

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano

Artur Bonezi dos Santos

**Análise comparativa de variáveis biomecânicas e
da percepção de esforço do exercício *leg work*
do Pilates realizado na *Chair* e no *Reformer***

Porto Alegre, 2010

ARTUR BONEZI DOS SANTOS

Análise comparativa de variáveis biomecânicas e
da percepção de esforço do exercício *leg work*
do Pilates realizado na *Chair* e no *Reformer*

Dissertação de mestrado em Ciências do
Movimento Humano na Universidade
Federal do Rio Grande do Sul do
Programa de Pós Graduação da Escola
de Educação Física.

Orientador

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre
Julho de 2010

ARTUR BONEZI DOS SANTOS

Análise comparativa de variáveis biomecânicas e
da percepção de esforço do exercício *leg work*
do Pilates realizado na *Chair* e no *Reformer*

Conceito Final: A

Aprovado em: 14 de julho de 2010

BANCA EXAMINDADORA:

Prof.^a Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco - USP

Prof.^a Dra. Flávia Gomes Martinez - UFRGS

Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga - UFRGS

*Dedico este trabalho,
ao meu pai, João dos Santos Souza Neto, meu exemplo de
ética, moral e valorização da educação,
à minha mãe, Lourdes Amélia Bonezi dos Santos, que me
ensina a cada dia a alegria de viver,
e em memória do meu "segundo pai", Ronaldo Gomes Carolo
que foi um grande ser humano e exemplo de coragem.*

AGRADECIMENTOS

Ao Jeffe, meu orientador, pelos conhecimentos “lógicos e matemáticos”, pela didática, pelos valiosos ensinamentos de vida e pela amizade. Obrigado por ter confiado a mim o início do “grupo do Pilates”.

A todos, e todas, que passaram pela “Pilataria” e que mais do que apreenderam me ensinaram. Em especial, Ana Cláudia Pedone, Cristina Homercher Rosa, Cláudia Daronch e Sofia Motta Carneiro. A Yumie Okuyama da Silva a qual “apresentou” o Pilates à Biomec.

Aos colegas do Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMECH). Começando pelos “dinos” até a configuração atual: Daniel Cury Ribeiro (o Dani), Daniela Aldabe (a Dani), Letícia Gandolfi de Oliveira (Lets), Caroline Bernardes (Carol), Paulo Eduardo Schiehl (Coxa), Fábiana Milman Krumholz, Fernanda Barth (Fê), Débora Cantergi (Deby), Lara Elena Gomes (Foca), Guilherme Auler Brodt (Gui retém apenas as coisas “boas” que eu consegui te passar...), Max William Rusch, Victor Wigner Tremea, além de todos novos integrantes. Valeu por tornarem “as nossas rotinas” mais descontraídas.

Pessoas que se tornaram próximas, não apenas nesta estrada da pesquisa, mas em diversas outras instâncias (ordem de término das dissertações): Joelly Manhnic Tolledo (Jô), Luis Felipe Silveira (Lipe), Marcelo La Torre (Santo La Torre), Mônica de Oliveira Melo, Gláucia Andreza Kronbauer (Glau), Maicon Pasini (Garoto Enxaqueca). Demais colegas do PPGCMH Roberta Bgeginsky, Eduardo Lusa Cadore, Eduardo Marczwski da Silva, Fernando de Aguiar Lemos.

Ao grupo *Locomotion* que mesmo “se movendo com suas próprias pernas” mantém um vínculo biomecânico com a 222. A colega de mestrado, Gabriela Fischer (*Dottorato di Ricerca*). Aos *Loco-members*: Clarissa Cristini Pedrini Schuch, Natalia Andrea Gomeñuka, Gustavo Balbinot, Jorge Luiz Lopes Storniolo Júnior, Rodrigo Gomes da Rosa, Francisco Busolli de Queiroz, Francine Picolli e demais integrantes que participaram e participam. Também ao “fundador” e orientador desse grupo Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga. Tarta muito obrigado pelos incentivos e dicas.

A pessoa a que coube a tarefa da minha iniciação científica, estimado amigo e responsável, junto com o Jeffe, por algumas manias adquiridas, Everton Kruehl da Rocha. Também ao grande amigo, e “desorientador”, Fábio Canto da Silva. Para ambos CMB.

A toda minha família, pai e mãe fundamentais sempre. Mana, mano, sobrinho e sobrinhas os problemas e obstáculos da vida são inevitáveis, contudo ser derrotados por eles é sempre opcional. Obrigado por me auxiliarem a superá-los. *In memorium* de Carolo.

A uma pessoa muito especial, que literalmente me conquistou, minha namorada, Renata Luisa Bona pelo amor, compreensão e por estar ao meu lado. Espero conseguir retribuir na tua jornada.

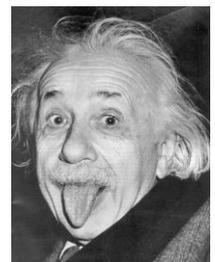
Aos meus “boss-brothers” Alessandro de Melo Marcos e Bruno de Marcos Melo. Antes do auxílio - e incentivo - com os equipamentos e local para realização desta pesquisa e do excelente ambiente de trabalho profissional, a amizade e respeito por ambos.

Aos alunos, sejam eles amostra, sujeitos de pesquisa ou “cobaias” pela colaboração e sacrifício de alguns sábados e domingos.

Ao Fernando Penha Vieira grande artesão e colaborador/fabricante de equipamentos de Pilates.

A todos os funcionários do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX), bem como do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano (PPGCMH), em especial a Dani, Luciano, Luís e André. Desculpa por “mancadas” administrativas.

Também agradeço a todos que de uma forma ou de outra contribuíram para a realização deste trabalho, pois sem estas pessoas, isso não seria possível. Também sou grato à CAPES pelo suporte financeiro concedido através de bolsa de pesquisa.



“Imagination is more important
than knowledge...”

Albert Einstein
(1879-1955)

RESUMO

O método Pilates, o qual vem se difundindo muito nas últimas décadas, é um método de condicionamento físico que apresenta uma série de exercícios sistematizados os quais podem ser realizados com aparelhos, dotados de molas, submetendo os músculos a cargas externas. Um desses exercícios é o *leg work* que pode ser caracterizado como uma extensão de quadril e joelhos. Dessa maneira, o conhecimento das forças envolvidas no exercício, bem como seu comportamento, ao longo da amplitude de execução permite uma melhor definição do exercício, contribuindo para uma escolha mais criteriosa e uma melhor prescrição do exercício. Assim, este estudo tem como objetivo identificar a diferença no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer* levando em consideração a carga do equipamento (força das molas), a amplitude de movimento (ADM), o ritmo de execução, a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos específicos se a sensação subjetiva de esforço das executantes. A amostra foi composta por 18 mulheres fisicamente ativas sem histórico de lesão e praticantes de Pilates há pelo menos 6 meses. Foi empregado diagrama de corpo livre e equações de Newton-Euler para calcular a variação da força externa nos aparelhos *Chair* e *Reformer* no movimento *leg work*. Foi utilizada cinemetria bidimensional (2D) e dois eletromiógrafos para aquisição dos dados. Os músculos analisados foram glúteo máximo (GM), bíceps femoral (BF), vasto lateral (VL), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GAS), oblíquo externo (OE) e multífido (MU). Os resultados indicam que há diferenças significativas na ativação EMG do OE, VL e RF, no índice de co-contracção de BF-RF, BF-VL e OE-MU bem como no índice de esforço percebido entre aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work*. Isso provavelmente se deve a diferenças na ADM e nas estratégias de recrutamento, uma vez que a carga do equipamento final imposta era a mesma em ambos os aparelhos. Essas informações devem ser levadas em consideração em um programa de condicionamento e reabilitação de Pilates. Pode-se concluir que há diferenças no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer* na atividade EMG de músculos específicos, ADM e sensação subjetiva de esforço das executantes.

Palavras-Chaves: Pilates, Carga do Equipamento, Eletromiografia, Biomecânica, Sensação Subjetiva Esforço.

ABSTRACT

The Pilates method, which has been popularized over the last decades, is a physical conditioning method that presents a series of systematized exercises that may be performed by apparatus with springs, loading the muscles to external loads. One of these exercises is the leg work, that may be characterized as hip and knee extension. The knowledge of forces involved in an exercise, as well as their behavior throughout the range of execution allows a better exercise definition, contributing to a more careful choice and a better prescription of the exercise. So, the main goal of this study is to identify the difference between legwork exercise performed on Chair and Reformer apparatus, taking into account external load (spring force), range of motion (ROM), rhythm of execution, specific muscles electromyography (EMG) and subject's perceived exertion effort sensation. Eighteen women took part of the study, all physically active, without injury history and practitioners of Pilates for at least six months. Free body diagram and Newton-Euler equations were used in order to calculate external force variation on Chair and Reformer apparatus during the legwork movement. Two-dimensional (2D) kinematics and two electromyography were used for data acquisition. The muscles analyzed were Gluteus Maximum (GM), Biceps Femoris (BF), Vastus Lateralis (VL), Rectus Femoralis (RF), Gastrocnemius (GAS), External Obliques (EB) and Multifidus (MU). Results indicate that there are significant differences in EMG activation of EB, VL and RF, in co-contraction index BF-RF, BF-VL and EB-MU, as well as in perceived exertion sensation between Chair and Reformer apparatus during the legwork movement. This is probably due to differences in the ROM and recruiting strategies, once the imposed final external load was the same for both apparatus. This information should be considered in conditioning and rehabilitation program in Pilates. It's possible to conclude that there are differences between legwork exercise performed on Chair and Reformer apparatus in relation to EMG activity of specific muscles, ROM and related Borg perceived exertion scale.

Keywords: Pilates, External load, Electromyography, Biomechanics, and Borg Perceived Exertion Scale.

Lista de Ilustrações

- Figura 1: *Core*: (a) região entre o assoalho pélvico até o limite das costelas superiores, visão apenas anterior e (b) alguns dos músculos que o definem em vista no plano frontal. Adaptado de Muscolino e Cipriani (2004a).....20
- Figura 2: Aparelho *Reformer* e alguns exemplos de exercícios para diversas musculaturas, segundo a STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).....23
- Figura 3: Aparelho *Chair* e alguns exemplos de exercícios para diversas musculaturas, segundo a STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).....24
- Figura 4: Aparelho *Chair*: (a) visão posterior das regulagens e (b) diagrama de corpo livre do segmento móvel da *Chair*. Estão representadas a força humana (F_{hum}), a força elástica (F_{ela}) e suas respectivas distâncias perpendiculares ($d_{F_{hum}}^{\perp}$) e ($d_{F_{ela}}^{\perp}$). Também é apresentado o torque elástico (T_{ela}) o torque peso do apoio para os pés equipamento (T_{pesoE}) e a força peso do equipamento (F_{pesoE}). Foi assumido que a F_{hum} é perpendicular a base do equipamento. O ângulo α determina amplitude de movimento e β representa a inclinação do vetor da força elástica.54
- Figura 5: Aparelho *Reformer*: (a) regulado com duas molas, de diferentes constantes elásticas, no nível II e (b) sentido da força humana (F_{hum}) no segmento pé.57
- Figura 6: Exercício *legwork* realizado na *Chair*: (a) no início do movimento e (b) no final do movimento.58
- Figura 7: Exercício *legwork* realizado no *Reformer*: (a) no início do movimento e (b) no final do movimento.59

Lista de Gráficos

- Gráfico 1: Comportamento da força humana nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* em relação articulação do joelho (dados de um indivíduo representativo da amostra).....67
- Gráfico 2: Comportamento da força humana nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *legwork* em relação articulação do quadril (dados de um indivíduo representativo da amostra).....68
- Gráfico 3: Média e desvio padrão dos valores RMS do oblíquo externo (OE), multífido (MU), vasto lateral (VL), reto femoral (RF), glúteo máximo (GM), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GAS) nos dois aparelhos (*Chair* e *Reformer*). *Representa significância estatística entre aparelhos ($p < 0,05$).....70
- Gráfico 4: Média e desvio padrão dos percentuais de co-contração entre os músculos oblíquo externo e multífido (OE-MU), bíceps femoral e reto femoral (BF-RF), bíceps femoral e vasto lateral (BF-VL), glúteo máximo e reto femoral (GM-RF) nos dois aparelhos (*Chair* e *Reformer*). *Representa significância estatística entre aparelhos ($p < 0,05$).71

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Características da amostra (média e desvio padrão).....	50
Tabela 2 - Valores individuais, médios e desvios padrão determinados para a força humana (F_{hum}) na <i>Chair</i> e calculados para o <i>Reformer</i> no final da amplitude movimento. Também é apresentado o valor (individual, médio e desvio padrão) da diferença entre os valores da F_{hum} <i>Chair</i> e <i>Reformer</i> (Dif C-R) calculado para cada indivíduo ($p > 0,05$).....	66
Tabela 3 - Valores médios e desvios padrão determinados para a amplitude de movimento (ADM) dos segmentos tronco-coxa (T-C) e coxa-perna (C-P) entre <i>Chair</i> e <i>Reformer</i>	68
Tabela 4 - Valores médios e desvios padrão determinados para ângulos articulares de flexão iniciais e finais do quadril e joelho entre <i>Chair</i> e <i>Reformer</i>	69
Tabela 5 - Valores médios e desvios padrão determinados para o ritmo de execução (RE) na <i>Chair</i> e no <i>Reformer</i>	69
Tabela 6 - Valores médios e desvios padrão determinados para o índice de esforço percebido (IEP) entre a <i>Chair</i> e o <i>Reformer</i> em relação à força humana (carga do equipamento).	72
Tabela 7 – Correlação <i>Tau-Kendall</i> entre amplitude de movimento dos segmentos tronco-coxa (T-C) e coxa-perna (C-P) com o índice de esforço percebido (IEP) entre a <i>Chair</i> e o <i>Reformer</i>	72

Lista de Equações

Equação 1: Determinação da magnitude da sensação de esforço (BORG; NOBLE, 1974)	25
Equação 2: Equação do momento de força	28
Equação 3: Equações de movimento Newton-Euler	28
Equação 4: Lei de Hooke	35
Equação 5: Equação de equilíbrio na <i>Chair</i>	54
Equação 6: Cálculo da força humana na <i>Chair</i>	54
Equação 7: Cálculo da força humana no <i>Reformer</i>	56
Equação 8: Cálculo do índice de co-contracção (WINTER, 2005)	63
Equação 9: Cálculo do ritmo de execução	64

Sumário

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	OBJETIVOS	18
1.1.1	<i>Objetivo Geral</i>	18
1.1.2	<i>Objetivos Específicos</i>	18
2	REFERENCIAL TEÓRICO	19
2.1	MÉTODO PILATES	19
2.2	SENSAÇÃO SUBJETIVA	25
2.3	BIOMECÂNICA	27
2.4	PROPRIEDADES MUSCULARES	36
2.5	ELETROMIOGRAFIA	38
3	MATERIAIS E MÉTODOS	49
3.1	DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:	49
3.1.1	<i>Variáveis Dependentes</i>	49
3.1.2	<i>Co-Variáveis</i>	49
3.1.3	<i>Variáveis Independentes</i>	49
3.1.4	<i>Variáveis Intervenientes</i>	49
3.2	DELINEAMENTO DA PESQUISA	50
3.3	AMOSTRA	50
3.4	ASPECTOS ÉTICOS	51
3.5	INSTRUMENTOS DE PESQUISA	51
3.6	SOFTWARES UTILIZADOS	52
3.7	AQUISIÇÃO DOS DADOS	53
3.7.1	<i>Constantes Elásticas das Molas</i>	53
3.7.2	<i>Quantificação da Força Humana na Chair</i>	53
3.7.3	<i>Quantificação da Força Humana no Reformer</i>	55
3.7.4	<i>Protocolo</i>	57
3.7.5	<i>Parâmetros Eletromiográficos</i>	60
3.7.6	<i>Parâmetros Cinemáticos</i>	61
3.8	TRATAMENTO DOS DADOS	62
3.8.1	<i>Parâmetros Eletromiográficos</i>	62
3.8.2	<i>Parâmetros Cinemáticos</i>	63
3.9	TRATAMENTO ESTATÍSTICO	64
4	RESULTADOS	66
4.1	FORÇA HUMANA (CARGA DO EQUIPAMENTO)	66
4.2	AMPLITUDE DE MOVIMENTO	68
4.3	RITMO DE EXECUÇÃO	69
4.4	ATIVAÇÃO MUSCULAR	69
4.5	ÍNDICE DE CO-CONTRAÇÃO	70
4.6	ÍNDICE DE ESFORÇO PERCEBIDO	71
5	DISCUSSÃO	72
6	CONCLUSÃO	90
	REFERÊNCIAS	91
	ANEXO A	106
	ANEXO B	107
	APÊNDICE A	108
	APÊNDICE B	110
	APÊNDICE C	111

1 INTRODUÇÃO

O sistema nervoso central (SNC) é o responsável por enviar estímulos elétricos e gerenciar o controle motor durante os movimentos. Em resposta, os músculos estriados apresentam uma grande capacidade de se adaptar às tarefas motoras exigidas na tentativa de manter determinada produção de força (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Contudo essa é uma simplificação da cascata de eventos que resultam em movimento, fenômenos estes de natureza elétrica, química e mecânica. Sob uma perspectiva biomecânica, provavelmente a principal propriedade do músculo seja sua habilidade em produzir força (TABER'S CYCLOPEDIA, 1981 *apud* NIGG; HERZOG, 2005, p.54). Com o intuito de estimular e melhorar a força muscular, a coordenação motora e o sistema cardio-respiratório foram e continuam sendo desenvolvidos diversos métodos de treinamento para o corpo humano. O Pilates é um desses métodos, que vem se difundindo muito nas últimas décadas (LATEY, 2001; SHEDDEN; KRAVITZ, 2006; SOUZA, 2006). O Pilates é um método de treinamento e reabilitação que apresenta uma série de exercícios sistematizados, os quais podem ser realizados no solo ou com aparelhos dotados de molas, submetendo os músculos a cargas externas (LATEY, 2001; MUSCOLINO; CIPRIANI 2004b; SILER, 2008).

Dois dos aparelhos utilizados no Pilates são a *Chair* e o *Reformer*. Ambos os aparelhos são acoplados de molas e diversas regulagens, para regular a intensidade da carga, possibilitando exercícios para vários grupamentos musculares. Para modular a resistência oferecida pelos exercícios os professores de Pilates se baseiam, com frequência, na sensação subjetiva dos alunos e na experiência do instrutor. Estudos recentes verificaram que a simples alteração do local de fixação da mola pode alterar completamente a resistência externa do exercício, interferindo na participação de músculos motores primários (SILVA *et al.*, 2009), músculos estabilizadores do tronco (ROSA *et al.*, 2010) e na força muscular resultante bem como na prescrição e progressão do exercício (MELO *et al.*, 2010). Fato muitas vezes desconhecido dos profissionais da área. Dessa maneira, o conhecimento das forças externas que envolvem o exercício, bem como seu comportamento, ao longo da amplitude de movimento (ADM), permite uma melhor definição do exercício,

fornecendo um dado quantitativo útil para o acompanhamento da intensidade e contribuindo para uma escolha mais criteriosa.

Descrições e mensurações cinéticas e cinemáticas do movimento humano são um dos objetivos da biomecânica (DISSELHORST-KLUG; SCHMITZ-RODE; RAU, 2009). Na biomecânica a determinação de critérios é sempre relevante (HAMILL; KNUTZEN, 2009). Independente do movimento realizado existem estratégias motoras adquiridas que aumentam a eficiência e a economia na realização da tarefa, sendo que o avanço tecnológico na ciência possibilita compreender essa especialização biológica (MINETTI, 2004). Técnicas diretas de avaliação de força e torque muscular, como plataforma de força e dinamômetros, vêm auxiliando na mensuração e comparação de exercícios de Pilates (SELF *et al.*, 1999; BRODT *et al.*, 2010) e de musculação (ESCAMILLA *et al.* 1998; CATERISANO *et al.*, 2002). Com o mesmo objetivo, outros estudos aplicando ao pilates utilizam técnicas indiretas (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2010) e técnicas de cinemetria para descrição dos movimentos (SACCO *et al.*, 2005; KUO; TULLY; GALEA, 2009; EMERY *et al.*, 2010).

Além da quantificação da força externa outra possibilidade é a avaliação da função muscular durante exercícios. Para isso a técnica da eletromiografia de superfície (EMG), a qual fornece informações sobre o nível de ativação elétrica dos músculos investigados, se mostra como um indicador do nível de recrutamento de unidades motoras em tarefas específicas (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985, HUG, 2010). Publicações recentes já determinaram o padrão de recrutamento motor, através da EMG de superfície, utilizando modelos matemáticos para o membro inferior na corrida e ciclismo (WAKELING, 2009).

No desenvolvimento de modelos de otimização dinâmicos, como por exemplo, da caminhada humana, o uso de dados eletromiográficos, como índice de co-contracção, podem melhorar a estimativa de forças e momentos (AMARANTIN; MARTIN, 2004). Segundo esses autores o conhecimento proporcionado por modelos biomecânicos, bem como seus critérios de construção, representam informações de grande valor no entendimento do controle do movimento, da postura e da estabilidade articular.

Além disso, a coleta de dados EMG, como o índice de co-contracção, de diferentes músculos simultaneamente proporcionam informações sobre o padrão de coordenação muscular durante o gesto analisado (DISSELHORST-KLUG;

SCHMITZ-RODE; RAU, 2009). Dessa maneira, as pesquisas com enfoques biomecânicos se preocupam em procurar os princípios empregados pelo SNC para decidir que padrões motores/musculares são direcionados e necessários em tarefas motoras (PRILUTSKY, 2000). Assim esse tipo de avaliação demonstra-se necessária frente à grande popularização do Pilates, comercialização de equipamento, cursos profissionalizantes do método e carência de investigações sobre os níveis e padrões EMG dos seus exercícios.

Estudos demonstram que o mesmo exercício (movimento) realizado em diferentes equipamentos tem sua exigência muscular alterada induzindo a diferentes adaptações neurais (SELF *et al.*, 1996; CATERISANO *e. al.*, 2002; EBBEN; JESEN, 2002; SACCO *et al.*, 2005; SACHARUK; MARTINEZ; LOSS, 2005; WALLACE; WINCHESTER; MCGUIGAN, 2006; LOSS; CANDOTTI 2008; DA SILVA *et al.*, 2008; SILVA *et al.*, 2009; ROSA *et al.*, 2010). Essas adaptações neuromusculares podem ser devido a um aumento na inibição dos músculos antagonistas, a uma melhora na co-contracção de músculos sinergistas, a uma inibição neural de mecanismos protetores e/ou aumento da excitabilidade de motoneurônios (BOTTARO *et al.*, 2007, HUG, 2010). Esse conhecimento tem grande aplicabilidade no treinamento e na prescrição de exercícios visto que implica nas necessidades específicas dos alunos (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984; TOLEDO; RIBEIRO; LOSS, 2007) conduzindo uma melhor elaboração do planejamento da progressão de exercícios.

Dessa maneira, um exemplo de exercício de Pilates que pode ser realizado em dois aparelhos distintos é o *leg work*, caracterizado pela flexo-extensão simultânea de quadril e joelho. A exigência imposta aos membros inferiores em ambos os exercícios é oriunda da sobrecarga que suas molas oferecem. Apesar de existirem estudos sobre bandas e tubos elásticos aplicados na reabilitação e na prática clínica (SIMONEAU *et al.*, 2001) e em treinos de musculação (WALLACE; WINCHESTER; MCGUIGAN, 2006) a investigação da determinação da resistência elástica dos aparelhos de Pilates se mostra escassa.

Além disso, externamente ao Pilates a avaliação da amplitude de movimento (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984; ESCAMILLA *et al.*, 1998; ESCAMILLA *et al.*, 2001; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003; SACCO *et al.*, 2005) e da sensação subjetiva de esforço (BORG; NOBLE, 1974; LAGALLY *et al.*, 2002; TIGGEMANN *et al.*, 2010) do mesmo exercício realizado em equipamentos diferentes tem contribuído com

diversas pesquisas e esses parâmetros podem fornecer maior conhecimento científico do método pilates.

Os profissionais que atuam com Pilates precisam compreender as diferenças fundamentais entre os exercícios e assim entender o que está sendo requerido do sistema músculo-esquelético durante o movimento (BRYAN; HAWSON, 2003). Além disso, a variação dessa carga externa pode ter exigências diferenciadas de determinadas porções ou grupamentos musculares. A análise da ativação EMG através do valor *root mean square* (RMS) e do índice de co-contração em conjunto com parâmetros cinemáticos e a percepção de esforço percebido pode auxiliar quantificar o exercício fornecendo critérios quantitativos. Visto que muitas vezes a escolha do exercício e/ou aparelho parece não respeitar qualquer padrão ou critério.

No intuito de fornecer ferramentas que possam complementar a prescrição de exercícios no Pilates, surgiu este problema de pesquisa: qual a diferença do exercício *leg work* executado no aparelho *Chair* e *Reformer* levando em consideração a carga do equipamento (força das molas), a amplitude de movimento, o ritmo de execução, a atividade eletromiográfica de músculos específicos e a sensação subjetiva de esforço das executantes?

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Identificar a diferença no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer* levando em consideração a carga do equipamento (força das molas), a amplitude de movimento, o ritmo de execução, a atividade eletromiográfica de músculos específicos e a sensação subjetiva de esforço das executantes.

1.1.2 Objetivos Específicos

Comparar a atividade eletromiográfica do glúteo máximo (GM), bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GAS), oblíquo externo (OE) e multífido (MU) durante o movimento de *leg work* realizado na *Chair* e *Reformer* entre indivíduo e entre exercícios.

Comparar o índice de co-contracção do bíceps femoral e reto femoral (BF-RF), bíceps femoral e vasto lateral (BF-VL) e oblíquo externo e multífidós (OE-MU) durante o movimento de *leg work* realizado na *Chair* e *Reformer*.

Comparar a sensação subjetiva dos indivíduos entre os aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* do Pilates.

Correlacionar a sensação subjetiva dos indivíduos com a amplitude de movimento nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* do Pilates.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Para uma melhor compreensão do assunto se dividiu o referencial teórico em 5 tópicos: 1 – Método Pilates, 2 – Sensação Subjetiva, 3 – Biomecânica, 4 – Propriedades Musculares, 5 – Eletromiografia. As bases indexadoras utilizadas foram *PubMed*, *Web of Science*, *LILACS*, *Scopus*, *PEDro* e *Google Scholar*.

2.1 Método Pilates

Pilates é um método de condicionamento físico elaborado por Joseph Hubertus Pilates. Joseph, enquanto vivo, chamava seu sistema de exercícios de contrologia (PILATES; MILLER, 1945). Algumas vantagens do método Pilates são melhorar a flexibilidade, a coordenação motora, o alinhamento postural e a força muscular (SACCO *et al.*, 2005; SOUZA, 2006, KUO; TULLY; GALEA, 2009; CURNOW *et al.*, 2009). A seguir serão abordados alguns tópicos sobre o Pilates, todavia um aprofundamento sobre origens e fundamentos do método sugere-se consultar literatura específica (PILATES; MILLER, 1945; PILATES; MILLER, 2000; LATEY, 2001, BRYAN; HAWSON, 2003; SMITH; SMITH, 2005; SHEDDEN; KRAVITZ, 2006; SILER, 2008).

Há duas maneiras básicas de o método Pilates ser desenvolvido: exercícios de solo e exercícios com aparelhos. Os exercícios de solo (*Matworks*) originalmente são compostos por 34 movimentos (PILATES; WILLIAM, 1945; PILATES; MILLER, 2000; SILER, 2008). Já o Pilates com aparelhos, ou *Studio*, utiliza equipamentos específicos do método, como *Reformer*, *Chair* e *Cadillac* (LATEY, 2001; SHEDDEN; KRAVITZ, 2006).

Pilates e William (1945) sustentam o método em seis princípios básicos: respiração, concentração, precisão, controle, fluidez de movimento e *powerhouse*. *Powerhouse* foi como Pilates denominou (PILATES; MILLER, 2000) o que hoje se conhece por *core strengthening*, *core stability*, *core control*, *lumbar stabilization*, entre outros (AKUTHOTA; NADLER, 2004). Neste estudo se optou pela utilização do termo *core*. Para a definição do *core* é necessário compreender que se trata de uma região corporal, formado por grupos musculares e com função específica. Dessa maneira o *core* enquanto uma região no espaço geralmente pode ser delimitado como entre o assoalho pélvico até a caixa torácica (figura 1a) (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004a), mas alguns autores incluem ainda parte dos membros superiores e inferiores (PILATES; WILLIAM, 1945; MUSCOLINO; CIPRIANI 2004a). Os

músculos que compõem o *core* são determinados pela sua delimitação espacial e consequentemente também podem mudar dependendo do autor, contudo reto abdominal, oblíquos, multifídeos, eretores da espinha e transversos do abdômen são um consenso (figura 1b) (MUSCOLINO; CIPRIANI 2004a, AKUTHOTA; NADLER, 2004; KOLYNIK; CAVALCANTI; AOKI, 2004). Já o *core* enquanto função se relaciona principalmente com o seu papel de estabilizador do tronco (VEZINA, HUBLEY, 2000; AKUTHOTA; NADLER, 2004; SMITH; SMITH, 2005; MCGILL, 2007), seja em atividades estáticas ou dinâmicas (McNEILL, 2010). Nesse trabalho o termo *core* foi utilizado para expressar uma função, no caso de estabilização do tronco.

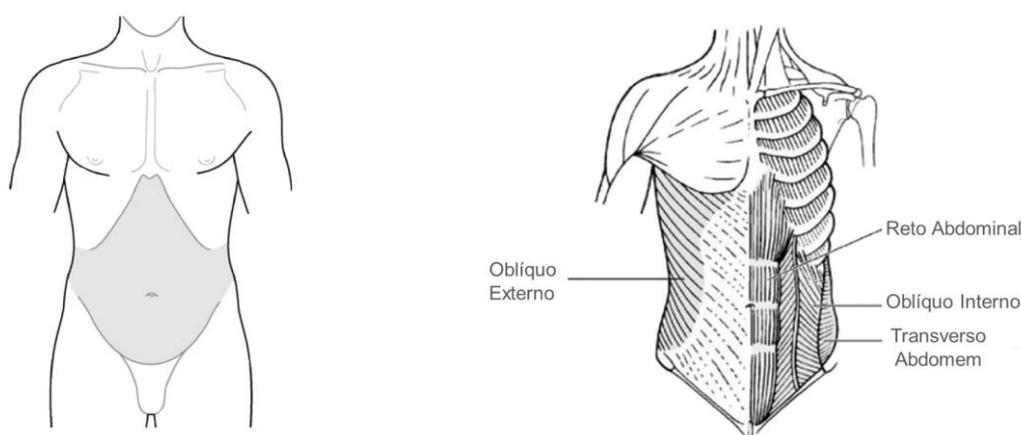


Figura 1: Core: (a) região entre o assoalho pélvico até o limite das costelas superiores, visão apenas anterior e (b) alguns dos músculos que o definem em vista no plano frontal. Adaptado de Muscolino e Cipriani (2004a).

