



FREDERICO BALBINO LIZARDO

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO
CORE EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE
ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO**

PIRACICABA

2013



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

FREDERICO BALBINO LIZARDO

**ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO
CORE EM DIFERENTES EXERCÍCIOS DE
ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Doutor em Biologia Buco-Dental, Área de Anatomia.

Orientadora: Prof^ª. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pelo aluno Frederico Balbino LizarDO e orientado pela Prof^ª. Dra. Delaine Rodrigues Bigaton.

Assinatura da Orientadora

PIRACICABA

2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

L768a Lizardo, Frederico Balbino, 1980-
Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em diferentes exercícios de estabilização do tronco / Frederico Balbino Lizardo. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Delaine Rodrigues Bigaton.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Músculos abdominais. 2. Eletromiografia. I. Bigaton, Delaine Rodrigues. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Electromyographic analysis of the *core* muscles in different exercises of trunk stabilization

Palavras-chave em inglês:

Abdominal muscles

Electromyography

Área de concentração: Anatomia

Titulação: Doutor em Biologia Buco-Dental

Banca examinadora:

Delaine Rodrigues Bigaton [Orientador]

Gilmar da Cunha Souza

Paulo Henrique Marchetti

Fausto Bérzin

Roberto Bernardino Júnior

Data de defesa: 19-12-2013

Programa de Pós-Graduação: Biologia Buco-Dental



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública, realizada em 19 de Dezembro de 2013, considerou o candidato FREDERICO BALBINO LIZARDO aprovado.

Profa. Dra. DELAINE RODRIGUES BIGATON

Prof. Dr. GILMAR DA CUNHA SOUZA

Prof. Dr. PAULO HENRIQUE MARCHETTI

Prof. Dr. FAUSTO BERZIN

Prof. Dr. ROBERTO BERNARDINO JÚNIOR

RESUMO

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 ou gestos esportivos, bem como suportar cargas, prevenir disfunções como lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais. Exercícios de estabilização do tronco são frequentemente utilizados em programas de prevenção/reabilitação ou treinamento esportivo e muitos destes consistem na manutenção da posição "neutra" da coluna com aplicação de diferentes tipos de sobrecarga. Assim sendo, esse trabalho composto por três artigos, teve como objetivo: 1) analisar os efeitos na atividade eletromiográfica dos músculos do *core* com a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga progressiva (apoio unilateral com e sem superfícies instáveis e variação de movimentos dos membros, com e sem resistência) durante exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral; 2) avaliar a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* nos exercícios de estabilização prancha ventral e lateral com e sem utilização de diferentes superfícies instáveis; 3) analisar os índices de cocontração geral e local dos músculos flexores e extensores do tronco nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral com e sem superfícies instáveis. A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino ($23,65 \pm 4,49$ anos), saudáveis e fisicamente ativos. A coleta do sinal eletromiográfico foi realizada com eletrodos de superfície diferenciais simples. O sinal eletromiográfico foi analisado no domínio temporal (RMS e Envolvimento Linear) e normalizado pela Contração Isométrica Voluntária Máxima. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística paramétrica, empregando-se teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os resultados mostraram que a incorporação de movimentos do membro produz maior atividade dos músculos abdominais locais e glúteo médio (GM), enquanto a utilização de superfícies instáveis e movimento do membro intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais e a adição de sobrecarga externa influencia o recrutamento do GM. Observou-se ainda que a utilização isolada da superfície instável não aumenta o recrutamento dos músculos do *core* na prancha lateral, no entanto, a

instabilidade simples no membro superior com bola de ginástica e a instabilidade dupla na prancha ventral intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais. Não foram demonstradas diferenças significativas nos índices de contração durante os exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral com e sem a utilização de superfície instável. A compreensão dessas respostas é importante para profissionais da área da saúde determinarem a progressão apropriada nos programas de prevenção e reabilitação do *core*, ou treinamento esportivo.

Palavras chave: Músculos abdominais. Eletromiografia. Treinamento.

ABSTRACT

The core is a segment of the body related to the trunk or more specifically to the lumbopelvic region. The core stability is essential to provide a basis for movements of upper and lower limbs in daily activities or sports, as well as to support loads, prevent disorders as back pain, develop strength and protect the spinal cord and nerve roots. Trunk stabilization exercises are often used in programs of prevention/rehabilitation or sports training and many of these are performed to maintain the "neutral" position of the spine by applying different types of load. For that reason, this work consisted of three articles and, aimed: 1) to analyze the effects of the core muscles on electromyographic (EMG) activity using different strategies of progressive loads (unilateral support with and without unstable surfaces and variation in limb movements, with and without resistance) in prone and side bridges exercises of trunk stabilization; 2) to evaluate the EMG activity of the core muscles in stabilization exercises in prone and side bridges with and without use of different unstable surfaces; 3) to analyze the rates of general and local cocontraction of the trunk flexor and extensor muscles in stabilization exercises in prone and side bridges with and without unstable surfaces. Twenty-two male, healthy and physically active volunteers (age, 23.65 ± 4.49 years), were recruited for this study. EMG data were collected using single differential surface electrodes. The EMG signal was analyzed in the time domain (RMS and linear envelope) and normalized by the maximum voluntary isometric contraction. The data were subjected to parametric statistical analysis, using the analysis of variance (ANOVA) for repeated measures. The results showed that incorporating limb movements produces greater activity of the gluteus medius (GM) and local abdominal muscles, whereas the use of unstable surfaces and limb movements enhances the recruitment of the global abdominal muscles, and the addition of external load influences the GM recruitment. Also, the isolated use of unstable surfaces did not increase the recruitment of the core muscles in the side bridge; however, the upper limb single instability with fitness ball and the double instability in the prone bridge intensified the recruitment of the global abdominal muscles. No significant differences were found in rates of cocontraction during stabilization exercises in prone and side bridges with and without the use of unstable surfaces. Understanding these

responses will be important for healthcare professionals to determine the appropriate progression in programs of prevention/ rehabilitation of the core, or sports training.

Keywords: Abdominal Muscles. Electromyography. Training.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	Xiii
AGRADECIMENTOS	Xv
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULOS	5
CAPÍTULO 1: Análise eletromiográfica dos músculos do <i>core</i> em exercícios de estabilização do tronco com diferentes níveis de sobrecarga.	7
CAPÍTULO 2: Análise eletromiográfica dos músculos do <i>core</i> em exercícios de estabilização do tronco com diferentes superfícies instáveis.	31
CAPÍTULO 3: Padrão de cocontração dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis.	53
CONCLUSÃO	75
REFERÊNCIAS	77
ANEXO I	79
ANEXO II	80
ANEXO III	85
ANEXO IV	86
ANEXO V	87
ANEXO VI	88
ANEXO VII	89
ANEXO VIII	91
ANEXO IX	92

DEDICATÓRIA

A minha família (**Antenor** [in memoriam], **Carmem e Janaína**), pelo amor e apoio nos momentos mais difíceis dessa caminhada.

A minha namorada, companheira e futura esposa **Jaqueline**, pelo amor, paciência e apoio incondicional.

AGRADECIMENTOS

A **DEUS** por me abençoar e me iluminar nesta vida, sempre me dando forças para superar os desafios. Agradeço a **DEUS** por colocar tantas pessoas maravilhosas ao meu redor, que me inspiram no cotidiano a crescer e a buscar uma melhora na vida pessoal e profissional.

A toda **minha família**, pela confiança e apoio incondicional.

A minha namorada **Jaqueline**, pelo amor, carinho e apoio incondicional. Há quanto tempo eu esperava encontrar alguém assim! Agradeço a deus por ter uma pessoa tão maravilhosa ao meu lado, muito obrigado!

A minha orientadora e amiga Prof. Dra. **Delaine Rodrigues Bigaton**, pela orientação, ensinamentos, apoio, paciência e extrema dedicação profissional dispensada e, acima de tudo, pela amizade. Muito obrigado pela confiança e oportunidade!

Ao meu amigo Prof. Dr. **Fausto Bérzin**, pelos ensinamentos em minha formação acadêmica, no meu envolvimento com a pesquisa científica, e sobretudo, pelo exemplo de competência e amor a profissão. Muito obrigado!

Ao meu amigo, irmão, e companheiro de profissão Prof. Dr. **Gilmar da Cunha Sousa**, um dos responsáveis pela realização de todos os meus projetos profissionais. As palavras são poucas para descrever o quanto eu sou grato pelos seus ensinamentos, conselhos, confiança e amizade, saiba que você é um exemplo de pessoa e de profissional que norteia a minha caminhada. Muito Obrigado!!!!

Ao Programa de Pós-Graduação em Biologia Buco-Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), pela oportunidade oferecida para a realização do presente trabalho.

A minha ``outra`` família **Conceição, Rosa, Júlio, Juliana, Isadora e familiares**, pela amizade, incentivo e apoio incondicional.

Aos amigos pós-graduandos do Departamento de Morfologia da FOP/UNICAMP, **Cristiano, Carlos, Liege, Gustavo, João, Marta, Valério, Vinicius...**, pelo carinho e companheirismo concedidos durante nossa convivência.

Aos técnicos, professores e colegas da disciplina de Anatomia Humana da Universidade Federal de Uberlândia, **Lázaro, Vandercir, Esvandir, Anivanda, Daniela, Roberto, Fábio, Facury, Rade** (*in memorian*), **Alexandre, José Wilson, Lindolfo, Renata, Rosângela**, pelo apoio e pela amizade durante vários anos.

Ao professor Dr. **Cleudemar Alves Fernandes** pela correção ortográfica deste trabalho.

Aos meus queridos amigos **Aurélio, Ana Luiza, Dolvane, Cristian, Rafael, Eduardo, Carol, Fernando França, Anselmo, Luiz Fernando, Leandro Rezende, João Elias, Gilson, Thiago Fidales**, pelo apoio e incentivo durante todos estes anos de convivência.

Aos **Voluntários**, pela imprescindível participação no procedimento experimental, pela atenção e respeito ao compromisso.

Obrigado!

INTRODUÇÃO

O *core* (núcleo) é o local no qual o centro de gravidade fica localizado e está relacionado especificamente com a região lombar-pélvica do corpo (Handzel, 2003; Oliver et al., 2010). A estabilidade desta região é fundamental para proporcionar base para movimentos dos membros superior e inferior, suportar cargas e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (Ellsworth, 2012). Segundo Handzel (2003), o *core* é a zona de potência do corpo por ser a região onde todos os movimentos são iniciados, além de estar relacionado com desenvolvimento de força, manutenção do equilíbrio, estabilidade e melhora de coordenação durante o movimento.

O sistema de estabilização do *core* é dividido em três subsistemas distintos: subsistema passivo, subsistema ativo muscular e subsistema neural. O subsistema passivo consiste nos ligamentos da coluna vertebral e as articulações entre as faces articulares das vértebras adjacentes (articulações zigoapofisárias), que sustenta uma carga limitada de cerca de 10 kg, portanto, o subsistema ativo muscular é necessário para permitir o suporte da própria massa corporal e de cargas adicionais associados com as atividades dinâmicas. Quando considerado de forma independente, o subsistema passivo tem um potencial limitado para estabilizar a coluna vertebral (Willardson, 2007; Behm et al., 2010).

O subsistema ativo é composto pelos músculos do tronco, que podem ser classificados em locais e globais de acordo com suas características anatômicas e funcionais (Behm et al., 2010). 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 do corpo ou ajustes posturais. Como estabilizadores globais, são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos flexão, rotação e extensão do tronco (Behm et al., 2010; Sundstrup et al., 2012).

O subsistema neural tem a complexa tarefa de monitorar e ajustar continuamente as forças musculares baseado no feedback fornecido pelos fusos neuromusculares, os órgãos tendinosos de Golgi e ligamentos da coluna vertebral. Os requisitos para a estabilidade pode variar instantaneamente, de acordo com os ajustes posturais ou cargas externas aplicadas. O subsistema neural deve trabalhar concomitantemente para garantir estabilidade suficiente mas também para permitir movimentos articulares (Willardson, 2007).

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. A estabilidade do *core* é um componente fundamental para maximizar a eficiência atlética por meio da ativação de cadeia cinética que gerará melhoras no posicionamento e na velocidade de movimento (Evangelista e Macedo, 2011).

O treinamento do *core* para a qualidade de vida está relacionado principalmente a diminuição na prevalência da dor lombar referida. Nos dias atuais, calcula-se que 70 a 80% da população mundial têm ou terão algum problema relacionado a lombalgia, com episódios mais frequentes em indivíduos entre os 30 a 50 anos (Evangelista e Macedo, 2011). O impacto na sociedade, geralmente, é avaliado pelos custos diretos e indiretos, como com cuidados médicos e compensações, chegando a bilhões de dólares anualmente em todo o mundo (Rossi, 2011).

Na prática desportiva, segundo estudos epidemiológicos, a lombalgia acomete de 30 a 60% dos ciclistas, representando uma das queixas mais comuns entre as disfunções musculoesqueléticas neste esporte (Alencar et al., 2011). Gillies e Dorgo (2013) afirmaram que entre 21 e 84% dos atletas de "esportes rotacionais" como tênis, beisebol e golfe, tiveram lombalgia durante a participação em seu esporte, além disso, tal como acontece com atletas de outros esportes que exigem movimentos repetitivos de extensão, rotação ou flexão do tronco, ginastas demonstram alta prevalência de dor lombar (Durall et al., 2009).

Desse modo, vários programas de intervenção utilizando exercícios de estabilização da coluna foram propostos com o intuito de aprimorar a estabilidade lombar e automaticamente prevenir e reabilitar a dor lombar não específica (Marques et al., 2013).

Os exercícios de estabilização do tronco (ponte, prancha ventral e lateral) consistem na manutenção da posição "neutra" da coluna com aplicação de diferentes tipos de sobrecarga, como movimento dos membros (Kim et al., 2013; Tan et al., 2013), utilização de superfícies instáveis (Lehman et al., 2005; Imai et al., 2010) ou a combinação destas estratégias (Feldwieser et al., 2012).

Com a crescente popularidade do treinamento do *core*, diferentes equipamentos são lançados no mercado (Faries e Greenwood, 2007), dentre os quais, destacam-se as superfícies instáveis (bola de ginástica, *bosu*, disco e rolo de espuma) que são amplamente utilizadas na prática clínica e no âmbito esportivo (Behm et al., 2010).

Vários estudos analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* em diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco (Okubo et al., 2010; Oliver et al., 2010a; García-Vaquero et al., 2012; Gottschall et al., 2013) com e sem superfícies instáveis (Marshall e Desai, 2010; Imai et al., 2010; Feldwieser et al., 2012; Kang et al., 2012). Outros estudos compararam a atividade elétrica destes músculos nos exercícios de estabilização em relação aos exercícios utilizados no treinamento resistido convencional, como agachamento e levantamento terra (Hamlyn et al., 2007; Nuzzo et al., 2008; Desai e Marshall, 2010). Por último, alguns autores analisaram o recrutamento dos músculos do *core* nos exercícios de levantamento terra, flexão de braço, agachamento e supino com e sem superfícies instáveis (Medrano et al., 2010; Anderson et al., 2013; Saeterbakken e Fimland, 2013a; Saeterbakken e Fimland, 2013b).

Todavia, existem lacunas na literatura demonstrando os efeitos na atividade muscular do tronco com a aplicação de distintas estratégias de sobrecarga progressiva nos exercícios de prancha ventral e lateral, tais como a utilização de diferentes superfícies instáveis, variação de movimentos dos membros com ou sem resistência ou a combinação destas estratégias.

A identificação das peculiaridades de cada estratégia de sobrecarga nos exercícios de estabilização é fundamental para otimização de programas de prevenção, reabilitação e treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento dos músculos do *core*.

O presente trabalho, composto por três artigos, teve como objetivo geral analisar a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* com a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga progressiva durante os exercícios de estabilização prancha ventral e lateral em indivíduos jovens saudáveis.

CAPÍTULOS

Esta tese está baseada na Resolução CCPG UNICAMP/002/13 que regulamenta o formato alternativo para dissertação e teses e permite a inserção de artigos científicos de autoria ou co-autoria do candidato, já publicados ou submetidos em periódicos científicos ou anais de congressos sujeitos a arbitragem (ANEXO 1).

Sendo assim, esta tese é composta de três artigos, conforme descrito abaixo:

CAPÍTULO 1.

Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em exercícios de estabilização do tronco com diferentes níveis de sobrecarga. Este artigo foi submetido para revista Journal of Electromyography and Kinesiology (Anexo 2).

CAPÍTULO 2.

Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em exercícios de estabilização do tronco com diferentes superfícies instáveis. Este artigo será submetido para revista European Journal of Sport Science.

CAPÍTULO 3.

Padrão de cocontração dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis. Este artigo será submetido para revista Motriz.

CAPÍTULO 1

Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em exercícios de estabilização do tronco com diferentes níveis de sobrecarga.

*** Frederico Balbino Lizardo¹, Daniela Cristina de Oliveira Silva², Fabio Clemente Gregório², Delaine Rodrigues Bigaton³.**

1- Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia - MG e Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), Piracicaba - SP.

2- LAPEC/UFU.

3-Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba - SP e FOP/UNICAMP.

* Autor para correspondência

Universidade Federal de Uberlândia – Campus Umuarama

Av. Pará 1720 - Bloco 2A - Sala 2A06, Jardim Umuarama- CEP: 38.400-902

fredbalbino@hotmail.com

RESUMO: Neste estudo, objetivou-se analisar os efeitos na atividade eletromiográfica dos músculos do *core* com a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga progressiva (apoio unilateral com e sem superfícies instáveis e variação de movimentos dos membros, com e sem resistência) durante exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral. A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino e a coleta de dados foi realizada com eletrodos de superfície diferenciais simples. O sinal eletromiográfico foi quantificado pelo parâmetro RMS e normalizado pela Contração Isométrica Voluntária Máxima. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística paramétrica, empregando-se teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os resultados demonstraram que as diferentes estratégias de sobrecarga nos exercícios de prancha proporcionam respostas distintas no recrutamento dos músculos do *core*. Dessa forma, conclui-se que a incorporação de movimentos do membro produz maior atividade dos músculos abdominais locais e glúteo médio (GM), enquanto a utilização de superfícies instáveis e movimento do membro intensifica o recrutamento dos músculos abdominais globais e a adição de sobrecarga externa influencia o recrutamento do GM. A compreensão dessas respostas é importante para profissionais da área da saúde determinarem a progressão apropriada nos programas de prevenção e reabilitação do *core*, ou treinamento esportivo.

Palavras- chaves: Prancha ventral, Prancha lateral, Superfícies instáveis.

1. Introdução

O *core* é um segmento do corpo relacionado com o tronco ou, mais especificamente, com a região lombar-pélvica (Oliver et al., 2010), e sua estabilidade é fundamental para proporcionar uma base durante movimentos dos membros superior e inferior em atividades da vida diária ou gestos esportivos, bem como suportar cargas, prevenir disfunções como lombalgia, desenvolver força e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (Ellsworth, 2012; Tan et al., 2013).

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 do corpo ou ajustes posturais. Como estabilizadores globais, são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos do tronco (Behm et al., 2010; Sundstrup et al., 2012).

Exercícios de estabilização do tronco são frequentemente utilizados em programas de prevenção/reabilitação de lombalgia ou treinamento esportivo (Gottschall et al., 2013) e muitos destes consistem na manutenção da posição "neutra" da coluna com aplicação de diferentes tipos de sobrecarga, como movimento dos membros (Kim et al., 2013; Tan et al., 2013; García-Vaquero et al., 2012), utilização de superfícies instáveis (Lehman et al., 2005; Imai et al., 2010) ou a combinação dessas estratégias (Feldwieser et al., 2012).

Feldwieser et al. (2012) demonstraram que exercícios de ponte com superfícies instáveis e elevação unilateral de perna proporcionaram maior recrutamento dos músculos globais e locais do tronco, enquanto Kim et al. (2013) afirmaram que a execução da ponte com realização de movimentos do braço aumenta a atividade do OI.

Todavia, existem lacunas na literatura que demonstram os efeitos na atividade muscular do tronco com a utilização de diferentes progressões nos exercícios de prancha

ventral e lateral, tais como a adição de superfície instável com apoio unilateral ou variando os movimentos dos membros, com ou sem resistência.

A compreensão dessas respostas é importante para profissionais da área da saúde determinarem a progressão apropriada de exercícios para os músculos estabilizadores do tronco, pois, segundo Martuscello et al. (2013), exercícios que maximizam a atividade eletromiográfica podem proporcionar maiores desafios para o sistema neuromuscular e, conseqüentemente, serem mais eficazes para a melhora da força muscular e estabilidade desta região.

Portanto, objetivou-se analisar os efeitos na atividade eletromiográfica dos músculos do *core* com a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga progressiva (apoio unilateral com e sem superfícies instáveis e variação de movimentos dos membros, com e sem resistência) durante exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral.

A hipótese deste estudo é que os exercícios unilaterais e instáveis proporcionarão aumento da atividade eletromiográfica dos músculos globais e locais do tronco, enquanto a utilização de diferentes movimentos dos membros, com e sem resistência, produzirão maior recrutamento dos músculos rotadores do tronco.

2. Método

2.1. Caracterização da pesquisa e amostra: trata-se de um estudo de caráter experimental-quantitativo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 174.012) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da UFU.

A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino com idade entre $23,65 \pm 4,49$ anos, massa corporal $71,31 \pm 7,85$ kg, estatura $175,35 \pm 5,48$ cm e Índice de Massa Corpórea $23,14 \pm 1,74$ kg/m². Como critérios de inclusão, todos os indivíduos deveriam ser praticantes de atividade física regular pelo menos três vezes por semana nos últimos três meses, incluindo exercícios aeróbios e treinamento resistido (Marshall e Desai, 2010; Youdas et al., 2008), ser considerados fisicamente ativo ou muito ativo, de acordo

com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), e possuir IMC normal. Os voluntários não possuíam experiência nas 13 variações de exercícios de estabilização do tronco, todavia, todos tinham experiência nos exercícios de prancha lateral e ventral normal.

Foram excluídos indivíduos com histórico de lombalgias, avaliado pelo índice de incapacidade lombar Oswestry, e/ou qualquer outro tipo de disfunção musculoesquelética que pudesse interferir na execução dos exercícios. Foram excluídos também os indivíduos que utilizavam medicamentos que pudessem influenciar a atividade muscular.

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 seis voluntários. O cálculo amostral foi realizado utilizando-se o aplicativo BioEstat 4.0, *power* de 80% e *alpha* = 0,05. Este cálculo forneceu uma amostra de tamanho n = 22 para este estudo.

2.2. Eletromiografia: Para o registro eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da MyosystemBr1 P84/DATAHOMINIS Tecnologia® (Uberlândia, MG, Brasil), projetado de acordo com normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), o qual possui impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, filtros *Butterworth* e bateria recarregável integrada. O MyosystemBr1 P84 foi conectado a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria. Os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de *software Myosystem Br1* (versão 3.5.6). A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal durante toda a coleta, e os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-alta de 20 Hz e passa-baixa de 1000 Hz.

Para a captação dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) constituído por duas barras retangulares paralelas de prata pura de 10mm de comprimento,

1mm de largura e distância entre as barras de 10mm, com circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, razão de rejeição em modo comum de 92 dB e razão sinal/ruído $<3\mu\text{V}$ RMS. A preparação dos voluntários consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%.

Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos RA, OE, OI, MU, EE e Glúteo Médio (GM) do antímero direito (Gottschall et al., 2013; Tan et al. 2013), com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras musculares (De Luca, 1997). O eletrodo no músculo RA 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 (Hibbs et al., 2011).

Para o músculo OE, o eletrodo foi colocado superiormente a espinha iliaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical (García-Vaquero et al., 2012). O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril (Hibbs et al., 2011; García-Vaquero et al., 2012), localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS, onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI (Escamilla et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012).

Em relação ao músculo multífido foram utilizados os parâmetros do SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - (Hermens & Freriks, 1999), no qual o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de 2 a 3 centímetros da linha mediana do corpo. O eletrodo do EE foi fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar numa distância de aproximadamente 2 a 3 centímetros (García-Vaquero *et al.*, 2012). Para o músculo GM, o eletrodo foi posicionado na região lateral da pelve aproximadamente a 50% de uma linha traçada entre a crista ilíaca e o trocânter maior do osso fêmur, seguindo as recomendações do SENIAM (Hermens & Freriks, 1999).

O eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), constituído por um disco de aço inoxidável (30

mm de diâmetro x 1,5 mm de espessura), foi fixado na pele sobre a crista ilíaca esquerda (Hibbs et al., 2011; Kang et al., 2012).

2.3. Procedimento experimental: A coleta de dados foi dividida em dois dias distintos. No primeiro, os voluntários passaram por avaliação física e realizaram a familiarização dos exercícios e da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A coleta dos dados eletromiográficos ocorreu uma semana depois (Escamilla et al., 2010), no qual foram realizadas duas CIVM de 5 segundos com período de descanso de três minutos (Brown, 2008), para posterior normalização dos dados. Após o término das CIVM, foram utilizados cinco minutos de intervalo e, posteriormente, os sujeitos realizaram todos os exercícios de estabilização. A ordem destes foi aleatória por meio de sorteio.

Cada sujeito executou duas repetições de cada exercício com cinco segundos de contração isométrica, com intervalo de 30 segundos entre as repetições e um minuto entre os diferentes exercícios (Ekstrom et al., 2007).

Exercícios Executados:

(1) Prancha Lateral (PL): os sujeitos ficaram em decúbito lateral com braço direito abduzido a 90°, antebraço direito flexionado a 90° e cotovelo e antebraço direito apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado numa linha reta durante 5 segundos utilizando antebraço e pé direito como apoio.

(2) Prancha Ventral (PV): os sujeitos ficaram em decúbito ventral com braços e antebraços flexionados a 90° e cotovelos e antebraços apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado durante 5 segundos utilizando as pontas dos pés, cotovelos e antebraços como apoio.

(3) Exercícios com movimento dos membros: (PLF) prancha lateral com flexão da coxa esquerda, no qual a região calcânea do pé esquerdo ficou alinhada com os dedos do pé direito de apoio; (PLA) prancha lateral com abdução da coxa esquerda; (PLAA) prancha lateral com abdução do braço e coxa; (PVE) prancha ventral com elevação da coxa direita, no qual os dedos do pé elevado ficaram na altura do calcâneo do pé de apoio.

(4) Exercícios com superfície instável: os exercícios PL e PLF foram realizados utilizando disco de equilíbrio como apoio no antebraço direito (PLD / PLFD). Os exercícios PV e PVE foram executados apoiando os antebraços na bola de ginástica (PVB / PVEB).

(5) Exercícios com sobrecarga: os exercícios PVE e PLF foram realizados utilizando caneleira com 5 kg na perna elevada (PVEC) ou flexionada (PLFC).

Os exercícios foram executados utilizando respiração normal e estão demonstrados nas figuras 1 e 2. O tamanho da bola de ginástica (*gym ball, adidas performance* - FIT4 STORE, Campinas, SP, Brasil) foi selecionado de acordo com a altura do sujeito (Sundstrup et al., 2012) e foi inflada em relação ao peso do voluntário (Escamilla et al., 2010).

O disco de equilíbrio (Disco Flex Multiuso – MERCUR S.A., Santa Cruz do Sul, RS, Brasil) possui 30 cm e foi inflado de forma que as superfícies (os dois lados do disco) permanecessem planas, seguindo as recomendações do fabricante.

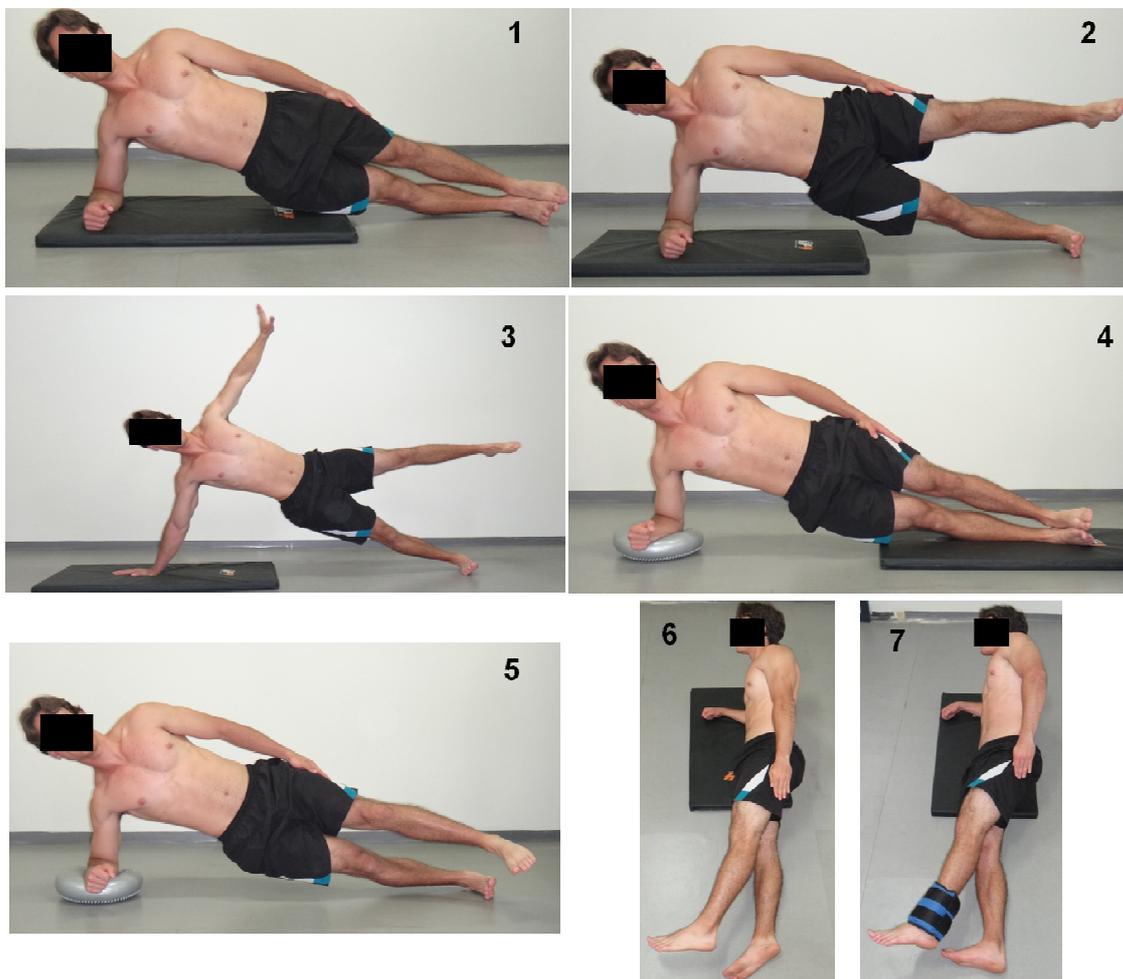


Figura 1: Exercícios de estabilização do tronco: (1) prancha lateral; (2) prancha lateral com abdução da coxa; (3) prancha lateral com abdução do braço e coxa; (4) prancha lateral com disco; (5) prancha lateral com flexão da coxa e disco; (6) prancha lateral com flexão da coxa; (7) prancha lateral com flexão da coxa e caneleira.

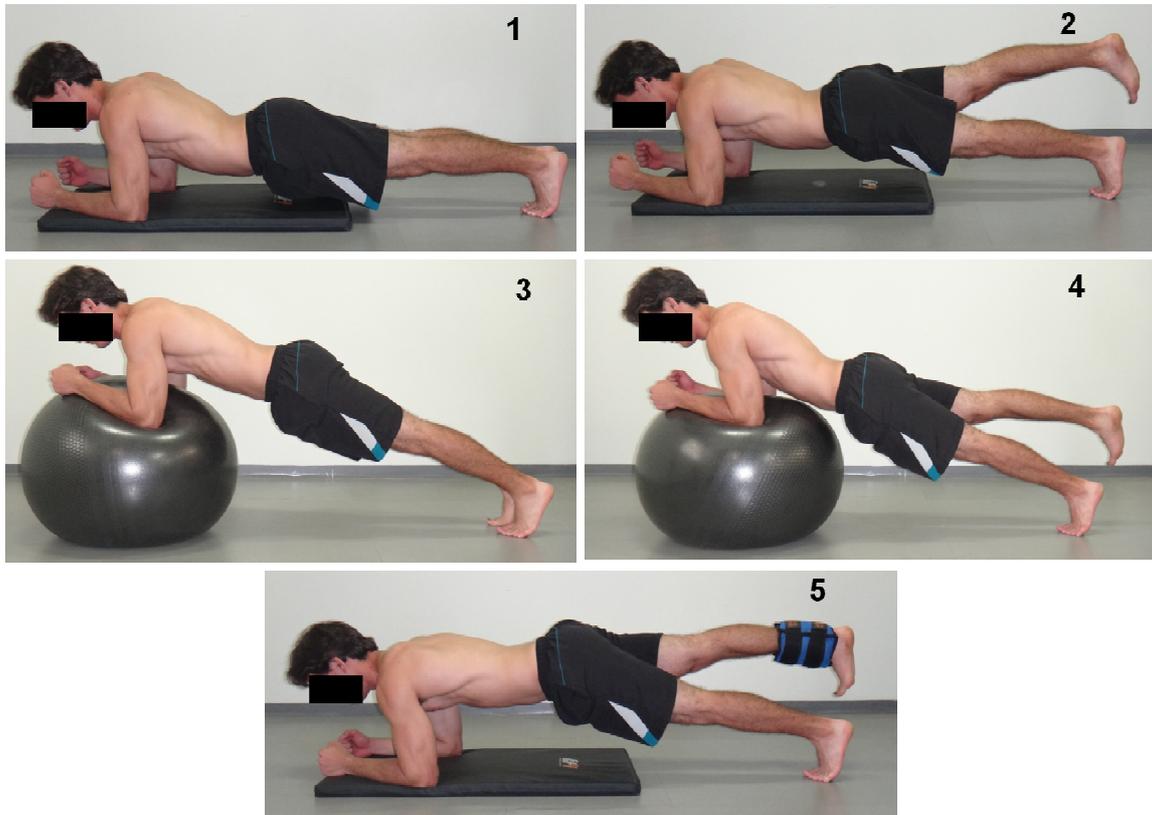


Figura 2: Exercícios de estabilização do tronco: (1) prancha ventral; (2) prancha ventral com elevação da coxa; (3) prancha ventral com bola de ginástica; (4) prancha ventral com elevação da coxa e bola de ginástica; (5) prancha ventral com elevação da coxa e caneleira.

2.4. Análise dos dados

Para análise do sinal, os valores brutos de RMS de cada músculo foram processados e analisados utilizando-se o software *Myosystem br1* (versão 3.5.6) a partir de uma janela de tempo de 3 segundos centrais, correspondendo ao trecho médio da atividade eletromiográfica. Os valores de RMS de cada músculo foram calculados a partir da média das duas repetições em cada exercício e normalizados em termos de porcentagem do maior valor bruto de RMS obtido das duas sequências de CIVM.

O valor máximo da CIVM foi utilizado para a normalização dos dados por apresentar menor coeficiente de variação em relação ao valor médio. Os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) de RMS nos testes de CIVM foram 0,952 (RA), 0,896 (OE),

0,889 (OI), 0,961 (MU), 0,958 (EE) e 0,687 (GM). Os testes de CIVM dos músculos do *core* foram realizados pelos voluntários de acordo com as respectivas funções musculares, conforme as recomendações da literatura específica (Hermens e Freriks, 1999; Vera-Garcia et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012; Kang et al., 2012).

2.5. Análise estatística

A análise estatística dos dados foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 3.0 – Graphpad Software, Inc). Utilizou-se o teste Shapiro Wilk para avaliar a normalidade dos dados e o teste Levene para verificar a homogeneidade das variâncias, posteriormente, testes paramétricos foram empregados em todas as análises. A análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para a comparação das médias dos valores de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo em diferentes exercícios, sendo que em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de Bonferroni para verificar onde havia diferença. O nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0,05$). Todos os resultados são apresentados na forma de média e desvio padrão e o tamanho do efeito (*effect size* / ES) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0,2 pequeno; ES = 0,5 médio e ES = 0,8 grande).

3. Resultados

A tabela 1 mostra os resultados referentes ao exercício de Prancha lateral, no qual foi possível observar que o músculos RA apresentou atividade eletromiográfica maior no exercício prancha lateral com flexão e disco (PLFD; 28,68%) quando comparado à maioria dos exercícios ($p < 0,05$; ES=0,83-1,16). O sinal EMG do músculo OE foi maior no exercício PLFD (51,50%) quando comparado à maioria dos outros exercícios ($p < 0,05$; ES=0,62-1,14).

O recrutamento do OI foi mais alto no exercício prancha lateral com flexão e caneleira (PLFC; 53,92%) em comparação aos exercícios prancha lateral (PL=21,72%; $p < 0,05$; ES=1,46), prancha lateral com abdução do braço e coxa (PLAA=35,17%; $p < 0,05$; ES=0,82) e prancha lateral com disco (PLD=23,00%; $p < 0,05$; ES=1,37). O sinal EMG do

mesmo músculo foi maior no exercício PLFD (42,32%) em relação aos exercícios PL (21,72%; $p<0,05$; ES=1,18) e PLD (23,00%; $p<0,05$; ES=1,06).

A atividade do OI foi mais alta nos exercícios prancha lateral com flexão da coxa (PLF= 43,24%) e prancha lateral com abdução da coxa (PLA= 48,58%) em comparação aos exercícios PL (21,72%; $p<0,05$; ES=1,30-1,66) e PLD (23,00%; $p<0,05$; ES=1,16-1,50).

O recrutamento do MU foi maior no exercício PLA (38,57%) em comparação com PL (22,89%; $p<0,05$; ES=1,87) e PLD (27,29%; $p<0,05$; ES=1,37). A atividade do mesmo músculo foi mais alta no exercício PLAA (37,88%) em relação ao PL ($p<0,05$; ES=1,48) e PLD ($p<0,05$; ES=1,05). O sinal EMG do EE foi maior no exercício PLFC (41,32%) em comparação com PL (29,00%; $p<0,05$; ES=0,72).

O recrutamento do GM foi maior nos exercícios PLFC (76,32%) em relação à maioria dos outros exercícios ($p<0,05$; ES=0,69-3,40). A atividade do mesmo músculo foi menor nos exercícios PL (26,39%) e PLD (26,41%) em comparação aos exercícios PLF (56,59%; $p<0,05$; ES=1,54-1,59), PLA (56,28%; $p<0,05$; ES=1,49-1,63), PLAA (62,00%; $p<0,05$; ES=1,75-1,91) e PLFD (63,64%; $p<0,05$; ES=1,91-2,31).

A tabela 2 mostra os resultados referentes ao exercício de prancha ventral, no qual se observou que o sinal EMG do RA foi maior no exercício prancha ventral com bola de ginástica (PVB; 38,50%) em comparação à maioria dos outros exercícios ($p<0,05$; ES=0,77-1,48). A atividade do mesmo músculo foi mais alta nos exercícios prancha ventral (PV= 22,79%) e prancha ventral com elevação da coxa e bola de ginástica (PVEB; 32,03%) em relação aos exercícios prancha ventral com elevação da coxa (PVE=10,46%; $p<0,05$; ES=1,24-1,32) e prancha ventral com elevação da coxa e caneleira (PVEC=10,93%; $p<0,05$; ES=1,15-1,27).

O recrutamento do músculo OE foi mais alto no exercício PVEB (43,32%) em comparação com outros exercícios ($p<0,05$; ES=0,86-1,48). A atividade do GM foi menor nos exercícios PV (7,90%) e PVB (8,57%) em comparação com os outros exercícios ($p<0,05$; ES=1,23-1,93).

As figuras 3 e 4 demonstram o percentual de ativação dos músculos do *core* nos exercícios de prancha ventral e lateral em relação à CIVM, no qual a atividade muscular foi

classificada em baixa (0% a 20% CIVM), moderada (21% a 40%), alta (41% a 60%) e muito alta (acima de 60%) (Escamilla et al., 2010).

Nos exercícios de prancha lateral, o músculo RA apresentou atividade baixa e moderada e os músculos OE e OI demonstraram atividade moderada e alta. O músculo MU exibiu atividade moderada e o músculo EE apresentou atividade moderada e alta. O músculo GM demonstrou atividade moderada, alta e muito alta.

Nos exercícios de prancha ventral, o músculo RA apresentou atividade baixa e moderada, e o músculo OE demonstrou atividade moderada e alta. O músculo OI exibiu atividade baixa e moderada e os músculos MU e EE apresentaram atividade baixa. O músculo GM demonstrou atividade baixa e moderada.

TABELA 1: Valores médios do RMSn (expressos em % CIVM) e desvio padrão (DP) dos músculos RA, OE, OI, MU, EE e GM durante os exercícios isométricos de prancha lateral. As letras sobrescritas representam os exercícios específicos (^aPL - prancha lateral; ^bPLF - prancha lateral com flexão; ^cPLA - prancha lateral com abdução da coxa; ^dPLAA - prancha lateral com abdução do braço e coxa; ^ePLD - prancha lateral com disco; ^fPLFD - prancha lateral com flexão e disco; ^gPLFC - prancha lateral com flexão e caneleira). Quando presente diferenças estatísticas, o RMSn foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

EXERCÍCIOS	MÚSCULOS					
	RA	OE	OI	MU	EE	GM
	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP
PL	15,95 ± 9,4	31,94 ± 11,8	21,72 ± 11,3	22,89 ± 8,6	29,0 ± 15,7	26,39 ± 15,8
PLF	15,56 ± 10,3	37,44 ± 22,8	43,24 ± 20,5 ^{a,e}	31,10 ± 9,1	37,16 ± 17,2	56,59 ± 22,7 ^{a,e}
PLA	16,76 ± 6,7	31,56 ± 13,1	48,58 ± 19,9 ^{a,e}	38,57 ± 8,1 ^{a,e}	35,78 ± 7,4	56,28 ± 23,4 ^{a,e}
PLAA	11,38 ± 8,7	29,80 ± 14,8	35,17 ± 14,3	37,88 ± 11,5 ^{a,e}	36,43 ± 17,9	62,0 ± 24,0 ^{a,e}
PLD	20,39 ± 10,3	41,73 ± 16,6	23,00 ± 13,5	27,29 ± 8,4	34,09 ± 16,3	26,41 ± 11,0
PLFD	28,68 ± 19,1 ^{a,b,c,d}	51,50 ± 22,3 ^{a,b,c,d}	42,32 ± 21,8 ^{a,e}	30,30 ± 12,3	35,01 ± 17,1	63,64 ± 22,6 ^{a,e}
PLFC	18,58 ± 12,5	41,70 ± 18,2	53,92 ± 28,9 ^{a,d,e}	35,13 ± 9,6 ^a	41,32 ± 18,4 ^a	76,32 ± 17,1 ^{a,b,c,d,e}

TABELA 2: Valores médios do RMSn (expressos em % CIVM) e desvio padrão (DP) dos músculos RA, OE, OI, MU, EE e GM durante os exercícios isométricos de prancha ventral. As letras sobrescritas representam os exercícios específicos (^aPV - prancha ventral; ^bPVE - prancha ventral com elevação da coxa; ^cPVB - prancha ventral com bola de ginástica; ^dPVEB - prancha ventral com elevação da coxa e bola de ginástica; ^ePVEC - prancha ventral com caneleira). Quando presente diferenças estatísticas, o RMSn foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

EXERCÍCIOS	MÚSCULOS					
	RA	OE	OI	MU	EE	GM
	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP
PV	22,79 ± 12,3 ^{b,c}	23,53 ± 12,5	13,10 ± 9,4	3,99 ± 2,2	5,05 ± 4,2	7,90 ± 6,2
PVE	10,46 ± 6,7	20,12 ± 8,9	21,71 ± 15,9	6,82 ± 3,6	6,23 ± 4,7	24,49 ± 17,6 ^{a,c}
PVB	38,50 ± 26,0 ^{a,b,e}	28,90 ± 10,4	16,78 ± 11,3	5,26 ± 4,3	3,93 ± 2,4	8,57 ± 4,8
PVEB	32,03 ± 22,1 ^{b,c}	43,32 ± 20,3 ^{a,b,c,e}	16,71 ± 9,9	7,51 ± 4,5	5,75 ± 4,1	29,58 ± 14,6 ^{a,c}
PVEC	10,93 ± 7,7	27,91 ± 15,0	20,44 ± 10,3	7,66 ± 4,7	9,58 ± 6,43	25,72 ± 16,6 ^{a,c}

PRANCHA LATERAL

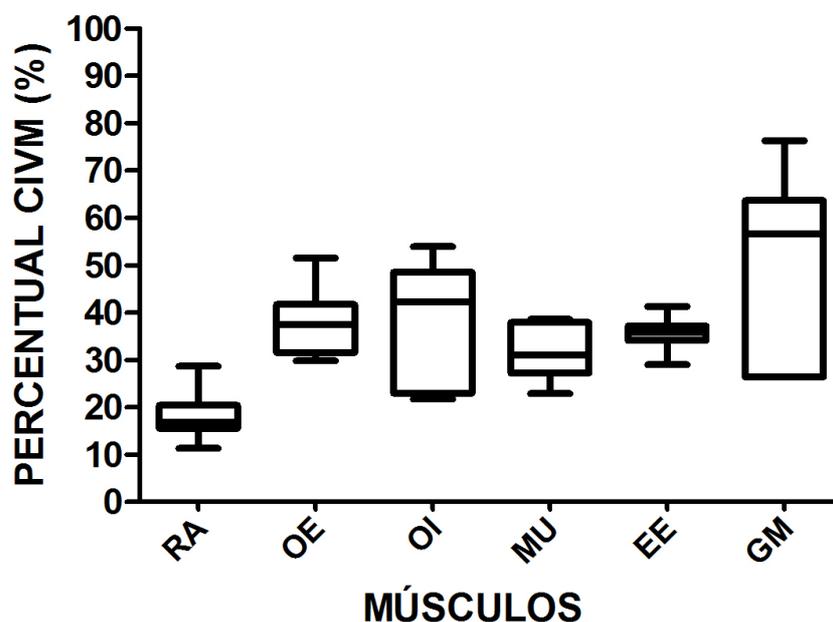


Figura 3: Percentual de atividade dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Multífido (MU), Eretor da Espinha (EE) e Glúteo Médio (GM) em relação à CIVM nos exercícios de prancha lateral. Os dados estão apresentados em forma de boxplots, que representam os valores de medianas, 1º e 3º quartis e valores extremos.

