

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO HUMANO**

**CAROLINA NEIS MACHADO**

**CARACTERIZAÇÃO DA FORÇA DE MEMBROS INFERIORES  
DURANTE A EXECUÇÃO DO EXERCÍCIO *FOOT WORK* DO  
MÉTODO PILATES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador:** Prof. Dr. Helio Roesler

**FLORIANÓPOLIS  
2013**

M149c

Machado, Carolina Neis

Caracterização da força de membros inferiores durante a execução do exercício foot work do método pilates / Carolina Neis Machado. – 2013

91p. : il. ; 21 cm

Bibliografia

Orientador: Helio Roesler.

Dissertação (mestrado)–Universidade do Estado de Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, 2013.

1. Pilates, Método. 2. Mecânica humana. I. Roesler, Helio. II. Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. III. Título.

CDD – 613.71

**CAROLINA NEIS MACHADO**

**CARACTERIZAÇÃO DA FORÇA DE MEMBROS INFERIORES  
DURANTE A EXECUÇÃO DO EXERCÍCIO *FOOT WORK* DO  
MÉTODO PILATES**

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano, no Curso de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

**Banca examinadora:**

Orientador:

---

Prof. Dr. Helio Roesler  
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro 1:

---

Prof. Dr. Luiz Eduardo Barreto Martins  
Universidade Estadual de Campinas

Membro 2:

---

Prof. Dr. Flávio Augusto Penna Soares  
Instituto Federal de Santa Catarina

Membro 3:

---

Prof. Dra. Suzana Matheus Pereira  
Universidade do Estado de Santa Catarina

Membro 4:

---

Prof. Dra. Stella Maris Michaelsen  
Universidade do Estado de Santa Catarina

**Florianópolis, 20 de Agosto de 2013.**



## RESUMO

MACHADO, Carolina Neis. **Caracterização da força de membros inferiores durante a execução do exercício *Foot Work* do Método Pilates**. 2013. 91 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2013.

Acompanhando programas de exercício em voga nos últimos anos, observa-se o destaque do método Pilates. Na contramão da sua popularidade, verifica-se falta de informações quantitativas para a prescrição e progressão dos exercícios do método, que são subsídios importantes, em especial, para a reabilitação. Este estudo tem por objetivo caracterizar a força de membros inferiores durante a execução de um exercício bastante utilizado no método Pilates, o *foot work*. Trata-se de um estudo quasi-experimental, bem como de um estudo de desenvolvimento tecnológico. Foi realizado em duas fases distintas: fase preliminar, correspondente à construção e adaptação dos instrumentos referentes às medidas dinamométricas (plataformas de força extensométricas), e fase de aplicação, em que se deu a coleta de dados propriamente dita. A população deste estudo foi composta por 20 adultos saudáveis, com idade entre 20 e 35 anos, familiarizados com o Pilates. A coleta de dados foi realizada nas dependências de um estúdio de Pilates, na cidade de Florianópolis. Para tal, as plataformas desenvolvidas para o estudo foram fixadas à barra de apoios do *Reformer* para possibilitar ao participante a execução do exercício sem que houvesse alterações no padrão de movimento. Para a coleta de dados, além das plataformas de força, foram utilizados um estadiômetro, uma balança antropométrica e uma fita métrica. Os dados foram adquiridos e processados com o auxílio dos sistemas ADS2002-IP e SAD32. Para a caracterização das componentes vertical e horizontal da força foi utilizada a estatística descritiva, com a identificação dos valores de média e desvio padrão. A análise do efeito das diferentes molas utilizadas no exercício sobre o pico da componente horizontal da força foi realizada através do teste T de Student para amostras dependentes, admitindo-se um valor de  $p < 0,05$ , onde foi encontrada diferença significativa entre as médias dos picos da componente horizontal da força de membros inferiores nas duas situações de coleta. Ao verificar o efeito das molas sobre a assimetria da força de membro inferior direito e esquerdo, apenas foram encontradas diferenças estatisticamente

significativas contra a resistência das molas azuis. O tempo de prática foi um aspecto que influenciou a simetria bilateral de membros inferiores. Ao fim desse trabalho, outras finalidades são visualizadas para a aplicação do *Reformer* instrumentado, como a avaliação de assimetrias laterais de membros inferiores, o diagnóstico do déficit bilateral e sua aplicação no contexto de pacientes hemiparéticos.

**Palavras-chave:** Pilates; *foot work*; força de membros inferiores.

## ABSTRACT

Following exercise programs in vogue in recent years, one can observe the highlight of the Pilates method. Contrary to its popularity, there is a lack of quantitative information for prescription and progression of exercises of the method, which are important subsidies, particularly for rehabilitation. This study aims to characterize the strength of the lower limbs during the execution of an exercise often used in Pilates, the *foot work*. It is a quasi-experimental study, and a study of technological development. It was conducted in two phases: preliminary phase, corresponding to the construction of the instruments concerning to force measures (extensometric force plates), and application phase, in which occurred the data collection itself. The studied population consisted of 20 healthy adults, between 20 and 35 years old, familiar with the method. Data collection was carried out in a Pilates studio in the city of Florianópolis. For this purpose, the platforms developed for the study were secured to support the *Reformer* bar in order to enable the participant to perform the exercise without any changes in movement pattern. To collect data and force platforms we used the following instruments: digital scale, and stadiometer tape. Data was acquired and processed with the aid of ADS2002-IP and SAD32 systems. For the characterization of the vertical and horizontal components of force, descriptive statistics were used, identifying the mean and standard deviation. The analysis of the effect of different springs on the peak horizontal force component was performed using the paired Student T test, assuming a value of  $p < 0.05$ , where a significant difference was found between the averages of peak of the horizontal component of the lower limbs reaction force in both collection situations. By verifying the effect of springs on the asymmetry of force in the right and left leg differences were only statistically significant against the resistance of blue springs. The practice time was an aspect that influenced the bilateral symmetry of the lower limbs. At the end of this work, other uses are visualized for the implementation of instrumented *Reformer*, as the evaluation of lateral asymmetries of the lower limbs, the diagnosis of bilateral deficit and its application in the context of hemiparetic.

**Keywords:** Pilates, *foot work*, lower limb strength.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Alguns dos músculos que definem o Core no plano frontal.....	24
Figura 2 – Aparelho Reformer e alguns exemplos de exercícios.....	25
Figura 3 – Bailarina na primeira posição do balé realizando o <i>demi-plié</i> sobre o <i>Reformer</i> do método Pilates.....	27
Figura 4 – Componentes ortogonais tridimensionais convencionadas pela Internacional Society of Biomechanics.....	31
Figura 5 – Diagrama do corpo livre ilustrando algumas das forças (C: contato; G: gravidade; AR: resistência do ar) atuantes sobre a corredora.....	33
Figura 6 – Média e desvio padrão da FRS na execução correta (azul) e errada (vermelha) durante o agachamento <i>Burpee</i> .....	37
Figura 7 – Representação das componentes $F_x$ e $F_y$ atuantes sobre uma plataforma de força.....	43
Figura 8 – Coordenadas da plataforma de força em desenho tridimensional.....	45
Figura 9 – Foto de uma das plataforma de força extensométrica construídas para o estudo.....	46
Figura 10 – Foto do sistema ADS2002-IP conectado ao microcomputador portátil.....	47
Figura 11 – Posição inicial do exercício <i>foot work</i> sobre o <i>Reformer</i> instrumentado.....	49
Figura 12 – Posição final da fase concêntrica do exercício <i>foot work</i> sobre o <i>Reformer</i> instrumentado.....	49
Figura 13 – Protótipo das plataformas de força desenhado no programa solid works®.....	51
Figura 14 – Vista superior de uma das plataformas de força.....	52
Figura 15 – Vista lateral de uma das plataformas de força.....	52
Figura 16 – Vista inferior de uma das plataformas de força.....	53
Figura 17 – <i>Strain gauges</i> KYOWA.....	54
Figura 18 – Plataformas de força adaptadas ao aparelho <i>Reformer</i> .....	54
Figura 19 – Equação da calibração e o valor R-quadrado para esforços horizontais anteroposteriores ( $F_x$ ) da plataforma 1.....	55

Figura 20 – Ensaio 1 - equação da reta e a respectiva constante elástica da mola azul.....	56
Figura 21 – Ensaio 1 - equação da reta e a respectiva constante elástica da mola vermelha.....	57
Figura 22 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito nº6 durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.....	58
Figura 23 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito nº6 durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas vermelhas.....	59
Figura 24 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito nº11 durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.....	63
Figura 25 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior direito durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis. Ao centro da figura, a calibração com peso morto (98 N).....	82
Figura 26 – Curvas de força vertical e horizontal durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.....	83
Figura 27 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior esquerdo durante as 10 repetições do <i>foot work</i> sob efeito de duas molas azuis.....	84
Figura 28 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior direito durante as 10 repetições do <i>foot work</i> sob efeito de duas molas vermelhas.....	85
Figura 29 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior esquerdo durante as 10 repetições do <i>foot work</i> sob efeito de duas molas vermelhas.....	86

## LISTA DE TABELAS E EQUAÇÃO

Equação 1 – Troca de Sistema de Coordenadas.....	44
Tabela 1 – Características antropométricas dos participantes da pesquisa.....	42
Tabela 2 – Média e desvio padrão dos Pfh de membro inferior direito (MID) e esquerdo (MIE) sob o efeito das molas azuis e vermelhas.....	60
Tabela 3 – Média e desvio padrão dos Pfv de membro inferior direito (MID) e esquerdo (MIE) sob o efeito das molas azuis e vermelhas.....	62



## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
CCA	Cadeia cinética aberta
CCF	Cadeia cinética fechada
DB	Déficit bilateral
DMI	Desigualdade de membros inferiores
FR	Força de reação
FRS	Força de reação do solo
Fx	Componente horizontal anteroposterior da força de reação
Fy	Componente vertical da força de reação
Fz	Componente horizontal médio-lateral da força de reação
FV	Força vertical
FH	Força horizontal
Fxv	Componente vertical de Fx
Fyv	Componente vertical de Fy
Fxh	Componente horizontal de Fx
Fyh	Componente horizontal de Fy
MMII	Membros inferiores
MID	Membro inferior direito
MIE	Membro inferior esquerdo
Pfv	Pico de força vertical
Pfh	Pico de força horizontal



## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>17</b>
1.1	OBJETIVOS.....	19
<b>1.1.1</b>	<b>Objetivo Geral</b> .....	<b>19</b>
<b>1.1.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b> .....	<b>19</b>
1.2	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	20
1.3	LIMITAÇÃO DO ESTUDO.....	20
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>21</b>
2.1	HISTÓRICO DO MÉTODO PILATES.....	21
<b>2.1.1</b>	<b>O método Pilates</b> .....	<b>22</b>
<b>2.1.2</b>	<b>Estudos acerca do método Pilates no contexto da Biomecânica</b> .....	<b>27</b>
2.2	CINÉTICA DO MOVIMENTO HUMANO.....	30
<b>2.2.1</b>	<b>Forças de Reação</b> .....	<b>31</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Plataformas de Força</b> .....	<b>32</b>
2.3	BIOMECÂNICA DE EXERCÍCIOS DE FLEXO-EXTENSÃO DE MEMBROS INFERIORES EM CADEIA CINÉTICA FECHADA.....	35
2.4	DESIGUALDADE DE MEMBROS INFERIORES.....	38
2.5	DÉFICIT BILATERAL.....	39
<b>3</b>	<b>MÉTODO</b> .....	<b>41</b>
3.1	CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO.....	41
3.2	PARTICIPANTES DA PESQUISA.....	41
3.3	ETAPAS DO ESTUDO.....	42
3.4	DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS.....	42
<b>3.4.1</b>	<b>Variáveis do Estudo</b> .....	<b>45</b>
3.5	INSTRUMENTOS DE MEDIDA.....	46
<b>3.5.1</b>	<b>Plataformas de Força</b> .....	<b>46</b>
<b>3.5.2</b>	<b>Sistema de aquisição e processamento de dados ADS2002-IP</b> .....	<b>47</b>
<b>3.5.3</b>	<b>Balança antropométrica, estadiômetro, fita métrica</b> .....	<b>47</b>
3.6	PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS.....	48
3.7	PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	50
3.8	TRATAMENTO ESTATÍSTICO.....	50
<b>4</b>	<b>APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b> .....	<b>51</b>
4.1	RESULTADOS DA FASE PRELIMINAR.....	51
<b>4.1.1</b>	<b>Construção das plataformas de força e instrumentação do Reformer</b> .....	<b>51</b>

<b>4.1.2</b>	<b>Calibração das plataformas de força.....</b>	<b>55</b>
<b>4.1.3</b>	<b>Determinação da constante elástica das molas.....</b>	<b>56</b>
<b>4.2</b>	<b>RESULTADOS DA FASE DE APLICAÇÃO.....</b>	<b>57</b>
<b>4.2.1</b>	<b>Caracterização e comparação das variáveis nas diferentes condições de análise.....</b>	<b>57</b>
<b>5</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>65</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>67</b>
	<b>APÊNDICE A – Estudo Piloto.....</b>	<b>79</b>
	<b>ANEXO A – Carta de Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Estado de Santa Catarina.....</b>	<b>89</b>
	<b>ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....</b>	<b>90</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Dentre os programas de exercício em voga nos últimos anos, o método Pilates merece destaque. Batizado com o sobrenome de seu fundador, o alemão Joseph Hubertus Pilates (1880-1967), este método incorpora o uso de acessórios e equipamentos em rotinas de movimento destinadas a aumentar a flexibilidade, a força e a coordenação motora de seus praticantes (BERNARDO, 2007; DILLMAN, 2004; ROBINSON; NAPPER, 2012; RODRIGUEZ, 2006).

Desenvolvido no fim do século XIX, o Pilates vem ganhando popularidade e aceitação nos últimos 15 anos - só nos Estado Unidos já são cerca de 5 milhões de adeptos (SACCO *et al.*, 2005; MCNEILL, 2010; BIRD, HILL; FELL, 2012; WELLS; KOLT; BIALOCERKOWSKI, 2012). Foi introduzido no Brasil na última década, e gradativamente passou a ser desenvolvido e conhecido (PANELLI; DE MARCO, 2006). A bailarina Alice Becker Denovaro foi a primeira brasileira a certificar-se no método, em 1991.

Antes majoritariamente praticado por bailarinos e atletas, o Pilates tornou-se uma referência também na reabilitação (ANDERSON, 2000; EMERY *et al.*, 2010; LEVINE; KAPLANEK; JAFFE, 2009; PEREIRA *et al.*, 2011). O método é apoiado pelas mais recentes pesquisas das ciências da saúde, sendo bastante recomendado por médicos, fisioterapeutas e educadores físicos (CRAIG, 2003; ENDLEMAN; CRITCHLEY, 2008; HERRINGTON; DAVIES, 2005; LANGE *et al.*, 2000).

Existem duas abordagens características do Pilates: o *Matwork* e o *Apparatus* (PANELLI; DE MARCO, 2006; MCNEILL, 2010). O *Matwork* tem o solo como base para a realização dos exercícios, com a possibilidade de adição de alguns acessórios como bolas, arcos e faixas elásticas. O *Apparatus* caracteriza-se pelo uso de aparelhos desenvolvidos pelo próprio Joseph para dar continuidade ao trabalho iniciado no *Matwork*, oferecendo diferentes perspectivas de controle do movimento. O *Cadillac*, a *Wunda Chair*, o *Ladder Barrel* e o *Reformer* são os principais aparelhos (MCNEILL, 2010).

Segundo Queiroz *et al.* (2010), o *Reformer* estabelece-se como mais utilizado dos aparelhos. Foi idealizado para ser um carro que corre sobre uma plataforma de madeira (PANELLI; DE MARCO, 2006). Consiste numa superfície retangular, acolchoada e móvel que oferece resistência aos membros inferiores e superiores através de molas que ligam esta superfície móvel à plataforma de madeira citada (PANELLI e DE MARCO, 2006). É bastante empregado em programas de

reabilitação devido a sua disposição horizontal, redutora da atuação da força da gravidade nos exercícios de membros inferiores (SHEDDEN; KRAVITZ, 2006). Tal disposição faz-se importante nos casos em que uma articulação lesada não é capaz de suportar o peso do corpo inteiro.

Em se tratando de membros inferiores, o *foot work* pode ser considerado o principal exercício executado sobre o *Reformer* (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004). Está incluído em todas as fases de progressão do Pilates: inicial, intermediária e avançada. É caracterizado pela flexo-extensão de quadris e joelhos, enquanto os pés se mantêm em paralelo sobre a barra de apoios do aparelho (STOTT PILATES, 2003 apud SANTOS, 2010). Por ser um movimento em cadeia cinética fechada, é constantemente utilizado em sequências de cinesioterapia.

Apesar dos inúmeros benefícios verificados pela literatura acerca do Pilates (ANDERSON; SPECTOR, 2000; BARRA; ARAÚJO, 2007; MACHADO, 2006; SILVA; MANNRICH, 2009) para a reeducação postural (SACCO *et al.* 2005), o condicionamento físico (GALLAGUER; KRYZANOWSKA, 2000) e a flexibilidade (BERTOLA *et al.*, 2007; CURCI, 2006; MIRANDA; MORAIS, 2009; ROSA; LIMA, 2009; SILVA *et al.*, 2009), educadores físicos e fisioterapeutas permanecem valendo-se de critérios subjetivos para progressão de carga dos exercícios utilizados. Um desses critérios é a percepção de esforço, definida por Robertson e Noble (1997) como uma intensidade subjetiva, tensão, desconforto e/ou fadiga que podem ser experimentados durante um exercício de força ou aeróbico.

