



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS - RIO CLARO



---

## DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Lucas Caetano Carlos

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS DO CORE EM PRATICANTES DE  
DIFERENTES MODALIDADES DE TREINAMENTO**

**Rio Claro  
2016**

A large, decorative graphic in the bottom right corner of the page. It consists of a light blue background with a network of white lines forming a complex, interconnected geometric pattern of triangles and polygons.

**Lucas Caetano Carlos**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS DO CORE EM PRATICANTES DE  
DIFERENTES MODALIDADES DE TREINAMENTO**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como requisito para a obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

**Orientador:** Prof. Dr. Adalgiso C Cardozo

**Rio Claro  
2016**

**Lucas Caetano Carlos**

**ANÁLISE BIOMECÂNICA DOS MÚSCULOS DO CORE EM PRATICANTES DE  
DIFERENTES MODALIDADES DE TREINAMENTO**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como requisito para a obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

**Orientador:** Prof. Dr. Adalgiso C Cardozo

COMISSÃO EXAMINADORA:

---

Prof. Dr. Ulysses Fernandes Ervilha  
Escola de Artes, Ciências e Humanidades Universidade de São Paulo

---

Prof. Dra. Camila Coelho Grecco  
Departamento de Educação Física  
Universidade Estadual Paulista- Rio Claro-SP

**Rio Claro, SP \_04\_ de \_maio\_ de 2016**

796.022 Carlos, Lucas Caetano  
C284a Análise biomecânica dos músculos do core em praticantes  
de diferentes modalidades de treinamento / Lucas Caetano  
Carlos. - Rio Claro, 2016  
65 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista,  
Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Adalgiso Coscrato Cardozo  
Coorientador: Mauro Gonçalves

1. Cinesiologia. 2. Estabilidade. 3. Pilates. 4. Crossfit. I.  
Título.

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho à minha família, Eraldo Luis Carlos, Nilva Célia de Freitas Caetano Carlos, Laryssa Sakayanagi Teixeira e Luna Teixeira Carlos, que foram e sempre serão meus grandes exemplos para a vida, esse trabalho só foi possível pelo apoio de vocês durante todo o processo. Obrigado por tudo, amo vocês.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao meu orientador, Prof. Dr. Adalgiso Coscrato Cardozo, que acreditou no meu trabalho desde de o princípio. Me ensinou coisas mais importantes do que simplesmente a correção de um artigo ou estatística. Soube das maneiras mais simples como uma liberdade em um estágio docência, despertar um lado eu mim que desconhecia, e principalmente pelo tratamento de igual para igual, com muita humildade, possibilitando uma troca de conhecimentos e liberdade para questionar que serei sempre grato. Obrigado pelos seus ensinamentos, tanto de cunho acadêmico como pessoal que possibilitaram meu desenvolvimento em uma das áreas mais complexas e apaixonantes da Educação Física.

Ao meu coorientador Prof. Dr. Mauro Gonçalves, pelo apoio na elaboração do projeto. Mais do que isso, pela oportunidade de trabalhar ao seu lado em seu Laboratório e a liberdade de poder participar e auxiliar na disciplina de Biomecânica que foram pontos muito importantes para o meu crescimento profissional e pessoal.

Aos companheiros de laboratório/amigos, Giovana, Marina, Renata, Léo, Caio, André, Marcio e Pedro, que de inúmeras maneiras fizeram parte desse trabalho, mas principalmente pela amizade que sempre proporcionava conversas e risadas que deram o empurrãozinho para seguir em frente.

A minha futura esposa Laryssa, pelo incentivo e exemplo diário de crescimento, e principalmente apoio incondicional durante pesquisas, pilotos, coletas, análises e elaboração. Participação completa de minha voluntária número 1, te amo para sempre.

Ao Prof. Dr. Ulysses e a Prof. Dr. Camila, por aceitaram participar tanto da elaboração desse projeto na qualificação, contribuindo consideravelmente nas decisões futuras, como no resultado final que é essa dissertação, muito obrigado.

## ΕΠΙΓΡΑΦΕ

ALL OUR **DREAMS** CAN COME TRUE IF WE  
HAVE THE COURAGE TO PURSEU THEM.

WALT DISNEY

## RESUMO

O Colégio Americano de Ciências do Esporte, descreve a importância do treinamento do core para melhorar a estabilidade da coluna e prevenir lesões. Alguns exercícios são utilizados visando uma maior ativação desses músculos a fim de obter tais benefícios. No entanto pouco se encontra na literatura sobre os efeitos crônicos de diferentes práticas corporais focadas nesse grupamento muscular. Portanto, essa dissertação teve como objetivo analisar parâmetros biomecânicos relacionados aos músculos do core em indivíduos com experiência em diferentes tipos de treinamentos. As coletas foram realizadas em 32 participantes do sexo feminino com idade entre 18 e 30 anos, e pelo menos 6 meses de experiência nas modalidades Crossfit (GCF), Pilates (GP) e Musculação (M). O grupo controle foi composto por sedentárias (GS). As participantes realizaram dois experimentos: O primeiro consistiu em testes de funcionalidade (FMS e *Squat test*), flexibilidade (Banco de Wells) e resistência (Sorensen e prancha Lateral) para os músculos do tronco. Já o segundo, em avaliações no dinamômetro isocinético, sendo os testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) para flexão e extensão do tronco, a fim de obter valores para normalização e Taxa de desenvolvimento de torque (TDT), manutenção de força e senso de força e senso de posição, juntamente com a eletromiografia (EMG) dos músculos (Reto do abdômen, oblíquo interno/transverso do abdômen, oblíquo externo, longuíssimo do tórax e multifído). Resultados: Para o teste de resistência, o GP obteve desempenho superior para os testes de Sorensen e Prancha lateral em relação ao GS, enquanto o GCF apresentou desempenho melhor que o grupo controle apenas em Prancha lateral. No teste FMS, os grupos que realizavam algum treinamento estão com valores dentro da normalidade, apenas GS encontra-se abaixo do recomendado, já para o *Squat test* o GM e GCF apresentaram valores significativamente maiores quando comparados ao GS. Valores de flexibilidade para o GP, GM e GCF foram superiores ao Sedentário. No segundo experimento, o GCF foi significativamente superior a todos os grupos na maioria dos valores de TDT. Para os dados eletromiográficos, destacamos a cocontração, onde encontramos um aumento significativo da ativação do Oblíquo interno/transverso do abdômen em situação de fadiga, no GP, diferente dos demais grupos. Todas as medidas proprioceptivas não apresentaram diferenças significante entre os grupos. Discussão: Podemos observar que as principais diferenças foram em favor das práticas específicas para o core, sendo o GP que apresentou a melhor resistência dos extensores e flexores, bem como a capacidade de cocontrair em situações de fadiga, algo usualmente instruído durante as sessões de treinamento. Já o GCF, apresenta valores superiores para resistência dos flexores e uma capacidade superior na TDT, tanto para flexão quanto extensão da coluna, específico de exercícios balísticos realizados na modalidade. Conclusão: Ambas as práticas específicas apresentam resultados iguais ou superiores a práticas não específicas, destacando a resistência e a capacidade de cocontração no Pilates e a resistência e a taxa de desenvolvimento de torque para o Crossfit.

**PALAVRAS CHAVE:** Estabilidade.Core. Pilates. Crossfit

## ABSTRACT

The American College of Sports Medicine, describes the importance of core training in the improvement of the stability of the spine and prevent injury. Several exercises are used for greater activation of these muscles in order to obtain such benefits. However little is known about the chronic effects of different physical practices focused on this muscle group. Therefore, this dissertation aimed to analyze biomechanical parameters related to the core muscles in individuals who perform different types of training. The sample consisted of 32 female participants aged between 18 and 30 years, the modalities evaluated were Crossfit, Pilates, Weight training and the control group consisted of sedentary women. The participants performed two experiments. The first consisted of functional tests (FMS® and squat test), flexibility (Sit and Reach) and endurance (Sorensen and Side Plank) for trunk muscles. The second experiment involved evaluations at the isokinetic dynamometer: Maximum voluntary isometric contraction test (MVIC) for flexion and extension of the trunk (in order to obtain values for standardization), and rate of torque development (RTD), force maintenance and sense of force to 25% and 50% of MVIC for flexion and trunk extension, respectively, and sense of position, along with electromyography (EMG) of the main trunk muscles (Rectus abdominis, oblique internus/transversus abdominis, oblique externus abdominis, erector spinae longissimus and multifidus). Results: For the endurance test, compared to Sedentary, Pilates group presented significantly higher performance levels in the Sorensen and side plank tests while Crossfit did so only in the side plank test. In the FMS test, the groups that performed some training presented normal values, only the Sedentary is below the recommended, as for the Squat test the Weight training and Crossfit group had significantly higher values compared to Sedentary group. Flexibility values for the groups Weigth training, Pilates and Crossfit were superior to Sedentary. On the second day, Crossfit group had significantly higher RTD values compared to all groups. For the electromyography data, we highlight the RMS of the muscles acting as antagonists (co-contraction) where we found a significant increase in the activation of the e Internus/transversus abdominis when fatigued, in the Pilates group, unlike the other groups. All proprioceptive measures showed no significant differences between groups. Discussion: We can conclude the main differences in favor of the specific practices to the core, in which Pilates group presented the best endurance of extensors and flexors, and the co-contraction capacity in fatigue situations, possibly to maintain the stability of the spine, something usually taught during the training sessions. However Crossfit, shows superior edurance values of flexors and superior RTD for both flexion and extension, specific exercises performed in ballistic mode can explain this results for the Crossfit group. Conclusion: Both specific practices show results equal to or greater than non-specific core practices, highlighting the resistance and capacity in co-contraction of Pilates and the endurance and RDT for Crossfit.

**KEYWORDS:** Stability. Core. Pilates. Crossfit

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1-</b> Posicionamento da participante no Biodex .....	27
<b>Figura 2:</b> Teste de Biering-Sørensen .....	29
<b>Figura 3:</b> Teste de Prancha Lateral .....	29
<b>Figura 4-</b> Agachamento Completo .....	30
<b>Figura 5-</b> Passo com obstáculo .....	31
<b>Figura 6-</b> Afundo em linha .....	31
<b>Figura 7-</b> Sistemática para coleta de dados .....	34
<b>Figura 8:</b> Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) .....	40
<b>Figura 9:</b> Delta dos músculos atuando como Agonistas.....	47
<b>Figura 10:</b> Delta dos músculos atuando como Antagonistas.....	47

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1:</b> Características da Amostra.....	38
<b>Tabela 2:</b> Teste de resistência e suas razões.....	39
<b>Tabela 3:</b> Squat teste (número de repetições) e sentar e alcançar (centímetros) ....	39
<b>Tabela 4:</b> Functional movement screen (FMS®) pontuação (0-3) .....	40
<b>Tabela 5:</b> Taxa de desenvolvimento de torque (TDT).....	41
<b>Tabela 6:</b> Senso de posição acurácia (erro absoluto em graus).....	42
<b>Tabela 7:</b> Senso de posição precisão (erro relativo em graus).....	42
<b>Tabela 8:</b> Senso de força (erro em Newton.Metro em relação ao torque alvo).....	43
<b>Tabela 9:</b> Manutenção de força- Desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV-%) nos momentos INICIAL e FINAL do protocolo. ....	43
<b>Tabela 10:</b> Manutenção de força- RMS dos músculos atuando como agonistas (inicial e final) no protocolo (% durante a CIVM como agonista) .....	44
<b>Tabela 11:</b> Manutenção de força- RMS dos músculos atuando como antagonistas (inicial e final) no protocolo (% durante a CIVM como agonista) .....	45
<b>Tabela 12:</b> Manutenção de força- FM dos músculos atuando como agonistas (inicial e final) no protocolo.....	46

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>%G</b>	Percentual de Gordura Corporal
<b>ACSM</b>	American College of Sports Medicine
<b>BS</b>	Biering Sørensen
<b>CIVM</b>	Contração Isométrica Voluntária Máxima
<b>CV<sub>F</sub></b>	Coeficiente de Variação Final
<b>CV<sub>I</sub></b>	Coeficiente de Variação Inicial
<b>DP<sub>F</sub></b>	Desvio Padrão Final
<b>DP<sub>I</sub></b>	Desvio Padrão Inicial
<b>EMG</b>	Eletromiografia
<b>FM</b>	Frequência Mediana
<b>FMS</b>	<i>Functional Movement Screen®</i>
<b>GCF</b>	<i>Crossfit</i>
<b>GM</b>	<i>Musculação</i>
<b>GP</b>	<i>Pilates</i>
<b>GS</b>	<i>Sedentário</i>
<b>IPAQ</b>	International Physical Activity Questionnaire
<b>LT</b>	Longuíssimo do tórax
<b>MD</b>	Multífido Lombar
<b>MF</b>	Manutenção de força
<b>OE</b>	Oblíquo Externo
<b>OI</b>	Oblíquo Interno
<b>PL</b>	Prancha Lateral
<b>PLD</b>	Prancha Lateral Direita
<b>PLDO</b>	Prancha Lateral do lado dominante
<b>PLE</b>	Prancha Lateral Esquerda
<b>PLNDO</b>	Prancha Lateral do lado não-dominante
<b>RA</b>	Reto do Abdômen
<b>RMS</b>	<i>Root Mean Square</i>
<b>SENIAM</b>	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
<b>SF</b>	Senso de Força
<b>SP</b>	Senso de Posição
<b>TCE</b>	Termo de consentimento Livre e Esclarecido
<b>TDT</b>	Taxa de Desenvolvimento de Torque
<b>TR</b>	Transverso do Abdômen

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	13
2	JUSTIFICATIVA.....	15
3	HIPOTESES .....	16
4	OBJETIVO:.....	17
4.1	Objetivo Geral.....	17
4.2	Objetivos específicos.....	17
5	REVISÃO DE LITERATURA.....	18
5.1	Músculos do Core.....	18
5.2	Estabilidade do core .....	19
5.3	Treinamentos.....	21
5.4	Avaliação do Core .....	24
6	MATERIAIS E MÉTODOS .....	26
6.1	Amostra .....	26
6.2	Equipamentos.....	26
6.2.1	Dinamômetro Isocinético.....	26
6.2.2	Eletromiografia.....	27
7	SISTEMÁTICA PARA COLETA DE DADOS .....	28
7.1	Experimento 1.....	28
7.1.1	Teste de Flexibilidade .....	28
7.1.2	Testes de Resistência.....	28
7.1.3	Testes Funcionais.....	29
7.2	Experimento 2.....	31
7.2.1	Teste de Torque Isométrico Voluntário Máximo (CIVM) .....	32
7.2.2	Teste de Senso de posição (SP).....	32
7.2.3	Teste de Senso de Força (SF) .....	33
7.2.4	Teste de Manutenção de Força (MF) .....	33
8	VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	35
9	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	37
10	RESULTADOS: .....	38
11	DISCUSSÃO:.....	48
12	CONCLUSÃO: .....	53
13	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	54

## 1 INTRODUÇÃO

Segundo ACSM (2010), recomenda-se que indivíduos saudáveis realizem exercícios para o core pelo menos duas vezes por semana, com o intuito de melhorar a estabilidade da coluna e manter a mobilidade nas atividades da vida diária. O core possui 29 pares de músculos que atuam para estabilizar a coluna, pélvis e quadril durante movimentos funcionais. Este é descrito como uma caixa muscular com os músculos abdominais na parte anterior, paravertebrais e glúteos na posterior, diafragma na parte superior, e assoalho pélvico e quadril na inferior (AKUTHOTA, 2008).

