

**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA
REABILITAÇÃO**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA E DE CONTROLE MOTOR DO EXERCÍCIO DE
FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO REALIZADO NO *REFORMER* COM
DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA SEGUNDO O MÉTODO PILATES**

RÔMULO PINHEIRO VILARDI

**São Paulo, SP
2010**

RÔMULO PINHEIRO VILARDI

**ANÁLISE BIOMECÂNICA E DE CONTROLE MOTOR DO EXERCÍCIO DE
FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO REALIZADO NO *REFORMER* COM
DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA SEGUNDO O MÉTODO PILATES**

**Dissertação apresentada à Universidade Nove de
Julho, para obtenção do título de Mestre em
Ciências da Reabilitação.**

Orientador: Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi

**São Paulo, SP
2010**

FICHA CATALOGRÁFICA

Vilardi, Rômulo Pinheiro.

Análise biomecânica e de controle motor do exercício de flexão e extensão do joelho realizado no reformer com diferentes níveis de resistência segundo o método pilates. / Rômulo Pinheiro Vilardi. 2010.

100 f.

Dissertação (mestrado) – Universidade Nove de Julho – UNINOVE - Ciências da Reabilitação, São Paulo, 2010.

Orientador (a): Prof. Dra. Nádia Fernanda Marconi

- I. Pilates. 2. Eletromiografia. 3. Cinemática. 4. Cargas elásticas.***
I. Marconi, Nádia Fernanda.

CDU 615.8

São Paulo, 06 de dezembro de 2010.

TERMO DE APROVAÇÃO

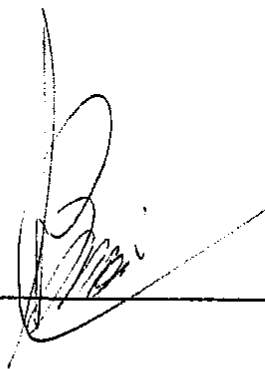
Aluno: RÔMULO PINHEIRO VILARDI

Título da Dissertação: "ANÁLISE BIOMECÂNICA E DE CONTROLE MOTOR DO EXERCÍCIO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO REALIZADO NO REFORMER COM DIFERENTES NÍVEIS DE RESISTÊNCIA SEGUNDO O MÉTODO PILATES".

Presidente PROFA. DRA. NÁDIA FERNANDA MARCONI

Nádia Fernanda Marconi

Membro: PROF. DR. VALDECI CARLOS DIONÍSIO



Membro: PROF. DR. PAULO ROBERTO GARCIA LUCARELI



DEDICATÓRIA

**Dedico a minha família, meus
pais e minha irmã, pela presença
constante e pelo apoio.**

AGRADECIMENTOS

Ao longo desses dois anos, muitas pessoas contribuíram para a execução deste trabalho. Uma página dedicada aos agradecimentos confere a oportunidade de reconhecê-las.

À minha família, ao meu pai e minha mãe, por estarem sempre presentes, me apoiando e incentivando para que eu consiga alcançar os meus objetivos.

À minha irmã pela confiança que sempre depositou em mim e pela eterna amizade.

À minha namorada Liane, pelo apoio e o entendimento de minha ausência em momentos importantes.

Aos amigos Eduardo Fraga e Daisy Chaves, pelo ensinamento da prática do método Pilates e pela confiança depositada em mim. Além da oportunidade dada de iniciar a minha carreira profissional e acadêmica.

À empresa D&DPilates e seus diretores Eduardo Fraga e Daisy Chaves, pelo apoio com o equipamento, além da colaboração técnica e o incentivo à pesquisa.

À minha orientadora, Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi por ter acreditado nesta nossa parceria e por me apresentar o caminho da pesquisa científica. Além de contribuir com sua experiência nos estudos do movimento humano.

Ao Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida, pela contribuição do desenvolvimento deste trabalho através do rico conhecimento na área da Biomecânica e do Controle Motor.

Ao amigo Prof. Ms.Olavo Luppi, por desenvolver a rotina Matlab e pelas discussões científicas.

Aos colegas do Laboratório de Controle Motor pelo apoio em diversas etapas deste estudo.

Aos meus alunos e estagiários, por me motivarem a seguir na área da docência. E aos meus pacientes e voluntários pela confiança.

RESUMO

Introdução: O método Pilates tem sido bastante utilizado na Fisioterapia. Apesar da sua crescente popularidade, seus princípios são baseados em observações empíricas, sem respaldo científico. Dessa forma, uma descrição biomecânica e de controle motor dos exercícios utilizados no método, seria o ponto de partida para o entendimento cinesiológico dos exercícios executados e sua prescrição para fins terapêuticos.

Objetivo e hipóteses: Descrever as estratégias cinemáticas e de ativação muscular utilizadas para executar movimentos de extensão e flexão do joelho contra cargas elásticas, no aparelho *Reformer*, segundo o método Pilates.

Material e métodos: Participaram do estudo oito voluntárias sedentárias, destras, sem histórico de lesão músculo-esquelética ou neuromuscular e sem experiência prévia com o método Pilates. As voluntárias foram instruídas a realizarem uma tarefa de extensão e flexão do joelho, no equipamento *Reformer*, segundo o Método Pilates, com três níveis distintos de resistência imposta pelas molas. Os movimentos das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram reconstruídos utilizando um sistema óptico de análise tridimensional do movimento (Optotrak 3020) e a atividade eletromiográfica dos principais músculos foi registrada utilizando eletrodos de superfície (Delsys Inc.).

Resultados: A tarefa foi realizada com um predomínio das articulações do quadril e joelho nas três condições de carga elástica. O movimento do tornozelo foi influenciado pelo deslocamento da tíbia. O aumento da carga elástica reduziu o pico da velocidade do tornozelo, mas não influenciou o pico da velocidade do quadril e do joelho. A tarefa foi executada com uma alta correlação linear entre as articulações e segmentos ligados em cadeia. Finalmente, um aumento generalizado da EMG com o incremento da carga elástica foi observado.

PALAVRAS-CHAVES: Pilates; eletromiografia; cinemática; cargas elástica

ABSTRACT

Introduction: The Pilates method has been widely used in physiotherapy. Despite their growing popularity, its principles are based on empirical observations, without scientific support. A description of motor control and biomechanics of the exercises used in the method would be the starting point for the understanding of kinesiology exercises performed and their prescription for therapeutic purposes. **Objective and hypotheses:** Describe the strategies kinematics and muscle activation used to perform movements of extension and flexion of the knee against elastic loads, the Reformer apparatus, according to Pilates. **Methods:** The study included eight sedentary women, right-handed, no history of musculoskeletal injury or neuromuscular disease and no experience with Pilates. The volunteers were instructed to perform a task of extension and flexion of the knee, the Reformer equipment, according to Pilates, with three distinct levels of resistance imposed by the springs. The movements of the hip, knee and ankle were reconstructed using an optical three-dimensional motion analysis (Optotrak 3020) and electromyographic activity of major muscles was recorded using surface electrodes (Delsys Inc.). **Results:** The task was performed with a predominance of hip and knee in the three conditions of tensile load. The ankle movement was influenced by the displacement of the foot. The increased elastic reduced the peak velocity of the ankle, but didn't influence peak velocity of hip and knee. The task was performed with a high linear correlation between the joints and segments linked in a chain. Finally, a general increase in EMG with increasing tensile load was observed.

KEYWORDS: Pilates; electromyography, kinematics, elastic loads.

SUMÁRIO

RESUMO	vii
ABSTRACT	viii
LISTA DE ABREVIATURAS.....	x
1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1. Considerações Históricas do Método Pilates	1
1.2. Pilates na Reabilitação.....	4
1.3. Cinesiologia Aplicada ao Método Pilates.....	6
1.4. Influência do tipo de carga nas estratégias de Controle Motor	7
2. ARTIGO SUBMETIDO AO JOURNAL ELECTROMYOGRAPHIC AND KINESIOLOGY	11
2.1. Resumo	13
2.2. Introdução.....	14
2.3. Materiais e métodos.....	17
2.4. Resultados.....	21
2.5. Discussão	25
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	43
4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	46
5. APÊNDICES	51
5.1. Apêndice A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	51
5.2. Apêndice B – Plano de Atividades Acadêmicas	53
6. ANEXOS	55
6.1. Anexo A – Certificado do Comitê de Ética e Pesquisa	55
6.2. Anexo B – Carta de submissão do artigo	56
6.3. Anexo C – Artigo submetido	56
6.4. Anexo D – Rotina Matlab.....	86
6.4.1. Descrição bruta da rotina Matlab – Sequência lógica de operações que o programa executa.....	86
6.4.2. Análise matemática dos dados	86

LISTA DE ABREVIATURAS

EMG: Eletromiografia de superfície
TA: Músculo Transverso Abdominal
OI: Músculo Oblíquo Interno
OE: Músculo Oblíquo Externo
RA: Músculo Reto Abdominal
MF: Músculo Multifídio
AG1: Primeiro Agonista
AG2: Segundo Agonista
ANT: Antagonista
SNC: Sistema Nervoso Central
VL: Músculo Vasto Lateral
VM: Músculo Vasto Medial
ST: Músculo Semitendíneo
GM: Músculo Gastrocnemio Medial
TA: Músculo Tibial Anterior

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1.1. Considerações Históricas do Método Pilates

Joseph Hubertus Pilates (1880 – 1967) criador do método Pilates, nasceu na Alemanha próximo à cidade de Dusseldorf e durante a sua infância apresentou alguns comprometimentos de saúde como raquitismo, asma e febre reumática. Devido à fragilidade de seu estado de saúde trabalhou incansavelmente com atividade física, buscando uma melhora em seu condicionamento físico, tornando-se fisicamente forte e saudável^{1, 2, 3}. Dentre as diversas modalidades, praticou ginástica, mergulho, esqui^{1, 4, 5}, yoga, boxe, karate, tornando-se um grande esportista³, e aos 14 anos estava em tão boa forma que posava como modelo para desenhos anatômicos¹. Ao mesmo tempo em que aprimorava seu condicionamento, Joseph passou a se interessar pela filosofia humana, estudou a medicina oriental e ocidental. A combinação de todas essas práticas o ajudou a formular o seu método de trabalho, nomeado por ele *Contrologia*^{3, 6, 7}.

Em 1912, J.H.Pilates mudou para a Inglaterra onde começou a trabalhar como instrutor de defesa pessoal, pugilista^{3, 4} e artista de circo³. Com o acontecimento da primeira Guerra Mundial, Pilates torna-se prisioneiro em razão de sua nacionalidade Alemã e se junta com outros prisioneiros alemães em um campo de concentração em Lancaster^{1, 4}. Nesse período de confinamento, Pilates começa a desenvolver seu método de trabalho de forma criativa e diferenciada, refinou suas idéias sobre saúde e condicionamento físico, aonde instigou seus colegas a participarem de seu programa baseado em exercícios de solo. Em 1918, ocorreu uma epidemia de gripe muito forte que matou milhares de pessoas, porém, os internos que praticavam seus exercícios resistiram a essa epidemia. Essa foi uma época muito importante para o desenvolvimento de sua técnica^{1, 4}.

Ainda no período da guerra, J.H.Pilates foi transferido para ilha de Man para o setor da enfermaria, onde começou aplicar seu método utilizando molas e implementos com pacientes ainda acamados^{1, 3, 5}. Dessa forma, começou a realizar um trabalho de fortalecimento, resistência e flexibilidade restabelecendo o tônus muscular desses enfermos ainda acamados¹.

Com o término da guerra, Joseph retornou para Alemanha onde continuou a desenvolver seu método, treinou a polícia de Hamburgo⁴ e chamou a atenção de membros do mundo da dança, como Rudolf Von Laban^{1, 4}. Começou a aperfeiçoar a técnica, dando início a criação de seus equipamentos, nomeados de *Cadillac* ou *Trapézio*, *Universal Reformer*, *Wunda Chair (Step Chair)*, *Ladder Barrel* e *Small Barrel*^{1, 8}.

Em 1926, Pilates decidiu ir para os Estados Unidos^{1, 3, 9}, onde conheceu sua futura esposa, Clara, uma enfermeira que o auxiliou nas sistematizações do método. Mais tarde, fundaram um estúdio de Pilates, próximo ao New York City Ballet^{1, 4} com o objetivo de aplicar seus exercícios em atletas lutadores de boxe¹ e bailarinos, proporcionando um trabalho de condicionamento e de prevenção para seus praticantes³. Nessa época, os exercícios em aparelhos começaram a ser introduzidos de forma sistematizada.

Joseph Pilates estava muitos anos à frente de seu tempo. Em 1934 escreveu “*Your Health*” onde fala sobre a *Contrologia*, a base para todos os fundamentos de seus exercícios. Para Joseph os exercícios deveriam ser executados sob esse conceito, definido por ele como o controle consciente de todos os movimentos do corpo, no qual os exercícios devem ser realizados de forma lenta e controlada^{9, 10, 11}. Sua definição para o condicionamento físico ideal era a obtenção e a manutenção do desenvolvimento uniforme do corpo, boa saúde mental e ser capaz de realizar com naturalidade suas atividades diárias¹².

Outros princípios enfatizados no método são:

Concentração: o indivíduo deverá permanecer concentrado, voltado para cada parte do seu corpo durante a execução do exercício, proporcionando uma maior eficiência do movimento^{1, 3, 9, 11}.

Powerhouse (casa de força): pode ser definido como ponto central para o controle corporal, principal foco do Pilates^{1, 3, 9}. Essa região central do corpo atua como um suporte, sustentando a coluna vertebral e órgãos internos. O fortalecimento desse grupo muscular denominado “*core*” promove uma estabilização do tronco e um melhor

alinhamento biomecânico, proporcionando a realização dos movimentos com menor gasto energético e com uma maior fluidez³.

Movimento Fluído: refere-se ao tipo de movimento, deve ser feito de forma suave e tranquila, apresentando uma característica de leveza e não de aspecto robótico^{1, 3, 9, 11}.

Respiração: todos os exercícios devem estar sincronizados com a mecânica respiratória. A inspiração deve ser feita pela parte lateral do tórax com a participação dos músculos diafragma e intercostais, já a expiração deve ser feita pela boca simultaneamente com a contração dos músculos que formam o *Powerhouse*. A finalidade desse sincronismo é de obter uma melhor oxigenação do sangue para todos os tecidos do corpo e de facilitar a ativação da musculatura central durante a execução dos exercícios^{1, 3, 9, 11}.

Precisão: o movimento deve ser realizado com objetivo de promover uma maior qualidade do movimento e não a quantidade, preservando a excelência do movimento, evitando a fasciculação (fadiga) durante a execução do mesmo. A precisão exige um controle absoluto do exercício^{1, 3, 9, 11}.

Controle: seria o controle consciente de todos os movimentos do corpo durante a execução dos exercícios^{1, 3, 6, 8, 9, 11}, com a finalidade de diminuir as sobrecargas nas articulações e aumentar a conexão entre corpo e mente³.

Joseph Pilates faleceu em 1967 aos 87 anos⁴. Seus discípulos deram continuidade ao seu trabalho difundindo o método. Atualmente encontramos várias escolas aplicando e ensinando o método Pilates de forma diferenciada. A principal diferença entre o Pilates clássico e as escolas contemporâneas são como os exercícios são executados. De uma forma original os exercícios são executados com a pelve em posição retificada, Pilates pensava que a coluna deveria ser mantida plana. As escolas clássicas mantiveram esse método, visto que o contemporâneo incorporou o conceito de pelve neutra como à posição mais segura e correta para coluna¹¹. Hoje em dia o método Pilates é aplicado por bailarinos, fisioterapeutas e profissionais da educação física³. São mais de 500 exercícios divididos em duas grandes categorias: solo e equipamentos específicos^{3, 13}.

1.2. Pilates na Reabilitação

O método tem se tornado popular em estúdios de dança, academias e em clínicas de fisioterapia, onde exercícios são prescritos e utilizados no tratamento de diversos pacientes^{9, 11, 14, 15}. Apesar da abrangência do uso do método Pilates na Fisioterapia e da observação de seus benefícios na prática clínica, há poucos estudos científicos publicados^{4, 16, 17, 18, 19, 20}. Uma pesquisa sobre o tema no *Physiotherapy Evidence Database* revela a existência de poucos estudos clínicos publicados^{14, 15, 20, 21, 22, 23, 24, 25}. De um modo geral, os benefícios do método Pilates como recurso terapêutico são avaliados através de medidas subjetivas, como escalas de dor e funcionalidade^{15, 18, 20}.

Esse método visa o ganho de força muscular, alongamento e flexibilidade, utilizando a contração de músculos da região central do corpo (*powerhouse*) com o objetivo de promover uma maior estabilidade da região lombo-pélvica^{3, 11} durante a execução dos movimentos^{2, 5, 11, 14, 15, 26, 27}. Para Muscolino e Cipriani⁹ essa região engloba os músculos flexores do tronco, extensores lombares, flexores e extensores do quadril e por último toda a região que compreende a musculatura do assoalho pélvico. Já Anderson e Spector²⁸ citam os músculos transverso do abdômen e multífido como integrantes também deste centro de força e outros autores acrescentam os músculos do assoalho pélvico e o diafragma¹⁵.

Alguns autores concluíram que o aumento da estabilidade dessa região central do corpo ocorreria, principalmente, pela co-contração dos músculos abdominais profundos com os músculos multífidos^{13, 29}, através da fáscia toracolombar, em conjunto com um aumento na pressão intra – abdominal²⁹. Essa estabilidade proporcionada pelos músculos da região central do corpo está associada a uma diminuição do risco de lesão na região lombar^{3, 11}. Por outro lado, pacientes com presença de dor lombar, dor lombar crônica e instabilidade lombar apresentam uma alteração do padrão de atividade EMG, caracterizada por um atraso dessa atividade muscular^{29, 30}, sendo o músculo transverso do abdômen o mais afetado em pacientes com dor lombar³¹.

Além desse princípio do “*powerhouse*” que é bastante enfatizado no método, com o objetivo de proteger a coluna vertebral, podemos também destacar outros benefícios para os seus praticantes. Estudos de Johson et al²⁶ investigaram o efeito de

um protocolo de treinamento com exercícios de Pilates com objetivo de promover um equilíbrio dinâmico em adultos jovens, o grupo que praticou os exercícios de Pilates obtiveram uma melhora significativa desse equilíbrio quando comparados com aqueles indivíduos que não praticaram.

Gladwell et al¹⁵ avaliaram o efeito de um programa de exercícios em indivíduos com dor lombar crônica e observaram uma melhora significativa na flexibilidade, na reeducação neuromuscular, nas atividades funcionais e a na diminuição da dor desses praticantes. Já Donzelli et al¹⁴ compararam o método Pilates com outro método terapêutico em indivíduos com dor lombar crônica, os autores concluem que os dois métodos de treinamento melhoraram a dor e a função desses indivíduos. Estudos de Rydeard, Legger e Smith¹⁸ investigaram a eficácia de um protocolo de exercícios de Pilates com ênfase na região central do corpo em indivíduos com dor lombar crônica, encontrando uma diminuição no nível da dor e de incapacidade.

Sekendiz et al³² investigaram o efeito dos exercícios de Pilates no solo baseado no fortalecimento, resistência e flexibilidade dos músculos do tronco em mulheres que praticaram os exercícios e aquelas que não praticaram. Os autores concluem que o protocolo estabelecido proporcionou um aumento na força dos músculos flexores abdominais e extensores lombares, uma melhora na flexibilidade de músculos posteriores do tronco e aumento na resistência dos músculos abdominais. Rogers e Gibson³³ também analisaram o efeito de um treinamento de exercícios de solo com a finalidade de examinar as mudanças na composição corporal. Observaram uma melhora na flexibilidade e na força muscular no grupo que praticou os exercícios de Pilates no solo. Estudos de Jago et al⁷ analisaram o efeito de quatro semanas de treinamento de Pilates, na composição corporal de jovens garotas e chegaram à conclusão que a prática dos exercícios ajudou a reduzir o percentual de obesidade e a sobrecarga nas articulações.

Esses benefícios apresentados anteriormente são encontrados na prática clínica, mas são avaliados de forma subjetiva. Essa abrangência no uso do método e a ausência de um sólido arcabouço teórico tornam fundamental a realização de estudos científicos com uma abordagem baseada na Cinesiologia e no Controle Motor para prescrição dos exercícios com fins terapêuticos^{34, 35}.

1.3 – Cinesiologia Aplicada ao Método Pilates

Os exercícios do método Pilates estão sendo cada vez mais utilizados na fisioterapia com objetivos de tratamento, porém não possuem um sólido embasamento científico sob o ponto de vista Cinesiológico e de Controle Motor. Estudos com essa abordagem têm como objetivo descrever os movimentos das articulações envolvidas, bem como, a contribuição dos principais grupos musculares durante todas as etapas do movimento.

