

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO

DANIELI SIRLEI DE MORAES

**Análise das forças internas impostas à coluna lombar durante o
exercício de prancha executado no *reformer*.**

Porto Alegre

2017

DANIELI SIRLEI DE MORAES

Análise das forças internas impostas à coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer*.

Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Loss.

Porto Alegre

2017

CIP - Catalogação na Publicação

de Moraes, Danieli Sirlei

Análise das forças internas impostas à coluna lombar durante o exercício de prancha executado no reformer. / Danieli Sirlei de Moraes. -- 2017.

75 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- 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. Biomecânica. 2. Pilates. 3. Coluna lombar. 4. Modelo biomecânico. 5. Forças internas. I. Loss, Jefferson Fagundes, orient. II. Título.

Danieli Sirlei de Moraes

**Análise das forças internas impostas à coluna lombar durante o
exercício de prancha executado no *reformer*.**

Conceito Final: _____

Aprovado emde.....de.....

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Cláudia Tarragô Candotti – ESEFID – UFRGS

Prof. Dr. Marcelo La Torre- UNISINOS

Prof^a. Dr^a. Mônica de Oliveira Melo – UCS

Orientador – Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss – ESEFID - UFRGS

AGRADECIMENTOS

Sem dúvida finalizar o mestrado é a realização de um sonho e muitas pessoas contribuíram para que este se tornasse realidade. Finalmente chegou o momento de agradecer e sem dúvida preciso agradecer a tudo e a todos!!

Ao meu orientador, Jefferson Fagundes Loss, por ter me proporcionado a oportunidade de desenvolver esse trabalho, pelos ensinamentos, pelas vezes que me impulsionou a pensar além, e quando eu não consegui me mostrou o caminho. Mas, principalmente por ter sempre me dado a liberdade de buscar as respostas aos meus questionamentos!

O mestrado nos proporciona conhecer pessoas com o mesmo objetivo e o mesmo desejo, neste caso, de buscar compreender os aspectos biomecânicos do movimento. E, esses “malucos” estão reunidos no GRUPO BIOMECH! Quero agradecer imensamente a TODOS os que estiveram comigo nessa caminhada, Will, Ed, Cati, Iã, Nico, Lê, Gui, Débora, Laura, Artur, Re, Fer, André, Juliano, Manu, Paula, Marja, Nise. E, também a todos os que já fizeram parte desse grupo e que deixaram um pouco de si! Em especial ao Marcelo La Torre que deu o pontapé inicial na análise das forças internas na coluna e me permitiu dar continuidade e desenvolver essa dissertação.

Minha gratidão especial aos meus colegas Will e Iã que contribuíram imensamente com a construção deste trabalho!

Agradeço especialmente aos meus parceiros de coleta: Will, Iã, Renata, Nico, Elenise, Paula e também às minhas amostras que foram as melhores!

As minhas amigas Paula Mesquita e Anna Torresan, merecem agradecimento pela amizade e carinho, e espero ter vocês na minha vida sempre.

Agradeço infinitamente a minha FAMÍLIA, pois sem vocês nada disso faria sentido. Amo vocês!

*“Eu não posso mudar a direção do vento, mas eu posso ajustar as minhas velas para
sempre alcançar o meu destino.”*

Jimmy Dean

RESUMO

Análise das forças internas impostas à coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer*.

Moraes, Danieli Sirlei de

Orientador Prof. Dr. Loss, Jefferson Fagundes

Na busca por programas de exercícios seguros para fortalecimento da coluna lombar é fundamental identificar quantitativamente exercícios que otimizem o recrutamento muscular com a simultânea minimização da sobrecarga compressiva da coluna. O Pilates tem se tornado cada vez mais popular dentre as atividades físicas usadas para manter a estabilidade da coluna lombar. O presente estudo busca propiciar a compreensão das condições que envolvem os exercícios do Pilates e as sobrecargas musculares e articulares geradas por esses à coluna lombar. Para tanto, foram conduzidos 3 estudos. Uma revisão sistemática a respeito de análises biomecânicas de exercícios de Pilates demonstrou que são necessários estudos adicionais com amostras mais representativas da população e com a combinação de métodos avaliativos para uma melhor definição e compreensão dos parâmetros biomecânicos durante a execução dos exercícios do Pilates. Um segundo estudo teve o objetivo de adaptar um macromodelo biomecânico (MM3D) a fim de estimar as sobrecargas na coluna lombar apresentou resultados promissores que instigaram a utilização do MM3D em um grupo maior de pessoas. Por fim, em um terceiro estudo foram avaliadas 15 mulheres praticantes de Pilates para verificar a influência da carga externa sobre a coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer*. Foram coletados simultaneamente dados de cinemetria e dinamometria, utilizando o sistema BTS SMART-DX 700. Após, esses dados serviram de variáveis de entrada para o MM3D que estimou as forças articulares e musculares resultantes na coluna lombar. Dados de eletromiografia (EMG) e o índice de esforço percebido (IEP) foram coletados. As comparações dos valores máximos e mínimos da força muscular, articular, (EMG) das três combinações de molas foram realizadas por meio de ANOVAS de medidas repetidas. Não houve interação significativa entre as combinações de molas analisadas e forças internas e EMG. Este é um primeiro passo a fim de melhor entendimento das forças internas impostas a coluna lombar durante exercícios como à prancha executada no *reformer*.

Palavras chave: Terapia por exercício, Forças internas, Coluna lombar

ABSTRACT

Analysis of the internal loads on the lumbar spine during plank exercise performed on the reformer.

Moraes, Danieli Sirlei de

Advisor Prof. Dr .Loss, Jefferson Fagundes

In the search for safe exercise programs for lumbar spine strengthening, it is essential to identify exercises that optimize muscle recruitment while minimizing compressive overload of the spine. Pilates has become increasingly popular among the physical activities used to maintain lumbar spine stability. The present study seeks to provide an understanding of the conditions that comprise Pilates exercises and the muscular and joint overloads generated by these exercises to the lumbar spine. Therefore, three studies were conducted. A systematic review of biomechanical analyzes of Pilates exercises has shown that additional studies with more representative samples of the population and with the combination of evaluative methods are needed to better define and understand the biomechanical parameters during the execution of Pilates exercises. A second study aimed to adapt a biomechanical macromodel (MM3D) in order to estimate lumbar spine loads presented promising results that instigated the use of MM3D in a larger group of people. Finally, in a third study, 15 women practicing Pilates were evaluated to verify the influence of the external load on the lumbar spine during the plank exercise performed in the reformer. Kinematic and kinect data were simultaneously collected using the BTS SMART-DX 700 system. After that, these data were used as input variables for the MM3D that estimated the resulting joint and muscle forces in the lumbar spine. Electromyographic data (EMG) and perceived exertion index (PEI) were collected. The comparisons of maximum and minimum muscle strength, joint and EMG values of the three spring combinations were performed using repeated measures ANOVA. There was no significant interaction between the combinations of analyzed springs in internal loads and EMG signal. This is a first step in order to better understand the internal loads imposed on the lumbar spine during exercises such as the plank performed on the reformer.

Key words: Exercise therapy, Internal loads, Lumbar spine.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** – Fluxograma dos estudos incluídos na Revisão Sistemática.....20
- Figura 2** – Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento.....38
- Figura 3** – Adaptação do MM3D. (A) Representação dos feixes musculares dos principais flexores do tronco. (B) Modelo espacial com dados cinemáticos 3D apresentando os marcadores.....39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estratégia de busca no <i>PubMed</i>	19
Tabela 2 - Estudos que utilizaram como instrumento avaliativo Eletromiografia.....	22
Tabela 3 - Estudos que utilizaram como instrumento avaliativo Cinemetria.....	23
Tabela 4 - Estudos que utilizaram como instrumento avaliativo Dinamometria.....	24
Tabela 5 – Avaliação da qualidade metodológica escala Downs & Black.....	26
Tabela 6 – Avaliação de EMG segundo recomendações da ISEK.....	27
Tabela 7 – Combinações da carga externa (molas) avaliadas.....	39
Tabela 8 – Médias e desvio padrão dos valores máximos do MP, FMR, FM e FA	42
Tabela 9 – Dados de pico máximo do MP e FMR no eixo Z, os dados de FM, FRP e FA nos três eixos calculados para a coluna lombar (L5-S1)	55
Tabela 10 - Valores médios e desvios padrão determinados para o índice de esforço percebido (IEP) entre as diferentes cargas externas.....	57

LISTA DE GRÁFICOS E QUADROS

Gráfico 1- Comportamento da FM ao longo de uma execução nas situações avaliadas.....	43
Gráfico 2- Comportamento da FA de cisalhamento ao longo de uma execução nas situações avaliadas.....	44
Gráfico 3- Comportamento da FA compressiva ao longo de uma execução nas situações avaliadas.....	45
Gráfico 4- Valores médios da força muscular calculadas pelo MM3D adaptado em cada uma das situações de carga externa avaliadas.....	56
Gráfico 5- Média e erro padrão dos valores RMS do reto abdominal (RA), oblíquo externo (OE), oblíquo interno (OI), multífidos (MUL), iliocostal (IL), longuíssimo (LG), deltóide anterior (DA), trapézio ascendente (TA) nas 3 situações analisadas.....	56
Quadro 1 - Dados de saída do MM3D.....	38
Quadro 2- Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos.....	75

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

1MV	1 mola vermelha
1MV1MA	1 mola vermelha e 1 mola amarela
2MV	2 molas vermelhas
FMR	Força muscular resultante
CVM	Contração voluntária máxima
DA	Deltóide anterior
EMG	Eletromiografia
FA	Força articular
FRP	Força de reação proximal
IL	Íliocostal
kg	Quilograma
L5	Quinta vértebra lombar
LG	Longuíssimo
M	Metro
MM3D	Macromodelo tridimensional
MP	Momento proximal
MUL	Multífido
N	Newton
OE	Oblíquo externo
OI	Oblíquo interno
P	Nível de significância
PCSA	Área de secção transversa fisiológica
RA	Reto abdominal
RMS	<i>Root mean square</i>
S1	Primeira vértebra sacral

SCG	Sistema de coordenadas global
TA	Trapézio ascendente
US	Ultrassom
η^2	Eta quadrado (tamanho de efeito ANOVA de medidas repetidas)
ω^2	Ômega quadrado (tamanho de efeito ANOVA One way)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	Estudo 1- Análises biomecânicas de exercícios do Método Pilates: uma revisão sistemática.	17
2.1	Introdução	18
2.2	Metodologia	19
2.2.1	Tipo de estudo e estratégia de busca	19
2.2.2	Seleção de estudos.....	19
2.2.3	Extração de dados, análise da qualidade e risco de viés	20
2.3	Resultados	21
2.3.1	Seleção dos estudos.....	21
2.3.2	Análise da qualidade e risco de viés.....	25
2.3.3	Instrumentos avaliativos	26
2.4	Discussão	28
2.5	Limitações.....	31
2.6	Conclusão.....	31
3	Estudo 2 - Adaptação de um modelo biomecânico para avaliação das forças internas na coluna lombar.	32
3.1	Introdução	33
3.2	Materiais e Métodos	34
3.2.1	Macromodelo	34
3.2.2	Adaptação do modelo.....	35
3.2.3	Saídas do modelo.....	36
3.3	Procedimento experimental	37
3.3.1	Aplicação	37
3.3.2	Aquisição de dados cinemáticos.....	38
3.3.3	Aquisição de dados cinéticos.....	38
3.3.4	Procedimento de análise.....	39
3.4	Análise Estatística	39

3.5	Resultados	40
3.6	Discussão	45
3.7	Limitações e Conclusões.....	47
4	Estudo 3 – Influência da carga externa sobre a coluna lombar durante o exercício de prancha no <i>reformer</i>	48
4.1	Introdução	49
4.2	Materiais e Métodos	50
4.2.1	Amostra	50
4.2.2	Instrumentação.....	50
4.2.3	Aquisição de dados.....	51
4.2.4	Procedimento de análise.....	52
4.3	Análise estatística	53
4.4	Resultados	54
4.4.1	Estimativa das forças internas	54
4.4.2	Ativação muscular	55
4.4.3	Índice do esforço percebido (IEP).....	56
4.5	Discussão	56
4.6	CONCLUSÃO.....	59
5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	60
6	REFERÊNCIAS	61
7	ANEXOS	69
7.1	Anexo A	69
7.2	Anexo B	70
8	Suplementos	75

1 INTRODUÇÃO

Tradicionalmente, exercícios dinâmicos, como flexões de tronco, são os movimentos mais usados em programas de estabilização e fortalecimento dos músculos da coluna vertebral (LEE, MCGILL, 2015). Todavia, pesquisas sobre a anatomia funcional dos músculos do tronco e mecanismos de lesão da coluna vertebral, colocam em questionamento o uso desse tipo de movimento devido a seu potencial de gerar altas sobrecargas compressivas à coluna (AXLER e MCGILL, 1997; MCGILL *et al.*, 2014). Por esse motivo, exercícios para estabilização da coluna em isometria, como a prancha, têm sido considerados fundamentais para a manutenção da integridade das estruturas da coluna lombar, ao promover o fortalecimento muscular e ao mesmo tempo uma menor sobrecarga compressiva da coluna vertebral (MCGILL e KARPOWICZ, 2009; LEE, MCGILL 2015).

Entre os métodos de exercícios usados para a estabilização da coluna, o Pilates tem se tornado cada vez mais popular (SOROSKY, STILP, AKUTHOTA, 2008). O Pilates destaca-se pela sua característica de priorizar o fortalecimento da parte central do corpo por meio de uma série de exercícios com padrões de movimentos específicos e em diferentes equipamentos, o que permite uma variedade de combinações das molas de modo a alterar a carga externa (SILVA *et al.*, 2009; LOSS *et al.*, 2010; SACCO *et al.*, 2014). As diferentes combinações entre as molas podem facilitar ou dificultar a execução do exercício, alterando principalmente o desafio de estabilizar o tronco (LOSS *et al.*, 2012; SACCO *et al.*, 2014). Porém, se por um lado está claro para praticantes e instrutores que, durante o exercício de prancha no *reformer*, quanto maior for a carga selecionada pelas molas, maior será a sobrecarga na articulação do ombro. Porém, a sobrecarga na região lombar carece de maiores esclarecimentos.

Conhecer a sobrecarga interna devido à alteração da carga externa em exercícios do método Pilates é primordial, uma vez que a avaliação do risco de lesão na coluna vertebral durante os movimentos, bem como a elaboração de programas de prevenção e tratamento eficazes, depende, entre outros, de uma estimativa precisa das forças musculares do tronco e sobrecargas internas da coluna vertebral (ARJMAND *et al.*, 2009; 2010). O presente estudo busca propiciar a compreensão das condições que envolvem os exercícios do método Pilates e as sobrecargas musculares e articulares geradas por estes à coluna lombar. O conhecimento da magnitude das forças internas que envolvem o exercício de prancha no *reformer* possibilita a prescrição de programas de exercícios mais

seguros ao fornecer dados quantitativos úteis. Surge, assim, o questionamento deste estudo: qual o efeito de diferentes cargas de molas na sobrecarga (força muscular e articular) imposta à coluna lombar durante a execução do exercício de prancha executado no *reformer*?

Na busca por responder tal questionamento, esta dissertação aborda tópicos relacionados a análises biomecânicas em exercícios do Pilates a fim de compreender as sobrecargas geradas na coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer*. Para tanto, esta é dividida em 5 capítulos que em conjunto buscam responder ao problema de pesquisa desenvolvido neste mestrado.

O Capítulo 1 apresenta uma introdução geral ao tema da dissertação. O Capítulo 2 está em formato de artigo e tem como objetivo sumarizar a evidência acerca dos estudos que utilizaram como métodos avaliativos análises biomecânicas durante a execução de exercícios do método Pilates. Este trabalho será submetido à Revista Human Movement Science.

O Capítulo 3 apresenta a descrição dos materiais e métodos da dissertação por meio da adaptação de um macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D) o qual será utilizado para realizar a estimativa das forças internas durante um exercício do Pilates. Este trabalho será submetido à Journal of Bodywork and Movement Therapies.

O Capítulo 4 contém o artigo central dessa dissertação e usa o MM3D adaptado para a análise das forças muscular e articular impostas a coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer* com diferentes cargas externas. Este trabalho será submetido à Journal Electromyography and Kinesiology.

Já, o Capítulo 5 apresenta as considerações finais da dissertação, apontando as implicações clínicas e a direção para pesquisas futuras.

2 Estudo 1- Análises biomecânicas de exercícios do Método Pilates: uma revisão sistemática.

Resumo

O objetivo desse estudo foi sumarizar a evidência acerca da análise biomecânica de exercícios do Método Pilates por meio de uma revisão sistemática. A estratégia de pesquisa inclui as bases EMBASE, LILACS, MEDLINE, PEDro, PubMed, SciELO, Science Direct, Scopus e Web of Science. Foram considerados elegíveis os estudos que realizaram avaliação de movimento da execução de ao menos um dos exercícios do Método Pilates utilizando como método avaliativo ferramentas biomecânicas (tais como: técnicas de cinemetria, dinamometria e eletromiografia (EMG)). Para a análise da qualidade metodológica foi usada a escala Downs & Black. A qualidade da captação do sinal eletromiográfico foi avaliado por meio dos *Standards for Reporting EMG Data* do ISEK. Foram incluídos 25 estudos todos do tipo observacional, EMG (n=20), cinemetria (n=10) e dinamometria (n=4) como instrumento avaliativo. O principal objetivo dos estudos que usaram EMG foi a comparação entre exercícios e equipamentos, conhecimento da ativação dos músculos do *powerhouse*, técnicas de respiração, a interferência da alteração da mola na ativação muscular, exercícios em superfícies instáveis. A cinemetria foi usada especialmente com o objetivo de identificar as execuções de movimento para o recorte dos dados de EMG. A dinamometria foi utilizada para o conhecimento das forças no membro inferior. Apesar da importante contribuição dos dados biomecânicos já produzidos pelos estudos incluídos, são necessários estudos adicionais com amostras mais representativas da população e com a maior diversidade de métodos avaliativos, para uma melhor definição e compreensão dos parâmetros biomecânicos durante a execução dos exercícios do Pilates.

Palavras chave: Biomecânica, Terapia por exercício, Pilates.

2.1 Introdução

A análise de movimentos e exercícios vem sendo alvo frequente de estudo, de modo especial na avaliação por meio de técnicas e instrumentos da área da biomecânica (MCGILL; CANNON; ANDERSEN, 2014; LEE; MCGILL, 2015; FAYH *et al.*, 2017). Cabe conceituar, que a biomecânica é a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano, bem como os efeitos produzidos pelas mesmas (HAY, 1993). Dessa forma, a biomecânica possibilita a descrição do fenômeno complexo que é o movimento humano, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento, sendo de grande importância a preocupação com os seus métodos de medição (AMADIO *et al.*, 2007).

