

Vânia Patrícia Almeida Coelho

---

**Padrão de Recrutamento dos Músculos  
Abdominais Durante os Movimentos  
Rápidos do Braço em Indivíduos Com e  
Sem Dor Lombopélvica**

Orientador: Paulo Carvalho

Coorientadores: António Montes e Carlos Crasto

Mestrado em Fisioterapia  
Opção Terapia Manual Ortopédica

Junho de 2016

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

**Vânia Patrícia Almeida Coelho**

**Padrão de Recrutamento dos Músculos Abdominais**  
**Durante os Movimentos Rápidos do Braço em**  
**Indivíduos Com e Sem Dor Lombopélvica**

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 do Professor Doutor Paulo Carvalho, Professor Adjunto da Área Técnico-Científica de Fisioterapia.

**Junho de 2016**

## Agradecimentos

“Alimentar a Motivação. A motivação é como um alimento para o cérebro... a motivação precisa de recargas contínuas e regulares para nutrir verdadeiramente e transformar um ser humano num vencedor.” (Peter Davies)

**Aos meus amigos** que de muitas formas, com muitos alertas me apoiaram e deram o seu valioso contributo para que esta etapa fosse concluída com êxito. Não me permitiram desistir do objetivo.

**Ao Tiago, meu marido**, que sempre me recordou do quão forte eu sou e que sempre disponibilizou o seu ombro, o seu carinho para eu recuperar forças e continuar a trabalhar no sentido da conclusão do trabalho.

**Ao Santiago, o meu filho**, que com a sua energia de bebé, com o seu sorriso, com o bater do seu coração, me manteve firme e com a certeza de que tudo vale a pena e sempre alimentou o meu cérebro com a motivação.

**Ao Paulo Carvalho**, que apressadamente encontrava soluções para mim e respeitou sempre a minha condição, com compreensão, mantendo sempre uma postura de ânimo e vontade de me encaminhar no sentido de concluir esta etapa académica.

**Aos participantes**, pois sem eles este estudo não era possível e para que lhes permita acreditar que a dor não tem de ser companhia eterna.

E no fim de tudo, “Não haverá borboletas se a vida não passar por longas e silenciosas metamorfoses” (Eliane Gonçalves).

## Padrão de Recrutamento dos Músculos Abdominais Durante os Movimentos Rápidos do Braço em Indivíduos Com e Sem Dor Lombopélvica

Vânia Coelho<sup>1</sup>, Paulo Carvalho<sup>1,2</sup>, António Mesquita Montes<sup>1,2</sup>, Carlos Crasto<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Área Técnico Científica de Fisioterapia - ESTSP

<sup>2</sup> Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana da ESTSP

### Resumo

**Introdução:** A estabilidade pode ser alterada devido a um atraso no início da ativação em eletromiografia e/ou na sequência da ativação muscular e/ou na intensidade da ativação, predispondo o indivíduo a distúrbios de controlo motor, incluindo dor lombopélvica (DLP). A eletromiografia de superfície (EMGs) é uma forma de avaliar estes parâmetros. **Objetivo:** Verificar diferenças do início da ativação na eletromiografia (EMG) e sequência da ativação muscular do transverso abdominal/oblíquo interno (TrA/OI), reto abdominal (RA) e oblíquo externo (OE), usando a EMGs, durante rápidos movimentos de flexão, abdução e extensão do braço, em indivíduos com e sem dor lombopélvica. **Métodos:** Estudo transversal cuja amostra foi constituída por um grupo de 56 indivíduos que nunca sentiram dor lombopélvica (grupo de Não Dor Lombopélvica – «NDLP») e por outro grupo de 59 indivíduos que tiveram pelo menos um episódio de dor lombopélvica («DLP»), nos últimos 6 meses. Através da EMGs foi captado o sinal eletromiográfico dos músculos deltoide (fibras anteriores, médias e posteriores), TrA/OI, OE e RA. Analisou-se o início da ativação e respetiva sequência de ativação. Os dados estatísticos foram processados no programa SPSS, versão 20.0 para MAC OS, com um nível de significância de 0.05. **Resultados:** Foram encontradas diferenças significativas entre os dois grupos no início da ativação na EMG do TrA/OI ( $t=-15.842$ ;  $p<0.001$ ), OE ( $t=-3.080$ ;  $p=0.008$ ) e RA ( $t=-3.646$ ;  $p=0.001$ ) durante a rápida flexão do braço; TrA/OI ( $t=-12.073$ ;  $p<0.001$ ), OE ( $t=-3.238$ ;  $p=0.005$ ) durante a rápida abdução do braço; TrA/OI ( $t=-29.757$ ;  $p<0.001$ ), OE ( $t=-12.308$ ;  $p<0.001$ ) e RA ( $t=-4.180$ ;  $p<0.001$ ) durante a rápida extensão do braço. Em ambos os grupos, houve diferenças significativas na análise entre todos os pares de músculos ( $p<0.001$ ). **Conclusão:** Observou-se que o «DLP» mostrou um atraso significativo no início da ativação EMG do TRA/OI, OE e RA, durante todos os movimentos, e houve uma sequência na ativação muscular consistente entre os dois grupos, exceto no movimento de extensão do braço. Também se verificou, no «DLP», um padrão de ativação muscular similar entre os músculos superficiais/globais e profundos/locais da região lombopélvica em todas as direções de movimento realizadas.

**Palavras-Chave:** Dor Lombopélvica, Controlo Motor, *Feedforward*, Eletromiografia de Superfície.

## Padrão de Recrutamento dos Músculos Abdominais Durante os Movimentos Rápidos do Braço em Indivíduos Com e Sem Dor Lombopélvica

### Abstract

**Background:** The stability may change due to a delay in the electromyography (EMG) onset timing and/or muscle activation sequence and/or activation intensity, predisposing the individual to motor control disorders, including lumbopelvic pain (LPP). The surface electromyography (sEMG) it's a way to assess these parameters.

**Aim:** Verify the existence of differences in the EMG onset timing and muscle activation sequence of the transversus abdominis/internal oblique (TrA/IO), rectus abdominis (RA) and external oblique (EO), using sEMG, during rapid arm flexion, abduction and extension movements, in subjects with and without lumbopelvic pain.