Kolyniak, Cavalcanti e Aoki⁸ avaliaram o torque isocinético dos extensores e flexores do tronco, através de um programa de exercícios realizados no solo e nos equipamentos específicos contra a imposição da carga elástica. Os autores encontraram um aumento do pico de torque, trabalho total, potência e quantidade de trabalho total dos músculos relacionados à extensão do tronco. Os resultados indicam que o método Pilates pode ser utilizado com o objetivo de fortalecer essa musculatura, promovendo um equilíbrio entre a função dos músculos envolvidos na extensão e flexão do tronco.

Sacco et al³⁵ realizaram uma descrição cinemática e quantificaram os torques existentes de alguns exercícios semelhantes do método Pilates, efetuados sem carga e contra uma carga elástica. Os autores concluem que a variação dos exercícios facilita a adaptação dos seus praticantes, onde cada executante poderá realizar o exercício de acordo com sua condição física.

Estudos mais recentes avaliaram o efeito da aplicabilidade de um programa de treinamento de Pilates para prevenção de lesões nas articulações do ombro e pescoço. Os resultados suportam que o programa de treinamento foi eficaz, melhorando a força abdominal e a postura da região superior da coluna³⁶. Outros avaliaram a resistência externa imposta pela mola no padrão de atividade eletromiográfica do movimento de extensão do quadril, com a variação do posicionamento da mola. Os resultados encontrados confirmaram que essa variação do posicionamento da mola influenciou a participação de determinado músculo na execução de determinado movimento³⁴.

Queiroz et al¹³ avaliaram e compararam o padrão de atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores do tronco e extensor do quadril, durante a execução de quatro variações de posicionamento da pelve em quadrupedia contra a carga elástica.

Os autores concluíram que as variações do posicionamento da pelve e do tronco influenciaram o padrão de ativação de determinados músculos.

Os estudos de Gottlieb³⁷, Mackey, Meichenbaum e Shemmell³⁸ sugerem que o sistema nervoso central (SNC) modula a atividade EMG de forma distinta, em resposta a imposição de diferentes cargas, ou seja, SNC é capaz de compensar as mudanças na magnitude e na característica da carga para atender a demanda mecânica da tarefa. Porém, não identificamos na literatura estudos que tenham investigado o efeito da carga elástica no padrão EMG e nas estratégias cinemáticas dos movimentos do método Pilates.

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. A partir dessa descrição é possível investigar a aplicabilidade dos exercícios para fins terapêuticos.

1.4. Influência do tipo de carga nas estratégias de Controle Motor

O padrão eletromiográfico (EMG) de movimentos rápidos, executados em uma única direção (i.e. flexão do cotovelo) é caracterizado por dois envelopes de atividade muscular no músculo agonista, separados por um breve intervalo de silêncio elétrico. Durante essa pausa, outro envelope de atividade EMG ocorre no músculo antagonista. O intervalo de tempo entre o início de ativação do primeiro agonista e do antagonista é chamado de latência antagonista³⁹. Esse perfil recíproco e alternado, caracterizado pela sequência de atividade no primeiro agonista, antagonista e no segundo agonista é conhecido como padrão trifásico^{40, 41}. A função do primeiro agonista é gerar força impulsiva para iniciar o movimento e acelerar o membro em direção ao alvo. Cerca de algumas dezenas de milésimos de segundos após o início da atividade do primeiro agonista, o antagonista é ativado para desacelerar o membro no alvo. Finalmente, a função do segundo agonista é evitar oscilações que podem ocorrer ao término do movimento³⁹.

Após a identificação do padrão trifásico, movimentos realizados em outras articulações e sob diferentes instruções têm sido estudados e a atividade EMG analisada com os parâmetros cinemáticos, tais como, posição, velocidade e aceleração do braço³⁹. Dessa forma, regras simples de modulação da atividade muscular para movimentos realizados sob diferentes demandas de velocidade e distância foram identificadas^{42, 43}.

Durante a execução de movimentos rápidos de flexão do cotovelo em diferentes distâncias angulares, a duração da atividade do primeiro agonista e a latência antagonista aumenta com a distância movida. O prolongamento da atividade do primeiro agonista permite que a maquinaria contrátil permaneça por mais tempo ativada para a realização de movimentos mais amplos. Já o aumento da latência antagonista, adia o início da aplicação do freio para distâncias maiores. Além disso, o perfil do torque muscular (aceleração angular do segmento multiplicado pela sua inércia) para esses movimentos é caracterizado por um impulso (força gerada no tempo) de aceleração e outro de desaceleração, os quais também aumentam com a distância movida⁴².

Essas regras simples também foram observadas em movimentos de apontar o braço no plano sagital⁴⁴ e durante a execução de movimentos do cotovelo com reversão⁴⁵ e movimentos do braço com reversão^{46, 47}. Porém, os envelopes de atividade muscular desempenham funções distintas durante a execução de movimentos com reversão (movimentos até um alvo com retorno imediato à posição inicial).

Ao contrário do que foi visto em movimentos unidirecionais, a atividade do primeiro agonista durante o movimento de reversão (movimento de uma posição inicial até um alvo com retorno imediato à posição inicial) é abruptamente “desligada” ao término da fase de aceleração do movimento. De acordo com⁴⁵, essa redução súbita de do primeiro agonista diminui o torque flexor e facilita a geração de um torque extensor através da ativação do antagonista. Portanto, em movimentos com reversão, o antagonista atuará como freio apenas até o término da fase de aceleração. A partir desse momento, o músculo que estava contraindo de forma excêntrica e agindo como antagonista, passa a atuar como agonista, revertendo à direção do movimento e acelerando o membro de volta à posição inicial (contração concêntrica). Porém, a distinção entre o período de contração concêntrica e excêntrica só pode ser inferida

através dos traçados cinemáticos, uma vez que a atividade do antagonista ocorre como um evento único. Finalmente, o músculo que no início do movimento atuava como agonista, acelerando o membro em direção ao alvo por meio de uma contração concêntrica, passa a atuar como antagonista, desacelerando o membro na posição inicial (contração excêntrica). Cabe salientar que nos estudos citados acima, os movimentos foram realizados sem a imposição de cargas externas^{44, 45, 46, 47}.

De um modo geral, os movimentos do método Pilates são complexos, pois envolvem a coordenação 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). Quando os exercícios são realizados nos equipamentos a resistência externa (carga elástica) é oferecida pelo sistema de molas^{18, 34}.

As molas oferecerem uma complexidade adicional à execução dos exercícios. À medida que as molas são alongadas durante a fase de aceleração do movimento, ocorre um aumento da resistência externa imposta por elas. A energia potencial acumulada durante o alongamento das molas é liberada e as mesmas tenderão a acelerar o segmento corporal de volta à posição inicial. Nesse momento, uma contração excêntrica da musculatura será necessária para desacelerar o movimento de forma lenta e suave na posição inicial. Porém, poucos estudos na literatura têm investigado o efeito da carga elástica na cinemática e nos padrões de atividade muscular. Não obstante, essas observações foram feitas para movimentos restritos a uma articulação^{37, 38, 48, 49, 50}.

A influência do tipo de carga (inercial, viscosa ou elástica) e da sua magnitude nas estratégias de controle motor utilizadas durante a execução de movimentos de flexão do cotovelo foi investigada³⁷. Em particular, ficou demonstrado que o tipo e a magnitude das cargas influenciam a cinemática articular (velocidade e aceleração angular), o padrão EMG e de geração de força (torque muscular).

Quando os movimentos são executados contra três diferentes magnitudes de cargas inerciais é observada uma redução na velocidade angular do cotovelo com o aumento da carga. Por outro lado, houve um aumento dos impulsos de aceleração e desaceleração do torque muscular do cotovelo com o incremento da carga. Esse aumento na força foi acompanhado de uma modulação clara do padrão de atividade

muscular, caracterizado por um aumento da duração da atividade do primeiro agonista e um atraso no início da atividade do antagonista com o incremento da carga.

Por outro lado, quando os movimentos de flexão do cotovelo são executados contra três diferentes magnitudes de cargas elásticas não há uma modulação clara dos traçados cinemáticos com o incremento da carga, ou seja, a carga elástica não influenciou a trajetória, a velocidade e a aceleração dos movimentos. A intensidade da atividade do primeiro agonista permaneceu constante, enquanto que a duração desse envelope aumentou para cargas maiores. Apesar dessa modulação da duração do primeiro agonista, a carga elástica não influenciou a latência antagonista, tampouco, a quantidade de atividade EMG antagonista.

Diferentes tipos e magnitudes de cargas externas (inercial, viscosa e elástica) também foram investigados durante a execução de movimentos rítmicos de flexão e extensão do punho³⁸. Quando os movimentos foram realizados em oposição a uma carga elástica, o início e o término da atividade EMG sofreram um atraso em relação à condição sem carga. Houve também uma redução na duração da atividade EMG extensora (extensor curto radial do carpo) com o aumento da carga elástica e um aumento da sua intensidade. Um efeito menos pronunciado da carga foi observado na intensidade da atividade EMG flexora (flexor radial do carpo). Em todas as condições, o incremento na magnitude da carga levou a um aumento na atividade EMG.

Os resultados apresentados nesses dois últimos estudos sugerem que o SNC é sensível não apenas a magnitude, mas também ao tipo de carga imposta à execução dos movimentos. Apesar disso, o formato dos traçados cinemáticos (ângulo, velocidade e aceleração angular) permaneceu invariante em todas as condições de carga. Em particular, movimentos executados com diferentes magnitudes de carga elástica não obedecem às mesmas regras de modulação da atividade EMG observadas quando a carga movida é inercial. No entanto, as observações acima estão limitadas a movimentos unidirecionais e restritos a uma articulação. Dessa forma, as estratégias de modulação da atividade EMG durante a execução de movimentos mais complexos, realizados contra uma carga elástica, não são conhecidas.

**2. ARTIGO SUBMETIDO “JOURNAL OF
ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY”**

Impact factor: 1.9

Qualis/Capes: A1

Análise Biomecânica e de Controle Motor do exercício de extensão e flexão do joelho realizado no equipamento *Reformer* com diferentes cargas elásticas segundo o método Pilates

Rômulo Pinheiro Vilardi¹, Gil Lúcio Almeida¹, Olavo Luppi Silva², Nádya Fernanda Marconi¹

¹ Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, Brasil.

² Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, USP, Brasil.

Resumo

Finalidade: Esse estudo teve como objetivo investigar o efeito da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG de movimentos com reversão na direção envolvendo as articulações do quadril, joelho e tornozelo e realizados no equipamento *Reformer*, de acordo com o método Pilates. **Escopo:** Os movimentos da extremidade inferior foram reconstruídos usando Optotrak 3020 e a atividade EMG dos principais músculos foi registrada utilizando eletrodos de superfície (Delsys Inc.). Para proposta de análise, os movimentos foram divididos em três fases: ida, manutenção da postura e volta. Para acelerar o membro em direção ao alvo e alongar a mola foi observada uma atividade EMG nos músculos vasto lateral e medial, a qual aumentou com o incremento da carga elástica. Embora a resistência da mola tenha sido máxima durante a segunda fase do movimento foi observado uma redução substancial da atividade EMG do vasto lateral e medial. Durante a terceira fase, a energia potencial acumulada na mola durante a primeira e a segunda fase é liberada e a mesma tende a acelerar o membro de volta à posição inicial. Para contrabalançar esse efeito da mola os músculos vasto lateral e medial foram ativados de forma excêntrica. **Conclusão:** O comportamento dinâmico e a magnitude da mola influenciaram diretamente o comportamento muscular agonista e antagonista durante o movimento estudado.

Palavras-chaves: Pilates; eletromiografia; cinemática; cargas elásticas.

1. Introdução

Regras simples de modulação da cinemática, torque muscular e atividade electromiográfica (EMG) foram identificadas para descrever o controle de movimentos discretos, envolvendo um grau de liberdade e executados contra diferentes tipos de cargas (Stein 1988, Gottlieb 1996, Mackey 2002). Durante movimentos de flexão do cotovelo, realizados com a imposição de diferentes cargas inerciais externas, ocorre um aumento da atividade EMG agonista e antagonista e da latência antagonista com o incremento da carga. Essas mudanças no padrão EMG foram acompanhadas de um aumento do impulso de aceleração e desaceleração do torque do cotovelo (Gottlieb 1989, 1996).

No entanto, essa estratégia de modulação da atividade EMG é modificada quando os movimentos são executados sob a demanda de diferentes magnitudes de carga elástica. O aumento na geração de força necessária para mover uma carga com um coeficiente elástico maior é obtido através de um aumento da magnitude, duração e/ou intensidade da atividade EMG agonista. Essa força é transmitida para a articulação, acelerando o membro em direção ao alvo. Gottlieb (1996) verificou um aumento na quantidade de atividade EMG agonista com o incremento da carga elástica para movimentos do cotovelo. Já para movimentos do punho (flexão e extensão), Mackey (2002) relata um aumento da intensidade dessa atividade EMG agonista, com redução da duração da mesma à medida que a carga elástica aumenta.

Ao término da fase de aceleração, um envelope de atividade EMG no músculo antagonista desacelera o membro no alvo. O aumento da carga elástica não afeta ou até mesmo diminui a quantidade dessa atividade muscular antagonista (Gottlieb, 2006). Ao ser alongada, a carga elástica acumula uma energia potencial, que quando liberada gera um torque na direção oposta do movimento realizado. Essa deformação da mola poderia explicar a diminuição da atividade do antagonista e do impulso de desaceleração para frear o membro ao alvo,

independente do aumento de carga elástica (Gottlieb 1996). Desses estudos conclui-se que mesmo para movimentos simples ainda não existe um consenso sobre o efeito da carga elástica na modulação dos padrões de atividade EMG agonista e antagonista.

Um bom exemplo de movimentos realizados contra cargas elásticas são alguns exercícios do método Pilates. Apesar das diversas aplicações desses exercícios nas áreas da reabilitação e treinamento físico (Lange et al, 2000; Bryan e Hawso, 2003; Rydeard et al, 2006; Souza e Vieira, 2006; Bernardo, 2007; Touche et al, 2008), a decisão em usá-los é baseada em observações empíricas. Já a eficácia desses exercícios foi testada através de medidas subjetivas (Gladwell et al, 2006; Rydeard et al, 2006; Touche et al, 2008).

Algumas tentativas iniciais foram feitas para descrever a cinemática e quantificar os torques resistentes de alguns movimentos de Pilates (Sacco et al, 2005) efetuados contra uma carga elástica. Outros relacionaram a posição da pelve com a atividade de diversos músculos, durante a execução de movimentos de Pilates contra carga elástica (Queiroz et al, 2010). Os estudos de Gottlieb (1996) e (Mackey 2002) sugerem que o sistema nervoso central (SNC) modula a atividade EMG de forma distinta, em resposta a imposição de diferentes cargas. Porém, não encontramos estudos explorando o efeito da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG nos exercícios de Pilates. Sem esses conhecimentos, a decisão sobre a escolha da magnitude da carga elástica a ser utilizada continuara sendo feita de forma subjetiva, o que pode ser prejudicial para o processo terapêutico ou de treinamento físico.

Para preencher essa lacuna no conhecimento e orientar o profissional que usa esse método, realizamos um estudo descrevendo o efeito da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG durante a execução do exercício de extensão e flexão do joelho realizado no equipamento *Reformer*. Trata-se de um exercício para os membros inferiores, envolvendo quadril, joelho e tornozelo e realizado em cadeia cinética fechada, na posição horizontal. Esse exercício é similar

ao leg-press (Hay et al, 2006; Azegami et al, 2007), exceto pelo fato de ser realizado contra uma carga elástica. Os achados são discutidos com base nas teorias de controle motor (Corcos et al, 1989; Gottlieb et al, 1989; Gottlieb, 1998; Marconi and Almeida, 2008; Sande et al, 2009) e nos estudos que demonstram o efeito da carga elástica no controle dos movimentos (Stein et al, 1988; Gottlieb, 1996; Mackey et al, 2002).

2. Materiais e métodos

2.1. Sujeitos

Participaram desse estudo oito voluntárias sedentárias, com idade média de $24,38 \pm 3,25$ anos, massa corporal média $54,37 \pm 4,1$ kg, altura média $1,62 \pm 0,04$ m, índice de massa corporal média $20,77 \pm 1,02$ kg/m², sem histórico de lesão músculo-esquelética ou neuromuscular e sem experiência prévia com o método Pilates, após assinarem o Termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética da UNINOVE (protocolo 257519).

2.2. Tarefa

As voluntárias foram instruídas a realizar uma tarefa de extensão e flexão do joelho, no equipamento *Reformer* (D&DPilates), segundo o Método Pilates. De acordo com o fabricante (D&DPilates), as molas utilizadas neste estudo foram previamente calibradas, tendo sido encontrado um coeficiente elástico igual a 0.032 kgf/mm. Para aumentar o nível de resistência imposto pelas molas, os movimentos foram realizados com uma (S1), duas (S2) e três molas (S3) acopladas ao equipamento *Reformer*. No total, foram realizadas cinco repetições da tarefa para cada uma das três molas.

Na posição inicial, as voluntárias permaneceram em decúbito dorsal com os pés apoiados (parte anterior) na barra fixa do aparelho, quadril e joelhos posicionados, respectivamente, em 80° e 120° de flexão e tornozelos posicionados em 90° (dorsi-flexão). Os membros superiores permaneceram relaxados e apoiados no equipamento (figura 1).

2.2.1. Fases do movimento e instrução sobre a respiração e contração da musculatura abdominal

A velocidade angular do joelho foi utilizada para definir as três fases da tarefa (figura 2B, E e H). A primeira fase compreendeu o tempo em que a velocidade inicialmente atingiu 5% do seu pico, até o momento em que retorna a esse valor (final da extensão). O final da extensão será definido aqui como “alvo”. A segunda fase foi caracterizada pelo tempo em que o membro inferior atingiu e permaneceu no alvo, com velocidade angular do joelho não superior a 5% do valor do seu pico obtido durante a primeira fase. A terceira fase iniciou quando a velocidade do joelho atingiu novamente 5% do pico durante o movimento de flexão e terminou no momento em que essa velocidade retornou à zero (posição inicial). Durante a primeira e terceira fase, os sujeitos foram instruídos a expirar lentamente e a contrair a musculatura abdominal. Durante a segunda fase da tarefa, o sujeito foi instruído a inspirar e relaxar a musculatura abdominal. O sujeito também foi instruído a realizar cada uma das três fases durante quatro segundos, sinalizados por um metrônomo. Antes do início da tarefa, o sujeito teve quatro segundos para se preparar e inspirar.

2.3. Registro e processamento dos dados cinemáticos

Os ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo foram calculados a partir do registro das coordenadas X e Y de marcas (*light emission diode-LED*) colocadas no centro das articulações do ombro (cinco centímetros do acrômio, no sentido lateral), quadril (trôcanter maior do fêmur), joelho (linha articular média), tornozelo (maléolo lateral) e 5º metatarso (cabeça). Essas coordenadas foram registradas usando um sistema óptico de análise tridimensional do movimento (Optotrak 3020, Northern Digital Inc.). Os dados cinemáticos foram coletados a uma frequência de 100 Hz. Os dados cinemáticos foram filtrados utilizando uma frequência de corte igual a 01 Hz (*Butterworth*) usando o software Matlab (Mathworks®).

2.4. Registro e processamento dos dados EMG

A eletromiografia de superfície (EMGS) dos músculos reto abdominal (RA), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), semitendíneo (ST), gastrocnêmio medial (GM) e tibial anterior (TA) 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/ISEK 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 (2cm). Todos os dados EMGS foram digitalizados em 1000 quadros/segundo usando *software* Optotrak e unidade de sincronização (ODAUII). Os dados EMGS foram retificados e suavizados com o filtro *Butterworth* (filtro passa faixa entre 10 e 400 Hz). Os picos de frequência múltiplos de 60 Hz detectados no sinal EMG foram eliminados através de filtro *Notch*. Ambos os filtros foram aplicados usando uma rotina de Matlab® (Mathworks).

2.5. Variáveis dependentes

Além dos ângulos articulares descritos acima, os ângulos dos três segmentos (coxa, perna e pé) também foram calculados em relação à horizontal. A diferença entre o valor máximo e mínimo do deslocamento articular durante as fases 1 e 3 foi usada para determinar a amplitude de movimento das articulações e segmentos descritos acima. Velocidade e aceleração angular do quadril, joelho e tornozelo foram obtidas, respectivamente da primeira e segunda derivativa do deslocamento angular. Os valores máximos da velocidade do quadril, joelho e tornozelo durante as fases 1 e 3 foram calculados para determinar o pico dessa variável. A simetria temporal do movimento também foi calculada para o quadril, joelho e tornozelo. A simetria da ida foi definida como o tempo de aceleração dividido pelo tempo de desaceleração e calculado

separadamente para as fases 1 e 3. As atividades EMGs médias dos músculos descritos acima também foram calculadas por rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab® (Mathworks) para cada uma das três fases do movimento.

