

Artigo original

Comparação da cinemática e da atividade muscular de joelho e tornozelo entre três exercícios de footwork do Método Pilates

Comparison of muscle activity and kinematics of knee and ankle among three footwork exercises of the Pilates Method

Isabel C.N. Sacco*, Ivey L.R. Pereira, M.Sc.**, Bergson W.C. Queiroz**, Daniella R. Gomes, Ft.**

.....
*Professora Associada, Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo/SP, **Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo/SP

Resumo

Buscamos descrever e comparar a cinemática angular de joelho e tornozelo e os padrões de atividade muscular de membro inferior de 3 formas de execução do “footwork” do Método Pilates Posição Arco (PA), Posição Calcanhar (PC) e Posição em V (PV). Vinte e cinco adultos praticantes de Pilates executaram as 3 formas do footwork. Durante as fases de flexão e extensão de joelhos, foram calculadas as integrais dos envoltórios lineares do sinal EMG de vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL), tibial anterior (TA) e fibular longo (FL); os índices de co-contração BF/VM e TA/GL; e a variação angular de joelho e tornozelo. Observamos menores amplitudes de movimento de tornozelo na PC em relação às demais posições. O BF ativou significativamente menos na PV em relação à PA durante a fase de extensão e flexão em relação aos outros dois padrões. A ativação de VM foi menor em PV em relação à PC. A co-contração de BF/VM foi significativamente menor em PV durante a fase de flexão. A PC gerou atividade significativamente maior de TA em relação aos outros padrões na fase de extensão e de flexão e maior atividade de FL e GL na fase de flexão. Todos os padrões permitem a ativação de agonistas e antagonistas de joelho simultaneamente, possibilitando, por meio dessa co-contração, uma melhor estabilização dessa articulação, muito embora na posição em V haja menor co-contração de VM e BF. A PC parece ser a melhor alternativa em um tratamento de fortalecimento e estabilização de tornozelo.

Palavras-chave: eletromiografia, joelho, tornozelo, Pilates, exercício.

Abstract

The aim was to describe and compare the knee and ankle kinematics and EMG patterns of lower limb muscles in 3 ways of performing the “footwork” of Pilates Method: Arc Position (PA), Heel Position (PC) and Position V (PV). Twenty-five adults experts in Pilates practice performed 3 forms of footwork. During knee flexion and extension phases, we calculated the integral of the linear envelops of the EMG signal of vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), lateral gastrocnemius (LG), tibialis anterior (TA) and peroneus longus (PL); co-contraction indexes of BF/VM and TA/GL; and the kinematics of knee and ankle. We observed smaller ankle range of motion in PC exercise compared to the others. The BF activated significantly less in the PV compared to the PA during both extension and flexion phases compared to the other two patterns. The VM activity was lower in PV compared to PC. The co-contraction of BF/VM was significantly lower in PV during the flexion phase. The PC produced significantly greater activity of TA compared to other patterns in both extension and flexion phases and showed increased activity of PL and LG in the flexion phase. All exercises variations allowed a proper simultaneous activation of agonist and antagonist of knee muscles, allowing a better stabilization of this joint, although in the PV there is less co-contraction of VM and BF. The PC seems to be the best alternative for strengthening and stabilize the ankle joint.

Key-words: electromyography, knee, ankle, Pilates, exercise.

Recebido em 24 de outubro de 2014; aceito em 30 de abril de 2015.

Endereço para correspondência: Isabel C. N. Sacco, Departamento de Fisioterapia, Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Rua Cipotânea, 51 Cidade Universitária 05360-160 São Paulo SP, E-mail: icsacco@usp.br

Introdução

A prática do Método Pilates tem sido muito procurada por pessoas que buscam uma melhora na sua qualidade de vida por meio da atividade física. Nos Estados Unidos foi estimado um aumento do número de praticantes deste método de 5.000 para 5.000.000 de pessoas em uma década [1]. O Método Pilates vem sendo utilizado em múltiplos campos, desde o condicionamento físico até a reabilitação, abrangendo reeducação postural, ortopedia, geriatria, neurologia e outras áreas [2-5]. Este método caracteriza-se por trabalhar de forma intensa a musculatura abdominal, enquanto procura fortalecer e alongar as outras partes do corpo, através de exercícios de baixo impacto, com baixo número de repetições para cada tipo de exercício.