**Methods:** Cross-sectional study in which the sample was constituted by a group of 56 subjects that never experienced lumbopelvic pain (Non Lumbopelvic Pain group –NLPP<sub>G</sub>) and by another group of 59 subjects who had at least one episode of lumbopelvic pain (LPP<sub>G</sub>) in the last 6 months. Through sEMG it was collected the electromyographic signal of the deltoid (anterior/medial/posterior fibers), TrA/IO, EO and RA muscles. It was analysed the onset timing and respective sequence of activation. Statistical data was processed in the SPSS software, version 20.0 for MAC OS, with a significance degree of 0.05. **Results:** Were found significant differences between the two groups on the EMG onset timing of TrA/IO ( $t=-15.842$ ;  $p<0.001$ ), EO ( $t=-3.080$ ;  $p=0.008$ ) and RA ( $t=-3.646$ ;  $p=0.001$ ) during rapid flexion movement; TrA/IO ( $t=-12.073$ ;  $p<0.001$ ), EO ( $t=-3.238$ ;  $p=0.005$ ) during rapid abduction movement; TrA/IO ( $t=-29.757$ ;  $p<0.001$ ), EO ( $t=-12.308$ ;  $p<0.001$ ) and RA ( $t=-4.180$ ;  $p<0.001$ ) during rapid extension movement. In both groups, there were significative differences in the analysis between all pairs of muscles ( $p<0.001$ ). **Conclusion:** It was observed that the LPP<sub>G</sub> showed a significant delay in the EMG onset timing of TrA/IO, EO and RA, during all movements, and there was a consistent sequence of muscle activation between the two groups, with the exception for the extension movement. Also, in LPP<sub>G</sub> it was found a similar pattern of activation between the superficial/global and deep/local muscles of the lumbopelvic region in all directions of movement performed.

**Key-words:** Lumbopelvic pain, Motor control, Feedforward, Surface electromyography

## 1 Introdução

A estabilidade e movimentos simultâneos da coluna representam um desafio altamente significativo para o Sistema Nervoso Central (SNC), devido à exigência contínua de resposta adequada a mudanças previsíveis e imprevisíveis (C. Richardson, Hodges, & Hides, 1999, 2004).

Os mecanismos de antecipação (*feedforward*) controlam a estabilidade lombopélvica, sempre que o indivíduo for sujeito a uma mudança previsível.

Os ajustes posturais antecipatórios, com ativação prévia ao início do movimento principal, minimizam o efeito da perturbação causada por movimentos autogerados, permitindo a manutenção da estabilidade. Por outro lado, o mecanismo de *feedback* mantém o ajuste postural como uma reação a perturbações externas (Radebold, Cholewicki, Panjabi, & Patel, 2000; Radebold, Cholewicki, Polzhofer, & Greene, 2001).

A ativação dos músculos estabilizadores locais (transverso abdominal (TrA) e multífidos (Mu)) ocorre previamente à ativação dos músculos responsáveis pelos movimentos dos membros superiores (Hodges & Richardson, 1997b, 1999a) e inferiores (Hodges & Richardson, 1997a), bem como, antes de uma mudança previsível adicionada ao tronco (Hodges & Richardson, 1999a, 1999b; Radebold et al., 2000). Nestas condições, o SNC prevê o efeito que o movimento terá no corpo humano e planeia uma sequência de ativação muscular, a fim de responder à perturbação (Hodges, 1999, 2001; Hodges & Richardson, 1999a, 1999b; Radebold et al., 2000).

O TrA é ativado primariamente, alheio à direção do movimento do tronco, à direção das forças aplicadas pelo distúrbio e à direção do deslocamento do centro de massa (Hodges & Richardson, 1997b, 1999b; Radebold et al., 2000).

Portanto, pelo mecanismo de *feedforward*, o SNC controla os movimentos intervertebrais através da atividade dos músculos estabilizadores locais. O mesmo ocorre independentemente da direção do movimento, permitindo o controlo dos movimentos globais do tronco. Por outro lado, os músculos estabilizadores globais e mobilizadores são recrutados em antecipação a um evento, dependendo da direção das forças que atuam no tronco (Hodges, Moseley, Gabrielsson, & Gandevia, 2003; Hodges & Richardson, 1997b, 1999a, 1999b; Radebold et al., 2000).

A eletromiografia de superfície (EMGs) permite uma quantificação segura, fácil e não invasiva da contração do músculo. Surgiu com a descoberta da eletricidade e com o

desenvolvimento da capacidade de ver o que não pode ser visto, tocado ou sentido, sem instrumentos. Esta técnica permite observar a energia muscular em repouso e durante o movimento (Florimond, 2010; Criswell, 2011) e está bem documentada como um método valioso e preciso (Hermens et al., 1999).

O registo e análise da EMGs fornece informações sobre a intensidade, tempo e ordem de ativação do(s) músculo(s) coadjuvando na identificação de disfunções/alterações do movimento (Hermens et al., 1999; Kasman & Wolf, 2002; Criswell, 2011).

Os dados mais consistentes, descritos na literatura, a respeito das deficiências de controlo motor em sujeitos com dor crónica lombopélvica, referem que a mesma se deve ao atraso na ativação do TrA durante os movimentos dos membros superiores e inferiores, em todas as direções (Hodges & Richardson, 1997b, 1997c; Radebold et al., 2001).

A redução da amplitude da atividade do Mu, em indivíduos com dor lombopélvica, é consistente com alterações morfológicas (alterações detetadas na composição das fibras e diminuição da área da secção transversal) e aumento da fadiga. Mais ainda, há evidência de que o Mu não recupera espontaneamente depois da remissão dos sintomas dolorosos (Hides, Stokes, Saide, Jull, & Cooper, 1994; C. Richardson et al., 1999, 2004). Além da diminuição da atividade dos músculos profundos, também é relatado um crescimento da atividade global dos músculos superficiais (Hodges & Moseley, 2003; Hodges et al., 2003; Hodges & Richardson, 1996, 1999a, 1999b; C. Richardson et al., 1999, 2004).

Dieën, Cholewicki Radebold (2003), propõe a hipótese de que o aumento da atividade dos músculos estabilizadores globais resulta de uma tentativa de compensar a diminuição da estabilidade da coluna, potencialmente causada por uma rutura da função dos músculos estabilizadores locais.

Vários autores reportam para a existência de deficiências no controlo motor dos músculos do tronco em indivíduos com dor lombopélvica. Embora não haja consenso na natureza dessas alterações, alguma evidência aponta para deficiências em específicos músculos estabilizadores locais e globais da região lombopélvica (Hodges & Moseley, 2003; Hodges et al., 2003; Hodges & Richardson, 1996, 1999a, 1999b; Radebold et al., 2000; Radebold et al., 2001; C. A. Richardson et al., 2002; Tsao & Hodges, 2007). Porém, não há dados relativos às referidas deficiências com a dor relatada pelos indivíduos. Além disso, a magnitude da responsabilidade da dor pelas deficiências do controlo motor é ainda desconhecida.

