

# Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates

Analysis of the external resistance and electromyographic activity of hip extension performed according to the Pilates method

Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF

## Resumo

**Objetivos:** Comparar a ativação elétrica do reto femoral (RF), do biceps femoral cabeça longa (BF) e semitendíneo (ST) e o torque de resistência ( $T_R$ ) do movimento de extensão de quadril (EQ) realizado com a mola fixada em duas posições distintas no Cadillac. **Métodos:** 12 sujeitos realizaram 5 repetições de EQ com a mola fixada em duas posições (alta e baixa). Dados de eletromiografia (EMG) e eletrogoniometria foram coletados simultaneamente. O root mean square foi calculado e normalizado com base na contração voluntária máxima. Para o cálculo do  $T_R$  foram usados diagramas de corpo livre (DCL) e equações de movimento. ANOVA one-way foi usada para verificar as diferenças para EMG entre as posições de mola ( $p < 0,05$ ). **Resultados:** Com a mola fixa na posição alta, o  $T_R$  foi classificado como decrescente e ocorreu no "sentido" de flexão na maior parte da amplitude de movimento (ADM). Para posição baixa, o  $T_R$  foi decrescente até 60° de flexão de quadril no sentido de flexão e, a partir daí, assumiu um comportamento crescente no sentido da extensão. **Conclusões:** A análise EMG pareceu acompanhar o  $T_R$ , apresentando valores maiores para o RF na posição baixa e maiores valores de ativação para o BF e ST na posição alta, onde a demanda externa foi maior. Dados de EMG e  $T_R$  fornecem informações complementares para prescrição de exercícios no Pilates.

**Palavras-chave:** torque; eletromiografia; Pilates; extensão do quadril.

## Abstract

**Objectives:** To compare the electrical activation of the rectus femoris (RF), long head of the biceps femoris (BF) and semitendinosus (ST) and the resistance torque ( $T_R$ ) of the hip extension (HE) movement performed on the Pilates Cadillac with the attachable spring in two different positions. **Methods:** Twelve subjects performed five hip extensions with the attachable spring in two positions (high and low). Electromyography (EMG) and electrogoniometry data were collected simultaneously. The root mean square (RMS) was calculated and normalized based on the maximal voluntary contraction. A free-body diagram (FBD) and movement equations were used to calculate  $T_R$ . One-way ANOVA was used to investigate EMG differences between spring positions ( $p < 0.05$ ). **Results:** When the spring was in the high position,  $T_R$  was classified as descending and occurred in the "direction" of flexion over most of the range of motion (ROM). In the low position,  $T_R$  descended until 60° of hip flexion, in the direction of flexion, and from there it took on an ascending pattern in the direction of extension. **Conclusions:** The EMG analysis seemed to follow the  $T_R$ , with higher values for the RF in the low position and higher activation values for the BF and ST in the high position, where the external demand was greater. EMG and  $T_R$  data supply complementary information for prescribing Pilates exercises.

**Key Words:** torque; electromyography; Pilates; hip extension.

**Recebido:** 17/06/2008 – **Revisado:** 26/09/2008 – **Aceito:** 17/10/2008

## Introdução

O método Pilates foi originalmente desenvolvido por Joseph Pilates durante a Primeira Guerra Mundial e levado para os EUA em 1923<sup>1-3</sup>. O conceito inicial misturava elementos de ginástica, artes marciais, yoga e dança, focando o relacionamento entre corpo e disciplina mental<sup>3-5</sup>. A experiência de trabalho no Pilates é caracterizada pelo uso de aparelhos diferenciados em que a sobrecarga externa (carga externa) imposta à estrutura musculoesquelética é obtida pelo auxílio de molas<sup>3</sup>. Mais recentemente, novos elementos têm sido incorporados ao programa que tem sido direcionado tanto para o condicionamento físico<sup>6-8</sup> como para programas de reabilitação<sup>9-11</sup>.