De maneira geral, recomenda-se que programas de reabilitação e de condicionamento físico utilizem exercícios com intensidades progressivas condizentes com a necessidade de cada indivíduo (RIBEIRO *et al.*, 2005; TOLEDO; RIBEIRO; LOSS, 2007). No entanto, quando os exercícios propostos pelo método Pilates são utilizados, o que se observa é que a determinação da carga externa é realizada com base em informações pouco objetivas, como por exemplo, através da troca de uma mola que oferece uma resistência menor por outra que oferece uma resistência maior (SILVA *et al.*, 2009). Dessa forma, a definição da intensidade usada no exercício acaba quase que exclusivamente dependendo do *feedback* do paciente e da experiência do profissional.

Estudos com pesos livres, máquinas de musculação e materiais elásticos têm mostrado que a análise quantitativa do movimento pode indicar, por exemplo, se a carga externa imposta ao praticante é maior no início ou no final de uma amplitude de movimento (ADM) e se a mesma está condizente com a capacidade de produção de força dos músculos atuantes e, desse modo, subsidiar a seleção de exercícios (SILVA *et al.*,

2009). Além disso, existem fenômenos que influenciam o desempenho e a funcionalidade humana que precisam ser medidos e avaliados para que seus efeitos sejam atenuados. Um desses fenômenos é o déficit bilateral que se caracteriza pela diminuição da força máxima produzida por dois membros quando se movimentam juntos (simultaneamente) em comparação à soma das forças produzidas por cada um, individualmente. Por isso, informações quantitativas de força durante a realização de exercícios do Pilates podem ser consideradas ferramentas de avaliação de assimetrias do sistema musculoesquelético e auxiliar a escolha dos exercícios do método durante programas de reabilitação e condicionamento físico (SILVA *et al.*, 2009).

Segundo Perrin (1993) a avaliação precisa do desempenho do sistema musculoesquelético humano tem sido objetivo de cientistas e profissionais da fisioterapia e reabilitação há muitas décadas. Winter (1979) acredita que o progresso tecnológico torna cada vez mais possível a quantificação do desempenho físico humano. Deste modo, qualquer avaliação de técnica desportiva, capacidade funcional, entre outras, deve ser precedida de medição, descrição e análise.

Este estudo foi motivado pela falta de informação quantitativa que embasa a prática do método Pilates e tem como objetivo caracterizar a força dos membros inferiores durante a execução de um exercício extensamente praticado - o *foot work*. Acredita-se que o desenvolvimento desse trabalho representa um salto qualitativo nos serviços prestados pelos profissionais que trabalham diretamente com o movimento humano, uma vez que disponibilizará dados relacionados à diferença de força entre membros e a características das forças envolvidas na execução de um dos principais exercícios do método Pilates.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

Caracterizar a força de membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

- a) Instrumentar um aparelho *Reformer Clássico* com duas plataformas de força extensométricas construídas com base no estudo de Roesler (1997);

- b) Analisar a morfologia das curvas de força vertical e horizontal executadas pelos membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*;
- c) Verificar o efeito da utilização de dois tipos de mola com constantes elásticas diferentes sobre o pico de força horizontal de membros inferiores durante a realização do exercício *foot work*;
- d) Comparar a força aplicada pelos membros inferiores direito e esquerdo durante a realização do exercício *foot work*, com a utilização de dois tipos de mola com constantes elásticas diferentes.

## 1.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo será delimitado a analisar variáveis dinamométricas durante a execução do exercício *foot work*, do método Pilates, de sujeitos saudáveis, com idade entre 20 e 35 anos, familiarizados com este método. O exercício será realizado sobre o aparelho *Reformer*, contra a resistência de dois tipos de mola com constantes elásticas diferentes.

## 1.3 LIMITAÇÃO DO ESTUDO

Como limitação desse estudo destaca-se o controle qualitativo de variáveis como amplitude de movimento e velocidade do exercício.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 HISTÓRICO DO MÉTODO PILATES

Pilates é um método de condicionamento físico criado pelo alemão Joseph Pilates, no fim do século XIX, que tem como objetivos o aperfeiçoamento da flexibilidade, da coordenação motora, do alinhamento postural e da força muscular (SACCO *et al.*, 2005; SOUZA, 2006, KUO; TULLY; GALEA, 2009; CURNOW *et al.*, 2009).

Joseph Pilates, motivado pela sua mórbida condição de saúde (sofreu de asma, raquitismo e febre reumática durante a infância) e prevendo seu futuro numa cadeira de rodas, começou a estudar por conta própria, medicina oriental, anatomia humana, fisiologia humana e yoga. Assim desenvolveu diversos exercícios que o condicionaram e o afastaram de seus problemas de saúde. Joseph criou seu próprio método e tornou-se obcecado em superar suas limitações físicas. Passou a praticar esportes como esqui, ginástica e mergulho, desenvolvendo sua forma física. Sua definição muscular chamava tanto a atenção que chegou a posar para mapas anatômicos (PANELLI; DE MARCO, 2006; SOUZA, 2006).

Relatos históricos indicam que, no ano de 1912, aos 32 anos, Joseph foi para a Inglaterra dar continuidade a seus treinamentos de boxe. Lá trabalhou como artista circense e ministrou aulas de defesa pessoal para o quartel general da polícia civil inglesa. No ano de 1914, durante a Primeira Guerra Mundial, Joseph é levado ao exílio. Neste período em que foi prisioneiro de guerra, incentivou os alemães de seu pavilhão a praticar o que ele chamava de Contrologia – controle consciente de todos os movimentos musculares do corpo (CRAIG, 2003; DILLMAN, 2004). Tempos depois foi transferido para outra cidade inglesa onde iniciou a prática de enfermagem. O estado deplorável dos prisioneiros de guerra fez com que Pilates criasse um sistema de exercícios mais fácil do que os de solo. Desenvolveu alguns aparelhos por meio de molas e macas velhas. As origens do aparelho *Reformer* contemporâneo, com suas molas e carrinho deslizante, surgiram a partir dos equipamentos que Joseph inventou neste período. Desse modo, ofereceu condições para que pacientes acamados continuassem a se exercitar, desenvolvendo a força e a flexibilidade (CRAIG, 2003; PANELLI; DE MARCO, 2006). Pilates recebeu créditos pelo fato de nenhum dos prisioneiros de seu pavilhão ter sido afetado pela epidemia de *Influenza* que matou milhares de ingleses (PANELLI; DE MARCO, 2006)

Após o término da guerra, Pilates voltou para a Alemanha, onde seu método ganhou apoio entre os dançarinos. Ele recusou o convite do governo alemão para treinar as forças armadas e partiu para os Estados Unidos. Abriu um estúdio na cidade de Nova York, onde permaneceu até sua morte (CRAIG, 2003; DILLMAN, 2004; PANELLI; DE MARCO, 2006).

Não se sabe ao certo como ocorreu a morte de Joseph Pilates. O obituário do *The New York Times* afirma que Pilates teria falecido aos 86 anos no hospital *Lenox Hill*. Atualmente, seu método é praticado mundialmente por milhares de pessoas com os mais diversos níveis de aptidão física, bem como por companhias de dança e equipes esportivas (PANELLI; DE MARCO, 2006).

O método Pilates foi introduzido no Brasil na última década, e gradativamente popularizou-se (PANELLI; DE MARCO, 2006). A bailarina Alice Becker Denovaro foi a primeira brasileira a certificar-se no método, em 1991.

### **2.1.1 O método Pilates**

O método Pilates de condicionamento físico apresenta seis princípios básicos: *respiração*, *concentração*, *precisão*, *controle*, *fluidez de movimento* e *powerhouse*. Esses princípios serão descritos, a seguir, com base nas referências de Mcneill (2010), McGill (2007), Smith e Smith (2005), Kolyniak, Cavalcanti e Aoki (2004), Muscolino e Cipriani (2004a), Akuthota e Nadler (2004), Craig (2003), Latey (2001), Lange e colaboradores (2000), Gallagher e Kryzanowska (2000), Vezina e Hubley (2000) e Pilates e Miller (2000).

Joseph, com suas décadas de experiência em condicionamento físico e reabilitação, acreditava que grande parte da população não apresenta padrão respiratório fisiológico, empregando apenas uma fração de sua capacidade pulmonar. Por isto, enfatizava a *respiração* como o fator primordial ao início do movimento, fornecendo a organização do tronco pelo recrutamento dos músculos estabilizadores profundos da coluna, pela sustentação pélvica e favorecendo o relaxamento dos músculos inspiratórios e cervicais. O ciclo respiratório proposto pelo método favorece o incremento da ventilação pulmonar, a melhora da oxigenação tecidual, e conseqüentemente, a captação de produtos metabólicos associados à fadiga.

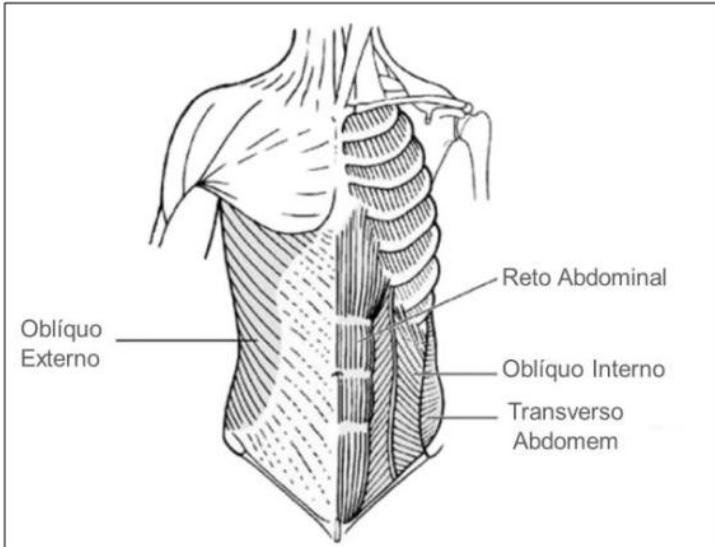
A *concentração* durante o exercício caracteriza-se pela atenção voltada a cada parte do corpo para que o movimento seja desenvolvido com a maior eficiência possível. Nenhuma parte do corpo deve ser

ignorada. A atenção dispensada na realização do exercício visa ao aprendizado motor. A *precisão*, segundo Joseph, é de fundamental importância para a qualidade do movimento e, sobretudo, para o alinhamento postural. Consiste no refinamento do controle e do equilíbrio dos diferentes músculos envolvidos em um movimento. O *controle* do movimento é o discernimento da atividade motora de agonistas primários numa ação específica. Faz-se importante a preocupação com o *controle* de todos os movimentos a fim de aprimorar a coordenação motora, evitando contrações musculares inadequadas ou indesejáveis. A *fluidez* refere-se ao movimento, que deve ser de forma controlada e contínua. Além disso, deve exibir leveza, de maneira que os impactos do corpo com o ambiente sejam amenizados. Joseph explicava que movimentos truncados, pesados, que se chocam com as superfícies de contato, levam ao desperdício de energia, além de tornar os tecidos propensos ao desgaste prematuro.

E, finalmente, *Powerhouse* foi como Pilates denominou o que hoje se conhece por *core strengthening*, *core stability*, *core control*, *lumbar stabilization*, centro, entre outras designações. Para a definição do *core* é necessário compreender que se trata de uma região corporal, formada por grupos musculares e com função específica. Dessa maneira, o *core* enquanto uma região no espaço pode ser delimitado entre o assoalho pélvico e a caixa torácica (figura 1), mas alguns autores incluem ainda parte dos membros superiores e inferiores.

Os músculos que compõem o *core* são determinados pela sua delimitação espacial e podem variar conforme o autor. Contudo, os músculos reto abdominal, oblíquos, multífidos, eretores da espinha e transverso do abdômen são um consenso (figura 1). O *core* enquanto função se relaciona principalmente com o seu papel de estabilizador do tronco, seja em atividades estáticas ou dinâmicas.

Figura 1– Alguns dos músculos que definem o Core no plano frontal



Fonte: (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004a)

Existem duas abordagens utilizadas no Pilates: o *Matwork* e o *Apparatus*. O *Matwork* tem o solo como base para a realização dos exercícios, com a possibilidade de adição de alguns acessórios como bolas, arcos e faixas elásticas. O *Apparatus* caracteriza-se pelo uso de aparelhos desenvolvidos pelo próprio Joseph para dar continuidade ao trabalho iniciado no *Matwork*, oferecendo diferentes perspectivas de controle do movimento. O *Cadillac*, a *Wunda Chair*, o *Ladder Barrel* e o *Reformer* são os principais aparelhos (MCNEILL, 2010).

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 (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004b). As molas são classificadas através de diferentes tamanhos e cores; cada cor representa uma constante elástica 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. Idealizado para ser um carro que corre sobre uma plataforma de madeira, consiste numa superfície retangular, acolchoada e móvel que oferece resistência aos membros inferiores e superiores através de molas que ligam esta superfície móvel à plataforma de madeira citada (PANELLI e DE MARCO, 2006). A plataforma deslizante possibilita o encadeamento de até cinco molas – com constantes elásticas diferentes ou não (SHEDDEN; KRAVITZ, 2006). É dotado de uma barra para apoiar os pés ou as mãos, apoio para 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 com quase todas as musculaturas. Na figura 2 são apresentados alguns exercícios realizados 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 (2003 a,b) e PHYSICALMIND INSTITUTE (2004).

Figura 2 – Aparelho Reformer e alguns exemplos de exercícios.



Fonte: Physicalmind Institute, 2004.

Segundo Queiroz *et al.* (2010), o *Reformer* estabelece-se como o mais utilizado dos aparelhos. É bastante empregado em programas de reabilitação devido a sua disposição horizontal, redutora da atuação da força da gravidade nos exercícios de membros inferiores (SHEDDEN; KRAVITZ, 2006). Tal disposição faz-se importante nos casos em que uma articulação lesada não é capaz de suportar o peso do corpo inteiro.

Em se tratando de reabilitação de membros inferiores, o *foot work* pode ser considerado o principal exercício executado sobre o *Reformer*. Está incluído em todas as fases de progressão do Pilates: inicial, intermediária e avançada. É caracterizado pela flexo-extensão de quadris e joelhos, enquanto os pés se mantêm em paralelo sobre a barra de apoios do aparelho (STOTT PILATES, 2003 apud SANTOS, 2010). Por ser um movimento em cadeia cinética fechada, é constantemente utilizado em sequências de cinesioterapia.

Apesar da frequente utilização do *foot work*, ao nosso conhecimento, apenas um estudo semelhante a este foi encontrado. Self *et al.* (1996) realizaram um estudo pioneiro com o objetivo de determinar a amplitude de movimento e a quantidade de força vertical aplicada por

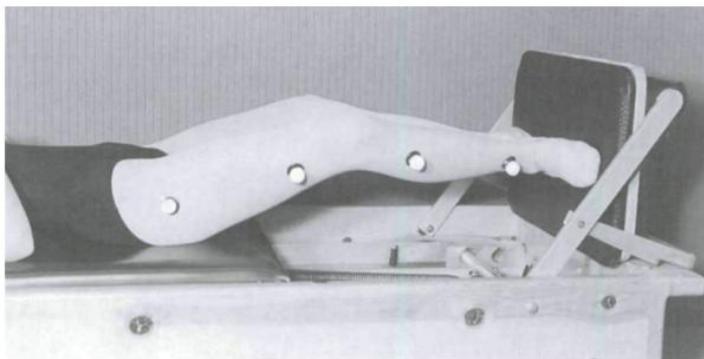
bailarinos, durante o movimento de *demi-plié*, em primeira e em quinta posição, sobre o *Reformer* e no solo.

### 2.1.2 Estudos acerca do método Pilates no contexto da Biomecânica

Embora diversos autores tenham apontado 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 (SANTOS, 2010).

Um dos estudos pioneiros com enfoque biomecânico foi o de Self *et al.* (1996) que realizaram um estudo para determinar a amplitude de movimento e a quantidade de força vertical, aplicada por bailarinos, durante o movimento de *demi-plié* em primeira e em quinta posição. O movimento e a força foram avaliados sobre o aparelho *Reformer* (com duas e quatro molas) e no solo. Os bailarinos apresentaram uma amplitude de movimento muito maior na primeira posição do que na quinta tanto no *Reformer* quanto no solo. Os maiores picos de força foram observados na posição ortostática (homens, 674 N; mulheres 523 N). A força gerada sobre a base *Reformer* quando vinculada a quatro molas foi significativamente maior (homens, 369 N; mulheres, 298 N) do que quando a solicitação era de apenas duas (homens, 200 N, mulheres, 164 N).

Figura 3 – Bailarina na primeira posição do balé realizando o *demi-plié* sobre o *Reformer* do método Pilates.



Fonte: (SELF *et al.*,1996)

Um outro estudo, realizado por Segal *et al.* (2004), com o objetivo de verificar o efeito de dois meses de treino semanal de Pilates sobre a flexibilidade, a composição corporal e o estado de saúde de 32 adultos maiores de 18 anos, relatou um aumento médio de flexibilidade através da distância dedo-chão dos sujeitos de 3,4 cm, 3,3 cm e 4,3 cm após 2, 4 e 6 meses de seguimento. Entretanto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para a massa corporal, a altura e a auto-avaliação de saúde.

O método Pilates tem como prioridades o fortalecimento e a estabilização de estruturas que envolvem o core. Kolyaniak, Cavalcanti e Aoki (2004), com o objetivo de avaliar o efeito do método Pilates sobre a função de extensores e flexores do tronco, submeteram 20 adultos saudáveis aos respectivos testes isocinéticos. Após 25 sessões, em 12 semanas, a função da musculatura extensora apresentou melhora em todos os parâmetros analisados (pico de torque – 25%, trabalho total – 28%, potência – 30% e quantidade total de trabalho – 21%). A musculatura flexora apresentou aumento discreto para trabalho total (10%) e quantidade total de trabalho (10%).

Sacco *et al.* (2005) também realizaram estudo com enfoque na musculatura central. Analisaram a musculatura abdominal de duas professoras de Pilates com o intuito de comparar 11 exercícios do método realizados em 3 aparelhos e no solo. Foram calculados os torques de resistência 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, 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.