Outro fator é que o tipo de respiração utilizada durante as fases de um mesmo exercício de Pilates, no solo (*roll up*), também parece influenciar na ativação dos músculos do *core* – reto abdominal superior, reto abdominal inferior e oblíquo externo – alterando a estratégia muscular empregada (SANTOS *et al.*, 2010).

É importante salientar que apesar de o transversos do abdômen ser um músculo profundo e de ação essencial para a função do *core* (HODGES, 1999; HERRINGTON; DAVIES, 2005) ele não pode ser considerado o principal e/ou único representante do *core* (LEDERMAN, 2010; McNEILL, 2010). O estudo do transversos do abdômen baseia-se principalmente em técnicas de *biofeedback* pressórico, o qual registra as alterações de pressão através de uma bolsa pneumática (HODGES, 1999), e de ultrassonografia, registro e comparação da vibração de ondas de alta frequência (ENDLEMAN; CRITCHLEY, 2008; CRITCHLEY, PIERSON, BATTERSBY, 2010).

Endleman e Critchley (2008) utilizando ultrassonografia examinaram a ativação do oblíquo interno e transverso do abdômen, de 26 praticantes de Pilates, em 6 exercícios de *Mat Pilates*. Foi verificado que todos os exercícios analisados com a contração voluntária da parede abdominal há um aumento significativo na ativação muscular, tanto do oblíquo interno como transverso, do que sem a contração voluntária. A continuação do estudo também encontrou resultados similares (CRITCHLEY, PIERSON, BATTERSBY, 2010). Contudo os próprios autores ressaltam que é necessário considerar que a relação entre as mudanças na espessura muscular, parâmetro mensurado pela ultrassonografia, e o respectivo sinal EMG isométrico da musculatura não é linear. Além disso, acima de 30% da contração voluntária máxima não há alteração na espessura muscular e a técnica não é sensível a esforços acima desse percentual.

O método Pilates prioriza o fortalecimento e a estabilização das estruturas que envolvem o *core*. A pesquisa de Kolyniak, Cavalcanti e Aoki (2004) demonstrou que em 20 indivíduos que treinaram Pilates durante 12 semanas houve uma diminuição no desequilíbrio entre as funções das musculaturas flexoras e extensoras do tronco (através de teste isocinético) em relação ao início do treinamento, confirmando a adaptação da região do *core* às exigências do método. Um aspecto não abordado pelos autores foi a influência da velocidade do teste. Foi analisado o movimento de flexo-extensão do tronco a 120 %/s que pode ser considerado rápido, e não de praxe para realização de alguns movimentos do Pilates (CARNEIRO, 2009). Metodologia e resultados similares foram encontrados em estudo semelhante avaliando a força muscular abdominal e a flexibilidade de mulheres (SEKENDIZA *et al.*, 2007).

Os aparelhos foram desenvolvidos para a realização do método e envolvem uma larga possibilidade de movimentos. A intensidade dos exercícios desenvolvidos, na maioria dos equipamentos é fornecida através de molas, as quais podem auxiliar no movimento ou aumentar a dificuldade do exercício aos praticantes. As molas são classificadas através de diferentes tamanhos e cores; cada cor representa a característica (constante elástica) da mola e cada aparelho possui as suas respectivas molas. Contudo não há uma padronização entre as diferentes empresas fabricantes de aparelhos e as constantes elásticas.

O *Reformer* foi o primeiro equipamento construído por Pilates. Caracteriza-se por possuir uma plataforma deslizante, semelhante a um carrinho, polias para

transmissão das forças e possibilidade de uso de até cinco molas - com constantes elásticas diferentes ou não (SHEDDEN; KRAVITZ, 2005). É dotado de uma barra para apoiar os pés ou as mãos; apoio para os ombros; suporte para a cabeça; cordas, com alças de pés ou de mãos, conectadas ao carrinho e algumas marcas com reguladores para ajustar o comprimento da corda ao indivíduo e ao exercício desejado (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004b). Como acessórios possui a caixa longa, meia lua, e uma plataforma móvel. É um aparelho muito versátil que possibilita trabalhar quase que todas as musculaturas. Na figura 2 são apresentados alguns exercícios realizado no *Reformer* para membros inferiores, superiores, tronco, alongamentos e combinações desses, como: *Short Box: round back, Footwork: toes, Series Hundred, Long Spine, Knee Stretches, Long Box: pulling straps, Swan Front, Short Box: round back, Long Stretches, Rowing: back, Bridge, Side Splits, Mermaid*. Os exercícios foram nomeados de cima para baixo e da esquerda para direita. Os nomes são segundo STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).



Figura 2: Aparelho *Reformer* e alguns exemplos de exercícios para diversas musculaturas, segundo a STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).

Wunda Chair ou *Chair* é um equipamento semelhante a uma cadeira que possui, de 2 a 4 molas, um pedal antiderrapante único ou dois pedais para movimento alternado e independente os quais quando fixos por um bastão se transformam em um único pedal. Geralmente há, no mínimo, dois pares de parafusos em escalas que favorecem o controle da carga das molas. Dois apoios laterais de ferro auxiliam em alguns exercícios e podem ser regulados na altura desejada. A fim de ilustrar, na figura 3 são apresentados alguns exercícios realizados na *Chair*, como: *Teaser Twist*, *Double Leg Pump*, *Pumping One Leg*, *Pull up*, *Swan Front: variation*, *Swan Front: alternate*, *Swan Front*, *Pump One Leg: front*, *Pump One Leg: side*, *Lateral Flexion*, *Mermaid*, *Teaser Twist*, *Press Up With*

Handles. Os exercícios foram nomeados de cima para baixo e da esquerda para direita. Os nomes são segundo STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).



Figura 3: Aparelho *Chair* e alguns exemplos de exercícios para diversas musculaturas, segundo a STOTT PILATES (2003a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2003).

Há outros aparelhos e acessórios, como, por exemplo, *Cadillac*, *Lader Barrel* e *Swiss Ball* os quais podem ser utilizados na prática de exercícios de Pilates.

Os aparelhos do método Pilates possibilitam uma ampla variedade de exercícios e o exercício de flexo-extensão de quadril e joelhos com os pés em paralelo, na largura do quadril, e com apoio no calcanhar - analisado no presente estudo - pode ter diferentes denominações dependendo das linhas de ensino do método Pilates. Na *Chair* pode ser chamado de *FootWork*, *Double Leg Pump*, *Leg Press Heels*, *Leg Works*. Já no *Reformer* pode receber as seguintes denominações

FootWork: heel, Leg Series, Legs Supine, Leg Work Series. No presente trabalho a denominação adotada foi de *leg work* para ambos os equipamentos.

Embora diversos autores, em diversos âmbitos, tenham mostrado o crescente interesse na busca de evidências do método Pilates, poucos estudos foram publicados em periódicos de circulação internacional e nacional, com um fator de impacto relevante para a área, com o enfoque mais quantitativo e com a utilização das ferramentas da biomecânica. Nesses moldes seguem os artigos encontrados na literatura: SELF *et al.*, 1996; HUTCHINSON *et al.*, 1998; SEGAL, 2004; KOLYNIK, CAVALCANTI; AOKI, 2004; SACCO *et al.*, 2005; RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006; ENDLEMAN; CRITCHLEY, 2008; KUO; TULLY; GALEA, 2009; SILVA *et al.*, 2009; EMERY *et al.*, 2010; QUEIROZ *et al.*, 2010; ROSA *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2010. Alguns estudos serão mais detalhados nos próximos tópicos.

Estudos adicionais poderiam focar uma avaliação quantitativa e qualitativa dos exercícios e a sua influência nos programas de treinamento e reabilitação. Embora existam pesquisas sobre o Pilates a prescrição dos exercícios ainda tem como parâmetro principalmente a sensação subjetiva do aluno (SILVA *et al.*, 2009).

2.2 Sensação Subjetiva

O método Pilates se baseia, entre outros princípios, no controle motor e na consciência corporal dos alunos. Durante as aulas o *feedback* dos instrutores de Pilates para a modulação das cargas dos exercícios é a sensação subjetiva dos alunos, ou seja, a percepção de esforço. A percepção de esforço é definida por Robertson e Noble (1997, p. 407) como “a intensidade subjetiva de esforço, tensão, desconforto e/ou fadiga que é sentido ou experimentado durante o exercício de força e aeróbico”. Nesse sentido em um estudo clássico (BORG; NOBLE, 1974) propuseram uma escala que associa a sensação de esforço durante exercícios físicos com valores referentes à variação da frequência cardíaca (60 a 200 batimentos por minuto) em 15 níveis (6 a 20) conhecida por escala de Borg para a dor e o esforço percebido (anexo A).

Originalmente a sensação de esforço foi quantificada para o trabalho realizado em ciclo ergômetros e como uma função da força da mão mensurada por dinamômetros, basicamente (BORG; NOBLE, 1974; PRILUTSKY, 2000):

$$S = r \cdot \Phi^n$$

Equação 1

onde,

S é a magnitude da sensação de esforço;

r é uma constante (depende da unidade de medida);

Φ é a magnitude do estímulo;

n é uma constante igual a 1,7;

Borg e Noble (1974) embasaram sua escala em uma ampla revisão da literatura sobre o assunto e até hoje a escala de Borg é amplamente utilizada para qualificar os níveis de percepção de esforço. Estudos indicam que a tensão muscular é um forte indicador para a percepção de esforço; portanto os órgãos proprioceptivos (fuso muscular e órgão tendinoso de Golgi) e mecanorreceptores articulares de pressão parecem ser os principais mediadores dessa percepção localizada (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; PURVES *et al.*, 2008). Outros fatores como depleção de substratos energéticos, custo metabólico e a sensação geral dos músculos também são importantes nessa percepção localizada (ROBERTSON; NOBLE, 1997; LAGALLY *et al.*, 2002; MOURA *et al.*, 2003).

De modo geral, podemos dizer que quanto maior a carga utilizada, um maior índice de esforço percebido (IEP) é relatado. Estudos identificaram que através do IEP é possível diferenciar as quantidades de cargas utilizadas, independente do número de repetições utilizadas (LAGALLY *et al.*, 2002). Na mesma pesquisa também se verificou que aumentos do IEP tem sido relacionados a um maior sinal eletromiográfico concomitante com o aumento da carga utilizada. Outro estudo verificou que o IEP é sensível ao nível de treinamento dos indivíduos - treinados em musculação, ativos e sedentários – sendo o índice mais associado à carga do que ao volume de treino (TIGGEMANN *et al.*, 2010).

Em estudo recente Lima *et al.* (2007) investigaram a relação do nível de atividade dos músculos glúteo máximo, bíceps femoral, reto femoral e vasto medial com o referido IEP entre os músculos extensores do quadril em três diferentes formas de execução do exercício de extensão do quadril. Os autores concluíram que existe uma relação dos níveis de IEP com a atividade elétrica dos músculos durante o exercício, fato atribuído pela amostra ser de sujeitos treinados e com adaptação neural e muscular já estabelecida.

A utilização da percepção de esforço apesar de muito prática necessita de alguns cuidados. Robertson e Noble (1997) descrevem uma série de orientações específicas. Nelas, os autores recomendam métodos padronizados, cujos principais itens incluem: (I) uma definição clara e concisa de percepção de esforço físico; (II) um delineamento preciso da justaposição entre os estímulos físicos e psicológicos e as respostas da percepção; (III) definição sobre o tipo de percepção de esforço solicitada em relação à região anatômica ou geral do corpo; (IV) realização dos procedimentos de ancoragem para estabelecer os pontos extremos (baixo e alto) do IEP; (V) a garantia de um claro entendimento da utilização da percepção de esforço pelo indivíduo. Para que a escala de Borg, para a dor e o esforço percebido, seja bem aplicada deve-se preencher todos esses requisitos.

Sendo assim, esse tipo de abordagem auxilia nas avaliações e prescrições de treinamento e tratamento possibilitando o viés entre a prática do Pilates e a quantificação das forças envolvidas nos exercícios.

2.3 Biomecânica

Provavelmente pela noção de força ter origem intuitiva na sensação de esforço muscular, buscar um conceito único para o termo força não é possível, uma vez que a força pode ter diversas manifestações. Dentro da física clássica, a mecânica sempre se preocupou nas causas responsáveis pelo movimento. Newton em 1687¹ cunhou a conhecida lei fundamental da dinâmica, a qual expressa uma forma de quantificar a força² (NEWTON, 2002). No presente estudo, o termo força foi definido como a medida da ação de um corpo sobre o outro (ZATSIORSKY, 2002).

A partir do conceito de força a quantificação das forças envolvidas em um movimento pode ser realizada através de um enfoque biológico. Durante qualquer movimento existem várias forças atuando simultaneamente, de modo que é possível

¹ Essa referência diz respeito ao *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*, chamado de *Principia* composto de três volumes. No primeiro e segundo volume são apresentadas as definições, leis e o estudo do movimento dos corpos e no terceiro a base para gravitação universal.

² A equação $F = m \cdot a$ não aparece no *Principia*. A partir do enunciado proposto por Isaac Newton (ler NEWTON, 2002, p. 54 e 318) ela foi posteriormente equacionada sendo que o enunciado original de Newton estabelecia uma relação entre quantidade de movimento ($\partial \vec{p}$) e dada variação de tempo, ou seja, $F = \partial \vec{p} / \partial t$ uma formulação mais elaborada que a comumente conhecida. Considerando que a massa do objeto seja constante a equação $F = m \cdot a$ foi apresentada pela primeira vez em 1747 por Leonard Euler em *Recherches sur le mouvement des corps celestes en general*.

determinar uma única força, capaz de produzir o mesmo efeito que todas as outras juntas (NIGG; HERZOG, 2005). Essa força é chamada de força resultante.

Outra grandeza da física se refere ao torque ou momento de força associado à possibilidade de rotação decorrente da aplicação de uma força a uma determinada distância em torno de um eixo, matematicamente definida como (HAMILL; KNUTZEN, 2009):

$$\tau = F \cdot d^{\perp} \quad \text{Equação 2}$$

onde,

τ é o torque (momento) sobre o eixo;

F é a magnitude da força aplicada (vetor);

d^{\perp} é a distância perpendicular, definida como a linha de ação da força até uma linha paralela que passe pelo eixo do movimento (PANDY, 1999).

A primeira lei de Newton implica em duas situações de equilíbrio, uma estática e outra dinâmica. Em ambas as situações é assumido que a aceleração é zero, esteja o corpo em estado imóvel ou com velocidade constante. Dessa maneira o somatório vetorial das forças envolvidas deve ser nula bem como a soma dos torques das forças deve ser igual à zero (HAMILL; KNUTZEN, 2009) conhecida como equações de movimento *Newton-Euler* (equação 3):

$$\Sigma F = 0 \text{ e } \Sigma \tau = 0 \quad \text{Equação 3}$$

onde,

ΣF representa o somatório vetorial das forças aplicadas no corpo.

$\Sigma \tau$ representa o somatório dos torques das forças aplicadas no corpo

Ao se analisar os torques e forças envolvidas em movimentos multi-articulares pode-se classificar o tipo de cadeia cinética envolvida. Todavia neste estudo tal classificação não é entendida como uma ideia tão simples e objetiva, devido principalmente à definição dos termos.

O conceito de cadeia cinética se origina da engenharia mecânica. O engenheiro Franz Reuleaux propôs esse conceito em 1875 onde segmentos rígidos conectados por juntas criam um sistema no qual o movimento de um segmento pode produzir ou afetar o movimento de outro segmento em uma cadeia cinética. Em 1955 o médico Arthur Steindler adaptou e suplantou esse conceito para a análise do

movimento humano, sugerindo que o corpo humano pode ser analisado como uma cadeia constituído de um sistema de segmentos rígidos (ossos) conectados por uma série de articulações (ELLENBECKER; DAVIES, 2001). Steindler observou que quando o segmento distal, como o pé ou a mão, encontra considerável resistência externa o recrutamento muscular e o movimento articular ocorrem de forma diferente de quando a extremidade distal do segmento pode se mover livremente no espaço (SMIDT, 1994; ELLENBECKER; DAVIES, 2001).

Assim Steindler definiu cadeia cinética aberta quando a porção terminal ou distal do segmento pode mover-se livremente no espaço, ou seja, não tem sua trajetória restrita por nenhum fator externo ao corpo. Enquanto cadeia cinética fechada ocorre quando o segmento distal encontra-se fixo (ESCAMILLA *et al.* 1998; SMIDT, 1994; ELLENBECKER; DAVIES, 2001).

Estudos avaliando movimentos dinâmicos dos membros inferiores utilizam essa definição (ESCAMILLA *et al.* 1998, RAO; AMARANTINI; BERTON, 2010). Todavia existem algumas divergência de opiniões quanto à interpretação, dos termos aberto ou fechado em movimentos do corpo humano (SMIDT, 1994). Rivera (2010) discorre que um sistema cinético fechado é quando nem o segmento distal nem o segmento proximal podem se mover. Essa interpretação implica nas características do corpo como um todo, e não somente do segmento distal. Outros autores ainda dividem o conceito de cadeia cinética em três tipos: cadeia cinética fechada, aberta sem carga e aberta com carga (DILLMAN APUD ESCAMILLA *et al.* 1998).

Possivelmente essa confusão ocorra porque esses termos podem ser utilizados quando modelamos um sistema utilizando diagrama de corpo livre (SMIDT, 1994). Consequentemente, chamar um sistema cinético de aberto ou fechado ainda pode depender de quais segmentos são considerados no modelo. Outrossim, no presente estudo se compreende que o que distingue os dois tipos de cadeia sobre o corpo humano não é simplesmente o fato de o segmento distal ser livre ou fixo. Acredita-se que a diferença entre aberto ou fechado também se relaciona em como a força muscular é aplicada. A análise apenas do segmento distal para classificar um sistema, se aberto ou fechado, demonstra-se clara apenas em cadeias cinemáticas (ZATSIORSKY, 2002), contudo em cadeia cinéticas existe a questão da distribuição de forças entre articulações.

Em função disso não é o objetivo desta dissertação em classificar o sistema em relação ao tipo de cadeia cinética propondo que estudos futuros poderiam explorar melhor esse assunto.

As leis de Newton, os conceitos de força e torque são fundamentais ao quantificar o movimento humano (DUL *et al.*, 1984a). Apesar de não serem sinônimos, os termos resistência externa, torque de resistência, torque externo, força externa, força humana, carga externa e carga do equipamento podem ser todos interpretados como uma oposição mecânica a execução do movimento no espaço. Nesta revisão de literatura optou-se pelos termos utilizados como citados nos artigos originais. No presente estudo foram utilizados os termos carga do equipamento (força das molas) e força humana (F_{hum}) (ação e reação à carga do equipamento) detalhados na metodologia (secções 3.7.2 e 3.7.3).

A literatura salienta a necessidade sobre o conhecimento das características de resistência externa no que diz respeito à possibilidade de produção de força e torque dos músculos ativados durante o movimento. Isso por que a variação da resistência externa é um fator gerador de grande influência na resposta do músculo ao exercício (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984; PANDY, 1999) em virtude de torques externos crescentes, decrescentes, mistos ou constantes ao longo do movimento (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999). Técnicas de mensuração como dinamometria e cinemetria (NIGG; HERZOG, 2005) são essenciais nessas análises, sendo assim, seguem estudos que utilizam essas técnicas buscando comparações entre exercícios e/ou equipamentos.

Self *et al.* (1996) foram os pioneiros e acoplaram células de carga ao *Reformer* para avaliar a força exercida no movimento *de demi-plié*, característico do balé. Também compararam a amplitude do gesto do *demi-plié* no solo e no aparelho *Reformer*. Os autores utilizaram cinemetria e dinamometria (plataforma de força e células de carga) em 5 homens e 5 mulheres, todos bailarinos. Concluíram que há diferenças na amplitude do gesto e na força normalizada entre o *demi-plié* realizado no solo e no *Reformer*. No primeiro a característica da força externa provém da força peso sendo determinada pela variação da aceleração produzida pela velocidade do gesto. No *Reformer* a força externa é oriunda da variação de comprimento e quantidade de molas utilizadas, sendo proporcional ao ângulo do joelho. Um aspecto negativo do estudo é a falta de informação sobre o local e forma de fixação das células de cargas anexadas ao aparelho.

Sacco *et al.* (2005) compararam 11 exercícios de Pilates, realizados em 3 aparelhos e no solo. A musculatura alvo foi a abdominal e foram analisadas duas professoras de Pilates. Calcularam-se os torques resistentes, a partir do método segmentar, e a amplitude dos exercícios. O método segmentar consiste no cálculo da posição do centro de gravidade de um determinado membro do corpo (ou de todo o corpo) a partir das posições de cada segmento ponderada pela sua massa. Para tal se utilizou dados de cinemetria e de tabelas antropométricas. Os autores concluíram que há uma variação dos torques resistentes em função do posicionamento dos membros superiores e inferiores nos exercícios selecionados e das amplitudes dos exercícios. Também foi verificado que exercícios muito similares (às vezes com o mesmo nome como o *Hundred*), mas realizado em aparelhos diferentes possuem alterações do ponto de vista cinesiológico. Isso significa que alterações biomecânicas geram exigências musculares diferenciadas. A amostra reduzida, apenas duas professoras do método, é uma limitação do estudo.

Outro ponto relevante, fora do ambiente do Pilates, foi estudado por Folland e Morris (2006) que compararam o torque externo oferecido por máquinas de extensão de joelho de oito fabricantes diferentes. Eles utilizaram uma célula de carga fixada perpendicularmente ao braço móvel da máquina. Esse processo foi repetido em 5 ângulos da amplitude do exercício. Todas as oito máquinas apresentaram curvas distintas, em relação à magnitude ou característica (torques apenas crescentes, decrescentes ou mistos). Além disso, essas curvas das máquinas foram comparadas com curvas de torque muscular obtidas isométrica e dinamicamente de 10 homens. Foi concluído que nenhuma das máquinas avaliadas acompanhou a relação torque-ângulo muscular e esse conhecimento deve ser considerado no treinamento de força muscular.

Percebe-se que a utilização de instrumentos específicos, como células de carga, para mensurar forças é o referido “padrão ouro” para quantificação de forças. Todavia é necessário possuir esse equipamento e, além disso, muitas vezes a fixação desse instrumento nem sempre é simples. Outra ferramenta através da qual é possível determinar, entre outras variáveis, a característica de resistência de equipamentos e de exercícios é o diagrama de corpo de livre. O diagrama de corpo livre é um método gráfico que visa permitir com facilidade a análise do efeito resultante de um conjunto de forças e momentos atuantes sobre um sistema

(WINTER, 2005; NIGG; HERZOG, 2005; HAMILL; KNUTZEN, 2009). Tal abordagem parte do pressuposto que o sistema está em equilíbrio.

Para se compreender equilíbrio e estabilidade faz-se necessário um breve aprofundamento dos termos. Conforme já foi abordado o equilíbrio (mecânico) é quando o somatório das forças que agem sobre o sistema é igual à zero (WINTER, 2005; HAMILL; KNUTZEN, 2009). Já o equilíbrio do corpo humano em situação dinâmica pode ser entendido como a habilidade de mover o corpo, mantendo a estabilidade, mediante interação sistemas sensorial e motor (KISNER; COLBY, 2009). O conceito de estabilidade (mecânica) é a habilidade em manter um equilíbrio sempre que existirem perturbações ao redor da posição de equilíbrio (BERGMARK, 1989). A estabilidade num sistema dinâmico, como o corpo humano, pode ser definida como a habilidade do sistema neuromuscular, por meio de ações musculares sinérgicas (secção 2.5), em controlar uma base estável durante um movimento sobreposto (KISNER; COLBY, 2009). Visto isso, neste estudo a estabilidade do tronco é definida como a habilidade em manter um equilíbrio sempre que existirem perturbações ao redor da posição de equilíbrio (BERGMARK, 1989) sendo controlado por uma complexa interação de sinergismo muscular através da rigidez muscular (McGILL, 2007).

Presumindo um equilíbrio mecânico e a estabilidade corporal durante atividades ou exercícios físicos o corpo humano foi constituído para um dispêndio mínimo de energia. Um exemplo claro desse mecanismo é que na locomoção humana, ou qualquer outro movimento, o trabalho mecânico total fica reduzido somente ao indispensável, o mínimo necessário, enquanto a eficiência muscular fica mantida próxima do máximo – em condições ideais (MINETTI, 2004). Existe uma variedade de definições para o termo eficiência, sendo que artigos já abordaram esse assunto (CAVANAGH, KRAM, 1985). Neste estudo entende-se que eficiência é uma relação entre os resultados obtidos e os recursos empregados. Portanto eficiência é definida como a razão entre a energia utilizada na geração do movimento e a energia total gerada no sistema (CAVANAGH, KRAM, 1985), sendo necessário no organismo um determinado custo energético (SAIBENE; MINETTI, 2003), onde um quociente de 1 indica a eficiência máxima (WINTER, 2005) e a eficiência não necessariamente implica em uma economia de movimento (MINETTI, 2004).

Depois de esclarecidos esses conceitos termos, Fry, Smith e Schilling (2003) utilizando a abordagem indireta para quantificação das forças compararam os torques resultantes no joelho e quadril em duas variações da técnica de agachamento. Foram analisados sete indivíduos utilizando cinemetria, parâmetros antropométricos e diagrama de corpo livre (HAMILL; KNUTZEN, 2009) para determinação dos torques. Os autores concluíram que o torque no joelho é maior que no quadril em uma técnica (agachamento livre) enquanto na outra técnica (agachamento restrito) o resultado foi inverso. Também houve diferenças nas amplitudes do exercício, entre as técnicas. A partir desses dados se concluiu que alterações na técnica promoveram diferentes padrões de sobrecarga articular, como forças de compressão e cisalhamento, fator de risco de lesões. Um fato não abordado pelos autores foi a discussão de possíveis aplicações desses resultados, detendo-se apenas em listar fatores de risco de lesão de membros inferiores.

No estudo de Loss e Candotti (2008) foi comparada a força muscular resultante estimada, utilizando diagrama de corpo livre e as equações de Newton-Euler, do exercício de flexão de cotovelo, executado em duas variações: exercício *Scott* (realizado com auxílio do banco *Scott*) e exercício sem suporte (realizado com o braço apenas apoiado na perna). Apesar do torque de resistência ser crescente-decrescente nas duas variações de exercícios, suas curvas apresentaram diferenças nas magnitudes em praticamente toda amplitude do exercício. Além disso, os picos de torque não ocorrem na mesma angulação do exercício.

Sacharuk, Martinez e Loss (2005) investigaram o comportamento do torque de resistência do exercício de rotação de ombro realizado com Thera-Band, com o material fixado em duas posições distintas. Os resultados desse estudo mostraram que a angulação, logo o posicionamento, da Thera-Band afeta o torque de resistência e, conseqüentemente, o esforço empregado nos exercícios de rotação interna e externa. Diante disso os autores salientam as implicações dessa diferença em um programa de recuperação funcional. Outros estudos recomendam que para prescrição e progressão de exercícios tanto na prática clínica (TOLEDO; RIBEIRO; LOSS, 2007) como no contexto do treinamento de força (SANTOS; ROCHA; LOSS, 2007) a avaliação da resistência externa bem como a direção de aplicação da força ou torque externo durante a excursão de movimento é fundamental para entendimento do movimento humano (SACHARUK; MARTINEZ; LOSS, 2005;

TOLEDO; RIBEIRO; LOSS, 2007; SANTOS; ROCHA; LOSS, 2007; MELO *et al.*, 2010).

Uma análise quantitativa indireta no Pilates foi realizada por Silva *et al.* (2009) no qual avaliaram o torque de resistência do exercício de extensão de quadril no Pilates realizado no aparelho *Cadillac* com diagrama de corpo livre. Tal aparelho possibilita diversas regulagens de fixação da mola para esse movimento. No estudo se analisou duas posições distintas, uma alta (86 cm) e outra baixa (20 cm), em relação ao nível em que estava o indivíduo. Com a mola fixa na posição alta, o torque de resistência foi classificado como decrescente e ocorreu no “sentido” de flexão na maior parte da amplitude do gesto. Para posição baixa o torque de resistência foi misto na mesma ADM. O torque de resistência foi decrescente até 60° de flexão de quadril no sentido de flexão e, a partir desse ponto, se assumiu um comportamento crescente no sentido da extensão. Tais resultados demonstram que uma simples alteração em um exercício de Pilates pode modificar quase que completamente a característica de um exercício, reforçando a necessidade de maiores estudos nessa área.

O estudo anterior se limitou apenas a análise externa. Em continuação do estudo e utilizando uma abordagem metodológica, Melo *et al.* (2010) analisaram o comportamento do torque de resistência externo em conjunto com as distâncias perpendiculares médias ponderadas dos músculos envolvidos para estimar a força muscular resultante dos extensores e flexores do quadril. Foram avaliadas 14 praticantes de Pilates os autores concluíram que dependendo da altura e do tipo de mola usadas o exercício de extensão de quadril no *Cadillac* pode ser mais indicado para um objetivo clínico do que para o outro, propondo critérios mecânicos para progressão do exercício.

Uma semelhança entre os diferentes aparelhos de Pilates é que todos aparelhos são dotados de molas. Uma peculiaridade dos materiais elásticos (molas, bandas elásticas, tubos elásticos) é que a resistência oferecida sempre aumenta com o alongamento do material. Quando um corpo está preso a uma mola a força de contato que a mola exerce sobre o corpo chama-se força elástica. Pelo princípio da ação e reação (terceira lei de Newton), as forças trocadas entre o corpo e a mola são de mesma intensidade (NEWTON, 2002). Logo, quando uma mola sofre deformação devido a uma força a intensidade da força elástica é proporcional a sua variação de comprimento (WILSON, 2004) segundo a lei de Hooke (equação 4):

$$F_{elástica} = K \cdot x$$

Equação 4

onde,

$F_{elástica}$ é a magnitude da força elástica produzida;

K é a constante elástica da mola (depende do material da mola) ($N \cdot m^{-1}$);

x é variação de comprimento da mola (deformação).

