

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

**DIFERENÇAS NAS FORÇAS E NOS TORQUES ATUANTES NA COLUNA  
LUMBAR E NA ATIVAÇÃO DA MUSCULATURA ESTABILIZADORA DO  
TRONCO DURANTE OS EXERCÍCIOS LEG PULL E LEG PULL FRONT DO  
MÉTODO PILATES**

EDGAR SANTIAGO WAGNER NETO

PORTO ALEGRE

2018

**EDGAR SANTIAGO WAGNER NETO**

**DIFERENÇAS NAS FORÇAS E NOS TORQUES ATUANTES NA COLUNA  
LOMBAR E NA ATIVAÇÃO DA MUSCULATURA ESTABILIZADORA DO  
TRONCO DURANTE OS EXERCÍCIOS *LEG PULL* E *LEG PULL FRONT* DO  
MÉTODO PILATES**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

**PORTO ALEGRE**

**2018**

## AGRADECIMENTOS

Não consigo imaginar uma forma diferente de iniciar estes agradecimentos se não agradecendo aos meus pais, que sempre foram os maiores exemplos de seres humanos e de profissionais que tive. Obrigado por serem as pessoas mais maravilhosas que eu conheço, por estarem ao meu lado em cada escolha e em cada momento da minha vida. Vocês são minha base, meu porto seguro e minha segurança, amo vocês de uma maneira que não consigo nem descrever em palavras. A minha irmã, por fazer parte desta trajetória e aguentar meus muitos momentos de estupidez e grosseria, obrigado por sem a chatinha mais amor desse mundo.

Gostaria de agradecer aos irmãos que há vida me deu, e que acompanham minha trajetória, alguns há mais tempo, outros mais de perto, mas todos sempre dispostos a me ouvir, me criticar, me bater e constantemente a brindar a vida, as conquistas e os fracassos que tive. Lucas, Guto, Cati, Mel, Themis e Isis peço desculpas por todas as ausências e os momentos que não estive perto de vocês. Vocês são fundamentais na minha vida, nunca esqueçam disso.

Ao meu orientador, meu desorientador, meu amigo e exemplo obrigado por acreditar em mim, por querer sempre me ver crescer e por enxergar potencial em mim, mesmo quando nem eu mesmo fui capaz de enxergar. A BIOMECC se tornou um lar para mim, e tenho muito orgulho em fazer parte deste grupo. Obrigado por me proporcionar isto.

Ao grupo BIOMECC, sem dúvida alguma ninguém faz um trabalho como este sozinho, cada um de vocês, que passaram ou que ainda estão por aqui contribuíram imensamente para este trabalho, seja de forma direta ou indireta. Naturalmente não cabem tantos nomes nesses agradecimentos, mas não poderia deixar de agradecer aos professores William Dhien e Iã Ferreira por toda a contribuição e parceria ao longo do mestrado. Agradeço também, a Fernanda Muller, por sem dúvida, ter tido paciência pra me aguentar e me ajudar em tudo que lhe foi solicitado.

As chefinhas que tive nesse tempo e que se mostraram além de exemplos

de competência e de pessoa, grandes amigas... Catiane Souza e Debora Cantergi obrigado por me ensinarem tanto! Sem dúvida alguma, vocês são incríveis!

Agradeço ao professor Marcelo La Torre, por me iniciar no caminho da biomecânica, por estar sempre disposto a ajudar e ser um professor excepcional.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho, meu mais sincero muito obrigado.

## RESUMO

Existe consistência na literatura atual sobre a importância de uma satisfatória funcionalidade muscular para manutenção da estabilidade da região central do corpo, a qual é essencial para minimizar a incidência de lesões e algias na coluna. O desenvolvimento da força e da estabilidade da região central do corpo pode ser considerado o principal objetivo do Método Pilates. O presente estudo teve como objetivo verificar, sob a ótica da biomecânica, quais as diferenças na coluna lombar e nos músculos estabilizadores do tronco durante a execução dos exercícios Leg Pull e Leg Pull Front do Método Pilates realizados no solo. A amostra foi composta por 24 indivíduos do sexo feminino, praticantes classificadas como, no mínimo, intermediárias no Método Pilates. Foram coletados simultaneamente dados cinéticos, cinemáticos e mioelétricos utilizando o sistema de captura de movimento BTS SMART-DX 700. Cada indivíduo realizou doze repetições de cada uma das situações (Leg Pull direita e esquerda, Leg Pull Front direita e esquerda), sendo descartadas a primeira e a última repetição para minimizar os efeitos inerciais. Os dados cinéticos e cinemáticos foram utilizados como variáveis de entrada para o modelo biomecânico *Biomechanic of Bodies (BoB)*, que foi utilizado para estimar, pelo método da dinâmica inversa, as forças articulares resultantes e os momentos musculares na coluna lombar. Os dados eletromiográficos foram utilizados para comparar o recrutamento dos músculos estabilizadores do tronco reto abdominal, oblíquo externo, oblíquo interno, multífido, iliocostal e longuíssimo durante a execução dos movimentos. Os ângulos de Euler foram utilizados como forma de avaliar a variabilidade cinemática da pelve em cada plano de movimento durante a execução dos exercícios. O processamento e análise dos dados foi realizada nos *softwares BTS Analyzer* e por rotinas matemáticas no *software Matlab*<sup>®</sup>. A normalidade dos dados foi confirmada por meio do teste de Shapiro-Wilk. Foram realizadas ANOVAS de medidas repetidas com dois fatores sendo lado (direita e esquerda) e exercício (LegPull e LegPullFront). Para todos os testes foi adotado um  $\alpha < 0,05$ . Os resultados indicaram diferença no torque muscular resultante e no torque muscular de flexo-extensão para o fator exercício, contudo não indicam diferenças nestas variáveis para o fator lado. Por sua vez o torque muscular de flexão lateral e o torque muscular de rotação

apresentam diferença significativa para o fator lado, mas não para o fator exercício. Não foi observado um efeito significativo nem para o fator lado nem para o fator exercício para a magnitude da força articular. No que se refere a eletromiografia, os músculos posteriores do tronco (multífido, longuíssimo e iliocostal, bilateralmente) apresentaram um efeito significativo tanto para o fator lado como para o fator exercício. Dos músculos anteriores do tronco analisados, apenas o oblíquo interno do lado esquerdo e oblíquo externo bilateralmente apresentaram diferença significativa enquanto que os demais não apresentaram diferença para nenhum dos fatores avaliados. Com relação a variabilidade cinemática de pelve observou-se um efeito significativo tanto para o fator lado como para o fator exercício. No exercício Leg Pull observou-se um maior torque muscular resultante e uma maior variabilidade cinemática da pelve, bem como um torque muscular predominantemente extensor e uma maior ativação mioelétrica dos músculos posteriores do tronco em relação ao exercício Leg Pull Front. Por sua vez o exercício Leg Pull Front teve um menor torque muscular resultante e uma menor variabilidade cinemática da pelve, associado a um torque muscular predominantemente flexor e uma maior ativação mioelétrica dos músculos anteriores do tronco.

**Palavras chave:** Core; Estabilidade; Força Compressiva; Força Muscular; Biomecânica; Coluna Vertebral

## ABSTRACT

Force and stability development of the body's central region can be considered the main objective of the Pilates Method, searching to minimize the occurrence of low back pain and injuries as well as improving sports performance. However, little is known about the biomechanic variables during the execution of Pilates Method exercises. Thus, this study aimed to verify, under a biomechanic approach, the differences in the low back and trunk-stabilizing muscles along the execution of two Pilates Method exercises, Leg Pull and Leg Pull Front. The sample was comprised of 24 females considered, at least, intermediate practitioners within the Pilates Method. Kinetic, cinematic and myoelectric data were simultaneously acquired with the BTS SMART-DX 700 movement capture system. The individuals performed a series of twelve repetitions in each of the situations (left and right Leg Pull and left and right Leg Pull Front), being ignored the first and last repetition in order to minimize inertial effects. Kinetic and cinematic data were used as input variables for the biomechanical model Biomechanic of Bodies (BoB), which was utilized to estimate, with inverse dynamics, the resulting articular forces and muscular momentum in the low back. Electromyographic data were used to compare recruitment of the stabilizing muscles rectum abdominal, external oblique, internal oblique, multifidus, iliocostal and longissimus during the exercises. Euler Angles were utilized to evaluate the pelvis cinematic variability within all its plans of movement during the exercised. Data was processed and analyzed with BTS Analyzer program and by mathematical routines with the Matlab® software. Data normality were confirmed using Shapiro-Wilk's test and the results were compared using two-factors repeted-mesures ANOVAS, considering side (left and right) and situation (Leg Pull and Leg Pull Front) as factors. For all statistical tests, was adopted  $\alpha < 0,05$ . Results indicate differences on the resulting muscular torque and the flexion-extension muscular torque for the situation factor yet did not show any statistical difference for the side factor. However, the lateral flexion muscular torque and the rotational muscular torque showed statistical difference for the side factor and not for the situation factor. No significant effect was observed on the articular forces magnitude for both factors. Considering the electromyographic evaluations, the posterior muscles (multifidus, iliocostal and

longissimus) showed significant effect for both factors. Of all the anterior trunk muscles analyzed, only the left side of the internal oblique and the external oblique bilaterally showed significant difference while all others did not present significant difference for both factors. In regard to the pelvic cinematic variability was observed a significant effect for both side and situation. The Leg Pull exercise showed a grater resulting muscular torque and pelvic cinematic variability, as well as a predominantly extensor muscular torque and a grater myoelectric activation of the posterior trunk muscles when comparing to the Leg Pull Front exercise. In its own manner, the Leg Pull Front exercise showed a lesser resulting muscular torque and pelvic cinematic variability, combined to a predominantly flexor muscular torque and a grater myoelectric activation of the anterior trunk muscles.

**Keywords:** Core; stability; Muscle Force; Biomechanics; Vertebrae Column

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Exercícios <i>Leg Pull Front</i> e <i>Leg Pull</i> do Método Pilates realizado no solo .....	16
Figura 2- Representação esquemática do posicionamento das plataformas no laboratório, sendo que as mãos foram posicionadas nas plataformas 1 e 2 e os pés nas plataformas 3 e 4.....	30
Figura 3 : Desenho esquemático do posicionamento de cada um dos marcadores do modelo Plug in Gate .....	38
Figura 4– Representação do SCL da pelve.....	40
Figura 5 - Etapas do processamento biomecânico do modelo <i>Biomechanincs of Bodies</i> para estimativa e distribuição da força e do momento proximal pelo método da dinâmica inversa. ....	43
Figura 6- Resultados da Magnitude do Torque.....	46
Figura 7- Resultados do Torque 1 (plano frontal, em torno do eixo póstero-anterior).....	47
Figura 8 - Resultados do Torque 2 (plano sagital, eixo médiolateral para a esquerda). ....	48
Figura 9 - Resultados do Torque 3 (Plano transverso, eixo longitudinal (caudal-cranial).....	49
Figura 10 - Resultados da Força Articular .....	50
Figura 11 - Resultados da ativação do músculo Longuíssimo Direito .	51
Figura 12 - Resultados da ativação do músculo Longuíssimo Esquerdo .....	52
Figura 13 - Resultados da ativação do músculo Iliocostal Direito .....	53
Figura 14 - Resultados da ativação do músculo Iliocostal Esquerdo ...	54
Figura 15 - Resultados da ativação do músculo Multifido Direito .....	55
Figura 16 - Resultados da ativação do músculo Multifido Esquerdo ....	56
Figura 17- Resultados da ativação do músculo Obliquo Externo Direito .....	57
Figura 18 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Externo Esquerdo.....	58
Figura 19 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Interno Direito .....	59

Figura 20 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Interno Esquerdo .....	60
Figura 21 - Resultados da ativação do músculo Reto Abdominal Direito .....	61
Figura 22 - Resultados da ativação do músculo Reto Abdominal Esquerdo .....	62
Figura 23 - Variabilidade da pelve .....	63

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Local de fixação dos eletrodos de cada músculo.....	32
Tabela 2: Posicionamento do indivíduo para a execução da Contração Isométrica Voluntaria Máxima. ....	34
Tabela 3: Posicionamento dos marcadores reflexivos do modelo Plug in Gate (Vicon, 2010) .....	36

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
2 OBJETIVOS .....	18
2.1 OBJETIVO GERAL .....	18
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	18
3. REFERENCIAL TEÓRICO .....	19
3.1 ELETROMIOGRAFIA NO MÉTODO PILATES.....	20
3.2 CINEMETRIA NO MÉTODO PILATES.....	22
3.3 DINAMOMETRIA NO MÉTODO PILATES .....	23
4 HIPÓTESES.....	25
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	26
5.1 TIPO DE PESQUISA.....	26
5.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA.....	26
5.3 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS .....	27
5.3.1 Variáveis Dependentes .....	27
5.3.2 Variáveis Independentes.....	28
5.4 INSTRUMENTOS DE PESQUISA .....	28
5.5 PROCEDIMENTOS.....	30
5.5.1 Procedimento de coleta de dados.....	30
5.5.2 Aquisição de dados.....	31
5.6 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	38
5.6.1 Análise dos dados Eletromiográficos: .....	38
5.6.2 Processamento dos dados Cinemáticos:.....	39
5.6.3 Processamento dos dados Cinéticos:.....	41
5.7 ESTIMATIVA DAS FORÇAS INTERNAS .....	42
5.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	45

6.RESULTADOS.....	45
6.1 RESULTADOS DO MODELO.....	45
6.1.1 Magnitude do Torque – Identifica o torque muscular resultante .....	45
6.1.2 Torque 1 – Identifica o torque no plano frontal, em torno do eixo póstero-anterior .....	46
6.1.3 Torque 2 – Identifica o torque no plano sagital, em torno do eixo médiolateral (para a esquerda).....	48
6.1.4 Torque 3 – Identifica o torque no plano transversal, em torno do eixo longitudinal (caudal-cranial) .....	49
6.1.5 Força Articular.....	50
6.2 RESULTADOS DO RECRUTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO .	50
6.2.1 Longuíssimo Direito .....	51
6.2.2 Longuíssimo Esquerdo .....	52
6.2.3 Iliocostal Direito.....	53
6.2.4 Iliocostal Esquerdo.....	54
6.2.5 Multifido Direito .....	55
6.2.6 Multifido Esquerdo .....	56
6.2.7 Obliquo Externo Direito .....	57
6.2.8 Obliquo Externo Esquerdo .....	58
6.2.9 Obliquo Interno Direito .....	59
6.2.10 Obliquo Interno Esquerdo .....	60
6.2.11 Reto Abdominal Direito.....	61
6.2.12 Reto Abdominal Esquerdo .....	62
6.3 RESULTADOS DA VARIABILIDADE DA PELVE .....	63
8. CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	71
REFERÊNCIAS .....	72

## 1 INTRODUÇÃO

A coluna vertebral, considerada o pilar central do corpo humano, é uma das regiões mais acometidas por altas cargas externas (ROHLMANN et al., 2006; ZATSIORSKY, 2002), sendo que a dor lombar é a desordem musculoesquelética de maior incidência a nível mundial. Cerca de 90% da população apresenta, no mínimo, um episódio de dor lombar no decorrer da vida (MAZLOUM et al., 2017), e considerando o aumento da longevidade da população mundial, este percentual tende a crescer (CLARK; HORTON, 2018).

Uma das formas para prevenir ou tratar a dor lombar é o exercício, que pode ser utilizado para prevenir sua primeira aparição ou mesmo sua recorrência e eventual progressão, em um quadro de dor crônica. O exercício atua de forma a reduzir a dor, melhorar a qualidade de vida e principalmente para restaurar a adequada funcionalidade muscular (SHIRI 2018; COULOMBE 2016). Existe consistência na literatura atual sobre a importância de uma satisfatória funcionalidade muscular para manutenção da estabilidade da região central do corpo (ARAÚJO et al., 2010; J.E.; S., 2004; PILATES, J. H.; MILLER, 2000), a qual é essencial para minimizar a incidência de lesões e algias na coluna. (ESCAMILLA et al., 2010; IMAI et al., 2010; MARSHALL; MURPHY, 2005; MCGILL; KARPOWICZ, 2009; NESSER et al., 2008; WILLARDSON, 2007).

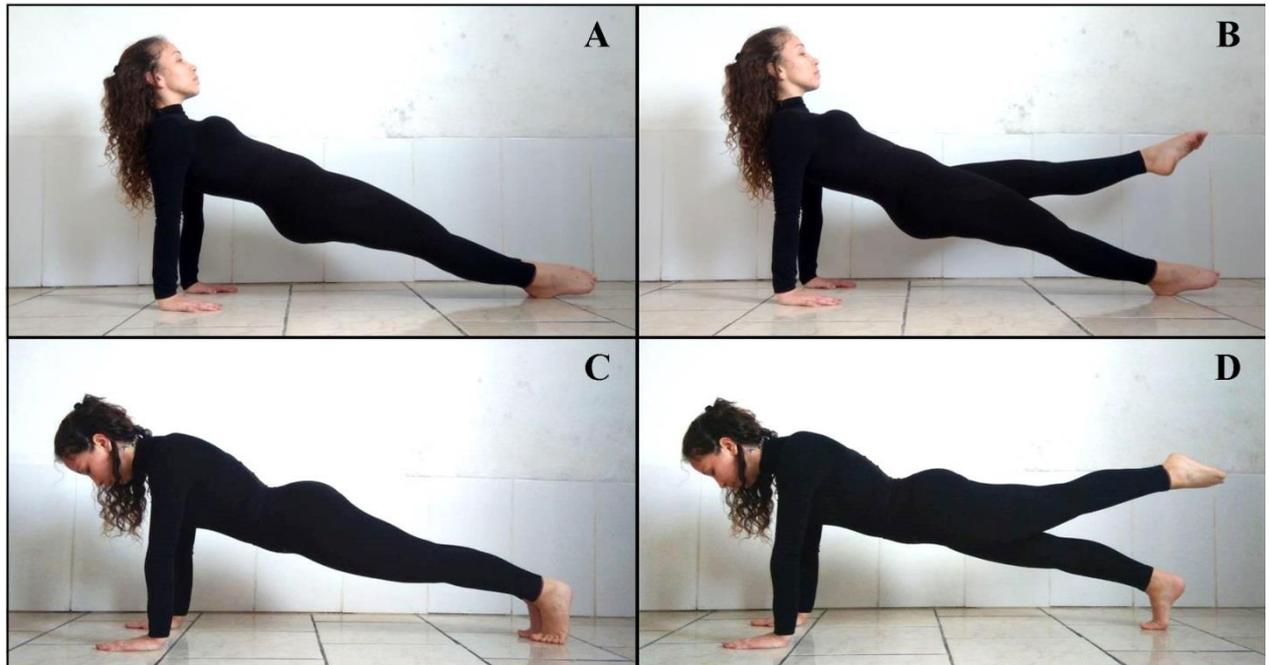
Tradicionalmente, os exercícios utilizados visando fortalecimento da musculatura e estabilização da coluna são dinâmicos e incluem movimento de flexão, extensão e flexão lateral do tronco (LEE, 2013). Entretanto, recentemente, exercícios que trabalhem a musculatura estabilizadora de maneira isométrica que desafiam o executante a manter a estabilidade do tronco enquanto executa movimentos de membros apendiculares estão sendo utilizados para desenvolver a estabilidade da coluna (MCGILL e KARPOWICZ, 2009; LEE, 2013). Esses exercícios parecem capazes de promover o fortalecimento da musculatura gerando uma menor sobrecarga às estruturas internas da coluna vertebral, além de ocasionarem uma demanda presente em diversas atividades de vida diária, como por exemplo, a marcha e a corrida (MCGILL, 1997; LEE, 2013; WILLARDSON, 2007; NESSER et al., 2008; MCGILL e KARPOWICZ, 2009; KIM; OH; PARK, 2013).

Embora a literatura atual não indique uma superioridade dos exercícios de estabilização em relação aos exercícios de mobilização (COLOUMBE 2017), pesquisas sobre a anatomia funcional dos músculos do tronco e possíveis mecanismos de lesão da coluna vertebral colocam em questionamento o uso dos exercícios de mobilização devido a seu potencial de gerar altas sobrecargas à coluna (AXLER e MCGILL, 1997; MCGILL et al., 2014). As altas sobrecargas na coluna e o excesso de repetições e séries são possíveis preditores para incidência de lesões na coluna por excederem a tolerância dos tecidos (MCGILL, 1997; CALLAGHAN e MCGILL, 2001; MARSHALL e MCGILL, 2010).

Desta forma, pode-se observar uma crescente utilização dos exercícios de estabilização na prática clínica e nos programas de treinamento físico, como o Método Pilates, que além de fornecer tais desafios, trabalha com menores números de repetições e rotineiramente utiliza apenas uma série para cada exercício. No repertório de exercícios do Pilates encontram-se movimentos que objetivam trabalhar o tronco de maneira isométrica visando o fortalecimento da região do *Powerhouse*, formada pelos músculos abdominais, paravertebrais lombares, flexores do quadril, extensores do quadril e assoalho pélvico e a melhora da estabilidade da pelve (PILATES & MILLER, 1934; MUSCOLINO & CIPRIANI, 2004; ARAÚJO et al., 2010). Conhecer os efeitos destes exercícios sobre as estruturas musculoesqueléticas é essencial, pois possibilita uma prescrição do método baseada em evidências científicas, o que pode acelerar o processo de reabilitação e aprimorar os programas de treinamento físico. Dois exercícios com essa característica utilizados no Pilates são o *Leg Pull* e o *Leg Pull Front*. Em ambos os exercícios o executante é desafiado a manter uma contração isométrica da musculatura do tronco enquanto realiza movimentos de membro inferior.

Para executar o *Leg Pull* o executante deve manter a isometria de tronco com o ventre voltado para cima enquanto realiza a flexão de quadril por ação concêntrica dos flexores e a extensão de quadril por ação excêntrica dos flexores (Figura 1a e 1b). Para executar o *Leg Pull Front* o executante deve manter a isometria de tronco com o ventre voltado para o solo enquanto realiza a extensão de quadril por ação concêntrica dos extensores e a flexão de quadril por ação excêntrica dos extensores. (Figura 1c e 1d).

Figura 1 – Exercícios *Leg Pull Front* e *Leg Pull* do Método Pilates realizado no solo



(A) Posição inicial da fase 1 do exercício *Leg Pull* (B) Posição final da fase 1 do exercício *Leg Pull*  
 (C) Posição inicial da fase 1 do exercício *Leg Pull Front* (D) Posição final da fase 1 do exercício *Leg Pull Front*

Mesmo sendo dois exercícios amplamente utilizados não foram encontrados estudos que tenham avaliado os efeitos do *Leg Pull Front* ou do *Leg Pull* sobre as estruturas musculoesqueléticas, o que pode ser avaliado e/ou estimado por meio de variáveis biomecânicas.

Sabe-se que com a variação do posicionamento do praticante entre estes exercícios a tendência rotacional do tronco, no plano sagital, muda. Quando o movimento é realizado com o ventre para cima há tendência de flexão do tronco, ao realizar o movimento, com o ventre para baixo há tendência de extensão do tronco. Partindo do pressuposto que a musculatura que estabiliza o tronco esteja “ativa” em ambos os movimentos fica o questionamento sobre o que, efetivamente, vai mudar no recrutamento destes músculos e nas forças que agem na coluna lombar. Assim surge a seguinte pergunta: Quais as diferenças na coluna lombar e nos músculos que atuam como estabilizadores do tronco

durante a execução dos exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front* realizados no solo?

