

Patrícia  
Santos

2013

Efeitos imediatos de um *Sustained Natural Apophyseal Glide*, na atividade muscular dos eretores espinhais, na dor e na amplitude de flexão, em indivíduos com dor lombar crónica não específica

ESTSP | POLITÉCNICO  
DO PORTO

ESTSP | POLITÉCNICO  
DO PORTO

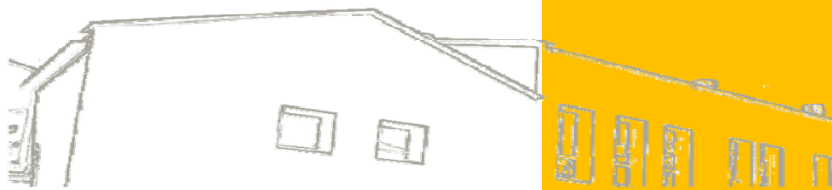
Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto  
Instituto Politécnico do Porto

Patrícia Ribeiro Santos

**Efeitos imediatos de um  
*Sustained Natural Apophyseal  
Glide*, na atividade muscular dos  
erectores espinhais, na dor e na  
amplitude de flexão, em  
indivíduos com dor lombar  
crónica não específica**

Mestrado em Fisioterapia  
Especialização em Terapia Manual Ortopédica

Setembro de 2013



ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DA SAÚDE  
DO PORTO  
INSTITUTO POLITÉCNICO DO PORTO

---

Patrícia Ribeiro Santos

---

EFEITOS IMEDIATOS DE UM *SUSTAINED*  
*NATURAL APOPHYSEAL GLIDE*, NA  
ATIVIDADE MUSCULAR DOS ERETORES  
ESPINHAIS, NA DOR E NA AMPLITUDE  
DE FLEXÃO, EM INDIVÍDUOS COM DOR  
LOMBAR CRÓNICA NÃO ESPECÍFICA

---

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

S e t e m b r o , 2 0 1 3

# **Efeitos imediatos de um *Sustained Natural Apophyseal Glide* na atividade muscular dos eretores espinhais, na dor e na amplitude de flexão, em indivíduos com dor lombar crónica não específica**

PATRÍCIA RIBEIRO SANTOS<sup>1</sup>

ISABEL MOURA BESSA<sup>2</sup>

FRANCISCO NETO<sup>3</sup>

ANTÓNIO MONTES<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Estudante da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto / Instituto Politécnico do Porto

<sup>2,4</sup>Docente da Área Técnico-Científica da Fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde do Porto / Instituto Politécnico do Porto

<sup>3</sup>FISIONETO – Terapia Manual Ortopédica e Pilates Clínico

## **Resumo**

**Introdução:** O *Sustained Natural Apophyseal Glide* tem sido sugerido como uma técnica com potenciais benefícios na redução da dor e no aumento da amplitude de flexão lombar em indivíduos com dor lombar. Contudo, não existe evidência sobre esta técnica na atividade muscular dos eretores espinhais.

**Objetivo:** Avaliar os efeitos imediatos de um *Sustained Natural Apophyseal Glide* na atividade muscular dos eretores espinhais, na intensidade da dor e na amplitude real de flexão lombar, em indivíduos com dor lombar crónica não específica.

**Métodos:** Estudo experimental com uma amostra de 20 estudantes universitários, com dor lombar crónica não específica e com dor à flexão da coluna lombar, que foram aleatoriamente distribuídos em dois grupos: experimental - *Sustained Natural Apophyseal Glide* e placebo – intervenção placebo. Foram avaliadas a atividade muscular dos eretores espinhais recorrendo à eletromiografia de superfície (*bioPLUX research*®), a intensidade da dor através da Escala Visual Analógica e a amplitude real de flexão lombar pelo método de duplo inclinómetro (*Universal Inclinometer*®), antes e após a intervenção, pela análise do movimento de flexão-extensão do tronco. O nível de significância foi de 0,05.

**Resultados:** Foram encontradas diferenças significativas, em ambos os grupos, para a fase de relaxamento (Grupo experimental:  $p=0,013$  e Grupo placebo:  $p=0,047$ ), assim como para a fase de extensão, no grupo experimental ( $p=0,037$ ), verificando-se uma diminuição da atividade muscular da *baseline* para a avaliação final. A Análise da Covariância revelou que, relativamente à intensidade da dor, verificaram-se diferenças significativas entre os dois grupos ( $p=0,002$ ), sendo que o grupo experimental diminuiu mais 2cm na Escala Visual Analógica do que o grupo placebo. Pela análise da amplitude

real de flexão lombar, embora o aumento não fosse significativamente diferente entre os grupos ( $p=0,086$ ), o grupo experimental teve mais  $1,7^\circ$  de aumento do que o grupo placebo.

**Conclusão:** Os resultados sugerem que, a curto prazo, o *Sustained Natural Apophyseal Glide* parece produzir um efeito significativo na diminuição da atividade muscular dos eretores espinhais, durante o movimento dinâmico de extensão do tronco, assim como no alívio da dor. Embora não se tenham observado alterações significativas no aumento da amplitude articular, os resultados no grupo experimental foram superiores à diferença mínima detetável, sugerindo um efeito positivo da técnica aplicada.

**Palavras-chave:** Dor lombar crônica não específica, Terapia Manual Ortopédica, Mulligan, *Sustained Natural Apophyseal Glide* (SNAG).

### Abstract

**Introduction:** Sustained Natural Apophyseal Glide has been suggested as a technique with potential benefits in reducing pain and increasing the range of lumbar flexion in patients with low back pain. However, there is no evidence on this technique in muscle activity of the erector spinae.

**Objective:** To evaluate the immediate effects of a Sustained Natural Apophyseal Glide in muscle activity of the erector spinae, the intensity of pain and the real range of lumbar flexion in subjects with chronic non-specific low back pain.

**Methods:** An experimental study with a sample of 20 university students with chronic non-specific low back pain and pain on flexion of the lumbar spine, which were randomly allocated to two groups: experimental - Sustained Natural Apophyseal Glide and placebo – placebo intervention. Were evaluated the activity of the erector spinae muscle using the surface electromyography (bioPLUX research<sup>®</sup>), pain intensity using a visual analogic scale and the real range of lumbar flexion with a double inclinometer method (Universal Inclinometer<sup>®</sup>) before and after the intervention, by the analysis of the flexion-extension movement of the upper-body. The significance level was 0,05.

**Results:** Significant differences were found in both groups for the relaxation phase (Experimental Group:  $p=0,013$  and Placebo Group:  $p=0,047$ ), as well as for the extension phase, in group experimental ( $p=0.037$ ), verifying a decrease in muscle activity from baseline to final evaluation. The realization of Analysis of Covariance revealed, with regard to pain intensity, there were significant differences between the two groups ( $p=0,002$ ), and the experimental group decreased more 2cm in Visual Analogic Scale than placebo group. Analyzing the real range of lumbar flexion, although the increase was not significantly different between groups ( $p=0.086$ ), experimental group increased  $1,7^\circ$  more than placebo group.

**Conclusion:** The results suggest that, in the short term, the Sustained Natural Apophyseal Glide seems to have a significant effect on the decrease of activity of the erector spinae muscles during dynamic movement of the upper body extension, as well as pain relief. Although there were no significant changes observed in increasing range of motion, results in the experimental group were higher than the minimal detectable change, suggesting a positive effect of the applied technique.

**Keywords:** Chronic non-specific low back pain, Orthopedic Manual Therapy, Mulligan, *Sustained Natural Apophyseal Glide* (SNAG).

## 1 Introdução

Atualmente a dor lombar é considerada um importante problema de saúde pública, com elevado impacto social e económico (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). Na população adulta em geral, estima-se que mais de 80% dos indivíduos refira a presença de dor lombar pelo menos uma vez ao longo da sua vida, sendo que 85% dos casos são classificados como “não específicos” (O’Sullivan, 2005; Airaksinen, Brox, Cedraschi, & Hildebrandt, 2006), quando não é possível estabelecer uma correlação entre a presença de dor e uma patologia específica (Krismer & van Tulder, 2007).

Em Portugal, cerca de 36% da população adulta portuguesa sofre de dor crónica, sendo que destes, 40% são atribuídos a causas osteoarticulares, em particular às lombalgias (Castro-Lopes, Saramago, Romão, & Paiva, 2010). A dor lombar crónica (DLC), definida como uma dor persistente com duração de pelo menos 12 semanas, representa uma das principais causas de incapacidade, com um impacto negativo na qualidade de vida, associado a um grande absentismo laboral e a uma utilização substancial dos cuidados de saúde (Krismer & van Tulder, 2007). Esta é uma condição multifatorial que resulta da interação de fatores anatomopatológicos, neurofisiológicos, psicológicos, sociais e comportamentais (O’Sullivan, 2005). Em contexto clínico, encontra-se associada à presença de rigidez e à diminuição da amplitude articular, com limitação na capacidade para realizar a flexão do tronco (Picavet & Schouten, 2000; Sullivan, Shoaf, & Riddle, 2000), assim como a alterações do controlo neuromuscular (Demoulin, Crielaard, & Vanderthommen, 2007; Nelson-Wong, Alex, Csepe, Lancaster, & Callaghan, 2012).

O conceito de mobilização com movimento, desenvolvido por Brian Mulligan nos anos 80, tem sido sugerido como uma abordagem de tratamento para esta disfunção neuro-musculo-esquelética. Embora a maioria dos estudos tenham sido direcionados para articulações periféricas, parece haver alguma evidência de que indivíduos com dor lombar crónica podem beneficiar com estas técnicas (Konstantinou, Foster, Rushton, & Baxter, 2002; Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006). O *Sustained Natural Apophyseal Glide* (SNAG), uma das técnicas deste conceito, é indicada para a região lombar, e envolve a aplicação de um deslizamento articular passivo, no sentido cefálico, respeitando a orientação das articulações zigapofisárias, no segmento vertebral, combinado com a execução do movimento ativo da coluna vertebral (Wilson, 2001; Exelby, 2002; Mulligan, 2010). Um aspeto fundamental deste conceito é que a dor ou a

limitação de amplitude deverá ser significativamente reduzida ou eliminada durante e imediatamente após a aplicação destas técnicas de tratamento, promovendo a funcionalidade. Para tal, o SNAG tem por objetivo facilitar a biomecânica articular normal, promovendo o deslizamento facetário, respeitando a direção da interlinha articular (Mulligan, 2010).

