

**UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DA REABILITAÇÃO**

**EFEITO DA CARGA ELÁSTICA NAS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICA E
ELETROMIOGRÁFICA DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO-EXTENSÃO DOS
OMBROS REALIZADOS NO APARELHO *REFORMER* SEGUNDO O
MÉTODO PILATES**

LÍVIA ALICE RAMALHO COSTA

**São Paulo, SP
2010**

LÍVIA ALICE RAMALHO COSTA

**EFEITO DA CARGA ELÁSTICA NAS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICA E
ELETROMIOGRÁFICA DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO-EXTENSÃO DOS
OMBROS REALIZADOS NO APARELHO *REFORMER* SEGUNDO O
MÉTODO PILATES**

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

Orientador: Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida

**Co-orientadora: Profa. Dra. Nádia
Fernanda Marconi**

**São Paulo, SP
2010**

FICHA CATALOGRÁFICA

Costa, Livia Alice Ramalho.

Efeito da carga elástica nas estratégias cinemática e eletromiográfica dos movimentos de flexão-extensão dos ombros realizados no aparelho reformer segundo o método pilates. / Livia Alice Ramalho Costa. 2010.

48 f.

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

Orientador (a): Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida.


São Paulo, 07 de dezembro de 2010.

TERMO DE APROVAÇÃO

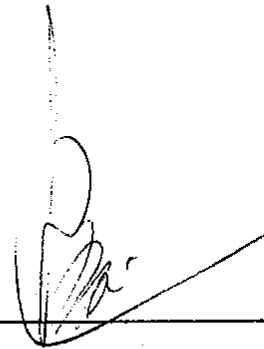
Aluna: LÍVIA ALICE RAMALHO COSTA

Título da Dissertação: "EFEITO DA CARGA ELÉTRICA NAS ESTRATÉGIAS CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DOS MOVIMENTOS DE FLEXÃO-EXTENSÃO DOS OMBROS REALIZADOS NO APARELHO *REFORMER* SEGUNDO O MÉTODO PILATES".

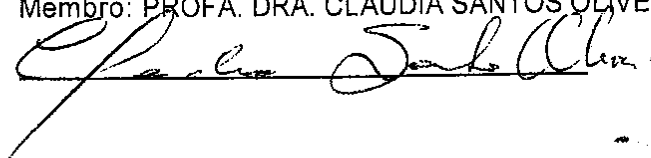
Presidente PROF. DR. GIL LÚCIO ALMEIDA



Membro: PROF. DR. VALDECI CARLOS DIONÍSIO



Membro: PROFA. DRA. CLÁUDIA SANTOS OLIVEIRA



DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho em primeiro lugar ao meu marido, por todo apoio, amor, compreensão e pela companhia ao longo da trajetória que me levou à concretização deste sonho, sem ele nada disso teria acontecido em minha vida.

A Deus, minha família, amigos, colegas de trabalho e orientador pelo apoio, força, incentivo, companheirismo e amizade. Sem eles nada disso seria possível.

AGRADECIMENTOS

Foi há 2 anos que comecei algo... Algo que agora apresento a vocês, e ao apresentá-lo sinto um sentimento de alívio como há muito tempo não sentia! Ao finalizar uma etapa particularmente importante da minha vida, não poderia deixar de expressar o mais profundo agradecimento a todos àqueles que me apoiaram nesta longa caminhada e contribuíram para a realização deste trabalho.

Esta parte de agradecimentos é muito difícil, pois muitas vezes cometemos injustiças e por esquecimento não mencionamos nomes de pessoas que também contribuíram para o trabalho. Pois nada na vida conquistamos sozinhos. Sempre precisamos de outras pessoas para nos ajudar a alcançar os nossos objetivos.

Meus agradecimentos ao meu orientador, professor **Dr. Gil Lúcio Almeida**, o meu maior agradecimento por toda a orientação prestada, ajuda durante esses dois anos, e principalmente pelo conhecimento transmitido ao longo do curso de Mestrado.

Agradeço a Professora Dra. Nádia, pelas ajudas, broncas quando necessário e orientações. Sempre me salvando nas horas em que mais precisava.

Aos meus amigos de laboratório, que durante estes dois anos formamos uma família com o sobrenome LCM, onde todos escutavam problemas de todos, ajudava um ao outro, nas coletas, nas tabulações, enfim em tudo que eu precisava. Obrigada Ana, Marília, Rômulo e Théo.

A minha querida aluna de iniciação Carol, que me ajudou tanto nas coletas, procurando sempre uma voluntária às pressas. Não perdia o pique, mesmo tendo que coletar 10 vezes a mesma coisa, mudar varias vezes os músculos, a tarefa, estava sempre ali disposta a me ajudar. Como todos costumavam dizer, “a melhor aluna de iniciação”.

À Marthinha que me ouviu desabafar todos os dias os mesmos assuntos, sempre as mesmas reclamações, mas sempre estava ali para escutar e dar conselhos, nas horas de café ou no almoço.

Ao Prof. Ms. Olavo Luppi pela programação da rotina Matlab, que foi peça fundamental para o desenvolvimento deste trabalho.

À empresa *D&D Pilates*, que forneceu todos os equipamentos de Pilates.

À minha família, a qual amo muito, pelo carinho, paciência e incentivo.

Às minhas amigas que fizeram parte desse momento sempre me ajudando e incentivando.

E finalmente a Deus por sempre me iluminar e me guiar...

RESUMO

Introdução: Os exercícios do método Pilates podem ser realizados no solo e em equipamentos. Nos equipamentos, os mesmos são executados contra a resistência de molas (carga elástica), as quais impõem uma complexidade adicional à execução e controle dos movimentos. Apesar da abrangência do uso do método na reabilitação, há poucos estudos científicos que comprovam sua eficácia. Essa abrangência do uso do método demonstra, por si só, a necessidade de uma descrição biomecânica e de controle motor dos exercícios, possibilitando um entendimento cinesiológico dos mesmos.

Objetivos: Identificar e descrever as estratégias cinemáticas e de modulação da atividade EMG dos principais músculos durante a execução do movimento do ombro com reversão realizado sob a demanda de diferentes cargas elásticas no equipamento *Reformer* por indivíduos não praticantes do método Pilates. **Materiais e métodos:** Oito voluntárias do sexo feminino participaram desse estudo. Foram instruídas a realizar uma tarefa de extensão e flexão de ombro no aparelho *Reformer* segundo o Método Pilates, contra a resistência de três magnitudes de carga elástica (mola). A cinemática angular do ombro e a cinemática linear do equipamento foram reconstruídas através de um sistema óptico de análise tridimensional do movimento (OPTOTRAK 3020) e a atividade EMG dos principais músculos foram coletadas através de eletrodos de superfície (DESLYS). Os resultados mostraram que os sujeitos gastam mais tempo desacelerando na fase da IDA, para as três cargas. De um modo geral, pudemos observar que conforme o aumento da carga elástica menor o tempo que o sujeito gasta para executar a tarefa. A atividade EMG dos músculos, deltóide anterior, deltóide posterior e reto abdominal aumentaram com o incremento da carga elástica.

PALAVRAS CHAVE: Pilates; Cinemática; Cargas Elásticas.

ABSTRACT

Introduction: The Pilates exercises can be performed in soil and equipment. The equipment, they are executed against the resistance of springs (elastic load), which require an additional complexity to the implementation and control of movements. Despite the scope of the method employed in rehabilitation, there are few scientific studies that prove its effectiveness. This range demonstrates the use of the method, by itself, the need for a description of motor control and biomechanics of the exercises, allowing an understanding of kinesiology same. **Objectives:** Identify and describe strategies for modulation of kinematic and EMG activity of major muscles during performance of shoulder movement with reversal performed upon the demand of different elastic loads on the Reformer equipment by individuals not practicing Pilates. **Methods:** Eight female volunteers participated in this study. Were instructed to perform a task of extension and flexion in the Reformer apparatus according to Pilates, resistance against the three magnitudes of tensile load (spring). The kinematics of the shoulder angle and linear kinematics of the equipment were reconstructed using an optical three-dimensional motion analysis (OPTOTRAK 3020) and EMG activity of major muscles were collected using surface electrodes (Deslys). The results showed that subjects spent more time decelerating phase of the IDA for the three charges. In general, we found that with increasing tensile load the less time that the subject takes to perform the task. The EMG activity of muscles, anterior deltoid, posterior deltoid and rectus abdominis increased with increasing tensile load.

KEYWORDS: Pilates; Kinematics; Elastic Loads.

SUMÁRIO

RESUMO	viii
ABSTRACT	ix
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xii
1. CONTEXTUALIZAÇÃO	1
1.1 Exercícios realizados sob a imposição de carga elástica.....	1
1.2 Histórico do Método Pilates	1
1.3 O método Pilates e seus benefícios.....	3
1.4 Os equipamentos do método Pilates.....	3
1.5 Método Pilates: prática baseada em evidências.....	5
2. ARTIGO SUBMETIDO Á JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY	07
2.1 Abstract.....	08
2.2 Introduction	09
2.3 Methods	10
2.4 Results	13
2.5 Discussion.....	16
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	31
4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	32
5. APÊNDICES	35
5.1 APÊNDICE A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	35
5.2 APÊNDICE B – Produções durante o mestrado	37
6. ANEXOS	39
6.1 Anexo A – Certificado do Comitê de Ética e Pesquisa	39
6.2 Anexo B – Carta de submissão do artigo científico	40
6.4 Anexo C – Rotina Matemática para processamento dos dados cinemáticos e eletromiográficos.....	41

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 A: Joseph H. Pilates ainda jovem.

Figura 1 B: Equipamento *Reformer* atualmente (D&D Pilates).

Figura 2 A: Joseph H. Pilates trabalhando com o antigo Cadillac.

Figura 2 B: Equipamento *Cadillac* atualmente (D&D Pilates).

Figura 3 A: Joseph H. Pilates trabalhando com o *Ladder Barrel*.

Figura 3 B: Equipamento *Ladder Barrel* atualmente (D&D Pilates).

Figura 4 A: Joseph H. Pilates trabalhando com a *Step Chair*.

Figura 4 B: Equipamento *Step Chair* atualmente (D&D Pilates).

