

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

Avaliação da estabilidade no
exercício *long stretch front* do Pilates

Artur Bonezi dos Santos

Porto Alegre

Artur Bonezi dos Santos

Avaliação da estabilidade no
exercício *long stretch front* do Pilates

Tese de doutorado submetido
ao PPGCMH da ESEFID/
UFRGS

Orientador
Prof. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre
Setembro de 2017

CIP - Catalogação na Publicação

Bonezi_Santos, Artur
Avaliação da estabilidade no exercício long
stretch front do Pilates / Artur Bonezi_Santos. -
- 2017.
91 f.
Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio
Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. INSTABILIDADE DA COLUNA. 2. POWERHOUSE. 3.
MASSA-MOLA. I. Fagundes Loss, Jefferson, orient.
II. Título.

Artur Bonezi dos Santos

Avaliação da estabilidade no
exercício *long stretch front* do Pilates

Aprovado em: 08 /09 /2017

BANCA EXAMINDADORA:

Prof.^a Dra. Cláudia Tarragô Candotti - UFRGS

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

Prof.^a Dra. Mônica de Oliveira Mello - UCS

AGRADECIMENTOS

Ao orientador Jeffe obrigado pelos incentivos e por toda ajuda.

Ao Grupo de Investigación da Mecânica do Movimento (BIOMECH) - principalmente da sala 222 - os integrantes desde os "dinos", colegas de pós graduação e os novos integrantes.

Pessoas que se tornaram próximas, não apenas nesta estrada da pesquisa, mas em diversas outras instâncias durante este período do doutorado.

Também a todos, e todas, da "Pilataria", sejam colegas, amostra, alunos, clientes, amigos e que me auxiliam a crescer.

Aos que incentivaram, auxiliaram ou são parte do *Laboratório de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento* (LIBiAM) na UdelaR - Uruguai.

A toda minha família "inicial", a família da minha esposa e a família de amigos verdadeiros que encontramos durante a vida: muito obrigado! Todos fundamentais.

In memorium de João dos Santos Souza Neto.

A minha esposa, Renata Luísa Bona, por estar ao meu lado em todos os momentos. Sempre compreensiva e com suas palavras de carinho e motivação.

EPÍGRAFE

“Existem três classes de pessoas que são infelizes: a que não sabe e não pergunta, a que sabe e não ensina e a que ensina e não faz.”

Siddhartha Gautama
(563 a.C. - 483 a.C.)

RESUMO

BONEZI, A. Avaliação da estabilidade no exercício *long stretch front* do Pilates. Porto Alegre: Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2017. *Tese de Doutorado*. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, 91 f.

A estabilidade do tronco é geralmente desafiada nas sessões do método Pilates. A compreensão da estabilidade/instabilidade, desafiada pela alteração de molas e dependente do nível de treinamento dos executantes, possui grande impacto no controle do tronco. Após uma revisão sistemática foi possível verificar que a principal técnica biomecânica empregada para compreender a estabilidade do tronco é a modelagem. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi desenvolver e avaliar um modelo biomecânico para quantificar e comparar a estabilidade do tronco em dois diferentes níveis de praticantes de Pilates e em dois diferentes níveis de intensidade do exercício *long stretch front* do Pilates. O exercício *long stretch front*, criado para utilizar o *powerhouse* e desafiar a estabilidade do tronco, é executado no aparelho *reformer* na posição de prancha e consiste na extensão de ombros. O movimento foi modelado como um sistema massa-mola sendo a rigidez (K) o parâmetro de estabilidade do tronco. Como dados de entrada foram utilizadas informações cinemáticas, de câmeras infra-vermelho, cinéticas, de células de carga acopladas ao equipamento *reformer*, e informações antropométricas extraídas da literatura. Foram avaliados 15 praticantes avançados de Pilates e 15 iniciantes. Os indivíduos mais experientes foram mais estáveis durante o exercício do que iniciantes, $F(1,28)=7,965$; $\eta^2=0,22$; $p=0,009$. A execução dos exercícios com duas molas apresentou menor rigidez do que com uma única mola, $F(1,28)=67,891$; $\eta^2=0,71$; $p<0,001$. Não houve interação entre os fatores, $F(1,28)=0,587$; $\eta^2=0,02$; $p=0,450$. Quando os grupos foram comparados separadamente para cada um dos níveis de dificuldade, os mais experientes ($K = 272 \pm 27$ Nm/rad) apresentaram maior rigidez que os iniciantes ($K = 171 \pm 42$ Nm/rad) com uma única mola, e também com o uso de duas molas, com $K = 196 \pm 17$ Nm/rad para os executantes experientes e $K = 108 \pm 21$ Nm/rad para os executantes iniciantes. Conclui-se que o modelo proposto, utilizando o coeficiente de rigidez, foi capaz de quantificar a estabilidade durante o exercício *longh stretch front* do Pilates. O modelo também identificou as

diferenças entre indivíduos mais ou menos experientes, bem como quando o exercício é executado com uma ou com duas molas.

Palavras Chaves: INSTABILIDADE DA COLUNA, POWERHOUSE, MASSA-MOLA.

ABSTRACT

Trunk stability is usually challenged during Pilates method 'sessions. The stability/instability, generated by altering springs or by the practitioner's experience level during a Pilates exercise, has great impact in trunk control. Following a systematic review, it was observed that modelling is the main biomechanical technique applied for understanding trunk stability. Hence, this study aimed to develop and evaluate a biomechanical model for quantifying and compare trunk stability in two different Pilates practitioners levels and two different intensities of the exercise during Pilates' long stretch front exercise. The long stretch front exercise, created for using the powerhouse and challenging trunk stability, is performed in the reformer apparatus, keeping the trunk in the plunk position while shoulder extension is performed. The movement was modelled as a spring-mass system using stiffness (K) as the parameter to express trunk stability. Model input consisted of kinematics data, obtained from infrared cameras images, kinetic data, from load cells attached to the reformer equipment, and anthropometric data, obtained from literature. Fifteen experienced and 15 beginner Pilates practitioners, who performed ten repetitions of the exercise in two difficulty levels, with one and two springs, were evaluated. Experienced subjects were more stable during the exercise when compared to beginners $F(1,28)=7.965$; $\eta^2=0.22$; $p=0.009$. The exercise performed using two springs presented a lower rigidity level when compared to one spring $F(1,28)=67.891$; $\eta^2=0.71$; $p<0.001$. There was no interaction between the factors , $F(1,28)=0.587$; $\eta^2=0.02$; $p=0.450$. When groups were compared separately for each difficulty level, experienced ($K=272 \pm 27 \text{ Nm.rad}^{-1}$) presented higher rigidity than beginners ($K=171 \pm 42 \text{ Nm.rad}^{-1}$) using one spring, and also using two springs with $K=196 \pm 17 \text{ Nm.rad}^{-1}$ for experienced performers and $K=108 \pm 21 \text{ Nm.rad}^{-1}$ for beginners. Concludes that the proposed model is capable of quantifying stability during the Pilates long stretch front exercise using rigidity coefficient. In addition model identifies differences between more or less experienced subjects, as well as when the exercise is performed using one or two springs.

Keywords: TRUNK INSTABILITY, POWERHOUSE, SPRING-MASS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Modelo explicativo de estabilidade da região lombopélvica ilustrando as relações entre os fatores determinantes (adaptado de Willardson, 2007).	111
Figura 2: Exercício <i>long stretch front</i> realizado no <i>reformer</i> que foi analisado no presente estudo. a) Posição inicial; b) Posição final.	122
Figura 3: Exercício <i>long stretch front</i> realizado no <i>reformer</i> . A <i>footbar</i> do <i>reformer</i> está posicionada no lado esquerdo de ambas as imagens. a) Posição inicial do movimento. b) Posição final.	46
Figura 4: a) <i>Footbar</i> instrumentada com as quatro células de carga no aparelho <i>reformer</i> . b) Destaque para as células de cargas dispostas ortogonalmente. c) Ilustração de um dos lados da <i>footbar</i> em realce um par de células compostos por uma célula horizontal de 1000 N e a célula vertical de 500 N.	477
Figura 5: Câmera com infravermelho BTS SMART-DX 700 utilizada.	499
Figura 6: Modelo massa-mola para análise da estabilidade do tronco. a) LAWRENCE <i>et al.</i> , 2005. b) CHOLEWICK <i>et al.</i> , 2000.	50
Figura 7: Modelo massa-mola para estabilidade do tronco no Pilates utilizado no presente estudo.	51
Figura 8: Variação da rigidez do tronco durante o movimento <i>long stretch front</i> em relação aos ciclos de movimento - dados de um indivíduo experiente, representativo da amostra. a) rigidez (Nm/rad) na intensidade de uma mola; b) rigidez (Nm/rad) na intensidade de duas molas.	60
Figura A2: Comportamento e os valores médios da rigidez: a) com um coeficiente de viscosidade e b) sem a utilização dessa variável.	84

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1: movimento Newton-Euler	52
Equação 2: modelo oscilação forçada	52
Equação 3: modelo massa-mola	54
Equação 4: coeficiente de rigidez do modelo proposto	56
Equação 5: <i>effect size</i> - eta ao quadra	58
Equação 6: tamanho de efeito.....	58

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO	9
1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISAO SISTEMÁTICA	14
INTRODUÇÃO	17
MÉTODOS	19
<i>Base de Dados e Estratégias de Busca</i>	19
<i>Seleção dos Estudos e Extração dos Dados</i>	19
<i>Critérios de Extração dos Dados</i>	20
RESULTADOS	21
DISCUSSÃO	27
CONCLUSÃO	33
REFERÊNCIAS (DA REVISÃO SISTEMÁTICA)	33
3 INTRODUÇÃO AO MODELO	39
4 PROBLEMÁTICA	40
4.1 <i>Objetivo Geral</i>	40
4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	40
4.3 <i>Problema</i>	40
4.4 <i>Hipóteses</i>	40
5 MATERIAIS E MÉTODOS	42
5.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS:	42
5.1.1 <i>Variável Dependente</i> :	42
5.1.2 <i>Variáveis Independentes</i> :	42
5.1.3 <i>Variáveis Intervenientes</i> :	42
5.2 DELINEAMENTO DA PESQUISA	42
5.3 ASPECTOS ÉTICOS	43
5.4 AMOSTRA	43
5.5 AQUISIÇÃO DOS DADOS	45
5.5.1 <i>Protocolo</i>	45
5.5.2 <i>Exercício Avaliado</i>	45
5.5.3 <i>Parâmetros Cinéticos</i>	47
5.5.4 <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	48
5.5.5 <i>Modelamento Massa-Mola</i>	49
5.6 TRATAMENTO DOS DADOS	54
5.6.1 <i>Parâmetros Cinéticos</i>	54
5.6.2 <i>Parâmetros Cinemáticos</i>	55
5.6.3 <i>Referência Global e Local</i>	55
5.6.4 <i>Modelamento da Estabilidade do Tronco</i>	56
5.6.5 <i>Avaliação do Modelo</i>	56
5.7 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	57
6 RESULTADOS	59
6.1 RIGIDEZ DO TRONCO	59
6.2 VARIABILIDADE DA RIGIDEZ	61
7 DISCUSSÃO	63
8 LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS	70
9 CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS	72
APÊNDICE 1	80
APÊNDICE 2	83
APÊNDICE 3	85

APRESENTAÇÃO

Como profissional da área da saúde percebo a utilização do método Pilates para o treinamento com grande versatilidade. Não há dúvida que, principalmente na última década, as pesquisas sobre o método Pilates com ferramentas da biomecânica - como avaliação da ativação muscular, torques, forças e parâmetros espaço-temporais - cresceram exponencialmente. Porém o que me motivou a realizar essa pesquisa foi a busca de como analisar, de forma analítica e sistemática, a “essência” do Pilates da qual instrutores experientes discursam e que praticantes relatam: a manutenção da “estabilidade” durante a execução dos exercícios.

De acordo com concepções do método Pilates, a estabilidade durante os exercícios é obtida a partir dos fundamentos do método e principalmente do *powerhouse*. Assim, nesta tese, associo o conceito do “powerhouse” da contrologia ao conceito mecânico de “estabilidade”. Entendendo a estabilidade como ponto chave, esta tese é composta por um estudo de revisão sistemática, uma proposta de modelamento da estabilidade (em um exercício em específico) e a respectiva avaliação do modelo.

1 INTRODUÇÃO

O conceito de estabilidade é oriundo da mecânica e autores sugerem que a definição mais adequada do termo é dependente do contexto em que está inserida (DEMOULINA *et al.*, 2007; REEVES *et al.*, 2007). Assim, aplicado a análise de movimentos humanos, e especificamente para o tronco, a literatura define estabilidade como a capacidade da estrutura, como o tronco, em manter um equilíbrio sempre que existirem flutuações ao redor da posição de equilíbrio (BERGMARK, 1989).

Uma das formas de se estimar a estabilidade do tronco é por meio de modelos biomecânicos (ARJMAND *et al.*, 2006; VETTE *et al.*, 2014). Entre os modelos utilizados, o sistema massa-mola é o mais usual (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; KAVCIC *et al.*, 2004; LAWRENCE *et al.*, 2005; VETTE *et al.*, 2014). Na quantificação da estabilidade, um parâmetro frequentemente analisado no modelo massa-mola é a rigidez do sistema (resistência à deformação) (VETTE *et al.*, 2014) e distintos estímulos externos, variando magnitude e direções de cargas têm sido utilizados para testar a estabilidade do tronco (KAVCIC *et al.*, 2004). A partir das respostas do modelo biomecânico do tronco espera-se, por exemplo, identificar e prevenir instabilidades do tronco. Autores sugerem outros termos, como a robustez do sistema, para compreender a estabilidade (REEVES *et al.*, 2007), entretanto não apresentam quantificação dessa variável.

Neste contexto, a aplicabilidade dos modelos pode auxiliar no entendimento das cargas a que o tronco está submetido visando evitar sobrecargas e compressões desnecessárias, dores crônicas específicas e idiopáticas, principalmente na porção lombar do tronco (WINTERS; WOO, 1990; CHAFFIN, ANDERSSON E MARTIN, 2001).

A coluna vertebral apresenta uma instabilidade natural (POPE; PANJABI, 1985). Existe uma complexa interação entre fatores externos e internos visando o ajuste para a estabilização da coluna (PRILUTSKY, 2000; WILLARDSON, 2007). Buscando elucidar os diversos fatores determinantes e a retroalimentação da estabilização do tronco, um exemplo explicativo ilustra resumidamente essa organização neuromuscular (Figura 1). Resumidamente, o sistema neural tem a complexa tarefa de efetuar continuamente a monitorização e ajuste da estabilidade

da região lombopélvica. Isso é realizado com base nas informações (*feedback*) fornecidas pelos fusos musculares, órgãos tendinosos de Golgi, ligamentos e a ativação dos músculos envolvidos. Assim os requisitos para a estabilidade podem variar instantaneamente, em decorrência de ajustes posturais e/ou influência de cargas externas, reiniciando os ajustes controlados pelo sistema neural.

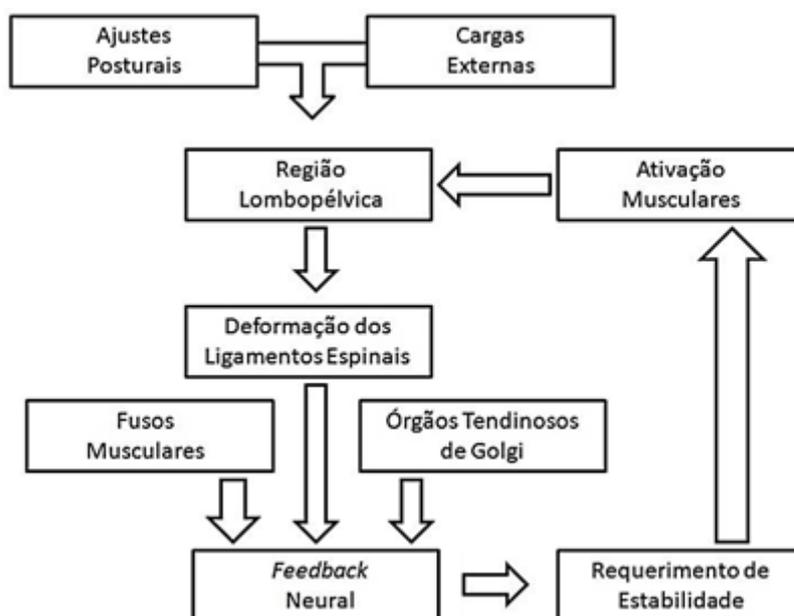


Figura 1: Esquema explicativo de estabilidade da região lombopélvica ilustrando as relações entre os fatores determinantes (adaptado de Willardson, 2007). O requerimento de certa estabilidade ao sistema musculo-esquelético é imprescindível o *feedback* neural e o ciclo retorna para a busca da estabilidade. Entretanto se há outros ajustes devido a questões posturais e/ou cargas externas novas solicitações de estabilidade são necessário e todo o sistema deve adequar.

Instabilidade em demasia ou excessiva rigidez na coluna podem ocasionar diversas lesões osteo-musculares (McGILL, 2007). Para evitar a ocorrência de lesões são indicados diversos exercícios físicos e reabilitação (O'SULLIVAN, 2000; McGILL; KARPOWICZ, 2009). O método Pilates apresenta uma ampla variedade de exercícios em diferentes equipamentos. Exercícios que perturbam a estabilidade do tronco são um dos desafios propostos ao praticante do método Pilates (DI LORENZO, 2011). No Pilates existe uma grande atenção na estabilidade do tronco e no treinamento do controle do corpo para manter a estabilidade durante os exercícios (MORAES *et al.*, 2014). Assim espera-se que indivíduos com maior treinamento podem apresentar maior estabilidade.

Nos exercícios de Pilates realizados em aparelhos a resistência das molas e a quantidade de molas utilizadas gradua a dificuldade do exercício (SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2011). De modo geral, ao se reduzir a resistência e/ou a quantidade de molas se eleva a dificuldade e principalmente o desafio de estabilidade do tronco nos exercícios intermediários e avançados (PILATES; MILLER, 2000; LOSS *et al.*, 2012; SACCO *et al.*, 2014). Logo a quantidade de molas utilizadas no movimento afeta a estabilidade requerida pelo executante.

No exercício *long stretch front*, por exemplo, que partindo de uma posição prancha consiste em realizar uma flexo-extensão de ombros (Figura 2), ao alterar a configuração das molas promove o estímulo de estabilidade/instabilidade do tronco necessário para alterar as estratégias requeridas em cada desafio ou nível de dificuldade de execução.

