



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS – RIO CLARO



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS

EFEITOS DE UM EXERCÍCIO DE ALTA CARGA INSPIRATÓRIA NAS
VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS

KARINA PITOMBEIRA PEREIRA
Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Rio Claro-SP
Julho - 2020

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS**

**EFEITOS DE UM EXERCÍCIO DE ALTA CARGA INSPIRATÓRIA NAS
VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS**

KARINA PITOMBEIRA PEREIRA
Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Rio Claro-SP
Julho - 2020

P436e Pereira, Karina Pitombeira
Efeitos de um exercício de alta carga inspiratória
nas variáveis biomecânicas / Karina Pitombeira
Pereira. -- Rio Claro, 2020
70 p. : il., tabs.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual
Paulista (Unesp), Instituto de Biociências, Rio Claro
Orientador: Mauro Gonçalves

1. Biomecânica. 2. Respiração. 3. Equilíbrio. I.
Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp.
Biblioteca do Instituto de Biociências, Rio Claro. Dados fornecidos pelo
autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

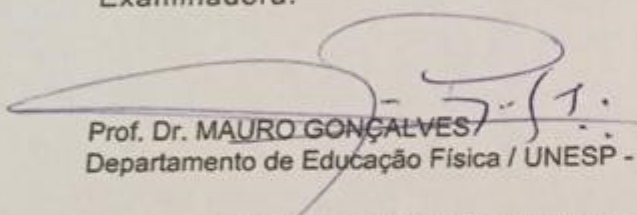
CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: Efeitos de um exercício de alta carga inspiratória nas variáveis biomecânicas

AUTORA: KARINA PITOMBEIRA PEREIRA
ORIENTADOR: MAURO GONÇALVES

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra em **DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS**, área: Tecnologias nas Dinâmicas Corporais pela Comissão

Examinadora:


Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Prof. Dr. ADALGISO COSCRATO CARDOZO

Departamento de Educação Física / UNESP - Instituto de Biociências de Rio Claro - SP

Profa. Dra. MARLENE APARECIDA MORENO

DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA / FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE / UNIVERSIDADE
METODISTA DE PIRACICABA

Rio Claro, 08 de julho de 2020

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar ao meu orientador, professor Mauro Gonçalves, que foi quem me deu a oportunidade de realizar esse trabalho, e que durante os anos de desenvolvimento dessa pesquisa me ensinou um pouco sobre muitas coisas, além de biomecânica, me ensinou sobre ser um profissional que busca a cada dia ser melhor, que foi muito compreensivo quando tive a oportunidade de sair do Brasil para realizar um intercâmbio e também dedicou horas e horas ao Skype para resolver todas as minhas dúvidas.

Ao professor Adalgiso, que colaborou muito desde o planejamento até os resultados finais desta pesquisa, que foi paciente e muito solícito em todas as reuniões para explicar cada detalhe.

A professora Marlene, pela disposição em participar como banca, mas também pela grande contribuição que gerou com todo seu conhecimento na área de fisioterapia respiratória.

A todos os amigos do Laboratório de Biomecânica, que foram fundamentais para realização de tantas coletas, aulas, seminários, congressos, artigos e tudo que nesse período aprendemos juntos, muito obrigada, Giovana, Marina, Thalles, André, Denise, Renata, Carol, Thaís, Ana, Vivian.

E por último, e mais que importante, o agradecimento a minha família, aos meus pais, que são minha base para tudo na vida, e nessa etapa foram fundamentais, com todo apoio e incentivo possíveis e imagináveis, vocês são minha

fortaleza. A minha irmã, Bruna, minha amiga número um, que está do meu lado sempre, e que nesta jornada me surpreendeu com tudo que é capaz de fazer por mim. Ao meu marido, Rodrigo, que desde o início sempre me incentivou, sempre me ajudou com todas as tarefas, mestrandas, mãe, dona de casa, fisioterapeuta... e sempre me fez crer que por mais difícil que fosse ele estava ao meu lado e eu nunca deveria desistir, meu parceiro da vida e que sempre quer me ver feliz. Ao meu filho, Arthur, que apesar de tão pequenino, quando comecei essa jornada, também sempre foi inspiração e motivação para eu querer sempre ser melhor em todos os sentidos, muitos momentos com ele foram divididos com livros, artigos, computador, estudos e ele sempre feliz. Vocês todos fizeram essa jornada possível e mais leve e isso torna vocês ainda mais especiais para mim, amo vocês.

RESUMO: Estudos mostram que todos os músculos do tronco, dentre eles o músculo diafragma, possuem dupla exigência mecânica, exercendo a função de estabilização do tronco e manutenção das exigências ventilatórias. Também existem estudos que concluem que em situações de elevada demanda respiratória o papel postural desses músculos fica comprometido. Porém, não se sabe exatamente quanto e como o aumento da demanda ventilatória pode influenciar na estabilidade global. Por isso o objetivo desse estudo foi avaliar a influência de um exercício de alta carga inspiratória (EACI) nas variáveis biomecânicas em jovens universitários, de ambos os gêneros com idade entre 18 e 30 anos. Para isso foram realizados testes de equilíbrio unipodal, *Single Leg Drop Landing*, torque isométrico, torque isocinético e controle de força para os movimentos de flexão e extensão do tronco associados a eletromiografia, nos músculos reto abdominal e eretor espinhal longuíssimo antes e após um EACI. O EACI foi realizado com uso de um equipamento para treinamento muscular inspiratório, programado para gerar uma resistência à inspiração, com valor de 80% da pressão inspiratória máxima, onde o participante, respirava com esse dispositivo na boca, utilizando um clipe nasal por dez minutos. As variáveis cinéticas do centro de pressão (COP) mostraram um aumento significativo na área ($p=0,026$), velocidade ($p=0,001$) e comprimento ($p=0,001$) do COP; e a co-contração dos músculos do tronco por meio da eletromiografia, não apresentou diferença significativa dentre as avaliações realizadas pré e pós o EACI, no teste de equilíbrio unipodal. A força de reação do solo analisada no teste *Single Leg Drop Landing*, apresentou aumento significativo ($p=0,003$) nos valores coletados após o EACI. O pico de torque isométrico

apresentou diminuição significativa dos valores, tanto para o movimento de flexão ($p=0,020$) como para extensão ($p=0,014$) após a realização do EACI. A razão entre os músculos extensores e flexores de tronco analisada no teste isocinético, também foi significativamente pior ($p=0,018$) após o EACI. Por fim o erro absoluto e eficiência neuromuscular, analisados por meio de eletromiografia, no teste de controle de força dos músculos flexores e extensores de tronco, apresentou diferença estatística nos resultados, apenas para a variável do erro absoluto para flexão do tronco ($p=0,000$) após a realização do EACI. Assim, concluímos que todo exercício, atividade física e afins, que envolvam o controle de tronco e equilíbrio global deve levar em consideração a interação entre a respiração e a realização de demais tarefas.

PALAVRAS CHAVES: Estabilidade Postural, Equilíbrio, Exercício de Alta Carga Inspiratória, Músculos Inspiratórios, Indivíduos Saudáveis.

ABSTRACT: Studies show that all trunk muscles, among the diaphragm muscles, have double mechanical fixation, performing the function of stabilizing the trunk and maintaining ventilatory activities. There are also studies that concluded that in situations of high respiratory demand or postural role of these muscles, it is compromised. However, it is not known exactly how much and how the increase in ventilatory demand can influence global stability. Therefore, the aim of this study was to evaluate the influence of a high inspiratory load exercise (EACI) on the biomechanical variables in university students, of both genders aged between 18 and 30 years. For this, unipodal balance tests, single leg landing, isometric torque, isokinetic torque and strength control for trunk flexion and extension movements associated with electromyography were performed in the rectus abdominis and spinal erector muscles without movement before and after the EACI. The EACI was performed with the use of inspirational muscle training equipment, programmed to generate resistance to inspiration, with a value of 80% of the maximum inspiratory pressure, where the participant, breathing with this device in the mouth, using a nose clip for ten minutes. As kinetic variables of the center of pressure (COP) present a significant increase in the area ($p = 0.026$), speed ($p = 0.001$) and length ($p = 0.001$) of the COP; and a co-contraction of the trunk muscles by means of electromyography, there is no significant difference between the pre-post and post-EACI assessments, without unipodal balance test. A ground reaction force analyzed in the Landing test of single leg drop, showed a significant increase ($p = 0.003$) in the values collected after the EACI. The peak isometric torque shows significant

values, both for the flexion movement ($p = 0.020$) and for the extension ($p = 0.014$) after performing the EACI. The ratio between the extensor and flexor muscles of the trunk analyzed in the isokinetic test was also worse ($p = 0.018$) after the EACI. Finally, the absolute error and neuromuscular efficiency, analyzed by means of electromyography, without a test of strength control of the trunk flexor and extensor muscles, show the statistical difference in the results, only for a variable of the absolute error for flexion. trunk ($p = 0.000$) after performing the EACI. Thus, it concludes that all exercise, physical activity and the like, involving either trunk control and global balance must take into account an interaction between breathing and performing too many tasks.

KEY-WORDS: Postural Stability, Balance, Exercise with High Inspiratory Load, Inspiratory Muscles, Healthy Subjects.

LISTA DE FIGURAS

1.	Fluxograma do Experimento	32
----	---------------------------------	----

LISTA DE TABELAS

1. Dados antropométricos dos participantes	40
--------------------------------------------------	----

LISTA DE GRÁFICOS

1. Dados FRS do teste <i>Single Leg Drop Landing</i>	41
2. Área do COP do teste de equilíbrio unipodal	42
3. Comprimento do COP do teste de equilíbrio unipodal	43
4. Velocidade do COP do teste de equilíbrio unipodal	44
5. Pico de toque no teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima	45
6. Razão entre os músculos extensores/flexores do tronco	46
7. Erro absoluto no teste de controle de força (25% CIVM)	47
8. Co-contração dos músculos do tronco durante a realização do teste de equilíbrio unipodal	48
9. ENM dos músculos extensores e flexores do tronco no teste de CIVSM	49

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1. <i>A integração de funções dos músculos inspiratórios</i>	17
2.2. <i>A importância da estabilidade do tronco</i>	21
3. JUSTIFICATIVA	26
4. OBJETIVOS	27
4.1 <i>Objetivo Geral</i>	27
4.2 <i>Objetivos Específicos</i>	27
5. MATERIAIS E MÉTODOS	28
5.1 <i>Amostra</i>	28
5.2 <i>Instrumentos</i>	28
5.3 <i>Desenho experimental</i>	31
5.4 <i>Procedimentos</i>	31
5.5 <i>Descrições dos testes</i>	33
5.6 <i>Análise dos dados</i>	36
5.7 <i>Análise estatística</i>	39
6. RESULTADOS	40
7. DISCUSSÃO	50
8. CONCLUSÃO	54
9. REFERÊNCIAS	55

1 – INTRODUÇÃO

A inspiração é realizada ativamente e assegurada pelos músculos inspiratórios, sendo o diafragma o principal deles, atuando conjuntamente com os escalenos e os intercostais internos e externos. E a expiração na maioria das vezes realiza-se pelo relaxamento da musculatura inspiratória, exceto na expiração forçada, onde a contratilidade das fibras originárias do pulmão associada à elasticidade das fibras conjuntivas facilitam o momento respiratório (RATNOVSKY, ELAD & HALPERN, 2008).

Na respiração as ações das cadeias musculares e dos músculos da parte superior do tórax atuam como força de manutenção do arcabouço ósseo torácico, contrapondo a tendência de seu afundamento pela força do diafragma. Tais músculos se inserem entre a cabeça e a caixa torácica, entre a coluna e a cintura escapular, e entre a cintura escapular e a caixa torácica, atuando na elevação das costelas (CAMPIGNION, 1998).

Somente o diafragma atua na inspiração de pequena e média amplitude, agindo principalmente sobre os lobos inferiores dos pulmões. Na inspiração de grande amplitude, além deste músculo, os demais músculos inspiratórios, intercostais externos, escalenos e esternocleidomatóideos, elevam as costelas superiores, promovendo ação sobre os lobos e os brônquios superiores (SOUCHARD, 1989; SZEFLER, 2010).

