

Relato de caso

Método Pilates: uma introdução ao seu entendimento cinesiológico

Pilates method: initial kinesiology overview

Rômulo Pinheiro Vilardi*, Théo Abatipietro Costa*, Lívia Alice Ramalho Costa*, Nádia Fernanda Marconi, D.Sc.*, Marco Antônio Fornari**

.....
*Laboratório de Controle Motor, Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo/SP, ** Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo/SP

Resumo

O método Pilates tem sido bastante utilizado na Fisioterapia. Apesar da sua crescente popularidade, os exercícios do método não possuem um sólido embasamento científico sob o ponto de vista da Cinesilogia e da Biomecânica. O objetivo deste estudo foi descrever, do ponto de vista qualitativo, as estratégias cinemáticas e de ativação muscular para executar movimentos de extensão e flexão do joelho contra três níveis de resistência elástica, no aparelho *Reformer*, segundo o método Pilates. Uma jovem saudável, sedentária e sem experiência prévia com o método Pilates participou deste estudo. A cinemática do equipamento e do joelho foi reconstruída utilizando Optotrak 3020 e a atividade EMG do vasto lateral e semitendíneo foi registrada utilizando eletrodos de superfície. Embora o aumento da carga elástica não tenha afetado substancialmente a cinemática do joelho, houve uma modulação clara da atividade EMG agonista e antagonista.

Palavras-chave: Pilates, cinemática, EMG, cargas elásticas.

Abstract

The Pilates method has been used on Physical therapy practice. Despite of the increase of popularity, the Pilates exercises do not have a solid scientific base on the Kinesiology and Biomechanics point of view. The purpose of this study was qualitatively describing the kinematics and EMG strategies to perform knee extension and flexion movements against three elastic coefficients, on the Reformer device, according to Pilates method. One healthy subject without previous experience with Pilates method took part of this experiment. The kinematics of device and knee joint was reconstructed using Optotrak (3020) and the lateral vastus and semitendinous EMG activity was collected using surface electrodes. Although the increase of the spring load has not substantially affected the kinematics of knee joint, it was observed a well defined modulation of the agonist and antagonist muscle activities.

Key-words: Pilates, kinematics, EMG, spring loads.

Recebido em 8 de novembro de 2010; aceito 10 de novembro de 2010.

Endereço de correspondência: Nádia Fernanda Marconi, Rua Deputado Salvador Julianelli, s/nº, Universidade Nove de Julho, prédio D, Barra Funda 01156-080 São Paulo SP, Tel: (11) 3823-9101, E-mail: romulovilardi@hotmail.com, marco.fornari@terra.com.br, theocosta@ig.com.br, lialice.to@gmail.com, nadiamarconi@uninove.br

Introdução

O método Pilates foi desenvolvido por Joseph Hubertus Pilates, nascido na Alemanha em 1880 [1,2]. Esse método tem como objetivo o ganho de força muscular, alongamento e flexibilidade buscando, através da contração de músculos da região central do corpo (*powerhouse*), uma maior estabilidade para a execução dos movimentos, os quais são realizados de forma lenta e em poucas repetições [3-10]. O método é também fundamentado em outros princípios como concentração, respiração, fluidez de movimento, precisão e controle [1,2,11,12]. Porém, são observações empíricas sem nenhum fundamento técnico-científico.

De um modo geral, os movimentos são complexos, pois envolvem a participação de múltiplos segmentos e articulações simultaneamente e são realizados em duas direções (partindo de uma posição inicial até uma posição desejada e retornando à posição inicial após um breve período de manutenção da postura). Os exercícios do método podem ser praticados no solo (*mat*) ou em aparelhos específicos com molas [13-15]. Essas molas impõem uma complexidade adicional ao controle e execução dos exercícios.

Durante a execução de uma tarefa (i.e. flexão de cotovelo) sob a imposição de uma carga elástica, o torque aplicado pela mola varia em função da posição angular de acordo com a equação abaixo [16]. Durante a fase de aceleração do membro no alvo, a mola sofre uma deformação (alongamento). A energia potencial acumulada na mola durante seu alongamento é liberada e a mesma tenderá a acelerar o segmento de volta à posição inicial.

$$T = k \cdot \Theta$$

onde: T = Torque (Nm); k = coeficiente da mola; Θ = posição angular.

Embora o padrão EMG de movimentos de reversão envolvendo uma [17] e duas articulações [18,19] esteja bem descrito na literatura, pouco é conhecido sobre como o sistema nervoso central (SNC) adapta a trajetória, o padrão EMG e de geração de força em resposta a imposição de cargas externas de diferentes tipos (i.e. inercial, viscosa, elástica) e magnitude [16,20]. Não obstante, essas observações são feitas para movimentos de apontar e restritos a uma articulação [16,20,21].