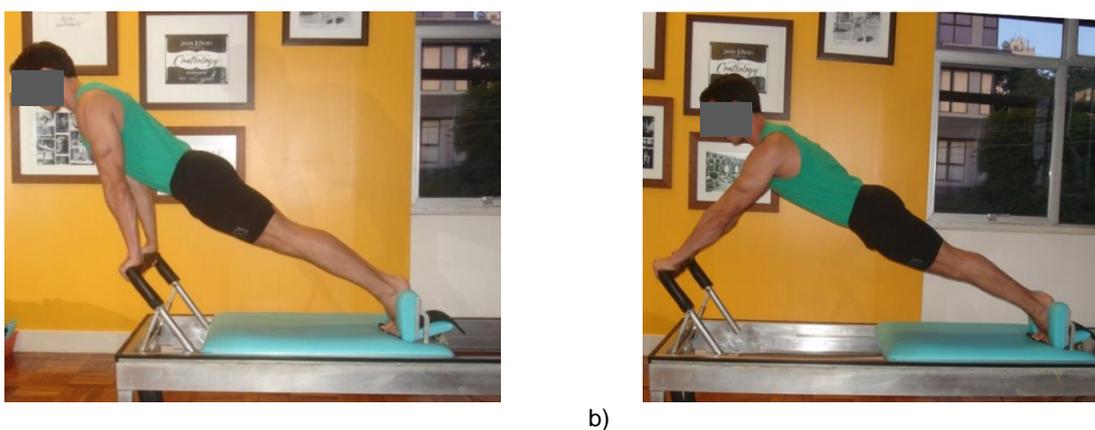


Figura 2: Exercício *long stretch front* realizado no *reformer* que foi analisado no presente estudo. a) Posição inicial; b) Posição final.

Não obstante, embora os desafios de estabilidade sejam uma das características principais do método Pilates, não foram encontrados dados na literatura sobre a magnitude, a variação ou o comportamento da estabilidade do tronco no ambiente do método Pilates. Neste contexto, embora os instrutores trabalhem de um modo geral com informações empíricas relacionadas à estabilidade, não há dados objetivos que permitam confirmar, por exemplo, se a estabilidade do tronco durante a execução do exercício *long stretch front* do Pilates é influenciada pelo nível de dificuldade do exercício e/ou pelo nível de treinamento do executante.

Portanto avaliar a estabilidade do tronco dentro do contexto do Pilates apresenta-se como o próximo passo no domínio, tanto biomecânico como clínico, e que ainda não foi abordado na literatura. Entretanto, como avaliar de forma objetiva a estabilidade do tronco durante a execução do exercício *long stretch front* do Pilates? Para responder a essa pergunta uma revisão sistemática foi conduzida, buscando encontrar subsídios na literatura que conduzam, não apenas as formas de investigação que a Biomecânica tem utilizado para avaliar estabilidade, mas também ao próprio entendimento do que é estabilidade.

2 REVISAO SISTEMÁTICA

Para melhor compreensão do assunto e embasamento da tese, foi realizada uma revisão sistemática sobre estabilidade.

Tipo estudo: revisão

Autores: Artur Bonezi^{1,2}, Renata Bona¹, Jefferson Loss²

Running head: Biomecânica e Estabilidade da Coluna

Nome e Local da instituição:

1 - Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento, CenUR, Universidad de la Republica Uruguay, Paysandú, Uruguay.

2 - Laboratório de Pesquisa do Exercício, ESEFID, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brasil.

Autor correspondente: Artur Bonezi; Florida 1065, Centro Universitario Paysandú, PDU Biomecánica, Universidad de la República, ciudad Paysandú, Paysandú, Uruguay, zip code 60.000; abonezi@gmail.com, fax (+598) 47238342-104, telefone (+598) 92505869.

* Declaramos que este artigo nunca foi previamente publicado.

RESUMO

TÍTULO PORTUGUÊS: Estabilidade da coluna e métodos de avaliação biomecânicos: uma revisão sistemática

OBJETIVO: Esta revisão sistemática visa verificar como diferentes técnicas biomecânicas foram utilizadas para quantificar a estabilidade da coluna. MÉTODOS: A pesquisa foi executada em diferentes bases de dados, com termos spine, stability, assessment, methods, e somente os estudos que preencheram os critérios foram incluídos. RESULTADOS: Do total de 2471 apenas oito estudos completos na íntegra foram selecionados os quais utilizaram técnicas de cinemetria, dinamometria e eletromiografia. O estudo encontrou que modelos biomecânicos foram utilizados em todos os estudos. CONCLUSÃO: A utilização de modelos que permitem estabelecer a coluna como um sistema massa-mola, descrito através de equações diferenciais, são essenciais para calcular a estabilidade.

Palavras chaves: Instabilidade; Tronco; Modelo; Massa-mola.

ABSTRACT

TITLE: Spine stability and biomechanical evaluation methods: a systematic review

OBJECTIVE: This systematic review aims to verify the current state of the art like as different biomechanical techniques measures the spine stability. METHODS: It was conducted a systematic and multiple database search using keywords spine, stability, assessment and methods. Only those studies that met all eligibility criteria were included. RESULTS: For a total of 2471 only eight fully extracted studies, which included the use of kinematics, kinetics and electromyography methods. This systematic review revealed that the biomechanical models has been using in all cases. CONCLUSION: The use of spine's biomechanical models, like a spring-mass system using differential equations to describe it, seems to be essential for the evaluation of stability.

Key words: Instability. Trunk. Model. Spring-mass.

INTRODUÇÃO

O conceito de estabilidade é oriundo da mecânica (POPE; PANJABI, 1985). A estabilidade é definida como a capacidade da estrutura, como a coluna, em manter um equilíbrio sempre que existirem flutuações ao redor da posição de equilíbrio (BERGMARK, 1989; LATASH, 2016). . A instabilidade por dedução seria a ausência e/ou diminuição da estabilidade.

A estabilidade é um dos conceitos mais fundamentais para se caracterizar e avaliar um sistema (REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007). Os primeiros estudos, entre as décadas de 1950 a 1970, não chegaram a quantificar a estabilidade ou instabilidade da coluna. Estes estudos iniciais associaram a instabilidade com lesões ósseas e dores musculares em que o agravamento de distúrbios articulares possibilitaria a coluna ser menos resistente a forças de cisalhamento do que a forças compressivas (DEMOULINA et al., 2007).

O estudo de Bergmark, 1989 foi o primeiro realmente a empregar métodos e conceitos biomecânicos para analisar a coluna. O pesquisador Panjabi optou por dividir o conceito de estabilidade em três sistemas: ativo (estruturas musculares), passivo (ossos, ligamentos e articulação) e neural (monitoramento dos outros sistemas) (PANJABI, 1992a; PANJABI, 1992b), porém sem quantificar a estabilidade.

A denominação de estabilidade na reabilitação foi cunhada em estudos como o de Hodges (HODGES, 1996) que percebeu a relação da rigidez do tronco com a possibilidade de lesões. Paralelamente McGill, 2007, aprimorando o estudo de Bergmark, 1989, associou importantes contribuições para o entendimento da estabilidade como a quantificação da rigidez do tronco. É reconhecido que a coluna vertebral apresenta uma instabilidade natural (POPE; PANJABI, 1985). Atualmente

sabe-se que há uma relação entre a estabilidade da coluna, a rigidez do tronco, a ativação muscular e a carga externa aplicada no tronco (CHOLEWICKI; SIMONS; RADEBOLD, 2000; MCGILL; KARPOWICZ, 2009; VETTE et al., 2014).

Contudo existe uma complexa interação entre fatores externos e internos visando o ajuste entre as principais determinantes na estabilização da coluna (MCGILL, 2007; PREATONI et al., 2013). A biomecânica, por meio de suas distintas técnicas de pesquisa, possibilita maior compreensão das causas e efeitos do movimento (PREATONI et al., 2013; WINTER, 2005), assim auxiliando o entendimento da estabilidade e seus determinantes (WINTERS, 1990; WILLARDSON, 2007; BROWN; MCGILL, 2010). Isto significa que as diferentes técnicas biomecânicas como cinemetria, dinamometria, eletromiografia e modelamento (NIGG; HERZOG, 2006; WINTER, 2005) podem ser utilizadas para ampliar a compreensão da estabilidade corporal (BORGHUIS, 2008; STAUDENMANN et al., 2007), cada técnica contribuindo com suas diferentes variáveis e assim informações sobre o fenômeno.

Por outro lado, não está claro se existe alguma técnica biomecânica que pode ser considerada como mais representativa ou mais sensível para estudar a estabilidade. Considerando as vantagens e desvantagens de cada técnica biomecânica qual dessas técnicas poderia apresentar maior implicação para se avaliar a estabilidade da coluna durante o movimento. Sendo assim, o objetivo desta revisão sistemática é verificar como diferentes técnicas biomecânicas são utilizadas, e se são validas, para quantificar a estabilidade da coluna.

MÉTODOS

Para responder ao objetivo desse estudo foi realizada uma busca sistemática de artigos científicos conforme as diretrizes do Prisma Guidelines (MOHER et al., 2007).

Base de Dados e Estratégias de Busca

Uma pesquisa eletrônica foi realizada de forma sistematizada até janeiro de 2018 nas bases de dados PubMed (Medline), Web of Science, Science Direct e Scopus, sendo essas bases relevantes para o tema. Foram incluídos na pesquisa ensaios clínicos, randomizados ou controlados, e na ausência destes foram aceitos estudos transversais nos idiomas: inglês, português ou espanhol. Não foi delimitado o tempo de publicação.

As estratégias de pesquisa consistiram da utilização dos termos agregados parênteses, operadores booleanos e asteriscos (MANCHIKANTI et al., 2009). Os operadores booleanos OR, AND e NOT foram utilizados para combinar termos de forma a limitar e a especificar o resultado da pesquisa. Os asteriscos (*) empregados para truncagem, foram utilizados para recuperar variações de um termo no fim da palavra, como por exemplo: stabili* para stability e stabilization. Logo os termos utilizados foram: spine (OR trunk OR vertebral column OR lumbar) AND stabili* (OR instabili*) AND biomechanics (OR kinematics OR kinetics OR electromyography OR muscle activation OR model*) AND assessment (OR quantif* OR measur* OR estimate*) NOT cervical.

Seleção dos Estudos e Extração dos Dados

Para a seleção dos estudos, a avaliação dos títulos e dos resumos (abstracts) foi realizada por dois pesquisadores, de forma independente, obedecendo aos

critérios de inclusão e exclusão previamente definidos (MANCHIKANTI et al., 2009; MOHER et al., 2007). Foram incluídos artigos que avaliassem a estabilidade ou instabilidade com as principais técnicas biomecânicas: cinemetria, dinamometria, eletromiografia e modelos. Não houve restrições quanto ao sexo, idade, nível de treinamento, bem como a presença de dores lombares idiopáticas. A inclusão das dores lombares de origem idiopática, crônicas ou agudas, dentro dos temas dos artigos selecionados se deu pelo interesse em “como” a estabilidade vem sendo estudada, independente do grupo estudado (GRAHAM; OIKAWA; ROSS, 2014; KOUMANTAKIS; WATSON; OLDHAM, 2005).

Foram excluídos artigos que não abordassem a estabilidade da coluna e resultados da sua quantificação. Assim foram excluídos artigos sobre a coluna cervical, comparação de músculos dos membros superiores e/ou inferiores, análise da estabilidade utilizando medidas de pressão e/ou de ultrassonografia, técnicas de medidas invasivas, estudos com cadáver, estudos sobre doenças (como neuromusculares degenerativas), cirurgias e/ou injeções de substâncias, influência de hormônios e situações de fadiga e que não calculavam a estabilidade/instabilidade.

Crítérios de Extração dos Dados

Os dois avaliadores, após a busca e seleção inicial, se reuniram e conferiram se houve divergência de opiniões, até obter um consenso de quais artigos seriam selecionados para a leitura completa e que seriam incluídos nesta revisão sistemática. A classificação da qualidade dos artigos foi realizada pela contagem da quantidade atendida dos critérios da escala Downs e Black (1998) em cada estudo.

RESULTADOS

A busca eletrônica proposta no presente estudo apresentou os seguintes resultados referente a quantidade de artigos: 1640 na PubMed, 286 na Web of Science, 224 na Science Direct e 321 na Scopus. Com a filtragem através da remoção das duplicatas, de leitura dos títulos, dos resumos e análise na íntegra do artigo foram descartados aqueles que não contemplavam critérios de elegibilidade, como apresentado no diagrama de fluxo (Figura 1).

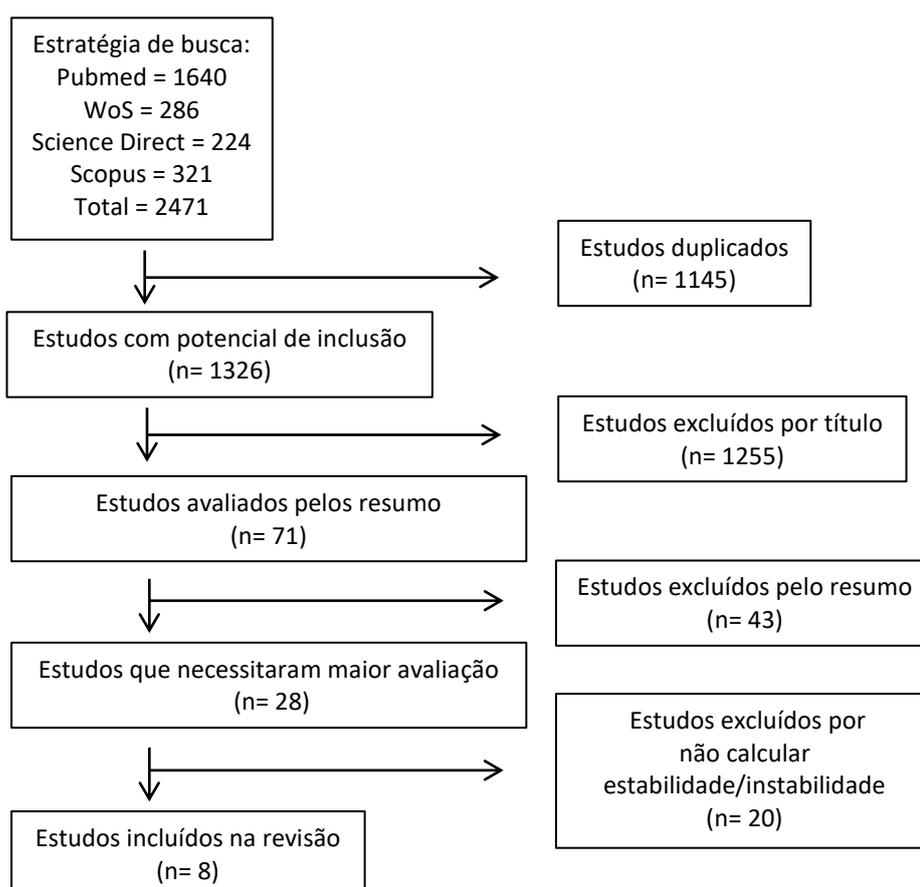


Figura 1: Fluxograma representativo da estratégia e resultado de busca.

Como resultado final foram obtidos o total de 8 artigos na íntegra e incluídos para leitura e análise completa (Tabela 1), sendo detalhado o tipo de instrumentação/técnica utilizada, em qual situação e como foi determinada a estabilidade. Os motivos da exclusão foram os critérios já citados. A pontuação da qualidade dos artigos foi de 08 a 12 da máxima pontuação de 26 pontos da escala *Downs & Black* (DOWNS; BLACK, 1998). Todos os artigos foram estudos do tipo transversais. Além disso, os estudos utilizaram em média nove sujeitos para amostra (mínimo de três e máximo de quinze sujeitos)

Os oito estudos avaliaram a estabilidade por meio de algum tipo de modelo biomecânico, ou seja, construído a partir de conceitos físicos-matemáticos. Oito estudos utilizaram a técnica da cinemetria, principalmente para “input” dos dados. Sete estudos utilizaram também a técnica da eletromiografia, para modelos de distribuição de forças e quatro estudos fizeram uso da técnica da dinamometria para “input” de dados dos seus

Tabela 1: Descrição da metodologia e resultados dos estudos sobre quantificação da estabilidade da coluna.

Estudo e Qualidade	Amostra	Instrumentação*	Quantificação e Situações	Determinação Estabilidade	Parâmetros Estabilidade	Resultado
Graham et al, 2014. <i>Escala Downs & Black = 12</i>	10 atletas - grupo saudáveis 10 atletas - grupo com dor lombar não específica	Cinemetria 3D Eletromiografia	Delay oito (08) músculos unilateralment e. Expoente Lyapunov Co-contracção	Estimativa de sistema não lineares	Estabilidade dinâmica	Não houve diferença significativa para a instabilidade entre os dois grupos. Menor instabilidade foi associada com maior expoente Lyapunov.
Vette et al, 2014. <i>Escala Downs & Black = 11</i>	15 adultos saudáveis	Optotrack Célula de Carga Aparratus	Modelamento Oito (08) situações	Modelo de estabilidade cinemático translacional Modelo de estabilidade cinemático rotacional	Constante rigidez Constante amorteciment o Razão amorteciment o Frequência natural	Estabilidade aumenta com a carga aplicada no tronco. Maior estabilidade é associada com maior rigidez** (modelo energia potencial).
Greiner et al, 2007. <i>Escala Downs & Black = 8</i>	08 homens saudáveis	Isotrack Eletromiografia	Modelamento Quatro (04) situações	Modelo cinemático de 18 graus de liberdade e mínimo de energia potencial.	Índice estabilidade	Estabilidade aumenta com técnica <i>brace</i> . A técnica <i>brace</i> foi mais efetiva que técnica <i>hollow</i> (nesta existe a ativação total e para dentro da parede abdominal).

Arjmand et al, 2006. Escala <i>Downs</i> & <i>Black</i> = 9	15 homens saudáveis	Optotrack Eletromiografia	15 marcadores reflexivos Três (03) situações	Modelo cinemático de elementos finitos	Estabilidade do sistema (coeficiente de estabilidade)	Estabilidade do sistema tem relação com redução nas forças de compressão e atividade EMG. Maior estabilidade é associada com maior rigidez**.
---	---------------------	------------------------------	---	--	---	---

*Instrumentação: optou-se pela nomenclatura apresentada conforme descrito em cada artigo.

** Rigidez: é um termo oriundo da mecânica, estabelece uma relação direta entre a carga aplicada e a deformação da estrutura envolvida. No caso a estrutura é a própria coluna vertebral e o efeito que ocorre em uma coluna mais rígida é elevar a sua estabilidade.

Tabela 1: Descrição da metodologia e resultados dos estudos sobre quantificação da estabilidade da coluna (continuação).