Dentro desse enorme complexo, podemos destacar os músculos do tronco (abdominais e paravertebrais), como os mais importantes do core (GOTTSCHELL, 2013). Os músculos abdominais consistem em: transverso do abdômen (TR), oblíquo interno (OI), oblíquo externo (OE) e reto abdominal (RA) (CRESSWELL, 1994).

Dentre vários músculos que compõe os paravertebrais, destacamos o multífido (MD) que, por ser um músculo com origem e inserção direta na coluna, possui uma importante função estabilizadora local (MAYER, 2007); e também o longuíssimo do tórax (LT) que, em função da sua extensão, e por possuir vários segmentos, torna-se importante na geração de movimento dessa articulação (MCGILL, 2001).

Em reabilitação o foco principal do treinamento do core é diminuir a incidência de dores lombares e nos membros superiores e inferiores, além de promover a distribuição apropriada das forças, com menos compressão, translação e cisalhamento das articulações, através da ativação dos músculos do core, possibilitando que a população em geral possa realizar suas atividades da vida diária normalmente (LEETUN et al., 2004).

Nos esportes, o treinamento desse conjunto de músculos tem como objetivo principal manter a estabilidade do tronco durante atividades dinâmicas de alta intensidade, promovendo estabilidade proximal através da ativação prévia de músculos estabilizadores (transverso do abdômen) para mobilidade distal e funcional dos membros em várias atividades, como corrida, chutes a arremessos, otimizando o desempenho (KIBLER et al., 2006) e diminuindo o risco de lesões tanto em membros superiores (KIBLER, 1995) quanto inferiores (MALONE, 2002).

Esse complexo musculoesquelético depende de diversos componentes físicos para um adequado funcionamento, dentre eles podemos destacar a força, resistência,

flexibilidade, controle motor e funcionalidade (WALDHELM & LI 2012), sendo que, quando um desses componentes apresenta déficits, expõe o indivíduo a sobrecargas na coluna e membros (PANJABI, 1992).

Dada a importância do adequado sinergismo desses músculos, tanto para as atividades da vida diária quanto para o esporte, surgiram várias modalidades com foco no condicionamento do core, objetivando a estabilidade da coluna, tanto para melhoria de desempenho como para reabilitação. Dentro das mais praticadas podemos destacar o Pilates e Crossfit.

## 2 JUSTIFICATIVA

Diante da importância do core para a estabilização e geração de força para todas as atividades da vida diária e esportivas, além de minimizar as cargas articulares, prevenir lesões e melhorar o desempenho, torna-se de suma importância conhecer, por meio de indicadores biomecânicos, quais práticas colaboram para a estabilidade deste a longo prazo, para que possa ser conferido um aporte teórico para a escolha de uma prática a fim de obter determinado resultado.

Também é importante avaliar se há alguma diferença entre as práticas voltadas especificamente para a melhora da estabilidade do core, como o Pilates e o Crossfit e uma prática não específica, como a musculação, que não possui o core como foco principal, para verificar se há necessidade de selecionar uma prática específica para obter resultados.

### **3 HIPÓTESES**

As hipóteses a serem testadas no presente estudos são que praticantes de modalidades que fazem um trabalho específico para os músculos do core (Pilates e Crossfit) apresentariam valores superiores nos testes de resistência, taxa de desenvolvimento de torque (TDT), testes funcionais e flexibilidade, assim como nos valores de ativação muscular agonista e antagonista (cocontração) durante os testes, além de apresentarem valores inferiores de erros nos testes de senso de força e senso de posição (precisão e acurácia), quando comparados aos praticantes de musculação e aos sedentários.

## 4 OBJETIVO:

### 4.1 Objetivo Geral

Comparar parâmetros biomecânicos relacionados aos músculos do core entre indivíduos sedentários e que possuem experiência com o treinamento de crossfit, pilates ou musculação.

### 4.2 Objetivos específicos

- Comparar os valores de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque para os movimentos de flexão e extensão de tronco, obtidos durante o teste de contração isométrica voluntária máxima.
- Comparar os valores de ativação muscular e cocontração dos músculos RA, OI/TR, OE, MD e LT obtidos nos momentos inicial e final do teste de manutenção de força.
- Comparar os erros nos testes de senso de posição (precisão e acurácia) e senso de força.
- Comparar as medidas de dispersão (Desvio-Padrão e Coeficiente de Variação) nos momentos INICIAL e FINAL do teste de manutenção de força.
- Comparar os tempos obtidos nos testes de Sorensen (BS) e prancha lateral (PL) assim como suas razões.
- Comparar a distância alcançada no teste de sentar e alcançar e o número de repetições no *squat test*.
- Comparar as pontuações do teste de *Functional Movement Screen (FMS)*.

## 5 REVISÃO DE LITERATURA

### 5.1 Músculos do Core

A estrutura musculoesquelética do core inclui a coluna, quadril, pélvis, porção proximal dos membros inferiores e estruturas abdominais. Em conjunto, estes são responsáveis por promover a estabilidade proximal da coluna para possibilitar mobilidade distal dos membros durante diversas atividades, com o menor risco possível de lesão (HIBBS et al., 2008).

Devido ao grande número de estudos relacionados ao core, foram desenvolvidas algumas classificações específicas para os músculos que o compõe para melhor entender suas especificidades nesse complexo. Essas classificações levam em consideração a morfologia, arquitetura, comprimento e arranjo das fibras. Inicialmente a classificação era feita em dois grupos, estabilizadores locais e mobilizadores globais (BERGMARK, 1989). Os estabilizadores locais são os músculos monoarticulares (Multífido) e mais profundos que estão diretamente inseridos nas vertebrae ou próximos a elas, esses têm como principal função controlar o movimento de forma excêntrica e manter a estabilidade estática da coluna. Já os mobilizadores globais, são normalmente músculos biarticulares (Reto do abdômen) e mais superficiais que conectam o tronco às extremidades, trabalhando de forma concêntrica a fim de produzir um maior torque para movimentar o tronco. Mesmo sendo essa uma classificação aceita, outras surgiram com algumas subdivisões. Gibbons e Comerford (2001) propuseram uma subdivisão dos músculos globais, em estabilizadores (Oblíquos interno e externo e eretores da espinha) e mobilizadores (Reto do abdômen, iliocostal), sendo os mobilizadores responsáveis por acelerar concentricamente os movimentos do tronco além de atuarem como absorvedores de impacto, principalmente no plano sagital. Behm et al., (2010), subdividiu os músculos globais em mobilizadores e transferidores de carga, sendo a última composta por músculos com inserções mais distais (Glúteos, reto femoral, iliopsoas, trapézio, grande dorsal, deltoide e peitoral maior) que têm como principal função transferir forças e momento entre as extremidades e o core. Dentro dessa grande estrutura, podemos destacar, então, os abdominais e paravertebrais como importantes componentes globais e locais do core, sendo importantes tanto para estabilização quanto para a geração de movimento.

Os músculos abdominais localizados na parte frontal do core, são compostos pelos m.transversos abdominais, m.oblíquos internos, m.oblíquos externos e m.reto abdominal. O m.transverso do abdômen tem se mostrado um importante estabilizador da coluna lombar (CRESSWELL et al., 1992; HODGES et al., 1999), cuja contração aumenta a pressão antero-posterior da cavidade abdominal, aumentando a rigidez da coluna lombar, especialmente de forma antecipatória, com a função de manter o controle postural previamente a uma perturbação (HODGES e RICHARDSON, 1997), sua baixa capacidade de ativação vem sendo identificada em indivíduos com dor lombar (HODGES e RICHARDSON, 1998; HODGES, 2001). Os m.oblíquos e o m.reto abdominal, além de serem importantes geradores de torque para a flexão do tronco, também são ativados de acordo com os movimentos dos membros inferiores, promovendo um suporte postural durante caminhadas, corridas e chutes (CRESSWELL, 1994).

Entre os mais importantes dos músculos paravertebrais que se encontram na parte posterior do core, podemos destacar o m.multífido, que possui origem e inserção na coluna vertebral. Localizado na porção mais medial, atua na extensão, flexão lateral e rotação, sendo um dos mais importantes estabilizadores locais (WARD et al., 2009; BOGDUK, 1992). Seu índice de fadiga, representado pela diminuição da Frequência mediana (MAYER, 2007) e atrofia (HIDES et al., 1994) estão diretamente relacionados à dor lombar, sendo que exercícios que são capazes de hipertrofia-lo tendem a diminuir essa dor (HIDES et al., 1996).

Outro importante músculo paravertebral é o m.longuíssimo do tórax, músculo multissegmentado com origem desde a L5 a T12, responsável pela extensão da coluna e flexão lateral do tronco, sendo assim também é um importante músculo mobilizador global da coluna (CARDOZO e GONÇALVES, 2006).

No teto do core encontra-se o diafragma e, na base, o assoalho pélvico. Quando contraídos simultaneamente com abdominais e paravertebrais, esses músculos aumentam a pressão intra-abdominal, promovendo um aumento na estabilidade do tronco, diminuindo a carga sobre a coluna (KIBLER et al., 2006).

## 5.2 Estabilidade do core

Estabilidade pode ser definida como a capacidade de controlar a posição e movimento do tronco sobre a pélvis e membros inferiores, permitindo que o core

produza, transfira e controle a força e o movimento dos segmentos durante atividades físicas (KIBLER et al., 2006). Outras definições também são aceitas, como a de Hodges, (1997), que afirma que a estabilidade pode ser descrita como um processo dinâmico de controlar a posição estática em um contexto funcional, porém, permitindo que o tronco se movimente com controle em outras situações. Assim como Bliss & Teeple, (2005), que a definem como a habilidade de usarmos força e resistência muscular para manter as curvaturas naturais da coluna, denominada “zona neutra”, quando realizando atividades atléticas e funcionais. Por fim, Willson et al., (2005), descrevem a estabilidade do tronco como a habilidade do complexo lombo pélvico de retomar o equilíbrio após uma perturbação sem curvar a coluna.

Para explicar como essa estabilização do core ocorre, Panjabi (1992) foi o primeiro a introduzir três subsistemas responsáveis por essa função, são eles: Passivo: composto pelas estruturas articulares da região lombo pélvica (vértebras, discos intervertebrais, articulações, cápsulas articulares, ligamentos e propriedades passivas do músculo), que juntos fornecem a maior parte da estabilidade ao final das amplitudes de movimento; ativo: que é composto por músculos e tendões, que fornecem estabilidade dinâmica e produzem torque para movimentos mais seguros dos membros e tronco; e por fim o subsistema neural, composto pelo SNC e SNA que atuam na condução neural e no controle motor aplicado as articulações e músculos envolvidos na estabilidade. Esses atuam simultaneamente para manter a estabilidade durante atividades funcionais (MARSHAL e MURPHY, 2006; NORRIS, 2001; PANJABI, 2006). Assim, a estabilidade do core não é dependente apenas da força muscular ou da integridade das estruturas ósseas e ligamentares, mas também do sistema sensorial que dá informações para o sistema nervoso central sobre a interação do corpo com o ambiente, promovendo retroalimentação e permitindo movimentos mais precisos.

Os componentes responsáveis pela estabilidade do core segundo Waldhelm & Li, (2012), são: força, resistência, flexibilidade, controle motor e funcionalidade. A baixa capacidade em alguns desses componentes do core pode causar disfunções, como condromalácia, dores no joelho e lombares (ZAZULAK, 2007; KIBLER et al., 2006; BERGMARK, 1989; ANDERSON, 2005; LEETUN, 2004). Diversos trabalhos vêm mostrando que a baixa capacidade de algum desses componentes possui relação direta com lesões na coluna ou membros.

Rossi et al., (2013) avaliaram indivíduos com e sem dor lombar não específica e encontram valores inferiores para pico de torque e para taxa de desenvolvimento de torque (TDT), no grupo com dor, sugerindo que não só o pico de torque, mas, também, a taxa de aumento deste deve ser observada como uma importante capacidade dos músculos do tronco.

Leetun et al., (2004) avaliaram atletas universitários e observaram que os sujeitos com maior resistência dos músculos do tronco possuem um índice de lesão menor em membros inferiores quando comparado aos sujeitos com menor resistência.

No que diz respeito à flexibilidade de tronco, utilizando o Banco de Wells, Gabbe et al., (2004) encontraram uma alta correlação da baixa flexibilidade com lesões em membros inferiores. Assim como a baixa capacidade proprioceptiva, através do teste de reposicionamento passivo, também apresentou alta correlação com esse tipo de lesão (PARKHURST e BURNETT, 1994).

Uma forma de avaliação de controle motor e funcionalidade que vem sendo bastante utilizada é a acurácia em movimentos funcionais, que tem se mostrado um importante marcador de estabilidade do core (KIBLER et al., 2006).

Portanto, um programa de treinamento completo de estabilização do core deve considerar tanto o sistema sensorial como o motor, trabalhando todos os componentes a fim de conseguir estabilização ótima da coluna (PANJABI, 1992).

### 5.3 Treinamentos

Vários tipos de exercícios e treinamentos para o core vêm sendo propostos para melhorar sua estabilidade (MARTUSCELLO, 2013). No entanto ainda não existe um consenso de quais exercícios são mais efetivos para promover adaptação crônica dessa musculatura.

Em sua revisão, Martuscello (2013) utiliza uma classificação de tipos de exercícios para o core e compara a ativação dos principais músculos desse complexo entre exercícios específicos e exercícios não específicos. Sua classificação consiste em: Exercícios tradicionais, que são exercícios dinâmicos, com baixa carga, geralmente realizados no chão, focados nos músculos mais superficiais do core (e.g.: extensão de coluna); exercícios de estabilidade, definidos pela pequena amplitude de movimento, baixa carga, normalmente realizados no chão, focados nos músculos mais profundos do core (e.g.: Prancha); exercícios com bola/aparelhos, o qual possui

os mesmos princípios dos convencionais e de estabilidade com o acréscimo de bola ou aparelhos (e.g.: extensão de coluna na bola); exercícios com pesos livre, que são dinâmicos com carga externa, focados nos membros inferiores e nos músculos do core (e.g.: Levantamento terra); Exercícios não específicos para o core com pesos livre, definidos como dinâmicos com carga externa, focados em membros superiores e mais distantes do core (e.g.: Rosca bíceps).

Nessa revisão, os músculos pesquisados foram o m.multífido e m.transverso do abdômen. Quando analisamos o m.multífido e sua ativação em diferentes atividades, encontramos que exercícios com pesos livres promovem maior ativação quando comparado aos demais métodos. Já o m.transverso do abdômen não apresentou diferenças significantes entre os métodos.

No entanto, alguns autores mostram a possibilidade de conseguir maior ativação do m.transverso com instruções verbais, como realizado por Bjerkefors et al., (2010), que através do princípio da respiração do Pilates, conseguiu uma ativação 5% maior desse músculo. Assim como Critchley et al., (2011), que também encontrou uma ativação maior do m.transverso do abdômen em exercícios de Pilates quando comparado com exercícios tradicionais para o abdômen.

Em outro estudo de Lomond et al., (2014) observamos o efeito crônico; os autores comparam indivíduos que treinaram exercícios para o core gerais com exercícios específicos para os músculos estabilizadores (profundos), e avaliaram resistência e equilíbrio e não encontraram diferenças de ganho entre os grupos.

