

Melo, Mônica O.; Gomes, Lara E.; Silva, Yumie O.; Bonezi, Artur; Loss, Jefferson F.
Análise do torque de resistência e da força muscular resultante durante exercício de extensão de
quadril no Pilates e suas implicações na prescrição e progressão
Revista Brasileira de Fisioterapia, vol. 15, núm. 1, enero-febrero, 2011, pp. 23-30
Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia
São Carlos, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=235019132004>

Análise do torque de resistência e da força muscular resultante durante exercício de extensão de quadril no Pilates e suas implicações na prescrição e progressão

Assessment of resistance torque and resultant muscular force during Pilates hip extension exercise and its implications to prescription and progression

Mônica O. Melo, Lara E. Gomes, Yumie O. Silva, Artur Bonezi, Jefferson F. Loss

Resumo

Contextualização: A análise da mecânica externa dos exercícios de Pilates e da biomecânica das articulações pode subsidiar a prescrição de exercícios na reabilitação. **Objetivos:** Avaliar o comportamento do torque de resistência (Γ_R) do exercício de extensão de quadril (EQ) realizado no Cadillac; realizar uma análise biomecânica a partir do comportamento do Γ_R e das distâncias perpendiculares médias ponderadas (DPMPs) para estimar a força muscular resultante (FM_R) dos extensores e flexores e propor critérios mecânicos para progressão do exercício de EQ realizado no Cadillac. **Métodos:** Catorze praticantes de Pilates realizaram EQ no aparelho Cadillac em quatro situações em ordem aleatorizada – usando duas molas (vermelha e azul) fixadas em duas posições (alta e baixa). As posições angulares foram coletadas por meio de eletrogoniometria. Para o cálculo do Γ_R , torque muscular (Γ_M) e da FM_R foram usados diagramas de corpo livre e equações de movimento. Os valores de DPMP dos músculos flexores e extensores do quadril foram quantificados usando dados da literatura. **Resultados:** O Γ_R e a FM_R apresentaram comportamentos semelhantes em todas as situações, entretanto os valores máximos de Γ_R não ocorrem na mesma posição articular que a FM_R máxima. A DPMP dos flexores de quadril apresentou um comportamento crescente-decrescente, com máximo próximo aos 55° de flexão, enquanto os extensores de quadril apresentaram comportamento semelhante, com máximo próximo aos 25° de flexão. **Conclusão:** A análise biomecânica do exercício e a avaliação das características mecânicas associadas à articulação do quadril podem ser usadas como critérios objetivos de prescrição e progressão do exercício de EQ no Pilates.

Palavras-chave: extensão do quadril; Pilates; torque; braço de momento.

Abstract

Background: The understanding of the external mechanics of Pilates exercises and the biomechanics of the joints may guide the prescription of rehabilitation exercises. **Objectives:** To evaluate the resistance torque (Γ_R) during hip extension (HE) exercises performed on the Pilates Cadillac. To perform a biomechanical analysis of the Γ_R and the weighted mean moment arm (WMMA) in order to calculate the resultant muscle force (FM_R) of the hip extensors and flexors. To present a mechanical criteria for progression of HE exercise on the Pilates Cadillac. **Methods:** Fourteen participants performed HE exercises on the Cadillac in four randomly assigned situations – using two springs (blue and red), which were attached in two positions (high and low). Angular positions were measured using an electrogoniometer. In order to calculate Γ_R , the muscle torque (Γ_M) and FM_R , free-body diagrams and movement equations were used. The WMMA of the hip extensors and flexors were estimated from the literature. **Results:** The Γ_R and FM_R presented a similar behavior during all situations; however, the maximum Γ_R values did not occur at the same joint position as the FM_R maximum values. The WMMA of the hip flexors presented an increased- decreased behavior with greatest values around 55° of flexion, while the hip extensors presented a similar behavior with greatest values around 25° of flexion. **Conclusion:** Biomechanic analysis of HE exercises and the evaluation of mechanical features in relation to the hip joint may be used as an objective criteria for the prescription and progression of HE exercise in Pilates.

Key words: hip extension; Pilates; torque; moment arm.

Recebido: 05/09/2009 – Revisado: 10/03/2010 – Aceito: 03/09/2010

Introdução

Desenvolvido por Joseph Pilates (1880-1967), o método Pilates tem como propósito geral desenvolver os músculos do *power house* (anteriores abdominais, extensores da coluna, extensores do quadril, flexores do quadril e musculatura profunda da pelve)^{1,2}. Mais especificamente, na fisioterapia, o Pilates têm sido utilizado para diversos fins, tais como: restauração da função articular^{3,4}, estabilização lombar-pélvica^{1,5}, controle da fibromialgia⁶ e tratamento da dor lombar^{3,7}. Para isso, o clínico conta com exercícios realizados no solo e em aparelhos diferenciados, como o *Reformer*, o *Barrel* e o *Cadillac*. No tradicional *Cadillac*, um dos movimentos comumente usados para promover a estabilização do tronco e a recuperação da integridade funcional e anatômica da articulação do quadril é a extensão de quadril (EQ) com os joelhos estendidos^{3,8,9}. Quando a EQ é realizada com os sujeitos posicionados em decúbito dorsal no aparelho, a sobrecarga externa é obtida principalmente pelo auxílio de molas com diferentes constantes de deformação e pela variação da regulagem vertical da mola no aparelho (altura da fixação)¹⁰.

