quadris, com uma *overball* abaixo dos joelhos, oferecendo resistência à adução de quadril (figura 1B);
- *Parallel Toes* com banda elástica (PTBE) - membros inferiores posicionados em paralelo, na largura dos quadris, com uma banda elástica de resistência média acima dos joelhos, oferecendo resistência à abdução de quadril (figura 1C);
- “V” – *Position Toes* (VT) – membros inferiores posicionados em leve rotação externa de quadril, calcanhares unidos e antepés levemente afastados (figura 1D);
- *Open “V” – Position Toes* (OVT) – membros inferiores posicionados em abdução e leve rotação de quadril (figura 1E).



A - parallel toes (PT); B - parallel toes com overball (PTO); C - parallel toes com banda elástica (PTBE); D - “V”- position toes (VT); E - open “V”- position toes (OVT).

Figura 1 - Variações do footwork.

Para aquisição dos dados, foi utilizado o eletromiógrafo NewMiotool (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda. Porto Alegre, Brasil), com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, conversor A/D de 14 Bits, com modo de rejeição comum de 100 dB a 60 Hz. Conforme orientação do SENIAM [30] e do ISEK [31] (*International Society of Electrophysiology and Kinesiology*), foi realizada a tricotomia da região onde foram fixados os eletrodos, seguida pela limpeza da pele com álcool e leve abrasão, com o objetivo de diminuir a impedância. A mesma foi medida com um multímetro e aceitos valores menores que 5 MΩ. Eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 18 mm), com adesivo de fixação, na configuração bipolar, foram utilizados em pares, em cada músculo, dispostos 20 mm distantes um do outro, no ventre muscular e paralelos às fibras musculares. Também foram utilizadas fitas adesivas hipoalérgicas, a fim de serem evitados possíveis deslocamentos dos eletrodos e cabos. O posicionamento dos eletrodos referentes ao VMO e ao VL foi realizado conforme Cowan *et al.* [32] dispostos 10 cm superior e 6 a 8 cm lateral à borda superior da patela, com orientação de 15° à vertical para a análise do VL, bem como 4 cm superior e 3 cm medial à borda superior medial da patela e 55° à vertical para o VMO. Os demais foram posicionados conforme o SENIAM [30]. O eletrodo de referência foi fixado no maléolo lateral contralateral. A execução foi considerada simétrica, sendo o membro inferior direito utilizado para a análise, em todas as participantes. Para a normalização dos dados eletromiográficos, foram coletados os valores referentes às contrações voluntárias máximas isométricas (CVMI) de cada músculo. As participantes realizaram 2 repetições de 5 segundos, com um intervalo de 3 minutos entre as mesmas. Para os músculos VM, VMO e VL, as participantes realizaram a CVMI sentadas na maca, com o quadril a 90 graus e o joelho a aproximadamente 80 graus de flexão, com resistência para a extensão fornecida por uma faixa rígida, posicionada acima dos maléolos e fixada à maca. Para a CVMI do GM as participantes foram posicionadas em decúbito lateral esquerdo, com quadris em posição neutra e joelhos estendidos. Travesseiros foram colocados entre os membros inferiores, de modo que o quadril direito mantivesse uma abdução de 25 graus. A resistência foi aplicada para abdução, com a faixa rígida sobre o côndilo femoral lateral direito e fixada à maca. A CVMI do TFL foi coletada na mesma posição, porém com o quadril em flexão de 45 graus e abdução de 30 graus, com a força realizada num plano diagonal, de aproximadamente 45 graus, entre os planos sagital e coronal. Para monitor o movimento durante as execuções, um eletrogoniômetro Miotec GN 270 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda. Porto Alegre, Brasil), foi fixado no joelho correspondente de cada participante e conectado ao eletromiógrafo. Os sinais de EMG e do eletrogoniômetro foram coletados simultaneamente através do *software* Miotec Suite (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda. Porto Alegre, Brasil).

