



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS DO TRONCO E
PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO NO EXERCÍCIO PRANCHA
VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO COM DIFERENTES EQUIPAMENTOS
INSTÁVEIS**

FHILLIPE RODRIGUES ALVES SANTOS

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2020

FHILLIPE RODRIGUES ALVES SANTOS

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS DO TRONCO E
PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO NO EXERCÍCIO PRANCHA
VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO COM DIFERENTES EQUIPAMENTOS
INSTÁVEIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
graduação em Engenharia Biomédica da
Universidade Federal de Uberlândia, como parte
dos requisitos para obtenção do título de
MESTRE EM CIÊNCIAS

Orientador: Prof. Dr. Adriano Alves Pereira

Coorientador: Prof. Dr. Frederico Balbino
Lizardo

Assinatura do Orientador

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS

2020



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Biomédica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 069, PPGEB				
Data:	dezoito de dezembro de dois mil e vinte	Hora de início:	08:00	Hora de encerramento:	10:15
Matrícula do Discente:	11822EBI003				
Nome do Discente:	Phillipe Rodrigues Alves Santos				
Título do Trabalho:	ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DE MÚSCULOS DO TRONCO E PERCEPÇÃO SUBJETIVA DE ESFORÇO NO EXERCÍCIO PRANCHA VENTRAL ATÉ A EXAUSTÃO COM DIFERENTES EQUIPAMENTOS INSTÁVEIS				
Área de concentração:	Engenharia Biomédica				
Linha de pesquisa:	Engenharia de Sistemas de Saúde				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Caracterização de sinais motores da doença de Parkinson por meio de sensores capacitivos sem contato				

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Frederico Balbino Lizardo - DEPAH/UFU; Anselmo Alves de Oliveira - UniAraxá; Adriano Alves Pereira - FEELT/UFU orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr. Adriano Alves Pereira, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Anselmo Alves de Oliveira, Usuário Externo**, em 18/12/2020, às 10:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Frederico Balbino Lizardo, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/12/2020, às 10:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriano Alves Pereira, Professor(a) do Magistério Superior**, em 18/12/2020, às 10:33, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2455926** e o código CRC **BA78A8BC**.

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S237 2020	<p>Santos, Phillippe Rodrigues Alves, 1995- Análise eletromiográfica de músculos do tronco e percepção subjetiva de esforço no exercício prancha ventral até a exaustão com diferentes equipamentos instáveis [recurso eletrônico] / Phillippe Rodrigues Alves Santos. - 2020.</p> <p>Orientador: Adriano Alves Pereira. Coorientador: Frederico Balbino Lizardo. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.787 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Pereira, Adriano Alves , 1964-, (Orient.). II. Lizardo, Frederico Balbino, 1980-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p>
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Dedico este trabalho aos meus pais, e à toda
minha família e amigos.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Dr. **Adriano Alves Pereira**, que abriu as portas e confiou na nossa parceria em realizar esse trabalho, se dispondo de muita humildade e apoio durante todo esse período. Muito obrigado e que possamos estender para as próximas etapas acadêmicas.

Ao meu coorientador, Professor Dr. **Frederico Lizardo Balbino**, por mostrar sempre o melhor caminho. Muito obrigado por acreditar no meu potencial, por encarar esse desafio e se disponibilizar para auxiliar em qualquer dificuldade. Obrigado pelos ensinamentos, conselhos e sugestões que sempre foram muito acertadas.

É um agradecimento especial ao meu amigo e Professor Dr. **Gilmar da Cunha Sousa**, por me apoiar em todas as fases da minha trajetória acadêmica. Sou eternamente grato por tudo que fez por mim.

Ao Professor, Mestre **Franciel José Arantes** por todos os seus ensinamentos e sua eterna paciência. Obrigado por toda sua disposição em me ajudar e me aturar desde o início da minha graduação e continuo presente durante esse trabalho. Reforço, que o futuro lhe reserva muitas coisas boas. Meu muito obrigado.

Aos meus parceiros de laboratório, **Fábio Clemente Gregório e Layne Oliveira Rodrigues**. Vocês foram essenciais durante todo o processo de coleta de dados, com a experiência de cada um e muita paciência para me auxiliar, fizeram esse processo ser mais leve. A minha namorada **Andreia Sousa Macedo** e companheira, caminhou comigo e me auxiliou durante todo esse tempo, com muito carinho e compreensão.

Agradecimento especial ao querido **José Duarte Naves Júnior** que nos auxiliou no processo de liberação dos equipamentos de avaliações antropométricas no LAPDEM durante todas as avaliações antropométricas.

Aos **voluntários**, a minha eterna gratidão, por disponibilizar parte do seu valioso tempo para contribuir para a conclusão deste trabalho. Sem eles, esse trabalho não teria seguido adiante.

Agradeço meus pais, **Lucimar Alves dos Santos e Marlucia Ferreira Rodrigues Alves**, pelo eterno amor e paciência durante esse ciclo da minha vida. Sou eternamente grato pela vida de você. Vocês são o meu alicerce.

Um enorme sentimento de gratidão em relação aos meus irmãos **Ana Luiza Rodrigues Alves Santos, Gabriel Rodrigues Alves Santos, e Marina Rodrigues Ceccarelli Barbosa**

por todo apoio, conversas carregadas de conselhos e estratégias sobre os planejamentos de nossas vidas para um futuro melhor para nós.

À Universidade Federal de Uberlândia, a Faculdade de Engenharia Elétrica, o Programa de Pós Graduação em Engenharia Biomédica e Instituto de Ciências Biomédicas, por me possibilitar realizar um sonho e por ter sido minha segunda casa. Muito obrigado.

"A educação é o processo pelo qual o indivíduo desenvolve sua condição humana autoconsciente, com todos os seus poderes funcionando completa e harmoniosamente, em relação à natureza e a sociedade. Além do mais, era o mesmo processo pelo qual a humanidade, como um todo, originariamente se elevava acima do plano animal e continuava a se desenvolver até sua condição atual. Implica tanto a evolução individual quanto a universal."

Friedrich Fröbel

RESUMO

Houve uma crescente popularidade do treinamento do *core* nos últimos anos, e como qualquer outra forma de treinamento, a seleção dos exercícios, a sobrecarga e a progressão devem ser continuamente ajustados para melhorar o efeito treinamento. Objetivou-se analisar a atividade eletromiográfica, o tempo de duração, a percepção subjetiva de esforço dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Ereter da Espinha (EE) e Multifido (MU) no exercício prancha ventral no solo (PV-SO) e com diferentes equipamentos instáveis [*Bosu* (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *Peannut Ball* (PV-PB) e TRX® (PV-TX)] até a exaustão. A amostra foi composta por 15 voluntários do gênero masculino, fisicamente ativos, com idade média $23 \pm 2,00$ anos, massa corporal $74,13 \pm 4,05$ kg, estatura $176,06 \pm 4,22$ cm, percentual de gordura $12,06 \pm 3,04\%$. Mínimo de um ano de prática de treinamento resistido e sem distúrbio neuromuscular. A coleta foi realizada utilizando-se eletrodos de superfície diferenciais simples, com ganho de 20 vezes, e registrada por meio de um eletromiógrafo computadorizado (EMG System do Brasil 830C). O sinal eletromiográfico foi analisado no domínio temporal (*Root Mean Square* – RMS) e no domínio espectral por meio da frequência mediana em diferentes etapas: Início (ETAPA A: cinco e 10 segundos), meio (ETAPA B: 50% sinal) e fim (ETAPA C: 100% sinal). Teste *Shapiro Wilk* foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados e, posteriormente, teste ANOVA *two-way* para verificar as diferenças entre as etapas e os exercícios. A atividade eletromiográfica de músculos do *core* no exercício PV-TX foi significativamente maior (RMS) e menor (*Fmed*) em comparação com os outros exercícios de estabilização até a exaustão, além disso, a atividade EMG do grupo flexor e extensor foi maior no exercício PV-TX. O padrão de atividade EMG de músculos do *core*, demonstrou semelhança para todos os exercícios analisados, no qual foi observado predominantemente aumento (RMS) e redução linear (*Fmed*). O tempo de duração e as Unidades Arbitrárias (UA) do exercício PV-TX, foram menores comparados as outras condições, entretanto a PSE não apontou diferenças significativas. Conclui-se que existe diferença na escolha dos exercícios de estabilização do *core* até a exaustão, sendo assim, a seleção deve ser em um estágio inicial com qualquer exercício: PV-SO, PV-BS, PV-BG, PV-PB; e em estágio mais avançado o exercício PV-TX.

PALAVRAS CHAVE: Treinamento de suspensão; superfícies instáveis; exercício de estabilização; eletromiografia.

ABSTRACT

There has been an increasing popularity of core training in recent years, and like any other form of training, exercise selection, overload and progression must be continuously adjusted to improve the training effect. The objective of this study was to analyze the duration, effort perceived and arbitrary unit and electromyographic activity of the Rectus Abdomen (RA), External Oblique Abdomen (OE), Internal Oblique Abdomen (OI), Erector da Espinha (EE) and Multifido (MU) in the ventral plank exercise on the ground (PV-SO), from the comparison of said activity with different unstable equipment [Bosu (PV-BS, gym ball (PV-BG), *Peanut ball* (PV-PB) and TRX® (PV-TX)]. Electromyography was analyzed in different stages: beginning (STEP A: five and 10 seconds), middle (STEP B: 50% signal) and finale (STEP C: 100% signal). The sample consisted of 15 male volunteers, physically active, with an average age of 23 ± 2.00 years, body mass 74.13 ± 4.05 kg, height 176.06 ± 4.22 cm, percentage of fat $12,06 \pm 3.04\%$. Minimum of one year of resistance training practice and without neuromuscular disorder. The data collection was performed using simple differential surface electrodes, with a 20-fold gain, and recorded using a computerized electromyograph (EMG System do Brazil 830C). The electromyographic signal was analyzed in the temporal domain (Root Mean Square - RMS) and in the spectral domain through the median frequency. Shapiro Wilk test was used to assess the normality of the data and, subsequently, the two-way ANOVA test. The electromyographic activity of core muscles in the PV-TX exercise was significantly higher (RMS) and lower (*Fmed*) compared to the other stabilization exercises until exhaustion, in addition, the EMG activity of the flexor and extensor group was greater in the exercise PV-TX. The EMG activity pattern of core muscles showed similarity for all the exercises analyzed, in which a predominantly increase (RMS) and linear reduction (*Fmed*) was observed. The duration and Arbitrary Units of the PV-TX exercise were shorter compared to other conditions, however the PSE did not show any significant differences. These results support that there is a difference in the choice of progression from core stabilization exercises to exhaustion, therefore, the selection should be in initial stage with this exercises: PV-SO, PV-BS, PV-BG, PV-PB; and advanced stages with PV-TX.

KEYWORDS: Suspension training; core; stabilization exercise; electromyography

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Posicionamento dos eletrodos para os músculos do core: (A) Vista anterior: Músculos RA (músculo reto do abdome), OE (músculo oblíquo externo do abdome), OI (músculo oblíquo interno do abdome), e EIAS (espinha íliaca ântero superior); (B) Vista Posterior: Músculos EE (músculo eretor da espinha) e MU (músculo multífido).	36
Figura 2 - Escala CR10 de Borg ⁶⁴ modificada por Foster et al. ⁶³	38
Figura 3 - Exemplo do teste de CIVM de flexão do tronco.	40
Figura 4 - Exemplo do teste de CIVM de extensão do tronco.	40
Figura 5 - Exemplo do teste de CIVM de flexão lateral do tronco.	41
Figura 6 - Exercício de estabilização do core em condição estável, no solo (PV-SO).	42
Figura 7 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento Bola de Ginástica (PV-BG).	43
Figura 8 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento TRX (PV-TX).	43
Figura 9 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento bosu (PV-BS).	44
Figura 10 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento Peanut ball (PV-PB).	44
Figura 11 - Demonstração do modelo de janelamento de cinco segundos no início (entre cinco e 10 segundos), cinco segundos no meio (27.5 a 32.5 segundos) e cinco segundos no final (54 a 59 segundos).	46

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 - Comparação dos valores médios de segundos durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. * significativamente menor em comparação aos outros exercícios (PV-SO; PV-BS; PV-BG; PV-PB).....47
- Gráfico 2 - A) Comparação dos valores médios de PSE para os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). (B) Comparação dos valores médios de Unidades Arbitrárias (UA) para os diferentes exercícios de prancha ventral. As barras representam médias e erro padrão. β significativamente menor em comparação PV-SO; * significativamente menor em comparação aos outros exercícios (PV-SO; PV-BS; PV-BG; PV-PB).48
- Gráfico 3 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) do grupo muscular flexor durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG; Δ significativamente maior em comparação PV-PB.....51
- Gráfico 4 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) do grupo muscular extensor durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG.52
- Gráfico 5 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) dos músculos abdominais (RA, OE, OI) nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão.54
- Gráfico 6 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) dos músculos EE e MU nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão.55
- Gráfico 7 - Comparação dos valores de frequência mediana (F_{med}) dos músculos abdominais (RA, OE e OI) nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX).

As barras representam médias e erro padrão. α etapa A significativamente maior em comparação etapas B e C; β redução linear da *Fmed* com diferenças significativas entre as etapas (A<B; A<C; B<C); γ etapas A e B significativamente maior em comparação etapa C; * etapa A significativamente maior em comparação etapa B. Δ etapa C significativamente maior em comparação etapa B.....58

Gráfico 8 - Comparação dos valores de frequência mediana (*Fmed*) dos músculos EE e MU nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), *peanut ball* (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α etapa A significativamente maior em comparação etapas B e C; β redução linear da *Fmed* com diferenças significativas entre as etapas (A<B; A<C; B<C); γ etapas A e B significativamente maior em comparação etapa C; * etapa A significativamente maior em comparação etapa B.....59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Descrição dos valores de caracterização da amostra das variáveis: idade (anos), estatura (cm), massa corporal (kg), percentual de gordura corporal (%), quantidade de treinos semanais (dias), tempo de experiência com treinamento de força (anos)	33
Tabela 2 - Descrição dos valores médios, erro padrão e mínimo e máximo de RMSn para todos os músculos e nas diferentes etapas de todos exercícios. . Abreviaturas: RA, reto do abdome; OI, oblíquo interno do abdome; OE, oblíquo externo do abdome; EE, eretor da espinha; MU, multífido. Prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG; Δ significativamente maior em comparação PV-PB.	50
Tabela 3 - Descrição dos valores médios, erro padrão, mínimo e máximo de Fmed para todos os músculos e nas diferentes etapas de todos exercícios. Abreviaturas: RA, reto do abdome; OI, oblíquo interno do abdome; OE, oblíquo externo do abdome; EE, eretor da espinha; MU, multífido. Prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). α significativamente menor em comparação PV-SO; β significativamente menor em comparação PV-BS; γ significativamente menor em comparação PV-BG; Δ significativamente menor em comparação PV-PB.	56

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

% = Porcentagem

%GC = Porcentagem de gordura corporal

< = Menor

> = Maior

Ag/AgCl = Prata/Cloreto de prata

BIA = Bioimpedância

CIVM = Contração isométrica voluntária máxima

cm = centímetros

dB = Decibel

EE = Músculo eretor da espinha

EIAS = Espinha íliaca anterossuperior

EXT = Extensão de tronco

FL = Flexão lateral de tronco

FT = Flexão de tronco

HZ = Hertz

ICC = Índice de correlação intraclasse

IPAQ = Questionário de índice de capacidade física

ISEK = *International Society of Electrophysiology and Kinesiology*

kg = Quilograma

LABEC = Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica

m = Metro

MU = Músculo Multifido

OE = Músculo oblíquo externo

OI = Músculo oblíquo interno

PV = exercício de estabilização prancha ventral

PV-BG = exercício de estabilização prancha ventral com utilização da bola de ginástica

PV-BS = exercício de estabilização prancha ventral com utilização do *bosu*

PV-PB = exercício de estabilização prancha ventral com utilização da *peanut ball*

PV-TX = exercício de estabilização prancha ventral com utilização do sistema de suspensão

RA = Músculo reto do abdome

RM = Repetição máxima

RMS = *Root Mean Square*

RMSn = *Root Mean Square* normalizado

SENIAM = *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*

TA = Músculo transverso do abdome

TB = Músculo tríceps braquial

TRX = *Suspension Training*

UM = Unidade Motora

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	16
2	JUSTIFICATIVA.....	19
3	OBJETIVO GERAL.....	19
3.1	Objetivos específicos.....	19
4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	20
4.1	Aspectos morfológicos dos músculos RA, OE, OI, EE e MU.....	20
4.2	Estudos com exercícios de estabilização do <i>core</i>	23
5	MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
5.1	Caracterização do estudo.....	32
5.2	População e amostra.....	32
5.3	Critérios de inclusão.....	33
5.4	Critérios de exclusão.....	33
5.5	Coleta do sinal EMG.....	34
5.6	Avaliação antropométrica.....	36
5.7	Registro da percepção subjetiva de esforço (PSE).....	37
5.8	Procedimentos experimentais.....	38
5.9	Primeira sessão.....	38
5.10	Segunda sessão.....	39
5.11	Terceira Sessão.....	41
6	ANÁLISE DE DADOS.....	44
7	RESULTADOS.....	47
7.1	Coefficiente de Correlação Intraclasse (ICC).....	47
7.2	Tempo de duração dos exercícios.....	47
7.3	Percepção subjetiva de esforço e unidades arbitrárias.....	48
7.4	RMSn.....	49

7.5 Grupo muscular flexor e grupo muscular extensor	51
7.6 RMSn - Interação etapas por exercício	52
7.7 Fmed – Exercícios	53
8 DISCUSSÃO.....	60
9 CONCLUSÃO.....	66
REFERÊNCIAS	67

1 INTRODUÇÃO

O *core* é um segmento do corpo relacionado ao tronco ou, mais especificamente, à região lombar-pélvica. A sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superiores e inferiores em atividades da vida diária e em gestos esportivos. A estabilidade do *core* é importante ainda para suportar cargas e prevenir disfunções como lombalgia, e também para desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais^{1,2}.

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 e oblíquo interno do abdome [OI]) e estão associados com a estabilidade segmentar da coluna durante movimentos ou ajustes posturais. Estabilizadores globais são 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 do tronco³.

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 lombalgia⁴, a qual, frequentemente é definida, como dor localizada abaixo da margem das últimas costelas (margem costal) e acima das linhas glúteas inferiores com ou sem dor nos membros inferiores⁵.

Atualmente, a dor lombar é um dos problemas mais frequentes de saúde pública enfrentados no mundo industrializado, tanto por afetar uma grande parte da população, como também por constituir pesado ônus para os sistemas nacionais de saúde e de previdência em termos de diagnóstico, tratamento, absenteísmo e aposentadoria prematura⁶. Nos dias atuais, calcula-se que 70 a 80% da população mundial tem ou terá algum problema relacionado à lombalgia, com episódios mais frequentes em indivíduos entre os 30 a 50 anos⁴.

Entre os métodos utilizados para a prevenção e tratamento da lombalgia estão os programas de exercícios de estabilização do tronco, os quais objetivam melhorar o padrão de recrutamento e co-contração dos músculos *core*, proporcionando maior controle neuromuscular e estabilização da coluna vertebral⁷. Para os exercícios de estabilização do *core*, há diferentes estratégias de seleção, sobrecarga ou progressão que podem ser

utilizadas, tais como: movimento dos membros^{8,9}, superfícies instáveis¹⁰⁻¹⁵, duração do tempo de contração¹⁶⁻¹⁸, foco de atenção¹⁹ ou a combinação de algumas destas estratégias²⁰⁻²².

Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes superfícies instáveis (bola de ginástica, *bosu*, disco, rolo de espuma) são lançados no mercado e amplamente utilizados na prática clínica e no âmbito esportivo³. Os sistemas de treinamento em suspensão foi adicionado na lista de equipamentos instáveis, tais como sistema TRX®¹².

No treinamento em suspensão, como o nome sugere, tiras e/ou cordas são usadas para suspender segmentos específicos do corpo no ar. Dessa maneira, os praticantes trabalham contra a sua massa corporal e realizam os exercícios no ambiente instável criado pelas tiras e/ou cordas de suspensão¹². A lógica para a utilização da superfície instável nesses exercícios baseia-se no potencial de aumentar a perturbação do tronco e o deslocamento do centro de gravidade, sendo necessário maior demanda neuromuscular para manter o controle adequado da coluna vertebral durante o exercício²³.