PRANCHA VENTRAL

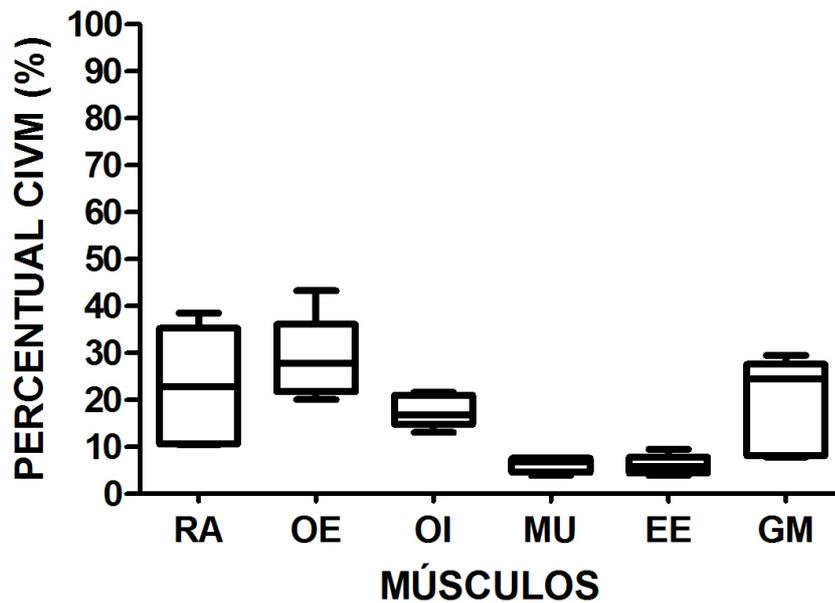


Figura 4: Percentual de atividade dos músculos Reto do Abdome (RA), Oblíquo Externo do Abdome (OE), Oblíquo Interno do Abdome (OI), Multífido (MU), Ereter da Espinha (EE) e Glúteo Médio (GM) em relação à CIVM nos exercícios de prancha ventral. Os dados estão apresentados em forma de boxplots, que representam os valores de medianas, 1º e 3º quartis e valores extremos.

4. Discussão

No presente trabalho ficou demonstrado que a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga progressiva nos exercícios de prancha ventral e lateral proporcionam respostas distintas no recrutamento dos músculos do *core*, destacando a possibilidade de prescrever o mesmo exercício com ênfase em grupos musculares distintos pela utilização do conhecimento das variações de movimentos em relação aos planos e eixos de movimento.

4.1. Exercícios de estabilização com e sem superfície instável

Nesta pesquisa foi verificado que apenas o músculo RA foi influenciado pela utilização da bola, aumentando sua atividade de 22,79% no exercício PV para

38,50% no PVB. Estes resultados não estão de acordo com os achados de Kang et al. (2012), os quais demonstraram que a utilização do sling ou da bola de ginástica na prancha ventral produziu maior recrutamento dos músculos globais (RA e EE) e locais (OI e MU) em comparação com PV.

Desai e Marshall (2010) demonstraram que a prancha lateral com disco proporcionou maior recrutamento dos músculos OE e EE em comparação com PL, tanto em indivíduos saudáveis como em indivíduos com lombalgia. Todavia, os resultados do presente trabalho estão contrastando com as afirmações dos autores supracitados, no qual não foram observadas diferenças significativas na ativação de todos os músculos nos exercícios PL e PLD.

Desta forma, a afirmação generalizada de que a utilização de superfície instável aumenta o recrutamento dos músculos do tronco não pode ser realizada, pois a influência desta superfície é dependente do músculo, exercício e tipo de instabilidade.

4.2. Exercícios de estabilização com e sem movimento de membros

No presente trabalho foram observadas diferenças significativas entre os exercícios PV e PVE somente para os músculos RA e GM, sendo que o primeiro diminuiu sua atividade de 22,79% para 10,46%, e o segundo aumentou de 7,90% para 24,49%. Todavia, é importante destacar que houve aumento do OI no PVE de aproximadamente 50%, mesmo com ausência de diferenças significativas. Comparando o PL em relação ao PLF e PLA, nota-se um aumento significativo na atividade dos músculos OI (21,72%; 43,24% e 48,58%, respectivamente) e GM (26,39%; 56,59% e 56,28%, respectivamente).

García-Vaquero et al. (2012) compararam a prancha ventral com e sem elevação de perna e exibiram acréscimo de 7% a 10% do OI contralateral a perna elevada, enquanto na prancha lateral com flexão ou extensão da coxa houve aumento do sinal EMG do OI no lado suportado de aproximadamente 20% em comparação com PL.

Nota-se similaridade com achados dos autores supracitados em relação ao aumento de recrutamento do OI no exercício com movimento de membros (PVE e PLF), com pequenas variações nos valores de ativação. O movimento de elevação (PVE) ou flexão da coxa (PLF) produz rotação da pelve no plano transversal e torque de rotação na coluna, intensificando o recrutamento do OI. Por outro lado, o movimento de abdução da coxa no PLA é acompanhada por elevação da pelve e torque de inclinação lateral da coluna, aumentando a atividade do OI.

A maior ativação do GM nos exercícios com movimentos de membros (PLF e PLA) em comparação com apoio bilateral (PL), pode ser explicada devido sua função de estabilização da pelve. Os músculos GM e glúteo mínimo direito se contraem para manter a pelve nivelada e impedir que o lado oposto da pelve sofra uma inclinação acentuada quando o indivíduo eleva a perna esquerda do chão, como ao caminhar (Moore et al., 2011; Lippert, 2013). Sendo assim, pode-se relacionar esta função de estabilização do GM durante o caminhar aos exercícios de prancha lateral com movimento do membro inferior, ressaltando que a principal diferença é a postura vertical na caminhada e horizontal na prancha lateral. Essas situações não afetaram a função de estabilização da pelve.

Dessa forma, o movimento dos membros gera resposta específica dos músculos locais do abdome e GM, sendo que os primeiros aumentam a pressão intra-abdominal e a tensão na aponeurose toracolombar melhorando a estabilização segmentar do tronco, enquanto o segundo estabiliza a pelve.

Comparando os exercícios de prancha lateral com movimentos de membros (PLAA, PLF e PLA), nota-se atividade similar em todos os músculos analisados, todavia, o grau de dificuldade na execução do PLAA torna-se um fator limitante para sua escolha num programa de treinamento do *core*. Portanto, é preferível selecionar exercícios mais simples (PLF ou PLA) e alterar outras variáveis do treinamento (tempo de execução) para aumentar a intensidade do exercício.

4.3- Exercícios de estabilização com movimento de membros e superfícies instáveis

No presente trabalho verificou-se que a adição da superfície instável no exercício com movimento de membro (PLFD e PVEB) provocou aumento da atividade dos músculos globais abdominais (RA e OE) em comparação com PLF e PVE, respectivamente. Feldwieser et al. (2012) analisaram a atividade dos músculos do tronco durante oito variações de ponte e demonstraram que esses exercícios com superfícies instáveis e elevação de perna proporcionaram maior recrutamento dos músculos globais e locais do tronco como MU, EE, RA e OE.

Entretanto, a comparação com Feldwieser et al. (2012) deve ser realizada com cautela, pela utilização de exercícios distintos. Além disso, a ausência de influência da superfície instável no recrutamento dos músculos EE e MU, no presente trabalho, pode ser explicada pelo fato de que estes não são considerados agonistas nos exercícios de pranchas.

A utilização da superfície instável e o movimento dos membros aumenta a perturbação e a instabilidade do tronco produzindo maior torque de extensão e rotação do tronco, intensificando o recrutamento dos músculos abdominais globais para controlar estes movimentos. Dessa forma, estes exercícios aumentam a ativação dos músculos locais e globais do tronco, sendo importante utilizá-los em estágios avançados no treinamento do *core*.

4.4. Exercícios de estabilização com e sem sobrecarga externa (caneleira)

Uma boa alternativa para aumentar a intensidade no exercício de ponte é colocar uma caneleira no membro inferior (Campos, 2008), todavia, no presente estudo, a utilização da caneleira com 5 kg provocou respostas diferentes, ou seja, comparando os exercícios PVEC e PVE nota-se recrutamento similar nos músculos analisados, enquanto na prancha lateral (PLFC) ocorreu maior atividade do GM em comparação com PLF. Sendo assim, a utilização da caneleira intensificou o recrutamento do GM (76% da CIVM) devido a maior instabilidade da pelve.

4.5. Aplicações Práticas

A prancha lateral e ventral proporcionaram recrutamento menor de 60% para os músculos RA, OE, OI, MU e EE em todas as variações analisadas. De acordo com a classificação do nível de atividade muscular (Escamilla et al., 2010) em baixa (0% a 20% CIVM), moderada (21% a 40%), alta (41% a 60%) e muito alta (acima de 60%), as pranchas são direcionadas principalmente para a melhora da resistência muscular e controle neuromuscular do tronco. A resistência muscular é uma qualidade física que deve ser enfatizada no programa de estabilização do tronco, pois, segundo Neumann (2011), durante o cotidiano, a estabilização da região lombar-pélvica deve ser mantida durante várias horas com a utilização de níveis moderados de atividade muscular, fator que ressalta a importância desses exercícios em um programa de treinamento do *core*.

A despeito desses apontamentos, na presente pesquisa foi registrado em três variações de prancha lateral (PLAA, PLFD, PLFC) atividade acima de 60% para o GM, alcançando amplitude máxima de 76% da CIVM. Exercícios que geram ativação maior que 60% são direcionados para o treinamento de força (Escamilla et al., 2010) e a fraqueza do GM produz diminuição da estabilização da pelve e do controle da adução femoral durante atividades funcionais, estando relacionada com disfunções e lesões do

membro inferior (Hamstra-Wright e Bliven, 2012). Portanto, deve-se ressaltar a importância do fortalecimento desse músculo e destacar que os exercícios PLFD e PLFC não são utilizados rotineiramente em um treinamento para o fortalecimento do GM, podendo ser adicionados nesse tipo de programa.

Ainda, segundo Neuman (2011), além da resistência muscular, os exercícios de estabilização devem enfatizar, no primeiro estágio, a ativação seletiva dos músculos estabilizadores locais (MU, OI e transverso do abdome) e, posteriormente, proporcionar maior coativação dos estabilizadores locais/globais e desafiar o controle postural e o equilíbrio.

Baseado nas afirmações de Neuman (2011) e nos resultados do presente trabalho, seria interessante no treinamento de estabilização iniciar com exercícios na posição normal, seguir para movimento do membro inferior, avançar para adição de carga externa e, por último, utilizar a superfície instável e movimento do membro inferior para intensificar o recrutamento dos músculos globais e melhorar o controle postural.

No presente estudo foi utilizado um grupo de voluntários do gênero masculino, relativamente jovens, saudáveis, fisicamente ativos e sem históricos de lombalgia, portanto, os resultados devem ser aplicados com precauções para diferentes populações, o que se torna um fator limitante deste trabalho. Outra limitação deste trabalho foi a ausência da mensuração da dobra cutânea abdominal.

5. Conclusões

De acordo com os resultados do presente estudo, conclui-se que a utilização de diferentes estratégias de sobrecarga nos exercícios de prancha proporcionam respostas distintas no recrutamento dos músculos do *core*. Dessa forma, a incorporação de movimentos do membro produz maior esforço de estabilização do tronco e maior atividade dos músculos abdominais locais e GM, enquanto a utilização de superfícies instáveis e movimento do membro intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais e a adição de sobrecarga externa influencia principalmente o recrutamento do GM. A compreensão dessas respostas é importante para profissionais da área da saúde determinarem a progressão apropriada nos programas de prevenção e reabilitação do *core*, ou treinamento esportivo.

Referências

Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. Canadian Society for Exercise Physiology position stand: The use of instability to train the core in athletic and nonathletic conditioning. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2010; 35: 109-12.

Brown LE. *Treinamento de força/National Strength and Conditioning Association.* Barueri, São Paulo: Manole; 2008.

Campos MA, Neto BC. *Treinamento funcional resistido: Para melhoria da capacidade funcional e reabilitação de lesões musculoesqueléticas.* Rio de Janeiro: Revinter; 2008.

De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997; 13(2): 135-63.

Desai I, Marshall PW. M. Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 1155-62.

Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007; 37(12): 754-62.

Ellsworth A. *Treinamento do core: Anatomia ilustrada - guia completo para o fortalecimento do core.* Barueri, São Paulo: Manole; 2012.

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 Phys Ther.* 2010; 40(5): 265-76.

Feldwieser FM, 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.* 2012; 21 (2): 171-86.

García-Vaquero MP, Moreside JM, Brontons-Gil E, Peco-González, N, Vera-Garcia FJ. Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012; 22: 398-406.

Gottschall JS, Mills J, Hastings B. Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(3): 590-6.

Hamstra-Wright KL, Bliven KH. Effective Exercises for Targeting the Gluteus Medius. *J Sport Rehabil.* 2012; 21: 296-300.

Hermens HJ, Freriks B. The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999. 1 CD.

Hibbs AE, Thompson KG, French DN, Hodgson D, Spears IR. Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *J Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21: 102-11.

Imai A, Kaneoka K, Okubo Y, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S, Shiraki H. Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(6): 369-75.

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: 510-515.

Kim MJ, Oh DW, Park HJ. Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23: 1119-23.

Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropr Osteopat.* 2005; doi:10.1186/1746-1340-13-14.

Lippert LS. *Cinesiologia Clínica e Anatomia.* 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2013.

Marshall PW, Desai I. Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced Swiss ball exercises. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(6): 1537-45.

Martuscello JM.; Nuzzo JL, Ashley CD, Campbell BI, Orriola JJ, Mayer JM. Systematic review of core muscle activity during physical fitness exercises. *J Strength Cond Res.* 2013; 27(6): 1684-98.

Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. *Anatomia orientada para a clínica.* 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2011.

Neumann DA. *Cinesiologia do Aparelho Musculoesquelético: Fundamentos para Reabilitação.* 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.

Oliver GD, Stone AJ, Plummer H. Electromyographic Examination of Selected Muscle Activation During Isometric Core Exercises. *Clin J Sport Med.* 2010; 20(6): 452-7.

Schinkel-Ivy, A.; Nairn, B. C.; Drake, J. D.M. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23: 778-86.

Sundstrup E, Jakobsen MD, Andersen CH, Jay K, Andersen LL. Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. *Int J Sports Phys Ther.* 2012; 7(4): 372-80.

Tan S, Cao L, Schoenfisch W, Wang J. Investigation of Core Muscle Function through Electromyography Activities in Healthy Young Men. *J Exerc Physiol Online.* 2013; 16: 45-52.

Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20: 10-6.

Youdas JW, Guck BR, Hebrink RC, Rugotzke JD, Madson TJ, Hollman JH. 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.* 2008; 22(6): 1939-46.

CAPÍTULO 2

Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em exercícios de estabilização do tronco com diferentes superfícies instáveis.

*** Frederico Balbino Lizardo¹, Fabio Clemente Gregório², Delaine Rodrigues Bigaton³.**

1- Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia - MG, e Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), Piracicaba - SP.

2- LAPEC/UFU.

3- Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba - SP e FOP/UNICAMP.

* Autor para correspondência

Universidade Federal de Uberlândia – Campus Umuarama

Av. Pará 1720 - Bloco 2A - Sala 2A06, Jardim Umuarama- CEP: 38.400-902

fredbalbino@hotmail.com

RESUMO: O treinamento resistido instável (TRI) envolve exercícios realizados sobre uma superfície instável utilizando a própria massa corporal como resistência ou cargas externas. Objetivou-se analisar a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* (Reto do Abdome, Oblíquo Externo do Abdome, Oblíquo Interno do Abdome, Ereter da Espinha, Multífido e Glúteo Médio) nos exercícios de estabilização prancha ventral e lateral em quatro situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples no membro superior; (c) instabilidade simples no membro inferior e (d) instabilidade dupla. A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino e a coleta de dados foi realizada com eletrodos de superfície diferenciais simples. O sinal eletromiográfico foi quantificado pelo parâmetro RMS e normalizado pela Contração Isométrica Voluntária Máxima. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística paramétrica, empregando-se teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os resultados mostraram que a utilização da superfície instável não aumenta o recrutamento dos músculos do *core* na prancha lateral, no entanto, a instabilidade simples no membro superior com bola de ginástica e a instabilidade dupla na prancha ventral intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais. Portanto, a influência da superfície instável é dependente do músculo, do exercício e do tipo de instabilidade.

Palavras- chaves: Prancha ventral, prancha lateral, superfícies instáveis

Introdução

O treinamento resistido instável (TRI) envolve exercícios realizados sobre uma superfície instável utilizando a própria massa corporal como resistência ou cargas externas (Behm & Colado, 2012). Vários equipamentos de instabilidade são utilizados na prática clínica e no âmbito esportivo, no qual a bola de ginástica (bola suíça ou physioball) é o mais popular (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010).

A maior instabilidade no TRI em comparação com o treinamento tradicional aumenta o estresse sobre o sistema neuromuscular, melhora o equilíbrio e a coordenação, sendo útil na prevenção de lesões, reabilitação e benefícios gerais de saúde (Saeterbakken & Fimland, 2013b). Além disso, maior ativação dos músculos do *core* têm sido relatada, quando exercícios semelhantes (supino reto, abdominal crunch, flexão de braço) são realizados sobre superfície instável, em oposição à superfície estável (Norwood, Anderson, Gaetz, & Twist, 2007; Duncan, 2009; Anderson, Gaetz, Holzmann, & Twist, 2013).

Anderson et al. (2013) avaliaram a ativação elétrica dos músculos do tronco no exercício de flexão de braço com instabilidade simples (mãos ou pés apoiados na superfície instável), instabilidade dupla (mãos e pés apoiados em superfícies instáveis) e estabilidade normal. Os equipamentos utilizados foram a bola de ginástica e a prancha de equilíbrio e os autores demonstraram maior ativação dos músculos durante a instabilidade dupla em relação às outras condições.

As superfícies instáveis também são empregadas para aumentar a sobrecarga nos exercícios isométricos de estabilização do tronco (Feldwieser, Sheeran, Meana-Esteban, & Sparke, 2012; Kang, Jung, & Yu, 2012; Kim, Oh, & Park, 2013), os quais são frequentemente utilizados em programas de prevenção/reabilitação de lombalgia ou treinamento esportivo (Gottschall, Mills, & Hastings, 2013; Tan, Cao, Schoenfisch, & Wang, 2013). Imai et al. (2010) demonstraram maior recrutamento dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização (ponte, prancha ventral e lateral) com instabilidade dupla em comparação com estabilidade normal.

Todavia, existem dúvidas na literatura sobre os efeitos desses equipamentos nos exercícios de prancha ventral e lateral, tais como: (1) A instabilidade dupla produzirá maior ativação dos músculos do tronco em comparação com instabilidade simples? (2) A utilização de diferentes superfícies instáveis produzirá alterações no

recrutamento? (3) A instabilidade simples no membro superior ou membro inferior provocará respostas distintas?

A compreensão dessas questões é importante para os profissionais da área da saúde realizarem a prescrição e elaboração de programas de prevenção/reabilitação, ou treinamento do *core*. Além disso, este estudo fornecerá dados eletromiográficos que podem ser úteis para a escolha e seleção desses equipamentos pelos consumidores.

Portanto, objetivou-se analisar a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* nos exercícios de estabilização prancha ventral e lateral em quatro situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples no membro superior; (c) instabilidade simples no membro inferior e (d) instabilidade dupla.

A hipótese deste estudo é que a instabilidade dupla produzirá maior atividade dos músculos do *core* em comparação com as outras condições, enquanto a utilização de diferentes superfícies e pontos de apoio provocarão alterações no recrutamento desses músculos.

Método

Caracterização da pesquisa:

Trata-se de um estudo de caráter experimental-quantitativo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 174.012) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da UFU.

População e Amostra:

A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, com idade entre $23,65 \pm 4,49$ anos, massa corporal $71,31 \pm 7,85$ kg, estatura $175,35 \pm 5,48$ cm e Índice de Massa Corpórea $23,14 \pm 1,74$ kg/m². Como critérios de inclusão, todos os indivíduos deveriam ser praticantes de atividade física regular pelo menos três vezes por semana nos últimos três meses, incluindo exercícios aeróbios e treinamento resistido (Marshall & Desai, 2010; Youdas et al., 2008), ser considerados fisicamente ativo ou muito ativo, de acordo com a classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), e possuir IMC normal. Os voluntários não possuíam

experiência nas 12 variações de exercícios de estabilização do tronco, todavia, todos tinham experiência nos exercícios de prancha lateral e ventral normal.

Foram excluídos indivíduos com histórico de lombalgias, avaliado pelo índice de incapacidade lombar Oswestry, e/ou qualquer outro tipo de disfunção musculoesquelética que pudesse interferir na execução dos exercícios. Foram excluídos também os indivíduos que utilizavam medicamentos que pudessem influenciar a atividade muscular.

Cálculo Amostral: 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 seis voluntários. O cálculo amostral foi realizado utilizando-se o aplicativo BioEstat 4.0, *power* de 80% e *alpha* = 0,05. Este cálculo forneceu uma amostra de tamanho n = 22 para este estudo.

Eletromiografia:

Para o registro eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da MyosystemBr1 P84/DATAHOMINIS Tecnologia® (Uberlândia, MG, Brasil), projetado de acordo com normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), o qual possui impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, filtros *Butterworth* e bateria recarregável integrada. O MyosystemBr1 P84 foi conectado a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria. Os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de *software Myosystem Br1* (versão 3.5.6). A frequência de amostragem utilizada foi de 2000 Hz por canal durante toda a coleta e os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa-banda de 20 Hz a 1000 Hz.

Para a captação dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) constituído por duas barras retangulares paralelas de prata pura de 10mm de comprimento, 1mm de largura e distância entre as barras de 10mm, com circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, razão de rejeição em modo comum de 92 dB e razão sinal/ruído <3µV RMS. A preparação dos voluntários consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%.

Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos RA, OE, OI, MU, EE e Glúteo Médio (GM) do antímero direito (Gottschall et al., 2013; Tan et al. 2013), com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras musculares (De Luca, 1997). O eletrodo no músculo RA 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 (Hibbs et al., 2011).

Para o músculo OE, o eletrodo foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical (García-Vaquero et al., 2012). O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril (Hibbs et al., 2011; García-Vaquero et al., 2012), localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS, onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI (Escamilla et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012).

Em relação ao músculo multífido foram utilizados os parâmetros do SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - (Hermens & Freriks, 1999), no qual o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de 2 a 3 centímetros da linha mediana do corpo. O eletrodo do EE foi fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar numa distância de aproximadamente 2 a 3 centímetros (García-Vaquero et al., 2012). Para o músculo GM, o eletrodo foi posicionado na região lateral da pelve aproximadamente a 50% de uma linha traçada entre a crista ilíaca e o trocânter maior do osso fêmur, seguindo as recomendações do SENIAM (Hermens & Freriks, 1999).

O eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), constituído por um disco de aço inoxidável (30 mm de diâmetro x 1,5 mm de espessura), foi fixado na pele sobre a crista ilíaca esquerda (Hibbs et al., 2011; Kang et al., 2012).

Procedimento experimental:

A coleta de dados foi dividida em dois dias distintos. No primeiro, os voluntários passaram por avaliação física e realizaram a familiarização dos exercícios e da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A coleta dos dados eletromiográficos ocorreu uma semana depois (Escamilla et al., 2010), no qual foram

realizadas duas CIVM de 5 segundos para cada músculo com período de descanso de três minutos (Brown, 2008), para posterior normalização dos dados. Após o término das CIVM, foram utilizados cinco minutos de intervalo e, posteriormente, os sujeitos realizaram todos os exercícios de estabilização. A ordem destes foi aleatória por meio de sorteio.

Cada sujeito executou duas repetições de cada exercício com cinco segundos de contração isométrica, com intervalo de 30 segundos entre as repetições e um minuto entre os diferentes exercícios (Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007).

Exercícios Executados:

1- Prancha Lateral (PLN): sujeitos em decúbito lateral com braço direito abduzido a 90°, antebraço direito flexionado a 90°, cotovelo e antebraço direito apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado numa linha reta durante 5 segundos utilizando antebraço e pé direito como apoio.

2- Prancha Ventral (PVN): sujeitos em decúbito ventral com braços e antebraços flexionados a 90°, cotovelos e antebraços apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado durante 5 segundos utilizando as pontas dos pés, cotovelos e antebraços como apoio.

3- Prancha lateral com instabilidade: o exercício PLN foi realizado com instabilidade simples no membro superior utilizando cotovelo e antebraço direito apoiados no disco (PLDS) ou *bosu* normal (PLBS). A instabilidade simples no membro inferior ocorreu apoiando o pé direito no disco (PLDI). A instabilidade dupla foi utilizada com *bosu* e disco (PLBD).

4- Prancha ventral com instabilidade: o exercício PVN foi realizado com instabilidade simples no membro superior utilizando cotovelos e antebraços apoiados na bola de ginástica (PVBG), *bosu* normal (PVBS) e virado (PVBV). A instabilidade simples no membro inferior ocorreu apoiando as pontas dos pés no *bosu* (PVBI). A instabilidade dupla foi utilizada com bola de ginástica e disco (PVBGD) ou bola de ginástica e *bosu* (PVBGB).

Os exercícios foram executados com respiração normal e estão demonstrados na figura 1. O tamanho da bola de ginástica (*gym ball*, *adidas performance* - FIT4 STORE, Campinas, SP, Brasil) foi selecionada de acordo com altura do sujeito (Sundstrup, Jakobsen, Andersen, Jay, & Andersen, 2012) e foi inflada em relação ao peso do voluntário (Escamilla et al., 2010).

O disco de equilíbrio (Disco Flex Multiuso – MERCUR S.A., Santa Cruz do Sul, RS, Brasil) possui 30 cm e foi inflado de forma que as superfícies (os dois lados do disco) permanecessem planas, seguindo as recomendações do fabricante.

O equipamento *bosu* (Bosu Balance - ISP Dyna, Campinas, SP, Brasil) foi inflado até uma altura recomendada de aproximadamente 25 cm, e foi utilizado com a plataforma apoiada no chão (*bosu normal*) e virada para cima (*bosu virado*).

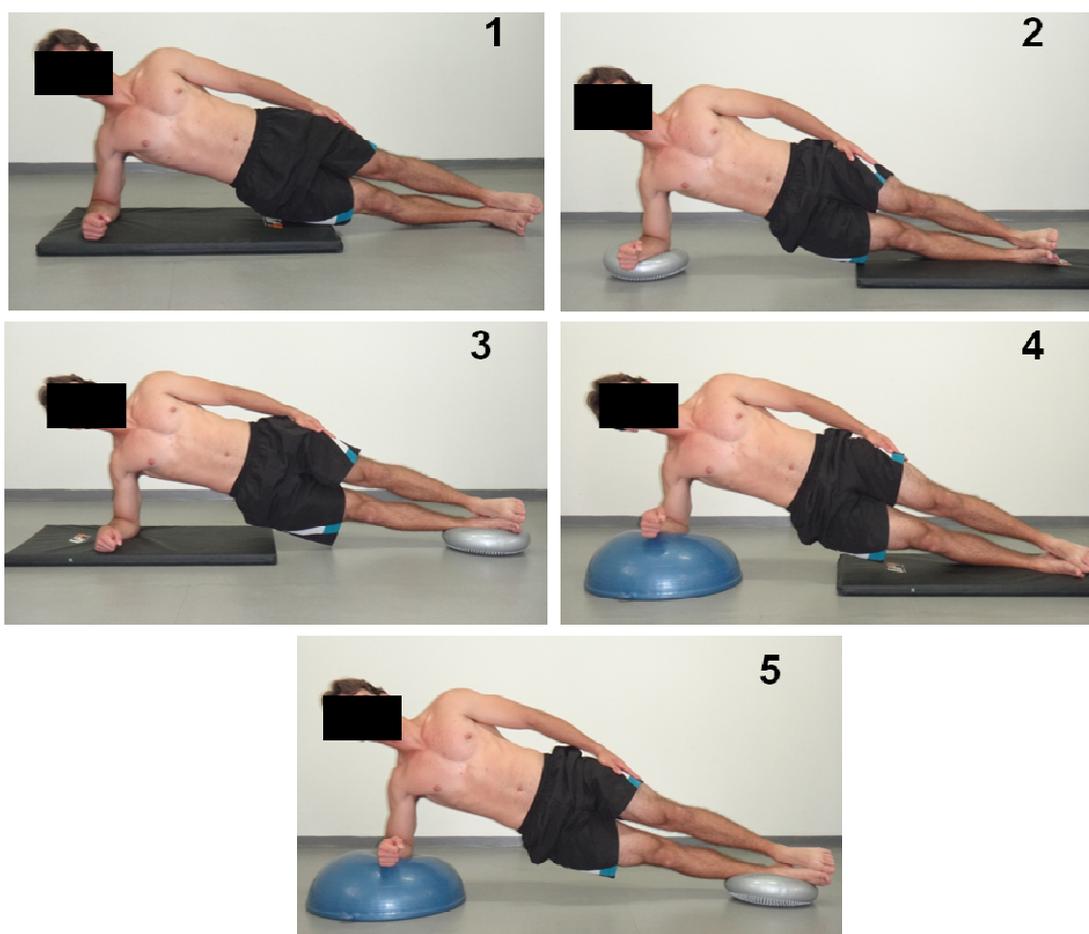


Figura 1: Exercícios de estabilização do tronco: (1) prancha lateral normal; (2) prancha lateral com disco no membro superior; (3) prancha lateral com disco no membro inferior; (4) prancha lateral com *bosu* no membro superior; (5) prancha lateral com *bosu* e disco.

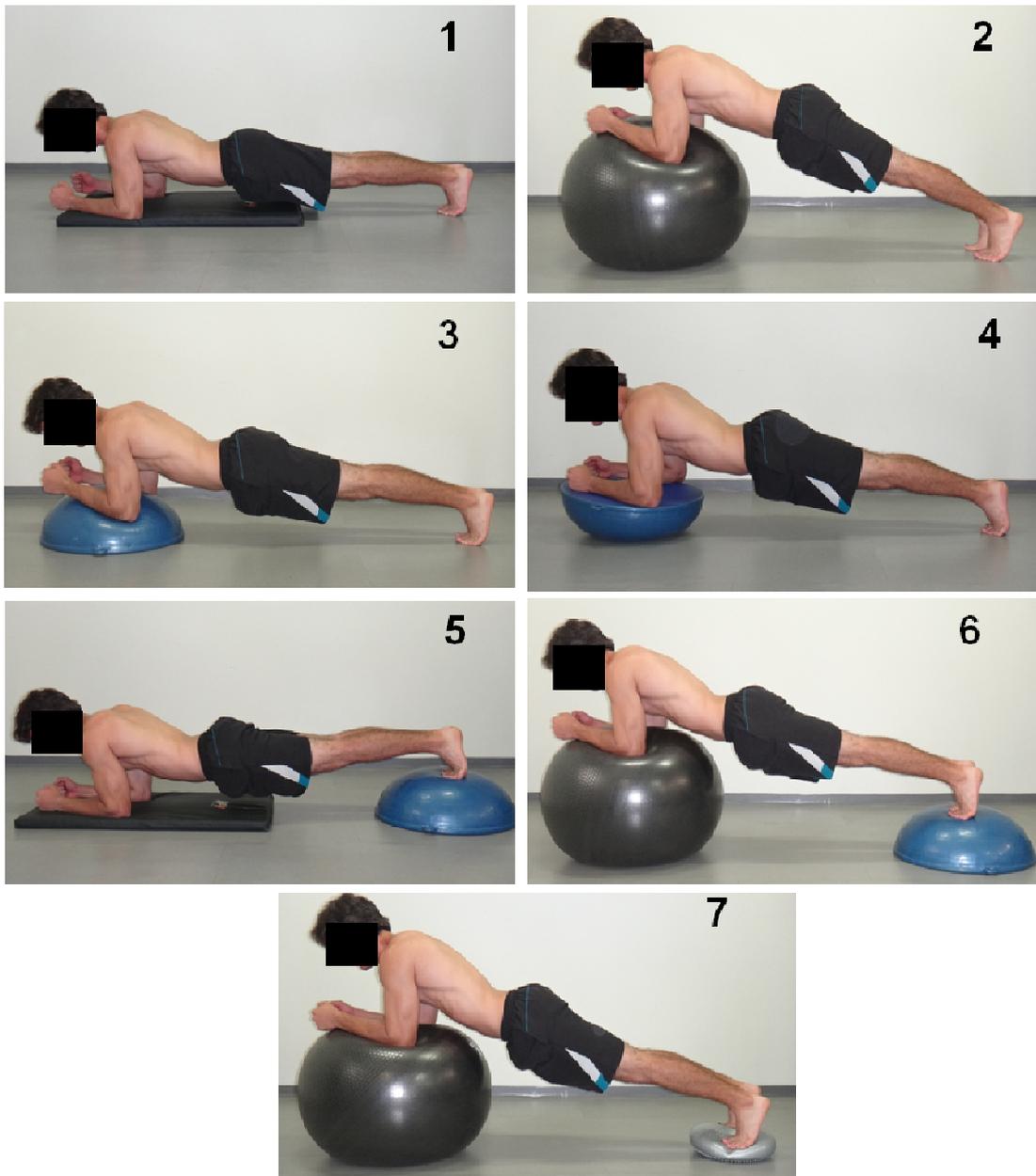


Figura 2: Exercícios de estabilização do tronco: (1) prancha ventral normal; (2) prancha ventral com bola de ginástica; (3) prancha ventral com *bosu* no membro superior; (4) prancha ventral com *bosu* virado no membro superior; (5) prancha ventral com *bosu* no membro inferior; (6) prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; (7) prancha ventral com bola de ginástica e disco.

Análise dos dados:

Para análise do sinal, os valores brutos de RMS de cada músculo foram processados e analisados utilizando-se o software *Myosystem br1* (versão 3.5.6) a partir de uma janela de tempo de 3 segundos centrais, correspondendo ao trecho médio de

atividade eletromiográfica. Os valores de RMS de cada músculo foram calculados a partir da média das duas repetições em cada exercício e normalizados em termos de porcentagem do maior valor bruto de RMS obtido das duas sequências de CIVM.

O valor máximo da CIVM foi utilizado para a normalização dos dados por apresentar menor coeficiente de variação em relação ao valor médio. Os coeficientes de correlação intraclassa (ICC) de RMS nos testes de CIVM foram 0,952 (RA), 0,896 (OE), 0,889 (OI), 0,961 (MU), 0,958 (EE) e 0,687 (GM). Os testes de CIVM dos músculos do *core* foram realizados pelos voluntários de acordo com as respectivas funções musculares, conforme as recomendações da literatura específica (Hermens e Freriks, 1999; Vera-Garcia et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012; Kang et al., 2012).

Análise estatística:

A análise estatística dos dados foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 3.0 – Graphpad Software, Inc). Utilizou-se o teste Shapiro Wilk para avaliar a normalidade dos dados e o teste Levene para verificar a homogeneidade das variâncias. Posteriormente, testes paramétricos foram empregados em todas as análises. A análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para a comparação das médias dos valores de RMS normalizado (RMSn) do mesmo músculo em diferentes exercícios, sendo que em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de Bonferroni para verificar onde havia diferença. O nível de significância foi estabelecido em 5% ($p < 0,05$). Todos os resultados são apresentados na forma de média e desvio padrão e o tamanho do efeito (*effect size / ES*) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0,2 pequeno; ES = 0,5 médio e ES = 0,8 grande).

Resultados

A tabela 1 mostra os resultados referentes ao exercício de Prancha lateral, no qual foi possível observar que o músculo OE apresentou atividade eletromiográfica maior no exercício prancha lateral com disco no membro superior (PLDS; 41,53%) em comparação ao exercício prancha lateral com *bosu* no membro superior (PLBS; 31,99%; $p < 0,05$; ES=0,66). O recrutamento do músculo MU foi mais alto no exercício PLDS

(27,35%) em relação ao exercício prancha lateral com disco no membro inferior (PLDI=21,40%; $p<0,05$; ES=0,82).

A tabela 2 mostra os resultados referentes ao exercício de prancha ventral, no qual observou-se que o sinal EMG do RA foi maior nos exercícios prancha ventral com bola de ginástica (PVBG; 38,55%), prancha ventral com bola e *bosu* (PVBGB; 39,46%) e prancha ventral com bola e disco (PVBGD; 41,70%) em comparação com os exercícios prancha ventral normal (PVN=22,76%; $p<0,05$; ES=0,78-0,84), prancha ventral com *bosu* no membro superior (PVBS=24,27%; $p<0,05$; ES=0,63-0,71) e prancha ventral com *bosu* virado no membro superior (PVBV=19,11%; $p<0,05$; ES=0,94-0,99).

A atividade do OE foi mais alta no PVBGD (35,15%) em comparação com os exercícios PVN (23,44%; $p<0,05$; ES=0,84), PVBS (24,89%; $p<0,05$; ES=0,78) e PVBV (21,65%; $p<0,05$; ES=1,02). O recrutamento do mesmo músculo foi maior no exercício PVBGB (31,55%) em comparação com PVBV ($p<0,05$; ES=0,86). O sinal EMG do OI foi mais alto nos exercícios PVBGB (21,41%) e PVBGD (21,45%) em comparação com PVN (13,07%; $p<0,05$; ES=0,75-0,79) e PVBV (12,76%; $p<0,05$; ES=0,81-0,87).

TABELA 1: Valores médios do RMSn (expressos em % CIVM) e desvio padrão (DP) dos músculos RA, OE, OI, MU, EE e GM durante os exercícios isométricos de prancha lateral. As letras sobrescritas representam os exercícios específicos (^aPLN - prancha lateral normal; ^bPLDS - prancha lateral com disco no membro superior; ^cPLDI - prancha lateral com disco no membro inferior; ^dPLBS - prancha lateral com *bosu* no membro superior; ^ePLBD - prancha lateral com *bosu* e disco). Quando presente diferenças estatísticas, o RMSn foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

EXERCÍCIOS	MÚSCULOS					
	RA	OE	OI	MU	EE	GM
	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP
PLN	16,00 ± 9,4	32,67 ± 14,8	21,77 ± 11,3	22,94 ± 8,7	29,05 ± 15,8	26,44 ± 15,9
PLDS	20,44 ± 10,3	41,53 ± 16,9 ^d	23,08 ± 13,5	27,35 ± 8,6 ^c	34,16 ± 16,4	26,46 ± 11,1
PLDI	17,66 ± 10,6	36,51 ± 14,9	24,44 ± 14,1	21,40 ± 5,5	28,12 ± 15,1	19,89 ± 7,7
PLBS	15,74 ± 9,6	31,99 ± 11,7	22,99 ± 15,8	24,21 ± 6,8	31,27 ± 19,4	26,65 ± 11,1
PLBD	22,28 ± 15,8	39,76 ± 17,6	26,97 ± 16,0	24,40 ± 8,0	30,21 ± 15,6	24,92 ± 14,3

TABELA 2: Valores médios do RMSn (expressos em % CIVM) e desvio padrão (DP) dos músculos RA, OE, OI, MU, EE e GM durante os exercícios isométricos de prancha ventral. As letras sobrescritas representam os exercícios específicos (^aPVN - prancha ventral normal; ^bPVBG - prancha ventral com bola de ginástica; ^cPVBS - prancha ventral com *bosu* no membro superior; ^dPVBV - prancha ventral com *bosu* virado no membro superior; ^ePVBI - prancha ventral com *bosu* no membro inferior; ^fPVBGB - prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; ^gPVBGD - prancha ventral com bola de ginástica e disco). Quando presente diferenças estatísticas, o RMSn foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

EXERCÍCIOS	MÚSCULOS					
	RA	OE	OI	MU	EE	GM
	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP	MÉDIA±DP
PVN	22,76 ± 12,2	23,44 ± 12,6	13,07 ± 9,4	4,1 ± 2,2	5,01 ± 4,9	8,01 ± 6,2
PVBG	38,55 ± 26,0 ^{a,c,d}	29,01 ± 10,3	16,96 ± 11,6	5,38 ± 4,6	4,12 ± 2,4	8,14 ± 5,0
PVBS	24,27 ± 18,5	24,89 ± 11,0	15,11 ± 12,1	3,71 ± 1,4	6,46 ± 5,9	9,39 ± 7,2
PVBV	19,11 ± 13,4	21,65 ± 11,1	12,76 ± 8,3	3,77 ± 2,1	5,99 ± 4,6	10,27 ± 9,1
PVBI	28,97 ± 8,3	27,79 ± 12,8	14,92 ± 6,5	4,75 ± 1,6	7,09 ± 7,0	11,86 ± 3,3
PVBGB	39,46 ± 25,5 ^{a,c,d}	31,55 ± 11,9 ^d	21,41 ± 12,6 ^{a,d}	4,26 ± 2,0	4,44 ± 2,0	11,71 ± 7,9
PVBGD	41,70 ± 29,2 ^{a,c,d}	35,15 ± 15,0 ^{a,c,d}	21,45 ± 11,5 ^{a,d}	5,42 ± 4,5	6,02 ± 4,6	10,09 ± 6,8

Discussão

Este estudo demonstra que a utilização de superfície instável altera o recrutamento dos músculos abdominais globais somente no exercício de estabilização prancha ventral.

Prancha lateral com e sem instabilidade

Na presente pesquisa não foram observadas diferenças significativas na ativação de todos os músculos analisados, comparando a prancha lateral com estabilidade normal (PLN) e instabilidade simples no membro superior (PLDS, PLBS), membro inferior (PLDI) e instabilidade dupla (PLBD).

Anderson et al. (2013) encontraram maior ativação dos músculos do tronco durante o exercício de flexão de braço com instabilidade dupla em comparação com instabilidade simples e normal. Imai et al. (2010) demonstraram maior recrutamento do músculo RA na prancha lateral com instabilidade dupla (disco e *bosu*), em comparação com estabilidade normal.

Essas diferenças entre os resultados podem ser explicadas pela utilização de diferentes exercícios (Anderson et al., 2013) e voluntários (Imai et al., 2010). A amostra do presente trabalho foi composta por 22 indivíduos fisicamente ativos, enquanto Imai et al. (2010) utilizaram somente nove voluntários saudáveis, sem detalhar o nível de atividade física. Sendo assim, as alterações no recrutamento muscular podem ter sido reduzidas devido à capacidade física dos indivíduos, enquanto aqueles com menor nível de treinamento (Imai et al., 2010) exibiram mudanças mais explícitas.

A lógica para a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização do tronco 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 (Desai & Marshall., 2010). Todavia, a utilização de instabilidade simples ou dupla no exercício de prancha lateral não foi suficiente para alterar o nível de recrutamento dos músculos do *core*.

Desta forma, treinadores e outros profissionais da área da saúde podem esperar ativação muscular semelhante nestes exercícios e devem sempre lembrar que a popularidade de determinado equipamento nem sempre está relacionado com maior sinal eletromiográfico dos músculos do tronco.

Prancha ventral com e sem instabilidade

Na presente pesquisa não foram demonstradas diferenças significativas no sinal EMG na maioria dos músculos analisados (OE, OI, MU, EE, GM) durante o exercício de prancha ventral com estabilidade normal (PVN) e instabilidade simples no membro superior (PVBG, PVBS, PVBV). Entretanto, o músculo RA no exercício PVBG apresentou significativamente maior recrutamento em comparação ao exercício com estabilidade normal (PVN). Esses resultados não estão de acordo com os achados de Kang et al. (2012), os quais demonstraram que a utilização do sling ou da bola de ginástica na prancha ventral produziu maior recrutamento dos músculos globais (RA e EE) e locais (OI e MU) em comparação com PVN.

Acredita-se que as divergências dos resultados podem ser explicadas pelas diferenças dos voluntários de cada pesquisa, ou seja, no presente trabalho, a amostra foi composta por indivíduos fisicamente ativos, enquanto Kang et al. (2012) utilizaram sujeitos com lombalgia. Segundo Desai e Marshal (2010) e Schinkel-Ivy, Nairn, e Drake (2013), indivíduos com lombalgia exibem alterações no padrão de ativação muscular comparado com sujeitos saudáveis, demonstrando maior atividade dos músculos do *core* durante movimentos do tronco nos planos sagital, frontal e transversal. Além disso, o fato de Kang et al. (2012) utilizarem a bola com o mesmo diâmetro para todos sujeitos pode ser considerado uma limitação, pois o tamanho da bola e sua elasticidade podem afetar os resultados.

A maior atividade do RA na PVBG pode ser explicado por dois fatores: a utilização da bola produziu maior instabilidade e com isso aumentou o recrutamento do RA para melhorar a estabilização da coluna; a postura do voluntário foi alterada, ou seja, na PVBG o sujeito fica numa posição mais vertical, aumentando o torque de extensão e o alongamento do RA, fatores que podem aumentar a ativação desse músculo para contrapor estes efeitos. Entretanto, a metodologia utilizada no presente trabalho não permite afirmar qual é o fator preponderante para alterar o recrutamento dessa musculatura.

Neste estudo constatou-se que o sinal EMG do RA, OE e OI foi mais alto na prancha ventral com instabilidade dupla (PVBGB; PVBGD) em comparação com estabilidade normal (PVN), corroborando, em parte com os achados de Imai et al. (2010), que demonstraram maior recrutamento dos músculos RA, OE, Transverso do abdome, EE e MU na prancha ventral com dupla instabilidade.

Por outro lado, na presente pesquisa não foram observadas diferenças na atividade dos músculos do *core* comparando a prancha ventral com instabilidade dupla e instabilidade simples no membro superior com bola de ginástica (PVBGB), contrastando com os resultados de Norwood et al. (2007) e Anderson et al. (2013), os quais demonstraram maior ativação dos músculos estabilizadores do *core* nos exercícios supino e flexão de braço com instabilidade dupla em comparação com instabilidade simples. Portanto, a questão central sobre o TRI nos exercícios de estabilização não é o número de superfície instável utilizada no exercício, e sim o tipo de superfície. O equipamento que produziu maior instabilidade e maior alteração no recrutamento foi a bola de ginástica, sendo a superfície mais indicada para alterar as exigências proprioceptivas e aumentar o recrutamento dos músculos abdominais globais na prancha ventral.

Exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis

No presente trabalho o músculo OE apresentou atividade eletromiográfica maior no exercício prancha lateral com disco no membro superior (PLDS) em comparação ao exercício com *bosu* no membro superior (PLBS), enquanto o músculo RA exibiu significativamente maior recrutamento na prancha ventral com bola de ginástica no membro superior (PVBG) em relação ao mesmo exercício com *bosu* (PVBS e PVBV).

A estabilidade durante o exercício pode ficar comprometida caso a base de suporte não possua uma boa área de contato com o solo (Campos & Neto, 2008). Portanto, o tamanho da área de contato da base de suporte (superfície instável) com o solo é um fator a ser considerado para se determinar a estabilidade exigida no exercício, ou seja, comparando o disco e a bola de ginástica com o *bosu*, nota-se que os dois primeiros equipamentos possuem menor área de contato com o solo e maior instabilidade. Além disso, deve-se ressaltar que o indivíduo, na prancha ventral com bola de ginástica, fica numa posição mais vertical em comparação ao mesmo exercício com *bosu*, situação que pode alterar o recrutamento do RA.

Dessa forma, confirmou-se a hipótese de que a utilização de diferentes superfícies instáveis produz respostas distintas no recrutamento dos músculos do *core*, sendo que em ambos os exercícios o *bosu* foi o equipamento que produziu menor instabilidade e menor demanda neuromuscular, em comparação com o disco e a bola de ginástica.

O *bosu* é um equipamento que pode ser utilizado com a plataforma apoiada no chão ou virada para cima em diferentes tipos de exercícios (Laudner & Koschnitzky, 2010), no entanto, no presente estudo, não foram observadas diferenças significativas no recrutamento dos músculos do *core* nessas duas situações.

Exercícios de estabilização com instabilidade simples no membro superior e inferior

Na presente pesquisa não foram demonstradas diferenças significativas na atividade elétrica da maioria dos músculos analisados, comparando os exercícios de prancha ventral e lateral com instabilidade simples no membro superior e inferior. Não existe estudos eletromiográficos que comparam essas duas condições durante os exercícios de estabilização para que ocorra uma discussão mais detalhada, no entanto, Norwood et al. (2007) demonstraram maior ativação dos músculos do *core* no exercício supino com instabilidade simples no membro inferior (*bosu*) em relação à instabilidade simples no membro superior (bola de ginástica).

Todavia, a comparação com o autor supracitado deve ser realizada com cautela, pela realização de exercícios distintos e, principalmente, pela utilização de diferentes superfícies instáveis em pontos distintos de apoio. Acredita-se que o ideal é comparar a mesma superfície nos diferentes pontos de apoio, sendo assim, o recrutamento da maioria dos músculos do *core* não foi alterado com o uso da instabilidade simples no membro superior ou inferior.

Aplicações práticas

No presente estudo os exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis proporcionaram recrutamento menor de 45% da CIVM para todos os músculos, sendo indicados para melhora da resistência muscular e controle neuromuscular do tronco (Ekstrom et al., 2007). Dessa forma, os achados do presente estudo corroboram com as afirmações de Saeterbakken & Fimland (2013a) e Saeterbakken & Fimland (2013b), de que, apesar das superfícies instáveis proporcionarem maiores exigências de estabilização, o TRI não fornece sobrecarga adequada para o treinamento de força, potência e hipertrofia.

A aplicação progressiva do TRI pode desempenhar um papel estratégico na prevenção e tratamento da lombalgia, sendo que o aumento das exigências proprioceptivas e os maiores desafios de coordenação com TRI produzem adaptações

do controle neuromuscular (ajuste postural antecipatório - APA) importantes na lombalgia (Behm & Colado, 2012).

Na presente pesquisa não foram analisadas estas variáveis (propriocepção e APA), todavia, a utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação às alterações no recrutamento dos músculos locais e nas adaptações do ajuste postural antecipatório. Os músculos transverso do abdome e multifido são ativados antes (APA) dos movimentos dos membros superiores ou inferiores na tentativa de estabilizarem a coluna vertebral (Faries & Greenwood, 2007). O papel do APA é minimizar a excursão do centro de massa (COM) causada pelo movimento rápido dos membros (Weaver, Vichas, Strutton, & Sorinola, 2012).

Sendo assim, um questionamento deve ser realizado a partir dos resultados do presente trabalho: como é possível promover adaptações relacionadas com o APA se a utilização da superfície instável isolada nos exercícios de estabilização altera principalmente o recrutamento dos músculos globais? Futuras pesquisas devem analisar o efeito do treinamento com superfícies instáveis nesses exercícios para elucidar esta questão.

O fortalecimento dos músculos abdominais fornece suporte para a coluna lombar durante as atividades da vida diária e diminui a incidência da dor lombar (Sundstrup et al., 2012). Entretanto, esta afirmação deve ser analisada com precaução, segundo Faries e Greenwood (2007), o treinamento excessivo dos músculos abdominais globais antes do desenvolvimento adequado dos músculos locais, pode resultar em situações indesejadas no qual a força produzida pela musculatura global possa não ser controlada pelos músculos locais.

Portanto, a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser introduzida cuidadosamente em um estágio mais avançado do treinamento do *core*, com intuito de garantir primeiro um bom desenvolvimento da musculatura local com outras estratégias de sobrecarga, antes de se concentrar no fortalecimento dos músculos globais.

Uma limitação do presente trabalho é a possibilidade do cross talk especialmente para os músculos profundos do tronco. Para minimizar este problema, foram utilizadas posições padronizadas de fixação dos eletrodos testados em prévios estudos (Hermens & Freriks, 1999; Hibbs et al., 2011; García-Vaquero et al., 2012). Além disso, na presente pesquisa, foi utilizado um grupo de voluntários do gênero masculino, relativamente jovens, saudáveis, fisicamente ativos e sem históricos de

lombalgia, portanto, os resultados devem ser aplicados com precauções para diferentes populações. Outra limitação deste trabalho foi a ausência da mensuração da dobra cutânea abdominal.

Conclusões

Conclui-se que a utilização de superfície instável não aumenta o recrutamento dos músculos do *core* na prancha lateral, no entanto, a instabilidade simples no membro superior com bola de ginástica e a instabilidade dupla na prancha ventral intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais. Portanto, a influência da superfície instável é dependente do músculo, do exercício e do tipo de instabilidade.

Referências

Anderson, G. S., Gaetz, M. B., Holzmann, M. & Twist, P. (2013). Comparison of EMG activity during stable and unstable push-up protocols. *European Journal of Sport Science*, 13(1), 42-48.

Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M. & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35, 91-108.

Behm D., & Colado J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 226-241.

Brown, L. E. (2008). *Treinamento de força/National Strength and Conditioning Association*. São Paulo: Manole.

Campos, M. A., & Neto, B. C. (2008). *Treinamento funcional resistido: Para melhoria da capacidade funcional e reabilitação de lesões musculoesqueléticas*. Rio de Janeiro: Revinter.

Desai, I., & Marshall, P. W. M. (2010). Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 20, 1155-1162.

De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.

Duncan, M. (2009). Muscle activity of the upper and lower rectus abdominis during exercises performed on and off a Swiss ball. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 13, 364-367.

Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762.

Escamilla, R. F, Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., et al. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5): 265-276.

Faries, M. D., & Greenwood, M. (2007). Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 10-25.

Feldwieser, F. M., Sheeran, L., Meana-Esteban, A. & Sparke, V. (2012). Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. *European Spine Journal*, 21(2), 171-186.

García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-Garcia, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 22, 398–406.

Gottschall, J. S, Mills, J., & Hastings, B. (2013). Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 590-596.

Hammond, A. (1988). Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 348-351.

Hermens, H. J., & Freriks, B. (199). *The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography*. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1 CD.

Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D., & Spears, I. R. (2011). Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21, 102-111.

Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(6), 369-375.

Kang, H., Jung, J., & Yu, J. (2012). Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, 510-515.

Kim, M. J., Oh, D. W., & Park, H. J. (2013). Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 23, 1119-1123.

Laudner, K. G., Koschnitzky, M. M. (2010). Ankle muscle activation when using the both Sides utilized (bosu) balance trainer. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 218-222.

Marshall, P. W., & Desai, I. (2010). Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced Swiss ball exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1537-1545.

Norwood, J. T., Anderson, G. S., Gaetz, M. B., & Twist, P. W. (2007). Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(2), 343–347.

Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013). Muscle force output and electromyographic activity in squats with various unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(1), 130–136.

Saeterbakken, A. H., & Fimland, M. S. (2013). Electromyographic activity and 6rm strength in bench press on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(4), 1101–1107.

Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C., & Drake, J. D. M. (2013). Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 23, 778-786.

Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Andersen, C. H., Jay, K., & Andersen, L. L. (2012). Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(4), 372-380.

Tan, S., Cao, L., Schoenfisch, W., & Wang, J. (2013). Investigation of Core Muscle Function through Electromyography Activities in Healthy Young Men. *Journal of Exercise Physiologyonline*, 16, 45-52.

Weaver, H., Vichas, D., Strutton, P. H. & Sorinola, I. (2012). The effect of an exercise ball on trunk muscle responses to rapid limb movement. *Gait & Posture*, 35, 70–77.

Youdas, J. W., Guck, B. R., Hebrink, R. C., Rugotzke, J. D., Madson, T. J., & Hollman, J. H. (2008). 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. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1939-1946.

CAPÍTULO 3

- ARTIGO ORIGINAL -

TÍTULO:

Padrão de cocontração dos músculos do tronco durante exercícios de estabilização com diferentes superfícies instáveis

TÍTULO ABREVIADO: Cocontração em exercícios de estabilização.

*** Frederico Balbino Lizardo¹, Lázaro Antônio dos Santos², José Duarte Naves Júnior², Delaine Rodrigues Bigaton³.**

1- Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia - MG e Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas (FOP/UNICAMP), Piracicaba - SP.

2- LAPEC/UFU.

3-Universidade Metodista de Piracicaba (UNIMEP), Piracicaba - SP e FOP/UNICAMP.

* Autor para correspondência

Universidade Federal de Uberlândia – Campus Umuarama

Av. Pará 1720 - Bloco 2A - Sala 2A06, Jardim Umuarama- CEP: 38.400-902

fredbalbino@hotmail.com

RESUMO: A cocontração muscular é um fenômeno caracterizado pela contração simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação. Objetivou-se analisar os índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral em três situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples e (c) instabilidade dupla. A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino e a coleta de dados foi realizada com eletrodos de superfície diferenciais simples. A atividade eletromiográfica foi coletada dos músculos Reto do Abdome, Oblíquo Externo do Abdome, Oblíquo Interno do Abdome, Multifido e Ereter da Espinha. O sinal eletromiográfico foi analisado no domínio temporal (Integral da envoltória) e foram calculados os índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco. Os dados obtidos foram submetidos à análise estatística paramétrica, empregando-se teste de análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). Os resultados demonstraram que a utilização de superfície instável nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral não aumenta o nível de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco em comparação com os exercícios com estabilidade normal. Além disso, verificou-se que quanto maior a instabilidade menor o nível de cocontração. Portanto, a utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação às alterações no padrão de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco.

Palavras-chaves: Prancha ventral, prancha lateral, eletromiografia, *core*.

INTRODUÇÃO

A cocontração muscular é um fenômeno caracterizado pela contração simultânea de dois ou mais músculos em torno de uma articulação (Fonseca, Silva, Ocarino, & Ursine, 2001). A ação simultânea dos músculos ao redor de uma articulação promove maior contato entre as superfícies articulares, com consequente aumento da sua capacidade de resistir às cargas externas (Aquino, Viana, Fonseca, Bricio, & Vaz, 2004).

Medidas de cocontração têm sido amplamente utilizadas para avaliar a qualidade da coordenação motora, o estágio do aprendizado motor e o grau de estabilidade articular dinâmica (Fonseca et al., 2001). A estabilidade da coluna lombar é mantida por meio da ação integrada de três subsistemas: o ativo, o passivo e o neural. O subsistema ativo é composto pelos músculos do tronco, que podem ser classificados em locais e globais, de acordo com suas características anatômicas e funcionais (Behm, Drinkwater, Willardson, & Cowley, 2010).

Os estabilizadores locais são os músculos profundos da coluna vertebral (multífido [MU]) e da parede abdominal (transverso do abdome e oblíquo interno do abdome [OI]) e estão associados com estabilidade segmentar da coluna durante movimentos do corpo ou nos ajustes posturais, enquanto os estabilizadores globais são considerados os músculos superficiais da região abdominal e lombar (reto do abdome [RA], oblíquo externo do abdome [OE] e eretor da espinha [EE]) que atuam na estabilização multissegmentar e são agonistas nos movimentos de flexão, rotação e extensão do tronco, respectivamente (Behm et al., 2010; Sundstrup, Jakobsen, Andersen, Jay, & Andersen, 2012).

Segundo Marques, Hallal & Gonçalves (2012), a cocontração dos músculos multífido (MU) e oblíquo interno do abdome (OI) é fundamental para aumentar a estabilidade da coluna lombar. Atualmente, destacam-se as alterações do recrutamento dos músculos do tronco, o que reduz a estabilidade da coluna vertebral, como principal fator causal da dor lombar inespecífica (Marques et al., 2012).

Desse modo, vários programas de intervenção utilizando exercícios de estabilização da coluna, foram propostos com o intuito de aprimorar a estabilidade

lombar e automaticamente prevenir e reabilitar a dor lombar não específica (Marques, Morcelli, Hallal, & Gonçalves, 2013).

O treinamento resistido instável (TRI) envolve exercícios realizados sobre uma superfície instável utilizando a própria massa corporal como resistência ou cargas externas. A utilização do TRI produz maior cocontração e o aumento da atividade antagonista provoca maior rigidez articular e melhor estabilidade. Além disso, a cocontração é importante para proteger a articulação de forças excessivas (Behm & Colado, 2012).

Diversos equipamentos de instabilidade também são empregados para aumentar a sobrecarga nos exercícios isométricos de estabilização do tronco (Feldwieser, Sheeran, Meana-Esteban, & Sparke, 2012; Kang, Jung, & Yu, 2012; Kim, Oh, & Park, 2013), ente os quais a bola de ginástica (bola suíça ou physioball) é o mais popular (Behm et al., 2010).

Alguns estudos analisaram a cocontração dos músculos do tronco em diferentes exercícios de estabilização do tronco (Marques et al., 2013; Queiroz et al., 2010; Rossi, Morcelli, Marques, Hallal, Gonçalves, LaRoche, & Navega, 2013), todavia, não existem estudos avaliando o nível de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco durante exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral com a utilização de diferentes superfícies instáveis. A compreensão dessas questões é fundamental para a otimização de programas de prevenção, reabilitação e treinamento esportivo que objetivam o desenvolvimento e fortalecimento dos músculos do *core*.

Portanto, objetivou-se analisar os índices de cocontração geral e local dos músculos flexores e extensores do tronco nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral em três situações: (a) estabilidade normal; (b) instabilidade simples e (c) instabilidade dupla. A hipótese desse estudo é que o aumento da instabilidade (TRI) nesses exercícios produzirá maior nível de cocontração para estabilizar o tronco, além disso, a utilização de diferentes superfícies provocarão alterações na cocontração.

MÉTODOS

Caracterização da pesquisa: trata-se de um estudo de caráter experimental-quantitativo, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 174.012) da Universidade Federal

de Uberlândia (UFU) e desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC) da UFU.

População e Amostra: A amostra foi composta por 22 voluntários do gênero masculino, com idade entre $23,65 \pm 4,49$ anos, massa corporal $71,31 \pm 7,85$ kg, estatura $175,35 \pm 5,48$ cm e Índice de Massa Corpórea $23,14 \pm 1,74$ kg/m². Como critérios de inclusão, todos os indivíduos deveriam ser praticantes de atividade física regular pelo menos três vezes por semana nos últimos três meses, incluindo exercícios aeróbios e treinamento resistido (Marshall & Desai, 2010; Youdas et al., 2008), ser considerados fisicamente ativos ou muito ativo, de acordo com classificação do questionário internacional de atividade física (IPAQ versão curta), e possuir IMC normal. Os voluntários não possuíam experiência nas 10 variações de exercícios de estabilização do tronco, todavia, todos tinham experiência nos exercícios de prancha lateral e ventral normal.

Foram excluídos indivíduos com histórico de lombalgias, avaliados pelo índice de incapacidade lombar Oswestry, e/ou qualquer outro tipo de disfunção musculoesquelética que pudesse interferir na execução dos exercícios. Foram excluídos também os indivíduos que utilizavam medicamentos que pudessem influenciar a atividade muscular.

Cálculo Amostral: 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 seis voluntários. O cálculo amostral foi realizado utilizando-se o aplicativo BioEstat 4.0, *power* de 80% e *alpha* = 0,05. Este cálculo forneceu uma amostra de tamanho n = 22 para este estudo.

Eletromiografia: Para o registro eletromiográfico, foi utilizado o eletromiógrafo computadorizado da MyosystemBr1 P84/DATAHOMINIS Tecnologia® (Uberlândia, MG, Brasil), projetado de acordo com as normas da *International Society of Electrophysiology and Kinesiology* (ISEK), o qual possui impedância de entrada de 1015 Ohms, conversor analógico/digital com resolução de 16 bits, filtros *Butterworth* e bateria recarregável integrada. O MyosystemBr1 P84 foi conectado a um laptop/notebook alimentado apenas por bateria. Os sinais eletromiográficos foram coletados e processados posteriormente usando um aplicativo de software *Myosystem Br1* (versão 3.5.6). A frequência de amostragem utilizada foi de 2000Hz por canal

durante toda a coleta e os sinais eletromiográficos foram submetidos a um filtro passa banda de 20 Hz a 1000 Hz.

Para a captação dos sinais eletromiográficos, foram utilizados eletrodos de superfície diferenciais simples (DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, MG, Brasil) constituído por duas barras retangulares paralelas de prata pura de 10mm de comprimento, 1mm de largura e distância entre as barras de 10mm, com circuito pré-amplificador com ganho de 20 vezes, razão de rejeição em modo comum de 92 dB e razão sinal/ruído $<3\mu\text{V RMS}$. A preparação dos voluntários consistiu em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%.

Os eletrodos de superfície foram colocados nos músculos RA, OE, OI, MU e EE do antímero direito (Gottschall et al., 2013; Tan et al. 2013), com sua orientação paralela e as barras de detecção do sinal perpendicular ao sentido das fibras musculares (De Luca, 1997). O eletrodo no músculo RA 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 (Hibbs et al., 2011).

Para o músculo OE, o eletrodo foi colocado superiormente a espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) do osso do quadril, aproximadamente a 15 centímetros laterais da cicatriz umbilical (García-Vaquero et al., 2012). O eletrodo do músculo OI foi alinhado horizontalmente e colocado dois centímetros inferior e medial a EIAS do osso do quadril (Hibbs et al., 2011; García-Vaquero et al., 2012), localizado no interior de um triângulo delimitado pelo ligamento inguinal, borda lateral da bainha do reto e uma linha que conecta ambas EIAS, onde apenas a aponeurose do OE e não suas fibras musculares encobre o OI (Escamilla et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012).

Em relação ao músculo multífido foram utilizados os parâmetros do SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - (Hermens & Freriks, 1999), no qual o eletrodo foi colocado no nível do processo espinhoso da quinta vértebra lombar cerca de 2 a 3 centímetros da linha mediana do corpo. O eletrodo do EE foi fixado lateralmente ao processo espinhoso da terceira vértebra lombar numa distância de aproximadamente 2 a 3 centímetros (García-Vaquero et al., 2012).

O eletrodo de referência (*Bio-logic Systems* - SP Médica, Científica e Comercial Ltda., São Paulo, SP, Brasil), constituído por um disco de aço inoxidável (30 mm de diâmetro x 1,5 mm de espessura), foi fixado na pele sobre a crista ilíaca esquerda (Hibbs et al., 2011; Kang et al., 2012).

Procedimento experimental: A coleta de dados foi dividida em dois dias distintos. No primeiro, os voluntários passaram por avaliação física e realizaram a familiarização dos exercícios e da contração isométrica voluntária máxima (CIVM). A coleta dos dados eletromiográficos ocorreu uma semana depois (Escamilla et al., 2010), no qual foram realizadas duas CIVM de 5 segundos para cada músculo, com período de descanso de três minutos (Brown, 2008), para posterior normalização dos dados. Após o término das CIVM, foram utilizados cinco minutos de intervalo e, posteriormente, os sujeitos realizaram todos os exercícios de estabilização. A ordem destes foi aleatória, por meio de sorteio.

Cada sujeito executou duas repetições de cada exercício com cinco segundos de contração isométrica e foi utilizado intervalo de 30 segundos entre as repetições e um minuto entre os diferentes exercícios (Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007).

Exercícios Executados:

1- Prancha Lateral normal (PLN): sujeitos em decúbito lateral com braço direito abduzido a 90°, antebraço direito flexionado a 90°, cotovelo e antebraço direito apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado numa linha reta, durante 5 segundos, utilizando antebraço e pé direito como apoio.

2- Prancha Ventral Normal (PVN): sujeitos em decúbito ventral com braços e antebraços flexionados a 90°, cotovelos e antebraços apoiados no chão. Os indivíduos foram instruídos a manter o corpo elevado e alinhado durante 5 segundos, utilizando as pontas dos pés, cotovelos e antebraços como apoio.

3- Prancha lateral com instabilidade: o exercício PLN foi realizado com instabilidade simples no membro superior utilizando cotovelo e antebraço direito apoiados no disco (PLDS) ou *bosu* normal (PLBS). A instabilidade dupla foi utilizada com *bosu* e disco (PLBD).

4- Prancha ventral com instabilidade: o exercício PVN foi realizado com instabilidade simples no membro superior utilizando cotovelos e antebraços apoiados na bola de

ginástica (PVBG), *bosu* normal (PVBS) e virado (PVBV). A instabilidade dupla foi utilizada com bola de ginástica e disco (PVBGD) ou bola de ginástica e *bosu* (PVBGB).

Os exercícios foram executados utilizando respiração normal e estão demonstrados nas figuras 1 e 2. O tamanho da bola de ginástica (*gym ball*, *adidas performance* - FIT4 STORE, Campinas, SP, Brasil) foi selecionada de acordo com a altura do sujeito (Sundstrup et al., 2012) e foi inflada em relação ao peso do voluntário (Escamilla et al., 2010).

O disco de equilíbrio (Disco Flex Multiuso – MERCUR S.A., Santa Cruz do Sul, RS, Brasil) possui 30 cm e foi inflado de forma que as superfícies (os dois lados do disco) permanecessem planas, seguindo as recomendações do fabricante.

O equipamento *bosu* (Bosu Balance - ISP Dyna, Campinas, SP, Brasil) foi inflado até uma altura recomendada de aproximadamente 25 cm, e foi utilizado com a plataforma apoiada no chão (*bosu normal*) e virada para cima (*bosu virado*).