Simoneau *et al.* (2001) mediram a resistência de diversas bandas elásticas com células de carga e Loss *et al.* (2002) apresentam uma metodologia para quantificação da resistência em bandas elásticas, a partir do qual é possível se obter a constante elástica (K) do material. A constante elástica de uma mola depende do material que a constitui, da espessura da mola e do número e diâmetro das espiras.

Segundo Wilson (2004) se considerarmos uma mola, de massa desprezível, suspensa por uma das suas extremidades ao anexarmos uma massa m é possível registrar a variação de comprimento sofrida pela mola. Caso essa massa m seja incrementada sucessivamente haverá uma proporcionalidade entre a massa e a sua respectiva variação de comprimento. Um gráfico da massa em função da variação de comprimento sofrida pela mola pode ser representado por uma equação da reta. Esses valores são expressos pela equação da reta $y = ax + b$, com o termo “a” da equação representando a constante elástica da mola. Em outras palavras, a mola possui um comportamento elástico linear dado pela lei de Hooke.

Esse procedimento de determinação da constante elástica das molas foi empregado em um estudo concomitante a esta dissertação. Brodt *et al.* (2010) tiveram o objetivo de comparar a força estimada (a partir da resistência elástica das molas) com a força de contato (mensurada com células de carga entre o pé e a base do aparelho *Reformer*) durante o exercício *leg work* do método Pilates. Um indivíduo treinado em Pilates executou o exercício *leg work* com quatro diferentes combinações de molas. Os resultados indicam que os valores de pico da carga externa foram semelhantes entre os procedimentos, entretanto, parece haver diferenças entre o comportamento das curvas de força ao longo do exercício. O erro RMS analisado entre o comportamento da força estimada e a força mensurada em relação às variáveis posição dos pés, carga e velocidade de movimento foi de 5% a 15% (BRODT *et al.*, 2010). Esses resultados não influenciam o presente estudo pois será estimada o valor de pico da resistência elástica dos equipamentos.

O músculo também apresenta certa capacidade elástica, contudo há outras propriedades musculares as quais podem influenciar na capacidade de gerar força e torques em torno das articulações.

2.4 Propriedades Musculares

Os músculos durante um movimento específico são capazes de mover um ou mais segmentos sendo que as propriedades musculares podem influenciar na geração de força. Essas propriedades musculares são determinadas pela arquitetura muscular a qual pode ser definida como o arranjo macroscópico das fibras musculares (LIEBER; FRIDÉN, 2000). Basicamente cinco parâmetros anatômicos podem definir a arquitetura muscular: comprimento das fibras musculares, comprimento do tendão, comprimento muscular, ângulo de penetração e área de secção transversa fisiológica (ZAJAC, 1992). Além desses o tipo de fibra (ZAJAC, 1992) e a distância perpendicular do músculo (PANDY, 1999) também possuem papéis importantes na geração de força.

Dentre os parâmetros citados, o comprimento das fibras tem especial destaque com as relações força-velocidade (F_xV) e força-comprimento (F_xC). Ambas são propriedades intrínsecas do músculo esquelético. Contudo representam uma relação estática discreta e não deveria ser representada, ou suposta, como uma propriedade contínua, como normalmente é feito (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999).

No estudo clássico de Hill (1938) foi encontrada uma relação hiperbólica entre a capacidade de produção de força e a velocidade de encurtamento de uma fibra muscular, o que sugere que a habilidade do músculo para gerar força diminui, de maneira exponencial, com o aumento da velocidade de contração. Esse estudo caracterizou a relação F_xV, a qual define a força máxima de um músculo em determinado comprimento (denominado de ótimo) em função da velocidade de contração. Babault *et al.* (2003), avaliando torque isocinético máximo de extensores do joelho em 60 e 120°/s, encontraram resultados que sugerem uma menor ativação de unidades motoras em tarefas realizadas em menor velocidade. Tais resultados indicam que a relação F_xV pode explicar, ao menos em parte, a capacidade de produção de força de todo um grupamento muscular em situação dinâmica e *in vivo*.

Em outro estudo clássico de Gordon, Huxley e Julian (1966) fibras isoladas foram estimuladas em diferentes comprimentos de sarcômeros e a força produzida

resultou na relação FxC. Dessa forma o nível de força contrátil isométrica obtida foi relacionada com a extensão da sobreposição entre os filamentos finos e grossos no sarcômero. A aplicação dessa relação *in vivo* pode ser verificada ao se analisar que diferentes músculos parecem ocupar diferentes trechos da relação FxC, sugerindo que a região de maior produção de força muscular está relacionada a uma demanda funcional, ou seja, um processo de adaptabilidade (RASSIER; MACINTOSCH; HERZOG, 1999).

Assim um fator que deve ser considerado na geração de força (força externa) é a excursão do músculo durante o movimento. É importante destacar que componentes passivos também influenciam nessa relação podendo se manifestar em diferentes comprimentos musculares sendo dependentes de processos de adaptação específicos (HERZOG *et al.*, 1991; LIEBER; FRIDÉN, 2000). Herzog *et al.* (1991) em um estudo sobre as propriedades da relação FxC do RF *in vivo* foi verificado diferenças nas características da curva de ciclistas e corredores. A relação FxC de quatro corredores estaria sendo mais solicitada na região ascendente enquanto que para três ciclistas a região mais solicitada é a descendente. Uma das justificativas para explicar tais diferenças na relação FxC de corredores e ciclistas é a existência de uma adaptação dos sarcômeros dispostos em série no reto femoral dos corredores.

O comprimento das fibras musculares, área de secção transversa fisiológica e tipo de fibra influenciam diretamente as relações FxV e FxC, podendo provocar deslocamentos nas curvas (RASSIER; MACINTOSCH; HERZOG, 1999; LIEBER; FRIDÉN, 2000). Os parâmetros de arquitetura muscular e as relações FxV e FxC isoladamente não são decisivos para a recomendação ou prescrição de um treinamento ou de exercícios físicos. Porém, Babault *et al.* (2003) afirma que o torque que um músculo pode produzir também depende de condições de contração, ou seja, posição angular da articulação (comprimento muscular), velocidade de contração e características arquitetônicas do músculo. Todos esses fatores alteram a capacidade de produção de força muscular e, conseqüentemente, influenciam na resposta a que poderá ser mensurada externamente ao corpo humano (geração de força).

A quantificação das propriedades musculares não faz parte do foco do deste trabalho e exigiria o uso de metodologias e aparatos específicos. Todavia esse conhecimento em conjunto com informações neuromuscular, como dados

mioelétricos, contribui no entendimento das vias de funcionamento do SNC e do sistema muscular.

2.5 Eletromiografia

A EMG é utilizada tradicionalmente na análise de movimentos quando se deseja conhecer e entender os mecanismos que o SNC utiliza para execução de uma dada tarefa (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). A EMG é um sinal interferencial o qual resulta do somatório dos potenciais de ação das unidades motoras ativadas referentes às fibras musculares monitoradas (NIGG; HERZOG, 2005). Apesar de diversas limitações (HUG, 2010), o uso da EMG em conjunto com outras técnicas, como cinemetria e dinamometria, fornece informações para quantificar o nível de ativação muscular de movimentos complexos (WAKELING, 2009). Informações e esclarecimentos metodológicos sobre o a técnica da EMG não serão abordados podendo ser consultados em fontes com maiores detalhamentos (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; MERLETTI, 1999; SODERBERG; KNUTSON, 2000; HERMENS *et al.*, 2000; KONRAD, 2005).

A partir da atividade mioelétrica pode se entender melhor as estratégias do SNC para a manutenção de determinado nível de força em uma atividade específica. Ou seja, a atividade de um conjunto de músculos resulta em uma resposta mecânica externa e identificar os músculos que mais contribuem na geração dessa força externa pode fornecer informações sobre padrões do SNC para atingir esse objetivo. A aplicação dessas informações é relevante em diversas áreas médicas, esportivas, de reabilitação e ergonômicas (KONRAD, 2005).

A técnica da EMG busca vislumbra informações de padrões de coordenação motoras originados pelo SNC (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). O cérebro possui três funções relacionadas ao controle motor do movimento: motivação, percepção e ativação dos músculos. Segundo Bear, Connors e Paradiso (2008) o sistema motor consiste nos músculos e neurônios que os comandam, existindo uma hierarquia na organização e controle do sistema motor em basicamente três níveis.

O nível mais elevado é representado pelo neocórtex e os núcleos basais do prosencéfalo envolvidos com a estratégia. O córtex motor e o cerebelo se relacionam com a tática (elementos componentes da estratégia como sequencia de contrações musculares). O nível básico é composto pelo tronco encefálico e medula

espinhal compreendendo a execução do movimento (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Essa programação, conversão de uma ideia em um padrão de movimento, é consequência de interações entre os centros supra-segmentares (eferente) e a retroalimentação sensorial (*feedbacks* aferentes) (PURVES *et al.*, 2008). Essa retroalimentação sensorial é proporcionada basicamente por fuso muscular (axônio Ia e neurônios motor gama), órgãos tendinosos de golgi (axônios Ib), proprioceptores articulares e interneurônios espinhais (PURVES *et al.*, 2008). Logo, o neurônio motor alfa que é o responsável pela geração de força muscular está sob o controle da retroalimentação sensorial e da interação de interneurônios espinhais (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Se determinado movimento ocorre com frequência, essa rede neural (eferente-aferente) pode aprender a tornar-se mais econômica e a ser ativada com um estímulo mínimo, sendo todo esse processo uma consequência da nossa evolução (MINETTI, 2004). Está bem estabelecido que a aquisição de novas habilidades motoras tende a utilizar elevados níveis de contração havendo uma estratégia de redução desses valores a medida que há um aprendizado e refinamento do movimento (LAY, 2002).

Entretanto, um comando do SNC depende do estado do sistema musculoesquelético, características biomecânicas como comprimento muscular, ângulo articular, velocidade do movimento (PRILUTSKY, 2000). As interações entre os centros supra-segmentares e o sistema musculoesquelético é complexa e muitas sequencias diferentes de ativação e combinações de músculos podem ser utilizadas para executar um movimento específico (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Sendo assim neste estudo compreende-se o termo estratégias de movimento como os padrões de ativação neural possíveis para realizar um movimento, sendo essas estratégias controladas dinamicamente pela rede neural eferente-aferente (PURVES *et al.*, 2008).

Após diversos processos de tentativa-erro a coordenação muscular converge para um padrão estereotipado criando estratégias de movimento (PRILUTSKY, 2000). Essas sequencias criam um programa motor, armazenado no cerebelo o qual também é o responsável pelas modificações compensatórias durante o movimento (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008). Independente da estratégia de movimento escolhida pelo SNC é necessária uma coordenação dos músculos para realizar o movimento. Coordenação muscular é definida como a distribuição da ativação ou

força muscular entre os músculos envolvidos para gerar certa combinação de torques articulares (PRILUTSKY, 2000).

A compreensão de padrões e estratégias neurais utilizadas pelo SNC para executar determinado gesto podem ser avaliadas utilizando informações da EMG, em conjunto com dados cinéticos e cinemáticos, possibilitam uma visão ampla do fenômeno.

A interpretação do sinal EMG em situações dinâmicas apresenta algumas limitações tendo basicamente três grandes paradigmas se comparada com situações estáticas: 1) sinal não estacionário, 2) mudança do eletrodo em relação ao sinal captado das fibras, 3) mudanças das propriedades de condutibilidade da pele, ainda não totalmente resolvidos (FARINA, 2006). Apesar de a literatura relatar outras formas de análise do sinal EMG em situações dinâmicas, como o uso das transformadas *wavelets* – as quais decompõem o sinal em relação ao domínio do tempo e da frequência simultaneamente (HUG, 2010) – o método tradicional de análise, a transformada rápida de *Fourier* (FFT), vem ser aplicado mesmo em situações dinâmicas (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; HUG, 2010).

Para se investigar a função muscular em aplicações de pesquisa e clínicas a FFT em situações dinâmicas mostra-se uma poderosa ferramenta (FARINA, 2006). Além disso, em algumas tarefas de contato, realizadas em condições dinâmicas e que requerem um controle da força externa por segmentos distais notadamente não afetam a relação EMG-força e EMG-torque (DOORENBOSCH; VAN INGEN SCHENAU, 1995; PRILUTSKY, 2000). Somado a isso, estudos analisando formas de processamento do sinal EMG concluíram que não há diferença significativa entre os valores RMS e a integral EMG, ambos normalizados pela contração voluntária máxima (CVM) durante exercícios para membro inferior, como o agachamento (WRIGHT; DELONG; GEHLSSEN, 1999).

Os estudos abaixo analisaram qual a influência que modificações em determinado exercício/movimento tem sobre o sinal eletromiográfico dos principais músculos envolvidos e sobre possíveis alterações de recrutamento muscular.

Em estudo recente, Queiroz *et al.* (2010) compararam a ativação elétrica de músculos estabilizadores do tronco e do quadril em 4 variações de exercício de estabilização na posição quadrúpede realizado no *Reformer* (*knee stretch*). A amostra foi de 19 bailarinos e professores do método Pilates, sendo avaliado o valor RMS de seis músculos, iliocostal, multífido, glúteo máximo, reto abdominal porção

superior, oblíquo interno e oblíquo externo. Como resultado a pelve em anteversão, com tronco em extensão, conduz a maior ativação do multífido. Já a pelve na posição neutra apresentou os menores níveis de ativação de todos músculos analisados. Esse estudo se mostra altamente relevante para a área, os autores do estudo não especificam qual a carga imposta aos indivíduos durante os exercícios analisados. Essa informação é relevante pois a ativação dos músculos analisados é dependente da sobrecarga externa e nesses exercícios o uso progressivo de molas facilita o movimento sendo que a ausência de molas apresenta a maior dificuldade de execução.

No estudo de Loss e Candotti (2008) ao se analisar o exercício de flexão de cotovelo em dois tipos distintos de execução (rosca realizado no banco Scott e rosca bíceps sem suporte) as diferenças da demanda externa se refletiram na curva do sinal EMG do principal agonista do movimento (bíceps braquial). Em relação ao antagonista do movimento (tríceps braquial) em ambas as situações sua participação foi mínima (níveis de ativação menores que 5% da CVM) durante toda a amplitude do gesto. Considerando que os 8 indivíduos da amostra treinavam há 5 anos esses resultados – como a mínima ativação dos antagonistas – reforçam a questão de que o SNC seleciona a via mais eficiente para o movimento, após muitas tentativas e repetições. Contudo os autores utilizaram uma carga fixa para todos os indivíduos da amostra sendo que comparações com cargas relativas entre os participantes e/ou grupo controle, como iniciantes, poderiam fornecer mais informações sobre possíveis estratégias do SNC.

Silva *et al.* (2009) demonstraram que a resposta EMG de 12 indivíduos em um exercício de extensão de quadril no Pilates parece ser altamente dependente das regulagens do aparelho (local de fixação da mola). Foi verificada uma manutenção da ativação, de 13,5 para 16% da CVM, para músculo reto femoral da posição de mola alta para mola baixa. Já músculos agonistas da extensão de quadril como bíceps femoral e semitendíneo diminuíram significativamente o nível ativação, de 78 para 16% da CVM, da posição de mola alta para baixa. Isso ocorre devido à mecânica do exercício e característica do torque externo sendo explicado pelo torque do peso do segmento perna ser maior que o torque de resistência da mola, alterando o torque de resistência no final do movimento. Esse resultado explicita que não apenas a magnitude da força elástica pode promover variações do torque de resistência influenciando no recrutamento neuromuscular, mas também

características antropométricas do executante. Embora os músculos analisados pelos autores sejam os agonistas e antagonistas do movimento a não inclusão de músculos do *core* é uma limitação, pois no exercício existe uma grande necessidade de estabilização lombo-pélvica, principalmente na posição de mola baixa.

Dando continuidade ao estudo anterior Rosa *et al.* (2010) verificaram a influência de diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo sobre a ativação elétrica dos multífidos e oblíquos externos durante a extensão do quadril no *Cadillac*. Oito mulheres praticantes de Pilates foram avaliadas em relação ao valor RMS bilateralmente. Foi encontrado que os músculos multífidos apresentaram maior ativação eletromiográfica no exercício realizado com a mola alta na posição distante. Os oblíquos externos foram mais ativos com a mola baixa na posição próxima. Tais resultados reforçam que alterações no mesmo movimento alteram a exigência muscular indicando que tal conhecimento seja considerado dependendo dos objetivos clínicos para o tratamento e/ou prevenção de patologias no sistema músculo-esquelético. Além disso foi verificado que nem sempre os músculos que compõe o *core* são ativados como um único grupo, com a mesma intensidade.

Apesar da resistência elástica ser diretamente proporcional ao alongamento do material, nem sempre ela será a principal determinante da característica do exercício. Ribeiro *et al.* (2005) verificaram o nível de atividade eletromiográfica do músculo quadríceps alterando o local da fixação de tubo elástico, durante o movimento de extensão de joelho. Um mesmo tubo elástico foi fixado paralelo e oblíquo em relação ao corpo do indivíduo. Pode-se concluir que o direcionamento da força externa, determinado pelo local de fixação do tubo elástico, parece influenciar na exigência muscular quantificada pelo registro da atividade EMG dos dez indivíduos testados, sendo maior no posicionamento oblíquo para esse movimento.

Wallace, Winchester e McGuigan (2006), anexaram tubos elásticos em uma máquina de *back-squat* (tipo de agachamento) e verificaram as alterações sobre algumas variáveis neuromusculares em situações com e sem tubos elásticos em diferentes intensidades. A amostra foi de 10 indivíduos e como resultado foi observado um significativo aumento no pico de força e pico de potência no exercício adaptado com tubos elásticos comparados ao exercício tradicional. Embora essas tenham sido alterações agudas, os autores defendem a ideia de que o uso de material elástico pode trazer significativos aumentos na força muscular e potência

muscular por toda amplitude do exercício, e sugerem o desenvolvimento de estudos adicionais que investiguem os efeitos em longo prazo desse tipo de treinamento.

Caterisano *et al.* (2002) mensuraram a contribuição do bíceps femoral, glúteo máximo, vasto medial e vasto lateral no exercício de agachamento realizado em 3 amplitudes do gesto de 10 homens. A hipótese, e o “senso comum”, entre os praticantes, é que os ísquios-tibiais sejam os mais exigidos no agachamento profundo (de maior amplitude). Os autores encontraram que o músculo glúteo máximo foi o mais influenciado sendo no agachamento profundo mais recrutado (40% CVM) se comparado ao paralelo (28% CVM) e ao parcial (26% CVM), enquanto os demais músculos analisados não tiveram diferenças significativas entre meio-agachamento, agachamento paralelo e agachamento profundo. Sendo assim a amplitude do gesto influencia na atividade EMG dos músculos analisados. Uma limitação do estudo foi não comentar nada sobre um monitoramento da velocidade de execução do gesto. Não fica claro também se a velocidade pode ter sido autoselecionada e não há nenhuma indicação de cálculo posterior, da velocidade de execução, possível de se realizar utilizando os dados de cinemetria.

Da Silva *et al.* (2008) compararam a ativação EMG do reto femoral, vasto lateral, glúteo máximo, bíceps femoral e gastrocnêmico lateral no aparelho leg press com os pés em duas alturas (alta e baixa) e no leg press 45°. A amostra foi composta por 14 mulheres treinadas. Os principais resultados são que em cargas moderadas, 40 % da repetição máxima (RM), houve diferença apenas no reto femoral e gastrocnêmio entre os aparelhos. Já com cargas de 80% RM não houve diferença na EMG do reto femoral. Os autores sugerem que a ativação do RF não é dependente da carga e atribuem esse achado a sua característica bi-articular. O glúteo máximo, semelhante à Caterisano *et al.* (2002), foi mais ativado na variação que apresentava maior alongamento da musculatura, relacionando isso a relação força-comprimento. Concluiu-se que diferentes padrões de ativação foram encontrados entre os aparelhos e entre as duas cargas, 40 e 80% RM, sugerindo que mudanças mecânicas do mesmo exercício alteram os níveis de esforço muscular.

Ebben e Jensen (2002) analisaram o pico de força, a taxa de desenvolvimento de força e a integral da EMG em três variações de agachamento todos a 80% da RM. Onze atletas de modalidades esportivas diversas foram analisados em três situações de agachamento e uma delas com a adição de

resistência elástica ao exercício. Não houve diferença no nível de ativação dos ísquiotibias e quadríceps. Contudo no estudo os autores destacam a atenção direcionada por eles para equiparar as cargas finais em cada variação analisada e sugerem que estudos futuros poderiam verificar as diferenças em relação a carga absoluta. O mesmo autor em estudo recente (EBBEN, 2009) analisou a razão entre a ativação dos ísquiotibias e quadríceps em seis exercícios multiarticulares de membros inferiores. A carga foi estabelecida como as 6 RM individuais dos 34 sujeitos analisados. O autor concluiu que essa “razão” EMG se demonstrou maior para os extensores do quadril, não aprofundando muito a discussão sobre o assunto.

Isear, Erickson e Worrell (1997) avaliaram a atividade EMG 41 mulheres saudáveis durante um agachamento sem carga a uma cadência de 50 batidas·min⁻¹. Os autores verificaram o valor RMS dos músculos glúteo máximo, ísquiotibiais, vasto medial oblíquo, vasto lateral, reto femoral e gastrocnêmio a cada 30° do arco de movimento, sendo a amplitude de 0° a 90° de flexão do joelho. Os resultados indicam que existe uma maior atividade do quadríceps, quase cinco vezes, se comparada aos ísquiotibiais e glúteo máximo em todos os arcos de movimento. O reto femoral, provavelmente por ser biarticular, apresentou um padrão diferente do vasto lateral. Em todas as bases de dados encontradas não foram encontrados muitas pesquisas sobre a atividade EMG durante o leg press e/ou agachamento sendo os estudos anteriores os mais relevantes localizados.

Outra forma de quantificação e interpretação dos dados EMG é através da co-contracção muscular. A co-contracção é um fenômeno caracterizado pela contracção simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985,). Esse parâmetro tem sido utilizado para avaliar a qualidade da coordenação motora, a habilidade de aprendizado de uma tarefa, o grau de estabilidade articular dinâmica e pode ser considerado um importante fator sobre eficiência do movimento humano (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003). Além disso, a presença excessiva de co-contracção tem sido associada a patologias neuromusculares como uma possível causa de movimentos anormais e ineficientes (BOWSHER; DAMIANO; VAUGHAN, 1992).

A quantificação da co-contracção pode ser realizada desde mensurações de EMG até modelos matemáticos sofisticados, sendo que há duas interpretações básicas para o estudo desse parâmetro. Alguns autores relacionam a co-contracção

com a ineficiência de função muscular e alto gasto energético durante o movimento (CANDOTTI *et al.*, 2009) enquanto outros autores a têm visto como necessária para ganhos de estabilidade (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006).

Falcone e Winter (1985) propuseram um método para quantificar co-contração muscular em movimentos multiarticulares e em situações dinâmicas, como na caminhada. Os autores propuseram o cálculo de um índice de co-contração que relaciona a integral da soma do momento mínimo do antagonista com a integral do momento total, agonista e antagonista. Partindo da premissa que existe relação entre força muscular e atividade eletromiográfica, essa fórmula foi aplicada para os músculos flexores e extensores plantares de dez indivíduos. Para tal, foi feita uma normalização da atividade eletromiográfica utilizando contrações isométricas máximas antes de ser calculado o índice de co-contrações. O coeficiente de confiabilidade teste-reteste do índice de co-contração foi de 0.74.

Da forma como foi proposta a equação de Falcone e Winter (1985) estabelece uma relação entre torques musculares e pondera apenas um único valor absoluto para a ativação de agonistas e outro para antagonistas. Em publicações posteriores os autores modificaram a equação (WINTER, 2005). Com essa adaptação os valores inseridos na fórmula para agonista e antagonista consideram a atividade durante todo o período analisado realizando a relação da área comum entre as curvas. Uma desvantagem do método é que os músculos avaliados devem estar sendo ativados a níveis semelhantes da CVM, independente dos níveis serem baixos ou elevados. A vantagem do método acima é que relaciona as curvas ponto a ponto no mesmo período específico de tempo.

Existem outras fórmulas de cálculo, como a de Bowsher, Damiano e Vaughan (1992) os quais normalizaram a atividade EMG dos ísquiotibias e quadríceps pelo valor máximo de cada músculo durante o movimento. Nessa equação a relação pode ocorrer em qualquer tempo, ou seja, independente do início da ativação dos músculos agonista e antagonistas. Tal abordagem pode ser considerada como de predominância de uma musculatura sobre outra uma vez que não considera a variação temporal da medida.

Em estudo recente analisando quatro diferentes formas de cálculo de co-contração entre o bíceps femoral e o reto femoral em saltos verticais foi verificado que o método de cálculo influencia nos valores de co-contração de 13 a 71% (KELLIS; ARABATZI; PAPADOPOULOS, 2003). Apesar dessa variação entre as

formas de cálculo a mensuração da co-contracção se torna relevante em diversas áreas que têm como foco de interesse o movimento humano.

Ao se estudar o fenómeno da co-contracção o termo sinergismo muscular é frequentemente citado. Autores propõem que a sinergia verdadeira é uma contracção estática para evitar movimentos indesejados, ou seja, a neutralização da acção indesejada de outros músculos (RASCH, 1991; OATIS, 2009). O mesmo autor, Rasch (1991) reporta que ainda existe a ideia de sinergismo auxiliar. Neste estudo o termo sinergia é entendido como o conceito geral que geralmente se refere a músculos que atuam em conjunto com outros músculos para realizar um movimento (RASCH, 1991).

Uma variável intrínseca a técnica da EMG é o *crosstalk* e refere-se ao risco de se captar sinal de outros músculos próximos ao analisado (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985), ou seja, uma influência da atividade mioelétrica de músculos vizinhos ao analisado, podendo ser considerado um importante limitador na interpretação da EMG (HUG, 2010). Estudos indicam que o *crosstalk* é devido a não propagação de componentes de alta frequência do sinal, sendo que esse evento aumenta quando os potenciais de acção chegam a região dos tendões musculares (FARINA, 2006). Formas de quantificar o *crosstalk* tem sido propostas como o índice de correlação cruzada, que tem sido demonstrado não indicado para isso, e mais recentemente estimativas da lógica *fuzzy*. A lógica *fuzzy* é formada por diversas subteorias e conjuntos *fuzzy* podendo ser definida como um sistema de lógica que difere da lógica clássica (booleana) por ser mais flexível (DISSELHORST-KLUG; SCHMITZ-RODE; RAU, 2009).

Contudo devido a grande dificuldade em quantificar o *crosstalk* a utilização de eletrodos na configuração bipolar associada com a verificação de uma baixa impedância da pele auxilia a reduzir a influencia dessa variável, bem como uma apropriada localização dos eletrodos (HUG, 2010). Apesar de esses cuidados não eliminarem o *crosstalk* eles o minimizam consideravelmente.

Ao se interpretar as respostas do sinal EMG de diversos músculos em exercícios multiarticulares a análise cinesiologica torna-se essencial para compreender as respostas obtidas. Assim, cabe destacar que na cinesiologia existem alguns paradoxos, como o do Psoas e o de Lombar relevantes para o presente estudo. O paradoxo do Psoas refere-se à inversão da função do músculo psoas, de flexão do tronco para extensão do tronco. Isso ocorre quando há flexão do

quadril, gerando uma inclinação pélvica anterior e conseqüente hiperextensão da região lombossacral (RASCH, 1991). Já o paradoxo de Lombard caracteriza-se pela co-contracção dos músculos biarticulares da coxa, isquiotibiais e reto femoral, fazendo com que haja extensão de joelho e extensão de quadril simultaneamente, devido à diferença nas distâncias perpendiculares de ambas as musculaturas (LOMBARD, 1903).

Estudando a EMG de superfície existe uma linha de pesquisa sobre as diferenças nos papéis dos músculos monoarticulares e biarticulares no controle de movimentos. Gregoire *et al.* (1984) estudando dados EMG, cinéticos e cinemáticos de saltos verticais contra-movimento de 8 indivíduos propôs que há uma transferência de energia através de músculos biarticulares, ou seja, a energia gerada pelo glúteo máximo é transferida via bíceps femoral para o joelho. E essa energia é transferida pelo gastrocnêmio para o tornozelo. Sendo assim músculos biarticulares fornecem três diferenças no controle do sistema músculo esquelético: ele conectam o movimento nas duas articulações que cruzam, a sua velocidade de encurtamento é menor que de músculos monoarticulares e redistribuem o torque muscular através de um membro.

Estudos posteriores como o de Doorenbosch e Van Ingen Schenau (1995) testaram essa diferença de papéis motores em tarefas de contato. Dez homens realizaram testes isométricos e de velocidade lentas, isocinéticos de 300N, em um aparato especialmente construído, onde se variava o direcionamento da força de reação do solo (em sete direções) aplicada pelo pé. Baseado em observações de dados eletromiográfico e do direcionamento do vetor força foi verificado que músculos mono e biarticulares possuem respostas diferenciadas sugerindo um controle neural distinto. Os autores concluíram que músculos monoarticulares teriam um papel de gerar o movimento, já que estariam ativados e encurtando-se. Já os músculos biarticulares teriam o papel de direcionar essa força, sendo os responsáveis por uma regulação fina e de transferência de energia.

Posteriormente Prilutsky (2000) realizou uma revisão sobre a literatura disponível até então sobre o papel de músculos mono e biarticulares. Basicamente ele demonstrou, através de modelo matemático de minimização da força muscular, que a ativação de músculos biarticulares gera uma transferência de energia entre articulações, uma diminuição no trabalho e na energia mecânica, uma redução na força muscular, uma economia na energia metabólica e uma redução na percepção

de esforço, parte dos resultados semelhante a estudos anteriores (DUL, 1984a,b). Os possíveis mecanismos devem-se a uma minimização da interação neural (envolvendo resposta de aferentes Ia) e uma minimização da informação de processamento (devido a uma diferenciação no comando central - SNC – dos motoneurônios de músculos biarticulares) (PRILUTSKY, 2000). A nível de SNC parece existir uma correlação entre a taxa de disparos de neurônios e a direção do vetor de direção do movimento sugerindo que as células piramidais (oriundas do córtex cerebral e que controlam diversos neurônios motores) é que codificam a força e direção dos movimentos (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; PURVES *et. al.*, 2008).

