

Análise eletromiográfica do músculo reto do abdome no exercício de estabilização prancha ventral com diferentes instabilidades até a exaustão

Phillipe Rodrigues Alves Santos
Laboratório de Eletromiografia
Cinesiologia
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0001-9847-4172

Andreia Sousa Macêdo
Laboratório de Eletromiografia
Cinesiologia
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0003-0952-6124

Layne Rodrigues de Oliveira
Laboratório de Eletromiografia
Cinesiologia
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0002-9482-0338

Franciel José Arantes
Laboratório de Eletromiografia
Cinesiologia
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0001-5759-7715

Adriano Alves Pereira
Laboratório de Engenharia Biomédica
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0002-1522-9989

Frederico Balbino Lizardo
Laboratório de Eletromiografia
Cinesiologia
Universidade Federal de Uberlândia
Uberlândia, Brazil
ORCID: 0000-0002-5118-7616

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 do treinamento. O objetivo do presente estudo foi de analisar a atividade eletromiográfica e a percepção subjetiva de esforço do músculo Reto do Abdome (RA) 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). O Teste Shapiro Wilk foi utilizado para avaliar a normalidade dos dados e, posteriormente, o teste ANOVA two-way para verificar as diferenças entre as etapas e os exercícios. A atividade eletromiográfica do músculo RA no exercício PV-TX foi significativamente maior (RMS) e menor (Fmed) em comparação com os outros exercícios de estabilização até a exaustão. O padrão de atividade eletromiográfica do músculo RA demonstrou semelhança para todos os exercícios analisados, no qual foi observado predominantemente aumento (RMS) e redução linear (Fmed). A PSE não apontou diferenças significativas, com exceção entre PV-BG e PV-SO. 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.

I. 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 e parede abdominal 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 e eretor da espinha) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos do tronco[3].

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 lombalgia[4], a qual frequentemente é definida como uma dor localizada abaixo da margem das últimas costelas (margem costal) e acima das linhas glúteas inferiores com ou sem dor nos membros inferiores[5].

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 prematura[6]. 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 com idade entre os 30 a 50 anos[4].

Entre os métodos utilizados para a prevenção e tratamento da lombalgia estão os programas de exercícios de estabilização do tronco, como por exemplo, o exercício de estabilização prancha ventral (PV) que demonstra maior atividade eletromiográfica para o músculo RA[7]. Os programas de exercícios objetivam melhorar o padrão de recrutamento e co-contração dos músculos abdominais, proporcionando maior controle neuromuscular e estabilização da coluna vertebral[8]. Para os exercícios de estabilização do core, há diferentes estratégias de seleção,

sobrecarga ou progressão que podem ser utilizadas, tais como: movimento dos membros[9], superfícies instáveis[10], duração do tempo de contração[11] ou a combinação de algumas destas estratégias.

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[3]. O sistema de treinamento em suspensão TRX® foi adicionado recentemente à lista de equipamentos instáveis[12]. 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 exercício[3].

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 co-contratação do músculo RA[7]. Outro fator importante nos exercícios de estabilização do tronco é o tempo de execução dos exercícios. Faries e Greenwood[13] afirmaram que a duração destes exercícios requer pelo menos 30-45 segundos. Porém, a maioria dos estudos dos referidos exercícios avaliaram em diferentes tempos a atividade eletromiográfica utilizando três[12], cinco[14] ou, até mesmo, dez segundos[10] de contração.

Nesses exercícios, a escolha de um tempo maior seria mais adequada uma vez que a eletromiografia permite obter por meio da análise espectral do sinal eletromiográfico 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 muscular[15].

Além disso, a percepção subjetiva de esforço (PSE) pode ser considerada uma mensuração da intensidade do exercício físico¹⁶ para indicar se o tempo de execução está sendo fatigante para quem está realizando o exercício. 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[16].

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 muscular e PSE em comparação com as outras situações (solo, bosu, bola de ginástica e *peanut ball*)? (2) O RA apresenta respostas distintas de atividade eletromiográfica de acordo com a instabilidade? (3) A frequência mediana apresentará respostas distintas de acordo com o RA e superfície instável? (4) Qual a progressão mais adequada para implementar esses exercícios, de acordo com análise do sinal eletromiográfico 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 em comparação com as outras condições, devido à maior instabilidade e dificuldade durante sua execução, como foi demonstrado em estudos anteriores[10,12] em análises com menor tempo de duração.

O objetivo foi de comparar a PSE e a atividade eletromiográfica, no domínio temporal e da frequência, do músculo RA no exercício de estabilização do tronco prancha ventral (PV) até a exaustão em 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).