Alguns procedimentos de fisioterapia nos quais os exercícios de Pilates têm sido usados incluem fins terapêuticos, reeducação neuromuscular, atividade funcional e estabilização da região lombar-pélvica<sup>3,12,13</sup>. Entretanto, o critério de escolha das variáveis (posição do indivíduo e posicionamento de mola) que modulam a sobrecarga dos exercícios no Pilates ainda vem sendo realizado por meio de avaliações subjetivas. Por outro lado, o conhecimento do torque de resistência ( $T_R$ ) que um determinado exercício oferece juntamente com informações referentes à ativação muscular também deveriam ser considerados como critérios de escolha de exercícios. Não obstante, apesar da grande popularidade do Pilates na prática clínica, o que se observa é uma enorme carência de estudos científicos tanto com aplicação na Fisioterapia, como com abordagem cinesiológica, fisiológica e/ou biomecânica<sup>12,14,15</sup>. Fora do ambiente de Pilates, estudos com pesos livres, máquinas de musculação e materiais elásticos têm mostrado que a análise do  $T_R$  pode indicar, por exemplo, se a carga externa imposta ao praticante é maior no início ou no final de uma amplitude de movimento (ADM) e se a mesma está condizente com a capacidade de produção de força dos músculos atuantes e, desse modo, subsidiar a seleção de exercício<sup>16-18</sup>. Ademais, outros estudos quantificaram e compararam a atividade eletromiográfica (EMG) e as cargas externas aplicadas nos músculos de interesse durante exercícios típicos de musculação e sugeriram que dados biomecânicos (EMG e carga externa) deveriam ser considerados quando um programa de reabilitação é desenvolvido<sup>18,19</sup>.

Na intervenção de fisioterapia, tem sido comum o uso de aparelhos do Pilates para realização da extensão de quadril com enfoque na ativação de músculos específicos, como extensores do quadril e glúteo máximo, objetivando a estabilização da região lombar-pélvica<sup>12,20,21</sup>. Um dos aparelhos que permitem a realização de uma enorme quantidade de padrões de movimentos e posturas é o tradicional Cadillac. Quando o movimento de extensão de quadril (EQ) é realizado de maneira lenta e constante, como preconizado pelo método Pilates, o  $T_R$  que esse aparelho oferece depende de uma relação entre fatores

como: a) o coeficiente de deformação da mola ( $K$ ), b) o posicionamento da mola, c) o peso do segmento humano móvel e d) distâncias perpendiculares das forças envolvidas (da mola e do peso do segmento) em relação ao eixo articular no centro da articulação do quadril. Apesar da complexidade, algumas técnicas de pesquisa em biomecânica, como representação das forças envolvidas por meio de diagrama de corpo livre (DCL) e equações de movimento, podem ajudar a classificar objetivamente o tipo de resistência de um exercício. O conhecimento do comportamento do  $T_R$  e da EMG dos músculos durante os exercícios no Pilates pode ser considerado como ferramenta para indicar a sobrecarga sobre o sistema musculotendíneo e complementar na escolha dos exercícios do Pilates durante um programa de reabilitação. Assim, os objetivos deste estudo foram comparar a ativação elétrica do reto femoral (RF), do bíceps femoral cabeça longa (BF) e semitendíneo (ST) e o torque de resistência do movimento de EQ realizado com a mola fixa em duas posições distintas.