## 2 OBJETIVOS

Os objetivos desse trabalho foram divididos em objetivo geral e objetivos específicos.

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Verificar, sob a ótica da biomecânica, quais as diferenças nos torques e na magnitude da força articular que age na coluna lombar e na ativação dos músculos estabilizadores do tronco durante a execução dos exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front* do Método Pilates realizados no solo.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 1) Comparar, entre os exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front*, a magnitude da força articular que atua em nível de L4-L5;
- 2) Comparar, entre os exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front*, o nível de atividade eletromiográfica dos músculos Reto Abdominal, Obliquo Externo, Obliquo Interno, Multifido, Iliocostal e Longuíssimo;
- 3) Comparar entre os exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front* os torques musculares obtidos;
- 4) Avaliar a variabilidade da pelve nos três planos de movimento entre os exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front*.

### 3. REFERENCIAL TEÓRICO

O Método Pilates é norteado por seis princípios, dentre os quais destaca-se a centralização (Marques *et al.*, 2013). A centralização é apontada como o mais importante de todos os princípios, elucidando que todo movimento não só começa, mas também é sustentado no centro do corpo humano: na circunferência do tronco inferior, mais especificamente pelos músculos abdominais, paravertebrais lombares, flexores do quadril, extensores do quadril e assoalho pélvico, os quais formam uma estrutura que suporta e reforça o tronco, conhecida no meio do Pilates como *Powerhouse* ou *core* (Pilates & Miller, 1934; Muscolino & Cipriani, 2004; Araújo *et al.*, 2010).

O Método vem ganhando destaque na reabilitação, prevenção e aprimoramento das capacidades físicas (TINOCO-FERNANDEZ, 2016). Entretanto, os parâmetros para tomada de decisões na escolha dos exercícios de Pilates continuam sendo quase exclusivamente baseados na experiência dos instrutores (BRODT *et al.*, 2014). Portanto, conhecer de forma objetiva a exigência de esforço durante os exercícios é de grande utilidade para profissionais que realizam prescrições de exercícios proporcionando uma melhora no tratamento ou mesmo no desempenho físico de seus alunos.

Uma das formas de se investigar os efeitos de um exercício sobre o praticante é a biomecânica, cujas técnicas, individualmente ou em conjunto, têm sido aplicadas para análise de exercícios de Pilates (MELO *et al.*, 2011; MENOCHO *et al.*, 2013; WERBA *et al.*, 2017). A Biomecânica pode ser definida como a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano, bem como os efeitos produzidos pelas mesmas (HAY, 1993). Sendo assim, possibilita a descrição do fenômeno complexo que é o movimento humano, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos internos regulares e executores do movimento (AMADIO *et al.*, 2007).

Dentre as principais técnicas de medição biomecânicas têm-se a eletromiografia, técnica experimental que permite a aquisição, registro e análise do sinal mioelétrico; a cinemetria, que tem como objetivo a análise de parâmetros cinemáticos do movimento; e a dinamometria; que objetiva mensurar ou estimar as forças, torques e pressões. Diante disso, este referencial teórico visa

sumarizar os estudos acerca da análise biomecânica de exercícios do Método Pilates.

### 3.1 ELETROMIOGRAFIA NO MÉTODO PILATES

A eletromiografia é a técnica experimental que permite a aquisição, registro e análise do sinal mioelétrico (CORREIA, SANTOS, VELOSO 1993; DE LUCA, 1997, AMADIO, BARBANTI, 200; CORREIA, MIL-HOMENS, 2004; MERLETTI, PARKER, 2004; KONRAD, 2005). Este sinal é oriundo de variações fisiológicas que alteram o estado da membrana das fibras musculares. Tais variações são decorrentes da passagem de potenciais de ação pela membrana celular, ocasionando uma diferença na carga iônica da mesma e assim, dando origem a um potencial elétrico que se propaga pelos diferentes tecidos biológicos e podem ser captados por sensores posicionados tanto no interior do músculo como na superfície da pele, técnicas conhecidas como eletromiografia de profundidade e eletromiografia de superfície, respectivamente (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; HERMENS et al., 2000; CORREIA; MIL-HOMENS, 2004; MERLETTI; PARKER, 2004; MARCHETTI; DUARTE, 2006).

A eletromiografia de superfície permite uma avaliação global da atividade muscular (MERLETTI; PARKER, 2004; KONRAD, 2005), sendo uma ferramenta usual para avaliar a coordenação intra e intermuscular, o nível de atividade muscular e o estado de fadiga (WINTER, 2009). Essa técnica parece ser a mais utilizada em pesquisas sobre a biomecânica do Pilates, visto o amplo número de estudos encontrados na literatura. (FAYH, 2017; WERBA, 2017; ANDRADE, 2015; BARBOSA, 2015; MOON, 2015; SILVA 2015; DIAS 2014; PAZ, 2014; SACCO, 2014; BARBOSA, 2013; MARQUES 2013; MENACHO 2013; ROSSI 2014; SILVA, 2013<sup>a</sup>; SILVA, 2013<sup>b</sup>; SOUZA, 2012; MELO, 2011; LOSS, 2010; MENACHO, 2010; QUEIROZ, 2010; SILVA, 2009; PETROFSKY, 2005). Grande parte destes estudos compararam exercícios e equipamentos (MENACHO ET AL., 2010; SOUZA ET AL., 2012; ROSSI ET AL., 2013; MENACHO ET AL., 2013; PAZ ET AL., 2014; SILVA ET AL., 2014; DIAS ET AL., 2014; MOON ET AL., 2015;

WERBA ET AL., 2017), em menor quantidade, há os que compararam um mesmo exercício em diferentes situações. (LOSS ET AL., 2010; QUEIROZ ET AL., 2010; SACCO ET AL., 2014; LIM ET AL., 2016).

Em sua grande maioria, os estudos focaram em monitorar a ativação elétrica dos músculos da região do *Powerhouse* (PETROFSKY ET AL., 2005; QUEIROZ ET AL., 2010; ROSSI ET AL., 2013; BARBOSA ET AL., 2013; MENACHO ET AL., 2013; MARQUES ET AL., 2013 PAZ ET AL., 2014; BARBOSA ET AL., 2015; SILVA ET AL., 2013A; SILVA ET AL., 2013B; SILVA ET AL., 2014; DIAS ET AL., 2014; SACCO ET AL., 2014; MOON ET AL., 2015; ANDRADE ET AL., 2015; WERBA ET AL., 2017; FAYH ET AL., 2017 ) contudo, durante a execução de exercícios que movimentassem de forma ativa o tronco ou ainda mesmo apoiado durante sua execução. Em menor número estão os estudos que investigaram os membros inferiores e membros superiores (PETROFSKY ET AL., 2005; SACCO ET AL., 2014; LIM ET AL., 2016).

Curiosamente, de todos os estudos encontrados apenas dois avaliaram o recrutamento eletromiográfico durante a execução de exercícios de estabilização realizados sem apoio do tronco. Fayh e colaboradores (2017) avaliaram a ativação dos músculos oblíquo externo, multífido, glúteo máximo e adutor longo em 12 indivíduos, sendo 6 homens e 6 mulheres praticantes do método Pilates durante a execução do exercício *Long Stretch* com e sem a instrução para que recrutassem de forma voluntária a musculatura do *Powerhouse*. Observou-se um aumento na ativação dos músculos monitorados na situação com instrução, exceto para o músculo oblíquo externo, que não apresentou diferença entre as situações. Com base nos resultados deste estudo os autores sugerem que as orientações verbais dadas aos praticantes durante as aulas podem sim aumentar a ativação dos músculos do *Powerhouse*.

No estudo de Silva e colaboradores (2013) foi comparada a ativação eletromiográfica do músculo multífido, bilateralmente, em 10 mulheres não praticantes de Pilates durante uma adaptação exercício *Leg Pull Front*, um exercício da série de Williams e o quadrupede. O exercício que apresentou uma maior ativação da musculatura foi o exercício *Leg Pull Front*, tanto para a fase excêntrica como para a fase concêntrica do movimento, mesmo com a

adaptação adotada, onde os praticantes foram orientados a manter o cotovelo fletido, utilizando o antebraço como apoio no solo.

Apesar de ser a técnica mais utilizada pelos pesquisadores para investigar os exercícios do Método Pilates parece haver uma lacuna na compreensão dos efeitos dos exercícios de estabilização na ativação eletromiográfica dos praticantes. Exercícios estes que são amplamente utilizados nos estúdios.

### 3.2 CINEMETRIA NO MÉTODO PILATES

A cinemetria tem como objetivo a análise de parâmetros cinemáticos do movimento (ALLARD, STOKES; BLANCHI, 1995; WINTER, 2009), podendo ser utilizada para obtenção de informações espaço-temporais do corpo humano como um todo ou de segmentos corporais específicos (ZATSIORSKY, 1998; WINTER, 2009). Essas informações referem-se tanto a variáveis lineares como angulares, tais como: posição, velocidade e aceleração (VAUGHAN, DAVIS; JEREMY, 1992; ALLARD, STOKES; BLANCHI, 1995; ZATSIORSKY, 1998).

Foram encontrados diversos estudos que utilizaram a cinemetria no Método Pilates, porém, a grande maioria restringiu-se a ela como uma ferramenta para definir, de forma quantitativa, as fases de um exercício (concêntrica/excêntrica) visando recortar os sinais obtidos por meio da eletromiografia de superfície (MENACHO *et al.*, 2010; LOSS *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2013A; SILVA *et al.*, 2013B; MENACHO *et al.*, 2013; MARQUES *et al.*, 2013; SACCO *et al.*, 2014; DIAS *et al.*, 2014; WERBA *et al.*, 2017).

O único estudo que utilizou esta técnica para outro fim, foi o de Fayh e colaboradores (2017), já citado anteriormente. Para avaliar a estabilidade da pelve eles utilizaram um sistema bidimensional de câmeras que tinha uma vista lateral dos praticantes, de forma a poderem avaliar as variações angulares que ocorressem no plano sagital. Foram posicionados marcadores reflexivos nas EIAS, EIPS, trocânter maior do fêmur e no epicôndilo lateral do fêmur. Os autores definiram o ângulo da pelve como o sendo o ângulo criado entre a linha formada pelo trocânter maior do fêmur e o epicôndilo lateral e uma segunda linha formada

entre a EIAS e a EIPS. Os resultados desse estudo evidenciaram uma maior estabilidade da pelve quando o exercício foi realizado com a ativação voluntária do *Powerhouse*. A pelve foi considerada estável quando o executante conseguia manter a posição neutra e não mudar seu ângulo durante a execução do exercício, indiferente do mecanismo neuromuscular utilizado para isto.

Considerando que foi encontrado apenas um estudo que avaliou a estabilidade da pelve durante um exercício de estabilização e que, este se restringe a uma avaliação em um plano de movimento (sagital) enquanto que a pelve apresenta possibilidades de movimento nos três planos de movimento (sagital, frontal e transversal) fica evidenciada a carência da literatura atual sobre as diferenças no que se refere a estabilidade da pelve durante a execução de exercícios do Método Pilates.

### 3.3 DINAMOMETRIA NO MÉTODO PILATES

A dinamometria é a técnica de pesquisa que objetiva mensurar as forças, torques e pressões. (DUARTE; FREITAS, 2010; LAFOND et al., 2009; NABINGER, 2006; WINTER et al., 2003). A avaliação das forças internas é essencial, e sua realização de uma maneira não invasiva tem sido objeto de estudo para os pesquisadores da área da biomecânica. Para tanto, a utilização de modelos computacionais tem se mostrado uma importante ferramenta (PANDY e ANDRIACCHI, 2010). Um modelo é uma tentativa de representar a realidade (NIGG e HERZOG, 1999) procurando enfatizar suas mais importantes características (HUISKES, 1992).

Poucos estudos utilizaram técnicas de dinamometria no Método (BARBOSA ET AL., 2013; BRODT ET AL., 2014; CANTERGI ET AL., 2015; MACHADO ET AL., 2016), destes, três utilizaram dados de dinamometria para avaliação da flexão e extensão de quadril no exercício *footwork* no *Reformer* (BRODT ET AL., 2014; CANTERGI ET AL., 2015; MACHADO ET AL., 2016) e um estudo utilizou dados cinéticos juntamente com a eletromiografia de superfície para avaliar o bíceps braquial e o reto abdominal superior durante o movimento de flexão do cotovelo com e sem a técnica de centralização do Método Pilates (Barbosa et al., 2013).

Não foram encontrados estudo que avaliassem as forças internas na coluna vertebral durante a execução de exercícios do Pilates.

#### 4 HIPÓTESES

A partir da revisão realizada, foram adotadas as seguintes hipóteses:

1) Assumindo que os eixos rotacionais sejam os mesmos em ambos os exercícios, e que cada exercício apresente o mesmo torque de resistência, considerando ainda que as distâncias perpendiculares musculares dos flexores e extensores do tronco não apresentam uma grande diferença entre si, a magnitude da força articular agindo na coluna lombar durante a execução dos exercícios avaliados não apresentará diferença;

2) Devido à tendência de flexo-extensão do tronco no plano sagital mudar entre os exercícios, espera-se encontrar, para os músculos abdominais, maiores percentuais de ativação mioelétrica durante o exercício *Leg Pull Front*, enquanto para a musculatura posterior da coluna, maiores percentuais de ativação mioelétrica durante o exercício *Leg Pull*;

3) Devido à tendência de flexo-extensão do tronco no plano sagital mudar entre os exercícios, espera-se encontrar, maiores torques musculares de flexão durante o exercício *Leg Pull Front*, e maiores torques musculares de extensão durante o exercício *Leg Pull*;

4) Considerando que durante o exercício *Leg Pull* a amplitude de movimento da articulação coxo-femoral é maior, espera-se uma maior variabilidade da pelve durante este exercício.

## 5 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo foi desenvolvido no Laboratório de Pesquisa de Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Todos os participantes concordaram em participar livremente do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido. A metodologia do presente estudo foi dividida em tópicos, os quais serão detalhados abaixo:

### 5.1 TIPO DE PESQUISA

Este trabalho caracterizou-se por ser um estudo no modelo *ex post facto*, do tipo exploratório de caráter quantitativo, no modelo descritivo comparativo (MARCONI; LAKATOS, 2001).

### 5.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

O cálculo do tamanho amostral foi realizado no software G\*Power, versão 3.1.9, utilizando a família de testes F, estimando um erro de 0,05, um poder amostral de 0,80 e um tamanho de efeito de 0,60. Foi considerado um número de 4 grupos (*Leg Pull* com a perna direita, *Leg Pull* com a perna esquerda, *Leg Pull Front* com perna direita e *Leg Pull Front* com a perna esquerda) e um total de 16 medidas repetidas (relativas a Força articular) e uma correlação de 0,5 o que indicou um número amostral de 24 sujeitos.

Participaram do estudo 24 indivíduos do sexo feminino com média de idade de  $29,4 \pm 4,5$ , praticantes no Método Pilates com tempo de prática médio de  $4,8 \pm 3,5$  anos. Destes indivíduos 18 (75%) foram classificados como intermediários no método Pilates e 6 (25%) como avançados, com base no MANiPilates (Benedetti et al, 2015). O instrumento consiste em uma filmagem do indivíduo realizando uma sequência de seis exercícios do Método Pilates com seis repetições cada, englobando os exercícios: *The Hundred*, *Roll Up*, *Swan I*, *Side Kick (Front Back)*, *Saw*, *Pusch Up*. O avaliador, por meio de uma planilha avaliativa (Anexo 1) identificou a pontuação do praticante através dos critérios observados durante a execução dos exercícios e classificou os indivíduos de acordo com o somatório de seus pontos: iniciante (0 à 3,0), intermediário (3,1 à

5,0) e avançado (5,1 à 6,0). A avaliação do nível de prática dos indivíduos no presente estudo foi realizada por uma avaliadora independente, que não acompanhou as filmagens nem teve acesso as informações pessoais dos indivíduos. Os critérios de exclusão do estudo foram (a) ter lesão osteomioarticular nos últimos 6 meses, (b) ter limitação na amplitude de movimento do quadril, joelho ou tornozelo, (c) apresentar impossibilidade de realizar o movimento ou (d) apresentar dor na coluna lombar nas ultimas 48h e (e) contraindicação médica para a realização dos movimentos avaliados.

### 5.3 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

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

#### 5.3.1 Variáveis Dependentes

- 1) Magnitude da Força articular exercida entre L4-L5 – representa a força “*bone-to-bone*” entre as vértebras L4 e L5, e foi estimada por meio do modelo *Biomechanics of Bodies*
- 2) Magnitude do Torque Muscular exercido entre L4-L5 – representa o torque líquido realizado pela musculatura predominante na região de L4 e L5, e foi estimado por meio do modelo *Biomechanics of Bodies*
- 3) Recrutamento muscular dos músculos Reto Abdominal, Oblíquo Externo, Oblíquo Interno, Multifido, Iliocostal e Longuíssimo – representa a ação muscular, e foi mensurado por meio da eletromiografia de superfície.
- 4) Variabilidade cinemática da pelve em cada um dos planos de movimento – representa a amplitude de movimento angular da pelve, e foi avaliada por meio dos ângulos de Euler.

### 5.3.2 Variáveis Independentes

- 1) Exercício – *Leg Pull* e *Leg Pull Front* do Método Pilates realizados no solo.
- 2) Lado – Direita e Esquerda

### 5.4 INSTRUMENTOS DE PESQUISA

Os instrumentos utilizados no presente estudo foram:

- 10 Câmeras infravermelhas do sistema *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering*, ITA): sistema de rastreamento utilizado para a captura dos dados cinemáticos.

- Marcadores reflexivos com tamanho de 12mm a 15mm de diâmetro: utilizados para rastreamento de segmentos corporais por meio das câmeras infravermelhas.

- Fita dupla-face *3M*: utilizada para fixação dos marcadores reflexivos do sistema de rastreamento.

- 12 Canais eletromiográficos do sistema *BTS Free-EMG1000* (*BTS Bioengineering*, ITA): sistema de aquisição utilizado para a captura dos dados eletromiográficos.

- Lâmina para tricotomia: utilizada na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.

- Álcool: utilizada na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.

- Algodão: utilizado na preparação da pele para posicionamento dos eletrodos de superfície.

- Lápis Dermográfico: utilizado para identificação e marcação de estruturas ósseas nos indivíduos.

- Eletrodos descartáveis de superfície *Meditrace Tamanho Infantil*: eletrodos utilizados para aquisição do sinal eletromiográfico dos músculos.

- 4 Plataformas de força do sistema *BTS P-6000 (BTS Bioengineering, ITA)*: sistema de aquisição utilizado para a captura dos dados cinéticos. As plataformas de força foram distribuídas no solo (Figura 2) de forma a dar sustentação separada para cada um dos quatro apoios possíveis durante a realização dos exercícios: mão direita, mão esquerda, pé direito e pé esquerdo.

- *BTS Smart-Capture (BTS Bioengineering, ITA)*: *software* utilizado para aquisição dos dados cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos.

- *BTS SmartTracker (BTS Bioengineering, ITA)*: *software* utilizado para digitalização dos dados cinemáticos.

- *BTS SmartAnaliser (BTS Bioengineering, ITA)*: *software* utilizado para exportar os arquivos cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos para o formato txt.

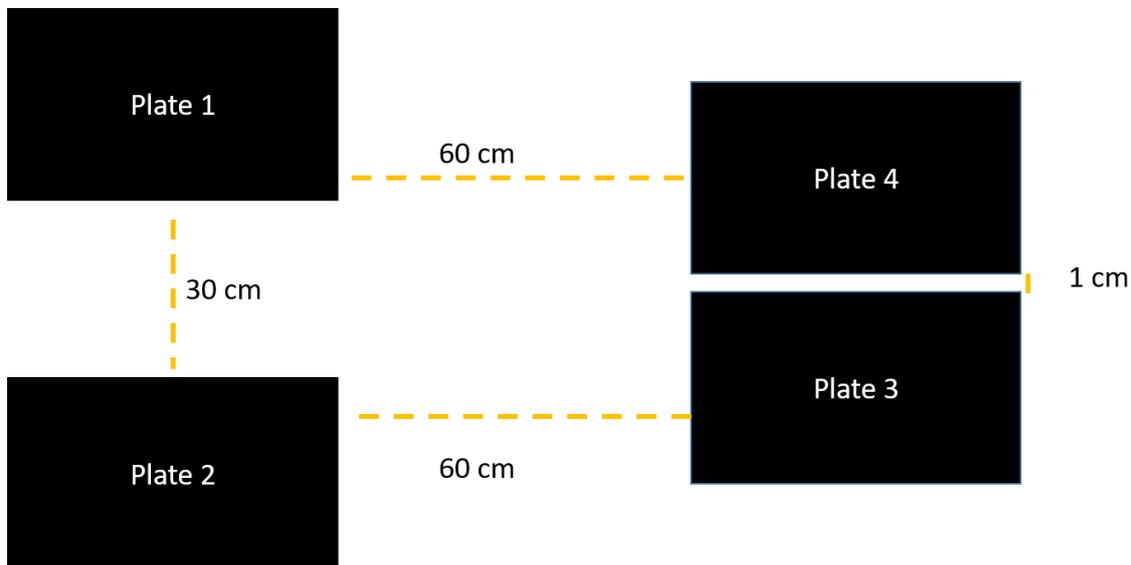
- Matlab® (The Mathworks Inc., EUA): *software* utilizado para e processamento e análise dos dados cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos.

- Notebook: utilizado para realização das análises e processamentos dos dados.

- IBM® SPSS Statistics® V.:21.0 (*IBM STATISTICS*): *software* utilizado para análise estatística dos dados.

- 2 Câmeras digitais *BTS VIXTA (BTS Bioengineering, ITA)*: câmeras utilizadas para filmagem digital dos movimentos avaliados.

Figura 2- Representação esquemática do posicionamento das plataformas no laboratório, sendo que as mãos foram posicionadas nas plataformas 1 e 2 e os pés nas plataformas 3 e 4.



Fonte: O autor.

## 5.5 PROCEDIMENTOS

Foi realizado um contato inicial com os indivíduos que apresentaram interesse em participar do estudo, com o objetivo de esclarecer acerca dos objetivos e procedimentos da pesquisa, além de verificar se os indivíduos se adequavam aos critérios de elegibilidade. Após, foi agendada individualmente a coleta de dados.

Os indivíduos foram avaliados em um único dia, com duração aproximada de 2h30 no setor de Biomecânica do Laboratório de Pesquisa do Exercício na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

### 5.5.1 Procedimento de coleta de dados

Primeiramente, todos os indivíduos foram informados e esclarecidos acerca dos procedimentos envolvidos nesse projeto de pesquisa, e assinaram o

termo de consentimento livre e esclarecido, elaborado conforme resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Em seguida, foram submetidos a uma breve anamnese (Apêndice 1) objetivando melhor caracterizar os participantes do presente estudo. A partir de então, iniciou-se a aquisição dos dados.

