

Ana Cristina Fernandes Rua

**Efeito da compressão isquémica no ponto
gatilho latente do trapézio superior, na
magnitude de atividade muscular do
complexo articular do ombro**

Orientador: Andreia Sousa

Co-orientador: Natália Campelo

Mestrado em Fisioterapia

Opção Terapia Manual Ortopédica

setembro de 2015

Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto
Instituto Politécnico do Porto

Ana Cristina Fernandes Rua

**Efeito da compressão isquémica no ponto gatilho
latente do trapézio superior, na magnitude de
atividade muscular do complexo articular do ombro**

Dissertação submetida à Escola Superior de Tecnologia a Saúde do Porto para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia – Opção Terapia Manual Ortopédica, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Andreia Sousa, da Área Técnico-Científica da Fisioterapia.

setembro de 2015

Efeito da compressão isquémica no ponto gatilho latente do trapézio superior, na magnitude de atividade muscular do complexo articular do ombro

Ana Rua¹, Andreia Sousa², Natália Campelo²

¹ESTSP – Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto

²ATCFT – Área Técnico-Científica da Fisioterapia

Resumo

Introdução: A síndrome dolorosa miofascial é um dos principais problemas encontrados na prática clínica, tendo como principais características os pontos gatilho (PG), ativos ou latentes. Os PG latentes têm uma elevada prevalência na musculatura da cintura escapular, nomeadamente ao nível do trapézio superior (TS), influenciando o controlo motor do ombro. A compressão isquémica aplicada no PG do TS poderá influenciar o comportamento muscular dos sinergistas durante o movimento de abdução no plano da omoplata. **Objetivos:** Este estudo visa estudar a influência da compressão isquémica aplicada no PG do TS na magnitude de ativação dos músculos TS, trapézio inferior (TI), grande dentado (GD), infra-espinhoso (IE) e deltóide médio (DM), assim como a relação muscular através da razão entre o TS e os restantes músculos em análise, durante o movimento de abdução no plano da omoplata. **Métodos:** O presente estudo é experimental, aleatório e controlado. Foram criados dois grupos, grupo controlo (GC) (n=14) e grupo experimental (GE) (n=15), a partir de uma amostra de 67 indivíduos. No GC foi aplicado um procedimento *placebo* e no GE foi aplicada no PG latente do TS a técnica de compressão isquémica. Antes e após a intervenção foi recolhida a atividade eletromiográfica dos músculos em análise, assim como os dados cinemáticos, durante o movimento de elevação do ombro no plano da omoplata. Para a análise registou-se a amplitude máxima de abdução e foi analisada a atividade muscular individual dos músculos em estudo assim como a razão entre o TS e os restantes músculos. Esta análise foi realizada em intervalos de 30° até ao final do movimento. **Resultados:** Não se verificaram diferenças na amplitude máxima de abdução, nem entre grupos (1º momento p=0,608, t=0,816; 2º momento p=0,119; t=1,252) nem entre os dois momentos em cada grupo (GC, t=-1,119; p=0,256; GE, t=-1,604, p=0,135). Na magnitude de ativação individual de cada músculo também não se verificaram diferenças significativas com a aplicação da técnica, tendo-se verificado no DM uma tendência para o aumento da ativação aquando da intervenção, ao longo de todo o arco de movimento, em comparação com a pré-intervenção, já no GC de controlo não se verificaram alterações entre momentos. Também na análise da razão entre músculos não se verificaram diferenças entre grupos. **Conclusão:** A intervenção realizada não influenciou nenhum dos parâmetros em análise do complexo articular do ombro nem a amplitude de movimento de abdução.

Palavras-chave: Síndrome dolorosa miofascial; ponto gatilho latente; compressão isquémica; controlo motor do ombro.

Abstract

Background: Myofascial pain syndrome is common problem found at clinical practice. Myofascial trigger points (MTP) are main characteristics, it could be active or latent. Latent MTP are common at shoulder girdle muscles, specially at upper trapezius (UT) and have impact at shoulder motor control. Ischemic compression applied at UT could have effect at motor control of shoulder girdle. **Aim(s):** This study aims studying the influence of IC applied at TP of TS in the magnitude of muscles activation of UT, lower trapezius (LT), serratus anterior (SA), infra-spinous (IS) and middle deltoid (MD), as well as the ratio of muscle activation between the UT and the remaining muscles, during the abduction movement in the scapular plane. **Methods:** The present study is based on an experimental randomized and controlled design. Two groups were created: control group (CG) (n=14) and experimental group (EG) (n=15), from a sample of 67 individuals. In the CG it was applied a placebo procedure and the EG was interventioned with ischemic compression applied in latent TP of UT. Before and after the intervention the electromyographic activity of the UT, LT, SA, IS and MD was collected, as well as the kinematic data during the lift movement of the shoulder in the scapular plane. The maximum amplitude of abduction of each individual, the magnitude of eletromyographic activity as well as the ratio between the UT and the remaining muscles was used for analysis. This analysis was performed in intervals of 30° until the end of the movement. **Results:** There were no differences in the maximum amplitude of abduction between groups (1st time $p=0,608$, $t=0,816$; 2nd time $p=0.119$; $t=1.252$) or between the two moments in each group (CG, $t=-1,119$; $p=.256$; EG, $t=-1,604$, $p=0.135$). No significant differences were found in the magnitude of muscle activity between groups and between moments, and it was verified in DM a tendency for the increase of the activation after the intervention throughout the arch of movement, in comparison with the pre-intervention, in the CG does not change occurred between moments. Also in the analysis of the ratio between the muscles no differences were observed between groups. **Conclusion:** The intervention performed did not influence any of the parameters in the analysis of the shoulder joint complex nor the amplitude of the abduction movement

Keywords: Myofascial pain syndrome; latent trigger point; ischemic compression; shoulder motor control.

1 Introdução

Na prática clínica, um dos principais problemas encontrados é a síndrome dolorosa miofascial (Chang, Chang, Chen, & Kuo, 2011). Os PG são as principais características desta síndrome, sendo reconhecidos como uma das causas mais comuns de dor e disfunção no sistema músculo-esquelético, podendo conduzir à incapacidade física (Cummings & Baldry, 2007; Ibarra, Ge, Wang, Vizcaíno, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2011). Podem ser definidos como um ponto hiper-irritável num músculo-esquelético traduzindo-se num nódulo palpável numa banda tensa que se pode repercutir a nível motor, sensorial e neurológico, provocando um padrão característico de dor referida (Cummings & Baldry, 2007; Cagnie, Dewitte, Coppieters, Oosterwijck, Cools, & Danneells, 2013). Os PG podem ser classificados como ativos ou latentes, sendo que os ativos são responsáveis pela dor sentida e os latentes existem sem provocar dor espontânea (Cummings & Baldry, 2007; Ibarra, Ge, Wang, Vizcaíno, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2011). Verificam-se maiores níveis de substâncias químicas sensibilizadoras, como a bradicinina, substância P e serotonina, nos PG ativos do que nos latentes o que os torna mais irritáveis (Shah, et al., 2008). O desenvolvimento dos PG pode estar associado a alterações energéticas, o que conduz a uma despolarização prolongada levando a um encurtamento sustentado dos sarcómeros sendo mantida a sua atividade máxima contráctil, formando o PG (Gerwin D. R., 2001; Gerwin, Dommerholt, & Shah, 2004).

Os PG latentes podem ser uma das potenciais causas para alterações sensoriomotoras, sendo que estudos recentes indicam que os PG comprometem o recrutamento muscular e o *timing* de ativação aquando do movimento ativo articular, contribuem para uma desativação muscular atrasada e incompleta assim como uma ativação muscular descontrolada do par agonista-antagonista e ainda afetam o desempenho dos músculos funcionalmente relacionados (Sterling, Jull, & Wright, 2001; Lucas, Rich, & Polus, 2010; Ibarra, Ge, Wang, Vizcaíno, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2011; Ge, Monterde, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2014). Esta influência negativa nas sinergias musculares tem repercussões negativas na qualidade do movimento articular (Ge, Monterde, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2014). Dada a evidência de que os PG latentes estão presentes na musculatura da cintura escapular em 45% a 55% dos jovens adultos assintomáticos (Borg-Stein & Simons, 2002), torna-se relevante o estudo das repercussões desta condição a nível muscular individual mas também o estudo da sua influência na sinergia muscular do complexo articular do ombro determinada pelo nível de ativação muscular, a fáscia e o padrão de recrutamento (Magarcy & Jones, 2003).