No mesmo periódico e volume publicado (*Motor Control*, volume 4) ao artigo descrito acima seguem outros nove artigos, da página 45 à 88, de diversos autores sendo esses nove cartas de respostas ao artigo de Prilutsky (2000) tecendo elogios, comentários e críticas. Percebe-se que essa hipótese de diferentes papéis entre músculos mono e biarticulares consegue explicar muito, contudo não tudo sobre coordenação motora e estratégias do SNC.

Diante de tudo que foi exposto, novas pesquisas são necessárias para uma melhor compreensão do Método Pilates e entendimento quanto aos mecanismos de respostas neuromusculares envolvidas. Sem a pretensão de esgotar o tema, a presente dissertação de mestrado versará sobre isso, e a partir da quantificação da carga de equipamentos de Pilates realizar uma análise do exercício *leg work* e a comparação da realização nos aparelhos *Chair* e *Reformer*.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Definição Operacional das Variáveis:

Segundo Marconi e Lakatos (2001):

3.1.1 Variáveis Dependentes

- *Músculo*: Tecido composto por células contráteis responsável pela geração do movimento do corpo ou de um segmento corporal. Foram analisados os músculos glúteo máximo, bíceps femoral, vasto lateral, reto femoral, gastrocnêmio medial, oblíquo externo e multífido.
- *Ativação Muscular*: nível de recrutamento da musculatura analisada. Representada pelo valor RMS e pelo índice de co-contração do sinal eletromiográfico dos músculos analisados.
- *Índice de Esforço Percebido*: intensidade de esforço experimentado durante os exercícios. Foi utilizada a escala de Borg a qual classifica as intensidades de 6 a 20.

3.1.2 Co-Variáveis

- *Amplitude*: Diferença angular entre a posição final e inicial de um segmento. Essa amplitude foi calculada a partir da cinemetria.
- *Ritmo de execução*: período do gesto. Foi calculado como tempo necessário para completar o ciclo de movimento.

3.1.3 Variáveis Independentes

- *Aparelho*: Equipamento utilizado para executar exercícios do método Pilates. Os aparelhos utilizados foram a *Chair* e o *Reformer*.

3.1.4 Variáveis Intervenientes

Temperatura do ambiente, umidade relativa do ar, impedância da pele e tecido adiposo.

3.2 Delineamento da Pesquisa

O presente estudo é do tipo *exploratório* de caráter quantitativo, no modelo descritivo comparativo (MARCONI; LAKATOS, 2001). A coleta de dados foi realizada no Studio de Pilates Corpo e Saúde, em Porto Alegre/ RS, devido a disponibilidade do local, equipamentos e amostra (apêndice B). As demais etapas do estudo foram conduzidas no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Todos os participantes foram informados dos procedimentos da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido informado (TCLEI), antes da submissão ao protocolo de coleta (apêndice A), o qual foi aprovado por meio do parecer 2008135 (anexo B) emitido pelo Comitê de Ética da UFRGS.

3.3 Amostra

A amostra foi intencional e composta por 18 indivíduos jovens (22 a 35 anos), do sexo feminino fisicamente ativas e sem histórico de lesão. O tamanho amostral foi calculado utilizando o software WinPepi 1.45 (ABRAMSON, 2004) com base em dados obtidos na literatura para os níveis de ativação muscular em estudos similares de Pilates (CARNEIRO, 2009; SILVA *et al.*, 2009; ROSA *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2010; SANTOS *et al.*, 2010), de exercícios de membros inferiores (DA SILVA *et al.*, 2008) e de estudos pilotos. Como dados de entrada no *software* WinPepi para a comparação de médias de dois grupos foram utilizados: a diferença mínima esperada de 10% entre as médias testadas (ENG, 2003); o desvio-padrão de cada média; o poder do teste de 80% e o nível de significância de 0,05 (WHITLEY; BALL, 2002). Como parâmetros comparados pelo software utilizaram-se a atividade EMG do RF, BF, VL, GM, OE, MU e resistência externa dos estudos citados anteriormente. Excluindo a possibilidade de análise de 210 a 720 amostras, determinadas para alguns parâmetros, como a EMG do RF, BF e ST, foi selecionado o maior “n” de 18 indivíduos, estando próximo de estudos da literatura (SELF *et al.*, 1996; DA SILVA *et al.*, 2008; SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2010; QUEIROZ *et al.*, 2010). A tabela 1 apresenta as características da amostra, sendo utilizados os instrumentos de medida descritos na seção 3.5.

Tabela 1 - Características da amostra (média e desvio padrão).

Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (m)	Gordura (%)	Tempo Treinamento (meses)
28,9 (± 6,4)	55,4 (± 4,6)	1,64 (± 0,05)	18,5 (± 3,6)	13 (± 5)

Os critérios de inclusão foram que os indivíduos tenham sido praticantes de Pilates por pelo menos seis meses (13 ± 5 meses) e estivessem treinando ininterruptamente há dois meses ($4,5 \pm 2$ meses) com a frequência de duas vezes na semana ($2,9 \pm 0,6$ sessões por semana) todos da linha Stott Pilates (STOTT PILATES 2003a,b).

Os critérios de exclusão foram a presença de dor - aguda ou crônica - lombar, dor nos membros inferiores, histórico de lesão músculo-esquelética, atuais ou tratadas, nos membros inferiores, desordens neuromusculares e assimetrias posturais significativas de tronco e membros inferiores, relatadas pelos indivíduos através de anamnese previa.

3.4 Aspectos Éticos

Esta pesquisa atendeu a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos e que assegura aos indivíduos quatro preceitos éticos básicos: a autonomia, para participar da pesquisa o indivíduo consentiu (apêndice A) e teve liberdade para desistir a qualquer momento do estudo; a não maleficiência, qualquer dano previsível foi evitado; a beneficência, ponderação de riscos e benefícios para o então comprometimento com o máximo de benefícios e o mínimo de danos e riscos; justiça, a pesquisa apresenta relevância social e os indivíduos envolvidos tiveram igualdade na consideração de seus interesses.

3.5 Instrumentos de Pesquisa

- 1 equipamento *Chair*;
- 1 equipamento *Reformer*;
- 3 molas de diferentes constantes elásticas;
- 2 computadores portáteis Pentium Core 2Duo 2 MHz, 3Gb RAM;
- 2 eletromiógrafos modelo Miotool 400 de 4 canais cada (Miotec Equipam. Biomédicos Ltda);
- Eletrodos de superfície, descartáveis, da marca *Kendall* (*Meditrace* – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 10 mm com adesivo de fixação, na configuração bipolar);
- 1 câmera fotográfica digital, marca *Sony Cyber-Shot* modelo DSC-F707 de 10.0 Mega Pixels com resolução de 1280x960 pixels;

- 1 câmera de vídeo digital, marca *JVC* modelo GR-DVL 9800, com resolução de 1024x768 pixels;
- 1 calibrador tridimensional *Peak Performance*[®] (*Peak Performance Technologies Inc.*, Englewood, USA) no padrão *standard* com 8 pontos, com resolução de 0,1 mm;
- Marcadores reflexivos 15 mm diâmetro e fita dupla face 3M;
- 2 tripés;
- 1 refletor com lâmpada halógena de 600 W;
- 1 unidade sincronismo;
- Fita métrica e trena (resolução 0,01 m);
- Goniômetro manual *FisiomedBrasil* (resolução 2°);
- Multímetro digital *Multimeter* DT-830D (sensibilidade de 0,1 k Ω);
- Balança de bioimpedância Plena modelo Linea II (sensibilidade 0,01 kg e 0,1 % graduação da taxa de gordura a uma frequência de 50 kHz).

3.6 Softwares Utilizados

- *Winpepi*[®] 1.45 (*PEPI-for-Windows*) da *Abramson*;
- *Miograph*[®] 2.0 da Miotec Equipamentos Biomédicos;
- *Dvideow*[®] 6.3 (*Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits*) desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação em Biomecânica – Faculdade de Educação Física da UNICAMP e no Instituto de Computação da UNICAMP;
- *SAD32*[®] 2.61 (Sistema de Aquisição de Dados 32) desenvolvido pela Escola de Engenharia na UFRGS;
- *Matlab*[®] 7.9 (*MATrix LABoratory*) da *The MathWorks*;
- *LabView*[®] 8.5 (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) da *National Instruments*;
- *SPSS*[®] 17.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*) da *IBM Company*;
- *End Note*[®] X4 da *Thomson Reuters*;
- *Corel Photo-Paint*[®] X4 da *Corel Corporation*;
- *Office Excel*[®] e *Word*[®] versão 2010 da *Microsoft Windows*.

3.7 Aquisição dos Dados

3.7.1 Constantes Elásticas das Molas

Previamente à coleta, foi determinada a constante elástica das molas dos aparelhos *Chair* e *Reformer*, procedimento conhecido como calibração, oriundo da engenharia mecânica e utilizado para análises biomecânicas por Loss *et al.* (2002) e Wilson (2004). Wilson (2004) propõem suspender a mola, incrementar massas sucessivamente e se obter a inclinação da reta que representa a constante elástica da mola (K) (detalhes na secção 2.3). No presente estudo, a medida direta da constante elástica das molas foi obtida se suspendendo 12 diferentes massas, de valores conhecidos, e medindo a variação de comprimento da mola através de uma trena. Após, foi efetuado um ajuste linear dos pontos experimentais o qual determinou a equação da reta e a respectiva constante elástica da mola.

Para a mola do aparelho *Chair* foi determinada uma constante elástica de 0,941 kg/cm (com um $r^2 = 0,9984$) e para as molas do aparelho *Reformer* as constantes elásticas de 0,113 kg/cm ($r^2 = 0,9868$) e 0,232 kg/cm ($r^2 = 0,9813$).

3.7.2 Quantificação da Força Humana na Chair

O aparelho *Chair* possui diversas regulagens (figura 4a) e quatro molas com a mesma constante elástica ($K = 0,941$ kg/cm). A força que o indivíduo realizou no segmento mais distal (pé) foi chamada de força humana (F_{hum}) na *Chair*. Essa F_{hum} foi determinada a partir do diagrama de corpo livre do segmento móvel do equipamento (figura 4b) conforme Winter (2005) sendo que neste estudo se assumiu que a direção da F_{hum} , no *leg work* na *Chair*, é perpendicular ao apoio para os pés no equipamento (figura 4b). Na *Chair* a F_{hum} e a carga do equipamento são o par ação e reação, ou seja, uma força de mesma magnitude e direção, mas de sentido contrário (NEWTON, 2002).

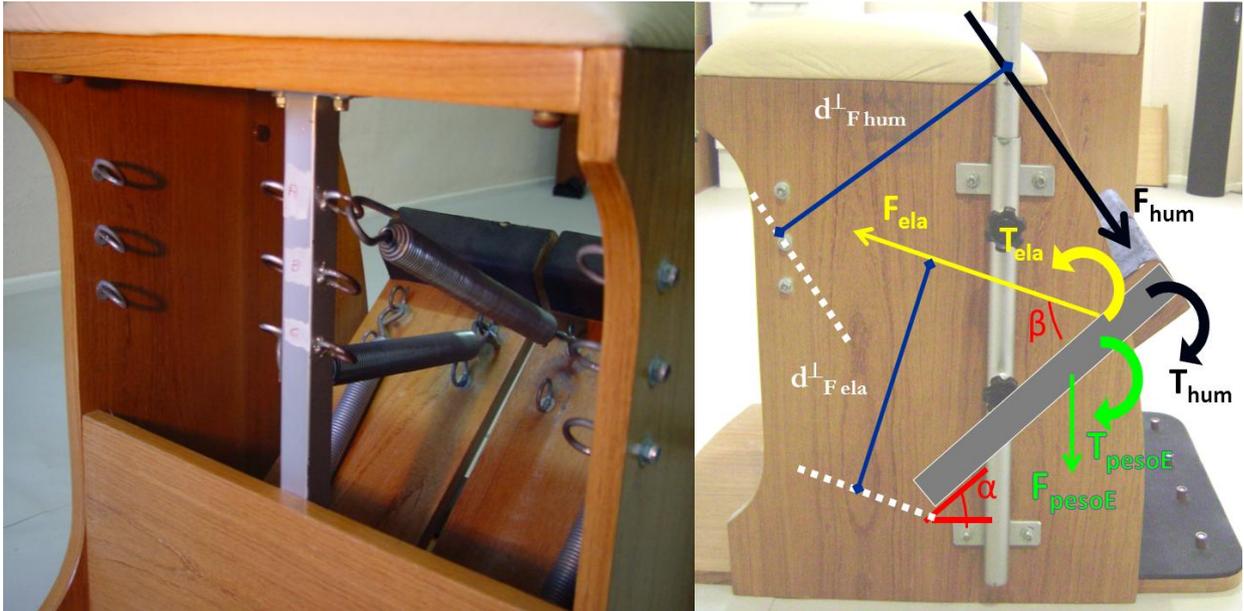


Figura 4: Aparelho *Chair*. (a) visão posterior das regulagens e (b) diagrama de corpo livre do segmento móvel da *Chair*. Estão representadas a força humana (F_{hum}), a força elástica (F_{ela}) e suas respectivas distâncias perpendiculares ($d_{F_{hum}}^{\perp}$) e ($d_{F_{ela}}^{\perp}$). Também é apresentado o torque elástico (T_{ela}) o torque peso do apoio para os pés equipamento (T_{pesoE}) e a força peso do equipamento (F_{pesoE}). Foi assumido que a F_{hum} é perpendicular a base do equipamento. O ângulo α determina amplitude de movimento e β representa a inclinação do vetor da força elástica.

Tanto no diagrama de corpo livre quanto nas equações são representadas as forças envolvidas. O ângulo α determina ADM e o ângulo β a inclinação do vetor da força elástica. O ângulo β é dependente do local de fixação das molas (figura 4a) sendo que sua variação foi inserida nos cálculos. Considera-se que os efeitos inerciais são negligenciáveis em movimentos lentos, velocidades angulares menores que 30 °/s, pois o pico de aceleração linear é menor que 0,1 g da massa do objeto – ou seja, a influência do efeito inercial é menor que 10% da massa (LOSS; CANDOTTI, 2008). Partindo da premissa que o sistema está em equilíbrio (equações de movimento *Newton-Euler*) é possível escrever a equação 5:

$$\tau_{hum} = \tau_{ela} - \tau_{pesoE} \quad \text{Equação 5}$$

Reescrevendo a equação 5, a partir das equações 2 e 3, obteve-se a equação 6:

$$F_{hum} Chair = \frac{F_{ela} \cdot d_{F_{ela}}^{\perp}}{d_{F_{hum}}^{\perp}} - \tau_{pesoE} \quad \text{Equação 6}$$

onde,

τ_{hum} é o torque (momento) humano;

τ_{ela} é o torque (momento) elástico;

τ_{pesoE} é o torque (momento) do peso do apoio para os pés do equipamento;

$F_{hum}Chair$ é a magnitude da força humana gerada na *Chair*;

F_{ela} é a força elástica proporcionada pelas molas;

$d_{F_{ela}}^{\perp}$ é a distância perpendicular força elástica;

$d_{F_{hum}}^{\perp}$ é a distância perpendicular da força humana;

Com auxílio de um goniômetro manual e fita métrica, foi possível medir diretamente os ângulos e as distâncias e após calcular as distâncias perpendiculares da força elástica e da F_{hum} (SANTOS; ROCHA; LOSS, 2007). Essas mensurações foram realizadas para todas as 6 combinações possíveis de posicionamento de cada mola. O τ_{pesoE} foi estimado (SANTOS; ROCHA; LOSS, 2007; HAMILL; KNUTZEN, 2009) e inserida nos cálculos, contudo seu valor representa menos de 10% da F_{hum} final. A F_{ela} foi calculada usando a equação 2, descrita anteriormente (secção 2.3). A partir de relações trigonométricas, das forças e momentos relacionados e o conhecimento da variação das distâncias perpendiculares envolvidas ao longo da ADM foi possível a determinação F_{hum} ao longo de toda amplitude do aparelho *Chair* (RIBEIRO *et al.*, 2005; SANTOS; ROCHA; LOSS, 2007; SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2010;). Contudo foi utilizado apenas o valor da F_{hum} final para equiparar a F_{hum} final do *Reformer* através de rotinas em *Matlab* (apêndice C).

Neste estudo, conforme descrito anteriormente, cada mola podia ser posicionada de seis maneiras diferentes. Assim para cálculo da F_{hum} foi ponderada a combinação das 4 molas, dos dois tipos de constantes elásticas e das seis regulagens (cada mola) individualmente. Zelou-se pela distribuição das molas entre os lados da *Chair* e foi determinada uma F_{hum} sendo após quantificado esse valor.

3.7.3 Quantificação da Força Humana no Reformer

Conhecendo o valor da F_{hum} final do aparelho *Chair* buscou-se equiparar à F_{hum} final gerada no *Reformer*. A F_{hum} no *Reformer* representa o para ação e reação a carga do equipamento (NEWTON, 2002), considerando as características do aparelho de transferência das forças das molas aos pés. Assumiu-se que a F_{hum} , durante *leg work* no *Reformer*, é paralela ao aparelho (figura 5b). Apesar de que no *Reformer* não há torques envolvidos na determinação da F_{hum} , o aparelho possibilita

algumas regulagens para a modulação da sua carga, as quais serão explicitadas a seguir.

O *Reformer* possui 5 molas e no aparelho analisado 3 apresentavam a mesma constante elástica ($K=0,113$ kg/cm) e 2 molas apresentavam uma constante maior ($K =0,232$ kg/cm). Essas molas podem ser posicionadas com diferentes comprimentos iniciais. No nível denominado de I a mola está em seu comprimento original, sem qualquer alteração no seu tamanho; no nível II a mola está com 5 cm de pré-estiramento; no nível III a mola está submetida a 10 cm de pré-estiramento. A figura 5a representa o posicionamento de duas molas (com diferentes K) no nível II. Neste estudo todas as possibilidades de combinações entre as 5 molas (considerados os 2 tipos de constantes elásticas) e 3 regulagens foram utilizadas para cada indivíduo.

A literatura já havia reportado que a massa e a estatura dos indivíduos influencia na carga do equipamento do *Reformer* (SELF *et al.*, 1996). Conhecendo a estatura do indivíduo - a qual determinará a variação de comprimento máximo da mola - e as combinações de molas do aparelho a F_{hum} no *Reformer*, que representa a F_{ela} , pode ser calculada, equação 7, a partir da equação 4 (secção 2.3):

$$F_{hum}Refor = n K_1 \cdot x + m K_2 \cdot x \quad \text{Equação 7}$$

onde,

$F_{hum}Refor$ é a magnitude da força humana gerada no *Reformer*;

n é o número de molas (1 a 2) de constante elástica K_1 ;

K_1 é a constante elástica de $k=0,232$ kg/cm;

m é o número de molas (1 a 3) de constante elástica K_2 ;

K_2 é a constante elástica de $k=0,113$ kg/cm;

x é a variação de comprimento da mola.

F_{hum} *Reformer* foi determinada por rotina desenvolvida em *Matlab* (apêndice C). A rotina busca entre as diversas possibilidades de molas, número de molas, níveis da mola e estatura de cada indivíduo, a combinação que mais se aproxima do valor da F_{hum} produzido na *Chair* para cada indivíduo analisado. Dessa maneira a quantificação da F_{hum} à qual o indivíduo foi submetido no segmento distal pé no final do exercício (figura 5b) deverá ser a mesma nos dois aparelhos.

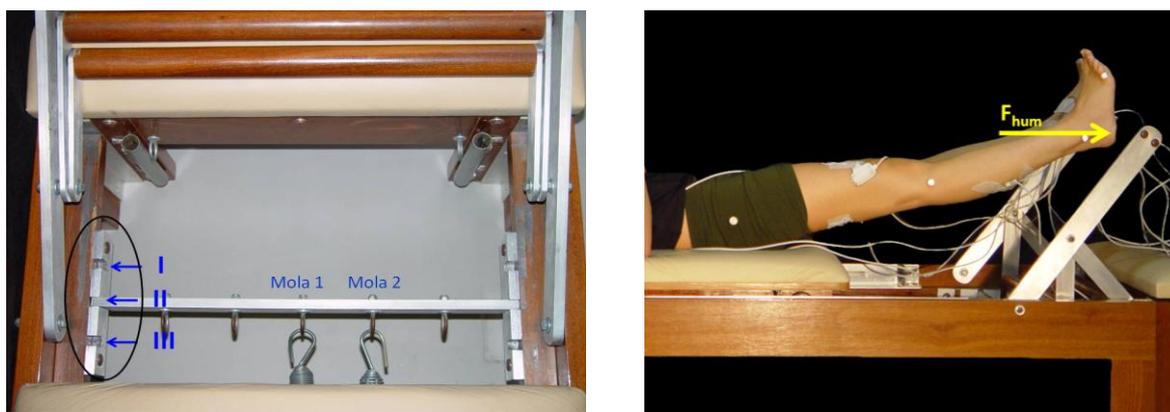


Figura 5: Aparelho *Reformer*. (a) regulado com duas molas, de diferentes constantes elásticas, no nível II e (b) sentido da força humana (F_{hum}) no segmento pé.

3.7.4 Protocolo

Os indivíduos foram convidados, através de comunicação verbal, a participar da pesquisa, comparecendo em data e horário pré-estabelecidos.

Primeiramente, foram coletados a estatura, massa corporal e percentual de gordura corporal dos sujeitos. Para esse último parâmetro se utilizou uma balança de bioimpedância elétrica perna-perna na avaliação da composição corporal da amostra sendo essa técnica validada internacionalmente (NUÑEZ *et al.*, 1997) e metodologicamente explicada e detalhada em artigos (KYLE *et al.*, 2004). Também foi solicitado para a amostra não ingerir nenhum líquido nas quatro horas anteriores ao teste para realização da bioimpedância. Após aquecimento específico, realizado no próprio aparelho, os sujeitos foram posicionados sentados sobre a *Chair*.

Foi utilizada a *Chair* para determinação da carga máxima devido a esse aparelho ser clássico para exercícios de membros inferiores (STOTT PILATES 2003b) e pela questão da estabilização do tronco (VEZINA, HUBLEY, 2000; AKUTHOTA; NADLER, 2004, MCGILL, 2007) durante o movimento.

Foi determinada a carga máxima que o indivíduo consegue realizar na *Chair*. Para tal, dois pré-requisitos são necessários: primeiro o indivíduo foi orientado a realizar o movimento sentado sem nenhum auxílio dos membros superiores. Segundo o indivíduo foi orientado a oscilar o mínimo possível o tronco mantendo-o estabilizado, utilizando os princípios do Pilates tentando manter a pelve relativamente estável. Para garantir a qualidade de todas as execuções essa estabilidade do tronco foi monitorada por dois professores de Pilates, posicionados ao lado do sujeito que verificaram a oscilação da pelve (anteversão e retroversão) e

do tronco (flexão e extensão) visualmente. Se pelo menos um dos professores observasse alguma compensação da pelve no movimento de *leg work*, a carga era alterada (diminuída através das regulagens da *Chair* - figura 4a) até a determinação da carga máxima para cada aluno, dentro dos parâmetros anteriormente descritos. Logo nenhuma execução foi excluída após a inspeção do posicionamento da pelve e do tronco durante o exercício.

A regulagem selecionada na *Chair* bem como o número de molas que foram utilizadas para o cálculo da carga máxima de cada indivíduo foram anotadas e utilizadas em cálculos posteriores (conforme descrito na secção 3.7.2). Após determinação da carga, na *Chair*, o indivíduo realizava o exercício na *Chair* ou no o *Reformer* em ordem aleatória de execução.

O *leg work* se caracteriza por ser um movimento de extensão de quadril e extensão de joelho executado com o apoio do retropé (calcanhares) e os pés posicionados paralelamente sobre a *Chair* ou *Reformer*. Cada sujeito realizou 10 repetições do exercício *leg work*, partindo de aproximadamente 80° de flexão de quadril (FQ) e 60° de flexão de joelho (FJ) até próximo de 130° de FQ e 110° de FJ (figura 6a e 6b). Sendo que 10 ciclos de movimento são suficientes para representar um padrão de movimento (HUG, 2010).

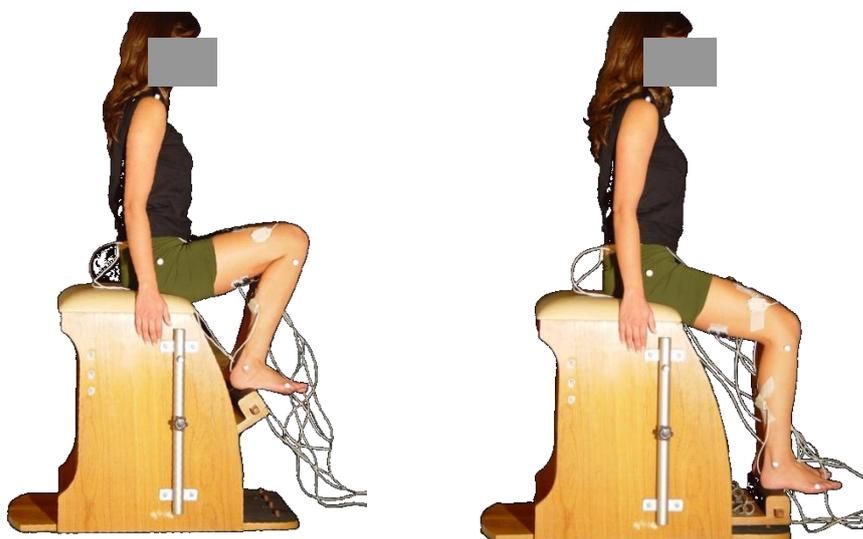


Figura 6: Exercício *legwork* realizado na *Chair*: (a) no início do movimento e (b) no final do movimento.

Após foi calculada a mesma carga máxima no equipamento (F_{hum}) para as 10 repetições no *Reformer* (secção 3.7.3). No *Reformer* o exercício foi realizado em decúbito dorsal, partindo de aproximadamente 110° de FQ e 90° de FJ até próximo

de 160° de FQ e 170° de FJ (figura 7a e 7b). Foi utilizado um intervalo de 5 minutos entre os aparelhos.

No Pilates há uma preocupação com padrão de respiração, a qual é um dos princípios do método e que pode influenciar na ativação do EMG dos músculos do *core* (SANTOS *et al.*, 2010). Foi solicitado que os indivíduos expirassem durante a extensão de quadril e joelho (fase 1) e inspirasse durante a flexão de quadril e joelho (fase 2). Essa é a orientação utilizada por todos os indivíduos da amostra durante as aulas, nesses equipamentos, segundo a linha *Stoot* Pilates (STOTT PILATES, 2003a,b). Cabe ressaltar que só foi analisada a fase 1 do movimento e os critérios de divisão serão abordados nas secções 3.8 e 3.9.

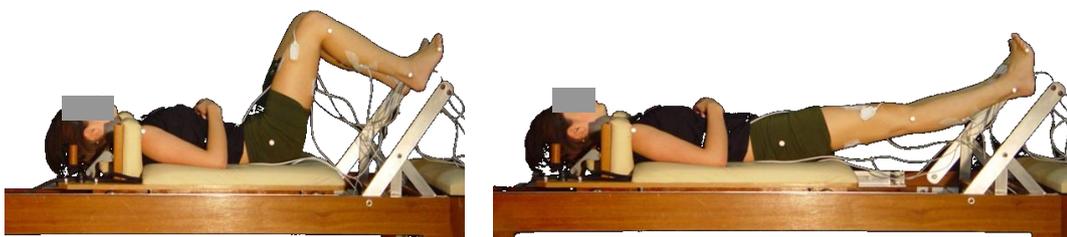


Figura 7: Exercício *legwork* realizado no *Reformer*. (a) no início do movimento e (b) e no final do movimento.

Após a realização de cada exercício foi solicitado ao indivíduo identificar a sensação de esforço percebido (na escala de Borg) em relação ao esforço durante o movimento. O indivíduo foi instruído sobre a escala de Borg (anexo 1), conforme sugerido por Robertson e Noble (1997) e orientado a escolher o valor que melhor representa a F_{hum} em cada aparelho. Após a coleta foi realizado nos dias seguintes um teste de reprodutibilidade das respostas sobre a escala de Borg com os indivíduos participantes do estudo.

Os sujeitos realizaram os movimentos na sua velocidade preferida, ou seja, na velocidade habitual do gesto durante as aulas. A ausência do controle da velocidade se justifica por velocidades acima ou abaixo da preferida (auto selecionada) poderem interferir no padrão de recrutamento muscular dos indivíduos (HATFIELD *et al.*, 2006; GERMAIN *et al.*, 2006; BOTTARO *et al.*, 2007). Além disso, um objetivo deste trabalho é mensurar e analisar variáveis biomecânicas como o ritmo de execução do movimento.

No fim dos procedimentos descritos acima, todos os sujeitos foram submetidos à realização do teste de contração voluntária máxima (CVM) isometricamente (MERLETTI, 1999).

3.7.5 Parâmetros Eletromiográficos

Durante o protocolo dados de EMG foram coletados através de um Sistema de Aquisição de Dados Miograph 2.0 (Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, Porto Alegre, Brasil). Cada equipamento possui quatro canais analógicos de entrada com taxa de amostragem de 2000 Hz por canal, conversor A/D de 14 Bits. O modo de rejeição comum do equipamento é de 100 dB a 60 Hz. Para aderência dos eletrodos e captação do sinal EMG foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) (MERLETTI, 1999), Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) (SODERBERG; KNUTSON, 2000) e projeto Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (HERMENS *et al.*, 2000), como depilação, limpeza do local com álcool, colocação dos eletrodos e verificação da impedância com uso de multímetro, aceita quando inferior a 5 k Ω (KONRAD, 2005). O eletrodo de referência foi colocado no processo espinhoso de C7 conforme recomendação SENIAM (<http://www.seniam.org>).

Os músculos monitorados foram: glúteo máximo (GM), bíceps femoral cabeça longa (BF), vasto lateral (VL), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GAS), oblíquo externo (OE) e multífido (MU). Todos no lado direito do corpo, assumindo existir simetria com o lado esquerdo. Foram usados pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 100; Ag/AgCl; diâmetro de 10 mm) com adesivo de fixação, na configuração bipolar, para cada músculo. Também foram utilizadas fitas hipoalergênicas para minimizar possíveis deslocamentos dos eletrodos e cabos. Os eletrodos foram colocados sobre o ventre muscular, paralelo às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 20 mm um do outro (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; HERMENS *et al.*, 2000) Todos músculos, exceto OE, foram posicionados conforme SENIAM (<http://www.seniam.org>) . O OE foi posicionado segundo NG *et al.*, (2002).