Bogduk (2005) e Panjabi (1992) apresentaram modelos onde sugerem que os défices no controlo motor são responsáveis por um inadequado controlo do movimento articular, desencadeando microtraumatismos repetidos e dor (Bogduk, 2005; Panjabi, 1992a, 1992b). Contudo, há estudos que demonstram que a dor, por si só, pode ser responsável por deficiências no controlo motor (Hodges & Moseley, 2003; Hodges et al., 2003; Radebold et al., 2001). Vários estudos, usando a indução de dor experimental, reproduziram alterações no controlo motor semelhantes àquelas que foram identificadas em indivíduos com dor lombopélvica (Hodges & Moseley, 2003; Hodges et al., 2003; Radebold et al., 2001). Há também, forte evidência de que a dor tem efeito direto no córtex cerebral (Derbyshire et al., 1997), levando a alterações que incluem o córtex cingulado anterior em indivíduos com dor lombopélvica. (Derbyshire et al., 1997; Hsieh, Belfrage, Stone-Elander, Hansson, & Ingvar, 1995).

Os estímulos dolorosos são processados em várias áreas corticais, tais como, o córtex somato-sensitivo primário e secundário, opérculo parietal, insula, córtex cingulado anterior e córtex pré-frontal. Também, o gânglio basal pode estar envolvido na dimensão sensitivo-discriminativa da dor, dimensão afetiva e cognitiva da dor, modulação da informação nociceptiva e entrada sensorial da informação nociceptiva das maiores áreas motoras (Hodges & Moseley, 2003; Moseley & Hodges, 2001; Rainville, 2002; Vlaeyen & Linton, 2000, 2012).

Portanto, os dados referidos suportam a hipótese de organização estrutural cortical e subcortical como uma consequência da nociceção, que pode estar relacionada com o processo de cronicidade e desconforto da dor (componentes afetivos e intensidade da dor correlacionam com diferenças estruturais na massa cinzenta e doentes com dor lombar crónica). A dor crónica pode alterar a estrutura do cérebro. Ainda assim, há mecanismos responsáveis pelas alterações morfológicas que permanecem indecifráveis. A ausência de uma relação linear entra a ativação e a desativação da dor, sugere que as alterações do sinal cerebral baseiam-se em diferentes aspetos da dor (Hodges & Moseley, 2003; Moseley & Hodges, 2001; Rainville, 2002; Vlaeyen & Linton, 2000, 2012).

Outros estudos suportam a hipótese de que o stress (Jones & Cale, 1997) e o medo (Moseley & Hodges, 2001; Vlaeyen & Linton, 2000, 2012) podem contribuir na disfunção do controlo motor.

Tendo em consideração a elevada prevalência da DLP, é importante avaliar o padrão de recrutamento muscular, desde a possibilidade de existência de deficiências no controlo

motor, dado que as mesmas são um importante fator de recorrência de dor (Hodges & Moseley, 2003; C. Richardson et al., 2004).

Este estudo pretende avaliar os tempos e sequência de ativação do TrA/OI, RA e OE, usando a EMGs, durante os rápidos movimentos de flexão, abdução e extensão do braço, em indivíduos com e sem dor lombopélvica.

## **2 Métodos**

### **2.1 *Desenho do Estudo***

Estudo transversal com uma amostra constituída por 115 indivíduos voluntários para este estudo, divididos em dois grupos: um sem dor lombopélvica ( $\text{GNDLP}$ ) e outro com dor lombopélvica ( $\text{GDLP}$ ). Ambos foram submetidos a três diferentes tarefas num único momento de avaliação.

### **2.2 *Amostra***

A população alvo consistiu em indivíduos voluntários, com idades compreendidas entre os 18 e os 30 anos, com e sem dor crónica lombopélvica inespecífica.

Os critérios de inclusão para o  $\text{GDLP}$  foram episódios recorrentes de dor lombopélvica por um período superior a três meses, enquanto para o  $\text{GNDLP}$ , os indivíduos não podiam ter sentido dor nesta região (Arab, Ghamkhar, Emami, & Nourbakhsh, 2011; Silfies, Squillante, Maurer, Westcott, & Karduna, 2005).

Foram excluídos de ambos os grupos, indivíduos que tinham escoliose, dismetria de membros inferiores ou assimetrias posturais; história de cirurgia de coluna, abdominal e ginecológica no último ano; desordens neurológicas e/ou doenças cardiorrespiratórias; gravidez e pós-parto nos últimos 6 meses; recebido tratamento de fisioterapia para tratar a DLP; condições que interfiram com a recolha de dados, tais como: história de lesão do membro superior dominante e prega cutânea supra-ilíaca maior do que 20 mm (Bruno, Bagust, Cook, & Osborne, 2008; Jacobs, Henry, Jones, Hitt, & Bunn, 2011; Lehman, Lennon, Tresidder, Rayfield, & Poschar, 2004; Marshall & Murphy, 2003; Tateuchi, Taniguchi, Mori, & Ichihashi, 2012).

A amostra final ficou composta por 115 indivíduos, divididos em  $\text{GNDLP}$  – 56 indivíduos – e  $\text{GDLP}$  – 59 indivíduos.

## 2.3 Instrumentos

### 2.3.1 Caracterização da Amostra

Aos indivíduos foi dado um questionário eletrônico de modo a garantir que todos os participantes preenchem os critérios de seleção deste estudo, bem como, para reunir algumas informações sociodemográficas e duração da dor.

A intensidade da dor no  $_{6}DLP$  foi avaliada usando a Escala Visual Analógica (EVA), que consiste numa linha horizontal com 100 milímetros, em que está escrito nas extremidades “Não Dor” e “Dor Máxima” (Carlsson, 1983; Ferreira-Valente, Pais-Ribeiro, & Jensen, 2011; Hawker, Mian, Kendzerska, & French, 2011).

Medidas antropométricas, altura (metros) e massa corporal (quilograma), foram conseguidas com estadiómetro *seca*®222, com uma precisão de 1 milímetro, e uma balança *seca*®760, com uma precisão de 1 quilograma (*seca – Medical Scales and Measuring Systems*®, Brimingham, United Kingdom), respetivamente.

### 2.3.2 Eletromiografia de Superfície

A eletromiografia de superfície (EMGs) foi captada através do *BioPLUXresearch (PLUX*® *wireless biosignals SA, 2630-369 Arruda dos Vinhos, Portugal)*, com 8 canais e frequência de amostragem de 1000Hz, usando cabos de elérodos duplos diferenciais (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000; Kamen & Gabriel, 2009; Merletti, 1999). A atividade muscular do reto abdominal (RA), oblíquo externo (OE), transverso abdominal/oblíquo interno (TrA/OI) e deltoide anterior (DA), médio (DM) e posterior (DP) foi avaliada. O sinal da EMGs foi registado no lado contralateral ao dominante, exceto nos deltoides.