### 5.5.2 Aquisição de dados

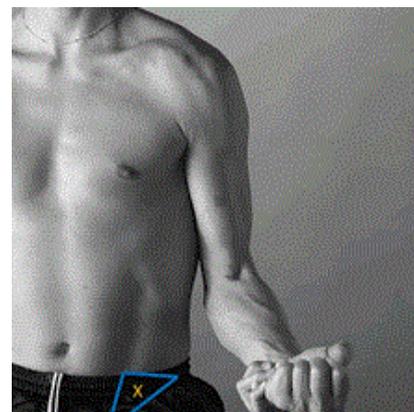
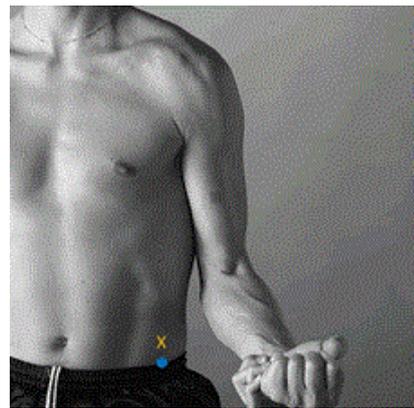
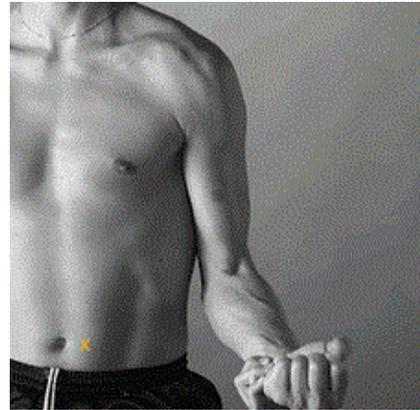
A aquisição dos dados foi composta por seis etapas, as quais estão descritas abaixo:

**Etapa I:** Inicialmente foi realizada a avaliação antropométrica, onde foram mensuradas a massa e a estatura dos indivíduos. Para a avaliação da massa foi utilizada uma balança digital com sensibilidade de 100 gramas. Os indivíduos foram posicionados sobre a balança, com o peso distribuído entre os dois pés. Para a avaliação da estatura foi utilizada uma fita métrica fixada à parede. O indivíduo foi posicionado de costas para a parede, descalço, mantendo o olhar na horizontal. O avaliador registrou a medida da estatura em centímetros.

**Etapa II:** após a avaliação antropométrica, foi realizada a palpação das estruturas anatômicas necessárias para o correto posicionamento dos eletrodos e dos marcadores reflexivos. O posicionamento dos eletrodos de cada um dos músculos pode ser verificado na Tabela 1. Ao término da palpação e identificação das estruturas indicadas como referência de cada músculo, os indivíduos foram submetidos a tricotomia, para retirada das células mortas e de eventuais pelos do local de fixação dos eletrodos. Em seguida foi realizada uma abrasão com algodão e álcool para preparar a pele para a fixação dos eletrodos. Somente após todos os procedimentos de preparação da pele foram fixados os eletrodos bilateralmente em cada um dos músculos com configuração bipolar, sendo o polo de um eletrodo distante aproximadamente 20mm do polo do outro eletrodo (SENIAM Project).

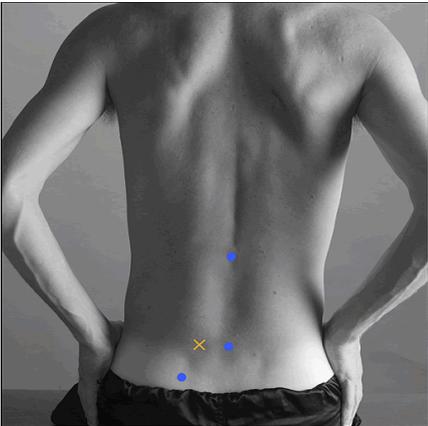
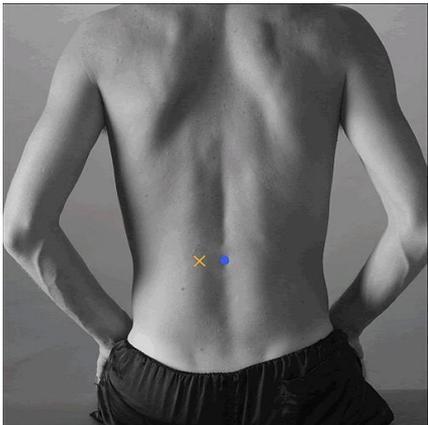
Tabela 1: Local de fixação dos eletrodos de cada músculo.

Músculo	Localização
*Reto Abdominal	2 cm lateral da cicatriz umbilical
**Obliquo Externo	Acima da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) no nível da cicatriz umbilical.
***Obliquo Interno	A 2 cm inferomedial da EIAS (dentro de um triângulo desenhado pelo ligamento inguinal, borda lateral do músculo reto abdominal e linha conectando a EIAS)



\*Neumann e Gill, 2002. \*\*Escamilla et al., 2006. \*\*\*Sniijders et al., 1998.

Tabela 1: Local de fixação dos eletrodos de cada músculo (Continuação).

****Multífido	Alinhado com a espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) no espaço intermediário entre a L1 e L2, ao nível do processo espinhal da vértebra L5 (2-3cm da linha média).	
****Iliocostal	A um dedo medial, a nível de L2 a partir da linha entre a EIPS e o ponto mais baixo da última costela.	
****Longuíssimo	A 2 dedos lateral do processo espinhoso da vertebra L1. Na orientação vertical	
****Seniam Project		

**Etapa III:** após a fixação dos eletrodos, foi avaliada a impedância por meio de um voltímetro, sendo aceitos apenas valores abaixo de  $5000\Omega$ , nos casos em que o valor de impedância foi superior ao limite estabelecido os procedimentos de tricotomia e abrasão foram refeitos, de forma que todos os valores de impedância ficaram dentro do limite definido. Após a avaliação da impedância foram realizadas as coletas das Contrações Isométricas Voluntárias Máximas (CIVMs) dos 12 músculos avaliados, o posicionamento dos indivíduos para cada uma CIVMs seguiu as recomendações propostas por Konrad (2005) e pode ser visto na Tabela 2. Cada CIVM foi realizada duas vezes e teve duração de 5 segundos, sendo respeitado um intervalo de 3min entre cada aquisição para evitar a fadiga da musculatura.

*Tabela 2: Posicionamento do indivíduo para a execução da Contração Isométrica Voluntária Máxima.*

Músculo	Posicionamento
Reto Abdominal	O indivíduo foi posicionado em decúbito dorsal com uma flexão de tronco de aproximadamente $30^\circ$ , mantendo o quadril e os joelhos flexionados e os pés apoiados sobre a maca. Foi solicitado que o indivíduo realizasse uma flexão do tronco.
Oblíquo Externo	O indivíduo foi posicionado em decúbito dorsal com uma flexão de tronco de aproximadamente $30^\circ$ , mantendo o quadril e os joelhos flexionados e os pés apoiados sobre a maca. Foi solicitado que o indivíduo realizasse uma flexão do tronco com rotação.
Oblíquo Interno	
Multífido	O indivíduo foi posicionado em decúbito ventral, com os braços estendidos ao lado do corpo. Foi solicitado que o indivíduo realizasse uma extensão do tronco.
Iliocostal	
Longuíssimo	

**Etapa IV:** Ao término da aquisição das CIVMs, os participantes foram posicionados sobre as plataformas de força para realizarem uma familiarização

da execução dos movimentos. A familiarização foi composta por 5 execuções de cada um dos exercícios (*Leg Pull* e *Leg Pull Front*). Para o movimento *Leg Pull* o indivíduo se posicionou com o dorso voltado para o solo com cada uma das mãos sobre uma plataforma de força e cada um dos pés sobre uma plataforma de força e então realizou uma flexão de quadril por ação concêntrica dos flexores e após uma extensão de quadril por ação excêntrica dos flexores. Já para *Leg Pull Front* o executante manteve uma isometria de tronco com o ventre voltado para o solo, novamente com uma mão apoiada sobre cada plataforma de força e cada um dos pés sobre uma plataforma de força enquanto realizou uma extensão de quadril por ação concêntrica dos extensores e após uma flexão de quadril por ação excêntrica dos extensores. As execuções foram orientadas por um educador físico habilitado, com formação no Método Pilates, visando padronizar os estímulos verbais para uma adequada contração do *Powerhouse* e um adequado alinhamento corporal durante as execuções. Foi solicitado que se mantivesse a coluna na posição neutra e que os indivíduos expirassem na fase concêntrica do movimento e inspirassem na fase excêntrica, objetivando padronizar a respiração durante a execução dos movimentos. Além de familiarizar os indivíduos com o movimento a ser executado posteriormente esta etapa teve como objetivo habituar os indivíduos a realizarem os exercícios sobre as plataformas de força e a controlar a respiração de acordo com o padrão estabelecido (expirar durante a fase a concêntrica e inspirar durante a fase excêntrica).

**Etapa V:** Após a familiarização foi realizada a palpação das estruturas ósseas para posterior fixação dos marcadores reflexivos, os quais foram fixados seguindo o modelo *Plug In Gate* (Vicon, 2010). No total foram posicionados 40 marcadores reflexivos (Tabela 3) distribuídos pelos segmentos corporais (Figura 3). Tanto para a aquisição dos dados cinéticos como cinemáticos foi utilizada uma taxa de amostragem de 100Hz já os dados eletromiográficos foram coletados com taxa de amostragem de 1000Hz.

Tabela 3: Posicionamento dos marcadores reflexivos do modelo Plug in Gate (Vicon, 2010)

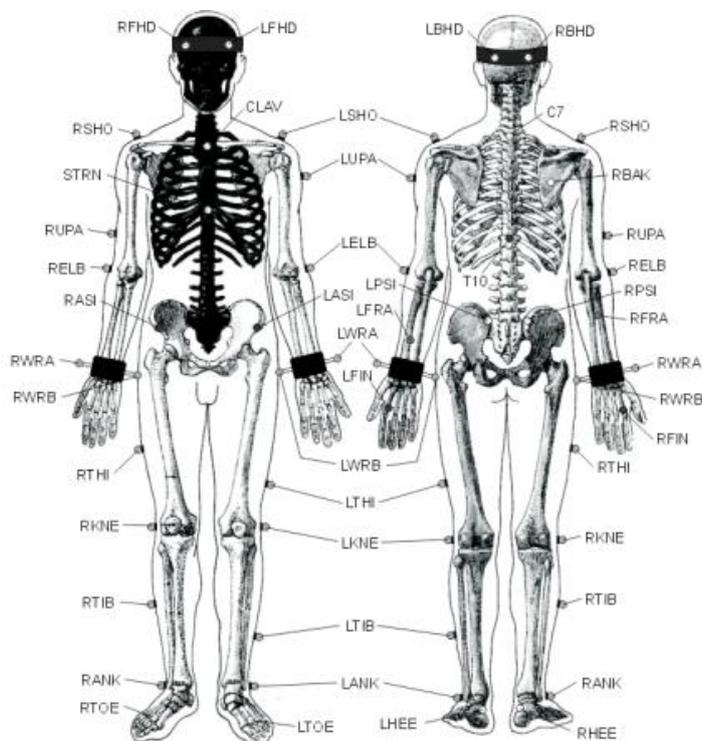
Nome do marcador:	Posicionamento:
Anterior Direito do Crânio	Lado direito da têmpora.
Anterior Esquerdo do Crânio	Lado esquerdo da têmpora.
Posterior Direito do Crânio	Lado direito do occipital.
Posterior Esquerdo do Crânio	Lado esquerdo do occipital.
C7	Processo espinhoso da 7ª vertebra cervical
T10	Processo espinhoso da 10ª vertebra torácica
Clavícula	Na incisura jugular onde as clavículas articulam com o esterno.
Esterno	No processo Xifoide do esterno.
Escapula Direita	Em qualquer lugar da escapula direita. Esse marcador é utilizado apenas para que o modelo identifique com mais facilidade qual o lado direito e esquerdo do indivíduo.
Ombro Esquerdo	Na articulação acromioclavicular esquerda.
Braço Esquerdo	No 1º/3 lateral do braço esquerdo. Cuidar para posicionar ASSIMETRICAMENTE com o do Braço Direito.
Cotovelo Esquerdo	No epicôndilo lateral do úmero esquerdo.
Antebraço Esquerdo	No 1º/3 lateral do antebraço esquerdo. Cuidar para posicionar ASSIMETRICAMENTE com o do Antebraço Direito.
Punho Esquerdo A	Medialmente na articulação do punho esquerdo.
Punho Esquerdo B	Lateralmente na articulação do punho esquerdo
Dedo Esquerdo	Na falange medial do terceiro dedo da mão esquerda
Ombro Direito	Na articulação acromioclavicular direita.
Braço Direito	No 1º/3 lateral do braço esquerdo. Cuidar para posicionar ASSIMETRICAMENTE com o do Braço Direito.
Cotovelo Direito	No epicôndilo lateral do úmero direito.
Antebraço Direito	No 1º/3 lateral do antebraço esquerdo. Cuidar para posicionar ASSIMETRICAMENTE com o do Antebraço Esquerdo.
Punho Direito A	Medialmente na articulação do punho direito.
Punho Direito B	Lateralmente na articulação do punho direito.
Dedo Direito	Na falange medial do terceiro dedo da mão esquerda
Sacral	Na metade da distância entre a EIPS direita e a EIPS esquerda
EIPS esquerda	Espinha Ilíaca Pósterio Superior Esquerda
EIPS direita	Espinha Ilíaca Pósterio Superior Direita

Tabela 3: Posicionamento dos marcadores reflexivos do modelo *Plug in Gate* (Vicon, 2010) (Continuação).

EIAS esquerda	Espinha Ilíaca Antero Superior Esquerda
EIAS direita	Espinha Ilíaca Antero Superior Direita
Coxa esquerda	Alinhado ao centro da articulação do quadril e do joelho, 1/3 inferior na superfície lateral da coxa esquerda.
Joelho esquerdo	No centro da articulação do joelho esquerdo.
Tibia esquerda	1/3 inferior na superfície da tibia na perna esquerda
Tornozelo Esquerdo	No maléolo lateral do pé esquerdo
Calcanhar Esquerdo	No calcâneo esquerdo
Dedo Esquerdo	Sobre cabeça do segundo metatarso no pé esquerdo.
Coxa Direita	Alinhado ao centro da articulação do quadril e do joelho, 1/3 inferior na superfície lateral da coxa direita.
Joelho Direita	No centro da articulação do joelho direito.
Tíbia Direita	1/3 inferior na superfície da tibia na perna direita
Tornozelo Direito	No maléolo lateral do pé direito
Calcanhar Direito	No calcâneo direito
Dedo Direito	Sobre cabeça do segundo metatarso no pé direito.

**Etapa VI:** Ao término da colocação dos marcadores reflexivos o indivíduo se posicionou para a aquisição dos dados. Todas as aquisições iniciaram com o sujeito em pé, na posição ortostática ao lado das plataformas de força para que se capturasse uma tomada dos marcadores de maneira estática e também para que se obtivesse uma referência para aquisição dos dados eletromiográficos com mínima ativação da musculatura. Após o início da aquisição foi solicitado que o indivíduo se posicionasse para a execução do movimento. Foi dado um comando verbal para que o indivíduo iniciasse as repetições do movimento. Cada sujeito realizou 12 repetições de cada uma das quatro situações (*Leg Pull* com a perna direita, *Leg Pull* com a perna esquerda, *Leg Pull Front* com a perna esquerda e *Leg Pull Front* com a perna direita).

Figura 3 : Desenho esquemático do posicionamento de cada um dos marcadores do modelo Plug in Gate



Fonte: (Vicon, 2006)

## 5.6 ANÁLISE E PROCESSAMENTO DOS DADOS

A análise dos dados foi realizada separadamente para cada variável.

### 5.6.1 Análise dos dados Eletromiográficos:

A análise dos dados eletromiográficos foi realizada no *software* *BTS SmartAnaliser* (*BTS Bioengineering*, ITA).

Para a análise das CIVMs inicialmente foi removido o *off-set*, seguido da filtragem digital, com um filtro Butterworth passa banda de quarta ordem e frequências de corte entre 20Hz e 400Hz. Após o procedimento de filtragem dos dados, os mesmos foram suavizados por meio de um envelope RMS móvel do tipo *Hamming*, com janela de 1s. A partir da curva suavizada foi extraído o valor de pico desta curva para ser representativa da maior amplitude eletromiográfica

de cada músculo durante a realização de cada CIVM. Para fins de normalização, foi utilizado o de pico dentre as duas CIVMs, realizadas para cada músculo.

Para análise dos sinais obtidos durante a execução dos movimentos inicialmente foi removido o *off-set* dos dados. Após a remoção dos *off-sets* os dados foram filtrados com um filtro Butterworth passa banda de quarta ordem e frequências de corte de 20Hz e 400Hz e então os sinais foram recortados em repetições. Utilizou-se como parâmetro para a realização dos recortes a posição do marcador reflexivo posicionado no maléolo lateral da perna que estava em movimento em cada uma das situações. Assumindo como início de cada execução do movimento o instante onde o marcador estivesse mais próximo ao solo. Após o recorte foi calculado o valor RMS de cada repetição. Este valor foi então normalizado pelo valor RMS encontrado na CIVM e então foi calculada a média entre os valores normalizados das dez repetições centrais para posterior análise estatística.

Foram excluídas a primeira e a última execução de cada exercício, sendo utilizadas as dez repetições centrais para análise.

#### 5.6.2 Processamento dos dados Cinemáticos:

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

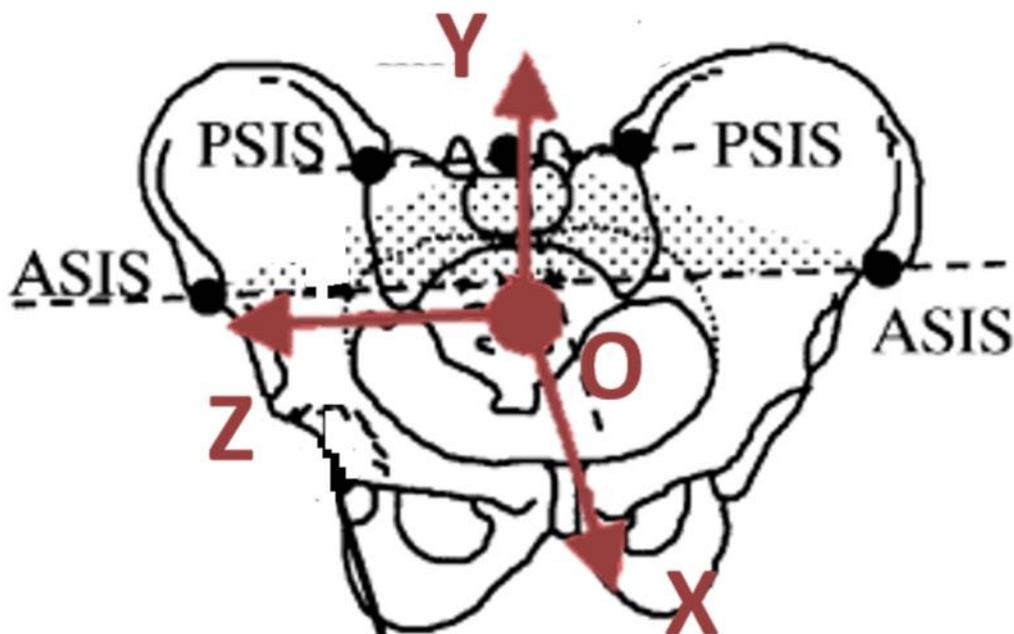
Os dados cinemáticos foram filtrados por meio de um filtro digital passa-baixa Butterworth de quarta ordem. A determinação da frequência de corte foi feita utilizando-se o método da Análise Residual, proposto por Winter (2005). Por meio deste método foi determinada a frequência de corte para cada coordenada espacial global (X, Y, Z) de cada marcador.

Para avaliação da variabilidade da pelve foram utilizados dois sistemas de coordenadas. Um deles, o sistema de coordenadas global (SCG), se refere ao sistema de coordenadas do ambiente em que foi realizada a coleta, o outro, o sistema de coordenadas local (SCL), se refere ao sistema de coordenadas representativo da posição da pelve. As posições dos marcadores reflexivos

utilizados durante a coleta são descritas em relação ao SCG. O SCG é estabelecido a partir do calibrador tridimensional do fabricante do sistema de cinemetria (*BTS Bioengineering*).

A origem do SCL foi definida como sendo o baricentro da pelve e para a construção do SCL foram criados dois vetores auxiliares, o AUX1 e o AUX2. O AUX1 foi definido entre o marcador localizado na EIAS direita e o marcador localizado na EIAS esquerda. O AUX2 foi definido entre o marcador localizado na EIAS direita e o marcador localizado na EIPS direita. O produto vetorial entre o vetor AUX1 e o vetor AUX2 deu origem ao vetor Y do SCL e tinha uma direção Caudal-Cranial. O produto vetorial entre o vetor AUX1 e o vetor Y deu origem ao vetor X do SCL e tinha uma direção Pósterio-Anterior e por fim, o produto vetorial entre o vetor X e o vetor Y deu origem ao vetor Z do SCL e tinha uma direção Médiolateral para a direita. (Figura 4)

Figura 4– Representação do SCL da pelve



Fonte: Adaptado de Wu *et al.*, 2002

As variações angulares entre os dois sistemas de coordenadas

representativas de movimentos anatômicos, podem ser expressas pelas sequências de Euler (KOH, 1998, WU et al., 2005).

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 SCL e um dos vetores do SCG. No plano sagital, onde podem ser avaliados os movimentos de retro e ante-versão, foram utilizados o vetor Y do SCL e o vetor Y do SCG. No plano transverso, onde podem ser avaliados os movimentos de rotação para a direita e esquerda, foram utilizados o vetor Z do SCL e o vetor Y do SCG. No plano coronal, onde podem ser avaliados os movimentos de inclinação para direita e esquerda, foram utilizados o vetor Y do SCL e o vetor X do SCG. Assim, foram testadas diversas sequências de Euler para verificar qual sequência representaria de maneira mais adequada os movimentos realizados em cada um dos planos entre o SCL e o SCG. Para o exercício *Leg Pull* a sequência de Euler que melhor representou a variabilidade da pelve no plano sagital foi ZYX na terceira rotação, no plano frontal XZY na primeira rotação e no plano transverso YZX na segunda rotação. Para o exercício *Leg Pull Front* a sequência de Euler que melhor representou a variabilidade da pelve no plano sagital foi XZY na primeira rotação, no plano frontal ZYX na primeira rotação e no plano transverso ZYX na terceira rotação.

Considerando que o termo “estabilidade da pelve” parece não ser um consenso na literatura optou-se pela utilização do termo variabilidade. Para expressar a variabilidade da pelve em graus foi calculado o desvio padrão dos ângulos de Euler entre o SCL e o SCG para cada um dos planos de movimento.

### 5.6.3 Processamento dos dados Cinéticos:

Após a coleta dos dados cinéticos os mesmos foram analisados no *software BTS SmartAnaliser (BTS Bioengineering, ITA)*.

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

Por meio deste método foi determinada a frequência de corte para cada um dos componentes do vetor de força (X, Y, Z) de cada plataforma de força.

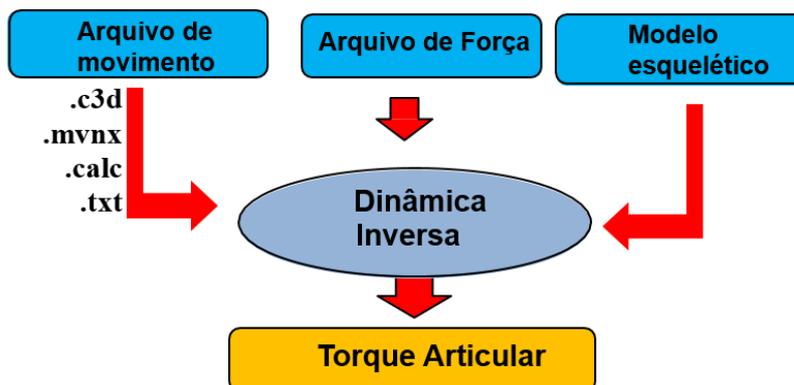
Após o tratamento dos dados, os dados cinéticos e a posição de cada um dos marcadores foi exportada no formato C3D para ser utilizada como informação de entrada para o modelo *BoB*, o qual utilizou estes dados para realizar a estimativa dos ângulos articulares e das forças e torques atuantes na coluna.