Endleman e Critchley (2008), utilizando a ultrassonografia, examinaram a ativação do oblíquo interno e transversal do abdômen de 26 praticantes do Pilates, em 6 exercícios. Foi verificado que em todos os exercícios analisados com a contração voluntária da parede abdominal há um aumento significativo na ativação muscular, tanto do oblíquo interno como transversal do abdômen, do que sem a contração

voluntária. 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.

Kuo, Tully e Galea (2009), ao analisar os efeitos de um programa de exercícios do método Pilates sobre a postura da coluna vertebral no plano sagital de adultos mais velhos (acima de 60 anos), encontraram que tanto as medidas angulares na postura em pé quanto na sentada mantiveram-se inalteradas, exceto para o ângulo da coluna lombar ao sentar-se. Não foram encontradas diferenças significativas durante o período de seguimento.

Uma análise quantitativa indireta no Pilates foi realizada por Silva *et al.* (2009) no qual avaliaram o torque de resistência num exercício de extensão de quadril realizado no aparelho *Cadillac*. Tal aparelho possibilita diversas regulagens de fixação da mola para esse movimento. No estudo foram analisadas 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.

Em trabalho recente, Queiroz *et al.* (2010) compararam a ativação elétrica de músculos estabilizadores do tronco e do quadril em 4 variações de exercício na posição quadrúpede sobre o *Reformer*. A amostra foi composta por 19 bailarinos e professores do método Pilates, sendo avaliada a atividade 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, porém os autores do estudo não especificam qual a carga imposta aos indivíduos durante os exercícios analisados. Essa informação é relevante já que 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.

Percebe-se que os estudos acerca do método Pilates realizados com enfoque biomecânico limitam-se às análises de amplitude de movimento, flexibilidade, torque e ativação muscular durante os exercícios do método. Ao nosso conhecimento não existem muitos estudos que analisam a Força de Reação no contexto do Pilates.

## 2.2 CINÉTICA DO MOVIMENTO HUMANO

A Biomecânica é “o estudo das forças que agem sobre e dentro da estrutura biológica e dos efeitos produzidos por tais forças” (HATZE, 1974). Cinética é a descrição do movimento humano em termos de força, podendo essas forças atuar interna ou externamente. As forças internas incluem o resultado da atividade muscular, força gerada pelo estiramento ou não-contratilidade e elasticidade do tecido mole e fricção interna. (BARELA; DUARTE, 2011). Essas forças são transformadas em rotações dos segmentos, que por sua vez, produzem o movimento dos mesmos. As forças externas são aquelas que agem em um objeto como resultado de sua interação com o ambiente que o circunda.

McGinnis (2002) classifica as forças externas em forças de contato e forças sem contato. O autor explica que a maior parte das forças que conhecemos são forças de contato – aquelas que ocorrem quando dois objetos se tocam. As forças sem contato são aquelas que ocorrem mesmo quando os objetos não estão se tocando. Assim, a atração gravitacional da Terra é uma força sem contato. Outras forças sem contato incluem as forças magnéticas e as forças elétricas. As forças de contato podem ocorrer entre objetos sólidos e objetos fluídos (ar, água). As forças de contato mais estudadas nos esportes ocorrem entre objetos sólidos, como entre o atleta e o solo. Dentro da Biomecânica, a Força de Reação a partir do solo é a mais conhecida (TREW; EVERETT, 1997).

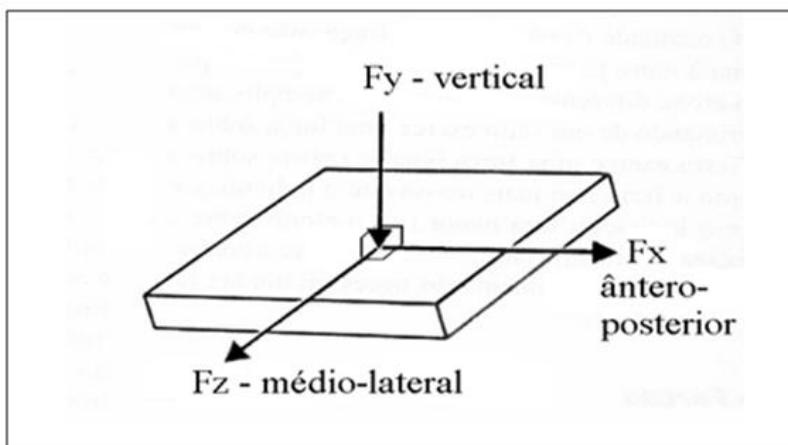
De acordo com Amadio e Duarte (1996), a determinação de forças assume destacada relevância científica e tecnológica na análise Biomecânica do movimento humano. A partir da análise dessas forças, importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor podem ser feitas, contribuindo de forma efetiva na busca de parâmetros de eficiência do movimento e/ou proteção do aparelho locomotor.

### 2.2.1 Forças de Reação

Pesquisadores têm investigado a magnitude das forças sobre o aparelho locomotor em diferentes circunstâncias, com o intuito de analisar estratégias apropriadas para reduzir tais magnitudes e, conseqüentemente, o risco de lesões. Para este estudo, uma importante variável a ser compreendida é a Força de Reação (FR).

Hamil e Knutzen (1999) referem-se a FR como uma aplicação direta da terceira lei de Newton dos movimentos, que diz respeito à ação e reação. Estas forças atuam em duas partes – a pessoa e a superfície de contato. Apesar de terem sentido oposto, estas forças não se cancelam, mas mudam sua magnitude, duração e ponto de aplicação durante o período em que o indivíduo está em contato com a superfície (PEREIRA, 2001). Por ser um vetor, a Força de Reação pode ser decomposta em componentes ortogonais, num sistema de coordenadas tridimensional representado na Figura 4, na qual  $F_y$  é a componente vertical (para cima e para baixo);  $F_x$  é a componente anteroposterior (para frente e para trás); e  $F_z$ , a componente médio-lateral (lado para lado).

Figura 4 – Componentes ortogonais tridimensionais convencionadas pela Internacional Society of Biomechanics.



Fonte: (PEREIRA, 2001).

De acordo com McClay *et al.* (1994), a Força de Reação indica a intensidade e a duração do estresse ao qual o corpo é submetido durante o contato com uma superfície, e permitem identificar quais movimentos apresentam componentes de alto impacto e também determinar o quão rapidamente esses impactos ocorrem. Entre os principais procedimentos que indicam a utilização da medição das componentes das forças de reação, pode-se citar: (a) análise da técnica de movimento; (b) análise da condição física; (c) controle da sobrecarga; (d) influência de fatores externos; (e) influência de fatores internos; (f) monitoramento dos atletas; e (g) obtenção de indicadores para a detecção de talentos esportivos.

Para Rose e Gamble (1998), a principal componente da FR é a vertical devido a sua magnitude de força em relação às outras. A ação da componente vertical se relaciona com a ação da gravidade e para movimentos na posição ortostática, como a marcha, deve possuir pelo menos à força do peso corporal. Amadio e Duarte (1996) citam que a componente vertical da FR é a que melhor caracteriza a carga sobre o aparelho locomotor. E ainda, a magnitude e o índice de aplicação dessa componente estão mais intimamente associados às lesões de reação de estresse dos ossos (SIMPSON; CIAPPONI; WANG, 2003).

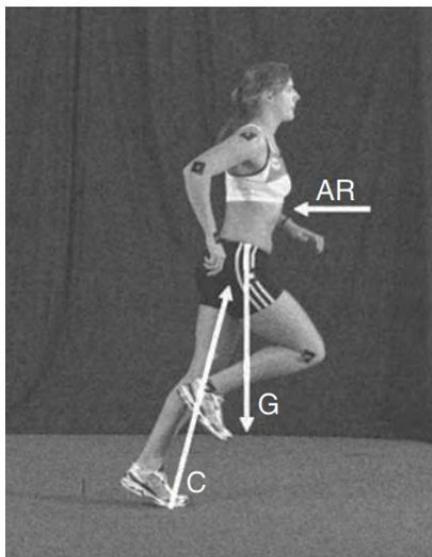
Em Biomecânica, a Força de Reação pode ser medida utilizando-se plataformas de força, que permitem obter as componentes da força resultante.

### **2.2.2 Plataformas de Força**

A maneira como o aparelho locomotor opera mecanicamente está relacionada com a interação de algumas forças. Algumas dessas forças são produzidas internamente, como a força muscular, enquanto outras são produzidas pelo meio, como a gravidade e a resistência do ar, e há ainda aquelas que são criadas pela interação que temos com o ambiente, como as forças de contato (PAYTON; BARLET, 2008).

A figura 5 apresenta um diagrama do corpo livre. Esta representação gráfica tem com objetivo permitir 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.

Figura 5 – Diagrama do corpo livre ilustrando algumas das forças (C: contato; G: gravidade; AR: resistência do ar) atuantes sobre a corredora.



Fonte: (PAYTON; BARTLETT, 2008).

De acordo com Payton e Barlet, (2008) muitas das forças externas, como a gravidade e a resistência do ar, podem ser estimadas a partir de cálculos matemáticos desenvolvidos ao longo dos séculos. No entanto, as forças de contato não são facilmente estimadas. Por isso faz-se necessário aferi-las. Tais forças de contato podem ser utilizadas como uma representação direta de um movimento ou como fórmula analítica a fim de produzir uma avaliação biomecânica completa de uma situação.

Percebendo a importância de mensurar forças para um entendimento futuro da maneira como o aparelho locomotor funciona, dispositivos dinamométricos têm sido desenvolvidos. Esses instrumentos têm sido, tradicionalmente, as plataformas de força. Frequentemente localizadas no solo, devido à importância da interface pé-solo durante atividades esportivas e exercícios, também podem ser adaptadas sobre outras superfícies, como paredes ou outros aparelhos (FLEMMING; HALL, 1997).

O primeiro dispositivo dinamométrico utilizado para análise do movimento humano é atribuído a Marey, um fisiologista francês, em

1895. O sistema usava tubos preenchidos por ar os quais registravam a pressão e, conseqüentemente, a força do pé no solo (FLEMMING; HALL, 1997).

Em 1938 Elftman construiu uma plataforma que utilizava molas para registrar as forças anteriores e posteriores dos pés de corredores contra o chão. A limitação desse instrumento era o deslocamento necessário para comprimir as molas e a baixa frequência natural da plataforma de força. Subseqüentemente, designs mais sofisticados tornaram-se disponíveis, baseados em *strain gauges* ou compostos de material piezo-elétrico (PAYTON; BARLET, 2008).

A primeira plataforma de força comercial foi construída por Kistler, em 1969, e utilizava o princípio piezo-elétrico. A plataforma de força Kistler foi rapidamente aceita como padrão mundial para aferição de força. Em 1976, a Advanced Mechanical Technology Incorporated (AMTI) introduziu uma plataforma de força a partir de *strain gauges*. Esta última tinha as vantagens de apresentar uma área de superfície maior e menor preço (PAYTON; BARLET, 2008).

Dentro das ciências do movimento humano, diversas plataformas de força foram desenvolvidas para análises biomecânicas. Silveira Filho (1997) construiu duas plataformas de força de baixo custo, utilizando *strain gauges* para adquirir dados de forças de reação do solo de ambos os pés em caminhada ou corrida. No mesmo, ano Roesler (1997) construiu a primeira plataforma de força subaquática do país. Tal plataforma é utilizada até hoje para medições de forças e momentos em atividades aquáticas, e seu padrão de construção foi seguido por diversos estudos posteriores. Dreyer Neto *et al.* (2001) desenvolveram uma plataforma de força para pedal de ciclismo. O sistema demonstrou ser útil em estudos de eficiência mecânica, bem como fonte de *feedback* para andar de bicicleta ou para treinamento.

Em 2002, Gertz desenvolveu uma plataforma de força para medir a força aplicada nas teclas do teclado de um computador durante a digitação, para utilização em biomecânica. O instrumento foi projetado e construído para medir a força vertical,  $F_z$ , a força horizontal (e transversal) ao teclado,  $F_y$ , e o momento aplicado no eixo horizontal e longitudinal ao teclado,  $M_x$ , (eixo x). Com estes três componentes foi possível, numa análise bidimensional (2D), determinar a magnitude do vetor força resultante, seu ângulo com plano horizontal e o ponto de aplicação sobre a superfície da tecla.

Bastos (2011) construiu uma plataforma de força de baixo custo para ser utilizada como método de avaliação biomecânica em portadores de Diabetes Mellitus (DM). A partir desse instrumento, profissionais da

saúde que atendem portadores de DM podem prever as chances de desenvolvimento de ulcerações podais de seus pacientes através da avaliação de alterações na pressão plantar.

Percebe-se com essa pequena revisão que a evolução das plataformas de força torna cada vez mais possível quantificar o desempenho do ser humano. Entre os estudos citados, todos utilizaram *strain gauges* como elemento sensor na construção de seus instrumentos.

### 2.3 BIOMECÂNICA DE EXERCÍCIOS DE FLEXO-EXTENSÃO DE MEMBROS INFERIORES EM CADEIA CINÉTICA FECHADA

O movimento em qualquer parte do membro inferior, pelve ou tronco influencia todas as outras partes dos membros inferiores, sendo que a posição ou movimento do pé pode influenciar na posição ou movimento do joelho ou quadril daquele membro, ou a posição pélvica pode influenciar em ações por todo o membro inferior. Para compreender a função do membro inferior visando a reabilitação, desempenho esportivo ou prescrição de exercícios é importante avaliar os movimentos ou ações nos dois membros e na pelve, em vez de atentar para somente uma articulação (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O agachamento e o *leg press* são exercícios básicos muito utilizados por atletas para melhorar o desempenho no esporte (ESCAMILA *et al.*, 2000). Estes exercícios multi-articulares desenvolvem os maiores e mais potentes grupos musculares do corpo e possuem semelhanças Biomecânicas com o exercício *foot work*. Por serem exercícios de cadeia cinética fechada, o agachamento e o *leg press* são extensamente recomendados e utilizados em ambientes clínicos, como no pós-operatório de reconstrução do ligamento cruzado anterior, de artroplastias de quadris e de joelhos (ESCAMILA *et al.*, 1998; WILK *et al.*, 1996).

O conceito de cadeia cinética originou-se em 1955, quando Steindler utilizou teorias de engenharia mecânica de cinemática fechada e conceitos de ligações para descrever a cinesiologia humana. De acordo com este modelo, cada um dos segmentos articulares do corpo envolvidos em um determinado movimento constitui uma ligação ao longo das cadeias cinéticas. Assim, no caso de uma cadeia cinética fechada, podemos considerar que vários segmentos rígidos sobrepostos estão conectados em uma série de juntas móveis. Este sistema permite o movimento previsível de uma junta baseado no movimento de outras juntas. Na extremidade inferior do corpo humano, cada segmento ósseo

pode ser visto como o segmento rígido. De forma similar, as articulações sinoviais talocrural, subtalar, tibiofemoral e coxo-femoral como juntas de conexão (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Aplicando estes conceitos ao movimento humano, Steindler observou que dependendo da carga na “junta terminal”, era possível classificar as cadeias cinéticas em duas categorias distintas: A Cadeia Cinética Aberta (CCA) e a Cadeia Cinética Fechada (CCF). Um movimento em CCA é definido como aquele que ocorre quando o segmento distal de uma extremidade move-se livremente no espaço, resultando no movimento isolado de uma articulação (ex: a perna se movimentando na fase de balanço da marcha, o ato de chutar uma bola, o aceno de mão ou o ato de levar um copo a boca para beber água). Um movimento em CCF é definido como aquele nas quais as articulações terminais encontram resistência externa considerável a qual impede ou restringe sua movimentação livre. Exemplos de atividades de CCF dos MMSS são: o exercício de flexão de braço, a utilização dos braços para se levantar de uma cadeira, o apoio dos membros superiores durante a marcha com muletas. Exemplos de atividades de CCF dos MMII: descer escadas, *leg press* e agachamentos (ROSE; GAMBLE, 1998; INMAN; RALSTON; TODD, 1998).

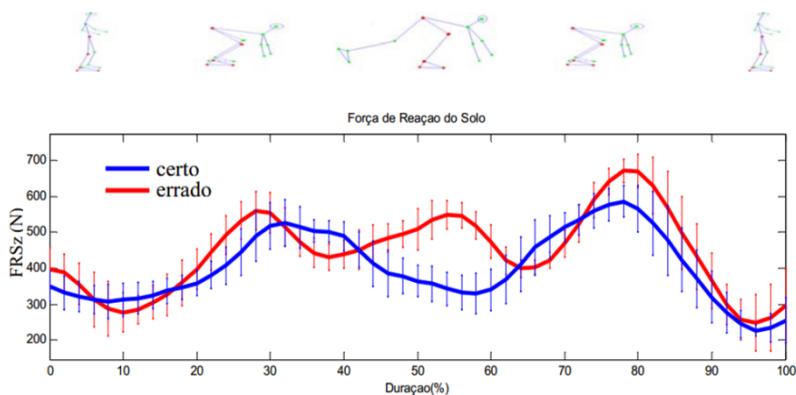
Há algum tempo o conceito de CCF tem recebido considerável atenção como técnica de reabilitação, no tocante aos membros inferiores. Ambas CCA e CCF oferecem vantagens e desvantagens distintas no processo de reabilitação. (INMAN; RALSTON; TODD, 1998). A escolha em se usar uma ou outra vai depender do objetivo de tratamento. Características dos exercícios em CCF incluem forças compressivas articulares aumentadas, aumento da congruência articular e portanto maior estabilidade, redução das forças de cisalhamento, redução das forças de aceleração, forças de resistência aumentadas, estimulação dos proprioceptores e melhoria da estabilidade dinâmica. Todas estas características estão associadas ao suporte de peso. Assim, atividades em CCF ajudam a reforçar a sincronização dos padrões de ativação muscular tanto para agonistas quanto para antagonistas, que se ativam durante estabilização e deambulação (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Atletas e pacientes praticam o agachamento e o *leg press* com parâmetros diferentes de carga e posicionamento, respeitando seus protocolos de treinamento ou reabilitação. Assim, um indivíduo treinado com condromalácia patelar pode preferir uma técnica de agachamento que minimize a força de compressão patelo-femoral (ESCAMILA *et al.*, 2000).