Assim como o encontrado por Brumitt et al., (2013), numa revisão sistemática, comparou a eficiência de exercícios isolados (exercícios não específicos para o core com pesos livres) e exercícios gerais (livres) para os estabilizadores do core, para a melhora da funcionalidade e dor na coluna. Não houve diferença na maioria dos estudos avaliados, apenas dois demonstraram uma melhora significativa com a prática de atividades gerais quando comparadas com exercícios isolados.

Outra forma interessante de se observar o trabalho do core é comparando exercícios de forma livre e com aparelhos (musculação). Por exemplo, Anderson (2005), avaliando o agachamento realizado de forma livre, verificou maior ativação dos músculos do tronco quando comparado ao agachamento na barra guiada (Smith). O mesmo pode ser observado no trabalho de Doma et al., (2013), quando observada a ativação dos músculos do tronco em dois exercícios específicos para músculos dorsais, a puxada aberta (maquina) e a “barra” aberta (livre), o segundo apresenta

maior ativação tanto do reto do abdômen como do eretor da espinha, a fim de estabilizar o corpo, que fica suspenso durante toda a execução.

Analisando essas duas pesquisas, podemos encontrar alguns exemplos da maior ativação dos músculos do tronco em exercícios quando realizados de forma “livre”, ou seja, sem aparelho, quando comparados aos mesmos exercícios em aparelhos. Podendo ser explicado pela necessidade de estabilizar o tronco (quando livre) para conseguir realizar o movimento com eficiência.

Entendendo quais exercícios promovem maior ativação dessa musculatura, podem-se identificar algumas modalidades que tenham como movimentos base os citados nesses estudos, combinados em diferentes volumes e intensidades, como o método Pilates e o Crossfit.

O Pilates é um método desenvolvido por Joseph H. Pilates que envolve treinamento específico para os músculos estabilizadores do tronco, como o reto abdominal, oblíquos internos e externos e transversos do abdômen, visando melhorar o tônus muscular a força e o controle dinâmico desses músculos. Este método é baseado em oito princípios: concentração, controle, centralização, fluidez, precisão, respiração, relaxamento e rotina. Sendo o princípio da centralização uma contração isométrica dos músculos do tronco (BRYAN e HAWSON, 2003; GLADWELL et al., 2006). O principal objetivo desses exercícios é a automação de um padrão de recrutamento dos músculos profundos do abdômen (BRYAN e HAWSON, 2003), método indicado para prevenir e reabilitar dores lombares não específicas, promovendo grande estabilidade dos segmentos vertebrais (MUSCOLINO e CIPRIANI, 2004).

Os exercícios de Pilates podem ser realizados em solo, com aparelho ou com equipamentos como bola suíça e bandas elásticas (SILVA et al., 2013). Estudos recentes mostraram maior ativação do músculo oblíquo externo nos exercícios de Pilates quando comparado aos abdominais tradicionais, além de mesma ativação em outros músculos como o reto abdominal (ESCO, 2004; SILVA et al., 2009) e transversos (CRITCHLEY et al., 2011), promovendo, assim, um possível condicionamento superior dessa musculatura quando comparado a outros tipos de treinamento.

Outra modalidade que se apresenta como uma possibilidade de promover melhoras nos músculos do core é o Crossfit. Este tem como objetivos o treinamento de força para o core e condicionamento físico geral, e foi criado em 1995 por Greg Glassman, para a preparação física geral dos soldados americanos. Tem como

princípios a constante variação de exercícios, ou seja, não repetir a mesma sessão de treinamento por dias seguidos, a alta intensidade e a utilização de movimentos funcionais. Os movimentos mais utilizados são movimentos ginásticos, levantamentos olímpicos, e exercícios cardiovasculares, através de exercícios como agachamento, levantamento terra, parada de mão, barras paralelas, saltos, corridas, remo e pliometria, com predomínio de exercícios livres (GLASSMAN, 2002).

As sequências de movimentos que são executadas pelos praticantes são chamadas de “WOD’s”, do inglês (Workout of the day), que são combinações desses exercícios e duram de 5 à 20 minutos aproximadamente (GLASSMAN, 2009). Os principais exercícios utilizados nessa modalidade podem ser encontrados na literatura como grandes ativadores dos músculos do core, além de melhorarem as capacidades funcionais do indivíduo. (MARTUSCELLO, 2013; DISTEFANO, 2013).

#### 5.4 Avaliação do Core

Existem vários testes disponíveis na literatura para medir os componentes da estabilidade do core. Waldhelm e Li (2012) avaliaram a reprodutibilidade de 35 testes. Os testes foram subdivididos em teste de força, resistência, flexibilidade, controle motor e funcionais.

Os mais reprodutíveis para força, foram os testes isométricos de extensão e flexão de tronco, realizados no dinamômetro isocinético, corroborando com o estudo de Essendrop et al., (2001), que também apresentou reprodutibilidade alta para o teste de flexão de tronco. Já para os testes de resistência, foram os testes isométricos de extensão de coluna (Sorensen) e os testes de prancha lateral, assim como encontrado por Moreland et al., (1997). Para flexibilidade, o mais reprodutível foi o teste de sentar e alcançar (WELLS, 1952), como confirmado por Gabbe et al., (2004).

Dentre os testes de controle motor, foram os testes proprioceptivos de reposicionamento passivo do quadril, sem o *feedback* visual. Apesar de utilizar o reposicionamento de quadril, os autores sugerem o reposicionamento de coluna realizado por Zazulak (2007) também é uma opção.

Por fim, entre os testes funcionais o teste de salto unipodal o *squat test* (teste de 30 segundos de agachamento) apresentaram boa e moderada reprodutibilidade respectivamente (LOUDON, 2002). Assim como o *Functional Movement Screen* (FMS®) proposto por Cook (2006), tem mostrado efeito moderado (KRAUS et al.,

2014) a forte (BEARDSLEY e CONTRERAS, 2014) para prever lesões em atletas, principalmente de membros inferiores e tronco.

Tendo em vista a complexidade da estabilidade do core, e os vários componentes que a compõe, analisar apenas alguns desses poderia trazer resultados incompletos. Sendo necessária uma análise completa, com pelo menos um teste para cada componente.

Dos testes apresentados na literatura, a reprodutibilidade varia bastante, sendo os mais reprodutíveis os de resistência e flexibilidade, seguidos por força, controle motor e funcionais respectivamente (WALDHELM e LI, 2012).

## 6 MATERIAIS E MÉTODOS

### 6.1 Amostra

Participaram do estudo 32 voluntárias do gênero feminino, com idades entre 18 e 30 anos, sendo oito no grupo Pilates (GP), oito no Crossfit (GCF), oito praticantes de musculação (GM) e oito sedentárias, que formaram o grupo controle (GS). Esse trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa (CEP), CAAE: 30539514.6.0000.5465. As participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCE) para poderem participar do estudo. Como critérios de inclusão para os grupos (GP, GCF e GM), as participantes deveriam praticar suas respectivas modalidades por pelo menos seis meses e com frequência não inferior a duas vezes por semana (VIEIRA, 2013; PAINE, 2010). Para o GS, as participantes não poderiam ter realizado atividades regulares por pelo menos seis meses. Como critérios de exclusão utilizamos a presença de dor lombar nos 6 meses que precederam as coletas bem como mal-estar no momento dos testes.

Ainda, para GP, GCF e GM também foram excluídos aqueles que praticarem regularmente outras modalidades além da atividade principal.

### 6.2 Equipamentos

#### 6.2.1 Dinamômetro Isocinético

Foi utilizado um dinamômetro Byodex System 4 Pro, que possui um dispositivo especial (Dual position Back Ex/Flex Attachment) para testes de flexão e extensão do tronco, no qual as participantes foram posicionadas com a região lombar e torácica apoiadas no encosto da cadeira e o suporte de pernas logo abaixo da borda inferior da patela, mantendo os joelhos a 90°, com cintos na região do quadril e logo acima da borda superior da patela e dois cintos cruzados na região peitoral (Figura 1). O dinamômetro foi utilizado para avaliar o torque isométrico máximo, senso de força, senso de posição e manutenção de força (ARNOLD, 2002).



**Figura 1- Posicionamento da participante no Biodex**

### 6.2.2 Eletromiografia

A coleta dos dados EMG foi realizada com um módulo de aquisição de sinais biológicos de 16 canais da *TELEmyo Direct Transmission System (TELEmyo DTS)* (Noraxon®) com uma frequência de 1500 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Os sinais foram captados por eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm e distância entre eletrodos de 2 cm, de acordo com o SENIAM (HERMENS et al., 1999).

Primeiramente foi realizada a tricotomia e assepsia da pele para assim posicionar os eletrodos sobre os músculos reto abdominal (RA), oblíquo interno/transverso do abdômen (OI/TR), oblíquo externo (OE) (SWINNEN et al., 2012; MCGILL 1996; MARSHALL, 2003), multífido (MD) e longuíssimo do tórax (LT), de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al., 1999).

## 7 SISTEMÁTICA PARA COLETA DE DADOS

Esse projeto foi dividido em dois experimentos. Antes dos experimentos as participantes preencheram o questionário IPAQ- Versão Curta (BOOTH, 2003), para identificação das características e o nível de treinamento. Também foi realizada avaliação antropométrica.

### 7.1 EXPERIMENTO 1

No primeiro experimento, antes de iniciar os testes as voluntárias realizaram um aquecimento ativo de aproximadamente 2 minutos para os músculos flexores e extensores do tronco, no qual as voluntárias realizaram 40 segundos de rotação de tronco, 40 segundos de flexão do tronco em pé, levando as mãos em direção ao solo de forma alternada com os joelhos estendidos e por fim 20 segundos de cada lado para o mesmo movimento anterior, no entanto de forma estática. Posteriormente foram realizados os testes de flexibilidade (Sentar e Alcançar), os testes de resistência isométrica (Sorensen e prancha lateral) e os testes funcionais (FMS e *Squat test*), finalizando com uma familiarização com o dinamômetro isocinético referente ao experimento 2.

#### 7.1.1 Teste de Flexibilidade

Para o teste de flexibilidade foi utilizado o teste de sentar a alcançar, seguindo o protocolo adaptado ao proposto por Wells, (1952), no qual as participantes sentavam no chão com os pés apoiados sobre uma marcação no solo e com os joelhos completamente estendidos. Em seguida flexionavam o tronco com uma mão sobre a outra e tentando alcançar o mais longe possível tocando na régua de medidas, três tentativas foram realizadas e a maior foi utilizada.

#### 7.1.2 Testes de Resistência

Foram realizados os testes de prancha lateral sugeridos por McGill (1999) e o teste de Sorensen (BIERING-SØRENSEN, 1984), nos quais as participantes deveriam manter as posições estáticas, descritas a seguir, pelo maior tempo possível. O teste

de prancha lateral foi realizado na posição em decúbito lateral em um colchonete. Os joelhos da participante permaneciam estendidos com o pé posicionado sobre o outro, a mesma deveria suportar o seu peso no cotovelo e no pé enquanto levanta o quadril do colchonete. Este teste foi realizado bilateralmente e interrompido quando a posição era perdida ou o quadril retornava ao chão (Figura 3).

O teste de Sorensen foi iniciado com a participante deitada em decúbito ventral em um suporte, com a pélvis, quadril e joelhos seguros por travas de segurança, enquanto apoiada com os braços no chão. Posteriormente as participantes suspendiam o tronco, através da retirada dos braços do chão, mantendo assim a posição horizontal do tronco com os braços cruzados a frente do peito o máximo de tempo possível (Figura 2). O teste era paralisado quando o participante estivesse abaixo da posição horizontal inicial ou tocasse o solo (BIERING-SØRENSEN, 1984).



**Figura 2: Teste de Biering-Sørensen**



**Figura 3: Teste de Prancha Lateral**

### 7.1.3 Testes Funcionais

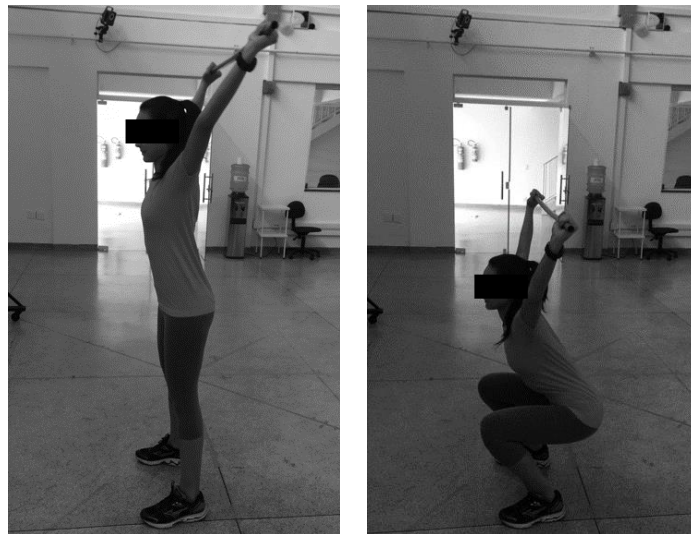
#### 7.1.3.1. Squat Test

O objetivo desse teste era realizar o maior número de repetições de agachamento durante 30 segundos. A participante começava o movimento sentada com os joelhos e quadris flexionados a 90° em uma cadeira sem apoio para os braços. Uma repetição só era considerada válida quando a participante alcançasse a extensão completa de joelhos e retornasse à cadeira, os braços devem permanecer cruzados no peito durante todo o teste (LOUDON et al., 2002).

### 7.1.3.2. Teste *Functional Movement Screen*®

Utilizamos três movimentos do *Functional Movement Screen* (FMS™), com objetivo de avaliar funcionalidade (COOK, 2006). Sendo eles:

*Agachamento completo*: A participante assumiu a posição de partida, colocando os seus pés na largura dos ombros e os pés alinhados no plano sagital. A participante deveria segurar uma barra com ambas as mãos e posicioná-la atrás da linha da cabeça com os cotovelos estendidos e o ombro flexionado. Posteriormente eram instruídas a descer lentamente a posição de agachamento. A posição de agachamento deveria ser assumida com os calcanhares no chão, cabeça e torso virados para frente, e a barra posicionada atrás da linha da cabeça (Figura 4).



**Figura 4- Agachamento Completo**

*Passo com obstáculo*: Iniciou-se com ambos os pés paralelos e alinhados com o hálux na base do obstáculo. O obstáculo foi ajustado para a altura da tuberosidade da tíbia da participante. Com uma barra posicionada atrás do pescoço, a participante foi instruída a dar um passo sobre o obstáculo tocar o calcanhar no solo, manter a posição e retornar à posição inicial com os pés paralelos esse teste foi realizado bilateralmente (Figura 5).



**Figura 5- Passo com obstáculo**

*Afundo em Linha:* Utilizando a medida do chão até a tuberosidade da tíbia, essa é demarcada no chão. A participante iniciou o movimento com o hálux tocando o início na marcação no solo, com a barra posicionada verticalmente atrás da participante, sustentada por ambas as mãos, sendo a oposta a perna que avançou na altura da cervical e a outra na altura da lombar. A participante realizou um passo, mantendo o pé de apoio na marcação do solo e colocando o calcâneo da contralateral na outra extremidade da marcação. Posteriormente desceu o corpo até que o joelho do membro de base toque o solo, retornando à posição inicial, foi realizado bilateralmente (Figura 6).



