

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DO MOVIMENTO HUMANO
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

YUMIE OKUYAMA DA SILVA

EFEITO DA MOLA E DA VELOCIDADE DE EXECUÇÃO DE TRÊS EXERCÍCIOS
DO PILATES NA FORÇA MUSULAR RESULTANTE DO QUADRIL

PORTO ALEGRE
2011

YUMIE OKUYAMA DA SILVA

EFEITO DA MOLA E DA VELOCIDADE DE EXECUÇÃO DE TRÊS EXERCÍCIOS
DO PILATES NA FORÇA MUSULAR RESULTANTE DO QUADRIL

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

ORIENTADOR: PROF. DR. JEFFERSON FAGUNDES LOSS

PORTO ALEGRE

2011

AGRADECIMENTOS

O mais importante que as realizações são as relações que te acolhem, te fortalecem e te motivam para melhor lidar com os percalços do mestrado.

Agradeço à minha família, aos meus amigos, vizinhos e ao meu noivo que contribuíram indiretamente e que pacientemente ouviram as minhas reclamações.

Aos colegas das reuniões das quartas-feiras, Artur, Aline, Cris, Clô, Ane, Katty, Tuca, Leandro, Luis, Luiza, Gabriela, Adriana, Bruno, Eduardo pelo aprendizado, pelas discussões científicas e filosóficas do método Pilates.

Aos colegas de todas as horas, Joelly M. Toledo, Lara Elena Gomes, Débora Cantergi, Juliana Vanassi, Max Rush, Mariana T. Marques, Alessandra Fayh, Guilherme Auler Brodt pelo auxílio em diferentes momentos e pela troca de conhecimento.

Em especial, ao Marcelo Latorre pela paciência e atenção as minhas dúvidas freqüentes em relação ao *matlab*. A Monica O. Melo, pela amizade, pelas críticas construtivas e por estar presente em momentos importantes desse processo e que com certeza a tua ajuda e incentivo contribuíram para que eu não desistisse dessa realização.

Ao orientador, Jefferson F. Loss pela confiança, pela descontração e alegria que tornam um ambiente de trabalho agradável.

E por fim, ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pelo suporte financeiro concedido.

“A atividade é uma necessidade biológica.”

“O estresse da frustração é a pior de todos.”

“Admita que a perfeição não existe, mas em cada categoria de atividade há um tope: considere-se contente em lutar por isso.”

“Não subestime o valor da simplicidade na sua vida.”

“Ao enfrentar uma tarefa que é muito difícil, porém indispensável, não a deixe para mais tarde: corte direto no abscesso para eliminar a dor.”

“Tente manter sua mente fixa nos aspectos agradáveis da vida e em ações que podem melhorar sua situação.”

“Não há fórmulas para todos, cada um de nós é diferente, e diferentes são nossos problemas.”

Hans Seye

RESUMO

EFEITO DA MOLA E DA VELOCIDADE DE EXECUÇÃO DE TRÊS EXERCÍCIOS DO PILATES NA FORÇA MUSCULAR RESULTANTE DO QUADRIL

Yumie Okuyama da Silva

Orientador Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Contextualização: A compreensão das variáveis que modulam a sobrecarga externa oriunda dos exercícios de Pilates pode afetar as forças internas que agem na articulação do quadril e seu entendimento é de grande importância para os educadores físicos e fisioterapeutas que atuam nesse âmbito, que podem subsidiar a prescrição dos exercícios tanto para o treinamento físico quanto para a reabilitação. **Objetivo:** analisar o efeito da mola e da velocidade de execução de três exercícios de Pilates no comportamento e na magnitude da força muscular resultante (FMR) da articulação do quadril, obtida pela técnica de dinâmica inversa. **Metodologia:** 20 sujeitos praticantes de Pilates foram avaliados durante três exercícios de extensão de quadril com e sem mola: (1) leg lower mola alta (LLMA); (2) leg lower mola baixa (LLMB); (3) leg extension (LE). A partir da técnica da dinâmica inversa obtiveram-se os torques musculares e foram utilizando dados da literatura para quantificar a distância perpendicular média ponderada (DPMP) dos flexores e extensores de quadril e assim, estimar a FMR da articulação do quadril. A análise estatística utilizada foi uma ANOVA one-way para verificar o efeito principal dos exercícios sobre a FMR e uma correlação de Spearman foi aplicada para descrever o comportamento da FMR ao longo de uma faixa de velocidade. **Resultados:** No exercício LE o esforço muscular passa de 200% do peso corporal, o LLMA atinge 50% e o LLMB, ao contrário dos demais exercícios, tem exigência da musculatura flexora nos últimos 10° da ADM. No LLMA, independente da velocidade a FMR foi a mesma. No LLMB, a FMR diminui com o aumento da velocidade. No LE, a FMR aumenta com o aumento da velocidade. **Conclusão:** Os diferentes exercícios de extensão de quadril apresentaram configurações distintas que interferiram na força muscular dos extensores de quadril. A velocidade de execução afeta de forma diferente cada um dos exercícios.

Palavras-chave: Pilates. Molas. Velocidade de execução do exercício. Extensão de quadril. Dinâmica inversa. Força muscular resultante.

ABSTRAT

THE EFFECT OF SPRING AND OF THE PERFORMING VELOCITY OF THREE EXERCISES OF PILATES IN RESULTANT MUSCLE FORCE OF THE HIP

Yumie Okuyama da Silva
Advisor Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Background: Understanding of the behavior of external forces coming from the exercises can affect the internal forces that act in the hip joint and understanding is of great importance to the physical educators and clinical therapists that work in this field and can be helpful for prescribing exercises to physical training and rehabilitation. **Objectives:** To evaluate the effect of spring and the performing velocity of three exercises of Pilates in resultant muscle force (RMF) of the hip, with the support of inverse dynamics technique. **Methods:** Twenty Pilates practitioners, performed three hip extension exercises: (1) Leg Lower high spring (LLHS); (2) Leg Lower Low Spring (LLLS); (3) Leg extension (LE). From inverse dynamic technique the muscular moments were obtained and literature data was necessary to quantify the weighted mean moment arm (WMMA) of the hip flexors and extensors to estimate a RMF of the hip joint. The statistical analysis used was an ANOVA one way to verify the mean effect from the exercises on the RMF and Spearman correlation was used to describe the RMF during different velocities. **Results:** In the exercise LE the muscular effort is greater than 200% of the body weight, in the LLHS was as high as 50% and the LLLS, contrary to the other exercises, have a flexors muscular effort in the last ten degrees of the range of motion. In the LLHS, independent of velocities the RMF is the same. In LLLS, the RMF decreases with the increase of velocity. In LE, the RMF increases with the increase of velocity. **Conclusion:** The different exercises of hip extension show singular configurations that alter in RMF of hip extensors. The performing velocity changes in different ways each exercises.

Key words: Pilates. Spring. Performing velocity of exercise. Hip extension. Inverse dynamic. Resultant muscular force.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Região entre o assoalho pélvico até o limite das costelas superiores.	21
Figura 2 – “Box” duas linhas horizontais uma linha de um ombro ao outro e a outra linha da articulação do quadril para outra.....	21
Figura 3 – (A) abdominal anterior (B) abdominal posterior (C) flexores do quadril (D) extensores de quadril (E) musculatura do assoalho pélvico (adaptado de MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).....	22
Figura 4 – O gráfico (A) representa os dados de força normalizada em função do ângulo do joelho durante o <i>demi-plié</i> no aparelho <i>reformer</i> com duas e quatro molas. O gráfico (B) representa os dados de força normalizada em função do ângulo do joelho durante a fase ascendente e descendente do movimento de <i>demi-plié</i> em pé (Adaptado de SELF <i>et al.</i> , 1996).....	23
Figura 5 – (a) estabilidade da forma; (b) estabilidade da força; (c) ‘ <i>selflocking</i> ’ combinação da estabilidade da força e da forma (adaptado de POOL-GOUDZWAARD <i>et al.</i> , 1998).	27
Figura 6 – Diagrama esquemático mostrando a ação do glúteo máximo e do bíceps femoral na estabilidade da articulação sacroilíaca (adaptado de HOSSAIN; NOKES, 2005).....	28
Figura 7 – Representação esquemática da relação força comprimento no sarcômero (Adaptado de GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966).	32
Figura 8 – Representação gráfica da relação força x comprimento do músculo com os seus componentes passivos. Apresentação da contribuição dos componentes ativos, passivos e da combinação destes resultando no componente total (Adaptado de ENOKA, 2000).....	34
Figura 9 – curva hiperbólica da relação força-velocidade (Adaptado de ENOKA, 2000).....	35
Figura 10 – Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa. (Adaptado de DALLA VECHIA E, 1999).....	39
Figura 11 – Músculos representados por linhas retas (PRESSEL; LENGSELD, 1998).....	43

Figura 12 – Exercício LLMA realizado no <i>wall unit</i> com a mola fixa na posição alta (seta preta) e LLMB com a mola fixa na posição baixa (seta cinza).....	48
Figura 13 – Exercício LE realizado no <i>barrel</i> sem a utilização de molas.....	48
Figura 14 – Diagrama de corpo livre do segmento coxa-perna-pé.....	55
Figura 15 – Torque da mola esta no sentido horário – negativo. Torque do peso esta no sentido anti-horário – positivo.	56
Figura 16 – as figuras A, B, e C (esquerdo) ilustram os exercícios de extensão de quadril avaliados e os gráficos (direito) representam a média e o desvio padrão da força muscular resultante, normalizada pelo peso corporal, durante a realização dos exercícios.....	61
Figura 17 – Comportamento da FMR nos três exercícios quando comparadas nos intervalo de 0° a 40°. Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os exercícios em um mesmo ângulo.	63
Figura 18 – Os gráficos representam a FMR nos 20 sujeitos (cada cor/símbolo representa um sujeito) nos três exercícios.....	64
Figura 19– Os gráficos representam a correlação entre FMR e velocidade, normalizada pelo peso corporal, nos três exercícios de extensão de quadril avaliados.....	66
Figura 20 – Resultados referentes as sete repetições dos três exercícios realizados por um sujeito. O círculo salienta a extensão do quadril além da posição neutra.....	69
Figura 21 – Contribuição de cada uma das parcelas que afeta o torque total dos exercícios: Inércia do segmento, torque da mola e o torque do peso, nos três exercícios e nos diferentes sujeitos.....	71

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1	39
Equação 2	39
Equação 3	55
Equação 4	55
Equação 5	56
Equação 6	57
Equação 7	57
Equação 8	58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Fatores associados lesões recorrentes nos ísquios tibiais e respectivas estimativa de envolvimento (adaptado de CROISER, 2004).	29
Tabela 2 - Média, desvio padrão da massa corporal (MC), idade, estatura, índice de massa corporal (IMC) e tempo de prática.	47
Tabela 3 – Média, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) da ADM dos três exercícios nos dois grupos de velocidades.	60
Tabela 4 – Média, desvio padrão e coeficiente de variação da força inicial da mola.	60
Tabela 5 – Média, desvio padrão (DP) dos valores de FMR (%PC), valor de F e o nível de significância (p) entre as comparações.	62
Tabela 6 – Média, desvio padrão e coeficiente de variação da velocidade nos três exercícios nos dois grupos de velocidade.	65

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVOS	18
2.1 OBJETIVO GERAL	18
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	18
3 REFERENCIAL TEÓRICO.....	19
3.1 MÉTODOS PILATES - BREVE HISTÓRICO.....	19
3.1.1 Evidências atuais de análises biomecânicas dos exercícios de Pilates	22
3.2 A IMPORTÂNCIA DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE QUADRIL	26
3.2.1 A influência da velocidade de movimento nos programas de treinamento	29
3.3 FATORES QUE INFLUENCIAM A PRODUÇÃO DE FORÇA E MOVIMENTO	31
3.4 MÉTODOS BIOMECÂNICOS PARA ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS	36
3.4.1 Métodos diretos e indiretos para estudo das forças internas	37
3.4.2 Modelos Biomecânicos – Membro Inferior.....	40
4 CONJECTURAS INICIAIS	44
5 MATERIAL E MÉTODOS.....	45
5.2 CLASSIFICAÇÃO DAS VARIÁVEIS.....	45
5.2.1 Variáveis dependentes.....	45
5.2.2 Variáveis independentes	45
5.2.3 Variáveis intervenientes	46
5.3 TIPO DE ESTUDO	46
5.4 AMOSTRA.....	46
5.5 ASPECTO ÉTICO	47
5.6 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO	47
5.7 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	49
5.7.1 Estruturação do modelo biomecânico do membro inferior	49
5.7.2 Variáveis cinéticas.....	51
5.7.3 Variáveis cinemáticas.....	51
5.7.4 Velocidade de execução do exercício.....	53
5.7.5 Variáveis antropométricas.....	53
5.7.6 Torques musculares.....	54
5.7.7 Distância perpendicular média ponderada (DPMP).....	57
5.7.8 Força muscular resultante (FMR)	58
5.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	59
6 RESULTADOS	60

7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	67
8 CONSIDERAÇÕES FINAIS	74
REFERÊNCIAS	75
APÊNDICE I –	82
APÊNDICE II –	83
APÊNDICE III –	84
APÊNDICE IV–.....	85
APÊNDICE V –	86
APÊNDICE VI –	88
APÊNDICE VII –	90
APÊNDICE VIII –	91

1 INTRODUÇÃO

O método Pilates é um método de condicionamento físico e mental (PILATES, 1945). Atualmente, existe uma grande quantidade de bibliografias que explicam sua filosofia, sua história, seus princípios e existem diversos materiais didáticos que descrevem os exercícios do método Pilates. Essas bibliografias foram escritas pelo próprio criador do método, Joseph Pilates, como também, por seus alunos e discípulos que foram encarregados de disseminar o método Pilates e assim, sucessivamente por gerações. Portanto, não existe um documento único que determina o que o método Pilates é ou não é (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

Deste modo, diversas linhas dentro do universo do Pilates foram desenvolvidas, algumas aderindo estritamente ao sistema de exercícios desenvolvidos pelo Joseph Pilates e outras que foram incorporando mudanças ao sistema. Por essas divergências, há a necessidade de uma melhor compreensão do método a partir de análises biomecânicas, embora tendo muitas bibliografias que expliquem a filosofia e a história do método Pilates, há uma carência de estudos científicos que envolvem análises mais aprofundadas sobre a sua eficácia.

O método oferece padrões de movimentos específicos, com posições e equipamentos diferenciados (LATEY, 2001; ISACOWITZ, 2006; PANELLI, 2009). Existem duas formas de se trabalhar com o método Pilates: 1) Exercícios que são realizados no solo (*matwork*) onde não se implementa resistência externa, embora pode-se utilizar acessórios; 2) Exercícios realizados em aparelhos (*apparatus work*) no qual, a resistência externa é, na maioria das vezes, exercida por molas (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004; SILVA *et al.*, 2009).

O método Pilates focaliza os seus exercícios na parte central do corpo, conhecido como *powerhouse*¹ ou *core* e tem como principal função a estabilização. Dentro do conceito ampliado de *core*², entende-se que os extensores de quadril compreendem a parte central do corpo (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004). Assim, a

¹*Powerhouse* é dito ser o centro do corpo (ver MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

²Conceito ampliado de *core* é compreendido como uma “caixa”, ou seja, duas linhas horizontais, uma superior que corre de um ombro ao outro e a outro inferior que corre de uma articulação do quadril para outra.

maioria dos exercícios do método Pilates, envolve a articulação do quadril, proporcionando estabilidade na região pélvica lombar, na qual a função dos extensores de quadril é considerada essencial para a estabilidade e controle desta região. Por exemplo, o glúteo máximo considerado o principal extensor de quadril pode influenciar significativamente na estabilidade da articulação sacroilíaca (POOL-GOUDZWAARD *et. al.*, 1998) e sua fraqueza está associada com a dor lombar em atletas (NADLER *et. al.*, 2000). A contração do glúteo máximo e do latíssimo do dorso contralateral também pode tensionar a lâmina superficial da aponeurose toracolombar (POOL-GOUDZWAARD *et. al.*, 1998). Tal estrutura auxilia na estabilização da coluna lombar, além de agir como transmissor de forças entre a coluna, pelve e membros inferiores (POOL-GOUDZWAARD *et. al.*, 1998). O glúteo máximo também tem uma grande importância funcional na fase de apoio da marcha. Anderson e Pandy (2003) demonstraram que o glúteo máximo, juntamente com outros músculos gera a maior parte do suporte do peso do corpo no início da fase de apoio.

Os exercícios de Pilates se tornaram populares e podem ser incluídos tanto no treinamento físico para desenvolver força, flexibilidade e melhora da postura quanto para, prática clínica como, por exemplo, no tratamento de dor lombar, pois possibilita uma melhora na postura e no controle de movimento (RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006). Entretanto, o critério utilizado para a escolha das variáveis que modulam a sobrecarga externa dos exercícios no Pilates ainda é realizado por meio de avaliações subjetivas. Essas avaliações são baseadas na própria experiência do instrutor e informações oriundas dos próprios alunos e/ou pacientes. Em razão disso, alguns poucos pesquisadores estão percebendo essa enorme lacuna em relação ao controle, ao estabelecimento da sobrecarga e as alterações do sistema musculoesquelético decorrentes dos exercícios de Pilates (SELF *et al.*, 1996; BERNARDO, 2007; SILVA *et al.*, 2009; QUEIROZ *et al.*, 2010).

Atento a essas alterações, o grupo BIOMECC³ vem desenvolvendo estudos que envolvem análises biomecânicas dos exercícios de Pilates, entre estes, estudos que se referem aos exercícios de flexão e extensão de quadril.

³BIOMECC – Grupo de Investigação em Mecânica do Movimento. www.ufrgs.br/biomecc

Sabe-se que, a compreensão do comportamento das forças externas gerada durante os exercícios de extensão de quadril no método Pilates tem uma enorme relevância para os educadores físicos e fisioterapeutas que trabalham com o método Pilates na sua prática. As variáveis que envolvem esses exercícios, como por exemplo, o tipo de mola e o posicionamento da mesma podem mudar a demanda externa do exercício não apenas com respeito à intensidade, como também, pode interferir na participação dos músculos como motores primários do movimento (SILVA *et al.*, 2009). Ou seja, essas alterações nos exercícios como o posicionamento da mola e a distância do sujeito podem alterar a característica do exercício de concêntrico para excêntrico e causar alterações no recrutamento dos músculos responsáveis pelo movimento da mesma forma para os músculos estabilizadores do tronco (LOSS *et al.*, 2010). O conhecimento ou a falta do entendimento dos exercícios que envolvem o método Pilates podem ocasionar adaptações neuromusculares tanto para o equilíbrio quanto para o desequilíbrio agonista/antagonista.

Alguns autores vêm-se preocupando em compreender as forças que envolvem a região do quadril. Mavi *et al.* (2004) ressaltam que altas forças no quadril podem ser um fator de risco para desenvolver osteoartrites em quadris saudáveis com o aumento da idade. Em outros dois estudos, (LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2007; LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2009), foi avaliado o efeito da posição articular do quadril e a fraqueza dos músculos glúteos e iliopsoas através de um modelo musculoesquelético que estimou a força muscular e articular (nas posições de decúbito dorsal e ventral). Os autores encontraram para a força muscular avaliada, em condições diferentes, maior força anterior no quadril durante a extensão. Sugere-se então, evitar a extensão de quadril além da posição neutra⁴ para diminuir as forças compressivas sobre a articulação. Essa medida seria benéfica principalmente para pessoas com dor anterior no quadril, instabilidade e lesão no labrum acetabular.

Nessa direção, para compreender o que acontece dentro do corpo a partir das forças internas (muscular e articular) existem duas abordagens, a medida direta e o

⁴ Além da posição anatômica.

procedimento analítico indireto, que se utiliza das medidas externas e dos modelos mecânicos correspondentes. A medição direta é uma técnica invasiva e está associada a questões éticas e tecnológicas. A literatura menciona alguns casos de medição direta, como o estudo de Bergmann; Graichen; Rohlmann (1993) que equiparam endopróteses de quadril de dois pacientes com transdutores do tipo *strainingauge*, medindo diretamente as forças na articulação do quadril durante situações de marcha e corrida. Portanto, para a medida direta as forças envolvidas em um sistema mecânico são conhecidas, embora, na maioria dos casos, esse procedimento não pode ser aplicado. Para a segunda abordagem, a qual utiliza o modelamento matemático do movimento é possível estimar as forças internas a partir de um modelo biomecânico por meio do conhecimento das variáveis cinemáticas, cinéticas e antropométrica (AMADIO; BAUMANN, 2000; BARBANTI; AMADIO, 2002; LOSS *et al.*, 2002), ou seja, a finalidade é encontrar as forças que causaram o movimento, tendo-se então, um problema de “dinâmica inversa” (DALLA VECHIA E, 1999; AMADIO; BAUMANN, 2000; LOSS *et al.*, 2002). A partir do procedimento apresentado no estudo de Loss *et al.* (2002), é possível calcular a força e momentos articulares resultantes em grandes articulações do membro inferior, uma vez que esse cálculo mostrou-se adequado em seu estudo. Nesse sentido, o modelo musculoesquelético que será utilizado durante os exercícios de Pilates será baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos articulados (*LSM*) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005; LOSS *et al.*, 2006). Com isso, é possível avaliar a sobrecarga proporcionada pelos exercícios do método Pilates no sistema musculoesquelético, bem como a simulação de condições práticas contribuindo para prescrição do exercício mais adequado, uma vez que, essa sobrecarga poderá ser importante ou prejudicial para a saúde devendo assim, promover uma melhor compreensão do uso apropriado e eficaz desse método.