A compressão isquémica é uma técnica frequentemente aplicada na síndrome dolorosa miofascial, aplicada nos PG no sentido do seu tratamento. Consiste na aplicação de uma

pressão crescente sobre o nódulo, com o intuito de o inibir (Cagnie, Dewitte, Coppieters, Oosterwijk, Cools, & Danneells, 2013). Esta pressão equaliza o comprimento dos sarcómeros, produzindo um estiramento diretamente no nó de contração do ponto gatilho miofascial, levando a um relaxamento gradual da tensão dentro da zona do PG, não impondo tensão adicional no resto da banda tensa evitando assim o seu agravamento (Simons, Travell, & Simons, 1999; Hong, 2006)

Os PG latentes podem conduzir a disfunções como o aumento da tensão muscular e limitação da amplitude de movimento por encurtamento do músculo, contudo estas limitações podem passar despercebidas uma vez que o quadro é assintomático (Simons, Travell, & Simons, 1999). A questão fundamental centra-se na possibilidade dos PG latentes poderem tornar-se ativos, produzindo dor, devido a fatores desencadeantes tais como sobrecargas musculoesqueléticas, microtraumatismos de repetição ou posturas inadequadas e assim repercutir-se na condição física do indivíduo (Simons, Travell, & Simons, 1999). Considerando que as alterações do controlo motor do ombro podem contribuir para esta transição, dado que levam ao aumento da atividade de determinados músculos em detrimento de outros (Sterling, Jull, & Wright, 2001), torna-se relevante perceber as implicações de procedimentos tipicamente utilizados nos PG no controlo motor do complexo articular do ombro.

Tendo em consideração o exposto, este trabalho tem como objetivos: verificar o efeito da compressão isquémica no PG latente do TS na magnitude da atividade de músculos relevantes na estabilidade e mobilidade do complexo articular do ombro. Especificamente, será avaliado o efeito da técnica na magnitude da atividade muscular individual dos músculos TS, TI, GD, IE e DM, bem como na relação entre o músculo TS e os restantes ao longo do arco de movimento de abdução no plano da omoplata. Considerando a elevada prevalência de PG no TS (Lucas K., 2007) e a ausência de evidência relativamente a esta temática, torna-se relevante o estudo do efeito da compressão isquémica em PG latentes no TS no controlo motor do ombro, no sentido de averiguar a hipótese de esta técnica poder ser utilizada como forma de facilitar a reorganização do controlo motor do ombro. Neste sentido, com os resultados obtidos no presente estudo será possível perceber se com uma aplicação da técnica se incutem alterações no comportamento muscular individual ou sinérgico. Esta informação poderá ser útil na criação de estratégias para medidas profiláticas para alterações do controlo motor da cintura escapular.

2 Métodos

2.1 Desenho do estudo

O presente estudo é do tipo experimental, aleatório e controlado. O investigador principal realizou a identificação dos PG latentes assim como a intervenção aplicada nestes, não tendo conhecimento dos resultados das avaliações efetuadas. Os restantes investigadores não assistiram à intervenção.

A cegueira dos participantes foi assegurada, uma vez que estes não tinham conhecimento dos resultados esperados assim como não tiveram conhecimento dos resultados ocorridos durante o protocolo experimental.

2.2 Amostra

A amostra deste estudo foi constituída por estudantes voluntários da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto (ESTSP), de ambos os sexos e com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos. Dos estudantes da ESTSP, 67 responderam ao questionário de seleção da amostra, dos quais 29 cumpriam os critérios de participação no estudo. Os 29 indivíduos que cumpriram os critérios de participação foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos: grupo de controlo (GC) (n=14) e grupo experimental (GE) (n=15) (Figura 1).

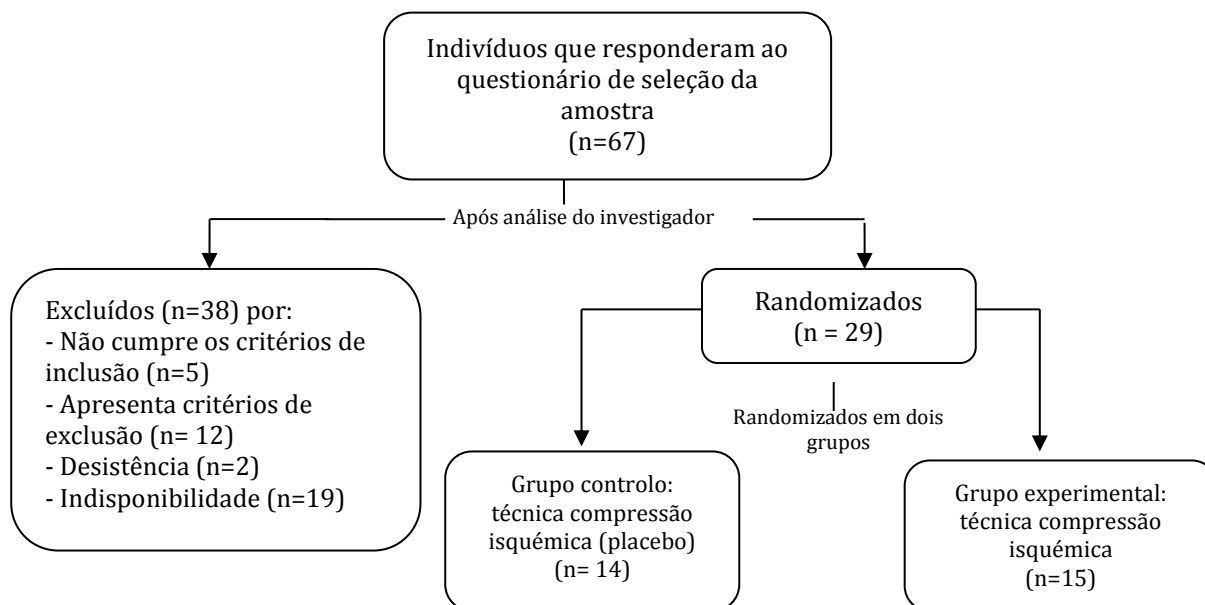


Figura 1 – Diagrama de distribuição da amostra

Definiram-se como critérios de inclusão no estudo: indivíduos de idades compreendidas entre os 18 e 30 anos; saudáveis; estudantes da ESTSP; dominância do membro superior direito e

presença de um PG miofascial latente no músculo trapézio superior direito. Foram excluídos todos aqueles que apresentassem um dos seguintes critérios: exposição a terapia medicamentosa (analgésicos, sedativos, anti-inflamatórios, antidepressivos, miorrelaxantes e anti-coagulantes) no dia do estudo e/ou 7 dias antes (Farina, et al., 2004; Aguilera, Martín, Masanet, Botella, Soler, & Morell, 2009; Gemmell, Miller, & Nordstrom, 2008); história de tratamento cervical e/ou ombro um mês antes da participação no estudo (fisioterapia, osteopatia, quiropraxia, terapia miofascial, acupuntura); história de intervenção cirúrgica na região cervical, dorsal alta, ombro ou base do crânio; distúrbios psicológicos/psiquiátricos, assim como presença de distúrbios ao nível da cervical e/ou ombro (Kuan, Hsieh, Chen, & Chen, 2007).

Os 29 indivíduos que preencheram os critérios de elegibilidade foram distribuídos de forma aleatória pelos grupos experimental e controlo. A média de idades, o índice de massa corporal e a amplitude de abdução do ombro no plano da omoplata, no momento inicial, de ambos os grupos encontram-se na Tabela 1.

Tabela 1: Valores da mediana (Md) e desvio interquartil (DI) e valores prova resultantes da idade e índice de massa corporal (IMC) e amplitude de abdução máxima no plano da omoplata dos participantes do grupo de controlo e grupos experimental

Variável	Medidas de Tendência	Grupo Experimental	Grupo Controlo	Valor Teste	Valor Prova (ρ)
Idade (anos)	Md \pm DI	21,48 \pm 1,08	22 \pm 1,02	Z=3,53	0,51
IMC (kg/m ²)	Md \pm DI	22,6 \pm 2,87	22,72 \pm 1,41	Z=1,11	0,95
Amplitude máxima (°)	Md \pm DI	124,96 \pm 9,33	127,81 \pm 8,47	Z=0,27	0,42

2.3 Instrumentos

2.3.1 Questionário

Para a seleção e caracterização da amostra foi distribuído um questionário, para averiguar os critérios de inclusão e exclusão do estudo e obter informações acerca dos dados sociodemográficos, como idade e sexo, dos participantes.

2.3.2 Estadiómetro *seca* 222 e balança *seca* 760

As medidas antropométricas, altura (metros) e peso (kg), foram avaliadas através de um estadiómetro *seca* 222 (*seca - Medical Scales_and_Measuring_Systems®*, Birmingham, United Kingdom) com precisão de 1mm e uma balança *seca* 760, com precisão de 1kg, respetivamente.

2.3.3 Algómetro digital

O algómetro digital (modelo *Force One, Model FDIX, Wagner Instruments, Greenwich, EUA*) foi utilizado para avaliar o limiar de dor à pressão (Paul, Hoo, Chae, & Wilson, 2002). Os valores deste instrumento são apresentados na forma de kg/cm^2 , podendo estar compreendidos entre 0 a 10 kg/cm^2 , cuja menor divisão da escala e intervalo de erro é de 0,1. O algómetro digital apresenta uma boa fiabilidade intra-observador, na avaliação da sensibilidade no PG miofascial no TS, com coeficiente de correlação intraclassa (ICC) a variar entre 0,70 a 0,94 (Persson, Brogardh, & Sjolund, 2004). Quando as avaliações são realizadas por indivíduos experientes e treinados a fiabilidade inter-observador, é alta, com $\text{ICC}=0,91$ (Chesterton, Sim, Wright, & Foster, 2007; Persson, Brogardh, & Sjolund, 2004).