O exercício físico se caracteriza por uma situação que modifica a homeostase do organismo, pois implica o aumento instantâneo da demanda energética da musculatura exercitada. Dessa forma, várias adaptações

fisiológicas são necessárias para suprir a nova demanda, como ajustes nos sistemas cardiopulmonar e metabólico, e aumentos da frequência cardíaca, da ventilação pulmonar e da pressão arterial sistólica (THOMPSON et al., 2001). O sistema respiratório é capaz de preservar uma boa ventilação durante o exercício, mantendo os valores de oxigênio e dióxido de carbono normais. Os músculos respiratórios desempenham relevante função durante o exercício, pois possibilitam adequada captação de oxigênio (RATNOVSKY, ELAD & HALPERN, 2008).

Sabe-se que os músculos inspiratórios podem limitar o desempenho físico ao exercício em indivíduos saudáveis e em atletas, e que o principal músculo inspiratório é o diafragma, músculo responsável por 70% do volume inspirado (MOORE, DALLEY & AGUR 2001).

O estudo da força muscular do tronco, que é considerado importante para o desempenho bem-sucedido de atividades cotidianas e relacionadas ao esporte, torna-se, portanto, muito importante. Como consequência, pesquisadores se interessaram pelo tópico e estabeleceram uma compreensão geral do conceito *core* (GRANACHER et al., 2013). Funcionalmente, o *core* é um elo cinético que facilita a transferência de torques e momentos angulares entre as extremidades superior e inferior durante a execução de movimentos do corpo inteiro como parte de habilidades esportivas, habilidades ocupacionais, aptidão (BEHM et al., 2010).

O *core* pode ser descrito como uma caixa muscular com os abdominais na frente, paraespinhais e glúteos nas costas, o diafragma como o teto e a musculatura do assoalho pélvico e da cintura como base (RICHARDSON et al.,

1999). Kibler et al. (2006) argumentaram que o *core* é especialmente importante nas atividades cotidianas e esportivas, pois fornece estabilidade proximal para a mobilidade distal.

Os músculos do tronco apresentam a função de equilibrar o corpo na composição da musculatura do *core*, que é um conjunto de músculos que compõem o centro para a maioria das cadeias cinéticas envolvidas nas atividades esportivas. Constituído pelos músculos abdominais, multífidos, quadrado lombar, glúteo médio, glúteo máximo, psoas maior, músculos do assoalho pélvico e pelo diafragma, este último, especialmente, atuando como estabilizador fundamental, pois sua contração aumenta a pressão intra-abdominal, assim, o *core*, pode permitir maior estabilidade para o tronco (AKUTHOTA & NADLER, 2004).

Existem estudos sobre os efeitos do treinamento da musculatura central sobre o desempenho físico de atletas, demonstrando que a função estabilizadora potencializa ações das cadeias cinéticas dos membros superiores e inferiores, principalmente pela melhor transição de forças durante as ações mecânicas destes membros (WILLARDSON, 2007), e demonstrando que toda musculatura do tronco trabalha conjuntamente com a função de proteger a coluna e preservar o controle postural, e se contraem de forma automática em antecipação às ações que desestabilizam ou sobrecarregam a estabilidade postural. As contrações do diafragma ocorrem da mesma forma, mas o papel do diafragma na respiração sempre toma precedência sobre a função postural (HODGES, et al., 2002).

É conhecido que os músculos do *core* realizam diversas ações em conjunto, sua intensidade de ativação pode sofrer influência do posicionamento

ortostático, bem como, das diversas ações dinâmicas geradas durante a atividade física, visto que, seu envolvimento de ação ocorre tanto nas ações de manutenção do controle postural, como, na mecânica ventilatória do indivíduo (MONTES et al., 2017). Assim, além de exercer função estabilizadora, os músculos do tronco, principalmente o diafragma, possuem papel fundamental no processo respiratório, e a fadiga dos músculos respiratórios pode gerar implicações na perda da estabilização do tronco (ROMER & POLKEY, 2008).

O sistema nervoso central coordena a atividade de todos os músculos do tronco, incluindo o diafragma, tanto em tarefas posturais como em respiratórias. O ritmo de conduzir aos moto-neurônios inspiratórios com centro respiratório na ponte e medula devem ser integrados com as outras funções não respiratórias que podem parar ou interferir na respiração normal, como a deglutição, tossir e esforços expulsivos. Além disso a modulação da pressão intra-abdominal ocorre através da coordenação da atividade do diafragma, piso abdominal e músculos pélvicos, e essa modulação pode ser importante para o controle da estabilidade da coluna vertebral (HODGES & GANDEVIA, 2000).

A ativação do diafragma humano é coordenada tanto para funções posturais como para funções respiratórias, embora o diafragma seja o principal músculo da inspiração, também está ativo quando a coluna vertebral é perturbada. Por exemplo, quando a estabilidade do tronco é desafiada de maneira controlada por movimentos reativos do movimento de um membro, a atividade eletromiográfica do diafragma aumenta antes do movimento do membro (HODGES, et al., 1997).

Nos estudos de Janssens et al. (2010) concluíram que os músculos inspiratórios quando fadigados, fazem com que as pessoas adotem estratégias de controle postural menos eficientes do que no estado não fadigado, apoiando a noção de que os músculos respiratórios desempenham um papel vital no equilíbrio postural e controle do tronco.

McConnel (2013) explica que em situações de elevadas demandas respiratórias, como no exercício, o papel postural do diafragma fica comprometido, o que pode levar a um aumento no risco de lesões e no risco de queda ou perda de equilíbrio, fato que gera implicações importantes para realização, prescrição e avaliação em qualquer esporte cujas demandas respiratórias são altas.

Um aumento para demanda da função respiratória no diafragma pode inibir sua contribuição para a estabilização do tronco durante os desafios ao equilíbrio postural. Indivíduos saudáveis parecem ser capazes de compensar esse aumento por meio de um controle postural multi-segmentar (HODGES, et al., 2002). O uso de um dispositivo que apresente um incremento na carga inspiratória força a pessoa a utilizar uma estratégia distinta da comumente utilizada nessas situações (JANSSENS et al., 2010), e isso pode ser explicado pela sinalização de fadiga dos músculos inspiratórios que acaba por induzir a uma diminuição da oxigenação muscular periférica e do fluxo sanguíneo, o que também pode afetar o controle do tronco (JANSSENS et al., 2013).

Importantes estudos revelaram que a perturbação causada pela respiração tem uma influência muito mais direta no centro de pressão (COP) da postura sentada que na postura em pé (BOUISSET & DUCHÊNE, 1994;

KANTOR, et al., 2001) indicando que a mobilidade dos membros inferiores é importante para a compensação eficaz para perturbações respiratórias. E considerando o complexo sistema de equilíbrio corporal as disfunções do controle da região da pelve e do tronco, e a relação de atuação entre eles, podem contribuir para um desequilíbrio biomecânico considerado um fator indutor de sobrecarga e assimetria excessiva aos membros inferiores, sendo estes, aspectos de grande importância de observação e correção para prevenção de lesões (BLASER et al., 2018).

Portanto neste estudo, verifica-se a influência de um exercício com alta carga inspiratória nas variáveis biomecânicas de equilíbrio postural e controle de tronco de forma aguda, fornecendo uma visão da influência do aumento da demanda inspiratória em indivíduos jovens saudáveis.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 A integração de funções dos músculos inspiratórios

Em condições normais o sistema respiratório e as funções posturais do diafragma podem ser coordenados, porém quando a estabilidade do tronco é desafiada o diafragma se comporta como se houvesse uma soma de um impulso respiratório e um postural no nervo frênico. A coordenação entre as duas unidades é afetada por fatores externos, como aumento da demanda respiratória devido ao exercício, e podem atenuar a atividade postural do diafragma por oclusão das entradas posturais no nervo frênico (HODGES, HEIJNEN & GANDEVIA, 2001).

Para manter a homeostase do organismo, o Sistema Nervoso Central deve priorizar a unidade respiratória sobre outras funções, como o controle postural. As demandas no diafragma para controlar as pressões no tórax (respiração) e abdome (estabilização da coluna lombar) podem ser combinadas, mas quando a demanda química para respiração aumenta, o componente eletromiográfico, frequência e amplitude, do diafragma associado ao controle postural diminui (HODGES, HEIJNEN & GANDEVIA, 2001).

Existem pelo menos duas unidades para moto-neurônios do diafragma durante o movimento de membros, um relacionado à respiração e outro ao movimento. Com relação a saída mecânica do diafragma o resultado entre a estabilização do tronco e a respiração, durante esta situação complexa não foram estabelecidos; o que se sabe é que a contração do diafragma produz a inspiração através da depressão de seu tendão central e elevação das costelas inferiores para aumentar o diâmetro transversal da cavidade torácica. Além

disso, o diafragma auxilia na estabilização mecânica da coluna, através do aumento da pressão intra-abdominal em conjunto com a contração dos músculos abdominais e do assoalho pélvico (CRESSWELL, GRUNDSTRÖM & THORSTENSSON, 1992).

Considerando que estas tarefas ocorrem simultaneamente, a atividade do diafragma deve modular a pressão intra-torácica para a respiração, e a pressão intra-abdominal em associação com o movimento dos membros. Esta dupla função deve envolver a coordenação do diafragma e outros músculos ao redor da cavidade abdominal, e pode comprometer o movimento respiratório (HODGES & GANDEVIA, 2000).

Alguns estudos analisaram a coordenação entre a unidade respiratória rítmica para motoneurônios respiratórios do centro medular e outros impulsos não respiratórios para o diafragma. Investigando a modulação da movimentação respiratória durante tarefas breves, como deglutição e tosse, que podem ser gerados por redes neuronais no tronco cerebral (GRELOT & MILLER, 1994; SHANNON, 1996). Em tarefas como essas, a respiração é interrompida e a descarga do motoneurônio respiratório relacionado é remodelada por neurônios bulbo espinhais na medula, esses que apresentam tanto funções respiratórias como não respiratórias (GRELOT & MILLER, 1994).

A coordenação entre atividades respiratórias e não respiratórias começa a se estabelecer logo após o nascimento do bebê quando se iniciam os movimentos anti-gravitacionais reflexos e espontâneos. Os mesmos músculos que bombeiam ar para dentro e para fora dos pulmões também são responsáveis por inúmeros movimentos da cabeça, dos membros superiores, do tronco e até

mesmo dos membros inferiores. Esses movimentos possibilitam o desenvolvimento de funções essenciais, como a evolução sensoriomotora, a alimentação independente, o trabalho e a locomoção. Durante a realização dessas funções ocorre um aumento da demanda ventilatória, e os mesmos músculos respiratórios que no momento são solicitados a participar de funções não respiratórias podem atuar como acessórios da respiração. As atividades não respiratórias contribuem decisivamente para o fortalecimento e alongamento dos músculos respiratórios e ajudam a estabilizar a caixa torácica e a melhorar o desempenho do diafragma (SARMENTO, 2009).

Três sistemas são responsáveis por manter a estabilidade do corpo, os sistemas passivo, neural e ativo. O sistema passivo consiste na espinha e nas partes das articulações da coluna vertebral; o sistema neural recebe informações das estruturas dos sistemas passivo e ativo e estabiliza a coluna lombar controlando a função do sistema ativo, ou seja, os músculos (PANJABI, 2003). Os sistemas neural e ativo são os principais responsáveis pela estabilidade da coluna vertebral (FRITZ, ERHARD & HAGEN, 1998). Os membros do sistema ativo podem ser divididos em dois grupos: músculos estabilizadores globais e locais. Os músculos estabilizadores globais desempenham um papel importante na realização dos movimentos do tronco e dos quadris, enquanto a função única dos músculos estabilizadores locais é a estabilização dos segmentos (HODGES & MOSELEY, 2003). Os estabilizadores locais incluem todos os músculos da camada profunda, os músculos abdominais, os músculos do assoalho pélvico e o diafragma (BRUNO, 2014). Os músculos do assoalho pélvico e o diafragma estão em sinergismo com o transverso abdominal, e são responsáveis por

manter e aumentar a pressão intra-abdominal durante várias tarefas posturais (HODGES, et al., 1997).

2.2 A importância da estabilidade do tronco

A força e a estabilidade do tronco são tópicos centrais na prevenção de lesões e desempenho físico. A estabilidade do tronco depende da força, coordenação e adaptabilidade da musculatura central (MCGILL, SHARRATT & SEGUIN, 1995). O aumento da estabilidade do tronco foi relatado para melhorar equilíbrio estático e dinâmico (SATO & MOKHA,2009; SANDREY & MITZEL, 2013). Revelando que uma pontuação baixa nos testes de equilíbrio está diretamente ligada ao aumento das taxas de lesões na população atlética (HRYSOMALLIS, MCLAUGHLIN & GOODMAN, 2007; MCGUINE, et al., 2000).

