

ANÁLISE DO TORQUE DE RESISTÊNCIA E FORÇA MUSCULAR DURANTE O EXERCÍCIO DE EXTENSÃO DE QUADRIL NO CADILLAC

Aline Suelen Fontoura de Souza^a, Lidiane Barazzetti^a, Gisele Oltramari Meneghini^a,
Alexandra Renosto^a, William Dhein^{a*}

a) Centro Universitário da Serra Gaúcha (FSG), Rio Grande do Sul, Caxias do Sul, Brasil.

Informações de Submissão

*William Dhein,
endereço: Rua Os Dezoito do Forte, 2366
- Caxias do Sul - RS - CEP: 95020-472

Palavras-chave:

Pilates. Cadillac. Força Muscular. Torque.

Resumo: O objetivo do estudo foi analisar e descrever o comportamento do torque de resistência e força muscular durante o exercício de extensão de quadril em três posicionamentos de mola (alto, médio e baixo) no *Cadillac*. Um indivíduo experiente do método realizou uma série de seis repetições do exercício de extensão de quadril no Cadillac com mola alta, média e baixa. Dados cinemáticos proveniente de marcadores reflexivos foram capturados por uma câmera de *smartphone* e variáveis angulares e lineares foram verificadas durante o movimento. Com base nos dados cinemáticos, foram estimados o torque de resistência e força muscular resultante por meio do diagrama de corpo livre e equações biomecânicas. Os resultados encontrados demonstram que durante o exercício de extensão do quadril com a mola na posição alta o torque é positivo e a força muscular predominante dos extensores de quadril, com a mola fixada na posição média o torque muscular é misto, variando a atividade de extensores e flexores ao longo do movimento. Na posição baixa o torque muscular foi negativo ocorrendo predominância de flexores do quadril.

1 INTRODUÇÃO

O *Cadillac* é utilizado para realização de exercícios normalmente em decúbito dorsal, e a resistência é exercida através das molas em diferentes pontos de fixação no aparelho, contra os membros superiores ou inferiores dos praticantes (MELO *et al.*, 2011; LOSS *et al.*, 2012). A mola é o principal equipamento que vai determinar a prescrição dos exercícios e a evolução do plano de tratamento do paciente, pois é ela que dispõe de força, e que pode impor maior resistência ao exercício ou facilitar a execução do mesmo (MUSCOLINO & CIPRIANI, 2004; SACCO *et al.*, 2008; PILATES, 2011).

Os critérios para escolha das diferentes molas, pontos de fixação ou alinhamento do indivíduo que modulam a sobrecarga dos exercícios no Pilates ainda acontecem através de avaliações subjetivas. Entretanto, há maneiras mais objetivas e quantitativas para determinar a prescrição e evolução dos exercícios no método Pilates. As diferentes sobrecargas e demandas musculares sobre o *Powerhouse*, proporcionadas pela variação de exercícios no *Cadillac* com molas, tem sido avaliada por meio da análise eletromiográfica (QUEIROZ *et al.*, 2010; LOSS *et al.*, 2012; DIAS *et al.*, 2014; PEREIRA *et al.*, 2017; SILVEIRA *et al.*, 2018). Os exercícios mais comumente avaliados são: *longspine* e *teaser* (DIAS *et al.*, 2014; WERBA *et al.*, 2017), *long stretch* (FAYH *et al.*, 2018), atividade isométrica (BERTOLI *et al.*, 2018), *leg circle* (COSTA *et al.*, 2017) e o exercício de extensão de quadril (SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2011). No movimento de extensão de quadril o praticante é colocado na posição de decúbito dorsal, as molas são postas na cabeceira do aparelho e na parte distal dos membros inferiores (pés), e então o movimento é realizado com o intuito de promover a estabilização do tronco e a recuperação da integridade funcional e anatômica da articulação do quadril (MELO *et al.*, 2011).

Apesar de comumente avaliado através da mensuração da atividade eletromiográfica, Melo *et al.*, 2011 realizaram uma avaliação biomecânica, estimando o torque de resistência exercido pela mola, visto que a força da mola é 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). Estas variáveis compõem de modo importante o torque de resistência oferecido por esse exercício durante a amplitude de movimento. Posteriormente, foi possível estimar os torques e forças internas resultante dos extensores de quadril (MELO *et al.*, 2011).

Melo *et al.*, 2011 verificaram durante o exercício de extensão de quadril com molas azuis e vermelhas em duas alturas diferentes de posicionamento, mola alta e mola baixa que os maiores torques de resistência obtidos com a mola azul foram entre os 20° e 30° com a fixação alta da mola e com a fixação baixa da mola nos 60° e 70°. E os maiores torques de resistência obtidos com mola vermelha foram entre os 30° e 40° para posição alta da mola e para a posição baixa da mola foram nos ângulos entre 60° e 70°. Entretanto, para conseguir realizar o exercício com as molas azul e vermelha o praticante necessita de melhor condicionamento físico, visto a grande resistência oferecida por estas molas.

Em razão disso, atualmente a indústria fornece dois tipos de molas, a curta e a longa, que podem diferir em níveis de tensão e desta forma são classificadas geralmente por um sistema de cores. As tensões das molas variam entre pesada, média/moderada e leve, ocorre também variações entre fabricantes. Comumente para os exercícios de membro inferior realizados no *Cadillac* utilizam-se as molas longas nas fases inicial e intermediária, de prática do método, a fim de não sobrecarregar articulações. Neste âmbito, ao considerar a dificuldade dos praticantes iniciais do método em realizar o exercício com maiores resistências, e a falta de estudos da área com outros tipos de mola, notou-se a relevância de um estudo dos comportamentos de torques de resistência e força muscular em diferentes posicionamentos da mola longa no *Cadillac*.

Pois, presume-se que para prescrever de maneira adequada os exercícios de extensão de quadril no *Cadillac* é necessário verificar e compreender o torque de resistência e a força muscular envolvidas no exercício. Portanto, o presente estudo tem o objetivo de estimar e descrever o comportamento do torque de resistência, torque muscular e da força muscular presentes na execução do movimento de extensão de quadril no *Cadillac* com a mola longa em diferentes posições de fixação da mola (alta, média e baixa).

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

A amostra foi realizada por conveniência e composta por 1(um) indivíduo do sexo feminino. Os critérios de elegibilidade foram (1) sexo feminino; (2) idade entre 20 e 40 anos; (3) praticar Pilates por pelo menos seis meses, no mínimo duas vezes por semana e (4) não apresentar lesões musculoesqueléticas na coluna lombar ou membro inferior. A participante assinou um termo de consentimento livre e esclarecido. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Centro Universitário da Serra Gaúcha, segundo as Normas de Pesquisa Envolvendo Seres Humanos (Res. 466/12 ou 510/16) sob nº de parecer 3.009.238.