## 5.7 ESTIMATIVA DAS FORÇAS INTERNAS

Para o presente estudo, foi utilizado o modelo *Biomechanics of Bodies* (BoB) (SHIPPEN; MAY, 2010). O *BoB* é uma plataforma de modelamento biomecânico do corpo humano, desenvolvida inteiramente no *software* MATLAB (*MathWorks*®) que permite estimar as forças e os momentos internos no corpo humano por meio do método da dinâmica inversa e posteriormente uma distribuição destas forças e momentos resultantes entre os músculos e estruturas passivas por meio da técnica de otimização, estimando desta forma as forças e momentos para cada músculo, articulação e osso (Figura 5) (SHIPPEN; MAY, 2016).

O modelo esquelético do BoB possui 36 segmentos rígidos articulados representando os maiores ossos do corpo, o modelo considera a articulação entre cada segmento respeitando sua artrocinemática, por exemplo, a articulação entre o segmento rígido que representa o braço e o segmento rígido que representa o antebraço é considerada uma articulação do tipo gínglimo. Além disto, o modelo utiliza valores antropométricos, tais como massa e momento inercial de cada segmento obtidos na literatura (Quadro 1). (HALEY, 1988; WINTER, 2009).

Figura 5 - Etapas do processamento biomecânico do modelo *Biomechanics of Bodies* para estimativa e distribuição da força e do momento proximal pelo método da dinâmica inversa.



Fonte: Adaptado de *Biomechanics of Bodies- BoB v8.1 User Guide*

Quadro 1 - Tabela antropométrica utilizada no BoB

**Valores\* antropométricos definidos por segmentos:**

<b>Cabeça</b>	5.30%
<b>Pescoço</b>	1.30%
<b>Tórax</b>	30.60%
<b>Abdómen</b>	2.90%
<b>Pelve</b>	14.50%
<b>Braço</b>	2.50%
<b>Antebraço</b>	1.70%
<b>Mão</b>	0.60%
<b>Coxa</b>	12.00%
<b>Panturrilha</b>	4.70%
<b>Pé</b>	1.20%

**\*Valores em porcentagem do peso corporal**

Fonte: HALEY, 1988; SHIPPEN; MAY, 2010.

Quanto ao modelo muscular, ele é constituído por mais de 600 unidades locomotoras musculares.

Os dados cinemáticos coletados para cada indivíduo e para cada exercício são armazenados em um arquivo específico para o cálculo dos ângulos

articulares (Quadro 2).

Quadro 2 - Ângulos articulares BoB

<b>Articulação</b>	<b>Definição</b>
<b>Pescoço</b>	Movimento da cabeça em relação ao tórax
<b>Esternoclavicular Direita</b>	Movimento esternoclavicular direita
<b>Esternoclavicular Esquerda</b>	Movimento esternoclavicular esquerdo
<b>Ombro Direito</b>	Movimento ombro direito
<b>Ombro Esquerdo</b>	Movimento ombro esquerdo
<b>Cotovelo Direito</b>	Movimento cotovelo direito
<b>Cotovelo Esquerdo</b>	Movimento cotovelo esquerdo
<b>Punho Direito</b>	Movimento punho direito
<b>Punho Esquerdo</b>	Movimento punho esquerdo
<b>Lombar</b>	Movimento do tórax em relação a pelve
<b>Quadril Direito</b>	Movimento quadril direito
<b>Quadril Esquerdo</b>	Movimento quadril esquerdo
<b>Joelho Direito</b>	Movimento joelho direito
<b>Joelho Esquerdo</b>	Movimento joelho esquerdo
<b>Tornozelo Direito</b>	Movimento tornozelo direito
<b>Tornozelo Esquerdo</b>	Movimento tornozelo esquerdo
<b>Pelve Translação X</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo X
<b>Pelve Translação Y</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo Y
<b>Pelve Translação Z</b>	Deslocamento da pelve ao longo do eixo Z
<b>Pelve Rotação X</b>	Rotação da pelve sobre o eixo X
<b>Pelve Rotação Y</b>	Rotação da pelve sobre o eixo X
<b>Pelve Rotação Z</b>	Rotação da pelve sobre o eixo X

Fonte: (SHIPPEN, 2016)

Os dados cinéticos representativos dos valores das forças e torques externos agindo no corpo são armazenados em outro arquivo. Estas forças podem vir da interação do corpo com equipamentos e (ou) implementos (halter, faixa elástica...), além disso também podem vir das forças de reação do solo quantificada pela plataforma de força (SHIPPEN; MAY, 2012), que é o caso do presente estudo.

No presente estudo, os dados cinemáticos referentes a posição de cada um dos marcadores reflexivos em relação ao SCG assim como os dados cinéticos mensurados por meio das plataformas de força e os dados

antropométricos foram utilizados como sinais de entrada no modelo (BoB), enquanto as forças articulares e os torques estimados atuantes na coluna lombar, mais especificamente a nível de L4-L5, foram os sinais de saída/resposta do modelo.

## 5.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Inicialmente foi avaliada a normalidade dos dados com o teste de *Shapiro-Wilk*, a homogeneidade das variâncias com teste de *Levene*, e a esfericidade dos dados com o teste de *Mauchly*. Uma vez confirmada a aderência ao modelo normal, foram realizadas diversas ANOVAS de medidas repetidas com dois fatores sendo lado (direita e esquerda) e exercício (*Leg Pull* e *Leg Pull Front*). Para a variabilidade da pelve foi realizada uma ANOVA de medidas repetidas com três fatores sendo exercício com dois níveis (*Leg Pull* e *Leg Pull Front*), lado com dois níveis (direita e esquerda) e plano de movimento com três níveis (Sagital, Frontal e Transverso). Para todos os testes foi adotado um  $\alpha < 0,05$ . Os tamanhos de efeito foram medidos através do eta parcial ao quadrado ( $\eta^2$ ) (Lindenau E Guimarães 2012). Todos os procedimentos estatísticos foram realizados no *software* IBM® SPSS Statistics® V.:21, seguindo as recomendações de Field (2009).

## 6.RESULTADOS

Os resultados do presente estudo estão agrupados em tópicos, apresentando as saídas do modelo, torques musculares e força articular; os resultados do recrutamento eletromiográfico; e o resultados da variabilidade da pelve.

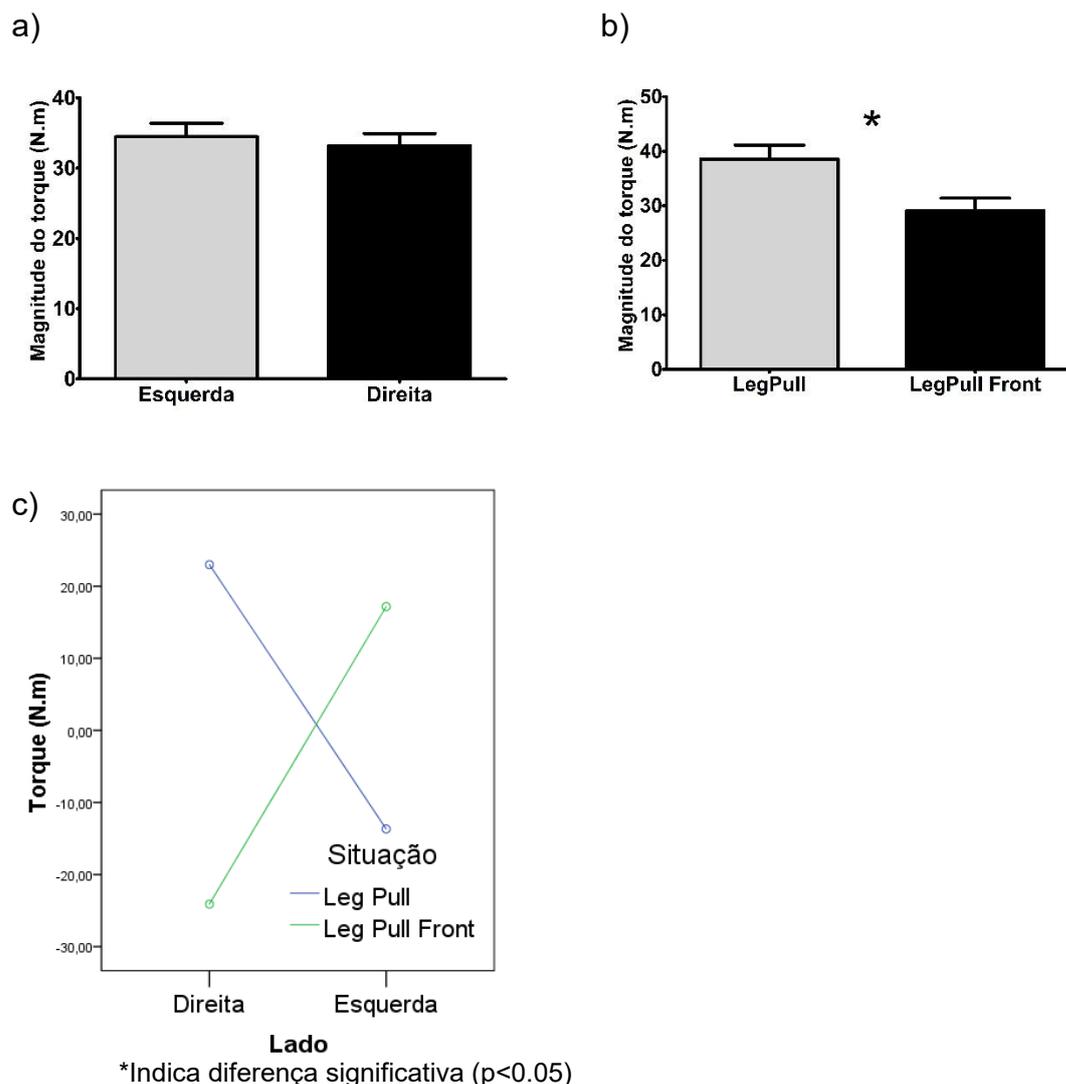
### 6.1 RESULTADOS DO MODELO

#### 6.1.1 Magnitude do Torque – Identifica o torque muscular resultante

Não foi observado um efeito significativo do fator lado na magnitude do torque [ $F(1, 23)=0.665$   $p=423$ ;  $\eta^2=03\%$ ] (Figura 6a). Contudo, indiferente do lado o exercício *Leg Pull* apresentou

uma maior Magnitude de Torque [ $F(1, 23) = 6.979$   $p=0.015$ ;  $\eta^2=23\%$ ] (Figura 6b). Foi identificada interação entre as situações e os lados [ $F(1, 23) = 12.861$   $p=0.002$ ;  $\eta^2=36\%$ ] (Figura 6c), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull Front* a magnitude do torque aumentou quando se utilizou a perna esquerda para o exercício *Leg Pull* a magnitude do torque diminuiu quando se utilizou a perna esquerda.

Figura 6- Resultados da Magnitude do Torque



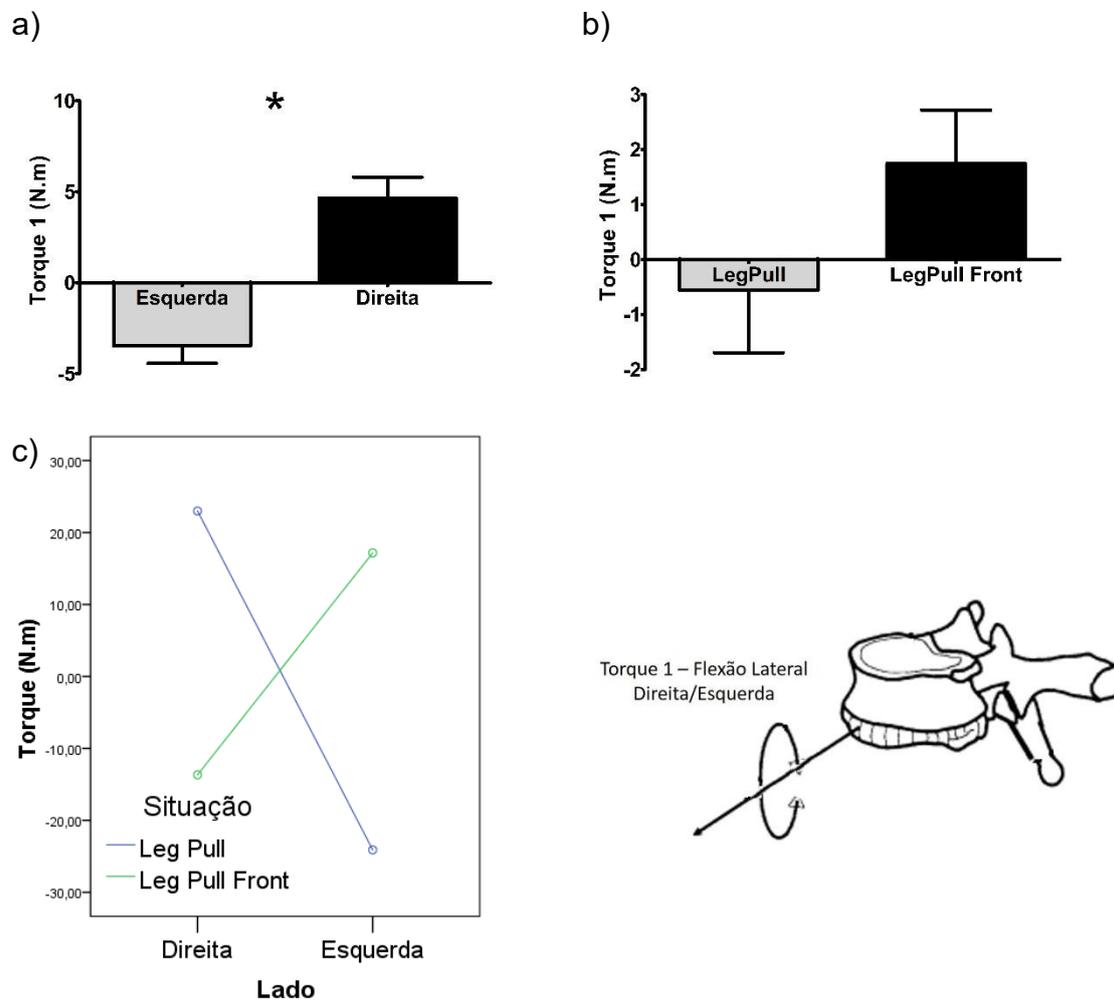
Fonte: O autor.

### 6.1.2 Torque 1 – Identifica o torque no plano frontal, em torno do eixo pósterio-anterior

Foi observado um efeito significativo do fator lado no torque 1 [ $F(1, 23) = 22.834$   $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 50\%$ ] (Figura 7a). Contudo, o exercício não afeta o torque de rotação [ $F(1, 23) = 1.866$   $p = 0.185$ ;  $\eta^2 = 07\%$ ] (Figura 7b). Foi identificada interação entre as situações e os lados [ $F(1,$

23)= 508.879  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 96\%$ ] (Figura 7c), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull Front* o torque 1 aumentou quando se utilizou a perna esquerda para o exercício *Leg Pull* o torque 1 diminui quando se utilizou a perna esquerda.

Figura 7- Resultados do Torque 1 (plano frontal, em torno do eixo pósterio-anterior).



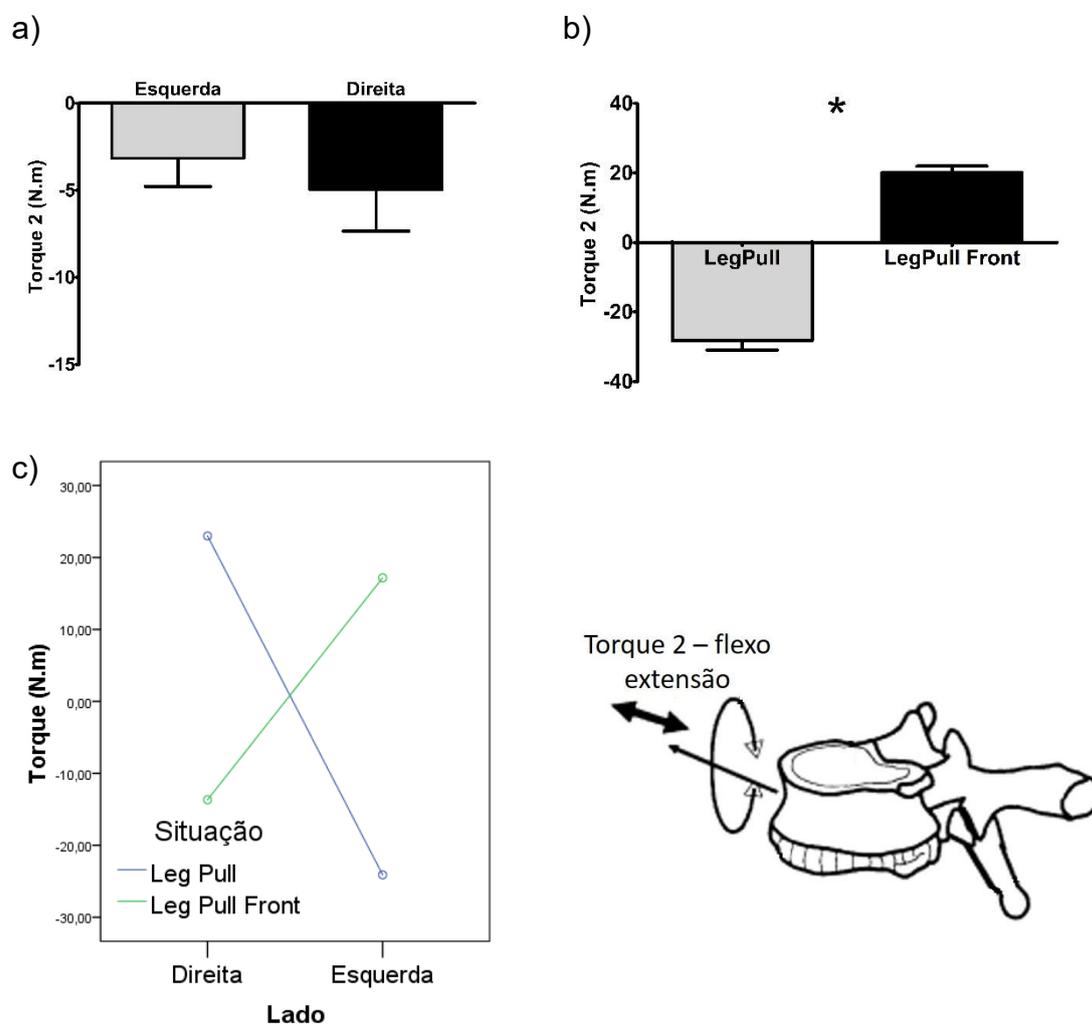
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.1.3 Torque 2 – Identifica o torque no plano sagital, em torno do eixo médiolateral (para a esquerda)

Não foi observado um efeito significativo do fator lado no torque 2 [ $F(1, 23) = 0.664$   $p = 4.24$ ;  $\eta^2 = 03\%$ ] (Figura 8a). Por outro lado, independente do lado o exercício *Leg Pull* apresentou um maior Torque 2 [ $F(1, 23) = 288.139$   $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 92\%$ ] (Figura 8b). Foi identificada interação entre os fatores [ $F(1, 23) = 9.499$   $p = 0.005$ ;  $\eta^2 = 30\%$ ] (Figura 8c), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull Front* o torque 2 aumentou quando se utilizou a perna esquerda para o exercício *Leg Pull* o torque 2 diminuiu.

Figura 8 - Resultados do Torque 2 (plano sagital, eixo médiolateral para a esquerda).



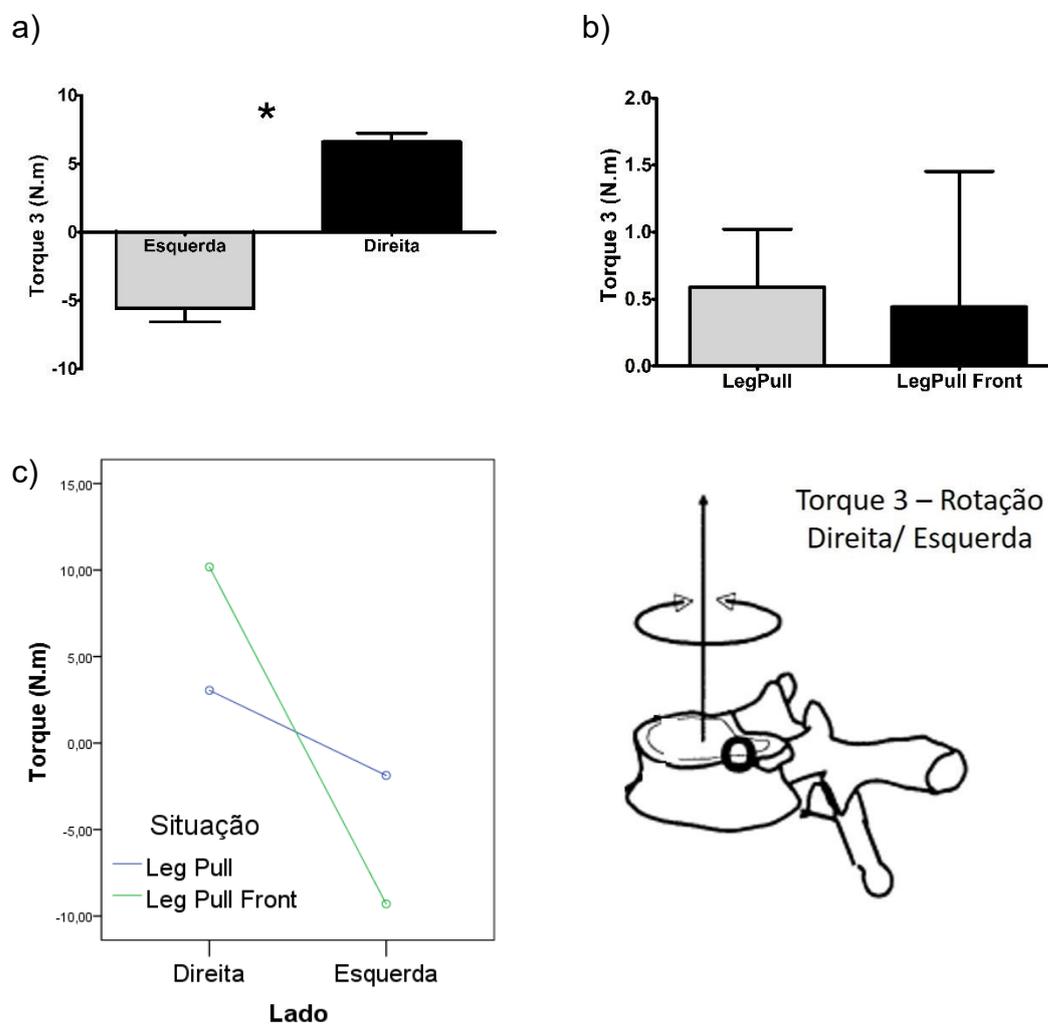
\*Indica diferença significativa  $p < 0.05$

Fonte: O autor.

