



Revista Brasileira de Fisioterapia

ISSN: 1413-3555

rbfisio@ufscar.br

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-
Graduação em Fisioterapia
Brasil

Loss, Jefferson F.; Melo, Monica O.; Rosa, Cristina H.; Santos, Artur B.; La Torre, Marcelo; Silva, Yumie O.

Atividade elétrica dos músculos oblíquos externos e multífidos durante o exercício de flexoextensão do quadril realizado no Cadillac com diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo

Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 14, núm. 6, novembro-diciembre, 2010, pp. 510-517

Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235016583010>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica

Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal

Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

Atividade elétrica dos músculos oblíquos externos e multífidus durante o exercício de flexoextensão do quadril realizado no Cadillac com diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo

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

Jefferson F. Loss¹, Monica O. Melo², Cristina H. Rosa³, Artur B. Santos⁴, Marcelo La Torre⁵, Yumie O. Silva⁴

Resumo

Contextualização: Apesar do amplo uso do Pilates na Fisioterapia, há poucos estudos que avaliaram a ativação elétrica dos músculos nos exercícios. **Objetivo:** Verificar a influência de diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo sobre a ativação elétrica dos multífidus (MU) e oblíquos externos (OE) durante a flexoextensão do quadril (FEQ) no Cadillac. **Métodos:** Oito mulheres praticantes de Pilates por seis meses realizaram 10 repetições de FEQ nas situações: mola baixa (MB), mola fixada a 30 cm do nível em que estava o indivíduo; mola alta (MA), mola fixada a 90 cm do nível em que estava o indivíduo; posição próxima (PP), distância de 10 cm da fixação da mola; posição distante (PD), distância de 30 cm da fixação da mola. Dados cinemáticos e de eletromiografia (EMG) foram coletados sincronizadamente, e os músculos monitorados bilateralmente foram os OE e os MU. Cada movimento de FEQ foi recortado em duas fases (extensão e flexão). O sinal de EMG foi calculado e normalizado usando a contração voluntária máxima (CVM). O Wilcoxon test foi usado para investigar diferenças entre as situações ($p \leq 0,05$). **Resultado:** Os músculos MU apresentaram valores de ativação muscular de 10 a 20% da CVM, sendo os maiores valores observados na MA e na PD. Para os OE, valores de ativação de 20 a 45% da CVM foram encontrados, com os maiores valores obtidos na MB e na PP. **Conclusão:** Os músculos OE e MU apresentaram uma ativação elétrica distinta durante as diferentes regulagens de mola e posições dos indivíduos avaliados.

Palavras-chave: postura; Pilates; biomecânica; eletromiografia; reabilitação; dor lombar.

Abstract

Background: Despite of the widespread use of Pilates in Physical Therapy, there are few studies that have assessed the muscle electrical activation during Pilates exercises. **Objective:** Verify the influence of different spring adjustments and individual positions on the electrical activation of multifidus (MU) and oblique external (OE) muscles during hip flexion-extension (HFE) exercise on the Cadillac. **Methods:** Eight women practicing Pilates exercises for at least six months performed 10 repetitions of HFE in the following situations: Lower Spring, spring fixed at 30 cm in relation to level which the individuals were positioned. Higher Spring, spring fixed at 90 cm in relation to level which the individuals were positioned. Near Position, distance of 10 cm from the fixed spring. Distant Position, distance of 30 cm from the fixed spring. Kinematic and eletromyographic data (EMG) were collected simultaneously and the MU and OE muscles were monitored. Each movement of HFE was splitted in two phases (extension and flexion). The EMG signal was calculated and normalized using the maximal voluntary contraction (MVC). The Wilcoxon test was used to investigate differences between the situations ($p \leq 0.05$). **Results:** MU muscle presented muscle activation values ranging from 10 to 20 % MVC, and the highest muscle activation in the lower spring and in the near position. OE muscles presented muscle activation values ranging from 20 to 45% MVC, and the highest values in the higher spring and in the distant position. **Conclusion:** MU and OE muscles presented a distinct electrical activation during different available spring adjustments and individual positions.

Keywords: Posture; pilates; biomechanics; eletromyography; rehabilitation; low back pain.

Recebido: 17/11/2009 – **Revisado:** 01/03/2010 – **Aceito:** 01/06/2010

¹ Departamento de Educação Física, Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil

² Curso de Educação Física, Centro de Ciências da Saúde, Universidade de Caxias do Sul (UCS), Caxias do Sul, RS, Brasil

³ Fisioterapeuta

⁴ Educador Físico

⁵ Universidade do Vale dos Sinos (UNISINOS), São Leopoldo, RS, Brasil

Correspondência para: Mônica de Oliveira Melo, Rua Demétrio Ribeiro, 112 - apto 302, CEP 90012-312, Porto Alegre, RS, Brasil, e-mail: melo.monica@terra.com.br

Introdução

O surgimento do Pilates, como método de reabilitação, ocorreu durante a 1ª Guerra Mundial, quando Joseph Hubertus Pilates aplicou seu conhecimento para reabilitar os lesionados da guerra, sendo que, somente na década de 80, o método tornou-se popular^{1,2}. Mais recentemente, o Pilates tem sido usado por profissionais de saúde, tendo como objetivo integrar a mente e o corpo, trazendo a melhoria do condicionamento físico (flexibilidade, força e equilíbrio) e a consciência corporal². Para isso, o método conta com exercícios realizados no solo e em aparelhos criados por Joseph Pilates¹⁻⁴. Para a prática do Pilates, recomenda-se a utilização de seis princípios-chaves, que são: concentração, controle, precisão, fluidez do movimento, respiração e centro de força^{1,3,5}.