No total, o Método Pilates contém cerca de 500 exercícios que podem ser divididos em duas grandes categorias: os exercícios de *mat*, realizados no solo em um colchonete (*mat*), e os exercícios de aparelhos, os quais são dotados de molas e polias para proverem resistência [6].

Dentre os objetivos posturais do Método Pilates está a correção de desvios de alinhamento de joelho e tornozelo [7], para cuja correção têm importância destacada os exercícios conhecidos em inglês como *footwork*, e que são executados no aparelho *reformer* com o indivíduo em decúbito dorsal apoiando os pés em uma barra cilíndrica de 3 a 5 cm de diâmetro, e empurrando esta barra com os pés [8,9]. Estes exercícios procuram fortalecer os membros inferiores, ao mesmo tempo em que aumentam a percepção do alinhamento corporal, enfatizando o alinhamento correto dos membros inferiores em relação ao tronco, e procurando corrigir os desvios de joelho e tornozelo, através das instruções verbais e do feedback tátil do instrutor de Pilates [8,9]. Estes são executados em três padrões básicos: Posição em V, Posição Arco e Posição Calcanhar.

Os exercícios de cadeia fechada são frequentemente recomendados nos protocolos de reabilitação, por simularem movimentos funcionais e por promoverem a co-contracção da musculatura agonista e antagonista, aumentando a estabilização articular e diminuindo as forças de cisalhamento [10,11]. Esta co-contracção tem o efeito de aumentar a rigidez da articulação, sendo a maneira mais útil quando precisão e estabilização articular são necessárias. Os exercícios do *footwork* classificam-se como de cadeia cinética fechada, pois o segmento distal do membro inferior se mantém fixo; enquanto o tronco é deslocado. Porém, o apoio dos pés em uma barra cilíndrica permite maiores graus de liberdade de movimento para a articulação do tornozelo e pé, tendo repercussões na movimentação e alinhamento das articulações subsequentes de joelho e quadril.

Exercícios em cadeia cinética fechada (agachamento e leg press horizontal) promovem uma maior co-contracção dos músculos isquiotibiais e quadríceps femoral em relação aos exercícios em cadeia aberta (cadeira extensora) estudados

[10,12]. Essa coativação de isquiotibiais diminui as forças de cisalhamento anteriores da tibia, atuando como agonista do ligamento cruzado anterior e desta forma exercícios em cadeia fechada podem contribuir para melhora do controle dinâmico do joelho [13]. Estes resultados nos fazem acreditar que os exercícios “*footwork*” são uma opção interessante para tratamentos e treinamentos cujo objetivo seja ganho de força e estabilização de joelho.

Escamilla *et al.* [14] observaram que variações no posicionamento angular dos pés durante um exercício em cadeia fechada (agachamento e leg press) não influenciou a atividade muscular no joelho, porém a diminuição da distância entre os pés aumentou a atividade do gastrocnêmio, enquanto que para o leg press a posição mais afastada, com os pés posicionados na porção inferior da placa de apoio, aumentou a atividade dos isquiotibiais. Estes resultados nos sugerem que o posicionamento diferente do complexo tornozelo e pé na barra cilíndrica no *reformer* durante a execução dos exercícios de *footwork* deve resultar em atividades musculares distintas e, conseqüentemente, devem proporcionar benefícios diferentes aos praticantes.

Ao se reduzir o movimento no plano frontal das articulações talocrural e subtalar, haveria uma conseqüente ampliação do movimento de joelho no plano frontal, segundo Eng e Pierrynowski [15]. Com relação aos exercícios de *footwork*, a maneira como se lida ou se restringe a liberdade de movimento distal (tornozelo e pé) ao se procurar alinhar o tornozelo na barra cilíndrica, pode levar a implicações na movimentação e alinhamento e movimentação da articulação do joelho e esta investigação torna-se necessária quando o objetivo é prescrever tais exercícios dentro de um programa de reabilitação.