6.1.4 Torque 3 – Identifica o torque no plano transverso, em torno do eixo longitudinal (caudal-cranial)

Foi observado um efeito significativo do fator lado no torque 3 [ $F(1, 23) = 90.535$   $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 80\%$ ] (Figura 9a). Contudo, o exercício não afeta o torque no plano frontal [ $F(1, 23) = 0.016$   $p = 0.901$ ;  $\eta^2 = 0\%$ ] (Figura 9b). Foi identificada interação entre as situações e os lados [ $F(1, 23) = 49.147$   $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 69\%$ ] (Figura 9c), mostrando que para o exercício *Leg Pull Front* o torque 3 diminuiu quando se utilizou a perna esquerda, enquanto para o exercício *Leg Pull* o torque 3 foi semelhante entre os lados.

Figura 9 - Resultados do Torque 3 (Plano transverso, eixo longitudinal (caudal-cranial))



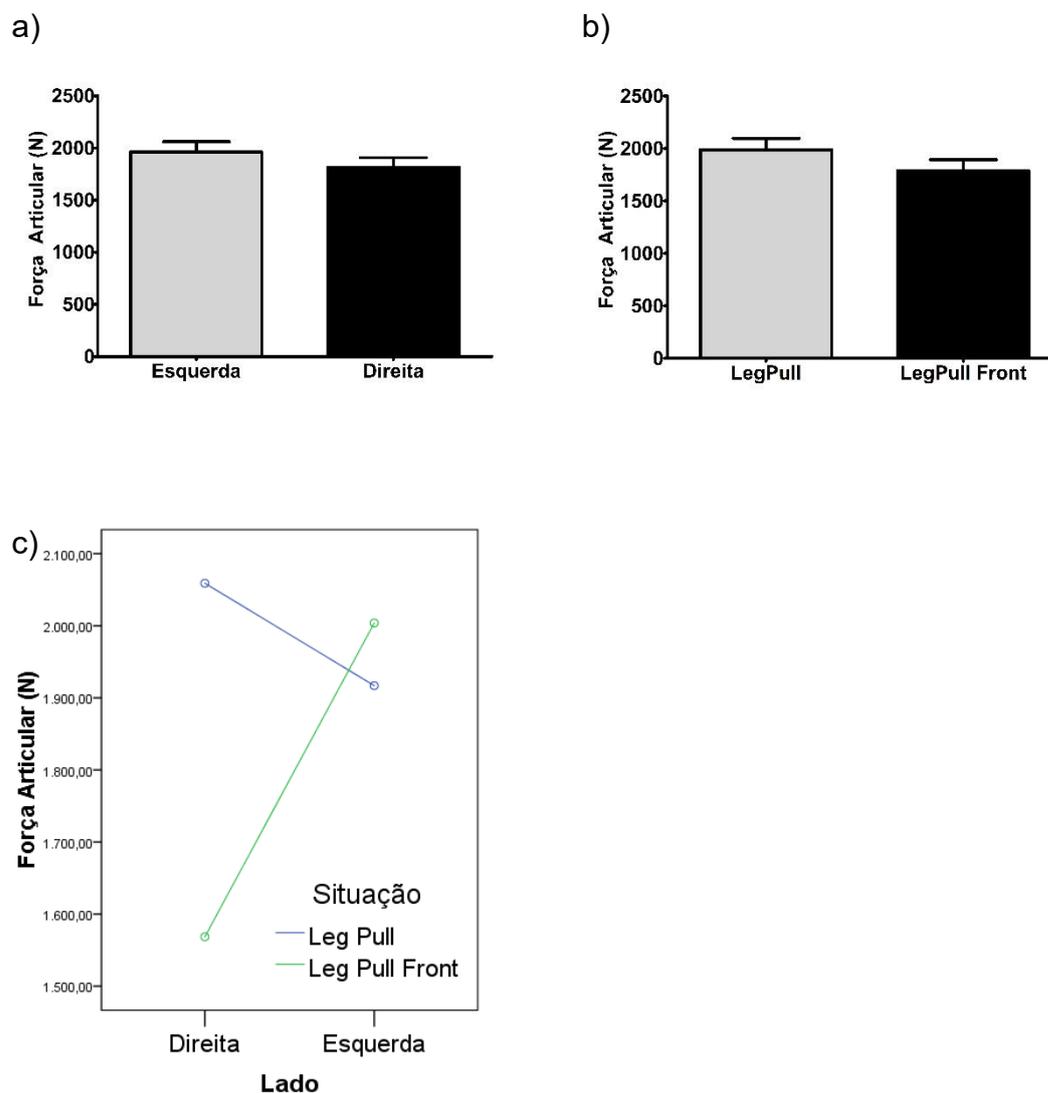
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.1.5 Força Articular

Não foi observado um efeito significativo nem para o fator lado [ $F(1, 23) = 3.702$   $p = 0.67$ ;  $\eta^2 = 14\%$ ] (Figura 10a) nem para o fator exercício [ $F(1, 23) = 3.006$   $p = 0.96$ ;  $\eta^2 = 12\%$ ] (Figura 10b). Contudo, foi identificada interação entre os fatores [ $F(1, 23) = 5.954$   $p = 0.23$ ;  $\eta^2 = 21\%$ ] (Figura 10c), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull Front* a força articular aumentou quando se utilizou a perna esquerda para o exercício *Leg Pull* a força articular diminui quando se utilizou a perna esquerda.

Figura 10 - Resultados da Força Articular



\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

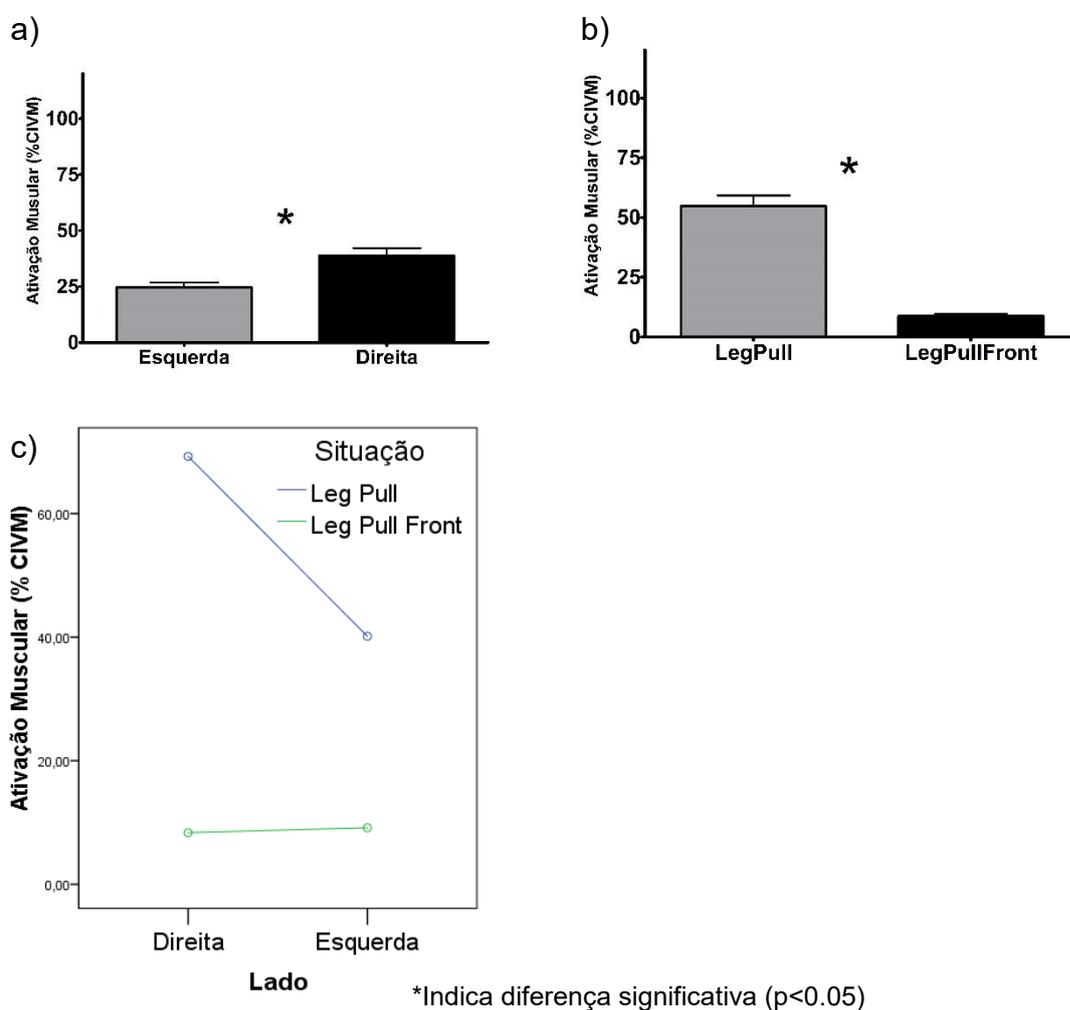
Fonte: o autor.

### 6.2 RESULTADOS DO RECRUTAMENTO ELETROMIOGRÁFICO

### 6.2.1 Longuíssimo Direito

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna direita [F (1, 23) = 26.388  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 53\%$ ] (Figura 11a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 120.380  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 84\%$ ] (Figura 11b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 31.057  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 57\%$ ] (Figura 11c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi semelhante entre os lados para o Leg Pull a ativação foi maior com a perna direita.

Figura 11 - Resultados da ativação do músculo Longuíssimo Direito

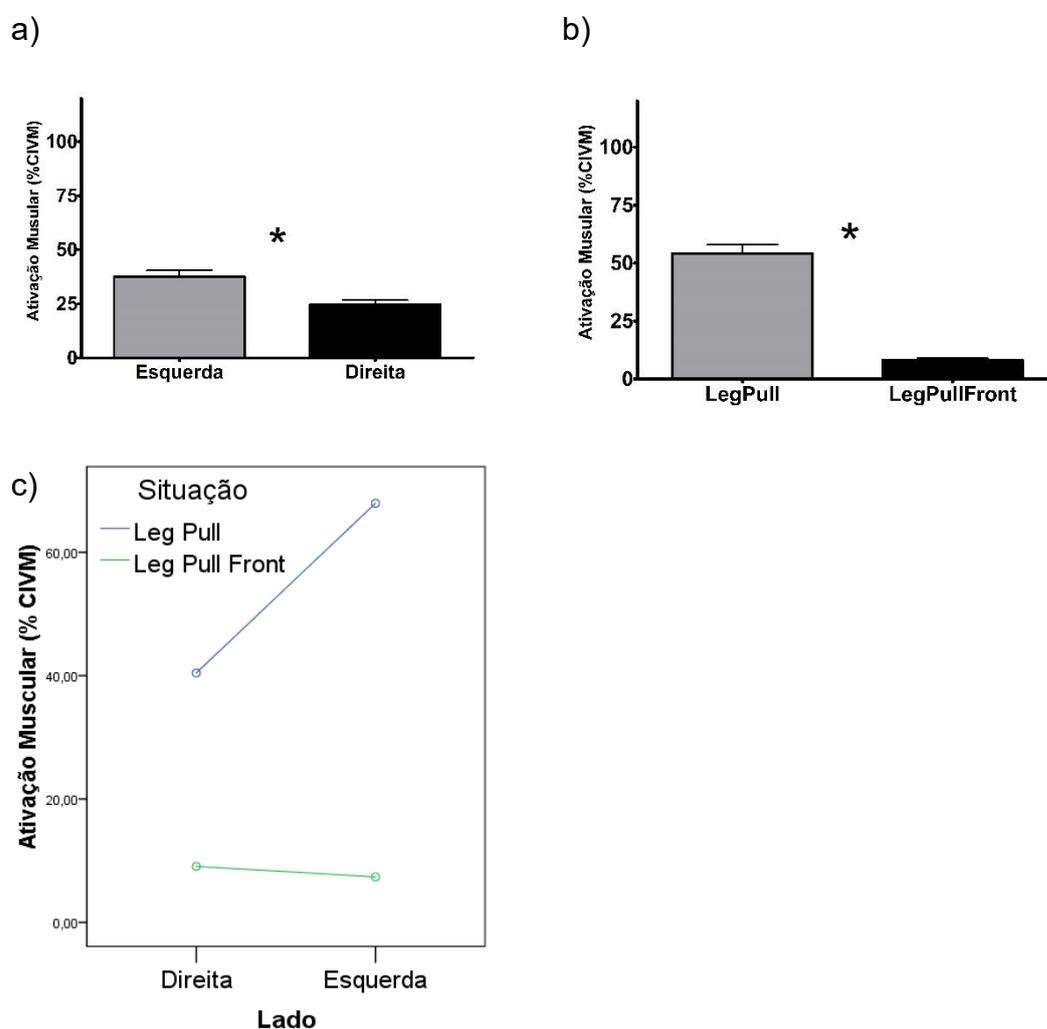


Fonte: O autor.

### 6.2.2 Longuíssimo Esquerdo

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna esquerda [F (1, 23) = 44.125  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 66\%$ ], (Figura 12a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 204.089  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 90\%$ ] (Figura 12b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 52.879  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 70\%$ ] (Figura 12c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi semelhante entre os lados para o Leg Pull a ativação foi maior com a perna esquerda.

Figura 12 - Resultados da ativação do músculo Longuíssimo Esquerdo



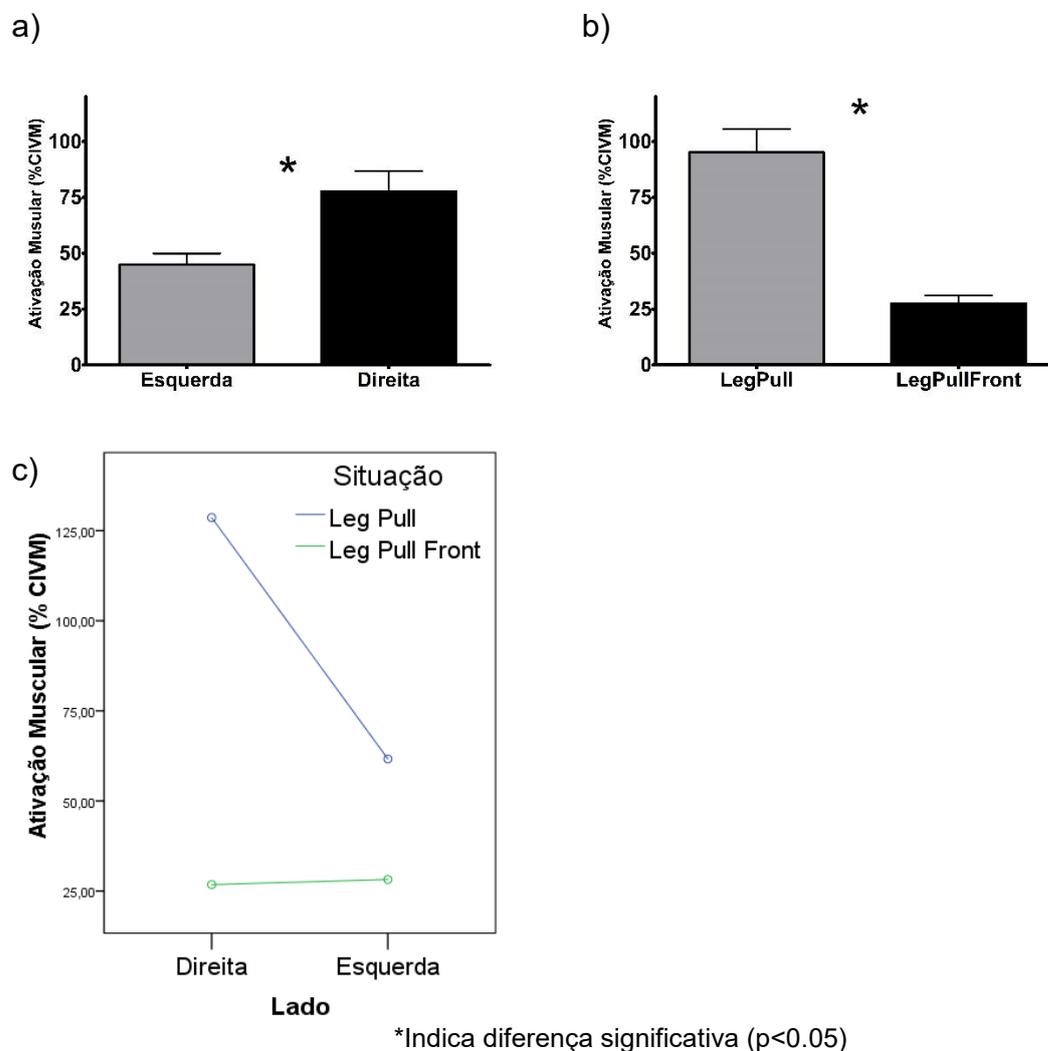
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.2.3 Iliocostal Direito

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna direita [F (1, 23) = 35.502 p<0.001;  $\eta^2=60\%$ ] (Figura 13a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 67.902 p<0.001;  $\eta^2=75\%$ ] (Figura 13b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 26.330 p<0.001;  $\eta^2=54\%$ ] (Figura 13c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi semelhante entre os lados para o Leg Pull a ativação foi maior com a perna direita.

Figura 13 - Resultados da ativação do músculo Iliocostal Direito

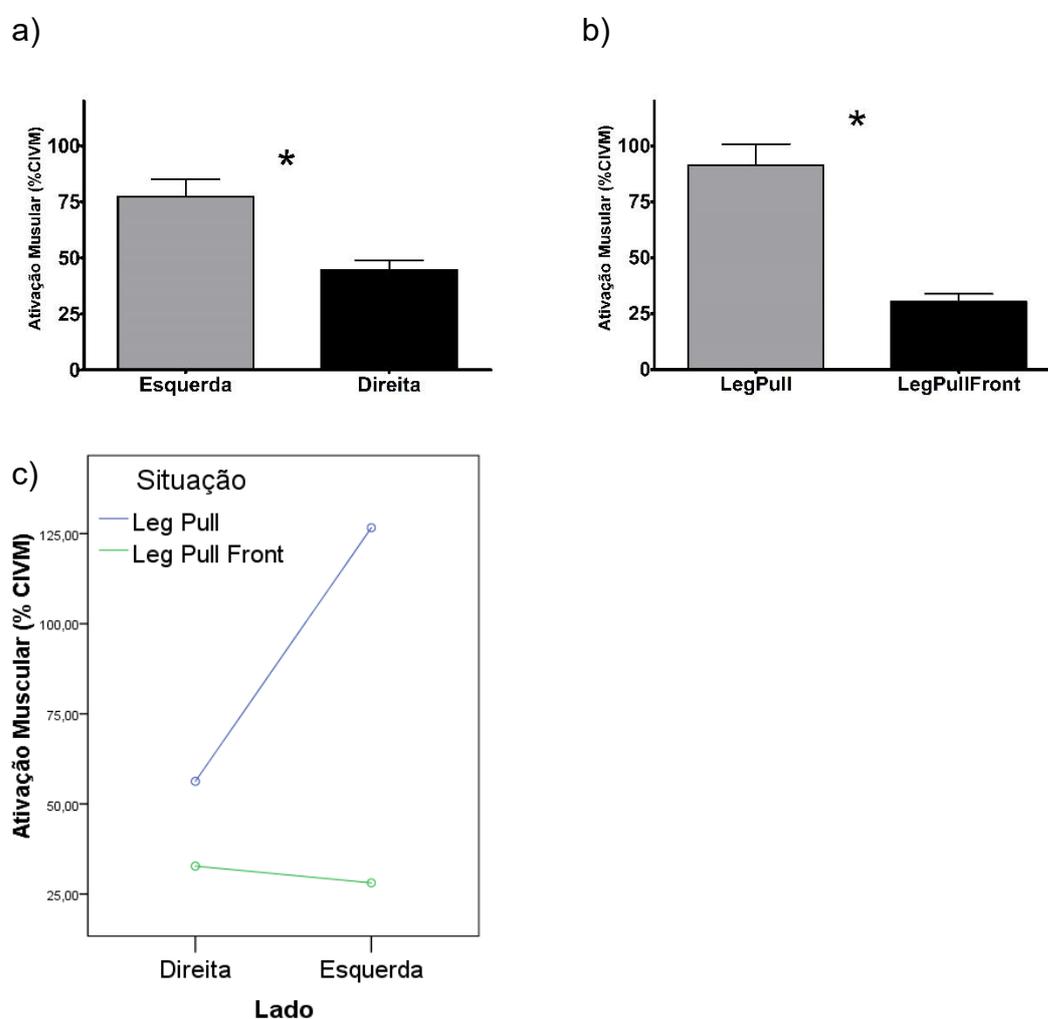


Fonte: O autor.

### 6.2.4 Iliocostal Esquerdo

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna esquerda [F (1, 23) = 68.205  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 75\%$ ], (Figura 14a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 68.252  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 75\%$ ] (Figura 14b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 50.010  $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 68\%$ ] (Figura 14c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi semelhante entre os lados para o Leg Pull a ativação foi maior com a perna esquerda.

Figura 14 - Resultados da ativação do músculo Iliocostal Esquerdo



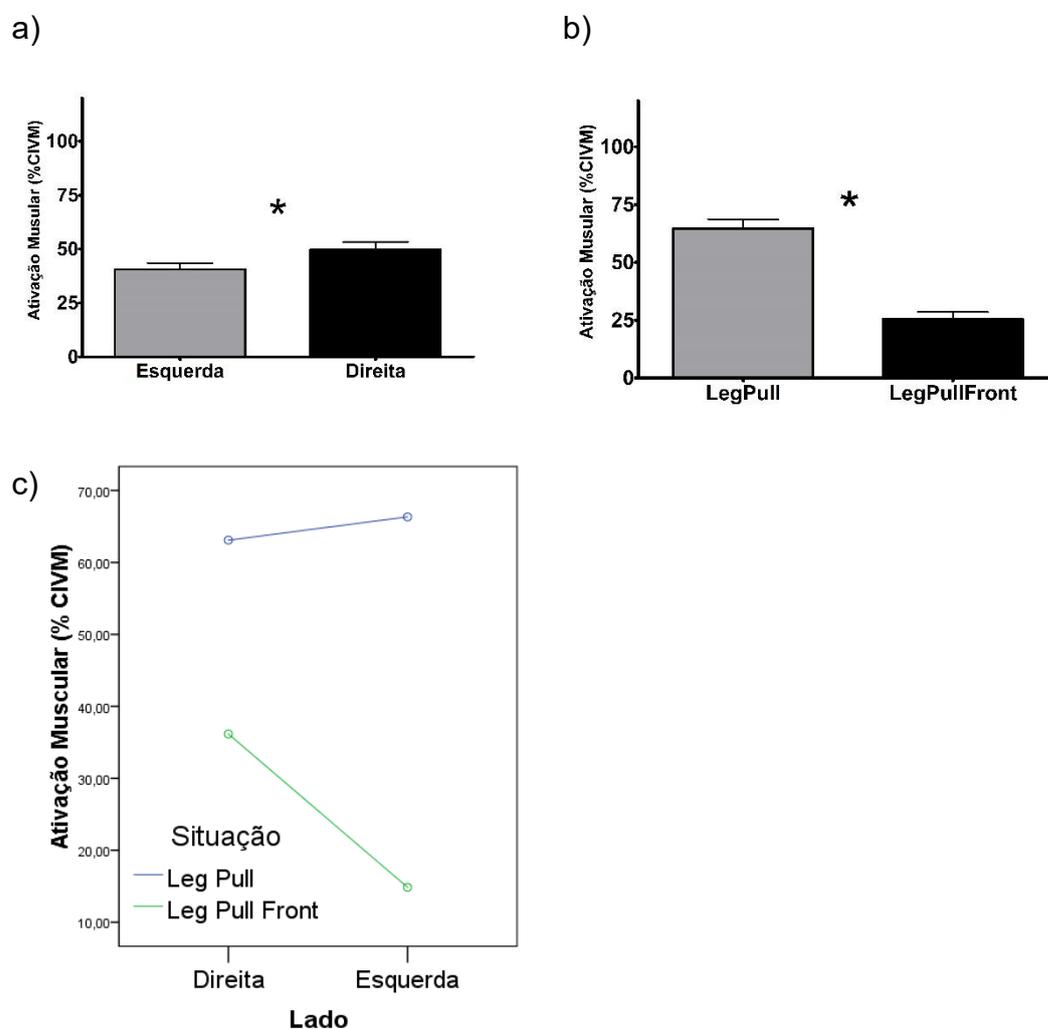
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.2.5 Multífido Direito

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna direita [F (1, 23) = 32.355 p<0.001;  $\eta^2=58\%$ ] (Figura 15a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 211.048 p<0.001;  $\eta^2=90\%$ ] (Figura 15b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 13.332 p=0.001;  $\eta^2=37\%$ ] (Figura 15c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi maior com a perna direita para o Leg Pull a ativação foi semelhante entre os lados.