Foram utilizados elérodos adesivos de dupla pressão de Ag/AgCl (*Noraxon*® *Scottsdale, Arizona, United States of America*). As características dos elérodos eram 4 x 2.2 centímetros de área adesiva, cada área circular condutiva tinha 1 centímetro de diâmetro e 2 centímetros de distância inter-elérodos (Criswell, 2011; Hermens et al., 2000; Kamen & Gabriel, 2009). Estes elérodos foram ligados aos sensores ativos bipolares *emgPLUX (Plux*® *wireless biosignals SA, 2630-369 Arruda dos Vinhos, Portugal)*, com um ganho de 1000, um filtro analógico de 25 a 500Hz e um *common-mode rejection ratio* de 110dB. Para o elétrodo de referência foram usados os elérodos descartáveis autoadesivos de dupla pressão Ag/AgCl (*Noraxon*® *Scottsdale, Arizona, United States of America*) para a EMG de superfície com área circular de 3.8 centímetros de diâmetro e área circular condutiva de 1 centímetro de diâmetro. Por sua vez, os sensores foram conectados ao dispositivo de EMGs, com

conexão via *Bluetooth* a um computador portátil. Foi, ainda, usado o *software Monitor Plux*<sup>®</sup> (*Plux*<sup>®</sup> *wireless biosignals SA*, 2630-369 Arruda dos Vinhos, Portugal) versão 2.0 para visualizar e recolher o sinal EMGs. Finalmente, para verificar o nível de impedância da pele foi usado um elétrodo de *impedance checker* (*Noraxon*<sup>®</sup>, *Scottsdale, Arizona, United States of America*) (Basmajian & De Luca, 1985; Criswell, 2011; Hermens et al., 2000; Kamen & Gabriel, 2009).

## 2.4 Procedimentos

### 2.4.1 Protocolo de Recolha de Dados

Os procedimentos do estudo decorreram em laboratório de biomecânica e foi conduzido em ambiente controlado.

Para seleccionar e caracterizar a amostra, foi entregue a todos os indivíduos um questionário eletrónico, incluindo a avaliação da intensidade da dor, usando para este propósito a EVA. Os indivíduos do gDLP fizeram um risco na linha da Escala Visual Analógica, onde eles consideravam estar representada a intensidade da sua dor. O valor considerado foi a distância, em milímetros, entre o início e o fim. Depois deste procedimento, todos os participantes seleccionados foram submetidos a pesagem e medição da altura.

Não foi dada informação aos participantes sobre qualquer resultado esperado no estudo, evidência atual ou qualquer forma de alterar o recrutamento muscular.

Os participantes praticaram as tarefas avaliadas, de modo a compreenderem os movimentos pretendidos. Posteriormente, o pêlo da pele foi removido e utilizou-se uma esponja abrasiva para remover as células mortas da camada superficial da pele. A pele foi limpa com álcool isopropílico (70%), removendo a sua oleosidade e restantes células mortas (Allison, Godfrey, & Robinson, 1998; Clancy, Morin, & Merletti, 2002; Criswell, 2011; Kamen & Gabriel, 2009). Depois da preparação da pele, foi verificada a bioimpedância da mesma, usando um elétrodo *impedance checker*, de modo a garantir que os níveis ficassem abaixo dos 5K $\Omega$ , e assim assegurar a aquisição de um bom sinal EMG (Basmajian & De Luca, 1985; Criswell, 2011; Kamen & Gabriel, 2009).

Com o indivíduo na posição ortostática, foram aplicados elétrodos autoadesivos cinco minutos após a preparação da pele, paralelamente à orientação das fibras musculares, de acordo com as referências descritas na Tabela 1, confirmado por palpação e contração

muscular (Marshall & Murphy, 2003). O elétrico de referência foi colocado na espinha ílica ântero-superior (EIAS) no lado contralateral ao dominante (Allison et al., 1998; Basmajian & De Luca, 1985; Criswell, 2011; Hermens et al., 2000; Kamen & Gabriel, 2009). Todos os elétricos foram testados de modo a controlar o sinal muscular cruzado e o ruído elétrico.

**Tabela 1.** Localização dos elétricos.

Músculo	Local de colocação dos Elétricos
TrA/OI	2 cm medial e inferior à Espinha Ílica Antero Superior (EIAS).
OE	13 cm superior ao umbigo, alinhado com as costelas
RA	3 cm superior ao umbigo e 2 cm lateralmente à linha média
<b>Deltoide</b> (Anterior/Médio/Posterior)	Centro do ventre muscular - fibras anteriores, médias e posteriores para os movimentos de flexão, abdução e extensão respetivamente.

Depois disto, foi dado um período de espera de cinco minutos para o início da colheita do sinal da EMGs (Criswell, 2011; Kamen & Gabriel, 2009; Marshall & Murphy, 2003). O sinal da EMGs foi colhido e analisado em ambos os grupos durante os movimentos rápidos do membro superior dominante: flexão, abdução e extensão. A amplitude destes movimentos foi de, aproximadamente, 40°, 40° e 60°, respetivamente. A ordem dos movimentos foi randomizada. Na posição ortostática e com os joelhos em *lose pack position* (aproximadamente 5° de flexão) e membros superiores ao longo do tronco, o participante foi instruído para manter a extensão do cotovelo e realizar os movimentos o mais rápido possível, depois de acender uma luz LED. Todos os participantes foram alertados para a maior importância da velocidade em detrimento da amplitude. Foram realizadas três tentativas e registadas para cada movimento. O período de repouso entre as tentativas foi de 1 minuto, dando a possibilidade de completa recuperação (Hodges & Richardson, 1997b, 1999a).

#### 2.4.2 Processamento dos Dados

Os dados recolhidos pelo *Monitor PLUX* versão 2.0 foram convertidos e processados através da rotina desenvolvida no *software MatLab*® versão estudante. Neste sentido, foram aplicados, ao sinal EMG, um filtro digital *Infinite Impulse Response – Butterworth* de 2ª

ordem de 10Hz (*highpass*), e outro de 450Hz (*lowpass*), com o objetivo de remover o ruído elétrico e/ou do movimento dos cabos; e por fim, de 30 Hz (*highpass*), para remover o sinal cardíaco do sinal EMG (Kamen & Gabriel, 2009; Lu et al., 2009). Depois o *rootmeansquare* (RMS) foi calculado (Basmajian & De Luca, 1985; Clancy et al., 2002; Criswell, 2011; Drake & Callaghan, 2006; Kamen & Gabriel, 2009; Mello, Oliveira, & Nadal, 2007).

