

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA

Exercícios do Método Pilates com inversão no sentido do torque de resistência:
efeitos na variabilidade da pelve e ativação muscular do tronco

Catiane Souza

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA

Exercícios do Método Pilates com inversão no sentido do torque de resistência:
efeitos na variabilidade da pelve e ativação muscular do tronco

Tese apresentada como
requisito parcial para a
obtenção do título de Doutora
em Ciências do Movimento
Humano pela Universidade
Federal do Rio Grande do Sul.

Catiane Souza

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre

2019

CIP - Catalogação na Publicação

Souza, Catiane
Exercícios do Método Pilates com inversão no sentido do torque de resistência: efeitos na variabilidade da pelve e ativação muscular do tronco / Catiane Souza. -- 2019.
109 f.
Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2019.

1. Biomecânica. 2. Pilates. 3. Eletromiografia. 4. Core. 5. Estabilidade. I. Fagundes Loss, Jefferson, orient. II. Título.

Catiane Souza

**EXERCÍCIOS DO MÉTODO PILATES COM INVERSÃO NO SENTIDO DO
TORQUE DE RESISTÊNCIA: EFEITOS NA VARIABILIDADE DA PELVEE
ATIVÇÃO MUSCULAR DO TRONCO**

Aprovado em 17 de junho de 2019.

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dr^a. Aline Nogueira Haas – ESEFID – UFRGS

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

Prof^a. Dr^a. Juliana Adami Sedrez

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

Dedico esse trabalho à Maria Clara e ao Augusto por levarem luz e ar a cada cantinho do que hoje sou...

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Sandra e Cleonir, por todo o incentivo e dedicação a cada um dos meus sonhos, desde sempre – palavras são pouco para expressar o quanto eu honro, amo e sou grata a vocês...

À minha dupla, meu companheiro de vida, Augusto, que foi “presente” ao longo desse trabalho, de todas as formas possíveis: me oferecendo suporte para a escrita, aterrando meus devaneios e, quando necessário, me lembrando que tenho asas... Sou muito feliz por te ter comigo, e “pelas infinitas possibilidades” que é viver ao teu lado (uma delas já florescendo entre nós!).

Aos amigos que entenderam minhas ausências e acolheram minhas dúvidas tornando tudo mais leve e divertido. Em especial à Rubiana, Edgar, Daniela, Isis, Danilo, Alvinho, Marcão, Eric, João Luis e Ânderlo - vocês são, simplesmente, os melhores e sabê-los em minha vida (mesmo que ao longe, às vezes) recoloca cada coisa em seu lugar...

Ao CAIS, e a todos os reencontros que ensinam onde, e como “ancorar”. Em especial Carol, Taty e Rebeca, por todo apoio, cuidado, acolhimento e orientações para este - e tantos outros - “caminhares”.

A todos que passaram pelo Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento – BIOMECH nesses meus quase 10 anos de trajetória. Cada um contribuiu imensamente com minha formação, e alguns muito mais do que isso... Em vocês encontrei inspiração, alento, desafios, aprendizagem e amigos. Como a minha “superequipe” Edgar, Fernanda e Renata - o caminho teria sido outro sem vocês. Não poderia deixar de destacar a Lara, por ter me dado a base e os desafios que eu precisava para os primeiros passos; Eu agradeço ainda àqueles que também foram mais do que colegas: Ale, Claudinha, Lu, Raquel, Josi, Lê, Raquel, Dani, Gui, Max, Karina, Laura e Manu por todo carinho e paciência ao me ouvir, ao me ensinar e principalmente, por me permitirem aprender com vocês.

Aos meus grandes Mestres, professores que, inspiram minha docência, pois além de conduzirem a formação acadêmica, fizeram parte importante da minha formação pessoal: Mary Grace, Malu Oliveira, Ana Maria Nappi, Raquel Shutz, Erica Santos, Adroaldo Gaya e André Lopes.

Às famílias FSBA, UNINASSAU Pituba e Active Pilates, pela confiança no meu trabalho. Mais do que isso, por me permitirem realizar meu antigo sonho de LECIONAR (biomecânica!!!).

E por fim, mas não menos importante, ao meu orientador, Jeffe, por ter me aberto as portas da academia, possibilitando-me novas formas de ver o mundo - novas formas de me ver no mundo. A formação que proporcionaste, além de me guiar até aqui, me fez ser uma pessoa melhor, e eu não tenho palavras para te agradecer. Talvez nunca as encontre...

*E abrirá, às vezes, a janela à toa, por gosto...
e teus amigos ficarão espantados de ouvir-te
rir, olhando o céu.
“Sim, as estrelas, elas sempre me fazem rir!”*

Antoine de Saint-Exupéry

RESUMO

Apesar do crescente número de pesquisas sobre o Método Pilates, os efeitos da carga externa e de suas variações na atividade eletromiográfica do tronco, e em sua variabilidade ainda não estão claros. A proposta do presente estudo foi avaliar os efeitos de inversões no sentido do torque de resistência na ativação do *Power House* e na variabilidade da pelve durante execução de exercícios do Método Pilates. Foram avaliados 26 praticantes experientes ($33,3 \pm 7,9$ anos; $64,9 \pm 9,7$ Kg; $1,66 \pm 0,86$ m e $6,8 \pm 3,6$ anos de prática) realizando 9 exercícios em 2 situações: com inversão no sentido do torque de resistência (CI) e sem inversão (SI). Foram testadas a ativação eletromiográfica dos músculos reto abdominal (RA), oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE), multífido (MU), longuíssimo (LG), e iliocostal (IL). A variabilidade da pelve foi avaliada por cinemetria, estimada em três movimentos (ante-retroversão, inclinação lateral e rotação). A normalidade dos dados foi rejeitada pelo teste de Shapiro-Wilk. Utilizou-se múltiplos testes de Wilcoxon para comparar as situações SI e CI em cada músculo e em cada movimento da pelve. Uma vez que todos apresentaram diferença o restante da análise seguiu separando os dados SI dos CI, de forma que foram realizadas múltiplas ANOVAs de Friedman. Quando houve, para análise das diferenças entre os níveis, foram utilizados testes *post hoc* de comparação aos pares pelo teste de Wilcoxon, com correção de Bonferroni. Foi adotado $\alpha=0,05$. Para todos os movimentos, ante-retroversão, inclinação e rotação, a variabilidade da pelve foi mais alta na situação SI do que na situação CI apresentando baixo tamanho de efeito [($T = 7973,50$; $p < 0,05$; $r = 0,13$), ($T = 7911,00$ $p < 0,05$; $r = 0,13$) e ($T = 5823,50$; $p < 0,001$; $r = 0,25$)], respectivamente. Da mesma forma, para todos os músculos a ativação foi mais alta na situação SI. O OE apresentou grande tamanho de efeito ($T = 212,00$; $p < 0,001$; $r = 0,60$), já os músculos IL, RA e LG apresentaram moderado tamanho de efeito [($T = 1376,50$; $p < 0,001$; $r = 0,55$), ($T = 2099,50$; $p < 0,001$; $r = 0,52$) e ($T = 5215,50$; $p < 0,001$; $r = 0,38$)], respectivamente. Por fim, o OI e o MU apresentaram baixo tamanho de efeito [($T = 7526,00$; $p < 0,001$; $r = 0,28$) e ($T = 9723,00$; $p < 0,001$; $r = 0,18$)], respectivamente. A partir dos resultados, pode-se concluir que o torque de inversão gera menor ativação nos músculos do *core* e menor variabilidade da pelve, de forma que maiores valores de torque resistivo impostos ao esqueleto apendicular geram maior ativação nos músculos do *core* e maior variabilidade da pelve do que um torque menor, mesmo quando este apresenta inversão em seu sentido.

PALAVRAS-CHAVE: *Core*; Estabilidade; Biomecânica; Pilates; Eletromiografia.

ABSTRACT

Despite the ongoing increase in research regarding the Pilates Method, the effects imposed by external loads and its variations on the trunk's electromyographic activity and stability remain unclear. The present study aimed to evaluate the effects of inversions in the resistance torque direction on *Power House* activation and pelvis variability during Pilates Method exercises. 26 experienced practitioners (33.3 ± 7.9 years; 64.9 ± 9.67 Kg; 1.66 ± 0.86 m e 6.8 ± 3.61 years of Method experience) were accessed performing 9 exercises in two different situations: with inversion in the directions of the resistance torque (WI) and without inversion (NI). Electromyographic activation was tested for the muscles: rectus abdominis (RA), internal oblique (IO) external oblique (EO), multifidus (MU), longissimus dorsi (LG) and iliocostalis (IL). The pelvis variability was tested using kinometry, estimating three different movements (ante-posterior tilt, lateral inclination and rotation). Normality was rejected, therefore, multiple Wilcoxon tests were performed to compare WI and NI situations on each muscle and each pelvis movement. Since all comparisons showed statistical difference the analysis followed by testing WI and NI separately. For that, multiple repeated measure Friedman's ANOVAs and one repeated measures ANOVA were performed. To analyze the difference between levels, Wilcoxon's post hoc tests with Bonferroni correction were used to compare each pair of exercises. $\alpha=0,05$ was adopted for every comparison. In all pelvis movement (ante-posterior tilt, lateral inclination and rotation) the variability was higher in the NI situation than in WI, showing a small effect size [$(T = 7973.50, p < 0.05, r = 0.13)$, $(T = 7911.00, p < 0.05, r = 0.13)$ and $(T = 5823.50, p < 0.001, r = 0.25)$, respectively]. In the same way, all muscle activation was higher in the NI situation than in WI. The EO presented a large effect size ($T = 212.00, p < 0.001, r = 0.60$), IL, RA and LG presented a moderate effect size [$(T = 1376.50, p < 0.001, r = 0.55)$, $(T = 2099.50, p < 0.001, r = 0.52)$ and $(T = 5215.50, p < 0.001, r = 0.38)$], respectively, IO and MU presented a low effect size [$(T = 7526.00, p < 0.001, r = 0.28)$ and $(T = 9723.00, p < 0.001, r = 0.18)$], respectively. With the results shown it is possible to conclude that the torque inversion generates a lower Core activation and also a lower variability in the pelvis, in a way that higher resistance torque values imposed do the appendicular skeleton generate a higher Core activation and a greater variability in the pelvis even when an direction reversal is occurring with the torque.

KEYWORDS: Core; Stability; Biomechanics; Pilates; Electromyography

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Torque de resistência no início do <i>Leg Circles</i> do Método Pilates realizado no cadillac	21
Figura 2 - Comparação da ativação muscular em situações com e sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão	50
Figura 3 - Ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	51
Figura 4 - Ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	53
Figura 5 - Ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	55
Figura 6 - Ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	57
Figura 7 - Ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	59
Figura 8 - Ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	61
Figura 9 - Ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	63
Figura 10 - Ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	65
Figura 11 - Ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	67
Figura 12 - Ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	69
Figura 13 – Ativação do Multífido em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	71
Figura 14 - Ativação do Multífido em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	73
Figura 15 – Comparação da variabilidade da pelve em situações com e sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	75
Figura 16 – Variabilidade da pelve em ante e retroversão em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	76

Figura 17 – Variabilidade da pelve em ante e retroversão em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em média e erro padrão.	77
Figura 18 – Variabilidade da pelve em inclinação em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	78
Figura 19 – Variabilidade da pelve em inclinação em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	79
Figura 20 -Variabilidade da pelve em rotação em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.	80
Figura 21 -Variabilidade da pelve em rotação em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.....	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Exercícios do Método Pilates, que oferecem desafio à estabilidade do tronco por movimentos uniarticulares do esqueleto apendicular contra resistência de molas.....	42
Tabela 2 – Descrição estatística da ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	52
Tabela 3 – Descrição estatística da ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	54
Tabela 4 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	56
Tabela 5 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	58
Tabela 6 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	60
Tabela 7 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	62
Tabela 8 – Descrição estatística da ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	64
Tabela 9 – Descrição estatística da ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	66
Tabela 10 – Descrição estatística da ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	68
Tabela 11 – Descrição estatística da ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	70
Tabela 12 – Descrição estatística da ativação do Multífido em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.....	72
Tabela 13 – Descrição estatística da ativação do Multífido em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.	74

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

ANOVA	Análise de variância
ADM	Amplitude de movimento
AUX	Vetor auxiliar
CAC	Cadillac Arm Circles facing in vertical
CAS	Cadillac Arm Springs circles supine
CCE	Cadillac Chest Expansion
CHAIR	Chair standing leg and foot press
CI	Com inversão do torque de resistência
CLSC	Cadillac Leg Springs supine Circles
CLSS	Cadillac Leg Springs supine Scissors
cm	Centímetros
CRCH	Cadillac Reverse Chest Expansion
CVMI	Contração voluntária máxima isométrica
DCL	Diagrama de corpo livre
EIAS	Espinha ilíaca ântero superior
EMG	Eletromiografia
F	ANOVA de um fator ou ANOVA de Medidas Repetidas
Hz	Hertz
IL	Iliocostal
kg	Kilograma
LG	Longuíssimo
m	Metros
MU	Multífido
n	Tamanho amostral
N	Newton
OE	Obliquo externo
OI	Obliquo interno
p	Nível de significância
PH	<i>Power House</i>
PMA	<i>Pilates Method Alliance</i>
r	Coeficiente de correlação.
RA	Reto Abdominal

RCEAC	Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles
RCEK	Reformer Chest Expansion Kneeling
RMS	<i>Root mean square</i>
SCG	Sistema de coordenadas global
SCL	Sistema de coordenadas local
SENIAM	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SI	Sem inversão do torque de resistência
SPSS	<i>Statistical Package for the Social Sciences</i>
<i>T</i>	Estatística Teste do <i>post hoc</i> utilizado para dados não paramétricos
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TrA	Transverso Abdominal
°	Graus
ϵ	Esfericidade
α	Medida de confiabilidade
β	Erro tipo I
χ^2	Qui-quadrado representando resultados da ANOVA de Friedman

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	17
2	PROBLEMA	23
3	REVISÃO DE LITERATURA	24
3.1	ATIVAÇÃO MUSCULAR.....	27
3.2	CINÉTICA	33
3.3	JUSTIFICATIVA.....	35
4	OBJETIVOS.....	37
4.1	OBJETIVO GERAL.....	37
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	37
5	MATERIAIS E MÉTODOS	38
5.1	PARTICIPANTES DO ESTUDO.....	38
5.1.1	Critérios de inclusão:.....	38
5.1.2	Critérios de exclusão:	38
5.2	PROTOCOLO	38
5.3	DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	39
5.3.1	Variável independente	39
5.3.2	Variáveis dependentes	39
5.4	INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	40
5.5	PROCEDIMENTOS DE COLETA E ANÁLISE DE DADOS.....	41
5.5.1	Exercícios	41
5.5.2	Avaliações EMG	44
5.5.3	Avaliações cinemáticas e cinéticas.....	46
5.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	48
6	RESULTADOS	50
7	DISCUSSÃO.....	82
7.1	LIMITAÇÕES.....	91
8	CONSIDERAÇÕES FINAIS	93
	REFERÊNCIAS	94
	APÊNDICE 1	103
	APÊNDICE 2	104
	APÊNDICE 3	107
	APÊNDICE 4	109

1 INTRODUÇÃO

A estabilidade do *core* é primordial para a mobilidade dos segmentos distais, sendo amplamente destacada como essencial em diversos aspectos de saúde e performance, pois previne e trata lesões e algias na coluna, fornece maior eficiência de movimento e melhora o desempenho esportivo (Muscolino e Cipriani, 2004; Marshall e Murphy, 2005; Sherry, Best e Heiderscheit, 2005; Rydeard, Leger e Smith, 2006; Willardson, 2007; França *et al.*, 2008; Nesser *et al.*, 2008; McGill e Karpowicz, 2009; Escamilla *et al.*, 2010; Imai *et al.*, 2010; Lee *et al.*, 2013). O termo "estabilidade do *core*" pode ser definido como a capacidade das estruturas osteomioarticulares em manter ou retomar a posição de equilíbrio do tronco após uma perturbação gerada por forças internas ou externas, esperadas ou inesperadas (Zazulak *et al.*, 2007; Vera-García *et al.*, 2015).

O controle da estabilidade do *core* depende diretamente do sistema ativo coordenado pela contração dos músculos do tronco, uma vez que sua ativação é descrita como um dos mecanismos utilizados não só para manter a estabilidade do *core*, como também para proteger suas estruturas (Rossi *et al.*, 2014). Nesse sentido, é imprescindível explicitar que os músculos do tronco não atuam de igual forma, podendo ser divididos em duas categorias, (1) globais, ou mobilizadores: Reto Abdominal (RA), fibras laterais do Oblíquo Externo (OE), Psoas, Eretores e porção torácica do Iliocostal; e (2) locais, ou estabilizadores, os quais se subdividem em primários: Transverso Abdominal (TrA) e Multífidos (MU); e secundários: Oblíquo Interno (OI), fibras mediais do Oblíquo Externo, Quadrado Lombar, Diafragma, Assoalho Pélvico, e porções lombares do Iliocostal (IL) e do Longuíssimo (LG) (Faries e Greenwood, 2007).

Ainda que as categorias de músculos globais e locais sejam massivamente conhecidas, a definição de cada músculo nesses sistemas conforme apresentada não o é. Tal categorização permite elucidar diferentes contextos a respeito da musculatura do tronco. Por exemplo, um controle deficitário dos músculos apresentados como estabilizadores primários (TrA e MU), tem sido associado a dor lombar (Hides *et al.*, 1994; Hodges e Richardson, 1996; França *et al.*, 2008; Marques *et al.*, 2013), sendo que sua ativação é o fundamento-base de treinamentos, como a estabilização segmentada, que vêm sendo utilizada há décadas (Richardson e Jull, 1995). Outro método de treinamento onde ganham destaque, não apenas os estabilizadores primários, mas também os secundários e até mesmo os mobilizadores, é o Pilates. Todos os músculos anteriormente descritos constam no que Joseph Pilates, sistematizador do Método, denominou como

“*Power House*” (PH) (Pilates e Muler, 1934), que pode ser considerado o mais importante princípio do Pilates, também conhecido como centralização (Muscolino e Cipriani, 2004).

Tal princípio, e a proposta aplicada para desenvolvê-lo podem ser considerados os grandes diferenciais do Pilates, uma vez que os exercícios utilizados para tal fim não consistem em movimentos simples do tronco, mas em movimentos do esqueleto apendicular de forma a desafiar a estabilidade do *core*, e conseqüentemente, sua musculatura (Cruz-Diaz *et al.*, 2017; Paulitsch *et al.*, 2017). Durante a execução de exercícios do Método Pilates, deve-se controlar a respiração e recrutar intencionalmente os músculos do PH, além da ativação inerente às demandas do próprio exercício, o que potencializaria a proteção da coluna (Paulitsch *et al.*, 2017). Nesse contexto, a eficácia do Método reside na ativação adequada do PH, principalmente frente a desafios impostos à estabilidade corporal (Cruz-Diaz *et al.*, 2017). Essa proposta vai ao encontro do apontado por McGill (2001), o qual afirma que os exercícios mais indicados são os que incentivam de forma funcional a musculatura do tronco.

Nesse sentido, visando uma intervenção efetiva do Pilates, é importante considerar e entender que diferenças nas cargas dentre os exercícios, ou dentre diferentes execuções de um mesmo exercício, são características intrínsecas do Método (Werba *et al.*, 2017). Por exemplo, nos exercícios realizados em equipamentos, o uso de molas em ancoragens e posições adequadas para a capacidade do aluno e o desafio que se pretende impor a ele, podem aumentar progressivamente a carga e o nível de atividade muscular (Sacco *et al.*, 2014). Sabe-se ainda que, ao variar o ponto de fixação das molas, a realização de um mesmo exercício, pode ter diferentes respostas musculares, culminando em alterações na ativação da musculatura estabilizadora do tronco (Loss *et al.*, 2010), ou mesmo na inversão da relação agonista-antagonista (Silva *et al.*, 2009).

Em uma revisão sistemática sobre avaliações biomecânicas durante exercícios do Método Pilates, Oliveira e colaboradores (2015) destacam a importância de mais informações sobre aspectos biomecânicos durante a realização dos exercícios, como a quantificação correta da carga imposta pelas molas. Poucas pesquisas desenvolvidas até o momento se dedicaram a avaliar e descrever as cargas geradas pelas molas dos equipamentos (Silva *et al.*, 2009; Melo *et al.*, 2011; Sacco *et al.*, 2014; Machado *et al.*, 2016). Nesse contexto, foi encontrado apenas um estudo que avaliou a interação do torque

de resistência¹ com a ativação da musculatura do PH (Loss *et al.*, 2010). Tais autores, contrariando a expectativa de instrutores do Método, apontam que os músculos que compõem o PH não são sempre ativados como um único grupo e com a mesma intensidade. Esses resultados, se observados sob a ótica da descrição de músculos mobilizadores, ou estabilizadores (Faries e Greenwood, 2007), tornam iminente destacar que os músculos avaliados (MU e OE) são categorizados de forma diferente, demonstrando que, mesmo em exercícios já estudados de forma mais aprofundada, permanecem questões carentes de um melhor entendimento, como os efeitos das cargas nas demais musculaturas do PH, ou mesmo os efeitos de uma possível progressão. Tal carência pode ser extrapolada a outros movimentos, uma vez que o Método é composto por centenas de exercícios (Queiroz *et al.*, 2010).

Ainda que nos últimos anos venha sendo crescente o número de pesquisas e consequentes avanços no entendimento científico do Pilates, em especial com enfoque biodinâmico (Souza *et al.*, 2017; Santos *et al.*, 2019), há escassez de pesquisas nessa área (Oliveira *et al.*, 2015). De forma que se destaca a análise eletromiográfica, a qual pode ser usada para estabelecer os níveis de exercício do Pilates (Panham *et al.*, 2019a). Porém, os poucos estudos que avaliaram a ativação elétrica durante os exercícios, deixam a desejar nas descrições metodológicas (Oliveira *et al.*, 2015) e não consideraram as diferentes ações dos músculos que compõe o PH. Sabe-se que a atividade muscular está relacionada ao desafio imposto, o que, por sua vez, tem a ver com os torques atuando sobre o corpo (Loss *et al.*, 2010). Talvez a falta de um melhor entendimento sobre tais desafios explique o porquê a escolha dos exercícios de Pilates e de suas possíveis variações é muitas vezes definida a partir de orientações transmitidas informalmente dentre os instrutores do Método (Souza *et al.*, 2012), uma vez que, caso houvesse embasamento científico, muitas informações empíricas, baseadas na experiência, poderiam ser substituídas por sugestões de prática baseada em evidência.

O estudo dos torques elucidada que muitas vezes a expectativa dos instrutores quanto à atuação muscular não condiz com o que, efetivamente, é recrutado pelos praticantes. Por exemplo, o *footwork* realizado no reformer, comumente associado à extensão de quadril e de joelho, pode ser realizado também a partir da ativação simultânea de flexores

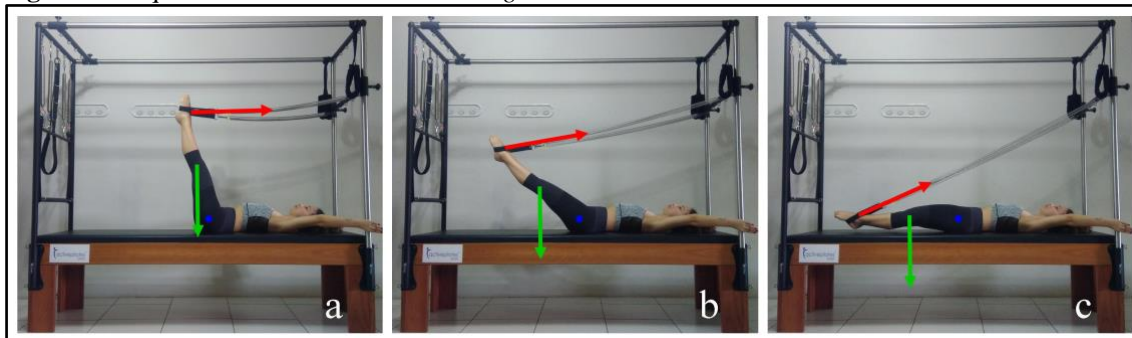
¹ O torque de resistência pode ser considerado como representativo da dificuldade do exercício. Sua magnitude, assim como o sentido da tendência de rotação, pode ser considerado como indicativo da musculatura agonista predominante durante a execução do exercício.

do quadril e extensores do joelho, a depender da direção da força aplicada pelos pés na barra (Cantergi *et al.*, 2015). As mudanças no torque de resistência podem acontecer também ao longo da execução de um mesmo exercício, como a flexo-extensão de quadril no *cadillac*, comumente utilizado para introduzir o aluno à série *leg springs*². Empiricamente associa-se o foco desse exercício ao PH, e acredita-se que seu motor primário sejam os extensores do quadril, todavia, dependendo da resistência imposta pelas molas, as tendências de movimento rotacional podem se inverter ao longo da amplitude de movimento (ADM), invertendo também a relação agonista-antagonista (Silva *et al.*, 2009).

Tal situação é retratada na Figura 1, onde se considera como torque de resistência a resultante entre o torque da mola (torque flexor de quadril, cuja força está representada pelo vetor vermelho) e o torque do peso do segmento “coxa-perna-pé” (torque extensor de quadril, cuja força está representada pelo vetor verde), assumindo como eixo o quadril, (ilustrado em azul). Na imagem “a”, o torque gerado pela mola, no sentido de flexão, é menor que o gerado pelo peso da perna, no sentido de extensão, sendo que o torque de resistência resultante seria extensor exigindo uma atuação excêntrica de flexores do quadril. Essa tendência se mantém até a posição representada pela imagem “b”, onde o torque gerado pela mola e o torque gerado pelo peso do segmento estariam iguais, de forma que, nesse exato ponto da ADM, não haveria demanda nem para flexores, nem para extensores do quadril. Partindo da posição representada pela imagem “b” até a posição da imagem “c”, o torque da mola seria maior do que o torque do peso do segmento, gerando um torque de resistência resultante flexor, exigindo assim uma atuação concêntrica de extensores do quadril. Consequentemente, ao retornar, as tendências se manteriam, contudo, as ações musculares seriam alteradas: da imagem “c” até a “b”, estaria ocorrendo uma ação excêntrica de extensores do quadril, na imagem “b”, se repetiria a situação de equilíbrio, e daí até a imagem “a”, uma atuação concêntrica de flexores de quadril. Esta mudança no sentido da tendência de rotação do torque de resistência, que ao longo da “fase de ida” deste exemplo inicia como extensor, chega a um torque nulo e termina como flexor (o oposto ocorre na “fase de retorno”), é aqui denominada como “inversão no torque de resistência”.

²*Leg Springs* é uma série de exercícios realizados com as molas presa às alças de pés, os quais consistem em mobilização de quadril, e por vezes joelho. Fazem parte dessa série exercícios massivamente associados ao Método, como o *frog*, *circles*, *scissors*, entre outros.

Figura 1 Torque de resistência no início do *Leg Circles* do Método Pilates realizado no cadillac



O vetor em vermelho representa a linha de ação da força da mola, em verde, do peso de segmento e o ponto azul, o eixo.

Sabe-se que resistência imposta pelas molas, que é amplamente associada ao Método, inclusive melhorando a interiorização de seus princípios (Cruz-Diaz *et al.*, 2017), e a musculatura do PH que é descrita como seu princípio mais importante (Muscolino e Cipriani, 2004) não foram devidamente abordados em estudos científicos (Oliveira *et al.*, 2017). Nem mesmo sua relação durante os exercícios mais utilizados, aqueles que desafiam a musculatura do tronco de forma funcional frente às instabilidades. Entender as cargas externas e seus efeitos na ativação muscular permitiria uma escolha mais segura e controlada dos exercícios do Método nos mais diferentes contextos (Loss *et al.*, 2010; Melo *et al.*, 2011; Oliveira *et al.*, 2015; Oliveira *et al.*, 2017).

Alguns instrutores acreditam que, durante exercícios do Método que mobilizam o esqueleto apendicular visando provocar perturbações na estabilidade do *core*, quanto menor a resistência imposta pelas molas, mais desafiador para o PH será o exercício. Porém, não se sabe, realmente, se o desafio é maior quanto menos ou mais resistente for a mola, ou ainda quando a mola tem sua resistência diminuída ao ponto em que ocorram inversões no torque de resistência, como descrito acima. Entender essa interação, da possibilidade ou não de inversão do torque de resistência, e quando há, qual seu efeito, permitiria uma escolha e progressão dos exercícios mais adequada, seja com foco no PH, seja com foco nos músculos agonistas do movimento no esqueleto apendicular. Por exemplo, pode-se imaginar que em um determinado exercício, os efeitos na musculatura do PH se equivalham na execução com e sem inversão de torque de resistência, poder-se-ia optar pela situação sem inversão de torque e com maior carga externa para um grupo muscular do esqueleto apendicular, no caso de um esportista que precise manter sua forma física, e escolher a execução com inversão, para um aluno que busque melhorar sua funcionalidade. Agora, supondo que, no mesmo exercício, os efeitos sejam diferentes comparando as duas situações, tal conhecimento possibilitaria um tratamento mais efetivo

no caso de patologias quando houvesse indicação de enfatizar especificamente a estabilidade, ou a ativação de uma musculatura em detrimento da outra, como no caso de lombalgias (Richardson *et al.*, 2002). O que permitiria elucidar, com a prática baseada em evidências os crescentes atendimentos que utilizam o Método como um método de treinamento que melhora a saúde do sistema locomotor, previne a dor e promove o bem-estar geral das pessoas que o realizam (Gala-Alarcón *et al.*, 2018). Uma vez que não há consenso na literatura acerca do que é a estabilidade do *core* e como quantificá-la, pode-se considerar a variabilidade da pelve como uma forma de representar tal conceito.