Segundo Nissel e Ekholm (1986) as forças compressivas durante o agachamento com cargas elevadas (250 a 382,50 kg), chegam próximas a 8000 N sendo praticamente a mesma entre os ângulos de 60° a 130° de flexão de joelhos, porém ainda não foi estudado um valor limite para as estruturas resistirem a forças compressivas. Deve-se lembrar, no entanto, que da mesma forma que a compressão excessiva pode ser lesiva para meniscos e cartilagens, elas tem um papel importante na estabilidade dos joelhos (NISSEL & ELKHOLM, 1986; MARKOLF *et al*, 1981; SHOEMAKER & MARKOLF, 1985; YACK *et al*, 1994).

Um dos poucos estudos encontrados que analisa a FRS durante exercício em CCF de membros inferiores é o de Hirata (2002), que realizou uma análise biomecânica de uma forma de agachamento comumente executada em aulas de ginástica: o agachamento *Burpee*. Foram determinadas variáveis cinemáticas por meio de sistema de vídeo e variáveis dinâmicas por meio de uma plataforma de força onde foram registradas as forças de reação do solo durante a execução do movimento (figura 6).

Figura 6: Média e desvio padrão da FRS na execução correta (azul) e errada (vermelha) durante o agachamento *Burpee*.



Fonte: (HIRATA, 2002)

Na Figura 6 a curva azul que representa a execução correta, apresenta um pico máximo de 550N na posição 4, enquanto na execução

errada houve um pico máximo de 680N também na posição 4. Salienta-se que esses valores são relativos a apenas um membro inferior – a perna de apoio.

## 2.4 DESIGUALDADE DE MEMBROS INFERIORES

A desigualdade ou discrepância de membros inferiores (DMI) está presente em cerca de 70% da população geral (PEREIRA; SACCO, 2008). Segundo Brunet *et al.* (1990), McCaw e Bates (1991) são consideradas pequenas ou discretas quando inferiores a 3,0 cm, e têm sido consideradas suficientes para causar alterações ortopédicas como dor lombar, fratura por stress e osteoartrite nas articulações dos membros inferiores (MMII). Podem ser do tipo estrutural quando existe diferença no comprimento de estruturas ósseas, ou funcional, como resultado de alterações mecânicas dos membros inferiores (BRUNET *et al.* 1990).

São vários os métodos clínicos e radiográficos utilizados para quantificar a DMI. Entretanto, não há um consenso na literatura se as desigualdades discretas são suficientes ou não para causar alguma alteração biomecânica ou assimetria.

White *et al.* (2004), ao comparar a marcha de adultos com e sem desigualdade discreta, encontraram que desigualdades maiores que 1,0 cm resultam em assimetrias de cargas da componente vertical da força reação do solo (FRS). Após analisar a marcha de crianças com DMI, Kaufman *et al.* (1996) atestaram que desigualdades superiores a 2,0 cm resultam em assimetria no padrão de marcha se comparado com crianças sem desigualdade. Song *et al.* (1997), em avaliação cinética e cinemática da marcha de adolescentes, não verificaram mecanismos compensatórios associados às discrepâncias de  $2,2 \pm 4,5$  cm do membro inferior maior, e ainda, que os sujeitos com tais desigualdades não demonstraram nenhuma assimetria cinemática ou cinética da marcha.

Os estudos encontrados acerca da DMI abordam atividades na posição ortostática, e dizem respeito à componente vertical da Força de Reação. Neste estudo verificou-se se a DMI confere alterações nos picos da componente horizontal da força entre membros inferiores.

O estudo de Freeman *et al.* (1965) argumentou que as atividades executadas numa única perna devem ser realizadas a fim de diminuir os efeitos de instabilidade funcional. Desde então, as atividades funcionais com o peso do corpo apoiado em um pé só têm sido muito utilizados para a avaliação e reabilitação de equilíbrios deficiências relacionadas a lesões musculoesqueléticas. No entanto, a diferença de

desempenho entre os membros dominante e não dominante precisa ser conhecido (ALONSO *et al.*, 2011).

Hoffman *et al.* (1998) realizaram uma série de testes funcionais ("determinação funcional do membro dominante") e estabeleceram que o membro dominante era o que executava o movimento com mais precisão e habilidade. Neste estudo foi utilizado o critério da perna que chuta para determinar a dominância. Não houve diferença estatisticamente significativa entre o membro dominante e o não dominante quanto à instabilidade.

Estes resultados são semelhantes aos de Alonso *et al.* (2009), que não encontraram diferença entre o membro dominante e o não dominante em grupos de indivíduos sedentário e de jogadores de futebol amador. Em outro estudo realizado por Alonso *et al.* (2011) utilizando o mesmo equipamento e fazendo a mesma comparação, mas desta vez sobre a estabilidade de indivíduos sedentários e praticantes de judô, não foram encontradas diferenças entre os membros. Isso também foi mostrado por Tookuni *et al.* (2005) que usou o equipamento Fscan Mat, Hoffman *et al.* (1998), com uma plataforma de força e McCurdy e Langford (2006), que verificaram a correlação entre força e equilíbrio por meio de testes de agachamento com pesos em uma plataforma de força usando o apoio unipodal.

Hoffman *et al.* (1998) declararam que a assimetria entre membros inferiores devia-se a lesões agudas ou crônicas e que não estava relacionada com a dominância dos membros. McCurdy e Langford (2006) afirmaram não existir resultados publicados acerca do efeito da dominância em atletas, que têm potencial para gerar padrões de desequilíbrio à avaliação de um único pé.

## 2.5 DÉFICIT BILATERAL

Dentro da escolha dos exercícios para compor um programa de treinamento, é possível optar por exercícios que sejam executados unilateralmente (exercício realizado com um membro de cada vez) ou bilateralmente (exercício realizado com os membros homólogos simultaneamente) (PINTO *et al.*, 2012; ODA; MORITANI, 1996). Desde 1961, estudos vêm demonstrando diferenças entre a produção de força durante ações bilaterais quando comparadas às ações unilaterais, nas quais o somatório da produção de força dos membros contralaterais é superior à força produzida bilateralmente (VANDERVOORT *et al.*, 1984; OHTSUKI, 1983). Segundo Owings e Grabiner (1998) essa diferença, chamada de déficit bilateral (DB), é um fenômeno decorrente

da redução do desempenho muscular durante movimentos bilaterais (membros sincronizados).

Estudos que investigam o DB têm como um dos interesses demonstrar diferenças na produção de força entre a execução bilateral e a soma da força de cada membro em execução unilateral. Em sujeitos já familiarizados e que realizam treinamento de força, principalmente, de forma bilateral, essa diferença entre movimentos unilaterais e bilaterais não se torna tão evidente (BOTTON; PINTO, 2012).

Howard e Enoka (1991) realizaram estudo comparando sujeitos destreinados, ciclistas e levantadores de peso. O grupo composto por ciclistas não apresentou déficit, enquanto o grupo de sujeitos destreinados apresentou. Levantadores de peso deslocaram cargas mais elevadas no teste bilateral do que a soma das cargas do teste realizado unilateralmente, caracterizando uma facilitação bilateral. Esses resultados reforçam a ideia de que exercícios bilaterais reduzem o déficit, pois ciclistas e levantadores de peso utilizam movimentos bilaterais em suas práticas e não apresentaram tal fenômeno. Já os sujeitos que não praticam treino de força são mais suscetíveis a presença do DB, pois não sofrem influência do treinamento.

Outros fatores também colaboram com a divergência de resultados como o tipo, a intensidade e a velocidade da contração. Segundo Jakobi e Chilibeck (2001), estudos que não encontraram o DB podem ser limitados pela variabilidade da população, pela diferença nas metodologias utilizadas, pela randomização da sequência de testes ou a inadequada reprodutibilidade do teste dinâmico.

Visto que o DB é causado por limitações neurais que reduzem o recrutamento de unidades motoras, o treinamento, que por sua vez tem como uma das adaptações neurais o aumento no recrutamento de unidades motoras, pode diminuir o DB quando executado bilateralmente (KURUGANTI *et al.*, 2005). Entretanto, são poucos os estudos encontrados na literatura que avaliam os diferentes efeitos da execução unilateral e bilateral, ao longo do tempo, na produção de força e na atividade elétrica. Os estudos que investigam a influência do treinamento unilateral e bilateral encontram aumentos na força para ambos os tipos de treino, e os ganhos parecem ser específicos ao tipo de execução utilizada durante o treinamento (BOTTON; PINTO, 2012).

### 3 MÉTODO

#### 3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

Uma vez que esta pesquisa consistiu na determinação de um objeto de estudo (Força de membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*), na seleção de variável que seja capaz de influenciá-lo (tipo de mola) e na observação dos efeitos que essa variável produz no objeto, esta pesquisa é caracterizada como experimental. Essa pesquisa ainda pode ser classificada como experimental com um único grupo ou quasi-experimental, pois o experimento foi realizado sem haver necessidade de um grupo controle (GIL, 1991). Foram analisados os efeitos de duas molas com constantes elásticas diferentes (variáveis independentes) sobre o pico da componente horizontal da Força de Reação (variável dependente) de cada membro inferior, durante a execução do exercício *foot work*.

Para atingir o objetivo geral, fez-se necessária a construção dos instrumentos principais da coleta de dados – as plataformas de força extensométricas - e a adaptação destas ao aparelho *Reformer*. Nesse contexto, o presente estudo é também considerado de desenvolvimento tecnológico (VALERIANO, 1998).

#### 3.2 PARTICIPANTES DA PESQUISA

Participaram deste estudo (previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado de Santa Catarina, sob o parecer 109.446/2012) 20 adultos saudáveis, de ambos os sexos (15 mulheres e 5 homens), com idade entre 20 e 35 anos. A escolha dos sujeitos foi não-probabilística do tipo intencional.

Foram incluídos no estudo os participantes que atenderam aos seguintes critérios de inclusão: (a) concordar em participar do estudo; (b) não relatar, durante o primeiro contato/entrevista, qualquer queixa de comprometimento musculoesquelético e (c) ser familiarizado com o método Pilates (1 mês de prática, com frequência mínima de 2 aulas na semana).

Foi adotado como critério de exclusão a diferença de comprimento entre os membros inferiores direito e esquerdo superior a 2 cm. A tabela 1 apresenta as características antropométricas dos participantes e também dos homens e das mulheres, separadamente.

Tabela 1 – Características antropométricas dos participantes da pesquisa.

	GRUPO	HOMENS	MULHERES
N	20	5	15
Idade	26,4±2,8	26,2±4,1	26,4±2,9
Massa (kg)	63,2±11,0	79,2±7,3	57,6±5,6
Estatura (cm)	166,1±6,0	172,4±5,3	164,0±4,8
MID*	78,3±2,9	81,0±3,0	77,4±2,2
MIE**	78,8±2,9	81,6±2,7	77,9±2,4
Dominância	Direita (100%)	Direita (100%)	Direita (100%)
Prática (meses)	8,6±7,3	6,0±5,6	9,5±7,7

\*MID = comprimento do membro inferior direito; \*\*MIE = comprimento do membro inferior esquerdo.

### 3.3 ETAPAS DO ESTUDO

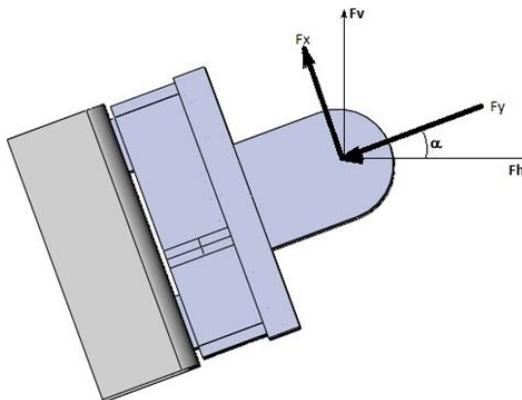
Esta pesquisa foi realizada em duas fases distintas: Fase Preliminar e Fase de Aplicação. Na fase preliminar foi realizada a construção e a adaptação dos instrumentos de medida ao aparelho *Reformer* (2 plataformas de força extensométricas, colocadas uma ao lado da outra, para medir as forças de cada membro inferior independentemente) para posterior análise da força de membros inferiores durante a realização do exercício foot work. Depois da construção e da respectiva calibração dos instrumentos (ver em “Resultados da fase Preliminar”), foi realizada a fase de Aplicação, que corresponde à coleta de dados.

### 3.4 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

As plataformas deste estudo foram construídas para medir deformações nos três eixos de movimento – **x**, **y** e **z**. As deformações no eixo **z** foram desconsideradas em virtude da reduzida expressão

durante o exercício. Para se chegar às variáveis de interesse deste estudo (Força Horizontal e Vertical de membros inferiores), os vetores de força de membros inferiores sobre as plataformas tiveram de ser estabelecidos (Figura 7).

Figura 7: Representação das componentes  $F_x$  e  $F_y$  atuantes sobre uma plataforma de força.



$F_y$  = componente vertical da Força de Reação;  $F_x$  = componente horizontal anteroposterior da Força de Reação;  $\alpha$  = ângulo formado pela inclinação de cada plataforma de força com a linha horizontal;  $FV$  = Força vertical;  $FH$  = Força horizontal

Para que não houvesse comprometimento da disposição dos componentes do aparelho, a barra de apoios do *Reformer* foi substituída por um perfil de aço que permitia o encaixe das duas plataformas de força. Sobre a estrutura básica da plataforma de força foi construída uma barra cilíndrica sobre a qual os sujeitos do estudo deveriam apoiar os pés (simulando a barra de apoios do *Reformer*). Os vetores  $F_x$  e  $F_y$  apresentados na Figura 7 representam as duas componentes da Força de Reação de membros inferiores realizadas sobre esta barra cilíndrica (vista lateral) adaptada às plataformas de força. Devido à angulação original da barra de apoios dos pés do *Reformer*, o perfil de aço que foi construído para adaptar as plataformas de força também foi angulado, ficando a plataforma 1 com um  $\alpha$  de  $27^\circ$  com a horizontal e a plataforma 2 com um  $\alpha$  de  $29^\circ$  com a horizontal. A fim de serem obtidos os valores

das forças para as direções vertical e horizontal, procedeu-se com a seguinte troca de sistema de coordenadas:

### Troca de Sistema de Coordenadas

Equação 1: Troca de Sistema de Coordenadas.

$$FV = F_{xv} - F_{yv}$$

$$FV = (F_x \times \cos\alpha) - (F_y \times \sin\alpha)$$

$$FH = F_{xh} + F_{yh}$$

$$FH = (F_x \times \sin\alpha) + (F_y \times \cos\alpha)$$

**PLATAFORMA 1**

$$F_v = F_{xv} - F_{yv} = F_x \cos 27^\circ - F_y \sin 27^\circ$$

$$F_h = F_{xh} + F_{yh} = F_x \sin 27^\circ + F_y \cos 27^\circ$$

**PLATAFORMA 2**

$$F_v = F_{xv} - F_{yv} = F_x \cos 29^\circ - F_y \sin 29^\circ$$

$$F_h = F_{xh} + F_{yh} = F_x \sin 29^\circ + F_y \cos 29^\circ$$

Onde:

FV = força vertical

FH = força horizontal

F<sub>xv</sub> = componente vertical de F<sub>x</sub>

F<sub>yv</sub> = componente vertical de F<sub>y</sub>

F<sub>xh</sub> = componente horizontal de F<sub>x</sub>

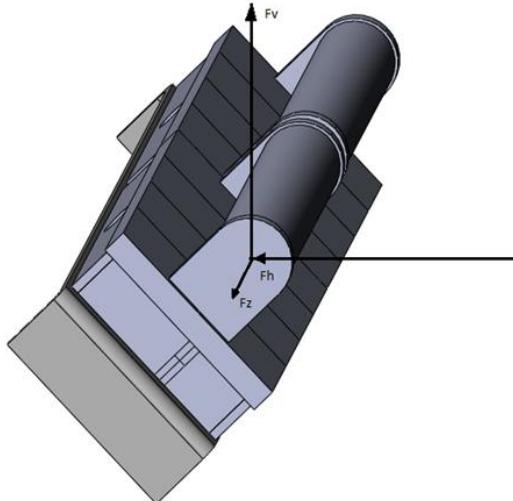
F<sub>yh</sub> = componente horizontal de F<sub>y</sub>

Esta transformação foi validada através da utilização de pesos mortos pendurados na plataforma inclinada. Após a transformação, a força vertical igualava-se ao peso colocado sobre a plataforma, e a força horizontal a zero.

A Figura 8 exhibe os vetores de força vertical e horizontal atuantes sobre as plataformas de força extensométricas. Nesta figura

também está representada a componente horizontal médio-lateral ( $F_z$ ) da Força de Reação, que não foi analisada neste trabalho.

Figura 8 – Coordenadas da plataforma de força em desenho tridimensional.



Após aquisição e pós-processamento, cada ensaio resultou em um gráfico. Este contendo as curvas de força horizontal e vertical, em função do tempo, referentes a aplicação da força dos membros inferiores direito e esquerdo durante a execução do exercício *foot work*.

### 3.4.1 Variáveis do Estudo

Apesar do interesse em caracterizar morfológicamente tanto a componente vertical quanto a horizontal da força de membros inferiores, neste estudo, a variável dependente será apenas o pico da componente horizontal da força de membros inferiores, devido a sua maior representatividade.

- Pico de Força Horizontal (Pfh): maior valor assumido pela variável força horizontal (FH) durante o *foot work*. Será medido pelas plataformas de força e expresso em newtons (N).

- Pico de Força Vertical (Pfv): maior valor assumido pela variável força vertical (FV) durante o *foot work*. Será medido pelas plataformas de força e expresso em newtons (N).