A análise do sinal EMGs foi feita com o *software Acknowledge*® versão 4.0 para Mac OS X (*BiopacSystemsInc.*®, *Goleta CA, United StatesofAmerica*). O tempo de ativação EMG foi definido como o tempo decorrido entre o início da atividade do TrA/OI, OE e RA relativamente ao deltoide anterior, médio e posterior, o músculo responsável pela produção do movimento. O tempo de ativação EMG visualmente analisado foi identificado como o ponto em que a média do RMS de 50 *frames* consecutivas (50 ms) excedeu o sinal de base por dois desvios-padrão. A atividade EMG de repouso foi determinada num período de 50 ms, 500 ms antes do acender da luz LED. A ativação *feedforward* foi considerada quando os tempos de início se encontravam entre 100 ms antes e 50 ms após o tempo de início da ativação do deltoide (Hodges & Richardson, 1997a, 1997b, 1999a).

Todos os traços foram visualmente inspecionados para assegurar que o início não foi ocultado por movimento artefacto ou por um eletrocardiograma (<7% das tentativas) (Hodges & Bui, 1996; Lu et al., 2009). Finalmente, foi determinado a média do tempo de início das três repetições do movimento teste (Drake & Callaghan, 2006; Hodges & Bui, 1996; Kamen & Gabriel, 2009).

## 2.5 *Ética*

O estudo foi conduzido de acordo com a declaração de Helsínquia e aprovado pela Comissão de Ética do Instituto de Pesquisa, e cada indivíduo assinou um termo de consentimento informado prévio à participação.

## 2.6 *Estatística*

A análise estatística descritiva e inferencial dos dados foi realizada através do programa estatístico *IBM SPSS Statistics*® versão 20 (*IBM Corporation*®, *New York, United States*), com um nível de significância de 0.05.

Para comparar a idade, a altura, a massa corporal e o tempo de ativação EMG foi usado o teste-t para amostras independentes e o teste *fisher exact* para o sexo. Para detetar diferenças entre os músculos usou-se o teste-t para amostras emparelhadas com correção *Bonferroni*.

### 3 Resultados

A amostra final foi constituída por 115 indivíduos voluntários para este estudo, 56 no  $\epsilon$ NDLP (com 44 mulheres) e 59 no  $\epsilon$ DLP (com 46 mulheres) e, no que respeita à caracterização da amostra (Tabela 2), os grupos eram comparáveis. Pois, não houve diferenças com significado estatístico em relação ao sexo, à idade, à altura e ao peso ( $p > 0,05$ ) (ver Tabela 2).

**Tabela 2.** Características da amostra: dados demográficos e antropométricos de ambos os grupos com respetivos valores da média, desvio-padrão (DP), valor teste (t) e valor p ( $\epsilon$ NDLP – Grupo de Não Dor Lombopélvica;  $\epsilon$ DLP – Grupo de Dor Lombopélvica). Caracterização do  $\epsilon$ DLP sobre a duração e intensidade da dor (EVA – Escala Visual Analógica) com os respetivos valores da média e desvio-padrão.

	Idade (anos)		Massa Corporal (Kg)		Altura (m)		Duração da Dor (anos)	Pontuação da EVA (mm)
	$\epsilon$ NDLP (n=56)	$\epsilon$ DLP (n=59)	$\epsilon$ NDLP (n=56)	$\epsilon$ DLP (n=59)	$\epsilon$ NDLP (n=56)	$\epsilon$ DLP (n=59)	$\epsilon$ DLP (n=59)	$\epsilon$ DLP (n=59)
Média	23.60	24.66	61.49	1.66	1.67	62.23	7.50	53.70
DP	2.06	2.07	8.62	0.08	0.08	7.88	1.67	6.63
Mínimo	21.00	22.00	51.80	1.58	1.58	52.30	5.00	36.00
Máximo	29.00	30.00	81.50	1.85	1.85	81.50	11.00	62.00
teste-t	-2.708		-0.472		-0.351			
valor p	0.08		0.638		0.726			

#### Grupo de Dor Lombopélvica versus Grupo Não Dor Lombopélvica

##### Tempo de Ativação EMG

Na comparação intergrupar foram encontrados tempos de ativação muscular, no  $\epsilon$ NDLP significativamente mais baixos do que no  $\epsilon$ DLP, nos músculos TrA/OI ( $t=-15.842$ ,

## Padrão de Recrutamento dos Músculos Abdominais Durante os Movimentos Rápidos do Braço em Indivíduos Com e Sem Dor Lombopélvica

$p < 0.001$ ), OE ( $t = -3.080$ ,  $p = 0.008$ ) e RA ( $t = -3.646$ ,  $p = 0.001$ ) no rápido movimento de flexão do braço; nos músculos TrA/OI ( $t = -12.073$ ,  $p < 0.001$ ) e OE ( $t = -3.238$ ,  $p = 0.005$ ) no rápido movimento de abdução do braço; nos músculos TrA/OI ( $t = -29.757$ ,  $p < 0.001$ ), no OE ( $t = -12.308$ ,  $p < 0.001$ ) e RA ( $t = -4180$ ,  $p < 0.001$ ) no rápido movimento de extensão do braço (ver Figura 1).

### Padrão de ativação intra-grupo

Durante a rápida flexão do membro superior, o  $\epsilon$ NDLP, de acordo com a média, obteve o seguinte padrão de ativação muscular: (1) TrA/OI, (2) RA e (3) OE. Contudo, no  $\epsilon$ DLP, o RA precede o TrA/OI (ver Figura 1).

No caso da rápida abdução do membro superior, a sequência com base na média entre os dois grupos foi a seguinte: músculos (1) TrA/OI, (2) OE e (3) RA, mantendo a mesma sequência no  $\epsilon$ NDLP para a rápida extensão do membro superior. Contudo, no  $\epsilon$ DLP houve uma completa reversão da sequência, e o músculo RA foi o primeiro a ser ativo, seguido do OE e, finalmente, os músculos TrA/OI (ver Figura 1),

Em ambos os grupos, não houve diferenças significativas entre todos os pares de músculos, em todos os planos de movimento ( $p < 0.001$ ) (ver Figura 1).