2 PROBLEMA

Quais os efeitos de inversões no sentido do torque de resistência na musculatura do Power House e na variabilidade da pelve durante exercícios do Método Pilates?

3 REVISÃO DE LITERATURA

Os exercícios do Método Pilates, realizados no solo ou em aparelhos, podem ser divididos, em três grandes categorias ou níveis: básicos, intermediários e avançados (Gallagher e Kryzanowska, 2000; Aparício e Pérez, 2006; Siler, 2008). Cursos de formação orientam os futuros instrutores de Pilates que o aluno apenas deverá ingressar na vivência dos exercícios intermediários quando tiver o “completo domínio” da execução adequada de todos os exercícios que compõe o repertório básico, e assim, consecutivamente (STOTT, 2001). Independentemente do tipo de exercício, os focos de um instrutor de Pilates devem sempre ser voltados aos princípios do Método (Paulitsch *et al.*, 2017).

Tais premissas instigam ceticismo na interpretação de boa parte das pesquisas que avaliaram o Pilates, inclusive no que tange aspectos biomecânicos dos exercícios, uma vez que não são incomuns estudos que compuseram sua amostra com pessoas sedentárias ou mesmo ativas, sem nem uma experiência com o Método executando exercícios de nível intermediário (Menacho *et al.*, 2010; Paulitsch *et al.*, 2017; Pereira *et al.*, 2017) ou avançado (Menacho *et al.*, 2010). Mesmo os estudos que avaliem não-praticantes realizando exercícios básicos ou apenas parte de exercícios mais avançados, conhecidos como regredidos (Silva, M. a. C. *et al.*, 2013; Barbosa *et al.*, 2014) devem ser analisados com cautela, visto que não há como garantir que essa situação seja representativa das aulas de iniciantes. Ao iniciar a prática, costuma-se enfatizar quase que prioritariamente os princípios do Método, por exemplo, a partir de exercícios considerados pré-pilates ou *fundamentals* e regressões, antes mesmo de introduzir os exercícios básicos conforme descritos em livros e artigos, inclusive retomando tais movimentos ao longo das aulas, para avançar conforme a sequência prevista no Método (Kaercher *et al.*, 2014; Camargo *et al.*, 2016; Costa *et al.*, 2016).

Sabe-se que as instruções para realização dos princípios do Pilates melhoram a estabilidade do centro e a ativação de músculo do PH durante a execução de exercícios em não praticantes do Método (Barbosa *et al.*, 2014; Paulitsch *et al.*, 2017). Todavia, tais resultados não necessariamente indicam que essa ativação seja similar à de praticantes experientes. As diferenças na capacidade de ativação da musculatura do tronco, quando comparados praticantes e não praticantes de Pilates, foi alvo de recente estudo que avaliou ativação do TrA/OI e LD durante *bracing* abdominal (Barbosa *et al.*, 2017). Houve forte associação entre ativação muscular e experiência no Método: o grupo sem experiência, apesar de ter boa capacidade de ativação, previamente testada, apresentou maior

variabilidade nas três tentativas e não alcançou a meta de 50% da contração voluntária máxima isométrica (CVMI) para o TrA/OI, enquanto o grupo experiente, conseguiu alcançar e manter a ativação de TrA/OI, não só atingindo o valor estipulado, como alcançando ativações superiores a tal valor. Os autores destacam ainda que, quando os músculos TrA/OI foram recrutados por indivíduos com experientes Pilates, o LG também foi ativado, o que não foi observado no grupo sem experiência. Tais resultados foram apontados como demonstrativos do desafio que é, para indivíduos iniciantes no Pilates, equilibrar a quantidade de contração necessária para realizar os exercícios de maneira adequada, uma vez que a ativação de músculos do tronco sinérgicos e antagônicos parece ocorrer somente entre os indivíduos com experiência em Pilates (Barbosa *et al.*, 2017). Da mesma forma, questiona-se também a capacidade de praticantes experientes em realizar os exercícios sem a aplicação dos princípios (Endleman e Critchley, 2008). Instrutores de Pilates ativam mais a musculatura flexora estabilizadora, mesmo quando comparados a instrutores de musculação, ao realizar diferentes exercícios de estabilização (Moon *et al.*, 2015).

Outro ponto a ser salientado, é o fato de que inúmeros artigos são desenvolvidos, não utilizando os exercícios do Método, mas exercícios baseados no Método (Kuo, Tully e Galea, 2009; Cruz-Ferreira *et al.*, 2013; Yates *et al.*, 2017), seja apenas por empregarem os equipamentos desenvolvidos por Joseph (Araújo *et al.*, 2010; Kucukcakir, Altan e Korkmaz, 2013; Barbosa *et al.*, 2014), seja fazendo alterações não usuais nos exercícios atribuídos ao Pilates (Araújo *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2013; Pereira *et al.*, 2017), ou mesmo incluindo tarefas incomuns nas aulas, como por exemplo, exercícios aeróbicos (Guimaraes *et al.*, 2012), massagens (Conceição e Mergener, 2012) e autoalongamentos (Santos *et al.*, 2019). Em outras palavras, o Método aplicado nos *Studios*, não raramente é, em demasia, diferente do pesquisado nos estudos, o que pode ser facilmente averiguado ao comparar os exercícios descritos em artigos (Silva *et al.*, 2013; Silva *et al.*, 2015; Pereira *et al.*, 2017), daqueles encontrados no livro do criador do Método (Pilates e Muller, 1934), ou mesmo em apostilas de formação de instrutores utilizadas por diferentes escolas (Gallagher e Kryzanowska, 2000; Stott, 2001; Juliano e Bernardes, 2014; Active Pilates, 2019). Tal abismo costuma ser notado, por exemplo, por profissionais atuantes na prática clínica quando começam a se apropriar de leituras científicas buscando a prática baseada em evidência.

Muitas vezes as conclusões acerca do entendimento científico do Pilates não fazem diferenciação entre os exercícios que podem ou não ser atribuídos ao Método,

apresentando resultados conflitantes aos observados empiricamente por instrutores. Nesse sentido, destacam-se as revisões sistemáticas realizadas (Lim *et al.*, 2011; Posadzki e Hagner-Derengowska, 2011; Patti *et al.*, 2015) ou mesmo uma revisão sistemática de revisão sistemática (Wells *et al.*, 2013) as quais incluíram estudos-base com ambas as abordagens e concluem a necessidade de mais estudos com adequada criteriosidade metodológica. Salienta-se ainda a derivação de uma “regra preliminar de predição clínica” para identificar um subgrupo de pacientes com dor lombar susceptível de se beneficiar com exercícios baseados em Pilates (Stolze, Allison e Childs, 2012), a qual talvez não se aplique a exercícios do Método, tendo em vista o protocolo utilizado nas aulas, segundo descrição dos autores, foi “baseado” em Pilates.

Algumas escolas contemporâneas de Pilates já perpetuam o Método com adaptações, porém, pode-se entender que cada uma delas criou um (sub) “Método próprio”, mesmo que denominem como Pilates, afinal esse nome é, atualmente, de Domínio Público. Uma forma de classificar quais exercícios são atribuídos ao Método, e sua categorização como básico, intermediário ou avançado é através da Pilates Method Alliance (PMA). Fundada há quase 20 anos, a PMA tinha por objetivo fornecer um sistema organizado que permitisse a conexão entre instrutores, Studios e locais de difusão do Método Pilates de modo a criar padrões e promover o profissionalismo (Pilates Method Alliance). Desta forma, em 2005, foi desenvolvido um programa de certificação que mais tarde viria a ser acreditado pela National Commission for Certifying Agencies, uma série de padrões regidos pelo Institute for Credentialing Excellence (Institute for Credentialing Excelente). A PMA se apresenta atualmente como uma associação profissional sem fins lucrativos, dedicada ao Método Pilates, com a missão de promover o Método como uma profissão e perpetuar os ensinamentos de Joseph Pilates. Hoje, contando com milhares de associados no mundo inteiro, seus principais objetivos são: apoiar os profissionais, promover os benefícios do Método, fornecer informações e recursos para os praticantes, além de servir como um padrão ouro para as inúmeras escolas que se desenvolveram após a morte de Joseph e facilitar a credibilidade e profissionalismo do Método Pilates (Pilates Method Alliance).

Vale lembrar que o termo “método” (Método, 2017) pode ser descrito como:

1. Emprego de procedimentos ou meios para a realização de algo, seguindo um planejamento; rumo;
2. Processo lógico e ordenado de pesquisa ou de aquisição de conhecimento;
3. Qualquer procedimento técnico ou científico;

4. Conjunto de princípios ou técnicas de ensino.

Logo, quando se busca pesquisar um método, deve-se ter cuidado ao representá-lo devidamente nas situações avaliadas. Entende-se que durante a prática clínica, algumas adaptações se fazem necessárias para atender os objetivos de cada aluno/paciente, frente à sua individualidade biológica (Bompa, 2002). Contudo, para entender os efeitos do Método Pilates, e planejar tais adaptações, é necessário, inicialmente, conhecer suas características e implicações de forma clara, inclusive para ter referências e comparar as consequências de cada adaptação proposta. Mesmo porque, diferentes profissionais, frente a um mesmo caso clínico podem pensar em adaptações distintas para atingir os objetivos determinados. Portanto é primordial uma atenta leitura considerando tais aspectos para que seja entendido o real ponto em que está o conhecimento acerca do Pilates, por exemplo, conforme ele é descrito pela PMA e aplicado em grande parte dos Studios. Reconhecer com clareza esse ponto é essencial para permitir um avanço que sirva ao instrutor, o qual vai vislumbrar na pesquisa a sua vivência diária, ao aluno dele que terá uma real prática baseada em evidência e aos cursos de formação que poderão fazer uso de um pilar de sólido conhecimento que alie prática e ciência.

A partir desse esclarecimento, será apresentada a revisão de literatura do presente projeto, a qual abordará, durante a execução de exercícios de Pilates, realizados conforme a PMA em diferentes populações, os seguintes tópicos: (3.1) Ativação muscular (3.2) Cinética e (3.3) Justificativa. A cinemática, não foi incluída como tópico, pois, até o momento, quando avaliada em estudos sobre Pilates, não teve objetivo de comparação e entendimento dos exercícios, e sim servir de parâmetro de recorte para a eletromiografia (Souza *et al.*, 2012; Werba *et al.*, 2017), ou avaliar a estabilidade com e sem o uso dos princípios do Método (Paulitsch *et al.*, 2017).

3.1 ATIVAÇÃO MUSCULAR

A eletromiografia (EMG), dentre as técnicas biomecânicas, foi a mais avaliada nos estudos sobre exercícios do Método Pilates (Oliveira *et al.*, 2015). Alguns deles compararam a EMG de diferentes grupos, como por exemplo: não praticantes com e sem dor lombar (Oliveira *et al.*, 2017), ou sedentários, instrutores de musculação e instrutores de Pilates (Moon *et al.*, 2015). Trabalhos com essa metodologia que não apresentaram os valores de comparação entre os exercícios não serão considerados na presente revisão de literatura, uma vez que não auxiliam no entendimento dos efeitos de diferentes exercícios

ou de variações de um mesmo exercício. Foram desconsideradas também pesquisas que utilizaram instrumentos não validados para avaliar a ativação muscular, como por exemplo, o *biofeedback* de pressão (Herrington e Davies, 2005; Mętel, Milert e Szczygieł, 2012; Lee, Lee e Kim, 2013).

Pereira *et al.* (2017) também compararam indivíduos inexperientes no Método com e sem dor lombar. Os autores concluíram que os exercícios de Pilates apresentaram diferentes padrões de recrutamento muscular e permitiram a ativação de músculos do PH (RA, OI, OE e MU) em ambos os grupos, mesmo na primeira sessão. Foram utilizados três exercícios: *crisscross* (intermediário), *single leg stretch* (básico) e *dead bug* (que não consta na PMA) com adaptação para apoio de pernas. No grupo sem dor lombar, o RA foi mais ativado no *crisscross* do que no *single leg stretch* e que no *dead bug*, os quais não apresentaram diferença entre si. A ativação do OE foi maior no *dead bug*, seguido do *crisscross* e do *single leg stretch*. O OI e o MU não apresentaram diferenças dentre as situações, talvez por serem estabilizadores que não foram suficientemente desafiados pelo apoio das pernas utilizados em todos os exercícios, contrariando a proposta da prática clínica (STOTT, 2001), onde esses indivíduos provavelmente não realizariam tais exercícios, principalmente na primeira aula.

O estudo realizado por Silva e colaboradores (2009) foi o único encontrado que avaliou a EMG sem monitorar nenhum músculo do PH. Teve como objetivo comparar a ativação do Reto Femoral, do Bíceps Femoral cabeça longa e do Semitendíneo e o torque de resistência no movimento de extensão de quadril (o qual é utilizado como preparatório e faz parte de exercícios da *leg springs series*, básico), realizado com a mola fixada em duas posições distintas no cadillac. Com a mola fixa na posição alta, o torque de resistência foi classificado como decrescente e ocorreu no “sentido” de flexão na maior parte da ADM. Na posição baixa, o torque de resistência foi flexor e decrescente até 60° de flexão de quadril e, a partir daí, assumiu um comportamento crescente no sentido da extensão. A partir de então, concluíram que a análise EMG pareceu acompanhar o torque de resistência, apresentando valores maiores para o Reto Femoral na posição baixa e para o Bíceps Femoral e Semitendíneo na posição alta, onde a demanda externa foi maior. Afirmam ainda que dados de EMG e torque de resistência fornecem informações complementares para prescrição de exercícios no Pilates.

Segundo tais autores, quando o movimento de extensão de quadril é realizado de maneira lenta e constante, conforme preconizado pelo Método Pilates, o torque de resistência que esse aparelho oferece depende de uma relação entre fatores como: a) o

coeficiente de deformação da mola (k), b) o posicionamento da mola, c) o peso do segmento humano móvel e d) distâncias perpendiculares das forças envolvidas (da mola e do peso do segmento) em relação ao eixo articular no centro da articulação do quadril. Cabe destacar que a situação de equilíbrio entre o torque da mola e o torque do segmento, não foi analisada. Eles afirmam que, dada a característica dinâmica do exercício, em que os torques da mola e do peso do segmento variam continuamente, tal situação, se ocorresse, seria durante um instante de tempo bastante curto justificando não ser considerada (Silva *et al.*, 2009). Porém, conforme discutido anteriormente, a ocorrência de tal situação pode ser entendida como um grande desafio para os músculos estabilizadores do PH, e talvez seja um ponto chave no entendimento dos efeitos dos exercícios com molas sobre tal musculatura.

Menacho *et al.*, (2010) avaliaram os MU durante três exercícios de Pilates solo: *swimming* (intermediário), *single leg kick* (intermediário) e *double leg kick* (avançado), executado por pessoas inexperientes no Método. O nível de ativação EMG variou entre 15 e 61% de CVMI nos três exercícios, sendo que no *swimming* foi maior que os demais e que o *double leg kick* gerou mais ativação que o *single leg kick*. Mesmo sendo considerado intermediário, pela instabilidade gerada, aparentemente o *swimming* se destaca frente aos demais por realizar movimentos de membros inferiores e superiores com aceleração, talvez por isso tenha sido o exercício que mais ativou MU, que é um estabilizador primário. Aparentemente nem todos os exercícios considerados avançados o são pelo desafio aos estabilizadores, por exemplo, o *double leg kick* segundo a descrição proposta pela PMA parece exigir grande coordenação e ADM, o que poderia explicar os resultados encontrados por Menacho e colaboradores (2010).

O estudo de Queiroz *et al.* (2010) comparou a atividade EMG (RA, MU, OE, OI e iliocostal) em quatro variações de exercícios de estabilização do tronco do Método Pilates na posição quadrúpede (exercícios básicos da *knee stretch series*, proposta pela PMA com e sem variações da posição de pelve). Para tal, foram avaliados instrutores de Pilates, e bailarinos com experiência no Método. Os autores concluíram que houve diferença entre as variações dos exercícios para todos os músculos, a exceção do iliocostal. Esse músculo, dependendo da porção pode ser considerado mobilizador. O RA também é mobilizador e apresentou diferença nas situações avaliadas, talvez por estar atuando contra a tendência de movimento de extensão gerada pela posição quadrúpede.

Já Loss e colaboradores (2010) em um dos poucos estudos que verificou a influência de diferentes cargas de mola no PH, avaliou a ativação EMG dos MU e OE

durante exercício de flexo-extensão do quadril no cadillac (o qual é utilizado como preparatório e faz parte de exercícios da *leg springs series*, básico), considerando ainda as posições do participante sobre o equipamento. Foram avaliados praticantes experientes no Método. O MU apresentou valores de ativação de 10 a 20% da CVMI, a maior ativação foi com a mola em posição mais alta e o participante mais próximo da extremidade do aparelho. O OE apresentou valores de ativação de 20 a 45% da CVMI e a ativação foi maior com a mola em posição baixa e o participante mais distante da extremidade do aparelho. Os resultados mostraram que, em um mesmo movimento, as variações das posições dos sujeitos e dos ajustes das molas produziram mudanças na ativação muscular (OE e MU) na fase de flexão, diferentes das ocorridas na fase de extensão.

Souza *et al.* (2012) compararam, em praticantes experientes, a atividade EMG do RA e do Reto Femoral em dois exercícios, em duas situações cada: (1) *hundred* realizado no solo e no reformer (básicos) e (2) *teaser*, executado no solo e no cadillac (intermediários). Os autores não observaram diferença entre os exercícios considerando os músculos avaliados. Quando os grupos musculares foram comparados, o Reto Femoral apresentou níveis mais elevados de ativação no exercício *hundred* realizado no solo e no reformer, enquanto o RA apresentou maior ativação durante o exercício *teaser* realizado no cadillac. Tais resultados parecem pertinentes à ação mobilizadora do RA, frente à ADM de tronco do *teaser* e à sua categorização como mais desafiador que o *hundred* nas situações avaliadas.

Kim *et al.* (2014) avaliaram a atividade EMG dos músculos LG, MU, Glúteo Máximo e Semitendíneo durante três exercícios: *swimming* (intermediário) *double leg kick* (avançado) e *leg beats* (não consta na PMA) realizados por praticantes experientes no Método. A atividade do LG foi maior durante o *swimming*, a do MU durante o *swimming* e o *leg beats*, a do Glúteo Máximo foi maior durante o *swimming* e *leg beats* comparada ao exercício *double leg kick* e por fim, a do Semitendíneo foi mais elevada no *leg beats* seguida pelo *swimming*. A instabilidade gerada pelo *swimming*, conforme já descrito, parece explicar a maior ativação do MU, o que pode ser extrapolado ao do LG, um estabilizador secundário. Empiricamente, sabe-se que os exercícios *leg beats* costumam ser realizado com oscilações apenas dos membros inferiores, o que poderia explicar a diferença, também encontrada, na ativação dos MU.

Dias *et al.* (2014) compararam a EMG do RA e do OE realizando o *longspine* no solo (não consta na PMA, apenas como posição inicial do exercício *jackknife*, impedindo sua categorização), no reformer (intermediário) e no cadillac (não consta no manual da

PMA) e o *teaser* no solo (intermediário), no cadillac (intermediário) e na chair (não consta na PMA). Ambos os exercícios quando executados no solo demonstraram maior ativação do OE e do RA. Durante o *teaser*, o OE é mais ativado que o RA quando executado no cadillac e na chair. Os autores destacam uma possível explicação dos resultados pelo torque gerado pelas molas, porém não avaliaram a carga imposta por elas. Outra limitação é a sincronização da EMG com a cinemetria (utilizada para os recortes da EMG), a qual foi realizada de forma manual. O OE atua como estabilizador secundário e como mobilizador, talvez por isso não teve ativação menor que o RA em nenhuma comparação. A interpretação segundo a categorização da PMA não é possível, pois metade das situações avaliadas não está prevista.

Sacco *et al.* (2014) compararam a EMG de OI, RA, MU, Iliocostal e Deltóide Anterior em praticantes do Método realizando o exercício *pull-up* (avançado) em duas ancoragens de mola. Não houve predominância de músculos abdominais sobre o músculo do ombro em qualquer posição da mola. Na mola alta, durante a fase ascendente foi encontrada diferença na ativação do MU, a qual foi menor que a do OI e maior que a do Iliocostal; já na fase descendente o MU foi maior que o OI e este que o RA. Para a mola baixa não teve diferença dentre os músculos do PH. Os autores concluíram que o exercício *pull-up* pode ser uma escolha útil para o fortalecimento dos músculos do PH bem como do Deltóide Anterior. A assistência das molas na posição baixa e alta foi descrita como 150 e 209 N, respectivamente. O ângulo de cada uma delas foi apresentado, todavia, a deformação, e conseqüentemente o torque imposto pela mola em cada ancoragem não foi calculado.

Werba *et al.* (2017) avaliaram OE, MU, Adutor Longo e Glúteo Médio de instrutores realizando o *teaser* no solo (intermediário), no wall unit (intermediário) e no reformer (avançado). Todos os músculos apresentaram maior ativação no reformer em comparação com o wall unit. Já comparando solo e wall unit, o primeiro ativou mais os MU, o Adutor Longo e o Glúteo Médio. Nenhuma diferença foi encontrada entre reformer e solo, que são as duas situações intermediárias. O OE que atua como estabilizador secundário e como mobilizador foi o único flexor do tronco avaliado, considerando que esse é o movimento base do exercício, talvez justifique não haver diferença nas duas situações intermediárias.

Rosa e colaboradores (2018) avaliaram OE, OI e MU nas fases concêntrica e excêntrica dos exercícios *roll up* (básico) e *roll back* no Cadillac (básico), em mulheres fisicamente ativas e não praticantes de Pilates. A ativação elétrica do OE foi maior no

exercício *roll up* tanto na fase de excêntrica, quanto na fase concêntrica, quando comparado ao *roll back*. Os músculos OI e MU não apresentaram diferença em qualquer uma das fases quando comparados os exercícios. Os autores supõem que a menor ativação do OE no *roll back*, deve-se à contribuição das molas fixadas ao bastão, que auxiliaram na fase de subida do exercício. Paralelamente, na fase de descida eles esperavam que ocorreria maior ativação dos músculos posteriores do tronco devido a resistência imposta pelas molas, o que não ocorreu. Justificam que uma possibilidade para tal resultado seria a carga final das molas escolhidas, não suficiente para sobrecarga dos MU mantendo as mesmas características do exercício *roll up* realizado sem carga, e por isso a característica do *roll down* teria sido semelhante. Vale destacar que a ação do OI e do OE enquanto estabilizadores, ou mesmo enquanto flexores não foi abordada, visto que, se a mola teria auxiliado na fase de subida do *roll back*, esperar-se-ia também uma menor ativação do OI nessa fase.

De qualquer forma, os autores assumiram que indivíduos treinados no método Pilates tendem a utilizar menos o auxílio das molas, e por isso optaram por utilizar uma amostra sem prática no método no sentido de melhor identificar a diferença entre as situações com e sem mola (Rosa et al., 2018). Pode-se entender que neste e nos demais artigos que submetem pessoas não praticantes às avaliações, os resultados encontrados sejam representativos de pessoas não praticantes de Pilates instruídas a realizar tais exercícios, não necessariamente praticantes, uma vez que os princípios não foram respeitados, não há como extrapolar com segurança os resultados encontrados para uma situação real encontrada na prática clínica do Pilates, servindo talvez como um indicativo do que deva ser esperado na prática do Método.

Mais recentemente, Panham *et al.* (2019) avaliaram o OI e o RA durante o *double leg stretch* (básico), realizado no solo, conforme previsto pelo Método no solo e em duas outras bases de apoio (*long box e short box*) realizados por mulheres jovens com ampla prática em Pilates Clássico. Os autores afirmam que a atividade muscular aumentou conforme o tamanho da base diminuiu, porém foi encontrada diferença estatística apenas comparando *mat* com *short box*. Os autores analisaram ainda o percentual de ativação de acordo com a intensidade, onde os valores encontrados, acima de 45% representariam níveis altos e muito altos, contudo a CVMI foi realizada com o praticante em sedestação, contrariando as orientações da literatura para tal avaliação, o que pode ter interferido no resultado considerado “máximo” e conseqüentemente nos percentuais relatados.

Com relação ao TrA (músculo não acessível por meio de EMG de superfície), avaliações específicas de sua ativação durante exercícios de Pilates foram realizados com o uso de ultrassom. Endleman (2008) avaliou OI e TrA em praticantes experientes realizando o *leg circle*, o *rollup* e o *hundred* no solo e o *hundred* no reformer (todos básicos), em dois momentos de cada exercício, realizados com e sem o princípio da centralização por praticantes experientes. O *hundred*, realizado no reformer resultou em maior ativação do TrA. Ambos os músculos aumentaram sua espessura em todos os exercícios, se comparado à posição de repouso, porém, apenas quando era aplicado corretamente o princípio do PH. No *hundred*, o TrA foi mais ativado quando realizado no reformer e o OI não apresentou diferença. Os autores concluíram que, o TrA e OI não funcionaram independentemente durante esses exercícios. Cabe destacar que o *hundred*, em ambas as situações foi realizado de forma regredida, pois os joelhos estavam flexionados, diferente do proposto pela PMA e que a sonda foi posicionada no meio da distância entre a crista ilíaca e a última costela, na direção da linha axilar, o que indica que se deve ter ressalvas ao comparar os achados com os resultados de estudos de EMG, onde o eletrodo fica próximo à espinha ilíaca ântero superior.

Outro estudo (Kim *et al.*, 2016) comparou o TrA, o OE e o OI por ultrassom durante a execução de oito exercícios do Método: *hundred*, *roll up*, *one leg circle*, *single leg stretch*, *double leg stretch* (básicos); *crisscross* (intermediário); *scissors* e *shoulder bridge* (avançados). Os autores não realizaram comparações entre os exercícios, apenas cada um deles com o repouso para cada músculo, onde demonstraram que TrA foi mais ativo nos 8 exercícios avaliados, o OI apenas no *roll up* e o OE no *one leg stretch*, no *crisscross* e no *scissors*. Cabe ressaltar que cada participante teve como experiência prévia apenas a familiarização com os exercícios, realizando duas vezes cada um antes da avaliação e que os exercícios que não são considerados básicos tiveram sua execução regredida.

3.2 CINÉTICA

Alguns estudos se propuseram a avaliar a biomecânica dos exercícios de Pilates sem enfoque na atividade muscular. O pioneiro propôs uma avaliação dos torques por fotogrametria (Sacco *et al.*, 2005), de diversos exercícios, realizado por duas instrutoras, em diferentes equipamentos. No solo: *teaser* (intermediário), *swan* (avançado) e *hundred* (básico); no cadillac: *spine stretch* (não consta na PMA) e *hundred* (intermediário); na

chair: *hamstring* (básico), *torso press sit* (avanzado), *swan from floor* (intermediário) e no reformer: *short box* (intermediário), *pulling straps* (intermediário) e *hundred* (básico). Os autores concluíram que há uma grande variação dos torques resistentes em função do posicionamento dos membros superiores e inferiores, tronco e cabeça nos exercícios analisados e que a musculatura abdominal é o principal grupo muscular trabalhado.

Melo e colaboradores (2011) avaliaram o torque de resistência da mola fixada em duas posições, durante a flexo-extensão do quadril (o qual é utilizado como preparatório e faz parte de exercícios da *leg springs series*, básico) no cadillac, os resultados demonstraram que o mesmo movimento de Pilates apresentou diferentes magnitudes e comportamentos do torque de resistência e da força muscular resultante, destacando ainda que os maiores valores do torque de resistência nem sempre ocorreram na mesma ADM que os valores máximos da força muscular resultante. Os autores destacam que, tal informação associada ao conhecimento teórico da distância perpendicular média ponderada pode ser utilizada como parâmetros para a prescrição e progressão de programas de reabilitação, com o objetivo de identificar a posição articular em que a carga externa é maior ou menor e qual é a condição mecânica da resposta muscular para tal carga. Ou seja, dependendo da altura e da resistência da mola utilizada, os exercícios no cadillac podem ser mais frequentemente indicados para um propósito clínico do que para outros.

A carga imposta pelos equipamentos também pode ser medida de forma direta. Em 2013 foi realizada a primeira instrumentalização de equipamentos do Pilates visando medir a força aplicada, Machado e colaboradores desenvolveram e acoplaram plataformas extensométricas à barra de pés do reformer. Tal instrumento foi utilizado em estudo subsequente (Machado *et al.*, 2016), que avaliou 20 indivíduos saudáveis familiarizados com o Método, mínimo de 8 aulas, realizando o *footwork* (básico) contra a resistência de molas com duas constantes elásticas. A força máxima foi atingida no ponto de extensão máxima do quadril e joelho durante a execução do exercício, houve diferenças entre a produção de força pelo mesmo membro para diferentes molas, e entre os membros esquerdo e direito, apenas quando a mola com menor constante elástica foi usada. Os autores concluíram que o conhecimento da curva força versus tempo e a quantificação da força unilateral são elementos importantes na avaliação e prescrição de exercícios.

Com objetivo similar, de instrumentalizar o equipamento reformer, Brodt e colaboradores (2014) desenvolveram uma barra, mais similar à original do equipamento,

que também mede as forças aplicadas em duas direções, através de quatro células de carga acopladas a ela. Utilizando-a, Cantergi e colaboradores (2015) objetivaram determinar os torques do joelho e do quadril durante extensões de joelho e quadril (*footwork* - básico) realizadas no aparelho reformer e estimar individualmente as forças nos músculos que atravessam essas articulações por meio de otimização. Para tal, avaliaram 15 participantes familiarizados com o Método. Os autores descrevem o resultado como surpreendente, uma vez que os indivíduos realizaram o exercício usando duas estratégias conceitualmente diferentes (1) o primeiro grupo usou torques simultâneos de extensão de quadril e joelho, (2) enquanto o segundo grupo usava torques simultâneos de flexão do quadril e extensão do joelho para realizar o exercício. Essas diferentes estratégias foram alcançadas ao mudar a direção da força resultante aplicada pelos pés do sujeito na barra reformer. Concluem que, para controlar os torques do quadril e do joelho, e alcançar o resultado desejado do exercício, a direção da aplicação da força na barra reformer deve ser controlada cuidadosamente.