O centro de força, também chamado de *power house*, diz respeito à região de grupos específicos de músculos (anteriores abdominais, extensores da coluna, extensores do quadril, flexores do quadril e musculatura profunda da pelve)^{3,4}. Em programas de reabilitação no Pilates, como no tratamento da dor lombar, é comum o fisioterapeuta buscar enfoque no fortalecimento dos músculos do *power house*⁶, visando a estabilização do tronco. Nesses casos, o método preconiza que esses músculos têm uma ação única e integrada na direção de um melhor centro de equilíbrio e que esse padrão de ativação pode auxiliar no alívio da dor e no restabelecimento da função muscular dos músculos acometidos^{3,6,7}. Os benefícios terapêuticos do Pilates, associados a sua ampla utilização, parecem ter motivado a realização de estudos que investigaram os efeitos do programa sobre diferentes desfechos de interesse, como capacidade de produção de torque isocinético⁴, índices de obesidade⁵, dor^{6,7}, amplitude de movimento e flexibilidade^{8,9}. Apesar de tais estudos terem investigado a efetividade do Pilates, ou seja, a capacidade do método de realizar aquilo que ele se propõe a fazer, o que se observa é a dificuldade de encontrar na literatura informações com respeito aos padrões de ativação muscular produzidos pelos diferentes exercícios, tendo sido identificados poucos estudos que avaliaram a ativação elétrica dos músculos estabilizadores do tronco durante exercícios realizados em equipamentos do Pilates¹⁰.

Em programa de Fisioterapia usando Pilates, um dos movimentos comumente usado para o fortalecimento dos músculos associados ao *power house*¹¹ é o de flexoextensão de quadril (FEQ), com os joelhos estendidos, o qual pode ser realizado no Cadillac (Trapézio Cadillac, Physio Pilates). Esse aparelho permite a realização de uma variedade de padrões de movimentos e posturas. Quando o exercício de FEQ é realizado na posição deitada, em decúbito dorsal, é possível variar a posição horizontal do sujeito (aproximando ou afastando o indivíduo da extremidade do aparelho), a mola utilizada (e, consequentemente,

a constante elástica utilizada) e a regulação vertical da mola (o ponto de fixação da mola no equipamento, ou a sua altura de fixação). Cada uma dessas variações pode gerar diferentes sobrecargas mecânicas sobre os músculos atuantes durante a realização do movimento e, consequentemente, diferentes padrões de ativação elétrica muscular¹². Embora somente um estudo que investigasse a ativação dos músculos agonistas e antagonistas durante o movimento de extensão do quadril no Cadillac tenha sido identificado¹³, até o presente momento, nas bases consultadas, não foram encontradas pesquisas que tenham avaliado a ativação elétrica da musculatura estabilizadora de tronco durante esse exercício. Esse fator, somado à crescente difusão do uso do método por terapeutas e educadores físicos em diferentes tipos de populações, e a intensa comercialização dos equipamentos e cursos profissionalizantes justificam o desenvolvimento de estudos que procurem quantificar a ativação elétrica dos músculos estabilizadores durante exercícios realizados na prática do Pilates.

De acordo com Silva et al.¹³, quando o Cadillac é utilizado durante um programa de reabilitação, a escolha da posição dos indivíduos no aparelho e da altura da mola geralmente é feita com base em critérios subjetivos. Além disso, é comum, na prática clínica, partir do pressuposto de que a musculatura estabilizadora é ativada de forma homogênea, sem prevalência de um grupo muscular sobre outro^{14,6}. Identificar e conhecer possíveis mudanças na ativação muscular de músculos estabilizadores decorrentes das variações no mesmo exercício (a posição do indivíduo e a altura da mola) pode ser útil para que o fisioterapeuta subsidie, de modo mais objetivo, a seleção dos exercícios em um programa de reabilitação. De posse desses dados, o fisioterapeuta pode, por exemplo, evitar o uso de regulagens ou posições do exercício que ative, de forma indesejada, determinada musculatura em período de recuperação, ou ainda, eleger condições de exercício que privilegiem a ativação de grupos musculares específicos conforme o objetivo do programa.

Considerando a utilização do exercício de FEQ com enfoque na musculatura estabilizadora do tronco durante a terapia⁶, o objetivo do presente estudo foi verificar a influência de diferentes regulagens de molas e posições do indivíduo na ativação dos multifídeos (MU) e oblíquos externos (OE) durante o exercício de FEQ realizado no aparelho Cadillac.

Materiais e métodos

Amostra

Participaram deste estudo oito mulheres, com altura média de 160,0±6,0 cm, massa corporal média de 55,6±5,7 kg, idade

média de $27,7 \pm 1,8$ anos. O cálculo amostral foi realizado com auxílio do software WinPepi, versão 1.45, a partir da variabilidade encontrada nos estudos de Escamila et al.¹⁵ e Arokoski et al.¹⁶, com uma diferença esperada de 20% da CVM e um poder estatístico de 80%. O critério de inclusão foi que os indivíduos fossem saudáveis, sem histórico de lesão musculoesquelética lombar, sem assimetrias de tronco e membros inferiores, identificadas visualmente, e que tivessem realizado, no mínimo, seis meses (duas vezes por semana, 1 hora-aula) de Pilates antes do início do estudo. Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido e foram informados do direito de deixar de participar da coleta de dados a qualquer momento, caso assim desejassem. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil, sob o protocolo nº 2007996.

