

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA FISIOTERAPIA E DANÇA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**O EFEITO DA *KINESIO TAPING* NA CINEMÁTICA ESCAPULAR E
ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM PACIENTES COM SÍNDROME DO
IMPACTO DO OMBRO**

WILLIAM DHEIN

**PORTO ALEGRE
2017**

WILLIAM DHEIN

**O EFEITO DA *KINESIO TAPING* NA CINEMÁTICA ESCAPULAR E
ATIVIDADE ELETROMIOGRAFICA EM PACIENTES COM SÍNDROME DO
IMPACTO DO OMBRO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.
Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

PORTO ALEGRE

2017

CIP - Catalogação na Publicação

Dhein, William

O EFEITO DA KINESIO TAPING NA CINEMÁTICA
ESCAPULAR E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA EM PACIENTES
COM SÍNDROME DO IMPACTO DO OMBRO / William Dhein. --
2017.

94 f.

Orientador: Jefferson Fagundes Loss.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. Síndrome de Colisão do Ombro. 2. Kinesio
taping. 3. Eletromiografia. 4. Cinemetria. I. Loss,
Jefferson Fagundes, orient. II. Título.

AGRADECIMENTOS

Este capítulo é considerado para mim um dos mais importantes desta dissertação, representa a minha formação e qualquer trabalho que exigiu uma dedicação a mais. É A hora de o pesquisador, professor, aluno, refletir sobre tudo que ele passou ao longo desta etapa, lembrando coisas boas, ruins e acima de tudo as pessoas que estavam dispostas a fazer parte dos teus sonhos. Comparo este capítulo com uma “Nota do Autor” que está presente nos livros de literatura que costumo ler, que nem todas as pessoas gostam de ler (discuto com a namorada por isso), porém a importância para o autor é gigantesca.

Chegar a etapa de escrever os agradecimentos desta dissertação pareceu algo tão distante para mim no início desta nova etapa, o Mestrado. Sempre quis me desafiar a ir além, de ir atrás dos meus sonhos, não importasse quais seriam os desafios e o caminho para alcançar os objetivos foi o grupo BIOMECC. Cada um dos agradecimentos está destinado a todos que de alguma forma contribuíram para chegar ao final deste trabalho.

Inicialmente preciso agradecer ao meu orientador Jefferson Fagundes Loss pelos seus conselhos, pelos inúmeros ensinamentos e os incansáveis momentos que me motivou, que faz eu querer ir ao laboratório, que me faz querer aprender mais ainda com ele, se eu sou o Mestre que sou hoje é por causa desse cara incrível. Não esqueço de uma certa frase que me disseste “ Will, confia no que eu estou te dizendo, já passei por tudo isso, sei o que vai dar certo” e parece engraçado, pois muitas vezes somos teimosos e não queremos escutar haha, mas depois percebemos o quanto tu queres nos ajudar e o quanto o teu conselho realmente tem importância. Muito obrigado, tu és além de um orientador, um amigo muito grande e cada dia tenho certeza que eu escolhi o orientador certo, porque sei que as coisas que eu alcancei na minha vida nesta etapa, são graças a você. Não posso esquecer aos professores e amigos Joelly Mahnic de Toledo e Marcelo La Torre que sempre me guiaram ao longo do mestrado, me motivaram constantemente dando conselhos para não desistir, vocês foram e são muito importantes para eu estar aqui.

Aos amigos (as) do grupo BIOMECC que estiveram presentes durante o mestrado, Laura, Edgar, Iã, Nicolas, Dani Cati, Guilherme, Debora, André, Renata, Fernanda, Leticia ao Grupo do Ombro em especial ao quarteto: Nati, Ju, Matheus e Alisson. Saibam que todos vocês tiveram um papel essencial e acima de tudo tenho

uma admiração e amizade por cada um de vocês, cada um com sua particularidade, personalidade, sabedoria e alegria. Cada pedacinho das palavras escritas nesta dissertação tem um pedacinho de cada um de vocês, o que faz de nós um grupo.

Um agradecimento gigantesco a minha maravilhosa família que tiram forças para eu poder estar onde estou hoje. O apoio dado por vocês é incondicional, realmente não sei como vocês concordam, topam, apoiam todas as minhas decisões, até mesmo as impulsivas, meio doidas, mas vocês estão ali. E o mais importante, quando eu estava o mais desesperado, triste, pensando em desistir de tudo, vocês sempre estavam lá para me acolher e mostrar a luz no final do túnel, obrigado Mari Amor, Pai Osmar, Mãe Rosane e Vó Marina.

Finalizo apresentando uma frase que já foi utilizada no meu trabalho de conclusão de curso que representa um grande significado na minha vida, que faz eu querer ir além e não querer ser apenas mais um.

“É preciso se expor sem medo de dar vexame. É preciso colocar o trabalho na rua. É preciso saber ouvir um não e, depois de secar as lágrimas, seguir batalhando. Arriscar, é o nome do jogo. Muitos perdem, poucos ganham. Mas quem não tenta, não tem ao menos o direito de reclamar.”

Martha Medeiros

RESUMO

Introdução: A *Kinesio taping* (KT) é uma fita elástica adesiva aplicada sobre a pele que tem sido utilizado na prevenção e na reabilitação de lesões. Ela proporciona efeito analgésico e pode ser utilizada com o objetivo de facilitar ou inibir um músculo. Tendo em vista sua aplicação nas lesões musculoesqueléticas, uma das suas principais utilizações é sobre o complexo do ombro, principalmente em indivíduos com Síndrome do Impacto do Ombro (SIO). Estes pacientes apresentam compensações musculares na cintura escapular e glenoumeral provenientes principalmente pela dor e fraqueza muscular que gera alterações cinemáticas e eletromiográficas nestes pacientes. Os estudos com a utilização da KT vêm focando na avaliação da cintura escapular, mas não verificaram as influências sobre a musculatura que cruza a glenoumeral e exercícios de reabilitação com carga. Assim, uma avaliação da KT que tenha sido aplicada sobre a região da glenoumeral pode trazer novos resultados auxiliando no tratamento da SIO e buscando descobrir novos mecanismos pelos quais a KT possa atuar. **Objetivo:** Analisar os efeitos da aplicação do Kinesio Taping sobre a cinemática escapular e atividade eletromiográfica de pacientes com síndrome do impacto do ombro. **Materias e Métodos:** A amostra foi composta de 20 participantes, com diagnóstico de SIO. Os participantes realizaram 3 repetições do movimento de abdução, elevação e flexão do ombro em duas situações de carga (1) sem carga; (2) halter. Os mesmos movimentos foram novamente avaliados com a utilização da KT para o músculo deltóide. A bandagem é em forma “Y”, com 25% de tensão e tem como objetivo a inibição muscular e suporte para o ombro. Os dados cinemáticos foram obtidos através do sistema *BTS-Smart DX* através de 10 câmeras infravermelhas com taxa de amostragem de 100hz que capturam o comportamento cinemático de 13 marcadores reflexivos posicionados no complexo articular do ombro. A aquisição dos dados eletromiográficos dos músculos trapézio superior (TS), trapézio inferior (TI), deltoide médio (DM) e serrátil anterior (SA) foi realizada através do EMG *BTS FREEEMG 1000* com taxa de amostragem de 1000 Hz. Para processamento dos dados cinemáticos e eletromiográficos foi utilizado o software *BTS Smart-Analyser* onde o sinal EMG foi normalizado em relação à contração voluntária máxima (CVM) e os valores de pico e média dos sinais foram selecionados para a análise. Para as variáveis cinemáticas foram levados em consideração os comportamentos da

cinemática escapular, sendo utilizados para as análises os valores de pico para os movimentos de rotação superior, rotação lateral e tilt posterior. Para a análise estatística foi utilizado o software SPSS 20.0 e as comparações foram feitas por meio do teste ANOVA de medidas repetidas e o nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$. **Resultados:** As variáveis cinemáticas não apresentaram diferenças significativas quando comparado as situações sem KT e com KT para rotação superior, rotação lateral e tilt posterior. Para a atividade eletromiográfica foram encontradas redução do sinal médio para o músculo deltóide médio e trapézio inferior. **Conclusão:** A KT reduziu o sinal do músculo deltóide médio e trapézio inferior, fator clínico aparentemente benéfico a curto prazo, visto que o deltóide médio é um dos músculos sobrecarregados na SIO. Futuros estudos devem investigar o uso da KT associado a um programa de exercícios de reabilitação para evidenciar os efeitos a longo prazo sobre a cinemática e eletromiografia.

Palavras-chave: bandagens, taping, eletromiografia, síndrome de colisão do ombro, cinemática.

ABSTRACT

Background: Kinesio taping (KT) is an elastic adhesive tape applied on the skin that has been used in the prevention and rehabilitation of injuries. It provides analgesic effects and can be used for the purpose of facilitate or inhibit a muscle. Considering its application in musculoskeletal injuries, one of its uses is on the shoulder complex, especially in individuals with Shoulder Impingement Syndrome (SIS). These patients present muscular compensations in the scapular girdle and glenohumeral caused mainly by pain and muscle weakness that generates kinematic and electromyographic changes in these patients. Studies with the use of KT have focused on the evaluation of the scapular girdle, but have not verified the influences on the muscles that cross the glenohumeral joint and load exercises. Thus, an evaluation of KT that has been applied to the glenohumeral region can bring new results helping to treat SIS and discover new mechanisms through which KT can act.

Objective: Analyze the effects of the application of Kinesio Taping on the scapular kinematics and electromyographic activity of patients with shoulder impingement syndrome. **Methods:** The sample consisted of 20 participants, diagnosed with SIS. Participants performed 3 repetitions of the abduction, scaption and flexion movement in two loading situations (1) without load; (2) halter. The same movements were again evaluated with the use of KT for the deltoid muscle. The bandage is "Y" shaped, with 25% tension and aims to inhibit muscle and give support to the shoulder. The kinematic data were obtained through the BTS-Smart DX system through 10 infrared cameras with a sampling rate of 100hz that capture the kinematic behavior of 13 reflective markers positioned in the joint complex of the shoulder. The acquisition of electromyographic data of the upper trapezius (UT), lower trapezius (LT), middle deltoid (DM) and serratus anterior (SA) muscles was performed using the EMG BTS FREEEMG 1000 with sampling rate of 1000 Hz. The BTS Smart-Analyzer software was used to analyze the data of Kinematics and electromyography. The EMG signal was normalized in relation to the maximum voluntary contraction (CVM) and the peak and mean values of the signals were selected for the analysis. For the kinematic variables, the behavior of the scapular kinematics was taken into account, and the peak values were used for the upward rotation, external rotation and posterior tilt movements. For the statistical analysis SPSS 20.0 software was used and the comparisons were made through the ANOVA of repeated measurements and the

level of significance adopted was $\alpha < 0.05$. Results: Scapular Kinematic variables did not present significant differences when compared to situations with and without KT for upward rotation, external rotation and posterior tilt. For the electromyographic activity, mean signal reduction were found for the middle deltoid and lower trapezius muscles. **Conclusion:** KT reduced the signal of the middle deltoid and inferior trapezius muscle, an apparently beneficial clinical factor in the short term, since the middle deltoid is one of the muscles overloaded in SIS. Future studies should investigate the use of KT associated with a rehabilitation exercise program to evidence the long-term effects on kinematics and electromyography.

Keywords: bandages, taping, electromyography, Shoulder Impingement Syndrome, kinematics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação do posicionamento dos marcadores reflexivos.....	36
Figura 2: Colocação da KT	37
Figura 3: Rotações do SCL Torácico em relação ao SCL Escapular	39
Figura 4: Rotações do SCL da escápula.....	40
Figura 5: Sistema de Globo descrita por Doorenbosch et al., 2003.....	41
Figura 6: Cinemática Escapular durante a Abdução sem carga nas situações S/KT e C/KT	44
Figura 7: Cinemática Escapular durante a Abdução com carga nas situações S/KT e C/KT	45
Figura 8: Cinemática Escapular durante a Elevação sem carga nas situações S/KT e C/KT	47
Figura 9: Cinemática Escapular durante a Elevação com carga nas situações S/KT e C/KT	48
Figura 10: Cinemática Escapular durante a Flexão sem carga nas situações S/KT e C/KT	49
Figura 11: Cinemática Escapular durante a flexão com carga nas situações S/KT e C/KT	50
Figura 12: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados (n=20).	53
Figura 13: Análise do fator "Bandagem" durante a Abdução de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20)	54
Figura 14: Análise do fator “Bandagem” durante a Elevação de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20).	55
Figura 15: Análise do fator “Bandagem” durante a Flexão de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20).	55
Figura 16: Análise do fator “Grupo” para os diferentes músculos avaliados (G. Tend n=10 e G. Bursite n =10).	61

Figura 17: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados para os participantes com Tendinite (n=10).	62
Figura 18: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados para os participantes com Bursite (n=10).	63
Figura 19: SCL do Tórax, Escápula e Antebraço	86
Figura 20: Sistemas de Coordenadas Locais do Úmero.....	86
Figura 21: Rotações do SCL Torácico em relação ao SCL Escapular	86
Figura 22: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	87
Figura 23: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	87
Figura 24: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	88
Figura 25: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	88
Figura 26: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	89
Figura 27: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	89
Figura 28: Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT (n=20).	90
Figura 29: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	91
Figura 30: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	91
Figura 31: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	92
Figura 32: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	92
Figura 33: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).	93

Figura 34: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20)..... 93

Figura 35: Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT para pacientes com Bursite (n=10). 94

Figura 36 :Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT para pacientes com Tendinite (n=10). 94

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SIO – Síndrome do Impacto do Ombro

KT-*Kinesio Taping*

TS-Trapézio Superior

TI-Trapézio Inferior

TM- Trapézio Médio

SA- Serrátil Anterior

DM- Deltóide Médio

CIVM-Contração Isométrica Voluntária Máxima

RMS-*Root Mean Square*

3D-Tridimensional

EMG- Eletromiografia/Eletromiográfica

SCG-Sistema de Coordenadas Global

SCL- Sistema de Coordenadas Local

RS- Rotação Superior

RI-Rotação Inferior

RL-Rotação Lateral

RM-Rotação Medial

TP-Tilt Posterior

TA- Tilt Anterior

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 OBJETIVOS	19
2.1 OBJETIVO GERAL.....	19
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	19
3 REFERENCIAL TEÓRICO	20
4 CONJECTURAS INICIAIS	28
5 MATERIAIS E MÉTODOS	30
5.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS.....	30
5.1.1 Variáveis Dependentes: Atividade EMG.....	30
5.1.2 Variáveis Dependentes: Cinemática Escapular.....	30
5.1.3 Variáveis Independentes	31
5.2 DELINEAMENTO DE PESQUISA.....	31
5.3 AMOSTRA.....	31
5.4 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	32
5.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS	33
5.6 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS.....	39
5.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	41
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
6.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO: CINEMATICA ESCAPULAR.....	42
6.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO: ELETROMIOGRAFIA.....	53
6.3 ANÁLISE POR SUBGRUPO	61
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	65
8 CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS	68

APENDICE A: DECLARAÇÃO DE ANUÊNCIA DE REALIZAÇÃO DE PESQUISA NO LAPEX.....	75
APENDICE B: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO	76
APENDICE C: CARTA DE AUTORIZAÇÃO.....	78
ANEXO A CONVITE PARA PARTICIPAÇÃO DE PESQUISA.....	79
ANEXO B: CLASSIFICAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR.....	80
ANEXO C: FATOR DE CORREÇÃO DO TESTE DE REPETIÇÕES MÁXIMAS	81
ANEXO D: RESULTADOS DOS TESTES DE FORÇA MUSCULAR E DISCINESIA ESCAPULAR.....	82
ANEXO E: ESTIMATIVAS DO TESTE DE RM	85
ANEXO F: SISTEMAS DE COORDENADAS LOCAIS.....	86
ANEXO G: VALORES DE MÉDIA EM PERCENTUAL DA EMG.....	87
ANEXO H: VALORES DE PICO EM PERCENTUAL DA CVM	90

1 INTRODUÇÃO

A *Kinesio Taping* é uma fita elástica adesiva aplicada sobre a pele que tem sido utilizado na prevenção e na reabilitação de lesões. Tem sido preconizado para atuar principalmente em lesões musculoesqueléticas provenientes do meio esportivo e atividades repetitivas (THELEN;DAUBER;STONEMAN, 2008; WILLIAMS *et al.*, 2012; ARAÚJO *et al.*, 2015; KEENAN *et al.*, 2016). Ela pode ter como objetivo facilitar ou inibir um músculo específico, mas também pode ser utilizado com objetivo de reposicionamento articular quando utilizada com alta tensão. Os efeitos preconizados são proporcionar diminuição da dor, estabilidade, proteção, suporte e propriocepção durante a execução dos movimentos (KASE;WALLIS;KASE, 2003; THELEN;DAUBER;STONEMAN, 2008; GONZÁLEZ-IGLESIAS *et al.*, 2009; KASE;DIAS;LEMONS, 2013; ARAÚJO *et al.*, 2015).

Segundo Kase; Wallis; Kase (2003) a propriedade elástica da bandagem sobre o músculo alongado permite a elevação da pele por meio das circunvoluções favorecendo assim uma massagem suave da região por meio das trações, pressões, elevações, descompressões e tensões superficiais pelos movimentos corporais o que teria um efeito de drenagem da linfa, bem como do edema. Outro fator fisiológico seria resultado da ação sensorial da bandagem sobre os mecanorreceptores, pois estes proporcionariam um efeito analgésico inibindo os nociceptivos segundo a teoria da comporta da dor. Contudo, não existem evidências científicas claras em relação aos mecanismos pelos quais o *Kinesio Taping* traz os seus efeitos benéficos (THELEN;DAUBER;STONEMAN, 2008; HSU *et al.*, 2009; OLIVEIRA *et al.*, 2013; PARREIRA PDO *et al.*, 2014; ALAM *et al.*, 2015). Atualmente existem baixas evidências tanto positivas quanto negativas ao uso da KT (KEENAN *et al.*, 2016). Tendo em vista os objetivos da KT e sua aplicação nas lesões musculoesqueléticas uma das principais utilizações da KT tem sido sobre o complexo do ombro. A natureza tridimensional dos movimentos do ombro e o alto número de graus de liberdade disponíveis promovem desafios particulares em se estudar essa articulação. O ombro normal precisa ter características mecânicas básicas de amplitude de movimento (mobilidade), estabilidade e força (KONTAXIS *et al.*, 2009). Com isso, a articulação do ombro também dificulta a aplicação da KT, visto que é uma articulação que não tem estruturas estáveis para ancorar a KT. Nessa

perspectiva essa estrutura anatômica reduziria a habilidade da KT de estabilizar a articulação, mas não deveria reduzir as outras ações mecânicas e proprioceptivas (KNEESHAW, 2002).

Diversos estudos são encontrados quanto à influência da KT sobre a dor e funcionalidade em indivíduos com Síndrome do Impacto do Ombro (SIO) (THELEN; DAUBER; STONEMAN, 2008; KAYA; ZINNUROGLU; TUGCU, 2011; OLIVEIRA *et al.*, 2013; KAYA *et al.*, 2014; KIM & LEE, 2015; SUBAŞI *et al.*, 2016) e ela tem demonstrado redução dos níveis de dor e melhora na funcionalidade nesta população. Apesar de seu grande uso no ambiente clínico e destes resultados, a literatura carece de informações sobre qual o mecanismo de atuação da KT no ombro, principalmente nos pacientes com SIO, devido os diversos fatores que podem levar ao desenvolvimento da lesão. (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009).

Um dos fatores da SIO pode estar relacionado a fraqueza dos músculos da cintura escapular como trapézio superior, inferior e serrátil anterior. Esta redução da capacidade muscular leva a uma falta de estabilidade do complexo do ombro e uma alteração da cinemática escapular, afetando que diretamente a função dos músculos da articulação glenoumeral como deltoide e o manguito rotador. Outro fator está relacionado as compressões nos tendões do manguito, provenientes de excessos de carga, acrômio ganchoso e movimentos repetitivos no membro superior durante atividades esportivas e ocupacionais. Considerando ainda que, uma fraqueza muscular pode levar a compressão do manguito, e que movimentos repetitivos, por exemplo, podem desencadear um processo inflamatório, levando a uma redução da capacidade muscular em muitos casos, não há causa, a priori, que defini qual dos fatores inicia o processo. Assim, não estão claros os mecanismos pelos quais a SIO se desenvolve no organismo humano (LEWIS *et al.*, 2015). Estas alterações levam a compensações musculares e cinemáticas, o que sugere que poderiam ser analisadas através de recursos como a eletromiografia de superfície e a cinemetria.

Quanto à atividade eletromiográfica, os principais achados em sujeitos com síndrome do impacto do ombro são atividade reduzida do músculo serrátil anterior, atividade retardada do trapézio médio e trapézio inferior, além de uma maior ativação do músculo trapézio superior (LUDEWIG & COOK, 2000; LIN *et al.*, 2005; DIEDERICHSEN *et al.*, 2009; PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009; HUANG *et al.*, 2015). Na literatura também foi constatado através de EMG de profundidade que o músculo peitoral menor apresenta aumento da atividade EMG durante movimentos

de elevação quando comparados a indivíduos saudáveis(CASTELEIN *et al.*, 2016)

Quanto à cinemática escapular alguns estudos demonstraram que as alterações mais comuns em indivíduos com Síndrome do Impacto são: redução do tilt posterior, rotação superior e aumento da rotação interna. (LIN *et al.*, 2005; LUDEWIG & REYNOLDS, 2009; LUDEWIG & BRAMAN, 2011). Quanto à cinemática escapular (LUDEWIG & COOK, 2000) constaram que pacientes com síndrome do impacto do ombro durante o movimento de elevação no plano da escápula apresentam uma diminuição na rotação superior até 60° bem como diminuição do tilt posterior entre 90° e 120°. Durante o mesmo movimento foi observado um aumento da rotação medial da escápula em situações com cargas. Outro estudo comparando a cinemática entre pacientes com e sem síndrome do impacto constatou um leve aumento da rotação superior da escápula e elevação da clavícula durante o movimento de flexão. Já no movimento de elevação no plano da escápula foi observado diminuição do tilt posterior e retração da clavícula(MCCLURE *et al.*, 2006). Acredita-se que estas alterações cinemáticas na escápula podem influenciar na diminuição do espaço subacromial durante o arco de movimento causando compressão no manguito rotador(LUDEWIG & BRAMAN, 2011).

Visto as principais alterações cinemáticas e eletromiográficas em pacientes com SIO uma das possíveis formas para investigar os mecanismos de atuação da KT pode estar relacionada a avaliação da cinemática e eletromiografia (EMG) do complexo do ombro em pacientes com SIO durante exercícios de reabilitação. Na literatura são encontrados estudos envolvendo a KT, EMG e a cinemática não sendo avaliados exercícios com carga e as compensações na glenoumeral,

Os principais músculos investigados com relação a EMG tem sido os da cintura escapular, trapézio superior, trapézio inferior e serrátil anterior, sendo encontrado os principais e positivos resultados sobre o trapézio superior. Foram observadas reduções do sinal EMG deste músculo em diversas situações como atividades de digitação (TAKASAKI; DELBRIDGE; JOHNSTON, 2015) atividades funcionais (LIN *et al.*,2011; SELKOWITZ *et al.*,2009; HSU *et al.*,2009) e nos movimentos de abdução e flexão (SMITH *et al.*,2009). Nestes estudos a KT aplicada foi posicionada sobre o trapézio superior ou trapézio inferior e não foram avaliadas influências sobre os músculos deltoide anterior e médio que também são sobrecarregados e fadigados em pacientes com SIO (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016). Quando foram utilizadas KT sobre as regiões destes músculos, associadas

ou não a tiras na cintura escapular não foram verificados dados EMG, apenas verificadas as influências sobre a cinemática escapular durante os movimentos de abdução, elevação e flexão de ombro. Constaram-se aumento da rotação lateral da escápula (SHAHEEN; BUTT; ALEXANDER, 2015) aumento do tilt posterior (HSU *et al.*, 2009) e rotação superior na abdução (LEONG; NG; FU, 2017; VAN HERZEELE *et al.*, 2013). Em contrapartida também há estudos que não apresentam alterações na cinemática com a KT na região da cintura escapular (KEENAN *et al.*, 2016; ALAM *et al.*, 2015).

Assim, a literatura carece de informações sobre os mecanismos de atuação da KT, principalmente sobre músculos da glenoumeral como o deltoide médio e durante a realização de exercícios de reabilitação com carga. Uma aplicação da *Kinesio Taping* sobre esta localização poderia trazer novos resultados sobre a EMG e/ou a cinemática escapular, auxiliando no tratamento da SIO e buscando descobrir novos mecanismos pelos quais a KT possa atua. Diante do exposto, o presente estudo pretende responder à pergunta: Quais são os efeitos da aplicação do *Kinesio Taping* na cinemática escapular e na atividade eletromiográfica em pacientes com síndrome do impacto do ombro?

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo geral deste projeto é analisar os efeitos da aplicação do Kinesio Taping sobre a cinemática escapular e atividade eletromiográfica de pacientes com síndrome do impacto do ombro

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar a cinemática escapular tridimensional (3D) com e sem a aplicação do KT no ombro em diferentes movimentos e cargas.

Comparar a atividade eletromiográfica dos músculos serrátil anterior, trapézio superior, trapézio inferior com e sem a aplicação do Kinesio Taping no ombro em diferentes movimentos e cargas.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

A síndrome do impacto do ombro ou *impingement* foi descrita pela primeira vez em 1972 por Neer que relatou que a patologia é a mais comum entre todas as lesões de ombro representando de 44 a 65% dos casos (CARDOSO & LEITE, 2013). A Síndrome do Impacto apresenta maior prevalência em jovens que praticam esportes que envolvem ações repetidas e de grande amplitude como natação, tênis, voleibol, beisebol ou em pessoas a partir da 4ª e 5ª década de vida que além do próprio processo de envelhecimento utilizam o membro superior em posições acima da cabeça durante suas atividades ocupacionais, diárias e também esportivas (POLITTI *et al.*, 2006; CARDOSO & LEITE, 2013).

Quando relacionadas à síndrome do impacto do ombro as principais estruturas anatómicas envolvidas são as articulações acromioclavicular, escapulotorácica e escapuloumeral, as bursas subdeltoidea e subacromial, o arco acromioclavicular, os ligamentos coracoumeral e glenoumerais, os tendões dos músculos do manguito rotador e do bíceps braquial e o músculo deltoide (METZKER, 2010). Neer (1972) classificou o aparecimento desta patologia em 3 fases: Fase I: ocorre dor aguda edema e hemorragia na região subdeltoidea ou de um ou mais dos tendões, Fase II: ocorre presença de tendinite e fibrose, comum em pacientes de 25 a 40 anos Fase III: ocorre formação de osteófito e ruptura do tendões do manguito rotador ou da cabeça longa do bíceps braquial. (FAGGIONI; LUCAS; AL GAZI, 2005; CASTRO, 2009; METZKER, 2010) Neer constatou que o tecido mais comumente lesionado e envolvido na síndrome do impacto é a região inferior do tendão do supra espinal em contato com a bursa subacromial e a cabeça longa do bíceps em compressão com a região anterior e lateral do acrômio e o ligamento coracoacromial (MACKENZIE, 2015). Apesar de ainda não estar claro as causas reais da síndrome do impacto, acredita-se que o desenvolvimento das compressões nos tendões do manguito rotador está relacionado com excesso de carga e movimentos repetitivos no membro superior dominante devido atividades ocupacionais e atividades esportivas (LEWIS *et al.*, 2015).