O *footwork* segundo a PMA deve ser realizado em quatro diferentes posições de pés, as quais não foram explicitadas nos estudos supracitados, todavia os resultados apresentados ilustram de forma concreta o quanto os reais efeitos das cargas impostas pelos equipamentos ainda carecem de melhores entendimentos nos inúmeros exercícios que compõe o Método, em especial exercícios onde há a possibilidade dessa inversão no sentido do torque de resistência.

3.3 JUSTIFICATIVA

Apesar do aumento considerável de artigos produzidos ao longo do tempo, ainda há inúmeras lacunas no que diz respeito ao conhecimento acerca do Método Pilates (Souza *et al.*, 2017). Até o momento, há uma falta de estudos científicos sobre o padrão muscular do PH durante os exercícios de Pilates (Oliveira *et al.*, 2017), de forma que ainda não é possível estabelecer conclusões acerca dos efeitos dos exercícios do Método Pilates nessa musculatura (Oliveira *et al.*, 2015). A pesquisa de particularidades específicas do Método Pilates fornece aos instrutores informações para orientar suas escolhas de exercícios e variações, quando necessário (Oliveira *et al.*, 2017; Werba *et al.*, 2017). No entanto, poucos estudos podem ser encontrados que avaliaram o comportamento EMG durante os exercícios de Pilates, especialmente para os músculos abdominais, que estão diretamente relacionados aos princípios da técnica conceitual

(Silva *et al.*, 2015). O uso correto dessa musculatura durante a prática de Pilates pode reduzir a ocorrência de lesões e dor nas articulações (Paulitsch *et al.*, 2017).

Portanto, mesmo durante exercícios para os braços ou as pernas, os indivíduos devem aplicar os princípios, em especial a centralização, ativando a musculatura do PH um pouco além do necessário para aquele exercício (Moon *et al.*, 2015; Paulitsch *et al.*, 2017). Sabe-se que a atividade muscular do *core* precede a atividade muscular das extremidades inferiores na sequência temporal de muitas tarefas (Zazulak *et al.*, 2007), porém, seguindo as premissas do Método Pilates, esta técnica pode requerer uma grande habilidade e treinamento (Paulitsch *et al.*, 2017). Principalmente ao considerar que o Método possibilita diversas variações e estas lhe são inerentes (Werba *et al.*, 2017), tais variações mesmo que pequenas podem alterar o padrão de ativação muscular (SILVA, 2009). Esse conhecimento, até o momento é empírico (Souza *et al.*, 2012; Oliveira *et al.*, 2017) e ainda que o benefício do Pilates para as mais diversas populações pareça ser consenso dentre os instrutores, é necessária uma produção científica mais ampla, fazendo com que a prática do Método por diversos públicos e sua indicação por profissionais de diferentes áreas seja direcionada de forma correta, benéfica e eficaz (Souza *et al.*, 2017).

Além disso, não foram realizadas investigações aprofundadas e suficientemente esclarecedoras sobre os efeitos de diferentes cargas externas, nem mesmo de inversões no torque resultante durante um mesmo movimento. Nesse sentido, deve-se considerar que a inversão de torque é um fator presente em diversos exercícios do método, que pode influenciar nos resultados de um treinamento e nos efeitos gerados no praticante. Ou seja, entender, durante a execução dos exercícios, as possibilidades de inversão do torque de resistência e seus efeitos no que tange seu princípio mais importante, a centralização, pode ser considerado um importante avanço no conhecimento científico sobre o Método Pilates. A partir de então, poder-se-á realizar um planejamento mais efetivo para cada aluno, bem como, fornecer maior segurança para o instrutor ao propor variações, quando necessário.

4 OBJETIVOS

Após a revisão de literatura, foram definidos os objetivos do presente trabalho, os quais se dividem em geral e específicos.

4.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar os efeitos de inversões no sentido do torque de resistência na musculatura do Power House e na variabilidade da pelve durante exercícios do Método Pilates.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar a atividade eletromiográfica de músculos do PH:

1. Dentre as situações com inversão de torque e sem inversão de torque;
2. Entre todos os exercícios realizados sem inversão do torque de resistência;
3. Entre todos os exercícios realizados com inversão do torque de resistência.

Comparar a variabilidade da pelve:

1. Dentre as situações com inversão de torque e sem inversão de torque;
2. Entre todos os exercícios realizados sem inversão do torque de resistência;
3. Entre todos os exercícios realizados com inversão do torque de resistência.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

A fim de concretizar os objetivos desse estudo, foi elaborada esta metodologia, a qual abrange os seguintes tópicos: (6.1) participantes do estudo, (6.2) protocolo, (6.3) definição operacional das variáveis, (6.4) instrumentos de coleta de dados, (6.5) procedimentos de coleta e análise de dados (6.6) análise estatística.

5.1 PARTICIPANTES DO ESTUDO

A amostra foi consecutiva, sendo composta de praticantes experientes no Método Pilates. A captação foi realizada por meio de cartazes e divulgações em redes sociais (APÊNDICE 1). A estimativa amostral foi obtida com no software G*Power: 3.1.9.2, para a família de testes F - ANOVA de medidas repetidas (F tests - ANOVA: *repeated measures within factors*), considerando 2 grupos e 9 observações. Usando como base o estudo realizado por Sacco e colaboradores (2014) o tamanho de efeito foi estimado em 0,45 (*effect size* $f = 0,45$). Assumindo uma probabilidade de erro de 5% ($\alpha = 0,05$), poder estatístico de 85 % ($1 - \beta = 0,85$), correlação entre as medições de 0,5 e esfericidade nos dados ($\varepsilon = 1$), o cálculo definiu o tamanho amostral em 26 sujeitos.

Todos os participantes do estudo receberam previamente um Termo de Consentimento Livre Esclarecido (TCLE) (APÊNDICE 2).

5.1.1 Critérios de inclusão:

Adultos, idade entre 22 e 55 anos, praticantes de Pilates, de ambos os sexos, e experiência de, no mínimo, um ano com o Método praticado ininterruptamente, ou maior de que 3 anos se mantendo fisicamente ativo (mais de 3 horas semanais de atividade física) com, minimamente, prática eventual de Pilates.

5.1.2 Critérios de exclusão:

Ter lesão músculo-esqueléticas crônicas no tronco (alterações permanentes), ou agudas no tronco e esqueleto apendicular (fraturas, inflamações articulares e similares) nos últimos 6 meses; apresentar quadros de algias (como lombalgias, cervicalgias, dor femoropatelar) nos últimos três meses, ambos avaliados por auto-relato.

5.2 PROTOCOLO

Inicialmente, os participantes assinaram o TCLE, em seguida foram registrados peso, estatura, idade e informações sobre sua prática do Pilates. Após colocados os eletrodos de superfície, realizou-se as contrações voluntárias máximas isométricas

(CVMI) de cada músculo. Em seguida, foram posicionados os marcadores reflexivos e por fim foram realizados os 9 exercícios previamente selecionados. Sabendo que o Método trabalha com poucas repetições (Sacco *et al.*, 2005), mas considerando a grande variabilidade da eletromiografia, visando representar aproximadamente a média de execuções sugerida pela PMA, para os exercícios, foram realizadas dez repetições em cada situação: com e sem variação do torque de resistência. Para cada mudança nas posições, foram realizadas algumas repetições de cada exercício visando familiarização com a forma de execução e com o equipamento, que poderiam ser diferentes do realizado habitualmente pelos sujeitos, e também para estimar a presença de inversão o sentido do torque de resistência, o qual foi confirmado posteriormente, durante a análise de dados. A estimativa da inversão de torque era feita a partir da orientação para que o participante mantivesse relaxados os membros móveis do exercício, onde se considerava que haveria inversão de torque quando essa posição de relaxamento gerava deformação na mola, sem que o equilíbrio se desse no início ou no final da amplitude de movimento daquele exercício. A execução foi supervisionada e verbalmente orientada por um instrutor de Pilates experiente, conforme proposto por Paulitsch e colaboradores (2017).

5.3 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

As variáveis do presente estudo foram classificadas como independente e dependente.

5.3.1 Variável independente

1) Situação: para cada exercício, de acordo com o comportamento do torque de resistência, com ou sem inversão.

5.3.2 Variáveis dependentes

As variáveis dependentes são:

- 1) Atividade eletromiográfica dos músculos Reto Abdominal, Obliquo Externo, Obliquo Interno, Multífido, Iliocostal e Longuíssimo – mensurada por meio da eletromiografia de superfície, expressa como percentual da CVMI do respectivo músculo.
- 2) Variabilidade da pelve – estimada pelo desvio-padrão da variação nos ângulos entre o sistema de referência local criado na pelve e o sistema de referência local do respectivo equipamento, calculado através dos ângulos de Euler.

5.4 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

Para a realização do presente estudo foram utilizados os seguintes instrumentos:

1. Balança digital *Plenna* (R012005): utilizada para mensuração da massa dos indivíduos.
2. Fita métrica: utilizada para mensuração da estatura dos indivíduos.
3. 10 Câmeras infravermelhas do sistema *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering, ITA*): sistema de rastreamento utilizado para a captura dos dados cinemáticos.
4. Marcadores reflexivos com tamanho de 12 mm a 15 mm de diâmetro: utilizados para rastreamento de segmentos corporais por meio das câmeras infravermelhas.
5. Fita dupla-face *3M*: utilizada para fixação dos marcadores reflexivos do sistema de rastreamento tri-dimencional.
6. 12 Canais eletromiográficos do sistema *BTS Free-EMG1000* (*BTS Bioengineering, ITA*): sistema de aquisição utilizado para a captura dos dados eletromiográficos.
7. Lâmina para tricotomia: utilizada na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.
8. Álcool: utilizada na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.
9. Algodão: utilizado na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.
10. Lápis Dermográfico: utilizado para marcação de estruturas ósseas nos indivíduos.
11. Eletrodos descartáveis de superfície *Meditrace Tamanho Infantil*: eletrodos utilizados para aquisição do sinal eletromiográfico dos músculos.
12. *BTS Smart-Capture* (*BTS Bioengineering, ITA*): *software* utilizado para aquisição dos dados cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos.
13. *BTS SmartTracker* (*BTS Bioengineering, ITA*): *software* utilizado para digitalização dos dados cinemáticos.
14. *BTS SmartAnaliser* (*BTS Bioengineering, ITA*): *software* utilizado para exportar os arquivos cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos para o formato txt.
15. Notebook: utilizado para realização das análises e processamentos dos dados.
16. IBM® SPSS Statistics® V.:21.0 (*IBM STATISTICS*): *software* utilizado para análise estatística dos dados.
17. 2 Câmeras digitais *BTS VIXTA* (*BTS Bioengineering, ITA*): câmeras utilizadas para filmagem digital dos movimentos avaliados.

18. Equipamento de Pilates *Physio Pilates*: chair, reformer e cadillac

5.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA E ANÁLISE DE DADOS

Foram descritos os exercícios (6.5.1), os procedimentos de coleta e análise de dados para a EMG (6.5.2) e para as avaliações cinemáticas (6.5.3).

5.5.1 Exercícios

Buscando averiguar em quais exercícios pode haver inversões no sentido do torque de resistência como a descrita por Silva e colaboradores (2009), foi selecionado nos exercícios descritos pela PMA aqueles onde há desafio para a estabilidade do centro imposta pela movimentação uniarticular do esqueleto apendicular contra resistência de molas, exceto os realizados em decúbito ventral ou lateral, para garantir a viabilidade das coletas. Após aplicar tais critérios, foram selecionados nove exercícios: Arm Circles facing in vertical no cadillac (CAC); Arm Springs circles supine no cadillac (CAS); Chest Expansion no Cadillac (CCE); Reverse Chest Expansion no cadillac (CRCH); Reverse Chest Expansion Arm Circles no reformer (RCEAC); Chest Expansion Kneeling no reformer (RCEK); Standing leg and foot press (CHAIR); Leg Springs supine Circles no cadillac (CLSC) e Leg Springs supine Scissors no cadillac (CLSS), todos descritos e ilustrados na Tabela 1. Os exercícios selecionados caracterizam-se por possibilitar que, em algum ponto da ADM, normalmente o início e o final do exercício, a mola tenha torque oposto ao do peso do segmento. Nesses casos, dependendo da mola utilizada, esses exercícios proporcionariam ao executante uma inversão no sentido do torque de resistência.

Tabela 1 – Exercícios do Método Pilates, que oferecem desafio à estabilidade do tronco por movimentos uniaxiais do esqueleto apendicular contra resistência de molas.

Equipamento	Exercício	Posição	Mola	Nível	Repetições	Ilustração
Reformer	Chest expansion kneeling (RCEK)	Ajoelhado	2	Avançado	3	
Reformer	Reverse chest expansion - arm circles (RCEAC)	Ajoelhado	2	Avançado	3	
Cadillac	Arm circles facing in - vertical (CAC)	Em pé	2	Avançado	4	
Cadillac	Chest expansion (CCE)	Em pé	2	Avançado	3	
Cadillac	Reverse chest expansion (CRCH)	Em pé	2	Avançado	3	
Cadillac	Leg springs supine - scissors (CLSS)	Decúbito dorsal	Baixa	Básico	5	
Cadillac	Leg springs supine - circles (CLSC)	Decúbito dorsal	Baixa	Básico	5 para cada lado	
Cadillac	Arm spring circles supine (CAS)	Decúbito dorsal	Alta	Intermediário	5 para cada lado	
Chair	Standing leg and foot press (CHAIR)	Em pé	2 baixas	Intermediário	3 cada perna	

Adaptado de: Pilates Method Alliance

Para cada participante e exercício, as molas foram escolhidas após serem testadas para gerar o equilíbrio de torques ao longo da execução. Após posicionar o participante para determinado exercício, foi solicitado ele mantivesse relaxado o segmento que seria mobilizado, o que resultaria em uma de três possibilidades: (1) o segmento ficaria no início da amplitude de movimento, de forma que a mola não seria deformada, o que indica que o torque da mola foi maior que o do peso do segmento; (2) o segmento ficaria no final da amplitude de movimento, com a mola em sua deformação máxima, demonstrando que o torque do peso do segmento estava maior do que o da mola ou (3) o segmento se mantinha em algum ponto intermediário da amplitude de movimento, indicando que mudaria o torque resultante antes e após esse ponto. Para as situações sem inversão de torque, utilizou-se a primeira possibilidade, para as situações com inversão de torque, a terceira. Inicialmente foi definido a mola e posição da situação sem inversão e após foi ajustada a mola para definir a situação sem inversão para que ambas as situações de um exercício fossem realizadas com o mesmo posicionamento. No presente trabalho, as execuções foram de acordo com o proposto pela PMA. Considerando a metodologia empregada, foram excluídos três exercícios por serem realizados em decúbito ventral e lateral, pois tais posições inviabilizariam a avaliação da variabilidade da pelve.

Vale lembrar que os equipamentos clássicos, como os utilizados nessas descrições, não oferecem graduações de molas por cores, dessa forma, empiricamente, assume-se que a constante elástica de todas as molas de um equipamento, são idênticas. Nesse trabalho, foram selecionadas molas com diferentes constantes elásticas para obter, a inversão (ou não) do torque de resistência.

5.5.2 Avaliações EMG

Foram descritas de forma separadas a coleta (5.5.2.1) e o processamento e análise (5.5.2.2) dos dados de eletromiografia.

5.5.2.1 Coleta

A coleta de EMG foi realizada através de um sistema de aquisição de dados do sistema *BTS Free-EMG1000* (*BTS Bioengineering*, ITA). O equipamento possui 16 canais de entrada com taxa de amostragem de 1000 Hz. Para aderência dos eletrodos e captação do sinal eletromiográfico foram observados rigorosamente todos os procedimentos recomendados pelo projeto *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM), (Hermens *et al.*, 1999).

Foram fixados os pares de eletrodos de superfície descartáveis (Kendall, Meditrace - 100; Ag/ AgCl, 10 mm de diâmetro, auto-adesivos, na configuração bipolar), sobre o ventre muscular, paralelo às fibras, separados 2 cm um do outro em locais previamente identificados. O par de eletrodos do MU foi colocado alinhado com a espinha ilíaca pósterio-superior no espaço intermediário entre a L1 e L2, ao nível do processo espinhal da vértebra L5 a 2-3cm da linha média (SENIAM Project). Os eletrodos do OE foram colocados conforme (Escamilla *et al.*, 2006), acima da espinha ilíaca ântero-superior no nível da cicatriz umbilical. Os do OI e segundo Snijders *et al.* (1998) a 2 cm da espinha ilíaca ântero-superior (dentro de um triângulo desenhado pelo ligamento inguinal, borda lateral do músculo RA e linha conectando a espinha ilíaca ântero-superior), os eletrodos do RA foram colocados a 2 cm lateral da cicatriz umbilical. Os do LG, posicionados verticalmente, a dois dedos do processo espinhal da vértebra L1 (Hermens *et al.*, 1999). Os do IL foram posicionados a um dedo medial da linha entre a espinha íliaca pósterio superior e o ponto mais baixo da última costela, na orientação dessa linha, a nível do processo espinhoso de L2 (Hermens *et al.*, 1999). Onde a referência utiliza “dedo”, foi utilizado como referência o dedo de cada amostra, visando obter valores proporcionais ao tamanho de cada corpo. Considerando simetria entre os lados, e buscando evitar interferências dos batimentos cardíacos no sinal eletromiográfico, todos foram colocados no lado direito.

Para a normalização dos sinais, foram coletadas Contrações Voluntárias Máximas Isométricas (CVMI) de cinco segundos recebendo um incentivo verbal (Konrad, 2005). Para a CVMI dos músculos abdominais, de acordo com o proposto por Konrad (2005), o

participante foi posicionado em decúbito dorsal com uma flexão de tronco de aproximadamente 30°, mantendo o quadril e os joelhos flexionados a 90° e os pés apoiados sobre a maca. Para CVMI do RA foi solicitado que o participante realize flexão do tronco. Para o músculo OE, flexão do tronco com rotação para o lado esquerdo e para o OI, flexão do tronco com rotação para o lado direito. Também segundo Konrad (2005) para a CVMI dos extensores, o participante foi posicionado em decúbito ventral, sendo solicitado que uma extensão do tronco. Todas as CVMIs foram realizadas duas vezes, com o participante amarrado, de forma a garantir a característica isométrica da contração. O maior valor entre as duas execuções foi utilizado para fins de análise.

Após, foram realizados os exercícios. A ordem de execução adotada foi aleatória sistêmica para as CVMIs e para os exercícios, visando otimizar o tempo de coleta, os exercícios foram agrupados por equipamento e postura, resultando em 4 grupos para aleatorização: chair, cadillac decúbito, cadillac em pé e reformer. Após aleatorizar os grupos, os exercícios em cada grupo também foram aleatorizados, conforme ficha ilustrada no Apêndice 3. Buscando evitar a interferência da fadiga, foi respeitado o intervalo de dois minutos entre cada CVMI e entre cada série de exercícios (Loss *et al.*, 2010).

5.5.2.2 Processamento e análise

Os dados foram tratados no software *BTS SmartAnaliser* (*BTS Bioengineering*, ITA). Após a remoção do *off set*, o sinal foi filtrado utilizando um filtro digital *Butterworth* passa banda com frequências de corte entre 20 Hz e 500 Hz, de quarta ordem.

Para as CVMIs foi realizado um Envelope RMS com intervalo de 1 segundo e janelamento móvel do tipo *Hamming*. Para fins de normalização foi assumido o maior valor de envelope de cada um dos músculos durante as CVMIs.

Para os exercícios, cada curva foi recortada, a partir dos dados cinemáticos coletados em sistemas sincronizados, dando origem a uma curva para cada repetição. A partir de então, foi utilizado o valor RMS de cada repetição. Descartando a primeira e a última repetição, foi assumido como valor representativo da ativação muscular do participante a média das 8 repetições centrais de cada exercício.

5.5.3 Avaliações cinemáticas e cinéticas

Serão descritas de forma separadas a coleta (5.5.3.1) e o processamento e análise (5.5.3.2) dos dados de cinemática e cinética.

5.5.3.1 Coleta

A coleta de cinemática foi realizada através de 10 Câmeras infravermelhas do sistema *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering*, ITA), com taxa de amostragem de 100 Hz.

Para identificar a quantidade de deformação das molas ao longo das execuções cada exercício no cadillac, foi fixado um marcador em cada extremidade da mola, no reformer um marcador fixo na estrutura, e um na extremidade da alça, e na cadeira um marcador na base fixa, considerando a altura do posicionamento da mola e um no pedal.

Foram fixados marcadores reflexivos bilateralmente nos seguintes pontos:

1. articulação acrômio-clavicular
2. epicôndilo lateral
3. úmero desalinhado com os imediatamente proximal e distal
4. processo estiloide da ulna
5. rádio desalinhado com os imediatamente proximal e distal
6. espinha ilíaca ântero superior (EIAS)
7. crista ilíaca
8. trocânter maior do fêmur
9. epicôndilo lateral do fêmur
10. fêmur desalinhado com os imediatamente proximal e distal
11. linha intermédia do joelho
12. maléolo lateral
13. 1/3 inferior da tibia desalinhado com os imediatamente proximal e distal
14. base do primeiro metatarso

5.5.3.2 Processamento e análise

Após a coleta dos dados cinemáticos os mesmos foram digitalizados no *software* *BTS SmartTracker* (*BTS Bioengineering*, ITA). Em seguida, foram exportados para o *software* *BTS SmartAnaliser* (*BTS Bioengineering*, ITA) no qual foram realizadas as análises.

Os dados cinemáticos foram filtrados por meio de um filtro digital passa-baixa Butterworth de quarta ordem e frequência de corte de 3Hz. A determinação da frequência de corte foi feita utilizando-se o método da Análise Residual, proposto por Winter (2005).

As posições dos marcadores reflexivos utilizados durante a coleta são descritas em relação ao sistema de coordenadas global (SCG). O SCG é estabelecido a partir do calibrador tridimensional do fabricante do sistema de cinemetria (BTS *Bioengineering*).

Para avaliação da variabilidade da pelve foram utilizados dois sistemas de coordenadas: um sistema de coordenadas local (SCL) para representar a pelve (SCLPelve) e um segundo SCL do tronco (SCLTronco), em relação ao qual a posição da pelve foi avaliada (Apêndice 4).

Não foram encontradas na literatura informações referentes a qual sequência de Euler utilizar para representar a movimento da pelve. Sendo assim, no presente estudo, para cada um dos planos de movimento, foi eleito um dos vetores do SCLPelve e um dos vetores do SCLTronco para, com base no ângulo entre estes dois vetores, posteriormente identificar qual das sequencias de Euler melhor representaria o movimento desejado. A sequência de Euler que melhor representou a variabilidade da pelve no plano sagital foi XZY, na terceira rotação; no plano frontal YXY, na terceira rotação; e no plano transversal ZYX, na terceira rotação.

Para expressar a variabilidade da pelve em graus foi calculado o desvio-padrão dos ângulos de Euler entre os sistemas de coordenadas utilizados para cada um dos exercícios em cada um dos planos de movimento.

Para cada exercício, foram excluídas a primeira e a última repetição a fim de evitar efeitos inerciais. Considerou-se representativo da variabilidade da pelve o desvio-padrão das 8 repetições centrais em cada um dos movimentos: ante-retroversão, inclinação e rotação.

As posições dos marcadores do esqueleto apendicular foram utilizadas para determinar os recortes dos sinais EMG, considerando o ponto mais próximo à posição anatômica o início/fim de cada repetição.

A confirmação da ocorrência da inversão no sentido do torque de resistência foi realizada a partir do proposto por Silva e colaboradores (2009). Utilizou-se as posições iniciais e finais de cada exercício.

5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada no *software SPSS* versão 20.0 *for Windows*. Todos os testes, bem como a forma de descrever os resultados basearam-se em Field (2009). Inicialmente, os dados foram apresentados por estatísticas descritivas.

Para a comparação CI x SI, tanto da variabilidade da pelve quanto da ativação dos músculos, a normalidade foi testada com o teste de Kolmogorov-Smirnov. Uma vez negada a aderência ao modelo normal, foi realizado um teste de Wilcoxon para comparar cada movimento da pelve (ante-retroversão, inclinação e rotação) e a ativação de cada músculo avaliado (RA, OE, OI, MU, IL e LG).

Uma vez que houve diferença na comparação CI x SI, as comparações dentre os exercícios foram realizadas de forma separada para os exercícios realizados CI e para os exercícios realizados SI.

Para as comparações dentre os exercícios, a normalidade dos dados foi avaliada com o teste de Shapiro-Wilk e a esfericidade pelo teste de Mauchly. Apenas um grupo de dados aderiu à distribuição normal, de forma que foi realizada uma ANOVA de Medidas Repetidas com um fator, sendo ele o “exercício”, com nove níveis (CAC; CAS; CCE; CRCH; RCEAC; RCEK; CHAIR; CLSC e CLSS). Os resultados da ANOVA de medidas repetidas foram descritos pelos valores da estatística teste, representada por F, os graus de liberdade para efeito do modelo, os graus de liberdade para o resíduo do modelo e pela significância.

Para os demais dados, que não apresentarem distribuição normal, foi utilizada a ANOVA de Friedman, também considerando como fator o “exercício”, com nove níveis (CAC; CAS; CCE; CRCH; RCEAC; RCEK; CHAIR; CLSC e CLSS). Os resultados da ANOVA de Friedman foram descritos pela estatística teste, representada por χ^2 (pois, nesse caso, F tem uma distribuição qui-quadrado), os graus de liberdade da estatística teste, seguido pela significância (p). Para análise das diferenças entre os níveis, foram realizados testes *post hoc* de comparação aos pares pelo teste de Wilcoxon, com correção de Bonferroni. Assim, como foram realizadas 36 comparações, a significância assumida nessa comparação foi $p < 0,0014$ ($0,05 / 36$). Foi então calculado o tamanho de efeito r a partir do teste de postos com sinal de Wilcoxon (Equação 1)

$$r = \frac{z}{\sqrt{n}}$$

Equação 1

Onde:

z é o escore- z

n é o total de observações realizadas

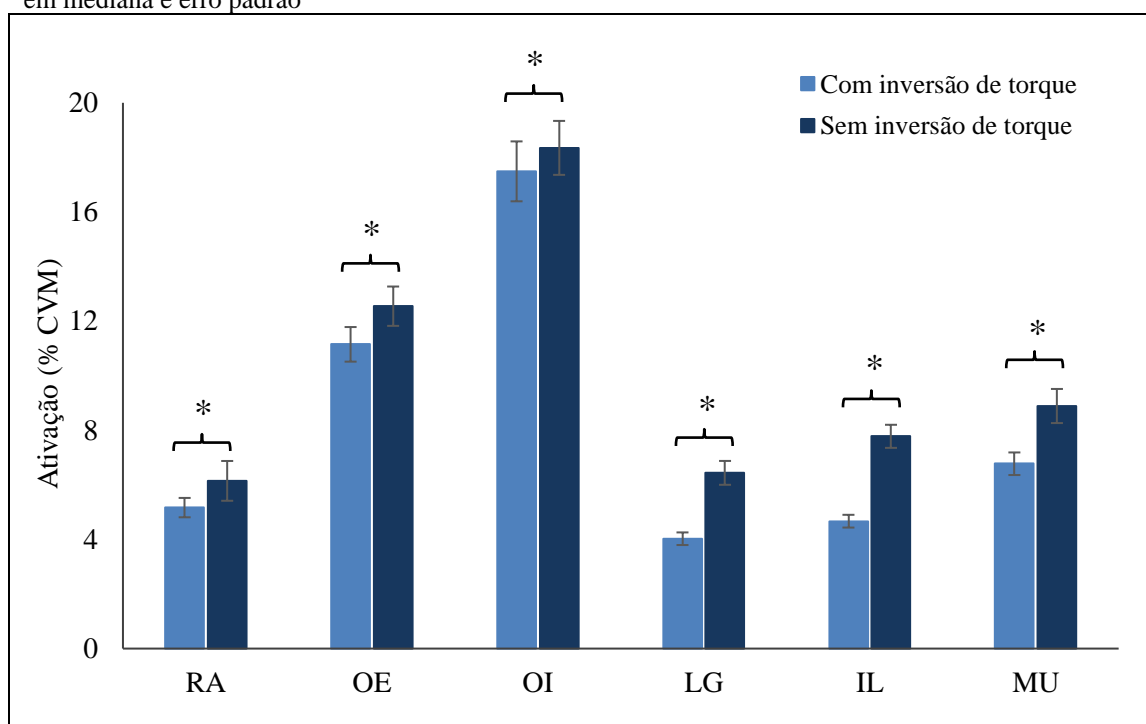
O tamanho de efeito foi interpretado conforme proposto: $r = 0,10$ um efeito pequeno (explica 1% da variância total), $r = 0,30$ um efeito médio (explica 9% da variância total) e $r = 0,50$ um efeito grande (explica 25% da variância total). Para a descrição dos resultados dos testes *post hoc*, foram apresentados a estatística teste (T), a significância e o tamanho de efeito (r). Devido ao grande número de valores a serem descritos, quando houve diferença na ANOVA de Friedman (3 valores para cada uma das 36 comparações em pares) optou-se por expressar os valores estatísticos dos testes *post hoc* em forma de matriz. Para todos os testes foi assumido significância de 95%.

6 RESULTADOS

Foram avaliados 26 praticantes experientes (9 homens e 17 mulheres) com média de $33,3 \pm 7,9$ anos de idade, massa de $64,9 \pm 9,7$ Kg; estatura de $1,66 \pm 0,86$ m e $6,8 \pm 3,6$ anos de prática.