2.3.4 Goniómetro

Para a realização da recolha eletromiográfica, definiram-se 30° anteriormente ao plano frontal, no sentido de manter o membro superior no plano da omoplata, sendo este o ângulo standard para todos os sujeitos. Para realizar essa medição foi utilizado o goniómetro universal BASELINE®. Este instrumento apresenta boa fiabilidade intra-observador (ICC entre 0,94 e 0,99) e inter-observador (ICC entre 0,80 e 0,85) (Sabari, Maltzev, Lubarsky, Liskay, & Homel, 1998; Norkin & White, 2009).

2.3.5 Impedancímetro

O medidor *ImpedanceChecker®* (Noraxon USA Inc, 15770 North Greenway-Hayden Loop, Ste 100, Scottsdale, AZ 85260) foi utilizado, após a preparação da pele, com o intuito de verificar o nível de impedância cutânea, devendo o valor ótimo em todas as recolhas ser igual ou inferior a $5\text{K}\Omega$, garantindo assim o mínimo de interferências com o sinal eletromiográfico (Correia & Mil-Homens, 2004; Powers, 2000)

2.3.6 Eletromiógrafo

Foi utilizado o sistema *bioPLUX research (Plux wireless biosignals S.A., Av. 5 Outubro, 70-8º, 1050-059 Lisboa, Portugal)* para a recolha do sinal eletromiográfico nos músculos TS, TI, GD, IE e DM durante o movimento de abdução do braço no plano da omoplata. O sinal foi adquirido com uma frequência de aquisição de 100Hz, pré-amplificado em cada eléctrodo e enviado para um amplificador diferencial com um ganho ajustável (20-500Hz; coeficiente de rejeição de modo comum: 110dB a 50Hz, impedância de entrada de $100 \text{ M}\Omega$ e um ganho de 1000). Foram utilizados eléctrodos adesivos de cloreto de prata com uma configuração bipolar e uma distância de 20mm entre as superfícies de deteção.

Este é um método válido e fiável na determinação da atividade dos músculos escapulo-torácicos, com valores de ICC que variam entre 0,96 e 0,99 dentro da mesma sessão (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; Seitz & Uhl, 2012).

Por cada músculo foram colocados 2 elétrodos adesivos *Dahlhausen505* (Dahlhausen®, Köln, Alemanha) de cloreto de prata (AgCl), com forma circular, bipolar, com 10 mm de tamanho e 20 mm de distância entre as duas superfícies de deteção (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; Otter, DGeurts, Mulder, & Duysens, 2006). Como elétrodo terra, foi utilizado um elétrodos com forma circular, bipolar, com 10mm de diâmetro em C7.

2.3.7 *Dados cinemáticos*

O *QualisysTrack Manager* (QTM from Qualysis, Inc, Sweden) é um sistema de análise de movimento que permitiu obter, com uma frequência de aquisição de 100 Hz, dados cinemáticos acerca do movimento de abdução no plano da omoplata (Brito, 2008). Através da combinação de pelo menos duas câmaras foi possível reconstruir a posição tridimensional do membro superior, e sincronizar posteriormente com a informação obtida através do eletromiógrafo (*Qualisys Track Manager: User Manual, 2010*).

2.4 **Procedimentos**

As recolhas realizaram-se no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH), da ESTSP.

2.4.1 *Recolha de dados*

Previamente ao início do estudo foi realizado um estudo piloto. Este foi aplicado a um grupo com características semelhantes à amostra, no entanto não pertencentes à amostra final, no sentido de testar a metodologia do estudo, verificar a aplicação dos instrumentos, tanto do questionário como dos instrumentos a utilizar durante as recolhas, averiguar a realização dos procedimentos e duração dos mesmos. De acordo com o parecer destes indivíduos foram realizados alguns ajustes ao protocolo de recolha de dados.

No presente estudo, para a recolha de dados, inicialmente os participantes assumiram a posição de sentado, pés apoiados no chão, joelhos a 90°, coluna apoiada nas costas da cadeira, membros superiores apoiados nos apoios de braços da cadeira, tendo sido usada sempre a mesma cadeira para se proceder à identificação dos PG. Nesta posição, os participantes foram posicionados de modo a alongar o músculo TS até ao ponto em que é perceptível o aumento da resistência ao movimento. De seguida, procedeu-se à palpação perpendicular às fibras musculares, para identificar alguma banda tensa, usando a palpação em pinça, prendendo o

PG latente entre o polegar e o dedo indicador do examinador. Aquando da identificação da banda tensa, o examinador palpou ao longo da faixa à procura de um ponto ligeiramente proeminente ou nódulo de contração tendo sido perguntado ao indivíduo se o ponto causou dor quando foi comprimido manualmente. No caso de uma resposta afirmativa, o limiar de dor à pressão foi medido com um algómetro, aplicado perpendicularmente sobre a pele, a uma taxa de 1kgf/cm² por segundo, com o indivíduo sentado. Se o limiar de dor à pressão foi menor do que o determinado para o músculo TS (2,9 kg/cm² para o sexo masculino e 2,0 kg/cm² para o sexo feminino) (Fischer, 1987), o ponto sensível foi definido como um PG latente. Repetiram-se três vezes as medições, tendo sido registada a sua média (Lucas, Rich, & Polus, 2010).

Sabe-se que durante o movimento de abdução, o movimento sincronizado da escápula permite que os músculos que movem o úmero mantenham uma relação tensão-comprimento efetiva ao longo da atividade. Assim, verifica-se uma notória atividade dos músculos trapézio superior e inferior e grande dentado num primeiro momento, atuando como estabilizadores, a musculatura da coifa (aqui representada pelo infra-espinhoso) atua na estabilização da cabeça umeral e descompressão da mesma face à cavidade glenóide, que atuando em conjunto com o deltóide, principal mobilizador, resultam no movimento de abdução (Kisner & Colby, 2009). O movimento foi realizado no plano da omoplata visto ser o plano onde ocorre a maioria das nossas atividades funcionais (Kisner & Colby, 2009). Assim, de seguida, procedeu-se à colocação dos elétrodos nos músculos TS, TI, GD, IE e DM de acordo com as referências apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2: Localização dos elétrodos para a recolha eletromiográfica (Lehman, Gilas D, & Patel , 2008; Holtermann, Mork, Andersen, Olsen, & Søgaard , 2010).

Músculo	Local de colocação dos elétrodos
GD	Os elétrodos foram colocados na orientação das fibras do músculo, orientados pela linha média axilar, sobre a 7 ^a costela
IE	Os elétrodos colocaram-se paralelos à espinha da omoplata, no ponto médio entre o ponto médio da espinha da omoplata e o ângulo inferior da mesma
DM	Os elétrodos colocaram-se na orientação das fibras do músculo, no ponto médio entre o acrómio e a inserção do deltóide
TS	Os elétrodos colocaram-se na orientação das fibras do músculo, 2 cm lateralmente ao ponto médio entre C7 e o acrómio
TI	Os elétrodos foram colocados nos 2/3 entre o limite do músculo e T8, com a orientação de uma linha que liga T8 ao acrómio
Vértebra cervical (C7)	Colocação do eléctrodo terra.

Para confirmar a localização dos elétrodos procedeu-se à palpação muscular durante a contração isométrica, de acordo com os procedimentos de teste muscular manual, tendo os

elétrodos sido colocados na porção mais proeminente do ventre muscular. Posteriormente realizou-se a correta limpeza e preparação da pele, no sentido de diminuir a sua impedância para valores inferiores a $5K\Omega$ (Correia & Mil-Homens, 2004). Esta consistiu na remoção dos pelos com uma lâmina, na abrasão da pele com gel abrasivo e na limpeza da pele com álcool. Tendo-se aplicado creme hidratante no final da recolha. Entre a colocação dos elétrodos e o início da recolha realizou-se um intervalo de 5 minutos, de modo a reduzir a impedância da pele (Correia & Mil-Homens, 2004). Para minimizar a variabilidade do procedimento e respetivo erro inerente à recolha do sinal, foi sempre o mesmo investigador a realizar este processo.

Para a recolha de imagem através do *QTM*, foram colocados 3 marcadores refletores: ponto médio do bordo lateral do acrómio; epicôndilo lateral; ponto médio da linha que une a espinha ilíaca antero-superior e espinha ilíaca postero-superior (Janes , Brown , Essenberg, & Engsborg, 2012).