Na área da biomecânica, a seleção dos exercícios de estabilização mais apropriados para cada programa de treinamento é baseada fundamentalmente em critérios de eficácia e segurança. A eletromiografia de superfície nos permite avaliar a eficácia dos exercícios de estabilização uma vez que permite analisar a intensidade da ativação muscular e a contração dos músculos do tronco⁷.

Outro fator importante nos exercícios de estabilização do *core*, é o tempo de execução dos exercícios. Faries e Greenwood²⁴ afirmaram que a duração destes exercícios requer durações de 30-45 segundos. Porém, a maioria dos estudos dos referidos exercícios avaliou em diferentes tempos a atividade EMG utilizando três¹², cinco^{13,21,25} ou, até mesmo, dez segundos^{11,26} de contração. Essa variação acabou tornando-se uma limitação na avaliação do exercício, dificultando dessa maneira a sua aplicação prática. Nesses estudos, a escolha do tempo foi realizada de forma subjetiva sem critérios científicos específicos. Nesses exercícios, a escolha de um tempo maior seria mais adequado uma vez que a eletromiografia permite obter por meio da análise espectral do sinal eletromiográfico (EMG) a frequência mediana (Fmed), já que o declínio da Fmed (valor de *slope* negativo) durante contrações fatigantes é considerado como uma medida objetiva do processo de análise da fadiga muscular²⁷.

A maneira como esses exercícios são prescritos em termos de intensidade ainda precisa ser esclarecida. Além disso, a percepção subjetiva de esforço (PSE), amplamente determinada usando a escala de Borg CR10, pode ser considerada uma mensuração da intensidade do exercício físico²⁸, uma vez que ela correlaciona bem com algumas variáveis fisiológicas, como o consumo de oxigênio e o lactato sanguíneo²⁹. A PSE pode ser definida como a sensação consciente de quão difícil, pesada e extenuante é uma tarefa física de uma região específica do corpo^{30,31}.

Em relação ao *core*, um recente estudo de George et al³² predisse a resistência máxima do *core* por meio da avaliação da performance do tempo até alcançar a PSE de oito para a escala de Borg 10, sugerindo que essa aproximação da PSE em oito, poderia ser usada para avaliar a intensidade inicial e prescrever exercício para treinamento do *core*³². Em outro estudo, Cruz-Montecinos et al.¹⁷ indicaram que a PSE apresenta alta correlação para o músculo RA no exercício prancha ventral até a falha. Essas informações sobre a PSE podem ajudar os praticantes de atividades físicas a se exercitarem com mais eficiência e alcançar maiores progressões.

Desta forma, existe a necessidade de estudos científicos para determinar o grau de ativação muscular e PSE durante o exercício de estabilização prancha ventral até a exaustão com e sem diferentes equipamentos instáveis, para preencher as lacunas e responder as dúvidas existentes na literatura, tais como: (1) A instabilidade com sistema TRX® produzirá maior ativação EMG (domínio temporal) e PSE em comparação com as outras situações (solo, *bosu*, bola de ginástica e *peanut ball*)? (2) Os músculos globais e locais apresentam respostas distintas de atividade eletromiográfica de acordo com a instabilidade? (3) A frequência mediana apresentará respostas distintas de acordo com o músculo e superfície instável utilizada na prancha ventral? (4) Qual a progressão mais adequada para implementar esses exercícios, de acordo com análise do sinal EMG (domínio temporal e da frequência) e PSE, em programas de treinamento esportivo e prevenção?

A hipótese desse estudo é que o exercício prancha ventral com sistema de suspensão TRX® produzirá maior atividade eletromiográfica e menor tempo de exaustão em comparação com as outras condições, devido à maior instabilidade e dificuldade durante sua execução, como foi demonstrado em estudos anteriores^{11,12} em análises com menor tempo de duração.

2 JUSTIFICATIVA

Visto que as qualidades físicas de resistência³³ e força³⁴ muscular são imprescindíveis para prevenção e tratamento da lombalgia e que não existem estudos avaliando a atividade EMG (domínio temporal e da frequência) e a PSE na prancha ventral com diferentes superfícies instáveis até a exaustão, torna-se importante compreender o padrão de atividade eletromiográfica dos músculos do *core* nessas situações com intuito de otimizar a prescrição de exercícios em programas de treinamento esportivo e de prevenção de lesões da coluna vertebral.

Efetuar esse tipo de análise, com o exercício de estabilização prancha ventral com diferentes equipamentos instáveis, ganha mais relevância diante da diversidade de indicações esportivas e clínicas que essa prática vem recebendo, e também pela escassez de bibliografia sobre os seus aspectos neuromusculares.

3 OBJETIVO GERAL

Comparar a taxa de percepção subjetiva de esforço e atividade eletromiográfica, no domínio temporal e da frequência, dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Ereter da Espinha (EE) e Multífido (MU) no exercício de estabilização do *core* prancha ventral (PV) até a exaustão entre cinco situações: 1) estabilidade normal no solo (PV-SO); 2) instabilidade com *bosu* no membro superior (PV-BS); 3) instabilidade com bola de ginástica no membro superior (PV-BG); 4) instabilidade com bola de ginástica *peanut ball* no membro superior (PV-PB); e 5) instabilidade com fita TRX® no membro superior (PV-TX).

3.1 Objetivos específicos

- a) Verificar o nível de ativação do grupo muscular flexor do tronco (RA, OE e OI) do *core* durante as cinco variações do PV;

- b) Identificar o nível de ativação do grupo muscular extensor do tronco (EE/MU) durante as cinco variações do PV;
- c) Averiguar a resposta da frequência mediana no início, meio e final do tempo de execução nas cinco variações do PV;
- d) Averiguar a resposta da amplitude do sinal no início, meio e final do tempo de execução nas cinco variações do PV;
- e) Registrar o tempo de exaustão durante as cinco variações do PV;

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1 Aspectos morfológicos dos músculos RA, OE, OI, EE e MU

Os músculos da parede anterolateral do abdome são compostos de cinco pares bilaterais: três músculos têm uma conformidade plana, e os outros dois estão dispostos verticalmente, com característica predominantemente longa. Os músculos que estão mais localizados na região lateral da parede abdominal são largos e achatados (planos) distribuídos em camadas superficiais e profundas ao longo dos aspectos anterolaterais do abdome. Eles são denominados de músculos OE e OI e de transverso do abdome. Enquanto os músculos que estão localizados na parede anterior, ambos separados pela linha mediana do corpo, são os músculos longos (posicionados verticalmente) RA e o músculo piramidal^{35,36}.

O músculo RA é o principal músculo da parede anterior do abdome, caracterizado por ser longo e largo, semelhante a uma faixa. Essa faixa muscular origina-se no osso púbis, fixando-se especificamente na sínfise púbica e crista púbica, estendendo-se até as cartilagens da quinta, sexta e sétima costelas e o processo xifoide do osso esterno, separado de seu homônimo pela linha alba³⁶. A ação do músculo RA está relacionada com o aumento da pressão intra-abdominal, flexão de tronco e retroversão pélvica³⁷.

A ação dinâmica do músculo RA está relacionada com a flexão do tronco para frente quando a pelve está fixa, ou seja, quando ocorre uma aproximação tórax em direção a pelve. O exemplo desse movimento é da flexão do tronco em decúbito dorsal com as pernas fixas. Uma modificação dessa ação é o levantamento da pelve quando a caixa torácica está fixa, ou seja, quando ocorre uma aproximação da pelve em direção ao tórax,

como na elevação da pelve quando um indivíduo está segurando a barra fixa com as mãos. Deve-se levar em consideração que essa ação depende do sinergismo de outros músculos^{35,37}.

O músculo RA, com sua fixação na região púbica, desempenha um papel importante para a posicionamento adequado da pelve, sendo responsável indiretamente pela curvatura da coluna lombar. O desenvolvimento inadequado do músculo RA, pode levar a uma inclinação anterior da pelve acentuada (anteversão), ou seja, a espinha ilíaca anterossuperior ficará ainda mais anterior em relação a sínfise púbica, resultando no aumento acentuado e progressivo da curvatura lombar da coluna vertebral³⁷.

Dentre os músculos que compõem a parede abdominal está o músculo OE, que é o maior e mais superficial dos músculos abdominais laterais. O músculo OE origina-se na face externa da quinta até a décima segunda costela e fixa-se na linha alba, no tubérculo púbico e na metade anterior da crista ilíaca³⁶. O músculo OE possui suas fibras em uma direção inferior e medial, muito parecido à direção das mãos colocadas diagonalmente nos bolsos frontais de calças³⁷.

A contração bilateral desse músculo atua em sinergismo com o músculo RA nos movimentos de flexão do tronco. A contração unilateral resulta na flexão lateral do tronco ou na rotação do tronco para o lado oposto, desta forma a contração do músculo OE direito ocasiona uma rotação para o lado esquerdo ou uma flexão lateral da coluna vertebral para o lado direito³⁷.

O músculo OI está localizado numa região imediatamente mais profunda em relação ao músculo OE, formando uma segunda camada dos músculos abdominais laterais. O músculo OI tem origem na fâscia toracolombar, dois terços anteriores da crista ilíaca e tecido conjuntivo situado profundamente ao terço lateral do ligamento inguinal e se fixa nas margens inferiores das costelas 10^a a 12^a, linha alba e linha pectínea do púbis através da foice inguinal. É semelhante a uma lâmina fina que se abre em forma de um leque anteromedialmente. E, exceto por suas fibras inferiores que se originam da metade lateral do ligamento inguinal, suas fibras seguem perpendiculares às fibras do músculo OE. Mas, elas estão direcionadas, de forma predominante superomedialmente (como a direção dos dedos ao colocar a mão sobre o tórax)³⁶.

Assim como o músculo OE, o músculo OI em uma contração bilateral atua em sinergismo com o músculo RA nos movimentos de flexão do tronco. Mas, a contração unilateral resulta na flexão lateral do tronco ou na rotação do tronco para o mesmo lado,

sendo assim, a contração do músculo OI direito ocasiona uma rotação para o lado direito ou uma flexão lateral da coluna vertebral para o lado direito^{35,37}.

Existe dois grupos principais de músculos do dorso: 1) músculos extrínsecos do dorso e 2) músculos próprios do dorso. Os músculos extrínsecos do dorso estão relacionados com a produção de movimentos dos membros e controle da respiração, enquanto os músculos próprios do dorso estão relacionados diretamente com a coluna vertebral e atuam no movimento e controle da postura da coluna vertebral^{35,37}.

O músculo eretor da espinha (EE) localiza-se em um sulco da coluna vertebral formado medialmente pelos processos espinhosos das vértebras e, lateralmente, pelo ângulo das costelas. Esse músculo é o principal extensor da coluna vertebral e tem três partes: o iliocostal (lateral), longuíssimo (intermédio) e espinal (medial). Agindo bilateralmente, estendem a coluna vertebral, enquanto unilateralmente, fletem a coluna ipsilateralmente³⁶.

Na camada profunda dos músculos próprios do dorso, que se localiza profundamente ao músculo eretor da espinha, há um grupo oblíquo de músculos mais curtos, o grupo de músculos transversoespiniais, que compreende os músculos semiespinhais, multífidos e rotadores. Esses músculos originam-se dos processos transversos das vértebras inferiores e seguem até os processos espinhosos de vértebras superiores³⁶.

O músculo multífido (MU) forma a camada média do grupo de músculos transversoespiniais e consiste em feixes musculares curtos e triangulares que são mais espessos na região lombar³⁶. Os músculos transversoespiniais, como o multífido, cruzam menos junções intervertebrais do que o grupo eretor da espinha, essa característica, sugere em geral, que o multífido proporciona uma configuração para a realização de movimentos controlados, relativamente precisos e para estabilização de forças ao longo do esqueleto axial³⁵.

Todos esses músculos acima descritos, possuem um papel fundamental no controle de estabilização da coluna vertebral e esse sistema de controle, apesar de parecer intacto (do ponto de vista de seus subsistemas passivos, ativos e neural), pode carecer de força e gerar instabilidade acompanhada de pequenos movimentos entre as vértebras, que por sua vez, geram estresse excessivo na coluna vertebral. Todos esses músculos em conjunto, atuam sinergicamente a fim de promover uma estabilidade que assegura uma

postura quase estática do tronco mesmo sob influência de forças externas desestabilizadoras³⁵.

4.2 Estudos com exercícios de estabilização do *core*

A eletromiografia de superfície (EMGs) nos permite avaliar a eficácia dos exercícios de estabilização analisando o nível da ativação muscular dos músculos do *core*⁷. A EMGs é uma técnica bastante aceita por ser um método não-invasivo e por possibilitar a análise simultânea de diferentes músculos em um mesmo movimento/exercício. A captação de potenciais elétricos produzidos pelos músculos durante contração voluntária é fundamental para estudos anatômicos, cinesiológicos e clínicos da atividade muscular, fornecendo informações sobre a fisiologia de um músculo ou grupo muscular³⁸ e com aplicação em diversas áreas³⁹.

O sinal eletromiográfico (EMG), registrado por meio dos eletrodos de superfície, pode ser processado nos domínios do tempo, o comportamento temporal, e também da frequência, o comportamento espectral. A informação representada no domínio temporal descreve quando algo acontece e qual é a amplitude de sua ocorrência, sendo que a amplitude é um indicador da magnitude da atividade muscular, produzida predominantemente por aumento na atividade nas unidades motoras e em sua taxa de disparo⁴⁰. Enquanto o domínio da frequência, pode ser afetado pela forma, velocidade de condução e taxa de disparo das unidades motoras⁴¹.

Em relação ao domínio da frequência, a variável mais utilizada é a frequência mediana (Fmed), porque é menos sensível ao ruído e as alterações do sinal, além de ser considerado o parâmetro que melhor reflete as alterações fisiológicas que ocorrem no músculo durante contrações sustentadas, tais como a velocidade de condução dos potenciais de ação das fibras musculares. A velocidade de condução da fibra muscular é proporcional ao seu diâmetro. Assim, os músculos com fibras de diâmetro maior, tais como aquelas fibras pertencentes às unidades motoras de limiar de despolarização mais alto, terão maiores médias de velocidades de condução o que, por sua vez, mudará o espectro de frequência em direção as altas taxas de frequência e conseqüentemente aumentará o valor da frequência mediana⁴¹.

Algumas diferenças já foram relatadas e descritas no que se refere à taxa de queda da Fmed durante o exercício. De maneira ampla, acredita-se que o comportamento da Fmed

de um sujeito treinado é diferente de um sedentário, ou seja, basicamente, o treinado deve apresentar queda mais lenta desse parâmetro durante o tempo de exercício quando comparado com um sujeito sedentário, sugerindo que o indivíduo treinado possui maior capacidade de recuperação após ser submetido a um teste que induz uma fadiga muscular⁴².

É conhecido, há muito tempo, que em indivíduos com uma função neuromuscular normal, a estabilização da coluna vertebral precede os movimentos dos membros por meio de um padrão antecipatório de ativação dos músculos do *core*⁴³. Atualmente, esse conceito ainda tem sido bastante utilizado e complementado. Segundo Teixeira et al.⁴⁴ quando a ativação antecipatória dos músculos do *core* é atrasada, especialmente dos músculos locais, predispõe a dor na pessoa, porque o movimento ocorrerá sem estabilização da coluna vertebral.

Uma função importante do treinamento do *core* é reeducar (no caso de pessoas com quadro de lombalgia) e melhorar (em pessoas sem quadro de lombalgia) o padrão de ativação antecipatória dos músculos do *core*. De acordo com Teixeira et al.⁴⁴ o objetivo de reeducar ou melhorar a ativação dos músculos do *core* envolve vários exercícios, com diferentes possibilidades de realização, que podem ser combinados, permitindo a criação de determinadas tarefas com maiores complexidades de realização, tais como: exercícios de estabilização do *core*; exercícios de estabilização utilizando superfícies instáveis; exercícios de estabilização com superfícies instáveis com olhos fechados ou com cargas; exercícios resistidos unilaterais; e, também exercícios dinâmicos que envolvem alta velocidade de execução.

O treinamento de estabilização do *core* visa aumentar a resistência do núcleo do corpo, assim como melhorar o controle muscular necessário para realizar cada exercício corretamente⁴⁵. Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes superfícies instáveis (bola de ginástica, bosu, disco, rolo de espuma) são lançados no mercado e amplamente utilizados na prática clínica e no âmbito esportivo (BEHM et al., 2010).

Byrne et al.¹² analisaram, em 21 participantes, jovens saudáveis (10 homens e 11 mulheres, idade média 21.9 anos, 175.5 cm de estatura, 74.2 kg), a atividade eletromiográfica utilizando valores de RMS normalizados a partir de CIVM que foram realizadas com resistência manual, para os músculos RA, OE, reto femoral e serrátil anterior no exercício de estabilização 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®. As alças do TRX® ficavam em uma distância de dez centímetros em relação ao solo. O sinal eletromiográfico foi coletado durante três segundos de contração isométrica. Byrne et al.¹² demonstraram maior nível de atividade eletromiográfica de músculos abdominais com instabilidade no membro superior e instabilidade dupla em comparação com as outras variações. Os autores destacaram que para a prescrição desse exercício, recomenda-se, para praticantes iniciantes, começar pela prancha estável no solo e, posteriormente, após melhora da resistência e força muscular, progredir para o treinamento em suspensão. Nesse treinamento, os autores sugerem iniciar com apoio no membro inferior e progredir para apoio no membro superior. Algumas limitações desse estudo são: baixo tempo de contração, CIVM com resistência manual, ausência de informações de percentual de gordura e nível de treinamento dos participantes.

Atkins et al.¹¹ analisaram, em 18 participantes jovens, atletas nadadores amadores (idade média 15.9 anos, estatura 166.7 cm, massa corporal 64.7 kg) a atividade eletromiográfica através do pico de amplitude e dos músculos globais (RA, OE e EE) do *core* no exercício de prancha ventral em três situações: a) apoio do membro superior no solo; b) apoio do membro superior na bola de ginástica e c) apoio do membro superior no sistema de suspensão. O sinal eletromiográfico foi coletado durante três testes de 10 segundos de contração isométrica, analisado no domínio temporal (envoltório linear) e normalizado pela CIVM. Os autores demonstraram que a prancha ventral no sistema de suspensão proporcionou maior atividade eletromiográfica do músculo RA em comparação com exercício no solo e com bola de ginástica, enquanto que a musculatura lateral (OE) e posterior (EE) do *core* não apresentaram diferenças significativas. Atkins et al.¹¹ também destacaram que a prancha ventral com sistema de suspensão pode ser mais adequada e mais específica para as demandas dos nadadores durante o gesto esportivo, devendo ser utilizado para fortalecer a região do *core* nesse grupo de atletas. Nesse estudo, não foi registrado nenhuma informação sobre a distância das alças do TRX em relação ao solo, a padronização da CIVM foi realizada com resistência manual e também se observa a ausência de informação de percentual de gordura.

Calatayud et al.⁴⁶ avaliaram oito exercícios isométricos de prancha com base na atividade eletromiográfica de músculos do *core*. Participaram do estudo 20 estudantes universitários fisicamente ativos (13 homens e sete mulheres, idade média 20 anos, 173

cm de estatura, 73,9 kg, percentual de gordura de 14.1%). Cada sujeito participou de duas sessões: familiarização e sessão experimental. Os participantes realizaram oito exercícios isométricos, durante cinco segundos, atribuídos aleatoriamente: prancha ventral estável; prancha ventral suspensa; prancha *roll-out* estável; prancha *roll-out* suspensa; prancha estável com extensão unilateral do quadril; prancha suspensa com extensão unilateral do quadril; prancha lateral estável; e prancha lateral suspensa. Os sinais eletromiográficos dos músculos RA (parte superior - RAS e inferior - RAI), OE e EE foram coletados durante cinco segundos e o pico de RMS para cada condição foi determinado e normalizado pelo máximo RMS obtido na CIVM. Os resultados demonstraram que a prancha ventral suspensa e prancha *roll-out* suspensa produziram maior atividade eletromiográfica para músculo RAS, enquanto que para músculo RAI, a prancha *roll-out* induziu maior atividade e a maior atividade do músculo EE foi pelo exercício prancha lateral suspensa. A prancha ventral suspensa e prancha *roll-out* suspensa forneceu maior atividade do músculo OE, exceto quando comparado com prancha lateral suspensa. Calatayud et al.⁴⁶ concluíram que, para os músculos abdominais, os exercícios de prancha ventral suspensos produziram maior atividade eletromiográfica e, para os músculos lombares os exercícios suspensos e de prancha lateral produziram maior atividade eletromiográfica.