Figura 15 - Resultados da ativação do músculo Multífido Direito



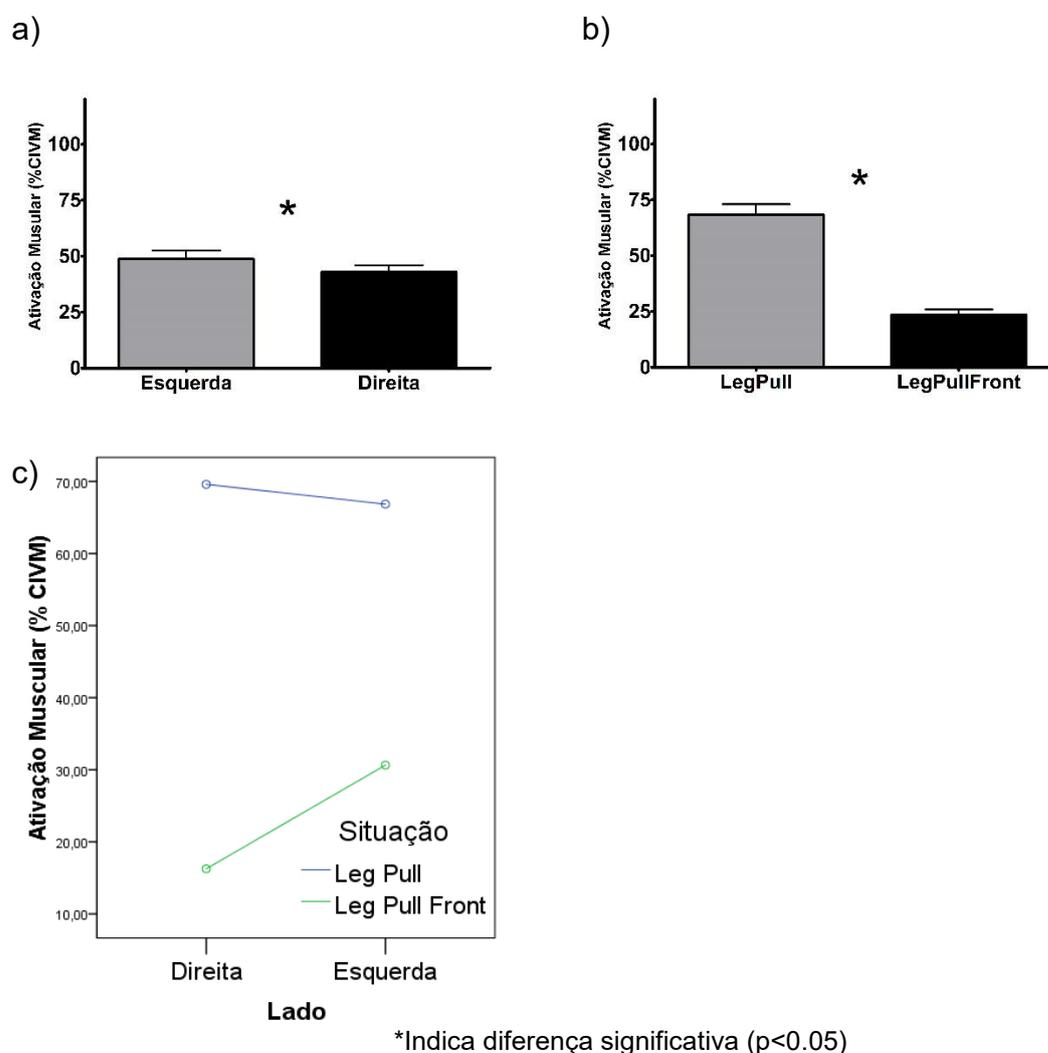
\*Indica diferença significativa (p<0.05)

Fonte: O autor.

### 6.2.6 Multifido Esquerdo

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna esquerda [F (1, 23) = 18.188 p<0.001;  $\eta^2=44\%$ ], (Figura 16a), indiferente do lado a ativação foi maior no Leg Pull [F (1, 23) = 149.410 p<0.001;  $\eta^2=87\%$ ] (Figura 16b). Foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 17.9011 p<0.001;  $\eta^2=44\%$ ] (Figura 16c), mostrando que enquanto para o Leg Pull Front a ativação foi maior com a perna esquerda Leg Pull a ativação foi semelhante entre os lados.

Figura 16 - Resultados da ativação do músculo Multifido Esquerdo

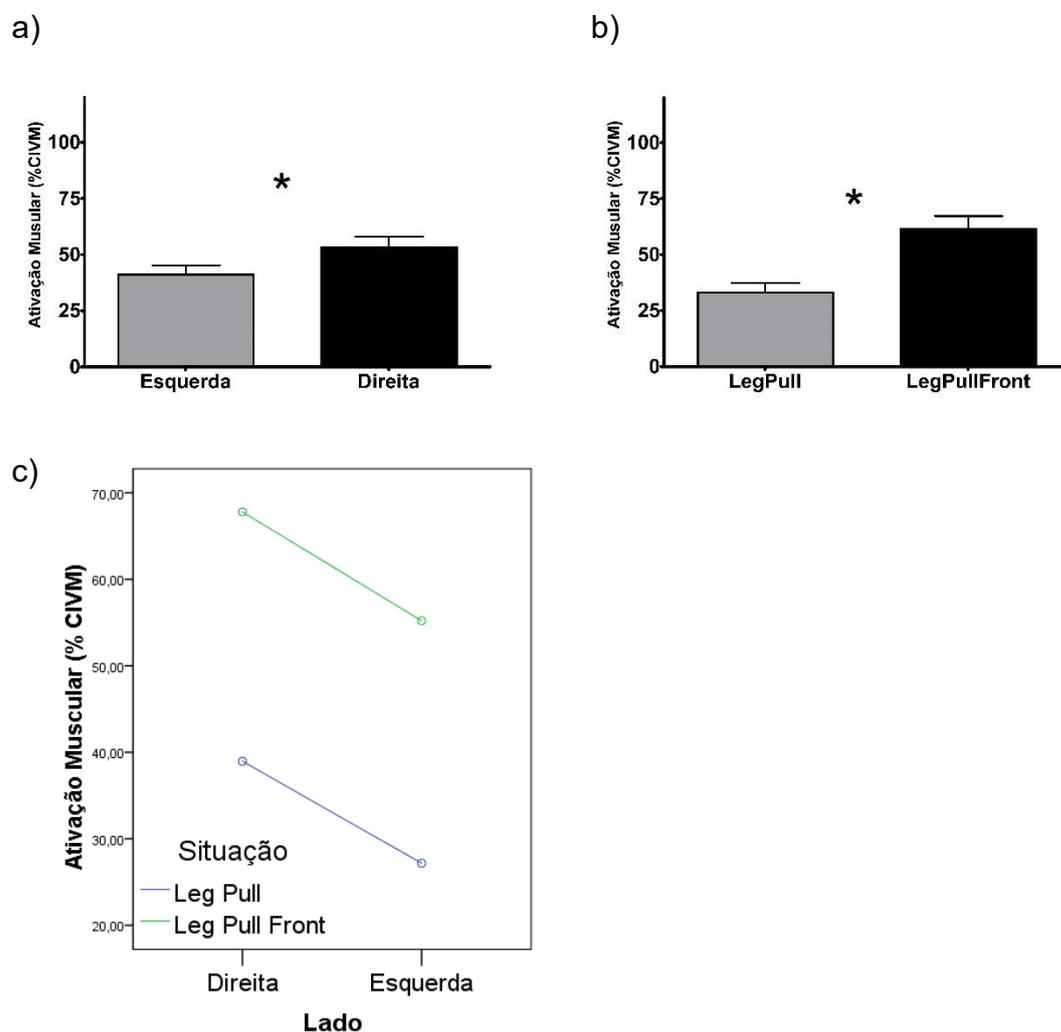


Fonte: O autor.

### 6.2.7 Obliquo Externo Direito

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna direita [F (1, 23) = 16.282 p=0.001;  $\eta^2=41\%$ ], (Figura 17a), indiferente do lado a ativação foi maior no *Leg Pull Front* [F (1, 23) = 25.041 p<0.001;  $\eta^2=52\%$ ] (Figura 17b). Não foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 0.009 p=0.924;  $\eta^2=0\%$ ] (Figura 17c).

Figura 17- Resultados da ativação do músculo Obliquo Externo Direito



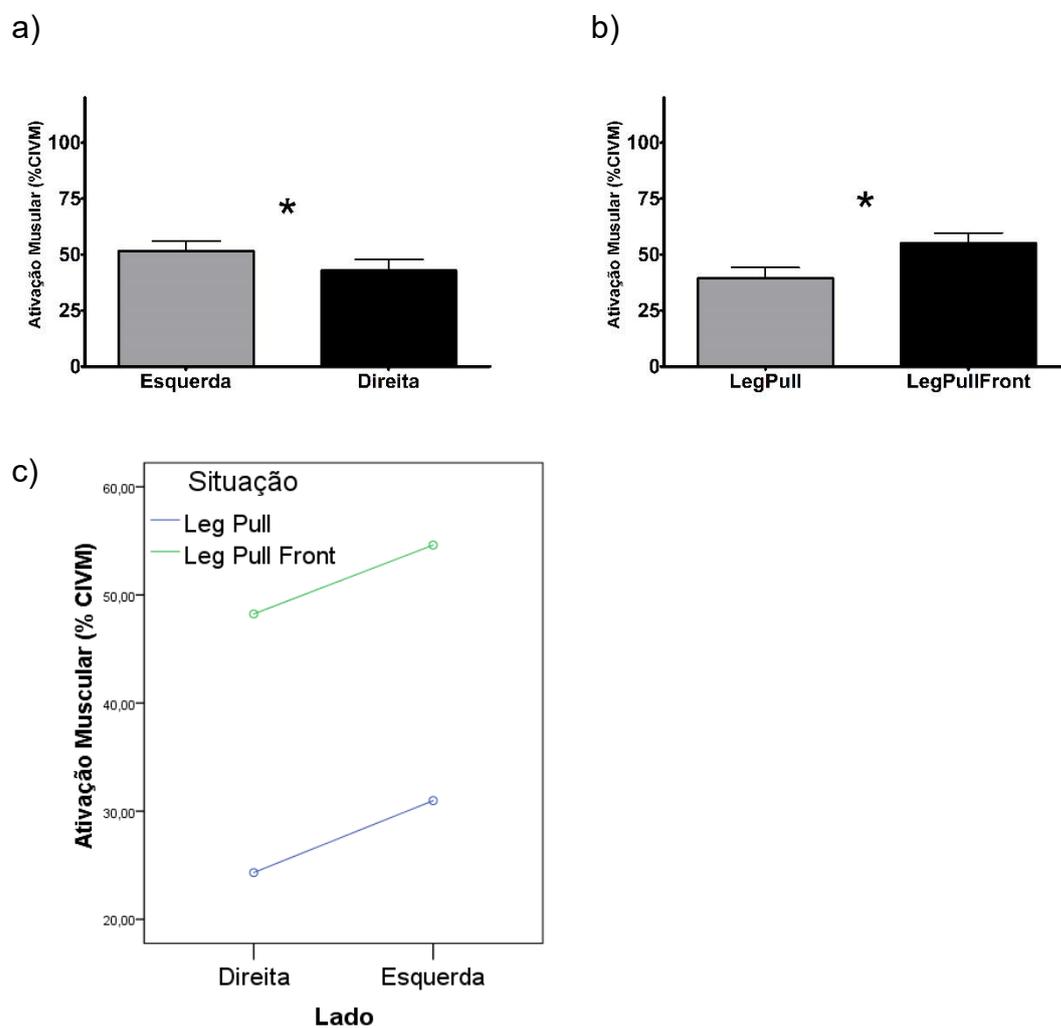
\*Indica diferença significativa (p<0.05)

Fonte: O autor.

### 6.2.8 Obliquo Externo Esquerdo

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna esquerda [F (1, 23) = 5.608 p=0.028;  $\eta^2=21\%$ ], (Figura 18a), indiferente do lado a ativação foi maior no *Leg Pull Front* [F (1, 23) = 23.217 p<0.001;  $\eta^2=52\%$ ] (Figura 18b). Não foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 0.002 p=0.962;  $\eta^2=0\%$ ].

Figura 18 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Externo Esquerdo



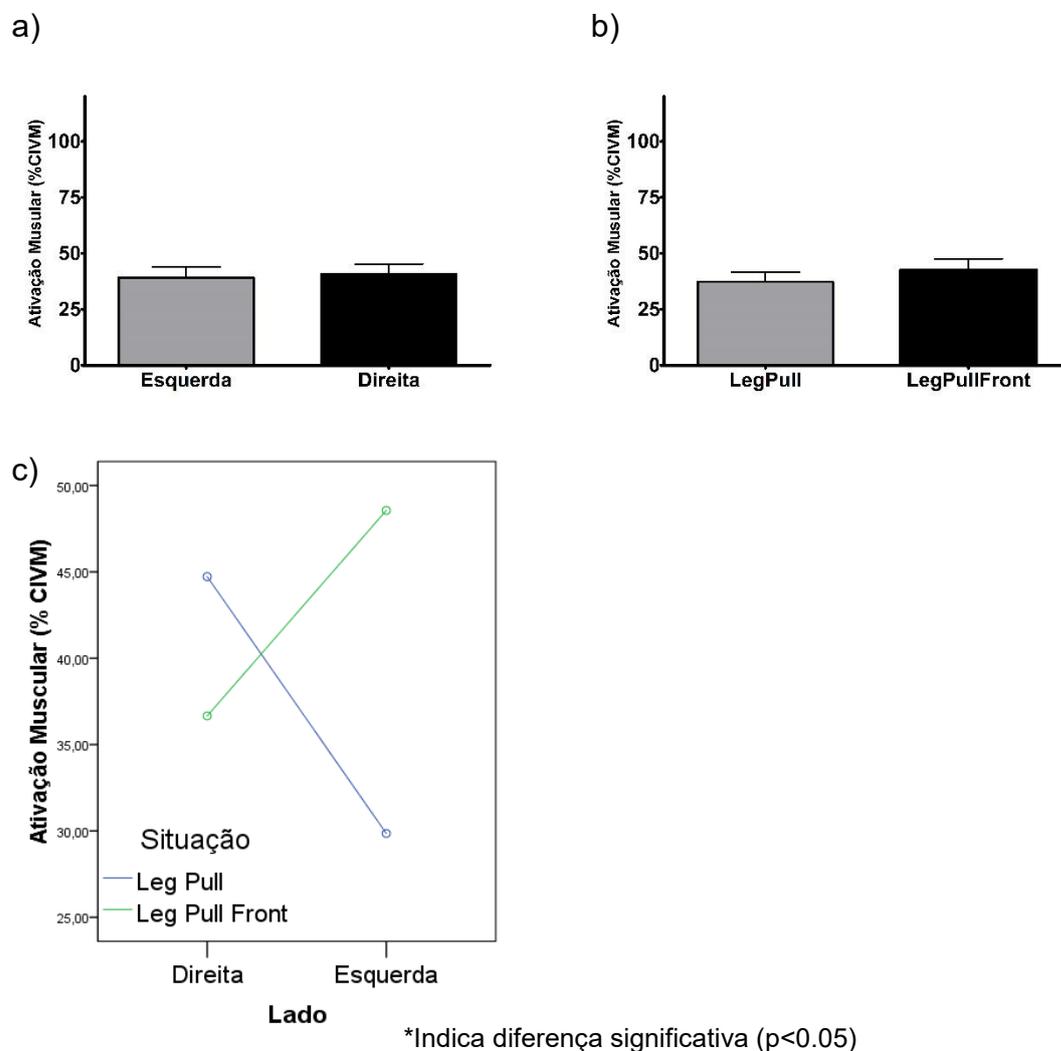
\*Indica diferença significativa (p<0.05)

Fonte: O autor.

## 6.2.9 Obliquo Interno Direito

Não foi observado efeito significativo nem para o fato lado [ $F(1, 23) = 0.421$   $p=0.523$ ;  $\eta^2=02\%$ ] (Figura 19a) nem para o fator exercício [ $F(1, 23) = 4.086$   $p=0.55$ ;  $\eta^2=15\%$ ] (figura 19b). Contudo, identificou-se interação entre os fatores [ $F(1, 23) = 14.144$   $p=0.001$ ;  $\eta^2=39\%$ ] (Figura 19c), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull* a ativação foi maior com a perna direita para o exercício *Leg Pull Front* a ativação foi maior com a perna esquerda.

Figura 19 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Interno Direito

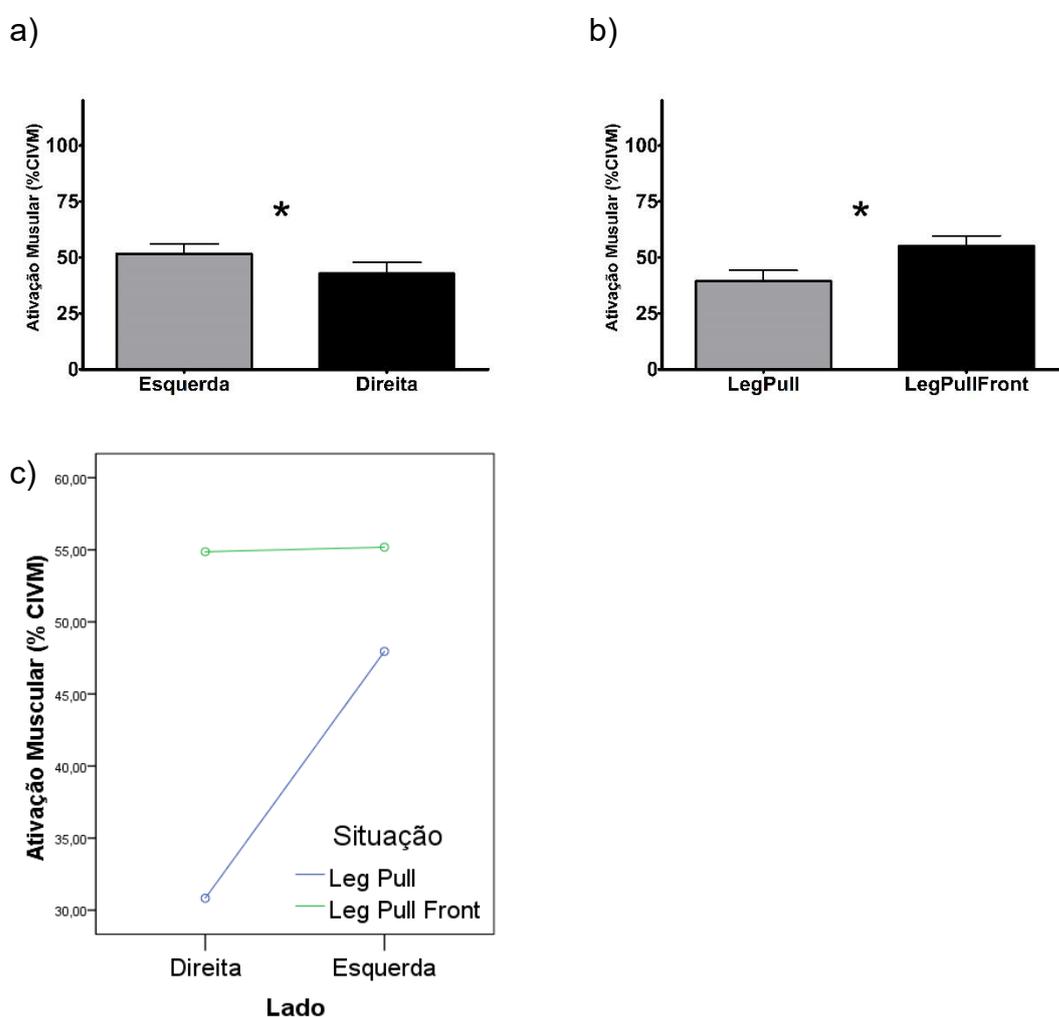


Fonte: O autor.

### 6.2.10 Obliquo Interno Esquerdo

Indiferente do exercício a ativação foi maior quando se utilizou a perna esquerda [F (1, 23) = 6.930 p=0.015;  $\eta^2=23\%$ ], (Figura 20a), indiferente do lado a ativação foi maior no *Leg Pull Front* [F (1, 23) = 23.721 p<0.001;  $\eta^2=51\%$ ] (Figura 20b). Não foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 2.170 p=0.154;  $\eta^2=09\%$ ].