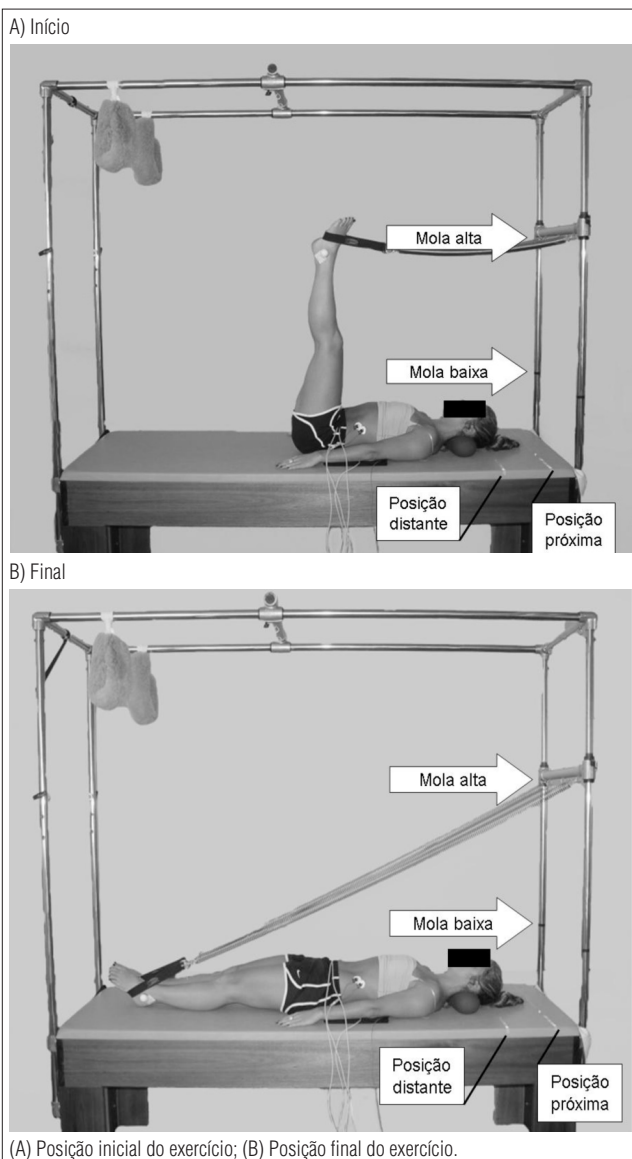


Figura 1. Aparelho Cadillac usado no estudo, mostrando as diferentes regulagens de mola e posições dos indivíduos.

Aquisição dos dados

Protocolo de avaliação: O protocolo de avaliação foi realizado no aparelho Cadillac, o qual permite que um mesmo movimento seja realizado sob diferentes sobrecargas mecânicas externas, variando, por exemplo, as regulagens de mola e o posicionamento dos sujeitos (Figura 1). Uma das regulagens do aparelho é a variação da altura da mola, que é realizada por meio da barra transversa móvel, a qual desliza pelas duas barras laterais do aparelho. Além disso, a variação da distância em que o sujeito se encontra em relação ao ponto de fixação da mola caracteriza outra forma usada no aparelho Cadillac para modificar o estímulo externo. Desse modo, no presente estudo, foram avaliadas duas diferentes posições (posição próxima (PP) e posição distante (PD)) e duas regulagens de mola (mola baixa (MB) e mola alta (MA)) (Figura 1). Nas posições PP e PD, os indivíduos foram situados no aparelho em decúbito dorsal, numa distância de 10 cm e 30 cm do início do estofado, respectivamente. Nas alturas MB e MA, as molas foram fixadas a 30 cm e 90 cm do nível em que estava o indivíduo, respectivamente. A ordem das execuções foi definida por sorteio. Cada sujeito realizou 10 repetições do movimento de FEQ, partindo de 90° até 0° de flexão de quadril, sendo que o movimento foi filmado com uma webcam (25 quadros/s) para posterior análise. Além disso, para garantir a qualidade de todas as execuções, ou seja, que a amplitude de movimento desejada fosse realizada e que a pelve e o tronco permanecessem em isometria durante o exercício, cada execução foi monitorada por um avaliador. Nenhuma execução foi excluída após a verificação da amplitude de movimento e da inspeção do posicionamento da pelve e do tronco durante o exercício. Para padronização, durante a extensão, solicitou-se que os sujeitos expirassem e, durante a flexão, solicitou-se que os sujeitos inspirassem. As execuções foram realizadas em uma velocidade angular média de $30^\circ/\text{s}$. Utilizou-se um intervalo de 2 minutos entre cada série de 10 execuções. Molas classificadas pelo fabricante (METALIFE) pela cor amarela e comprimento longo (45 cm) foram previamente calibradas¹⁷, encontrando-se uma constante elástica (K) de 0,082 kgf/cm.