2.6. Análise estatística

Uma *two-way* ANOVA foi usada para testar o efeito da carga elástica (S1 versus S2 versus S3) e da fase do movimento (primeira versus segunda versus terceira) no pico da velocidade, no índice de simetria dos movimentos do quadril, joelho e tornozelo e nas atividades EMG médias. Uma *one-way* ANOVA foi usada para testar o efeito da carga na amplitude de movimento das três articulações. Uma análise *pos-hoc* do teste de Tukey foi usada nos casos de interação entre os fatores, sendo apresentados a diferença média e o intervalo de confiança (CI). O nível de significância foi fixado em $p < 0.05$. A coordenação entre os segmentos (coxa, perna e pé), medida pela análise da correlação linear desses segmentos foi quantificada através de uma regressão linear de Pearson. Dessa regressão foram extraídos os valores da correlação (r) e da inclinação da reta (b) para testar o efeito da carga e da fase do movimento através de uma *two-way* ANOVA.

3. Resultados

Durante a primeira fase do movimento, o quadril e o joelho moveram em extensão (figura 2A e 2D) e o tornozelo em flexão plantar (figura 2G), promovendo um alongamento da mola. As três articulações atingiram o alvo simultaneamente. As velocidades angulares nas três articulações possuem um formato de sino, tanto na ida como na volta, sendo maior para o joelho e quadril, devido ao maior deslocamento nas mesmas (figuras 2B e 2E). A aceleração reflete flutuações do movimento, principalmente, durante o término da primeira fase. Observa-se que o sujeito gasta mais tempo desacelerando do que acelerando o membro em direção ao alvo. Na segunda fase do movimento, as três articulações permanecem estacionárias, podendo ser observado pelo retorno da velocidade e da aceleração a zero. Nessa posição, a mola é mantida alongada e atinge o seu comprimento máximo.

Finalmente, a terceira fase, caracterizada pelo movimento de retorno à posição inicial, observa-se um comportamento cinemático reverso ao identificado durante a primeira fase. A energia potencial desenvolvida e acumulada na mola, respectivamente, durante a primeira e segunda fase do movimento tende a arrastar o membro de volta, exigindo que o sujeito desacelere mais lentamente o membro na posição inicial em detrimento da desaceleração observada na primeira fase. Aparentemente, esse padrão cinemático da tarefa não foi afetado pela magnitude da mola. Os dados desse indivíduo são representativos da amostra.

3.1. Efeito da carga elástica no ângulo e na velocidade do movimento

Um círculo perfeito para os gráfico apresentado na Figura 3 revelaria um aumento gradual e constante do deslocamento angular com a velocidade. O gráfico da velocidade seria em um formato perfeito de sino, com um tempo idêntico entre a fase de aceleração e desaceleração, revelando uma perfeita simetria. No entanto, o semi-círculo da volta está mais alongado para a

direita, para as articulações do quadril, joelho e tornozelo, o que poderia revelar uma aceleração abrupta dessas articulações no começo da volta, com um maior prolongamento do tempo de desaceleração em relação ao tempo de aceleração.

Porém, esse padrão é variável para a fase da ida. O semi-círculo da ida para a articulação do quadril está alongado para a direita, podendo revelar um prolongamento do tempo de desaceleração em relação ao tempo da aceleração. Porém, esse padrão não é claro para as articulações do joelho e tornozelo.

A figura 3 revela também uma amplitude e velocidade angular maior na articulação do joelho, seguido do quadril. Da análise da figura podemos inferir que a magnitude da mola não afetou essas características cinemáticas dos movimentos. Observa-se também uma redução na amplitude e velocidade do tornozelo com aumento da variabilidade dessas variáveis.

A ANOVA *one way* revelou que na primeira fase houve efeito da carga apenas para a amplitude angular do joelho e tornozelo ($F_{(1,23)} > 10.27$, $p > 0.0001$), mas não para o quadril ($F_{(1,23)} = 2.84$, $p=0.09$). Quanto maior a carga elástica, menor foi a amplitude de movimento nas articulações do joelho (mean difference= 4.77, CI 1.56) e tornozelo (mean difference= 33.59, CI= 22.34).

3.2. Efeito das fases do movimento e da carga elástica nos picos da velocidade

O efeito da carga elástica (S1 versus S2 versus S3) nos picos da velocidade do quadril, joelho e tornozelo durante a primeira e a terceira fase do movimento é ilustrado na figura 4. A ANOVA *two-way* não revelou efeito da fase ($F_{(2,47)} > 0.0043$, $p > 0.05$) nos pico da velocidade, calculado separadamente para cada articulação analisada. Também não foi observado efeito da carga nos picos da velocidade do quadril e joelho ($F_{(2,47)} > 0.33$, $p > 0.05$), porém, o aumento da carga afetou o pico da velocidade do tornozelo ($F_{(2,47)} = 4.81$, $p = 0.01$). As interações entre fase

de movimento e carga não foram significativas para nenhuma das três articulações ($F_{(2,47)} > 0.09$, $p > 0.05$). O pico da velocidade do tornozelo diminuiu com o aumento da carga elástica (mean difference= 2.96, CI= 0.45).

3.3. Efeito das fases do movimento e da carga elástica no índice de simetria

A two-way ANOVA revelou efeito de fase no índice de simetria das três articulações estudadas ($F_{(2,47)} > 5.68$, $p < 0.05$), mas não foi observado efeito da carga ($F_{(2,47)} > 0.49$, $p > 0.23$). As interações entre fase de movimento e carga não foram significativas ($F_{(2,47)} > 0.16$, $p > 0.61$) para nenhuma das três articulações estudadas (figura 5).

3.4. Correlação linear entre as orientações espacial da coxa, perna e pé

Na figura 6A, B e C é mostrado o alto índice de correlação linear (r próximo de 1) entre a orientação espacial dos segmentos da coxa, perna e pé, durante a fase de ida, para uma tentativa de um sujeito representativo da amostra. Resultados similares foram obtidos para a fase da volta (não mostrado na figura).

Note na figura 6 D que na média do grupo, os coeficientes de correlação linear são próximos de um, com pouca variabilidade. A Anova two-way revelou que os coeficientes de correlação linear (apresentados na figura 6 D, E e F) não foram afetados pela magnitude da mola e pela fase do movimento. Uma Anova two-way também revelou que as respectivas inclinações dessas correlações lineares (b) também não sofreram efeito da magnitude da mola ($F_{(2,47)} > 0.39$, $p > 0.66$) e da fase do movimento ($F_{(2,47)} > 0.25$, $p > 0.52$). Não existiram interações entre magnitude da mola e fase para os valores de $|r|$ ($F_{(2,47)} > 0.27$, $p > 0.37$) e b ($F_{(2,47)} > 1.10$, $p > 0.08$). O erro padrão maior para o pé indica que houve variabilidade no posicionamento dessa articulação.

3.5. Efeito da carga elástica no padrão de atividade muscular

A atividade EMG dos músculos média registrada durante as três fases do movimento é mostrado na figura 7. A média de atividade EMG do músculo vasto lateral, vasto medial e gastrocnêmio medial foi afetada pela quantidade de carga elástica ($F(2,71) > 3,25$, $p > 0,04$), enquanto a média da atividade EMG do músculo vasto lateral, gastrocnêmio medial, tibial anterior e sofreram o efeito da fase de movimento ($F(2,71) > 4,03$, $p < 0,05$). A interação entre a carga elástica e a fase de movimento foi significativo apenas para a média da atividade EMG dos músculos vasto lateral e vasto medial ($F(2,71) > 3,81$, $p < 0,05$).

Uma análise pos-hoc revelou que a média da atividade EMG do músculo vasto lateral foi similar entre a fase 1 e 3, e diminuiu durante a segunda fase do movimento (fase 1 versus fase 2, $p < 0,00$ e $IC = 0,00$; fase 1 versus fase 3, $p = 0,97$ $IC = -0,00$, e a fase 2 versus fase 3 $p = 0,97$ e $IC = 0,00$). No entanto, a atividade EMG média do músculo vasto lateral foi maior para a maior carga elástica, mas semelhante entre as cargas leve e moderada (S3 versus S1 $p = 0,00$ $IC = 0,00$, S3 versus S2 $p = 0,00$ $IC = 0,00$, e S1 versus S2 $p = 0,18$ $IC = -0,00$).

O pos-hoc revelou que a atividade EMG média do músculo vasto medial aumentou com a quantidade de carga elástica (S1 versus S2 $p = 0,00$, $IC = 0,00$, S1 versus S3 $p = 0,06$ $IC = -0,00$ e S2 versus S3 $p = 0,33$, $IC = -0,00$), enquanto a média da atividade foi semelhante entre as fases 1 e 3, e maior do que a fase 2 (fase 1 versus fase 3 $p = 0,00$ $IC = 0,00$; fase 3 versus fase 2 $p = 0,01$ $IC = 0,00$; e fase 2 versus fase 1 $p = 0,41$ $IC = -0,00$).

4. Discussão

4.1. Estratégia cinemática e EMG do movimento de extensão e flexão do joelho realizado no equipamento Reformer de acordo com o método Pilates

4.1.1. Fase de ida

Para alongar a perna contra a resistência da carga elástica (mola) e mover em direção ao alvo (fase de ida) o indivíduo estende o joelho e o quadril e move o tornozelo em flexão plantar (figura 2). A amplitude maior de movimento ocorreu no joelho, seguido do quadril, e os movimentos nas três articulações foram executados de forma bastante coordenada, como revelado pelo alto índice de correlação linear ($|r| \cong 1$) entre a orientação espacial da coxa, perna e pé. Para estender o joelho, a musculatura do quadríceps gerou uma poderosa força responsável pela grande extensão dessa articulação (figura 2B e 7). O mesmo deve ter acontecido com a musculatura extensora do quadril não registrada aqui. Nessa fase de ida, o pé permanece quase imóvel (figuras 2 e 3) e a flexão plantar do tornozelo (figura 2) ocorre devido à rotação da tibia no sentido horário, provocada provavelmente pela atividade muscular do gastrocnêmio (figura 7). Apesar dos sujeitos terem sido instruídos a contrair a musculatura abdominal durante a primeira fase do movimento, não foram observadas diferenças na quantidade de atividade EMG desse músculo em relação a outras fases.

4.1.2. Fase no alvo

Quando o membro inferior atinge o alvo ocorre uma redução generalizada da atividade EMG do VL e VM (figura 7). Se o membro precisa ficar estendido para manter a mola alongada, como explicar a queda abrupta na quantidade de atividade EMG da musculatura do VL e VM, que ajuda a manter o joelho estendido? Com o membro inferior totalmente estendido a linha de ação da força da carga elástica (mola) passa próximo ao centro das articulações do quadril,

joelho e tornozelo, reduzindo enormemente os torques musculares, os quais tenderiam a flexionar as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Nesse caso, o membro inferior funcionaria como um corpo rígido, sendo que a maior parte da força da mola seria usada para coaptar a cabeça no fêmur na fossa acetabular do quadril, gerando uma enorme força de reação nessa articulação e esse aumento da pressão na articulação do quadril pode gerar desconforto.

O gastrocnêmio, um músculo bi-articular, atua na flexão do joelho e na flexão plantar do tornozelo (Hamil and Knutzen, 2009). Como explicar o aumento acentuado da atividade desse músculo na segunda fase? Durante a execução de toda a tarefa, o indivíduo manteve apenas a parte anterior do pé apoiada na barra fixa do Reformer. Essa força de contato, associada com as forças musculares, geram torques poderosos na articulação do tornozelo. Porém, como demonstrado, o sistema nervoso central (SNC) optou por manter o pé o mais estacionário possível (figuras 2 e 3). Uma explicação plausível para o aumento da atividade EMG do gastrocnêmio seria contrapor o torque em flexão dorsal que poderia estar sendo gerado pela força de contato do pé. Já a atividade do tibial anterior nessa fase poderia ser explicada pela necessidade de gerar uma co-ativação de forma a estabilizar a articulação do tornozelo (Almeida et al, 2000).

4.1.3. Fase de volta

Para iniciar a aceleração do membro de volta à posição inicial (figura 2) o corpo rígido formado pela extensão do quadril e joelho precisa ser quebrado. A ativação abrupta do tibial anterior nessa fase, associada ao desligamento do gastrocnêmio e do ST (figura 7) gera uma flexão dorsal do tornozelo, girando a perna em sentido anti-horário, uma vez que o pé permanece quase imóvel (figura 2). Esse movimento destrava o joelho, iniciando uma flexão no mesmo. A energia potencial acumulada na mola na primeira fase é então liberada arrastando o joelho e quadril em flexão. Para evitar que essa força flexora da mola gere um chicote, o VL e

VM contraem excêntrica, desacelerando gradativamente o membro de volta à posição inicial. Apesar dos sujeitos terem sido instruídos a contrair a musculatura abdominal durante a terceira fase do movimento, não foram observadas diferenças na quantidade de atividade EMG desse músculo em relação a outras fases

4.2. Efeito da quantidade da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG descritas acima.

O senso comum aponta que por ser mais difícil arrastar uma carga elástica maior, a velocidade do movimento decairia com o aumento dessa carga. No entanto, a quantidade de carga elástica não afetou o pico da velocidade dos movimentos (figura 4). Esse achado confirma e estende a observação de Gottlieb (1996) para demonstrar que a carga elástica também não afeta a velocidade dos movimentos de volta (figura 4). Em Gottlieb (1996) os indivíduos foram instruídos a mover o mais rápido possível, o que não foi o caso da tarefa descrita aqui. A ausência de efeito da carga elástica na velocidade dos movimentos poderia ser explicada pelo fato da instrução solicitar a realização da tarefa em um tempo constante (4 segundos). Porém, apesar da instrução os indivíduos gastaram mais tempo para retornar ao alvo. Considerando essas observações em conjunto, seria plausível concluir que o SNC não consegue modular a velocidade quando solicitado a mover contra uma carga elástica. Isso também poderia explicar a dificuldade do SNC em realizar movimentos simétricos contra cargas elásticas (figura 5). Já o aumento desproporcional da desaceleração do membro ao alvo na fase da volta, quando comparado com o tempo de aceleração (figura 2) poderia também estar relacionado com a prevenção de um possível efeito bumerangue da mola quando ela retorna ao seu comprimento inicial.

Com o aumento da carga elástica ocorreu um aumento da atividade EMG do VM e VL na fase de ida e de volta (figura 7). Esse incremento de atividade EMG do quadríceps está relacionado diretamente com a demanda maior de força oferecida por cargas elásticas maiores.

O aumento da atividade EMG agonista e antagonista com a carga elástica corrobora com os achados de Gottlieb (1996) e Mackey (2002) e estende essas observações para os movimentos de volta.

4.3. Limitações do estudo

As possíveis explicações biomecânicas para as observadas estratégias EMGs e cinemáticas debatidas aqui ainda precisam ser testadas, principalmente a partir de uma análise das estratégias cinéticas (forças musculares e de reação e torques musculares e de interação).

Agradecimentos

À D&D Pilates Brasil por nos fornecer o equipamento Reformer e a Theo Abatipietro Costa e Livia Alice Ramalho Costa por ajudar a coletar os dados.

Referências Bibliográficas

Almeida GL, Corcos DM, Hasan Z. Horizontal-plane arm movements with direction reversals performed by normal individuals and individuals with down syndrome. *J Neurophysiol* 2000; 84(4):1949-60.

Azegami M, Yanagihashi R, Miyoshi K, Akahame K, Ohira M, Sadoyama T. Effects of multi-joint angle changes on EMG activity and force of lower extremity muscles during maximum isometric leg press exercise. *J Phys Ther Sci* 2007;19:65 -72.

Bernardo LM. The effectiveness of Pilates training in healthy adults: An appraisal of the research literature. *J Bodyw Mov Ther* 2007;11(2):106-10.

Bryan M, Hawso S. The benefits of Pilates exercise in Orthopaedic Rehabilitation. *Tech in Orthop* 2003;18(1):126-9.

Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989;62(2):358-68.

Gladwell V, Head S, Haggard M, Beneke R. Does a program of Pilates Improve Chronic Non – Specific Low back pain? *J Sport Rehabil* 2006;15:338-350.

Gottlieb GL. Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. *J Neurophysiol* 1998;80:1860-1867.

Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. *J Neurophysiol* 1996;76:3207-29.

Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I - A speed-insensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989;62:342-357.

Hamil J, KM Knutzen. Biomechanical Basis of Human Movement. 3^a ed. Philadelphia, 2009.

Hay D, Souza VA, Fukashiro S. Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Hum Mov Sci* 2006;25:181–191.

Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *J Bodyw Mov Ther* 2000;4(2): 99-108.

Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(5):771-9.

Mackey DC, Meichenbaum DP, Shemmell J. Neural compensation for compliant loads during rhythmic movement. *Exp Brain Res* 2002;142:409-417.

Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91:86-92.

Rydeard R, Leger 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.

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. *R Bras Ci e Mov* 2005;13(4):65-78.

Souza LAPS, Dionísio VC, Lerena MAM, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *J J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19:171-179.

Souza MS, Vieira CB. Who are the people looking for the Pilates method? *J Bodyw Mov Ther* 2006;10:328–334.

Stein RB, Cody FWJ, Copaday C. The trajectory of human wrist movements. *J Neurophysiol* 1988;59(6):1814-30.

Touche LR, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates Method. *J Bodyw Mov Ther* 2008;12:364–370.

Legenda das figuras

Figura 1: Ilustração da tarefa, do equipamento *Reformer* e do comportamento da mola. A fase 1 é caracterizada pelo movimento da posição inicial até o alvo (A e B); a fase 2 é caracterizada pela manutenção da postura no alvo (B) e a terceira fase é caracterizada pelo movimento de retorno à posição inicial (C).

Figura 2: Deslocamento em graus ($^{\circ}$), velocidade em graus por segundo ($^{\circ}/s$) e aceleração em graus por segundo ao quadrado ($^{\circ}/s^2$) dos movimentos do quadril (painel à esquerda), joelho (painel central) e tornozelo (painel da direita), durante as três fases da tarefa, nas três condições de carga elástica (S1, S2 e S3). As setas indicam a direção do movimento. B) Atividade EMG do vasto medial (VM), semitendíneo (ST), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e reto abdominal (RA). A atividade dos antagonistas está invertida. A atividade EMG é dada em Volts (V) e o tempo em segundos (s). Os dados são de um sujeito representativo da amostra.

Figura 3: As séries temporais da amplitude de movimento (eixo x) versus a respectiva velocidade (eixo y), para as articulações do quadril (painel superior), joelho (painel médio) e tornozelo (painel inferior), para as molas (S1), coluna da esquerda, S2, coluna do meio e S3 coluna da direita. Os dados são da terceira tentativa de cada sujeito, para cada uma das três molas, para os movimentos da primeira e terceira fase. Os ângulos são dados em graus ($^{\circ}$) e a velocidade em graus por segundo ($^{\circ}/s$). Os dados da primeira fase (ida) são mostrados com valores positivos e da terceira fase (volta) com valores negativos. Na fase de ida os movimentos crescem da esquerda para a direita e na fase da volta da direita para a esquerda. As setas indicam as três fases do movimento.

Figura 4: Pico da velocidade do quadril, joelho e tornozelo obtidos durante a primeira (linha sólida) e a terceira fase (linha tracejada) nas três condições de carga elástica (S1, S2 e S3). Velocidade é dada em graus por segundo ao quadrado ($^{\circ}/s^2$). Os dados representam a média e o erro padrão de todos os sujeitos.

Figura 5: Índice de simetria do quadril, joelho e tornozelo obtidos durante a primeira (linha sólida) e a terceira fase (linha tracejada) nas três condições de carga elástica (S1, S2 e S3). A simetria do movimento é representada pelo número 1 (linha horizontal). Os dados representam a média de todos os sujeitos. As barras verticais indicam o erro padrão.

Figura 6: A. Análise de regressão linear entre a orientação espacial dos segmentos: coxa e perna (A), coxa e pé (B) e perna e pé (C) para movimentos realizados nas três condições de carga elástica, S1, linha sólida, S2, linha tracejada e S3, linha pontilhada. Os ângulos são dados em graus ($^{\circ}$) e a velocidade em graus por segundo ($^{\circ}/s$). Os dados são de um sujeito representativo da amostra. Da análise de regressão linear, foram extraídos os valores de r (correlação entre as variáveis) e b (inclinação da reta) para cada uma das três condições acima (figuras inferiores). Os valores médios de r durante a primeira e a terceira fase são representados, respectivamente, por triângulo e diamante. Os valores médios de b durante a primeira e a terceira fase são representados, respectivamente, por círculo e quadrado. As barras verticais indicam o erro padrão.

Figura 7: Atividade EMG (em Volts) dos músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM), semitendíneo (ST) (figura A) e gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) (figura B) e reto abdominal (RA) (figura C) quantificada nas três fases do movimento e nas três condições de mola (S1, S2 e S3). Os dados representam a média dos sujeitos. As barras verticais indicam o erro padrão.

