



Original

## Comparação da atividade eletromiográfica de músculos do core no exercício prancha ventral com bosu



F. R. A. Santos<sup>a</sup>, F. J. Arantes<sup>a</sup>, A. A. Pereira<sup>b</sup>, D. C. O. Silva<sup>a</sup>, S. J. O. V. Góes<sup>a</sup>, F. B. Lizardo<sup>a\*</sup>

<sup>a</sup>Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica. Universidade Federal de Uberlândia. Brasil.

<sup>b</sup>Laboratório de Engenharia Biomédica. Universidade Federal de Uberlândia. Brasil.

INFORMAÇÃO SOBRE O ARTIGO: Recebido a 30 de janeiro de 2019, aceite a 2 de dezembro de 2019, online a 10 de dezembro de 2019

### RESUMO

**Objetivo:** Analisar e comparar a atividade eletromiográfica (domínio temporal e espectral) dos músculos reto do abdome, oblíquo externo do abdome, oblíquo interno do abdome, eretor da espinha e multifido no exercício prancha ventral em superfície instável: *bosu* normal e invertido, durante 45 segundos de contração isométrica.

**Método:** Quinze voluntários, adultos jovens, saudáveis e fisicamente ativos (21.73 ± 1.31 anos, estatura 177.10 ± 3.90 cm; 74.27 ± 5.38 kg, e 10.97 ± 1.60 % gordura corporal), sem histórico de lombalgia. O sinal eletromiográfico foi analisado no domínio temporal e espectral 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. Utilizou eletrodos de superfície diferenciais simples com ganho de 20 vezes. No tratamento estatístico foi aplicado teste ANOVA *two-way*, com post hoc de Sidak ( $p < 0.05$ ).

**Resultados:** Foi demonstrada 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.

**Conclusão:** Devido à similaridade de atividade eletromiográfica, a escolha da utilização da *bosu* normal ou invertido não se difere para indivíduos treinados, entretanto, a escolha do tempo de 45 segundos é uma estratégia interessante para aumentar a atividade eletromiográfica dos músculos do core e trabalhar a resistência à fadiga muscular, fatores imprescindíveis para prevenção de lombalgia.

**Palavras-Chave:** Exercício de Estabilização, Eletromiografia, Lombalgia, Superfícies Instáveis.

## Comparación de la actividad eletromiográfica de músculos del core en el ejercicio de plancha ventral con bosu

### RESUMEN

**Objetivo:** El objetivo de este estudio es analizar la relación entre la actividad electromiográfica de los músculos Recto del Abdomen, Oblicuo Externo, Oblicuo Interno, Erretor de la Espina y Multifido en el ejercicio tabla ventral en superficie inestable: *bosu* normal e invertido, durante 45 segundos de contracción isométrica.

**Método:** Quince voluntarios, adultos jóvenes, sanos y fisicamente activos (21.73 + 1.31 años, estatura 177.10 + 3.90 cm, 74.27 + 5.38 kg, y 10.97 + 1.60% Grasa Corporal), sin antecedentes de lumbalgia. La señal electromiográfica se analizó, en el dominio temporal y espectral, en tres etapas distintas en cada ejercicio: inicio (ETAPA A: 5 y 10 segundos), medio (ETAPA B: 20 y 25 segundos) y fin (ETAPA C: 40 y 45 segundos). Se utilizaron electrodos de superficie diferenciales simples con una ganancia de 20 veces, y la señal fue analizada en el dominio temporal y normalizada por la máxima contracción isométrica voluntaria. En el tratamiento estadístico se aplicó la prueba de Shapiro Wilk y ANOVA bidireccional, con post hoc de Sidak ( $p < 0.05$ ) para la señal electromiográfica de cada músculo.

**Resultados:** Hubo diferencias significativas entre las fases para todos los músculos, con énfasis en el recto del abdomen y oblicuo externo en las fases B y C e interacción significativa entre el ejercicio y la fase para todos los músculos. El *bosu* normal e invertido demostraron semejanza en la actividad electromiográfica para todos los músculos, pero en etapas diferentes (C y B / C, respectivamente).

**Conclusión:** Debido a la semejanza de actividad electromiográfica, la elección de la utilización de *bosu* normal e invertido es similar para individuos entrenados, sin embargo, la elección del tiempo de 45 segundos es una estrategia interesante para aumentar la actividad electromiográfica de los músculos del core y trabajar la resistencia a la fatiga muscular, factores imprescindibles para la prevención de la lumbalgia.

**Palabras clave:** Ejercicio de Estabilización, Electromiografía, Lumbalgia, Superfícies Inestables.

\* Autor para correspondência.