Padrão de Recrutamento dos Músculos Abdominais Durante os Movimentos Rápidos do Braço em Indivíduos Com e Sem Dor Lombopélvica

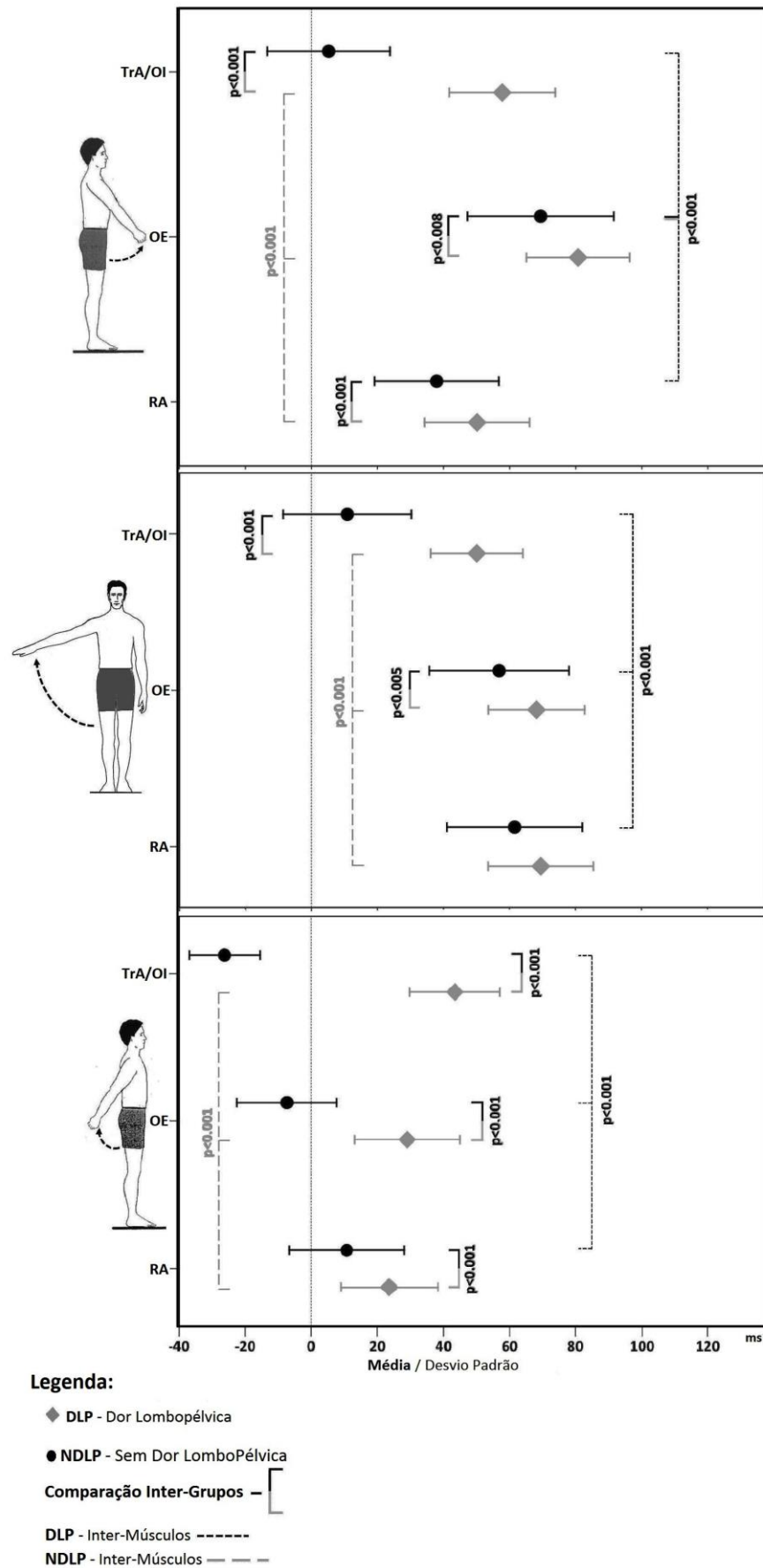


Figura 1. Comparação do tempo de ativação (ms) dos músculos Transverso Abdominal/Oblíquo Interno (TrA/OI), Oblíquo Externo (OE) e Reto Abdominal (RA) entre os dois grupos,  DLP versus  NDLP.

## 4 Discussão

Os resultados deste estudo indicam que o tempo de ativação dos músculos abdominais, associados aos rápidos movimentos de flexão, abdução e extensão do membro superior, foram díspares no  $\Delta$ DLP. Esta discrepância foi manifestada no início retardado do TrA/OI em todas as direções dos movimentos analisados no membro superior dominante, bem como, a perda de ativação independente entre os músculos estabilizadores abdominais profundos e superficiais.

No  $\Delta$ NDLP, o TrA/OI foi pré-ativado em todas as direções dos movimentos analisados do membro superior dominante e o padrão de recrutamento muscular manteve-se independente da direção do movimento. O OE e o RA foram pré-ativados durante o movimento de extensão. Estes resultados vão de encontro aos estudos prévios que indicam que o TrA tem uma resposta antecipatória com a mesma magnitude, independentemente da direção de movimento (Hodges & Richardson, 1996, 1997b, 1999a, 1999b). Esta atividade muscular contribui significativamente para o controlo das forças aplicadas à região lombopélvica, em resposta aos movimentos das extremidades, além de contribuir para o deslocamento do centro de massa, como resultado das alterações da configuração do corpo (C. A. Richardson et al., 2002; C. Richardson et al., 2004).

Os músculos estabilizadores superficiais só são pré-ativados em direções específicas do movimento (Hodges & Richardson, 1997c, 1999a, 1999b). O recrutamento antecipatório dos músculos estabilizadores superficiais pelo SNC ocorre quando a sua ação se opõe à direção das forças que atuam na coluna. Assim, pelo mecanismo de *feedforward*, o SNC controla o movimento intervertebral através da atividade dos músculos estabilizadores locais, cuja atividade tónica é independente da direção do movimento. Também controla a orientação vertebral pela atividade específica dos músculos estabilizadores globais (C. A. Richardson et al., 2002; C. Richardson et al., 2004).

No  $\Delta$ DLP, o TrA/OI apresentaram um padrão de ativação similar ao dos músculos estabilizadores superficiais e só foram pré-ativados durante o movimento de extensão.