Por exemplo, durante a execução de movimentos de flexão do cotovelo realizados com a imposição de três magnitudes de carga inercial, observa-se uma diminuição no pico da velocidade angular com o incremento da carga. A duração do primeiro envelope agonista aumenta com a carga, gerando uma força impulsiva maior para acelerar o membro em direção ao alvo. Além disso, existe um aumento da latência antagonista (tempo entre o início da atividade EMG agonista e o início da atividade EMG antagonista) e da quantidade de atividade EMG antagonista para cargas maiores. O atraso no início da aplicação do freio ao movimento e o aumento na ativação do músculo antagonista gera uma força de desaceleração maior.

A consequência da modulação da atividade EMG agonista e antagonista é um aumento nos impulsos de aceleração e desaceleração do torque muscular [16].

Por outro lado, quando esses movimentos foram realizados com a imposição de três magnitudes de carga elástica não houve uma modulação clara dos traçados cinemáticos com o aumento da carga, ou seja, os picos da velocidade e da aceleração permaneceram constantes e preservaram o mesmo formato dos traçados cinemáticos dos movimentos executados sob a imposição de diferentes cargas inerciais. Embora tenha sido observado um aumento da duração do envelope EMG agonista (bíceps braquial) com o incremento da carga, não houve diferença em termos da quantidade de atividade EMG antagonista, tampouco, da latência antagonista [16].

Diferenças no padrão de modulação da atividade EMG em resposta a diferentes tipos (inercial, viscosa e elástica) e magnitudes de carga também foi observado para movimentos de flexão e extensão do punho [20]. Ao contrário do que foi demonstrado no estudo acima [16], o aumento da magnitude da carga elástica provocou um atraso no início e no término do envelope de atividade EMG agonista e antagonista em comparação com a condição sem carga. Além disso, foi observada uma redução na duração do envelope EMG agonista (extensor radial do carpo) e um aumento da sua intensidade de ativação. Em todas as condições, o aumento da magnitude da carga externa causou um aumento na quantidade de atividade EMG, porém, essa modulação foi mais evidente quando uma carga inercial foi utilizada [20].

A principal conclusão dos estudos descritos acima [16,20] é que o SNC é capaz de compensar as mudanças na magnitude e na característica da carga para atender a demanda mecânica da tarefa. Porém, a limitação desses estudos é que não há uma explicação bem fundamentada para essas diferenças, principalmente em virtude do tipo de carga imposta ao movimento.

Durante a execução de movimentos unidirecionais e restritos a uma articulação (i.e. flexão do cotovelo) o aumento na geração de força para deformar uma mola com um coeficiente maior poderia ser obtido através do aumento da duração, da intensidade ou da quantidade de atividade EMG agonista (i.e. bíceps braquial), a qual seria responsável por acelerar o membro em direção ao alvo, através da geração de um torque flexor. Em seguida, um envelope de atividade EMG no músculo antagonista (i.e. tríceps braquial) seria esperado para desacelerar o membro no alvo. No entanto, a carga elástica apresenta uma natureza distinta da carga inercial, ou seja, durante todo o movimento de ida (da posição inicial até o alvo), a carga elástica sofre uma deformação que se opõe ao movimento de flexão do cotovelo gerando um torque na direção oposta (extensor). Por essa razão, uma diminuição da demanda pela atividade do antagonista para desacelerar o movimento seria esperado. Esse comportamento explicaria a falta de modulação da atividade EMG antagonista e a diminuição do impulso de desaceleração observado para movimentos de flexão do cotovelo [16].

Diante do exposto, acreditamos que as diferenças observadas no padrão EMG e torque gerado na articulação em virtude da magnitude e do tipo da carga seriam explicadas pela natureza das mesmas. Porém, não é possível extrapolar as observações descritas acima para movimentos mais complexos, envolvendo mais do que uma articulação e que sejam executados em duas direções.

Apesar de bastante utilizados na Fisioterapia para fins terapêuticos, os exercícios do método Pilates não possuem um sólido embasamento científico sob o ponto de vista da Cinesiologia e da Biomecânica [15,22]. Não identificamos na literatura estudos que tenham investigado o efeito da carga elástica no padrão EMG de movimentos mais complexos e de reversão. A descrição cinemática de um exercício do método Pilates associado à investigação do efeito da carga elástica no padrão de atividade muscular agonista e antagonista seria o marco inicial para o entendimento cinesiológico do exercício, contribuindo para estudos futuros que queiram testar a sua eficácia para uma determinada condição clínica.

Dessa forma, o objetivo deste estudo é fazer uma descrição cinesiológica do exercício de extensão e flexão do joelho realizado no aparelho *Reformer* segundo o método Pilates, com diferentes níveis de resistência imposta pelas molas. Em particular, testaremos as seguintes hipóteses. Primeiro, o aumento na carga elástica levaria a uma diminuição no pico da velocidade e aceleração angular do joelho durante o movimento de ida (posição inicial até o alvo). Porém, esperamos observar um comportamento oposto durante o movimento de retorno à posição inicial. Segundo, um aumento da quantidade EMG agonista com o incremento da carga elástica seria observado durante a primeira e a terceira fase do movimento. Finalmente, um aumento da quantidade EMG antagonista seria observado apenas durante a segunda fase do movimento.