Estudo e Qualidade	Sujeitos e Grupos	Instrumentação*	Quantificação e Situações	Determinação Estabilidade	Parâmetros Estabilidade	Resultado
Lawrence et al, 2005. Escala <i>Downs</i> & <i>Black</i> = 10	6 homens adultos	<i>Electromagnetic motion system</i> <i>Force gauge</i> Eletromiógrafo	<i>On-set</i> EMG de seis (06) músculos unilateral Quatorze (14) situações.	Modelo rotacional	Rigidez Trabalho	Rigidez muscular aumenta com a pré ativação muscular. Sobrecargas repentinas tendem a aumentar rigidez e diminuir o trabalho muscular. Maior estabilidade é associada com maior rigidez**.
Kavcic et al, 2004. Escala <i>Downs</i> & <i>Black</i> = 9	10 homens universitários	IsoTrack 3D <i>Force Plate</i> Eletromiógrafo	8 marcadores reflexivos Valor RMS de sete (07) músculos bilateralmente. Oito (08) situações	Modelo IsoTrack Modelo de distribuição forcas.	Índice de Estabilidade	Não há músculos determinantes para estabilidade, dependendo da exigência externa. Em geral, maior estabilidade é associada com maior ativação dos músculos locais.
Cholewicki et al, 2000. Escala <i>Downs</i> & <i>Black</i> = 8	12 adultos (6 homens e 6 mulheres) saudáveis	<i>Flock Birds</i> Célula de Carga Eletromiógrafo <i>Apparatus for trunk</i>	Quatro (04) situações	Modelo de estabilidade experimental cinemático Modelo de estabilidade analítico forças + EMG	Rigidez Índice de Estabilidade	Estabilidade aumenta com magnitude da carga aplicada no tronco. Maior estabilidade é associada com maior rigidez** (modelo de energia potencial).

Cholewicki; McGill, 1996. Escala <i>Downs</i> & <i>Black</i> = 8	03 homens saudáveis	IsoTrack 3D Eletromiógrafo	7 marcadores reflexivos <i>On-set</i> EMG de quatorze (14) músculos unilateral Sete (07) situações.	Modelo cinemático de 18 graus liberdade e mínimo de energia potencial. Índice de estabilidade (modelo muscular de distribuição)	Rigidez Índice de Estabilidade	Estabilidade (índice de estabilidade) aumenta com compressão e diminuí com redução da atividade muscular. Maior estabilidade é associada com maior rigidez** e maior ativação muscular.
---	------------------------	-------------------------------	--	--	--	---

*Instrumentação: optou-se pela nomenclatura apresentada como está descrito em cada artigo.

** Rigidez: é um termo oriundo da mecânica, estabelece uma relação direta entre a carga aplicada e a deformação da estrutura envolvida. No caso a estrutura é a própria coluna vertebral e o efeito que ocorre em uma coluna mais rígida é elevar a sua estabilidade.

DISCUSSÃO

Existem diferentes combinações das técnicas - entre cinemetria, dinamometria e eletromiografia - com intuito de mensurar a estabilidade. Entretanto a utilização de modelos parece ser indispensável sendo necessário para se estimar os parâmetros que quantificam a estabilidade. A avaliação da qualidade dos artigos apesar de baixa, pela escala utilizada, pode ser reflexo de os artigos serem principalmente muito técnicos. Assim os artigos seguiram rigorosas descrições técnicas, operativas e biomecânicas talvez por isso falhando em outros pontos de caracterização e descrição esses últimos pontos os quais são avaliados para a qualidade metodológica dos estudos.

Em todos estudos citados as informações que proviam os modelos eram oriundas da técnica de cinemetria. O motivo mais plausível foi relatado em dois artigos, os quais em comum apresentam a técnica da cinemetria, como hábil para extrair parâmetros de caracterização da variabilidade do movimento em tarefas motoras (PRILUTSKY, 2000) e capaz de ser empregada para estimativa da estabilidade (MADANSINGH; GORNIAK, 2015). Ainda foi verificado que 5 repetições de movimento seriam suficientes para uma representividade da dinâmica da coluna com elevada repetibilidade e confiabilidade de dados cinemáticos (SCHINKEL-IVY et al., 2015). O instrumento básico para medidas cinemáticas é o baseado em câmeras de vídeo, os quais possuem custo elevado. A vantagem é que, além de poder analisar todos os segmentos do corpo simultaneamente, com o equipamento atual o processamento dos dados é praticamente automático.

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e pressão e além do custo normalmente necessita conhecimento físico-matemático necessário para realizar a análise. A vantagem é a quantificação e determinação direta e indireta

muito precisa dos parâmetros cinéticos (ZATSIORSKY, 2005). Diferentemente dos métodos acima mencionados, que determinam propriedades mecânicas a eletromiografia indica o estímulo neural para o sistema muscular (BASMAJIAN e DE LUCA, 1985). Esta técnica pode exigir análises complexas do sinal medido e do ruído ou das interferências. A vantagem é que os padrões de ativação muscular podem ser medidos e as características do movimento podem ser conhecidas de uma forma muito objetiva.

Modelo não é uma tentativa de descrever uma reprodução física real em pequena escala, mas sim uma representação simplificada com os aspectos essenciais de um fenômeno, sendo as simplificações as principais limitações de um modelo. Provocativamente um bom modelo é aquele que falha (ALEXANDER, 2003). Dessa forma, os modelos podem ser usados para demonstrar um mecanismo assim facilitando observações que seriam difíceis ou também podem ser usado para encontrar estruturas ou variáveis padrões do comportamento analisado (NIGG; HERZOG, 2005).

O modelo biomecânico mais utilizado para quantificar a estabilidade da coluna foi originado a partir de um modelo bidimensional proposto para análise da coluna (MCGILL; NORMAN, 1985) após foi aperfeiçoado para um modelo tridimensional cinemático de 18 graus de liberdade e com cálculo do mínimo de energia potencial (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996). Esse modelamento (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996) propôs e permite o cálculo do índice de estabilidade, um indicador de instabilidade/estabilidade da coluna. Entretanto a determinação desse índice necessita de condições laboratoriais, como um aparato para fixar o tronco e outro equipamento eletro-mecânico que permite uma rápida e repentina alteração na carga externa a qual a coluna é submetida. Essas exigências técnicas tornam o

cálculo do índice de estabilidade um pouco restritivo, não sendo de fácil aplicação em outros contextos, como outros exercícios físicos. Essa proposta de modelamento (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996) foi a base para outros estudos que avaliaram a estabilidade da coluna (CHOLEWICKI; SIMONS; RADEBOLD, 2000; GRAHAM; OIKAWA; ROSS, 2014; KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004; VETTE et al., 2014).

Com o intuito de continuar o modelo tridimensional (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996) foram incluídos dados de eletromiografia para calcular estabilidade da coluna lombar (CHOLEWICKI; SIMONS; RADEBOLD, 2000). Devido aos diferentes modelamentos e limitações experimentais houveram diferenças nos valores absolutos de estabilidade entre dois modelos testados. Os autores (MCGILL, 2007) não buscaram comparar essas diferenças e hipotetizam que as cargas utilizadas podem não ter sido suficientes para as comparações embora uma sobrecarga externa maior poderia ser lesiva para a coluna.

Avaliando oito exercícios com sete músculos bilaterais Koumantakis e colaboradores criaram um terceiro modelo denominado "modelo de distribuição-momento" utilizado para calcular a força muscular de cada um dos músculo e a rigidez (KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004). Concluíram que não existe um músculo que possa ser atribuído como o principal para a estabilidade da coluna.

Outro estudo (GRAHAM; OIKAWA; ROSS, 2014) avaliou duas estratégias de ativação abdominal para favorecer a estabilidade da coluna lombar, utilizando o modelo anterior (KAVCIC; GRENIER; MCGILL, 2004). Concluíram que maior estabilidade é alcançada com co-contração muscular (denominada técnica brace). Posteriormente foi verificado que a mesma interpretação da estabilidade é conseguida através de todas as três abordagens computacionais - eles concordam se a coluna é estável ou não (MCGILL; KARPOWICZ, 2009).

Desse modo, as diferentes técnicas de pesquisa em biomecânica são utilizadas para quantificar a estabilidade. A eletromiografia busca respostas musculares como modelamentos de distribuição associadas com as situações de instabilidade. Entretanto, mesmo sem os dados eletromiográficos é possível determinar os parâmetros que quantificam a estabilidade da coluna. A cinemetria parece determinar os parâmetros que quantificam a estabilidade da coluna.

Com base no modelo de 18 marcadores (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996) outro estudo (VETTE et al., 2014) incluiu ainda variáveis associadas com a estabilidade e situações multidirecionais: constante de amortecimento, razão de amortecimento e frequência natural do sistema (VETTE et al., 2014). O estudo alcançou seu objetivo quanto a mensurar a estabilidade. Para a análise os sujeitos deveriam estar sentados, o que limita a aplicação ao exercício físico ou esportes, porém alcança populações com necessidades de análise desta variável com doenças como sequelas de acidente vascular encefálico (VETTE et al., 2014).

Outra proposta (ARJMAND; SHIRAZI-ADL; BAZRGARI, 2006) foi um modelamento por simulação e por elementos finitos que possui um coeficiente de estabilidade. Através dos elementos finitos foi possível estimar as forças de compressão e cisalhamento da coluna, que parece possuir uma relação inversa com a estabilidade, quanto maior a compressão menor o valor de estabilidade. Caracterizado por uma complexidade matemática, este estudo apresenta possível reprodução, além da vantagem de não necessitar equipamentos específicos para gerar a instabilidade.

A partir de funções de base tempo-dependentes outro modelo foi testado para identificar a estabilidade em situação de fadiga, determinando a rigidez e o torque em função do tempo (LAWRENCE; BUCKNER; MIRKA, 2006). Uma decorrência

interessante do estudo foi que a rigidez parece aumentar com o treinamento físico. Dessa maneira, o corpo poderia reduzir a quantidade de torque muscular diante de perturbações externas para estabilizar a coluna (LAWRENCE; BUCKNER; MIRKA, 2006).

Outro estudo recentemente quantificou, com base em um modelo matemático, o sistema de estabilidade local empregando o expoente Lyapunov (GRAHAM; OIKAWA; ROSS, 2014). O expoente Lyapunov verifica a estabilidade de sistemas dinâmicos, descreve a velocidade de fase com a qual dois pontos próximos no espaço aproximam-se ou afastam-se (SAVI, 2006), assim identifica variabilidade da estrutura em movimento (LEE et al., 2018).

Em geral os métodos utilizados nos estudos incluídos nesta revisão exigem certa complexidade, seja por equipamentos necessários para gerar a instabilidade e medir as variáveis necessárias, seja pelas equações matemáticas empregadas. As principais restrições para utilização/reprodução das diferentes formas de quantificar a estabilidade estão mais associadas à etapa de processamento dos dados do que ao processo de aquisição de dados através das diferentes técnicas biomecânicas.

Assim a partir dos artigos selecionados é possível verificar que existe uma preferência pela utilização de modelos para se estudar a estabilidade da coluna. Um modelo biomecânico é uma tentativa de representar a realidade que procura enfatizar suas mais importantes características (NIGG; HERZOG, 2006). A validação de um modelo parece ser baseada principalmente pela reprodução dos dados em diferentes situações mais do que a utilização de análises estatísticas complexas. Os resultados do estudo sugerem que a qualidade das evidências científicas analisadas por um modelamento se sustenta sobretudo na acurácia e precisão das diferentes técnicas biomecânicas utilizadas para os dados de “input” do modelo.

A rigidez do tronco emerge como um parâmetro representativo da estabilidade (BROWN; MCGILL, 2010) presente em todos modelamentos, com valores entre 120 e 1800 Nm/rad em situações rotacionais e 2 até 64 N/mm em situações translacionais nos estudos avaliados. Em modelos de vibrações também há outros parâmetros, como apresentados nos resultados, como viscosidade do sistema e amortecimento do sistema (WINTERS; WOO, 1990).

A busca pela melhor forma de caracterizar a estabilidade talvez inicie na própria definição do termo amplamente discutida (DEMOULINA et al., 2007; REEVES; NARENDRA; CHOLEWICKI, 2007). Cada uma das técnicas pode fornecer diferentes informações gerando distintas implicações.

Além disso, o desafio para a quantificação da estabilidade da coluna encontra-se em sua estrutura, sendo essa um sistema multi-articulado e controlado (LATASH, 2016; MCGILL, 2007). Existe uma necessidade crescente de desenvolver metodologias que permitam capturar e analisar as habilidades motoras individuais e sua mudança ao longo do tempo sempre que possível com o uso de protocolos experimentais (PRILUTSKY, 2000).

Uma das características cruciais dos movimentos, que lhes permitem ser eficiente é sua estabilidade (LATASH, 2016). Devido à importância funcional de uma coluna estável para a população em geral (MCGILL; KARPOWICZ, 2009; WILLARDSON, 2007), modelos biomecânicos da coluna que possam ser associados a exercícios físicos podem auxiliar em um entendimento mais amplo e aplicado sobre situações de instabilidade para a coluna (BORGHUIS, 2008). Embora a estabilidade seja vital, demasiada estabilidade pode ser prejudicial (DEMOULINA et al., 2007). Seriam interessantes estudos que visassem investigar outras situações e aplicações (KOUCHANTAKIS; WATSON; OLDFHAM, 2005).

CONCLUSÃO

Essa revisão fornece uma perspectiva sobre como quantificar a estabilidade com ferramentas e instrumentos comumente utilizados em biomecânica. Com base na literatura revisada, pode ser observado que a técnica de modelamento é a mais empregada para se estudar estabilidade da coluna, utilizando a técnica de cinemetria para aquisição dos dados como input no modelamento. Cabe ainda ressaltar que o uso de modelos físicos-matemáticos, tais como sistema de vibração e equações diferenciais (WINTERS; WOO, 1990), faz-se necessário na determinação de parâmetros, como rigidez, que estimam dinamicamente a estabilidade da coluna vertebral durante o movimento. Incentiva-se que futuras investigações busquem a análise quantitativa por modelos especificamente para esportes e movimentos.

REFERÊNCIAS (DA REVISÃO SISTEMÁTICA)

- ALEXANDER, R. McN. Modelling approaches in biomechanics. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, v. 358, n. 1437, p. 1429-1435, 2003.
- ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A.; BAZRGARI, B. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal Biomechanics*, v. 39, n. 3, p. 510-521, 2006.
- BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, v. 230, p. 1-54, 1989.

BORGHUIS, J. The importance of sensory-motor control in providing core stability implications for measurement and training sports. *Sports Medicine* v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008.

BROWN, S.; MCGILL, S. The relationship between trunk muscle activation and trunk stiffness: examining a non-constant stiffness gain. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v.13, n. 6, p. 829-835, 2010.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n.1, p. 1-15, 1996.

CHOLEWICKI, J.; SIMONS, A.; RADEBOLD, A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 11, p. 1377-1385, 2000.

DEMOULINA, C.; DISTRÉEB, V.; TOMASELLAA, M.; CRIELAARDA, VANDERTHOMMENA, M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, v. 50, p. 677–684, 2007.

DOWNS, S. H.; BLACK, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *Journal of Epidemiology & Community Health*, v. 52, n. 6, p. 377-384, 1998.

GRAHAM, R.; OIKAWA, L.; ROSS, G. Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 6, p. 1459-1464, 2014.

GRAHAM, R.; OIKAWA, L.; ROSS, G. Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 6, p. 1459-1464, 2014.

11. HODGES, P. W. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* v. 21, p. 2640–2650, 1996.

KAVCIC, N.; GRENIER, S.; MCGILL, S. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, v. 29, n. 11, p. 1254-1265, 2004.

KOUMANTAKIS, G.; WATSON, P.; OLDDHAM, J. Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Physical Therapy*, v. 85, n. 3, p. 209-225, 2005.

LATASH, ML. Fifty years of physics of living systems. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, v. 957, p. 81-103, 2016.

LAWRENCE, B.; BUCKNER, G.; MIRKA, G. An adaptive system identification model of the biomechanical response of the human trunk during sudden loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 128, n.2, p. 235-241, 2006.

LEE, J.; YOON, C.; KIM, K.; CHO, M.; KIM, H.; CHUNG, S. Lumbar Stability in Healthy Individuals and Low Back Pain Patients Quantified by Wall Plank-and-Roll Test. *PM&R*, v. 19, p. 1934-1482, 2018.

MADANSINGH, S.; GORNIK, S. Using Using non-linear tools to evaluate movement of fragile objects. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 31, n. 2, p. 95-101, 2015.

MANCHIKANTI, L.; BENYAMIN, R.; HELM, S.; HIRSCH, J. Evidence-based medicine, systematic reviews, and guidelines in interventional pain management: part 3: systematic reviews and meta-analyses of randomized trials. *Pain Physician*. v. 12, n. 1, p. 35-72, 2009.

MCGILL, S.; NORMAN, R. Statically and dynamically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, v. 18, n. 4, p. 877-875, 1985.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical biomechanics*, v. 11, n. 1, p. 1-15, 1996.

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

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

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF, J.; ALTMAN, D. The PRISMA statement: Systematic reviews and meta-analyses. *PLoS Medicine*, v. 4, n. 10, 1628- 1654, 2007.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. 3^a ed, Chichester: John Wiley e Sons, 2006. 672p.

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*. v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992 (a).

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*. v. 5, n. 4, p. 390-397, 1992 (b).

POPE, M.; PANJABI, M. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine*, v. 10, p. 255–256, 1985.

PREATONI, E.; HAMILL, J.; HARRISON, A.J.; HAYES, K.; VAN EMMERIK, R.E.; WILSON, C.; RODANO, R. Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 69-92, 2013.

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

REEVES, P.; NARENDRA, K.; CHOLEWICKI, J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 3, p 266–274, 2007.

SAVI, M. A. *Dinâmica Não-Linear e Caos*. 1ª ed. Rio de Janeiro: E-Papers, 2006. 306p.

SCHINKEL-IVY, A.; DIMONTE, S.; DRAKE, JANESSA, D. M.; Repeatability of kinematic and electromyographical measures during standing and trunk motion: how many trials are sufficient? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 25, n. 2, p. 232-238, 2015.

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

VETTE, A.; MASANI, K.; WU, N.; POPOVIC, M. Multidirectional quantification of trunk stiffness and damping during unloaded natural sitting. *Medical Engineering and Physics*. V. 36, n.1, p. 102-109, 2014.

WILLARDSON, J. M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength & Conditioning Research*. v. 21, n. 3, p. 979-985, 2007.

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

WINTERS, J.; WOO, S. *Multiple Muscle Systems - Biomechanics and Movement Organization*. 1^a ed. New York: Springer, 1990. 801p.

ZATSIORSKY, V.M. *Kinetics of Human Motion*. Human Kinetics. 2005.

3 INTRODUÇÃO AO MODELO

Esta secção busca elucidar termos provenientes de outras áreas e que são bastante utilizados nesta tese, todavia não usuais na área da educação física e/ou fisioterapia. As definições são referenciadas em outras partes da tese, aqui se busca apenas conectar a relação entre elas.