Antes do início da recolha analisou-se a qualidade do sinal eletromiográfico, em termos de magnitude (*baseline*) e frequência (contração voluntária isométrica) com uma resistência manual conforme a Tabela 3, tendo sido avaliadas as contrações isométricas voluntárias máximas CMVI's. A análise do sinal foi sempre realizada pelo mesmo indivíduo e os participantes assumiram sempre a mesma posição (Lamontagne, Malouin, Richards, & Dumas, 2002; Bogey, Gitter, & Barnes, 2010).

Tabela 3: Posição de referência para a realização das CMVI's

Músculo	Procedimento
GD	Decúbito dorsal com 90° de flexão da gleno-umeral (GU). Protração da omoplata com resistência posterior.
IE	Sentado com 90° de flexão e 45° de abdução horizontal da GU. 90° de flexão do cotovelo e supinação do antebraço. Resistência aplicada distalmente ao cotovelo no sentido da rotação medial.
DM	Membro superior a 90° de abdução, em rotação neutra, aplicando resistência proximalmente ao cotovelo numa direção inferior.
TI	Decúbito ventral, com o membro superior a 45° de abdução, com aplicação de resistência manual no sentido da abdução e elevação da escápula.
TS	Sentado com o membro superior ao longo do corpo. Resistência aplicada no sentido da depressão do ombro (bilateralmente).

As variáveis anteriormente apresentadas foram recolhidas durante o movimento de abdução do membro superior no plano da escápula até ao limite de cada indivíduo uma vez que, apesar de estar referenciado um valor padrão entre os 150° e os 180°, a amplitude de movimento geral tem uma variação considerável entre sujeitos (Kisner & Colby, 2009), sem a

realização de rotação lateral no final do movimento (Moraes, Teixeira-Salmela, & Faria, 2007; Sciascia, Kuschinsky, Nitz, & Mair, 2012).

Para padronizar a posição do membro superior no plano da escápula foi colocada uma superfície plana vertical neste plano que serviu de referência para o movimento. Atendendo a Ludewig & Cook (2000) foi solicitado aos participantes que realizassem o movimento em teste com a extremidade do membro superior alinhada com a referência, o cotovelo em extensão e o polegar orientado para cima. Os indivíduos encontravam-se sentados numa cadeira, com 90° de flexão da coxo-femural, sendo que a postura e a oscilação postural foram controlados, solicitando aos indivíduos que olhassem para um alvo a cerca de 3 metros à sua frente, posicionado ao nível dos olhos. A velocidade do movimento foi padronizada com um metrónomo, a 60 batimentos por minuto, e cada ciclo de movimento levou 4 segundos a ser completado (Hsu, Chen, Lin, & Wang, 2009). Após o período de adaptação da velocidade do movimento, realizou-se um período de descanso de 2 minutos antes do início da recolha do sinal EMG. Para esta recolha foram realizados três ciclos de movimento, com 30 segundos de descanso entre cada, tendo sido registada a média destes para a análise (Lucas, Polus, & Rich, 2001; Hsu, Chen, Lin, & Wang, 2009).

Posteriormente às recolhas efetuadas, foi aplicada uma técnica de compressão isquémica no PG latente presente no TS, no GE. Para aplicar a técnica, a investigadora principal adotou a posição de pé posteriormente ao indivíduo que se encontrava sentado, com um contacto em pinça no PG latente do músculo TS. Aplicou-se uma pressão gradual sobre o ponto sinalizado, tendo sido previamente solicitado ao sujeito que indicasse quando a dor atingisse um nível “moderado mas tolerável” correspondente ao valor 7 numa escala de dor de 1 a 10, na qual 1 corresponde a “sem dor” e 10 a “dor intolerável”. A pressão foi mantida até que o nível de dor reduzisse para o nível 3, momento após o qual a pressão foi novamente aumentada até atingir o nível 7. Estes procedimentos foram repetidos até perfazer 90 segundos (Hanten, Olson, Butts, & Nowicki, 2000; Hou, Tsai, Cheng, & Chung, 2002; Fernández-de-las-Peñas, Alonso-Blanco, Fernández-Carnero, & Miangolarra-Page, 2006; Kostopoulos & Rizopoulos, 2008).

No GC aplicou-se uma técnica placebo, que consistiu na aplicação dos mesmos contactos manuais e durante o mesmo período de tempo da técnica de compressão isquémica, num ponto próximo, mas não coincidente com o PG latente, não tendo sido aplicada qualquer pressão.

Após a aplicação da técnica de tratamento, todo o protocolo acima descrito voltou a ser realizado, com um intervalo de repouso de 3 minutos.

2.4.2 *Processamento de dados*

A recolha eletromiográfica foi realizada em cinco músculos, durante o movimento de abdução no plano da omoplata, em simultâneo com a recolha de imagem. O sinal eletromiográfico foi filtrado através de um filtro band-pass *zero-lag Butterworth* de segunda ordem de 20 a 450 Hz, tendo sido posteriormente calculado o *rootmeansquare*.

O início do movimento (t_0) foi identificado como o instante temporal em que a amplitude de elevação atingiu um valor igual ou superior a 5% do seu valor máximo. Foi considerado um valor válido quando o instante temporal foi seguido por um intervalo de pelo menos 50ms em que o valor se manteve igual ou superior a 5%. A amplitude da atividade eletromiográfica foi analisada até ao limite máximo de cada sujeito nos seguintes arcos de movimento: do início do movimento até aos 30°, dos 31° aos 60°, dos 61° aos 90° e dos 91° até ao final do movimento. Diversos autores estabelecem diferentes fases no movimento de abdução. Apesar de em termos teóricos se considerar intervalos de 60° para a análise do papel dos diferentes músculos no complexo articular do ombro (KAPANDJI, 2000), autores mais recentes têm analisado intervalos mais pequenos. Alguns autores dividem os intervalos com base na ação específica de cada músculo (Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006), outros estabeleceram intervalos padronizados que permitem avaliar o comportamento do músculo ao longo do arco de movimento (Faria, Teixeira-Salmela, & Gomes, 2009). À semelhança deste último estudo, foi avaliada no presente estudo a magnitude da atividade muscular em intervalos de 30°, sabendo que desde o início do movimento até aos 30°, verifica-se maior atividade dos músculos deltóide (anterior, médio e posterior) e supra-espinhoso com ação na articulação gleno umeral; dos 30° aos 80°, é mais relevante a atividade dos músculos deltóide (anterior, médio e posterior) e supra-espinhoso na articulação gleno-umeral assim como a ação do TS, TI e GD na articulação escápulo-torácica, sendo predominante a atividade do TS e GD; dos 80° até aos 140° predomina a atividade dos músculos TS, TI e GD sobre a articulação escápulo-torácica, com predomínio do TI; e, por último dos 140° aos 170° verifica-se uma atividade semelhante à da fase II (30°-80°), no entanto há um predomínio na atividade do músculo GD (Matias, Batata, Morais, Miguel, & Estiveira, 2006). Foi registada a média da atividade muscular de cada músculo em cada intervalo tendo sido o valor obtido em cada intervalo normalizado à CMVI. Para calcular o valor da CMVI foi utilizada a média dos 3 segundos centrais da respetiva contração. Registou-se, também a amplitude máxima atingida em ambos os momentos de avaliação. A análise da sinergias musculares foi realizada através da razão da média de ativação ente pares de músculos: TS/TI, TS/GD, TS/IE e TS/DM.

2.5 Ética

O presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da ESTSP e pelo diretor do CEMAH para a utilização das instalações e equipamentos.

Os participantes que integraram o estudo assinaram o consentimento informado segundo a Declaração de Helsínquia, sendo mantidos o anonimato e confidencialidade dos dados.

2.6 Estatística

A análise estatística foi realizada através do programa *Predictive Analytics Software Statistics* (PASW) versão 22.0 para *Windows*, utilizando-se um nível de significância de 0,05.

Para a caracterização da amostra e das variáveis em estudo foi utilizada a estatística descritiva, recorrendo aos valores da média e desvio padrão. Foram analisadas as seguintes variáveis: amplitude de abdução máxima alcançada; atividade muscular individual dos músculos TS, TI, GD, IE e DM assim como a razão entre o TS e os restantes músculos em estudo. A homogeneidade entre ambos os grupos, no momento inicial, foi assegurada tendo sido utilizado o *teste t* para amostras independentes para o efeito.

No sentido de verificar as diferenças entre grupos e em cada variável, foi realizado o *teste t* para amostras independentes, aquando do cumprimento dos pressupostos para a realização de testes paramétricos, ou o teste de *Mann-Whitney*, caso não se cumprissem os anteriores. Quando os pressupostos foram cumpridos, para a análise intra-grupo foi aplicado o teste *t* para amostras emparelhadas, em caso contrário aplicou-se o teste de *Wilcoxon*.