Procedimentos de coleta de dados

A coleta de dados foi realizada pelos pesquisadores em uma clínica de fisioterapia

e Pilates da Serra Gaúcha. A participante foi recepcionada na sala de espera da clínica e conduzida para a avaliação em uma das salas privativas, onde foi assinado o TCLE e realizado a avaliação de caracterização, composta por: nome, idade, o tempo de prática do método Pilates, quantas aulas faz por semana, se faz aula particular, em dupla ou trio. Posteriormente, foi feita a mensuração das medidas antropométricas como altura (utilizando uma fita métrica de um metro de comprimento, fixada na parede a partir da altura de um metro), medida real dos membros inferiores (distância entre EIAS e maléolo medial), comprimento de coxa (trocanter maior para maléolo lateral), perna (linha articular do joelho até maléolo lateral), largura do quadril, comprimento do pé (calcâneo ao hálux) e o peso foi medido com uma balança digital.

Concluído a etapa inicial, a participante foi direcionada para área do stúdio que contém os aparelhos do Pilates e houve a preparação da participante para a coleta de dados cinemáticos. Foram demarcados pontos anatômicos específicos do membro inferior, com marcadores de isopor da cor branca fixados através de uma fita dupla face (3M) nas seguintes proeminências ósseas: espinha ilíaca ântero-superior, crista ilíaca, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do fêmur, maléolo fibular e quinto metatarso. Também foram colocados marcadores nos quatro cantos do *Cadillac*, na altura e extremidades da mola, e nas alças de pés (Figura 1).

Em seguida, a participante foi posicionada no *Cadillac*, em decúbito dorsal, centralizada, com a cabeça próxima a torre onde se fixam as molas. As alças das molas foram encaixadas nos pés, por conseguinte solicitou-se que o indivíduo realizasse exercícios para aquecimento e familiarização. O movimento avaliado consistiu na realização da extensão de quadril com a mola longa em três variações no posicionamento da mola: posição alta (90cm), média (60cm) e baixa (30cm) em relação ao nível do indivíduo com a barra do *Cadillac* (Figura 1).

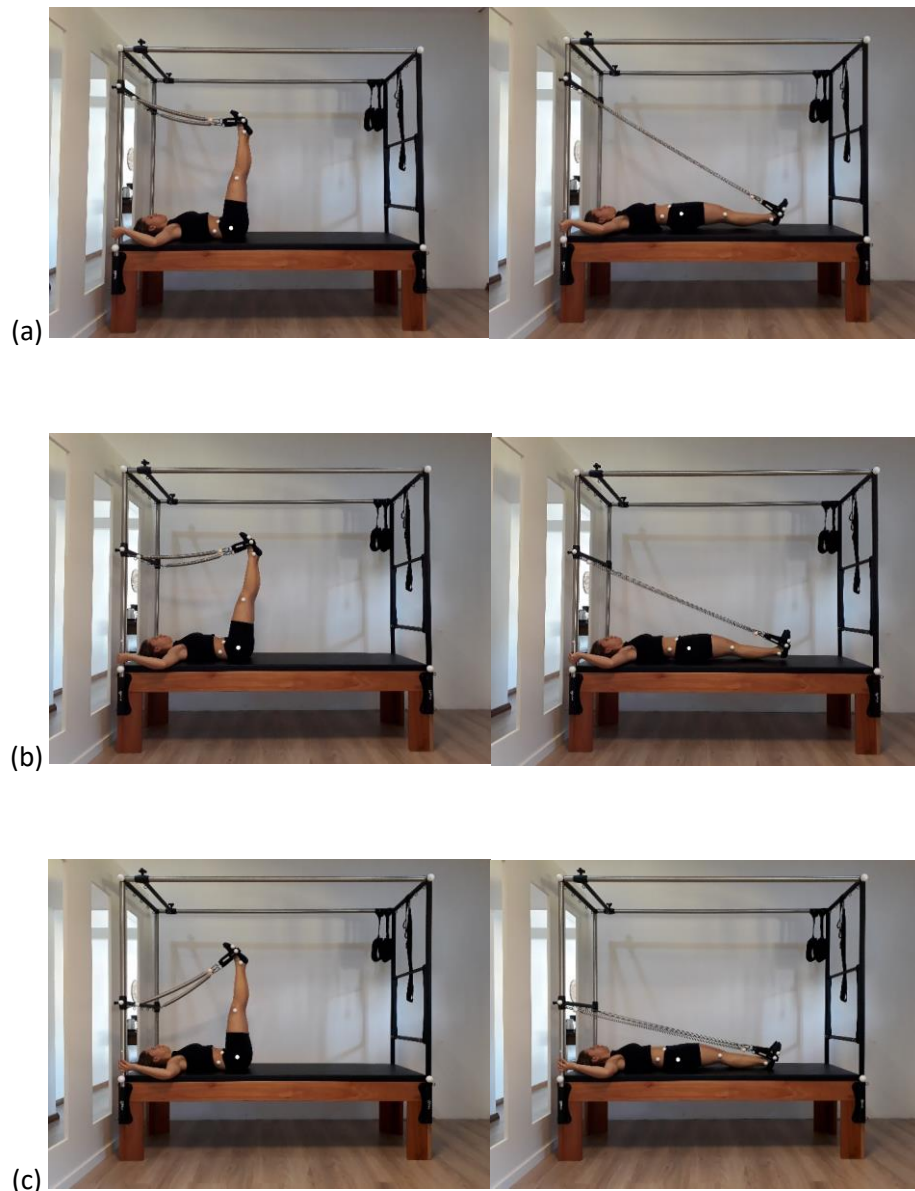


Figura 1: Extensão de Quadril no *Cadillac* nas posições inicial e final, respectivamente. (a) Mola na posição alta. (b) Mola na posição média. (c) Mola na posição baixa.

A mola foi previamente calibrada, a carga externa proveniente da mola foi estimada conforme uma curva de calibração (LOSS *et al.*, 2002) comprimento x força ($y=129,2x - 54,98$ e $R^2=0,97$) e a constante de deformação encontrada foi de aproximadamente 0,122 kg/cm. Posteriormente, foram realizadas três séries do exercício, cada uma com seis repetições numa velocidade auto selecionada comumente realizada pelo praticante. Enquanto o instrutor de Pilates orientou o praticante durante os movimentos, os dados cinemáticos foram obtidos pelo *smartphone* posicionado sobre um tripé à uma distância de 2,5 metros que enquadrava a zona de coleta. Ao final da realização

dos movimentos foram retirados os marcadores e o indivíduo concluiu sua participação na pesquisa.