Além do tipo de superfície, outro fator importante nos exercícios de estabilização do *core* é o tempo de execução destes. Faries e Greenwood²⁴ afirmam que, dependendo da especificidade de cada exercício e da individualidade biológica, o tempo ou a duração destes exercícios devem ser alterados, além disso, os autores mencionaram que os exercícios de estabilização requerem tipicamente durações de 30-45 segundos, enquanto Willardson² recomenda, para iniciantes, um tempo de 20 segundos progredindo gradativamente até 60 segundos.

Santos et al.¹⁸ estudaram a atividade eletromiográfica (domínio temporal e espectral) de músculos do *core* (RA, OE, OI, EE e MU) no exercício prancha ventral com *bosu* normal e *bosu* invertido durante a contração isométrica de 45 segundos. A amostra foi composta por 15 voluntários, adultos jovens, saudáveis e fisicamente ativos (idade entre 21.73 anos, massa corporal 74.27 kg, estatura 177.1 cm, e com percentual de gordura corporal 10.97%). O sinal eletromiográfico foi analisado o RMS e Fmed em três etapas distintas em cada exercício: Início (ETAPA A: 5 a 10 segundos), meio (ETAPA B: 20 a 25 segundos) e fim (ETAPA C: 40 a 45 segundos) e normalizado pela contração

isométrica voluntária máxima. Os resultados mostraram similaridade na atividade eletromiográfica no domínio temporal de todos os músculos comparando *bosu* normal e invertido. Além disso, os resultados exibiram aumento da atividade eletromiográfica e redução da frequência mediana (*slope* negativo) durante as diferentes etapas em ambos os exercícios. Apesar de ser um tempo amplamente utilizado na prática, os autores ainda não avaliaram esse tempo até a exaustão. Além disso, eles poderiam ter comparado o *bosu* com outras superfícies instáveis.

Dentro desse contexto do tempo de execução dos exercícios de estabilização, o princípio do tamanho é importante para a compreensão do recrutamento de unidades motoras. Ou seja, os neurônios que inervam fibras do tipo I são os primeiros recrutados numa ação muscular, devido menor diâmetro e limiar de excitabilidade, seguidos pelos neurônios que inervam as fibras do tipo II. Assim, a ordem de recrutamento pressupõe a ativação inicial das fibras do tipo I e depois fibras do tipo II, com base no aumento das demandas da atividade e com a necessidade de maior produção de força do que aquela que pode ser gerada pelas unidades motoras do tipo I¹.

A partir disso, para recrutar fibras musculares tipo II, as quais possuem maior potencial para melhorar a força e hipertrofia muscular, o exercício tem que ser realizado muito rapidamente (explosiva) ou até a exaustão⁴⁷. Somente o estudo de Tillaar e Saeterbakken⁴⁸ avaliou a atividade EMG (RMS) dos músculos globais do tronco (RA, OE e EE) na prancha ventral até a exaustão e comparou com o exercício agachamento com carga de 6 RM.

Tillaar e Saeterbakken⁴⁸ verificaram a diferença da ativação de músculos globais do *core* (RA, OE e EE) entre a prancha ventral com carga adicional de 20% do peso corporal até a exaustão e 6 repetições máximas (6 RM) do agachamento. Participaram do estudo 12 indivíduos homens com experiência em treinamento resistido a pelo menos dois anos, com idade média de 23.5, estatura 181 cm, massa corporal 87.8 kg. Em apenas uma sessão, foi realizado duas séries de agachamento com 6 RM e depois apenas uma tentativa para teste de prancha até a exaustão foi realizada.

Os autores concluíram que o agachamento com 6 RM produziu maior atividade EMG do músculo EE e ativação similar no RA e OE em comparação com prancha ventral até a exaustão (92.8 segundos). Esses resultados são derivados de valores não normalizados (valores em microvolts) e os critérios metodológicos em relação a padronização de 1RM e 6RM foram considerados de acordo com a percepção de cada

participante, ou seja, de forma subjetiva, implicando numa interpretação supra máxima ou submáxima.

Os autores supracitados concluíram que não há vantagens em treinar o exercício prancha ventral quando comparado ao agachamento para os músculos do *core*. Todavia, o estudo apresenta limitação, como a ausência de análise da frequência mediana para avaliação da fadiga neuromuscular. Pode-se dizer que foi uma falta importante na análise de ambos os exercícios uma vez que não é somente relevante o aumento da amplitude do sinal, mas também o decréscimo significativo da Fmed⁴⁹.

Bohannon et al.⁵⁰ investigaram o desempenho, a validade e a confiabilidade do exercício prancha ventral, entre uma população de idosos (30 mulheres, 66,9 anos, estatura 163.1 cm, massa corporal 62.2 kg, IMC 23.4 kg/m², circunferência de cintura 79.8 cm; 30 homens, 68,4 anos, estatura 175.7, massa corporal 87.9 kg, IMC 28.5 kg/m², circunferência de cintura 101.1cm) e de jovens (30 mulheres, 24 anos, estatura 164.1 cm, massa corporal 62.4 kg, IMC 23.2 kg/m², circunferência de cintura 73.6 cm; 30 homens, 25,4 anos, estatura 180.8 cm, massa corporal 74.8 kg, IMC 25.4 kg/m²). Na primeira visita ao laboratório, eles foram submetidos a responder questionários e depois a realizar o exercício prancha ventral durante o maior tempo possível, bem como foram solicitados a avaliar subjetivamente seus esforços. Numa segunda visita, os participantes realizaram novamente o teste de resistência no exercício prancha ventral até a falha.

O tempo médio de permanência no exercício prancha ventral para idosos foi de 127.4 segundos, para idosas foi de 124.7, para homens jovens 176.7 e para mulheres jovens foi de 152.3, enquanto que a média da PSE para idosos foi de 8.0, para idosas foi de 7.1, para homens jovens de 8.3 e para mulheres jovens foi de 8.4. Houve um aumento no tempo de execução na segunda sessão, sem diferenças significativas. Esses resultados indicam que o teste de resistência do exercício prancha ventral é válido e confiável para avaliação dos músculos flexores de tronco, para ambos, jovens e idosos. Eles avaliaram um tempo de execução alto, apesar disso, eles não investigaram a EMGs para verificação de fadiga neuromuscular.

Lark et al.⁵¹ investigaram a ativação muscular e a fadiga muscular local durante um teste de 12-minutos com prancha rotacional em homens treinados. Cada 30 segundos em uma posição até completar 12 minutos na seguinte ordem: a) prancha ventral; b) prancha lateral dominante; c) prancha ventral, e d) prancha lateral não dominante. Participaram do estudo 19 homens altamente treinados, com idade média 40 anos, massa

corporal 93.6 kg e IMC 25.4 kg/m². A primeira sessão foi de familiarização com os movimentos do teste de 12 minutos de prancha rotacional, seguidos de 5 minutos de intervalo para a realização da CIVM, por três vezes com intervalo de sessenta segundos entre cada repetição de CIVM, de vários músculos: RA, OE, OI, EE torácico, EE lombar e latíssimo do dorso. A análise foi realizada levando em consideração dois parâmetros do sinal eletromiográfico: integral do sinal EMG e frequência mediana. Os valores foram janelados por três segundos, do 25º ao 27º, ao final de cada posição durante o teste. Chegou-se à conclusão de que, na posição de prancha ventral, ocorre maior ativação dos músculos RA, OE, OI e latíssimo do dorso, enquanto que a posição de prancha lateral dominante provoca maior ativação dos músculos OE, EE lombar e EE torácico. Não foram encontradas alterações significantes para a frequência de potência mediana para todos os músculos, em todas as posições. Lark et al.⁵¹ acreditam que as alterações regulares (cada 30 segundos) reduzem o nível de fadiga muscular local devido à baixa ativação, por exemplo, do músculo RA na posição de prancha lateral. Os autores sugerem que o teste de 12 minutos serve particularmente para avaliar a resistência dos músculos do *core* em indivíduos altamente treinados.

De Blaiser et al.²⁷ avaliaram dois parâmetros do sinal eletromiográfico (RMS e Fmed normalizada) em um protocolo de fadiga muscular do *core* e também verificaram validade e confiabilidade do teste de prancha ventral até a exaustão, realizado no solo. Participaram do estudo 29 voluntários saudáveis (15 mulheres e 14 homens), com idade média de 25.5, estatura 170 cm, massa corporal 65.6 kg e IMC 22.5 kg/m². Eles realizaram as avaliações em dois dias: a primeira fase foi uma sessão de familiarização com o teste de prancha, CIVM e dois testes de prancha ventral até a exaustão e, depois, numa segunda fase, uma sessão de reteste de prancha sem utilização de EMGs. Os resultados demonstraram que o tempo médio para todos testes realizados até a exaustão foi de 140.5 segundos. O tempo médio de resistência para o primeiro teste do primeiro dia foi 149 segundos, primeiro teste no segundo dia foi de 146 segundos e para segundo teste do segundo dia foi de 138 segundos. Esses valores demonstraram uma excelente confiabilidade intratestes e entre testes. Os músculos RA, OE e OI tiveram maior amplitude de sinal em comparação com os músculos do dorso e do quadril, e o músculo RA apresentou maior valor de *slope* em relação a todos os outros músculos. De Blaiser et al.²⁷ asseguram que o músculo RA foi o mais capaz de predizer o desempenho (tempo de resistência) na realização do teste de prancha ventral até a exaustão. Os resultados desse

estudo confirmam a validade e a confiabilidade do teste de resistência do exercício prancha ventral até a exaustão para a avaliação muscular do *core*. Todavia, eles não avaliaram outros tipos de superfícies (ex.: bola, *bosu* e TRX).

George et al.³² procuraram desenvolver modelos de regressão para estimar o tempo máximo de resistência em quatro testes principais para os músculos do *core*. Participaram do estudo 80 estudantes universitários saudáveis (41 mulheres e 39 homens), com idade média de 22.7, estatura 173 cm e massa corporal 72.8 kg. Os voluntários participaram de uma sessão de 60 minutos, em que foram mensurados a estatura e a massa corporal e, depois, realizaram quatro testes de máxima resistência para os músculos do *core* em ordem randomizada: prancha ventral, prancha lateral direita, prancha lateral esquerda e extensão lombar. Um pesquisador registrou a PSE a cada cinco segundos para cada voluntário e para cada teste. E, ao final de cada exercício, foi registrado o maior valor de PSE e o tempo total decorrido. Os tempos máximos de resistência muscular do *core* para os testes de prancha ventral, prancha lateral direita, prancha lateral esquerda e extensão do tronco variaram respectivamente de 15 a 300, 15-185, 10-140 e 15-180 segundos. A análise de regressão determinou que o tempo que alcançou a PSE 8 exibiu alta acurácia em estimar o tempo máximo para todos os quatro exercícios propostos. Para os autores³², esses resultados fornecem uma nova forma de estimar a máxima resistência dos músculos do *core* baseado no tempo de duração para alcançar a PSE 8. Em termos de segurança dos participantes, o teste de exercício submáximo, com baixa intensidade, apresenta um risco inerentemente menor de eventos adversos, também o aparecimento ou a exacerbação de sintomas de população saudável ou de risco. George et al.³² demonstraram que os tempos médios decorridos para atingir a PSE oito foram cerca de 20 a 30 segundos menores nos quatro exercícios, em comparação com os tempos médios correspondentes para atingir a PSE 10.

Cruz-Montecinos et al.¹⁷ investigaram se a PSE poderia ser considerada um bom indicador de fadiga neuromuscular para os músculos do *core* (RA, OE, OI e EE) no teste de resistência do exercício prancha ventral até a exaustão. Foram avaliados 15 jovens (nove mulheres e seis homens) com idade média de 22.1 anos, IMC 23.1 kg/m² e com baixo a moderado nível de atividade física e na primeira sessão eles foram familiarizados com o teste de resistência e a PSE. Na segunda sessão foi realizado a coleta eletromiográfica (RMS e Fmed) para a CIVM e o teste de resistência do exercício prancha ventral até exaustão com registro de PSE a cada cinco segundos. Além disso, também

foram utilizados sensores inerciais no sacro e na lombar para verificar as variações angulares da pelve. O tempo médio até a exaustão foi de 123 segundos e a PSE aumentou significativamente ao longo do tempo, principalmente do intervalo de tempo de 50% até a falha. Ao longo do tempo de contração, quando comparado com o primeiro intervalo 10% do tempo total até a falha, todos os músculos aumentaram significativamente a amplitude de RMS a partir de um determinado percentual do tempo total de duração do exercício (RA: 50%; OE: 60%; OI: 60%; EE: 60%). E, de forma semelhante, todos os músculos diminuíram significativamente a Fmed (RA: 50%; OE: 70%; OI: 90%; EE: 70%).

Esse é o primeiro estudo¹⁷ que demonstra uma alta associação entre a escala de *Borg CR10* e a fadiga neuromuscular durante um típico exercício de estabilização para o *core*, o que foi comprovado pela maior correlação de PSE com o músculo RA. Contudo, os autores avaliaram apenas o exercício prancha ventral no solo. Visto que há uma grande variedade de exercícios de prancha ventral com outras superfícies no âmbito de clínicas de reabilitação e centros esportivos, torna-se, portanto, importante a análise desse exercício com outros equipamentos.

Becker et al.¹⁶ avaliaram a validade do *Bourban Test* na seleção representativa de exercícios para as cadeias musculares do tronco (anterior, lateral direita, lateral esquerda e posterior). Participaram do estudo 33 jovens estudantes com experiência prévia com treinamento de força (idade 24,1 anos; estatura 181,6 cm; massa corporal 80,8 kg). O *Borban Test* consiste em quatro exercícios, um para cada cadeia muscular: Exercício 1) cadeia anterior: prancha com levantamento alternado das pernas; Exercício 2) cadeia lateral direita: prancha lateral direita com abaixamento e levantamento da pelve; Exercício 3) cadeia lateral esquerda: prancha lateral esquerda com abaixamento e levantamento da pelve; Exercício 4) cadeia posterior: hiperextensão de zero a 30°. Os exercícios foram feitos até a exaustão com a realização de análise EMG (RA, OE direito e esquerdo, EE torácico e lombar) dos parâmetros de Fmed e frequência média (FMD), pré e pós (quatro segundos iniciais e quatro segundos finais). E também foi feito o registro da PSE imediatamente após o término do exercício. O tempo de duração e a PSE dos exercícios um, dois, três e quatro foram respectivamente 151,2 segundos, PSE 16,9; 62 segundos, PSE 16,9; 64,9 segundos, PSE 16,8; 86,6 segundos, PSE 17. Para a atividade eletromiográfica, foram demonstrados que todos os músculos analisados para os quatro exercícios reduziram a Fmed e a FMD. Os autores¹⁶ confirmaram que cada um dos quatro

exercícios representam a força de resistência para as quatro cadeias musculares. Não foram analisados a EMG de músculos locais, não foi informado o tempo de experiência com treinamento e também não foi informado o %GC.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Caracterização do estudo

O estudo sobre a atividade eletromiográfica simultânea dos músculos RA, OE, OI, EE e MU durante a execução do exercício de estabilização prancha ventral com diferentes equipamentos de instabilidade, constitui uma pesquisa básica de caráter experimental, quantitativa, laboratorial e transversal, que foi desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Desempenho Motor (LAPDEM), Faculdade de Educação Física e Fisioterapia (FAEFI) e no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica (LABEC), Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG.

5.2 População e amostra

A amostra deste estudo foi composta por 15 voluntários, os quais foram recrutados da rede universitária da cidade de Uberlândia, MG, do gênero masculino, adultos jovens, saudáveis e praticantes de atividade física regular, com experiência no treinamento de força. Estes voluntários foram abordados pelos pesquisadores no seu respectivo estabelecimento de estudo, por meio de convite pessoal. Fizeram parte da amostra somente os voluntários que aceitarem o convite, mediante a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos (resolução nº 466/12 do CNS). Este estudo foi submetido à aprovação e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da UFU, com o registro CAAE 01296918.6.0000.5152.

O tamanho da amostra (n) foi determinado por meio do cálculo amostral com base no parâmetro eletromiográfico RMS do músculo RA, obtido em um estudo piloto com três voluntários. O cálculo amostral será realizado utilizando-se o aplicativo *GPower* 3.1, *power* de 80% e $\alpha = 0,05$. Este cálculo forneceu uma amostra de tamanho mínimo ($n=15$) para este estudo.

As variáveis de caracterização da amostra: idade, estatura, massa corporal, quantidade de dias de treinamento por semana, experiência com treinamento, estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Descrição dos valores de caracterização da amostra das variáveis: idade (anos), estatura (cm), massa corporal (kg), percentual de gordura corporal (%), quantidade de treinos semanais (dias), tempo de experiência com treinamento de força (anos)

Variáveis	Valores
Idade (anos)	23.00 ± 2.00
Estatura (cm)	176.06 ± 4.07
Massa corporal (kg)	74.13 ± 4.05
Gordura Corporal (%)	12.06 ± 3.04
Quantidade de treinos semanais (dias)	4.10 ± 0.72
Experiência com treinamento de força (anos)	5.45 ± 1.22

5.3 Critérios de inclusão

Todos os participantes deveriam ser maiores de 18 anos e fisicamente ativo ou muito ativo, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), e tinham experiência em treinamento resistido de no mínimo um ano anterior a este estudo⁵², especialmente em exercícios específicos para os músculos da região abdominal e lombar. Visando uma mensuração mais fidedigna da atividade elétrica da musculatura pré-determinada, o percentual de gordura corporal foi mensurado para selecionar somente voluntários com baixo nível de gordura, uma vez que a quantidade de tecido entre a superfície do músculo e o eletrodo pode afetar o sinal eletromiográfico⁴¹.

5.4 Critérios de exclusão

Seriam excluídos do estudo os participantes que apresentarem contraindicações para a realização dos exercícios propostos no presente trabalho, tais como doenças

cardíacas, disfunções neurológicas, alcoolismo, tabagismo, diabetes, miopatias ou neuromiopatias, dores na região abdominal ou qualquer outro tipo de problema clínico que pudesse interferir na execução dos exercícios. Também foram considerados como fatores de exclusão o uso de anti-inflamatórios, de analgésicos ou de mio-relaxantes e, também, enfermidades osteomioarticulares que poderiam influenciar a atividade muscular.

5.5 Coleta do sinal EMG

Para o registro do sinal eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo da EMG System do Brasil 830 C com oito canais (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), projetado de acordo com normas da *Internacional Society of Electrophysiology and Kinesiology*, 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*. Foi utilizada a frequência de amostragem 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 a captação dos sinais eletromiográficos, 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), no qual foram fixados eletrodos descartáveis (3M) com distância inter-eletrodos de 20 milímetros (centro a centro). O sistema é composto por eletrodos bipolares ativos que apresentam ganho de pré-amplificação de 20 vezes e razão de rejeição de modo comum > 120 dB.

A preparação dos voluntários consistiu em tricotomia (raspagem dos pêlos) utilizando-se um aparelho de barbear descartável (*Bic® Sensitive Shaver*) para que não fosse reutilizado as lâminas e não oferecesse riscos aos voluntários, nem de lesões nem de contaminações. Previamente à tricotomia a pele foi higienizada com álcool 70%, visando retirar a oleosidade da pele para diminuir da impedância elétrica da pele.

Todos os eletrodos e seus devidos posicionamentos estão indicados pela Figura 1. Os eletrodos foram posicionados na superfície da pele correspondente a localização dos músculos RA, OE, OI, EE e MU do antímero direito^{8,53}. 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^{54,55}.

O eletrodo no músculo OE foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical⁵⁶ 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^{54,55}.

O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e posicionado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril^{54,55}, localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS^{54,56}, onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI⁵⁴.

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 mediana⁵⁶. Para o músculo MU, foi utilizado às recomendações do SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*⁵⁷ - no qual o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de dois a três centímetros da linha mediana do corpo.

Foi utilizado um eletrodo de referência (EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), que foi posicionado na pele sobre a EIAS do osso do quadril esquerdo⁵⁸.

Após a colocação dos eletrodos os voluntários realizaram movimentos específicos, de acordo com a função muscular, para verificar o posicionamento correto destes e examinar a qualidade do sinal EMG³⁹.

Para garantir maior precisão na recolocação dos eletrodos entre os diferentes dias de testes, para cada voluntário foi utilizada uma técnica de mapeamento dos eletrodos com pincel marcador permanente e folha transparente (papel acetato). Os mapas apresentam uma quantidade maior de pontos de referência (cicatrizes, varizes, protrusões

ósseas e manchas na pele), que permitem o posicionamento adequado dos eletrodos sobre a pele em diferentes dias⁵⁹.