Os músculos do membro inferior (MI) escolhidos (GM, BF, VL, RF, GAS) se justificam por serem os principais agonistas do movimento e comumente analisados em movimentos similares (EBBEN; JENSEN, 2002; WALLACE *et al.*, 2006; DA SILVA *et al.*, 2008). Devido ao número limitado de canais no eletromiógrafos somente o OE e MU foram escolhidos por serem músculos integrantes do *core* e fundamentais no método Pilates (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004a,b) além de

sinergistas na estabilização do tronco (BERGMARK, 1989; MCGILL, 2007). Sendo o OE representativo da loja muscular anterior e superficial (BERGMARK, 1989) e o MU representando a loja posterior e profunda (ROSATELLI; RAVICHANDIRAN; AGUR, 2008).

Foram solicitadas duas CVMs, com duração de cinco segundos cada e com intervalo de 5 minutos entre elas para evitar efeitos de fadiga, para cada músculo (SODERBERG; KNUTSON, 2000). Para as CVMs foram utilizadas quatro posições (KONRAD, 2005; WHITE; McNAIR, 2002): em decúbito dorsal (músculo GAS), em decúbito ventral (GM, BF e MU), decúbito lateral (músculo OE) e sentado (VL e RF). As CVMs foram realizadas contra resistências estáticas (resistência manual e proporcionada por velcros) em ordem aleatória para evitar efeitos de fadiga (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; KONRAD, 2005; BURDEN, 2010).

3.7.6 Parâmetros Cinemáticos

Para aquisição das variáveis cinemáticas como posições angulares da articulação do tornozelo, joelho e quadril, bem como ritmo de execução utilizada uma câmera de vídeo digital (JVC GR-DVL9800), com frequência de amostragem de 25 Hz (quadros) posteriormente desentrelaçada em 50 Hz (campos). No suporte da câmera foi fixado um refletor com mesma direção óptica da câmera, para aumentar o contraste entre os marcadores reflexivos e o restante da imagem (PAYTON; BARLETT, 2008). Marcadores reflexivos foram posicionados em pontos anatômicos utilizados como referência para tornar possível a identificação dos segmentos corporais segundo recomendações da (ISB) (WU *et al.*, 2002). Os pontos anatômicos utilizados, todos processos ósseos do lado direito do corpo, foram base do quinto metatarso, maléolo lateral, côndilo lateral da fíbula, trocânter maior do fêmur e acrômio. Os marcadores reflexivos foram confeccionados com esferas de isopor com 15 mm de diâmetro, revestidas com papel reflexivo e fixadas ao corpo por meio de fitas dupla-face.

O sincronismo entre os sistemas de eletromiografia e cinemetria foi realizado por meio de um sistema eletrônico o qual consiste de um circuito eletrônico capaz de fornecer simultaneamente um sinal elétrico (mV) e um sinal luminoso para os respectivos sistemas de recolha dos parâmetros (LOSS *et al.*, 1997).

3.8 Tratamento dos Dados

3.8.1 Parâmetros Eletromiográficos

Para a filtragem, processamento e análise dos sinais EMG foi utilizado o *software* SAD32 [(versão 2.61.07mp, 2002) (www.ufrgs.br/lmm)]. Para o sinal EMG foi retirado o *off-set* e utilizado um filtro passa-banda *Butterworth*, terceira ordem, com frequências de corte entre 10 e 500 Hz (MERLETTI, 1999; SODERBERG; KNUTSON, 2000; HERMENS *et al.*, 2000). Foram realizadas análises no domínio da frequência com o uso da Transformada Rápida de *Fourier* para verificação e detecção de possíveis ruídos em frequências específicas (PAYTON; BARLETT, 2008).

O critério para recortes das curvas de EMG foi o registro das posições angulares através de cinemetria (secção 3.9). Cada repetição do gesto analisado foi dividida em duas fases. A primeira fase foi definida pela extensão de joelho e de quadril, já a segunda fase pela flexão de joelho e de quadril, por rotina desenvolvida em *Matlab* (apêndice C). Neste estudo só foi analisada a primeira fase (extensão de quadril e joelho) sendo calculado o valor RMS e o índice de co-contracção.

No sinal EMG das CVMs se realizou o mesmo processamento de filtragem anteriormente descrito. Foi considerado apenas os 3 s centrais dos 5 s coletados de cada CVM. Um janelamento móvel do tipo Hamming com tamanho de janela de 500 ms foi utilizado sendo considerado o maior valor do envelope RMS obtido nas duas CVMs para normalização dos dados. A CVM que registrou o maior valor RMS de ativação eletromiográfica foi utilizada como referência para normalização e comparação do sinal eletromiográfico dos músculos analisados.

O valor RMS dos músculos analisados foi calculado para cada uma das 10 repetições utilizando um janelamento do tipo móvel de Hamming com tamanho de janela de 50 ms. Esses dados foram normalizados pela CVM, conforme sugerido pela ISB (SODERBERG; KNUTSON, 2000) e explicado em estudo recente (BURDEN, 2010) procedimento necessário para comparar o nível de ativação entre diferentes músculos, sujeitos e diminuir a influência do *crosstalk* (HUG, 2010). Foi realizada a média das 10 repetições do valor RMS normalizado, representando a ativação muscular, e os dados computados e usados para análise estatística.

O índice de co-contracção representa a relação entre grupos musculares de funções opostas, agonistas e antagonistas, durante os movimentos, proposta

inicialmente por Falcone e Winter (1985). No presente estudo foi utilizada a equação modificada por Winter (2005) conforme a equação 8:

$$\%CoCon = 2 \cdot \frac{A_C}{A_{Ag} + A_{Ant}} \cdot 100\% \quad \text{Equação 8}$$

onde,

$\%CoCon$ é o percentual de co-contração entre os dois músculos;

A_C é a área comum da atividade EMG entre o músculo agonista e antagonista;

A_{Ag} é a área sob a curva do sinal EMG retificado do músculo agonista;

A_{Ant} é a área sob a curva do sinal EMG retificado do músculo antagonista;

O percentual de co-contração foi calculado para os seguintes pares de músculos: BF-RF, BF-VL, GM-RF, OB-MU em rotinas em *Matlab* (apêndice C) sendo também utilizados valores normalizados pela CVM (BURDEN, 2010).

3.8.2 Parâmetros Cinemáticos

Para processamento dos dados cinemáticos e digitalização dos pontos de interesse foram utilizados algoritmos específicos do *software* Dvideow[®] [(*Digital Vídeo for Biomechanics for Windows 32 bits versão 6.2*) (BARROS *et al.*, 1999)]. O mesmo *software* foi utilizado para a reconstrução bidimensional dos segmentos, considerando as coordenadas x e y do movimento registrado (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003). Para reconstrução dos marcadores reflexivos (segmentos) foi utilizado como referência o calibrador tridimensional da marca *Peak Performance* no padrão *standard* com 8 pontos, sendo a tabela de calibração fornecida pelo fabricante, onde constam as coordenadas de cada ponto do calibrador com resolução de 0,1 mm (PEAK MOTUS, 1994). Os dados cinemáticos foram filtrados com filtro digital passa-baixa *Butterworth*, ordem 4 sendo a frequência de corte determinada através do método da *Análise Residual*, proposto por Winter (WINTER, 2005), ficando em torno de 5 Hz.

Cinematicamente se definiu o segmento tronco como determinado pelos marcadores fixados no trocânter maior do fêmur e acrômio, coxa sendo os marcadores fixados no côndilo lateral da fíbula e trocânter maior do fêmur, perna sendo os marcadores fixados no maléolo lateral e côndilo lateral da fíbula e pé os

marcadores fixados na base do quinto metatarso e maléolo lateral. A partir dos dados de posição dos segmentos tronco, coxa, perna e pé os ângulos de interesse foram calculados por meio do arco-cosseno do produto escalar entre os vetores unitários que representavam os segmentos de interesse em rotinas em *Matlab* (apêndice C). Esses ângulos foram utilizados para determinar a ADM, sendo a ADM do segmento tronco-coxa (T-C) calculada como a diferença do deslocamento angular das retas formadas entre acrômio e côndilo lateral da fíbula ambas com eixo no trocânter maior do fêmur. Já a ADM do segmento coxa-perna (C-P) foi calculada como a diferença do deslocamento angular das retas formadas entre trocânter maior do fêmur e maléolo lateral com eixo no côndilo lateral da fíbula.

Os dados de posição dos segmentos ainda foram derivados para originar as velocidades angulares (PAYTON; BARLETT, 2008). A inversão do sentido da velocidade (representada pelo sinal da velocidade) do segmento é que determinou e dividiu as fases do movimento. Para *Reformer* o ponto do trocânter foi utilizado e para *Chair* o ponto do maléolo lateral.

O ritmo de execução expressa o tempo médio para completar um ciclo completo, ou seja, o período do gesto. Tanto na *Chair* como no *Reformer* foi determinado através do quociente entre o tempo para completar os dez ciclos do movimento e o número de ciclos completados (equação 9).

$$RE = \frac{\text{tempo completar dez ciclos}}{\text{número de ciclos completados}} \quad \text{Equação 9}$$

onde,

RE é o ritmo de execução do movimento.

Na elaboração dos resultados (EMG e cinemetria) também foram utilizado o *software Matlab*[®] e planilhas *Excel*[®].

3.9 Tratamento Estatístico

A análise estatística do presente estudo foi realizada nos *softwares* Office Excel[®] 2010 e SPSS 17.0, o nível de significância adotado, em todos os testes, foi de $\alpha = 0,05$. A normalidade foi testada através do Teste de *Shapiro-Wilk* para todas as variáveis. Após a hipótese de normalidade ser aceita, a homogeneidade dos dados foi verificada com o Teste de *Levene*. Os dados de EMG também foram

sobmetidos ao teste de esfericidade de *Mauchly* sendo utilizada a correção de Epsilon de *Greenhouse-Geisser* (VIEIRA, 2006).

Nos dados de EMG foi necessária uma transformação logarítmica (LG10) no SPSS (FIELD, 2005; VINCENT, 2005) e depois de confirmada a aderência dos dados à distribuição paramétrica foi realizada uma ANOVA de medidas repetidas para verificar as diferenças na ativação elétrica dos músculos entre os dois aparelhos testados durante o gesto analisado (VIEIRA, 2006). O *post hoc* de *Tukey*, por se mais conservativo a diversas comparações (VINCENT, 2005, VIEIRA, 2006), foi usado para identificar tais diferenças.

O teste *t Student* para amostra emparelhadas foi utilizado para comparar os valores entre os dois aparelhos da F_{hum} , da ADM, da co-contração e do IEP (FIELD, 2005). O índice de correlação intraclassa (ICC) foi utilizado para verificar a repetibilidade das respostas da escala de Borg, considerando correlações fracas, moderadas e fortes, respectivamente: $ICC < 0,4$; $0,4 \leq ICC < 0,75$ e $0,75 \geq ICC$ (DENEGAR; BALL, 1993). O teste *Tau-Kendall* verificou a associação entre os valores da escala de Borg e os valores da ADM em cada aparelho (VINCENT, 2005; FIELD, 2005), considerando correlações fracas, moderadas e fortes, respectivamente: $Tau-Kendall < 0,4$; $0,4 \leq Tau-Kendall < 0,75$ e $0,75 \geq Tau-Kendall$ (VINCENT, 2005).

4 RESULTADOS

Visando uma melhor compreensão os resultados serão divididos em blocos: primeiro os resultados da força humana, segundo a amplitude de movimento, terceiro o ritmo de execução, quarto a ativação mioelétrica dos músculos analisados, quinto o índice de co-contracção e sexto o índice de esforço percebido.

4.1 Força Humana (Carga do Equipamento)

Apesar de não ser um objetivo específico do presente estudo, e sim um procedimento metodológico, a equiparação da carga do equipamento foi um passo essencial para comparação dos dados eletromiográfico entre os aparelhos. Assim, são apresentados os dados descritivos referentes aos valores de F_{hum} da *Chair* e *Reformer*. Esses valores foram calculados individualmente. A tabela 2 apresenta os valores individuais e médios da F_{hum} da *Chair* e da F_{hum} do *Reformer* no final da amplitude, bem como a média da diferença entre esses valores. Tal diferença representa a variação na determinação da F_{hum} entre os aparelhos. Não foram encontradas diferenças significativas entre os valores nos dois aparelhos ($p > 0,05$).

Tabela 2 - Valores individuais, médios e desvios padrão determinados para a força humana (F_{hum}) na *Chair* e calculados para o *Reformer* no final da amplitude movimento. Também é apresentado o valor (individual, médio e desvio padrão) da diferença entre os valores da F_{hum} *Chair* e *Reformer* (Dif C-R) calculado para cada indivíduo ($p > 0,05$).

	F_{hum} <i>Chair</i> (kgf)	F_{hum} <i>Reformer</i> (kgf)	Dif C-R (kgf)
Indivíduo 1	31,26	31,49	0,23
Indivíduo 2	31,27	31,49	0,22
Indivíduo 3	26,55	27,38	0,83
Indivíduo 4	31,26	31,22	-0,04
Indivíduo 5	39,73	40,75	1,02
Indivíduo 6	34,08	34,23	0,15
Indivíduo 7	23,73	23,96	0,23
Indivíduo 8	26,55	26,01	-0,54
Indivíduo 9	23,73	23,44	-0,29
Indivíduo 10	28,44	28,38	-0,06
Indivíduo 11	26,55	26,91	0,36
Indivíduo 12	26,55	26,96	0,41
Indivíduo 13	31,26	31,96	0,70
Indivíduo 14	34,08	34,23	0,15
Indivíduo 15	36,91	36,49	-0,42
Indivíduo 16	28,44	28,43	-0,01
Indivíduo 17	23,73	23,96	0,23
Indivíduo 18	28,44	28,43	-0,01
Média	29,65 (\pm 4,68)	29,84 (\pm 4,78)	0,19 (\pm 0,41)

O valor de F_{hum} final foi o mesmo, o que foi calculado para ser similar. Esses valores calculados na prática são representados por combinações. Logo esse uso pode ser traduzido na *Chair* pela moda da quantidade e da posição das molas utilizadas, sendo a moda: duas molas (constante elástica 0,941 kg/cm) na regulagem A e C (mais alta e mais baixa) conforme figura 4a. No *Reformer* a moda da quantidade e da posição das molas utilizadas foi: quatro molas (duas com constantes elásticas de 0,113 kg/cm e duas de 0,232 kg/cm) na regulagem B (intermediária) figura 5a na secção 3.7.3. Sempre que possível foi cuidada a distribuição das molas entre os lados direito e esquerdo em ambos os aparelhos evitando sobrecarga excessiva em apenas um lado dos equipamentos.

O gráfico 1 apresenta o comportamento da F_{hum} nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* para articulação do joelho para ângulos de flexão, conforme convencionado (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984). Os dados são de um indivíduo representativo da amostra. Ambas as curvas apresentaram característica linear crescente, devido a característica elástica das molas, contudo o comportamento foi diferente, devido a as amplitudes de movimento diferenciadas entre os exercícios.

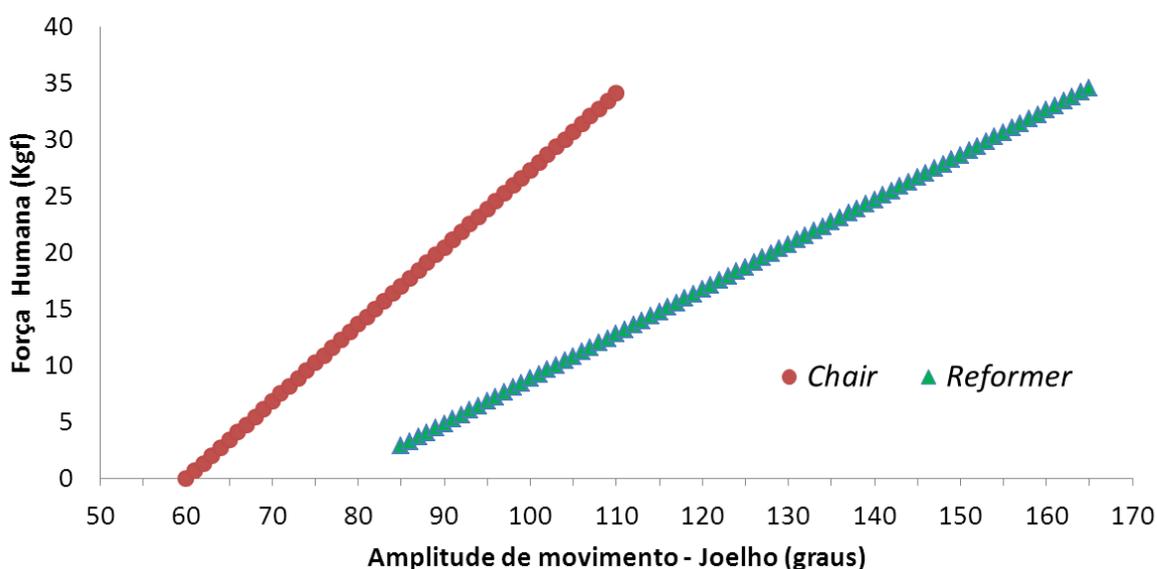


Gráfico 1: Comportamento da força humana nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* em relação articulação do joelho (dados de um indivíduo representativo da amostra).

O gráfico 2 apresenta o comportamento da F_{hum} , nos aparelhos *Chair* e *Reformer*, em relação à articulação do quadril (ângulos de flexão) para o mesmo indivíduo.

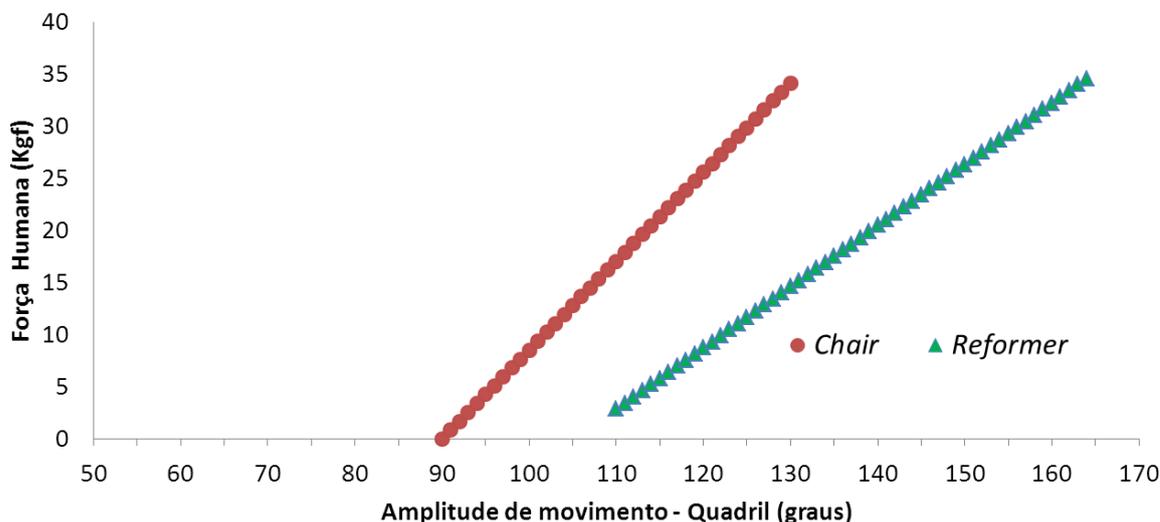


Gráfico 2: Comportamento da força humana nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *legwork* em relação à articulação do quadril (dados de um indivíduo representativo da amostra).

4.2 Amplitude de Movimento

A ADM foi representada pelo ângulo formado entre os segmentos tronco-coxa (T-C) (articulado no trocânter maior do fêmur) e coxa-perna (C-P) (articulado no côndilo lateral da fíbula). Os resultados são apresentados na tabela 3 e foram encontradas diferenças significativas entre a ADM do segmento tronco-coxa (T-C)* ($p= 0,014$; $F= 20,312$) e entre coxa-perna (C-P)[#]($p= 0,001$; $F= 50,310$) entre os aparelhos *Chair* e *Reformer*.

Tabela 3 - Valores médios e desvios padrão determinados para a amplitude de movimento (ADM) dos segmentos tronco-coxa (T-C) e coxa-perna (C-P) entre *Chair* e *Reformer*.

Segmento	ADM na <i>Chair</i> (°)	ADM no <i>Reformer</i> (°)
T-C*	35,7 ($\pm 2,1$)	46,3 ($\pm 5,7$)
C-P*	52,3 ($\pm 5,5$)	80,3 ($\pm 7,7$)

*Representa significância estatística ADM entre aparelhos ($p<0,05$).

Na tabela 4 são apresentados os valores iniciais e finais dos ângulos articulares de flexão para o quadril, joelho e tornozelo entre os aparelhos *Chair* e *Reformer*.

Tabela 4 - Valores médios e desvios padrão determinados para ângulos articulares de flexão iniciais e finais do quadril e joelho entre *Chair* e *Reformer*.

Articulação	<i>Chair</i>		<i>Reformer</i>	
	Posição Inicial (°)	Posição Final (°)	Posição Inicial (°)	Posição Final (°)
Quadril*	86,0 (± 5,3)	121,7 (± 7,2)	112,7 (± 8,6)	149,0 (± 18,7)
Joelho*	65,0 (± 8,9)	118,3 (± 12,1)	84,7 (± 10,4)	165,0 (± 5,0)
Tornozelo	113,3 (± 8,5)	115,3 (± 10,7)	112,0 (± 11,3)	124,7 (± 3,1)

*Representa significância estatística ($p < 0,05$).

4.3 Ritmo de Execução

O ritmo de execução representa a medida do tempo de repetição do gesto. Na tabela 5 estão apresentados os dados referentes aos valores do ritmo de execução (RE) no aparelho *Chair* e *Reformer*. Não houve diferença para essa variável entre os dois aparelhos ($p < 0,05$).

Tabela 5 - Valores médios e desvios padrão determinados para o ritmo de execução (RE) na *Chair* e no *Reformer*.

RE _{Chair} (s/ciclo)	RE _{Ref} (s/ciclo)
4,71 (± 0,65)	5,19 (± 0,21)

4.4 Ativação Muscular

De modo geral, os resultados da ANOVA indicaram que a ativação elétrica dos músculos OE ($p = 0,000$; $F = 82,177$), VL ($p = 0,000$; $F = 45,806$) e RF ($p = 0,009$; $F = 40,094$) avaliados foram influenciados pelo tipo de aparelho. Conforme mostra o gráfico 3 o OE, VL e RF durante a fase de extensão de quadril e joelho foram mais ativados na *Chair* do que no *Reformer* durante o *leg work* sendo a carga final imposta no exercício a mesma.

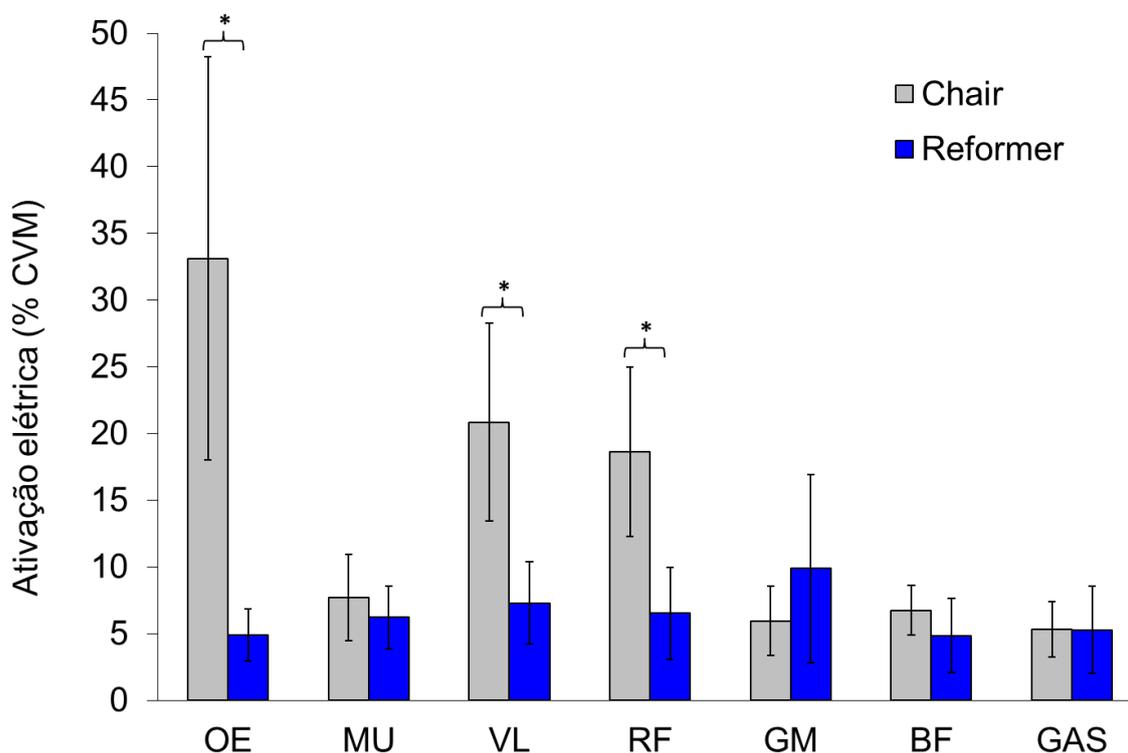


Gráfico 3: Média e desvio padrão dos valores RMS do oblíquo externo (OE), multífido (MU), vasto lateral (VL), reto femoral (RF), glúteo máximo (GM), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GAS) nos dois aparelhos (*Chair* e *Reformer*). *Representa significância estatística entre aparelhos ($p < 0,05$).

4.5 Índice de Co-Contração

O gráfico 4 demonstra as médias e os desvios padrão dos percentuais de co-contração entre os músculos OE-MU, BF-RF, BF-VL e GM-RF. Ao comparar esses valores entre *Chair* e *Reformer* diferenças significativas durante o *leg work* entre OE-MU ($p = 0,001$; $F = 47,061$), BF-RF ($p = 0,001$; $F = 17,974$) e BF-VL ($p = 0,001$; $F = 21,186$) foram encontradas.

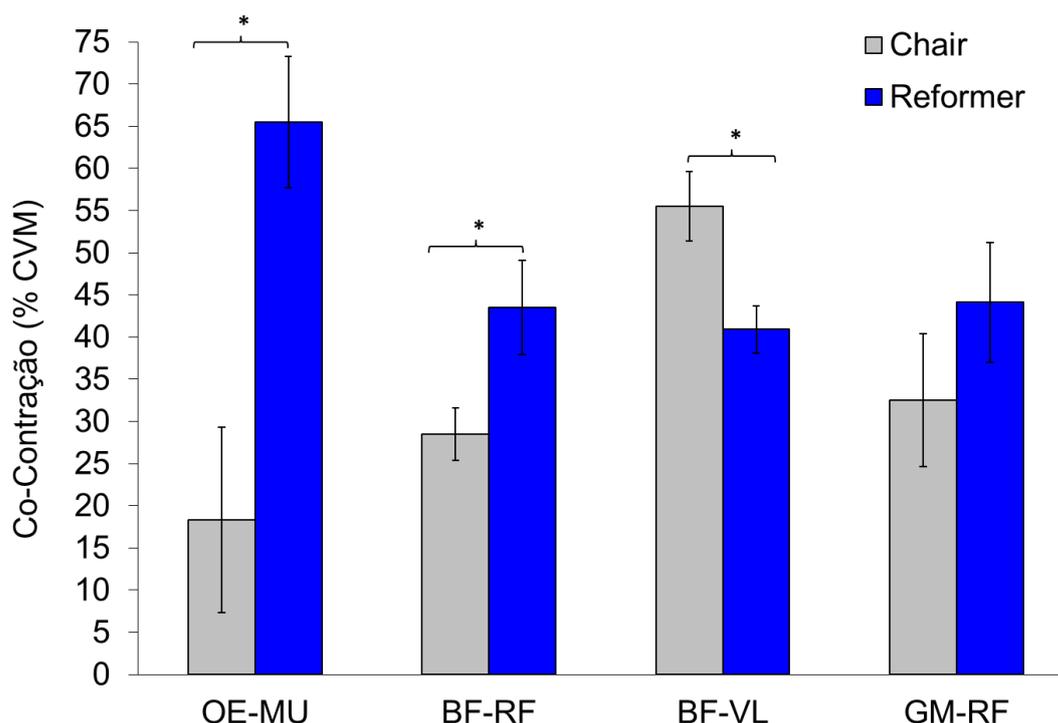


Gráfico 4: Média e desvio padrão dos percentuais de co-contração entre os músculos obliquo externo e multífido (OE-MU), bíceps femoral e reto femoral (BF-RF), bíceps femoral e vasto lateral (BF-VL), glúteo máximo e reto femoral (GM-RF) nos dois aparelhos (*Chair* e *Reformer*). *Representa significância estatística entre aparelhos ($p < 0,05$).

4.6 Índice de Esforço Percebido

Comparou-se o IEP, ou sensação subjetiva, dos indivíduos com a F_{hum} necessária durante o movimento *leg work* do Pilates, entre os aparelhos *Chair* e *Reformer*. A tabela 6 apresenta o IEP nos dois aparelhos para o mesmo valor de F_{hum} final (tabela 2). Houve diferenças significativas entre os IEP nos dois aparelhos ($p = 0,03$; $F = 8,021$). Buscando identificar o comportamento da variabilidade das respostas dos IEP nos respectivos aparelhos, os sujeitos foram submetidos, em um segundo dia, a uma repetibilidade do IEP. A tabela 6 também apresenta os resultados para IEP entre *Chair* e *Reformer* no dia 2. Novamente existiram diferenças significativas dos IEP entre os dois aparelhos ($p = 0,019$; $F = 7,652$).

Ainda foi realizado o coeficiente de correlação intraclassa com intuito de verificar a variabilidade das respostas entre os diferentes dias, sendo encontrada uma correlação forte e significativa intra-sujeitos $ICC = 0,94$ ($p = 0,001$), ICC mínimo de 0,849 e máximo de 0,973, demonstrando que não houve modificações das repostas e fortalecendo as diferenças anteriormente citadas. Valores na escala de

Borg próximo a 13 representam um IEP “um pouco intenso” e próximos a 10 um IEP “leve” (anexo A).