Para a filtragem e processamento dos dados, foi utilizado o *software* BIOMECSAS, versão 1.1 (www.ufrgs.br/biomec). Os sinais de EMG foram filtrados através do filtro passa-banda *Butterworth*, quarta ordem, com frequências de corte entre 20 e 500 Hz, enquanto os sinais do eletrogoniômetro foram filtrados através de um passa-baixa *Butterworth*, quarta ordem, com uma frequência de corte de 5 Hz. Os sinais de CVMI foram suavizados com um envelope RMS com janelamento móvel e tamanho de 1 segundo, sendo utilizado o maior valor de cada CVMI como referência para a normalização. Com base na angulação mensurada pelo eletrogoniômetro, recortes correspondentes a cada uma das execuções (extensão/flexão) foram realizados e o valor RMS (root mean square) calculado para cada execução, sendo posteriormente calculadas as médias destes valores e normalizadas como porcentagem da CVMI.

A análise estatística foi realizada no software SPSS 17.0. ANOVAs de medidas repetidas foram utilizadas para comparar o fator posicionamento dos pés (OVT, PT, PTO, PTBE e VT), uma para cada músculo; e para comparar o fator músculos (TFL, GM, VL, VM e VMO), uma para cada posicionamento dos pés. Diferenças foram avaliadas por teste post hoc com correção de Bonferroni, e o tamanho de efeito foi avaliado pelo η^2 . Para as comparações entre os músculos foram realizadas múltiplas ANOVAs de medidas repetidas, uma para cada posicionamento do exercício *Footwork*. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$ para todos os testes.

Resultados

Nenhuma das posições de exercício avaliadas ativou diferencialmente o músculo VMO (Figura 2). Da mesma forma, não houve diferença nas relações VMO: VL, GM: TFL e VM: VL entre variações propostas pelo método (PT, VT e OVT) (Tabela I). Quando os músculos foram avaliados individualmente em cada posição, apenas a posição de PTEB demandou mais do glúteo médio (9,1%), enquanto os PTEB e PTO exigiram mais do tensor da fáscia lata, 6,1% e 6,9%, respectivamente (Figura 3).