Correios eletrónicos: [frederico@ufu.br](mailto:frederico@ufu.br) (F. B. Lizardo).

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

Consejería de Educación y Deporte de la Junta de Andalucía. Este é um artigo Open Access sob uma licença CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

## Comparison of electromyographic activity of core muscles in the bridge exercise with bosu

### ABSTRACT

**Objective:** To analyze and compare the electromyographic activity of the rectus abdominus, external oblique, internal oblique, erector spinae and multifido muscles in the bridge exercise with an unstable surface: normal and inverted *bosu*, for 45 seconds of isometric contraction.

**Method:** Fifteen volunteers, young, healthy and physically active adults ( $21.73 \pm 1.31$  years, height  $177.10 \pm 3.90$  cm,  $74.27 \pm 5.38$  kg, and  $10.97 \pm 1.60\%$  Body Fat), with no history of low back pain. The electromyographic signal was analyzed in three different steps in each exercise: start (STAGE A: 5 and 10 seconds), middle (STAGE B: 20 and 25 seconds) and end (STAGE C: 40 and 45 seconds). Simple differential surface electrodes with 20-fold gain were used and the signal was analyzed in the temporal domain and normalized by the maximum voluntary isometric contraction. In the statistical treatment, the Shapiro Wilk test and two-way ANOVA, with Sidak post hoc test ( $p < 0.05$ ) were applied to the electromyographic signal of each muscle.

**Results:** There were significant differences between phases for all muscles, with emphasis on rectus abdominus and external oblique in phases B and C and a significant interaction between exercise and phase for all muscles. normal and inverted *bosu* demonstrated similarity in electromyographic activity for all muscles, but at different stages (C and B / C, respectively).

**Conclusion:** Due to the similarity of electromyographic activity, the choice of using normal or inverted *bosu* does not differ for trained individuals, however, choosing a 45-second time is an interesting strategy to increase the electromyographic activity of core muscles and to work resistance to muscle fatigue, essential factors for the prevention of low back pain.

**Keywords:** Stabilization Exercise; Electromyography; Low Back Pain; Unstable Surfaces.

### Introdução

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica, e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superior e inferior em atividades da vida diária, gestos esportivos, suportar cargas, prevenir disfunções como lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais<sup>1,2</sup>.

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 multisegmentar e são agonistas nos movimentos do tronco<sup>3</sup>.

Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes superfícies instáveis são utilizadas para aumentar a sobrecarga nos exercícios isométricos de estabilização do tronco (prancha ventral, prancha lateral e ponte)<sup>3-5</sup>, frequentemente utilizados em programas de prevenção/reabilitação de lombalgia ou treinamento esportivo<sup>6</sup>.

O *bosu balance trainer* é uma superfície instável que possui sólida plataforma de base com uma redoma de borracha inflável, semelhante a uma bola de ginástica partida ao meio. O *bosu* tornou-se popular nas academias e clínicas por ser um instrumento versátil que pode ser utilizado com a plataforma apoiada no chão ou virada para cima em diferentes exercícios<sup>7</sup>. Entretanto, existem lacunas na literatura comparando a atividade eletromiográfica (EMG) de músculos do *core* na prancha ventral com *bosu* normal (plataforma apoiada no chão) [PV-BS] ou prancha ventral com *bosu* invertido (plataforma virada para cima) [PV-BI].

O tempo de execução é outro fator importante nos exercícios de estabilização do tronco. Faries e Greenwood<sup>8</sup> afirmaram que a duração destes exercícios requer durações de 30-45 segundos, porém, a maioria dos estudos avaliaram atividade EMG utilizando três<sup>9</sup>, cinco<sup>5,10-12</sup> ou dez segundos<sup>4,6</sup> de contração, tornando uma limitação e dificultando aplicação prática. A escolha do tempo é realizada de forma subjetiva sem critérios científicos específicos. A eletromiografia permite obter por meio da análise espectral do sinal EMG a *frequência mediana (FM)*, em que o declínio da *FM* (valor de *slope* negativo) durante contrações fatigantes é considerado como medida objetiva do processo de fadiga muscular<sup>13</sup>, podendo ser um critério para escolha do tempo adequado nesses exercícios.

A compreensão dessas questões é fundamental para a otimização de programas de prevenção, reabilitação e treinamento esportivo que objetivam o fortalecimento do *core*. Portanto, objetiva-se analisar e comparar atividade EMG (domínio temporal e espectral) dos músculos RA, OE, OI, EE e MU na PV-BS e PV-BI, durante 45 segundos. Hipotetiza-se que PV-BI produzirá maior atividade EMG em comparação com PV-BS, devido maior instabilidade; o aumento do tempo nos exercícios produzirá maior atividade EMG e redução dos valores de *slopes*.