Para todos os músculos os níveis de ativação foram mais altos na situação SI do que na situação CI (Figura 2). O OE apresentou grande tamanho de efeito ($T = 212,00$; $p < 0,001$; $r = 0,60$), já os músculos IL, RA e LG apresentaram moderado tamanho de efeito ($T = 1376,50$, $p < 0,001$, $r = 0,55$; $T = 2099,50$, $p < 0,001$, $r = 0,52$ e $T = 5215,50$, $p < 0,001$, $r = 0,38$, respectivamente), por fim, o OI e o MU apresentaram baixo tamanho de efeito ($T = 7526,00$, $p < 0,001$, $r = 0,28$ e $T = 9723,00$, $p < 0,001$, $r = 0,18$, respectivamente).

Figura 2 - Comparação da ativação muscular em situações com e sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão

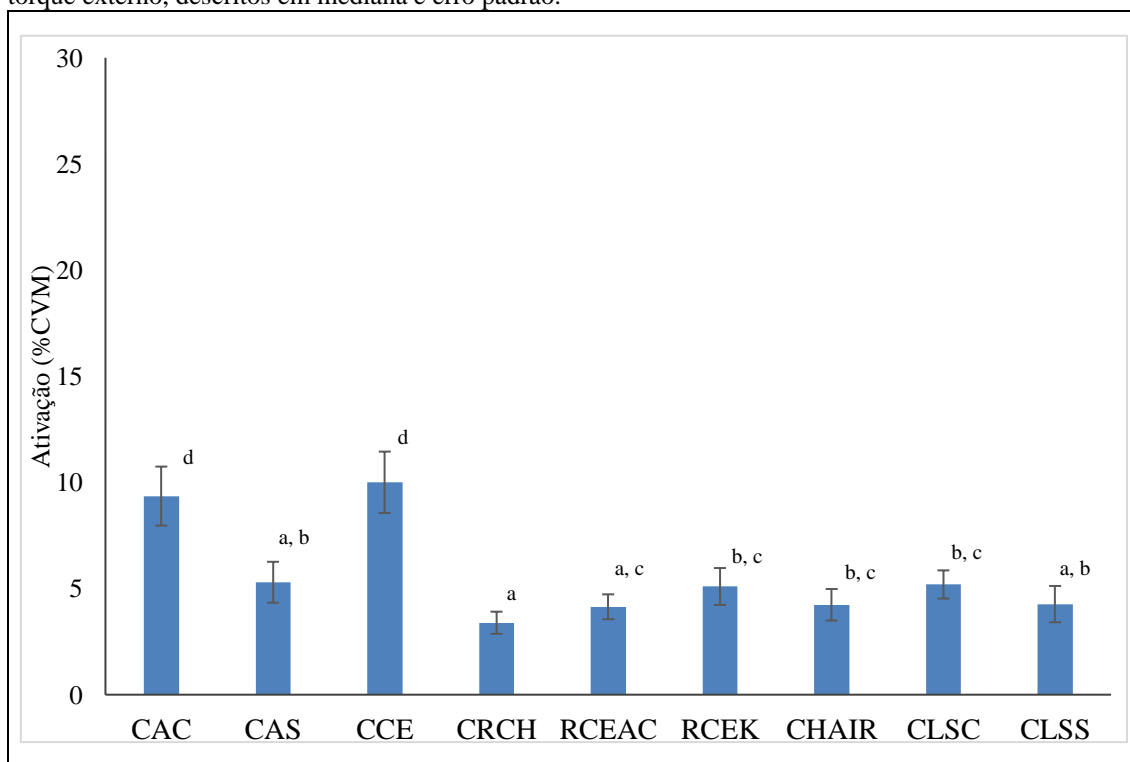


Sendo: RA – Reto Abdominal; OE – Oblíquo Externo; OI – Oblíquo Interno; LG – Longuíssimo do Dorso; IL – Iliocostal e MU – Multifídeo.

*indica diferença significativa ($p < 0,001$).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo RA ($\chi^2(25) = 98,79$; $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 3; Tabela 2).

Figura 3 - Ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

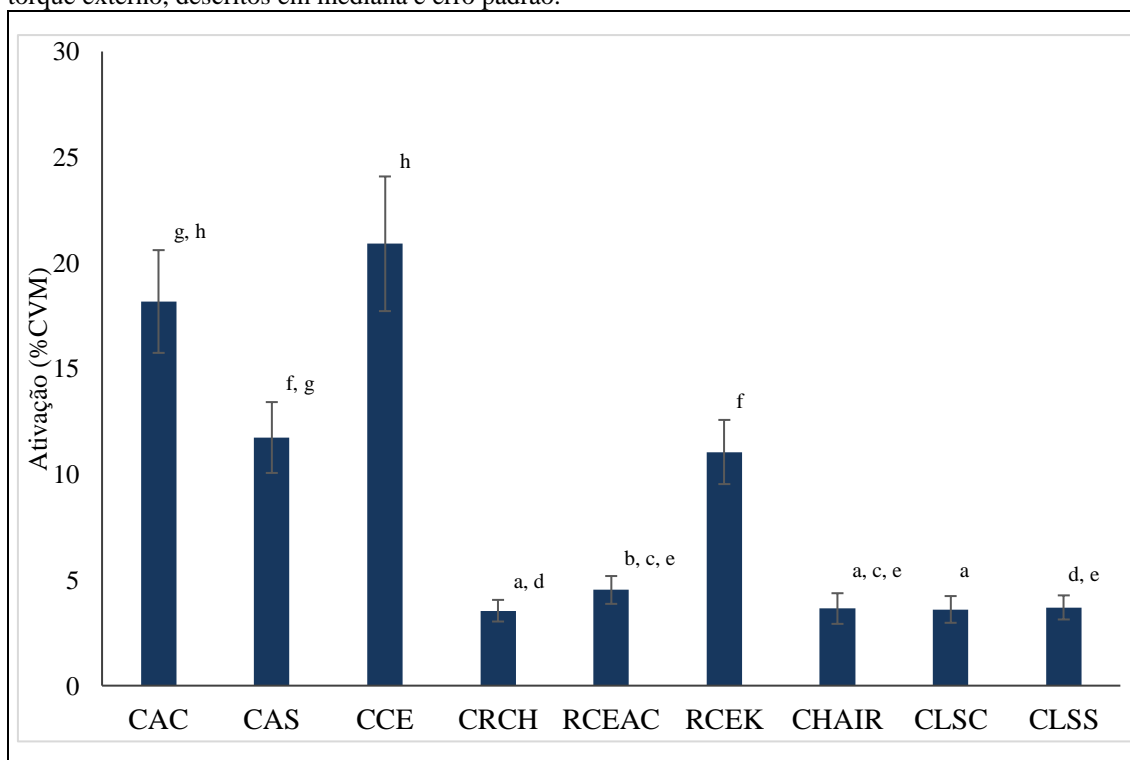
Tabela 2 – Descrição estatística da ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	49,000	<i>T</i>	66,500	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	39,000	<i>T</i>	5,000	<i>T</i>	30,000	<i>T</i>	6,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0013*	<i>p</i>	0,0056	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0005*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0000*
	-	<i>r</i>	0,630	<i>r</i>	0,543	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,680	<i>r</i>	0,849	<i>r</i>	0,725	<i>r</i>	0,844
	-	-	-	<i>T</i>	34,000	<i>T</i>	72,000	<i>T</i>	116,000	<i>T</i>	156,000	<i>T</i>	147,500	<i>T</i>	153,500	<i>T</i>	134,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,0086	<i>p</i>	0,1307	<i>p</i>	0,6204	<i>p</i>	0,4770	<i>p</i>	0,5763	<i>p</i>	0,2919
	-	-	-	<i>r</i>	0,705	<i>r</i>	0,516	<i>r</i>	0,296	<i>r</i>	-0,097	<i>r</i>	0,139	<i>r</i>	0,110	<i>r</i>	0,207
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	23,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	14,000	<i>T</i>	3,000
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,760	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,804	<i>r</i>	0,804	<i>r</i>	0,859
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	65,500	<i>T</i>	37,000	<i>T</i>	18,000	<i>T</i>	42,000	<i>T</i>	42,000	<i>T</i>	63,500
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0052	<i>p</i>	0,0004*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0012*	<i>p</i>	0,0077
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,548	<i>r</i>	0,690	<i>r</i>	0,762	<i>r</i>	0,636	<i>r</i>	0,636	<i>r</i>	0,522
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	123,000	<i>T</i>	149,000	<i>T</i>	144,000	<i>T</i>	144,000	<i>T</i>	141,000
RCEAC	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1824	<i>p</i>	0,5009	<i>p</i>	0,5009	<i>p</i>	0,4237	<i>p</i>	0,4237	<i>p</i>	0,3809
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,261	<i>r</i>	0,261	<i>r</i>	0,132	<i>r</i>	0,157	<i>r</i>	0,157	<i>r</i>	0,172
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	130,000	<i>T</i>	162,500	<i>T</i>	162,500	<i>T</i>	136,500
RCEK	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,7413	<i>p</i>	0,7413	<i>p</i>	0,3219
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,065	<i>r</i>	0,065	<i>r</i>	0,194
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	159,000
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,9250
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,018
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	134,000	<i>T</i>	134,000
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,2919
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,207
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo RA ($\chi^2(25) = 155,68$; $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 4; Tabela 3).

Figura 4 - Ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

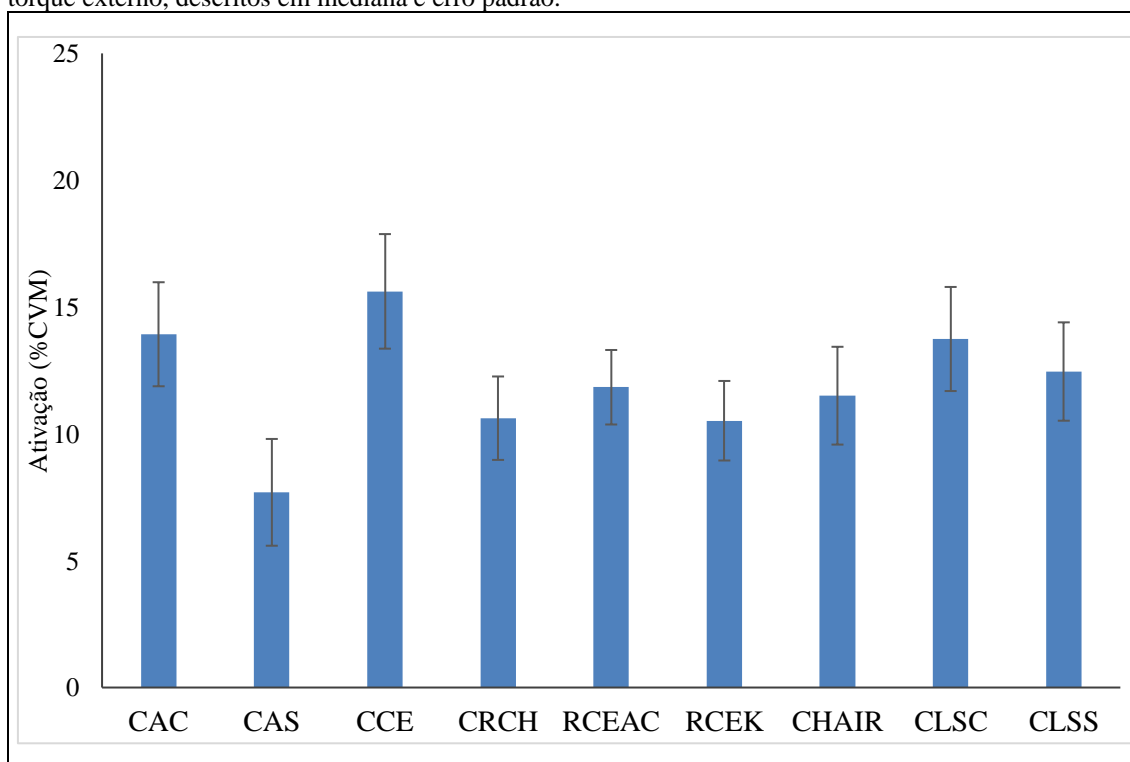
Tabela 3 – Descrição estatística da ativação do Reto Abdominal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	60,000	<i>T</i>	71,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	31,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	2,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0034	<i>p</i>	0,0080	<i>p</i>	0,0000	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	<i>r</i>	0,575	<i>r</i>	0,520	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,864
	-	-	-	<i>T</i>	43,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	10,000	<i>T</i>	114,000	<i>T</i>	2,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0008*	<i>p</i>	0,0000	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,1183	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,660	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,824	<i>r</i>	0,306	<i>r</i>	0,864	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0000	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	16,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	90,000	<i>T</i>	163,000	<i>T</i>	106,000	<i>T</i>	106,000
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0299	<i>p</i>	0,7509	<i>p</i>	0,0775	<i>p</i>	0,0775
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,773	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,426	<i>r</i>	0,062	<i>r</i>	0,346	<i>r</i>	0,346
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	25,000	<i>T</i>	111,000	<i>T</i>	45,000	<i>T</i>	94,000	<i>T</i>	94,000
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,1014	<i>p</i>	0,0009*	<i>p</i>	0,0385	<i>p</i>	0,0385
	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,750	<i>r</i>	0,321	<i>r</i>	0,650	<i>r</i>	0,406	<i>r</i>	0,406
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	15,000	<i>T</i>	13,000	<i>T</i>	8,000	<i>T</i>	8,000
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,799	<i>r</i>	0,809	<i>r</i>	0,809	<i>r</i>	0,834	<i>r</i>	0,834
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	63,500	<i>T</i>	150,000	<i>T</i>	150,000
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0044	<i>p</i>	0,5172	<i>p</i>	0,5172
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,558	<i>r</i>	0,127	<i>r</i>	0,127
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	31,500	<i>T</i>	31,500
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0004*	<i>p</i>	0,0004*
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,691	<i>r</i>	0,691
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo OE ($\chi^2(25) = 30,60, p < 0,001$). Porém, ao aplicar os testes de Wilcoxon para acompanhar esses achados não foram detectadas tais diferenças. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 5; Tabela 4).

Figura 5 - Ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

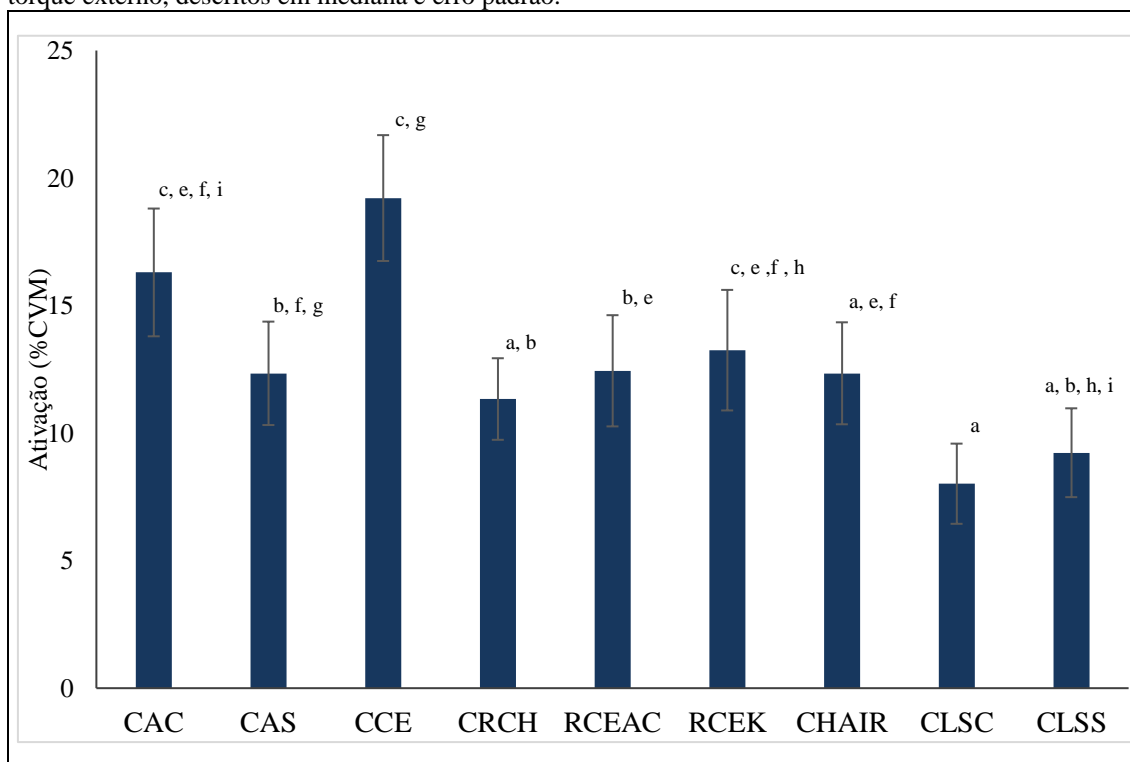
Tabela 4 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	59,500	<i>T</i>	136,500	<i>T</i>	55,000	<i>T</i>	103,000	<i>T</i>	85,000	<i>T</i>	175,000	<i>T</i>	149,000	<i>T</i>	118,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0032	<i>p</i>	0,3219	<i>p</i>	0,0022	<i>p</i>	0,0656	<i>p</i>	0,0215	<i>p</i>	0,9899	<i>p</i>	0,5009	<i>p</i>	0,1442
	-	<i>r</i>	0,578	<i>r</i>	0,194	<i>r</i>	0,600	<i>r</i>	0,361	<i>r</i>	0,451	<i>r</i>	0,003	<i>r</i>	0,132	<i>r</i>	0,286
	-		-	<i>T</i>	56,000	<i>T</i>	111,000	<i>T</i>	88,000	<i>T</i>	109,000	<i>T</i>	91,000	<i>T</i>	61,000	<i>T</i>	74,000
CAS	-		-	<i>p</i>	0,0024	<i>p</i>	0,1014	<i>p</i>	0,0263	<i>p</i>	0,0912	<i>p</i>	0,0319	<i>p</i>	0,0036	<i>p</i>	0,0099
	-		-	<i>r</i>	0,595	<i>r</i>	0,321	<i>r</i>	0,436	<i>r</i>	0,331	<i>r</i>	0,421	<i>r</i>	0,570	<i>r</i>	0,506
	-		-		-	<i>T</i>	58,500	<i>T</i>	87,000	<i>T</i>	79,500	<i>T</i>	147,000	<i>T</i>	155,000	<i>T</i>	94,000
CCE	-		-		-	<i>p</i>	0,0030	<i>p</i>	0,0246	<i>p</i>	0,0148	<i>p</i>	0,4692	<i>p</i>	0,6026	<i>p</i>	0,0653
	-		-		-	<i>r</i>	0,583	<i>r</i>	0,441	<i>r</i>	0,478	<i>r</i>	0,142	<i>r</i>	0,102	<i>r</i>	0,361
	-		-		-		-	<i>T</i>	90,500	<i>T</i>	137,000	<i>T</i>	100,000	<i>T</i>	118,000	<i>T</i>	152,500
CRCH	-		-		-	<i>p</i>	0,0309	<i>p</i>	0,3282	<i>p</i>	0,3282	<i>p</i>	0,0552	<i>p</i>	0,1442	<i>p</i>	0,5591
	-		-		-	<i>r</i>	0,423	<i>r</i>	0,192	<i>r</i>	0,376	<i>r</i>	0,286	<i>r</i>	0,286	<i>r</i>	0,115
	-		-		-		-	<i>T</i>	128,000	<i>T</i>	118,500	<i>T</i>	153,000	<i>T</i>	162,000	<i>T</i>	162,000
RCEAC	-		-		-		-	<i>p</i>	0,2277	<i>p</i>	0,2364	<i>p</i>	0,5677	<i>p</i>	0,5677	<i>p</i>	0,7317
	-		-		-		-	<i>r</i>	0,237	<i>r</i>	0,232	<i>r</i>	0,112	<i>r</i>	0,112	<i>r</i>	0,067
	-		-		-		-		-	<i>T</i>	99,000	<i>T</i>	152,500	<i>T</i>	169,000	<i>T</i>	169,000
RCEK	-		-		-		-		-	<i>p</i>	0,0875	<i>p</i>	0,5591	<i>p</i>	0,5591	<i>p</i>	0,8689
	-		-		-		-		-	<i>r</i>	0,335	<i>r</i>	0,115	<i>r</i>	0,115	<i>r</i>	0,032
	-		-		-		-		-		-	<i>T</i>	171,000	<i>T</i>	141,000	<i>T</i>	141,000
CHAIR	-		-		-		-		-		-	<i>p</i>	0,9090	<i>p</i>	0,9090	<i>p</i>	0,3809
	-		-		-		-		-		-	<i>r</i>	0,022	<i>r</i>	0,022	<i>r</i>	0,172
	-		-		-		-		-		-		-	<i>T</i>	146,000	<i>T</i>	146,000
CLSC	-		-		-		-		-		-		-		<i>p</i>	0,4537	0,4537
	-		-		-		-		-		-		-		<i>r</i>	0,147	0,147
	-		-		-		-		-		-		-				-
CLSS	-		-		-		-		-		-		-				-
	-		-		-		-		-		-		-				-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo OE ($\chi^2(25) = 68,27, p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 6; Tabela 5)

Figura 6 - Ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

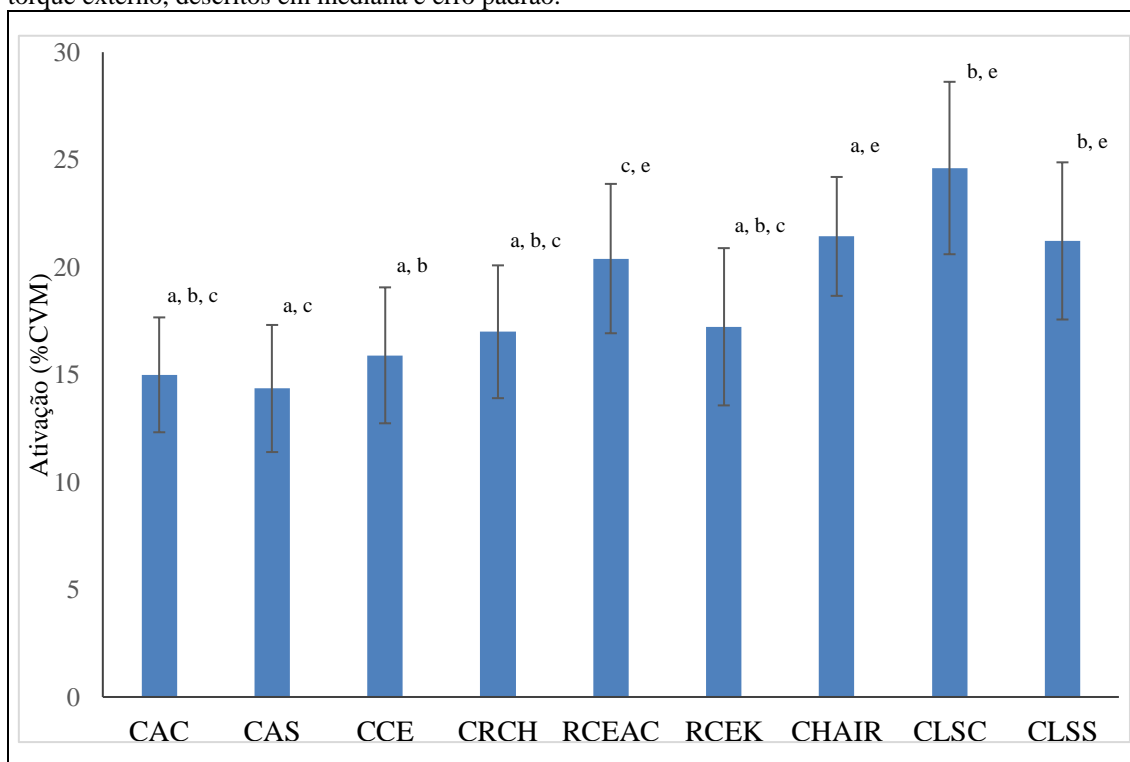
Tabela 5 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Externo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	67,000	<i>T</i>	146,000	<i>T</i>	16,000	<i>T</i>	63,000	<i>T</i>	73,000	<i>T</i>	60,000	<i>T</i>	28,000	<i>T</i>	50,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0059	<i>p</i>	0,4537	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0043	<i>p</i>	0,0092	<i>p</i>	0,0034	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0014
	-	<i>r</i>	0,540	<i>r</i>	0,147	<i>r</i>	0,794	<i>r</i>	0,560	<i>r</i>	0,510	<i>r</i>	0,575	<i>r</i>	0,735	<i>r</i>	0,625
	-	-	-	<i>T</i>	67,000	<i>T</i>	162,000	<i>T</i>	137,000	<i>T</i>	112,000	<i>T</i>	162,500	<i>T</i>	48,000	<i>T</i>	95,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0059	<i>p</i>	0,7317	<i>p</i>	0,3282	<i>p</i>	0,1068	<i>p</i>	0,7413	<i>p</i>	0,0012*	<i>p</i>	0,0409
	-	-	-	<i>r</i>	0,540	<i>r</i>	0,067	<i>r</i>	0,192	<i>r</i>	0,316	<i>r</i>	0,065	<i>r</i>	0,635	<i>r</i>	0,401
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	4,000	<i>T</i>	38,000	<i>T</i>	61,000	<i>T</i>	33,500	<i>T</i>	22,000	<i>T</i>	30,000
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0005*	<i>p</i>	0,0036	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0002*
	-	-	-	<i>r</i>	0,854	<i>r</i>	0,685	<i>r</i>	0,570	<i>r</i>	0,570	<i>r</i>	0,707	<i>r</i>	0,765	<i>r</i>	0,725
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	76,000	<i>T</i>	31,500	<i>T</i>	120,000	<i>T</i>	87,000	<i>T</i>	110,000		
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0115	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,1586	<i>p</i>	0,0246	<i>p</i>	0,1578		
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,496	<i>r</i>	0,717	<i>r</i>	0,277	<i>r</i>	0,441	<i>r</i>	0,277		
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	111,000	<i>T</i>	139,000	<i>T</i>	46,000	<i>T</i>	86,000		
RCEAC	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1014	<i>p</i>	0,3539	<i>p</i>	0,0010*	<i>p</i>	0,0230	<i>p</i>	0,0230		
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,321	<i>r</i>	0,182	<i>r</i>	0,645	<i>r</i>	0,446	<i>r</i>	0,446		
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	98,000	<i>T</i>	32,000	<i>T</i>	63,000				
RCEK	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0490	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,0043	<i>p</i>	0,0043	<i>p</i>	0,0043		
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,386	<i>r</i>	0,715	<i>r</i>	0,560	<i>r</i>	0,560	<i>r</i>	0,560		
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	54,000	<i>T</i>	101,000				
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0020	<i>p</i>	0,0585			
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,605	<i>r</i>	0,371			
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	64,000			
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0046		
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,555		
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-		

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo OI ($\chi^2(25) = 38,74$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 7; Tabela 6)