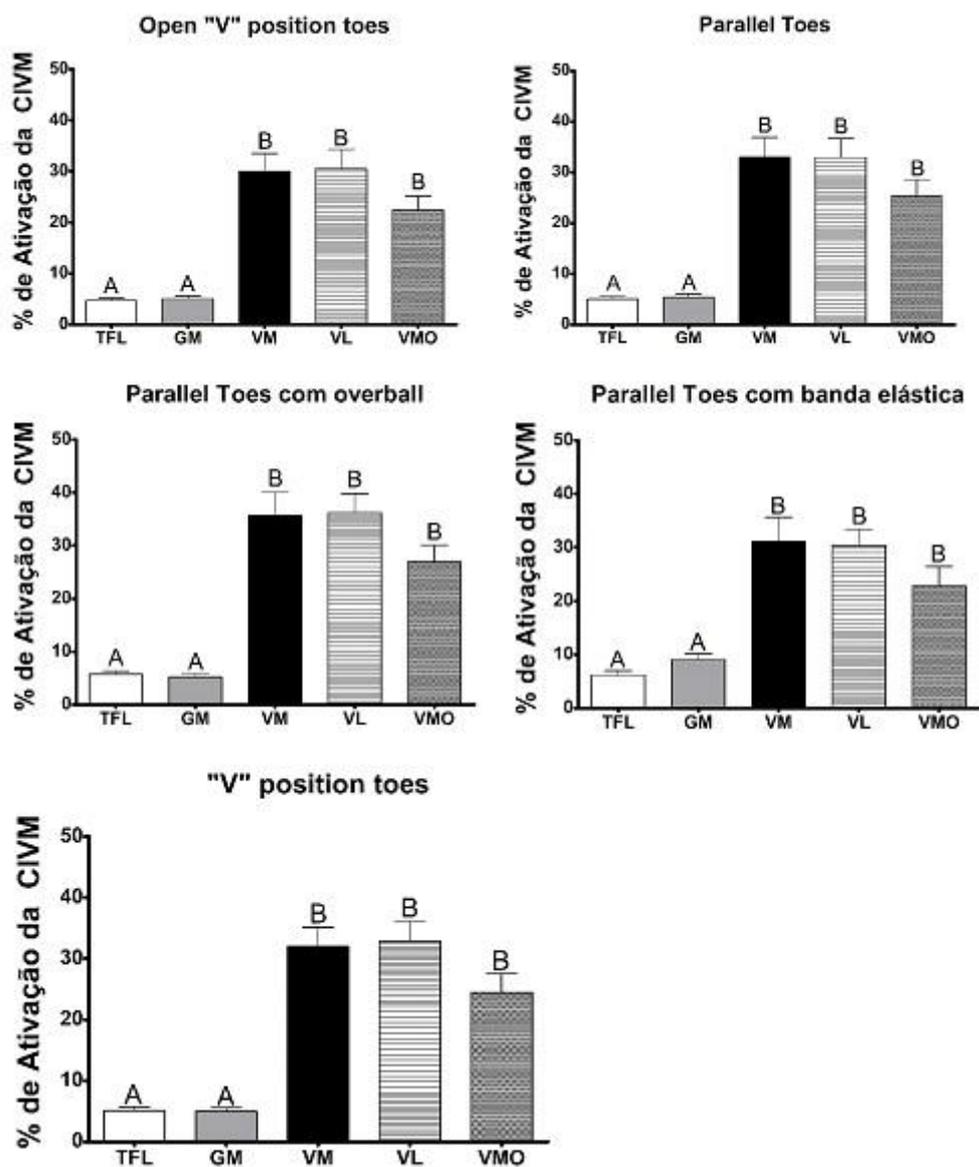


Figura 2 - Média e Erro Padrão da ativação eletromiográfica durante execução do exercício Footwork no Reformer nas diferentes variações. Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$).