Material e métodos

Sujeito

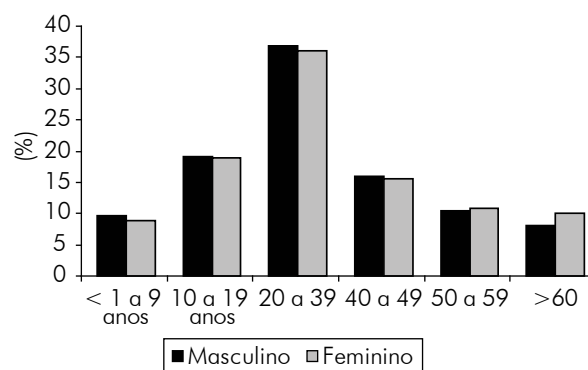
Uma jovem saudável de 25 anos, sem histórico de lesão músculo-esquelética ou neuromuscular, sedentária e sem experiência prévia com o método Pilates participou deste estudo após assinar o Termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da UNINOVE (protocolo 257519).

Tarefa

A voluntária foi instruída a realizar quinze repetições de uma tarefa de extensão (ida) e flexão (volta) do joelho no equipamento *Reformer* (D&DPilates) segundo o Método Pilates (Figura 1) com três níveis distintos de resistência (R1, R2 e R3) imposta pelas molas (cinco repetições em cada condição). Segundo o fabricante (D&DPilates), as molas foram previamente calibradas tendo sido encontradas as seguintes

constantes elásticas 0,032 kgf/mm, 0,064 kgf/mm e 0,096 kgf/mm, respectivamente, para R1, R2 e R3. Na posição inicial, a voluntária permaneceu em decúbito dorsal, com os pés apoiados na barra fixa do aparelho, joelhos e tornozelos posicionados, respectivamente, em 120° e 90° e membros superiores relaxados e apoiados no equipamento (plataforma deslizante). Inicialmente, a voluntária foi instruída a realizar um movimento inspiratório seguido de um movimento expiratório lento enquanto realizava o movimento de extensão do joelho da posição inicial até o alvo (fase 1). Esse movimento expiratório é acompanhado de uma contração da musculatura abdominal. Ao atingir o alvo, a voluntária foi instruída a permanecer nessa posição por alguns instantes, enquanto realizava um segundo movimento inspiratório (fase 2). Finalmente, a voluntária retornava lentamente à posição inicial, movendo o joelho em flexão enquanto realizava um segundo movimento expiratório juntamente com a contração da musculatura abdominal (fase 3). Os exercícios foram realizados de acordo com as instruções preconizadas pelo método, porém a contração da musculatura abdominal não contempla o escopo deste trabalho. Para conseguir uma simetria entre as três fases do movimento, um metrônomo foi utilizado. Os movimentos do lado direito do corpo foram analisados.

Figura 1 - Ilustração da tarefa. A fase 1 é caracterizada pelo movimento da posição inicial (flexão) até o alvo (extensão); a fase 2 é caracterizada pela manutenção da postura no alvo (extensão) e a terceira fase é caracterizada pelo movimento de retorno à posição inicial (flexão).



Registro e processamento dos dados cinemáticos

O deslocamento angular da articulação do joelho foi calculado a partir do registro das coordenadas X e Y de marcas (LED) colocadas no centro das articulações do quadril, joelho e tornozelo usando um sistema óptico de análise tridimensional do movimento (Optotrak 3020). Para o cálculo do deslocamento linear, uma LED foi fixada no próprio equipamento (plataforma deslizante). Velocidade e aceleração angular do joelho foram obtidas através do cálculo da derivativa do deslocamento angular. Os dados cinemáticos foram filtrados (*Butterworth*) usando o software Matlab (Mathworks®).

Registro e processamento dos dados EMG

A eletromiografia de superfície (EMGS) dos músculos vasto lateral e semitendíneo foi registrada utilizando um sistema Bagnoli (Delsys, Inc) composto por eletrodos bipolares (modelo DE 2.2L) com um ganho total de 2000 e um filtro passa-baixa de 20–450 Hz. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre dos músculos descritos acima de acordo com o protocolo SENIAM e o contato do eletrodo com a pele foi mantido através de fitas adesivas hipoalergênicas. A impedância e a CMRR (*common mode rejection ratio*) da EMG foram, respectivamente, $>10^{15} \Omega/0.2 \text{ pF}$ e 60/10Hz 92 dB (*typical*). A distância inter-eletrodo foi mantida constante (2 cm). Todos os dados EMGS foram digitalizados em 1000 quadros/segundo usando *software* Optotrak e unidade de sincronização (ODAUUI). Os dados EMGS foram retificados e suavizados com filtro *Butterworth* usando uma rotina de Matlab® (Mathworks).