Dessa maneira, para prescrição de exercícios apropriados é fundamental o conhecimento da magnitude e das direções das forças externas juntamente com as forças internas (músculos, ligamentos, fâscias e cápsulas articulares) causadas durante os exercícios do Pilates. Silva *et al.* (2009) abordaram, no primeiro momento, o exercício de extensão no quadril, realizado no Cadillac, buscando caracterizar o torque de resistência do exercício com diferentes posicionamentos da mola. Embora tenham realizado uma análise eletromiográfica de alguns músculos

agonistas e antogonistas do movimento de flexo-extensão do quadril, não foi feita nenhuma estimativa dos esforços musculares dessa região. Mais tarde, Loss *et al.* (2010), também analisando o exercício de flexo-extensão do quadril, avaliaram o comportamento da musculatura do *powerhouse*, com o uso de eletromiografia de superfície, mostrando não haver um recrutamento equilibrado entre músculos posteriores e anteriores do tronco durante o exercício. Recentemente, Melo *et al.* (2011), mais uma vez analisando o exercício de flexo-extensão do quadril, buscaram uma estimativa dos torques de resistência e das forças musculares resultantes, utilizando seus resultados para sugerir a prescrição e a progressão de exercícios. Não obstante, Melo *et al.* (2011) consideraram o exercício sendo realizado em velocidade bastante baixa, de forma que os efeitos inerciais foram desprezados. Embora esta abordagem se aplique em algumas situações, ela não contempla a totalidade das situações que envolvem a execução do exercício, principalmente quando se consideram as diferentes linhas do método Pilates.

Assim sendo, qual o efeito da mola e da velocidade de execução de três exercícios de Pilates no comportamento e na magnitude da força muscular resultante na articulação quadril?

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar o efeito da mola e da velocidade de execução de três exercícios de Pilates na força muscular resultante do quadril.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Avaliar e descrever o comportamento da força muscular resultante da articulação do quadril durante a realização de três exercícios de EQ do método Pilates, na velocidade preferida.
- ✓ Comparar a força muscular resultante na articulação do quadril entre os três exercícios de EQ do método Pilates, na velocidade preferida.
- ✓ Descrever o comportamento da força muscular resultante na articulação do quadril em duas velocidades de execução em cada um dos três exercícios de EQ do método Pilates.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 MÉTODOS PILATES - BREVE HISTÓRICO

Pilates é um método de condicionamento físico e mental criado por Joseph Hubertus Pilates que nasceu em Dusseldorf, na Alemanha, em 1880 (PILATES e MILLER 1945, OWSLEY, 2005). O Pilates é a combinação essencial de condicionamento físico e mental que provem do treinamento completo para melhorar a força, flexibilidade e qualidade postural (PILATES e MILLER 1945; OWSLEY, 2005). Atualmente, existe uma grande quantidade de bibliografias que explicam a história, os fundamentos e os exercícios do método Pilates (LATEY, 2001; ISACOWITZ, 2006; PANELLI, 2009). O Pilates vem se tornando cada vez mais popular, como uma filosofia que integra a mente com o sistema musculoesquelético, para o uso em geral de uma atividade completa que vem se direcionando tanto para o treinamento quanto para a reabilitação física (BLUM, 2002; BEATTY, 2005; OWSLEY, 2005; RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006; LEVINE *et al.*, 2007). Todavia, esta prática ainda carece de estudos científicos que comprovem seus benefícios e a eficácia (SELF *et al.*, 1996; BERNARDO, 2007; SILVA *et al.*, 2009).

Para a prática dos exercícios do método Pilates devem-se respeitar alguns princípios. Existem seis princípios fundamentais apresentados pelo próprio Pilates e Miller (1945), que são ainda muito relevantes hoje em dia. Esses princípios enfatizam a conexão entre mente e corpo e alguns deles são aplicados na reabilitação tradicional e devem ser consistentemente usados para o público em geral (OWSLEY, 2005). Os princípios são: respiração, concentração, precisão, controle, movimento fluido e centro. O centro é o que será explanado nessa sucinta seção.

O centro ou “*powerhouse*” é considerado o mais importante princípio do Pilates (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004). Em outros tipos de treinamento também é conhecido como “*core*” ou “*core strength*” e que atualmente esta em voga, Kibler; Press; Sciascia (2006) trazem um estudo sobre a importância da função da parte central do corpo para estabilidade e geração de força nas atividades esportivas.

Dessa maneira, entende-se que o *core* pode ser uma região do corpo que engloba determinados grupos musculares com funções específicas. O *core* do corpo

humano teria então a habilidade para controlar a posição e o movimento da coluna sob a pelve e pernas para permitir uma ótima produção, transferência e controle de força e movimento. Essa força central, então permite uma maior eficiência do movimento da coluna e das extremidades (KENDAL; McCREARY; PROVANCE, 1995; HERRINGTON; DAVIES, 2005).

Com a expansão do método Pilates e de seus princípios muitas linhas de Pilates foram se desenvolvendo no mundo. Alguns seguem rigorosamente o sistema de exercícios desenvolvidos por Joseph H. Pilates, outros foram incorporando novos conceitos ao método (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

Muscolino e Cipriani (2004) investigaram a base biomecânica do princípio do *powerhouse*, eles acreditam que há uma falta de consenso dentro do universo do Pilates no que se refere a localização do *powerhouse*, uns acreditam que envolve a região do umbigo e especificam como sendo uma faixa inferior do assoalho pélvico até a parte superior da faixa torácica (figura 1), outros acreditam que o *powerhouse* envolve outros músculos e articulações. Por isso, os mesmos autores apresentam um conceito de centro do corpo que é universalmente aceito na literatura e conhecido como “*Box*”, ou seja, uma caixa. Esta caixa é definida por duas linhas horizontais uma que corre de um ombro ao outro e a outra que corre de articulação do quadril para outra (figura 2) envolvendo as articulações da coluna lombar (lombossacral) e a articulação do quadril (coxofemoral) e os músculos que envolvem essas articulações. Músculos estes que os autores dividiram em cinco grandes grupos: A) abdominal anterior; B) abdominal posterior; C) flexores de quadril; D) extensores de quadril e; E) musculatura do assoalho pélvico (melhor especificados na figura 3).

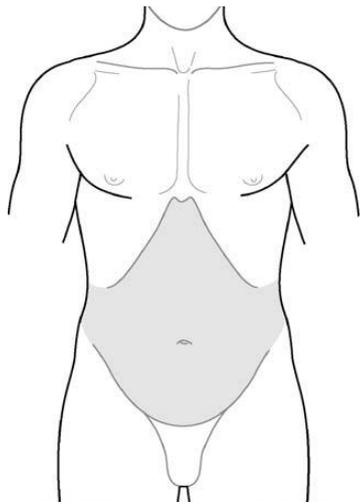


Figura 1 – Região entre o assoalho pélvico até o limite das costelas superiores.

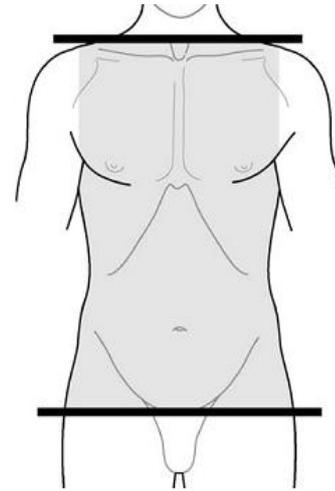
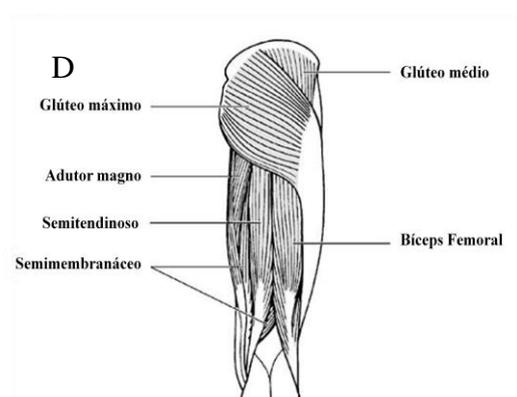
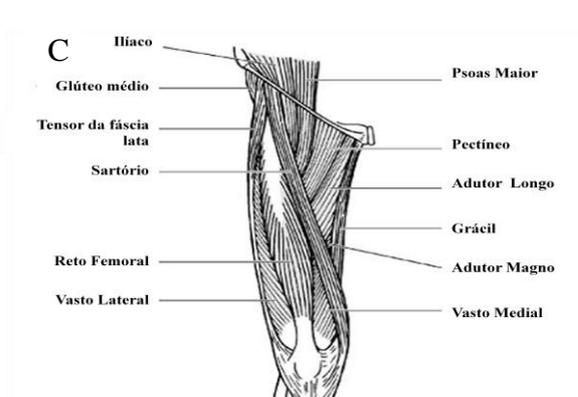
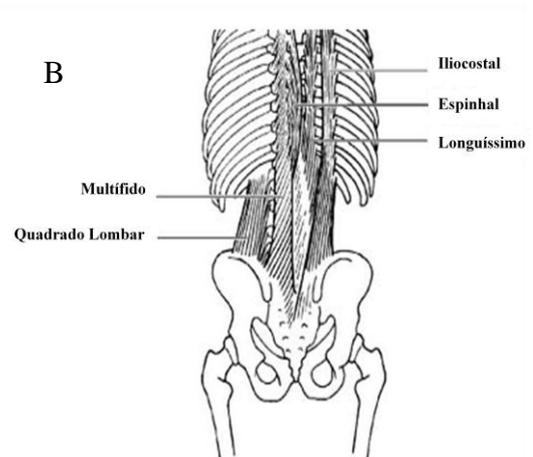
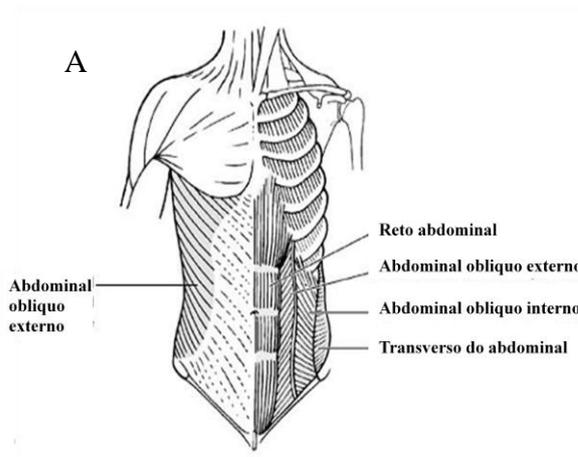


Figura 2 – “Box” duas linhas horizontais uma linha de um ombro ao outro e a outra linha da articulação do quadril para outra.

(Adaptado de MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).



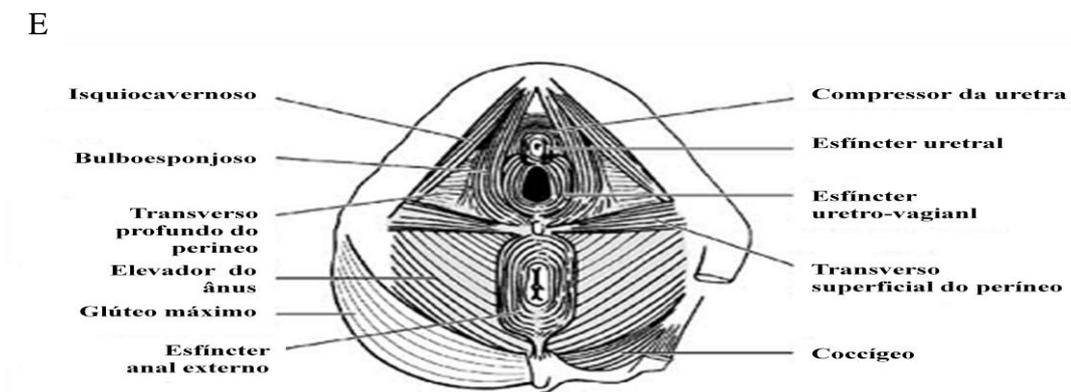


Figura 3 – (A) abdominal anterior (B) abdominal posterior (C) flexores do quadril (D) extensores de quadril (E) musculatura do assoalho pélvico (adaptado de MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

3.1.1 Evidências atuais de análises biomecânicas dos exercícios de Pilates

Existem duas formas de se trabalhar com o método Pilates: exercícios que são realizados no solo (*matwork*) e os exercícios realizados em aparelhos (*apparatus work*) (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004) (Apêndice I). Os exercícios no solo são os mais mostrados em artigos, vídeos e informativos (LEVINE *et al.*, 2007). Os aparelhos foram especificamente desenvolvidos e designados para a realização da técnica. Além disso, o método Pilates também conta com alguns acessórios que irão complementar a execução das atividades. Os aparelhos contam com a resistência de molas que proporciona aos praticantes de Pilates uma ajuda ou uma resistência ao movimento desejado (MUSCOLINO; CIPRIANI, 2004).

Segundo os estudos já realizados (BLUM, 2002; KOLYNIK; CAVALCANTI; AOKI, 2004) os resultados do método Pilates no que compete ao tratamento de desvios posturais e algias osteomioligamentares têm sido satisfatórios. Rydeard *et al.* (2006), mostraram resultados positivos tornando o método um eficiente recurso na reabilitação da dor lombar crônica o que permite considerá-lo um eficiente recurso deste tipo de quadro clínico. Entretanto, observa-se nos estudos de Pilates a falta de especificidade e descrição do método usado nos estudos, como informações sobre a definição e prática dos exercícios e, também, em relação aos dados de progressão e prescrição dos exercícios (BERNARDO, 2007). Este aspecto fica mais evidente quando se busca na literatura artigos relacionados à biomecânica do método Pilates.

Self *et al.* (1996), se propuseram a quantificar a faixa de amplitude de movimento (ADM) e a força aplicada pelos dançarinos durante o movimento de *demi-plié* na 1° e 5° posição em três diferentes situações: a situação em pé realizada pelos dançarinos e as outras duas situações realizadas no aparelho *reformer* com duas e quatro molas como resistência externa. Na situação em pé foi utilizado uma plataforma de força para medir as forças de reação do solo e nas outras situações (no aparelho *reformer*) foi utilizado uma célula de carga. O estudo ressaltou que a relação ângulo do joelho e força para o movimento de *demi-plié* em pé e nas situações realizada no aparelho foi bastante diferente. No aparelho, as forças foram dependentes do ângulo do joelho (figura 4A) e as forças durante o *demi-plié* em pé dependeram da aceleração do centro de gravidade dos dançarinos (figura 4B). Pode-se comparar nas figuras abaixo, que a magnitude da força externa se difere completamente quando se utiliza as molas do método Pilates e quando as mesmas não são utilizadas.

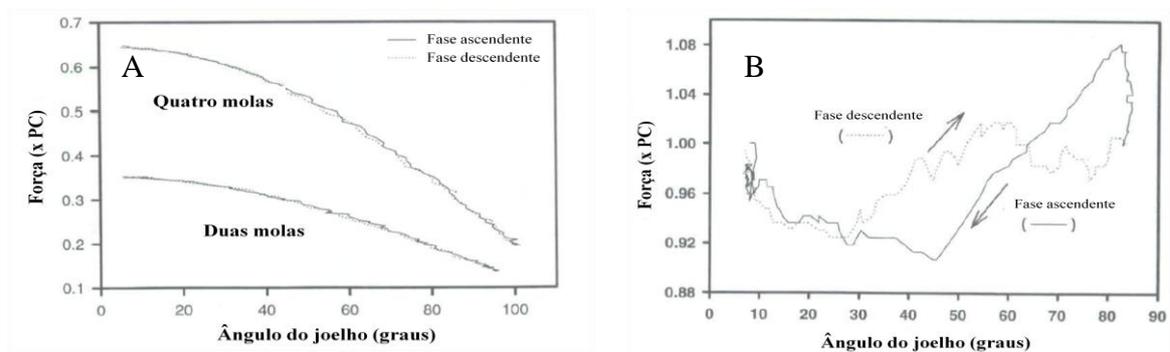


Figura 4 – O gráfico (A) representa os dados de força normalizada em função do ângulo do joelho durante o *demi-plié* no aparelho *reformer* com duas e quatro molas. O gráfico (B) representa os dados de força normalizada em função do ângulo do joelho durante a fase ascendente e descendente do movimento de *demi-plié* em pé (Adaptado de SELF *et al.*, 1996).

Esses resultados implicam em diferentes respostas no sistema musculoesquelético e a quantidade de carga articular para diferentes ângulos de flexão é importante no treinamento e na reabilitação. Segundo o autor, muita carga para a completa extensão de joelho pode ser prejudicial para o ligamento cruzado anterior e, inversamente, pode aliviar a dor em pacientes com lesões patelo-femoral.

Sacco *et al.* (2005) comparou 11 exercícios de Pilates, realizados em 3 aparelhos e no solo. A musculatura alvo foi a abdominal e duas professoras do método foram avaliadas. Calcularam-se os torques resistentes, a partir do método segmentar, e a amplitude de movimento. 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 de movimentos. Também foi verificado que exercícios muito similares (às vezes com o mesmo nome como o *Hundred*), mas realizado em aparelhos diferentes possuem alterações do ponto de vista cinesiológico. Isso significa que alterações biomecânicas geram exigências musculares diferenciadas. O grupo de investigação em Mecânica do Movimento – BIOMECA vem realizando análises do movimento humano, identificando as curvas de torque de resistência e análises eletromiográficas nos exercícios. Um dos estudos do grupo analisou a resistência externa e a atividade eletromiográfica do movimento de flexoextensão do quadril e confirmou que o torque de resistência (T_R) varia conforme a posição que a mola é fixada e também, ressaltou que essa mudança no posicionamento da mola não altera apenas a “intensidade” do exercício de fraco para moderado ou de moderado para intenso, mas fundamentalmente interfere na participação de músculos como motores primários (SILVA *et al.*, 2009). Melo *et al.*, 2011 também analisaram o exercício de flexoextensão de quadril no cadillac mudando o posicionamento das molas e os tipos de molas estimaram os torques de resistência e as forças musculares. O Γ_R e a FM_R apresentaram comportamentos semelhantes em todas as situações, entretanto os valores máximos de Γ_R não ocorrem na mesma posição articular que a FMR máxima. Esses resultados podem ser utilizados para sugerir a prescrição e progressão dos exercícios.

De modo recente, Queiroz *et al.* (2010) compararam a atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores do tronco e quadril durante quatro exercícios de Pilates na posição de quatro apoios. O estudo discute sobre a disfunção muscular do glúteo máximo e dor lombar crônica e propõem o uso do Pilates na posição neutra da pelve. Os autores sugerem exercícios realizados fora

da posição neutra para o tratamento e progressão do exercício. O estudo concluiu que a variação na posição do tronco e pelve durante a realização dos exercícios muda o padrão de ativação dos músculos (multífido, glúteo máximo, reto abdominal e oblíquo).

Na prática da fisioterapia, sabe-se, por exemplo, que a utilização de exercícios contra determinada resistência apresenta diferentes implicações na reabilitação, devido aos distintos mecanismos de lesão existentes (ESCAMILLA *et al.*, 2001). Nesse aspecto, o que pode ocorrer é que um determinado equipamento pode oferecer uma resistência que não acompanha as características biomecânicas da relação força-comprimento (RASSIER; MACINTOSH; HERZOG, 1999) e características articulares relacionadas à distância perpendiculares de inserção dos músculos envolvidos. Isso pode resultar em sobrecargas excessivas em ângulos no qual a articulação está em desvantagem, o que pode potencializar mecanismos de lesão articular, ainda que todos os princípios do método sejam respeitados.

Evidências sobre o treinamento com exercícios de Pilates têm sido previamente estudadas com enfoque na coluna e membro superior (HERRINGTON; DAVIES, 2005; EMERY *et al.*, 2010) e mostram melhoras na postura dinâmica, na força dos músculos abdominais profundos e inferiores da coluna, resistência muscular e flexibilidade na coluna (HERRINGTON; DAVIES, 2005; EMERY *et al.*, 2010). Infelizmente, as raras investigações biomecânicas dos exercícios de Pilates que deveriam sustentar uma melhor compreensão do uso apropriado e eficaz desse sistema e a falta de estudos que avaliem seus efeitos agudos e/ou crônicos sobre a estrutura musculoesquelética, não suprem a demanda de praticantes de Pilates que buscam na prática a melhora do condicionamento físico, postural e reabilitação.

Para finalizar essa parte, que teve como objetivo o conhecimento do método Pilates, a partir da ciência de alguns estudos considerados de particular importância, fica evidente que, mais informações devem ser obtidas e essas irão subsidiar a prescrição de exercícios tanto no contexto profissional de Educadores Físicos como de Fisioterapeutas.

Deste modo, resgata-se a importância de avaliar os músculos que envolvem a região do *core* para melhor concepção do método, e aqui principalmente, com o enfoque no fortalecimento dos extensores de quadril. A fraqueza nesses músculos compromete a perda da amplitude de movimento e alguns autores acreditam que a

saúde da coluna depende de uma ótima relação funcional da pelve e do quadril (MCGILL, 2007). Este trabalho irá se aprimorar simplesmente a partir do eixo transversal situado no plano frontal, em volta do qual se situam os movimentos de flexoextensão do quadril (KAPANDJI, 2000) complementando o estudo de Silva *et al.* (2009).