LISTA DE ABREVIATURAS

EMGs: Eletromiografia de superfície

DA: Deltóide Anterior

DP: Deltóide Posterior

RA: Reto Abdominal

MU: Multifido

RF: Reto Femoral

IT: Isquio Tibial

M1: Resistência leve

M2: Resistência moderada

M3: Resistência pesada

KGF: kilograma força

°: Graus

°/s: Graus por segundo

°/s² : Graus por segundo ao quadrado

SNC: Sistema Nervoso Central

1. CONTEXTUALIZAÇÃO

1.1 Exercícios realizados sob a imposição de carga elástica

Gottlieb e colegas (1989) identificaram regras simples utilizadas pelo Sistema Nervoso Central (SNC) para modular a atividade EMG e os torques durante a execução de exercícios simples realizados com e sem a imposição de cargas. Posteriormente, essas regras simples de modulação da atividade EMG foram observadas em movimentos mais complexos de apontar ^{1,2,3,4}. Mais recentemente, Almeida e colaboradores demonstraram que essas regras também poderiam explicar como o SNC modula a atividade eletromiográficas e os torques na execução de movimentos de reversão ^{2,3,4,5,6}.

Nos movimentos de apontar o SNC gera um padrão bifásico de atividade EMG, aumentando a quantidade de atividade EMG agonista e prolongando o início da atividade antagonista, com o aumento da velocidade ou da carga inercial, gerando assim uma maior força muscular ^{1,2,3}. No entanto, nos movimentos de flexão do cotovelo executados contra uma carga elástica, prolonga-se a duração da atividade EMG agonista, atrasando o início da atividade EMG antagonista. Esse padrão de atividade eletromiográfica gera um aumento dos torques articulares (força gerada pelos músculos e transmitida para mover a articulação), prolongando a duração do mesmo na fase de aceleração dos movimentos. Além do aumento da ativação muscular, o uso de carga elástica reduzia o padrão de co-ativação ^{6,7}.

1.2 Histórico do Método Pilates

Por ser uma criança que sofria problemas de saúde, Joseph Hubertus Pilates (1880-1967) procurou na prática de atividades físicas e esportes o meio de melhorar o seu estado físico e de saúde ^{8,9,10,11,12}.

Em 1912 se tornou instrutor de alto defesa na Inglaterra, em uma das maiores instituições da época, a Scotlan Yard, onde além dos ensinamentos de alto defesa Joseph desenvolvia o seu programa de exercícios baseados nas práticas de atividade física ^{12,13}. Ao mesmo tempo em que Joseph procurava desenvolver o seu método de exercícios, aconteceu a Primeira Guerra Mundial e todos os alemães foram presos em campos de concentração. Durante o período de confinamento, Joseph continuava a desenvolver seu programa de exercícios só que desta vez a sua aplicação acontecia dentro das enfermarias onde ele visava o trabalho corporal a fim de cuidar das

peças enfermas. Foi durante essa fase que Joseph começou a pensar na possibilidade de oferecer resistência aos exercícios e foi nas macas hospitalares que ele encontrou a resposta. Foi aí que iniciou os primeiros testes com as molas que compunham essas camas para servir de resistência externa para realização dos movimentos e exercícios, a partir desse momento Joseph começou a projetar os primeiros protótipos que futuramente se transformariam em equipamentos específicos para a prática da “contrologia”^{8,9,10,11,12,14}.

O início do reconhecimento do trabalho de Joseph foi quando uma epidemia de influenza matou milhares de pessoas na Europa e principalmente nos campos de concentração onde as pessoas estavam muito expostas e fragilizadas pelos maus tratos, só que o fato que culminou nesse reconhecimento foi quando as pessoas que praticavam os exercícios ensinados por Joseph Hubertus Pilates não adoeceram e os poucos que adoeceram não vieram a falecer^{8,11,12,15}.

Após a Guerra, Joseph, retornou à Alemanha para dar continuidade ao seu trabalho onde iniciou o treinamento dos policiais da cidade de Flamburg. Durante este período ele conheceu Rudolf Von Laban, seu primeiro contato com o mundo da dança. Laban incorporou parte da técnica de “contrologia” (técnica de Joseph H. Pilates), em seu método de ensino^{8,9,10,11,12,13}.

No momento em que a “contrologia” entrou de vez como um método de treinamento, o governo alemão fez uma proposta para Joseph realizar o treinamento dos oficiais do exército alemão. Vendo os acontecimentos e rumo que as coisas estavam tomando, Joseph decidiu imigrar para os EUA e difundir o seu método naquele país.^{8,11}.

Durante a viagem para a América Joseph conhece Clara que se tornaria sua esposa e por terem muitas afinidades, sendo uma delas o cuidado com as pessoas, juntos decidiram montar o primeiro Studio de Fitness para oferecer a “contrologia”. Com isso ao chegar aos EUA procuraram o New York City Ballet que era a referência da dança na época e pelo fato de Joseph ter iniciado a divulgação do seu trabalho na Alemanha através das escolas de dança, conseguiu difundir através dessa parceria o seu método^{8,12,13}.

Joseph H. Pilates viveu até os 87 anos de idade, praticando e ensinando o que ele chamava de técnica da “contrologia”^{8,12,13}. Isto foi um verdadeiro tributo à efetividade de seu método de treinamento e condicionamento físico e mental. Fiel

exponente de seu próprio sistema estava seguro que seus conhecimentos estavam 50 anos adiantados em relação à sua época. O tempo confirmou as verdades de suas afirmações. E após o falecimento do mentor da técnica de “contrologia”, o seu método de exercícios ficou chamado e conhecido mundialmente como Método Pilates, sendo um nome de domínio publico ^{8,11}.

1.3 O método Pilates e seus benefícios

O Método Pilates é um trabalho que se baseia em exercícios de força, flexibilidade e mobilidade utilizando para tal, técnicas, equipamentos e exercícios específicos. Este método permite desenvolver nos seus praticantes uma maior tomada de consciência corporal através, sobretudo, dos seus princípios: Concentração, Respiração, Controle, Centralização (*Power House*), Precisão e Fluidez de Movimento ^{8,10,13,15,16,17}.

Em todos estes princípios reside uma base comum: a especificidade de cada ser humano e suas limitações, isto é, a capacidade desta modalidade se adaptar e se direcionar às diferentes características de cada praticante. Neste sentido, alguns estudos e principalmente os profissionais de saúde que associam a sua prática a inúmeros benefícios, concretamente ao nível da prevenção e tratamento de algumas disfunções musculoesqueléticas, melhoria do equilíbrio, dos níveis de atenção e de concentração, da coordenação neuromotora, da mobilidade articular, da redução de dores da coluna, aumento dos níveis de consciência corporal.

1.4 Os equipamentos do método Pilates

Inicialmente Joseph H. Pilates desenvolveu seus equipamentos baseando – se em oferecer uma resistência nos exercícios, contudo adaptou as molas das camas hospitalares para oferecer esse tipo de resistência que foi mantida para os primeiros protótipos dos equipamentos de Pilates.

Os principais equipamentos são: *Cadillac, Reformer, Step Chair e Lader Barrel*, como podem observar abaixo, os equipamentos mantêm praticamente a mesma funcionalidade, porém o design e a modernidade tomaram conta da diferenciação dos fabricantes ^{1,10}.



Figura 1 A



Figura 1 B

O equipamento Reformer é composto por um carrinho que desliza sobre uma plataforma conectada por molas ¹.



Figura 2 A



Figura 2 B

O Cadillac é o equipamento mais robusto do método Pilates, por ser uma espécie de maca com uma estrutura metálica, oferece várias possibilidades de conexão das molas para realização dos exercícios ¹.



Figura 3 A



Figura 3 B

A principal característica do Lader Barrel são as grandes possibilidades de trabalho com a musculatura abdominal e alongamento global, porém não oferece a possibilidade de trabalho com molas¹.



Figura 4 A



Figura 4 B

Step Chair é o equipamento mais desafiador para alunos que queiram trabalhar a musculatura abdominal, o equipamento é composto por dois pedais que podem ser utilizados de forma única ou separados com a possibilidade de conexão das molas em diferentes amplitudes¹.

Nos equipamentos, a resistência externa é imposta ao sistema músculo-esquelético através de um sistema de molas (carga elástica)¹⁸. Essas molas impõem uma complexidade adicional ao controle e execução dos movimentos. De um modo geral, durante o movimento de ida de uma posição inicial até um alvo, a mola sofre uma deformação e a resistência externa oferecida por ela aumenta gradualmente. A energia potencial acumulada durante o alongamento da mola é liberada e a mesma tenderá a acelerar o segmento de volta à posição inicial. Nesse momento, uma contração excêntrica da musculatura é necessária para desacelerar o segmento lentamente na posição desejada. Outra característica do método é que, em geral, seus exercícios são complexos e envolvem a participação de múltiplos segmentos simultaneamente.

1.5 Método Pilates: prática baseada em evidências

Podemos observar atualmente que o Método Pilates está amplamente disseminado no uso do condicionamento físico e na reabilitação. Em especial, estudos indicam que um programa de exercícios de Pilates pode ser eficiente no tratamento da dor lombar, melhora a saúde em geral, aumentando a propriocepção, equilíbrio e flexibilidade em pacientes com doenças crônicas não-específicas^{13,18,19,20,21,22,23,24}.

Porem os resultados obtidos são baseados em escalas subjetivas como escala visual de dor e questionários de qualidade de vida.

Quando partimos para estudos preocupados em descrever os mecanismos de controle motor e biomecânica durante a realização dos exercícios do método Pilates, observamos que a imposição ou não da carga elástica é ignorada ^{25,26,27,28}.

Como o Método de Pilates está amplamente disseminado no uso do condicionamento físico e na reabilitação. Em especial, estudos indicam que um programa de exercícios de Pilates pode ser eficiente no tratamento da dor lombar, melhora a saúde em geral, aumentando a propriocepção, equilíbrio e flexibilidade em pacientes com doenças crônicas não-específicas. Portanto, se faz necessário uma descrição das estratégias EMGs e cinemáticas usadas pelo SNC na execução do controle desses movimentos de forma a permitir um entendimento cinesiológico.

**2. ARTIGO SUBMETIDO AO JOURNAL OF
ELECTROMYOGRAPHY AND KINESIOLOGY**

**The effect of elastic load on the cinematic and EMG strategies during
shoulder flexion and extension movements performed on apparatus of
Pilates Reformer**

Lívia Alice Ramalho Costa¹, Nádia Fernanda Marconi¹, Olavo Luppi Silva², Gil Lúcio
Almeida¹

Programa de pós Graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho,
UNINOVE, Brasil

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

Corresponding Author: Gil Lúcio Almeida

gillucioalmeida@gmail.com

Adress: street Dr. Rafael de Barros, nº 366, flat 161

City: São Paulo

Zip Code: 00003-042 – Brazil

Phone: 55(11) 3823-91

2.1 Abstract

Objectives: This study aimed to describe the EMG and kinematic strategies used by central nervous system (CNS) during the execution of shoulder flexion and extension performed against different elastic loads of the Reformer Pilates apparatus. Methods: Eight female volunteers participated in this study. They were instructed to perform a task in three phases (TO THE TARGET, STACIONARY, and FROM THE TARGET) of four second each. The kinematics of the shoulder were reconstructed using an optical three-dimensional motion analysis (OPTOTRAK 3020) and EMG activities of major muscles were collected through surface electrodes (DELSYS). The results showed a complex kinematic and EMG strategies that could be affect by the amount of elastic load and movement phases for some situations, but not for others. The results are discussed in terms of the simple rules used to explain the effect of elastic load on the modulation of the EMG activities and the effect of possible kinetic forces acting on the joints.