## Materiais e métodos

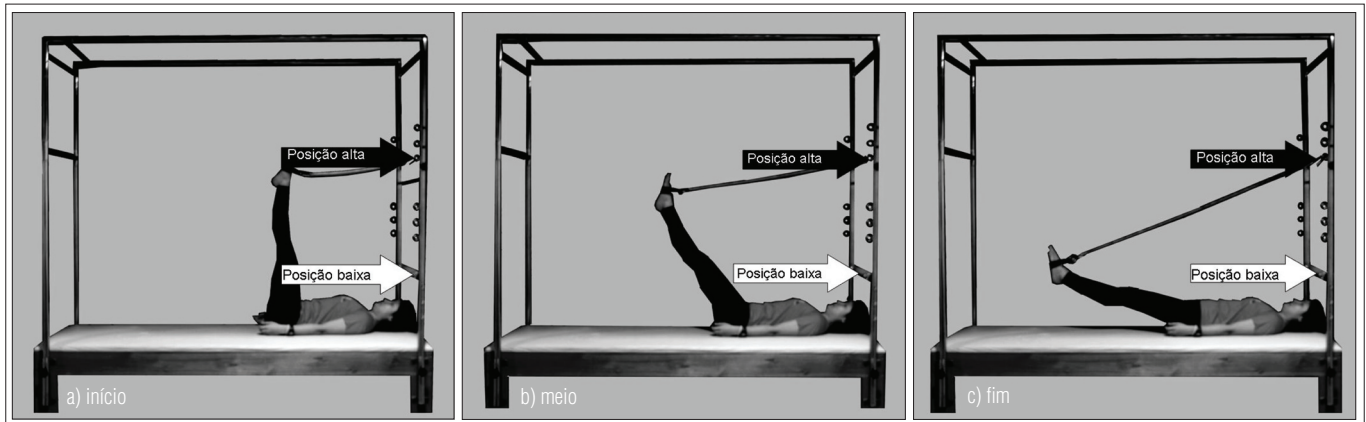
### Amostra

Participaram deste estudo 12 sujeitos de ambos os sexos, praticantes de Pilates, com idade média de 34,25±11,48 anos; altura média de 163,75±11,48cm e massa corporal média de 62,14±13,96Kg. O critério de inclusão foi que os indivíduos fossem saudáveis, sem histórico de lesão musculoesquelética e que tivessem realizado, no mínimo, 30 aulas de Pilates. 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. Durante o protocolo de avaliação, não houve registro de perdas amostrais. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, onde foi realizado, sob o parecer nº2007903.

### Aquisição dos dados

#### *Protocolo de avaliação*

O protocolo de avaliação foi realizado no aparelho Cadillac, o qual possui duas características chaves que possibilitam o desenvolvimento de uma infinita variedade de exercícios, que são: a) opções de altura e de localização para o posicionamento das molas e b) utilização de molas com diferentes coeficientes de deformação, classificadas pelas suas cores, conforme o nível de resistência oferecida por elas (Figura 1). Primeiramente, os sujeitos foram posicionados em decúbito dorsal sobre o Cadillac. Cada sujeito realizou 5 repetições do movimento de EQ, partindo



**Figura 1.** Posições do exercício de extensão de quadril realizado no aparelho Cadillac: a) inicial, b) intermediária, c) final. A seta de cor preta indica a posição alta, e a seta de cor branca indica a posição baixa para fixação da mola.

de 90° de flexão de quadril até 0° de flexão de quadril, em duas posições distintas: 1) com as molas posicionadas na posição alta (86cm em relação ao nível em que estava o indivíduo) e 2) com as molas posicionadas na posição baixa (20cm em relação ao nível em que estava o indivíduo). Foi utilizado um intervalo de 1 minuto entre as posições. Molas classificadas pelo fabricante pela cor azul foram previamente calibradas, sendo encontrada uma constante elástica (K) de 0,013 kg/cm.

#### *Eletromiografia e goniometria*

Dados de eletromiografia e eletrogoniometria foram coletados simultaneamente por meio de um Sistema de Aquisição de Dados Miotec (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA, Brasil). As posições angulares da articulação do quadril durante o protocolo de avaliação dos exercícios foram registradas usando um goniômetro eletrônico (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA, Brasil). A taxa de amostragem tanto para eletromiografia quanto para eletrogoniometria foi de 2000Hz. Para captação do sinal eletromiográfico (sinal EMG), foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia, como depilação, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância (aceita quando inferior a 5K $\Omega$ ). O eletrodo de referência foi colocado no joelho direito sobre o processo estilóide da fíbula. Os músculos monitorados foram: RF, BF e o ST. Utilizaram-se pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 2,2cm com adesivo de fixação, na configuração bipolar), para cada músculo. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelo às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 2cm um do outro. Para o RF, os eletrodos foram colocados a 50% na linha entre a espinha ilíaca ântero superior e a parte superior da patela e, para o BF e o ST, os eletrodos foram posicionados a 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral

e medial, respectivamente<sup>22</sup>. Para efeitos de comparação, os sinais de EMG foram normalizados com base na máxima ativação isométrica dos extensores de quadril. Para isso, antes do início do protocolo de avaliação descrito acima, todos os sujeitos foram submetidos à realização de um teste de contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Este teste consistiu na execução de duas CVMIs, com duração de cinco segundos cada, com intervalo de 2 minutos entre elas, estando o quadril posicionado a 90 graus de flexão. A maior CVMI foi utilizada como referência para normalização.