Análise de dados

Os dados cinemáticos foram exportados para o *software* kinovea (DAMSTED;NIELSEN;LARSEN, 2015), um player de vídeo para análise esportiva, que fornece ferramentas para capturar, desacelerar, estudar, comparar, anotar e medir performances técnicas. No kinovea, em relação aos marcadores, foram estimadas as medidas do ângulo do quadril (β), do ângulo de fixação da mola (θ) e do comprimento da mola para a terceira, quarta e quinta repetição de cada série de exercícios (Figura 2) a cada *framing* do movimento de extensão de quadril. Obtido as informações cinemáticas, todos os dados foram computados para estimar os valores do torque de resistência, do torque muscular e da força muscular.



Figura 2: Ângulo do quadril (β) e ângulo da mola (θ).

O torque pode ser considerado o agente dinâmico durante a extensão de quadril, pois, representa a tendência de uma força produzir rotação em torno de determinado eixo. Em razão disso, os componentes do torque ($\vec{\Gamma}$) são a magnitude da força (\vec{F}) e a distância perpendicular do eixo de rotação até a linha de ação da força (\vec{d}_{\perp}) (HALL, 2013), como mostra a equação 1:

$$\vec{\Gamma} = \vec{F} \times \vec{d}_{\perp} \quad (1)$$

Desta forma, o modelo adotado para a análise do torque de resistência e do torque muscular presentes no exercício de extensão do quadril foi criado a partir do diagrama de corpo livre dos segmentos corporais em movimento (Figura 3).

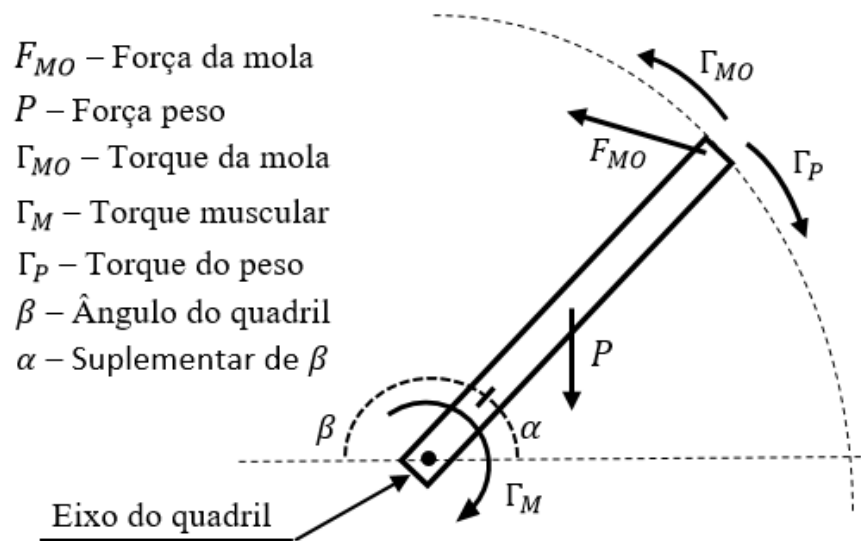


Figura 3: Diagrama de corpo livre do membro inferior.

As forças envolvidas na representação do exercício de extensão de quadril geram diferentes torques (anti-horário/flexor e horário/extensor) no sistema. A força peso (P), 16,1% do peso corporal (CLAUSER;MCCONVILLE;YOUNG, 1969), apresenta um torque horário e atua sobre o centro de massa do membro inferior, situado a 53% de seu comprimento (CLAUSER;MCCONVILLE;YOUNG, 1969). A força da mola apresenta um torque anti-horário (dependente da curva de calibração da mola) aplicada na extremidade distal do segmento, com sentido voltado ao seu ponto de fixação no *Cadillac*. O torque muscular (sentido horário ou anti-horário) age em torno do eixo do quadril.

No plano do exercício, a rotação do segmento em torno do eixo pode ser representada por três vetores: o torque da mola ($\vec{\Gamma}_{MO}$), o torque do peso ($\vec{\Gamma}_P$) e o torque muscular ($\vec{\Gamma}_M$), que é produzido para compensar o torque de resistência ($\vec{\Gamma}_R$) presente no exercício. Essas grandezas vetoriais se relacionam da seguinte forma:

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

onde, $\sum \vec{\Gamma}$ representa o somatório de todos os torques que se igualam ao momento de inércia (I) do segmento, gerando uma aceleração angular $\vec{\alpha}$.

Ainda que num movimento realizado por um ser humano, não haja a possibilidade de a velocidade ser constante, em movimentos com velocidades inferiores a 30°/segundo a aceleração gerada será muito pequena e os efeitos inerciais insignificantes (LOSS & CANDOTTI, 2008), logo a aceleração angular $\vec{\alpha}$ pode ser assumida como zero. Dessa

forma assume-se que existe um equilíbrio entre os torques envolvidos durante toda a duração do exercício, isto é:

$$\sum \vec{\Gamma} = 0 \quad \Rightarrow \quad \vec{\Gamma}_M + \vec{\Gamma}_{MO} + \vec{\Gamma}_P = 0. \quad (3)$$

Assumindo-se o sentido da extensão do quadril como positivo tem-se as equações escalares:

$$\Gamma_M + \Gamma_P - \Gamma_{MO} = 0 \quad \Rightarrow \quad \Gamma_M = \Gamma_{MO} - \Gamma_P. \quad (4)$$

Neste contexto, o torque de resistência é dado pela diferença entre o torque da mola e o torque do peso, assim o valor positivo do torque muscular indica a prevalência da musculatura extensora durante o movimento, já o valor negativo o predomínio dos flexores.

Pelas leis da biomecânica, para compor as variáveis da equação (4) tem-se:

$$\Gamma_{MO} = F_{MO} \cdot d_{MO}^{\perp} \quad (5)$$

$$\Gamma_P = P \cdot d_P^{\perp} \quad (6)$$

$$\Gamma_M = F_M \cdot d_M^{\perp} \quad (7)$$

em que:

F_{MO} = força exercida pela mola

P = força peso do membro inferior

F_M = força muscular

d_{MO}^{\perp} = distância perpendicular da linha de ação da força da mola ao eixo do quadril

d_P^{\perp} = distância perpendicular da linha de ação da força peso ao eixo do quadril

d_M^{\perp} = distância perpendicular da linha de ação da força muscular ao eixo do quadril

A partir dos dados da calibração da mola e de seus comprimentos obtidos ao longo de toda a amplitude de movimento, gerou-se uma curva no *software* Excel (versão 2016, Microsoft Windows), a qual possibilitou obter os valores da força da mola em todo os enquadramentos de imagem analisados.