Figuras

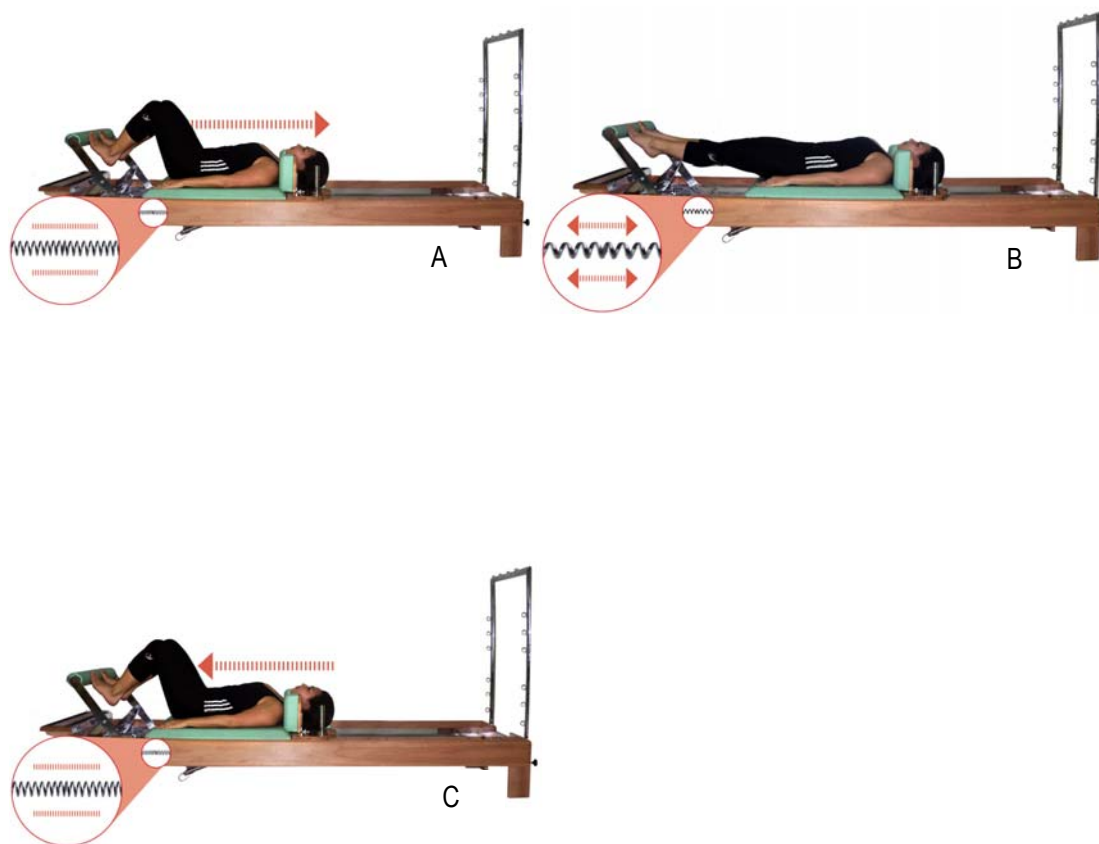


Figura 1

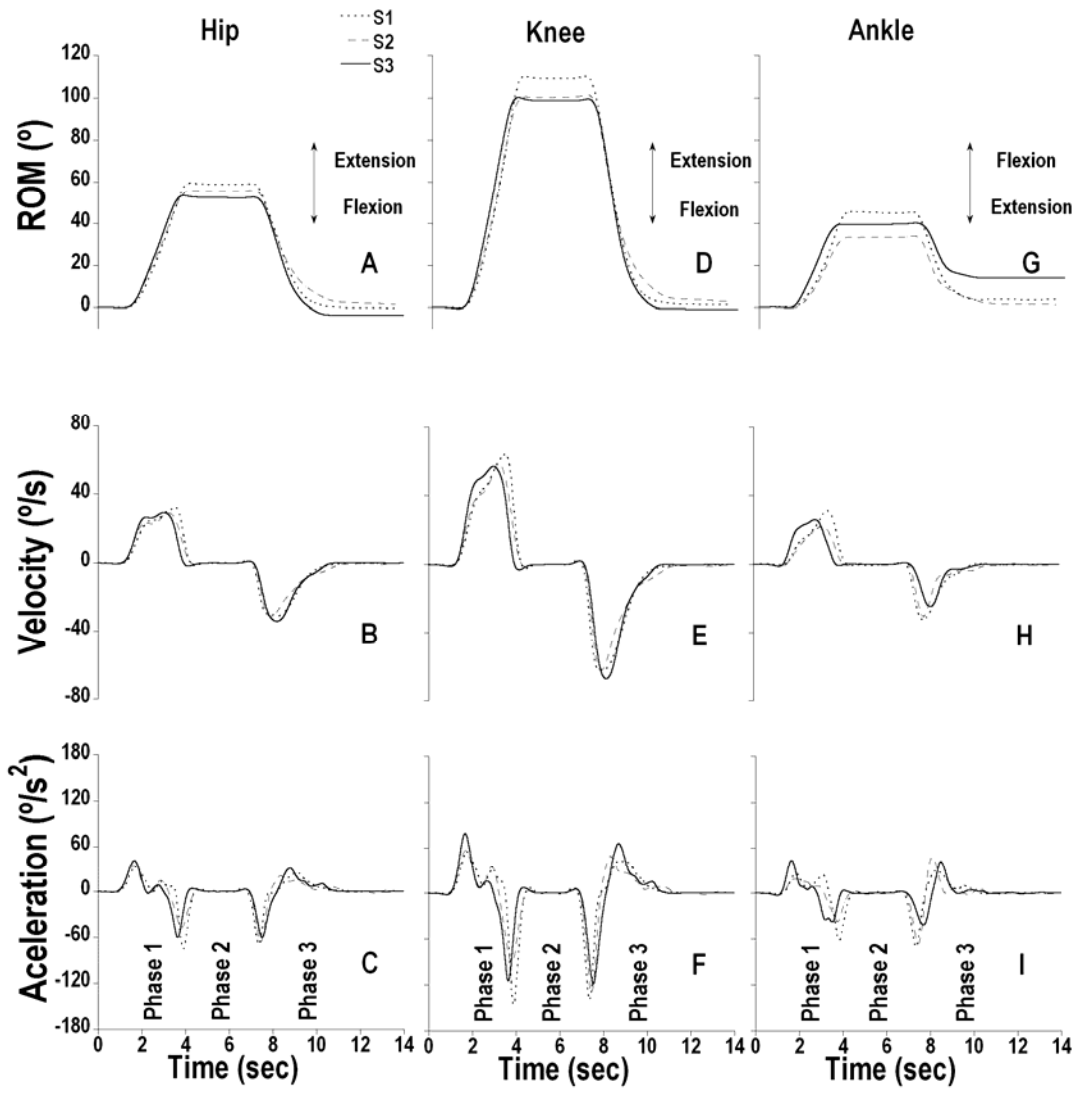


Figura 2A

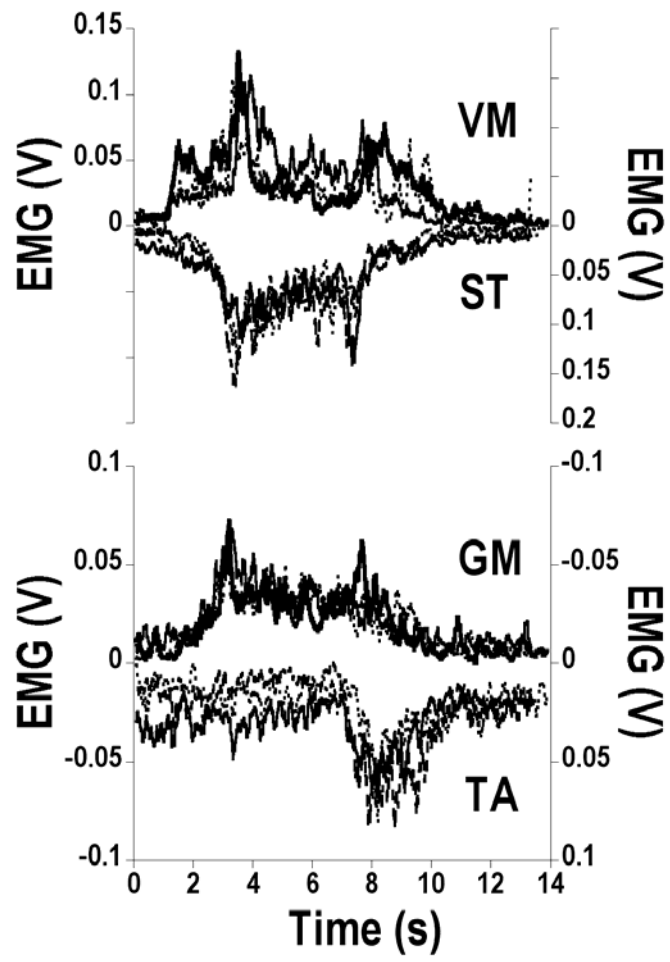


Figura 2B

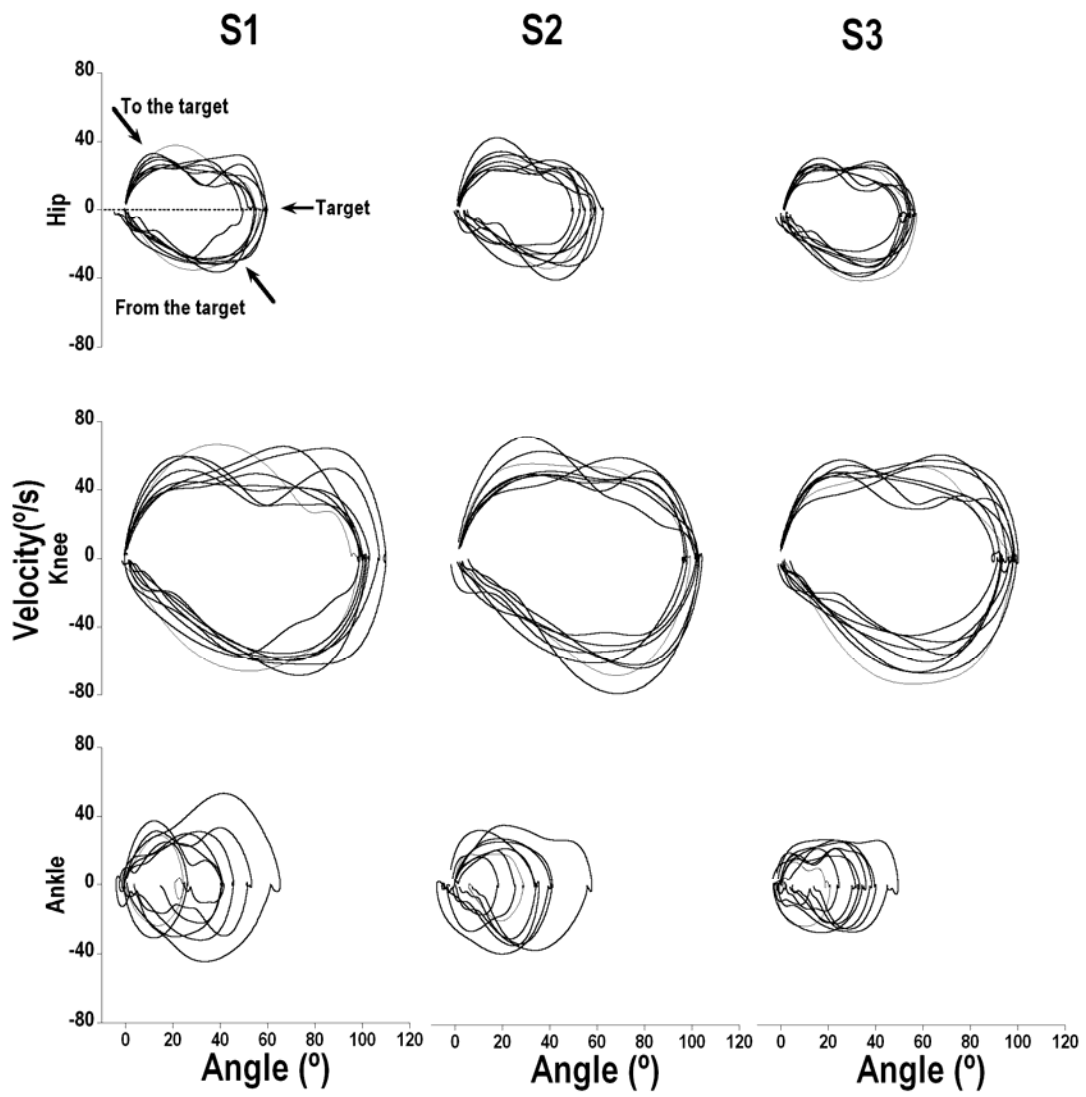


Figura 3

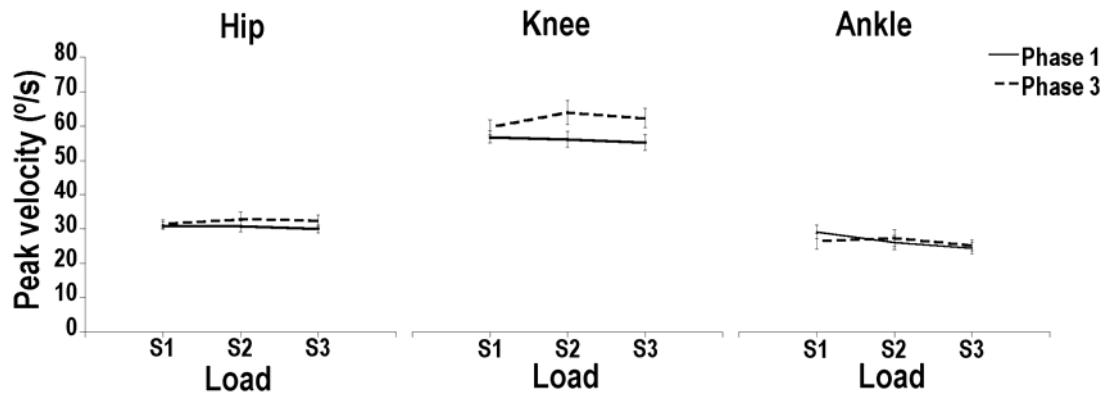


Figura 4

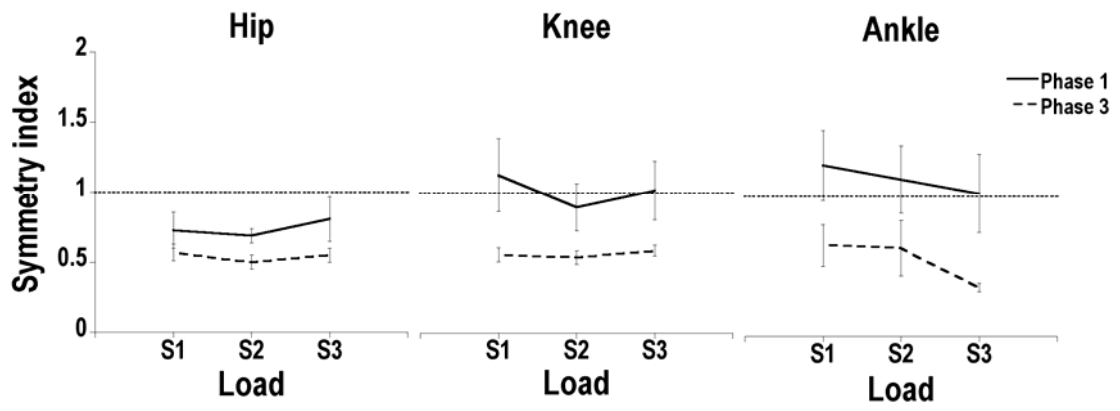


Figura 5

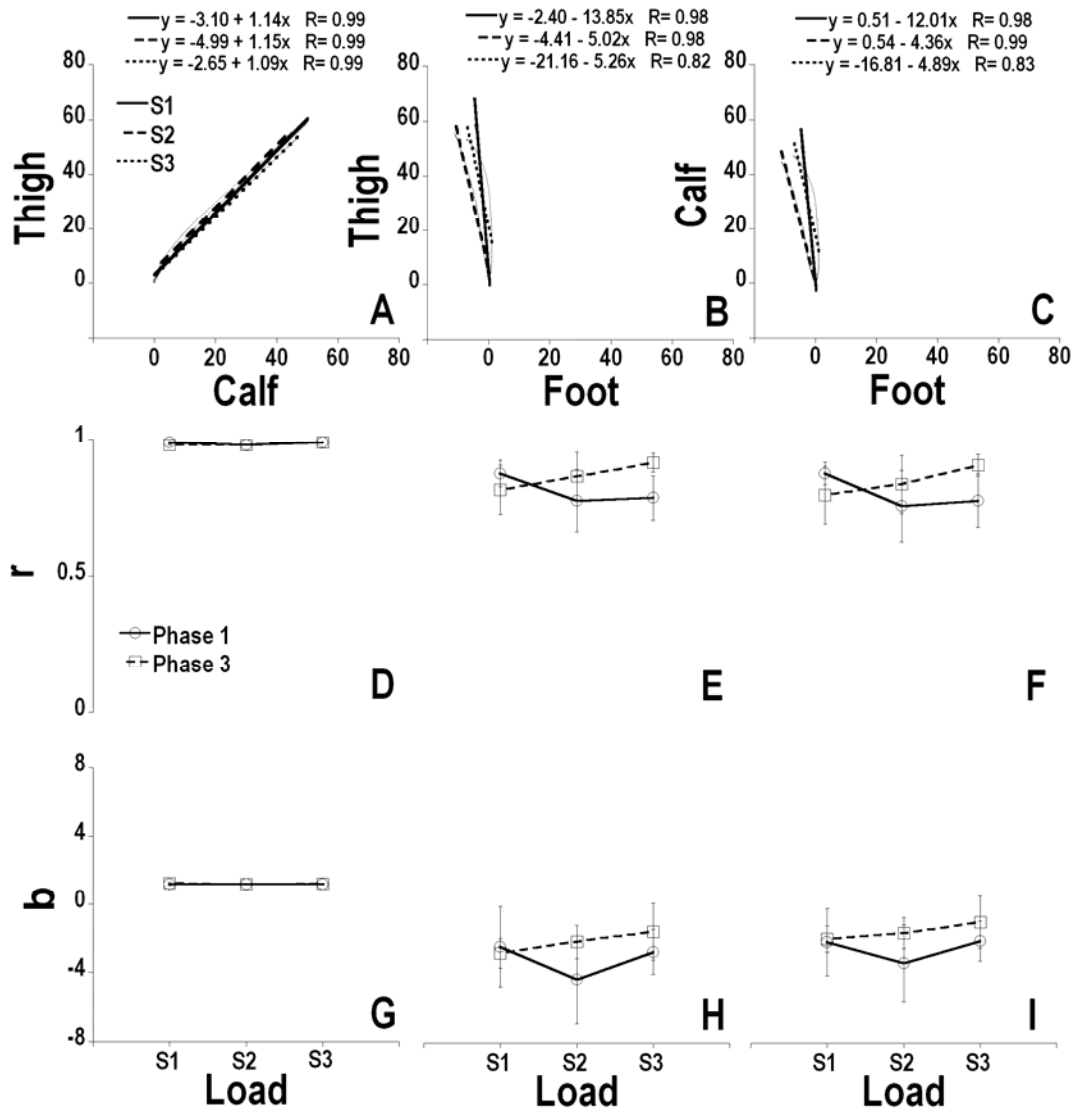


Figura 6

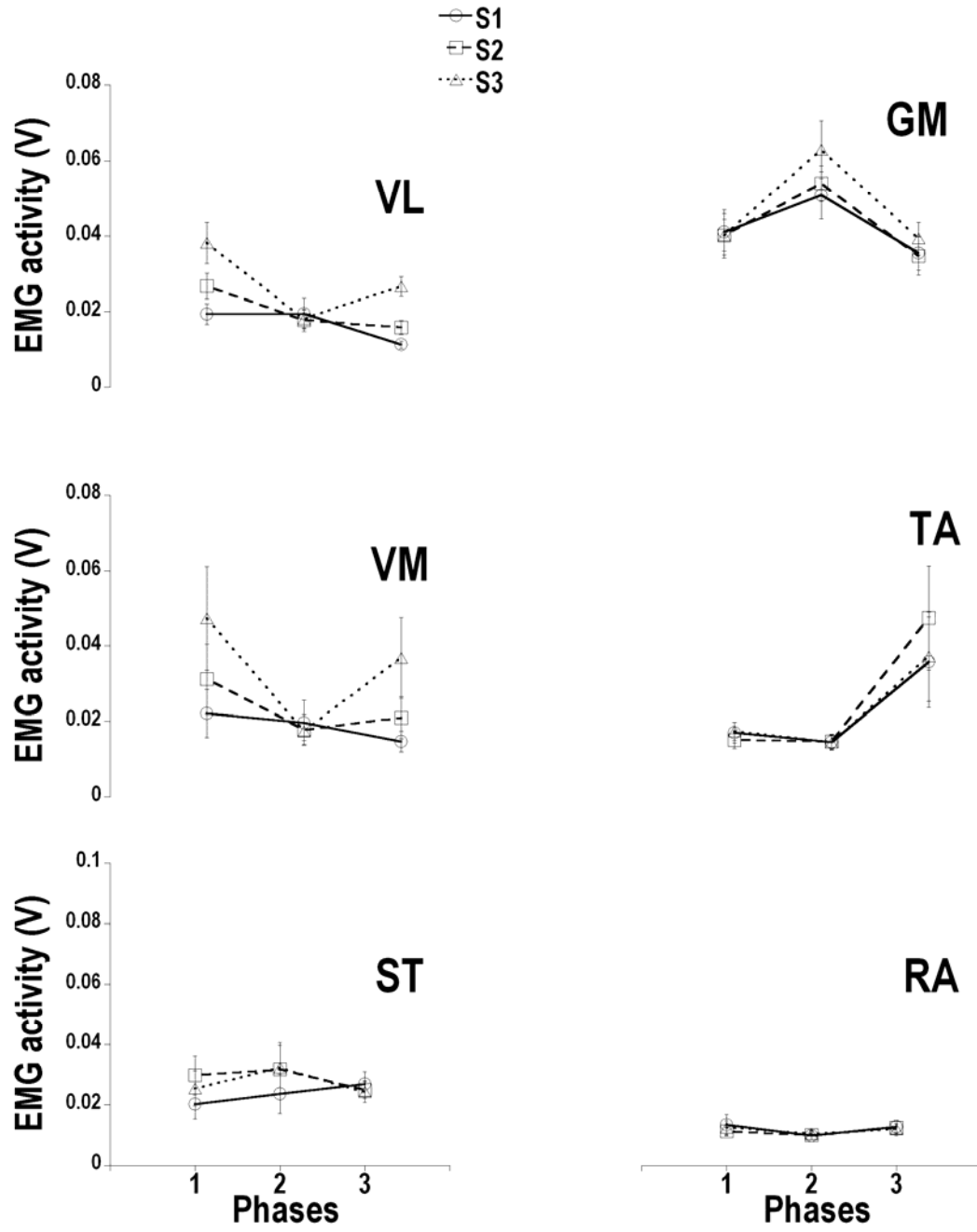


Figura 7

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O método Pilates também tem se tornado popular em estúdios de dança, academias e em clínicas de fisioterapia, onde os exercícios são prescritos e utilizados com finalidade terapêutica ou de treinamento. Apesar das diversas aplicações desses exercícios nas áreas da reabilitação e treinamento físico, a decisão em usá-los é baseada em observações empíricas. Portanto, o presente estudo investigou o efeito da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG de um exercício de extensão e flexão do joelho realizado no equipamento *Reformer* de acordo com o método Pilates. Os movimentos da articulação do quadril, joelho e tornozelo foram reconstruídos usando Optotrak 3020 e a atividade EMG dos músculos vasto lateral, vasto medial, semitendíneo, gastrocnêmio medial, tibial anterior e reto abdominal foi registrada utilizando eletrodos de superfície (Delsys Inc.).