Em uma perspectiva da física clássica, especificamente a mecânica, um movimento controlado não apresenta perda da estabilidade e sim alteração da robustez. Quão bem um sistema lida com as perturbações o torna robusto. A capacidade de permitir tal perturbação, logo é qualitativamente, um problema de robustez. Importante ressaltar que os estudos encontrados, relatados na revisão sistemática, quantitativamente mensuram a rigidez do sistema como representativo da estabilidade. Baseado nesses achados essa tese quantifica a rigidez do sistema.

A estabilidade é a capacidade da estrutura, como o tronco, em manter um equilíbrio sempre que existirem flutuações ao redor da posição de equilíbrio. Por sua vez, a rigidez estabelece uma relação entre a carga aplicada e a deformação da estrutura envolvida, no caso a estrutura é a própria coluna vertebral; Assim o efeito que ocorre em uma coluna mais rígida é elevar a sua estabilidade.

Desse modo o que é denominado como coeficiente de rigidez é definido como a quantificação da resistência oferecida por uma estrutura ou tecido à sua deformação, em outras palavras, a “rigidez do tronco”. Maior coeficiente de rigidez, maior estabilidade do sistema. Considera-se que o coeficiente de rigidez do tronco é uma forma de expressar a estabilidade necessária durante o movimento analisado.

4 PROBLEMÁTICA

Considerando que a revisão sistemática realizada aponta o modelamento biomecânico como a forma mais empregada na literatura para o estudo da estabilidade do tronco, e considerando ainda a tradição do Grupo BIOMECH em trabalhar e desenvolver modelos biomecânicos, foram estabelecidos os objetivos desta tese, divididos em geral e específicos.

4.1 *Objetivo Geral*

Desenvolver e validar um modelo biomecânico para quantificar a estabilidade do tronco em diferentes níveis de intensidade do exercício *long stretch front* e em diferentes níveis de prática dos executantes de Pilates.

4.2 *Objetivos Específicos*

Determinar, por meio do modelo biomecânico, o coeficiente de rigidez do tronco no exercício *long stretch front* e comparar em dois níveis de intensidade (uma e duas molas) no aparelho reformer.

Determinar, por meio do modelo biomecânico, o coeficiente de rigidez do tronco no exercício *long stretch front* e comparar em dois níveis de praticantes (experientes e iniciante) do método Pilates.

Comparar a capacidade do modelo nas diferentes situações e comparar as diferentes intensidades e níveis de prática.

4.3 *Problema*

Os parâmetros de estabilidade de um modelo massa-mola são influenciados pelo nível de intensidade do exercício e pelo nível de prática do executante durante a execução do exercício *long stretch front* do Pilates?

4.4 *Hipóteses*

Considerando que:

I) A rigidez do tronco se associa diretamente com a contração da musculatura do tronco (*powerhouse*), assumindo que quanto maior for o nível de contração muscular maior será a rigidez do tronco (BORGHUIS *et al*, 2008);

II) A rigidez do tronco se associa diretamente com a exigência de estabilidade do exercício, assumindo que quanto maior for a exigência de estabilidade do exercício maior será a rigidez do tronco (MOORHOUSE; GRANATA, 2005);

E, partindo do pressuposto que:

a) A rigidez do tronco se associa diretamente com o nível de treinamento, ou seja, quanto mais treinado for o executante maior será a sua capacidade de “produzir” rigidez (LAWRENCE *et al.*, 2005);

b) Praticantes experientes de Pilates tem uma melhor capacidade de recrutar e manter a ativação da musculatura do tronco (*powerhouse*) (HERRINGTON; DAVIES, 2005);

c) A rigidez do tronco varia ao longo do ciclo de execução, uma vez que não é possível manter um mesmo nível de contração muscular ao longo do ciclo (PREATONI *et al.*, 2013);

d) Quanto menor a quantidade de molas, maior é a exigência da estabilidade no exercício *long stretch front*;

As hipóteses do presente estudo são:

i) Quanto menos molas tiver o exercício, e conseqüentemente maior a exigência da estabilidade, maior será a magnitude do valor de rigidez do tronco necessária para a sua execução;

ii) Quanto menos molas tiver o exercício, e conseqüentemente maior a exigência, maior será a variabilidade dos valores da rigidez do tronco.

iii) A rigidez do tronco estimada para indivíduos de nível experiente apresentará maiores valores do que iniciantes, em ambas situações de mola;

iv) A rigidez do tronco estimada para indivíduos de nível experiente apresentará uma menor variabilidade ao longo dos ciclos de execução.

v) A rigidez do tronco estimada para indivíduos de nível experiente apresentará uma menor diferença, comparativamente a diferença encontrada para os praticantes iniciantes, quando o exercício for executado com uma ou duas molas.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Definição Operacional das Variáveis:

5.1.1 Variável Dependente:

- *Coeficiente de rigidez:* é a quantificação da resistência oferecida por uma estrutura ou tecido à sua deformação. Refere-se a rigidez do tronco e obtida a partir de uma equação diferencial de segunda ordem não homogênea.

5.1.2 Variáveis Independentes:

- *Nível de dificuldade do exercício:* duas cargas distintas, com 01 mola leve (exercício com maior desafio de estabilidade) e com 02 molas intermediárias (exercício com menor desafio de estabilidade).
- *Nível de prática dos executantes:* dois grupos, um com condicionamento experiente em Pilates e outro de praticantes iniciantes.

5.1.3 Variáveis Intervenientes:

- Coordenação motora individual.

5.2 Delineamento da Pesquisa

O presente estudo é do tipo *ex post facto* comparativo, de caráter quantitativo, modelo descritivo de corte transversal. O método de abordagem é dedutivo-

hipotético e foi implementado um modelo biomecânico de determinação da estabilidade do tronco.

O estudo foi conduzido no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (ESEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

5.3 Aspectos Éticos

Esta pesquisa segue o estabelecido na Declaração de Helsinki e atende a resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde a qual aprova as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos e que assegura aos indivíduos quatro preceitos éticos básicos: a autonomia, para participar da pesquisa o indivíduo consentiu formalmente através do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1) e teve a liberdade para desistir a qualquer momento do estudo; a não maleficência, qualquer dano previsível foi evitado; a beneficência, ponderação de riscos e benefícios para o então comprometimento com o máximo de benefícios e o mínimo de danos e riscos; justiça, a pesquisa apresenta relevância social e aos indivíduos envolvidos igualdade na consideração de seus interesses. O projeto foi autorizado pela Declaração de Anuência de Realização de Pesquisa no Lapex e foi aprovado no Comitê de Ética da Universidade e Plataforma Brasil com parecer número 1.384.956.

5.4 Amostra

A amostra foi intencional e composta por 30 sujeitos de ambos os sexos sendo 15 em cada grupo. O tamanho amostral foi calculado com o coeficiente de rigidez utilizando o *software* G Power, com base na família de testes F (ANOVA de delineamento misto: repetida para o fator carga e independente para o fator grupo), assumindo um tamanho de efeito de 0,35, um nível de significância de 0,05 e um poder do teste de 80%, resultando em 28 participantes. Para evitar possíveis perdas amostrais, um participante a mais em cada grupo foi considerado. Cabe ressaltar também que, 15 sujeitos é o maior “n” encontrado em estudos da literatura que avaliaram modelos biomecânicos do tronco em que as amostras variam de um mínimo de 03 à um máximo de 15 avaliados (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; CHOLEWICKI *et al.*, 2000; KAVCIC *et al.*, 2004; LAWRENCE *et al.*, 2005;

ARJMAND *et al.*, 2006; GRENIER; MCGILL, 2007; GRAHAM *et al.*, 2014; VETTE *et al.*, 2014).

Os indivíduos foram recrutados em estúdios de Pilates da cidade de Porto Alegre através de texto-convite de divulgação. Foram critérios de inclusão:

- a) Grupo experiente: ter praticado Pilates equipamentos por no mínimo de 02 anos, estar treinando ininterruptamente há pelo menos 6 meses, ter frequência de treino semanal mínima de duas vezes no momento da coleta (REED *et al.*, 2012) e conhecer os fundamentos do exercício *long stretch front* (PILATES METHOD ALLIANCE, 2005)
- b) Grupo iniciante: sujeitos deveriam ter realizado até 10 sessões de prática (PILATES; MILLER, 2000) assim ter conhecimento da contração do *powerhouse* (SILER, 2008).

Os critérios de exclusão compreenderam a presença de dor nos membros superiores, histórico de lesão músculo-esquelética não tratadas nos membros superiores e tronco relatadas pelos sujeitos através de anamnese prévia.

Os grupos experiente e iniciante foram pareados por sexo, idade, massa corporal e estatura. Estas características da amostra, assim como percentual de gordura, o tempo de prática e a frequência de prática semanal foram testadas entre os grupos com base em teste “T” pareado (Tabela 1).

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

	GPI	GPE	p
sexo (M/F)	5 / 10	5 / 10	-----
idade (anos)	29,4 ± 6,2	32,5 ± 6,7	0,06
massa (kg)	66,5 ± 11,1	66,1 ± 10,4	0,93
estatura (m)	1,69 ± 0,07	1,68 ± 0,07	0,71
% gordura	21,4 ± 6,1	20,1 ± 3,4	0,27
experiência (anos)	-----	9,1 ± 3,5	-----
tempo treino (meses)*	1,0 ± 0,5	36,0 ± 12,0	0,001
frequencia treino semanal (horas)*	1,5 ± 0,6	2,6 ± 0,5	0,04

GPI – Grupo Pilates Iniciante; GPE – Grupo Pilates Experiente

* Diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,05$)

5.5 Aquisição dos Dados

5.5.1 Protocolo

No início do protocolo, o sujeito foi informado sobre todas as etapas da coleta, conforme consta no termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice 1). Para caracterização da amostra foram medidas as variáveis antropométricas de estatura, massa corporal e percentual de gordura corporal, estimado com uso da bioimpedância elétrica perna-perna (NUÑEZ *et al.*, 1997). Após foi realizado um breve alongamento e aquecimento específico (STOTT, 2003) no equipamento *reformer*.

Durante o protocolo de avaliação foram coletados simultaneamente dados cinemáticos e cinéticos. Após familiarização com o aparelho foi realizada a colocação dos marcadores reflexivos e efetuada a coleta dos dados. Cada sujeito executou dez repetições do movimento *long stretch front* do método Pilates com duas diferentes intensidades (variando a configuração de molas) no aparelho *reformer* (STOTT, 2003) (execução conforme descrito na secção 5.5.2). Um intervalo de 2 minutos foi mantido entre as séries realizadas em ordem aleatória. Com a confirmação da aquisição dos dados o sujeito foi liberado.

5.5.2 Exercício Avaliado

O exercício *long stretch front* se caracteriza por ser um movimento de flexo-extensão de ombros (VEEGER; HELM, 2007; MEY *et al.*, 2014) associado a um desafio de estabilidade realizado no aparelho *reformer*. O movimento é realizado no aparelho *reformer*, o qual consiste em uma plataforma presa a molas que se desloca sobre trilhos. O executante se posiciona em decúbito ventral, na posição de prancha, com a palma das mãos apoiadas na *footbar* e os artelhos dos pés posicionados na plataforma do *reformer* encostando no *shoulder stops* (STOTT, 2003). O movimento inicia com ombro alinhado a *footbar* - próximo de 70° flexão do ombro (figura 3a), até a maior extensão de ombro possível (figura 3b) (PILATES METHOD ALLIANCE, 2005). O intuito do exercício é realizar a maior flexão de ombros possível e tentar manter o tronco estável através da estabilidade da pelve e do alinhamento longitudinal entre as articulações com os princípios do método Pilates (PILATES METHOD ALLIANCE, 2005; ISACOWITZ, 2006).

Cada sujeito realizou duas séries, uma para intensidade de mola em ordem aleatória. As séries foram de 10 ciclos de movimento, quantidade suficiente para representar um padrão de movimento (HUG, 2010).

O nível de dificuldade, ou exigência, do exercício está em tentar oscilar o mínimo possível a pelve, estabilizando o tronco. Assim o quadril deve tentar manter um alinhamento “longitudinal perfeito” com a cabeça, ombros, joelhos e tornozelos (ISACOWITZ, 2006) realizando a maior flexão de ombro possível (figura 3a,b) dentro dos princípios do Pilates (DI LORENZO, 2011).

Segundo a Associação Internacional de Pilates (PMA – *Pilates Method Alliance*) para o exercício *long stretch front* é recomendado o uso de duas molas e classificado com nível intermediário. No *reformer* é possível a combinação de diferentes molas e não está claro se as duas molas recomendadas devem ser obrigatoriamente de mesma intensidade, Assim nesse estudo de utilizou duas molas vermelhas para homens e uma vermelha e uma azul para as mulheres.

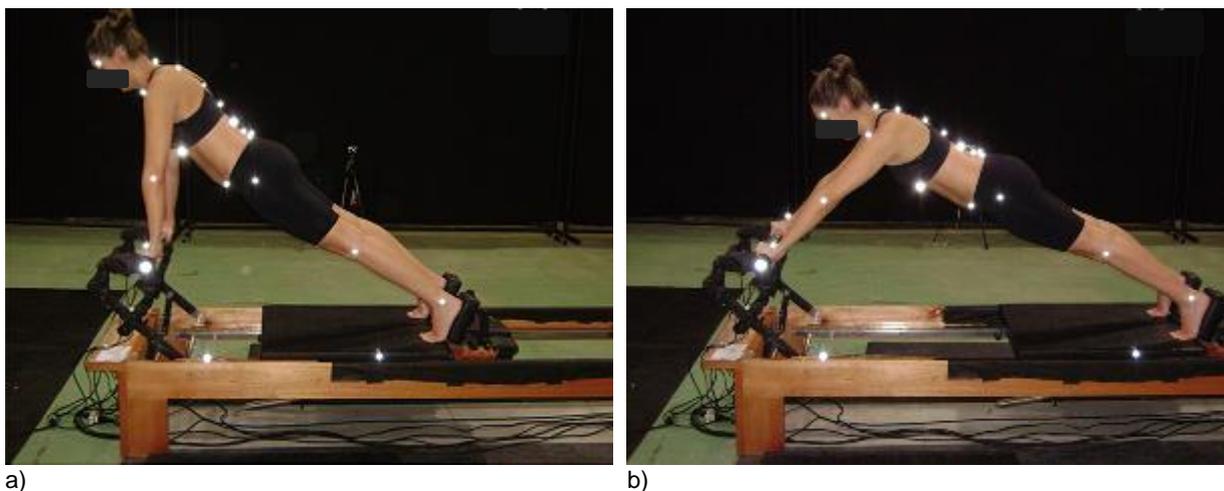


Figura 3: Exercício *long stretch front* realizado no *reformer*. A *footbar* do *reformer* está posicionada no lado esquerdo de ambas as imagens. a) Posição inicial do movimento. b) Posição final.

Assim foi avaliada a situação conforme recomendado pelo PMA (duas molas) (PILATES METHOD ALLIANCE, 2005) e a situação com uma mola, menor carga e/ou maior intensidade. Essa mola poderia ser a vermelha ou azul conforme a força de membros superiores do executante. Na situação de duas molas foi utilizada duas molas vermelhas ou a combinação de uma azul e a outra vermelha. O que foi observado como critério de eleição foi a amplitude e qualidade do movimento.

A velocidade de execução foi auto selecionada, ou seja, cada sujeito realizou o movimento na velocidade que está habituado durante as aulas. A ausência do controle da velocidade se justifica porque velocidades acima ou abaixo da velocidade auto selecionada, ou velocidade preferida, podem interferir no padrão de recrutamento muscular dos sujeitos, logo na qualidade e precisão do movimento (HATFIELD *et al.*, 2006; GERMAIN *et al.*, 2006; BOTTARO *et al.*, 2007). Também foi solicitado que os sujeitos expirassem durante a extensão dos ombros e inspirassem durante a flexão de ombro (SANTOS, 2011).

5.5.3 Parâmetros Cinéticos

Neste estudo foram utilizadas quatro células de carga dispostas ortogonalmente adaptadas ao aparelho *reformer*. A *footbar* foi instrumentada com duas células de carga com capacidade de 500 N dispostas verticalmente, para mensurar a componente vertical da força de contato, e duas células de carga com capacidade de 1000 N dispostas de forma horizontal, para medir a componente horizontal desta força (BRODT *et al.*, 2014) (Figura 4).

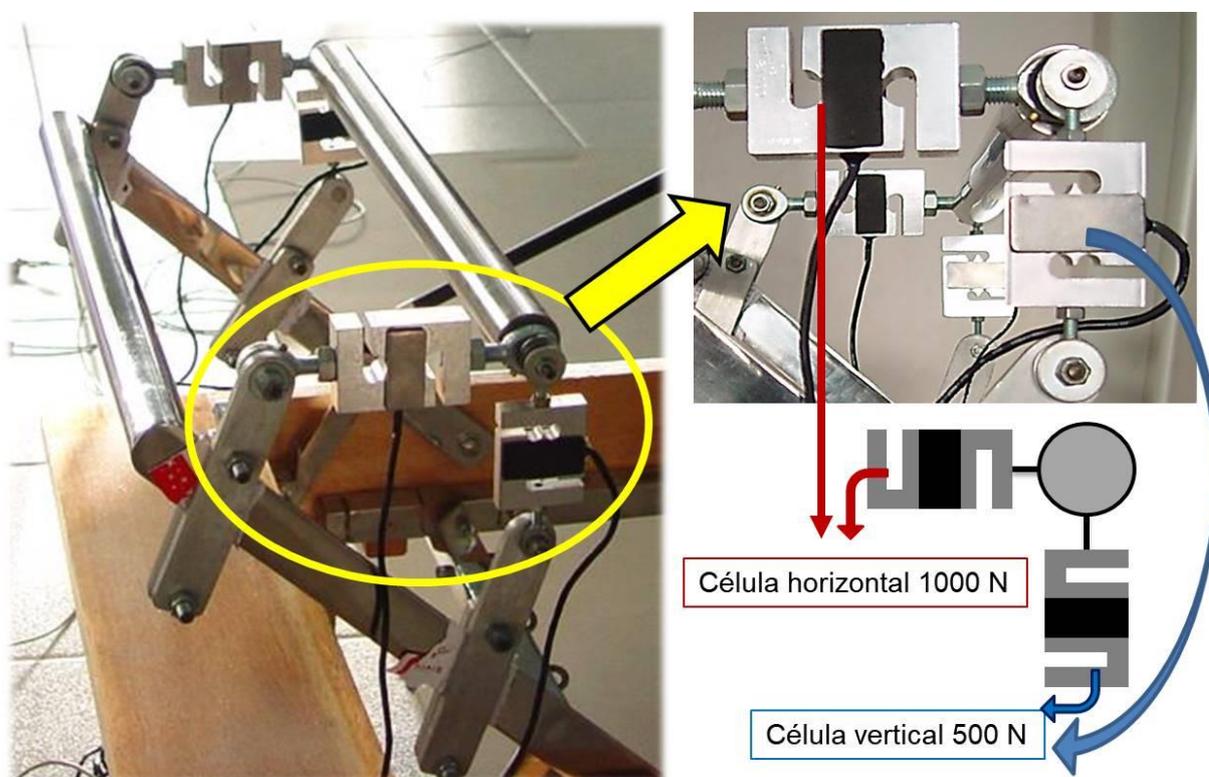


Figura 4: a) *Footbar* instrumentada com as quatro células de carga no aparelho *reformer*. b) Destaque para as células de cargas dispostas ortogonalmente. c) Ilustração de um dos

lados da *footbar* em realce um par de células compostos por uma célula horizontal de 1000 N e a célula vertical de 500 N.