De forma geral, tem-se recomendado que programas de reabilitação utilizem exercícios com intensidades progressivas condizentes com a necessidade de cada paciente¹¹⁻¹². No entanto, quando os exercícios de Pilates são utilizados juntamente com a prática clínica, o que se observa é que a determinação da sobrecarga externa é realizada com base em informações pouco objetivas, como pela troca de uma mola que oferece uma resistência menor por outra que oferece uma resistência maior, sem conhecer “quanto” de resistência é fornecida em ambas as situações¹⁰. Entende-se que, quando realizada dessa forma, a definição da intensidade usada no exercício acaba quase que exclusivamente dependendo do *feedback* do paciente e da experiência do profissional. Com objetivo de complementar a prescrição de exercícios no Pilates, Silva et al.¹⁰ mostraram que, no caso do exercício de EQ realizado no *Cadillac*, é possível usar a combinação entre a constante de deformação da mola e o seu posicionamento no aparelho como um critério objetivo para a seleção de intensidades no exercício de Pilates. A razão disso é que a força da mola (determinada pela constante de deformação e a variação do seu comprimento) juntamente com a sua respectiva distância perpendicular (determinada diretamente pelo local de fixação da mola) compõem de modo importante o torque de resistência (Γ_R) oferecido por esse exercício durante a amplitude de movimento (ADM). Assim, na prática, a avaliação do Γ_R (que considera as variações na constante de deformação e na altura de fixação da mola) pode fornecer um dado quantitativo útil para o acompanhamento da intensidade durante a progressão do programa e também indicar em qual posição articular a sobrecarga externa é máxima^{11,13-15}, o que, por sua vez, pode auxiliar o clínico que deseja priorizar o ganho de força em amplitudes específicas.

Apesar da importância da determinação do Γ_R oferecido pelos exercícios, a sua quantificação sozinha não é suficiente para indicar o nível do esforço muscular resultante durante a execução dos exercícios. Outro fator importante refere-se à característica mecânica da musculatura envolvida (distância perpendicular muscular), a qual compõe o torque muscular (T_M) que, por sua vez, contrapõe o Γ_R ¹³⁻¹⁶. A distância perpendicular muscular ou braço de momento muscular é a distância entre a linha de ação da força muscular (na inserção do tendão) e o centro de rotação da articulação^{15,16}. A magnitude da distância perpendicular do músculo representa uma “vantagem mecânica” de um músculo em uma articulação, e a sua mensuração pode auxiliar na compreensão da função muscular¹⁷. Assim, considerando que nem sempre o T_M aumenta na mesma proporção que o Γ_R e que o Γ_R oferecido por um equipamento pode não acompanhar as características mecânicas da musculatura envolvida, acredita-se que a análise combinada desses fatores possa evitar o risco de sobrecarga excessiva sobre as estruturas humanas e/ou aprimorar a especificidade do esforço desejado.

Apesar da grande popularidade dos exercícios realizados no aparelho *Cadillac* na fisioterapia, há uma completa carência de estudos científicos com foco na análise biomecânica (análise do Γ_R) dos aparelhos e sua relação com as características mecânicas das articulações (distância perpendicular)^{8,10,18,19}. Assim, os objetivos deste estudo foram: a) avaliar o comportamento do Γ_R oferecido pelo exercício de EQ realizado no *Cadillac*, usando molas com diferentes constantes de deformação e alturas de fixação; b) realizar uma análise biomecânica a partir do comportamento do Γ_R e da distância perpendicular média ponderada (DPMP) dos músculos a fim de estimar a força muscular resultante (FM_R) dos extensores e flexores do quadril durante o exercício e c) propor critérios mecânicos para a progressão de exercícios de EQ realizado no *Cadillac*.

Materiais e métodos

Amostra

A amostra foi composta por 14 indivíduos do sexo feminino ($30,9 \pm 8,6$ anos; $1,60 \pm 0,04$ m; $55,5 \pm 4,3$ kg). O critério de inclusão foi que elas praticassem Pilates por pelo menos seis meses e que não tivessem lesões musculoesqueléticas (atuais ou tratadas), o que foi informado verbalmente pelas próprias participantes. Todas as participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil, pelo Protocolo nº 2007903, aprovado na reunião nº 43, ata nº 123 de 22/01/2009.

Aquisição e análise de dados

Protocolo de avaliação

O Cadillac permite a utilização de molas, as quais são caracterizadas por suas cores, que representam o nível de resistência oferecida por elas, ou seja, as cores representam as constantes de deformação das molas. Neste estudo, as molas utilizadas foram previamente calibradas²⁰, e as constantes de deformação encontradas foram de 0,30 kg/cm para a mola azul e de 0,39 kg/cm para a mola vermelha. Como, nesse exercício, a mola pode ser posicionada em diferentes alturas, foram escolhidas duas: alta (86 cm em relação ao nível em que estava o indivíduo) e baixa (20 cm em relação ao nível em que estava o indivíduo) (Figura 1). Cada série do exercício de EQ foi realizada com uma mola e uma altura escolhidas de forma aleatória. A coleta consistiu na realização de quatro séries de cinco repetições do exercício de EQ, partindo de um ângulo de flexão do quadril de 90° até 0° no aparelho Cadillac, posteriormente a um alongamento dos músculos do tronco e do membro inferior no próprio aparelho.