3 Resultados

3.1 Amplitude máxima de abdução no plano da omoplata

No sentido de verificar se a amplitude de movimento de abdução se alterou com a aplicação da técnica foram registados os valores da amplitude, em ambos os grupos, antes e após a aplicação da técnica. Não foram encontradas diferenças entre os grupos (1º momento, $p=0,608$; $t=0,816$; 2º momento, $p=0,119$; $t=1,252$) (Tabela 4). Verificou-se, ainda, que após a intervenção os valores foram tendencialmente maiores nos dois grupos (GC, $t=-1,119$; $p=0,256$; GE, $t=-1,604$; $p=0,135$) (Tabela 4).

Tabela 4: Amplitude máxima de abdução no plano da omoplata em ambos os grupos, antes e após a aplicação da técnica

	GC		GE	
	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Pré-intervenção	127,82	8,47	124,96	9,33
Pós-intervenção	129,66	6,6	127,11	8,66

3.2 Análise da ativação muscular antes e após a aplicação da técnica.

Com o intuito de perceber o efeito da compressão isquêmica na magnitude de ativação dos músculos em análise, foram registados os valores da atividade muscular relativa de cada músculo, para os dois grupos nos dois momentos de avaliação (Figura 2). Assim, da análise realizada não foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos nem entre os momentos em cada grupo.

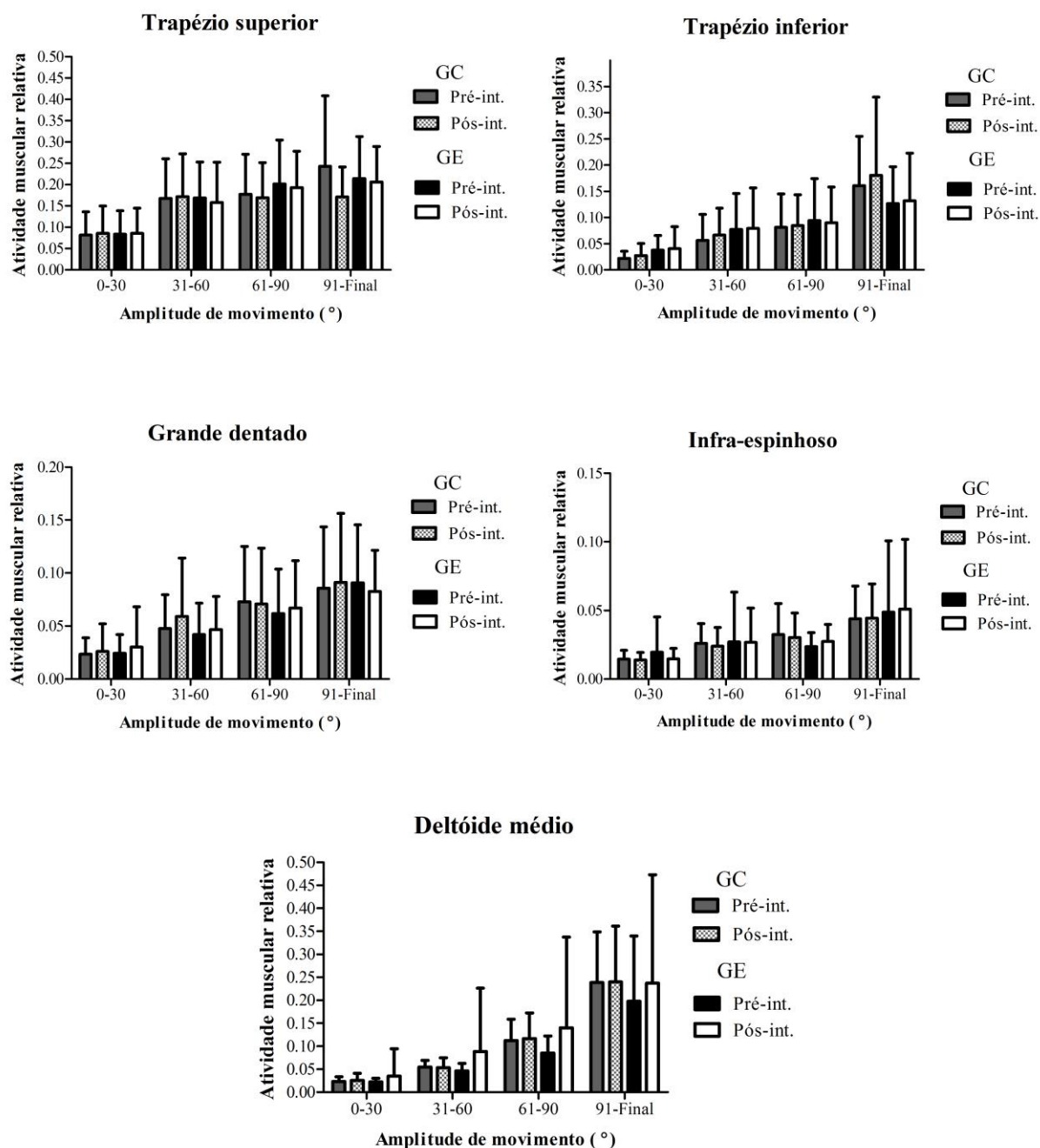


Figura 2-Comparação da atividade muscular relativa entre grupo e entre os dois momentos, nos cinco músculos em estudo: TS, TI, GD, IE e DM.

Numa análise mais detalhada, percebe-se que o comportamento do TS foi idêntico entre os dois grupos ao longo de todo o arco de movimento, com a exceção do intervalo entre os 31° e os 60° onde a aplicação da compressão isquêmica parece ter resultado em valores tendencialmente mais baixos no segundo momento, no GE, quando comparados com o primeiro momento. No mesmo intervalo, no GC, verificou-se uma tendência inversa.

O músculo TI apresentou, no intervalo entre os 61° e os 90°, uma tendência para a diminuição da atividade muscular relativa após a intervenção, no GE, quando comparada com o momento da pré intervenção. No GC, no mesmo intervalo, entre os dois momentos de avaliação verificou-se uma tendência para o aumento da atividade muscular relativa no segundo momento.

No músculo GD a intervenção parece ter influenciado a magnitude de ativação a partir do meio do arco do movimento. Assim, verificou-se entre os 61° e os 90°, no GE, uma tendência para o aumento da magnitude de ativação após a aplicação da compressão isquêmica, tendo ocorrido uma tendência inversa no GC entre o primeiro e segundo momento de avaliação. A partir dos 91°, também se verificou um comportamento tendencialmente diferente após a intervenção, em comparação com o GC, tendo-se verificado que após a intervenção se registraram valores tendencialmente menores quando comparados com o momento da pré-intervenção. No GC, no mesmo intervalo verificou-se uma tendência inversa.

Na análise do músculo IE verificou-se que, no primeiro intervalo em análise, no GE, os valores da magnitude de ativação muscular foram tendencialmente inferiores após a intervenção quando comparados com o primeiro momento, o mesmo não se verificou no GC. Já entre os 61° e os 90° verificaram-se valores tendencialmente superiores, no GE, no segundo momento de avaliação em comparação com o primeiro, tendo ocorrido uma tendência oposta no GC.

No músculo DM, no GE verificou-se uma tendência para valores superiores no segundo momento de avaliação ao longo de todo o arco em comparação com o primeiro momento. Já no GC não se verificaram diferenças entre os dois momentos ao longo do arco de movimento.

3.3 Análise da razão entre a atividade do músculo trapézio e os restantes músculos antes e após a aplicação da técnica

Em todo o arco de movimento analisado, é possível verificar a ocorrência de diferenças estatisticamente significativas entre os dois momentos nos dois grupos à exceção do GC na razão TS/DM no arco entre os 61° e os 90° (Tabela 7) e da razão TS/TI, em ambos os grupos, dos 91° até ao final do movimento (Tabela 8). No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre grupos em todas as variáveis em análise.

Entre o início de movimento e os 30° (Tabela 5) verifica-se o mesmo comportamento entre os dois momentos de avaliação, em todas as razões, nos dois grupos, com a atividade do TS a prevalecer face aos restantes músculos.

Tabela 5: Relação do músculo TS com os restantes músculos na amplitude desde o momento inicial até aos 30°

Arco	Par/ Razão	Momento	GC				GE				Valor p	Valor teste
			Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste	Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste		
0°- 30°	TS/TI	Pré-int.	4,127	3,697	0,002	Z= -3,110	2,846	1,720	0,004	Z= -2,903	0,211	U=55
		Pós-int.	4,976	6,202			4,111	3,200			0,336	t=-0,983
	TS/GD	Pré-int.	3,856	3,410	0,003	Z= -2,970	4,101	3,937	0,003	Z= -2,970	0,980	U=84
		Pós-int.	4,056	3,920			5,201	3,235			0,961	U=90
	TS/IE	Pré-int.	5,355	2,939	0,001	t= 4,707	5,997	2,788	0,001	t= 4,889	0,392	t=0,874
		Pós-int.	6,001	3,065			7,084	5,075			0,976	t=-0,031
	TS/DM	Pré-int.	3,447	2,281	0,002	t= 3,850	3,773	2,084	0,002	t= 3,869	0,734	t=0,345
		Pós-int.	3,615	2,924			4,959	3,940			0,575	t=-0,570

Entre os 31° e os 60° (Tabela 6) é possível observar que a atividade do TS continua a prevalecer face aos restantes músculos, no entanto com mais variações do que no primeiro intervalo em análise. Assim, verificou-se no GE, que o par TS/GD apresentou, após a intervenção, um comportamento tendencialmente diferente face ao GC, tendo-se verificado um aumento da razão entre os dois músculos no GE e o inverso no GC.

Tabela 6: Relação do músculo TS com os restantes músculos na amplitude desde os 31° até aos 60°

Arco	Par/ Razão	Momento	GC				GE				Valor p	Valor teste
			Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste	Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste		
31°- 60°	TS/TI	Pré-int.	3,254	4,584	0,006	Z= -2,76	2,261	1,588	0,004	Z=- 2,903	0,384	U=62
		Pós-int.	4,580	6,830			2,763	2,669			0,564	t=-0,586
	TS/GD	Pré-int.	3,476	2,402	0,001	Z= -3,18	4,349	3,405	0,002	Z= -3,11	0,701	U=77
		Pós-int.	3,401	2,417			4,568	5,336			0,586	t=0,553
	TS/IE	Pré-int.	6,386	2,985	0,001	t= 5,76	9,268	4,966	0,001	t= 6,471	0,057	t=2,012
		Pós-int.	7,590	3,100			7,308	5,274			0,484	t=0,712
	TS/DM	Pré-int.	6,386	2,985	0,001	t= 4,302	9,268	4,966	0,001	t= 5,036	0,221	t=1,259
		Pós-int.	3,320	1,757			3,192	2,768			0,329	t=-0,998

Entre os 61° e os 90° (Tabela 7), verifica-se que após a intervenção, no GE, a razão no par TS/TI aumentou, tendo ocorrido o inverso entre o primeiro e o segundo momento no GC. Já no par TS/IE verificou-se, no GE, uma diminuição da razão entre os dois músculos após a intervenção, tendo-se verificado uma tendência inversa no GC.

Tabela 7: Relação do músculo TS com os restantes músculos na amplitude desde os 61° até aos 90°

Arco	Par/ Razão	Momento	GC				GE				Valor p	Valor teste
			Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste	Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste		
61°- 90°	TS/TI	Pré-int.	3,585	4,958	0,005	Z= -2,83	2,667	1,894	0,004	Z= -2,903	0,624	U=69
		Pós-int.	2,720	3,143			2,825	2,022			0,738	t=-0,339
	TS/GD	Pré-int.	2,573	1,675	0,002	t= 3,891	4,233	4,506	0,001	t= 4,613	0,624	U=69
		Pós-int.	2,421	1,152			4,180	3,734			0,995	t=-0,006
	TS/IE	Pré-int.	5,361	2,227	0,001	t= 5,881	8,084	4,394	0,001	t= 6,018	0,133	t=1,562
		Pós-int.	5,799	2,614			7,727	4,900			0,680	t=0,418
	TS/DM	Pré-int.	1,657	1,061	0,072	t= 1,975	2,461	1,649	0,002	t= 3,869	0,133	t=1,559
		Pós-int.	1,490	0,885			2,218	1,578			0,542	t=-0,619

No último arco analisado (Tabela 8) não se verifica a influência da intervenção em nenhum momento. No entanto verifica-se que, no GC, a atividade do músculo DM foi tendencialmente superior à do TS, o mesmo não foi verificado no GE.

Tabela 8: Relação do músculo TS com os restantes músculos na amplitude desde os 91° até ao final do movimento

Arco	Par/ Razão	Momento	GC				GE				Valor p	Valor teste
			Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste	Média	Desvio padrão	Valor p	Valor teste		
91°- Final	TS/TI	Pré-int.	1,388	0,640	0,582	t= 0,559	1,758	0,865	0,003	3,796	0,582	t=0,559
		Pós-int.	1,244	0,790			1,670	0,852			0,392	t=0,874
	TS/GD	Pré-int.	2,336	0,917	0,007	t= 3,263	2,905	2,220	0,002	t= 3,976	0,713	t=-0,373
		Pós-int.	2,232	1,014			2,683	1,675			0,912	t=0,112
	TS/IE	Pré-int.	4,514	2,172	0,001	t= 4,241	6,698	4,215	0,000	t= 6,499	0,323	t=1,012
		Pós-int.	4,413	2,072			6,499	4,112			0,461	t=0,751
	TS/DM	Pré-int.	0,879	0,548	0,939	t= 0,078	1,332	1,084	0,733	t=0,350	0,544	t=0,616
		Pós-int.	0,821	0,528			1,197	0,904			0,736	t=-0,341

4 Discussão

Dada a falta de evidência sobre o efeito da compressão isquêmica aplicada no PG latente, na atividade muscular, e tendo em conta que a síndrome dolorosa miofascial é um dos principais problemas encontrados na prática clínica, é de todo importante que se investigue esta temática. Assim, realizou-se o presente estudo com o objetivo de verificar o efeito da compressão isquêmica aplicada no PG latente do TS na magnitude da atividade muscular individual dos músculos TS, TI, GD, IE e DM, bem como na relação entre o músculo TS e os restantes ao longo do arco de movimento de abdução no plano da omoplata. Seria esperado que a técnica influenciasse a magnitude da atividade muscular assim como as sinergias musculares, dadas as alterações musculares pela presença do PG assim como o efeito da técnica neste.

Para testar a hipótese em estudo foi realizada a análise do movimento de abdução no plano da omoplata em dois momentos. Os resultados cinemáticos recolhidos indicam que o movimento não sofreu alterações entre as duas medições. De facto, não seriam esperadas alterações nesta variável face a esta intervenção. Pois apesar de estudos prévios demonstrarem um ganho de amplitude articular em articulações relacionadas com músculos intervencionados com compressão isquêmica (Kostopoulos, Nelson, Ingber, & Larkin, 2008; Aguilera, Martín, Masanet, Botella, Soler, & Morell, 2009; Grieve, Clark, Pearson, Bullock, Boyer, & Jarrett, 2011; Cagnie, Dewitte, Coppieters, Oosterwijck, Cools, & Danneells, 2013), no presente estudo o movimento realizado não impõe alongamento do músculo intervencionado. Por outro lado, a relação entre uma disfunção muscular e uma disfunção articular está reconhecida ao nível da evidência clínica, no entanto é pouco explorada ao nível da literatura (Férrandez-de-las-Peñas, 2009). O movimento realizado foi ativo, dependente da integridade tanto das estruturas passivas como ativas. Assim, tendo em conta que a presença de um PG no TS influencia os restantes músculos que contribuem para a tarefa, tendo por hipótese que a compressão isquêmica normaliza o PG, poderia verificar-se uma melhor performance ao nível do movimento ativo. Contudo, a tendência de aumento observada em ambos os grupos pode dever-se ao efeito de aprendizagem por repetição.

Um ponto interessante verificado, embora não tenha sido objetivo do estudo, foi o facto de os participantes apresentarem valores de amplitude inferiores aos referenciados na literatura (150°-180°) (Kisner & Colby, 2009). Apesar da amplitude de movimento poder variar de indivíduo para indivíduo, os valores de amplitude obtidos no presente estudo levam a questionar a possível relação entre a amplitude registada e a existência do PG no TS. Seria interessante, em estudos futuros, confirmar esta hipótese.

4.1 Análise da ativação muscular antes e após a aplicação da técnica

Nos músculos analisados não se verificaram diferenças estatisticamente significativas em nenhum momento, nem entre grupos nem entre os dois momentos de avaliação.

Seria esperado que a técnica influenciasse a magnitude de atividade muscular do TS devido à sua ação no PG. O músculo TS, pela presença do PG latente, pode apresentar alterações devido à banda tensa, pois os sarcómeros alongados fora do nó de contração e a insuficiência ativa dos sarcómeros sob contração, no interior do nó, podem afetar a capacidade contrátil muscular. Desta forma, as fibras musculares não podem gerar a tensão ótima pois a relação tensão-comprimento não é a ideal (Hodges, 2011; Ge, Arendt-Nielsen, & Madeleine, 2012; Lucas, Polus, & Rich, 2008) colocando-se como hipótese que com a aplicação da técnica estas alterações poderiam reverter-se.

Os resultados obtidos no presente estudo indicam que a técnica não produz alterações nos componentes ativos musculares. No entanto, é de notar que uma única aplicação da técnica poderá não ter sido suficiente para produzir alterações que se reflitam ao nível da magnitude de ativação muscular. A bibliografia aponta que a técnica aplicada nos PG latentes tem efeito ao nível das amplitudes ativas articulares de articulações relacionadas, do aumento do limiar de tolerância à dor, assim como da diminuição da atividade elétrica basal do TS (Kostopoulos, Nelson, Ingber, & Larkin, 2008; Aguilera, Martín, Masanet, Botella, Soler, & Morell, 2009; Cagnie, Dewitte, Coppieters, Oosterwijck, Cools, & Danneells, 2013). Confirma-se na bibliografia a influência da intervenção ao nível da modulação da geração de potenciais de ação (atividade elétrica espontânea), que na presença de um PG se encontra aumentada, no entanto não existem estudos que suportem a influência que esta tem na magnitude de ativação muscular.