As células de carga foram conectadas a um conversor A/D e ao sistema de aquisição de dados (BTS BIOENGINEERING) que estava sincronizado automaticamente com o sistema utilizado para coleta dos dados cinemáticos realizado pelo *software* de captura dos dados (*BTS smart*), com frequência de amostragem de 500 Hz. A repetitividade e a reprodutibilidade do sistema de células de carga no *reformer* foram anteriormente testadas (BRODT *et al.*, 2014; CANTERGI *et al.*, 2014).

Foi determinada a constante elástica das molas do aparelho *reformer*, procedimento conhecido como calibração, onde ao se suspender a mola, incrementar massas sucessivamente se obter a inclinação da reta que representa a constante elástica da mola (K) (SANTOS, 2011). Assim os valores das constantes elásticas das molas foram de 0,109 kg/cm para “azul”; de 0,164 kg/cm para “vermelha”; 0,270 kg/cm para combinação “azul e vermelha”; 0,329 kg/cm para combinação “duas vermelha”. A seção 5.5.2 (exercício avaliado) explica como foram utilizadas as molas para a configuração denominada “leve” e a outra situação denominada “intermediária” neste estudo.

5.5.4 Parâmetros Cinemáticos

Para aquisição das variáveis cinemáticas, como a posição dos marcadores nas articulações do tornozelo, joelho, quadril, coluna, cabeça, ombro e punho em relação aos sistemas de coordenadas, foram utilizadas dez câmeras infravermelhas BTS SMART-DX 700 (Figura 5), com frequência de amostragem de 500 Hz.

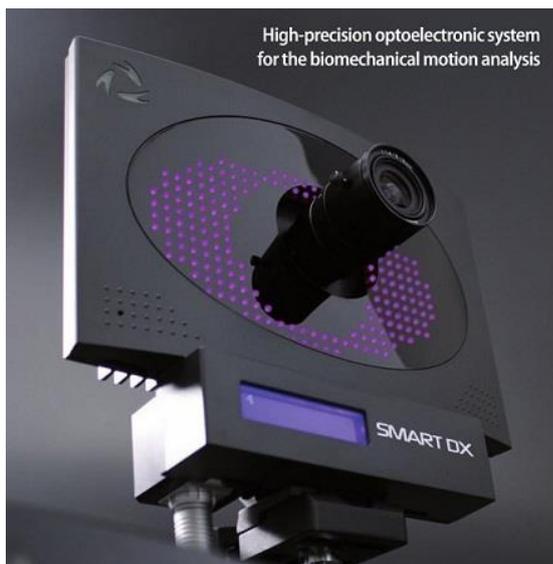


Figura 5: Câmera com infravermelho BTS SMART-DX 700 utilizada.

Para permitir a identificação dos segmentos corporais, marcadores reflexivos foram posicionados segundo recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB). Os 25 pontos anatômicos utilizados foram, bilateralmente: maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur, espinha íliaca anterior, espinha íliaca posterior, acrômio, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna, fossa parietal; além dos processos espinhosos das vertebrae de L5, T12, T9, T6, T3, C7 e incisura jugular (porção superior do manúbrio no esterno) (WU *et al.*, 2002). Também foram fixados dois marcadores nas laterais da *footbar* e outros dois pontos, na plataforma móvel e no *reformer*, para calcular a deformação das molas durante o movimento.

5.5.5 Modelamento Massa-Mola

O modelo elaborado neste estudo foi adaptado de outros modelos dinâmicos, sistemas de vibração forçada com amortecimento determinados por equações diferenciais, que estudaram a estabilidade do tronco em situações controladas (CRISCO; PANJABI, 1992), como Lawrence *et al.* (2005) (figura 6a) e Cholewick *et al.* (2000) (Figura 6b).

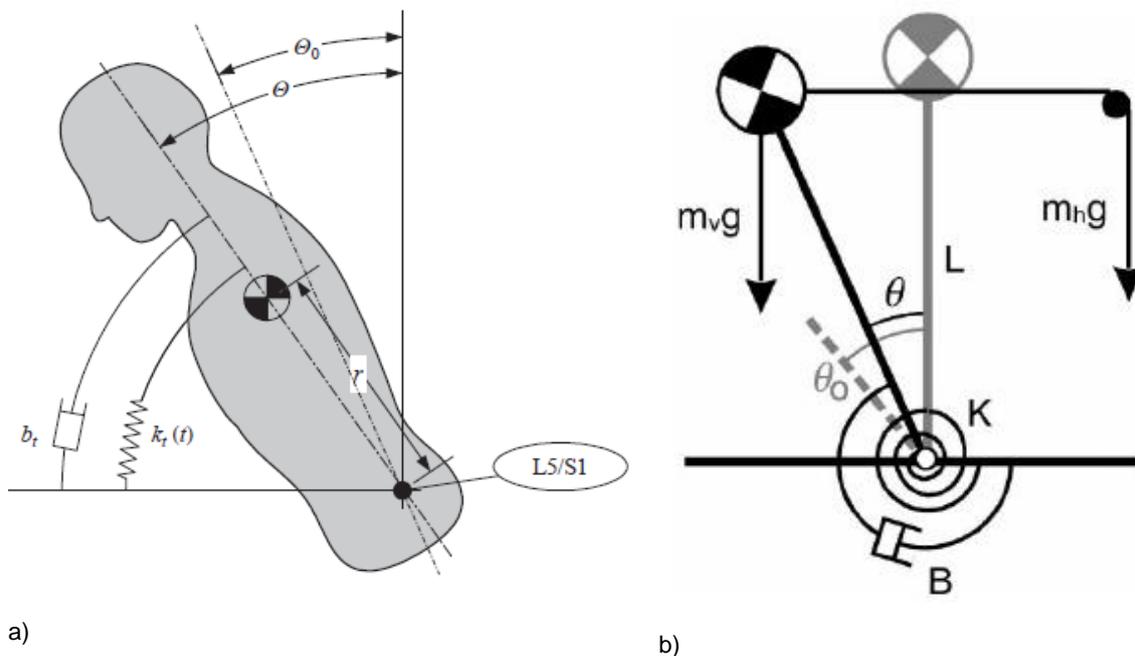


Figura 6: a) Modelo massa-mola para análise da estabilidade do tronco (LAWRENCE *et al.*, 2005). A coluna é considerada um segmento rígido, existe um componente de rigidez (k), um componente de viscoelasticidade (b), um centro de massa a uma distância (r) e a variação angular (Θ) com o eixo de rotação na altura das vertebra L5-S1.

b) Modelo massa-mola para análise da estabilidade do tronco (CHOLEWICK *et al.*, 2000). A coluna é considerada um segmento rígido com comprimento (L) e energia potencial gravitacional (mhg). Ao inclinar-se com variação angular (Θ) existe a energia cinética (mv_g). Existe a presença do componente de rigidez (K) e do componente de amortecimento (B).

Dessa maneira, um modelo massa-mola é um oscilador harmônico no qual funções oscilatórias descrevem amplitudes constantes e energias conservativas gravitacionais e elásticas (HIBBELER, 1999; ALEXANDER, 2000).

Assim no presente estudo do exercício *long stretch front* (previamente descrito na secção 5.5.2) o modelo utilizado neste estudo é definido como massa-mola, sendo a massa relativa ao tronco e a mola a vibração do tronco em resposta a uma força externa, conforme ilustrado na Figura 7.

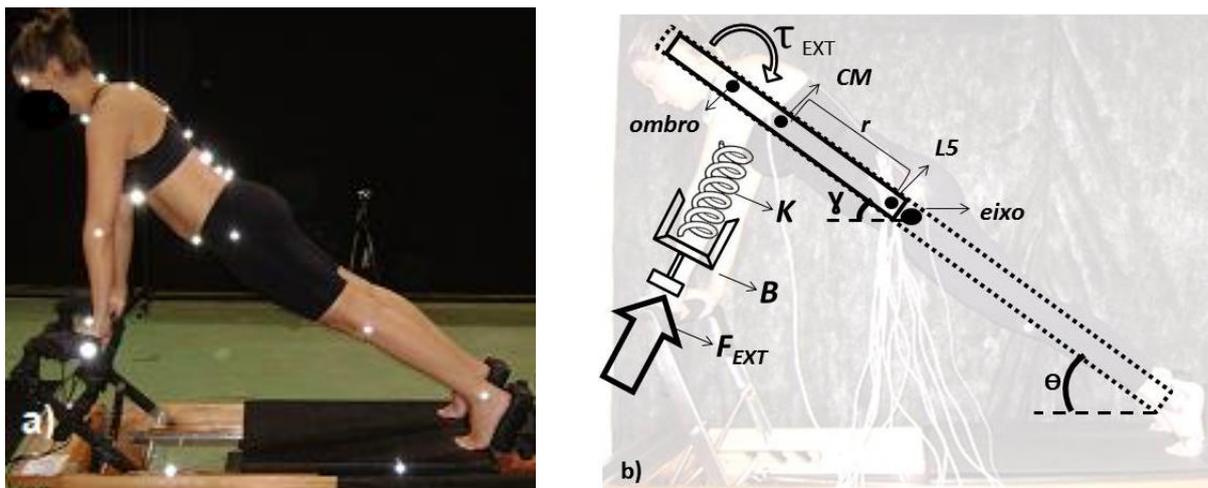


Figura 7: Modelo massa-mola para estabilidade do tronco no Pilates utilizado no presente estudo. a) Exercício *long stretch front*. b) Modelo como o tronco sendo: i) um segmento único consistindo na “massa” do modelo (cabeça, tronco, membros superiores); ii) que possui uma mola que representa a rigidez do modelo (K) responsável pela oscilação; iii) submetido à ação de forças externas periódicas (F_{EXT}) e torques (T_{ext}), como o exercício, aplicadas sobre a *footbar*; iv) eixo de rotação no quadril com uma determinada variação angular gama (γ); vi) “ r ” é a distância do eixo até o centro de massa (CM) do tronco. -

No presente modelo massa-mola do exercício *long stretch front* existem três premissas:

1. A mão não está engastada na barra (*footbar*), ou seja, a única ação existente entre a barra e a mão é uma força de contato;
2. A força de contato realizada pela mão do sujeito na *footbar* é considerada da mesma magnitude e direção, mas com sentido oposto, que a força da *footbar* exerce sobre o sujeito (par ação e reação);
3. Os segmentos envolvidos foram considerados como corpos rígidos. Além disso, a força aplicada na *footbar* é transmitida diretamente ao tronco, sem qualquer perda mecânica.

Na mecânica das vibrações há o estudo sobre os diferentes tipos de osciladores harmônicos e suas características específicas. Os osciladores harmônicos buscam representar a natureza dos movimentos periódicos. Dessa maneira, as características das vibrações poderiam ser definidas basicamente em três tipos: livres, amortecidas e forçadas. Os diferentes tipos de osciladores harmônicos podem apresentar combinações desses três tipos básico, numa

perspectiva crescente de complexibilidade poderia ser: i) livres não amortecidas, ii) livres com amortecimento, iii) vibrações forçadas não amortecidas, iiiii) vibrações forçadas com amortecimento (HIBBELER, 1999). Independentemente do tipo de modelo, a equação de movimento Newton-Euler (1) descreve seu movimento (WINTERS; WOO, 1990; HIBBELER, 1999):

$$\Sigma\tau = I \cdot \alpha \quad (1)$$

onde,

$\Sigma\tau$ representa o somatório vetorial dos torques aplicados no sistema;

I representa o momento de inércia do sistema;

α representa a aceleração angular do sistema.

Segundo Hibbeler (1999) um sistema de vibração forçada com amortecimento viscoso significa que a vibração é o movimento periódico de um corpo em relação a uma posição de equilíbrio; a característica forçada é causada por uma força externa periódica aplicada ao sistema; o amortecido viscoso é devido à presença de forças de atrito internas e externas que geram certa resistência ao sistema. No nosso modelo, este amortecimento estaria associado às características “viscoelásticas” do corpo humano.

Assim, partindo da equação geral (1), e considerando um modelo dinâmico de oscilação forçada com amortecimento (Figura 7b), como sendo representativo do exercício *long stretch front* (Figura 7a), pode-se escrever a equação (2):

$$\mathcal{J}_{ext} + K \cdot \gamma + B \cdot \omega + mgr \cdot \sin \gamma = I \cdot \alpha \quad (2)$$

onde,

\mathcal{J}_{ext} é o torque externo aplicado no tronco;

K é a rigidez do tronco;

B é a componente de viscoelasticidade do tronco;

I é o momento de inércia do tronco;

m é a massa do tronco (cabeça, tronco e membros superiores);

g é a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m.s}^{-1}$);

r é a distância do eixo até o centro de massa do tronco;

γ, ω, α são respectivamente o deslocamento angular, a velocidade angular e a aceleração angular do tronco (em relação à horizontal);

De forma resumida, a equação (2) assume que no modelo de vibração forçada com amortecimento, os torques envolvidos – o torque externo, gerado pela força externa; um torque associado à resistência elástica do modelo ($K \cdot \theta$); um torque associado ao amortecimento ($B \cdot \omega$); e o torque do peso do segmento tronco – equilibram a parcela inercial ($I \cdot \alpha$). As variáveis cinemáticas θ, ω, α são obtidas pela medição direta, assim como a força externa e o respectivo torque externo. Já as constantes K, B e I são situação-dependente.

O valor do momento de inércia (I), é estimado com base na massa do executante associado a parâmetros da literatura, e assumido como um valor fixo ao longo do exercício. Já a constante de rigidez (K) e o coeficiente de amortecimento (B), embora denominados “constantes”, variam ao longo da execução do exercício, pois são dependentes do nível de contração muscular, da posição articular e do próprio comprimento muscular (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; KAVCIC et al., 2004; LAWRENCE et al., 2005; VETTE et al., 2014).

De um modo geral, os coeficientes B e K são ajustados para atender a equação do modelo. Entretanto, não há como ajustar os dois coeficientes, com uma única equação preditora do momento, pois trata-se de uma indeterminação matemática (duas “variáveis” em uma equação). Uma opção seria utilizar um valor fixo para um destes coeficientes.

Para o coeficiente de viscosidade (geralmente representado por “ B ”) associado ao segmento tronco, foram encontrados na literatura, valores de $9,1 \text{ Nms/rad}$ (COERMANN, 1962), 64 Nms/rad (CHOLEWICKI, 2000), 314 Nms/rad (MOORHOUSE, 2005), ou ainda, podendo estar compreendido entre 10 e 400 Nms/rad (VETTE, 2014). Entendendo-se que nos estudos supracitados o coeficiente de viscosidade é uma variável ajustada ao modelo, por meio de funções de custo de otimização, a formulação matemática utilizada no presente estudo não

permite determiná-la, pois nossa a variável elegida para ser determinada pela otimização será a constante de rigidez K. Portanto, optou-se por considerar o coeficiente de amortecimento nulo ($B=0$) no presente estudo, assumindo-se que utilizar um valor fixo “qualquer”, diferente de zero, não irá impactar de forma significativa na resposta do modelo (ver Apêndice 2).

Assim, considerando $B=0$ na equação (2), a equação (3) irá representar o nosso modelo:

$$T_{ext} + K \cdot \gamma + mgr \cdot \sin \gamma = I \cdot \alpha \quad (3)$$

Dessa maneira, o modelo massa-mola apresenta as seguintes características:

- i) tronco (cabeça, tronco e membros superiores – HAT segundo Winter 2005), considerado como um segmento único consistindo na “massa” do modelo;
- ii) eixo (articulação coxo-femoral – representada pelo trocante maior do fêmur);
- iii) resistência elástica (representando a rigidez, está associada às estruturas musculares);
- iv) força externa (atuante sobre o corpo, será assumida como sendo igual aquela aplicada sobre a *footbar* – par ação e reação);

5.6 Tratamento dos Dados

5.6.1 Parâmetros Cinéticos

Os dados cinéticos foram previamente filtrados com filtro *Butterworth* passa baixa com frequência de corte definida pela análise residual proposta por Winter (WINTER, 2005) de 10 Hz. Os dados cinéticos foram recortados em ciclos com base nos dados de cinemetria coletados.

A partir das magnitudes e as direções das forças horizontais e verticais sobre a *footbar* foi determinada a magnitude da força resultante, pela soma vetorial dessas componentes, e a direção dessa força resultante, que atuam na direção transversal

ao segmento tronco (ZATSIORSKY, 2002; BRODT *et al*, 2014; CANTERGI *et al.*, 2014) em rotinas computacionais no *software BTS SMART Analyser*.

5.6.2 Parâmetros Cinemáticos

Para o processamento dos dados cinemáticos e digitalização marcadores foram utilizados algoritmos específicos do *software BTS SMART Analyser*. O mesmo *software* foi utilizado para a reconstrução tridimensional dos segmentos, considerando as coordenadas x, y e z do movimento registrado. A partir dos dados de posição dos segmentos perna, tronco, cintura pélvica, cintura escapular e braços a velocidade, a aceleração, os ângulos e amplitude do movimento foram determinados (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

Especificamente foi determinada o centro da cintura escapular, compreendida como localização espacial entre os acrômios direito e esquerdo, C7 e incisura jugular. O centro da cintura pélvica, compreendido como a localização espacial entre espinha ílaca superior direita e esquerda, espinha posterior direita e esquerda e L5. Com esses dados de entrada a estabilidade do tronco foi determinada durante o ciclo de movimento com o modelo proposto como descrito na secção 5.6.5.

5.6.3 Referência Global e Local

A descrição espacial dos movimentos dos segmentos, nesse estudo, foi realizada utilizando dois tipos de sistemas de coordenadas (WINTER, 2005): (1) sistema de coordenadas global e (2) um sistema de coordenadas local. O sistema de coordenada global é o sistema de coordenadas do ambiente onde foi realizada a coleta, sendo que a localização dos marcadores reflexivos posicionados nos acidentes anatômicos de interesse é fornecida em relação a esse sistema. O sistema referencial foi estabelecido a partir da utilização da calibração tridimensional do sistema BTS.