### Método

#### Amostra

Amostra não-probabilística de conveniência, composta por 15 homens, saudáveis e praticantes de atividade física regular com idade entre  $21.73 \pm 1.31$  anos, massa corporal  $74.27 \pm 5.38$  kg, estatura  $177.10 \pm 3.90$  cm e percentual de gordura corporal  $10.97 \pm 1.60\%$ .

Todos tinham experiência em treinamento resistido no mínimo um ano anterior ao estudo. Foram excluídos participantes que apresentassem contra-indicações para realização dos exercícios, como: doenças cardíacas, disfunções neurológicas, miopatias, lombalgias, ou qualquer outro tipo de problema clínico que interferisse na execução dos exercícios, uso de anti-inflamatórios, analgésicos ou mio-relaxantes.

Tamanho da amostra (n) foi determinado pelo cálculo amostral com base no *Root Mean Square (RMS)* do músculo RA, obtido em estudo piloto com três voluntários. Cálculo amostral foi realizado pelo aplicativo *GPower* 3.1, *power* de 80% e *alpha* = 0.05, que forneceu n=15.

Estudo aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Uberlândia - UFU (nº 2.173.919). Todos assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido respeitando normas do Conselho Nacional de Saúde (466/12).

#### Delineamento experimental

Todos voluntários compareceram três vezes ao Laboratório de Eletromiografia Cinesiológica - UFU, com intervalo de 48-72 horas. Na primeira visita, responderam questionários de atividade física (IPAQ - versão curta) e incapacidade lombar de *Oswestry*<sup>14</sup>, tiveram as características antropométricas determinadas (balança de bioimpedância *InBody* 230 com sistema de eletrodos tetrapolar) e realizaram familiarização dos testes de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e exercícios de estabilização. Na segunda visita, os sinais eletromiográficos dos músculos RA, OE, OI, EE e MU e valores de força foram coletados nos testes de CIVM para normalização dos dados. Na terceira

visita, coletaram-se os sinais dos mesmos músculos na PV-BS e PV-BI durante 45 segundos.

Em todas as coletas o registro do sinal foi realizado pelo mesmo pesquisador através do eletromiógrafo EMG System do Brasil 830 C com oito canais (EMG System do Brasil Ltda., São José dos Campos, SP, Brasil), que possui conversor analógico/digital com resolução 16 bits, ganho do amplificador 1000 vezes, filtros Butterworth e bateria recarregável integrada. O eletromiógrafo foi conectado ao notebook alimentado por bateria e os sinais foram coletados e processados no *Software EMGLab V1.1 - EMG System Brasil versão 2014*. Frequência de amostragem foi 2000 Hz por canal e os sinais foram submetidos ao filtro passa-alta 20 Hz e passa-baixa 500 Hz. Foram utilizados eletrodos de superfície constituídos por dois discos de Ag/AgCl com 10 milímetros de diâmetro (EMG System do Brasil Ltda.), ao qual 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.

Força isométrica máxima foi quantificada no teste de CIVM por uma célula de carga (modelo 5000 N, EMG System do Brasil Ltda.) com capacidade de 500 kgf. Para fixar a célula de carga e padronizar as posições de flexão, flexão lateral e extensão de tronco, foi construído um aparelho de acordo com literatura específica<sup>6</sup>.

A preparação dos voluntários constituiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%. Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos RA, OE, OI, EE e MU do antímero direito<sup>15-17</sup> (tabela 1).

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

MÚSCULOS	LOCALIZAÇÃO DOS ELETRODOS
RA	O eletrodo foi alinhado verticalmente e colocado no centro do ventre muscular no ponto médio entre o processo xifoide do osso esterno e cicatriz umbilical, aproximadamente três centímetros lateral e cinco centímetros superior a cicatriz umbilical <sup>16</sup> .
OE	O eletrodo foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical, posicionado de forma oblíqua estando alinhado paralelamente a uma linha que conecta o ponto inferior da margem costal das costelas ao tubérculo púbico contralateral <sup>16,15</sup> .
OI	O eletrodo foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS, localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS <sup>16</sup> .
EE	O eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da terceira vértebra lombar cerca de dois a três centímetros da linha mediana <sup>16,15</sup> .
MU	O eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de dois a três centímetros da linha mediana do corpo <sup>17</sup> .

Eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), constituído por disco de aço inoxidável (30 mm de diâmetro x 1.5 mm de espessura), foi fixado na pele sobre EIAS do quadril esquerdo<sup>18</sup>. Depois de confirmada a posição dos eletrodos, com caneta retroprojectora, mapas com papel acetato (transparências) foram confeccionados pra cada participante visando o reposicionamento dos eletrodos na visita seguinte. A técnica de mapa é adequada por referenciar importantes características (cicatrices, protrusões ósseas, manchas na pele)<sup>19</sup>.