**Figura 6- Afundo em linha**

## 7.2 EXPERIMENTO 2

Já no segundo experimento as participantes foram preparadas devidamente com tricotomia e assepsia da pele, os eletrodos foram posicionados sobre os músculos reto abdominal (RA), oblíquo interno/transverso do abdômen (OI/TR), oblíquo externo (OE), multífido (MD) e longuíssimo do tórax (LT), de acordo com as normas do SENIAM (HERMENS et al., 1999).

. Posteriormente realizaram o aquecimento da mesma forma descrita no Experimento 1. Então, as participantes eram posicionadas no dinamômetro, no qual realizaram os seguintes testes: teste de torque isométrico máximo; teste de senso de posição; teste de senso de força; e teste de manutenção de força para os movimentos de flexão e extensão de tronco.

### 7.2.1 Teste de Torque Isométrico Voluntário Máximo (CIVM)

Para a contração isométrica de flexão e extensão do tronco a voluntária deveria permanecer na posição de 90° de flexão. Nesta posição a participante realizou uma familiarização seguida de três contrações isométricas máximas de flexão alternadas com três contrações isométricas máximas de extensão com duração de cinco segundos e intervalo de 30 segundos entre as contrações (GRUTHER et al., 2009). Foi instruído à participante que, após o sinal sonoro, ela deveria realizar a contração o mais rápido e o mais forte possível, além de ser dado estímulo verbal. O maior valor de torque destas contrações foi considerado como a CIVM de flexão e extensão.

### 7.2.2 Teste de Senso de posição (SP)

Para a realização deste teste, a participante permaneceu com os olhos vendados posicionada no equipamento com flexão de tronco de 90°. Em seguida o equipamento movimentou a participante passivamente até à posição de 60° de flexão do tronco e permaneceu por dez segundos, voltando a posição inicial. Por fim, o equipamento movimentou novamente a participante a 4°/s no sentido da flexão e ela foi instruída a acionar um dispositivo manual quando percebesse que alcançou o ângulo alvo de 60° de flexão de tronco. O mesmo procedimento foi realizado para o movimento de extensão de tronco, no qual o equipamento iniciou na posição de 90° de flexão e movimentando passivamente até 120° de flexão e permanecendo por dez segundos. Posteriormente, após retornar à posição inicial, o equipamento movimentou

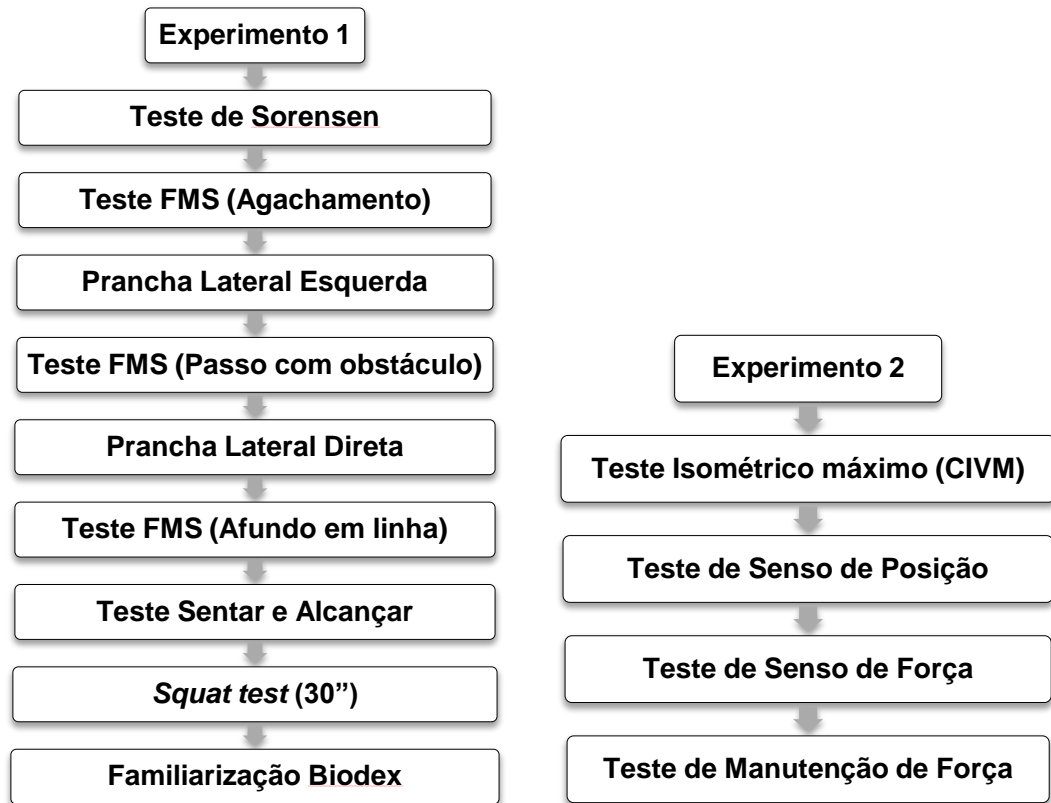
a 4°/s no sentido da extensão e a participante deveria acionar o dispositivo quando percebesse que atingiu o ângulo alvo de 120° de flexão. Este teste foi realizado três vezes para flexão e três para extensão (YILMAZ et al., 2010).

### 7.2.3 Teste de Senso de Força (SF)

O teste de senso de força foi realizado na posição de 90° de flexão do tronco. Neste teste as participantes deveriam realizar duas contrações isométricas de flexão do tronco a 25% da CIVM durante 15 segundos e duas contrações isométricas de extensão do tronco a 50% da CIVM durante 15 segundos. Essa carga foi definida devido aos resultados de outros estudos que utilizaram cargas superiores a 50 %, os indivíduos não conseguiam sustentar a posição por mais de 5 segundos (ARNOLD et al., 2006). Neste teste a voluntária foi familiarizada com o procedimento através de uma contração de 5 segundos visualizando a carga a ser tracionada e posteriormente foi vendada, ou seja, a mesma não teve *feedback* da carga (ARNOLD, 2002).

### 7.2.4 Teste de Manutenção de Força (MF)

O teste de manutenção de força foi realizado na mesma posição do teste de senso de força. Neste teste as participantes deveriam realizar uma contração isométrica de flexão do tronco a 25% da CIVM e uma contração isométrica de extensão do tronco a 50% da CIVM e mantê-la com retorno visual da carga tracionada até a fadiga. Novamente as participantes foram familiarizadas com o teste e era, dessa vez, permitida a visualização da carga que estava sendo tracionada, bem como da carga alvo. (ARNOLD, 2002).



**Figura 7- Sistemática para coleta de dados**

FMS: *Functional Screen Movement*; EMG: Eletromiografia; CIVM: Contração isométrica voluntária máxima.

## 8 VARIÁVEIS DO ESTUDO

Os dados de erro absoluto do senso de posição foram obtidos diretamente do equipamento BIODEX. Para esses dados analisamos a acurácia, através do erro médio em graus do ângulo atingido em relação ao ângulo alvo, para a precisão, através da diferença entre os valores obtidos entre as tentativas (ALLEN, 2010).

Os dados de torque isométrico máximo e dados de torque durante os testes de senso de força e manutenção de força foram obtidos pelo software NORAXON, de forma sincronizada com os dados eletromiográficos e analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®). Estes dados foram filtrados com um filtro *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz.

A partir dos valores de torque isométrico máximo obtivemos os valores de pico de torque e taxa de desenvolvimento de torque. A taxa de desenvolvimento de torque foi derivada como a média de inclinação da curva de toque-tempo ( $\Delta$  torque/  $\Delta$  tempo) ao longo de intervalos de tempo de 0-30, 0-50, 0-100, 0-150, 0-200, 0-250 ms relativos ao início da contração (AAGAARD, 2002).

Para o teste de senso de força calculamos a média do erro do torque realizado em relação ao torque alvo durante 10 segundos de contração isométrica. Os dados de manutenção de força foram obtidos nos 5 segundos iniciais e nos 5 segundos finais de contração, destes calculamos o desvio padrão nos momentos inicial ( $DP_i$ ) e final ( $DP_f$ ) do torque e o coeficiente de variação ( $CV_i$  ;  $CV_f$ ) nos mesmos momentos (KRISHNAN, 2011).

Para as variáveis EMG, obtidas nos testes acima citados, o sinal foi filtrado com o uso de filtro passa alta 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz. Em seguida realizamos a análise do sinal EMG no domínio do tempo, por meio do valor de *Root Mean Square* (RMS) e no domínio das frequências, por meio da frequência mediana (FM). Então, a partir das coletas dos dados eletromiográficos, obtivemos valores de RMS no pico de torque isométrico, obtido pela média dos pontos de RMS em uma janela de 100 milissegundos no momento do pico de torque de cada contração (50ms antes e 50 ms após o pico de torque), valores de RMS e FM no início (5 segundos iniciais) e final (5 segundos finais) do teste de manutenção de força, e valores de cocontração no início e final do teste de manutenção de força. Os valores de RMS foram normalizados pelo pico de RMS obtido no teste de CIVM.

Para os testes de resistência utilizamos os tempos de permanência máxima em cada teste, bem como as razões PLND/PLD; PLD/BS; PLND/BS (MCGILL, 1999). Para o teste de sentar e alcançar, adotamos o maior valor em centímetros, das três tentativas (WELLS, 1952).

Por fim, nos testes funcionais obtivemos o número máximo de repetições no teste de agachamento (LOUDON et al., 2002) e o para o FMS as pontuações variam de zero a três. Foi dada a pontuação zero para a participante que em qualquer momento durante o teste apresentar dor em qualquer parte do corpo. A pontuação de um foi dada se a participante for incapaz de completar o padrão de movimento ou não for capaz de assumir a posição inicial de realização do movimento. Uma pontuação de dois foi dada se a participante for capaz de completar o movimento, mas de forma compensatória comparada ao movimento fundamental. Uma pontuação de três foi dada se a participante executar o movimento corretamente sem qualquer compensação, a pontuação dos três movimentos foi somada, para encontrar a pontuação total para cada indivíduo, gerando a média dos grupos (COOK, 2006).

## 9 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade dos dados. Para os dados Antropométricos; CVIM; testes de resistência; *squat test*; sentar e alcançar; TDT; senso de posição acurácia; senso de posição precisão; senso de força; delta, utilizamos ANOVA *one-way* com *post-hoc* de Bonferroni para verificar as diferenças entre os grupos. Para os valores de  $RMS_i$ ,  $RMS_f$ ,  $FM_i$  e  $FM_f$  no teste de manutenção de força;  $DP_i$ ,  $DP_f$ ,  $CV_i$  e  $CV_f$  do torque no teste de manutenção de força, utilizamos ANOVA *two-way* para verificar efeitos principais e interação dos dados, caso houvesse interação foi realizado um ANOVA *one-way* com *post-hoc* de Bonferroni para encontrar essas diferenças. Foi adotado o nível de significância de  $p < 0,05$ .

## 10 RESULTADOS:

Os grupos não se diferem em idade (anos) e em massa corporal (kg), havendo diferença apenas no %G, sendo inferior GM ( $p<0,01$ ) em relação ao grupo GS. Os dados demonstraram uma homogeneidade da amostra, conforme representado na Tabela 1.

**Tabela 1: Características da Amostra**

<b>Grupos</b>	<b>Idade</b>	<b>Massa</b>	<b>%G</b>
<b>Musculação</b>	22,87±4,3	54,48±4,9	14,94±2,6*
<b>Crossfit</b>	24,65±3,9	60,90±7,1	18,57±4,4
<b>Pilates</b>	25,12±3,9	57,15±3,4	16,82±2,6
<b>Sedentário</b>	22,25±1,8	58,71±4,9	21,08±3,8

Diferença significativa para GS (\* $p<0,05$ ).

Os resultados para os testes de resistência isométrica demonstraram valores superiores para os testes de prancha lateral direita e esquerda para o GCF ( $p<0,01$ ;  $p<0,05$ ) e GP ( $p<0,05$ ;  $p<0,05$ ) respectivamente, quando comparados ao GS, para o teste de Sorensen, o GP foi superior ( $p<0,01$ ) em relação GS, não havendo diferenças entre os demais grupos, conforme Tabela 2.

Tabela 2: Teste de resistência e suas razões

<b>Grupos</b>	<b>Musculação</b>	<b>Crossfit</b>	<b>Pilates</b>	<b>Sedentário</b>
<b>Sorensen</b>	127,62±38	121,62±38,2	153,12±33,6*	64,37±16,9
<b>Prancha Direita</b>	62,25±18,9	71,75±44,6*	77,37±20,4*	32,50±15,3
<b>Prancha Esquerda</b>	56±18,7	80±32,2*	77,65±26,2*	36,62±16,8
<b>Sorensen/PLD</b>	0,43	0,65	0,53	0,38
<b>Sorensen/PLE</b>	0,48	0,58	0,53	0,34
<b>PLÑDO/PLDO</b>	0,89	0,89	0,99	0,88

Diferenças significantes para o GS (\*p<0,05).

Ao analisar o teste de sentar e alcançar, foram encontrados valores superiores para GP, GCF e GM (p<0,01) quando comparados ao GS. Já para o *Squat* teste, apenas para GM (p<0,05) e GCF (p<0,01) em relação ao GS, conforme representado na Tabela 3.

Tabela 3: *Squat* teste (número de repetições) e sentar e alcançar (centímetros)

<b>Grupos</b>	<b>Squat Teste</b>	<b>Banco de Wells</b>
<b>Musculação</b>	30,12±3,9*	43,06±8,2*
<b>Crossfit</b>	31,75±3,1*	42,12±7,3*
<b>Pilates</b>	28,12±4,5	44,62±12,8*
<b>Sedentária</b>	24,75±3	22,65±10,2

Diferenças significantes para o GS (\*p<0,05).

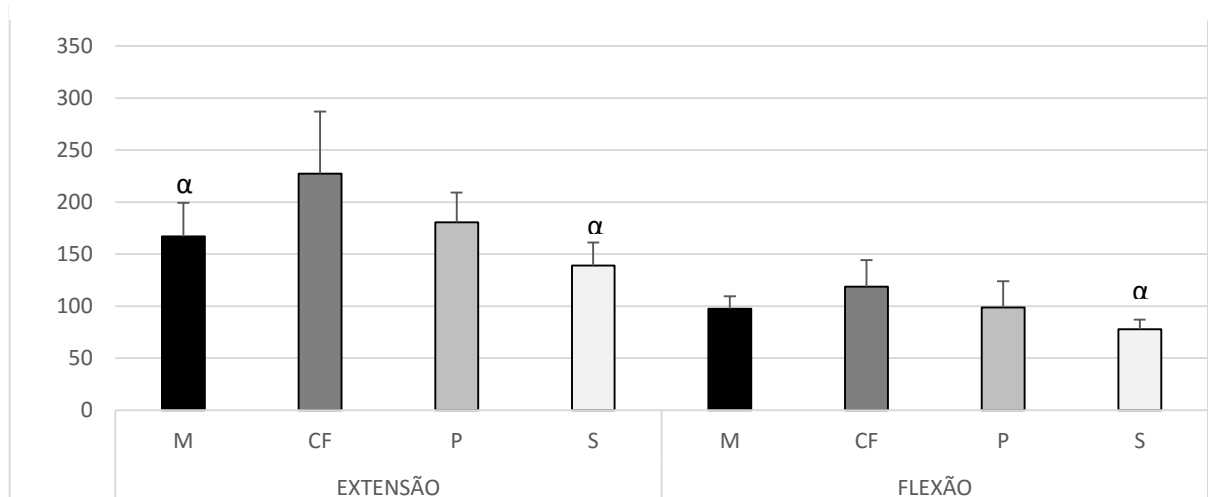
Para as pontuações no FMS, o GS apresentou valores inferiores aos recomendados na literatura assim como significativamente inferior (p<0,001) aos grupos de treinamento.