- Constante Elástica das Molas: variável definida conceitualmente como a relação entre a força aplicada sobre a mola e o comprimento da distensão provocado por essa força. Foram realizados dois ensaios para a determinação dos valores da constante elástica das molas do estudo (ver em “Resultados da fase Preliminar”). Será expressa em N/m.

### 3.5 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

#### 3.5.1 Plataformas de Força

Para a obtenção das variáveis do estudo foram construídas duas plataformas de força extensométricas. Cada plataforma foi confeccionada com extensômetros de resistência elétrica (doze *strain gauges* da marca *KYOWA*) e tem dimensões de 14,5 cm de largura, 28 cm de comprimento e 5,8 cm de altura. As plataformas de força possuem sensibilidade de 1 N, frequência natural de 199,13 Hz e erro menor que 1% (Figura 9). Sobre a tampa de cada plataforma foi construída uma barra cilíndrica sobre a qual os sujeitos posicionam os pés e aplicam a força durante o exercício, com dimensões idênticas àquelas do *Reformer* original.

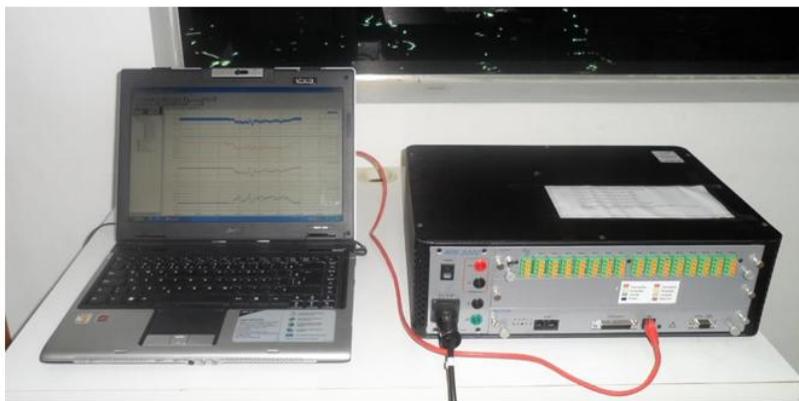
Figura 9 – Foto de uma das plataformas de força extensométrica construídas para o estudo.



### 3.5.2 Sistema de aquisição e processamento de dados ADS2002-IP

As plataformas de força foram conectadas ao sistema de aquisição, condicionamento, transformação e processamento de sinais ADS2002-IP (AC2122, Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA) composto por uma placa condicionadora de 16 canais para ponte de Wheatstone, um conversor analógico-digital de 16 bits e limite máximo de 60 kHz; software AqDados 7.02; e um microcomputador portátil (Figura 10). Foi utilizada uma taxa de aquisição de 500 Hz, ganho de 500 e filtro de hardware de 200 Hz.

Figura 10 – Foto do sistema ADS2002-IP conectado ao microcomputador portátil.



### 3.5.3 Balança antropométrica, estadiômetro, fita métrica

Para a obtenção das medidas antropométricas dos sujeitos (massa corporal, estatura e comprimento de membros) foram utilizados: (a) uma balança mecânica antropométrica com resolução de 0,1 kg (modelo profissional, da *Welmy*); (b) um estadiômetro com resolução de 1 mm (modelo profissional, da *Welmy*) e (c) uma fita métrica (modelo profissional, da *Sanny*) com resolução de 1 mm.

### 3.6 PROCEDIMENTOS PARA A COLETA DE DADOS

Escolhida a data para a coleta de dados, 20 sujeitos de ambos os sexos, que se encontravam dentro dos critérios de inclusão do estudo, foram convidados a fazer parte da amostra. Mediante o aceite, agendou-se o horário da coleta. Esta coleta de dados foi realizada nas dependências de um estúdio de Pilates da cidade de Florianópolis, SC.

No local da coleta foram obtidos os dados de identificação pessoal, dominância de membros inferiores (a perna que chuta ou a que pula num pé só) e as medidas antropométricas dos sujeitos: massa corporal, estatura e comprimento de membros inferiores. Previamente à coleta, um fisioterapeuta instruiu cada um dos participantes a mobilizar as articulações e alongar os principais grupos musculares envolvidos. Em seguida, os sujeitos foram submetidos às séries do exercício *foot work* (flexão e extensão simultâneas de quadris e joelhos) sobre o *Reformer*. Para a execução do exercício *foot work* os participantes foram instruídos a apoiar o retopé sobre a barra de apoios do aparelho e a manter leve abdução e rotação externa de quadris. A região de retopé foi escolhida, pois implica em menos ajustes e alterações de amplitude de movimento da articulação de tornozelo, e assemelha-se à postura do pé durante algumas fases de resposta a carga da marcha. Uma vez que a amplitude de movimento (ADM) de quadris e joelhos durante a execução do exercício é, também, definida pela altura do paciente (Figura 11), a orientação determinante para o participante concentrou-se no controle da extensão de joelhos ao fim da fase concêntrica do *foot work*, em que este deveria estar próximo da extensão completa (Figura 12).

O *Reformer* clássico oferece dois tipos de molas com diferentes constantes elásticas (mola azul e mola vermelha). Cada sujeito executou 20 repetições (dez para cada tipo de mola em duplicidade), tendo 2 minutos para descanso entre as séries. A ordem de escolha das intensidades das molas deu-se por meio de sorteio.

O registro da coleta de dados seguiu o seguinte padrão: os primeiros 10 segundos sem o contato dos pés na barra de apoios da plataforma de força; em seguida, o sujeito fazia o contato com os pés e o mantinha por 10 segundos; por fim, iniciavam-se as repetições do *foot work*.

Figura 11 – Posição inicial do exercício *foot work* sobre o *Reformer* instrumentado.



Figura 12 – Posição final da fase concêntrica do exercício *foot work* sobre o *Reformer* instrumentado.



### 3.7 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Após a aquisição, os dados foram armazenados e exportados através do software AqDAnalysis 7.0.14 (Lynx Tecnologia Eletrônica LTDA), para serem tratados com a utilização do software SAD32. Neste software, foi seguida a seguinte rotina para a análise dos dados:

- a) Corte inicial – para cada sujeito em cada situação foram excluídas as 2 primeiras e as 2 últimas curvas, permanecendo 6 curvas para análise.
- b) Análise da frequência do sinal – foi realizada a transformada de Fourier (FFT) para calcular o espectro do sinal.
- c) Tratamento inicial - (1) aplicação do coeficiente de calibração e filtragem (filtro passa baixa FFT tipo Butterworth na frequência de corte de 10 Hz, determinada a partir da análise da densidade espectral de potência do sinal onde foi verificado que 99% do sinal estava contido abaixo dessa frequência; (2) operações matemáticas correspondentes à troca de sistema de coordenadas, conforme equações descritas anteriormente.
- d) Tratamento final: (1) Identificação dos picos da força horizontal; (2) cálculo da média dos picos das 6 curvas intermediárias.

### 3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As variáveis Pfh e Pfv foram analisadas e seus valores médios (X) com desvio padrão (S), calculados.

Atestada a normalidade da distribuição (através do teste de Shapiro-Wilk), a análise do efeito das diferentes molas sobre os picos de força horizontal de membros inferiores foi realizada através do Teste T de Student para amostras dependentes. Os procedimentos estatísticos foram realizados com a utilização do software SPSS 20.0 for Windows e o nível de confiança adotado para todos os testes foi de 95% ( $p \leq 0,05$ ).

## 4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

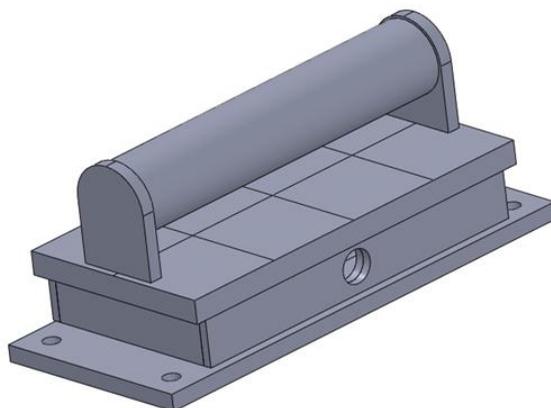
Este capítulo foi organizado em subtópicos a partir da fase Preliminar, da fase de Aplicação e dos objetivos específicos.

### 4.1 RESULTADOS DA FASE PRELIMINAR

#### 4.1.1 Construção das plataformas de força e instrumentação do *Reformer*

As plataformas de força destinadas a compor o *Reformer* foram desenvolvidas pelo grupo de pesquisas em Biomecânica Aquática da Universidade do Estado de Santa Catarina. A Figura 13 apresenta o protótipo das plataformas de força utilizadas neste estudo. O programa solidworks® foi utilizado para desenhar o modelo.

Figura 13 – Protótipo das plataformas de força desenhado no programa solid works®.



Os detalhes de uma das plataformas de força (a que primeiro foi concluída) podem ser observados nas figuras abaixo. A Figura 14 apresenta a vista superior da plataforma de força 1, com a barra cilíndrica adaptada à tampa.

Figura 14 – Vista superior de uma das plataformas de força.



A Figura 15 apresenta a vista lateral da primeira plataforma de força construída para este estudo. Pode-se observar a inserção dos cabos elétricos isolados, por uma mangueira, na base metálica da plataforma.

Figura 15 – Vista lateral de uma das plataformas de força.



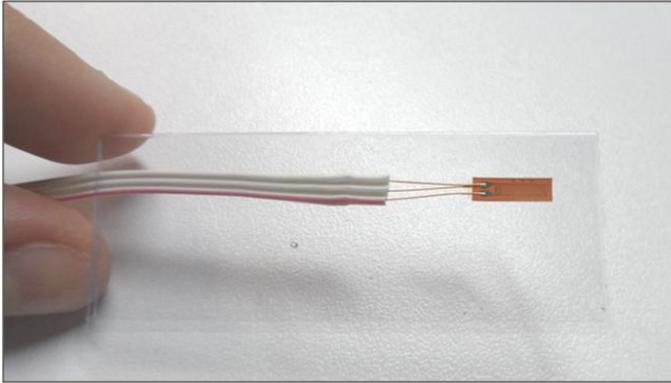
A Figura 16 apresenta a vista inferior da plataforma de força 1. Nesta podem ser visualizadas partes dos fios elétricos que constituíram as pontes de Wheatstone.

Figura 16 – Vista inferior de uma das plataformas de força.



Para a construção das plataformas de força, desenvolvidas com base no trabalho de Roesler (1997), os desenhos dos protótipos foram encaminhados a uma empresa metalúrgica para a usinagem da estrutura de aço. Concluídas estas estruturas, foram delimitados os espaços destinados aos sensores elétricos (*strain gauges*). Posteriormente, essa estrutura foi levada à pintura eletroestática para evitar a corrosão do metal. Após a pintura, os espaços destinados aos sensores elétricos foram lixados, de modo que as imperfeições decorrentes do procedimento de usinagem da estrutura fossem retiradas. As superfícies dos locais de colocação foram asseadas utilizando-se álcool isopropílico, o que permitiu a retirada de qualquer impureza (gordura, granulações) que pudesse influenciar na fixação dos *strain gauges*. Os 12 *strain gauges* (Figura 17), foram ligados em 3 pontes de Wheatstone.

Apesar de projetadas para medir momentos fletores, não foram colados *strain gauges* para estas solicitações. Esse padrão de construção foi seguido para cada uma das duas plataformas.

Figura 17 – *Strain gauges* KYOWA.

Para a manutenção da integridade dos componentes internos das plataformas, as três pontes foram soldadas com a cola plástica Araldite® e os cabos elétricos isolados por mangueiras plásticas. Depois de confeccionadas, as plataformas foram adaptadas à barra de apoios do *Reformer*. Para isso, a barra de apoios original do aparelho foi substituída por um perfil de aço que permitia o encaixe de ambos os instrumentos. A adaptação citada não comprometeu a disposição dos componentes do aparelho. A Figura 18 apresenta as duas plataformas de força adaptadas ao aparelho *Reformer*.

Figura 18 – Plataformas de força adaptadas ao aparelho *Reformer*.

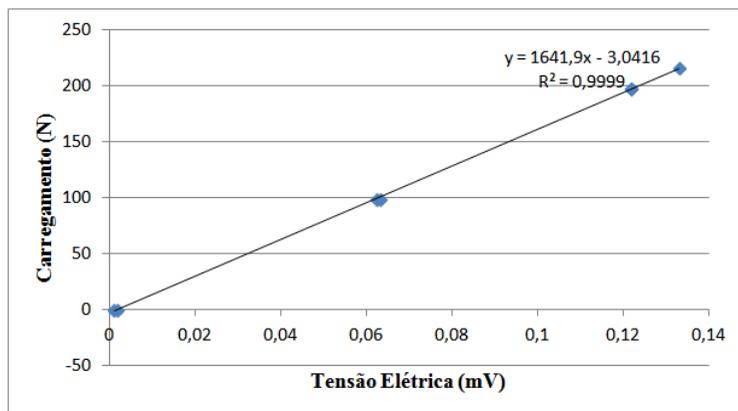
### 4.1.2 Calibração das plataformas de força

De acordo com Silva e Alves (2004) calibrar é estabelecer uma relação de comparação contra um padrão apropriado, onde a diferença encontrada estabelece o erro do instrumento a calibrar com uma incerteza de medição associada a um nível de confiança. Efetuada periodicamente, garante a confiabilidade dos resultados da medição e assegura correlação aos padrões nacionais e internacionais.

Neste estudo, a calibração da força medida pelas plataformas foi realizada com pesos conhecidos. Com o auxílio do sistema de aquisição de dados ADS2002-IP e de anilhas previamente pesadas em uma balança de precisão, foram realizadas diversas aferições de peso nas três direções de aplicação da força (eixos x, y e z). Isso se fez necessário para a aquisição dos dados necessários ao cálculo do coeficiente de calibração, que expressa a percentagem de erro das medições, e, conseqüentemente, a repetibilidade do instrumento – um dos critérios de validade do instrumento.

A Figura 19 ilustra o resultado da calibração para esforços horizontais anteroposteriores (Fx) da plataforma 1, a equação da calibração e o valor R-quadrado. Observa-se boa linearidade entre o sinal elétrico, em milivolts (eixo das abcissas) e as cargas aplicadas, em newtons (eixo das ordenadas).

Figura 19 – Equação da calibração e o valor R-quadrado para esforços horizontais anteroposteriores (Fx) da plataforma 1.



Os resultados da calibração desse sistema demonstram a boa linearidade entre o sinal elétrico e as cargas aplicadas. Diante de tal fato, podemos afirmar que o dispositivo apresenta como característica um grau satisfatório de confiabilidade e validade.

#### 4.1.3 Determinação da constante elástica das molas

Previamente à coleta, foi determinada a constante elástica das molas utilizadas neste estudo. Para tal, cada uma das molas (azuis e vermelhas) foi submetida a dois ensaios: o primeiro com pesos mortos e o segundo no *Reformer* instrumentado.

No ensaio com pesos mortos, a medida direta da constante elástica das molas foi obtida suspendendo-se diferentes massas de valores conhecidos e, dessa forma, a variação de comprimento das molas foi medida através de uma trena. Esse procedimento foi realizado a fim de se obter a inclinação da reta que representa a constante elástica das molas ( $K$ ). Após, foi efetuado um ajuste linear dos pontos experimentais o qual determinou a equação da reta (Figuras 20 e 21). Para a mola azul foi determinada uma constante elástica de 353,69 N/m (com um  $R^2 = 1$ ); para a mola vermelha 491,43 N/m ( $R^2 = 1$ ).

Figura 20 – Ensaio 1 - equação da reta e a respectiva constante elástica da mola azul.

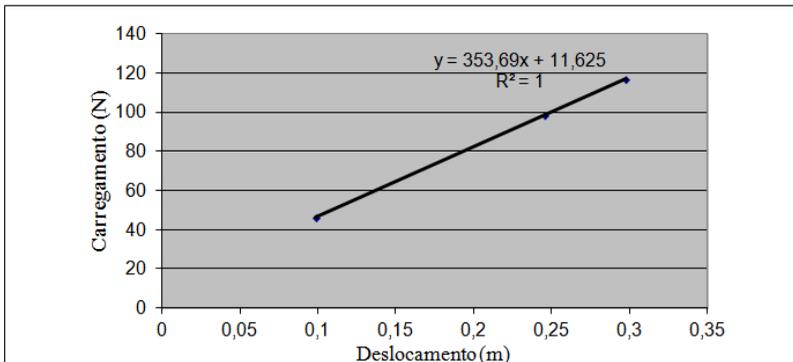
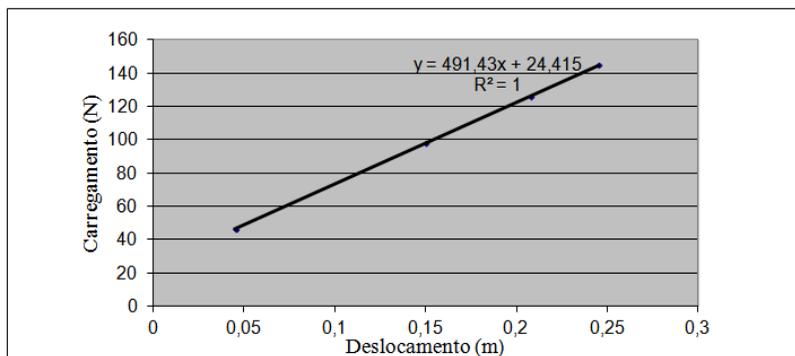


Figura 21 – Ensaio 1 - equação da reta e a respectiva constante elástica da mola vermelha.