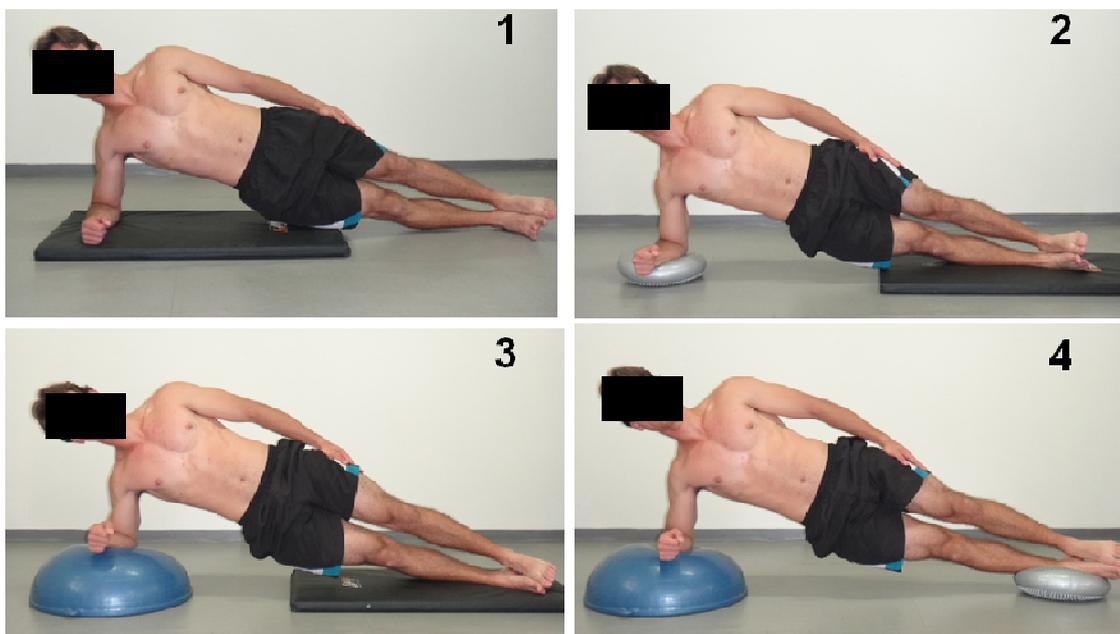


Figura 1: Exercícios de estabilização do tronco de prancha lateral: (1) Prancha lateral normal; (2) Prancha lateral com disco no membro superior; (3) Prancha lateral com *bosu* no membro superior; (4) Prancha lateral com *bosu* e disco.

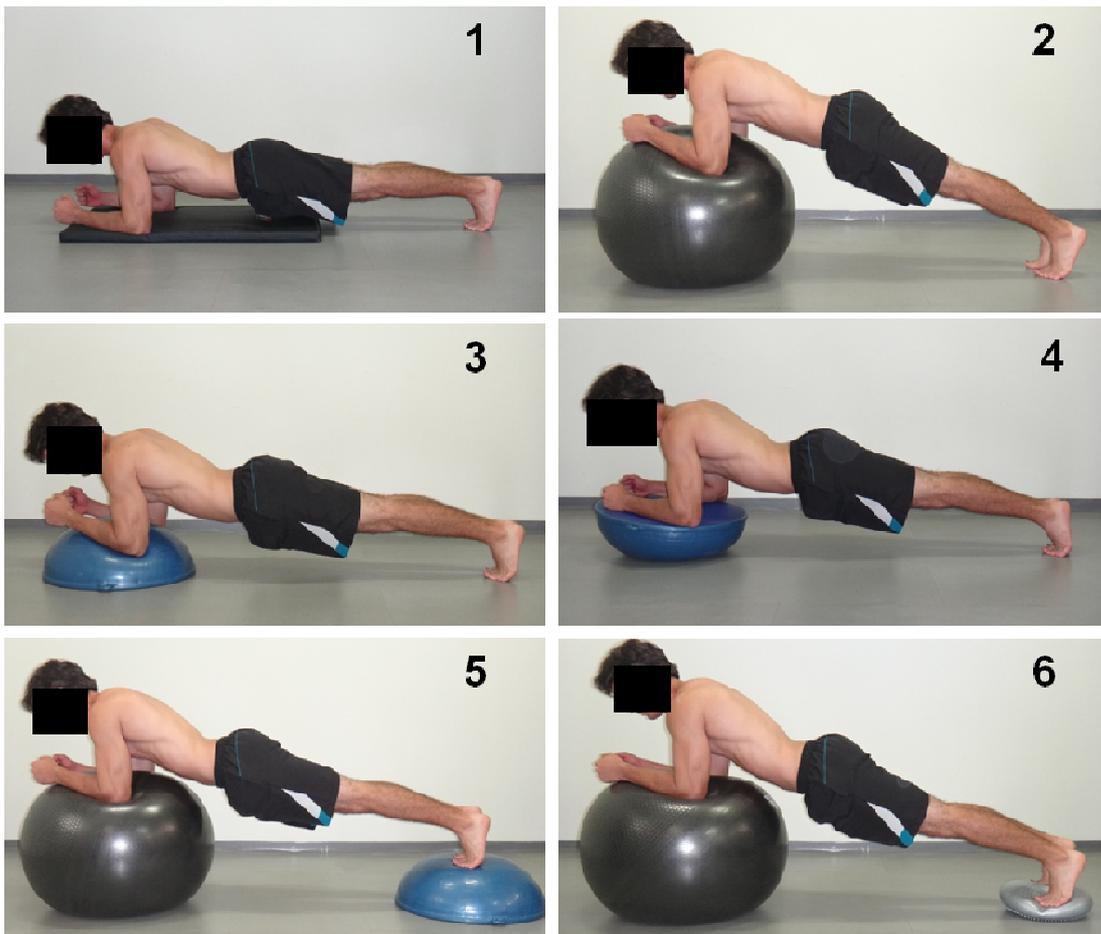


Figura 2: Exercícios de estabilização do tronco de prancha ventral: (1) Prancha ventral normal; (2) Prancha ventral com bola de ginástica; (3) Prancha ventral com *bosu* no membro superior; (4) Prancha ventral com *bosu* virado no membro superior; (5) Prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; (6) Prancha ventral com bola de ginástica e disco.

Análise dos dados:

Para análise do sinal, o valor Integral da envoltória (\int_{env}) de cada músculo foi processado e analisado utilizando-se o software *Myosystem br1* (versão 3.5.6) a partir de uma janela de tempo de 3 segundos centrais, correspondendo ao trecho médio de atividade eletromiográfica. O valor \int_{env} de cada músculo foi calculado a partir da média das duas repetições em cada exercício e normalizados em termos de porcentagem do maior valor \int_{env} obtido das duas sequências de CIVM.

O valor máximo da CIVM foi utilizado para a normalização dos dados por apresentar menor coeficiente de variação em relação ao valor médio. Os coeficientes de correlação intraclasse (ICC) do valor Integral da envoltória nos testes de CIVM foram 0,944 (RA), 0,922 (OE), 0,876 (OI), 0,941 (MU) e 0,950 (EE). Os testes de CIVM dos músculos do *core* foram realizados pelos voluntários de acordo com as respectivas funções musculares, conforme as recomendações da literatura específica (Hermens e Freriks, 1999; Vera-Garcia et al., 2010; García-Vaquero et al., 2012; Kang et al., 2012).

Para calcular os índices de cocontração geral entre os músculos flexores (RA, OE e OI) e extensores do tronco (EE e MU), foi utilizada uma fórmula matemática descrita por Hammond (1988), pela qual a atividade do músculo antagonista (∫env dos músculos extensores do tronco) é dividida pela soma da atividade do músculo antagonista (extensores) e agonista (∫env dos músculos flexores do tronco) e multiplicado por 100, como demonstrado na fórmula seguinte:

$$\text{Co - contração} = \frac{EMG_{\text{antagonista}}}{EMG_{\text{antagonista}} + EMG_{\text{agonista}}} \times 100$$

Os índices de cocontração entre os músculos locais do tronco foram calculados pelo uso da mesma fórmula, porém, dividiu-se a atividade do músculo antagonista (∫env MU) pela soma da atividade do músculo antagonista (∫env MU) e agonista (∫env OI).

Análise estatística

A análise estatística dos dados foi realizada utilizando-se o programa computadorizado GraphPad Prism (versão 3.0 – Graphpad Software, Inc). Utilizou-se o teste Shapiro Wilk para avaliar a normalidade dos dados e o teste Levene para verificar a homogeneidade das variâncias. Posteriormente, testes paramétricos foram empregados em todas as análises. A análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) foi utilizada para a comparação das médias dos índices de cocontração geral e local nos diferentes exercícios, sendo que em todas as análises foi realizado o teste de comparações múltiplas de bonferroni para verificar onde havia diferença. O nível de significância foi estabelecido em 5% (p<0,05). Todos os resultados são apresentados na

forma de média e desvio padrão e o tamanho do efeito (*effect size* / ES) foi calculado utilizando a descrição de *Cohen's* para interpretação (ES = 0,2 pequeno; ES = 0,5 médio e ES = 0,8 grande).

RESULTADOS

A figura 3 demonstra os resultados referentes aos índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco no exercício de prancha lateral, no qual observou-se que o índice no exercício prancha lateral com *bosu* no membro superior (PLBS; $43,04 \pm 11,7$) foi significativamente maior em relação ao exercício prancha lateral com *bosu* e disco (PLBD, $36,72 \pm 12,2$; $p < 0,05$; ES=0,53).

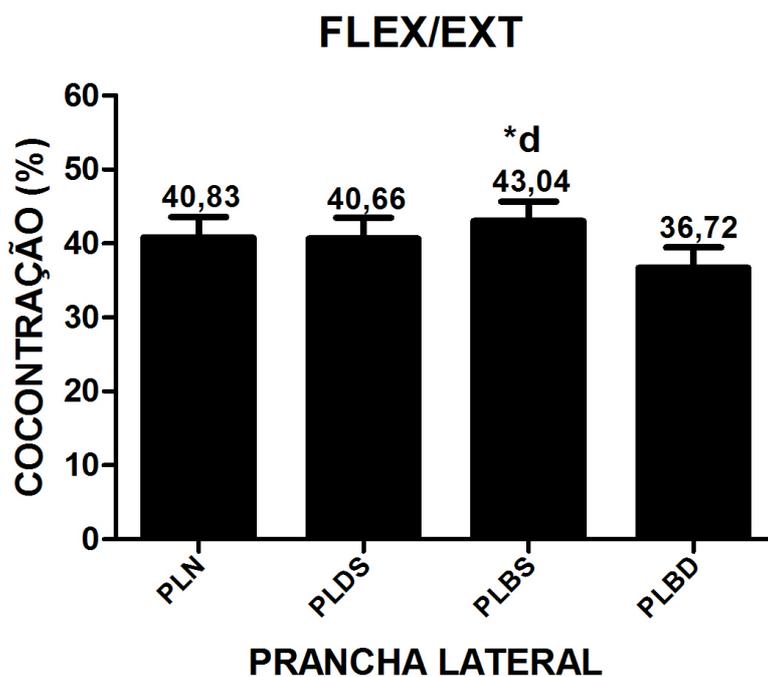


Figura 3: Índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco durante os exercícios de prancha lateral. (^aPLN - Prancha lateral normal; ^bPLDS - Prancha lateral com disco no membro superior; ^cPLBS - Prancha lateral com *bosu* no membro superior; ^dPLBD - Prancha lateral com *bosu* e disco). Quando presente diferenças estatísticas (*), o índice de cocontração foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

A figura 4 exibe os resultados referentes aos índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco no exercício de prancha ventral, no qual observou-se que os índices nos exercícios prancha ventral com *bosu* virado no membro superior (PVBV; $13,67 \pm 6,7$) foi significativamente maior em comparação aos exercícios prancha ventral com bola de ginástica (PVBG; $9,21 \pm 4,3$; $p < 0,05$; ES=0,79), prancha ventral com bola de ginástica e *bosu* (PVBGB; $9,09 \pm 4,0$; $p < 0,05$; ES=0,83) e prancha ventral com bola de ginástica e disco (PVBGD; $9,53 \pm 4,9$; $p < 0,05$; ES=0,70).

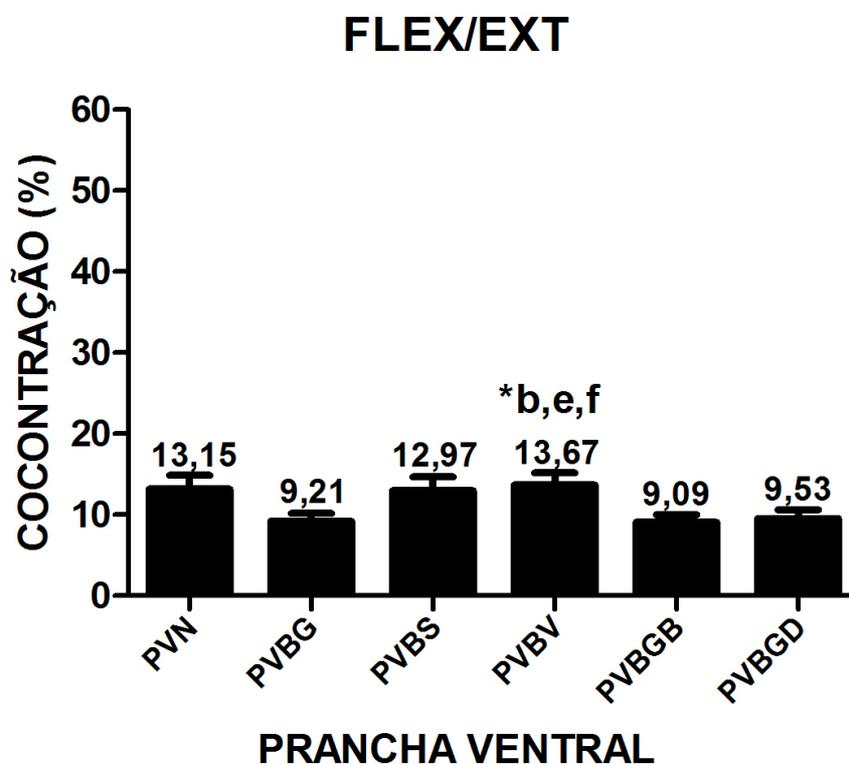


Figura 4: Índices de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco durante os exercícios de prancha ventral. (^aPVN - Prancha ventral normal; ^bPVBG - Prancha ventral com bola de ginástica; ^cPVBS - Prancha ventral com *bosu* no membro superior; ^dPVBV - Prancha ventral com *bosu* virado no membro superior; ^ePVBGB - Prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; ^fPVBGD - Prancha ventral com bola de ginástica e disco). Quando presente diferenças estatísticas (*), o índice de cocontração foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

A figura 5 demonstra os índices de cocontração dos músculos locais (OI/MU) do tronco nos exercícios de prancha lateral, não ocorrendo diferenças significativas ($p>0,05$) entre os exercícios.

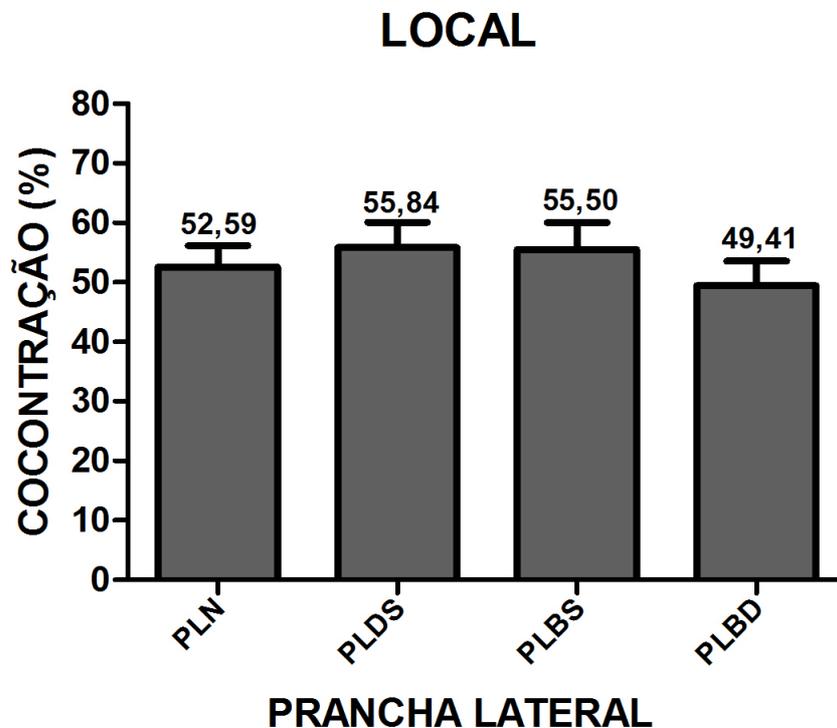


Figura 5: Índices de cocontração dos músculos locais (OI/MU) do tronco durante os exercícios de prancha lateral. (^aPLN - Prancha lateral normal; ^bPLDS - Prancha lateral com disco no membro superior; ^cPLBS - Prancha lateral com *bosu* no membro superior; ^dPLBD - Prancha lateral com *bosu* e disco).

A figura 6 exibe os índices de cocontração dos músculos locais (OI/MU) do tronco nos exercícios de prancha ventral, no qual observa-se que o índice no exercício prancha ventral normal (PVN; $27,28 \pm 16,3$) foi significativamente maior em relação aos exercícios prancha ventral com bola de ginástica e *bosu* (PVBGB; $18,41 \pm 8,2$; $p<0,05$; ES=0,68) e prancha ventral com bola de ginástica e disco (PVBGD; $18,63 \pm 8,8$; $p<0,05$; ES=0,66).

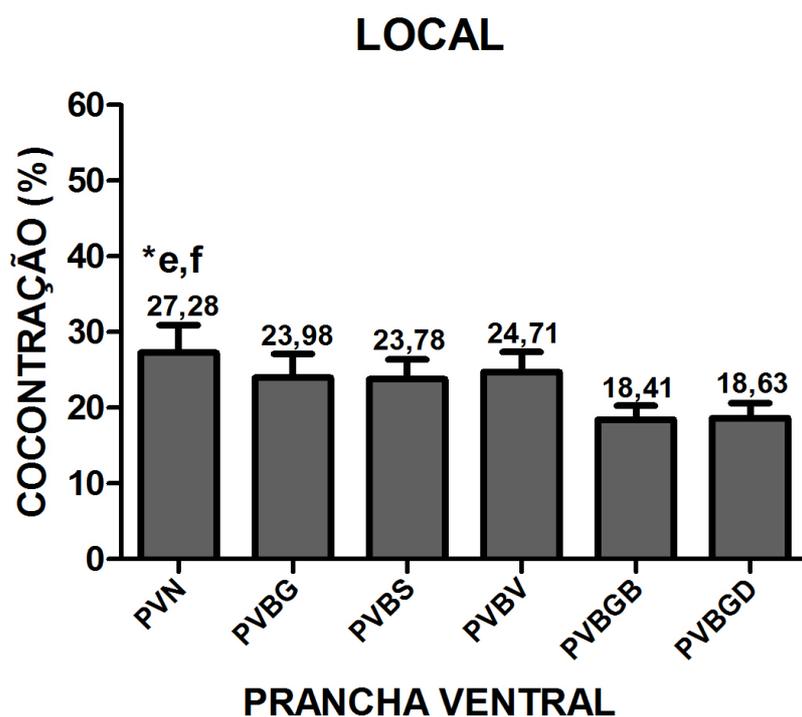


Figura 6: : Índices de cocontração dos músculos locais (OI/MU) do tronco durante os exercícios de prancha ventral. (^aPVN - Prancha ventral normal; ^bPVBG - Prancha ventral com bola de ginástica; ^cPVBS - Prancha ventral com *bosu* no membro superior; ^dPVBV - Prancha ventral com *bosu* virado no membro superior; ^ePVBGB - Prancha ventral com bola de ginástica e *bosu*; ^fPVBGD - Prancha ventral com bola de ginástica e disco). Quando presente diferenças estatísticas (*), o índice de cocontração foi significativamente maior em relação ao exercício demonstrado.

DISCUSSÃO

No presente trabalho ficou demonstrado que a utilização de superfície instável nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral não aumenta o nível de cocontração em relação aos mesmos exercícios com estabilidade normal, devendo ser questionada esta alternativa nos protocolos de treinamento do *core* quando objetiva-se melhorar os índices de cocontração.

Nesta pesquisa não foram observadas diferenças significativas nos índices de co-contração dos músculos flexores e extensores do tronco comparando os exercícios

de estabilização normal com instabilidade simples e dupla. Esses achados não estão de acordo com as afirmações de Behm & Colado (2012), os quais destacaram que a utilização do TRI produz maior cocontração e o aumento da atividade antagonista provoca maior rigidez articular e melhor estabilidade.

A lógica para a utilização da superfície instável nos exercícios de estabilização do tronco 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 (Desai & Marshall, 2010). Entretanto, essa maior demanda neuromuscular parece estar restrita às alterações no recrutamento de músculos específicos do *core*, não influenciando os índices de cocontração.

Imai et al. (2010) demonstraram maior recrutamento do músculo RA no exercício prancha lateral com instabilidade dupla (disco e *bosu*) em comparação com estabilidade normal. Sendo assim, a utilização de superfície instável nos exercícios de estabilização aumenta principalmente o sinal eletromiográfico dos músculos abdominais globais, sem acréscimo concomitante no recrutamento dos músculos antagonistas EE e MU e músculos abdominais locais, situação que pode se tornar um fator indesejável na fase inicial do treinamento do *core*.

Portanto, não foi confirmada a hipótese de que a utilização de superfície instável produz maior índice de cocontração. Isto sugere que o padrão de cocontração geral nos exercícios de prancha ventral e lateral com e sem instabilidade é similar, desta forma, treinadores e outros profissionais da área da saúde devem sempre lembrar que a popularidade de determinado equipamento nem sempre está relacionado com maior nível de cocontração dos músculos do tronco.

Comparando os exercícios com instabilidade simples e dupla, foi demonstrado maior índice de cocontração no exercício prancha lateral com *bosu* no membro superior (PLBS) em relação ao exercício prancha lateral com *bosu* e disco (PLBD). Além disso, o exercício prancha ventral com *bosu* virado no membro superior (PVBV) exibiu significativamente maior índice de cocontração em comparação com os exercícios prancha ventral com bola de ginástica (PVBG), prancha ventral com bola de ginástica e *bosu* (PVBGB) e prancha ventral com bola de ginástica e disco (PVBGD).

Nota-se que quanto maior a instabilidade menor o nível de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco, não confirmando a hipótese desta pesquisa. Isto sugere que os exercícios com estabilidade normal e simples produzem poucas alterações no equilíbrio corporal e menor demanda específica dos músculos abdominais globais, não alterando o nível de cocontração. Dessa forma, quando o objetivo do treinamento de estabilização for induzir maior nível de cocontração, não recomenda-se a utilização de instabilidade dupla.

Vários estudos analisaram a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* em diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco (García-Vaquero et al., 2012; Gottschall et al., 2013; Maeo, Takahashi, Takai, & Kanehisa, 2013) com e sem superfícies instáveis (Marshall & Desai, 2010; Imai *et al.*, 2010; Feldwieser *et al.*, 2012; Kang *et al.*, 2012), no entanto, a maioria desses estudos têm considerado a intensidade da ativação do antagonista como medida de co-contratação. Todavia, sabe-se que a intensidade da atividade antagonista nem sempre corresponde à cocontração, uma vez que este é um fenômeno definido como a ativação simultânea de dois ou mais músculos em torno da articulação, tornando-se um fator limitante desses trabalhos.