Keywords: Pilates, kinematics, elastic load

2.2 Introduction

The Pilates method has been used since 1880 and is characterized by a set of exercises, whose objective would be to increase muscle strength, flexibility, coordination and control of movements (Latey, 2001; Johnson et al, 2006; Levine et al 2007; Blum, 2002; Graves, 2005). According to the method, the contraction of muscle CORE (abdominis, adductors, paravertebral and pelvic floor), also known as the "powerhouse" (Muscolino and Cipriani, 2004), associated with a correct breathing, help the control of movements. Although these are empirical observations, the method is still widely used in rehabilitation and physical fitness (Rydeard et al, 2006; Touche et al, 2009, Silva et al, 2009a; Savage, 2005; Gladwell et al, 2006; Donzelli et al, 2006; Fonseca et al, 2009; Emery et al, 2009).

Several strategies for modulating activity (EMG) were identified for the execution of uni (Gottlieb, 1996; Paulino et al, 2004) and multi-joint (Berardelli et al, 1996; Hannaford and Stak, 1985; Hallett et al, 1975; Gottlieb, 1998; Almeida et al, 2006) movements without the imposition of external loads. In the method Pilates is common the imposition of elastic load during movement execution (Silva et al., 2009b). However, few studies reported the effects this kind of elastic loads on the movement control (Gottlieb, 1996; Stein, 1988; Hintermeister et al, 1998, Mackey et al, 2002; Stoeckmann, 2009). For example, it was not observed the effect of elastic load at the speed of elbow flexion, even although there was an increase in the duration of agonist activity with no change in the antagonist latency (Gottlieb, 1996). Similar results were found during the execution of rhythmic movements of wrist flexion and extension, in which occurred an increase in the amount and intensity of activation of agonist muscles (Stein, 1988, Mackey et al, 2002).

Despite the vast use of the Pilates exercises, we did not find studies reporting the effect of elastic load, in the control of these movements. Without this knowledge, the decision on what type of elastic load to use continues to be made based on empirical observations. To fill this gap, we carried out a description of the EMG and kinematic strategies, used by the central nervous system (CNS) to perform elbow flexion and extension in the Reformer equipment, upon the demand of different elastic loads. The results were discussed based on the rules for the modulation of EMG activity and kinematics already identified in the studies described above.

2.3 Methods

2.3.1 Subjects

Eight female subjects (mean age 23 years, SD = 3.3) participated in the study, after signing an informed consent form approved by the Ethics Committee of UNINOVE (Protocol No. 260667). The subjects were right-handed, without history of musculoskeletal injury or neuromuscular disease and no previous experience with the Pilates Method.

2.3.2 Task

The subjects perform the task of bilateral shoulder extension and flexion on the Reformer equipment, also known as Pilates exercise one hundred (Pilates and Miller, 1945) (see illustration in Figure 1). Throughout the task, the subject was instructed to remain stationary in the supine position, with hip and knee flexed at 90°. In the initial position, the shoulders were flexed at 90° (perpendicular to the trunk), and the hands grasped the handles of the device, attached to cables, that were connected to the springs. The task was divided into three phases and the subject instructed to execute each one, at a time interval of four seconds, indicated by a metronome. In the first phase (TO THE TARGET), the subject had to move from initial to the target position, performing a range of 90° of shoulders extension (clockwise), keeping the elbows extended. On target, the arms were almost parallel to the trunk. In the second phase (STATIONARY), the subject remained on target. In the third phase (FROM THE TARGET), the subject returned to the starting position by performing 90° shoulder flexion, always keeping the elbows extended. The beginning of the TO THE TARGET phase was determined as the instant when the angular velocity of the shoulder hit first 5% of its peak and its end occurred when the velocity returned to that value (5%) for the second time (Almeida et al, 2006). The STATIONARY phase was defined as the time interval in which the upper arm remained on target, and the speed of the shoulder did not exceed 5% of its peak. The beginning of the phase FROM THE TARGET, starts at the instant when the shoulder velocity reaches 5% from its peak, until the time it the upper arm returned for the second time at 5% of this peak, around the initial position.

In the phases TO and FROM the target the subjects were instructed to contract the abdominis muscles and exhale slowly, releasing air through the mouth. In STACIONARY phase, the subject had to relax the abdominis muscles and inhale slowly. This task was carried out against three magnitudes of elastic load (EL1=0.021

kgf/mm, EL2=0.042 kgf/mm and EL3=0.063 kgf/mm), with five repetitions for each of these charges.

INSERT HERE FIGURE 1

2.3.3 *Recording and processing the kinematic data*

LEDs (light emission diode) were fixed with micropore tape in the center of the shoulder joints, wrist, hip, knee and ankle. The X and Y coordinates of these score were recorded at 100 Hz, using Optotrak 3020 (Northern Digital Inc.). These coordinates were used to calculate the angular movements of the shoulder joint, knee and hip. Speed and acceleration were obtained, respectively, using the first and second derivative of angular displacement. The kinematic data were filtered using Matlab (Mathworks®).

2.3.4 *Recording and processing the EMG data*

Surface electromyography (EMG) of anterior deltoideus (AD), posterior deltoideus (PD), rectus abdominis (RA), multifidus (MU), rectus femoris (RF) and ischio tibial (IT) was recorded using a Bagnoli system (Delsys, Inc), consisting of bipolar electrodes (the inter-electrode distance was fixed at 2 centimeters, DE 2.2L model), amplified with a total gain of 2000 times and a low pass filter of 20-450 Hz. The electrodes were attached to the skin with hypoallergenic adhesive tape on the belly of the muscles, according to the protocol SENIAM/ISEKI. All EMG data were digitized at 1000 frames/second, using software and Optotrak unit synchronization (ODAUUI). The EMG data were rectified and smoothed with a Butterworth filter (band pass filter between 10 and 400 Hz). The peak frequency multiples of 60 Hz in the EMG signals detected were eliminated by Notch filter. Both filters were implemented using a routine of Matlab® (Mathworks).

2.3.5 *Dependent variables*

The dependent variables were computed from the kinematic and electromyography data separately, for each of the three phases for each of the three elastic loads. Kinematic variables were defined as: 1) The extent of the shoulder angle (difference between initial and final position of shoulder angle); 2) the shoulder peak velocity (maximum speed); 3) movement time (time between beginning of the first movement phase and the end of the third movement phase); 4) acceleration time (the beginning of the movement until the moment when the acceleration returns to zero); 5) deceleration time (from the end of acceleration, until the time it returns to zero for the second time); 6) symmetry index (acceleration time divided by deceleration time). The

acceleration and deceleration were calculated separately for the GO AND FROM THE TARGET PHASE. Electromyography variables were defined as: 7) Mean EMG activity in the three phases, calculated for each of the six muscles recorded. These kinematic variables and electromyography were calculated for each of the five trials for each subject and obtained the average value, which was used for statistical analysis.

2.3.6 *Statistical analysis*

We used "one" or "two-way repeated measures ANOVA to test the effect of the amount of charge imposed by elastic load (EL1 and EL2 and EL3), and the effect of the phase of the task (TO THE TARGET, STATIONARY, FROM THE TARGET) in the dependent variables. We set $\alpha = 0.05$ and used the interval of confidence to test the pos hoc effect.

2.4 Results

In Figure 2 is shown a time series of the kinematic (angle, velocity and acceleration) and EMG data, from three movements performed against each of the three elastic loads. Note that the task is divided into three distinct phases. The subject performs an extension of the shoulder from 90 ° (starting position) to 180 ° (TO THE TARGET), and remained there for a few seconds in a quasi-static position (STACIONAY). Then, the subject returned to the starting position (FROM THE TARGET) performing 90° of shoulder flexion. The speed of movement has the shape of two bells, represents the first phase (TO THE TARGET) and the second phase (FROM THE TARGET). In the acceleration profile was identified two reversed bells during the first, and two reversed bells during third phase, and the first bell represents the time of acceleration and the second the deceleration time. In general, the subject spent more time decelerating than accelerating the movement.

INSERT FIGURE 2 HERE

The EMG activities of the posterior deltoideus (PD) increased with the elastic load during the TO THE TARGET and STATIONARY phase, and decays in FROM THE TARGET phase. The EMG activity of anterior deltoideus (AD) was close to zero in the phases of TO THE TARGET and STATIONARY, and increased during the FROM THE TARGET phase for the lighter elastic load. The EMG activity of rectus abdominis (RA) increased with increasing in the elastic load in the three phases of movement. The muscles multifidus (MU), rectus femoral (RF) and ischio tibial (IT) are prominent throughout the task.

2.4.1 *Amplitude and velocity of movement*

The subjects were instructed to keep the hip and knee stationed at 90 °. The ANOVA revealed no increasing in the range of motion of the three joints during the execution of the tasks, regardless of the movement phase ($F_{(47, 2)} > 0.47$ $p > 0.5$) or the amount of elastic load ($F_{(47, 2)} > 0.09$ $p > 0.1$), and there was no interaction between both factors ($F_{(47, 2)} > 0.01$ $p > 0.2$).

In figure 3 was plotted the time series of amplitude (X axis) against the speed of shoulder movement (Y axis), for each subject, for each type elastic load, during the TO THE TARGET and FROM THE TARGET phases. If the movement was executed with the same acceleration and deceleration for each of the two phases and carried out smoothly, the figure would reveal a perfect circle. However, the semi-circle during the

TO THE TARGET phase was shifted to the right, revealing a possible predominance of the acceleration on the acceleration phase. During the FROM THE TARGET phase the semi-circle BACK was more symmetrical.

The ANOVA revealed that the peak velocity of the shoulder is similar between the TO and FROM THE TARGET phase ($F_{(23, 2)} > 0.67$ $p > 0.5$). However, the speed of the shoulder increased with increasing of the elastic load ($F_{(23, 2)} > 11.3$ $p < 0.01$). There was no interaction between the two factors for this variable. Another ANOVA revealed that the angular excursion of the shoulder was not affected by the amount of elastic load ($F_{(47,2)} = 1.57$ $p = 0.22$) and the movement phases ($F_{(47,2)} = 0.55$ $p = 0.94$). The interaction between elastic load and phase of the movement was not significant ($F_{(47,2)} = 1.44$ $p = 0.25$).