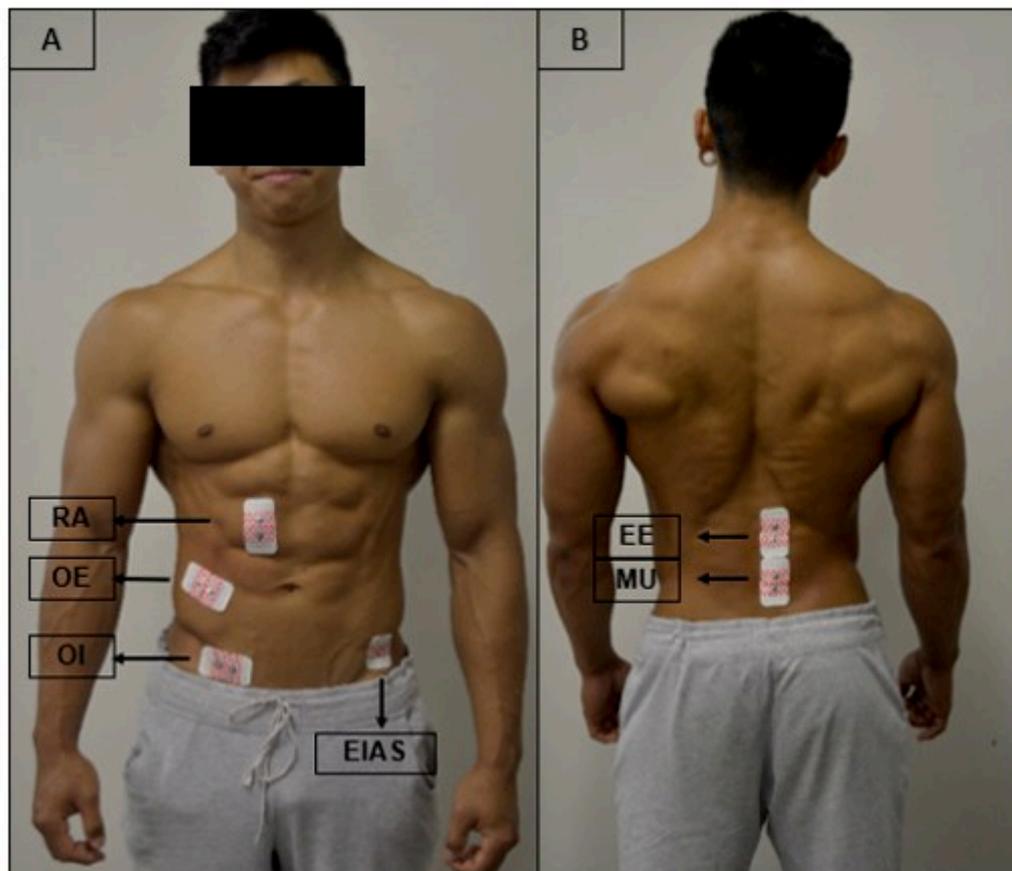


Figura 1 - Posicionamento dos eletrodos para os músculos do core: (A) Vista anterior: Músculos RA (músculo reto do abdome), OE (músculo oblíquo externo do abdome), OI (músculo oblíquo interno do abdome), e EIAS (espinha ilíaca ântero superior); (B) Vista Posterior: Músculos EE (músculo eretor da espinha) e MU (músculo multifido).

As análises dos sinais eletromiográficos foram realizadas individualmente para averiguação do registro e rotina do sinal, sendo considerados somente os sinais que não apresentassem interferência de qualquer natureza. Para isso, todas as coletas do sinal eletromiográfico pertencentes ao procedimento experimental foram precedidas de análise em tempo real do espectro de frequência, o qual permite observar eventuais interferências que possam estar presentes nas coletas⁶⁰.

5.6 Avaliação antropométrica

Para a avaliação antropométrica, foram medidos a estatura, em centímetros (cm), a massa corporal, em quilogramas (kg) e o percentual de gordura (%GC), a fim de caracterizar a amostra. A estatura foi avaliada utilizando um estadiômetro de parede *Standard Sanny* com graduação em milímetros.

Para determinar a massa corporal e o percentual de gordura, foi utilizada uma balança de bioimpedância (BIA) (*InBody 230 - Biospace Co., Ltd.*, Seoul, Korea) com sistema de eletrodos tetrapolar (oito eletrodos táteis), visto que esse método é válido na literatura para estimar os percentuais de músculo e gordura, e outros compartimentos corporais em indivíduos saudáveis com massa corporal normal⁶¹. A fim de padronizar o estado de hidratação para a realização da BIA, cada voluntário foi orientado a fazer um jejum absoluto de 12 horas, não realizar exercícios físicos intensos nas últimas 12 horas, não ingerir álcool nas últimas 48 horas, não utilizar medicamentos diuréticos nos últimos sete dias e esvaziar a bexiga 30 minutos antes do exame, conforme as recomendações do fabricante^{61,62}.

5.7 Registro da percepção subjetiva de esforço (PSE) e Unidades Arbitrárias (UA)

Um pesquisador registrou para cada participante desse estudo os valores de PSE - Escala de 10 pontos que foi modificada por Foster et al.⁶³ (Figura 2) em relação a escala original de PSE de Borg de 15 pontos⁶⁴, com o intuito de simplificar sua aparência e utilidade. Todos os participantes foram questionados sobre qual era o valor de PSE imediatamente ao final de cada exercício. Os descritores adjacentes para cada número da tabela de PSE – Escala de 10 pontos foram: 0 = Repouso; 1 = Muito, muito fácil; 2 = Fácil; 3 = Moderado; 4 = Um pouco difícil; 5 = Difícil; 7 = Muito Difícil; e 10 = Máximo. A tabela de PSE – Escala de 10 pontos foi colocado à disposição no momento imediato ao fim do exercício para a visualização dos participantes, para que eles pudessem relatar facilmente a pontuação da PSE ao final dos cinco exercícios de estabilização em que foram submetidos.

Classificação	Descritor
0	Repouso
1	Muito, Muito Fácil
2	Fácil
3	Moderado
4	Um Pouco Difícil
5	Difícil
6	-
7	Muito Difícil
8	-
9	-
10	Máximo

Figura 2 - Escala CR10 de Borg⁶⁴ modificada por Foster et al.⁶³.

Foi utilizado o cálculo da carga de treinamento para cada exercício, a partir de uma PSE de cada exercício, que consistiu na multiplicação do escore da PSE pela duração total de cada exercício (que foi expressa em segundos). O produto da PSE pela duração do exercício foi expresso em unidades arbitrárias (UA)⁶⁵.

5.8 Procedimentos experimentais

A coleta de dados foi realizada em três dias distintos e os voluntários foram convocados a comparecer ao LAPDEM e ao LABEC da UFU em dias e horários pré-estabelecidos. Inicialmente, os voluntários foram esclarecidos sobre os objetivos e a metodologia da pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

5.9 Primeira sessão

Na primeira sessão foi realizada a explanação dos procedimentos experimentais e todos os voluntários passaram por uma avaliação física que consistiu nas mensurações da estatura, massa corporal e percentual de gordura corporal. Para o exame de bioimpedância, os voluntários permaneceram de jejum de, no mínimo, 12 horas.

Todas as medidas foram realizadas nas mesmas condições para todos os voluntários, utilizando-se o mínimo de roupa possível, sem calçados e sem adornos

metálicos para não influenciar a corrente elétrica e a realização do exame pelo mesmo avaliador.

5.10 Segunda sessão

A segunda sessão ocorreu entre 48 e 72 horas depois da primeira sessão, e foram aplicados dois questionários para avaliar o nível de atividade física (questionário internacional de atividade física / versão curta - IPAQ) e para selecionar voluntários sem histórico de lombalgia (questionário para avaliação funcional - índice de incapacidade lombar *Oswestry*). A coleta dos dados eletromiográficos referentes à CIVM de músculos do *core* também foi realizada. 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^{54,56}.

Para determinar a força produzida durante a CIVM, foi utilizado 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 estava 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.

Os sinais eletromiográficos de cada músculo foram coletados durante duas CIVM de cinco segundos com período de descanso de três minutos entre cada uma^{18,66}, para evitar a o efeito da fadiga muscular. 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 específica^{26,67}.

Foi utilizado um aparelho que foi construído com o objetivo de padronizar os posicionamentos para realização da flexão, extensão e flexão lateral do tronco e fixar a célula de carga durante os testes, seguindo as descrições de Maeo et al.²⁶. A ordem de execução dos testes de CIVM (flexão, extensão e flexão lateral do tronco) foi randomizada e contrabalanceada.

No teste de flexão do tronco, os voluntários ficaram deitados em decúbito dorsal nos assentos almofadados do aparelho, com quadris e joelhos flexionados, pés apoiados no assento e fixados com um cinto e flexão parcial do tronco. Foi utilizado um cinto que cobria a parte superior do tronco e ficava conectado a uma corrente, a qual estava fixada

na célula de carga. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e instruídos na tentativa de realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos^{26,67}.



Figura 3 - Exemplo do teste de CIVM de flexão do tronco.

No teste de extensão do tronco, os voluntários ficaram deitados em decúbito ventral nos assentos almofadados do aparelho, com as pernas estendidas e com os quadris e os pés fixados por meio de um cinto. Foi utilizado um cinto que cobria a parte superior do tronco e ficava conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de carga. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e instruídos para tentarem realizar uma extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos^{26,67}.

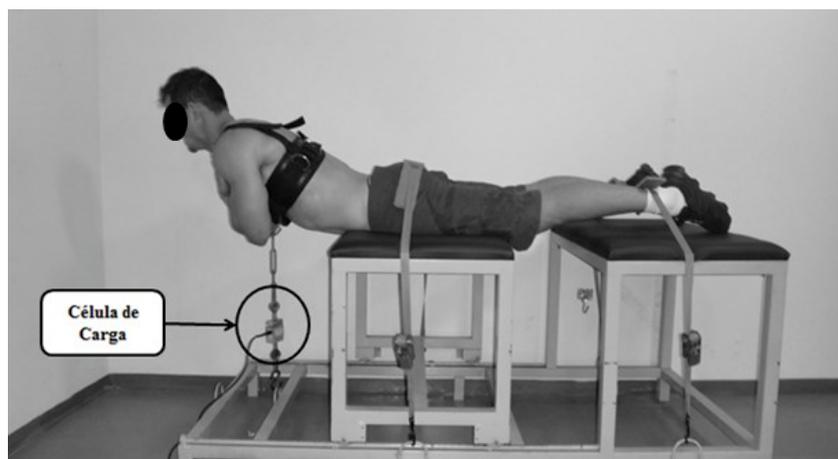


Figura 4 - Exemplo do teste de CIVM de extensão do tronco.

No teste de flexão lateral do tronco, os voluntários ficaram deitados em decúbito lateral, com lado esquerdo do corpo em contato com os assentos almofadados do aparelho, com as pernas estendidas e com os quadris e os pés fixados no assento por meio de um cinto. Foi utilizado um cinto que cobria a parte superior do tronco e ficava conectado a uma corrente, a qual estava fixada na célula de carga. Os participantes foram mantidos firmemente na posição do teste e instruídos para tentarem realizar uma flexão lateral direita isométrica máxima do tronco no plano frontal durante cinco segundos^{26,67}.

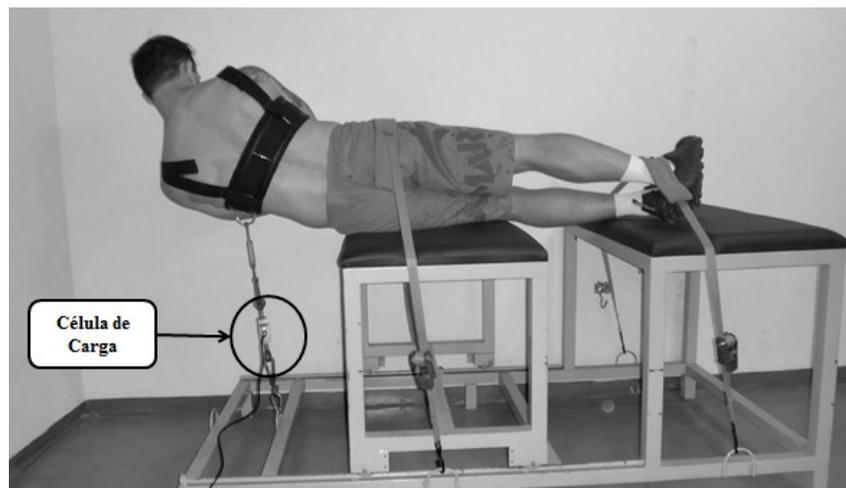


Figura 5 - Exemplo do teste de CIVM de flexão lateral do tronco.

No final da segunda sessão foram realizadas a familiarização dos exercícios de estabilização até a exaustão com diferentes superfícies instáveis a serem executados no dia da coleta dos dados eletromiográficos. Cada participante recebeu instruções verbais e visuais sobre a realização correta destes exercícios para assegurar conforto e familiaridade e, por conseguinte, obter sinal de melhor qualidade durante a coleta de dados^{27,54,68}.

5.11 Terceira Sessão

A terceira visita ocorreu entre 48 e 72 horas depois da segunda, no qual foi realizada a coleta dos dados eletromiográficos durante o exercício de prancha ventral até a exaustão em cinco situações: a) PV-SO; b) PV-TX; c) PV-PB; d) PV-BS; e e) PV-BG. A ordem de execução dos exercícios foi randomizada e contrabalanceada.

Os indivíduos executaram uma repetição de cada exercício com contração isométrica. Para evitar o efeito da fadiga muscular como fator limitante, foram utilizados cinco minutos de intervalo de descanso entre cada exercício^{32,66}.

Para o exercício PV-SO (Figura 6), os participantes foram instruídos a manter a posição de decúbito ventral no chão com os tornozelos afastados na largura do quadril (com os maléolos laterais das fíbulas na mesma linha que os trocânteres maiores dos fêmures), os dedos de cada pé direcionados para baixo em direção ao chão, os ombros e os cotovelos estavam em flexão de 90 graus e os antebraços e as mãos direcionados para frente e posicionados no chão, aproximadamente na largura dos ombros (com os epicôndilos laterais dos úmeros na mesma linha da região lateral dos acrômios das escápulas)^{17,32,69}.

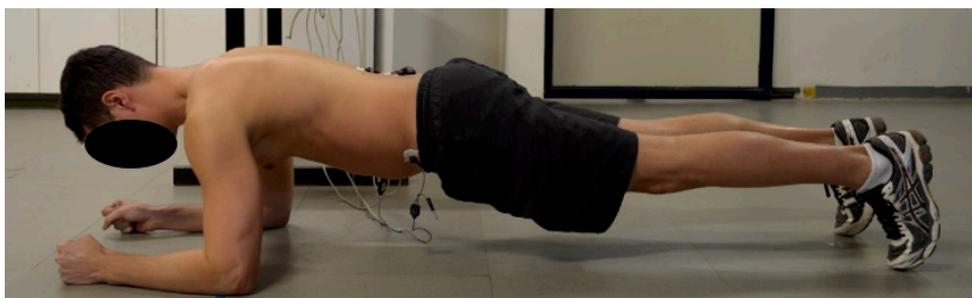


Figura 6 - Exercício de estabilização do core em condição estável, no solo (PV-SO).

Para todos os testes de resistência nas cinco situações do PV, os participantes foram instruídos a levantar o tronco, quadris e joelhos do chão e manter o corpo em alinhamento reto no plano sagital (com a orelha, a articulação do ombro, a articulação do quadril, articulação do joelho e a articulação do tornozelo formando uma linha reta), sem rotação do quadril ou do tronco, e o peso do corpo distribuído uniformemente sob os cotovelos e dedos dos pés. Os participantes receberam *feedback* verbal de um dos pesquisadores quando necessário para corrigir a posição da pelve^{17,32}.

Com base em uma recomendação recente para melhorar a confiabilidade do teste de resistência do PV, foi solicitado a cada participante que realizasse o exercício apenas uma vez até atingir a fadiga mecânica completa, que é definida como a deterioração da capacidade de produção de força, expressa pela incapacidade de manter a tendência do posicionamento^{17,69}.

Os testes foram encerrados quando os participantes não conseguiam manter o alinhamento do corpo (devido ao levantamento ou abaixamento das nádegas), quando foi dado o terceiro aviso verbal, quando não conseguiam mais manter a forma correta de execução de cada exercício sem rotação de quadril ou tronco, quando solicitados pelos

pesquisadores para que parassem, quando não conseguiam manter a forma ou quando os participantes voluntariamente finalizavam os testes³².

Para o PV-BG (Figura 7), o tamanho da bola de ginástica era de 65 centímetros (*gym ball*, Adidas performance - FIT4 STORE, Campinas, SP, Brasil). A bola de ginástica foi inflada de acordo com a massa corporal do voluntário, o qual ficava sentado no centro da bola com o tronco ereto, os pés unidos em contato com chão, os quadris e os joelhos flexionados aproximadamente em 90° e as coxas paralelas ao solo⁷⁰.



Figura 7 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento Bola de Ginástica (PV-BG).

Para o PV-TX (Figura 8), foi utilizado o sistema de suspensão TRX (Rope Store Life Sports, Itajaí, SC, Brasil) que possui duas fitas de alta resistência com regulagem máxima e mínima de 2,30 e 1,80 metros, respectivamente, além de duas alças com dois punhos de borracha para suporte das mãos. As alças ficaram suspensas a uma distância de 10 centímetros do solo. Os participantes apoiaram os cotovelos em ambas as alças ficando com as mãos livres e foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado.

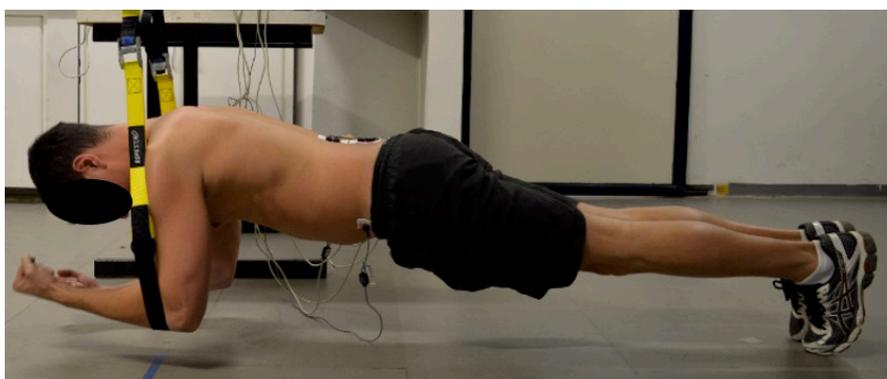


Figura 8 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento TRX (PV-TX).

Para o PV-BS (Figura 9), o equipamento *bosu* (*Bosu Balance* - ISP Dyna, Campinas, SP, Brasil) suporta até 200 kg, possui 55 cm diâmetro e possui sólida plataforma de base com uma cúpula de borracha inflável. O *bosu* foi inflado até a altura de 25 cm, com a plataforma de base apoiada no chão e a cúpula de borracha virada para cima. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado, utilizando as pontas dos pés, os cotovelos e os antebraços como apoio.



Figura 9 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento *bosu* (PV-BS).

Para o PV-PB (Figura 10), o equipamento *Peanut ball* (Vollo, VP1051) Campinas, SP, Brasil) foi utilizado e suporta até 250 kg, suas dimensões são de 45 x 45 x 90 cm. O *Peanut ball* foi inflado até atingir as recomendações de medida de correta (45 x 90 cm) que foi descrita pelo fabricante.



Figura 10 - Exercício de estabilização do core em uma condição instável, no equipamento *Peanut ball* (PV-PB).

6 ANÁLISE DE DADOS

Os sinais eletromiográficos obtidos durante as CIVM e todos os exercícios de estabilização foram analisados e quantificados no domínio temporal pelo parâmetro *root mean square* (RMS) e domínio da frequência pela frequência mediana (*Fmed*).

Para calcular o pico do RMS na CIVM, para posterior normalização, foi utilizado janela móvel de um segundo em todo o sinal. Os valores máximos de RMS e também os valores de Fmed de cada músculo para todos os exercícios, conforme demonstrado na Figura 13 de um exercício em que foi obtido 59 segundos de duração, foram extraídos da seguinte forma: janelamento de cinco segundos no início (ETAPA A: cinco a 10 segundos), meio (ETAPA B [50% sinal]: 27.5 a 32.5 segundos) e fim (ETAPA C [100% sinal]: 54 a 59 segundos). Após a seleção das etapas, foi utilizado uma janela móvel de um segundo para calcular os valores máximos de RMS e Fmed, além disso, os valores máximos de RMS coletados nessas diferentes fases foram normalizados (RMSn) em termos de porcentagem do pico da CIVM.