Spall; Ribeiro; Sole (2016) observaram que pacientes com síndrome do impacto apresentam aumento da ativação eletromiográfica do trapézio superior e aumento da fadiga para os músculos deltoide anterior e deltoide médio. Ludewig

&Cook (2000) constaram durante o movimento de elevação no plano da escápula diminuição da atividade eletromiográfica do músculo serrátil anterior e aumento de trapézios em pacientes com Síndrome do Impacto em comparação a indivíduos sem lesão. A dor e a maior ativação do trapézio superior e deltóide médio em indivíduos com Síndrome do Impacto pode ser decorrente de diversos fatores, como por exemplo, dor, discinesia escapular, fraqueza de serrátil ou peitoral menor, mal posicionamento da escápula ou alterações posturais, entretanto não se sabe a real causa do desenvolvimento da SIO (DIEDERICHSEN *et al.*, 2009; PHADKE;CAMARGO;LUDEWIG, 2009). Esses fatores levam a uma maior ativação eletromiográfica do trapézio superior principalmente devido a uma elevação da cintura escapular como forma de compensação devido à dificuldade de realização do principalmente do movimento de abdução na articulação do ombro (PHADKE;CAMARGO;LUDEWIG, 2009; LEWIS *et al.*, 2015; SPALL;RIBEIRO;SOLE, 2016). Outro achado está relacionado a uma ativação retardada dos músculos trapézio médio e trapézio inferior (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009). Com estas alterações na EMG a cinemática escapular acaba sendo afetada da mesma forma. Pode-se observar que pacientes com SIO apresentam redução dos movimentos de rotação superior, tilt posterior e um aumento na rotação medial (LUDEWIG & REYNOLDS, 2009; LUDEWIG & COOK, 2000; MCCLURE;MICHENER;KARDUNA, 2006), o que se agrava ainda mais em situações com carga para o movimento de rotação medial da escápula.

Para prevenção bem como reabilitação da Síndrome do Impacto diversas estratégias vêm sendo utilizadas no tratamento fisioterapêutico, onde uma das mais utilizadas é a Bandagem Elástica conhecida como *Kinesio Taping* (KT).

A Kinesio Taping foi desenvolvido no Japão por Kenzo Kase em 1973 sendo apresentada internacionalmente pela primeira vez em 1988 nas Olimpíadas de Seul sendo utilizada na América a partir de 1995 e na Europa em 1996. Recentemente se tornou muito popular. Trata-se de uma fita elástica com capacidade elástica de 40 a 60% do seu tamanho em repouso (KASE; LEMOS; DIAS, 2013). Seus efeitos terapêuticos ainda não estão claros, porém hipoteticamente ela exerce os efeitos de estimular a circulação local (sangue e linfa), reduzir dor e edema por estímulo sensorial cutâneo, bem como facilitar ou inibir um músculo, correção biomecânica e limitar a amplitude de movimento em tecidos lesados (KASE; LEMOS; DIAS, 2013; IGLESIAS, 2009; THELEN, 2008; FU, 2008; KASE; WALLIS & KASE,2003). Além de

oferecer estabilidade e propriocepção para um movimento mais funcional (COOLS, 2002). Para Hsu et al (2009) a Kinesio taping (bandagem elástica) causa menor restrição dos movimentos e menor irritação da pele, sendo assim, uma alternativa melhor do que a bandagem rígida que acaba causando uma desvantagem de mobilidade para o membro superior pela sua limitação ao movimento.

O método também preconiza utilizar a bandagem o máximo de tempo possível durante o dia, influenciando os efeitos fisiológicos do corpo. O seu objetivo portanto é propiciar um apoio externo ao corpo, segmento permitindo alteração em inúmeros sistemas corporais. Ela tem sido utilizado tanto na prevenção, como atuando diretamente nos sintomas de lesões esportivas e naquelas que acometem o ombro. Acredita-se que esta técnica promova estimulação sensorial oferecendo estabilidade, proteção, suporte e propriocepção durante a execução de movimentos (COOLS, 2002). A mesma está sendo utilizado em todos os níveis de assistência sendo na prevenção de lesões, no tratamento de lesões agudas e subagudas bem como em casos de dores crônicas e incapacidade funcionais (KASE; LEMOS; DIAS, 2013).

O Kinesio Taping pode ser aplicada na forma de “Y”, “I”, “X”, “ventilador”, “teia” e “rosquinha”, sendo dependente do tamanho e o objetivo do tratamento. Dentre estas o “Y” é a forma mais utilizada de aplicação. Ele é utilizado circundando o músculo para inibi-lo ou facilitá-lo. A forma do I normalmente é usado para dores musculares agudas com o objetivo de diminuir a dor e edema, mas também usado para correções mecânicas, sendo dependente da tensão exercida. A forma de “X” é utilizada quando a origem e a inserção do musculo muda dependendo do movimento da articulação. As formas de “ventilador”, “teia” e “rosquinha” são mais utilizadas para redução de edema e estimulação da drenagem pelo sistema linfático, sendo utilizadas com baixa tensão (KASE; WALLIS & KASE, 2003; KASE; LEMOS; DIAS, 2013) além disso toda bandagem é formada por pontos fixos, chamados de âncoras nos quais sempre são aplicadas 0% de tensão. As mesmas geralmente estão localizadas nas extremidades das bandagens. Dentre elas localiza-se o que chamamos as zonas terapêuticas que recebem o tratamento conforme a tensão exercida. As tensões exercidas são classificadas em nada (0%), leve (15 a 25%), moderada (25 a 50%), rígido (50 a 75%) e total (75 a 100%) (KASE; LEMOS; DIAS, 2013).

A direção e tensão exercida sobre os tecidos é um fator importante para se

levar em conta na hora da aplicação da bandagem elástica. Isto deve-se pelo efeito conhecido como recuo (*“recoil”*) efeito que traciona a bandagem em direção à ancora inicial, portanto o recuo sempre será oposto ao sentido da direção terapêutica. Outro fator importante para a aplicação da bandagem é a posição da articulação, onde a mesma deve ser posicionada de uma forma onde a pele e os músculos que serão aplicados a bandagem estejam alongados, pois desta forma irá facilitar a atividade dérmica, sensorial e funções musculares. (KASE; LEMOS; DIAS, 2013). Quando o objetivo do tratamento é a inibição muscular, redução da dor e edema o kinesio taping é aplicado no sentido inserção para a origem sendo utilizada a tensão leve (15 a 25%). Quando o objetivo é a facilitação de um determinado músculo a tensão aplicada no sentido origem para a inserção com uma tensão de leve a moderada (25 a 50%) quando o objetivo da bandagem é uma correção mecânica sendo ela mecânico, fascial, espacial, ligamentar, tendínea, funcional ou linfática a tensão varia de 50 a 100% dependendo do tecido (KASE; WALLIS & KASE, 2003; KASE; LEMOS; DIAS, 2013)

Segundo Kase; Lemos; Dias (2013) a propriedade elástica da bandagem sobre o músculo alongado permite a elevação da pele por meio das circunvoluções favorecendo assim uma massagem suave da região por meio das trações, pressões, elevações, descompressões e tensões superficiais pelos movimentos corporais fazendo assim uma drenagem da linfa, bem como do edema. Outro fator fisiológico é resultado da ação sensorial da bandagem sobre os mecanoreceptores, pois estes proporcionam um efeito analgésico inibindo os nociceptivos segundo a teoria da comporta da dor.

Para um melhor efeito da bandagem sobre os sistemas corporais é muito importante melhorarmos a aderência entre a pele e a bandagem. Sendo assim deve-se realiza a tricotomia, pois os pelos podem ser prejudiciais facilitando a descolagem bem como menor efeito sensorial. O método de colocação bem como a tricotomia são importantes para uma melhor vida útil da bandagem, que foi desenvolvida para sustentar de 3 a 5 dias (KASE; WALLIS; KASE, 2003; KASE; LEMOS; DIAS, 2013). O sistema tegumentar será o sistema corporal mais importante para a utilização da bandagem (MORINI JR, 2013)

Na literatura relacionado a pacientes com SIO, os estudos têm focado em investigar os efeitos da KT e bandagem rígida sobre os músculos da cintura escapular e glenoumeral principalmente investigam o nível de dor e funcionalidade.

Em relação a dor e funcionalidade Thelen; Stauber; Stoneman (2008) estudaram a influência do KT em indivíduos com diagnóstico de SIO (tendinite do manguito rotador) nos movimentos de Abdução, flexão, elevação no plano da escápula durante um período de 6 dias, realizando avaliações no 1º, 3º e 6º dia. Foram formados dois grupos, um placebo com uma bandagem aleatória e outro experimental, onde foram constatados redução dos níveis de dor no grupo experimental durante a abdução no primeiro dia (curto prazo). Morris et al. (2013) em sua revisão sistemática relata a qualidade do estudo de Thelen et al. (2008), mas comenta a perda dos efeitos a partir de 3 dias de uso do KT, supondo que o uso do KT para essa condição perderia seus efeitos longo prazo. Sugerindo assim a utilização da KT durante atividades esportivas ou durante a reabilitação fisioterapêutica de forma aproveitar seus efeitos imediatos. Muro et al (2010) realizaram um estudo de caso com uma paciente com dor miofascial em região de ombro e deltóide direito. Foi realizada a colocação da fita “Y” com objetivo de inibição. Foi avaliado amplitude de movimento através do goniômetro e nível de dor ao movimento pela EVA e o paciente teve ganhos de ADM para abdução, flexão e uma redução geral dos níveis de dor.

Associado a um programa de exercícios Kaya *et al* (2011); Kaya *et al* (2014); Subasi *et al* (2016) também foram constatados diminuição dos níveis de dor com a utilização da KT em diferentes modalidades de tratamento utilizadas como exercícios de fortalecimento e terapia manual.

Oliveira et al. (2013) utilizaram uma bandagem rígida na cintura escapular e utilizaram o *Slide Scapular Lateral Test* e a EVA em pacientes com SIO durante atividades de vida diária e movimentos de abdução com carga. Os autores encontraram redução dos níveis de dor em repouso, durante AVD movimentos, além da redução da discinesia escapular. Da mesma forma Smith et al. (2009) aplicaram uma bandagem rígida em pacientes com SIO durante o movimento de elevação no plano da escapula e constataram que 56% dos indivíduos relataram alívio dos sintomas e maior suporte, já 32% não relataram não sentir diferença e 12% um efeito negativo do uso do KT.

Entretanto os achados referentes a dor não respondem os mecanismos pelos quais a KT tem seus efeitos. Uma das maneiras de elucidar os reais efeitos do KT pode estar relacionada à avaliação da atividade muscular e da cinemática das estruturas que compõem este complexo. Por meio da técnica de eletromiografia é

possível avaliar a atividade mioelétrica de músculos em condições específicas tais como na Síndrome do Impacto do Ombro e durante técnicas ou procedimentos de tratamento específicos, como por exemplo, o kinesio taping, pois aplicada de forma correta poderá proporcionar um suporte e auxílio durante os movimentos (POLLITI et al., 2006; COOLS et al., 2002). Na avaliação cinemática poderá ser observada as alterações de movimento que ocorrem nos pacientes com SIO, principalmente do ritmo escapuloumeral (LUDEWIG & REYNOLDS, 2009; SHAHEEN *et al.*, 2013; SHAHEEN; BULL; ALEXANDER, 2015). O ritmo escapuloumeral é dependente dos músculos da articulação escápulo-torácica como trapézio superior, trapézio inferior e serrátil anterior. Como já citado a fraqueza destes músculos pode contribuir para uma falta de estabilidade bem como diminuição nos movimentos da escápula que diretamente afeta a função dos músculos da articulação glenoumeral. Um ritmo escapuloumeral adequado é um ponto importante para a prevenção de lesões durante as atividades de vida diária, principalmente onde ocorre elevação do membro superior. (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009; LEONG; NG; FU, 2016). A grande maioria dos estudos investigaram principalmente os músculos da cintura escapular, principalmente sobre o trapézio superior (TAKASAKI; DELBRIDGE; JOHNSTON, 2015; LIN *et al.*, 2011; HSU *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2009; SELKOWITZ *et al.*, 2007; ACKERMANN *et al.*, 2002). Os estudos que focaram a análise da KT sobre músculos que cruzam a glenoumeral apenas avaliaram dor, funcionalidade (já citados anteriormente) e cinemática. Não sendo avaliado EMG de superfície nestes casos. Alguns fatores que limitam a avaliação da KT no ombro em relação a avaliações biomecânicas, por exemplo, posicionamento de tiras sobre possíveis locais de colocação de eletrodos ou de marcadores reflexivos, excessos de tiras utilizadas simultaneamente não observando efeitos isolados, bem como normalização da tensão e direção da KT.

Quanto a EMG na cintura escapular Takasaki; Delbridge; Johnston (2015) em seu estudo utilizaram a kinesio taping transversalmente sobre o trapézio superior com e sem tensão e constataram que indiferentemente da tensão exercida foi observado redução da atividade deste músculo durante uma tarefa de digitação, o qual trata-se de um fator clínico importante no tratamento da síndrome do impacto. Lin *et al.*, (2011), utilizando o mesmo modelo de KT em 12 indivíduos assintomáticos, encontrou resultados semelhantes. Foram avaliadas as atividades EMG de TI, TS, SA e DA e encontraram como resultados uma diminuição significativa na ativação

dos músculos TS e DA e um aumento da EMG do SA, durante a realização de atividades de vida diária.

Com a utilização da bandagem rígida com um mesmo desenho, entretanto com objetivo de uma correção mecânica Smith et al. (2009) avaliando 16 indivíduos com sintomas com SIO avaliou a atividade EMG dos músculos TS e TI durante elevação do braço no plano da escápula. Observaram uma diminuição da atividade EMG do TS. O que concorda com Selkowitz et al. (2007) que utilizou o mesmo desenho de bandagem em indivíduos com suspeita de SIO e avaliaram por meio da EMG a atividade dos músculos TS, TI, SA e Infraespinal durante um movimento funcional e abdução. A bandagem rígida resultou na diminuição da atividade EMG do musculo TS durante a abdução e no movimento funcional. Já em indivíduos saudáveis, Cools et al. (2002) aplicaram uma bandagem na cintura escapular com objetivo de correção durante o movimento de flexão e abdução não observando diferença entre as situações para o musculo TS em indivíduos sem lesão.

Hsu et al. (2009) avaliaram a ativação EMG do TS, TI e SA em 17 indivíduos jogadores de beisebol com SIO no movimento de elevação no plano da escápula. Foram utilizadas duas bandagens, uma placebo sem tensão e outra com o objetivo de ativação do músculo TI. Como resultados observou-se aumento da ativação do musculo TI com a condição KT quando comparado a situação sem KT. Com relação ao musculo trapézio superior observaram uma redução da ativação mioelétrica. Os autores acreditam que essa redução do trapézio superior seja decorrente do aumento da ativação do trapézio inferior auxiliando na depressão da escápula o que leva a um melhor posicionamento da cintura escapular e melhora da execução do movimento de elevação no plano da escapula. Assim está poderia ser uma outra forma de inibir o músculo TS, ativando o TI. Porém estes achados são específicos a uma amplitude de movimento, não sendo ao longo de todo o movimento. Quanto a cinemática neste mesmo estudo Hsu et al. (2009) constaram que a KT aumentou o tilt posterior e a rotação interna da escápula com elevação menor que 90° e diminuiu a rotação superior entre 30° e 60°. Este foi um estudo muito bem desenvolvido com uma metodologia rigorosa e muito bem descrito, a aplicação do *kinesio taping* foi realizada na escápula dos indivíduos, entretanto faltam informações a respeito da amostra quanto a presença de discinesia ou alterações na região para assim justificar a utilização deste protocolo naquele local.

Shaheen; Bull; Alexander (2015) verificaram os efeitos da bandagem rígida e

elástica sobre a cinemática da escápula em 11 pacientes com síndrome de impacto durante o movimento de elevação no plano da escápula e elevação no plano sagital. Com a utilização da elástica durante o movimento de elevação no plano da escapula foi constatado efeito significativo sobre a escápula, retraindo e posicionando-a mais posterior. Já no momento de depressão do ombro neste mesmo movimento foi constatado um posicionamento em rotação externa da escápula. Já no plano sagital ambas as bandagens rotaram externamente a escapula durante o movimento. Nenhuma das bandagens alterou a rotação superior da escápula ou o tilt. E todas resultaram em diminuição significativa da dor em relação aos valores de base durante os movimentos. Apesar dos ótimos resultados da mesma forma como o estudo de Hsu et al., (2009) este estudo falta informações a respeito da amostra deste estudo.

Outro estudo verificou a amplitude de movimento e torque durante o movimento de rotação externa em indivíduos saudáveis. Foi utilizada uma KT para os músculos redondo menor e infraespinal direcionado da origem para inserção com objetivo de facilitação destes músculos. Como forma de avaliação foi utilizado um dinamômetro Isocinético. Não foram encontradas diferenças nas amplitudes de movimento dos indivíduos durante o movimento de rotação externa (ALAM et al.,2015). Apesar de uma ótima proposta deste estudo, indivíduos saudáveis não apresentam limitação deste movimento, ao contrário de pacientes com síndrome do impacto, o qual é um fator importante na lesão.

A partir dos conhecimentos agregados através dos estudos do referencial teórico: (1) SIO, (2) Utilização da KT; (3) Mecanismos; (4) Limitações da literatura e do uso da KT no ombro, foram desenvolvidas as hipóteses.

4 CONJECTURAS INICIAIS

Em situações envolvendo SIO, o fato de diminuir o sinal do EMG quando uma KT é posicionada sobre um músculo sobrecarregado já está demonstrado na literatura principalmente sobre o trapézio superior, (TAKASAKI; DELBRIDGE; JOHNSTON,2015; LIN *et al.*,2011; SELKOWITZ *et al*, 2009; HSU *et al.*,2009; SMITH *et al.*,2009). Desta forma, pode ser possível que aplicar uma KT sobre o deltóide médio proporcione o mesmo efeito.

Considerando que o deltóide médio é um dos músculos envolvidos na SIO; considerando que a KT é posicionada sobre o musculo deltóide médio; considerando que a atuação da KT é sobre o estímulo dos mecanorreceptores, através das tensões e compressões cutâneas (KASE; WALLIS; KASE, 2003); e considerando-se ainda que, os participantes com SIO apresentem uma hiperatividade desta musculatura (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016), estima-se que haja uma inibição dos nociceptores (KASE; WALLIS; KASE, 2003), reduzindo a atividade mioelétrica do deltóide médio.

Considerando que indivíduos com SIO apresentam um quadro álgico (PHADKE;CAMARGO;LUDEWIG, 2009; THELEN; DAUBER; STONEMAN, 2008) considerando que a dor leva a compensações cinemáticas, como uma elevação excessiva da escápula (LEWIS *et al.*, 2015; PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009); considerando que um posicionamento inadequado da escápula esteja associado a uma atividade elevada do TS (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016; HUANG *et al* .,2015; VAN HERZEELE *et al* .,2013; LUDEWIG & COOK, 2000); considerando que a KT é capaz de diminuir a dor em indivíduos com SIO (THELEN;DAUBER;STONEMAN, 2008; GARCÍA-MURO;RODRÍGUEZ-FERNÁNDEZ;HERRERO-DE-LUCAS, 2010), estima-se que haja uma redução da atividade mioelétrica do trapézio superior.

Considerando que indivíduos com SIO apresentam uma atividade elevada do deltóide médio e trapézio superior (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016); considerando que este aumento gera compensações cinemáticas como a elevação da escápula (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG; LUDEWIG & BRAMAN, 2011; LUDEWIG & REYNOLDS, 2009); considerando que o uso da KT levará a uma redução da atividade EMG do músculo DM e TS, estima-se que haja um deslocamento translacional inferior, gerando uma depressão da escápula. Este novo

posicionamento da escápula irá permitir um aumento da amplitude de movimento durante a rotação superior da escápula durante a elevação do membro superior.

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 DEFINIÇÃO OPERACIONAL DAS VARIÁVEIS

5.1.1 Variáveis Dependentes: Atividade EMG

A Atividade eletromiográfica representa a medida dos potenciais de ação do sarcolema em um conjunto de fibras musculares durante o processo de contração muscular. A atividade eletromiográfica será mensurada através da eletromiografia de superfície e serão levados em conta as ativações dos músculos trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior e deltóide médio.

As variáveis eletromiográfica foram analisadas no software *Smart-Analyzer* onde foram feitas a correção do offset e os sinais foram digitalmente filtrados com filtro Butterworth de quarta ordem, com banda de passagem entre 20 e 400 Hz. As magnitudes de cada atividade eletromiográfica mensurada foram quantificadas pela média do valor RMS das repetições de uma mesma situação, normalizadas em relação à contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

5.1.2 Variáveis Dependentes: Cinemática Escapular

A Cinemática escapular refere-se a descrição dos movimentos da escápula e no será representada pelos ângulos de Euler, ou seja, rotação em torno de um eixo (MESKERS, CGM *et al.*, 1998). Os eixos serão baseados no sistema de coordenada local do osso (WU *et al.*, 2005), onde serão obtidos os ângulos escapulo-torácicos, calculados entre o SCL do tórax e o SCL da escápula. O SCL da escápula é composto pelo eixo X (rotação superior-Inferior,) o Y (rotação médio-lateral) e Z (Tilt Posterior-Anterior), serão obtidos os valores de pico e serão apresentados o comportamento ao longo de um ciclo.

5.1.3 Variáveis Independentes

O *Kinesio Taping* ou Bandagem Elástica, trata-se de uma técnica de alternativa de reabilitação que utiliza uma fita elástica com capacidade de deformação de até 60% (KASE, 2013; KASE, 2003). No presente estudo será utilizada a forma de colocação em “Y” com tensão de 25% para o músculo deltóide médio que tem como objetivo inibição e suporte a articulação.

5.2 DELINEAMENTO DE PESQUISA

Este estudo é de caráter quantitativo do tipo semi experimental (GAYA, 2008).

5.3 AMOSTRA

O cálculo do tamanho da amostra foi realizado no software G*Power, versão 3.1.5, com poder de previsão de 80%, nível de significância de 5%, e tamanho de efeito de 0,15. Desta forma, para evidenciar diferenças estatisticamente significativas entre as situações com e sem KT foram necessários 20 participantes.

Participaram do estudo 20 sujeitos com idade média de $42,2 \pm 12,5$ anos com diagnóstico clínico de Síndrome do Impacto do Ombro confirmado por ecografia ou ressonância magnética, proveniente de tendinite de supra espinal ou bursite subacromial. Destes sujeitos 16 (80%) eram do sexo feminino e 4 (20%) do sexo masculino. Quando observando o tipo de lesão foram constatados que 10 (50%) dos participantes apresentavam bursite subacromial, 10 (50%) tendinite do supra espinal. Quanto ao lado acometido 12 (60%) apresentavam a lesão do lado direito e 8 (40%) do lado esquerdo. Ainda haviam sido avaliados três participantes que foram excluídos, pois durante o exame clínico, ocorreu desconfiância de capsulite adesiva, o qual não constatava no exame complementar, entretanto, devido ao exame ser antigo, foi optado pelos avaliadores não continuar com estes sujeitos para as avaliações seguintes. Os participantes não estavam fazendo uso de fármacos durante a avaliação, sendo relatados que só faziam uso dos mesmos em casos de crises de dor. Os participantes apresentaram exames complementares de ecografia

ou ressonância magnética confirmando síndrome do impacto do ombro devido tendinite de supra espinal ou bursite no ombro no membro superior. Foi importante que os participantes apresentassem pelo menos 90° de flexão, elevação no plano da escápula e abdução. Os critérios de exclusão foram: (1) histórico de fratura no complexo articular do ombro (2) histórico de luxação ou subluxação (3) Estar utilizando *Kinesio Taping* atualmente (4) Ruptura completa de supra espinal (5) Histórico de processo cirúrgico no membro superior. O convite para participar da pesquisa foi realizado através de mídias sociais e da fixação de cartazes (ANEXO A). Os responsáveis pelos serviços assinaram a carta de autorização (APÊNDICE C), o que proporcionou acesso aos atuais pacientes em atendimento, bem como ao acesso ao banco de dados dos pacientes. Desta forma os pacientes foram convidados a participar do estudo e uma data foi agendada que melhor se adequasse aos horários de cada um. Para participarem da coleta, os participantes assinaram o termo de consentimento livre esclarecido (TCLE) (APENDICE B).

5.4 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

- *BTS Smart-DX* (BTS Bioengineering, ITA): sistema utilizado para a captura dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

- *BTS Smart-Capture* (BTS Bioengineering, ITA): *software* utilizado para aquisição dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

- *BTS Smart-Tracker* (BTS Bioengineering, ITA): *software* utilizado para processamento inicial dos dados cinemáticos.

- *BTS Smart-Analyser* (BTS Bioengineering, ITA): *software* utilizado para processamento dos dados cinemáticos e eletromiográficos.

- *BTS EMG Analyser* (BTS Bioengineering, ITA): *software* utilizado para coleta de dados eletromiográficos.

- *Kinesiology Tape* (Ciex do Brasil, Brasil): Bandagem elástica.

5.5 PROCEDIMENTOS DE COLETA DE DADOS

Todas as coletas foram realizadas no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (APÊNDICE A), agendadas conforme disponibilidade dos participantes. Previamente às coletas, cada indivíduo assinou o TCLE (APENDICE B) e realizou uma avaliação de caracterização. Foi realizado o teste de discinesia escapular (TATE *et al.*, 2009; LOPES *et al.*, 2015), além de testes de força muscular (MCCREARY *et al.*, 2007) para os músculos trapézio superior, trapézio inferior, serrátil anterior, supra espinal, rotadores laterais, rotadores mediais, deltóide médio e peitoral menor ligados com lesões do ombro (APENDICE B). Os resultados para o teste de discinesia escapular e força muscular podem ser visualizados no APÊNDICE D.

Após a realização da avaliação foram realizados alongamentos dos grupos musculares flexores, extensores, adutores e abdutores horizontais do ombro e aquecimento. O aquecimento consistiu de uma familiarização com os movimentos do estudo. A seguir o indivíduo foi submetido à realização de tricotomia e limpeza da pele com álcool nas regiões de posicionamento dos eletrodos de superfície e local de colocação da KT. Este procedimento tem como objetivo diminuir a impedância da pele a fim de garantir uma melhor precisão dos sinais eletromiográficos bem como uma melhor aplicação do *Kinesio Taping*.

Após a limpeza da pele foram posicionados quatro sensores do sistema de eletromiografia *BTS FREEMG1000* para os músculos trapézio superior, trapézio inferior, deltóide médio e do músculo serrátil anterior utilizando eletrodos de superfície bipolares com taxa de amostragem de 1000hz. O posicionamento dos eletrodos foi realizado de acordo com as recomendações do SENIAM (HERMENS *et al.*, 2000), conforme mostra a Tabela 1. Uma vez que o músculo serrátil anterior não constava nestas recomendações, o posicionamento dos eletrodos baseou-se em um estudo prévio que investigou a atividade EMG do ombro utilizando bandagem (SELKOWITZ *et al.*, 2007).