Eletrogoniometria

As posições angulares do quadril durante o protocolo de avaliação do exercício foram registradas por meio de um goniômetro eletrônico (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, POA, Brasil), com uma taxa de amostragem de 2000 Hz. Com auxílio do software SAD32, versão 2,61.07mp, utilizado previamente por Loss e Candotti¹³, os sinais de eletrogoniometria foram filtrados através do filtro digital passa-banda *butterworth*, terceira ordem, com frequência de corte de 3 Hz.

Torque de resistência e torque muscular

A análise dos Γ_R e Γ_M foi feita, conforme preconizado por Loss e Candotti¹³, a partir da construção do diagrama de corpo livre (DCL) dos segmentos corporais em movimento. A Figura 2a ilustra o DCL em uma posição intermediária da ADM, desenhado no plano de execução do exercício. O peso está representado no centro de massa do membro inferior²¹; a força das molas, representada atuando na extremidade distal do segmento; a força articular resultante, atuando no eixo articular do quadril e o torque muscular resultante, agindo sobre a articulação do quadril. Foram considerados desprezíveis eventuais movimentos da pelve ou mesmo da coluna lombar, limitando a análise apenas ao quadril, tanto em nível articular quanto muscular. Embora essa simplificação possa ser considerada uma limitação no modelo, a baixa carga escolhida para os exercícios associada ao nível de treinamento e à condição saudável dos participantes da amostra são fatores atenuantes que respaldam esta abordagem.

Com base no DCL, foram escritas as equações de translação (Equação 1) e rotação (Equação 2) que regem o movimento:

$$\sum \vec{F} = m \vec{a}_{CM} \implies \vec{F}_{MO} + \vec{P} + \vec{F}_{AR} = m \vec{a}_{CM} \quad (1)$$

$$\sum \vec{\Gamma} = I \vec{\alpha} \implies \vec{\Gamma}_M + \vec{\Gamma}_P + \vec{\Gamma}_{MO} = I \vec{\alpha} \quad (2)$$

em que, na equação 1, $\sum \vec{F}$ representa o somatório de todas as forças (\vec{F}_{MO} - força da mola; \vec{P} - peso do segmento; \vec{F}_{AR} - força articular resultante) que agem sobre a massa (m) levando a uma aceleração \vec{a}_{CM} do centro de massa. Na equação 2, $\sum \vec{\Gamma}$ representa o somatório de todos os torques ($\vec{\Gamma}_M$ - torque muscular; $\vec{\Gamma}_P$ - torque do peso do segmento; $\vec{\Gamma}_{MO}$ - torque da força da mola) que se igualam ao momento de inércia (I) do segmento, gerando uma aceleração angular $\vec{\alpha}$.

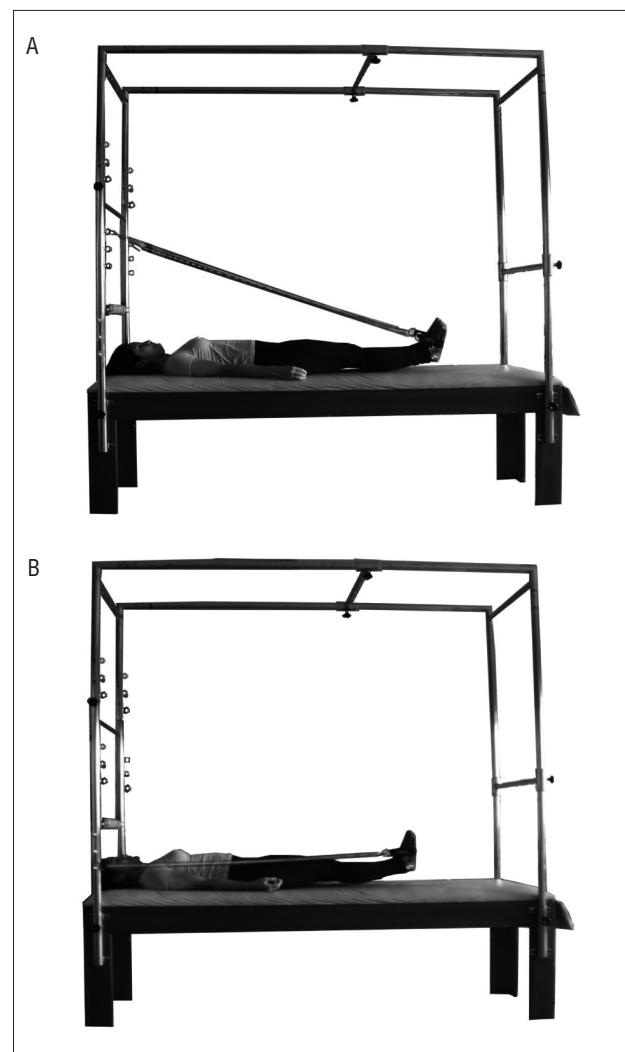


Figura 1. Exercício de extensão do quadril no aparelho Cadillac na posição final. (a) Mola na altura alta; (b) Mola na altura baixa.