Nesse contexto, a utilização do equipamento *reformer* durante a execução de diferentes formas de apoio dos pés no *footwork* com a finalidade de fortalecimento ou reabilitação, necessita de maior fundamentação que podemos obter com o estudo dos padrões de ativação muscular e variação articular de joelho e tornozelo. Também é de interesse determinar a possível existência de co-contracção nas articulações de joelho e tornozelo e a relação entre elas, em função dos ângulos articulares em cada tipo de exercício. Desta forma, o objetivo deste estudo foi descrever e comparar a atividade elétrica muscular de vasto medial, bíceps femoral, tibial anterior, gastrocnêmio lateral e fibular longo, bem como a amplitude angular de joelho e tornozelo nas fases de flexão e extensão de joelho durante a realização de 3 variações dos exercícios *footwork* no *reformer* do Método Pilates.

Material e métodos

Casuística

A amostra constituiu-se de 25 adultos assintomáticos (5 homens, 20 mulheres; 31,2 (± 6,0) anos; 59,5 (± 8,8) kg; 1,66 (± 0,08) m; 16,4 (± 2,1) graus de angulo Q; 3,1 (± 2,1) anos

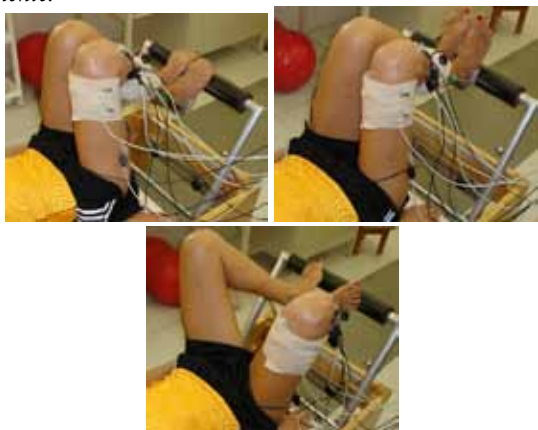
de prática do Pilates; $2 (\pm 0,9)$ vezes por semana de prática do Pilates), e sem alterações posturais de membros inferiores evidentes por inspeção visual, tais como encurtamento dos grupos musculares das cadeias anterior e posterior, dor musculoesquelética e/ou diminuição da amplitude de movimento de membros inferiores, critérios estes baseados em Iunes *et al.* [16]. O ângulo Q também foi avaliado e foram incluídos sujeitos com valores entre 13° e 20° , valores estes considerados normais segundo Magee [17]. Todos os sujeitos eram praticantes de Pilates há no mínimo 6 meses ou 24 sessões e usuários do *reformer* em seus treinos.

Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento esclarecendo o protocolo experimental, aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (protocolo número: 884/06).

Exercícios footwork

Os exercícios do *footwork* foram executados em uma plataforma no aparelho *reformer*, com o indivíduo em decúbito dorsal apoiando os pés em uma barra cilíndrica e empurrando esta barra com os pés contra uma resistência proporcionada por molas. Apoios contra os ombros impediram que o praticante deslizesse na plataforma, que se movia juntamente com o tronco do praticante. Os sujeitos realizaram os exercícios *footwork* em três padrões básicos (figura 1) e a ordem de execução dos exercícios foi sorteada para cada sujeito. Os padrões foram: Posição Arco (PA), com o tornozelo em flexão de 90° (posição anatômica) com os dedos fletidos, com apoio do *reformer* abaixo da cabeça do quinto metatarso; Posição Calcanhar (PC), com o tornozelo em flexão de 90° (posição anatômica) com os dedos estendidos, com apoio no retro pé e Posição em V (PV), com o tornozelo em extensão e rotação lateral de quadril, com apoio entre a base do segundo e terceiro artelhos.

Figura 1 - Exercícios Footwork: Arco, Calcanhar e em V, respectivamente.



Durante cada padrão básico foi adquirida, por fase do movimento – extensão e flexão de joelho – a atividade eletromiográfica unilateral dos músculos: tibial anterior, fibular longo, gastrocnêmio lateral, vasto medial e bíceps femoral. Além da medida eletromiográfica, também foi aferida a variação angular no plano sagital e frontal do tornozelo/pé e no plano sagital de joelho, unilateralmente. Cada padrão de movimento foi executado três vezes. Para controlar a velocidade de execução do movimento e minimizar o efeito desta variável nos resultados, um dos avaliadores deu comandos verbais durante fases de extensão e flexão de cada exercício ao sujeito, seguindo a cadência de 42 batimentos por minuto demarcado por um metrônomo digital.