Após a colocação dos eletrodos o indivíduo foi orientado a sentar-se em uma cadeira com apoio fixo para a realização das contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) de forma randomizada.

A coleta da CIVM consistiu em 3 CIVM para cada músculo, mantendo a contração por 5 segundos com intervalo de 2 minutos entre cada repetição, realizada de forma randomizada. As CIVM foram realizadas com o participante na posição sentada, sendo coletada a fim de normalizar os sinais mioelétricos adquiridos para cada músculo testado durante os movimentos propostos.

Tabela 1: Posicionamento dos eletrodos para coleta de EMG

Músculo	Localização	Orientação do eletrodo
Trapézio Superior	No ponto médio da distância entre o acrômio até o processo espinhoso de C7.	Na direção da linha entre o acrômio e o processo espinhoso de C7.
Trapézio Inferior	A 2/3 da distância entre o <i>trigonum spinae</i> da escápula até T8.	Na direção da linha entre o acrômio e o processo espinhoso de T8.
Serrátil Anterior	Na lateral do tronco, no nível do processo xifóide.	Em um ângulo de 45° apontando para a parte superior e posterior do tronco.
Deltóide Médio	Colocados no ventre a partir de uma linha do acrômio ao epicôndilo lateral do cotovelo.	Na direção da linha entre o acrômio e a mão

A CIVM do músculo trapézio superior foi realizada com o participante sentado em uma cadeira com os braços relaxados ao longo do corpo. O participante teve de realizar o movimento de elevação de ombro e inclinação da cabeça para o lado testado. A resistência foi realizada através de uma faixa posicionada superiormente ao ombro e uma resistência manual na cabeça.

A CIVM do músculo trapézio inferior consistiu em uma elevação no plano da escápula, ou seja, em diagonal com o membro superior na altura da cabeça, com o ombro posicionado em rotação externa. A resistência foi realizada manualmente pelo avaliador na região do antebraço. A CIVM do músculo deltóide médio foi realizada com o membro superior em abdução sem rotação, verificando a neutralidade do ombro através do cotovelo flexionado. Em seguida o indivíduo teve de realizar o movimento em direção de abdução com resistência manual do avaliador na região distal do antebraço com braço estendido.

Já o músculo serrátil anterior seguiu as recomendações através do exercício *Push-Up*. Consiste em posicionar o braço em aproximadamente numa flexão a 90° com leve extensão horizontal palma da mão para frente. O indivíduo teve de realizar força em direção frontal contra resistência manual do avaliador, evitando utilizar o tronco para compensar este movimento. O movimento deve ser realizado apenas pelo membro superior.

Após a coleta das CIVM foram posicionados os eletrodos reflexivos nos acidentes ósseos conforme a padronização proposta pela Sociedade Internacional de Biomecânica para membros superiores (WU *et al.*, 2005). Os marcadores ósseos utilizados para o rastreamento foram: processos espinhosos da sétima vértebra cervical e da oitava vértebra torácica, incisura jugular, processo xifóide, articulação acromioclavicular, ângulo acromial, processo coracóide, ângulo inferior da escápula, *trigonum spinae* da escápula, epicôndilo medial, epicôndilo lateral, processo estilóide do rádio e processo estilóide da ulna (FIGURA 1). Para a coleta dos dados cinemáticos foram utilizadas dez câmeras infravermelhas do sistema de rastreamento *BTS Smart-DX* com uma taxa de amostragem de 100hz.



Figura 1: Representação do posicionamento dos marcadores reflexivos

Após, o indivíduo foi orientado a se colocar de pé com os membros superiores relaxados e posicionar-se na zona de coleta. Foram realizados os movimentos de flexão, abdução e elevação no plano escapular. Os movimentos foram avaliados em duas situações diferentes: (1) movimento ativo-livre (2) movimento resistido com halter.

O ajuste da carga foi determinado a partir do teste de repetições máximas (DONATELLI, 2007; BRZYCKI, 1993). No teste o participante realizou o movimento desejado com uma carga pré-determinada e foi verificado o número máximo de repetições que o paciente realizou. A carga é multiplicada pelo fator de correção (ANEXO C), para assim, estimamos o 1RM do participante naquele movimento. A vantagem deste método é providenciar uma medida aceitável minimizando os riscos para o participante comparado ao teste de 1RM. Após a realização do teste a carga foi ajustada para 20% de 1RM. As estimativas de RM podem ser visualizadas no ANEXO E.

No halter foram fixados dois marcadores reflexivos em suas extremidades como forma de referência. Os movimentos foram realizados com uma amplitude de movimento de 90°, sendo realizadas três (3) repetições para cada gesto a uma velocidade de 45° por segundo determinadas por um metrônomo digital. Todos os movimentos foram realizados de forma randomizada.

Após a realização dos movimentos houve um intervalo de 10min para colocação da bandagem elástica da marca CIEX do Brasil®. A colocação seguiu as recomendações propostas por Kase; Wallis; Kase (2003). Este protocolo sugere a utilização desta *Kinesio Taping* para lesões de manguito rotador especialmente o supra espinal, além de ser sugerido para uso em bursite de ombro (FIGURA 2).



Figura 2: Colocação da KT

Trata-se de uma fita em forma de “Y” medida da tuberosidade deltoidea até o acrômio, representando o músculo deltóide médio com objetivo de providenciar redução da dor, inibição além de uma maior estabilidade e suporte na região. O método de colocação consiste de ser no sentido inserção para a origem. A base da fita é posicionada na porção lateral do braço próximo a tuberosidade deltoidea do úmero com 5cm de comprimento padronizado para cada indivíduo. Para a tira anterior o membro superior é posicionado em abdução de 90°, rotação externa e extensão horizontal, sendo colocada ao longo da borda do deltoide anterior e aplicada próxima a articulação acromioclavicular. A seguir o membro superior é posicionado em flexão horizontal, adução, rotação interna para então ser colocada a tira posterior ao longo da borda do deltoide posterior. É sugerido que as tiras anterior e posterior apresentem uma tensão de entre 15% e 25% com objetivo de inibição. Desta forma, além das funções de estabilidade e redução de dor, esta KT teria como objetivo a inibição do Deltóide Médio.

O controle da tensão exercida sobre a fita seguiu a seguinte equação(MAGALHÃES *et al.*, 2016):

$$SB = \frac{(DIS - FP)}{1,2} + 10$$

Onde:

SB: O tamanho final que a KT deve ser cortada em cm

DIS: A distância entre a tuberosidade deltoidea até o acrômio em cm

FP: 10 cm das ancoras (5cm proximal e 5cm distal)

1.2: A tensão exercida pela fita (20%)

10: Soma dos 10cm das ancoras (5cm proximal e 5cm distal)

Após a colocação da KT o participante realizou novamente os movimentos e situações de forma randomizada. Ao final pós a realização da coleta o participante concluiu sua contribuição para o presente estudo e o pesquisador orientou o participante quanto aos cuidados e usos da KT.

5.6 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

A análise eletromiográfica foi realizada no software *BTS Smart-Analyser* onde foram feitas a correção do offset e os sinais foram digitalmente filtrados com filtro Butterworth de 4 ordem, com banda de passagem entre 20 e 400 Hz. As magnitudes de cada atividade eletromiográfica mensurada foram quantificadas pela média do valor RMS das repetições de uma mesma situação, normalizadas em relação à contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

O software *BTS Smart-Analyser* também foi utilizado para o processamento e análise dos dados cinemáticos. Neste estudo os movimentos da clavícula, escápula e articulação glenoumeral foram levados em consideração. Os ângulos articulares foram expressos em ângulos de Euler, ou seja, rotação em torno de um eixo (MESKERS, C. G. *et al.*, 1998). Os eixos foram baseados no sistema de coordenada local (SCL) do osso, desta forma cada osso apresenta seu próprio SCL (ANEXO F). Um sistema de coordenada local é construído por meio das coordenadas dos marcadores ósseos (FIGURA 3 e ANEXO F). A ordem de rotação dos ângulos de Euler utilizada neste estudo foi baseada na padronização proposta pelo Grupo Internacional do Ombro da Sociedade Internacional de Biomecânica.

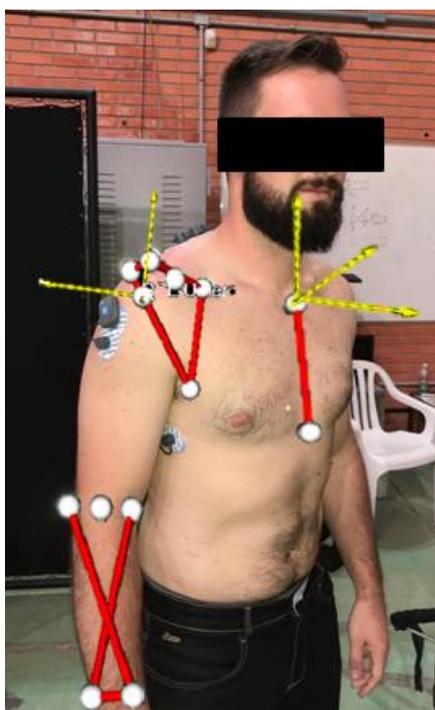
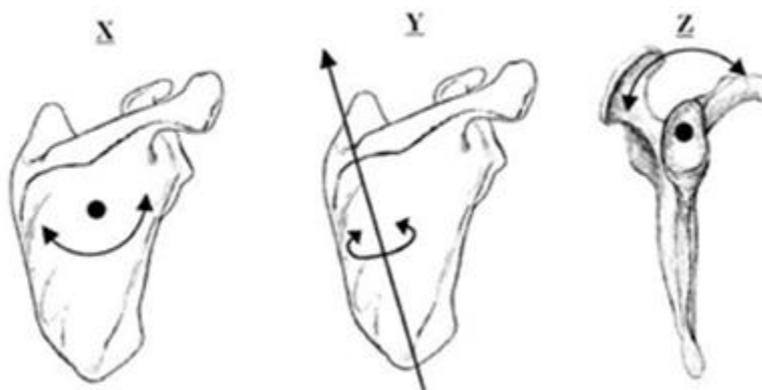


Figura 3: Rotações do SCL Torácico em relação ao SCL Escapular

As rotações da escápula foram definidas em relação ao tórax, desta forma durante a ADM foram verificadas as rotações ocorridas entre o SCL do tórax e o SCL da escápula (FIGURA 3 e 4). A primeira rotação da escápula foi definida em torno do eixo X escapular, onde é definida como rotação superior (negativa) e rotação inferior (positiva). A segunda rotação foi definida como a rotação em torno do eixo Y definida como rotação medial (sinal negativo) e rotação lateral (positivo). A terceira rotação foi definida como a rotação em torno do eixo z escapular definida como tilt anterior (negativo) e tilt posterior (positivo).



Legenda: X=Rotação Superior e Inferior
Y=Rotação Lateral e Medial
Z=Tilt Posterior e Anterior

Figura 4: Rotações do SCL da escápula

Os ângulos articulares da glenoumeral foram definidos como os movimentos do úmero em relação à escápula, seguindo o sistema de globo (FIGURA 6) descrito por Doorenbosch et al. (2003). A posição de referência é o braço na posição vertical e suspensa, com o eixo longitudinal (eixo y) ao longo do eixo vertical e o eixo x (no plano da articulação glenoumeral, epicôndilo medial e lateral) ao longo do eixo médio-lateral. A primeira rotação foi definida como a rotação em torno do eixo y, a qual foi definida como plano de elevação. Esta rotação pode ser melhor visualizada superiormente, onde 0° é quando o úmero aponta lateralmente (abdução) e um plano positivo é quando o úmero aponta em uma direção ventral. A segunda rotação foi em torno do eixo x rotado e é definida como o ângulo de elevação glenoumeral, o qual pode ser interpretado como o ângulo entre o eixo longitudinal do úmero e a espinha da escápula. A terceira rotação foi em torno do eixo y do úmero e definido como a rotação axial do úmero, ou seja, rotação interna (rotação positiva) e externa (negativa) do úmero.

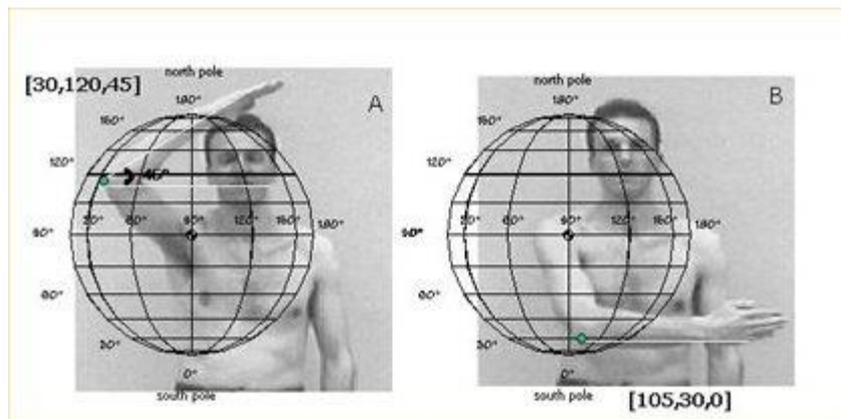


Figura 5: Sistema de Globo descrita por Doorenbosch et al., 2003

Os ângulos escápulo-torácicos foram selecionados para análise. Todas as repetições de cada paciente foram utilizadas para o processamento dos dados e as variáveis cinemáticas foram apresentadas por meio do valor de pico e curva média, já as variáveis eletromiográficas em percentual da CIVM, quanto a média e pico do sinal eletromiográfico dos músculos avaliados.

5.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada no *software* SPSS 20.0. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk. As comparações dos dados cinemáticos e eletromiográficos foram realizadas através da ANOVA de medidas repetidas sendo considerados os fatores movimento com 3 níveis (Abdução, elevação e flexão), carga com 2 níveis (sem carga e com carga) e bandagem com 2 níveis (sem bandagem e com bandagem). Em caso de diferença estatísticas nas comparações foi utilizado o teste de *post hoc de Bonferroni*. O nível de significância adotado foi de $\alpha < 0,05$.

Os resultados serão reportados conforme sugerido por Field (2009), onde além do nível de significância (valor de p) também serão relatos o tamanho de efeito η^2 (eta quadrado), os valores da razão F, os graus de liberdade (g_{LM}) do modelo para o efeito bandagem ($g_{LM\ BAN}=1$), para o efeito carga ($g_{LM\ CAR}=1$), para o efeito movimento ($g_{LM\ MOV}=2$), e os graus de liberdade para os resíduos do modelo ($g_{LR\ RES}=19$).

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo investigou os efeitos imediatos do KT sobre a cinemática escapular e a atividade eletromiográfica dos músculos do complexo do ombro em pacientes com SIO, durante a realização dos movimentos de flexão, elevação e abdução até 90° em duas situações de carga. Devido a grande quantidade de dados e fatores analisados serão apresentados e discutidos separadamente a cinemática escapular e por seguinte a eletromiografia.

6.1 RESULTADOS E DISCUSSÃO: CINEMATICA ESCAPULAR

A cinemática escapular está apresentada nas figuras 6 a 11, onde são observados os comportamentos médios da cinemática escapular para os movimentos avaliados (Abdução, Elevação e Flexão), sendo apresentadas separadamente as situações carga e está incluso em cada um dos movimentos o comportamento com o uso da KT. Para cada um dos movimentos avaliados são apresentados o movimento de rotação superior (a), rotação lateral (b) e tilt posterior (c). Os dados são apresentados em média dos ciclos (0 a 100% - Eixo X) representando as três execuções realizadas. Consideramos toda a fase do movimento, elevação (0 a 50%) e depressão (50 a 100%) No eixo Y de cada um dos gráficos estão os valores angulares realizados durante os movimentos específicos da escapula. Os dados foram ajustados com relação a posição inicial da escápula do participante, assim, todos os movimentos iniciam com a angulação zero (0). Com esta normalização podemos observar o deslocamento geral da escápula ao longo do ciclo.

Durante o movimento de abdução sem carga (FIGURA 6) e abdução com carga (FIGURA 7) podemos observar que a rotação superior (FIGURA 6a e FIGURA 7a) apresenta um valor de pico entre -20 e -25 alcançado no final da fase concêntrica (próximo a 50% do ciclo) que em comparação com os movimentos de elevação (FIGURA 8a e FIGURA 9a) e flexão (FIGURA 10a e FIGURA 11a) apresenta a maior magnitude. Quando observamos os movimentos de rotação lateral durante a abdução sem carga (FIGURA 6b) e abdução com carga (FIGURA 7b) verificamos

que estas são completamente diferentes quando comparados ao mesmo movimento durante a elevação e flexão. Verificamos que durante a abdução de ombro os participantes com SIO realizam uma rotação medial da escápula ao iniciar o movimento (0-20%) e até a fase final da concêntrica (20 a 50%) realiza uma rotação lateral onde optem seu pico. Se compararmos a situação sem carga (FIGURA 6b) e com carga (FIGURA 7b) constatamos que ocorre um aumento ainda maior da rotação medial e os participantes não realizam a rotação lateral além da posição inicial (valores negativos). Ao final são apresentados os comportamentos durante o tilt posterior na abdução sem carga (FIGURA 6c) e abdução com carga (FIGURA 7c), onde o movimento ocorre crescentemente até atingir seu pico próximo ao final da fase concêntrica semelhante quando comparado a elevação e flexão.

Com base nos resultados da ANOVA de medidas repetidas não foram encontradas diferenças estatísticas em relação ao fator bandagem para os valores de pico de rotação superior ($F(1,19)=3,408$, $p=0,081$, $\eta^2=0,152$)¹, rotação lateral ($F(1,19)=0,879$, $p=0,360$, $\eta^2=0,044$) e tilt posterior ($F(1,19)=0,426$, $p=0,522$, $\eta^2=0,022$) e em todos os músculos foi encontrado um efeito pequeno da KT sobre as variáveis cinemáticas. Em todos os casos o fator carga e o fator movimento apresentam diferença na cinemática escapular ($p<0,001$).

Na literatura já está claro que pacientes com SIO apresentam redução dos movimentos de rotação superior, tilt posterior e um aumento na rotação medial (LUDEWIG & REYNOLDS, 2009; LUDEWIG & COOK, 2000; MCCLURE; MICHENER; KARDUNA, 2006), o que se agrava ainda mais em situações com carga para o movimento de rotação medial, o que pode ser visualizados no presente estudo principalmente na abdução. Este fator pode vir devido uma redução da atividade do músculo TI e trapézio médio e/ou um encurtamento do músculo peitoral menor, o que seria fator gerador do excesso da rotação medial e diminuir o tilt posterior, este um fator que pode vir a gerar a SIO. (CASTELEIN, 2016; PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009).

¹ Resultados relatados conforme sugerido por Field (2009), onde $F(gl_{BAN}, gl_R)$ = valor da estatística F; p = nível de significancia, e η^2 = tamanho de efeito.

Figura 6: Cinemática Escapular durante a Abdução sem carga nas situações S/KT e C/KT

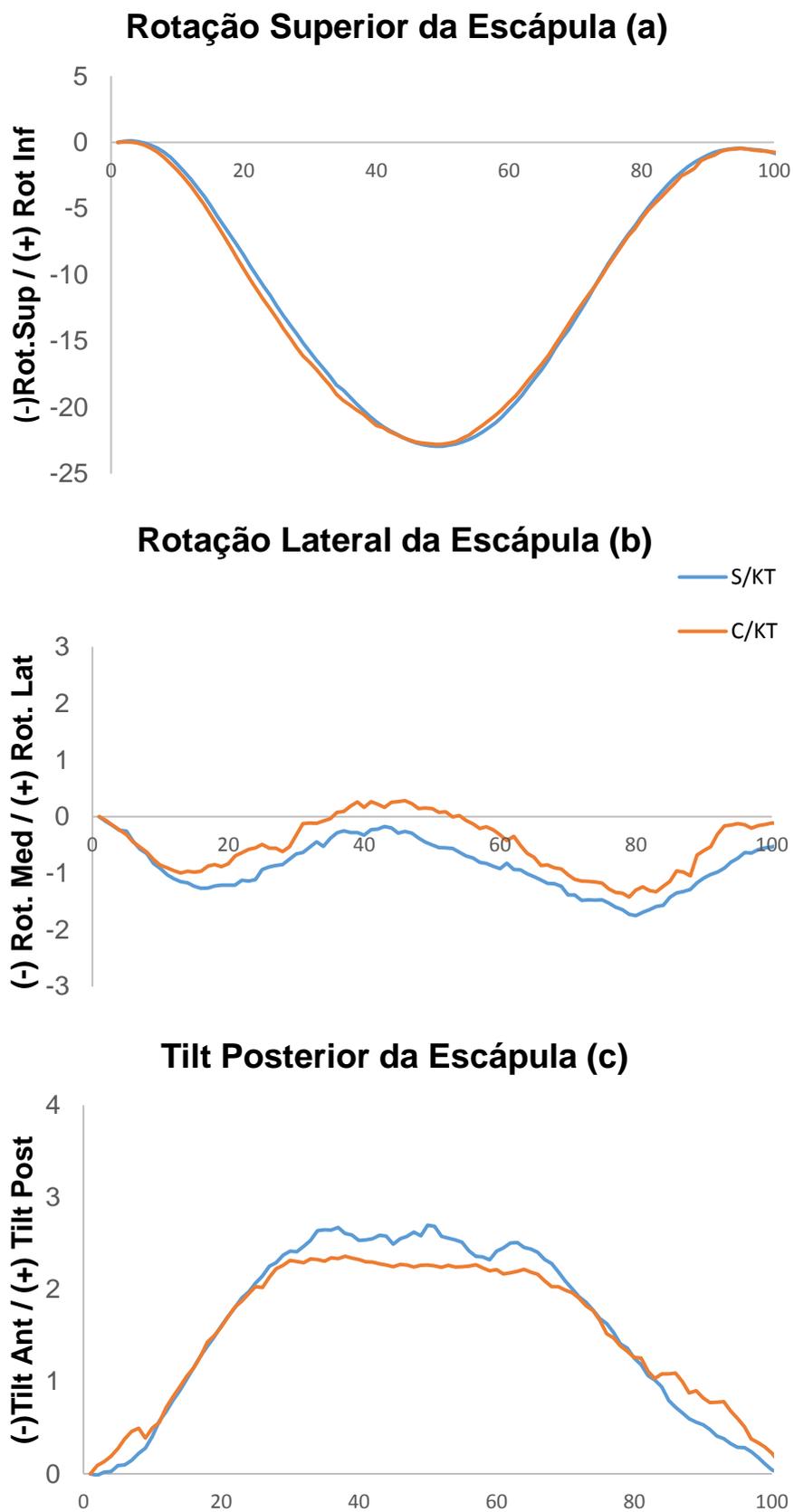
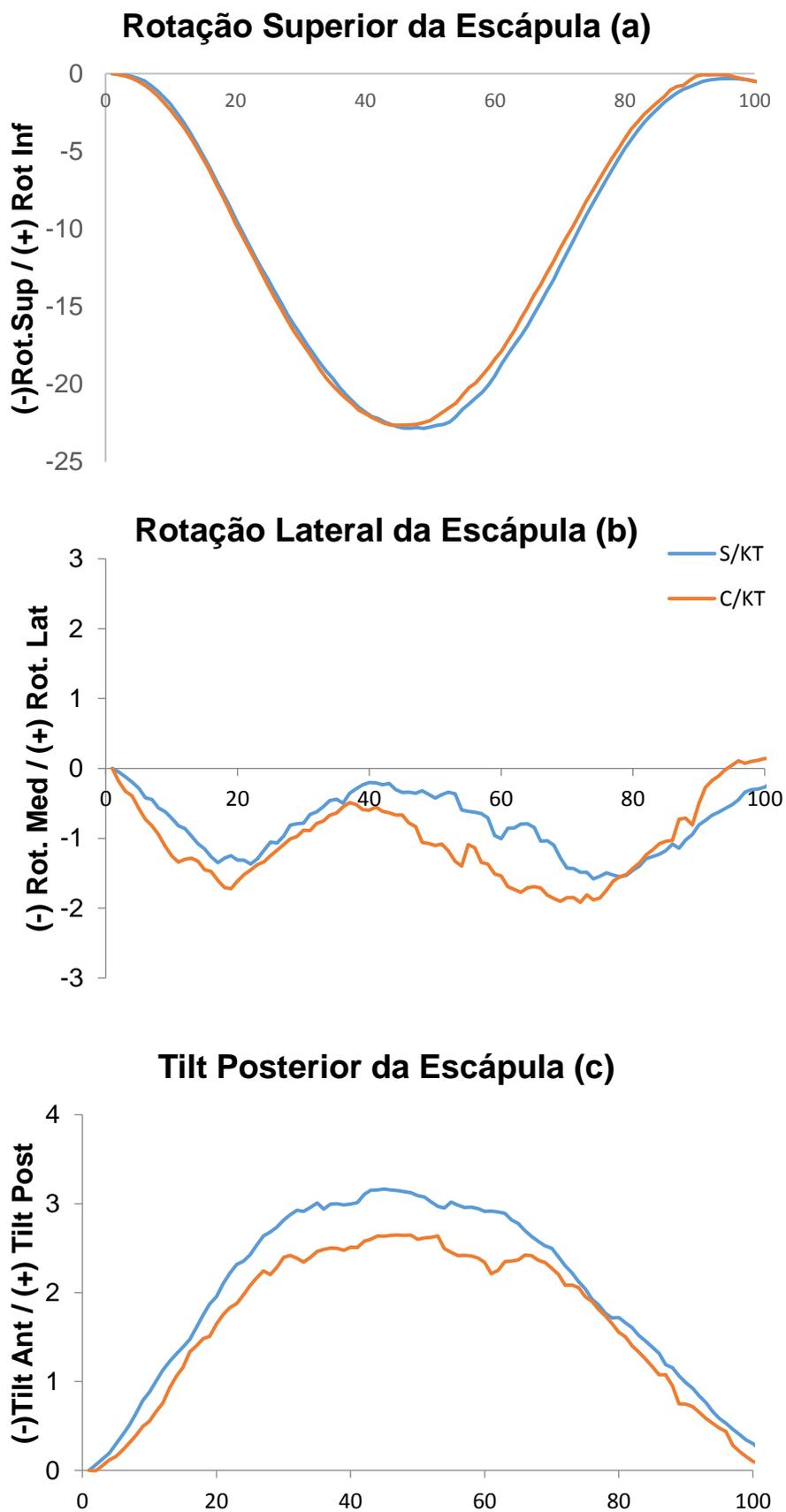


Figura 7: Cinemática Escapular durante a Abdução com carga nas situações S/KT e C/KT



Outros fatores estão relacionado a dor e alterações na coordenação motora e no ritmo escapuloumeral (HSU, 2009; LEWIS,2015), postura alterada (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009; DIEDERICHSEN et al., 2008), hipercifose torácica (KEBAETSE;MCCLURE;PRATT, 1999; BARRETT *et al.*, 2016), além de elevação da clavícula e escápula em relação ao tórax (LUDEWIG & REYNOLDS, 2009).