Figura 7 - Ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

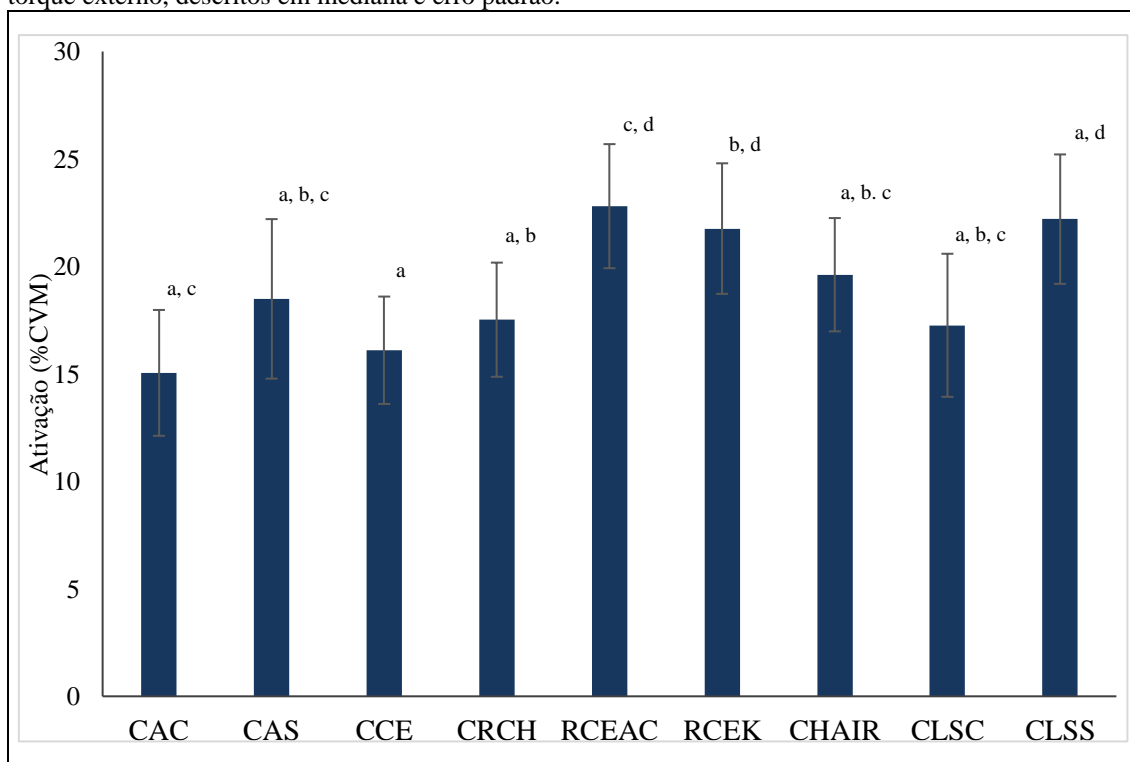
Tabela 6 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	128,000	<i>T</i>	169,000	<i>T</i>	95,000	<i>T</i>	50,000	<i>T</i>	67,000	<i>T</i>	89,000	<i>T</i>	72,000	<i>T</i>	106,000
CAC	-	<i>p</i>	0,2277	<i>p</i>	0,8689	<i>p</i>	0,0409	<i>p</i>	0,0014	<i>p</i>	0,0059	<i>p</i>	0,0280	<i>p</i>	0,0086	<i>p</i>	0,0775
	-	<i>r</i>	0,237	<i>r</i>	0,032	<i>r</i>	0,401	<i>r</i>	0,625	<i>r</i>	0,540	<i>r</i>	0,431	<i>r</i>	0,516	<i>r</i>	0,346
	-	-	-	<i>T</i>	120,000	<i>T</i>	88,000	<i>T</i>	50,000	<i>T</i>	67,000	<i>T</i>	59,000	<i>T</i>	21,000	<i>T</i>	35,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,1587	<i>p</i>	0,0263	<i>p</i>	0,0014	<i>p</i>	0,0059	<i>p</i>	0,0031	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0004*
	-	-	-	<i>r</i>	0,277	<i>r</i>	0,436	<i>r</i>	0,625	<i>r</i>	0,540	<i>r</i>	0,580	<i>r</i>	0,770	<i>r</i>	0,700
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	85,000	<i>T</i>	36,000	<i>T</i>	77,000	<i>T</i>	93,000	<i>T</i>	70,000	<i>T</i>	111,000
CCE	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0215	<i>p</i>	0,0004*	<i>p</i>	0,0124	<i>p</i>	0,0361	<i>p</i>	0,0074	<i>p</i>	0,1014
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,451	<i>r</i>	0,695	<i>r</i>	0,491	<i>r</i>	0,411	<i>r</i>	0,525	<i>r</i>	0,321
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	86,000	<i>T</i>	134,500	<i>T</i>	136,000	<i>T</i>	102,000	<i>T</i>	142,000
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0230	<i>p</i>	0,2977	<i>p</i>	0,3158	<i>p</i>	0,0619	<i>p</i>	0,0619	<i>p</i>	0,3949
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,446	<i>r</i>	0,204	<i>r</i>	0,197	<i>r</i>	0,366	<i>r</i>	0,366	<i>r</i>	0,167
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	112,000	<i>T</i>	149,000	<i>T</i>	168,000	<i>T</i>	120,000
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1068	<i>p</i>	0,5009	<i>p</i>	0,8489	<i>p</i>	0,1587
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,316	<i>r</i>	0,132	<i>r</i>	0,037	<i>r</i>	0,277
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	166,000	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	170,000
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,8093	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,8889
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,047	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,027
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	139,000	<i>T</i>	149,000	
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,3539	<i>p</i>	0,7164	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,182	<i>r</i>	0,071	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	111,000	
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1014
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,321	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo OI ($\chi^2(25) = 39,45$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 8; Tabela 7)

Figura 8 - Ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

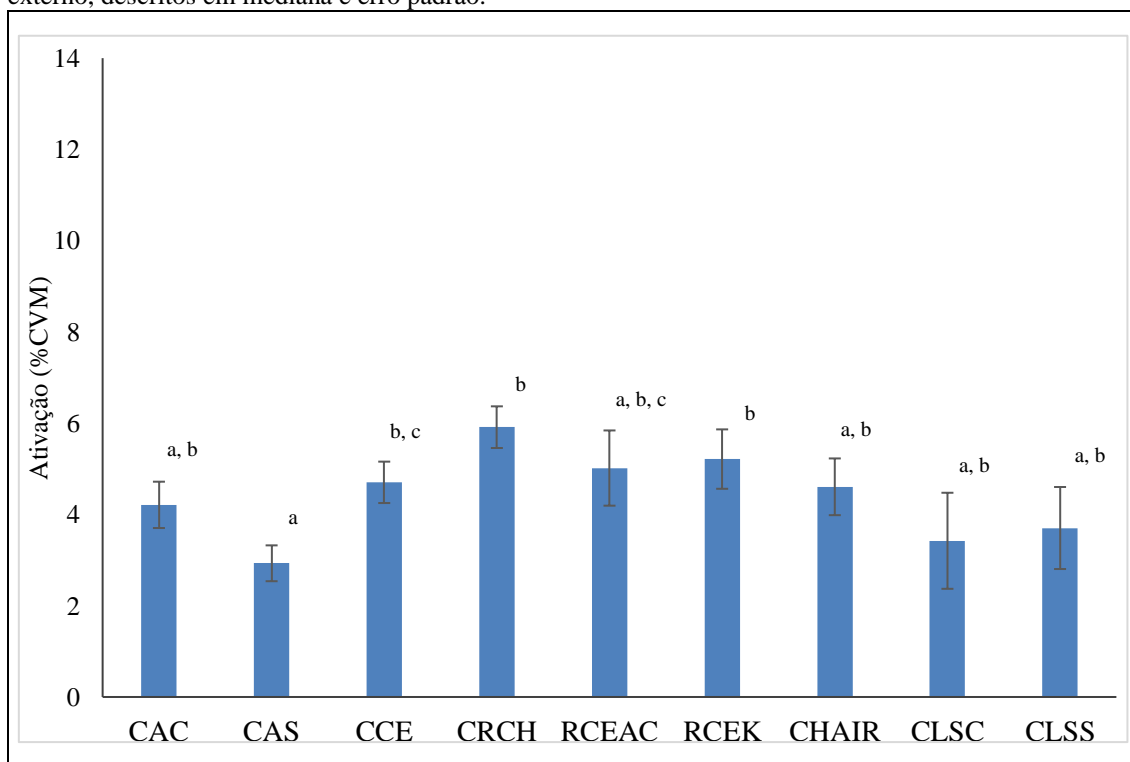
Tabela 7 – Descrição estatística da ativação do Oblíquo Interno em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	170,000	<i>T</i>	141,000	<i>T</i>	114,000	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	41,000	<i>T</i>	138,500	<i>T</i>	166,500	<i>T</i>	126,000
CAC	-	<i>p</i>	0,8889	<i>p</i>	0,3809	<i>p</i>	0,1183	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0006*	<i>p</i>	0,3473	<i>p</i>	0,8192	<i>p</i>	0,2087
	-	<i>r</i>	0,027	<i>r</i>	0,172	<i>r</i>	0,306	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,670	<i>r</i>	0,184	<i>r</i>	0,045	<i>r</i>	0,247
	-	-	<i>T</i>	143,000	<i>T</i>	162,000	<i>T</i>	95,000	<i>T</i>	89,000	<i>T</i>	159,000	<i>T</i>	161,000	<i>T</i>	127,000	
CAS	-	-	<i>p</i>	0,4091	<i>p</i>	0,7317	<i>p</i>	0,0409	<i>p</i>	0,0280	<i>p</i>	0,6752	<i>p</i>	0,7127	<i>p</i>	0,2180	
	-	-	<i>r</i>	0,162	<i>r</i>	0,067	<i>r</i>	0,401	<i>r</i>	0,431	<i>r</i>	0,082	<i>r</i>	0,072	<i>r</i>	0,242	
	-	-	-	<i>T</i>	74,000	<i>T</i>	23,000	<i>T</i>	37,000	<i>T</i>	103,000	<i>T</i>	160,000	<i>T</i>	99,000		
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0099	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0004*	<i>p</i>	0,0656	<i>p</i>	0,6938	<i>p</i>	0,0520		
	-	-	-	<i>r</i>	0,506	<i>r</i>	0,760	<i>r</i>	0,690	<i>r</i>	0,361	<i>r</i>	0,077	<i>r</i>	0,381		
	-	-	-	-	<i>T</i>	49,000	<i>T</i>	91,000	<i>T</i>	156,000	<i>T</i>	155,000	<i>T</i>	158,000			
CRCH	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0013*	<i>p</i>	0,0319	<i>p</i>	0,6204	<i>p</i>	0,6026	<i>p</i>	0,6567			
	-	-	-	-	<i>r</i>	0,630	<i>r</i>	0,421	<i>r</i>	0,097	<i>r</i>	0,102	<i>r</i>	0,087			
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	169,000	<i>T</i>	83,000	<i>T</i>	69,000	<i>T</i>	98,000				
RCEAC	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,8689	<i>p</i>	0,0188	<i>p</i>	0,0068	<i>p</i>	0,0490				
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,032	<i>r</i>	0,461	<i>r</i>	0,530	<i>r</i>	0,386				
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	94,000	<i>T</i>	77,000	<i>T</i>	111,000				
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0385	<i>p</i>	0,0124	<i>p</i>	0,1014				
	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,406	<i>r</i>	0,491	<i>r</i>	0,321				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	123,000	<i>T</i>	174,000				
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1824	<i>p</i>	0,9696				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,261	<i>r</i>	0,007				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	91,000				
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0319				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,421				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-				
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-				
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-				

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo LG ($\chi^2(25) = 33,22$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 9; Tabela 8)

Figura 9 - Ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

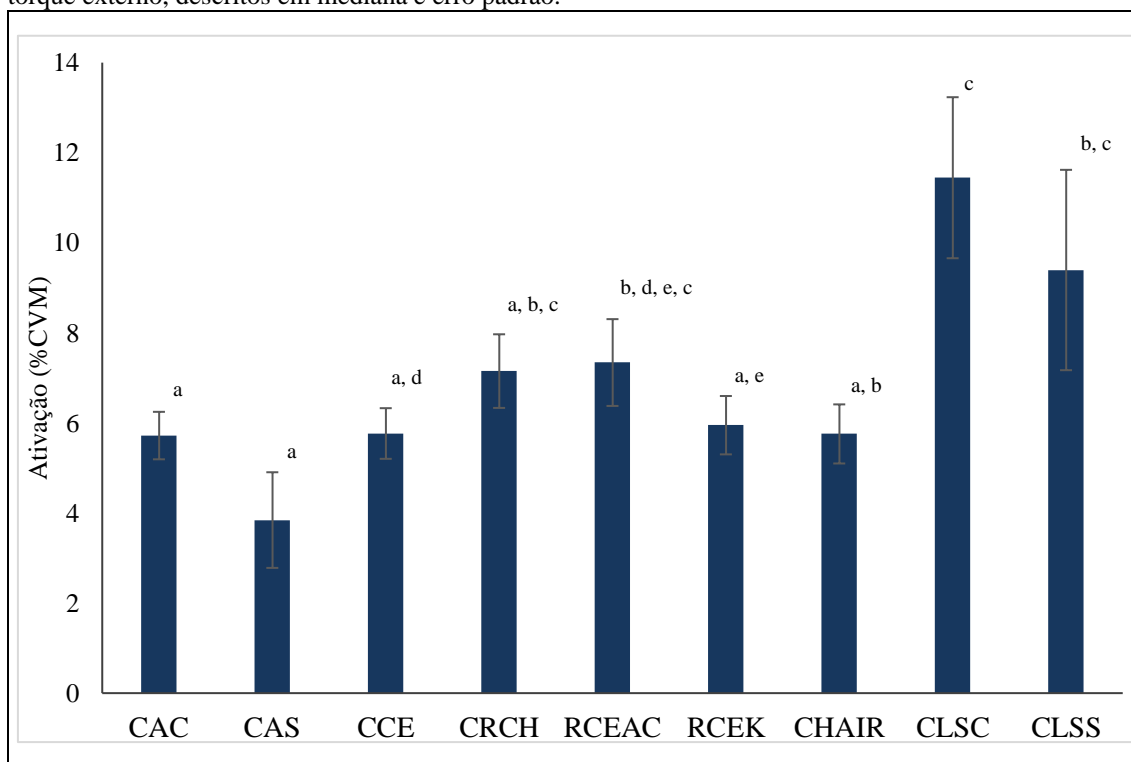
Tabela 8 – Descrição estatística da ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	55,000	<i>T</i>	166,000	<i>T</i>	77,000	<i>T</i>	147,500	<i>T</i>	114,000	<i>T</i>	150,000	<i>T</i>	176,000	<i>T</i>	169,500
CAC	-	<i>p</i>	0,0022	<i>p</i>	0,8093	<i>p</i>	0,0124	<i>p</i>	0,4770	<i>p</i>	0,1183	<i>p</i>	0,5172	<i>p</i>	0,9899	<i>p</i>	0,8789
	-	<i>r</i>	0,600	<i>r</i>	0,047	<i>r</i>	0,491	<i>r</i>	0,139	<i>r</i>	0,306	<i>r</i>	0,127	<i>r</i>	0,003	<i>r</i>	0,030
	-	-	<i>T</i>	42,000	<i>T</i>	20,000	<i>T</i>	53,000	<i>T</i>	30,000	<i>T</i>	52,500	<i>T</i>	62,000	<i>T</i>	61,000	
CAS	-	-	<i>p</i>	0,0007*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0019	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0018	<i>p</i>	0,0039	<i>p</i>	0,0036	
	-	-	<i>r</i>	0,665	<i>r</i>	0,774	<i>r</i>	0,610	<i>r</i>	0,725	<i>r</i>	0,613	<i>r</i>	0,565	<i>r</i>	0,570	
	-	-	-	<i>T</i>	48,000	<i>T</i>	151,500	<i>T</i>	112,500	<i>T</i>	145,000	<i>T</i>	175,000	<i>T</i>	159,500		
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0021	<i>p</i>	0,5421	<i>p</i>	0,1096	<i>p</i>	0,4386	<i>p</i>	0,9899	<i>p</i>	0,6845		
	-	-	-	<i>r</i>	0,604	<i>r</i>	0,120	<i>r</i>	0,314	<i>r</i>	0,152	<i>r</i>	0,003	<i>r</i>	0,080		
	-	-	-	-	<i>T</i>	124,000	<i>T</i>	137,000	<i>T</i>	125,000	<i>T</i>	134,000	<i>T</i>	126,000			
CRCH	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1909	<i>p</i>	0,3282	<i>p</i>	0,1996	<i>p</i>	0,2919	<i>p</i>	0,2087			
	-	-	-	-	<i>r</i>	0,257	<i>r</i>	0,192	<i>r</i>	0,252	<i>r</i>	0,207	<i>r</i>	0,247			
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	141,500	<i>T</i>	161,000	<i>T</i>	159,000	<i>T</i>	165,500				
RCEAC	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,3877	<i>p</i>	0,7127	<i>p</i>	0,6751	<i>p</i>	0,7995				
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,169	<i>r</i>	0,072	<i>r</i>	0,082	<i>r</i>	0,498				
	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	150,000	<i>T</i>	154,000	<i>T</i>	155,000					
RCEK	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5172	<i>p</i>	0,5850	<i>p</i>	0,6026					
	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,127	<i>r</i>	0,107	<i>r</i>	0,102					
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	173,000	<i>T</i>	158,000						
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,9494	<i>p</i>	0,6567						
	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,012	<i>r</i>	0,087						
	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	153,000							
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5677						
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,112						
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-						
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-						
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-						

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo LG ($\chi^2(25) = 52,24$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 10; Tabela 9)

Figura 10 - Ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

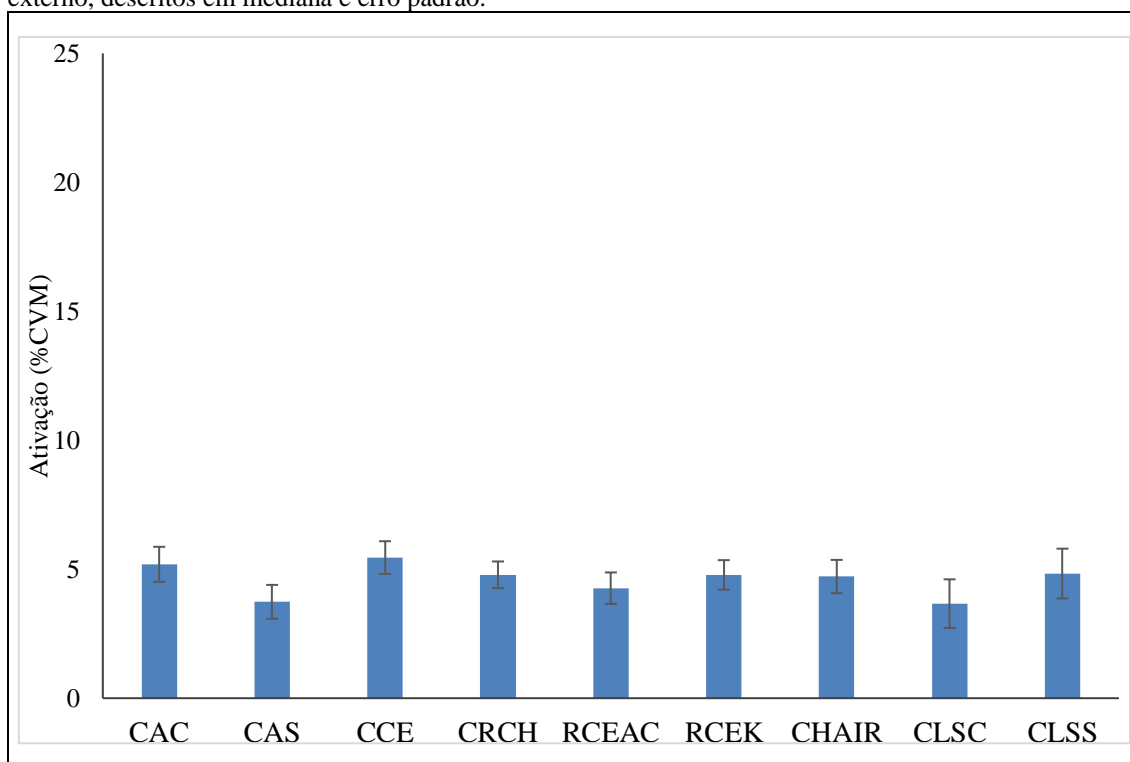
Tabela 9 – Descrição estatística da ativação do Longuíssimo em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	104,000	<i>T</i>	107,000	<i>T</i>	52,000	<i>T</i>	45,000	<i>T</i>	153,500	<i>T</i>	141,000	<i>T</i>	28,000	<i>T</i>	49,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0694	<i>p</i>	0,1353	<i>p</i>	0,0017	<i>p</i>	0,0009*	<i>p</i>	0,5763	<i>p</i>	0,3809	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0013*
	-	<i>r</i>	0,356	<i>r</i>	0,293	<i>r</i>	0,615	<i>r</i>	0,650	<i>r</i>	0,110	<i>r</i>	0,172	<i>r</i>	0,735	<i>r</i>	0,630
	-	-	-	<i>T</i>	92,000	<i>T</i>	62,000	<i>T</i>	42,000	<i>T</i>	72,000	<i>T</i>	92,000	<i>T</i>	32,000	<i>T</i>	45,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0339	<i>p</i>	0,0039	<i>p</i>	0,0007*	<i>p</i>	0,0086	<i>p</i>	0,0339	<i>p</i>	0,0003*	<i>p</i>	0,0009*
	-	-	-	<i>r</i>	0,416	<i>r</i>	0,565	<i>r</i>	0,665	<i>r</i>	0,516	<i>r</i>	0,416	<i>r</i>	0,715	<i>r</i>	0,650
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	61,000	<i>T</i>	65,000	<i>T</i>	175,000	<i>T</i>	173,000	<i>T</i>	31,000	<i>T</i>	46,500
CCE	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0036	<i>p</i>	0,0050	<i>p</i>	0,9899	<i>p</i>	0,9494	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0011*
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,570	<i>r</i>	0,550	<i>r</i>	0,003	<i>r</i>	0,012	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,642
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	166,000	<i>T</i>	74,500	<i>T</i>	102,000	<i>T</i>	57,000	<i>T</i>	81,000
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,8093	<i>p</i>	0,0103	<i>p</i>	0,0619	<i>p</i>	0,0619	<i>p</i>	0,0026	<i>p</i>	0,0164
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,047	<i>r</i>	0,503	<i>r</i>	0,366	<i>r</i>	0,590	<i>r</i>	0,590	<i>r</i>	0,471
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	65,000	<i>T</i>	75,000	<i>T</i>	92,000
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0050	<i>p</i>	0,0107	<i>p</i>	0,0339
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,550	<i>r</i>	0,500	<i>r</i>	0,416
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	168,500	<i>T</i>	40,000	<i>T</i>	48,000
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,8589	<i>p</i>	0,0006*	<i>p</i>	0,0012*
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,035	<i>r</i>	0,675	<i>r</i>	0,635
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	36,000	<i>T</i>	61,000
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0004*	<i>p</i>	0,0036
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,695	<i>r</i>	0,570
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	171,000
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,9090
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,022
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo IL ($\chi^2(25) = 26,62$, $p < 0,001$). Porém, ao aplicar os testes de Wilcoxon para acompanhar esses achados não foram detectadas tais diferenças. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 11; Tabela 10)

Figura 11 - Ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

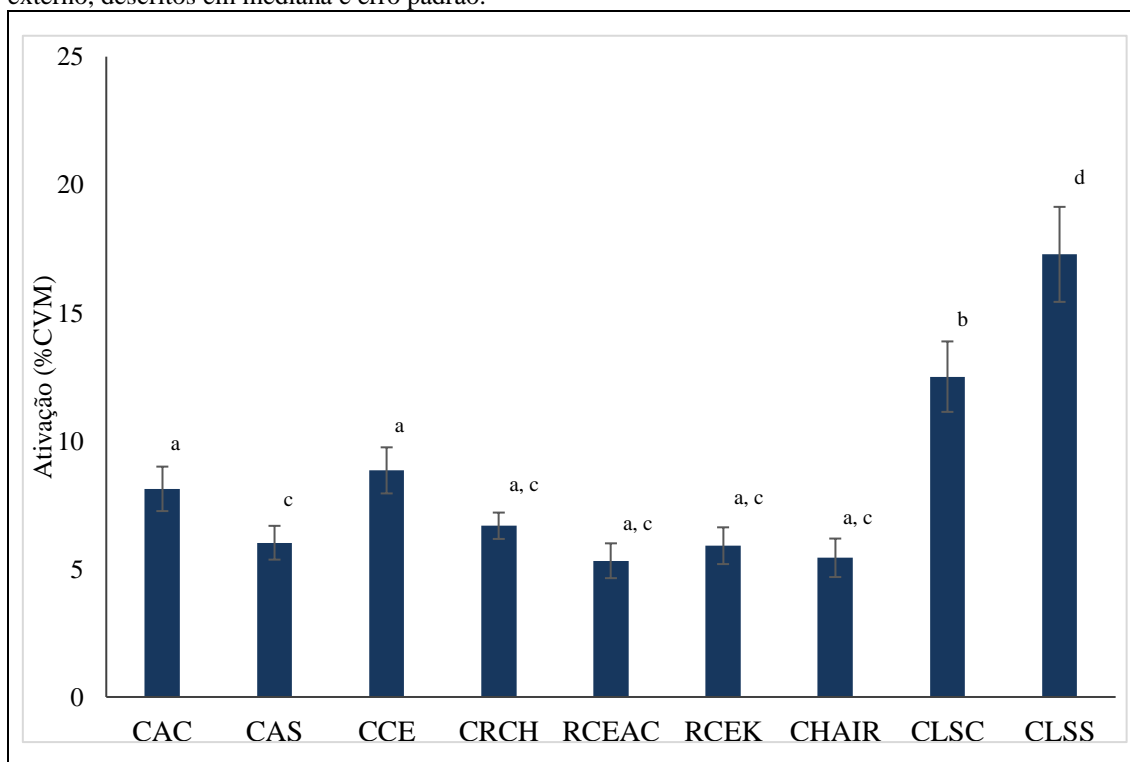
Tabela 10 – Descrição estatística da ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	59,000	<i>T</i>	164,500	<i>T</i>	126,500	<i>T</i>	99,000	<i>T</i>	134,000	<i>T</i>	126,000	<i>T</i>	130,000	<i>T</i>	171,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0031	<i>p</i>	0,7799	<i>p</i>	0,2133	<i>p</i>	0,0520	<i>p</i>	0,2919	<i>p</i>	0,2087	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,9090
	-	<i>r</i>	0,580	<i>r</i>	0,055	<i>r</i>	0,244	<i>r</i>	0,381	<i>r</i>	0,207	<i>r</i>	0,247	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,022
	-	-	-	<i>T</i>	76,000	<i>T</i>	123,000	<i>T</i>	145,500	<i>T</i>	129,000	<i>T</i>	130,500	<i>T</i>	163,000	<i>T</i>	108,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0115	<i>p</i>	0,1824	<i>p</i>	0,4461	<i>p</i>	0,2376	<i>p</i>	0,2530	<i>p</i>	0,7509	<i>p</i>	0,0865
	-	-	-	<i>r</i>	0,496	<i>r</i>	0,261	<i>r</i>	0,149	<i>r</i>	0,232	<i>r</i>	0,224	<i>r</i>	0,062	<i>r</i>	0,336
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	110,500	<i>T</i>	91,500	<i>T</i>	121,000	<i>T</i>	117,500	<i>T</i>	125,000	<i>T</i>	175,000
CCE	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1617	<i>p</i>	0,0329	<i>p</i>	0,1663	<i>p</i>	0,2259	<i>p</i>	0,1996	<i>p</i>	0,9899
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,274	<i>r</i>	0,419	<i>r</i>	0,271	<i>r</i>	0,237	<i>r</i>	0,252	<i>r</i>	0,003
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	192,000	<i>T</i>	152,500	<i>T</i>	143,000	<i>T</i>	143,000
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,6752	<i>p</i>	0,7879	<i>p</i>	0,4091	<i>p</i>	0,4091	<i>p</i>	0,4091
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,082	<i>r</i>	0,053	<i>r</i>	0,162	<i>r</i>	0,162	<i>r</i>	0,162
	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	110,500	<i>T</i>	133,000	<i>T</i>	115,000	<i>T</i>	167,000	
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1373	<i>p</i>	0,0988	<i>p</i>	0,4273	<i>p</i>	0,1244	
	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,291	<i>r</i>	0,306	<i>r</i>	0,156	<i>r</i>	0,301	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	138,000	<i>T</i>	159,500	<i>T</i>	119,000	
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,9036	<i>p</i>	0,3408	<i>p</i>	0,6845	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,024	<i>r</i>	0,187	<i>r</i>	0,080	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	140,500	<i>T</i>	92,500	
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1513	<i>p</i>	0,3740	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,281	<i>r</i>	0,174	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	92,500	
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0350	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,413	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo IL ($\chi^2(25) = 113,13$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 12; Tabela 11)

Figura 12 - Ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

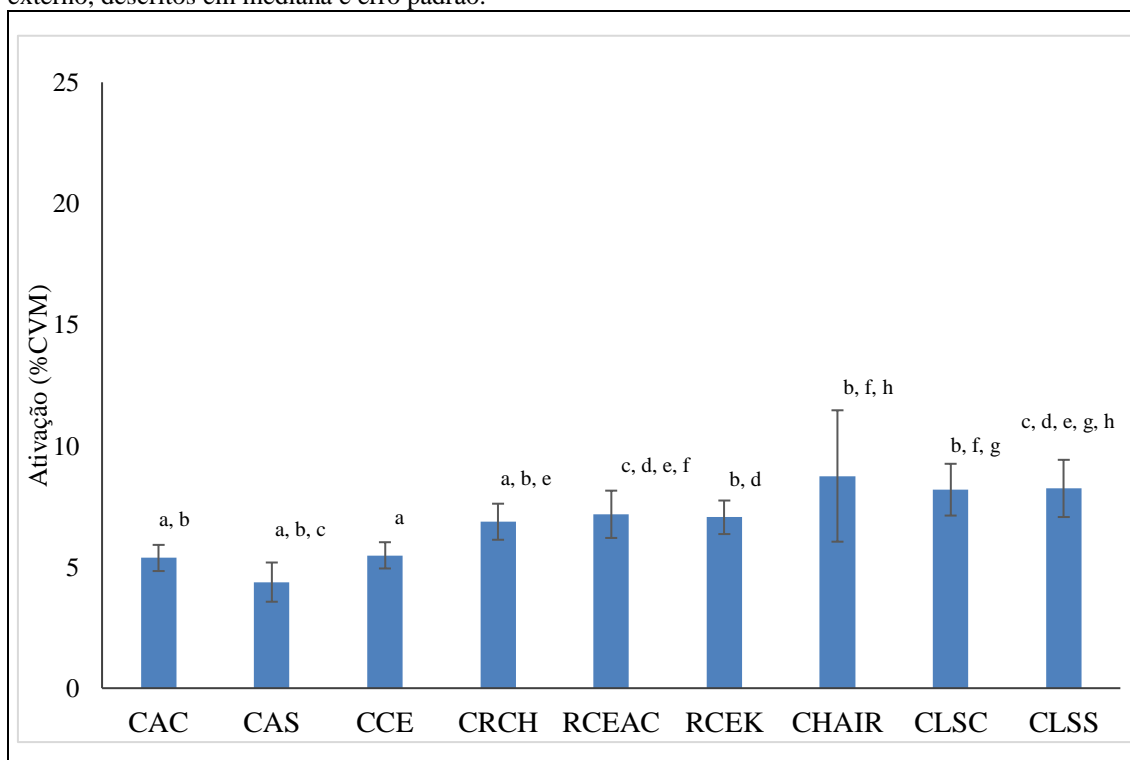
Tabela 11 – Descrição estatística da ativação do Iliocostal em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	19,000	<i>T</i>	117,500	<i>T</i>	111,000	<i>T</i>	112,000	<i>T</i>	100,000	<i>T</i>	113,000	<i>T</i>	29,000	<i>T</i>	15,000
CAC	-	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,1407	<i>p</i>	0,1014	<i>p</i>	0,1068	<i>p</i>	0,0926	<i>p</i>	0,1124	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0000*
	-	<i>r</i>	0,757	<i>r</i>	0,289	<i>r</i>	0,321	<i>r</i>	0,316	<i>r</i>	0,330	<i>r</i>	0,311	<i>r</i>	0,730	<i>r</i>	0,799
	-	-	-	<i>T</i>	25,000	<i>T</i>	121,000	<i>T</i>	163,000	<i>T</i>	128,000	<i>T</i>	159,000	<i>T</i>	18,000	<i>T</i>	9,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,1663	<i>p</i>	0,7509	<i>p</i>	0,2277	<i>p</i>	0,6752	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,750	<i>r</i>	0,271	<i>r</i>	0,062	<i>r</i>	0,237	<i>r</i>	0,082	<i>r</i>	0,784	<i>r</i>	0,829
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	60,000	<i>T</i>	80,000	<i>T</i>	61,000	<i>T</i>	77,000	<i>T</i>	43,000	<i>T</i>	16,000
CCE	-	-	-	<i>p</i>	0,0034	<i>p</i>	0,0153	<i>p</i>	0,0036	<i>p</i>	0,0124	<i>p</i>	0,0008*	<i>p</i>	0,0001*	<i>p</i>	0,0001*
	-	-	-	<i>r</i>	0,575	<i>r</i>	0,476	<i>r</i>	0,570	<i>r</i>	0,491	<i>r</i>	0,660	<i>r</i>	0,794	<i>r</i>	0,794
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	169,000	<i>T</i>	162,000	<i>T</i>	165,500	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
CRCH	-	-	-	<i>p</i>	0,8689	<i>p</i>	0,7317	<i>p</i>	0,7995	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,032	<i>r</i>	0,067	<i>r</i>	0,050	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	151,000	<i>T</i>	170,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
RCEAC	-	-	-	<i>p</i>	0,5338	<i>p</i>	0,8889	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,122	<i>r</i>	0,027	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	145,000	<i>T</i>	1,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
RCEK	-	-	-	<i>p</i>	0,4385	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,152	<i>r</i>	0,869	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000	<i>T</i>	0,000
CHAIR	-	-	-	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*	<i>p</i>	0,0000*
	-	-	-	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874	<i>r</i>	0,874
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	31,000	<i>T</i>	0,0002*	<i>T</i>	0,720	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-
CLSC	-	-	-	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*	<i>p</i>	0,0002*
	-	-	-	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720	<i>r</i>	0,720
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-	<i>T</i>	-
CLSS	-	-	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-	<i>p</i>	-
	-	-	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-	<i>r</i>	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados CI houve diferença para o músculo MU ($\chi^2(25) = 43,36$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 13; Tabela 12)