Avaliação do conforto e biomecânica

Após a avaliação biomecânica, o conforto percebido em cada posição do “footwork” foi aferido por meio da escala de Borg de 0 a 10, sendo 0 nenhum conforto e 10 máximo de conforto.

Para a aquisição do sinal eletromiográfico, utilizou-se um eletromiógrafo da EMG System do Brasil (modelo 800C) com 8 canais e eletrodos de superfície diferenciais ativos descartáveis da Medtrace de prata com 10 mm de diâmetro. Os sinais foram pré-amplificados com fator 20 no próprio eletrodo e fator 50 no amplificador, totalizando um ganho de 1000 para cada canal. O contato entre os eletrodos e o eletromiógrafo foi feito através de uma interface ativa banhada a ouro, revestida por uma cápsula de poliuretano.

Os eletrodos foram colocados no ventre muscular distantes do ponto motor, conforme a recomendação da SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) [18] afastados em 25 mm de centro a centro e fixados na pele por meio de fita adesiva do tipo transpore e faixa elástica envolvendo cabos e eletrodos. A colocação dos eletrodos foi realizada após tricotomia e limpeza do local. O eletrodo referência foi posicionado na patela do membro inferior avaliado.

Os eletrodos do músculo vasto medial foram posicionados em 80% da linha formada pela espinha ilíaca anterossuperior e a borda anterior do ligamento medial do joelho. Os eletrodos do músculo bíceps femoral foram colocados no centro entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia. Os eletrodos do músculo tibial anterior foram posicionados em 1/3 da linha formada entre a cabeça da fíbula e o maléolo medial. Os eletrodos do fibular longo ficaram em 1/4 da linha entre cabeça da fíbula e maléolo lateral e os eletrodos do gastrocnêmio lateral entre 1/3 da cabeça da fíbula e o calcanhar.

A medição da variação angular da articulação de tornozelo e joelho foi feita por meio de dois eletrogoniômetros biaxiais flexíveis da marca Biometrics. O eixo de rotação do eletrogoniômetro do tornozelo coincidiu com a articulação de tornozelo e as hastes, fixadas com fita dupla face, foram posicionadas uma paralela à face lateral da fíbula e a outra

paralela à superfície lateral do quinto metatarso. O eixo de rotação do eletrogoniômetro do joelho coincidiu com a linha articular do joelho e as hastes foram posicionadas uma paralela à face lateral da fíbula dirigida para o maléolo lateral e a outra paralela à superfície lateral do fêmur dirigida para o trocânter maior.

As aquisições dos eletrogoniômetros e do eletromiógrafo foram feitas sincronizadamente por meio de um conversor A/D de 12 bits com frequência de amostragem de 1000 Hz. Esta aquisição foi necessária para, além de medir a amplitude de movimento da articulação do tornozelo e joelho no plano frontal e sagital, interpretarmos temporalmente o sinal eletromiográfico em cada fase de movimento por meio da variação angular de joelho.

Análise matemática e estatística dos dados

Do sinal eletromiográfico foram calculados os envoltórios lineares de cada músculo analisado e, a partir deste envoltório, calculou-se a sua integral em cada fase do movimento (extensão e flexão do joelho) para cada exercício avaliado, como forma de representar a energia do sinal. Para construção do envoltório, foi retirado o *off-set* do sinal bruto quando existente, retificado o sinal eletromiográfico por onda completa, filtrado com filtro passa-baixa tipo *butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 5 Hz, normalizados na base de tempo (0 a 100% do ciclo) e na intensidade pelo pico.