Forma de análise dos resultados

As séries temporais da cinemática (deslocamento, velocidade e aceleração linear e deslocamento, velocidade e aceleração angular da articulação do joelho) e dos dados EMG (vasto lateral e semitendíneo) foram analisadas para cada tentativa utilizando *software* Kaleidagraph® (Synergy). Essa análise revelou um comportamento cinemático e EMG consistente entre as tentativas. Por essa razão, a série temporal média de todas as tentativas coletadas em cada condição de mola foi calculada.

Resultados

O efeito da carga elástica na cinemática linear do carrinho

A Figura 2 ilustra o comportamento cinemático da marca colocada no carrinho do equipamento *Reformer*. Como mencionado anteriormente, os movimentos aqui analisados foram divididos em três fases. O deslocamento linear da marca colocada no carrinho do equipamento *Reformer* é apresentado em função do tempo (Figura 2A). Note que o movimento da posição inicial até o alvo (fase 1) é caracterizado inicialmente por uma rampa ascendente e é representado por um deslocamento linear de aproximadamente 30 centímetros. Nessa fase, ocorre uma deformação (alongamento) das molas e a resistência imposta por elas aumenta em função do deslocamento linear do carrinho. A segunda fase do movimento é caracterizada pelo tempo que o segmento permanece no alvo (platô) e reverte a direção do movimento. Nessa fase, o alongamento das molas é mantido. Finalmente, a terceira fase representa o movimento de retorno à posição inicial e é caracterizada por uma rampa descendente. A energia potencial acumulada durante a primeira e a segunda fase é liberada e a mola tenderá a acelerar o membro de volta à posição inicial.

Como se pode observar na Figura, o padrão temporal descrito acima é o mesmo sob a demanda de diferentes magnitudes de carga (R1, R2 e R3). Embora a instrução tenha sido a mesma em todas as condições, o deslocamento linear do carrinho foi maior para cargas menores e foi observado um atraso para atingir o alvo com o aumento da carga. As diferenças na carga não afetaram substancialmente a segunda e a terceira fase do movimento.

A velocidade linear como a primeira derivativa do deslocamento linear é apresentada na Figura 2B. A primeira e a terceira fases do movimento são caracterizadas por um perfil *bell shaped*, o qual também é observado em movimentos unidirecionais (i.e. apontar). O primeiro sino representa a velocidade da ida e o segundo sino a velocidade da volta. Esses sinos são separados pelo intervalo de tempo em que o segmento permanece no alvo. Durante o movimento de ida, o aumento da carga elástica levou a uma diminuição do pico da velocidade. Por outro lado, o aumento da carga elástica não afetou a velocidade da volta.

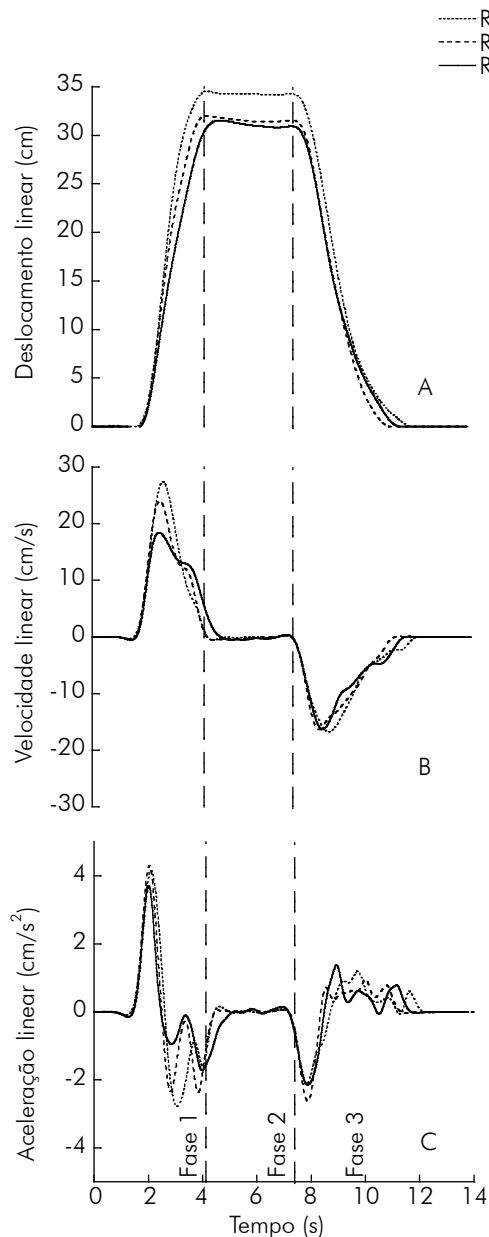
A segunda derivativa do deslocamento linear (aceleração linear) é ilustrada na Figura 2C. Durante a primeira e a terceira fase do movimento, a aceleração linear é caracterizada por dois impulsos, um de aceleração e outro de desaceleração, os quais são separados pelo tempo em que o segmento permanece no alvo e reverte a direção do movimento. Houve uma diminuição dos impulsos de aceleração (fases 1 e 3) com o aumento da carga. As fases de desaceleração (no alvo e na posição inicial) foram caracterizadas por inúmeras flutuações, o que evidencia uma dificuldade maior do sujeito em controlar a carga elástica nas fases de redução de velocidade.