O sistema de coordenada local é o sistema de coordenadas associado ao gesto analisado (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995), no caso do presente estudo, o tronco é o principal segmento analisado. Assim, a origem do sistema local foi posicionado no local assumido como sendo o eixo de rotação do tronco, com as direções vertical e horizontal sendo as ordenadas e abcissas, respectivamente. A adoção deste sistema de referência permitiu eliminar a translação do tronco,

isolando o movimento de rotação do tronco em torno do eixo, pois a origem do sistema irá se deslocar juntamente com o corpo analisado durante o exercício.

5.6.4 Modelamento da Estabilidade do Tronco

Considerando o exercício analisado, e assumindo-se que suas características podem ser descritas matematicamente (equação 3) como uma equação diferencial de segunda ordem não homogênea (WINTERS; WOO, 1990; HIBBELER, 1999).

O único termo não conhecido nesta equação é o coeficiente de rigidez (K), expresso em Nm/rad. Assim esse termo foi isolado na equação 3, conforme mostra a equação 4:

$$K = \frac{I \cdot \alpha - \mathcal{T}_{ext} - mgr \cdot \sin \gamma}{\gamma} \quad (4)$$

5.6.5 Avaliação do Modelo

A avaliação do modelo é uma das etapas mais difíceis, pois não há um “valor para o coeficiente de rigidez” que possa ser utilizado para comparação. Tampouco há um padrão ouro para medição deste parâmetro. Nesta perspectiva, resta testar a coerência interna do modelo. O modelo biomecânico para avaliação da estabilidade do tronco foi então avaliado por meio da estimativa dos parâmetros de estabilidade. Essa estratégia também foi utilizada por outros estudos semelhantes (McGILL; NORMAN, 1985; CHOLEWICKI; McGILL, 1996; ARJMAND *et al.*, 2006; GRAHAM *et al.*, 2014).

A variável principal do modelo, o coeficiente de rigidez, foi testada em diferentes situações, sendo a avaliação desse parâmetro em dois distintos níveis intensidade do exercício [maior carga (mais estável) e menor carga (mais instável)] e dois distintos níveis de treinamento dos executantes (um iniciante e outro experiente). Espera-se que o modelo seja capaz de distinguir as quatro situações avaliadas, iniciantes versus experientes nas situações com uma e com duas molas. Estas comparações foram feitas com base no valor do coeficiente de rigidez obtido para cada um dos participantes da amostra em cada uma das situações de coleta.

De forma complementar, embora seja esperada uma variação do coeficiente de rigidez ao longo da execução do exercício, há uma expectativa teórica de que os indivíduos mais experientes apresentem uma variabilidade menor que os indivíduos

iniciantes (hipótese iv). Para testar se o modelo é capaz de perceber estas mudanças, foi calculado o valor médio da constante de rigidez para cada uma das 8 repetições centrais do exercício, e seu respectivo desvio padrão. O coeficiente de variabilidade (CV) para cada executante, em cada situação de análise, foi então calculado pelo quociente entre o desvio padrão e a média destas 8 repetições. Ainda, há uma expectativa teórica de que os indivíduos mais experientes tenham uma menor mudança no coeficiente de rigidez quando a intensidade do exercícios é alterada de uma para duas molas (hipótese v). Assim, foi calculada a diferença individual do coeficiente de rigidez entre as situações de exercício com uma e com duas molas, tanto para o grupo iniciante quanto para o grupo experiente.

5.7 Tratamento Estatístico

Os dados são apresentados utilizando estatística descritiva, descritos em médias e desvios padrão. Para comparar as características da amostra e a diferença entre os praticantes experientes e iniciantes (hipótese v), foi utilizado um teste “t” pareado entre os dois grupos avaliados. Sobre os dados de resultados, os valores do coeficiente de rigidez de cada indivíduo foram representados pela média da rigidez obtida ao longo das 8 execuções centrais do exercício.

A normalidade foi verificada por meio do Teste de *Shapiro-Wilk*. Confirmada a aderência ao modelo normal foi realizado o teste de Levene para homogeneidade dos dados. A esfericidade também foi comprovada pelo teste de Mauchly.

Para analisar os fatores foi utilizada análise de variância (ANOVA) de delineamento misto de dois caminhos, medidas repetidas para o fator nível de dificuldade (uma ou duas molas) e independente para o fator grupo (experientes e iniciantes) (FIELD, 2009), tanto para os resultados do coeficiente de rigidez quanto para o coeficiente de variação (hipótese iv). Por possuir apenas dois grupos comparados em cada fator não é necessário realizar testes *post hoc*, pois existe ou não diferenças (MONTGOMERY; RUNGER, 2003).

Assim, havendo diferença entre os fatores principais, os dados serão subdivididos para comparação do efeito da quantidade de mola em cada um dos grupos analisados (iniciantes e experientes), bem como o efeito da experiência na execução com uma ou duas molas.

Foi também calculado o tamanho de efeito (*effect size*) das comparações, expressos pelo eta ao quadrado (η^2), conforme equação 5 (LEVINE; HULLETT, 2002; FIELD, 2009):

$$\eta^2 = \frac{S^2}{S_{total}^2} \quad (5)$$

onde,

S^2 é a variância do grupo experimental;

S_{total}^2 é a variância do grupo total;

Para interpretar o tamanho de efeito foram considerados os valores: pequeno ($0,2 < \eta^2 < 0,49$), médio ($0,5 < \eta^2 < 0,79$) e grande ($0,8 < \eta^2 < 1,0$) (MONTGOMERY; RUNGER, 2003).

Para o cálculo do tamanho de efeito das diferenças entre os praticantes experientes e iniciantes, foi utilizada a equação (6) (FIELD, 2009):

$$r = \sqrt{\frac{t^2}{t^2 + gl}} \quad (6)$$

onde,

r é o tamanho do efeito

t é o valor da estatística teste

gl são os graus de liberdade

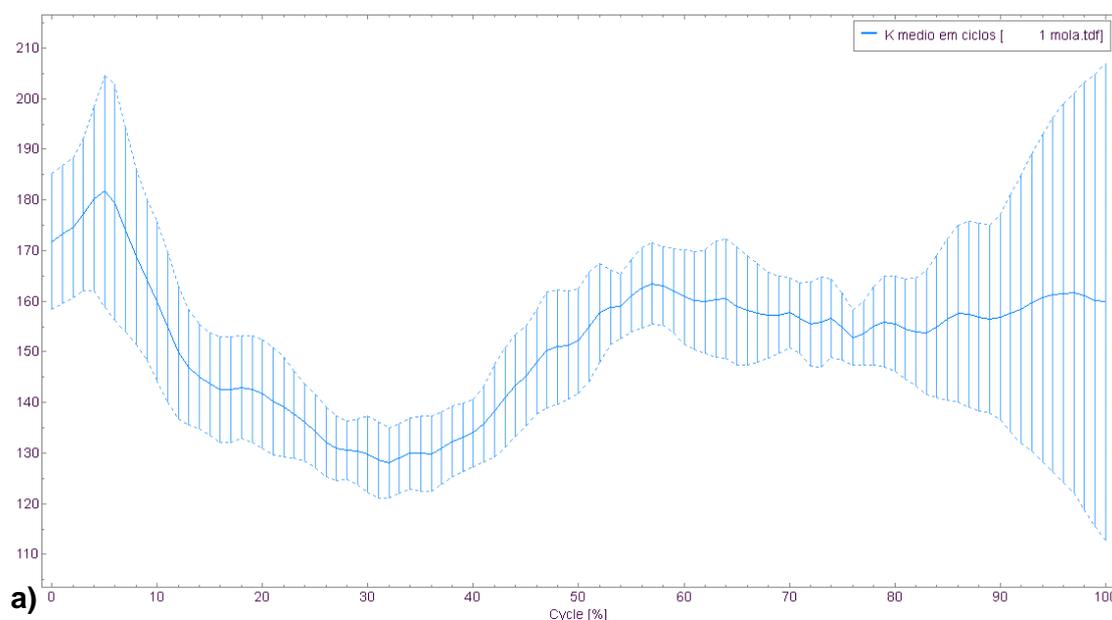
A análise estatística foi realizada no SPSS 20.0 e o nível de significância adotado em todos os testes foi de $p < 0,05$.

6 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados em blocos: no primeiro os resultados da rigidez e após a variabilidade da rigidez.

6.1 Rigidez do tronco

O coeficiente de rigidez variou ao longo dos ciclos de execução de forma distinta, dependendo se a execução do exercício era feita com uma ou com duas molas. Será apresentado os resultados para uma e duas molas de um indivíduo experiente e avançado (Figura 8). Empiricamente os praticantes relatam maior dificuldade de realização do exercício, pensando na região do *powerhouse*, na metade do ciclo (50% ciclo) e na fase de retorno do movimento (após 50%).



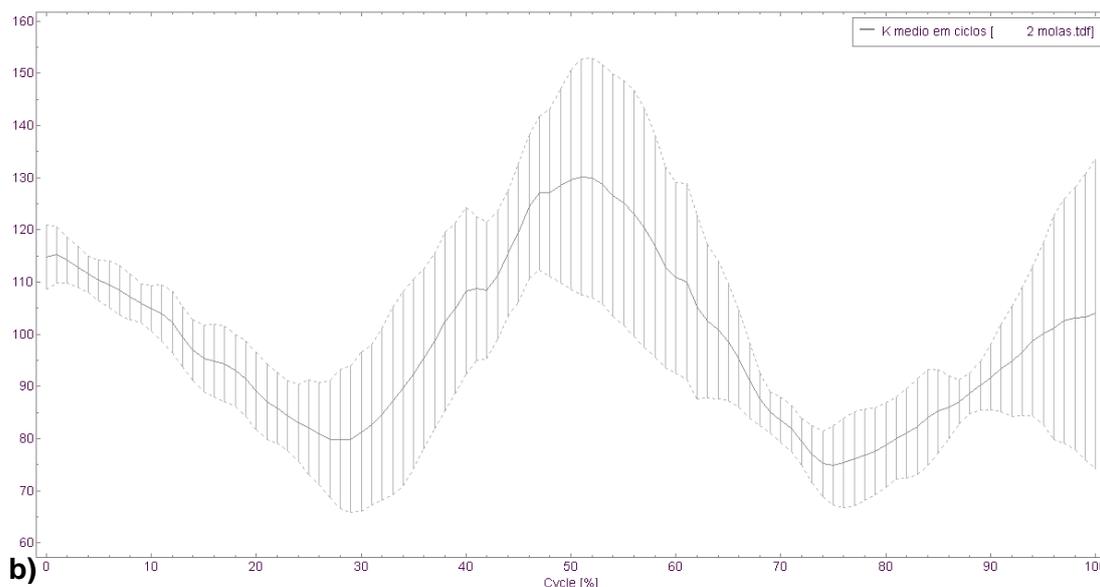


Figura 8: Comportamento da rigidez do tronco durante o movimento *long stretch front* em relação aos ciclos de movimento - dados de um indivíduo experiente, representativo da amostra. a) rigidez (Nm/rad) na intensidade de uma mola; b) rigidez (Nm/rad) na intensidade de duas molas.

Considerando o valor médio de constante de rigidez das oito execuções centrais de cada executante, pode-se afirmar que houve um efeito significativo da intensidade do exercício, $F(1,28)=67,891$; $p<0,001$; $\eta^2=0,708$, onde a rigidez associada ao exercício executado com uma mola ($K=222 \pm 109$) Nm/rad foi maior que aquela associada ao exercício executado com duas molas ($K=152 \pm 100$) Nm/rad. Também houve um efeito significativo da experiência dos executantes, $F(1,28)=7,965$; $p=0,009$; $\eta^2=0,221$, onde a rigidez associada ao exercício executado pelos iniciantes ($K=140 \pm 71$) Nm/rad foi menor que aquela associada ao exercício executado pelo experientes ($K=234 \pm 121$) Nm/rad. Não houve interação entre os fatores, $F(1,28)=0,587$; $p=0,450$; $\eta^2=0,021$; indicando que o aumento ou a diminuição da rigidez não depende da experiência do executante.

Quando os grupos foram comparados separadamente para cada um dos níveis de dificuldade, os mais experientes apresentaram maior rigidez que os iniciantes com uma única mola, $F(1,14)=63,681$; $p=0,001$; $\eta^2=0,82$, e também com o uso de duas molas, $F(1,14)=28,082$; $p=0,001$; $\eta^2=0,640$. De forma similar, a rigidez foi maior com uma única mola, tanto no grupo dos iniciantes $F(1,14)=46,462$; $p<0,001$; $\eta^2=0,768$, quanto no grupo dos experientes $F(1,14)=28,989$; $p<0,001$; $\eta^2=0,674$ (Tabela 3).

Tabela 3 - Valores médios e desvio padrão determinados para o coeficiente de rigidez (K) do tronco entre os dois grupos e entre as duas intensidades no exercício *long stretch front*.

Grupos	K (Nm/rad)		Diferença entre as situações (Nm/rad)
	1 mola	2 molas	
Experiente	272 ± 27,1	196 ± 17,0	76±55
Iniciante	171 ± 42,2	108 ± 21,2	63±36

Ambos os grupos, experientes e iniciantes atingiram menores valores de rigidez no exercício executado com duas molas. Na média, os praticantes experientes alteraram mais a sua rigidez quando executaram o exercício com uma ou com duas molas do que os praticantes iniciantes, $t(14) = -1,109$; $p = 0,027$; $r = 0,28$.

6.2 Variabilidade da rigidez

Considerando o valor médio do coeficiente de variabilidade (CV) de cada executante, pode-se afirmar que não houve um efeito significativo da intensidade do exercício, $F(1,28)=1,062$; $p=0,312$; $\eta^2=0,037$, onde o CV da rigidez associado ao exercício executado com uma mola (CV = 18% ± 13) foi similar aquele associado ao exercício executado com duas molas (CV = 16% ± 11).

Entretanto houve um efeito significativo da experiência dos executantes, $F(1,28)=29,622$; $p<0,001$; $\eta^2=0,514$, onde o CV da rigidez associado ao exercício executado pelos iniciantes (CV = 24.1% ± 12,1) foi maior que aquela associado ao exercício executado pelo experientes (CV = 9,5% ± 6,8).

Até onde sabemos, este é o primeiro estudo que quantifica a estabilidade no método Pilates através de um modelo biomecânico, ressalta a importância da estabilidade na escolha das molas para realização de exercícios de Pilates e possibilita diferenciar, através da estabilidade, praticantes experientes de iniciantes. Os resultados demonstraram que o coeficiente de rigidez estimado pelo modelo proposto, como um sistema massa-mola empregando uma equação diferencial, foi

diferente entre as duas intensidades de molas e entre os dois grupos analisados durante o exercício *long stretch front* realizado no aparelho *reformer*.

7 DISCUSSÃO

O exercício *long stretch front* é em muitas situações evitado não sendo prescrito aos alunos pelos profissionais que trabalham com Pilates. Uma explicação para esse fato pode ser porque empiricamente esse exercício parece gerar uma sobrecarga excessiva nos membros superiores, uma vez que muitos desses praticantes podem possuir diversas limitações osteo-musculares e articulares nos membros superiores, sendo lesivo elevados valores de sobrecargas externas (VEEGER; HELM, 2007). Conforme explicado nos métodos, uma premissa do modelo é que a força externa é transmitida ao tronco sem a participação do complexo articular do ombro. Mesmo sabendo-se que ajustes da cintura escapular podem estabilizar perturbações no tronco para o presente modelamento foi necessário simplificar e o foco foi a coluna vertebral. Estudos futuros poderiam verificar forças no ombro ou aspectos da cintura escapular na estabilidade do tronco (SILFIES et al., 2015) com o modelamento.

Os principais resultados desta pesquisa são o coeficiente de rigidez do tronco, estimados pelo presente modelamento, onde os valores médios variaram entre 108 até 275 Nm/rad corroborando com a literatura (VETTE et al., 2014). Da literatura consultada, há estudos que quantificaram a estabilidade do tronco por meio de modelos e apresentam resultados da rigidez do sistema. Todavia estes estudos utilizaram aparatos específicos e em situações controladas de mobilidade do tronco (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; CHOLEWICKI et al., 2000; KAVCIC et al., 2004; LAWRENCE et al., 2005; ARJMAND et al., 2006; GRENIER; MCGILL, 2007; GRAHAM et al., 2014; VETTE et al., 2014). Dentre esses estudos os valores encontrados para o coeficiente de rigidez médio variam entre 120 Nm/rad – menores valores (VETTE et al., 2014) até 785 Nm/rad – maiores valores (CHOLEWICKI et al., 2000) em situações rotacionais como o presente modelo.

Outro estudo apresenta valores bem mais elevados para a variável analisada de 900 até 1800 Nm/rad (LAWRENCE et al., 2005), entretanto esses são valores de pico do coeficiente de rigidez e o presente estudo apresenta os valores médios. De modo semelhante em modelos translacionais os valores variam de 2 até 64 N/mm.

A comparação dos resultados obtidos pelo emprego de modelos biomecânicos muitas vezes é comprometida, pois estas ferramentas comumente

utilizam métodos diferentes (WINTER, 2005). Entretanto, na medida do possível procurou-se estabelecer relações entre os resultados obtidos pela presente tese e outros estudos similares encontrados na literatura. No presente estudo não foi considerado o coeficiente de viscosidade, conforme apresentado na secção 5.5.5. Esta decisão, se por um lado não parece afetar o modo como os valores do coeficiente de rigidez varia ao longo do exercício (Apêndice 2), certamente impacta no resultado absoluto do coeficiente obtido.

O coeficiente de rigidez apresentou maiores magnitudes na situação com uma mola, que é o exercício com maior desafio de estabilidade. Esse fato confirma a primeira hipótese apresentada no estudo. Consequentemente os valores expressam que foi necessária maior exigência para a estabilidade. Pode-se especular que molas ou combinações de molas denominadas “mais leves” (com menor constante elástica) proporcionam maior dificuldade ao exercício solicitando um maior controle da instabilidade do executante durante o exercício.

Imaginava-se que os praticantes mais experientes mantivessem sua constante de rigidez similar, independentemente da quantidade de molas utilizadas no exercício. Assumindo que o coeficiente de rigidez seja uma representação fiel no nível de estabilidade, e considerando ainda que este coeficiente expresse a rigidez da parte central do corpo (*core*), estes resultados sugerem que a “ação do *powerhouse*”, como identificada pelos praticantes de Pilates, esteja mais associada a uma demanda externa do que a uma escolha voluntária do praticante.