3.2 A IMPORTÂNCIA DOS MÚSCULOS EXTENSORES DE QUADRIL

Cinco músculos são capazes de estender a articulação do quadril. Os mais mencionados são o glúteo máximo e os ísquios tibiais (bíceps femoral, semitendinoso e semimembranos). A força relativa de cada um desses músculos não é conhecida, mas existem algumas pressuposições clínicas. O glúteo máximo é considerado o extensor primordial, a função do adutor magno é rotineiramente despercebida e os ísquios tibiais são referidos mais na flexão de joelho quanto na extensão de quadril (WATERS *et al.*, 2010). No entanto, estudos com eletromiografia mostram a importância desses músculos na extensão de quadril. No método Pilates, observou-se ativação superior a 75% da contração voluntária máxima do semitendinoso e do bíceps femoral durante a extensão de quadril (SILVA *et al.*, 2009). Durante o nível de caminhada, os ísquios tibiais, são ativos na parte final da fase de balanço e na fase inicial da postura para desacelerar o balanço da perna e ajudar a estabilizar o quadril durante o primeiro estágio do apoio do peso. Segundo Waters *et al.* (2010), que avaliaram o torque de extensão de quadril isométrico máximo em diferentes posições de flexão de quadril antes e depois de bloquear o nervo ciático, isso permitiu “desligar” os ísquios tibiais que são inervados pelo nervo ciático. A força dos extensores foi maior que o dobro quando o quadril foi fletido de 0° a 90°.

Dessa forma, o glúteo máximo – assim como o glúteo médio e o mínimo representa um importante papel na estabilização, ajudando a musculatura da coluna lombar a estabilizar a pelve durante a caminhada (principalmente na postura de um só apoio). E os ísquios tibiais são importantes principalmente para frear o movimento com contrações excêntricas, em situações de corrida e caminhada (MCGILL, 2007).

Snijders; Vleeming; Stoeckart (1993) propuseram um modelo de estabilidade para a articulação sacroilíaca, que é destinada a ter mais estabilidade que

mobilidade, a fim de facilitar a transferência de cargas através da pelve. A articulação sacroilíaca funciona como um amortecedor no contato inicial da marcha, transmitindo forças de reação do solo dos membros inferiores para o tronco (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998). As superfícies articulares dessa articulação são paralelas à linha de transmissão dessas forças, resultando em um aumento das forças de cisalhamento durante a marcha ou atividades que requerem apoio unipodal (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998).

Como demonstrado na figura 5, o modelo proposto por Snijders; Vleeming; Stoeckart (1993) depende da estabilidade de forma e da estabilidade de força. A estabilidade de forma depende primariamente da estrutura dos ossos que compõem a pelve e de suas superfícies articulares que permitem uma maior resistência da articulação sacroilíaca às forças de cisalhamento (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998). A estabilidade de força refere à força compressiva adicional é necessária para manter a estabilidade da pelve. A estabilidade de força é primariamente um processo dinâmico realizado pelo sistema muscular que depende da integridade dos ligamentos e das estruturas fasciais da pelve (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998). Snijders; Vleeming; Stoeckart (1993) também denominaram o “selfbracing or selflocking mechanism” que consiste de um sistema de prevenção de cisalhamentos que é caracterizado pela combinação da estabilidade de força e da estabilidade de forma.

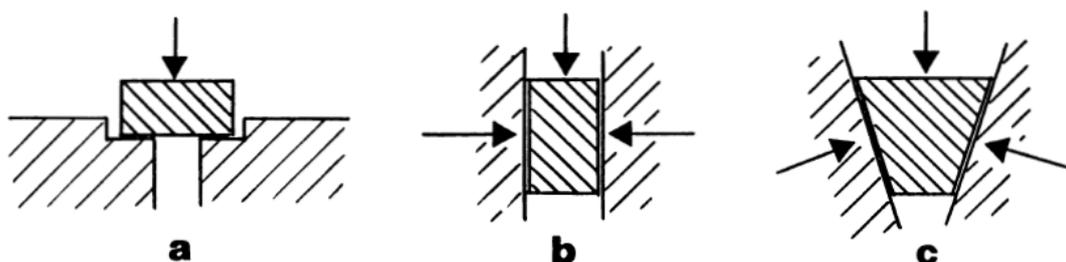


Figura 5 – (a) estabilidade da forma; (b) estabilidade da força; (c) ‘selflocking’ combinação da estabilidade da força e da forma (adaptado de POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998).

A estabilidade de força pode ser afetada pelos músculos que diretamente comprimem a articulação ou pelo tensionamento dos ligamentos. O glúteo máximo é um músculo relevante devido a sua importância na transferência efetiva de carga através da articulação sacroilíaca contribuindo para a estabilidade de força devido à

orientação perpendicular de suas fibras nesta articulação (HOSSAIN; NOKES, 2005). Esta função leva a uma compressão suficiente da articulação sacroilíaca e impede cisalhamentos articulares através de conexões do glúteo máximo com os músculos eretores da espinha, aponeurose toracolombar e com o bíceps femoral através do ligamento sacrotuberal (figura 6).

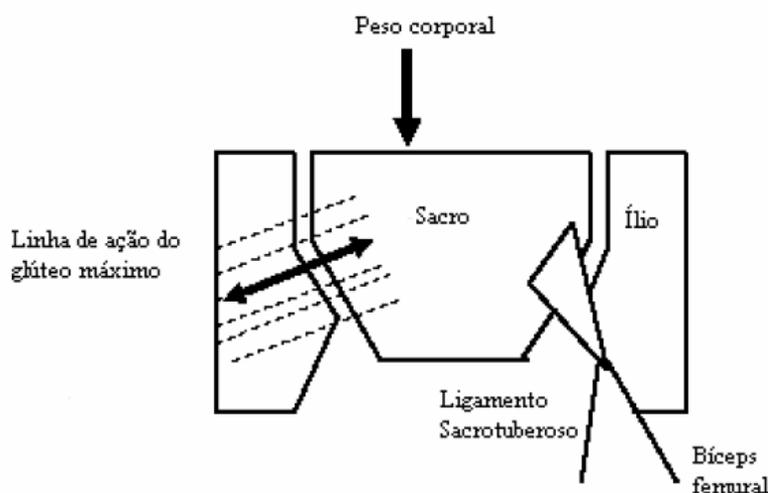


Figura 6 – Diagrama esquemático mostrando a ação do glúteo máximo e do bíceps femoral na estabilidade da articulação sacroilíaca (adaptado de HOSSAIN; NOKES, 2005).

Existem evidências de que o glúteo máximo pode influenciar significativamente na estabilidade da articulação sacroilíaca e que sua fraqueza está associada com a dor lombar em atletas (NADLER *et al.*, 2000). A contração do glúteo máximo e do latíssimo do dorso contralateral podem tensionar a lâmina superficial da aponeurose toracolombar (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998).

Tal estrutura auxilia na estabilização da coluna lombar, além de agir como transmissor de forças entre a coluna, pelve e membros inferiores (POOL-GOUDZWAARD *et al.*, 1998). O glúteo máximo também tem uma grande importância funcional na fase de apoio da marcha. Anderson e Pandy (2003) demonstraram que o glúteo máximo, juntamente com outros músculos geram a maior parte do suporte do peso do corpo no início da fase de apoio.

Já em relação às lesões nos ísquios tibiais e reincidências de lesões os fatores apontados na literatura são diversos, nos quais envolvem inadequado aquecimento, fraqueza muscular, desequilíbrios de agonista antagonista, design do treinamento e incompleta ou agressiva reabilitação, a tabela 1 esboça os fatores associados com as reincidências de lesões nos ísquio tibiais (CROISIER, 2004).

Tabela 1 – Fatores associados lesões recorrentes nos ísquios tibiais e respectivas estimativa de envolvimento (adaptado de CROISER, 2004).

FATORES	GRAU DE ENVOLVIMENTO
Fatores extrínsecos	
Aquecimento inadequado	+++
Fadiga – modelo de treinamento	+++
Fatores intrínsecos	
Desequilíbrio agonista-antagonista	+++
Falta de flexibilidade	+++
Idade	+
Dor lombar	+
Disfunção articular na sacro ilíaca	+
Modificações na tensão inicial	
Tensões e/ou fraqueza	+++
Cicatrizes extensas	++
Mudanças biomecânicas e no padrão de movimentos esportivos	+
Tratamento	
Incompleta ou agressiva recuperação	+++
Subestimação da lesão	++

+ indica baixo nível de envolvimento; ++ médio nível de envolvimento; +++alto nível de envolvimento

3.2.1 A influência da velocidade de movimento nos programas de treinamento

Em geral, nos programas de treinamento é bem popular a manipulação de variáveis, como o número de exercícios, séries, repetições e frequência de treinamento, para estabelecer protocolos de treinamentos com objetivos específicos. Ou seja, nos treinamentos de musculação para se alcançar a força máxima é normalmente adotado um protocolo de menos repetições (uma faixa de 1-5 repetições) e maior carga (80-100% de uma repetição máxima -1RM). Para resistência muscular o protocolo adotado é um maior número de repetições e,

enquanto isso é conhecido que, o treinamento máximo de potência requer protocolos com altas velocidades para uma carga moderada (FLECK; KRAEMER; RIBEIRO, 2006).

Essas variáveis são bem definidas nesses programas de treinamento, embora a velocidade de movimento é vagamente mencionada ou controlada. E sabe-se que diferentes velocidades implicam em desempenhos distintos. A ausência do controle da velocidade se justifica por velocidades acima ou abaixo da preferida, auto selecionada, que podem interferir no padrão de recrutamento muscular dos indivíduos (GERMAIN *et al.*, 1996; HATFIELD *et al.*, 2006; BOTTARO *et al.*, 2007).

Hatfield *et al.*(2006) avaliaram diferentes velocidades de execução sobre o número de repetições, pico de força, pico de potência e volume nos exercícios de agachamento e desenvolvimento dos ombros. Os autores compararam uma velocidade auto-selecionada e uma velocidade muito lenta (10 s na fase concêntrica e 10 s na fase excêntrica por repetição). Concluíram que a velocidade muito lenta influenciou na diminuição do número de repetições, volume de treino, força muscular e potência. Neste estudo, concluiu-se que as baixas velocidades não aperfeiçoam a força muscular no desempenho atlético. Entretanto, o autor retifica que a utilização de velocidades baixas deve ser utilizada em protocolos de treinamento de resistência, uma vez que foi necessária uma diminuição da carga para realizar a velocidade baixa.

Segundo um estudo de revisão de literatura (PEREIRA; GOMES, 2003), existe controvérsia a respeito da velocidade de movimento, ou seja, estudos que investigaram o efeito de diferentes velocidades de movimento sobre o treinamento de resistência não chegaram a nenhum consenso. Alguns estudos indicam especificidade nos ganhos de força enquanto outros indicam generalidade e ainda, outros não apontam diferenças. Esse estudo de revisão ressalta que a maioria dessas pesquisas foi conduzida em equipamentos isocinéticos ou hidráulicos e pouquíssimos usaram equipamentos isotônicos para o treinamento. Seus resultados parecem levar a direções generalizadas ou a nenhuma diferença nos ganhos de força entre as velocidades. Pereira e Gomes (2003) também ressaltam os “dois lados da moeda”, ou seja, um seria a importância do treinamento para o desempenho atlético onde uma grande faixa de velocidades é necessária, e, por outro lado, pessoas frágeis e idosas. Mesmo sabendo-se que o treinamento de força

e potência se faz necessário para essa população, pois esta associado a melhoras nas atividades de vida diária, o treinamento de altas velocidades pode aumentar o risco de lesões, e, portanto os ganhos podem ser melhor obtidos nos treinamentos de baixas velocidades.

Embora, Bottaro *et al.* (2007) demonstraram que um programa de treinamento com alta velocidade pode ser realizado seguramente entre os idosos sendo mais eficaz na melhora da potência muscular comparado com o treinamento tradicional de resistência em baixas velocidades.

Os exercícios do método Pilates atingem diferentes populações que buscam o condicionamento físico e a recuperação de lesões entre jovens e idosos, homens e mulheres. Seus exercícios são indicados para o fortalecimento da parte central do corpo proporcionando estabilidade, como também por sua fluidez sendo realizados de forma segura. Entretanto, existe uma carência de estudos em relação aos efeitos da velocidade na estrutura musculoesquelética em programas de exercícios de Pilates em diferentes aparelhos com e sem a utilização de resistência externa.

Deste modo, sabe-se que as forças internas do corpo humano podem mudar drasticamente em função da variação da velocidade e conseqüentemente influenciar no programa de treinamento e nos objetivos a serem atingidos. É importante a compreensão dessas mudanças para nos levar a um bom senso durante a prática, na prescrição e escolha do melhor programa de treinamento para o nosso aluno.

3.3 FATORES QUE INFLUENCIAM A PRODUÇÃO DE FORÇA E MOVIMENTO

Muitos são os fatores (fisiológico, neurais e mecânicos) internos e externos que influenciam a capacidade de produção de força do músculo e, conseqüentemente, modificará na resposta a que poderá ser mensurada externamente ao corpo humano (output de força).

No que se refere aos fatores internos relacionados à capacidade de produção de força, Huxley (1957), propõe em sua teoria de contração muscular, que a força produzida por um sarcômero, por uma fibra muscular ou músculo dependem do comprimento dessas estruturas. Como proposto por Gordon; Huxley; Julian (1966) a relação força-comprimento (no nível de um sarcômero) (figura 7).

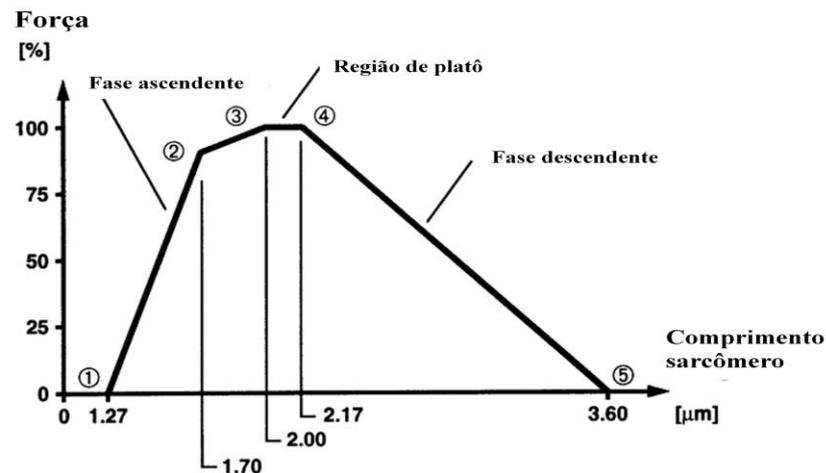


Figura 7 – Representação esquemática da relação força comprimento no sarcômero (Adaptado de GORDON; HUXLEY; JULIAN, 1966).

Segundo essa relação, a produção de força no sistema musculoesquelético aumenta com o aumento do comprimento do sarcômero até que a força seja máxima – platô – e depois diminui linearmente com o aumento do comprimento do sarcômero. Dessa forma, a relação F-C pode ser explicada a partir da teoria do deslizamento dos filamentos e das pontes cruzadas (PC). A ligação da PC ocorre somente na zona de sobreposição da actina com a miosina do sarcômero. A força isométrica máxima do sarcômero é linearmente relacionada à quantidade dessa sobreposição.

No entanto, quando contrações concêntricas e/ou excêntricas precedem uma contração isométrica, a capacidade máxima de geração de força é alterada, de modo que, para um mesmo comprimento muscular, a força de uma contração puramente isométrica difere daquela de uma contração isométrica precedida por uma contração concêntrica ou de uma contração excêntrica. A esse fenômeno se dá o nome de propriedades temporais que estão relacionadas com eventos dinâmicos, alterando a capacidade de geração de força. Assim duas respostas são esperadas:

- **Depressão da Força (*force depression*):** A força isométrica após um encurtamento ativo é diminuída quando comparada a uma contração puramente isométrica no mesmo comprimento muscular.

- Aumento da Força (*force enhancement*): A força isométrica após um alongamento ativo é aumentada quando comparada à força de uma contração puramente isométrica no mesmo comprimento muscular.

Entretanto, o aumento e a depressão da força não podem ser explicados pela teoria, pois após o alongamento e o encurtamento se retorna aos mesmos comprimentos da contração isométrica e a força deveria ser a mesma, mas não é.

Essas alterações na capacidade de geração de força não foram previstas pela teoria das pontes cruzadas contradizendo a teoria de Huxley (1957), ou sugerindo que a teoria deve ser descrita novamente levando em conta essas novas propriedades. Mas, será que a produção de força do músculo está relacionada somente a com a sobreposição dos filamentos?

Alguns mecanismos tentam explicar a depressão da força após encurtamento:

- Não uniformidade dos sarcômeros.
- Inibição da conexão da ponte cruzada após encurtamento.
- Stress dependente e deformação do filamento de actina.

E o aumento de força após o alongamento:

- A não-uniformidade do comprimento do sarcômero.
- O aumento do nº de pontes cruzadas conectadas.
- O engajamento (contribuição) de um elemento elástico.

Investigações do efeito do alongamento sobre todo o músculo revelam que as respostas musculares são afetadas pelo comportamento do sarcômero (mostrado na figura 8) e pelas propriedades elásticas dos componentes não contráteis do músculo incluindo epimísio, perimísio, endomísio e tendão. Esses estudos realizados sobre o músculo todo demonstrou que como um músculo é alongado na falta de uma contração, existe algum comprimento para os quais o músculo começa a resistir ao alongamento, ou seja, o músculo exerce uma tração contra o alongamento (ENOKA, 2000).

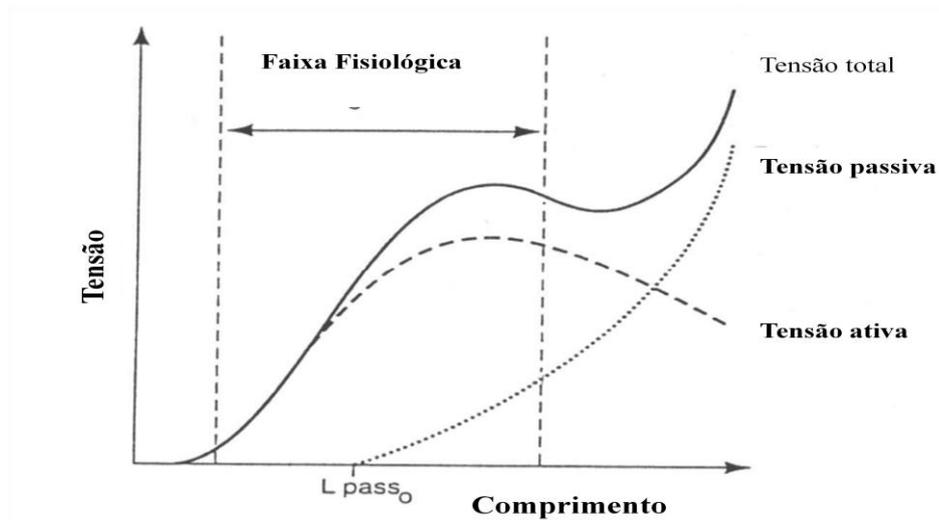


Figura 8 – Representação gráfica da relação força x comprimento do músculo com os seus componentes passivos. Apresentação da contribuição dos componentes ativos, passivos e da combinação destes resultando no componente total (Adaptado de ENOKA, 2000).

O efeito combinado da contração muscular e alongamento dos componentes elásticos são representados mecanicamente por elementos contráteis em série e em paralelo com os componentes elásticos (ENOKA, 2000; OATIS, 2009).

Outra importante relação é a força-velocidade que é definida como a relação existente entre força máxima que o músculo pode exercer em uma determinada velocidade de encurtamento. Hill (1938) foi um dos primeiros cientistas a descrever essa relação e encontrou uma curva hiperbólica para a relação força-velocidade, onde a força diminui de forma exponencial com o aumento da velocidade de encurtamento do músculo. A partir dessa relação, Hill propôs uma equação matemática para estimar a relação F-V do musculoesquelético, a qual foi confirmada por vários trabalhos posteriores (ABBOTT; WILKIE, 1953; CLOSE, 1964) em diferentes níveis estruturais do músculo (fibra muscular, músculo isolado, grupo muscular) e se tornou a curva clássica da relação força-velocidade (figura 9).

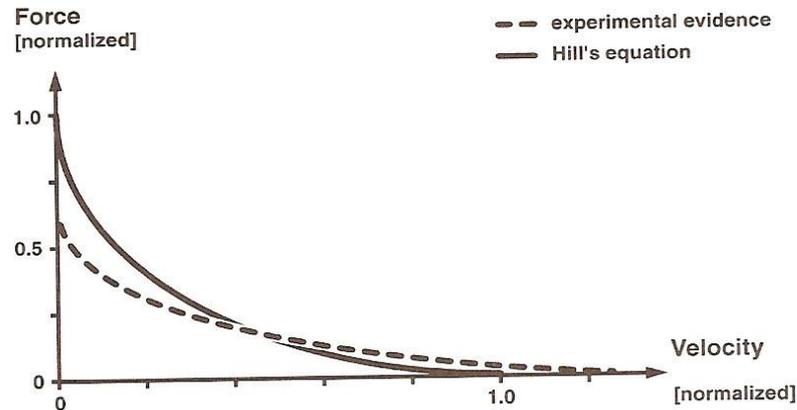


Figura 9 – curva hiperbólica da relação força-velocidade (Adaptado de ENOKA, 2000).