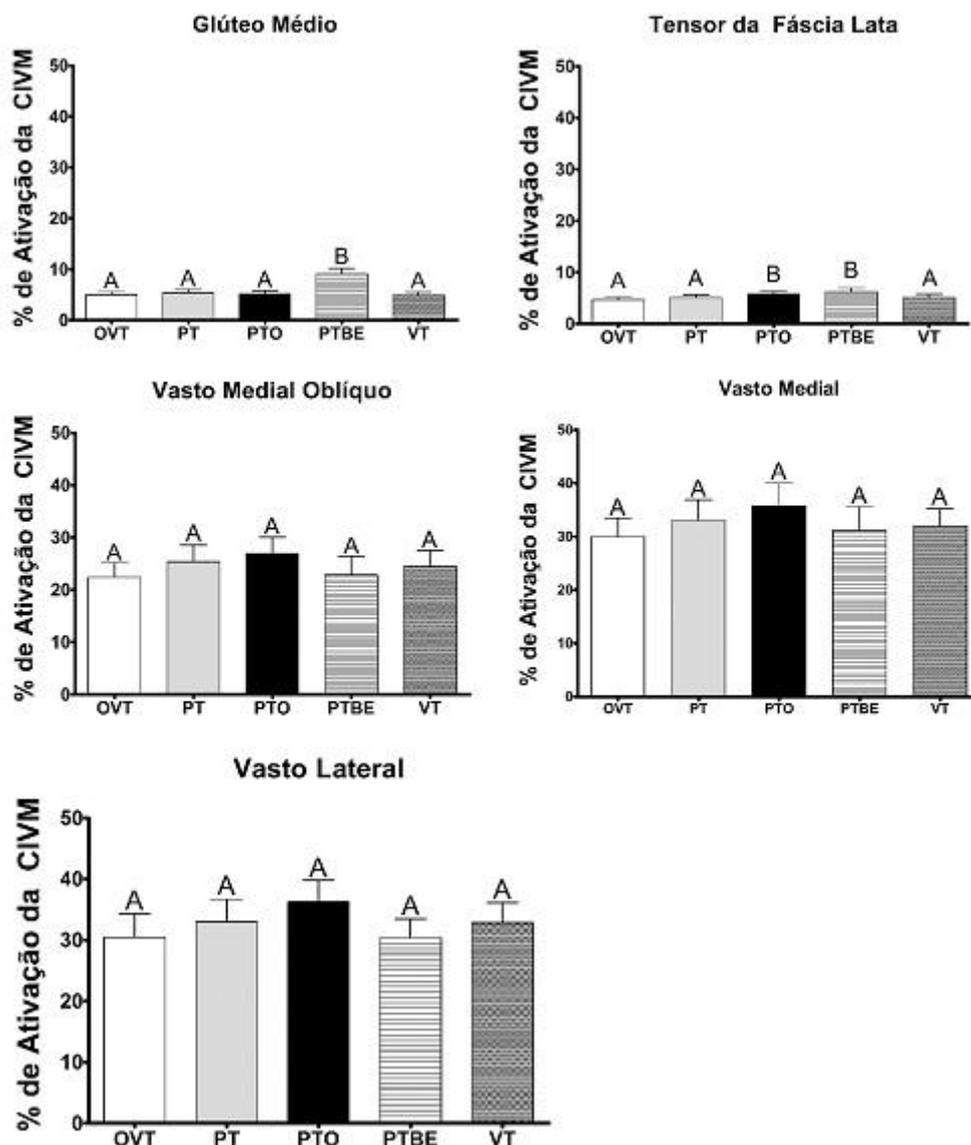


Figura 3 - Média e Erro Padrão da ativação eletromiográfica dos músculos em cada variação do exercício Footwork realizado no Reformer. Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$).

Tabela I - Médias de ativação muscular apresentadas nas variações do footwork em percentual da contração voluntária isométrica máxima.

	OVT		PT		PTO		PTBE		VT	
	média	dp								
VMO:VL	0,79	0,32	0,80	0,29	0,78	0,29	0,73	0,33	0,77	0,29
GM:TFL	1,24	0,70	1,21	0,63	1,01	0,53	1,72	0,95	1,19	0,78
VM:VL	1,04	0,36	1,01	0,29	1,01	0,40	1,02	0,38	1,01	0,33

Sendo VL - vasto lateral, VMO - vasto medial oblíquo, TFL - tensor da fásia lata e GM - glúteo médio, e suas proporções VMO:VL e GM:TFL, apresentadas nas variações OVT - open "V" - position toes, PT - parallel toes, PTO - parallel toes com overball, PTBE - parallel toes com banda elástica e VT - "V" - position toes.

Discussão

Os dados encontrados neste estudo não apontaram para a possibilidade de uma ativação preferencial do VMO nas condições analisadas. Entretanto, foi observada uma variação importante no padrão de ativação entre as participantes, também descrita por Herrington e Pearson [33] Tal variação sugere que os dados apresentados devam ser interpretados com cautela.

Sacco *et al.* [29] compararam os dados eletromiográficos de VM, bíceps femoral, gastrocnêmio lateral e tibial anterior em três variações de apoio dos pés no *footwork* realizado no *Reformer*. Os resultados apontaram para uma menor atividade do VM durante a fase de flexão (excêntrica), na posição VT em relação à variação PT (porém com apoio nos calcanhares). Os autores sugeriram a possibilidade de influência do posicionamento em rotação lateral de quadril sobre a atividade dos extensores de joelho. Esta possibilidade não foi confirmada pelos dados encontrados no presente estudo, em nenhuma das duas variações que apresentam rotação lateral de quadril (VT e OVT). Apesar de não terem sido analisadas separadamente as fases do movimento, de forma que não se pode negar esta influência. Porém, traçando-se um paralelo com outros exercícios realizados em cadeia cinética fechada (CCF), os estudos de Ninos [34] e Herrington [35] não encontraram diferença na atividade elétrica de VMO e VL no agachamento e no *leg press*, respectivamente, em diferentes posições de rotação de quadril. Da mesma forma, Escamilla [36] não encontrou diferença na atividade de VM e VL no agachamento e no *leg press* entre posição neutra e rotação externa de quadril a 30°, corroborando com os dados apresentados neste estudo. Portanto, a referência de Isacowitz [26] em relação a uma ativação preferencial do VMO na variação OVT não foi confirmada pelos dados deste estudo e nem sustentada pelos autores citados, em situações similares.

Em um estudo conduzido por Cantergi [28], a cinemática e a cinética do *footwork* foram analisadas em um *Reformer* com a barra de pés instrumentada com células de carga. Os resultados mostraram que existe uma diferença na característica do exercício e nos grupos musculares envolvidos, conforme a direção da força aplicada sobre a barra. O mesmo pode ter acontecido no estudo de Sacco [29], uma vez que o bíceps femoral também apresentou menor atividade com apoio nos calcanhares e no arco do pé e possivelmente exista diferença na direção da força nos três apoios. No presente estudo também não houve orientação quanto à direção da força.

Além da análise de variações propostas pelo método, optou-se pela inclusão de variações com implementação de acessórios por vezes utilizados na prática clínica, que associam a adução ou a abdução de quadril, buscando-se um maior conhecimento a respeito de uma possível influência na atividade elétrica dos músculos analisados.