Para o cálculo do RMSn do grupo muscular flexor foi realizado a soma dos valores de RMSn dos três músculos abdominais (RA, OE e OI) e dividido por três. Para o cálculo do RMSn do grupo muscular extensor foi realizado a soma dos valores de RMSn dos dois músculos paravertebrais (EE e MU) e dividido por dois.

Todas as extrações dos dados do sinal contendo as fórmulas para o cálculo do RMS e da Fmed foram realizadas com o uso de uma rotina específica no *software R*.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (6.1)$$

Onde x_i é o sinal de EMGs amostrado e N é o número de amostras do trecho considerado na análise⁷¹.

$$\sum_{i=1}^{f \text{ mediana}} P_i = \sum_{i=f \text{ mediana}}^M P_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M P_i \quad (6.2)$$

Onde P_i é a *iésima* linha do espectro de potência do sinal de EMGs e M é o maior harmônico considerado⁷¹.

A análise estatística foi realizada pelo programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) 20.0 e os dados são apresentados na forma de média, desvio padrão e erro. Teste *Shapiro Wilk* foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados e os valores de RMS que não passaram no teste de *Shapiro Wilk* foram transformados em log (Log10). Para verificar a esfericidade dos dados, foi utilizado o Teste de *Mauchly*, caso a esfericidade não fosse assumida, aplicava-se o ajuste de *Greenhouse-Geisser*.

O teste de Modelo Linear Geral com o teste de *post hoc* de *Bonferroni* foram utilizados para: (1) comparação dos valores máximos de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo em diferentes exercícios em cada etapa específica (Etapa A, B e C); (2) comparação dos valores máximos de RMSn do mesmo músculo nas três etapas distintas; (3) comparação dos valores de Fmed do mesmo músculo em diferentes exercícios em cada etapa específica; (4) comparação dos valores de Fmed do mesmo músculo nas três etapas distintas em cada exercício.

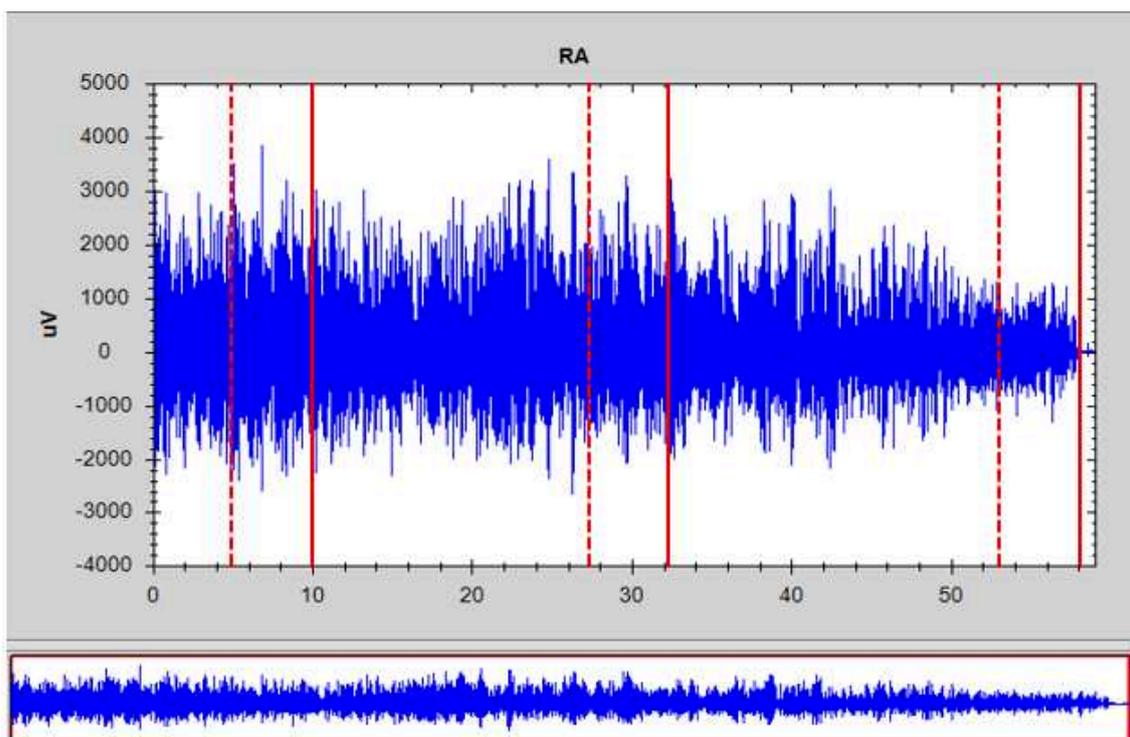


Figura 11 - Demonstração do modelo de janelamento de cinco segundos no início (entre cinco e 10 segundos), cinco segundos no meio (27.5 a 32.5 segundos) e cinco segundos no final (54 a 59 segundos).

Para a análise do tempo de duração de cada exercício, PSE e UA, o teste de *Friedman* foi utilizado para a comparação entre os exercícios. Para as variáveis escalares (PSE e UA) adotou-se o teste não paramétrico de *Friedman* com comparações múltiplas. Os valores de RMS de cada grupo muscular foi analisado pelo teste anova medidas repetidas um fator, com teste *post hoc* de *Sidak*.

Os valores de coeficiente de correlação intraclasse (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.

7 RESULTADOS

7.1 Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC)

Nos testes de CIVM, foram demonstrados valores de força máxima de 53.36 ± 16.62 N na flexão do tronco (FT), 21.29 ± 9.11 N na flexão lateral do tronco (FL) e 32.91 ± 17.70 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= 0.87; ET= 0.76) demonstram replicabilidade excelente (FLEISS, 1986), refletindo forte confiabilidade entre as duas repetições.

7.2 Tempo de duração dos exercícios

A análise de comparação dos tempos de duração em cada exercício demonstra que o exercício PV-TX, com duração média de 56.05 ± 26.47 s, foi significativamente menor do que todos os exercícios (PV-SO: 123.10 ± 53.06 s, $p=0.00$; PV-BS: 114.96 ± 36.29 s, $p=0.00$; PV-BG: 107.16 ± 52.71 s, $p=0.00$; e PV-PB: 118.63 ± 53.71 s, $p=0.00$), demonstrado pela Figura 11.

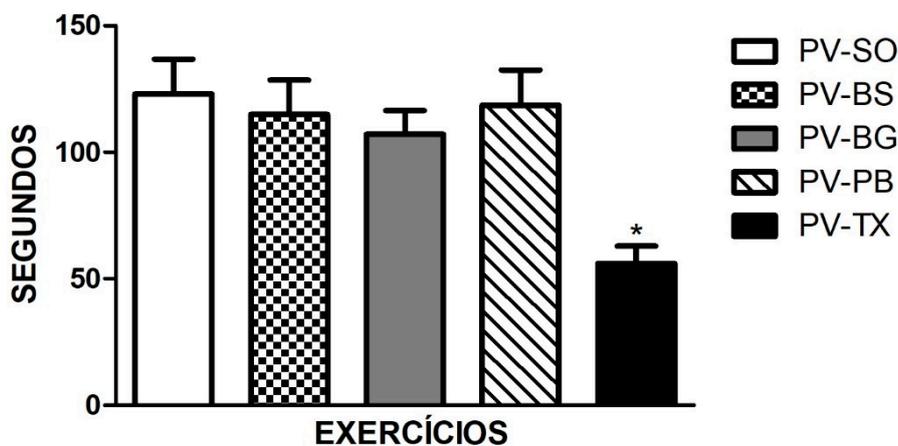


Gráfico 1 - Comparação dos valores médios de segundos durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-

TX). As barras representam médias e erro padrão. * significativamente menor em comparação aos outros exercícios (PV-SO; PV-BS; PV-BG; PV-PB).

7.3 Percepção subjetiva de esforço e unidades arbitrárias

A comparação dos valores escalares da PSE, apresentou diferença significativa entre o exercício PV-SO e PV-BG ($p < 0.018$). Para as comparações das Unidades Arbitrárias, os resultados demonstram que o exercício PV-TX, foi significativamente menor do que todos os exercícios (PV-SO: $p < 0.000$; PV-BS: $p < 0.015$; PV-BG: $p < 0.000$; e PV-PB: $p < 0.000$).

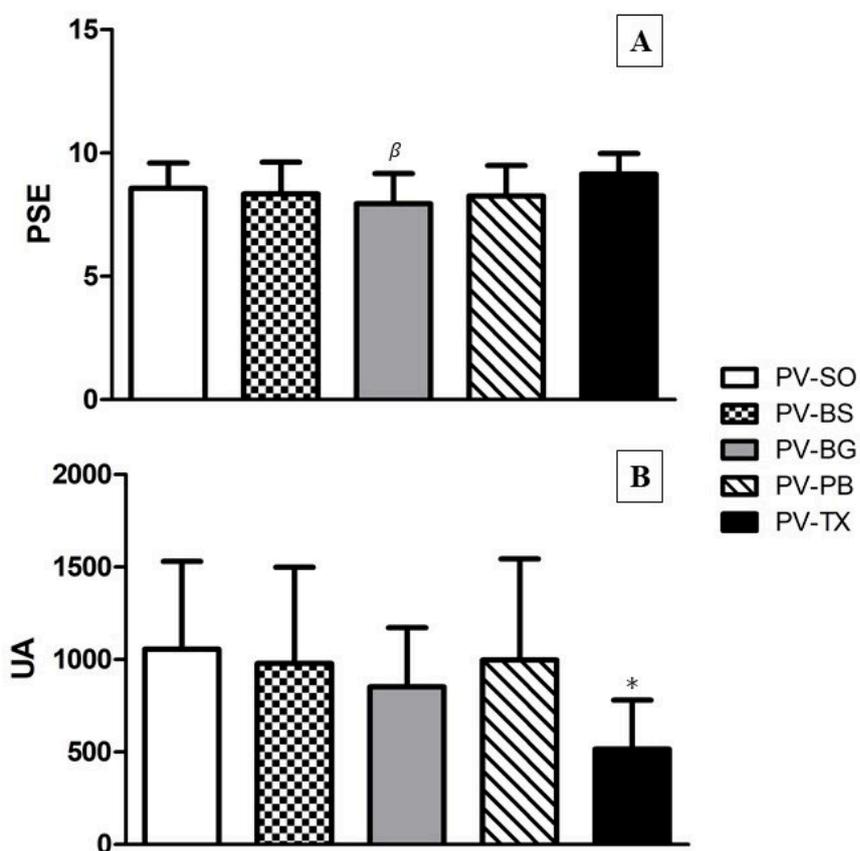


Gráfico 2 - A) Comparação dos valores médios de PSE para os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). (B) Comparação dos valores médios de Unidades Arbitrárias (UA) para os diferentes exercícios de prancha ventral. As barras representam médias e erro padrão. β significativamente menor em comparação PV-SO; * significativamente menor em comparação aos outros exercícios (PV-SO; PV-BS; PV-BG; PV-PB).

7.4 RMSn

Foi demonstrado diferenças significativas entre os exercícios para todos os músculos analisados (RA: $F = 14.08$; $p = 0.001$; OE: $F = 14.67$, $p < 0.000$; OI: $F = 14.09$, $p = 0.000$; EE: $F = 12.90$, $p = 0.000$; MU: $F = 20.56$, $p = 0.000$).

Após análises *post hoc*, a atividade EMG do RA no PV-TX foi significativamente maior em comparação aos exercícios PV-SO ($p=0.000$), PV-BS ($p=0.006$) e PV-BG ($p=0.007$), além disso, a atividade EMG do RA no exercício PV-PB foi significativamente maior em relação PV-SO ($p=0.002$).

A atividade EMG dos músculos OE, OI, EE e MU foi significativamente maior no PV-TX em comparação aos exercícios PV-SO ($p=0.000$; $p=0.000$; $p=0.001$; $p=0.000$, respectivamente), PV-BS ($p=0.000$; $p=0.001$; $p=0.008$; $p=0.001$, respectivamente), PV-BG ($p=0.003$; $p=0.004$; $p=0.001$; $p=0.000$, respectivamente) e PV-PB ($p=0.000$; $p=0.002$; $p=0.013$; $p=0.017$, respectivamente). Além disso, a atividade EMG do MU no exercício PV-PB foi significativamente maior em relação PV-SO ($p=0.021$).

Tabela 2 - Descrição dos valores médios, erro padrão e mínimo e máximo de RMSn para todos os músculos e nas diferentes etapas de todos exercícios. . Abreviaturas: RA, reto do abdome; OI, oblíquo interno do abdome; OE, oblíquo externo do abdome; EE, eretor da espinha; MU, multifídeo. Prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG; Δ significativamente maior em comparação PV-PB.

EXERCÍCIOS	ETAPAS	RA	OE	OI	EE	MU
PV-SO	A	44.61 ± 10.24 (22.63 / 65.58)	29.43 ± 5.00 (18.69 / 40.16)	22.50 ± 8.42 (4.43 / 40.56)	2.33 ± 0.34 (1.59 / 3.07)	2.47 ± 0.20 (2.02 / 2.90)
	B	58.35 ± 12.13 (32.32 / 84.37)	34.60 ± 4.13 (18.69 / 40.16)	28.14 ± 8.82 (9.22 / 47.05)	2.76 ± 0.44 (1.79 / 3.72)	3.01 ± 0.36 (2.23 / 3.78)
	C	68.97 ± 12.17 (42.85 / 95.09)	49.34 ± 6.33 (35.74 / 62.92)	47.00 ± 12.44 (20.31 / 73.69)	3.37 ± 0.50 (2.27 / 4.45)	4.37 ± 0.61 (3.05 / 5.68)
	MÉDIA	57.31 ± 11.59 (44.20 / 70.42)	37.79 ± 5.57 (31.48 – 44.09)	32.55 ± 10.20 (21.00 – 44.09)	2.82 ± 0.44 (2.32 – 3.32)	3.28 ± 0.47 (2.75 – 3.81)
PV-BS	A	40.33 ± 5.78 (27.92 / 52.73)	37.69 ± 7.11 (22.42 / 52.95)	24.48 ± 6.44 (10.66 / 38.30)	2.14 ± 0.29 (1.49 / 2.77)	2.64 ± 0.21 (2.17 / 3.10)
	B	55.01 ± 7.98 (37.88 / 72.14)	43.84 ± 8.90 (24.73 / 62.94)	25.69 ± 4.86 (15.25 / 36.11)	2.96 ± 0.49 (1.89 / 4.03)	3.14 ± 0.27 (2.54 / 3.72)
	C	90.22 ± 12.62 (63.12 / 117.30)	51.80 ± 8.30 (33.98 / 69.61)	46.16 ± 11.29 (21.93 / 70.37)	3.05 ± 0.35 (2.29 / 3.81)	4.62 ± 0.58 (4.12 ± 5.13)
	MÉDIA	61.85 ± 10.56 (49.90 / 73.81)	44.44 ± 8.10 (35.28 – 53.61)	32.11 ± 8.25 (22.77 – 41.44)	2.72 ± 0.40 (2.27 – 3.17)	3.47 ± 0.44 (2.96 – 3.97)
PV-BG	A	66.47 ± 10.77 (43.35 / 89.58)	45.59 ± 8.07 (28.28 / 62.90)	28.37 ± 6.39 (14.66 / 42.07)	2.07 ± 0.32 (1.36 / 2.77)	2.89 ± 0.30 (2.24 / 3.53)
	B	77.35 ± 12.24 (51.08 / 103.61)	47.61 ± 7.85 (30.75 / 64.46)	33.14 ± 7.50 (17.04 / 49.23)	2.54 ± 0.40 (1.68 / 3.40)	3.40 ± 0.42 (2.49 / 4.31)
	C	85.04 ± 12.70 (57.77 / 112.29)	50.25 ± 7.10 (35.00 / 65.48)	40.96 ± 7.46 (24.95 / 56.96)	3.05 ± 0.52 (1.93 / 4.17)	4.04 ± 0.65 (2.62 / 5.44)
	MÉDIA	76.29 ± 11.83 (62.90 – 89.68)	47.82 ± 7.53 (39.30 – 56.34)	34.16 ± 7.10 (26.12 – 42.20)	2.55 ± 0.43 (2.07 – 3.04)	3.44 ± 0.49 (2.89 – 4.00)
PV-PB	A	80.64 ± 15.64 (47.08 / 114.20)	42.86 ± 6.49 (28.92 / 56.79)	37.16 ± 9.57 (16.62 / 57.68)	2.27 ± 0.29 (1.64 / 2.90)	3.48 ± 0.37 (2.67 / 4.28)
	B	91.54 ± 13.61 (62.33 / 120.74)	48.68 ± 7.51 (32.55 / 64.79)	46.32 ± 9.74 (25.41 / 67.23)	2.90 ± 0.35 (2.13 / 3.67)	3.99 ± 0.53 (2.84 / 5.13)
	C	80.40 ± 12.15 (54.33 / 106.46)	49.17 ± 6.89 (34.38 / 63.96)	44.56 ± 7.63 (28.19 / 60.93)	3.48 ± 0.59 (2.20 / 4.75)	4.85 ± 0.92 (2.86 / 6.84)
	MÉDIA	84.19 ± 13.63 α (68.77 – 99.62)	46.90 ± 6.86 (39.14 – 53.34)	42.68 ± 8.89 (32.62 – 52.74)	2.89 ± 0.44 (2.39 – 3.39)	4.11 ± 0.66 α (3.36 – 4.85)
PV-TX	A	105.44 ± 18.28 (66.22 / 144.65)	63.61 ± 11.84 (38.20 / 89.00)	51.24 ± 10.95 (27.73 / 74.73)	3.50 ± 0.81 (1.75 / 5.25)	4.38 ± 0.51 (3.27 / 5.48)
	B	110.79 ± 16.21 (76.01 / 145.56)	70.21 ± 11.10 (46.39 / 94.02)	64.96 ± 14.00 (34.92 / 94.99)	4.50 ± 1.01 (2.32 / 6.67)	5.65 ± 0.89 (3.73 / 7.55)
	C	103.22 ± 10.37 (80.97 / 125.45)	73.90 ± 10.00 (52.44 / 95.34)	83.90 ± 17.11 (47.18 / 120.61)	5.69 ± 1.63 (2.17 / 9.20)	6.80 ± 1.03 (4.57 / 9.03)
	MÉDIA	106.48 ± 15.00 $\alpha\beta\gamma$ (89.51 / 123.45)	69.24 ± 10.81 $\alpha\beta\gamma\Delta$ (57.00 / 81.47)	66.70 ± 14.35 $\alpha\beta\gamma\Delta$ (50.46 / 82.94)	4.56 ± 1.20 $\alpha\beta\gamma\Delta$ (3.20 / 5.93)	5.61 ± 0.86 $\alpha\beta\gamma\Delta$ (4.63 / 6.59)

7.5 Grupo muscular flexor e grupo muscular extensor

A atividade EMG do grupo flexor (RA, OE e OI) foi significativamente maior no exercício PV-TX em comparação aos outros exercícios (PV-SO: $p=0.000$; PV-BS: $p=0.015$; PV-BG: $p=0.004$ e PV-PB: $p=0.001$). Além disso, o grupo flexor no exercício PV-PB apresentou significativamente maior atividade EMG em relação PV-SO ($p=0.003$).

A atividade EMG do grupo extensor (EE e MU) foi significativamente maior no exercício PV-TX em comparação aos exercícios PV-SO, PV-BS e PV-BG ($p=0.010$; $p=0.049$; $p=0.009$, respectivamente).

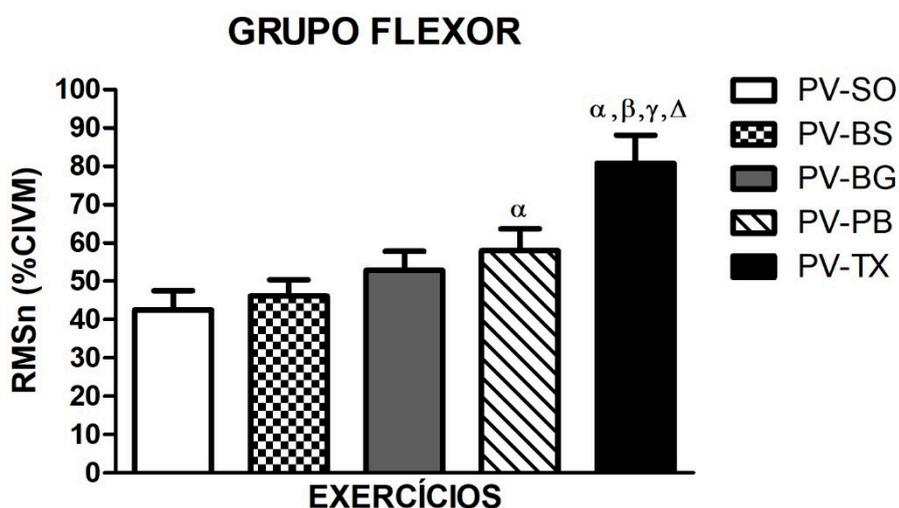


Gráfico 3 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) do grupo muscular flexor durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG; Δ significativamente maior em comparação PV-PB.