#### **Análise dos dados**

Para análise dos dados, os sinais de eletromiografia e eletrogoniometria foram submetidos a um procedimento de filtragem digital com o auxílio do software SAD32, versão 2,61,07mp. Para o sinal EMG, foi utilizado um filtro passa-banda butterworth, terceira ordem, com frequências de corte entre 20 e 500Hz, enquanto que, para o sinal de eletrogoniometria, foi utilizado um filtro média-móvel com frequência de corte de 3Hz. Com intuito de focar a análise no movimento de EQ, as curvas de EMG foram primeiramente divididas de acordo com o começo e o final de cada repetição feita, tendo como base as posições angulares registradas. Para uma avaliação mais detalhada, o movimento de EQ foi dividido em duas partes, que corresponderam a 50% do movimento de extensão: primeira metade (MET1) e segunda metade (MET2). O valor RMS de cada trecho recortado de cada repetição e de cada metade da extensão foi calculado e depois a média desses valores foi computada, normalizada e usada para análise estatística.

O  $T_R$  é composto pelo torque do peso ( $T_p$ ) do segmento e pelo torque da força da mola ( $T_{MO}$ ), o qual é gerado pela força da mola e sua respectiva distância perpendicular com relação ao centro de rotação do quadril. Para o cálculo do  $T_R$ , foram desenhados diagramas de corpo livre do segmento móvel coxa-

perna-pé. A partir do DCL e com base na equação de equilíbrio de Euler (equação 1), foi possível estabelecer uma relação entre os torques do exercício. Para estimar o  $T_R$ , os torques realizados no sentido horário foram considerados positivos, enquanto que os torques no sentido anti-horário foram considerados negativos. Devido à baixa velocidade de execução do exercício, a situação foi considerada “quase-estática”, desprezando-se todo e qualquer efeito inercial envolvido.

$$T_M + T_P - T_{MO} = 0 \quad (1)$$

Em que:

$T_M$  = torque muscular

$T_P$  = torque do peso do segmento

$T_{MP}$  = torque da força da mola

O torque muscular é representativo da atividade da musculatura que envolve a articulação do quadril, sendo a expressão líquida do recrutamento dos músculos extensores e flexores. O  $T_R$  do exercício, que se opõe à atividade muscular, será dado pelo somatório dos demais torques. Para representação do  $T_R$ , a equação 1 pode ser reformulada (equação 2).

$$T_M = T_{MO} - T_P \quad (2)$$

Na equação 2, o lado direito da equação representa a resistência imposta sobre o segmento envolvido. Nesta abordagem, três situações são possíveis: (1)  $T_{MO} > T_P$ , caracterizando um  $T_R$  no sentido da flexão do quadril, conseqüentemente um torque muscular de extensão; (2)  $T_{MO} < T_P$ , caracterizando um torque de resistência no sentido da extensão do quadril, conseqüentemente um torque muscular de flexão; e (3)  $T_{MO} = T_P$ , caracterizando um  $T_R$  nulo, e conseqüentemente um torque muscular também nulo. Dada a característica dinâmica do exercício, em que os torques da mola e do peso do segmento variam continuamente, a situação (3), se ocorresse, ocorreria durante um instante de tempo bastante curto, podendo ser desconsiderada. As distâncias perpendiculares da força da mola e do peso do segmento foram obtidas a partir de relações trigonométricas, por meio da medição direta do ângulo do quadril ao longo de toda a amplitude do movimento e, no início e final do movimento, da medição do ângulo entre a mola e o segmento humano e das distâncias correspondentes. Para avaliação da  $F_{MO}$  por todo o arco do movimento foram usadas relações trigonométricas associadas ao coeficiente de deformação determinado pela calibração<sup>23</sup>. Os parâmetros inerciais utilizados (peso, posição do centro de massa e dos segmentos envolvidos coxa-perna-pé) foram estimados a partir de tabelas antropométricas obtidas na literatura<sup>24</sup>. Os cálculos necessários para quantificação do  $T_R$  foram desenvolvidos no Excell (version 1997, Microsoft Windows).

Para demonstração gráfica do comportamento simultâneo da EMG com o  $T_R$  durante o exercício avaliado, o sinal EMG

filtrado e normalizado foi submetido a um processo de suavização, em que foi calculado o valor RMS em janelas móveis de 1 segundo, com ponderação de Hamming.