INSERT FIGURE 3 HERE

2.4.2 *Symmetry ratio*

Figure 4 shows the symmetry ratio of the movement phases. The value of 1 in the Y-axis would show a perfect symmetry between the time spent to accelerate and decelerate the limb. The ANOVA revealed that this symmetry was not affected by the amount of elastic load ($F_{(47, 2)} = 0.51$ $p > 0.6$). On the other hand, the upper arm spends proportionately more time decelerating, than accelerating the upper arm during the TO THE TARGET phase ($F_{(47, 2)} = 10.63$ $p < 0.00$). There was no interaction between the effect of elastic load and movement phase for this variable ($F_{(47,2)} = 0.35$ $p < 0.7$).

INSERT FIGURE 4 HERE

2.4.3 *Movement time*

In Figure 5 is shown the total movement time spent to perform the task (MT), and how much of this total time was spent performing each of the three movement phases (TO THE TARGET, STATIONARY, FROM THE TARGET) for each elastic load (EL1, EL2 and EL3). On average, the subjects spent about 10 seconds to accomplish the task. The ANOVA showed that the amount of elastic load did not affect the overall execution time of the task ($F_{(23, 2)} = 3.25$ $p < 0.68$).

Another ANOVA revealed an effect of the amount of elastic load at movement time of each phase ($F_{(71, 2)} = 4.23$ $p < 0.02$). In general, the higher the elastic load, the less was the time required to perform the task. There was also the effect of movement phase ($F_{(71,2)} = 51.08$ $p < 0.00$), and the time spent to perform the STACIONARY phase was less than the time to perform the other two phases. Also, the time spent TO THE

TARGET was lesser than the time spent FROM THE TARGET. Finally, there was an interaction between the two factors ($F_{(71,2)} = 3.74$ $p < 0.02$). A post-hoc analysis showed that this interaction occurred because the time difference between the TO and FROM THE TARGET phases decreased with increasing of the elastic load ($p < 0.01$).

INSERT FIGURE 5 HERE

2.4.4 Amount of electromyography activity

In figure 6 is shown the group average of the EMG activities of the muscles during the three movement phases. The ANOVA revealed significant effect of elastic load in the EMG activities of the posterior deltoideus (PD) ($F_{(71, 2)} = 15.31$ $p < 0.00$), demonstrating that it increased with increasing of the elastic load. This analysis also revealed that the EMG activities of the posterior deltoideus were greater for the phase TO THE TARGET, decreasing gradually during the STATIONARY and FROM THE TARGET phases ($F_{(71, 2)} = 4.77$ $p < 0.01$).

The amount of EMG activity of the anterior deltoideus (AD) was greater for smaller elastic load, showing a loading effect ($F_{(71, 2)} = 12.92$ $p > 0.00$). These activities were significantly higher during the FROM THE TARGET phase ($F_{(71, 2)} = 4.46$ $p > 0.02$). The interaction between the two effects was significant ($F_{(71,2)} = 15.38$ $p < 0.00$). A post-hoc analysis revealed that the amount of EMG activities of anterior deltoideus was similar during the TO THE TARGET and STATIONARY phases, and was not affected by the elastic load ($p < 0.05$).

The amount of EMG activity of rectus abdominis (RA) increased with increasing of the elastic load ($F_{(71,2)} = 5.76$ $p < 0.00$) and was not affected by movement phases ($F_{(71,2)} = 0.61$ $p < 0.55$). There was no effect of elastic load ($F_{(71,2)} > 0.05$ $p > 0.41$) and movement phases ($F_{(71,2)} = 0.01$ $p > 0.94$) in the amount of EMG activities of the multifidus (MU), rectus femoris (RF) and ischio tibial (IT). There was no interaction between elastic loads and movement phases for the posterior deltoideus, rectus abdominales, multifidus, rectus femoris and ischio tibial.

INSERT FIGURE 6 HERE

2.5 Discussion

For the performance of extension movement of the shoulder in the Pilates Reformer apparatus, the individuals activated concentrically the agonist muscles (posterior deltoideus). By rotating the upper limb clockwise, the elastic load (spring) is elongated increasing the resistance against the movement. To accelerate the member until the target, the activation of the agonist EMG activities was prolonged (Fig. 2 and 6). In the case of two smaller elastic loads, the overall agonist activities decreased abruptly, at the end of the TO THE TARGET phase. However, for the higher elastic load, the agonist envelope extended to the end of the STATIONARY phase (Fig. 2). There is also a small envelope of EMG activity for the posterior deltoideus during the FROM THE TARGET phase.

How to explain the reduced agonist activities only at the STATIONARY phase for smaller load? In this phase, the elastic load reaches its highest value (due to the elongation of the spring), and tends to rotate the upper arm in a counterclockwise direction (flexion). On target, the member is parallel to the trunk (shoulder at 180°), and at this position, the horizontal component of line of action of the force, exerted by the elastic load (see F_x in figure 1 B), passes near the upper arm joints (shoulder and elbow), reducing the torques that tend to rotate these joints into counterclockwise direction. However, the torque generated by the higher elastic load must have been strong enough to rotate the shoulder into flexion, returning the limb back to the starting position. To counteract this flexor torque, the posterior deltoideus remains activated in the STATIONARY phase (Fig. 2 and 6), but in an isometric mode of contraction. Moreover, the absence of EMG activities of antagonist muscle (anterior deltoideus), in the TO THE TARGET and STATIONARY phase is justified by the flexion action of the elastic load (Fig. 2 and 6). In other words, during these two phases, the elastic load act as one antagonistic force, substituting the need for the activation of the anterior deltoideus.

To accelerate the upper limb back to the starting position, the anterior deltoideus is activated concentrically, helping the elastic load to accelerate the shoulder into flexion (Fig. 2 and 6). However, the activation of the anterior deltoideus was necessary only for the lowest elastic load, demonstrating that the force exerted by the higher elastic loads were enough to arrest the limb against gravity, back to the starting position. In this phase FROM THE TARGET the posterior deltoideus remains salient for the

smallest elastic loads. In this case, the gravitational acceleration plays antagonist rule that could be played by the extensor muscle.

During the TO and FROM THE TARGET phases the subjects were instructed to contract the abdominis muscles and exhale, and relaxing these muscles and breathing in the STATIONARY phase. However, the rectus abdominis remained active throughout the task, regardless of the phase thereof. These activities of the rectus abdominis increased with the increasing of the elastic load (Fig. 2 and 6). Throughout the task, the individuals remain with the knees and hips flexed and parked at 90°. To keep the hip in this position is required isometric activation of the rectus abdominis (Workman et al, 2008). But how to explain this increased activities of the rectus abdominis with increasing in elastic load? The focal movement (shoulder) creates interaction torques in segments connected in chain (i.e., hip), generating postural disturbance in the non-focal joints (Marconi and Almeida, 2008). Probably, the higher the elastic load, the greater must have been the disturbance in the trunk due to one increasing in the interaction torque. This large postural disturbance would require greater activation of the rectus abdominis to stabilize it, as indeed was observed (Fig. 6).

As demonstrated above, the strategy used by EMG central nervous system to modulate EMG activities for a simple movement such as flexion and extension of the shoulder, performed against an elastic load, is much more complex than those described by Gottlieb (1998) and Mackey (2002). As noted by Gottlieb (1996) and Mackey (2002), increasing the elastic load increase the demand for the agonist EMG activities (see the activities of the posterior deltoideus in fig 6). However, the antagonist activities increase for the lower elastic load (see anterior deltoideus in Fig. 6). Also, the elastic load can affect the non-focal muscles (see rectus abdominis, fig 6.). A comprehensive explanation for the strategies used by the Central Nervous System to modulate the EMG activities of focal and non-focal muscles can be revealed by the analysis of the muscle and interaction torques and reaction forces that acted in the joints.

The lack of effect of elastic load at the speed of movement (Fig. 3) collaborated with the observations by Gottlieb (1996) and Mackey (2002). In the study here, this lack of effect of elastic load at the movement speed could be explained by the instruction given to the individuals to perform the movement phases at similar time. However, individuals failed to follow this instruction (Fig. 5), and in special reduced the duration of the shoulder at the target, regardless of the amount of elastic load. As discussed

above, the limb is almost parallel to the trunk (Fig. 1) at the STATIONARY position, reducing the joint torque, but increasing the co-rotation at the shoulder joint. The increased pressure on the shoulder joint may have generated a great deal of discomfort, due to activation of nerve endings sensitive to pressure. This can explain why the individuals avoid the STATIONARY position.

Moreover, individuals spent more time FROM THE TARGET than TO THE TARGET (Fig. 5), revealing that the spring is elongated faster than shortened. This behavior can be explained by the whiplash effect of the spring, when it is released after stretching. Thus, the CNS may choose to spend more time during the returning phase, probably to have more security, avoiding the bullwhip effect that could produce damage in the joint.

The lack of symmetry in the TO THE TARGET phase, revealed by the prolongation of the deceleration time of the acceleration (Fig. 2 and 4), may also reveal a strategy of the CNS to deal with the characteristics of elastic loads. In the initial phase of FROM THE TARGET Spring offers less resistance, causing the acceleration phase is reached in a shorter time. In phase of deceleration, the spring (elastic load) offers a higher resistance, requiring more time to continue being elongated. In the back, releasing the potential energy accumulated in the spring is enough to shorten it and it is up to the CNS graduate muscle forces for this turn is made more gradually as possible.

4.1 Clinical Implications

The kinematic and EMG strategies described here for the flexion and extension shoulder movement performed against elastic load on *Reformer* apparatus of Pilates, will help practitioners in their decision making about the best way to use this kind of movement to prevent injury and to promote health quality. This knowledge will also help to give better interpretation about the rehabilitation and physical fitness using Pilates (Rydeard et al, 2006; Touche et al, 2009; Silva et al, 2009a; Savage, 2005, Gladwell et al, 2006; Donzelli et al, 2006, Fonseca et al, 2009).

References

Almeida GL, Freitas SM, Marconi NF. Coupling between muscle activities and muscle torques during horizontal-planar arm movements with direction reversal. J Electromyogr Kinesiol. 2006;16(3):303-11.

Berardelli A, Hallett M, 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(2):661-74.

Blum, CL. Chiropractic and pilates therapy for the treatment of adult scoliosis. J Manipulative Physiol Ther.2002;25(4):E3.

Donzelli S, Domenica DF, Cova AM, Galletti R, Giunta N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: A randomized controlled trial. Eura medicaphys .2006;42(3):205-10.