Figura 13 – Ativação do Multifido em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

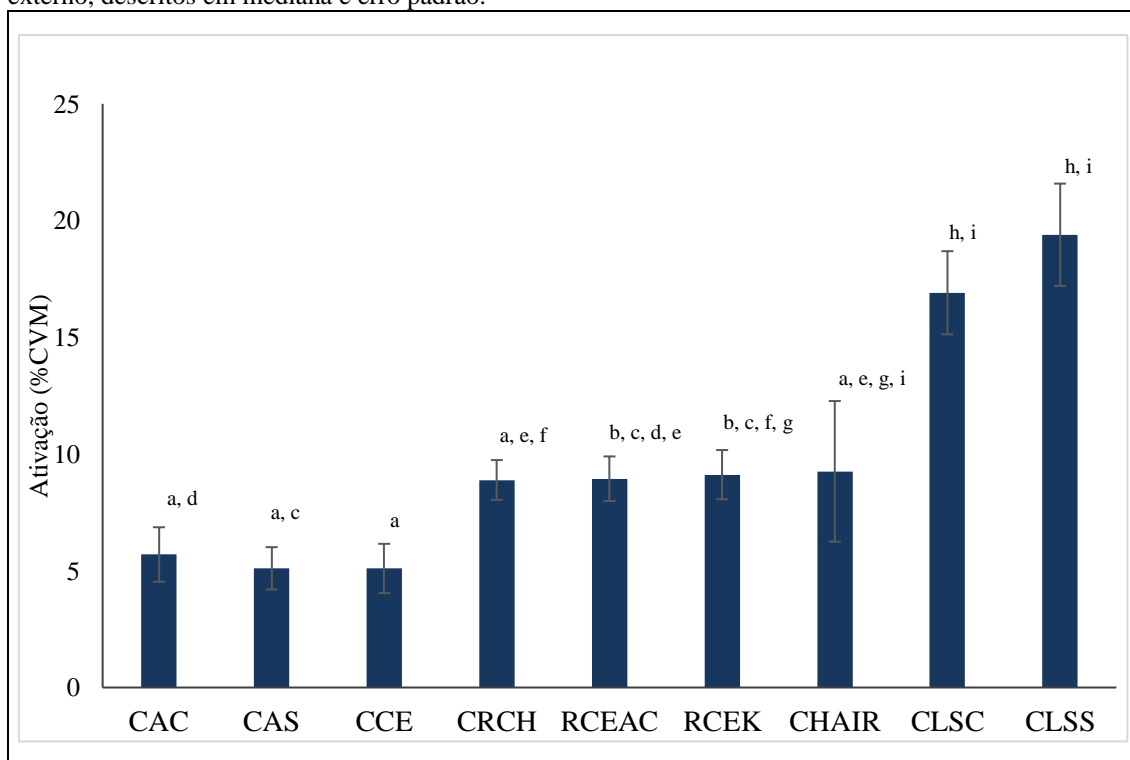
Tabela 12 – Descrição estatística da ativação do Multifido em diferentes exercícios realizados com inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	134,000	<i>T</i>	168,000	<i>T</i>	53,000	<i>T</i>	47,000	<i>T</i>	52,000	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	48,000
CAC	-	<i>p</i>	0,2919	<i>p</i>	0,8489	<i>p</i>	0,0019	<i>p</i>	0,0011*	<i>p</i>	0,0017	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0012*
	-	<i>r</i>	0,207	<i>r</i>	0,037	<i>r</i>	0,610	<i>r</i>	0,640	<i>r</i>	0,615	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,635
	-	-	-	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	86,000	<i>T</i>	90,000	<i>T</i>	97,000	<i>T</i>	68,000	<i>T</i>	66,000	<i>T</i>	64,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,0230	<i>p</i>	0,0299	<i>p</i>	0,0462	<i>p</i>	0,0063	<i>p</i>	0,0054	<i>p</i>	0,0046
	-	-	-	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,446	<i>r</i>	0,426	<i>r</i>	0,391	<i>r</i>	0,535	<i>r</i>	0,545	<i>r</i>	0,555
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	40,000	<i>T</i>	46,000	<i>T</i>	45,000	<i>T</i>	44,000	<i>T</i>	46,000	<i>T</i>	39,500
CCE	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0017	<i>p</i>	0,0010*	<i>p</i>	0,0009*	<i>p</i>	0,0008*	<i>p</i>	0,0010*	<i>p</i>	0,0006*
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,616	<i>r</i>	0,645	<i>r</i>	0,650	<i>r</i>	0,655	<i>r</i>	0,645	<i>r</i>	0,677
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	150,000	<i>T</i>	135,000	<i>T</i>	117,000	<i>T</i>	151,000	<i>T</i>	153,500
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5172	<i>p</i>	0,4593	<i>p</i>	0,1373	<i>p</i>	0,5338	<i>p</i>	0,5338	<i>p</i>	0,5763
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,127	<i>r</i>	0,145	<i>r</i>	0,291	<i>r</i>	0,122	<i>r</i>	0,122	<i>r</i>	0,110
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	155,000	<i>T</i>	130,000	<i>T</i>	153,500	<i>T</i>	148,000
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,6026	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,5763	<i>p</i>	0,4849
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,102	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,110	<i>r</i>	0,137
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	125,000	<i>T</i>	131,000	<i>T</i>	151,000
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1996	<i>p</i>	0,2584	<i>p</i>	0,5338
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,252	<i>r</i>	0,222	<i>r</i>	0,122
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	140,000	<i>T</i>	165,000
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5449	<i>p</i>	0,7897	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,119	<i>r</i>	0,052	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	154,000	
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5850
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,107	
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS – Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Quando comparados os exercícios realizados SI houve diferença para o músculo MU ($\chi^2(25) = 95,10$, $p < 0,001$). Testes de Wilcoxon foram utilizados para acompanhar esses achados. Uma correção de Bonferroni foi aplicada e todos os efeitos foram testados com um nível de significância de 0,0014 (Figura 14; Tabela 13)

Figura 14 - Ativação do Multifído em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Letras diferentes indicam diferença estatística $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: 0,05/36).

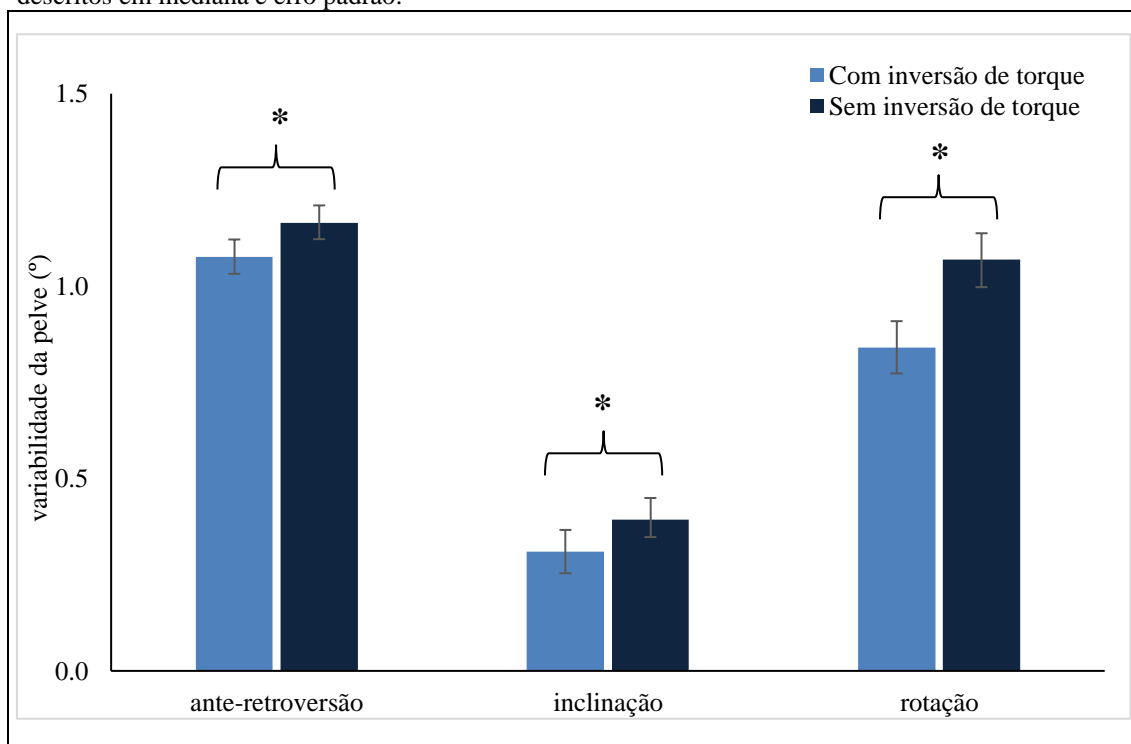
Tabela 13 – Descrição estatística da ativação do Multifido em diferentes exercícios realizados sem inversão no sentido do torque externo.

	CAC	CAS	CCE	CRCH	RCEAC	RCEK	CHAIR	CLSC	CLSS								
	-	<i>T</i>	134,000	<i>T</i>	168,000	<i>T</i>	53,000	<i>T</i>	47,000	<i>T</i>	52,000	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	51,000	<i>T</i>	48,000
CAC	-	<i>p</i>	0,2919	<i>p</i>	0,8489	<i>p</i>	0,0019	<i>p</i>	0,0011*	<i>p</i>	0,0017	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0016	<i>p</i>	0,0012*
	-	<i>r</i>	0,207	<i>r</i>	0,037	<i>r</i>	0,610	<i>r</i>	0,640	<i>r</i>	0,615	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,620	<i>r</i>	0,635
	-	-	-	<i>T</i>	142,000	<i>T</i>	86,000	<i>T</i>	90,000	<i>T</i>	97,000	<i>T</i>	68,000	<i>T</i>	66,000	<i>T</i>	64,000
CAS	-	-	-	<i>p</i>	0,3949	<i>p</i>	0,0230	<i>p</i>	0,0299	<i>p</i>	0,0462	<i>p</i>	0,0063	<i>p</i>	0,0054	<i>p</i>	0,0046
	-	-	-	<i>r</i>	0,167	<i>r</i>	0,446	<i>r</i>	0,426	<i>r</i>	0,391	<i>r</i>	0,535	<i>r</i>	0,545	<i>r</i>	0,555
	-	-	-	-	-	<i>T</i>	40,000	<i>T</i>	46,000	<i>T</i>	45,000	<i>T</i>	44,000	<i>T</i>	46,000	<i>T</i>	39,500
CCE	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,0017	<i>p</i>	0,0010*	<i>p</i>	0,0009*	<i>p</i>	0,0008*	<i>p</i>	0,0010*	<i>p</i>	0,0006*
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,616	<i>r</i>	0,645	<i>r</i>	0,650	<i>r</i>	0,655	<i>r</i>	0,645	<i>r</i>	0,677
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	150,000	<i>T</i>	135,000	<i>T</i>	117,000	<i>T</i>	151,000	<i>T</i>	153,500
CRCH	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5172	<i>p</i>	0,4593	<i>p</i>	0,1373	<i>p</i>	0,5338	<i>p</i>	0,5338	<i>p</i>	0,5763
	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,127	<i>r</i>	0,145	<i>r</i>	0,291	<i>r</i>	0,122	<i>r</i>	0,122	<i>r</i>	0,110
	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	155,000	<i>T</i>	130,000	<i>T</i>	153,500	<i>T</i>	153,500	<i>T</i>	148,000
RCEAC	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,6026	<i>p</i>	0,2478	<i>p</i>	0,5763	<i>p</i>	0,5763	<i>p</i>	0,4849
	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,102	<i>r</i>	0,227	<i>r</i>	0,110	<i>r</i>	0,110	<i>r</i>	0,137
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	125,000	<i>T</i>	131,000	<i>T</i>	131,000	<i>T</i>	151,000
RCEK	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,1996	<i>p</i>	0,2584	<i>p</i>	0,2584	<i>p</i>	0,5338
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,252	<i>r</i>	0,222	<i>r</i>	0,222	<i>r</i>	0,122
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	140,000	<i>T</i>	140,000	<i>T</i>	165,000
CHAIR	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5449	<i>p</i>	0,5449	<i>p</i>	0,7897
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,119	<i>r</i>	0,119	<i>r</i>	0,052
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>T</i>	140,000	<i>T</i>	154,000
CLSC	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>p</i>	0,5850
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	<i>r</i>	0,107
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
CLSS	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors. * Indica diferença significativa, $p < 0,0014$ (a partir da correção de Bonferroni: $0,05/36$).

Para todos os movimentos, ante-retroversão, inclinação e rotação, a variabilidade da pele foi mais alta na situação SI do que na situação CI apresentando baixo tamanho de efeito ($T = 7973,50$, $p < 0,05$, $r = 0,13$; $T = 7911,00$ $p < 0,05$, $r = 0,13$ e $T = 5823,50$, $p < 0,001$, $r = 0,25$, respectivamente) (Figura 15).

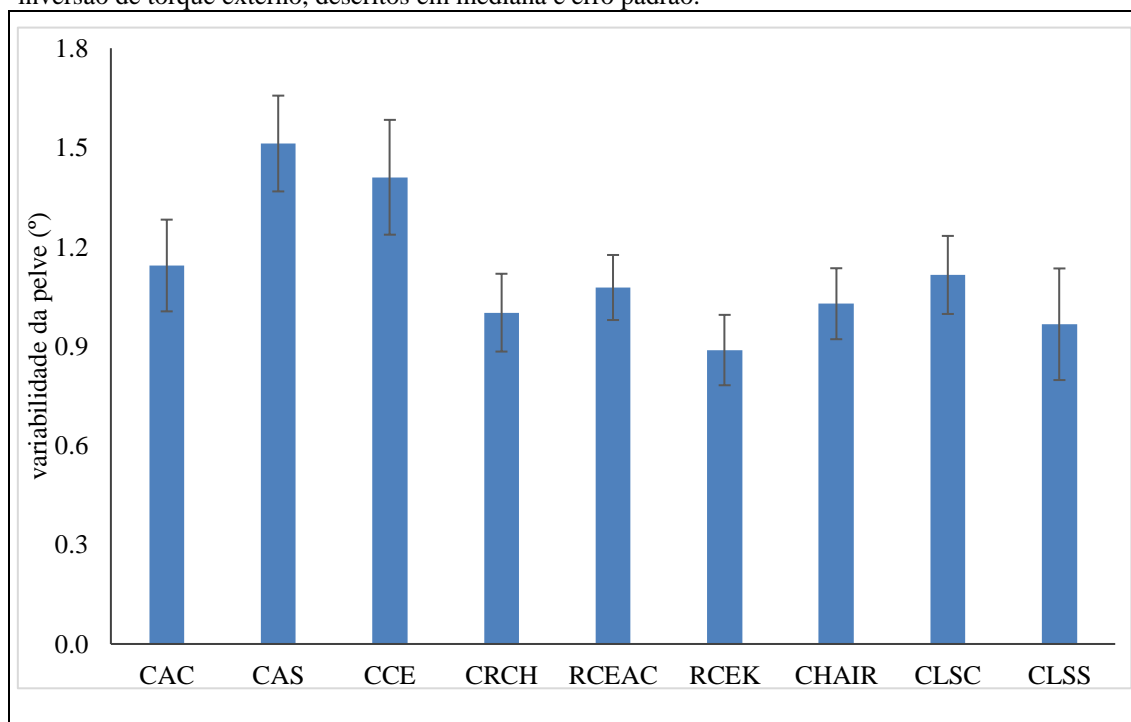
Figura 15 – Comparação da variabilidade da pele em situações com e sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



*indica diferença significativa ($p < 0,05$)

Quando comparados os exercícios realizados CI não houve diferença para a ante-
retroversão ($\chi^2(8) = 2,533, p > 0,05$) (Figura 16).

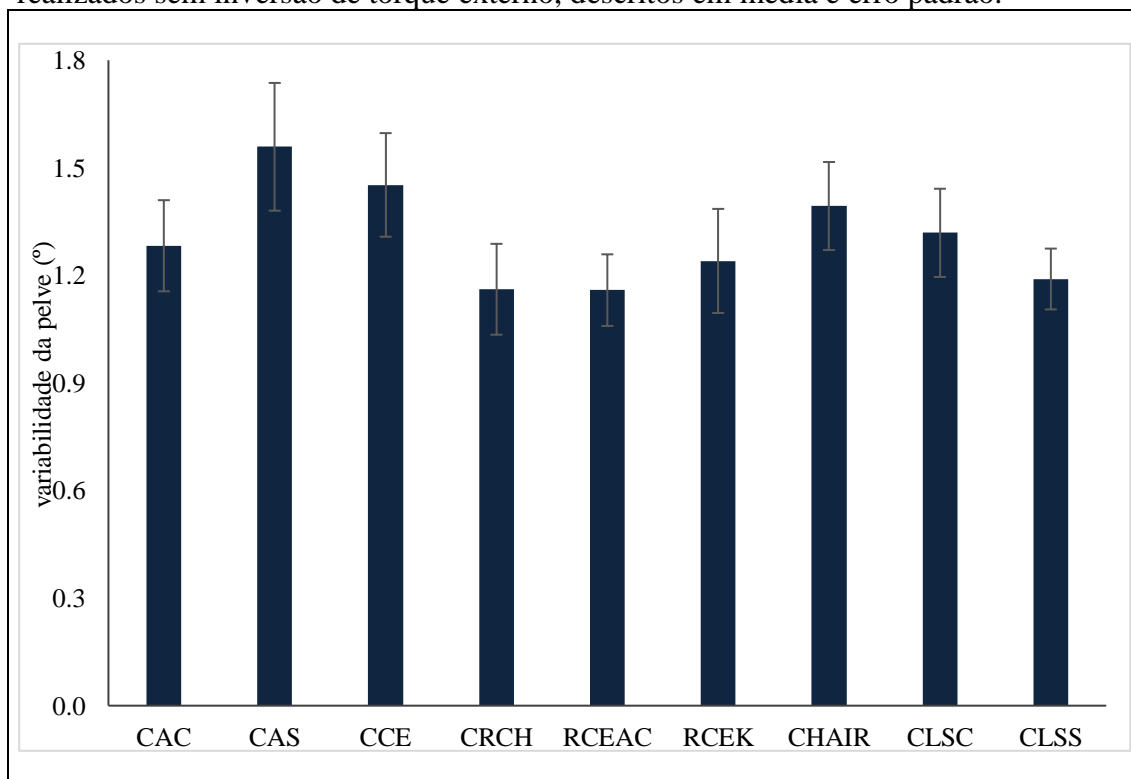
Figura 16 – Variabilidade da pelve em ante e retroversão em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados SI não houve diferença para a ante-
retroversão $F(8, 72) = 9,19$, $p > 0,05$).

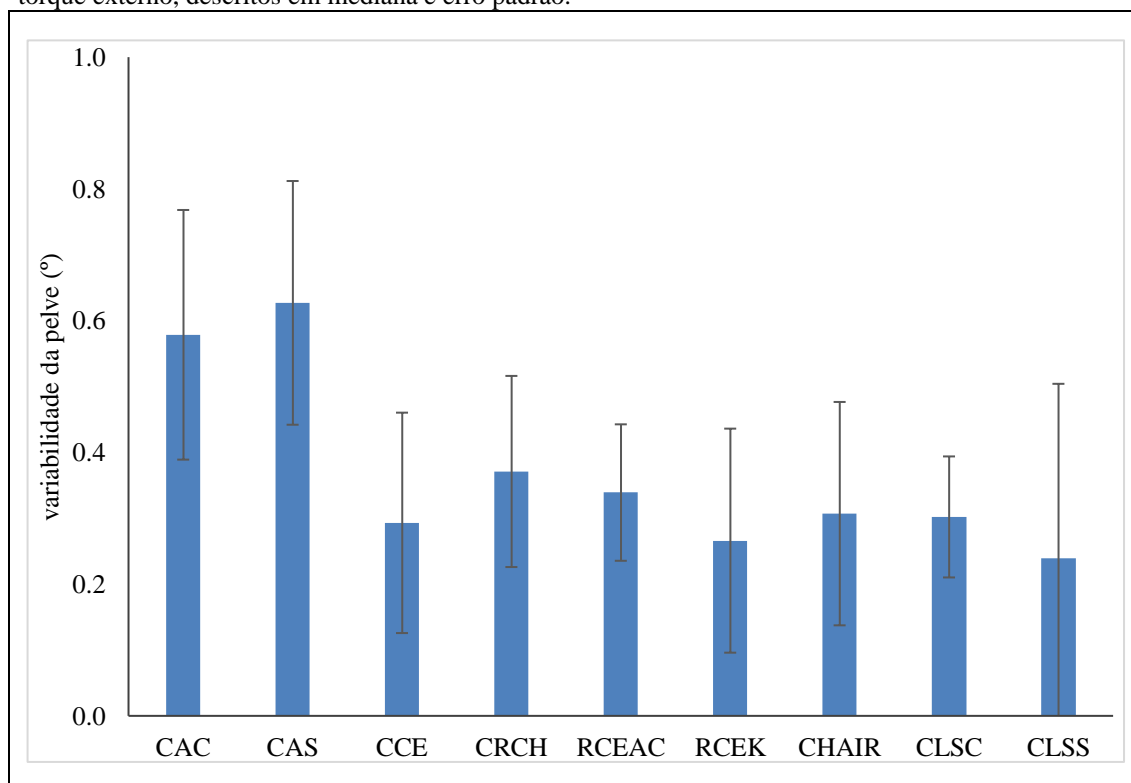
Figura 17 – Variabilidade da pelve em ante e retroversão em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em média e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados CI não houve diferença para a inclinação ($\chi^2(8) = 11,238, p > 0,05$) (Figura 18).

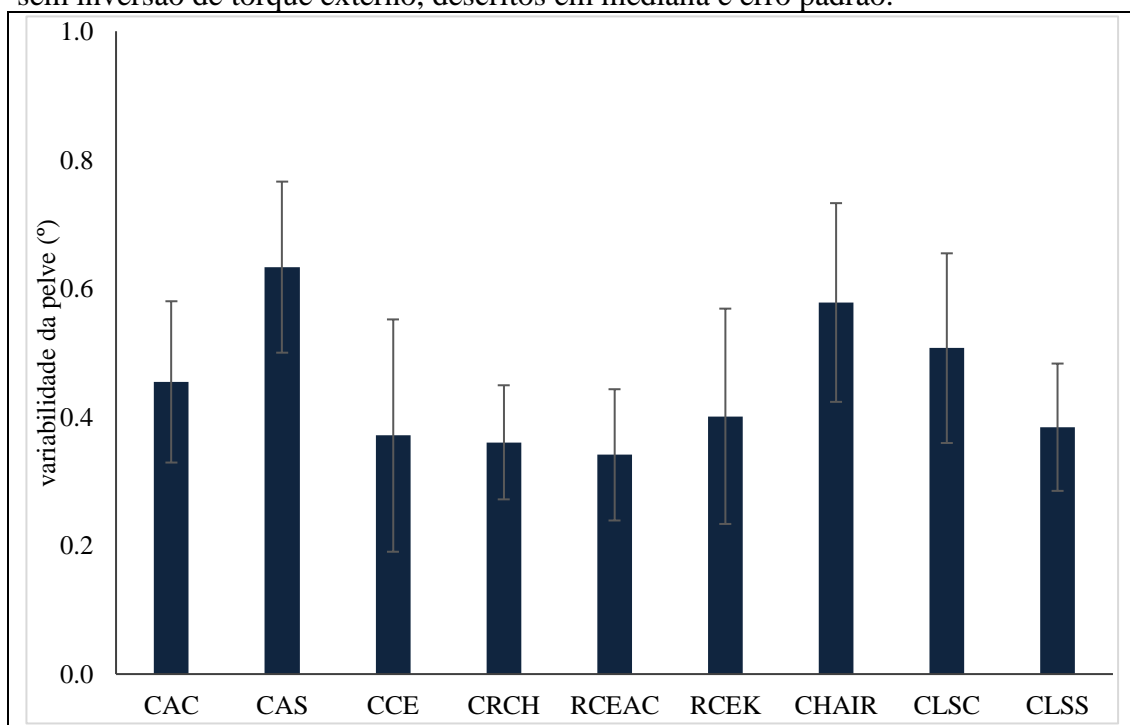
Figura 18 – Variabilidade da pelve em inclinação em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados SI não houve diferença para a inclinação ($\chi^2(8) = 10,444$, $p > 0,05$) (Figura 19).

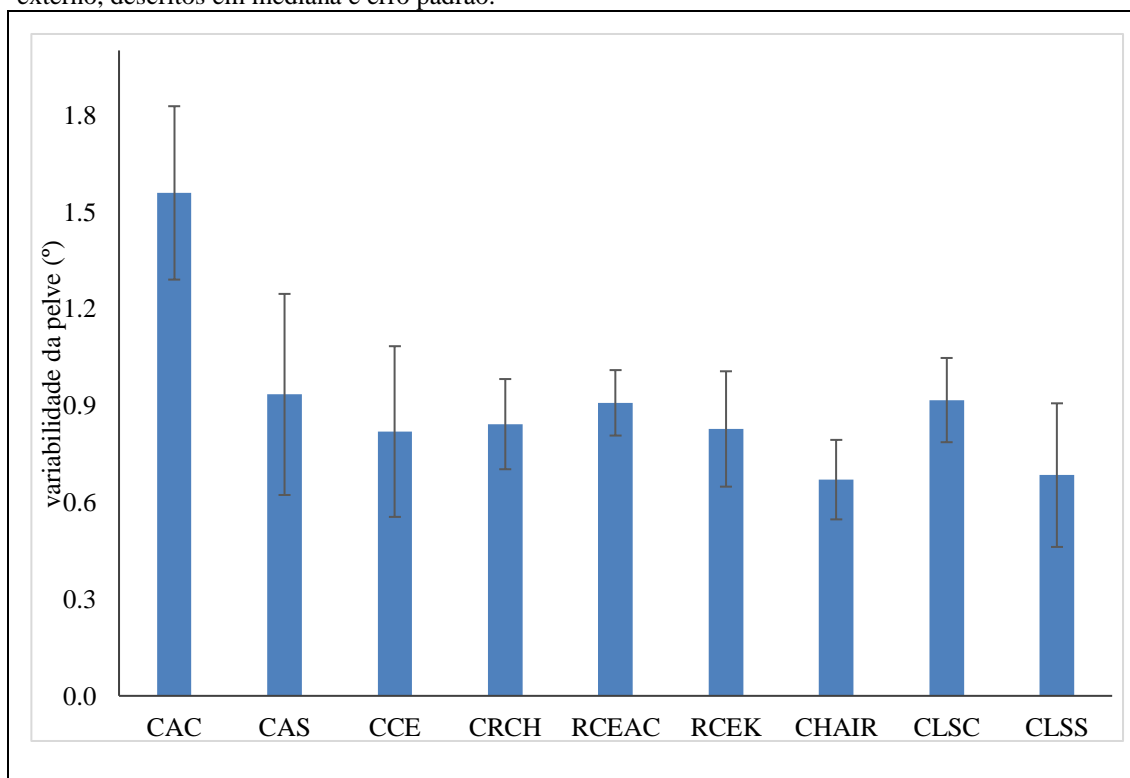
Figura 19 – Variabilidade da pelve em inclinação em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados CI não houve diferença para a rotação ($\chi^2(8) = 13,778$, $p > 0,05$) (Figura 20).