Para proposta de análise, os movimentos foram divididos em três fases: ida, manutenção da postura e volta. A primeira fase da tarefa é caracterizada pela atividade dos músculos vasto lateral, vasto medial e gastrocnêmio medial. Os músculos vasto lateral e vasto medial são ativados para estender a articulação do joelho e o gastrocnêmio medial é ativado para mover a articulação do tornozelo em flexão plantar. A ação conjunta desses três músculos, através de uma contração concêntrica, acelera o segmento em direção ao alvo enquanto alonga a mola. Ao término da fase de aceleração, observa-se um envelope de atividade EMG no semitendíneo, cuja ação excêntrica desacelera o segmento no alvo. As três articulações atingiram o alvo simultaneamente e a tarefa foi realizada com um predomínio da articulação do joelho.

A segunda fase do movimento foi caracterizada pela permanência no alvo. Esse comportamento foi obtido através da manutenção dos ângulos articulares máximos alcançados durante a primeira fase e pela manutenção da atividade EMG do vasto lateral, vasto medial e gastrocnêmio medial. Porém, durante a segunda fase do movimento, a atividade desses músculos é isométrica e tem como objetivo vencer a resistência externa imposta pela mola, a qual tende a acelerar o membro de volta à posição inicial.

Finalmente, durante a terceira fase do movimento, observa-se uma redução da atividade EMG do vasto lateral, vasto medial, semitendíneo e gastrocnêmio medial. Nessa fase, a energia potencial acumulada na mola é liberada e a mesma tende a acelerar o segmento de volta à posição inicial. Esse comportamento dinâmico da mola poderia explicar a redução da atividade EMG nessa fase. Por outro lado, a necessidade de desacelerar o segmento lentamente na posição inicial exigiria uma contração excêntrica da musculatura envolvida. Esse comportamento explicaria o aumento da atividade do tibial anterior durante a terceira fase, o qual é ativado de forma excêntrica para mover o tornozelo em dorsi-flexão até a posição inicial.

Podemos observar que aumento da carga elástica influenciou os parâmetros cinemáticos e o padrão de atividade muscular dos movimentos executados. O incremento da carga elástica reduziu o pico da velocidade do tornozelo, mas não afetou o pico da velocidade do quadril e joelho. O perfil da aceleração angular apresentou algumas flutuações principalmente nas fases de desaceleração, tanto da ida como na volta. Essas flutuações podem estar associadas às características dinâmicas da carga elástica, uma vez que em movimentos com reversão realizados sem carga, o perfil da aceleração é mais suave. O incremento da carga aumentou a quantidade de atividade EMG agonista e antagonista. A atividade dos músculos agonistas (do vasto lateral, vasto medial e gastrocnêmio medial), observada na primeira e na 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 dos músculos antagonistas (semitendíneo e tibial anterior) foi observada durante a terceira fase do movimento e teve como função ajudar a desacelerar o segmento lentamente.

Apesar da sua crescente popularidade, os exercícios do método não possuem um sólido embasamento científico sob o ponto de vista da Cinesiologia e da Biomecânica. Ao realizar uma pesquisa sobre o tema, não foi encontrado estudos que tenham explorado o efeito da carga elástica nas estratégias cinemáticas e EMG de exercícios complexos e de reversão. Sem esses conhecimentos, a decisão sobre a escolha da magnitude da carga elástica a ser utilizada continuara sendo feita de forma subjetiva, o que pode ser prejudicial para o processo terapêutico ou de treinamento físico. 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.

4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Latey P. The Pilates Method: History and Philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001; 5:275-282.
2. 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.
3. Owsley A. An Introduction to Clinical Pilates. *Athl Ther Today.* 2005; 10:6-10.
4. Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *J Bodyw Mov Ther.* 2000; 4(2):99-108.
5. Gallagher SP, Kryzanowska R. *The Pilates method of body conditioning.* Philadelphia: Bain Bridge Books, 1999.
6. Pilates JH. *The complete writings of Joseph H. Pilates: Return to life through contrology and your health.* In: Gallagher SP, Kryzanowska R, editors. Philadelphia: Bain Bridge Books, 2000.
7. Jago R, Jonker ML, Missaghian M, Baranowski T. Effect of 4 weeks of Pilates on the body composition of young girls. *Prev Med.* 2006; 42:177 – 180.
8. Kolyniak IEGG, Cavalcanti SMB, Aoki MS. Avaliação da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método Pilates. *Rev.Bras.Med. Esporte.* 2004; 10 (6):487-490.
9. Muscolino JE, Cipriani S. Rehabilitation and core stability. Pilates and the “powerhouse” – I. *J Bodyw Mov Ther.* 2004; 8:15-24.
10. Latey P. Updating the principles of the Pilates method – Part 2 . *J. Bodyw. Mov. Ther.* 2002; 6(2):94-101.
11. Shedden M, Kravitz L. Pilates: A Corrective System of Exercise. *ACSM Health & Fitness Journal.* 2007; 11:7-12.
12. Pilates JH, Miller WJ. *Return to Life Through Contrology.* Originally in published in 1945.

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: 86 - 92.
14. 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.
15. Gladwell V, Head S, Haggart M; Beneke R. Does a program of Pilates Improve Chronic Non – Specific Low back pain? *J Sport Rehabil.* 2006; 15:338-350.
16. 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.
17. Bryan M, Hawso S. The benefits of Pilates exercise in Orthopaedic Rehabilitation. *Tech. in Orthop.* 2003;18(1):126-9.
18. 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.
19. Souza MS, Vieira CB. Who are the people looking for the Pilates method? *J Bodyw Mov Ther.* 2006; 10: 328–334.
20. Touche LR, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates Method. *J Bodyw Mov Ther.* 2008; 12:364–370.
21. Ekici G, Yakut E, Akbayrak T. Effects of Pilates exercises and connective tissue manipulation on pain and depression in females with fibromyalgia: a randomized controlled trial. *J Phys Rehabil.* 2008; 19(2):47-54.
22. Mallery LH, Macdonald EA, Hubble-kozey CL, Earl ME., Rockwood K, Macknight C. The feasibility of performing resistance exercise with acutely ill hospitalized older adults. *BMC Geriatrics.* 2003;3:3.
23. Rochenda 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):472-484.
24. Savage AM. Is lumbopelvic stability training (using the Pilates model) an effective treatment strategy for women with stress urinary incontinence? A

- review of the literature and report of a pilot study. *J Association Chartered Physiotherapists Women's Health*. 2005; 97:33-48.
25. Yakut E, Yagli NV, Akdogan A, Kiraz S. The role of Pilates exercises in patients with osteoarthritis of the knee: a pilot study. *J Phys Rehabil*. 2006; 17(2):51-60.
 26. 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; 11:238-242.
 27. 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.
 28. Anderson BD, Spector A. Introduction to Pilates-based rehabilitation. *Orthop Phys Ther Clinics of North America*. 2000; 9(3):395-410.
 29. O'Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine*. 1997; 22(24):2959-67.
 30. O'Sullivan PB, Twomey LT, Allison GT. Altered abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 27(2):114-24.
 31. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther*. 1999; 4(2):74-86.
 32. Sekendiz B, Altun O, Korkusuz F, Akin S. Effects of Pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. *J Bodyw Mov Ther*. 2007; 11: 318–326.
 33. Rogers K, Gibson AL. Effect Effects of an 8-week Mat Pilates training program on body composition, flexibility, and muscular endurance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2006; 38(5):279-280.
 34. 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.
 35. 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. *R. Bras. Ci e Mov.* 2005; 13(4): 65-78.
36. Emery K, Serres SJ, McMillan A, Côté JN. The effects of a Pilates training program on arm–trunk posture and movement. *Clin Biomec.* 2010; 25(2):124-30.
37. Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. *J. Neurophysiol.* 1996; 76:3207-29.
38. Mackey DC., Meichenbaum DP, Shemmell J. Neural compensation for compliant loads during rhythmic movement. *Exp. Brain Res.* 2002; 142:409 - 417.
39. Berardelli MH, Rothwell JC, Agostino R, Manfredi M, Thompson PD, Marsden CD. Single-joint rapid arm movements in normal subjects and in patients with motor disorders. *Brain.* 1996; 119:661-674.
40. Angel RW. Eletrocytography during voluntary movement: the two burst pattern. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 1974; 36:493-498.
41. Hallet M, Shahani BT, Young RR. EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1975;38: 1154-1162.
42. 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.
43. Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J. Neurophysiol.* 1989; 62(2):358-68.
44. Almeida GL, Hong D, Corcos DM, Gottlieb GL. Organizing principles for voluntary movement: extending single-joint rules. *J Neurophysiol.* 1995; 74:1374–81.
45. Gottlieb GL. Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. *J. Neurophysiol.* 1998; 80:1860-1867.
46. 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.

47. Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008; 18(5):771-9.
48. Stein RB, Cody FWJ, Copaday C. The trajectory of human wrist movements. *J. Neurophysiol.* 1988; 59(6):1814-30.
49. Stoeckmann TM, Katherine JS, Scheidt RA. Elastic, viscous, end mass load effects on poststroke muscle recruitment and co-contraction during reaching: A pilot study. *Phys Ther.* 2009; 89(7):665-678.
50. Hintermeister RA, Lange GW, Schultheis JM, Bey MJ, Hawkins RJ. Electromyography activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *The Am J Sports Med.* 1998; 26(2):210-220.

5. APÊNDICES

5.1. Apêndice A - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nome do Voluntário:

Endereço:

Telefone para contato:

Cidade:

CEP:

E-mail:

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelos pesquisadores Rômulo Pinheiro Vilardi e Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi, objetivando firmar acordo escrito mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com a capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do Trabalho: “Análise Biomecânica e de Controle Motor do exercício de flexão e extensão do joelho no *Reformer* com diferentes cargas segundo o método Pilates”.

2. Objetivo: O presente estudo tem como objetivo investigar o exercício de extensão e flexão do joelho realizado num equipamento de Pilates. Essa análise é baseada nos movimentos e na atividade muscular.

3. Justificativa: Os exercícios do método Pilates são bastante utilizados na reabilitação, porém, existem poucos estudos científicos sobre a sua eficácia.

4. Procedimentos da Fase Experimental: Serão realizados exercícios em um equipamento de Pilates (*Reformer*). Durante a execução do exercício, os movimentos de algumas articulações serão analisados e a atividade de alguns músculos será registrada. A pesquisa será realizada no Laboratório de Controle Motor (LCM) da Universidade Nove de Julho.

5. Desconforto ou Riscos Esperados: Os voluntários não serão submetidos a riscos durante os procedimentos.

6. Informações: O voluntário tem garantia que receberá respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos benefícios e outros assuntos relacionados com pesquisa. Também os pesquisadores supracitados assumem o compromisso de proporcionar informação atualizada obtida durante o estudo, ainda que esta possa afetar a vontade do indivíduo em continuar participando.

7. Métodos Alternativos Existentes: A pesquisa citada dispensa qualquer método alternativo.

8. Retirada do Consentimento: o voluntário tem a liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo.

9. Aspecto Legal: Elaborados de acordo com as diretrizes e normas regulamentadas de pesquisa envolvendo seres humanos atendendo à Resolução n.º 196, de 10 de outubro de 1996, do Conselho Nacional de Saúde do Ministério de Saúde – Brasília – DF.

10. Garantia do Sigilo: Os pesquisadores asseguram a privacidade dos voluntários quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

11. Formas de Ressarcimento das Despesas decorrentes da Participação na Pesquisa: Não haverá ressarcimento possíveis despesas com deslocamento.

12. Locais da Pesquisa: A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Controle Motor da Universidade Nove de Julho – Uninove, situada na Rua Deputado Salvador Julianelli, sem número, Barra Funda, São Paulo-SP.

13. Nome Completo e telefones dos Pesquisadores para Contato: Prof. Dra. Nádia Fernanda Marconi , Rômulo Pinheiro Vilardi (11) 3823-9100.

Consentimento Pós-Informação:

Eu, _____, após leitura e compreensão deste termo de informação e consentimento, entendo que a participação do menor, pelo qual sou responsável, é voluntária, e que posso sair do estudo a qualquer momento do estudo, sem prejuízo algum. Confirmando que recebi cópia deste termo de consentimento, e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos neste estudo no meio científico,

São Paulo, _____ de _____ de 2010.

5.2. Apêndice B - PLANO DE ATIVIDADES ACADÊMICAS

1. Apresentação de trabalho no CONIC - Congresso Nacional de Iniciação Científica de 2009. **“Ordem de recrutamento muscular durante a execução de um exercício do método Pilates no equipamento *Cadillac*”**.

2. Apresentação de trabalho no Encontro de Iniciação Científica da Universidade Nove de Julho 2009. **“Descrição dos mecanismos de controle motor e biomecânica do movimento do ombro realizado no equipamento *Reformer* segundo o método Pilates”**.

3. Artigo aceito para publicação no periódico Fisioterapia Brasil. **“Método Pilates: Uma introdução para o seu entendimento cinesiológico”**.

4. Apresentação oral e publicação do resumo expandido: **“Motor Control of the exercise of extension and flexion of the knee carried through in the Reformer according Pilates Method”**. I Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia, Piracicaba 2010.

5. Apresentação em pôster e publicação do resumo expandido: **“Analysys of the mechanisms of motor control adopted during the movement of the shoulder executed in device *Reformer* with different elastic loads according to Method Pilates”**. I Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia, Piracicaba 2010.

6. Apresentação em pôster e publicação do resumo expandido: **“The influence of the positioning of the spring in the mechanisms of the biomechanic and motor control and during execution of an exercise Pilates Method”**. I Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia, Piracicaba 2010.

OBS: Todos os resumos expandidos foram publicados no **Brazilian Journal of Oral Science**.

7. Apresentação do resumo **“Ordem de recrutamento muscular durante a realização de um exercício de extensão e flexão do tronco no equipamento *Cadillac* segundo o**

método Pilates” no VII Encontro de Iniciação Científica da Universidade Nove de Julho, 2010.

8. Submissão do resumo: **“Descrição dos mecanismos de Controle Motor e Biomecânica durante a execução de um exercício de extensão e flexão do joelho realizado no aparelho *Reformer* com diferentes cargas elásticas segundo o método Pilates”**. 16 th International WCPT Congress, Amsterdam 2011.

9. Submissão do resumo: **“Análise Biomecânica do exercício de flexão e extensão do tronco no equipamento *Cadillac* segundo o método Pilates”**. 16 th International WCPT Congress, Amsterdam 2011.

10. Submissão do resumo: **“Análise do movimento do ombro no equipamento *Reformer* segundo o método Pilates”**. 16 th International WCPT Congress, Amsterdam 2011.

11. Artigo submetido ao periódico Journal of Electromyography and Kinesiology, **“Análise Biomecânica e de Controle Motor do exercício de extensão e flexão do joelho realizado no aparelho *Reformer* com diferentes cargas elásticas segundo o método Pilates”**.

6. ANEXOS

6.1. ANEXO A – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CoEP

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado **ANÁLISE BIOMECÂNICA E DE CONTROLE MOTOR DO EXERCÍCIO DE FLEXÃO E EXTENSÃO DO JOELHO REALIZADO NO REFORMER COM DIFERENTES CARGAS SEGUNDO O MÉTODO PILATES**, sob número de protocolo 257519 e responsabilidade de **RÔMULO PINHEIRO VILARDI** está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde M/S, de 10/10/96, tendo sido **APROVADO** pelo Comitê de Ética em Pesquisa - UNINOVE.

São Paulo, 25 de MAIO de 2009.

Profa. Dra. Daniela Ap. Biasotto-Gonzalez
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

6.2. ANEXO B – CARTA DE SUBMISSÃO DO ARTIGO

Elsevier Editorial System(tm) for Journal of Electromyography and Kinesiology
Manuscript Draft

Manuscript Number:

Title: Strategies to control lower limb movements performed against elastic loads on the Reformer of Pilates

Article Type: Research Paper (max. 5,000 words)

Keywords: Pilates; electromyography; kinematics; elastic loads.

Corresponding Author: Mr Rômulo Pinheiro Vilardi, P.T.

Corresponding Author's Institution: Universidade Nove de Julho

First Author: Rômulo Pinheiro Vilardi, P.T.

Order of Authors: Rômulo Pinheiro Vilardi, P.T.; Olavo L Silva, Msc; Gil L Almeida, PhD; Nádia F Marconi, PhD

Abstract: Purpose: This study aimed to investigate the effect of spring loads on the kinematics and EMG strategies of movements with reversal of the lower limb (flexion and extension of the hip, knee and ankle) performed in the Reformer device of Pilates method. Scope: The movements were reconstructed using Optotrak 3020 and the EMG activities of the major muscles were recorded (Delsys Inc.). Overall the agonist activities increased with the elastic load. Although the strength of the spring was highest during the second movement phase, a substantial reduction in the EMG activity of the vastus lateralis and medialis was observed, probably due to the decreasing in muscle torque and increased reaction force at the hip joint. During the third phase, the force released by the potential energy of the elastic load combined with muscle activities to arrest the limb back to the starting position. Conclusion: The results revealed complex kinematic and EMG strategies that are affected by the amount and the length of the elastic loads, and the mechanical demand of the task.

Suggested Reviewers: Mark Latash

MLL11@psu.edu

Author is a reference in the area of motor control.

Daniel Corcos

dcorcos@uic.edu

Author is a reference in the area of motor control.

6.3. ANEXO C – ARTIGO SUBMETIDO

Strategies to control lower limb movements performed against elastic loads on the Reformer of Pilates

Rômulo Pinheiro Vilardi¹, Gil Lúcio Almeida¹, Olavo Luppi Silva², Nádia Fernanda Marconi¹

¹ Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, Brasil.

² Programa de pós-graduação em Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, USP, Brasil.

Abstract

Purpose: This study aimed to investigate the effect of spring loads on the kinematics and EMG strategies of movements with reversal of the lower limb (flexion and extension of the hip, knee and ankle) performed in the Reformer device of Pilates method. **Scope:** The movements were reconstructed using Optotrak 3020 and the EMG activities of the major muscles were recorded (Delsys Inc.). Overall the agonist activities increased with the elastic load. Although the strength of the spring was highest during the second movement phase, a substantial reduction in the EMG activity of the vastus lateralis and medialis was observed, probably due to the decreasing in muscle torque and increased reaction force at the hip joint. During the third phase, the force released by the potential energy of the elastic load combined with muscle activities to arrest the limb back to the starting position. **Conclusion:** The results revealed complex kinematic and EMG strategies that are affected by the amount and the length of the elastic loads, and the mechanical demand of the task.