Os sinais foram coletados durante duas CIVM de cinco segundos com descanso de três minutos<sup>20</sup>. Os testes de CIVM foram realizados seguindo a literatura<sup>6,21</sup> (tabela 2). A ordem foi randomizada e contrabalanceada. Foram registrados seguintes valores de força máxima: flexão do tronco ( $48.21 \pm 10.24$  N), flexão lateral do tronco ( $23.08 \pm 5.94$  N), extensão do tronco ( $21.40 \pm 5.35$  N).

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 cúpula de borracha virada para cima<sup>7</sup>.

Prancha ventral com *bosu*: sujeitos em decúbito ventral com braços e antebraços flexionados a 90°, cotovelos e antebraços apoiados no *bosu* normal (PV-BS) e *bosu* invertido (PV-BI). Os

indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado, utilizando as pontas dos pés, cotovelos e antebraços como apoio.

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

CIVM	PROCEDIMENTOS
Flexão do tronco	O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal no aparelho, com quadris e joelhos flexionados, pés apoiados no assento e fixados por uma cinta, e flexão parcial do tronco. Utilizou-se um colete fixado no aparelho por um conjunto de correntes e célula de carga. O voluntário manteve essa posição e foi instruído a realizar uma flexão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos <sup>6,21</sup> .
Flexão Lateral do tronco	O voluntário foi posicionado em decúbito lateral com o lado esquerdo do tronco apoiado sobre o aparelho e membros inferiores estendidos. O quadril e os pés foram fixados com o auxílio de uma cinta, e o tronco tinha liberdade parcial de flexão lateral. Utilizou-se um colete fixado no aparelho por um conjunto de correntes e célula de carga. O voluntário manteve essa posição e foi instruído a realizar uma flexão lateral isométrica máxima do tronco no plano frontal durante cinco segundos <sup>6,21</sup> .
Extensão do tronco	O voluntário foi posicionado em decúbito ventral com o abdome apoiado sobre o aparelho e membros inferiores estendidos. O quadril e os tornozelos foram fixados com o auxílio de uma cinta e o tronco tinha liberdade parcial de extensão. Utilizou-se um colete fixado no aparelho por um conjunto de correntes e célula de carga. O voluntário manteve essa posição e foi instruído a realizar uma extensão isométrica máxima do tronco no plano sagital durante cinco segundos <sup>6,21</sup> .

Os sinais foram coletados durante 45 segundos na PV-BS e PV-BI (figura 1) com três minutos de descanso entre cada<sup>20</sup>. A ordem foi randomizada e contrabalanceada.

Os sinais eletromiográficos foram analisados no domínio temporal (*RMS*) e espectral (*FM*). Os valores de *RMS* e *FM* de cada músculo foram calculados da seguinte forma: janela móvel de um segundo durante cinco segundos nas fases: inicial (ETAPA A: 5 a 10 segundos), meio (ETAPA B [50% sinal]: 20 a 25 segundos) e final (ETAPA C [100% sinal]: 40 a 45 segundos). Os valores médios de *RMS* nos exercícios foram normalizados em termos de porcentagem do pico da CIVM. Para calcular o pico do *RMS* na CIVM foi utilizada janela móvel de um segundo.

Utilizou-se regressão linear simples para determinar a taxa de mudança da *FM* em função do tempo (ETAPAS A, B e C). Para isto obteve-se o *slope* (coeficiente angular da reta) de cada um dos cinco músculos nos diferentes exercícios. Os *slopes* (Hz/s) quando negativos evidenciam a ocorrência de fadiga muscular<sup>13,22</sup>.

#### Análise Estatística

A análise estatística foi realizada pelo software *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 20.0 (IBM Corp, NY, Estados Unidos) e os dados apresentados em média e desvio padrão. Os dados de *RMS* não passaram no teste *Shapiro Wilk* e foram transformados em log (log10), enquanto que os valores angulares de *slope* passaram no teste *Shapiro Wilk*. Teste de *Mauchly* foi aplicado para verificar esfericidade, caso não fosse assumido, aplicou-se ajuste de *Greenhouse-Geisser*.

Valores de *RMS* de cada músculo foi analisado pelo teste ANOVA *two-way* (2 exercícios x 3 etapas), com teste post hoc de *Sidak*. Valores de *slope* de cada músculo foi analisado pelo teste ANOVA *two-way* (2 exercícios x 5 músculos), com teste post hoc de *Sidak*. Nível de significância estabelecido foi 5% para todos dados ( $p < 0.05$ ).

