

## ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS DO TRONCO NO EXERCÍCIO DE ESTABILIZAÇÃO PRANCHA VENTRAL COM SISTEMA TRX®

Andreia Sousa Macêdo<sup>1</sup> Frederico Balbino Lizardo<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universidade Federal de Uberlândia.

<sup>2</sup> Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica - Universidade Federal de Uberlândia.

### RESUMO

O *core* é relacionado com a região lombar-pélvica do corpo, e é fundamental para proporcionar estabilidade dos membros em atividades cotidianas, gestos esportivos, prevenir lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal. O sistema de suspensão TRX® tem sido amplamente utilizado em exercícios de estabilização para melhorar o desempenho dos músculos do tronco. O objetivo deste estudo foi analisar e comparar a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* durante 45 segundos de contração isométrica no exercício prancha ventral com TRX® no membro superior em diferentes alturas do solo: a) 10 cm; b) 35 cm; c) 60 cm e d) 85 cm. A amostra foi composta por doze voluntários ( $23,58 \pm 2,58$  anos;  $75,29 \pm 4,23$  kg;  $177,04 \pm 4,96$  cm;  $11,57 \pm 2,63\%$  de gordura) do gênero masculino, fisicamente ativos, sem distúrbio neuromuscular. Foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples nos músculos reto do abdome, oblíquo externo e interno do abdome, eretor da espinha e multifídeo. O sinal foi registrado por um eletromiógrafo computadorizado e foram quantificado pelos valores máximos e normalizado (RMSn) pela Contração Isométrica Voluntária Máxima. Os dados foram submetidos à análise estatística GraphPad Prism (versão 8.4 – Graphpad Software, Inc) empregando-se teste Kolmogorov–Smirnov para análise da normalidade, teste de variância de medidas repetidas (Anova) e posteriormente teste Sidak para avaliar possíveis diferenças. Os resultados demonstraram que atividade eletromiográfica dos músculos RA, OE, OI e EE foi significativamente maior no exercício PV-TRX10 em comparação PV-TRX85, além disso, a atividade EMG do músculo EE no exercício PV-TRX10 foi significativamente maior em relação PV-TRX60. Conclui-se que quanto mais próximo do solo (PV-TX10) maior é a atividade eletromiográfica da maioria dos músculos do *core* (RA, OE, OI e EE), portanto, deve-se atentar para a progressão das alturas, sendo que a utilização do PV-TRX10 seria em momentos mais avançados de um programa de treinamento do *core*, ou seja, a progressão deve ser do mais alto (PV-TRX85) para o mais baixo (PV-TRX10).

*Palavras-chave:* Superfícies instáveis; Eletromiografia; Treinamento de suspensão; *Core*.

## ABSTRACT

The core is related to the lumbar-pelvic region of the body, and is essential to provide stability of the limbs in daily activities, sports gestures, prevent low back pain, develop strength and protect the spinal cord. The TRX® suspension system has been widely used in stabilization exercises to improve the performance of the trunk muscles. The aim of this study was to analyze and compare the electromyographic activity of the core muscles during 45 seconds of isometric contraction in the ventral plank exercise with TRX® on the upper limb at different heights from the ground: a) 10 cm; b) 35 cm; c) 60 cm and d) 85 cm. The sample consisted of twelve volunteers ( $23.58 \pm 2.58$  years;  $75.29 \pm 4.23$  kg;  $177.04 \pm 4.96$  cm;  $11.57 \pm 2.63\%$  body fat) of the male gender, physically active, without neuromuscular disorder. Simple differential surface electrodes were used in the rectus abdominis, oblique external and oblique internal of the abdomen, spine erector and multifidus muscles. The signal was recorded by a computerized electromyograph and were quantified by the maximum and normalized values (RMSn) by the Maximum Voluntary Isometric Contraction. The data were subjected to statistical analysis GraphPad Prism (version 8.4 - Graphpad Software, Inc) using the Kolmogorov – Smirnov test to analyze normality, repeated measures variance test (ANOVA) and subsequently the Sidak test to assess possible differences. The results showed that the electromyographic activity of the RA, OE, OI and EE muscles was significantly higher in the PV-TRX10 exercise compared to PV-TRX85, in addition, the EMG activity of the EE muscle in the PV-TRX10 exercise was significantly higher compared to PV-TRX60. It is concluded that the closer to the ground (PV-TX10) the greater the electromyographic activity of most core muscles (RA, OE, OI and EE), therefore, attention should be paid to the progression of heights, and the use of PV-TRX10 would be in more advanced moments of a core training program, that is, the progression must be from the highest (PV-TRX85) to the lowest (PV-TRX10).

*Keywords:* Unstable surfaces; Electromyography; Suspension training; Core.

## 1. INTRODUÇÃO

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica, e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superior e inferior em atividades diárias, gestos esportivos, suportar cargas, prevenir disfunções como lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (FLECK; KRAEMER, 2017; WILLARDSON, 2017).

Os músculos do *core* são classificados como estabilizadores locais e globais. Os estabilizadores locais são os músculos profundos da coluna vertebral (multífido [MU]) e parede abdominal (transverso do abdome [TA] e oblíquo interno do abdome [OI]) e estão associados com a estabilidade segmentar da coluna durante movimentos do corpo. Como estabilizadores globais, são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos flexão, rotação e extensão do tronco (SUNDSTRUP et al., 2012).

Em relação ao treinamento do *core*, existem duas linhas básicas de trabalho: uma voltada para a qualidade de vida e outra direcionada para o esporte de alto rendimento. O treinamento do *core* para a qualidade de vida está relacionado principalmente à diminuição na prevalência da dor lombar. Nos dias atuais, calcula-se que 70 a 80% da população mundial têm ou terão algum problema relacionado a lombalgia, com episódios mais frequentes em indivíduos entre os 30 a 50 anos (EVANGELISTA; MACEDO, 2011).

Entre os métodos utilizados para a prevenção e tratamento da lombalgia são os programas de exercícios de estabilização do tronco (prancha ventral, prancha lateral e ponte), os quais objetivam melhorar o padrão de recrutamento e co-contração dos músculos do *core*, proporcionando maior controle neuromuscular e estabilização da coluna vertebral (VERA-GARCIA et al., 2013).

Nesses exercícios diferentes estratégias de sobrecarga podem ser utilizadas, tais como: movimento dos membros (KIM et al., 2013), superfícies instáveis (ATKINS et al., 2015;) ou a combinação destas estratégias (CALATAYUD et al., 2017).

Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes superfícies instáveis (bola de ginástica, *bosu*, disco, rolo de espuma) são lançadas no mercado e amplamente utilizados na prática clínica e no âmbito esportivo. Recentemente, sistema de treinamento em suspensão foi adicionado na lista de equipamentos instáveis, tais como sistema TRX®.



**Figura 1:** equipamento instável fita TRX®.

**Fonte:** Acervo pessoal (2020).

A sigla TRX® significa *Total-body Resistance Exercise* e é um equipamento que pode ser utilizado em treinamentos de suspensão. Nesse tipo de treinamento são usadas tiras e / ou cordas para suspender segmentos específicos do corpo no ar e os praticantes trabalham contra sua massa corporal, realizando os exercícios no ambiente instável criada pelas tiras e/ou cordas de suspensão (BYRNE et al., 2014).

Byrne et al. (2014) analisaram, em 21 voluntários saudáveis, a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos do *core* (RA e OE) na prancha ventral em quatro situações: a) apoio no solo; b) apoio do membro superior no sistema TRX®; c) apoio do membro inferior no sistema TRX® e d) apoio duplo dos membros superior e inferior no sistema TRX®. O sistema TRX® foi colocado numa altura única de 10 cm do solo em todos os exercícios e o sinal EMG foi coletado durante três segundos de contração isométrica, analisado no domínio temporal (root mean square – RMS) e normalizado pela CIVM.

Byrne et al. (2014) ressaltam que o grande grau de instabilidade durante a condição de suspensão total (apoio duplo sistema TRX®), não resultou em níveis máximos de ativação EMG dos músculos abdominais em comparação com instabilidade no membro superior, não justificando a utilização da instabilidade dupla quando objetiva-se aumentar a atividade EMG dos músculos RA e OE. Os autores recomendam utilizar o apoio do membro superior no sistema TRX® para maximizar a atividade EMG destes músculos, entretanto, os autores utilizaram um tempo reduzido de contração e definiram somente uma altura única do TRX® em relação ao solo.

Cugliari et al. (2017) analisaram a ativação de músculos do tronco em exercícios de prancha ventral no sistema de suspensão TRX®, além de alternar a instabilidade de membros superiores para inferiores, os autores incluíram exercícios em que os voluntários realizaram movimentos de flexão de ombros, joelhos e quadril. Verificaram que houve maior ativação muscular, principalmente do músculo RA e oblíquos no exercício em que a instabilidade foi gerada no membro superior. O que comprova que para ter maior ativação muscular, os exercícios com instabilidade nos membros superiores são bem indicados.

Calatayud et al. (2017) avaliaram e compararam diferentes variações de prancha ventral em base estável (com e sem movimento de membros e quadril), em relação aos mesmos exercícios com utilização de um equipamento de suspensão. Assim como no estudo citado anteriormente os exercícios que apresentaram maior atividade dos músculos do *core*, em específico reto do abdome e oblíquos, foram os exercícios em que os membros superiores foram apoiados nas tiras do dispositivo de suspensão. Contudo ambos os estudos citados utilizaram apenas uma altura em relação ao solo e o tempo de exercício no primeiro foi de apenas seis segundos e neste cinco segundos.

Um dos fatores importantes nos exercícios de estabilização do tronco é o tempo de execução destes. Faries e Greenwood (2007) afirmaram que o tempo ou a duração destes exercícios devem ser alterados, dependendo da especificidade de cada exercício e da individualidade biológica, além disso, os autores mencionaram que os exercícios de estabilização requerem tipicamente durações de 30-45 segundos, enquanto Willardson (2017) recomenda, para iniciantes, um tempo de 20 segundos progredindo gradativamente até 60 segundos.

No entanto, a maioria dos estudos avaliaram a atividade eletromiográfica utilizando três (BYRNE et al., 2014), cinco (BAK et al., 2017; CALATAYUD et al., 2017; VERA-GARCIA et al., 2013), seis (CUGLIARI et al., 2017) ou dez segundos (LEE; KIM e KIM, 2016; ATKINS et al., 2015) de contração nos exercícios de estabilização do tronco, tornando uma limitação destes e dificultando a aplicação prática dos seus resultados.

A análise eletromiográfica do exercício de estabilização prancha ventral com sistema TRX® em diferentes alturas do solo, utilizado na prática de prevenção e reabilitação de lombalgia, pode fornecer conhecimento sobre o padrão de recrutamento muscular, contribuindo para a progressão adequada com a fase de treinamento esportivo e/ou situação clínica específica. Efetuar esse tipo de análise ganha mais relevância diante da diversidade de indicações esportivas e clínicas que essa prática vem recebendo, e pela escassez de bibliografia sobre os seus aspectos neuromusculares.

Sendo assim, existe a necessidade de estudos científicos para determinar o grau de ativação muscular no exercício prancha ventral com sistema TRX® (PV-TRX), para preencher as lacunas e responder as dúvidas existentes na literatura, tais como: (1) A utilização de diferentes alturas do sistema TRX® em relação ao solo produz alterações na atividade EMG de músculos do *core*? (2) Os músculos locais e globais apresentam respostas distintas de recrutamento muscular de acordo com as alterações do sistema TRX® em relação ao solo? (3) Qual a progressão mais adequada para implementar esses exercícios em programas de prevenção de lombalgia?

Sendo assim, objetivou-se analisar e comparar a atividade EMG (domínio temporal) dos músculos RA, OE, OI, EE e MU no exercício de estabilização prancha ventral, durante 45 segundos de contração, com utilização do sistema TRX® no membro superior em diferentes alturas do solo: a) 10 cm do solo; b) 35 cm do solo; c) 60 cm do solo e d) 85 cm do solo.

## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 - Caracterização do estudo**

O estudo sobre a atividade eletromiográfica de músculos do *core* no exercício de prancha ventral com sistema TRX®, em diferentes alturas do solo, constitui uma pesquisa básica de caráter experimental, quantitativa, laboratorial e transversal, foi desenvolvida no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC), Instituto de Ciências Biomédicas (ICBIM), Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG. Submetido e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UFU, com o número do parecer: 2.173.919.