Keywords: Pilates; electromyography, kinematics, elastic loads.

1. Introduction

Simple modulation rules of kinematics, muscle torque and EMG activity were identified to describe the control of discrete movements, involving a degree of freedom and executed against different loads (Stein et al, 1988; Gottlieb, 1996; Mackey et al, 2002). During the elbow flexion performed against different external inertia loads, there was an increment in the agonist and antagonist EMG activity, and the prolongation of the antagonist latency when the load was increased. These changes in the EMG pattern were accompanied by an increase in impulse acceleration and deceleration of the elbow torque (Gottlieb et al, 1989; Gottlieb, 1996).

However, this strategy of modulating the EMG activity is modified when the movements are performed according to the demand of different magnitudes of elastic loads. The increase in the generation of force required to move a load with a larger elastic coefficient is obtained by increasing the magnitude, duration and/or intensity of the agonist EMG activity. This force is transmitted to the joint, accelerating the limb toward the target. Gottlieb (1996) found an increase in the amount of agonist EMG activity for the elbow movements when the spring load was increased. As for wrist movements (flexion and extension), Mackey and colleagues (2002) reported an increase in the intensity of the agonist EMG activities and reduction of its duration when the elastic load increased.

At the end of the acceleration phase, an envelope of EMG activity of the antagonist muscle decelerates the limb at the target. The increase in elastic load does not affect or even decrease the amount of antagonist muscle activity (Gottlieb, 1996). When elongated, the spring load accumulates an elastic potential energy, that when released, produces torque in the opposite direction of the movement held. This deformation of the spring could explain the decreased EMG activity of antagonists, since the shortening of the spring would accelerate the limb to the target (Gottlieb, 1996). From these studies we conclude that even for simple

movements there is still no consensus on the effect of an elastic load in the modulation of EMG activity.

A good example of movements performed against elastic loads is given by some of the Pilates exercises. Despite the diverse applications of it in rehabilitation and physical training (Lange et al, 2000; Bryan e Hawso, 2003; Rydeard et al, 2006; Souza e Vieira, 2006; Bernardo, 2007; Touche et al, 2008), the decision to use Pilates is based on empirical observations. Since the effectiveness of these exercises was tested using subjective measures (Gladwell et al, 2006; Rydeard et al, 2006; Touche et al, 2008).

Initial attempts were made to describe and quantify the kinematics of some movements of Pilates made against an elastic load (Sacco et al, 2005). Others related the position of the pelvis with the activity of several muscles performed against the elastic load on Pilates apparatus (Queiroz et al, 2010). The single-joint movement studies (Gottlieb, 1996; Mackey et al, 2002) suggest that the Central Nervous System (CNS) modulates EMG activity differently, in response to different loads. However, there are no studies exploring the effect of spring loads on the kinematics and EMG strategies in Pilates exercises. Without this knowledge, the selection about what kind of Pilate's exercises to use will continue to be based on subjective judgment, which could be detrimental to the individuals health.

To find out more about this method and guide the professionals who use it, we conducted a study describing the effect of elastic loads on kinematics and EMG strategies, during the execution of the knee extension and flexion movement performed on the Pilates Reformer. The exercise involves hip, knee and ankle held in a closed kinetic chain, in a horizontal position. The task is similar to the leg-press (Hay et al, 2006; Azegami et al, 2007), except that it is performed against elastic loads. The findings are discussed based on the theories of motor control (Corcos et al, 1989; Gottlieb et al, 1989; Gottlieb, 1998; Marconi and Almeida, 2008; Sande et al, 2009)

and studies that demonstrate the effect of an elastic load on the control of movements (Stein et al, 1988; Gottlieb, 1996; Mackey et al, 2002).

2. Methods

2.1. Subjects

Eight sedentary women, between 20 and 40 years of age (26.5 ± 4.2), weight (57.12 ± 6.81) without history of musculoskeletal injury or neuromuscular disease and prior experience with the Pilates method, participated in this study after having signed an informed consent form, approved by the Ethics Committee of UNINOVE (protocol 257519).

2.2. Task

The volunteers were instructed to perform knee extension and flexion in the Pilates Reformer (D&D Pilates, Brazil), with the spring previously calibrated (elastic coefficient equal to 0.032 kgf/mm). To increase the level of resistance imposed by the springs, the subject performed five trials against one (S1), two (S2) and three springs (S3).

In the initial position, the volunteers remained in the supine position with the anterior part of the feet resting on the horizontal bar of the apparatus. Hip and knee joints were positioned, respectively at 80° and 120° degrees of flexion, and ankles at 90° (dorsal flexion). The arms remained relaxed on the equipment (figure 1).

2.2.1 Phases of movement and instructions on breathing and abdominal muscle contraction

The angular velocity of the knee was used to define the three phases of the task (figure 2B, E and H). The first phase covered the time when this velocity reached 5% of its peak for the first time, until the moment it returned to this value for the second time (final extension). The second phase was characterized by the time the lower limbs remained on the target, with the angular velocity not exceeding 5% of its peak. The third phase was defined using the same velocity landmarks of the first phase. During the first and third phase, subjects were instructed to slowly exhale and contract the abdominal muscles, and to inhale and relax the abdominal muscles, during the second phase. The subject was also instructed to perform each of the three phases

over four seconds, indicated by a metronome. Before beginning the task, the subject had four seconds to prepare and inhale.

2.3. Recording and processing the kinematic data

The angles of hip, knee and ankle were calculated from the recording of the X and Y coordinates of marks (light emission diode-LED) placed on the center of the shoulder joints (five centimeters from the acromion, laterally), hip (trochanter greater), knee (joint line), ankle (lateral malleolus) and 5th metatarsal (head). These coordinates were recorded using an optical three-dimensional motion analysis system (Optotrak 3020, Northern Digital Inc.). The kinematic data was collected at a frequency of 100 Hz, and filtered using a cutoff frequency equal to 01 Hz (Butterworth) using Matlab (Mathworks).

2.4. Recording and processing of the EMG data

The surface electromyography (EMG) of the rectus abdominis muscle (RA), vastus medialis (VM), vastus lateralis (VL), semitendinosus (ST), gastrocnemius medialis (GM) and tibialis anterior (TA) was recorded using a Bagnoli system (Delsys, Inc), consisting of bipolar electrodes (DE 2.2L model), with a total gain of 2000 and a low pass filter of 20-450 Hz. The electrodes were placed over the belly of the muscles, according to the SENIAM/ISEKI protocol, and the electrode was maintained on the skin by means of hypoallergenic tape. The impedance and CMRR (common mode rejection ratio) of the EMG were, respectively, $> 1015/pF$ and 0.2 60/10Hz 92 dB (typical). The inter-electrode distance was kept constant (2 cm apart). All EMG data was digitized at 1000 frames per second, using the Optotrak unit synchronization (ODAUII) software. EMG data was rectified and smoothed with a Butterworth filter (band pass filter between 10 and 400 Hz). The peaks of frequency multiples of 60 Hz detected in the EMG signals were

eliminated by means of the Notch filter. Both filters were implemented using a Matlab (Mathworks) routine.

2.5. Dependent variables

In addition to the joint angles mentioned above, the angles of the three segments (thigh, leg and foot) were calculated in relation to the horizontal axis. The coordination between the segments orientation (thigh, leg and foot), was tested by linear correlation analysis between each pair of these three segments, using the Pearson's coefficient and the slopes.

The difference between the maximum and minimum joint excursion, during phases 1 and 3 was used to determine the range of motion. Angular velocity and acceleration of the hip, knee and ankle were obtained, respectively, from the first and second derivative of angular displacement. The maximum speed of the hip, knee and ankle during phases 1 and 3 defined their peaks. The movement symmetry was also calculated for the hip, knee and ankle movements. The symmetry was defined as the acceleration time divided by the deceleration time, and calculated separately for phases 1 and 3. The averaged EMG activity of the muscles was also calculated by routines developed in Matlab (Mathworks) for each of the three movement phases.

2.6. Statistical analysis

A two-way ANOVA was used to test the effect of the elastic load (S1 vs. S2 vs. S3) and the movement phase (first versus second versus third) on the dependent kinematic and EMG variables. A one-way ANOVA was used to test the effect of the load on the range of motion of three joints. Tukey test was used as post-hoc analysis to test the interaction between the two factors, based on the mean difference and the interval of confidence (IC). The significance level was set at $p < 0.05$.

3. Results

During the first phase of the movement, the hip and knee moved into extension (figure 2A and 2D) and ankle plantar flexion (figure 2G), causing the stretching of the spring. The movements at the three joints were in phase and coordinated. The angular velocities in the three joints were bell-shaped in both the to and from the target phases, and higher for the knee and hip figures 2B and 2E. The subject spent more time decelerating than accelerating the limb towards the target. In the second phase of the movement, the three joints remain stationary and their speeds and accelerations return to zero. In this position, the spring is kept elongated and reaches its maximum resistance.

Finally, kinematic profiles of the third phase were similar to the one of the first phase, but in opposite direction. The potential energy developed and accumulated in the spring, respectively, during the first and second phase, tends to return the limb back to the initial position. However, the individual limb decelerated more slowly back to the initial position. Apparently, this pattern of kinematic task was not affected by the magnitude of the elastic load. The data from this subject is representative of the sample.

3.1. Effect of elastic loading on the angle and speed of movement

A perfect circle in figure 3 would reveal a gradual and linear increase of the angular displacement with velocity. However, the semi-circle during the first phase is more elongated to the left for the hip and knee. This pattern is more variable during the returning phase. Note that, the semi-circle of the hip joint during this phase is stretched to the left.

Figure 3 also shows a greater amplitude and angular velocity of the knee, followed by the hip. It also appears that the magnitude of the elastic load did not affect these kinematic

characteristics of the movements. There was also a decrease in amplitude and velocity of the ankle with increased variability of these variables.

The one-way ANOVA revealed that during the first phase, the elastic load affected only the knee and ankle angular excursion ($F_{(1,23)} > 10.27$, $p > 0.00$) but not the hip angular excursion ($F_{(1,23)} = 2.84$, $p = 0.09$). As higher the elastic load the greater the angular amplitude of the knee joint (mean difference = 4.77, IC= 1.56) and the ankle joint (mean difference = 33.59, IC = 22.34).

3.2. Movement velocity

The effect of the elastic loads on the peak velocity of the hip, knee and ankle during the first and third phases of the movement is illustrated in figure 4. The two-way ANOVA revealed no effect of the phase ($F_{(2,47)} > 0.00$, $p > 0.05$) on the peak velocity, calculated separately for each joint. Also there was no effect of the load on peak the velocity for the hip and knee joints ($F_{(2,47)} > 0.33$, $p > 0.05$). However, increasing the elastic load affects the peak velocity of the ankle ($F_{(2,47)} = 4.81$, $p = 0.01$). The interactions between the phase and the elastic load were not significant for any of the three joints ($F_{(2,47)} > 0.09$, $p > 0.05$). The peak ankle velocity decreases when the spring load is increased (mean difference = 2.96, IC = 0.45).

3.3. Symmetry ratio

A two-way ANOVA revealed the effect of the phase on the symmetry ratio of the three joints ($F_{(2,47)} > 5.68$, $p < 0.05$), but the elastic load had no effect ($F_{(2,47)} > 0.49$, $p > 0.23$). The interactions between the phase and spring loads were not significant ($F_{(2,47)} > 0.16$, $p > 0.61$) for any of the three joints studied (figure 5).

3.4. Linear correlation between the spatial orientations of the thigh, leg and foot

Figure 6A, B and C show the high degree of linear correlation ($|r|$ close to 1) between the spatial orientation of the pair of segments of the thigh, leg and foot, during the first phase. The data is from one trial for each of the three elastic loads for one subject that is representative of the sample. Similar results were obtained for the third phase, when the lower limb returned to the target (data not shown).

Note in figure 6D that in the group average the correlation coefficients are close to one, with little variability. The two-way ANOVA revealed that the correlation coefficients (shown in figure 6 D, E and F) were not affected by the magnitude of the elastic load and the movement phases. A two-way ANOVA also revealed that the slopes of these linear correlations (figure 6 J, K and L) did not suffer the effect of the elastic load ($F_{(2,47)} > 0.39$, $p > 0.66$) and the movement phases ($F_{(2,47)} > 0.25$, $p > 0.52$). There were no interactions between the movement phase and the elastic load for the values of $|r|$ ($F_{(2,47)} > 0.27$, $p > 0.37$) and b ($F_{(2,47)} > 1.10$, $p > 0.08$). The large standard errors for the slopes, of the foot spatial orientation, indicated great variability in the orientation of this joint.

3.5. Muscle activity

The average EMG activity of the recorded muscles during the three movement phases is shown in figure 7. The average EMG activity of the vastus lateralis, vastus medialis and gastrocnemius medialis was affected by the amount of elastic load ($F_{(2,71)} > 3.25$, $p > 0.04$), whereas the average EMG activity of the vastus lateralis, gastrocnemius medialis, and tibialis anterior suffered the effect of the movement phase ($F_{(2,71)} > 4.03$, $p < 0.05$). The interaction between the elastic load and the movement phase was significant only for the average EMG activity of the vastus lateralis, and vastus medialis muscles ($F_{(2,71)} > 3.81$, $p < 0.05$).

A *pos-hoc* analysis revealed that the average EMG activity of the vastus lateralis was similar between movement phase 1 and 3, and decreased during movement phase 2 (phase 1 versus phase 2, $p < 0.00$ and $IC = 0.00$; phase 1 versus phase 3, $p = 0.97$ $IC = -0.00$, and phase 2 versus phase 3 $p = 0.97$ and $IC = 0.00$). However, the average EMG activity of the vastus lateralis muscle was greater for the larger elastic load, but similar between the light (S1) and moderate (S3) elastic loads (S3 versus S1 $p = 0.00$ $IC = 0.00$, S3 versus S2 $p = 0.00$ $IC = 0.00$, and S1 versus S2 $p = 0.18$ $IC = -0.00$).

The *pos-hoc* revealed that the average EMG activity of the vastus medialis muscles increased with the amount of elastic load (S1 versus S2 $p = 0.00$, $IC = 0.00$; S1 versus S3 $p = 0.06$ $IC = -0.00$; and S2 versus S3 $p = 0.33$, $IC = -0.00$), whereas the average of the activity was similar between phase 1 and 3, and larger than phase 2 (phase 1 versus phase 3 $p = 0.00$ $IC = 0.00$; phase 3 versus phase 2 $p = 0.01$ $IC = 0.00$; and phase 2 versus phase 1 $p = 0.41$ $IC = -0.00$).

4. Discussion

4.1. Kinematics and EMG strategies

4.1.1. Phase to the target

The individual stretched the leg against the resistance of the elastic load (spring) and moved towards the target by extending the knee and hip joints and moving the ankle joint into plantar flexion (figure 2). The greater amplitude of the movement occurred in the knee, followed by the hip joint, and the movements in the three joints were highly coordinated, as revealed by the high rate of linear correlation ($|r| \approx 1$) between the spatial orientation of the thigh, leg and foot. The quadriceps muscle generated a powerful force responsible for the great extension of this joint during the first movement phase (figure 2B and 7). The foot remains almost immobile in space (figure 6) and ankle plantar flexion (figure 2) occurs due to rotation of the tibia in a clockwise direction, probably caused by the activation of the gastrocnemius medialis (figure 7). Although the subjects were instructed to contract the abdominal muscles during the first phase of the movement, there were no differences in the amount of EMG activity in the muscle in relation to other phases.

4.1.2. Phase on the target

When the lower limb reaches the target there is a reduction of EMG activity of the vastus lateralis and vastus medialis (figure 7). During this phase, the limb needs to be kept extended to resist the stretched spring. How to explain the sharp drop in the amount of EMG activity of the vastus lateralis and vastus medialis muscles, which helps to maintain the knee straight? With the lower limb fully extended, the line of the force due to the elastic load crosses near the center of the hip, knee and ankle, greatly reducing the muscle torques, which tend to flex the knee and hip. In this case, the lower limb functions as a rigid body and most of the elastic force is used to force

the femoral head into the acetabular fossa of the hip, creating a huge reaction force and increased pressure in this joint, causing great discomfort.

The gastrocnemius, a bi-articulate muscle, acts in knee flexion and ankle plantar flexion (Hamil and Knutzen, 2009). How explain the sharp increase in activity of this muscle in the second phase? During the execution of the task, the individual kept the front of the foot resting on the Reformer platform (figure 1). This contact force associated with muscle forces generates powerful torque at the ankle joint. However, as shown, the central nervous system (CNS) opted to keep the foot as steady as possible (figure 6). A plausible explanation for the increased EMG activity of the gastrocnemius medialis would be to counteract the torque in dorsal flexion that could have been generated by the contact force of the foot. The activity of the tibialis anterior during this phase could be explained by the need to generate co-activation in order to stabilize the ankle joint (Almeida et al, 2000).

4.1.3. Phase from the target

For the acceleration of the limb back to the starting position (figure 2) the rigid body formed by the extension of the hip and knee needs to be broken. The sudden activation of the tibialis anterior during this phase, associated with the shutdown of the gastrocnemius medialis and semitendinosus (figure 7) generates a dorsal flexion of the ankle, turning the leg in a counterclockwise direction, as the foot remains almost motionless (figure 2). This movement unlocks the knee, starting to push the lower limb back to the initial position. The potential energy accumulated in the spring in the first stage is then released by arresting the knee and hip into flexion. To prevent this flexing force of the spring being transformed into a whip, the vastus lateralis and vastus medialis are activated eccentrically, gradually decelerating the limb back to the starting position. Although the subjects were instructed to contract the rectus abdominis

during the third phase of the movement, there was no difference in the amount of EMG activity in the muscle in relation to other phases.

4.2. Effect of elastic load on the kinematics and EMG strategies

Contrary to the common sense, the amount of elastic load did not affect the peak velocity of the movements (figure 4). This finding confirms and extends the observation of Gottlieb (1996) showing that the spring load does not affect the speed of movement back (figure 4). In Gottlieb's study (1996), the subjects were instructed to move as quickly as possible, which was not the case in the task described here. Despite the instruction, to use similar time on each phase, the individuals spent almost half of the time on the target. Considering these observations together, it would be plausible to conclude that the CNS is unable to modulate the speed when asked to move against an elastic load. This could also explain the difficulty of the CNS to perform symmetrical movements against elastic loads (figure 5). The disproportionate amount of time spent during the deceleration in comparison with the acceleration time of the limb to the target (figure 2) could also be related to the prevention of a possible boomerang effect of the spring when it returns to its normal length.

The EMG activity of the vastus medialis and vastus lateralis increased with the load when the lower limb moved to and from the target (figure 7). When the limb is accelerated to the target, the quadriceps EMG activity contracts concentrically elongating the spring, whereas during the time the lower limb takes to return to the initial position these muscles contract eccentrically, avoiding the boomerang effect of the spring. Increased agonist and antagonist EMG activity with the elastic load corroborates with the findings of single-joint movements (Gottlieb, 1996; Mackey et al, 2002) and extends these observations to reversal movements.

4.3. Study limitations

Possible explanations for the observed EMG and kinematic strategies discussed here have yet to be tested, mainly to verify the effect of the kinetic strategies (muscle forces and reaction torques and muscle and interaction) on the motor control of the task.

Acknowledgements

We acknowledge “D&D Pilates” Brazil for providing the equipment Reformer and Theo Abatipietro Costa and Alice Ramalho Costa Livia for the help in collecting data.

References

Almeida GL, Corcos DM, Hasan Z. Horizontal-plane arm movements with direction reversals performed by normal individuals and individuals with down syndrome. *J Neurophysiol* 2000; 84(4):1949-60.

Azegami M, Yanagihashi R, Miyoshi K, Akahame K, Ohira M, Sadoyama T. Effects of multi-joint angle changes on EMG activity and force of lower extremity muscles during maximum isometric leg press exercise. *J Phys Ther Sci* 2007;19:65 -72.

Bernardo LM. The effectiveness of Pilates training in healthy adults: An appraisal of the research literature. *J Bodyw Mov Ther* 2007;11(2):106-10.

Bryan M, Hawso S. The benefits of Pilates exercise in Orthopaedic Rehabilitation. *Tech in Orthop* 2003;18(1):126-9.

Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989;62(2):358-68.

Gladwell V, Head S, Haggard M, Beneke R. Does a program of Pilates Improve Chronic Non – Specific Low back pain? *J Sport Rehabil* 2006;15:338-350.

Gottlieb GL. Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. *J Neurophysiol* 1998;80:1860-1867.

Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. *J Neurophysiol* 1996;76:3207-29.

Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I - A speed-insensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989;62:342-357.

Hamil J, KM Knutzen. Biomechanical Basis of Human Movement. 3^a ed. Philadelphia, 2009.

Hay D, Souza VA, Fukashiro S. Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Hum Mov Sci* 2006;25:181–191.

Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *J Bodyw Mov Ther* 2000;4(2): 99-108.

Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(5):771-9.

Mackey DC, Meichenbaum DP, Shemmell J. Neural compensation for compliant loads during rhythmic movement. *Exp Brain Res* 2002;142:409-417.

Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Arch Phys Med Rehabil* 2010;91:86-92.

Rydeard R, Leger 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.

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. *R Bras Ci e Mov* 2005;13(4):65-78.

Souza LAPS, Dionísio VC, Lerena MAM, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *J J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19:171-179.

Souza MS, Vieira CB. Who are the people looking for the Pilates method? *J Bodyw Mov Ther* 2006;10:328–334.

Stein RB, Cody FWJ, Copaday C. The trajectory of human wrist movements. *J Neurophysiol* 1988;59(6):1814-30.

Touche LR, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates Method. *J Bodyw Mov Ther* 2008;12:364–370.

Figure captions

Figure 1: Illustration of the task. The first phase is characterized by movement from the initial position to the target (A and B), phase 2 is characterized by maintenance of posture on target (B) and the third phase is characterized by movement back to the starting position (C).

Figure 2: Displacement in degrees ($^{\circ}$), velocity in degrees per second ($^{\circ}/s$) and acceleration in degrees per second squared ($^{\circ}/s^2$) of the hip movements (left panel), knee (center panel) and ankle (right panel) during the three phases of the task, the three elastic loading conditions (S1, S2 and S3). Arrows indicate the direction of motion. B) EMG activity of vastus medialis (VM), semitendinosus (ST), gastrocnemius medialis (GM), tibialis anterior (TA) and rectus abdominis (RA). The activity of the antagonists is plotted downward. The EMG activity is given in volts (V) and time (in seconds). Data is from a representative individual.

Figure 3: The temporal range of motion (x-axis) versus its speed (y-axis) for the hip (upper panel), knee (middle panel) and ankle (lower panel) for the three springs (S1, the left, S2, middle, and S3 right column). The data is the third attempt of each subject, for each of the three springs, for the movements of the first and third phase. The arrows indicate the phases to (positive values) and from (negative values) the target.

Figure 4: Averaged data with standard error of peak velocity of the hip, knee and ankle obtained during the first (solid line) and third phases (dashed line) for the three elastic loads (S1, S2 and S3).

Figure 5: Averaged and standard error of the ratio of symmetry of the hip, knee and ankle obtained during the first (solid line) and third phase (dashed line) in the three conditions of the elastic loads (S1, S2 and S3). Perfect symmetry is equal to 1 (horizontal line).

Figure 6: A. Linear regression analysis between the spatial orientation of the segments: the thigh and leg (A), thigh and foot (B) and leg and foot (C) for movements performed against the elastic loads (S1, solid line, S2, dashed line and S3, dotted line). Data is from a representative subject. This analysis was performed for all subjects. From this linear regression analysis we extracted the r (correlation) and b (inclination) values for each of the three conditions. The averaged values across subjects for $|r|$ (linear coefficient) and b (slope) during the first and third phases. The vertical bars indicate the standard error.

Figure 7: Averaged across subjects of the EMG activity (in volts) of the vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM), semitendinosus (ST) (A) and gastrocnemius medialis (GM), tibialis anterior (TA) (B) and rectus abdominis (RA) (C) during three movement phases for each elastic load (S1, S2 and S3). The vertical bars indicate the standard error.