Tabela 6 - Valores médios e desvios padrão determinados para o índice de esforço percebido (IEP) entre a *Chair* e o *Reformer* em relação à força humana (carga do equipamento).

	IEP na <i>Chair</i>	IEP no <i>Reformer</i>
Dia 1*	13,3 (\pm 1,6)	10,5 (\pm 1,4)
Dia 2*	12,9 (\pm 1,3)	10,5 (\pm 1,7)

*Representa significância estatística entre aparelhos ($p < 0,05$).

Além disso, também verificou-se a associação entre a variável ADM (tabela 3) e IEP (tabela 6) através da correlação *Tau-Kendall* (tabela 7). Foi encontrada uma correlação moderada tanto na *Chair* ($\tau = 0,57$) como no *Reformer* ($\tau = 0,52$) para ADM do segmento tronco-coxa e IEP, sendo ambos não significativos. Já a correlação foi forte na *Chair* ($\tau = 0,98$) bem como no *Reformer* ($\tau = 0,79$) para ADM do segmento coxa-perna e IEP. Ou seja, apesar de existirem correlações entre a ADM e o IEP, estatisticamente essas correlações se mostram significativas apenas para o segmento coxa-perna.

Tabela 7 – Correlação *Tau-Kendall* entre amplitude de movimento dos segmentos tronco-coxa (T-C) e coxa-perna (C-P) com o índice de esforço percebido (IEP) entre a *Chair* e o *Reformer*.

	Correlação na <i>Chair</i> (%)	Correlação no <i>Reformer</i> (%)
T-C	57	52
C-P*	98	79

*Representa significância estatística ($p < 0,05$).

5 DISCUSSÃO

O objetivo geral desse trabalho foi identificar possíveis diferenças no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer* levando em consideração carga do equipamento, ADM, ritmo de execução, atividade EMG e IEP das executantes. Só não foi encontrada diferença para a variável ritmo de execução.

Apesar de não ser um dos objetivos deste estudo foi necessário calcular a variação da F_{hum} nos aparelhos *Chair* e *Reformer* durante o movimento *leg work* do

Pilates e equiparar essa F_{hum} final da fase extensão de quadril e joelho em ambos os aparelhos. Para o cálculo da F_{hum} final utilizou-se o máximo de força realizada na *Chair* e a partir desse valor, considerando-se a estatura do indivíduo e as constantes elásticas das molas, equiparou-se tal carga no *Reformer*. Foi realizado um controle rigoroso da carga para cada indivíduo da amostra e dessa forma, na tabela 2 são apresentados os parâmetros calculados para a F_{hum} da *Chair* e *Reformer*. Exemplificando o comportamento comum das forças nos aparelhos temos os gráficos 1 e 2.

Da literatura consultada, poucos estudos quantificaram a resistência externa no Pilates. Self *et al.* (1996) verificaram, entre outros parâmetros, a influência de duas ou quatro molas na força mensurada fornecendo informações cinéticas precisas. A tabela 2 apresenta os valores médios estimados indiretamente para a F_{hum} no *Reformer* do presente estudo ($29,84 \pm 4,78$ kgf), os quais estão próximos aos mensurados na literatura através de célula de carga acopladas ao *Reformer* ($30,41 \pm 1,68$ kgf) de 5 bailarinas utilizando 4 molas durante movimento similar (SELF *et al.*, 1996).

Destaca-se que recentemente Brodt *et al.* (2010) averiguaram que o valor de pico da carga externa mensurado – por células de carga – e o estimado – por diagrama de corpo livre – são os mesmos no exercício *leg work* no *Reformer*. Todavia, segundo o estudo, o comportamento das curvas da resistência externa ao longo do movimento não foi o mesmo pelos dois métodos de medida, sendo influenciado pela posição dos pés, quantidade de molas e velocidade de movimento.

Fora do ambiente do Pilates Folland e Morris (2006) examinaram que máquinas diferentes, mas para exercitar o mesmo grupamento muscular de extensores de joelho, apresentam curvas com características mecânicas (comportamento de torque externo) distintos influenciando nas exigências musculares específicas. Isso corrobora com os dados do presente estudo uma vez que o equipamento é um fator gerador de influência na demanda muscular (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003; FOLLAND; MORRIS, 2006).

Sacco *et al.* (2005) ao analisar duas professoras do método, determinaram o torque de resistência máximo no exercício *Hundred* realizado no *Reformer*, *Cadillac* e *Mat*, verificando que o posicionamento dos membros superiores, inferiores, tronco e cabeça influenciam no resultado final do torque de resistência máximo. Já Silva *et*

al. (2009) e Melo *et al.* (2010) determinaram o torque de resistência ao longo do exercício de extensão de quadril realizado no *Cadillac* concluindo que o posicionamento das molas influencia na característica do torque.

Todavia nenhum dos estudos anteriores se preocupou em normalizar as cargas entre os indivíduos da amostra, eles apenas determinaram a resistência externa absoluta. O presente estudo foi além, pois determinou a carga máxima relativa para cada sujeito (tabela 2). O presente modelo de quantificação das molas, cálculo da F_{hum} e equiparação de cargas está bem descrito na literatura (LOSS *et al.*, 2002; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003; LOSS; CANDOTTI, 2008, MELO *et al.*, 2010) e, apesar de suas limitações, se demonstrou uma ferramenta eficaz e interessante de ser aplicada no Pilates. Estudos futuros poderiam quantificar com células de carga o direcionamento das forças envolvidas no exercício analisado e talvez calcular através de dinâmica inversa as forças internas das articulações envolvidas no movimento analisado.

Sacco *et al.* (2005) já haviam verificado a diferença na ADM entre exercícios similares de Pilates (como, por exemplo, o *Hundred*) realizados em aparelhos diferentes. Outros autores ressaltam a importância que diferentes ADM podem ter sobre os exercícios, como agachamento e *leg press* (ESCAMILLA *et al.*, 1998; ESCAMILLA *et al.*, 2001; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003) em relação à ativação muscular, sobrecarga (resistência externa) e lesões das articulações envolvidas.

A relação FxC é afetada pela variação de ADM e a produção de força muscular está relacionada a uma demanda funcional, ou seja, um processo de adaptabilidade (RASSIER; MACINTOSCH; HERZOG, 1999; BABAUULT *et al.*, 2003). No exercício *leg work* a F_{hum} é produzida pelos mesmos grupos musculares tanto na *Chair* como no *Reformer*. Entretanto as excursões dos músculos, como GM, BF, VL, RF e GAS, durante o movimento foi diferenciada, sendo a ADM maior no *Reformer* do que na *Chair* tanto para o segmento tronco-coxa como o segmento coxa-perna (tabela 3) e bem como para ângulos articulares iniciais e finais (tabela 4). Sabe-se que diferentes comprimentos musculares influenciam na organização e função muscular, de músculos sinergistas, controlada pelo SNC (DISSELHORST-KLUG; SCHMITZ-RODE; RAU, 2009).

Isso pode ter consequências no padrão eletromiográfico uma vez que a relação FxC é requerida em comprimentos musculares diferenciados, devido a alterações nos ângulos articulares (WORRELL *et al.*, 1989; GERMAIN *et al.*, 1996).

Alguns autores destacam que a relação FxC é uma propriedade estabelecida em contrações máximas e para contrações sub-máximas o termo mais apropriado seria: “relação comprimento dependente da força produzida” (RASSIER; MACINTOSCH; HERZOG, 1999) sendo essa sugestão considerada nesta dissertação. Segundo Zajac (1992) o ângulo articular influencia as propriedades músculo-tendíneas sendo determinante para o comprimento da fibra muscular, o pico de força e a distância perpendicular muscular. Além disso, os componentes passivos também influenciam nessa relação FxC, sendo que músculos com comprimentos musculares maiores possuem uma maior capacidade de gerar força (LIEBER; FRIDÉN, 2000).

Músculos bi-articulares tem seu comprimento muscular diferenciado durante exercícios multiarticulares. Um estudo reporta que os ísquiotibiais durante a fase concêntrica do exercício de agachamento variam a sua excursão muscular de aproximadamente 116° a 128° de flexão do joelho, contudo existe a influência tanto da articulação do quadril como do joelho (WRIGHT; DELONG; GEHLEN, 1999). Indicando, como já bem descrito, que segundo o paradoxo de Lombard músculos biarticulares, como os ísquiotibiais, atuam simultaneamente como agonista (extensão do quadril) e antagonista (extensão de joelho) (LOMBARD, 1903) durante o movimentos como o agachamento. Essa informação pode refletir na força muscular, na ativação EMG e no índice de co-contracção produzida no *Reformer* se comparada a *Chair* devido as diferenças nas suas respectivas ADM, bem como os ângulos articulares iniciais e finais de movimento.

Outro fator a considerar é a relação FxV, que estabelece que velocidades mais lentas proporcionam uma maior geração de força (HILL, 1938, BABAUULT *et al.* 2003). O método Pilates recomenda que os movimentos sejam executados de maneira lenta e controlada (PILATES; WILLIAM, 1945; SELF *et al.*, 1996; LATEY, 2001; SHEDDEN; KRAVITZ, 2006), todavia não especifica valores do que seria uma velocidade controlada. No presente trabalho o ritmo de execução foi mensurado (tabela 5) e verificou-se que não há diferença entre a *Chair* e o *Reformer* no que diz respeito a esse parâmetro. Esse resultado demonstra que para realizar o mesmo movimento, porém com amplitudes diferentes, os indivíduos preferiram o mesmo ritmo de execução. Uma hipótese seria a influência do ritmo de respiração, visto que todos os indivíduos deveriam expiram na fase 1 e inspirar na fase 2. Talvez os indivíduos tenham adaptado a ADM dos equipamentos ao seu ritmo de respiração.

Contudo essa é apenas uma especulação, não sendo a única justificativa dos resultados.

Outrossim, um fato interessante é que a velocidade angular teve significância estatística entre aparelhos para a articulação do joelho sendo na *Chair* ($22,0 \pm 0,3$ °/s) menor do que no *Reformer* ($38,0 \pm 0,1$ °/s). Já para a articulação do quadril $15,1 \pm 0,3$ °/s não foi diferente de $14,4 \pm 0,2$ °/s entre *Chair* e *Reformer*, respectivamente. Essas diferenças são explicadas pelas discrepâncias na ADM, pois em um mesmo gesto a extensão do movimento não é a mesma nos dois aparelhos, apesar de o tempo necessário para completá-las ser análogo.

Neste estudo deve-se associar o ritmo de execução à velocidade preferida. Ou seja, a velocidade realizada pelo indivíduo durante as sessões de treino, no movimento de *leg work*. Apesar de a velocidade poder ser considerada uma variável interveniente nesse caso, estudos recentes, abordados a seguir, demonstram que o controle dessa variável pode influenciar os resultados. Isso é justificado, pois ao se controlar a velocidade, ou ritmo, de execução em movimentos lentos é possível se alterar o sinergismo muscular e influenciar na otimização do movimento (DUL, 1984a,b; PRILUTSKY, 2000; RAO; AMARANTINI; BERTON, 2010). Também sabe-se que ao realizar tarefas rápidas e dentro de certas limitações de tempo o SNC parece escolher estratégias dependentes de velocidade. Já quando o indivíduo é livre para escolher a velocidade do movimento o SNC opta por estratégias independentes de velocidade (ajustando a intensidade dos impulsos elétricos com a duração adequada para a completa execução do gesto) (PURVES *et al.* 2008).

Hatfield *et al.* (2006) verificaram que a velocidade de execução exerceu influência em variáveis do treino de força durante o agachamento. Os autores compararam uma velocidade auto-selecionada e uma velocidade muito lenta (10 segundos de concêntrica e 10 segundos de excêntrica por repetição). Concluíram que na velocidade abaixo da auto-selecionada houve um decréscimo nas variáveis número de repetições, volume de treino, força muscular e potência. Sendo atribuído pelos autores que abaixo da velocidade auto-selecionada conduz a uma fadiga devido ao aumento do tempo de esforço que o músculo é submetido.

Poucos estudos foram encontrados sobre velocidade auto-selecionada em movimentos específicos, contudo esse é um parâmetro vastamente estudado na locomoção humana. Para cada indivíduo durante a locomoção existe uma velocidade espontânea, auto-selecionada, de caminhada, a qual é próxima de uma

velocidade ótima. Nessa velocidade ótima há uma minimização de energia dispendida (custo energético) sendo que acima ou abaixo dessa velocidade existem alterações nos valores do custo energético (SAIBENE; MINETTI, 2003). Percebe-se que há uma tendência no processo de evolução dos nossos corpos em minimizar e/ou otimizar a energia dispendida durante os movimentos. Sendo assim é estabelecida uma velocidade auto-selecionada para padrões frequentes de movimentos a qual pode ser considerada como ótima para aquele gesto (MINETTI, 2004).

Desta forma os semelhantes ritmos de execução encontrados na *Chair* e *Reformer* podem ser considerados estratégias necessárias para realização do exercício *leg work* em ambos os aparelhos, sendo essa uma importante adaptação específica aos treinos. Sugere-se que tal variável é uma característica intrínseca do movimento, oriunda das adaptações adquiridas pela amostra durante os treinos e que reforça os padrões neuromusculares constituídos pelo SNC como característica do método.

Os resultados dos valores RMS sugerem que somente os músculos OE, VL e RF foram influenciados pelo aparelho (gráfico 3) apresentando níveis mais elevados de ativação na *Chair* do que no *Reformer* durante o *leg work*. Logo, o mesmo movimento realizado em diferentes equipamentos promove distintos padrões musculares. Esses padrões musculares representam o controle do sistema motor pelo SNC através de níveis elevados como neocórtex, núcleos basais do prosencéfalo, córtex motor e cerebelo (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008; PURVES *et al.*, 2008) criando programas motores que determinam diferentes estratégias de coordenação muscular (PRILUTSKY, 2000). Esse resultado corrobora com a literatura, onde alterações mecânicas em um exercício de Pilates, como variação do posicionamento das molas, ocasiona diferentes estratégias de recrutamento muscular nos motores primários do movimento (SILVA *et al.*, 2009) e também na musculatura estabilizadora (ROSA *et al.*, 2010). No exercício *leg work* também se deve destacar que na *Chair* o indivíduo está sentado enquanto no *Reformer* o indivíduo permanece deitado.

Os músculos VL e RF foram mais ativados no aparelho *Chair* (respectivamente, 20,8% e 18,6% CVM) do que no *Reformer* (7,3% e 6,5% CVM). Considerando que a carga do equipamento final é a mesma (tabela 2) esse maior nível de ativação pode ser atribuído a diferenças na ADM e velocidade angular entre

os aparelhos (GERMAIN *et al.*, 1996; CATERISANO *et al.*, 2002; BOTTARO *et al.*, 2007, CARNEIRO, 2009). Devido a ADM ser maior no *Reformer* do que na *Chair* a relação FxC provavelmente está sendo solicitada em comprimentos musculares diferenciados e influenciado VL e RF.

O VL é um extensor do joelho (OATIS, 2009) e estabilizador do joelho (HAMILL; KNUTZEN, 2009). Sendo sua ADM menor na *Chair* (tabela 3) e considerando a necessidade de realizar a mesma demanda externa (F_{hum}) supõe-se que a sua maior ativação, na *Chair*, seja devida a sua menor capacidade de gerar força, segundo a relação FxC. Logo esse músculo estaria sendo exigido mais em condições menos favoráveis, com menores comprimentos musculares.

Caterisano *et al.* (2002) verificaram que houve diferença na ativação do GM, VM e VL no exercício de agachamento realizado em três ADM. A diminuição da amplitude de 135° para 90° e para 45° do ângulo de flexão do joelho ocasionou um aumento na integral da atividade EMG do GM e VL durante a fase concêntrica do exercício. Logo uma redução no comprimento muscular ocasionou um aumento no recrutamento EMG para conseguir superar a mesma demanda externa.

Da Silva *et al.* (2008) compararam a ativação EMG do VL, RF entre outros músculos no aparelho *leg press* com os pés em duas alturas (alta e baixa) e no *leg press* 45°. Diferentes padrões de ativação foram encontrados sugerindo que mudanças mecânicas do mesmo exercício alteram os níveis de esforço muscular. Os autores sugeriram que o VL em níveis moderados de força (40% RM) tenha um recrutamento seletivo, uma vez que é composto por aproximadamente 45% de fibras tipo I e 55% de fibras tipo II. Já o RF parece não ser influenciado pela carga, fato esse atribuído a sua característica biarticular

O RF é um músculo biarticular, importante extensor de joelho e flexor do quadril (OATIS, 2009). Semelhante ao VL as fibras desse músculo estão mais encurtadas devido a posição do quadril flexionado na *Chair* alterar sua relação FxC pela ADM. Herzog *et al.* (1991) verificaram diferenças nas características da curva FxC do RF em relação a adaptações específicas. A partir desse estudo é possível concluir que diferentes excursões musculares conduzem a torques articulares distintos, logo a ADM parece influenciar no recrutamento muscular. O RF por ser biarticular pode readquirir força muscular (relação FxC) com o aumento dos ângulos articulares do quadril. Existe a possibilidade também que o RF esteja em uma falsa

isometria, ou seja, o músculo exerce uma força concêntrica sem necessariamente estar se encurtando significativamente (GREGOIRE *et al.* 1984, RASCH, 1991)

Outra explicação para resultados do VL e RF remetem as teorias de Gregoire *et al.* (1984) e Doorenbosch *et al.* (1995) que sugere um controle neural distinto para os músculos mono e biarticulares em tarefas de controle de contato, como, por exemplo, o *leg work*. Os autores propõem que os músculos monoarticulares teriam um papel de gerar o movimento, já que estariam ativados e encurtando-se enquanto os músculos biarticulares teriam o papel de direcionar essa força, sendo os responsáveis por uma regulação fina e de transferência de energia. Como na presente dissertação se assumiu que na *Chair* a direção da F_{hum} é perpendicular à base do aparelho essa variação do direcionamento da F_{hum} durante o movimento (figura 4b) poderia explicar diferença na EMG do VL e RF entre aparelhos testados. Contudo tal hipótese para o VL e RF só pode ser confirmada com mensuração do direcionamento da F_{hum} , o que não foi realizado no presente estudo.

Essa maior ativação da *Chair* em relação ao *Reformer* não ocorreu nos músculos extensores do quadril analisados, GM e BF. Apesar de amplamente estudados na literatura em exercícios de extensão de quadril e joelho, o GM, BF e GAS (ESCAMILLA, *et al.*, 2001; CATERISANO *et al.*, 2002; DA SILVA *et al.*, 2008) tiveram o mesmo comportamento em ambos os aparelhos analisados. Sabe-se que em exercício de agachamento há uma maior ativação da loja anterior da coxa (quadríceps) se comparada com a loja posterior (isquiotibiais) (WRIGHT; DELONG; GEHLSSEN, 1999).

O GM é o principal extensor de quadril, com maior área de secção transversa e maior distância perpendicular muscular (OATIS, 2009). Além disso, o posicionamento do quadril influencia na sua capacidade de gerar força muscular (KULIG; ANDREWS; HAY, 1984) sendo que ele apresenta maior atividade EMG com o aumento da flexão do quadril (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Efeito semelhante existe do ângulo do quadril sobre o recrutamento e consequente ativação dos isquiotibiais (ISEAR, ERICKSON, WORREL, 1997). Apesar de a *Chair* apresentar maior flexão de quadril (tabela 4) não existiu influência na EMG do GM, diferente de outros estudos (CATERISANO *et al.*, 2002; DA SILVA *et al.*, 2008)

Alkner, Tesh e Berg (2000) verificaram que a atividade EMG do BF é dependente da carga do equipamento durante o *leg press*. Como no presente estudo não houve variação da F_{hum} final e nossos dados corroboram com o estudo

citado. Considerando que a geração de força representa um ato motor que estimula o sistema nervoso, há pelo menos dois desafios existentes ao SNC: ativar completamente os músculos motores primários, agonistas, e ativar adequadamente os músculos que auxiliam o movimento, sinergistas, bem como os músculos que se opõem à ação dos agonistas, antagonistas (KISNER; COLBY, 2009). Esses desafios devem responder a um *feedback* sensorial dos músculos e das articulações, agindo como reflexos, ou uma percepção consciente.

O exercício *leg work* é multiarticular e uma função ótima não resulta da ação isolada de um músculo, mas da integração dos músculos envolvidos no movimento em questão (RIVEIRA, 2010). Assim é importante observar os resultados (gráfico 3) na perspectiva que o corpo busca compensações entre os músculos envolvidos (RASCH, 1991). O controle do movimento, comando oriundo do SNC até a ativação muscular e geração do movimento, é o resultado de uma ampla possibilidade de padrões de ativação neurais criando estratégias de movimento as quais convergem em níveis elevados de coordenação muscular (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

O músculo OE, o qual tem função de flexor e rotador do tronco também é estabilizador da coluna lombo-pélvica (OATIS, 2009), sendo fundamental dentro no método Pilates por ser formador do *core*, durante a realização dos exercícios (McNEILL, 2010). Diferente do *Reformer*, onde se permanece em decúbito dorsal, na *Chair* devido a posição sentada existem alterações no torque muscular e na EMG devido ao posicionamento dos indivíduos (WORRELL *et al.*, 1989). Há a necessidade de estabilizar o tronco. Os valores RMS médio de 33% da CVM do OE na *Chair* estão próximos de exercícios para fortalecimento do *core* segundo o método Pilates 21 a 33% CVM (QUEIROZ *et al.*, 2010). Com base nesses níveis de ativação os resultados indicam que a amostra analisada possui um bom controle da musculatura, devido a elevada ativação, utilizando o *core* enquanto função de estabilizador. Em estudo recente o OE teve ativação média de 41 a 28% da CVM durante a extensão de quadril buscando recrutar essa musculatura para manter a estabilidade do tronco e da pelve devido a alterações do posicionamento das molas no exercício (ROSA *et al.*, 2010).

Se comparada a ativação do OE na *Chair* durante o *leg work* com exercícios de musculação os valores EMG são mais elevados no agachamento sendo de 10% CVM (NUZZO *et al.*, 2008) e no *leg press* de 2 a 10 % CVM (STAUDENMANN *et al.*,

2006). Isso vai ao encontro dos princípios e benefícios do método como a ênfase sobre a ativação do *core* (BRYAN; HAWSON, 2003; SMITH; SMITH, 2005; SHEDDEN; KRAVITZ, 2006). Os baixos valores EMG do OE no *Reformer* (4% CVM) se aproximam dos valores RMS da sua ativação de 2 a 4% CVM do OE o abdominal durante a caminhada (WHITE; McNAIR, 2002).

Mesmo que a ativação desse músculo esteja sendo recrutada para o *core*, os resultados indicam que no *Reformer* não há uma grande exigência de estabilização do tronco. Isso se explica pela posição que o indivíduo está em decúbito dorsal uma elevada ativação seria desnecessária. Sendo assim se recomendaria o *leg work* realizado na *Chair* para ênfase nessa musculatura.

Sabe-se que a posição da pelve exerce influência na atividade EMG de flexores e extensores do tronco. A pelve neutra em exercícios abdominais demonstra valores intermediários entre anteversão e retroversão para flexores do tronco (WORKMAN *et al.*, 2008). A alteração da posição corporal, ortostática ou sedestação, também influencia o posicionamento pélvico e altera a ativação dos flexores do tronco (URQUHART; HODGES; STORY, 2005). Já na prática de exercícios de Pilates a pelve neutra apresenta menores valores de ativação para músculos flexores do tronco se comparada a pelve anteriorizada ou retrovertida durante exercício *knee stretch* (QUEIROZ *et al.*, 2010). A pelve neutra durante o *leg work* e dentro da prática do Pilates é uma tentativa de manutenção buscando a preservação das curvaturas fisiológicas da coluna. No presente estudo foi seguida a recomendação de não oscilação do tronco e tentativa de manutenção da pelve relativamente neutra conforme recomendado (STOTT PILATES, 2003b) sendo esse um critério para determinação da resistência máxima (secção 3.7.4).

Acredita-se que o grande desafio para manter o tronco e a pelve em uma relativa posição neutra, evitando extensão e a retroversão respectivamente, durante a extensão de quadril e joelhos, possa explicar o aumento significativo da ativação do OE na *Chair*. Mecanicamente durante o *leg work* na *Chair* a tendência de um torque de extensão do tronco é maior do que a de flexão, sendo necessário maior atividade dos flexores, como o OE. Supõe-se que essa exigência mecânica ocorra porque o indivíduo não está fixado à cadeira e não tem apoio para o tronco. Compreende-se que a retroversão se caracteriza pelo recrutamento de extensores de quadril e flexores do tronco (RASCH, 1991; OATIS, 2009).

Além disso, sabe-se que durante o *leg press* um pequeno torque de extensão do tronco é gerado na articulação do quadril – recrutando flexores do tronco - devido à ativação dos ísquiotibiais, músculos biarticulares, como extensores do quadril (ESCAMILLA *et al.*, 1998). Somado a isso ainda existe a atuação dos ísquiotibiais durante a extensão de quadril que gera uma tendência de retroversão da pelve – consequente retificação da lombar – caracterizando o ritmo lombo-pélvico (McGILL, 2007).

Contudo percebe-se também uma tendência de anteverosão pélvica durante a fase final de extensão de quadril e joelhos no *leg work* na *Chair*. Atribui-se esse fato há três fatores: i) um aumento na ativação do quadríceps – como RF – se comparado com os extensores de quadril (WRIGHT; DELONG; GEHLSSEN, 1999), ii) manutenção da ativação dos flexores do tronco – como OE - devido a necessidade de estabilizar a pelve em anteroversão (KISNER; COLBY, 2009), iii) um recrutamento dos flexores do tronco durante a movimentação dos membros inferiores na posição sentada (se comparada a posição deitada) para estabilização lombo-pélvica (URQUHART; HODGES; STORY, 2005). Devido a esses fatores na inclinação anterior da pelve o músculo psoas que está sendo recrutado para fletir quadril e tronco, altera sua função cinesiológica (paradoxo do psoas) e realiza extensão da lombossacra. Isso justifica na *Chair* a diminuição da atividade EMG dos extensores do tronco – como MU – músculos responsáveis pela anteroversão da pelve.

Assim como o OE, o MU atua como agonista para estabilização da pelve (OATIS, 2009) estudos recentes baseados na análise da arquitetura anatômica tridimensional confirmam o papel do MU na estabilidade lombar sendo sinergistas do músculo transverso do abdômen (ROSATELLI; RAVICHANDIRAN; AGUR, 2008). Contudo no exercício avaliado não houve diferenças significativas em relação ao MU entre aparelhos.

Porém os valores encontrados para MU, *Chair* ($7,7 \pm 4,3\%$ CVM) e *Reformer* ($6,2 \pm 2,9\%$ CVM), estão próximos dos relatados por Arokoski *et al.* (1999) que variaram em média numa faixa de 4% até 20% da CVM entre exercícios terapêuticos isométricos e dinâmicos. Considerando que para as atividades da vida diária uma ativação de cerca de 10% ou menos é suficiente para fins de estabilização (McGILL, 2007). Queiroz *et al.* (2010) encontraram níveis de ativação do multifido de 10 até 39% CVM durante exercícios de estabilização em quadrupedia no Pilates. Rosa *et*

al. (2010) verificaram valores de 10 até 25% da CVM MU durante alterações do indivíduo e das regulagens da mola em exercício de extensão de quadril no *Cadillac*.

Por outro lado, de acordo com Souza, Baker e Powers (2001) níveis de ativação, como os encontrados durante o exercício *leg work* no *Reformer*, podem não ser suficientes para fins de fortalecimento muscular em sujeitos saudáveis, de modo que outros exercícios deveriam ser usados quando a meta do programa é o maior desempenho dos MU.

É esperado na prática clínica, partir-se do pressuposto que a musculatura estabilizadora seja ativada de forma homogênea, sem prevalência de um grupo muscular sobre outro. Contudo o presente estudo mostra que nem sempre músculos que compõem o *core* são ativados como um único grupo com a mesma intensidade, corroborando com estudo recente (ROSA *et al.*, 2010). Novos estudos poderiam verificar a influência de diferentes níveis de carga da *Chair* no índice de co-contração dos flexores-extensores tronco e assim determinar se realmente há uma predominância da musculatura flexora do tronco sobre a extensora enquanto ao *core* como estabilizador.

O índice de co-contração pode ser interpretado como um padrão de ineficiência, a partir do qual a musculatura agonista concorre com a antagonista para produzir um movimento (WINTER, 2005), ou cogente para estabilidade e rigidez muscular (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006). Como padrão de ineficiência a co-contração indica a situação em que ocorre ativação simultânea das musculaturas sugerindo uma diminuição da eficiência conforme os valores do índice de co-contração aumentam.

Das relações de co-contração testadas (gráfico 4) todas, exceto a co-contração entre GM-RF, foram diferentes e apresentaram valores próximos aos relatados na literatura para esses músculos (EBBEN, 2009; CANDOTTI *et al.*, 2009).

Os índices de co-contração BF-RF e BF-VL apresentaram comportamento distinto entre os aparelhos. O percentual BF-RF foi maior no *Reformer* ($43,5 \pm 7,6$ %) enquanto a relação BF-VL foi maior na *Chair* ($55,5 \pm 4,1$ %). Ao analisar a diferença entre esses pares percebe-se que RF e VL apesar de serem ambos extensores do joelho, o primeiro músculo é biarticular e o segundo monoarticular. A hipótese de diferentes funções para monoarticulares - gerar força, e biarticulares - direcionar essa força em tarefas de contato (DOORENBOSCH *et al.*, 1995; PRILUTSKY, 2000.) deve ser considerada na avaliação da co-contração (KELLIS; ARABATZI;

PAPADOPOULOS, 2003; DARAINY; OSTRY, 2008). Novamente esse fato pode explicar os índices de co-contracção encontrados se durante o *leg work* a direção da F_{hum} na *Chair* for perpendicular ao apoio para os pés no equipamento (figura 4b) enquanto a F_{hum} no *Reformer* se mantém paralela ao aparelho (figura 5b).