Considerando que diminuição de rotação lateral da escápula ocorre em pacientes com SIO, o uso de uma KT que busque diminuir a rotação medial seria importante, visto que a KT possa gerar uma melhora da propriocepção e reeducação motora, reduzindo assim movimentos que podem ser lesivos. Segundo Kase;Wallis;Kase (2003); Morrissey (2000), o mecanismo proprioceptivo é o mais efetivo e funciona via estimulação cutânea. Na medida em que a KT é aplicada, a região articular é colocada ou movida em direção a uma posição ou plano de movimento desejável e indolor. Desta forma, toda vez que ocorre um movimento fora desses parâmetros, a KT promoverá uma tensão na pele sentida pelo paciente, promovendo um estímulo sensorial para o paciente corrigir o seu padrão de movimento. Com o tempo e com repetição suficiente, esses padrões de movimento tornam-se parte do seu engrama motor, alterando conseqüentemente a cinemática articular (KASE; WALLIS; KASE, 2003; MORRISSEY *et al.*,2000).

Quando observamos os movimentos de elevação (FIGURA 8 e FIGURA 9) e flexão (FIGURA 10 e FIGURA 11) observamos que os comportamentos para rotação superior e tilt posterior são semelhantes, alterando apenas suas magnitudes. Entretanto o comportamento da rotação lateral que ocorre na abdução (FIGURA 6b e FIGURA 7b) não se repete durante os movimentos de elevação no plano da escápula (FIGURA 8b e FIGURA 9b) e flexão (FIGURA 10b e FIGURA 11b). Enquanto que na abdução ocorria uma rotação medial da escápula logo ao início do movimento, na elevação e flexão ocorre um movimento ascendente atingindo seu pico próximo aos 50% não ocorrendo o comportamento decrescente no início. O presente estudo não demonstrou alterações na cinemática escapular com a utilização da KT, entretanto são citados na literatura estudos que utilizaram diferentes desenhos de KT e bandagem rígida, onde foi possível constatar diferenças na cinemática escapular.

Figura 8: Cinemática Escapular durante a Elevação sem carga nas situações S/KT e C/KT

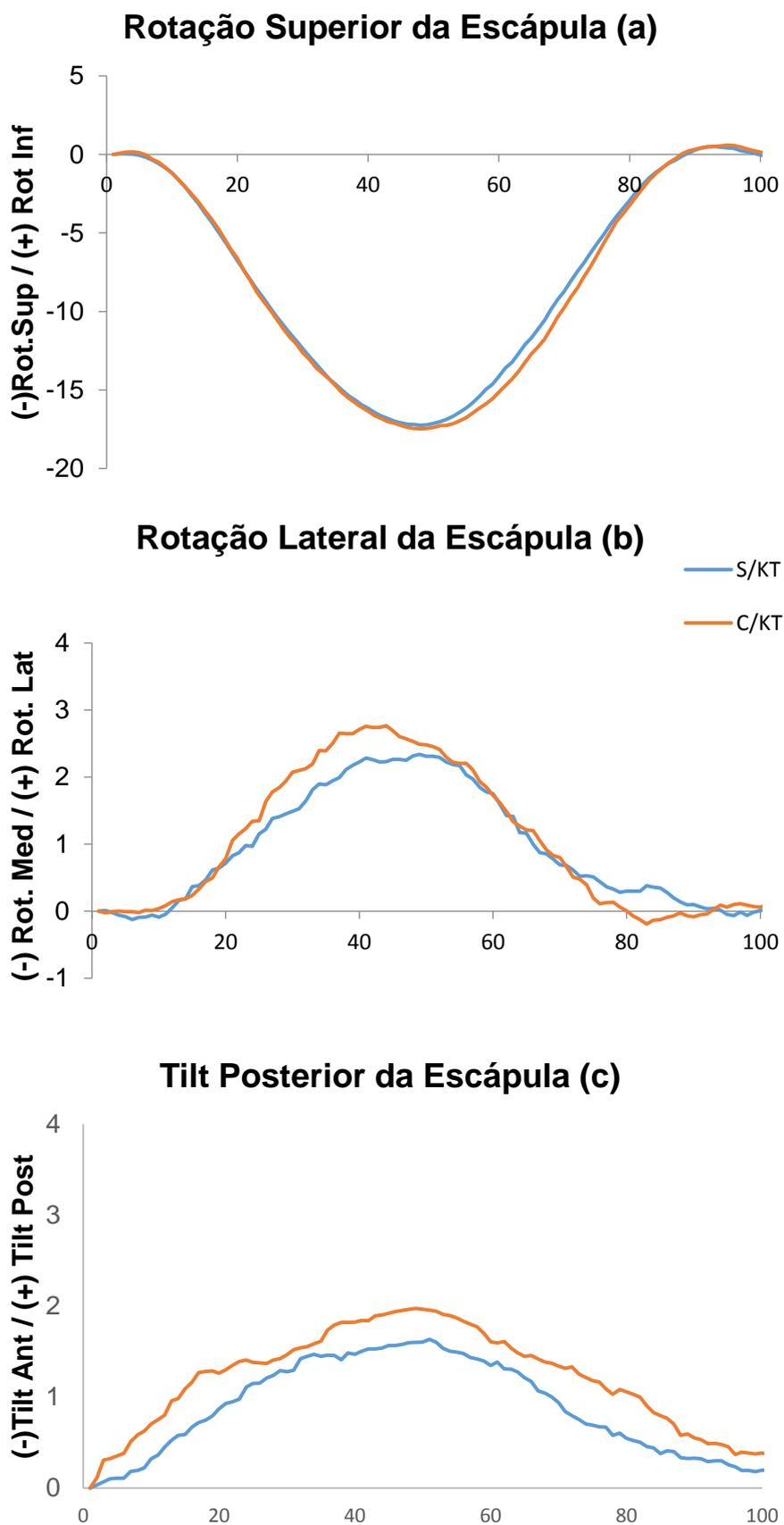


Figura 9: Cinemática Escapular durante a Elevação com carga nas situações S/KT e C/KT

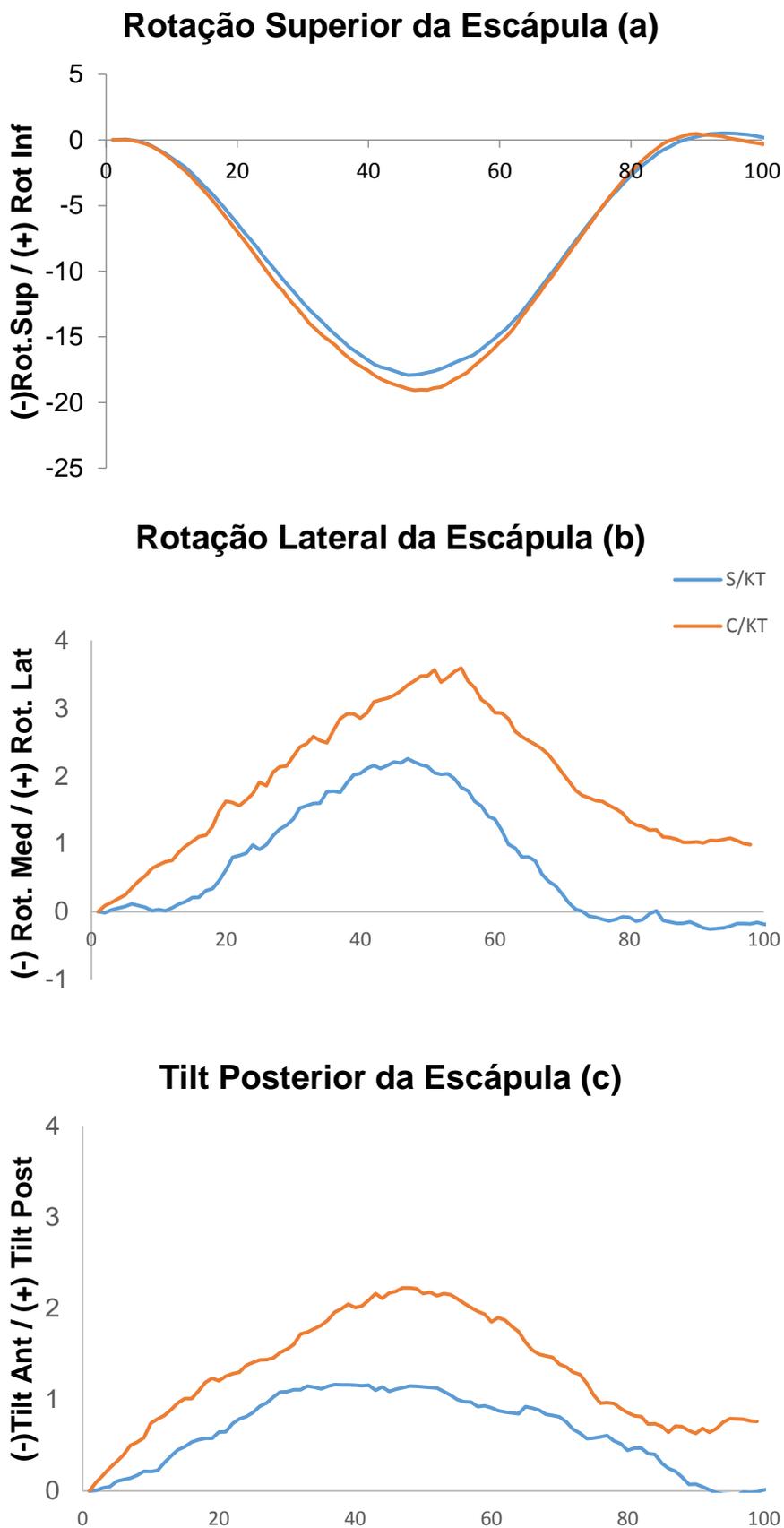


Figura 10: Cinemática Escapular durante a Flexão sem carga nas situações S/KT e C/KT

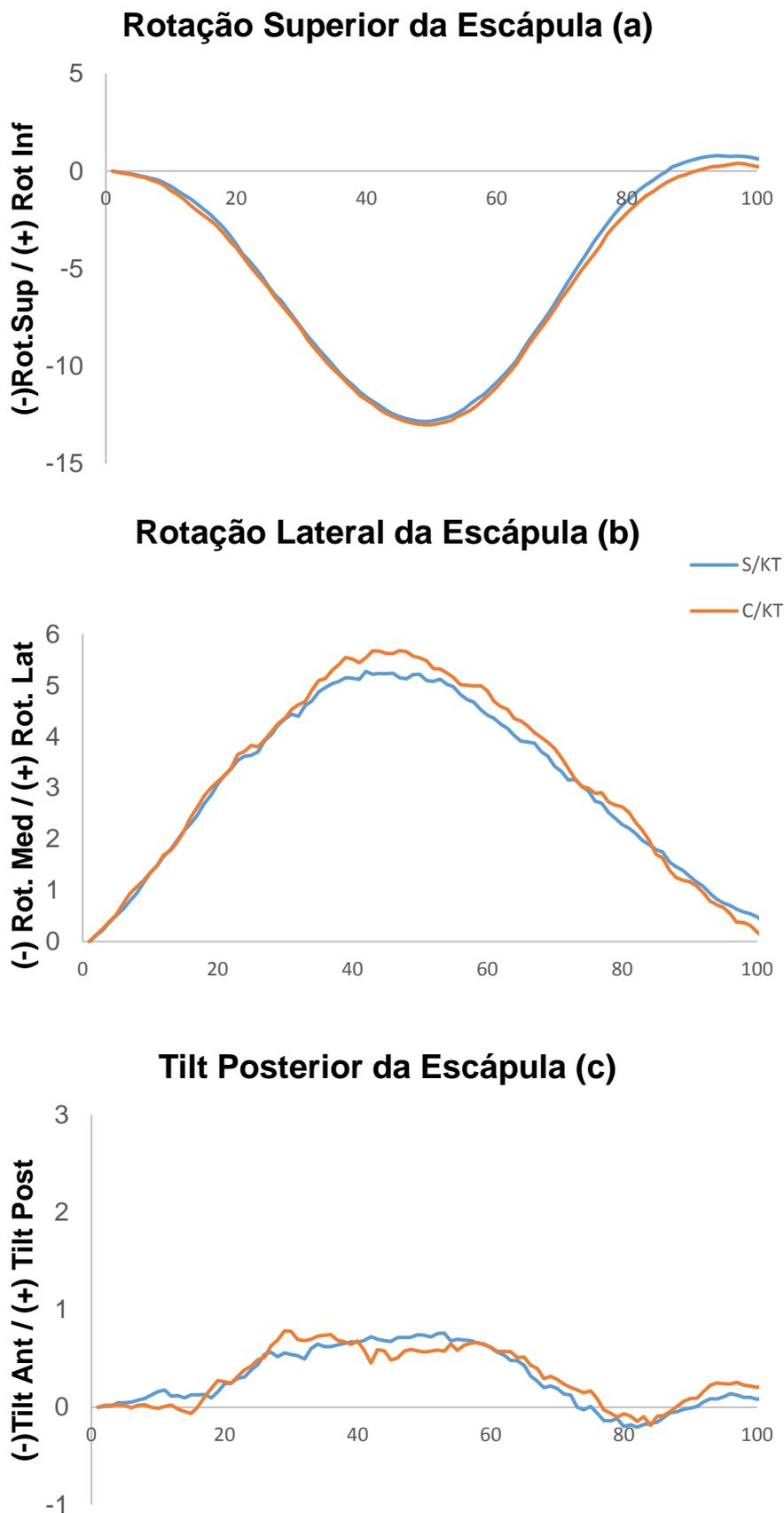
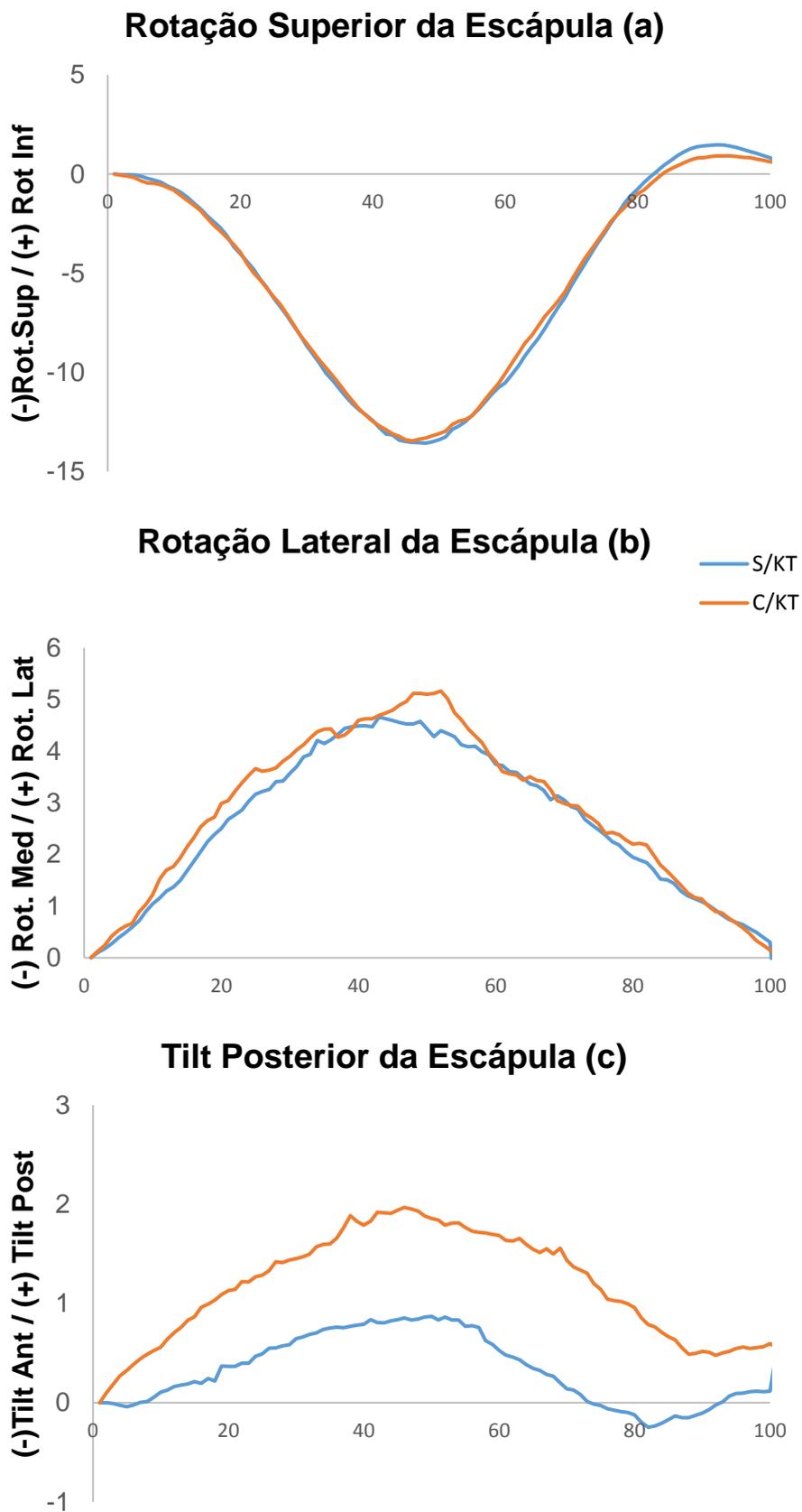


Figura 11: Cinemática Escapular durante a flexão com carga nas situações S/KT e C/KT



O estudo de van Herzeele et al. (2013) verificou a influência de uma KT sobre o trapézio superior com objetivo de inibição e avaliou a cinemática escapular durante movimentos de abdução, elevação e flexão e constatou que em jogadoras saudáveis de vôlei foi encontrado um aumento para o tilt posterior e para a rotação superior da escápula utilizando a KT em 30°, 60° e 90° durante a abdução.

Leong; Ng; Fu (2017) utilizando o mesmo protocolo de colocação em jogadores de vôlei com tendinopatia no manguito rotador e comparando em diferentes grupos (a) placebo, (b) sem KT, (c) com KT constaram que ocorre um pequeno aumento da rotação superior da escápula com a utilização da KT sobre o trapézio superior concordando com o estudo de van Herzeele *et al.*, (2013) apresentando efeitos sobre a cinemática escapular, especificamente para a rotação superior da escápula, quando utilizadas KT sobre o trapézio superior. Entretanto outros estudos avaliando outros protocolos de colocação da KT não observaram aumentos da rotação superior da escápula.

Shaheen; Bull; Alexander (2015) verificaram os efeitos da bandagem rígida e elástica sobre a cinemática da escápula em 11 pacientes com síndrome de impacto durante o movimento de elevação no plano da escápula e flexão. A bandagem rígida era posicionada posteriormente ao tronco dos pacientes com objetivo de retração da escápula, já a KT teve a utilização de um protocolo composta por três fitas. Uma para o deltóide médio (igual ao presente estudo), uma para o supra espinal e a última com reposicionamento da cintura escapular, sendo aplicada com alta tensão. Foram constatados aumentos da retração e rotação lateral com o uso de ambas as bandagens. Diferente do estudo de Van Herzeele *et al.*, 2013 este protocolo não alterou a rotação superior da escápula ou o tilt, apenas a rotação lateral. Sabe-se que em ambos os casos ocorreu uma diminuição significativa da dor. Desta forma parece que quando buscamos corrigir esta rotação medial em excesso o desenho de KT utilizado pelos autores visa a ser a melhor escolha, provavelmente por ser uma KT de reposicionamento com alta tensão na tração da fita, o que pode evitar posicionamentos que podem ser lesivos (KASE; WALLIS; KASE, 2003). Em contrapartida o estudo de Keenan et al. (2016) utilizando o mesmo protocolo da KT sobre a força muscular, propriocepção e cinemática escapular de 30 indivíduos ativos saudáveis e comparando ao grupo SIO não constaram diferenças nos resultados de nenhuma das variáveis nos indivíduos saudáveis, com bandagem, placebo e com SIO.

Além de KTs sobre os músculos TD e DM já foram obtidas alterações cinemáticas com a KT utilizada sobre o trapézio inferior. Hsu et al. (2009) avaliaram a cinemática escapular em 17 indivíduos jogadores de beisebol com suspeita de SIO no movimento de elevação no plano da escápula. Foram utilizadas duas KT, uma placebo sem tensão e outra com objetivo de atuar sobre o musculo trapézio inferior. Como resultados os autores constataram aumento do tilt posterior durante a fase de elevação do membro superior durante a elevação no plano da escápula quando comparado a situação placebo vs KT. Acreditam que esse resultado seja decorrente do aumento da ativação do trapézio inferior auxiliando na depressão da escápula o que leva a um melhor posicionamento da cintura escapular e melhora da execução do movimento de elevação no plano da escapula.

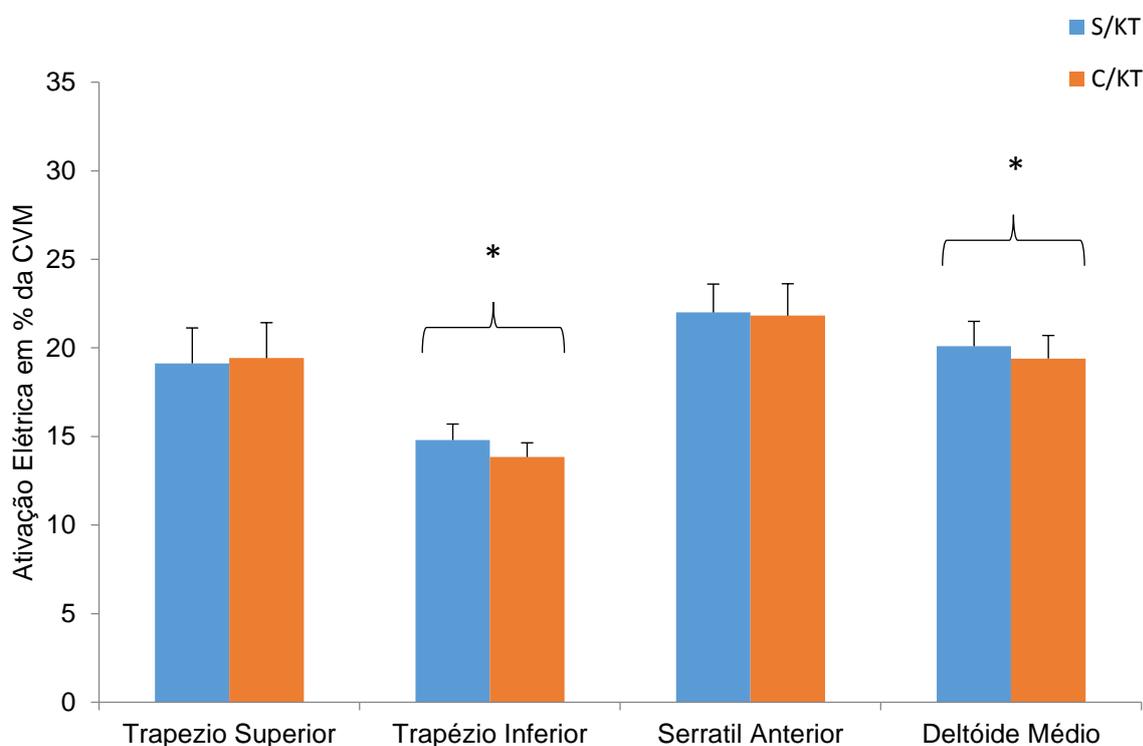
Porém na literatura também foram encontrados resultados com aumento de todas as variáveis da cinemática escapular, entretanto utilizando a bandagem rígida em indivíduos saudáveis. Shaheen et al (2013) avaliaram 30 indivíduos constaram que durante a flexão de ombro ocorreu um aumento da rotação superior, tilt posterior e rotação lateral. No movimento de elevação no plano da escápula ocorreu aumento da rotação externa da escápula. Este achado é extremamente importante, pois o aumento foi em todos os movimentos acometidos da SIO. Assim, o movimento anormal da escápula ou a falta dele pode fazer a diferença entre um ombro patológico e um saudável, demonstrando a importância da restauração do controle neuromuscular escapular para o sucesso de qualquer programa de reabilitação do ombro (VAN HERZEELE et al., 2013).

Em relação a cinemática escapular aparentemente na literatura observamos maiores alterações quando utilizamos a bandagem rígida ou a KT com alta tensão (SHAHEEN; BULL; ALEXANDER, 2015; SHAHEEN *et al.*,2013; HSU *et al.*,2009), porém existem alguns indícios da utilização da KT sobre o trapézio superior com objetivo de inibição alterando a cinemática escapular (LEONG; NG; FU, 2017; VAN HERZEELE *et al.*,2013). No presente estudo uma KT isolada sobre o deltóide médio com objetivo de inibição não foi o suficiente para obtermos alteração na cinemática escapular, apenas na eletromiografia de superfície.

6.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO: ELETROMIOGRAFIA

Com base nos resultados da ANOVA de medidas repetidas pode-se afirmar que existe um efeito significativo da KT para o músculo DM ($F(1,19)=11,273$, $p=0,003$, $\eta^2=0,372$) e para o TI ($F(1,19)=12,614$, $p=0,002$, $\eta^2=0,399$). Para os músculos TS ($F(1,19)=0,207$, $p=0,654$, $\eta^2=0,011$) e SA ($F(1,19)=0,135$, $p=0,717$, $\eta^2=0,007$) não foram verificadas diferenças (FIGURA 12). Em todos os casos o fator carga e o fator movimento apresentam diferença na EMG ($p<0,001$). Os dados são apresentados pela média e erro padrão.

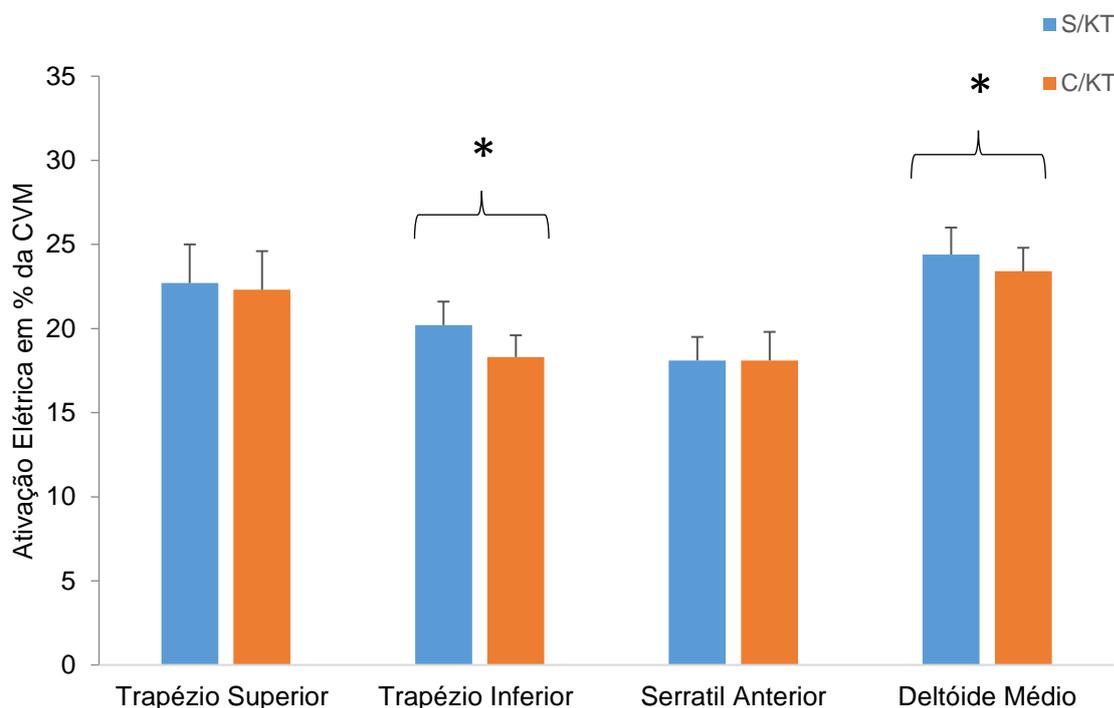
Figura 12: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Analisando os movimentos separadamente com relação ao fator principal “bandagem” durante a Abdução de Ombro foi identificada redução da atividade EMG para os músculos DM ($F(1,19)=6,797$; $p=0,017$; $\eta^2=0,263$) e TI ($F(1,19)=17,397$; $p=0,001$; $\eta^2=0,478$). Já para os músculos TD ($F(1,19)=0,120$; $p=0,733$; $\eta^2=0,006$) e SA ($F(1,19)=0,001$; $p=0,996$; $\eta^2=0,001$) não foram observadas diferenças neste movimento (FIGURA 13).