Também foi calculado um índice de co-contracção utilizando a integral do sinal eletromiográfico. Avaliou a relação entre a atividade de 2 pares de músculos antagonistas: tibial anterior e gastrocnêmio lateral; vasto medial e bíceps femoral. Para tal, adotamos a seguinte equação [19]:

$$\text{Índice de co-contracção} = 2 \cdot \frac{\min A}{A + B}$$

onde *min* é o menor sinal entre A e B e A e B correspondem à integral do sinal EMG retificado, filtrado e normalizado pelo pico de contracção do sujeito durante cada exercício. No presente estudo, optamos por utilizar o cálculo com o numerador da fórmula pré-definido. Assim, definimos o numerador como o valor da integral do envoltório do músculo tibial anterior na co-contracção de tornozelo e o músculo bíceps femoral na co-contracção de joelho.

Após a confirmação da normalidade dos dados pelo teste de Shapiro Wilks, as variáveis em escala de razão foram comparadas entre os exercícios pelo teste interferencial ANOVA

para medidas repetidas, seguida de Post hoc de Tukey. Para as variáveis do estudo em escala ordinal (questionário de conforto), utilizamos o teste ANOVA de Friedman entre os exercícios. Adotamos o nível de significância de 0,05 para diferenças significativas.

Resultados

Notou-se um conforto significativamente menor na posição Arco ($7,2 \pm 1,9$) em relação à posição em V ($8,6 \pm 1,2$) e calcanhar ($8,3 \pm 1,6$) ($p = 0,07$). Não foram encontradas diferenças significativas para a amplitude de joelho entre os exercícios (tabela I). Já para a amplitude de tornozelo, observou-se uma menor amplitude no plano sagital e uma maior amplitude no plano frontal para a posição calcanhar em relação às outras (tabela I).

Tabela I - Média, desvio padrão e valores de *p* da amplitude angular (graus) de joelho e tornozelo em cada padrão de exercício.

Amplitude Articular (graus)	Posição Arco	Posição Calcanhar	Posição em V	<i>p</i> ¹
Joelho sagital	104,41 (4,6)	104,4 (3,8)	105,4 (8,2)	>0,05
Tornozelo sagital	29,9 (5,5)	16,5 (7,4)*	33,6 (6,8)	<0,001
Tornozelo frontal	4,5 (1,7)	4,6 (2,4)*	4,3 (2,8)	<0,001

¹ Teste ANOVA. Média (desvio padrão). * Representa o padrão estatisticamente diferente

Na posição em V, o BF ativou significativamente menos em relação aos outros padrões durante a fase de flexão e apresentou menores ativações de VM em relação a posição calcanhar (tabela II). Já durante a fase de extensão, a posição em V produziu menores ativações de BF em relação à posição em Arco (tabela II). Nesta posição em V, a co-contracção (tabela III) de BF/VM foi significativamente menor durante a fase de flexão em relação às outras posições. É interessante destacar que as atividades de BF e VM sempre apresentaram maiores integrais na fase de extensão comparados a de flexão. Já na posição calcanhar, a atividade de tibial anterior foi significativamente maior em relação aos outros padrões tanto na fase de extensão quanto na de flexão. Assim como observou-se neste padrão calcanhar, uma maior atividade de fibular longo e gastrocnêmio lateral na flexão de joelho e maior co-contracção na extensão em relação às outras posições.

Tabela II - Médias, desvios padrão e valores de *p* para as integrais de EMG (UA.s) (normalizado pelo pico da EMG) dos músculos bíceps femoral, vasto medial, gastrocnêmio lateral, fibular longo e tibial anterior para cada padrão de exercício em cada fase do movimento.