Recentemente foi verificado em tarefa de flexionar o cotovelo, com o ombro imóvel e em movimento, que os valores do índice de co-contracção são influenciados pela direção do movimento (DARAINY; OSTRY, 2008). Senso assim a necessidade de direcionar e gerar a força em um movimento angular, como na *Chair*, possivelmente influenciou na relação de co-contracção do BF-RF e BF-VL. Além disso, variáveis anteriormente analisadas como ADM e nível de ativação muscular dos motores primários também estão diretamente relacionadas aos percentuais de co-contracção obtidos. Conforme abordado anteriormente interações entre SNC e o sistema musculoesquelético são bastante complexas sendo muitas sequências diferentes de ativação e combinações de músculos podem ser utilizadas para executar um movimento específico (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2008).

Um padrão muscular com menor co-contracção, em geral, sugere uma atividade mais eficiente, como o BF-RF na *Chair* ($28,5 \pm 3,1$ %) e BF-VL no *Reformer* ($40,9 \pm 2,8$ %). Pois se determinado movimento ocorre com frequência, a rede neural (eferente-aferente) aprende a tornar-se mais econômica e a ser ativada com um estímulo mínimo (PRILUTSKY, 2000; MINETTI, 2004). Sugere-se que essa eficiência muscular pode ser devida a utilização da velocidade preferida – proveniente da técnica e representada pelo ritmo de execução do *leg work*.

Há diversas evidências que sugerem que a velocidade preferida, que geralmente coincide com a ótima, é a velocidade mais econômica e eficiente (SAIBENE; MINETTI, 2003), sendo isso um fator evolutivo que conduz a redução do índice de contracção, diminuindo a produção de força isométrica. Esse “princípio de eficiência” é inerente ao controle neuromuscular sendo que técnicas de otimização do movimento sugerem o sinergismo muscular como critério para minimizar possíveis efeitos de fadiga na geração de força (DUL *et al.*, 1984a, b, DARAINY; OSTRY, 2008).

Sob a perspectiva de estabilidade o índice de co-contracção OE-MU foi maior no *Reformer* ($65,5 \pm 7,8$ %) do que na *Chair* ($18,3 \pm 11,2$ %). Ambos os músculos são estabilizadores lombo-pélvicos importantes (VEZINA, HUBLEY, 2000; AKUTHOTA; NADLER, 2004; SMITH; SMITH, 2005; MCGILL, 2007) sendo esperado

um índice de co-contracção mais elevado em situações que necessitam de maior controle do tronco e/ou recrutamento voluntário dos agonistas do movimento, como do OE no presente estudo (LEE; ROGERS; GRANATA, 2006). Nessa ótica o índice de co-contracção reflete o grau de estabilidade e rigidez muscular. Seguindo essa linha de raciocínio no presente estudo a co-contracção do OE-MU deveria ser maior na *Chair* do que no *Reformer*. Entretanto os resultados foram exatamente inversos, maior no *Reformer* do que na *Chair*.

Esses resultados se justificam pela forma de cálculo utilizada. Kellis, Arabatzi e Papadopoulos (2003) estudando a influência de diferentes formas de cálculo de co-contracção, ressaltam que segundo a abordagem de Falcone e Winter (1985), utilizada nesse estudo, os músculos avaliados devem estar sendo ativados a níveis semelhantes da CVM. Além disso, na proposta inicial a análise foi de movimentos estáticos. Altos percentuais de co-contracção significam uma equiparação das ativações, conforme resultados para aparelho *Reformer*. Já baixos percentuais de co-contracção, como na *Chair*, descaracterizam o índice e refletem a predominância de um músculo sobre outro. Como o OE tem valores médios seis vezes maiores que MU (gráfico 3) essa desproporção refletiu na co-contracção por não existir uma manutenção do equilíbrio entre agonistas e antagonistas. Essa grande ativação de flexores é necessária devido à tendência mecânica de extensão do tronco na *Chair* já que o indivíduo não possui nenhum encosto para o tronco ou se segure no equipamento.

A forma de cálculo utilizada, em sua origem, se relaciona com a eficiência do movimento demonstrando que o baixo índice do OE-MU na *Chair* não representa uma relação entre os resultados obtidos (a energia produzida pelo sistema) e os recursos empregados (a energia fornecida pelo sistema), ou seja, a eficiência. Sendo assim os valores de co-contracção reforçam as diferenças, a predominância, encontradas em relação ao nível de recrutamento do OE e MU na *Chair* (gráfico 3), sendo esses músculos formadores do *core* e essenciais para estabilização do tronco, considerando o *core* quanto a sua função (SMITH; SMITH, 2005; MCGILL, 2007; MCGILL; KARPOWICZ, 2009, QUEIROZ *et al.*, 2010). Contudo uma questão ainda não esclarecida na literatura é se os músculos do *core* dentro da filosofia do Pilates, como OE e MU, devem estar ativados a níveis semelhantes ou se realmente deve existir essa discrepância entre flexores e extensores.

A tentativa de agrupar todos os parâmetros anteriormente discutidos em apenas uma informação foi realizada através do IEP. Esse parâmetro faz uma relação entre valores numéricos (variável quantitativa de dados discretos) e a sensação subjetiva (variável qualitativa de dados ordinais). A vantagem dessa variável é sua capacidade de estabelecer a relação entre um estímulo e uma resposta (BORG; NOBLE, 1974). Em relação à sensação subjetiva, a classificação do IEP na *Chair* como “um pouco intenso” foi maior que no *Reformer* como “leve” (tabela 5) considerando que esses valores correspondem aos valores 13 e 10 respectivamente (anexo A). O ICC classificado como forte indicou que as respostas nos dois dias não foram ao acaso, havendo uma ratificação dos IEPs.

Apesar da F_{hum} final à qual os indivíduos foram submetidos ser a mesma nos dois equipamentos a variação da curva ao longo da amplitude articular não foi a mesma (gráfico 1 e 2). Moura *et al.* (2004) realizaram testes de repetições máximas com diferentes amplitudes articulares no exercício de *leg press*. Os resultados mostraram que uma mudança de 10° do ângulo do joelho pode variar significativamente o IEP. Acredita-se que a variável ADM foi determinante para o IEP, pois órgãos proprioceptivos e mecanorreceptores parecem ser os principais mediadores dessa percepção.

Segundo LAGALLY *et al.* (2002) há uma grande correlação que quanto maior a carga, e a atividade EMG, maior a IEP relatada. Lima *et al.* (2007) também verificaram uma relação do IEP com os do nível de atividade elétrica dos músculos do membro inferior. Logo em tarefas de controle motor a coordenação motora pode conduzir a uma diferenciação na percepção de esforço (PRILUTSKY, 2000).

Considerando que entre os objetivos estavam avaliar a ADM e o IEP foi encontrada uma correlação forte entre essas variáveis para o segmento coxa-perna (tabela 7). Assim, a diferença na IEP entre os aparelhos parece ter sido sensível a ADM e ativação mioelétrica devido às modificações impostas pela *Chair* e *Reformer* durante o *leg work*. O IEP transcreve a sensação global do indivíduo, sendo uma ferramenta que o profissional pode ter a disposição durante a prática para graduar os exercícios. Nessa perspectiva mostra-se um instrumento simples, barato e confiável considerando os resultados obtidos nesse estudo. Uma possível sugestão para estudos futuros seria igualar a carga do equipamento pelo IEP e então verificar alterações biomecânicas e neuromusculares.

Sendo assim, a aplicabilidade desse estudo pode ser segundo uma abordagem de treinamento e de reabilitação. Segundo Wallace *et al.* (2003) uma vantagem de realizar o mesmo movimento em aparelhos com características diferentes é a possibilidade de aumentar o desempenho físico. A alternância entre realizar o *leg work* na *Chair* e no *Reformer*, com o intuito de aumentar o controle neuromuscular de membros inferiores, pode ser prescrita dentro da mesma sessão ou em diferentes dias de treinamentos.

Controle neuromuscular é a interação dos sistemas sensorial e motor que possibilita aos músculos sinergistas, agonistas, antagonistas e estabilizadores antecipar ou responder a diferentes informações proprioceptivas e cinestésicas (KISNER; COLBY, 2009). Esse controle implica em esforços diferenciados de um mesmo grupo muscular ao longo de uma determinada ADM. Além disso, caso seja desejado que o exercício *leg work* com maior IEP é indicado utilizar a *Chair* (para alunos mais avançados devido a necessidade de maior controle do *core*) ao invés do *Reformer* (alunos iniciantes) devido a ADM, parâmetros eletromiográfico e IEP abordados nesse estudo. A questão de critérios mecânicos para progressão de exercícios tem sido abordada na literatura (TOLEDO; RIBEIRO; LOSS, 2007; ROSA *et al.* 2010; MELO *et al.* 2010).

De maneira semelhante o *leg work* não é um exercício específico para fortalecer o *core*, contudo o movimento também necessita ser focado na estabilização lombar para exercitar a musculatura alvo (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004b). Em estudo recente Behm *et al.* (2010) reuniu algumas indicações para diferentes populações em relação ao fortalecimento do *core*. Segundo esse estudo em geral os principais músculos integrantes do *core* são constituídos por uma predominância de fibras tipo I. Logo a periodização do treinamento, para atletas e população em geral, deve incluir altos volumes de treino e superfícies instáveis para promover adaptações específicas ao *core*.

O *core* na reabilitação visa à redução da incidência de dor lombar e aumento da estabilidade de tornozelos, joelhos e lombo- pélvica (essa última mantida principalmente através co-contração) (BEHM *et al.*, 2010). Maior co-contração significa maior rigidez e estabilidade. A manutenção da pelve estável é uma alternativa para herniados lombares (ROSA *et al.*, 2010) e dependendo do aparelho escolhido os resultados desse estudo mostram que é possível aumentar em até

500% a ativação do *core* ou aumentar quase 250% do índice de co-contracção, se representado pelo OE.

Do ponto de vista clínico, no início da reabilitação de lesões intra-articulares do membro inferior, como, por exemplo, condromalácia, lesões de ligamentos e de meniscos e artrose o mais indicado seria se optar por ter uma ADM menor (teoricamente mais segura e menos dolorida) progredindo para ADM maior (KISNER; COLBY, 2009). Partindo desse raciocínio a *Chair* seria mais indicada. Todavia, segundo os resultados desse estudo é necessário levar em consideração também a posição articular, pois maiores ângulos de flexão joelho aumentam a compressão patelar, além da ativação muscular e IEP. Além disso, amplitudes de movimento mais funcionais (0° até 50° flexão joelho) reduzem forças de compressão e cisalhamento patelofemorais e minimizam forças no ligamento cruzado posterior (ESCAMILLA *et al.*, 1998, ESCAMILLA *et al.*, 2001)

Dessa maneira, e considerando os princípios do Pilates, a recomendação seria realizar o exercício *leg work* primeiro no *Reformer*. Tal sugestão se justifica pelo aparelho *Reformer* permitir um maior controle da ADM, evitando ângulos extremos de flexão e/ou extensão do joelho, IEP menor e menor ativação muscular do quadríceps ao invés da *Chair*. Recomendações do *Reformer* para reabilitação de lesões patelofemorais e ligamentares de joelho já haviam sido feitas na literatura (SELF *et al.*, 1996). A recomendação de minimização de sobrecarga articular e muscular é uma condição essencial para fases iniciais de reabilitação (ESCAMILLA *et al.*, 1998; FRY; SMITH; SCHILLING, 2003, LEVINE; KAPLANEK; JAFFE, 2009).

Outros aspectos relevantes e benefícios do método Pilates que instrutores e alunos já sabiam na prática ultimamente vem sendo cientificamente testados e confirmados. Hoje não há dúvida que a prescrição de exercícios de Pilates reduz os sintomas de dores lombares e ocasiona uma melhora da postura corporal (CURNOW *et al.*, 2009; LEVINE; KAPLANEK; JAFFE, 2009). Contudo os professores precisam estar atentos a contínua correção, preferencialmente cinestésicas, dos movimentos realizados pelos alunos, visando a apropriada realização da técnica (CURNOW *et al.*, 2009), pois o uso de espelhos para auxiliar o aprendizado e execução dos movimentos não necessariamente melhora a aquisição das habilidades motoras no Pilates (LYNCH *et al.*, 2009).

Dessa maneira, o presente estudo é o primeiro que se tem conhecimento com o intuito de normalizar a carga do equipamento e submeter todos os indivíduos

analisados ao mesmo esforço relativo entre aparelhos, força das molas. Dessa forma percebe-se que houve diferença para todas variáveis analisadas, exceto a co-variável RE. Talvez novos estudos normalizando a coleta de dados pela ADM ou IEP possam fornecer novas informações, que em conjunto com as do presente estudo, auxiliem na compreensão da integração do SNC e músculos durante exercícios de Pilates.

6 CONCLUSÃO

O objetivo desse estudo foi identificar a diferença no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer*. Os resultados demonstraram que os dois aparelhos diferem na amplitude de movimento, na atividade eletromiográfica (dos músculos oblíquo externo, vasto medial e reto femoral), nos índices de co-contracção (bíceps femoral – reto femoral, bíceps femoral – vasto medial e oblíquo externo – multífido) e na sensação subjetiva de esforço. É importante ressaltar que o valor final da carga do equipamento foi estabelecido como o mesmo em ambos os aparelhos. O ritmo de execução não foi diferente entre os aparelhos. O *leg work* realizado na *Chair* se caracteriza como mais intenso do que realizado no *Reformer*. Sendo assim, tais diferenças implicam em diferentes adaptações músculo-esqueléticas e estratégias neuromusculares para o mesmo exercício realizado em diferentes aparelhos.

Sugere-se que os profissionais da área conheçam e utilizem esse conhecimento para o planejamento e prescrição dos exercícios no treinamento e reabilitação. De posse dessa informação torna-se possível evitar equipamentos ou posições do exercício que exija mais de certa musculatura ou ainda escolher condições de exercício que privilegiem grupos musculares específicos.

Estudos futuros poderiam anexar células de carga ao *Reformer*, para verificar o direcionamento das forças, já que nesse estudo se assumiu apenas o vetor resultante e talvez calcular as forças internas das articulações envolvidas. Outra sugestão seria determinar a influência de diferentes níveis de carga da *Chair* no índice de co-contracção dos flexores-extensores tronco e assim verificar se realmente há uma predominância da musculatura flexora do tronco sobre a extensora. Talvez normalizar a carga pelo IEP, e então analisar alterações biomecânicas e neuromusculares já que os resultados demonstram que esse índice parece ser confiável no Pilates.

REFERÊNCIAS

ABRAMSON, J. H. Winpepi (PEPI-for-Windows): computer programs for epidemiologists. *Epidemiologic Perspectives and Innovations*, v. 1, n. 6, p. 1-10, 2004.

AKUTHOTA, V.; NADLER, S. F. Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 85, n. 3, p. 86-92, 2004.

ALKNER, B. A.; TESCH, P. A.; BERG, H. E. Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 32, n. 2, p. 459-463, 2000.

AMARANTINI, D.; MARTIN, L. A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, p. 1393-1404, 2004.

ANDERSON, B. D.; SPECTOR, A. Introduction to pilates-based rehabilitation. *Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America*, v. 9, n. 3, p. 395-410, 2000.

AROKOSKI, J. E.; KANKAANPÄÄ, M.; VALTA, T.; JUVONEN, I.; PARTANEN, J.; TAIMELA, S.; LINDGREN, K. A.; AIRAKSINEN, O. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 80, n. 7, p. 842-850, 1999.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR-14724**: informação e documentação – Trabalhos acadêmicos – Apresentação. Rio de Janeiro: ABNT, 2005.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR-6023**: informação e documentação – Referências - Elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002.

BABAULT, N.; POUSSON, M.; MICHAUT, A.; VAN HOECKE, J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *Journal of Applied Physiology*, v. 94, n. 3, p. 983-990, 2003.

BARROS, R. M.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N.; FIGUEROA, P. J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BASMAJIAN, J. V.; De LUCA, C. J. **Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 5ª ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. 525p.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso**. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2008. 857p. Título original: *Neuroscience: exploring the brain*, Williams and Wilkins, 2007.

BEHM, D. G.; DRINKWATER, E. J.; WILLARDSON, J. M.; COWLEY, P. M. Canadian society for exercise physiology position stand: the use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, v. 35, n. 1, p. 109-112, 2010.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, v. 230, p. 1-54, 1989.

BERNARDO, L. M. The effectiveness of pilates training in healthy adults: An appraisal of the research literature. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 11, n. 2, p. 106-110, 2007.

BORG, G. A.; NOBLE, B. J. Perceived exertion. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. v. 2, n. 1, p. 131-154, 1974.

BOTTARO, M.; MACHADO, S. M.; NOGUEIRA, W.; SCALES, R.; VELOSO, J. Effect of high versus low-velocity resistance training on muscular fitness and functional performance in older men. *European Journal of Applied Physiology*, v. 99, n. 3, p. 257-264, 2007.

BOWSHER, K.; DAMIANO, D.; VAUGHAN, C. Joint torques and co-contraction during gait for normal and cerebral palsy children. *In: PROCEEDINGS OF THE SECOND NORTHAMERICAN CONGRESS ON BIOMECHANICS*, 1992, Chicago. **NACOB II**, Chicago: ISB, 1992, p. 319-320.

BRINDLE, T.; NYLAND, J.; FORD, K.; COPPOLA, A.; SHAPIRO, R. Electromyographic comparison of standard and modified closed-chain isometric knee extension exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 1, p. 129-134, 2002.

BRODT, G. A.; CANTERGI, D.; BONEZI, A.; SILVA, Y. O.; LOSS, J. F. Comparação da força estimada a partir da resistência elástica com a força de contato mensurada entre o pé e a base do aparelho reformer, durante o exercício de extensão de joelhos e quadris segundo o método pilates. *In LIVRO DE RESUMOS DO XXII SALÃO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA*, 2010. Porto Alegre. **Anais XXII SIC**, Porto Alegre: UFRGS, 2010. Disponível em <http://www.propesq.ufrgs.br/sic2010/aspectos_biomecanicos_da_atividade_fisica>

BRYAN, M.; HAWSON, S. The benefits of pilates exercise in orthopaedic rehabilitation. *Techniques in Orthopaedics*, v. 18, n. 1, p. 126-129, 2003.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, n. 6, p. 1023-1035, 2010.

CALLEGARI-JACQUES, S. **Bioestatística – Princípios e Aplicações**. 1ª ed. Artmed: São Paulo, 2003. 255p.

CANDOTTI, C.; LOSS, J. F.; BAGATINI, D.; SOARES, D.; ROCHA, E.; OLIVEIRA, A.; GUIMARÃES, A. Cocontraction and economy of triathletes and cyclists at different cadences during cycling motion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, p. 915-921, 2009.

CARNEIRO, S. M. **Influência da velocidade de execução na ativação dos músculos posturais no exercício de extensão de quadril do método de pilates**. 2009. 42 f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso Especialização em Cinesilogia) UFRGS, Porto Alegre, 2009.

CATERISANO, A.; MOSS, R.; PELLINGER, T.; WOODRUFF, K.; LEWIS, V.; BOOTH, W.; KHADRA, T. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 3, p. 428-432, 2002.

CAVANAGH, P. R.; KRAM, R. The efficiency of human movement--a statement of the problem. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 17, n. 3, p. 304-308, 1985.

CHAFFIN, D.; ANDERSSON, G.; MARTIN, B. **Occupational Biomechanics**. 4ª ed. San Francisco: Wiley-Interscience, 2006. 576p.

CRITCHLEY, D. J.; PIERSON, Z.; BATTERSBY, G. Effect of pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and obliquus internus abdominis activity: pilot randomised trial. *Manual Therapy*, IN PRESS, 2010.

CURNOW, D.; COBBIN, D.; WYNDHAM, J.; CHOY, S. T. Altered motor control, posture and the pilates method of exercise prescription. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 13, n. 1, p.104-111, 2009.

DARAINY, M.; OSTRY, D. J. Muscle cocontraction following dynamics learning. *Experimental Brain Research*, v. 190, n. 2, p. 153-163, 2008.

DA SILVA, E. M.; BRENTANO, M. A.; CADORE, E. L.; DE ALMEIDA, A. P. V.; KRUEL, L. F. M. Analysis of muscle activation during different leg press exercises at

submaximum effort levels. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 22, n. 4, p.1059-1065, 2008.

DENEGAR, C. R.; BALL, D. W. Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. *Journal of Sport Rehabilitation*, v. 2, n. 1, p. 35-42, 1993.

DISSELHORST-KLUG, C.; SCHMITZ-RODE, T.; RAU, G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical biomechanics*, v. 24, n. 3, p. 225-235, 2009.

DOORENBOSCH, C.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Role of mono- and bi-articular muscles during contact control tasks in man. *Human Movement Science*, v. 14, n. 3, p. 279-300, 1995.

DONZELLI, S.; DI DOMENICA, F.; COVA, A.; GALLETTI, R.; GIUNTA, N. Two different technique in the rehabilitation treatment of low back pain: a randomized controlled trial. *Europa Medicophysica*, v. 42, n. 3, p. 205-210, 2006.

DUL, J.; TOWNSEND, M.; SHIAVI, R.; JOHNSON, G. Muscular synergism – I . Criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, v. 17, n. 9, p. 663-673, 1984 (a).

DUL, J.; TOWNSEND, M.; SHIAVI, R.; JOHNSON, G. Muscular synergism – II . A minimum fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, v. 17, n. 9, p. 675-684, 1984 (b).

EBBEN, W. P. Hamstring activation during lower body resistance training exercises. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 4, n. 1, p. 84-96, 2009.

EBBEN, W. P.; JENSEN, R. L. Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 16, n. 4, p. 547-550, 2002.

ELLENBECKER, T. S.; DAVIES, G. J. **Closed Kinetic Chain Exercise: A Comprehensive Guide to Multiple Joint Exercises.** 1^a ed. Champaign: Human Kinetics, 2001. 128p.

EMERY, K.; DE SERRES, S. J.; McMILLAN, A.; CÔTÉ, J. N. The effects of a pilates training program on arm–trunk posture and movement. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 2, p. 124–130, 2010.

ENDLEMAN, I.; CRITCHLEY, D. J. Transversus abdominis and obliquus internus activity during pilates exercises: measurement with ultrasound scanning. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 89, n. 11, p. 2205-2212, 2008.

ENG, J. Sample Size Estimation: How many individuals should be studied? *Radiology*, v. 227, p. 309-313, 2003.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISIG, G. S.; ZHENG, N.; LANDER, J.; BARRENTINE, S. W.; ANDREWS, J.; BERGEMANN, B. W.; MOORMAN, C. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 33, n. 9, p.1552 -1566, 2001.

ESCAMILLA, R. F.; FLEISING, G.; BARRENTINE, S. W.; WILK, K. E.; ANDREWS, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercise. *Medicine and Science Sport and Exercise*, v. 30, n. 4, p. 556-569, 1998.

FALCONER, K.; WINTER, D. A. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, v. 25, n. 2, p.135-149, 1985.

FARINA, D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, v. 34, n. 3, p. 121-127, 2006.

FIELD, A. **Discovering Statistics Using SPSS**. 2^a ed. London: SAGE Publications, 2005. 780p.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs Biomedicine*, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.

FOLLAND, J.; MORRIS, B. Variable-cam resistance training machines: do they match the angles-torque relationship in humans? *Journal of Sports Sciences*, v. 1, n. 1, p. 1-7, 2007.

FRY, A.; SMITH, C.; SCHILLING, B. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 17, n. 4, p. 629-633, 2003.

GERMAIN, P.; GUEVEL, A.; HOGREL, J.; MARINI, J. Incidences de la vitesse de mouvement et de l'angle articulaire sur des paramètres électrophysiologiques et biomécaniques lors d'un mouvement d'extension Du membre inférieur. *Science and Sports*, v. 11, p. 39-45, 1996.

GORDON, A. M.; HUXLEY, A. F.; JULIAN, F. J. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *Journal of Physiology*, v. 184, n. 1, p.170-192, 1966.

GREGOIRE, L.; VEEGER, H. E.; HUIJING, P. A.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *International Journal of Sports Medicine*, v. 5, n. 6, p. 301-305, 1984.

HAMILL, J; KNUTZEN, K. **Biomechanical Basis of Human Movement**. 3^a ed. Baltimore: Lippincott Williams &Wilkins, 2009. 612p.

HATFIELD, D. L.; KRAEMER, W. J.; SPIERING, B. A.; HAKKINEN, K.; VOLEK, J. S.; SHIMANO, T.; SPREUWENBERG, L. P.; SILVESTRE, R.; VINGREN, J. L.; FRAGALA, M. S.; GOMEZ, A. L.; FLECK, S. J.; NEWTON, R. U.; MARESH, C. M. The impact of velocity of movement on performance factors in resistance exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, n. 4, p. 760-766, 2006.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 4, p. 361-374, 2000.

HERRINGTON, L.; DAVIES, R. The influence of pilates training on the ability to contract the transversus abdominis muscle in asymptomatic individual. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 9, n. 1, p. 52-57, 2005.

HERZOG, W.; GUIMARAES, A. C.; ANTON, M. G.; CARTER-ERDMAN, K. Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 23, n. 11, p. 1289-1296, 1991.

HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society*, v. 126, n. 843, p.136-195, 1938.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, in press, 2010.

HODGES, P. W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, v. 4, n. 2, p. 74-86, 1999.

HUTCHINSON, M. R.; TREMAIN, L.; CHRISTIANSEN, J.; BEITZEL, J. Improving leaping ability in elite rhythmic gymnasts. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 30, n. 10, p. 1543-1547, 1998.

IBGE - **Normas de Apresentação Tabular**. 3^a ed. Rio de Janeiro: IBGE, 1993. 62p.

ISEAR, J. A.; ERICKSON, J. C.; WORRELL, T. W. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 29, n. 4, p. 532-539, 1997.

JAGO, R.; JONKER, M.; MISSAGHIAN, M.; BARANOWSKI, T. Effect of 4 weeks of pilates on the body composition of young girls. *Preventive Medicine*, v. 42, n. 3, p. 177-180, 2006.

KISNER, C.; COLBY, L. **Exercícios Terapêuticos - Fundamentos e Técnicas**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 2009. 1000p.

KELLIS, E.; ARABATZI, F.; PAPADOPOULOS, C. Muscle co-activation around the knee in drop jumping using theco-contraction index. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 13, n. 3, p. 229-238, 2003.

KOLYNIK, I.; CAVALCANTI, S.; AOKI, M. Avaliação isocinética da musculatura envolvida na flexão e extensão do tronco: efeito do método pilates. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 10, n. 6, p. 487-490, 2004.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. 1ª ed. Scottsdale: Noraxon Inc, 2005. p. 31-32.

KULIG, K.; ANDREWS, J.; HAY, J. Human strength curves. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. v. 12, p. 417-466, 1984.

KUO, Y. L.; TULLY, E. A; GALEA, M. P. Sagittal spinal posture after pilates-based exercise in healthy older adults. *Spine*, v. 34, n. 10, p. 1046-1051, 2009.

KYLE, U. G.; BOSAEUS, I.; DE LORENZO, A.; DEURENBERG, P.; ELIA, M.; GOMEZ, J.; HEITMANN, B.; SMITH, L.; MELCHIOR, J.; PIRLICH, M.; SCHARFETTER, S.; SCHOLS, A.; PICHARD, G. Bioelectrical impedance analysis part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*, v. 23, n. 5, p. 1226-1243, 2004.

LAGALLY, K. M.; ROBERTSON, R. J.; GALLAGHER, K. I.; GOSS, F. L.; JAKICIC, J. M.; LEPHART, S. M.; MCCAW, S. T.; GOODPASTER, B. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 34, n. 3, p. 552-559, 2002.

LANGE, C.; UNNITHAN, V.; LARKAM, E.; LATTA. Maximizing the benefits of pilates-inspired exercise for learning functional motor skills. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 4, n. 2, p. 99-108, 2000.

LATEY, P. The pilates method: history and philosophy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 5, n. 4, p. 275-282, 2001.

LAY, B. S.; SPARROW, W. A.; HUGHES, K. M.; DWYER, N. J. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. *Humam Movement Science*, v. 21, n. 5, p. 807-830, 2002.

LEDERMAN, E. The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 14, n. 1, p. 84-98, 2010.

LEE, P. J.; ROGERS, E. L.; GRANATA, K. P. Active trunk stiffness increases with co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 1, p. 51-57, 2006.

LEVINE, B.; KAPLANEK, B.; JAFFE, W. L. Pilates training for use in rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: a preliminary report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 467, n. 6, p. 1468-1475, 2009.

LIMA, V. P.; MELO, R.T.; PEIXOTO, C. G.; BAPTISTA, L. A.; MANFIO, E. F. Estudo eletromiográfico e da percepção subjetiva do esforço em exercícios de extensão do quadril *In: Anais do XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA*, 2007, São Pedro. **Anais XII CBB**, Rio Claro: USP, 2007, p. 453-456.

LOMBARD, W.P. The action of two joint muscles. *American Physical Education Review*, v. 8, 141-145, 1903. Retirado de LATASH, M; ZATSIORSKY, V (Org.). **Classics in Movement Science**, 1ª ed. Champaign: Human Kinetics, 2001. 451p. Capítulo 10, revisado por Arthur Kuo, p. 289-315.

LOSS, J. F.; CANDOTTI, C. T. Comparative study between two elbow flexion exercises using the estimated resultant muscle force. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, n. 6, p. 502-510, 2008.

LOSS, J. F.; KOETZ, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; HENNEMANN, V.; SACHARUK, V. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas, *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 24, n. 1, p. 61-72, 2002.

LOSS, J. F.; SILVA, L.; ZARO, M.; GUIMARÃES, A. Sincronismo entre cinemetria e eletromiografia. *In: VII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA*, 1997, Campinas. **Anais VII CBB**, Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica. 1997. p. 453-456.

LYNCH, J. A.; CHALMERS, G. R.; KNUTZEN, K. M.; MARTIN, L. T. Effect on

performance of learning a pilates skill with or without a mirror. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 13, n. 3, p. 283-290, 2009.

MARCONI, M. A.; LAKATOS, E. M. **Metodologia do Trabalho Científico**, 6^a ed. São Paulo: Atlas, 2001. 219p.

McGILL, S. M. **Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation**. 2^a ed. Champaign: Human Kinetics, 2007. 244p.

McGILL, S. M.; KARPOWICZ, A. Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v. 90, n. 1, p.118-126, 2009.

McNEILL, W. Core stability is a subset of motor control. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 14, n. 1, p. 80-83, 2010.

MELO, M. O.; GOMES, L. E.; SILVA, Y. O.; SANTOS, A. B.; LOSS, J. F. Resultant muscular force and resistance torque assessment during hip extension exercise in pilates and its implications on prescription and progression. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, IN PRESS, 2010.