Na contração concêntrica, à medida que a velocidade de encurtamento aumenta, a capacidade de produzir força diminui. Considerando que existe uma velocidade constante de conexão e desconexão das PC, e que a força é proporcional ao número de PC conectadas ao filamento fino, quando os filamentos deslizam em altas velocidades e a força diminui, isso significa que há uma redução no número de pontes cruzadas conectadas. Da mesma forma, quando os filamentos finos deslizam sobre os grossos em menor velocidade, a força é maior, o que significa que um maior número de pontes cruzadas foi estabelecido.

Segundo Huxley (1957), existe uma distância específica ou ótima (um ponto de equilíbrio) para que ocorra o acoplamento da PC do filamento de miosina no sítio de ligação da actina. No entanto, quanto mais rápido for o deslizamento dos filamentos finos sobre os grossos, menor será a possibilidade do acoplamento das PCs no sítio de ligação, pois menor será a probabilidade de que a ponte cruzada encontre a posição ótima de acoplamento. Essa menor probabilidade de conexões faz com que seja menor a força gerada.

Já na contração excêntrica observa-se um aumento da força com aumento da velocidade de estiramento em baixas velocidades. Em maiores velocidades de estiramento, entretanto, a força se mantém em um platô.

Esse aumento inicial da força excêntrica é atribuído ao somatório da força passiva proveniente dos componentes elásticos do músculo (epimísio, perimísio e endomísio) + força ativa (força gerada pelas PCs). Além disso, a titina, proteína que oferece estabilidade lateral ao filamento de miosina e conecta o filamento osso na linha Z, contribui com sua força elástica para o aumento na geração de força. Isso

faz com que a força total durante uma contração excêntrica sempre seja maior do que a força total de uma contração concêntrica para uma mesma velocidade de encurtamento.

Outros fatores internos também influenciam a habilidade do músculo em produzir movimento, por exemplo, articulações com grandes amplitudes de movimento (ADM) requerem músculos capazes de mover a articulação por toda a faixa de movimento. Assim, os músculos exibem especializações estruturais como, o comprimento da fibra muscular e a distância perpendicular do músculo, que influenciam a magnitude da excursão que é produzido pela contração (OATIS, 2009).

3.4 MÉTODOS BIOMECÂNICOS PARA ESTUDO DAS FORÇAS INTERNAS

A biomecânica é uma disciplina derivada das ciências naturais, que pode ser dividida em interna e externa, tendo como objeto de estudo a análise física dos sistemas biológicos, conseqüentemente, a análise dos movimentos do corpo humano (AMADIO; BAUMANN, 2000). No sentido mais amplo de sua aplicação, é tarefa da biomecânica a caracterização e otimização das técnicas de movimento através de conhecimentos científicos que delimitam a área de atuação da ciência, que tem no movimento humano seu objeto central de estudo (BARBANTI; AMADIO, 2002). Segundo Amadio e Baumann (2000), de uma maneira geral, a biomecânica se preocupa com a construção de princípios do corpo humano com relação a sua estrutura e função. Essas relações são determinadas por fatores genéticos e pela interação entre forças mecânicas e o corpo humano.

Para a análise e investigação do movimento humano, a biomecânica interna se preocupa com as forças internas, ou seja, forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Estas forças internas estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor, sendo representadas pelo *stress* que é o estímulo mecânico necessário para o desenvolvimento e crescimento das estruturas do corpo (AMADIO; BAUMANN, 2000). A biomecânica externa estuda as forças que atuam externamente no corpo humano, como por exemplo: a força gravitacional,

força de reação do solo e força de contato, que são, ao contrário das forças internas, normalmente variáveis.

O estudo biomecânico do movimento utiliza métodos específicos para abordar as diversas formas de movimento, que são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (AMADIO; BAUMANN, 2000; WINTER, 2005). Utilizando-se desses métodos específicos, a biomecânica descreve e modela matematicamente o movimento humano permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento.

A biomecânica interna tem sido revestida de grande importância, por investigar parâmetros do movimento que não podem ser diretamente observáveis, através da quantificação de limites de cargas presentes em atividades diárias, esportivas e em programas de reabilitação (AMADIO; BAUMANN, 2000).

Segundo Dalla Vecchia (1999), Soares *et al.* (2001) e Souza; Backer; Powers (2001) a determinação de forças internas possui destacada relevância na análise biomecânica do movimento humano. O conhecimento dessas forças fornece importantes considerações a respeito do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor, contribuindo de forma efetiva para a busca de parâmetros de eficiência e proteção do aparelho locomotor.

A determinação dessas forças internas parte de duas abordagens clássicas: a medida direta e o procedimento analítico indireto, utilizando-se de medidas externas e modelos mecânicos correspondentes (DALLA VECHIA E, 1999; AMADIO; BAUMANN, 2000; LOSS; CERVIERI *et al.*, 2002), que estão melhor elucidadas na próxima seção.

3.4.1 Métodos diretos e indiretos para estudo das forças internas

Segundo Winter (2005) e Amadio e Baumann (2000) há grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto, devido à necessidade de introdução cirúrgica de transdutores de força dentro do corpo humano. Desta forma, na literatura são relatados poucos experimentos desta natureza, principalmente no que diz respeito a estudos invasivos que quantificam as forças internas no quadril.

No estudo de Bergmann, Graichen e Rohlmann (1993) foi realizado, a medição direta de esforços internos ao corpo humano, ou seja, equiparou-se

endopróteses de quadril de dois pacientes com transdutores do tipo *strain-gauge*, e assim, foram medidas diretamente as forças na articulação do quadril, durante situações de marcha e corrida. Na maioria dos casos é um procedimento que não pode ser aplicado na rotina diária, o que gera necessidade do desenvolvimento de alternativas indiretas para o cálculo das forças internas.

Uma alternativa indireta é a utilização do princípio da dinâmica inversa, para isso, o objetivo é descobrir as forças que causaram o movimento. Para alcançar as forças internas são necessárias a aquisição das variáveis cinéticas e cinemáticas do movimento e os dados antropométricos, para confecção do modelo anatômico e para a construção das equações do movimento (DALLA VECHIA E, 1999; CERVIERI A, 2001). Ou seja, são necessários dados experimentais oriundos da antropometria, cinemetria e dinamometria que permitem a descrição e o modelamento matemático do movimento.

Através dos dados antropométricos são estabelecidos os parâmetros físicos do corpo, tais como comprimento, volume e área dos segmentos, e os parâmetros inerciais como massa, centro de massa e momento de inércia (AMADIO; BAUMANN, 2000). Esses dados possibilitam o desenvolvimento de um modelo antropométrico onde o corpo é representado por um conjunto de corpos rígidos interconectados e pelas articulações que se movem de acordo com a mecânica Newtoniana.

A cinemetria consiste na análise de parâmetros cinemáticos, tendo por base a coleta de imagens do movimento em estudo e a sua posterior análise. Pode ser definida como o conjunto de métodos que busca medir parâmetros cinemáticos do movimento como a posição, orientação e aceleração. Esse método permite, fundamentalmente, a caracterização cinemática das técnicas em estudo. Por exemplo, a análise da distância, do tempo, da velocidade e da aceleração obtida por um dado segmento corporal ou pelo centro de massa do sujeito ao realizar um determinado gesto motor (BARROS *et al.*, 1999).

A dinamometria fornece os dados de forças externas, através de células de carga, plataformas de força ou dinamômetros isocinéticos devendo sua obtenção ser feita em sincronia com a cinemetria, para a correta formulação das equações de movimento (DALLA VECHIA E, 1997; 1999). A figura 10 representa as etapas das

variáveis biomecânicas e suas respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa.

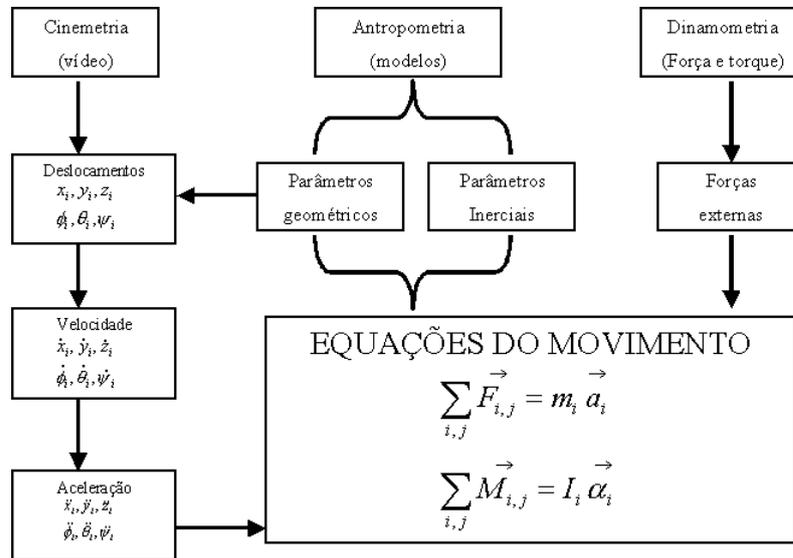


Figura 10 – Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa. (Adaptado de DALLA VECHIA E, 1999).

Segundo Loss *et al.*, (2002) cada segmento corporal (S_i) pode ser idealizado como um corpo rígido e vai se mover de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Sendo que estes princípios especificam que o movimento de S_i num referencial inercial (R) é regido pelas equações do movimento. A equação 1 é de translação do centro de massa, pela 2ª Lei de Newton e a equação 2 é a de rotação, referente ao princípio de Euler.

$$\sum_f F_{if} = m_i a_i \quad \text{Equação 1}$$

$$\sum_f M_{if} = I_i \alpha_i \quad \text{Equação 2}$$

Onde:

F_{if} Forças atuantes no segmento S_i

m_i Massa do segmento S_i

a_i Aceleração do centro de massa do segmento S_i no referencial R

M_{if} Momento de força em torno do eixo de rotação do segmento S_i

I_i O momento de inércia em relação ao eixo de rotação do segmento S_i

α_i Aceleração angular do segmento S_i

Existem basicamente três tipos de forças a serem consideradas: (1) forças musculares, (2) forças articulares e (3) forças na cápsula sinovial, sendo em geral estas duas últimas combinadas para resultar na força e torques articulares, chegando assim à determinação das forças internas através da técnica da dinâmica inversa.

Assim, com base na utilização da técnica da dinâmica inversa, alguns autores procuram estimar e obter indicadores das sobrecargas mecânicas impostas ao sistema musculoesquelético durante os movimentos do quadril (PRESSEL; LENGSELD, 1998; LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2007; LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2009). As funções dos músculos do quadril na posição neutra são bem documentadas na literatura anatômica (KAPANDJI, 2000); em compensação, mudanças nas funções musculares durante o movimento articular do quadril são apresentadas em poucos trabalhos biomecânicos (PRESSEL; LENGSELD, 1998; KAPANDJI, 2000).

3.4.2 Modelos Biomecânicos – Membro Inferior

Os modelos representam uma forma de converter uma informação em outra para facilitar sua compreensão, solucionando problemas e ampliando o conhecimento da realidade (GRIFFIN, 2001). Segundo Nigg e Herzog (1999), modelos são tentativas de representação da realidade, que têm sido usadas quando o entendimento do fenômeno torna-se difícil.

Nessa direção, as cargas impostas na estrutura musculoesquelética ainda não são bem compreendidas, tanto nos gestos esportivos quanto nos exercícios do método Pilates, sendo de grande importância para prescrição e prevenção de lesões. Para essa concepção diversos tipos de modelos biomecânicos são estudados: modelos de segmentos articulados, neuromusculares e musculoesqueléticos (LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2007; LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2009).

Lewis; Sahrmann; Moran (2009) direcionaram seus estudos na avaliação das forças articulares do quadril criadas através da amplitude dos ângulos de flexão de quadril (FQ) e extensão de quadril (EQ) durante dois exercícios de alongamento em EQ pronada⁵ e FQ supinada⁶. Para isto usaram um modelo musculoesquelético para estimar as forças articulares do quadril a EQ pronada e FQ supinada sobre uma condição de controle e duas outras condições alterando a força muscular dos sinergistas. Para validação do modelo eles utilizaram a EMG, sendo uma possibilidade utilizada para distribuição das forças.

Segundo Ribeiro (2006) o tipo de modelo a ser utilizado depende diretamente do objetivo a ser atingido. Quando o objetivo for quantificar as forças de reação proximais e momentos proximais, normalmente são encontrados na literatura modelos de segmentos articulados ou musculoesqueléticos; caso o objetivo seja quantificar a parcela de contribuição de cada músculo no momento muscular resultante, os modelos normalmente utilizados são os modelos neuromusculares e musculoesqueléticos.

Para Chaffin, Andersson e Martin (1991) modelos são representações físico/matemáticas dos segmentos corporais envolvidos no movimento avaliado, em que se reduz a complexidade para aumentar o conhecimento, mesmo que estas representações requeiram simplificações grosseiras e algumas suposições.

Segundo Nigg e Herzog (1999) os modelos biomecânicos apresentam limitações e restrições, entretanto isto não reduz sua relevância para a compreensão do movimento humano, uma vez que modelos representam uma forma de converter

⁵ Extensão de quadril em decúbito ventral.

⁶ Flexão de quadril em decúbito dorsal.

uma informação em outra para facilitar sua compreensão, solucionando problemas e ampliando o conhecimento da realidade (GRIFFIN, 2001).

O primeiro e importante estágio na formulação de um modelo para representação de uma realidade é a identificação das variáveis relevantes, a decisão do que pode ser negligenciado e do que pode e deve ser incluído (NIGG; HERZOG, 1999; GRIFFIN, 2001). Isto envolve decidir que informações devem ser preditas pelo modelo e que dados são requeridos para fazer estas predições, o que apresenta sua forma e impõe limitações a sua aplicação.

De acordo com Griffin (2001) desenvolver modelos para compreender o movimento e as forças no corpo humano é um desafio complexo devido à intrincada natureza do fenômeno a ser modelado, o qual possui dificuldades tais como: (1) complexidade da estrutura e propriedades do corpo; (2) dificuldade de mensuração das forças e movimentos no corpo; (3) não-linearidade dos sistemas corporais; (4) controle muscular voluntário e involuntário sobre os movimentos do corpo; (5) dificuldade de obter dados empíricos das propriedades dos tecidos corporais e (6) incompleto entendimento dos modos do movimento corporal. Entretanto mesmo com estas dificuldades, os modelos biomecânicos possuem relevância para a compreensão do movimento humano, servindo de base para o avanço do conhecimento (NIGG; HERZOG, 1999).

Pressel e Lengsfeld (1998) presumiram que a maioria dos músculos do quadril mostra mudanças na função durante movimentos articulares do quadril em diferentes planos. Para isso, eles calcularam os componentes de torque relativo dos 26 músculos do quadril sobre três eixos articulares usando um modelo *human multibody* (modelo de linha reta – figura 11) para determinar as ações musculares como também, as funções dos ângulos articulares do quadril. O modelo de linha reta demonstrou que as ações musculares estavam de bom acordo com as funções publicadas na literatura e os dados sobre as mudanças da função muscular durante os movimentos articulares do quadril excederam os dados avaliados na literatura e pode ser estendido a conhecimentos anatômicos.

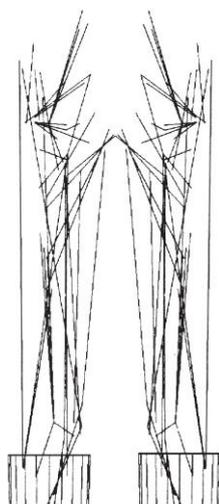


Figura 11 – Músculos representados por linhas retas (PRESSEL; LENGSELD, 1998).

Hoek Van Dijke (1999) programou um modelo biomecânico para transferência de cargas da coluna vertebral para a pelve e para os pés, levando em conta a influência de músculos, ligamentos e diferentes posturas. Os dados geométricos do modelo foram obtidos a partir de ressonância magnética possibilitando o modelamento dos músculos e ligamentos em forças vetoriais. O modelo foi caracterizado como estático e tridimensional e a atividade muscular agonista predita pelo modelo correspondeu com atividades eletromiográficas obtidas da literatura.

Arnold e Delp (2001) propuseram um estudo para determinar o braço de momento dos isquiotibiais mediais e adutores na rotação do quadril em pessoas com deformidade femoral que caminham “agachados”. Para isso, um modelo com fêmur deformável foi desenvolvido. Ele foi usado em conjunto com dados cinemáticos obtidos das análises da caminhada para calcular os momentos musculares na combinação de ângulos e deformidades da anteversão exibidas em 21 sujeitos com paralisia cerebral e excessiva rotação interna do quadril. Foi observado que os músculos semimembranoso, semitendinoso e grácil no modelo tinham negligenciado a rotação externa do quadril quando o mesmo estava internamente rodado ou quando os joelhos estavam fletidos, ou seja, a posição do corpo assumida pelos sujeitos durante a caminhada. Os resultados sugerem que os ísquiotibiais mediais provavelmente estão contribuindo para excessiva rotação interna do quadril e que isso deve ser considerado no planejamento do tratamento desses pacientes.

Diante desses estudos sobre modelos biomecânicos, o modelo musculoesquelético que foi utilizado no presente estudo, para avaliar as forças de reação e momentos proximais nos exercícios de Pilates foi baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos articulados (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) e dinâmica inversa. Optou-se por não utilizar a técnica de eletromiografia, por não ser necessário no modelo uma vez que o objetivo não foi distribuir as forças entre os músculos.

4 CONJECTURAS INICIAIS

No cálculo realizado entre as forças musculares resultantes obtidas durante três exercícios de extensão de quadril (Leg Lower – com mola em duas posições distintas e Leg extension – sem mola) e em dois grupos de velocidades (preferida e rápida), acredita-se que haverá diferença no comportamento e magnitude dessa força durante esses exercícios. Maior valor de força muscular resultante dos extensores de quadril será obtido no exercício realizado com a mola alta. Uma vez que nesse exercício há maior demanda externa sobre a estrutura musculoesquelética envolvida, sobretudo devido ao maior torque externo da mola, conforme estudos já realizados pelo grupo BIOMEC sobre torque de resistência nesses exercícios de extensão de quadril no Pilates. Embora, espera-se que não ocorram diferenças entre o exercício de mola alta e mola baixa, uma vez que foi modificada a metodologia para que no exercício de mola baixa ocorresse a ação somente dos extensores de quadril.

Em relação aos grupos de velocidades, espera-se um efeito maior da aceleração no exercício realizado sem mola comparado aos exercícios realizados com mola.

5 MATERIAL E MÉTODOS

A fim de concretizar os objetivos desse estudo, foi elaborada a metodologia a ser seguida, a qual abrange os seguintes tópicos: (1) classificação das variáveis, (2) tipo de estudo (3) amostra, (4) aspecto ético, (5) protocolo de avaliação, (6) procedimentos de aquisição e processamento dos dados e (7) tratamento estatístico.

5.2 CLASSIFICAÇÃO DAS VARIÁVEIS

5.2.1 Variáveis dependentes

✓ Força Muscular Resultante (FMR) – É a força exercida por todo grupamento muscular, extensor e flexor do quadril. Sendo FMR o quociente entre o torque de resistência e a distância perpendicular média ponderada (DPMP) dos principais músculos responsáveis pela extensão e flexão do quadril.

5.2.2 Variáveis independentes

Exercício: Foram avaliados três exercícios de EQ realizado no método Pilates.

- ✓ *Leg Lower Mola Alta (LLMA)*: Exercício de EQ no aparelho *wall unit* (decúbito dorsal) com a mola na posição alta;
- ✓ *Leg Lower Mola Baixa (LLMB)*: Exercício de EQ no aparelho *wall unit* (decúbito dorsal) com a mola na posição baixa;
- ✓ *Leg Extension (LE)*: Exercício de EQ no aparelho *Barrel* (decúbito ventral) sem a utilização de mola.

Velocidade de execução: Serão avaliadas duas velocidades de execução

- ✓ Velocidade preferida (P) – velocidade em que o executante está acostumado a realizar o exercício (auto selecionada).
- ✓ Velocidade rápida (R) – velocidade maior que a preferida sem que o executante perca a estabilidade do quadril durante a realização do exercício.

5.2.3 Variáveis intervenientes

Antropometria.

Variação da velocidade.

Amplitude de movimento durante a execução.

Força inicial da mola (posicionamento do sujeito no aparelho).

Estratégias motoras.

5.3 TIPO DE ESTUDO

O presente estudo se caracterizou por ser do tipo semi-experimental de corte transversal, sendo o método de abordagem teórico-dedutivo, onde foram analisados três exercícios de EQ do método Pilates. Esse estudo foi conduzido no Laboratório de Pesquisa (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). O Termo de Consentimento Informado (TCI) foi enviado para aprovação previa, conforme os padrões do Comitê de Ética em Pesquisa UFRGS.

5.4 AMOSTRA

A amostra desta pesquisa foi intencional, constituída por 20 mulheres praticantes de Pilates, sendo o número de sujeitos determinado por procedimento de cálculo amostral a partir da equação que estima o erro de medida da variável para uma população desconhecida. Para a realização do cálculo amostral foram utilizadas valores de média e desvio-padrão da força muscular resultante dos extensores de quadril, obtidos de um estudo semelhante (MELO *et al.*, 2011). Os procedimentos desse cálculo amostral estão detalhados no apêndice II.

Os critérios considerados para a inclusão dos sujeitos foram que não tivessem histórico de lesão musculoesquelética no quadril e que tivessem realizado no mínimo 30 aulas de Pilates, o que equivale a um período de mais ou menos três meses de prática. A tabela 2 permite a caracterização da amostra, fornecendo os valores de média, desvio-padrão da massa corporal (MC), idade, estatura, índice de massa corporal (IMC) e tempo de prática.