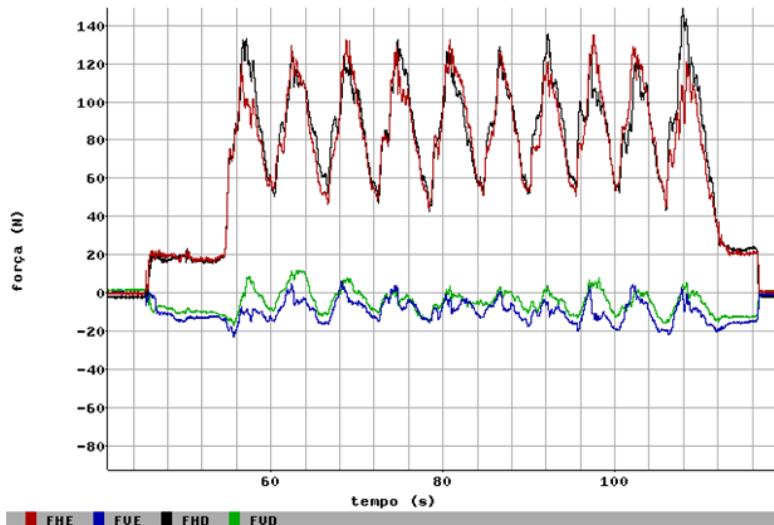
O outro ensaio foi realizado no *Reformer* instrumentado. Ambas as molas foram submetidas a deslocamentos e cada um desses deslocamentos resultava em uma Força de Reação (deformação dos sensores da plataformas de força), registrada pelo sistema de aquisição de dados. Esse procedimento também foi realizado a fim de se obter a inclinação da reta correspondente à constante elástica das molas ( $K$ ). Para a mola azul foi determinada uma constante elástica de 357 N/m (com um  $R^2 = 1$ ); para a mola vermelha 483 N/m ( $R^2 = 1$ ).

## 4.2 RESULTADOS DA FASE DE APLICAÇÃO

### 4.2.1 Caracterização e comparação das variáveis nas diferentes condições de análise

Este trabalho teve como objetivo geral caracterizar a força de MMII durante a execução do exercício *foot work* do método Pilates. A Figura 22 apresenta as curvas de força vertical e horizontal de um dos participantes do estudo, contra a resistência de duas molas azuis.

Figura 22 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito nº6 durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.



\*Força horizontal esquerda = FHE (em vermelho); Força horizontal direita = FHD (em preto); Força vertical esquerda = FVE (em azul) e Força vertical direita = FVD (em verde).

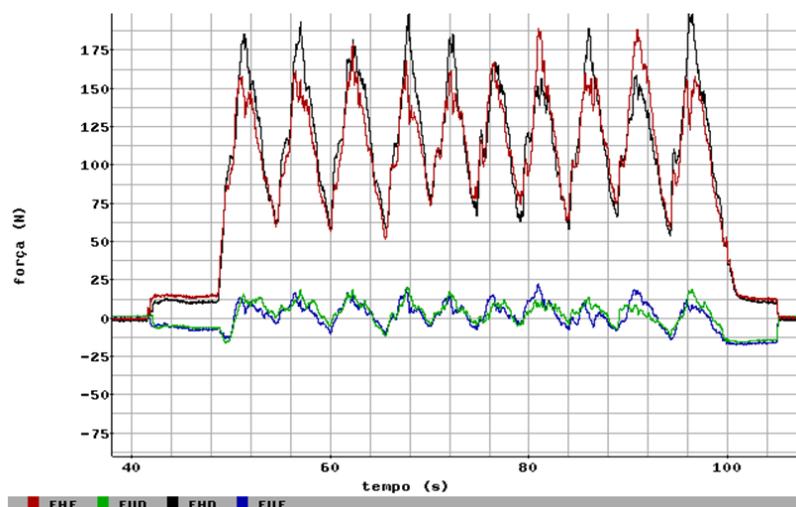
Conforme esperado, a componente horizontal da força de membros inferiores apresentou magnitude maior do que a componente vertical, em função do sentido de aplicação da força durante o exercício.

Morfologicamente, as curvas de força vertical e horizontal dos 20 sujeitos coletados neste estudo apresentam características típicas. A componente horizontal exibe alguns picos durante cada uma das execuções do exercício. No entanto, apesar da existência de mais de um pico a cada repetição, há o destaque para apenas um deles, de maior magnitude, que coincide com o fim da fase concêntrica do exercício *foot work*.

A componente vertical corresponde à variação do vetor de força entre as articulações do joelho e do tornozelo, que modifica seu sentido à medida que o joelho flexiona-se e estende-se (deformação anteroposterior da plataforma). Além disso, nos fornece informações

acerca dos ajustes realizados pela articulação do tornozelo para manter os pés na posição solicitada. A figura 23 apresenta as curvas de força do sujeito nº6 durante as 10 execuções do exercício *foot work* contra a resistência de duas molas vermelhas.

Figura 23 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito nº6 durante a execução de 10 repetições do *foot work* sob o efeito de duas molas vermelhas.



\*Força horizontal esquerda = FHE (em vermelho); Força horizontal direita = FHD (em preto); Força vertical esquerda = FVE (em azul) e Força vertical direita = FVD (em verde).

Uma vez que a mola vermelha apresenta uma constante elástica maior, observam-se maiores Pfh de membros inferiores para vencer as respectivas resistências. Este aumento de magnitude não é observado de maneira significativa nos picos da componente vertical, a qual não exhibe variações importantes entre as duas situações de coleta. As curvas da componente vertical exibem mais de um pico de força, também com destaque para um deles. Neste estudo, os picos de força da componente vertical também coincidem com o final da fase concêntrica do exercício e representam o sentido positivo (+) da deformação vertical (para cima =

positivo; para baixo = negativo) da plataforma. Acredita-se que a avaliação da componente vertical da Força de Reação durante o *foot work* se faça importante, em especial, nos casos de instabilidade e de lesões da articulação do tornozelo, bem como para pacientes hemiparéticos, que devem apresentar diferentes padrões de curva e magnitudes de picos.

Um dos objetivos específicos desse estudo consistiu em verificar os efeitos de cada uma das constantes elásticas das molas sobre os picos da componente horizontal da força de membros inferiores. Trata-se de uma condição em que se quer comparar as médias de duas distribuições normais da mesma população, mas em dois momentos diferentes: contra a resistência de duas molas azuis e contra a resistência de duas molas vermelhas. Quando confrontados os picos de força horizontal de membros inferiores, nas duas situações de coleta, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,01$ ). A tabela 2 apresenta as médias dos Pfh de membros inferiores à execução do *foot work* nas duas situações de coleta.

Tabela 2 – Média e desvio padrão dos Pfh de membro inferior direito (MID) e esquerdo (MIE) sob o efeito das molas azuis e vermelhas.

	Mola Azul		Mola Vermelha	
	MID	MIE	MID	MIE
Média	113,6 N	126,9 N	154,4 N	169,8 N
Desvio Padrão	±17,2 N	± 14,8 N	± 29,0 N	± 26,6 N

Contra a resistência das molas azuis foram encontrados picos médios de força horizontal de 113,6 N para o MID e de 126,9 N para o MIE. Sob o efeito das molas vermelhas os picos médios variaram entre 154,4 N para o MID e 169,8 N para o MIE. Percebe-se que o MID e o MIE apresentam valores que variam entre 0,18 e 0,20 vezes o peso corporal (PC) sob o efeito de duas molas azuis e entre 0,24 PC e 0,27PC sob o efeito de duas molas vermelha.

Em estudo semelhante, Self *et al* (1996) utilizou células de carga para avaliar a Força de Reação dos MMII. Estes foram avaliados juntos e as molas escolhidas tinham uma constante elástica de 200 N/m.

A força gerada durante o *demi-plié* quando da solicitação de quatro molas foi significativamente maior (homens, 369 N; mulheres, 298 N) do que quando a solicitação era de apenas duas (homens, 200 N, mulheres, 164 N). Neste mesmo trabalho, ao avaliar a Força de Reação do solo durante o *demi-plié* na posição ortostática, os valores encontrados foram de 523 N para o sexo feminino e de 674 N para o sexo masculino.

Viel (2001) relata que, durante a marcha terrestre, os picos da componente vertical da Força de Reação do solo variam entre 1 e 1,2 PC. Como citado na revisão de literatura, o exercício *foot work* sobre o *Reformer* é bastante empregado em programas de reabilitação devido a sua disposição horizontal, redutora da atuação da força da gravidade nos exercícios de membros inferiores (SHEDDEN; KRAVITZ, 2006). Tal disposição faz-se importante nos casos em que uma articulação lesada não é capaz de suportar o peso do corpo inteiro.

São diversas as condições em que profissionais da educação física e fisioterapeutas podem se beneficiar da diminuição da Força de Reação e, conseqüentemente, da menor sustentação do peso corporal. Dentre estas condições podem ser citados os processos de recuperação funcional das fraturas de fêmur e tíbia, pós-operatórios de próteses, reconstruções de ligamentos e tendões, lesões de coluna, etc. (BATES; HANSON, 1998; KUORI, 2000; RUOTI; MORRIS; COLE, 2000). Carragee *et al.* (1996) e Danielsen *et al.* (2000) propõem, ainda, a possibilidade de iniciar precocemente um processo de reabilitação de MMII, o que tende a reduzir o tempo de recuperação de pacientes. Assim, após uma lesão ou processo cirúrgico, o paciente pode iniciar os exercícios de fortalecimento antes do tão esperado treino de marcha, preparando sua musculatura e diminuindo os riscos de possíveis prejuízos às estruturas em restabelecimento.

A tabela 3 apresenta os valores médios dos picos de força vertical (Pfv) de membros inferiores, nas duas situações de coleta.

Tabela 3 – Média e desvio padrão dos Pfv de membro inferior direito (MID) e esquerdo (MIE) sob o efeito das molas azuis e vermelhas.

	Mola Azul		Mola Vermelha	
	MID	MIE	MID	MIE
Média	-4,4 N	1,0 N	5,3 N	3,8 N
Desvio Padrão	±8,3 N	± 11,3 N	± 9,2 N	± 10,7 N

Observa-se que, apesar de a dominância da totalidade da amostra (Tabela 1) ser de MID, o esquerdo apresenta, em média, maior magnitude dos Pfh (Tabela 2). Os valores médios do Pfv (Tabela 3) tem um comportamento diferente contra a resistência das duas molas vermelhas: o MID exibe maior valor (5,3 N) que o MIE (3,8 N).

Hoffman *et al.* (1998) realizaram uma série de testes funcionais ("determinação funcional do membro dominante") e estabeleceram que o membro dominante era o que executava o movimento com mais precisão e habilidade. Entretanto não encontraram diferença estatisticamente significativa entre o membro dominante e o não dominante quanto à instabilidade. Isso também foi mostrado por Tookuni *et al.* (2005) e McCurdy e Langford (2006) que não encontraram diferença estatisticamente significativa entre o membro dominante e o não dominante na avaliação da força e do equilíbrio.

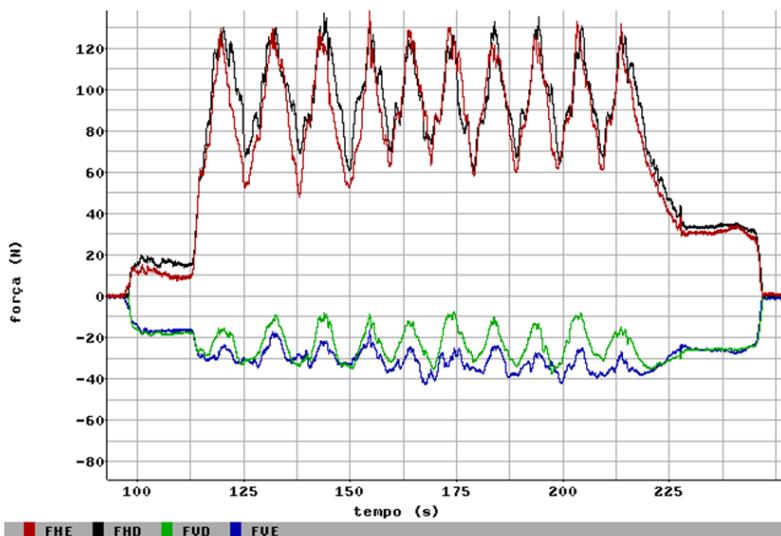
Resultados semelhantes ao do presente estudo foram encontrados por Mognoni *et al.* (1994), que encontraram valores significativamente maiores para o pico de torque dos extensores do joelho do membro não-dominante quando comparado com o membro dominante. O torque foi medido em um aparelho isocinético em quatro velocidades angulares diferentes, sendo que a diferença foi verificada nas três maiores velocidades angulares testadas. Segundo esses autores, os resultados encontrados podem ser explicados pelas ações de equilíbrio e sustentação do peso do corpo realizadas pelo membro não-dominante quando o membro contralateral realiza o chute.

Ao verificar o efeito das molas sobre a assimetria da força de membro inferior direito e esquerdo, utilizando o Teste T de Student para amostras dependentes, apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas sobre o efeito das molas azuis ( $p < 0,05$ ).

Segundo Alonso *et al.* (2011) comparações entre os membros são usadas em avaliações ortopédicas e testes de equilíbrio, a fim de diagnosticar a instabilidades funcionais, tomar decisões terapêuticas, avaliar os resultados e determinar se o paciente está em condições de iniciar o treino de marcha e/ou atividades esportivas. A instrumentação do aparelho *Reformer* neste estudo, além de admitir todas estas possibilidades, permite analisar a morfologia e a magnitude das três componentes da Força de Reação ( $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$ ).

Apesar de não ser um objetivo específico do trabalho, percebeu-se que o tempo de prática do Pilates foi um fator que influenciou a sobreposição de picos da componente horizontal da força de membros inferiores. A figura 24 exemplifica esta sobreposição.

Figura 24 – Curvas de força vertical e horizontal de membros inferiores direito e esquerdo do sujeito n°11 durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.



\*Força horizontal esquerda = FHE (em vermelho); Força horizontal direita = FHD (em preto); Força vertical esquerda = FVE (em azul) e Força vertical direita = FVD (em verde).

O participante de número 11 foi um dos cinco sujeitos do estudo que há mais tempo pratica Pilates. Ao analisar as curvas desses 5 participantes pode-se inferir que o tempo de prática influenciou a simetria lateral de membros inferiores pela sobreposição dos picos de suas curvas de força horizontal. A simetria lateral é a capacidade de controlar membros homólogos do lado direito e esquerdo do corpo (HAYWOOD; GETCHELL, 2004). Botton e Pinto (2012) afirmam que sujeitos já familiarizados e que realizam treinamento de força, principalmente de forma bilateral, tendem à similaridade lateral de membros homólogos.

Nesse contexto, outras finalidades, além da explorada nesse trabalho, poderão ser alvo de aplicação do *Reformer* instrumentado, como a avaliação de assimetrias laterais de membros inferiores e o diagnóstico de déficit bilateral, que se caracteriza pela diferença na produção de força entre a execução bilateral e a soma da força de cada membro em execução unilateral (HOWARD; ENOKA, 1991). Além disso, o uso do *Reformer* instrumentado por pacientes hemiparéticos estimulará o fortalecimento e a coordenação do membro acometido numa posição confortável e com risco reduzido de quedas durante a execução dos exercícios.

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com os resultados da calibração das plataformas de força extensométricas desenvolvidas para este trabalho, pode-se concluir que o *Reformer* instrumentado é eficaz para quantificar as forças aplicadas sobre o aparelho musculoesquelético. Uma vez que estes instrumentos estão adaptados ao aparelho *Reformer*, têm grande aplicação prática para subsidiar a prescrição dos exercícios do método Pilates.

A partir dos dados desse estudo foram caracterizadas as variáveis dinamométricas de membros inferiores durante a execução de um dos principais exercícios do método Pilates - o *foot work* – contra a resistência de dois tipos de mola. Devido à direção de aplicação da força, a componente horizontal apresentou maior magnitude do que a componente vertical da Força de Reação.

Ao analisar o efeito das diferentes constantes elásticas das molas sobre os picos da componente horizontal da força de membros inferiores, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, sendo encontradas magnitudes de 0,18 PC e 0,20 PC contra a resistência das molas de menor constante elástica (azuis) e de 0,24 PC e 0,27 PC contra a resistência das molas de maior constante elástica (vermelhas). Assim fica confirmada a variação da carga sobre membros inferiores quando da mudança no tipo de mola durante o exercício. Ao verificar o efeito das molas sobre a assimetria da força de membro inferior direito e esquerdo, apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas contra a resistência das molas azuis.

Os resultados sugerem que o tempo de prática também exerce influencia sobre a simetria bilateral de membros inferiores. Nesse contexto, outras finalidades são visualizadas para a aplicação do *Reformer* instrumentado, como a avaliação de assimetrias laterais de membros inferiores e o diagnóstico de déficit bilateral. Além disso, pacientes hemiparéticos podem igualmente beneficiar-se desse sistema através do aumento da força e da coordenação motora do membro acometido numa posição confortável e com risco reduzido de quedas durante a execução dos exercícios.

Para a obtenção de resultados mais abrangentes deste estudo sugere-se analisar o *foot work* com apoio em diferentes regiões do pé (antepé e mediopé) e utilizar outros métodos de medição em conjunto com a dinamometria, como a cinemetria e a eletromiografia, com o objetivo de compreender melhor as características cinemáticas e o perfil da ativação muscular deste exercício. Para a prática profissional, sugere-se desenvolver um sistema de aquisição e conversão de dados que permita a aquisição dos valores da Força de Reação, em newtons, em tempo real.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

ALONSO, A.C.; GREVE, J.M.; CAMANHO, G.L. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. **Clinics** (São Paulo). v. 64, n. 3, p.163-70, 2009.

ALONSO, A.C.; BRECH, G.C.; BOURQUIN, A.M.; GREVE, J.M.D. A influência da dominância dos membros inferiores no equilíbrio postural. **Sao Paulo Med J**. v. 129, n. 6, p.410-3, 2011.

AMADIO, C. A.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica EEFUSP, 1996.

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.

BARELA, A.M.; DUARTE, M. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, 2011, vol. 6, no 1, 56-61.

BARRA, B.S.; ARAÚJO, W.B. **O efeito do método Pilates no ganho da flexibilidade**. 2007. 37p. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Ciências Aplicadas Sagrado Coração (UNILINHARES), Linhares.