Músculo	Fase	Posição Arco	Posição Calcânhar	Posição em V	P
Bíceps Femoral	Extensão	0,613 (0,156) ^{&}	0,578 (0,165)	0,533 (0,081) ^{&}	0,001 ¹
	Flexão	0,514 (0,150)	0,5 (0,120)	0,348 (0,130)*	<0,001 ¹
	<i>p</i>	< 0,001 ¹	0,001 ¹	< 0,001 ¹	0,000 ²
Vasto Medial	Extensão	0,613(0,163)	0,638(0,142)	0,614(0,146)	>0,357 ¹
	Flexão	0,419(0,121)	0,447(0,125) ^{&}	0,394(0,110) ^{&}	0,001 ¹
	<i>P</i>	< 0,001 ¹	< 0,001 ¹	< 0,001 ¹	0,204 ²
Gastrocnêmio lateral	Extensão	0,550 (0,136)	0,507 (0,146)	0,570 (0,116)	0,058 ¹
	Flexão	0,443 (0,158)	0,536 (0,197)	0,374 (0,125)	<0,001 ¹
	<i>p</i>	< 0,001 ¹	0,755 ¹	< 0,001 ¹	0,000 ²
Tibial Anterior	Extensão	0,353(0,171)	0,574(0,152)*	0,329(0,164)	<0,001 ¹
	Flexão	0,541(0,136)	0,720(0,127)*	0,530(0,169)	<0,001 ¹
	<i>p</i>	< 0,001 ¹	< 0,001 ¹	< 0,001 ¹	0,387 ²
Fibular Longo	Extensão	0,602(0,133)	0,621(0,152)	0,636(0,102)	>0,639 ¹
	Flexão	0,532(0,152)	0,723(0,154)*	0,476(0,131)	<0,001 ¹
	<i>p</i>	0,035 ¹	0,001 ¹	<0,001 ¹	<0,001 ²

¹Teste Pos hoc Tukey; ²Teste ANOVA. Média (desvio padrão); *Representa o padrão estatisticamente diferente em relação aos outros; [&]Representa os padrões estatisticamente diferentes entre si ($p < 0,05$).

Tabela III - Médias, desvios padrão e valores de *p* da co-contração de bíceps femoral e vasto medial e da co-contração de tibial anterior e gastrocnêmio lateral para cada padrão avaliado e fase do exercício.

Co-contração	Fase	Posição Arco	Posição Calcânhar	Posição em V	P
Bíceps Femoral/ vasto medial	Extensão	0,997(0,158)	0,939(0,193)	0,937(0,140)	> 0,081 ¹
	Flexão	1,086(0,227)	1,049(0,200)	0,928(0,242)*	< 0,001 ¹
	<i>p</i>	0,002 ¹	< 0,001 ¹	0,998 ¹	0,001 ²
Tibial anterior/ gastrocnêmio lateral	Extensão	0,751(0,226)	1,07(0,204)*	0,695(0,242)	< 0,001 ¹
	Flexão	1,096(0,166)	1,17(0,152)	1,152(0,218)	> 0,269 ¹
	<i>p</i>	< 0,001 ¹	0,053 ¹	< 0,001 ¹	< 0,001 ²

¹Teste Pos hoc Tukey; ²Teste ANOVA. Média (desvio padrão); *Representa o padrão estatisticamente diferente.

Discussão

O objetivo deste estudo foi descrever e comparar os exercícios do *footwork* no aparelho *reformer* do Método Pilates por meio de medidas eletromiográficas de membro inferior e angulares de joelho e tornozelo. De modo geral, observamos que todos os padrões permitem ativação da musculatura agonista e antagonista de joelho e tornozelo, possibilitando, através dessas co-contrações, uma melhor estabilização dessas articulações. Além disso, a posição calcânhar apresentou melhores resultados quando se objetiva estabilização de tornozelo, pois além das estruturas ligamentares e do encaixe bimalleolar permitirem uma melhor fixação nessa posição, houve uma alta ativação de tibial anterior, fibular longo e gastrocnêmio lateral.

As mudanças no posicionamento de tornozelo e pé entre os padrões não influenciaram as amplitudes alcançadas pela articulação do joelho, mas interferiram, como esperado, nas amplitudes articulares de tornozelo durante a execução dos exercícios. A posição calcânhar apresentou menor variação no plano sagital e isso pode ser explicado devido à manutenção da dorsiflexão durante todo o movimento, ocorrendo um

maior encaixe na pinça bimalleolar, estabilizando e fixando de modo mais eficaz o tornozelo, possibilitando, portanto, uma menor ADM para realizar o *footwork*.