Eletromiografia: Dados de ativação muscular foram coletados por meio de um Eletromiógrafo Miotool 400 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA-Brasil). A taxa de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal. Para captação do sinal eletromiográfico (sinal de EMG), foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados por Hermens et al.¹⁸, sendo a impedância verificada e aceita quando inferior a $5K\Omega$. O eletrodo de referência foi colocado sobre o processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7). Os músculos monitorados foram os MU e os OE direito e esquerdo. Utilizaram-se pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall

(Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2 cm, com adesivo de fixação, na configuração bipolar). Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelos às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 2 cm um do outro¹⁹. Para os MU, os eletrodos foram colocados bilateralmente em nível de L5 e alinhados paralelamente entre a linha das espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS) e o espaço interespinhoso de L1 e L2²⁰; para os OE, os eletrodos foram colocados no ponto de média distância entre a crista ilíaca e o ponto mais inferior da margem costal (à altura da terceira vértebra lombar)²¹. Para efeitos de comparação, os sinais EMG foram normalizados com base na contração voluntária máxima isométrica (CVMI) dos músculos MU e OE. Para isso, antes do início do protocolo de avaliação descrito acima, todos os sujeitos foram submetidos à realização de um teste de CVMI, que consistiu na execução de duas CVMIs, com duração de 5 segundos cada, com intervalo de 2 minutos entre elas. Para as CVMIs dos músculos OE, o indivíduo foi posicionado sentado em uma cadeira, apoiando-se no encosto, com os braços estendidos ao lado do corpo e segurando-se no assento. A partir da posição estabelecida, o indivíduo foi orientado a flexionar e rotar o tronco para a esquerda e depois para a direita, contra uma resistência manual imposta sobre os ombros na direção oposta à flexão e rotação¹⁶. Esse procedimento foi realizado duas vezes em cada um dos lados. Para os músculos MU, o indivíduo foi posicionado em decúbito ventral²⁰, com os braços estendidos ao lado do corpo e com as coxas e as pernas fixas no solo com auxílio de resistência manual imposta por dois avaliadores. Enquanto isso, outro avaliador aplicou uma resistência na região superior do dorso, na direção oposta ao movimento de extensão de tronco realizado pelo indivíduo¹⁶. O valor *root mean square* (RMS) dos 3 segundos centrais de cada CVMI foi calculado. O maior valor foi utilizado como referência para normalização. Para averiguar a fidedignidade do teste e também prover alguma informação sobre a validade, foi realizada uma análise de coeficiente de correlação intraclass (CCI), que revelou que houve alto grau de consistência entre as CVMIs. O CCI para os músculos OE direito e esquerdo foi de 0,998 e 0,990, respectivamente. Para os músculos MU direito e esquerdo, o CCI foi de 0,997 e 0,999, respectivamente.

Análise dos dados

Os sinais de EMG foram submetidos a um procedimento de filtragem digital com o auxílio do software SAD32 (Escola de Engenharia – UFRGS), versão 2.61. Utilizou-se um filtro passa-banda Butterworth, terceira ordem, com frequência de corte entre 20 e 500 Hz. As curvas de EMG foram divididas de acordo com as fases de flexão e extensão de cada repetição, tendo como base as informações visuais fornecidas pela webcam, conectada via USB ao mesmo computador em que o

eletromiógrafo estava conectado. As imagens da câmera também serviram para a avaliação da velocidade angular média das execuções, calculada pelo quociente entre a amplitude do movimento em graus e o tempo de execução. O valor RMS de cada fase recortada de cada repetição foi calculado e depois a média desses valores foi computada, normalizada e usada para análise estatística.

Análise estatística

Os dados foram analisados por meio do software SPSS 17.0. A normalidade dos dados foi avaliada por meio do teste de Shapiro-Wilk, e a equivalência das variâncias foi avaliada pelo teste de Levene. Como não houve aderência ao modelo normal, tentou-se transformação dos dados por meio de processo logarítmico, exponencial e secante. Como mesmo assim a normalidade não foi verificada, e considerando ainda o número reduzido de indivíduos, optou-se por um teste não-paramétrico. Para verificar diferenças entre a influência das regulagens e as posições usadas sobre a EMG dos músculos avaliados em cada fase do movimento separadamente, foram realizadas múltiplas comparações pareadas usando o Wilcoxon test. O nível de significância adotado em todos os testes foi de $p \leq 0,05$.

Resultados

De modo geral, os resultados indicaram que a ativação elétrica dos músculos avaliados foi significativamente influenciada pelas diferentes regulagens de altura de mola e posição do indivíduo. Conforme mostram as Figuras 2A e 2B, durante a fase de extensão do quadril, os MU direito e esquerdo apresentaram diferenças significativas na comparação entre as alturas de mola na PD e também na comparação entre as posições na MA. Por outro lado, durante a fase de flexão do quadril, diferenças significativas foram observadas somente no lado direito e na comparação entre as posições na MA (Figuras 2C e 2D). Em ambas as fases do movimento, os maiores percentuais de EMG dos MU foram obtidos na combinação MA com PD. Quando os OE foram avaliados na fase de extensão, observaram-se diferenças significativas apenas para o lado direito na comparação entre as alturas na PD (Figuras 3A e 3B). Já durante a fase de flexão, tanto o OE direito como o esquerdo apresentaram diferenças significativas nas comparações realizadas entre as posições do indivíduo na MB e na comparação realizada entre as alturas de mola, com os sujeitos situados na PD (Figuras 3C e 3D). Contrário aos MU, os maiores percentuais de ativação elétrica dos OE foram evidenciados na MB com a PP.