As distâncias perpendiculares da mola (d_{MO}^{\perp}) e do peso do segmento (d_P^{\perp}) foram determinadas por meio de relações trigonométricas dadas pela distância do eixo do quadril ao ponto de fixação da mola no pé (d_{MO}), pela posição do centro de massa (CM) e pelos ângulos θ e α (suplementar do ângulo do quadril β), obtidos ao longo do exercício (Figura 4).

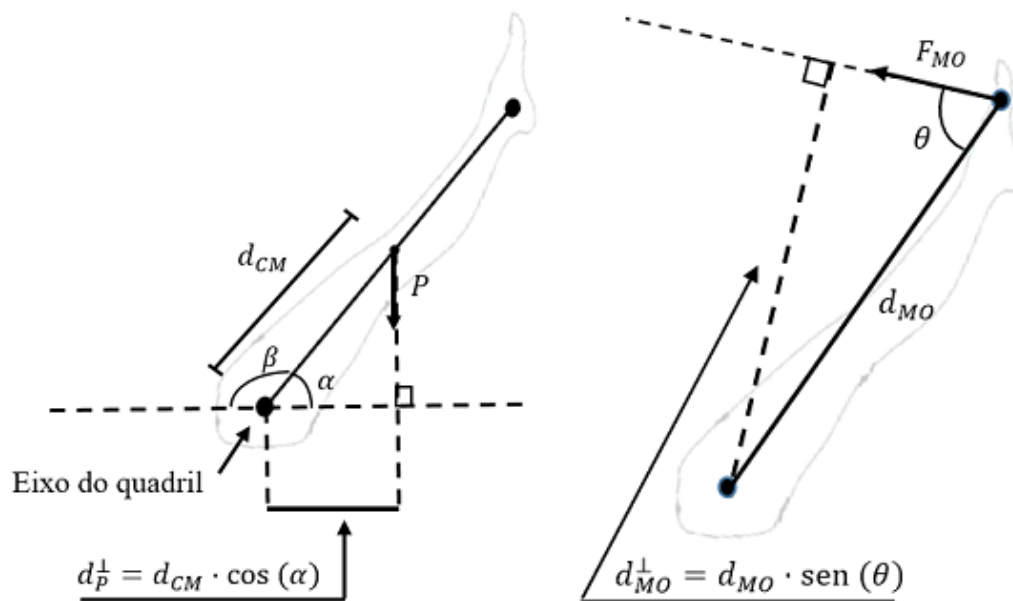


Figura 4: Distâncias perpendiculares da mola, da força peso e relações trigonométricas usadas para obtê-las.

Nesta pesquisa foi escolhido o glúteo máximo como principal músculo extensor do quadril e reto femoral como antagonista principal (flexor), suas respectivas distâncias perpendiculares a cada ângulo da extensão foram determinadas a partir da literatura (NÉMETH & OHLSÉN, 1985).

Para determinar a força muscular substituiu-se a equação (7) em (4):

$$F_M = \frac{\Gamma_{MO} - \Gamma_P}{d_M^{\perp}} \quad (8)$$

Na equação 8 foram usadas as distâncias perpendiculares dos músculos envolvidos em cada momento, isto é, quando o torque muscular foi extensor o torque de resistência foi dividido pelas distâncias perpendiculares do glúteo máximo, quando o torque muscular foi flexor, o torque de resistência foi dividido pelas distâncias perpendiculares do reto femoral.

Foram realizados no *software* Excel, para todos os enquadramentos de imagem do exercício, os cálculos necessários à determinação do torque muscular e da força muscular, assim como os gráficos resultantes destes valores, para posterior análise.

A análise estatística foi realizada no *software* SPSS v20.0. Os dados de força da mola, torque da mola, torque resultante e força muscular dos extensores ou flexores de quadril foram apresentados através de estatística descritiva (média e valor de pico).

Também foram descritivamente apresentados gráficos representativos do comportamento destes torques ao longo da amplitude de extensão de quadril.

3 RESULTADOS

Participou do estudo 1(um) indivíduo do sexo feminino, com 28 anos de idade, a qual relatou praticar o método Pilates a 6 anos, três vezes por semana em trio, cujos dados antropométricos estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Dados antropométricos da participante.

Variáveis	Medidas
Altura (m)	1,60
Massa corporal (kg)	53
Medida real do membro inferior (m)	0,82
Comprimento da coxa (m)	0,43
Comprimento da perna (m)	0,38
Comprimento do pé (m)	0,17
Largura do quadril (m)	0,91

Os comportamentos das forças da mola nas três posições de fixação durante o exercício de extensão de quadril podem ser visualizados na Figura 5. Em todos os casos, pode-se observar um comportamento crescente da força à medida que o ângulo do quadril diminui. Na situação com mola alta obteve-se uma média de 49,5N e chegou ao pico de 81,1N na extensão a 19° de amplitude. Com a mola na altura média constatou-se uma média de 55,2N alcançou-se o pico de 80,5N na extensão a 10° de amplitude. Por fim, com a mola baixa a média foi de 47,2N alcançando o pico de 71,7N na extensão a 0° de amplitude.

Os comportamentos dos torques da mola nas três posições de fixação durante o exercício de extensão de quadril podem ser visualizados na Figura 6. Na situação da mola na posição alta, obteve-se uma média de 34N.m e o máximo foi de 50,2N.m na extensão a 19° de amplitude. Com a mola na posição média obteve-se a média de 27,7N.m e

alcançou-se o pico de 34,3N.m na extensão a 25° de amplitude. Por fim, a mola baixa obteve uma média de 17,2N.m e atingiu o pico de 22,6N.m na extensão a 27° de amplitude.