Um estudo realizado no Reino Unido investigou especificamente a utilização de técnicas de mobilização com movimento e os seus efeitos em sujeitos com dor lombar, de modo a descrever a prática clínica de Fisioterapeutas. Verificou que 1 em cada 3 Fisioterapeutas utiliza estas técnicas como parte de uma abordagem de tratamento. O aumento da amplitude articular ativa (54,4%) e o alívio da dor (27,5%) são relatados como os efeitos imediatos mais comuns (Konstantinou, Foster, Rushton, & Baxter, 2002). Konstantinou et al. (2006) também investigaram os efeitos imediatos da aplicação de um SNAG em flexão, na amplitude de movimento lombar e na intensidade de dor, em pacientes com dor lombar. Este estudo reportou diferenças significativas no aumento da amplitude de flexão lombar, no entanto os autores atribuíram às mesmas pouca relevância clínica e não verificaram diferenças significativas na intensidade da dor. Ainda, um estudo realizado por Moutzouri et al. (2008) em indivíduos assintomáticos, não reportou diferenças significativas entre a aplicação de um SNAG lombar e a intervenção placebo, na amplitude de flexão lombar.

Diversas hipóteses têm sido formuladas em relação aos mecanismos de ação inerentes a este conceito. De acordo com a teoria inicial proposta por Brian Mulligan, o efeito baseia-se na premissa de que a dor está associada a uma alteração do alinhamento articular como resultado de alterações biomecânicas (Wilson, 2001; Mulligan, 2010) que poderão ter surgido de forma secundária a uma lesão. Embora exista evidência científica que comprova este mecanismo de ação, o papel dos mecanismos neurofisiológicos tem sido alvo da investigação mais recente (Vicenzino, Paungmali, & Teys, 2007). Os efeitos relatados ao nível simpático-excitatório, hipoalgesia não opióide e melhorias na função motora são sinais indiretos de um possível efeito na inibição dos sistemas endógenos da dor (Vicenzino, Paungmali, & Teys, 2007; Moutzouri, Perry, & Billis, 2012).

Relativamente à atividade muscular dos eretores espinhais, em indivíduos com dor lombar crónica, vários estudos na área da terapia manipulativa analisaram os efeitos da aplicação das técnicas de mobilização passiva e de manipulação ao nível da coluna

vertebral (Krekoukias, Petty, & Cheek, 2009; Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010; Lehman, 2012). Apesar dos efeitos reportados serem controversos, a literatura evidencia que a estimulação dos recetores articulares locais, através de mobilização passiva ou manipulação, podem ter um reflexo imediato ao nível da atividade muscular segmentar (Krekoukias, Petty, & Cheek, 2009; Lehman, 2012), da diminuição da dor e na melhoria da mobilidade (Shum, Tsung, & Lee, 2013). Algumas hipóteses foram formuladas para explicar os mecanismos subjacentes à eficácia destas técnicas, sendo que a maioria se baseia em mecanismos neurofisiológicos desencadeados por receptores sensoriais mecanicamente estimulados (Pickar, 2002; Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010).

Para a avaliação do comportamento muscular dos eretores espinhais, é comumente analisado o movimento de flexão-extensão do tronco assim como o fenómeno de flexão-relaxamento (FRR), definido como uma redução ou ausência de sinais mioelétricos quando o sujeito permanece relaxado durante a flexão do tronco (Geisser, et al., 2005; Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010; Lehman, 2012). Diversos estudos sugerem que a avaliação deste fenómeno, frequentemente ausente em indivíduos com dor lombar crónica (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010; Nelson-Wong, Alex, Csepe, Lancaster, & Callaghan, 2012), é um instrumento valioso para auxiliar tanto o diagnóstico como o tratamento destes pacientes (Colloca & Hinrichs, 2005).

Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos imediatos de um SNAG lombar na atividade muscular dos eretores espinhais, ainda não estudado até ao momento, assim como na intensidade da dor e na amplitude real de flexão lombar, em indivíduos com dor lombar crónica não específica e que apresentavam dor à flexão da coluna lombar, analisando o movimento de flexão-extensão do tronco.

## **2 Métodos**

### **2.1 Desenho de estudo**

Foi realizado um estudo experimental, do tipo ensaio clínico, duplamente cego, constituído por 3 fases: pré-intervenção, intervenção e pós-intervenção.

## 2.2 Amostra

A amostra em estudo foi constituída por estudantes universitários voluntários selecionados da população-alvo de estudantes da Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto (ESTSP). Para a seleção dos participantes foi utilizado um método de amostragem não probabilístico, de conveniência.

Foram incluídos no estudo indivíduos com idade compreendida entre os 18 e os 30 anos (Exelby, 2001), com dor lombar de causa não específica há pelo menos 3 meses (Airaksinen, et al., 2006) e que apresentassem dor à flexão da coluna lombar (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006).

Foram excluídos da participação no estudo os indivíduos que apresentassem história de cirurgia à coluna vertebral, história de gravidez há menos de 2 anos ou em estado de gravidez (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006), neoplasia espinal, infeção espinal, deformidade espinal severa, patologia reumática conhecida, espondilolistese (Airaksinen, et al., 2006; Powers, Beneck, Kulig, Landel, & Fredericson, 2008), fratura espinal, desordem inflamatória, patologia discal lombar, síndrome radicular, sinais de alteração do sistema nervoso periférico ou central como dor irradiada abaixo do nível das nádegas, alterações de sensibilidade e ou fraqueza dos membros inferiores, (Airaksinen, et al., 2006; Powers, Beneck, Kulig, Landel, & Fredericson, 2008), síndrome da cauda equina (Airaksinen, et al., 2006; Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012), diminuição de peso sem razão aparente nos últimos 3 meses, assim como os que tinham realizado algum tratamento físico (ex.: fisioterapia, osteopatia, quiropraxia,...) à coluna lombar, nos últimos 6 meses (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010), ou que apresentassem qualquer contra-indicação para terapia manual ou situação que eventualmente se considerasse que pudesse conduzir a um confundimento ou interferir com os resultados, como por exemplo a utilização, no decorrer do estudo, de medicação analgésica, anti-inflamatória e/ou relaxantes musculares.

Para a participação neste estudo voluntariaram-se 35 indivíduos. No entanto, em consequência dos critérios anteriormente expostos, 15 foram excluídos da amostra (10 por não apresentarem dor à flexão lombar, 4 por apresentarem irradiação para os membros inferiores e 1 por gravidez há menos de 2 anos). Deste modo, apenas 20 indivíduos cumpriam os critérios estabelecidos para esta investigação. Estes participantes foram

distribuídos aleatoriamente em dois grupos: experimental (intervenção SNAG lombar) e placebo (intervenção placebo), com recurso a um método aleatório simples. A figura 1 representa o diagrama de constituição da amostra.

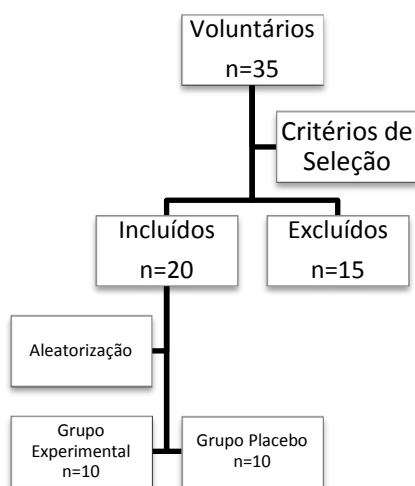


Figura 1: Diagrama de constituição da amostra

### 2.3 Instrumentos

A seleção e a caracterização da amostra foram realizadas através de um questionário, para averiguar os critérios de participação no estudo e obter informações acerca do sexo, idade, ocupação profissional, caracterização da dor lombar, localização, causa e duração. As medidas antropométricas, altura (m) e massa (kg), foram avaliadas através de um estadiómetro *seca*® 222, com uma precisão de 1mm e de uma balança *seca*® 760, com uma precisão de 1kg, respetivamente (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Birmingham, United Kingdom).

Para a determinação do nível de incapacidade física gerada pela dor lombar, foi utilizado o questionário de incapacidade de *Rolland-Morris* (RMDQ). Este questionário apresentou um valor de ICC intra-observador de 0,86 e um alfa de *Cronbach* de 0,81 (Monteiro, Faísca, Nunes, & Hipólito, 2010), sendo referido como um instrumento específico para a dor lombar. O nível de incapacidade física é avaliado através de 24 questões, que estão predominantemente relacionadas com a função física. A pontuação é calculada pela soma das respostas assinaladas a partir de um número mínimo de 0 (sem

incapacidade) a um máximo de 24 (incapacidade funcional grave) (Roland & Fairbank, 2000).

A intensidade da dor foi avaliada através da Escala Visual Analógica (EVA) que consiste numa linha horizontal de 10 centímetros com 2 limites: ausência de dor do lado esquerdo e dor máxima do lado direito, sendo considerado um instrumento válido (McDowell, 2006).

De forma a avaliar a amplitude real de flexão lombar foram utilizados dois inclinómetros universais (*Universal Inclinometer*®, *OPTP, Minneapolis, Minnesota, USA*), com dois pontos de contacto e precisão de 1°. Segundo Saur et al, (1996) este é um método válido quando comparado com a medição radiográfica, cujo valor do coeficiente de correlação de *Pearson* foi de 0,98.