O efeito da carga elástica na cinemática da articulação do joelho

A Figura 3 ilustra a cinemática angular da articulação do joelho nas três fases do movimento. O deslocamento angular do joelho é apresentado em função do tempo (Figura 3 A). Cabe lembrar que durante a primeira e a terceira fase, a articulação do joelho encontra-se flexionada enquanto que na segunda fase o joelho permanece em extensão. Conforme observado na Figura 2A, a voluntária gastou mais tempo para atingir o alvo na condição R3 e moveu mais a articulação do joelho na condição R1. Por outro lado, o retorno à posição inicial foi mais lento na condição R3.

A velocidade do joelho é ilustrada na Figura 3B. Assim como observado na Figura 2B, o perfil da velocidade angular também é caracterizado por dois “sinos” que representam a velocidade da ida (fase 1) e a velocidade da volta (fase 3) claramente separados pelo tempo que o segmento permanece no alvo. Ao contrário do que foi observado na Figura 2B, não houve uma modulação clara da velocidade durante a ida com o aumento da carga elástica e o seu traçado é caracterizado por inúmeras flutuações. Durante a segunda fase do movimento, a maior oscilação foi observada na condição R3. O incremento

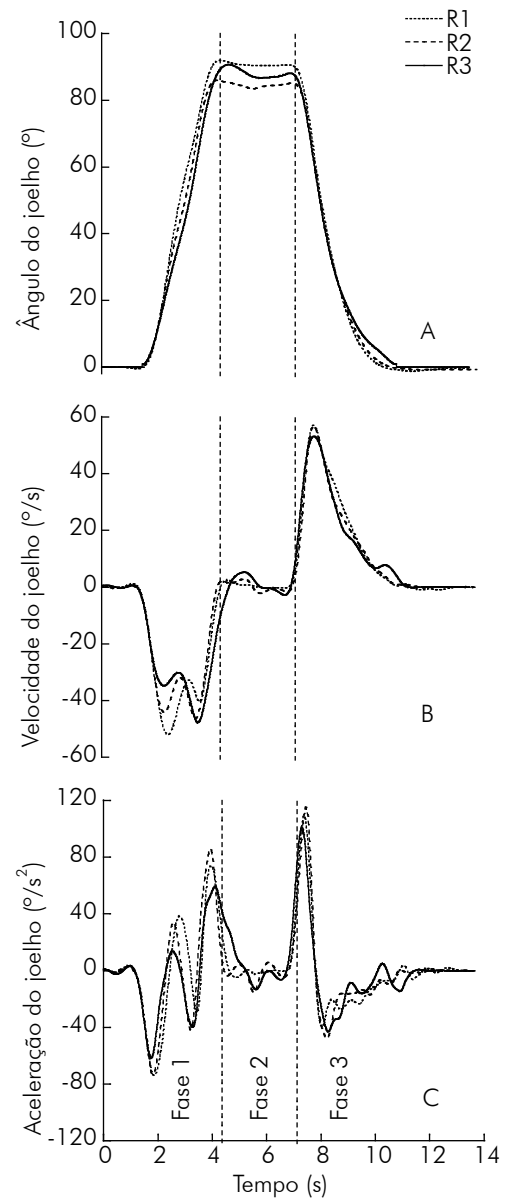
Figura 2 - Série temporal do deslocamento (cm), velocidade (cm/s) e aceleração (cm/s²) da marca colocada no carrinho do Reformer em três condições de carga elástica (R1, R2 e R3). As duas linhas verticais representam as três fases do movimento (ida, manutenção da postura e retorno à posição inicial). O tempo é dado em segundos. Os dados representam a média de cinco tentativas.



da carga não afetou o pico da velocidade da volta e o tempo gasto para retornar à posição inicial.

A aceleração do joelho é ilustrada na Figura 3C. Note que o impulso de aceleração da ida também é caracterizado por flutuações e três reversões em zero, as quais são independentes da carga usada. Na segunda fase do movimento é possível observar que a aceleração do joelho fica próxima a zero. Finalmente, o segundo impulso (aceleração e desaceleração da volta) também foi caracterizado por flutuações, principalmente na posição final.