Tabela 2 - Média, desvio padrão da massa corporal (MC), idade, estatura, índice de massa corporal (IMC) e tempo de prática.

N	Idade (anos)	Estatura (cm)	MC (kg)	IMC (kg/m ²)	Prática (anos)
20	34,5 ± 7,9	163,6 ± 4,8	57,27 ± 4,8	21,38 ± 1,31	2,9±2,1

5.5 ASPECTO ÉTICO

Os indivíduos foram informados dos procedimentos da pesquisa, todos assinaram o TCI (Apêndice III) antes da realização dos exercícios de Pilates, e foram informados que poderiam deixar de participar da pesquisa em qualquer momento, se assim desejassem.

O projeto atendeu as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, a qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visa assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado.

O presente estudo obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, emitida pela carta de aprovação nº 20042, no dia 23/12/2010 (Apêndice IV).

5.6 PROTOCOLO DE AVALIAÇÃO

Antes do início da coleta todos os indivíduos participantes receberam instruções verbais sobre os procedimentos de coleta e foram devidamente preparados. Os sujeitos foram solicitados a realizar os três exercícios do Pilates (LLMA, LLMB e LE) aleatoriamente, sendo dois desses realizados no *wall unit* com variações na regulagem da altura da mola (Figura 12) e o terceiro foi realizado no *barrel* (Figura 13).

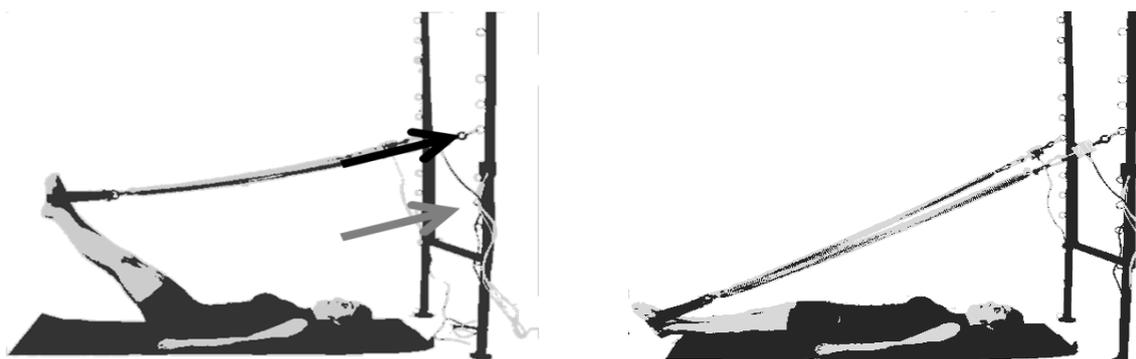


Figura 12 – Exercício LLMA realizado no *wall unit* com a mola fixa na posição alta (seta preta) e LLMB com a mola fixa na posição baixa (seta cinza).



Figura 13 – Exercício LE realizado no *barrel* sem a utilização de molas.

Em cada um desses exercícios os indivíduos realizaram sete repetições de EQ, em duas velocidades distintas. As velocidades foram caracterizadas como: 1) velocidade preferida (P) é a velocidade auto selecionada pelo praticante no qual o indivíduo realiza nas aulas de Pilates; 2) velocidade rápida (R) é a velocidade maior que a auto selecionada o qual o indivíduo foi familiarizado a realizar o exercício nessa velocidade sempre tendo como base a velocidade preferida. Optou-se por não utilizar um *feedback* auditivo para marcar o ritmo de execução (por exemplo, um metrônomo) e não quantificar quantos por cento a velocidade rápida seria maior que a preferida por causa do princípio do controle de movimento do método Pilates. Esse princípio é independente do ritmo de execução, sendo individual de cada sujeito.

Para os exercícios realizados no *wall unit* LLMA e LLMB os sujeitos foram posicionados em decúbito dorsal, as alças foram colocadas nos pés e os joelhos estavam estendidos formando um ângulo de 90° de flexão de quadril. O movimento consistiu no deslocamento pendular dos membros inferiores, partindo de 90° de FQ até próximo de 0° de FQ. A diferença nesses dois exercícios foi o posicionamento

das molas, para o exercício LLMA a mola estava a 107 cm e para o exercício LLMB a mola estava a 73 cm em relação ao nível em que estava o indivíduo (como mostra a Figura 12).

No exercício LLMA, os sujeitos foram posicionados conforme o instrutor realiza na sua prática, para não descaracterizar o exercício, ou seja, o sujeito foi posicionado a uma distância em que a mola iniciasse no seu comprimento inicial. O exercício LLMB os sujeitos foram posicionados mais longe do aparelho, a mola com uma pré-extensão, para garantir que nesse exercício o torque do peso do segmento não fosse maior que o torque da força da mola. Para isso, calibrou-se a mola conforme (LOSS *et al.*, 2002) e estimou-se previamente o peso do segmento de cada sujeito (apêndice V).

Para o exercício LE, os sujeitos foram posicionados em decúbito ventral sem a utilização de molas, partindo de 45° até 0° de FQ. As instruções foram com que o sujeito estivesse com a lombar paralela ao arco do *barrel*. Durante as séries e repetições um intervalo de 3 minutos foi dado para propiciar um descanso para os indivíduos, evitando possíveis desistências.

Durante a realização desses exercícios um instrutor de Pilates⁷ estava presente para garantir que os sujeitos realizassem os exercícios conforme os princípios do método Pilates, como o controle do movimento e a contração dos músculos que envolvem o *powerhouse* para manter a pelve em posição neutra conforme diminui o ângulo de FQ, evitando oscilações visíveis da pelve.

5.7 PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO E PROCESSAMENTO DOS DADOS

A seguir, serão descritos os procedimentos de aquisição e processamento dos dados para facilitar o entendimento metodológico, necessários para aplicação do modelo de segmentos articulados associado à técnica de dinâmica inversa.

5.7.1 Estruturação do modelo biomecânico do membro inferior

⁷ Instrutor de Pilates, com 4 anos de prática e com formação do método contemporâneo.

O modelo biomecânico é uma representação matemática dos ossos e músculos e ilustra como as forças externas e as forças internas afetam o movimento. Segundo Zatsiorsky (2002) a estruturação de modelos de segmentos articulados (*LSM*) é o primeiro passo para avaliação das cargas impostas às articulações e serve de base para estruturação de modelos mais elaborados. O modelamento de segmentos articulados (*LSM*) forneceu os momentos e forças proximais líquidos da região do quadril. A partir da entrada de dados de cinemetria, dinamometria e antropometria e também com os procedimentos apresentados no estudo de Loss *et al.* (2002), é possível calcular a força e momentos articulares resultantes em grandes articulações do membro inferior.

É importante ressaltar que esse modelo nos permite calcular somente a força muscular do grupamento extensor e flexor da articulação do quadril (os agonista e antagonistas). Não tem como prever e estimar a participação dos músculos estabilizadores e/ou outros músculos que fazem parte do *powerhouse*.

Portanto, para possibilitar esses cálculos de força de reação resultante proximal e do momento de reação resultante proximal, por meio da técnica de segmentos articulados associada à dinâmica inversa, foram assumidos os seguintes aspectos (CHAFFIN; ANDERSSON; MARTIN, 1991; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

- ✓ O segmento tronco, pelve e membro inferior são considerados corpos rígidos interconectados por articulações.
- ✓ A massa do segmento é fixa e localizada em um único ponto no seu centro de massa.
- ✓ A localização do centro de massa é fixa.
- ✓ As articulações são do tipo “dobradiça”, com seu eixo de rotação fixo.
- ✓ O momento de inércia é constante.
- ✓ O comprimento do segmento é constante.
- ✓ Não são consideradas situações de co-contração.

A importância de considerar os segmentos como corpos rígidos reside no fato que os corpos rígidos movem-se de acordo com os princípios da mecânica newtoniana. Segundo estes princípios, o movimento de um corpo rígido é regido pelas equações de movimento: de translação do centro de massa, em relação a 2ª Lei de Newton e de rotação, em relação ao princípio de Euler (WINTER, 2005).

5.7.2 Variáveis cinéticas

Os dados de força externa (para os exercícios que utilizam a mola como carga externa) foram adquiridos através da utilização de duas células de carga de 200N, instrumentada com *strain-gauges* (Alfa instruments –model S-200) e taxa de amostragem de 2000Hz. As células de carga foram acopladas entre a mola e o aparelho *wall unit*.

A análise cinética foi realizada no *software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS). A força externa foi filtrada com filtro média móvel e com frequência de corte de 5Hz. As curvas de força foram sub-amostradas com divisor de 40, isso foi necessário para transformar os dados em uma taxa de amostragem compatível para posterior alinhamento das curvas de força com os dados cinemáticos.

5.7.3 Variáveis cinemáticas

As variáveis cinemáticas foram adquiridas através da utilização de um procedimento de análise cinemática bidimensional a partir de uma câmera digital que, com ajuda de iluminação direcionada sobre os pontos reflexivos colocados no indivíduo analisado, permite a transformação do gesto filmado em um conjunto de pontos brancos, que em contraste com um fundo escuro destacam os pontos de interesse na atividade filmada (BARROS *et al.*, 1999).

A descrição espacial dos movimentos foi realizada utilizando dois tipos de sistemas de coordenadas: (1) sistema de coordenada global (SCG) e (2) um sistema de coordenada local (SCL) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). O SCG é o sistema de coordenadas do ambiente onde foi realizada a coleta, sendo que a localização dos marcadores reflexivos nos pontos anatômicos de interesse foi obtida em relação a esse sistema. Esse sistema referencial foi estabelecido a partir da utilização de um calibrador (*Peak Performance*, modelo 5.3).

O SCL é o sistema de coordenadas associado individualmente a cada segmento, no caso do presente estudo o tronco, a pelve e os membros inferiores. A utilização do SCL permite a visualização dos resultados de força externa resultante e

momento proximal líquido em relação ao segmento avaliado, fornecendo aos dados resultantes e variações angulares um significado que se aproxima das definições anatômicas e cinesiológicas (ALLARD; BLANCHI; AISSAOUI, 1995; WINTER, 2005).

O protocolo para colocação dos marcadores reflexivos foi adequado de Wu e Cavanagh (1995). O movimento analisado foi representado por três segmentos (tronco, pelve e membros inferiores) e levou em consideração que não ocorreu grandes movimentos da pelve visto que o praticante de Pilates está direcionado a manter estável a região lombar pélvica (RYDEARD; LEGER; SMITH, 2006; SILVA *et al.*, 2009), portanto assume-se que, o tronco e a pelve serão a parte fixa não ocorrendo movimento.

Os pontos anatômicos utilizados no exercício em decúbito dorsal foram os seguintes: (1) Acrômio (A), (2) Espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), (3) trocanter maior (TM), (4) cabeça da fíbula (CF), (5) maléolo lateral (ML), (6) quinto metatarso (QM) e (7) calcâneo (CL). Os pontos anatômicos utilizados no exercício em decúbito ventral serão os seguintes: (1) Acrômio (A), (2) Espinha ilíaca ântero-posterior (EIAP), (3) trocanter maior (TM), (4) cabeça da fíbula (CF), (5) maléolo lateral (ML), (6) calcâneo (CL) e (7) quinto metatarso (QM). Além desses marcadores colocados nos pontos anatômicos, foram colocados dois marcadores nas extremidades da mola.

As imagens foram armazenadas em um arquivo formato “avi”, foram digitalizadas utilizando o sistema para análise cinemática, *Digital Video For Biomechanics – Windows32 Bits (Dvideow)* (BARROS *et al.*, 1999). Os dados de posição obtidos pela reconstrução espacial, através do *Dvideow*, foram utilizados como variáveis de entrada para o cálculo da dinâmica inversa.

O processamento dos dados cinemáticos, digitalização dos marcadores reflexivos e a reconstrução bidimensional das coordenadas foram realizadas no software *Digital Video for Windows (Dvideow)* (FIGUEROA; LEITE; BARROS, 2003).

Os dados de posição obtidos pela reconstrução espacial foram utilizados como variáveis de entrada e foram filtrados com um filtro passa baixa de ordem sete, e a frequência de corte foi determinada por meio da Análise Residual proposta por (WINTER, 2005). Esse método determina uma frequência de corte para cada

coordenada espacial global (X, Y) de cada referência anatômica (marcador reflexivo).

Ainda, cabe ressaltar que cada um dos sujeitos de pesquisa foi avaliado utilizando duas técnicas de medição já abordadas anteriormente, cinemetria e dinamometria simultaneamente, como esses sistemas operam de forma independente, foi necessário utilizar um sistema eletrônico de sincronização. Esse sistema consiste em um circuito eletrônico, o qual estava conectado ao equipamento Miotool 400. Quando o sistema eletrônico de sincronização foi acionado, ele forneceu, simultaneamente, um sinal elétrico – captado no miotool 400 – e um sinal luminoso – observado pela câmera – possibilitando o alinhamento, após a coleta, entre esses dois sistemas de medida.

5.7.4 Velocidade de execução do exercício

Cada um dos três exercícios foi avaliado em dois grupos de velocidades: preferida e rápida. Para ambos os grupos foi estimada a velocidade média de cada repetição, obtida pela divisão entre a amplitude e o tempo da respectiva repetição. Para expressar a velocidade média do exercício para cada indivíduo, foi feita a média das repetições válidas (excluindo-se a primeira e a última). Para fins de estabelecer a correlação entre a força muscular e a velocidade foram utilizadas todas as repetições realizadas.

5.7.5 Variáveis antropométricas

Os parâmetros antropométricos, como massa e centro de massa, são necessários para a aplicação da técnica da dinâmica inversa e podem ser determinados por diferentes métodos.

O presente estudo utilizou as tabelas antropométricas propostas por Winter (2005) para obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa com base nas medidas antropométricas dos sujeitos avaliados. A massa total do membro inferior direito foi considerada como 16,1 % da massa corporal total mensurada para cada

indivíduo. O centro de massa do membro inferior pode ser descrito como sendo 44,07 % da distância entre o trocanter maior e maléolo medial (WINTER, 2005).

Outro parâmetro antropométrico utilizado foi o momento de inércia do membro inferior. Este parâmetro também foi retirado das tabelas antropométricas propostas por Winter (2005) e considerado fixo para todos os sujeitos em todos os exercícios.

5.7.6 Torques musculares

Depois de computados o dados de entrada, foram desenvolvidas rotinas de programação no *software Matlab* para estimar a força muscular resultante utilizando o modelo de segmentos articulados associado a técnica de dinâmica inversa. Para tanto, foi calculado os torques musculares que teve como base os diagramas de corpo livre (DCL) e as equações de movimento de Newton e Euler. A DPMP dos músculos foi obtida da literatura e assim, estimou-se a força muscular resultante que representa todo o esforço do grupo muscular envolvido.

O modelo biomecânico proposto considera os segmentos corporais como corpos rígidos conectados por articulações, essa simplificação permite a descrição da posição e orientação espacial dos segmentos corporais. Em uma análise bidimensional, um segmento rígido apresenta três graus de liberdade, sendo necessários para descrever sua posição e orientação espacial três diferentes coordenadas. Essas três coordenadas são duas coordenadas cartesianas e um ângulo de rotação. A posição dos segmentos corporais foi descrita pelos vetores posição, que retrata a localização da origem de cada SCL em relação ao SCG (ZATSIORSKY, 2002).

A velocidade e a aceleração linear do membro inferior foram realizadas por meio da primeira e segunda derivadas da posição linear, respectivamente. A velocidade angular foi calculada utilizando a equação de Poisson (ZATSIORSKY, 1998).

Foram utilizadas as equações de translação (Equação 1) e rotação (Equação 2) que regem o movimento (descritas na página 38/39). Em que, desmembrando essas equações temos a equação 3, $\Sigma \vec{F}$ representa o somatório de todas as forças que agem sobre o segmento ($F_{MO} \vec{}$ - força da mola; $P \vec{}$ - peso do segmento; $F_{AR} \vec{}$ força articular resultante) que agem sobre a massa (m) levando a uma

aceleração $a_{CM} \vec{}$ do centro de massa. A equação 3 pode ser melhor compreendida a partir do diagrama de corpo livre apresentado na figura 14. Na equação 4, $\Sigma \vec{\Gamma}$ representa o somatório de todos os torques em torno do eixo articular ($\Gamma_M \vec{}$ - torque muscular; $\Gamma_P \vec{}$ - torque do peso do segmento; $\Gamma_{MO} \vec{}$ - torque da força da mola) que se igualam ao momento de inércia (I), gerando uma aceleração angular $\alpha \vec{}$.

$$\vec{F}_{MO} + \vec{P} + \vec{F}_{AR} = ma_{\vec{c}m} \quad \text{Equação 3}$$

$$\vec{T}_M + \vec{T}_P + \vec{T}_{MO} = I\vec{\alpha} \quad \text{Equação 4}$$

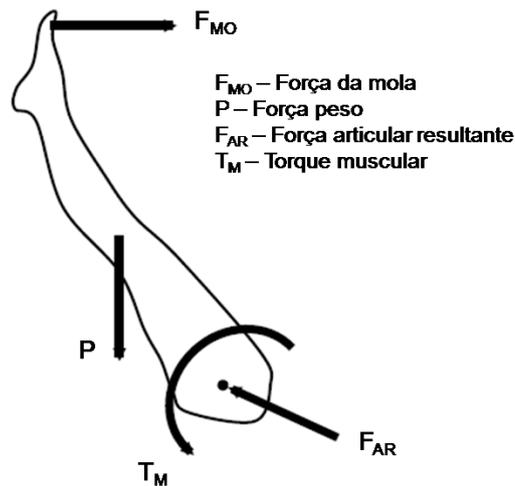


Figura 14 – Diagrama de corpo livre do segmento coxa-perna-pé.

A convenção adotada para o desenvolvimento da equação de rotação foi que os torques no sentido horário são negativos e os torques no sentido anti-horário são positivos como ilustrados na figura 15. E isolando o T_M tem-se a seguinte equação 5.

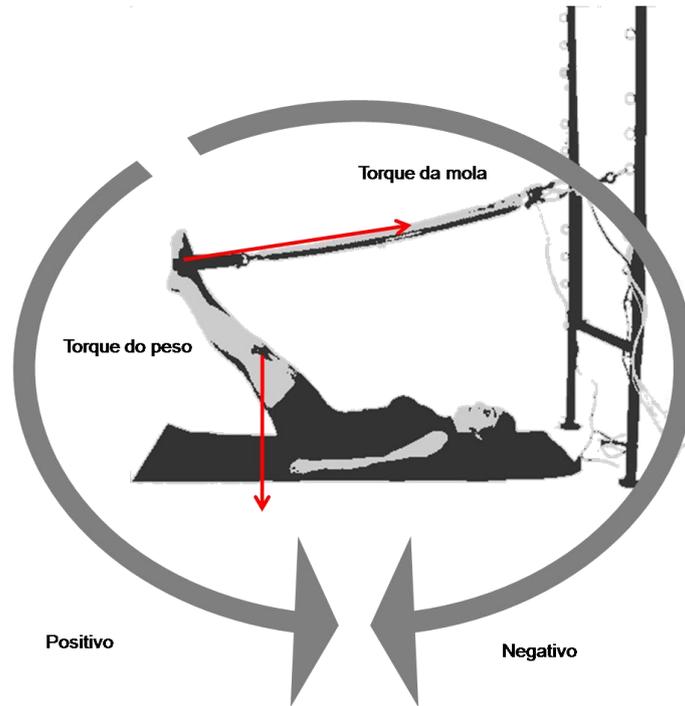


Figura 15 – Torque da mola esta no sentido horário – negativo. Torque do peso esta no sentido anti-horário – positivo.

$$T_M = I\alpha - T_P - T_{MO} \quad \text{Equação 5}$$

As distâncias perpendiculares da força da mola (D_{MO}^\perp) durante os dois exercícios (LLMA e LLMB) foram obtidas a partir de relações trigonométricas por meio da posição dos segmentos e dos cálculos do ângulo do quadril e do ângulo entre a mola e o segmento humano ao longo de toda a ADM e as distâncias perpendiculares do peso do segmento (D_P^\perp) para os três exercícios (LLMA, LLMB e LE) foram obtidas a partir da subtração do centro de massa (CM) do membro inferior (MI) e o ponto anatômico do trocanter (m3), valores obtidos no eixo 'x', ao longo de toda a ADM.