II. MÉTODOS

A amostra não-probabilística ou de conveniência foi selecionada e composta por 15 voluntários do gênero masculino, adultos jovens, saudáveis e praticantes de atividade física regular e com experiência em treinamento resistido de no mínimo um ano anterior a este estudo, com idade entre $23,00 \pm 2,00$; massa corporal $74,13 \pm 4,05$; estatura de $176,06 \pm 4,07$; e percentual de gordura entre $12,06 \pm 3,04$.

Todos os voluntários foram considerados fisicamente ativos ou muito ativos, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta). Poderiam ser excluídos do estudo os voluntários que apresentassem contraindicações para a realização dos exercícios propostos no presente trabalho.

Todos os voluntários assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), conforme as Normas de Realização de Pesquisa em Seres Humanos (resolução nº 466/12 do CNS), submetido e aprovado pela Comissão de Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), com o registro CAAE 01296918.6.0000.5152.

A. Caracterização do estudo

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica, da Universidade Federal de Uberlândia em três dias distintos. Na primeira visita foi feita a antropometria, esclarecimentos e assinatura TCLE, aplicação do questionário de atividade física (IPAQ - versão curta) e incapacidade lombar Oswestry, e familiarização com os testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e exercícios de estabilização.

A segunda visita ocorreu entre 48 e 72 horas após a primeira, foi realizada a coleta dos dados eletromiográficos do músculo RA durante duas CIVM de cinco segundos com descanso de cinco minutos entre cada. Durante a CIVM, foi utilizada uma célula de carga (modelo 5000 N, EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil) com capacidade de 0 a 500 kgf de tração ou compressão, que foi conectada ao eletromiógrafo. Os sinais de força foram processados utilizando o *software* para coleta eletromiográfica e os valores brutos do sinal eletromiográfico foram normalizados em termos de porcentagem do valor máximo da CIVM¹⁷. A terceira visita foi reservada para coleta dos dados eletromiográficos no exercício prancha ventral até a exaustão em cinco situações: PV-SO, PV-BS, PV-BG, PV-PB, PV-TX. A ordem de execução foi randomizada e contrabalanceada.

Foram utilizados eletrodos de superfície constituídos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro

(EMG System do Brasil, São José dos Campos, SP, Brasil), em que foram fixados eletrodos descartáveis (3M do Brasil Ltda) com distância inter-eletrodos 20 milímetros. O sistema é composto por eletrodos bipolares ativos com ganho de pré-amplificação 20 vezes e razão de rejeição modo comum > 120 dB. O eletrodo de superfície foi colocado no músculo RA do antímero direito de acordo com recomendações da literatura[9], conforme descrito na Tabela 1.

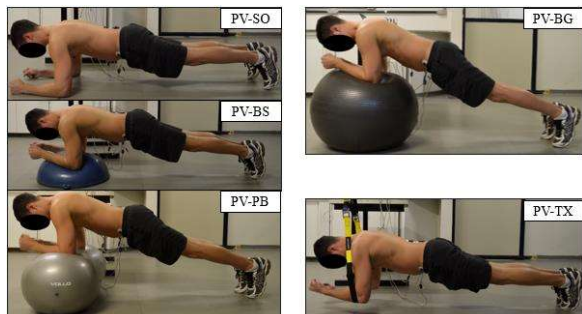


Fig. 1: Exercício de estabilização do tronco prancha ventral (PV) até a exaustão em cinco situações: 1) estabilidade normal no solo (PV-SO); 2) instabilidade com bosu no membro superior (PV-BS); 3) instabilidade com bola de ginástica no membro superior (PV-BG); 4) instabilidade com bola de ginástica peanut ball no membro superior (PV-PB); e 5) instabilidade com fita TRX® no membro superior (PV-TX).

Fonte: Acervo pessoal (2020).

Tabela 1. Localização dos eletrodos de superfície.

MÚSCULO	LOCALIZAÇÃO DO ELETRODO
RA	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 ⁶ .

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

Os sinais eletromiográficos obtidos durante as CIVM e nos exercícios de estabilização foram analisados e quantificados no domínio do tempo utilizando o parâmetro RMS e para o domínio do espectro, a Fmed. Para calcular o pico do RMS na CIVM, para posterior normalização, foi utilizada janela móvel de um segundo nos três segundos centrais. Os valores máximos de RMS e também os valores de Fmed do RA para todos os exercícios, conforme demonstrado na Fig. 2 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 processamento desses dados foi utilizado o *software* R.