Dentre as principais técnicas de medição biomecânicas têm-se a cinemetria, a qual é utilizada para análise espacial de segmentos; a dinamometria, que mensura as forças, torques e pressões; e a eletromiografia (EMG), utilizada para mensuração da atividade muscular. Tais técnicas, individualmente ou em conjunto, têm sido aplicadas para análise de exercícios de Pilates (MELO *et al.*, 2011; MENACHO *et al.*, 2013; WERBA *et al.*, 2017).

O Método Pilates vem ganhando destaque na reabilitação, prevenção e aprimoramento das capacidades físicas (TINOCO-FERNANDEZ, 2016). Contudo, ainda carece de evidências, uma vez que os parâmetros para tomada de decisões na escolha dos exercícios de Pilates são quase exclusivamente baseados na experiência dos instrutores (BRODT *et al.*, 2014). Portanto, conhecer de forma objetiva a exigência de esforço durante os exercícios é de grande utilidade para profissionais que realizam avaliações de exercícios e pesquisas futuras usando análises biomecânicas.

Nesse contexto, uma única revisão sistemática abordou a análise biomecânica apenas da musculatura do tronco e da pelve durante a realização de exercícios de Pilates, e seus resultados apontaram para o fato de que a mudança de posicionamento do praticante/molhas e a escolha dos exercícios interferem diretamente na ativação muscular durante a realização de exercícios (OLIVEIRA *et al.*, 2015). Não foram, porém, identificados estudos que compilem as informações de avaliação de todos os segmentos corporais por meio de técnicas de biomecânica e que apresentem o nível de evidência de seu uso para análises de exercícios do Pilates. Diante disso, o objetivo deste estudo foi sumarizar a evidência acerca da análise biomecânica de exercícios do Método Pilates.

2.2 Metodologia

2.2.1 Tipo de estudo e estratégia de busca

O presente estudo compreendeu uma revisão sistemática da literatura, direcionada pelo *PRISMA Statement* (MOHER, LIBERATI, TETZLAFF, ALTMAN, and The PRISMA Group, 2009) com base nas recomendações da colaboração *Cochrane*, a qual foi registrada no PROSPERO sob o protocolo CRD42017058222. Foram conduzidas buscas sistemáticas, entre os dias 05 a 09 de março de 2017, nas bases EMBASE, LILACS, MEDLINE, PEDro, PubMed, SciELO, Science Direct, Scopus e Web of Science. Um exemplo de estratégia de busca pode ser observado na Tabela 1. Cabe salientar, que as buscas foram ajustadas para cada uma das bases, uma vez que as mesmas apresentam mecanismos distintos.

Tabela 1. Estratégia de busca no *PubMed*.

#1	“Pilates training” OR “Pilates-based exercises” OR “Exercise movement techni*” OR Pilates OR “Pilates method”
#2	Search (“Biomechanic*” OR “Electromyogr*” OR “Torque” OR “Kinematic*” OR “Kinetic*” OR “Muscle strength”)
#3	Search (#1 AND #2)

2.2.2 Seleção de estudos

Durante a primeira triagem dois avaliadores, de forma independente, selecionaram os estudos potencialmente relevantes a partir da leitura de títulos e resumos. Após, os estudos selecionados de acordo com os critérios de elegibilidade, foram lidos na íntegra pelos mesmos avaliadores independentemente. Os casos de desacordo foram resolvidos por consenso, e, quando isto não foi possível, por intermédio de um terceiro avaliador.

Para serem considerados elegíveis os estudos precisaram cumprir os critérios: (1) realizar a avaliação de movimento da execução de ao menos um dos exercícios do Método Pilates, utilizando como método avaliativo ferramentas biomecânicas (tais como: técnicas de cinemetria, dinamometria e eletromiografia); (2) estar redigido nas línguas portuguesa, inglesa ou espanhola; (3) não ser revisão sistemática.

2.2.3 Extração de dados, análise da qualidade e risco de viés

Os mesmos avaliadores, independentemente, extraíram as características e resultados dos estudos por meio de um formulário padronizado (1º autor, ano, amostra, exercício e protocolo, segmento avaliado, metodologia avaliativa e resultados). Foi realizada, também por dois avaliadores independentes a avaliação da qualidade metodológica e do risco de viés, sendo esta com base na escala proposta por Downs & Black (1998) a qual consiste em um *checklist* de 27 itens que são respondidos com sim (assinalados com \surd , quando a informação é contemplada pelo estudo, e não (assinalados com X), quando o item não é atendido. Optou-se por utilizar essa escala, pois, além dela possuir reprodutibilidade e consistência interna, é um instrumento flexível que consegue avaliar estudos observacionais e ensaios clínicos. Como não foram identificados estudos de ensaio clínico, nem todos os itens foram considerados na avaliação. Dos 27 itens presentes no *checklist* da escala Downs & Black, apenas 12 itens foram considerados devido à adequação de questões pertinentes à estudos observacionais. Uma vez que a escala não fornece classificações acerca da qualidade, foi escolhido o ponto de corte de atendimento de 70% dos itens para que o estudo fosse considerado de alta qualidade. Ou seja, o estudo precisaria atender a pelo menos 9 dos 12 itens avaliados. A partir dos resultados obtidos da avaliação por meio da escala, será discutida a qualidade metodológica dos estudos incluídos.

Além disso, os estudos que utilizaram como instrumento avaliativo a eletromiografia (EMG) foram analisados de acordo com a qualidade dos procedimentos à ativação elétrica por meio do *Standards for Reporting EMG Data*, publicado pelo Journal of Electromyography & Kinesiology. Este, consiste de recomendações em 8 itens referente a coleta, processamento e análise dos dados de EMG. Sendo estes: 1- Descrição do tipo de eletrodo; 2- Amplificação do sinal; 3- Descrição do filtro usado para o sinal bruto; 4- Descrição da retificação do dado de EMG; 5- Processamento do sinal; 6- Amostragem do sinal de EMG; 7- Normalização; 8- Crosstalk. (*Standards for Reporting EMG Data*: anexo B). O *Standards for Reporting EMG Data* não fornece classificações acerca da qualidade, foi então escolhido o ponto de corte de atendimento de 70% dos itens para que o estudo fosse considerado de alta qualidade em relação a descrição dos dados referente à ativação elétrica. Ou seja, o estudo precisaria atender a pelo menos 6 dos 8 itens avaliados.

2.3 Resultados

2.3.1 Seleção dos estudos

Foram identificados 3303 estudos por meio da busca eletrônica. Após a triagem pela leitura de títulos e resumos, foram considerados 56 estudos potencialmente elegíveis para inclusão e revisão na íntegra. Destes, 25 preencheram os critérios de inclusão, e compuseram a análise qualitativa da presente revisão. A Figura 1 descreve o fluxo dos estudos dessa revisão.

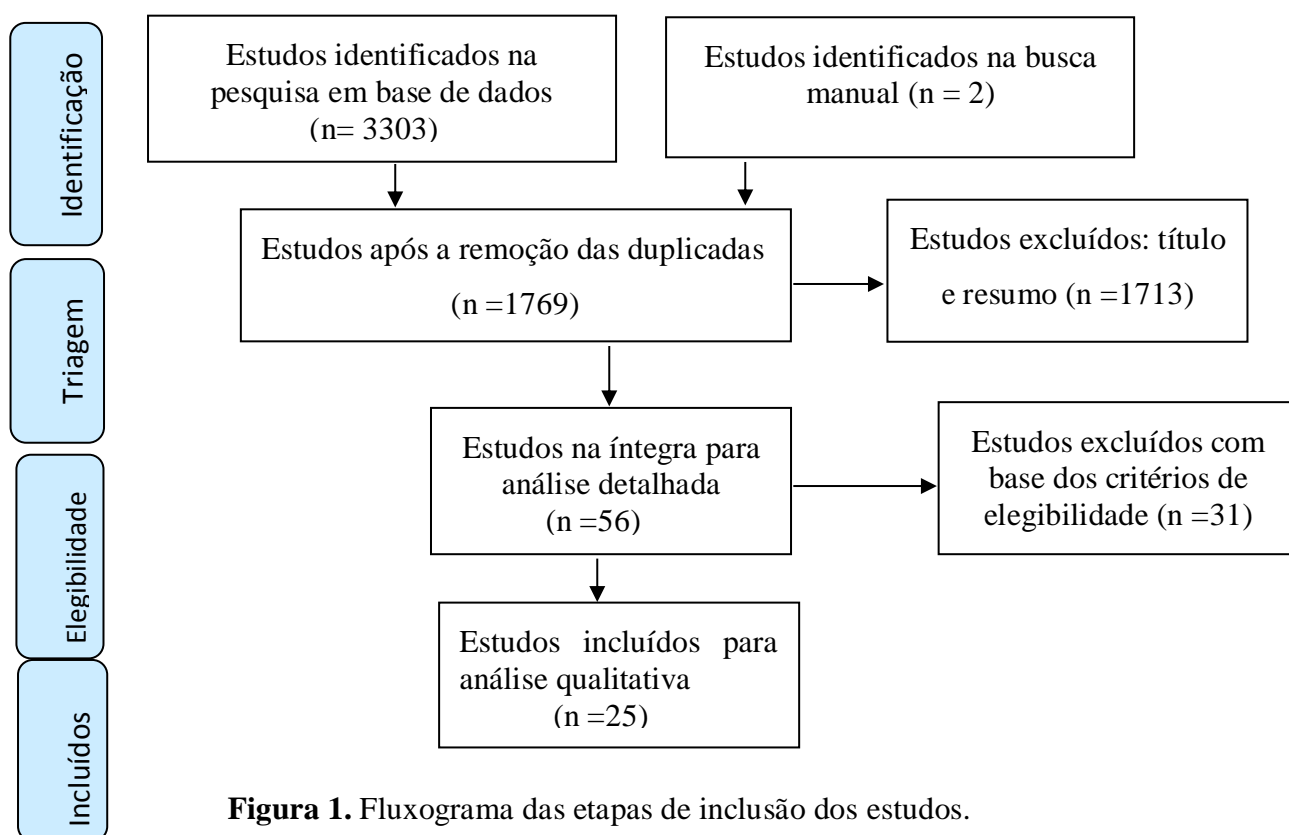


Figura 1. Fluxograma das etapas de inclusão dos estudos.

Os estudos incluídos foram agrupados de acordo com a técnica biomecânica usada como método avaliativo. A síntese dos estudos é apresentada nas Tabelas 2-4.

Tabela 2- Síntese dos estudos incluídos que utilizaram somente EMG como instrumento avaliativo.

1ºautor (ano)	Objetivo	Amostra	Exercício	Segmento	Instrumento avaliativo
Lim (2016)	Comparar EMG no membro afetado e não afetado de acordo com o nível de recuperação do membro superior entre atividade bilateral com mãos unidas e atividade bilateral com <i>magic circle</i> .	20 pacientes internados (12H, 8M) por AVC, divididos em dois grupos.	Exercício de membro superior com <i>magic circle</i> e exercício de membro superior sem acessório.	Membros superiores	EMG
Andrade (2015)	Analisar o efeito dos princípios de Pilates na EMG de músculos abdominais e paraespinhais em superfícies estáveis e instáveis.	19 mulheres não praticantes de Pilates	Exercícios abdominais: Pilates em superfície instável e estável.	Abdômen	EMG
Barbosa (2015)	Avaliar o comportamento do RA superior, RA inferior e TRA /OI usando EMG de superfície durante a flexão do tronco com e sem a respiração de Pilates.	19 mulheres não praticantes de Pilates	Flexão do tronco no <i>step barrel</i> com e sem respiração de Pilates	Abdômen	EMG
Moon (2015)	Comparar a EMG e a espessura muscular profunda durante o relaxamento e exercício de estabilização da coluna vertebral.	30, Pilates (n = 10), exercícios resistidos (n = 10) e controle (n = 10).	Abdominal drawing-in maneuver, bridging, roll-up, and one-leg raise.	Abdômen	EMG
Silva (2015)	Avaliar o comportamento elétrico do reto abdominal superior e inferior durante exercícios de Pilates.	17 mulheres não praticantes de Pilates	Roll up, double leg stretch, coordination, crisscross e footwork	Abdômen	EMG
Paz (2014)	O objetivo deste estudo é verificar a ativação eletromiografia dos músculos do tronco durante exercícios de estabilidade do método Pilates.	15 indivíduos praticantes de Pilates	Superman, swimming breaststroke extensão de quadril quadruped arm e lower extremity lift	Tronco	EMG
Rossi (2014)	Comparar a co-ativação antagonista dos músculos do tronco local e global durante exercícios de Pilates.	12 mulheres não praticantes de Pilates.	Hundred I e II; One Leg Stretch I e II Scissors I	Tronco	EMG
Souza (2012)	Comparar a ativação eletromiográfica da coxa e do abdômen em dois exercícios realizados no solo e em aparelho	11 mulheres praticantes de Pilates	Hundred no solo e Reformer, teaser no solo e Cadillac	Abdômen e membro inferior	EMG
Petrofsky (2005)	Avaliar a ativação elétrica de músculos do tronco e membro inferior durante exercícios em equipamentos convencionais com peso e durante exercícios de Pilates com e sem resistência	6 não praticantes de Pilates 4M e 2H	Adução de quadril, agachamento de quadril unilateral e agachamento	Tronco e membro inferior	EMG

Tabela 3- Síntese dos estudos incluídos que utilizaram cinemetria como instrumento avaliativo.

1º autor (ano)	Objetivo	Amostra	Exercício	Segmento	Instrumento avaliativo
Dias (2014)	Comparar a EMG abdominal durante o desempenho de exercícios de Pilates.	16 mulheres praticantes de Pilates	<i>Longspine</i> no mat, <i>Cadillac</i> e <i>reformer</i> <i>Teaser</i> no mat, <i>Cadillac</i> e cadeira.	Abdômen	EMG Cinemetria
Sacco (2014)	Comparar a atividade eletromiográfica dos músculos OI, RA, MU, IL e DA durante o <i>pull-up</i> em dois níveis de dificuldade (mola alta e mola baixa).	9 indivíduos praticantes de Pilates	<i>Pull up</i>	Membro superior abdômen	EMG Cinemetria
Marques (2013)	Avaliar a EMG de IL, IO e MU e a cocontração antagonista (IO / MU e IO / IL) durante o Princípio de Centralização do Método de Pilates	18 não praticantes de Pilates: grupo com dor lombar (n=8) e grupo controle (n=10)	Contração isométrica do <i>powerhouse</i>	Tronco	EMG Cinemetria
Menacho (2013)	Comparar a EMG de múltípidos na realização do mesmo exercício de Pilates sob 2 condições.	16 mulheres praticantes de Pilates	Swan dive e breast stroke	Tronco	EMG Cinemetria
Silva ^a (2013)	Comparar e analisar o sinal eletromiográfico do MU bilateralmente durante exercícios do método Pilates, série de Williams e Spine Stabilization.	10 mulheres não praticantes de Pilates.	Leg pullfront modificado série de Williams e o quadruped Spine Stabilization.	Tronco	EMG Cinemetria
Silva ^b (2013)	Analisar e comparar a EMG do músculo reto abdominal e músculo oblíquo externo durante um programa de exercícios abdominais tradicionais e exercícios de Pilates, utilizando uma bola e uma faixa elástica.	10 mulheres não praticantes de Pilates	Abdominais e roll-up bola e banda elástica	Abdômen	EMG Cinemetria
Melo (2011)	Avaliar o comportamento do torque de resistência do exercício de extensão de quadril no <i>Cadillac</i> ; estimar a força muscular dos extensores e flexores.	14 indivíduos praticante de Pilates	Extensão do quadril do <i>cadillac</i> em quatro situações diferentes	Membros inferiores	Cinemetria
Loss (2010)	Verificar a influência de diferentes regulagens de mola e posições do indivíduo sobre a ativação elétrica dos múltípidos e oblíquos externos durante a flexoextensão do quadril.	8 praticantes de Pilates,	Flexão e extensão de quadril no <i>cadillac</i>	Abdômen	EMG Cinemetria
Menacho (2010)	Analisar a atividade eletromiográfica dos músculos extensores de coluna durante três exercícios de mat Pilates	11 mulheres, não praticantes	Swimming, single leg kick, prone back extension e double leg kick	Tronco	EMG Cinemetria

1ºautor (ano)	Objetivo	Amostra	Exercício	Segmento	Instrumento avaliativo
Queiroz (2010)	Comparar a atividade de estabilização do tronco e músculos do quadril em quatro variações de exercícios de estabilização de Pilates na posição quadrúpede.	19 praticantes de Pilates	<i>Quadruped no reformer</i>	Membro inferior e tronco	EMG Cinemetria
Silva (2009)	Comparar a ativação elétrica do reto femoral, bíceps femoral cabeça longa e semitendíneo e o torque de resistência da extensão de quadril realizado com a mola fixada em duas posições distintas no Cadillac.	12 praticantes de Pilates	Extensão do quadril no Cadillac com diferentes molas	Membros inferiores	EMG Cinemetria
Sacco (2005)	Analisar por uma visão cinesiológica e biomecânica alguns exercícios do método Pilates e compará-los.	2 instrutoras de Pilates	Hamstring Stretch, swan from floor, torso press sit, teaser I, swan; Spine Stretch, hundred, short box, pulling straps, hundred	Todo seguimento corporal	Cinemetria

Tabela 4- Síntese dos estudos incluídos que utilizaram dinamometria como instrumento avaliativo.

1ºautor (ano)	Objetivo	Amostra	Exercício	Segmento	Instrumento avaliativo
Machado (2016)	Caracterizar a curva de força x tempo no <i>footwork</i> ; verificar e comparar a força aplicada pelo mesmo membro contra a resistência de dois tipos de molas.	20 indivíduos praticantes de Pilates (15M e 5H)	<i>Footwork no reformer</i>	Membros inferiores	Dinamometria
Brodt (2014)	Desenvolver e descrever um dispositivo capaz de medir a direção e a magnitude da força exercida sobre a barra do <i>reformer</i> e comparar a estimativa de força pelo nível de deformação das molas	Um voluntário	<i>Footwork</i>	Membro inferior	Dinamometria Cinemetria
Cantergi (2014)	Determinar os momentos do joelho e do quadril durante extensões de pernas realizada no <i>reformer</i> e estimar as forças em músculos individuais que cruzam essas articulações usando otimização estática.	15 sujeitos (3H, 12M).	Footwork no reformer	Membros inferior	Dinamometria Cinemetria
Barbosa (2013)	Avaliar a EMG do bíceps braquial e do reto abdominal superior durante a flexão do antebraço com e sem a técnica de centralização de Pilates	10 sujeitos com pelo menos 1 semana de experiência em Pilates	Contração isométrica com respiração e ativação do <i>powerhouse</i> e flexão isométrica do cotovelo	Membro superior e abdômen	EMG Dinamometria

2.3.2 Análise da qualidade e risco de viés

A pontuação de qualidade metodológica dos estudos é informada pela escala Downs & Black (1998) apresentada na Tabela 5.