Os resultados deste estudo sobre a avaliação do tempo de ativação e padrão de ativação do músculo em indivíduos com DLP, estão de acordo com estudos similares já realizados, uma média de mais de 7 anos de dor e presença de, pelo menos, um episódio por ano (Hodges & Richardson, 1996, 1997a, 1997b, 1999a, 1999b). Alterações similares também foram reproduzidas na indução de dor experimental (Hodges, 2001; Hodges et al.,

2003; Moseley & Hodges, 2001). Outros estudos mostraram evidência na incapacidade de relaxamento dos músculos estabilizadores superficiais, particularmente o OE, quando, de forma inesperada, fosse colocado um peso no tronco (Radebold et al., 2000); grande atividade durante a rotação de tronco (Ng, Richardson, Parnianpour, & Kippers, 2002); diminuição da atividade tónica do TrA e um aumento do limiar de ativação (Hodges, 1999; Hodges & Moseley, 2003; C. Richardson et al., 2004). A atividade mantida do eretor da coluna no final da amplitude de flexão da coluna é outro dado consistente, uma vez que este músculo não está ativo, normalmente, nesta amplitude de movimento (Tsao & Hodges, 2007).

Esta estratégia típica ocorre durante os movimentos dos membros, consistente com uma ativação diferencial dos músculos superficiais e profundos, envolvendo ajustes posturais. As disfunções encontradas no padrão de recrutamento muscular em indivíduos com DLP, com perda da ativação independente dos músculos estabilizadores superficiais e profundos, pode comprometer o correto funcionamento da coluna (Hodges, 1999; Hodges & Richardson, 1999b; C. Richardson et al., 1999, 2004).

O TrA, as fibras posteriores do OI e as fibras profundas do multífido lombar, têm um papel fundamental na estabilidade funcional das articulações vertebrais, através da ativação contínua e de baixa intensidade, em todas as direções de movimento e em todas as posições articulares. A atividade destes músculos tem tendência a diminuir o comprimento do músculo ao nível segmentar, especificamente na posição neutra, enquanto a estabilidade passiva, providenciado pelos ligamentos e cápsulas articulares, é mínima (Bogduk, 2005; Panjabi, 1992a, 1992b).

A importância da atividade do TrA tem sido amplamente estudada e questionada. A maior questão recai sobre a influência significativa no controlo motor da coluna vertebral aquando do atraso na ativação (em milissegundos) do TrA (Hodges, 1999; C. Richardson et al., 2004). É universalmente aceite que a pré-ativação do TrA é essencial, uma vez que os músculos estabilizadores globais e mobilizadores não são capazes de assegurar uma estabilidade seletiva em cada segmento intervertebral e possui ainda um papel importante na estabilidade da articulação sacroilíaca (Hodges, 1999; C. A. Richardson et al., 2002; C. Richardson et al., 2004). Devido à instabilidade da coluna, particularmente na zona neutra, as disfunções no padrão de recrutamento expõe as estruturas vertebrais a um risco

aumentado de microtraumatismos e lesões, e parece ser um fator relevante na recorrência de dor lombopélvica (Hodges, 1999; C. A. Richardson et al., 2002; C. Richardson et al., 2004).

Identificando as disfunções de controlo motor em indivíduos com DLP, traz-nos a importância de incluir estratégias de planeamento motor na reabilitação destes indivíduos (Hodges, 1999; C. A. Richardson et al., 2002; C. Richardson et al., 2004). Contudo, há evidência limitada da efetividade do treino em mecanismo de *feedforward*. Mais ainda, há evidência pouco clara sobre o tipo de exercícios que devem ser realizados. Tsao and Hodges (2007) conduziram um estudo para investigar se o treino, que envolve a ativação muscular voluntária, pode reverter os mecanismos de *feedforward* modificados em indivíduos com DLP e como estes podem ser influenciados por diferentes exercícios. O padrão de ativação dos músculos do tronco foi avaliado em 22 indivíduos com DLP antes e depois da realização de um conjunto de exercícios. Um grupo treinou a ativação muscular voluntária do TrA, através de uma manobra de *drawing-in*, e outro grupo através do exercício *curl-up* com combinação da ativação dos músculos abdominais. Durante a realização dos exercícios a atividade muscular foi monitorizada através da eletromiografia de profundidade. Apenas o grupo que executou a ativação isolada do TrA, apresentou um padrão de ativação similar àqueles que não tinham dor no final do treino. Estes resultados permitiram concluir que o treino da ativação isolada podia modificar a ativação *feedforward* e que a magnitude dos efeitos fosse influenciada pelo tipo e qualidade da reabilitação neuromuscular (Tsao & Hodges, 2007).

Outro estudo, por Koumantakis, Watson, and Oldham (2005), apontou que ambos os exercícios que envolvem a ativação muscular isolada ou ativação simultânea dos músculos abdominais reduzem sintomas e incapacidade. Contudo, estes autores não avaliaram o recrutamento muscular.

Uma das fraquezas deste estudo é apenas avaliar o tempo de ativação eletromiográfico dos músculos abdominais no lado contralateral ao braço direito, o braço que realiza os movimentos mencionados. Isto porque, estudos mais recentes mostraram que o tempo de ativação do TrA/OI não acontece de forma bilateral e simétrica, como foi determinado no passado. Baseado em estudos conduzidos por Morris et al. (2012, 2013), sabe-se que, durante movimentos do braço, o TrA/OI tem uma atividade de *feedforward* predominantemente unilateral e contralateral (Morris, Lay, & Allison, 2012, 2013).

## 5 Conclusão

No presente estudo foi observado que o  $\Delta$ DLP mostrou um atraso significativo no tempo de ativação do TrA/OI, OE e RA, durante todos os movimentos, e há uma consistente sequência de ativação muscular entre os dois grupos, com exceção do movimento de extensão.

Também no  $\Delta$ DLP encontrou-se um padrão similar de ativação entre os músculos superficiais/globais e profundos/locais da região lombopélvica em todas as direções de movimento realizado com uma consequente perda da ativação independente entre estes grupos musculares.

Torna-se, então, pertinente, aquando de um quadro de DLP reabilitar a forma de contração muscular dos músculos TrA/OI, OE e RA, para que ocorra uma antecipação da contração dos mesmos, aquando o movimento de outra parte do corpo. Para que deste modo, se proporciona uma estabilidade segura da região lombopélvica.

## 6 Referências bibliográfica

- Allison, Garry T. , Godfrey, P., & Robinson, G. (1998). EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8(1), 51-57.
- Arab, A. M., Ghamkhar, L., Emami, M., & Nourbakhsh, M. R. (2011). Altered muscular activation during prone hip extension in women with and without low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, 19, 18. doi: 10.1186/2045-709x-19-18
- Basmajian, John V., & De Luca, Carlo J. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography* (5th ed.). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum* (4th ed.): Elsevier - Health Sciences Division.
- Bruno, Paul, Bagust, Jeff, Cook, Jonathan, & Osborne, Neil. (2008). An investigation into the activation patterns of back and hip muscles during prone hip extension in non-low back pain subjects: Normal vs. abnormal lumbar spine motion patterns. *Clinical Chiropractic*, 11(1), 4-14. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clch.2008.01.001>
- Carlsson, Anna Maria. (1983). Assessment of chronic pain. I. Aspects of the reliability and validity of the visual analogue scale. *Pain*, 16(1), 87-101. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0304-3959\(83\)90088-X](http://dx.doi.org/10.1016/0304-3959(83)90088-X)
- Clancy, E. A., Morin, E. L., & Merletti, R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12(1), 1-16.
- Criswell, E. (2011). *CRAM's Introduction to Surface Electromyography* (2nd ed.). Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, Inc.