A contribuição da musculatura do tronco para muitos esportes e atividades de vida diária têm despertado interesse considerável em instrutores, clínicos e pesquisadores (BEHM, et al., 2005; HIBBS, et al., 2008). No campo dos esportes, acredita-se que aumentar a capacidade de exercer força muscular máxima do tronco, bem como a capacidade de exercer a força muscular do tronco repetida ou continuamente durante um longo período de tempo (resistência muscular do tronco), pode melhorar o desempenho atlético e ajudar a prevenir e tratar distúrbios de coluna em indivíduos com fraqueza muscular do tronco (ASTORINO, et al., 2011).

A incapacidade de estabilização da coluna vertebral causada pelo desequilíbrio entre a função dos músculos extensores e flexores do tronco é um forte indício para o desenvolvimento de distúrbios da coluna lombar (LEE, et al., 1999).

Alguns estudos apontam que como regra geral, em um sujeito adulto saudável, os extensores são mais fortes do que os flexores e que nos homens a capacidade muscular é maior que nas mulheres, com diferenças aproximando

25% para os extensores e 20% para os flexores (VOISIN, WEISSLAND & VANVELCENAHAR, 1998). E consideram que uma razão ideal entre a musculatura flexora e extensora do tronco é menor que 1, variando de 0,80 a 0,85 segundo Gremion, Mahler & Chantraine (1996). Portanto, deficiências detectadas ao nível dos extensores podem ser interpretadas como uma perda de força real ou, mais precisamente, como uma perda na função de compensação devido ao déficit proprioceptivo na cadeia muscular posterior (BERNARD, et al., 2014).

Um sistema de estabilização da coluna vertebral correto é visto como um pré-requisito para estabilidade do esqueleto axial e para prevenção de sobrecargas. Esse sistema é definido como a capacidade de manter a posição de repouso de todo sistema vertebral, forma das vertebbras e curvaturas da coluna, durante qualquer tipo de movimento, através da estabilização e coordenação dos músculos do tronco. Assim, mudanças na ativação destes músculos são a principal razão para a ocorrência de distúrbios vertebrogênicos (KOLAR, et al., 2006).

Inicialmente estudado por Bouisset (1991), propondo que a estabilização da pelve e do tronco é necessária para todos os movimentos das extremidades; e nos anos seguintes Hodges & Richardson (1997) que identificaram atividade muscular do tronco antes da atividade das extremidades inferiores, fornecendo uma base estável para movimentos funcionais. Por fim em estudos de Leetun, et al. (2004) avaliando atletas universitários observaram que sujeitos com maior resistência dos músculos do tronco possuem um menor índice de lesão em membros inferiores, quando comparados com sujeitos com menor resistência.

A estabilidade do tronco mantém todos os segmentos da coluna vertebral em uma posição biomecanicamente neutra durante o curso de qualquer movimento. O movimento segmentar está, portanto, relacionado à atividade sinérgica dos extensores espinhais e de todos os músculos que modulam a pressão intra-abdominal (músculos abdominais, diafragma e músculos do assoalho pélvico). O diafragma é um músculo que contribui para a modulação da pressão intra-abdominal e desempenha um papel importante na estabilidade da coluna vertebral (KOLAR, et al., 2010; PANJABI, 1992). A função do diafragma, principal músculo inspiratório, pode afetar como o tronco é estabilizado, especialmente durante a atividade postural (HEMBORG, MORITZ & LÖWING, 1985).

Estudos demonstraram que a cintura pélvica e a coluna lombar são reflexivamente preparadas antes do início dos movimentos das extremidades (ARUIN & LATASH, 1995; HODGES, 2004; HODGES, et al., 2000). O Sistema Nervoso Central deve ser capaz de antecipar o movimento e estabilizar automaticamente toda a musculatura central para fornecer uma base estável na qual os músculos que executam os movimentos possam se fixar (KOLAR, et al., 2012).

No ambiente esportivo, os músculos centrais desempenham um importante papel no controle da posição e do movimento do tronco sobre a pelve. No entanto, durante muitas atividades cotidianas, especialmente nos esportes, todo o tronco está envolvido na otimização da transferência de energia para as extremidades (KIBLER, PRESS & SCIASCIA, 2006). Uma parte substancial da musculatura do tronco está envolvida na respiração e sabe-se que a respiração

e o controle postural são coordenados (GANDEVIA, REFSHAUGE & COLLINS, 2002).

Um estudo mostrou que o trabalho respiratório pesado e cansativo, de corrida intensa, levou de maneira independente à fadiga global da musculatura central em corredores sugerindo que os músculos inspiratórios e músculos estabilizadores do tronco trabalhem sinergicamente durante exercícios pesados (TONG et al., 2010). No entanto, a contribuição específica da função dos músculos inspiratórios para estabilização de *core* não é clara

Kolar et al. (2009) demonstraram em um estudo que a respiração durante atividades extenuantes pode sobrecarregar os segmentos da coluna vertebral devido a uma ativação insuficiente e descoordenada do diafragma. Relatando ainda que essa sobrecarga é causada pela hiperatividade dos extensores da coluna, e que deveria ser compensada por uma correta ativação do diafragma.

A estabilidade da coluna, cintura escapular e cintura pélvica é estabelecida antes de uma tarefa postural por mecanismos de ajustes posturais antecipatórios, que ocorrem independentemente da atividade respiratória do diafragma (HODGES & GANDEVIA, 2000). A estabilização adequada da coluna vertebral é fundamental para todas atividades dinâmicas variando de simples tarefas funcionais para manobras que exijam muita habilidade (SMITH, et al., 2008). Além disso, também há dados que apontam que as co-ativações entre o diafragma, os músculos abdominais e os músculos do assoalho pélvico são necessárias para criar o controle sensório-motor que é de grande importância clínica e se apresenta diminuída em condições de distúrbios vertebrogênicos (KOLAR, et al. 2009).

O complexo musculoesquelético que compõe o tronco depende de diversos componentes físicos para um adequado funcionamento, dentre eles destacam-se força, resistência, flexibilidade, controle motor e funcionalidade (WALDHELM & LI 2012), sendo que quando um desses componentes apresenta um déficit, o indivíduo pode estar exposto a sobrecargas na coluna e nos membros (PANJABI, 1992).

3 – JUSTIFICATIVA

O que se pode afirmar é que a respiração apresenta uma perturbação intrínseca cíclica ao equilíbrio, e que este distúrbio é compensado por pequenos deslocamentos angulares de segmentos corporais que são bloqueados na fase da respiração (KANTOR, et al., 2001).

A força e a estabilidade do tronco são tópicos centrais na prevenção de lesões e no desempenho físico. A estabilidade do tronco é dependente da força, coordenação e da adaptabilidade da musculatura central, e é necessária para a função biomecânica eficiente em toda a cadeia cinética (KIBLER, PRESS & SCIASCIA, 2006), considerando o fato de que o músculo diafragma desempenha um papel importante na contribuição para a rigidez espinhal, por sua influência na pressão intra-abdominal, e por seu efeito mecânico direto (HODGES et al., 2005). A atuação dos músculos inspiratórios e sua importante atuação no equilíbrio de toda cadeia cinética torna-se um ponto chave para esclarecer muitas questões biomecânicas.

A realização de uma atividade de alta resistência inspiratória, exigindo muito trabalho desta musculatura, pode prejudicar as funções que atuam diretamente na estabilidade postural e na estabilização do tronco, não enfatizando apenas funções respiratórias, mas dando ênfase a questões biomecânicas que possam ser prejudicadas pela alta carga imposta aos músculos inspiratórios.

4 – OBJETIVOS

4.1 Objetivo Geral

Verificar os efeitos de um exercício de alta carga inspiratória sobre variáveis biomecânicas em jovens universitários.

4.2 Objetivos Específicos

Verificar o efeito de um exercício de alta carga inspiratória na força de reação do solo, na estabilidade postural estática e na co-contracção dos músculos do tronco durante o teste de equilíbrio unipodal.

Verificar o efeito de um exercício de alta carga inspiratória no torque isométrico e isocinético, no equilíbrio muscular, no controle de força e na eficiência neuromuscular dos músculos flexores e extensores de tronco.

5 – MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 Amostra

Participaram do estudo 28 universitários de ambos os gêneros, com idades entre 18 e 35 anos. Esse trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), CAAE: 86236918.2.0000.5465. Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Como critérios de inclusão, os indivíduos deveriam realizar atividade física regular por no mínimo seis meses; e não realizar treinamento muscular inspiratório específico, não foram recrutados indivíduos que apresentassem qualquer tipo de problema respiratório, presença de dor, lesão ou cirurgia na coluna e histórico de labirintite. Como critérios de exclusão, foram excluídos os que não foram capazes de concluir o exercício de alta carga inspiratória, ou que não compareceram para coleta de dados após a familiarização. Os dados foram coletados no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Biociências da Unesp de Rio Claro, SP, Brasil.

5.2 Instrumentos

a) Estadiômetro e Balança

Para a caracterização da amostra, foi utilizado um estadiômetro para medição da estatura dos participantes (cm), resolução de 0,1 cm acoplado a uma balança analógica WELMY® R-110 para a medição da massa corporal (kg) dos participantes, com precisão de 0,1 kg.

b) Dinamômetro Isocinético

Para avaliação da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) a 100°, contração isométrica sub-máxima (CIVSM), onde os participantes tiveram que controlar os movimentos de flexão e extensão de tronco com 25% da CIVM e mantê-la com retorno visual da carga tracionada por 15 segundos; e contração isocinética a 120°/s para flexão e extensão de tronco, foi utilizado um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®), com o acessório do equipamento para avaliação do tronco, no qual os participantes foram colocados na cadeira de acordo com as instruções do próprio equipamento.

c) Plataforma de força

Para aquisições de dados de força de reação do solo (FRS), através do teste *Single Leg Drop Landing*, foi utilizada uma plataforma de força OR6-6, (AMTI®), assim como para dados de equilíbrio (área, comprimento e velocidade do centro de pressão-COP), com frequência de coleta de 1000Hz, conectada a um amplificador MAS-6 (AMTI®).

d) Manovacuômetro

Para avaliação necessária para determinar a força muscular inspiratória e titulação da carga utilizada no exercício inspiratório de alta carga, foi utilizado a manovacuômetria, realizando a medição da pressão inspiratória máxima (P_Imáx) em cm H₂O, com o equipamento Manovacuômetro Digital Globalmed® Modelo MVD300.

e) *Power Breathe*

Para realização do exercício de alta carga inspiratória os voluntários respiraram através do equipamento POWERBreathe® Plus HR Exercitador

Respiratório, destinado ao treinamento da Musculatura Inspiratória de Resistência Alta (HaB Latin America), com o nariz ocluído por um clipe nasal, com resistência de 80% de sua P_{Imáx}, previamente avaliada.

f) Eletromiógrafo (EMG)

A coleta dos dados EMG foi realizada com um módulo de aquisição de sinais biológicos de 16 canais por telemetria *TELEmyo Direct Transmission System* (*TELEmyo DTS*) (Noraxon®), com uma frequência de 1500 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento). Os sinais foram captados por eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1 cm e distância entre eletrodos de 2 cm, de acordo com o *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*-SENIAM (HERMENS, et al., 1999).

Foi realizada a tricotomia e assepsia da pele para assim posicionar os eletrodos sobre os músculos reto abdominal direito e esquerdo e eretor espinhal longuíssimo direito e esquerdo, para o músculo reto abdominal foram seguidas as recomendações de MARQUES et al. (2013) e para o músculo eretor espinhal longuíssimo o posicionamento dos eletrodos foi realizado de acordo com proposto pela SENIAM (HERMENS et al., 1999). A EMG foi avaliada nos testes de equilíbrio, isométrico e controle de força do tronco.

5.3 Desenho Experimental

Quase-experimento, onde foram analisados equilíbrio unipodal, força de reação do solo, torque, equilíbrio muscular e controle de força do tronco, antes e depois da realização de um exercício de alta carga inspiratória.

5.4 Procedimentos

Antes dos experimentos os participantes realizaram avaliações para caracterização da amostra (idade, estatura, massa corporal e pressão inspiratória máxima (P_{Imáx})). Todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido e visitaram o laboratório uma semana antes do período de coleta de dados para familiarização com os testes e ambiente de laboratório.