**Tabela 4: Functional movement screen (FMS®) pontuação (0-3)**

<b>Grupos</b>	<b>Agachamento</b>	<b>Avanço</b>	<b>Passo obstáculo</b>	<b>PONTUAÇÃO FINAL</b>
<b>Musculação</b>	2,87	2,5	2,75	8,12
<b>Crossfit</b>	3	2,87	2,87	8,75
<b>Pilates</b>	2,62	2,87	2,37	7,87
<b>Sedentário</b>	1,87	1,75	2,12	5,75*

\*Valores abaixo do recomendado por Cook (2006) e inferior ( $p < 0,001$ ) em relação aos outros grupos.

Os resultados do torque máximo obtido através do exercício isométrico máximo, demonstraram valores superiores para o teste de extensão do GCF em relação ao GM e GS ( $p < 0,05$ ), não diferindo do GP ( $p = 0,133$ ). Já para o teste de flexão, o GCF foi superior ao GS ( $p < 0,05$ ), não havendo diferenças significativas entre os demais.

**Figura 8: Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM)**

Diferenças significantes para o GCF ( $\alpha p < 0,05$ ).

Ao analisar a TDT, os resultados evidenciaram valores superiores para o GCF quando comparado ao GS para TDT 0-30 e 0-0-50 ms ( $p < 0,001$ ), TDT 0-100 e 0-150 ms ( $p < 0,01$ ), TDT 0-200 e 0-250 ms ( $p < 0,05$ ) e TDT pico ms ( $p = 0,001$ ) no movimento de extensão; TDT 0-30 ms ( $p < 0,01$ ), TDT 0-50, 0-150, 0-200, 0-250 e pico ms ( $p < 0,05$ ) no movimento de flexão. Quando comparado ao GP, os valores foram superiores para

o movimento de extensão em TDT 0-30 ms ( $p<0,001$ ), TDT 0-50 ms ( $p<0,01$ ), TDT 0-100,0-150 ms ( $p<0,05$ ) e TDT pico ms ( $p<0,01$ ); e flexão, TDT 0-30, 0-50, 0-150, 0-200, 0-250 e pico ms ( $p<0,05$ ). Em relação ao GM para extensão valores superiores para, TDT 0-30, 0-50 ms ( $p<0,001$ ); TDT 0-100 e pico ms ( $p<0,01$ ); TDT 0-150 ms ( $p<0,05$ ); para flexão não houve diferenças significantes.

**Tabela 5: Taxa de desenvolvimento de torque (TDT)**

<b>Grupos</b>		<b>Musculação</b>	<b>Crossfit</b>	<b>Pilates</b>	<b>Sedentário</b>
<b>0-30 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	222,39±57 <sup>α</sup>	547,09±20	244,38±12 <sup>α</sup>	220,53±69 <sup>α</sup>
	Flexão	224,46±65	335,09±11	188±78 <sup>α</sup>	182,83±9 <sup>α</sup>
<b>0-50 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	253,10±70 <sup>α</sup>	618,48±24	283,03±13 <sup>α</sup>	243,82±9 <sup>α</sup>
	Flexão	232,84±66	319,09±10	186,83±78 <sup>α</sup>	191,85±96 <sup>α</sup>
<b>0-100 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	329,98±100 <sup>α</sup>	713,28±3	366,60±15 <sup>α</sup>	294,09±12 <sup>α</sup>
	Flexão	247,42±139	433,14±27,3	234,80±17 <sup>α</sup>	188,50±92
<b>TDT 150 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	376,16±134 <sup>α</sup>	674,13±30	396,6±14 <sup>α</sup>	333,28±10 <sup>α</sup>
	Flexão	323,42±109	451,15±15	246,19±14 <sup>α</sup>	248,75±11 <sup>α</sup>
<b>0-200 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	373,42±152 <sup>α</sup>	579,15±27	382,14±95	330,28±86 <sup>α</sup>
	Flexão	314,62±107	427,34±14	242,23±11 <sup>α</sup>	245,75±70 <sup>α</sup>
<b>0-250 ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	330,87±146	496,44±20	367,98±80	295,11±62 <sup>α</sup>
	Flexão	277,07±97	362,48±10	234,47±67 <sup>α</sup>	229,02±53 <sup>α</sup>
<b>Pico ms</b> <b>(N.m.s<sup>-1</sup>)</b>	Extensão	402,10±150 <sup>α</sup>	753,30±29	430,14±13 <sup>α</sup>	356,91±92 <sup>α</sup>
	Flexão	377,28±137	544,93±25	323,05±13 <sup>α</sup>	296,66±83 <sup>α</sup>

Diferenças significantes para o GCF (<sup>α</sup> $p<0,05$ ).

Os dados dos testes de senso de posição demonstraram diferença significativa para flexão entre os GM e GP, sendo o último com valores inferiores de erro ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 6: Senso de posição acurácia (erro absoluto em graus)**

<b>Grupos</b>	<b>EXTENSÃO</b>	<b>FLEXÃO</b>
<b>Musculação</b>	5,13±2,5	6,13±3,9 <sup>μ</sup>
<b>Crossfit</b>	3,09±1,8	3,91±1,8
<b>Pilates</b>	4,18±1,6	2,35±0,8
<b>Sedentária</b>	4,37±2,5	4,60±1,8

Diferença significativa para o GP (<sup>μ</sup> $p < 0,05$ ).

Os dados dos testes de senso de posição precisão não apresentaram diferenças significante para flexão e extensão entre os grupos.

**Tabela 7: Senso de posição precisão (erro relativo em graus)**

<b>Grupos</b>	<b>EXTENSÃO</b>	<b>FLEXÃO</b>
<b>Musculação</b>	2,35±0,7	2,59±1,3
<b>Crossfit</b>	1,59±1,2	1,42±0,7
<b>Pilates</b>	1,66±1	1,85±1,2
<b>Sedentária</b>	2,24±0,6	1,44±1,2

Para os testes se senso de força, não foram encontradas diferenças significantes entre os grupos para ambos os movimentos.

**Tabela 8: Senso de força (erro em Newton.Metro em relação ao torque alvo)**

<b>Grupos</b>	<b>EXTENSÃO</b>	<b>FLEXÃO</b>
<b>Musculação</b>	9,40±2,3	9,61±3,6
<b>Crossfit</b>	11,76±5,3	9,88±6,69
<b>Pilates</b>	9,19±3,3	8,44±4,9
<b>Sedentária</b>	9,94±3,89	8,01±4

Para os valores de desvio padrão e coeficiente de variação não houve diferenças entre os grupos, assim como para os valores inicial e final dentro do mesmo grupo.

**Tabela 9: Manutenção de força- Desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV-%) nos momentos INICIAL e FINAL do protocolo.**

		<b>Musculação</b>	<b>Crossfit</b>	<b>Pilates</b>	<b>Sedentário</b>	
<b>Extensão</b>	<b>DP</b>	INICIAL (i)	1,99	2,52	2,13	1,38
		FINAL (f)	2,21	2,80	2,19	2,24
	<b>CV</b>	INICIAL (i)	2,78	2,56	2,85	2,67
		FINAL (f)	3,14	2,84	2,95	4,50
<b>Flexão</b>	<b>DP</b>	INICIAL (i)	1,92	2,00	1,56	1,74
		FINAL (f)	1,73	1,84	1,62	1,85
	<b>CV</b>	INICIAL (i)	4,91	4,24	4,45	5,37
		FINAL (f)	4,74	4,05	4,49	5,43

Os valores de RMS dos músculos atuando com agonistas apresentaram aumento significativo para todos grupos e músculos ( $p < 0,05$ ), no final do protocolo de fadiga quando comparado ao início. Não foram encontradas diferenças entre os grupos.

**Tabela 10: Manutenção de força- RMS dos músculos atuando como agonistas (inicial e final) no protocolo (% durante a CIVM como agonista)**

Músculos		Musculação	Crossfit	Pilates	Sedentário
<b>Reto do abdômen</b>	INICIAL (i)	49,38±23	31,94±12	47,41±18	57,31±35
	FINAL (f)	68,46±39 <sup>β</sup>	43,08±21 <sup>β</sup>	60,60±21,2 <sup>β</sup>	74,21±56 <sup>β</sup>
<b>Obliquo interno/ Transverso</b>	INICIAL (i)	41,53±15	40,14±24	38,50±14	41,94±24
	FINAL (f)	55,23±2 <sup>β</sup>	44,25±2 <sup>β</sup>	50,08±2 <sup>β</sup>	52,98±23 <sup>β</sup>
<b>Obliquo externo</b>	INICIAL (i)	43,04±9	33,44±23	42,36±15	48,28±21
	FINAL (f)	54,01±16 <sup>β</sup>	35,91±24 <sup>β</sup>	51,15±15 <sup>β</sup>	61,26±24 <sup>β</sup>
<b>Longuíssimo do tórax</b>	INICIAL (i)	40,83±14	35,78±9	48,23±23	46,26±11
	FINAL (f)	44,65±16 <sup>β</sup>	41,03±16 <sup>β</sup>	50,33±27 <sup>β</sup>	48,07±14 <sup>β</sup>
<b>Multífido</b>	INICIAL (i)	35,80±14	39,73±9	54,66±39	42,22±11
	FINAL (f)	41,74±19 <sup>β</sup>	44,32±21 <sup>β</sup>	66,63±63 <sup>β</sup>	47,89±10 <sup>β</sup>

Diferenças para o inicial do mesmo Grupo (<sup>β</sup> $p < 0,05$ ).

Os valores de RMS dos músculos atuando com antagonistas (cocontração) apresentaram aumento significativo para todos grupos e músculos ( $p < 0,05$ ), ao final do protocolo de fadiga quando comparado com o início. Para diferenças entre os grupos, foi encontrada diferença apenas para o OI/TR ao final do protocolo, sendo esse maior no GP quando comparado ao GM.

**Tabela 11: Manutenção de força- Cocontração- RMS dos músculos atuando como antagonistas (inicial e final) no protocolo de fadiga, (% durante a CIVM como agonista).**

Músculos		Musculação	Crossfit	Pilates	Sedentário
<b>Reto do abdômen</b>	INICIAL (i)	6,15±5	8,43±4	5,33±3	10,83±8
	FINAL (f)	7,76±6 <sup>β</sup>	12,52±7 <sup>β</sup>	8,69±5 <sup>β</sup>	12,84±11 <sup>β</sup>
<b>Obliquo interno/ Transverso</b>	INICIAL (i)	5,21±5,6	9,11±8,1	10,73±10,2	9,08±3
	FINAL (f)	6,37±6 <sup>βμ</sup>	11,1±7 <sup>β</sup>	23,26±18 <sup>β</sup>	11,17±3 <sup>β</sup>
<b>Obliquo externo</b>	INICIAL (i)	5,94±3	6,36±4	5,42±3	7,06±5
	FINAL (f)	8,58±4 <sup>β</sup>	10,21±6 <sup>β</sup>	10,93±8 <sup>β</sup>	7,97±4 <sup>β</sup>
<b>Longuíssimo do tórax</b>	INICIAL (i)	3,01±1	3,84±2	4,74±2	5,85±4
	FINAL (f)	4,02±1 <sup>β</sup>	5,52±2 <sup>β</sup>	6,11±2 <sup>β</sup>	7,92±6 <sup>β</sup>
<b>Multífido</b>	INICIAL (i)	4,24±2	6,95±4	7,82±6	8,88±3
	FINAL (f)	6,11±4 <sup>β</sup>	7,79±7 <sup>β</sup>	10,42±7 <sup>β</sup>	12,82±8 <sup>β</sup>

Diferenças para o inicial do mesmo Grupo (<sup>β</sup> $p < 0,05$ ).

Diferença significativa para o GP (<sup>μ</sup> $p < 0,05$ ).

Os valores de FM dos músculos atuando com agonistas apresentaram diminuição significativa para todos grupos e músculos ( $p < 0,05$ ), ao final do protocolo de fadiga quando comparado com ao início. Não foram encontradas diferenças significantes em os grupos.

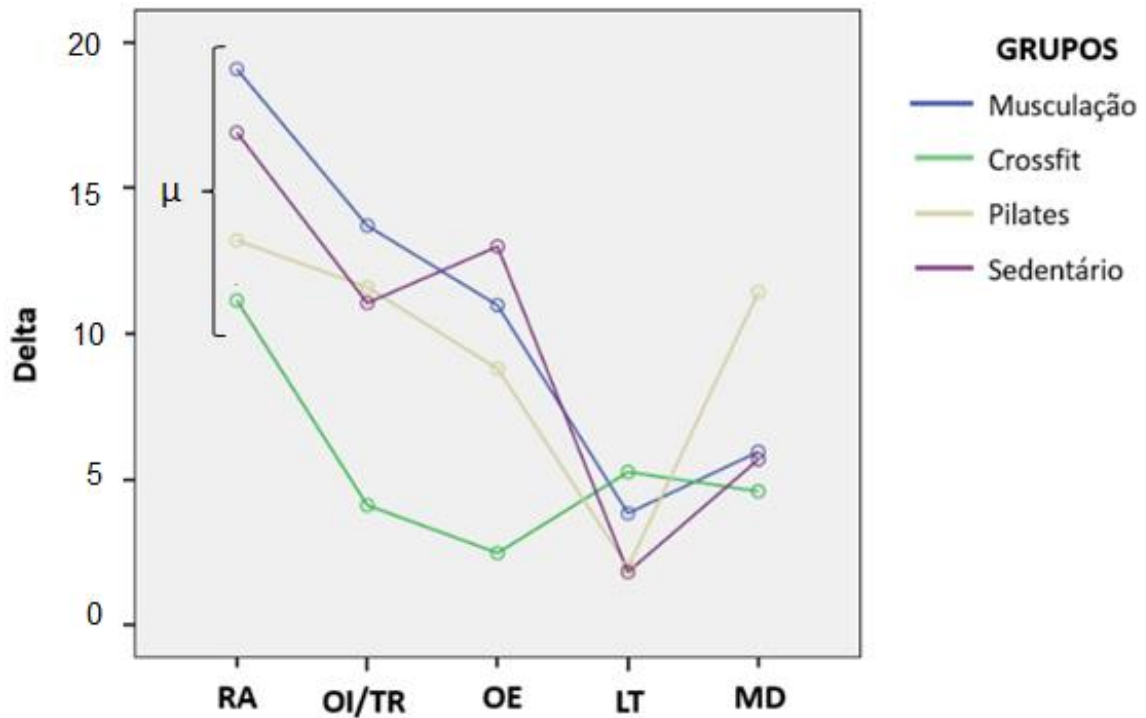
**Tabela 12: Manutenção de força- FM dos músculos atuando como agonistas (inicial e final) no protocolo de fadiga.**

Músculos		Musculação	Crossfit	Pilates	Sedentário
<b>Reto do abdômen</b>	INICIAL (i)	76,44±21	70,77±24	77,68±11	74,15±21
	FINAL (f)	60,83±21 <sup>β</sup>	67,47±21 <sup>β</sup>	69,48±7 <sup>β</sup>	68,80±17 <sup>β</sup>
<b>Obliquo interno/ Transverso</b>	INICIAL (i)	64,13±5	62,57±15	81,43±27	48,56±7
	FINAL (f)	52,5±16 <sup>β</sup>	54,47±10 <sup>β</sup>	68,52±18 <sup>β</sup>	45,7±5 <sup>β</sup>
<b>Obliquo externo</b>	INICIAL (i)	67,29±14	64,04±19	60,42±11	45,68±8
	FINAL (f)	52,13±10 <sup>β</sup>	58,5±20 <sup>β</sup>	53,74±10 <sup>β</sup>	43,94±6 <sup>β</sup>
<b>Longuíssimo do tórax</b>	INICIAL (i)	65,78±9	59,37±8	60,65±8	58,91±8
	FINAL (f)	50,67±8 <sup>β</sup>	51,13±9 <sup>β</sup>	53,05±8 <sup>β</sup>	53,32±5 <sup>β</sup>
<b>Multífido</b>	INICIAL (i)	68,16±18	66,42±10	59±6	63,99±9
	FINAL (f)	50,67±12 <sup>β</sup>	58,82±12 <sup>β</sup>	54,24±5 <sup>β</sup>	56,76±8 <sup>β</sup>

Diferenças para o inicial do mesmo Grupo (<sup>β</sup>p<0,05).