Outros estudos também sugerem que o mais importante é entender como a coluna é controlada e que todos os músculos são importantes e necessários, não existindo um único músculo representativo (HODGES, 2011). O mesmo autor comenta que a estabilidade proporcionada pelo *core* é um equilíbrio entre as transferências de forças através do corpo, sendo esse controle dependente da dificuldade em executar o gesto analisado (HODGES, 2011).

Avaliar um modelo significa analisar a sua capacidade de representar de maneira confiável um sistema de interesse, constituindo uma fase importante em sua confecção (NIGG; HERZOG, 2006). Uma das formas de avaliar o modelo do presente se deu através do cálculo do coeficiente de estabilidade, entre praticantes experientes e iniciantes.

Conforme exposto anteriormente, pressupõe-se que a rigidez do tronco se associa diretamente com o nível de treinamento: quanto mais treinado for o executante maior será a sua capacidade de “produzir” rigidez (LAWRENCE *et al.*, 2005); além de que praticantes experientes de Pilates tem uma melhor capacidade de recrutar e manter a ativação da musculatura do tronco (*powerhouse*) (HERRINGTON; DAVIES, 2005) gerando maior estabilidade.

Em relação ao coeficiente de rigidez isso significa que maiores valores serão encontrados para o grupo de praticantes experientes, em ambas situações de mola testadas, a terceira hipótese da tese. Assim, de posse dos resultados (Tabela 3) o modelo biomecânico para estabilidade do tronco proposto pode ser considerado capaz de representar de maneira confiável a estabilidade do sistema, pois o presente estudo encontrou diferença entre os praticantes experientes e iniciantes do método Pilates.

Esses resultados são de certa forma diferentes de GRAHAM *et al.* (2014), que compararam e não encontraram diferença na estabilidade de dois grupos, um de atletas e outro de atletas com dor lombar não específica. Isto pode ser explicado por dois fatores. Primeiro que o presente estudo não avalia efeitos da dor, mas compara dois níveis de treinamento. Outro fator pode ser devido ao método de cálculo usado, pois para o cálculo do expoente *Lyapunov* as quantificações são a partir apenas de variáveis cinemáticas básicas, como posição, velocidade e aceleração, diferente do modelo apresentado nesta tese.

Sabe-se de outros estudos que o método Pilates propicia elevados valores de recrutamento motor, avaliados através da atividade eletromiográfica, da região do *powerhouse* quando há um maior grau de dificuldade do exercício (LOSS *et al.*, 2012; SACCO *et al.*, 2014). Assim, a maior ativação do *powerhouse* gera maior controle do tronco – o “centro” do corpo – proporciona estabilidade aos movimentos (MORAES *et al.*, 2014). Kavcic *et al.* (2004) estudando a rigidez indicam que há uma importante contribuição de todos os músculos estabilizadores do tronco para elevar a estabilidade do tronco, e sugere que um treinamento irá melhorar os padrões motores e terá efeito na rigidez avaliada. Portanto, melhorar as habilidades motoras engloba produzir um desempenho estável sob diferentes condições (LATASH, 2016).

Considerando o coeficiente de rigidez como expressão da estabilidade necessária, se observa que a diferença entre utilizar uma ou duas molas foi em média de 76 Nm/rad no grupo experiente e de 63 Nm/rad no grupo iniciante (Tabela 3). Ou seja, os praticantes experientes variam mais a sua rigidez, na mudança da situação de uma mola para duas molas, do que os praticantes iniciantes. Este resultado se opõe a nossa quinta hipótese.

O fato dos praticantes experientes apresentarem uma menor diferença entre as situações (Tabela 3) pode ser atribuído ao início do processo de aprendizagem, onde o praticante iniciante, buscando a estabilização do segmento, recruta sua musculatura da melhor maneira possível, independentemente da quantidade de molas. Já o praticante experiente parece perceber melhor a necessidade de uma maior ou menor estabilização, dependendo da quantidade de molas com que o exercício é executado. Esta premissa estaria de acordo com alguns relatos da literatura que apontam para uma utilização do *powerhouse* proporcional a demanda do exercício (LOSS *et al.*, 2010).

Pode-se especular ainda que, praticantes iniciantes ainda não possuem padrões motores e habilidade suficientes bem estabelecidos em cada tarefa (DAVIDS *et al.*, 2006). Nesta perspectiva, esses resultados reforçariam mais a importância do treinamento, refletindo a capacidade dos praticantes experientes em produzir maiores valores de estabilidade quando há uma exigência externa maior. Estas especulações poderiam ser melhor exploradas caso houvesse sido feita uma avaliação eletromiográfica de músculos estabilizadores do tronco durante a realização do exercício. Consideramos assim, uma limitação do estudo, e sugerimos que futuras investigações levem esta questão em consideração.

Ao se analisar o contexto de treinamento do método Pilates, uma consequência dos resultados faz referência a estabilidade como um indicador de desempenho, como uma expressão da qualidade e/ou competência do executante. Isso se vincula a habilidade motora, a qual refere-se ao aprendizado em realizar corretamente um ato motor de uma tarefa específica (McGILL, 2009). Assim, diferente de capacidade, a habilidade visa obter um resultado predeterminado com alto grau de certeza e máximo desempenho (LATASH; ZATSIORSKY, 2016).

A rigidez do tronco varia ao longo do ciclo de execução (Figura 8), uma vez que não é possível manter um mesmo nível de contração muscular ao longo do ciclo

(PREATONI *et al.*, 2013). Estudos relatam que para a descrição de padrões motores, para diferentes esportes e movimentos, a variabilidade dos dados biomecânicos analisados é crucial (DAVIDS *et al.*, 2003; PREATONI *et al.*, 2004).

Dessa forma, comparando a variabilidade dos resultados, utilizando o coeficiente de variação (CV), foi observado que a intensidade do exercício não afetou a variabilidade do coeficiente de rigidez ao longo do ciclo de execução. Esse padrão ocorreu tanto para o grupo experiente como o iniciante. Esse resultado não confirma a segunda hipótese dessa tese. Por outro lado, a variabilidade da rigidez ao longo do ciclo de execução foi menor para os praticantes experientes, confirmando nossa quarta hipótese. Pode-se especular que, pela vivência do gesto e do método Pilates, os praticantes experientes tendem a minimizar a variabilidade no movimento selecionando as melhores estratégias de controle motor necessária para a execução da tarefa (MORASSO *et al.*, 2014).

Como em outros esportes uma prática do movimento conduz a uma otimização na manutenção de parâmetros cinéticos e cinemáticos (CAZZOLA *et al.*, 2016). Portanto essa otimização necessária para executar a tarefa implica em uma menor variabilidade das respostas biomecânicas avaliadas (DAVIDS *et al.*, 2006) concomitante com maiores valores, como no caso do coeficiente de rigidez registrado. Alguns autores (STERGIOU; DECKER, 2011) debatem sobre uma variabilidade ótima. Essa não poderia estar além de um limite superior, pois implicaria que o sistema é muito instável e sensível a perturbações; assim como a variabilidade abaixo de um limite inferior indica que o sistema é muito estereotipado e menos capaz de se adaptar às perturbações. Assim dentro do processo de controle motor a estabilidade é um elemento essencial para compreender o movimento humano (SETH *et al.*, 2003; LATASH; ZATSIORSKY, 2016).

O exercício *long stretch front* se caracteriza por ser um movimento de flexo-extensão de ombros. Com base neste raciocínio, o grupo de praticantes experientes também deve ser capaz de realizar maior esforço - maior capacidade de produção de força - com os membros superiores (ESCAMILLA *et al.*, 2009; MEY *et al.*, 2014), elevando o controle motor para o gesto e reduzindo a variabilidade do sistema durante o movimento (DAVIDS *et al.*, 2003), assim contribuindo para um melhor controle da estabilidade do tronco. Esse maior controle motor no coeficiente de rigidez do tronco se traduz como menor coeficiente de variabilidade.

Como preconizado por Joseph Pilates os exercícios desafiadores, como intermediários e avançados, podem ser executados por qualquer sujeito (PILATES; MILLER, 2000) após um treinamento progressivo no método (DI LORENZO, 2011). Assim o objetivo principal de fortalecimento de todo o tronco, com exercícios desafiadores e treinamento progressivo, enfatizando a região central do corpo denominada também de *powerhouse*. Portanto o método Pilates se fundamenta no controle do *powerhouse* (SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2011) sendo o *powerhouse* essencial na função de estabilização do tronco nos diferentes níveis de carga externa (molas) e níveis de treinamento dos praticantes.

Entretanto é importante ressaltar que o objetivo principal do modelo apresentado é compreender o fenômeno, não sendo simples sua aplicação em clínicas ou estúdios de Pilates. Por se tratar de um modelo não se sabe todos os elementos “*in vivo*” que contribuam para a rigidez, bem como a parcela de contribuição de cada tipo de tecido envolvido. Também não é claro, não há informações, de como desequilíbrios musculares ou adaptações dos tecidos afetam a rigidez do tronco. Portanto o treinamento baseado no método Pilates afetou os dados de rigidez, mas não significa que seja exclusivo, assim que outros métodos de treinamento podem ter influencia igual ou maior na estabilidade.

Dessa maneira, a combinação entre o grupo e a intensidade do exercício sugere que a prática do Pilates eleva o nível de coordenação motora, produzindo maiores valores de rigidez do tronco concomitante com menor variabilidade dessa rigidez ao longo do ciclo de execução. O principal mecanismo responsável pelo aumento da rigidez é a ativação do *powerhouse*. Essa é um dado que reforça a importância da atividade para evitar lesões e dores na região do tronco, tema discutido a seguir.

Fora do ambiente do Pilates e considerando a coluna lombar, foram encontradas diferentes pesquisas as quais têm quantificado a estabilidade da coluna vertebral usando um índice de estabilidade estimado por meio de modelos biomecânicos. Todavia ressalta-se que este índice de estabilidade é calculado com base em informações como: força muscular, rigidez muscular, comprimento muscular, co-contração muscular, geometria da coluna vertebral, força externa, energia potencial e trabalho realizado (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; CHOLEWICKI *et al.*, 2000; KAVCIC *et al.*, 2004; GRENIER; MCGILL, 2007).

Estudos têm afirmado que atividades leves (até mesmo pegar uma caneta no solo, por exemplo) também têm a capacidade de gerar lesões e dor, se as estruturas da coluna estiverem instáveis (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996). Assim, como estratégia de prevenção, os exercícios que progressivamente conduzem a maiores sobrecargas mecânicas na coluna lombar também proporcionam maior estabilidade de suas estruturas (McGILL; KARPOWICZ, 2009).

Crisco e Panjabi (1992) relataram que a coluna vertebral e seus elementos constituintes podem ser lesionados sobre a ação de forças de pequena magnitude os ligamentos da coluna cervical não suportam a ação de cargas mecânicas sozinhos, sendo geralmente auxiliados pelos músculos da coluna. Nesse sentido, assumindo que o coeficiente de rigidez seja esteja diretamente associado ao recrutamento da musculatura estabilizadora do tronco, essa tese verificou que a realização de exercício do método Pilates, como no *long stretch front*, o recrutamento dos músculos do *powerhouse* auxilia a estabilizar a coluna e seus elementos constituintes. Durante um exercício além de realizar o movimento a estabilidade significa que se deve realizar a tarefa sem gerar danos, forças ou tensão excessiva nos tecidos.

Em adição, estudos têm afirmado que lesões e dor nas estruturas da coluna poderiam ocorrer sob a ação de forças de pequena magnitude, se a coluna vertebral apresentar instabilidade (CHOLEWICKI; MCGILL, 1996; KAVCIC *et al.*, 2004). As forças internas atuantes na coluna durante o exercício *long stretch front* não são conhecidas direta ou indiretamente. Pesquisas futuras poderiam preencher essa lacuna através de estimativa das forças internas e sua influência na estabilidade do movimento.

Assim, desafiar a estabilidade da coluna é uma forma de impedir a instabilidade que pode levar a um quadro de fraqueza muscular. Os exercícios do método Pilates, como o avaliado neste estudo, auxiliam a prevenir lesões e dores na coluna elevando a estabilidade do tronco como os resultados apresentados indicam. O risco de lesões e dor é potencializado quando uma maior rigidez do tronco não é produzida para proteger a região.

8 LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

A principal limitação do presente estudo pode ser exatamente a questão do modelamento biomecânico. O corpo humano é um sistema biomecânico complexo. Assim foi representado um modelo mecânico vibracional, com componentes de inércia e de rigidez. Como há uma variação angular o sistema pode ser modelado como um sistema torsional. Um modelo biomecânico é uma tentativa de representar a realidade, mesmo que apresentando limitações e restrições (NIGG; HERZOG, 2006) que procura enfatizar suas mais importantes características.

Para Chaffin, Andersson e Martin (2001), modelos são representações de fenômenos complexos em que se reduz a complexidade para aumentar o conhecimento, mesmo que essas representações requeiram simplificações grosseiras e algumas suposições. Isso não reduz sua relevância para a compreensão do movimento humano.

Este estudo pretendeu incentivar a aplicação *in vivo* de modelos biomecânicos, desenvolvido para quantificar a estabilidade do tronco e a sua utilização como ferramenta de análise em ambientes inexplorados como no método Pilates.

Especificamente, forneceu dados sobre a rigidez do tronco com a capacidade de auxiliar na avaliação do *powerhouse*, e das estruturas da coluna, músculos e articulações, em decorrência da prática do Pilates, preenchendo uma lacuna existente na literatura.

Mesmo que o modelo biomecânico proposto seja considerado de confiança e tenha apresentado implementações importantes na área do movimento humano novas pesquisas são necessárias. Uma continuação poderia ser investigar as forças internas na coluna, como através de estimativa dessas forças, durante o exercício *long stretch front* com diferentes combinações de mola e como isso implicaria na reabilitação de lesões da coluna lombar. Também forças atuantes no ombro podem ser analisadas.

Estudos futuros poderiam ainda analisar padrões de atividade eletromiográfica ou modelamentos musculo esqueléticos de otimização do exercício. Esses dados auxiliariam a melhor compreender as estratégias utilizadas no processo de estabilização do tronco e como o sistema neuromuscular é modulado durante exercícios do método Pilates.

9 CONCLUSÃO

Os resultados demonstram que com o modelo biomecânico desenvolvido, como um sistema massa-mola, foi possível quantificar a estabilidade do tronco no exercício *long stretch front*. No modelo proposto o coeficiente de rigidez foi utilizado como forma de expressão da estabilidade e ao comparar os diferentes níveis de intensidade o coeficiente de rigidez aumenta com a diminuição do número de molas. Além disso, percebe-se diferença entre os níveis de prática dos executantes, onde as maiores magnitudes do coeficiente de rigidez foram observadas no grupo de praticantes de Pilates experientes.

O modelo proposto foi avaliado e considerado capaz de expressar com confiança a estabilidade, sendo os resultados encontrados coerentes com a literatura. Treinadores e terapeutas esportivos do método Pilates podem utilizar o conhecimento do comportamento da estabilidade do tronco para o planejamento de estratégias de prevenção e prescrição de exercícios considerando a variação da carga externa como elemento gerador de instabilidade.

REFERÊNCIAS

ABNT – Associação Brasileira De Normas Técnicas. **NBR-6023**: Informação e Documentação – Referências Elaboração. Rio de Janeiro: ABNT, 2002.

ABNT – Associação Brasileira De Normas Técnicas. **NBR-14724**: Informação e Documentação – Trabalhos Acadêmicos. Rio de Janeiro: ABNT, 2005.

ALLARD, P.; STOKES, I.; BLANCHI, J. **Three-Dimensional analysis of human movement**. 1ª ed. Champaign: Human Kinetics, 1995. 371p.

ALEXANDER, M. Energy-minimizing choices of muscles and patterns of movement. *Motor Control*, v. 4, n. 1, p. 45-47, 2000.

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A.; BAZRGARI, B. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *Journal Biomechanics*, v. 39, n. 3, p. 510-521, 2006.

BARROS, R.; RUSSOMANO, T.; FIGUEROA, P.; BRENZIKOFER, R. A method to synchronise video cameras using the audio band. *Journal of Biomechanics*, v.39, n. 4, p. 776-780, 2006.

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

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

BEHM, D.; SANCHEZ, J. Instability resistance training across the exercise continuum. *Sports Health*. v. 25, n. 2, p. 11-14, 2013.

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

BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, v. 22, v. 11-12, p. 1217-1227, 1989.

BORGHUIS, J. The importance of sensory-motor control in providing core stability implications for measurement and training sports. *Sports Medicine* v. 38, n. 11, p. 893–916, 2008.

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

BRODT, G.A. ; CANTERGI, D.; GERTZ, L. C. ; LOSS, J. F. An instrumented footbar for evaluating external forces in Pilates. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 30, n. 3, p. 483-490, 2014.

BROWN, S.; MCGILL, S. The relationship between trunk muscle activation and trunk stiffness: examining a non-constant stiffness gain. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, v.13, n. 6, p. 829-835, 2010.

CANTERGI, D.; LOSS, J. F.; JINHA, A.; BRODT, G.A.; HERZOG, W. Muscle strategies for leg extension on a “reformer” apparatus. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 16, n. 14, p. 191-196, 2014.

CAZZOLA, D.; PAVEI, G.; PREATONI, E. Can coordination variability identify performance factors and skill level in competitive sport? The case of race walking. *Journal of Sport and Health Science*. v. 5, n. 1, p. 35-43, 2016.

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

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Clinical Biomechanics*, v. 11, n.1, p. 1-15, 1996.

CHOLEWICKI, J.; SIMONS, A.; RADEBOLD, A. Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, v. 33, n. 11, p. 1377-1385, 2000.

COERMANN, R. R. The mechanical impedance of the human body in sitting and standing position at low frequencies. *Human factors*, v. 4, n. 5, p. 227-253, 1962.

CRISCO, J.; PANJABI, M. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. *Clinical Biomechanics*. v. 7, n. 1, p. 19-26, 1992.

DEMOULINA, C.; DISTRÉEB, V.; TOMASELLAA, M.; CRIELAARDA, VANDERTHOMMENA, M. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, v. 50, p. 677–684, 2007.

DAVIDS, K.; BENNETT, S.; NEWELL, K. **Movement System Variability**. 1^a ed. Stanningley: Human Kinetics, 2006. 363p.

DAVIDS, K.; GLAZIER, P.; ARAÚJO, D.; BARLETT, R. Movement systems as dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. *Sports Medicine*, v 33, n. 4, p. 245–260, 2003.

DI LORENZO, C. E. Pilates: What is it? Should it be used in rehabilitation? *Sports Health*, v. 3, n. 4, p. 352-361, 2011.

ESCAMILLA, R.F.; YAMASHIRO, K.; PAULO, L.; ANDREWS, J.R. Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports Medicine*, v. 39, n. 8, p. 663-685, 2009.