Os testes realizados foram os de avaliação da pressão inspiratória máxima, equilíbrio unipodal (membro dominante), teste *Single Leg Drop Landing* (membro dominante) (FUJII; SATO; TAKAHIRA, 2012), contração isométrica voluntária máxima (CIVM), contração isométrica voluntária sub-máxima (CIVSM) com controle de força (25% da CIVM) e contração isocinética na velocidade 120°/s, todos os testes para os movimentos de flexão e extensão de tronco. Foi utilizada a CIVM, de flexão e extensão do tronco, para normalização do sinal de eletromiografia, que foi avaliada na realização dos testes de equilíbrio unipodal, para análise da co-contração dos músculos reto abdominal e eretor espinhal longuíssimo, na manutenção do equilíbrio. A EMG foi avaliada durante a realização dos testes de CIVSM para analisar a eficiência neuromuscular (ENM) dos músculos flexores e extensores do tronco. O Experimento está descrito conforme a Figura 1.

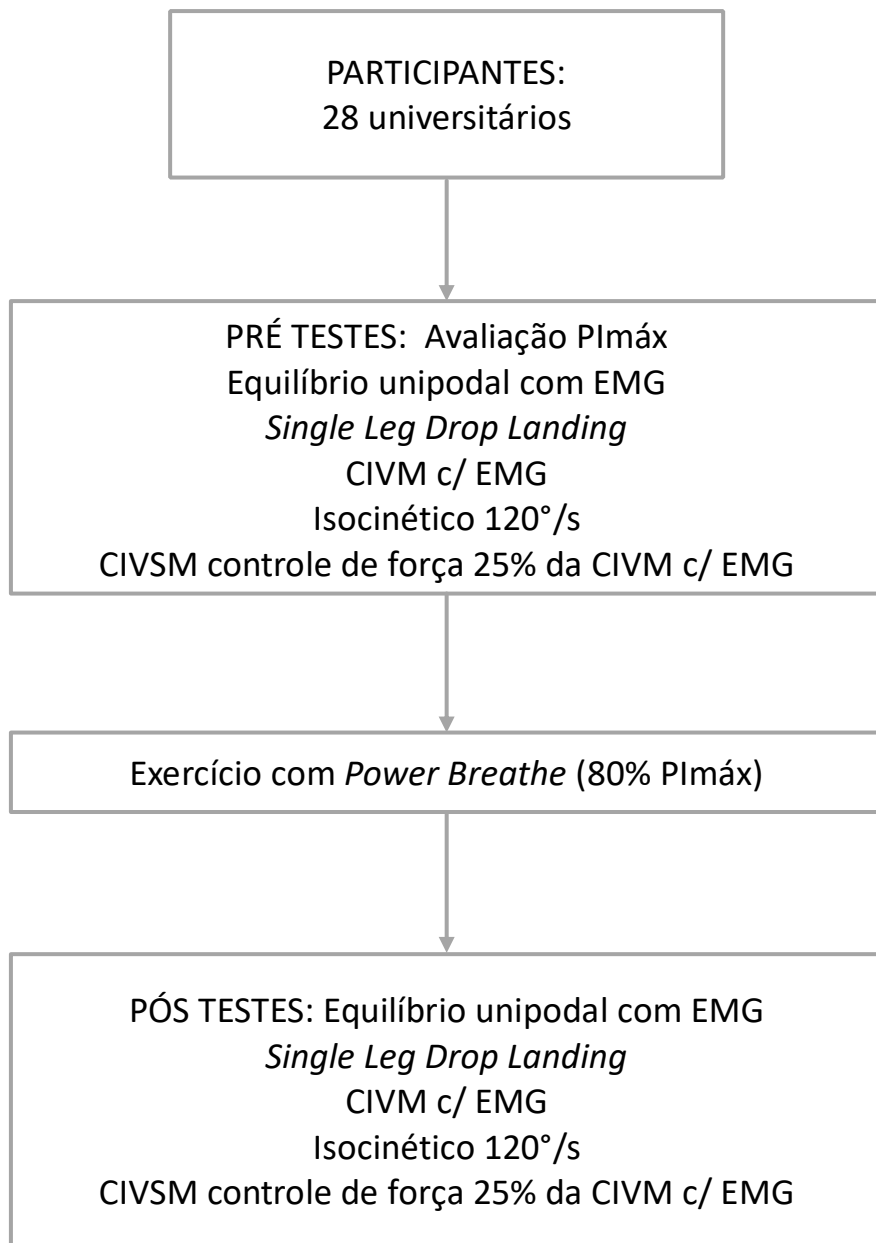


FIGURA 1. Sequência de fases do Experimento

5.5 Descrição dos Testes

- a) Avaliação da pressão inspiratória máxima (P_{Imáx}): foi medida a pressão gerada ao nível da boca com um manovacuômetro adaptado para pressão inspiratória máxima, acoplado uma conexão de plástico na extremidade distal do tubo, prevenindo a elevação da pressão da cavidade oral (BLACK & HYATT, 1969). Todas as medidas das pressões inspiratórias máximas foram coletadas pelo mesmo pesquisador e realizadas sob comando verbal homogêneo. As medidas foram realizadas com os voluntários sentados e tendo as narinas ocluídas por um clipe nasal para evitar o escape de ar. A P_{Imáx} foi medida durante esforço iniciado a partir do volume residual (NEDER, et al., 1999). Cada voluntário executou no mínimo três esforços de inspiração máxima, tecnicamente satisfatórias, ou seja, sem vazamento de ar e com valores próximos entre si (10%), e foi considerada para o estudo a medida de maior valor (BLACK & HYATT, 1969; NEDER et al, 1999; SOUZA, 2002). As pressões inspiratórias máximas previstas foram calculadas para cada voluntário por meio das equações propostas por Neder et al. (1999).
- b) Membro dominante: o membro inferior dominante foi considerado o membro que o sujeito escolheu para realizar os seguintes movimentos: chutar uma bola com intensidade moderada e precisão; subir um degrau de 20 cm; recuperação do equilíbrio, após perturbação realizada pelo avaliador. Este desequilíbrio ocorrerá pela ação do observador sobre o voluntário por meio de uma força aplicada no ponto médio entre as escápulas o suficiente para exigir que o mesmo dê um passo. A perna que o voluntário usou para recuperar o equilíbrio, foi considerada aquela

do membro inferior dominante (HOFFMAN, SCHRADER & APPLGATE, 1998).

- c) **Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM):** foram feitas três tentativas com intervalo de um minuto. O maior torque instantâneo encontrado foi considerado 100% da CIVM. Cada contração isométrica teve duração de cinco segundos, este teste foi utilizado para a normalização dos dados de eletromiografia. Durante o teste foi instruído ao participante que o mesmo, após o sinal sonoro, realize a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, além de ser dado estímulo verbal. Os testes de CIVM foram realizados em conjunto com a eletromiografia dos músculos reto abdominal e eretor espinhal longuíssimo.

- d) *Single Leg Drop Landing:* foram feitas três tentativas e foi considerada a média de valor dessas tentativas. Para a execução do teste os indivíduos foram orientados a realizar uma aterrissagem sobre a plataforma de força a partir de uma caixa com altura de 25 cm, localizada 35 cm de distância da plataforma de força. Eles posicionaram os cotovelos flexionados e ombros rodados sobre o tórax durante a aterrissagem. O movimento iniciou da caixa com apoio unipodal do membro inferior não dominante e aterrissar com a perna dominante na plataforma de força (FUJII; SATO; TAKAHIRA, 2012).

- e) **Equilíbrio unipodal:** os participantes foram instruídos a posicionarem o pé sobre o centro da plataforma de força e mantenedo a cabeça alinhada horizontalmente, focando o olhar em um ponto fixo a sua frente, mantendo os braços ao longo do corpo (TEIXEIRA, et al., 2008). O teste foi realizado

em equilíbrio unipodal com o pé dominante no centro da plataforma. O participante se equilibrou por 20 segundos. Para este teste, foram coletados dados cinéticos de centro de pressão (COP).

- f) Contração isométrica sub-máxima (CIVSM): o teste foi realizado na posição de 100° de flexão do tronco. Neste teste os participantes realizaram uma contração isométrica de flexão do tronco a 25% da CIVM e uma contração isométrica de extensão do tronco a 25% da CIVM tendo que mantê-la com retorno visual da carga tracionada por 15 segundos. (ARNOLD & DOCHERTY, 2002). Os testes de contração isométrica sub-máxima foram realizados em conjunto com a eletromiografia dos músculos reto abdominal e eretor espinhal longuíssimo.
- g) Isocinético: foram realizadas cinco repetições máximas, no modo concêntrico-concêntrico na velocidade de 120°/s, velocidade angular escolhida por ser considerada mais segura para testes de flexão e extensão do tronco (DROUIN, et al.,2004). A amplitude de movimento foi de 40° (80° - 120°). Durante o teste foi instruído ao participante que o mesmo, após o sinal sonoro, realizasse a contração “o mais rápido e o mais forte possível”, acompanhado estímulo verbal do avaliador.
- h) Exercício de alta carga inspiratória: os participantes foram instruídos a respirar através do equipamento Power Breathe®, equipamento preparado para fazer com que os indivíduos tivessem que gerar um limiar de pressão de 80% do valor de sua PImáx, obtida na avaliação inicial; com utilização de um clipe nasal, executando força máxima o mais rápido

possível, recebendo incentivos verbais do avaliador, até completar o tempo de 10 minutos (JANSSENS, et al., 2010).

5.6 Análise de Dados

- a) Variáveis da CIVM: a partir dos valores de torque isométrico máximo foram obtidos os valores de pico de torque dos músculos flexores e extensores do tronco. Os dados foram analisados pelo *software System4 Advantage* do próprio dinamômetro
- b) Variáveis isocinéticas: a partir dos valores de torque isocinético foram obtidos os valores de razão agonista/antagonista (pico de torque dos músculos extensores/pico de torque dos músculos flexores). Os dados foram analisados pelo *software System4 Advantage* do próprio dinamômetro.
- c) Variáveis CIVSM: a partir dos valores de torque na contração isométrica voluntária sub-máxima foi realizado o cálculo da média de erro de torque realizado em relação ao torque alvo durante 15 segundos de contração isométrica. Os valores mensurados pelo dinamômetro foram coletados pelo *software Myoresearch*, Versão 1.07 (Noraxon®) a 1000Hz foram analisados por rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab 2010. Estes foram filtrados com um filtro *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 15 Hz.
- d) Variáveis cinéticas do *Single Leg Drop Landing*: para aquisição e tratamento dos parâmetros de pico de força da força de reação do solo, foi utilizado o próprio *software Bioanalysis* da plataforma de força.

- e) Variáveis de equilíbrio: para aquisição e tratamento dos parâmetros de equilíbrio, foi utilizado o próprio *software Bioanalysis* da plataforma de força. Os parâmetros de equilíbrio analisados foram: área da elipse (95%) do COP em centímetros quadrados (A-COP em cm²), velocidade média em centímetros por segundo (VM em cm/s), comprimento (cm).
- f) Variáveis eletromiográficas: a partir das coletas dos dados eletromiográficos, foram obtidos os valores de *Root Mean Square* (RMS) no pico de torque isométrico, obtido pela média dos pontos de RMS em uma janela de 100 milissegundos no momento do pico de torque de cada contração. Os valores de RMS foram normalizados pelo RMS obtido no teste de CIVM. Por fim, os dados de RMS dos experimentos, foram analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®). O sinal foi filtrado com o uso de filtro passa alta 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz.
- g) Co-contração: foi comparado a co-contração da musculatura do tronco durante os testes de equilíbrio, avaliando as condições de co-contração entre lados direito-esquerdo e antero-posterior do tronco. A partir da normalização dos dados de eletromiografia foram obtidos os valores de co-contração entre os músculos dos lados direito e esquerdo do tronco, e para comparação anteroposterior, foram obtidos os valores de co-contração entre os músculos das partes anterior e posterior do tronco, analisados durante a execução do teste de equilíbrio na plataforma de força. Os registros foram filtrados com filtro passa alta 20 Hz e filtro passa baixa de 500 Hz, em seguida, a análise do sinal EMG foi realizada no

domínio do tempo, por meio do valor de RMS. Os valores de co-contracção foram obtidos pela fórmula proposta por Winter (2005):

$$(1) \%COCON = \frac{2X \text{Área Comum de RA direito \& EEL direito}}{\text{Área de RA esquerdo} + \text{Área de EEL esquerdo}} X 100$$

$$(2) \%COCON = \frac{2X \text{Área Comum de RA direito \& RA esquerdo}}{\text{Área de EEL direito} + \text{Área de EEL esquerdo}} X 100$$

h) Eficiência neuromuscular: foi determinada pela divisão do pico de torque gerado pelos flexores e extensores do tronco durante o período de 5" em Isometria da CIVSM pela soma da RMS dos músculos reto abdominal direito e esquerdo, e eretor espinhal longuíssimo direito e esquerdo, durante esse esforço máximo que foram analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathwork®) seguindo as formulas 1 e 2 (DESCHENES, et al., 2002).

$$(1) ENM = \frac{\text{Pico de torque flexor}}{\text{RMS (RA direito} + \text{RA esquerdo)}}$$

$$(2) ENM = \frac{\text{Pico de torque extensor}}{\text{RMS (EEL direito} + \text{EEL esquerdo)}}$$

5.8 Análise Estatística

Inicialmente foram realizados testes de normalidade de Shapiro-Wilk e de homocedasticidade de Levene a fim de verificar o atendimento dos pressupostos para testes paramétricos. Garantidas as condições de distribuição normal e variâncias homogêneas, foi utilizado um Teste T pareado com *post-hoc* de *Bonferroni* quando necessário, a fim de verificar a diferença entre as condições pré e pós o exercício de alta carga inspiratória no equilíbrio postural, no teste *Single Leg Drop Landing*, pico de torque, controle de força, equilíbrio muscular e eficiência neuromuscular dos músculos flexores e extensores do tronco.

Caso alguma variável não atenda as exigências de distribuição normal e/ou variâncias homogêneas, as mesmas foram submetidas a testes não paramétricos. Foi adotado o nível de significância de $p < 0.05$ para cada comparação, e todas as análises foram realizadas no pacote estatístico IBM SPSS *Statistics*, versão 18 (IBM Corp. in Armonk, NY, USA).

6. RESULTADOS

Todos os participantes receberam e assinaram o TCLE e não possuíam a característica alguma dos critérios de exclusão. Os dados da idade, massa corporal, estatura, índice de massa corporal (IMC) e pressão inspiratória máxima dos participantes estão apresentados na Tabela 1. Para a comparação da pressão inspiratória máxima entre os valores obtidos e os valores previstos para cada voluntário não houve diferença significativa.

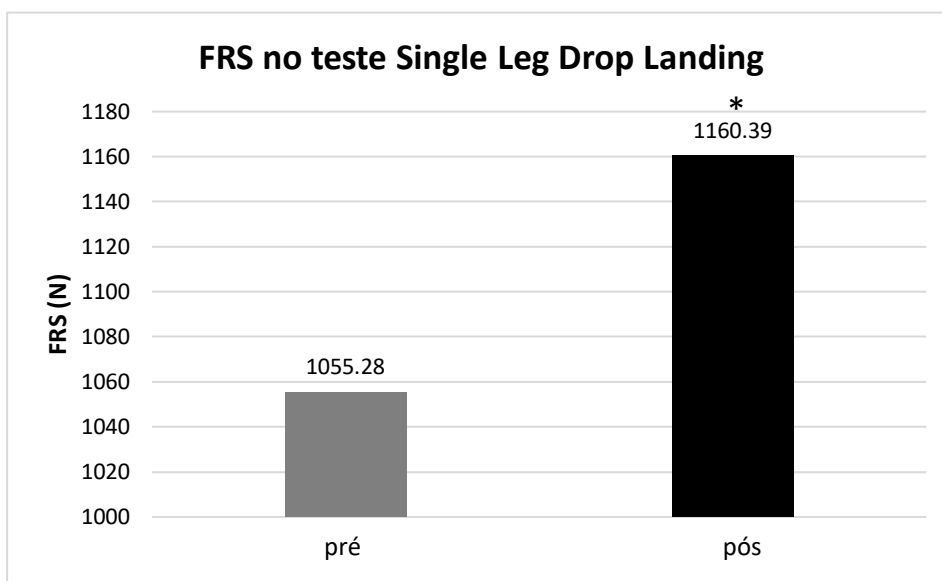
Tabela 1. Dados antropométricos dos participantes.

DADOS ANTROPOMÉTRICOS (MÉDIA E DESVIO PADRÃO)					
IDADE (anos)	PI_{máx} (cmH₂O)	PI_{máx} (prevista)	MASSA (kg)	ESTATURA (m)	IMC (peso/altura²)
20,8 ± 2,24	135,5 ± 3,7	134,7 ± 2,6	67,9 ± 9,89	1,70 ± 0,10	23,3 ± 2,98

Idade (anos); PI_{máx} (centímetros de água); Massa (quilogramas); Estatura (metros); IMC (massa/estatura²)

Em relação a variável força de reação do solo (FRS), avaliada pelo teste *Single Leg Drop Landing*, foi possível identificar diferença estatística, entre os tempos pré e pós ($p=0,003$), notando no momento pós um aumento da FRS pico em 10%. Os dados da FRS estão apresentados no gráfico 1.

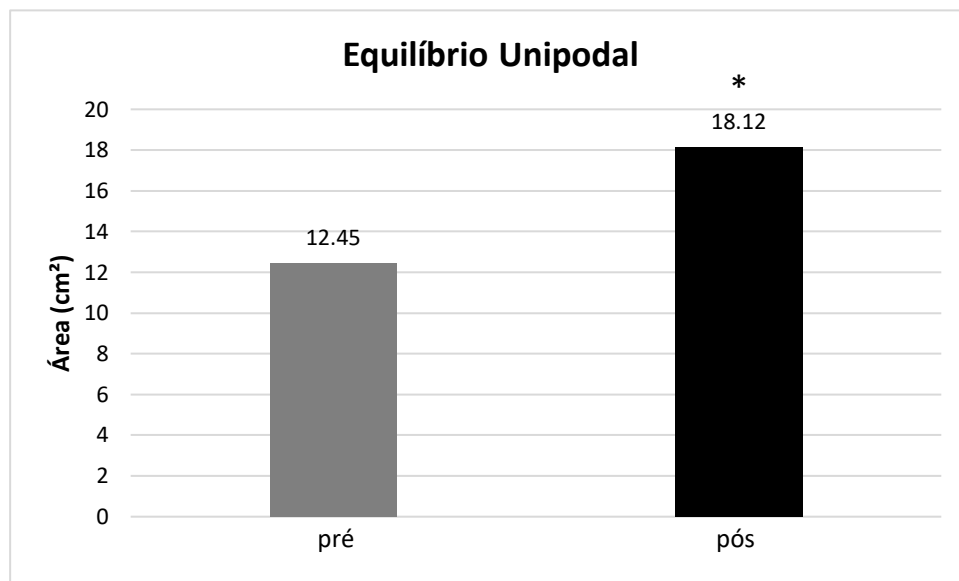
Gráfico 1. Dados FRS do teste *Single Leg Drop Landing*.



(FRS: força de reação do solo do teste *Single Leg Drop Landing*; (N): Newton; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

Referente a área do COP do teste de equilíbrio unipodal, apresentada no gráfico 2, onde obteve-se diferença estatística entre os tempos pré e pós ($p=0,026$), mostrando um aumento de 46% na área da elipse durante o teste de equilíbrio.

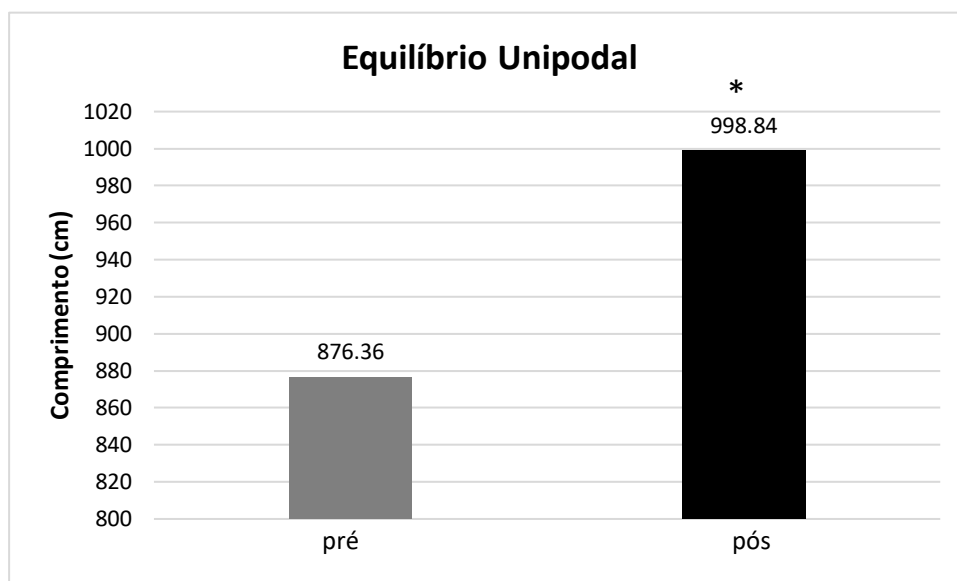
Gráfico 2. Área do COP do teste de equilíbrio unipodal.



(Área: área do COP do teste de equilíbrio unipodal; (cm²): centímetros quadrados; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

Para o comprimento do COP do teste de equilíbrio unipodal, dados apresentados no gráfico 3, observou-se também aumento dos valores (14%) no tempo pós, o que gerou uma diferença estatisticamente significativa com relação ao tempo pré ($p=0,001$).

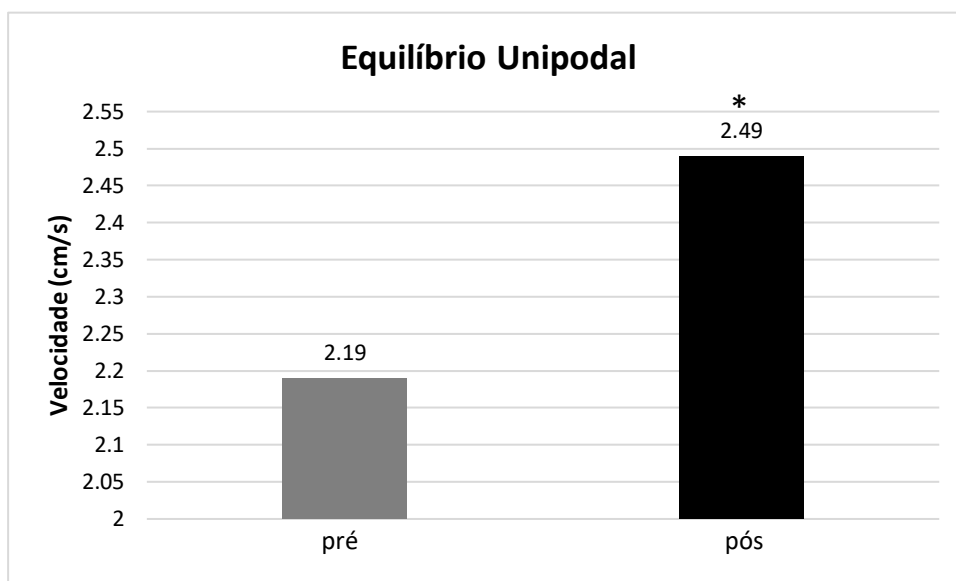
Gráfico 3. Comprimento do COP do teste de equilíbrio unipodal.



(Comprimento: comprimento do COP do teste de equilíbrio unipodal; (cm): centímetros; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

E para a velocidade do COP do teste de equilíbrio unipodal, gráfico 4, foi observado também aumento dos valores (14%) e diferença significativa entre os tempos pré e pós ($p=0,001$).