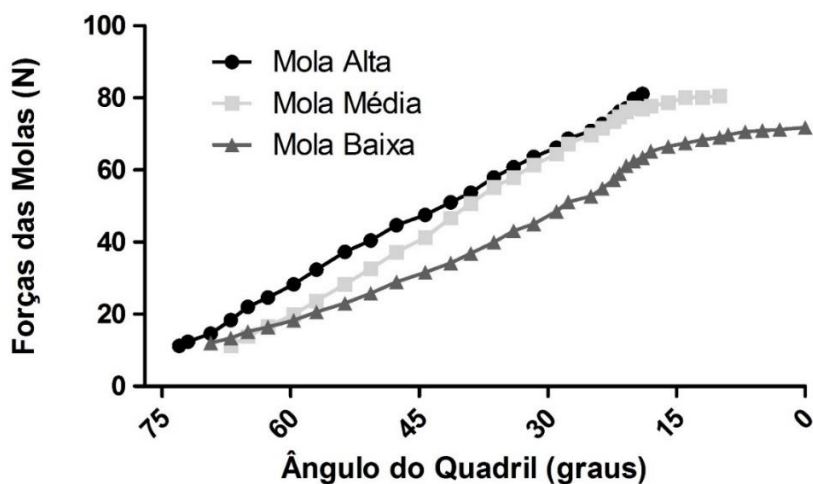


Figura 5: Comportamento das forças (N) das molas nas três posições de fixação (alta, média e baixa) durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

O torque do peso, resultado da equação (6), tem valores iguais para os três pontos de fixação da mola. E é estritamente crescente durante todo o movimento. Apresentando valor mínimo de 10N.m aos 74° e máximo de 36,3N.m aos 0°.

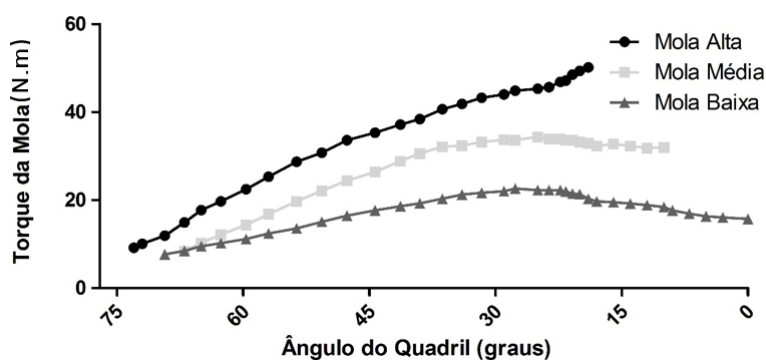


Figura 6: Comportamento do torque da mola (N.m) nas três posições de fixação (alta, média e baixa) durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

Considerando os antagonismos entre os torques da mola e os torques do peso, a Figura 7 apresenta o comportamento do torque de resistência proveniente da equação 4. Na situação com mola alta pode-se observar um torque predominantemente extensor com valor de pico de 16,04N.m, tendo apenas o seu início representado por flexor. Na situação com mola média ocorre uma inversão do sentido do torque entre 50 e 45° de extensão quadril, apresentando um pico extensor de 2N.m no meio do movimento a 36° e

retornando a um torque negativo e tendo um pico flexor de $-4,1\text{N.m}$ ao final do movimento em 10° . Com a mola na posição baixa o torque tem um comportamento negativo ao longo de toda a amplitude de movimento alcançando o pico de -20N.m em 0° de movimento.

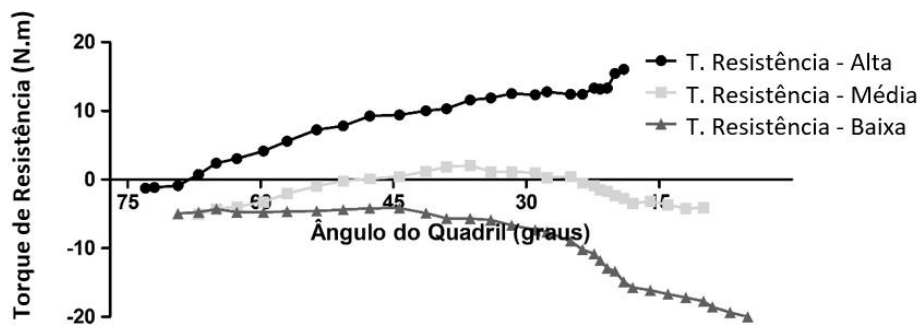


Figura 7: Comportamento do torque de resistência (torque muscular) nas três posições de fixação (alta, média e baixa) durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

Legenda: Valores positivos indicam torque muscular extensor; valores negativos indicam torque muscular flexor.

As estimativas das forças musculares dos flexores (reto femoral) e extensores de quadril (glúteo máximo) obtidas a partir dos torques resultantes podem ser visualizadas na Figura 8 (mola alta), Figura 9 (mola média) e Figura 10 (mola baixa). Na situação com mola alta (torque extensor predominante) foi obtida uma média de $154,8\text{ N}$, alcançando o valor de pico de $228,3\text{ N}$ em 19° . Com a mola na posição média, o pico do exercício dos foi de flexores 112 N alcançado a 67° (início do movimento) e $92,8\text{ N}$ a 10° (final do movimento), enquanto o pico dos extensores foi de $31,7\text{ N}$ atingido a 36° . Na situação com mola baixa (torque flexor predominante) obteve-se a média de 225 N , chegando ao valor de pico de 502 N a 0° .

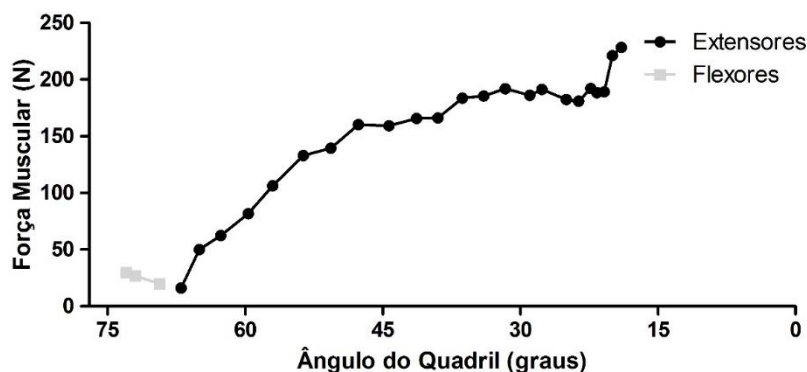


Figura 8: Comportamento da força muscular dos flexores e extensores de quadril na posição de fixação alta durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

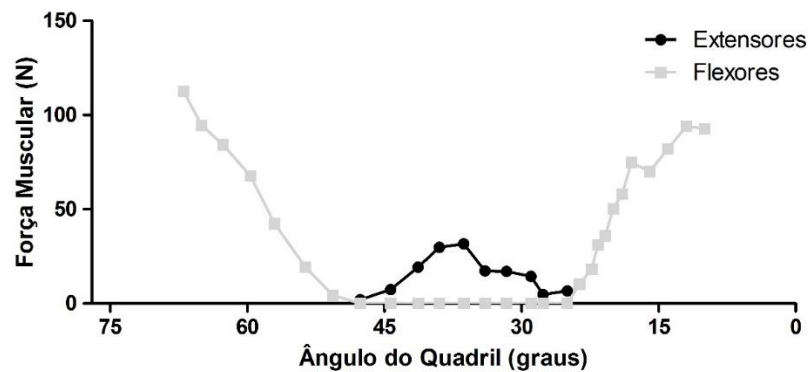


Figura 9: Comportamento da força muscular dos flexores e extensores de quadril na posição de fixação média durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