BASTOS, J.S. **Construção de uma Plataforma de Força para avaliação da pressão plantar em indivíduos com Diabetes Mellitus**. 2011. 76 f. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica). Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

BATES. A.; HANSON, N. **Exercícios aquáticos terapêuticos**. São Paulo: Manole, 1998.

- 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.
- BERTOLLA, F.; BARONI, B.M.; JUNIOR, E.C.P.L.; OLTRAMARI, J.D. Efeito de um programa de treinamento utilizando o método Pilates na flexibilidade de atletas juvenis de futsal. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.13 n.4. 2007.
- BIRD, M.L.; HILL, K.D.; FELL, J.W. A Randomized study investigating static and dynamic balance in older adults after training with Pilates. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 93, 43-49, 2012.
- BOTTON, C.E.; PINTO, R.S. Déficit Bilateral: revisão sistemática. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum**. 2012, 14(6):749-761
- BRUNET, M.E.; COOK, S.D.; BRINKER, M.R.; DICKINSON, J.A. A survey of running injuries in competitive and recreational runners. **J Sports Med Phys Fitness**. 1990; 30:307-15.
- CARRAGEE, E.J.; HELMS, E.; O`SULLIVAN, G.S. Are postoperative activity restrictions necessary after posterior lumbar discectomy? **Spine**, 21(16):1893-1897, 1996.
- CRAIG, C. **Pilates com a bola**. São Paulo: Phorte, 2003.
- CURCI, L.B. **A utilização do método Pilates para melhoria da flexibilidade corporal e maior tolerância ao exercício (estudo de caso)**. 2006. Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação, Faculdade Assis Gurgacz, Cascavel.
- 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.
- DANIELSEN, J.M.; JOHNSEN, R.; KIBSGAARD, S.K.; HELLEVIK, E. Early aggressive exercise for postoperative rehabilitation after discectomy. **Spine**, 25(8):1015-1020, 2000.

DILLMAN, E. **O pequeno livro de Pilates**. Rio de Janeiro: Record, 2004. 175p.

DREYER NETO, C.; SCHMIDT, G.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; ZARO, M.A.; GUIMARÃES, A.C.S. Desenvolvimento de uma plataforma de força em pedal de ciclismo. **Revista Brasileira de Biomecânica**. n.3, p. 39-44, 2001.

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.

ESCAMILLA, R. F., G. S.; FLEISIG, N.; ZHENG, S.W.; BARRENTINE, K.E.; WILK, J. R. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. **Med. Sci. Sports Exerc.**30:556–569, 1998.

ESCAMILLA, R.; FLEISIG, G.; ZHENG, N.; LANDER, J.; BARRENTINE, S.; ANDREWS, J.; BERGEMANN, B.; MOORMAN, C. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**. 2000.

FLEMMING, H.E.; HALL, M.G. Quality framework for force plate testing. **Journal of Engineering in Medicine**, v. 211; p. 213-219, 1997.

GALLAGHER, S.P.; KRYZANOWSKA, R. **O método de Pilates de Condicionamento Físico**. São Paulo: The Pilates Studio® do Brasil, 2000.

GERTZ, L.C. **Desenvolvimento de plataforma de força para teclado de computador**. 2002. 133 f. Tese (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

GIL, A. C. **Como elaborar projetos de pesquisa**. 3. ed. São Paulo: Atlas, 1991.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1ª edição. São Paulo: Manole, 1999.

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

HATZE, H. The meaning of the term “Biomechanics”. **Journal of Biomechanics**, 7, p.189-190, 1974.

HAY, D.; SOUZA, V.A.; FUKASHIRO, S. Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. **Human Movement Science**, n. 25, p. 181–191, 2006.

HAYWOOD, K.M.; GETCHELL, N. **Desenvolvimento Motor ao Longo da Vida**. Porto Alegre: Artmed, 2004.

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.

HIRATA, R.P. **Análise biomecânica do agachamento**. 2002. 62 f. Monografia (Bacharelado em Educação Física). Universidade de São Paulo, São Paulo.

HOFFMAN, M.; SCHRADER, J.; APPLGATE, T.; KOCEJA, D. Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects. **J Athl Train**, v. 33, n. 4, p. 319-22, 1998.

HOWARD, J.D.; ENOKA, R.M. Maximum bilateral contraction are modified by neurally mediated interlimb effects. **J Appl Physiol**. 1991;70(1):306-16.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F.; **A locomoção humana**. IN: ROSE, J; GAMBLE, J. *Marcha Humana*; 2ª ED; São Paulo; Premier, 1998.

JAKOBI, J.M.; CHILIBECK, P.D. Bilateral and unilateral contractions: Possible differences in maximal voluntary force. **Can J Appl Physiol.** 2001;26(t):12-33

KAUFMAN, K.R.; MILLER, L.S.; SUTHERLAND, D. Gait asymmetry in patients with limb length inequality. **J Pediatr Orthop.** n.16, p. 144-50, 1996.

KOLYNYIAK, 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.

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.

KUORI, J. M. **Programa de fisioterapia aquática: um guia para a reabilitação ortopédica.** São Paulo: Manole, 2000.

KURUGANTI, U.; PARKER, P.; RICKARDS, J.; TINGLEY, M.; SEXSMITH, J. Bilateral isokinetic training reduces the bilateral leg strength deficit for both old and young adults. **Eur J Appl Physiol.** 2005;94:175-9.

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 Movement Therapies.** 5(4): 275-82, 2001.

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.

MACHADO, C. Efeitos de uma abordagem fisioterapêutica baseada no método pilates para pacientes com diagnóstico de lombalgia durante a gestação. **Fisioterapia Brasil**, v. 7, n. 5, p. 345-350, 2006.

MARKOLF, K.L.; BARGAR, W.L.; SHOEMAKER, S.C.; AMSTURZ, H.C. The role of joint load in knee stability. **J bone Joint Surg**, 63:570-585, 1981.

McCAW, S.T.; BATES, B.T. Biomechanical implications of mild leg length inequality. **Br J Sports Med**. 1991; 25:10-3.

McCLAY, I. S.; ROBINSON, J. R.; ANDRIACCHI, T. P.; FREDERICK, E. C.; GROSS, T.; MARTIN, P.; et al. A profile of ground reaction forces in professional basketball. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 10, p. 222-236. 1994.

McCURDY, K.; LANGFORD, G. The relationship between maximum unilateral squat strength and balance in young adult men and women. **Journal of Sports Science and Medicine**. v.5, n. 2, p. 282-8, 2006.

McGILL, S. M. **Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation**. 2ª ed. Champaign: Human Kinetics, 2007. 244p.  
McGINNIS, P.M. **Biomecânica do Esporte e do Exercício**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

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

MIRANDA, L.B.; MORAIS, P.D.C. Efeito do método pilates sobre a composição corporal e flexibilidade. **Revista Brasileira de Prescrição e Fisiologia do Exercício**. v.3, n.13, p.16-21. 2009.

MOGNONI, P.; NARICI, M.V.; SIRTORI, M.D.; LORENZELLI, F. Isokinetic torques and kicking maximal ball velocity in young soccer players. **Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, Torino, v.34, n.4, p.357-61, 1994.

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).

NIGG, B. M. ; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Chichester: John Wiley & Sons, 1994.

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

NISSEL, R.; EKHOLM J. Joint load during the paralel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand J Sports Sci*, 8(2):63-70, 1986.

ODA, S.; MORITANI, T. Cross-correlation studies of movement-related cortical poten-tials during unilateral and bilateral muscle contractions in humans. **Eur J Appl Physiol**. 1996;74:29-35.

OHTSUKI, T. Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by si-multaneous bilateral exertion. **Beh Brain Res**. 1983;7:165-78.

OWINGS, T.M.; GRABINER, M.D. Normally aging older adults demonstrate the bilateral deficit during ramp and hold contractions. **J Gerontol: Biol Sci**. 1998;53(6):425-9.

PANELLI, C., DE MARCO, A. **Método Pilates de condicionamento do corpo – um programa para vida toda**. 1ª ed. São Paulo: Phorte, 2006. 155p.

PAYTON, C.J.; BARTLETT, R.M. **Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise**. 1ª ed. New York: Routledge, 2008. 218p.

PEREIRA, L.M.; OBARA, K.; DIAS, J.M.; MENACHO, M.O.; GUARIGLIA, D.A.; SCHIAVONI, D.; PEREIRA, H.M.; CARDOSO, J.R. Comparing the Pilates method with no exercise or lumbar stabilization for pain and functionality in patients with chronic low back pain: systematic review and meta-analysis. **Clinical Rehabilitation**, v. 26, n.1, p. 10–20, 2011.

PEREIRA, S.M. **Análise da performance da saída de nadadores velocistas em diferentes alturas e inclinações do bloco de partida**.

2001. 84 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

PEREIRA, C.S.; SACCO, I.C.N. Desigualdade estrutural discreta de membros inferiores é suficiente para causar alteração cinética na marcha de corredores; *Acta Ortop Bras.* v.16, n.1, p. 28-31, 2008.

PERRIN, D.H. **Assessment of Human Muscle Performance**. In: \_\_\_\_\_. *Isokinetic Exercise and Assessment*. Champaign: Human Kinetics, 1993. p.2-9.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. New York: MacGraw-Hill, 1992.

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

PILATES, J. H.; MILLER, W. J. *Complete Writings of Joseph H. Pilates - The Authorized Editions*. 1ª ed. Philadelphia: Bainbridge Books, 2000. 150p.

PINTO, R.S.; BOTTON, C.E.; KUCKARTZ, B.T.; LIMA, C.S.; MORAES, A.C.; BOTTARO, M. Avaliação do déficit bilateral em contrações isométricas dos extensores de joelhos. **Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum.** 2012;4(2):202-11

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.

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. Perception of physical exertion: methods, mediators, and applications. **Exercise and Sports Sciences Reviews,** v. 25, n. 1, p. 407-452, 1997.

ROBINSON, L.; NAPPER, H. **Exercícios Inteligentes com Pilates e Yoga**. São Paulo: Pensamento, 2012. 216p.

RODRIGUEZ, J. **Pilates**. 1ª ed. São Paulo: Marco Zero, 2006.

ROESLER, H. **Desenvolvimento de plataforma subaquática para medições de forças e momentos nos três eixos coordenados para utilização em Biomecânica**. 1997. 189 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

ROSA, H.L.; LIMA, J.R.P. Correlação entre Flexibilidade e Lombalgia em Praticantes de Pilates. **Revista Mineira de Educação Física**. v. 17, n. 1, p. 64-73. 2009.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha humana**. 2ª ed. São Paulo: Premier, 1998.

RUOTI, R. G.; MORRIS, D. M.; COLE, A. J. **Reabilitação aquática**. São Paulo: Manole, 2000.

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.

SANTOS, A.B. **Análise comparativa de variáveis Biomecânicas e da percepção de esforço do exercício leg work do Pilates realizado na Chair e no Reformer**. 2010. 42 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). UFRGS, Porto Alegre, 2010.

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.

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.

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

SHOEMAKER, S.C.; MARKOLF, K.L. Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees: an in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments. **J Bone Jont Surg**, 67:136-146, 1985.

SILVA, L.R.O.; ALVES, M.L. **A calibração periódica de instrumentos de medição e padrões e suas relações com custos e benefícios**. Encontro para a qualidade de laboratórios – ENQUALAB, São Paulo, 2004.

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.

SILVA, A.C.L.G.; MANNRICH, G. Pilates na Reabilitação: uma revisão sistemática. **Fisioterapia em Movimento**, v. 22, n. 3, p. 449-455, 2009.

SILVA, E.; ZARO, M. **Sad 32 Versão (3.0)**. Sistema e Aquisição de Dados – Manual de Operação. Caderno Técnico da Engenharia Mecânica. CT 07 – DEMEC. Porto Alegre, 1997.

SILVEIRA FILHO, E.S.D. **Plataformas de força montadas em esteira ergométrica para análise de impactos na marcha humana**. 1997. p. 67. Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre.

SIMPSON, K. J.; CIAPPONI, T.; WANG, H. **Biomecânica da aterrissagem**. In: GARRET JR, W. E.; KIRKENDALL, D. T., editores. A ciência do exercício e dos esportes. Porto Alegre: Artmed; 2003. p. 251-262.

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.

SONG, K.M.; HALLIDAY, S.E.; LITTLE, D.G. The effect of limb length discrepancy on gait. **J Bone Joint Surg Am.** n.79, p. 1690-8, 1997.

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. .

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

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

TREW, M.; EVERETT, T. **Evaluating and Measuring Human Movement.** In: Human movement –An Introductory Text. 3: Ed; New York: Churchill Livingstone, 1997, p. 226-240.

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.

TOOKUNI, K.S.; BOLLIGER, NETO. R.; PEREIRA, C.A.M. *et al.* Análise comparativa do controle postural de indivíduos com e sem lesão do ligamento cruzado anterior do joelho [Comparative analysis of postural control in individuals with and without lesions on the anterior cruciate ligament of the knee]. **Acta Ortop Bras.** 2005;13(3):115-9.

VALERIANO, D. L. **Gerência de projetos - pesquisa, desenvolvimento e engenharia.** São Paulo: Makron Books, 1998.

VANDERVOORT, A.A.; SALE, D.G.; MOROZ, J. Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. **J Appl Physiol.** 1984;56(1):46-51.

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.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto.** São Paulo: Manole, 2001.

WELLS, C.; KOLT, G.S., BIALOCERKOWSKI, A. Definig Pilates exercise: a systematic review. **Complementary Therapies in Medicine**, 20, 253-262, 2012.

WHITE, S.C.; GILCHRIST, L.A.; WILK, B.E. Asymmetric limb loading with true or simulated leg-length differences. **Clin Orthop Relat Res.** (421):287-92, 2004.

WILK, K. E., R. F. ESCAMILLA, G.S. FLEISIG, S.W. BARRENTINE, J. R. ANDREWS, and M. L. BOYD. A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. **Am. J. Sports Med.** 24:518–527, 1996.

WINTER, D.A. **Biomechanics as an Interdiscipline.** In: \_\_\_\_\_. *Biomechanics of human movement*, New York: John Wiley & Sons, 1979.p. 1-8.

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

YACK, H.J.; WASHCO, L.A.; WHIELDON, T. Compressive forces as a limiting factor of anterior tibial translation in the ACL-deficient knee. **Clin J Sports Med.** 4:233-239, 1994.

## APÊNDICE A – ESTUDO PILOTO

### 1 LOCAL E DATA

O estudo piloto foi realizado num estúdio de Pilates, localizado na cidade de Florianópolis, SC, no mês de maio de 2013. As informações adquiridas foram analisadas no Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática do CEFID/UDESC.

### 2 SUJEITOS

Participou do estudo piloto um sujeito do sexo masculino (27 anos de idade, 1,70 m de estatura e 69,5 kg de massa).

### 3 OBJETIVOS

#### 3.1 Objetivo Geral

Determinar os procedimentos metodológicos do projeto de pesquisa para que sejam atingidos os seus objetivos.

#### 3.2 Objetivos Específicos

- Definir e caracterizar as variáveis do estudo;
- Determinar o tempo necessário para a preparação e realização da Coleta de Dados;
- Familiarizar os pesquisadores com os procedimentos e rotinas de tratamento dos dados.

### 4 INSTRUMENTOS

Para este estudo piloto foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Um *Reformer* instrumentado com duas plataformas de força extensométricas. As plataformas foram confeccionadas com extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) e têm dimensões de 14,5 cm de largura, 28 cm de comprimento e 5,8 cm de altura. As plataformas apresentam sensibilidade de 1 N, deformação  $5,73 \times 10^{-4}$  para 8000 N, frequência natural de 199,13 Hz e erro menor que 1%. Foi utilizada uma taxa de aquisição de 500 Hz;

- Sistema de aquisição e transformação de dados analógicos (ADS2002-IP), composto por uma placa de aquisição e condicionamento de sinais de 16 canais, uma placa de conversão analógico-digital de 12 bits e um software de processamento, SAD32 (SILVA; ZARO, 2001);
- Balança antropométrica, estadiômetro, fita métrica;
- Questionário de identificação e formulário de anotação para as medidas antropométricas.

## 5 COLETA DE DADOS

### 5.1 Procedimentos de coleta

Os testes foram realizados nas dependências de um estúdio de Pilates da cidade de Florianópolis. À chegada, mediante assinatura do termo de consentimento, foram realizadas as medidas antropométricas e em seguida o aquecimento (mobilização articular e alongamento dos principais grupos musculares recrutados durante o exercício). O sujeito foi orientado a executar 20 repetições do exercício *foot work*, apoiando o retopé: 10 repetições para cada mola (a azul com 476,2 N/m; a vermelha com 833,3 N/m). O sujeito da amostra foi orientado a realizar o exercício em conformidade com os princípios do método - respiração, centro (contração abdominal), concentração, controle, precisão e fluidez.

## 6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Após a aquisição, os dados dinâmicos foram processados e analisados no software SAD32 (SILVA; ZARO, 2001). Para exportar as curvas do programa ADS2002-IP para o SAD32, estas tiveram de ser salvas no formato “.dat”. Exportadas as curvas, deu-se início a filtragem dos sinais. Para determinar o tipo de filtro, antes, foram analisadas as frequências do movimento por meio da Transformada de Fourier (FFT). A partir daí foi selecionado o filtro passa baixa FFT tipo *Butterworth* na frequência de corte 10 Hz. Aplicados os coeficientes de calibração para cada um dos eixos de movimento (Fx e Fy), as curvas de cada plataforma foram transformadas em componentes horizontal e vertical.