Emery K, Serres SJ, McMillan A, Côté JN. The effects of a Pilates training program on arm–trunk posture and movement. Clin Biomech. 2009;25(2):24-30.

Fonseca JI, Magini M, Freitas TH. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a Pilates intervention. J Sport Rehabil. 2009;18(2):269-82.

Gladwell V, Head S, Haggar M, Beneke R. Does a program of Pilates Improve Chronic Non – Specific Low back pain. J Sport Rehabil. 2006;15:338-50.

Gottlieb GL. Muscle activation patterns during two types of voluntary single-joint movement. J Neurophysiol 1998;80:1860–7.

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

Graves, B. Influence of pilates-based mat exercises on chronic lower back pain. Med & Scie in Spor & Exer; J of the Am College of Sports Med. 2005; 37(5):27.

Hallett M, Shahani BT, Young RR. EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. J Neurol Neurosurg Psychiatry. 1975;38(12):1154-62.

Hannaford B, Stark L. Roles of the elements of the triphasic control signal. Exp Neurol. 1985;90(3):619-34.

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.

Johnson EG, Larsen A, Ozama H, Wilson CA, Kennedy KL. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. *J Bodyw Mov Ther*, 2006;11(3):238-242.

Latey, P. The Pilates Method: History and Philosophy. *J Bodyw Mov Ther*. 2001;5(4):275-282.

Levine B, Kaplanek B, Scafura D, Jaffe WL. Rehabilitation after total hip and knee athroplasty. *Bull NYU Hosp Jt Dis*. 2007;65(2):120-125

Mackey DC, Meichenbaum DP, Shemmell J. Neural compensation for compliant loads during rhythmic movement. *Exp. Brain Res*. 2002;142(3):409-417.

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

Muscolino JP, Cipriani S. Pilates and the “powerhouse”-I. *J of Bodyw Mov Ther*. 2004;8:15-24.

Paulino RG, Santos MVR, Latash ML, Almeida GL. Control of single-joint movements with a reversal. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;15(4):406-17.

Pilates JH, Miller WJ. Return to life Through Contrology. Originally in published in 1945.

Rydeard R, Leger A, Smith D. Pilates-Based Therapeutic Exercise: Effect Subjects With Nonspecific Chronic LowBack Pain and Functional Disability: A Randomized Controlled Trial, *J Orthop Sports Phys Ther* , 2006;36(7):472-84.

Savage AM. Is lumbopelvic stability traning (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. *Phys Ther Sport*. 2005;97:33-48.

Silva ACLG, Mannrich G. Pilates na Reabilitação: Uma revisão sistemática. *Fisioterapia em Movimento* 2009a;22(3):449-56.

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*. 2009b;13(1):88-94.

Stein RB, Cody FWJ, Copaday C. The trajectory of human wrist movements. *J. Neurophysiol*. 1988;59(6):1814-1830.

Stoeckmann TM, Katherine J S, 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.

Touche RL, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates method. *J of Bodyw & Mov Ther.* 2008;12(4):364-70.

Workman JC, Docherty D, Parfrey KC, Behm DG. Influence of pelvis position on the activation of abdominis and hip flexor muscles. *J Strength Cond Res.* 2008;22(5):1563-9.

Figure captions

Figure 1: Illustration of the task, showing the subject in the initial position (Fig. A) and on the target (Fig. B). Note that at the initial position, shoulder, hip and knee were at 90° and at the final position (target) it was at 180° . Shoulder extension was defined as clockwise. F_x and F_y are, respectively, horizontal and vertical components of the force of the elastic load.

Figure 2: Time series of the kinematic (angle, velocity and acceleration) (left panel) and EMG activities of the posterior deltoideus (PD), anterior deltoideus (AD), rectus abdominis (RA), multifidus (MU), rectus femoris (RF) and Ischio tibial (IT) (right panel) for movements done against the light (0.021 kgf /mm, thin solid line), moderate (0.042 kgf /mm, dotted line) and heavy elastic load (0,063 kgf /mm, thick solid line). The thin vertical lines boundaries the three movement phases (Ph1 = TO THE TARGET; Ph2 = STATIONARY, Ph3 = FROM THE TARGET). A_c =acceleration time, D_c =deceleration time. The time is in second, the angle in degrees, speed in degrees per second, acceleration in degrees per second squared, and EMG is given in volts.

Figure 3: Time series of the shoulder angle (X axis) is plotted against its speed (Y axis), for each of the three elastic loads (EL1 left panel, EL2 middle panel, and EL3 right panel). The phases TO THE TARGET is equivalent to the positive velocity, and the phase FROM THE TARGET is the negative speed. The movement starts from left and move to right. IP = initial position, TP = target position. In the figure is shown the third trial for each of the eight subjects, for each type of load. The angle is given in degrees and velocity in degrees per second.

Figure 4: Ratio of symmetry: acceleration time divided by deceleration time TO THE TARGET phase (dotted line, with circle) and FROM THE TARGET phase (solid line, with triangle) for each of the three elastic loads, described in Figure 2.

Figure 5: Total movement time (MT) spent to perform the task, and how much of that time was used in performing each of the three phases (TO THE TARGET - the dotted line, with circle, STATIONARY - dashed line, with square and FROM THE TARGET -

solid line with triangle) for each elastic load described in Figure 2 (EL1, EL2 and EL3). The elastic load is given in kilogram force per centimeter (kgf/mm) and movement time in seconds. Data were obtained from the average of the eight subjects and is presented with standard error (vertical bar).

Figure 6: Averaged EMG activities across the group of subjects, for each of the muscles and elastic load described in Figure 2. Elastic light load (solid line, with circle), moderate (dashed line, with square), and heavy (dotted line, with triangle). The EMG activity is given in volts.