### **2.2 – População e amostra**

Uma amostra não-probabilística ou de conveniência foi selecionada e composta por 12 voluntários do gênero masculino, adultos jovens, saudáveis e praticantes de atividade física regular. Com idade entre  $23,58 \pm 2,58$ ; massa corporal  $75,29 \pm 4,23$ ; estatura de  $177,04 \pm 4,96$ ; e percentual de gordura entre  $11,57 \pm 2,63$ .

### **2.3 – Critérios de inclusão**

A amostra foi composta por voluntários do gênero masculino, adultos jovens maiores de 18 anos, saudáveis e considerados fisicamente ativo ou muito ativo, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), com

experiência em treinamento resistido de no mínimo um ano anterior a este estudo, especialmente em exercícios específicos para os músculos da região abdominal e lombar.

Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos (resolução nº 466/12 do CNS). Visando uma mensuração mais fidedigna da atividade elétrica da musculatura pré-determinada, o percentual de gordura corporal foi analisado para selecionar somente voluntários com baixo nível de gordura, pois a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo pode interferir no sinal eletromiográfico (De Luca, 1997). Dessa forma, foram selecionados apenas os sujeitos sem histórico de lombalgia e com baixo nível de gordura corporal.

#### **2.4 – Critérios de exclusão**

Poderiam ser excluídos do estudo os voluntários que apresentassem contra-indicações para a realização dos exercícios propostos no presente trabalho, como: doenças cardíacas, disfunções neurológicas, alcoolismo, tabagismo, diabetes, miopatias ou neuromiopatias, lombalgias, dores na região abdominal ou qualquer outro tipo de problema clínico que possa interferir na execução dos exercícios, uso de antiinflamatórios, analgésicos ou mio-relaxantes e enfermidades osteomioarticulares que podem influenciar a atividade muscular. Outro critério de exclusão foi em relação a biomecânica do exercício, dois voluntários foram excluídos da amostra devido a dificuldade e por não conseguir manter a postura ideal durante o tempo necessário de execução dos exercícios.

#### **2.5 - Coleta do sinal EMG**

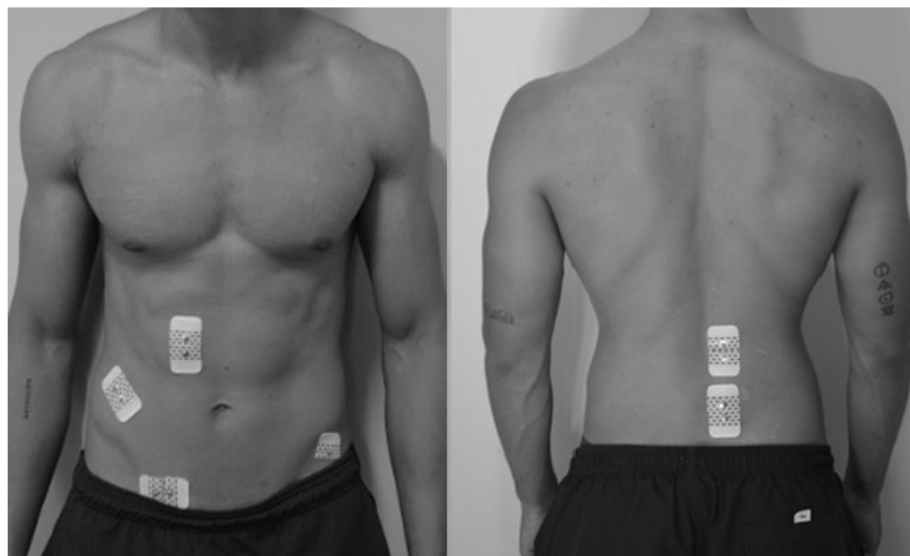
Para o registro do sinal eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da EMG System do Brasil 830 C com oito canais (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), o qual possui conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, ganho do amplificador de 1000 vezes, filtros Butterworth e bateria recarregável integrada. O eletromiógrafo foi conectado a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria e os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de Software EMGLab V1.1 - EMG System Brasil versão 2014. A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal durante toda a coleta, e os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 500 Hz.

Para coleta dos sinais eletromiográficos também foram utilizados eletrodos de superfície constituídos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro (EMG

System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), em que foram fixados eletrodos descartáveis (Meditrace Adulto 200 Kendall) com distância inter-eletrodos de 20 milímetros (centro a centro). O sistema é composto por eletrodos bipolares ativos com ganho de pré-amplificação 20 vezes e razão de rejeição modo comum  $> 120$  dB. Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos RA, OE, OI, EE e MU do antímero direito de acordo com recomendações da literatura (ESCAMILLA et al., 2010).

Antes de iniciar a coleta os voluntários foram preparados para a colocação dos eletrodos, primeiramente foi feita a tricotomia que consiste na retirada dos pêlos na parte do corpo em que foram colocados os eletrodos e em seguida foi feita a limpeza da pele com álcool 70% e algodão para desinfetar e retirar resíduos da camada epitelial superficial.

Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos reto do abdome (RA), oblíquo externo do abdome (OE), oblíquo interno do abdome (OI), eretor da espinha (EE) e multífido (MU) do antímero direito, com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras musculares (DE LUCA, 1997).



**Figura 2:** Colocação dos eletrodos de superfície (A) músculos abdominais; (B) músculos extensores da coluna.

**Fonte:** Acervo pessoal (2020).



**Tabela 1.** Localização dos eletrodos de superfície.

<b>MÚSCULOS</b>	<b>LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS</b>
<b>RA</b>	Para o músculo RA o eletrodo foi alinhado verticalmente e fixado no centro do ventre muscular no ponto médio entre o processo xifóide do osso esterno e cicatriz umbilical, aproximadamente três centímetros lateral e cinco centímetros superior a cicatriz umbilical (ESCAMILLA et al., 2010).
<b>OE</b>	O eletrodo nesse músculo foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical e posicionado de forma oblíqua estando alinhado paralelamente a uma linha que conecta o ponto inferior da margem costal das costelas ao tubérculo púbico contralateral (ESCAMILLA et al., 2010; GARCIA-VAQUERO et al., 2012).
<b>OI</b>	Alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril, localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS, onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI (ESCAMILLA et al., 2010; GARCIA-VAQUERO et al., 2012).
<b>EE</b>	O eletrodo do músculo EE foi fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar numa distância de aproximadamente dois a três centímetros da linha mediana (GARCIA-VAQUERO et al., 2012).
<b>MU</b>	Para o músculo MU, o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de dois a três centímetros da linha mediana do corpo utilizando às recomendações do SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles - (HERMENS; FRERIKS, 1999).