Tabela 5. Pontuação e escore dos estudos na avaliação da qualidade metodológica pela escala Downs & Black (1998).

Primeiro autor (ano)	1	2	3	6	7	9	10	11	12	16	18	20	% de itens atendidos
Lim (2016)	√	√	√	√	√	√	X	X	X	√	X	√	67
Machado (2016)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	X	√	75
Andrade (2015)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Barbosa (2015)	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	91
Cantergi (2015)	√	√	√	√	√	√	X	X	X	√	√	√	75
Moon (2015)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Silva (2015)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Brodt (2014)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Dias (2014)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Paz (2014)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Sacco (2014)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Barbosa (2013)	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	91
Marques (2013)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Menacho (2013)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Rossi (2013)	√	√	√	√	√	√	√	√	X	√	√	√	91
Silva ^a (2013)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Silva ^b (2013)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Souza (2012)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Melo (2011)	√	√	√	√	√	√	X	X	X	√	√	√	75
Loss (2010)	√	√	√	√	√	√	X	√	X	√	√	√	83
Menacho (2010)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Machado (2010)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Queiroz (2010)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Silva (2009)	√	√	√	√	√	√	√	X	X	√	√	√	83
Petrosky (2005)	√	√	√	X	X	√	X	X	X	√	X	X	42
Sacco (2005)	√	√	X	X	X	√	X	X	X	√	X	√	42

Legenda: Respostas aos critérios: √: Sim; X: Não (Critérios da escala Downs & Black: anexo A). Os critérios 04, 05, 08, 13-15, 17, 19, 21-27 da escala, utilizados para estudos clínicos, não foram utilizados pois todos os estudos são do tipo observacional.

2.3.3 Instrumentos avaliativos

Para facilitar a compreensão, os resultados foram agrupados de acordo com os instrumentos avaliativos utilizados nos estudos.

2.3.3.1 Eletromiografia (EMG)

Do total de 25 estudos incluídos na análise qualitativa da presente revisão, 20 usaram como instrumento avaliado a eletromiografia. Tal escolha pode ser justificada pelo fato de que, através do sinal EMG, pode-se determinar o padrão temporal da atividade muscular, e conseqüentemente, indicadores da coordenação da técnica de movimento, contribuindo substancialmente para o entendimento do recrutamento muscular durante os exercícios do Pilates. A Tabela 6 apresenta análise da qualidade dos procedimentos relacionados à ativação elétrica de todos os estudos que usaram EMG. Os estudos foram avaliados por meio do *Standards for Reporting EMG Data*, atualizado em 2017, padrão de referência internacional adotado pela comunidade científica. Como não há uma classificação referente a qualidade da descrição dos parâmetros relacionados a EMG, foi estipulado um ponto de corte de atendimento de 70% dos itens para ser considerado de alta qualidade.

Tabela 6. Resultados da avaliação de EMG segundo recomendações da ISEK.

1º Autor ano	Itens								Total de itens contemplados
	1	2	3	4	5	6	7	8	
Lim (2016)	1	0	1	0	1	1	1	1	6
Andrade (2015)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Barbosa (2015)	1	1	1	0	1	1	1	1	7
Moon (2015)	1	0	1	0	0	1	1	1	5
Silva (2015)	1	1	1	0	1	1	1	1	7
Dias (2014)	1	1	1	0	1	1	1	1	7
Paz (2014)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Sacco (2014)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Barbosa (2013)	1	1	1	0	1	1	1	1	7
Marques (2013)	1	1	1	0	1	1	1	1	7

Tabela 6. Resultados da avaliação de EMG segundo recomendações da ISEK.

1º Autor ano	Itens								Total de itens contemplados
	1	2	3	4	5	6	7	8	
Menacho (2013)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Rossi (2013)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Silva ^a (2013)	1	1	1	0	0	1	1	1	6
Silva ^b (2013)	1	1	1	0	0	1	1	1	6
Souza (2012)	1	1	1	0	0	1	1	1	6
Loss (2010)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Menacho (2010)	1	1	1	0	1	1	1	1	7
Queiroz (2010)	1	1	1	1	1	1	1	1	8
Silva (2009)	1	0	1	0	1	1	1	1	6
Petrofsky (2005)	0	1	0	0	1	1	1	0	4

Legenda: Pontuação: 1 = informação apresentada; 0 = informação não apresentada; Itens: 1- Descrição do tipo de eletrodo; 2- Amplificação do sinal; 3- Descrição do filtro usado para o sinal bruto; 4- Descrição da retificação do dado de EMG; 5- Processamento do sinal; 6-Amostragem do sinal de EMG; 7- Normalização; 8- Crosstalk. (*Standards for Reporting EMG Data: Anexo B*).

2.3.3.2 Cinemetria

Dez estudos realizaram análises de dados cinemáticos. Desses oito usaram cinemetria aliada à técnica de EMG com o objetivo de fornecer dados quantitativos relativos as execuções, divisão das fases de movimento em concêntrica e excêntrica (MENACHO *et al.*, 2010; LOSS *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2013a; SILVA *et al.*, 2013b; MENACHO *et al.*, 2013; MARQUES *et al.*, 2013, SACCO *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014. Melo (2011) usou a eletrogonimetria para determinação das fases do movimento e a técnica de diagrama de corpo livre para analisar o torque resistente e a força muscular resultante no exercício de flexão- extensão de quadril no trapézio; e Silva (2009) realizou a análise do torque de resistência do movimento. O torque de resistência também foi calculado pela técnica de fotogrametria por Sacco (2005).

2.3.3.3 Dinamometria

Poucos estudos realizaram a análise de dados cinéticos (BARBOSA *et al.*, 2013; BRODT *et al.*, 2014; CANTERGI *et al.*, 2014; MACHADO *et al.*, 2016), destes, três utilizaram dados de dinamometria para avaliação da flexão e extensão de quadril no exercício *footwork* no *reformer* (BRODT *et al.*, 2014; CANTERGI *et al.*, 2014; MACHADO *et al.*, 2016). Um estudo utilizou dados cinéticos juntamente com a EMG para avaliar bíceps braquial e reto abdominal superior, durante a flexão do antebraço com e sem a técnica de centralização de Pilates (BARBOSA *et al.*, 2013).

2.4 Discussão

Esta revisão teve como objetivo sumarizar a evidência acerca da análise biomecânica de exercícios do Método Pilates. A estratégia de pesquisa usada nesta revisão sistemática foi altamente sensível para identificar estudos em todas as principais bases de dados. Cabe ressaltar que, de acordo com o objetivo da presente revisão sistemática, entendemos não ser apropriado classificar a qualidade da evidência, mas sim analisar os estudos baseado nos instrumentos avaliativos usados juntamente com os dados obtidos pela análise da qualidade com a escala Downs & Black (1998).

Com relação a qualidade metodológica dos estudos incluídos, os dados são informados pela escala Downs & Black (1998) apresentados na Tabela 5. Dos 25 estudos, todos do tipo observacional, 22 obtiveram score acima de 70% e foram classificados com elevada qualidade metodológica. Este score é de extrema importância para a qualidade dessa revisão sistemática, uma vez que o principal componente do conhecimento produzido por esse tipo de pesquisa envolve a utilização de pesquisas de alta qualidade. Os itens referentes a representatividade da população de onde foram recrutados foram os que tiveram menor pontuação. Porém, essa é uma característica dos estudos incluídos, todos do tipo observacional.

Resultados procedente de estudos de boa qualidade são mais confiáveis, enquanto isso, maior grau de incerteza está presente em resultados procedentes de estudos de baixa qualidade. Três estudos apresentaram score inferior ao ponto de corte estipulado de 70% e foram considerados de baixa qualidade metodológica (LIM *et al.*, 2016; SACCO *et al.*, 2005; PETROFSKY, 2005). Estes estudos carecem de informações detalhadas sobre os métodos utilizados e apresentam erros metodológicos que comprometem a validade

interna e externa. Por esse motivo, os resultados desses estudos devem ser interpretados com cautela. Uma vez que, os vieses apresentados podem repercutir negativamente de uma tomada de decisão de forma errônea até a incorporação de novos conceitos que poderão estar incorretos.

A principal implicação clínica dos resultados apresentada pelos autores dos estudos incluídos é o auxílio aos profissionais que trabalham com Pilates a melhor prescrição dos exercícios. Os estudos que foram feitos sobre aspectos biomecânicos do Pilates confirmam que as variáveis biomecânicas como ativação muscular e estabilidade da pelve recebem interferência direta da alteração da demanda externa gerada por diferentes posicionamentos das molas (LOSS *et al.*, 2010; SACCO *et al.*, 2014). Adicionalmente, o uso da técnica de centralização do Pilates durante a realização de exercícios gera maior ativação elétrica dos músculos tronco (BARBOSA *et al.*, 2013; MARQUES *et al.*, 2013; BARBOSA *et al.*, 2015; ANDRADE *et al.*, 2015). Ainda, fatores como o uso de superfícies instáveis oferecem maior desafio e maior ativação muscular. Esses são os prováveis fatores que irão causar diferentes padrões biomecânicos ao comparar diferentes exercícios ou situações de execuções (OLIVEIRA *et al.*, 2015).

Dos 25 estudos incluídos, 20 utilizaram a EMG como instrumento avaliativo. O principal enfoque dos estudos foi na região do tronco ou do *powerhouse*, mais especificamente a ativação muscular, estabelecimento de padrões comparativos entre exercícios e equipamentos (MENACHO *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2012; ROSSI *et al.*, 2014; MENACHO *et al.*, 2013; PAZ *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014; MOON *et al.*, 2015) ou ainda, diferentes situações de exercícios (LOSS *et al.*, 2010; QUEIROZ *et al.*, 2010; SACCO *et al.*, 2014; LIM *et al.*, 2016). Grande parte dos estudos avaliaram exercícios envolvendo flexão ou extensão do tronco (MENACHO *et al.*, 2010; SOUZA *et al.*, 2012; MENACHO *et al.*, 2013; SACCO *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2014; PAZ *et al.*, 2014; MOON *et al.*, 2015; BARBOSA *et al.*, 2015; ANDRADE *et al.*, 2015), em especial a avaliação eletromiográfica dos músculos reto abdominal, oblíquo interno e externo e multífidos (PETROFSKY *et al.*, 2005; QUEIROZ *et al.*, 2010; ROSSI *et al.*, 2013; BARBOSA *et al.*, 2013; MENACHO *et al.*, 2013; MARQUES *et al.*, 2013; PAZ *et al.*, 2014; BARBOSA *et al.*, 2015; SILVA *et al.*, 2013a; SILVA *et al.*, 2013b; SILVA *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014; SACCO *et al.*, 2014; MOON *et al.*, 2015; ANDRADE *et al.*, 2015). Em menor número estão os estudos que investigaram os membros inferiores e membros superiores (PETROFSKY *et al.*, 2005; SACCO *et al.*, 2014; LIM *et al.*, 2016).

A combinação de técnicas de instrumento avaliativo foi realizada por 11 estudos, o uso da cinemetria juntamente com a EMG ou dinamometria propicia uma análise quantitativa do movimento permitindo a compreensão de uma série de parâmetros que caracterizam e ou determinam o movimento, o que certamente leva a um maior entendimento dos dados quantitativos produzidos por esses estudos (SILVA *et al.*, 2009; QUEIROZ *et al.*, 2010; ; MENACHO *et al.*, 2010 LOSS *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2011; SILVA *et al.*, 2013 b; SILVA *et al.*, 2013 a; MENACHO *et al.*, 2013; BARBOSA *et al.*, 2013; MARQUES *et al.*, 2013; CANTERGI *et al.*, 2014; BRODT *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014; SACCO *et al.*, 2014 ; MOON *et al.*, 2015). Apenas o estudo de Cantergi et al., 2014 realizou a análise de forças internas no membro inferior, interpretadas a partir de torques das forças musculares, forças musculares e forças nas superfícies articulares.

O instrumento avaliativo mais usado nos estudos foi a EMG, sendo que na análise da qualidade da descrição dos dados de EMG por meio do *Standards for Reporting EMG Data* apenas dois estudos (MOON et al., 2015; PETROFSKY 2005) apresentaram baixo número de itens contemplados (Tabela 6) e foram considerados de baixa qualidade a descrição dos dados de EMG apresentados nesses estudos. No estudo de aspectos biomecânicos é fundamental a estruturação e seguimento de padrões para relatório dos dados de instrumentação, aquisição, processamento e análise dos dados. Por esse motivo, todos os itens nas recomendações da ISEK (International Society of Electrophysiology and Kinesiology) devem ser descritos. Porém,

Para a realização dessa revisão sistemática encontramos apenas os padrões para descrição de dados de EMG. Por esse motivo, apresentamos abaixo uma sugestão de padrão para o relato dos dados cinemáticos: para a captura de imagem faz-se necessário a descrição do sistema de vídeo, quantidade e posicionamento das câmeras, frequência de amostragem da câmera, resolução espacial da câmera. Além disso, a descrição do diâmetro dos marcadores reflexivos, posicionamento dos marcadores reflexivos deve ser realizada. Sistema de coordenadas: descrição do sistema de coordenadas espacial dos movimentos. Descrição do software usado para digitalização e reconstrução espacial dos dados dos dados, tipo de filtro, ordem de filtro e frequência de corte.

Assim como a cinemetria, ainda não está definido um padrão para a descrição dos dados de dinamometria, abaixo apresentamos os dados essenciais para a descrição dos dados cinéticos em estudos: descrição da forma de recolha dos dados célula de carga, plataforma de força, strain gauges, taxa de amostragem. Processamento e filtragem do sinal. Deve-se ainda descrever como foi realizada a sincronização dos sistemas quando

necessário tanto para os dados cinemáticos quanto para os dados cinéticos. Descrição dos softwares usados para o tratamento dos dados.

O grande número de estudos que usaram a EMG como instrumento avaliativo e a dificuldade em elaborar conclusões acerca dos resultados desses estudos deve ser levada em consideração na elaboração de estudos futuros. Cabe aqui o questionamento se esse instrumento, de forma isolada, é o parâmetro biomecânico mais relevante capaz de discriminar e/ou ter relevância clínica específica para análise dos exercícios de Pilates. Juntamente com um rigor metodológico, é importante a combinação de técnicas como cinemetria, dinamometria e a EMG, o que poderá gerar um resultado que além de demonstrar quais os músculos mais ativos em cada exercício, irão propiciar dados que melhor explicam a ativação de tais músculos.

2.5 Limitações

A grande heterogeneidade e discrepância metodológica dos estudos não permitiu a realização de uma metanálise. Além disso, devido a variabilidade de exercícios e forma de execução existente nas diferentes vertentes do Método Pilates a comparação entre os estudos precisa ser feita com extrema cautela.

2.6 Conclusão

O conhecimento dos aspectos biomecânicos durante a execução de exercícios do Pilates é um componente essencial para o entendimento do método, e como tal, deve ser levado em consideração na elaboração de programas de exercícios e de reabilitação. Em sua grande maioria os estudos analisados apresentaram alta qualidade metodológica de acordo com o ponto de corte estabelecido a partir da escala Downs & Black. Apesar disso, verificou-se que ainda há áreas de conhecimento da biomecânica que continuam pouco exploradas pelos pesquisadores da área do Pilates.

A partir dos resultados dos estudos incluídos nessa revisão sistemática fica evidente a necessidade de estudos biomecânicos adicionais, com amostras mais representativas da população e com a combinação de métodos avaliativos, para uma melhor definição e compreensão dos parâmetros biomecânicos durante a execução dos exercícios do Pilates.

3 Estudo 2 - Adaptação de um modelo biomecânico para avaliação das forças internas na coluna lombar.

Resumo

O objetivo desse estudo foi adaptar um modelo biomecânico tridimensional a fim de estimar as forças resultantes musculares e articulares, da coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer* com diferentes cargas externas. O macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D) é composto por um modelo de segmentos articulados associado a uma solução de dinâmica inversa e um modelo de distribuição de força muscular e articular, desenvolvido inicialmente para avaliar tarefas de levantamento de carga com predomínio da musculatura extensora do tronco. A fim de possibilitar a investigação de atividades envolvendo momentos flexores e extensores de tronco durante o exercício de prancha executado no *reformer*, foram implementados dados dos músculos abdominais, incluindo reto abdominal, oblíquo externo e oblíquo interno. Uma praticante de Pilates realizou dez repetições do exercício prancha no *reformer* em três diferentes situações de cargas (1 mola vermelha – 1MV; 1 mola vermelha e 1 mola amarela – 1MV1MA; 2 molas vermelhas – 2MV), enquanto dados de cinemetria e dinamometria foram coletados simultaneamente utilizando o sistema de captura de movimento BTS SMART-DX 700. Múltiplas ANOVAs one-way foram utilizadas para avaliar as diferenças entre situações, com base no valores máximos de Momento Proximal (MP), Força Muscular Resultante (FM), Força Articular Compressiva (FA_Y) e Força Articular de Cisalhamento (FA_X). O nível de significância adotado foi $p < 0,05$. Existe um efeito significativo do fator mola nos valores de pico de MP [F(2,21)=64,75; $p < 0,001$; $\omega^2 = 0,68$], FM [F(2,21)=299,67; $p < 0,001$; $\omega^2 = 0,96$], FA de compressão [F(2,21)=248,31; $p < 0,001$; $\omega^2 = 0,95$] e FA de cisalhamento [F(2,21)=9,46; $p < 0,001$; $\omega^2 = 0,40$]. A adaptação do MM3D para análise do exercício prancha do Pilates executado no *reformer* torna possível a comparação das forças resultantes internas (musculares e articulares) associadas a mudança da carga das molas. Os resultados promissores instigam a utilização do modelo adaptado em um grupo maior de pessoas.

Palavras-chaves: Análise de movimento; Modelamento biomecânico; Forças internas, Coluna lombar.