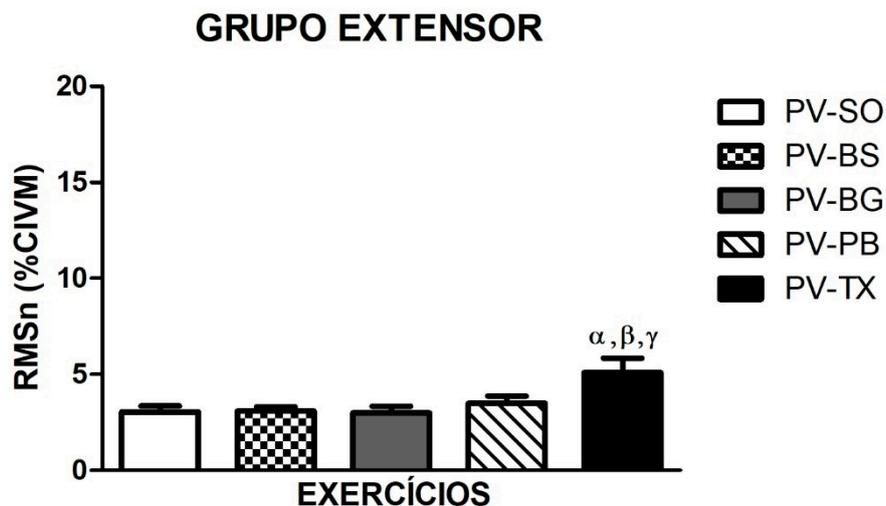


Gráfico 4 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) do grupo muscular extensor durante os diferentes exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α significativamente maior em comparação PV-SO; β significativamente maior em comparação PV-BS; γ significativamente maior em comparação PV-BG.

7.6 RMSn - Interação etapas por exercício

Interação significativa entre exercício e etapa existiu para todos músculos (RA: $F = 4.02$; $p = 0.001$; OE: $F = 2.25$, $p = 0.029$; OI: $F = 4.93$, $p = 0.000$; EE: $F = 0.44$, $p = 0.759$; MU: $F = 2.87$, $p = 0.037$).

Especificamente, no exercício PV-SO, foi observado que:

- 1- A atividade EMG dos músculos OE e MU foi significativamente maior na etapa C em comparação com etapas A e B (OE: $p=0.034$ e $p=0.034$; MU: $p=0.000$ e $p=0.004$);
- 2- A atividade EMG dos músculos OI e EE apresentou aumento linear entre as etapas (A<B: $p=0.011$ e $p=0.013$; A<C: $p=0.001$ e $p=0.000$; B<C: $p=0.000$ e $p=0.018$, respectivamente).

No exercício PV-BS, foi demonstrado:

- 1- A atividade EMG dos músculos abdominais (RA, OE e OI) foi significativamente maior na etapa C em comparação com etapas A e B (RA: $p=0.001$ e $p=0.018$; OE: $p=0.021$ e $p=0.048$; OI: $p=0.001$ e $p=0.001$);

2- A atividade EMG do músculo EE foi significativamente maior nas etapas B e C em relação etapa A ($p=0.047$ e $p=0.000$, respectivamente), enquanto que a atividade EMG do músculo MU apresentou aumento linear entre as etapas ($A<B$: $p=0.000$; $A<C$: $p=0.000$; $B<C$: $p=0.010$).

Para o exercício PV-BG, foi observado:

1- A atividade EMG do músculo RA foi significativamente maior na etapa C em comparação com etapa A ($p=0.014$);

2- A atividade EMG dos músculos OI, EE e MU apresentou aumento linear entre as etapas ($A<B$: $p=0.035$, $p=0.000$ e $p=0.004$; $A<C$: $p=0.004$, $p=0.000$ e $p=0.006$; $B<C$: $p=0.038$, $p=0.025$ e $p=0.052$, respectivamente).

No exercício PV-PB, foi demonstrado:

1- A atividade EMG do músculo OI foi significativamente maior na etapa B em relação etapa A ($p=0.002$), enquanto que a atividade EMG do músculo MU apresentou aumento linear entre as etapas ($A<B$: $p=0.000$; $A<C$: $p=0.000$; $B<C$: $p=0.007$).

Para o exercício PV-TX, foi observado:

1- A atividade EMG dos músculos OE e MU foi significativamente maior nas etapas B e C em relação etapa A (OE: $p=0.025$ e $p=0.033$; MU: $p=0.003$ e $p=0.001$), enquanto que a atividade EMG do músculo OI foi significativamente maior na etapa C em comparação com etapas A e B ($p=0.001$ e $p=0.014$);

2- A atividade EMG do músculo EE apresentou aumento linear entre as etapas ($A<B$: $p=0.007$; $A<C$: $p=0.001$; $B<C$: $p=0.023$).

7.7 Fmed – Exercícios

Foi demonstrado diferenças significativas entre os exercícios somente para o músculo RA (RA: $F = 17.74$; $p = 0.000$). Após análises post hoc, a *Fmed* do RA nos exercícios PV-TX e PV-PB foram significativamente menores em comparação PV-SO ($p=0.000$ e $p=0.007$, respectivamente) e PV-BS ($p=0.000$ e $p=0.003$, respectivamente). Além disso, a *Fmed* do RA no exercício PV-BG foi significativamente menor em relação PV-BS ($p=0.023$).

Especificamente, no exercício PV-SO, foi observado que:

1- A *Fmed* dos músculos RA e EE apresentou redução linear entre as etapas ($A>B$: $p=0.001$ e $p=0.000$; $A>C$: $p=0.000$ e $p=0.000$; $B>C$: $p=0.010$ e $p=0.018$, respectivamente);

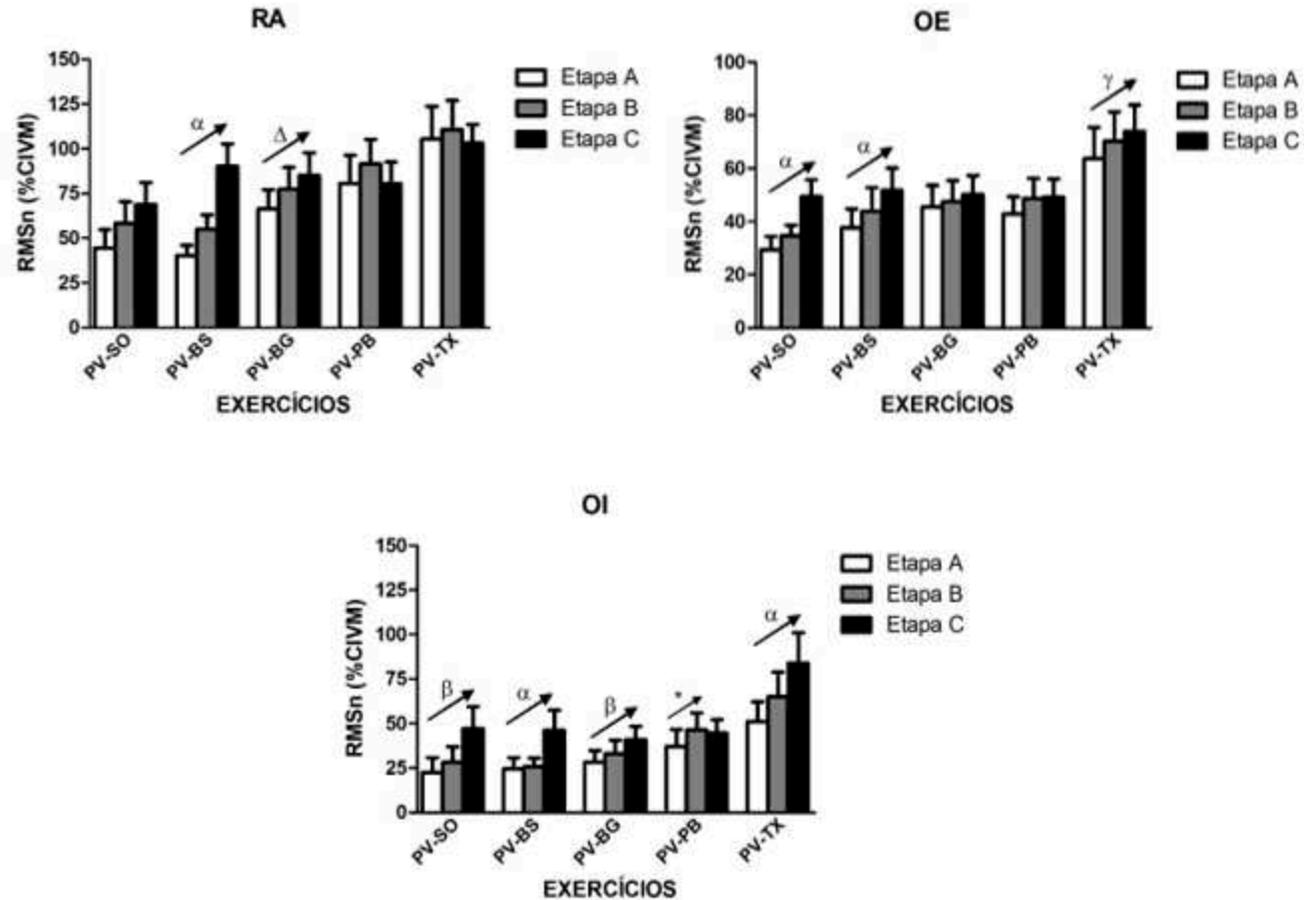


Gráfico 5 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) dos músculos abdominais (RA, OE, OI) nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α etapa C significativamente maior em comparação etapas A e B; β aumento linear da atividade EMG com diferenças significativas entre as etapas (A<B; A<C; B<C); γ etapas B e C significativamente maior em comparação etapa A; Δ etapa C significativamente maior em comparação etapa A; * etapa B significativamente maior em comparação etapa A.

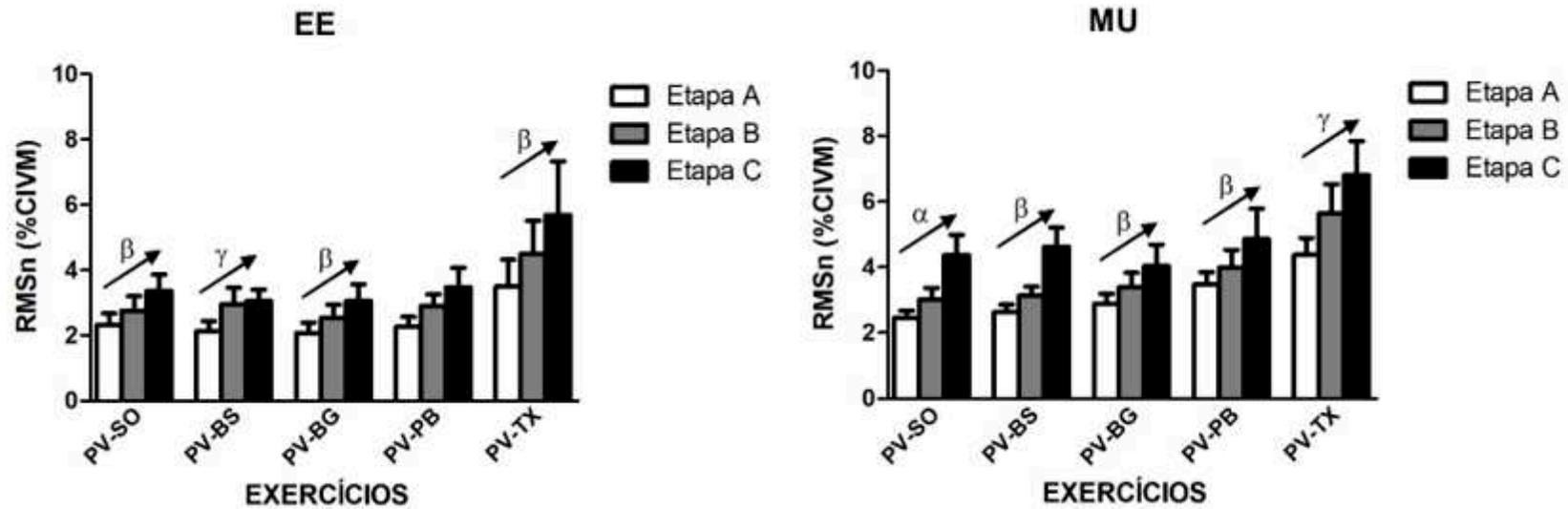


Gráfico 6 - Comparação dos valores de RMS normalizado (% CIVM) dos músculos EE e MU nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α etapa C significativamente maior em comparação etapas A e B; β aumento linear da atividade EMG com diferenças significativas entre as etapas ($A < B$; $A < C$; $B < C$); γ etapas B e C significativamente maior em comparação etapa A; Δ etapa C significativamente maior em comparação etapa A; * etapa B significativamente maior em comparação etapa A.

Tabela 3 - Descrição dos valores médios, erro padrão, mínimo e máximo de Fmed para todos os músculos e nas diferentes etapas de todos exercícios. Abreviaturas: RA, reto do abdome; OI, oblíquo interno do abdome; OE, oblíquo externo do abdome; EE, eretor da espinha; MU, multifido. Prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). α significativamente menor em comparação PV-SO; β significativamente menor em comparação PV-BS; γ significativamente menor em comparação PV-BG; Δ significativamente menor em comparação PV-PB.

EXERCÍCIOS	ETAPAS	RA	OE	OI	EE	MU
PV/SO	A	79.25 ± 3.53 (71.67 / 86.83)	65.71 ± 3.20 (58.83 / 72.58)	57.15 ± 1.95 (52.96 / 61.34)	68.20 ± 4.48 (58.59 / 77.81)	75.21 ± 7.59 (58.90 / 91.51)
	B	68.96 ± 2.78 (62.99 / 74.93)	60.83 ± 2.69 (55.05 / 66.61)	51.80 ± 2.88 (45.62 / 57.97)	48.05 ± 1.98 (43.79 / 52.31)	56.11 ± 3.40 (48.81 / 63.41)
	C	59.61 ± 1.96 (55.39 / 63.83)	56.71 ± 3.47 (49.25 / 64.17)	72.12 ± 7.41 (56.32 / 88.11)	42.67 ± 1.34 (39.80 / 45.55)	52.54 ± 2.34 (47.51 / 57.56)
	MÉDIA	69.28 ± 3.47 (65.35 / 73.21)	61.09 ± 3.22 (57.45 / 64.73)	60.39 ± 5.14 (54.58 / 66.21)	52.98 ± 4.06 (48.39 / 57.57)	61.29 ± 5.53 (55.03 / 67.54)
PV/BS	A	78.35 ± 3.62 (70.56 / 86.13)	61.32 ± 2.30 (56.37 / 66.26)	62.07 ± 4.08 (53.31 / 70.83)	68.01 ± 5.45 (56.30 / 79.72)	77.63 ± 7.62 (61.27 / 94.00)
	B	68.67 ± 2.42 (63.47 / 73.86)	56.84 ± 2.30 (51.89 / 61.79)	56.52 ± 3.80 (48.36 / 64.67)	53.12 ± 2.91 (46.86 / 59.37)	61.36 ± 4.05 (52.65 / 70.06)
	C	58.66 ± 2.23 (53.86 / 63.46)	55.43 ± 2.46 (50.14 / 60.72)	63.99 ± 7.12 (48.71 / 79.27)	46.53 ± 1.30 (43.74 / 49.33)	53.26 ± 2.77 (47.30 / 59.22)
	MÉDIA	68.56 ± 3.47 (64.63 / 72.49)	57.87 ± 2.40 (55.15 / 60.58)	60.87 ± 5.17 (55.01 / 66.72)	55.89 ± 4.27 (51.06 / 60.72)	64.09 ± 5.76 (57.57 / 70.61)
PV/BG	A	72.41 ± 2.58 (66.87 / 77.95)	62.84 ± 2.74 (56.96 / 68.73)	57.56 ± 2.31 (52.60 / 62.52)	63.18 ± 7.06 (48.00 / 78.33)	75.89 ± 6.74 (61.43 / 90.35)
	B	63.33 ± 1.82 (59.43 / 67.24)	58.15 ± 2.68 (52.39 / 63.92)	55.51 ± 4.34 (46.18 / 64.83)	50.79 ± 4.47 (41.20 / 60.38)	62.79 ± 4.67 (52.78 / 72.81)
	C	54.83 ± 2.03 (50.47 / 59.19)	53.36 ± 2.81 (47.32 / 59.40)	74.93 ± 8.03 (57.70 / 92.16)	44.03 ± 2.74 (38.15 / 49.91)	59.41 ± 3.74 (51.38 / 67.44)
	MÉDIA	63.53 ± 2.83 ^β (60.32 / 66.73)	58.12 ± 2.87 (54.87 / 61.37)	62.27 ± 5.78 (56.13 / 69.21)	52.66 ± 5.38 (46.58 / 58.75)	66.04 ± 5.41 (59.91 / 72.16)
PV/PB	A	71.44 ± 2.58 (65.89 / 76.99)	62.13 ± 2.50 (56.76 / 67.49)	53.64 ± 1.85 (49.67 / 57.60)	60.04 ± 4.23 (50.96 / 69.13)	73.32 ± 7.45 (57.33 / 89.32)
	B	60.34 ± 1.44 (57.25 / 63.43)	55.16 ± 2.64 (49.48 / 60.83)	52.28 ± 3.39 (44.99 / 59.57)	47.18 ± 1.10 (44.82 / 49.54)	58.23 ± 3.33 (51.07 / 65.38)
	C	51.17 ± 2.06 (46.73 / 55.60)	56.06 ± 3.16 (49.27 / 62.84)	67.07 ± 6.20 (53.75 / 80.38)	43.05 ± 1.19 (40.48 / 45.63)	54.00 ± 3.10 (47.33 / 60.66)
	MÉDIA	60.99 ± 2.97 ^{αβ} (57.62 / 64.35)	57.79 ± 2.84 (54.57 / 61.00)	57.66 ± 4.48 (52.60 / 62.73)	50.10 ± 3.18 (46.50 / 53.70)	61.85 ± 5.39 (55.76 / 67.95)
PV/TX	A	69.21 ± 2.84 (63.11 / 75.30)	62.67 ± 2.65 (56.99 / 68.36)	55.37 ± 3.01 (48.89 / 61.85)	57.88 ± 5.18 (46.75 / 69.01)	59.83 ± 3.13 (53.12 / 66.54)
	B	57.05 ± 1.87 (53.02 / 61.08)	59.80 ± 3.01 (53.33 / 66.28)	58.15 ± 5.39 (46.58 / 69.71)	47.47 ± 1.63 (43.96 / 50.89)	53.29 ± 1.75 (49.53 / 57.05)
	C	46.49 ± 2.04 (42.11 / 50.86)	52.33 ± 2.42 (47.14 / 57.52)	76.41 ± 8.03 (59.19 / 93.64)	43.87 ± 1.69 (40.24 / 47.50)	54.94 ± 1.66 (51.38 / 58.51)
	MÉDIA	57.59 ± 3.30 ^{αβ} (53.85 / 61.32)	58.27 ± 2.88 (55.02 / 61.53)	63.32 ± 6.21 (56.28 / 70.35)	49.75 ± 3.57 (45.71 / 53.78)	56.03 ± 2.35 (53.37 / 58.68)

2- A *Fmed* dos músculos OE e MU foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapas B e C (OE: $p=0.003$ e $p=0.003$; MU: $p=0.010$ e $p=0.001$);

3- A *Fmed* do músculo OI foi significativamente menor na etapa B em comparação com etapa C ($p=0.044$).

No exercício PV-BS, foi demonstrado:

1- A *Fmed* dos músculos RA, EE e MU apresentou redução linear entre as etapas (A>B: $p=0.002$, $p=0.000$ e $p=0.000$; A>C: $p=0.000$, $p=0.000$ e $p=0.000$; B>C: $p=0.003$, $p=0.043$ e $p=0.021$, respectivamente);

2- A *Fmed* do músculo OE foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapas B e C ($p=0.001$ e $p=0.033$);

3- A *Fmed* do músculo OI foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapa B ($p=0.008$).