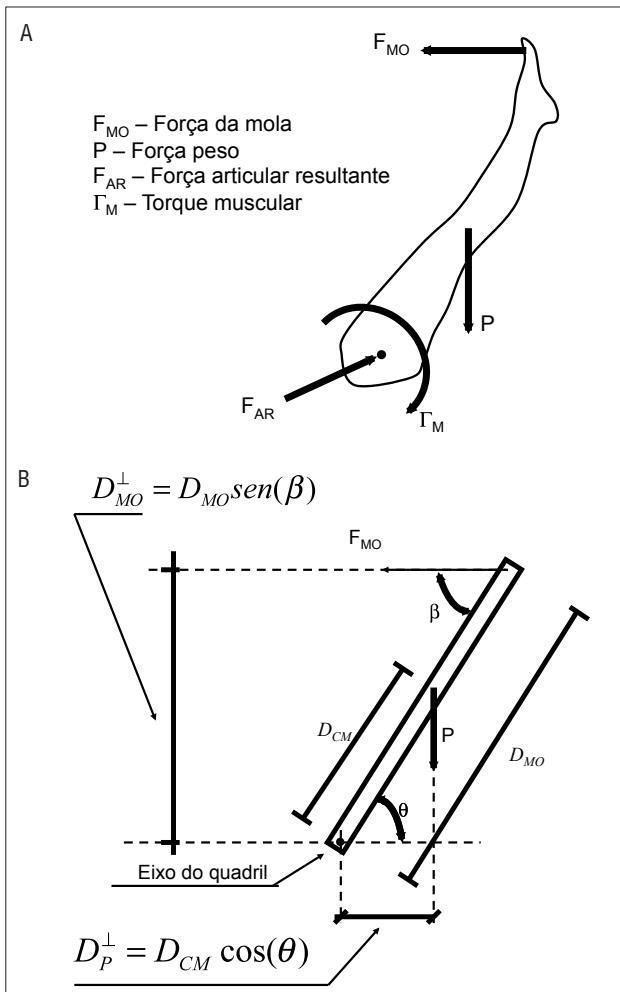


Figura 2. (a) Diagrama de corpo livre do segmento coxa-perna-pé. (b) Relações trigonométricas utilizadas para o cálculo das distâncias perpendiculares da força peso e da mola.

De acordo com Loss e Candotti¹³, quando o exercício é executado em baixas velocidades (<30°/s), os efeitos iniciais podem ser desprezados. Convencionando ainda o torque de extensão como positivo, a equação 2 pode ser reescrita em sua forma escalar, conforme equação 3:

$$\Gamma_M + \Gamma_p - \Gamma_{MO} = 0 \quad \text{ou} \quad \Gamma_M = \Gamma_{MO} - \Gamma_p \quad (3)$$

em que a diferença entre o Γ_{MO} e o Γ_p é o chamado Γ_R^{10} . Segundo Winter²¹, quando o movimento é realizado em baixas velocidades sem atingir os extremos da amplitude articular, os efeitos das estruturas passivas sobre o Γ_M , como ligamentos ou mesmo tendões, podem ser desprezados. Entretanto, em situações em que possa vir a ocorrer cocontração de grupos musculares em ação antagônica, o Γ_M representa o efeito líquido da atividade muscular. Nessa perspectiva, e de acordo com a convenção adotada, quando o Γ_M for positivo, haverá

predomínio da atividade dos extensores e, quando negativo, predomínio da musculatura flexora.

As distâncias perpendiculares da força da mola (D_{MO}^\perp) e do peso do segmento (D_p^\perp) foram obtidas a partir de relações trigonométricas (Figura 2b) por meio da medição direta do ângulo do quadril ao longo de toda a ADM e da medição do ângulo entre a mola e o segmento humano e das distâncias correspondentes no início e final do movimento. Para avaliação da F_{MO} por todo o arco do movimento, foram usadas relações trigonométricas associadas aos coeficientes de deformação das molas determinados pela calibração. Os parâmetros iniciais utilizados (peso e posição do centro de massa dos segmentos envolvidos coxa-perna-pé) foram estimados a partir de tabelas antropométricas obtidas na literatura²¹.

Força muscular resultante e distância perpendicular média ponderada

A DPMP é o resultado da soma dos produtos entre a distância perpendicular de cada músculo (d_i^\perp) e a sua respectiva área de secção transversa fisiológica (ASTF) dividida pela soma das áreas de secção transversa dos músculos^{13,14} (Equação 4). Neste estudo, foram considerados como EQs os músculos bíceps femoral, semitendíneo, semimembranáceo e glúteo máximo e, como representante dos flexores, os músculo retofemoral, psoas, ilíaco, sartório e tensor da fáscia lata. As DPMPs e as ASTFs desses músculos foram determinadas a partir da literatura²²⁻²⁵:

$$DPMP = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^\perp ASTF_i}{\sum_{i=1}^n ASTF_i} \quad (4)$$

em que:

d_M^\perp = distância perpendicular muscular média ponderada

d_i^\perp = distância perpendicular muscular do iésimo músculo

$ASTF_i$ = áreas de secção transversa fisiológica do iésimo músculo

n = número de músculos incluídos

Como o Γ_R é igual ao Γ_M , a FM_R foi determinada dividindo o Γ_R pela DPMP do grupo muscular envolvido, isto é, quando o Γ_M foi extensor, o Γ_R foi dividido pela DPMP dos EQs; quando o Γ_M foi flexor, o Γ_R foi dividido pela DPMP dos flexores do quadril (Equação 5). Os cálculos necessários para quantificação do Γ_R e da FM_R foram desenvolvidos no software Excel (versão 2007, Microsoft Windows). Para posterior análise estatística, foi calculada uma média dos valores correspondente a cada 10° da ADM avaliada.

$$FM_R = \frac{\Gamma_R}{DPMP} \quad (5)$$

Análise estatística

A equivalência das variâncias (Teste de Levene) e a normalidade dos dados (Shapiro-Wilk) foram verificadas e confirmadas. Uma análise de variância (ANOVA) de três fatores (mola, altura de mola e ângulo) foi realizada para verificar diferenças para os resultados de Γ_R e de FM_R . Os efeitos principais foram examinados com teste *post hoc* de Bonferroni. Para todas as análises realizadas, o nível de significância adotado foi de 0,05.