FIGURES

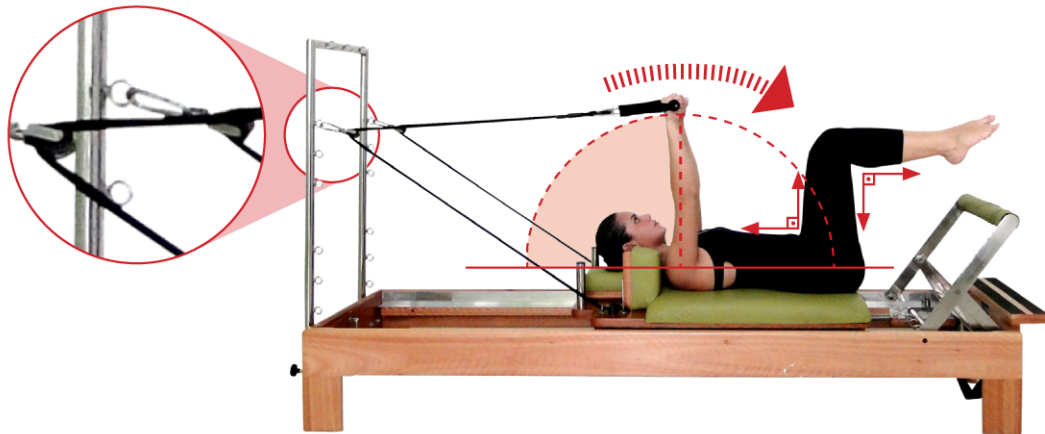


FIGURE 1 A

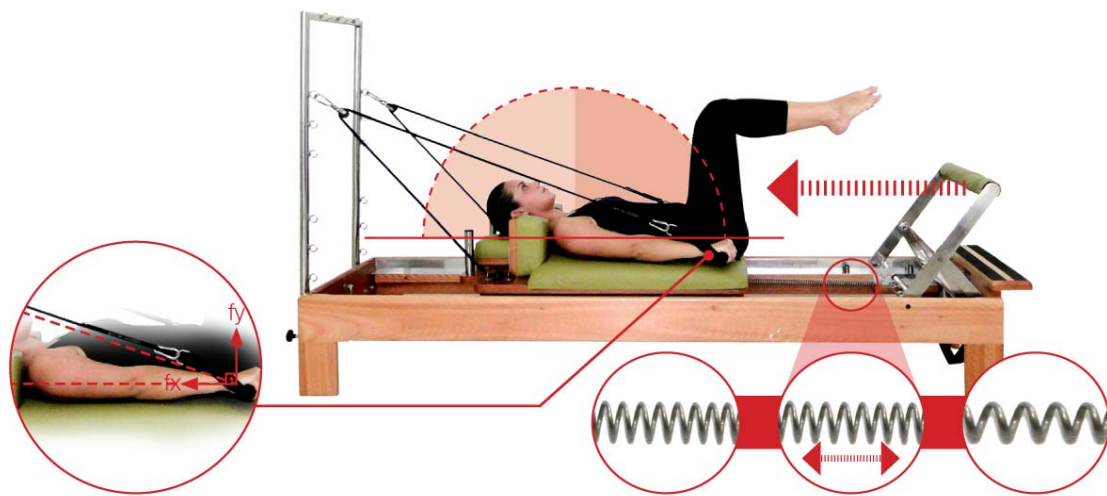


FIGURE 1B

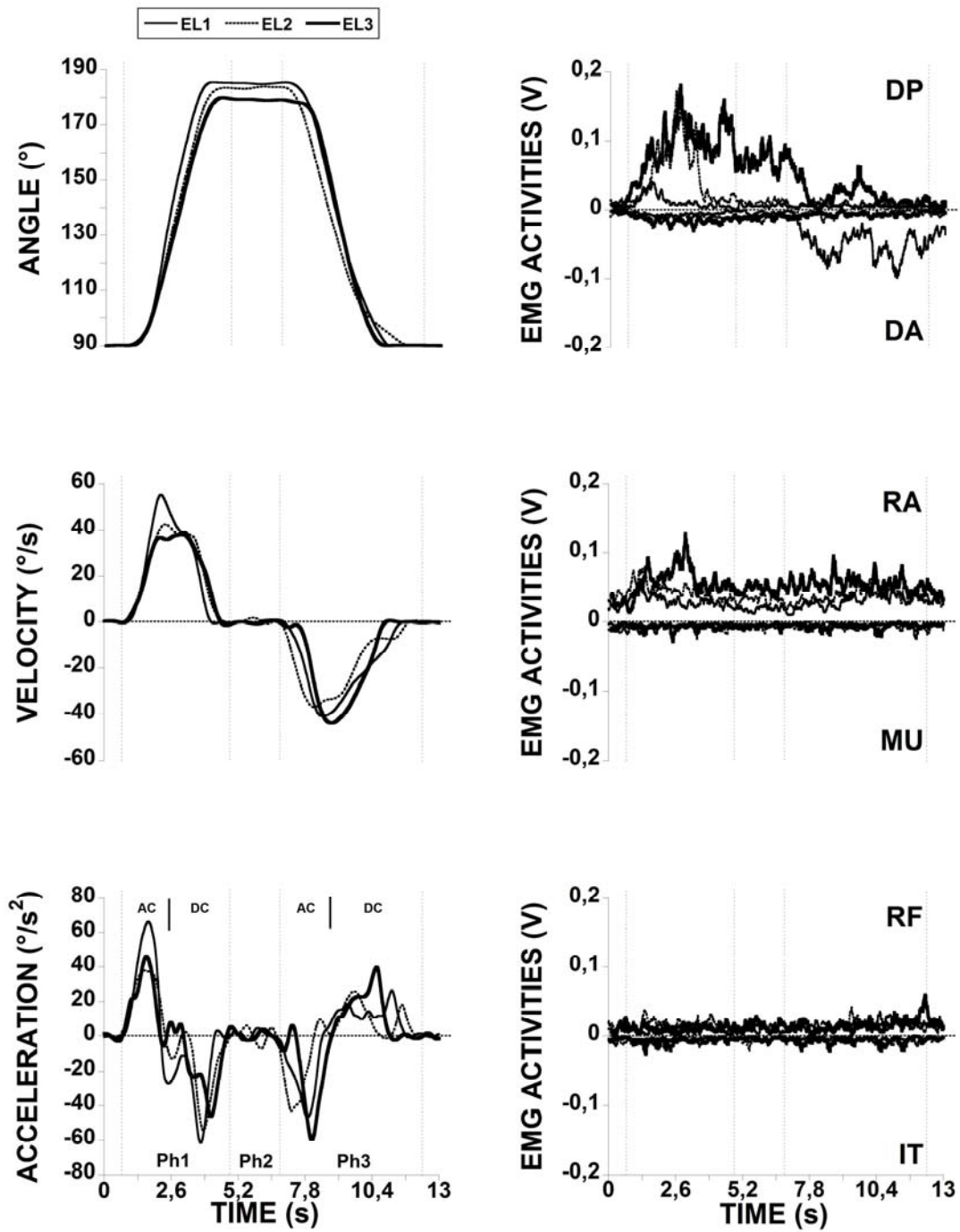


FIGURE 2

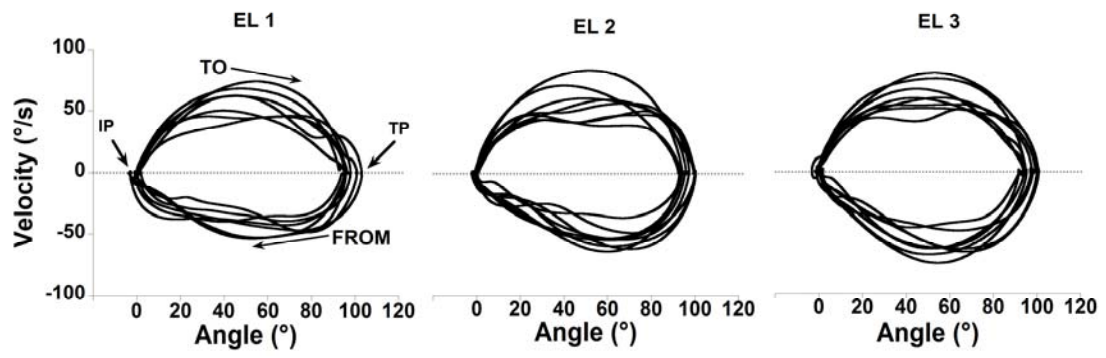


FIGURE 3

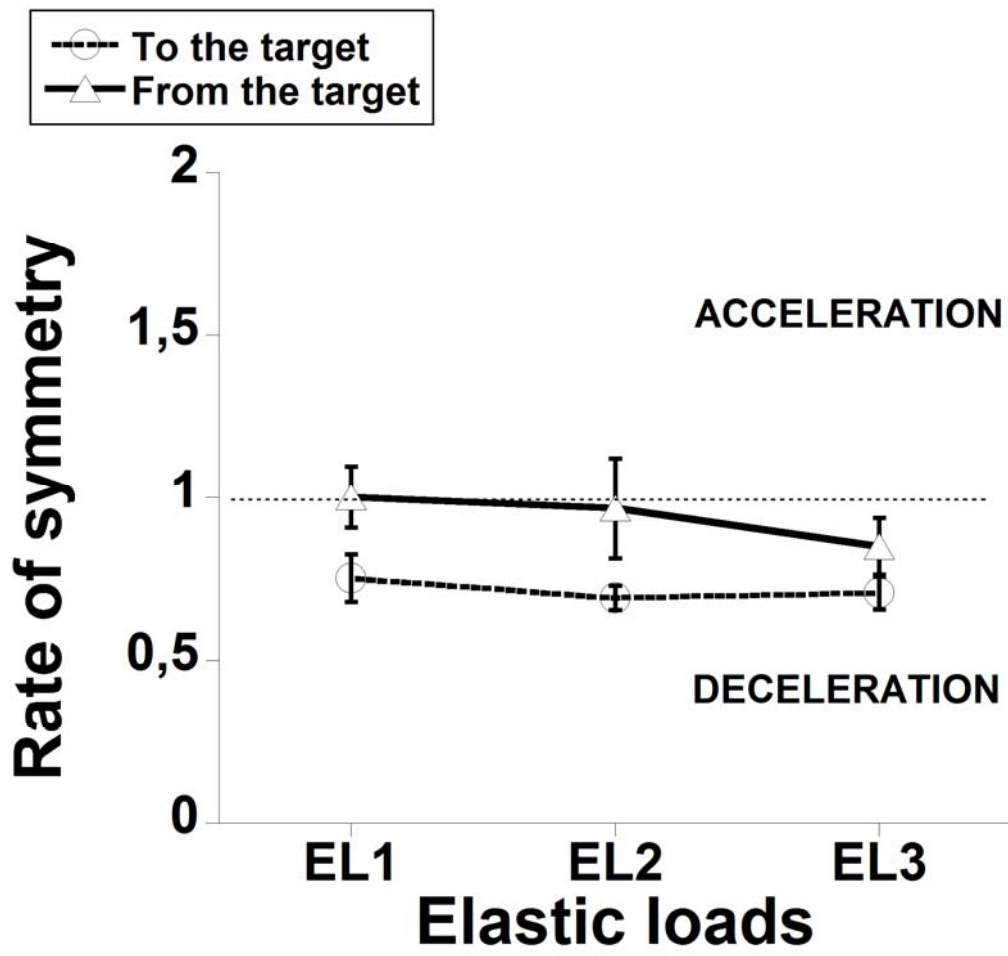


FIGURE 4

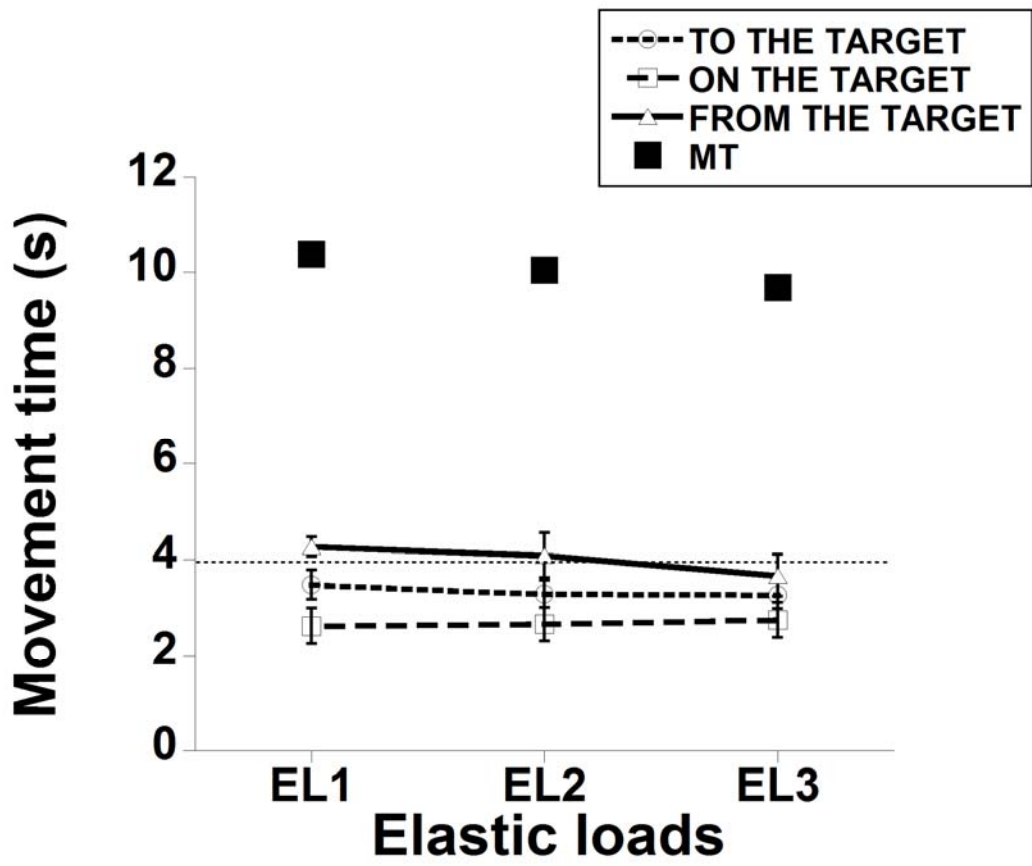


FIGURE 5

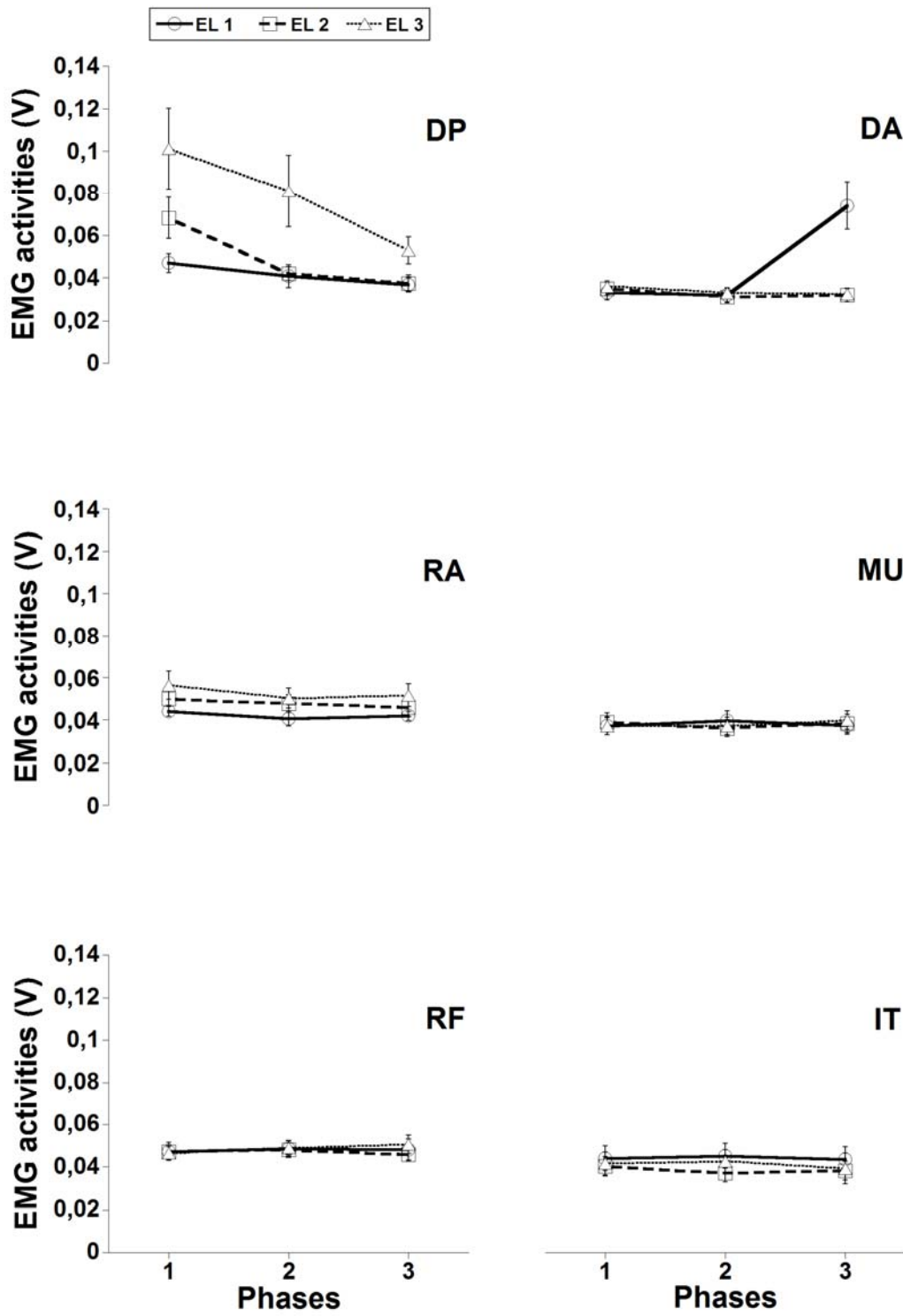


FIGURE 6

3. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O método Pilates foi desenvolvido por Joseph Hubertus Pilates, nascido na Alemanha em 1880. Esse método é caracterizado por um conjunto de exercícios que visam aumentar a força muscular e a flexibilidade e sua execução é baseada em alguns princípios básicos como concentração, respiração, controle, precisão e fluidez de movimento.

Considerando a abrangência do uso do método na reabilitação e a falta de um arcabouço teórico e científico que descreva os exercícios sob o ponto de vista cinesiológico, este estudo teve como objetivo descrever as estratégias cinemáticas e EMG adotadas durante a execução de um movimento de flexão e extensão do ombro, realizado no equipamento *Reformer*, sob a demanda de diferentes cargas elásticas (molas).

Os resultados mostraram que os sujeitos gastam mais tempo desacelerando na fase da IDA, para as três cargas. De um modo geral, pudemos observar que conforme o aumento da carga elástica menor o tempo que o sujeito gasta para executar a tarefa. A atividade EMG dos músculos, deltóide anterior, deltóide posterior e reto abdominis aumentaram com o incremento da carga elástica.

4. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I - A speed-insensitive strategy. *J Neurophysiol.* 1989;62: 342-357.
- 2- Ribeiro G, Dionísio VC, Almeida GL. Actividad electromiográfica durante el agache unipodal asociado a diferentes posiciones del pie. *Ver Brasil Med Esp,* 2006, 3, p.43-46.
- 3- Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting. *Journal of Electromyography Kinesiology.* 2006, 1,134-143.
- 4- Paulino RG, Santos MVR, Latash ML, Almeida GL. Control of single-joint movements with a reversal. *J Electromyogr Kinesiol.*2004;15(4):406-417.
- 5- Souza LAPS, Dionísio VC, Lereña MAM, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *Journal of Electromyography Kinesiology.* 2008, 3, 171-179.
- 6- Gottlieb GL. On the voluntary movement of compliant (inertial-viscoelastic) loads by parcellated control mechanisms. *J. Neurophysiol.* 1996;76:3207-3229.
- 7- Stoeckmann TM, Katherine J S, 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.
- 8- Latey P. The Pilates Method: History and Philosophy. *J Bodyw Mov Ther.* 2001;5(4):275-282.
- 9- Pires DC, Sá CKC de. Pilates: notas sobre aspectos históricos, princípios, técnicas e aplicações. *Efdep. Rev. Dig.*2005;90(10),2005.
- 10- Pilates, J.H. The Complete Writing of Joseph H. Pilates: Return to life through controllogy and your health. In: Sean P., Gallagher P. T., Romana Kryzanowska, editors. Phil. Bain Bridge Books, 2000.
- 11- Gallagher S, Kryzanowska R. The Pilates method of body conditioning. Philadelphia: Bain Bridge Books, 2000.
- 12- Lange C, Unnithan V, Larkam E, Latta PM. Maximizing the benefits of Pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 2000;4(2),99–108.
- 13- Owsley A. An Introduction to Clinical Pilates. *Athletic Therapy Today.* 2005; 10:6-10.

- 14-Silva ACLG, Mannrich G. Pilates na Reabilitação: Uma revisão sistemática. *Fisioterapia em Movimento* 2009;22(3):449-456.
- 15-Latey P. Updating the principles of the Pilates method- part 2. *Journal of Bodywork Movement Therapies*. 2002; 6(2): 94-10.
- 16-Muscolino JP, Cipriani S. Pilates and the “powerhouse”-I. *J of Bodyw Mov Ther*. 2004;8:15-24.
- 17-Shedden M, Kravitz L. Pilates: A Corrective System of Exercise. *ACSM Health & Fitness Journal*. 2007; 11: 7-12.
- 18-Johnson EG, Larsen A, Ozama H, Wilson CA, Kennedy KL. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. *J Bodyw Mov Ther*, 2006;11(3):238-242.
- 19-Donzelli S, Domenica DF, Cova AM, Galletti R, Giunta N. Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: A randomized controlled trial. *Eura medicaphys* .2006;42(3):205-210.
- 20-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.