Adicionalmente, como a amostra foi composta por sujeitos assintomáticos, não havendo diferenças entre ambos os grupos, e tendo sido realizada apenas uma intervenção pensa-se que a técnica não permitiu modificar essas alterações. Pois, a dor está associada a uma atividade aumentada das unidades motoras, como no caso dos PG ativos. Também nos PG ativos do TS, estudos prévios demonstraram que a aplicação de compressão isquêmica está associada a uma redução da sintomatologia e aumento da extensibilidade do TS (Cagnie *et al.* 2013). Seria pertinente a replicação do presente estudo introduzindo mais sessões de intervenção, no sentido de verificar o seu efeito nos componentes neuromusculares.

Não deve no entanto, ser descartada a hipótese de o método de análise não ter sido sensível para detetar a mudança face à intervenção, dado que estudos prévios encontraram um aumento da magnitude do músculo TS com a presença de PG latente relativamente a uma condição sem PG latente com eletromiografia de profundidade, não tendo sido observadas

diferenças com eletromiografia de superfície (Ge *et al.* (2014)). Seria assim importante a replicação do presente estudo com eletromiografia de profundidade.

Seria esperado que a compressão isquêmica aplicada no TS influenciasse os restantes músculos em estudo tendo em conta que todos são sinergistas no movimento de abdução do ombro. Tendo em conta o conceito de unidades musculares funcionais, ou seja, músculos que trabalham em conjunto para um mesmo objetivo, na presença de PG miofascial num músculo pertencente a uma unidade funcional, deixando de trabalhar de forma efetiva, terá que haver compensação por parte dos restantes músculos (Borg-Stein & Simons, 2002; Vázquez-Delgado, Cascos-Romero, & Gay-Escoda, 2010).

O músculo DM atua como principal mobilizador do movimento de abdução do membro superior sendo sinergista do TS (Ge, Monterde, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2014). No presente estudo, foi observado que o DM registou uma tendência consistente em todos os intervalos de movimento analisados após a aplicação da técnica. Assim verificou-se uma tendência para o aumento da sua atividade, após a intervenção, em todos os intervalos em análise sendo que no GC não se verificaram diferenças entre os dois momentos. Este facto pode indicar que a compressão possa ter tido alguma influência ao nível do principal músculo mobilizador em estudo.

4.2 Análise da razão entre o músculo trapézio superior e os restantes músculos

O equilíbrio da atividade muscular nos pares de músculos é muitas vezes mais importante para a função do que a ação individual de cada músculo. Este equilíbrio é determinado pela ação de cada músculo associada à fáscia e ao padrão de recrutamento, quando testado isoladamente o músculo pode estar com um nível de atividade normal, no entanto pode ter uma ação pobre durante uma atividade funcional (Magarcy & Jones, 2003). A relação entre a atividade dos diferentes músculos numa tarefa é um componente importante do controlo motor. Para verificar o efeito da técnica nas sinergias musculares durante o movimento foi registada e avaliada a razão entre pares de músculos, nomeadamente entre o TS, músculo que foi objeto da intervenção, e os restantes músculos.

No presente estudo não foram verificadas diferenças entre grupos em nenhum par de músculos analisados, o que parece indicar que, assim como não se verificou a influência da técnica na magnitude de ativação individual, esta também não teve influência ao nível sinérgico em relação à quantidade de ativação muscular. A literatura indica que o PG latente influencia o recrutamento muscular e *timing* de ativação durante um movimento articular ativo (Lucas, Rich, & Polus, 2010) assim como um desequilíbrio entre a ativação do par

agonista-antagonista do movimento (Ibarra, Ge, Wang, Vizcaíno, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2011). Através da análise da razão entre os TS e os restantes músculos verificou-se que a atividade do TS prevaleceu sobre os restantes músculos, ao longo de todo o arco, em ambos os grupos, em ambos os momentos de avaliação. Como já foi referido, Ge *et al* (2014) verificaram, por análise eletromiográfica intramuscular que a magnitude registada no TS com PG latente foi significativamente superior quando comparada com o sem PG, durante o movimento de abdução do braço. No presente estudo verificou-se esta predominância do TS, músculo com a presença de PG latente, face aos restantes músculos em análise. Pensa-se que este facto, pode ao longo do tempo, pela somação, conduzir à disfunção do complexo articular do ombro pois apesar dos mecanismos subjacentes não estarem completamente esclarecidos, os pontos gatilho miofasciais latentes podem criar um desequilíbrio entre agonista e antagonista (Ibarra, et al., 2011), afetar o desempenho dos músculos funcionalmente relacionados (Lucas, 2008; Lucas, et al., 2004; Sterling, et al., 2001) e contribuir no processo de aceleração da fadiga muscular (Ge, et al., 2012). Seria pertinente, em estudos futuros verificar se o TS prevalece sobre os restantes músculos em indivíduos sem a presença de PG.

Verificou-se, na análise músculo a músculo, que o DM foi o mais consistente na resposta face à aplicação da compressão isquémica. Também através da análise da razão entre este par (TS/DM) se verificou que depois dos 91° a atividade de ambos os músculos teve tendência a aproximar. Este músculo é o principal mobilizador do movimento de abdução (Ge, Monterde, Graven-Nielsen, & Arendt-Nielsen, 2014). Assim, parece que a técnica possa ter influência ao nível da alteração do controlo motor no sentido em que tem uma tendência para o aumento da ativação do mobilizador.

5 Conclusão

Com o presente estudo não se verificaram diferenças significativas após a intervenção na magnitude do TS, TI, GD, IE e DM, assim como na razão entre os pares TS/TI, TS/GD, TS/IE e TS/DM.

Conclui-se assim que uma só aplicação da compressão isquémica não terá o efeito profilático esperado. Seria pertinente, em estudos futuros, realizar a intervenção com mais sessões, assim como realizar um *follow up* no sentido de verificar os efeitos da intervenção a médio e longo prazo.

6 Agradecimentos

Deixo uma palavra de agradecimento a todos os que colaboraram para a realização deste estudo, nomeadamente aos participantes e orientadoras.

7 Referências bibliográficas

- Lucas, K. R., Polus, B. I., & Rich, P. A. (2001). Temporal Sequence of Muscle Recruitment during Scapular Plane Elevation:.
- (2010). *Qualisys Track Manager: User Manual*.
- Aguilera, F. J., Martín, D. P., Masanet, R. A., Botella, A. C., Soler, L. B., & Morell, F. B. (2009). Immediate effect of ultrasound and ischemic compression techniques for the treatment of trapezius latent myofascial trigger points in healthy subjects: a randomized controlled study. *J Manipulative Physiol Ther*, 515-520.
- Bogey, R. A., Gitter, A. J., & Barnes, L. A. (2010). Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 46-54.
- Borg-Stein, J., & Simons, D. (Março de 2002). Myofascial Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 40-47.
- Brito, P. R. (2008). O efeito dos marcadores externos na marcha de indivíduos com doença de Parkinson. Dissertação em Ciências da Reabilitação. Belo Horizonte.
- Cagnie, B., Dewitte, V., Coppieters, I., Oosterwijck, J. V., Cools, A., & Danneells, L. (28 de Agosto de 2013). Effect of Ischemic Compression on Trigger Points in the Neck and Shoulder Muscles in Office Workers: A Cohort Study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36, pp. 482-489.
- Chang, C.-W., Chang, K.-Y., Chen, Y.-R., & Kuo, P.-L. (Junho de 2011). Electrophysiologic Evidence of Spinal Accessory Neuropathy in Patients With Cervical Myofascial Pain Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92, 935-940.
- Chesterton, L. S., Sim, J., Wright, C. C., & Foster, N. E. (2007). Interrater reliability of algometry in measuring pressure pain thresholds in healthy humans, using multiple raters. *Clin J Pain*, 760-766.
- Correia, P. P., & Mil-Homens, P. (2004). *A eletromiografia no estudo do Movimento Humano*. Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana.
- Cummings, M., & Baldry, P. (2007). Regional myofascial pain: diagnosis and management. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 21, pp. 367-387 .