## Estatística

Os dados foram analisados utilizando-se o software SPSS 10.0. Inicialmente foi verificada a equivalência das variâncias (teste de Levene) e normalidade dos dados (Shapiro-Wilk). Confirmada a aderência ao modelo normal, ANOVA one-way foi usada para verificar as diferenças entre a ativação elétrica de cada músculo (RF e BF) nas seguintes comparações:

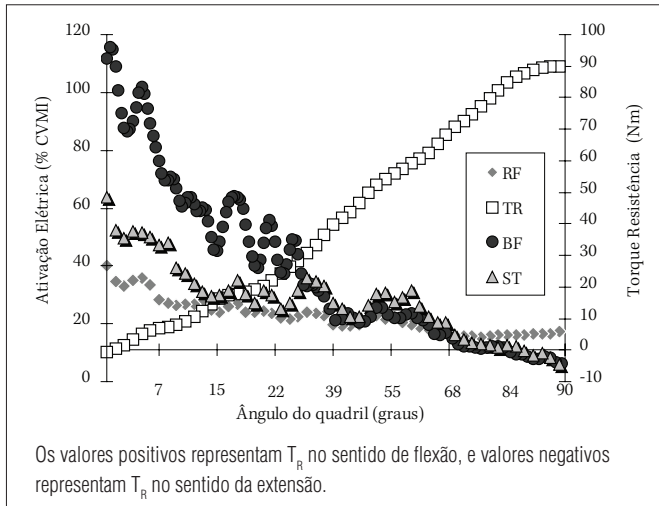
**1)** comparação da EMG dos músculos avaliados durante o movimento completo EQ, entre as posições 1 e 2; **2)** comparação da EMG de cada músculo registrada na primeira metade do movimento de EQ na posição 1, com a primeira metade do movimento de EQ na posição 2; **3)** comparação da EMG de cada músculo registrada na segunda metade do movimento de EQ na posição 1, com a segunda metade do movimento de EQ na posição 2; **4)** comparação da EMG de cada músculo registrada na primeira metade do movimento com a segunda metade do movimento de EQ, com a mola fixa na posição 1; **5)** comparação da EMG de cada músculo registrada na primeira metade do movimento com a segunda metade do movimento de EQ, com a mola fixa na posição 2. O nível de significância adotado em todos os testes foi  $p < 0,05$ .

## Resultados

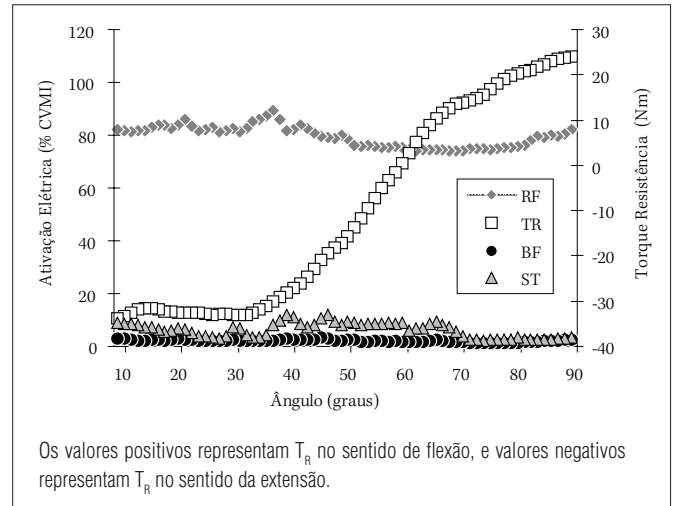
O  $T_R$  apresentou um comportamento muito similar para todos os indivíduos, com pequenas variações devido aos parâmetros inerciais e antropométricos de cada sujeito, mas que não alteraram o desenho da curva do  $T_R$  do exercício avaliado (Figura 2 e 3). Assim, com a mola fixa na posição alta, o  $T_R$  foi classificado como decrescente e ocorreu no “sentido” de flexão e com a mola fixa na posição baixa, o  $T_R$  foi classificado como decrescente até aproximadamente 60° de flexão de quadril no “sentido” de flexão e, após, crescente, no “sentido” da extensão.

As Figuras 2 e 3 apresentam o comportamento típico do  $T_R$  simultaneamente com a resposta EMG obtida durante a EQ para um indivíduo. Em geral, pode-se observar que a EMG apresentou maiores percentuais de ativação para o BF e ST em relação ao RF na posição alta (Figura 2) e maiores valores para o RF quando comparado ao BF e ST na posição baixa (Figura 3). Comparando visualmente as metades do movimento em cada posição de mola, é possível identificar, na Figura 2, uma maior e crescente ativação eletromiográfica de todos os músculos avaliados na segunda metade do movimento, em que o  $T_R$  é decrescente. Já, na Figura 3, nota-se que a ativação do RF é maior





**Figura 2.** Comportamento típico do torque de resistência ( $T_R$ ) e da EMG normalizada para um sujeito representativo da amostra durante a realização do exercício com a mola fixa na posição alta do Cadillac.