Após a colocação dos eletrodos os voluntários foram instruídos a realizar movimentos específicos, de acordo com a função muscular, para verificar o posicionamento correto destes e examinar a qualidade do sinal EMG (Konrad, 2005). O eletrodo de referência utilizado (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), foi fixado na pele sobre a espinha ilíaca ântero-superior do osso do quadril esquerdo (KANG; JUNG; YU, 2012).

Para garantir maior precisão na recolocação dos eletrodos entre os diferentes testes, foi utilizada uma técnica de mapas com transparência (papel acetato) para cada voluntário. Os mapas apresentam uma quantidade maior de pontos de referência (cicatrizes, varizes, protruções ósseas e manchas na pele), que permitem o posicionamento adequado dos eletrodos sobre a pele em diferentes dias (CORREA; COSTA; PINTO, 2012; CADORE et al., 2010; NARICI et al., 1989).

## **2.6 - Procedimentos Experimentais**

A coleta de dados foi realizada em três dias distintos e os voluntários deveriam comparecer ao LABEC da UFU em dias e horários pré-estabelecidos. A primeira visita foi

direcionada para determinação das características antropométricas, esclarecimentos e assinatura TCLE, aplicação de questionários (questionário internacional de atividade física / versão curta – IPAQ e questionário para avaliação funcional: índice de incapacidade lombar Oswestry e familiarização com os testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e exercícios de estabilização.

A segunda visita ocorreu entre 48 e 72 horas depois da primeira sessão, foi reservada para a coleta dos dados eletromiográficos durante duas CIVM de cinco segundos com período de descanso de cinco minutos entre cada uma. Os testes de CIVM dos músculos RA, OE, OI, EE e MU foram realizados pelos voluntários de acordo com as respectivas funções musculares e seguindo as recomendações da literatura (VERA-GARCÍA et al., 2010).

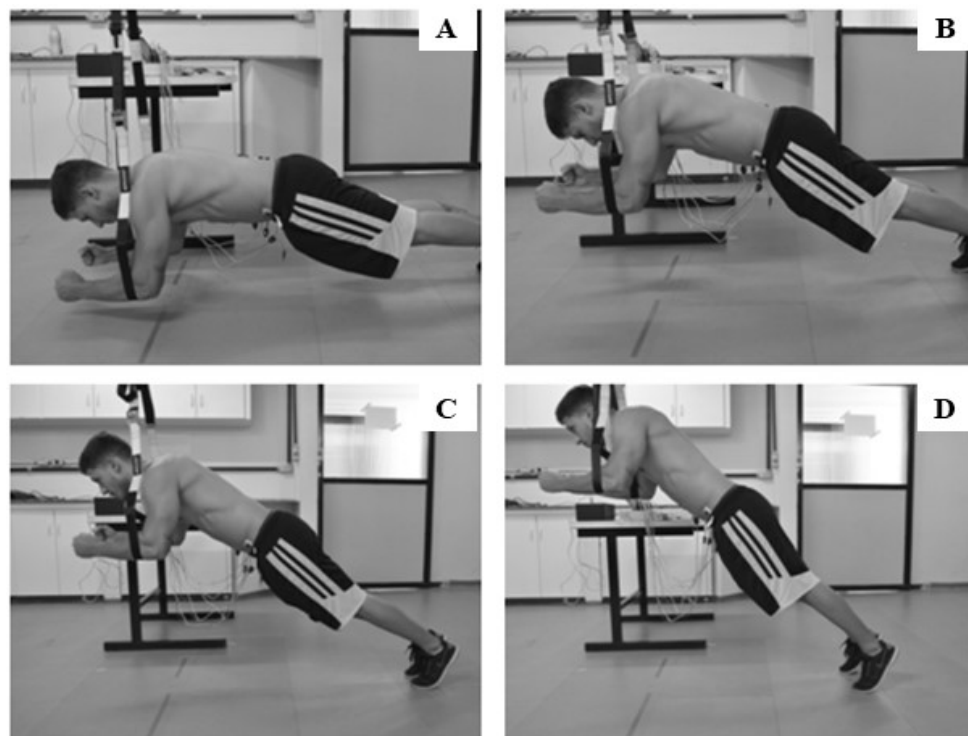
**Tabela 2.** Procedimentos utilizados nos testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

CIVM	PROCEDIMENTOS
<b>Flexão do tronco</b>	O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal no aparelho, com quadris e joelhos flexionados, pés apoiados no assento e fixados por uma cinta, e flexão parcial do tronco. Utilizou-se um colete fixado no aparelho por um conjunto de correntes e célula de carga. O voluntário manteve essa posição e foi instruído a realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (VERA-GARCIA; MORESIDE; MCGILL, 2010; MAEO et al., 2013).
<b>Flexão lateral do tronco</b>	O voluntário foi posicionado em decúbito lateral com o lado esquerdo do tronco apoiado sobre o aparelho e membros inferiores estendidos. O quadril e os pés foram fixados com o auxílio de uma cinta, e o tronco tinha liberdade parcial de flexão lateral. Utilizou-se um colete fixado no aparelho por um conjunto de correntes e célula de carga. O voluntário manteve essa posição e foi instruído a realizar uma flexão lateral isométrica máxima do tronco no plano frontal durante cinco segundos (VERA-GARCIA; MORESIDE; MCGILL, 2010; MAEO et al., 2013).
<b>Extensão do tronco</b>	O voluntário foi posicionado em decúbito ventral nos assentos almofadados do aparelho, com pernas estendidas, quadris e pés fixados no assento por meio de um cinto. Foi utilizado também um cinto na parte superior do tronco, conectado a uma corrente, a qual foi fixada na célula de carga. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e instruídos na tentativa de realizar uma extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos (MAEO et al., 2013; VERA-GARCÍA et al., 2010).

Para estabelecer comparações adequadas da atividade eletromiográfica entre diferentes músculos durante a realização dos exercícios de estabilização, os valores brutos do sinal

eletromiográfico foram normalizados em termos de porcentagem do valor máximo da CIVM (García-Vaquero et. al., 2012; Escamilla et. al., 2010). Para registrar a força produzida durante a CIVM, foi utilizada uma célula de carga (modelo 5000 N, EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil) com capacidade de 0 a 500 kgf de tração ou compressão, que foi conectada a um dos canais auxiliares do eletromiógrafo. Os sinais de força foram processados utilizando o software para coleta eletromiográfica, o qual fornece valores numéricos expressos em kgf.

A terceira visita foi realizada para coleta dos dados eletromiográficos no exercício prancha ventral com TRX® no membro superior na altura de a) 10 cm do solo; b) 35 cm do solo; c) 60 cm do solo e d) 85 cm do solo. Os indivíduos executaram uma repetição de cada exercício durante 45 segundos e com intervalo de descanso de cinco minutos entre cada exercício. A ordem de execução foi randomizada e contrabalanceada.



**Figura 3:** PV-TRX em diferentes alturas do solo (A) 10 cm; (B) 35 cm; (C) 60 cm; (D) 85 cm.

**Fonte:** Acervo pessoal (2020).

## 2.7- Análise dos dados

Os sinais eletromiográficos obtidos durante as CIVM e todos os exercícios de estabilização foram analisados e quantificados no domínio do tempo utilizando o parâmetro RMS. Para calcular o pico do RMS na CIVM, para posterior normalização, foi utilizada janela móvel de um segundo em todo o sinal. Nos exercícios de prancha ventral, o pico do RMS de

cada músculo foi calculado utilizando janela móvel de um segundo durante 30 segundos centrais, correspondendo ao trecho médio de atividade eletromiográfica (7,5 segundos iniciais e 7,5 segundos finais foram excluídas). Os valores máximos (pico) de RMS nos exercícios foram normalizados (RMSn) em termos de porcentagem do pico da CIVM (%CIVM). Para o processamento desses dados foi utilizado o software R.

Adicionalmente, foram criados dois grupos musculares: grupo abdominal (GA: RA, OE e OI) e grupo paravertebral (GP: EE e MU). A média da atividade EMG (RMSn) de cada grupo foi calculado da seguinte forma:  $(RA + OE + OI)/3 = GA$ ;  $(EE + MU)/2 = GP$ , seguindo as descrições da literatura específica (MUELLER et al., 2018).

## 2.8 - Análise Estatística

A análise estatística foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 8.4 – Graphpad Software, Inc) e os dados são apresentados na forma de média, erro padrão e intervalo de confiança. Teste Kolmogorov–Smirnov foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados e posteriormente o teste de análise de variância de medidas repetidas de um fator (ANOVA) foi utilizado para: 1) comparação dos valores médios de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo em diferentes exercícios; 2) comparação dos valores médios de RMSn do mesmo grupo muscular (GA ou GP) em diferentes exercícios; 3) comparação dos valores da percepção subjetiva de esforço entre os diferentes exercícios; em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de Sidak para apontar eventuais diferenças e o nível de significância foi estabelecido em 5%. Os valores de coeficiente de correlação intraclassa (ICC) foram calculados para verificar a reprodutibilidade entre as repetições nos testes de CIVM, seguindo os critérios de (FLEISS, 1986):  $ICC > 0,75$  = excelente,  $ICC$  entre 0,40 e 0,75 = moderado e  $ICC < 0,40$  = baixo.

## 3. RESULTADOS

Nos testes de CIVM, foram demonstrados valores de força máxima de  $58.42 \pm 17.37$  N na flexão do tronco (FT),  $26.61 \pm 9.95$  N na flexão lateral do tronco (FL) e  $41.91 \pm 19.96$  N na extensão do tronco (ET). Os valores de ICC obtidos entre a primeira e a segunda repetição em cada teste específico de CIVM (FT= 0.92; FL= 0.84; ET= 0.76) demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986), refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições.

Os valores da atividade eletromiográfica (EMG) dos músculos RA, OE, OI, EE e MU durante o exercício prancha ventral com sistema TRX® em diferentes alturas, estão

demonstrados na tabela 3. A atividade EMG dos músculos RA, OE e OI foram significativamente maiores no exercício PV-TRX10 em comparação PV-TRX85 (RA:  $p < 0.018$ ; OE:  $p < 0.029$ ; OI:  $p < 0.009$ ). Para o músculo EE, a atividade EMG no exercício PV-TRX10 foi significativamente maior em comparação PV-TRX85 ( $p < 0.027$ ) e PV-TRX60 ( $p < 0.011$ ). Em relação ao músculo MU, não houve diferença significativas entre os exercícios ( $p > 0.05$ ).

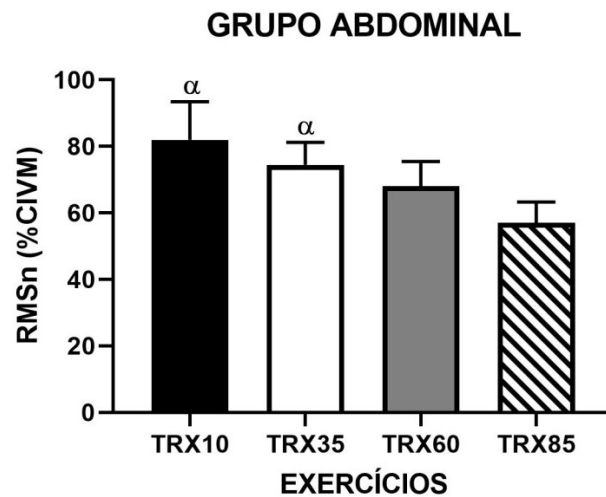
**Tabela 3.** Média (erro padrão) e intervalo de confiança (90% IC) dos dados normalizados de RMS (%CIVM) nos diferentes exercícios de prancha ventral com TRX®.

MÚSCULOS					
EXERCÍCIO	RA	OE	OI	EE	MU
<b>PV-TRX10</b>	134.8 ± 22.64 <sup>α</sup> (94.15/ 175.5)	51.88 ± 5.56 <sup>α</sup> (41.88/ 61.87)	59.16 ± 19.89 <sup>α</sup> (23.43/ 94.88)	3.34 ± 0.39 <sup>α,β</sup> (2.64/ 4.05)	4.27 ± 0.58 (3.23/ 5.32)
<b>PV-TRX35</b>	124.4 ± 17.48 (92.97/ 155.8)	50.98 ± 5.59 (40.94/ 61.02)	47.98 ± 13.59 (23.58/ 72.38)	2.86 ± 0.36 (2.21/ 3.51)	3.62 ± 0.38 (2.92/ 4.31)
<b>PV-TRX60</b>	108.4 ± 11.17 (88.37/ 128.5)	49.24 ± 6.02 (38.42/ 60.06)	46.43 ± 14.44 (20.50/ 72.35)	2.60 ± 0.28 (2.09/ 3.10)	3.79 ± 0.57 (2.77/ 4.82)
<b>PV-TRX85</b>	90.17 ± 9.01 (73.99/ 106.4)	41.64 ± 4.90 (32.83/ 50.44)	39.21 ± 13.25 (15.41/ 63.00)	2.67 ± 0.36 (2.01/ 3.32)	3.26 ± 0.38 (2.57/ 3.94)

<sup>α</sup> Significativamente maior PV-TRX85; <sup>β</sup> Significativamente maior PV-TRX60.

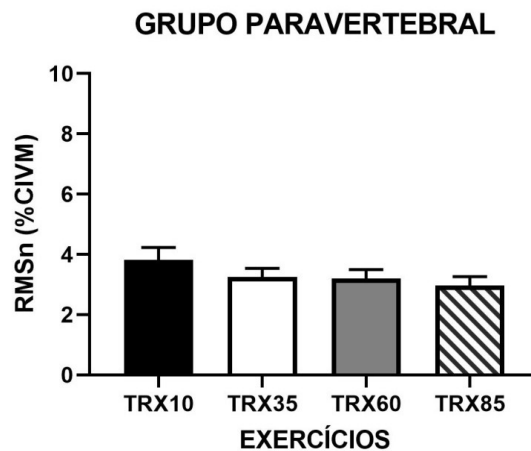
### 3.1 - Grupo Abdominal (GA) e Paravertebral (GP)

A atividade EMG do grupo abdominal (GA) (figura 4) foi significativamente maior no exercício PV-TRX10 em comparação PV-TRX85 ( $p < 0.001$ ). Além disso, a atividade EMG do GA foi significativamente maior no exercício PV-TRX35 em relação PV-TRX85 ( $p < 0.032$ ).



**Figura 4:** Comparação dos valores de RMSn (% CIVM) do Grupo Abdominal (RA, OE e OI) durante os exercícios de prancha ventral (PV) com sistema TRX® em diferentes alturas (TRX10, TRX35, TRX60 e TRX85).  $\alpha$  significativamente maior em comparação PV-TRX85.

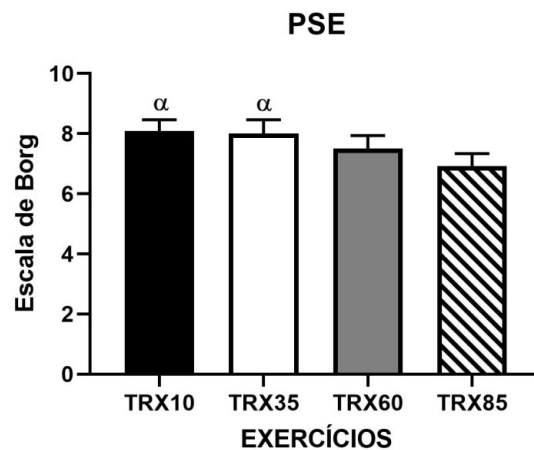
Para o grupo paravertebral (GP), não houve diferença significativas entre os exercícios ( $p > 0.05$ ).



**Figura 5:** Comparação dos valores de RMSn (% CIVM) do Grupo Paravertebral (EE e MU) durante os exercícios de prancha ventral (PV) com sistema TRX® em diferentes alturas (TRX10, TRX35, TRX60 e TRX85).

### 3.2 - Percepção subjetiva de esforço

Os valores da percepção subjetiva de esforço (escala de Borg) nos exercícios PV-TRX10 e PV-TRX35 foram significativamente maiores em comparação PV-TRX85 ( $p < 0.012$ ;  $p < 0.023$ , respectivamente).



**Figura 6:** Comparação dos valores da percepção subjetiva de esforço durante os exercícios de prancha ventral (PV) com sistema TRX® em diferentes alturas (TRX10, TRX35, TRX60 e TRX85).  $\alpha$  significativamente maior em comparação PV-TRX85.

#### 4. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi investigar a atividade eletromiográfica de músculos do *core* durante o exercício de prancha ventral no TRX® em diferentes alturas do solo. As modificações nas alturas utilizadas no sistema TRX® apresentaram alterações na ativação na maioria dos músculos do *core* (RA, OE, OI e EE), sendo que o exercício de PV-TRX10 demonstrou maior atividade eletromiográfica em comparação PV-TRX85. O músculo EE apresentou maior atividade eletromiográfica em PV-TRX10 do que em PV-TRX60 e PV-TRX85, e para o MU não houve diferença significativa entre os exercícios.

O exercício PV-TRX10 foi o que apresentou maior atividade eletromiográfica para a maioria dos músculos analisados. O presente estudo corrobora com os achados de Melrose e Dawes (2015) em que os autores verificaram o valor da resistência por meio de um dinamômetro, em relação à massa corporal, suportada pelos voluntários durante uma posição de suspensão estática realizada no TRX®, alterando ângulos e distâncias da posição do voluntário em relação ao equipamento. Concluíram que quanto maior o ângulo do praticante em relação à posição vertical, maior foi a carga sustentada, atingindo entre 37,4% à 79,4% da massa corporal média durante o exercício, ou seja, a alteração para ângulos maiores permitiu que o voluntário ficasse mais próximo do solo proporcionando maiores valores de porcentagem da própria massa corporal que o praticante teve que suportar.

Os resultados do estudo citado podem explicar a alta atividade eletromiográfica de músculos do *core* durante o exercício PV-TRX10. Ao modificar as alturas das tiras do TRX® o ângulo do praticante em relação ao solo também mudou, sendo que, quanto mais próximo o

voluntário ficar do solo menor será o ângulo, essa alteração afetou na resistência enfrentada pelo voluntário durante o exercício e influenciou na atividade eletromiográfica. O mesmo ocorre no exercício de PV-TRX35 que também apresentou maior atividade eletromiográfica do que PV-TRX85.

Outro fator importante é o ângulo do TRX® em relação ao seu ponto de fixação. Gülmez (2016) analisou a carga nas tiras do TRX® em relação a massa corporal durante o exercício de flexão de braços realizado no equipamento de suspensão, alterando os ângulos (0°, 15°, 30°, 45°) do equipamento em relação ao seu próprio ponto de fixação, em que no ângulo de 0° as tiras do TRX® permaneciam perpendicular ao solo. Foi apontado em seus resultados que o menor ângulo (0°) apresentou mais do que o dobro da carga nas tiras do TRX® na fase de flexão e quatro vezes mais na fase de extensão dos cotovelos em relação ao maior ângulo (45°), ou seja, quanto menor o ângulo das tiras do TRX® em relação ao seu ponto de fixação maior foi a carga encontrada nas tiras do equipamento.