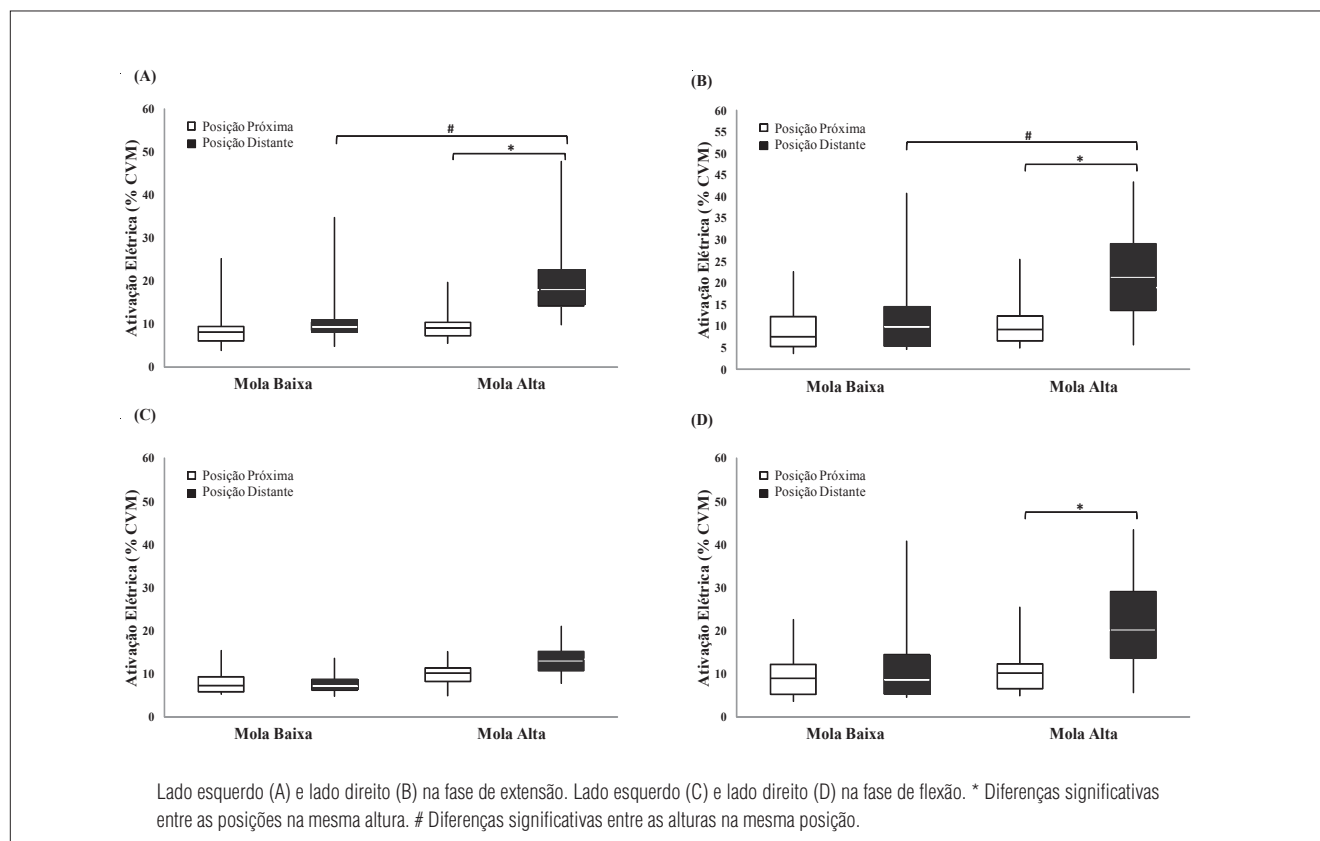


Figura 2. Valores máximos, mínimos e de mediana da ativação eletromiográfica normalizada dos músculos MU nas posições e alturas avaliadas.