## 7 RESULTADOS

### Definição e caracterização das variáveis do estudo

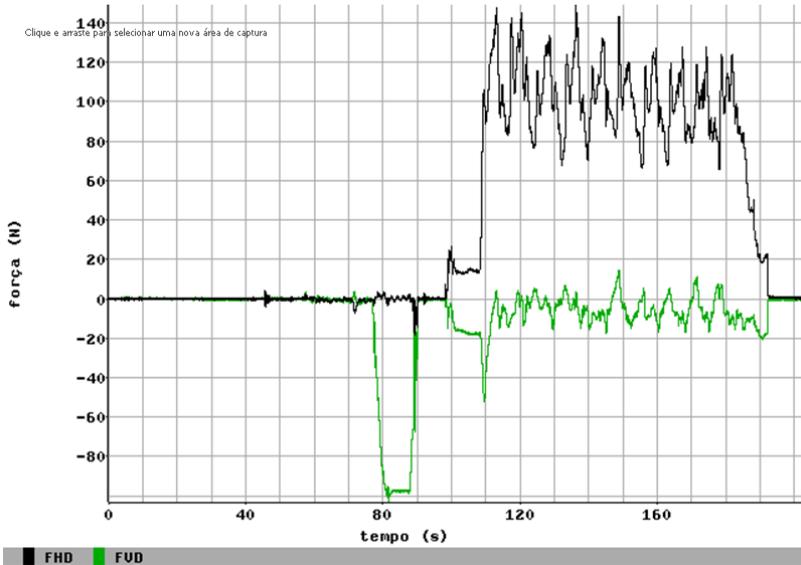
Para a definição das variáveis, primeiramente observou-se a morfologia das curvas de força vertical ( $F_y$ ), horizontal anteroposterior ( $F_x$ ) e horizontal médio-lateral ( $F_z$ ) obtidas nas execuções do exercício. Uma vez que a curva da componente horizontal médio-lateral ( $F_z$ ) não apresentou magnitude significativa durante a execução do exercício, decidiu-se suprimi-la da análise dos dados. Para que fossem obtidos os valores das forças para as direções vertical e horizontal procedeu-se com a troca de sistema de coordenadas, citada na metodologia desse trabalho.

O registro da coleta de dados do piloto seguiu o seguinte padrão: os primeiros 10 segundos sem o contato dos pés na barra de apoios; em seguida, o sujeito fazia o contato com os pés e o mantinha por 10 segundos; por fim, iniciavam-se as repetições do *foot work*.

Em todas as repetições do exercício as curvas de força horizontal têm um padrão semelhante. As variações encontradas provavelmente deveram-se às pequenas variações na amplitude de movimento de flexo-extensão de quadris e joelhos. Nas figuras a seguir serão apresentadas algumas curvas referentes a esse piloto.

A Figura 25 apresenta as curvas referentes às forças vertical e horizontal do membro inferior direito (FHD e FVD) versus tempo durante a execução do exercício *foot work* sob efeito de duas molas azuis. Nesta figura também podemos observar a calibração da plataforma com um peso morto de 98 N.

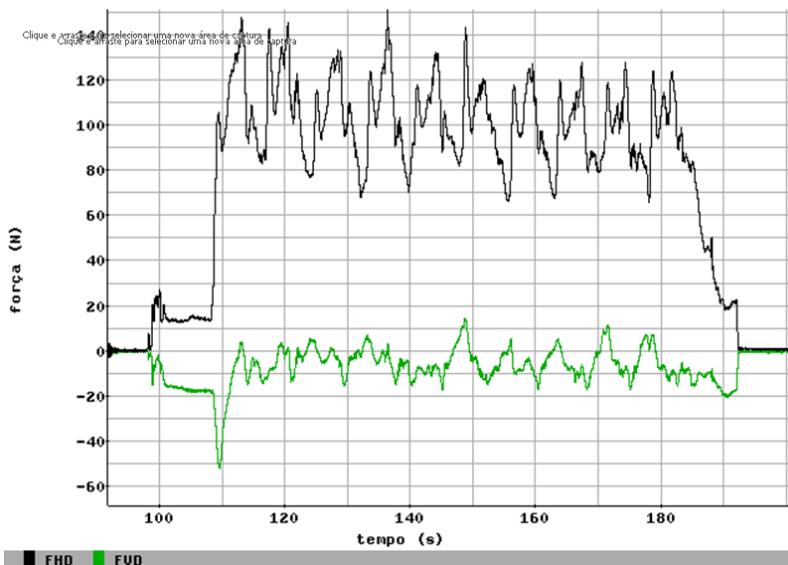
Figura 25 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior direito durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis. Ao centro da figura, a calibração com peso morto (98 N).



\*Força horizontal direita = FHD (em preto) e Força vertical direita = FVD (em verde).

A Figura 26 apresenta as curvas referentes às forças vertical e horizontal do membro inferior direito (FHD e FVD) versus tempo durante a execução do exercício *foot work* sob efeito de duas molas azuis.

Figura 26 – Curvas de força vertical e horizontal durante a execução de 10 repetições do foot work sob o efeito de duas molas azuis.

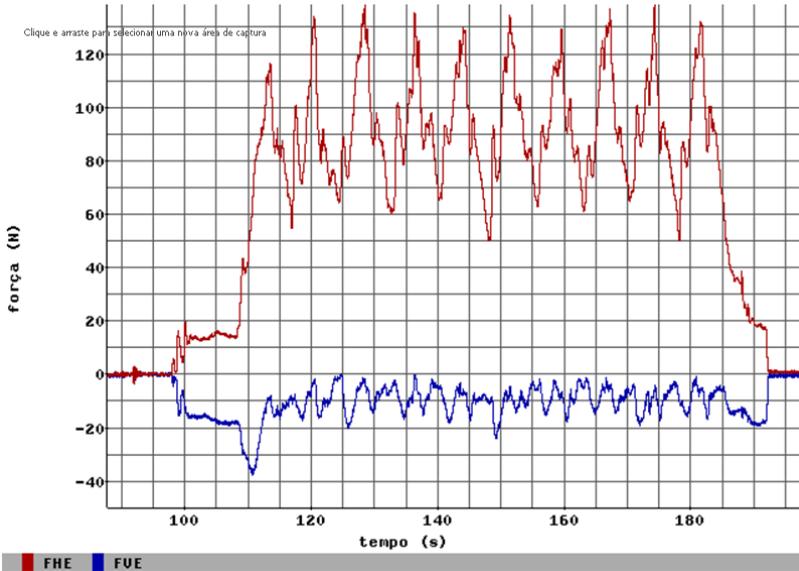


\*Força horizontal direita = FHD (em preto) e Força vertical direita = FVD (em verde).

Ao analisar os picos da componente horizontal de membros inferiores sob o efeito das molas azuis (figuras 25, 26 e 27), verifica-se que estes encontram-se entre 115 e 150 N.

A Figura 27 apresenta as curvas referentes às forças vertical e horizontal do membro inferior esquerdo (FHE e FVE) versus tempo durante a execução do exercício *foot work* sob efeito de duas molas azuis.

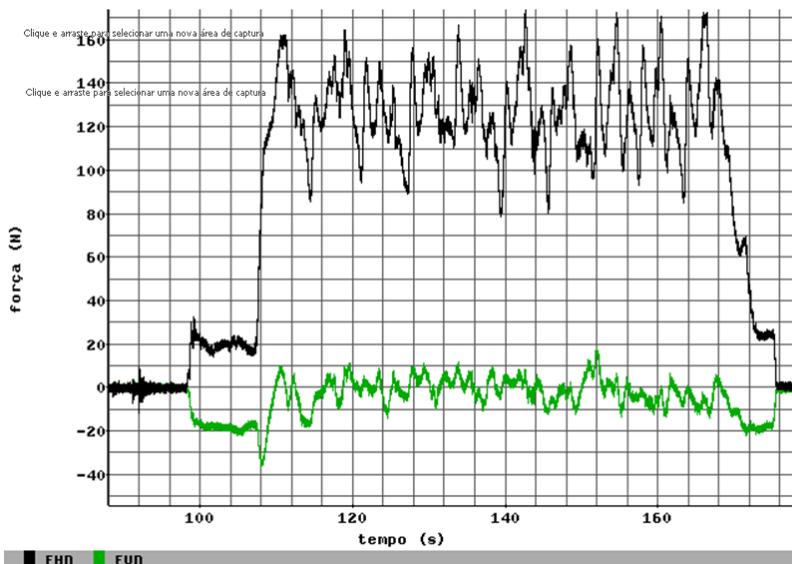
Figura 27 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior esquerdo durante as 10 repetições do *foot work* sob efeito de duas molas azuis.



\*Força horizontal esquerda = FHE (em vermelho) e Força vertical esquerda = FVE (em azul).

A Figura 28 apresenta as curvas referentes às forças vertical e horizontal do membro inferior direito (FHD e FVD) versus tempo durante a execução do exercício *foot work* sob efeito de duas molas vermelhas.

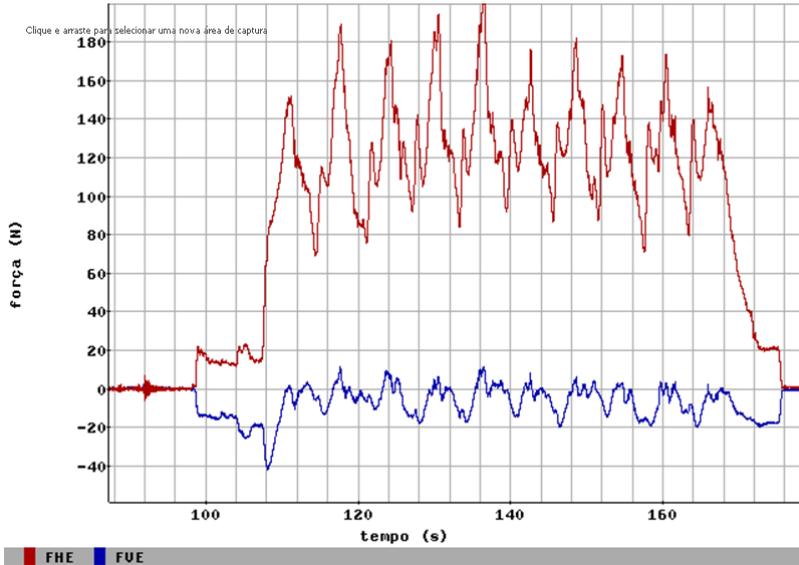
Figura 28 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior direito durante as 10 repetições do *foot work* sob efeito de duas molas vermelhas.



\*Força horizontal direita = FHD (em preto) e Força vertical direita = FVD (em verde).

A Figura 29 apresenta as curvas referentes às forças vertical e horizontal do membro inferior esquerdo (FHE e FVE) versus tempo durante a execução do exercício *foot work* sob efeito de duas molas vermelhas.

Figura 29 – Curvas de força vertical e horizontal do membro inferior esquerdo durante as 10 repetições do *foot work* sob efeito de duas molas vermelhas.



\*Força horizontal esquerda = FHE (em vermelho) e Força vertical esquerda = FVE (em azul).

Ao analisar os picos da componente horizontal de membros inferiores sob o efeito das molas vermelhas (figuras 28 e 29), verifica-se que estes encontram-se entre 150 e 200 N.

Nas figuras 25, 26, 27, 28 e 29 pode-se observar a maior contribuição da componente horizontal da força de membros inferiores para a execução do exercício *foot work*. Isso deve-se à direção horizontal do vetor força de membros inferiores durante o exercício. A componente vertical, de menor magnitude, caracteriza a variação do vetor de força entre as articulações do joelho e do tornozelo, que modifica seu sentido à medida que o joelho flexiona-se e estende-se (deformação anteroposterior da plataforma).

Tempo necessário para a preparação e realização da Coleta de Dados.

O tempo médio para a coleta do sujeito, entre assinatura do termo de consentimento, medidas antropométricas, aquecimento, orientações e coleta de dados, girou em torno de 30 minutos.

## 8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com estes primeiros resultados pôde-se perceber que o controle qualitativo de variáveis como amplitude de movimento e velocidade do exercício, como acontece na prática, implica em ausência de homogeneidade de picos de força, o que pode por vezes, prejudicar a reabilitação de pacientes e o condicionamento de populações especiais (portadores de osteoporose, artrite, artrose).

Os objetivos propostos para o estudo piloto foram alcançados através dos testes e procedimentos realizados. Algumas dificuldades foram encontradas na exportação dos dados para o sistema SAD32, uma vez que esta envolvia a transformação do arquivo para um outro formato. Por isso, durante o processamento, foi necessário repetir a exportação algumas vezes, para que nenhuma informação fosse perdida.



## ANEXO A – Carta de Aprovação do estudo pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade do Estado de Santa Catarina



UNIVERSIDADE DO ESTADO  
DE SANTA CATARINA - UDESC



### PROJETO DE PESQUISA

**Título:** Força de membros inferiores à execução do exercício foot work.

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 07950712.0.0000.0118

**Pesquisador:** Carolina Neis Machado

**Instituição:** FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE DO ESTADO DE  
SC UDESC

### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

**Número do Parecer:** 109.446

**Data da Relatoria:** 25/09/2012

#### Apresentação do Projeto:

O projeto de pesquisa apresenta-se bem elaborado com conteúdos baseado na metodologia científica e, atende às Resoluções da CONEP. Trata-se de um estudo exploratório de natureza descritiva, bem como de um estudo de desenvolvimento tecnológico. Todas as demais informações sobre a pesquisa estão descritas de forma clara e objetiva.

#### Objetivo da Pesquisa:

Este projeto tem por objetivo caracterizar a força de reação horizontal de membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*, do método Pilates, sobre o aparelho reformer.

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos são considerados como mínimos pois, durante o procedimento de aplicação de força pelos pés (execução do *foot work*), o indivíduo estará em decúbito dorsal (a barriga para cima), minimizando os riscos de escorregões e quedas. Além disso, durante todo o período da coleta o indivíduo estará acompanhado por fisioterapeutas e, um deles com experiência e formação no Método Pilates.

Os benefícios serão diretos e imediatos pois, os sujeitos receberão informações relacionadas a avaliação da força de membros inferiores durante a execução do exercício, e conseqüentemente, orientações se necessário, para modificar seu padrão de movimento /posição.

#### Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa apresenta-se bem fundamentada com a bibliografia apresentada. Tem importância científica e pode trazer benefícios aos praticantes de exercícios.

#### Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A folha de Rosto está devidamente preenchida e assinada.

O projeto de pesquisa encontra-se em anexo.

O TCLE está anexado e bem elaborado.

A Declaração de Ciência e Concordância das Instituições Envolvidas não está em anexo, porém como o projeto de pesquisa será realizado na mesma instituição da apresentada na Folha de Rosto (CEFID-UDESC), entende-se que não há a necessidade de se anexá-la.

Não foi encontrado o Consentimento para Fotografias, Vídeos e Gravações, mas, acredita-se que o mesmo não será utilizado.

**Endereço:** Av. Madre Benvenuta, 2007

**Bairro:** Itacorubi

**CEP:** 88.035-001

**UF:** SC

**Município:** FLORIANÓPOLIS

**Telefone:** (48)3321-8195

**Fax:** (48)3321-8195

**E-mail:** cepsh.reitoria@udesc.br

## ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC  
GABINETE DO REITOR

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOVENDO SERES HUMANOS

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

**Título do Projeto: Força de membros inferiores à execução do exercício *foot work*.**

O(a) senhor(a) está sendo convidado(a) a participar de um estudo no qual será avaliado por uma equipe de pesquisadores do Laboratório de Pesquisas em Biomecânica Aquática do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina. O estudo tem por objetivo analisar as características da força dos membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*, do método Pilates, com o qual você já é familiarizado.

A data e o horário para a avaliação serão previamente marcados. No dia da avaliação, você precisará disponibilizar cerca de 10 (dez) minutos para a realização de algumas medidas: (a) estatura, com a utilização de um estadiômetro; (b) massa, com a utilização de uma balança antropométrica e (c) comprimento de membros inferiores, com uma fita métrica. Essas medições serão realizadas em um estúdio de Pilates situado na cidade de Florianópolis.

Após as medições iniciais, o movimento será demonstrado e as devidas instruções sobre sua execução serão dadas. Você será solicitado a realizar o exercício *foot work* em 2 (duas) intensidades distintas: intensidade leve e moderada. Em cada uma dessas situações, o *foot work* será repetido 10 vezes. A ordem das intensidades será determinada por sorteio e, entre as execuções, será respeitado um intervalo para descanso. Os exercícios deverão ser realizados sobre o aparelho *Reformer* clássico do método Pilates. Para a finalidade dessa pesquisa um *Reformer* estará instrumentado com duas plataformas de força – uma para cada um de seus pés, acopladas a barra de apoios do aparelho. No total, a coleta de dados durará cerca de uma 30 minutos. Não é obrigatório realizar todas as intensidades do exercício e, caso queira, você poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

Para participar do estudo você deverá vestir-se com roupas confortáveis. A posição para a execução do *foot work* é o decúbito

dorsal (“barriga para cima”). Dessa forma, os riscos de escorregões e quedas são mínimos. Além disso, durante todo o período da coleta você estará acompanhado por fisioterapeutas, sendo um deles com experiência e formação no método Pilates.

Todas as informações sobre você são sigilosas. Os riscos desses procedimentos serão mínimos, pois envolvem apenas medições não invasivas. Novamente, vale lembrar que você poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

A sua participação contribuirá para o estudo das características da força de membros inferiores durante a execução do exercício *foot work*, movimento realizado em aulas de Pilates e também no contexto da reabilitação. As informações relativas à quantidade de força executada em diferentes intensidades constituem uma ferramenta bastante útil para que profissionais de Educação Física e Fisioterapia fundamentem a prescrição de exercícios do método Pilates.

As demais pessoas que estarão acompanhando as medições serão estudantes de graduação, de mestrado e doutorado, bem como um professor responsável (Prof. Dr. Helio Roesler).

**Solicitamos a vossa autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.**

Agradecemos sua participação e colaboração.

**Contato:** Carolina (Rua Pascoal Simone, 358, Florianópolis-SC, 88080-350, Fone: 3321-8647).

#### TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim, e que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso:

\_\_\_\_\_

Assinatura

Local:

Data: