

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE MEDICINA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE**

**EFEITO DE UMA SESSÃO DE TREINAMENTO COM HASTE
OSCILATÓRIA NA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES
DA ESCÁPULA EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS COM E SEM
DISCINESE ESCAPULAR**

Ricardo José Tecchio Serrão

**Uberlândia
2017**

Ricardo José Tecchio Serrão

**EFEITO DE UMA SESSÃO DE TREINAMENTO COM HASTE
OSCILATÓRIA NA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES
DA ESCÁPULA EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS COM E SEM
DISCINESE ESCAPULAR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de Concentração: Ciências da Saúde.

Orientadora: Prof. Dr. Camilla Zamfolini Hallal

Coorientadora: Nise Ribeiro Marques

**Uberlândia
2017**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S487c
2017 Serrão, Ricardo José Tecchio, 1993
 Efeito de uma sessão de treinamento com haste oscilatória na
 ativação dos músculos estabilizadores da escápula em indivíduos
 assintomáticos com e sem discinese escapular / Ricardo José Tecchio
 Serrão. - 2017.
 65 f. : il.

 Orientadora: Camilla Zamfolini Hallal.
 Coorientadora: Nise Ribeiro Marques.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde.
 Inclui bibliografia.

 1. Ciências Médicas - Teses. 2. Ombro - Teses. 3. Eletromiografia -
 Teses. 4. Articulação do ombro - Teses. I. Hallal, Camilla Zamfolini. II.
 Marques, Nise Ribeiro. III. Universidade Federal de Uberlândia.
 Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde. IV. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Ricardo José Tecchio Serrão

Efeito de uma sessão de treinamento com haste oscilatória na ativação dos músculos estabilizadores da escápula em indivíduos assintomáticos com e sem discinese escapular

Presidente da Banca (orientador): Prof. Dr. Camilla Zamfolini Hallal

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Uberlândia, requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde.

Área de Concentração: Ciências da Saúde.

Banca Examinadora

Titular: Prof. Dr. Valdeci Carlos Dionísio

Instituição: Universidade Federal de Uberlândia

Titular: Dr. Luciano Fernandes Crozara

Instituição: Faculdade de Medicina de Marília

DEDICATÓRIA

A todos aqueles que sempre estiveram ao meu lado, em especial meus pais, que não mediram esforços para me apoiar até aqui.

AGRADECIMENTOS

Inicialmente gostaria de agradecer a Deus pela oportunidade recebida e todos os desafios superados nesses dois anos.

Não poderia deixar de agradecer a minha orientadora, Profa. Dra. Camilla Zamfolini Hallal e minha coorientadora, Profa. Dr. Nise Ribeiro Marques por toda a confiança em mim depositada e todos os ensinamentos, não só acadêmicos, mas éticos, profissionais e pessoais transmitidos durante esses anos.

Ao meu pai e minha mãe, que estiveram sempre ao meu lado, nos momentos bons e ruins. Que desde cedo se esforçaram ao máximo para que nada me faltasse e eu pudesse me dedicar acadêmica e profissionalmente. Que desde sempre serviram de exemplo para mim em todas as áreas da vida, como excelentes familiares, ótimos profissionais, amigos, companheiros, pessoas justas e acima de tudo corretas. Também não poderia me esquecer dos meus familiares, em especial minha avó, que sempre se preocupou e rezou por mim e meu avó que infelizmente não pode me acompanhar nessa caminhada, mas tenho certeza que de alguma maneira estava olhando por mim.

A minha namorada, Mariana Bueno Costa, que me aguentou principalmente nos períodos difíceis, me dando forças para não desistir e enfrentar as adversidades. Que transformou meus dias de dúvida em alegria mesmo que com apenas alguns minutos de conversa.

A todos os meus amigos, de Marília e Botucatu os quais não citarei nomes para não cometer injustiça, mas que sabem que tem um lugar especial no meu coração.

Ao meu amigo, colega e irmão Gabriel Garcia, que divide desde o início da graduação, além de apartamento, as alegrias e tristezas vivenciadas durante todo esse longo período.

A todos os membros do GEBEMG e aqueles que participaram e ajudaram no desenvolver deste projeto. Em especial a Gabriel Garcia, Caio Giorgetto, Matheus Figueira, Giovanna Camillo, Thauane Furquim e Lucas Sousa, por toda boa vontade e colaboração.

A Thauane Furquim, uma amizade que se formou nos estágios da graduação e que espero que perdure por muito tempo. Que me acolheu e ajudou em

um momento de dificuldade e tornou a conclusão dessa pesquisa possível, minha eterna gratidão e consideração.

Por fim, ao CROSSFIT Marília e todos os seus integrantes por abrirem as portas para desconhecidos e nos abraçarem de maneira tão calorosa, vocês foram parte essencial de todo meu desenvolvimento e fundamentais para a conclusão dessa pesquisa, são exemplos a serem seguidos, deixo aqui registrado o meu muito obrigado.

EPÍGRAFE

“O conhecimento não é seu, o conhecimento não é meu, ele não é de ninguém, ele circula, e só morre quando o prendemos dentro de nós.”

(Autor desconhecido)

RESUMO

Introdução: A alteração no padrão normal de movimento escapular é denominada discinese escapular e está fortemente relacionada com patologias do complexo articular do ombro. A hiperativação das fibras superiores do trapézio (TS) em concomitante a baixa ativação das fibras inferiores (TI) e do serrátil anterior (SA) são consideradas como os principais fatores que levam a discinese escapular. Durante exercícios com haste oscilatória ocorre maior ativação dos músculos periescapulares quando comparados a resistências tradicionais, como peso livre e faixa elástica além de manter uma razão de ativação TS/TI menor que 1, o que é considerado como o ideal para o treinamento dos músculos periescapulares. Nesse sentido sugere-se que o treinamento com haste oscilatória pode resultar no reequilíbrio da ativação da musculatura periescapular. Porém é desconhecido o efeito de um protocolo de treinamento com haste oscilatória na ativação dos músculos periescapulares

Objetivo: Analisar o efeito de uma sessão de treinamento com haste oscilatória na ativação eletromiográfica (EMG) dos músculos periescapulares em indivíduos assintomáticos com e sem discinese escapular. **Metodologia:** Participaram da pesquisa 36 jovens saudáveis divididos em dois grupos: grupo discinese (GD, n=18) e grupo controle (GC, n=18). Para critério de elegibilidade os voluntários não poderiam estar engajados em tratamento para disfunção no ombro, apresentar lesão, dor e/ou cirurgia por pelo menos 3 meses anteriores a pesquisa e serem capazes de executar os exercícios propostos. A ativação EMG dos músculos TS, TI e SA foi mensurada por um sistema de aquisição de dados por telemetria, com frequência de amostragem de 1000 Hz, razão de rejeição comum de 90 dB e com ganho total de 2000. A velocidade do movimento de *scaption* foi padronizados por um metrônomo programado a 23 bpm. A avaliação EMG foi realizada durante o movimento de *scaption*, antes e depois da sessão de treinamento com a haste oscilatória. O protocolo de exercícios foi composto por seis exercícios, realizados em três séries de 30 segundos cada, com a frequência de oscilação padronizada em 300 bpm (5Hz). Os dados foram analisados por meio do software MATLAB para a criação do envoltório linear. Assim, o sinal EMG foi filtrado por um filtro *Butterworth* passa-banda de 20-500 Hz, retificado pelo método de onda inteira e suavizado por um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz. A

média dos envoltórios lineares foi normalizada pela média das contrações isométricas voluntárias máximas. Para a análise estatística foi utilizado teste ANOVA medidas repetidas para dois fatores. **Resultados:** A ativação do músculo TS foi 87,9% maior no GD quando comparado ao GC. O músculo TI apresentou ativação EMG 14,7% maior após o treinamento quando comparado a antes. A razão entre os músculos TS e SA foi 107,7% maior para o GD comparado ao GC. **Conclusão:** Indivíduos assintomáticos com discinese apresentam além de maior ativação do músculo TS, alta razão TS/SA em comparação aos voluntários sem discinese. O treinamento com haste oscilatória foi capaz de aumentar a ativação do músculo TI.

Palavras-chave: Ombro, escápula, eletromiografia, vibração.

ABSTRACT

Introduction: The change in the normal pattern of scapular movement is termed scapular dyskinesis and is strongly related to pathologies of the joint complex of the shoulder. The hyperactivation of upper trapezius fibers (UT) in concomitant with low activation of the inferior fibers (LT) and the serratus anterior (SA) are considered as the main factors that lead to scapular dyskinesis. Previous studies have demonstrated that exercises with oscillatory pole promote greater activation of the scapular muscles when compared to traditional resistances, such as free weight and elastic band. The oscillatory pole was also able to produce a UT / LT ratio of less than 1, which is considered to be the ideal for training the periscapular muscles. In this regard, it is suggested that oscillatory pole training may result in a rebalancing of the activation of the stabilizing musculature of the scapula. However, it is unknown the effect of a training protocol with oscillatory pole in the activation of the periscapular muscles. **Objective:** To analyze the effect of a single session of oscillatory pole training on the electromyographic activation (EMG) of the periscapular muscles in asymptomatic individuals with and without scapular dyskinesis. **Methods:** Thirty six healthy young adults were divided into two groups: the dyskinesis group (DG, n = 18) and Control group (CG, n = 18). For eligibility criteria, volunteers could not be involved in treatment for shoulder dysfunction, present injury, pain and / or surgery for the same 3 months prior to the research and be able to perform the proposed exercises. The EMG activation of the UT, LT and SA muscles were measured by a telemetry data acquisition system with a sampling frequency of 1000 Hz, a common rejection ratio of 90 dB and a total gain of 2000 times during the scaption movement. The speed of the scaption movement was standardized by a metronome programmed at 23 bpm. The evaluation was performed before and after the training session with the oscillatory pole. The exercise protocol was composed of six exercises, performed in three sets of 30 seconds each, with the execution speed standardized at 300 bpm (5 Hz). The data were analyzed through MATLAB software for the creation of the linear envelope. Thus, the EMG signal was filtered by a Butterworth bandpass filter of 20-500 Hz, rectified by the whole wave method and smoothed by a 4th order Butterworth lowpass filter with a cutoff frequency of 6 Hz. The mean of the linear envelopes was normalized by the

mean of the maximum voluntary isometric contractions. Two-way repeated measures were used for statistical analysis. **Results:** Activation of the UT muscle was 87.9% higher in DG compared to CG. On the other hand, the LT muscle presented 14.7% greater EMG activation after training compared to before. The ratio between UT and SA muscles was 107.7% higher for DG compared to CG. **Conclusion:** Asymptomatic individuals with dyskinesia present, in addition to greater activation of the TS muscle, high TS / SA ratio compared to volunteers without dyskinesia. The oscillatory rod training was able to increase the activation of the TI muscle.

Key words: Shoulder, scapula, electromyography, vibration

Lista de Ilustrações

Figure 1. (A) Electrode position for upper trapezius; (B) Electrode position for lower trapezius; (C) Electrode position for serratus anterior.....	37
Figure 2. Scaption movement in posterior (A) and lateral (B) view.....	39
Figure 3. Oscillatory pole position during the exercises.....	41
Figure 4. (A) EMG signal analysis of a maximum voluntary isometric contraction; (B) Analysis of the EMG signal of the scaption movement.....	42
Figure 5. Mean activation of the periscapular muscles between groups.....	43
Figure 6. Mean activation of the periscapular muscles between conditions.....	43
Figure 7. Activation ratio of the periscapular muscles between groups.....	44

Lista de Tabelas

Table 1. Sample characterization.....	36
---------------------------------------	----

Lista de Abreviações

BMI	Body Mass Index
Bpm	Batimentos por minuto / Beats Per Minute
EMG	Eletromiográfica / Electromyographic
Hz	Hertz
IMC	Índice de Massa Corporal
LT	Lower Trapezius
MVIC	Maximum Voluntary Isometric Contraction
SA	Serrátil Anterior / Serratus Anterior
TI	Trapézio Inferior
TS	Trapézio Superior
UT	Upper Trapezius

Sumário

1. Introdução.....	15
2. Fundamentação teórica.....	18
2.1. Anatomia e Cinesilogia do Complexo Articular do Ombro.....	18
2.2. Mecanismo de lesão.....	21
2.2.1. Discinese Escapular.....	21
2.2.2. <i>Associação entre discinese e patologias do ombro.....</i>	<i>24</i>
2.3. Vibração e haste oscilatória.....	27
3. Objetivos.....	30
4. Artigo.....	31
4.1. Introduction.....	33
4.2. Methods.....	35
4.2.1. Study design and participants.....	35
4.2.2. Instrumentation.....	36
4.2.3. Procedure.....	37
4.2.4. Training session.....	39
4.2.5. Data analysis.....	41
4.2.6. Statistical analysis.....	42
4.3. Results.....	42
4.4. Discussion.....	44
4.4.1. Mean activation.....	44
4.4.2. EMG ratio.....	46
4.4.3. Limitations.....	49
4.5. Conclusion.....	49
References.....	50
Referências da dissertação.....	54
Apêndice 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	61
Apêndice 2 - Anamnese.....	65

1. INTRODUÇÃO

A discinese escapular é classificada como uma alteração do padrão normal de movimento da escápula (KIBLER et al., 2013). Diversos fatores são indicados como causadores da discinese sendo, o principal e mais comum deles, o desequilíbrio da ativação muscular entre os músculos periescapulares. Esse desequilíbrio é caracterizado pela excessiva ativação de trapézio superior (TS) e baixa ativação de trapézio inferior (TI) e serrátil anterior (SA) (COOLS et al., 2007a; HUANG et al., 2015; KIBLER; MCMULLEN, 2003; KIBLER et al., 2013).

A associação entre a discinese e as disfunções musculoesqueléticas do ombro é alta, podendo estar presente em até 100% dos casos de síndrome do impacto (WARNER et al., 1992) além de estar presente em 61% de atletas que realizam gesto esportivo acima do ombro (BURN et al., 2016). A inter-relação entre a discinese e as disfunções musculoesqueléticas do ombro pode ser explicada pela redução de espaço subacromial quando os movimentos escapulares estão alterados, o que aumenta a compressão nas estruturas subacromiais. (MIHATA et al., 2012; SILVA et al., 2008). Contudo, é importante destacar que apesar da associação entre discinese e lesões no complexo articular do ombro, sua relação de causa e/ou consequência ainda não é conhecida (KIBLER et al., 2013).

O equilíbrio da ativação dos músculos periescapulares, e consequentemente sua cinemática, também são importantes para o desempenho, uma vez que, Happee e Van der helm (1995) propuseram, por meio de um modelo em três dimensões, que os músculos escapulares são responsáveis por 40% da energia necessária para se acelerar o braço durante o movimento de flexão e 22% em extensão, tornando, a correta movimentação escapular e ativação de seus músculos, características fundamentais para atletas de arremesso, por exemplo, que necessitam de altas velocidades para a execução do gesto esportivo.

As alterações no movimento escapular ainda podem gerar um aumento de até 13% no custo energético (HAPPEE; VAN DER HELM, 1995), o que pode ser extremamente prejudicial para populações ocupacionais, de idosos e atletas.

A eletromiografia é um instrumento amplamente explorado na avaliação dessa musculatura por ser capaz de identificar o comportamento desses músculos durante atividades funcionais, como o *scaption*, adução e abdução de ombro

(BORSTAD; LUDEWIG; COOK 2000; EBAUGHT; SPINELLI, 2010; HUANG et al., 2015; LUDEWIG; COOK; NAWOCZENSKI, 1996; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009; MCCLURE et al., 2009; MORAES; FARIA; TEIXEIRA-SALMELA, 2008), bem como, durante exercícios (BALLANTYNE et al., 1993; PIRAUÁ et al., 2014; LISTER et al., 2007).

Diversos estudos avaliam o movimento escapular por meio de sistemas de análise de movimento tridimensional, demonstrando alterações na cinemática escapular quando comparados indivíduos sintomáticos a assintomáticos. (EBAUGHT; SPINELLI, 2010; LUDEWIG; COOK; NAWOCZENSKI, 1996; LUKASIEWICZ et al., 1999; MCCLURE et al., 2001; MCCLURE; MICHENER; KARDUNA, 2006; PARK et al., 2013). Entretanto, são escassos os trabalhos que comparem a ativação muscular entre voluntários previamente divididos em com e sem discinese (HUANG et al., 2015).

Huang et al. (2015) realizou essa comparação constatando alterações cinemáticas e eletromiográficas nos voluntários com discinese, todavia, sua amostra foi composta apenas por voluntários sintomáticos, dessa maneira não podemos hipotetizar sobre a influência da discinese como causa da dor. Para isso se fazem necessários trabalhos que avaliem a discinese em voluntários assintomáticos, assim como o presente estudo.

Considerando que existe uma relação entre a discinese escapular e as disfunções do complexo articular do ombro e que isso está relacionado com um alterado padrão de recrutamento muscular, exercícios para reestabelecer o equilíbrio dessa musculatura devem ser empregados durante protocolos de prevenção e reabilitação, buscando maximizar a ativação de TI e SA com a menor ativação de TS possível (COOLS et al., 2007a), mantendo a razão de ativação (ativação de um músculo dividida pela ativação de outro) menor que 1 para TS/TI e TS/SA durante os exercícios (SCHORY et al., 2016).

Segundo Hallal, Marques e Gonçalves (2011) exercícios com haste oscilatória são capazes de manter a razão TS/TI abaixo de 1 em três posturas diferentes de exercícios. Já Lister et al. (2007) demonstrou que exercícios com a haste oscilatória geram mais ativação dos músculos TS, TI e SA do que os realizados com resistências tradicionalmente utilizadas durante protocolos de reabilitação, como pesos livres e faixas elásticas.

Dessa maneira, a haste oscilatória se mostra eficaz em gerar um aumento na ativação dos músculos TS, TI e SA, bem como, manter a razão de ativação adequada entre eles para reequilibrar a coordenação durante a movimentação escapular.

Apesar de estudos comprovarem a eficácia da haste oscilatória em promover alta ativação e baixa razão dos músculos periescapulares (HALLAL et al., 20011; LISTER et al., 2007), sua análise é feita apenas durante a utilização da haste em posturas diferentes, sendo desconhecida as alterações que uma sessão de treinamento pode ter sobre a ativação desses músculos durante a realização de movimentos funcionais, no caso o *scaption*, realizados antes e depois do treinamento, bem como seu efeito sobre indivíduos com discinese.

Dessa maneira o presente estudo se justifica para tentar conhecer melhor a mecanismos e as alterações referentes à discinese escapular e os efeitos gerados por uma sessão de treinamento com haste oscilatória sobre a ativação dos músculos TS, TI e SA.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Anatomia e Cinesiologia do Complexo Articular do Ombro

O ombro é a articulação de maior mobilidade no corpo humano e permite realizar movimentos nos três diferentes planos e eixos de movimento, sendo eles: o eixo transverso, que permite a realização dos movimentos de flexão e extensão no plano sagital, o eixo anteroposterior (também chamado de sagital), permitindo a realização dos movimentos de abdução e adução no plano frontal e o eixo vertical, realizando os movimentos de flexão e extensão (nomeados também como adução e abdução) horizontal, realizadas no plano horizontal (ou transversal). Também se faz presente um quarto eixo de movimento que permite os movimentos de rotação interna e externa do braço, tal eixo é denominado de eixo transversal e o seu plano de movimento irá depender do posicionamento do braço (KAPANDJI, 2000).

A somatória dos movimentos realizados nesses três eixos principais resulta em um movimento denominado circundução. Tal movimento é de extrema importância nas atividades cotidianas, uma vez que, nos permite buscar objetos ao nosso redor sem movimentar o tronco (KAPANDJI, 2000).

Em geral, quando se refere à descrição da articulação do ombro, utiliza-se a terminologia de complexo articular do ombro. Isso ocorre, pois, os movimentos do ombro não dependem apenas da articulação glenoumeral, constituída pela cabeça do úmero e a cavidade glenóide, e sim da combinação de movimentos de quatro articulações diferentes, sendo elas: acromioclavicular, esternoclavicular, glenoumeral e escapulo-torácica (KAPANDJI, 2000), o que permite grandes amplitudes de movimento (VAN DER HELM, 1994).

Para exemplificar o exposto acima se pode utilizar a descrição do movimento de abdução, que pode ser dividido em três fases: a primeira fase é realizada utilizando apenas o movimento da articulação glenoumeral, permitindo assim uma amplitude de 90°, onde ocorre o impacto do tubérculo maior do úmero com a margem superior da glenóide; na segunda fase, a partir dos 90°, passam a atuar em conjunto a articulação glenoumeral e escapulo-torácica, esta se movimenta em rotação superior deslocando, assim, a glenóide para cima, o que permite uma amplitude de 150° de movimento; a terceira fase ocorre a partir da angulação de

150° e, além do movimento de rotação longitudinal das articulações esternoclavicular e acromioclavicular, realiza-se a inclinação lateral do tronco para obter 180° de amplitude de movimento (KAPANDJI, 2000; HAPPE; VAN DER HELM, 1995). Alterações ou lesões em qualquer uma dessas articulações irão reduzir a amplitude de movimento e levar a déficits funcionais (VEEGER; VAN DER HELM, 2007).

Outra característica importante deste complexo articular é a pouca estabilidade presente na articulação glenoumeral. Isso ocorre, pois a glenóide possui apenas cerca de 1/3 a 1/4 do tamanho da cabeça umeral. A coaptação e estabilidade articular são mantidas pela atuação em conjunto de dois sistemas, os estabilizadores dinâmicos, compostos pelos músculos do manguito rotador, e os estabilizadores estáticos, compostos pela cápsula articular, labrum e ligamentos. (TERRY; CHOPP, 2000; MATSEN; CHEBLE; LIPPITT, 2006). Também se destaca a importância de uma movimentação correta da escápula para manter tal estabilidade (KIBLER et al, 2013).

A estabilidade estática é inicialmente promovida por uma pressão negativa gerada pela oposição no formato da cabeça umeral e cavidade glenóide, tal pressão é aumentada pelo líquido sinovial presente na cápsula articular (LUGO; KUNG; MA, 2008; KIBLER et al., 2013; ITOI; MORREY; AN, 2004; CURL; WARREN, 1996).

O manguito rotador é um conjunto de quatro músculos que englobam a cabeça proximal do úmero, aumentando sua coaptação com a cavidade glenóide, são eles: o supra-espinhal, subescapular, infraespinhal e redondo menor. Também são importantes estabilizadores o tendão da cabeça longa do bíceps e o deltoide. (LIPPITT; MATSEN, 1993; ITOI; MORREY; AN, 2004; KAPANDJI, 2000; TERRY; CHOPP, 2000)

O tendão da cabeça longa do bíceps desempenha importante papel na estabilização da glenoumeral pela sua inserção no tubérculo supraglenoidal, promovendo estabilidade pela depressão do úmero (LUGO; KUNG; MA, 2008). Estudo prévio demonstra que a contração do bíceps reduz significativamente a translação anterior, inferior e posterior da cabeça umeral quando o membro superior está posicionado em 45° de elevação e em rotação neutra (PAGNANI et al., 1996), ressaltasse que em rotação neutra, bem como rotação externa, a tensão exercida pelo bíceps e consequentemente sua função estabilizadora é maior quando comparada a rotação interna (KAPANDJI, 2000)

A escápula se liga diretamente a três das quatro articulações do ombro: escapulo-torácica, acrômio clavicular e glenoumeral (KIBLER et al, 2013). Assim, a correta movimentação e o bom posicionamento escapular desempenham um papel importante para manutenção da funcionalidade e amplitude de movimento (KIBLER; MCMULLEN, 2003; PAINE; VOIGHT, 2013).

A escápula desempenha um papel fundamental nos movimentos do membro superior. Happee e van der Helm (1995), propuseram, por meio de um modelo tridimensional, que quando o movimento de flexão de ombro é realizado com a escápula bloqueada, ou seja, sem permitir que ela se movimente, ocorre um aumento de 13% no custo energético e durante o movimento de extensão esse aumento é de 6%. Também foi constatado que os músculos que conectam a escápula ao tórax são responsáveis por 40% da energia mecânica necessária para acelerar o movimento de flexão e 22% para extensão.

A articulação escapulo-torácica realiza os seguintes movimentos: protração e retração (abdução ou adução), elevação e depressão, *tilt* (inclinação) anterior e posterior, rotação interna e externa e rotação superior e inferior (KAPANDJI, 2000; PAINE; VOIGHT, 2013).

Os principais músculos responsáveis pela movimentação e estabilização escapular são as fibras superiores e inferiores do trapézio, denominados, respectivamente de trapézio superior (TS) e trapézio inferior (TI), e o serrátil anterior (SA) (LUGO; KING; MAI, 2008; KIBLER et al, 2013)

O trapézio tem origem no ligamento nuchal e nos processos espinhosos de C7 a T12, sua inserção é na porção posterior da clavícula, acrômio e espinha da escapula, a porção superior tem a função de elevação e rotação da escápula, já a porção inferior, de retração e rotação superior. (NETTER, 2000; LUGO; KUNG; MA, 2008)

O serrátil anterior tem origem nas oito primeiras costelas, se insere na borda medial da escápula após acompanhar o gradil costal e tem por principal função estabilizar a escápula durante a elevação do membro superior, bem como protração do ombro, rotação superior e depressão escapular (NETTER, 2000; PAINE; VOIGHT, 2013).

Pode-se considerar o movimento de rotação superior como o mais importante realizado pela escápula, uma vez que ele permite cerca de 60° de toda a amplitude

do membro superior, evitando o impacto do úmero com a margem superior da glenóide e as estruturas subacromiais (KAPANDJI, 2000; MIHATA et. al., 2012).

A análise tridimensional da cinemática escapular considera apenas seis, dos dez movimentos que a escápula realiza, os quais são mensurados por meio de três eixos de movimento referentes à escápula. O eixo X se posiciona do sentido médio-lateral, utilizando de referência a espinha da escápula, onde são mensurando as angulações de *tilt* posterior e *tilt* anterior. O eixo Y se direciona perpendicularmente a escápula, no sentido anteroposterior, mensurando os movimentos de rotação superior e inferior. O eixo Z se orientado no sentido caudocranial, avaliando os movimentos de rotação interna e externa da escápula. (LUDEWIG; COOK; NAWOCZENSKI, 1996; TSAI; MCCLURE; KARDUNA, 2013).

Durante o movimento de elevação dos membros superiores, os movimentos observados em pessoas saudáveis são, inicialmente, a rotação superior, seguida por um *tilt* posterior. Já o movimento de rotação interna e externa pode variar conforme o plano de realização do movimento (KIBLER, et al., 2013). Como já citado anteriormente, tais movimentos ocorrem para permitir uma maior amplitude de movimento, liberando espaço para o úmero se movimentar sem entrar em contato com a margem superior da glenóide e gerar compressão das estruturas subacromiais. (LUDEWIG; REYNOLD, 2009; KAPANDJI, 2000).

2.2. Mecanismos de lesão

2.2.1. Discinese Escapular

A discinese escapular é caracterizada pela alteração no padrão de posicionamento normal da escápula, seja em repouso ou em movimento (KIBLER et al., 2013; KILBER; SCIASCIA, 2016)

Alterações nesse padrão podem apresentar diversas causas, tais como: alterações posturais, fraturas de clavícula, lesões nervosas e a mais comum entre elas, o desequilíbrio na ativação dos músculos periescapulares, que se caracteriza por uma hiperativação de trapézio superior com inibição de serrátil anterior e trapézio inferior (KIBLER et al., 2013; HUANG et al., 2015; LOPES et al., 2015).

Dessa forma, os protocolos de tratamento para reestabelecer o ritmo escapulo-torácico devem focar a máxima ativação de TI e SA, bem como, minimizar a ativação de TS (COOLS et al, 2007a), mantendo a razão TS/TI e TS/SA abaixo de 1 durante os exercícios (SCHORY et. al. 2016).

Nesse sentido, sabe-se que o SA e do TI têm papel fundamental na total amplitude de movimento e funcionalidade do ombro. O recrutamento desses músculos, que são responsáveis, principalmente, pelo movimento de rotação superior da escápula, possibilita a movimentação do úmero com a glenóide acima de 90°, não gerando impacto com sua margem superior ou com o acrômio (KAPANJDI, 2000; HAPPEE; VAN DER HELM, 1995; PAINE; VOIGHTI, 2013).

Kibler (2002) propôs uma classificação por tipos de discinese, constatando que podem ocorrer diferentes alterações no movimento escapular, sendo elas: proeminência do ângulo inferior (tipo I), proeminência de toda a borda medial (tipo II), proeminência do ângulo superior (tipo III) ou nenhuma proeminência, sem a presença de discinese (tipo IV), podendo ainda ocorrer mais de um dos tipos de discinese somados (KIBLER et al., 2002; KIBLER; SCIASCIA, 2016; HUANG et al., 2015; UHL et al., 2009).

Porém, alguns autores, preferem a classificação proposta por Uhl et. al. (2009) apenas como sim/não, onde, quando for observada qualquer proeminência classifica-se como sim e quando nada for observado como não. Isso se deve ao fato de tal classificação ter apresentado melhor confiabilidade entre avaliadores (79% contra 61% da classificação em tipos) e melhor precisão na classificação quando comparado com a análise de movimento 3D.

Entretanto, estudo recente de Huang et. al. (2015) demonstrou a existência de diferentes padrões cinemáticos e eletromiográficos entre os tipos de discinese descritos por Kibler et. al (2002). Foi sugerido que indivíduos com discinese tipo II e a associação de tipo I + II apresentavam maior rotação interna quando comparados ao tipo IV. Já os voluntários com discinese tipo I apresentaram menor *tilt* posterior quando comparado ao tipo IV. No que diz respeito à ativação EMG, TS mostrou maior ativação na discinese tipo II enquanto TI e SA se mostraram menor na associação tipo I + II quando comparados ao tipo IV.

Dessa forma, a classificação por tipo deve ser clinicamente considerada, uma vez que diferentes alterações cinemáticas podem estar envolvidas com diferentes

patologias (LUDEWIG; REYNOLDS, 2009) e o diferente padrão de ativação entre os tipos indica que os processos de reabilitação focados no reequilíbrio dessa musculatura devem ser diferentes entre eles.

Diferentes movimentos são utilizados para avaliar tanto a discinese, quanto a cinemática escapular e a ativação dos músculos periescapulares. Os movimentos do ombro comumente utilizados são os de abdução, realizado no plano frontal, de flexão, realizado no plano sagital e o movimento no plano da escápula, denominado de *scaption*, caracterizado pela elevação do membro superior a 30° anteriormente ao plano frontal (KIBLER et al., 2013; LOPES et al., 2015; TATE et al., 2009; MEROLLA et al., 2010; PARK et al., 2013; LUDEWIG; COOK, 2000; HUANG et al., 2015).

Preconiza-se a utilização do movimento de flexão de ombro, por ser capaz de identificar significativamente mais alterações cinemáticas em diversos planos de movimentos, o que não foi encontrado durante o movimento de *scaption* (UHL et al, 2009). Entretanto, o movimento de *scaption* ainda é importante e amplamente explorado, pois é o movimento mais utilizado nas atividades de vida diária (KAPANDJI, 2000).

Os resultados da literatura apontam diferenças cinemáticas entre as fases concêntricas e excêntricas de movimentos acima da cabeça, entretanto Ebaugh e Spinelli. (2010) e McClure et. al. (2001) consideram essa diferença clinicamente irrelevante.

A literatura sugere a observação durante a fase de abaixamento do membro superior por ser mais fácil a visualização de alterações cinemáticas (KIBLER, 1998), devido a alterações de controle neuromuscular necessárias para contrações excêntricas. (MCCLURE et al, 2009).

Também é importante salientar que em nenhum desses estudos os voluntários, independente de serem sintomáticos ou assintomáticos, foram divididos em grupos com e sem discinese, desta forma não se sabe se tais alterações seriam clinicamente visíveis e se os resultados foram influenciados pela presença ou ausência de discinese.

Em relação à atividade eletromiográfica dos músculos trapézio superior, médio, inferior e serrátil anterior, a literatura aponta diminuição da atividade durante a fase excêntrica quando comparada a concêntrica. Os autores creditam tal resultado à ação da gravidade, que diminui a necessidade de ação muscular além

de diferenças no controle neuromuscular necessários para se realizar contrações excêntricas e concêntricas. (EBAUGHT; SPINELLI, 2010; MCCLURE et al, 2001)

Ebaught e Spinelli (2010) sugerem que o fato de não haver diferença na cinemática entre as fases, mesmo com a fase excêntrica apresentando menor ativação eletromiográfica, ocorre pela necessidade de se atingir um limiar mínimo de ativação para manter a correta movimentação escapular. Assim, podemos considerar como correta a sugestão de Kibler et al. (2002) em observar a fase excêntrica do movimento durante a avaliação, uma vez que, esse é o momento onde a ativação é menor, o que aumenta a chance de não atingir esse limite mínimo de ativação, podendo culminar em alterações cinemáticas. (EBAUGHT; SPINELLI, 2010).

Diversos estudos demonstraram uma grande associação de alterações na cinemática escapular e na ativação eletromiográfica dos músculos periescapulares nas mais diversas patologias do ombro (COOLS et al., 2007b; KIBLER; MCMULLEN et al., 2003; KIBLER; SCIASCIA, 2016; LOPES et al., 2015; LUDEWIG; COOK, 2000; LUDEWIG; REYNOLDS et al., 2009; LUKASIEWICZ et al., 1999; MORAES; FARIA; TEIXEIRA-SALMELA, 2008; PAINE; VOIGHT, 2013) chegando a estar presente de 68 a 100% dos indivíduos sintomáticos. (WARNER et al, 1992).

Entretanto, não está estabelecido se a discinese apresenta uma relação de causa com as patologias do complexo do ombro ou se é uma consequência que resulta em exacerbação dos sintomas (KIBLER et al, 20013).

2.2.2. Associação entre discinese e patologias do ombro.

A síndrome do impacto ocorre devido a compressão das estruturas subacromiais, principalmente do tendão do supra espinhal, da cabeça longa do bíceps, do infraespinhal e da bursa subacromial, o que resulta em inflamação e dor (GREENBERG, 2014; MICHENER; MCCLURE; KARDUNA, 2003).

Existem duas principais teorias relacionadas ao mecanismo de lesão da síndrome do impacto, denominadas de “impacto intrínseco” e “impacto extrínseco”.

A teoria do “impacto intrínseco” afirma que as lesões dos tendões do manguito são decorrentes de alterações ligadas diretamente ao tendão, como uso repetitivo, sendo esse considerado um dos principais fatores de risco, além de

sobrecarga excessiva ou trauma, que resulta em alterações cinemáticas, fraqueza e desequilíbrio muscular. Já a teoria do “impacto extrínseco” diz que as lesões dos tendões do manguito são consequências de alterações indiretamente relacionadas a ele, como alterações de postura, cinemática escapular e alterações musculares (GREENBERG, 2014; MICHENER; MCCLURE; KARDUNA, 2003). Sendo assim, a discinese pode ser consequência do impacto intrínseco ou causa do impacto extrínseco.

Um exemplo mais recente é o trabalho de Leong et al. (2016), que evidenciou menor espaço subacromial em indivíduos com tendinites de manguito rotador, bem como menor força em todos os músculos periescapulares. Entretanto, esses autores não conseguiram demonstrar relações de causa/consequência entre a redução do espaço subacromial e a tendinite.

Estudo de Silva et al. (2008) demonstrou, por meio da ultrassonografia, que tenistas juniores de elite com discinese apresentavam uma redução de 1,93 mm do espaço subacromial durante o movimento de abdução, enquanto tenistas sem discinese apresentaram, em média, uma redução de 1.3 mm. Sendo assim, acreditasse que a discinese favoreça a compressão das estruturas subacromiais por reduzir esse espaço.

Os movimentos de rotação superior e *tilt* posterior da escápula são importantes para preservar as estruturas subacromias, uma vez que elevam o acrômio, evitando o impacto com as estruturas localizadas abaixo dele (FLATOW et al., 1994; KIBLER et al., 2013; LUDEWIG; COOK; NAWOCZENNDKI et. al., 1996; LUDEWIG; COOK, 2000; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009;).

Mihata et al. (2012) constatou por meio de modelos em cadáveres que a pressão exercida pelo acrômio nas estruturas abaixo dele é 43,4% maior com 40° de rotação interna da escápula quando comparado a 20°, bem como, a área de contato é 43,1% maior. Além disso, área de compressão se torna menor com maiores angulações de rotação superior da escápula, onde 40° de rotação superior apresenta uma área 38,1% menor quando comparada a 20°.

Dessa maneira podemos sugerir que excessiva rotação interna (medial) assim como déficits de rotação superior aumentem a área e a pressão exercida sobre os tendões e a bursa que se localiza abaixo do acrômio.

Entretanto, a literatura nos apresenta resultados contraditórios no que diz respeito a alterações cinemáticas presentes em indivíduos com sintomas de impacto subacromial. (CHEN; CHEN, 2015; HUANG et al., 2015; LOPES et al., 2015; LUDEWIG; COOK et al., 2000; MCCLURE; MICHENER; KARDUNA, 2006;). Ludewig e Cook. (2000) compararam indivíduos com síndrome do impacto com indivíduos assintomático quanto a cinemática escapular e a ativação eletromiográfica dos músculos TS, TI e SA durante o movimento de *scaption*. Os indivíduos com síndrome do impacto apresentaram maior *tilt* anterior e menor rotação superior da escápula, além de apresentarem um aumento da rotação medial quando a atividade era executada com cargas. A análise EMG mostrou baixa ativação de SA durante todo o movimento, sendo ele com ou sem carga e aumento da ativação TS e TI, sendo TS observado apenas com carga de 4,6kg. Contudo, McClure, Michener e Karduna (2006) relataram que indivíduos com síndrome do impacto apresentaram ligeiro aumento da rotação superior e *tilt* posterior quando comparados ao grupo controle. Tais resultados foram relacionados a uma resposta compensatória frente a patologia, com a intenção de, possivelmente, reduzir o impacto que acomete a região subacromial.

Considerando que as alterações na cinemática escapular talvez sejam estratégias para minimizar a compressão dos tendões e da bursa pelo acrômio, não seria benéfico a tais pacientes a correção desta movimentação, o que culminaria em mais impacto. Assim, uma avaliação detalhada faz-se extremamente importante, a fim de identificar a relação do movimento alterado da escápula com a sintomatologia do paciente, resultando ela em exacerbação ou diminuição do quadro álgico e dessa maneira, programar sua reabilitação. (KIBLER et al., 2013).

Além das lesões de manguito e síndrome do impacto a discinese escapular está fortemente presente em indivíduos com instabilidade multidirecional (KIBLER et al., 2013).

Como já mencionado, a articulação glenoumeral é muito instável, dependendo assim da ação de estabilizadores dinâmicos e estáticos para manter o úmero coaptado a cavidade glenóide. (TERRY; CHOPP, 2000; MATSEN; CHEBLE; LIPPITT, 2006). Uma ineficiência desses sistemas acarretará em instabilidade da articulação glenoumeral, a qual pode progredir para lesões de manguito e impacto subacromial. (LUDEWIG, 2009).

Indivíduos com instabilidade glenoumeral comparados a indivíduos saudáveis apresentam menor rotação superior e maior rotação interna da escápula (OGSTON, 2007; WARNER, 1992). Acreditasse que um déficit de rotação superior posiciona a glenóide para baixo, favorecendo a instabilidade inferior. (KIBLER et al., 2013; LUDEWIG; REYNOLDS, 2009) enquanto o excesso de rotação interna reduziria a estabilidade anterior da glenoumeral. (LUDEWIG; REYNOLDS, 2009).

Novamente não é possível ainda se estabelecer uma relação de causa ou efeito entre a discinese e a patologia.

2.3. Vibração e haste oscilatória

A vibração de baixa frequência e amplitude vem sendo utilizada como método de reabilitação (HALLAL; MARQUES; GOLÇALVES 2010) e mostrando bom potencial para o aumento de ativação (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2011; HALLAL et al, 2011; LISTER et al, 2007; MORESIDE; VERA-GARCIA; MCGILL, 2007; ANDERS; WENZEL; SCHOLLE, 2008) e força muscular (BOSCO; CARDINALE; TSARPELA, 1999). Tal vibração pode ser aplicada por meio de três métodos: a vibração de corpo todo (plataforma vibratória), diretamente sobre músculo ou tendão e a haste oscilatória (HALLAL et al, 2010, SHINOHARA, 2005; JORDAN et al, 2005). Todas apresentam resultados na literatura que evidenciam seus efeitos (BLACKBURN et al, 2014; LISTER et al, 2007; HALLAL et al. 2010; HALLAL et al. 2011; ROTHMULLER; CAFARELLI, 1995; SEIDEL, 1988).

A vibração aplicada no estudo em questão foi promovida por uma haste oscilatória do modelo T53 produzida pela marca Acte Sports, composta de borracha e polipropileno, com 161 cm de comprimento por 6 cm de largura, pesando apenas 600g. Ela possui dois pesos iguais em cada uma de suas extremidades e uma área central de borracha, possibilitando uma empunhadura bimanual. A frequência de oscilação natural dessa haste é de 5Hz, o que indica que após a haste atingir essa frequência é necessário apenas o mínimo de impulso para que a oscilação se mantenha, uma vez que com o tempo essa energia inicialmente gerada vai sendo dissipada devido ao atrito com o vento e o amortecimento muscular.

A vibração promovida pela haste se diferencia das demais aplicações de vibração pela menor frequência de oscilação (5 Hz) e pela vibração não ser

produzida diretamente pelo dispositivo e sim pela força da contração muscular (HALLAL; MARQUES; GOLÇALVES 2010). Além disso, o baixo custo quando comparado aos demais recursos citados torna este equipamento de fácil aplicação clínica.

O aumento da ativação muscular decorrente da vibração se explica por meio dos efeitos de um processo denominado reflexo tônico de vibração, que atua sobre as unidades motoras (ZAIDELL et. al., 2013; SHINOHARA, 2005). A ativação das unidades motoras ocorre devido à interação de sinais excitatórios e inibitórios que chegam ao neurônio motor α . Os sinais excitatórios são advindos do córtex superior e das fibras aferentes Ia dos fusos musculares, enquanto os sinais inibitórios provem das fibras Ib dos órgãos tendinosos de Golgi (OTG). As fibras Ia são responsáveis por informar sobre pequenas alterações no comprimento das fibras musculares (SHINOHARA, 2005), é sobre essas fibras que o reflexo tônico de vibração irá atuar, onde, a vibração gerada pela haste promove repetidas alterações de comprimento nas fibras musculares, modulando a resposta das fibras Ia e ativando unidades motoras com limiares mais altos, aumentando a ativação e a força muscular (ZAIDELL et. al., 2013; SHINOHARA, 2005).

Martin e Park (1997) sugeriram que esse processo está diretamente relacionado à frequência da vibração, dessa maneira não era conhecida a capacidade de frequências inferiores a 30Hz desencadeá-lo (BOSCO; CARDINALE; TSARPELA et. al., 1999), mesmo com Seidel (1988) concluindo que frequências na faixa de 0,3 à 5 Hz também possuíam essa capacidade, o que foi posteriormente comprovado com estudos que mostram aumento de ativação muscular como consequência da utilização da haste oscilatória para a musculatura abdominal (MORESIDE; VERA-GARCIA; MCGILL, 2007; ANDERS; WENZEL; SCHOLLE, 2008) e periescapular (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2011; HALLAL 2011; LISTER, 2007)

Além da atuação de maneira reflexa, as respostas frente a exposição a vibração também ocorrem por meio de controle central. Isso se baseia, principalmente, nos resultados apresentado por Kossev et al. 1999, onde, inicialmente foi identificado que a aplicação de estimulação eletromagnética e magnética transcranial resultavam no mesmo nível de recrutamento de unidades motoras. Entretanto, quando associadas à vibração, apenas a estimulação

magnética transcranial apresentou aumento significativo no recrutamento de unidades motoras, o que sugere a existência de uma área cortical de ação para a vibração, sendo ela a mesma da estimulação magnética. Além disso, estudos indicam a capacidade da vibração em atuar sobre musculaturas inibidas, como o aumento da ativação de músculos antagonistas encontrado por Rothmuller e Cafarelli (1995) e, mais recente, o aumento de ativação de músculos afetados por inibição artrogênica induzida sugerido por Blackburn et al. (2014), o que indica que a estimulação central promovida pela vibração é capaz de sobrepor a estímulos inibitórios (RITTWEGGER, 2010).

Lister et. al. (2007) comparou a ativação dos músculos estabilizadores da escápula durante exercícios com haste oscilatória, peso livre e thera-band durante os movimentos de flexão e abdução de ombro, onde a haste se mostrou mais eficaz que as demais resistências para ambos, promovendo significativamente maior ativação de TS, TI e SA. Porém, ainda mais importante para a correção da discinese que promover altas ativações dos músculos periescapulares é equilibrar essa ativação, utilizando exercícios que mantenham uma razão de ativação inferior a 1 (COOLS et. al., 2007a; SCHORY et. al., 2016). A haste também se mostra eficaz em cumprir esse requisito, uma vez que em estudo de Hallal, Marques e Gonçalves et. al 2011 a razão entre TS/TI durante três posturas de exercícios diferentes com a haste oscilatória foi inferior a 1, indicando que TI ativa mais que TS.

3. Objetivos

3.1. Objetivo geral:

- Analisar o efeito de uma sessão de treinamento com haste oscilatória na ativação eletromiográfica dos músculos periescapulares em indivíduos assintomáticos com e sem discinese.

3.2. Objetivos específicos:

- Comparar a ativação eletromiográfica dos músculos periescapulares antes e depois de uma sessão de treinamento com haste oscilatória.

Artigo: EFFECT OF A SINGLE SESSION OF OSCILLATORY POLE TRAINING ON THE ACTIVATION OF THE PERISCAPULAR MUSCLES IN ASYMPTOMATIC INDIVIDUALS WITH AND WITHOUT DYSKINESIS.

Ricardo José Tecchio Serrão¹, Gabriel Paglioni Garcia¹, Caio Giorgetto Leite², Nise Ribeiro Marques³, Camilla Zamfolini Hallal⁴

¹ Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Uberlândia, UFU, Uberlândia, BRA

² Faculdade de Filosofia e Ciências, Universidade Estadual Paulista, UNESP, Marília, BRA

³ Centro de Ciências da Saúde, Universidade do Sagrado Coração, USC, Bauru, BRA

⁴ Faculdade de Educação Física e Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, UFU, Uberlândia, BRA

* Correspondence:

Rua Irmã Arminda, 10-50, CEP: 17011-160, Bauru, SP, Brasil.

nisermarques@yahoo.com.br

Keywords: Shoulder, Scapula, Vibration, Electromyography.

Abstract

Previous studies have suggested that the oscillatory pole may be an effective resource to retraining the periscapular musculature. The aim of the present study was to analyze the effect of a single training session with oscillatory pole on the level of electromyographic activation (EMG) of the periscapular muscles in asymptomatic individuals with and without scapular dyskinesis. The EMG activation of the upper trapezius (UT), lower trapezius (LT) and serratus anterior (SA) muscles was measured during the scaption movement. Thirty six healthy young volunteers were divided into two groups: the dyskinesis group and the control group, as assessed during the scaption movement. The evaluation was performed before and after the training protocol. The activation of these muscles was normalized by the mean of three maximum voluntary isometric contractions. Individuals with dyskinesis have higher activation of UT ($p = 0.01$) as well as higher UT/SA ratio ($p = 0.005$) than individuals without dyskinesis. After the training session, the LT muscle presented greater activation ($p = 0.004$) for both groups. These results suggest that oscillatory pole training may be beneficial for patients with dyskinesis since it was able to increase the activation of LT without altering UT.

4.1 Introduction

The scapular dyskinesis is defined as the alteration of normal scapular positioning (Kibler et al., 2013) and can be present in static or dynamic postures (Uhl et al., 2009), through prominences of the inferior angle, medial border and superior angle of the scapula or any combination between them (Huang et al., 2015; Kibler et al., 2002; Uhl et al., 2009).

Inadequate movement of the scapula is present in 68 to 100% of the cases of patients who present some type of pain and shoulder injury (Warner et al., 1992). In addition, a recent review shows a prevalence of dyskinesis of 33 to 61% in athletes (Burn et al., 2016). However, it is not yet known if these alterations can be considered a cause of dysfunction and pain or if it is a consequence that exacerbates the patient's symptoms (Kibler et al., 2013).

The scapular dyskinesis can be caused by several factors, highlighting among them the inadequate pattern of electromyographic activation of the periscapular muscles, characterized by a lower level of activation of the serratus anterior and lower trapezius. In addition, an increase in the activation of the upper trapezius occurs concurrently. (Cools et al., 2007a; Kibler et al., 2009; Kibler et al., 2013).

The changes in the scapular kinematics are most often evidenced by changes in the posterior tilt and upward rotation of the scapula, which are performed at lower amplitudes (Kibler et al., 2013). The restrictions in the realization of these specific scapular movements result in the reduction of the subacromial space, increasing the stress generated on the structures located in that region. (Flatow et al., 1994; Kibler et al., 2013; Ludewig, Cook and Nawoczenndki et. al., 1996; Ludewig and Cook, 2000; Ludewig and Reynolds, 2009).

Excessive compression in the structures of the subacromial space makes the individual more susceptible to orthopedic injuries, such as: Impact syndrome and rotator cuff tears (Ludewig and Cook, 2000; Mihata et al., 2012; Silva et al., 2008). Scapular dyskinesis has also a high prevalence in other dysfunctions such as multidirectional instability and superior labral injury (Burkhart et al., 2000; Ogston and Ludewig, 2007).

In this regard, the rehabilitation of dyskinesia is important for the prevention and rehabilitation of dysfunctions of the shoulder joint complex, through exercises able to promoting greater activation of serratus anterior and lower trapezius, concomitant with a minimal activation of upper trapezius (Cools et al. Kibler and McMullen, 2003, Kibler and Sciascia, 2016), specifically, maintaining the ratio of activation, when upper trapezius is the dividend, lower than 1 (Schory et al., 2016), indicating that the other muscles have greater activation than upper trapezius. Among the kinesiotherapeutic techniques that may be prescribed for rehabilitation of the dyskinesia are the exercises performed with the oscillatory pole (Hallal et al 2010, Hallal et al 2011, Lister et al. 2007)

In a study by Hallal et al. (2011), was identified that exercises performed with oscillatory pole in three different postures have the ability to generate a greater EMG activation of the inferior fibers of the trapezius in relation to the superior fibers, keeping the ratio between these muscles less than 1 (Schory et al. 2016). Another study using surface EMG performed by Lister et al. (2007) demonstrated that exercises performed with oscillatory pole during the movements of shoulder flexion and abduction, are able to generate greater activation of the periscapular muscles in comparison to exercises with resistance provided by Thera-bands® and cuff weights. This can be explained by the theory of the vibration tonic reflex and the increase of the cocontraction promoted, respectively, by the repeated alterations in the length of the muscle fibers and the cyclic concentric/eccentric contractions provided by the pole vibration (Blackburn et al. 2014; Hallal et al., 2010; Hallal et al., 2011; Lister et al., 2007, Rothmuller e Cafarelli, 1995; Shinohara, 2005; Zaidell et al., 2013).

The promising results obtained by Lister et. al. (2007) and Hallal et al. (2011) were evaluated during the execution of the exercises, but there are no studies that evaluate the effect of a training session on periscapular muscles, comparing their behavior before and after exercises. In addition, no study evaluates the effect of the oscillatory pole on populations with alteration in the recruitment of periscapular muscles and/or scapular kinematics, being unknown its effect on individuals with dyskinesia, the target population of the present study.

Thus, the present study aimed to analyze the effect of a single training session with oscillatory pole on the electromyographic activation of the periscapular muscles in asymptomatic individuals with and without scapular dyskinesia. We

hypothesize that a training session with oscillatory pole is able to reestablish the balance of the muscular activation of the periscapular muscles, increasing the activation of the lower trapezius and serratus anterior, equating them with the activation of the upper trapezius.

4.2 Methods

4.2.1 Study design and participants

The present study is a cross-sectional case-control study. Thirty-six volunteers of both genders, including 22 women and 14 men, were divided into two groups: Dyskinesis Group (DG; $n = 18$) and Control Group (CG; $n = 18$), according to the classification given by two physiotherapists during the scaption movement for each volunteer, considering the classification proposed by Uhl et al. (2009), which classifies dyskinesis as yes, for any prominence of the inferior angle, superior angle and medial border of the scapula, and as no, for the symmetric movement, without any prominences. This evaluation is reliable among evaluators, with a 79% agreement and a sensitivity of 76% with a positive predictive value of 74% (Uhl et al., 2009).

Sample characterization is presented in Table 1. Study participants were selected according to the following eligibility criteria: were not engaged in any treatment for shoulder dysfunction during the research participation, do not present surgery in the 3 months prior to the study, do not present any type of lesion in the superior members which make impossible follow the protocol of evaluation and training and be able to perform the exercises proposed by the protocol. The sample size was calculated using G*Power 3.1 software (Universitat, Kiel, Germany) with data obtained through a pilot study in which the normalized activation of the lower trapezius muscle of the dyskinesis group (DG) was used.

Thus, considering a significance level as $p < 0.05$, we obtained a total sample size of 36 volunteers with an effect size of 0.56 and a power of 0.95.

The present study was approved by the Research Ethics Committee of the Universidade Estadual Paulista, Campus Marília, through process number: 097704/2015. All the volunteers signed the Informed Consent.

Table 1

Sample characterization (Mean \pm Standard deviation).

	Dyskinesia Group (n = 18)	Control Group (n = 18)
Age	20,61 \pm 2,87	23,33 \pm 4,16
Height	1,68 \pm 0,5	1,70 \pm 0,11
Weight	63,51 \pm 9,96	70,93 \pm 12,77
BMI	22,52 \pm 2,68	24,32 \pm 2,59

BMI: Body Mass index.

4.2.2 Instrumentation

Surface electromyography was used to evaluate the upper trapezius, lower trapezius and serratus anterior muscles of the dominant upper limb of each volunteer during the scaption movement through a telemetry data acquisition system (Noraxon®, Arizona, USA) with sampling rate of 1000 Hz (Cools et al., 2004; Uga et al., 2016), common mode rejection ratio of 90 dB and with a total gain of 2000 times (20 in the preamplifier and 100 in the amplifier). The electrodes used were disposable, Ag/AgCl, with a circular capture area of 1 cm² and a 2 cm interelectrode distance. The electrodes were positioned on the dominant side parallel and longitudinally to the muscle fibers evaluated.

Considering the recommendation of the Surface Electromyography for Non-Invasive Muscle Assessment (SENIAM, Hermens et al., 1999), the electrode placement sites were: for the superior fiber of trapezius, at 50% of the distance between the acromion and the spinous process of C7 (Fig. 1A); For the inferior fibers of trapezius, about 2/3 of the distance between the superior angle of the scapula and the spinous process of T8 (Fig. 1B). The placement of the electrodes on the serratus anterior muscle follows the position proposed by Ebaugh and Spinelli (2010) with the electrodes positioned on the 7th rib (Fig. 1C). In addition, a reference electrode was placed into C7 spinous process.

Previously the placement of the electrodes was performed trichotomy and cleaning of the skin with alcohol (Hermens et al., 1999).

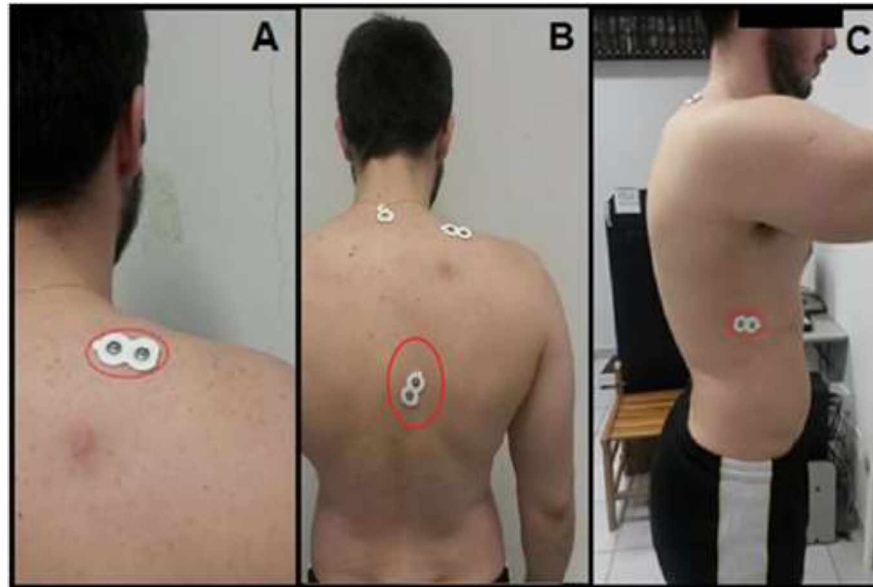


Fig. 1. (A) Electrode position for upper trapezius; (B) Electrode position for lower trapezius; (C) Electrode position for serratus anterior.

The oscillatory pole used was the model T53 of the brand Acte Sports, made of rubber and polypropylene, 161 cm long, 6 cm wide and 600 g in weight. It has a rubber center that allows bimanual grip and two equal weights at its ends. It has a cylindrical shape, which allows the pole to oscillate in any direction. The natural oscillation frequency of this pole is 5 Hz, which indicates that after the pole reaches this frequency, only a minimum impulse is required for the oscillation to remain, since, over time this initially generated energy is dissipated due to the friction with the wind and muscle cushioning.

4.2.3 Procedure

The first evaluation consisted of a series of specific orthopedic tests to evaluate the integrity of the structures that make up the shoulder joint complex, which can contribute to identify possible lesions. The tests used were: Speed test for evaluation of possible presence of bicipital tendinitis, Neer's test to evaluate any possible presence of compression of the subacromial structures and the Jobe's test to identify possible tendinitis or rupture of the supraspinatus.

The electrodes were then positioned, as described above, for EMG evaluation.

The maximum voluntary isometric contraction (MVIC) for normalization of the EMG data was measured for each evaluated muscles in the muscle test positions proposed by Kendall et al. (1995). The goal was to obtain the maximum activation that each muscle was able to produce, to then measure how much of the maximum was used during functional activity, in this case, the scaption movement. Three maximum contractions of 5 seconds each were performed for all muscles, with a 30 seconds interval between each contraction, where the mean between the 3 contractions was used for normalization. For upper trapezius, the patient was seated and performed postero-lateral extension of the head and elevation of the shoulder of the side to be tested, with the evaluator resisting these movements. For the lower trapezius, the volunteer positioned in ventral decubitus, with the upper limb diagonally above the head, aligning the muscle fibers, the resistance was realized on the forearm toward the ground. Finally, the serratus anterior MVIC was performed with the patient in the supine position, the shoulder to be tested remained perpendicular to the stretcher, performing abduction of the scapular, projecting the shoulder forward (protraction) and the resistance applied by the therapist in the patient's wrist in the direction of the stretcher. (Kendall et al. 1995)

The EMG assessment was performed during 10 scaption movements, as suggested by Kibler et al. (2002). This is the most used movement in daily activities, being characterized by the elevation of the arm approximately 30° anteriorly to the frontal plane (Kapanji., 2000; Fig. 2), for this reason we chose to use it in the classification of the discinense and in the EMG signal capture, performing both analyzes during the same movement. The angulation of the scaption was measured by a goniometer and two sticks were placed on the wall as guides for the volunteers to maintain the position during the repetitions (Fig. 2). A load corresponding to 5% of each participant's body weight was used. (Pirauá et al., 2014).

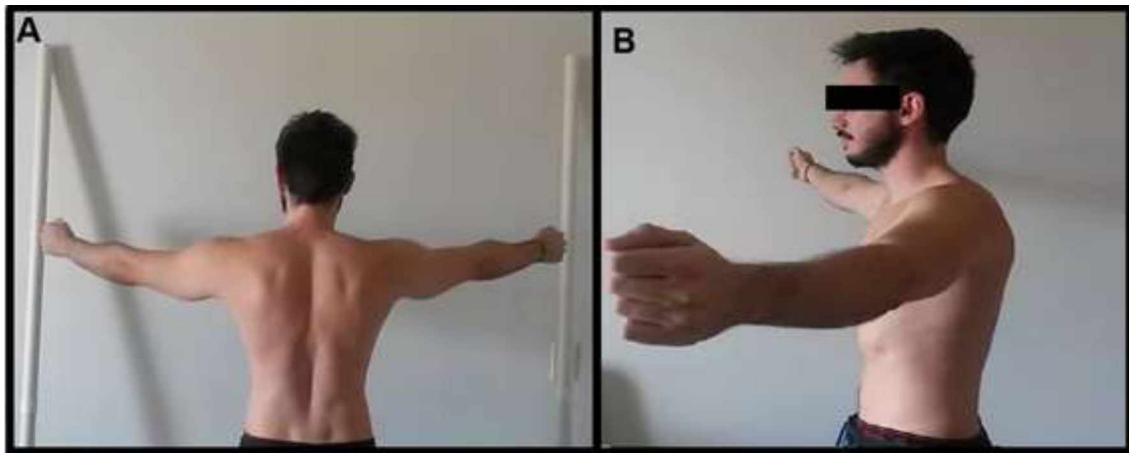


Fig. 2. Scaption movement in posterior (A) and lateral (B) view.

In order to standardize the velocity of movement, Ludewig and Cook (2000) used a metronome programmed with a time of four seconds for each repetition, equivalent to 15 bpm. However, during a pilot study we found that our sample could not perform at such a speed, perhaps because it was a sample with different characteristics from that of Ludewig and Cook (2000), which was composed entirely by athletes. Thus, we set the metronome to a speed of 23 bpm, equivalent to 2.6 seconds for each repetition. The scaption movement was performed in the same way before and after the training protocol.

4.4.4 Training session

The training session was coordinated by a physiotherapist who was not aware of the allocation given to each participant in the groups with or without dyskinesia.

The oscillatory pole training protocol was composed of six exercises performed in three sets of 30 seconds each with 45 seconds of rest between each repetition. The purpose of each exercise was to achieve a greater muscle activation of lower trapezius and serratus anterior compared to the upper trapezius. Thus, they were performed in positions that favored such a pattern of recruitment.

To ensure that all volunteers performed the exercises in the most standardized way possible, a metronome set at 300 bpm was used, the equivalent of the natural oscillation frequency of the oscillatory pole (5 Hz)

The first exercise was performed with the pole positioned parallel to the ground, holding it bimanually, with shoulders flexed at 90°, and oscillation in the anteroposterior direction (Fig. 3A). The volunteer was instructed to keep the scapula retracted to emphasize contraction of the lower trapezius and shoulders in depression to minimize upper trapezius activation.

For the second exercise the volunteers positioned the pole parallel to the ground again and used both hands to hold it, keeping the shoulders flexed at 180°, with oscillation in the anteroposterior direction (Fig. 3B). They were asked to keep their shoulders depressed to minimize the activation of the upper trapezius.

The third exercise was performed with the pole perpendicular to the ground, with unimanual support and shoulder flexed at 90°, with oscillation in the anteroposterior direction (Fig. 3C). The instructions were the same ones used in the first exercise, with the same objectives.

The fourth exercise used the same positioning of the first one, with the pole parallel to the ground, two-hand support, flexed shoulders at 90° and anteroposterior oscillation (Fig. 3A), but in this exercise we requested that the volunteer stay with the scapula protracted with the objective to emphasize the contraction of the serratus anterior, since it is the muscle responsible for this movement (Netter, 2000; Paine and Voigh, 2013; Castelein et al., 2016). The shoulders remained depressed throughout the exercise.

For the fifth exercise, the position was equal to the third one: perpendicular to the ground, unimanual support, flexed shoulders at 90° and anteroposterior oscillation (Fig. 3C), but keeping the scapula protracted with the same objective of the previous exercise, and shoulders depressed.

The sixth and final exercise was performed with the shoulder in external rotation, since this positioning demonstrated greater activation of lower trapezius (Ballantyne et al., 1993), therefore, this exercise was performed with the pole parallel to the ground, unimanual support and abducted shoulder at 90° with external rotation and the oscillation in the lateromedial direction (Fig. 3D). As with the other exercises, volunteers were asked to keep the scapula depressed for less upper trapezius activation.

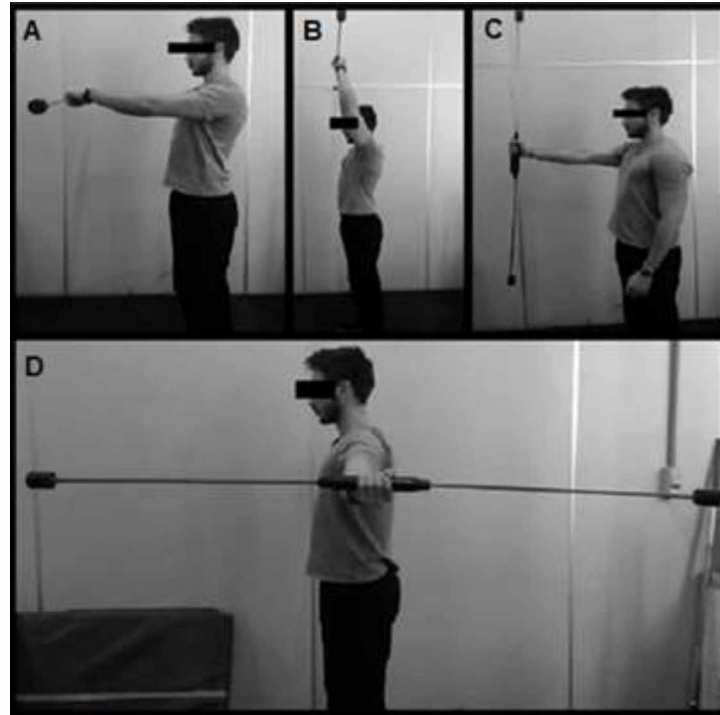


Fig. 3. Oscillatory pole position during the exercises

4.2.5 Data analysis

Data were processed into specific routines through MATLAB software (Mathworks®, Natick, USA). The EMG signal was filtered by a 20-500 Hz bandpass filter, rectified by the full-wave method, smoothed by a 4th order Butterworth lowpass filter with a cutoff frequency of 6 Hz.

For normalization of the EMG signal, the mean of the 3 seconds forward the selected point of each MIVC was considered (Fig. 4A) and then the mean between the 3 contractions performed for each muscle was calculated.

For the EMG analysis of the scaption movement, 5 repetitions of the 10 were considered, where the first ones were excluded, to avoid interference by learning or acceleration, and the latter ones, to avoid effects of deceleration and fatigue (Fig. 4B). Analyze were performed through mean values of activation and ratios between upper and lower trapezius (UT/LT), upper trapezius and serratus anterior (UT/SA), and lower trapezius and serratus anterior (LT/SA).

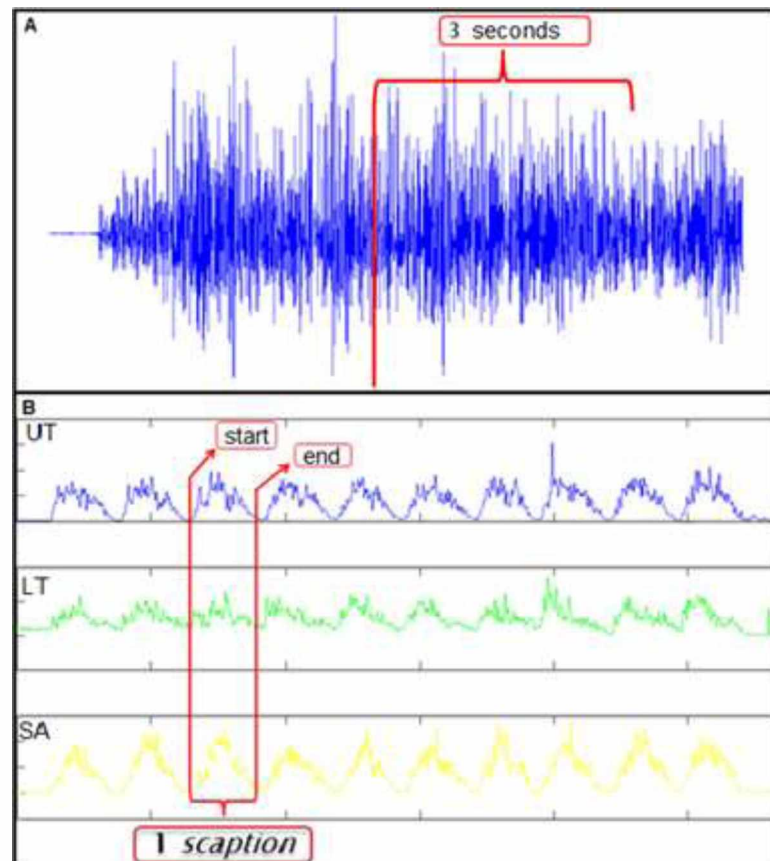


Fig. 4. (A) EMG signal analysis of a maximum voluntary isometric contraction; (B) Analysis of the EMG signal of the scapion movement; UT: Upper trapezius, LT: Lower trapezius, SA: Serratus anterior

4.2.6 Statistical analysis

Statistical package PASW 18.0 (SPSS inc.) was used. Data were presented as mean, standard deviation and standard error.

For the data comparisons, a variance analysis (ANOVA) was used for repeated measurements of two factors (conditions and groups). The level of significance was set at $p < 0.05$.

4.3 Results

For the mean activation, the multivariate analysis showed that there was a main effect of conditions ($F = 7.52$ and $p = 0.003$) and groups ($F = 4.85$ and $p =$

0.01). The activation of the upper trapezius muscle was 87.9% higher in the Dyskinesia Group (DG) when compared to the Control Group (CG) ($F = 7.29$ and $p = 0.01$; Fig. 5). As for the lower trapezius muscle, EMG activation was 14.7% higher after training compared to before. ($F = 11.33$ and $p = 0.004$, Fig. 6). However, there was no interaction between condition and group factors ($F = 1.07$ and $p = 0.39$).

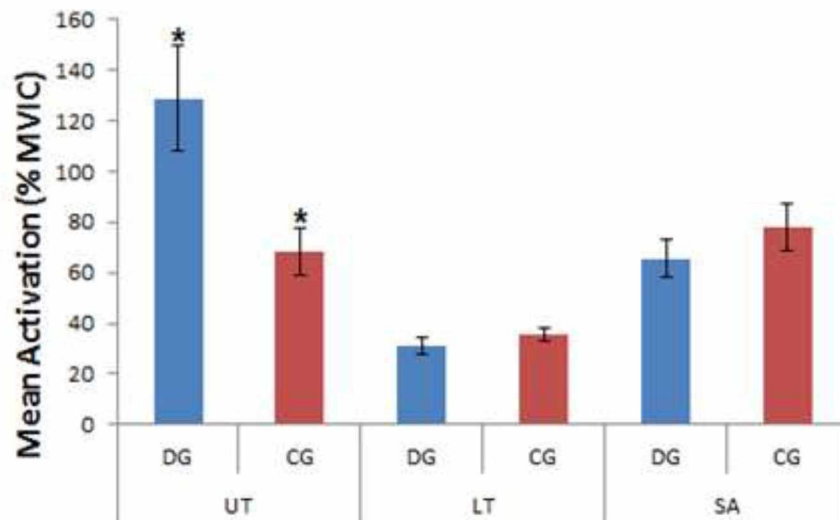


Fig. 5. Mean activation of the periscapular muscles between groups DG: Dyskinesia group, CG: Control group, UT: Upper trapezius, LT: Lower trapezius, SA: Serratus anterior; * $p < 0.05$ (Mean and Standard error).

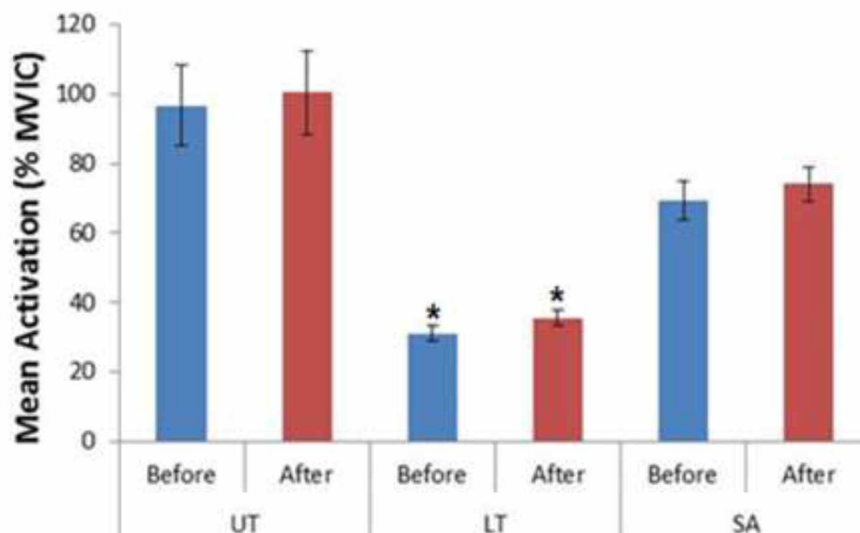


Fig. 6. Mean activation of the periscapular muscles between conditions; DG: Dyskinesia group, CG: Control group, UT: Upper trapezius, LT: Lower trapezius, SA: Serratus anterior; * $p < 0.05$ (Mean and Standard error).

For the analysis of the activation ratio, the multivariate analysis found only group main effect ($F = 4.39$ and $p = 0.02$), where the ratio between UT/SA was 107.7% higher for DG compared to CG ($F = 10.60$, $p = 0.005$, Fig. 7). There was no condition effect ($F = 2.83$ and $p = 0.74$) as well as interaction between condition and group factors ($F = 2.05$ and $p = 0.15$).

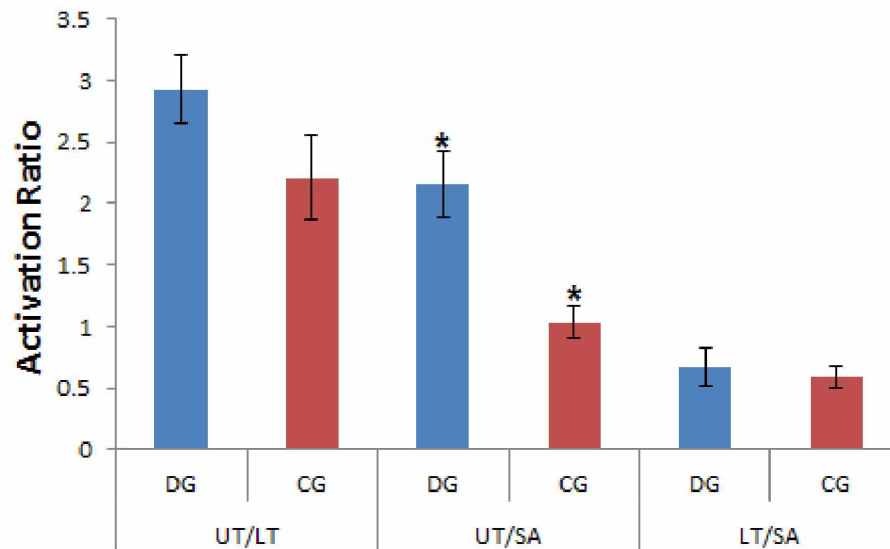


Fig. 7. Activation ratio of the periscapular muscles between groups DG: Dyskinesia group, CG: Control group, UT: Upper trapezius, LT: Lower trapezius, SA: Serratus anterior; * $p < 0.05$ (Mean and Standard error).

4.4 Discussion

4.4.1 Mean activation

Our findings demonstrated an increase in lower trapezius muscle activation after the oscillatory pole training session in both groups. Thus, possibly the effects generated by the oscillatory pole on the muscular activation are due to the tonic vibration reflex. This reflex refers to a process in which vibration generates cyclical changes in the length of muscle fibers, which are detected by the neuromuscular spindle. This modulates the response of the afferent fibers Ia and sends excitatory stimuli to the α motor neuron, which leads to the recruitment of a larger number of

motor units and also an increase in muscle strength (Shinohara, 2005; Zaidell et al., 2013).

There are three main methods of vibration application addressed by the literature: whole body vibration, local vibration and oscillatory pole. All shown to be able to increase EMG activation (Blackburn et al., 2004; Lister et al., 2007; Hallal et al., 2010, Hallal et al., 2011, Rothmuller and Cafarelli, 1995, Seidel, 1988). The pole differs from the others for two reasons: the lower frequency of oscillation and the production of the vibration are not generated directly by the device, but by the force of the muscular contraction. In addition, it presents a market cost much lower than the other resources, making its clinical applicability much more feasible.

The pole produces oscillations at the frequency of 5 Hz, which was not known if it was able to initiate the process of tonic vibration reflex (Bosco, Cardinale and Tsarpela et al., 1999), since it is directly related to frequency (Martin and Park, 1997). However, Seidel (1988) found that frequencies between 0.3 and 5 Hz are capable of promoting such an effect, a result that was later confirmed by studies that identified increased activation of abdominal and periscapular muscles with the application of the vibration through the pole (Anders et al. 2007; Hallal et al. 2010; Lister et al. 2007; Moreside et al. 2007). Thus, concluding that the pole, even presenting different characteristics than the other resources, is able to produce the same effects.

The vibration promoted by the oscillatory pole is also able to increase the muscle co-contraction by means of the cyclic concentric/eccentric contractions resulting from the oscillation caused by the pole (Hallal et al., 2010; Hallal et al., 2011; Lister et al. 2007).

The effect of the vibration also manifests on inhibited muscles, being able to increase the activation of antagonists by local application (Rothmuller and Cafarelli, 1995), as well as to reduce the induced arthrogenic inhibition, by local and whole body application (Blackburn Et al., 2014). It is emphasized that vibration acts not only reflexively, but also in cortical areas (Kossev et al., 1999). Thus, it is suggested that the changes promoted by central control after exposure to vibration are able to suppress the inhibition information initially received by the musculature (Rittweger, 2010).

Considering that lower trapezius and serratus anterior are inhibited in individuals with dyskinesia, either causing musculoskeletal dysfunctions or as a consequence that exacerbates the symptoms (Kibler et al., 2013), the proposed training session with the pole was able to suppress the inhibition of lower trapezius, increasing its activity and can be an important resource to reestablish the balance of the scapular girdle.

Ou et al. (2016) proposed that through conscious control, it is possible to change kinematics and scapular activation during exercise. The constant repetition of this conscious control can transform the process of declarative motor learning, where the individual needs the consciousness to perform them, in procedural, which can be executed without attention (Cook and Woollacote, 2003). In this sense, the repeated contractions promoted by the vibration of the pole can facilitate the learning process and, later, make the correct positioning of the scapular and activation of the periscapular muscles an automatic action more efficiently than resistances such as free weight and Thera-bands® would do.

4.4.2 EMG ratio

Our findings demonstrated that the UT/SA ratio is higher in volunteers with dyskinesia.

Symptomatic individuals have changes in the EMG ratio when compared to healthy ones, however, no article evaluates the presence of dyskinesia among these volunteers (Cools et al., 2007b; Michener et al., 2016). Michener et al. (2016) found that symptomatic individuals present higher UT/LT ratio and low LT/SA than asymptomatic ones, indicating a low LT activation when compared to other muscles, a characteristic also observed by Cools et al. (2007b), where the UT/LT ratio was high for the symptomatic group when compared to the asymptomatic as well as to the healthy side, however, the serratus anterior muscle was not evaluated.

Confronting these results with those of the present study, we can observe that the ratio between volunteers with dyskinesia and symptomatic volunteers is not necessarily the same, indicating that their treatments should focus on different muscles to reestablish the balance between the periscapular muscles and obtain an adequate scapular kinematics.

In the present study, asymptomatic volunteers with dyskinesia presented a high UT/SA ratio, but after the training session with oscillatory pole no significant effect on this ratio was found, this result may have occurred due to the positioning used during the exercises did not emphasize the action of the muscle, but rather, put the muscle in a length-tension relationship that would difficulty its activation, not producing the desired effect. In addition, the direction in which the pole oscillation was performed may have an influence on muscle action (Choi et al., 2015). However, there is no consensus on the best postures and oscillation plane, and the results presented to date are controversial and scarce (Anders et al 2008, Choi et al. 2007; Sánchez-Zurinaga et al., 2009; Seroussi et al., 1989).

It is considered only the high activation of upper trapezius and/or low activation of the lower trapezius and serratus anterior as responsible for the dyskinesia (Cools et al., 2007a; Kibler et al., 2013). However, it can be observed from the results of the present study that the UT/SA ratio is significantly higher for volunteers with dyskinesia, indicating a much greater difference in activation between these muscles for these volunteers. However, the analysis of the mean activation of the dyskinesia group found only an excessive upper trapezius activation, with no significance for the serratus anterior. This indicates the possibility of alterations on the scapular kinematics occur not only by an excessive or reduced activation of a specific muscle, but by the relation between their activations.

The analysis of alterations in the ratio between upper trapezius, lower trapezius and serratus anterior is important by the joint action of these muscles to perform the scapular movements (Kibler et al., 2013; Lugo et al., 2008), especially the upward rotation, responsible for displacing the glenoid superiorly allowing humerus elevation without generating impact, making possible the range of motion above 90° (Kapandji, 2000; Kamkar et al., 1993; Kibler et al., 2003; Mihata et al., 2012).

A low activation of the serratus anterior muscle is associated with reduced amplitude of upward rotation and posterior tilt movements (Kibler et al., 2013, Ludewig and Cook, 2000). Ludewig and Cook (2000) evaluated muscular activation in volunteers with and without impact syndrome, showing that the lower activation of serratus anterior results in a lower amplitude of upward rotation, and the increase of upper trapezius activation would be given in order to compensate such a deficit,

making the upward rotation range of the scapula similar between groups (Ludewig and Cook, 2000). Thus, the excessive upper trapezius activation found in the present study may represent a compensation of this muscle to minimize a principle of inability of the serratus anterior muscle to perform, mainly, the upward rotation of the scapula, culminating in a statistically significant difference in the ratio between these muscles.

However, for some authors, the upper trapezius is not an effective upward rotator of the scapula, but its main function would be clavicular elevation and retraction (Ludewig and Braman, 2011). In addition, Ludewig and Braman (2011) propose that only a third of the clavicular elevation will result in upward rotation of the scapula, which may not be enough to compensate the deficit generated by the serratus anterior. Furthermore, the remaining two-thirds of the clavicular elevation would result in anterior tilt movement (Ludewig and Braman, 2011), where the acromion is positioned more anteriorly, increasing compression of subacromial structures and predisposing to musculoskeletal lesions (Ludewig and Reynolds, 2009; Ludewig and Braman, 2011). Another factor that may contribute to the impact is the angle formed between the axis along the clavicle and the axis relative to the spine of the scapula. The prominence of the medial border of the scapula in volunteers with dyskinesia occurs due to a position of greater internal rotation of the scapula (Kibler et al., 2002), which distances this angle from the physiological 60° and approaches to the 90°, decreasing the contribution of clavicular elevation to upward rotation and increasing to anterior tilt (Ludewig and Braman, 2011).

With this, we can suggest that individuals with UT/SA ratio change, such as the volunteers with dyskinesia of the present study, may present a serratus anterior inefficiency in performing upward rotation, posterior tilt and external rotation of the scapula, increasing the compression of the subacromial structures. This inefficiency causes hyper activation of upper trapezius to compensate the movement and minimize the impact, however, this will result in an increase in the anterior tilt movement, increasing the compression of the subacromial structures and predisposing the individual to harmful processes.

4.4.3 Limitations

It is highlighted as a limitation of the present study, the fact that we did not classify our volunteers into active or sedentary, which may have interfered in the results of the exercises with the pole. The evaluation of the training session on symptomatic volunteers with dyskinesia is also interesting, since they would be the main intervention population and because they present different clinical conditions of asymptomatic volunteers and they could suffer different effects from the training session.

Future studies that evaluate the effect of the pole in symptomatic populations and the chronic effect of the training with the pole on the activation and scapular kinematics should be performed.

4.5 Conclusion

A single training session with the oscillatory pole was able to increase the activation of the lower trapezius muscle during the functional movement of scaption, suggesting its effectiveness in the training of musculoskeletal dysfunctions of the shoulder joint.

Conflict of interest

The authors declare that there is no conflict of interest

Acknowledgment

We would like to thank the funding agencies: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG; Processo APQ 00327-14) and the Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq; Processo n. 459592/2014). In addition to the partnership and extreme collaboration with CROSSFIT Marília during the data collection.

References

- Anders C, Wenzel B, & Scholle HC. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2008;89(7): 1314-1322.
- Ballantyne BT, O'Hare SJ, Paschall JL, Pavia-Smith MM, Pitz AM, Gillon JF et al. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. *Physical Therapy* 1993;73(10): 668-77.
- Blackburn JT, Pamukoff DN, Sakr M, Vaughan AJ, Berkoff, DJ. Whole body and local muscle vibration reduce artificially induced quadriceps arthrogenic inhibition. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2014;95(11):2021-28.
- Bosco C, Cardinale M, Tsarpela O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1999;9(4):306-311.
- Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. Shoulder injuries in overhead athletes: the "dead arm" revisited. *Clinics in sports medicine* 2000;19(1): 125-58.
- Burn MB, McCulloch PC, Lintner DM, Liberman SR, Harris JD. Prevalence of scapular dyskinesis in overhead and nonoverhead athletes: a systematic review. *Orthopaedic journal of sports medicine* 2016;4(2):2325967115627608.
- Castelein B, Cools A, Parlevliet T, Cagnie B. The influence of induced shoulder muscle pain on rotator cuff and scapulothoracic muscle activity during elevation of the arm. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2016
- Choi DY, Chung SH, Shim JH,.Comparisons of shoulder stabilization muscle activities according to postural changes during flexi-bar exercise. *Journal of physical therapy science*, 2015;27(6): 1889-1891.
- Cook AS, Woollacot MH. *Controle motor: teoria e aplicações práticas*. 2nd ed. Barueri, SP:Manole, 2003.
- Cools AM, Declercq GA, Cambier DC, Mahieu NN, Witvrouw EE. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2007b; 17(1): 25-33.
- Cools AM, Dewitte V, Lanszweert F, Notebaert D, Roets A, Soetens B, et al. Rehabilitation of scapular muscle balance which exercises to prescribe?. *The American journal of sports medicine* 2007a;35(10): 1744-51.
- Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Vanderstraeten GG. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *British journal of sports medicine* 2004;38(1):64-8.

Ebaugh DD, Spinelli BA. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20(2):199-205.

Hallal CZ, Marques NR, Gonçalves M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. *Motriz: Revista de Educação Física* 2010: 527-533.

Hallal CZ, Marques NR, Gonçalves M. Razão Eletromiográfica de Músculos Estabilizadores do Ombro Durante a Execução de Exercícios com Haste Oscilatória. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2011; 15(2): 89-94.

Hermens HJ, Frericks B, Merletti R, Stegeman D, Block J, Rau G, et al. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development* 1999;8(2):13-54.

Huang TS, Ou HL, Huang CY, Lin JJ. Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2015; 24(8): 1227-34.

Kamkar A, Irrgang JJ, Whitney SL.; IRRGANG, James J.; WHITNEY, Susan L. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1993; 17(5): 21224.

KAPANDJI, A.I. Fisiologia Articular, volume 1: membros superiores. 5rd ed. São Paulo: Ed. Panamericana, 2000.

Kendall FP, McCREARY EK, Provance PG, Abeloff D, Andrews PJ, Krausse CC. Músculos, provas e funções. 5rd ed. Barueri, SP: Manole, 2007.

Kibler W B, Uhl TL, Maddux JW, Brooks PV, Zeller B, McMullen J. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2002; 11(6): 550-56.

Kibler WB, Ludewig PM, McClure P, Uhl TL, Sciascia A. Scapular Summit 2009, July 16, 2009, Lexington, Kentucky. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2009;39(11): A1-A13.

Kibler WB, Ludewig PM, McClure PW, Michener LA, Bak K, Sciascia AD. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'scapular summit'. *British journal of sports medicine* 2013; 47: 877–85.

Kibler WB, McMullen J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2003;11(2):142-51.

Kibler WB, Sciascia A. Current concepts: scapular dyskinesis. *British journal of sports medicine* 2010;44(5):300-05.

Kossev A, Siggelkow S, Schubert M, Wohlfarth K, Dengler R. Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. *Muscle & nerve* 1999; 22(7): 946-48.

Lister JL, Del Rossi G, Ma F, Stoutenberg M, Adams JB, Tobkin S, et al. Scapular Stabilizer Activity During Bodyblade®, Cuff Weights, and Thera-Band® Use. *Journal of sport rehabilitation* 2007;16(1): 50.

Ludewig PM, Braman JP. Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual therapy* 2011; 16(1): 33-39.

Ludewig PM, Cook TM. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical therapy* 2000; 80(3): 276-91.

Ludewig PM, Reynolds JF. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2009;39(2):90-104.

Lugo R, Kung P, Ma CB. Shoulder biomechanics. *European journal of radiology* 2008;68(1):16-24.

Martin BJ, Park HS. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1997;75(6):504-511.

Michener LA, Sharma S, Cools AM, Timmons, MK. Relative scapular muscle activity ratios are altered in subacromial pain syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2016; 25(11): 1861-67.

Mihata T, Jun BJ, Bui CN, Hwang J, McGarry MH, Kinoshita M, et al. Effect of scapular orientation on shoulder internal impingement in a cadaveric model of the cocking phase of throwing. *The Journal of Bone & Joint Surgery* 2012; 94(17): 1576-83.

Moreside. JM, Vera-Garcia FJ, McGill SM. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. *Physical Therapy*, 2007;87(2):153.

Netter, Frank H.. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

Ogston JB, Ludewig PM. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. *The American journal of sports medicine* 2007;35(8): 1361-70.

Ou HL, Huang TS, Chen YT, Chen WY, Chang YL, Lu TW, Chen TH, et al. Alterations of scapular kinematics and associated muscle activation specific to symptomatic dyskinesia type after conscious control. *Manual Therapy* 2016; 26, 97-103.

Paine RM, Voight MI. The role of the scapula. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2013; 8(5): 617.

Pirauá ALT, Pitangui ACR, Silva, JP, dos Passos, MHP, de Oliveira VMA, Batista LDSP et al. Electromyographic analysis of the serratus anterior and trapezius muscles during push-ups on stable and unstable bases in subjects with scapular dyskinesia. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2014;24(5):675-681.

Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European journal of applied physiology* 2010; 108(5): 877-904.

Rothmuller C, Cafarelli E. Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. *The Journal of Physiology* 1995; 485(Pt3): 857.

Sánchez-Zuriaga D, Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2009;90(6):1055-1060.

Schory A, Bidinger E, Wolf J, Murray L. A systematic review of the exercises that produce optimal muscle ratios of the scapular stabilizers in normal shoulders. *International journal of sports physical therapy* 2016; 11(3): 321.

Seidel H. Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. *European journal of applied physiology and occupational physiology* 1998; 57(5): 558-62.

Seroussi RE, Wilder DG, Pope MH. Trunk muscle electromyography and whole body vibration. *Journal of biomechanics*, 1989;22(3): 219.

Shinohara M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Medicine and science in sports and exercise* 2005; 37(1): 2120.

Silva RT, Hartmann LG, de Souza Laurino CF, Biló JR. Clinical and ultrasonographic correlation between scapular dyskinesia and subacromial space measurement among junior elite tennis players. *British journal of sports medicine* 2010;44(6): 407-10.

Uga D, Nakazawa R, Sakamoto M. Strength and muscle activity of shoulder external rotation of subjects with and without scapular dyskinesia. *Journal of physical therapy science* 2016; 28(4): 1100.

Uhl TL, Kibler WB, Gecewich B, Tripp BL. Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 2009; 25(11): 1240-48.

Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic Motion in Normal Shoulders and Shoulders With Glenohumeral Instability and Impingement Syndrome A Study Using Moire Topographic Analysis. *Clinical orthopaedics and related research* 1992; 285: 191-99.

Zaidell LN, Mileva KN, Sumners DP, Bowtell JL. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. *PloS one* 2013; 8(12): e85247.

Referências da dissertação

- ANDERS, C.; WENZEL, B.; SCHOLLE, H. C. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 89, n. 7), p. 1314-1322. 2008
- BALLANTYNE, B. T. et al. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercises. **Physical Therapy**, v. 73, n. 10, p. 668-677, 1993.
- BLACKBURN, J. T. et al. Whole body and local muscle vibration reduce artificially induced quadriceps arthrogenic inhibition. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 95, n. 11, p. 2021-2028, 2014.
- BORSTAD, J. D.; LUDEWIG, P. M. Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 9, p. 650-659, 2002.
- BOSCO, C.; CARDINALE, M.; TSARPELA, O. Influence of vibration on mechanical power and electromyogram activity in human arm flexor muscles. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 79, n. 4, p. 306-311, 1999.
- BURKHART, S. S.; MORGAN, C. D.; KIBLER, W. B. Shoulder injuries in overhead athletes: the “dead arm” revisited. **Clinics in sports medicine**, v. 19, n. 1, p. 125-58, 2000.
- BURN, M. B. et al. Prevalence of scapular dyskinesis in overhead and nonoverhead athletes: a systematic review. **Orthopaedic journal of sports medicine**, v.4, n. 2, DOI:2325967115627608. 2016
- CASTELEIN, B. et al. The influence of induced shoulder muscle pain on rotator cuff and scapulothoracic muscle activity during elevation of the arm. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**. 2016
- CHEN, B. J.; CHEN, W. Y. Scapular motion and muscle activation in patients with subacromial impingement syndrome and scapular dyskinesis. **Physiotherapy**, v. 101, p. e220-e221, 2015.
- CHOI, D. Y.; CHUNG, S. H.; SHIM, J. H. Comparisons of shoulder stabilization muscle activities according to postural changes during flexi-bar exercise. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 6, p. 1889-1891 2015
- COOK, A. S.; WOOLLACOT, M. H. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 2nd ed. Barueri, SP:Manole, 2003.
- COOLS, A. M. et al. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. **British journal of sports medicine**, v. 38, n. 1, p. 64-8, 2004.

COOLS, A. M. et al. Rehabilitation of Scapular Muscle Balance Which Exercises to Prescribe?. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 10, p. 1744-1751, 2007a.

COOLS, A. M. et al. Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 17, n. 1, p. 25-33, 2007b.

CURL, L. A.; WARREN, R. F. Glenohumeral Joint Stability: Selective Cutting Studies on the Static Capsular Restraints. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 330, p. 54-65, 1996.

EBAUGH, D. D.; SPINELLI, B. A. Scapulothoracic motion and muscle activity during the raising and lowering phases of an overhead reaching task. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 2, p. 199-205, 2010.

FLATOW, E. L. et al. Excursion of the rotator cuff under the acromion: patterns of subacromial contact. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 22, n. 6, p. 779-788, 1994.

GREENBERG, D. L. Evaluation and treatment of shoulder pain. **Medical Clinics of North America**, v. 98, n. 3, p. 487-504, 2014.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M.. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. **Motriz: Revista de Educação Física**, p. 527-533, 2010.

HALLAL, C. Z. et al. Electromyographic activity of shoulder muscles during exercises performed with oscillatory and non-oscillatory poles. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, n. 2, p. 89-94, 2011.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M. Razão eletromiográfica de músculos estabilizadores do ombro durante a execução de exercícios com haste oscilatória. **Rev. bras. med. esporte**, p. 31-35, 2011.

HAPPEE, R.; VAN DER HELM, F. C. T. The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. **Journal of biomechanics**, v. 28, n. 10, p. 1179-1191, 1995.

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

HUANG, T. S. et al. Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 24, n. 8, p. 1227-1234, 2015.

ITOI, E.; M. B. F.; AN K. N. Biomechanics of the shoulder. In: Rockwood CA, Rockwood CA (eds). *The Shoulder*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders, 2004, pp. 223-67.

JORDAN, M. J. et al. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. **Journal of Strength and Conditional Research**, v. 19, n. 2, p. 459-466, 2005.

KAMKAR A. et al. Nonoperative management of secondary shoulder impingement syndrome. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 17, n. 5, p. 212-224, 1993.

KAPANDJI, A.I. Fisiologia Articular, volume 1: membros superiores. São Paulo: Ed. Panamericana, 5ª ed, 2000. 298p.

KENDALL, F. P. et al. Músculos, provas e funções. 5rd ed. Barueri, SP: Manole, 2007.

KIBLER, W. B. The role of the scapula in athletic shoulder function. **The American journal of sports medicine**, v. 26, n. 2, p. 325-337, 1998.

KIBLER, W. B. et al. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 11, n. 6, p. 550-556, 2002.

KIBLER, W. B.; MCMULLEN, J. Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 11, n. 2, p. 142-151, 2003.

KIBLER, W. B. et al. Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the 'scapular summit'. **British journal of sports medicine**, p. bjsports-2013-092425, 2013.

KIBLER, W. B.; SCIASCIA, A. The shoulder at risk: Scapular dyskinesis and altered glenohumeral rotation. **Operative Techniques in Sports Medicine**, v. 24, n. 3, p. 162-169, 2016.

KOSSEV, A. et al. Muscle vibration: different effects on transcranial magnetic and electrical stimulation. **Muscle & nerve**, v. 22, n. 7, p. 946-948, 1999.

LEONG, H. T. et al. Reduction of the subacromial space in athletes with and without rotator cuff tendinopathy and its association with the strength of scapular muscles. **Journal of Science and Medicine in Sport**, 2016.

LIPPITT, S.; MATSEN, F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 291, p. 20-28, 1993.

LISTER, J. L. et al. Scapular Stabilizer Activity During Bodyblade®, Cuff Weights, and Thera-Band® Use. **Journal of sport rehabilitation**, v. 16, n. 1, p. 50, 2007.

LOPES, A. D. et al. Visual scapular dyskinesis: kinematics and muscle activity alterations in patients with subacromial impingement syndrome. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 96, n. 2, p. 298-306, 2015.

LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M.; NAWOCZENSKI, D. A. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 24, n. 2, p. 57-65, 1996.

LUDEWIG, P. M.; COOK, T. M. Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. **Physical therapy**, v. 80, n. 3, p. 276-291, 2000.

LUDEWIG, P. M.; REYNOLDS, J. F. The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. **journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 39, n. 2, p. 90-104, 2009.

LUDEWIG, P. M.; BRAMAN, J. P. Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. **Manual therapy**, v. 16, n. 1, p. 33-39, 2011.

LUGO, R.; KUNG, P.; MA, C. B. Shoulder biomechanics. **European journal of radiology**, v. 68, n. 1, p. 16-24, 2008.

LUKASIEWICZ, A. C. et al. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 29, n. 10, p. 574-586, 1999.

MARTIN, B. J.; PARK, H. S. Analysis of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 75, n. 6, p. 504-511, 1997.

MATSEN, F. A.; CHEBLI, C.; LIPPITT, S. Principles for the evaluation and management of shoulder instability. *J Bone Joint Surg Am*, v. 88, n. 3, p. 647-659, 2006

MCCLURE, P. W. et al. Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 10, n. 3, p. 269-277, 2001.

MCCLURE, P. W.; MICHENER, L. A.; KARDUNA, A. R. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. **Physical therapy**, v. 86, n. 8, p. 1075-1090, 2006.

MCCLURE, P. et al. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 1: reliability. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 160, 2009.

MEROLLA, G. et al. Supraspinatus and infraspinatus weakness in overhead athletes with scapular dyskinesis: strength assessment before and after restoration of scapular musculature balance. **Musculoskeletal surgery**, v. 94, n. 3, p. 119-125, 2010.

MICHENER, L. A.; MCCLURE, P. W.; KARDUNA, A. R. Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. **Clinical biomechanics**, v. 18, n. 5, p. 369-379, 2003.

MICHENER, L. A. et al. Relative scapular muscle activity ratios are altered in subacromial pain syndrome. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 25, n. 11, p. 1861-67, 2016.

MIHATA, T. et al. Effect of scapular orientation on shoulder internal impingement in a cadaveric model of the cocking phase of throwing. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 94, n. 17, p. 1576-1583, 2012.

MORAES, G. F. S.; FARIA, C. D. C. M.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 17, n. 1, p. S48-S53, 2008.

MORESIDE, J. M.; VERA-GARCIA, F. J.; MCGILL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the bodyblade. **Physical Therapy**, v. 87, n. 2, p. 153. 2007

NETTER, Frank H.. Atlas de Anatomia Humana. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

OGSTON, J. B.; LUDEWIG, P. M. Differences in 3-dimensional shoulder kinematics between persons with multidirectional instability and asymptomatic controls. **The American journal of sports medicine**, v. 35, n. 8, p. 1361-1370, 2007.

OU, H. L. et al. Alterations of scapular kinematics and associated muscle activation specific to symptomatic dyskinesia type after conscious control. **Manual Therapy**, v. 26, p. 97-103, 2016.

PAGNANI M. J. et al. Role of long head of biceps brachii in glenohumeral instability: a biomechanical study in cadavers. *J Shoulder Elbow Surg.* v. 5, n. 4, p. 255–262, 1996.

PAINE, R. M.; VOIGHT, M. The role of the scapula. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 18, n. 1, p. 386-391, 2013.

PARK, J. Y. et al. How to assess scapular dyskinesis precisely: 3-dimensional wing computer tomography-a new diagnostic modality. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery**, v. 22, n. 8, p. 1084-1091, 2013.

PIRAUÁ, A. L. T. et al. Electromyographic analysis of the serratus anterior and trapezius muscles during push-ups on stable and unstable bases in subjects with scapular dyskinesis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 5, p. 675-681, 2014.

RITTWEGGER, J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 5, p. 877-904, 2010.

ROTHMULLER, C.; CAFARELLI, E. Effect of vibration on antagonist muscle coactivation during progressive fatigue in humans. **The Journal of Physiology**, v. 485, n. Pt 3, p. 857, 1995.

SÁNCHEZ-ZURIAGA, D. et al. Trunk muscle activation patterns and spine kinematics when using an oscillating blade: influence of different postures and blade orientations. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 90, n. 6, p. 1055-1060, 2009.

SCHORY, A. et al. A systematic review of the exercises that produce optimal muscle ratios of the scapular stabilizers in normal shoulders. **International journal of sports physical therapy**, v. 11, n. 3, p. 321, 2016.

SEIDEL, H. Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 57, n. 5, p. 558-562, 1988.

SEROUSSI, R. E.; WILDER, D. G.; POPE, M. H.; Trunk muscle electromyography and whole body vibration. **Journal of biomechanics**, v. 22, n. 3, p. 219, 1989.

SHINOHARA, M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 37, n. 12, p. 2120, 2005.

SILVA, R. T. et al. Clinical and ultrasonographic correlation between scapular dyskinesia and subacromial space measurement among junior elite tennis players. **British journal of sports medicine**, v. 44, n. 6, p. 407-410, 2008.

TATE, A. R. et al. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 165-173, 2009.

TERRY, G. C.; CHOPP, T. M. Functional anatomy of the shoulder. **Journal of athletic training**, v. 35, n. 3, p. 248, 2000.

TSAI, N. T.; MCCLURE, P. W.; KARDUNA, A. R. Effects of muscle fatigue on 3-dimensional scapular kinematics. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, n. 7, p. 1000-1005, 2003.

UGA, D.; NAKAZAWA, R.; SAKAMOTO, M. Strength and muscle activity of shoulder external rotation of subjects with and without scapular dyskinesis. **Journal of physical therapy science**, v. 28, n. 4, p. 1100, 2016.

UHL, T. L. et al. Evaluation of clinical assessment methods for scapular dyskinesis. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery**, v. 25, n. 11, p. 1240-1248, 2009.

VAN DER HELM, F. C. T. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. **Journal of biomechanics**, v. 27, n. 5, p. 527-550, 1994.

VEEGER, H. E. J.; VAN DER HELM, F. C. T. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. **Journal of biomechanics**, v. 40, n. 10, p. 2119-2129, 2007.

WARNER, J. J. P. et al. Scapulothoracic Motion in Normal Shoulders and Shoulders With Glenohumeral Instability and Impingement Syndrome A Study Using Moire

Topographic Analysis. **Clinical orthopaedics and related research**, v. 285, p. 191-199, 1992.

ZAIDELL, L. N. et al. Experimental evidence of the tonic vibration reflex during whole-body vibration of the loaded and unloaded leg. **PloS one**, v. 8, n. 12, p. e85247, 2013.

Apêndice 1 – Termo de Consentimento livre e esclarecido

EFEITO DE UMA SESSÃO HASTE OSCILATÓRIA NA ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS ESTABILIZADORES DA ESCÁPULA EM INDIVÍDUOS ASSINTOMÁTICOS COM E SEM DISCINESE ESCAPULAR

INTRODUÇÃO:

Você está sendo convidado a fazer parte de um estudo científico. Antes que você decida participar ou não é importante que você entenda porquê esta pesquisa está sendo realizada e quais os procedimentos envolvidos para sua participação. Por favor, leia, atentamente, as informações deste termo e, caso precise, estaremos disponíveis a qualquer momento para responder eventuais dúvidas sobre os procedimentos envolvidos para sua participação na pesquisa.

Este estudo está sendo conduzido por docentes do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Estadual Paulista, UNESP, Marília e do Departamento de Educação Física e Fisioterapia da Universidade Federal de Uberlândia, UFU. O objetivo deste estudo é identificar se o uso de uma haste oscilatória (FIGURA 1) pode alterar o padrão da ativação dos seus músculos e do movimento escapular.



Figura 1: Haste oscilatória.

Esse estudo avaliará de modo simples, apenas colocando adesivos sobre sua pele (FIGURA 2) e registrando através de filmagem (sem exposição da sua identidade) o modo

como a sua escápula se movimenta. Nós esperamos que cerca de 40 pessoas participem deste estudo.

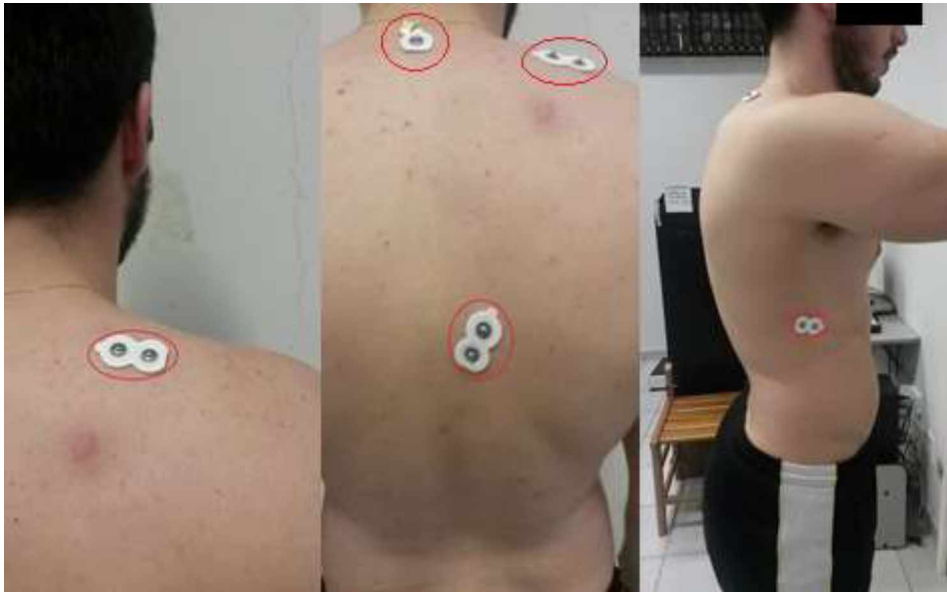


Figura 1: Sensores para avaliação da atividade elétrica do músculo

PROCEDIMENTOS DO ESTUDO:

Local do estudo: O protocolo de pesquisa consta de apenas 1 dia de coleta de dados a ser realizado no CrossFit Marília.

PRIMEIRA VISITA AO AMBIENTE DE COLETA DE DADOS:

Inicialmente, você será entrevistado para a identificação de lesões nos membros superiores, que ocorreram nos últimos três meses. Em seguida, você será examinado e realizará testes que avaliam o modo como a sua escápula se movimenta durante o movimento de levantar os braços, movimento esse que será filmado, mantendo sua identidade sempre protegida. Juntamente com a realização desse movimento, serão colocados sensores sobre sua pele para captação da atividade elétrica do seu músculo. Por fim, você realizará três vezes testes de força para os músculos testados.

INTERVENÇÃO

A intervenção fisioterapêutica será realizada em uma sessão. Serão realizados exercícios com a haste oscilatória em posições diferentes.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA:

Você decidirá se participará ou não deste estudo. Se você decidir participar você deverá assinar este termo de consentimento. Se em algum momento você não quiser mais participar do estudo você é livre para retirar sua participação sem necessidade de se justificar. A desistência de participação no estudo não acarreta nenhum prejuízo a você.

DIREITOS DO PESQUISADOR:

Os pesquisadores do estudo podem não incluir a sua participação na amostra. As principais razões para não inclusão de sua participação na amostra são: condições pré-existent de doenças ou disfunções (p.ex.: lesões nos ombros no período de três meses antes do estudo), que impeçam a realização segura do protocolo de coleta de dados ou que possam interferir no resultado estudo.

RISCOS:

O presente estudo apresenta poucos riscos a sua saúde. Os principais riscos que este estudo apresenta são: irritações cutâneas, que podem ser causadas por alergia à cola do adesivo dos sensores e dor muscular pós esforço, que pode ser causada pelo protocolo de exercícios do teste.

Os riscos apontados não representam danos permanentes à sua saúde e orientamos desde já que: caso ocorra irritação cutânea utilize creme hidratante de sua preferencia para hidratação da pele; caso ocorra dor de um a três dias depois da avaliação, que pode ser localizada, principalmente, na região central das costas, utilize gelo por 20-30 minutos.

BENEFÍCIOS:

Ao completar a participação em nosso estudo você receberá uma avaliação geral do controle de movimento da sua escápula e do seu risco de apresentar algum tipo de dor no ombro. Caso seja notada alguma deficiência em sua movimentação, serão dadas orientações para melhora. Além disso, o conhecimento gerado pela sua participação neste estudo pode representar um importante método de intervenção para a reabilitação de indivíduos com dores no ombro e movimentos inadequados da escápula.

CONFIDENCIALIDADE:

Informações sobre a sua identidade não serão divulgadas em nenhuma hipótese. Os resultados deste estudo serão publicados em jornais científicos e em congressos somente apresentando os dados de média, ou seja, serão apresentados os dados que representam o desempenho de todos da amostra, sem nenhuma menção ao seu nome.

INDENIZAÇÕES:

Caso ocorra algum tipo de lesão ou dano físico durante a coleta de dados não haverá nenhuma indenização em decorrência disso. Contudo, os pesquisadores asseguram que caso ocorra algum dano importante a sua saúde assistência médica será providenciada.

CONTATO:

Por favor, se você tiver alguma dúvida contate:

Nise Ribeiro Marques

Telefones: (14) 3402-1320 ou (16) 981900920

Email: nisermarques@yahoo.com.br

Endereço: Universidade Estadual Paulista, Avenida Hygino Muzzi Filho, 737, Mirante, Marília, SP, 17525-000

CUSTOS OU COMPENSAÇÕES:

Não existe nenhum custo nem compensação pela sua participação

CONSENTIMENTO:

Por favor assinale no quadrado se você estiver de acordo.

1. Eu confirmo que li e entendi as informações contidas nesse termo e tive a oportunidade de fazer perguntas quando houveram dúvidas

☐

2. Eu entendi que minha participação é voluntária e que posso interrompe-la a qualquer momento sem dar nenhuma justificativa e sem que haja nenhum prejuízo a mim.

☐

3. Eu concordo em fazer parte do estudo e em fornecer uma cópia assinada deste termo aos pesquisadores.

☐

Assinatura do Participante/Responsável

Data: _____

Número da Identidade ou CPF do Participante/Responsável

Assinatura do Pesquisador

Apêndice 2 – Anamnese

Identificação/Dados Antropométricos/Lesões

Data: ____/____/____

Nome Completo do participante: _____

Número do participante: _____

Grupo: _____

Idade: _____ Estatura: _____ Massa corpórea: _____

IMC: _____

Destro: () Canhoto: ()

Presença de lesão no ombro: () sim () não

Qual? _____ Há quanto tempo? _____

Testes:

Teste de Speed: () positivo () negativo

Teste de Neer: () positivo () negativo

Teste de Jobe: () positivo () negativo