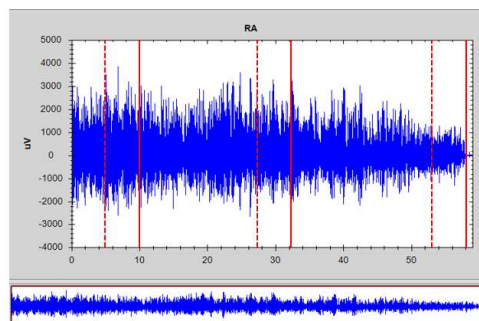


Fig. 1: Demonstração do modelo de janelamento de cinco segundos no início (entre cinco e 10 segundos), cinco segundos no meio (27.5 a 32.5 segundos) e cinco segundos no final (54 a 59 segundos).

Fonte: Acervo pessoal (2020).

Para avaliar o nível de esforço dos participantes durante o exercício, foi utilizado a tabela da percepção subjetiva de esforço (PSE) com escala de 10 pontos sendo: 0 = Repouso; 1 = Muito, muito fácil; 2 = Fácil; 3 = Moderado; 4 = Um pouco difícil; 5 = Difícil; 7 = Muito Difícil; e 10 = Máximo. Antes da coleta a tabela foi apresentada e esclarecida, e logo após a realização de cada exercício, o voluntário quantificou qual o valor de PSE durante o exercício.

B. Análise estatística

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. O 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 RMSn do RA em diferentes exercícios em cada etapa específica (Etapa A, B e C); (2) comparação dos valores máximos de RMSn do RA nas três etapas distintas; (3) comparação dos valores de Fmed do RA em diferentes exercícios em cada etapa específica; (4) comparação dos valores de Fmed do RA nas três etapas distintas em cada exercício. Para a análise da PSE, o teste de *Friedman* foi utilizado para a comparação entre os exercícios.

III. RESULTADOS

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.

Após análises *post hoc*, a atividade eletromiográfica 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 ($p=0.002$). Os valores de RMSn do RA para os diferentes exercícios, estão demonstrados na Tabela 2.

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 ($p=0.023$), conforme demonstrado na tabela 2.

Tabela 2. Descrição dos valores médios e de erro padrão de RMSn e Fmed para o músculo RA para todos exercícios e nas diferentes etapas de todos exercícios. Abreviaturas: RA, reto do abdome; Prancha ventral: solo (PV-SO), bosu (PV-BS), bola de ginástica (PV-BG), peanut ball (PV-PB) e sistema TRX (PV-TX).

EXERCÍCIOS	ETAPAS	RMSn - RA	Fmed - RA
PV-SO	A	44.61 ± 10.24 (22.63 / 65.58)	79.25 ± 3.53 (71.67 – 86.83)
	B	58.35 ± 12.13 (32.32 / 84.37)	68.96 ± 2.78 (62.99 – 74.93)
	C	68.97 ± 12.17 (42.85 / 95.09)	59.61 ± 1.96 (55.39 – 63.83)
	MÉDIA	57.31 ± 11.59 (44.20 / 70.42)	69.28 ± 3.47 (65.35 – 73.21)
PV-BS	A	40.33 ± 5.78 (27.92 / 52.73)	78.35 ± 3.62 (70.56 – 86.13)
	B	55.01 ± 7.98 (37.88 / 72.14)	68.67 ± 2.42 (63.47 – 73.86)
	C	90.22 ± 12.62 (63.12 / 117.30)	58.66 ± 2.23 (53.86 – 63.46)
	MÉDIA	61.85 ± 10.56 (49.90 / 73.81)	68.56 ± 3.47 (64.63 – 72.49)
PV-BG	A	66.47 ± 10.77 (43.35 / 89.58)	72.41 ± 2.58 (66.87 – 77.95)
	B	77.35 ± 12.24 (51.08 / 103.61)	63.33 ± 1.82 (59.43 – 67.24)
	C	85.04 ± 12.70 (57.77 / 112.29)	54.83 ± 2.03 (50.47 – 59.19)
	MÉDIA	76.29 ± 11.83 (62.90 – 89.68)	63.53 ± 2.83 ^β (60.32 – 66.73)
PV-PB	A	80.64 ± 15.64 (47.08 / 114.20)	71.44 ± 2.58 (65.89 – 76.99)
	B	91.54 ± 13.61 (62.33 / 120.74)	60.34 ± 1.44 (57.25 – 63.43)
	C	80.40 ± 12.15 (54.33 / 106.46)	51.17 ± 2.06 (46.73 – 55.60)
	MÉDIA	84.19 ± 13.63 ^α (68.77 – 99.62)	60.99 ± 2.97 ^{αβ} (57.62 – 64.35)
PV-TX	A	105.44 ± 18.28 (66.22 / 144.65)	69.21 ± 2.84 (63.11 – 75.30)
	B	110.79 ± 16.21 (76.01 / 145.56)	57.05 ± 1.87 (53.02 – 61.08)
	C	103.22 ± 10.37 (80.97 / 125.45)	46.49 ± 2.04 (42.11 – 50.86)
	MÉDIA	106.48 ± 15.00 ^{αβγ} (89.51 / 123.45)	57.59 ± 3.30 ^{αβ} (53.85 – 61.32)

^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.