MERLETTI, R. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 9, n. 1, p. 3-4, 1999.

MINETTI, A. E. Passive tools for enhancing muscle-driven motion and locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, v. 207, n. 1, p. 1265-1272, 2004.

MOURA, J. A. R.; BORHER, T.; PRESTES, M. T.; ZINN, J. L. Influência de diferentes ângulos articulares obtidos na posição inicial do exercício pressão de pernas e final do exercício puxada frontal sobre os valores de 1RM. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 10, n. 4, p. 269-280, 2004.

MUSCOLINO, J. E.; CIPRIANI, S. Pilates and the “powerhouse”- I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 8, n. 1, p. 15-24, 2004 (a).

MUSCOLINO, J. E.; CIPRIANI, S. Pilates and the “powerhouse”- II. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 8, n. 1, p. 122-130, 2004 (b).

NEWTON, Isaac. **Principia - Princípios Matemáticos De Filosofia Natural - Livro 1**. 2^a ed, São Paulo: Edusp, 2002. 325p. Originalmente publicado como *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica* em 1687. Tradução da versão inglesa realizada por Andrew Motte em 1729 diretamente do original.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. 2ª ed, Chichester: John Wiley e Sons, 2005. 643p.

NG, J. K.; KIPPERS, V.; PARNIANPOUR, M.; RICHARDSON, C. A. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 34, n. 7, p. 1082-1086, 2002.

NUÑEZ, C.; GALLAGHER, D.; VISSER, M.; PI-SUNYER, F.; WANG, Z.; HEYMSFIELD, S. B. Bioimpedance analysis: evaluation of leg-to-leg system based on pressure contact footpad electrodes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 29, n. 4, p. 524-531, 1997.

NUZZO, J. L.; McCAULLEY, G. O.; CORMIE, P.; CAVILL, M.; McBRIDE, J. M. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 22, n. 1, p. 95-102, 2008.

OATIS, C. A. **Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement**. 2ª ed. Baltimore: Lippincott Williams &Wilkins, 2009. 946p.

PANDY, M. G. Moment arm of a muscle force. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. v. 27, p.79-118, 1999.

PEAK PERFORMANCE TECHNOLOGIES, Inc. **Peak Motus for Windows - Peak Calibration Frame. User's Reference Manual**. 3ª ed. Englewood: PPT Publishers, 1994. 13p.

PESTANA, M. H.; GAGEIRO, J. N. **Análise de Dados para Ciências Sociais: A Complementaridade do Spss**. 3ª ed. Lisboa: Edições Sílabo, LDA, 2003. 780p.

PILATES, J. H.; MILLER, W. J. **Pilates' Return to Life Through Contrology**. 1ª ed. Ashland: Presentation Dynamics Inc, 1945. 92p.

PILATES, J. H.; MILLER, W. J. **Complete Writings of Joseph H. Pilates - The Authorized Editions**. 1ª ed. Philadelphia: Bainbridge Books, 2000. 150p. Editado por Sean P. Gallagher e Romana Kryzanowska incluindo os livros *Return to Life Through Contrology* and *Your Healt*.

PHYSICALMIND INSTITUTE. **Anatomy of Pilates**. 3ª ed. New York: PMI Publishers, 2004. 77p.

PRILUTSKY, B. I. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control*, v. 4, n. 1, p. 1-44, 2000.

PURVES, D.; AUGUSTINE, G.; FITZPATRICK, D.; HALL, W.; LAMANTIA, A.; MCNAMARA, J.; WILLIAMS, S. **Neuroscience**, 4^a ed. Sunderland: Sinauer Associates, Inc., 2008. 857 pages

QUEIROZ, B. C.; CAGLIARI, M. F.; AMORIM, C. F.; SACCO, I. C. Muscle activation during four pilates core stability exercises in quadruped position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 91, n. 1, p. 86-92, 2010.

RAO, G.; AMARANTINI, D.; BERTON, E. Influence of additional load on the moments of the agonist and antagonist muscle groups at the knee joint during closed chain exercise. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, v. 19, n. 3, p. 459-466, 2009.

RASCH, P. J. **Cinesiologia e anatomia aplicada**. 7^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 204p.

RASSIER, D. E.; MACINTOSH, B. R.; HERZOG, W. Length dependence of active force production in skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, v. 86, n. 5, p.1445-1457, 1999.

RIBEIRO, D. C.; LOSS, J.F.; CAÑEIRO, J. P.; LIMA, C. S.; MARTINEZ, F.G. Análise eletromiográfica do quadríceps durante a extensão do joelho em diferentes velocidades. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 13, n. 4, p. 189-193, 2005.

ROBERTSON, R. J.; NOBLE, B. J. 15 Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, v. 25, n. 1, p. 407-452, 1997.

ROSA, C. H.; MELO, M. O.; SANTOS, A. B.; LA TORRE, M.; SILVA, Y. O.; LOSS, J. F. Electrical activity of external oblique and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in cadillac with different spring adjustments and individual positions. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, IN PRESS, 2010.

ROSATELLI, A. L.; RAVICHANDIRAN, K.; AGUR, A. M. Three-dimensional study of the musculotendinous architecture of lumbar multifidus and its functional implications. *Clinical Anatomy*, v. 21, n. 6, p. 539-546, 2008.

RYDEARD, R.; LEGER, A.; SMITH, D.; Pilates-Based therapeutic exercise: effect on subjects with non specific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 36, n. 7, p. 472-484, 2006.

SACHARUK, V.; MARTINEZ, F.; LOSS, J.F. Avaliação de exercícios de rotação externa e interna de ombro com o uso de theraband - análise da resistência externa. *The FIEP bulletin*, v. 75, n. 1, p. 583-586, 2005.

SACCO, I. C. N.; ANDRADE, M. S.; SOUZA, P. S.; NISIYAMA, M.; CANTUÁRIA, A. L.; MAEDA, F. Y. I.; PIKEL, M. Método pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural – estudos de caso. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, v. 13, n. 4, p. 65-78, 2005.

SAIBENE, F. ; MINETTI, A.E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, v. 88, n. 4, p. 297-316, 2003.

SANTOS, A. B.; CANTERGI, D.; ROSA, C. H.; SILVA, Y. O.; ARRIAL, T. M.; LOSS, J. F. Influence of changes on breathing on emg signal of trunk flexors during mat pilate's roll-up: a case study. *Brazilian Journal of Oral Science*, v 9, n. 2, p 221-221, 2010.

SANTOS, A.; ROCHA, E.; LOSS, J. F. Comparação do torque de resistência externo de exercícios de flexão do cotovelo. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2007, São Pedro. **Anais XII CBB**, Rio Claro: USP, 2007, CD-ROM.

SEGAL, N.; HEIN, J.; BASFORD, J. The effects of pilates training on flexibility and body composition: an observational study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 85, n. 12, p. 1977-1981, 2004.

SEKENDIZA, B.; ALTUNA, O.; KORKUSUZA, F.; AKINB, S. Effects of pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v. 11, n. 4, p. 318-326, 2007.

SELF, B. P.; BAGLEY, A. M.; TRIPLETT, T. L.; PAULO, L. E. Functional biomechanical analysis of the pilates-based reformer during demi-plie movements *Journal of Applied Biomechanics*, v. 12, n. 3, p. 326-337, 1996.

SENIAM, Projeto. **Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles**, Enschede, 2005. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acessado em: 07 março 2009.

SHEDDEN, M.; KRAVITZ, L. Pilates exercise a research-based review. *Journal of Dance Medicine of Science*, v. 10, n. 3, p. 111-116, 2006.

SILER, B. **O Corpo Pilates**. 1ª ed. São Paulo: Summus, 2008. 200p.

SILVA, Y. O.; MELO, M. O.; GOMES, L. E.; BONEZI, A.; LOSS, J. F. Analysis of the external resistance and electromyographic activity of hip extension performed according to the Pilates method. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 13, n. 1, p. 82-88, 2009.

SMIDT, G. L. Current open and closed kinetic chain concepts-clarifying or confusing? *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 20, n. 5, p. 235, 1994.

SMITH, K.; SMITH, E. Integrating pilates-based core strengthening into older adult fitness programs implications for practice. *Topics in Geriatric Rehabilitation*, v. 21, n. 1, p. 17-67, 2005.

SIMONEAU, G.; BEREDA, S.; SOBUSH, D.; STARSKY, A. Biomechanics of elastic resistance in the therapeutics exercise programs. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 31, n. 1, p. 16-24, 2001.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M.; A guide for use and interpretation of kinesiologic electromyographic data. *Physical Therapy*, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

SOUZA, M. Who are the people looking for the pilates method? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, v.10, n. 4, p. 328-334, 2006.

SOUZA, G. M.; BAKER, L. L.; POWERS, C. M. Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 82, n. 11, p. 1551-1557, 2001.

STAUDENMANN, D.; POTVIN, J. R.; KINGMA, I.; STEGEMAN, D. F.; DIEEN, J. H. Effects of EMG processing on biomechanical models of muscle joint systems: Sensitivity of trunk muscle moments, spinal forces, and stability. *Journal of Biomechanics*, v. 40, n. 4, p. 900-909, 2007.

STOTT PILATES. **Complete Stability Chair Manual**. 1^a ed. Toronto: Merrithew Corporation, 2003b. 160p.

STOTT PILATES. **Essential Reformer Manual**. 2^a ed. Toronto: Merrithew Corporation, 2003a. 105p.

PAYTON, C. J.; BARLETT, R. M. **Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise**. 1^a ed. Routledge: New York, 2008. 232p.

TIGGEMANN, C. L.; KORZENOWSKI, A. L.; BRENTANO, M. A.; TARTARUGA, M. P.; ALBERTON, C. L.; KRUEL, L. F. Perceived exertion in different strength exercise

loads in sedentary, active, and trained adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 24, n. 8, p. 2032-2041, 2010.

TOLEDO, J. M.; RIBEIRO, D. C.; LOSS, J.F. Critérios mecânicos para progressão de exercícios de rotação interna e externa do ombro no plano sagital. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 11, n. 1, p. 1-6, 2007.

URQUHART, D. M.; HODGES, P. W.; STORY, I. H. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait & Posture*, v. 22, n. 4, p. 295-301, 2005.

VEZINA, M. J.; HUBLEY-KOZEY, C. L. Muscle activation in therapeutic exercises to improve trunk stability. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 81, n. 10, p. 1370-1379, 2000.

VIEIRA, S. **Análise de Variância (ANOVA)** 1ª ed. São Paulo: Atlas, 2006. 204p.

VINCENT, W. J. **Statistics in Kinesiology**. 3ª ed. Champaign: Human Kinetics, 2005. 328p.

WAKELING, J. M. Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 2, p. 199-207, 2009.

WALLACE, B. J.; WINCHESTER, J. B.; MCGUIGAN, M. R. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, n. 2, p. 268-272, 2006.

WHITE, S. G.; McNAIR, P. J. Abdominal and erector spine muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 3, p. 177-184, 2002.

WHITLEY, B.; BALL, J. Statistics review 4: sample size calculations. *Critical Care*, v. 6, n. 1, p. 335-341, 2002.

WILSON, J. D. **Physics Laboratory Experiments**. 6ª ed. Houghton: Mifflin Company, 2004. 481p.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3ª ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2005. 277p.

WORRELL, T. W.; PERRIN, D. P.; DENEGAR, G. R. The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group values. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, v. 11, n. 3, p. 104-110, 1989.

WRIGHT, G. A.; DELONG, T. H.; GEHLSSEN, G. Electromyographic activity of the hamstrings during performance of the leg curl, stiff-leg deadlift, and back squat movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 13, n. 2, p. 168-174, 1999.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 4, p. 543-548, 2002.

ZAJAC, F. E. How a musculotendon architecture and joint geometry affect the capacity of muscle to move and exert force on objects. *Journal of Hand Surgery*, v. 17, n. 5, p. 799-804, 1992.

ZATSIORSKY, V. M. **Kinetics of Human Motion**. 1^a ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 672p.

Anexo A

Índice de Esforço Percebido

Escala de Borg

6	Sem nenhum esforço
7	Extremamente leve
8	
9	Muito leve
10	
11	Leve
12	
13	Um pouco intenso
14	
15	Intenso (pesado)
16	
17	Muito intenso
18	
19	Extremamente intenso
20	Máximo esforço

Adaptado de Borg e Noble (1974)

Anexo B



PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
CARTA DE APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

Número : 2008135

Título : Análise comparativa de variáveis biomecânicas e da percepção de esforço do exercício leg work do Pilates realizado na Chair e no Reformer

Pesquisador (es) :

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
JEFFERSON FAGUNDES LOSS	PESQ RESPONSÁVEL	jeffe@esef.ufrgs.br	33085869
ARTUR BONEZI DOS SANTOS	PESQUISADOR	abonezi@gmail.com	

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião nº 58 , ata nº 138 , de 15/10/2008 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, sexta-feira, 16 de outubro de 2009


JOSE ARTUR BOGO CHIES
 Coordenador do CEP-UFRGS

Apêndice A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que envolve a análise biomecânica de um exercício dinâmico realizado em dois aparelhos do método Pilates. Pretende-se investigar as forças envolvidas no exercício *leg work* e seus efeitos sobre variáveis biomecânicas e a sensação subjetiva. Nesse sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com sua assinatura.

Objetivo do Estudo:

Identificar a diferença no exercício *leg work* executado nos aparelhos *Chair* e *Reformer* levando em consideração a carga do equipamento (força das molas), a atividade eletromiográfica de músculos específicos, ritmo de execução, amplitude de movimento e a sensação subjetiva de esforço das executantes.

Procedimentos:

Participar de uma coleta de dados, duração aproximada de uma hora em dia previamente agendado, em que será solicitado ao sujeito participante uma avaliação, por método não-invasivo. Serão mensurados dados antropométricos, eletrodos serão posicionados sobre a pele e haverá o registro em vídeo dos exercícios.

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas do estudo oferece riscos à saúde, tão pouco o expõe a situação constrangedora.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos benefícios do método Pilates.

Em caso de acidente: As atividades realizadas foram exatamente as mesmas praticadas durante as aulas regulares. Neste sentido os riscos de eventuais acidentes são mínimos. Entretanto, se ocorrer algum acidente foram tomadas todas as providências necessárias, como atendimento imediato ou eventual transporte, caso necessário, para algum atendimento especializado como pronto-socorro.

Confidencialidade:

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do sujeito participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante, sem qualquer prejuízo ao mesmo.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com os pesquisadores. Caso sinta que seus direitos foram violados, o participante deverá entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (telefone: 51-3308-3629).

Pesquisadores responsáveis:

O pesquisador responsável por este estudo é o professor orientador Dr. Jefferson Fagundes Loss da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEF-UFRGS). Maiores informações também podem ser esclarecidas com o professor responsável Jefferson Loss (telefone: 51-3308-5822), ou seu aluno de mestrado Artur Bonezi (telefone: 51-9312-3010).

DECLARAÇÃO

Eu, _____,
tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo, declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Data: Porto Alegre, _____

Assinatura _____

Apêndice B

Porto Alegre, 10 de janeiro de 2009



Eu, Bruno de Melo Marcos, portador do RG nº. xxxxxxxx-xx, sócio-proprietário do Studio de Pilates Corpo & Saúde, localizado no endereço da Avenida Mariland, 1088 na cidade de Porto Alegre, autorizo ao Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento da ESEF/UFRGS, que tem como responsável o professor Jefferson Fagundes Loss e o seu mestrando Artur Bonezi dos Santos, a proceder à utilização do espaço e dos aparelhos de Pilates do referido local para fins de estudo e pesquisa científica durante o corrente ano e em 2010.

Assinatura e carimbo:

Fone 3407.2728

Apêndice C

```

Modelo Pilates
% Rotinas e arquivos necessários:
% Arquivos: diretorio.txt, pasta.txt, dados de força
(*.prn), dados cinemáticos filtrados (*.txt)
% Rotinas Essenciais: carrega.m, lesad.m,
levideow.m, cross2d
fcwplat.m,matfiltfilt.m,col3dm.m,col3dp.
carrega_filtro.m
% Rotinas Auxiliares (auxiliam a
compreensão/visualização dos dados):
plotplat.m,plotobj.m, bland.m
% Artur Bonezi adaptado de Marcelo La Torre e
Jefferson Fagundes Loss, ESEF - UFRGS

clear all
close all

DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

fsamp = 50;           % Freqüência de Amostragem
(Hz)
dt = 1/50;           % Período
g = -9.81;           % Aceleração da Gravidade
(m/seg^2)

PESO e MASSA DOS SEGMENTOS CORPORAIS
% Referência Bibliog: Zatsiorsky, 2002
% "Kinetics of Human Motion, 2002
% Cap 4. Inertial Properties of the Human
Body, pg
% 304
% Apêndice B. pg:583

massa = 1;
def = {num2str(massa),'hsv'};
massa_s = inputdlg('Informe a massa corporal em
kg','Massa corporal',1,def);
massa = str2double(massa_s); %converte uma
informação de caracteres em informação numérica
bw=massa;

% bsw = [coxas, pernas, pés]

MS(:,1) = 0.0137*bw;   %massa pé
MS(:,2) = 0.04330*bw; %massa perna
MS(:,3) = 0.14165*bw; %massa coxa

% CARREGA OS DADOS CINEMÁTICOS
% Dados = matriz de dados cinemáticos
% linha = instante de tempo
% Coluna 1 = número de quadros
% Coluna 2,3... = posição X,Y de cada ponto
(1,2,3...), respectivamente
% Ordem de digitalização:
% Ponto 1 - tronco médio (acromio)
(1CD)%%%%%%%%%%
% Ponto 2 - trocander maior direito
(2CD)%%%%%%%%%%sentido anti-horário
% Ponto 3 - condilo lateral (3CD)%%%%%%%%%%
% Ponto 4 - maleolo lateral (4CD)%%%%%%%%%%
% Ponto 5 - base do quinto metatarso
(MTD)%%%%%%%%%%

h=msgbox('Entre com o arquivo
cinemetria.txt', 'REFORMER','help');
waitfor(h);

[pathname,filename]=carrega('*.txt');
arquivo=Levideow(pathname,filename);
dados=mean(arquivo);
[nquadros,nc] = size(dados);

% Determinação das variáveis anatômicas referente
aos marcadores reflexivos

Aa = dados(:,10:11); % Ponto 5 - Cabeça quinto
metatarso direito (dedo)
Bb = dados(:,8:9); % Ponto 4 - Maléolo Externo
Direito (tornozelo)
Cc = dados(:,6:7); % Ponto 3 - Condilo Lateral
Direito(joelho)
Dd = dados(:,4:5); % Ponto 2 - Trocânter Maior do
Fêmur Direito (quadril)
Ee = dados(:,2:3); % Ponto 1 - Acrômio
Direito(ombro)
Ff(:,1)= Bb(:,1)+0.08; % Ponto 0 - Local de aplicação
da força externa (8cm à direita do maleolo, em X)
Ff(:,2)= Bb(:,2); % Ponto 0 - Local de aplicação da
força externa (mesma posição do maleolo, em Y)
vetorpe = Aa-Bb; % (origem no tornozelo)
direção do vetor vai ser de B em direção a A
vetorperna = Bb-Cc; % (origem no joelho)
vetorperna2 = Cc-Bb; % (origem no tornozelo)
vetorcoxa = Cc-Dd; % (origem no quadril)
vetorcoxa2 = Dd-Cc; % (origem no joelho)
vetortronco = Ee-Dd; % (origem no quadril)

% COORDENADAS DO CENTRO DE MASSA (CM) DOS
SEGMENTOS CORPORAIS
% Referência Bibliog: Zatsiorsky, Kinetics of Human
Motion, 2002
% pag - 304, Capítulo 4, Apêndice 2.
% Localização do Centro de massa em relação
ao ponto anatômico proximal(m)

CM(:,5:6) = (Dd+(vetorcoxa * 0.545)); % Centro de
massa da coxa direita
CM(:,3:4) = (Cc+(vetorperna * 0.405)); % Centro de
massa da perna direita
CM(:,1:2) = (Bb+(vetorpe * 0.442)); % Centro de
massa do pé direito

% VELOCIDADE E ACELERAÇÃO LINEAR DO CENTRO
DE MASSA DOS SEGMENTOS

VLIN = diff(CM) ./ dt; % velocidade linear (X,Y)
do CM dos segmentos
ALIN = diff(CM,2) ./ dt^2; % aceleração linear
(X,Y) do CM dos segmentos
VLINF = matfiltfilt(dt,3,4,VLIN); % Velocidade linear
filtrada dos centros de massa
ALINF = matfiltfilt(dt,3,4,ALIN); % Aceleração linear
filtrada dos centros de massa

% EIXOS DE ROTAÇÃO

ER(:,1:2) = dados(:,8:9); % Coordenadas X,Y do
Eixo de Rotação do tornozelo
ER(:,3:4) = dados(:,6:7); % Coordenadas X,Y do
Eixo de Rotação do joelho
ER(:,5:6) = dados(:,4:5); % Coordenadas X,Y do
Eixo de Rotação do quadril

% deslocamento linear do carrinho

```

```

for i=1:nquadros
    desloc(i,1) = (((Dd(i,1)-Dd(1,1))*100)-10);
end

% característica da Força Externa

K1 = 0.14; % (2) % coeficiente elastico das molas
K2 = 0.21; % (1)

mola1 = 1;
def = {num2str(mola1),'hsv'};
massa_s = inputdlg('Informe o número de molas com
K = 0.14','Número de Molas',1,def);
mola1 = str2double(massa_s); %converte uma
informação de caracteres em informação numérica
bw1=mola1;

mola2 = 1;
def = {num2str(mola2),'hsv'};
massa_s = inputdlg('Informe o número de molas com
K = 0.21','Número de Molas',1,def);
mola2 = str2double(massa_s); %converte uma
informação de caracteres em informação numérica
bw2=mola2;

% calculo da força externa
for i=1:nquadros
    FE(i,1) =
        (((K1*desloc(i,1))*bw1)+((K2*desloc(i,1))*bw2))/2;
    FE(i,2) = 0;
end

FEx=FE.*-g

% calculo do peso dos segmentos
for i=1:nquadros
    PS(i,1) = 0;
    PS(i,2) = MS(1,1)*g; % pé
    PS(i,3) = 0;
    PS(i,4) = MS(1,2)*g; % perna
    PS(i,5) = 0;
    PS(i,6) = MS(1,3)*g; % coxa
end

% Cálculo Ângulos Articulares
% Ângulo quadril
for i=1:nquadros

ANG(i,1)=acosd(dot(vetortronco(i,:)/norm(vetortronco(i,:)),vetorcoxa(i,:)/norm(vetorcoxa(i,:))));
end

figure(8); hold on
plot (ANG(:,1));
title('ângulo do quadril')
xlabel('tempo/quadros');ylabel('ângulo em graus');

% angulo joelho
for i=1:nquadros

ANG(i,2)=acosd(dot(vetorcoxa2(i,:)/norm(vetorcoxa2(i,:)),vetorperna(i,:)/norm(vetorperna(i,:))));
end

figure(9); hold on
plot (ANG(:,2));
title('ângulo interno do joelho')

```

```

xlabel('tempo/quadros');ylabel('ângulo em graus');

% angulo tornozelo
for i=1:nquadros

ANG(i,3)=acosd(dot(vetorperna2(i,:)/norm(vetorperna2(i,:)),vetorpe(i,:)/norm(vetorpe(i,:))));
end

figure(10); hold on
plot (ANG(:,3));
title('ângulo do tornozelo')
xlabel('tempo/quadros');ylabel('ângulo em graus');

%ACELERAÇÃO ANGULAR
AANG = diff(ANG,2) ./ dt^2; % aceleração angular (X,Y) do CM dos segmentos
AANGF = matfiltfilt(dt,3,4,AANG); % Aceleração angular filtrada dos centros de massa

MPpe(i,1) = (l(1)*AANGF(i,1)) - cross2d(CM(i,1:2)-ER(i,1:2),PS(i,1:2)) - cross2d(Ff(i,1:2)-(ER(i,1:2)),FE(i,1:2));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpe1(i,1) = (l(1)*AANGF(i,1));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpe2(i,1) = cross2d(CM(i,1:2)-ER(i,1:2),PS(i,1:2));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpe3(i,1) = cross2d(Ff(i,1:2)-(ER(i,1:2)),FE(i,1:2));
end

% perna
for i=1:nquadros-2
    MPpr(i,1) = (l(2)*AANGF(i,2)) - cross2d(CM(i,3:4)-ER(i,3:4),PS(i,3:4)) - cross2d(Bb(i,1:2)-(ER(i,3:4)),FPpe(i,1:2)) - (-MPpe(i,1));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpr1(i,1) = (l(2)*AANGF(i,2));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpr2(i,1) = - cross2d(CM(i,3:4)-ER(i,3:4),PS(i,3:4));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpr3(i,1) = - cross2d(Bb(i,1:2)-(ER(i,3:4)),FPpe(i,1:2));
end
for i=1:nquadros-2
    MPpr4(i,1) = - (-MPpe(i,1));
end

% coxa
for i=1:nquadros-2
    MPqd(i,1) = (l(3)*AANGF(i,3)) - cross2d(CM(i,5:6)-ER(i,5:6),PS(i,5:6)) - cross2d(Cc(i,1:2)-(ER(i,5:6)),FPqd(i,1:2)) - (-MPpr(i,1));
end
% coxa
for i=1:nquadros-2
    MPqd1(i,1) = (l(3)*AANGF(i,3));
end
% coxa
for i=1:nquadros-2
    MPqd2(i,1) = - cross2d(CM(i,5:6)-ER(i,5:6),PS(i,5:6));
end
% coxa
for i=1:nquadros-2

```

```

    MPqd3(i,1) = - cross2d(Cc(i,1:2)-(ER(i,5:6)),-
FPqd(i,1:2));
end
% coxa
for i=1:nquadros-2
    MPqd4(i,1) = - (-MPpr(i,1));
end

% figure(1);
% plot(FE); hold on
% title('força externa')
% xlabel('tempo/quadros');ylabel('força (N)');
%
% figure(2);
% plot(FPpe); hold on
% title('força proximal pé')
% xlabel('tempo/quadros');ylabel('força (N)');

% Índice de coativação
% By: Marcelo La Torre, Eber Roan, Artur Bonezi
% Sub-rotinas:
carrega,lesad,levideow,matfiltfilt,fcwcine
% Data: Agosto, 2009
clear all
close all

fa=2000;
dt=1/fa;

% Carrega arquivo SAD

h=msgbox('Entre com o arquivo de Eletromiografia
.PRN','Exercício leg work','help');
waitfor(h);

[pathname,filename]=carrega('*.prn');
EMG=lesad(pathname,filename);
[nlin,ncol]=size(EMG);

% Concatena curvas agonistas
cont=0;
for i=1:nlin
    if EMG(i,2)>=EMG(i,6)
MID(i,1)= EMG(i,6); % curva concatenada do
Membro Inferior Dir
    else
        MID(i,1)= EMG(i,2);
    end
end

figure(1)
title('curva final agonistas')
plot(EMG(:,1),EMG(:,2),'ro')
hold on
plot(EMG(:,1),EMG(:,6),'go')
plot(EMG(:,1),MID,'k-')

% Concatena curvas agonistas
contt=0;
for i=1:nlin
    if EMG(i,4)>=EMG(i,8)
MIE(i,1)= EMG(i,8);
    else
        MIE(i,1)= EMG(i,4); % curva concatenada do
antagonista
    end
end

figure(2)
title('curva final antagonista')

plot(EMG(:,1),EMG(:,4),'ro')
hold on
plot(EMG(:,1),EMG(:,8),'go')
plot(EMG(:,1),MSE,'k-')

h=msgbox('Entre com o arquivo de
Tempo.txt','Exercício leg work','help');
waitfor(h);

[pathname,filename]=carrega('*.txt');
fase=levideow(pathname,filename);
[nl,nc]=size(fase);
fase=fase/(dt*10);

%membro inferior direito
for i=1:nl-1
    repd=[EMG((fase(i):fase(i+1)),1)
MID(fase(i):fase(i+1),1)];
    [r,c]=size(repd);
    x=1:r;
    y=repd(:,2);
    xx = linspace(1,r,4500);
    yy = spline(x,y,xx);
    respdir(:,1)=xx;
    respdir(:,1+i)=yy;
end

[nl,nc]=size(respdir);
for k=2:nc
[integMID] = integral(1,nl,1,dt,respdir(:,k));
intMID(1,k) = max(integMID);
end

[nl,nc]=size(fase);

% Biceps direito
for i=1:nl-1
    repBD=[EMG((fase(i):fase(i+1)),1)
EMG(fase(i):fase(i+1),2)];
    [r,c]=size(repBD);
    x=1:r;
    y=repBD(:,2);
    xx = linspace(1,r,4500);
    yy = spline(x,y,xx);
    respBD(:,1)=xx;
    respBD(:,1+i)=yy;
end

[nl,nc]=size(respBD);
for k=2:nc
[integBD] = integral(1,nl,1,dt,respBD(:,k));
intBD(1,k) = max(integBD);
end

[nl,nc]=size(fase);
% Antagonista direito
for i=1:nl-1
    repTD=[EMG((fase(i):fase(i+1)),1)
EMG(fase(i):fase(i+1),6)];
    [r,c]=size(repTD);
    x=1:r;
    y=repTD(:,2);
    xx = linspace(1,r,4500);
    yy = spline(x,y,xx);
    respTD(:,1)=xx;
    respTD(:,1+i)=yy;
end

[nl,nc]=size(respTD);
for k=2:nc

```

```
[integTD] = integral(1,nl,1,dt,respTD(:,k));
intTD(1,k) = max(integTD);
end
```

```
[nl,nc]=size(fase);
```

```
%% Cálculo do percentual de Cocontração
```

```
[nl,nc]=size(intMSD);
```

```
for i=2:nc
cocond(i-1,1) =
2*(intMSD(1,i))/(intTD(1,i)+intBD(1,i))*100
end
```

```
[nl,nc]=size(intMSE);
```

```
for i=2:nc
cocone(i-1,1) = 2*(intMSE(1,i))/(intTE(1,i)+intBE(1,i))*100
end
```

```
FINAL=[cocond(1:2:end,1)
cocond(2:2:end,1)
cocone(1:2:end,1)
cocone(2:2:end,1)];
```

```
gravamatl(FINAL)
```