A ativação de vasto medial foi maior na fase concêntrica (extensão de joelho), mas similar em todos os padrões de *footwork*. Variações no posicionamento do pé durante o agachamento, exercício semelhante ao analisado no presente estudo, avaliadas por Escamilla *et al.* [14], não modificam a ativação de quadríceps, tal como observamos no presente estudo. Porém, observa-se uma menor atividade na sua fase excêntrica, assim como menor atividade de bíceps femoral nesta fase, durante a execução do *footwork* na posição em V. Estes resultados mostram que o vasto lateral pode estar sendo auxiliado em sua função excêntrica flexora pelos adutores/rotadores laterais de quadril uma vez que nesta posição em V o quadril mantém-se em rotação lateral. Este fato muda a concepção descrita por Ninos *et al.* [20], que relatam não haver influência da posição do quadril em rotação lateral nas atividades musculares de isquiotibiais, vastos medial e lateral.

Na posição em V, houve uma menor atividade de BF na sua fase concêntrica resultante da provável participação da

musculatura adutora agindo excêntrica, auxiliando no controle da frenagem do movimento e estabilização da articulação de joelho.

A alta atividade de bíceps femoral observada principalmente na sua fase excêntrica é proporcional à atividade de vasto medial concêntrica (fase de extensão do joelho). Segundo Escamilla *et al.* [12] e Wilk *et al.* [10], durante o exercício de agachamento, os músculos isquiotibiais apresentam picos 30 e 80% da CVM (contração voluntária máxima), ocorrendo próximos dos 50°-70° de flexão. Lutz *et al.* [21] mostraram que em exercícios de cadeia cinética fechada, tal como os exercícios de *footwork* avaliados, a atividade de isquiotibiais é maior próxima aos 30°-60° de flexão, diminuindo com o aumento da flexão. Já com o músculo quadríceps ocorre o inverso: a maior atividade desse músculo é verificada aos 90° de flexão. Desta forma, conclui-se que em todos os padrões de *footwork* há ativação simultânea de bíceps femoral e vasto medial promovendo uma co-contratação, especialmente maior na fase de flexão do joelho e nas posições sem a rotação lateral de quadril, proporcionando semelhante ação estabilizadora no joelho. Esta atuação da musculatura antagonista, durante a extensão do joelho, permitiria uma melhor distribuição da pressão intra-articular [22], tornando o exercício mais seguro em relação à estabilidade articular, evitando os riscos de lesões ligamentares.

Observaram-se pelos padrões dos envoltórios de gastrocnêmio lateral uma maior ativação próxima à extensão do joelho (final da fase de extensão e início da de flexão) em todos os *footworks*. Isso ocorre porque com a extensão do joelho também haverá maior extensão das molas, havendo uma produção proporcional maior de força [23] pelos músculos que atuam no tornozelo, já que simultaneamente à extensão de joelho há a extensão de tornozelo nas posições em V e Arco. E, além disso, como o *footwork* é realizado em cadeia cinética fechada, o gastrocnêmio lateral, músculo biarticular, além de estender o tornozelo, coativa para estabilizar a articulação de joelho, diante da força de translação anterior da tibia causada pela contração do quadríceps [24].

O músculo tibial anterior apresenta maior atividade durante todo o padrão de *footwork* calcanhar e isso é resultado do apoio do pé no *reformer* que é feito em retro pé e, portanto, a flexão do tornozelo deve ser mantida ativamente por ação dos músculos dorsiflexores – tibial anterior.

As maiores atividades observadas de fibular longo na posição calcanhar são resultantes da maior ativação de tibial anterior observada neste padrão. Esta maior atividade de tibial favorece o movimento de inversão do complexo tornozelo-pé; além disso, o ponto de apoio no *reformer* na posição em calcanhar é no retro pé e com isso o médio-pé e o antepé estão livres. Desta forma, é necessário maior controle do pé para diminuir as oscilações látero-laterais e estas maiores oscilações foram confirmadas pela maior amplitude do complexo tornozelo/pé no plano frontal nessa posição. Portanto é necessária maior ativação do fibular longo para evitar uma inversão provocada

pelo tibial anterior.

A co-contratação de tibial anterior e gastrocnêmio lateral auxiliam na estabilização articular de tornozelo principalmente no plano sagital. É interessante destacar um maior valor de co-contratação na posição calcanhar, decorrente do posicionamento ativo em flexão através da contração de tibial anterior e da ativação de gastrocnêmio lateral para fixar a articulação talocrural.