Figura 3 - Série temporal do deslocamento (°), velocidade (°/s) e aceleração (°/s²) da articulação do joelho em três condições de carga elástica (R1, R2 e R3). As duas linhas verticais representam as três fases do movimento (ida, manutenção da postura e retorno à posição inicial). O tempo é dado em segundos. Os dados representam a média de cinco tentativas.



O efeito da carga elástica na atividade EMG

A Figura 4B ilustra o padrão EMG agonista (vasto lateral - VL) durante o movimento executado contra os três níveis de resistência impostas pelas molas (R1, R2, R3). É possível observar um aumento da quantidade de atividade EMG do VL com o incremento da carga elástica. Em outras palavras, foi necessária uma atividade agonista maior para vencer uma resistência maior. Note que na condição R3, o padrão EMG do VL é caracterizado por dois envelopes de atividade clara-

mente definidos. Essa atividade agonista ocorreu, principalmente, durante a primeira e terceira fases do movimento. Na primeira fase, o VL acelerou o membro em direção ao alvo e durante a terceira fase desacelerou o membro lentamente na posição inicial através de uma contração excêntrica.

A Figura 4C ilustra o padrão EMG antagonista (semitendíneo - ST). Ao contrário do que foi observado com o músculo VL, o ST foi ativado durante a segunda fase do movimento. Assim como demonstrado acima, a atividade EMG do ST aumentou com o incremento da carga.

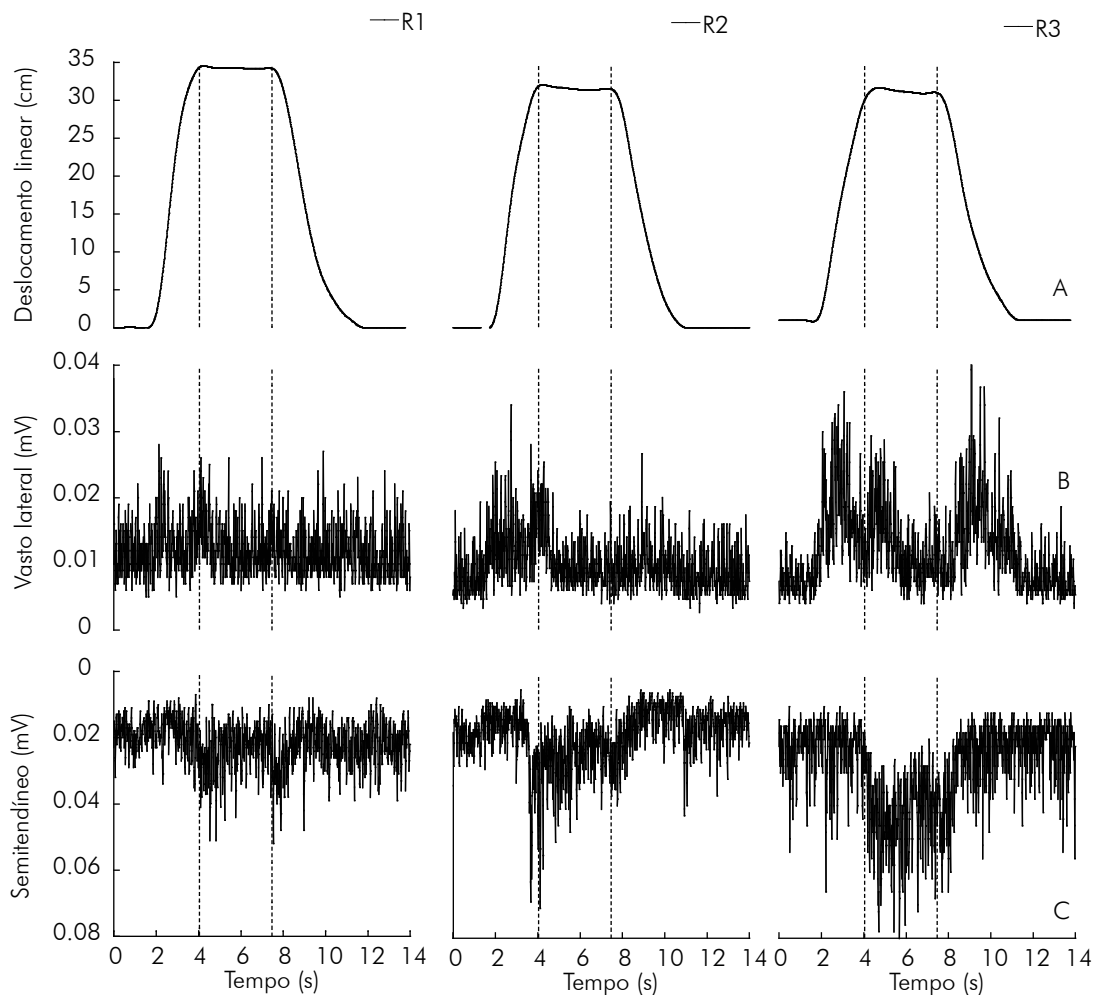
Discussão

O movimento de extensão e flexão do joelho realizado no *Reformer* segundo o método Pilates foi caracterizado por três fases bem definidas (ida, manutenção de postura no alvo e retorno à posição inicial). De acordo com a nossa primeira hipótese, o aumento da carga levaria a uma diminuição no pico da velocidade e aceleração angular do joelho durante o movimento de ida. Esse comportamento já foi descrito