Figura 20 - Resultados da ativação do músculo Obliquo Interno Esquerdo



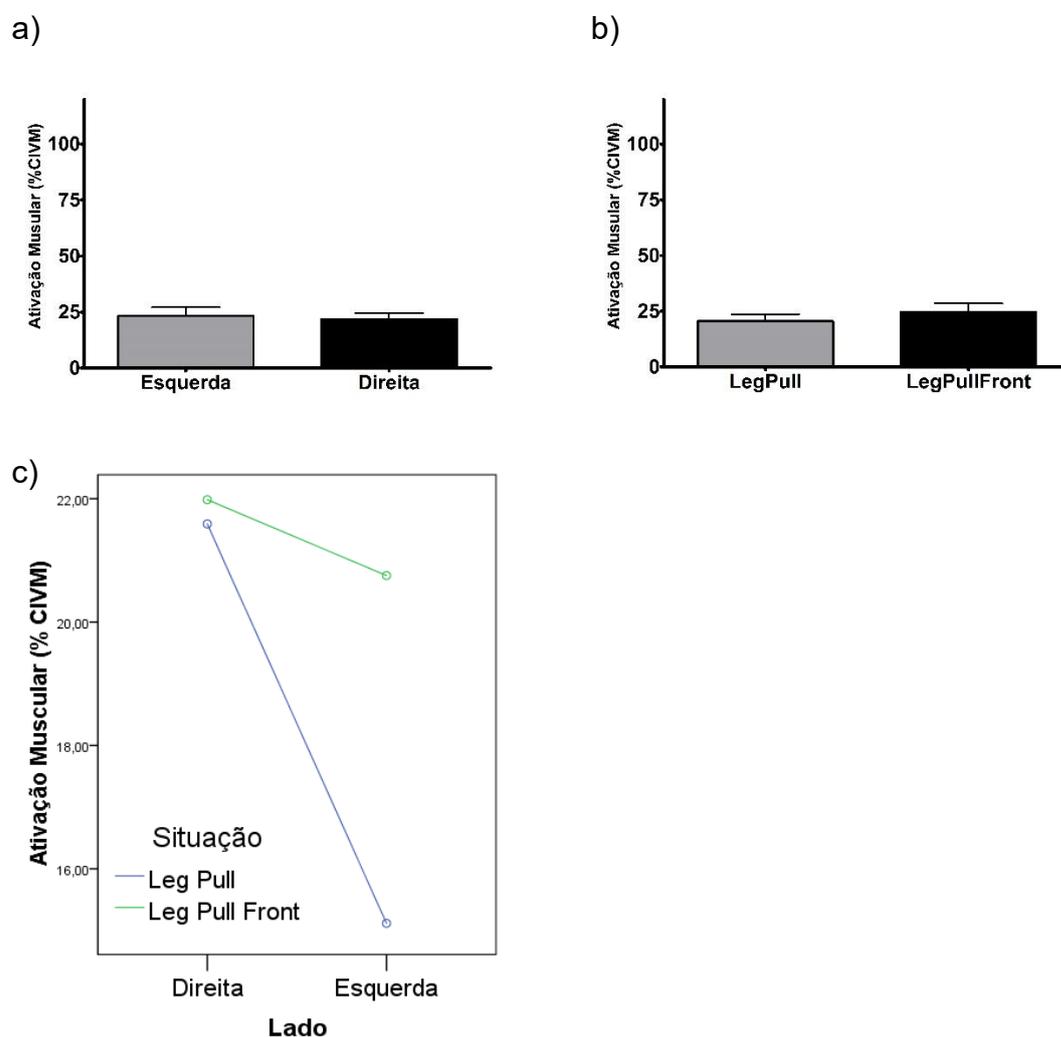
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.2.11 Reto Abdominal Direito

Indiferente do lado [F (1, 23) = 0.223 p=0.641;  $\eta^2=01\%$ ] (Figura 21a) ou do exercício [F (1, 23) = 0.995 p=0.329;  $\eta^2=04\%$ ] (figura 21b) não foi identificada diferença. Assim como não foi identificada interação entre os fatores [F (1, 23) = 1.057 p=0.315;  $\eta^2=04\%$ ].

Figura 21 - Resultados da ativação do músculo Reto Abdominal Direito



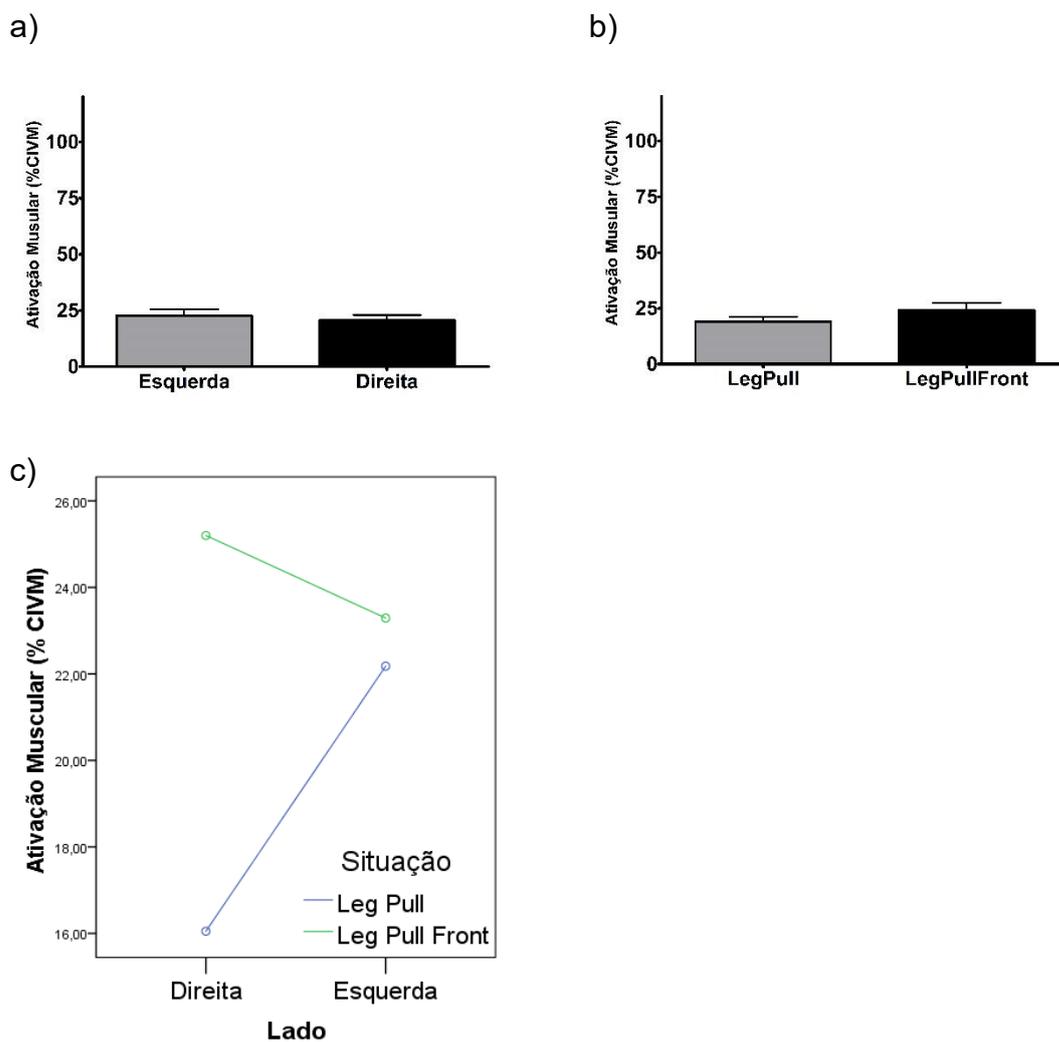
\*Indica diferença significativa ( $p < 0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.2.12 Reto Abdominal Esquerdo

Indiferente do lado [ $F(1, 23) = 0.810$   $p=0.377$ ;  $\eta^2=03\%$ ] (Figura 22a) ou do exercício [ $F(1, 23) = 2.598$   $p=0.121$ ;  $\eta^2=10\%$ ] (figura 22b) não foi identificada diferença. Assim como não foi identificada interação entre os fatores [ $F(1, 23) = 3.508$   $p=0.074$ ;  $\eta^2=13\%$ ].

Figura 22 - Resultados da ativação do músculo Reto Abdominal Esquerdo



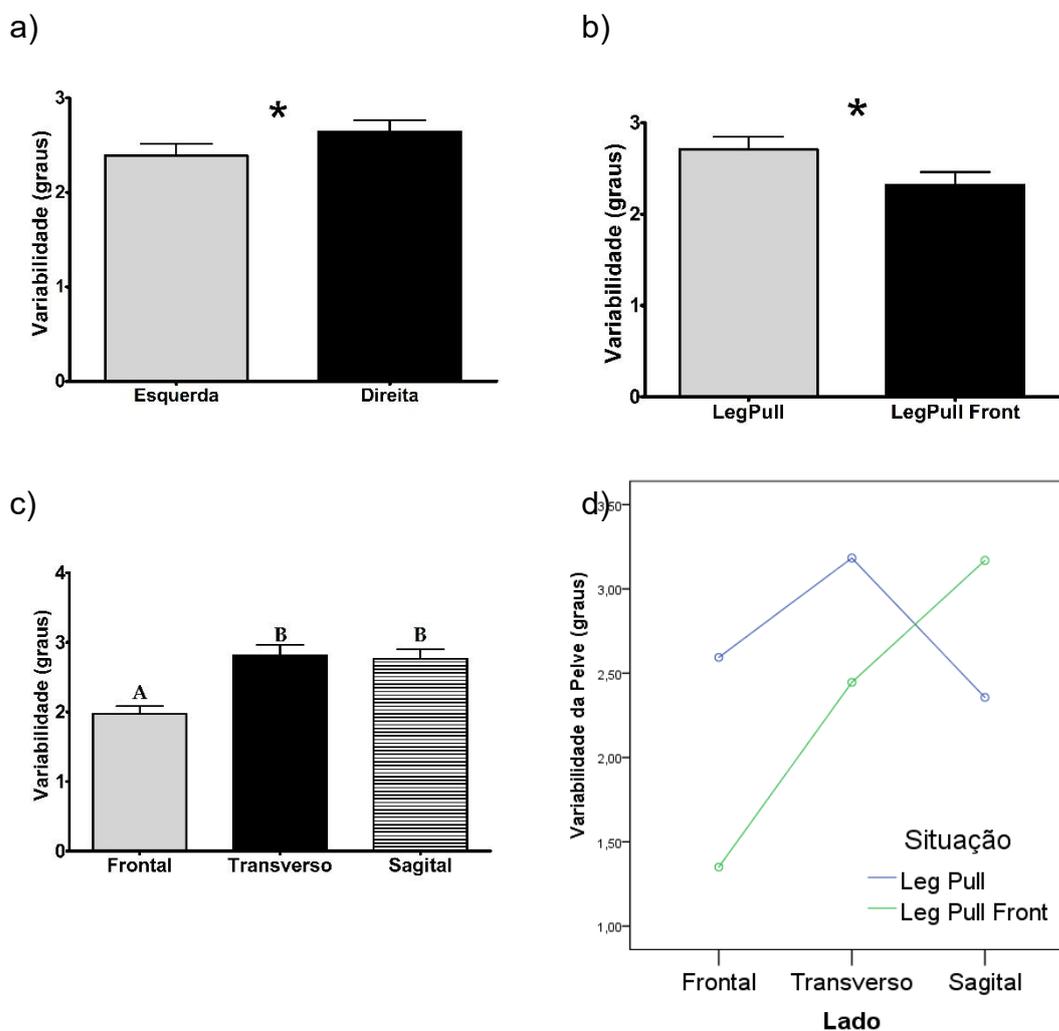
\*Indica diferença significativa ( $p<0.05$ )

Fonte: O autor.

### 6.3 RESULTADOS DA VARIABILIDADE DA PELVE

Indiferente do exercício e do eixo quando o indivíduo utilizou a perna direita observou-se uma maior variabilidade da pelve [F (1, 23) = 10.674; p=0.003;  $\eta^2=32\%$ ] (Figura 23a). Indiferente do lado e do eixo, o exercício *Leg Pull* apresentou uma maior variabilidade [F (1, 23) = 7.302; p=0.013;  $\eta^2=24\%$ ] (Figura 23b). Indiferente do lado e do exercício o plano frontal apresentou uma menor variabilidade que os demais planos [F (1, 23) = 35.908; p<0,001;  $\eta^2=61\%$ ] (Figura 23c). A única interação existente, foi identificada entre o exercício e o plano (Figura 23d), mostrando que enquanto para o exercício *Leg Pull Front* houve uma variabilidade progressiva (do plano frontal, para o transverso e sagital), para o exercício *Leg Pull* a variabilidade no plano transverso foi superior aos demais planos [F (2, 46) = 33.295; p<0,001;  $\eta^2=60\%$ ].

Figura 23 - Variabilidade da pelve



Letras diferentes indicam diferença significativa (p<0,05)  
\*Indica diferença significativa (p<0.05)

Fonte: O autor.

## 7. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi verificar, sob a ótica da biomecânica, quais as diferenças entre os exercícios *Leg Pull* e *Leg Pull Front* do Método Pilates. Para isto foram comparadas as seguintes variáveis: torques musculares e força articular na coluna lombar, atividade eletromiográfica dos músculos superficiais do *Powerhouse* e variabilidade da pelve, entre os lados (exercícios realizados com o membro inferior direito ou esquerdo) e entre os exercícios (*Leg Pull* e *Leg Pull Front*).

No que se refere aos torques musculares obtidos por meio do modelamento para o fator exercício (*Leg Pull* e *Leg Pull Front*) os resultados concordaram com as hipóteses do presente estudo. O torque 1 (em torno do eixo pósterio-anterior) e o torque 3 (em torno do eixo caudal-cranial) não apresentaram diferença entre os exercícios (Figuras 7b e 9b), indicando que ambas as situações geram tendências semelhantes de inclinação e rotação respectivamente. Por sua vez o torque 2 (em torno do eixo médiolateral) apresentou diferença entre os exercícios (Figura 8b), o que representa o esforço muscular para manutenção da posição de isometria do tronco em cada uma das situações. No exercício *Leg Pull* a tendência do tronco em relação a um eixo médiolateral é de flexão, o que precisou ser equilibrado por um torque muscular extensor. Por sua vez, no exercício *Leg Pull Front* a tendência do tronco neste mesmo eixo é de extensão, o qual foi equilibrado por um torque muscular flexor (Figura 8b).

No que lhes concerne, os torques obtidos por meio do modelamento para o fator lado (direita e esquerda) indicaram diferenças para o torque em torno do eixo pósterio-anterior (Figura 7a) e para o torque em torno do eixo caudal-cranial (Figura 9a). Se o exercício for ignorado, quando são realizados movimentos com o membro inferior direito, irá ser gerada uma tendência de rotação e de inclinação do tronco para o mesmo lado do membro inferior que está em movimento, o que exige um torque muscular contrário ao lado do movimento para manter o equilíbrio do sistema. O que foi confirmado pelos dados do presente estudo, uma vez que se observou o torque 1 (em torno do eixo pósterio-

anterior) e o torque 3 (em torno do eixo caudal-cranial) para a direita, quando o movimento foi realizado com o membro inferior esquerdo (Figuras 7a e 9a) e para a esquerda, quando o movimento foi realizado com o membro inferior direito (Figuras 7a e 9a). Para o fator lado não foi observada diferença para o torque 2 (em torno do eixo médiolateral) (Figura 8a).

Os resultados indicaram diferença tanto entre os lados como entre os exercícios para atividade eletromiográfica dos músculos oblíquo interno esquerdo (Figura 20), oblíquo externo direito (Figura 17) e esquerdo (Figura 18), multífido direito (Figura 15) e esquerdo (Figura 16), iliocostal direito (Figura 13) e esquerdo (Figura 14), longuíssimo direito (Figura 11) e esquerdo (Figura 12). Contudo, não foi observada diferença na ativação eletromiográfica para os músculos reto abdominal direito (Figura 21) e esquerdo (Figura 22) nem para o músculo oblíquo interno direito (Figura 19).

As diferenças encontradas na ativação eletromiográfica vão ao encontro da hipótese do presente estudo. Devido às características mecânicas envolvidas nos exercícios era esperado uma maior ativação da musculatura anterior do tronco durante a realização do exercício que apresenta uma maior demanda externa de extensão de tronco (exercício *Leg Pull Front*). Os resultados confirmaram tal expectativa, visto que os músculos oblíquo interno esquerdo, oblíquo externo direito e oblíquo externo esquerdo apresentaram valores percentuais de ativação maior neste exercício (Figuras 20b, 17b e 18b).

Da mesma forma, pôde-se observar um maior percentual de ativação dos músculos posteriores de tronco durante o exercício que apresenta uma maior demanda externa de flexão de tronco (exercício *Leg Pull*). Essa perspectiva foi igualmente confirmada, visto que os músculos longuíssimo direito e esquerdo, iliocostal direito e esquerdo e multífido direito e esquerdo apresentaram uma maior ativação neste exercício (Figuras 11b, 12b, 13b, 14b, 15b e 16b).

Concomitantemente a isto foi observado uma maior magnitude de torque para o exercício *Leg Pull* (Figura 6b). Ao realizar uma análise qualitativa dos resultados de ativação muscular, comparando a musculatura anterior com a posterior do tronco, verifica-se que os músculos posteriores do tronco apresentaram maiores valores percentuais de ativação do que os músculos

anteriores, no exercício *Leg Pull*. Assim, com base nos resultados referentes a magnitude dos torques estimados pelo modelo (Figura 6b), bem como considerando esta análise qualitativa comparativas dos percentuais de ativação muscular, é possível inferir que o exercício *Leg Pull* é mais exigente do que o exercício *Leg Pull Front*.

Os músculos oblíquo externo esquerdo (Figura 18a), oblíquo interno esquerdo (Figura 20a), longuíssimo esquerdo (Figura 12a), lliocostal esquerdo (Figura 14a) e multífido esquerdo (Figura 16a) apresentaram uma maior ativação quando o exercício foi realizado com o membro inferior esquerdo. Pode-se considerar que, durante a movimentação do membro inferior esquerdo, a tendência é uma rotação e inclinação do tronco para a esquerda, para evitar que isto aconteça torna-se necessário que a musculatura do tronco gere rotação e inclinação para a direita equilibrando tal tendência. Resultado este que foi evidenciado pelo modelo, o qual indicou um torque muscular de rotação (Figura 9a) e de inclinação (Figura 7a) para a direita quando movimentado o membro inferior esquerdo.

A partir do apresentado, parece coerente a maior ativação do oblíquo externo esquerdo (Figura 18a) quando movimentado o membro inferior esquerdo uma vez que suas funções cinesiológicas são a rotação contralateral e a inclinação ipsilateral (FLOYD; THOMPSON, 2008). Assim como parece aceitável uma maior ativação dos músculos longuíssimo esquerdo (Figura 12a) e lliocostal esquerdo (Figura 14a) nesta situação, visto que eles, além de realizarem extensão de tronco são flexores laterais ipsilaterais (FLOYD; THOMPSON, 2008).

Estima-se que a ativação do musculo multífido esquerdo (Figura 16a) neste exercício esteja mais relacionada com sua função como estabilizador da coluna do que com seu papel de rotação (FLOYD; THOMPSON, 2008). Contudo, os resultados encontrados para a ativação do músculo oblíquo interno esquerdo (Figura 20a) indicaram uma maior ativação deste músculo quando o exercício foi realizado com o membro inferior esquerdo. Inicialmente, essa maior ativação contraria a ação esperada para este músculo, pois uma de suas funções é fazer rotação ipsilateral e o modelamento indicou um torque muscular de rotação para

a direita quando movimentada a perna esquerda.

Não obstante, com relação ao oblíquo interno, é necessário observar sua interação com o músculo transverso do abdômen, uma vez que a ativação destes músculos não pode ser diferenciada de forma eficiente no local onde foram posicionados os eletrodos (SNIJDERS *et al.*, 1998; MARSHAL, MURPHY, 2004). O transverso do abdômen é um músculo profundo, e sua posição impossibilita a medição isolada de sua ativação por meio da eletromiografia de superfície. Recentes estudos têm avaliado sua ativação juntamente com a ativação do oblíquo interno (LEE *et al.*, 2013; BARBOSA *et al.*, 2015; LEE, CHOI e LEE, 2015).

O transverso do abdômen e o oblíquo interno, além de possuírem inervação comum, possuem também um tendão conjunto em sua inserção na crista púbica (GRAY'S, 2011), o que leva a uma fusão de suas fibras no local onde se coloca os eletrodos de superfície para avaliar a ativação do oblíquo interno (SNIJDERS *et al.*, 1998; MARSHAL, MURPHY, 2004). Ou seja, ao avaliar a ativação muscular na região inferomedial da espinha ilíaca ântero-superior, estamos avaliando a ativação conjunta do transverso do abdômen e do oblíquo interno (MARSHAL E MURPHY, 2003).

Sabe-se ainda que a avaliação eletromiográfica superficial do oblíquo interno prediz a ativação do transverso do abdome, avaliada com eletrodos de inserção (MCGILL, JUKER E KROPF, 1996) e que, mesmo ao avaliar tais músculos de forma individual, com ultrassom, eles agem em conjunto durante a execução de exercícios do Método Pilates (ENDLEMAN; DUNCAN, 2008). Ainda, segundo McGill, Juker e Kropf (1996) a ativação do Transverso do Abdômen pode ser predita pela ativação do Oblíquo interno, aceitando um erro de 15%. Desta forma, pode-se atribuir os resultados encontrados para o oblíquo interno esquerdo no presente estudo a uma maior ativação voluntária do músculo transverso do abdômen, não necessariamente para contrapor a tendência rotacional gerada pelo exercício, uma vez que tal tendência rotacional aparente foi equilibrada pelos demais músculos da região, e sim objetivando uma melhor estabilidade durante a execução do exercício.

Os músculos oblíquo externo direito (Figura 17a), longuíssimo direito

(Figura 11a), Iliocostal direito (Figura 13a) apresentaram uma maior ativação quando o exercício foi realizado com o membro inferior direito. Da mesma forma que o apresentado anteriormente, pode-se considerar que, durante a movimentação do membro inferior direito, a tendência é uma rotação e inclinação do tronco para lado do membro que estiver em movimento, para evitar que isto aconteça torna-se necessário que a musculatura do tronco gere rotação e inclinação para a esquerda equilibrando tal tendência. Resultado este que foi evidenciado pelo modelo, o qual indicou um torque muscular de rotação (Figura 9a) e de inclinação (Figura 7a) para a esquerda quando movimentado o membro inferior direito. Baseado nisto, parece coerente a maior ativação do obliquo externo direito (Figura 17a) neste exercício uma vez que suas funções cinesiológicas são rotação contralateral e a flexão lateral ipsilateral (FLOYD; THOMPSON, 2008), assim como parece aceitável uma maior ativação dos músculos longuíssimo direito (Figura 11a) e Iliocostal direito (Figura 13a) neste exercício, visto que eles, além de realizarem extensão de tronco são flexores laterais ipsilaterais. Novamente, a maior ativação do musculo multifido direito (Figura 15a) nesse exercício parece estar mais relacionada com seu papel como estabilizador da coluna do que com a rotação.

A não identificação de uma diferença significativa para o músculo reto abdominal (Figuras 21 e 22) pode ser explicada pela função cinesiológica deste músculo. Uma vez que ambos os exercícios são considerados exercícios de estabilização central, ou seja, exercícios em que o executante é desafiado a manter uma posição de tronco enquanto realiza movimento de esqueleto apendicular, e que a estabilidade/ manutenção de uma determinada posição em indivíduos saudáveis é feita, predominantemente, por músculos profundos (SILVEIRA et al., 2018), as características do musculo reto abdominal o tornam um importante flexor de tronco, contudo, seu papel na estabilidade da região é pequeno.

Ao comparar a variabilidade da pelve nos três planos de movimento observou-se uma menor variabilidade para o plano frontal em relação aos outros planos (Figura 23c). Este resultado parece concordar com o que se esperava empiricamente, uma vez que ao realizar os movimentos avaliados os indivíduos não relatam uma dificuldade relativa a manutenção da pelve no plano frontal.

Além disto, os torques musculares de inclinação encontrados no presente estudo foram os que apresentaram magnitudes mais baixas (Figura 7), indicando que efetivamente os movimentos avaliados não impuseram um desafio expressivo neste plano.

Não foi identificada diferença na variabilidade da pelve entre os planos transversos e sagital (Figura 23c), o que, de certa forma foi inesperado, visto que empiricamente a maior dificuldade dos praticantes durante a execução destes movimentos parece ser no plano sagital e que a magnitude do torque de flexo-extensão (Figura 8) foi maior do que a magnitude do torque de rotação (Figura 9). Contudo, se pensarmos na ação muscular envolvida para a realização destes movimentos, parece coerente que a variabilidade da pelve seja mais expressiva tanto para o plano transversos como para o plano sagital pois durante a execução de ambos os exercícios a movimentação do membro inferior aumenta a tendência rotacional no plano transversos e isto reflete em uma maior dificuldade na manutenção da pelve neste plano.