Para o exercício PV-BG, foi observado:

1- A *Fmed* dos músculos RA e OE apresentou redução linear entre as etapas (A>B: $p=0.000$ e $p=0.003$; A>C: $p=0.000$ e $p=0.000$; B>C: $p=0.005$ e $p=0.006$, respectivamente);

2- A *Fmed* dos músculos EE e MU foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapas B e C (EE: $p=0.002$ e $p=0.005$; MU: $p=0.000$ e $p=0.001$).

No exercício PV-PB, foi demonstrado:

1- A *Fmed* dos músculos RA e EE apresentou redução linear entre as etapas (A>B: $p=0.006$ e $p=0.001$; A>C: $p=0.000$ e $p=0.000$; B>C: $p=0.001$ e $p=0.006$, respectivamente);

2- A *Fmed* do músculo OE foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapa B ($p=0.033$), enquanto que a *Fmed* do músculo MU foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapas B e C ($p=0.008$ e $p=0.002$);

3- A *Fmed* do músculo OI foi significativamente menor na etapa B em comparação com etapa C ($p=0.042$).

Para o exercício PV-TX, foi observado:

1- A *Fmed* dos músculos RA e EE apresentou redução linear entre as etapas (A>B: $p=0.000$ e $p=0.016$; A>C: $p=0.000$ e $p=0.001$; B>C: $p=0.001$ e $p=0.020$, respectivamente);

2- A *Fmed* do músculo OE foi significativamente maior nas etapas A e B em comparação com etapa C ($p=0.000$ e $p=0.001$), enquanto que a *Fmed* do músculo MU foi significativamente maior na etapa A em comparação com etapa B ($p=0.046$);

3- A *Fmed* do músculo OI foi significativamente menor na etapa B em comparação com etapa C ($p=0.044$).

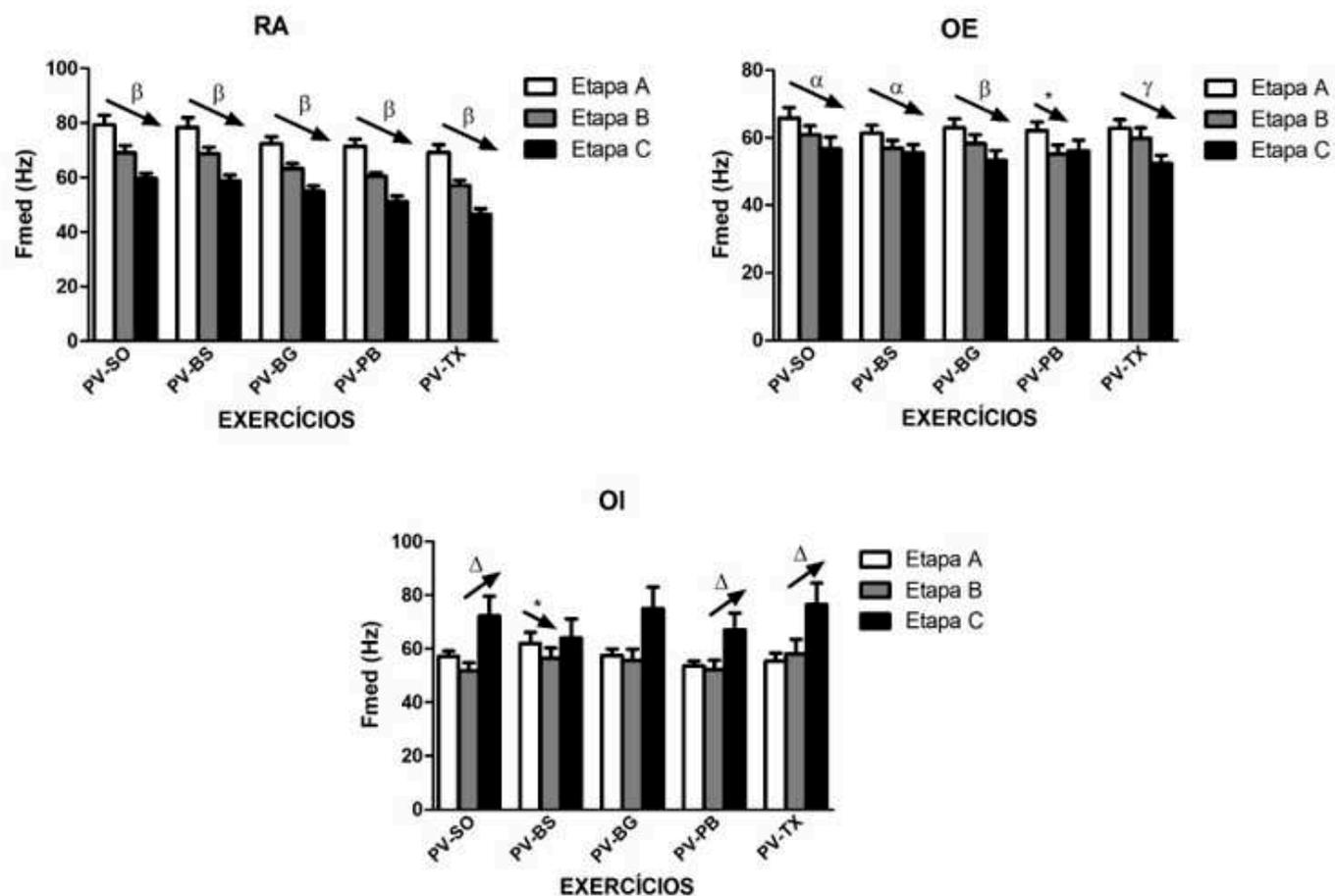


Gráfico 7 - Comparação dos valores de frequência mediana (*Fmed*) dos músculos abdominais (RA, OE e OI) nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α etapa A significativamente maior em comparação etapas B e C; β redução linear da *Fmed* com diferenças significativas entre as etapas (A<B; A<C; B<C); γ etapas A e B significativamente maior em comparação etapa C; * etapa A significativamente maior em comparação etapa B. Δ etapa C significativamente maior em comparação etapa B.

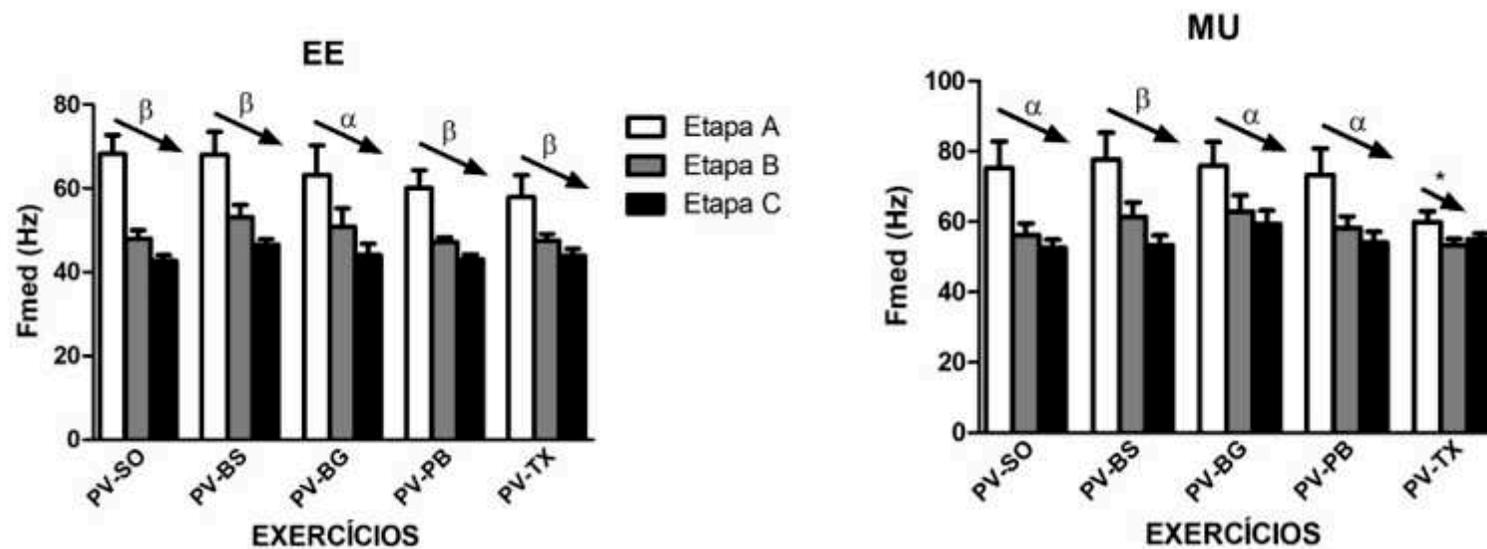


Gráfico 8 - Comparação dos valores de frequência mediana (Fmed) dos músculos EE e MU nas diferentes etapas (A, B e C) dos exercícios de prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX). As barras representam médias e erro padrão. α etapa A significativamente maior em comparação etapas B e C; β redução linear da Fmed com diferenças significativas entre as etapas ($A < B$; $A < C$; $B < C$); γ etapas A e B significativamente maior em comparação etapa C; * etapa A significativamente maior em comparação etapa B.

8 DISCUSSÃO

Os principais resultados do presente estudo indicam diferença entre os equipamentos de instabilidade, cujo maiores valores de RMS e menores valores de *Fmed* foram encontrados para o exercício PV-TX, o que refletiu em um menor tempo de duração do exercício e números inferiores de unidades arbitrárias. Os valores de PSE foram predominantemente similares entre os exercícios, com exceção entre PV-SO e PV-BG. Esses resultados suportam a hipótese do presente trabalho de que o exercício de estabilização PV-TX produziria maior ativação muscular dos músculos do *core* e menor tempo de exaustão, quando comparado com os outros exercícios de estabilização (PV-SO, PV-BS, PV-BG e PV-PB), devido a grande instabilidade provocada pelo equipamento de suspensão.

Esse é o primeiro estudo a demonstrar as comparações da atividade eletromiográfica, do tempo de duração, da PSE e das UA para diferentes equipamentos de instabilidade no exercício de estabilização PV até a exaustão. Essa nova evidência pode ser utilizada para implicações na prescrição do treinamento esportivo e na prevenção da dor lombar para indivíduos saudáveis, como também pode servir como um primeiro passo para estudar essas diferenças em pacientes com lombalgia.

No presente trabalho foi demonstrado que atividade EMG para o parâmetro RMSn dos músculos abdominais no exercício PV-TX foi significativamente maior em comparação à maioria (RA) ou todos exercícios (OE e OI), corroborando, em parte, os achados de Byrne et al.¹² e Calatayud et al.²¹ que demonstraram maiores valores de RMSn dos músculos RA e OE para o exercício PV-TX com instabilidade no membro superior quando comparado a condição PV-SO.

Snarr e Esco¹⁴ e Atkins et al¹¹ também demonstraram maior atividade EMG do músculo RA no exercício PV-TX em comparação com PV-SO e PV-BG. Apesar da análise do tempo de duração do exercício (cinco¹⁴ e dez¹¹ segundos) ser bem menor do que a duração do presente estudo (>50 segundos), confirma-se que, para durações mais prolongadas o padrão de atividade EMG é semelhante.

Em relação aos músculos extensores, a atividade EMG dos músculos EE e MU foi maior no PV-TX em comparação aos demais exercícios, coincidindo com os achados de Snarr e Esco¹⁴, que demonstraram maior atividade do músculo EE no PV-TX em relação a PV-SO. Sabe-se que músculos extensores são antagonistas na prancha ventral. Dessa forma, acredita-se que o referido aumento na atividade dessa musculatura foi uma exigência e um auxílio para

manutenção da postura neutra da coluna vertebral, concomitantemente à ativação dos músculos agonistas abdominais.

O conhecimento da ativação do grupo muscular é importante devido à função sinérgica de todos os músculos abdominais e/ou extensores do tronco na estabilização da coluna vertebral. Sendo assim, a atividade do grupo flexor e extensor foram maiores no PV-TX em comparação aos demais exercícios, situação compreensível devido à resposta similar dos músculos quando analisados individualmente, ressaltando a maior demanda de atividade muscular demonstrada no exercício PV-TX.

Acredita-se que a maior ativação dos músculos analisados com a utilização do TRX esteja relacionado a: 1) o tamanho da área de contato entre o equipamento e o participante²⁵; 2) o tipo ou arquitetura da superfície²⁵; 3) a distância entre o equipamento de instabilidade e o eixo de rotação (região lombar da coluna vertebral)⁷²; 4) o ângulo do tronco em relação ao solo¹²; e 5) o grau de liberdade do equipamento¹⁴. A utilização dos equipamentos de instabilidade, principalmente o TRX®, promove maior demanda de atividade eletromiográfica dos músculos RA, OE e OI para a estabilização do tronco, por resistir as perturbações do centro de massa durante o exercício. Portanto entende-se o importante papel dos músculos do *core* em garantir a integridade da coluna vertebral e resistir as excessivas rotações ou extensões do tronco durante contrações isométricas^{14,72}.

Os padrões de atividade eletromiográfica podem diferir entre o sistema de suspensão e os outros dispositivos devido a estabilização e os graus de liberdade dentre os dispositivos¹⁴. Portanto, existem diferenças entre as arquiteturas dos equipamentos de instabilidade. Por exemplo, a bola de ginástica, o *bosu* e a *Peanut ball*, atuam como uma única unidade, enquanto o TRX funciona com duas alças independentes, com capacidade de se moverem em diferentes direções.

O TRX® usado no atual estudo possui duas alças com apenas 3,5 centímetros de largura para o contato com o antebraço, enquanto a bola de ginástica, o *bosu*, a *Peanut ball* e no solo, o antebraço fica apoiado completamente. Além disso, o TRX® possui contato duplo (duas alças independentes), enquanto os demais equipamentos de instabilidade, possuem contato simples, sendo assim, parece que uma das explicações para essa diferença está relacionada a menor a área de contato com o dispositivo de instabilidade e o contato duplo.

Os equipamentos de instabilidade se diferem em relação ao posicionamento corporal, especificamente a angulação do tronco em relação ao solo. A execução do exercício PV-TX submete o corpo a manter uma posição predominantemente horizontal¹² em comparação com os outros exercícios, com exceção do PV-SO. É importante salientar que, apesar dessa diferença

entre cada exercício relativo a cada posicionamento corporal, foi exigido a manutenção do alinhamento corporal com a manutenção neutra da coluna vertebral.

A atividade EMG dos músculos RA e MU foi significativamente maior no exercício PV-PB em comparação com PV-SO. Acredita-se que devido ao alto grau de liberdade que a *peanut ball* e um área de contato menor em relação a condição no solo, a atividade eletromiográfica possa ter sido maior. Entretanto, não existem estudos que tenham realizado a avaliação do efeito da utilização da *Peanut ball* em comparação com outras superfícies instáveis ou condição estável.

Dentre as principais originalidades do presente trabalho é a análise do sinal EMG (domínio temporal e da frequência) no exercício de estabilização PV, com diferentes equipamentos instáveis, durante um tempo de execução amplamente utilizado na prática clínica e treinamento. Os resultados, de forma geral, demonstram aumento na atividade EMG (RMS) e redução da *Fmed* nos exercícios de PV até a exaustão, com valores mais expressivos para a condição utilizando o TRX®, comportamento denominado de fadiga eletromiográfica⁷³.

No princípio do tamanho, a ordem de recrutamento muscular pressupõe ativação inicial das unidades motoras (UM) tipo I e depois UM tipo II, com base no aumento das demandas da tarefa a ser executada e com a necessidade de maior produção de força. Quanto maior a produção de força necessária, são recrutadas porcentagens maiores de UM tipo II, visto que essas unidades de contração rápida compreendem não só mais fibras musculares, mas também fibras mais calibrosas e mais fortes¹.

Acredita-se que com aumento do tempo de contração até a exaustão, o recrutamento adicional de UM pelo sistema nervoso central foi necessário para distribuir a carga de trabalho por mais UM e para maior produção de força visando sustentação do tronco, tornando-se uma estratégia interessante para aumentar o recrutamento dos músculos globais e locais, em especial das fibras tipo II.

A faixa de tempo que otimizou aumento da atividade EMG (RMS) ocorreu geralmente acima do intervalo de 50% do tempo total de duração para todos os exercícios: PV-TX: 28.02 s; PV-SO: 61.55 s; PV-BS: 57.48 s; PV-BG: 53.58 s; e PV-PB: 59.31 s. Desse modo, é possível aumentar a atividade EMG a partir dessa faixa de tempo, sendo que em estágios iniciais de treinamento, recomenda-se utilizar tempos inferiores a 50% para evitar sobrecarga excessiva do sistema neuromotor.

O declínio da *Fmed* durante contrações fatigantes é considerado como medida objetiva do processo de fadiga muscular, desta forma, no presente trabalho, foi demonstrado que esse parâmetro mudou para baixas frequências durante todos os exercícios⁷⁴, coincidindo com

achados Becker et al.¹⁶, Cruz-Montecinos et al.¹⁷ e De Blaiser et al.²⁷, que também identificaram importante queda da *Fmed* em exercícios de estabilização, especialmente para o RA. Sabendo que o RA é o músculo agonista para manutenção da posição durante o exercício PV, o referido músculo sofre maior estresse e uma fadiga eletromiográfica parece ser comum¹⁶.

Em contrapartida, Lark et al.⁵¹ investigaram a ativação muscular e fadiga muscular local durante um teste 12-minutos de prancha rotacional e não foram encontradas alterações significantes para a frequência mediana para todos os músculos. Lark et al.⁵¹ afirmaram que as alterações regulares a cada 30 segundos, reduzem o nível de fadiga muscular local devido à baixa ativação do músculo RA na posição de prancha lateral.

A ativação repetida das fibras musculares tipo II resulta em acidose aumentada¹. Assim, o decréscimo da frequência mediana para baixas frequências de espectro reflete a fadiga periférica de fibras do tipo II¹³. A compressão do espectro para baixas frequências é devida alterações na quantidade de H⁺ e K⁺ e diminuição do pH intersticial²⁵. Essa mudança de concentração de íons provoca alteração na excitabilidade da membrana das fibras musculares, produzindo diminuição na velocidade de condução do potencial de ação¹³. Acredita-se que essas alterações foram observadas na maioria dos músculos analisados nos exercícios de estabilização PV, sendo mais proeminente no exercício de PV com sistema TRX®.

O músculo OI apresentou padrão diferente em relação aos outros músculos, uma vez que houve aumento da *Fmed* durante o tempo de contração até a exaustão. Resultados similares são descritos por De Blaiser et al.²⁷ durante um teste de resistência de prancha ventral, os quais identificaram redução dos parâmetros espectrais dos músculos RA e OE sem alteração significativa do músculo OI. Para Cruz-Montecinos et al.¹⁷, o músculo OI apresentou diferença somente no intervalo de tempo correspondente a 90% do tempo total até a exaustão, momentos finais do exercício, em relação ao intervalo de tempo de 10%, momentos iniciais do exercício. Mas, segundo os autores, o músculo OI não apresentou queda significativa no último intervalo, de 100%, demonstrando, portanto, um padrão diferente para esse músculo.

Acredita-se que essa alteração esteja relacionada ao aumento da necessidade de estabilização devido ao alto estágio de fadiga dos principais músculos responsáveis pela flexão do tronco (RA e OE), sendo um recurso dos subsistemas ativo e neural, o qual permite aumentar a frequência de disparos das UM para manter a postura durante o exercício, especificamente em momentos finais que antecedem a finalização voluntária do teste de prancha ou a finalização orientada pelo pesquisador, que é identificado quando o participante não consegue mais manter a postura adequada. Novos estudos devem avaliar o músculo OI e confirmar esse padrão de atividade eletromiográfica.

Até o presente momento nenhum estudo avaliou o exercício prancha ventral até a exaustão com diferentes instabilidades, mas já existem trabalhos que analisaram o exercício PV-SO até a exaustão, que é válido e confiável para avaliar a musculatura do *core*^{27,50}. A forma randomizada em que os exercícios foram realizados, a quantidade de testes até a exaustão na mesma sessão, o tipo de superfície inicial na sessão de aquisição de dados e o intervalo de descanso entre os testes, podem ter influenciado em um menor tempo para todos os exercícios quando comparado com alguns estudos que fizeram somente o exercício PV-SO até a exaustão. Os tempos médios de permanência em cada exercício foram de PV-TX: 56.05 s; PV-SO: 123.10 s; PV-BS: 114.96 s; PV-BG: 107.16 s; e PV-PB: 118.63 s. Não existem estudos que fizeram o teste de prancha até a exaustão com diferentes equipamentos de instabilidade, foram encontrados somente estudos que avaliaram o exercício PV-SO^{16,17,27,32,48,50} e foram os seguintes tempos: 176.7 s; 140.5 s; 123.7 s; 119.9 s; 92.8 s; 151.2 s.