FERRARO, D.; FÁBRICA, G. Differences in the utilisation of active power in squat and countermovement jumps. *European Journal of Sport Science*, v. 17, n. 6, 673-680, 2017.

FIELD, A. **Descobrimo a Estatística usando o SPSS**. 2^a ed. Porto Alegre: ArtMed, 2009. 688p.

GERMAIN, P.; GUEVEL, A.; HOGREL, J.; MARINI, J. Incidences de la vitesse de mouvement et de l'angle articulaire sur des paramètres électrophysiologiques et biomécaniques lors d'un mouvement d'extension Du membre inférieur. *Science and Sports*, v. 11, p. 39-45, 2006.

GRAHAM, R.; OIKAWA, L.; ROSS, G. Comparing the local dynamic stability of trunk movements between varsity athletes with and without non-specific low back pain. *Journal of Biomechanics*, v. 47, n. 6, p. 1459-1464, 2014.

GRENIER, S.; MCGILL, S. Quantification of lumbar stability by using 2 different abdominal activation strategies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 88, n.1, p. 54-62, 2007.

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

HAMILTON, J.D. **Time Series Analysis**. 1^a ed. New Jersey: Princeton University Press, 1994. 816p.

HIBBELER, R. C. **Mecânica Dinâmica**. 8^a ed. Rio de Janeiro: LTC, 1999. 504p.

HODGES, P. W. Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 21, n. 2, p. 220-228, 2011.

HODGES, P. W. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* v. 21, p. 2640-2650, 1996.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 21, n. 1, p. 1-12, 2011.

ISACOWITZ, R. **Pilates**. Champaign: Human Kinetics, 2006. 392p.

KAVCIC, N.; GRENIER, S.; MCGILL, S. Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, v. 29, n. 11, p. 1254-1265, 2004.

KOUMANTAKIS, G.; WATSON, P.; OLDHAM, J. Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Physical Therapy*, v. 85, n. 3, p. 209-225, 2005.

LATASH, ML. Fifty years of physics of living systems. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, v. 957, p. 81-103, 2016.

LATASH, M.; ZATSIORSKY, V. **Biomechanics And Motor Control: Defining Central Concepts**. 1^a ed. London: Academic Press, 2016. 426p

LAWRENCE, B.; BUCKNER, G.; MIRKA, G. An adaptive system identification model of the biomechanical response of the human trunk during sudden loading. *Journal of Biomechanical Engineering*, v. 128, n.2, p. 235-241, 2006.

LEVINE, R.T.; HULLETT, C.R. Eta squared, partial eta squared, and misreporting of effect size in communication research. *Human Communication Research*, v. 28, n. 4, p. 612-625, 2002.

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

LOSS, J.F.; MELO, M.D.O.; ROSA, C.H.; SANTOS, A.B.D.; TORRE, M.L.; SILVA, Y.O.D. Electrical Activity of external obliques and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in cadillac with different adjustments for springs and individual positions. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.14, n.6, p.510-517, 2010.

LOSS, J.F.; MELO, M.; CANTERGI, D.; SILVA, Y., SANTOS, A.; HAAS, A. EMG analysis of a pilates exercise, **Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine**, Catriona Steele 1^a ed. Ed: InTech, 2012.

MADANSINGH, S.; GORNIK, S. Using Using non-linear tools to evaluate movement of fragile objects. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 31, n. 2, p. 95-101, 2015.

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

MANCHIKANTI, L.; BENYAMIN, R.; HELM, S.; HIRSCH, J. Evidence-based medicine, systematic reviews, and guidelines in interventional pain management: part 3: systematic reviews and meta-analyses of randomized trials. *Pain Physician*. v. 12, n. 1, p. 35-72, 2009.

MCGILL, S.; NORMAN, R. Statically and dynamically determined low back moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, v. 18, n. 4, p. 877-875, 1985.

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

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

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

MEY, D. K.; DANNELS, L.; CAGNIE, B.; BORMS, D.; T'JONCK, Z.; VANDAMME, E.; COOLS, A. shoulder muscle activation levels during four closed kinetic chain exercises with and without redcord slings. *Journal of Strength & Conditioning Research*. v. 28, n. 6, p. 1626-1635, 2014.

MELO, M. O.; GOMES, L. E.; SILVA, Y. O.; SANTOS, A. B.; LOSS, J. F. Resultant muscular force and resistance torque assessment during hip extension exercise in pilates and its implications on prescription and progression. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v.15, n.1, p.23-30, 2011.

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF, J.; ALTMAN, D. The PRISMA statement: Systematic reviews and meta-analyses. *PLoS Medicine*, v. 4, n. 10, 1628- 1654, 2007.

MONTGOMERY, D.; RUNGER, G. **Applied Statistics and Probability for Engineers**. 3^a ed. New Jersey: John Wiley & Sons, 2003. 976p.

MOORHOUSE KM. Trunk dynamics during active extension exertions. *Journal of Biomechanics*, v. 38, n. 10, 2005.

MORAES, D.; LUSA, C. SOUZA, C.; BONEZI, A. Análise da ativação elétrica da musculatura estabilizadora do tronco no exercício *air plane* do pilates executado no *cadillac*. In: Congresso Brasileiro de Pesquisa em Pilates, p. 32, 2014, Bento Gonçalves. Anais CBPP, Porto Alegre: ESEF/UFRGS, 2014. Recurso eletrônico.

MORASSO, P.; CASADIO, M.; DE SANTIS, D.; NOMURA, T.; REA, F.; ZENZERI, J. Stabilization strategies for unstable dynamics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 24, n. 6, p. 803-814, 2014.

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

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. 3^a ed, Chichester: John Wiley e Sons, 2006. 672p.

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

O'SULLIVAN, O. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, v. 5, n. 1, p. 2-12, 2000.

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*. v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992 (a).

PANJABI, M.M. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*. v. 5, n. 4, p. 390-397, 1992 (b).

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

PILATES METHOD ALLIANCE, **The PMA Pilates Study Guide**. Miami. 2ª ed. Miami: PMA Inc., 2005. 132p.

POPE, M.; PANJABI, M. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine*, v. 10, p. 255-256, 1985.

PREATONI, E.; HAMILL, J.; HARRISON, A.J.; HAYES, K.; VAN EMMERIK, R.E.; WILSON, C.; RODANO, R. Movement variability and skills monitoring in sports. *Sports Biomechanics*, v. 12, n. 2, p. 69-92, 2013.

PREATONI, E.; RODANO, R.; SQUADRONE, R. Biovariability: a key factor for motor evaluation in sport exercises. *Gait & Posture*, v. 20, S61-S112, 2004.

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

REED, C.; FORD, K.; MYER, G.; HEWETT, T. The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine*, v. 42, n. 8, p. 697-706, 2012.

REEVES, P.; NARENDRA, K.; CHOLEWICKI, J. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics*, v. 22, n. 3, p 266-274, 2007.

SACCO, I. ; MORI, E.; MARCONI, N.; QUEIROZ, B.; PEREIRA, I. Electromyographic assessment of trunk and shoulder muscles during a Pilates pull-up exercise. *Motriz : Revista de Educação Física* v. 20, p. 206-212, 2014.

SANTOS, A. B. Análise comparativa de variáveis biomecânicas e da percepção de esforço do exercício *leg work* do Pilates realizado na *chair* e no *reformer*. Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011. *Dissertação de Mestrado*. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, 114 f.

SETH, S.; MCPHEE, J.; PANDY, M. Multi-joint coordination of vertical arm movement. *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 1, n. 1, p. 45–56, 2003.

STERGIOU, N.; DECKER, LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? *Human Movement Science*, v. 30, n. 5, 2011.

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

SILFIES, S. P., EBAUGH, D., PONTILLO, M., & BUTOWICZ, C. M. Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 19, n.5, p. 360-368, 2015.

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

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

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

VAN DEN BOGERT, A.J. Analysis and simulation of mechanical loads on the human musculoskeletal system: a methodological overview. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 22, n. 1, p. 23-51, 1994.

VEEGER, H.; VAN DER HELM, F. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics*, v. 40, n. 10, p. 2119-2129, 2007.

VETTE, A.; MASANI, K.; WU, N.; POPOVIC, M. Multidirectional quantification of trunk stiffness and damping during unloaded natural sitting. *Medical Engineering and Physics*. V. 36, n.1, p. 102-109, 2014.

WILLARDSON, J. M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *Journal of Strength & Conditioning Research*. v. 21, n. 3, p. 979-985, 2007.

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

WINTERS, J.; WOO, S. **Multiple Muscle Systems - Biomechanics and Movement Organization**. 1ª ed. New York: Springer, 1990. 801p.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; KIRTLEY, C.; LEARDINI, A.; ROSENBAUM, D.; WHITTLE, M.; D'LIMA, D. D.; CRISTOFOLINI, L.; WITTE, H.; SCHMID, O.; STOKES, I. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various

joints for the reporting of human joint motion-part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, v. 35, n. 4, p. 543-548, 2002.

ZAMPARO, P.; PAVEI, G.; NARDELLO, F.; BARTOLINI, D.; MONTE, A.; MINETTI, A. E. Mechanical work and efficiency of shuttle running. *European Journal of Applied Physiology*, v. 116, n. 10, p. 1911-1919, 2016.

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

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO INFORMADO

Projeto de pesquisa: Avaliação da estabilidade do tronco em Exercício do Pilates por meio de um modelo biomecânico

Este projeto tem como objetivo: **Avaliar a estabilidade do tronco no exercício *long stretch do método Pilates*** em diferentes níveis de dificuldade do exercício e níveis de treinamento do executante por meio de um modelo biomecânico. Para tanto, você será avaliado (a) por meio de alguns procedimentos que estão descritos abaixo de maneira mais detalha.

Etapa 1: Você participará de uma coleta de dados que terá duração aproximada de uma hora, em dia previamente agendado. Para a sua realização, você deverá utilizar top e bermuda para o sexo feminino ou somente bermuda para o sexo masculino. Neste dia, você será avaliado (a) para sabermos sua estatura, massa corporal e percentual de gordura corporal.

Etapa 2: Para a análise dos exercícios a serem realizados, será necessário a colocação de marcadores reflexivos em alguns pontos específicos da sua perna, braço e coluna.

Etapa 3: Após, você fará um breve alongamento e aquecimento específico. Para então executar o exercício *long stretch front* do método Pilates. Você precisará fazer uma série de 10 repetições cada com uma intensidade de mola. Após um intervalo de cinco minutos, você irá repetir novamente a série de 10 repetições com outra intensidade de mola. Depois de termos confirmado a gravação dos dados, você será liberado.

Desconforto e risco: O experimento pode apresentar riscos mínimos para sua saúde física, que não são maiores do que aqueles que acontecem durante a sua prática de Pilates. Entre estes riscos estão eventuais dores musculares e cansaço.

Benefícios: Você terá acesso aos seus resultados dos testes. Além disso, por meio de sua participação, você irá contribuir para um melhor entendimento científico dos benefícios do método Pilates.

Garantia de acesso:

Em qualquer etapa do estudo você terá acesso aos profissionais responsáveis pela pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas. O principal investigador é o Prof. Jefferson Fagundes Loss que pode ser encontrado no Laboratório de Biomecânica do Movimento Humano, da Escola de Educação Física-Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (ESEFID-UFRGS). Maiores informações também podem ser esclarecidas com o responsável Jefferson Loss (telefone: 51-3308-5822), ou seu aluno de doutorado Artur Bonezi (telefone: 51-8141-7168).

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato:

Rubrica do sujeito de pesquisa ou responsável _____

Rubrica do pesquisador _____

Identificação do CEP-UFRGS: Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (telefone: 51-3308-3738).

É garantida a liberdade da retirada de consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo. É seu direito ser mantido atualizado sobre os resultados parciais das pesquisas, quando em estudos abertos, ou de resultados que sejam do conhecimento dos pesquisadores.

Despesas e compensações: não há despesas pessoais para o participante em qualquer fase do estudo. Também não há compensação financeira relacionada a sua participação.

Os resultados verificados serão guardados com suas devidas identificações e mantidos em confidencialidade, os quais serão utilizados única e exclusivamente para fins científicos.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li ou que foram lidas para mim, descrevendo o estudo sobre: **Avaliação da estabilidade do tronco em Exercício do Pilates por meio de um modelo biomecânico**

Eu discuti com os responsáveis: Prof. Jefferson Loss, Artur Bonezi sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e

riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia do acesso a atendimento imediato ou eventual transporte, caso necessário, para algum atendimento especializado como pronto-socorro.

Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo.

Data ____ / ____ / ____

Assinatura e nome do participante

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss
(Responsável pela pesquisa)

APÊNDICE 2

FATOR DE AMORTECIMENTO

Buscando identificar os principais fatores na determinação da rigidez durante a elaboração do presente modelo optou-se por não se utilizar o coeficiente de viscosidade (“ B ”), como explicado na secção 5.5.5 (modelamento massa mola).

Na Figura A2 é ilustrada a variação dos valores da rigidez ao longo do ciclo de execução do exercício, calculada de duas formas: com um coeficiente de viscosidade fixo de 100 Nms/rad (Figura A2 – a); e sem a utilização dessa variável no equacionamento (Figura A2 – b). Salienta-se mais uma vez que o procedimento utilizado neste estudo elege a resistência elástica do modelo como sendo a variável a ser obtida pelo processo de otimização. Neste sentido, não haveria como determinar o coeficiente de amortecimento pelo mesmo processo, restando apenas assumi-lo como um valor constante. Entretanto, no caso do sistema analisado, o corpo humano em movimento, assim como coeficiente de elasticidade, o coeficiente de viscosidade varia ao longo do exercício.

Não existe um consenso para o valor do coeficiente de viscosidade (B) na literatura. Além disto, os movimentos nos exercícios de Pilates são de um modo geral lentos e controlados, ou seja com baixas velocidades angulares. Assim, a influência de eventuais efeitos associados a velocidade ($B \cdot \omega$), como apresentado na equação 2, acaba não impactando de forma significativa no resultado final.

Estudos em outros contextos, como a corrida humana, também não utiliza o fator de amortecimento durante um modelamento massa mola do corpo humano (BLICKHAN, 1989). Nessa área de investigação diversas pesquisas já foram realizadas até os presentes dias (ZAMPARO *et al.*, 2016) ratificando que a ausência do fator de amortecimento não invalida ou diminuí a contribuição dos resultados e entendimentos de um modelo massa mola. Recentemente um estudo (FERRARO; FÁBRICA, 2017) analisando saltos verticais sugere que o fator de amortecimento pode ter uma contribuição importante em processos de otimização musculoesqueléticos, mas principalmente em movimentos explosivos, onde existe uma grande variação de velocidade.

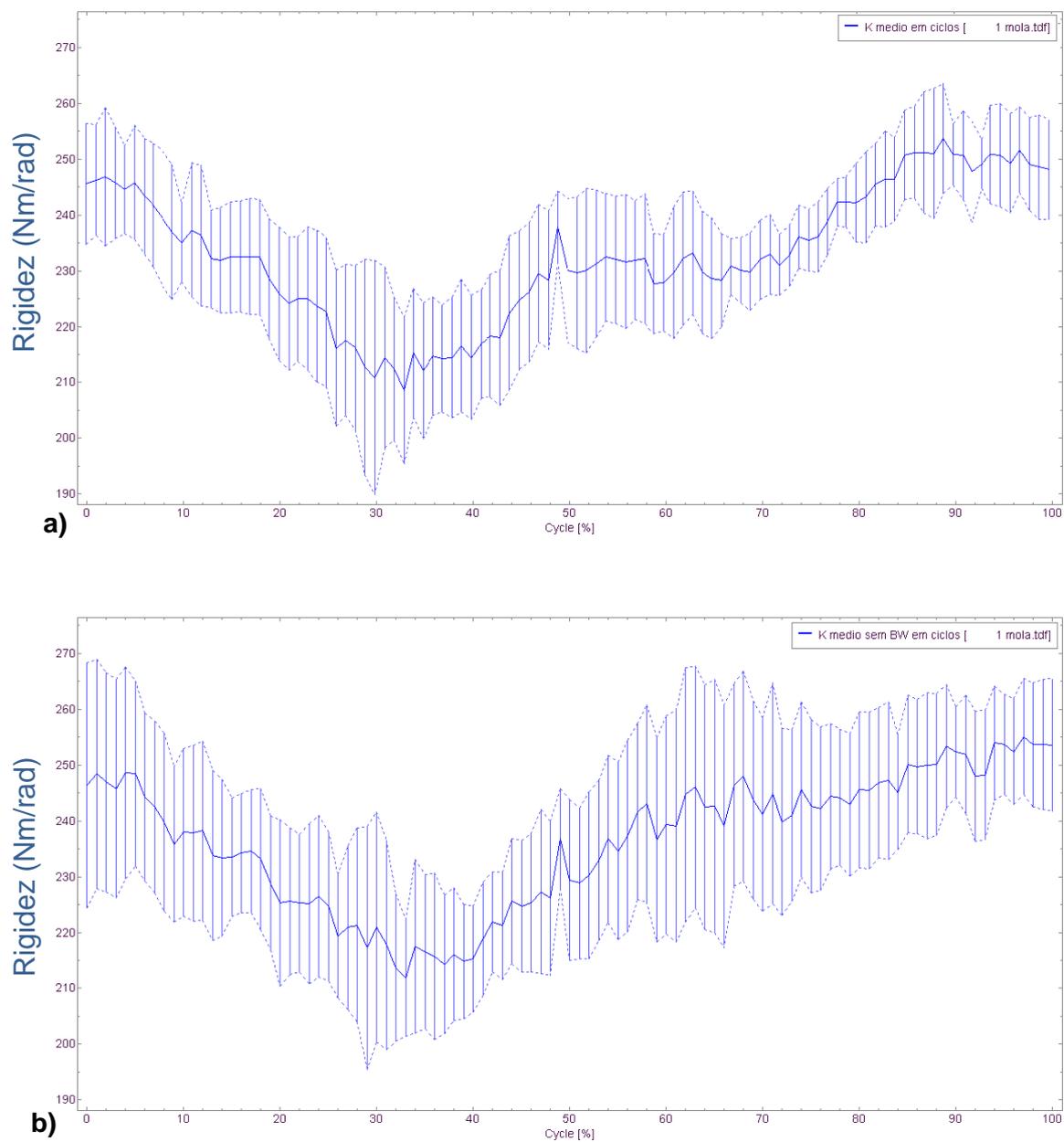


Figura A2: Variação dos valores da rigidez ao longo do ciclo de execução do exercício: a) com um coeficiente de viscosidade e b) sem a utilização dessa variável ($B \cdot \omega$) no equacionamento. Dados de um indivíduo experiente representativo da amostra.

APÊNDICE 3

ROTINAS SOFTWARE BTS PARA COEFICIENTE DE RIGIDEZ