#### Resultados

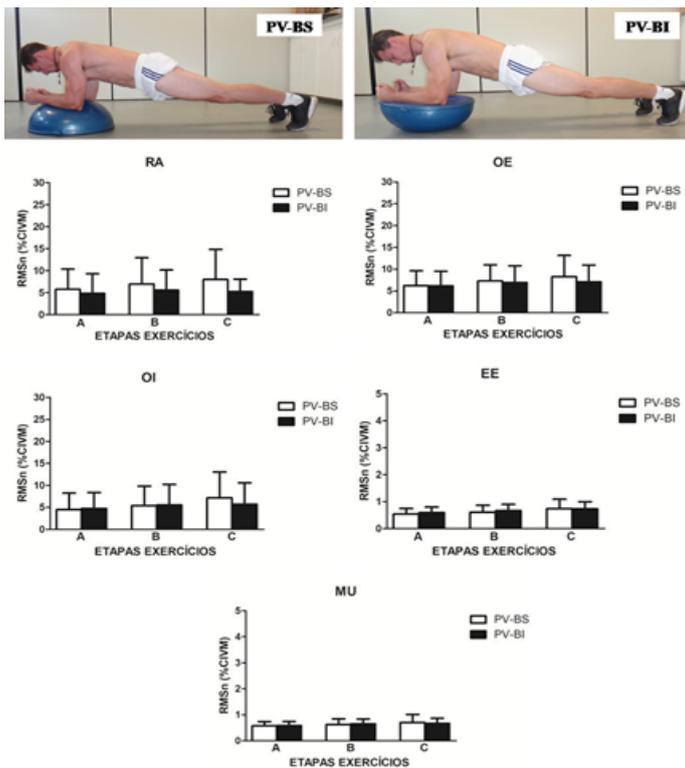
Não houve diferenças significativas entre exercícios PV-BS e PV-BI (figura 1) para a atividade EMG (*RMS*) de todos os músculos (RA:  $F = 4.38$ ,  $p = 0.055$ ; OE:  $F = 1.98$ ,  $p = 0.181$ ; OI:  $F = 1.97$ ,  $p = 0.664$ ; EE:  $F = 1.42$ ,  $p = 0.252$ ; MU:  $F = 0.43$ ,  $p = 0.523$ ).

Houve diferenças significativas entre etapas para a atividade EMG dos músculos RA ( $F = 9.08$ ;  $p < 0.001$ ), OE ( $F = 7.32$ ;  $p < 0.008$ ), OI ( $F = 16.50$ ;  $p < 0.001$ ), EE ( $F = 29.87$ ;  $p < 0.001$ ) e MU ( $F = 21.14$ ;  $p < 0.001$ ). Após análises *post hoc*, a atividade EMG dos músculos RA e OE foram significativamente maiores nas etapas B (RA:  $p < 0.017$ ; OE:  $p < 0.003$ ) e C (RA:  $p < 0.015$ ; OE:  $p < 0.013$ ) em comparação com etapa A.

Para os músculos OI, EE e MU, ocorreu aumento linear da atividade EMG entre as etapas ([A<B]:  $p < 0.006$ ,  $p < 0.001$ ,  $p < 0.001$ , respectivamente; [A<C]:  $p < 0.001$ , OI; [B<C],  $p < 0.030$ ,  $p < 0.002$ ,  $p < 0.008$ , respectivamente).

Interação significativa entre exercício e etapa existiu para todos músculos (RA:  $F = 10.24$ ;  $p < 0.001$ ; OE:  $F = 7.63$ ,  $p < 0.008$ ; OI:  $F = 4.48$ ,  $p < 0.040$ ; EE:  $F = 18.63$ ,  $p < 0.001$ ; MU:  $F = 11.38$ ,  $p < 0.001$ ). No exercício PV-BS, ocorreu aumento linear entre as etapas na atividade EMG dos músculos RA, OI, EE e MU, enquanto a atividade EMG do OE foi significativamente maior nas etapas B e C em comparação etapa A.

Na PV-BI, ocorreu aumento linear entre as etapas na atividade EMG do EE, enquanto a atividade EMG dos músculos OE, OI e MU foram significativamente maiores nas etapas B e C em comparação a etapa A.



**Figura 1.** Comparação do Root Mean Square normalizado (percentage contração isométrica voluntária máxima). RA: Reto do Abdomine; OE; Oblíquo Externo do Abdomine; OI Oblíquo Interno do Abdomine; EE: Eretor da Espinha; UM: Multifído; A: Fase inicial; B: Fase meia; C: Fase final; PV-BS: prancha ventral com bosu normal; PV-BI; prancha ventral com bosu invertido.