anteriormente para movimentos simples realizados sob a imposição de diferentes cargas inerciais [16,20,23]. Ao contrário do que previa nossa primeira hipótese, o aumento da carga elástica não foi acompanhado de uma redução clara no pico da velocidade e aceleração angular do joelho durante o movimento de ida (posição inicial até o alvo). Resultados similares de que o aumento da carga elástica não influenciou o pico da velocidade e da aceleração angular durante movimentos de flexão do cotovelo foram apresentados anteriormente [16].

Ao contrário do que se esperava observar durante a primeira fase, o movimento de retorno à posição inicial seria realizado com uma velocidade e aceleração maior à medida que a carga elástica fosse aumentada. Esse comportamento seria explicado pelas características dinâmicas da carga elástica, ou seja, a energia potencial acumulada na mola durante seu estiramento é liberada e a mola tende a acelerar o membro de volta à posição inicial. Quanto maior o coeficiente elástico da mola, maior a energia potencial acumulada e maior a força imposta pela mola para acelerar o membro de volta à posição inicial. Dessa forma, seria plausível imaginar que a

Figura 4 - Série temporal do deslocamento linear e da atividade EMG agonista (*vasto lateral*) e antagonista (*semitendíneo*) durante os movimentos realizados nas três condições de carga elástica (R1, R2 e R3). O deslocamento linear é dado em centímetros, a atividade EMG em milésimos de Volts e o tempo em segundos. As duas linhas verticais ilustram as três fases do movimento.



característica dinâmica da mola influenciaria o movimento de retorno. Porém, ao contrário do que previa a segunda parte da nossa primeira hipótese, o movimento de retorno à posição inicial não foi caracterizado por um aumento no pico da velocidade e aceleração angular do joelho com o aumento da carga elástica.

A falta de modulação das variáveis cinemáticas durante o movimento de ida e retorno pode ser explicada pelo esforço da voluntária em atender a instrução da tarefa (a qual foi invariante), embora a demanda mecânica do exercício mude em virtude do comportamento da mola. Esse comportamento talvez explique as inúmeras flutuações observadas nos traçados da velocidade e da aceleração para completar a tarefa. Essas oscilações podem também estar relacionadas com a falta de experiência da voluntária em executar movimentos sob a demanda de cargas elásticas, uma vez que não somos habituados a mover com esse tipo de carga em nossas atividades da vida diária. Cabe ressaltar também as sutis diferenças entre a cinemática linear (do carrinho) e a cinemática angular do joelho. Como descrito anteriormente, o aumento da carga elástica reduziu o pico da velocidade linear durante a ida e não o pico da velocidade angular como previa nossa primeira hipótese. Essas diferenças cinemáticas (linear versus angular) podem ser explicadas pelo fato de que o movimento do carrinho é determinado, em parte, pelos movimentos de todos os segmentos (coxa, perna e pé). Por essa razão, estamos explorando melhor essa hipótese em estudo a ser publicado futuramente.

Finalmente, os resultados deste estudo confirmam nossa segunda hipótese. A atividade EMG do vasto lateral aumentou com o incremento da carga durante a primeira e a terceira fase do movimento. O aumento da atividade EMG agonista com o incremento da carga elástica durante movimentos de flexão do cotovelo foi demonstrado anteriormente [16]. Durante a primeira fase do movimento, o aumento da atividade do vasto lateral pode ser explicado pelo aumento da força necessária para acelerar o membro em direção ao alvo. Da mesma forma, o aumento da carga tende a acelerar o membro de volta à posição inicial com mais intensidade. Por essa razão, observa-se um aumento da atividade EMG do vasto lateral para ajudar a desacelerar lentamente o membro na posição inicial.

O aumento da carga elástica também influenciou a atividade EMG antagonista (semitendíneo). O aumento da atividade do semitendíneo com o incremento da mola durante a segunda fase do movimento está relacionado com a necessidade de manter o torque extensor do quadril durante a segunda fase do movimento, caso contrário, o membro seria acelerado de volta à posição inicial em virtude do torque flexor produzido pela mola. A inconsistência entre esses dados e os apresentados anteriormente [16] seria explicada pela demanda mecânica da tarefa, ou seja, no estudo de Gottlieb os movimentos foram realizados em uma única direção.