De modo geral, os maiores valores de co-contratação de bíceps/vasto e tibial/gastrocnêmio observados em todos os padrões na fase excêntrica (flexão de joelho) ocorrem devido a maior ativação da musculatura antagonista para auxílio no movimento de frenagem, já que as molas do *reformer* voltam ao seu tamanho inicial e é necessário um controle motor adequado para realização do movimento harmonicamente.

Conclusão

Os exercícios do *footwork* no aparelho *reformer* do Método Pilates proporcionam atividades de agonistas e antagonistas de joelho de maneira similar, muito embora o padrão em V produza menor ativação desta musculatura demonstrando a influência da rotação lateral de quadril na ativação de flexores e extensores de joelho. O padrão calcanhar foi o exercício com maior ativação de tibial anterior, gastrocnêmio lateral e fibular longo e maior co-contratação de tibial anterior e gastrocnêmio lateral em uma menor variação de amplitude de tornozelo no plano sagital, o que representa ser uma boa opção em um tratamento de fortalecimento e estabilização de tornozelo.

Agradecimentos

Os autores são gratos à FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) pelo financiamento da pesquisa (2006/03687-3).

Referências

1. Chang Y. Grace under pressure. *Newsweek* 2000;135(9):72-3.
2. Segal NA, Hein J, Basford JR. The effects of Pilates training on flexibility and body composition: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:1977-81.
3. Anderson BD, Spector A. Introduction to pilates-based rehabilitation. *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America* 2000;9(3):395-410.
4. Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *J Bodyw Mov Ther* 2000;4(2):99-108.
5. Loosli AR, Herold D. Knee rehabilitation for dancers using a Pilates-based technique. *Kinesiology and Medicine for Dance* 1992;14(2):1-12.
6. Muscolino JE, Cipriani S. Pilates and the “powerhouse” - I. *J Bodyw Mov Ther* 2004;8:15-24.
7. Pilates JH, Miller WJ. *The Complete Writings of Joseph H. Pilates*. Philadelphia: BainBridgeBooks; 2000.

8. Physicalmind Institute. Physicalmind Encyclopedia – The Universal Reformer. New Mexico: Physicalmind Institute; 1992.
9. Gallagher SP, Kryzanowska R. The Pilates method of body conditioning. Philadelphia: BainBridgeBooks; 2000.
10. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* 1996;24(4):518-27.
11. Prentice WE. Exercícios de cadeia cinética aberta e fechada em reabilitação. São Paulo: Manole; 2003.
12. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Barrentine SW, Wilke KE, Andrews JR. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc* 1998;30(4):556-69.
13. Shields RK, Madhavan S, Gregg E, Leitch J, Petersen B, Salata S, et al. Neuromuscular control of the knee during a resisted single-limb squat exercise. *Am J Sports Med* 2005;33(10):1520-26.
14. Escamilla RF, Fleisig GS, Zheng N, Lander JE, Barrentine SW, Andrews JR, et al. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33(9):1552-66.
15. Eng JE, Pierrynowski MR. The effect of soft foot orthotics on three-dimensional lower-limb kinematics during walking and running. *Phys Ther* 1994;74(9):45-9.
16. Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter* 2005;9(3):327-34.
17. Magee DJ. Avaliação musculoesquelética. 4ª ed. Barueri: Manole; 2005.
18. Hermens HJ, Frerijns B, Disselhorst-Klug, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
19. Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1985;25:135-49.
20. Ninos JC, Irrgang JJ, Burdett R, Weiss JR. Electromyographic analysis of the squat perform in self-selected lower extremity neutral rotation and 30° of lower extremity turn-out the self-selected neutral position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;25(5):307-15.
21. Lutz BGE, Palmitier MD, An KN, Chao YS. Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *J Bone Joint Surg* 1993;75(5):732-7.
22. Baratta R, Solomonow M, Zhou BH, Letson EED, Chuinard R, D'Ambrosia R. Muscular coactivation – The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988;16(2):113-22.
23. Self BP, Bagley AM, Triplett TL, Paulos LE. Functional biomechanical analysis of the Pilates-based reformer during demi-plié movements. *J Appl Biomech* 1996;12:326-37.
24. Kvist J, Gillquist J. Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med* 2001;29(1):72-82.