Os valores de *slope* de todos os músculos apresentaram-se negativos, indicando fadiga muscular (figura 2). Não houve diferenças significativas nos valores de *slope* de cada músculo entre exercícios PV-BS e PV-BI ( $F = 0.06$ ,  $p = 0.797$ ).

Diferenças significativas foram exibidas entre os músculos ( $F = 6.01$ ,  $p < 0.001$ ) em cada exercício específico, e estão detalhadas na figura 2.

Não foi demonstrada interação significativa entre exercício e músculo ( $F = 0.77$ ,  $p = 0.548$ ).

**Discussão**

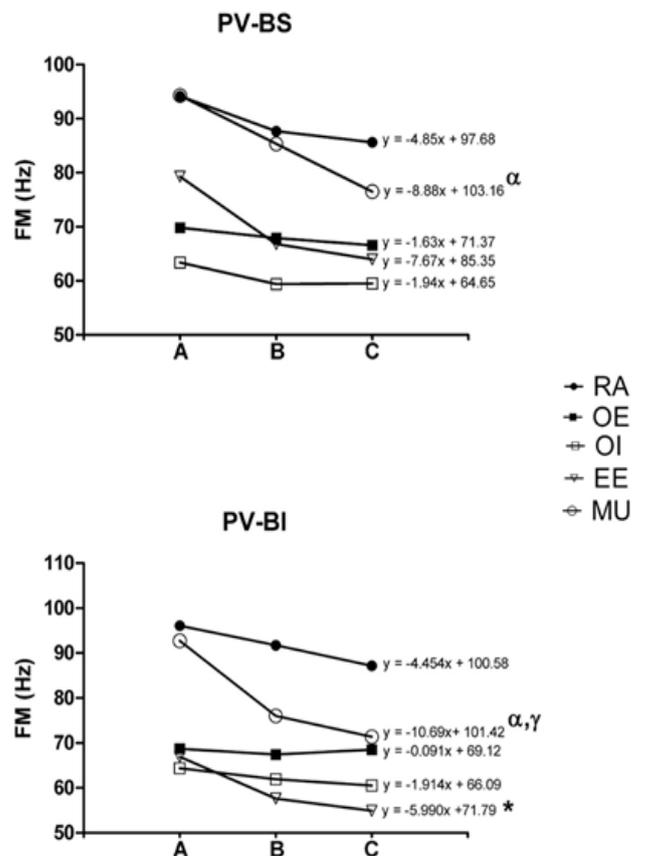
O principal achado do presente estudo confirma a hipótese de que mais tempo de exercício provocaria o aumento significativo da atividade eletromiográfica, entretanto sem diferenças entre PV-BS e PV-BI. Destaca-se que os achados tornam-se relevantes,

considerando que são escassas as evidências relacionadas à EMG, comparando as duas situações com duração de 45 segundos, diferenciando-se de vários estudos<sup>6,9,12</sup> com menor duração.

Na presente pesquisa foi demonstrada similaridade na atividade EMG de todos os músculos comparando PV-BS e PV-BI. Czaprowski et al.<sup>5</sup> demonstraram maior atividade EMG de músculos abdominais na prancha ventral com bola de ginástica em comparação a prancha ventral no solo e PV-BS. Alguns aspectos desses autores<sup>5</sup> diferem do presente estudo: (1) a coleta foi apenas em uma sessão, (2) utilizaram oito exercícios e (3) cinco segundos de contração. No presente estudo foram três sessões de coletas, utilizado apenas dois exercícios e com 45 segundos de contração, tornando difícil a discussão com esses autores.

Campos e Neto<sup>23</sup> destacaram que a estabilidade no exercício fica comprometida caso a base de suporte da superfície possua uma menor área de contato com solo, porém atestamos que mesmo com redução na área de contato com solo no *bosu* invertido, este não foi capaz de promover maior atividade EMG. Uma das hipóteses para esse resultado possa ter sido compensada pela maior sobrecarga e força executada pelo membro superior para estabilização<sup>9</sup> durante a execução do PV-BI, porém essa afirmação precisa ser confirmada por futuros estudos.

O *feedback* somatossensorial relacionado com a orientação dos segmentos corporais, requer ajustes posturais contínuos<sup>3</sup>. Utilizando o *bosu*, esses ajustes são demonstrados, devido ao aumento linear do RMS dos músculos locais fornecendo base para os músculos globais e é demonstrado pela redução da FM, em que, predominantemente os músculos locais entram em processo de fadiga antes dos músculos globais.