Uma revisão sistemática conduzida por Smith [37] em 2008 sugere que não seja possível uma ativação preferencial do VMO, uma vez que dos 20 estudos analisados, apenas três apresentaram maiores valores de ativação, cada um em uma situação diferente. Posteriormente, Irish [38] e Hyong [39] encontraram maiores valores de proporção VMO:VL, no agachamento associado à adução de quadril. Contrariando os dados de Boling [40], que não encontrou diferença na associação de adução de quadril no agachamento e os do presente estudo, no *footwork* com adução de quadril. Entretanto, enquanto os estudos supracitados utilizaram uma bola ou travessão entre os joelhos como implemento para adução, optou-se pelo posicionamento da *overball* abaixo dos joelhos (Figura 1B), com o intuito de atenuar-se a tendência de rotação interna de quadril durante a execução do exercício.

Os baixos valores de proporção VMO:VL encontrados geram especulações. Primeiramente, algumas participantes mais treinadas podem ter executado o exercício com a resistência inferior à proposta. A escolha da resistência através da percepção subjetiva da participante associada a uma resistência limitada pelo conjunto de molas padrão do *Reformer* pode ter influenciado os resultados. Herrington e Pearson [33] concluíram que a proporção VMO:VL aumenta conforme aumenta a carga imposta ao exercício. Além disto, a outra inferência que se faz diz respeito às funções atribuídas ao VMO. Alguns autores sugerem que maiores valores de ativação do VMO sejam alcançados em situações que desafiam a estabilidade do joelho, uma vez que sua função primária seria a estabilidade patelar enquanto a extensão do joelho seria primária do VM e do VL [41-43].

Por outro lado, ultimamente diversos autores têm investigado o tratamento da SDPF através de exercícios que visam o reforço muscular de abdutores e rotadores laterais de quadril (loja póstero lateral do quadril), associado ao reforço de quadríceps e da musculatura do tronco [23], além de reeducação neuromuscular visando a diminuição do valgo dinâmico de joelho em atividades funcionais [24,44,45].

Desta forma, além de os dados aqui apresentados não apontarem para uma maior atividade de VMO na variação PTO, questiona-se a indicação do uso de exercícios em CCF, com associação de adução de quadril, em indivíduos que apresentem disfunções de movimento relacionadas ao valgo dinâmico, uma vez que um possível estímulo deste mecanismo poderia ser gerado.

De acordo com esta tendência atual, optou-se pela inclusão da variação PTBE neste estudo. Esta variação, utilizada por Mascall, Landel e Powers [44] no protocolo por eles descrito, assemelha-se a outros exercícios realizados em cadeia cinética fechada, que são utilizados no tratamento da SDPF visando o reforço muscular de quadríceps, com estímulo de ativação de abdutores e rotadores laterais de quadril, buscando a correção do valgo dinâmico [12,44,46]. Segundo os autores, a vantagem de se utilizar o *Reformer* seria realizar uma atividade com descarga de peso, com uma carga inferior ao peso corporal, levando a uma menor reação de força articular, principalmente em menores amplitudes de flexão de joelhos.

Bennel *et al.* [12] sugeriram inclusive que a associação de resistência para abdução e rotação lateral de quadril em exercícios como o agachamento, pudesse “encorajar” o VMO, por desfazer o valgo. Mas este dado não foi confirmado na situação analisada neste estudo.

Alguns autores têm investigado a atividade elétrica muscular do GM e do TFL em exercícios utilizados em programas de reabilitação. Buscando identificar aqueles com maior potencial de ativação do GM e que possam apresentar uma menor ativação do TFL, pois embora o TFL seja um importante abductor, também exerce papel na rotação interna de quadril [46,47]. Um aumento na atividade do TFL pode gerar um aumento na tensão do trato iliotibial e consequente lateralização da patela, além de um aumento na rotação interna do fêmur. E como proposto Powers [20], um aumento na rotação interna de fêmur em atividades em cadeia cinética fechada pode gerar também um desalinhamento patelofemoral, porém através da rotação do fêmur sob a patela estável. Gerando assim, um estresse elevado na articulação patelofemoral [24].