Conclusão

O aumento da carga elástica influenciou os parâmetros cinemáticos e o padrão de atividade muscular de movimentos de extensão e flexão do joelho realizados no equipamento *Reformer* segundo o método Pilates. O incremento da carga elástica reduziu o deslocamento e a velocidade do carrinho durante o movimento de ida, porém, não influenciou o movimento de retorno à posição inicial. Ao contrário do que previa nossa primeira hipótese, o aumento da carga não prolongou a primeira fase do movimento, tampouco, contribuiu para uma redução do tempo de retorno à posição inicial. Esses resultados demonstram que a voluntária foi capaz de atender a instrução para a realização da tarefa, independente da carga movida. Esse comportamento talvez explique as inúmeras oscilações nos traçados cinemáticos, os quais podem estar relacionados também com a falta de experiência de realizar movimentos com molas. O incremento da carga aumentou a quantidade de atividade EMG agonista e antagonista. A atividade do agonista (vasto lateral), observada na primeira e terceira fase do movimento teve como função acelerar o membro no alvo através de uma contração concêntrica e desacelerá-lo na posição inicial por meio de uma contração excêntrica. A atividade EMG antagonista (semitendíneo) foi observada durante a segunda fase do movimento e teve como função ajudar a manter o membro no alvo. O entendimento cinesiológico dos exercícios do Pilates seria o primeiro passo para testar a eficácia dos exercícios na prática clínica.

Agradecimentos

Agradecemos a Diretoria de Pesquisa e a Diretoria do mestrado em Ciências da Reabilitação da UNINOVE pelo apoio e incentivo à pesquisa e a D&DPilates pelo fornecimento do equipamento *Reformer*.

Financiamento

Bolsa de iniciação científica (FAPIC-UNINOVE).

Referências

1. Lately P. The Pilates Method: History and Philosophy. *J Bodyw Mov Ther* 2001;5:275-82.
2. Owsley A. An introduction to clinical Pilates. *Athletic Therapy Today* 2005;10:6-10.
3. Shedden M, Kravitz L. Pilates: A corrective system of exercise. *ACSM Health & Fitness Journal* 2007;11:7-12.
4. Gallagher SP, Kryzanowska R. O método Pilates de condicionamento físico. 3ª ed. São Paulo: The Pilates Studio Brasil; 2000.
5. Johnson EG, Larsen A, Ozawa H, Wilson CA, Kennedy KL. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. *J Bodyw Mov Ther* 2007;11:238-42.
6. Levine B, Kaplanek B, Scafura D, Jaffe WL. Rehabilitation after total hip and knee arthroplasty. *Bulletim of the NYU Hospital for Joint Diseases* 2007;65:120-5.

7. Donzelli S, Domenica FDI, Cova AM, Galletti R, Giunta N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: a randomized controlled trial. *Eura Medicophys* 2006;42:205-10.
 8. Gladwell V, Head S, Haggar M, Beneke R. Does a program of Pilates improve chronic non-specific low back pain? *J Sport Rehabil* 2006;15:338-50.
 9. Blum CL. Chiropractic and Pilates therapy for the treatment of adult scoliosis. *J Manipulative Physiol Ther* 2002;25:4.
 10. Graves BS, Quinn JV, O'kroy JA, Torok DJ. Influence of Pilates-based mat exercise on chronic lower back pain. *Med Sci Sports Exerc* 2005;37(5):27.
 11. Muscolino JE, Cipriani S. Rehabilitation and core stability. Pilates and the "powerhouse" – I. *J Bodyw Mov Ther* 2004;8:15-24.
 12. Lately P. Updating the principles of the Pilates method – Part 2. *J Bodyw Mov Ther* 2002;6(2):94-101.
 13. 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.
 14. Rydeard R, Legger A, Smith D. Pilates-based therapeutic exercise: effect on subject with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther* 2006;36(7):472-84.
 15. Silva YO, Melo MO, Gomes LE, Bonezi A, Loss JF. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. *Rev Bras Fisioter* 2009;13(1):88-94.
 16. Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. *J Neurophysiol* 1996;76:3207-29.
 17. Gottlieb GL. Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. *J Neurophysiol* 1998;80:1860-7.
 18. Almeida GL, SMSF Freitas, Marconi NF. Coupling between muscle activities and muscle torques during horizontal-planar arm movements with direction reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2006;16:303-11.
 19. Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(5):771-9.
 20. Mackey DC, Meichenbaum DP, Shemmell J. Neural compensation for compliant loads during rhythmic movement. *Exp Brain Res* 2002;142:409-17.
 21. Stein RB, Cody FWJ, Copaday C. The trajectory of human wrist movements. *J Neurophysiol* 1988;59(6):1814-30.
 22. Sacco ICN, Andrade MS, Souza PS, Nisiyama M, Cantuária AL, Maeda FYI, Pikel M. Método Pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural – Estudos de caso. *Rev Bras Ciênc Mov* 2005;13(4):65-78.
 23. Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Strategies for the control of voluntary movements with one mechanical degree of freedom. *Behav Brain Sci* 1989;12:189-250.
-