3.1 Introdução

O uso de modelos, para a análise do movimento humano, é uma importante ferramenta que possibilita aos pesquisadores conduzir investigações biomecânicas envolvendo parâmetros do sistema musculoesquelético que são impossíveis ou difíceis de analisar devido à complexidade do objeto de estudo (RAABE *et al.*, 2016). O desenvolvimento da análise do movimento tem sido impulsionado nos últimos anos, especialmente com os avanços nas pesquisas em áreas como as técnicas de modelagem biomecânica, possibilitando uma ferramenta poderosa para uma avaliação quantitativa de movimento e o refinamento dos modelos dedicados ao controle biomecânico (SHIARAZI *et al.*, 2006; PARK *et al.*, 2012).

O modelamento biomecânico 3D possibilita a análise clínica de movimentos para melhor compreensão de critérios para o controle, caracterização e otimização das técnicas de movimento (IGNASIAK *et al.*, 2016; NASERKHAKI *et al.*, 2016; BAYOGLU *et al.*, 2017). Visando a análise das sobrecargas impostas a coluna vertebral inúmeros estudos têm seu interesse voltado para a modelagem da coluna vertebral a fim de explorar a interação funcional entre as sobrecargas geradas pelos músculos da coluna e os discos intervertebrais e demais estruturas internas (PANJABI, 1998; ARJMAND *et al.*, 2009; TOUMANIDOU; NOAILLY 2015; RAJEE *et al.*, 2015).

Neste contexto, na busca por possibilitar a análise segmentar da coluna vertebral o MM3D foi elaborado de modo a dividir a coluna vertebral em três segmentos móveis: tronco superior, médio e inferior (LA TORRE, 2009). Além disso, a modelagem do movimento do tronco pelo MM3D permite o cálculo das forças externas por meio da via superior (braços) e via inferior (pés) o que o torna uma ferramenta valiosa capaz de auxiliar na quantificação da sobrecarga em diversas situações. Entretanto, originalmente o MM3D foi implementado para a tarefa de levantamento. Assumindo um predomínio da musculatura extensora do tronco durante o movimento a ser analisado, o modelo leva em consideração a distribuição de 180 feixes musculares da parte posterior do tronco apenas. Para situações onde haja atuação importante dos flexores do tronco, torna-se fundamental um refinamento do MM3D com a inclusão de dados da musculatura flexora do tronco. Assim, objetivo desse estudo foi a adaptação do MM3D a fim de possibilitar a estimativa das forças internas resultantes, musculares e articulares da coluna lombar durante o exercício de prancha executado no equipamento *reformer* com diferentes cargas externas.

3.2 Materiais e Métodos

3.2.1 Macromodelo biomecânico tridimensional (MMM3D)

O MM3D foi implementado baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos rígidos articulados tridimensional (ZATSIORKY, 2002; WINTER, 2005) e um modelo de distribuição, baseado em procedimentos de otimização (CHAFFIN *et al.*, 2001). O modelo é composto por 16 segmentos rígidos articulados (pés, pernas, coxas, mãos, antebraços, braços, cabeça, tronco superior, tronco médio e tronco inferior (ZATSIORKY, 2002). O tronco superior é referente ao nível da sétima vértebra cervical (C7) até o processo xifóide ao nível de oitava vértebra torácica (T8). O tronco médio é referente ao processo xifóide (nível T8) até a cicatriz umbilical ao nível da segunda vértebra lombar (L2). E, o tronco inferior é referente à cicatriz umbilical até o plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior no nível do primeiro segmento sacral (S1).

Para a implementação do MM3D é necessária a identificação das forças externas que atuam em cada segmento corporal, de modo que, os parâmetros cinéticos podem ser recolhidos de duas formas: dados de força de reação do objeto com as mãos a partir dos dados de cinemetria e dinamometria; ou dados de força de reação do solo e momentos por meio de plataforma de força. Adicionalmente, o MM3D necessita de parâmetros cinemáticos que são adquiridos por meio de um procedimento de análise cinemática tridimensional, a partir do registro e rastreamento de marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo registrado pelas câmeras de infravermelho (Quadro 2-suplementos). A partir das imagens captadas, é feita a reconstrução espacial dos segmentos por meio da localização espacial dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos de referência. A orientação angular relativa dos segmentos conectados é realizada por meio da rotação do sistema de coordenadas local (SCL) distal em relação ao SCL proximal. A descrição cinemática é realizada por meio dos ângulos de *Euler* (WU *et al.*, 2005; WU *et al.*, 2005).

Para os parâmetros de massa e centro de massa, necessários para a utilização das técnicas da dinâmica inversa são utilizadas as tabelas antropométricas propostas por ZATSIORKY (2002), a partir da massa e altura do indivíduo a ser analisado e das informações de comprimento dos segmentos corporais obtidas por meio da cinemetria. O procedimento padrão de dinâmica inversa é utilizado para o cálculo das forças e momentos líquidos na articulação proximal de cada segmento (WINTER, 2009),

expressos em um sistema de referência local, com a origem correspondente ao centro de massa de cada segmento, eixo y na direção longitudinal do segmento (caudal-cranial), eixo z correspondente a sentido pósterio-anterior e eixo x para direção médio-lateral.

3.2.2 Adaptação do modelo

Originalmente o MM3D contém os dados antropométricos referente aos músculos extensores do tronco segundo a descrição de Stokes e Gardner-Morse (1999), que fornece as coordenadas espaciais tridimensionais dos centros dos corpos vertebrais e das inserções craniais e caudais de 180 feixes musculares da coluna vertebral sendo: longuíssimo do tórax, longuíssimo lombar, iliocostal do tórax, ilicostal lombar, quadrado lombar, multífidos torácico e multífidos lombar. Com o objetivo de adaptar o MM3D e aumentar a capacidade do modelo em estimar as forças internas impostas a coluna vertebral em situações dinâmicas foi realizado um refinamento do MM3D. Essa adaptação consistiu na inclusão de dados de antropometria dos principais músculos flexores do tronco: reto abdominal, oblíquo externo e oblíquo interno (RAABE *et al.*, 2016). A Figura 2 - apresenta etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento.

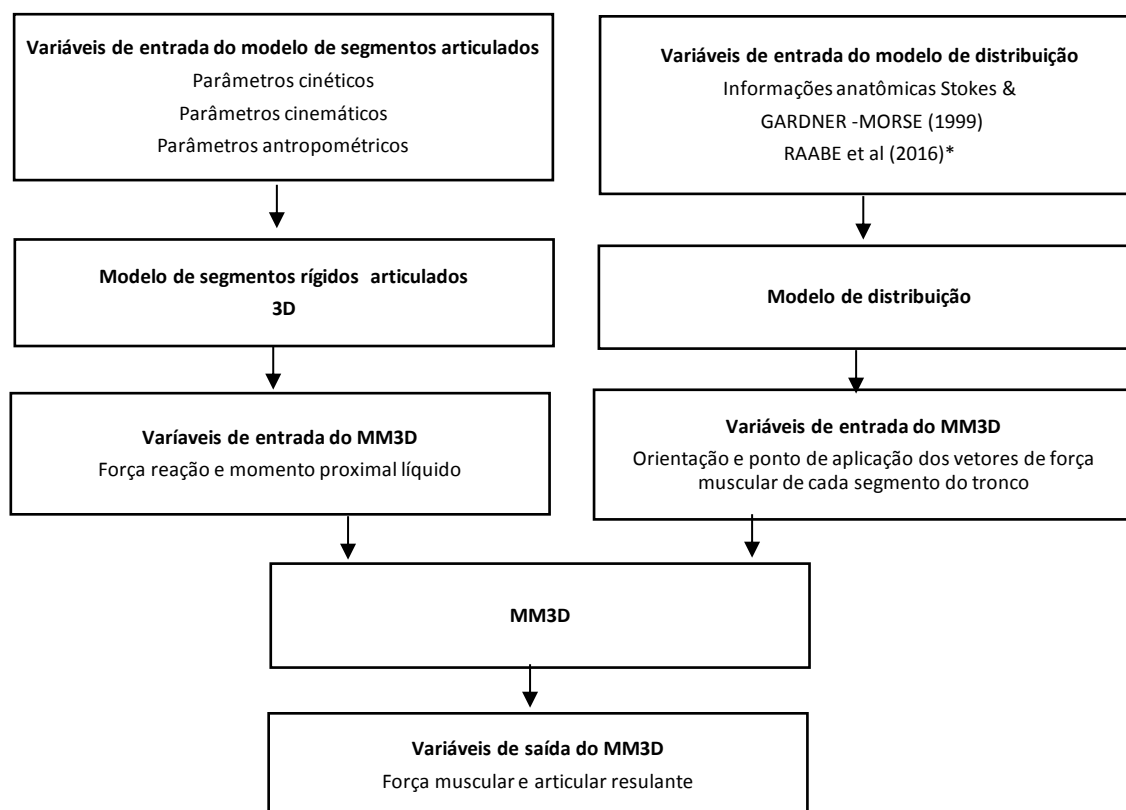


Figura 2 – Diagrama de blocos representando a sequência de etapas do procedimento do cálculo da FM e FA adaptado de La Torre, 2009. * incluídos com a adaptação do MM3D.

O cálculo dos vetores de força muscular resultante foi realizado utilizando informação da área de secção transversa e de coordenadas tridimensionais das inserções proximais e distais dos músculos reto abdominal (4 feixes), oblíquo externo (12 feixes) e oblíquo interno (12 feixes) (Figura 3). O procedimento de cálculo para o encontro do ponto de aplicação dos vetores FM consistiu da realização da média ponderada pela área de secção transversa dos feixes musculares que atuam no nível L5-S1 e as coordenadas tridimensionais das inserções proximais e distais.

3.2.3 Saídas do modelo

O modelo de segmentos articulados 3D fornece os momentos e forças de reação proximais líquidas na coluna vertebral a partir da entrada de dados de cinemetria, dinamometria e antropometria. Após a obtenção dos momentos e forças proximais líquidos, o modelo de distribuição baseado na otimização, distribui as forças e momentos entre os componentes musculares e articulares. O Quadro 1 apresenta a descrição dos dados de saída do MM3D.

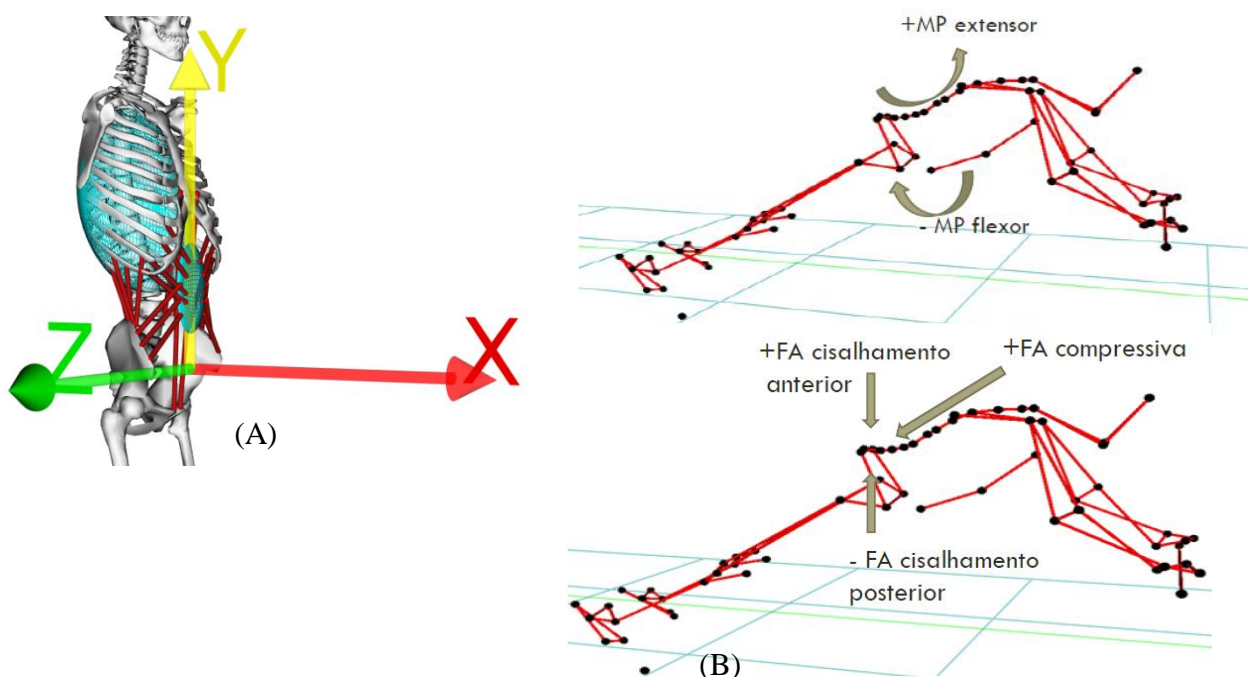


Figura 3- (A) Representação dos feixes musculares dos principais flexores do tronco: reto abdominal (RA), oblíquo externo (OE), oblíquo interno (OI) incluídos com a adaptação do MM3D, juntamente com a representação do sistema de coordenadas local. (B) Modelo espacial com dados cinemáticos da análise do exercício de prancha no reformer.

Quadro 1-Dados de saída do MM3D.

MP	Momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto, a soma dos momentos das estruturas passivas e ativas. A magnitude deste momento representa a magnitude da ação da musculatura agonista predominante da ação analisada.
FRP	Resultado líquido das forças musculares e articulares sobre a articulação.
FM	Força resultante exercida pelos músculos agonistas da situação, representada por um vetor com magnitude e direção, obtido por meio do modelo de distribuição da força proximal e momento proximal líquido calculado pelo modelo de segmentos articulados, baseado em técnicas de distribuição.
FA	Força resultante que atua na articulação em questão, calculada pela diferença entre a força muscular resultante (FM) e a força proximal resultante (FR _P). Especificamente para a coluna vertebral, essa força é dividida em: componente vertical, que atua no eixo longitudinal da coluna (força compressiva), componente médio-lateral e a componente pósterio-anterior que atuam na direção transversal ao eixo longitudinal (forças de cisalhamento).

3.3 Procedimento experimental

3.3.1 Aplicação

Para testar o modelo foi avaliada uma voluntária, com 27 anos, 60 kg e 1,63 metros, saudável, com um tempo de prática de três anos de Pilates de equipamentos. Realizou 10 repetições do exercício de prancha no *reformer* em três situações de mola. O exercício prancha no *reformer* se caracteriza pela manutenção da posição de prancha do tronco associada a flexo-extensão de ombros. No equipamento *reformer* podem ser acopladas até cinco molas, o que gera diferentes cargas externas à execução do exercício. A Tabela 7 apresenta a combinação de molas previamente calibradas e usadas na execução do exercício analisado.

Tabela 7- Combinações de molas avaliadas.

<i>Carga da mola</i>	<i>Constante elástica (K = kg/cm)</i>
<i>1mola vermelha</i>	K= 0,19
<i>1mola vermelha 1mola amarela</i>	K= 0,27
<i>2molas vermelhas</i>	K= 0,38

3.3.2 Aquisição de dados cinemáticos

Para aquisição das variáveis cinemáticas, foi usado um sistema de captura de movimento de alta definição BTS SMART-DX 700. Com dez câmeras infravermelho com frequência de amostragem de 100 Hz e resolução espacial de 4 Megapixels. Para fins de controle, duas câmeras digitais (sistema de vídeo BTS VIXTA, BTS Bioengenharia Itália), com frequência de amostragem de 30 Hz, posicionadas nos planos frontal e sagital gravaram toda a coleta, sincronizadas com os demais sistemas.

Anterior a execução do exercício, para a aquisição dos dados cinemáticos no momento da preparação do sujeito foram identificados os pontos anatômicos de interesse (Quadro 2-suplementos) e posicionados marcadores reflexivos usando fita adesiva de silicone. Além dos marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo, foram colocados três marcadores reflexivos no equipamento *reformer*, dois na barra instrumentada e um no carrinho totalizando 63 marcadores reflexivos.

A descrição espacial dos movimentos dos segmentos foi realizada utilizando dois tipos de sistemas de coordenadas: sistema de coordenadas global (SCG) e sistema de coordenada local (SCL). O SCG é o sistema de coordenadas do ambiente onde o foi realizada a coleta, sendo que a localização dos marcadores reflexivos posicionados nos pontos anatômicos é fornecida em relação a esse sistema (WINTER, 2005). O SCL é o sistema de coordenadas associado individualmente a cada segmento corporal, nesse estudo, os dezesseis segmentos corporais decorrentes do modelo antropométrico adotado (ZATSIORKY, 2002).

3.3.3 Aquisição de dados cinéticos

De acordo com a metodologia da solução inversa empregada, as forças e momentos resultantes foram calculados pela via superior, ou seja, partindo das mãos e indo em direção aos pés (KINGMA *et al.*, 1996; LA TORRE, 2009), com a força externa

mensurada a partir da instrumentação da barra de pés do equipamento *reformer* (BRODT *et al.*, 2014). As células de carga foram conectadas ao sistema de aquisição de dados BTS SMART-DX 700 simultaneamente sincronizado com o sistema utilizado para coleta dos dados cinemáticos. As variáveis cinéticas referentes à força externa e as posições dos segmentos foram considerados parâmetros iniciais para obtenção das forças internas, calculadas com o método da dinâmica inversa.

3.3.4 Procedimento de análise

Os dados de cinemetria e dinamometria foram processados e analisados por meio dos softwares BTS SMART Analyser e *Matlab*[®]. Os mesmos softwares foram utilizados para a reconstrução tridimensional dos segmentos, considerando as coordenadas x, y e z do movimento registrado. A partir dos dados de posição dos segmentos pé, perna, coxa, coluna, cabeça e braços, os ângulos de interesse e amplitude de movimento foram determinados (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

O processamento dos dados cinemáticos, digitalização dos marcadores reflexivos e reconstrução tridimensional das coordenadas foi realizado com o mesmo sistema. As imagens obtidas foram armazenadas e digitalizadas também utilizando o sistema BTS SMART-DX 700. Os dados de posição obtidos pela reconstrução espacial foram utilizados como variáveis de entrada para o cálculo da dinâmica inversa. Os dados obtidos pela reconstrução espacial foram filtrados com frequência de corte determinada por meio da análise residual proposta por WINTER (2005) e então usados como variáveis de entrada para o MM3D.

Os dados cinéticos foram recortados com base nos dados de cinemetria coletados para a caracterização de um ciclo de movimento. Estes dados foram previamente filtrados com o próprio software da BTS SMART com filtro *Butterworth* passa baixa com frequência de corte definida pela análise residual proposta por Winter (2005). Após computados os dados de entrada, foram utilizadas rotinas de programação no software *BTS Analyzer* e *Matlab*[®].