- 21-Rydeard R, Leger A, Smith D. Pilates-Based Therapeutic Exercise: Effect Subjects With Nonspecific Chronic LowBack Pain and Functional Disability: A Randomized Controlled Trial, *J Orthop Sports Phys Ther* , 2006;36(7):472-484.
- 22-Touche RL, Escalante K, Linares MT. Treating non-specific chronic low back pain through the Pilates method. *J of Bodyw & Mov Ther*. 2008;12(4):364-370.
- 23-Bernardo L.M. et al. The effectiveness of Pilates training in healthy adults: An appraisal of the research literature. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2006.
- 24-SEGAL N. A., HEINI J., BASFORD J. R. The Effects of Pilates Training on Flexibility and Body Composition: An Observational Study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85.
- 25-Sacco ICN, Andrade MS, Souza OS, 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.

- 26-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.
- 27-Emery K, Serres SJD, McMillan A, Côté JN. The effects of a pilates training program on arm-trunk posture and movement. Clin Biomech. 2010; 25 (2): 124-30.
- 28-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. 2008; 13(1): 88-94.

5.1 APRÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)

Universidade Nove de Julho

Nome do Voluntário: _____

Endereço: _____

Telefone para contato: _____ Cidade: _____

CEP: _____

E-mail: _____

As Informações contidas neste prontuário foram fornecidas pelos pesquisadores, Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida e Livia Alice Ramalho Costa, 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:** “Efeito da carga elástica nas estratégias cinemática e eletromiográfica dos movimentos de flexão-extensão dos ombros realizados no aparelho *Reformer* segundo o Método Pilates”

2. **Objetivo:** O presente estudo tem como objetivo analisar o exercício de flexão e extensão do ombro 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.

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,s/nº - Barra Funda - São Paulo-SP.

13. Nome Completo e telefones dos Pesquisadores para Contato: Prof. Dr. Gil Lucio Almeida, Livia Alice Ramalho Costa (011) 3823-9101.

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 2009.

5.2 APENDICE B – PRODUÇÕES DURANTE O MESTRADO

- Publicação do artigo: **“Efeito do método Pilates na flexibilidade em mulheres acima de 50 anos”**. Revista Fisioterapia Especialidades – Volume 4 – Número 3 – Julho/setembro 2009.

1. Publicação do texto: **“O método Pilates para Terapeutas Ocupacionais”**, revista do Conselho Regional de Fisioterapia de São Paulo. Julho/2009.

2. Publicação do artigo: **“Tratamento fisioterapêutico de um paciente com espondilolistese grau I através do método Pilates”**. Revista Fisio&Terapia, agosto/2009.

3. 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”**.

4. Artigo aceito para publicação na revista Fisioterapia Brasil. **“Método Pilates: Uma introdução para o seu entendimento cinesiológico”**.

5. 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.

6. Apresentação 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.

7. Apresentação 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**.

8. Professora convidada no curso de Pós Graduação Latu Senso em Pilates para Fisioterapeutas da Universidade Nove de Julho. Turma I 2010/2011.

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. 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 WCPT Congress, Amsterdam 2011

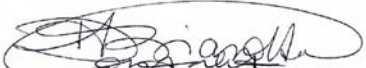
6.1 ANEXO A – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CoEP

UNINOVE
Universidade Nove de Julho

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CoEP

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado **DESCRIÇÃO DOS MECANISMOS DE CONTROLE E BIOMECANICA DO MOVIMENTO DO OMBRO NO APARELHO REFORMER SEGUNDO O METODO PILATES** sob número de protocolo 260667 e responsabilidade de **LIVIA ALICE RAMALHO** 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.


Prof. 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: The effect of elastic load on the cinematic and EMG strategies during shoulder flexion and extension movements performed on apparatus of Pilates Reformer

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

Keywords: Pilates, kinematics, elastic load

Corresponding Author: Dra. Lívia Alice Costa, M.D.

Corresponding Author's Institution: Uninove

First Author: Lívia Alice Costa, M.D.