- Derbyshire, S., Jones, A., Gyulai, F., Clark, S., Townsend, D., & Firestone, L. (1997). Pain processing during three levels of noxious stimulation produces differential patterns of central activity. *Pain*, 73(3), 431-445.
- Drake, J. D., & Callaghan, J. P. (2006). Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(2), 175-187.
- Ferreira-Valente, M. A., Pais-Ribeiro, J. L., & Jensen, M. P. (2011). Validity of four pain intensity rating scales. *Pain*, 152(10), 2399-2404. doi: 10.1016/j.pain.2011.07.005
- Hawker, G. A., Mian, S., Kendzerska, T., & French, M. (2011). Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF-36 BPS), and Measure of Intermittent and Constant Osteoarthritis Pain (ICOAP). *Arthritis Care & Research (Hoboken)*, 63 Suppl 11, S240-252. doi: 10.1002/acr.20543
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Block, J., Rau, G., et al. (1999). *SENIAM - European Recommendations for Surface Electromyography* (2 ed.). Enschede: Roessingh Research and Development b.v.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hides, J. A., Stokes, M. J., Saide, M., Jull, G. A., & Cooper, D. H. (1994). Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(2), 165-172.
- Hodges, P. W. (1999). Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy*, 4(2), 74-86. doi: 10.1054/math.1999.0169
- Hodges, P. W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research*, 141(2), 261-266. doi: 10.1007/s002210100873
- Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 101(6), 511-519.
- Hodges, P. W., & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(4), 361-370.
- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A., & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*, 151(2), 262-271. doi: 10.1007/s00221-003-1457-x
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997a). Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997b). Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Experimental Brain Research*, 114(2), 362-370.

- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997c). Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*, *40*(11), 1220-1230. doi: 10.1080/001401397187469
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1999a). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, *80*(9), 1005-1012.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1999b). Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. *Neuroscience Letters*, *265*(2), 91-94. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940\(99\)00216-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0304-3940(99)00216-5)
- Hsieh, J. , Belfrage, M., Stone-Elander, S., Hansson, P., & Ingvar, M. (1995). Central representation of chronic ongoing neuropathic pain studied by positron emission tomography. *Pain*, *63*(2), 225-236.
- Jacobs, J. V., Henry, S. M., Jones, S. L., Hitt, J. R., & Bunn, J. Y. (2011). A history of low back pain associates with altered electromyographic activation patterns in response to perturbations of standing balance. *J Neurophysiol*, *106*(5), 2506-2514. doi: 10.1152/jn.00296.2011
- Jones, G., & Cale, A. (1997). Goal difficulty, anxiety and performance. *Ergonomics*, *40*(3), 319-333. doi: 10.1080/001401397188170
- Kamen, Gary, & Gabriel, David. (2009). *Essentials of Electromyography* (1st ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Koumantakis, G. A., Watson, P. J., & Oldham, J. A. (2005). Trunk muscle stabilization training plus general exercise versus general exercise only: randomized controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Physical Therapy*, *85*(3), 209-225.
- Lehman, G. J., Lennon, D., Tresidder, B., Rayfield, B., & Poschar, M. (2004). Muscle recruitment patterns during the prone leg extension. *BMC Musculoskelet Disord*, *5*, 3. doi: 10.1186/1471-2474-5-3
- Lu, Guohua, Brittain, John-Stuart, Holland, Peter, Yianni, John, Green, Alexander L., Stein, John F., . . . Wang, Shouyan. (2009). Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering. *Neuroscience Letters*, *462*(1), 14-19. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2009.06.063>
- Marshall, P., & Murphy, B. (2003). The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *13*(5), 477-489.
- Mello, R. G., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2007). Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Comput Methods Programs Biomed*, *87*(1), 28-35. doi: 10.1016/j.cmpb.2007.04.004
- Merletti, Roberto (1999). Standards for Reporting EMG data. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *9*(1), III-IV.
- Morris, Susan Lisa, Lay, Brendan, & Allison, Garry Thomas. (2012). Corset hypothesis rebutted--transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *27*(3), 249-254. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.09.007
- Morris, Susan Lisa, Lay, Brendan, & Allison, Garry Thomas. (2013). Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement. *Human Movement Science, in press*. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2012.12.011>

- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2001). *Attention demand, anxiety and acute pain cause differential effects on postural activation of the abdominal muscles in humans*. Paper presented at the Neuroscience Meeting Planner, San Diego, CA.
- Ng, J. K., Richardson, C. A., Parnianpour, M., & Kippers, V. (2002). EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res*, 20(1), 112-121. doi: 10.1016/s0736-0266(01)00067-5
- Panjabi, M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5(4), 383-389; discussion 397.
- Panjabi, M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5(4), 390-396; discussion 397.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 724-730.
- Rainville, P. (2002). Brain mechanisms of pain affect and pain modulation. *Curr Opin Neurobiol*, 12(2), 195-204.
- Richardson, C. A., Snijders, C. J., Hides, J. A., Damen, L., Pas, M. S., & Storm, J. (2002). The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(4), 399-405.
- Richardson, Carolyn , Hodges, Paul W., & Hides, Julie. (1999). *Therapeutic Exercises for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach* (1st ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Richardson, Carolyn , Hodges, Paul W., & Hides, Julie. (2004). *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization : a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain* (2nd ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Silfies, S. P., Squillante, D., Maurer, P., Westcott, S., & Karduna, A. R. (2005). Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(5), 465-473. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.007
- Tateuchi, H., Taniguchi, M., Mori, N., & Ichihashi, N. (2012). Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(3), 391-397. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.03.003
- Tsao, H., & Hodges, P. W. (2007). Immediate changes in feedforward postural adjustments following voluntary motor training. *Exp Brain Res*, 181(4), 537-546. doi: 10.1007/s00221-007-0950-z
- Vlaeyen, J. , & Linton, S. . (2000). Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, 85(3), 317-332.
- Vlaeyen, J. , & Linton, S. . (2012). Fear-avoidance model of chronic musculoskeletal pain: 12 years on. *Pain*, 153(6), 1144-1147. doi: 10.1016/j.pain.2011.12.009