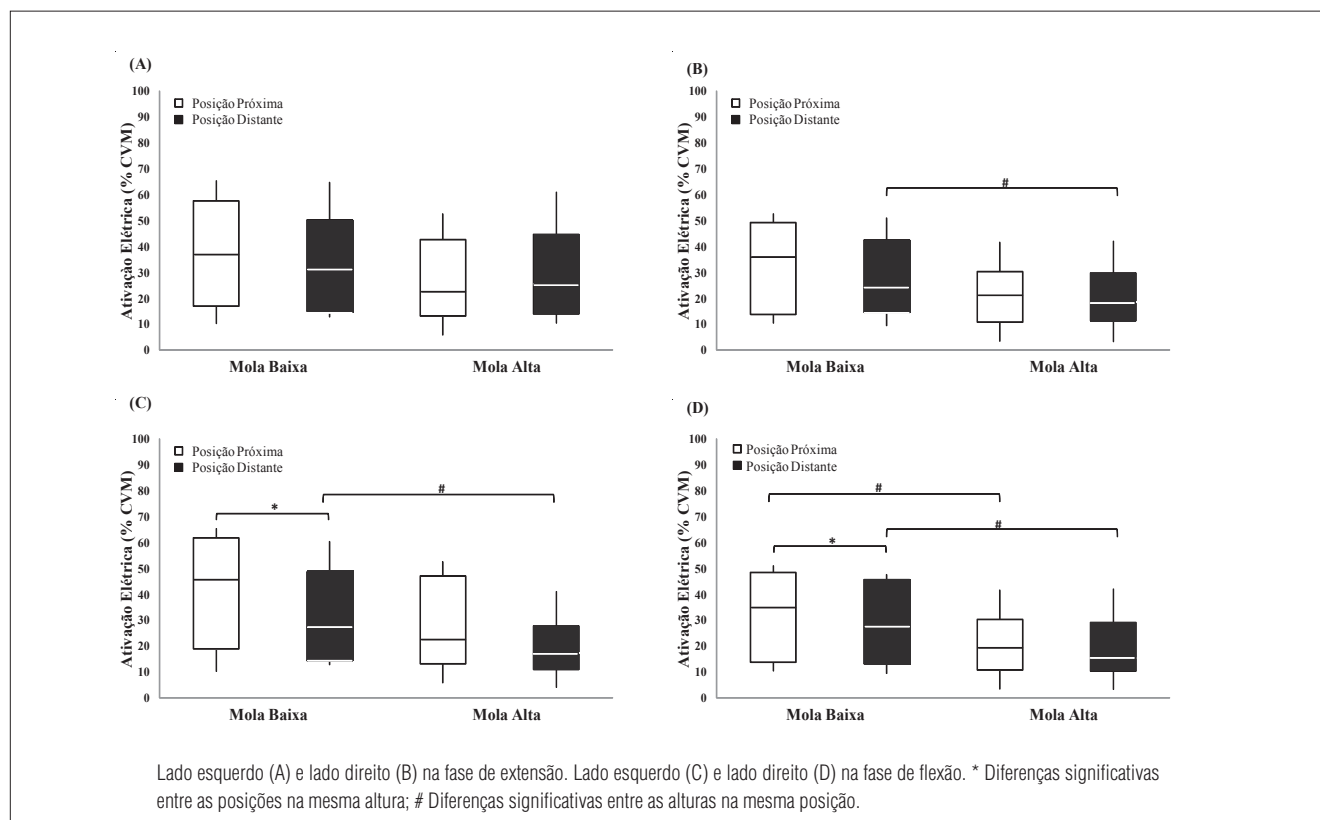


Figura 3. Valores máximos, mínimos e de mediana da ativação eletromiográfica normalizada dos músculos OE nas posições e alturas avaliadas.

Discussão ::::

Os resultados mostraram que variações na posição dos sujeitos e nas regulagens de mola produziram mudanças na fase de flexão diferentes das da fase de extensão na ativação muscular dos músculos anteriores e posteriores do tronco dentro do mesmo movimento.

Durante a fase de extensão de quadril, observou-se uma ativação dos MU de 10% maior quando alterada a altura da mola de baixa para alta (com o indivíduo na PD). Esses achados sugerem que a atividade dos MU está relacionada ao torque de resistência (TR) (produto entre as forças externas atuantes e suas respectivas distâncias perpendiculares²²) oferecido pelo exercício nessa situação. Usando duas fixações de mola semelhantes às usadas no presente estudo, Silva et al.¹³ quantificaram o TR durante a realização do exercício de FEQ no Cadillac e observaram que a sobrecarga mecânica era maior quando a mola estava fixada na regulação alta. Assim, considerando-se, nessa situação de maior sobrecarga, a dificuldade de manter a pelve na posição neutra, conforme solicitado, pode-se admitir que talvez tenha ocorrido uma anteversão da pelve, o que justificaria um aumento da atividade dos MU. Essas ideias corroboram os achados reportados por Queiroz et al.¹⁰ no que diz respeito ao aumento da ativação dos MU observado entre a mudança de postura de pelve neutra para pelve em anteversão durante um exercício de estabilização na posição quadrúpede do Pilates. Além disso, embora diferenças estatísticas tenham ocorrido somente no lado direito, a hipótese de que um indesejado movimento de anterversão tenha influenciado os resultados dos MU ganha força ao se observar que, nas mesmas situações avaliadas, os músculos OE, responsáveis pela manutenção da pelve neutra durante extensão do quadril realizada em decúbito dorsal²³, apresentaram uma aparente diminuição dos valores de ativação elétrica (Figura 3).

Segundo Silva et al.¹³, quando a mola é colocada na PB, o peso da coxa e da perna contribui mais na composição do TR do que o próprio torque da mola. Do ponto de vista mecânico, nessa situação, o TR será no sentido de extensão, mesmo com a mola tracionando no sentido de fletir o quadril. Considerando, assim, a atuação dos flexores de quadril durante a fase de flexão, haveria uma maior tendência de anteversão da pelve, com consequente aumento da lordose lombar²³. Acredita-se que o maior desafio em manter a pelve na relativa posição neutra, evitando a anteversão, possa explicar o aumento significativo da ativação dos OE de 20% da CVM na MA e na PP para 40% da CVM observada nas situações MB e PD (Figura 3). A ação dos OE na manutenção da pelve na posição em decúbito dorsal, à medida que o quadril é flexionado, foi anteriormente descrita por Calais-Germain e Lamotte²³ e é condizente com sua função de músculo global documentada por Bergmark²⁴.

Não foram encontrados na literatura trabalhos que investigassem especificamente a ativação elétrica dos músculos OE e MU durante a realização do exercício de FEQ no Pilates, realizado em decúbito dorsal. Apesar disso, uma comparação com outros estudos que avaliaram a ativação dos músculos do tronco durante exercícios convencionalmente chamados de estabilizadores pode ser realizada, visando a auxiliar o fisioterapeuta na escolha do exercício mais adequado às metas clínicas estabelecidas.

Com relação aos músculos MU, a literatura tem documentado que eles estão envolvidos na produção do torque extensor e na estabilização da coluna²⁵. Além disso, os MU têm sido foco dos exercícios terapêuticos, sobretudo nos casos em que a dor lombar crônica é associada com atrofia muscular dessa musculatura^{16,25}. Nesse contexto, preocupados com a ativação dos MU durante diferentes exercícios terapêuticos, Arokoski et al.¹⁶ registraram sinais de EMG de superfície e de profundidade dos MU em nível de L2 de cinco homens e quatro mulheres e encontraram percentuais que variaram, em média, numa faixa de 4% a 20% da CVM entre exercícios terapêuticos isométricos e dinâmicos. Esses resultados são similares aos encontrados no presente estudo, em que os níveis de ativação elétrica para os MU apresentaram uma variação 10 a 20% da CVM.