Resultados

Como o exercício avaliado inicia-se em um ângulo de flexão de quadril de 90° e vai até 0°, todos os gráficos devem ser observados da direita para esquerda. A Figura 3a apresenta o comportamento médio do Γ_R ao longo do ângulo de flexão do quadril para ambas as molas usadas (azul e vermelha), nas alturas alta e baixa. Com base na equação 3, o Γ_M é igual ao Γ_R , mas com os sinais opostos (negativos). A DPMP foi calculada por meio da equação 4, e os valores apresentados ao longo do ângulo de flexão de quadril são mostrados na Figura 3c. A Figura 3b apresenta o comportamento médio da FM_R ao longo do ângulo de flexão do quadril para ambas as molas usadas, nas alturas alta e baixa.

A Tabela 1 apresenta a média e o desvio-padrão dos valores de Γ_R para cada 10 graus da ADM avaliada e o resultado das comparações realizadas. A Tabela 2 apresenta a média e o desvio-padrão dos valores de FM_R para cada 10 graus da ADM avaliada e o resultado das comparações realizadas.

Discussão

A abordagem metodológica usada no presente estudo teve o intuito de identificar a demanda externa imposta sobre os músculos sob um ponto de vista mecânico e estimar o esforço muscular resultante com base em informações teóricas associadas à DPMP dos principais músculos atuantes no movimento avaliado. Apesar das limitações dessa abordagem, descritas na metodologia do presente estudo, estudos anteriores, fora do ambiente do Pilates, mostraram que a análise mecânica da demanda externa oferecida pelos exercícios e a estimativa do esforço muscular resultante realizada por meio de técnicas de biomecânica, como representação das forças atuantes por meio de DCL e uso de equações de movimento, podem ser usadas com objetividade na prescrição de exercícios durante programas de treinamento e reabilitação¹¹⁻¹⁶.

As análises e as investigações da biomecânica dos exercícios de Pilates tornam-se valorizadas, visto a intensa difusão

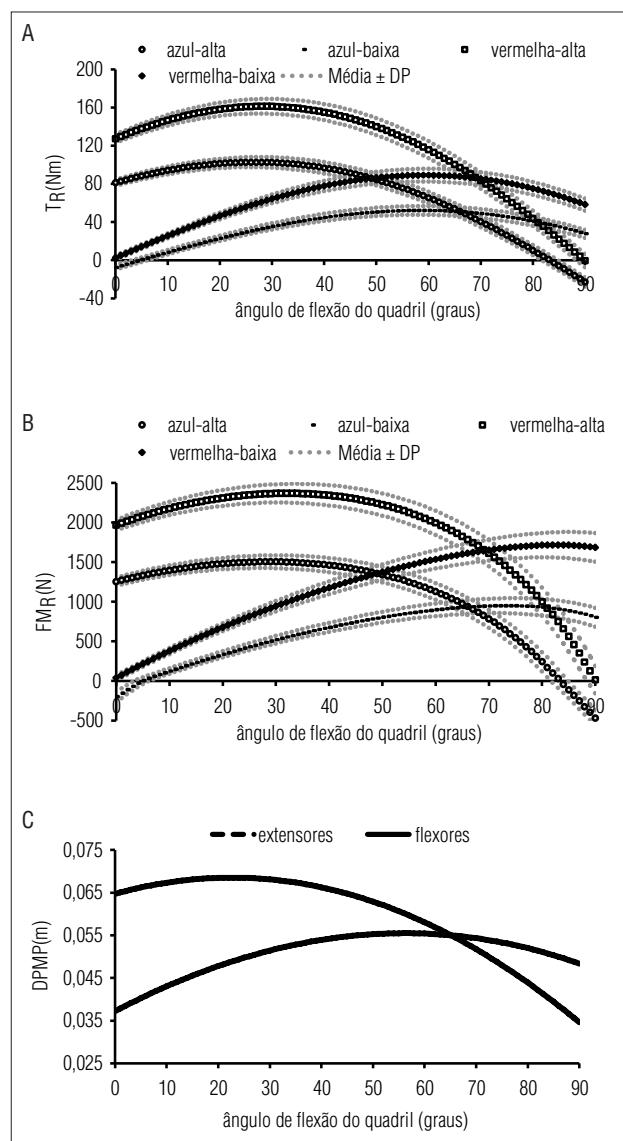


Figura 3. (a) Comportamento do Γ_R em relação ao ângulo de flexão do quadril obtido com as molas azul e vermelha nas alturas alta e baixa. (b) Comportamento da FM_R em relação ao ângulo de flexão do quadril obtido com as molas azul e vermelha nas alturas alta e baixa. (c) Comportamento da DPMP dos extensores e flexores do quadril em relação ao ângulo de flexão do quadril. O exercício inicia em 90° de flexão, enquanto 0° refere-se à máxima extensão de quadril.

dessa modalidade na prática clínica. Do ponto de vista fisioterapêutico, a avaliação do comportamento das cargas externas ao longo da ADM e as condições mecânicas de resposta muscular são de extrema importância para o sucesso de programas de tratamento. Apesar de o método proposto no presente estudo não possibilitar uma análise objetiva referente à contribuição individual de cada músculo e nem mesmo do total de força dos músculos, ela permite avaliar em qual posição articular a carga externa é maior ou menor e se sua combinação é favorável ou

Tabela 1. Média e desvio-padrão para os valores de torque de resistência (Γ_R), expressos em Nm, em todas as condições avaliadas (diferentes molas e alturas) e resultados das comparações estatísticas.