Figura 13: Análise do fator "Bandagem" durante a Abdução de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20)

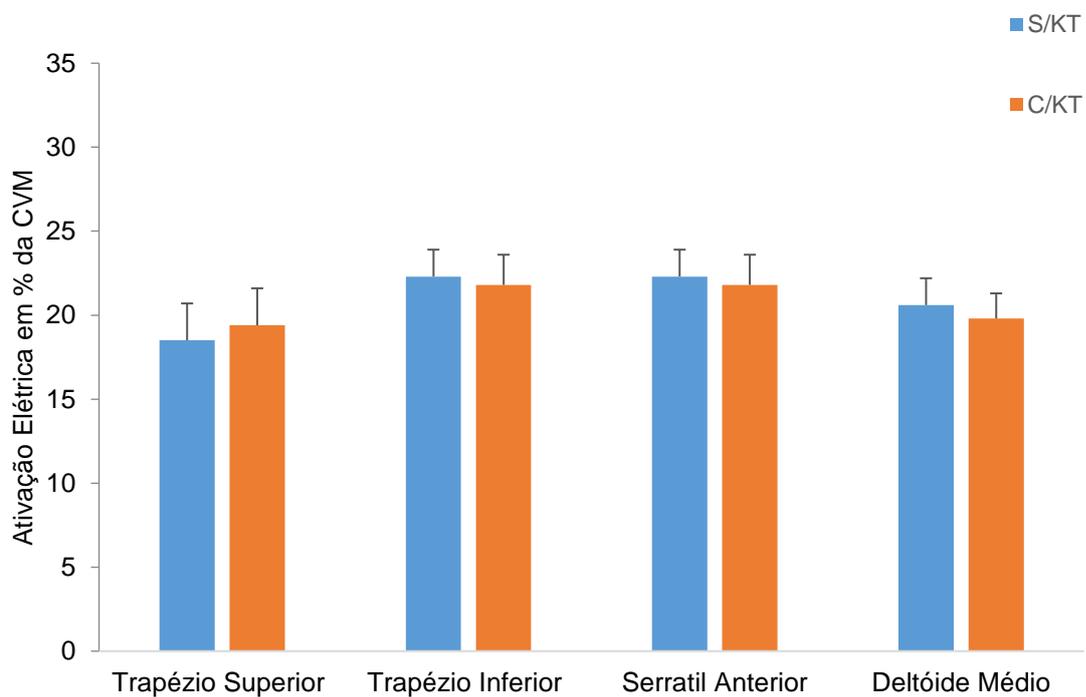


*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Em relação ao fator principal “bandagem” durante a Elevação de Ombro, os músculos TI ($F(1,19)=2,583$; $p=0,125$; $\eta^2=0,120$), TD ($F(1,19)=1,060$; $p=0,316$; $\eta^2=0,053$) e SA ($F(1,19)=0,627$; $p=0,438$; $\eta^2=0,032$) não sofreram influência da KT neste movimento (FIGURA 14). Com relação ao músculo DM, também não foi identificada redução da atividade EMG ($F(1,19)=4,155$; $p=0,056$; $\eta^2=0,179$). Entretanto, considerando a arbitrariedade do p escolhida (optamos por um p significativa a partir de 0,05), a funcionalidade do movimento, e a não influencia da KT sobre o TI neste movimento, a elevação no plano escapular é uma alternativa a ser melhor explorada, pois talvez possa reduzir a atividade sobre o DM sem afetar de forma significativa o TI.

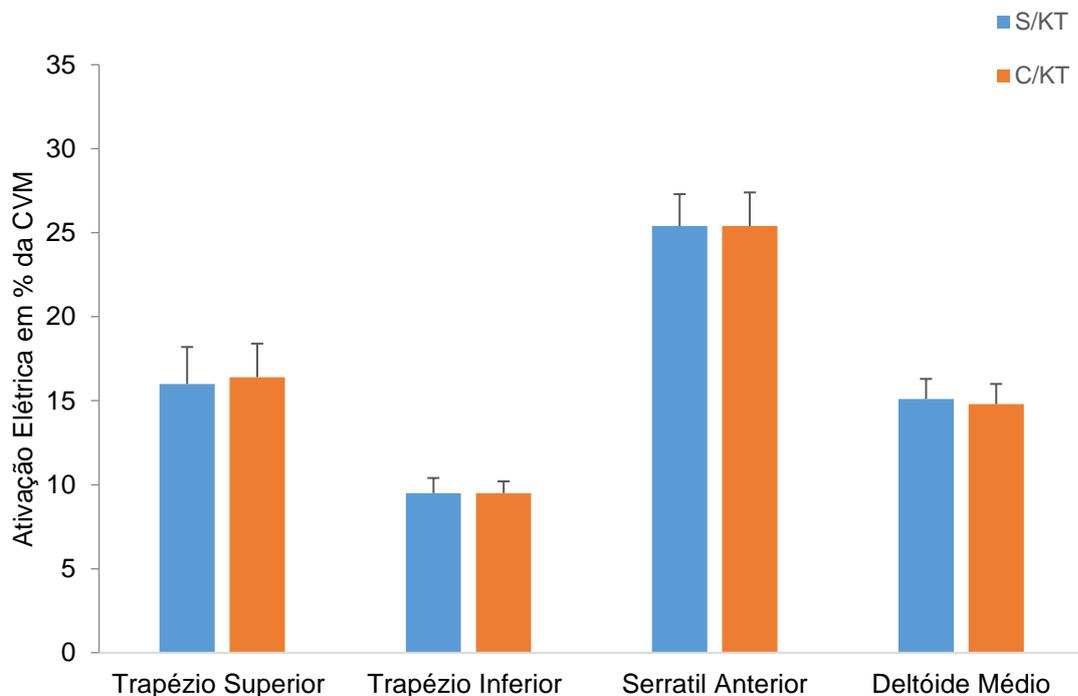
No fator principal “bandagem” durante a flexão de ombro (FIGURA 15) não foram observadas diferenças estatisticamente significativas para nenhum dos músculos avaliados DM ($F(1,19)=0,744$; $p=0,399$; $\eta^2=0,038$), TI ($F(1,19)=0,016$; $p=0,902$; $\eta^2=0,001$), TD ($F(1,19)=0,566$; $p=0,461$; $\eta^2=0,029$) e SA ($F(1,19)=0,001$; $p=0,993$; $\eta^2=0,001$).

Figura 14: Análise do fator “Bandagem” durante a Elevação de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 15: Análise do fator “Bandagem” durante a Flexão de Ombro para os diferentes músculos avaliados (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

No ANEXO G estão as informações descritivas (média e desvio padrão) individuais de cada um dos movimentos avaliados em relação a média do percentual da CVM. Quando observados separadamente não foram observadas diferenças significativas com o uso da KT. Também foram avaliados os valores de pico que da mesma forma não obtiveram diferença significativa para o fator bandagem, que também pode ser observado as informações descritivas e inferenciais no ANEXO H.

Chama a atenção no presente estudo a redução da atividade de EMG do músculo DM devido ao uso da KT, hipótese estimada no início do estudo. Aparentemente especula-se que a aplicação correta do KT pode contribuir para uma diminuição dos valores deste músculo que já é sobrecarregado na SIO e um local com alta presença de dor (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016; MURO *et al.*, 2010; PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009). Para dar suporte aos resultados quando observamos os tamanhos de efeitos sobre as variáveis EMG deste músculo podemos observar efeitos importantes. Quando verificamos a influência da KT sobre a amostra observa-se um η^2 de 0,372 caracterizando um efeito médio. Esta redução pode gerar uma menor necessidade de compensação na região para a realização dos movimentos e conseqüentemente diminuir a dor. As diferenças encontradas sobre o deltóide médio podem vir a estar relacionados aos efeitos da KT. As tiras e KT foram posicionadas exatamente sobre o músculo hiperativado em pacientes, o que busca um fator gerador da inibição, resultante da ação sensorial da KT sobre os mecanoreceptores, pois estes proporcionam um efeito analgésico inibindo os nociceptores segundo a teoria da comporta da dor (KASE; WALLIS; KASE, 2003).

Outro fator que vale ressaltar é o sinal eletromiográfico da presente amostra concordar com os achados da literatura referentes a atividade do TS e TI. Em indivíduos considerados saudáveis a razão entre estes dois músculos gira em torno de 1.5, (SMITH, 2009) o que significa que em indivíduos saudáveis a atividade do TI é praticamente o dobro da atividade do TS durante a elevação do membro superior (PHADKE; CAMARGO; LUDEWIG, 2009; SMITH *et al.*, 2009). Na presente amostra podemos verificar exatamente uma inversão das atividades destes músculos, tendo o TS com uma magnitude muito mais elevada que o TI. Aparentemente a KT utilizando no presente estudo não alterou a relação entre estes músculos, levando apenas alterações as magnitudes de DM e TI.

Na literatura os estudos têm focado em investigar os efeitos da KT e bandagem rígida sobre a EMG dos músculos da cintura escapular, especialmente o

trapézio superior (TAKASAKI; DELBRIDGE; JOHNSTON, 2015; LIN *et al.*, 2011; HSU *et al.*, 2009; SMITH *et al.*, 2009; SELKOWITZ *et al.*, 2007; ACKERMANN *et al.*, 2002). Com a utilização da KT sobre o trapézio superior foram encontradas redução durante atividades funcionais (LIN *et al.*, 2011), durante a digitação (TAKASAKI; DELBRIDGE; JOHNSTON, 2015). Entretanto a mesma KT num grupo de indivíduos saudáveis já demonstrou nenhum efeito sobre as variáveis eletromiográficas nos músculos da cintura escapular (COOLS *et al.*, 2002). Outro método que demonstrou redução da atividade EMG do TS foi através de uma maior ativação do TA, onde foram investigados as influências de uma KT sobre o TI, o que gerou aumento do sinal do TI e diminuição do TD (HSU *et al.*, 2009). Porém estes achados são específicos a uma amplitude de movimento, no início do movimento, não sendo ao longo de todo o movimento. Com a utilização da bandagem rígida com um mesmo desenho, entretanto com objetivo de reposicionamento Smith *et al.* (2009) avaliando 16 indivíduos com sintomas com SIO avaliou a atividade EMG dos músculos TS TM e TI durante elevação do braço no plano da escápula. Observaram uma diminuição da atividade EMG do TS. O que concorda com Selkowitz *et al.* (2007) que utilizou o mesmo desenho de bandagem em indivíduos com suspeita de SIO e avaliaram por meio da EMG a atividade dos músculos TS, TI, SA e Infraespinal durante um movimento funcional e abdução. A bandagem rígida resultou na diminuição da atividade EMG do musculo TS durante a abdução e no movimento funcional.

Entretanto, Ackermann *et al.* (2002) utilizaram uma bandagem rígida na região posterior do tronco e escápula em violinistas com dor cervical e no ombro esquerdo. Os autores avaliaram a atividade do TS esquerdo, direito, adutores da escapula esquerdo e direito e esternocleidomastóideo direito enquanto tocavam músicas clássicas de Beethoven e Mozart. Quanto ao sinal EMG observou-se aumento do sinal EMG na condição com bandagem principalmente do músculo TS esquerdo. Os autores acreditam que o uso da bandagem rígida causou limitação, irritação na pele e desvantagem de movimento e controle, assim a utilização de uma bandagem elástica poderia ser uma melhor opção neste caso, porém tal escolha precisa ser avaliado pelo fisioterapeuta.

Estes resultados são de grande valia para a prática clínica, pois os músculos avaliados nestes estudos são responsáveis pela sinergia do movimento escapular e a maioria dos pacientes que apresentam alguma patologia no ombro, normalmente devido à dor, tendem a compensar os movimentos aumentando a ativação muscular

do TS (VAN HERZEELE et al., 2013, Smith et al.2009). Aparentemente parece que o que se refere aos músculos TD esteja mais claro na literatura. Nestes estudos a KT aplicada foi posicionada sobre o trapézio superior ou trapézio inferior e não foram avaliadas influências sobre os músculos deltoide anterior e médio que também são sobrecarregados e fadigados em pacientes com SIO (SPALL; RIBEIRO; SOLE, 2016), tornando o presente estudo importante no meio científico por trazer informações sobre DM que também é acometido na SIO.

Também foram observadas reduções dos músculos trapézio inferior em pacientes com SIO. Quando levando em consideração o tamanho de efeito para o músculo TI, $\eta^2 = 0,399$ constatando um efeito médio sobre a atividade EMG. O presente achado traz bastante discussão ao seu benefício ou malefício aos pacientes com SIO quanto ao sinal do TI. Ao primeiro aspecto mostra-se um resultado indesejado, pois pacientes com SIO já apresentam redução da atividade EMG deste músculo e utilizar uma KT que reduzisse esta atividade mais ainda, poderia ser prejudicial. Devemos lembrar que estes os achados são relacionados a influência da KT a curto prazo, ou seja, efeito imediato, o que não necessariamente seria mantida ao longo de um tratamento fisioterapêutico. Phadke; Camargo; Ludewig (2009), relatam que em um programa de exercícios de reabilitação deve-se enfatizar exercícios que gerem fortalecimentos para o músculo trapézio médio, trapézio inferior e serrátil anterior para auxiliar na correção do posicionamento da escápula, especialmente a rotação medial em excesso. Outro foco na reabilitação deve ser os músculos do manguito rotador que estão com sua atividade reduzida e como consequência ocorre um aumento da atividade do deltóide, fator gerador da hiperatividade na lesão. A questão é: Para um paciente com SIO utilizando KT é benéfico obtermos redução tanto no sinal do deltóide médio quanto para o trapézio inferior? Como já citado inicialmente a redução do TI é uma resposta indesejada. Para responder está questão novos estudos precisam ser realizados associando um programa de exercícios fisioterapêuticos com a utilização da KT. Já sabemos que utilizar a KT no ombro reduz os índices de dor e melhora a funcionalidade, assim, não seria a redução do TI a curto prazo um fator para não utilizar a presente KT. Outro fator que devemos considerar é que não necessariamente a diminuição do sinal levará a uma menor magnitude de força muscular do trapézio inferior, da mesma forma a presença de dor durante a realização do movimento pode gerar aumentos do sinal EMG que foram influenciados pela KT. Outra suposição é que os

pacientes utilizaram uma outra estratégia de movimento através de outros músculos como trapézio médio, peitoral menor e romboides (PHADKE; CAMARGO;LUDEWIG, 2009), fatos estes que também podem ser investigados a longo prazo e associado a um programa de exercícios. Assim, estudos que investiguem os efeitos da KT a longo prazo são necessários.

Alguns estudos avaliaram índices de dor a curto, longo prazo, entre eles alguns associados a um programa de fortalecimento. Entretanto, não avaliando cinemática e eletromiografia de superfície. Mostafavifar et al. (2012) em sua revisão sistemática relatam a melhora da função providenciada pelo KT a curto prazo, justamente pelo mesmo não restringir o movimento. Ackermann *et al* (2002), relata a funcionalidade proporcionada pela KT. Entretanto, a literatura mostra no ombro uma redução da dor imediatamente e nas primeiras 24 horas após a colocação, porém não há evidência que suporte que acima deste tempo ela continue com o efeito analgésico (PARREIRA *et al.*,2014; THELEN; DAUBERMAN; STONEMAN, 2008).

Thelen et al. (2008) estudaram o efeito da KT com relação a dor e a incapacidade em indivíduos com de SIO nos movimentos de Abdução, flexão, elevação no plano da escápula durante um período de 6 dias, realizando avaliações no 1º, 3º e 6º dia. Foram formados dois grupos, Grupo Placebo e o Grupo Experimental. Foram observadas reduções de no grupo experimental durante a abdução no primeiro dia (curto prazo). Morris et al. (2013) em sua revisão sistemática relata a qualidade do estudo de Thelen et al. (2008), mas comenta a perda dos efeitos a partir de 3 dias de uso do KT, supondo que o uso do KT para essa condição perderia seus efeitos longo prazo. Sugerindo assim a utilização da KT durante atividades esportivas ou durante a reabilitação fisioterapêutica de forma aproveitar seus efeitos imediatos.

Kaya et al. (2011) ao comparar o uso do kinesio taping com fisioterapia na incapacidade e dor avaliados pela escala DASH em indivíduos com síndrome do impacto durante duas semanas de tratamento constataram que durante a primeira semana aparentemente a KT foi mais efetiva quando comparando ao programa de fisioterapia. Na segunda semana foram constatados resultados muito parecidos. Desta forma, a KT pode ser uma técnica complementar ao tratamento, onde a utilização dos dois métodos simultâneos pode ser benéfica aos pacientes com SIO. Kaya *et al.*, (2014) aperfeiçoou seu estudo e levando em consideração a união dos

dois métodos avaliou um grupo KT com exercícios e outro grupo utilizando terapia manual com exercícios durante 6 semanas. Os pacientes foram instruídos ainda a utilizar gelo 5x ao dia. Como resultado não houve diferença na escala DASH e índices de dor entre os grupos, sendo observado uma melhora similar em ambos os casos nos pacientes com SIO. Aparentemente a associação das modalidades fisioterapia e KT associadas ao tratamento fisioterapêutico nos traz bons resultados em pacientes com SIO quando ao índice de dor e incapacidade,

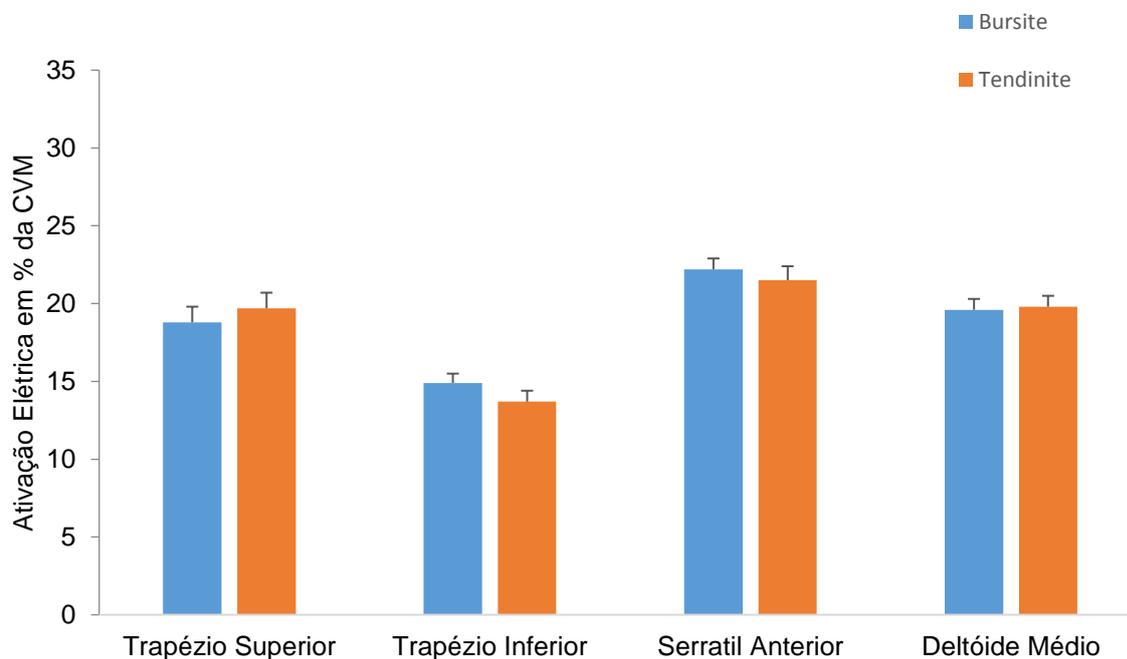
Subasi et al (2016) em seu estudo avaliaram os efeitos de um programa de exercícios de fortalecimento e alongamento por 3 meses em dois grupos. Um grupo *kinesio taping* e um grupo injeção anestésica em pacientes com síndrome do impacto. Foram constatadas diferenças quanto a dor, funcionalidade e amplitude de movimento nos dois grupos após o programa de exercícios. Apesar de o estudo ter estes bons resultados não se pode afirmar que o *kinesio taping* tenha efeitos equivalentes a injeção, desta forma os autores afirmam que ela é uma técnica complementar ao tratamento fisioterapêutico na síndrome do impacto do ombro.

Parreira *et al.*, (2014); Espejo & Apolo (2011) relatam efeitos benéficos do KT na prática clínica da fisioterapia e sua utilização como técnica complementar no tratamento e prevenção de lesões, entretanto, afirmam que não existe evidência científica e estudos conclusivos que podem demonstrar os reais efeitos do KT no organismo humano. Desta forma quando optamos por utilizar uma bandagem rígida ou o KT na prevenção ou reabilitação de lesões, sempre devemos levar em conta o histórico do paciente, suas atividades ou esportes, a presença ou não de lesão, o objetivo da aplicação do KT ou bandagem na região específica conforme avaliação e tratamento fisioterapêutico proposto (WILLIAMS et al., 2011). A escolha da KT ideal é fator importante no tratamento fisioterapêutico e novos estudos precisam ser desenvolvidos avaliando variáveis como a eletromiografia de superfície e a cinemática, para evidenciar os efeitos de diferentes protocolos de KT e os mecanismos pelos quais ela atua nos diferentes pacientes com síndrome do impacto do ombro.

6.3 ANÁLISE POR SUBGRUPO

A título de investigação fizemos a separação dos participantes em pacientes com bursite e tendinite de supra espinal. Inicialmente verificamos se as médias dos sinais eletromiográficos entre os músculos apresenta diferenças entre subgrupos (FIGURA 16). Para tal, foi utilizado o Teste t para amostras independentes. Não foram constatadas diferenças, demonstrando que as compensações são semelhantes para os músculos indiferente da lesão específica. Em média não houve diferença da ativação do músculo TD na bursite ($18,8 \pm 1,0$) e na tendinite ($19,7 \pm 1,0$), $t(238)=-0,601$; $p=0,549$; $r=0,04^2$. Em média para o músculo TA na bursite ($M= 14,9$ EP=0,6) e na tendinite ($M=13,7$, EP=0,7), $t(238)=1,229$, $p=0,220$; $r=0,08$. Para o músculo SA na bursite ($M=22,2$, EP=0,7) e na tendinite ($M=21,5$, EP= 0,9), $t(238)=0,543$; $p=0,588$; $r=0,03$. Por fim no DM na bursite ($M=19,6$, EP=0,7) e na tendinite ($M=19,8$, EP=0,7) $t(238)= -0,138$, $p=0,890$; $r=0,01$.

Figura 16: Análise do fator “Grupo” para os diferentes músculos avaliados (G. Tend n=10 e G. Bursite n =10).

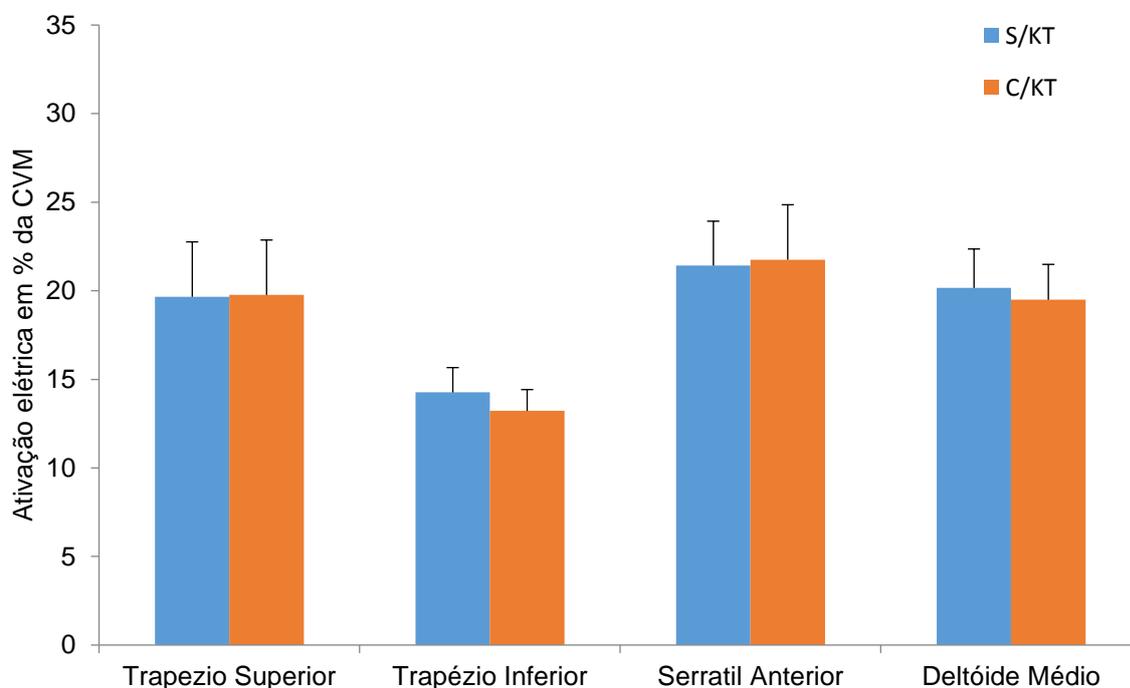


*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

² Resultados relatados conforme sugerido por Field (2009), onde $t(g|_R)$ = valor da estatística t; p = nível de significância, e r = tamanho de efeito, calculado por: $r = \sqrt{\frac{t^2}{t^2 + g|_R}}$

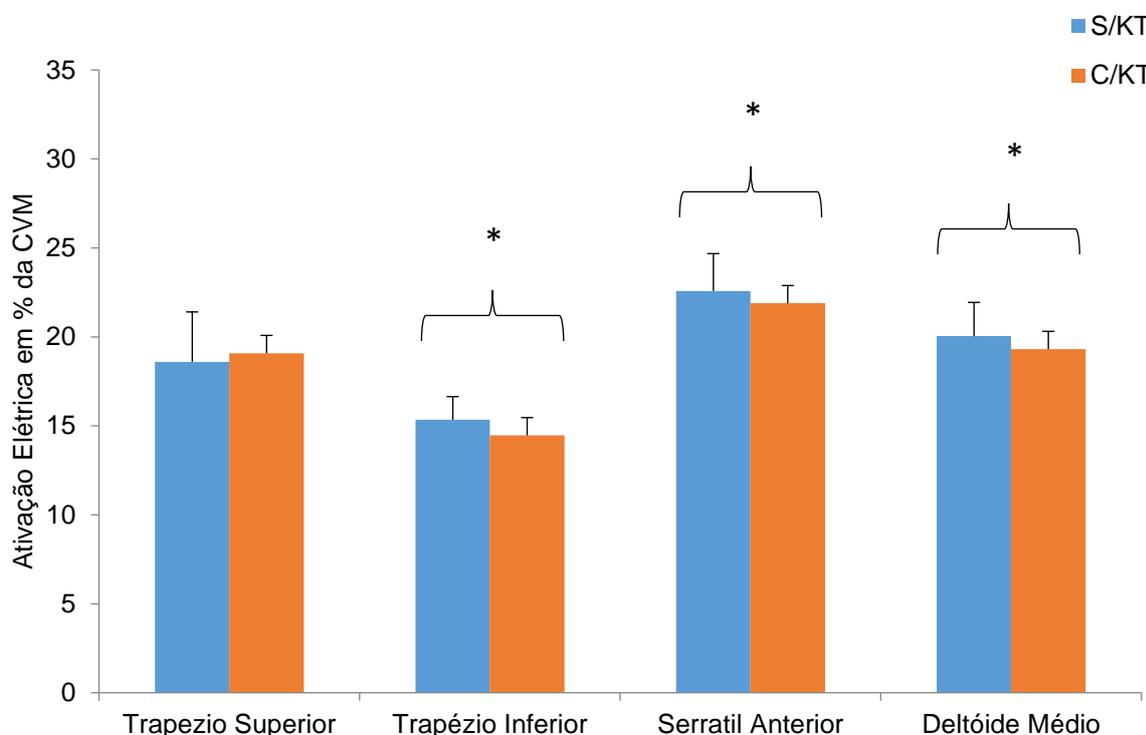
Também a título de investigação foi analisado o fator “bandagem” separadamente. Constatamos que a KT não teve influência sobre a atividade EMG em pacientes com tendinite (FIGURA 17) para nenhum dos músculos avaliados. DM ($F(1,9)=3,235$, $p=0,106$, $\eta^2=0,264$), TI ($F(1,9)=4,329$, $p=0,067$, $\eta^2=0,325$), SA ($F(1,9)=0,116$, $p=0,741$, $\eta^2=0,013$) e TS ($F(1,9)=0,025$, $p=0,878$, $\eta^2=0,003$), entretanto em pacientes com bursite (FIGURA 18) manteve-se a influência sobre o músculo DM ($F(1,9)=12,063$, $p=0,007$, $\eta^2=0,573$), músculo TI ($F(1,9)=13,551$, $p=0,005$, $\eta^2=0,601$) e para o músculos SA ($F(1,9)=8,729$, $p=0,016$, $\eta^2=0,492$), o qual não havia sofrido influência quando comparada a amostra de forma unificada. Todos estes músculos sofreram uma influência diminuindo a magnitude da média do sinal EMG em percentual da CVM.