3.4 Análise Estatística

Para comparar o resultado entre cada uma das situações analisadas (três cargas distintas), foram utilizadas múltiplas ANOVAs one-way, uma para cada variável dependente analisada. Sendo (uma mola vermelha, uma mola vermelha e uma amarela e

duas molas vermelhas), para cada uma das variáveis dependentes: Momento Proximal, Força Muscular Resultante, Força Articular compressiva, Força articular de cisalhamento. Havendo diferença significativa entre os níveis foi usado o Post hoc de Bonferroni/Tamhane. O nível de significância adotado em todos os testes $\alpha = 0,05$. Os resultados serão descritos de acordo com Field (2009), onde além do nível de significância (valor de p), também serão apresentados o tamanho de efeito ω^2 (ômega quadrado), os valores da razão F, os graus de liberdade do modelo e os graus de liberdade dos resíduos do modelo. Foi usado o *software* SPSS 20.0 e o programa *Excel* 2013.

3.5 Resultados

Com base nos resultados da ANOVA one-way pode-se afirmar que existe um efeito significativo do fator mola nos valores de pico de MP [$F(2,21)=64,75$; $p<0,001$; $\omega^2=0,68$], força muscular [$F(2,21)=299,67$; $p<0,001$; $\omega^2=0,96$], força articular de compressão [$F(2,21)=248,31$; $p<0,001$; $\omega^2=0,95$] e força articular de cisalhamento anterior [$F(2,21)=9,46$; $p<0,001$; $\omega^2=0,40$]. Com base no procedimento post hoc todas as situações de carga se mostraram distintas entre si para todas as variáveis, exceto para a força de cisalhamento, onde houve diferença apenas entre 1 mola vermelha e duas molas vermelhas, post hoc Bonferroni mostrou houve diferença significativa apenas entre 1MV e 2MV ($p>0,05$).

Quanto maior a carga das molas, menor a atuação da musculatura abdominal menor a força muscular resultante, com relação a FM o post hoc Tamhane mostrou diferença significativa em todas as situações ($p<0,001$), e menor a força articular compressiva, o procedimento post hoc Tamhane mostrou diferença significativa em todas as situações ($p<0,001$) (Tabela 8).

Tabela 8 – Médias e desvio padrão dos valores máximos do MP, FMR, FM e FA obtidos em cada uma das três situações de mola analisadas.

Carga externa	MP [Nm]	FMR [N]	FA cisalhamento [N]	FA compressiva [N]
1mola vermelha	-65* (±3)	2878* (±164)	-260* (±19)	2920* (±153)
1mola vermelha 1 amarela	-49* (±3)	2168* (±9)	-221* (±15)	2274* (±91)
2molas vermelhas	-6* (±18)	762* (±239)	-125* (±108)	930* (±260)
p	p<0,001	p<0,001	p<0,001	p<0,001

MPR: momento proximal resultante – valores negativos indicam predominância da musculatura flexora do tronco; FMR: força muscular resultante; FA: força articular.
*significância estatística.

Os gráficos abaixo contêm dados da FMR e FA compressiva e de cisalhamento calculadas pelo MM3D. A comparação entre a FMR e a FA durante as repetições em cada uma das cargas externas avaliadas permitem verificar que o comportamento da FA compressiva acompanha a FMR nas diferentes cargas externas.

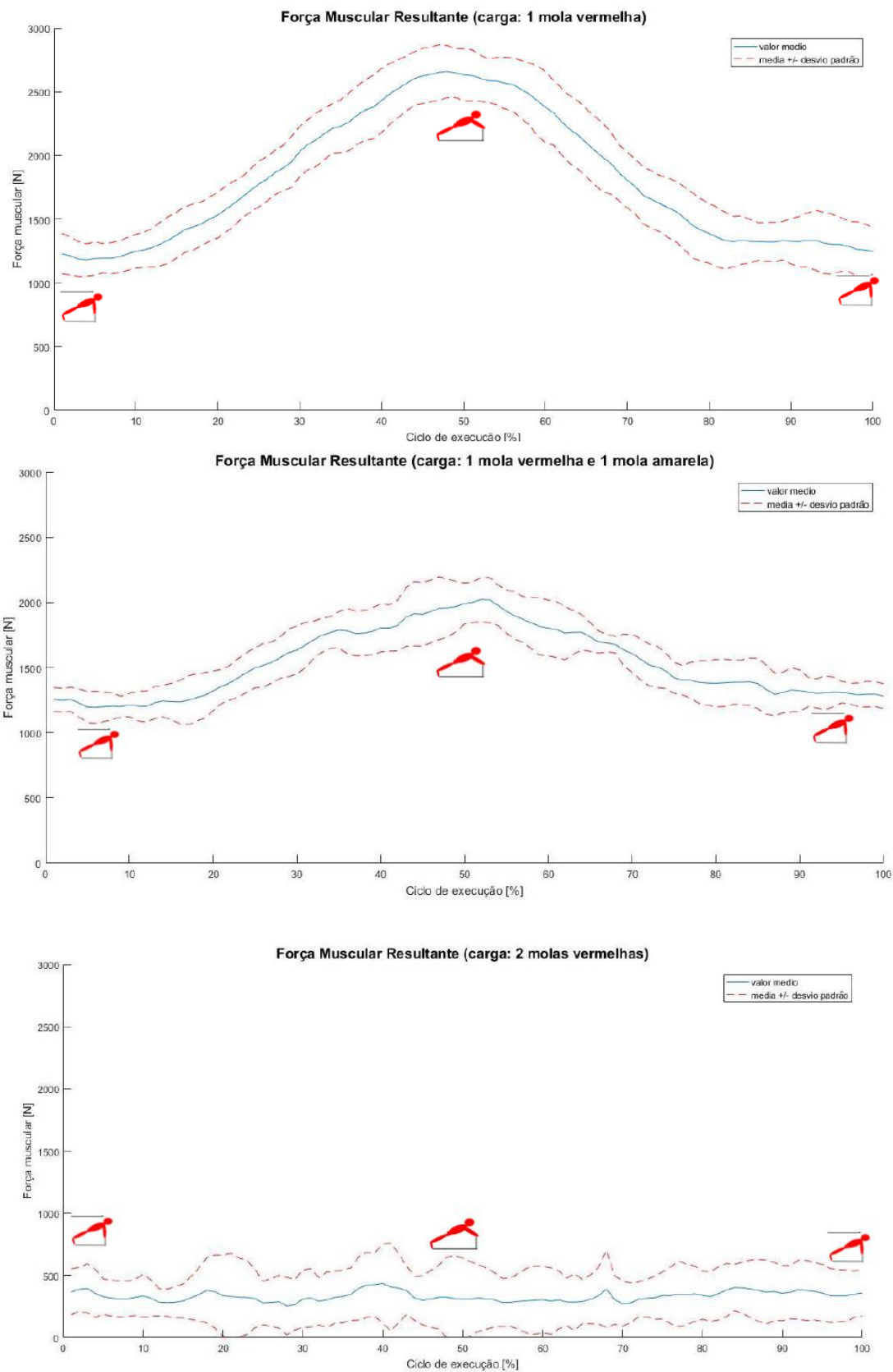


Gráfico 1 - Força muscular média (n=10), e respectivo desvio padrão, normalizada em 100% do ciclo de execução.

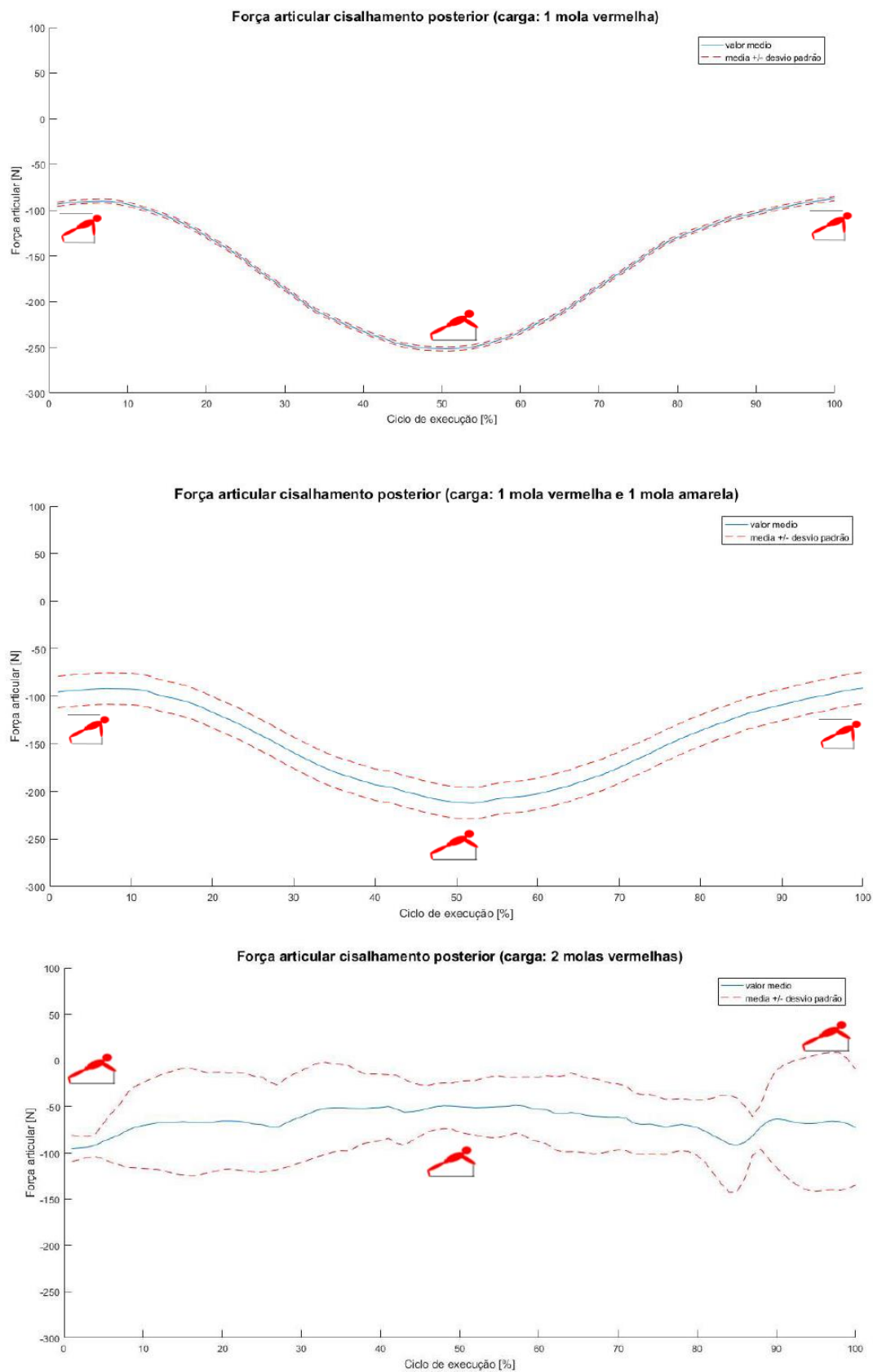


Gráfico 2 - Força articular média de cisalhamento posterior (n=10), e respectivo desvio padrão, normalizada em 100% do ciclo de execução.

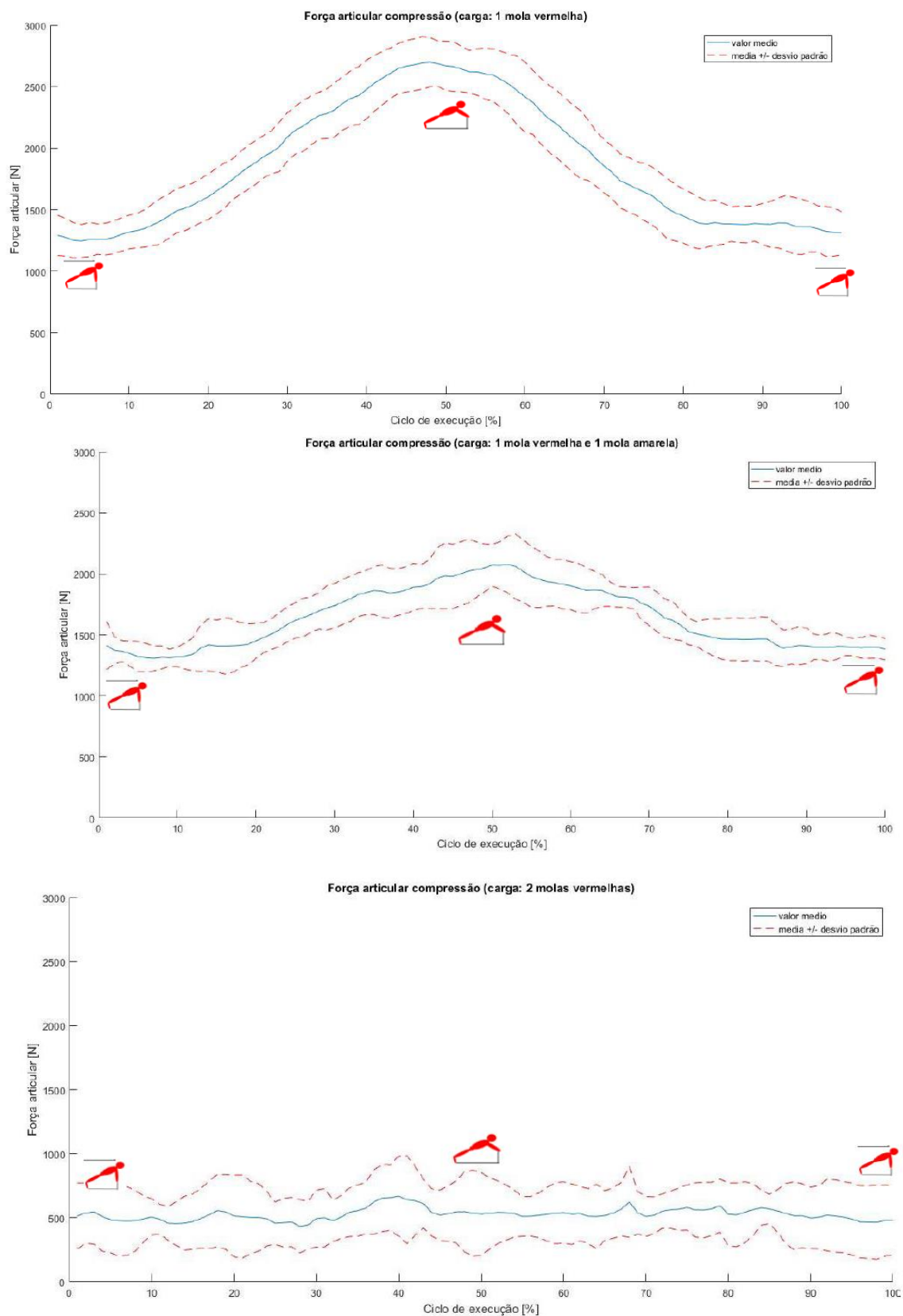


Gráfico 3 - Força articular média de compressão (n=10), e respectivo desvio padrão, normalizada em 100% do ciclo de execução.

Em todas as situações analisadas o movimento gerou uma maior magnitude da componente Z do MP e da FMR. Essa maior magnitude representa o momento flexor gerado para contrapor o momento extensor oriundo da carga externa e da força peso dos segmentos corporais acima da articulação intervertebral L5-S1. As componentes X (eixo pósterio-anterior) e Y (eixo caudal-cranial) apresentam-se próximas a zero em praticamente todo o movimento, mostrando que a amostra praticamente não realizou rotações e ou inclinações da coluna lombar.

Os resultados de valores de médias de pico máximo do MP e FMR no eixo Z (eixo médio-lateral), os dados de FM, FRP e FA nos três eixos estão descritos na Tabela 6. Todos os resultados são expressos de acordo com o sistema de coordenadas apresentado na Figura 3. São apresentados valores agrupados por eixos e somente os dados considerados representativos.

A adaptação do MM3D permitiu a análise das forças internas atuantes na coluna lombar com dados da componente de FA de compressão e de cisalhamento. A componente articular compressiva foi maior na situação 1MV com valores três vezes maiores comparado a 2MV. Na comparação das forças compressivas entre 1MV e 1MVA, 1MV apresentou maiores valores compressivos. Os resultados da FA no eixo X apresentaram valores negativos para as 3 cargas externas avaliadas sendo correspondente a um cisalhamento posterior.

Os dados de FA obtidos neste estudo demonstram que a FA acompanha a FMR em todas as análises realizadas. O aumento da carga externa com 2MV acarretou em diminuição significativa da magnitude do MP, FMR e FA da coluna lombar (L3-S1). O que sugere que o padrão de execução do movimento foi substancialmente alterado com a inserção da carga externa.

3.6 Discussão

O conhecimento das sobrecargas impostas às estruturas internas é fundamental para o entendimento da função da coluna vertebral e, como tal função poderia ser melhorada (ROHLMANN *et al.*, 2009; WANG *et al.*, 2014). Um dos principais fatores a ser considerado em atividades que envolvem a coluna vertebral são as sobrecargas de compressão e cisalhamento e o potencial risco de lesões especialmente na região lombar (RAJEE *et al.*, 2015). A fim de fornecer algumas respostas quantificáveis às questões

envolvendo exercícios o objetivo desse estudo foi a adaptação do MM3D a fim de estimar as forças internas, musculares e articulares da coluna lombar.

Para tanto, como um exemplo específico de procedimento de análise utilizou-se o exercício de prancha executado no *reformer*. Os resultados obtidos permitem afirmar que o aumento da carga externa gerou uma diminuição do MP, diminuição da FM e FA de compressão e cisalhamento o que demonstra que para a execução do exercício de prancha do *reformer* uma menor carga externa gera uma maior instabilidade de tronco e, assim uma maior exigência da musculatura de tronco.

Os valores de FA compressivas foram maiores na situação 1MV com valor inferior a 3000N. Esse valor se mostrou comparável com estudos que realizaram análises em modelos biomecânicos como McGill *et. al.*, (2014) que realizou a análise de exercícios de “pulling” com superfície estável e instável em 11 situações e a situação com maior carga compressiva apresentou valor máximo de 2852N. Com base em estudos experimentais, forças de compressão acima de 3400N geram carga excessiva e seriam suficientes para gerar danos as estruturas lombares (NIOSH,1994). Segundo Maras (2009) forças de cisalhamento são mais nocivas aos tecidos do que forças compressivas. Porém, seriam necessárias forças de cisalhamento com magnitudes acima de 1000N. Os resultados obtidos neste experimento (inferiores a 300N) não são suficientes para causar danos aos tecidos lombares (MCGILL, 1997).

Conhecer o comportamento das cargas impostas às articulações permite maior controle sobre as mesmas. Esse entendimento é valioso para os profissionais da área da saúde e do esporte na identificação das forças que podem determinar lesão, prevenir para que uma determinada lesão não ocorra ou se repita e de quais exercícios podem auxiliar na reabilitação da lesão. Podendo ainda, contribuir para fundamentar alterações da técnica, do equipamento ou do treinamento afim de prevenir ou reabilitar lesões.