- Faria, C., Teixeira-Salmela, L., & Gomes, P. (2009). Applicability of the coactivation method in assessing synergies of the scapular stabilizing muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 764-772.
- Farina, S., Casarotto, M., Benelle, M., Tinazzi, M., Fiaschi, A., Goldoni, M., et al. (2004). A randomized controlled study on the effect of two different treatments (FREMS AND TENS) in myofascial pain syndrome. *Eura Medicophys*, 293-301.
- Fernández-de-las-Peñas, C. (2009). Interaction between Trigger Points and Joint Hypomobility: A Clinical Perspective. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 17, pp. 74-77.
- Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Fernández-Carnero, J., & Miangolarra-Page, J. C. (2006). The immediate effect of ischemic compression technique and transverse friction massage on tenderness of active and latent myofascial trigger points: a pilot study. *J Bodyw Mov Ther*, 3-9.
- Fischer, A. (1987). Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, 115-126.
- Ge, H. Y., Arendt-Nielsen, L., & Madeleine, P. (2012). Accelerated muscle fatigability of latent myofascial trigger points in humans. *Pain Med*, 957-964.
- Ge, H.-Y., Monterde, S., Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (Fevereiro de 2014). Latent Myofascial Trigger Points Are Associated With an Increased Intramuscular Electromyographic Activity During synergistic Muscle Activation. *The Journal of Pain*, pp. 181-187.
- Gemmell, H., Miller, P., & Nordstrom, H. (2008). Immediate effect of ischaemic compression and trigger point pressure release on neck pain and upper trapezius trigger points: A randomised controlled trial. *Clinical Chiropractic*, 30-36.
- Gerwin, D. R. (2001). Classification, epidemiology, and natural history of myofascial pain syndrome. *Curr Pain Headache Rep*, 5, 412-420.
- Gerwin, R. D., Dommerholt, J., & Shah, J. P. (2004). An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Current Pain and Headache Reports*, 8, 468-475.
- Gerwin, R. D., Dommerholt, J., & Shah, J. P. (2004). An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation. *Current Pain and Headache Reports*, 468-475.
- Grieve, R., Clark, J., Pearson, E., Bullock, S., Boyer, C., & Jarrett, A. (2011). The immediate effect of soleus trigger point pressure release on restricted ankle joint dorsiflexion: A pilot randomiser controlled trial. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* , pp. 42-49.

- Hanten, W. P., Olson, S. L., Butts, N., & Nowicki, A. L. (2000). Effectiveness of a home program of ischemic pressure followed by sustained stretch for treatment of myofascial trigger points. *Phys Ther*, 997-1003.
- Hermens, J. H., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, pp. 361-374.
- Hodges, P. W. (2011). Pain and motor control: From the laboratory to rehabilitation. *Journal Musculoskeletal Pain*, 220-228.
- Holtermann, A., Mork, P. J., Andersen, L. L., Olsen, H., & Sjøgaard, K. (2010). The use of EMG biofeedback for learning of selective activation of intra-muscular parts within the serratus anterior muscle: a novel approach for rehabilitation of scapular muscle imbalance. *J Electromyogr Kinesiol*, 359-365.
- Hong, C. Z. (2006). Treatment of myofascial pain syndrome. *Current Pain and Headache Reports*, 345-349.
- Hou, C. R., Tsai, L. C., Cheng, K. F., & Chung, K. C. (2002). Immediate effects of various physical therapeutic modalities on cervical myofascial pain and trigger-point sensitivity. *Arch Phys Med Rehabil*, 1406-1414.
- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. C., & Wang, W. T. (2009). The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1092-1099.
- Ibarra, J., Ge, H.-Y., Wang, C., Vizcaíno, V., Graven-Nielsen, T., & Arendt-Nielsen, L. (Dezembro de 2011). Latent Myofascial Trigger Points are Associated With an Increased Antagonistic Muscle Activity During Agonist Muscle Contraction. *The Journal of Pain*, 12, pp. 1282-1288.
- Janes, W. E., Brown, J. M., Essenberg, J. M., & Engsberg, J. R. (2012). Development of a method for analyzing three-dimensional scapula kinematics. *American Association for Hand Surgery*, 400-406.
- Kisner, C., & Colby, L. A. (2009). *EXERCÍCIOS TERAPÊUTICOS - Fundamentos e Técnicas* (5ª ed.). São Paulo: Manole.
- Kostopoulos, D., & Rizopoulos, k. (2008). Effect of topical aerosol skin refrigerant (spray and stretch technique) on passive and active stretching. *J Bodyw Mov Ther*, 96-104.
- Kostopoulos, D., Nelson, A., Ingber, R., & Larkin, R. (2008). Reduction of Spontaneous Electrical Activity and Pain Perception of Trigger Points in the Upper Trapezius Muscle through Trigger Point Compression and Passive Stretching. *Journal of Musculoskeletal Pain*, pp. 267-279.

- Kuan, T. S., Hsieh, Y. L., Chen, S. M., & Chen, J. T. (2007). The myofascial trigger point region: correlation between the degree of irritability and the prevalence of endplate noise. *Am J Phys Med Rehabil*, 183-189.
- Lamontagne, A., Malouin, F., Richards, C. L., & Dumas, F. (2002). Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*, pp. 244-255.
- Lehman, G., Gilas D, D., & Patel , U. (dezembro de 2008). An unstable support surface does not increase scapulothoracic stabilizing muscle activity during push up and push up plus exercises. *Man Ther*, 500-506.
- Lucas. (2007). *The prevalence of latent trigger points in the scapular positioning muscles in healthy subjects*.
- Lucas, K. (2007). *THE EFFECTS OF LATENT MYOFASCIAL TRIGGER POINTS ON MUSCLE ACTIVATION PATTERNS DURING SCAPULAR PLANE ELEVATION*. Austrália: RMIT.
- Lucas, K. R., Polus, B. I., & Rich, P. A. (2008). Latent myofascial trigger points: their effects on muscle activation and movement efficiency. *Journal of Bodywork Movement Therapy*, 160-166.
- Lucas, K. R., Rich, P. A., & Polus, B. I. (2010). Muscle activation patterns in the scapular positioning muscles during loaded scapular plane elevation: The effects of Latent Myofascial Trigger Points. *Clinical Biomechanics*, 765-770.
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (Março de 2000). Alterations in Shoulder Kinematics and Associated Muscle Activity in People With Symptoms of Shoulder Impingement. *Journal of the American Physical Therapy Association*.
- Magarcy, M. E., & Jones, M. A. (2003). Dynamic evaluation and early management of altered motor control around the shoulder complex. *Manual Therapy*, 195-206.
- Matias, R., Batata, D., Morais, D., Miguel, J., & Estiveira, R. (2006). Estudo do comportamento motor dos músculos deltóide, trapézio e grande dentado durante a elevação do braço em sujeitos assintomáticos. *EssFisiOnline*, 1634-1646.
- Moraes, G. S., Teixeira-Salmela, L. F., & Faria, C. M. (2007). Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 48-53.
- Norkin, C. C., & White, D. J. (2009). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry* (4º ed.). Philadelphia: F.A. Davis Company.

- Otter, A. R., DGeurts, A. C., Mulder, T., & Duysens, J. (2006). Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*.
- Paul, T. M., Hoo, J. S., Chae, J., & Wilson, R. D. (desembro de 2002). Central Hypersensitivity in Patients with Subacromial Impingement Syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 1-9.
- Persson, A. L., Brogardh, C., & Sjolund, B. H. (2004). Tender or not tender: test-retest repeatability of pressure pain thresholds in the trapezius and deltoid muscles of healthy women. *J Rehabil Med*, 17-27.
- Powers, C. M. (2000). Powers, C. M. Patellar kinematics, part I: the influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. . *Physical Therapy*, pp. 956-964.
- Sabari, J. S., Maltzev, I., Lubarsky, D., Liskay, E., & Homel, P. (1998). Goniometric assessment of shoulder range of motion: comparison of testing in supine and sitting positions. *Arch Phys Med Rehabil*, 647-651.
- Sciascia, A., Kuschinsky, N., Nitz, A. J., & Mair, S. (2012). Electromyographical comparison of four common shoulder exercises in unstable and stable shoulders. . *Rehabilitation Research and Practice*, 1-11.
- Seitz, A. L., & Uhl, T. L. (2012). Reliability and minimal detectable change in scapulothoracic neuromuscular activity. *J Electromyogr Kinesiol*, 968-974.
- Shah, J. P., Danoff, J. V., Desai, M., Parikh, S., Nakamura, L. Y., Phillips, T. M., et al. (2008). Biochemicals associated with pain and inflammation are elevated in sites near to and remote from active myofascial trigger points. *Archive Physical Medicine Rehabilitation*, 89, 16-23.
- Simons, D. G. (2002). Understanding effective treatments of myofascial trigger points. *Journal of Modywork and Movement therapy*, 81-88.
- Simons, D. G., Travell, J. G., & Simons, L. S. (1999). *Travell and Simons' Myofascial Pain and dysfunction: the trigger point manual. The upper half body*. Baltimore: William and Wilkins.
- Sterling, M., Jull, G., & Wright, A. (junho de 2001). The effects of musculoskeletal pain on motor activity control. *The Journal of Pain*, 135-145.
- Vázquez-Delgado, E., Cascos-Romero, J., & Gay-Escoda, C. (2010). Myofascial pain associated to trigger points: a literature review (I): differential diagnosis and treatment. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, pp. 639-643.