Durante a coleta de dados do presente estudo uma das exigências foi de manter os cotovelos, ombros e tiras do TRX® alinhados, de forma que os posicionamento das tiras ficou semelhante a menor angulação analisada por Gülmez (2016). Dessa forma, destaca-se que no presente estudo os exercícios foram realizados em uma posição que possibilitou maior carga nas tiras do TRX® devido a sua angulação em relação ao seu ponto de fixação. O alinhamento e posicionamento solicitado aos voluntários durante a prancha ventral no TRX® amplificou a dificuldade do exercício, e pode explicar a maior ativação eletromiográfica, nas menores alturas em relação a solo.

Gülmez (2016) verificou também, através de uma plataforma de força, a carga que os membros inferiores realizavam enquanto alterava-se o ângulo das tiras do TRX®. O autor apontou que quanto maior o ângulo das tiras em relação ao seu ponto de fixação maior a força realizada nos membros inferiores. Esse resultado contribui com a explicação dos nossos achados, pois ao alterar o ângulo do ponto de fixação das tiras do equipamento, mais distante do solo ficava o voluntário, assim como alterar a altura das tiras do TRX®. No exercício PV-TRX85, houve menor atividade eletromiográfica de músculos do *core*, pois ao aumentar a altura das tiras o centro de gravidade corporal é alterado, assim como ao alterar o ângulo do TRX® em relação ao seu ponto de fixação. A mudança da posição corporal distribui a resistência para os membros inferiores fator que pode alterar e diminuir o nível de atividade de músculos do *core*, sendo que quanto mais distante do solo menor foi a atividade dos músculos analisados.



Além disso, nota-se também que quanto mais próximo do solo, maior é a distância do TRX® em relação a região lombar da coluna vertebral. De acordo com Vilela et al. (2011 p. 99) o sistema de alavancas possui três componentes, sendo a força de potência, a força de resistência e ponto fixo, que são responsáveis por realizar movimentos e também por manter um estado de equilíbrio do corpo. Dessa forma, dentro das classificações dos tipos de alavancas, é passível considerar que a prancha ventral no TRX® é classificada como terceira classe (interpotente) em que a força (músculos do *core*) fica entre o ponto ou eixo fixo (lombar) e a resistência (TRX®).

Segundo Campos (2014 apud SOUZA, 2018 p.65), quanto maior o braço de resistência maior é a força gerada pelo sistema de alavanca, o que pode explicar o fato de que a cada vez que a altura do TRX® foi diminuída maior foi o braço de resistência, pois a distância entre a lombar e o TRX® aumentou, influenciando na intensidade do exercício e na atividade EMG dos músculos agonistas.

Corroborando com tal afirmativa, destaca-se os achados de Marchetti et al. (2015), os quais analisaram o exercício *rollout*, em isometria, com equipamento *Ab Wheel* em diferentes ângulos de braços e tronco (0°, 90° e 150°). Em seus resultados demonstraram que ao aumentar o ângulo dos braços em relação ao tronco, maior foi o braço de alavanca, o que contribuiu para maior atividade dos músculos estabilizadores do tronco.

Observa-se também que houve diferença significativa da resposta eletromiográfica entre os músculos do grupo abdominal, visto que não houve diferença entre os músculos do grupo paravertebral. Essa distinção pode ser devido a posição em que o exercício de prancha ventral é realizado, o praticante fica na posição contra a gravidade exigindo ativação dos músculos, especialmente do grupo abdominal (RA, OE e OI), para manter a postura, equilíbrio e alinhamento da coluna vertebral contra a força da gravidade aplicada ao tronco (Youdas et al. 2017). Isso explica os baixos níveis de ativação dos músculos do grupo paravertebral (EE e MU) que são antagonistas no exercício.

Escamilla et al. (2010) classificaram o nível de atividade muscular em baixa (0% a 20% CIVM), moderada (21% a 40% CIVM), alta (41% a 60% CIVM) e muito alta (acima de 60% CIVM). Dessa forma, de acordo com a classificação citada, todos os exercícios de prancha ventral analisados no presente estudo apresentaram ativação alta e muito alta para os músculos RA, OE e OI, podendo ser indicados em treinamentos de força muscular, visto que exercícios que geram atividade muscular maior que 60% da CIVM podem ser favoráveis ao desenvolvimento da força muscular.

Calatayud et al. (2017) analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* (RA, OE, EE) em diferentes exercícios de prancha ventral e lateral com e sem equipamento de suspensão, e assim como no presente estudo as fitas do equipamento foram ajustada a 10 cm do solo. Os resultados apontaram que os exercícios de prancha ventral realizados no equipamento de suspensão, demonstraram alta ativação para o músculo RA com valores acima de 100% da CIVM, situação similar encontrada no presente estudo, demonstrando a importância do sistema TRX® na ativação dos músculos do *core*, em especial dos músculos abdominais.

De acordo com Nakamura, Moreira e Aoki (2010), a percepção subjetiva de esforço é uma estratégia que pode ser adotada em sessões de treino para avaliar o nível de dificuldade, e é uma forma de controle simples e fácil aplicabilidade. Os resultados obtidos no presente estudo referente a percepção subjetiva de esforço (escala de Borg) foram similares aos resultados da atividade eletromiográfica, em que os exercícios que apresentaram maior valor na escala de percepção também apresentaram maiores valores de RMS, por isso é mais uma variável que comprova que quanto mais perto do solo maior é a demanda muscular no exercício de prancha ventral no TRX®.

Os resultados obtidos na percepção de esforço contribuem para o cotidiano de treinadores e praticantes, pois por meio desse método que é uma opção de baixo custo e fácil monitoramento, o profissional pode avaliar o nível de dificuldade do exercício para o praticante e realizar as adaptações necessárias (progressões e regressões).