Hammond (1988) desenvolveu um método que considera a proporção da atividade antagonista em relação à atividade eletromiográfica total, como um indicativo de cocontração. Esse método é considerado adequado em situações estáticas, nas quais o músculo determinado como antagonista é ativado em menor intensidade que o agonista ao longo de toda atividade (Fonseca et al., 2001). A escolha desse método para avaliar a cocontração no presente estudo foi baseada nas descrições dos autores supracitados, no qual foram realizadas somente contrações isométricas dos músculos do tronco durante os exercícios de estabilização e os músculos abdominais são considerados agonistas nos exercícios de prancha ventral e lateral (Garcia-Vaquero et al., 2012).

Na presente pesquisa foi registrado que o índice de cocontração local no exercício prancha ventral normal foi significativamente maior em relação aos exercícios de prancha ventral com instabilidade dupla, enquanto na prancha lateral não foram demonstradas diferenças significativas entre todas as condições. Acredita-se que essas diferenças possam ser explicadas pelas alterações específicas na atividade elétrica dos músculos abdominais globais com a utilização da instabilidade dupla, sem influenciar o recrutamento dos músculos locais do tronco.

A aplicação progressiva do TRI deve produzir adaptações do controle motor (cocontração e ajuste postural antecipatório) que são especialmente importantes para indivíduos com lombalgia (Behm & Colado, 2012). Os achados do presente estudo não coadunam com as afirmações dos autores supracitados, dessa forma, a utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação às alterações no padrão de cocontração dos músculos locais do tronco.

De acordo com os resultados do presente trabalho, acredita-se que a realização de um protocolo de treinamento de estabilização sem superfície instável poderá produzir adaptações similares ou até ser mais eficiente em relação à melhoria da cocontração em comparação ao mesmo programa utilizando instabilidade simples ou dupla. Todavia, o presente trabalho realizou uma análise aguda, sendo necessárias futuras pesquisas para avaliar o efeito do treinamento com superfícies instáveis nesses exercícios para confirmar esta hipótese.

A cocontração dos músculos MU e OI é fundamental para melhorar a estabilidade da coluna lombar, pois, o primeiro músculo é importante para aumentar a estabilidade das vértebras lombares e da articulação sacroilíaca, enquanto o segundo aumenta a pressão intra-abdominal e a tensão na aponeurose toracolombar, melhorando a estabilização segmentar do tronco (Marques et al., 2012).

Deve-se destacar que na presente pesquisa a análise da cocontração não se restringiu aos músculos locais, pois, acredita-se que a estabilidade da coluna não é realizada somente por um único grupo de músculos do tronco, ela depende da ação conjunta de todos os músculos dessa região. Portanto, futuros estudos devem analisar o nível de cocontração geral e local dos músculos do tronco para que se possa ter uma compreensão mais adequada do sistema ativo durante diferentes exercícios de estabilização.

A utilização da superfície instável isolada nos exercícios de estabilização deve ser realizada com precaução e com objetivos específicos. Segundo Neuman (2011), os exercícios de estabilização devem enfatizar, no primeiro estágio, a ativação seletiva dos músculos estabilizadores locais (multífido, transverso do abdome e OI) e, posteriormente, proporcionar maior coativação dos estabilizadores locais/globais e desafiar o controle postural e o equilíbrio.

Sendo assim, acredita-se que esses equipamentos possam ser úteis para a melhoria do controle postural e equilíbrio, todavia, não produzem adaptações específicas em relação ao padrão de cocontração geral e local dos músculos flexores e extensores do tronco. Futuras pesquisas devem analisar o controle postural e equilíbrio para confirmar esta hipótese.

Uma vez adquirido o sinal eletromiográfico, existem muitos métodos de processamento que podem ser utilizados para a interpretação dos dados (Marchetti & Duarte, 2006). Hibbs *et al.* (2011) analisaram o sinal eletromiográfico dos músculos do *core* durante diferentes exercícios de estabilização do tronco utilizando dois tipos de processamento (Pico e Integral da envoltória), que são raramente utilizados na literatura sobre treinamento do *core*, e determinaram suas inter-relações.

Os principais resultados demonstraram que a Integral da envoltória apresentou maior confiabilidade devido ao menor coeficiente de variação, em comparação com pico do sinal eletromiográfico, entretanto, os autores concluíram que ambos os métodos podem ser incluídos em futuros estudos que avaliam a atividade eletromiográfica do tronco durante treinamento do *core* (Hibbs *et al.*, 2011). Dessa forma, o valor Integral da envoltória foi utilizado no presente trabalho por ser considerado uma medida importante para avaliar o nível de atividade (Marchetti & Duarte, 2006), proporcionando dados que possam melhorar a compreensão da coordenação intermuscular nos diferentes exercícios do *core*.

No presente estudo, a carga imposta na contração isométrica não foi controlada, tal como ocorre durante a prática dos exercícios de estabilização de tronco. Além disso, na presente pesquisa foi utilizado um grupo de voluntários do gênero masculino, relativamente jovens, saudáveis, fisicamente ativos e sem históricos de lombalgia, portanto, os resultados devem ser aplicados com precauções para diferentes populações. Outra limitação deste trabalho foi a ausência da mensuração da dobra cutânea abdominal.

CONCLUSÕES

Conclui-se que a utilização de superfície instável nos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral não aumenta o nível de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco em comparação aos exercícios com estabilidade normal. Além disso, quanto maior a instabilidade menor o nível de cocontração dos músculos do tronco. Portanto, a utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação às alterações no padrão de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco.

REFERÊNCIAS

- Aquino, C. F., Viana, S. O., Fonseca, S. T., Bricio, R. S., & Vaz, D. V. (2004). Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 12(2), 35-42.
- Behm D., & Colado J. C. (2012). The effectiveness of resistance training using unstable surfaces and devices for rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(2), 226-241.
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2010). The use of instability to train the core musculature. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 35, 91–108.
- Brown, L. E. (2008). *Treinamento de força/National Strength and Conditioning Association*. São Paulo: Manole.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.

- Desai, I., & Marshall, P. W. M. (2010). Acute effect of labile surfaces during core stability exercises in people with and without low back pain. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 20, 1155-1162.
- Escamilla, R. F, Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., et al. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(5): 265-276.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762.
- Fonseca, S. T., Silva, P. L. P., Ocarino, J. M., & Ursine, P. G. S. (2001). Análise de um método eletromiográfico para quantificação de co-contração muscular. *Revista Brasileira de Ciência e Movimento*, 9(3), 23-30.
- Feldwieser, F. M., Sheeran, L., Meana, E. A. & Sparke, V. (2012). Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. *European Spine Journal*, 21(2), 171-186.
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-Garcia, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 22, 398–406.
- Gottschall, J. S, Mills, J., & Hastings, B. (2013). Integration core exercises elicit greater muscle activation than isolation exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(3), 590-596.
- Hammond, A. (1988). Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 69, 348-351.
- Hermens, H. J., & Freriks, B. (199). *The SENIAM cd-rom: European recommendations for surface electromyography*. Netherlands: Roessingh Research and Development, 1 CD.

Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D. N., Hodgson, D., & Spears, I. R. (2011). Peak and average rectified EMG measures: Which method of data reduction should be used for assessing core training exercises? *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 21, 102-111.

Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40(6), 369-375.

Kang, H., Jung, J., & Yu, J. (2012). Comparison of trunk muscle activity during bridging exercises using a sling in patients with low back pain. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11, 510-515.

Kim, M. J., Oh, D. W., & Park, H. J. (2013). Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 23, 1119-1123.

Laudner, K. G., Koschnitzky, M. M. (2010). Ankle muscle activation when using the both Sides utilized (bosu) balance trainer. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24, 218-222.

Maeo, S., Takahashi, T., Takai, Y., & Kanehisa, H. (2013). Trunk Muscle Activities during Abdominal Bracing: Comparison among Muscles and Exercises. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12, 467-474.

Marchetti, P. H., & Duarte, M. (2006). Instrumentação em eletromiografia. Laboratório de Biofísica,; 1-29.[acesso 2013 Ago 11]. Disponível em: <http://lob.iv.fapesp.br>

Marques, N. R., Hallal, C. Z., & Gonçalves, M. (2012). Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. *Motriz*, 18(2), 245-252.

Marques, N. R., Morcelli, M. H., Hallal, C. Z. & Gonçalves, M. (2013). EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 17, 185-191.

Marshall, P. W., & Desai, I. (2010). Electromyographic analysis of upper body, lower body, and abdominal muscles during advanced Swiss ball exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(6), 1537-1545.

Queiroz, B. W. C. (2010). *Avaliação eletromiográfica comparativa de diferentes exercícios em quadrupedia do método pilates*. (Dissertação). Universidade de São Paulo, São Paulo, SP.

Rossi, D. M., Morcelli, M. H., Marques, N. R., Hallal, C. Z., Gonçalves, M., LaRoche, D. P., & Navega, M. T. (2013). Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, (in press).

Soderberg, F. L., & Knutson, L. M. (2000). A guide for use and interpretation of kinesiological electromyography data. *Physical Therapy*, 80(5), 485-498.

Sundstrup, E., Jakobsen, M. D., Andersen, C. H., Jay, K., & Andersen, L. L. (2012). Swiss ball abdominal crunch with added elastic resistance is an effective alternative to training machines. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(4), 372-380.

Tan, S., Cao, L., Schoenfisch, W., & Wang, J. (2013). Investigation of Core Muscle Function through Electromyography Activities in Healthy Young Men. *Journal of Exercise Physiologyonline*, 16, 45-52.

Youdas, J. W., Guck, B. R., Hebrink, R. C., Rugotzke, J. D., Madson, T. J., & Hollman, J. H. (2008). 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. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(6), 1939-1946.

CONCLUSÃO

De acordo com os resultados apresentados e discutidos nos três artigos, pode-se concluir que:

1. A utilização de diferentes estratégias de sobrecarga nos exercícios de prancha ventral e lateral proporcionam respostas distintas no recrutamento dos músculos do *core* e a compreensão dessas respostas é importante para profissionais da área da saúde determinarem a progressão apropriada nos programas de prevenção e reabilitação do *core*, ou treinamento esportivo;
2. A incorporação de movimentos do membro durante a prancha ventral e lateral produz maior esforço de estabilização do tronco e maior atividade dos músculos abdominais locais e glúteo médio (GM), enquanto a utilização de superfícies instáveis e movimento do membro intensifica o recrutamento dos músculos abdominais globais e a adição de sobrecarga externa influencia principalmente o recrutamento do GM;
3. A utilização de superfície instável não aumenta a atividade eletromiográfica dos músculos do *core* no exercício prancha lateral, no entanto, a instabilidade simples no membro superior com bola de ginástica e a instabilidade dupla na prancha ventral intensificam o recrutamento dos músculos abdominais globais;
4. A influência da superfície instável nos exercícios de estabilização do tronco é dependente do músculo, do exercício e do tipo de instabilidade;
5. A realização dos exercícios de estabilização de prancha ventral e lateral com superfície instável não produz maior nível de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco em comparação aos exercícios com estabilidade normal;
6. A utilização isolada da superfície instável nos exercícios de estabilização deve ser questionada em relação as alterações no padrão de cocontração dos músculos flexores e extensores do tronco.

REFERÊNCIAS¹

Alencar TAMD, Matias KFS, Bini RR, Carpes FP. Revisão etiológica da lombalgia em ciclistas. *Rev Bras Ciênc Esporte*. 2011; 33(2): 507-28.

Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2010; (35): 91-108.

Durall CJ, Udermann BE, Johansen DR, Gibson B, Reineke DM, Reuteman P. The effects of preseason trunk muscle training on low-back pain occurrence in women collegiate gymnasts. *J Strength Cond Res*. 2009; 23(1): 86–92.

Evangelista AL, Macedo J. *Treinamento funcional e core training: exercícios práticos aplicados*. São Paulo: Phorte, 2011.

Gillies A, Dorgo S. Preventing Lumbar Injuries in Rotational Striking Athletes. *Strength Cond J*. 2013; 35(2): 55-62.

Hamlyn N, Behm DG, Young WB. Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities. *J Strength Cond Res*. 2007; 21(4): 1108-12.

Handzel TM. Core Training for Improved Performance. *NSCA's Performance Training Journal*. 2003; 2(6): 26-30.

Lehman GJ, Hoda W, Oliver S. Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropr Osteopat*. 2005; 13(14): 1-8.

¹ De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Medrano IC, Massó XG, Colado JC, Pablos C, Moraes JA, Fuster MA. Deadlift muscle force and activation under stable and unstable conditions. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(10): 2723-30.

Nuzzo JL, Mccauley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride J. Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J Strength Cond Res.* 2008; 22(1): 95-102.

Oliver GD, Stone AJ, Plummer H. Electromyographic Examination of Selected Muscle Activation During Isometric Core Exercises. *Clin J Sport Med.* 2010; 20(6): 452-7.

Oliver GD, Dwelly PM, Sarantis ND, Helmer RA, Bonacci JA. Muscle activation of different core exercises. *J Strength Cond Res.* 2010; 24(11): 3069-74.

Okubo Y, Kaneoka K, Imai A, Shiina I, Tatsumura M, Izumi S et al. Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010; 40(11): 743-50.

Rossi TN. Efeitos do exercício físico sobre a lombalgia. *RBPFEEX.* 2011; 5(26): 163-9.

Willardson JM. Core stability training: applications to sports conditioning programs. *J Strength Cond Res.* 2007; 21(3): 979-85.

ANEXO I

DECLARAÇÃO

As cópias de artigos de minha autoria ou de minha coautoria, já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas ou anais de congressos sujeitos a arbitragem, que constam da minha Tese de Doutorado, intitulada "Análise eletromiográfica dos músculos do *core* em diferentes exercícios de estabilização do tronco", não infringem os dispositivos da Lei n.º 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Campinas, 14 de novembro de 2013.

Autor: Frederico Balbino Lizardo (MG- 11.011.593)

Orientador: Delaine Rodrigues Bigaton

ANEXO II

Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ELETROMIOGRAFIA DOS MÚSCULOS DO CORE EM DIFERENTES EXERCÍCIOS ISOMÉTRICOS DE ESTABILIZAÇÃO DO TRONCO

Pesquisador: Frederico Balbino Lizardo

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 00962212.9.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 174.012

Data da Relatoria: 07/12/2012

Apresentação do Projeto:

O termo core (núcleo) tem sido utilizado para se referir ao tronco ou mais especificamente a região lombarpélvica do corpo, no qual a estabilidade desta região é fundamental para proporcionar uma base para movimentos do membros superior e inferior, para suportar cargas e proteger a medula espinal e suas raízes neurais (Willardson, 2007). A prática de exercícios que objetivam o fortalecimento do core tem aumentado na última década visando a prevenção e/ou reabilitação das dores na região lombar, a melhora do desempenho atlético e a crescente busca da estética que é divulgada pela nossa sociedade (Oliver et al., 2010).

Investigações têm sido conduzidas a fim de determinar a maneira mais eficiente e correta de se realizar exercícios isométricos de estabilização do core, principalmente por meio da eletromiografia de superfície (Schoffstall et al., 2010). Muitas variações realizadas nos exercícios isométricos de estabilização, especificamente na prancha lateral, são difundidas na prática do treinamento do core sem haver uma análise sistemática dos mesmos. Existe lacunas na literatura sobre uma periodização dos exercícios do core baseado nos achados eletromiográficos, pois estes exercícios frequentemente utilizam o próprio peso corporal como resistência sendo difícil determinar a intensidade e automaticamente o grau de sobrecarga nos músculos do tronco. A realização de estudos eletromiográficos durante diferentes exercícios de estabilização podem fornecer uma medida quantitativa da ativação muscular proporcionando uma base teórica para direcionamento de programas de prevenção e reabilitação e para programas de treinamento esportivo.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Comitê de Ética em Pesquisa

Profª Drª Sandra Terceirinha de Farias Furtado

Coordenadora

ANEXO II

Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



O presente trabalho constitui uma pesquisa de caráter experimental e será desenvolvido no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC), Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG em colaboração com o Laboratório de Eletromiografia, Departamento de Morfologia, Faculdade de Odontologia de Piracicaba (FOP-UNICAMP). A amostra deste estudo será composta por 20 voluntários do gênero masculino com idades entre 18 e 30 anos, saudáveis e praticantes de atividade física regular. Todos os selecionados serão esclarecidos e orientados sobre o procedimento experimental e em seguida assinarão o termo de consentimento livre e esclarecido. A caracterização da amostra será feita por meio da massa corporal total, altura, índice de massa corporal (IMC), perímetro abdominal, nível de atividade física, índice de incapacidade lombar e força de resistência dos músculos do tronco. A coleta de dados será realizada em dois dias distinto. Na primeira sessão, após a explanação dos procedimentos experimentais, todos os voluntários passarão por uma avaliação física que constará nas mensurações da altura, peso, índice de massa corporal, perímetro abdominal e responderão ao questionário internacional de atividade física - versão curta - (IPAQ) e o questionário para avaliação funcional (índice de incapacidade lombar Oswestry). Na segunda etapa da primeira sessão serão realizados três testes de resistência de força dos músculos do tronco: o teste isométrico dos extensores, dos extensores e dos z exores laterais direito e esquerdo. Cada sujeito realizará três repetições de cada teste e será utilizado um período de repouso de três minutos entre cada tarefa. A segunda sessão de coleta de dados ocorrerá aproximadamente uma semana depois da primeira sessão e serão realizadas as coletas dos dados eletromiográficos e da percepção do esforço durante os exercícios. Os registros eletromiográficos serão obtidos utilizando-se um eletromiógrafo computadorizado projetado de acordo com normas internacionais (MyosystemBr1 P84 / DataHominis Tecnologia Ltda., Uberlândia, MG, Brasil). A preparação dos voluntários consistirá em tricotomia e limpeza da pele com álcool 70%, visando retirar a oleosidade e/ou qualquer elemento que possa interferir nos resultados e diminuição da impedância elétrica da pele. Em seguida, os eletrodos serão posicionados sobre a pele que recobre os músculos Oblíquo Externo do Abdome, Reto do Abdome, Abdominal Inferior (Transverso e Oblíquo Interno do Abdome), Longuíssimo Torácico e Multifído de acordo com os parâmetros do SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles - (Hermens & Freriks, 1999) e Hibbs et al. (2011). O eletrodo de referência será fixado na pele sobre a espinha iliaca ântero-superior do osso do quadril no lado esquerdo (Queiroz et al., 2010). No início de cada teste, os sinais eletromiográficos de cada músculo selecionado serão coletados durante três contrações isométrica voluntária máxima (CIVM) de 5 segundos com período de descanso de dois minutos entre cada uma (De Luca, 1997) para posterior normalização dos dados. Após o término das CIVM, serão utilizados 10 minutos de intervalo para que os indivíduos possam descansar e se

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br

Sandra Terezinha de Farias Furtado
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Comitê de Ética em Pesquisa
Prof. Dr.ª Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora

ANEXO II

Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



preparar para a seqüência das coletas. Depois deste período de repouso, cada sujeito executará três repetições para cada exercício isométrico de estabilização, no qual a coleta dos dados eletromiográficos será procedida utilizando-se uma contração isométrica de 10 segundos. A ordem de execução dos exercícios será randomizada e para evitar o efeito da fadiga muscular, será utilizado 30 segundos de intervalo de descanso entre uma série e outra do mesmo exercício e três minutos entre cada exercício. Para avaliar a dificuldade física e o nível de esforço em cada exercício isométrico de estabilização, a Escala de Borg - Ratings of Perceived Exertion (RPE) será administrada após cada tarefa durante todo o experimento.

Objetivo da Pesquisa:

Analisar e comparar o padrão da atividade eletromiográfica (RMS e envoltório linear) dos músculos flexores e extensores do tronco durante diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco.

Determinar a taxa de relação entre a atividade muscular local e global durante diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

A eletromiografia de superfície e o teste de resistência de força do tronco são exames não invasivos e não dolorosos, portanto sem contra-indicações e riscos previsíveis aos voluntários da pesquisa. As demais avaliações também não apresentam riscos previsíveis aos voluntários, haja vista que são baseados em questionários. Cabe ressaltar que, os métodos de avaliação que serão utilizados estão fundamentados cientificamente, e são procedimentos amplamente utilizados em pesquisas clínicas, não oferecendo qualquer risco previsível às voluntárias. Entretanto, a coleta eletromiográfica, por ser realizada em contrações isométricas, pode desencadear desconforto aos voluntários no momento do exame, o que é cessado após o término das contrações. Se no decorrer da pesquisa for percebido qualquer tipo de risco imprevisível ou sendo constatado a superioridade de um método disponível de estudo sobre a EMG, a mesma será descartada. Os responsáveis pela pesquisa comprometem-se a interromper a mesma, caso qualquer intercorrência não prevista seja identificada.

Benefícios:

Em relação aos benefícios estes serão aplicados de forma indireta aos participantes da pesquisa, pois os resultados obtidos por meio desse estudo possibilitarão importantes contribuições para profissionais da área da saúde proporcionando uma base teórica para o direcionamento de programas de prevenção e reabilitação para lesões articulares ou neuromusculares e para

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Comitê de Ética em Pesquisa
Prof.ª Dr.ª Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora

ANEXO II

Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



programas de treinamento esportivo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa de importância e relevância para a área da saúde, em especial para proporcionar aos pesquisadores e interessados no tema, uma base teórica para o direcionamento de programas de prevenção e reabilitação para lesões articulares ou neuromusculares e para programas de treinamento esportivo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os pesquisadores afirmam que arcarão com os custos de deslocamento dos participantes para participar da pesquisa. No TCLE afirma-se que arcarão com despesas de deslocamento dos participantes, conforme solicitado.

Todos os termos foram apresentados.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Pendências apontadas no parecer 160.384, de 23/11/12 foram atendidas.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final: fevereiro de 2014.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br


UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Comitê de Ética em Pesquisa
Prof. Dr. Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora

ANEXO II

Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
UBERLÂNDIA/MG



ζ O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 - Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

ζ O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.3.z), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa (Item V.3) que requeiram ação imediata.

ζ O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária ζ ANVISA ζ junto com seu posicionamento.

ζ Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e). O prazo para entrega de relatório é de 120 dias após o término da execução prevista no cronograma do projeto, conforme norma.

UBERLÂNDIA, 15 de Dezembro de 2012

Assinador por:

Sandra Terezinha de Farias Furtado
(Coordenador)

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
Comitê de Ética em Pesquisa
Profª Drª Sandra Terezinha de Farias Furtado
Coordenadora

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br

ANEXO III

Comprovante de submissão para revista **Journal of Electromyography and Kinesiology**.

Dear Lizardo,

We have received your article "Electromyography of the core muscles in isometric exercises of trunk stabilization with different levels of overload" for consideration for publication in *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Your manuscript will be given a reference number once an editor has been assigned.

To track the status of your paper, please do the following:

1. Go to this URL: <http://ees.elsevier.com/jek/>

2. Enter these login details:

Your username is: fredbalbino@hotmail.com

If you need to retrieve password details, please go

to: http://ees.elsevier.com/jek/automail_query.asp

3. Click [Author Login]

This takes you to the Author Main Menu.