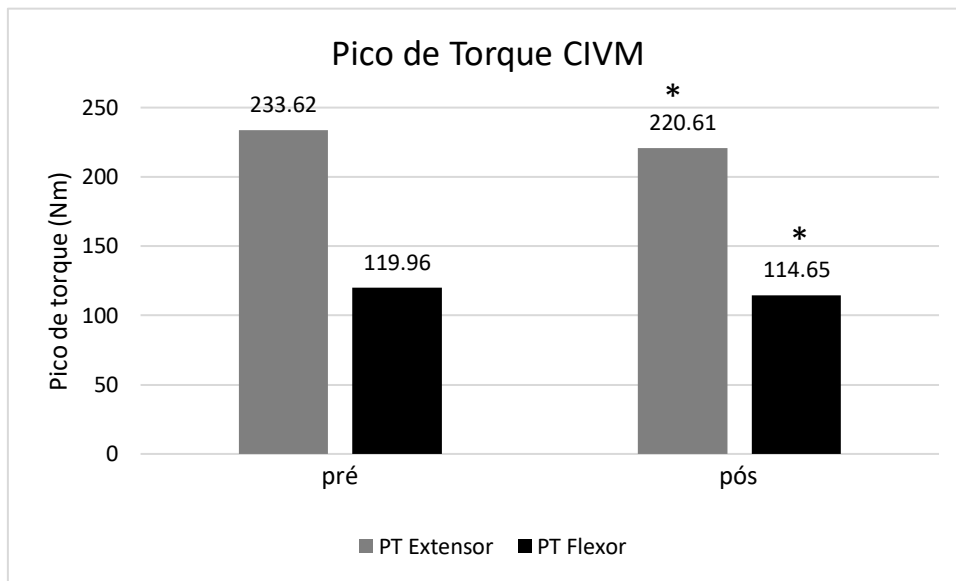
Gráfico 4. Velocidade do COP do teste de equilíbrio unipodal.



(Velocidade: velocidade do COP do teste de equilíbrio unipodal; (cm/s): centímetros por segundo; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

Em relação ao pico de torque isométrico, observou-se uma diminuição nos valores de pico de torque isométrico, tanto para o movimento de extensão como para flexão de tronco, após o exercício de alta carga inspiratória, as diferenças apresentadas entre os tempos pré e pós foram significativas ($p=0,014$ e $p=0,020$ respectivamente), os dados são apresentados no gráfico 5.

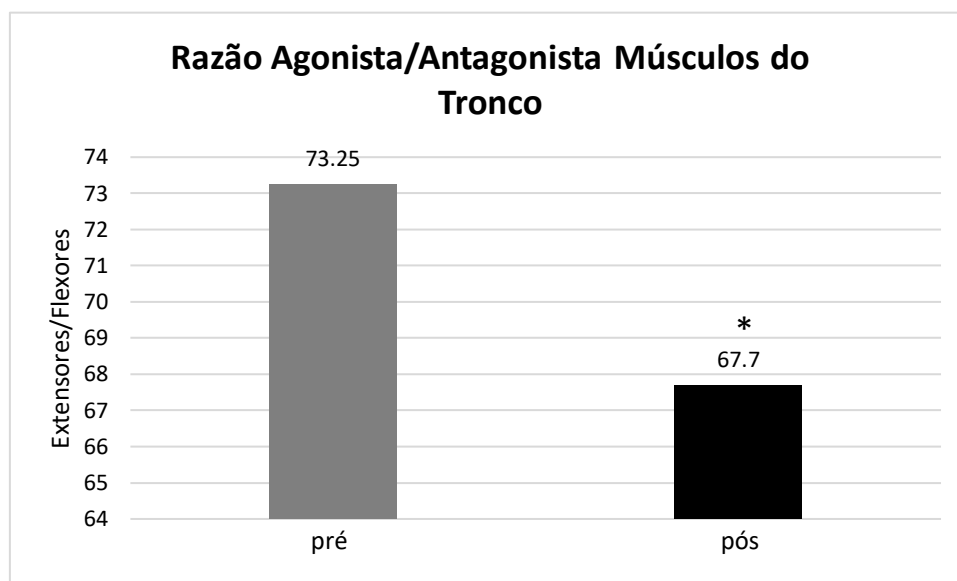
Gráfico 5. Pico de toque no teste de Contração Isométrica Voluntária Máxima



(Pico de torque: pico de torque do teste de CIVM; (Nm): Newtons metro; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

Para o teste isocinético na velocidade de 120°/s foi feita a avaliação da razão entre os músculos flexores e extensores do tronco, revelando uma diminuição desses valores em 8%, gerando uma diferença significativa entre os tempos pré e pós ($p=0,018$). Dados apresentados no gráfico 6.

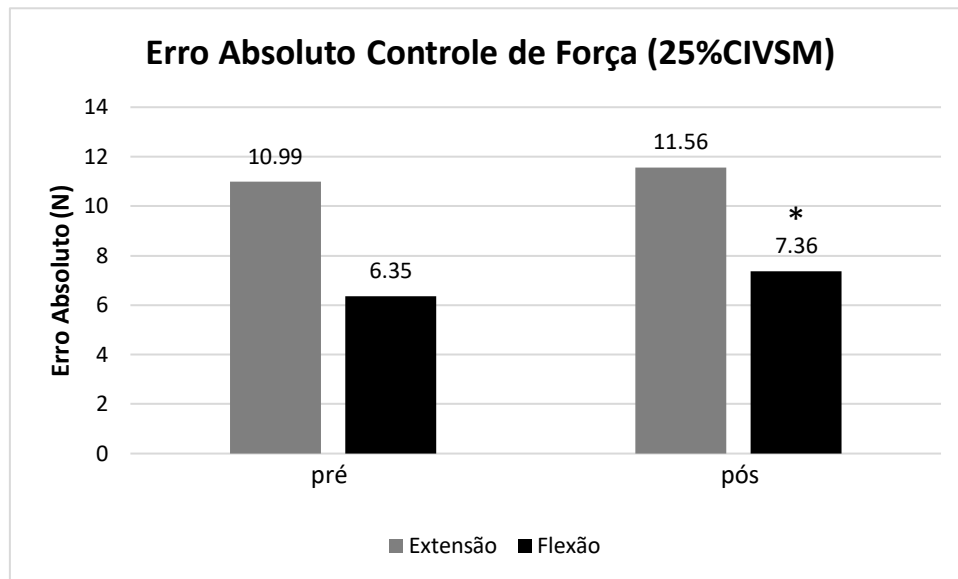
Gráfico 6. Razão entre os músculos extensores/flexores do tronco.



(Extensores/Flexores: pico de torque dos músculos extensores/pico de torque dos músculos flexores do tronco do teste isocinético; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

Para o erro absoluto analisado durante a realização do teste de controle de força a 25% da CIVM, observou-se um aumento no erro para ambas as condições, flexão e extensão de tronco, porém essa diferença foi significativa apenas no teste de flexão ($p=0,000$), e no teste de extensão observou um aumento de 5% no índice de erro. Dados apresentados no gráfico 7.

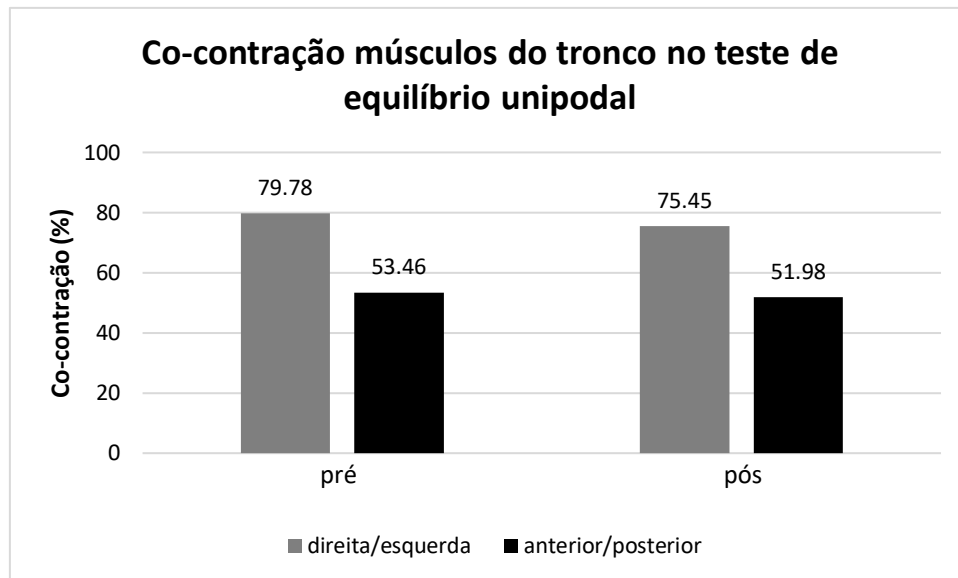
Gráfico 7. Erro absoluto na realização do teste de controle de força (25% CIVM), para flexão e extensão de tronco.



(Erro absoluto: média de erro de torque realizado em relação ao torque alvo no teste de CIVSM; (N): Newton; *: diferença estatística entre os tempos pré e pós o EACI)

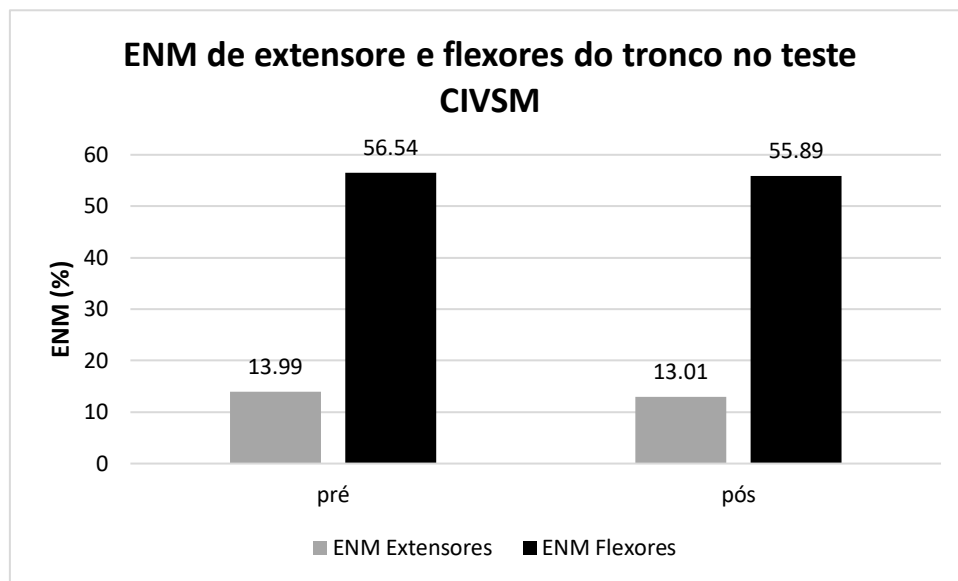
Não foi encontrada diferença estatística nos dados de co-contração dos músculos flexores e extensores do tronco na realização do teste de equilíbrio unipodal (gráfico 8) e na eficiência neuromuscular dos músculos flexores e extensores analisada durante a realização do teste de controle de força (gráfico 9).

Gráfico 8. Co-contração dos músculos do tronco durante a realização do teste de equilíbrio unipodal.



(Co-contração: comparação da co-contração da musculatura do tronco, lado direito e esquerdo e anterior e posterior, durante o teste de equilíbrio unipodal; (%): porcentagem de co-contração (WINTER, 2005); pré e pós: diferenças entre os tempos da realização do EACI)

Gráfico 9. ENM dos músculos extensores e flexores do tronco no teste de CIVSM.



(ENM: eficiência neuromuscular dos músculos extensores e flexores do tronco na realização do teste de CIVSM; (%): porcentagem de ENM (DESCHENES et al., 2002); pré e pós: diferenças entre os tempos da realização do EACI)

7. DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo analisar a influência de um exercício de alta carga inspiratória nas variáveis biomecânicas. Investigações da relação entre a ação dos músculos respiratórios, especialmente o diafragma, na estabilização do tronco foram descritas previamente, e apontam que o aumento da pressão intra-abdominal na inspiração, é capaz de influenciar a propriocepção durante o controle postural (HODGES et al., 2005).

Em nosso estudo os resultados mostram que o exercício de alta carga inspiratória gerou uma influência negativa no teste Single Leg Drop Landing, apresentado no teste pós aumento nas variáveis de força de reação do solo, dados esses que estão de acordo com estudos prévios, que mostraram que a estabilidade do *core* é a base do controle dinâmico lombo-pélvico que permite a produção transferência e controles ideais de força e movimento, que são transferidos por toda cadeia cinética durante o movimento funcional (HIBBS et al., 2008).