Portanto, os músculos do *core* foram mais ativados nos exercícios em que o voluntário fica mais próximo do solo, dessa forma, ao optar realizar o exercício de prancha ventral no TRX®, deve-se atentar para a progressão das alturas. Com base nos resultados, a sugestão de utilização do exercício de PV-TRX10 seria em momentos mais avançados de um programa de treinamento do *core*, ou seja, a progressão ideal para indivíduos que estão iniciando reabilitação ou treinamento para prevenção deve ser do mais alto (PV-TRX85) para o mais baixo (PV-TRX10).

Uma limitação do presente trabalho foi a amostra pequena. O cálculo amostral realizado determinou um n=15 voluntários, contudo devido a pandemia causada pelo COVID-19 e de acordo com as recomendações da Organização Mundial da Saúde (OMS), a coleta de dados foi interrompida, tornando impossível finalizar a coleta de todos os voluntários.

## 5. CONCLUSÃO

Conclui-se que o exercício de PV-TRX10 apresentou maior atividade eletromiográfica dos músculos abdominais (RA, OE e OI) e EE em comparação com a PV-TRX85. Além disso, o grupo abdominal também apresentou maior atividade EMG em PV-TRX35 quando comparado com PV-TRX85.

A indicação para inclusão do exercício de prancha ventral no TRX® em sessões de treinamento para o *core* é de que a progressão das alturas seja da mais alta (PV-TRX85) para a mais baixa (PV-TRX10). Sendo a maior altura indicada para iniciantes e para introdução do equipamento na rotina de treinos, e a menor altura para pessoas em estágios mais avançados, atentando-se sempre para a individualidade e especificidade de cada praticante.

## 6. REFERÊNCIAS

- ATKINS, S. J. et al. Electromyographic Response of Global Abdominal Stabilizers in Response to Stable- and Unstable-Base Isometric Exercise. **Journal Of Strength And Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p.1609-1615, jun. 2015.
- BAK, J. et al. The Effect of Plank Exercises with Hip Abduction Using Sling on Trunk Muscle Activation in Healthy Adults. **The Journal Of Korean Physical Therapy**, v. 29, n. 3, p.128-134, 30 jun. 2017.
- BYRNE, J. M. et al. Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 2, n. 11, p. 3049–3055, 2014.
- CALATAYUD, J. et al. Progression of Core Stability Exercises Based on the Extent of Muscle Activity. **American Journal Of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 96, n. 10, p.694-699, out. 2017.
- CORREA, C. S.; COSTA, R.; PINTO, R. S.. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. **Revista Acta Brasileira do Movimento Humano**, v. 2, n. 2, p.5-13, 2012.
- CUGLIARI, G.; BOCCIA, G. Core Muscle Activation in Suspension Training Exercises. **Journal of Human Kinetics**, v.56, p. 61-71, 2017.
- DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics** , v. 13, n. 2, p. 135-163, 1997.
- ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 265-276, 2010.
- ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 5, p. 265-276, 2010.
- EVANGELISTA, A. L.; MACEDO, J. **Treinamento funcional e core training: exercícios práticos aplicados**. São Paulo: Phorte, 2011.
- FARIES, M. D.; GREENWOOD, M. Core Training: Stabilizing the Confusion. **Strength and Conditioning Journal**, v. 29, n. 2, p. 10–25, 2007.
- FLECK, S. J.; KRAEMER, W. J. **Fundamentos do treinamento de força muscular**. 4. ed. São Paulo: Artmed, 2017. 454 p.
- FLEISS, J. L. The design and analysis of clinical experiments. **New York: Wiley**; 1986.
- GARCÍA-VAQUERO; M.P.; MORESIDE, J. M.; BRONTONS-GIL, E.; PECO-GONZÁLEZ, N.; VERA-GARCIA, F. J. Trunk muscle activation during stabilization

- exercises with single and double leg support. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 22, p. 398-406, 2012.
- GÜLMEZ, I. Effects of Angle Variations in Suspension Push-up Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, 2016.
- HERMENS, H. J.; FRERIKS, B. **The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography**. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999. 1 CD.
- HIBBS, A. E.; THOMPSON, K. G; FRENCH, D. N.; HODGSON, D.; SPEARS, I. R. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 21, p. 102-111, 2011.
- KANG, H.; JUNG, J.; YU, J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 11, p. 510-515, 2012.
- KIM, M.J.; OH, D.W.; PARK, H.J. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 23, pg.1119- 23, 2013.
- KONRAD, P. **The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography**. Noraxon INC. USA., 2005.
- LEE, J.; KIM, D.; KIM, T. The comparison of abdominal muscle activation on unstable surface according to the different trunk stability exercises. **Journal Of Physical Therapy Science**, v. 28, n. 3, p.1003-1006, 2016.
- MAEO, S.; TAKAHASHI, T.; TAKAI, Y.; KANEHISA, H. Trunk Muscle Activities during Abdominal Bracing: Comparison among Muscles and Exercises. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 12, p.467-74, 2013.
- MARCHETTI, P.H. et al. Muscle Activation Pattern During Isometric Ab Wheel Rollout Exercise in Different Shoulder Angle-Positions. **Medical Express**, v.2, 2015.
- MELROSE, D.; DAWES, J. Resistance Characteristics of the TRXTM Suspension Training System at Different Angles and Distances from the Hanging Point. **Journal of Athletic Enhancement**, vol.4, 2015.
- MULLER, et al., Effect of high-intensity perturbations during core-specific sensorimotor exercises on trunk muscle activation. **Journal of Biomechanics**, 2018.
- NAKAMURA, F. et al. Monitoramento da carga de treinamento: A percepção subjetiva do esforço da sessão é um método confiável?. **Revista da Educação Física/UEM**, v.21, 2010.
- SOUZA, R.M. **Biomecânica: aspectos históricos e conceituais**. Curitiba: InterSaberes, 2018.
- SUNDSTRUP, E. et al. Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 7, n. 4, p. 372-380, 2012.
- VERA-GARCÍA, F. J. et al. Trunk muscle activation in spine stabilization exercises: activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea. **Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y El Deporte**, v. 13, n. 52, p.673-685, set. 2013.
- VILELA JUNIOR, G.B. et al. **Cinesiologia**. Ponta Grossa: UEPG, 2011.
- WILLARDSON, M. J. *Desenvolvendo O Core*. Phorte Editora, 2017. 264 p. WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New York: Wiley, 2005. p. 384.
- YOUDAS, J. W. et al. Magnitudes of muscle activation of spine stabilizers in healthy adults during prone on elbow planking exercises with and without a fitness ball. **Physiotherapy Theory and Pratic**, set. 2017.