Order of Authors: Lívia Alice Costa, M.D.; Lívia Alice R Costa, Master Program; Nádia F Marconi, Pt, Phd; Olavo L Silva, Phd Program.

Abstract: Objectives: This study aimed to describe the EMG and kinematic strategies used by central nervous system (CNS) during the execution of shoulder flexion and extension performed against different elastic loads of the Reformer Pilates apparatus. Methods: Eight female volunteers participated in this study. They were instructed to perform a task in three phases (TO THE TARGET, STACIONARY, and FROM THE TARGET) of four second each. The kinematics of the shoulder were reconstructed using an optical three-dimensional motion analysis (OPTOTRAK 3020) and EMG activities of major muscles were collected through surface electrodes (DELSYS). The results showed a complex kinematic and EMG strategies that could be affect by the amount of elastic load and movement phases for some situations, but not for others. The results are discussed in terms of the simple rules used to explain the effect of elastic load on the modulation of the EMG activities and the effect of possible kinetic forces acting on the joints.

Suggested Reviewers: Daniel M. Corcos
dcorcos@uic.edu
Being an expert in Motor Control.

Mark Latash
mii11@psu.edu
Being an expert in Motor Control.

6.3 ANEXO C- ROTINA MATEMÁTICA PARA PROCESSAMENTO DOS DADOS CINEMÁTICOS E ELETROMIOGRAFICOS

%%
%%

% “Efeito da carga elástica nas estratégias cinemática e eletromiográfica dos movimentos de flexão-extensão dos ombros realizados no aparelho *reformer* segundo o método Pilates”

% Mestrando: Livia Alice Ramalho Costa

%%
%%

% Autor: Olavo Luppi Silva (olavo.luppi@uol.com.br) | 2010

% 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
% mÃ°sculos coletados a 1000Hz, durante o exercicio proposto
% onde ?? Ã© o nÃ°mero da tentativa.
%

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

% 8 arquivos onde estÃ£o registrados os dados de
% eletromiografia de 8 mÃ°sculos, em que cada um deles
% representa a ContraÃ§Ã£o VoluntÃ¡ria MÃ¡xima de cada um dos 8
% musculos.
%

% Arquivo: REL\$#0??.ABC

% Arquivo onde estÃ¡ registrado a eletromiografia dos 8 mÃ°sculos
% em estado relaxado.
%

```

% Arquivo: XYZ$#0??.ABC
%     Arquivo onde estão registradas as trajetória x,y,z de 6
%     marcadores medidos pelo sistema Optotrak

% CONFIGURACOES DO MATLAB
clc
clear
close all

set(0,'Units','pixels');
screensize = 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*screensize(4) + borderwidth, ... % distancia entre lado inferior da tela e canto
inferior esquerdo da figura
        screensize(3) - 2*borderwidth, ... % largura da figura
        screensize(4)/2 - (topbdwidth + borderwidth)]; % altura da figura
pos2 = [borderwidth, ...% dist entre lado esquerdo da tela e o lado esquerdo da figura
        2/3*screensize(4) + borderwidth, ... % distancia entre lado inferior da tela e canto
inferior esquerdo da figura
        screensize(3) - 2*borderwidth, ... % largura da figura
        screensize(4)*0.8 - (topbdwidth + borderwidth)]; % altura da figura

% CONFIGURACOES: (verificar o valor das variaveis abaixo e alterar se for preciso)
NM = 6;                % Numero de musculos
samplerate_emg = 1000; % Frequencia de aquisicao do EMG (Hz)
samplerate_xyz = 100;  % Frequencia de aquisicao do Optotrak (Hz)
grupo_muscular = 1;    % Define que grupo muscular sera analisado.
flag_mvc = 0;          % Digite 1 para calcular e plotar todos os graficos de
analise do MVC e 0 para apenas calcular o MVC

```

```

flag_amim = 0;           % Digite 1 para plotar a animacao do movimento, e 0
para nao plotar
flag_emg = 1;           % Digite 1 para plotar o EMG do exercicio, e 0 para nao
plotar
flag_cinematica_angular = 1;   % Digite 1 para plotar o angulo das articulacoes, e
0 para nao plotar
flag_cinematica_linear = 1;    % Digite 1 para plotar o angulo das articulacoes, e 0
para nao plotar
flag_notch = 0;           % Digite 1 para filtrar EMG com Filtro Notch ou 0 para
filtragem apenas com Butterworth.

canais_emg = [1 2 3 6 7 8];    % Define os canais do eletromi3grafo que foram
utilizados na coleta do EMG
delimitador_decimal = 1;      % Digite 1 para delimita33o por ponto, 2 para
delimita33o por virgula

% Definicao dos pontos dos marcadores
A(1).pontos = 'Ombro';
A(2).pontos = 'Punho';
A(3).pontos = 'Quadril';
A(4).pontos = 'Joelho';
A(5).pontos = 'Tornozelo';
A(6).pontos = 'Carrinho do Reformer';
A(7).pontos = 'Barra do Cadillac';

if grupo_muscular == 1
    A(1).nome_musc = 'Deltoide Anterior'; % Nome do primeiro musculo
    A(2).nome_musc = 'Deltoide Posterior'; % Nome do segundo musculo
    A(3).nome_musc = 'Reto Abdominal'; % Nome do terceiro musculo
    A(4).nome_musc = 'Multifido'; % Nome do quarto musculo
    A(5).nome_musc = 'Reto Femoral'; % Nome do quinto musculo
    A(6).nome_musc = 'Isquio Tibial'; % Nome do sexto musculo

```

```

A(1).sigla_musc = 'da'; % Sigla do primeiro musculo
A(2).sigla_musc = 'dp'; % Sigla do segundo musculo
A(3).sigla_musc = 'ra'; % Sigla do terceiro musculo
A(4).sigla_musc = 'mu'; % Sigla do quarto musculo
A(5).sigla_musc = 'rf'; % Sigla do quinto musculo
A(6).sigla_musc = 'it'; % Sigla do sexto musculo

elseif grupo_muscular == 2

    A(1).nome_musc = 'Flexor da Cabeça (esternocleido)'; % Nome do primeiro
musculo
    A(2).nome_musc = 'Extensor da Cabeça (trapezio, fibras desc.); % Nome do
segundo musculo
    A(3).nome_musc = 'Deltoide Anterior'; % Nome do terceiro musculo
    A(4).nome_musc = 'Deltoide Posterior'; % Nome do quarto musculo
    A(5).nome_musc = 'Triceps Braquial'; % Nome do quinto musculo
    A(6).nome_musc = 'Biceps Braquial'; % Nome do sexto musculo

    A(1).sigla_musc = 'fc'; % Sigla do primeiro musculo
    A(2).sigla_musc = 'ec'; % Sigla do segundo musculo
    A(3).sigla_musc = 'da'; % Sigla do terceiro musculo
    A(4).sigla_musc = 'dp'; % Sigla do quarto musculo
    A(5).sigla_musc = 'tb'; % Sigla do quinto musculo
    A(6).sigla_musc = 'bb'; % Sigla do sexto musculo

else
    disp('grupo_muscular deve ter um valor de 1 ou 2!!')
    break
end

```



```

% DEFINIÇÃO DE ARQUIVOS E DIRETORIOS:
% Directorio de gravacao dos dados emg
dir_output = 'c:/mestrado/pilates/theo/dados/07_daniead/output/';

% EMG do movimento
dir_emg = 'c:/mestrado/pilates/theo/dados/07_daniead/emg/';
file_emg = 'EMG$#021.ABC';

% CINEMATICA do movimento
dir_xyz = 'c:/mestrado/pilates/theo/dados/07_daniead/xyz/';
file_xyz = 'XYZ$#021.ABC';

% EMG em Contração Voluntária Maxima
dir_mvc = 'c:/mestrado/pilates/theo/dados/07_daniead/mvc/';
A(1).file_mvc = 'EMG$#006.ABC'; % MVC do primeiro musculo
A(2).file_mvc = 'EMG$#008.ABC'; % MVC do segundo musculo
A(3).file_mvc = 'EMG$#002.ABC'; % MVC do terceiro musculo
A(4).file_mvc = 'EMG$#004.ABC'; % MVC do quarto musculo
A(5).file_mvc = 'EMG$#004.ABC'; % MVC do quinto musculo
A(6).file_mvc = 'EMG$#010.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 contração 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.

% Define estrutura com a sigla dos músculos e os dados de mvc.
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});

% Calcula o mvc e plota os gráficos (opcional)
[MVC] = analisa_mvc(emg,array_mvc,flag_mvc);

%REL = REL';
emg = emg';
% ----- Trabalhando os dados ELETROMIOGRÁFICOS (EMG) -----
-----

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); % O 2o argumento define  
quais colunas sao usadas de fato do arquivo EMG$%xxx.ABC.
```

```
    % Isso é importante quando algum canal da  
eletromiografia não está funcionando
```

```
End
```

```
% ----- Trabalhando os dados CINEMATICOS -----
```

```
% Chamando a funcao que filtra dos dados:
```

```
[ time_xyz, XYZ ] = filtra_xyz( 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);
```

```
% Salvando cinematica angular da barra em uma nova variavel:
```

```
ang_barra = ANG(:,5);
```

```
vel_barra = ANGp(:,5);
```

```
acel_barra = ANGpp(:,5);
```

```
% Salvando coord Y do ombro em uma nova variavel:
```

```
Y_ombro = XYZ(:,1*3+2);
```

```
Yp_ombro = XYZp(:,1*3+2);
```

```
Ypp_ombro = XYZpp(:,1*3+2);
```

```
% -----VISUALIZANDO-----
```

```
% Plotando os graficos de EMG
```

```
if flag_emg == 1
```

```

    plota_emg(grupo_muscular,time_emg,time_xyz,musc,A,Y_ombro,XYZ)
end

if flag_cinematica_angular == 1
    plota_cinematica_angular(pos2,time_xyz,ANG,ANGp,ANGpp)
end

if flag_cinematica_linear == 1
    plota_cinematica_linear(pos1,time_xyz,XYZ,XYZp,XYZpp,A)
end

% Mostra animacao do movimento:
if flag_amim == 1
    animacao_movimento(time_xyz,XYZ,A,'2D')
end

% Marcacao dos pontos:
pontos = identifica_pontos_manual(time_xyz,Y_ombro,Yp_ombro,Ypp_ombro);

% Integracao da EMG:
emg_integrada = integracao_atividade_musc(pontos,musc,time_emg,time_xyz);

% Exportacao dos resultados em arquivo .txt
exporta_dados(dir_output,tentativa,time_xyz,Y_ombro,Yp_ombro,Ypp_ombro,ANG,A
NGp,ANGpp,musc,MVC,emg_integrada,pontos,delimitador_decimal)

```