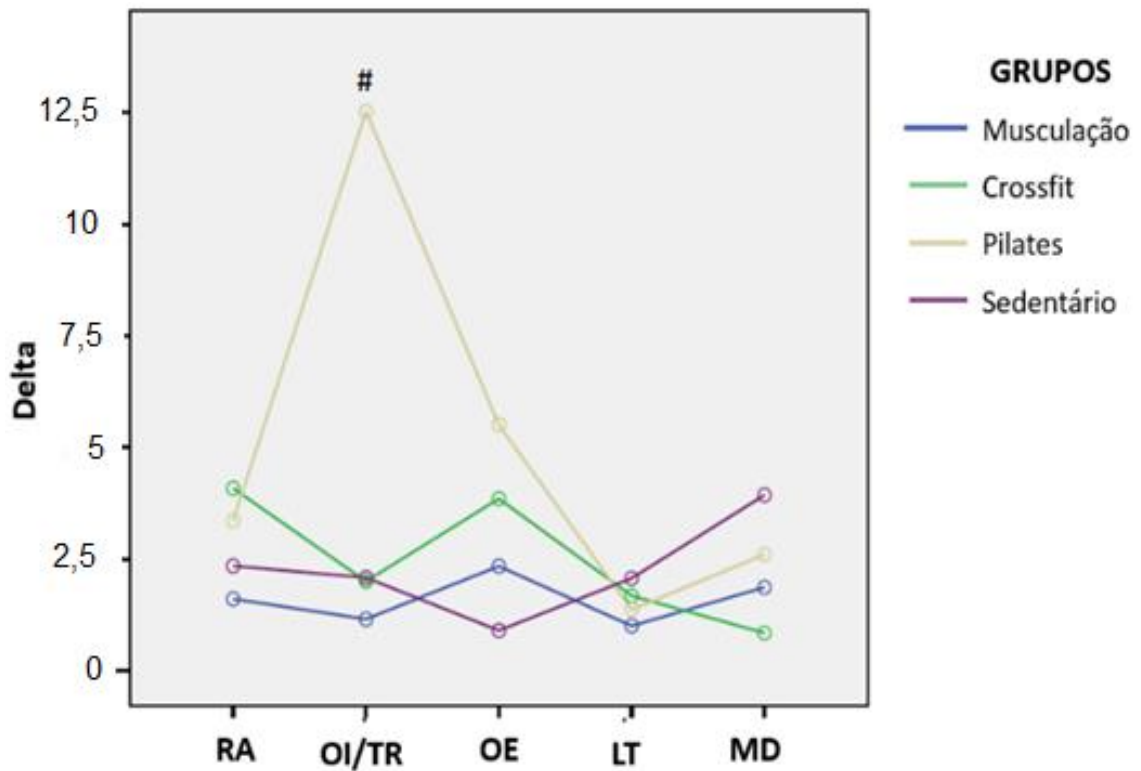
Não houve efeito principal para Grupo (p=0,43), mas houve para Músculo (p<0,05) em relação ao Delta dos músculos atuando como agonistas, sendo o RA superior ao LT. Para os valores de Delta dos músculos atuando como antagonistas (cocontração), houve efeito principal para Grupo (p<0,001), Músculo (p<0,05), além de encontrarmos Interação grupo\*músculo (p<0,001). Observou-se que é relativo ao Delta do OI/TR para o GP significativamente maior quando comparado aos demais grupos.

**Figura 9: Delta dos músculos atuando como Agonistas**



$\mu$ Valores superiores ao LT em todos os grupos.

**Figura 10: Delta dos músculos atuando como Antagonistas**



#Valores superiores em relação aos demais grupos e músculos.

## 11 DISCUSSÃO:

Analisando o primeiro experimento, o tempo de resistência para os extensores do tronco através do teste de Sorensen, em sua maioria, foram inferiores para todos os grupos aos encontrados na literatura (BIERING-SORENSEN, 1984; MANNION E DOLAN, 1994; NICOLAISEN E JORGENSEN, 1985; NORDIN et al., 1987; MOFFROID et al., 1993; MCGILL, 1999) e em alguns foram similares (UDERMANN, 2003; ADEGOKE, 2007; MANNION et al., 1997; EVANS, 2007), no entanto somente para os grupos que treinavam alguma das modalidades do presente estudo. Já para sedentários, o tempo de resistência foi inferior a todos os trabalhos, aproximando-se apenas quando observamos alguns estudos que avaliaram indivíduos com dor lombar aguda e crônica (ALARANTA et al., 1994; LATIMER et al., 1999; SIMMONDS et al., 1998; CHEN et al., 2003).

O teste de Sorensen teve como objetivo induzir a fadiga dos músculos extensores do tronco por meio de um protocolo de resistência isométrica (LUOTO, 1995; SJOLIE E LJUNGGRENETAL, 2001; ADAMS et al., 1999). Os resultados foram o esperado, pois todos os grupos que praticavam alguma das modalidades apresentaram valores acima do GS, porém apenas no GP essa foi significativa ( $p < 0,01$ ). Esse efeito do treinamento para melhora da resistência do tronco está bem documentado na literatura, como o encontrado por Moffroid et al., (1993) que aplicaram um treinamento de estabilização com extensão de coluna em um grupo composto por indivíduos sedentários e obtiveram um aumento de 22% no tempo do teste de Sorensen. O mesmo foi observado por Adegoke (2007), que após um protocolo de treinamento de força para o core de 6 semanas, os indivíduos aumentaram em média 110 segundos o tempo no teste de Sorensen.

A superioridade do tempo do Sorensen do Pilates pode estar relacionada às características dos seus exercícios, que são geralmente realizados em decúbito dorsal e ventral, com baixa carga externa, e com grande foco na extensão da coluna (WELLS, 2012), possibilitando um trabalho mais acentuado da musculatura extensora do tronco (ANDRADE et al., 2015), como observamos nos nossos resultados.

Em relação aos valores obtidos no teste de prancha lateral, os grupos de treinamento apresentaram valores similares aos já documentados (MCGILL, 1999; EVANS et al., 2005; EVANS et al. 2007; CHEN et al., 2003), tendo apenas o GS

valores inferiores. Já relativo à diferença de lateralidade, Evans et al., (2005), encontraram que atletas que apresentam uma diferença superior a 12 segundos, apresentam quadro de dor lombar, assim como McGill (1999) que afirma que a razão entre elas deve ser o mais próximo de 1, ou seja, a menor possível, a fim de evitar lombalgias. Em nosso estudo, apenas o GP apresentou a razão próximo ao desejado (0,99) e uma diferença inferior a 1 segundo. Esse equilíbrio pode ser explicado pela ênfase em exercícios unilaterais para os músculos do tronco propostos no Pilates (GIL & NOVAES, 2013), que tem se mostrado uma importante estratégia para esse tipo de assimetria (KIM, 2013).

Quando verificamos a razão entre flexores e extensores (BS/PL), observamos que todos os grupos, com exceção ao sedentário, possuem uma razão adequada, como proposta por McGill (1999), sendo ela superior a 38%. Portanto, mesmo havendo diferenças entre os tempos de resistência para os músculos flexores e extensores do tronco quando comparamos diferentes modalidades, o fato de praticar alguma delas, específica ou não para o core, parece ser o suficiente para manter o equilíbrio anteroposterior do tronco.

Analisando a flexibilidade, não houve diferenças entre as práticas, estando todas próximas a valores “Bons” e “Médios” (ARAÚJO, 2008), sendo todos também superiores ao GS, que apresenta valores “Baixos” em relação aos normativos. Quando observamos outros trabalhos sobre ganhos de flexibilidade por meio das práticas de forma isolada, encontramos controvérsias em relação à musculação. Alguns estudos demonstram uma melhora na flexibilidade (MORTON et al., 2011; MONTEIRO et al., 2008; SANTOS et al., 2010; KIM, 2011), já outros estudos não (BARBOSA, 2002; CHAN, 2001). Em relação ao Pilates, os resultados são mais concretos. Em uma revisão feita por Cruz-Ferreira et al., (2011), foram selecionados 16 artigos, avaliando os benefícios do Pilates, sendo o ganho de flexibilidade a capacidade com maior evidência quando comparada a grupos controle e outros tipos de atividades, assim como trabalhos mais recentes também demonstraram (KAO et al., 2015; CHINNAVAN, 2015). Para o Crossfit, ainda existem poucas evidências, como o estudo de Eather et al., (2015), no qual 96 estudantes participaram de 8 semanas de treinamento e apresentam um ganho de flexibilidade, verificado através do teste de sentar e alcançar. Esperávamos encontrar valores superiores para o GP em relação aos demais, bem como de GM e GCF em relação ao GS. A primeira hipótese não foi

confirmada, assim como em outros estudos (MOSTAGI et al., 2014; BERTOLLA et al., 2007; DA CRUZ et al., 2014), que encontraram ganhos semelhantes entre praticantes de Pilates e outras modalidades de treinamento, todavia, no presente estudo, parece que a prática de qualquer uma dessas modalidades, proporciona um adequado nível de flexibilidade, independente de qual seja, como já documentado (POLLOCK, 1998).

Ao analisarmos os movimentos funcionais FMS, todos os grupos de treinamento apresentam valores acima dos recomendados por Cook (2006), estando apenas o grupo sedentário abaixo desse valor. Quando analisamos o que é proposto pelas modalidades esperávamos que o GCF fosse apresentar valores superiores para os testes funcionais (GLASSMAN, 2002) em função da sua proposta, porém não houve diferença entre as práticas. Diferentes tipos de treinamento demonstraram melhorar o score no FMS (BODDEN et al., 2015; KISEL, 2011; COWEN, 2010), não havendo artigos que compararam praticas específicas e não específicas, portanto no presente estudo, o fato de praticar alguma das modalidades possibilita uma adequada capacidade funcional.

Para o *Squat Test*, diferenças significantes foram encontradas apenas em favor do GM E GCF, quando comparados ao GS, no entanto todos os grupos estão acima dos valores encontrados (LOUDON et al., 2002). Para o *Squat Test*, valores superiores para Musculação e Crossfit, podem ser explicados pela familiaridade com esse movimento em suas rotinas de treinamento, bem como o grande volume de exercícios em cadeia cinética fechada para membros inferiores (PAINE, 2010; FLECK & KRAEMER, 2014), diferentemente do Pilates (WELLS, 2012).

Referente ao experimento 2, para os dados de torque isométrico máximo (CIVM), encontramos valores inferiores a literatura para flexão e similares para extensão (ESSENDROP, 2001; GUILHEM et al., 2014; NEWTON et al., 1993; CHO et al., 2014). Isso pode ser explicado pelo diferente posicionamento dos sujeitos, o que, segundo Tan et al. (1993) pode alterar a capacidade de produção de torque. Dentre os grupos, o Crossfit foi o mais próximo dos valores encontrados, apresentando valores significativamente maiores quando comparado ao GM e GS para extensão e maiores que GS para flexão. Resultado esperado para o Crossfit, como já documentado por Behringer et al. (2015), que encontrou aumento da força isométrica do tronco em exercícios livres, característicos dessa modalidade.

Outro resultado interessante em relação ao Crossfit são os dados de TDT, que foram significativamente maiores em todos os momentos 30, 50, 100, 150, 200 e 200ms, quando comparados aos demais grupos e também a valores reportados em outros trabalhos (JIANG, 2013). Isso pode ser justificado pelos movimentos realizados em altas velocidades (BEHRENS, 2016; OLIVEIRA, 2013), altas cargas (THOMPSON et al., 2015) e multiarticulares (KRAEMER, 2004; STONE, 2002), que tem se mostrado eficientes para aumentar a TDT, e são frequentemente realizados pelos praticantes da modalidade (GLASSMAN, 2009), diferentemente de exercícios realizados em velocidades inferiores (BLAZEVIICH, 2008).

Quando analisamos as medidas proprioceptivas, não encontramos diferenças significante entre os grupos, diferente de outros trabalhos que encontraram para senso de força (WRIGHT, 2012), senso de posição (ZAZULAK, 2007; PARKHURST e BURNETT, 1994; GILL & CALLAGHAN, 1998; BRUMAGNE, 2000) e manutenção de força (SVENDSEN, 2010). Esse dado pode ser explicado tendo em vista que a maioria dos estudos citados, fizeram comparações de indivíduos saudáveis com outros com alguma patologia, como, por exemplo, dor lombar crônica (PARKHURST e BURNETT, 1994; GILL & CALLAGHAN, 1998; BRUMAGNE, 2000; OLIVIER, 2014). Uma vez que nosso estudo investigou apenas indivíduos saudáveis, não identificamos nenhuma diferença proprioceptiva entre os grupos. Tendo em vista que nossos resultados estão próximos aos resultados encontrados por outros autores quando analisaram indivíduos saudáveis (CUG et al., 2015; BAŃKOSZ, 2014), podemos inferir que a prática destas modalidades garante condições para que a propriocepção se mantenha em níveis adequados.

Relativo aos dados de EMG, primeiramente vamos observar os valores de  $RMS_i$  e  $RMS_f$  dos músculos atuando como agonistas. Todos os músculos apresentaram aumento significativo no  $RMS_f$  em relação ao  $RMS_i$ , no entanto não houve diferenças entre os grupos. Estes achados são similares ao trabalho de Sparto et al., (2015). Quanto às diferenças no Delta, encontramos valores inferiores para o LT em relação ao RA. Podemos explica-lo pelo fato do RA ser o principal flexor do tronco, sendo apenas auxiliado pelos oblíquos, que tem como funções principais a flexão com rotação. Já no caso do LT, outros músculos também têm como principal função a extensão da coluna, como os eretores da espinha (CRESSWELL, 1994), permitindo que esse não seja altamente requisitado de forma isolada. Ainda analisando a atuação agonista, a FM apresentou valores inferiores ao final do

protocolo, não havendo diferenças entre músculos e grupos, essa queda caracteriza a eficácia do método escolhido para induzir a fadiga (KIM, 2005; NUSSBAUM, 2001; TALEBIAN, 2011, OLSON, 2010), no entanto não foi possível identificar diferenças entre os grupos e músculos.