Ângulos (graus)	Mola Azul		Mola Vermelha	
	Altura alta	Altura baixa	Altura alta	Altura baixa
10	187,68 ($\pm 4,50$) ^a	10,02 ($\pm 3,83$) ^a	130,93 ($\pm 23,66$) ^a	14,17 ($\pm 2,36$) ^a
20	101,92 ($\pm 6,25$) ^b	15,94 ($\pm 2,47$) ^b	154,09 ($\pm 6,28$) ^b	36,24 ($\pm 2,99$) ^b
30	100,22 ($\pm 5,77$) ^b	29,51 ($\pm 2,94$) ^c	160,44 ($\pm 7,36$) ^b	55,72 ($\pm 3,98$) ^c
40	97,63 ($\pm 5,77$) ^c	40,50 ($\pm 3,52$) ^d	158,99 ($\pm 8,17$) ^c	71,51 ($\pm 4,98$) ^d
50	91,26 ($\pm 6,10$) ^d	48,13 ($\pm 4,06$) ^e	148,39 ($\pm 8,67$) ^d	82,65 ($\pm 5,85$) ^e
60	75,59 ($\pm 51,78$) ^e	51,78 ($\pm 4,46$) ^e	128,67 ($\pm 8,84$) ^e	88,31 ($\pm 6,48$) ^e
70	53,58 ($\pm 6,04$) ^f	50,96 ($\pm 4,67$) ^e	100,28 ($\pm 8,68$) ^f	87,88 ($\pm 6,83$) ^e
80	25,98 ($\pm 5,67$) ^g	45,34 ($\pm 4,65$) ^f	64,17 ($\pm 8,19$) ^g	80,95 ($\pm 6,85$) ^f
90	-5,86 ($\pm 5,11$) ^h	34,74 ($\pm 4,39$) ^g	22,06 ($\pm 7,42$) ^h	67,34 ($\pm 6,53$) ^g

Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os ângulos para cada condição (mesma coluna); números romanos diferentes indicam diferenças significativas entre as condições de exercício para um mesmo ângulo (mesma linha).

Tabela 2. Média e desvio-padrão para os valores de força muscular resultante (FM_R), expressos em N, em todas as condições avaliadas (diferentes molas e alturas) e resultados das comparações estatísticas.

Ângulos (graus)	Mola Azul		Mola Vermelha	
	Altura alta	Altura baixa	Altura alta	Altura baixa
10	1326,68 ($\pm 63,83$) ^a	-13,58 ($\pm 107,48$) ^a	1978,73 ($\pm 356,05$) ^a	212,89 ($\pm 35,62$) ^a
20	1437,53 ($\pm 78,94$) ^b	234,03 ($\pm 36,30$) ^b	2250,13 ($\pm 92,39$) ^b	532,20 ($\pm 44,01$) ^b
30	1491,65 ($\pm 87,46$) ^c	431,59 ($\pm 43,07$) ^c	2345,2 ($\pm 814,66$) ^c	814,66 ($\pm 58,22$) ^c
40	1489,04 ($\pm 85,79$) ^c	602,19 ($\pm 52,42$) ^d	2362,33 ($\pm 121,47$) ^c	1063,27 ($\pm 74,15$) ^d
50	1409,85 ($\pm 94,32$) ^d	744,60 ($\pm 62,83$) ^e	2292,93 ($\pm 134,17$) ^d	1278,46 ($\pm 134,17$) ^e
60	1245,53 ($\pm 102,23$) ^e	855,18 ($\pm 73,72$) ^f	2121,11 ($\pm 146,08$) ^e	1458,39 ($\pm 107,16$) ^f
70	969,78 ($\pm 109,96$) ^f	926,76 ($\pm 85,08$) ^g	1817,88 ($\pm 157,88$) ^f	159,45 ($\pm 124,42$) ^g
80	532,90 ($\pm 5,67$) ^g	945,17 ($\pm 97,36$) ^g	1328,29 ($\pm 171,05$) ^g	1689,08 ($\pm 143,36$) ^h
90	-111,87 ($\pm 235,14$) ^h	878,89 ($\pm 111,95$) ^h	539,60 ($\pm 329,07$) ^h	1708,77 ($\pm 166,45$) ^h

Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os ângulos para cada condição (mesma coluna); números romanos diferentes indicam diferenças significativas entre as condições de exercício para um mesmo ângulo (mesma linha).

não à condição mecânica do músculo, permitindo que a escolha do exercício ocorra de forma mais segura e controlada.

De modo geral, os resultados deste estudo corroboram a literatura, uma vez que nem sempre a FM_R máxima foi obtida quando o Γ_R atingiu valores máximos durante a EQ no Cadillac^{11,12,14,15}. A explicação para isso é que, por definição, o Γ_M depende também do comportamento e da magnitude das DPMPs envolvidas na análise. Segundo Chaffin, Anderson e Martin²⁶, durante as situações dinâmicas, à medida que o ângulo articular muda, a distância perpendicular do músculo também é alterada.