Ao analisarmos a variabilidade da pelve para o fator lado observou-se uma maior variabilidade quando os indivíduos realizaram os exercícios com o membro inferior direito (Figura 23a). Embora não possamos afirmar a dominância dos membros inferiores dos indivíduos deste estudo, visto que esta avaliação não foi realizada, é plausível assumirmos que a maioria dos participantes apresentavam dominância do membro inferior direito. Estima-se que uma eventual assimetria de força entre os membros possa justificar este resultado. Se considerarmos que normalmente o membro dominante é mais forte, nas situações em que este foi utilizado como apoio a manutenção da pelve pode ser feita com maior facilidade.

Por sua vez, ao analisarmos a variabilidade da pelve entre os exercícios (Figura 23b) observou-se uma maior variabilidade durante a execução do *Leg Pull* o que concorda com a hipótese do presente estudo. Considerando que a magnitude do torque também foi maior para este exercício (Figura 6b) e que pode ser considerado um indicativo de que este exercício é mais exigente. Quanto mais exigente for o exercício, maior será a necessidade de ação muscular para a manutenção da posição do tronco e conseqüentemente da

pelve. Além disto, ao pensarmos na morfologia da articulação coxofemoral, podemos assumir que a amplitude de movimento da articulação coxofemoral é maior no movimento de flexão do que no movimento de extensão. Considerando que o exercício *Leg Pull* apresenta uma maior amplitude de movimento do membro inferior, além de exigir uma magnitude maior de torque muscular (Figura 6b) para a manutenção da posição de tronco e conseqüente apresentar percentuais médios maiores de ativação muscular parece coerente a maior variabilidade da pelve neste exercício encontrada no presente estudo.

Não foram identificadas diferenças na magnitude da força articular (Figura 10), mas vale ressaltar que, segundo o resultado apresentado pelo modelamento, em nenhuma das situações a força articular passou de 2.000 N. Mesmo considerando que os valores de força articular obtidos no presente estudo podem estar levemente superestimados, visto que o modelo utiliza como base para calcular a força articular o torque muscular e desconsidera as estruturas passivas que podem gerar torque na região tais como: ligamentos, tendões, tecidos moles ou mesmo as víceras. As magnitudes de força articular encontradas no presente estudo sugerem que estes exercícios dificilmente poderiam levar a uma sobrecarga articular. Segundo Kurtz e Edidin (2006) a capacidade de resistir a forças compressivas pelas vertebrae lombares pode chegar a aproximadamente 8000 N em indivíduos saudáveis. O que confirma que tanto o *Leg Pull* como o *Leg Pull Front* são exercícios que podem sim ser utilizados de forma a treinar de forma segura a região do *Powerhouse*.

## 8. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Com base nos resultados do presente estudo, sugere-se que o movimento *Leg Pull Front* seja utilizado quando se objetive um maior desenvolvimento da musculatura abdominal, sendo este um exercício que apresenta uma maior ativação da musculatura e aparente não apresenta níveis de força articular lesivas as estruturas passivas da região lombar. Sugere-se também a utilização deste exercício quando se trabalha a estabilidade da região lombo-sacra e pélvica, principalmente em estágios iniciais de tratamento ou treinamento físico considerando que o exercício gera instabilidades menores do que *Leg Pull*.

Recomenda-se ainda a utilização do exercício *Leg Pull* quando se objetive um maior desenvolvimento da musculatura posterior do tronco, visto que este exercício apresentou uma maior ativação da musculatura posterior. Recomenda-se sua utilização em um estágio intermediário ou ainda avançado do processo de reabilitação ou de treinamento físico, visto que, segundo a magnitude de torque identificada no presente estudo o *Leg Pull* é um exercício que demanda uma maior exigência do indivíduo. Além disto, sugere-se sua utilização em programas de exercício voltados para o desenvolvimento da estabilidade pélvica em especial no plano transversal e sagital, visto a maior dificuldade de manutenção da pelve durante sua execução. Vale ressaltar que este exercício, embora apresente uma maior magnitude de torque e um aparente maior percentual de ativação muscular não apresentou magnitudes de força articular lesivas as estruturas passivas.

## REFERÊNCIAS

ALLARD, P.; BLANCHI, J.P.; AÏSSAOUI. Bases of Three-Dimensional Reconstruction.

AMADIO, A. C. Características Metodológicas da Biomecânica aplicadas à análise do movimento humano. In: BARBANTI, V. et al. (orgs). *Esporte e Atividade Física: Interação entre rendimento e qualidade de vida*. São Paulo: Manole, 2002. p. 27-49.

ANDRADE, Letícia Souza et al. Application of Pilates principles increases paraspinal muscle activation. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, [s. l.], v. 19, n. 1, p. 62–66, 2015.

ARAÚJO, Maria Erivânia Alves De et al. Reduction of the chronic pain associated to the scoliosis non structural, in university students submitted to the Pilates method. *Motriz: Revista de Educação Física*, [s. l.], v. 16, n. 4, p. 958–966, 2010.

B.C., Queiroz et al. Muscle Activation During Four Pilates Core Stability Exercises in Quadruped Position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, B.C. Queiroz, Department of Physical Therapy, Speech and Occupational Therapy, School of Medicine, University of Sao Paulo, São Paulo, Brazil, v. 91, n. 1, p. 86–92, 2010.

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.

BARBOSA, Alexandre Wesley Carvalho et al. The Pilates breathing technique increases the electromyographic amplitude level of the deep abdominal muscles in untrained people. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, [s. l.], v. 19, n. 1, p. 57–61, 2015. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2014.05.011>

BASMAJIAN, John V.; DE LUCA, C. J. *Muscles alive*. 1985.

BEACH, Tyson A. C. et al. Physical fitness improvements and occupational low-back loading - an exercise intervention study with firefighters. *Ergonomics*,

England, v. 57, n. 5, p. 744–763, 2014.

CALLAGHAN, J. P.; MCGILL, S. M. Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), England, v. 16, n. 1, p. 28–37, 2001.

CARVALHO BARBOSA, Alexandre Wesley et al. Immediate electromyographic changes of the biceps brachii and upper rectus abdominis muscles due to the Pilates centring technique. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, [s. l.], v. 17, n. 3, p. 385–390, 2013.

CLARK, Stephanie; HORTON, Richard. Low back pain: a major global challenge. *The Lancet*, [s. l.], v. 6736, n. 18, p. 30725, 2018. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736\(18\)30725-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(18)30725-6)

CORREIA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. Eletromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações Cinesiológicas. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 1993. p. 100.

COULOMBE, Brian J. et al. Core Stability Exercise Versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *Journal of Athletic Training*, [s. l.], v. 52, n. 1, p. 71–72, 2017.

D.D., Werba et al. Electrical Activity of Powerhouse Muscles During the Teaser Exercise of Pilates Using Different Types of Apparatus. Perceptual and motor skills, [s. l.], v. 124, n. 2, p. 452–461, 2017.

DUARTE, Marcos et al. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

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, Rafael F. et al. Core Muscle Activation During Swiss Ball and Traditional Abdominal Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical*

Therapy, [s. l.], v. 40, n. 5, p. 265–276, 2010. Disponível em: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3073>>. Acesso em: 22 maio. 2018.

Fernández MT, Martín MJ, Caravaca MAS, Pérez AMF, Rodrigo JR, Gutiérrez CV. The Pilates method and cardiorespiratory adaptation to training. *Res Sports Med.* 2016 Jul-Sep;24(3):281-6. A., Fayh et al. Pilates instruction affects stability and muscle recruitment during the long stretch exercise. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, G.A. Brodt, Rua Francisco Getúlio Vargas, 1130, CEP 95070-560, Caxias do Sul, Brazil, 2017.

FLOYD, R. T.; THOMPSON, Clem W. Manual de cinesiología estructural. [s.l.] : Editorial Paidotribo, 2008.

G., Paz et al. Muscle activity of the erector spinae during Pilates isometric exercises on and off Swiss Ball. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, [s. l.], v. 54, n. 5, p. 575–580, 2014.

G.A., Brodt et al. An instrumented footbar for evaluating external forces in Pilates. *Journal of Applied Biomechanics*, G.A. Brodt, Physical Education School, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil, v. 30, n. 3, p. 483–490, 2014.

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

HALEY, Joe. Anthropometry and mass distribution for human analogues. volume 1. military male aviators. Aerospace Medical Research Lab Wright-Patterson ..., [s. l.], n. 88, p. 33–38, 1988.

Hay, J. G. *The Biomechanics Of Sport Techniques*. 4. New Jersey: Prentice Hall, 1993. 528

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

HUISKES, R. Mathematical Modeling of the Knee. In: FINERMAN, G.; NOYES, F. R. (Ed.). *Biology and Biomechanics of the Traumatized Synovial Joint: The*

Knee as a Model Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons 1992. p. 419-439.

IMAI, Atsushi et al. Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, [s. l.], v. 40, n. 6, p. 369–375, 2010. Disponível em: <<http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3211>>. Acesso em: 22 maio. 2018.

J.E., Muscolino; S., Cipriani. Pilates and the “powerhouse” - I. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, J.E. Muscolino, Redding, CT 06896, United States, v. 8, n. 1, p. 15–24, 2004.

J.F., Loss et al. Electrical activity of external oblique and multifidus muscles during the hip flexion-extension exercise performed in the Cadillac with different adjustments of springs and individual positions. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, M. O. Melo, Curso de Educação Física, Centro de Ciências da Saúde, Universidade de Caxias do Sul (UCS), 112-apto 302, CEP 90012-312, Porto Alegre, RS, Brazil, v. 14, n. 6, p. 510–517, 2010.

J.M., Dias et al. Comparison of the electromyographic activity of the anterior trunk during the execution of two Pilates exercises - teaser and longspine - for healthy people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, J.R. Cardoso, Universidade Estadual de Londrina, Laboratory of Biomechanics and Clinical Epidemiology, PAIFIT Research Group, 60. Londrina 86038-440, PR, Brazil, v. 24, n. 5, p. 689–697, 2014.

J.S., Petrofsky et al. Muscle use during exercise: A comparison of conventional weight equipment to pilates with and without a resistive exercise device. *Journal of Applied Research*, [s. l.], v. 5, n. 1, p. 160–173, 2005.

KANG, Yeoun-Seung et al. Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. *Journal of rehabilitation research and development*, United States, v. 50, n. 8, p. 1129–1138, 2013.

Konrad, Peter. *The ABC of EMG – a practical introduction to kinesiological electromyography*. Noraxon Inc, USA, 2006.

L., Chiavegato et al. Effectiveness of pilates on functionality, respiratory muscle

strength and exercise capacity in hospitalized chronic renal patients: Randomized controlled trial. *European Respiratory Journal*, L. Chiavegato, Master's and Doctoral Programs in Physical Therapy, Universidade Cidade De São Paulo-UNICID, São Paulo, Brazil, v. 44, 2014.

Lafond, D., A. Champagne, M. Descarreaux, J.-D. Dubois, J. M. Prado and M. Duarte (2009). "Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain." *Gait & Posture* 29(3): 421-427.

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.

Lemos, T., L. A. Imbiriba, C. D. Vargas and T. M. Vieira (2015). "Modulation of tibialis anterior muscle activity changes with upright stance width." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25(1): 168-174.

M.D.O., Menacho et al. The electromyographic activity of the multifidus muscles during the execution of two pilates exercises - Swan dive and breast stroke - For healthy people. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, J.R. Cardoso, Laboratory of Biomechanics and Clinical Epidemiology, PAIFIT Research Group, Universidade Estadual de Londrina, Londrina - PR 86038-440, Brazil, v. 36, n. 5, p. 319–326, 2013.

M.O., Melo et al. Assessment of resistance torque and resultant muscular force during pilates hip extension exercise and its implications to prescription and

progression. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, M. O. Melo, CEP 90010-312, Porto Alegre, RS, Brazil, v. 15, n. 1, p. 23–30, 2011.

MACHADO, Carolina Neis et al. Analysis of lower limb force in foot work exercise of Pilates. *Fisioterapia em Movimento*, [s. l.], v. 29, n. 4, p. 575–669, 2016.

MARCHETTI, Paulo Henrique; DUARTE, Marcos. *Instrumentação em eletromiografia*. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2006.

MARSHALL, Paul W.; MURPHY, Bernadette A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, [s. l.], v. 86, n. 2, p. 242–249, 2005.

MAZLOUM, Vahid et al. Randomized clinical trial The effects of selective Pilates versus extension-based exercises on rehabilitation of low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2017.

MCGILL, S. M. The mechanics of torso flexion: situps and standing dynamic flexion manoeuvres. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, [s. l.], v. 10, n. 4, p. 184–192, 1995.

MCGILL, S. M.; KAVCIC, N. S.; HARVEY, E. Sitting on a chair or an exercise ball: various perspectives to guide decision making. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, England, v. 21, n. 4, p. 353–360, 2006.

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, Stuart M.; KARPOWICZ, Amy. Exercises for Spine Stabilization: Motion/Motor Patterns, Stability Progressions, and Clinical Technique. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, [s. l.], v. 90, n. 1, p. 118–126, 2009.

MCGILL, Stuart M.; MARSHALL, Leigh; ANDERSEN, Jordan. Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. *Ergonomics*, England, v. 56, n. 2, p. 293–302, 2013.

MENACHO, Maryela O. et al. Electromyographic effect of mat pilates exercise on

the back muscle activity of healthy adult females. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, [s. l.], v. 33, n. 9, p. 672–678, 2010.

MERLETTI, Roberto; PARKER, Philip A.; PARKER, Philip J. (Ed.). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons, 2004.

MIN LIM, Kyung; JUNG, Jinhwa; SHIM, Sunhwa. The effect of bilateral trainings on upper extremities muscle activation on level of motor function in stroke patients. *The Journal of Physical Therapy Science*, [s. l.], v. 28, n. 12, p. 3427–3431, 2016.

MOON, Ji-Hyun et al. Comparison of deep and superficial abdominal muscle activity between experienced Pilates and resistance exercise instructors and controls during stabilization exercise. *Journal of Exercise Rehabilitation*, [s. l.], v. 11, n. 3, p. 161–168, 2015. Disponível em: <http://e-jer.org/journal/view.php?number=2013600194> Movement, Human Kinetics, 19-40, 1995.

N.R., Marques et al. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, M. Gonçalves, Department of Physical Education, Bioscience Institute, São Paulo State University, CEP 13506-900, Rio Claro, SP, Brazil, v. 17, n. 2, p. 185–191, 2013.

Nabinger, E. (2006). *Análise Dinamométrica Tridimensional da Pedalada de Ciclistas*, Tese de Doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFRGS, Porto Alegre.

NESSER, Thomas W. et al. The Relationship Between Core Stability and Performance in Division I Football Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, [s. l.], v. 22, n. 6, p. 1750–1754, 2008.

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

PANDY, M. G.; ANDRIACCHI, T. P. Muscle and joint function in human locomotion. 12: 401-433 p. 2010.

PARK, Won Man; KIM, Kyungsoo; KIM, Yoon Hyuk. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Computers in biology and medicine*, United States, v. 43, n. 9, p. 1234–1240, 2013.

PILATES, J. H.; MILLER, W. J. *Complete Writings of Joseph H. Pilates - The authorized editions* Philadelphia: BainBridge Books Philadelphia:, , 2000.

POWELL, M. J. D. THE CONVERGENCE OF VARIABLE METRIC METHODS FOR NONLINEARLY CONSTRAINED OPTIMIZATION CALCULATIONS BT - *Nonlinear Programming 3*. In: [s.l.] : Academic Press, 1978. p. 27–63.

R.M., Silva et al. Exercise in lysosomal diseases. *Molecular Genetics and Metabolism*, R.M. Silva, Centro De Referência Em Erros Inatos Do Metabolismo (CREIM), Universidade Federal De São Paulo (Unifesp), Brazil, v. 114, n. 2, p. S106, 2015.

ROHLMANN, Antonius et al. Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method. *Journal of biomechanics*, United States, v. 39, n. 13, p. 2484–2490, 2006.

ROSSI, Denise Martineli et al. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, [s. l.], v. 18, n. 1, p. 34–41, 2014.

SACCO, Isabel C. N. et al. Electromyographic assessment of trunk and shoulder muscles during a Pilates pull-up exercise. *Motriz. Revista de Educacao Fisica*, [s. l.], v. 20, n. 2, p. 206–212, 2014.

SHIPPEN, James. *Biomechanics of Bodies (BoB)* MathWorks, 2016.

SHIPPEN, James; MAY, Barbara. A kinematic approach to calculating ground reaction forces in dance. *Journal of dance medicine & science*, [s. l.], v. 16, p. 39, 2012.

SHIPPEN, James; MAY, Barbara. BoB – biomechanics in MATLAB. *Proceedings of 11th International Conference Biomdlore 2016*, [s. l.], p. 11–13, 2016.

SHIRI, Rahman et al. Exercise for the Prevention of Low Back Pain: Systematic Review and Meta-Analysis of Controlled Trials. *American Journal of Epidemiology*, [s. l.], p. 1–28, 2017.

SILVA, Mariana Felipe et al. A comparative analysis of the electrical activity of the abdominal muscles during traditional and Pilates-based exercises under two conditions. *Rev. bras. cineantropom. desempenho hum*, [s. l.], v. 15, n. May, p. 296–304, 2013. a.

SILVA, Patricia et al. Effect of pilot hole on biomechanical and in vivo pedicle screw-bone interface. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, Germany*, v. 22, n. 8, p. 1829–1836, 2013. b.

SILVA, Y. O. et al. Analysis of the external resistance and electromyographic activity of hip extension performed according to the pilates method | Análise da resistência externa e da atividade eletromiográfica do movimento de extensão de quadril realizado segundo o método p. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, [s. l.], v. 13, n. 1, 2009.

SILVEIRA, Aline Prieto de Barros et al. Efeito imediato de uma sessão de treinamento do método Pilates sobre o padrão de cocontração dos músculos estabilizadores do tronco em indivíduos com e sem dor lombar crônica inespecífica. *Fisioterapia e Pesquisa*, [s. l.], v. 25, n. 2, p. 173–181, 2018.

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.

VAUGHAN, Christopher L.; DAVIS, Brian L.; O'CONNOR, Jeremy C. *Gait Analysis Laboratory: An Interactive Book & Software Package*. Human Kinetics Publishers, 1992.

WILLARDSON, Jeffrey M. *Core Stability Training: Applications to Sports Conditioning Programs*. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, [s.

I.], v. 21, n. 3, p. 979, 2007.

Winter, D. A., A. E. Patla, M. Ishac and W. H. Gage (2003). "Motor mechanisms of balance during quiet standing." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13(1): 49-56.

WINTER, D.A. *Biomechanics and Motor Control of human movement*. Wiley, New York, 2009.

ZATSIORSKY, Vladimir M. *Kinetics of human motion*. [s.l.] : Human Kinetics, 2002.

**APENDICE**

## 1) Ficha de anamnese utilizada no estudo

Código: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_  
Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Doenças Pregressas:

Cardiovasculares:

Osteomioarticulares:

Neurológicas:

Contraindicação médica para prática de exercícios: ( ) Sim ( ) Não

Gestação: ( ) Sim ( ) Não Tipo de parto: ( ) Normal ( ) Cesárea

Possui formação no Método Pilates: ( ) Sim ( ) Não

Qual: \_\_\_\_\_ Carga Horária: \_\_\_\_\_

Qual: \_\_\_\_\_ Carga Horária: \_\_\_\_\_

Tempo de prática:

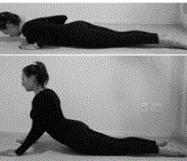
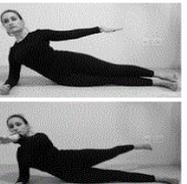
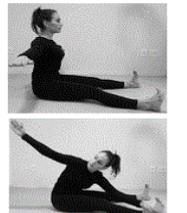
Frequência de prática:

Atualizações no método: ( ) Sim ( ) Não

Observações: \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

## ANEXO

## 1) Planilha avaliativa do MANIPilates

Exercícios do MAT PILATES níveis do nível AVANÇADO)	Critérios a serem observados (Assinalar <u>SOMENTE</u> quando o avaliado <u>executar corretamente</u> o critério) Cada critério = 1 ponto	Pontuação obtida
<p><i>The Hundred</i></p> 	<p>Sustenta a cabeça em flexão? ( )</p> <p>Mobiliza a coluna torácica em flexão? ( )</p> <p>Mantém a organização da cintura escapular sem elevação de ombros? ( )</p> <p>Movimenta os membros superiores em sincronia com a respiração? ( )</p> <p>Mantém o quadril em flexão a 45° ou menos, com os joelhos estendidos? ( )</p> <p>Mantém a pelve na posição neutra (sem anteversão ou retroversão)? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 7 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>
<p><i>Roll Up</i></p> 	<p>Mobiliza a coluna vertebral em sequenciamento? ( )</p> <p>Mantém os joelhos estendidos e em contato com o solo durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém os braços estendidos ao lado da cabeça e paralelos ao solo durante a fase final de flexão do tronco? ( )</p> <p>Mantém a organização da cintura escapular sem elevação de ombros? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 5 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>
<p><i>Swan I</i></p> 	<p>Mobiliza toda a coluna vertebral em extensão? ( )</p> <p>Alinha (significa que não hiper estende ou hiper flexiona) a cabeça durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém a organização da cintura escapular sem elevação de ombros? ( )</p> <p>Realiza a extensão completa dos cotovelos? ( )</p> <p>Mantém os membros inferiores aduzidos? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 6 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>
<p><i>Side kick (Front-Back)</i></p> 	<p>Mantém a estabilização lombo-pélvica durante a dissociação de membros superior e inferior? ( )</p> <p>Mantém o membro superior e inferior estendidos durante as suas dissociações? ( )</p> <p>Mantém a cabeça alinhada com a coluna vertebral estabilizada durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém o antebraço apoiado sobre o solo durante o movimento? ( )</p> <p>Movimenta alternadamente e sincronizadamente o membro superior e inferior? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 6 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>
<p><i>Scw</i></p> 	<p>Mobiliza a coluna vertebral em rotação de tronco e/ou torção? ( )</p> <p>Mantém a extensão de joelhos durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém o alongamento axial da coluna vertebral? ( )</p> <p>Mantém ambos os isquios apoiados sobre o solo durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 5 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>
<p><i>Push Up</i></p> 	<p>Mobiliza a coluna vertebral em flexão mantendo os joelhos estendidos? ( )</p> <p>Estabiliza a coluna vertebral durante o movimento de flexão e extensão de cotovelos? ( )</p> <p>Mantém a extensão de joelhos durante o movimento de retorno ou de "V" invertido? ( )</p> <p>Mantém o alongamento axial da coluna vertebral? ( )</p> <p>Alinha a cabeça durante o movimento? ( )</p> <p>Mantém a organização da cintura escapular sem elevação de ombros? ( )</p> <p>Flexiona os cotovelos a 90° ou mais quando o corpo fica paralelo ao solo, mantendo-os junto ao tronco? ( )</p> <p>Mantém a musculatura abdominal contraída sem o abaulamento do Reto Abdominal? ( )</p>	<p>Pontuação máxima = 8 Pontuação mínima = 0</p> <p>Pontuação obtida =.....</p>

Pontuação Final do aluno:

Pontuação Final (PF) =  $\frac{\sum \text{total de pontos}}{6}$ 

Nível Básico: pontuação classificatória entre 0 e 3,0  
 Nível Intermediário: pontuação classificatória entre 3,1 e 5  
 Nível Avançado: pontuação classificatória entre 5,1 e 6,1