Quando observamos os valores de RMS dos músculos atuando como antagonistas (cocontração), todos os músculos apresentaram valores superiores ao final do protocolo de fadiga ( $RMS_f$ ), como já documentado (POTVIN, 1998; ODDSON e THORSTENSSON, 1990; LAVENDER et al., 1992), com diferença significativa apenas em relação ao OI/TR . Sobretudo os dados de Delta foram significativamente maiores nos músculos OI/TR no grupo Pilates quando comparados aos demais grupos, o que corrobora com os dados da literatura (MARQUES et al., 2013; ANDRADE et al., 2015). Isso pode ser explicado pelos princípios e exercícios do Pilates que focam e estimulam os seus praticantes a realizarem a cocontração durante a realização dos movimentos (DONAHOE-FILLMOR et al., 2007; BJERKEFORS et al., 2010), proporcionando assim uma capacidade superior de cocontrair, principalmente em situações de fadiga, na tentativa de manter a estabilidade da coluna.

Em nossos experimentos as diferenças significantes ocorreram apenas a favor dos grupos de treinamento em relação ao sedentário, com maiores benefícios para os praticantes de Pilates e Crossfit. Isso pode ser justificado pelo intensivo trabalho da musculatura do core nessas duas modalidades (WELLS, 2012; PAINE, 2010) que, mesmo com princípios diferentes, possibilitaram uma adequada resistência, força e flexibilidade do tronco, bem como melhoraram na capacidade funcional de seus praticantes. No entanto, apenas o grupo Pilates parece trabalhar ambos os lados de forma igualitária, diferente das demais modalidades, sendo também capaz de realizar cocontração de uma forma mais expressiva do Oblíquo Interno e Transverso em situações de fadiga, provavelmente como um mecanismo de proteção da coluna, assim como o Crossfit é superior na taxa de desenvolvimento de força, outro importante marcador para essa proteção.

## **12 CONCLUSÃO:**

Pilates e Crossfit apresentam resultados iguais ou superiores em testes específicos para o core, quando comparados a Musculação e a sedentários, destacando a resistência e equilíbrio dos músculos do tronco além da capacidade de cocontração do Oblíquo Interno e Transverso para o Pilates e a resistência e a taxa de desenvolvimento de torque para o Crossfit. As capacidades parecem ser diretamente relacionadas aos princípios e exercícios das modalidades, sendo que ambas promovem um adequado condicionamento do core.

### 13 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AAGAARD, P., SIMONSEN, E. B., ANDERSEN, J. L., MAGNUSSON, P., & DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1318–1326, 2002.

ADAMS, M. A.; MANNION, A.F.; DOLAN, P.; Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine* 1999; 24: 2497–505.

ADEGOKE, B. O. A; BABATUNDE, F. O. Effect of an exercise protocol on the endurance of trunk extensor muscles—a randomized control trial. **Hong kong physiotherapy journal**, v. 25, n. 1, p. 2-9, 2007.

AKUTHOTA, V., FERREIRO, A., MOORE, T., & FREDERICSON, M. Core stability exercise principles. **Current sports medicine reports**, v. 7, n. 1, p. 39-44, 2008.

ALARANTA, H., HURRI, H., HELIÖVAARA, M., SOUKKA, A., & HARJU, R.. Non-dynamometric trunk performance tests: reliability and normative data. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine**, v. 26, n. 4, p. 211-215, 1994.

ALLEN, T, J. LEUNG, M. PROSKE, U. The effect of fatigue from exercise on human limb position sense. **The Journal of physiology**, v. 588, n. 8, p. 1369-1377, 2010.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription (8th ed.)**. Thompson, WR, ed. Philadelphia, PA: Lippincott, Williams & Wilkins, 2010.

ANDERSON K, B. DG. The impact of instability resistance training on balance and stability. **Sports Med**; 35 (1): 43-53, 2005.

ANDERSON, K.; BEHM, D. G. Trunk muscle activity increases with unstable squat movements. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 30, n. 1, p. 33-45, 2005.

ANDRADE, L. S., MOCHIZUKI, L., PIRES, F. O., DA SILVA, R. A. S., & MOTA, Y. L. Application of Pilates principles increases paraspinal muscle activation. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 19, n. 1, p. 62-66, 2015.

ARAÚJO, C. G. S. D. Flexibility assessment: normative values for flexitest from 5 to 91 years of age. **Arquivos brasileiros de cardiologia**, v. 90, n. 4, p. 280-287, 2008.

ARNOLD, B. L.; DOCHERTY, C. L. Ankle evertor force sense and reproduction are not related injury severity or episodes of rolling over and giving way. **Journal of Athletic Training**, v. 37, 2002.

ARNOLD, B. L., & DOCHERTY, C. L. Low-load eversion force sense, self-reported ankle instability, and frequency of giving way. **Journal of athletic training**, v. 41, n. 3, p. 233, 2006.

BAŃKOSZ, Z., & SZUMIELEWICZ, P., PAWEŁ. Proprioceptive Ability of Fencing and Table Tennis Practitioners. **Human Movement**, v. 15, n. 3, p. 128-133, 2014.

BARBOSA, A.R., J.M. SANTAREM, W.J. FILHO, AND M.F. MARUCCI. Effects of resistance training on the sit-and-reach test in elderly women. *J. Strength Cond. Res.* 16:14–18. 2002.

BEARDSLEY, C; CONTRERAS, B. The Functional Movement Screen: A Review. **Strength & Conditioning Journal**, v. 36, n. 5, p. 72-80, 2014.

BEHM, D. G. DRINKWATER, E. J., WILLARDSON, J. M., & COWLEY, P. M. The use of instability to train the core musculature. **Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism**, v. 35, n. 1, p. 91-108, 2010.

BEHRENS, M., MAU-MOELLER, A., MUELLER, K., HEISE, S., GUBE, M., BEUSTER, N., & BRUHN, S. Plyometric training improves voluntary activation and strength during isometric, concentric and eccentric contractions. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 19, n. 2, p. 170-176, 2016.

BEHRINGER, M., SCHÜREN, T., MCCOURT, M., & MESTER, J. Efficacy of manual versus free-weight training to improve maximal strength and performance for microgravity conditions. **Journal of sports sciences**, p. 1-7, 2015.

BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. **Acta Orthopaedica**, v. 60, n. S230, p. 1-54, 1989.

BERTOLLA, F., BARONI, B. M., JUNIOR, L., PINTO, E. C., & OLTRAMARI, J. D. Effects of a training program using the Pilates method in flexibility of sub-20 indoor soccer athletes. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 4, p. 222-226, 2007.

BIERING-SØRENSEN, F. I. N. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. **Spine**, v. 9, n. 2, p. 106-119, 1984.

BJERKEFORS, A.; EKBLUM, M. M., JOSEFSSON, K., & THORSTENSSON, A. Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. **Manual Therapy**, v. 15, n. 5, p. 502-507, 2010.

BLAZEVIČH, A. J., HORNE, S., CANNAN, D., COLEMAN, D. R., & AAGAARD, P. Effect of contraction mode of slow-speed resistance training on the maximum rate of force development in the human quadriceps. **Muscle & nerve**, v. 38, n. 3, p. 1133-1046, 2008.

BLISS, L. S.; TEEPLE, P. Core stability: the centerpiece of any training program. *Current sports medicine reports*, v. 4, n. 3, p. 179-183, 2005.

BODDEN, J. G.; NEEDHAM, R. A.; CHOCKALINGAM, N. The effect of an intervention program on functional movement screen test scores in mixed martial arts athletes. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 1, p. 219-225, 2015.

BOGDUK, N., MACINTOSH, J. E., & PEARCY, M. J. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. **Spine**, v. 17, n. 8, p. 897-913, 1992.

BOOTH, M. L., AINSWORTH, B. E., PRATT, M. I. C. H. A. E. L., EKELUND, U., YNGVE, A. G. N. E. T. A., SALLIS, J. F., OJA, P. E. K. K. A. International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. **Med sci sports Exerc**, v. 195, n. 9131/03, p. 3508-1381, 2003.

BRUMAGNE, S., CORDO, P., LYSENS, R., VERSCHUEREN, S., & SWINNEN, S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. **Spine**, v. 25, n. 8, p. 989-994, 2000.

BRUMITT, J., MATHESON, J. W., & MEIRA, E. P. Core Stabilization Exercise Prescription, Part 2 A Systematic Review of Motor Control and General (Global) Exercise Rehabilitation Approaches for Patients With Low Back Pain. **Sports Health: A Multidisciplinary Approach**, v. 5, n. 6, p. 510-513, 2013.

BRYAN, M.; HAWSON, S. The benefits of Pilates exercise in orthopaedic rehabilitation. **Techniques in Orthopaedics**, v. 18, n. 1, p. 126-129, 2003.

CARDOZO, A. C.; GOLÇALVES, M. Análise espectral do músculo longuíssimo do tórax submetido a exercício fatigante. **Fisioterapia em Movimento**, v. 19, n. 1, p. 51-57, 2006.

CHAN, S.P., Y. HONG, AND P.D. ROBINSON. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 11:81–86. 2001.

CHEN, L. W., BIH, L. I., HO, C. C., HUANG, M. H., CHEN, C. T., & WEI, T. S. Endurance times for trunk-stabilization exercises in healthy women: comparing 3 kinds of trunk-flexor exercises. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 12, n. 3, p. 199-207, 2003.

CHINNAVAN, E., GOPALADHAS, S., & KAIKONDAN, P. (2015). Effectiveness of pilates training in improving hamstring flexibility of football players. **Bangladesh Journal of Medical Science**, v. 14, n. 3, p. 265-269, 2015.

CHO, K. H., BEOM, J. W., LEE, T. S., LIM, J. H., LEE, T. H., & YUK, J. H. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. **Annals of rehabilitation medicine**, v. 38, n. 2, p. 234-240, 2014.

COOK, G. BURTON, L. HOOGENBOOM, B. Pre-participation screening: The use of fundamental movements as an assessment of function—part 1. **North American journal of sports physical therapy: NAJSPT**, v. 1, n. 2, p. 62, 2006.

COWEN, V. S. Functional fitness improvements after a worksite-based yoga initiative. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 14, n. 1, p. 50-54, 2010.

CRESSWELL, A. G.; GRUNDSTRÖM, H.; THORSTENSSON, Alf. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 144, n. 4, p. 409-418, 1992.

CRESSWELL, A. G.; ODDSSON, L.; THORSTENSSON, Alf. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. **Experimental Brain Research**, v. 98, n. 2, p. 336-341, 1994.

CRITCHLEY, D. J., PIERSON, Z., & BATTERSBY, G. Effect of pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and obliquus internus abdominis activity: pilot randomised trial. **Manual therapy**, v. 16, n. 2, p. 183-189, 2011.

CRUZ-FERREIRA, A., FERNANDES, J., LARANJO, L., BERNARDO, L. M., & SILVA, A. A systematic review of the effects of pilates method of exercise in healthy people. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 92, n. 12, p. 2071-2081, 2011.

CUG, M., WIKSTROM, E. A., GOLSHAEI, B., & KIRAZCI, S. The Effects of Sex, Limb Dominance and Soccer Participation on Knee Proprioception and Dynamic Postural Control. **Journal of sport rehabilitation**, 2015.

DA CRUZ, T. M. F., GERMANO, M. D., CRISP, A. H., SINDORF, M. A. G., VERLENGIA, R., DA MOTA, G. R., & LOPES, C. R. Does Pilates training change physical fitness in young basketball athletes. **J Exerc Physiol Online**, v. 17, p. 1-9, 2014.

DISTEFANO, L. J., DISTEFANO, M. J., FRANK, B. S., CLARK, M. A., & PADUA, D. A. Comparison of integrated and isolated training on performance measures and neuromuscular control. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 4, p. 1083-1090, 2013.

DOMA, K., DEAKIN, G. B., & NESS, K. F. Kinematic and electromyography comparisons between chin-ups and lat-pull down exercises. **Sports Biomechanics**, v. 12, n. 3, p. 302-313, 2013.

DONAHOE-FILLMORE, B., HANAHAN, N. M., MESCHER, M. L., CLAPP, D. E., ADDISON, N. R., & WESTON, C. R. The effects of a home Pilates program on muscle performance and posture in healthy females: a pilot study. **Journal of Women's Health Physical Therapy**, v. 31, n. 2, p. 6-11, 2007.

EATHER, N.; MORGAN, P. J.; LUBANS, D. R. Improving health-related fitness in adolescents: the CrossFit Teens™ randomised controlled trial. **Journal of sports sciences**, v. 34, n. 3, p. 209-223, 2016.

ESCO, M. R., OLSON, M. S., MARTIN, R. S., WOOLLEN, E., ELLIS, M., & WILLIFORD, H. N. Abdominal EMG of selected Pilates mat exercises. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 5, p. S357, 2004.

ESSENDROP, M; SCHIBYE, B; HANSEN, K. Reliability of isometric muscle strength tests for the trunk, hands and shoulders. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 28, n. 6, p. 379-387, 2001.

EVANS, K., REFSHAUGE, K. M., ADAMS, R., & ALIPRANDI, L. Predictors of low back pain in young elite golfers: A preliminary study. **Physical Therapy in Sport**, v. 6, n. 3, p. 122-130, 2005.

EVANS, K; REFSHAUGE, K. M.; ADAMS, R. Trunk muscle endurance tests: reliability, and gender differences in athletes. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 10, n. 6, p. 447-455, 2007.

FLECK, S. J., & KRAEMER, W. **Designing Resistance Training Programs, 4E.** Human Kinetics, 2014.

GABBE, B. J., BENNELL, K. L., WAJSWELNER, H., & FINCH, C. F. Reliability of common lower extremity musculoskeletal screening tests. **Physical Therapy in Sport**, v. 5, n. 2, p. 90-97, 2004.

GIBBONS, S.; COMERFORD, M. Strength Versus Stability Part I. **Concept and terms Orthopaedic Division Review**, 2001.

GIL, A.; NOVAES, J. Core & Training: Pilates, Plataforma Vibratória, Treinamento. São Paulo: Ícone Editora; 2014.

GILL, KARL P.; CALLAGHAN, MICHAEL J. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. **Spine**, v. 23, n. 3, p. 371-377, 1998.

GLADWELL, V., HEAD, S., HAGGAR, M., & BENEKE, R. Does a program of Pilates improve chronic non-specific low back pain?. **Journal of sport rehabilitation**, v. 15, n. 4, p. 338, 2006.

GLASSMAN, G. 2009a. What is crossfit? [http:// www.cross fit.com/cf-info/whatacrossfit.html](http://www.crossfit.com/cf-info/whatacrossfit.html). Acessado em Dezembro 1, 2013.

GOTTSCHALL, J. S.; MILLS, J.; HASTINGS, B. Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 3, p. 590-596, 2013.

GRUTHER, W., WICK, F., PAUL, B., LEITNER, C., POSCH, M., MATZNER, M. EBENBICHLER, G. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. **Journal of rehabilitation medicine**, v. 41, n. 8, p. 613-619, 2009.