**Figura 2.** Análise de regressão linear dos valores de frequência mediana em função do tempo de contração. A: Fase inicial; B: Fase meia; C: Fase final; RA: Reto do Abdomine; OE; Oblíquo Externo do Abdomine; OI Oblíquo Interno do Abdomine; EE: Eretor da Espinha; UM: Multifído; PV-BS: prancha ventral com bosu normal; PV-BI; prancha ventral com bosu invertido;  $\alpha$ ,  $\gamma$  Diferença entre os músculos OE e MU (PV-BS:  $p=0.048$  / PV-BI:  $p=0.002$ );  $\gamma$  Diferença entre os músculos OI e MU (PV-BI:  $p=0.032$ ); \* Diferença entre os músculos OE e EE (PV-BI:  $p=0.004$ ).

Dentre as principais originalidades do presente trabalho é a análise do sinal EMG na PV-BS e PV-BI durante um tempo de execução amplamente utilizado na prática clínica e treinamento. Os resultados demonstraram aumento da atividade EMG (RMS) e redução da frequência mediana (*slope* negativo) durante as diferentes fases em ambos os exercícios, comportamento denominado de fadiga eletromiográfica<sup>24</sup>.

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 atividade e com a necessidade de maior produção de força. Quanto maior produção de força é necessária, porcentagens maiores de UM tipo II são recrutadas, visto que essas unidades de contração rápida compreendem não só mais fibras musculares, mas também fibras maiores e mais fortes<sup>1</sup>. Acredita-se que com aumento do tempo, 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.

Os valores de *slope* de todos os músculos apresentaram-se negativos, indicando fadiga muscular, corroborando com achados de De Blaiser et al.<sup>13</sup>, que encontraram *slopes* negativos nos músculos do *core* durante um teste de resistência de prancha ventral.

A ativação repetida das fibras musculares tipo II resulta em acidose aumentada<sup>1</sup>, assim, decréscimo da frequência mediana para baixas frequências de espectro reflete a fadiga periférica de fibras do tipo II<sup>13</sup>. A compressão do espectro para baixas frequências é devida alterações na quantidade de H<sup>+</sup> e K<sup>+</sup> e diminuição do pH intersticial<sup>25</sup>. Esta mudança de concentração de íons provoca alteração na excitabilidade da membrana das fibras musculares, produzindo diminuição na velocidade de condução do potencial de ação<sup>13</sup>. Acredita-se que essas alterações foram observadas em todos os músculos durante PV-BS e PV-BI, sendo mais proeminentes no músculo local multifido (figura 2), que está relacionado com estabilidade segmentar da coluna durante movimentos ou ajustes posturais.

Baixa resistência à fadiga dos músculos do tronco e atrofia de fibras tipo II do músculo multifido é comum em pacientes com lombalgia<sup>13</sup>. Os exercícios PV-BS e PV-BI produziram atividade EMG menor que 20% da CIVM para todos os músculos analisados, sendo indicados para desenvolvimento da resistência muscular<sup>15</sup>.

No presente estudo foi utilizado um grupo de voluntários masculino, jovens, saudáveis, fisicamente ativos e sem histórico de lombalgia, portanto, os resultados devem ser aplicados com precauções para diferentes populações, tornando-se um fator limitante a essa população estudada. Futuros estudos devem comparar a atividade EMG em sujeitos com e sem lombalgia.

Conclui-se que há similaridade de atividade EMG, e do ponto de vista prático, a escolha da utilização do PV-BS ou PV-BI não se difere para indivíduos treinados, entretanto, a escolha do tempo de 45 segundos é uma estratégia interessante para aumentar a atividade EMG de músculos do *core* e trabalhar a resistência à fadiga muscular; fatores imprescindíveis para prevenção de lombalgia.

**Autoria.** Todos os autores contribuíram intelectualmente no desenvolvimento do trabalho, assumiram a responsabilidade do conteúdo e, da mesma forma, concordam com a versão final do artigo. **Financiamento.** Esse estudo recebeu suporte financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (IC-FAPEMIG20170412). **Agradecimentos.** Os autores agradecem a Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais pelo suporte financeiro. **Conflito de interesses.** Os autores declaram não haver conflito de interesses. **Origem e revisão.** Não foi encomendada, a revisão foi externa e por pares. **Responsabilidades Éticas.** Proteção de pessoas e animais: Os autores declaram que os procedimentos seguidos estão de acordo com os padrões éticos da Associação Médica Mundial e da Declaração de Helsinque. **Confidencialidade:** Os

autores declaram que seguiram os protocolos estabelecidos por seus respectivos centros para acessar os dados das histórias clínicas, a fim de realizar este tipo de publicação e realizar uma investigação / divulgação para a comunidade. **Privacidade:** Os autores declaram que nenhum dado que identifique o paciente aparece neste artigo.