Um estudo com corredores concluiu que durante execução dos treinamentos, em vez de produzir movimentos brutos do tronco e do quadril o *core* tem um papel de estabilizador, os músculos agem para estabilizar a coluna e a pélvis e para diminuir o excesso movimento, ajudando a absorver as forças de reação do solo (SAUNDERS et al., 2004). Em recente revisão sistemática também se concluiu que déficits em aspectos da estabilidade do *core*, como força, resistência, propriocepção e controle neuromuscular são potenciais fatores de risco para lesões nos membros inferiores (DE BLAISER et al., 2018).

Nossos resultados mostraram piora nas variáveis de equilíbrio unipodal, mostrando valores maiores nos dados de área, comprimento e velocidade do COP após a realização do exercício de alta carga inspiratória. O aumento nas variações do COP pode ser o resultado de uma alteração na estratégia de controle postural, já estudada por Janssens et al. (2010), explicando que quando existe fadiga dos músculos inspiratórios a propriocepção e controle postural emergente dos músculos do tronco são direcionados, na intenção de compensar os desequilíbrios posturais, para o tornozelo, porém essa não é uma estratégia totalmente eficaz na manutenção da postura unipodal.

Neste sentido entendemos que quando a função respiratória do diafragma é desafiada, por exemplo quando a demanda respiratória aumenta, sua função postural também pode ser afetada, resultando em um efeito negativo no controle postural (DAVID et al., 2012; HAMAOUÏ et al., 2010). Indivíduos saudáveis são capazes de compensar aumentos na demanda respiratória usando o controle multissegmentar (HODGES et al., 2002). No entanto, essa compensação parece ser prejudicada quando por aumento trabalho muscular inspiratório, por exemplo, após o exercício de alta carga inspiratória.

Nas variáveis de torque isométrico também foram encontradas diferenças importantes nos dados de contração isométrica voluntária máxima para flexão e extensão do tronco, e também no equilíbrio muscular entre músculos flexores e extensores do tronco. Com relação a estes resultados temos que refletir que a estabilidade do tronco ocorre principalmente por meio da co-ativação dos músculos abdominais e dos músculos localizados na região paravertebral, e que em condições dinâmicas é garantida pela rápida capacidade de geração de força e o adequado recrutamento de fibras musculares (VAN DIEËN et al., 2003).

Dentre os músculos que contribuem para estabilidade da coluna lombar, o diafragma e os músculos do assoalho pélvico possuem importante função no controle da pressão intra-abdominal, assim como a contração do músculo reto abdominal. Já foi demonstrado que a ausência de adequada interação funcional dos subsistemas ativo, passivo e neural, somada à redução de capacidades físicas, como a diminuição da resistência muscular, desequilíbrio de forças, e inadequado recrutamento neuromuscular do tronco, levam a redução da estabilidade dos segmentos da coluna vertebral prejudicando a distribuição de cargas nesta região (EBENBICHLER et al., 2001).

Com relação a variável erro absoluto no teste de controle de força a 25% da CIVM para os músculos flexores e extensores do tronco que também apresentou valores significativamente maiores no teste pós o exercício de alta carga inspiratória, mostrando que o exercício gerou uma influência negativa no controle de força do tronco, existem poucos estudos que avaliem as alterações que podem ocorrer no controle muscular do tronco, porém pode-se relacionar ao fato de que em condições de estresse, como uma sobrecarga mecânica ou fadiga, a habilidade de perceber mudanças no posicionamento lombar pode ser altamente afetada por alterações nos sinais aferentes sobre o movimento da coluna vertebral (YILMAZ et al., 2010) e nesse caso podemos considerar que o exercício de alta carga inspiratória foi capaz de interferir na biomecânica global do tronco.

Analisando mais profundamente as questões fisiológicas, na presença de fadiga muscular local, metabólitos e substâncias inflamatórias resultantes da contração muscular como, bradicinina, ácido aracnóide, potássio e ácido láctico, existe a ativação de nociceptores, que interferem no padrão de descarga dos

fusos musculares. Além disso, as vias neuromusculares aferentes e eferentes são moduladas via reflexos originados nas aferências musculares de pequeno diâmetro e são gerados em resposta a alterações metabólicas, que representa o componente central da propriocepção (ASCENÇÃO et al., 2003). Existem amplas evidências de que altos níveis de trabalho muscular inspiratório induzem um aumento generalizado da secreção simpática que tem sido associada à exacerbação da fadiga muscular (ROMER et al., 2006).

O mecanismo subjacente a essa resposta é a ativação de um reflexo metabólico do músculo inspiratório, acumulando metabólitos. Esse reflexo metabólico restringe o fluxo sanguíneo do músculo locomotor, devido à perfusão preferencial dos músculos respiratórios (LEGRAND et al., 2007). Estudos anteriores demonstraram alterações na oxigenação dos músculos dos membros e no fluxo sanguíneo durante o aumento da carga muscular inspiratória (KOWALCHUK et al., 2002; LEGRAND et al., 2007). Como existem evidências de que o controle postural está diminuído quando os músculos inspiratórios correm risco de fadiga, podemos especular que o reflexo metabólico também pode prejudicar os músculos envolvidos no controle do tronco, membros inferiores, e conseqüentemente no equilíbrio postural.

Por fim não foi encontrada diferenças significativas para co-contração dos músculos flexores e extensores do tronco na realização do teste de equilíbrio unipodal e na eficiência neuromuscular dos músculos flexores e extensores analisada durante a realização do teste de controle de força

8. CONCLUSÃO

O presente estudo demonstrou que, um exercício de alta carga inspiratória, com aumento da demanda em 80% da pressão inspiratória máxima, realizado durante dez minutos, pode gerar déficit nas variáveis de equilíbrio unipodal, FRS no teste *Single Leg Drop Landng*, pico de torque, razão agonista / antagonista e controle de força em flexores e extensores de tronco, porém as variáveis de eficiência neuromuscular e co-contração dos músculos do tronco não foram alteradas por esse exercício.

Com isso, podemos concluir que os resultados mostraram que um exercício de alta carga inspiratória foi capaz de gerar influência negativa em diversas variáveis biomecânicas, ainda que em outras não, consideramos que o aumento da demanda respiratória deve ser um ponto de atenção na prática de atividades físicas e na prevenção de lesões. Consideramos também que estudos futuros são necessários para investigar a influência positiva de um treinamento muscular inspiratório na melhoria de parâmetros biomecânicos, em especial equilíbrio postural e controle de tronco.

9. REFERÊNCIAS

AKUTHOTA, V.; NADLER, S. F. Core strengthening. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 85, p. 86-92, 2004.

ARUIN, A. S.; LATASH, Mark L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. **Experimental brain research**, v. 103, n. 2, p. 323-332, 1995.

ARNOLD, B. L.; DOCHERTY, C. L. Ankle evertor force sense and reproduction are not related injury severity or episodes of rolling over and giving way. **Journal of Athletic Training**, v. 37, 2002.

ASCENÇÃO, A, et al. Fisiologia da fadiga muscular. Delimitação conceptual, modelos de estudo e mecanismos de fadiga de origem central e periférica. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 3, n.1, p. 108-123, 2003.

ASTORINO, T. et al. Relationships between isokinetic core strength and field based athletic performance tests in male collegiate baseball players. **Journal of Exercise Physiologyonline**, v. 14, n. 5, 2011.

BEHM, D. G. et al. Relationship between hockey skating speed and selected performance measures. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 19, n. 2, p. 326-331, 2005.

BEHM, D. G. et al. The use of instability to train the core musculature. **Applied physiology, nutrition, and metabolism**, v. 35, n. 1, p. 91-108, 2010.

BERNARD, J.-C., et al. Isokinetic trunk muscle performance in pre-teens and teens with and without back pain. **Annals of physical and rehabilitation medicine**, v. 57, n. 1, p. 38-54, 2014.

BIENFAIT, M. Os desequilíbrios estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico. São Paulo: Summus, 1995.

BLACK, L. F.; HYATT, R. E. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. **American Review of Respiratory Disease**, v. 99, n. 5, p. 696-702, 1969.

BOSNAK-GUCLU, M. et al. Effects of inspiratory muscle training in patients with heart failure. **Respiratory medicine**, v. 105, n. 11, p. 1671-1681, 2011.

BRUNO, P. The use of “stabilization exercises” to affect neuromuscular control in the lumbopelvic region: a narrative review. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 58, n. 2, p. 119, 2014.

BOUISSET, S. Relationship between postural support and intentional movement: biomechanical approach. **Archives internationales de physiologie, de biochimie et de biophysique**, v. 99, n. 5, p. A77-92, 1991.

BOUISSET, S. DUCHÊNE, J.-L. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture?. **Neuroreport**, v. 5, n. 8, p. 957-960, 1994.

CAHALIN, L. P. et al. Inspiratory muscle training in heart disease and heart failure: a review of the literature with a focus on method of training and outcomes. **Expert review of cardiovascular therapy**, v. 11, n. 2, p. 161-177, 2013.

CAMPIGNION, P. Respir-Ações: A respiração para uma vida saudável. Summus: 1998.

CASADEVALL, C. et al. Inflammatory cytokines and repair factors in the intercostals muscles of patients with severe COPD. **Arch Bronconeumol**, 45: 279-85, 2009.

CHERNIACK, N. S.; PACK, A. I. Control of ventilation. In: Pulmonary diseases and disorders. McGraw-Hill Book Co: New York, 1988.

CRESSWELL, A. G.; GRUNDSTRÖM, H.; THORSTENSSON, Alf. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intra-muscular activity in man. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 144, n. 4, p. 409-418, 1992.

DAVID, P. et al. Postural control and ventilatory drive during voluntary hyperventilation and carbon dioxide rebreathing. **European journal of applied physiology**, v. 112, n. 1, p. 145-154, 2012.

DE, A. T.; ESTENNE, M. Functional anatomy of the respiratory muscles. **Clinics in chest medicine**, v. 9, n. 2, p. 175-193, 1988.

DE FREITAS FREGONEZI, G. A., et al. Effects of 8-week, interval-based inspiratory muscle training and breathing retraining in patients with generalized myasthenia gravis. **Chest**, v. 128, n. 3, p. 1524-1530, 2005.

DESCHENES, M. R., et al. "Neural factors account for strength decrements observed after short-term muscle unloading." **American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology** v. 282, n. 2, p. R578-R583, 2002.

DE BLAISER, C. et al. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. **Physical therapy in sport**, v. 30, p. 48-56, 2018.

DOWNEY, A. E. et al. Effects of inspiratory muscle training on exercise responses in normoxia and hypoxia. **Respiratory physiology & neurobiology**, v. 156, n. 2, p. 137-146, 2007.

DROUIN, J. M. et al. Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. **European journal of applied physiology**, v. 91, n. 1, p. 22-29, 2004.

EBENBICHLER, G. R., et al. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n. 11, p. 1889-1898, 2001.

ENRIGHT, S. J.; UNNITHAN, V. B. Effect of inspiratory muscle training intensities on pulmonary function and work capacity in people who are healthy: a randomized controlled trial. **Physical Therapy**, v. 91, n. 6, p. 894-905, 2011.

FERREIRA, J. B. et al. Inspiratory muscle training reduces blood pressure and sympathetic activity in hypertensive patients: a randomized controlled trial. **International journal of cardiology**, v. 166, n. 1, p. 61-67, 2013.

FINTA, R.; NAGY, E.; BENDER, T. The effect of diaphragm training on lumbar stabilizer muscles: a new concept for improving segmental stability in the case of low back pain. **Journal of pain research**, v. 11, p. 3031, 2018.

FRITZ, J. M.; ERHARD, R. E.; HAGEN, B. F. Segmental instability of the lumbar spine. **Physical Therapy**, v. 78, n. 8, p. 889-896, 1998.

FUJII, M.; SATO, H.; TAKAHIRA, N. Muscle activity response to external moment during single-leg drop landing in young basketball players: The importance of biceps femoris in reducing internal rotation of knee during landing. **Journal of Sports Science and Medicine**.v. 11, p. 255-59, 2012.

GANDEVIA, S. C.; REFSHAUGE, K. M.; COLLINS, D. F. Proprioception: peripheral inputs and perceptual interactions. In: Sensorimotor control of movement and posture. **Springer**, Boston, MA, 2002. p. 61-68.

GEA, J.; MARTÍNEZ-LLORENS, J.; AUSÍN, P. Disfunción muscular esquelética en la EPOC. **Archivos de Bronconeumología**, v. 45, p. 36-41, 2009.

GETHING, A. D.; PASSFIELD, L.; DAVIES, B. The effects of different inspiratory muscle training intensities on exercising heart rate and perceived exertion. **European journal of applied physiology**, v. 92, n. 1-2, p. 50-55, 2004.