A recolha do sinal eletromiográfico (EMG) foi realizada através de um eletromiógrafo portátil *bioPLUX research (PLUX*®, *Covilhã, Portugal*), com 6 canais analógicos de 12bit e frequência de amostragem de 1000Hz. Foi avaliada a atividade muscular dos eretores espinhais, bilateralmente. A EMG de superfície permite obter uma análise global do comportamento do músculo, é de fácil manuseamento e controlo para o experimentador e de maior conforto para o executante., sendo um método preciso e válido (Pezarat-Correia & Mil-Homens, 2004). Foram utilizados elétrodos adesivos de gel *Dahlhausen Einmal-EKG-Elektroden, Typ 505, Solid-Gel (Fest-Gel), Kind (Dahlhausen*®, *Köln, Alemanha*), de cloreto de prata e de superfície circular, com um raio de 1 cm, adaptados aos sensores ativos bipolares *emgPLUX (PLUX*®, *Covilhã, Portugal*), com um ganho de 1000, uma banda passante de 20-500Hz e um *Common-mode rejection ratio* de 110dB. Os sensores foram ligados ao eletromiógrafo portátil com conexão via *bluetooth* a um computador portátil e o *software* utilizado para a recolha do sinal foi o *MonitorPLUX (PLUX*®, *Covilhã, Portugal*) versão 2.0. Um acelerómetro foi também ligado ao eletromiógrafo para auxiliar na deteção de início e fim de movimento para as fases de flexão, relaxamento e extensão, de modo a facilitar a posterior análise dos dados.

A impedância da pele foi verificada através de um impedómetro *Impedance Checker (Noraxon*®, *Cologne, Alemanha*).

De forma a padronizar a velocidade de movimento foi utilizado um metrónomo digital ([www.metronomeonline.com](http://www.metronomeonline.com)).

## **2.4 Procedimentos**

### **2.4.1 Estudo Piloto**

Previamente ao início do estudo foi realizado um ensaio em 5 indivíduos não pertencentes à amostra, sendo requerido que preenchessem o questionário de seleção e caracterização da amostra. Durante o seu preenchimento foi solicitado que referissem todas as dúvidas que surgissem e que fizessem sugestões que considerassem úteis de forma a melhorar a estrutura do mesmo. Foram também testados os procedimentos relativos à recolha de dados, de forma a estimar o tempo necessário para cada indivíduo, identificar potenciais erros nos respetivos procedimentos e familiarizar os investigadores com os mesmos. Após a realização do estudo piloto não foi necessário realizar alterações nos procedimentos, tendo-se verificado que o tempo necessário para a recolha dos dados de cada indivíduo seria aproximadamente de 30 minutos.

### **2.4.2 Protocolo de recolha de dados**

Após o consentimento da Comissão de Ética da ESTSP para a realização do presente estudo, procedeu-se à divulgação com informação dos objetivos e dos procedimentos e ao pedido de participação no mesmo. Para tal, o questionário de seleção e caracterização da amostra foi divulgado, via *email*, para as turmas de licenciatura da ESTSP. Posteriormente, os participantes selecionados, tendo em conta os critérios de participação estabelecidos, foram contactados de modo a agendar a recolha dos dados. Esta foi realizada no Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana (CEMAH), na ESTSP.

#### **2.4.2.1 Protocolo de avaliação**

Todos os sujeitos incluídos no estudo foram submetidos a um protocolo de avaliação inicial, que incluiu uma medição antropométrica, nomeadamente da massa e da altura, o preenchimento do RMDQ, seguindo-se a determinação da amplitude real de flexão lombar, da intensidade de dor e da recolha da atividade muscular dos eretores espinhais, bilateralmente.

A amplitude real de flexão ativa da coluna lombar foi medida através do método duplo inclinómetro (DI). Para tal, com o indivíduo na posição de pé, descalço, com os pés afastados 15cm e com os braços relaxados ao longo do corpo, foram colocados dois

inclinómetros, ao nível das apófises espinhosas, um em T12 e outro em S2, e foi definida a posição o mais próxima possível de zero em cada inclinómetro. O indivíduo foi então instruído a realizar a flexão do tronco, com o queixo ao peito, até à amplitude de início da dor, e foram registados os valores (em graus) de ambos os inclinómetros (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006). De forma a minimizar a interferência de vieses nos resultados do estudo foram assinalados os locais onde os inclinómetros foram colocados com um marcador de tinta permanente.

De seguida, foi solicitado a cada participante que registasse na EVA um traço perpendicular à linha, na zona respetiva à intensidade da dor inicial sentida, aquando da medição anteriormente referida (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006).

A recolha do sinal eletromiográfico foi realizada através da técnica de EMG de superfície. Anteriormente à colocação dos elétrodos foi efetuada a preparação da pele iniciando-se pela depilação, remoção da superfície morta da pele por abrasão com uma lixa de água e limpeza com álcool das regiões do músculo onde foram colocados os elétrodos, de forma a reduzir a impedância eléctrica para menos de 5K Ohm (Cowan, Bennell, Hodges, Crossley, & McConnell, 2001). Após um período de espera de 5 minutos (Pezarat-Correia & Mil-Homens, 2004), foram colocados dois pares de elétrodos adesivos ativos bipolares, a 2cm de distância entre si e a 2cm lateralmente à coluna, sobre o ventre muscular dos eretores espinhais, ao nível de L3. O local foi confirmado por palpação, na região lombar, durante a extensão contra resistência. Durante o procedimento de colocação dos elétrodos, os indivíduos foram instruídos a manter a flexão do tronco, com as mãos apoiadas sobre os joelhos, de forma a evitar que os elétrodos se deslocassem durante o movimento de flexão-extensão do tronco (Criswell, 2011). Um elétrodo terra foi colocado na apófise estilóide do cúbito (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010). Foi também colocado um acelerómetro, na zona de L1, com orientação vertical.

Para a determinação dos níveis vertebrais lombares consideraram-se como referências anatómicas a palpação da 12<sup>a</sup> costela (T12), cristas ilíacas (L4-L5) e espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS) (S2) (Snider, Snider, Degenhardt, Johnson, & Kribs, 2011; Merz, Wolf, Robert, Gesing, & Rominger, 2013).

Para a normalização do sinal EMG, foi realizada uma contração isométrica máxima voluntária (CIMV) dos eretores espinhais. Para tal, o sujeito foi posicionado em decúbito ventral sobre a marquesa, com as mãos colocadas atrás da cervical e com os membros inferiores em extensão estabilizados com um cinto. Foi solicitado ao participante que realizasse extensão da coluna lombar, elevando a cabeça, os ombros e os cotovelos da marquesa e mantivesse a posição, durante 5 segundos, contra resistência. Esta foi aplicada pelo investigador, posicionado à cabeceira do paciente, ao nível da região escapular do sujeito. O procedimento de normalização foi realizado 3 vezes, com um tempo de repouso, entre cada repetição, de 3 minutos, para evitar a fadiga (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett, Straker, & Danneels, 2004).

Após o procedimento anterior, foi pedido aos participantes que realizassem o movimento de flexão-extensão do tronco, a partir da posição de pé, descalços, com os pés afastados 15cm e com os braços relaxados. Este movimento foi dividido em 3 fases: a flexão do tronco (fase de flexão), com joelhos em extensão e queixo ao peito, até à amplitude que conseguissem atingir, considerando o limite máximo tolerável de dor. De seguida, deveriam manter a posição fletida (fase de relaxamento) e por último a fase de regresso à posição inicial (fase de extensão) (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010). Os sujeitos foram informados que se sentissem um desconforto intolerável deveriam parar o procedimento. Cada uma das fases compreendeu 3 segundos de duração e foram padronizadas por um metrónomo. Cada participante executou 3 repetições do movimento de flexão-extensão, com um minuto de repouso entre cada repetição (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010).

Após a avaliação pré-intervenção (inicial), os elétrodos foram circunscritos com um marcador de tinta permanente, antes de serem retirados, de forma a minimizar a interferência de vieses nos resultados do estudo.

Posteriormente procedeu-se à aleatorização dos participantes incluídos no estudo, em grupos: experimental ou placebo. Para este procedimento, os participantes retiraram um papel numerado de um envelope, em que o número 1 correspondia ao grupo experimental e o 2 ao grupo placebo. O investigador que realizou o protocolo de avaliação não teve conhecimento dos grupos a que pertencia cada indivíduo nem esteve presente durante o período de aplicação do protocolo de intervenção ou placebo.

De seguida, foi efetuada a intervenção respetiva a cada grupo e imediatamente após foi realizada a reavaliação relativa à amplitude real de flexão lombar, intensidade da dor e recolha do sinal EMG, como descrita anteriormente.

#### **2.4.2.2 Protocolo de intervenção**

##### **Grupo Experimental: SNAG Central ou unilateral**

Um fisioterapeuta com formação em Conceito de Mulligan aplicou uma técnica de mobilização com movimento (SNAG central ou unilateral), num dos níveis vertebrais lombares, nos indivíduos pertencentes ao grupo experimental. As instruções fornecidas aos participantes foram estandardizadas. Segundo a descrição de Brian Mulligan, este procedimento foi realizado com o indivíduo na posição de pé enquanto o fisioterapeuta se manteve de pé atrás deste. Foi colocado um cinto de estabilização de forma a ficar posicionado abaixo das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) do participante e abaixo das coxo-femorais do fisioterapeuta (Mulligan, 2010). O nível sintomático foi determinado por palpação tendo em conta a melhoria imediata dos sinais comparáveis (presença de dor e/ou movimento fisiológico de flexão lombar limitado), durante e após a aplicação do SNAG. Seguidamente, o fisioterapeuta colocou o pisiforme da mão direita no processo espinhoso ou na apófise transversa direita ou esquerda, no nível vertebral determinado, aplicando e mantendo uma força de deslize, na direção da inter-linha articular, enquanto o paciente realizou o movimento de flexão e extensão da coluna vertebral. Foi tido em consideração que a aplicação desta técnica fosse executada até à amplitude máxima, sem provocar dor (Exelby, 2002). Caso se verificasse a manutenção ou o agravamento do(s) sinal(ais) comparável(eis), procedia-se à adaptação dos parâmetros de deslize, angulação, força, local de aplicação (processo espinhoso ou apófise transversa) e/ ou nível vertebral lombar. A intervenção compreendeu a realização de 10 repetições, 3 séries, com um minuto de repouso entre cada série (Vincenzino, Hing, Rivett, & Hall, 2011).

##### **Grupo Placebo: Intervenção Placebo**

O grupo placebo foi sujeito a uma intervenção placebo, a qual se tentou assemelhar o mais possível à intervenção do grupo experimental. Assim, enquanto o participante realizou o movimento de flexão-extensão ativa da coluna vertebral numa amplitude livre de dor, o fisioterapeuta colocou o pisiforme sobre o processo espinhoso de L4, sem exercer pressão.