**Figura 3.** Comportamento típico do torque de resistência ( $T_R$ ) e da EMG normalizada para um sujeito representativo da amostra durante a realização do exercício com a mola fixa na posição baixa do Cadillac.

que a dos extensores, principalmente na segunda metade do movimento, local em que o  $T_R$  ocorreu no sentido de extensão. Esses resultados foram confirmados com significância pelo tratamento estatístico e estão apresentados nas tabelas 1, 2 e 3. A Tabela 1 apresenta os resultados totais da EMG dos músculos avaliados durante o movimento de EQ e o resultado da comparação entre as posições 1 e 2, separadamente para cada músculo. A Tabela 2 apresenta os resultados parciais da EMG, divididos por trechos (MET1 e MET2), dos músculos avaliados durante o movimento de EQ. Nesta tabela, os resultados da comparação entre posições, para um mesmo trecho de um mesmo músculo, são apresentados na última linha, enquanto que os resultados da comparação entre trechos, para uma mesma posição de um mesmo músculo, são apresentados nas colunas intermediárias.

**Tabela 1.** Valores da EMG expressos em percentual da contração voluntária máxima isométrica dos músculos avaliados durante a extensão de quadril e resultado da comparação entre as posições 1 e 2.

Músculo	Posição 1	Posição 2	p
RF	13,5±6,8	15,9±6,1	0,141
BF	78,3±39,5	16,3±7,7	0,000*
ST	77,9±26,7	25,0±9,3	0,000*

\* diferenças significativas ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 2.** Valores da EMG expressos em percentual da contração voluntária máxima isométrica dos músculos avaliados para cada trecho do movimento avaliado separadamente: primeira metade do trecho de análise (MET1) e segunda metade do trecho de análise (MET2). Valores de  $p$  apresentados no final da coluna são referentes a comparação entre posições para um mesmo trecho de um mesmo músculo. Valores de  $p$  apresentados no final da linha de um músculo são referentes a comparação entre trechos para uma mesma posição de um mesmo músculo.

	RF			BF			ST		
	MET1	MET2	p	MET1	MET2	p	MET1	MET2	p
Posição 1	10,8±3,8	15,2±9,4	0,038*	47,5±19,4	115,1±61,7	0,003*	54,3±21,7	92,6±35,0	0,000*
Posição 2	13,4±5,3	17,6±7,5	0,023*	16,1±8,9	15,9±7,2	0,865	28,3±15,1	20,7±4,7	0,088
p	0,015*	0,295		0,000*	0,000*		0,000*	0,000*	

\* diferenças significativas ( $p < 0,05$ ).

## Discussão

Diante das diferenças no comportamento de  $T_R$ , observado entre as duas posições de mola avaliadas no presente estudo, espera-se que os músculos gerem diferentes estratégias neuromusculares para vencer a variação de resistência imposta a eles e ainda proporcionar estabilidade articular. Nessa direção, ao comparar o sinal EMG dos músculos avaliados entre as posições 1 e 2, foram encontradas diferenças significativas apenas para o grupo dos extensores de quadril, sendo que a ativação elétrica do BF e do ST, na posição alta, foram superiores aos valores encontrados para o BF e para o ST, para a posição baixa ( $p < 0,05$ ) (Tabela 1). Acredita-se que essas diferenças na ativação elétrica tenham ocorrido devido à menor necessidade de recrutamento de unidades motoras frente a uma menor demanda externa sobre os músculos extensores avaliados, na medida em que, na maior parte da amplitude de movimento com a mola posicionada na posição baixa, o sentido do torque de resistência foi de extensão.

Quando foram realizadas comparações parciais do sinal EMG dos músculos avaliados entre as posições, as diferenças encontradas para o grupo dos extensores foram

mantidas relativamente ao movimento completo (Tabela 2). Entretanto, o mesmo não ocorreu para o RF, o qual apresentou maiores valores de ativação para a fixação da mola na posição baixa, quando analisada a primeira metade do movimento. Especula-se que um maior recrutamento do RF neste trecho do movimento, em que o mesmo não é motor primário da extensão, seja devido à maior necessidade de controle e estabilização do movimento em resposta ao comportamento decrescente do  $T_R$ , que atinge valores nulos na primeira metade do movimento.