GOSSELINK, R. et al. Impact of inspiratory muscle training in patients with COPD: what is the evidence?. **European Respiratory Journal**, v. 37, n. 2, p. 416-425, 2011.

GRANACHER, U. et al. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. **Sports medicine**, v. 43, n. 7, p. 627-641, 2013.

GRELOT, L.; MILLER, A. D. Vomiting-Its ins and outs. **Physiology**, v. 9, n. 3, p. 142-147, 1994.

GREMION, G.; MAHLER, F.; CHANTRAINE, A. Mesures isocinétiques de la force musculaire du rachis: influence de l'âge, de l'activité physique et des

lombalgies. In: **Annales de réadaptation et de médecine physique**. Elsevier Masson, 1996. p. 43-49.

HAMAOU, A., et al. Respiratory disturbance to posture varies according to the respiratory mode. *Neuroscience letters*, v. 475, n. 3, p. 141-144, 2010.

HEMBORG, B.; MORITZ, U.; LÖWING, H. Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise. **Scandinavian journal of rehabilitation medicine**, v. 17, n. 1, p. 25-38, 1985.

HERRINGTON, L.; DAVIES, R. The influence of Pilates training on the ability to contract the transversus abdominis muscle in asymptomatic individuals. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 9, n. 1, p. 52-57, 2005.

HERMENS, H. J. et al. European recommendations for surface electromyography. **Roessingh Research and Development**, v. 8, n. 2, p. 13-54, 1999.

HIBBS, A. E. et al. Optimizing performance by improving core stability and core strength. **Sports medicine**, v. 38, n. 12, p. 995-1008, 2008.

HOFFMAN, M., SCHRADER, J., APPLGATE, T. et al. Unilateral postural control of the functionally dominant and non dominant extremities of healthy subjects. **Journal of athletic training**, v. 33, n. 4, p. 319-22, 1998.

HODGES, P. W. Lumbopelvic stability: a functional model of the biomechanics and motor control. **Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization**, 2nd ed. Sydney, Australia: Churchill Livingstone; 2004:13-28.

HODGES, P. W. et al. Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. **Gait & posture**, v. 11, n. 2, p. 92-101, 2000.

HODGES, P. W. et al. Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. **Journal of biomechanics**, v. 38, n. 9, p. 1873-1880, 2005.

HODGES, P. W.; GANDEVIA, S. C. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. **The Journal of physiology**, v. 522, n. 1, p. 165-175, 2000.

HODGES, P. W.; GANDEVIA, S. C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. **Journal of applied Physiology**, v. 89, n. 3, p. 967-976, 2000.

HODGES, P. W.; MOSELEY, G. L. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 361-370, 2003.

HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. **Physical therapy**, v. 77, n. 2, p. 132-142, 1997.

HODGES, P. W. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration. **Experimental brain research**, v. 144, n. 3, p. 293-302, 2002.

HODGES, P. W. et al. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. **The Journal of Physiology**, v. 505, n. 2, p. 539-548, 1997.

HODGES, P. W.; HEIJNEN, I.; GANDEVIA, S. C. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. **The Journal of physiology**, v. 537, n. 3, p. 999-1008, 2001.

HRYMOMALLIS, C.; MCLAUGHLIN, P.; GOODMAN, C. Balance and injury in elite Australian footballers. **International journal of sports medicine**, v. 28, n. 10, p. 844-847, 2007.

JANSSENS, L. et al. The effect of inspiratory muscles fatigue on postural control in people with and without recurrent low back pain. **Spine**, v. 35, n. 10, p. 1088-1094, 2010.

JANSSENS, L. et al. Postural strategy and back muscle oxygenation during inspiratory muscle loading. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 45, n. 7, p. 1355-1362, 2013.

JANSSENS, L. et al. Inspiratory muscle training improves proprioceptive postural control and sit-to-stand-to-sit in individuals with recurrent non-specific low back pain. In: International Society of Posture & Gait Research Congress, Date: 2014/06/29-2014/07/03, Location: Vancouver. 2014.

KANTOR, E. et al. Does body stability depend on postural chain mobility or stability area?. **Neuroscience letters**, v. 308, n. 2, p. 128-132, 2001.

KI, C. et al. The effects of forced breathing exercise on the lumbar stabilization in chronic low back pain patients. **Journal of physical therapy science**, v. 28, n. 12, p. 3380-3383, 2016.

KIBLER, W. B.; PRESS, J.; SCIASCIA, A. The role of core stability in athletic function. **Sports medicine**, v. 36, n. 3, p. 189-198, 2006.

KOLAR, P. et al. Význam hlbokého stabilizačného systému v rámci vertebrogenných obtíží. **Neurologie pro praxi**, v. 6, n. 5, p. 270-275, 2006.

KOLAR, P. et al. Analysis of diaphragm movement during tidal breathing and during its activation while breath holding using MRI synchronized with spirometry. **Physiological research**, v. 58, n. 3, 2009.

KOLAR, P. et al. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. **Journal of applied physiology**, v. 109, n. 4, p. 1064-1071, 2010.

KOLAR, P. et al. Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 42, n. 4, p. 352-362, 2012.

KOWALCHUK, J. M. et al. The effect of resistive breathing on leg muscle oxygenation using near-infrared spectroscopy during exercise in men. **Experimental physiology**, v. 87, n. 5, p. 601-611, 2002.

LEE, J-H. et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain: a 5-year prospective study. **Spine**, v. 24, n. 1, p. 54-57, 1999.

LEETUN, D. T. et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 36, n. 6, p. 926-934, 2004.

LEGRAND, R. et al. Related trends in locomotor and respiratory muscle oxygenation during exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 39, n. 1, p. 91-100, 2007.

LEVITZKY, M.G. *Fisiologia pulmonar*. Barueri: Manole; 2004.

LIMA, E. V. N. C. L., et al. Inspiratory muscle training and respiratory exercises in children with asthma. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 34, n. 8, p. 552-558, 2008.

MACKENZIE, C. F. et al. *Fisioterapia respiratória em unidade de terapia intensiva*. São Paulo: Editora Panamericana, 1988.

MARCO, E. et al. High-intensity vs. sham inspiratory muscle training in patients with chronic heart failure: a prospective randomized trial. **European journal of heart failure**, v. 15, n. 8, p. 892-901, 2013.

MARIEB, E. N.; HOEHN, K. *Human anatomy & physiology*. Pearson Education, 2007.

MARQUES, N. R. et al. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 17, n. 2, p. 185-191, 2013.

McCONNELL, A. *Treinamento Respiratório para um desempenho superior*. Barueri: Manole, 2013. 266 p. Tradução: Orlando Laitano.

MCGILL, S. M.; SHARRATT, M. T.; SEGUIN, J. P. Loads on spinal tissues during simultaneous lifting and ventilatory challenge. **Ergonomics**, v. 38, n. 9, p. 1772-1792, 1995.

MCGUINE, T. A. et al. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 10, n. 4, p. 239-244, 2000.

MELLO, P. R. et al. Inspiratory muscle training reduces sympathetic nervous activity and improves inspiratory muscle weakness and quality of life in patients with chronic heart failure: a clinical trial. **Journal of cardiopulmonary rehabilitation and prevention**, v. 32, n. 5, p. 255-261, 2012.

MONTES, A. M. et al. Abdominal muscle activity during breathing in different postural sets in healthy subjects. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 21, n. 2, p. 354-361, 2017.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M.R. Anatomia orientada para a clínica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2006.

NEDER, J. A. et al. Valores de referência para testes de função pulmonar: II. Pressão respiratória máxima e ventilação voluntária. **Revista brasileira de pesquisa médica e biológica**, v. 32, n. 6, p. 719-727, 1999.

.OBAYASHI, H. et al. Effects of respiratory-muscle exercise on spinal curvature. **Journal of sport rehabilitation**, v. 21, n. 1, p. 63-68, 2012.

PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of spinal disorders**, v. 5, p. 383-383, 1992.

PANJABI, M. M. Clinical spinal instability and low back pain. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 371-379, 2003.

PETROFSKY, J. S. et al. Muscle activity during yoga breathing exercise compared to abdominal crunches. **JOURNAL OF APPLIED RESEARCH IN CLINICAL AND EXPERIMENTAL THERAPEUTICS**, v. 5, n. 3, p. 501, 2005.

PLENTZ, R. D. M. et al. Treinamento muscular inspiratório em pacientes com insuficiência cardíaca: metanálise de estudos randomizados. **Arquivo Brasileiro Cardiologia**, v. 99, n. 2, p. 762-71, 2012.

RATNOVSKY, A.; ELAD, D.; HALPERN, P. Mechanics of respiratory muscles. **Respiratory physiology & neurobiology**, v. 163, n. 1-3, p. 82-89, 2008.

RICHARDSON, Carolyn et al. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. London: Churchill Livingstone, 1999.

RIERA, H. S., et al. Inspiratory muscle training in patients with COPD: effect on dyspnea, exercise performance, and quality of life. **Chest**, v. 120, n. 3, p. 748-756, 2001.

ROMER, L. M. et al. Effect of inspiratory muscle work on peripheral fatigue of locomotor muscles in healthy humans. **The Journal of physiology**, v. 571, n. 2, p. 425-439, 2006.

ROMER, L. M.; POLKEY, M. I. Exercise-induced respiratory muscle fatigue: implications for performance. **Journal of Applied Physiology**, v. 104, n. 3, p. 879-888, 2008.

SANDREY, M. A.; MITZEL, J. G. Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes. **Journal of sport rehabilitation**, v. 22, n. 4, p. 264-271, 2013.

SARMENTO, G.J.V. O ABC da fisioterapia respiratória. São Paulo, 1ª Edição. Ed. Manole: 2009.

SATO, K.; MOKHA, M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners?. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 23, n. 1, p. 133-140, 2009.

SAUNDERS, P. U. et al. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports medicine**, v. 34, n. 7, p. 465-485, 2004.

SCANO, G., STENDARDI, L., BRUNI, G.I. The respiratory muscles in eucapnic obesity: their role in dyspnea. **Respiration Medicine**, v. 103: p. 1276-85, 2009.

SHANNON, R. Neural control of coughing and sneezing. **Neural Control of the Respiratory Muscles.**, p. 213-222, 1996.

SMITH, C. E. et al. Dynamic trunk stabilization: a conceptual back injury prevention program for volleyball athletes. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 38, n. 11, p. 703-720, 2008.

SOUCHARD, P.H.E. Respiração. São Paulo, Summus Editorial, 1989.

SOUZA, R. B. Pressões respiratórias estáticas máximas. **Jornal pneumologia**, v. 28, n. 3, p. S155-S165, 2002.

SZEFLER, S.J. Advances in pediatric asthma in 2009: gaining control of childhood asthma. **Jallergy Clin Immunol**, 125: 69-78, 2010.

TEIXEIRA, C.S. et al. Equilíbrio corporal e exercícios físicos: uma investigação com mulheres idosas praticantes de diferentes modalidades. **Acta Fisiatr.** v.15, n.3, p.154-7, 2008.

THOMPSON, P. D. et al. The acute versus the chronic response to exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 6 Suppl, p. S438-45; discussion S452-3, 2001.

TONG, T. K. et al. Chronic and acute inspiratory muscle loading augment the effect of a 6-week interval program on tolerance of high-intensity intermittent bouts of running. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 24, n. 11, p. 3041-3048, 2010.

VAN DIEËN, J. H.; et al. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, v. 28, n. 8, p. 834-841, 2003.

VOISIN, P.; WEISLAND, T.; VANVELCENAHHER, J. Tests du rachis. In: *Isocinétisme et médecine sportive*. Masson, 1998. p. 77-91.

WALDHELM, A.; LI, L. Endurance tests are the most reliable core stability related measurements. **Journal of Sport and Health Science**, v. 1, n. 2, p. 121-128, 2012.

WILLARDSON, J. M. Core stability training: applications to sports conditioning programs. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 21, n. 3, p. 979-985, 2007.

WINTER, D.A., 2005. Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey (2005).

YILMAZ, B. et al. Relationship between lumbar muscle strength and proprioception after fatigue in men with chronic low back pain/Kronik bel agrili erkeklerde bitkinlik sonrasi lomber kas gucu ve propriyosepsiyon arasindaki iliski. **Turkish Journal of Rheumatology**, v. 25, n. 2, p. 68-72, 2010.