No presente estudo, observou-se que quando o exercício é realizado com as molas (azul e vermelha) na posição alta, o Γ_R aumenta de forma acentuada, atingindo um platô próximo dos ângulos de 20° e 30° (Figura 3a) e depois decresce até o final da EQ; enquanto a FM_R parece apresentar um platô nos ângulos de 30° e 40° (Figura 3b). Esse comportamento foi confirmado com significância estatística na comparação realizada a cada 10 graus (Tabelas 1 e 2). Essas diferenças observadas entre a posição articular das ocorrências dos picos dos valores de Γ_R e

FM_R provavelmente ocorreram devido ao comportamento da DPMP dos extensores, que é crescente a partir do início da extensão e atinge seu valor máximo na mesma faixa observada para o Γ_R , podendo levar a uma menor necessidade de esforço muscular nessa região. Entretanto, cabe ainda comentar que nem sempre o exercício de EQ realizado com a mola alta ficará mais fácil nas amplitudes em que a DPMP é máxima, uma vez que o Γ_M dependerá também da capacidade de produção de força muscular. Dentre outros fatores, a produção de força muscular dependerá da relação força-comprimento^{27,28}, a qual dita que a produção de força muscular depende do comprimento das fibras musculares e de seus sarcômeros constituintes. Assim, embora essa relação não tenha sido avaliada experimentalmente no presente estudo, é razoável supor que próximo à extensão completa, devido à sobreposição dos filamentos finos em regiões de encurtamento muscular, exista uma menor capacidade de produção de força^{29,30}, que pode ou não ser compensada por uma vantagem na DPMP.

Quando o exercício é realizado com a mola fixada na altura baixa, observa-se que o Γ_R cresce um pouco no início do

movimento até um ângulo próximo de 60° e, depois, decresce de forma mais acentuada. Nessa situação, a análise estatística também revelou um platô entre os ângulos de 50°, 60° e 70° (Tabela 1). Como o comportamento crescente da DPMP é determinante na produção de Γ_M , os valores máximos de FM_R ocorreram em maiores comprimentos musculares do que os de Γ_R , em torno de 70-80° para a mola azul e 80-90° para mola vermelha (Tabela 2), local em que teoricamente há maior contribuição dos componentes elásticos do sistema musculoesquelético para a produção de força muscular²⁹. Por outro lado, no final da ADM (próximo à extensão completa), a DPMP aumenta até atingir um significativo platô, ao passo que tanto o Γ_R como a FM_R diminuem (Figura 3). Nessa situação, em que a demanda externa é baixa no final da ADM (diminuição do Γ_R), há uma aparente redução da sobrecarga externa sobre os músculos e articulações. Não obstante, na prática, não se sabe até quanto a DPMP compensará uma possível menor capacidade de produção de força decorrente dos menores comprimentos musculares nessa região.

Tipicamente, um dos objetivos da reabilitação é a recuperação da ADM e o fortalecimento muscular, seja por consequência do enfraquecimento muscular, de processos crônicos degenerativos na articulação ou para recuperação após uma cirurgia^{31,32}. Em qualquer caso, os exercícios devem ter cargas progressivas e respeitar a mecânica da articulação. No caso do quadril, é importante usar o conhecimento da capacidade de produção de FM_R e das DPMPs que, em conjunto, realizam o movimento de extensão (ísquiotibiais e glúteos máximos), como um critério de prescrição e progressão de exercícios. A aplicação de uma resistência em amplitudes com maior vantagem mecânica pode promover menor sobrecarga na estrutura musculoesquelética. Por outro lado, se o pico de resistência for aplicado em amplitudes em que a distância perpendicular estiver desfavorecida, haverá maior sobrecarga. Além da avaliação da DPMP, o presente estudo encoraja o clínico a considerar também a capacidade de produção de torque associada às amplitudes articulares envolvidas, tendo em mente os pressupostos teóricos que fundamentam a relação força-comprimento²⁷⁻³⁰. Entretanto, essas análises devem ser feitas sempre com cautela, visto que a relação força-comprimento é uma propriedade estática discreta dos músculos e deve ser usada apenas para auxiliar na compreensão da função muscular durante as tarefas dinâmicas³³.

De modo geral, ao realizar o exercício de EQ no Cadillac, o terapeuta clínico pode variar as alturas de mola com objetivo de focar o trabalho no trecho angular em que ocorre a maior demanda externa e, posteriormente, variar as cores da mola para modular as intensidades numa específica amplitude

articular. Assim, por exemplo, se o objetivo for recuperar a ADM, e o paciente tiver pouca amplitude de movimento de flexão (em torno de 60°), aconselha-se iniciar o tratamento com a mola alta, usando primeiro a cor azul e, em seguida, a cor vermelha, variação que proporciona o aumento gradual da FM_R (Tabela 2). A opção pela mola alta apresenta a vantagem de gerar uma sobrecarga maior na amplitude disponível do paciente e ainda atuar sobre os músculos numa posição mais alongada, o que poderá ser um estímulo para a adição de sarcômeros em série³⁴. Essa mudança na estrutura do tecido muscular tem sido apontada como fator importante para o aumento da ADM e da maior capacidade de produção de força em maiores comprimentos musculares³⁵. Na fase seguinte do tratamento, quando o paciente alcançasse amplitudes próximas a 80°, poder-se-ia optar pela mola na altura baixa, uma vez que nessa situação foi observada a maior resistência à extensão.