## Referências

1. Fleck SJ, Kraemer WJ. Fundamentos do treinamento de força muscular. São Paulo: Artmed; 2017.
2. Willardson MJ. Desenvolvendo O Core. Phorte Editora; 2017.
3. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010;35(1):91-108.
4. Atkins SJ, Bentley I, Brooks D, Burrows MP, Hurst HT, Sinclair JK. Electromyographic Response of Global Abdominal Stabilizers in Response to Stable- and Unstable-Base Isometric Exercise. *J Strength Cond Res.* 2015;29(6) suppl 1:1609-15.
5. Czaprowski D, Afeltowicz A, Gebicka A, Pawlowska P, Kedra A, Barrios C, et al. Abdominal muscle EMG-activity during bridge exercises on stable and unstable surfaces. *Phys Ther Sport.* 2014;15(3):162-8.
6. Maeo S, Takahashi T, Takai Y, Kanehisa H. Trunk Muscle Activities during Abdominal Bracing: Comparison among Muscles and Exercises. *J Sports Sci Med.* 2013;12(3):467-74.
7. Fozia, Sharma S, Sharma S, Arora N. Core Muscles Electromyographic Analysis in Collegiate Athlete on Performing Deadlift on Different Unstable Surfaces. *Indian J Forensic Med Pathol.* 2019;12(2):95-105.
8. Faries MD, Greenwood M. Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength Cond J.* 2007;29(2):10-25.
9. Byrne JM, Bishop NS, Caines AM, Crane KA, Feaver AM, Pearcey GEP. Effect of using a suspension training system on muscle activation during the performance of a front plank exercise. *J Strength Cond Res.* 2014;2(11):3049-55.
10. Calatayud J, Casaña J, Martín F, Jakobsen MD, Colado JC, Andersen LL. Progression of Core Stability Exercises Based on the Extent of Muscle Activity. *Am J Phys Med Rehabil.* 2017;96 (10) suppl 1:694-9.
11. Snarr RL, Esco MR. Electromyographical Comparison of Plank Variations Performed With and Without Instability Devices. *J Strength Cond Res.* 2014;28(11): suppl 1:3298-305.
12. Sousa GC, Lizardo FB, Bernardino Júnior R, Silva DCO, Gregório FC, Santos LA, et al. Análise eletromiográfica dos músculos do Core em exercícios de estabilização do tronco com diferentes superfícies instáveis. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde.* 2011.
13. De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Dannels L, Bossche LV, Palmans T, Roosen P. Evaluating abdominal core muscle fatigue: Assessment of the validity and reliability of the prone bridging test. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;28(2):391-9.
14. Hung M, Saltzman CL, Voss MW, Bousanga J, Kendall R, Lawrence B, Brodke D. Responsiveness of the Patient-Reported Outcomes Measurement Information System (PROMIS), Neck Disability Index (NDI) and Oswestry Disability Index (ODI) instruments in patients with
15. García-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Pecogonzález N, Vera-García FJ. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3):398-406.
16. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblett G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sports Phy Ther.* 2010;40(5):265-76.
17. Ishida H, Fujisawa M, Yokoyama R, Suehiro Tadanobu, Watanabe S. Electromyographic activities of the abdominal muscles during 30% and 75% of maximum expiratory pressure. *J Bodyw Mov Ther.* 2017;21(4):794-7.
18. Kang H, Jung J, Yu J. Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *J Sports Sci Med.* 2012;11(3):510-5.
19. Correa CS, Costa R, Pinto RS. Utilização de diferentes técnicas para o controle do posicionamento dos eletrodos de superfície na coleta do sinal eletromiográfico. *Rev Acta Bra Mov Hum.* 2012;2(2):5-13.
20. Brown LE. Treinamento de força. Em: *National Strength and Conditioning Association.* São Paulo: Manole; 2008.
21. Vera-García FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC Techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):10-6.
22. Ringheim I, Indahl A, Roeleveld K. Reduced muscle activity variability in lumbar extensor muscles during sustained sitting in individuals with chronic low back pain. *Plos One.* 2019;14(3):1-13.
23. Campos MA, Neto BC. Treinamento funcional resistido: Para melhoria da capacidade funcional e reabilitação de lesões musculoesqueléticas. Rio de Janeiro: Revinter; 2008.
24. Silva CR, Silva DO, Briani RV, Pazzinatto MF, Ferrari D, Azevedo FM. Test-retest reliability of electromyographic signal parameters used to evaluate neuromuscular fatigue in quadriceps femoris muscle. *Kinesiology.* 2016;48(2):174-81.
25. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2): 135-63.