Os valores encontrados no presente estudo referentes à atividade elétrica do GM e do TFL foram extremamente baixos. Andersen [48] sugere que uma ativação mínima de 40 a 60% da CVMI seja necessária para gerar adaptações de ganho de força muscular. De qualquer forma, alguns dados devem ser observados. Primeiramente, não houve diferença significativa na atividade do GM entre as variações propostas pelo método (PT, VT e OVT), sendo ainda que os valores encontrados não parecem ter relevância para a prática clínica. Porém, a inclusão da banda elástica na PTBE aumentou significativamente os valores de GM em relação às demais variações, embora ainda baixos, bem como a proporção GM:TFL em relação à PTO e VT. Assim, acredita-se que a utilização de uma banda elástica com alta resistência deva elevar a atividade elétrica de GM a níveis com maior relevância clínica.

Da mesma forma, sugere-se a utilização de molas que gerem uma percepção de esforço subjetivo maior, visando alcançar níveis de atividade elétrica de quadríceps superiores a 20-35%, como os aqui descritos.

Para a coleta de dados, a amplitude de movimento de flexo-extensão de joelhos durante a execução dos exercícios não foi limitada. Convém ressaltar, no entanto, que existe a orientação de restrição na amplitude de 0 a 50° de flexão de joelhos em indivíduos com SDPF, durante a realização de exercícios em CCF, evitando-se desta forma o aumento do estresse patelofemoral [16,35,36,44].

Além das limitações já mencionadas, acredita-se que a comparação com dados de indivíduos do sexo masculino e a análise do glúteo máximo, enquanto importante rotador lateral de quadril, poderia aumentar a aplicabilidade dos dados encontrados. Como a amostra constituiu-se de indivíduos saudáveis, a reprodutibilidade dos achados em indivíduos com SDPF deve ser observada com cautela.

A análise de exercícios que sejam mais direcionados à ativação da loja pósterio lateral do quadril se faz necessária, bem como se acredita que um estudo utilizando o método Pilates como proposta de tratamento para a SDPF deva ser considerado. Uma vez que o mesmo propõe exercícios que visam a estabilidade lombopélvica, reforço muscular, flexibilidade e controle motor [49], abrangendo assim os principais objetivos descritos para a reabilitação da SDPF.

Conclusão

Não parece haver uma variabilidade na atividade elétrica dos músculos VL, VM, VMO, GM e TFL entre as variações propostas pelo método, aqui analisadas.

A associação da banda elástica gerou uma maior atividade de GM em relação às demais variações, bem como uma maior proporção GM:TFL em relação à VT e PTO, além de uma maior atividade do TFL em relação à OVT. Já a associação da *overball* gerou maior atividade do TFL em relação à OVT. Embora os percentuais de ativação referentes aos músculos GM e TFL tenham sido muito baixos, gerando questionamentos quanto às implicações clínicas.

Não foi observada uma atividade elétrica preferencial do VMO, nem uma maior proporção VMO:VL, sendo que esta apresentou valores de proporção inferiores a 1,00.