Para avaliação da F_{MO} por todo o arco do movimento, foram usadas relações trigonométricas associadas às curvas de força externa oriundas da dinamometria. Juntamente, com os parâmetros inerciais do membro inferior, já descritos na seção anterior. E assim, após o conhecimento das distâncias perpendiculares se desenvolveu a equação correspondente do movimento (equação 6).

$$FMR d_M^\perp = I\alpha - F_P d_P^\perp - F_{MO} d_{MO}^\perp$$

Equação 6

5.7.7 Distância perpendicular média ponderada (DPMP)

A DPMP é o resultado da soma dos produtos entre a distância perpendicular de cada músculo (d^\perp) e a sua respectiva área de secção transversa fisiológica (ASTF) dividida pela soma das áreas de secção transversa dos músculos (Equação 7) (DE TOLEDO *et al.*, 2008). Neste estudo, foram considerados como extensores de quadril os músculos glúteo máximo, glúteo médio (3ºporção), bíceps femoral, semitendíneo, semimembráneo, adutor magno (3ºporção) e, como representante dos flexores, os músculos íliaco, psoas, reto femoral, sartório, tensor da fáscia lata, adutor curto, adutor longo, glúteo médio (1ºporção), glúteo mínimo (1ºporção) e pectíneo (Arnold *et al.*, 2010). As DPMPs e as ASTFs desses músculos foram determinadas segundo Arnold *et al.* (2010) e Brand; Pedersen; Friederich (1986), respectivamente (apêndice VI).

$$DPMP = \frac{\sum_{i=1}^n d_i^\perp ASTF_i}{\sum_{i=1}^n ASTF_i}$$

Equação 7

Onde:

DPMP = distância perpendicular média ponderada

d_i^\perp = distância perpendicular muscular do i ésimo músculo

$ASTF_i$ = área de secção transversa fisiológica do i ésimo músculo

n = número de músculos incluídos

5.7.8 Força muscular resultante (FMR)

A FMR ao longo da amplitude angular, a cada 10 graus (0°, 10°, 20°, 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90°), foi determinada dividindo o torque de resistência (T_R) pela DPMP do grupamento envolvido nas respectivas posições angulares. Quando o T_M foi extensor o T_R foi dividido pela DPMP do grupamento extensor e quando o T_M foi flexor o T_R foi dividido pela DPMP do grupamento flexor (equação 8).

$$FMR = \frac{T_R}{DPMP} \quad \text{Equação 8}$$

Para a comparação da FMR nos diferentes exercícios utilizou-se os valores de força a cada 10° do movimento. Considerando que, durante um ciclo de repetições, na primeira e na última repetição o indivíduo inicia ou finaliza em uma situação estática, para fins de expressar a FMR média estas duas repetições foram excluídas.

Para a correlação entre os valores de FMR e a velocidade de execução foi obtida a força muscular de toda a ADM através do somatório dos valores de FMR em todos os ângulos analisados de cada exercício. Neste caso foram consideradas todas as repetições realizadas, inclusive a primeira e a última de cada série.

5.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Para o tratamento estatístico os dados foram organizados de duas formas: (1) dados de força muscular obtidos a cada 10° da ADM e (2) dados de força muscular durante toda ADM.

- 1- Força muscular obtida a cada 10 graus: estes dados foram utilizados para comparar os exercícios entre si, a cada 10 graus de ADM. O teste de Shapiro Wilk informou que os dados se equiparam a uma curva normal ($p > 0,05$) (Apêndice VI). Aplicou-se a ANOVA *one way* para os dados paramétricos para verificar o efeito principal da variável independente exercício (LLMA, LLMB e LE) sob a variável dependente FMR nos diferentes ângulos (0°, 10°, 20°, 30°, 40°). Ainda, nos demais ângulos (50°, 60°, 70°, 80°, 90°) foram comparados apenas os exercícios LLMA e LLMB. Verificou-se a homocedasticidade, a partir do teste de Levene, e quando as variâncias foram similares utilizou-se um *post hoc* de Bonferroni e quando as variâncias não foram similares utilizou-se o *post hoc* de Tahmane.
- 2- Força muscular durante toda ADM: estes dados, obtidos através do somatório das forças musculares em cada ângulo, foram utilizados para avaliar o efeito da velocidade em cada exercício. O teste de Kolmogorov-smirnov mostrou que todos os dados diferem de uma curva normal ($p < 0,001$), da mesma forma para a velocidade, sendo esses dados não-paramétricos. Assim sendo, para descrever o comportamento da força muscular ao longo de uma faixa de velocidade utilizou-se a correlação de Spearman.

O nível de significância adotado em todos os testes foi $\alpha 0,05$.

6 RESULTADOS

No sentido de descrever as características cinemáticas e cinéticas dos exercícios realizados, serão apresentadas primeiramente resultados de algumas variáveis intervenientes, como a amplitude do movimento (ADM) e a força inicial da mola. A seguir, os resultados da FMR para as execuções realizadas na velocidade preferida, e por fim a relação encontrada entre a FMR e a velocidade de execução em cada um dos exercícios.

A tabela 3 apresenta as ADMs, expressas em graus, dos três exercícios de extensão de quadril nos dois grupos de velocidades – preferida (P) e rápida (R).

Tabela 3 – Média, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) da ADM dos três exercícios nos dois grupos de velocidades.

		LLMA	LLMB	LE
Preferida	Média (°)	78,36	86,15	38,74
	DP (°)	9,25	11,55	8,68
	CV (%)	12,15	13,41	22,40
Rápida	Média (°)	81,70	86,77	43,25
	DP (°)	8,27	9,18	9,47
	CV (%)	10,12	10,58	21,90

Na tabela 4 está apresentado o coeficiente de variação da força inicial da mola dos exercícios LLMA e LLMB.

Tabela 4 – Média, desvio padrão e coeficiente de variação da força inicial da mola.

Exercício	Média (kgf)	DP (kgf)	CV (%)
LLMA	2,76	0,68	24,45
LLMB	3,01	1,25	41,65

A figura 16 representa o comportamento médio da FMR, normalizada pelo peso corporal, ao longo do ângulo da flexão de quadril nos três exercícios, executados na velocidade preferida. Os valores negativos representam o grupo muscular flexor de quadril e os valores positivos o grupo muscular extensor de quadril.

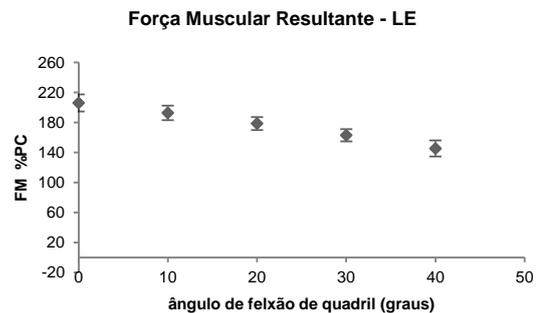
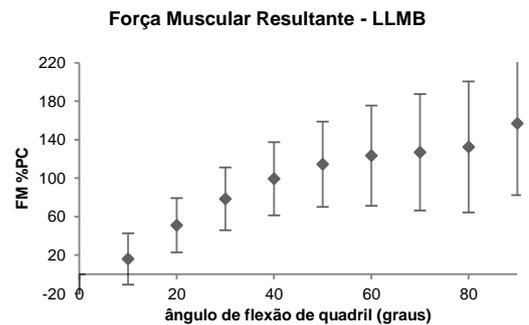
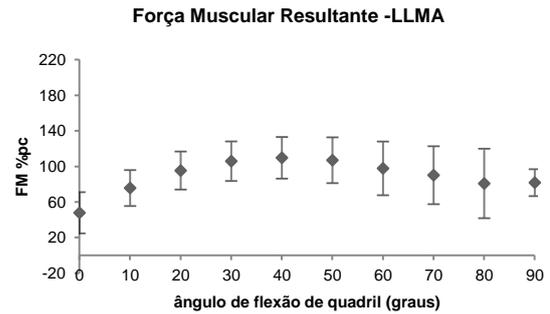


Figura 16 – as figuras A, B, e C (esquerdo) ilustram os exercícios de extensão de quadril avaliados e os gráficos (direito) representam a média e o desvio padrão da força muscular resultante, normalizada pelo peso corporal, durante a realização dos exercícios.

Como os exercícios não têm a mesma ADM, optou-se por comparar os exercícios de extensão de quadril em ângulos específicos. Diante disso, a variável FMR apresentou diferença significativa entre os três exercícios de extensão de quadril ($p < 0,05$) nos ângulos 0, 10°, 20°, 30° e 40°.

A tabela 5 apresenta a comparação das médias dos resultados de FMR na velocidade preferida, normalizado pelo peso corporal (%PC), coeficiente de variação e o nível de significância em cada ângulo avaliado (de 0° a 90°).

Tabela 5 – Média, desvio padrão (DP) dos valores de FMR (%PC), valor de F e o nível de significância (p) entre as comparações.

ÂNGULO	EXERCÍCIO	N	MÉDIA	DP	CV	(GDL fator, GDL erro) = F	p
0°	LLMA	12	47,80	23,20	48,54		
	LLMB	11	-24,91	24,68	-99,08	(2,40) =586, 138	<0, 001
	LE	20	205,93	11,70	5,68		
10°	LLMA	20	75,67	20,21	26,71		
	LLMB	18	13,93	26,64	191,24	(2,55) =401,00	<0, 001
	LE	20	192,64	9,89	5,13		
20°	LLMA	20	95,27	21,40	22,46		
	LLMB	20	48,88	28,26	57,82	(2,57) =193,70	<0, 001
	LE	20	178,47	8,86	4,96		
30°	LLMA	20	105,84	22,21	20,98		
	LLMB	20	75,92	32,64	42,99	(2,52) =55,55	<0, 001
	LE	15	162,84	8,46	5,20		
40°	LLMA	20	109,64	23,48	21,42		
	LLMB	20	96,29	38,09	39,56	(2,43) =6,15	=0,04
	LE	06	154,19	11,73	7,61		
50°	LLMA	20	106,64	25,75	24,15		
	LLMB	20	110,81	44,30	39,98	(1,38) =0, 115	=0, 737
	LE	-	-	-		-	-
60°	LLMA	20	97,71	30,18	30,89		
	LLMB	20	119,00	52,05	43,74	(1,38) =2, 504	=0, 122
	LE	-	-	-			
70°	LLMA	19	90,09	52,58	58,36		
	LLMB	20	121,81	60,62	49,77	(1,37) =4, 080	=0, 051
	LE	-	-	-			
80°	LLMA	12	73,99	43,90	59,33		
	LLMB	20	120,04	72,08	60,05	(1,30) =3, 977	=0, 055
	LE	-	-	-			
90°	LLMA	2	81,07	15,13	18,66		
	LLMB	10	156,76	74,55	47,56	(1,10) =1, 868	=0, 202
	LE	-	-	-			

Na comparação entre os exercícios LLMA e LLMB foi encontrado diferenças significativas na FMR, nos ângulos 0°, 10°, 20° ($p < 0,001$) e 30° ($p = 0,005$) porém, não foi encontrada diferença significativa no ângulo de 40° ($p = 0,50$). Entre LLMB e LE foram encontradas diferenças significativas em todos os ângulos 0°, 10°, 20° ($p < 0,001$), 30° ($p = 0,045$) e 40° ($p = 0,003$). Na comparação entre LLMA e LE, também foram encontradas diferenças significativas nos ângulos 0°, 10°, 20°, 30° ($p < 0,001$) e 40° ($p = 0,044$). A figura 17 ilustra essas diferenças estatísticas.

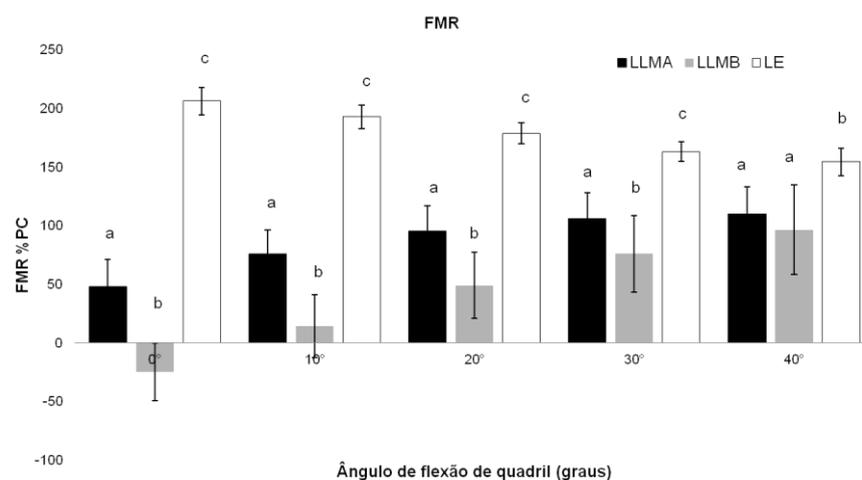


Figura 17 – Comportamento da FMR nos três exercícios quando comparadas nos intervalo de 0° a 40°. Letras diferentes indicam diferenças significativas entre os exercícios em um mesmo ângulo.

Pode-se notar na tabela 5 uma grande variabilidade nos valores de FMR. A figura 18 apresenta os gráficos de FMR em cada exercício nos diferentes sujeitos ilustrando a variabilidade.

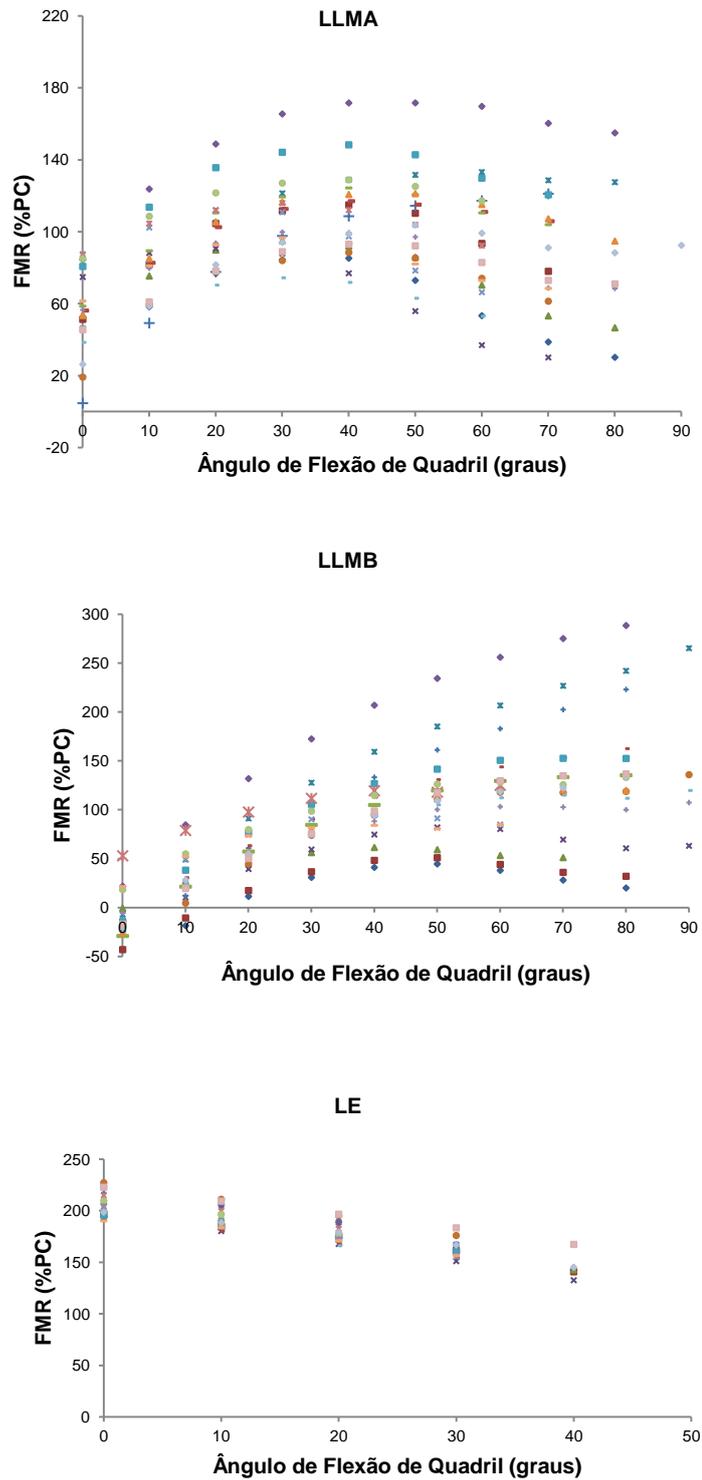


Figura 18 – Os gráficos representam a FMR nos 20 sujeitos (cada cor/símbolo representa um sujeito) nos três exercícios.

Os resultados de velocidade média, expressos em graus por segundo, nos três exercícios, nos dois grupos de velocidade, avaliados nos 20 sujeitos são apresentados na tabela 6 e podem ser visualizados em maiores detalhes no apêndice VIII.

Tabela 6 – Média, desvio padrão e coeficiente de variação da velocidade nos três exercícios nos dois grupos de velocidade.

		LLMA	LLMB	LE
Preferida	Média (°/s)	15,30	16,62	9,32
	DP (°/s)	6,44	6,12	4,34
	CV%	42,09	36,82	46,58
Rápida	Média (°/s)	26,13	26,95	18,33
	DP (°/s)	9,62	10,66	8,14
	CV%	36,82	39,55	44,38

A magnitude da FMR a partir do teste de normalidade (Kolmogorov-Smornov) desses novos valores mostrou que os dados diferem de uma curva normal sendo não-paramétricos ($p < 0,001$).

A correlação entre FMR e velocidade de execução, pelo teste de correlação de Spearman, mostrou que no exercício LLMA a correlação foi praticamente nula ($\rho = -0,15$) e não apresentou diferença significativa ($p = 0,811$). Para o exercício LLMB a correlação foi inversa, moderada ($\rho = 0,43$) e apresentou diferença significativa ($p = 0,001$). No exercício LE, a correlação foi direta, moderada ($\rho = 0,42$) e apresentou diferença significativa ($p = 0,001$). Essas correlações podem ser visualizadas graficamente na figura 19.

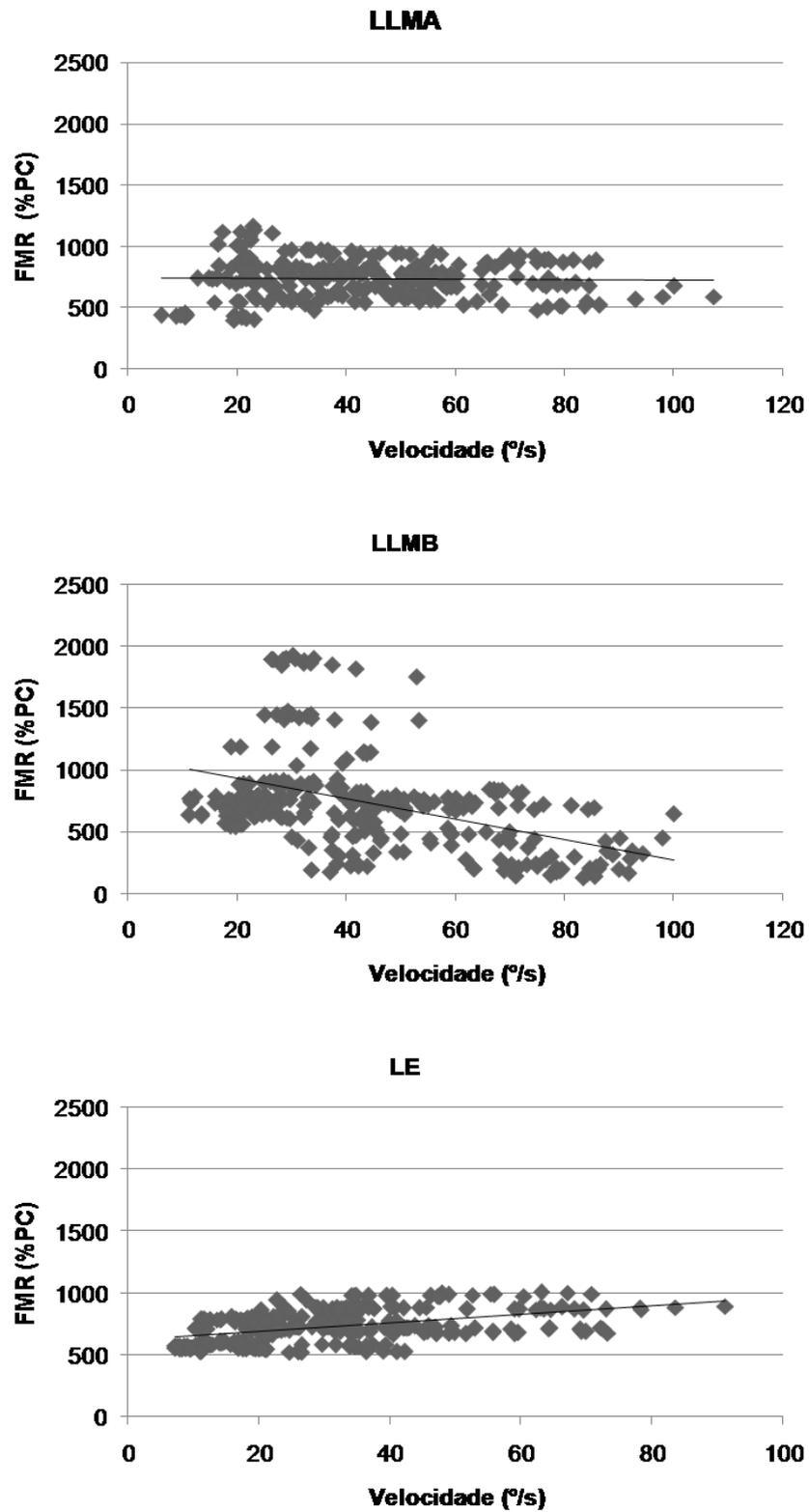


Figura 19– Os gráficos representam a correlação entre FMR e velocidade, normalizada pelo peso corporal, nos três exercícios de extensão de quadril avaliados.