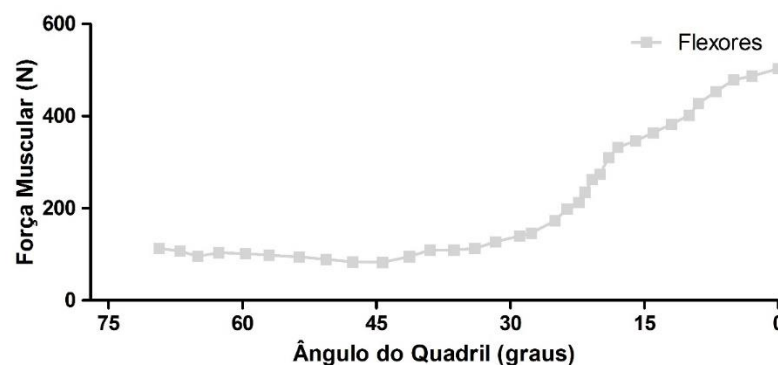


Figura 10: Comportamento da força muscular dos flexores e extensores de quadril na posição de fixação baixa durante o exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve o objetivo de analisar e descrever o comportamento do torque de resistência, torque muscular e da força muscular resultante durante o exercício de extensão de quadril, com a mola longa em três diferentes posicionamentos (alto, médio e baixo) no aparelho *Cadillac*. Onde, pode-se observar maiores torques de resistência e torque muscular positivo durante a execução do exercício de extensão com a mola na posição alta e conseqüentemente o pico de força muscular dos extensores de quadril na mesma situação. Já menores torques de resistência e torque muscular negativo durante o exercício de extensão com a mola na posição baixa e, portanto, o pico de força muscular dos flexores de quadril.

Durante o exercício analisado neste estudo, a resistência à extensão de quadril é realizada pelo torque da mola, o qual apresentou maiores valores para a mola na posição alta, seguida da posição média e menores com a posição baixa. Silva et al. e Melo et al. também encontraram este comportamento ao analisar a extensão de quadril com as molas

azul e vermelha nas posições alta e baixa, sendo maiores os valores dos torques de resistência para as molas na posição alta quando comparadas a posição baixa. Isso pode ser explicado, uma vez que o torque da mola é proporcional a força da mola e à sua distância perpendicular (equação 5). Na posição alta a força da mola é levemente maior do que na posição média e menor na posição baixa (Figura 5). Entretanto, o que é determinante para obtenção destes valores de torque são as distâncias perpendiculares, pois dependem diretamente do seno do ângulo da mola, que é maior para a mola fixada em posições mais elevadas.

Com a mola na posição alta o torque da mola é crescente em toda a amplitude de movimento da extensão de quadril, porém, quando fixada na posição média e baixa a mola apresenta um torque inicialmente crescente e depois decrescente. Para a mola na posição média os valores do torque máximo ocorrem aos 25°, já para a mola na altura baixa os valores foram aos 27°. Nos três casos a força da mola aumenta e a distância perpendicular diminui durante o movimento de extensão do quadril, entretanto, nas posições média e baixa, a queda na distância perpendicular é mais acentuada do que o aumento da força da mola, desta forma, implica que o torque da mola seja decrescente a partir dos ângulos indicados anteriormente.

De acordo com o diagrama de corpo livre, também adotado em outros estudos (BINI *et al.*, 2008; LOSS & CANDOTTI, 2008; SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011) para análise da extensão do quadril, a resistência aos flexores do quadril é realizada pelo torque do peso. Que por sua vez, depende apenas do peso do MI (o qual é constante) e da distância perpendicular do peso, que é determinada a partir do cosseno do ângulo de extensão do quadril, não depende do ângulo da mola, do tipo de mola e conseqüentemente, nem de seu posicionamento. O que vem a confirmar os resultados encontrados nesta pesquisa, para o comportamento do torque do peso, que tem valores iguais nas três posições da mola durante o exercício analisado e é crescente durante todo o arco de movimento.

Tendo em vista os comportamentos dos torques da mola supracitados, o torque muscular tem valor igual ao torque de resistência (MELO *et al.*, 2011), o qual consiste na diferença entre o torque da mola e o torque do peso, justamente pela tendência das duas forças externas serem opostas. Quando o sinal desta diferença é positivo (torque da mola supera o torque do peso) conclui-se que a ação muscular principal é dos extensores do quadril, representados neste trabalho pelo glúteo máximo. Caso contrário, a diferença é

negativa (torque do peso é maior que o torque da mola), entende-se que os flexores do quadril (neste estudo representados pelo reto femoral) têm ação principal. A mesma interpretação foi feita por outros pesquisadores (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011) ao analisar o torque muscular.

Neste contexto, pode-se perceber que o torque muscular para a mola alta comportou-se de forma crescente durante todo o arco de movimento e foi negativo apenas no início do exercício (aproximadamente entre 74° e 70°), atingindo seus valores máximos nos últimos estágios de movimento registrados (em torno dos 20°). Portanto, a força muscular responsável pela tendência de giro do quadril na maior parte do exercício realizado com a mola na posição alta, foi exercida pelos músculos extensores. O motivo, deste comportamento flexor durante o início do movimento, possivelmente justifica-se pelo praticante estar sustentando o membro inferior naquela posição, enquanto que a mola não exercia resistência. O comportamento crescente do torque muscular foi registrado também em outras pesquisas semelhantes (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011) entretanto, valores negativos no início do arco de movimento analisado foram encontrados apenas por Melo *et al.*, 2011 com o uso da mola azul, a qual, dentre as analisadas, oferece resistência mais parecida com a mola longa.

Salienta-se que nesta pesquisa, diferentemente do exposto por outros pesquisadores (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011), a extensão de quadril, com a mola na posição alta, foi registrada somente até aproximadamente 20°, devido à resistência oferecida pela mola, que dificultou a realização do movimento completo pela participante. Sendo assim, ressalta-se a importância de analisar a extensão de quadril no *Cadillac*, com o uso da mola longa, porque as demais molas oferecerem maior resistência, pois seus respectivos coeficientes de deformação são maiores do que o da mola longa.