Ainda com respeito à análise da resposta do sinal eletromiográfico durante o exercício realizado na posição 1, contrário à expectativa teórica de que houvesse um maior recrutamento de unidades motoras na faixa de movimento onde a magnitude do  $T_R$  do exercício é maior, ou seja, na MET1 do movimento, observou-se que o grupo dos extensores do quadril apresentou maiores valores de ativação elétrica na MET2 do movimento avaliado ( $p < 0,05$ ) (Figura 1A) (Tabela 2). Considerando que o exercício foi realizado de forma extremamente lenta e controlada, acredita-se que a maior ativação dos músculos extensores nesse trecho tenha sido devido à maior necessidade de reverter o quadril e manter a região lombar-pélvica apoiada à medida que o segmento coxa-perna-pé se aproximava do solo. Nessa situação, é bem provável que outros músculos, como os glúteos e o abdome, contribuam em sinergismo para evitar que a pelve se movimente em anteroversão e a coluna realize hiperextensão. Em um programa de reabilitação com enfoque na estabilização da região pélvica-lombar, em que os músculos posteriores do quadril necessitam ser fortalecidos, realizar esse exercício na posição alta pode ser uma opção para o início do tratamento. Isso porque, com a mola alta, o  $T_R$  do exercício foi decrescente, o que significa que o fisioterapeuta pode variar a carga externa sobre os músculos durante a ADM, exigindo mais no trecho em que os músculos estão mais alongados, ou seja, em situação fisiológica mais favorável para geração de força muscular (relação força-comprimento)<sup>25</sup>. Além disso, com base nos resultados de ativação elétrica, ao escolher a posição alta na fase inicial de um tratamento, o fisioterapeuta pode induzir aumento gradual de recrutamento de unidades motoras à medida que o paciente realiza a extensão completa de quadril, e esse resultado é obtido sem aumentos na sobrecarga externa aos músculos e tendões (Figura 2). Assim, os músculos de interesse são submetidos a uma gradual e segura adaptação neural ao exercício, o que também é interessante quando o objetivo principal é a cicatrização de uma lesão nos componentes passivos da musculatura posterior do quadril.

Quando a mola foi fixada na posição 2, foi observado que o  $T_R$  ocorreu no sentido de flexão e, em seguida, mudou para o sentido de extensão (Figura 3). Consequentemente, entende-se que o  $T_R$  extensor foi equilibrado pelo torque muscular gerado

entre outras estruturas pelo grupo muscular dos flexores de quadril. Essa característica mecânica tende a gerar uma resposta neuromuscular diferente daquela observada na posição 1, pelo menos em relação aos níveis de ativação do grupo muscular extensor de quadril, os quais não são músculos motores primários de flexão de quadril. Nessa situação, é bem provável que o grupo dos flexores de quadril estejam contribuindo excentricamente como motores primários, enquanto que os extensores assumam cada vez mais o papel de estabilizar a articulação do quadril. Embora, neste trabalho, a EMG de um único músculo flexor de quadril tenha sido realizada, os achados tendem a confirmar essa hipótese, pois, na segunda metade da extensão, foram encontrados os maiores níveis de ativação elétrica do músculo RF ( $p < 0,05$ ) (Tabela 2). Interessante perceber que não houve diferenças na ativação dos músculos BF e ST para a posição 2, o que pode indicar que, ainda que o reto femoral contribua excentricamente como motor primário do movimento (impedindo que o segmento móvel “caia”), a ativação dos extensores passa a ter a função de manter a estabilidade articular desejada para o exercício. Esses resultados estão de acordo com os princípios defendidos pelo método Pilates, cuja técnica permite que haja uma combinação entre a ativação de todos os músculos envolvidos durante a realização de um exercício com intuito de gerar a melhor estratégia motora para estabilizar as articulações<sup>20,21</sup>. Como aplicação clínica, o exercício realizado com a mola na posição 2 pode ser indicado na reabilitação de algumas lesões nas estruturas musculotendíneas de corredores como da tendinite<sup>26</sup>. A característica que chama atenção do exercício com a mola baixa é o fato de que a  $T_R$  apresenta baixa demanda externa, mudando de sentido ao longo da ADM. Essa pode ser uma estratégia interessante para fase intermediária de um programa de reabilitação que busca fortalecimento excêntrico para os flexores de quadril. Nesse exercício, no trecho em que o  $T_R$  é maior, os flexores estão alongados (maior capacidade de gerar força)<sup>25</sup> e os níveis de EMG do RF são maiores por toda ADM (Figura 3). Isso indica que há uma maior contribuição dos componentes passivos e ativos para produção de força, mecanismo recomendado para recuperação desse tipo de lesão<sup>26,27</sup>.