Os valores de PSE apresentaram diferenças significativas entre os exercícios PV-SO e PV-BG. Essas diferenças podem estar relacionadas a alguns *outliers* que avaliaram a PSE como sendo mais leve. Por um outro lado, George et al.³² colocaram como critério de exclusão os participantes que não alcançarem a PSE 10. Os valores médios do presente estudo para PSE para os exercícios foram: PV-SO / 8.57; PV-BS / 8.33; PV-BG / 7.93; PV-PB / 8.25; e PV-TX / 9.13.

Esses valores de PSE foram indicativos de intensidade para os níveis de *Muito Difícil*, *Muito Pesado* ou *Máximo Esforço*, que foram confirmados em estudos de Bohannon et al.⁵⁰, Cruz-Montecinos et al.¹⁷ e Becker et al.¹⁶, que também identificaram valores semelhantes para PV-SO: 8.3, 9-10 e 16.9, respectivamente. De acordo com Cruz-Montecinos et al.¹⁷ a escala Borg CR 10 pode ser usada como uma ferramenta para avaliar a fadiga durante o exercício PV-SO e que isso ajudaria a determinar limites para a atividade máxima dos músculos do *core*.

Para as comparações das Unidades Arbitrárias, os resultados demonstram que o exercício PV-TX foi significativamente menor do que todos os exercícios, ou seja, o produto do tempo e da PSE, apresentou valores menores, logo, para um mesmo valor de PSE quando comparado com os outros exercícios, obteve-se do exercício PV-TX um menor tempo de contração, indicando que a carga de treinamento do exercício é menor em relação aos outros. Entretanto, os estudos mais recentes não avaliaram dessa forma^{16,17,32,50}, tornando difícil a comparação e discussão.

Diante da necessidade de maior controle das cargas internas de treinamento, para jovens saudáveis, seria interessante quantificar com as UAs, que seria uma ferramenta de baixo custo, simples e confiável para o monitoramento das cargas de treinamento⁶⁵, portanto percebe-se a

necessidade de novos estudos que possam confirmar esses resultados apresentados para ampliar esse entendimento a essa população específica e também para atletas e pacientes com dor lombar.

Entender o nível de ativação muscular é importante para o desenvolvimento de programas de treinamento, prevenção ou reabilitação, sendo assim, Escamilla et al.⁵⁴ 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* (superior à 60% CIVM). Os exercícios que produzem ativação muscular maior que 60% da CIVM podem ser direcionados para o treinamento de força muscular, enquanto os exercícios que proporcionam uma ativação muscular menor que 20% trabalham o desenvolvimento da resistência muscular. Na presente pesquisa, foi observado que os músculos agonistas abdominais apresentaram principalmente ativação moderada (OI), alta (OI e OE) ou muito alta (RA), enquanto que para os músculos antagonistas (EE e UM), ativação EMG predominantemente baixa.

O presente estudo pode contribuir para aplicação prática durante o treinamento de estabilização do *core*. Pretendeu-se mostrar nessa pesquisa que a utilização de diferentes superfícies instáveis para os exercícios de estabilização deve ser considerado um fator importante para que possam ser respeitados dois princípios do treinamento desportivo: a individualidade biológica e a variabilidade. O primeiro preconiza que o treinamento deve ser elaborado de maneira individualizada para melhor obtenção dos resultados, respeitando as limitações funcionais de cada sujeito, enquanto que o segundo defende a ideia da variação de exercícios para melhorar a motivação, o desempenho e o bem estar psicológico dos atletas⁷⁵.

Portanto, a utilização de diferentes exercícios no treinamento de estabilização do *core* é importante para respeitar as dificuldades e as limitações de cada voluntário e para proporcionar uma variação nas rotinas de treinamento evitando o tédio e a monotonia. Sendo assim, o exercício PV-SO parece ser a melhor escolha para estágios iniciais, devido a menor demanda na musculatura abdominal. À medida que a resistência melhora com o treinamento, o exercício PV-TX pode ser prescrito, entretanto, antes dessa transição para a utilização do equipamento de suspensão seria interessante utilizar os outros equipamentos de instabilidade que desafie de forma mais sutil: solo, *Bosu*, bola de ginástica e *peanut ball* (qualquer um desses exercícios), seguido pelo PV-TX como a progressão final para o exercício PV até a exaustão.

Os resultados desse estudo sugerem que o PV-TX, especificamente para indivíduos fisicamente ativos com no mínimo um ano de experiência em treinamento de força, pode ser utilizado, conforme foi confirmado pela atividade eletromiográfica, como uma principal estratégia útil para aumentar o recrutamento muscular do *core*.

Algumas limitações foram observadas no presente estudo. A interpretação da fadiga neuromuscular, pelos parâmetros de amplitude do sinal e frequência do sinal, é afetado pelo tamanho do eletrodo ou da distância inter-eletrodos⁷⁶. Portanto esses resultados não são aplicados a uma diferente configuração dos eletrodos e distância inter-eletrodos. Adicionalmente, o *crosstalk* entre diferentes músculos do *core* não pode ser descartado, apesar de todo cuidado metodológico, esse fenômeno pode ocorrer. Outra limitação é que todos os participantes eram ativos e saudáveis, conseqüentemente, deve-se ter o cuidado ao extrapolar os resultados para as populações clínicas, como pessoas com lombalgia.

Além disso, sabe-se que a posição da escápula influencia a atividade EMG do *core*⁷⁷, mas o presente estudo não avaliou os músculos dos membros superiores. Apesar da validade e alta confiabilidade do teste de PV-SO até a exaustão para avaliação da fadiga muscular do *core*, a confiabilidade dos intratestes e, dos entre dias de teste, para avaliação da fadiga eletromiográfica com diferentes superfícies instáveis, ainda precisa ser melhor examinada em pesquisas futuras. A PSE não foi avaliada ao longo do tempo, mas somente imediatamente ao final de cada exercício, para demonstrar as alterações da PSE juntamente com as alterações do sinal eletromiográfico.

9 CONCLUSÃO

Conclui-se que a atividade eletromiográfica de músculos do *core* no exercício PV-TX foi significativamente maior (RMS) e menor (*Fmed*) em comparação com os outros exercícios de estabilização até a exaustão, além disso, a atividade EMG do grupo flexor e extensor foi maior no exercício PV-TX.

O padrão de atividade EMG de músculos do *core*, em contração até a exaustão, demonstrou semelhança para todos os exercícios analisados, no qual foi observado predominantemente aumento (RMS) e redução linear (*Fmed*).

O tempo de duração e a UA do exercício PV-TX foram menores quando comparados às outras condições. Entretanto, a PSE não apontou diferenças significativas.

Esses resultados suportam que existe diferença na escolha de seleção dos exercícios de estabilização do *core* até a exaustão. Sendo assim, a seleção dos exercícios para um programa de treinamento *core* para os estágios iniciais pode ser qualquer um e em qualquer ordem: PV-SO, PV-BS, PV-BG, PV-PB e para estágios mais avançados o exercício PV-TX.

REFERÊNCIAS

1. Fleck, S. J., Kraemer, W. J. *Fundamentos do Treinamento de Força Muscular*. Artmed Rio de Janeiro (2017).
2. Willardson, J. M. *Desenvolvendo o core*. Phorte Editora. São Paulo (2017).
3. Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M. & Cowley, P. M. The use of instability to train the core musculature. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* **35**, 91–108 (2010).
<https://doi.org/10.1139/H09-127>
4. Evangelista, A. L. & Macedo, J. *Treinamento Funcional e Core Training: Exercícios Práticos Aplicados*. Phorte Editora (2015).
5. van Middelkoop, M. *et al.* A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *Eur. Spine J.* **20**, 19–39 (2011).
<https://doi.org/10.1007/s00586-010-1518-3>
6. Furtado, R. N. V. *et al.* Dor lombar inespecífica em adultos jovens: fatores de risco associados. *Rev. Bras. Reumatol.* **54**, 371–377 (2014).
<https://doi.org/10.1016/j.rbr.2014.03.018>
7. Vera-Garcia, F.J. *et al.* Trunk muscle activation in spine stabilization exercises. *Rev. Int. Med. y Ciencias la Act. Física y el Deport.* **53**, 673–685 (2013).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31825c2cc7>
8. Gottschall, J. S., Mills, J., Hastings, B. Integration Core Exercises Elicit Greater Muscle Activation Than Isolation Exercises. *J. Strength Cond. Res.* **27**, 590–596 (2013).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.07.001>
9. Kim, M.J., Oh, D. W., Park, H.J. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **23**, 1119–1123 (2013).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.07.001>
10. Lee, J. S., Kim, D. Y., Kim, T. H. The comparison of abdominal muscle activation on unstable surface according to the different trunk stability exercises. *J. Phys. Ther. Sci.* **28**, 1003–1006 (2016).
<https://doi.org/10.1589/jpts.28.1003>
11. Atkins, S. J. *et al.* Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stable- and unstable-base isometric exercise. **29**, 1609–1615 (2015).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000795>
12. Byrne, J. M. *et al.* Effect of using a suspension training system on muscle activation

during the performance of a front plank exercise. *J. Strength Cond. Res.* **28**, 3049–3055 (2014).

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000510>

13. Czaprowski, D. *et al.* Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys. Ther. Sport* **15**, 162–168 (2014).

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.09.003>

14. Snarr, R. & Esco, M. Electromyographical Comparison of Plank Variations Performed With and Without Instability Devices. *J. Strength Cond. Res.* **28**, 3298–3305 (2014).

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000521>

15. Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., Moya, M. Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Rev. Bras. Cineantropometria e Desempenho Hum.* **16**, 200–211 (2014).

<https://doi.org/10.5007/1980-0037.2014v16n2p200>

16. Becker, S., Berger, J., Backfisch, M., Ludwig, O., Fröhlich, M. Evaluation of the Bourban trunk muscle strength test based on electromyographic parameters. *J. Funct. Morphol. Kinesiol.* **4**, (2019).

<https://doi.org/10.3390/jfmk4020035>

17. Cruz-Montecinos, C. *et al.* Perceived physical exertion is a good indicator of neuromuscular fatigue for the core muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **49**, 1–7 (2019).

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102360>

18. Santos, F. R. A. *et al.* Comparação da atividade eletromiográfica de músculos do core no exercício prancha ventral com bosu. *Rev. Andaluza Med. del Deport.* **13**, 60–64 (2019).

<https://doi.org/10.33155/j.ramd.2019.12.001>

19. Calatayud, J. *et al.* Electromyographic Effect of Using Different Attentional Foci During the Front Plank Exercise. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* **98**, 26–29 (2019).

<https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001008>

20. Bak, J., Shim, S., Cho, M., Chung, Y. The Effect of Plank Exercises with Hip Abduction Using Sling on Trunk Muscle Activation in Healthy Adults. *J. Korean Phys. Ther.* **29**, 128–134 (2017).

<https://doi.org/10.18857/jkpt.2017.29.3.128>

21. Calatayud, J. *et al.* Progression of Core Stability Exercises Based on the Extent of Muscle Activity. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* **96**, 694–699 (2017).

<https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000713>

22. Feldwieser, F. M., Sheeran, L., Meana-Esteban, A., Sparkes, V. Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises

- in healthy individuals. *Eur. Spine J.* **21**, (2012).
<https://doi.org/10.1007/s00586-012-2254-7>
23. Desai, I., Marshall, P. W. M. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **20**, 1155–1162 (2010).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.003>
24. Faries, M. D., Greenwood, M. Core Training. *Strength Cond. J.* **29**, 10–25 (2007).
<https://doi.org/10.1519/00126548-200704000-00001>
25. Snarr, R. L., Esco, M. R. Electromyographical Comparison of Plank Variations Performed With and Without Instability Devices. *J. Strength Cond. Res.* **28**, 3298–3305 (2014).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000521>
26. Maeo, S., Takahashi, T., Kanehisa, H. Trunk Muscle Activities During Abdominal Bracing: Comparison Among Muscles and Exercises Methods Subjects. 467–474 (2012).
<https://doi.org/10.1111/sms.12919>
27. De Blaiser, C. *et al.* Evaluating abdominal core muscle fatigue: Assessment of the validity and reliability of the prone bridging test. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* **28**, 391–399 (2018).
<https://doi.org/10.1111/sms.12919>
28. Grant, S. *et al.* A Comparison of the Reproducibility and the Sensitivity to Change of Visual Analogue Scales, Borg Scales, and Likert Scales in Normal Subjects During Submaximal Exercise. *Chest* **116**, 1208–1217 (1999).
<https://doi.org/10.1378/chest.116.5.1208>
29. Chen, M. J., Fan, X., Moe, S. T. Criterion-related validity of the Borg ratings of perceived exertion scale in healthy individuals: A meta-analysis. *J. Sports Sci.* **20**, 873–899 (2002).
<https://doi.org/10.1080/026404102320761787>
30. Marcora, S. M. Effort : Perception of. (2014).
31. Pageaux, B. Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. *Eur. J. Sport Sci.* **16**, 885–894 (2016).
<https://doi.org/10.1080/17461391.2016.1188992>
32. George, J. D. *et al.* New approach in assessing core muscle endurance using ratings of perceived exertion. *J. Strength Cond. Res.* **32**, 1081–1088 (2018).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001915>

33. Vital, E. *et al.* Força de Resistência dos Músculos do Tronco em Crianças: Um Contributo para a Avaliação da Fidedignidade de um Instrumento de Medição e Estabelecimento de Valores Normativos. *Rev. Port. Fisioter. no Desporto* **5**, 327–345 (2013).
34. Eichinger, F. L. F. *et al.* Dinamometria lombar: um teste funcional para o tronco. *Rev. Bras. Med. do Trab.* **14**, 120–126 (2016).
<https://doi.org/10.5327/Z1679-443520162415>
35. Neumann, D. A. *Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação*. (GEN Guanabara Koogan, 2018).
36. Moore, K. L., Dalley, A. F. *Anatomia orientada para a clínica*. (Guanabara Koogan, 2011).
37. Weineck, J. *Anatomia aplicada ao esporte*. (Manole, 2013).
38. Basmajian, John V.; De Luca, C. J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. (Wilkins & Williams, 1985).
39. Konard, P. The ABC of EMG. *Noraxon: Scottsdale* 1–60 (2012).
40. Robertson, D. G. E. *et al.* *Research Methods in Biomechanics. Research Methods in Biomechanics* (Human Kinetics, 2014).
<https://doi.org/10.5040/9781492595809>
41. De Luca, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *J. Appl. Biomech.* **13**, 135–163 (1997).
<https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
42. Santos, M. C. A. *et al.* Análise da fadiga muscular localizada em atletas e sedentários através de parâmetros de frequência do sinal eletromiográfico. *Rev. Bras. Med. do Esporte* **14**, 509–512 (2008).
<https://doi.org/10.1590/S1517-86922008000600007>
43. Hodges, P. W., Richardson, C. A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Phys. Ther.* **77**, 132–144 (1997).
<https://doi.org/10.1093/ptj/77.2.132>
44. La Scala Teixeira, C. V. *et al.* Ten Important Facts about Core Training. *ACSM's Heal. Fit. J.* **23**, 16–21 (2019).
<https://doi.org/10.1249/FIT.0000000000000449>
45. Ellsworth, A. *Treinamento do core: Anatomia ilustrada - guia completo para o fortalecimento do core*. (2012).

46. Calatayud, J. *et al.* Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskelet. Sci. Pract.* **28**, 54–58 (2017).
<https://doi.org/10.1016/j.msksp.2017.01.011>
47. *ACSM's Exercise is Medicine: A Clinician's Guide to Exercise Prescription.* (2009).
48. Van Den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H. Comparison of Core Muscle Activation between a Prone Bridge and 6-RM Back Squats. *J. Hum. Kinet.* **62**, 43–53 (2018).
<https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0176>
49. Beck, T. W., Ye, X., Wages, N. P. Local muscle endurance is associated with fatigue-based changes in electromyographic spectral properties, but not with conduction velocity. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **25**, 451–456 (2015).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.02.006>
50. Bohannon, R. W. *et al.* The prone bridge test: Performance, validity, and reliability among older and younger adults. *J. Bodyw. Mov. Ther.* **22**, 385–389 (2018).
<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.07.005>
51. Lark, S. D., Dickie, J. A., Faulkner, J. A., Barnes, M. J. Muscle activation and local muscular fatigue during a 12-minute rotational bridge. *Sport. Biomech.* **18**, 402–413 (2019).
<https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433870>
52. Chulvi-Medrano, I. *et al.* Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J. of Strength Cond. Res.* **24**, 2723–2730 (2010).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181f0a8b9>
53. Tan, S., Cao, L., Schoenfisch, W., Wang, J. Investigation of core muscle function through electromyography activities in healthy young men. *J. Exerc. Physiol. Online* **16**, 45–52 (2013).
54. Escamilla, R. F. *et al.* Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **40**, 265–276 (2010).
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3073>
55. Hibbs, A. E. *et al.* Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *J. Electromyogr. Kinesiol.* **21**, 102–111 (2011).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.06.001>
56. García-Vaquero, M. P. *et al.* Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **22**, 398–406 (2012).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>
57. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. Development of

- recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**, 361–374 (2000).
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
58. Kang, H., Jung, J., Yu, J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *J. Sport. Sci. Med.* **11**, S. 510-515 (2012).
59. 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. *Rev. Acta Bras. do Mov. Hum.* **2**, 2012 (2012).
60. de Aguiar, A. P. *et al.* Efeito do incremento de carga na resposta eletromiográfica e no lactato sanguíneo durante exercício estático. *Rev. Andaluza Med. del Deport.* **7**, 62–67 (2010).
61. Mulasi, U., Kuchnia, A. J., Cole, A. J., Earthman, C. P. Bioimpedance at the Bedside. *Nutr. Clin. Pract.* **30**, 180–193 (2015).
<https://doi.org/10.1177/0884533614568155>
62. Biospace Co. InBody230 User's manual. 1–65 (1996).
63. Foster, C. *et al.* A New Approach to Monitoring Exercise Training. *J. Strength Cond. Res.* **15**, 109–115 (2001).
<https://doi.org/10.1519/00124278-200102000-00019>
64. Borg, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med. Sci. Sports Exerc.* **14**, 377–381 (1982).
<https://doi.org/10.1249/00005768-198205000-00012>
65. Brow, L. E. *Treinamento de força*. (Manole, 2008).
66. Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., McGill, S. M. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **20**, 10–16 (2010).
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.03.010>
67. Youdas, J. W. *et al.* An electromyographic analysis of the ab-slide exercise, abdominal crunch, supine double leg thrust, and side bridge in healthy young adults: implications for rehabilitation professionals. *J. Strength Cond. Res.* **22**, 1939–1946 (2008).
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818745bf>
68. Tong, T. K., Wu, S. & Nie, J. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Phys. Ther. Sport* **15**, 58–63 (2014).
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.03.003>
69. Escamilla, R. F., Lewis, C., Pecoson, A., Imamura, R., Andrews, J. R. Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health* **8**, 372–9 (2016).

<https://doi.org/10.1177/1941738116653931>

70. Farina, D., Merletti, R. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.* **10**, 337–349 (2000).

[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00025-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00025-0)

71. Marshall, P. W. & Murphy, B. A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **86**, 242–249 (2005).

<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.05.004>

72. Enoka, R. M. & Duchateau, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *J. Physiol.* **586**, 11–23 (2008).

<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.139477>

73. Phinyomark, A., Thongpanja, S., Hu, H., Phukpattaranont, P., Limsakul, C. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. *Intech* 13 (2012).

<https://doi.org/10.5772/50639>

74. Nakamura, F. Y., Moreira, A., Aoki, M. S. Monitoramento da carga de treinamento: a percepção subjetiva do esforço da sessão é um método confiável? *Rev. da Educ. Física/UEM* **21**, 1–11 (2010).

<https://doi.org/10.4025/reveducfis.v21i1.6713>

75. Bompa, T. O. *Periodização No Treinamento Esportivo*. Manole (2001).

76. Afsharipour, B., Soedirdjo, S., Merletti, R. Two-dimensional surface EMG: The effects of electrode size, interelectrode distance and image truncation. *Biomed. Signal Process. Control* **49**, 298–307 (2019).

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.12.001>

77. Cortell-Tormo, J. M. *et al.* Influence of scapular position on the core musculature activation in the prone plank exercise. *J. Strength Cond. Res.* **31**, 2255–2262 (2017).

<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001689>