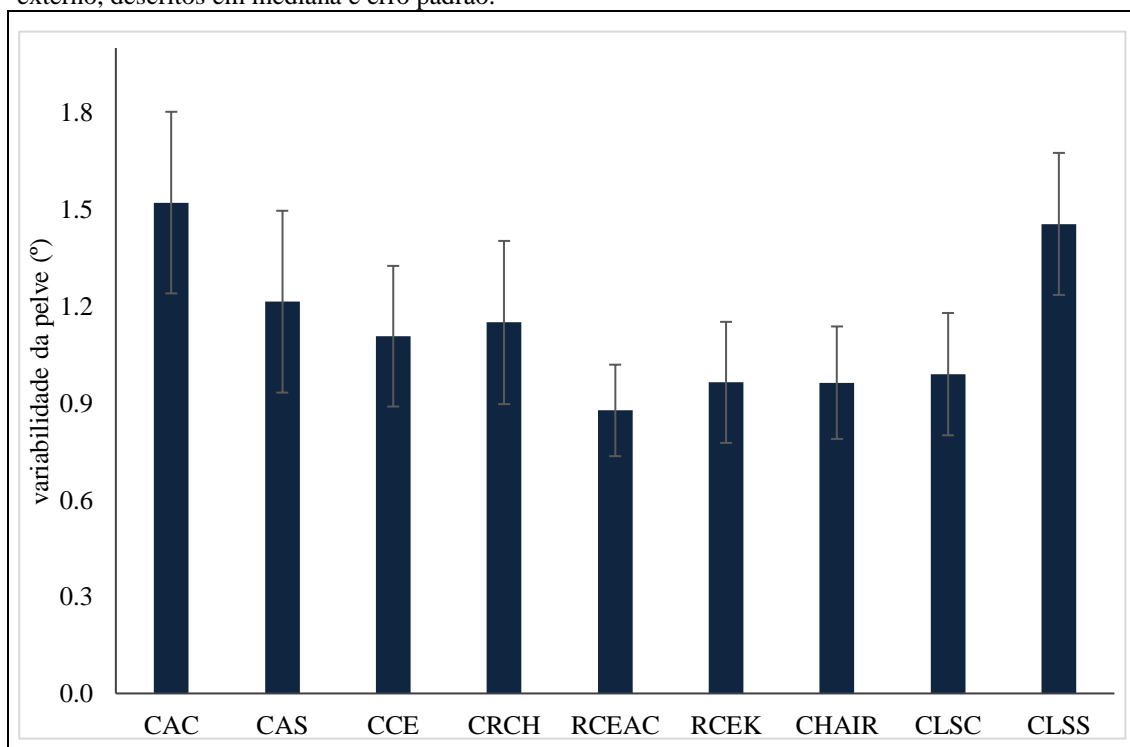
Figura 20 -Variabilidade da pelve em rotação em diferentes exercícios realizados com inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

Quando comparados os exercícios realizados SI não houve diferença para a rotação ($\chi^2(8) = 14,37, p > 0,05$) (Figura 21).

Figura 21 -Variabilidade da pelve em rotação em diferentes exercícios realizados sem inversão de torque externo, descritos em mediana e erro padrão.



Sendo: CAC – Cadillac Arm Circles facing in vertical; CAS– Cadillac Arm Springs circles supine; CCE – Cadillac Chest Expansion; CRCH – Cadillac Reverse Chest Expansion; RCEAC – Reformer reverse Chest Expansion Arm Circles; RCEK – Reformer Chest Expansion Kneeling; CHAIR – Chair standing leg and foot press; CLSC – Cadillac Leg Springs supine Circles; CLSS – Cadillac Leg Springs supine Scissors.

7 DISCUSSÃO

Para todos os músculos avaliados (Figura 2), e para todos os movimentos da pelve (Figura 15), houve maior ativação na situação SI quando comparada à CI. Tais resultados demonstram que maiores valores de torque resistivo impostos ao esqueleto apendicular geram maior ativação nos músculos do core do que um torque menor, mesmo quando este apresenta inversão em seu sentido ao longo da ADM. Em outras palavras há mais ativação eletromiográfica e maior variabilidade na pelve nas situações SI, onde o torque imposto pela mola é maior do que o torque do peso do segmento desde o início do exercício.

Já nas situações CI, isolando as possibilidades de variações na amplitude de execução e no posicionamento do indivíduo (conforme realizado no presente estudo), o torque da mola passará a ser maior do que o do peso do segmento apenas durante parte da realização do exercício. Neste caso, a constante elástica da mola é menor, e a deformação empregada do ponto onde o torque da mola passa a ser maior do que o do segmento até o final da ADM também será menor do que na situação SI. Conseqüentemente, o torque máximo resistivo é maior na situação SI do que na situação CI em todos os exercícios avaliados.

Com relação à variação da pelve, não houve diferença dentre os exercícios em nenhuma das comparações realizadas (Figuras 16 a 21). Considerando a ação dos músculos monitorados na pelve: RA atua na retroversão, OE e OI na retroversão e inclinação para o lado contralateral, LG e IL na anteversão e na inclinação pélvica contralateral (Floyd, 2011), tal resultado em um primeiro momento pode não condizer com as diferenças encontradas na ativação muscular. Porém por tratar-se de praticantes experientes, pode-se entender que a alta ativação muscular foi a estratégia utilizada visando evitar a variabilidade da pelve, e que esta foi condizente com a magnitude da carga imposta onde houve mais carga, uma maior variabilidade pélvica do que onde houve menor carga. Entretanto nas comparações dos exercícios com maior carga não se detectou diferença, bem como nos exercícios com menor carga. Em outras palavras: mesmo frente a diferentes **estabilidades** geradas pelos exercícios, a variabilidade da pelve não apresentou diferença pois, foi “compensada” por uma maior ativação muscular, esta, uma vez tendo sido efetiva, culminou nos resultados encontrados.

Ao se tratar da ativação muscular comparada entre exercícios, não foram encontradas pesquisas similares que permitissem relacionar os achados do presente

estudo. A maior parte dos estudos avaliou exercícios sem a utilização de molas, ou com uma maior segmentação, como dois ou mais eixos articulares (Pereira *et al.*, 2017) ou mesmo exercícios com eixo móvel realizado com e sem mola (Rosa *et al.*, 2018). Dessa forma, optou-se por discutir a partir das ações musculares e da cinética de cada exercício. Com relação à ativação dos músculos do *core*, a discussão se deu baseada nas tendências geradas ao tronco por cada exercício. Frente a isso, serão abordados os achados para cada músculo, destacando os principais resultados da comparação aos pares, quando houve.

A ativação do RA foi diferente quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 3) e dentre os exercícios SI (Figura 4). Ainda que em magnitudes diferentes, os *rankeamentos* dos exercícios a partir das medianas segue os mesmos padrões, em especial naqueles onde foi encontrada maior ativação. Uma vez que o RA é o único dos músculos avaliados que pode ser considerado um músculo global, ou mobilizador (Faries e Greenwood, 2007), tais resultados podem ser entendidos a partir da tendência de movimento gerada na coluna pela mola e pelo peso do segmento.

Ao avaliar como corpo de interesse o hemicorpo superior do praticante, considerando como eixo a coluna lombar, nos exercícios CCE, CAC e RCEK, a linha de ação de força da mola ao início do exercício está passando pela lombar, e ao final da ADM, está passando abaixo do trocânter, gerando assim tendência de extensão da coluna, e anteversão pélvica, o que exigiria maiores níveis de ativação do RA para contrapor essa tendência. Nesses exercícios a tendência gerada pelo peso do segmento móvel é de flexão ao início do movimento e nulo ao final, apresentando característica oposta a tendência gerada pela mola. Ainda assim, mesmo na situação CI, a tendência do exercício como um todo é prioritariamente extensora no que diz respeito a coluna, além de gerar tendência de anteversão pélvica, o que permite entender os valores de ativação elevados do RA. Sendo que o CCE e o CAC são realizados em pé, é esperado que não haja diferença na ativação do RA entre eles em nenhuma das situações, e o RCEK, diferente de ambos, é realizado de joelhos no reformer, indicando que, a mobilidade gerada no carrinho deste equipamento não aumenta a tendência de extensão do tronco, e que a tendência de anteversão nesse caso parece menos importante. Talvez a posição de joelhos permita a manutenção da verticalidade do tronco com maior facilidade do que a postura bípede. No CAS, a tendência gerada tanto pela mola, quanto pelo peso do segmento é extensora, porém esse é o único exercício com tendência extensora realizado em decúbito, o que

pode ter possibilitado a ativação de outros músculos para manter o tronco apoiado, e com isso gerado uma ativação menor que no CAC e no CCE, ainda que maior que no RCEK.

Nos demais exercícios, todos com atuação do RA diferentes do CAC e do CCE em ambas situações, destacam-se o CRCH e o RCEAC, realizados de forma similar ao CCE e ao RCEK, porém de costas para o equipamento, o que inverte a tendência da mola no que diz respeito à coluna e à pelve. Bem como os restantes, todos realizados com o membro inferior móvel (CHAIR, CLSC e CLSS). Nesses casos, considerando como corpo de interesse o hemitruco inferior dos praticantes, a tendência gerada pela mola e pelo peso do segmento na coluna lombar é flexão do tronco e retroversão pélvica, além de manter, ou decúbito (CLSC e CLSS), ou posição em pé com execução unilateral (CHAIR), o que pode elucidar a menor ativação do RA.

A ativação do OE foi diferente quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 5), porém nessa situação, ao aplicar os testes *post hoc*, não foram detectadas tais diferenças, as quais parece iminente que seriam encontradas, ao analisar visualmente o gráfico. Porém, acredita-se que pela característica não paramétrica dos dados, e pela estatística adequada em tal situação, que utiliza postos e não valores de médias/medianas, tais diferenças, ainda que visualmente indicadas não tenham sido captadas pela comparação aos pares. Entende-se ainda que tal situação é pertinente quando se opta por reduzir a chance de erros tipo I em uma análise estatística (FIELD, 2009).

Houve diferença na ativação do OE entre os exercícios SI (Figura 6). A categorização desse músculo difere para fibras laterais e para fibras mediais, podendo ser considerado como global/mobilizador, ou local/estabilizador respectivamente (Faries e Greenwood, 2007). O sítio de EMG utilizado para a colocação dos eletrodos, situa-se sobre as fibras mais mediais desse músculo, levando a crer que a ação eletromiográfica captada seria primordialmente como estabilizador.

Porém vale destacar que, ao se tratar do mesmo músculo, não é possível dividir suas ações de forma definitiva, mas assumir que o proposto por Faries e Greenwood (2007) indica uma ação prioritária, sem deixar de responder às demandas de ativação mesmo na ação que não estaria ocorrendo majoritariamente naquela porção muscular. O OE realiza, unilateralmente, rotação lombar contralateral, inclinação pélvica contralateral, inclinação do tronco ipsilateral; e bilateralmente flexão do tronco e retroversão pélvica (OLSON, 1996; FLOYD, 2011). Nesse sentido, a maior ativação no

exercício CCE, seguido pelo CAC pode ser entendido pela tendência extensora do tronco e de anteversão pélvica geradas nesses exercícios (já descritas anteriormente) visto que o OE quando ativo bilateralmente atua como flexor do tronco, e na retroversão pélvica.

Outrossim, o exercício com menor ativação e apresentando valor com maior magnitude de diferenças dos demais foi o CLSC. Tal exercício é realizado em decúbito dorsal, com o membro inferior móvel e conforme já apresentado a tendência gerada pela mola e pelo peso do segmento na coluna lombar é flexão do tronco e na pelve, retroversão, o que indica uma menor demanda de flexores do tronco. Além disso, o movimento realizado é circundação de quadril, bilateral, de forma que considerando simetria, a tendência de rotação do tronco gerada por um dos membros inferiores é anulada pela tendência de rotação do tronco gerada pelo outro membro inferior.

Os demais exercícios apresentaram diferenças em um menor número de comparações, onde pode-se ainda citar o CLSS que foi diferente apenas do CCE, o qual apresentou o maior valor de mediana. Nesses casos, pode-se entender a partir da alternância dos membros inferiores no CLSS, onde a posição de decúbito geraria tendências similares às descritas com relação ao CLSC, e a alternância dos membros geraria tendências de rotação do tronco o que explicaria uma ação maior do OE enquanto rotador do tronco, a ponto de não apresentar diferença dos demais exercícios.

A ativação do OI foi diferente quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 7). O OI, ao atuar unilateralmente faz rotação ipsilateral do tronco, flete a coluna para o mesmo lado, e inclina a pelve contralateralmente e, bilateralmente, realiza flexão da coluna e retroversão pélvica, (OLSON, 1996; FLOYD, 2011). Nota-se que a maior parte dos exercícios que apresentaram diferenças nas comparações *post hoc* são os realizados em decúbito, sendo aqueles com membro inferior móvel os com maiores valores de ativação (CLSS e CLSC) e o com membros superiores móveis o que apresentou menor ativação (CAS). Os baixos valores no CAS podem ser, conforme já apontado em outros músculos, devido à posição de decúbito, onde outras musculaturas podem estar auxiliando a manter o contato do tronco com o equipamento de forma menos instável, e ao fato do segmento móvel não apresentar musculaturas que se originam diretamente nas mesmas estruturas ou extremamente próximas à região lombopélvica. O que se soma ainda à tendência de retroversão pélvica e de flexão da coluna que é gerada quando ocorre flexão do quadril (Sacco e Tanaka, 2015). Dessa forma, nos exercícios com membro

inferior móvel, em especial no CLSC onde se realiza circundução do quadril, e consequentemente têm-se deslocamento em mais planos do que no CLSS, obtêm-se maiores níveis de ativação do OI, que é considerado um estabilizador secundário (Faries e Greenwood, 2007).

Com relação, especificamente, ao CLSC, é notório que a ativação gerada na situação SI (Figura 8) não apresenta a mesma soberania frente aos demais, sequer se diferenciando, o que pode ser devido à tração da mola que serviria como um estabilizador a mais, direcionando o movimento e deixando a articulação menos livre do que na situação CI. Além disso, destaca-se que na situação SI o torque da mola possui sentido flexor constante ao longo de toda a ADM, demandando assim a ativação de extensores do quadril, enquanto na situação CI há, no início da ADM, tendência de extensão, o que levaria à atuação dos flexores do quadril.

Cabe ainda discorrer sobre a resposta da ativação do OE frente a esse mesmo exercício (Figura 6). Ponderando a simetria do exercício, e analisando apenas os oblíquos de forma isolada, não há razões para acreditar que haja diferença entre os lados direito e esquerdo destes músculos. Desta forma, considerando-se que não há uma tendência de rotação do tronco para qualquer dos lados, as funções opostas dos oblíquos (GRAY; CARTER, 2011), rotação para o mesmo lado do OI e rotação para o lado oposto do OE, não parecem ser a justificativa para a diferença encontrada. No entanto há uma diferença nas inserções anatômicas de cada um destes músculos que poderia justificar os resultados. Ambos oblíquos se originam nas últimas costelas, mas enquanto o OE se insere na crista ilíaca o OI se insere no púbis (GRAY; CARTER, 2011), mais próximo à origem das musculaturas flexoras do quadril, demandadas na situação CI, visto que no início da ADM o torque extensor do peso do segmento é maior do que o torque flexor da mola. Além disso, a correlação do OE com o reto femoral é menor do que a do OI, e apenas na extensão do tronco (McGill, Juker, Kropf, 1996). Os mesmos autores apontam a possibilidade de prever a atuação do OI através do Reto femoral com um erro de 12%, tal predição não ocorre através do OE, sugerindo que, apesar das ações similares, a resposta frente a perturbações de estabilidade é diferente nestes dois músculos.

Trabalhos como esse nos convidam a pensar a ação muscular de forma mais completa, a partir do entendimento não só de respostas a tendência por fazer parte de um grupo muscular que contemple determinada ação, mas das respostas inerentes a cada

músculo desse grupo, o que aparentemente varia de acordo com a inserção, origem, e com o tipo de estímulo que lhe é apresentado.

Nessa mesma situação, CI, os valores encontrados de ativação do OI no RCEAC foram maiores do que no CCE, o que pode ser, conforme descrito anteriormente, devido a uma maior necessidade de atuação para diminuir a variabilidade da pelve, aparentemente, de forma eficiente visto que a variabilidade não apresentou diferença em nenhum dos movimentos (Figuras 16, 18 e 20).

O OI também apresentou diferenças nos exercícios realizados SI (Figura 8) onde as diferenças concentram-se principalmente dentre os exercícios realizados com membro superior móvel, no reformer (RCEAC e RCEK) e com os exercícios em pé, no cadillac (CAC, CCE e CRCH). Considerando que todos possuem como segmento móvel o membro superior, e que não houve diferença entre comparações de exercícios *front in* e *front back* em um mesmo equipamento, nota-se que a variação ocorreu entre posição bípede em superfície estável e posição de joelhos em superfície instável (carrinho do reformer). Além disso, pode-se assumir que a ação do OI enquanto flexor do tronco, e na pelve, de gerar retroversão e inclinação não é a justificativa para tais diferenças, frente às demandas flexoras e extensoras serem inversas dentre os exercícios destacados, conforme já apresentado. Considerando a superfície móvel do carrinho, acredita-se mais uma vez que essa ativação viria de sua ação estabilizadora, para evitar uma maior variabilidade da pelve.

A ativação do LG foi diferente quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 9), sendo menor no CAS do que no CRCH e no RCEK. Tal músculo é considerado um estabilizador secundário (Faries e Greenwood, 2007), ao atuar unilateralmente flete a coluna para o mesmo lado e inclina a pelve contralateralmente e, bilateralmente, realiza extensão da coluna e anteversão pélvica, sendo também indicado como importante na manutenção da postura ereta (OLSON, 1996; FLOYD, 2011). O CAS é, conforme já apresentado anteriormente, o único exercício realizado em decúbito cujo segmento móvel são os membros superiores, onde não haveria expectativa de demanda extra de extensores. O CRCH é, por sua vez, o único exercício que mantém uma postura de antepulsão, gerando assim a tendência de flexão do tronco devido à distância perpendicular do peso do tronco não estar alinhada com o eixo (lombar), o que poderia justificar que, frente a uma menor carga externa do exercício, tal demanda postural se sobressaia às demais

atuações dessa musculatura. Já o RCEK, é realizado no carrinho do reformer, onde em situações de baixa carga o movimento do carrinho é livre e a instabilidade que poderia ser gerada frente a essa situação deve ser controlado pela ativação muscular. Os exercícios do reformer (RCEK e RCEAC) eram constantemente destacados pelos participantes quanto à dificuldade na situação CI, o que também pode indicar que boa parte deles não esteja familiarizado com a realização deste exercício com a carga conforme utilizada no presente estudo.

Houve também diferenças na ativação do LG quando comparada dentre os exercícios SI (Figura 10), sendo maior nos exercícios CLSC e CLSS. Conforme já descrito, os únicos com membro inferior móvel realizados em decúbito. Dois pontos devem ser considerados com relação a essas diferenças encontradas: a tendência que a mola gera na coluna, de flexão e a amplitude do movimento, onde a orientação é de que a flexão do quadril chegue ao máximo possível desde que se mantenha a estabilidade do tronco, o que frente à encurtamentos de cadeia posterior comuns em iniciantes e à tendência de flexão da coluna gerada pela flexão do quadril em grande amplitude, torna-se um importante desafio. Ou seja, é comum em praticantes iniciantes que essa amplitude seja conquistada com uma retroversão pélvica em conjunto com uma flexão do tronco a nível de lombar, tirando assim o contato do quadril com o equipamento. Sendo a amostra do presente estudo composta por praticantes experientes, é plausível que a ampla ativação de extensores do tronco nesses exercícios seja para prevenir a retroversão pélvica considerada inadequada durante a execução desses exercícios. O exercício com menor ativação, diferente dos supracitados e do RCEAC é o CAS, possivelmente devido às questões de decúbito e segmento móvel (do CAS) ser o membro superior, conforme já aventado anteriormente.

A ativação do IL foi diferente quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 11), porém nessa situação, ao aplicar os testes post hoc, não foram detectadas tais diferenças. Ao analisar visualmente o gráfico, percebe-se que a ativação de tal músculo ficou em torno de 4 a 5 %, e com baixos valores de erro padrão. Talvez para detectar tais diferenças seria necessário um número maior de amostras.

A ativação do IL também foi diferente quando comparada dentre os exercícios SI (Figura 12). O IL, assim como o LG é considerado um estabilizador secundário (Faries e Greenwood, 2007) que ao atuar unilateralmente flete a coluna para o mesmo lado e inclina

a pelve contralateralmente e, bilateralmente, realiza extensão da coluna e anteversão pélvica, sendo também indicado como importante na manutenção da postura ereta (OLSON, 1996; FLOYD, 2011). Os exercícios que demandaram maior ativação dessa musculatura foram o CLSS e o CLSC, aparentemente por apresentar as mesmas funções do LG, a soberania da ativação nestes exercícios manteve o mesmo padrão, possivelmente pelos mesmos motivos.

A ativação do MU apresentou diferenças quando comparada dentre os exercícios CI (Figura 13). O exercício que apresentou diferença no maior número de comparações foi o CCE, o qual foi igual apenas aos outros exercícios realizados com o membro superior móvel no cadillac, tanto em pé quanto em decúbito. Dessa forma, tal exercício teve ativação menor do que os realizados com membros superiores móveis no reformer, onde há a instabilidade do carrinho e nos exercícios com os membros inferiores, onde pode haver a tendência de flexão quando em decúbito, além da chair, onde há instabilidade pelo apoio unipodal, visto que a resistência do pedal é irrisório nessa situação, demandando assim maior ativação de MU.

Nessa situação, os exercícios CAS e CRCH não apresentaram diferenças em nenhuma de suas comparações. Pode-se supor que, frente à situação de menores cargas, a ativação muscular se dê a partir do estímulo voluntário, visando cumprir o princípio da centralização, a partir do qual a musculatura profunda estaria em constante demanda durante os exercícios do Método (Muscolino e Cipriani, 2004). Ou seja, uma vez que o MU é um estabilizador primário (Faries e Greenwood, 2007) que, ao ser ativado unilateralmente flete ou realiza rotação lateral da coluna e bilateralmente, a estende ou estabiliza, sua ativação variando de 4 a 8% nas situações SI podem ser entendidas como uma soma, ou alternância de tais funções. Ele atuaria como extensor, rotador ou inclinador lateral do tronco frente a demandas mecânicas, e como estabilizador frente a pequenas instabilidades de forma conjunta com essa ativação voluntária imposta pelo Pilates.

Na situação SI, a ativação do MU apresentou diferenças quando comparada dentre os exercícios (Figura 14), sendo que os maiores níveis de ativação correspondem aos exercícios realizados em decúbito no Cadillac com os membros inferiores móveis (CLSC e CLSS). Possivelmente tais níveis de ativação sejam uma resposta à atuação do MU como extensor, uma vez que o mesmo padrão foi encontrado no IL e no LG.

Os exercícios que apresentaram menor ativação do MU nessa situação foram os realizados no Cadillac com os membros superiores móveis, à exceção do CRCH, que se diferencia dos demais por ser executado da posição de extensão do ombro até a posição neutra, o que pode gerar uma resposta voluntária elevada mesmo com uma possível baixa demanda instabilizadora. Isso aparentemente ocorre, pois, a carga é imposta em uma direção pouco comum e pouco funcional para a maior parte das pessoas, o que poderia equiparar tal exercício aos realizados no Reformer com a instabilidade do carrinho e ao CHAIR. Esse, por sua vez não apresentou diferença quando comparado a nenhum outro exercício, sendo que é o único não realizado de maneira simétrica, visto que o pé esquerdo ficava apoiado no solo enquanto o direito, apoiado no pedal durante o movimento de flexo-extensão do quadril. Neste caso, identifica-se a instabilidade gerada pela posição, somada à tendência flexora gerada pelo pedal, a qual é menor que nos exercícios do cadillac, visto que a amplitude da flexão é menor e unilateral apenas. Tais tendências podem ter gerado atuação do MU como estabilizador e como extensor, em níveis intermediários, nem tão grandes quanto no CLSC e CLSS e nem tão pequenos quanto no CAC, CAS e CCE, justificando assim não serem detectadas diferenças em suas comparações.

Foi identificada uma única pesquisa que permite uma relação com os achados do presente estudo. Loss e colaboradores (2010) avaliaram o OE e o MU em um movimento de flexo-extensão de quadril no cadillac, como na primeira fase do CLSC. Na fase de extensão, o MU foi mais ativo quando o indivíduo realizou o movimento com a mola em ancoragem alta e estava posicionado mais distante do ponto de origem das molas, ou seja, com maior carga externa gerada pela mola do que na posição próxima. Já o OE foi maior na mola baixa do que na alta, considerando o mesmo posicionamento (afastado). Ainda que os autores não tenham avaliado o torque, para inferir possíveis inversões, sabe-se que a mola alta gera maior torque, em especial quando o indivíduo está posicionado mais distante da ancoragem das molas o que, aparentemente, poderia ser comparado à situação SI. Assumindo essa comparação, o MU apresentou valores médios similares nos dois estudos, e valores menores nas outras situações avaliadas. Os resultados do OE também podem ser relacionados aos do presente estudo, ainda que Loss *et al.* (2010) tenham encontrado valores maiores de ativação, a maior atividade não foi atribuída à situação de

maior torque. Tais achados permitem estimar uma concordância entre os resultados encontrados em ambos estudos.

Em estudo recente, Panham e colaboradores (2018) apontam que 12 sessões do Método melhoraram o desempenho muscular respiratório, aumentando a força da musculatura inspiratória e expiratória, bem como a ativação do RA. Sabendo que os princípios do Método são indissociáveis, sobrechega a suposição de que a musculatura do PH possa se tornar mais efetiva também, principalmente ao considerar que tal ativação parece ter conseguido intrujar as possíveis variabilidades pélvicas que, subjetivamente, são apontadas em alguns dos exercícios analisados, visto que não foram detectadas diferenças em nenhuma variável que a representa.

Tais achados sugerem uma elucidação acerca do sucesso relatado por profissionais atuantes nos estúdios com relação, por exemplo, à dor lombar. Além disso, pela abordagem inédita frente, não apenas à análise da variabilidade da pelve durante os exercícios, mas também à criteriosidade frente a literatura “sobre o Método”, parece claro o quanto são necessários estudos que abordem o Pilates visando seu entendimento conciso antes de suas variações. Isso permitiria cada vez mais aproximar a pesquisa da prática clínica, e talvez futuras revisões sistemáticas não apontem como inconclusivas as pesquisas acerca do que tem sido visto de forma maçante dentro dos estúdios, como melhoras em quadros de lombalgia (Wells *et al.*, 2013)

Vale ressaltar que os exercícios selecionados representam a diversidade de possibilidades do método, incluindo diferentes posições e diferentes combinações de mobilização de segmentos. Isso sugere que os achados deste estudo podem ser extrapolados aos exercícios uniarticulares do Método. Ou seja, os resultados encontrados podem auxiliar a prática baseada em evidência, no que tange os exercícios unilaterais realizados com molas gerando tendência contrária ao peso do segmento. Pode-se ainda planejar uma progressão dentro do uso de tais exercícios de acordo com a necessidade de o aluno/paciente trabalhar cada musculatura especificamente, mesclando assim situações CI e SI.

7.1 LIMITAÇÕES

São consideradas limitações do presente estudo as diferenças da magnitude dos torques em situações CI e SI, visto que a inversão do sentido do torque só ocorre com uma magnitude “intermediária”. Por exemplo, se no CAC ou no CCE, o torque gerado

pela mola for desprezível em toda a ADM, o torque resistivo resultante será flexor em todo o exercício. Nessa mesma situação, se a magnitude do torque da mola for grande, a ponto de se opor ao do peso do segmento em toda a ADM, o torque resistivo resultante será extensor em todo o exercício. Para ocorrer a inversão do torque, é necessária uma magnitude intermediária às duas situações descritas, o que pode gerar um fator de confusão na análise.

Outra limitação é o não monitoramento, devido a limitações metodológicas da EMG de superfície, do TrA e de musculaturas agonistas da pelve, por exemplo, músculos responsáveis pela rotação (como o íliaco e o psoas). Frente a isso, sugerem-se que novos estudos sejam realizados avaliando a EMG do PH, dos agonistas da pelve e a variabilidade da pelve, comparando praticantes e pessoas inexperientes no método, para que a tendência de variabilidade pélvica gerada por cada exercício possa ser monitorada. Sugere-se ainda o monitoramento dos músculos relacionado à mobilização do esqueleto apendicular.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados, pode-se concluir que a inversão no torque gera menor ativação nos músculos do *core* e menor variabilidade da pelve. Sendo assim, maiores valores de torque resistivo impostos ao esqueleto apendicular geram maior ativação nos músculos do *core* e maior variabilidade da pelve do que um torque menor, mesmo quando este apresenta inversão em seu sentido.

As diferenças encontradas nas ativações musculares quando comparadas entre os exercícios demonstram que tal musculatura parece responder à tendência gerada no tronco de forma mais direta do que a tendências de perturbação do esqueleto apendicular. Vale destacar que a literatura aponta tais perturbações como suficientes para um treinamento funcional, preventivo e mesmo de reabilitação dessa musculatura.

A variabilidade da pelve, maior em situações SI do que em situações CI e não diferente dentre os exercícios, quando analisada de forma conjunta com a ativação muscular (a qual apresentou diferença na comparação dentre os exercícios) leva a crer que a ativação do PH em praticantes experientes do Método Pilates é efetiva em impedir uma variabilidade da pelve em ante-retroversão, inclinação e em rotação. Vale destacar que essa variabilidade é maior em exercícios com carga superior do que nos mesmos exercícios com carga mais baixa. Salienta-se ainda que em ambas situações de carga, nenhum dos movimentos representativos da variabilidade da pelve difere dentre os díspares estímulos apresentados pelos exercícios analisados.