A modelagem biomecânica realizada neste estudo busca oferecer dados importantes sobre a biomecânica da coluna levando a uma melhor compreensão da cinética da coluna torácica que é essencial para a compreensão dos processos da doença e o desenvolvimento de novos métodos de prevenção e tratamento. A característica diferencial do MM3D é ter sido projetado para estimar a carga segmental na coluna vertebral em 3 segmentos. Além disso, os corpos vertebrais se movem um em relação ao outro permitindo um movimento realista da coluna.

Valores de dados biomecânicos devem ser considerados ao determinar a eficácia e potenciais lesões de exercícios, e a inclusão de cálculos de sobrecarga da coluna

vertebral faz com que estudos se tornem valiosos na quantificação de potencial lesão (LEE, MCGILL, 2015). Os resultados gerados pelo MM3D adaptado demonstram que os músculos da coluna vertebral podem gerar maiores forças internas na coluna lombar em uma postura de prancha para manter a estabilidade. Portanto, sua aplicação em estudos experimentais parece ser adequada para a obtenção de resultados acerca de atividades funcionais. O uso do MM3D para o conhecimento das forças atuantes nas estruturas da coluna em exercícios para a estabilização do tronco parece uma ferramenta valiosa capaz de auxiliar no entendimento das atividades realizadas em programas de treinamento e reabilitação da coluna lombar.

3.7 Limitações e Conclusões

Diante da complexidade das estruturas músculo-esqueléticas envolvidas no movimento humano, em especial a coluna vertebral, limitações e simplificações são inerentes a tentativas de representação da realidade. No presente estudo, além das simplificações intrínsecas ao modelamento biomecânico deve-se destacar as seguintes limitações: a não inclusão no MM3D os dados do transverso do abdômen e o papel da pressão intra-abdominal.

Na busca por minimizar a carência de dados de atividades dinâmicas os dados desse estudo forneceram algumas ideias significativas para a mecânica do exercício de prancha no *reformer*. Este estudo mostrou que o exercício produz uma sobrecarga articular compressiva elevada e valores significativamente inferiores de cisalhamento na coluna lombar. Com a adaptação realizada no MM3D, a FMR e a FA podem ser avaliadas e os dados resultantes podem ser usados para avaliar o benefício ou potencial de lesão de qualquer exercício para a coluna lombar. O MM3D se mostrou uma ferramenta adequada para o cálculo das forças internas na coluna lombar. Porém, é preciso considerar que este é um primeiro para passo e estudos futuros devem ser realizados com um número amostral representativo a fim de realizar análises para o conhecimento das forças internas impostas a coluna lombar.

4 Estudo 3 – Influência da carga externa sobre a coluna lombar durante o exercício de prancha no *reformer*.

Resumo

Conhecer a magnitude dos esforços gerados na coluna lombar por diferentes cargas externas, permite uma melhor compreensão dos padrões de movimentos e a prescrição de exercícios de forma mais seguras. O objetivo desse estudo foi verificar os efeitos da variação da carga externa na sobrecarga interna na coluna lombar durante o exercício de prancha realizado no *reformer* a partir de uma resposta mecânica estimada por meio do MM3D adaptado, a atividade eletromiográfica de músculos específicos e a sensação subjetiva de esforço das executantes. Foram avaliadas 15 mulheres saudáveis e ativas, praticantes de Pilates. Foram coletados simultaneamente dados de cinemetria e dinamometria, utilizando o sistema de captura de movimento BTS SMART-DX 700, após esses dados serviram de variáveis de entrada para o MM3D que estimou as forças articulares e musculares resultantes na coluna lombar. Ainda, foram coletados dados de eletromiografia da musculatura do tronco e o índice de esforço percebido. Existe um efeito significativo do fator mola nos valores de pico de MP [$F(2,28)=9,637$; $p < 0,01$; $\eta^2=0,408$], na FM [$F(2,28)= 3,674$; $p < 0,05$; $\eta^2 =0,208$] e na FA compressiva [$F(1,317; 18,441)= 4,024$; $p=0,05$; $\eta^2 =0,223$], e não houve um efeito significativo do fator mola nos dados de EMG [$F(1,037;7,262)=0,286$; $p > 0,05$; $\eta^2 =0,039$]). Considerando que os resultados de atividade eletromiográfica não são compatíveis com os resultados de momento proximal obtidos com o MM3D, outros estudos devem ser conduzidos para avaliar melhor a capacidade do modelo em estimar as forças e momentos internos durante a execução do exercício prancha no *reformer*.

Palavras-chaves: Coluna lombar; Forças internas; Modelo biomecânico, Dinâmica inversa; Estabilização de tronco.

4.1 Introdução

As sobrecargas diárias impostas pelos movimentos são as causas mais prováveis das lesões degenerativas que acometem a coluna vertebral, principalmente a região lombar (GRANATA; MARRAS, 1995). Para manter a integridade das estruturas da coluna são usados exercícios de fortalecimento, principalmente com enfoque na estabilização dos músculos do tronco (MCGILL; KARPOWICZ, 2009; EKSTROM; DONATELLI; CARP, 2007).

As técnicas da fisioterapia baseiam-se na ideia de que alterar o movimento e os padrões de ativação muscular de um paciente com dor lombar pode reduzir o desconforto (IKEDA *et al.*, 2012). Na busca por programas de exercícios seguros para estabilização da coluna, alguns autores têm procurado identificar quantitativamente exercícios que otimizem o recrutamento muscular com a simultânea minimização da sobrecarga compressiva da coluna. Os exercícios de estabilização em isometria de tronco, como a prancha, por exemplo, são apontados como possível opção para o reforço da musculatura abdominal e estabilidade da coluna vertebral (LEE; MCGILL, 2015). O entendimento da sobrecarga imposta à coluna, em especial a região lombar devido a elevada incidência de lesões nessa região, tem especial relevância quando a atividade investigada é um exercício que faz parte de um método amplamente usado na prevenção e reabilitação da coluna lombar como é o Pilates. Os estudos encontrados na literatura que investigaram exercícios do Pilates demonstram que a alteração da carga externa interfere significativamente na demanda do exercício (LOSS *et al.*, 2010; SACCO *et al.*, 2014). Apesar disso, ainda não é conhecido o efeito da carga da mola na sobrecarga imposta às estruturas internas da coluna lombar.

Por meio de dados quantitativos é possível um maior entendimento das sobrecargas impostas a coluna durante exercícios. De forma que, uma estimativa precisa das sobrecargas da coluna vertebral em variadas condições é essencial para uma avaliação apropriada, bem como melhoria da concepção das intervenções de prevenção e reabilitação (ARJMAND *et al.*, 2010). Com o uso de ferramentas para a análise do movimento e da medição das forças externas a biomecânica torna possível o acesso a importantes informações sobre as estruturas corporais internas. Na análise da biomecânica do movimento a coluna vertebral é uma estrutura que merece especial atenção no que se refere à compreensão dos movimentos corporais.

Para tanto, diferentes ferramentas de análise são usadas para avaliar sobrecargas de compressão e cisalhamento e o potencial risco de lesões na coluna vertebral (RAJEE

et al., 2015). Entre essas, estão os modelos biomecânicos que são uma importante ferramenta na tentativa de representar a realidade (NIGG; HERZOG, 2006; NOAILLY, LACROIX, 2012). Um estudo piloto foi desenvolvido previamente (Capítulo 3), o qual consistiu na adaptação de um modelo tridimensional (MM3D) e que se mostrou capaz de estimar as forças internas geradas na coluna lombar. De modo a dar continuidade a esse estudo inicial, o presente estudo buscou verificar os efeitos da variação da carga externa na sobrecarga interna na coluna lombar durante o exercício de prancha realizado no *reformer* a partir de uma resposta mecânica estimada pelo MM3D adaptado juntamente com dados da atividade eletromiográfica de músculos específicos e a sensação subjetiva de esforço das executantes.

4.2 Materiais e Métodos

4.2.1 Amostra

A amostra foi voluntária, composta por 15 praticantes de Pilates, todas do sexo feminino e com idades de 28,3 ($\pm 3,6$) anos, peso 61,3 ($\pm 9,2$) kg e altura 1,65 ($\pm 0,10$) m. Estudo aprovado pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil, sob o protocolo (CAAE: 50124315.2.0000.5347).

4.2.2 Instrumentação

Foram posicionados os eletrodos de EMG e os marcadores reflexivos para rastreamento 3D do movimento dos segmentos corporais em cada participante. Foram coletados dados de cinemetria e dinamometria durante o exercício de prancha associado a flexo-extensão de ombros executado no aparelho *reformer* no qual o carrinho onde o indivíduo se posiciona pode ter até diferentes cargas externas impostas pelas molas acopladas. Foram coletadas 10 repetições de cada variação de carga externa. Um intervalo de 2 minutos entre cada série foi usado para evitar efeitos de fadiga. As situações de mola avaliadas aleatoriamente foram: 1 vermelha ($K=0,19$ kg/cm), 1 vermelha e 1 amarela ($K=0,27$ kg/cm) e duas vermelhas ($K=0,38$ kg/cm).

4.2.3 Aquisição de dados

4.2.3.1 Parâmetros cinemáticos

Os dados foram coletados por meio do BTS SMART-DX 700, com frequência de amostragem de 100 Hz com resolução espacial de 4 Megapixels foi usado para a aquisição das variáveis cinemáticas. Para fins de controle, foram utilizadas duas câmeras digitais (sistema de vídeo BTS VIXTA, BTS Bioengenharia Itália), com frequência de amostragem de 30 Hz, posicionadas nos planos frontal e sagital sincronizadas com os demais sistemas. Para a aquisição dos dados cinemáticos no momento da preparação do sujeito, anterior a execução do exercício, foram posicionados os marcadores reflexivos.

4.2.3.2 Parâmetros cinéticos

Os dados de força aplicada pelos membros superiores foram mensurados com a barra instrumentada com as células de carga adaptada ao equipamento *reformer* (BRODT *et al.*, 2014). As células de carga foram conectadas ao sistema de aquisição de dados BTS SMART-DX 700 que foi simultaneamente sincronizado automaticamente com o sistema utilizado para coleta dos dados cinemáticos.

4.2.3.3 Aquisição dos dados de eletromiografia (EMG)

Os dados de EMG foram coletados pelo sistema BTS com frequência de aquisição 1000Hz. Foram usados oito sensores sem fio (wi-fi). O modo de rejeição comum do equipamento é de 100 dB a 60 Hz. Para aderência dos eletrodos e captação do sinal EMG foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados pela Sociedade Internacional de Eletrofisiologia e Cinesiologia (ISEK) (MERLETTI, 1999), Sociedade Internacional de Biomecânica (SODERBERG; KNUTSON, 2000) e SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000), como depilação, limpeza do local com álcool e colocação dos eletrodos (KONRAD, 2005).

Os músculos monitorados foram: reto abdominal (RA), oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE), longuíssimo (LG), iliocostal (IC), multífidos (MU), deltóide anterior (DA) e trapézio ascendente (TA). Todos no lado direito do corpo, assumindo existir simetria com o lado esquerdo. Foram usados pares de eletrodos de superfície descartáveis, da marca Kendall (Meditrace – 200; Ag/AgCl; diâmetro de 10 mm) com adesivo de fixação, na configuração bipolar, para cada músculo. Também foram utilizadas fitas hipoalergênicas para minimizar possíveis deslocamentos dos eletrodos. Os eletrodos foram colocados sobre o

ventre muscular, paralelo às fibras musculares, de forma que ficassem distantes 20mm um do outro (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; HERMENS *et al.*, 2000). Todos músculos, exceto OE, foram posicionados conforme SENIAM (<http://www.seniam.org>). O OE foi posicionado segundo NG *et al.*, (2002). Foram solicitadas duas contrações voluntárias máximas (CVMs), com duração de cinco segundos cada e com intervalo de dois minutos entre elas para evitar efeitos de fadiga, para cada músculo (SODERBERG; KNUTSON, 2000).

Para as CVMs foram utilizadas quatro posições (KONRAD, 2005; WHITE; McNAIR, 2002): em decúbito dorsal (RA, OI e OE), em decúbito ventral (IC, LG e MU) e sentado (DA e TA). As CVMs foram realizadas contra resistências estática proporcionada por cintas em ordem aleatória (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; KONRAD, 2005).

4.2.3.4 Índice do esforço percebido (IEP)

Adicionalmente, a fim de avaliar o IEP com a variação da força externa, ao final da execução de cada situação avaliada foi solicitado às participantes para indicar na escala de Borg para a dor e o esforço percebido. Esse tipo de abordagem auxilia nas avaliações e prescrições de treinamento e tratamento possibilitando dados entre a prática do Pilates, a percepção do executante e a quantificação das forças envolvidas nos exercícios.

4.2.4 Procedimento de análise

Os dados de cinemetria e dinamometria foram processados e analisados por meio dos softwares BTS SMART Analyser e *Matlab*[®]. Os mesmos softwares foram utilizados para a reconstrução tridimensional dos segmentos, considerando as coordenadas x, y e z do movimento registrado. As imagens obtidas foram armazenadas e digitalizadas, também utilizando o sistema BTS SMART-DX 700. Da mesma forma, o processamento dos dados cinemáticos, digitalização dos marcadores reflexivos e reconstrução tridimensional das coordenadas. Os dados obtidos pela reconstrução espacial foram usados como variáveis de entrada do MM3D (Capítulo 3).

Os dados cinéticos foram recortados com base nos dados de cinemetria coletados para a caracterização de um ciclo de movimento. Estes dados foram previamente filtrados BTS SMART com filtro *Butterworth* passa baixa com frequência de corte definida pela análise residual proposta por Winter (2005). Foram utilizadas rotinas de programação no software *Matlab*[®] para estimar a força muscular e articular resultante por meio do uso do MM3D.

Para a filtragem, processamento e análise dos sinais EMG foi utilizado o software do sistema BTS. Para o sinal EMG foi retirado o off-set e utilizado um filtro passa-banda Butterworth, com frequências de corte entre 20 e 400 Hz (MERLETTI, 1999; SODERBERG; KNUTSON, 2000; HERMENS et al., 2000). O critério para recortes das curvas de EMG foi o registro das posições angulares através de cinemetria.

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

O valor RMS dos músculos analisados foi calculado para cada uma das repetições utilizando um janelamento do tipo móvel Hamming com tamanho de janela de 500 ms. Esses dados foram normalizados pela CVM, conforme sugerido pela ISB (SODERBERG; KNUTSON, 2000) e explicado em estudo (BURDEN, 2010), procedimento necessário para comparar o nível de ativação entre diferentes músculos e sujeitos (HUG, 2010). Foi realizada a média das oito repetições do valor normalizado, representando a ativação muscular.

4.3 Análise estatística

A análise estatística foi realizada por meio de múltiplas ANOVAS de medidas repetidas, com um único fator sendo este a carga externa, avaliada em três níveis (uma mola vermelha, uma mola vermelha e uma amarela e duas molas vermelhas), para cada uma das variáveis dependentes: Momento Proximal, Força Muscular Resultante, Força Articular compressiva, Força articular de cisalhamento, nível de atividade eletromiográfica e IEP. Havendo diferença significativa entre os níveis foi usado o Post hoc de Bonferroni/ Sidak. O nível de significância adotado em todos os testes $\alpha = 0,05$. Os resultados serão descritos de acordo com Field (2009), onde além do nível de significância (valor de p), também serão apresentados o tamanho de efeito η^2 (eta quadrado), os valores da razão F, os graus de liberdade do modelo e os graus de liberdade dos resíduos do modelo. Foi usado o *software* SPSS 20.0 e o programa *Excel* 2013.

4.4 Resultados

Foram obtidos dados de EMG, forças internas e IEP, a seguir são apresentados os resultados referente a coluna lombar (L5-S1) nas três situações de força externa avaliadas.

4.4.1 Estimativa das forças internas

Os dados de pico máximo do MP e FMR no eixo Z, os dados de FM, FRP e FA nos três eixos calculados para a coluna lombar (L5-S1) estão descritos na Tabela 7.

Tabela 7 – Valores médios e desvio padrão dos valores de pico máximo de MPR: momento proximal resultante; FMR: força muscular resultante; FA: força articular; FRP: força de reação proximal. MP flexor: sinal -; MP extensor: sinal +; FA_X cisalhamento anterior: sinal +; FA_X cisalhamento posterior: sinal -; FA_Z: compressão: sinal +.

Carga externa	MP [Nm]	FMR [N]	FA cisalhamento [N]	FA compressiva [N]
1MV	12* (±42)	1616 * (±1018)	-251 (±134)	1223 (±1431)
1MV 1MA	21* (±46)	2071* (±959)	-268 (±142)	2067 (±1133)
2MV	44* (±43)	2331* (±1520)	-312 (±158)	2501 (±1578)
p	p=0,001	p =0,038	p=0,146	p=0,05

1MV: 1 mola vermelha; 1MV1MA: 1mola vermelha e 1 mola amarela; 2MV: 2 molas vermelhas.

Existe um efeito significativo do fator mola nos valores de pico de MP [F(2,28)=9,637; p=0,01; $\eta^2=0,408$], na FM [F(2,28)= 3,674; p=0,038; $\eta^2=0,208$]. A FA compressiva não foi afetada pela alteração da mola [F (1,317; 18,441) = 4,024; p=0,05, $\eta^2=0,223$]. Não houve efeito significativo do fator mola na FA cisalhamento [F (2,28)= 2,065; p=0,146; $\eta^2=0,129$]. O gráfico 4 apresenta a média dos picos de força muscular calculados pelo MM3D nas situações avaliadas.