Os valores da PSE apresentaram diferença significativa entre o exercício PV-SO e PV-BG ($p<0.018$).

IV. DISCUSSÃO

Os principais resultados do presente estudo indicam diferença entre os equipamentos de instabilidade, cujo

maiores valores de RMSn e menores valores de Fmed foram encontrados para o exercício PV-TX. 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 do RA, 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.

No presente trabalho foi demonstrado que atividade eletromiográfica do RA no exercício PV-TX foi significativamente maior em comparação à maioria dos exercícios, corroborando, em parte, os achados de Byrne et al.[12] Calatayud et al.[18] que demonstraram maiores valores de RMSn do RA para o exercício PV-TX com instabilidade no membro superior quando comparado a condição PV-SO.

Snarr e Esco[14] e Atkins et al.[10] 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, de cinco[14] e dez[10] segundos, ser bem menor do que a duração do presente estudo (>50 segundos), confirma-se que, para durações mais prolongadas o padrão de atividade eletromiográfica é semelhante.

Acredita-se que a maior ativação do RA com a utilização do TRX esteja relacionado a: 1) o tamanho da área de contato entre o equipamento e o participante[14]; 2) o tipo ou arquitetura da superfície[14]; 3) a distância entre o equipamento de instabilidade e o eixo de rotação (região lombar da coluna vertebral)[18]; 4) o ângulo do tronco em relação ao solo[12] e 5) o grau de liberdade do equipamento[14]. A utilização dos equipamentos de instabilidade, principalmente o TRX®, promoveu maior demanda de atividade eletromiográfica do músculo RA para a estabilização do tronco, por resistir as perturbações do centro de massa durante o exercício, portanto entende-se o importante papel do músculo RA em garantir a integridade da coluna vertebral e resistir as excessivas rotações ou extensões do tronco durante contrações isométricas[18,14].

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 dispositivos[14]. 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 horizontal¹⁴ 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 eletromiográfica dos músculos RA foi significativamente maior no exercício PV-PB em comparação com PV-SO. Todavia, 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 eletromiográfico (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 do RMSn 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 eletromiográfica[20].

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 calibradas e mais fortes[1].

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.

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 exercícios[21], coincidindo com achados Becker et al.[11], Cruz-Montecinos et al.[22] e De Blaiser et al.[15], 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 prancha ventral, o referido músculo sofre maior estresse e uma fadiga eletromiográfica parece ser comum[7,11].

A ativação repetida das fibras musculares tipo II resulta em acidose aumentada. Assim, o decréscimo da frequência mediana para baixas frequências de espectro reflete a fadiga periférica de fibras do tipo II[23]. A compressão do espectro para baixas frequências é devida alterações na quantidade de H⁺ e K⁺ e diminuição do pH intersticial[14]. Essa mudança de concentração de íons provoca alteração na excitabilidade da membrana das fibras musculares, produzindo diminuição na velocidade de condução do potencial de ação[23]. 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®.

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.[24] 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 para os níveis de Muito Difícil, Muito Pesado ou Máximo Esforço, foram confirmados em estudos de Bohannon et al.[25], Cruz-Montecinos et al.[22] e Becker et al.[11], que também identificaram valores semelhantes para PV-SO: 8.3, 9-10 e 16.9, respectivamente. De acordo com Cruz-Montecinos et al.[22] 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 do RA.

Entender o nível de ativação muscular é importante para o desenvolvimento de programas de treinamento, prevenção ou reabilitação, sendo assim, Escamilla et al.[26] 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 o músculo RA apresenta uma atividade eletromiográfica muito alta, o que pode ser direcionado para programas de treinamento de força.

O presente estudo pode contribuir para aplicação prática durante o treinamento de estabilização do tronco. 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 atletas[27].

Portanto, a utilização de diferentes exercícios no treinamento de estabilização do tronco 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: 1) Bosu; 2) Bola de ginástica; e 3) Peanut ball, podendo ser escolhidos

de forma aleatória, seguido pelo PV-TX como a progressão final para o exercício PV até a exaustão.