7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

O modelo de segmentos articulados associado à técnica de dinâmica inversa usada no presente estudo teve a intenção de analisar a carga externa imposta pelo exercício e a respectiva demanda muscular sob uma visão mecânica do movimento. O modelo permitiu estimar a FMR (a partir de conhecimentos cinemáticos, cinéticos e antropométricos) dos músculos atuantes na extensão e flexão da articulação quadril. Apesar das limitações desse modelo estudos sobre análises biomecânicas que utilizam diagrama de corpo livre (DCL), equações de movimento e modelo de segmentos articulados têm sido utilizadas para prescrição de exercícios, como representação das forças atuantes, durante programas de treinamento e reabilitação (TOLEDO; RIBEIRO e LOSS, 2007; MELO *et al.*, 2011). Em especial dentro do universo do Pilates, as análises biomecânicas dos exercícios tornam-se desejadas, visto a intensa difusão desse método na prática clínica.

O presente estudo mostrou que o comportamento e a magnitude da força associada aos exercícios avaliados com a utilização de um implemento externo (mola) e sem esse implemento foram completamente diferentes. Self (1996), já havia observado em seu estudo diferenças na demanda externa, quando se realiza exercícios de Pilates nos aparelhos com a utilização de molas ou fora deles sem a utilização de molas.

O comportamento da FMR nos exercícios LLMA e LLMB foi similar ao estudo de Melo *et al.*, 2011. No exercício LLMA a FMR aumentou até atingir um platô em torno dos ângulos de 50° a 30° decrescendo até o final da amplitude. No exercício LLMB a FMR decresce ao longo da amplitude de movimento, chegando a inverter o grupo muscular dominante no final da ADM.

Silva *et al.* (2009) também avaliaram as mudanças de posicionamento das molas, similares a esse estudo, e constataram que mudanças na linha de ação da força da mola no mesmo exercício podem interferir na demanda externa e nas estratégias neuromusculares da musculatura envolvida. No estudo de Silva *et al.* (2009), o torque da mola na posição alta sempre foi maior que o torque do peso e como decorrência um torque de resistência no sentido de flexão de quadril, exigindo o uso da musculatura extensora em toda a ADM. Já na posição baixa o torque da mola foi menor que o torque do peso durante parte da ADM e assim, gerando um

torque de resistência no sentido de extensão de quadril, exigindo o uso da musculatura flexora. No presente estudo procurou-se fazer com que o exercício LLMB exigisse um esforço muscular do grupo extensor durante toda a ADM, afastando o sujeito da parede de molas. Comparativamente, o exercício LE (sem molas) exige muito mais esforço muscular dos extensores de quadril no final da ADM que os outros dois exercícios LLMA e LLMB (com molas). No final da amplitude o exercício LE passa de 200% do peso corporal de esforço muscular, enquanto que o exercício LLMA atinge aproximadamente 50% do peso corporal e o exercício LLMB nos últimos 10° da ADM chega a ter um esforço muscular do grupamento antagonista (flexores de quadril).

Nos exercícios de extensão de quadril avaliados, além de diferenças na carga externa existem diferenças na disposição do sujeito. Durante os exercícios com mola o sujeito estava em decúbito dorsal e durante o exercício sem mola o sujeito estava em decúbito ventral. Tem sido considerado importante atingir uma atividade coordenada entre todos os grupos musculares dentro de um sistema muscular balanceado para a prevenção e tratamento de lesões e disfunções da coluna vertebral (MCGILL, 2007). Lewis, Sahrmann e Moran (2009), a partir de um modelo musculoesquelético, observaram que as forças musculares resultantes aumentam com o aumento do ângulo de extensão de quadril tanto quando na flexão de quadril em decúbito dorsal quanto na extensão de quadril em decúbito ventral, avaliando a extensão de quadril além da posição neutra (20° de extensão). No presente estudo, as análises dos exercícios foram avaliadas até 0° de flexão de quadril, embora alguns dos sujeitos quando realizaram o exercício LE em decúbito ventral tiveram posições articulares que passaram da posição neutra alguns chegando até 20° de extensão de quadril. A Figura 20 ilustra uma destas situações, mostrando as várias repetições de um indivíduo nos três exercícios. Situações como estas têm implicações para prescrição, modificação e cuidados nos exercícios para certas populações de pacientes. Por exemplo, forças articulares muito altas podem contribuir para o desenvolvimento degenerativo da cartilagem e osteoartrite (LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2009 e MAVI *et. al.*, 2004). Portanto, para pacientes com osteoartrite, quando há o interesse em trabalhar a musculatura extensora de quadril, é aconselhável um dos exercícios com mola (LLMA ou LLMB) que tem uma exigência muscular menor quando comparado com o exercício sem mola (LE). Caso a opção

seja prescrever o exercício LE para pacientes com osteoartrite no quadril deve-se limitar a extensão de quadril até a posição neutra para diminuir as forças compressivas sobre a articulação (LEWIS; SAHRMANN; MORAN, 2009).

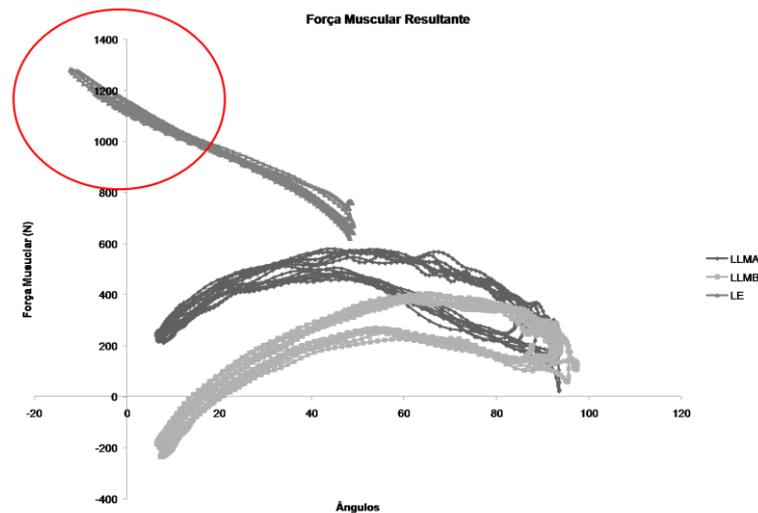


Figura 20 – Resultados referentes as sete repetições dos três exercícios realizados por um sujeito. O círculo salienta a extensão do quadril além da posição neutra.

Uma grande variabilidade na magnitude dos valores de FMR, expressa pelos altos valores de CV, pode ser observada ao longo dos ângulos analisados. Considerando este aspecto, torna-se importante analisar os fatores que possam influenciar a FMR calculada para cada exercício. Os fatores que envolvem a obtenção da FMR a partir do modelo utilizado incluem a magnitude e o comportamento da força externa (crescente, decrescente ou mista), características anatômicas e antropométricas, como o peso do segmento e a distância perpendicular do grupo muscular envolvido, além da parcela inercial, associada a aceleração do segmento ao longo da ADM. A distância perpendicular do grupo muscular envolvido foi obtida da literatura e foi a mesma para todos os sujeitos. Já o peso do membro inferior foi obtido de tabelas antropométricas, ponderado pelo peso corporal de cada participante. A aceleração foi dependente do ritmo imposto por cada indivíduo, já que a velocidade de execução foi auto-selecionada. A magnitude da força externa (mola) foi oriunda somente de uma única mola, mas com valores iniciais e variações de comprimento diferentes para cada indivíduo.

O posicionamento do sujeito no aparelho provavelmente seja um dos principais fatores da variabilidade encontrada. A metodologia utilizada respeitou as

instruções do instrutor de Pilates para não descaracterizar o exercício e assim, não foi especificada uma distância fixa para todos os sujeitos. Cada sujeito foi afastado da parede das molas de forma que a mola gerasse um torque flexor que pudesse sobrepor-se ao torque extensor do peso do segmento. Ao assumir essa metodologia percebeu-se que ocorreu uma maior variabilidade na força inicial da mola quando os sujeitos realizaram a extensão de quadril nos exercícios com mola. O alto coeficiente de variação da força inicial no exercício LLMB (41,64% - Tabela 4) reflete exatamente esta questão. Já no exercício LLMA percebe-se uma variabilidade menor (24,45% - Tabela 4) na força inicial, provavelmente porque o torque da mola na posição alta tende naturalmente a ser maior que o torque do peso do segmento.

De forma a verificar a contribuição de cada uma das parcelas no torque total, foram verificados o torque da mola, o torque do peso e a parcela inercial durante os exercícios para cada um dos diferentes sujeitos (figura 21). Pode-se observar que quando comparados há uma variação maior no torque da mola, seguido pelo torque do peso e muito pouco na inércia do segmento. Ou seja, o torque da mola composto pela força externa e pela distância perpendicular da mola parece ter uma maior influência no esforço muscular e na variabilidade dos resultados. Dessa forma, modificações na posição do sujeito e as características antropométricas podem influenciar no torque da mola alterando a força externa e a distância perpendicular da mola e por sua vez, a FMR. Nesta perspectiva, o instrutor de Pilates deve ficar atento a essas pequenas modificações, como o posicionamento do indivíduo no aparelho, que podem alterar a magnitude e o comportamento da FMR.

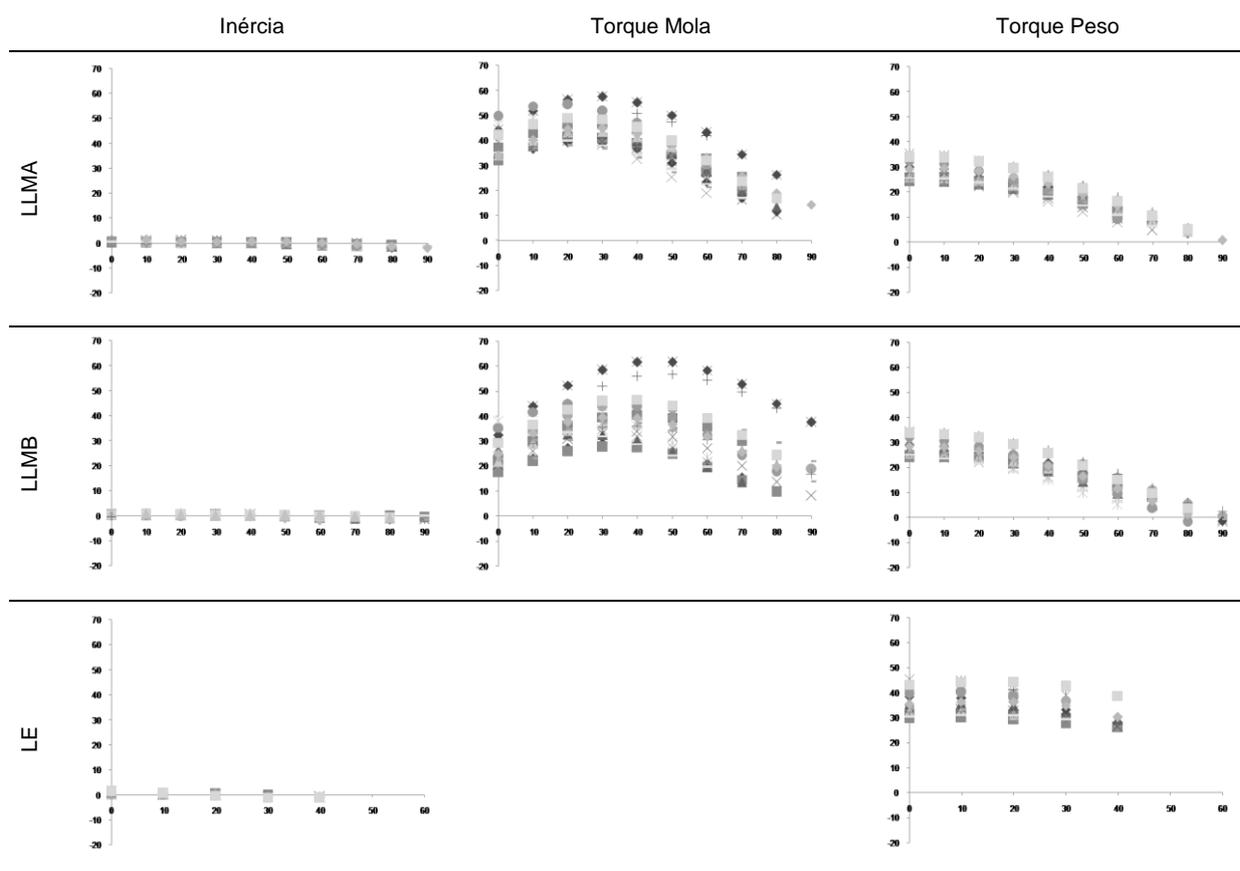


Figura 21 – Contribuição de cada uma das parcelas que afeta o torque total dos exercícios: Inércia do segmento, torque da mola e o torque do peso, nos três exercícios e nos diferentes sujeitos.

Em relação às velocidades de execução em que cada sujeito executa o exercício, observou-se também uma grande variação. Consultando o apêndice VIII é possível perceber, por exemplo, no grupo de velocidade preferida, que o sujeito 03 realizou o exercício LLMA em uma velocidade $24,25^\circ/s$ enquanto o sujeito 17 realizou o mesmo exercício em $4,70^\circ/s$, ou seja, quase cinco vezes mais lento. Ao analisar a velocidade de cada repetição observou-se uma faixa de variação muito maior (figura 19).

De um ponto de vista mecânico, quando o movimento de extensão de quadril é realizado de forma lenta e constante, como preconizado por algumas linhas do Pilates, a força peso do segmento móvel não sofre efeito inercial significativo e suas magnitudes não variam durante a execução (SILVA *et al.*, 2009; MELO *et al.*, 2011). Quando um movimento é realizado com uma velocidade angular de até $30^\circ/s$ a aceleração será muito lenta e o efeito inercial será insignificante (LOSS; CANDOTTI, 2008). Embora haja várias execuções com velocidades superiores a $30^\circ/s$

(Figura 19), quando comparados os exercícios entre si, somente as execuções realizadas na velocidade preferida foram computadas. Neste grupo de velocidade os valores médios sempre ficaram abaixo dos 30°/s (apêndice VIII).

Portanto, os resultados do presente estudo mostram que mesmo tendo um grupo amostral de mulheres com mais de um ano de prática de Pilates elas realizam o mesmo exercício em uma grande faixa de velocidades. Pode-se entender que no método Pilates não existe um padrão de velocidade ou ainda, que a velocidade seja monitorada pelos instrutores de Pilates. Da mesma forma, a velocidade em programas de treinamento, muitas vezes é desconsiderada (PEREIRA; GOMES, 2003), mesmo sabendo que no treinamento físico existe o princípio da especificidade. Já no método Pilates um dos princípios é o controle de movimento que é independente da velocidade de execução.

No presente estudo os sujeitos foram orientados a realizar os exercícios levando em conta os princípios do método Pilates como ativação do *powerhouse*, fluidez, respiração e controlando o movimento para que a pelve não saísse da posição neutra.

A correlação entre a FMR total com a velocidade de execução registrada em cada uma das repetições realizada nos três exercícios de extensão de quadril apresentou configurações distintas.

No exercício LLMA, independente da velocidade a força muscular dos extensores de quadril permanece a mesma. Deve-se levar em consideração que para realizar o exercício mais rapidamente é necessário uma maior força muscular, principalmente no início do movimento. Não obstante, justamente por adquirir uma grande velocidade no início do movimento, há uma tendência do movimento ser mantido por inércia, sendo necessário uma menor força muscular no final da ADM para finalizar o movimento. Parece que este aumento de força muscular no início do movimento é compensado pela diminuição no final do movimento, de forma que a força muscular total permanece razoavelmente constante, dentro da faixa de velocidade avaliada. Desta forma, poderia se dizer que o exercício adquire uma característica de “força muscular isotônica” minimizando os efeitos inerciais associado à variação da força elástica da mola (HAWKINS; SMEULDERS, 1999). Entretanto, quando é analisada a FMR total em função da variação da velocidade

para o exercício LLMB, que também se utiliza da força elástica da mola, o resultado não é o mesmo.

No exercício LLMB, a FMR total dos extensores diminui com o aumento da velocidade. Nessa configuração, onde a mola foi posicionada na posição baixa, tem-se a participação dos flexores de quadril no final da EQ. Com o aumento da velocidade, não apenas a diminuição da força muscular dos extensores ocorre como há também um aumento da força muscular dos flexores (agindo excentricamente) para frear o movimento no final da amplitude. Considerando unicamente o grupamento muscular dos extensores, não poderia ser admitido neste caso “uma característica de força muscular isotônica”. Assim, o simples fato do exercício ser executado com resistências elásticas não implica em uma “situação isotônica”, conforme preconizado por Hawkins e Smeulders (1999).

No exercício LE, a força muscular dos extensores aumenta com o aumento da velocidade. Neste exercício o torque de resistência é crescente, ou seja, ao contrário dos exercícios LLMA e LLMB a exigência inicial é baixa, e vai aumentando ao longo da ADM. Assim, parece que o aumento de força exigido no início do exercício para as velocidades mais altas, não é compensado pela diminuição da força no final da ADM.

Nessa perspectiva, acredita-se que é relevante e necessário mais informações a respeito da velocidade de execução, uma vez que alguns dos exercícios de Pilates utilizam implementos de molas e outros não, podendo influenciar no esforço muscular.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O comportamento médio da força muscular dos extensores de quadril foi diferente para os três exercícios avaliados. Não foram encontradas diferenças estatísticas em magnitude de força nos ângulos iniciais da ADM (de 90° a 40°) para os exercícios com mola (LLMA e LLMB). O exercício sem mola resultou em maior exigência muscular dos extensores de quadril sendo indicado para o fortalecimento dos mesmos.

Pequenas modificações no posicionamento do sujeito podem alterar o torque da mola e modificar o comportamento da força muscular principalmente no início dos exercícios realizados com mola.

Os exercícios de extensão de quadril apresentaram configurações distintas que interferiram na força muscular dos extensores de quadril quando avaliada ao longo de uma faixa de velocidade. O exercício LLMA não houve correlação entre FMR e a variação da velocidade. O exercício LLMB apresentou correlação significativa, uma vez que, ocorreu uma diminuição da FMR total dos extensores de quadril com o aumento da velocidade. O exercício LE apresentou aumento da força muscular resultante total dos extensores de quadril com o aumento da velocidade

Assim, análises biomecânicas são necessárias para compreensão e melhor prescrição dos exercícios de Pilates e mais estudos são necessários para subsidiar o conhecimento prático e a filosofia do método Pilates.

REFERÊNCIAS

ABBOTT, B.; WILKIE, D. The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. **The Journal of physiology**, v.120, n.1-2, p.214, 1953.

ALLARD, P.; BLANCHI, J.P.; AISSAOUI, R. Bases of three-dimensional reconstruction. **Three-Dimensional Analysis of Human Motion**, p.19-40, 1995.

AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v.1, n.1, p.7-14, 2000.

ANDERSON, F.C.; PANDY, M.G. Individual muscle contributions to support in normal walking. **Gait & Posture**, v.17, n.2, p.159-169, 2003.

ARNOLD, A.S.; DELP, S.L. Rotational moment arms of the medial hamstrings and adductors vary with femoral geometry and limb position: implications for the treatment of internally rotated gait. **Journal of Biomechanics**, v.34, n.4, p.437-447, 2001.

ARNOLD, E.M.; WARD, S.R.; LIEBER, R.L.; DELP, S.L. A model of the lower limb for analysis of human movement. **Annals of Biomedical Engineering**, v.38, n.2, p.269-279, 2010.

BARBANTI, V.J.; AMADIO, A.C. **Esporte e atividade física**. Editora Manole Ltda. 2002.

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

BEATTY, S. Your Pilates instructor a health Hazard? **The Wall Street Journal**. New York 2005.

BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. **Journal of Biomechanics**, v.26, n.8, p.969-990, 1993.

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, p.106-110, 2007.

BLUM, C.L. Chiropractic and pilates therapy for the treatment of adult scoliosis. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v.25, n.4, p.E3-E3, 2002.

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

BRAND, R.A.; PEDERSEN, D.R.; FRIEDERICH, J.A. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. **Journal of Biomechanics**, v.19, n.8, p.589-596, 1986.

CERVIERI A, Z.M.L.J. Instrumentação de prótese para verificação de cálculos de dinâmica inversa. **Anais do IX Congresso brasileiro de biomecânica**. Gramado: 60-65 p. 2001.

CHAFFIN, D.B.; ANDERSSON, G.; MARTIN, B.J. **Occupational biomechanics**. Wiley New York. 1991

CHANCE-LARSEN, K.; LITTLEWOOD, C.; GARTH, A. Prone hip extension with lower abdominal hollowing improves the relative timing of gluteus maximus activation in relation to biceps femoris. **Manual Therapy**, v.15, n.1, p.61-65, 2010.

CLOSE, R. Dynamic properties of fast and slow skeletal muscles of the rat during development. **The Journal of physiology**, v.173, n.1, p.74, 1964.

CROISIER, J.L. Factors associated with recurrent hamstring injuries. **Sports Medicine**, v.34, n.10, p.681-695, 2004.

DALLA VECHIA E, D.M., AMADIO AC. Proposta de um modelo metodológico para a determinação de forças internas do aparelho locomotor humano **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas SP: 189-194 p. 1997.

DALLA VECHIA E, D.M., SERRÃO JC, RODRIGUEZ MD, AMADIO AC. . Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. **Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Florianópolis SC: 269-274 p. 1999.

DE TOLEDO, J.M.; KRUG, R.C.; CASTRO, M.P.; RIBEIRO, D.C.; LOSS, J.F. Torque and force production during shoulder external rotation: Differences between transverse and sagittal planes. **Journal of Applied Biomechanics**, v.24, n.1, p.51-57, 2008.

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.