Diante desses resultados, e seguindo as recomendações de McGill²⁵, de que a ativação de cerca de 10% da CVM ou menos é suficiente para fins de estabilização para as atividades da vida diária, recomenda-se o exercício de FEQ no Cadillac como mais uma opção de exercício estabilizador, especialmente na fase inicial da reabilitação. Por outro lado, de acordo com Souza, Baker e Powers²⁶, níveis de ativação inferiores a 40% da CVM, observados para músculos abdominais e eretores da coluna, produzidos durante exercícios estabilizadores incluindo exercício de FEQ unilateral, em decúbito dorsal, podem não ser suficientes para fins de fortalecimento muscular em sujeitos saudáveis. Desse modo, a sugestão que se faz aqui é que o fisioterapeuta utilize outros tipos de exercícios terapêuticos quando a meta do programa é o maior desempenho dos músculos estabilizadores da coluna, uma vez que os níveis de ativação obtidos para os MU durante a FEQ foram iguais ou inferiores a 20% da CVM.

Os músculos OE também têm sido foco de atenção em diversos estudos que realizaram comparações entre diferentes exercícios abdominais, além de estudos que investigaram o padrão muscular entre exercícios estabilizadores. Nesse cenário, fora do ambiente do Pilates, McGill e Karpowicz²⁷ analisaram exercícios realizados no solo sem aparelhos na posição supina e na posição quatro apoios e obtiveram valores de ativação de 20 a 40% da CVM para os músculos OE. Em adição, Queiroz et al.¹⁰ encontraram percentuais de ativação dos OE numa faixa de 27 a 43% da CVM ao comparar a atividade de músculos estabilizadores do tronco e do quadril. De modo similar, no presente estudo, valores de ativação dos músculos OE (20 a 45% da CVM) foram obtidos

bilateralmente durante a fase de flexão de quadril. Em especial, os maiores percentuais foram obtidos quando a mola estava fixada na altura baixa, e os indivíduos situados na PP.

Considerando a similaridade observada na comparação entre os valores de ativação elétrica obtidos para os OE nos estudos de Queiroz et al.¹⁰, McGill e Karpowicz²⁷ e os encontrados no presente estudo, pode-se sugerir que, se o objetivo do treinamento for o fortalecimento muscular em sujeitos saudáveis, todos os três exercícios investigados nos estudos comparados no parágrafo acima podem ser utilizados. Entretanto, algumas situações clínicas requerem maior cautela na escolha correta do exercício terapêutico para fins de fortalecimento dos músculos abdominais. Estudos com animais realizados por Callaghan e McGill²⁸ suportam a idéia de que exercícios realizados com repetições de flexão da coluna podem causar hérnia de disco. Além disso, exercícios com abdominais que ativamente fletam a pelve e o tronco podem representar um problema para pessoas com patologias de disco, na medida em que essa postura pode gerar aumento da pressão intradiscal²⁹ e a compressão na coluna lombar³⁰.

Diante dessas considerações, o uso terapêutico dos exercícios de FEQ no Cadillac com os abdominais ativos, enquanto resistem à extensão de tronco e mantêm a pelve e a coluna em relativa posição neutra, pode ser uma das opções mais seguras e assintomáticas para pessoas com patologias de disco quando se comparam tais exercícios com os realizados com tronco e pelve fletidos. No entanto, generalizações devem ser evitadas, principalmente no caso de músculos fracos e populações especiais²⁶, como os idosos, cabendo ao clínico avaliar a condição inicial do paciente em termos de força muscular ou capacidade coordenativa e decidir qual é a condição de FEQ que melhor condiz com as capacidades individuais de cada paciente ou aluno.

Cabe ainda ressaltar que a prescrição dos exercícios de FEQ para pessoas com espondilolistese ou estenose no forame vertebral deve ser feita com ressalvas, pois alguns estudos advertem que pessoas nessa condição clínica podem não tolerar os movimentos de extensão de tronco¹⁵, os quais podem ocorrer no caso da FEQ, quando os sujeitos são demasiadamente fracos ou incapazes de estabilizar a pelve e a coluna diante do aumento da sobrecarga externa.

Como limitação metodológica, a ausência de um controle quantitativo da manutenção da estabilidade da posição da pelve e do tronco durante a realização dos exercícios pode ter interferido nos resultados de ativação muscular, uma vez que os movimentos da pelve e do tronco influenciam diretamente a ativação dos músculos avaliados. Apesar disso, os resultados apresentados são interessantes e merecem consideração, já que a relativa estabilidade dessa região foi monitorada por um avaliador situado ao lado do executante e que, além disso, fornecia *feedback* da qualidade do movimento, situação típica realizada no Pilates durante programas de reabilitação e que, consequentemente, pode aproximar

os resultados da prática. Outro aspecto importante que deve ser considerado é o fato de que apenas assimetrias de tronco e membros inferiores capazes de serem identificadas visualmente foram excluídas. Desse modo, possíveis escolioses de menor grau ou pequenas dismetrias de membros podem ter influenciado os resultados. Essa pode ter sido uma das razões dos resultados obtidos somente para o lado direito, especificamente para o OE na fase de flexão e para o MU na fase de extensão. Entretanto, as limitações inerentes ao uso da EMG¹⁹, referentes ao maior acúmulo de tecido adiposo na região anterior do tronco, também devem ser consideradas como possíveis causadoras dos resultados discrepantes obtidos entre o lado direito e esquerdo.