4. Click [Submissions Being Processed]

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Elsevier Editorial System

Journal of Electromyography and Kinesiology

ANEXO IV

Materiais utilizados para coleta do sinal eletromiográfico



Figura 1: Eletromiógrafo MyosystemBr1 P84 / DataHominis Tecnologia Ltda.

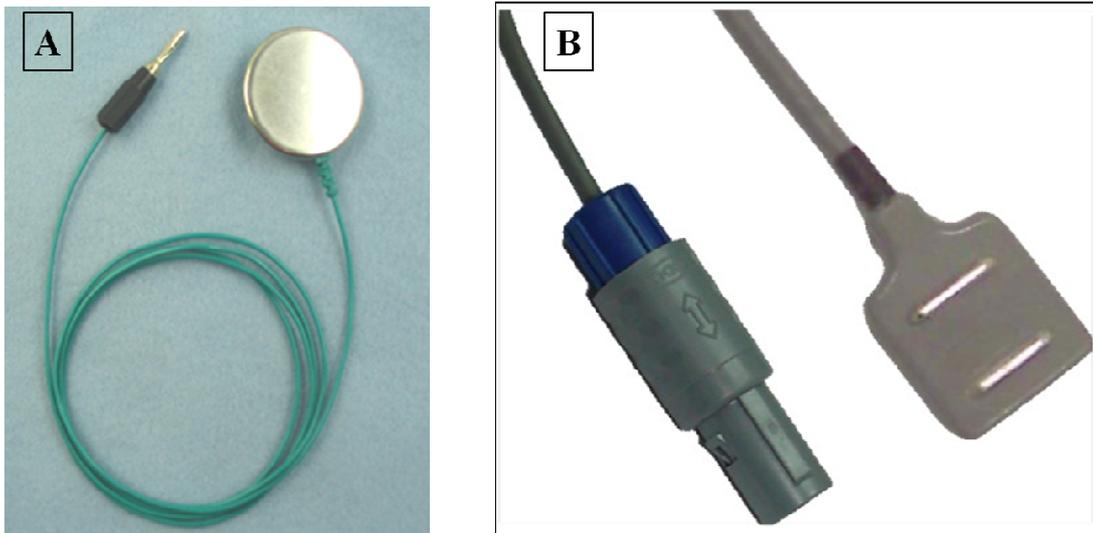


Figura 2: (A) Eletrodo de referência (terra); (B) Eletrodo de superfície diferencial simples.

ANEXO V

Colocação dos eletrodos para coleta do sinal eletromiográfico

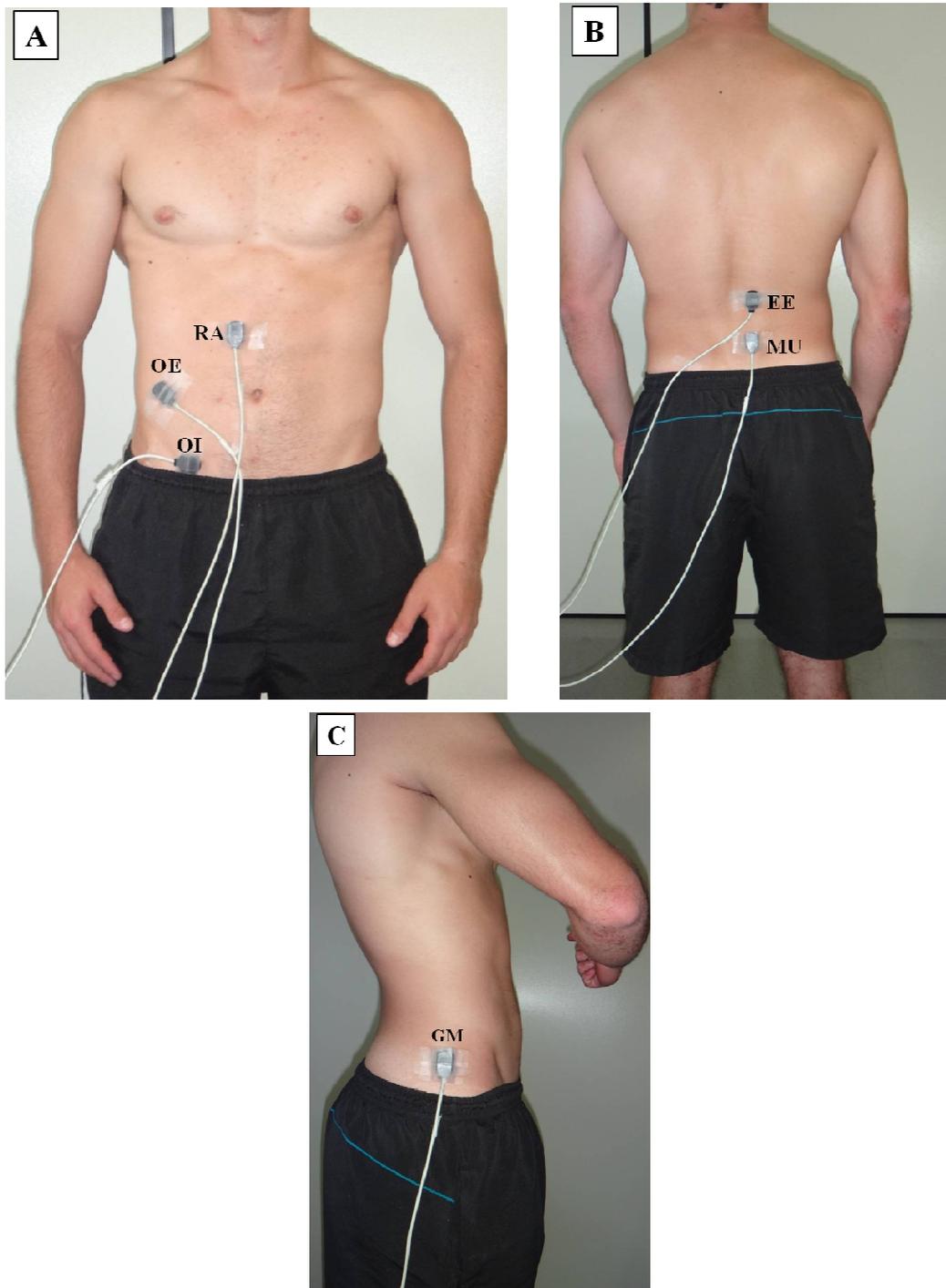


Figura 3: Colocação dos eletrodos de superfície nos músculos do *core*. (A) RA - reto do Abdome; OE - Oblíquo Externo do Abdome; OI - Oblíquo Interno do Abdome. (B) EE - Ereter da Espinha; MU - Multífido. (C) GM - Glúteo Médio.

ANEXO VI

Software *Myosystem br1* (versão 3.5.6) e superfícies instáveis

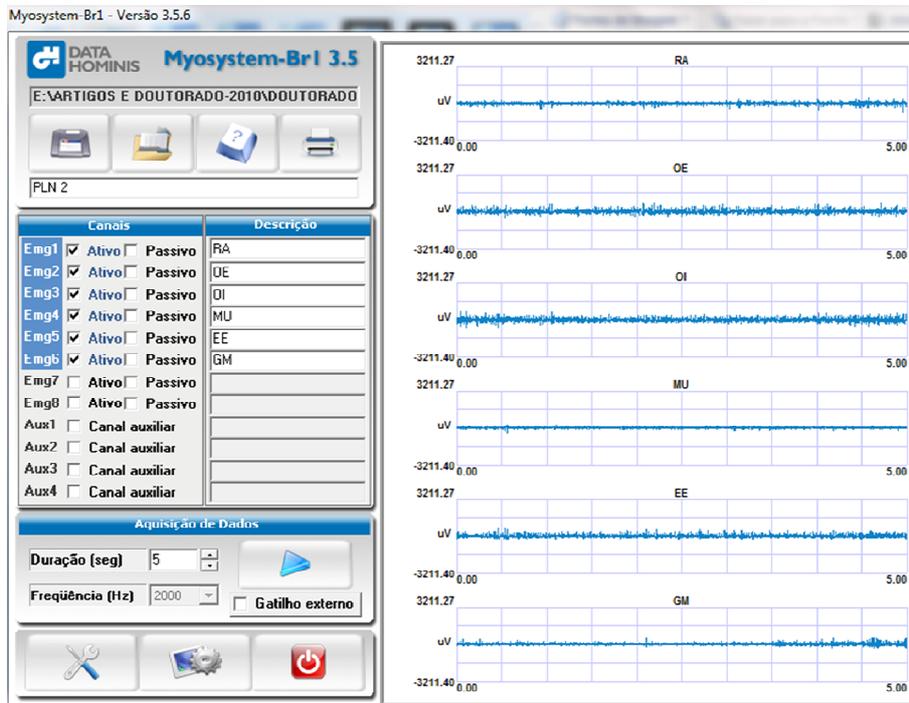


Figura 4: Tela inicial do Software *Myosystem br1* (versão 3.5.6).

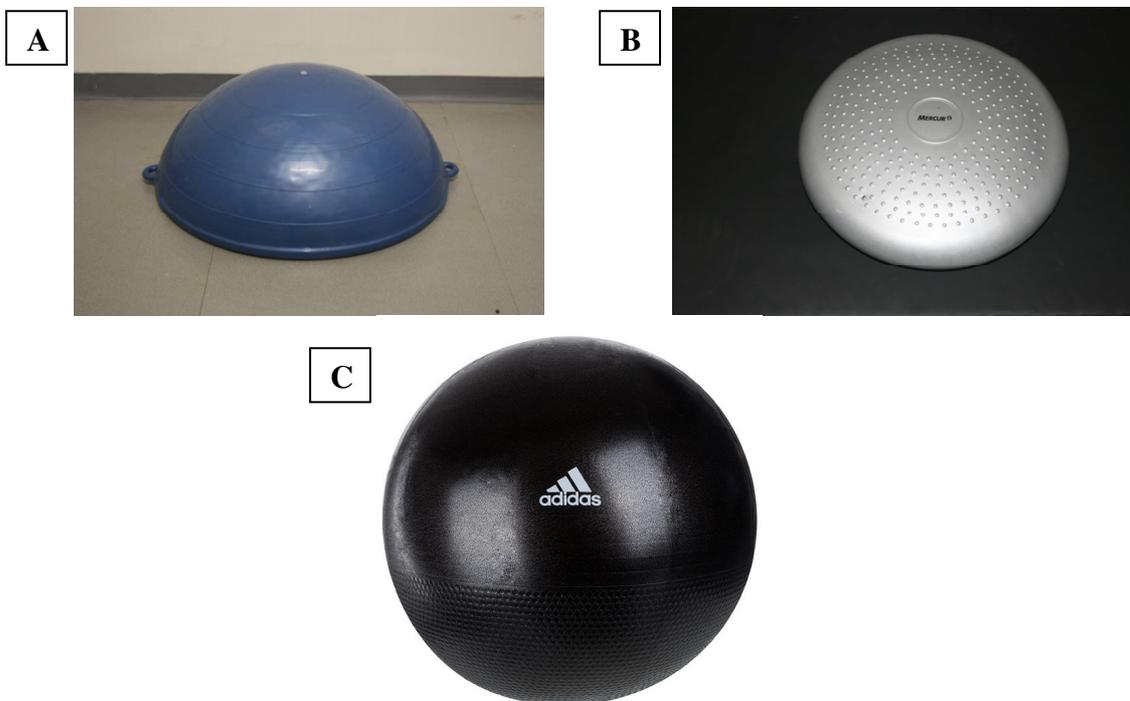


Figura 5: Superfícies instáveis: (A) Bosu; (B) Disco de Equilíbrio e (C) Bola de Ginástica.

ANEXO VII

Termo de consentimento livre e esclarecido

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada **Eletromiografia dos músculos do core em diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco**, sob a responsabilidade dos pesquisadores *Frederico Balbino Lizardo e Delaine Rodrigues Bigaton*.

Nesta pesquisa nós estamos buscando analisar e comparar o padrão da atividade eletromiográfica dos músculos flexores e extensores do tronco durante diferentes exercícios isométricos de estabilização do tronco e determinar a taxa de relação entre a atividade muscular local e global.

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será obtido pelo pesquisador Frederico Balbino Lizardo durante a coleta de dados que será realizada no Laboratório de Pesquisa em Eletromiografia Cinesiológica (LAPEC), Instituto de Ciências Biomédicas, Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia, MG).

Na sua participação você deverá comparecer em dois dias distintos no LAPEC, sendo que na primeira sessão serão realizadas avaliações físicas (mensurações da altura, peso, índice de massa corporal e perímetro abdominal) e serão aplicados dois questionários (questionário internacional de atividade física - versão curta - e questionário para avaliação funcional - índice de incapacidade lombar Oswestry).

A segunda sessão de coleta ocorrerá aproximadamente uma semana depois da primeira e serão realizadas simultaneamente as coletas dos dados eletromiográficos dos músculos reto do abdome, oblíquo externo do abdome, abdominal inferior (transverso e oblíquo interno do abdome), grupo extensor superior da coluna vertebral (longuíssimo torácico) e grupo extensor inferior da coluna vertebral (multífido) e da percepção do esforço durante os exercícios.

Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa.

A eletromiografia de superfície e o teste de resistência de força do tronco são exames não invasivos e não dolorosos, portanto sem contra-indicações e riscos previsíveis aos voluntários da pesquisa. As demais avaliações também não apresentam riscos previsíveis aos voluntários, haja vista que são baseados em questionários. Cabe ressaltar que, os métodos de avaliação que serão utilizados estão fundamentados cientificamente, e são procedimentos amplamente utilizados em pesquisas clínicas, não oferecendo qualquer risco previsível às voluntárias. Além disso, a coleta de dados será realizada por pesquisadores com experiência no manejo dos equipamentos, portanto todas as medidas possíveis para evitar qualquer tipo de risco eventual serão tomadas pelos pesquisadores. Entretanto, a coleta eletromiográfica, por ser realizada em contrações isométricas, pode desencadear desconforto aos voluntários no momento do exame, o que é cessado após o término das contrações.

Os riscos previsíveis para a realização desta pesquisa envolvem apenas a identificação dos participantes. Entretanto, cada voluntário participante será identificado por um número, com a finalidade de diferenciá-lo e manter a integridade e identidade do mesmo, protegendo a confidencialidade. Os dados serão coletados pelos pesquisadores, que manterão a privacidade e o sigilo das informações, as quais serão armazenadas em arquivos na memória do computador para posterior análise. Assim, os riscos de divulgação da identidade dos voluntários serão minimizados.

A parte experimental será realizada em duas etapas nas quais cada voluntário será convocado a comparecer ao Laboratório em dia e horários pré-estabelecidos, de modo a não comprometer suas atividades diárias. Para cada sessão estima-se um tempo de 90 minutos. Se necessário, os pesquisadores se comprometerão a realizar o transporte do voluntário até o Laboratório onde serão coletados os dados.

Os benefícios serão aplicados de forma indireta aos participantes da pesquisa, pois os resultados obtidos por meio desse estudo possibilitarão importantes contribuições para profissionais da área da saúde proporcionando uma base teórica para o direcionamento de programas de prevenção e reabilitação para lesões articulares ou neuromusculares e para programas de treinamento esportivo.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem nenhum prejuízo ou coação. Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você.

Qualquer dúvida a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com:

1- Frederico Balbino Lizardo

Universidade Federal de Uberlândia / Instituto de Ciências Biomédicas (UFU-ICBIM) -
Disciplina Anatomia Humana.

Av. Pará, 1720. Bloco 2A, sala 16. (034) 3218-2217

2-Delaine Rodrigues Bigaton

Faculdade de Odontologia de Piracicaba - Universidade Estadual de Campinas
(FOP/UNICAMP). Av. Limeira, nº 901. Piracicaba - São Paulo. (19) 34125336

Poderá também entrar em contato com o Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos – Universidade Federal de Uberlândia: Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, Campus Santa Mônica – Uberlândia –MG, CEP: 38408-100; fone: 34-32394131

Uberlândia, dede 2012

Assinatura do pesquisador

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa



ANEXO VIII
QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA
- VERSÃO CURTA -

Nome: _____

Data: ____ / ____ / ____ **Idade :** ____ **Sexo:** F () M ()

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países ao redor do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física na **ÚLTIMA** semana. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são **MUITO** importantes. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação !

Para responder as questões lembre que:

- atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal
- atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza **por pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez:

1a Em quantos dias da última semana você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar volei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

2b. Nos dias em que você fez essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos, quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

3a Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

3b Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

ANEXO IX

QUESTIONÁRIO PARA AVALIAÇÃO FUNCIONAL (Índice de Incapacidade Lombar Oswestry, validado por Vigatto et al. 2007/Spine)

Por favor, responda esse questionário. Ele foi desenvolvido para dar-nos informações sobre como seu problema nas costas têm afetado a sua capacidade de realizar as atividades da vida diária. Por favor, responda a todas as seções. *Assinale em cada uma delas apenas a resposta que mais claramente descreve a sua condição no dia de hoje.*

Seção 1: Intensidade da dor.

- Sem dor no momento.
- A dor é leve nesse momento.
- A dor é moderada nesse momento.
- A dor é mais ou menos intensa nesse momento.
- A dor é muito forte nesse momento.
- A dor é a pior que se pode imaginar no momento.

Seção 2: Cuidados pessoais (lavar-se, vestir-se, etc.)

- Posso cuidar de mim mesmo normalmente sem que isso aumente a dor.
- Posso cuidar de mim mesmo normalmente, mas sinto muita dor.
- Sinto dor ao cuidar de mim mesmo e faço isso lentamente e com cuidado.
- Necessito de alguma ajuda, porém consigo fazer a maior parte dos meus cuidados pessoais.
- Necessito de ajuda diária na maioria dos meus cuidados pessoais.
- Não consigo me vestir, lavo-me com dificuldade e permaneço na cama.

Seção 3: Levantar Objetos

- Consigo levantar objetos pesados sem aumentar a dor.
- Consigo levantar objetos pesados, mas isso aumenta a dor.
- A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levá-los se estiverem convenientemente posicionados, por exemplo, sobre uma mesa.
- A dor me impede de levantar objetos pesados do chão, mas consigo levantar objetos leves a moderados, se estiverem convenientemente posicionados.
- Consigo levantar apenas objetos muito leves.
- Não consigo levantar ou carregar absolutamente nada.

Seção 4: Caminhar

- A dor não me impede de caminhar qualquer distância.
- A dor me impede de caminhar mais de 1.600 metros (aproximadamente 16 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 800 metros (aproximadamente 8 quarteirões de 100 metros).
- A dor me impede de caminhar mais de 400 metros (aproximadamente 4 quarteirões de 100 metros).
- Só consigo andar usando uma bengala ou muletas.
- Fico na cama a maior parte do tempo e preciso me arrastar para ir ao banheiro.

Seção 5: Sentar

- Consigo sentar em qualquer tipo de cadeira durante o tempo que quiser.
- Consigo sentar em uma cadeira confortável durante o tempo que quiser.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de 1 hora.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de meia hora.
- A dor me impede de ficar sentado por mais de 10 minutos.
- A dor me impede de sentar.

Seção 6: Ficar em pé

- Consigo ficar em pé o tempo que quiser sem aumentar a dor.
- Consigo ficar em pé durante o tempo que quiser, mas isso aumenta a dor.
- A dor me impede de ficar em pé por mais de 1 hora.
- A dor me impede de ficar em pé por mais de meia hora.
- A dor me impede de ficar em pé por mais de 10 minutos.
- A dor me impede de ficar em pé.

Seção 7: Dormir

- Meu sono nunca é perturbado pela dor.
- Meu sono é ocasionalmente perturbado pela dor.
- Durmo menos de 6 horas por causa da dor.
- Durmo menos de 4 horas por causa da dor.
- Durmo menos de 2 horas por causa da dor.
- A dor me impede totalmente de dormir.

Seção 8: Vida sexual

- Minha vida sexual é normal e não aumenta minha dor.
- Minha vida sexual é normal, mas causa um pouco mais de dor.
- Minha vida sexual é quase normal, mas causa muita dor.
- Minha vida sexual é severamente limitada pela dor.
- Minha vida sexual é quase ausente por causa da dor.
- A dor me impede de ter uma vida sexual.

Seção 9: vida social

- Minha vida social é normal e não aumenta a dor.
- Minha vida social é normal, mas aumenta a dor.
- A dor não tem nenhum efeito significativo na minha vida social, porém limita alguns interesses de que demandam mais energia, como por exemplo, esportes, etc.
- A dor tem restringindo minha vida social e não saio de casa com tanta frequência.
- A dor tem restringindo minha vida social ao meu lar.
- Não tenho vida social por causa da dor.

Seção 10: Locomoção (ônibus/carro/táxi)

- Posso ir a qualquer lugar sem sentir dor.
- Posso ir a qualquer lugar, mas isso aumenta a dor.
- A dor é intensa, mas consigo me locomover durante 2 horas.
- A dor restringe-me a locomoções de menos de 1 hora.
- A dor restringe-me a pequenas locomoções necessárias de menos de 30 minutos.
- A dor impede de locomover-me, exceto para receber tratamento.

Essas dez sessões contidas no questionário de Oswestry possuem seis declarações (itens), cada uma representa um aumento no degrau de severidade da dor lombar. A primeira declaração em cada sessão descreve ausência ou pequena dor lombar e limitação funcional, recebendo zero, enquanto que a sexta declaração descreve dor ou limitação extrema, recebendo cinco pontos. A pontuação total é calculada pela soma dos pontos, sendo a maior soma possível igual a cinquenta. Esse resultado é transformado em porcentagem multiplicando-o por dois. a maior porcentagem representa uma maior incapacidade relacionada à dor lombar.

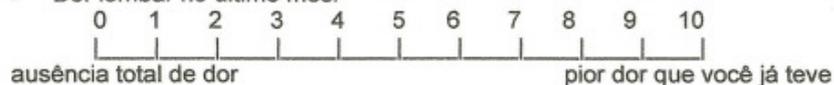
Ex: Resultado de 35 pontos; $2 \times 35 = 70$; portanto, a severidade da incapacidade lombar funcional é de 70%.

Classificação da Incapacidade: 0% a 20% = incapacidade mínima; 20 a 40%= incapacidade moderada; 40 a 60%= incapacidade severa; 60 a 80%= incapacidade muito severa; 80 a 100%= incapacidade total.

AVALIAÇÃO DA INTENSIDADE DE DOR (Escala Analógica Visual -EVA)

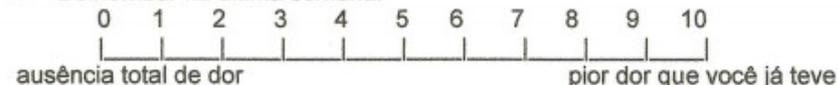
Sua dor é: Contínua () ou Intermitente () Qual a condição:

• Dor lombar no último mês:



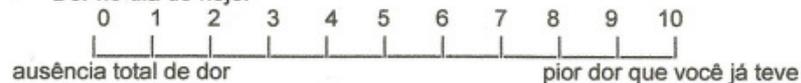
() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

• Dor lombar na última semana:



() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável

• Dor no dia de hoje:



() sem dor () fraca () moderada () forte () violenta () insuportável