GUILHEM, G., GIROUX, C., COUTURIER, A., & MAFFIULETTI, N. A. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 6, p. 986-993, 2014.

HERMENS, H. J., FRERIKS, B., MERLETTI, R., STEGEMAN, D., BLOK, J., RAU, G. HÄGG, G. European recommendations for surface electromyography. **Roessingh Research and Development**, v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

HIBBS, A. E., THOMPSON, K. G., FRENCH, D., WRIGLEY, A., & SPEARS, I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. **Sports medicine**, v. 38, n. 12, p. 995-1008, 2008.

HIDES, J. A., STOKES, M. J., SAIDE, M. J. G. A., JULL, G. A., & COOPER, D. H. Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. **Spine**, v. 19, n. 2, p. 165-172, 1994

HIDES, J. A.; RICHARDSON, C. A.; JULL, G. A. Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain. **Spine**, v. 21, n. 23, p. 2763-2769, 1996.

HODGES, P. W. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. **Experimental brain research**, v. 141, n. 2, p. 261-266, 2001.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 9, p. 1005-1012, 1999.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. **Physical therapy**, v. 77, n. 2, p. 132-142, 1997.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. **Journal of Spinal Disorders & Techniques**, v. 11, n. 1, p. 46-56, 1998.

JIANG, C., OLSON, M. W., & LI, L. Determination of biomechanical differences between elite and novice San Shou female athletes. **Journal of Exercise Science & Fitness**, v. 11, n. 1, p. 25-28, 2013.

KAO, Y. H., LIOU, T. H., HUANG, Y. C., TSAI, Y. W., & WANG, K. M. (2015). Effects of a 12-week pilates course on lower limb muscle strength and trunk flexibility in women living in the community. **Health care for women international**, v. 36, n. 3, p. 303-319, 2015.

KIBLER, W. B. Biomechanical analysis of the shoulder during tennis activities. **Clinics in sports medicine**, v. 14, n. 1, p. 79-85, 1995.

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

KIM, E., DEAR, A., FERGUSON, S. L., SEO, D., & BEMBEN, M. G. (2011). Effects of 4 weeks of traditional resistance training vs. superslow strength training on early phase

adaptations in strength, flexibility, and aerobic capacity in college-aged women. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 11, p. 3006-3013, 2011.

KIM, J.; JUNG, M.; HAIGHT, J. M. The sensitivity of autoregressive model coefficient in quantification of trunk muscle fatigue during a sustained isometric contraction. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 35, n. 4, p. 321-330, 2005.

KIM, Y.; SON, J.; YOON, B. Intensive unilateral neuromuscular training on non-dominant side of low back improves balanced muscle response and spinal stability. **European journal of applied physiology**, v. 113, n. 4, p. 997-1004, 2013.

KRAEMER, W. J.; RATAMESS, N. A. Fundamentals of resistance training: Progression and exercise prescription. *Med Sci Sports Exerc* 36: 674–688, 2004

KRAUS, K., SCHÜTZ, E., TAYLOR, W. R., & DOYSCHER, R. Efficacy of the functional movement screen: a review. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 12, p. 3571-3584, 2014.

KRISHNAN, C.; ALLEN, E. J.; WILLIAMS, G. N. Effect of knee position on quadriceps muscle force steadiness and activation strategies. **Muscle & nerve**, v. 43, n. 4, p. 563-573, 2011.

LATIMER, J., MAHER, C. G., REFSHAUGE, K., & COLACO, I. The reliability and validity of the Biering–Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. **Spine**, v. 24, n. 20, p. 2085, 1999.

LAVENDER, S. A., TSUANG, Y. H., ANDERSSON, G. B. J., HAFEZI, A., & SHIN, C. C. Trunk muscle cocontraction: the effects of moment direction and moment magnitude. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 10, n. 5, p. 691-700, 1992.

LEETUN, D. T., IRELAND, M. L., WILLSON, J. D., BALLANTYNE, B. T., & DAVIS, I. M. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 6, p. 926-934, 2004.

LOMOND, K. V., HENRY, S. M., HITT, J. R., DESARNO, M. J., & BUNN, J. Y. Altered postural responses persist following physical therapy of general versus specific trunk exercises in people with low back pain. **Manual therapy**, v. 19, n. 5, p. 425-432, 2014.

LOUDON, J. K., WIESNER, D., GOIST-FOLEY, H. L., ASJES, C., & LOUDON, K. L. Intrarater reliability of functional performance tests for subjects with patellofemoral pain syndrome. **Journal of athletic training**, v. 37, n. 3, p. 256, 2002.

LUOTO, S., HELIÖVAARA, M., HURRI, H., & ALARANTA, H. Static back endurance and the risk of low-back pain. **Clinical biomechanics**, v. 10, n. 6, p. 323-324, 1995.

MALONE, T; DAVIES, G; WALSH, WM. Muscular control of the patella. **Clinics in sports medicine**, v. 21, n. 3, p. 349-362, 2002

MANNION, A. F., CONNOLLY, B., WOOD, K., & DOLAN, P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 34, n. 4, p. 427, 1997.

MANNION, A. F.; DOLAN, P. Electromyography median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. **Spine**, v. 19, n. 11, p. 1223-1229, 1994.

MARQUES, N. R., MORCELLI, M. H., HALLAL, C. Z., & GONÇALVES, M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 17, n. 2, p. 185-191, 2013.

MARSHALL, P. WM; MURPHY, B. A. Increased deltoid and abdominal muscle activity during Swiss ball bench press. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 745-750, 2006.

MARTUSCELLO J. M. Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2013.

MAYER, J. Anatomy, kinesiology, and biomechanics. In: **ACSM's Resources for the Personal Trainer**. W. Thompson and K. Baldwin, eds. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, pp. 109–176, 2007.

MCGILL, S. M. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. **Exercise and sport sciences reviews**, v. 29, n. 1, p. 26-31, 2001.

MCGILL, S.M.; CHILDS, A.; LIEBENSON, C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 8, p. 941-944, 1999.

MOFFROID, M. T., HAUGH, L. D., HAIG, A. J., HENRY, S. M., & POPE, M. H. Endurance training of trunk extensor muscles. **Physical Therapy**, v. 73, n. 1, p. 3-10, 1993.

MONTEIRO, W. D., SIMÃO, R., POLITO, M. D., SANTANA, C. A., CHAVES, R. B., Bezerra, E., & Fleck, S. J. Influence of strength training on adult women's flexibility. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 22, n. 3, p. 672-677, 2008.

MORELAND, J., FINCH, E., STRATFORD, P., BALSOR, B., & GILL, C. Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 26, n. 4, p. 200-208, 1997.

MORTON, S. K., WHITEHEAD, J. R., BRINKERT, R. H., & CAINE, D. J. Resistance training vs. static stretching: effects on flexibility and strength. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 25, n. 12, p. 3391-3398, 2011.

MOSTAGI, F. Q. R. C., DIAS, J. M., PEREIRA, L. M., OBARA, K., MAZUQUIN, B. F., SILVA, M. F., ... & LIMA, T. BAL. Pilates versus general exercise effectiveness on pain and functionality in non-specific chronic low back pain subjects. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, 2014.

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

NEWTON, M., THOW, M., SOMERVILLE, D., HENDERSON, I., & WADDELL, G. Trunk Strength Testing with Iso-Machines: Part 2: Experimental Evaluation of the Cybex II Back Testing System in Normal Subjects and Patients with Chronic Low Back Pain. **Spine**, v. 18, n. 7, p. 812-824, 1993.

NICOLAISEN, T.; JØRGENSEN, K. Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 17, n. 3, p. 121-127, 1984.

NORDIN, M., KAHANOVITZ, N., VERDERAME, R., PARNIANPOUR, M., YABUT, S., VIOLA, K., MULVIHILL, M. Normal Trunk Muscle Strength and Endurance in Women and the Effect of Exercises and Electrical Stimulation: Part 1: Normal Endurance and Trunk Muscle Strength in 101 Women. **Spine**, v. 12, n. 2, p. 105-111, 1987.

NORRIS, C. M. Functional load abdominal training: part 2. **Physical Therapy in Sport**, v. 2, n. 3, p. 149-156, 2001.

NUSSBAUM, M. A. Static and dynamic myoelectric measures of shoulder muscle fatigue during intermittent dynamic exertions of low to moderate intensity. **European journal of applied physiology**, v. 85, n. 3-4, p. 299-309, 2001.

ODDSSON, L.; THORSTENSSON, A. Task specificity in the control of intrinsic trunk muscles in man. **Acta physiologica scandinavica**, v. 139, n. 1-2, p. 123-131, 1990.

OLIVEIRA, F. B., RIZATTO, G. F., & DENADAI, B. S. Are early and late rate of force development differently influenced by fast-velocity resistance training?. **Clinical physiology and functional imaging**, v. 33, n. 4, p. 282-287, 2013.

OLIVIER, B., STEWART, A. V., & MCKINON, W. Injury and lumbar reposition sense in cricket pace bowlers in neutral and pace bowling specific body positions. **The Spine Journal**, v. 14, n. 8, p. 1447-1453, 2014.

OLSON, M. W. Trunk muscle activation during sub-maximal extension efforts. **Manual therapy**, v. 15, n. 1, p. 105-110, 2010.

PAINE, M. J.; UPTGRAFT, M. J.; WYLIE, M. R. CrossFit study. **Command and General Staff College**, p. 1-34, 2010.

PANJABI, M. M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. **European Spine Journal**, v. 15, n. 5, p. 668-676, 2006.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of spinal disorders & techniques**, v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992.

PARKHURST, T. M.; BURNETT, C. N. Injury and proprioception in the lower back. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 19, n. 5, p. 282-295, 1994.

POLLOCK, M. L., GAESSER, G. A., BUTCHER, J. D., DESPRÉS, J. P., DISHMAN, R. K., FRANKLIN, B. A., & GARBER, C. E. ACSM position stand: the recommended quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Med Sci Sports Exerc**, v. 30, n. 6, p. 975-991, 1998.

POTVIN, J. R.; O'BRIEN, P. R. Trunk Muscle Co-contraction Increases During Fatiguing, Isometric, Lateral Bend Exertions: Possible Implications for Spine Stability. **Spine**, v. 23, n. 7, p. 774-780, 1998.

ROSSI, D. Martineli. Análise eletromiográfica e dinamométrica do tronco de jovens com e sem dor lombar crônica inespecífica. 2013.

SANTOS, E., RHEA, M. R., SIMÃO, R., DIAS, I., DE SALLES, B. F., NOVAES, J., ... & BUNKER, D. J. Influence of moderately intense strength training on flexibility in sedentary young women. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 11, p. 3144-3149, 2010.

SILVA, A. C. L. G.; MANNRICH, G. Pilates na reabilitação: uma revisão sistemática. **Fisioterapia e movimento**. v. 22, n. 3, p. 449-455, 2009.

SILVA, M. F., SILVA, M. A. C., CAMPOS, R. R. D., OBARA, K., MOSTAGI, F. Q. R. C., CARDOSO, A. P. R. G., CARDOSO, J. R. A comparative analysis of the electrical activity of the abdominal muscles during traditional and Pilates-based exercises under two conditions. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**, v. 15, n. 3, p. 296-304, 2013.

SIMMONDS, M. J., OLSON, S. L., JONES, S., HUSSEIN, T., LEE, C. E., NOVY, D., & RADWAN, H. Psychometric characteristics and clinical usefulness of physical performance tests in patients with low back pain. **Spine**, v. 23, n. 22, p. 2412-2421, 1998.

SJÖLIE, A. N.; LJUNGGREN, A. E. The significance of high lumbar mobility and low lumbar strength for current and future low back pain in adolescents. **Spine**, v. 26, n. 23, p. 2629-2636, 2001.

SPARTO, P. J., PARNIANPOUR, M., MARRAS, W. S., GRANATA, K. P., REINSEL, T. E., & SIMON, S. Neuromuscular trunk performance and spinal loading during a fatiguing isometric trunk Kim, J. Y., Jung, M. C., & Haight, J. M. **s**, p. 1-7, 2015.

STONE, M, PLISK, S, AND COLLINS, D. Training principles: Evaluation of modes and methods of resistance training—A coaching perspective. *Sports Biomech* 1: 79–103, 2002.

SVENDSEN, J. H.; MADELEINE, P. Amount and structure of force variability during short, ramp and sustained contractions in males and females. **Human movement science**, v. 29, n. 1, p. 35-47, 2010.

TALEBIAN, S., HOSSEINI, M., BAGHERI, H., OLYAEI, G. R., & REAZASOLTANI, A. Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**, v. 24, n. 1, p. 17-22, 2011.

TAN, J. C., PARNIANPOUR, M., NORDIN, M., HOFER, H., & WILLEMS, B. Isometric Maximal and Submaximal Trunk Extension at Different Flexed Positions in Standing: Triaxial Torque Output and EMG. **Spine**, v. 18, n. 16, p. 2480-2490, 1993.

THOMPSON, B. J., STOCK, M. S., SHIELDS, J. E., LUERA, M. J., MUNAYER, I. K., MOTA, J. A., ... & OLINGHOUSE, K. D. Barbell deadlift training increases the rate of torque development and vertical jump performance in novices. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 29, n. 1, p. 1-10, 2015.

UDERMANN, B. E., MAYER, J. M., GRAVES, J. E., & MURRAY, S. R. Quantitative assessment of lumbar paraspinal muscle endurance. **Journal of Athletic Training**, v. 38, n. 3, p. 259, 2003.

VIEIRA, F. T. D., FARIA, L. M., WITTMANN, J. I., TEIXEIRA, W., & NOGUEIRA, L. A. C. The influence of Pilates method in quality of life of practitioners. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 17, n. 4, p. 483-487, 2013.

WALDHELM, A; LI, L. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. **Journal of Sport and Health Science**, v. 1, n. 2, p. 121-128, 2012.

WARD, S. R., KIM, C. W., ENG, C. M., GOTTSCHALK, L. J., TOMIYA, A., GARFIN, S. R., & LIEBER, R. L. Architectural analysis and intraoperative measurements demonstrate the unique design of the multifidus muscle for lumbar spine stability. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 91, n. 1, p. 176-185, 2009.

WELLS, C.; KOLT, G. S.; BIALOCERKOWSKI, A. Defining Pilates exercise: a systematic review. **Complementary therapies in medicine**, v. 20, n. 4, p. 253-262, 2012.

WELLS, K. F.; DILLON, E. K. The sit and reach - a test of back and leg flexibility. **Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation**, v. 23, n. 1, p. 115-118, 1952.

WILLSON, J. D., DOUGHERTY, C. P., IRELAND, M. L., & DAVIS, I. M. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 13, n. 5, p. 316-325, 2005.

WRIGHT, CYNTHIA J.; ARNOLD, BRENT L. Fatigue's effect on eversion force sense in individuals with and without functional ankle instability. **Journal of sport rehabilitation**, v. 21, n. 2, p. 127, 2012.

YILMAZ, B., YASAR, E., TASKAYNATAN, M. A., GOKTEPE, A. S., YAZICIOGLU, K., & MOHUR, H. Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain. **Turkish Journal of Rheumatology**, v. 25, n. 2, p. 68-72, 2010.

ZAZULAK, B. T., HEWETT, T. E., REEVES, N. P., GOLDBERG, B., & CHOLEWICKI, J. The effects of core proprioception on knee injury a prospective biomechanical-epidemiological study. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 3, p. 368-373, 2007.