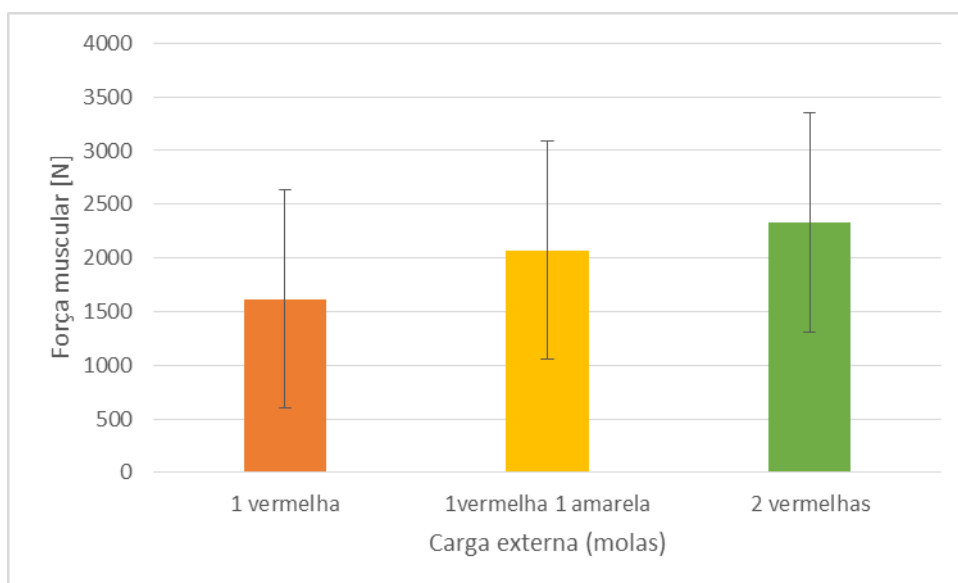


Gráfico 4- Valores médios e desvio padrão da força muscular calculadas pelo MM3D adaptado em cada uma das situações de carga externa avaliadas. $p = 0,038$

4.4.2 Ativação muscular

Os resultados referentes a ativação elétrica entre as situações de carga externa são apresentados no gráfico 5. Não houve efeito significativo das 3 condições analisadas [$F(1,037;7,262) = 0,286$; $p = 0,637$ $\eta^2 = 0,039$].

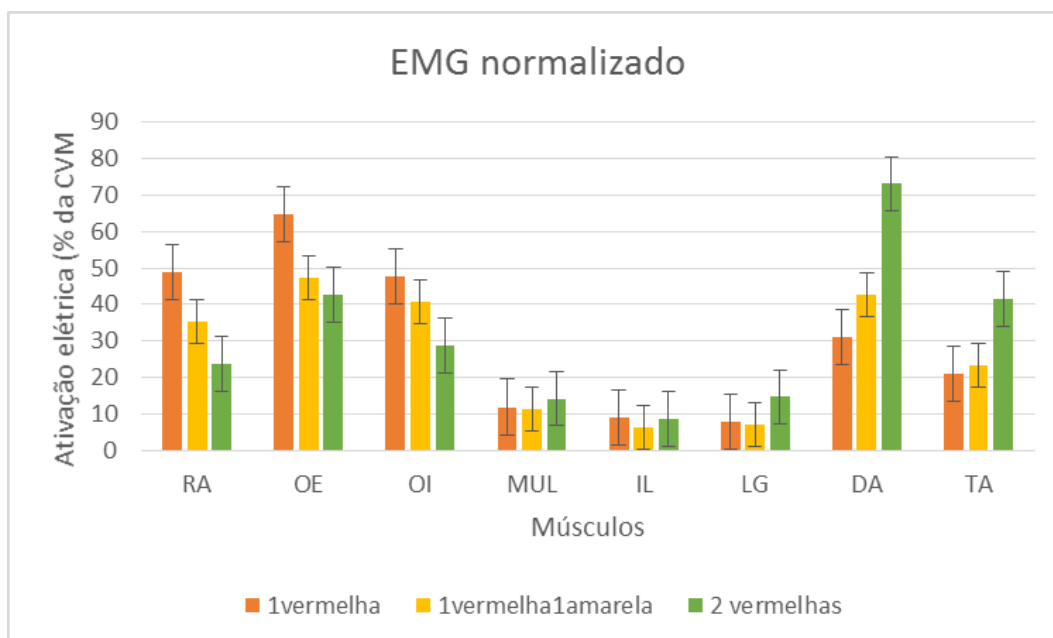


Gráfico 5- Média e erro padrão do nível de ativação elétrica dos músculos nas 3 situações analisadas. $p = 0,637$.

4.4.3 Índice do esforço percebido (IEP)

Foram coletados dados do IEP, ou sensação subjetiva, dos indivíduos durante o movimento de prancha no *reformer* em cada uma das situações analisadas. Os dados são apresentados na tabela 8. Houve efeito significativo do fator mola no IEP [$F(2;28)=10,624$; $p=0,000$; $\eta^2=0,431$]. O procedimento Bonferroni mostrou haver diferença significativa entre as situações 1 mola vermelha e 1 amarela e 2 molas vermelhas ($p=0,002$).

Tabela 8 - Valores médios e desvios padrão determinados para o índice de esforço percebido (IEP) entre as diferentes cargas externas.

Situação	Média exercício
1 mola vermelha	13,2 ($\pm 2,8$)*
1 mola vermelha e 1 amarela	12,3 ($\pm 2,2$)
2 molas vermelhas	15,1 ($\pm 2,6$)*

*($p < 0,05$)

4.5 Discussão

Os exercícios de estabilização do tronco têm sido amplamente utilizados como uma opção para tratamento e prevenção da dor lombar. Essa modalidade de exercício é usada para maximizar a força muscular e melhorar a resistência, de modo a prevenir lesões, reabilitar ou em programas de treinamento físico. Atividades de estabilização do tronco quando o objetivo é a reabilitação da coluna visam aumentar a capacidade as estruturas estáveis, além de manter uma amplitude de movimento segura quando as atividades diárias são realizadas (TONG *et al.*, 2014). Uma comparação dos exercícios dinâmicos e isométricos representando a sobrecarga na coluna foi realizada demonstrando desafio semelhante da musculatura do tronco em ambos os tipos de exercícios (LEE, 2013).

Uma das formas de conhecimento das sobrecargas geradas pela carga externa durante movimentos na coluna lombar se dá pelo modelamento biomecânico. Diversos estudos têm buscado correlacionar a carga externa com as forças internas geradas pelo movimento (HOLSGROVE, MILES, GHEDUZZI, 2017; GHEZELBASH *et al.*, 2017). Porém, raros são os estudos que tem voltado o interesse para o entendimento de exercícios físicos (MCGILL; CANNON; ANDERSEN, 2014). Desse modo, o objetivo desse estudo

foi verificar os efeitos da variação da carga externa na sobrecarga interna na coluna lombar durante o exercício de prancha realizado no *reformer* a partir de uma resposta mecânica estimada pelo (MM3D) adaptado juntamente com dados de EMG de músculos específicos e a sensação subjetiva de esforço das executantes.

Quando o MM3D adaptado foi utilizado para avaliar esse mesmo exercício obtivemos dados coerentes com a análise biomecânica desse movimento, mas com apenas uma participante na amostra. Contudo, quando aumentamos o n amostral encontramos uma grande variabilidade dos movimentos e execuções repercutindo em resultados com desvios padrões bastante elevados. No geral, os resultados do presente estudo não permitiram confirmar os resultados do estudo piloto (Capítulo 3), onde houve diferença nas forças internas geradas na coluna lombar pela alteração da sobrecarga externa geradas pelas molas. Nos resultados do presente estudo, os valores médios de pico do MP foram crescentes com o incremento da carga externa e demonstraram um momento predominantemente extensor o que contradiz questões biomecânicas do movimento e os dados da EMG. Apesar de dados de saída do MM3D adaptado e de EMG demonstrarem não haver diferença entre as situações de carga externa avaliadas, ao analisarmos apenas os dados obtidos pelo MM3D adaptado verifica-se que o modelo ainda não parece adequado para a estimativa das forças internas durante a execução do exercício de prancha no *reformer*.

Os músculos flexores e extensores de tronco são os que mais contribuem para a posição estável de tronco durante a posição de prancha. Nas 3 situações avaliadas os músculos flexores de tronco apresentaram maior ativação elétrica quando comparada com os extensores que se mantiveram com valores inferior a 10% da CVM em todas as situações. Apesar de a análise estatística não demonstrar haver efeitos do fator mola e sobre os dados de EMG, os valores médios dos músculos apresentam uma variação coerente com aquela esperada teoricamente, como uma grande atividade dos músculos do braço na situação com duas molas vermelhas.

O IEP transcreve a sensação global do indivíduo, sendo uma ferramenta que o profissional pode ter a disposição durante a prática para graduar os exercícios. A tentativa de relacionar os parâmetros anteriormente discutidos em uma informação clínica foi realizada através do IEP. Esse parâmetro faz uma relação entre valores numéricos (variável quantitativa de dados discretos) e a sensação subjetiva (variável qualitativa de dados ordinais). A vantagem dessa variável é sua capacidade de estabelecer a relação entre um estímulo e uma resposta (BORG; NOBLE, 1974). Em relação à sensação

subjetiva e a classificação do IEP os indivíduos classificaram o exercício como leve (valores entre 11 e 12) quando utilizando uma mola vermelha, um pouco intenso (13 e 14) com uma vermelha e uma amarela e intenso (15 e 16) com duas molas vermelhas. Observa-se, desta forma, que o IEP transcreveu a sensação de esforço crescente dos indivíduos, com o incremento da carga externa. Os resultados de EMG e IEP permitem afirmar que o incremento da carga externa na situação 2MV, gera uma maior exigência e ativação dos músculos do ombro em relação aos músculos do tronco, o que leva a uma inversão do enfoque do exercício. Esse fator deve ser levado em consideração na escolha da carga externa, de acordo com o objetivo específico que se pretende alcançar com a prescrição desse exercício.

O entendimento da influência da carga externa sobre a coluna lombar devido a elevada incidência de lesões nessa região, tem especial relevância quando a atividade investigada é um exercício como a prancha que faz parte do repertório de atividades para atividade física e reabilitação sendo essencial para uma avaliação apropriada, bem como melhoria da concepção das intervenções de prevenção e reabilitação (ARJMAND *et al.*, 2010). Do ponto de vista da reabilitação, os dados de EMG demonstram que o aumento da carga externa faz com que haja uma maior ativação dos músculos do ombro em relação aos músculos do tronco o que gera uma inversão do enfoque do exercício e esse fator deve ser levado em consideração na escolha da carga externa de acordo com o objetivo específico que se pretende alcançar com a prescrição desse exercício.

4.6 CONCLUSÃO

A atividade eletromiográfica dos músculos analisados não foi alterada significativamente pelas diferentes cargas de mola utilizadas. Considerando que os resultados de atividade eletromiográfica não são compatíveis com os resultados de momento proximal obtidos com o MM3D, outros estudos devem ser conduzidos para avaliar melhor a capacidade do modelo em estimar as forças e momentos internos durante a execução do exercício prancha no *reformer*.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Esta dissertação buscou analisar as forças internas impostas à coluna lombar durante o exercício de prancha executado no *reformer*. Tarefa que se mostrou válida e necessária por meio da revisão sistemática realizada no presente estudo (artigo 1: capítulo 2). A etapa seguinte (artigo 2: capítulo 3) foi realizar um refinamento no MM3D, modelo desenvolvido pelo grupo de pesquisa BIOMECH-UFRGS para situações de levantamento de carga, ao incorporar dados anatômicos referentes aos principais flexores do tronco. Os resultados desse estudo foram promissores e apontaram para a necessidade de um estudo para um grupo maior de pessoas. Assim, o artigo 3 (capítulo 4) foi desenvolvido para verificar a influência da carga externa sobre a coluna lombar no exercício de prancha. Neste estudo, além dos dados oriundos do MM3D adaptado, foi coletado dados de EMG dos principais flexores e extensores do tronco e de músculos do ombro e ainda e o IEP, de modo a possibilitar melhor entendimentos dos resultados desse estudo.

Os resultados do artigo 3 (capítulo 4), demonstram não haver interação significativa entre os dados de EMG e as diferentes situações de mola. Da mesma forma, não houve diferença significativa dos dados de FM e de FA. Entretanto, os dados do MM3D adaptado não são completamente condizentes com os resultados da eletromiografia, pois em média na nossa amostra, o momento proximal encontrado for predominantemente extensor, enquanto os dados de EMG revelaram uma ativação máxima de 10% da CVM para esta musculatura. Um momento proximal extensor não condiz com a análise mecânica do movimento de prancha no *reformer* que deveria ser um momento flexor para contrapor a tendência extensora gerada pelo peso das estruturas corporais e o momento gerado pela força externa. Por esse motivo, os dados acessados pelo MM3D adaptado se mostraram incertos para a análise da influência da sobrecarga externa nas forças internas geradas na coluna lombar durante o exercício de prancha no *reformer*.

A análise das forças internas por meio do modelamento biomecânico tem potencial para desempenhar um papel fundamental no avanço da compreensão do funcionamento da coluna lombar. Estudos futuros são necessários para a análise das forças internas impostas a coluna lombar usando o MM3D adaptado para que seja possível aprimorar os resultados em exercícios dinâmicos. A partir disso, o MM3D adaptado pode se tornar uma ferramenta valiosa para o conhecimento de exercícios que visam a estabilização da coluna lombar e a concomitante minimização das forças internas impostas a coluna.

6 REFERÊNCIAS

ALLARD, P.; STOKES, I. AF; BLANCHI, J.P. **Three-dimensional analysis of human movement**. Human Kinetics Publishers, 1995.

AMADIO, Alberto Carlos; SERRÃO, Júlio Cerca. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v. 21, n. esp, p. 61-85, 2007.

ANDRADE, Letícia Souza et al. Application of Pilates principles increases paraspinal muscle activation. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 19, n. 1, p. 62-66, 2015.

ARJMAND, N., et al. A comparative study of two trunk biomechanical models under symmetric and asymmetric loadings. **Journal of biomechanics** v.43,n.3, p. 485-491, 2010.

ARJMAND, N., GAGNON, D., PLAMONDON, A., SHIRAZI-ADL, A., LARIVIERE, C. Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. **Clinical Biomechanics**, v.24, n.7, p.533-541, 2009.

AXLER, C.T.; MCGILL, S.M. Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 29, n. 6, p. 804-811, 1997.

BARBOSA, Alexandre Wesley Carvalho et al. Immediate electromyographic changes of the biceps brachii and upper rectus abdominis muscles due to the Pilates centring technique. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 17, n. 3, p. 385-390, 2013.

BARBOSA, Alexandre Wesley Carvalho et al. The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 19, n. 1, p. 57-61, 2015.

BASMAJIAN, John V.; DE LUCA, Carlo J. **Muscles alive: their functions revealed by electromyography**. Williams & Wilkins, 1985.

BAYOGLU, Riza et al. Twente spine model: A complete and coherent dataset for musculo-skeletal modeling of the thoracic and cervical regions of the human spine. **Journal of biomechanics**, 2017.

BORG, Gunnar AV; NOBLE, Bruce J. Perceived exertion. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 2, n. 1, p. 131-154, 1974.

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.

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

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.

CHAFFIN, Don B. et al. Digital human modeling for vehicle and workplace design. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, 2001.

DIAS, Josilainne Marcelino et al. Comparison of the electromyographic activity of the anterior trunk during the execution of two Pilates exercises—teaser and longspine—for healthy people. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 5, p. 689-697, 2014.

DOWNS, Sara H.; BLACK, Nick. 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.

EKSTROM, R. A.; DONATELLI, R. A.; CARP, K. C. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 37, n. 12, p. 754-762, 2007.

ELLER, Peter M.; CASSINELLI, Mary E. (Ed.). **NIOSH manual of analytical methods**. Diane Publishing, 1994.

FAYH, Alessandra et al. Pilates instruction affects stability and muscle recruitment during the long stretch exercise. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, 2017.

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

GHEZELBASH, F, ESKANDARI, A.H., SHIRAZI-ADL, A., ARJMAND, N., EL-OUAAID, Z., PLAMONDON, A. Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models. **Journal of Biomechanics**, in press, 2017.

GONZÁLEZ-GÁLVEZ, N. et al. Effects of a Pilates school program on hamstrings flexibility of adolescents. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 21, n. 4, p. 302-307, 2015.

GRANATA, K.P. e MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. **Journal of biomechanics**, v. 28, n. 11, p.1309-1317, 1995.

HAIJHOSSEINALI, M.; ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Effect of body weight on spinal loads in various activities: a personalized biomechanical modeling approach. **Journal of biomechanics**, v. 48, n. 2, p. 276-282, 2015.

HAY, James G. Citius, altius, longius (faster, higher, longer): the biomechanics of jumping for distance. **Journal of biomechanics**, v. 26, p. 7-21, 1993.

HERMENS, Hermie J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, v. 10, n. 5, p. 361-374, 2000.

HOLGROVE, T., MILES, A. and GHEDUZZI, S. The application of physiological loading using a dynamic, multi-axis spine simulator. **Medical Engineering & Physics**, 41, pp. 74-80, 2017.

HUG, François et al. Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies?. **Journal of Applied Physiology**, v. 108, n. 6, p. 1727-1736, 2010.

IGNASIAK, Dominika; DENDORFER, Sebastian; FERGUSON, Stephen J. Thoracolumbar spine model with articulated ribcage for the prediction of dynamic spinal loading. *Journal of biomechanics*, v. 49, n. 6, p. 959-966, 2016.

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

KIM, Moun-Jin; OH, Duck-Won; PARK, Hyun-Ju. Integrating arm movement into bridge exercise: effect on EMG activity of selected trunk muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 23, n. 5, p. 1119-1123, 2013.

KINGMA, Idsart et al. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. **Human Movement Science**, v. 15, n. 6, p. 833-860, 1996.

KONRAD, Peter. The abc of emg. **A practical introduction to kinesiological electromyography**, v. 1, p. 30-35, 2005.

LA TORRE, M. Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante tarefas de levantamento. Dissertação de Mestrado Ciência do Movimento Humano – Programa de Pós Graduação da Escola de Educação Física da UFRGS, Brasil, 2009.

LA TORRE, M. et al. Cálculo das forças internas na coluna lombar pela técnica da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 29, n. 2, p. 27-43, 2008.

LEE, B.C.Y. **Trainability of core stiffness: Study of a core training methods on naive and savvy populations**. University of Waterloo - Master of Science in Kinesiology Waterloo, Ontario, Canada, 2013.

- LEE, Benjamin CY; MCGILL, Stuart M. Effect of long-term isometric training on core/torso stiffness. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p. 1515-1526, 2015.
- LIM, E. C. W., POH, R. L. C., LOW, A. Y., WONG, W. P. Effects of Pilates-based exercises on pain and disability in individuals with persistent nonspecific low back pain: a systematic review with meta-analysis. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v.41, n.2, p.70-80, 2011.
- LIM, Kyung Min; JUNG, Jinhwa; SHIM, Sunhwa. The effect of bilateral trainings on upper extremities muscle activation on level of motor function in stroke patients. **Journal of physical therapy science**, v. 28, n. 12, p. 3427-3431, 2016.
- LOSS, J. F. et al. Electrical activity of external oblique and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in the Cadillac with different adjustments of 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 1ª ed. Ed: InTech, 2012.
- MACHADO, Carolina Neis et al. Analysis of lower limb force in foot work exercise of Pilates. **Fisioterapia em Movimento**, v. 29, n. 4, p. 669-676, 2016.
- MARQUES, Nise Ribeiro et al. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 17, n. 2, p. 185-191, 2013.
- MARRAS, W.S.; KNAPIK, G.G.; FERGUSON, S. Loading along the lumbar spine as influence by speed, control, load magnitude, and handle height during pushing. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n. 2, p. 155-163, 2009.
- MCGILL, S. M. **Low Back Disorders: Evidence Based Prevention and Rehabilitation**. 2ª ed. Champaign: Human Kinetics, p. 244, 2007.
- MCGILL, S. M. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. **Journal of biomechanics**, v.30, n.5, p.465-475, 1997.
- 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.
- MCGILL, S.M; CANNON, J.; ANDERSEN, J. T. Analysis of pushing exercises: Muscle activity and spine load while contrasting techniques on stable surfaces with a labile suspension strap training system. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 1, p. 105-116, 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.