Foram realizadas o mesmo número de repetições e de séries com um tempo de repouso entre cada série igual ao procedimento de intervenção. Desta forma, a aplicação da direção óptima e a quantidade de força adequada estavam ausentes (Moutzouri, Billis, Strimpakos, Kottika, & Oldham, 2008).

O investigador que realizou os protocolos referentes ao grupo experimental e ao grupo placebo foi mantido cego em relação aos dados recolhidos nas avaliações pré e pós-intervenção.

#### **2.4.3 Estudo de fiabilidade – Teste-Reteste**

Após a realização do estudo piloto e previamente ao ensaio clínico foi efetuado um estudo teste-reteste com o objetivo de determinar a fiabilidade e a reprodutibilidade intra-observador dos seguintes instrumentos de medida: EMG, EVA e DI. Para isso, foram realizadas 2 avaliações (inicial e reavaliação) em 7 indivíduos, com as mesmas características da amostra em estudo, mas não pertencentes à mesma. Estes participantes apresentavam uma média de idades de 20,0 anos  $\pm$  3,16, uma média de massa de 62,1 kg  $\pm$  8,32 e uma média de altura de 1,67 m  $\pm$  0,063 e encontravam-se na categoria de Índice de Massa Corporal (IMC) normal (Thompson, Gordon, & Pescatello, 2009). Foram realizadas 3 medições em cada momento (avaliação inicial e reavaliação), sendo calculado o valor médio das 3 medições. Após a primeira medição, foram retirados os elétrodos, de modo a que os indivíduos se pudessem mover livremente pela sala durante um intervalo de 30 minutos, tendo em conta o tempo necessário para a recolha dos dados de cada indivíduo, verificado na realização do estudo piloto. Paralelamente também se pretendeu que o examinador não se recordasse dos valores iniciais. Concluído este tempo, o material foi recolocado e repetiu-se o processo para a segunda medição.

Desta forma, obtiveram-se os dados que permitiram verificar a existência de consistência nas medições do examinador (coeficiente de correlação intraclassa – ICC), quantificar o erro existente em cada medição (erro padrão de medição – SEM) e consequentemente, determinar a diferença mínima que deve ocorrer para que esta diferença se devam à intervenção e não a possíveis erros sistemáticos de medição (diferença mínima detetável – MDC) (Haley & Fragala-Pinkham, 2006). Os ICC's foram interpretados como: excelentes (0,75 a 1,00), modestos (0,40 a 0,74) ou pobres (0,00 a 0,39) (Portney & Watkins, 2009).

Analisando a tabela 1, constatou-se um coeficiente de correlação intraclasse excelente para as variáveis apresentadas.

**Tabela 1.** Média e desvio padrão (dp) das avaliações de amplitude articular, dor e eletromiografia, nos dois momentos de avaliação, do teste-reteste, e respectivos valores de coeficiente de correlação intraclasse (ICC), erro padrão de medição (SEM) e diferença mínima detetável (MDC).

	Avaliação	média ± dp	ICC (IC <sub>95%</sub> )	SEM	MDC
Amplitude Real de Flexão Lombar (°)	1	33,9 ± 12,03	0,998 (0,986; 1,000)	0,54	1,49
	2	33,8 ± 11,9			
Escala Visual Analógica (cm)	1	4,3 ± 1,09	0,906 (0,214; 0,985)	0,33	0,92
	2	4,8 ± 0,96			
<b>ELETROMIOGRAFIA (%)</b>					
Flexão (Direito)	1	27,5 ± 7,34	0,989 (0,941; 0,998)	0,77	2,13
	2	27,8 ± 7,89			
Flexão (Esquerdo)	1	20,9 ± 4,64	0,932 (0,587; 0,988)	1,21	3,35
	2	21,1 ± 5,29			
Relaxamento (Direito)	1	2,8 ± 0,90	0,962 (0,778; 0,994)	0,17	0,48
	2	2,8 ± 1,31			
Relaxamento (Esquerdo)	1	2,8 ± 0,54	0,942 (0,676; 0,990)	0,13	0,36
	2	2,7 ± 0,61			
Extensão (Direito)	1	79,6 ± 13,01	0,988 (0,893; 0,998)	1,43	3,95
	2	77,8 ± 12,32			
Extensão (Esquerdo)	1	63,8 ± 13,43	0,984 (0,914; 0,997)	1,70	4,71
	2	62,1 ± 13,43			
Flexão (comportamento global do músculo)	1	24,2 ± 5,32	0,970 (0,828; 0,995)	0,92	2,56
	2	24,4 ± 5,51			
Relaxamento (comportamento global do músculo)	1	2,8 ± 0,68	0,963 (0,776; 0,994)	0,13	0,36
	2	2,8 ± 0,91			
Extensão (comportamento global do músculo)	1	71,7 ± 10,34	0,978 (0,851; 0,996)	1,53	4,25
	2	69,9 ± 9,26			

#### **2.4.4 Processamento de dados**

Para a determinação da intensidade da dor através da EVA, foi determinada a distância entre o início da escala e a marca efetuada por cada participante, com uma régua (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006) e foi calculada a média das três avaliações realizadas referentes às avaliações pré e pós-intervenção.

A amplitude real de flexão ativa da coluna lombar foi calculada pela subtração dos valores referentes ao inclinómetro superior pelos valores referentes ao inclinómetro inferior (Konstantinou, Foster, Rushton, Baxter, Wright, & Breen, 2006). Foi determinada a média das três repetições efetuadas referentes às avaliações pré e pós-intervenção.

O processamento do sinal EMG foi realizado com recurso ao *software* de apoio *Acqknowlegde* versão 3.9.0. Após conversão dos dados recolhidos através do *Monitor PLUX* versão 2.0, foi aplicado ao sinal EMG um filtro *Infinite Impulse Response* de 20 Hz (*low pass*) e de 500 Hz (*high pass*), com o objetivo de remover o ruído elétrico e/ou do movimento de cabos. Por último, foi calculado o *root mean square* (RMS), a 10 amostras. De seguida, foi determinado o valor médio do RMS relativo aos 2 segundos centrais de cada fase (flexão, relaxamento e extensão) e calculou-se, para cada uma das fases, a média das 3 repetições. Estes dados foram normalizados e expressos como uma percentagem da CIMV (obtida pela média das 3 repetições de CIMV efectuadas), de modo a obter a atividade relativa durante cada fase, tendo em conta a média do RMS dos 2 segundos centrais das mesmas. O rácio flexão-relaxamento foi obtido através da divisão do valor normalizado de RMS relativo à fase de flexão pelo valor normalizado de RMS relativo à fase de relaxamento. Os rácios extensão-relaxamento e extensão-flexão foram obtidos de um modo semelhante, considerando as respetivas fases de movimento (Bicalho, Setti, Macagnan, Cano, & Manffra, 2010). De modo a analisar o comportamento global do músculo eretor espinhal foi criada uma variável referente à média das médias entre os lados direito e esquerdo.

### **3 Ética**

A realização do presente estudo foi autorizada pela Comissão de Ética da ESTSP. Após receberem as informações relativas ao protocolo experimental (objetivos, procedimentos e riscos), todos os sujeitos assinaram uma declaração de consentimento informado, onde

eram descritos os seus direitos como participantes, tendo em conta as recomendações da declaração de Helsínquia. Os indivíduos foram também informados que, a qualquer momento, poderiam esclarecer qualquer dúvida e poderiam abandonar o estudo sem que existisse qualquer penalização. Foi garantido o anonimato e a confidencialidade a todos os participantes. Após o término do estudo, foi dada a oportunidade ao grupo placebo de ser submetido à técnica de Mulligan.

#### **4 Estatística**

Para o tratamento dos dados estatísticos foi utilizado o programa *Statistical Package for the Social Sciences* – Versão 19.0 (IBM SPSS *Statistics* 19.0, Chicago, Estados Unidos da América). O nível de significância para todos os testes estatísticos foi de 0,05 (intervalo de confiança de 95%).

Com o objetivo de determinar a reprodutibilidade intra-observador das avaliações da intensidade da dor, da amplitude real de flexão lombar e da EMG de superfície, foi calculado o coeficiente de correlação intraclass, *two-way mixed, average measure* (ICC<sub>3,3</sub>). O erro padrão de medição (SEM) foi calculado através da fórmula SEM=desvio padrão da 1ª avaliação x  $\sqrt{(1-ICC)}$  obtido). A diferença mínima detetável (MDC) foi calculada através da fórmula  $MDC = 1,96 \times \sqrt{2} \times SEM$ .

Nos dados quantitativos foi inicialmente verificada a simetria, através da análise do *skewness* e da curtose, e a normalidade através do teste *Shapiro-Wilk*. Nas variáveis com distribuição simétrica/normal foi utilizada a média como medida de tendência central e o desvio padrão (dp) como medida de dispersão, enquanto nas variáveis com distribuição assimétrica/não normal foi utilizada a mediana como medida de tendência central e o desvio inter-quartil (DIQ) como medida de dispersão (Pallant, 2005).

Para a idade, massa e valores da EMG, por não se ter verificado o pressuposto da normalidade, foi aplicado o teste *Mann-Whitney* para a comparação entre os grupos. Para a comparação dos dois momentos de avaliação, em cada grupo, foi aplicado o teste *Wilcoxon* (Pallant, 2005).

As variáveis qualitativas foram descritas através da frequência absoluta (n) e frequência relativa (%). Para a comparação da proporção de elementos de cada sexo pelos grupos foi utilizado o Teste *Exact de Fisher* (Pallant, 2005).

Para comparar o efeito da intervenção na intensidade da dor, na amplitude articular e nos rácios da EMG, entre os dois grupos, foi efetuado um *General Linear Model (GLM)* – Análise da Covariância (ANCOVA), considerando como variável dependente as diferenças entre as avaliações iniciais e as finais e como variável independente o grupo. O modelo foi ajustado para a avaliação inicial (covariável), de forma a eliminar as diferenças existentes na *baseline* (Dimitrov & Rumrill, 2003). Antes da aplicação do modelo foram confirmados os seguintes pressupostos: normalidade dos resíduos, homogeneidade da variância, relação linear entre as variáveis (variável resposta e covariável) e inexistência de interação entre as variáveis (Pallant, 2005). Para o modelo de regressão linear foi utilizado o coeficiente de regressão ajustado (Hair, Tatham, Anderson, & Black, 1998).