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-eletrodos[28]. Portanto esses resultados não são aplicados a uma diferente configuração dos eletrodos e distância inter-eletrodos. Adicionalmente, o *crossstalk* 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 eletromiográfica de músculos abdominais²⁹, 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 a confiabilidade entre dias os 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, para demonstrar as alterações da PSE juntamente com as alterações do sinal eletromiográfico.

Conclui-se que a atividade eletromiográfica do músculo RA no exercício PV-TX foi significativamente maior (RMS) e menor (Fmed) em comparação com os outros exercícios de estabilização até a exaustão. O padrão de atividade eletromiográfica do RA em contração até a exaustão, demonstrou semelhança para todos os exercícios analisados, no qual foi observado predominantemente aumento (RMS) e redução linear (Fmed). E a PSE não apontou diferenças significativas, com exceção da diferença entre PV-BG e PV-SO.

Esses resultados suportam que existe diferença na escolha da progressão 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. 4. ed. São Paulo: Artmed, 2017. 454 p.
- [2] WILLARDSON, M. J. Desenvolvendo O Core. Phorte Editora, 2017. 264 p. WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. New York: Wiley, 2005. p. 384.
- [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, 2010. 91–108 p.
- [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, 2011.19–39 p.
- [6] FURTADO, R. N. V. et al. Dor lombar inespecífica em adultos jovens: fatores de risco associados. Rev. Bras. Reumatol. 54, 2014. 371–377 p.
- [7] FIDALE, T. M., et al. Electromyographic Activity of the Rectus Abdominis Muscle during Physical Conditioning Exercises: a systematic review. International Journal Of Advanced Engineering Research And Science, 6, 7, 2019. 495–506 p.
- [8] FRIZZIERO, A. et al. Efficacy of core stability in non-specific chronic low back pain. Journal of Functional Morphology and Kinesiology, 6, 2, 2021.
- [9] GOTTSCHALL, J. S., MILLS, J., HASTINGS, B. Integration Core Exercises Elicit Greater Muscle Activation Than Isolation Exercises. J. Strength Cond. Res. 27, 2013. 590–596 p.
- [10] ATKINS, S. J. et al. Electromyographic response of global abdominal stabilizers in response to stable- and unstable-base isometric exercise. 29, 2015. 1609–1615 p.
- [11] BECKER, S., et al.. Evaluation of the Bourban trunk muscle strength test based on electromyographic parameters. J. Funct. Morphol. Kinesiol. 4, 2019.
- [12] BYRNE, J. M. et al. Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. Journal of Strength and Conditioning Research, v. 2, n. 11, p. 3049–3055, 2014.
- [13] FARIES, M. D., GREENWOOD, M. Core Training. Strength Cond. J. 29, 2007. 10–25 p.
- [14] SNARR, R. L., ESCO, M. R. Electromyographical Comparison of Plank Variations Performed With and Without Instability Devices. J. Strength Cond. Res. 28, 2014. 3298–3305 p.
- [15] 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, 2018. 391–399 p.
- [16] 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, 1999. 1208–1217 p.
- [17] GARCÍA-VAQUERO, M.P.; MORESIDE, J. M.; BRONTONS-GIL, E.; PECO-GONZÁLEZ, N.; VERA-GARCIA, F. J. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. Journal of electromyography and kinesiology, v. 22, p. 398–406, 2012.
- [18] CALATAYUD, J. et al. Progression of Core Stability Exercises Based on the Extent of Muscle Activity. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 96, 2017. 694–699 p.
- [19] MARSHALL, P. W., MURPHY, B. A. Core stability exercises on and off a Swiss ball. Arch. Phys. Med. Rehabil. 86, 2005. 242–249 p.
- [20] ENOKA, R. M. & DUCHATEAU, J. Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. J. Physiol. 586, 2008. 11–23 p. (2008).
- [21] PHINYOMARK, A., et al. The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis. Intech 13, 2012.
- [22] 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).
- [23] CZAPROWSKI, D. et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. Phys. Ther. Sport 15, 2014. 162–168 p.
- [24] GEORGE, J. D. et al. New approach in assessing core muscle endurance using ratings of perceived exertion. J. Strength Cond. Res. 32, 2018. 1081–1088 p.
- [25] BOHANNON, R. W. et al. The prone bridge test: Performance, validity, and reliability among older and younger adults. J. Bodyw. Mov. Ther. 22, 2018. 385–389 p.
- [26] ESCAMILLA, R. F. et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 40, n. 5, p. 265–276, 2010.
- [27] BOMPA, T. O. Periodização No Treinamento Esportivo. Manole, 2001.
- [28] 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, 2019. 298–307 p.
- [29] 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).