Em última análise, um número pequeno de participantes pode ter sido um limitador na medida em que a amostra pode ter sido mais facilmente contaminada por um único caso de desvio postural. A consequência disso é que a estatística pode não ter encontrado diferenças que, na verdade, existiam (erro tipo II), de modo que a recomendação que se faz aqui é que estudos futuros procurem utilizar um número relativamente maior do que aquele indicado pelo cálculo amostral, sem deixar de considerar as questões éticas relacionadas com alguns tipos de avaliações e gastos públicos. No entanto, cabe dizer que o poder estatístico de 80% atingido com o número de sujeitos usados no presente estudo é um indicativo da capacidade do teste de identificar diferenças reais, considerando que elas existam. A carência científica de estudos na área, em termos de avaliação elétrica da musculatura do tronco durante exercícios realizados no Pilates e a intensa utilização do método na reabilitação, foi a motivação para a realização do presente estudo. Ainda, a contração intencional da musculatura do *power house*, preconizada pelo método Pilates, poderia ser considerada como um fator limitante, uma vez que afetaria de forma importante a atividade elétrica dos músculos estudados. Entretanto, esse seria um erro sistemático, na medida em que todas as variantes do exercício analisadas estariam sujeitas à mesma iniciativa individual.

Conclusão

Foi possível identificar diferenças entre os níveis de ativação dos músculos MU e OE nas diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo no movimento de FEQ avaliado no Cadillac. Os principais achados mostraram que, para os músculos MU, os maiores percentuais de ativação muscular ocorreram na MA com a PD, tanto na fase de flexão quanto na fase de extensão. Por outro lado, para os músculos OE, os maiores percentuais EMG foram observados na MB com a PP, na fase de flexão. Esses achados sugerem que nem sempre os músculos que compõem o *power house* são ativados como um único grupo e com a mesma intensidade.

Referências

- 1 Shedden M, Kravitz L. Pilates exercise. A research-based review. *J Dance Med Sci.* 2006; 10(3-4):111-6.
- 2 Latey P. The Pilates method: history and philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001;5(4):275-82.
- 3 Muscolino JE, Cipriani S. Pilates and the "powerhouse". *J Bodyw Mov Ther.* 2004;8(1):15-24.
- 4 Kolyniak IEGG, Cavalcanti SMB, Aoki MS. Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método Pilates®. *Rev Bras Med Esporte.* 2004;10(6):487-90.
- 5 Jago R, Jonker ML, Missaghian M, Baranowski T. Effect of 4 weeks of Pilates on the body composition of young girls. *Prev Med.* 2006;42(3):177-80.
- 6 Rydeard R, Leger A, Smith D. Pilates-based therapeutic exercise: effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006;36(7):472-84.
- 7 Donzelli S, Di Domenica E, Cova AM, Galletti R, Giunta N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: a randomized controlled trial. *Eura Medicophys.* 2006;42(3):205-10.
- 8 Segal NA, Hein J, Bastford JR. The effects of Pilates training on flexibility and body composition: an observational study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(12):1977-81.
- 9 Levine B, Kaplanek B, Scafura D, Jaffe WL. Rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: a new regimen using Pilates training. *Bull NYU Hosp Jt Dis.* 2007;65(2):120-5.
- 10 Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(1):86-92.
- 11 Sorosky S, Stilp S, Akuthota V. Yoga and Pilates in the management of low back pain. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2008;1(1):39-47.
- 12 Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2nd. Alberta (Canadá): Wiley; 1999.
- 13 Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF. Analysis of the external resistance and electromyographic activity of hip extension performed according to the Pilates method. *Rev Bras Fisioter.* 2009;13(1):82-8.
- 14 Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(3 Suppl 1):S88-92.
- 15 Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P, Burnham T, et al. Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training. *Phys Ther.* 2006;86(5):656-71.
- 16 Arokoski JP, Kankaanpää M, Valta T, Juvonen I, Partanen J, Taimela S, et al. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(7):842-50.
- 17 Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuk VZ. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. *Rev Bras Cienc Esporte.* 2002;24(1):61-72.
- 18 Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10(5):361-74.
- 19 Basmajian JV, De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography. 5^a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
- 20 SENIAM [homepage na internet]. Netherlands; c2006-2008 [atualizada em 2008 jun 15; acesso em 2008 jun 15]. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>.
- 21 Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(7):1082-6.
- 22 Loss JF, Candotti CT. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. *Rev Bras Fisioter.* 2008;12(6):502-10.
- 23 Calais-Germain B, Lamotte A. Anatomía para el movimiento - Bases de Ejercicios. Tomo II. Espanha: La Liebre de Marzo; 2004.
- 24 Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;230:1-54.
- 25 McGill S. Low back disorders. Evidence-based prevention and rehabilitation. 2nd ed. Champaign (IL): Human Kinetics; 2007.
- 26 Souza GM, Baker LL, Powers CM. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(11):1551-7.
- 27 McGill SM, Karpowicz A. Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(1):118-26.
- 28 Callaghan JP, McGill SM. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16(1):28-37.
- 29 Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. In: Jayson MIV, editor. The lumbar spine and back pain. 4th ed. Edinburgh, Scotland: Churchill Livingstone; 1987. p.191-203.
- 30 Axler CT, McGill SM. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Med Sci Sports Exerc.* 1997;29(6):804-11.