## 5 Resultados

A amostra foi constituída por 20 indivíduos que foram distribuídos aleatoriamente por dois grupos: o grupo experimental, sujeito ao SNAG Lombar (n=10; 50,0%), e o grupo placebo, sujeito a uma intervenção placebo (n=10; 50,0%). O grupo experimental foi constituído por 8 participantes do sexo feminino (80,0%), enquanto o grupo placebo foi constituído por 9 participantes do sexo feminino (90,0%), e não se verificaram diferenças significativas na proporção de elementos de cada sexo entre os grupos (p=1,000).

Pela análise da idade, das características antropométricas da amostra e do grau de incapacidade física gerada pela dor lombar (Tabela 2) foi possível constatar que os grupos eram comparáveis relativamente a estas variáveis. Verificou-se ainda que todos os participantes do estudo encontravam-se na categoria de IMC normal (Thompson, Gordon, & Pescatello, 2009).

**Tabela 2.** Mediana e Desvio Inter-Quartil (DIQ) da idade e massa e Média e desvio padrão (dp) da altura e incapacidade física, por grupo e respetiva comparação

	<b>Grupo Experimental</b>	<b>Grupo Placebo</b>	Valor de	Teste <i>Mann-Whitney</i> (U)
	mediana (DIQ)	mediana (DIQ)	prova	
Idade (anos)	20,0 (1,65)	19,0 (1,10)	p=0,671	44,500
Massa (kg)	57,5 (7,00)	55,5 (2,75)	p=0,677	44,500
	média ± dp	média ± dp	Valor de	Teste <i>T-Student</i>
			prova	Independente ( <i>t</i> )
Altura (m)	1,67 ± 0,086	1,65 ± 0,044	p=0,653	0,457
RMDQ (0-24)	4,6 ± 1,35	4,8 ± 1,32	p=0,741	-0,335

Relativamente aos resultados da EMG de superfície (tabela 3), foi possível constatar que no grupo experimental ocorreu um aumento significativo da atividade muscular normalizada na fase de flexão à esquerda, e uma diminuição significativa da mesma nas fases de relaxamento e extensão à direita. No grupo placebo apenas se verificou uma diminuição significativa da atividade muscular, na fase de relaxamento, à esquerda. No entanto, quando comparados os grupos, verificou-se que não existem diferenças significativas entre os mesmos, nos valores de flexão e extensão, em ambos os momentos de avaliação. Quanto à fase de relaxamento, na avaliação final, verificou-se que, à esquerda, o grupo placebo apresentou valores significativamente superiores aos do grupo experimental. Apesar de neste grupo se ter verificado uma diminuição significativa da atividade muscular à esquerda, o que não se sucedeu no grupo experimental, foi possível constatar que inicialmente o grupo placebo já apresentava valores eletromiográficos superiores, embora não fossem significativamente diferentes.

**Tabela 3.** Mediana e Desvio Inter-Quartil (DIQ) dos resultados da eletromiografia (%), por grupos, nas duas avaliações e respectiva comparação

		<b>Grupo Experimental</b>	<b>Grupo Placebo</b>	Valor de prova	<i>Teste de Mann-Whitney (U)</i>
		mediana (DIQ)	mediana (DIQ)		
Flexão (Direito)	Inicial	24,1 (8,90)	22,4 (7,33)	p=0,597	43,000
	Final	23,1(5,43)	27,6 (3,45)	p=0,199	33,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	p=0,093	p=0,285		
	z	-1,682	-1,070		
Flexão (Esquerdo)	Inicial	21,3 (3,97)	21,4 (4,91)	p=0,940	49,000
	Final	22,0 (4,27)	21,4 (6,09)	p=0,880	48,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	<b>p=0,028*</b>	p=0,445		
	z	-2,191	-0,764		
Relaxamento (Direito)	Inicial	2,5 (0,99)	4,4 (1,00)	p=0,070	26,000
	Final	2,2 (0,67)	3,4 (1,20)	<b>p=0,041*</b>	23,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	<b>p=0,028*</b>	p=0,575		
	z	-2,191	-0,561		
Relaxamento (Esquerdo)	Inicial	2,9 (1,14)	3,4 (0,85)	p=0,290	36,000
	Final	2,3 (0,62)	3,2 (0,65)	<b>p=0,041*</b>	23,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	p=0,074	<b>p=0,047*</b>		
	z	-1,784	-1,988		
Extensão (Direito)	Inicial	57,3 (23,96)	69,5 (13,03)	p=0,545	42,000
	Final	51,9 (23,01)	71,6 (17,13)	p=0,174	32,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	<b>p=0,017*</b>	p=0,203		
	z	-2,395	-1,274		
Extensão (Esquerdo)	Inicial	56,2 (11,96)	62,7 (11,70)	p=0,226	34,000
	Final	54,3 (13,59)	61,6 (12,33)	p=0,082	27,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	p=0,139	p=0,878		
	z	-1,478	-0,153		

\* p<0,05 - Diferenças estatisticamente significativas

Na tabela 4, são apresentados os valores de EMG referentes ao comportamento global do músculo, para as 3 fases de movimento. Através da sua análise, foi possível verificar uma diminuição significativa da atividade muscular, na fase de relaxamento nos dois grupos, e na fase de extensão no grupo experimental.

**Tabela 4.** Mediana e Desvio Inter-Quartil dos resultados da eletromiografia (%) relativa ao comportamento global do músculo, por grupos, nas duas avaliações e respetiva comparação

		<b>Grupo Experimental</b> mediana (DIQ)	<b>Grupo Placebo</b> mediana (DIQ)	Valor de prova	Teste de <i>Mann-Whitney</i> (U)
Flexão	Inicial	23,3 (4,56)	21,0 (5,55)	p=0,545	42,000
	Final	23,5 (3,14)	24,5 (4,46)	p=0,597	43,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	p=0,386	p=0,241		
	z	-0,866	-1,172		
Relaxamento	Inicial	2,8 (1,06)	3,9 (0,87)	p=0,131	30,000
	Final	2,4 (0,58)	3,3 (1,00)	p=0,070	26,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	<b>p=0,013*</b>	<b>p=0,047*</b>		
	z	-2,497	-1,988		
Extensão	Inicial	58,5 (18,37)	67,0 (12,98)	p=0,257	35,000
	Final	54,6 (17,88)	67,2 (12,26)	p=0,082	27,000
	Teste <i>Wilcoxon</i>	<b>p=0,037*</b>	p=0,241		
	z	-2,090	-1,172		

\* p<0,05 - Diferenças estatisticamente significativas

Além da análise da atividade muscular em cada fase, foram ainda calculados os rácios entre as diferentes fases de movimento (tabela 5). Analisando os valores obtidos nos rácios flexão-relaxamento e extensão-relaxamento (tanto à direita como à esquerda), foi possível constatar que ocorreu um aumento no valor do rácio em ambos os grupos, não havendo diferenças significativas inter e intra-grupos. Relativamente ao rácio extensão-flexão à esquerda, ocorreu uma diminuição do mesmo em ambos os grupos. Enquanto no lado direito ocorreu uma diminuição do rácio no grupo placebo, no grupo experimental ocorreu

um aumento. Pela comparação inter-grupos não se verificaram diferenças significativas entre os mesmos.

**Tabela 5.** Média e desvio padrão (dp) dos rácios, por grupos, nas duas avaliações e respectiva comparação

		<b>Grupo Experimental</b>	<b>Grupo Placebo</b>	Coefficiente de Regressão Ajustado* (IC <sub>95%</sub> )	GLM
		média ± dp	média ± dp		
RFR (Direita)	Inicial	10,3 ± 4,20	6,7 ± 4,01	-0,197	F(1,17)=0,014
	Final	11,0 ± 4,59	8,4 ± 4,68	(-3,743; 3,350)	p=0,908
RFR (Esquerda)	Inicial	7,9 ± 5,28	5,9 ± 2,83	-1,580	F(1,17)=0,698
	Final	10,2 ± 5,77	7,4 ± 4,53	(-5,572; 2,411)	p=0,415
RER (Direita)	Inicial	22,4 ± 10,21	19,2 ± 11,49	-2,306	F(1,17)=0,358
	Final	24,0 ± 10,65	23,4 ± 15,09	(-10,437; 5,825)	p=0,558
RER (Esquerda)	Inicial	17,5 ± 7,95	16,9 ± 8,59	-0,583	F(1,17)=0,044
	Final	20,0 ± 7,54	20,0 ± 12,16	(-6,437; 5,272)	p=0,836
REF (Direita)	Inicial	2,2 ± 0,33	2,9 ± 0,75	0,117	F(1,17)=0,620
	Final	2,3 ± 0,56	2,7 ± 0,89	(-0,549; 0,784)	p=0,442
REF (Esquerda)	Inicial	2,5 ± 0,85	2,9 ± 0,85	-0,310	F(1,17)=3,600
	Final	2,2 ± 0,73	2,8 ± 0,72	(-0,655; 0,035)	p=0,075

RFR – Rácio Flexão-Relaxamento; RER - Rácio Extensão-Relaxamento; REF - Rácio Extensão-Flexão

\* Modelo ajustado para a avaliação inicial. Classe de referência: grupo placebo.

Pela análise da tabela 6, para a compreensão do comportamento global do eretor espinhal, foi possível verificar que relativamente aos rácios flexão-relaxamento e extensão-relaxamento, ocorreu um aumento em ambos os grupos, não se verificando diferenças significativas entre os mesmos. Em relação ao rácio extensão-flexão, ocorreu uma diminuição do valor do mesmo em ambos os grupos, não havendo diferenças significativas entre os mesmos.