Figura 17: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados para os participantes com Tendinite (n=10).



*Diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 18: Análise do fator “Bandagem” para os diferentes músculos avaliados para os participantes com Bursite (n=10).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Em relação ao músculo deltóide médio a KT apresenta um efeito grande sobre os pacientes com bursite ($\eta^2 = 0,573$) e um efeito médio sobre pacientes com tendinite ($\eta^2 = 0,264$), apesar de não apresentar diferença significativa nesta população. Mostra-se que a KT utilizada sobre o músculo DM apresenta maior influência sobre o sinal EMG quando analisados pacientes com bursite, o que é um resultado importante, visto a utilização da KT sobre diferentes pacientes com SIO.

Aparentemente, a justificativa nas influências superiores aos pacientes com bursite quando comparados a tendinite, pode ser devido a fatores morfológicos. A bursa apresenta uma inervação rica em mecanoreceptores e nociceptores quando comparado com o tendão, desta forma com maiores conexões nervosas contribui de uma forma mais elevada para a presença de dor. Uma substância chamada “Substancia P” estimula as terminações nervosas, o que está associado com altos níveis de dores no ombro, que também são mais difusas quando comparadas a tendinite (LEWIS, 2015). No caso do tendão o processo é mais lento, sendo menos

responsiva aos tratamentos com carga. No momento que o tendão sofre uma alta sobrecarga a sua homeostasia é afetada, resultando em uma falha temporária, presença de dor que é agravada com hábitos de vida diários de risco (LEWIS, 2015). Bohm; Mersmann; Arampatzis (2015) constaram que cargas altas são mais eficientes na adaptação do tendão acima de 12 semanas de treinamento do que quando comparado a efeitos a curto prazo. Também foram observados que o tipo de contração muscular é indiferente quanto a está adaptação. Desta forma, podemos supor que devido a responsividade comparada entre as estruturas a KT possa atuar mais diretamente em pacientes com bursite. Em ambas as amostras o comportamento eletromiográfico é extremamente semelhante concordando em suas magnitudes.

Quanto a cinemática escapular, também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos participantes com bursite para rotação superior $F(1,9)=0,431$, $p=0,528$, $\eta^2=0,046$), rotação lateral $F(1,9)=0,004$, $p=0,952$ $\eta^2=0,000422$) e tilt posterior $F(1,9)=0,210$, $p=0,658$, $\eta^2=0,023$). Para os participantes com tendinite da mesma forma para rotação superior $F(1,9)=3,136$, $p=0,110$, $\eta^2=0,258$), rotação lateral $F(1,9)=2,021$, $p=0,189$ $\eta^2=0,183$) e tilt posterior $F(1,9)=1,119$, $p=0,318$ $\eta^2=0,111$).

Apesar dos resultados encontrados quando analisados subgrupos, pode-se perceber pelo tamanho de efeito que o poder estatístico desta análise é fraco. Avaliar dois grupos separadamente de participantes não estava em nossas pretensões iniciais, e como tal, a metodologia utilizada não suporta este tipo de análise. Não obstante, dada a simetria de casos diagnosticados com bursite ou tendinite, e unicamente a título de investigação, conduzimos esta investigação com a finalidade única de explorar os dados na direção de novos indícios e resultados. Com base nestes achados, sugere-se como questões de pesquisa para futuros estudos: (1) Como se comporta a cinemática e atividade eletromiográfica na Síndrome do Impacto considerando lesões específicas como bursite subacromial ou tendinite de supra espinal? (2) Qual o efeito da KT na cinemática e atividade eletromiográfica em lesões específicas na SIO?

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O estudo traz indícios dos possíveis benefícios do uso da *Kinesio Taping* em pacientes com Síndrome do Impacto do Ombro, como a redução dos níveis médios de atividade do músculo deltóide médio visto as alterações EMG que este músculo apresenta na Síndrome do impacto do ombro. Está evidente que o deltoide médio é um dos músculos acometidos na Síndrome do impacto e que reduzir o seu sinal pode ser interessante aos pacientes. De forma geral, através dos estudos utilizando a *Kinesio Taping* no ombro, tem sido observado redução da dor e melhora dos índices de incapacidade, como efeitos proporcionados pela *Kinesio Taping*. A redução da atividade eletromiográfica do Trapézio Inferior apontada neste estudo não seria, a priori, um resultado considerado positivo. Por outro lado, esta redução, por si só, não é motivo suficiente para não utilizar a *Kinesio Taping* sobre o deltoide médio, pois as reduções dos níveis de dor e incapacidade proporcionadas pela *Kinesio Taping* acabam sendo, a curto prazo, uma vantagem maior quando comparadas à redução do Trapézio Inferior. Não obstante, esta redução a longo prazo talvez possa ser prejudicial, uma vez que se trata de um músculo fundamental nos movimentos do membro superior, sendo usual seu fortalecimento durante a reabilitação. A redução do sinal do Trapézio Inferior precisa ser investigada através de programas de fortalecimento, se este comportamento se mantém ao longo do tratamento ou se outras musculaturas são recrutadas quando utilizados a *Kinesio Taping* com este objetivo. Assim sendo, novos estudos precisam ser realizados visando esclarecer esta controvérsia: diminuição da atividade do trapézio Inferior com o uso da *Kinesio Taping* versus a necessidade de fortalecimento desta musculatura em pacientes com Síndrome do impacto do ombro. Além disso, em contrapartida, se assumirmos que a redução do TI em pacientes com SIO seja algo maléfico, visto que esta musculatura já está diminuída e retarda nos pacientes, podemos considerar que este desenho de KT não seja indicado aos pacientes com SIO. Assim, devemos ter cautela na utilização desta KT isolada em pacientes com SIO.

Quanto aos dados cinemáticos, no presente estudo foram avaliados movimentos até 90° de elevação do membro superior. O que ocorre com a atividade cinemática a partir desta amplitude acaba sendo uma pergunta futura a ser feita. Cabe salientar que o método de avaliação empregado neste estudo, através de

marcadores reflexivos, é interessante para diversas articulações e segmentos corporais. Entretanto, para a escápula possui uma grande limitação, a partir de 90° de amplitude os marcadores, que são fixados na pele, acabam não acompanhando o real movimento escapular. Do ponto de vista cinemático a *Kinesio Taping* não foi capaz de alterar os movimentos escapulares.

Uma possibilidade seria a utilização de diversas tiras de *Kinesio Taping* para influenciar variáveis EMG ou cinemáticas. Este estudo demonstrou que uma tira já foi o suficiente para causar algum efeito sobre os pacientes com Síndrome do impacto na variável EMG no deltoide médio e trapézio inferior. Um protocolo com mais tiras, como por exemplo uma fita extra de alta tensão, talvez pudesse reposicionar a cintura escapular diminuindo uma eventual rotação medial excessiva, fator que pode ser interessante dependendo do paciente. Do ponto de vista da EMG já está evidenciado em diversos estudos a utilização da *Kinesio Taping* sobre o trapézio superior reduzindo o seu sinal. Desta forma, em pacientes com síndrome do impacto, a utilização da *Kinesio Taping* sobre o trapézio superior, associada ao desenho utilizado neste estudo, pode ser uma alternativa na reabilitação de pacientes, mas precisa maiores investigações. De forma geral a *Kinesio Taping* aparenta atuar especificamente sobre o músculo que for colocado. Entretanto estes resultados ocorrem igualmente quando comparado a indivíduos saudáveis? Ou estes resultados são encontrados apenas em indivíduos com Síndrome do Impacto do Ombro, cujos músculos se encontram alterados?

A questão continua em aberto: Qual a *Kinesio Taping* que eu utilizo para um paciente com Síndrome do Impacto do Ombro? Do ponto de vista fisioterapêutico é necessário avaliarmos individualmente o paciente, observar suas compensações para escolher um número de tiras ou até mesmo protocolos diferentes que possam melhorar a dor e a funcionalidade. As pesquisas com pacientes com Síndrome do impacto do ombro são desafiadoras vistas a grande variabilidade de fatores que acometem a lesão. Entretanto, é necessária a investigação da influência das diferentes técnicas, como a *Kinesio Taping*, na reabilitação destes pacientes.

8 CONCLUSÕES

Com base nos resultados do estudo não foi possível constatar alteração na cinemática escapular em pacientes com Síndrome do impacto do ombro. Entretanto, na atividade eletromiográfica foram verificadas redução nos sinais dos músculos deltoide médio e trapézio inferior. Para os músculos trapézio superior e serrátil anterior não foram verificadas diferenças no sinal eletromiográfico.

REFERÊNCIAS

ACKERMANN, B.; ADAMS, R.; MARSHALL, E. The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 48, n. 3, p. 197-203, 2002. ISSN 0004-9514.

ALAM, S.; MALHOTRA, D.; MUNJAL, J.; CHACHRA, A. Immediate effect of Kinesio taping on shoulder muscle strength and range of motion in healthy individuals: A randomised trial. **Hong Kong Physiotherapy Journal**, v. 33, n. 2, p. 80-88, 2015. ISSN 1013-7025.

ARAÚJO, G. J. S.; SIMÕES, R. A.; CAVALCANTE, M. L. C.; MORAES, M. R. B. A aplicabilidade do recurso Kinesio Taping® no desporto: uma revisão de literatura. **Revista Pesquisa em Fisioterapia**, v. 4, n. 3, 2015. ISSN 2238-2704.

BARRETT, E.; O'KEEFFE, M.; O'SULLIVAN, K.; LEWIS, J.; MCCREESH, K. Is thoracic spine posture associated with shoulder pain, range of motion and function? A systematic review. **Manual Therapy**, v. 26, p. 38-46, 2016. ISSN 1356-689X.

CARDOSO, R. M. T.; LEITE, M. S. O. Intervenção da fisioterapia na síndrome de colisão do ombro. **Fisioterapia em Movimento**, v. 26, n. 4, 2013.

CASTELEIN, B.; CAGNIE, B.; PARLEVLIT, T.; COOLS, A. Scapulothoracic muscle activity during elevation exercises measured with surface and fine wire EMG: a comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. **Manual Therapy**, v. 23, p. 33-39, 2016. ISSN 1356-689X.

CASTRO, A. B. D. Síndrome do impacto do ombro. **Diagnóstico e tratamento. Rev dor**, v. 10, n. 2, p. 1806-13, 2009.

COOLS, A. M.; WITVROUW, E. E.; DANNEELS, L. A.; CAMBIER, D. C. Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? **Manual Therapy**, v. 7, n. 3, p. 154-162, 2002. ISSN 1356689X.

DIEDERICHSEN, L. P.; NORREGAARD, J.; DYHRE-POULSEN, P.; WINTHER, A.; TUFEKOVIC, G.; BANDHOLM, T.; RASMUSSEN, L. R.; KROGSGAARD, M. The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 19, n. 5, p. 789-99, Oct 2009. ISSN 1873-5711 (Electronic)1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19062307> >.

DOORENBOSCH, C. A.; HARLAAR, J.; VEEGER, D. H. The globe system: an unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. **Journal of Rehabilitation and Research Development**, v. 40, n. 2, p. 147-55, Mar-Apr 2003. ISSN 0748-7711 (Print). Disponível em: <
http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=15077640>.

FAGGIONI, R.; LUCAS, R.; AL GAZI, A. Síndrome do pinçamento no ombro, decorrente da prática esportiva: uma revisão bibliográfica. **Motriz, Rio Claro**, v. 11, n. 3, p. 211-215, 2005.

GARCÍA-MURO, F.; RODRÍGUEZ-FERNÁNDEZ, Á. L.; HERRERO-DE-LUCAS, A. Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio taping. A case report. **Manual Therapy**, v. 15, n. 3, p. 292-295, 2010. ISSN 1356-689X.

GAYA, A. **Ciências do movimento humano: introdução à metodologia da pesquisa**. Artmed, 2008. ISBN 8536314389.

GONZÁLEZ-IGLESIAS, J.; FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C.; CLELAND, J.; HUIJBREGTS, P.; GUTIÉRREZ-VEGA, M. D. R. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 39, n. 7, p. 515-521, 2009. ISSN 0190-6011.

HERMENS, H. J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, n. 5, p. 361-374, 10// 2000. ISSN 1050-6411. Disponível em: <
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641100000274>>.

HSU, Y. H.; CHEN, W. Y.; LIN, H. C.; WANG, W. T. J.; SHIH, Y. F. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, n. 6, p. 1092-1099, 2009. Disponível em: <
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-69549125895&doi=10.1016%2fj.jelekin.2008.11.003&partnerID=40&md5=1e1a558bb1b0f28b12f4ef118b941055>>.

HUANG, T.-S.; OU, H.-L.; HUANG, C.-Y.; LIN, J.-J. 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. ISSN 1058-2746.

KASE, K.; DIAS, E.; LEMOS, T. KINESIO TAPING®: introdução ao método e aplicações musculares. **São Paulo: Andreoli**, 2013.

KASE, K.; WALLIS, J.; KASE, T. Clinical therapeutic applications of the Kinesio Taping Method. **Ken Ikai**, n. 2 ed, p. 19-39, 2003.

KAYA, D. O.; BALTACI, G.; TOPRAK, U.; ATAY, A. O. The clinical and sonographic effects of kinesiotope and exercise in comparison with manual therapy and exercise for patients with subacromial impingement syndrome: a preliminary trial. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 37, n. 6, p. 422-32, Jul-Aug 2014. ISSN 1532-6586 (Electronic)

0161-4754 (Linking). Disponível em: <
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25108752> >.

KAYA, E.; ZINNUROGLU, M.; TUGCU, I. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. **Clinical rheumatology**, v. 30, n. 2, p. 201-207, 2011. ISSN 0770-3198.

KEBAETSE, M.; MCCLURE, P.; PRATT, N. A. Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and three-dimensional scapular kinematics. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 80, n. 8, p. 945-950, 1999. ISSN 0003-9993.

KEENAN, K. A.; AKINS, J. S.; VARNELL, M.; ABT, J.; LOVALEKAR, M.; LEPHART, S.; SELL, T. C. Kinesiology taping does not alter shoulder strength, shoulder proprioception, or scapular kinematics in healthy, physically active subjects and subjects with Subacromial Impingement Syndrome. **Physical Therapy in Sport**, 2016. ISSN 1466-853X.

KIM, B.-J.; LEE, J.-H. Effects of scapula-upward taping using kinesiology tape in a patient with shoulder pain caused by scapular downward rotation. **Journal of physical therapy science**, v. 27, n. 2, p. 547-548, 2015. ISSN 0915-5287.

KNEESHAW, D. Shoulder taping in the clinical setting. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 6, n. 1, p. 2-8, 2002. ISSN 1360-8592.

KONTAXIS, A.; CUTTI, A. G.; JOHNSON, G. R.; VEEGER, H. E. J. A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 3, p. 246-253, 2009/03/01/ 2009. ISSN 0268-0033. Disponível em: <
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309000023> >.

LEONG, H. T.; NG, G. Y.-F.; FU, S. N. Effects of scapular taping on the activity onset of scapular muscles and the scapular kinematics in volleyball players with rotator cuff tendinopathy. **Journal of Science and Medicine in Sport**, 2016. ISSN 1440-2440.

LEWIS, J.; MCCREESH, K.; ROY, J.-S.; GINN, K. Rotator cuff tendinopathy: navigating the diagnosis-management conundrum. **Journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 45, n. 11, p. 923-937, 2015. ISSN 0190-6011.

LIN, J.-J.; HANTEN, W. P.; OLSON, S. L.; RODDEY, T. S.; SOTO-QUIJANO, D. A.; LIM, H. K.; SHERWOOD, A. M. Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 15, n. 6, p. 576-586, 2005. ISSN 1050-6411.

LOPES, A. D.; TIMMONS, M. K.; GROVER, M.; CICONELLI, R. M.; MICHENER, L. A. 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. ISSN 0003-9993.

LUDEWIG, P. M.; BRAMAN, J. P. Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. **Manual therapy**, v. 16, n. 1, p. 33-39, 2011. ISSN 1356-689X.

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, 2000. ISSN 0031-9023.

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. ISSN 0190-6011.

MAGALHÃES, I.; BOTTARO, M.; FREITAS, J. R.; CARMO, J.; MATHEUS, J. P.; CARREGARO, R. L. Prolonged use of Kinesiotaping does not enhance functional performance and joint proprioception in healthy young males: Randomized controlled trial. **Brazilian journal of physical therapy**, n. AHEAD, p. 0-0, 2016. ISSN 1413-3555.

MCCLURE, P. W.; MICHENER, L. A.; KARDUNA, A. R.; WHITMAN, J. M. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. **Physical therapy**, v. 86, n. 8, p. 1075, 2006. ISSN 0031-9023.

MCCREARY, E.; PROVANCE, P.; KENDALL, F.; RODGERS, M.; ROMANI, W. Músculos: provas e funções. **Músculos: provas e funções**, 2007.

MESKERS, C.; VERMEULEN, H.; DE GROOT, J.; VAN DER HELM, F.; ROZING, P. 3D shoulder position measurements using a six-degree-of-freedom electromagnetic tracking device. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 13, n. 4-5, p. 280-292, 1998. ISSN 0268-0033.

MESKERS, C. G.; VAN DER HELM, F. C.; ROZENDAAL, L. A.; ROZING, P. M. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 1, p. 93-6, Jan 1998. ISSN 0021-9290 (Print). Disponível em: < http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=9596544 >.

METZKER, C. A. B. Tratamento conservador na síndrome do impacto no ombro. **Fisioter. mov**, p. 141-151, 2010.

MORINI JR, N. **Bandagem terapêutica: conceito de estimulação tegumentar**. Grupo Gen-Editora Roca Ltda., 2013. ISBN 8541201414.

MORRISSEY, D. Proprioceptive shoulder taping. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 4, n. 3, p. 189-194, 2000. ISSN 1360-8592. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859200901566> >.

OLIVEIRA, V. M. A. D.; BATISTA, L. D. S. P.; PITANGUI, A. C. R.; ARAÚJO, R. C. D. Efeito do Kinesio Taping na dor e discinesia escapular em atletas com síndrome do impacto do ombro. **Revista Dor**, v. 14, p. 27-30, 2013. ISSN 1806-0013. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1806-00132013000100007&nrm=iso >.

PARREIRA PDO, C.; COSTA LDA, C.; HESPANHOL, L. C., JR.; LOPES, A. D.; COSTA, L. O. Current evidence does not support the use of Kinesio Taping in clinical practice: a systematic review. **J Physiother**, v. 60, n. 1, p. 31-9, 2014. ISSN 1836-9561 (Electronic)1836-9561 (Linking).

PHADKE, V.; CAMARGO, P. R.; LUDEWIG, P. M. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, n. 1, p. 1-9, 2009. Disponível em: < <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-67349250642&partnerID=40&md5=a17184dad5d8155f3ff5e09fd5f7508f> >.

POLITTI, F.; PALOMARI, E. T.; FURTADO, R.; AMORIM, C. F. Análise eletromiográfica e da força do músculo deltóide em indivíduos com síndrome do impacto do ombro. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 13, n. 3, p. 24-31, 2006. ISSN 2316-9117.

SELKOWITZ, D. M.; CHANEY, C.; STUCKEY, S. J.; VLAD, G. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. **journal of orthopaedic & sports physical therapy**, v. 37, n. 11, p. 694-

702, 2007. ISSN 0190-6011.

SHAHEEN, A. F.; BULL, A. M.; ALEXANDER, C. M. Rigid and Elastic taping changes scapular kinematics and pain in subjects with shoulder impingement syndrome; an experimental study. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 25, n. 1, p. 84-92, Feb 2015. ISSN 1873-5711 (Electronic)1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25138646> >.

SHAHEEN, A. F.; VILLA, C.; LEE, Y. N.; BULL, A. M.; ALEXANDER, C. M. Scapular taping alters kinematics in asymptomatic subjects. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 23, n. 2, p. 326-33, Apr 2013. ISSN 1873-5711 (Electronic)1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23261085> >.

SMITH, M.; SPARKES, V.; BUSSE, M.; ENRIGHT, S. Upper and lower trapezius muscle activity in subjects with subacromial impingement symptoms: is there imbalance and can taping change it? **Physical Therapy in Sport**, v. 10, n. 2, p. 45-50, 2009. ISSN 1466-853X.

SPALL, P.; RIBEIRO, D. C.; SOLE, G. Electromyographic Activity of Shoulder Girdle Muscles in Patients With Symptomatic and Asymptomatic Rotator Cuff Tears: A Systematic Review and Meta-Analysis. **PM and R**, 2016. Disponível em: < <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84962670310&partnerID=40&md5=5f9d1199f8d295312d92564b1370451a> >.

SUBAŞI, V.; ÇAKIR, T.; ARICA, Z.; SARIER, R. N.; FILIZ, M. B.; DOĞAN, Ş. K.; TORAMAN, N. F. Comparison of efficacy of kinesiological taping and subacromial injection therapy in subacromial impingement syndrome. **Clinical rheumatology**, v. 35, n. 3, p. 741-746, 2016. ISSN 0770-3198.

TATE, A. R.; MCCLURE, P.; KAREHA, S.; IRWIN, D.; BARBE, M. F. A clinical method for identifying scapular dyskinesis, part 2: validity. **Journal of athletic training**, v. 44, n. 2, p. 165-173, 2009. ISSN 1062-6050.

THELEN, M. D.; DAUBER, J. A.; STONEMAN, P. D. The clinical efficacy of kinesiotope for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 7, p. 389-395, 2008. Disponível em: < <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-46849114317&partnerID=40&md5=3bf3962ee29c60b9d699c20bb0d59775> >.

VAN HERZEELE, M.; VAN CINGEL, R.; MAENHOUT, A.; DE MEY, K.; COOLS, A. Does the application of kinesiotape change scapular kinematics in healthy female handball players? **International journal of sports medicine**, v. 34, n. 11, p. 950-955, 2013. ISSN 0172-4622.

WILLIAMS, S.; WHATMAN, C.; HUME, P. A.; SHEERIN, K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: A meta-analysis of the evidence for its effectiveness. **Sports Medicine**, v. 42, n. 2, p. 153-164, 2012. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84855972236&partnerID=40&md5=36cedc220b75840e5259e5733ead1f3e>>.

WU, G.; VAN DER HELM, F. C.; VEEGER, H. D.; MAKHSOUS, M.; VAN ROY, P.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A. R.; MCQUADE, K.; WANG, X. **ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand.** p.981-992. 2005. (0021-9290)

APENDICE A: DECLARAÇÃO DE ANUÊNCIA DE REALIZAÇÃO DE PESQUISA NO LAPEX



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO

DECLARAÇÃO DE ANUÊNCIA DE REALIZAÇÃO DE PESQUISA NO LAPEX

Declaro para os devidos fins, que autorizo a realização da pesquisa intitulada "O efeito do Kinesio Taping na cinemática escapular e atividade mioelétrica em pacientes com síndrome do impacto do ombro" sob a orientação do professor JEFFERSON LOSS no Laboratório de Pesquisa do Exercício.

Aluno: WILLIAM DHEIN

Porto Alegre, 25 de julho de 2016.

Prof. Leonardo Tartaruga

Diretor do Laboratório de Pesquisa do Exercício.

LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO - ESEF/UFRGS

Rua Felizardo, nº 750 - Jardim Botânico - Porto Alegre / RS

Fones: (51) 3308.5817 / 3308.5842 / 3308.5818

E-mail: receplapex@ufrgs.br / lapex@esef.ufrgs.br

APENDICE B: TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar de uma pesquisa que tem como título: “O efeito da *Kinesio Taping* na cinemática escapular e atividade mioelétrica em pacientes com Síndrome do Impacto do ombro”, que tem como objetivo principal avaliar se a *Kinesio Taping* influencia sobre o movimento do ombro e da escápula, bem como sobre a ativação muscular. O tema escolhido se justifica pela importância de se achar evidências científicas para a utilização da *Kinesio Taping* que também é conhecida como bandagem elástica, durante o tratamento fisioterapêutico de dores no ombro.

A avaliação será realizada no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS onde os movimentos do seu ombro serão avaliados por meio de sensores. Alguns são utilizados para medir o movimento do braço, outros para medir o nível de atividade muscular envolvido. Todos os sensores serão colados no seu corpo, na superfície da pele, com fita adesiva descartável. Antes da colocação dos eletrodos será realizada a limpeza da pele e retirada dos pelos com álcool e lamina de barbear.

Para a avaliação será pedido para que você realize três movimentos diferentes com seu ombro em duas situações, sem carga e com halter, repetindo três vezes cada movimento. Caso você não consiga realizar o movimento com halter, apenas o movimento sem carga será realizado.

Após a realização dos movimentos, será colocado sobre o seu ombro uma *kinesio taping*, que ficará colada junto à pele no ombro. Esta bandagem tem sido utilizada com a intenção de promover suporte e auxiliar no movimento do braço, melhorar o controle muscular local e em alguns casos diminuir a dor no ombro. Entretanto ainda não está claro no meio científico a razão pelo qual a bandagem apresenta estes efeitos. Depois de colocada a bandagem vocês irão repetir novamente os mesmos movimentos e situações, para podermos avaliar se houve alguma diferença utilizando a *Kinesio Taping*.

Como benefícios você poderá experimentar este método de tratamento utilizado junto a reabilitação e assim verificar se este auxilia na diminuição da sua dor bem como auxilia seu movimento. Desta forma poderá ser um método utilizado junto a sua reabilitação com o profissional responsável. Os riscos na participação

não são maiores que aqueles envolvidos durante exercícios de movimentação do ombro, e estes incluem cansaço ou fadiga muscular, ou mesmo dor tardia (até um dia ou dois) nos músculos do ombro. Também pode haver algum tipo de desconforto mínimo na retirada dos sensores colados sobre a pele, ou mesmo na retirada da própria bandagem elástica.

A sua participação é voluntária e poderá desistir de continuar participando da pesquisa a qualquer momento, sem qualquer prejuízo. Não haverá fins lucrativos ao realizar este estudo e os custos de deslocamento para participar do estudo serão arcados por você. Todos os seus dados serão mantidos sob sigilo e serão utilizados apenas para fins de pesquisa.

Os dados obtidos serão utilizados para fins de pesquisa, sendo os mesmos armazenados pelo pesquisador responsável por pelo menos 5 (cinco) anos (conforme preconiza a Resolução 466/2012).

Este projeto foi registrado na Plataforma Brasil sob o número 57630016.7.0000.5347 sendo avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (Telefone: (51)3308-3738).

Em caso de dúvidas ou novas perguntas o contato pode ser feito contato com o pesquisador responsável, Prof. Jefferson Fagundes Loss, através do telefone (51)3308-5822 ou com o Fisioterapeuta William Dhein (54) 91683636.

EU _____, recebi as informações sobre os objetivos e a importância desta pesquisa de forma clara e concordo voluntariamente em participar do estudo. Declaro ainda que recebi cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, ficando outra via com o pesquisador responsável.

Nome do voluntário:

Assinatura do voluntário

Nome do pesquisador: Jefferson Fagundes Loss

Assinatura do pesquisador

Porto Alegre, _____ de _____ de 20__

APENDICE C: CARTA DE AUTORIZAÇÃO

Porto Alegre, 01 de junho de 2016.

Ao

Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

CARTA DE CIÊNCIA

Eu ADRIANA MORÉ PACHECO,
Coordenadora(a) Clinica Fisioterapia ESEFID autorizo o acesso ao banco de dados dos pacientes da clinica de fisioterapia para a realização da pesquisa intitulada "O efeito do *kinesio taping* na cinemática escapular e atividade mioelétrica em pacientes com síndrome do impacto do ombro", coordenado pelo Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss, Pesquisador do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da UFRGS.

Informo, igualmente, que o referido projeto de pesquisa, terá início de suas atividades junto ao serviço a partir de sua aprovação junto ao Comitê de Ética da UFRGS.

Atenciosamente,


Prof. Adriana Moré Pacheco
Clínica de Fisioterapia / ESEF / UFRGS
Coordenadora
Profa. Adriana Moré Pacheco
CREFITO 24663

ANEXO A CONVITE PARA PARTICIPAÇÃO DE PESQUISA



UFRGS
UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

**VOCÊ TEM LESÃO
DE OMBRO?**



BIOMECÂNICA
ESEF - UFRGS



Você tem **SÍNDROME DO IMPACTO, TENDINITE DE SUPRA ESPINHAL OU BURSITE NO OMBRO ?**

Estamos avaliando a influência da bandagem elástica (kinesio taping) na sua lesão.



Gmail
willdhein@gmail.com



(54) 91683636

ANEXO B: CLASSIFICAÇÃO DE FORÇA MUSCULAR

Graduação Muscular		
	Função do Músculo	Graus musculares
Nenhum Movimento	Nenhuma contração é sentida ou vista no músculo	0
	O tendão torna-se proeminente ou uma contração fraca é sentida no músculo, sem movimento visível.	1
Suportado no plano horizontal	Movimento pela amplitude parcial de movimento	2-
	Movimento pela amplitude completa de movimento	2
	Manutenção contra uma pressão discreta na posição de teste	2+
Testes na posição anti-gravitacional	Move-se pela amplitude parcial de movimento contra a força da gravidade	2+
	Ocorre liberação gradual da posição de teste	3-
	Mantém a posição de teste	3
	Mantém a posição de teste contra pressão discreta	3+
	Mantem a posição de teste contra pressão discreta a moderada	4-
	Mantem a pressão contra uma pressão moderada	4
	Mantém a posição de teste contra uma pressão moderada a forte	4+
	Mantém a posição de teste contra uma pressão forte	5

ANEXO C: FATOR DE CORREÇÃO DO TESTE DE REPETIÇÕES MÁXIMAS

Proporção para cálculo de uma repetição máxima

Número de repetições	Fator de conversão
1	1.00
2	1.03
3	1.06
4	1.09
5	1.13
6	1.16
7	1.20
8	1.24
9	1.29
10	1.33

ANEXO D: RESULTADOS DOS TESTES DE FORÇA MUSCULAR E DISCINESIA ESCAPULAR

Os testes de força muscular para os músculos trapézio inferior (TI), trapézio superior (TS), rotadores mediais (RM), rotadores laterais (RL), peitoral menor (PM), serrátil anterior (SA), deltóide médio (DM) e supra espinal (SP) são apresentados em uma tabela de frequência (TABELA 1) onde foram consideradas as amplitudes entre 3 e 5 que eram a força muscular mínima para participar do estudo. Os testes de força muscular foram realizados por um profissional específico da área movimento com experiência clínica. Ao observar os resultados para os músculos avaliados, podemos constatar que para o músculo TA ocorre um decréscimo da magnitude de força muscular, estando a maioria na faixa de 4- e 4 (90%) onde 20% apresentam dor durante a execução do teste. Semelhante a este e com a mesma função cinesiológicos o músculo SA obteve resultados na mesma faixa tendo 60% abaixado da magnitude 4. O TS obteve as maiores magnitudes na classificação das forças musculares estando 95% dos pacientes com grau 5, da mesma forma PM obteve magnitudes elevadas acima de 4+. Os grupos musculares RM e RL obtiveram magnitudes semelhantes variando principalmente nas faixas entre 4 e 5. Para os músculos DM e SP ocorreu uma grande variação nos níveis de força muscular, bem como, foram os músculos que mais apresentaram sensação dolorosa durante os testes por serem sobrecarregados na SIO.

O teste de discinesia escapular (TABELA 2) realizado por 2 avaliadores simultaneamente demonstra que durante o movimento de abdução o maior índice foi a disritmia (45%) podendo ser associada com alamento em mais 15% dos casos. Totalizando 60% da amostra com está alteração. Se observarmos o movimento de elevação no plano da escapula constatamos que a variabilidade aumenta, porém, a amostra se enquadra em maior número num quadro de alamento (45%) e quando associada com a disritmia podendo chegar a 55% dos pacientes. Para o movimento de flexão os valores se tornam muito semelhantes com 30% para disritmia e 35% para alamento e este foi o teste clínico que mais foram constatados ritmos escapuloumerais considerados normais com 35%, visto que este é o movimento com menor número de compensações na SIO.

Tabela 2: Caracterização da força muscular dos pacientes

Músculo	3	3+	4-	4	4+	5
Trapézio Inferior	1(5%)	1(5%)	8(40%) 2(10%)dor	6(30%) 2(10%)dor	0	0
Trapézio Superior	0	0	0	0	1(5%)	19(95%)
Rotadores Mediais	0	1(5%)	0	10(50%)	1(5%)dor	5(40%)
Rotadores Laterais	0	1(5%)	0	3(15%)	5(25%)	9(45%) 2(10%)dor
Peitoral Menor	0	0	1(5%)dor	0	3(15%)	15(75%) 1(5%)dor
Serrátil Anterior	0	0	2(10%)	9(45%) 1(5%)dor	3(15%) 1(5%)dor	4(20%)
Deltoide Medio	0	2(10%)	1(5%)dor	1(5%) 3(15%)dor	6(30%)	6(30%) 1(5%)dor
Supra Espinal	0	2(10%)	0	5(25%) 1(5%)dor	3(15%) 1(5%)dor	7(35%) 1(5%)dor

Tabela 3: Teste de Discinesia Escapular

Situação/Movimento	Abdução	Elevação	Flexão
Disritmia Suave	7(35%)	4(20%)	5(25%)
Disritmia Obvia	2(10%)	0	1(5%)
Alamento Suave	4(20%)	8(40%)	4(20%)
Alamento Obvio	0	1(5%)	3(15%)
Disritmia e Alamento Suave	0	1(5%)	0
Disritmia e Alamento Obvio	3(15%)	1(5%)	0
Normal	4(20%)	5(25%)	7(35%)

ANEXO E: ESTIMATIVAS DO TESTE DE RM**Tabela 4:** Estimativas do teste de RM e percentual de 20% da carga (kg) durante os movimentos de Flexão, Elevação e Abdução de Ombro.

Movimento	Carga Máxima Estimada	Percentual de 20%
Abdução de Ombro	6,04kg	1,17kg
Elevação de Ombro	6,32kg	1,23kg
Flexão de Ombro	6,51kg	1,31kg

ANEXO F: SISTEMAS DE COORDENADAS LOCAIS

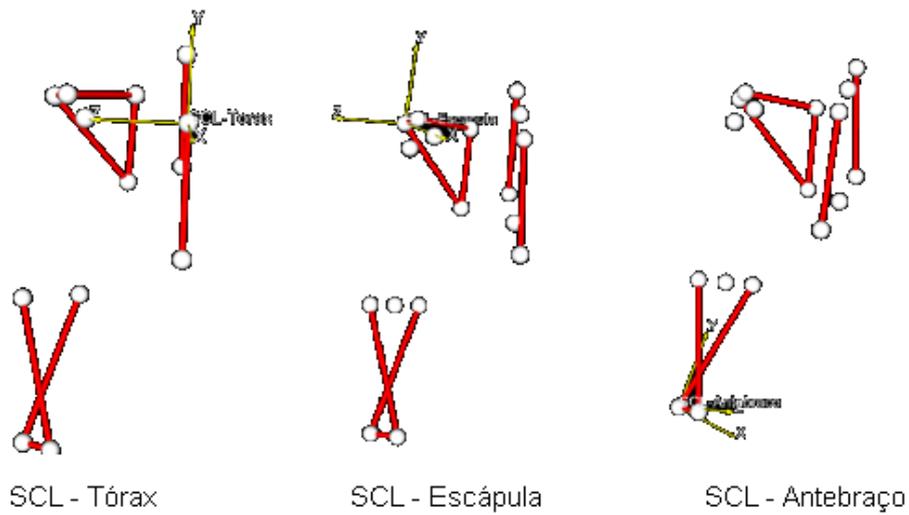


Figura 19: SCL do Tórax, Escápula e Antebraço

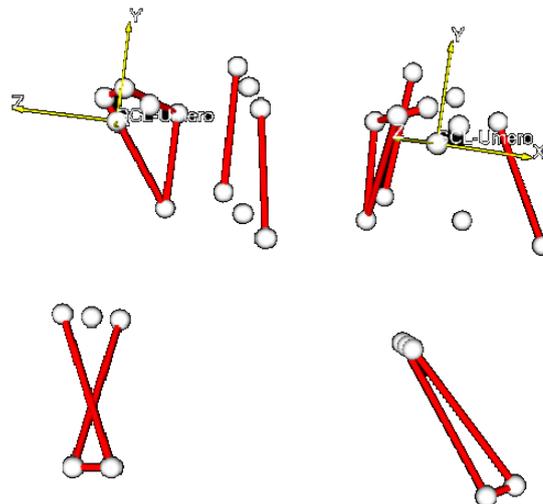


Figura 20: Sistemas de Coordenadas Locais do Úmero

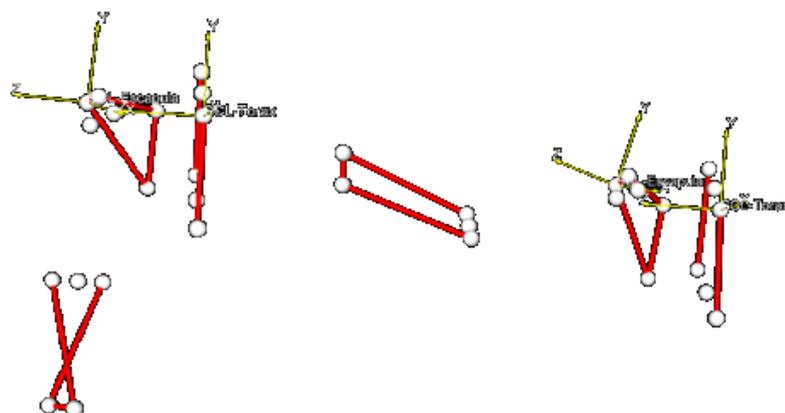
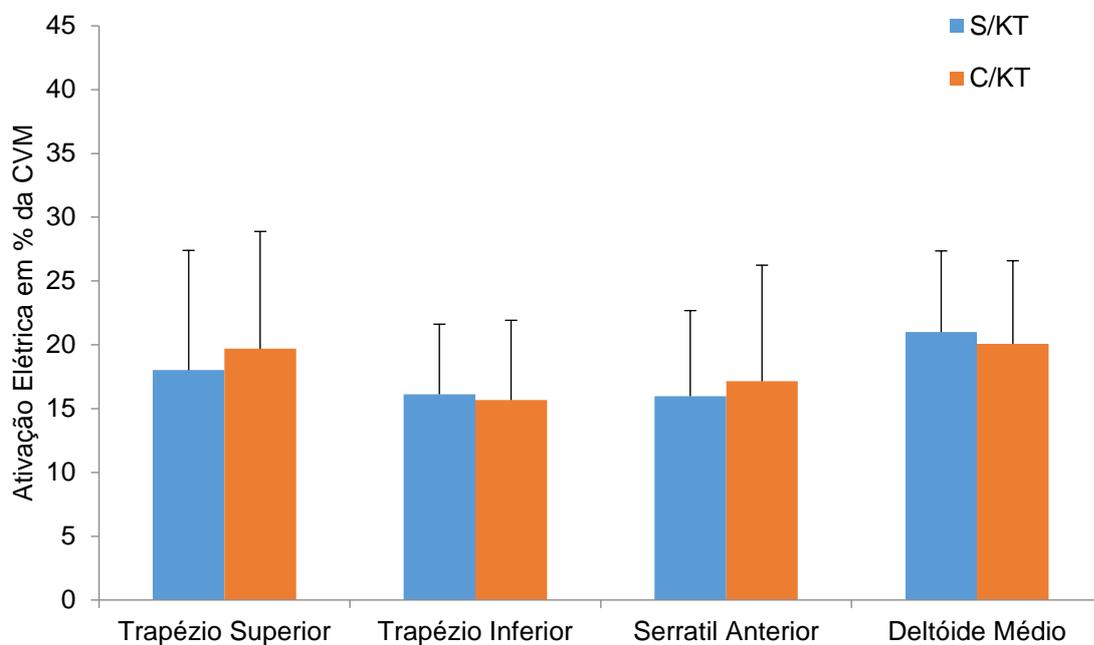


Figura 21: Rotações do SCL Torácico em relação ao SCL Escapular

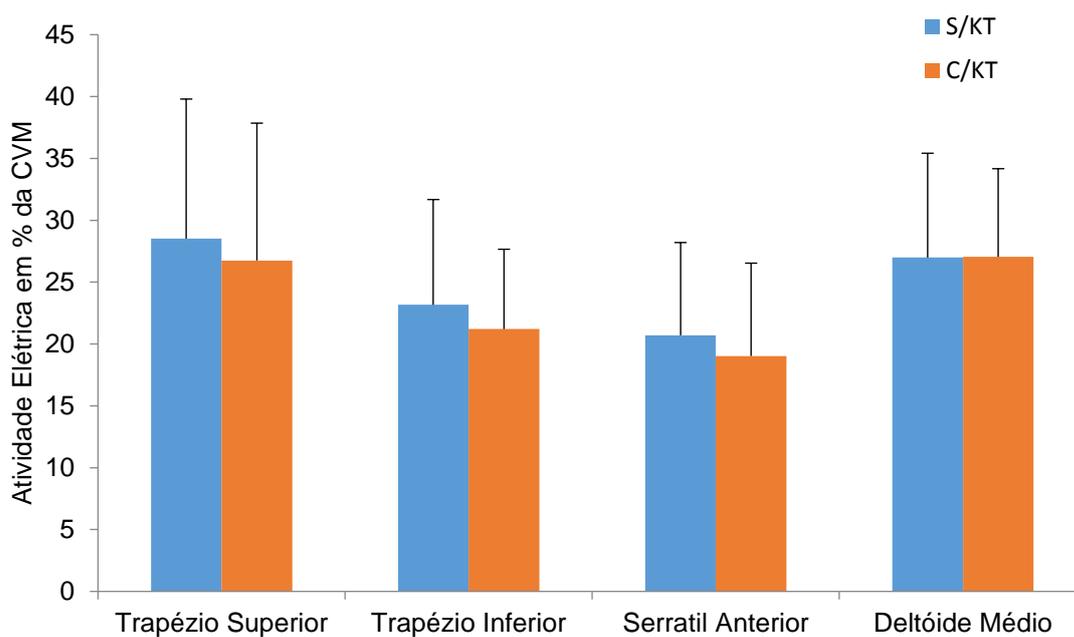
ANEXO G: VALORES DE MÉDIA EM PERCENTUAL DA EMG

Figura 22: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



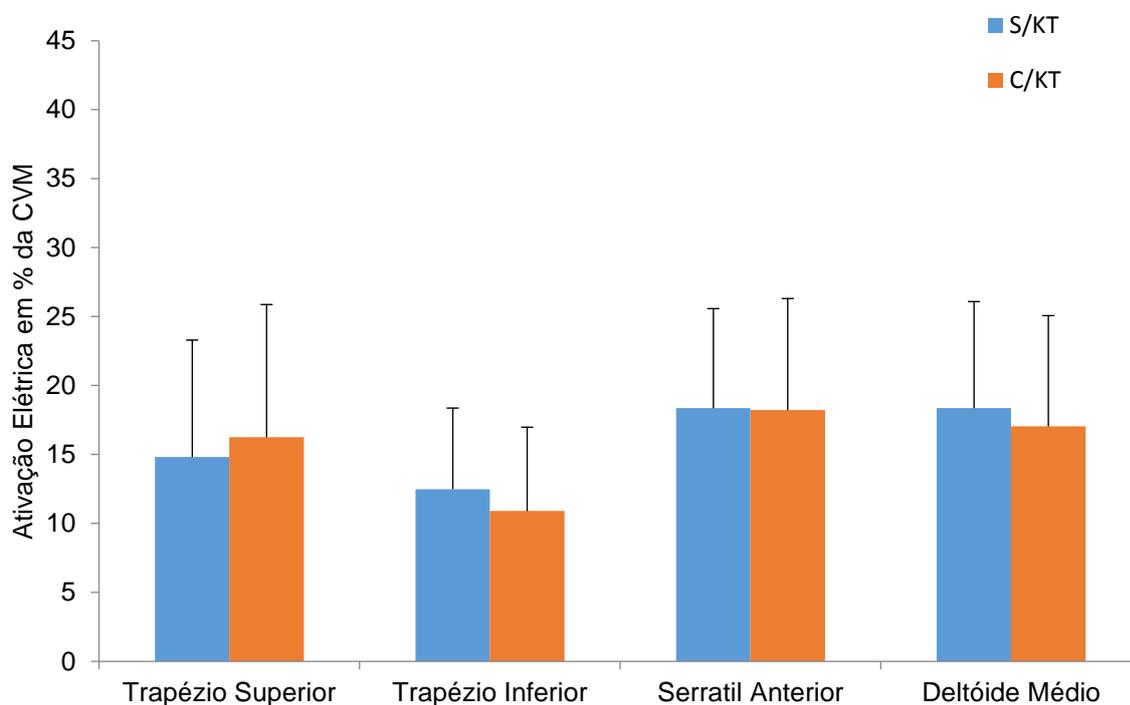
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 23: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



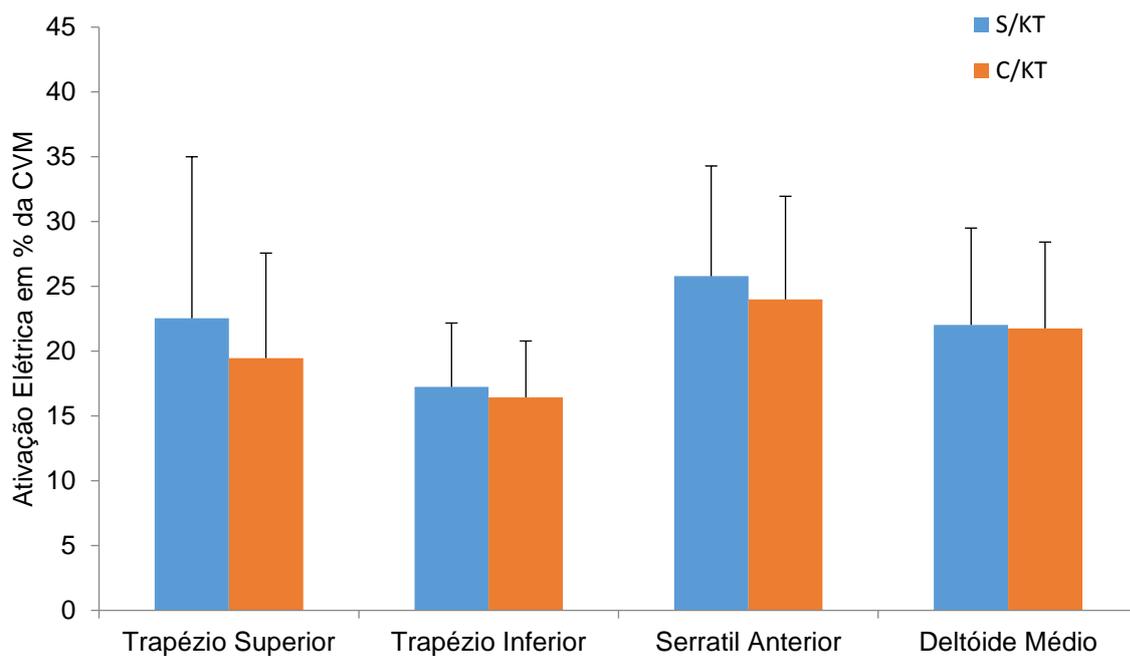
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 24: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



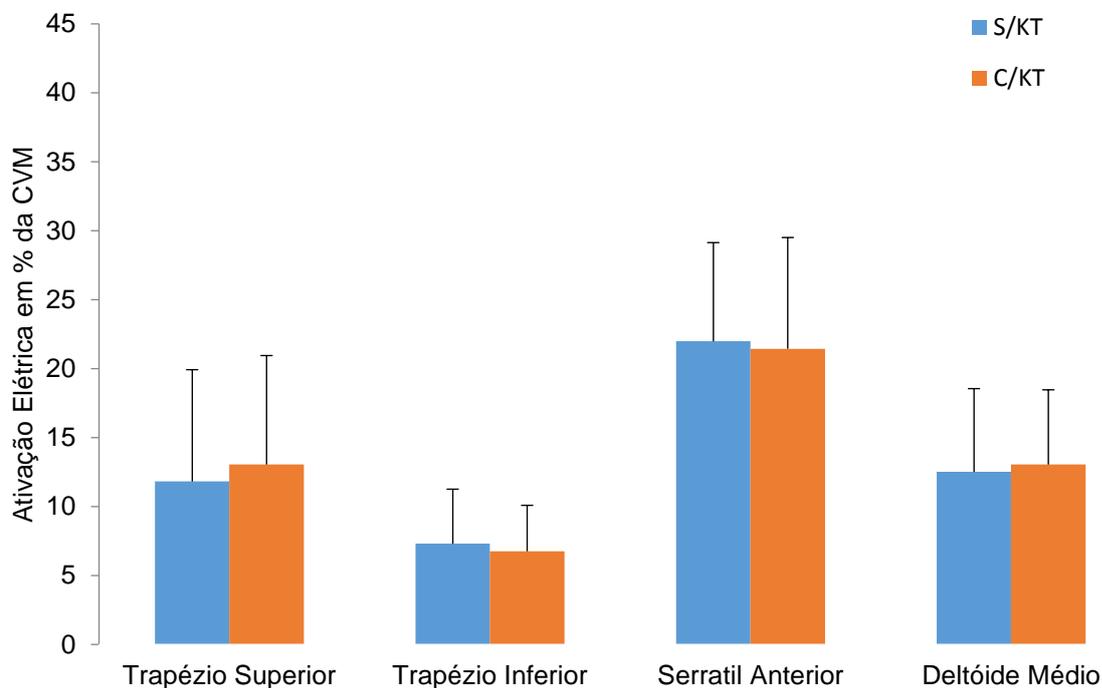
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 25: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



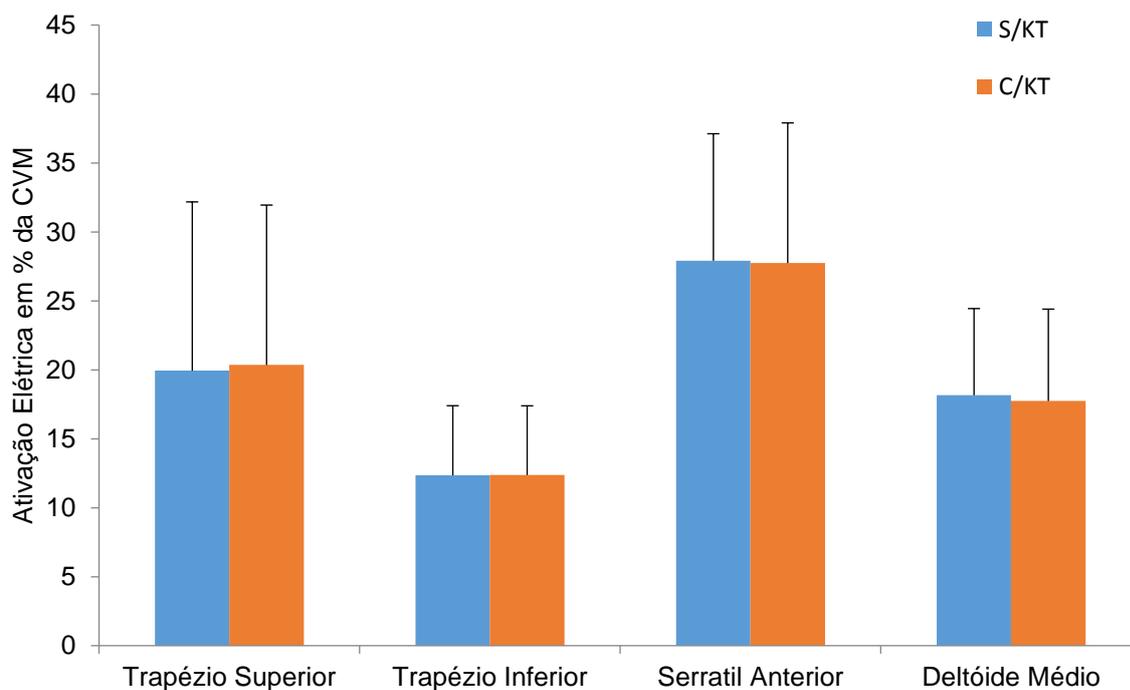
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 26: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 27: Valores de média em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).