Os achados do presente estudo sugerem que certas alterações na posição de mola durante o exercício de extensão de quadril no Cadillac podem ser mais apropriadas para um objetivo clínico do que para outro. Em outras palavras, modificar a posição de molas, como é comumente feito na prática clínica usando Pilates, não altera apenas a “intensidade” do exercício como de fraco para moderado ou de moderado para intenso, mas fundamentalmente interfere na participação de músculos como motores primários ou não na execução de determinado movimento e na importância da contribuição das estruturas passivas e/ou ativas para geração de força durante o exercício.

## Conclusão

No momento, pode-se concluir que, nas comparações gerais, a análise EMG acompanhou o  $T_R$ , apresentando valores maiores para o RF na posição baixa e maiores valores de ativação para o BF e ST na posição alta, em que a demanda externa sobre os mesmos foi maior. No entanto, nas comparações parciais com

a mola alta, foram encontrados maiores valores de EMG na porção de movimento em que o  $T_R$  foi menor, enquanto que, na mola baixa, ainda que o  $T_R$  mude de sentido ao longo da ADM, níveis constantes de EMG foram observados. Acredita-se que este trabalho representa um primeiro passo no sentido de estruturar critérios objetivos ( $T_R$  e EMG) para a elaboração de programas de reabilitação usando exercício no Pilates.

## Referências bibliográficas

- Muscolino JE, Cipriani S. Pilates and the "powerhouse". *J Bodyw Mov Ther.* 2004;8(1):15-24.
- Latey P. The Pilates method: history and philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001;5(4):275-82.
- 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.
- 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(3):326-37.
- Latey P. Updating the principles of the Pilates method – Part 2. *J Bodyw Mov Ther.* 2002;6(2): 94-101.
- 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.
- 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(12):1977-81.
- Bertolla F, Baroni BM, Leal Junior ECP, Oltramari JD. Efeito de um programa de treinamento utilizando o método Pilates® na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. *Rev Bras Med Esporte.* 2007;13(4):222-6.
- 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.
- Blum CL. Chiropractic and pilates therapy for the treatment of adult scoliosis. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002;25(4):E3.
- 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.
- Bernardo LM. The effectiveness of Pilates training in healthy adults: An appraisal of the research literature. *J Bodyw Mov Ther.* 2007;11(2): 106-10.
- Bryan M, Hawson S. The benefits of pilates exercise in orthopaedic rehabilitation. *Tech in Orthop.* 2003;18(1):126-9.
- Souza MS, Vieira CB. Who are the people looking for the Pilates method? *J Bodyw Mov Ther.* 2006;10(4):328-34.
- Touche RL, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates method. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12(4):364-70.
- Kulig K, Andrews JG, Hay JG. Human strength curves. *Exerc Sport Sci Rev.* 1984;12:417-66.
- Toledo JM, Ribeiro DC, Loss JF. Critérios mecânicos para progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro no plano sagital. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(1):49-56.
- Ribeiro DC, Loss JF, Cañero JPT, Lima CS, Martinez FG. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speed. *Acta Ortop Bras.* 2005;3(4):189-93.
- Matheson JW, Kernozek TW, Fater DC, Davies GJ. Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2001;33(10):1713-25.
- 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.
- Herrington L, Davies R. The influence of Pilates training on the ability to contract the transversus abdominis muscle in asymptomatic individuals. *J Bodyw Mov Ther.* 2005;9(1):52-7.
- SENIAM. [home page na Internet]. Netherlands; c2006-2008 [atualizada em 2008 may 21; acesso em 2008 may 21]. Disponível em: < <http://www.seniam.org>>.
- 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.
- Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* 3ª ed. New York: John Wiley Professio; 2004.
- Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 1999;86(5):1445-57.
- Paluska SA. An overview of hip injuries in running. *Sports Med.* 2005;35(11):991-1014.
- Fredericson M, Moore W, Guillet M, Beaulieu C. High hamstring tendinopathy in runners: meeting the challenges of diagnosis, treatment and rehabilitation. *Phys Sportsmed.* 2005;33(5):32-43.