MENACHO, Maryela et al. The electromyographic activity of the multifidus muscles during the execution of two Pilates exercises—swan dive and breast stroke—for healthy people. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, v. 36, n. 5, p. 319-326, 2013.

MENACHO, Maryela O. et al. Electromyographic effect of mat Pilates exercise on the back muscle activity of healthy adult females. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**, v. 33, n. 9, p. 672-678, 2010.

MERLETTI, Roberto; DI TORINO, P. Standards for reporting EMG data. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 9, n. 1, p. 3-4, 1999.

MOHER, David et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. **Syst Rev**, v. 4, n. 1, p. 1, 2015.

MOON, Ji-Hyun et al. Comparison of deep and superficial abdominal muscle activity between experienced Pilates and resistance exercise instructors and controls during stabilization exercise. **Journal of exercise rehabilitation**, v. 11, n. 3, p. 161, 2015.

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

NASERKHAKI, Sadegh; JAREMKO, Jacob L.; EL-RICH, Marwan. Effects of inter-individual lumbar spine geometry variation on load-sharing: Geometrically personalized Finite Element study. **Journal of biomechanics**, v. 49, n. 13, p. 2909-2917, 2016.

NG, Richard et al. **Programmable wireless electrode system for medical monitoring**. U.S. Patent n. 6,496,705, 17 dez. 2002.

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

NOAILLY, Jérôme et al. In silico evaluation of a new composite disc substitute with a L3–L5 lumbar spine finite element model. **European spine journal**, v. 21, n. 5, p. 675-687, 2012.

OLIVEIRA, Naiane Teixeira Bastos et al. Análise biomecânica do tronco e pelve em exercícios do método pilates: revisão sistemática. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 22, n. 4, p. 443-455, 2015.

PANJABI, M.M. Cervical spine models for biomechanical research. **Spine**, v. 23, n. 24, p. 2684-2699, 1998.

PARK, W. M. et al. Effect of the intra-abdominal pressure and the center of segmental body mass on the lumbar spine mechanics—a computational parametric study. **Journal of biomechanical engineering**, v.134, n.1, 2012.

PAZ, G. A. et al. Atividade eletromiográfica dos músculos extensores do tronco durante exercícios de estabilização lumbar do método Pilates. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 7, n. 2, p. 72-77, 2014.

PETROFSKY, Jerrold S. et al. Muscle use during exercise: a comparison of conventional weight equipment to Pilates with and without a resistive exercise device. **J Appl Res**, v. 5, n. 1, p. 160-73, 2005.

PREUSS, R.; FUNG, J. Musculature and biomechanics of the trunk in the maintenance of upright posture. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 5, p. 815-828, 2008.

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

RAABE, Margaret E.; CHAUDHARI, Ajit MW. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. **Journal of biomechanics**, v. 49, n. 7, p. 1238-1243, 2016.

RAJAEI, M.A et al. Comparative evaluation of six quantitative lifting tools to estimate spine loads during static activities. **Applied ergonomics**, v. 48, p. 22-32, 2015.

ROHLMANN, A., ZANDER, T., SCHMIDT, H., WILKE, H. J.; BERGMANN, G. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. **Journal of biomechanics**, v.39, n.13, p.2484-2490, 2006.

ROHLMANN, A. et al. Realistic loading conditions for upper body bending. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 7, p. 884-890, 2009.

ROSSI, D.M. et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 18, n. 1, p. 34-41, 2014.

SACCO, I. C. et al. Método Pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural—Estudos de caso. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v. 13, n. 4, p. 65-78, 2005.

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.

SHIRAZI-ADL, A. Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element. **Journal of biomechanics**, v. 39, n. 2, p. 267-275, 2006.

SILVA, Gabriela Bueno et al. Electromyographic activity of rectus abdominis muscles during dynamic Pilates abdominal exercises. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 19, n. 4, p. 629-635, 2015.

SILVA^a, Mariana Felipe et al. A comparative analysis of the electrical activity of the abdominal muscles during traditional and Pilates-based exercises under two conditions. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 15, n. 3, p. 296-304, 2013.

SILVA^b, Mônica Angélica Cardoso et al. Análise comparativa da atividade elétrica do músculo multífido durante exercícios do Pilates, série de Williams e Spine Stabilization. **Fisioter Mov**, v. 26, n. 1, p. 87-94, 2013.

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.

SODERBERG, Gary L.; KNUTSON, Loretta M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical therapy*, v. 80, n. 5, p. 485-498, 2000.

SOROSKY, S.; STILP, S.; AKUTHOTA, V. Yoga and Pilates in the management of low back pain. **Current reviews in musculoskeletal medicine**, v. 1, n. 1, p. 39-47, 2008.

SOUZA, Elba Fonseca de et al. Análise eletromiográfica dos músculos reto femoral e reto abdominal durante a execução dos exercícios hundred e teaser do método pilates. **Rev. bras. med. esporte**, v. 18, n. 2, p. 105-108, 2012.

STOKES, Ian AF; GARDNER-MORSE, Mack. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 311-316, 1999.

TINOCO-FERNÁNDEZ, Maria et al. The Pilates method and cardiorespiratory adaptation to training. **Research in Sports Medicine**, v. 24, n. 3, p. 266-271, 2016.

TONG, T.K.; WU, S.; NIE, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. **Physical Therapy in Sport**, v. 15, n. 1, p. 58-63, 2014.

TOUMANIDOU, T.; NOAILLY, J. "Corrigendum: Musculoskeletal modeling of the lumbar spine to explore functional interactions between back muscle loads and intervertebral disk multiphysics." **Frontiers in bioengineering and biotechnology** v. 3, 2015.

WANG, S. et al. In vivo loads in the lumbar L3-4 disc during a weight lifting extension. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 2, p. 155-160, 2014.

WELLS, C.; KOLT, GS, MARSHALL, P.; HILL, B.; BIALOCERKOWSKI, A. The Effectiveness of Pilates Exercise in People with Chronic Low Back Pain: A Systematic

WERBA, Débora da Rocha et al. Electrical Activity of Powerhouse Muscles During the Teaser Exercise of Pilates Using Different Types of Apparatus. **Perceptual and motor skills**, v. 124, n. 2, p. 452-461, 2017.

WILKE, H.J. et al. Biomechanical effect of different lumbar interspinous implants on flexibility and intradiscal pressure. **European spine journal**, v. 17, n. 8, p. 1049-1056, 2008.

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

WINTER, D.A., 2009. **Biomechanics and motor control of human movement**, Fourth Edition. John Wiley & Sons, New York.

WU, G. et al. 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.

WU, Ge et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981-992, 2005.

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

7 ANEXOS

7.1 Anexo A

Critérios da escala Downs & Black: itens referentes aos estudos observacionais de acordo com Downs & Black 1998.

1. O objetivo e a hipótese estão claramente descritos?
2. Os principais resultados a serem medidos estão claramente descritos na introdução ou em materiais e métodos? As principais características dos sujeitos incluídos estão claramente descritas?
3. As características dos pacientes incluídos foram claramente descritas?
6. Os principais achados estão claramente descritos?
7. O estudo estima a variabilidade dos dados nos principais achados?
9. As características dos participantes perdidos foram descritas?
10. Os verdadeiros valores de probabilidade para os principais resultados foram apresentados?
11. Os sujeitos convidados a participar do estudo foram representativos da população de onde foram recrutados?
12. Os sujeitos preparados para participarem do estudo foram representativos da população de onde foram recrutados?
16. Se algum dos resultados foi baseado em “dragagem de dados”, isso foi claro?
18. Os testes estatísticos utilizados foram adequados?
20. As medidas dos principais desfechos foram acuradas?

7.2 Anexo B

Standards for Reporting EMG Data, publicado pelo Journal of Electromyography and Kinesiology, Volume 36, October 2017, Pages I-II2017.

1. **Eletrodos** - Relatórios sobre eletromiografia de superfície devem incluir: Descrição do tipo de eletrodo de superfície usado: material do eletrodo (por exemplo, Al / AgCl, etc.), forma (por exemplo, discos, retangulares Barras, etc.), tamanho (por exemplo, diâmetro, raio, comprimento x largura), uso de gel ou pasta, abrasão e limpeza da pele com álcool, tricotomia, distância inter-eletrodos, localização do eléctrodo e orientação sobre o músculo em relação a tendões, ponto do motor e direção das fibras.

2. **Amplificação** - os amplificadores devem ser descritos pelo seguinte: se diferencial único, diferencial, diferencial duplo, etc., a impedância de entrada, o modo comum, razão de rejeição, relação sinal-ruído e alcance de ganho utilizado.

3. **Filtragem** - do sinal de EMG bruto deve ser especificada por: tipo de filtro usado (ou exemplo, *Butterworth*, *Chebyshev*, etc.), filtro de passagem alta e passa baixa e a ordem do filtro (se a primeira ordem, segunda ordem, etc.) frequência de corte de passagem alta ou baixa. Como os espectros de densidade de potência do EMG contém a maior parte de seu poder em o intervalo de frequência de 5-500 Hz nos extremos, o jornal não aceita relatórios em que o EMG de superfície foi filtrado acima de 10 Hz como um corte baixo, e abaixo de 350 Hz como o alto corte; por exemplo, é preferível 10-350 Hz para a superfície gravação. O filtro na faixa de 10-150 Hz ou 50-350 Hz, por exemplo, é não é aceitável como partes do poder do sinal acima de 150 Hz e abaixo de 50 Hz são eliminados. Isso deve ser mantido em mente ao projetar um estudo protocolo. As exceções serão feitas apenas em casos raros que sejam científicos sejam justificados.

4. **Retificação**: Uma nota deve ser feita se o sinal EMG foi retificado por onda completa ou parcial.

5. **Processamento** do sinal EMG: Existem vários métodos de processamento de EMG. Suavização do sinal com um filtro passa baixa em dado tempo constante (normalmente 50-250ms) é melhor descrito como “suavização com um filtro passa-baixa de Xms”. Alternativamente pode-se descreve-lo como um “envelope linear” ou “valor absoluto médio”, descrever o tempo constante e a ordem do filtro passa baixa usado. Também é aceitável a determinação do “Root mean square” ou RMS. Os autores devem incluir o período de tempo durante o qual o RMS médio foi calculado.

O EMG integrado às vezes é relatado, mas o sinal é realmente integrado ao longo do tempo, em vez de simplesmente suavizado. Esse procedimento permite a observação da atividade de EMG acumulada ao longo do tempo, e deve ser apresentada com informações sobre se o tempo ou a tensão foram usados para redefinir o integrador e em qual limite foi reiniciado.

Densidade espectral da potência apresentada pela EMG deve incluir: tempo utilizada para cada segmento de cálculo - tipo de janelas utilizadas antes da transformação rápida de Fourier (FFT) (por exemplo, Hamming, Hanning, Tukey, etc.). Cálculo do algoritmo (por exemplo, FFT) - número de preenchimento zero aplicado na época e a resolução resultante - equação usada para calcular a Frequência Média (MDF), Frequência Média (MNF), etc.- o comprimento do músculo ou o ângulo da articulação fixa no momento da gravação.

Outras técnicas de processamento, especialmente novas técnicas, são incentivadas se acompanhadas de uma descrição científica completa.

6. Amostragem EMG no computador: O processamento computadorizado do EMG é encorajado se os autores observem estes fatores importantes:

1. É aconselhável que o EMG bruto (por exemplo, após amplificação diferencial e filtragem de passagem de banda) seja armazenada no computador antes de uma análise mais aprofundada no caso de modificação do protocolo seja necessária no futuro. Nesse caso, o taxa de amostragem aceitável mínima é pelo menos duas vezes a frequência mais alta corte do filtro de passagem de banda, por exemplo, se um filtro passa-banda de 10-350 Hz fosse usado, a taxa de amostragem mínima utilizada para armazenar o sinal no computador deve ser 700 Hz (350×2), e de preferência maior para melhorar a precisão e resolução. As taxas de amostragem abaixo do dobro do corte de frequência mais alto não serão aceitas.
2. Se suavização, com um filtro passa-baixa foi realizado com hardware antes de amostragem e armazenamento de dados no computador, a taxa de amostragem poderia ser drasticamente reduzida. Taxas de 50-100 Hz são suficientes para introduzir alisados EMG no computador.
3. Também é aconselhável que os autores considerem a gravação do EMG bruto (antes de filtragem de passagem de banda) no computador; nesses casos, uma taxa de amostragem de 2500 Hz ou acima pode ser usado. No entanto, para evitar *aliasing* de ruído de alta frequência, filtragem de passagem de banda (escrita em software) no intervalo prescrito acima deve ser realizada antes de qualquer processamento posterior do

sinal. Essa abordagem permite que os autores realizem gravação EMG com hardware mínimo e flexibilidade máxima. No entanto, pode ser à custa da memória do computador, espaço e velocidade.

4. Número de bits, modelo, fabricante de cartão A / D usado para amostrar dados em o computador deve ser fornecido.

7. **Normalização:** em investigações onde a força / torque foi correlacionado com o EMG, é comum normalizar a força / torque e seu respectivo EMG, em relação aos valores na contração voluntária máxima (CVM). Autores deve estar ciente de que a obtenção de CVM verdadeiro de assuntos requer algum treinamento preliminar. Sem treinamento, o CVM poderia ser tanto quanto 20-40% menos daquela obtida após treinamento apropriado. O jornal, portanto, não aceite relatórios nos quais os assuntos não foram devidamente treinados para obter CVM verdadeiro.

A normalização da força / torque em relação ao seu CVM é comumente realizada com CVM como 100% da força / torque, e outros níveis de força são expresso como a porcentagem adequada de CVM. Da mesma forma, o EMG associado com 100% CVM é designado como 100%. Ambos força / torque e EMG a normalização deve incluir outras informações relevantes, como ângulo articular (s) e / ou comprimento (s) muscular (es) em contrações isométricas e intervalo de articulação ângulo, comprimento muscular, velocidade de encurtamento / alongamento e carga aplicada para contrações isométricas.

Normalização de dados coletados de uma condição experimental com respeito para outras condições contráteis podem ser realizadas para comparações fins e será aceito pela revista apenas se a descrição completa for dada. Em suma, as seguintes informações devem ser fornecidas ao normalizar dados: - como os sujeitos foram treinados para obter o CVM, ângulo ou comprimento muscular, ângulos de articulação adjacente, por exemplo, para estudos sobre flexão do cotovelo, a posição das articulações do pulso e do ombro devem ser fornecidas , aumento da força, velocidade do encurtamento / alongamento, mudanças no comprimento do músculo, amplitudes dos ângulos das articulações / comprimento do músculo na contração não-isométrica, carga aplicada em contrações não isométricas.

8. **Crosstalk:** Os autores devem demonstrar que foi feito um esforço significativo para determinar que o crosstalk EMG dos músculos perto do músculo de interesse não contaminou o sinal gravado. Selecionando o tamanho apropriado do eletrodo, distância entre eletrodos e localização de gravações sobre o músculo deve ser cuidadosamente planejado, especialmente quando se trabalha em áreas onde muitos estreitam os músculos

são bem recolhidos (por exemplo, antebraço), ou quando se trabalha com superfície / músculos finos (por exemplo, trapézio). O trabalho de Winter et al.³ e Fuglevand et al.¹ devem ser consultados se houver dúvidas. O cuidado também deve ser empregado ao gravar EMG superficial de áreas com tecido adiposo subcutâneo como é sabido que o tecido adiposo aumenta a crosstalk.

7.3 Anexo C

Escala de Borg

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

Escala RPE de Borg

© Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998

8 Suplementos

Quadro 2- Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos (WU et al., 2002; WU et al., 2005).

Referência anatômica	Abreviatura
Cabeça do quinto metatarso direito e esquerdo	QMT _D , QMT _E
Cabeça do segundo metatarso direito e esquerdo	SMT _D , SMT _E
Calcâneo direito e esquerdo	CL _D , CL _E
Maléolo lateral direito e esquerdo	ML _D , ML _E
Maléolo medial direito e esquerdo	MM _D , MM _E
Inter-maleolar, ponto médio entre o ML e MM direito e esquerdo	IM _D , IM _E
Côndilo lateral direito e esquerdo	CL _D , CL _E
Côndilo medial direito e esquerdo	CM _D , CM _E
Inter-condilar, ponto médio entre o CL e CM direito e esquerdo	IC _D , IC _E
Tuberosidade da tíbia direita e esquerda	TT _D , TT _E
Trocanter maior do fêmur direito e esquerdo	TF _D , TF _E
Crista ilíaca ântero-superior direita e esquerda	EIAS _D , EIAS _E
Crista ilíaca pósterio-superior direita e esquerda	EIPS _D , EIPS _E
Crista sacral mediana de S1	CSM
Processo espinhoso de L5	L5
Processo espinhoso de L4	L4
Processo espinhoso de L3	L3
Processo espinhoso de L2	L3
Processo espinhoso de T12	T12
Processo espinhoso de T10	T10
Processo espinhoso de T8	T8
Processo espinhoso de T6	T6
Processo espinhoso de T4	T4
Processo espinhoso de T2	T2
Processo espinhoso de C7	C7
Ângulo inferior da escápula direito e esquerdo	AIE _D , AIE _E
Acrômio direito e esquerdo	AA _D , AA _E
Incisura jugular	IJ
Processo xifoide	PX
Cicatriz umbilical	CU
Epicôndilo lateral direito e esquerdo	EL _D , EL _E
Epicôndilo medial direito e esquerdo	EM _D , EM _E
Processo estiloide da ulna direita e esquerda	PER _D , PER _E
Processo estiloide do rádio direito e esquerdo	PE _D , PE _E
Vértice da cabeça	VC
Arco zigomático	AZ _D , AZ _E
Extremidade distal do 5 ^o metacarpo direito e esquerdo	QMC _D , QMC _E
Extremidade distal do 2 ^o metacarpo direito e esquerdo	SMC _D , SMC _E