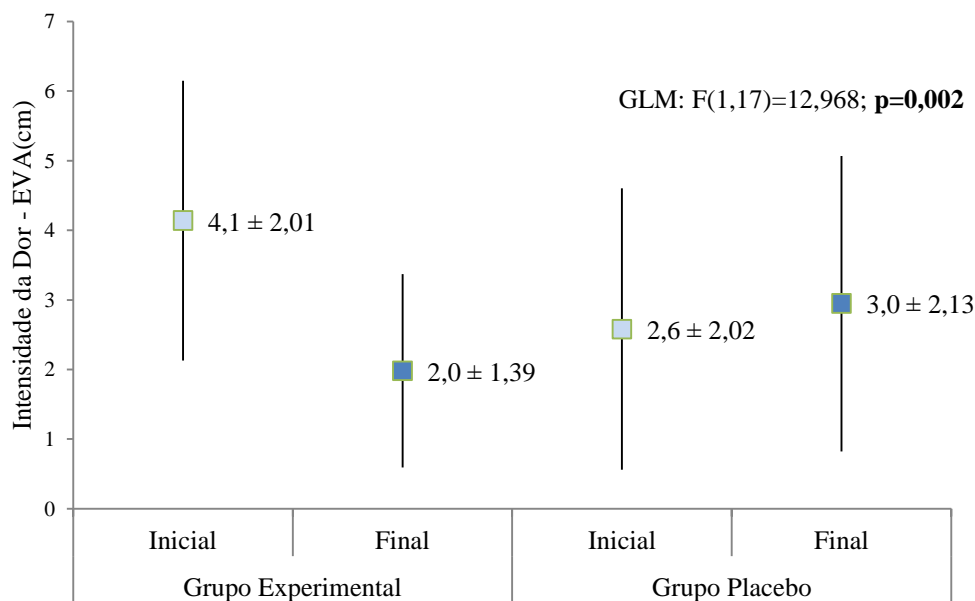
**Tabela 6.** Média e desvio padrão (dp) dos raios relativos ao comportamento global do músculo, por grupos, nas duas avaliações e respectiva comparação

		Grupo		Coeficiente de Regressão Ajustado* (IC <sub>95%</sub> )	GLM
		Grupo Experimental	Placebo		
		média ± dp	média ± dp		
RFR	Inicial	9,1 ± 4,36	6,3 ± 3,2725	0,076	F(1,17)=0,003
	Final	10,6 ± 4,64	7,9 ± 4,4575	(-2,676; 2,827)	p=0,954
RER	Inicial	20,0 ± 8,67	18,0 ± 9,87	-1,498	F(1,17)=0,213
	Final	22,0 ± 8,79	21,7 ± 13,50	(-8,352; 5,355)	p=0,650
REF	Inicial	2,3 ± 0,54	2,9 ± 0,78	0,016	F(1,17)=0,009
	Final	2,2 ± 0,59	2,7 ± 0,77	(-0,343; 0,375)	p=0,926

RFR – Rácio Flexão-Relaxamento; RER - Rácio Extensão-Relaxamento; REF - Rácio Extensão-Flexão

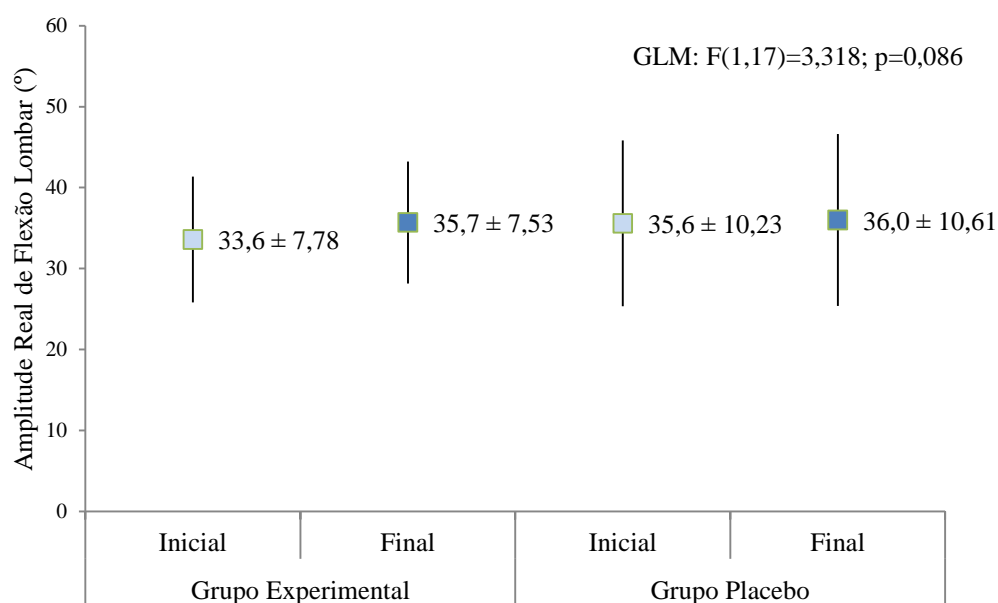
\* Modelo ajustado para a avaliação inicial. Classe de referência: grupo placebo.

Relativamente à intensidade da dor (gráfico 1), foi possível constatar que, após ajuste para a intensidade da dor inicial, existiram diferenças significativas entre os dois grupos (F(1,17)=12,968; p=0,002). Enquanto no grupo experimental ocorreu uma diminuição da intensidade da dor entre as duas avaliações, no grupo placebo ocorreu um aumento. Foi ainda possível constatar que o coeficiente de regressão ajustado (IC<sub>95%</sub>) foi de -2,043 (-3,241; -0,846), ou seja, entre a avaliação inicial e a final, o grupo experimental diminuiu mais 2,04cm na escala EVA do que o grupo placebo.



**Gráfico 1.** Média e desvio padrão (dp) da avaliação da intensidade da dor por grupos, antes e após a intervenção

Analisando a amplitude articular da flexão lombar (gráfico 2), foi possível verificar que, após ajuste para a amplitude articular inicial, não existiram diferenças significativas entre os dois grupos no aumento da amplitude articular ( $F(1,17)=3,318$ ;  $p=0,086$ ). O coeficiente de regressão ajustado ( $IC_{95\%}$ ) foi de  $1,677$  ( $-0,265$ ;  $3,620$ ), ou seja, embora o aumento não tenha sido significativamente diferente entre os grupos, o grupo experimental teve mais  $1,68^\circ$  de aumento na amplitude articular do que o grupo placebo.



**Gráfico 2.** Média e desvio padrão (dp) da avaliação da amplitude real de flexão lombar, por grupos, antes e após a intervenção

## 6 Discussão

Este estudo teve como objetivo analisar os efeitos imediatos de um SNAG, na atividade muscular dos eretores espinhais, na intensidade de dor e na amplitude real de flexão lombar, em indivíduos com DLC não específica e que apresentassem dor à flexão da coluna lombar, durante o movimento de flexão-extensão do tronco.

Não encontramos na literatura nenhum estudo que avaliasse os efeitos de um SNAG na atividade dos músculos eretores espinhais. Deste modo, a comparação direta dos nossos resultados com os de outros estudos tornou-se limitada.

Os resultados obtidos, relativamente à atividade dos músculos eretores espinhais, demonstraram que a aplicação do SNAG originou alterações significativas no comportamento destes músculos, em ambos os lados da coluna, verificando-se uma diminuição da atividade muscular no lado direito nas fases de relaxamento e de extensão e um aumento na fase de flexão no lado esquerdo. Apesar destas diferenças significativas encontradas, os valores obtidos apenas foram superiores à MDC para a fase de extensão no lado direito, sendo que para as fases de flexão no lado esquerdo e de relaxamento no lado direito, os valores foram inferiores à MDC, logo podem ter resultado de possíveis erros sistemáticos de medição. Outra possível causa para as diferenças entre os lados direito e esquerdo, pode eventualmente dever-se ao facto da técnica utilizada (SNAG central ou unilateral) ter variado para cada indivíduo, em função da melhoria do sinal comparável. No entanto, não foi efetuado o registo de qual o SNAG aplicado em cada participante, pelo que não é possível afirmar que este fator influenciou os resultados obtidos.

No nosso estudo, verificou-se uma diminuição da atividade muscular na fase de relaxamento, tanto à direita como à esquerda, em ambos os grupos. No entanto, como referido anteriormente, estas alterações só foram significativas à direita, no grupo experimental, sendo que no grupo placebo esta diminuição apenas foi significativa à esquerda. Porém, na avaliação final, verificaram-se diferenças significativas entre os grupos, em ambos os lados, sendo os valores inferiores no grupo experimental. Tal parece apontar para um efeito benéfico da aplicação do SNAG, em termos de atividade EMG, sugerindo-se que o reduzido tamanho amostral poderá explicar o facto de não se terem verificado diferenças significativas, à esquerda, no grupo experimental.

Quando analisamos o movimento tendo em conta a atividade global do músculo, verificamos que a ausência de alterações na atividade muscular dos eretores espinhais durante a fase de flexão, para os dois grupos, está em concordância com os resultados reportados por Lehman e McGill (2001), Lalanne et al. (2009) e Bicalho et al. (2010), que investigaram os efeitos imediatos de uma técnica de manipulação, em indivíduos com dor lombar. Lehman e McGill (2001) investigaram os efeitos de uma manipulação espinal, em dois níveis vertebrais (T9 e L3), em 14 indivíduos com dor lombar não específica. Estes autores, apesar de não terem encontrado diferenças na atividade muscular paravertebral para as fases dinâmicas do movimento (flexão e extensão), verificaram que alguns participantes (5/14) obtiveram uma diminuição da atividade mioelétrica durante a fase de

flexão completa, considerada no nosso estudo como a fase de relaxamento. Também Lalanne et al. (2009), que investigaram o efeito de uma manipulação lombar na atividade muscular do eretor espinal, bilateralmente, em dois locais (L2 e L5), constataram uma diminuição significativa da mesma, na fase de relaxamento, no grupo experimental, ao nível de L2. Do mesmo modo, Bicalho et al. (2010), que investigaram os efeitos de uma manipulação espinal, na atividade EMG dos eretores espinhais, ao nível de L5, durante o movimento de flexão-extensão do tronco, numa amostra constituída por 40 indivíduos com DLC, verificaram uma diminuição significativa da atividade muscular, na fase de relaxamento, no grupo experimental. Apesar de, no nosso estudo, também se ter verificado uma diminuição significativa da atividade muscular, na fase de relaxamento no grupo experimental (que diminuiu em mediana 0,4%), esta também ocorreu no grupo placebo (que diminuiu em mediana 0,6%), superior à MDC (0,36%), e não se verificaram diferenças significativas entre os grupos, em ambos os momentos de avaliação. Estes resultados sugerem que os efeitos obtidos se deveram a um possível efeito placebo, e não ao SNAG em si. Por outro lado, uma vez que os indivíduos apresentavam uma patologia crónica, o medo do movimento pode estar associado e relacionado com as crenças de medo-evitamento da dor (Leeuw , Goossens, Linton, Crombez , Boersma, & Vlaeyen, 2007). Deste modo, a repetição do movimento de flexão-extensão e a possibilidade da diminuição do medo do movimento, da *baseline* para a avaliação pós-intervenção, podem justificar as alterações verificadas nos dois grupos.