Figures

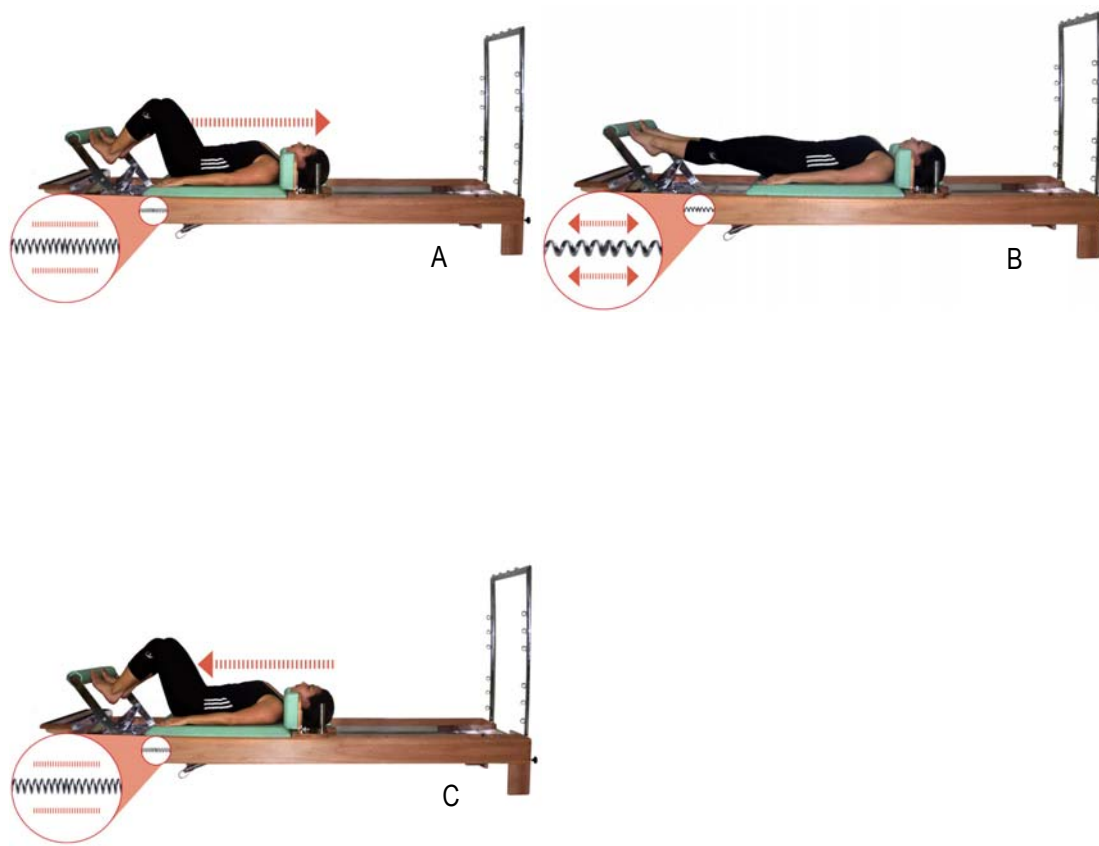


Figure 1

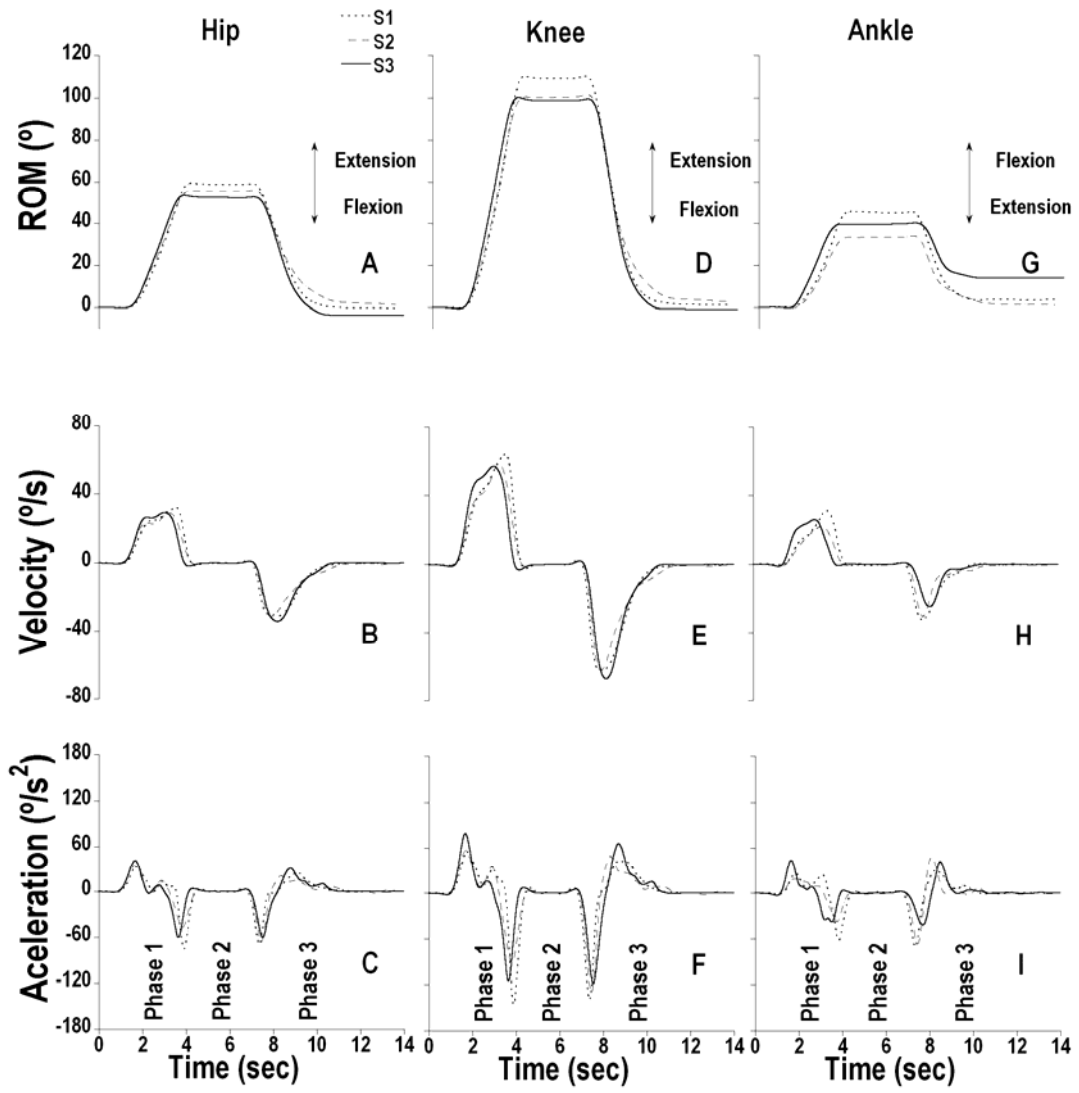


Figure 2A

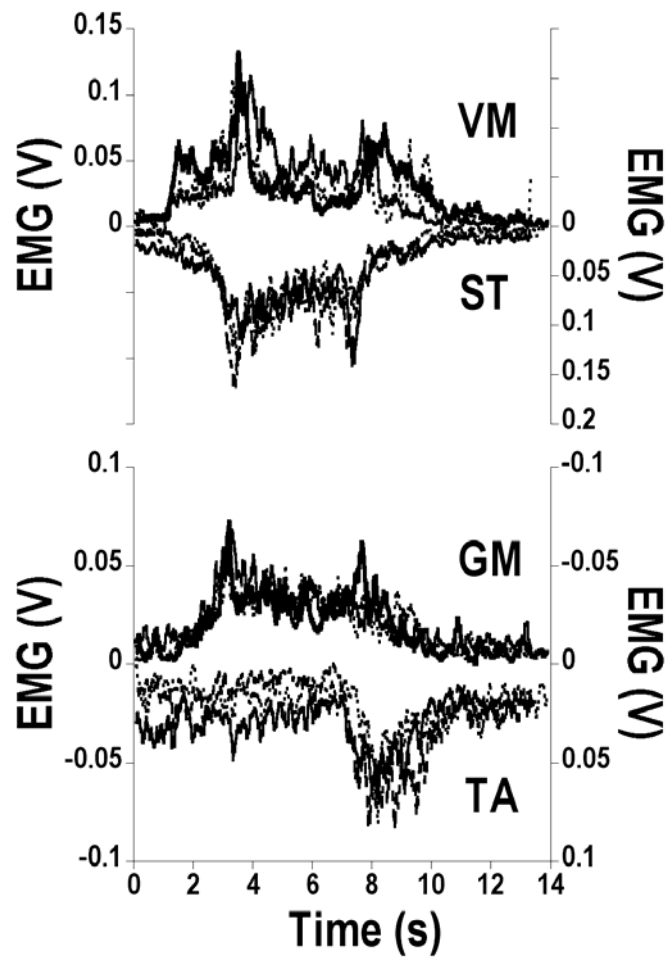


Figure 2B

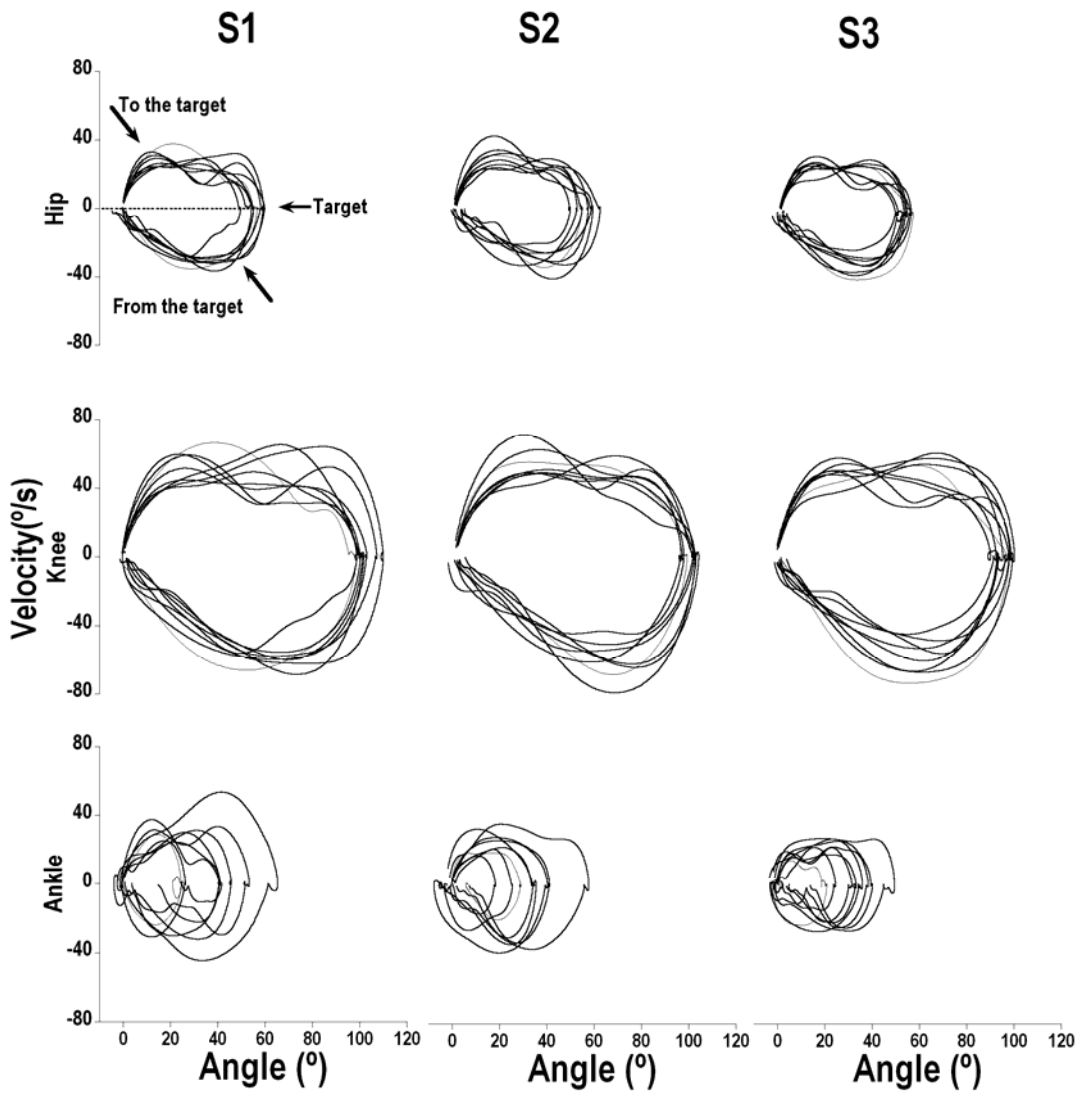


Figure 3

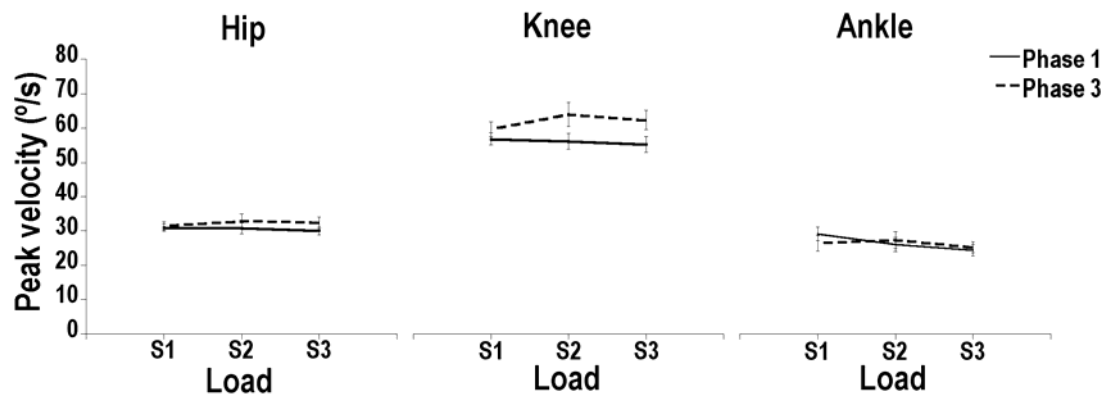


Figure 4

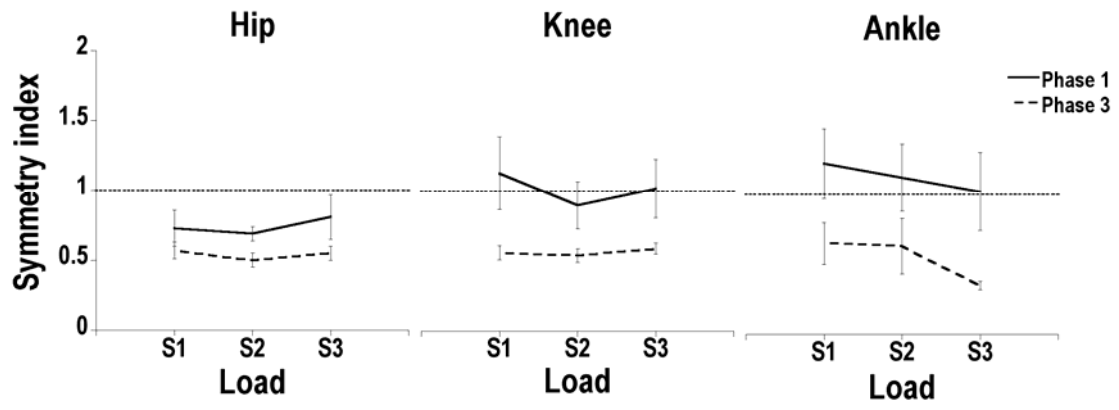


Figure 5

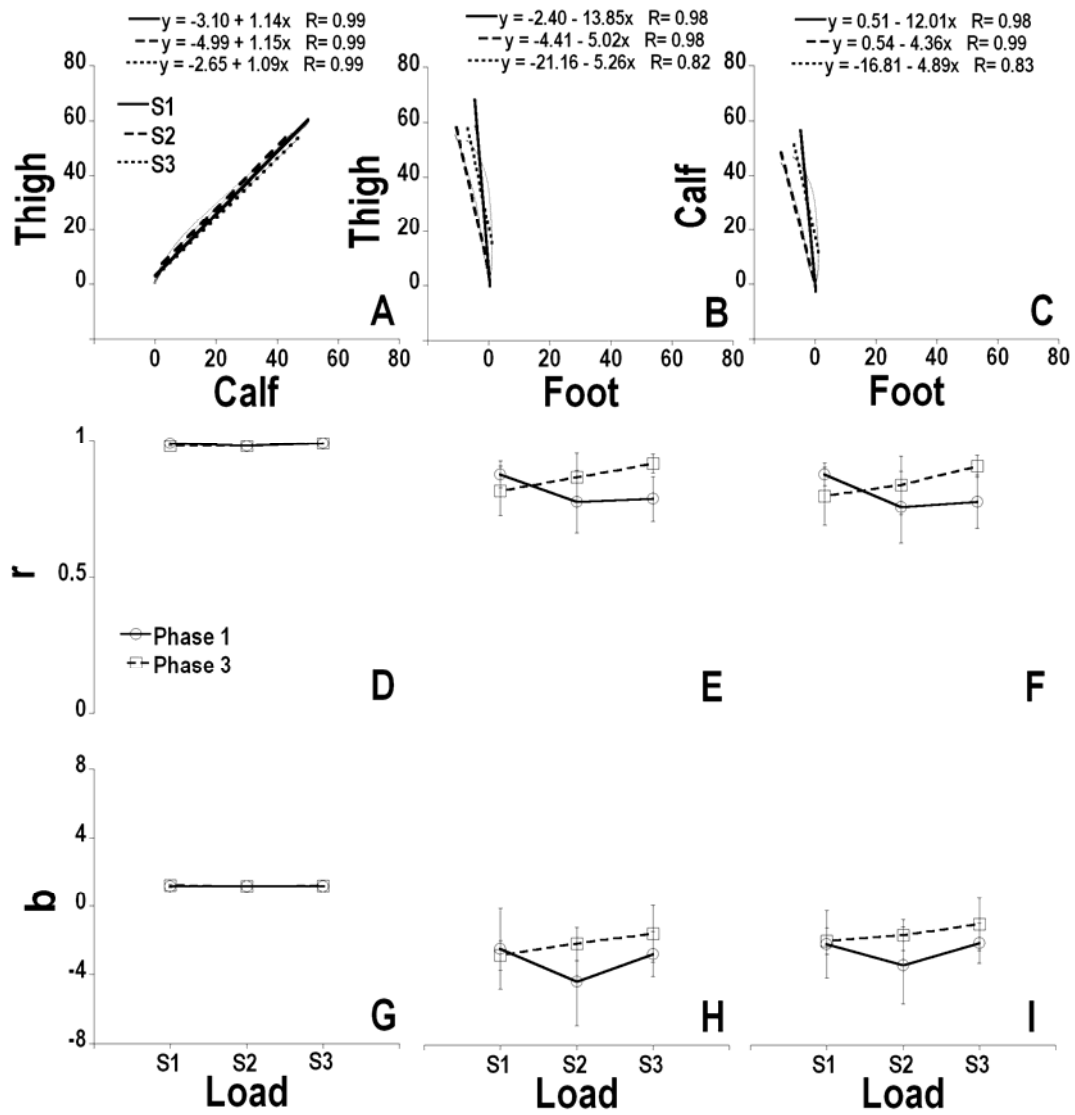


Figure 6

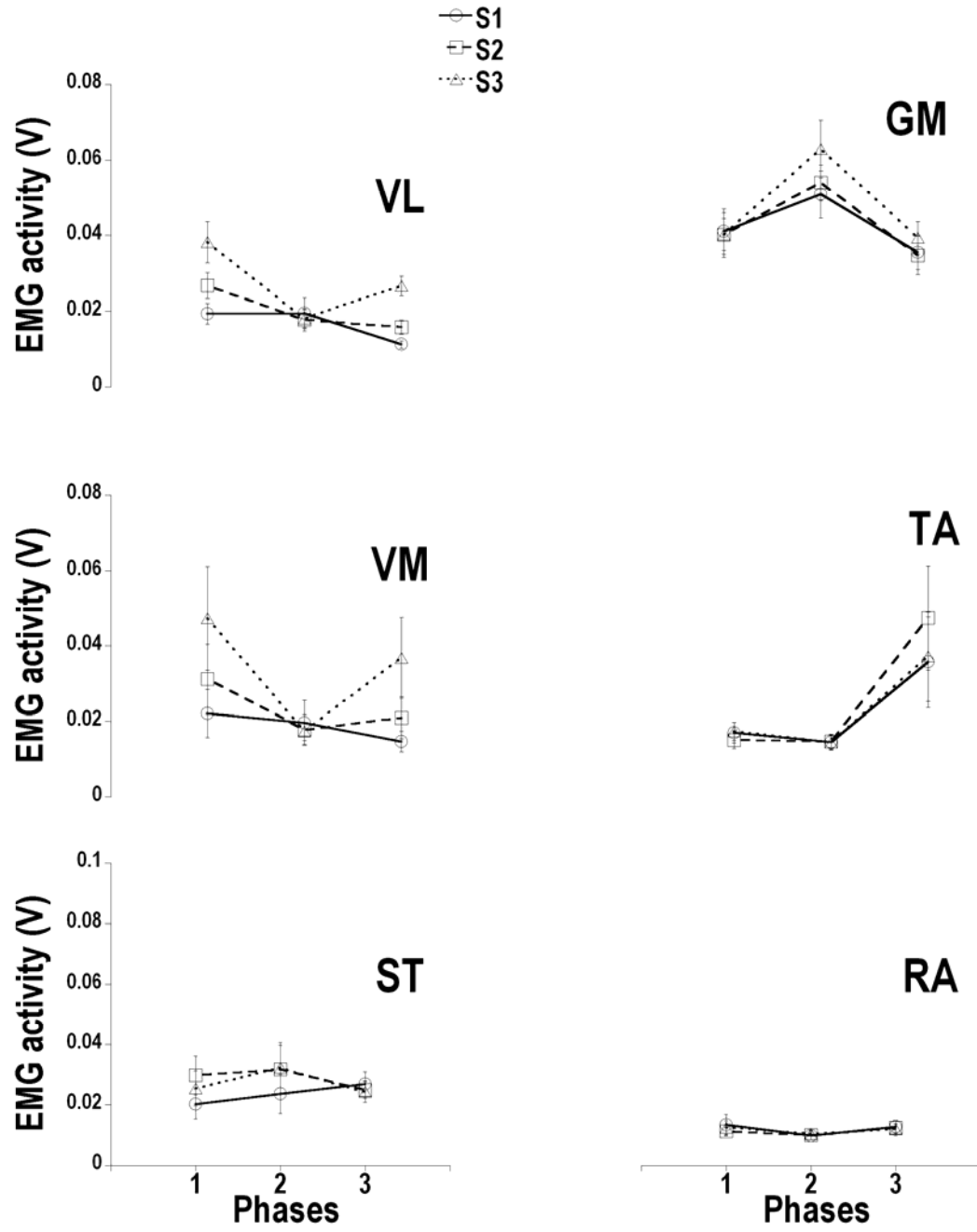


Figure 7

6.4. ANEXO D – ROTINA MATLAB

6.4.1. Descrição bruta da rotina Matlab – Sequência lógica de operações que o programa executa

1ª etapa – Carregar os dados brutos no Matlab (EMG e cinemática);

2ª etapa – Filtrar os dados EMG;

3ª etapa – Filtrar os dados cinemáticos;

4ª etapa – Marcação dos pontos de interesse;

5ª etapa – Calcular a integral da EMG dentro dos nove intervalos de interesse;

6ª etapa – Calcular a cinemática linear;

7ª etapa – Calcular a cinemática angular;

8ª etapa – Calcular a plotagem dos gráficos;

9ª etapa – Exportação dos dados.

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```

6.4.2. Análise matemática dos dados

```
% Análise Biomecânica e de Controle Motor do exercício de flexão e extensão
```

```
% do joelho realizado no Reformer com diferentes cargas segundo o Método Pilates
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%  
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
```



```
% Autor: Olavo Luppi Silva (olavo.luppi@uol.com.br) | 2009

% Este arquivo destina-se a filtrar e imprimir os dados de EMG e cinemática
% do estudo realizado em um arquivo texto ASCII.

% DADOS DE ENTRADA:

% Arquivo: EMG$#0??.ABC

%     Arquivo com os dados de eletromiografia de 8
%     músculos coletados a 1000Hz, durante o exercício proposto
%     onde ?? Ã© o número da tentativa.

%     Arquivos: CMV$#0??.ABC a CMV$#0??.ABC

%     8 arquivos onde estão registrados os dados de
%     eletromiografia de 8 músculos, em que cada um deles
%     representa a Contração Voluntária Máxima de cada um dos 8
%     músculos.

%     Arquivo: REL$#0??.ABC

%     Arquivo onde está registrado a eletromiografia dos 8 músculos
%     em estado relaxado.

%     Arquivo: XYZ$#0??.ABC

%     Arquivo onde estão registradas as trajetória x,y,z de 6
%     marcadores medidos pelo sistema Optotrak

% CONFIGURACOES INICIAIS

clc

clear
```

```

close all

set(0,'Units','pixels');

scrensize = get(0,'ScreenSize'); % Pega o tamanho da tela em pixels

borderwidth = 5;

topbdwidth = 30;

pos1 = [borderwidth, ...% dist entre lado esquerdo da tela e o lado esquerdo da figura
        2/3*scrensize(4) + borderwidth, ... % distância entre lado inferior da tela e canto
inferior esquerdo da figura
        scrensize(3) - 2*borderwidth, ... % largura da figura
        scrensize(4)/2 - (topbdwidth + borderwidth)]; % altura da figura

% Configuracoes:

NM = 6;                % Numero de musculos

samplerate_emg = 1000;    % Frequencia de aquisicao do EMG (Hz)

samplerate_xyz = 100;    % Frequencia de aquisicao do Optotrack (Hz)

plota_analise = 0;      % Digite 1 para plotar todos os graficos do MVC e 0
para apenas calcular o MVC

plota_amim = 0;        % Digite 1 para plotar a animacao, e 0 para nao plotar

canais_emg = [1 2 3 6 7 8]; % Define os canais do eletromiografo que foram
utilizados na coleta do EMG

delimitador_decimal = 1; % Digite 1 para delimitação por ponto, 2 para
delimitação por virgula

flag_notch = 0;        % Digite 1 para filtrar EMG com Filtro Notch ou 0 para
filtragem apenas com Butterworth.

% Definicao dos pontos dos marcadores

```

A(1).pontos = 'Ombro';

A(2).pontos = 'Quadril';

A(3).pontos = 'Joelho';

A(4).pontos = 'Tornozelo';

A(5).pontos = 'Cabeça 5o metatarso';

A(6).pontos = 'Carrinho';

A(1).nome_musc = 'Reto Abdominal'; % Nome do primeiro musculo

A(2).nome_musc = 'Vasto Medial'; % Nome do segundo musculo

A(3).nome_musc = 'Vasto Lateral'; % Nome do terceiro musculo

A(4).nome_musc = 'Tibial Anterior'; % Nome do quarto musculo

A(5).nome_musc = 'Semitendineo'; % Nome do quinto musculo

A(6).nome_musc = 'Gastrocnemio Medial'; % Nome do sexto musculo

A(1).sigla_musc = 'ra'; % Sigla do primeiro musculo

A(2).sigla_musc = 'vm'; % Sigla do segundo musculo

A(3).sigla_musc = 'vl'; % Sigla do terceiro musculo

A(4).sigla_musc = 'ta'; % Sigla do quarto musculo

A(5).sigla_musc = 'st'; % Sigla do quinto musculo

A(6).sigla_musc = 'gm'; % Sigla do sexto musculo

```

% DEFINIÇÃO DE ARQUIVOS E DIRETORIOS:

% Diretorio de gravacao dos dados emg

dir_output = 'c:\pilates\dados_artigo\12_daniead\output\';

% EMG do movimento

dir_emg = 'c:\pilates\dados_artigo\12_daniead\emg\';

file_emg = 'EMG$#038.ABC';

% CINEMATICA do movimento

dir_xyz = 'c:\pilates\dados_artigo\12_daniead\xyz\';

file_xyz = 'XYZ$#038.ABC';

% EMG em Contração Voluntária Maxima

dir_mvc = 'c:\pilates\dados_artigo\12_daniead\mvc\';

A(1).file_mvc = 'EMG$#006.ABC'; % MVC do primeiro musculo
A(2).file_mvc = 'EMG$#021.ABC'; % MVC do segundo musculo
A(3).file_mvc = 'EMG$#022.ABC'; % MVC do terceiro musculo
A(4).file_mvc = 'EMG$#014.ABC'; % MVC do quarto musculo
A(5).file_mvc = 'EMG$#003.ABC'; % MVC do quinto musculo
A(6).file_mvc = 'EMG$#017.ABC'; % MVC do sexto musculo

% CARREGANDO OS DADOS:

tentativa = file_xyz(6:8);

disp(['ANALISE DA TENTATIVA: ' tentativa]);

disp(' ');

```

```

disp(['Selecionando dados da EMG...      Arquivo: ' file_emg])

[header,emg] = hdrload([dir_emg file_emg]);

disp(['Selecionando coordenadas X, Y e Z... Arquivo: ' file_xyz])

[header,xyz] = hdrload([dir_xyz file_xyz]);

disp('=====MVC=====')

for i=1:NM

    disp(['Carregando dados MVC do musculo: ' A(i).nome_musc '...' | Arquivo: '
A(i).file_mvc ])

    [header,A(i).MVC_bruto] = hdrload([dir_mvc A(i).file_mvc]);

end

disp('=====')

%-----Analizando MVC-----
-----
-----

% Esta rotina calcula o valor da contracao voluntária máxima média para um
% período de 2000 frames e compara o EMG de cada músculo durante o
% exercício com o sinal da contração voluntária máxima.

array_mvc = struct( 'sigla',{A(1).sigla_musc, A(2).sigla_musc, A(3).sigla_musc,
A(4).sigla_musc, A(5).sigla_musc, A(6).sigla_musc },...

'dados',{A(1).MVC_bruto, A(2).MVC_bruto, A(3).MVC_bruto,
A(4).MVC_bruto, A(5).MVC_bruto, A(6).MVC_bruto});

[MVC] = analisa_mvc(emg,array_mvc,plota_analise);

```

```
emg = emg';
```

```
% ----- trabalhando os dados ELETROMIOGRÁFICOS (EMG) -----
```

```
-----
```

```
% ENTRADA:
```

```
%   emg: matriz cujas linhas contem os dados eletromiograficos
```

```
%   do exercicio para os músculos
```

```
% SAIDA:
```

```
%   time_emg: tempo de coleta dos dados eletromiograficos
```

```
%   musc: dados dos musculos filtrados. Sao eles (por linha):
```

```
%       RA = musc(1,:),
```

```
%       RF = musc(2,:),
```

```
%       VM = musc(3,:),
```

```
%       VL = musc(4,:),
```

```
%       BF = musc(5,:),
```

```
%       ST = musc(6,:),
```

```
%       TA = musc(7,:),
```

```
%       GM = musc(8,).
```

```

% Chamando a funcao:

% [ time_emg, musc ] = emg_pilates( emg,canais_emg+1); % O 2o argumento define
quais colunas sao usadas de fato do arquivo EMG$%xxx.ABC.

    % Isso não importante quando algum canal da eletromiografia

% Não está funcionando

if flag_notch == 1

    [ time_emg, musc ] = filtro_notch( emg',canais_emg+1,A,samplerate_emg);

else

    [ time_emg, musc ] = filtra_emg( emg,canais_emg+1);

End

% ----- Filtrando os dados CINEMATICOS -----

% ENTRADA

%   xyz: matriz em que a cada 3 linhas aparecem as trajetórias x,y,z
%       de cada um dos marcadores do Optotrack

% SAÍDA:

%   time_xyz: vetor do tempo de coleta dos dados cinemáticos (em segundos)
%   XYZ: matriz em que cada coluna apresenta a trajetória na direção x,y,z de
%       cada um dos marcadores com o sinal já filtrado.

% Chamando a funcao que filtra dos dados:

```

```

[ time_xyz, XYZ ] = filtra_xyz( xyz, samplerate_xyz );

% Chamando a funcao que calcula a cinematica linear:

[XYZp, XYZpp] = cinematica_lin(time_xyz,XYZ);

% Chamando a funcao que calcula a cinematica absoluta:

[ABSp, ABSpp] = cinematica_abs(XYZp,XYZpp,'2D');

% Chamando a funcao que calcula a cinematica angular:

[ANG, ANGp, ANGpp] = cinematica_ang(time_xyz,XYZ);

% Mostra animacao do movimento:

if plota_amim == 1

    animacao_movimento(time_xyz,XYZ,A,1)

end

% Angulos nas articulacoes

figure('Position',pos1)

subplot(1,3,1)

plot(time_xyz,ANG(:,1)*180/pi,time_xyz,ANGp(:,1)*180/pi,time_xyz,ANGpp(:,1)*180/pi)

xlabel('tempo (s)')

ylabel('pos | vel | acel (graus|graus/2|graus/s^2) ')

legend('pos','vel','acel')

title('Angulo do quadril')

grid

subplot(1,3,2)

```



```

plot(time_xyz,ANG(:,2)*180/pi,time_xyz,ANGp(:,2)*180/pi,time_xyz,ANGpp(:,2)*180/pi)

xlabel('tempo (s)')

ylabel('pos |vel | acel (graus|graus/2|graus/s^2) ')

title('Angulo do joelho')

legend('pos','vel','acel')

grid

```

```

subplot(1,3,3)

plot(time_xyz,ANG(:,3)*180/pi,time_xyz,ANGp(:,3)*180/pi,time_xyz,ANGpp(:,3)*180/pi)

xlabel('tempo (s)')

ylabel('pos |vel | acel (graus|graus/2|graus/s^2) ')

title('Angulo do tornozelo')

legend('pos','vel','acel')

grid

```

```

disp('Digite Enter para continuar...')

```

```

pause

```

```

%=====

```

```

% Identificando pontos da trajetoria do carrinho:

```

```

%=====

```

```

pos_carrinho = XYZ(:,16);

```

```

vel_carrinho = XYZp(:,16);

```

```

acel_carrinho = XYZpp(:,16);

close all

plota_emg(time_emg,time_xyz,musc,A,pos_carrinho)

pontos = identifica_pontos_manual(time_xyz,pos_carrinho,vel_carrinho,acel_carrinho);

%=====

% Integracao da EMG:

%=====

% ENTRADA:

% pontos:   vetor com os 10 pontos onde a integracao se processara.
% musc:     emg de 8 musculos ja filtrada
% time_emg: vetor de tempo do emg
% time_xyz: vetor de tempo da cinematica (necessario para fazer a
%           interpolacao do vetor 'pontos' para o tamanho do vetor
%           time_emg.

% SAIDA:

% emg_integrada: matriz de tamanho (9 x 7) onde cada coluna representa um
%               musculo, e cada linha representa a integral do emg

```

```

%           no intervalo desejado.

%

emg_integrada = integracao_atividade_musc(pontos,musc,time_emg,time_xyz);

exporta_dados(dir_output,tentativa,time_xyz,pos_carrinho,vel_carrinho,acel_carrinho,ANG,ANGp,ANGpp,musc,MVC,emg_integrada,pontos,delimitador_decimal)

break

% ===== VISUALIZANDO OS DADOS= =====

% Cinematica dos marcadores

figure('Position',pos1)

NOMES = struct('pontos',{'ombro','quadril','joelho','tornozelo','pe','carrinho'});

for i=1:6

    subplot(1,3,1)

    plot(time_xyz,XYZ(:,3*(i-1) + 1),time_xyz,XYZp(:,3*(i-1) + 1),time_xyz,XYZpp(:,3*(i-1) + 1))

    title([NOMES(i).pontos ' (X)'])

    xlabel('tempo (s)')

    ylabel('pos | vel | acel (mm|mm/s|mm/s^2) ')

    grid

    subplot(1,3,2)

    plot(time_xyz,XYZ(:,3*(i-1) + 2),time_xyz,XYZp(:,3*(i-1) + 2),time_xyz,XYZpp(:,3*(i-1) + 2))

    title([NOMES(i).pontos ' (Y)'])

```

```

xlabel('tempo (s)')

ylabel('pos |vel | acel (mm|mm/s|mm/s^2) ')

grid

subplot(1,3,3)

plot(time_xyz,XYZ(:,3*(i-1) + 3),time_xyz,XYZp(:,3*(i-1) +
3),time_xyz,XYZpp(:,3*(i-1) + 3))

title([NOMES(i).pontos ' (Z)'])

legend('pos', 'vel', 'acel', 'Location','BestOutside')

xlabel('tempo (s)')

ylabel('pos |vel | acel (mm|mm/s|mm/s^2) ')

grid

disp('Aperte qualquer tecla para continuar...')

pause

end

close

% Animacao do movimento

hold on

grid on

for i=1:8:size(XYZ,1)

figure(1)

plot3(XYZ(i,1),XYZ(i,2),XYZ(i,3),'b.',XYZ(i,4),XYZ(i,5),XYZ(i,6),'r.',XYZ(i,7),XYZ(
i,8),XYZ(i,9),'g.',XYZ(i,10),XYZ(i,11),XYZ(i,12),'m.',XYZ(i,13),XYZ(i,14),XYZ(i,15)
,'c.',XYZ(i,16),XYZ(i,17),XYZ(i,18),'k.')

```

```

title(['Frame #: ' num2str(i)])

xlabel('X (longitudinal)')

ylabel('Y (antero-posterior)')

zlabel('Z (latero-lateral)')

legend('pto1', 'pto2', 'pto3', 'pto4', 'pto5', 'pto6')

view(0.20,0)

axis equal

axis([-800 800 -400 200 -400 500])

% figure(2)

%plot(XYZ(i,1),XYZ(i,2),'b.',XYZ(i,4),XYZ(i,5),'r.',XYZ(i,7),XYZ(i,8),'g.',XYZ(i,10),
XYZ(i,11),'m.',XYZ(i,13),XYZ(i,14),'c.',XYZ(i,16),XYZ(i,17),'k.')

% legend('ombro', 'quadril', 'joelho', 'tornozelo', 'pe', 'carrinho')

% title(['Frame #: ' num2str(i)])

% xlabel('X')

% ylabel('Y')

% axis equal

% axis([-600 1000 0 1000])

getframe

end

close

hold off

grid off

```

```
% Exporta dados para tabela do Excell
```

```
%xlswrite('dados_xyz_024.xls', XYZ, 'trajetoria_XYZ')
```

```
%xlswrite('dados_emg_024.xls', musc, 'EMG')
```