Referências

1. Wood L, Muller S, Peat G. The epidemiology of patellofemoral disorders in adulthood: a review of routine general practice morbidity recording. *Prim Health Care Res Dev* 2011;12:157-64. <https://doi.org/10.1017/s1463423610000460>
2. Rathleff MS. Patellofemoral pain during adolescence: much more prevalent than appreciated. *Br J Sports Med* 2016;50: 831-2. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096328>
3. Lankhorst NE, Bierma-Zeinstra SMA, van Middelkoop M. Factors associated with patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013;47:193-206. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090369>
4. Crossley KM, Staefanik JJ, Selfe J, Collins NJ, Davis IS, Powers CM et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 1: Terminology, definitions, clinical examination, natural history, patellofemoral osteoarthritis and patient-reported outcome measures. *Br J Sports Med* 2016;50(14):839-43. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096384>
5. Boling MC, Padua DA, Marshall SW, Guskiewicz K, Pyne S, Beutler A. A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: The Joint Undertaking to Monitor and Prevent ACL Injury (JUMP-ACL) cohort. *Am J Sports Med* 2009;37(11):2108-16. <https://doi.org/10.1177/0363546509337934>
6. Bolgia LA, Earl-Boehm J, Emery C, Hamstra-Wright K, Ferber R. Pain, function, and strength outcomes for males and females with patellofemoral pain who participate in either a hip/core or knee-based rehabilitation. *Int J Sports Phys Ther* 2016;11(6):926-35.
7. Selfe J, Janssen J, Callaghan M, Witvrouw E, Sutton C, Richards J, Stokes M et al. Are there three main subgroups within the patellofemoral pain population? A detailed characterisation study of 127 patients to help develop targeted intervention (TIPPs). *Br J Sports Med* 2016;50:873-80. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094792>
8. Briani RV, Silva DO, Pazzinato MF, Ferreira AS, Ferrari D, Azevedo FM. Delayed onset of electromyographic activity of the vastus medialis relative to the vastus lateralis may be related to physical activity levels in females with patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2016;26:137-42. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.10.012>
9. Silva DO, Magalhães FH, Faria NC, Pazzinato MF, Ferrari D, Pappas E, Azevedo FM. Lower amplitude of the Hoffmann reflex in women with patellofemoral pain: thinking beyond proximal, local, and distal factors. *Arch Phys Med Rehabil* 2016;97:1115-20. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.017>
10. Chester R, Smith TO, Sweeting D, Dixon J, Wood S, Song F. The relative timing of VMO and VL in the aetiology of anterior knee pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 2008;9(64):9-64. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-64>
11. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *Br J Sports Med* 2009;43(8):584-8. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.053553>
12. Bennell K, Duncan M, Cowan S, McConnell J, Hodges P, Crossley KM. Effects of vastus medialis oblique retraining versus general quadriceps strengthening on vasti onset. *Med Sci Sports Exerc* 2010;42(5):856-64. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181c12771>
13. Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2009;39(1):12-9. <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.2885>
14. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther* 2010;40(2):42-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3337>
15. Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 2012;42(12):1017-24. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.4231>

16. Nakagawa TH, Moriya ETU, Maciel CD, Serrão FV. Frontal plane biomechanics in males and females with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2012;44(9):1747-55. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318256903a>
17. Magalhães E, Silva AP, Sacramento SN, Martin RL, Fukuda TY. Isometric strength ratios of the hip musculature in females with patellofemoral pain: a comparison to pain-free controls. *J Strength Cond Res* 2013;27(8):2165-70. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e318279793d>
18. Liao TC, Yang N, Ho KY, Farrokhi S, Powers C. Femur rotation increases patella cartilage stress in females with patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc* 2015;47(9):1775-80. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000000617>
19. Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport* 2015;16(1):66-71.
20. Holden S, Boreham C, Doherty C, Delahunt E. Two-dimensional knee valgus displacement as a predictor of patellofemoral pain in adolescent females. *Scandinavian J Med Sci Sport* 2017;27:188-94. <https://doi.org/10.1111/sms.12633>
21. D. Ferrari D, Briani RV, Silva DO, Pazzinato MF, Ferreira AS, Alves N, zevedo FM. Higher pain level and lower functional capacity are associated with the number of altered kinematics in women with patellofemoral pain. *Gait and posture* 2018;60:268-72. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.034>
22. Barton CJ, Lack S, Hemmings S et al. The 'Best Practice Guide to Conservative Management of Patellofemoral Pain': incorporating level 1 evidence with expert clinical reasoning. *Br J Sports Med* 2015;49(14): 923-34. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093637>
23. Lack S, Barton C, Sohan O, Crossley K, Morrissey D. Proximal muscle rehabilitation is effective for patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015;49(21):1365-76. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-094723>
24. Ford KR, Nguyen AD, Dischiavi SL, Hegedus EJ, Zuk E, Taylor J. Na evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamics lower extremity valgus. *Open access J Sport Med* 2015;6:291-303. <https://doi.org/10.2147/oajsm.s72432>
25. Crossley KM, van Middelkoop M, Callaghan MJ et al. Patellofemoral pain consensus statement from the 4th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Manchester. Part 2: recommended physical interventions (exercise, taping, bracing, foot orthoses and combined interventions). *Br J Sports Med* 2016;50:844-52. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096268>
26. Isacowitz R. Pilates. Champaign: Human Kinetics; 2006.
27. Loss JF, Melo MO, Rosa CH, Santos AB, La Torre M, Silva YO. Electrical activity of external oblique and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in the Cadillac with different adjustments of springs and individual positions. *Rev Bras Fisioter* 2010;14(6):510-7. <https://doi.org/10.1590/s1413-35552010000600010>
28. Cantergi D, Loss JF, Jinha A, Brodt GA, Herzog W. Muscle strategies for leg extensions on a "Reformer" apparatus. *J Electromyogr Kinesiol* 2015;25(2):260-4. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.08.016>
29. Sacco ICN. Comparison of muscle activity and kinematics of knee and ankle among three footwork exercises of the Pilates Method. *Fisioter Bras* 2015;16(4):305. <https://doi.org/10.33233/fb.v16i4.12>
30. SENIAM Projeto. Surface electromyography for non-invasive assessment of muscles, Enschede; 2005. [citado 2013 nov 7]. Disponível em: <http://www.seniam.org>.
31. ISEK. International Society of Electrophysiology and Kinesiology. [citado 2013 nov 7]. Disponível em: http://www.isek-online.org/standards_emg.html
32. 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. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(2):183-9. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19022>
33. Herrington L, Pearson S. Does level of load affect relative activation levels of vastus medialis oblique and vastus lateralis? *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16:379-83. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.08.003>
34. Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Weiss JR. Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity

- turn-out from the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25(5):307-15. <https://doi.org/10.2519/jospt.1997.25.5.307>
35. Herrington L, Blackera M, Enjuanesa N, Smitha P, Worthington D. The effect of limb position, exercise mode and contraction type on overall activity of VMO and VL. *Phys Ther Sport* 2006;7:87-92. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.01.003>
36. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, Bergemann BW, Moorman CT. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(9):1552-66. <https://doi.org/10.1097/00005768-200109000-00020>
37. Smith TO, Bowyer D, Dixon J, Stephenson R, Chester R, Donell ST. Can vastus medialis oblique be preferentially activated? A systematic review of electromyographic studies. *Physiother Theory Pract* 2009;25(2):69-98. <https://doi.org/10.1080/09593980802686953>
38. Irish SE, Millward AJ, Wride J, Haas BM, Shum GLK. The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *J Strength Cond Res* 2010;24(5):1256-62. <https://doi.org/10.1519/jsc.0b013e3181cf749f>
39. In Hyouk Hyong, Effects of squats accompanied by hip joint adduction on the selective activity of the vastus medialis oblique. *J Phys Ther Sci* 2015;27(6):1979-81. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1979>
40. Boling M, Padua D, Blackburn JT, Petschauer M, Hirth C. Hip adduction does not affect VMO EMG amplitude or VMO:VL ratios during a dynamic squat exercise. *J Sport Rehabil* 2006;15:195-205. <https://doi.org/10.1123/jsr.15.3.195>
41. In Hyouk Hyong, Jong Ho Kang. Activities of the Vastus Lateralis and Vastus Medialis Oblique Muscles during squats on different surfaces. *J Phys Ther Sci* 2013;25:915-7. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.915>
42. Toumi H, Best TM, Pinti A, Lavet C, Benhamou CL, Lespessailles E. The role of muscle strenght & activation patterns in patelofemoral pain. *Clin Biomech* 2013;28:544-8. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.04.005>
43. Park J, Lee D, Kim JS, Hong JH, You JH, Park IM. Effects of visibility and types of the ground surface on the muscle activities of the vastus medialis oblique and vastus lateralis. *J Phys Ther Sci* 2015;27:2435-7. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2435>
44. Mascal CL, Landel R, Powers CM. Management of patellofemoral pain targeting hip, p elvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33:642-60. <https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.11.647>
45. Baldon RM, Serr ao FV, Silva RS, Piva SR. Effects of functional stabilization training on pain, function, and lower extremity biomechanics in women with patelofemoral pain: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2014;44(4):240-51. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4940>
46. Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43(2):54-64. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4116>
47. Willcox EL, Burden AM. The influence of varying hip angle and pelvis position on muscle recruitment patterns of the hip abductor muscles during the clam exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* 2013;43(5):325-31. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4004>
48. Andersen et al. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys Ther* 2006;86(5):683-97. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.5.683>
49. Wells C, Kolt GS, Bialocerkowski A. Defining Pilates exercise: a systematic review. *Complement Ther Med* 2012;20(4):253-62. <https://doi.org/10.1016/j.ctim.2012.02.005>