Sabe-se que há um longo caminho a ser traçado para o real entendimento dos efeitos do Método Pilates, Ainda assim, entende-se que o presente estudo apresentou um avanço importante no conhecimento biomecânico do Método, aproximando a prática clínica da ciência e elucidando um pouco mais os efeitos das variações de carga nos exercícios, ainda tão pouco esclarecidas sob a metodologia científica e utilizadas a partir de conhecimentos empíricos dos instrutores.

REFERÊNCIAS

- Active Pilates. **Formação clássica: Guia prático de exercícios**. Salvador, 2019.
- Aparício, E.; Pérez, J. **El auténtico método Pilates: el arte del control**. mr. ediciones, 2006. ISBN 8427032064.
- Araújo, M. E. a. D.; Silva, E. B. D.; Vieira, P. C.; Cader, S. A.; Mello, D. B. D.; Dantas, E. H. M. Redução da dor crônica associada à escoliose não estrutural, em universitárias submetidas ao método Pilates. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 16, p. 958-966, 2010.
- Barbosa, A.; Antunes Guedes, C.; Novaes Bonifácio, D.; De Fátima Silva, A.; Martins, F.; Cristina Sales Almeida Barbosa, M. The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people, **J Bodyw Mov Ther** 2014.
- Barbosa, A. C.; Vieira, E. R.; Silva, A. F.; Coelho, A. C.; Martins, F. M.; Fonseca, D. S.; Barbosa, M. A.; Bordachar, D. Pilates experience vs. muscle activation during abdominal drawing-in maneuver. **J Bodyw Mov Ther**, 2017.
- Barbosa, A. W. C.; Guedes, C. A.; Bonifácio, D. N.; De Fátima Silva, A.; Martins, F. L. M.; Almeida Barbosa, M. C. S. The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people. **J Bodyw Mov Ther**, v. 19, n. 1, p. 57-61, 2015.
- Bompa, T. Periodização. **Teoria e metodologia do treinamento**. 4ª edição Guarulhos: Phorte editora, 2002.
- Brodt, G. A.; Cantergi, D.; Gertz, L. C.; Loss, J. F. An instrumented footbar for evaluating external forces in Pilates. **J Appl Biomech**, v. 30, n. 3, p. 483-90, Jun 2014.
- Camargo, M. B.; Haas, A. N.; Souza, C.; Schmit, E. F. D.; Da Costa, L. M. R.; Candotti, C. T.; Loss, J. F. Efeito do Método Pilates na postura e no equilíbrio dinâmico de idosas. **Fisioterapia Brasil**, v. 17, n. 3, 2016.
- Cantergi, D.; Loss, J. F.; Jinha, A.; Brodt, G. A.; Herzog, W. Muscle strategies for leg extensions on a “Reformer” apparatus. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 25, n. 2, p. 260-264, 2015.
- Conceição, J. S.; Mergener, C. R. Eficácia do método Pilates no solo em pacientes com lombalgia crônica: relato de casos. **Revista Dor**, v. 13, p. 385-388, 2012.
- Costa, L. M. R.; Schimit, E. F. D.; Souza, C.; Wagner Neto, E. S.; De Souza Da Silva, L.; Candotti, C. T.; Loss, J. F. Effect of the Pilates method on women with temporomandibular disorders: A study protocol for a randomized controlled trial. **J Bodyw Mov Ther**, v. 20, n. 1, p. 110-114, 2016.

Cruz-Diaz, D.; Bergamin, M.; Gobbo, S.; Martinez-Amat, A.; Hita-Contreras, F. Comparative effects of 12 weeks of equipment based and mat Pilates in patients with Chronic Low Back Pain on pain, function and transversus abdominis activation. A randomized controlled trial. **Complement Ther Med**, v. 33, p. 72-77, 2017.

Cruz-Ferreira, A.; Fernandes, J.; Kuo, Y. L.; Bernardo, L. M.; Fernandes, O.; Laranjo, L.; Silva, A. Does pilates-based exercise improve postural alignment in adult women? **Women Health**, v. 53, n. 6, p. 597-611, 2013.

Danneels, L.; Coorevits, P.; Cools, A.; Vanderstraeten, G.; Cambier, D.; Witvrouw, E.; De Cuyper, H. Differences in electromyographic activity in the multifidus muscle and the iliocostalis lumborum between healthy subjects and patients with sub-acute and chronic low back pain. **European Spine Journal**, v. 11, n. 1, p. 13-19, 2002.

Dias, J. M.; Menacho Mde, O.; Mazuquin, B. F.; Obara, K.; Mostagi, F. Q.; Lima, T. B.; Moura, F. A.; Abrao, T.; Iversen, M. D.; Cardoso, J. R. Comparison of the electromyographic activity of the anterior trunk during the execution of two Pilates exercises - teaser and longspine - for healthy people. **J Electromyogr Kinesiolog**, v. 24, n. 5, p. 689-97, 2014.

Endleman, I.; Critchley, D. J. Transversus abdominis and obliquus internus activity during pilates exercises: measurement with ultrasound scanning. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, n. 11, p. 2205-12, 2008.

Escamilla, R. F.; Babb, E.; Dewitt, R.; Jew, P.; Kelleher, P.; Burnham, T.; Busch, J.; D'anna, K.; Mowbray, R.; Imamura, R. T. Electromyographic Analysis of Traditional and Nontraditional Abdominal Exercises: Implications for Rehabilitation and Training. **Physical Therapy**, v. 86, n. 5, p. 656-671, 2006.

Escamilla, R. F.; Lewis, C.; Bell, D.; Bramblett, G.; Daffron, J.; Lambert, S.; Pecson, A.; Imamura, R.; Paulos, L.; Andrews, J. R. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 5, p. 265-76, May 2010.

Faries, M.; Greenwood, M. **Core training: Stabilizing the confusion**. 2007. 10-25

Field, A. **Descobrimos a estatística usando o SPSS-2**. Bookman Editora, 2009. ISBN 8536320184.

Floyd, R. T. **Manual de cinesiologia estrutural**. Tradução de Rodrigo Luiz Vancini. 16. Ed. Barueri, SP: Manole, 2011.

França, F. J. R.; Burke, T. N.; Claret, D. C.; Marques, A. P. Estabilização segmentar da coluna lombar nas lombalgias: uma revisão bibliográfica e um programa de exercícios. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 15, p. 200-206, 2008.

Gallagher, S.; Kryzanowska, R. **The complete writings of Joseph H. Pilates: Your HEALTH 1934–Return to life through contrology 1945, The authorized editions:** Bainbridge Books, Philadelphia (PA) 2000.

Gray, H.; Carter, H. V. **Gray's Anatomy (Illustrated With 1247 Coloured Well Drawing Engravings)**, eKitap Projesi, 2016. ISBN 9786059654708..

Guimaraes, G. V.; Carvalho, V. O.; Bocchi, E. A.; D'avila, V. M. Pilates in heart failure patients: a randomized controlled pilot trial. **Cardiovasc Ther**, v. 30, n. 6, p. 351-6, Dec 2012.

Hermens, H. J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C.; Hägg, G. European recommendations for surface electromyography. **Roessingh research and development**, v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

Herrington, L.; Davies, R. The influence of Pilates training on the ability to contract the Transversus Abdominis muscle in asymptomatic individuals. **J Bodyw Mov Ther**, v. 9, n. 1, p. 52-57, 2005.

Hides, J. A.; Stokes, M. J.; Saide, M.; Jull, G. A.; Cooper, D. H. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, n. 2, p. 165-72, 1994.

Hodges, P. W.; Richardson, C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2640-50, 1996.

Imai, A.; Kaneoka, K.; Okubo, Y.; Shiina, I.; Tatsumura, M.; Izumi, S.; Shiraki, H. Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 6, p. 369-75, 2010.

Institute for Credentialing Excellence. Disponível em: <http://www.credentialingexcellence.org/p/cm/ld/fid=65>. Acesso em: 3/12/2017

JULIANO, R. A.; BERNARDES, R. **A teoria do Método Pilates, da história a Biomecânica**. Porto Alegre: Ideograf, 2014.

Kaercher, P. L. K.; Souza, C.; Silveira, R.; Schimt, E. F. D.; Candotti, C. T. Efeitos do Mat Pilates sobre a resistência muscular localizada, flexibilidade, força e postura estática de adolescentes: um estudo de caso institucional. *Revista Digital Efdeportes.* , v.19, p.1, 2014

Kim, B. I.; Jung, J. H.; Shim, J.; Kwon, H. Y.; Kim, H. An Analysis of Muscle Activities of Healthy Women during Pilates Exercises in a Prone Position. **J Phys Ther Sci**, v. 26, n. 1, p. 77-9, 2014.

Kim, Y.; Sim, S.; Lee, D.; Hong, J.; Kim, J.; Yu, J.; Jung, S. The Effect of Various Pilates Activities on Abdominal Muscles Thickness, **Indian J Sci Technol**, v.9, n. .46, 2016.

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

Kucukcakir, N.; Altan, L.; Korkmaz, N. Effects of Pilates exercises on pain, functional status and quality of life in women with postmenopausal osteoporosis. **J Bodyw Mov Ther**, v. 17, n. 2, p. 204-11, Apr 2013.

Kuo, Y. L.; Tully, E. A.; Galea, M. P. Sagittal spinal posture after Pilates-based exercise in healthy older adults. **Spine**, v. 34, n. 10, p. 1046-51, 2009.

Lee, A. Y.; Kim, E. H.; Cho, Y. W.; Kwon, S. O.; Son, S. M.; Ahn, S. H. Effects of abdominal hollowing during stair climbing on the activations of local trunk stabilizing muscles: a cross-sectional study. **Ann Rehabil Med**, v. 37, n. 6, p. 804-13, 2013.

Lee, J.-C.; Lee, S.-K.; Kim, K. Comparison of Abdominal Muscle Activity in Relation to Knee Angles during Abdominal Drawing-in Exercises Using Pressure Biofeedback. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 25, n. 10, p. 1255-1257, 2013.

Lee, T.-H.; Choi, J.-D.; Lee, N.-G. Activation timing patterns of the abdominal and leg muscles during the sit-to-stand movement in individuals with chronic hemiparetic stroke. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 11, p. 3593-3595, 2015.

Lim, E. C.; Poh, R. L.; 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. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 41, n. 2, p. 70-80, 2011.

Loss, J. F.; Koetz, A. P.; Soares, D. P.; Scarrone, F. F.; Hennemann, V.; Sacharuk, V. Z. Quantificação da resistência oferecida por bandas elásticas. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 24, n. 1, 2002.

Loss, J. F.; Melo, M. O.; Rosa, C. H.; Santos, A. B.; La Torre, M.; Silva, Y. O. 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. **Rev Bras Fisioter**, v. 14, n. 6, p. 510-7, 2010.

Machado, C. N.; Prado, A. P. M.; Dell'antonio, E.; Oliveira, D. F. D.; Pereira, S. M.; Roesler, H. Analysis of lower limb force in foot work exercise of Pilates. **Fisioterapia em Movimento**, v. 29, p. 669-676, 2016.

Marques, N. R.; Morcelli, M. H.; Hallal, C. Z.; Gonçalves, M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **J Bodyw Mov Ther**, v. 17, n. 2, p. 185-191, 2013.

Marshall, P.; Murphy, B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 13, n. 5, p. 477-89, 2003.

Marshall, P. W.; Murphy, B. A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 2, p. 242-9, 2005.

Mcgill, S.; Juker, D.; Kropf, P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. **J Biomech**, v. 29, n. 11, p. 1503-7, 1996.

Mcgill, S. M. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. **Exerc Sport Sci Rev**, v. 29, n. 1, p. 26-31, 2001.

Mcgill, S. M.; Karpowicz, A. Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 90, n. 1, p. 118-26, 2009.

Melo, M. O.; Gomes, L. E.; Silva, Y. O.; Bonezi, A.; Loss, J. F. Assessment of resistance torque and resultant muscular force during Pilates hip extension exercise and its implications to prescription and progression. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 1, p. 23-30, 2011.

Menacho, M. O.; Obara, K.; Conceicao, J. S.; Chitolina, M. L.; Krantz, D. R.; Da Silva, R. A.; Cardoso, J. R. Electromyographic effect of mat Pilates exercise on the back muscle activity of healthy adult females. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 33, n. 9, p. 672-8, 2010.

Mętel, S.; Milert, A.; Szczygieł, E. Pilates Based Exercise in Muscle Disbalances Prevention and Treatment of Sports Injuries. In: (Ed.). **An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury**: InTech, 2012.

Método. Dicionário online Michaelis. Disponível em: <<http://michaelis.uol.com.br/moderno-portugues/busca/portugues-brasileiro/M%C3%A9todo/>>. Acesso em 14/12/2017

Moon, J. H.; Hong, S. M.; Kim, C. W.; Shin, Y. A. Comparison of deep and superficial abdominal muscle activity between experienced Pilates and resistance exercise instructors and controls during stabilization exercise. **J Exerc Rehabil**, v. 11, n. 3, p. 161-8, 2015.

Muscolino, J. E.; Cipriani, S. Pilates and the “powerhouse”—I. **J Bodyw Mov Ther**, v. 8, n. 1, p. 15-24, 2004.

Nesser, T. W.; Huxel, K. C.; Tincher, J. L.; Okada, T. The relationship between core stability and performance in division I football players. **J Strength Cond Res**, v. 22, n. 6, p. 1750-4, 2008.

Oliveira, N. T.; Freitas, S. M.; Fuhro, F. F.; Luz, M. A., Jr.; Amorim, C. F.; Cabral, C. M. Muscle Activation During Pilates Exercises in Participants With Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Cross-Sectional Case-Control Study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 98, n. 1, p. 88-95, 2017.

Oliveira, N. T. B. D.; Freitas, S. M. S. F. D.; Moura, K. F.; Luz Junior, M. a. D.; Cabral, C. M. N. Análise biomecânica do tronco e pelve em exercícios do método pilates: revisão sistemática. **Fisioterapi e Pesquisa**, v. 22, p. 443-455, 2015.

Olson, T. R. **ADAM: Atlas de anatomia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

Panhan, A. C.; Gonçalves, M.; Eltz, G. D.; Villalba, M. M.; Cardozo, A. C.; Bérzin, F. Electromyographic evaluation of trunk core muscles during Pilates exercise on different supporting bases. **J Bodyw Mov Ther**, 2019

Panhan, A. C.; Gonçalves, M.; Eltz, G. D.; Villalba, M. M.; Cardozo, A. C.; Bérzin, F. Neuromuscular efficiency of the multifidus muscle in pilates practitioners and non-practitioners. **Complement Ther Med**, v. 40, p. 61-63, 2018.

Park, K.-M.; Kim, S.-Y.; Oh, D.-W. Effects of the pelvic compression belt on gluteus medius, quadratus lumborum, and lumbar multifidus activities during side-lying hip abduction. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 6, p. 1141-1145, 2010.

Patti, A.; Bianco, A.; Paoli, A.; Messina, G.; Montalto, M. A.; Bellafiore, M.; Battaglia, G.; Iovane, A.; Palma, A. Effects of Pilates Exercise Programs in People With Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. **Medicine**, v. 94, n. 4, p. e383, 2015.

Paulitsch, A. F.; Brodt, G. A.; Souza, C.; Loss, J. F. Pilates instruction affects stability and muscle recruitment during the long stretch exercise. **J Bodyw Mov Ther**, 2017.

Pereira, I. L. R.; Queiroz, B.; Loss, J.; Amorim, C.; Sacco, I. C. N. Trunk Muscle EMG During Intermediate Pilates Mat Exercises in Beginner Healthy and Chronic Low Back Pain Individuals. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 40, n. 5, p. 350-357, 2017.

Pilates, J. H.; Miller, W. J. Your Health. 1934

Pilates Method Alliance. Disponível em: <https://www.pilatesmethodalliance.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3278>. Acesso em: 3/12/2017

Posadzki, P.; Lzis, P.; Hagner-Derengowska, M. Pilates for low back pain: A systematic review. **Complementary Therapies in Clinical Practice**, v. 17, n. 2, p. 85-89, 2011.

Queiroz, B. C.; Cagliari, M. F.; Amorim, C. F.; Sacco, I. C. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 91, n. 1, p. 86-92, 2010.

Richardson, C. A.; Jull, G. A. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? **Man Ther**, v. 1, n. 1, p. 2-10, 1995.

Richardson, C. A.; Snijders, C. J.; Hides, J. A.; Damen, L., Pas, M. S.; Storm, J. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. **Spine**, v. 27, n. 4, p. 399-405, 2002.

Rosa, E. F.; Cantergi, D.; Neto, J. P.; Morem, B. G. D.; Loss, J. F. Comparação da atividade eletromiográfica em músculos do powerhouse no roll up e roll back no solo e no Cadillac do método Pilates, **Fisioter. Bras.** v. 19, n. 2, p. 183-189, 2018.

Rossi, D. M.; Morcelli, M. H.; Marques, N. R.; Hallal, C. Z.; Goncalves, M.; Laroche, D. P.; Navega, M. T. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. **J Bodyw Mov Ther**, v. 18, n. 1, p. 34-41, 2014.

Rydeard, R.; Leger, A.; Smith, D. Pilates-based therapeutic exercise: Effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: A randomized controlled trial. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 36, 2006.

Sacco, I. C T. Andrade, M.; S. Souza, P.; Nisiyama, M.; L. Cantuária, A.; Y. I. Maeda, F.; Pikel, M. Método pilates em revista: aspectos biomecânicos de movimentos específicos para reestruturação postural - Estudos de caso. 2005.

Sacco, I. C. N.; Mori, E. T. T.; Queiroz, B. C.; Marconi, N.; Pereira, I. L. R. Electromyographic assessment of trunk and shoulder muscles during a Pilates pull-up exercise. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 20, p. 206-212, 2014.

Sacco, I. C. N.; Tanaka, C. **Cinesiologia e biomecânica dos complexos articulares**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2015.

Santos, N. T. O.; Souza, L. A.; Donzeli, M. A.; Oliveira, K. C. R.; Gasparini, A. L. P.; Bertonecello, D. Desempenho Muscular respiratório após 12 sessões de treinamento utilizando o aparelho Reformer do método Pilates. **Fisioter Pesqui**, v. 26, n. 1, p. 58-64, 2019.

Sherry, M.; Best, T.; Heiderscheit, B. The Core: Where Are We and Where Are We Going? **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 15, n. 1, 2005.

Siler, B. **Corpo Pilates, O**. Grupo Editorial Summus, 2008. ISBN 8532304222.

Silva, G. B.; Morgan, M. M.; Gomes De Carvalho, W. R.; Silva, E.; De Freitas, W. Z.; Da Silva, F. F.; De Souza, R. A. Electromyographic activity of rectus abdominis muscles during dynamic Pilates abdominal exercises. **J Bodyw Mov Ther**, v. 19, n. 4, p. 629-35, 2015.

Silva, M. a. C.; Dias, J. M.; Silva, M. F.; Mazuquin, B. F.; Abrão, T.; Cardoso, J. R. Análise comparativa da atividade elétrica do músculo multífido durante exercícios do Pilates, série de Williams e Spine Stabilization. **Fisioterapia em Movimento**, v. 26, p. 87-94, 2013.

Silva, M. F.; Silva, M. a. C.; Campos, R. R. D.; Obara, K.; Mostagi, F. Q. R. C.; Cardoso, A. P. R. G.; Abrão, T.; Cardoso, J. R. A comparative analysis of the electrical activity of the abdominal muscles during traditional and Pilates-based exercises under two conditions. **R. Bras. Ci e Mov**, v. 15, p. 296-304, 2013.

Silva, Y. O.; Melo, M. O.; Gomes, L. E.; Bonezi, A.; Loss, J. F. Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método Pilates. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 13, p. 82-88, 2009.

Snijders, C. J.; Ribbers, M. T.; De Bakker, H. V.; Stoeckart, R.; Stam, H. J. EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 8, n. 4, p. 205-14, 1998.

Souza, C.; Da Costa, R.; Miranda, L.; Da Silveira, R.; Fagundes Loss, J. Evolução do saber científico no Brasil associado ao Método Pilates. **Fisioterapia Brasil**, v. 18, n. 2, 2017.

Souza, E. F. D.; Cantergi, D.; Mendonça, A.; Kennedy, C.; Loss, J. F. Análise eletromiográfica dos músculos reto femoral e reto abdominal durante a execução dos exercícios hundred e teaser do método pilates. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 18, p. 105-108, 2012.

Stolze, L. R.; Allison, S. C.; Childs, J. D. Derivation of a preliminary clinical prediction rule for identifying a subgroup of patients with low back pain likely to benefit from Pilates-based exercise. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 42, n. 5, p. 425-36, 2012.

Stott Pilates, **Comprehensive Matwork Manual**. Toronto, Canada: Stott Education, 2001

Vera-García, F. J.; Barbado, D.; Moreno-Pérez, V.; Hernández-Sánchez, S.; Juan-Recio, C.; Elvira, J. L. L. Core stability: Evaluación y criterios para su entrenamiento. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 8, n. 3, p. 130-137, 2015.

Wells, C.; Kolt, G. S.; Marshall, P.; Hill, B.; Bialocerkowski, A. Effectiveness of Pilates exercise in treating people with chronic low back pain: a systematic review of systematic reviews. **BMC Medical Research Methodology**, v. 13, n. 1, p. 7, 2013.

Werba, D. D.; Cantergi, D.; Tolfo Franzoni, L.; Fagundes, A. O.; Fagundes Loss, J.; Nogueira Haas, A. Electrical Activity of Powerhouse Muscles During the Teaser Exercise of Pilates Using Different Types of Apparatus. **Percept Mot Skills**, v. 124, n. 2, p. 452-461, 2017.

Willardson, J. M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. **J Strength Cond Res**, v. 21, n. 3, p. 979-85, 2007.

Winter, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 3. Wiley, 2004.

Yates, A.; Donlin, A.; Beneck, G.; Schick, E. The influence of surface angle inclinations on muscle activity during Pilates based exercises. *J Bodyw Mov Ther*, v. 22, n. 1, p. 225-231, 2018.

Yu, B.; Lin, C.-F.; Garrett, W. E. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 3, p. 297-305, 2006/03/01/ 2006.

Zazulak, B. T.; Hewett, T. E.; Reeves, N. P.; Goldberg, B.; Cholewicki, J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. **Am J Sports Med**, v. 35, n. 7, p. 1123-30, Jul 2007.

APÊNDICE 1

Pesquisa em biomecânica do Pilates

Se você tem **entre 22 e 39 anos**, **experiência em Pilates há, no mínimo, 2 anos**, **praticando sem interrupções 2 vezes por semana nos últimos 6 meses**, venha participar de uma pesquisa no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da UFRGS.

Contato com Catiane:

✉ catiane.souza@ufrgs.br

📞 (51) 9999-06006

O objetivo é avaliar os efeitos de inversões no sentido do torque de resistência na ativação do *Power House* e na estabilidade do tronco durante a execução de exercícios do Método Pilates.



BIOMECÂNICA
ESEF - UFRGS



APÊNDICE 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de um estudo que pretende investigar, durante exercícios do Pilates os efeitos de diferentes cargas de molas na ativação dos músculos e estabilidade do tronco. Nesse sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com a sua assinatura, a sua participação.

Objetivo do estudo:

Avaliar os efeitos de inversões no sentido do torque de resistência na ativação do *Power House* e na variabilidade da pelve durante a execução de exercícios do Método Pilates.

Procedimentos:

Participar de uma coleta de dados, com duração aproximada de três horas (3h), em dia previamente agendado, em que será solicitado ao participante uma avaliação, formada por algumas etapas:

- 1) Medida do peso e altura, com balança e fita métrica.
- 2) Preparação da pele através da raspagem dos pêlos, quando necessário, e limpeza com álcool, do local indicado para a colocação dos eletrodos autoadesivos sobre a pele, localizados na barriga e nas costas (especificamente sobre os músculos: Reto Abdominal, Obliquo Externo, Obliquo Interno, Multífido, Iliocostal e Longuíssimo).
- 3) Realização de contrações voluntárias máximas de extensão e flexão de tronco.
- 4) Posicionamento de marcadores reflexivos em alguns pontos ósseos.
- 5) Realização de 9 exercícios do Método no Reformer, Cadillac e Chair.

Riscos e benefícios do estudo:

Riscos: esse estudo não oferece riscos adicionais àqueles que envolvem a prática habitual de avaliações físicas, e da prática de atividade física, incluem possibilidade de

dor muscular localizada, câimbras, e em alguns casos mais raros distensões e/ou contraturas. Devido à raspagem dos pelos os participantes poderão apresentar uma leve irritação na pele nos locais onde serão realizados os procedimentos de preparação da pele.

Benefícios: não há qualquer benefício direto na participação do estudo, como remuneração ou pagamento. Os benefícios serão indiretos, já que poderá contribuir para o conhecimento científico acerca do método Pilates, bem como para a melhor prescrição de exercícios do mesmo. Caso necessário os custos de deslocamento serão cobertos pelo pesquisador responsável.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegido de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas. Todos os participantes receberão um relatório final individual sobre os resultados encontrados em suas avaliações.

Voluntariedade:

A recusa em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina das avaliações a qualquer momento e por qualquer motivo, a critério do participante, sem qualquer ônus ou prejuízo a ele.

Informações complementares:

A qualquer momento, poderão ser requisitadas informações sobre o estudo, através de contato com o pesquisador, bem como retirar o consentimento sem qualquer prejuízo ao participante.

Contatos e questões:

Comitê de Ética da UFRGS

(51) 3308-3738

Catiane Souza

(51) 9999 06006

Pesquisador Responsável

Prof. Jefferson Fagundes Loss

(51) 3308-5822








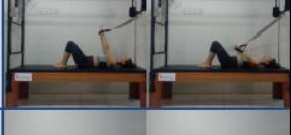

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Declaração

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes à pesquisa, participo livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____

Pesquisador Responsável

Exercício	Ilustração	Mola	Sigla	nn		Ok		nn		Ok	
				nn	Ok	nn	Ok	nn	Ok		
Chest expansion kneeling		Amarela	nn_RCEK_ci	17		11		12			
		Amarela e Azul	nn_RCEK_si	18		12		11			
Reverse chest expansion - arm circles		Amarela	nn_RCEAC_ci	16		9		9			
		Amarela e Azul	nn_RCEAC_si	15		10		10			
Arm circles facing in - vertical		Amarela	nn_CAC_ci	4		14		15			
		Azul	nn_CAC_si	1		13		18			
Chest expansion		Amarela	nn_CCE_ci	5		16		13			
		Azul	nn_CCE_si	6		18		14			
Reverse chest expansion		Amarela	nn_CRCH_ci	3		17		16			
		Azul	nn_CRCH_si	2		15		17			
Leg springs supine - scissors		Roxa baixa	nn_CLSS_ci	10		6		4			
		Roxa alta	nn_CLSS_si	12		3		6			
Leg springs supine - circles		Roxa baixa	nn_CLSC_ci	11		7		5			
		Roxa alta	nn_CLSC_si	13		4		2			
Arm spring circles supine		Amarela	nn_CAS_ci	9		5		3			
		Azul	nn_CAS_si	14		8		1			
Standing leg and foot press		Branca apoio 1	nn_CHAIR_ci	7		1		8			
		Branca apoio 3	nn_CHAIR_Si	8		2		7			

Obs.:

APÊNDICE 4

DETALHAMENTO DOS SISTEMAS DE REFERÊNCIA

A origem do SCLTronco, do tronco foi definida como o baricentro do tronco, o qual foi calculado como o ponto médio entre o meio dos marcadores posicionados nos acrômios e o meio dos marcadores posicionados entre as cristas ilíacas. Para a construção do SCLTronco foram criados dois vetores auxiliares, o AUX1 e o AUX2. O AUX1 foi definido entre o marcador localizado no Acrômio direito e o marcador localizado no Acrômio esquerdo. O AUX2 foi definido entre o marcador localizado no ponto médio entre as Cristas Ilíacas e o marcador localizado no ponto médio entre os Acrômios. O produto vetorial entre o vetor AUX1 e o vetor AUX2 deu origem ao vetor X do SCLTronco e tinha uma direção Ântero-Posterior. O produto vetorial entre o vetor X do SCLTronco e o vetor AUX1 deu origem ao vetor Y do SCLTronco e tinha uma direção Caudal-Cranial e por fim, o produto vetorial entre o vetor Y e o vetor X deu origem ao vetor Z do SCLTronco e tinha uma direção Médio-Lateral para a direita.

A origem do SCLPelve foi definida como o baricentro da pelve, o qual foi calculado como o ponto médio entre o meio dos marcadores posicionados nas EIAS e o meio dos marcadores posicionados nas Cristas Ilíacas. Para construção do SCLPelve foram construídos três vetores auxiliares o AUX3, o AUX4 e o AUX5. O vetor AUX3 foi definido entre o marcador posicionado na EIAS esquerda e o marcador posicionado na EIAS direita. O vetor AUX 4 foi definido entre o marcador localizado na EIAS direita e o marcador localizado no Acrômio direito. O vetor AUX5 foi definido pelo produto vetorial entre o AUX4 e o AUX3. O produto vetorial entre o vetor AUX3 e o vetor AUX5 deu origem ao vetor Y do SCLPelve e tinha uma direção Caudal-Cranial. O produto vetorial entre o vetor Y do SCLPelve e o vetor AUX3 deu origem ao vetor X do SCLPelve e tinha uma direção Pósterio-Anterior. O produto vetorial entre o vetor X do SCLPelve e o vetor Y do SCLPelve deu origem ao vetor Z do SCLPelve e tinha uma direção Médio- Lateral para a direita.