Outra possibilidade de utilização dos resultados pode ser ilustrada em situações de reabilitação envolvendo atletas com demandas específicas de acordo com o esporte praticado. Nessa perspectiva, nos estágios finais do processo de reabilitação de lesões musculares, como estiramentos ou espasmos musculares, pode-se fazer uma prescrição de exercícios que visem a priorizar o ganho de força em amplitudes específicas^{31,32}. Assim, atletas que, por imposição da sua atividade esportiva, demandassem um esforço maior próximo aos maiores ângulos de flexão de quadril, como o ciclismo³⁶, poderiam trabalhar com a mola na altura baixa, iniciando com a mola azul e, posteriormente, passando para a mola vermelha. Caso a exigência durante a prática esportiva seja nos maiores ângulos de EQ, como no caso dos corredores, a proposta seria realizar os exercícios com a mola na posição alta³⁶.

Conclusão ::::

Dentro das condições metodológicas, este estudo mostrou que o mesmo movimento de Pilates apresentou diferentes magnitudes e comportamentos de Γ_R e de FM_R . Além disso, nem sempre os valores máximos de Γ_R ocorrem nas amplitudes articulares em que os valores máximos de FM_R foram observados. Essas informações associadas a conhecimentos teóricos de DPMP podem ser usadas como critérios mecânicos para prescrição e evolução de programas de reabilitação com objetivo de identificar em qual posição articular a demanda externa é maior ou menor, e qual é a condição mecânica de resposta muscular a essa sobrecarga. Dependendo da altura e do tipo de mola usado, o exercício de EQ no Cadillac pode ser mais indicado para um objetivo clínico do que para o outro.

Referências

1. Muscolino JE, Cipriani S. Pilates and the "powerhouse". *J Bodyw Mov Ther.* 2004;8(1):15-24.
2. Latey P. The Pilates method: history and philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001;5(4):275-82.
3. 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.
4. Levine B, Kapelanek 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.
5. 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.
6. Altan L, Korkmaz N, Bingol U, Guray B. Effect of pilates training on people with fibromyalgia syndrome: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(12):1983-8.
7. Donzelli S, Di Domenica F, 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. 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.
9. 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.
10. Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF. Analysis of the external resistance and electromyographic activity of the hip extension performed according to the Pilates method. *Rev Bras Fisioter.* 2009;13(1):82-8.
11. 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.
12. Ribeiro DC, Loss JF, Cañéiro JPT, Lima CS, Martinez FG. Electromyographical analysis of the quadriceps during knee extension at different speeds. *Acta Ortop Bras.* 2005;13(4):189-93.
13. Loss J, Candotti CT. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. *Rev Bras Fisioter.* 2008;12(6):502-10.
14. BiniRPR, Carpes FP, Toledo JM, Loss JF. Estimativa das forças na articulação tibio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.* 2008;10(1):35-42.
15. de Toledo JM, Krug RC, Castro MP, Ribeiro DC, Loss JF. Torque and force production during shoulder external rotation: differences between transverse and sagittal planes. *J Appl Biomech.* 2008;24(1):51-7.
16. Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2nd West Sussex: John Wiley & Sons Ltd; 1999.
17. Liu J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, Nan-An K. Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1997;12(1):32-8.
18. La 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. Epub 2008 Feb 1.
19. Souza MVS, Vieira CB. Who are the people looking for the Pilates method? *J Bodyw Mov Ther.* 2006;10(4):328-34.
20. Loss JF, Koetz AP, Soares DP, Scarrone FF, Hennemann V, Sacharuk VZ. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. *Rev Bras Ciênc Esporte.* 2002;24(1):61-72.
21. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 3rd ed. New York: John Wiley Professio; 2004.
22. Németh G, Ohlsén H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. *J Biomechanics.* 1985;18(2):129-40.
23. Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF, Huijing PA. Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1990;61(5-6):453-60.
24. Delp SL, Loan JP, Hoy MG, Zajac FE, Topp EL, Rosen JM. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990;37(8):756-67.
25. Brand RA, Pedersen DR, Friederich JA. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic gross-sectional area. *J Biomech.* 1986;19(8):589-96.
26. Chaffin DB, Anderson GBJ, Martin B. Biomecânica Ocupacional. Belo Horizonte: Ergo; 2001.
27. Granzier HLM, Akster HA, TerKeurs HE. Effect of thin filament length on the force-sarcomere length relation skeletal muscle. *Am J Physiol.* 1991;260(5 Pt 1):C1060-70.
28. Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol.* 1966;184(1):170-92.
29. Huxley AF, Niedergerke R. Structural changes in muscle during contraction; interference microscopy of living muscle fibres. *Nature.* 1954;173(4412):971-3.
30. Rassier DE, MacIntosh BR, Herzog W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 1999;86(5):1445-57.
31. Torry MR, Schenker ML, Martin HD, Hogboom D, Philippon MJ. Neuromuscular hip biomechanics and pathology in the athlete. *Clin Sports Med.* 2006;25(2):179-97.
32. Paluska SA. An overview of hip injuries in running. *Sports Med.* 2005; 35(11):991-1014.
33. Astrand PO, Rodahl K, Dahl HA, Sromme SB. Tratado de Fisiologia do Trabalho – Bases Fisiológicas do Exercício. São Paulo: Artmed; 2006.
34. Reeves ND, Maganaris CN, Narici MV. Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol.* 2003;548(3):971-81.
35. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J Appl Physiol.* 2004;96(3):885-92. Epub 2003 Oct 24.
36. Herzog W, Guimaraes AC, Anton MG, Carter-Erdman KA. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(11):1289-96.