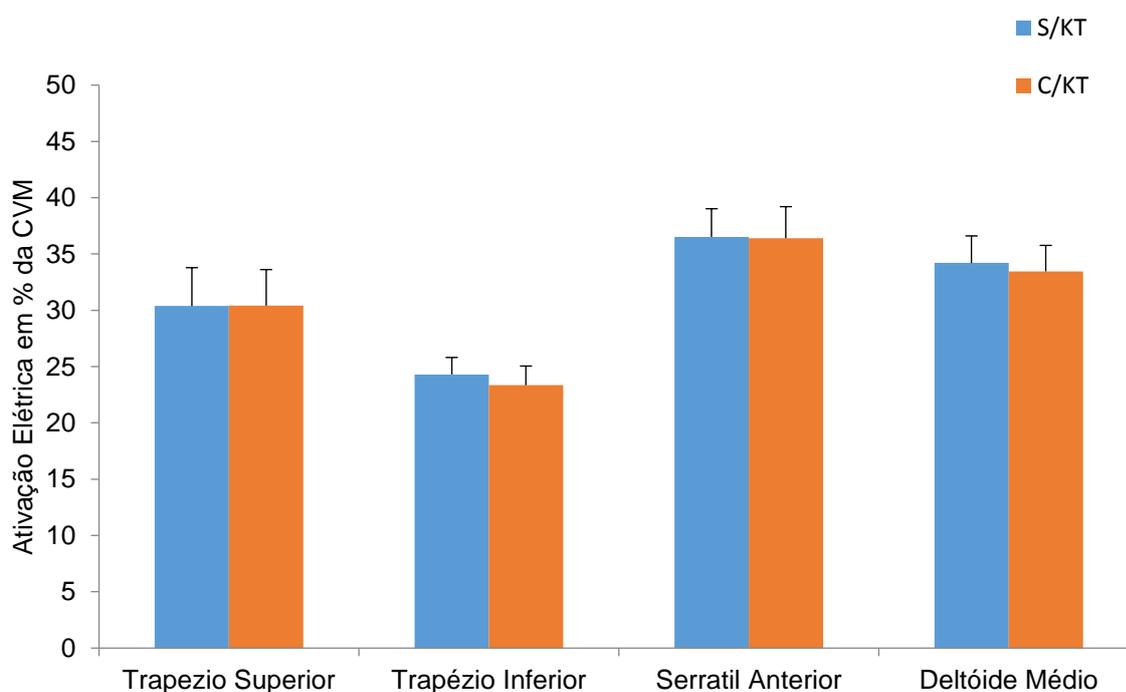


*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

ANEXO H: VALORES DE PICO EM PERCENTUAL DA CVM

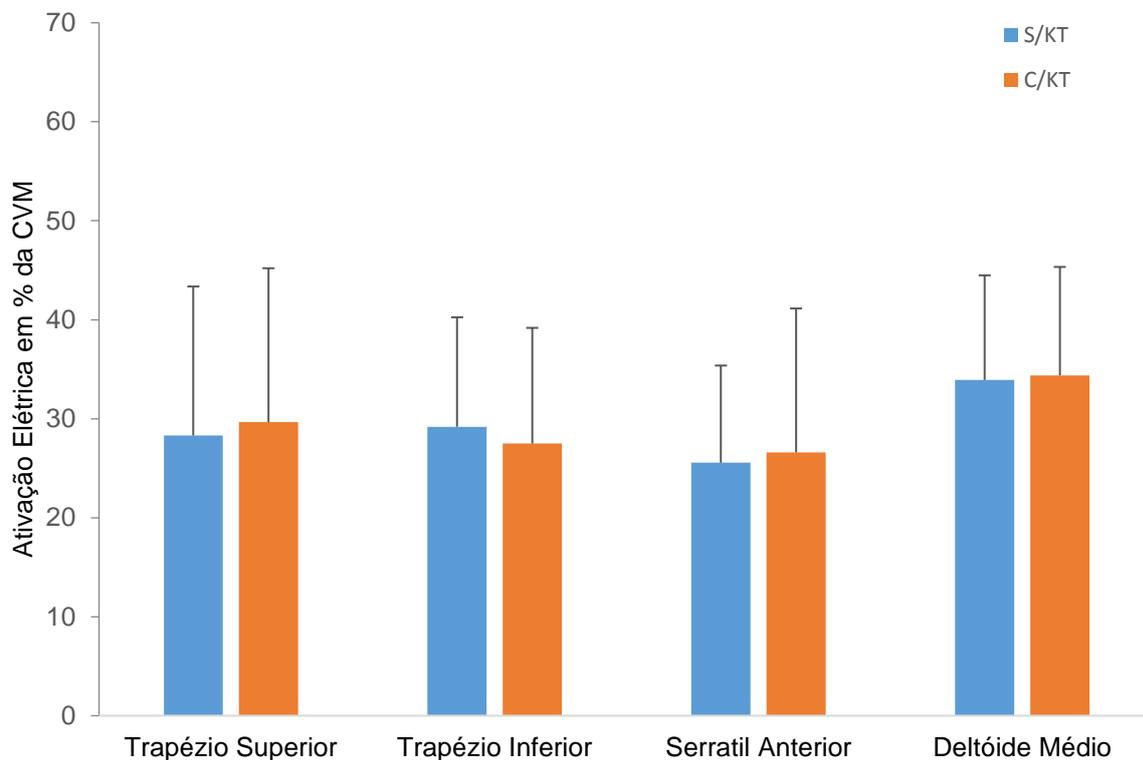
A ANOVA de medidas repetidas para a amplitude do sinal EMG não apresentou diferença significativa quando comparando os valores de pico nas situações S/KT e C/KT para nenhum dos músculos. Para o trapézio superior ($F(1,19)=0,001$, $p=0,978$, $\eta^2=0,000041$), trapézio inferior ($F(1,19)=1,817$, $p=0,194$, $\eta^2=0,087$), serrátil anterior ($F(1,19)=0,014$, $p=0,907$, $\eta^2=0,001$) e deltóide médio ($F(1,19)=1,399$, $p=0,251$, $\eta^2=0,069$). Quando levamos em conta a separação da amostra em pacientes com bursite e tendinite de supra espinal constatamos que a KT não teve influência sobre a atividade EMG para nenhum dos músculos avaliados. Nos pacientes com tendinite para os resultados para trapézio superior ($F(1,9)=0,090$, $p=0,771$, $\eta^2=0,010$), trapézio inferior ($F(1,9)=1,345$, $p=0,276$, $\eta^2=0,130$), serrátil anterior ($F(1,9)=0,621$, $p=0,451$, $\eta^2=0,065$) e deltóide médio ($F(1,9)=0,090$, $p=0,771$, $\eta^2=0,010$). Nos pacientes com bursite os resultados para o trapézio superior ($F(1,9)=2,059$, $p=0,185$, $\eta^2=0,186$), trapézio inferior ($F(1,9)=0,530$, $p=0,485$, $\eta^2=0,056$), serrátil anterior ($F(1,9)=2,007$, $p=0,190$, $\eta^2=0,182$) e deltóide médio ($F(1,9)=2,059$, $p=0,185$, $\eta^2=0,186$).

Figura 28: Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT (n=20).



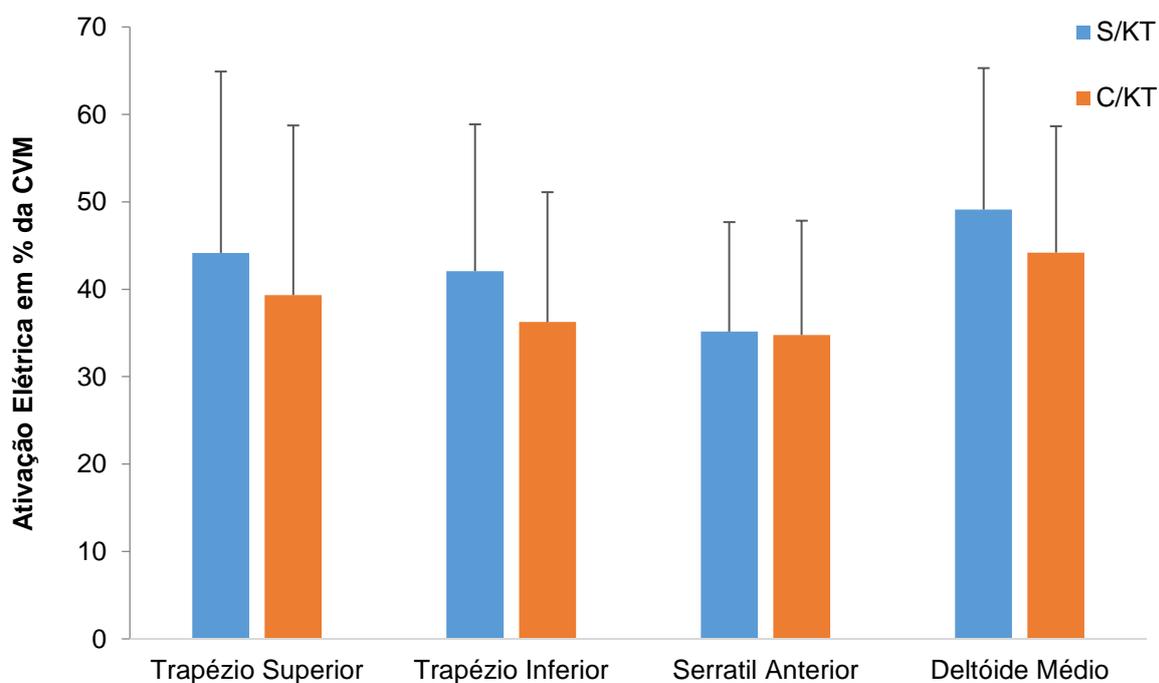
*Diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 29: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



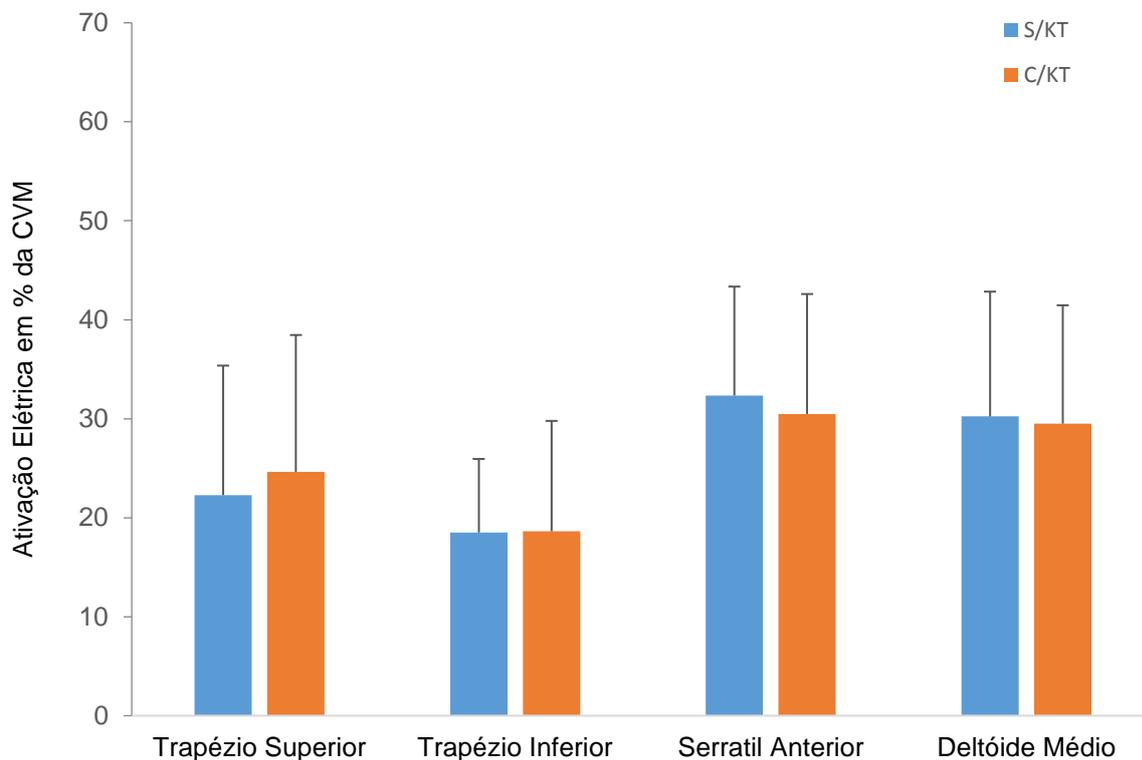
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 30: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de abdução de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



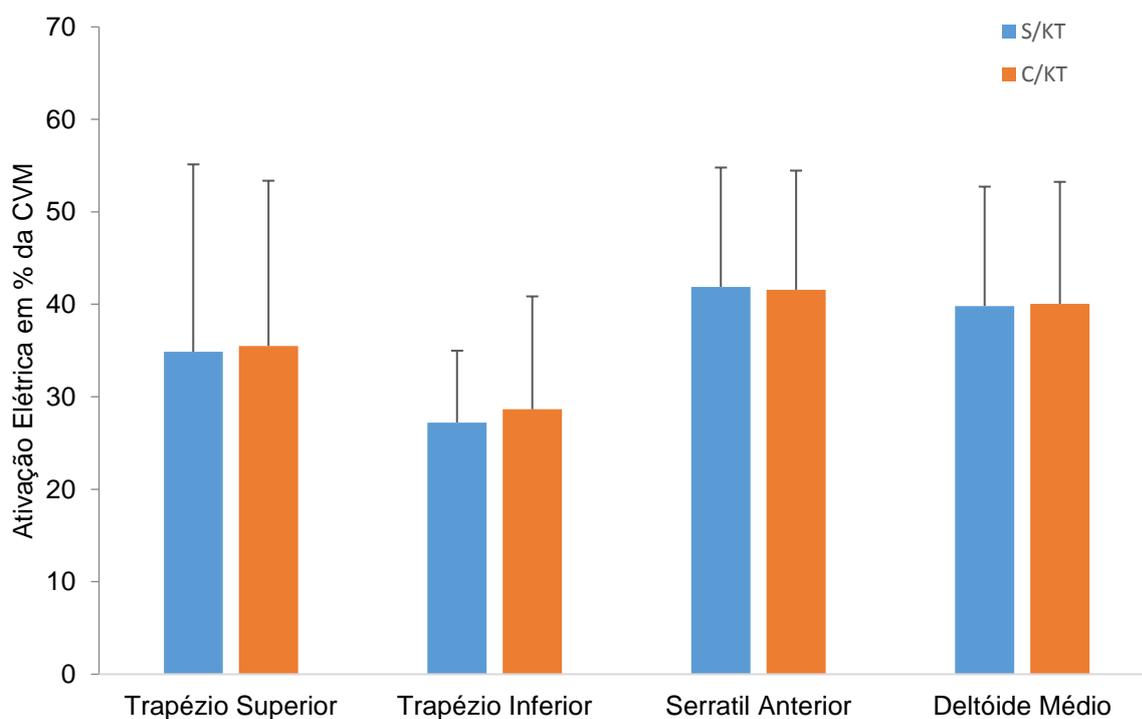
*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 31: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 32: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de elevação de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 33: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro sem carga nas situações S/KT e C/KT (n=20)

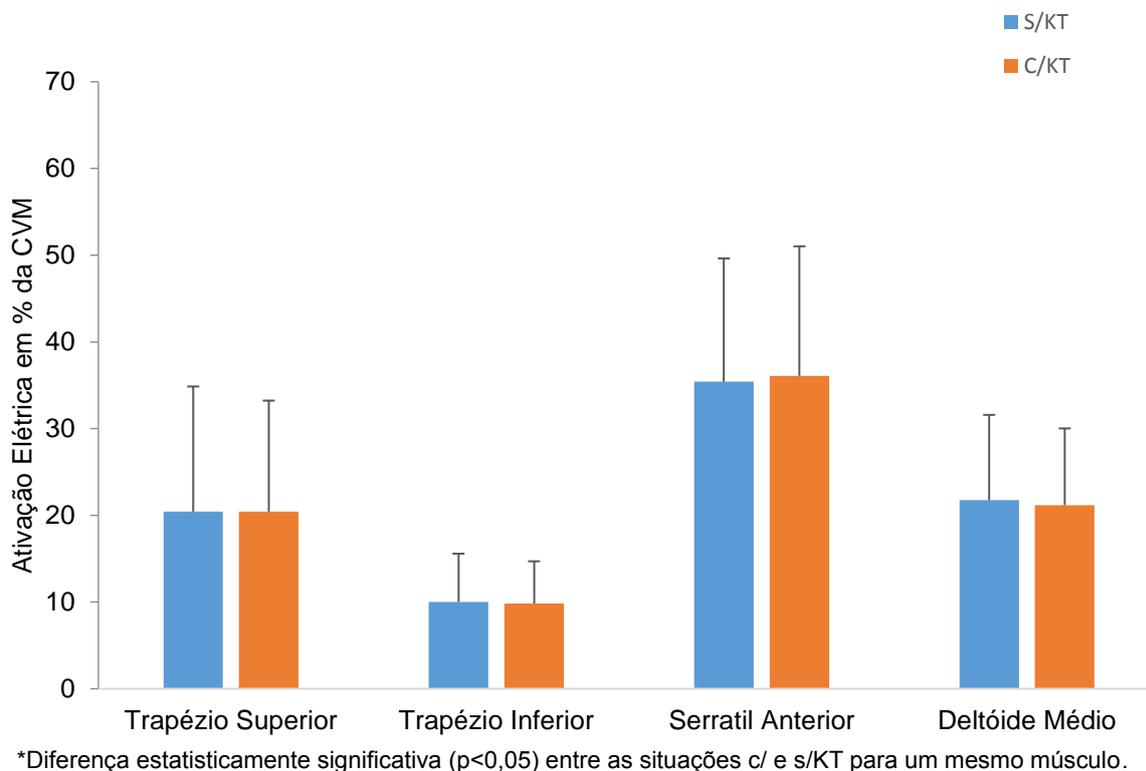


Figura 34: Valores de pico em percentual da CVM durante o movimento de flexão de ombro com carga nas situações S/KT e C/KT (n=20).

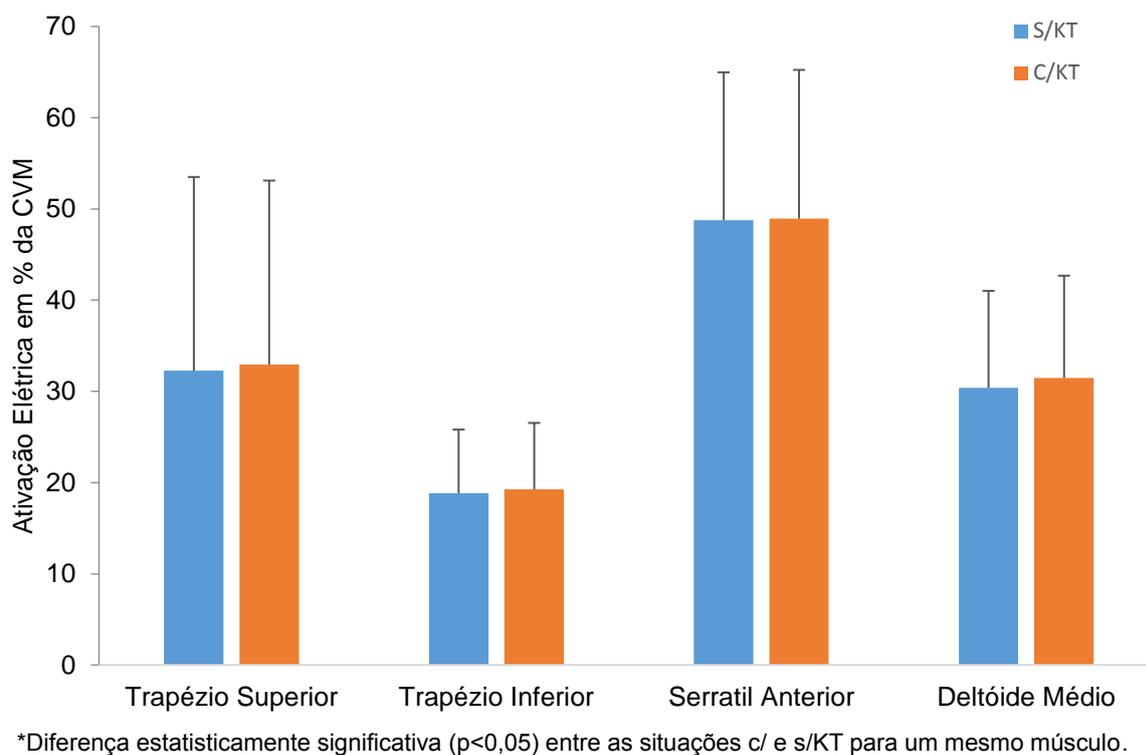
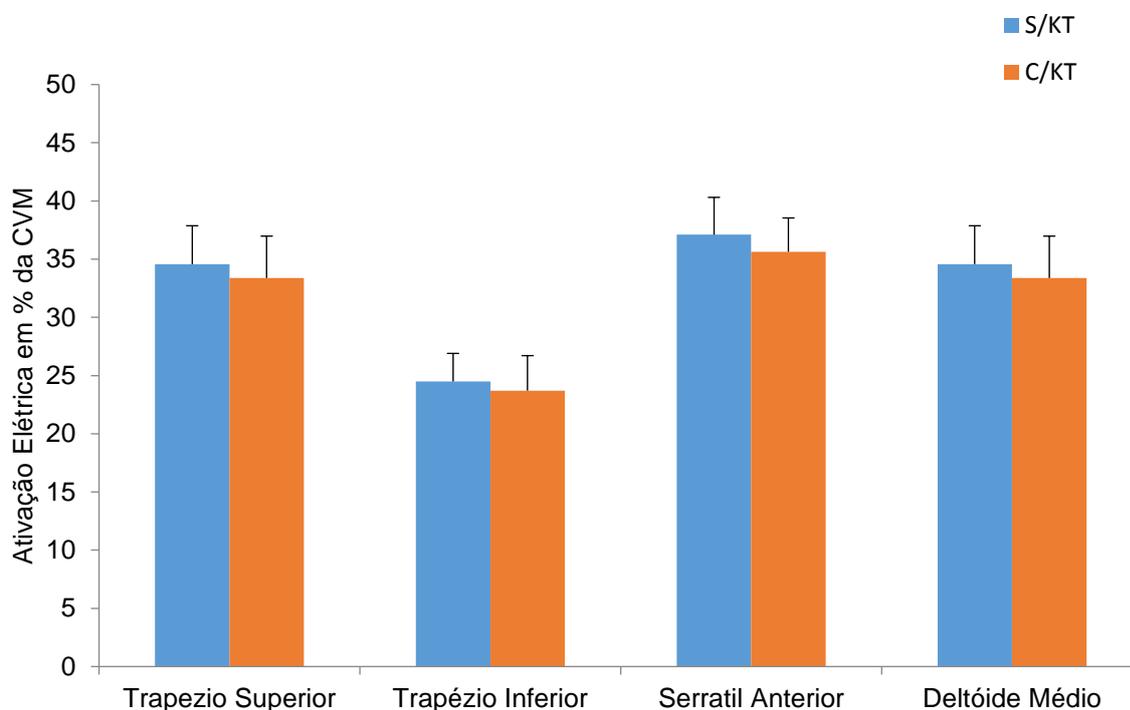
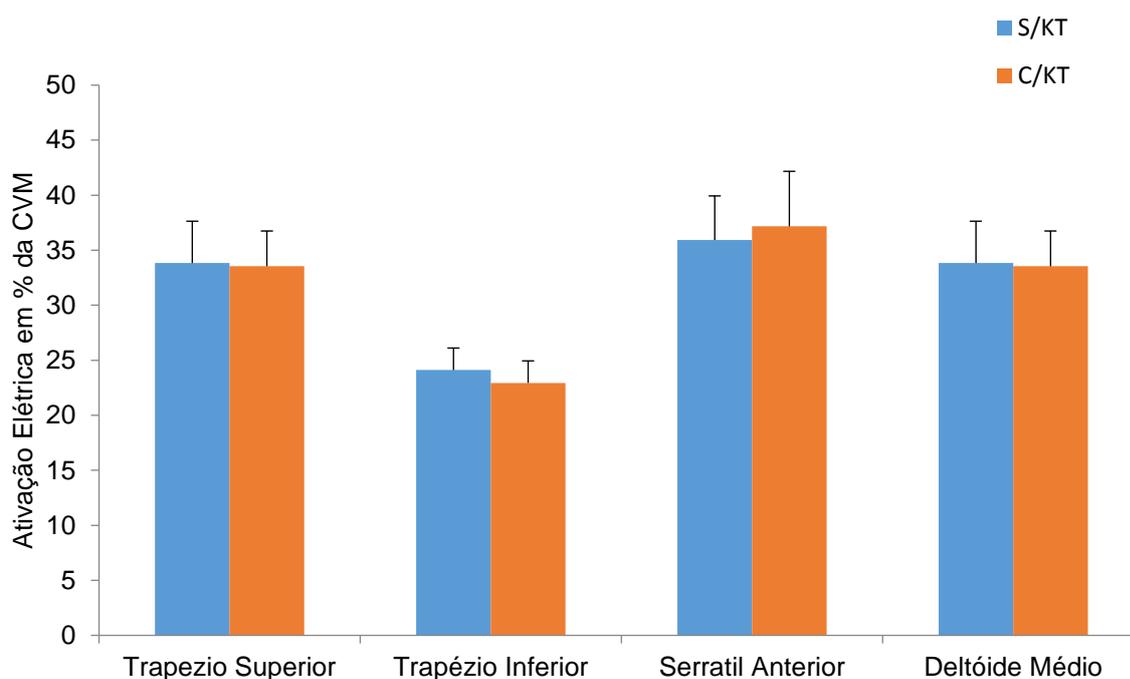


Figura 35: Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT para pacientes com Bursite (n=10).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.

Figura 36: Resultados da ANOVA principal referente aos valores de pico dos sinais EMG nas situações S/KT e C/KT para pacientes com Tendinite (n=10).



*Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre as situações c/ e s/KT para um mesmo músculo.