No que respeita à fase de extensão, o nosso estudo verificou que apenas o grupo experimental obteve diferenças significativas entre a avaliação pré e pós-intervenção, verificando-se uma diminuição da atividade muscular (em mediana de 3,9%), No entanto, esta alteração poderá, eventualmente, dever-se a um erro sistemático de medição, dado que foi inferior à MDC (4,3%). Porém, também os resultados encontrados no estudo de Bicalho et al. (2010), com uma amostra maior que a utilizada no nosso estudo (n=40/ n=20), demonstraram uma diminuição significativa da atividade muscular, no grupo experimental, na fase de extensão, mas o mesmo não se verificou no grupo de placebo. Assim, no nosso estudo, o reduzido tamanho da amostra assim como a dispersão acentuada dos dados poderão ter contribuído para os resultados obtidos.

Analisando os três rácios RFR, RER, REF, tanto unilateralmente como bilateralmente, não se verificaram diferenças significativas intra e inter-grupos. No que se refere ao RFR,

tanto Lalanne et al. (2009) como Bicalho et al. (2010) verificaram um aumento significativo do mesmo, para o grupo experimental. No nosso estudo, apesar de se ter verificado um aumento deste rácio, este ocorreu em ambos os grupos, não existindo diferenças significativas entre eles. Para além deste rácio, Bicalho et al. (2010) também analisaram os rácios extensão-flexão e extensão-relaxamento, reportando um aumento significativo para este último, no grupo experimental, contrastando com os resultados obtidos na nossa investigação. Dado que os indivíduos apresentam uma patologia crónica, o SNAG pode não produzir um efeito consistente na atividade muscular a curto-prazo, tornando-se necessária uma intervenção ao longo do tempo.

O aumento da atividade muscular dos eretores espinhais, frequentemente observada em indivíduos com dor lombar, pode ocorrer como um mecanismo de proteção, em resposta à disfunção articular, resultando em alterações do controlo motor (Fryer, Morris, & Gibbons, 2003), durante o movimento funcional (Sterling, Pedler, Chan, Puglisi, Vuvan, & Vicenzino, 2010). Na literatura, vários autores referem que a terapia manipulativa vertebral pode levar a uma inibição da unidade motora alfa (Lehman & McGill, 2001; DeVocht, Pickar, & Wilder, 2005), pelo seu efeito de alongamento da cápsula articular assim como pelo estímulo sensorial aferente, sendo esta uma possível explicação para a redução da atividade muscular dos eretores espinhais (Pickar, 2002). Para além destes possíveis mecanismos, uma vez que a aplicação do SNAG envolve a correção do segmento através do movimento acessório mantido enquanto é solicitado o movimento fisiológico ativo, ocorre uma ação muscular simultânea que poderá influenciar a atividade muscular dos eretores espinhais.

Relativamente à intensidade da dor, foi possível constatar que, no nosso estudo, se verificaram diferenças significativas entre os grupos. Entre a avaliação inicial e a final, o grupo experimental diminuiu mais 2cm na escala EVA do que o grupo placebo. Os resultados obtidos foram superiores à MDC (0,92 cm), encontrados no nosso estudo de fiabilidade, o que sugere que estas alterações se deveram à intervenção. Contrariamente, Konstantinou et al, (2006), que avaliaram os efeitos de um SNAG em flexão, em indivíduos com dor lombar crónica, não verificaram diferenças significativas na intensidade da dor. Os autores sugeriram que os seus resultados podem ter sido influenciados pelo desenho de estudo utilizado, uma vez que todos os sujeitos receberam

os dois tipos de intervenção (SNAG e placebo), por uma ordem aleatória, na mesma sessão.

A literatura atual evidencia uma possível contribuição de mecanismos biomecânicos e neurofisiológicos no controlo da dor e no aumento de amplitude de movimento, subjacentes às técnicas de terapia manual ortopédica (Maigne & Vautravers, 2003). O efeito hipotalgésico associado à terapia manipulativa vertebral pode resultar da ativação dos sistemas descendentes inibitórios da dor (Wright, 1995), mediados por áreas como a substância cinzenta periaquedutal (Hall, Chan, Christensen, Odenthal, Wells, & Robinson, 2007). Pensa-se que a estimulação da substância cinzenta periaquedutal e da medula rostro-ventral utilizam a serotonina e a noradrenalina como neurotransmissores, mediadas por um mecanismo não-opiídeo (Hall, Chan, Christensen, Odenthal, Wells, & Robinson, 2007). Tendo em conta a teoria do *gate-control*, a inibição da dor, ao nível da medula espinal pode advir da estimulação dos mecanorreceptores da cápsula articular e tecidos circundantes (Hall, Chan, Christensen, Odenthal, Wells, & Robinson, 2007). Um possível mecanismo de ação dos SNAG's poderá ser o efeito da neuromodulação da dor subjacente à mobilização articular e pode envolver os sistemas descendentes inibitórios da dor. A curto-prazo, o SNAG está provavelmente relacionado com alterações neurofisiológicas na modulação da dor, sobrepondo-se ao efeito mecânico na rigidez articular (Hall, Chan, Christensen, Odenthal, Wells, & Robinson, 2007).

Considera-se importante referir que Mulligan tem como parte integrante dos seus princípios o movimento livre de dor. Assim, foi definido que os participantes deveriam realizar o movimento de flexão até à amplitude de início da dor, sendo assim quantificada a amplitude de movimento livre de dor. Pela análise desta variável, os nossos resultados indicam que, embora as diferenças entre os grupos não tenham sido significativas, o grupo experimental teve mais 1,68° de aumento na amplitude articular do que o grupo placebo. Apesar de não se ter verificado uma diferença estatística, o grupo experimental aumentou em média 2,10°. Estes resultados foram superiores à MDC (1,49°), encontrados no nosso estudo de fiabilidade, o que sugere que estas alterações se deveram à intervenção. Os estudos mencionados de seguida não estabeleceram como critério a medição da amplitude livre de dor, o que pode limitar a comparação entre os resultados. Konstantinou et al. (2006) investigaram os efeitos imediatos de um SNAG na amplitude de movimento lombar, em indivíduos com dor lombar e com dor à flexão da coluna lombar. Tal como no

nosso estudo, utilizaram o método de duplo inclinômetro, que reflete apenas a mobilidade da coluna lombar, não considerando a mobilidade pélvica e a flexibilidade dos tecidos moles, como os isquiotibiais. Os autores referiram diferenças significativas entre o grupo placebo e experimental, para a amplitude real de flexão lombar. No entanto, de acordo com o estudo da fiabilidade destes autores, que estabeleceram que alterações superiores a 7° correspondiam a diferenças clinicamente importantes e uma vez que o grupo experimental apenas aumentou 4,8°, as diferenças encontradas não foram consideradas como alterações relevantes. Por outro lado, Moutzouri et al. (2008), analisaram os efeitos de um SNAG na amplitude de flexão lombar, em indivíduos assintomáticos, através de um sistema de análise de movimento – Zebris CMS 20 3-D. Estes investigadores não encontraram diferenças significativas entre o grupo de intervenção e placebo. É de realçar que os indivíduos em estudo não apresentavam limitação da mobilidade lombar, dificultando assim a aplicabilidade clínica destes resultados. No nosso estudo, os efeitos reportados ao nível da amplitude articular podem ter surgido não só em consequência da diminuição da dor, mas também pela possível quebra de aderências nos tecidos periarticulares, pela mobilização subjacente ao SNAG, promovendo um maior alongamento destas estruturas. De acordo com Mulligan, estes efeitos biomecânicos podem estar relacionados com a possível correção da falha posicional, para além dos mecanismos neurofisiológicos mencionados anteriormente (Exelby, 2002).

Os resultados deste estudo devem ter em consideração algumas limitações que poderão comprometer a generalização dos mesmos. Sendo a amostra reduzida e constituída por voluntários existe a hipótese de os indivíduos incluídos não serem representativos da população em estudo, limitando assim a sua validade externa. De ressaltar, que a amostra foi aleatorizada entre os grupos de modo a reduzir a variabilidade entre os mesmos. Tendo em conta a dinâmica do movimento realizado de flexão-extensão, considera-se a possibilidade de deslocamento dos elétrodos, podendo conduzir a vieses no estudo. No entanto, foi utilizada a posição de flexão para a colocação dos elétrodos, de modo a evitar o deslocamento dos mesmos. Considera-se também que a pouca experiência tanto do investigador que realizou o protocolo de avaliação como do colaborador que executou as técnicas de intervenção, poderá ser uma limitação do estudo. Contudo, a realização do estudo piloto permitiu a familiarização e o treino dos referidos protocolos.

## 7 Conclusão

Os resultados sugerem que, a curto prazo, o SNAG parece produzir um efeito significativo na diminuição da atividade dos músculos eretores espinhais, durante o movimento dinâmico de extensão do tronco, assim como no alívio da dor em indivíduos com DLC não específica. Embora não se tenham observado alterações significativas no aumento da amplitude articular, os resultados no grupo experimental foram superiores à MDC, sugerindo um efeito positivo da técnica aplicada.

Sugerimos que em investigações futuras seja considerado um maior tamanho amostral, assim como a realização de *follow-up* de modo a analisar os efeitos desta técnica de Mulligan a longo prazo.

## 8 Agradecimentos

Aos participantes que integraram a amostra, pela disponibilidade.

## 9 Bibliografia

Airaksinen, O., Brox, J., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber- Moffett, J., Kovacs, F., et al. (2006). Chapter 4 European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European Spine Journal*, 5 (2), pp. 192-300.

Balagué, F., Mannion, A., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *Lancet* 379 (9814), pp. 482–91.

Bicalho, E., Setti, J., Macagnan, J., Cano, J., & Manffra, E. (2010). Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Manual Therapy* 19 (1), pp.469-475.