ENOKA, R. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. ed., São Paulo SP: Manole. 2000

ESCAMILLA, R.F.; FLEISIG, G.S.; ZHENG, N.; LANDER, J.E.; BARRENTINE, S.W.; ANDREWS, J.R.; BERGEMANN, B.W.; MOORMAN III, C.T. Effects of technique

variations on knee biomechanics during the squat and leg press. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.33, n.9, p.1552, 2001.

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

FLECK, S.J.; KRAEMER, W.J.; RIBEIRO, J.L. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. Artmed. 2006

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

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

GRIFFIN, M.J. The validation of biodynamic models. **Clinical Biomechanics**, v.16, p.S81-S92, 2001.

HALL, S. **Biomecânica básica**. 3^a ed., Rio de Janeiro RJ: Guanabara Koogan. 1999

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

HAWKINS, D.; SMEULDERS, M. An investigation of the relationship between hip extension torque, hip extension velocity, and muscle activation. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 15, p. 253-269, 1999.

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

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

HOEK VAN DIJKE, G.A. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs. **Journal of Biomechanics**, v.32, n.9, p.927-933, 1999.

HOSSAIN, M.; NOKES, L.D.M. A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. **Medical Hypotheses**, v.65, n.2, p.278-281, 2005.

HUXLEY, A.F. Muscle structure and theories of contraction. **Prog Biophys Biophys Chem**, v.7, n.25, p.318, 1957.

ISACOWITZ, R. **Pilates**. Human Kinetics Publishers. 2006

KAPANDJI, I.A. **Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana**. 5ª ed., São Paulo SP: Panamericana. 2000

KENDALL, F.P; McCREARY, E. K; PROVANCE, P. G. **Músculos: provas e funções**. 5ª ed., SP: Manole. 1995. 133-76p

KIBLER, W.B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports Medicine**, v.36, n.3, p.189-198, 2006.

KOLYNIK, I.E.G.G.; CAVALCANTI, S.M.B.; AOKI, M.S. Isokinetic evaluation of the musculature involved in trunk flexion and extension: Pilates© method effect. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.6, p.487-490, 2004.

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

LEVINE, B.; KAPLANEK, B.; SCAFURA, D.; JAFFE, W.L. Rehabilitation after total hip and knee arthroplasty: a new regimen using Pilates training. **Bulletin of the NYU hospital for joint diseases**, v.65, n.2, p.120, 2007.

LEWIS C L, S.S.A., MORAN D W. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.16, p.3725-3731, 2007.

LEWIS, C.L.; SAHRMANN, S.A.; MORAN, D.W. Anterior hip joint force increases with hip extension, decreased gluteal force, or decreased iliopsoas force. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.16, p.3725-3731, 2007.

_____. Effect of position and alteration in synergist muscle force contribution on hip forces when performing hip strengthening exercises. **Clinical Biomechanics**, v.24, n.1, p.35-42, 2009.

LOSS, J.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.23, n.3, 2002.

LOSS, J.; KOETZ, A.P.; PASCHOAL SOARES, D.; FERLE SCARRONE, F.; HENNEMANN, V.; ZECHLINSKI SACHARUK, V. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. **Revista Brasileira de Ciência do Esporte**, v.24, n.1, 2002.

LOSS, J.F.; MELO, M.O.; ROSA, C.H.; DOS SANTOS, A.B.; LA TORRE, M.; DA SILVA, Y.O. Atividade elétrica dos músculos oblíquos externos e multifídeos durante o exercício de flexoextensão do quadril realizado no cadillac com diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, n.6, 2010.

LOSS, J.F.; SOARES, D.P.; CAÑEIRO, J.P.; ALDABE, D.; RIBEIRO, D.C.; GANDOLFI, L.O. O uso da dinâmica inversa em situações envolvendo cadeia cinética aberta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.7, n.12, p.23-32, 2006.

MAVI, B.; SLIVNIK, T.; ANTOLI, V.; IGLI, A.; KRALJ-IGLI, V. High contact hip stress is related to the development of hip pathology with increasing age. **Clinical Biomechanics**, v.19, n.9, p.939-943, 2004.

MCGILL, S.M. **Back disorders: evidence based prevention and rehabilitation**. 2ª ed. 2007. 244p. (Human Kinetics)

MCGINNIS, P.M. **Biomecânica do Esporte e Exercício**. ed., Porto Alegre: Artmed. 2002.

MELO, M.O.; GOMES, L.E.; DA SILVA, Y.O.; BONEZI, A.; LOSS, J.F. Análise do torque de resistência e da força muscular resultante durante exercício de extensão de quadril no pilates e suas implicações na prescrição e progressão. **Revista Brasileira de Fisioterapia/Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.15, n.1, 2011.

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

NADLER, S. F.; MALANGA G.A.; DePrince, M.; STITIK, T. P.; FEINBERG, J. H. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. **Clinical Journal Sport Medicine**, v.10, n.2, p.89-97, 2000.

NEUMANN, D. **Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para a reabilitação física**. ed., Rio de Janeiro RJ: Guanabara Koogan. 2006

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Wiley. 1999

OATIS, C. **Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement**. 2ª. 2009

OWSLEY, A. An introduction to clinical Pilates. **Athletic Therapy Today**, v.10, n.4, p.19-25, 2005.

PANELLI, C. **Método pilates de condicionamento do corpo**. Phorte. 2009

PEREIRA, M.I.R.; GOMES, P.S.C. Movement velocity in resistance training. **Sports Medicine**, v.33, n.6, p.427-438, 2003.

PILATES, J.A.M., JW. **Pilates' return to life through contrology.** ed., USA. 1945. 6-24p.

POOL-GOUDZWAARD, A.L.; VLEEMING, A.; STOECKART, R.; SNIJDERS, C.J.; MENS, J.M.A. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. **Manual Therapy**, v.3, n.1, p.12-20, 1998.

PRESSEL, T.; LENGSELD, M. Functions of hip joint muscles. **Medical engineering & physics**, v.20, n.1, p.50-56, 1998.

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.

RASH, P. **Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano.** 5ª ed., Rio de Janeiro RJ: Guanabara Koogan. 1977

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

RIBEIRO, D.C. Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultantes para o membro superior. 2006.

RYDEARD, R.; LEGER, A.; SMITH, D. Pilates-based therapeutic exercise: effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**, v.36, n.7, p.472-484, 2006.

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 Ciência e Movimento**. v.13 n.4, p. 65-78, 2005.

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.

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. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.13, n.1, p.82-88, 2009.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia clínica de Brunnstron.** 5ª ed., São Paulo SP: Manole. 1997

SNIJDERS, C.J.; VLEEMING, A.; STOECKART, R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs:: Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. **Clinical Biomechanics**, v.8, n.6, p.285-294, 1993.

SOARES, D.; SCARRONE, F.; LOSS, J.F.; VAN DEN BOGERT, A.J. A influência do método de obtenção dos parâmetros inerciais no cálculo dos momentos e forças internas resultantes através da dinâmica inversa. Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica: Gramado 2001.

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

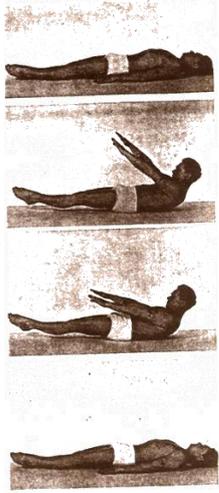
WATERS, R.L.; PERRY, J.; MCDANIELS, J.M.; HOUSE, K. The relative strength of the hamstrings during hip extension. **The Journal of Bone and Joint Surgery (American)**, v.56, n.8, p.1592-1597, 1974.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. ed., New York: Wiley. 2005

WU, G.; CAVANAGH, P.R. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. **Journal of Biomechanics**, v.28, n.10, p.1257-1262, 1995.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinetics of human motion**. Human Kinetics Publishers. 2002

APÊNDICE I – ILUSTRAÇÃO DOS APARELHOS DE PILATES

	
<p>Aparelho Cadillac</p>	<p>Aparelho Reformer</p>
	
<p>Aparelho Chair</p>	<p>Aparelho Barrel</p>
	 <p>1. The Hundred</p>
<p>Aparelho Wall Unit</p>	<p>Exercício no Solo</p>

APÊNDICE II – TABELA DO EXCEL PARA O CÁLCULO AMOSTRAL

A equações utilizada para o cálculo amostral está apresentada abaixo:

População desconhecida

$$n = \frac{\sigma^2 \cdot Z^2}{e^2}$$

σ : desvio-padrão

Z: 1,96

N: população

e: erro sobre a média (5 ou 10%)

Os procedimentos realizados no excel estão demonstrados na figura abaixo:

Força muscular resultante (N) (Melo et al, 2011)													
	Z	DP	MEDIA	ERRO									
	1,96			0,1	0,09	0,08	0,07	0,06	0,05	0,04	0,03	0,02	0,01
mola alta	10	63,83	1326,68	1	1	1	2	2	4	6	10	22	89
	20	78,94	1437,53	1	1	2	2	3	5	7	13	29	116
	30	87,46	1491,65	1	2	2	3	4	5	8	15	33	132
	40	85,79	1489,04	1	2	2	3	4	5	8	14	32	128
	50	94,32	1409,85	2	2	3	4	5	7	11	19	43	172
	60	102,23	1245,53	3	3	4	5	7	10	16	29	65	259
	70	109,96	969,78	5	6	8	10	14	20	31	55	123	494
	80	5,67	532,9	0	0	0	0	0	0	0	0	1	4
	90	235,14	-111,87	1697	2095	2652	3464	4714	6789	10608	18858	42430	169722

Desconsiderando os valores de força muscular resultante referentes aos ângulos extremos o maior N encontrado foi 20, considerando o erro de 5% < 1.

APÊNDICE III - TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que envolve a análise biomecânica de três exercícios dinâmico do método Pilates. O objetivo desse estudo é analisar, através da dinâmica inversa, as forças internas que agem no movimento de flexoextensão do quadril realizado durante três exercícios de Pilates (com e sem utilização das molas). Nessa direção, é importante que se faça a leitura atenta desse documento a fim de sanar quaisquer dúvidas pertinentes ao estudo, antes de consentir com assinatura no final.

Objetivo do Estudo: Analisar os resultados de força muscular e articular, obtidos pela técnica da dinâmica inversa, a partir da obtenção de variáveis cinemáticas e cinéticas, para três exercícios extensão de quadril do método Pilates (dois exercícios realizados com utilização de molas no aparelho *wall unit* e um sem a utilização de mola no aparelho *barrel*) em dois diferentes ritmos de execução (velocidade preferida e velocidade > que a preferida).

Procedimentos: Participar de um protocolo de avaliação para análise das forças internas, tendo mais de trinta aulas de prática de Pilates e não ter nenhuma patologia na articulação do quadril.

Riscos e Benefícios do Estudo: O estudo não oferece risco à saúde e não há nenhum benefício direto, no entanto, este estudo poderá contribuir no entendimento científico da importância da análise biomecânica de exercícios que compõe programas de treinamento e reabilitação física na prática do Pilates.

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

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

Voluntariedade: A recusa do sujeito participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante.

Novas informações: A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com a pesquisadora, com o pesquisador responsável e/ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.

Pesquisador responsável:
Jefferson Fagundes Loss
Telefones: 51-84618392

Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS
Av. Paulo Gama, 110 – 7º andar
90046-900 Porto Alegre – RS
Fone: (051) 3316.3629
E-mail: pro-reitoria@propesq.ufrgr.br

DECLARAÇÃO

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

Assinatura _____ Data _____

APÊNDICE IV – PARECER DA APROVAÇÃO DO PROJETO PELO COMITÊ DE ÉTICA



U F R G S
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs



CARTA DE APROVAÇÃO

Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:

Número: 20042

Título: Análise das forças internas durante a realização de três exercícios de extensão de quadril do método pilates

Pesquisadores:

Equipe UFRGS:

JEFFERSON FAGUNDES LOSS - coordenador desde 02/08/2010
YUMIE OKUYAMA DA SILVA - Aluno de Mestrado desde 02/08/2010
GUILHERME AULER BRODT - Aluno de Graduação desde 02/08/2010

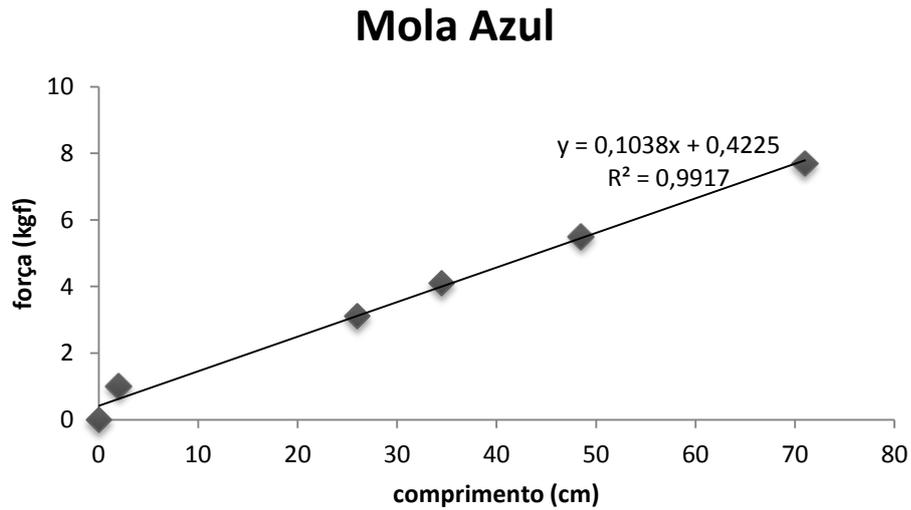
Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs aprovou o mesmo, em reunião realizada em 10/02/2011 - Sala de Reuniões do Gabinete do Reitor (Ex Salão Vermelho) - Prédio Reitoria, 6º andar, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quinta-Feira, 10 de Fevereiro de 2011

JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética

APÊNDICE V – GRÁFICO DE CALIBRAÇÃO DA MOLA E CALCULO DO PESO DO SEGMENTO

A figura abaixo apresenta a calibração da mola.

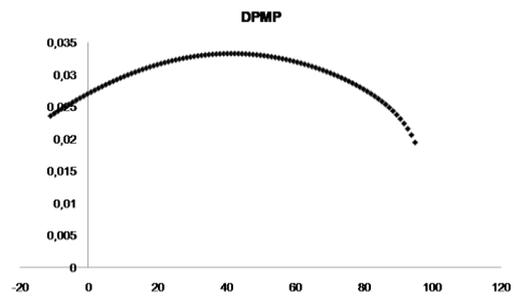
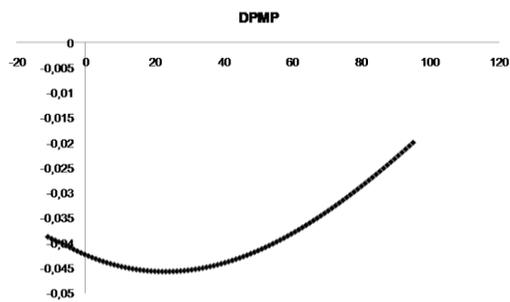
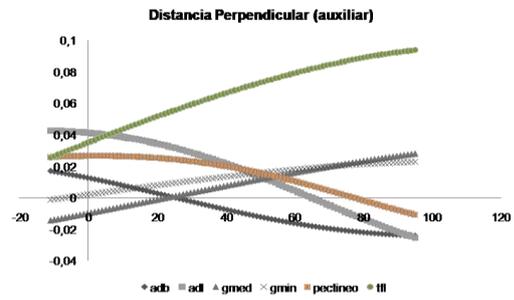
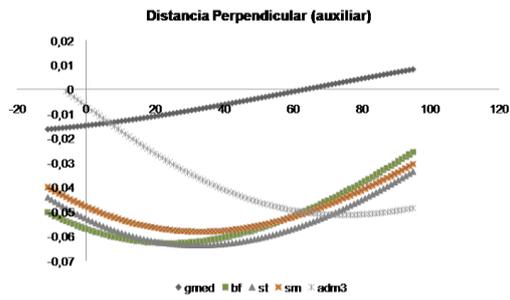
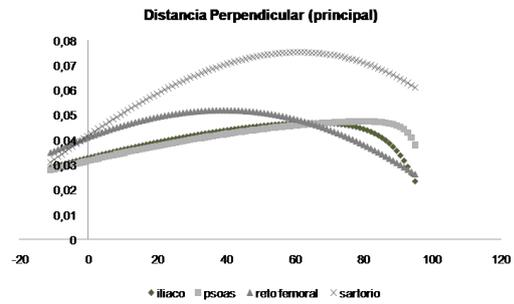
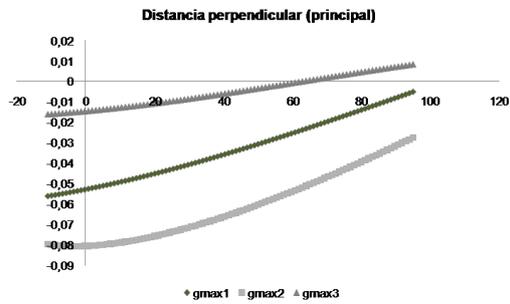


*Gráfico da calibração da mola azul (LOSS *et al.*, 2002).

Para o cálculo prévio do peso do segmento multiplicou-se a massa corporal de cada um pelo valor de 0,161 (WINTER, 2005).

Sujeito	Massa corporal(kg)	Peso do segmento
1	56	9,02
2	53	8,53
3	58	9,34
4	57	9,18
5	67	10,79
6	60	9,66
7	65	10,47
8	54	8,69
9	55	8,86
10	57	9,18
11	50	8,05
12	53	8,53
13	52	8,37
14	57,7	9,29
15	63	10,14
16	53,1	8,55
17	55,5	8,94
18	53	8,53
19	60	9,66
20	66	10,63

APÊNDICE VI – DISTÂNCIAS PERPENDICULARES E ASTF DOS EXTENSORES E FLEXORES DE QUADRIL



Distâncias perpendiculares por ângulo dos flexores e extensores de quadril, retiradas de ARNOLD *et al.*, 2010.

Essa tabela representa as ASTFs dos músculos que compuseram o grupamento flexor e extensor de quadril, que foram retiradas Brand, 1986.

Músculos	ASTF cm2
Gluteo1	20,2
Gluteo2	19,59
Gluteo3	16,95
GMedio3	21,21
GMinimo3	11,98
Biceps Femoral	27,34
Semitendinoso	13,05
Semimembranoso	46,33
Adutor longo	22,73
Adutor magno1	25,52
Adutor magno2	18,35
Adutor magno3	16,95
Adutor breve	11,52
Glúteo Médio1	25
Glúteo mínimo1	6,76
Grácil	3,74
Ilíaco	23,33
Pectíneo	9,03
Psoas	25,7
Reto femoral	42,96
Sartório	2,9
Tensor	8

APÊNDICE VII – TESTE DE NORMALIDADE (Shapiro Wilk)

	Exercício	p
FMR0°	LLMA	0,744
	LLMB	0,808
	LE	0,048
FMR10°	LLMA	0,138
	LLMB	0,129
	LE	0,041
FMR20°	LLMA	0,162
	LLMB	0,030
	LE	0,117
FMR30°	LLMA	0,144
	LLMB	0,030
	LE	0,135
FMR40°	LLMA	0,278
	LLMB	0,025
	LE	0,079
FMR50°	LLMA	0,856
	LLMB	0,045
	LE	-
FMR60°	LLMA	0,657
	LLMB	0,127
	LE	-
FMR70°	LLMA	0,906
	LLMB	0,152
	LE	-
FMR80°	LLMA	0,998
	LLMB	0,281
	LE	-
FMR90°	LLMA	-
	LLMB	0,033
	LE	-

APÊNDICE VIII – VELOCIDADES DE EXECUÇÃO NOS EXERCÍCIOS AVALIADOS

Média, desvio padrão e coeficiente de variação da velocidade (°/s) dos três exercícios (LLMA, LLMB e LE) nos dois grupos de velocidade (P=preferida e R=rápida) dos 20 sujeitos.

Sujeitos	LLMA – P	LLMA - R	LLMB– P	LLMB - R	LE - P	LE– R
01	23,88	36,85	24,51	42,10	17,05	32,06
02	14,86	36,68	17,59	39,37	10,15	25,35
03	24,25	37,42	20,26	36,13	16,01	33,60
04	23,43	33,67	23,57	37,41	15,77	30,07
05	9,46	19,74	13,59	17,76	6,30	14,61
06	10,33	17,75	14,59	20,95	5,85	10,66
07	13,20	21,92	10,53	21,71	8,01	17,50
08	17,82	25,84	14,37	23,20	11,15	20,00
09	10,56	16,85	12,34	16,48	3,76	9,16
10	10,14	19,70	13,58	17,68	6,28	14,55
11	10,55	16,83	12,33	16,45	3,76	9,16
12	9,79	20,78	10,76	23,70	5,48	14,37
13	16,12	24,12	17,52	26,05	10,27	15,42
14	5,64	12,93	7,33	10,82	6,11	6,73
15	14,55	33,31	17,29	34,67	7,00	15,49
16	24,65	28,24	28,94	31,64	12,41	19,16
17	4,70	10,60	6,33	10,33	3,49	8,91
18	18,52	46,38	20,15	44,76	10,19	29,21
19	19,70	27,33	22,73	27,92	13,05	18,38
20	23,78	35,58	24,14	39,79	14,23	22,26
Média	15,30	26,13	16,62	26,95	9,32	18,33
DP	6,44	9,62	6,12	10,66	4,34	8,14
CV	42,09	36,82	36,82	39,55	46,58	44,38