A força muscular é inversamente proporcional à distância perpendicular muscular, a qual é crescente no decorrer do movimento e por consequência atinge seus valores máximos no fim do arco analisado (NÉMETH & OHLSÉN, 1985). Entretanto, pode-se observar que os valores máximos da força dos extensores, para a mola fixada na posição alta, também ocorreram no final do arco de movimento, coincidindo com o mesmo intervalo em que o torque muscular obteve seus valores máximos. Portanto, percebe-se que nem sempre haverá menor esforço muscular nas amplitudes em que a distância perpendicular atinge seus valores máximos.

Corroborando com os dados encontrados por meio da eletromiografia de superfície (EMG) apresentados por Silva et al. (SILVA *et al.*, 2009), onde houve maior ativação muscular dos extensores de quadril (bíceps femoral e semitendinoso) no momento em que o torque de resistência ou torque muscular atingiram seus valores máximos. Porém, outros estudos sobre o torque e força muscular (TOLEDO;RIBEIRO;LOSS, 2007; MELO *et al.*, 2011), ressaltam que nem sempre o torque e a força atingirão seus valores máximos no mesmo intervalo de movimento, e atribuem esse fato ao comportamento dos valores das distâncias perpendiculares musculares no decorrer da extensão de quadril.

Com a mola fixada na posição média o torque muscular apresentou valores negativos no início do movimento entre os ângulos de 68° e 50° (aproximadamente), valores positivos entre 50° e 19° (aproximadamente) e novamente valores negativos dos 19° aos 6°. Conseqüentemente, é possível afirmar que no estágio inicial e final do exercício a ação muscular foi realizada pelos flexores de quadril, todavia, no intervalo em que o torque apresentou-se positivo, houve ação muscular dos extensores de quadril. Sendo assim, a força dos flexores atingiu seus valores máximos no momento inicial do exercício e comportou-se decrescentemente até o início da ação dos extensores, em contrapartida, ao final do movimento a ação realizada pelos flexores foi crescente. É importante salientar que os extensores por sua vez apresentaram valores de força inferiores aos encontrados durante o exercício com a mola alta.

Apesar de os artigos correlacionados (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011) não apresentarem dados para a mola fixada na posição média, ao analisarem o torque muscular, com as molas azul e vermelha na posição baixa percebem, assim como nesta pesquisa, que os valores crescem um pouco no início do movimento e depois decrescem de forma mais acentuada.

Neste estudo, quando analisado o exercício de extensão do quadril com a mola fixada na posição baixa, nota-se que o torque muscular é predominantemente negativo. Desse modo, a força muscular dos flexores é prevalente durante todo o exercício e apresenta valores máximos ao final do arco de movimento, no mesmo período em que o torque muscular assume seu maior valor absoluto. A ascendência da curva representativa da força muscular dos flexores (Figura 10) explica-se pelo torque do peso ter valores crescentes durante a extensão de quadril e atingir seus maiores valores ao término da amplitude de movimento. Justamente, por nesta posição, a distância perpendicular do

peso do segmento ser maior. Ainda que, em outras pesquisas (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011), o torque muscular não tenha apresentado-se negativo durante todo o movimento para a mola fixada na posição baixa, os valores encontrados foram significativamente inferiores aos obtidos com a mola na posição alta. Logo, além do torque do peso, o fator determinante para os valores negativos aqui encontrados foi a menor resistência gerada pela mola longa em comparação com as demais.

É aceitável que a ação dos extensores diminua consideravelmente da mola alta para a mola média e posteriormente para a mola baixa, uma vez que o torque da mola (fator de resistência à extensão de quadril) também diminui, enquanto o torque do peso é crescente durante o movimento de extensão e se mantém igual para as três posições da mola. O que se confirma a partir dos dados eletromiográficos apresentados por Silva *et al.* (SILVA *et al.*, 2009) os quais mostram que a ativação dos extensores superou a ativação dos flexores para a mola na posição alta e em contrapartida, com a mola na posição baixa, o percentual de ativação dos flexores foi maior.

O estudo apresenta algumas limitações metodológicas que merecem ser discutidas. A amostra consiste em apenas uma participante experiente do método, entretanto, mesmo sendo apenas um sujeito, as diferenças encontradas se referem aos valores do peso e comprimento do membro inferior. Porém, o comportamento do torque muscular é semelhante ao encontrado em outros estudos (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011) para a posição alta e baixa, podendo haver mudanças mais significativas para a posição média, onde não foram possíveis as comparações. Outra limitação foi a desconsideração de eventuais movimentos da coluna lombar, da pelve e das articulações adjacentes do membro inferior. Vale ressaltar que o comportamento da mola longa utilizada limita-se a marca do equipamento, não podendo extrapolar este resultado para outras marcas, porém, o processo metodológico para calibração das molas pode ser realizado pelos instrutores de Pilates para determinar os torques de suas molas utilizadas.

Ao considerar a aplicação prática, cita-se que o estudo se limita a utilização da mola longa, entretanto, o foco era justamente verificar o comportamento desta mola, que costuma ser a prescrição inicial para praticantes do método, pois oferece menos resistência. Quando se trata desta prescrição inicial com a mola longa, acredita-se que o instrutor de Pilates pode dificultar o exercício proporcionando maior sobrecarga para musculatura extensora de quadril ao fixar a mola na posição alta. Ainda que o intuito do exercício analisado não seja a ativação dos flexores, os dados obtidos para força muscular

com a mola na posição baixa mostram que, em alguns casos, quando o instrutor buscar um trabalho de flexores de quadril, desejar proteger as articulações de sobrecargas, preconizar a consciência corporal e facilitar a execução do movimento, pode-se realizar o exercício na posição baixa, pois a mola auxiliará a execução. Por fim, se o instrutor busca variação de estímulo com inversão de comportamento do torque externo ao longo do movimento, pode optar por prescrever o exercício na posição média.

O estudo piloto traz resultados preliminares e foi realizado dentro de limitações tecnológicas, a metodologia utilizada ofereceu critérios objetivos para análise do exercício de extensão de quadril com a mola longa, pouco pesquisada. O que aponta a necessidade de outros estudos com uso desta mola e a utilização de recursos tecnológicos avançados, os quais podem oferecer dados mais precisos.