Castro-Lopes, J., Saramago, P., Romão, J., & Paiva, M. (2010). PAIN PROPOSAL A dor crónica em Portugal. pp. 0-12.

Colloca, C., & Hinrichs, R. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28 (8), pp. 623-631.

- Cowan, S., Bennell, K., Hodges, P., Crossley, K., & McConnell, J. (2001). Delayed Onset of Electromyographic Activity of Vastus Medialis Obliquus Relative to Vastus Lateralis in Subjects With Patellofemoral Pain Syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82 (2), pp. 183-189.
- Criswell, E. (2011). *CRAM'S Introduction To Surface Electromyography Second Edition*. Jones and Bartlett Publishers.
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., Straker, L., & Danneels, L. (2004). Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14 (3), pp. 333–342.
- Demoulin, C., Crielaard, J., & Vanderthommen, M. (2007). Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Joint Bone Spine*, 74 (1), pp. 9-13.
- DeVocht, J., Pickar, P., & Wilder, D. (2005). Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: A Descriptive study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 28 (7), pp. 465-471.
- Dimitrov, D., & Rumrill, P. (2003). Pretest-posttest designs and measurement of change. *Work*, 20 (2), pp. 159–165.
- Exelby, L. (2001). The locked lumbar facet joint: intervention using mobilizations with movement. *Manual Therapy*, 6 (2), pp. 116-121.
- Exelby, L. (2002). The Mulligan concept: Its application in the management of spinal conditions. *Manual Therapy* 7 (2), pp. 64–70.
- Fryer, G., Morris, T., & Gibbons, P. (2003). Paraspinal Muscles and Intervertebral Dysfunction: Part Two - Review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 27 (5), pp. 348-357.
- Geisser, M., Ranavaya, M., Haig, A., Roth, R., Zucker, R., Ambroz, C., et al. (2005). A Meta-Analytic Review of Surface Electromyography Among Persons With Low Back Pain and Normal, Healthy Controls. *The Journal of Pain*, 6 (11), pp. 711-726.

Hair, J., Tatham, R., Anderson, R., & Black, W. (1998). *Análise Multivariada de Dados* (5ª ed.). Porto Alegre: BOOKMAN.

Haley, S., & Fragala-Pinkham, M. (2006). Interpreting Change Scores of Tests and Measures Used in Physical Therapy. *Physical Therapy* 86 (5), pp. 735-743.

Hall, T., Chan, H., Christensen, L., Odenthal, B., Wells, C., & Robinson, K. (2007). Efficacy of a C1-C2 Self-sustained Natural Apophyseal Glide (SNAG) in the Management of Cervicogenic Headache. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 37 (3), pp. 100-107.

Konstantinou, K., Foster, N., Rushton, A., & Baxter, D. (2002). The use and reported effects of mobilization with movement techniques in low back pain management; a cross-sectional descriptive survey of physiotherapists in Britain. *Manual Therapy* , 7(4), pp. 206–214.

Konstantinou, K., Foster, N., Rushton, A., Baxter, D., Wright, C., & Breen, A. (2006). Flexion mobilizations with movement techniques: The Immediate Effects on Range of Movement and Pain in Subjects with Low Back Pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 30 (3), pp. 178-185.

Krekoukias, G., Petty, N., & Cheek, L. (2009). Comparison of surface electromyographic activity of erector spinae before and after the application of central posteroanterior mobilisation on the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (1), pp. 39–45.

Krismer, M., & van Tulder, M. (2007). Low back pain (non-specific). *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* , 21 (1), pp. 77-91.

Lalanne, K., Lafond, D., & Descarreaux, M. (2009). Modulation of the flexion-relaxation response by spinal manipulative therapy: A control group study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 32 (3), pp. 203-209.

Leeuw , M., Goossens, M., Linton, S., Crombez , G., Boersma, K., & Vlaeyen, J. (2007). The Fear-Avoidance Model of Musculoskeletal Pain: Current State of Scientific Evidence. *Journal of Behavioral Medicine*, 30 (1), pp. 77-94.

- Lehman, G. (2012). Kinesiological research: The use of surface electromyography for assessing the effects of spinal manipulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22 (5), pp. 692-696.
- Lehman, G., & McGill, S. (2001). Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscle electromyographic responses. *Clinical Biomechanics*, 16 (4), pp. 293-299.
- Littlewood, C., & Mayb, S. (2007). Measurement of range of movement in the lumbar spine—what methods are valid? A systematic review. *Physiotherapy*, 93 (3), pp. 201–211.
- Maigne, J., & Vautravers, P. (2003). Mechanism of action of spinal manipulative therapy. *Joint Bone Spine*, 70 (5), pp. 336–341.
- McDowell, I. (2006). *Measuring Health: A Guide to Rating Scales and Questionnaires, Third Edition*. Oxford New York: Oxford University Press.
- Merz, O., Wolf, U., Robert, M., Gesing, V., & Rominger, M. (2013). Validity of palpation techniques for the identification of the spinous process L5. *Manual Therapy*, 18 (4), pp. 333–338.
- Monteiro, J., Faísca, L., Nunes, O., & Hipólito, J. (2010). Questionário de Incapacidade de Roland Morris - Adaptação e Validação para Doentes de Língua Portuguesa com Lombalgia. *Acta Médica Portuguesa* 23 (5), pp. 761-766.
- Moutzouri, M., Billis, E., Strimpakos, N., Kottika, P., & Oldham, J. (2008). The effects of the Mulligan Sustained Natural Apophyseal Glide (SNAG) mobilisation in the lumbar flexion range of asymptomatic subjects as measured by the Zebris CMS20 3-D motion analysis system. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9 (1), pp. 1-9.
- Moutzouri, M., Perry, J., & Billis, E. (2012). Investigation of the effects of a centrally applied lumbar sustained natural apophyseal glide mobilization on lower limb sympathetic nervous system activity in asymptomatic subjects. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 35 (4), pp. 286-294.
- Mulligan, B. (2010). *Manual Therapy - Nags, Snags, MWMS etc.* (6 ed.). Wellington, New Zealand: Plane View Services Ltd.

- Nelson-Wong, E., Alex, B., Csepe, D., Lancaster, D., & Callaghan, J. (2012). Altered muscle recruitment during extension from trunk flexion in low back pain developers. *Clinical Biomechanics*, 27 (1), pp. 994–998.
- O’Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, 10 (4), pp. 242–255.
- Ostelo, R., & Vet, H. (2005). Clinically important outcomes in low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 19 (4), pp. 593–607.
- Pallant, J. (2005). *SPSS SURVIVAL MANUAL - A step by step guide to data analysis using SPSS for Windows (Version 12)*. Crows Nest, Austrália: Allen&Unwin.
- Pezarat-Correia, P. L., & Mil-Homens, P. (2004). *A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano*. Cruz Quebrada: FMH edições.
- Picavet, H., & Schouten, J. (2000). Physical Load in Daily Life and Low Back Problems in the General Population—The MORGEN Study. *Preventive Medicine*, 31 (5), pp. 506–512.
- Pickar, J. (2002). Neurophysiological effects of spinal manipulation. *The Spine Journal*, 2 (5), pp. 357–371.
- Portney, L., & Watkins, M. (2009). *Foundations of Clinical Research: Applications to Practice* (3<sup>a</sup> ed.). Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall.
- Powers, C., Beneck, G., Kulig, K., Landel, R., & Fredericson, M. (2008). Effects of a Single Session of Posterior-to-Anterior Spinal Mobilization and Press-up Exercise on Pain Response and Lumbar Spine Extension in People With Nonspecific Low Back Pain. *Physical Therapy*, 88 (4), pp. 485-493.
- Roland, M., & Fairbank, J. (2000). The Roland–Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine*, 25 (24), pp. 3115–3124.
- Saur, P., Ensink, F., Frese, K., Seeger, D., & Hildebrandt, J. (1996). Lumbar Range of Motion: Reliability and Validity of the Inclinator Technique in the Clinical Measurement of Trunk Flexibility. *Spine*, 21 (11), pp. 1332-1338.

- Shum, G., Tsung, B., & Lee, R. (2013). The Immediate Effect of Posteroanterior Mobilization on Reducing Back Pain and the Stiffness of the Lumbar Spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94 (4), pp. 673-679.
- Snider, K., Snider, E., Degenhardt, B., Johnson, J., & Kribs, J. (2011). Palpatory Accuracy of Lumbar Spinous Process using Multiple Bony Landmarks. *Manipulative Physical Therapy*, 34 (5), pp. 306-313.
- Sterling, M., Pedler, A., Chan, C., Puglisi, M., Vuvan, V., & Vicenzino, B. (2010). Cervical lateral glide increases nociceptive flexion reflex threshold but not pressure or thermal pain thresholds in chronic whiplash associated disorders: A pilot randomised controlled trial. *Manual Therapy*, 15 (2), pp. 149–153.
- Sullivan, M., Shoaf, L., & Riddle, D. (2000). The Relationship of Lumbar Flexion to Disability in Patients With Low Back Pain. *Physical Therapy*, 80 (3), pp. 240-250.
- Thompson, W. R., Gordon, N. F., & Pescatello, L. S. (2009). *ACSM's Guidelines For Exercise Testing and Prescription*. 8 ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- Vicenzino, B., Paungmali, A., & Teys, P. (2007). Mulligan's mobilization-with-movement, positional faults and pain relief: Current concepts from a critical review of literature. *Manual Therapy*, 12 (2), pp. 98–108.
- Vincenzino, B., Hing, W., Rivett, D., & Hall, T. (2011). *Mobilisation With Movement: The Art and the Science*. Churchill Livingstone.
- Williams, R., Binkley, J., Bloch, R., Goldsmith, C., & Minuk, T. (1993). Reliability of the Modified-Modified Schöber and Double Inclinator Methods for Measuring Lumbar Flexion and Extension. *Physical Therapy*, 73 (1), pp. 26-37.
- Wilson, E. (2001). The Mulligan concept: NAGS, SNAGS and mobilizations with movement. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 5 (2), pp. 81-88.
- Wright, A. (1995). Hypoalgesia postmanipulative therapy: a review of the potential neurophysiological mechanisms. *Manual Therapy*, 1 (1), pp. 11-16.