Por fim, o estudo piloto traz resultados preliminares que podem auxiliar a conhecer e entender o comportamento dos torques, das forças e das distâncias perpendiculares envolvidas durante o exercício analisado, o que é essencial, e pode ser útil para controlar a sobrecarga externa imposta à estrutura musculoesquelética, e assim prescrever o exercício de maneira mais segura.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O exercício de extensão de quadril realizado no *Cadillac* com o uso da mola longa, apresenta torque positivo e força muscular predominante dos extensores de quadril com a mola na posição alta. Com a mola na posição média, o torque é misto, variando entre os músculos extensores e flexores de quadril. Com a mola na posição baixa, o torque é negativo e a força muscular predominante é dos flexores de quadril.

REFERÊNCIAS

BERTOLI, J.; DAL PUPO, J.; VAZ, M. A.; DETANICO, D.; BIDUSKI, G. M.; DE LA ROCHA FREITAS, C. Effects of Mat Pilates on hip and knee isokinetic torque parameters in elderly women. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 22, n. 3, p. 798-804, 2018. ISSN 1360-8592.

BINI, R. R.; CARPES, F. P.; TOLEDO, J. M. D.; LOSS, J. F. Estimativa das forças na articulação tíbio-femoral no exercício de extensão dos joelhos em cadeia cinética aberta realizado em máquina de musculação. **Rev Bras Cineantropom Desemp Hum**, v. 10, n. 1, p. 35-42, 2008.

CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. **Weight, volume, and center of mass of segments of the human body**. Antioch Coll Yellow Springs OH. 1969

COSTA, M. S.; QUEIROZ, S. F.; SOUZA, C.; SÁ, C. K. C. D. Ativação elétrica dos músculos do power house durante a execução do leg circles no cadillac. 2017.

DAMSTED, C.; NIELSEN, R. O.; LARSEN, L. H. Reliability of video-based quantification of the knee and hip angle at foot strike during running. **International journal of sports physical therapy**, v. 10, n. 2, p. 147, 2015.

DIAS, J. M.; DE OLIVEIRA MENACHO, M.; MAZUQUIN, B. F.; OBARA, K.; MOSTAGI, F. Q. R. C.; LIMA, T. B.; MOURA, F. A.; ABRÃO, T.; IVERSEN, M. D.; CARDOSO, J. R. Comparison of the electromyographic activity of the anterior trunk during the execution of two Pilates exercises—teaser and longspine—for healthy people. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 5, p. 689-697, 2014. ISSN 1050-6411.

FAYH, A.; BRODT, G. A.; SOUZA, C.; LOSS, J. F. Pilates instruction affects stability and muscle recruitment during the long stretch exercise. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 22, n. 2, p. 471-475, 2018. ISSN 1360-8592.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica. Tradução: Giuseppe Taranto**. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 2013.

LOSS, J. F.; CANDOTTI, C. T. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. **Brazilian journal of physical therapy**, v. 12, n. 6, p. 502-510, 2008. ISSN 1413-3555.

LOSS, J. F.; DE OLIVEIRA MELO, M.; CANTERGI, D.; DA SILVA, Y. O.; BONEZI, A.; HAAS, A. N. EMG analysis of a pilates exercise. In: (Ed.). **Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine**: IntechOpen, 2012.

LOSS, J. F.; KOETZ, A. P.; SOARES, D. P.; SCARRONE, F. F.; HENNEMANN, V.; SACHARUK, V. Z. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 24, n. 1, 2002. ISSN 2179-3255. Disponível em: < <http://revista.cbce.org.br/index.php/RBCE/article/viewFile/340/296> >.

LOSS, J. F.; MELO, M. D. O.; ROSA, C. H.; SANTOS, A. B.; LA TORRE, M.; SILVA, Y. 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, n. 6 (nov./dez. 2010), p. 510-517.**, 2010. ISSN 1413-3555.

MELO, M. O.; GOMES, L. E.; SILVA, Y. O.; BONEZI, A.; LOSS, J. 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. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 1, p. 23-30, 2011.

MUSCOLINO, J. E.; CIPRIANI, S. Pilates and the “powerhouse”—I. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 8, n. 1, p. 15-24, 2004. ISSN 1360-8592.

NÉMETH, G.; OHLSÉN, H. In vivo moment arm lengths for hip extensor muscles at different angles of hip flexion. **Journal of Biomechanics**, v. 18, n. 2, p. 129-140, 1985. ISSN 0021-9290.

PEREIRA, I. L.; QUEIROZ, B.; LOSS, J.; AMORIM, C.; SACCO, I. C. Trunk muscle EMG during intermediate pilates mat exercises in beginner healthy and chronic low back pain individuals. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 40, n. 5, p. 350-357, 2017. ISSN 0161-4754.

PILATES, J. **A Obra Completa de Joseph Pilates: Sua Saúde e Retorno a Vida Através da Contrologia**. Phorte Editora LTDA, 2011. ISBN 8576555832.

QUEIROZ, B. C.; CAGLIARI, M. F.; AMORIM, C. F.; SACCO, I. C. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 1, p. 86-92, 2010. ISSN 0003-9993.

SACCO, I. C.; ANDRADE, M. S.; SOUZA, P. S.; NISYAMA, M.; CANTUÁRIA, A. L.; MAEDA, F. Y.; PIKEL, M. Métodos pilares em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural-estudo de caso. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, v. 13, n. 4, p. 65-78, 2008. ISSN 0103-1716.

SILVA, Y. O. D.; MELO, M. D. O.; GOMES, L. E.; BONEZI, A.; LOSS, J. F. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. **Revista brasileira de Fisioterapia. São Carlos. Vol. 13, n. 1,(jan./fev. 2009), p. 82-88**, 2009. ISSN 1413-3555.

SILVEIRA, A. P. D. B.; NAGEL, L. Z.; PEREIRA, D. D.; MORITA, Â. K.; SPINOSO, D. H.; NAVEGA, M. T.; MARQUES, N. R. Efeito imediato de uma sessão de treinamento do método Pilates sobre o padrão de cocontração dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar crônica inespecífica. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 25, n. 2, p. 173-181, 2018. ISSN 1809-2950.

TOLEDO, J.; RIBEIRO, D. C.; LOSS, J. F. Critérios mecânicos para progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro no plano sagital. **Revista brasileira de fisioterapia. Vol. 11, n. 1,(jan./fev. 2007), p. 49-56**, 2007. ISSN 1413-3555.

WERBA, D. D. R.; CANTERGI, D.; TOLFO FRANZONI, L.; FAGUNDES, A. D. O.; FAGUNDES LOSS, J.; NOGUEIRA HAAS, A. Electrical activity of powerhouse muscles during the teaser exercise of Pilates using different types of apparatus. **Perceptual and motor skills**, v. 124, n. 2, p. 452-461, 2017. ISSN 0031-5125.